

SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES TECHNICAL REVIEW



住友重機械技報

No.189

Apr.2016

ISSN 0387-1304



医療特集

Special Issue for Medical Equipment

住友重機械技報 No. 189 2016

医療特集

論文・報告	BNCT用リアルタイム中性子モニタの開発	滝 和也, 酒井文雄, 赤堀清崇, 青木 康	1
	サイクロトロン用大電流負イオン源の開発	衛藤晴彦, 青木 康, 三堀仁志, 荒川慶彦	7
	CBCT画像ノイズ除去処理の高速化技術の開発	山口 喬, 上口長昭, 山田 学, 宮永裕樹, 金古岳史	11
技術解説	金属ターゲットを用いたRIの製造	小田 敬, 加藤 潤	15
	加速器BNCT(ホウ素中性子捕捉療法)システム	矢島 暁	17
	ホウ素中性子捕捉療法治療計画システムの開発	武川哲也, 山口 喬, 青木 康, 矢島 暁, 密本俊典	19
新製品紹介	ポビドンヨード製剤(液剤)の電子線滅菌		21
	MPS200A β 医療機器化		22

論文・報告

可塑化樹脂のガス発生機構の研究	穴戸美子	23
-----------------	------	----

技術解説

4 KGM冷凍機	白石太祐	27
----------	------	----

新製品紹介

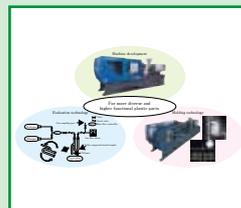
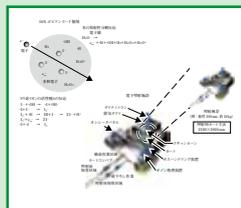
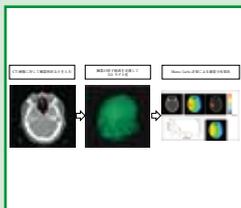
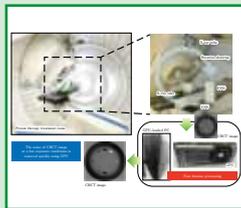
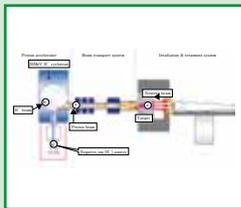
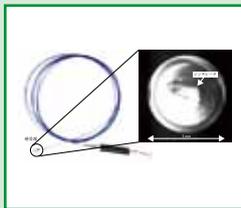
新オプション 危険運転警報		29
---------------	--	----

Special Issue for Medical Equipment

T/PAPERS	Development of real-time neutron monitor for BNCT (Boron Neutron Capture Therapy) Kazuya TAKI, Fumio SAKAI, Kiyotaka AKABORI, Yasushi AOKI	1
	Development of High Current Negative Ion Source for Cyclotrons Haruhiko ETOH, Yasushi AOKI, Hitoshi MITSUBORI, Yoshihiko ARAKAWA	7
	Development of Fast Denoise Processing for CBCT Image Takashi YAMAGUCHI, Nagaaki KAMIGUCHI, Manabu YAMADA, Hiroki MIYANAGA, Takashi KANEKO	11
T/INVITATIONS	Radioisotope Production with Metal Target Takashi ODA, Jun KATO	15
	Accelerator Based BNCT (Boron Neutron Capture Therapy) System Satoru YAJIMA	17
	Development of Treatment Planning System for Neutron Capture Therapy Tetsuya MUKAWA, Takashi YAMAGUCHI, Yasushi AOKI, Satoru YAJIMA, Toshinori MITSUMOTO	19
NEW PRODUCTS	Electron Beam Sterilization of Povidone Iodine Preparations	21
	The Synthesizer for florbetapir (^{18}F) (MPS200A β)	22
T / PAPERS		
	Investigation of Gas Generation Mechanism from Plasticized Resin Yoshiko SHISHIDO	23
T / INVITATIONS		
	4 KGM Refrigerator Taisuke SHIRAISHI	27
NEW PRODUCTS		
	New Option Audible Drive Support	29

Special Issue for Medical Equipment

醫療特集



BNCT用リアルタイム中性子モニタの開発

Development of real-time neutron monitor for BNCT (Boron Neutron Capture Therapy)

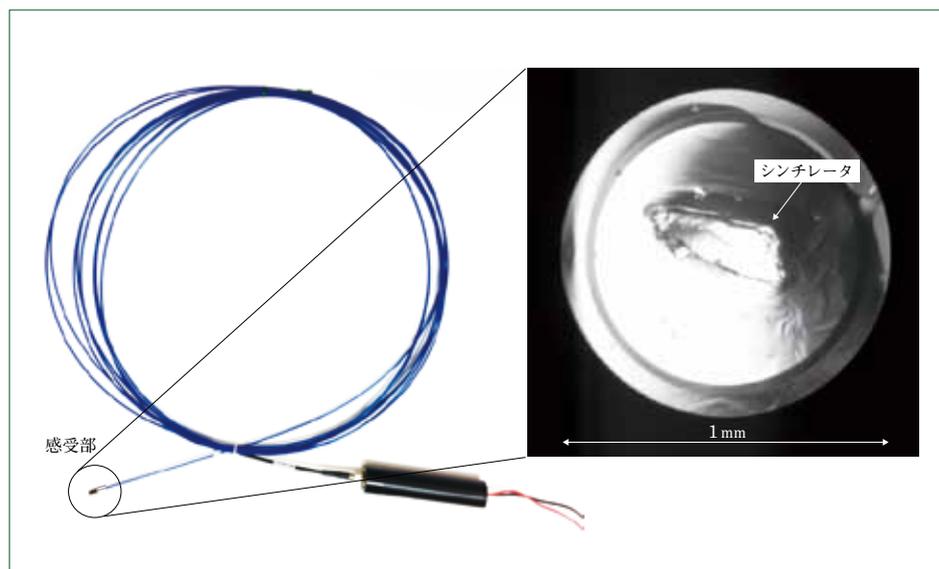
● 滝 和也* 酒井 文雄* 赤堀 清崇* 青木 康*

Kazuya TAKI

Fumio SAKAI

Kiyotaka AKABORI

Yasushi AOKI



リアルタイム中性子モニタ
Real-time neutron monitor

ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT: Boron Neutron Capture Therapy) は、ホウ素と中性子の反応を利用してがん細胞へ選択的にダメージを付与する放射線療法である。これまで中性子源として原子炉が利用されてきたが、その規模や安全性から加速器中性子源の開発が活発に行われている。そのようななか、当社は世界に先駆けて加速器 BNCT システムの開発に成功し、再発脳腫瘍と再発頭頸部がんに関する治験を開始している。

治療の程度や副作用の併発が中性子照射量により決まるので、治療品質保証の観点から中性子強度を測定することは不可欠である。現状では金線や金箔の放射法を用いているが、この手法ではリアルタイムに強度変化を測定することができず、治療線量の推定値しか評価できない。しかし、中性子強度をリアルタイムに計測することが強く求められていることから、当社では2012年よりリアルタイム中性子モニタの開発に着手した。本報ではその開発状況について報告する。

Boron neutron capture therapy (BNCT) is a radiation therapy that selectively destroys cancer cells using nuclear reactions between boron atoms and neutrons. Until recently, nuclear reactors have been utilized as neutron sources for BNCT, but due to their complexity and safety issues, various groups have been actively developing accelerator-based neutron source. Sumitomo Heavy Industries was the first to succeed in the development of an accelerator-based BNCT system, and clinical trials for recurrence of brain tumors and head and neck cancer have already begun with our system. From the perspective of treatment quality assurance, it is crucial to measure neutron intensities because the efficiency of the trail and ratio of the side effect occurrence depends on neutron irradiation quantity. Currently, the radio-activation method of gold wires and foils is commonly employed, but this method only allows for measurements of the therapeutic dose, not intensity fluctuations in real time. However, the real-time measurements of neutron intensities are strongly desired. Therefore, we embarked on the development of a real-time neutron monitor in 2012. This article reports our ongoing effort.

1 まえがき

ホウ素の同位体である ^{10}B は、熱・熱外中性子と反応して高エネルギーの α 粒子とリチウム (Li) 原子核を放出する。この原理を利用したのがBNCTである。図1に、その概要を示す。X線やガンマ線を利用した放射線治療では、照射された放射線がその軌道に沿ってエネルギーを落とすことから、軌道上にある細胞はがん細胞に限らずダメージを受けてしまう。

これに対して中性子を利用したBNCTでは、 ^{10}B を取り込んだ細胞でのみ ^7Li 原子核と α 粒子が放出される反応が起こる。この ^{10}B は、薬剤によってがん細胞に集積させることができるので、がん細胞のみに選択的なダメージを与えることが可能であり、特長として浸潤性および転移性の難治性がんに対して有効であるということがあげられる⁽¹⁾⁽²⁾。

BNCTは、これまでに原子炉中性子源の利用によって治療実績を拡大し、その認知度が急速に高まっている。国内では

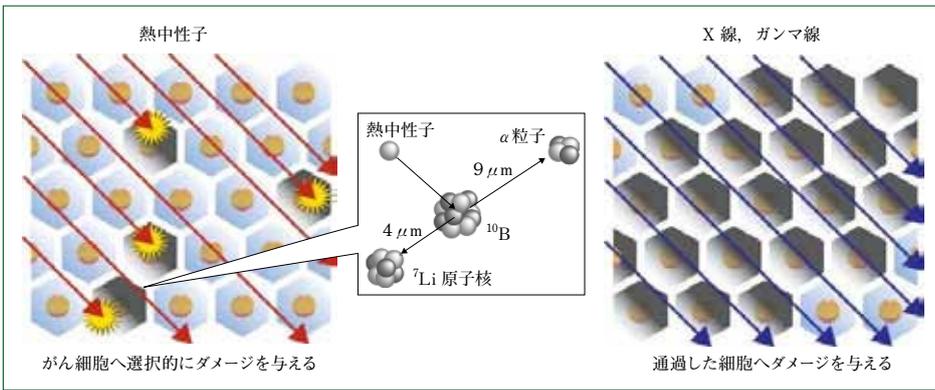


図1 BNCTの原理
Principle of BNCT

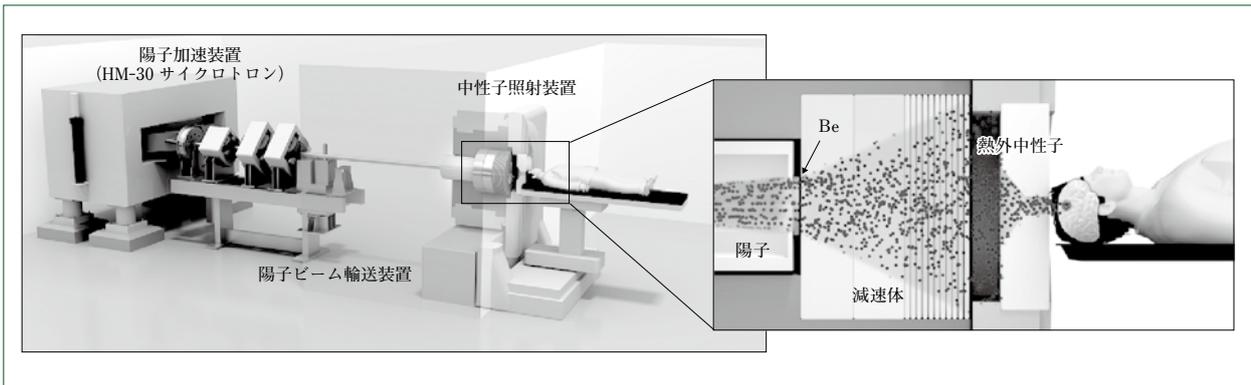


図2 加速器BNCTシステムの概要
Schematic of accelerator BNCT system

京都大学研究用原子炉(KUR: Kyoto University Reactor)実験所重水施設と日本原子力研究開発機構JRR-4, 世界でもフィンランド, スウェーデン, 米国, 台湾およびアルゼンチンなどで势力的に実績を上げている⁽³⁾。

しかし, 原子炉の利用は医療機関での新規治療開始を考えたとき, 安全性および規模の観点から施設の設置に制限があり, 患者のアクセシビリティや看護体制などの問題からも現実的ではない。それゆえ, 比較的小規模かつ扱いやすい加速器BNCTへの期待が高まっているのが実情である。

このようななか, 当社は世界に先駆けて加速器中性子源を利用したBNCTシステムの開発に成功し, 京都大学で治験を開始, 一般財団法人脳神経疾患研究所附属南東北BNCT研究センターで開始予定である。図2に, 加速器BNCTシステムの概要を示す。陽子加速装置(サイクロトロン)によって30MeVまで加速された陽子をベリリウム(Be)ターゲットへ照射し, 速中性子を発生させる。その後, 鉄やアルミニウム, CaF₂によって構成された減速体で増幅・減速し, 治療に有効な熱外中性子に変換する。さらにLiが添加されたポリエチレンで照準を合わせ, 患者へ照射する構成となっている。加速器BNCTでは, 治療線量の空間分布は¹⁰B薬剤の体内分布でほぼ決まる。このことから, 複雑なビーム輸送系やガントリーを持つ必要がなく, 陽子線や重粒子線の施設に比べて非常にコンパクトな施設となり, これら施設に対して優位な特色である⁽⁴⁾。

2 リアルタイム中性子計測の重要性

BNCTにおいて, 治療品質の保証や安全管理の観点から,

照射される中性子強度を正確に把握することは最重要課題の一つである。現在, 中性子強度の測定は金線や金箔の放射化法を用いて行われている。¹³⁷Auは中性子を照射することで¹³⁸Au(半減期2.7日)となり, 412keVのガンマ線を放出する。放射化法は, 反応した中性子数に応じて412keVガンマ線強度が変化することを利用した手法である。しかし, この手法ではリアルタイムに中性子強度を測定することはできない。また, まえがきで述べたとおりBNCT用中性子源は原子炉から加速器へシフトしている。加速器中性子源では, 短期および長期の陽子ビーム変動や中性子発生条件の変化により, 中性子強度の時間変動を正確に把握しておく必要性が原子炉よりも高い。さらに, いずれの中性子源を使うにしても, 現状では中性子による治療時間は30分から1時間かかるので, 照射中に患者を静止させ続けることは難しい。患者が動くことで実際に照射される中性子の強度が変化することは十分に考えられる。

これらのことから, 照射される中性子強度のリアルタイム測定を可能にすることが強く求められている。そこで2012年よりリアルタイム中性子モニタの開発に着手した。BNCTが今後普及し一般的な治療となるには, 中性子照射の高精度化が不可欠である。本開発はその一端を担っていると言える。

3 計測手法の検討

中性子は, 陽子や電子, ガンマ線に比べ検出が難しいとされている。その理由は, 中性子と相互作用を起こしやすい物質が限られていることにある。よって中性子検出では, それ

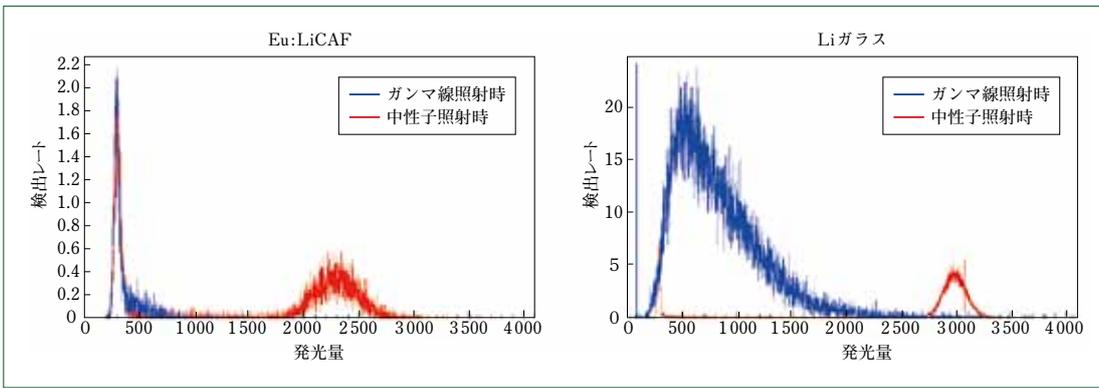


図3 ガンマ線・中性子照射時の発光量分布
Scintillation photon yield distribution when gamma ray and neutron irradiated

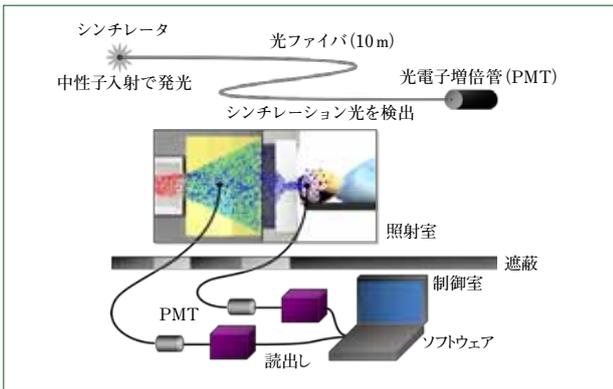


図4 リアルタイム中性子モニタの概念図と利用法
Schematic and usage of real-time neutron monitor

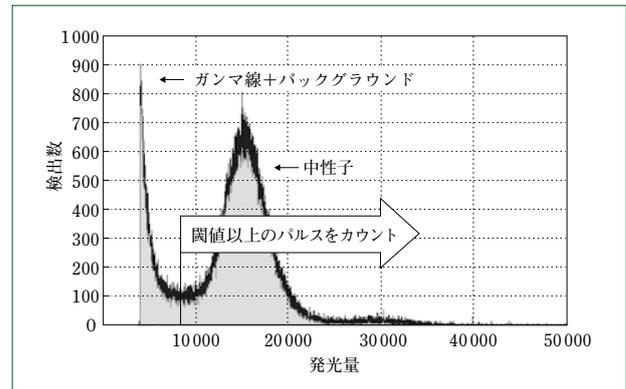


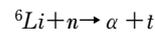
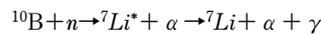
図5 動作試験時の検出光量分布
Detected photon distribution at performance test

らの物質をコンバータとして利用し、相互作用によって放出された2次荷電粒子を検出する手法が広く用いられている。相互作用を起こしやすい物質には¹⁵⁷Gd, ³He, ¹⁰B, ⁶Liがあげられる。

本開発では、中性子をリアルタイムで検出する手法として、ガス検出器とシンチレーション検出器を検討した。ガス検出器は、コンバータとなるガスをハウジング中に封入し、高電圧を印加する構造となっている。中性子とガスの反応によって放出された荷電粒子を高電圧で加速し、ガス中での電離増幅により引き出し、電気信号として読み出すことで検出する。しかし、一般的にガス検出器はその密度から検出感度が低く、またハウジングが必要であり、それによって中性子場を乱してしまい治療に影響を与えることが懸念される。また、ガスの運用が必要という難点がある。これに対してシンチレーション検出器の構造は比較的単純である。コンバータとなる元素を含んだシンチレータに中性子が入射すると、2次荷電粒子が発生し、それがシンチレーション光を発する。この光を検出することで中性子検出を行う。シンチレータには固体・液体・気体が存在するが、シンプルさやハンドリングのしやすさ、また放射線耐性の観点から無機結晶シンチレータを利用したシンチレーション検出器を採用した。

4 シンチレータの選定

本開発では、まずシンチレータ材質の選定を行った。コンバータとなる元素として¹⁵⁷Gd, ¹⁰B, ⁶Liが主に考えられる。これらの元素は、それぞれ中性子と次のような反応を起こす。



これらのなかで、2次粒子としてガンマ線が発生する¹⁵⁷Gdと¹⁰Bの反応を利用したものは候補から排除した。これは、シンチレータが一般にガンマ線が入射することによっても発光し、ガンマ線が寄与する反応については、発光が中性子に起因するものなのかバックグラウンドに起因するものなのか判別できないことによる。選定に当たっての基準として、中性子に対して十分な感度を持つことに加え、ガンマ線と中性子を弁別可能であることも重要なポイントである。よって今回、⁶Liをコンバータとして利用したシンチレータのみを候補として限定することにした。

⁶Liを含むシンチレータとしてEu:LiCaAlF₆ (Eu:LiCAF)⁽⁵⁾と20Al(PO₃)₃-80LiF (Liガラス)⁽⁶⁾の2つがあげられる。Eu:LiCAFは、中性子を検出すべく開発された新素材であり、近年、中性子ラジオグラフィや散乱・干渉実験といった分野から注目を集めている。これに対してLiガラスは比較的古くから用いられてきた素材であり、中性子検出には実績がある。これらのシンチレータについてガンマ線と中性子の弁別能力を試験評価し、材質を決定した。

シンチレータに中性子とガンマ線を個別に照射し、発光量スペクトルを計測する試験を行った。中性子源として京都大学原子炉実験所にあるKURの導管施設を、ガンマ線源として²²Na標準線源を用いた。図3に、その結果を示す。この試験により、どちらも中性子に対する検出能力があることが確認

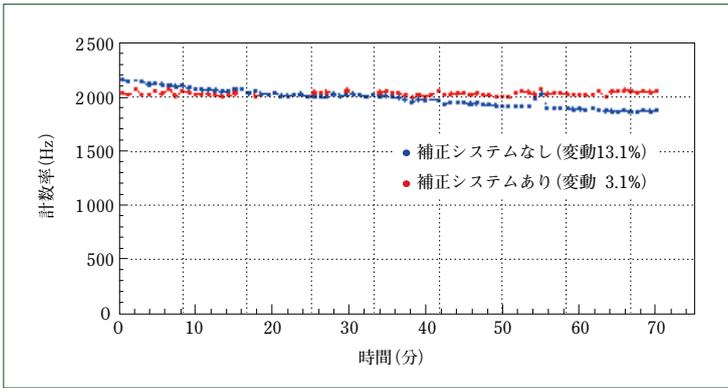


図6 計数率の時間変化
Detection rate fluctuation

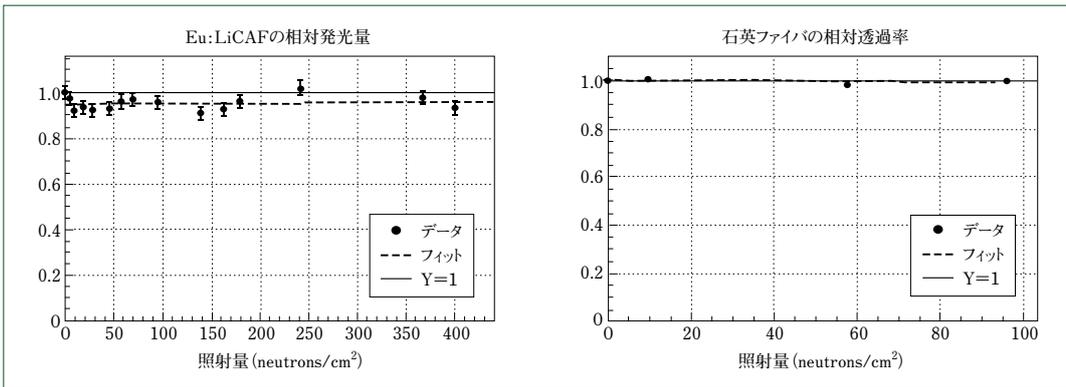


図7 シンチレータと石英ファイバの放射線劣化
Radiation degradation of scintillator and quartz fiber

できた一方で、ガンマ線感度についてはEu:LiCAFの方が低いことが分かった。よって、リアルタイム中性子モニタにはEu:LiCAFを利用することを決定した。

5 検出器デザインと原理実証試験

図4に、検出器の概観を示す。シンチレータで発生した光を、光ファイバ経由で光電子増倍管(PMT: Photomultiplier Tube)を使って読み出す構造になっている。光ファイバを経由させる理由は、PMTの放射線耐性と測定点への取回しやすさによる。光ファイバにはコア径1 mmの石英ファイバを使用した。その先端には径0.5 mm程度の砂粒状シンチレータが光学セメントで固定されている。また、全体は遮光され外部から光が入らないようになっている。

試験用検出器を作製し、KURの重水施設において原理実証試験を行った。図5に、実測した光量スペクトルを示す。ガンマ線を含むバックグラウンド起因の領域とは分離した場所に中性子起因のピークが見られ、試験用検出器が中性子検出能力を持っていることを確認できた。中性子入射とバックグラウンドガンマ線入射で発光量が異なるというシンチレータの特性を利用して検出光量に閾値を設定することで、中性子とバックグラウンドの弁別を行うことができる。

実際に一定の閾値を設定し、45分間の計数率変化を測定した。その結果、本測定方法には15%程度の計数率変動があることが判明した。これは、PMTのゲイン変動によるということが別の測定から分かっている。一方、中性子モニタとしての許容変動は5%以下であることが求められるので、これ

を低減させるべく変動補正システムを導入した。

6 変動補正システムの導入

45分間の測定では光量スペクトル、特に中性子ピーク的位置が時間とともに変動することが分かっている。それに対して閾値を一定に設定すると計数率が変動してしまう。開発した補正システムでは、一定イベント数または時間ごとに蓄積される光量スペクトルの中性子ピーク付近をソフトウェア内で随時フィットさせ、その情報をもとに閾値を変動させる手法を用いた。これによってピークが変動した場合でも、それを追従し検出効率の変動を抑制することが可能となる。

このような変動補正システムを実装したソフトウェアを製作し、住重試験検査株式会社製の中性子ラジオグラフィ用加速器中性子源にて1時間10分の安定性試験を行った。図6に、その結果を示す。変動補正がある場合とない場合を同時に測定した結果、補正がない場合の変動が13.1%であったのに対し、補正システムを用いると3.1%に低減できることが分かった。要求値は5%以下である。補正システムによってそれを十分達成できることを確認した。

7 放射線耐久性試験

検出器のうち、シンチレータと光ファイバは直接照射環境にさらされることから、放射線による損傷が予測される。有機材料を用いた場合、放射線損傷を受けるとシンチレータは発光量の減衰、光ファイバでは透過率の悪化が起こる。この現象に対しては、10症例分の照射をしても品質に影響を与

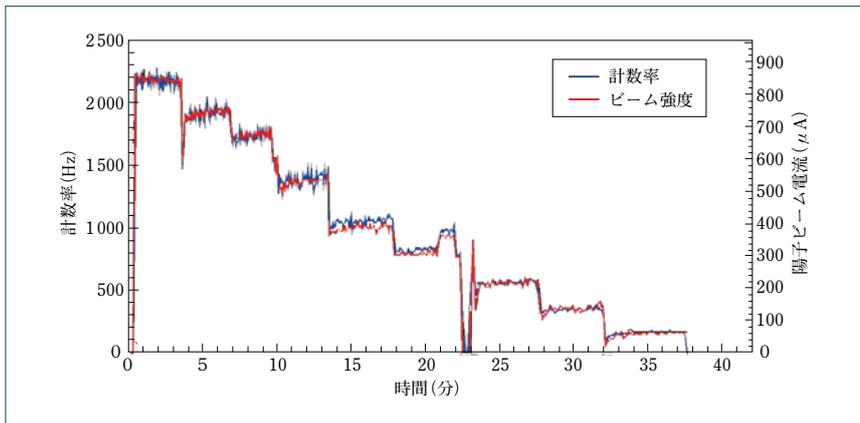


図8 計数率とビーム強度の時間変化
Time history of detection rate and beam intensity

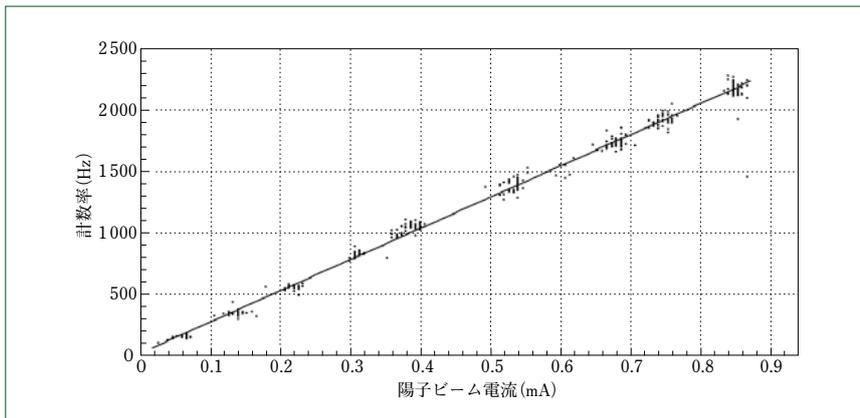


図9 ビーム強度と計数率の相関
Correlation between beam intensity and detection rate

えるような劣化がないことが要求されている。これを試験すべく、検出器をシンチレータと光ファイバのコンポーネントごとに分けて多量の中性子を照射した。照射する中性子の量を変化させたサンプルを作成し、シンチレータについては発光量、光ファイバについては透過率の変化を測定することで評価した。図7に、その結果を示す。シンチレータについては 4.0×10^{14} neutrons/cm²、石英ファイバについては 1.0×10^{14} neutrons/cm²照射しても5%以上の劣化は見られないことが分かった。

実際の治療では約 10^9 neutrons/cm²/sの中性子強度で、患者一人当たり最大で1時間程度の照射が行われる。よってシンチレータについては111症例、石英ファイバについては28症例使用しても劣化がない。すなわち、これらを検出器として組み上げたときには28症例分の照射では性能に変化がないと言うことができる。しかし、この値はあくまでも下限値であることから、さらに多量な照射試験を引き続き行う必要がある。

8 ダイナミックレンジにおける応答試験

中性子モニタに求められる性能として最も重要なものの一つに、ダイナミックレンジにおける検出効率の線形性があげられる。実際の治療で使用される中性子の強度は約 10^9 neutrons/cm²/s程度であり、この領域までの線形性を保障しておく必要がある。この性能を確認すべく、実際の治療環境である当社製加速器BNCTシステムにおいて中性子強度を

変化させながら中性子モニタの検出レートを測定した。中性子強度は、ターゲットに照射する陽子ビームの電流値を制御することで変化させることができる。

図8に、陽子ビーム強度と中性子計数率の時間経過を示す。0.85mAから0.05mAまで変化させた陽子ビーム電流に連動して検出レートが変化している。これを詳細に評価すべく2つの相関を解析すると、図9のように線形性を維持していることが分かる。別の校正から0.85mAにおける中性子の強度は 1.2×10^{14} neutrons/cm²/sであることが分かっているため、今回開発した中性子モニタは、 1.2×10^9 neutrons/cm²/sまでの線形性を有していると確認された。

9 中性子モニタの応用と今後の展開

このように開発を進めてきた中性子モニタであるが、その応用も検討した。BNCTではQuality Assurance (QA)として治療前に中性子強度分布の測定と評価を行う。実際には金線を用いて水ファントム中の中性子強度分布を測定するが、これに開発した中性子モニタの利用検討を行った。可動ステージおよび水ファントムを有するQAシステム(図10)を製作し、水ファントム中での中性子強度分布測定を実施したところ、図11に示すようにシミュレーションと一致していることが分かった。金線を用いた手法では、同程度の測定に数時間を要する。中性子モニタを利用すれば20分程度で終わらせることができ、QAシステムへの利用価値を見出すことができた。

中性子モニタの放射線耐久性、時間安定性およびダイナミ

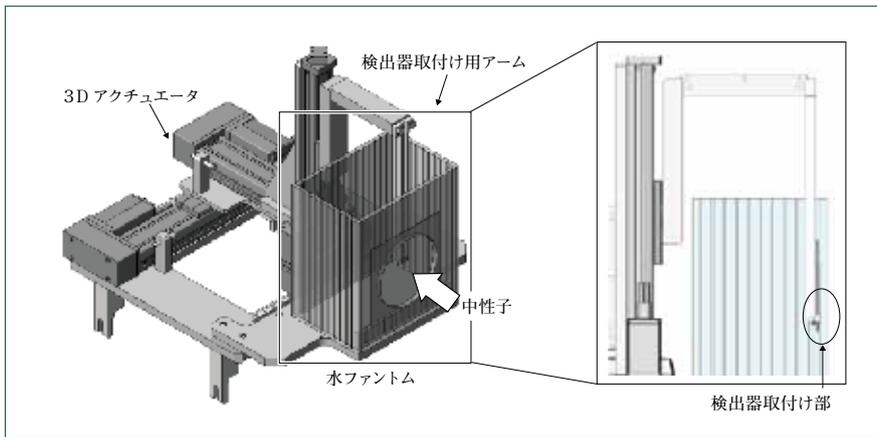


図10 BNCT用QAシステム
QA system for BNCT

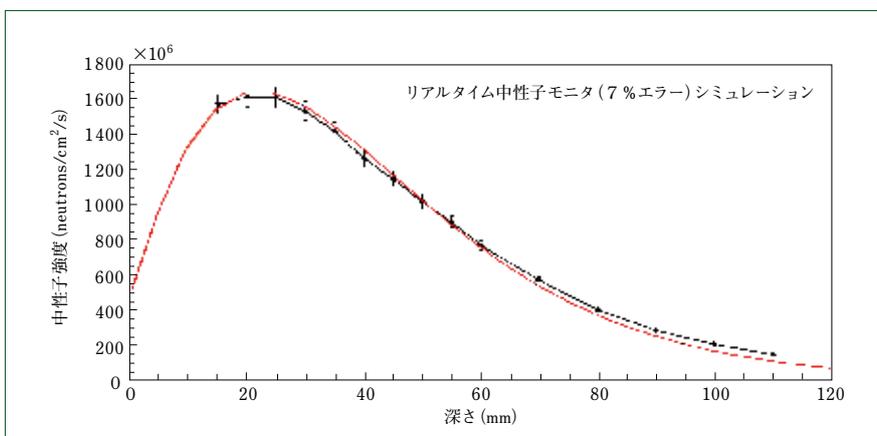


図11 水ファントム中ビーム軸方向の中性子強度分布
Neutron intensity distribution along beam axis in water phantom

ックレンジについて性能を評価し、その可能性を確認した。しかし、商品化へ向けてガンマ線事象の混入評価や検出器の安定した製造手法確立など、多くの課題が残されている。これらの課題を解決し、機器性能の信頼度を確保した後、治療システムとのインターフェースを構築し、商品化を実現する。またBNCT以外の利用方法についても検討し展開していきたい。

10 むすび

- (1) 試験用検出器を製作し、動作試験にて中性子検出能力を確認したが、検出効率の時間変動が見られた。
- (2) 1時間10分当たりの時間変動については、補正システムを導入することで変動率3.1%を実現し、要求を満たしていることを確認した。
- (3) 実照射環境にて 1.2×10^9 neutrons/cm²/sまでのダイナミックレンジ線形性を確認した。
- (4) 水ファントム中の中性子強度分布を確認し、シミュレーションと一致することを確認した。
- (5) 今後は残された課題を解決し、機器性能の信頼性を確保した後、商品化へ移行する。

(参考文献)

- (1) M. Suzuki, Y. Sakurai, S. Hagiwara, S. Masunaga, Y. Kinashi, K. Nagata, A. Maruhashi, K. Ono, First attempt of boron neutron capture therapy (BNCT) for hepatocellular carcinoma, *Jpn. J. Clin. Oncol.* 37, 5, 2007, p.376.
- (2) M. Suzuki, Y. Sakurai, S. Masunaga, Y. Kinashi, K. Nagata, A. Maruhashi, K. Ono, Feasibility of boron neutron capture therapy (BNCT) for malignant pleural mesothelioma from a viewpoint of dose distribution analysis, *Int. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 66, 5, 2006, p.1584.
- (3) 財団法人 医用原子力技術研究振興財団 日本中性子捕捉療法学会, BNCT 基礎から臨床応用まで.
- (4) H. Tanaka, Y. Sakurai, M. Suzuki, S. Masunaga, Y. Kinashi, G. Kashino, Y. Liu, T. Matsumoto, S. Yajima, H. Tsutsui, A. Maruhashi, K. Ono, Characteristic comparison between a cyclotron-based neutron source and KUR-HWNIF for boron neutron capture therapy, *Nucl. Instr. and Meth. B*, 267, 2009, p.1970.
- (5) T. Yanagida, N. Kawaguchi, Y. Fujimoto, K. Fukuda, Y. Yokota, A. Yamazaki, K. Watanabe, J. Pejchal, A. Uritani, T. Iguchi, A. Yoshikawa, Basic study of Europium doped LiCaAlF₆ scintillator and its capability for thermal neutron imaging application, *Opt. Mater.* 33, 8, 2011, p.1243.
- (6) L. A. Wraight, D. H. C. Harris, P. A. Egelstaff, Improvements in thermal neutron scintillation detectors for time-of-flight studies, *Nucl. Instr. and Meth.* 33, 2, 1965, p.181.

サイクロトロン用大電流負イオン源の開発

Development of High Current Negative Ion Source for Cyclotrons

● 衛藤 晴彦* 青木 康* 三堀 仁志* 荒川 慶彦*
Haruhiko ETOH Yasushi AOKI Hitoshi MITSUBORI Yoshihiko ARAKAWA

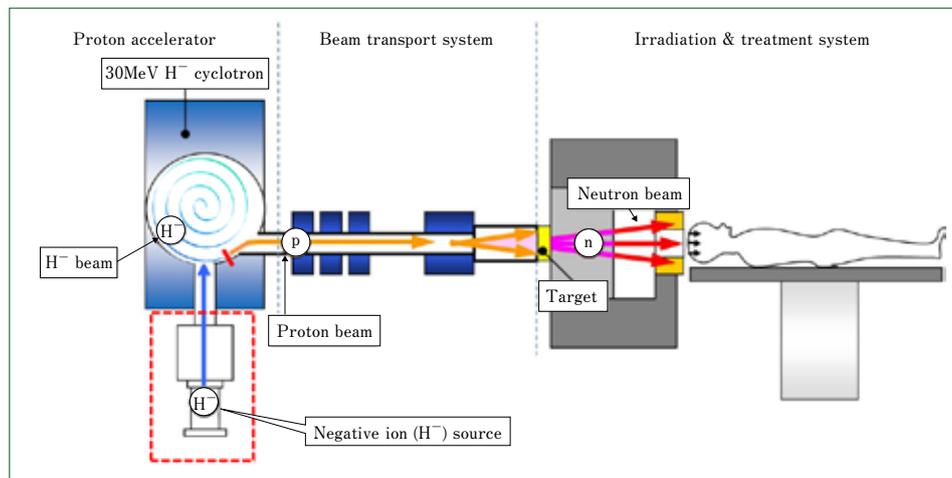


図1 BNCT用加速器中性子源システムの構成
Configuration of accelerator-based neutron source for BNCT

陽子サイクロトロンは、ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT: Boron Neutron Capture Therapy) やPET (Positron Emission Tomography) 用放射性同位体 (RI) 製造といったがん治療・診断分野に広く利用されている。BNCT治療における照射時間の短縮やPET用RIを大量製造すべく、サイクロトロンから引き出されるビームの大電流化が望まれている。最大エネルギーが100MeV程度までの陽子サイクロトロンでは、その高い引出し効率を理由に水素の負イオン (H^-) が加速粒子として用いられている。

サイクロトロンのビームを大電流化することを目的に大電流負イオン源を開発した。この負イオン源は H^- をプラズマ中で生成する体積生成型と呼ばれるもので、水素プラズマはアーク放電により作られる。このタイプの負イオン源にセシウムを導入すると H^- の生成量が高められることが知られており、セシウムが未導入の場合は、定常で11mAの H^- ビーム電流が得られ、セシウムを導入すると22mAの最大 H^- 電流が得られた。

Proton cyclotrons are widely used for cancer therapy and diagnostics, such as Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) and the radio-isotope production (RI) for Positron Emission Tomography (PET). Enhancement of the beam current extracted out of the cyclotrons is requested to shorten irradiation time in BNCT treatment and to increase the production rate of the radioisotope for PET. In medium energy proton cyclotrons, whose maximum energy is less than about 100 MeV, negative hydrogen (H^-) ions are injected and accelerated because of their higher extraction efficiency than that of the protons. A high current DC H^- source has been developed to enhance the cyclotron beam intensity. The source is a volume production type, in which hydrogen plasma is generated by an arc discharge. It is known that the addition of caesium (Cs) into this type of the source increases the production rate of H^- on the surface of the plasma electrode. 11mA of H^- ion current was stably obtained without the Cs addition, whereas 22mA, the maximum H^- ion current, with the addition.

1 まえがき

当社は、難治性がんの画期的な治療法として期待されるBNCTの加速器中性子源システムを世界に先駆けて開発した。また、がん診断法として広く普及しているPET用薬剤製造システムを長年にわたって製造販売している。これらのシステムの中核を成すのは、サイクロトロンと呼ばれ高エネルギーのイオンビームを発生させるイオン加速器である。

BNCTでは治療に必要な中性子照射時間の短縮、PETではデリバリー供給 (薬剤メーカーからPET施設への薬剤供給) の需要の高まりに伴う薬剤大量製造を可能とすべくサイクロト

ロンから得るビームの大電流化が望まれている。

BNCTおよびPET用のサイクロトロンで用いられている加速粒子は主に水素負イオン (H^-) であり、これらは負イオン源装置で生成され、サイクロトロンへ入射される。すなわち、サイクロトロンのビームを大電流化するには、ビーム供給源である負イオン源から引き出されるビームを大電流化する必要がある。図1に、サイクロトロンを用いたBNCT用加速器中性子源システムの構成を示す。負イオン源はシステムの最上流に位置しており、負イオン源から引き出されるビーム量が、サイクロトロンからの陽子ビーム量と最終的に生成される中性子量を決定する重要な因子となっている。

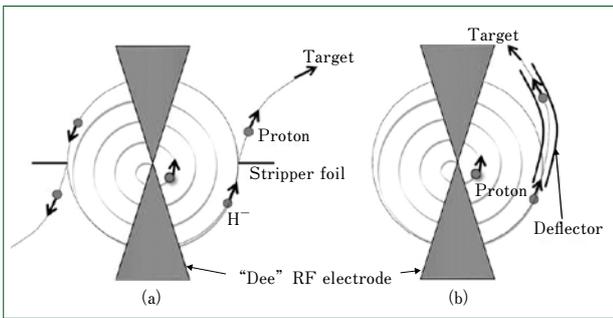


図2 サイクロトロンでのH⁻加速方式と陽子加速方式
Schematic diagram of negative ion cyclotron and positive ion cyclotron

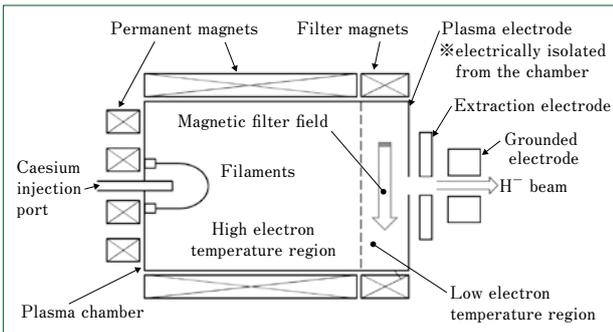


図3 体積生成型負イオン源の構造
Configuration of volume production H⁻ ion source

BNCT治療中の中性子照射時間は、これまで最大で1時間程度必要であった。当社では、これをさらに1/3にまで短縮することを目指して、負イオン源の開発を進めている。国立研究開発法人日本原子力機構と学校法人慶應義塾(慶應義塾大学)との共同研究のもと、定常で11mA、最大で22mAというサイクロトロン用負イオン源としては世界最高クラスの直流H⁻ビームの引出しを達成した。

本負イオン源を用いて、サイクロトロンの陽子ビーム量を従来の1.5倍に増強することに成功し、さらに3倍まで大電流化することが可能であるとの見通しを得た。治療に必要な中性子照射時間は、基本的に陽子ビーム量に比例して短くなることから、陽子ビーム量が3倍になることで1/3までの短縮化が実現される。

2 負イオン加速方式サイクロトロン

負イオンは中性化しやすいので正イオンに比べて高電流化が難しいが、荷電変換が容易に行えることから、各種の加速器や核融合プラズマ加熱用の中性ビーム入射装置などに利用されている。サイクロトロンでは陽子を加速する場合に比べて高い引出し効率が得られることから、加速エネルギー数十MeV程度までの小型サイクロトロンにおいてはH⁻加速方式が主流となっている。

図2(a)に示すように、H⁻加速方式では、荷電変換膜によりH⁻を陽子へ変換することで、磁場による偏向方向が加速時と逆向きになることを利用してビームを引き出している。一方、陽子加速方式(図2(b))ではビームの引出しに静電デフレクタが必要であり、この箇所でもビーム損失が発生することによりビーム引出し効率は最大でも60%程度となる。また、デフレクタの放射化および熱負荷や電極間の放電への対策も

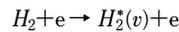
必要となる。H⁻加速の場合は、静電デフレクタが不要なので、90%以上の引出し効率を得ることができる。加えて、放射化が軽減することにより遮蔽設計が簡素となり、陽子加速方式に比べてサイクロトロンのサイズも小型化される。

3 負イオン源の動作原理

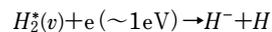
3.1 H⁻生成原理

開発した負イオン源は、プラズマ中でH⁻を生成する体積生成型と呼ばれる方式のものである。体積生成型負イオン源におけるH⁻の生成には、

- (1) 水素分子と高温電子の衝突による振動励起水素分子の生成



- (2) 振動励起水素分子と低温電子の解離性付着反応による水素負イオンの生成



の2段階の過程が支配的であると考えられている^{(1)~(5)}。ここで v は振動励起準位である。(1)の反応は、アーク放電を用いたプラズマ生成方式であれば、カソードから放出される1次電子と水素分子との衝突により実現される。(2)の解離性付着反応の反応断面積は、水素分子の振動励起準位と衝突電子のエネルギーに依存し、Wadehraらによって求められている⁽⁵⁾。この結果によれば、水素分子の励起準位が高くなるにつれて反応断面積は増加し、一方で反応に寄与する電子エネルギーは低下する。 $v = 5 \sim 9$ で反応断面積のオーダーは最大となり($\sim 10^{-16} \text{cm}^2$)、電子エネルギーは0.14eV \sim 1.45eVとなる。したがって、解離性付着反応による負イオン生成に寄与するのは1eV程度以下の低温電子である。

3.2 フィルター磁場

3.1の(1)と(2)の反応はそれぞれ異なった電子エネルギー依存性を持っている。このことにより体積生成型の負イオン源では、プラズマ領域を高温電子領域と低温電子領域の2つに分け、各領域での反応を最適化することが負イオン生成量を増大させるうえで重要となる。領域の分割を磁場によって実現するフィルター磁場方式の負イオン源がLeungらによって開発され⁽⁶⁾、現在に至るまで主流の方式となっている。

3.3 装置構造

図3に、開発した負イオン源の構造を示す。プラズマチャンバと呼ばれる内径98mm、長さ160mmの円筒形状をした真空容器内部にフィラメントが設置されている。フィラメントとチャンバ内壁との間でアーク放電を起こすことで、チャンバ内部に導入された水素ガスを電離し、水素プラズマを生成する。プラズマはチャンバ外壁に配置された永久磁石が作る磁場によって、チャンバ内部に閉じ込められる。

電子温度領域を分割すべく、引出し孔の付近にビーム引出し方向に対して垂直な向きの磁場を永久磁石によって形成している。この磁場が3.2のフィルター磁場であり、低温電子はラーマ半径が小さいことから磁場に束縛され局在化する。また、エネルギーが低いほど電子は水素原子または分子との衝突断面積が大きいことから、衝突による拡散によってフィルター磁場中に進入する確率が高い。一方、ラーマ半径が大きい高温電子の場合、フィルター磁場は高温電子に対して引出し孔付近の領域への進入を防ぐように機能する。このよ

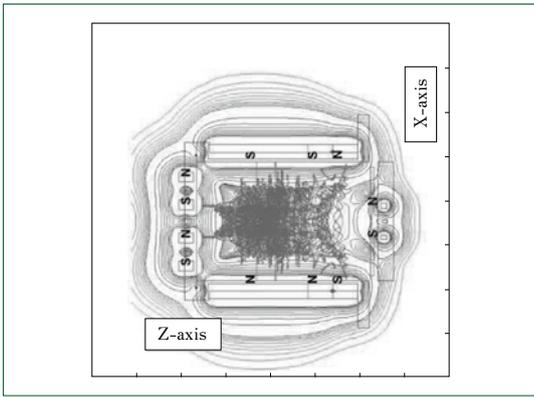


図4 ELEORBITによる磁場分布と1次電子軌道の計算結果
Magnetic fields and primary electron trajectories
calculated by ELEORBIT

うにして電子温度領域が分割され、引出し孔付近の領域では低温電子の相対的な密度が高くなる。磁場によるプラズマ閉込め効果とフィルター効果は、国立研究開発法人日本原子力研究開発機構で開発された3次元電子軌道計算コードELEORBIT⁷⁾を用いて、フィラメントから放出される1次電子(高温電子)の磁場中での軌道を計算することで検証した。図4に示すように、閉込め磁場の磁力線に沿って1次電子が閉じ込められており、図4右部の引出し孔付近においてはフィルター磁場によって電子の進入が防げられている。

ビーム引出し系はチャンバ側からプラズマ電極、引出し電極およびグラウンド電極の3枚の無酸素銅製電極により構成されている。ただし、セシウム導入時には、プラズマ電極温度を高温に維持することで電極表面のセシウム層の厚さを最適化することが重要である。このことから、プラズマからの入熱によって電極温度が高温となるよう、銅ではなくモリブデン製のプラズマ電極を使用した。各電極には高電圧が印加されるので、電極間は樹脂製のフランジによって絶縁されている。

負イオン源では、H⁻と同じく負電荷を持つ電子が多量に引き出されることへの対策が必要となる。プラズマ電極をチャンバに対して正の電位となるよう電圧印加(プラズマ電極電圧)することで、この電子電流を抑制する⁸⁾。同時に、引出し電極に設置した永久磁石が作る磁場により電子を偏向し、引出し電極で捕集することによってH⁻ビームから分離するという方法が広く使われている。本負イオン源でもこの方法を採用した。

引出し電極とプラズマチャンバ間には、負イオン引出しに必要な数kVの電圧(引出し電極電圧)が印加される。グラウンド電極は接地されており、グラウンド電極に対するチャンバ電位は-30kVである(加速電圧)。引き出されたH⁻ビームは、引出し電極とグラウンド電極間の電場で加速され、30keVのエネルギーを得る。

3.4 セシウム効果

体積生成型負イオン源のチャンバ内部へ微量のセシウムを添加すると、負イオンの生成量が数倍に増加することが知られている⁹⁾。この理由は、セシウムがプラズマ電極表面に付着することで電極表面の仕事関数を低下させ、電極表面に入射した原子・正イオンを負イオン化することによると考えられている^{10)~12)}。

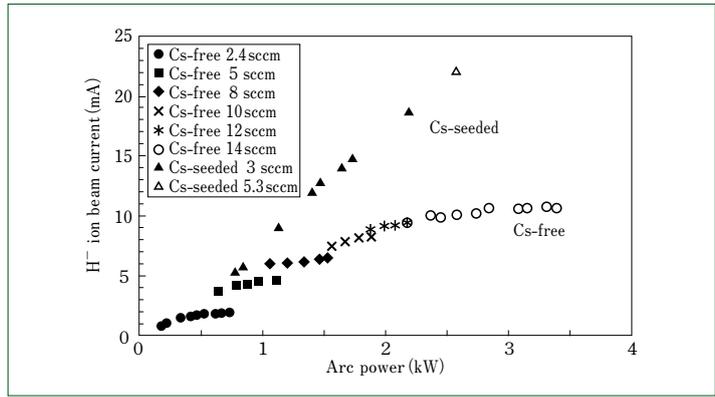


図5 H⁻ビーム電流のアークパワー依存性
H⁻ beam current in function of arc power

チャンバにはセシウム導入用のポートが設置されており、セシウム蒸気をチャンバ内部へ導入することが可能な構造となっている。

4 ビーム引出し試験結果および考察

4.1 アークパワー依存性

図5に、負イオン源から引き出したH⁻ビーム電流のアークパワー依存性を示す。ビーム電流は、プラズマ電極から400mm下流の位置に設置されたφ40mmのファラデーカップで計測した。電極系とファラデーカップとの間には偏向電磁石を設置しており、これを用いてファラデーカップで計測された電流に電子ビームが混入していないことを確認している。チャンバに導入する水素ガス流量は、ビーム電流の増大に伴って増加させる必要がある。このことから測定においては、チャンバに導入する水素ガス流量を段階的に増やしなが、各流量でアークパワーおよび電極電圧の最適化を行っている。

セシウムを導入しない場合(図5 Cs-free)、アークパワー3.3kWにおいて最大11.4mAのH⁻電流が得られた¹³⁾。セシウムを導入すると(図5 Cs-seeded)ビーム電流は増加し、アークパワー2.6kWにおいて最大22mAに到達した。すなわちセシウム導入によりアーク効率(引き出されるビーム電流とアークパワーの比)が向上し、低いアークパワーでの運転が可能となった。セシウム未導入の運転では、各ガス流量においてアークパワーを高めるに従ってH⁻ビーム電流が飽和するが、セシウム導入運転ではこの飽和が見られず、アークパワーに比例してビーム電流が増大するという結果が得られた。

4.2 ガス流量依存性

H⁻ビーム電流の最大化に必要なガス流量は、セシウム未導入時には14sccmだったのに対し、セシウム導入時には5.3sccmと約1/3まで減少した。図6に、H⁻ビーム電流のガス流量依存性を示す。セシウムを導入することで運転ガス圧が低く抑えられ、負イオン源下流の領域における真空度も低く維持することができ、残留ガスによるH⁻の中性化損失が低減されることが期待できる。

4.3 プラズマ電極電圧依存性

図7に、H⁻ビーム電流と引出し電子電流のプラズマ電極電圧依存性を示す。引出し電子電流は、引出し電極に流入する電流として計測している。プラズマ電極電圧を印加することにより、引出し孔付近に存在するH⁻生成に寄与しなかつ

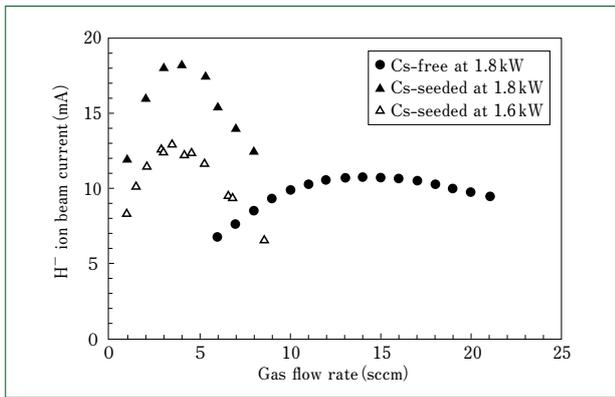


図6 H⁻ビーム電流のガス流量依存性
H⁻ beam current in function of gas flow rate

た電子はプラズマ電極へ吸引され、電圧を上昇させるに従って電子電流は減少した。一方、H⁻は電子に比べて質量が大きいことから、プラズマ電極電圧が一定値を超えると電流が減少するという電子とは異なるプロファイルを示している。セシウム未導入時と導入時におけるそれぞれのH⁻電流のプラズマ電極電圧依存性が異なっているのは、セシウムの有無によってH⁻の引出しメカニズムが異なっていることを示唆している。加えて、H⁻電流を同一としたときの引出し電子電流は、セシウム導入時ではセシウム未導入時に比べて1/5以下に減少した。この理由として、セシウムは電子の供給源として機能するが、同量のH⁻の生成に必要なアークパワーはセシウム導入時の方が小さいのでアーク放電による1次電子数が少なくなっていることや、引出し孔でのH⁻密度が大きくなっているため当該領域から電子が追いやられていることが考えられる。

5 今後の計画

5.1 セシウム効果の時間的安定性向上

セシウムを導入することで、低アークパワー、低ガス流量および低電子電流という望ましい運転条件が得られるとともに、最大H⁻電流が約2倍に増大するという結果が得られた。しかしながら、セシウムによるH⁻の増大効果は持続時間が短く、改良が必要である。このことから、プラズマ電極表面に付着したセシウム層の厚さを最適化し、さらにチャンバ内壁とプラズマ電極表面との間でセシウムのリサイクリングが行われるように、温度制御可能な電極構造の開発を計画している。

5.2 負イオン生成シミュレーション

H⁻生成のメカニズムは、プラズマ中での体積生成およびセシウムによる表面効果という複雑な物理機構にもとづいているので、装置の設計手法は経験則に依拠するところが多い。そこで、アークパワー、磁場分布およびガス流量といった基本的なパラメータと負イオン生成量の関係を系統的に調べるべく、慶應義塾大学との共同研究により3次元電子輸送計算コードであるKEIO-MARC (Kinetic modeling of Electrons in the IO source plasmas by the Multi-cusp ARC-discharge) コード¹⁴⁾による解析を進めている。すでに、実寸法と実際の磁石配置にもとづいた負イオン源モデルについて、フィルター磁場による引出し孔付近の領域における電子温度の低下や、高

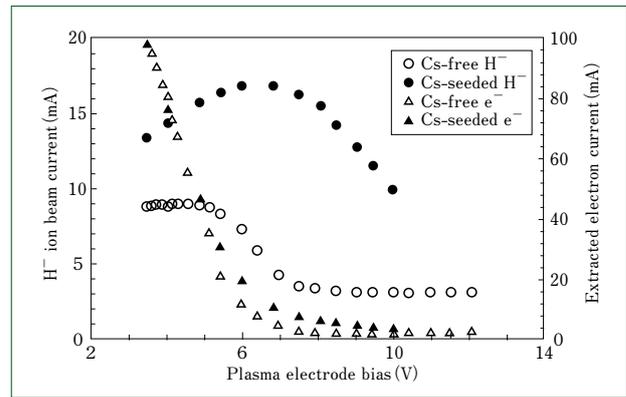


図7 H⁻ビーム電流と引出し電子電流のプラズマ電極電圧依存性
H⁻ beam current and co-extracted electron current in functions of plasma electrode voltage

アークパワーでのH⁻生成量の飽和といった実イオン源と定性的に合致する結果が得られている¹⁵⁾。

今後は、実験とシミュレーションの結果を比較しながら設計の最適化を進めていく。

5.3 むすび

- (1) 陽子サイクロトロン用の高電流負イオン源を開発し、定常で11 mA、最大22 mAのH⁻ビーム電流の引出しに成功した。
- (2) プラズマ中にセシウムを導入することで、低アークパワー、低ガス流量および低電子電流という望ましい運転条件下で最大H⁻電流が約2倍に増大するという結果が得られた。
- (3) 今後は、プラズマ電極の温度制御によってセシウム効果の時間的安定性の向上を図る。また、シミュレーションによりパラメータと負イオン生成量の関係を系統的に調べ、設計に反映していく。
- (4) 本負イオン源により、BNCT用サイクロトロンからの陽子ビーム量が従来の1.5倍に増強され、さらに3倍までの大電流化が可能であるとの見通しが得られた。

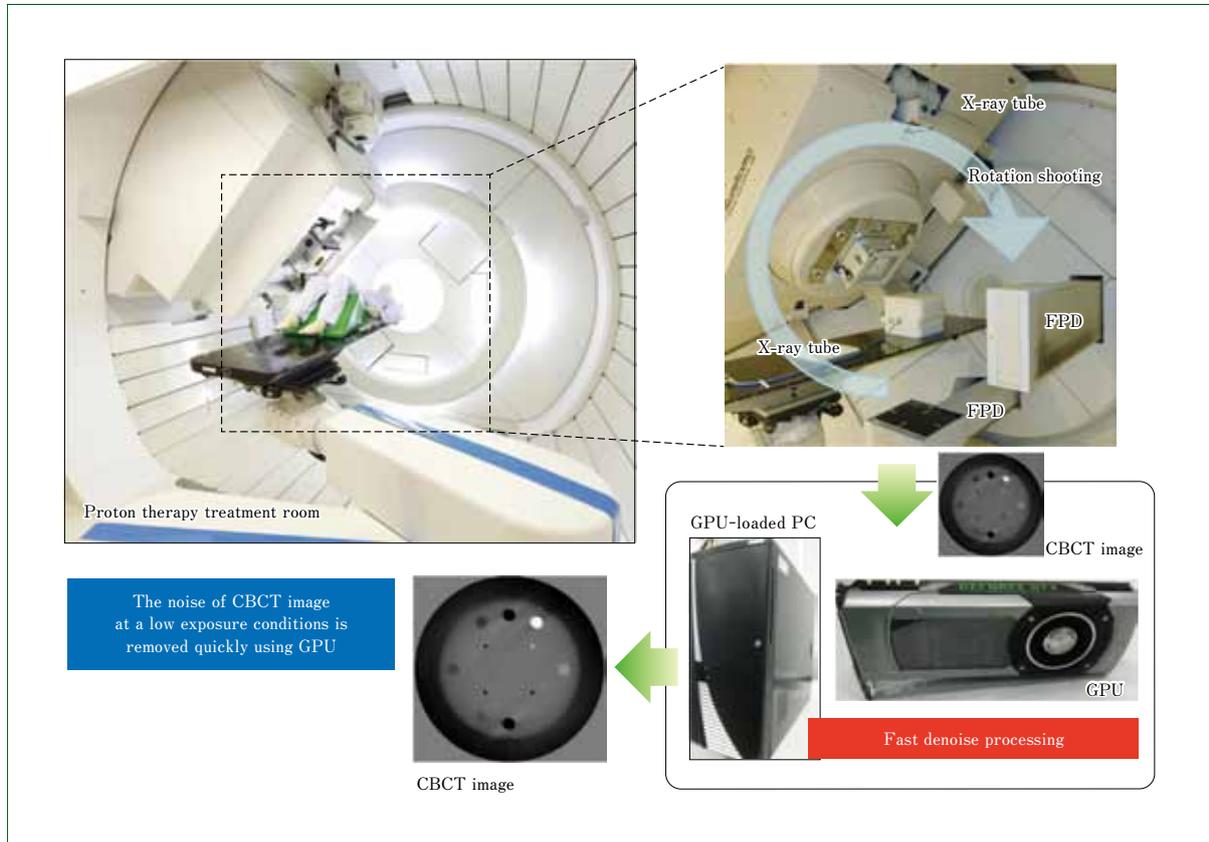
(参考文献)

- (1) E. Nicolopoulou, M. Bacal and H. J. Doucet, J. Phys. 38, 1977, p.1399.
- (2) M. Allan and S. F. Wong, Phys. Rev. Lett. 41, 1978, p.1791.
- (3) B. Peart, R. A. Forrest and K. Dolder, J. Phys. B12, 1979, p.3441.
- (4) C. Bottcher and B. D. Buckley, J. Phys. B12, L497, 1979.
- (5) J. M. Wadehra and J. N. Bardsley, Phys. Rev. Lett. 41, 1978, p.1795.
- (6) K. N. Leung, K. W. Ehlers and M. Bacal, Rev. Sci. Instrum. 54, 1983, p.56.
- (7) Y. Ohara, M. Akiba, H. Horiike, H. Inami, Y. Okumura and S. Tanaka, 3D computer simulation of the primary electron orbits in a magnetic multipole plasma source, J. Appl. Phys. 61, 1987, p.1323-1328.
- (8) K. N. Leung and M. Bacal, Rev. Sci. Instrum. 55(3), 338, 1984.
- (9) S. R. Walther, K. N. Leung and W. B. Kunkel, J. Appl. Phys. 64, 1988, p.3424.
- (10) Y. Okumura et al., Rev. Sci. Instrum. 63, 1992, p.2708.
- (11) Y. Mori et al., Nucl. Instrum. Methods A 301, 1991, p.1.
- (12) T. Morishita et al., Jpn. J. Appl. Phys. 40, 2001, p.4709.
- (13) H. Etoh et al., Rev. Sci. Instrum. 85, 02B107, 2014.
- (14) T. Shibata, M. Kashiwagi, T. Inoue, A. Hatayama and M. Hanada, J. Appl. Phys. 114, 143301, 2013.
- (15) M. Onai et al., Rev. Sci. Instrum., submitted.

CBCT画像ノイズ除去処理の高速化技術の開発

Development of Fast Denoise Processing for CBCT Image

●山口 喬* 上口 長 昭* 山田 学** 宮永 裕 樹** 金古 岳 史**
 Takashi YAMAGUCHI Nagaaki KAMIGUCHI Manabu YAMADA Hiroki MIYANAGA Takashi KANEKO



GPUを用いたCBCT画像処理の高速化
 Fast CBCT image processing using GPU

陽子線治療では、照射前に患者のCone Beam CT (CBCT) 画像を撮影し、治療前のCT画像と比較することで患者の位置合わせを行っている。CBCTは毎回撮影されることから、患者への被曝量が問題となる。そこで、照射するX線量を抑え、Total Variation (TV) 正則化処理でノイズ除去を行うことで、CBCT画像は高画質なままで低被曝化を実現することができる。しかし、この処理を行うことで治療時間を延長させてしまうので、本TV処理をGPUで実行し高速化を図った。その結果、Intel Core i7 (2.8GHz/OpenMP) では56.4秒かかった処理時間は、CUDAで並列化と最適化を行いGeforce GTX TITAN 上で処理したところ、3.8秒(15倍)で実行可能となった。

In proton therapy, patient positioning is performed by comparing Cone Beam CT (CBCT) images with CT images collected for treatment planning. One problem with this method is that because CBCT images must be taken before each irradiation, patients are exposed to a significant amounts of radiation. This problem can be alleviated by reducing the amount of X-ray irradiation and compensating for increased noise with a Total Variation (TV) regularization process. Using this method, low dose CBCT imaging with high image quality can be realized at the cost of longer treatment time. We implemented the TV process on both a CPU (Intel Core i7 2.8GHz, OpenMP) and GPU (GeForce GTX TITAN) and found the later to be 15 times faster (56.4s vs. 3.8s).

1 まえがき

近年、診断用CT撮影の被曝量の低減に関する研究が盛んに行われており、社会的な関心事項となっている⁽¹⁾。

陽子線治療においては、照射前の患者の位置合わせにCBCT画像を用いており、撮影回数が多いことから被曝量も多くなる。

また、装置の構成上、X線管とフラットパネル検出器 (FPD)

表 1 CBCT撮影条件
Measurement conditions

	Spec.
Focus size	1 mm
Max. Power	80 kW
Voltage	40~120 kV
Current	10 mA
Pulse width	5 ms
FPD size	28.2×40.6 cm
Pixel pitch	127 μm
Pixels	2304×3200
Frame rate	7.5 FPS
Tube to FPD Distance	2.15 m
Projection Angle	180~360°

を患者に近接して配置できず、診断用CT装置と比較すると距離が約2倍程度遠くなる。

距離が遠い場合、検出器に入射するX線量が減少して測定データの統計精度が低下するので、ノイズの多い画像になる。このことから、一般的な対策としてX線管の電流量を上げ、入射X線量を増やすことが行われるが、被曝量も増加してしまう。そこで、X線量を増加させずにノイズ除去(Total Variation正則化)処理を行って画質を向上させる。こうすることで、画質を損なわずに低被曝なCBCT画像を得ることができる。

しかしながら、この処理時間(約1分)は、操作者と患者双方のストレスとなるだけでなく、治療時間が長くなり(約20分)、年間で治療できる患者数を減少させてしまうという問題がある。

本報では、低被曝化CBCT画像のノイズ除去処理をGPU(Graphical Processing Unit)で並列処理する高速化技術について述べる。

2 目的

当社製陽子線治療装置の商品価値を向上させるべく、低被曝な条件(表1)で撮影したCBCT画像にノイズ除去(TV正則化)処理を行い、高画質な低被曝CBCT画像の取得を可能にした。しかし、この処理は治療時間を延長させてしまうことから、GPUを用いて高速ノイズ除去処理技術を開発することを目的とした。

3 方法

ノイズ除去には、圧縮センシングの一種であるTV正則化処理を用いた⁽²⁾。この処理は、画像が滑らかになるように隣接する画素値の差の合計を最小にしつつ、繰り返し計算で元画

像との誤差を最小にとどめた画像を求めるという手法で行う。繰り返し計算で解を求める手法は、処理に時間がかかる。そこで、GPUを用いた並列処理により高速化を図った。

GPUは、一般的に画像処理を専門とする演算装置であるが、GPU向けのC言語の統合開発環境CUDA(Compute Unified Device Architecture)を用いてプログラミングすることにより、数値演算をGPUの持つ数千コアで並列計算できる。

本報では、チューニングを行い、最も高速に実行できる条件を検証した。

3.1 TV正則化ノイズ除去処理

この処理は式(1)の評価関数を最小化する画像 u を繰り返し計算で求めることで、ノイズを除去する方法である。

この評価関数は、第1項目が滑らかさを評価するTV項、第2項目がエッジの保存を評価する元画像との誤差項となっている。

$$u = \min_u \left[\int |\nabla u| dx + \frac{1}{2} \lambda \int (u - u_0)^2 dx \right] \dots \dots \dots (1)$$

この評価関数を最小にする画像 u を求める逐次近似式は、式(2)となる⁽³⁾。

$$g^{t+1} = \left[g^t + \tau \nabla \left(\nabla \cdot g^t - \frac{u^0}{\lambda} \right) \right] / \left[1 + \tau \left| \nabla \cdot g^t - \frac{u^0}{\lambda} \right| \right] \dots \dots \dots (2)$$

$$g^0 = 0, g \leq 1 g^\infty - \nabla u$$

$$u = u_0 - \lambda \nabla \cdot g^t$$

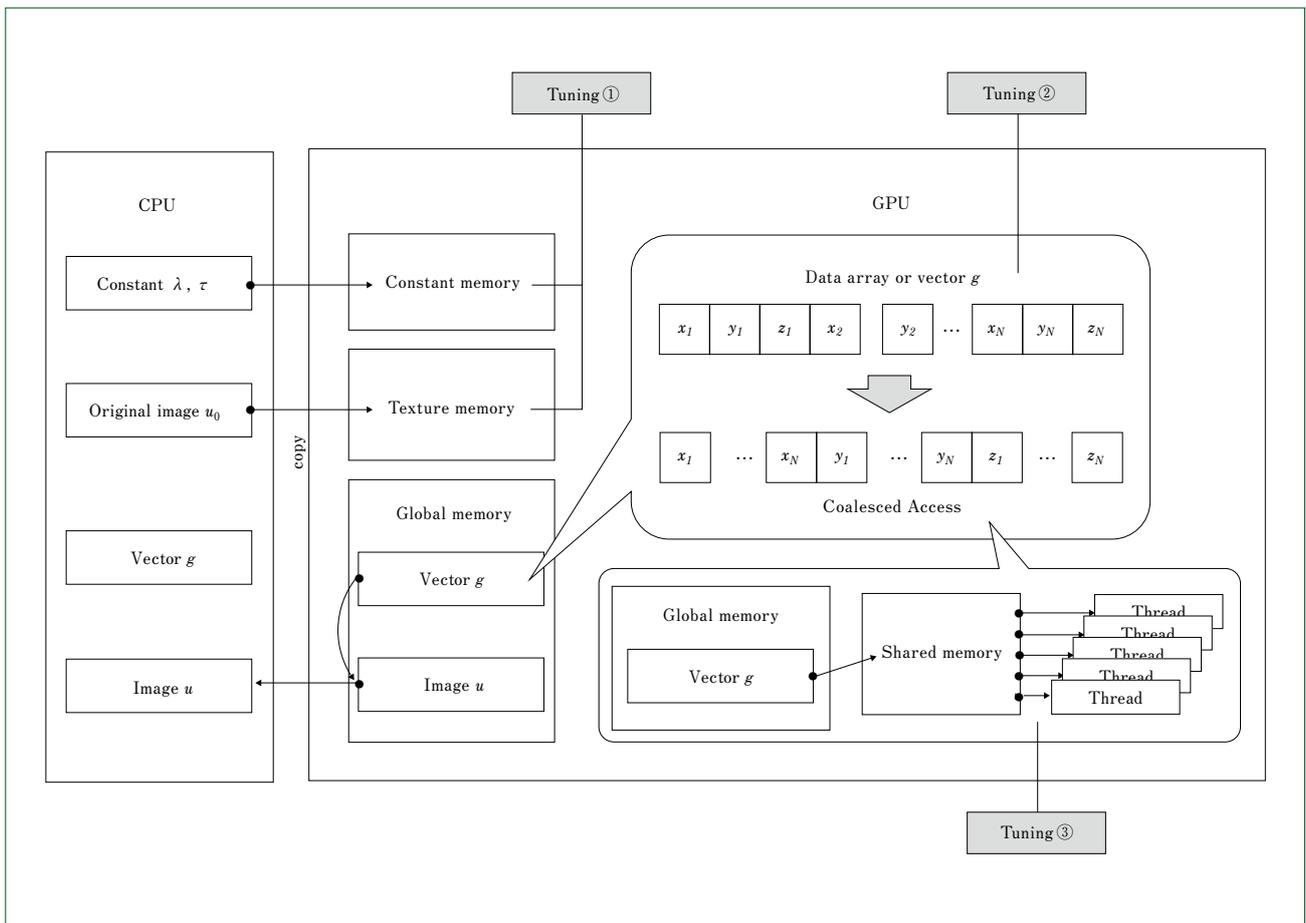


図1 TV処理のチューニング
Tuning for TV process

- u_0 : 元画像
- u : フィルタ処理後の画像
- g : 3次元単位球内のベクトル
- τ : ステップパラメータ (論文推奨値0.25を使用)
- λ : 平滑化パラメータ
- t : 繰り返し回数

3.2 チューニング

式(2)より、画像 u は求めたベクトル g から $u = u_0 - \lambda \nabla \cdot g^t$ として求めるので、繰り返し計算中是不変である。同様に定数も不変なので、画像 u をTexture memoryへ、定数 λ と τ はConstant memoryへコピーしてメモリアクセスを高速化した(Tuning①)。さらに、ベクトル g のデータ順序を、ボクセルごとにまとめた並び $x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2, \dots$ (Array of structure)から要素ごとにまとめた並び $x_1, x_2, \dots, y_1, y_2, \dots, z_1, z_2, \dots$ (Structure of array)に変更し、Coalesced Accessを可能にした(Tuning②)。また、Global memoryから読み込んだベクトル g をShared memoryにコピーして参照する(Tuning③)ことでさらなる高速化を図った(図1)。

4 実験と結果

CT画質評価用ファントムであるCatphanの再構成画像(512×512×140 voxel)に対してTV処理を実行し、処理時間を計

測した。図2に示すとおり、TV処理によりノイズの大幅な低減が可能となった。

計測に使用したCPUはIntel Core i7(2.8GHz/OpenMP使用)、GPUはGeforce GTX TITAN(CUDA使用)である。

処理時間は、CPUでは56.4秒、GPU(Tuning① Textureメモリ使用)では5.1秒、GPU(Tuning① Textureメモリ使用+Tuning② Coalesced Access)では3.8秒、GPU(Tuning① Texture/Tuning③ Sharedメモリ使用+Tuning② Coalesced Access)では3.9秒であった(図3)。

最も高速な条件は、GPU(Tuning① Textureメモリ使用+Tuning② Coalesced Access)の約15倍であった。

5 むすび

- (1) 本報では、X線管電流量を抑え、ノイズ除去処理をすることによって低被曝でCBCT画像が得られることを示した。
- (2) このノイズ除去処理をGPUで並列実行することで、治療時間の延長はほぼなくなり、高画質なCBCT画像が得られた。
- (3) 今後は、ほかの撮影条件(管電圧、撮影角度、撮影回数など)を最適化することで、さらに低被曝かつ高画質な画像の提供を目指していく。

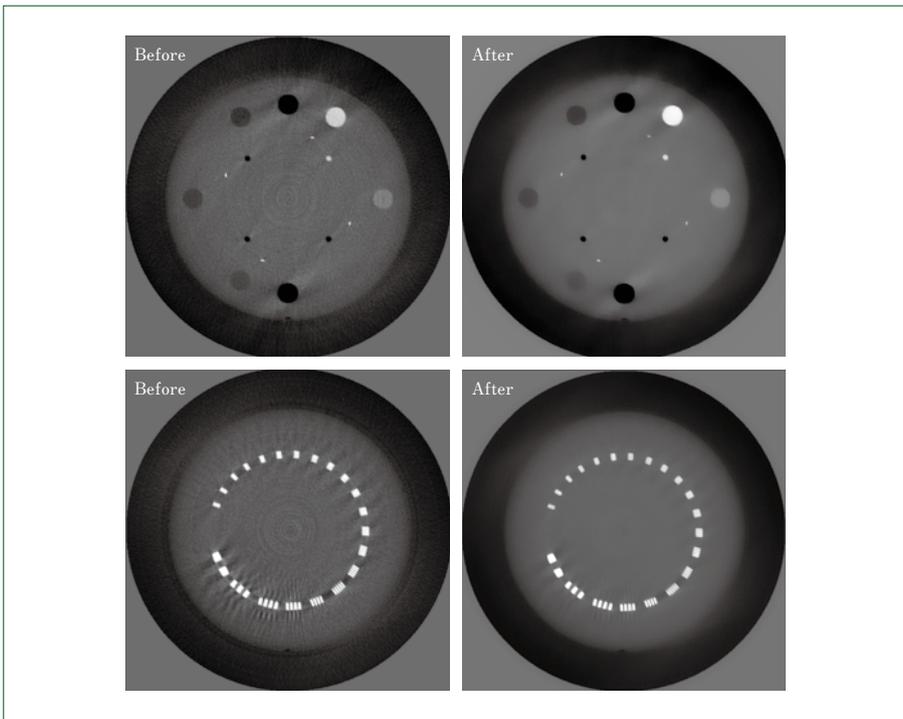


図2 Catphan再構成画像
Reconstruction Image of Catphan

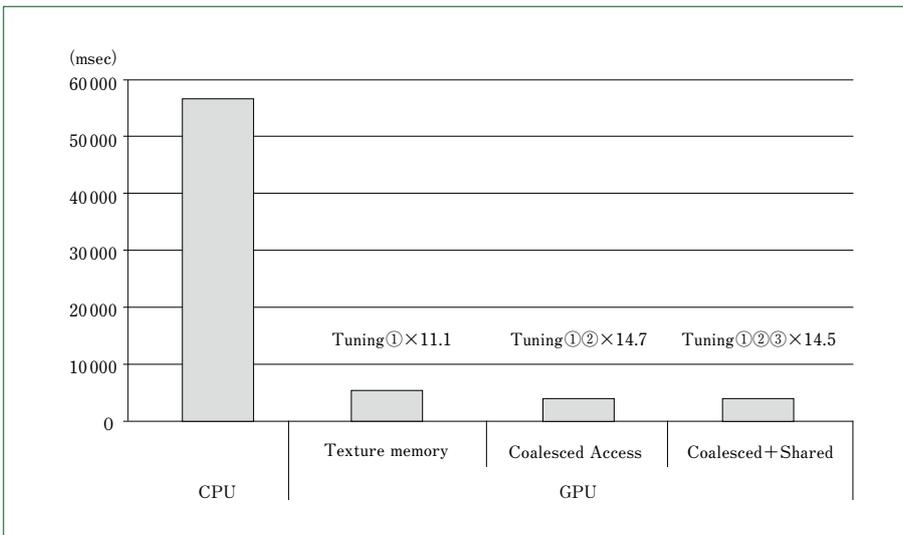


図3 計算時間比較
Comparison of computation time

(参考文献)

- (1) <http://www.innervision.co.jp/report/usual/20130903>
- (2) L.Rudin, S.Osher and E.Fatemi, Nonlinear total variation based noise removal algorithms, Physica D, vol.60, 1992, pp.259-268.
- (3) A. Chambolle, An Algorithm for Total Variation Minimization and Applications, Journal of Mathematical Imaging and Vision, vol.20, 2004, pp.89-97.

金属ターゲットを用いたRIの製造

Radioisotope Production with Metal Target

●小田 敬* 加藤 潤*
Takashi ODA Jun KATO



多目的金属RI精製装置 P-MPP200
Multi purpose purification system P-MPP200

1 はじめに

^{11}C や ^{18}F で代表される超短半減期を持つ放射性同位体(RI: Radioisotope)を用いるPET診断が世界的に普及しており、当社でもそれらに対応した加速器(サイクロトロン)システムを開発し供給してきた。

近年、小型加速器で製造可能であり、抗体PET診断に適した半減期を持つRI(^{64}Cu , ^{89}Zr , ^{124}I)、さらに中型加速器で製造可能な医療用RIの製造に対する需要が高まっているが、これらのターゲット材(原料)の大半は金属単体やその酸化物の固体であり、取扱いには従来の流体ターゲットとは異なる技術を必要とする(表1)。

本報では、一連の金属ターゲット(固体ターゲット)を用いたRI製造システムについて精製技術を中心に解説する。

2 金属ターゲットを用いたRI製造プロセス

RI製造には加速器、ターゲット搬送、精製の技術が必要である。順に解説を行う。

2.1 加速器

表2に、金属ターゲットRIの製造が可能な当社製標準加速器を示す。HM-12とHM-20は、陽子ならびに重陽子の加速が可能であり、PET診断に用いるRIの製造に特化した加速器である。民間病院や大学病院などに設置され、がん検診用の ^{18}F -FDGを代表とするPET薬剤の院内製造に利用されている。

HM-30は、BNCT用陽子線源あるいはRI製造工場向けとして開発された機種であり、大電流の陽子加速が可能である。

MP-30は、さまざまなRI(PET用、SPECT用、治療用核種)製造を想定した機種であり、重陽子とアルファ粒子の加速も可能である。陽子と重陽子のエネルギーは表2に示す範囲で

表1 従来のPET核種と金属ターゲットRIとの比較
Comparison between conventional positron emitters and solid target medical use radioisotopes.

		従来のPET核種 (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F)	金属ターゲットRI
半減期		数分~2時間	数時間以上
ターゲット材の相		気体, 液体	固体
ターゲットシステム	照射位置へのターゲット材導入, 設置	・ターゲット容器への自動供給	・ターゲット容器への手技作業固定 ・照射位置への手動設置
	照射後のターゲット材移送	・ターゲット材のみ ・配管を使っての加圧移送	・ターゲット容器ごと ・機械的搬送
生成RIの分離精製	ターゲット材との分離精製	・単純な精製法 ・確立された自動化方法	・複雑, 大規模な精製法 ・手技操作が必要
	主な分離精製方法	・オンカラム-カートリッジ精製 ・冷材捕集 ・試薬捕集	・カラムクロマトグラフィ ・溶媒抽出 ・乾式蒸留法
標識方法		・有機化学合成	・金属元素RI キレート ・ハロゲンRI 有機化学合成

連続可変であり、各RI製造に適したエネルギーの荷電粒子ビームを供給できる。研究施設やRI製造工場への設置を想定している。

2.2 ターゲットシステム

照射後のターゲット材は高線量となることから、遠隔操作(自動化)による搬送作業が必須である。金属ターゲットでは、固体のターゲット材を機械的に搬送する必要があることから、自動化する場合は大がかりな装置になりがちだが、当社では小型加速器に適したコンパクトなターゲットシステムを開発した。

ターゲット材はターゲット基板と呼ぶ中央にくぼみを持つ円盤に固定される。基板材質は、放射化しにくく化学的に不活性で高温に耐え得るものから選択される。たとえば、金や白金が適するが、使用法によってはアルミニウムのような安価な材質でも使用が可能である。ターゲット材の基板への固定は、その物性に合わせてメッキ、焼結、機械的固定などがある。現在 ^{64}Cu および ^{124}I の製造用基板を標準で取りそろえている。

基板の照射位置への固定は、図1に示すターゲットホルダ(駆動装置)により行われる。手動での基板設置後は、照射位置への移動、照射中の基板冷却、照射後の冷却材の排出、基板の外部遮蔽容器への取出しのすべてが遠隔操作で可能である。このターゲットシステムは、既設加速器にも容易に設置可能であるように設計されており、新規導入時にユーザが負担する費用を抑えることができる。

また、中型加速器(HM-30, MP-30)に対しては、新たに垂直照射ならびに溶解搬送システムを開発中であり、多様なRI製造と大量生産に対応していく。

表2 金属ターゲットRI製造可能な当社サイクロトロン
SHI cyclotrons for solid target RI production

		HM-12	HM-20	HM-30	MP-30
イオン源		内部		外部	
ビーム引出しポート		2			1
ビーム引出し方法		フォイルストリップ ¹⁾			フォイルストリップと 静電デフレクタ
最大ターゲット数と 交換方法		8 (1ポート当たり4)		要求に応じ設定	
		ターゲットチェンジャ		ビーム輸送ラインと ターゲットチェンジャ	
陽子	エネルギー	12 MeV	20 MeV	30 MeV	15~30 MeV
	電流値	150 μA	150 μA	1000 μA	100 μA
重陽子	エネルギー	6 MeV	10 MeV	N/A	8~15 MeV
	電流値	40 μA	50 μA	N/A	50 μA
アルファ 粒子	エネルギー	N/A	N/A	N/A	32 MeV
	電流値	N/A	N/A	N/A	30 μA
製造可能な 代表的医療用RI		¹¹ C, ¹³ N, ¹⁵ O, ¹⁸ F, ⁶⁴ Cu, ⁸⁹ Zr	⁶⁷ Ga, ⁷⁶ Br, ^{99m} Tc, ¹²⁴ I	⁶² Zn, ⁶⁸ Ge, ¹¹¹ In, ¹²³ I, ²⁰¹ Pb	+ ¹⁷⁷ Lu, ²¹¹ At

表3 金属ターゲットRIの主な精製方法
Summary of metal and halogen RI separation methods

	乾式法	湿式法		
	乾式蒸留	樹脂法		溶媒抽出法
		陰イオン交換樹脂	キレート樹脂	
分離原理	沸点/昇華点の差	錯陰イオン形成能の差	生成RIの特異的結合	化合物の親油性の差
利点	化学処理不要	(標準手法)	高い精製分離能力	単純な化学操作
欠点	気化RI漏えいのリスク	腐食性化学薬品の使用		
精製前ターゲット材の化学処理	不要	強酸などでの溶解		
精製後ターゲット材の再生化学処理	不要	必要		
利用できるRI	⁷⁶ Br, ¹²⁴ I, ²¹¹ At, ^{99m} Tc(TcO ₄ ⁻)	大部分の 金属元素	⁶⁴ Cu, ⁸⁹ Zr, ^{99m} Tc(TcO ₄ ⁻)	⁶⁸ Ge, ^{99m} Tc(TcO ₄ ⁻), ¹¹¹ In, ²⁰¹ Pb, ²¹¹ At



図1 小型サイクロトロン用金属ターゲットシステム
Solid target system for HM-12 and HM-20

2.3 精製装置

生成RIは、ターゲット表面だけでなく内部に散在するので、種々の化学処理でターゲット材から分離抽出する精製作業が必要である。RIを扱う精製作業は、遮蔽箱内での作業が必須であることから遠隔操作ならびに自動化が要求される。

精製方法には、乾式法と湿式法があり(表3)、生成RIの特性に合わせて適切な手法が選択される。これらの精製法に対応すべく進めている装置化の詳細を次に示す。

2.3.1 乾式法(乾式蒸留法)

乾式法は、ターゲット材と生成RIの沸点の差を利用するものであり、¹²⁴Iに代表されるハロゲンRIの精製に使用される。照射済みターゲット基板は石英容器に挿入され、不活性ガス気流下にて容器ごと電気炉でターゲット材の融点付近まで加熱される。気化した生成RIは気流に乗り、装置下流にある溶液(たとえばエタノール)にバブリング捕集される。

精製後もターゲット材はそのまま基板上に残存し、化学変化もないことから、安定同位体を使用する高価なターゲット材の繰返し使用が容易である。

乾式精製装置として¹²⁴I精製装置を販売しており、各納入先にて稼働中である。現在、⁷⁶Br精製装置と²¹¹At精製装置ならびに、改良型¹²⁴I精製装置を開発中である。

2.3.2 湿式法1 樹脂精製法

樹脂精製法は、各金属イオンと樹脂との相互作用の違いを

利用する方法であり、⁶⁴Cuや⁸⁹Zrの精製が代表的であり、当社でもそれぞれに対応した精製装置を販売中である。

精製は、まず、ターゲット材を酸で溶解し、必要であれば適切な酸濃度に調製する。次に、この溶液を樹脂に通過させて生成RIを樹脂に吸着させた後、樹脂に残る不純物を洗浄液で洗い出す。洗浄後、樹脂に抽出用液を流すことで、精製された生成RI溶液を取り出すという方法で行う。

樹脂精製法は、樹脂の種類や各溶液を変えることで、多くの金属RI精製に適用できる標準的な精製方法である。このことから、接液部を使い捨ての交換式として、複数の金属RI精製に対応できる多核種精製装置を開発中である。

また、¹⁷⁷Lu精製装置も開発中であり、多段階で複雑な操作を必要とするこの精製法の自動装置化を進めている。

2.3.3 湿式法2 溶媒抽出法

溶媒抽出法は、生成RIと他元素との有機溶媒への溶解度の差を利用して精製する方法で、⁶⁸Geの精製が代表的である。

ターゲット材は酸などで溶解された後に、生成RIのみが有機溶媒に溶解できる化合物を形成するように化学処理される。その後、その溶解液と有機溶媒とを激しく攪拌することで生成RIの有機溶媒への抽出を行う。必要であれば、この有機溶媒に対し、水などで逆溶媒抽出を行い生成RIをその水溶液として取り出すことができる。⁶⁸Geと^{99m}Tcそれぞれに対応する簡便で小型化された精製装置を開発中である。

従来、限られた専門家が市販理化学機器を組み合わせて手技で行っていた精製作業を、先に示した開発中の精製装置にて行うことで、より簡便で被曝量の低い精製作業を可能としていく。

3 おわりに

- (1) 当社は、多様な加速器を開発しており、顧客が要望するRI製造に適した加速器の販売供給が可能である。
- (2) 当社の金属ターゲットシステムは自動化されており、被曝量の低い作業が可能である。
- (3) 製造したRIを簡便かつ高純度に精製できる装置を開発中である。

今後も、RI製造システムの開発を通じ、PET診断ならびに治療放射性薬剤の発展に貢献していきたい。

加速器BNCT(ホウ素中性子捕捉療法)システム

Accelerator Based BNCT (Boron Neutron Capture Therapy) System

●矢島 暁*
Satoru YAJIMA



加速器BNCTに使用されるHM-30サイクロトロンおよび陽子ビーム輸送装置
HM-30 cyclotron and beam transportation device for accelerator-based BNCT system

1 はじめに

粒子線によるがん治療は、放射線のがんの形状に合わせて密に集中させることにより正常な組織への副作用を低減し、生活の質(QOL: Quality Of Life)を向上させることができる治療法として国内外で治療事例が増加してきている。そのなかでもホウ素中性子捕捉療法(BNCT: Boron Neutron Capture Therapy)については、がん細胞のみにピンポイントで照射でき、正常細胞への影響を最小限にとどめる治療法として近年注目を集めており、当社も加速器(サイクロトロン)を使用したシステムとして開発を実施している。本報では、加速器BNCTシステムの概要および開発状況について述べる。

2 BNCTの治療原理

図1に、BNCTの治療原理を示す。ホウ素の安定同位体である ^{10}B は、熱中性子に対して非常に大きな反応断面積を持っており、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応により高LETの α 粒子と ^7Li 原子核を放出する。生体内における飛程はそれぞれ $9\mu\text{m}$ と $4\mu\text{m}$ であり、細胞の大きさ以下となっている。 ^{10}B 元素を含む薬剤としてはアミノ酸に結合されたボロノフェニルアラニン(BPA)が臨床研究に用いられている。この薬剤を患者に点滴投与することで選択的にがん細胞に取り込ませ、外部から中性子を照射することによりがん細胞だけを破壊する。また、がん細胞だけに大量の線量を与えることができるので、1~2回の照射で治療でき、通院の負担が少ないのも特長である⁽¹⁾。

3 加速器BNCTシステム

これまでBNCTの臨床研究は研究用原子炉により行われてきた。しかし原子炉は取扱いが難しく、一般病院への設置が

ほぼ不可能であることから、原子炉に代わる中性子源として小型かつ取扱いが容易な加速器によるシステムが要求されていた。当社はこの背景のもと、病院設置型の小型中性子源の実現を目的として、2008年より国立大学法人京都大学(京都大学)と共同で加速器中性子源の開発に着手し、2009年に京都大学原子炉実験所内に加速器BNCTシステムを設置した。

さらに、2012年11月には一般財団法人脳神経疾患研究所からも加速器BNCT治療システムを受注し、現在装置据付けおよび性能確認試験を完了している。図2に一般財団法人脳神経疾患研究所附属南東北BNCT研究センターに設置した加速器BNCTシステム全体図を、図3にその治療室を示す。

加速器BNCTシステムは、陽子加速装置(サイクロトロン)、陽子ビーム輸送装置および中性子照射装置より構成される。表1に、加速器BNCTシステムの主仕様を示す。

3.1 陽子加速装置(サイクロトロン)

所定の中性子量を得るのに必要な陽子ビームを発生させる機能を有する。加速器は、中高エネルギーを使用して中性子を発生させるシステムとし⁽²⁾、30 MeVの陽子ビームを発生させることができるAVF型サイクロトロンHM-30を採用している。イオン源としては外部イオン源を採用し、垂直入射で10mA以上の水素負イオンビームを入射することができる。この水素の負イオンを高周波により30 MeVまで加速する。取出しは、炭素薄膜を利用した荷電変換取出しを採用しており、これにより加速ビームを損失することなく取り出すことが可能となっている。引出し陽子ビーム電流は、治療時には最大1.1mAで行われるが、サイクロトロン単体としては2 mAまでの引出しが可能である。

3.2 陽子ビーム輸送装置

サイクロトロンから取り出された陽子ビームを、その終端

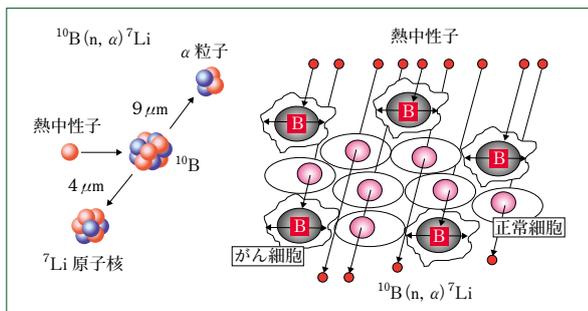


図1 BNCTの原理
Principle of BNCT

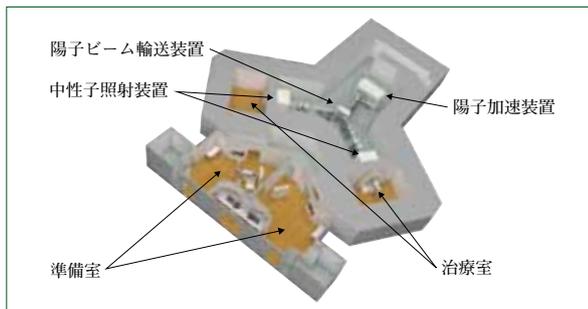


図2 加速器BNCTシステム全体図(南東北BNCT研究センター)
General view of accelerator-based BNCT system
(Southern TOHOKU BNCT Research Center)

にある中性子発生ターゲットまで輸送する機能を有する。陽子ビームを中性子に変換させる中性子発生ターゲットには、30 MeVの陽子エネルギーで中性子発生量が最も多く、かつ取扱いも簡便なベリリウムを採用している。陽子がベリリウムに当たることで、(p, n)反応により中性子が発生する。

3.3 中性子照射装置

ベリリウムターゲットより発生する中性子をBNCTに適した熱外中性子の領域まで減速させ、治療時には患者を安全に固定する機能を有する。減速材としては鉛、鉄、アルミニウムおよびフッ化カルシウムを採用しており、照射口に置かれたフッ化リチウム入りのポリエチレンのコリメータにより患者の治療部位に合わせて中性子ビームを照射できる構造になっている。治療台は座位、立位および臥位に対応でき、頭部および頭部への照射が可能である。また、治療台は自動搬送式とした。準備室で患者を治療を行うときの姿勢にした後、そのままの姿勢を保持したまま治療室まで自動搬送できる。

4 開発状況

現在京都大学および南東北BNCT研究センターの両施設とも安全性および性能確認試験を完了し、所定の性能を達成していることを確認した。

サイクロトロンについては、30 MeV、1.1 mAまでの陽子ビームの加速に成功し、2時間以上の安定した連続運転を達成した。

陽子ビーム輸送装置については、サイクロトロンからの1 mAのビームを99%以上の透過率でターゲットまで輸送することが確認できた。また、ターゲットは30 kWの入熱に対して異常な発熱や破損などが生じることがなく安定稼働していることを確認した。

中性子照射装置については、コリメータ直後に置かれた水



図3 治療室(南東北BNCT研究センター)
Treatment room (Southern TOHOKU BNCT Research Center)

表1 加速器BNCTシステム主仕様
Main specifications of accelerator-based BNCT system

項目	主仕様	
陽子加速装置	装置型式	外部入射型 AVFサイクロトロン
	加速イオン	水素負イオン(H ⁻)
	引出しエネルギー	30 MeV
	引出し陽子ビーム電流	・治療時最大電流 1.1 mA ・最大電流(中心領域) 2.0 mA
陽子ビーム輸送装置	ビーム透過率	99% 以上
	ビームライン高さ	1500 mm
中性子照射装置	照射ポート	水平
	中性子フラックス	1.8×10 ⁹ neutrons/cm ² /s@ 1 mA
	照射野寸法	最大φ 250 mm
	治療寝台	6軸式

ファントムを用いて中性子の強度測定を行った。1 mAの陽子ビームにより、ファントム中の照射軸上20 mmの位置における中性子の強度は、1.8×10⁹ neutrons/cm²/sが得られた。これにより、京都大学の加速器BNCTシステムの中性子と同等の性能を得られることが確認できた。

加速器BNCTシステムについては、医療機器承認取得を目指している。現在BPAを開発しているステラファーマ株式会社との共同依頼で京都大学の加速器BNCTシステムにて再発悪性脳腫瘍および頭頸部腫瘍第I相治験を実施中である。これに続き、京都大学および南東北BNCT研究センターにおいて第II相治験を実施すべく準備が進められている。

5 おわりに

- (1) 一般病院への設置と普及を目的とし、従来の原子炉に代わるシステムとして加速器BNCTシステムの開発を行った。
- (2) 加速器BNCTシステムは、現在京都大学および南東北BNCT研究センターに設置されており、それぞれ所定の性能を達成していることを確認した。
- (3) 現在、再発悪性脳腫瘍および頭頸部腫瘍について第I相治験を実施中であり、引き続き第II相治験に向けて準備を進めている。

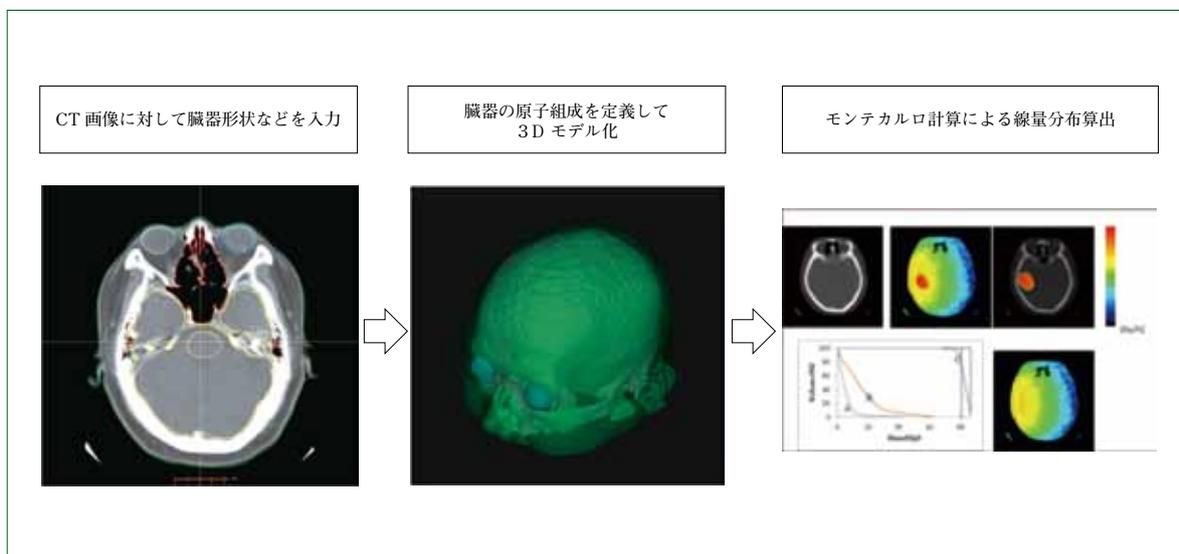
(参考文献)

- (1) 密本俊典, ほう素中性子捕捉療法用がん治療装置, 住友重機械技報 No.173, 2010, p.7~10.
- (2) S. Yonai et al. Feasibility Study on Epithelial Neutron Field for Cyclotron-Based Boron Neutron Capture Therapy. Medical Physics, 30 (8), 2003, p.2021-2030.

ホウ素中性子捕捉療法治療計画システムの開発

Development of Treatment Planning System for Neutron Capture Therapy

● 武川 哲也* 山口 喬* 青木 康* 矢島 暁** 密本 俊典**
 Tetsuya MUKAWA, Takashi YAMAGUCHI, Yasushi AOKI, Satoru YAJIMA, Toshinori MITSUMOTO



BNCT線量計算の概念図
 Process flow diagram of BNCT dose calculation

1 はじめに

ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT: Boron Neutron Capture Therapy) は、がん放射線治療の一種である。患者にBNCT用ホウ素薬剤を投与することで、がん細胞内にホウ素 (^{10}B) を選択的に取り込ませ、そこにエネルギーの低い中性子を照射する。このとき、ホウ素 (^{10}B) 原子核が中性子を捕獲し、核反応を生じた際に発生する α 粒子とLi反跳核により細胞に対してダメージを与える。これらの荷電粒子は、体内でそれぞれ約 $9 \mu\text{m}$ および $4 \mu\text{m}$ の飛程しか持たないことから、理論的には周囲の正常細胞に対してほとんどダメージを与えず、ホウ素 (^{10}B) を取り込んだがん細胞のみを選択的に破壊することが可能となる。BNCTは、放射線治療後の局所再発がんや、肺および肝臓に多発したり臓器表面に広がるような難治性がんに対する効果が期待され、研究¹⁾が進められている。

これまででは、BNCTの中性子源として研究用原子炉が用いられてきた。しかし、本治療法の普及には病院への併設が要望されていることや、研究炉用原子炉の老朽化と維持費の問題で世界的にシャットダウンされているという状況から、加速器中性子源の開発が望まれている。そのようななか、当社では世界に先駆けて加速器BNCTシステムの開発²⁾に成功し、再発脳腫瘍と再発頭頸部がんに関する治験を開始している。

2 治療計画システムの必要性

放射線治療を実施する際には、放射線照射の方向や用いる

放射線量などを定めるべく、事前に患者に付与されるエネルギーを計算し、具体的な照射方法を決定する治療計画システムが必要となる。BNCTも放射線治療の一つであり、現在は研究用に開発されたBNCT治療計画システムが用いられている。

しかし、2014年11月に施行された医薬品医療機器等法により、2015年4月以降、医療に用いられる放射線治療計画システムには医療機器承認が必要となった。これにより、臨床BNCTの実施には医療機器承認を得たBNCT治療計画システムが求められることとなったが、現在使用している研究用の治療計画システムは開発が終了しており、医療機器承認を得るのは現実的ではない。そこで当社では、2014年より医療機器としてのBNCT治療計画システムの開発を進めている。

3 放射線治療計画システムに求められる機能

放射線治療計画システムには以下の機能が求められる。

- ① 患者データ管理機能
- ② 患者組織輪郭作成機能 (ROI作成機能)
- ③ 照射パラメータ設定機能
- ④ 線量分布計算機能
- ⑤ 線量分布表示・解析機能

このうち、放射線種の違いによりBNCTに特有の機能は線量分布計算機能である。次に、BNCT治療計画システムで用いている線量計算機能に関して述べる。

4 BNCT 線量計算

X線においてはClarkson法やSuper Position法、粒子線治療においてはPencil Beam Algorithmなどのように、人体を一様な水等価物質として近似的に線量分布を計算する方法が主流となっている。

これらの方法は、直進性が高いX線や粒子線を用いた治療の評価ではある程度の精度が確保できる。しかし、中性子捕捉療法の場合には、中性子と物質との相互作用として核反応を伴うので、人体の原子組成を模擬する必要がある、前述のように人体を一様な水として計算することは不可能である。

したがって、中性子捕捉療法においてはモンテカルロ法を用いる方法でのみ精度良く治療を模擬した線量計算を行うことが可能となる。

5 中性子輸送計算モンテカルロコード

一般的に、中性子の輸送計算が可能なモンテカルロコードとしてPHITS⁽³⁾、MCNP、GENAT 4、FLUKAなどが知られている。

そのなかでも日本原子力研究開発機構(JAEA)により開発されたPHITSは、研究用BNCT治療計画システムの線量計算用モンテカルロコードとして採用された実績を持つ。このことから、本システムにおいても中性子輸送計算に用いる計算コードとしてPHITSを採用した。

6 計算用患者モデルの作成

X線治療や粒子線治療では、一般的にCT画像から得られる電子密度をもとに水等価モデルを作成する。しかし、中性子により付与される線量分布を計算するには人体の原子組成を考慮したモデルを作成する必要がある。

このことから、線量分布の解析などに利用する体輪郭、臓器形状および治療領域などを指定したROI(Region of interest)をもとに、組織-原子密度テーブルを利用して患者形状および原子組成を考慮した患者モデルを作成する。これにより組織ごとに異なる原子密度を考慮した高精度なBNCT線量計算が可能となる。

7 おわりに

本報では、医療機器承認を得たBNCT治療計画システムの必要性およびBNCT治療計画システムに用いる中性子線量計算機能に関して述べた。

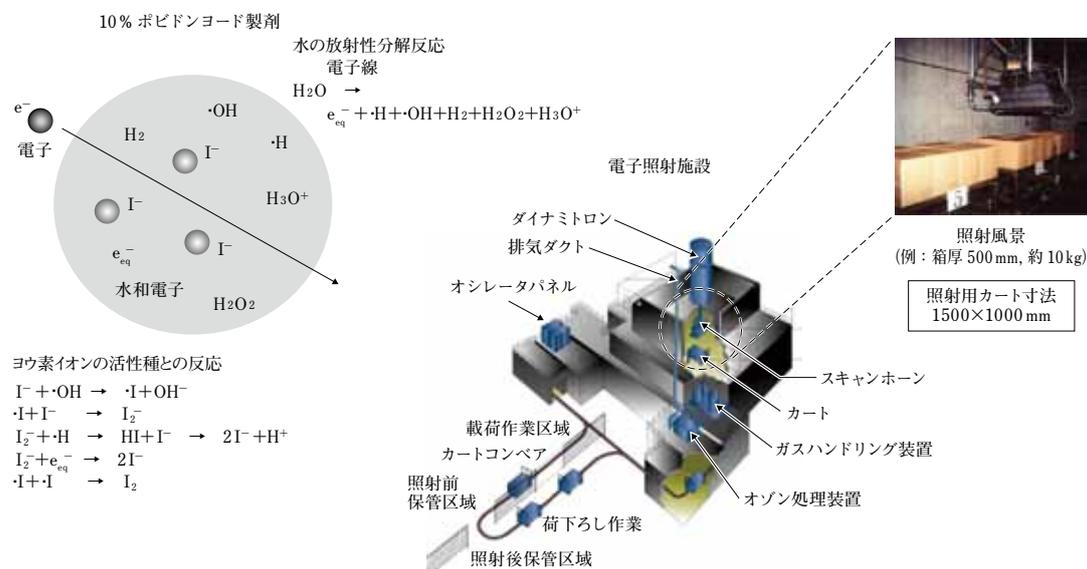
今後、当社では医療機器としてのBNCT治療計画システムの開発を推進するとともに、BNCTをより一般的な放射線治療として普及させるべく開発を進めていく所存である。

(参考文献)

- (1) 鈴木実, 難治性癌に対するホウ素中性子捕捉療法(BNCT)の挑戦, 学術の動向, 2015, p.26~31.
- (2) ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)治療システム, 住友重機械技報, no.187, 2015, p.18.
- (3) T. Sato, et al, Particle and Heavy Ion Transport Code System PHITS, Version 2.52, J. Nucl. Sci. Technol. 50:9, 2013, p.913-923.

ポビドンヨード製剤(液剤)の電子線滅菌

Electron Beam Sterilization of Povidone Iodine Preparations



2006年、点眼薬(顆粒および錠剤)の最終滅菌として電子線滅菌法が国内で初めて承認され、現在、茨城県つくば市の日本電子照射サービス株式会社で実施されている。電子線滅菌は、ガスや蒸気の浸透が困難な製品や、熱による影響が見られる製品への適用が可能である。また、ろ過滅菌や無菌充填では無菌性の保証ができないのに対し、電子線による最終滅菌では無菌性保証レベル 10^{-6} の滅菌が可能である。

医薬品の電子線滅菌技術を確立するうえで、電子線照射による有効成分などの分解を防止することが重要となる。特に水を含む液体製剤では、水から生成される活性種のなかでも活性の強いOHラジカル、Hラジカルの影響で有機物または無機物の分解が起こることが知られている。したがって、これまで液体製剤においては成分劣化により電子線滅菌処理は困難であった。

今回、ポビドンヨード製剤(液剤)の電子線による有効成分の分解を抑制すべくラジカルスカベンジャーとしてKI(ヨウ化カリウム)を添加する方法を開発した。

本滅菌法は、リバテープ製薬株式会社から薬事申請(製造販売承認申請)が行われ、2012年6月に国内で初めてポビドンヨード製剤(液剤)の電子線による最終滅菌法として承認され、滅菌処理を実施している。

主要仕様

用途	消毒剤滅菌(液剤)
滅菌方法	電子線滅菌
滅菌装置	電子線加速器(最大加速電圧 5 MV)

滅菌保証水準(SAL) 10^{-6}

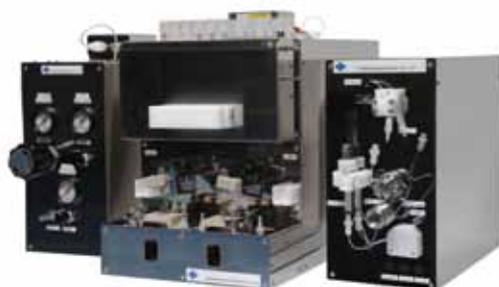
特長

- (1) ISO規格に対応した滅菌方法
ISO11137-1, ISO11137-2
- (2) 最終医薬品(液体)の滅菌
ポビドンヨード液10%製剤
- (3) 確実な滅菌
滅菌保証水準(SAL) 10^{-6}
- (4) 大量処理
処理量 46 m³/hr
- (5) 迅速な製品出荷
ドジメトリックリリースによる出荷

(産業機器事業部 上野浩二)

MPS200A β 医療機器化

The Synthesizer for florbetapir (^{18}F) (MPS200A β)



- ① ユーティリティーユニット
- ② 基本ユニット
- ③ 注入ユニット
- ④ HPLCユニット
- ⑤ 固相抽出ユニット
- ⑥ 真空ポンプ



MPS200A β は、PET診断用標識化合物であるflorbetapir (^{18}F)注射液用の合成装置である。当社では、これまでにがんの診断に用いられる ^{18}F -FDG用の合成装置(F100, F200, F300)、心疾患の診断に用いられる ^{13}N -アンモニア用の合成装置(N100)の医療機器化を行ってきた。

florbetapir (^{18}F)注射液は、アルツハイマー型認知症の脳内に蓄積するアミロイド $\cdot\beta$ プラークをPET診断により画像化するのに使用される。アルツハイマー型認知症は、今後急増することが推測されている認知症のうち約6割を占めると言われている。アルツハイマー型認知症の病理所見として、認知機能障害発症以前にアミロイド $\cdot\beta$ プラークが脳内に蓄積することが報告されている。florbetapir (^{18}F)注射液は、アルツハイマー型認知症の診断精度の向上および早期診断につながる可能性を持った診断薬剤として期待されている。

当社は、2013年8月に本診断薬用合成装置の医療機器化に向けて日本イーライリリー株式会社と共同開発契約を締結し、合成装置の開発を開始した。医療機器申請に必要な安全性試験、合成装置の性能試験および合成された薬剤の品質試験などを実施後、2015年9月に医療機器承認を取得し、販売を開始した。

主要仕様

合成薬剤	florbetapir (^{18}F)注射液
合成時間	70分
合成収率	20% (減衰補正值)
液量	10 \pm 5 mL

薬剤品質 日本核医学会 院内製造PET薬剤基準
2015年3月24日 第3.1版
florbetapir (^{18}F)注射液各条に適合

特長

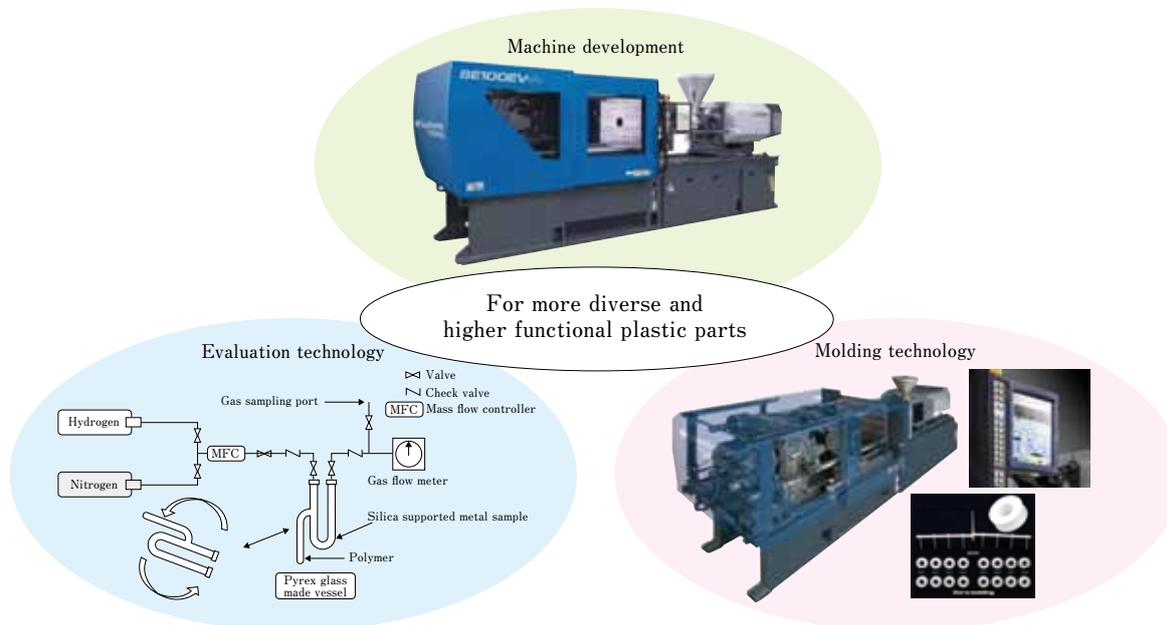
- (1) 安全性・作業性
接液流路を一体型の使い捨てカセットとすることで、合成ごとの試薬のクロスコンタミネーションを低減し、準備と後処理を簡略化した。
- (2) 操作性
ユーザーフレンドリーな制御ソフトである。
- (3) ユニット化
各機能をユニット化・小型化することにより、放射線遮蔽体(ホットセル)の限られたスペースの有効活用が可能となった。

(産業機器事業部 渡辺利光)

可塑化樹脂のガス発生機構の研究

Investigation of Gas Generation Mechanism from Plasticized Resin

● 宍戸 美子*
Yoshiko SHISHIDO



開発の目的
An image of development objective

近年、熱可塑性プラスチックの適用範囲が広がり、種類も多様化かつ高機能化している。このことから成形は難しくなっているが、さらなる成形性向上が求められており、その要求に応えるには基盤技術の向上が必要である。

当社技術研究所では射出成形時の樹脂劣化現象に注目し、そのプロセスを化学的に解明することで、基盤技術の一つである評価技術の構築および環境整備を図っている。

本報では、さまざまな樹脂劣化現象のうちガス焼けに注目し、射出成形時における可塑化樹脂のガス発生機構について調査した事例を紹介する。

今後は可塑化時における樹脂劣化要因を排除することで、装置の優位性向上や不具合の低減に貢献したい。

Due to a recent broadening of application range of thermoplastic resins, their kinds are being ever more diversified, and their functionality higher. The aforementioned situation making the resin molding more and more difficult, a better molding capability is being required, and to respond the request, a better basic process technology is becoming more and more essential. At Technology Research Center of Sumitomo Heavy Industries, Ltd., an attempt to establish the evaluation technique of resin decay as one of such basic process technologies, and to construct the related infrastructure has been being made through the chemical elucidation of pertinent process with the resin degradation phenomena during the injection molding as the center of interests. The report introduces some investigational examples of outgas generation mechanism of thermoplastic resins during injection molding with gas-burn focused among various resin decay phenomena. Future prospects consist of a differentiation of injection molding machines and a decrease of product failures through the elimination of resin degradation factors during the plasticization.

1 まえがき

当社グループでは、射出成形機、フィルム成形機および2軸混練機を製造・販売しており、特に射出成形機は中核商品の一つとなっている。近年、射出成形機に用いられる熱可塑性プラスチックは食品容器や生活用品などの汎用品だけでなく、テレビや携帯電話などの電子機器部品、自動車や旅

客機の部材から住宅建材に至るまで、多種多様な分野に適用されつつあり、高精度および高機能を要求されている。当社ではこれまでも成形技術やプロセス開発などによりトレンドに適合した装置を提供してきたが、今後のさらなる要求の高まりに応えるには、評価技術を含めた基盤技術の向上が必要であると考えている。

そこで、当社技術研究所では基盤技術の一つである評価技

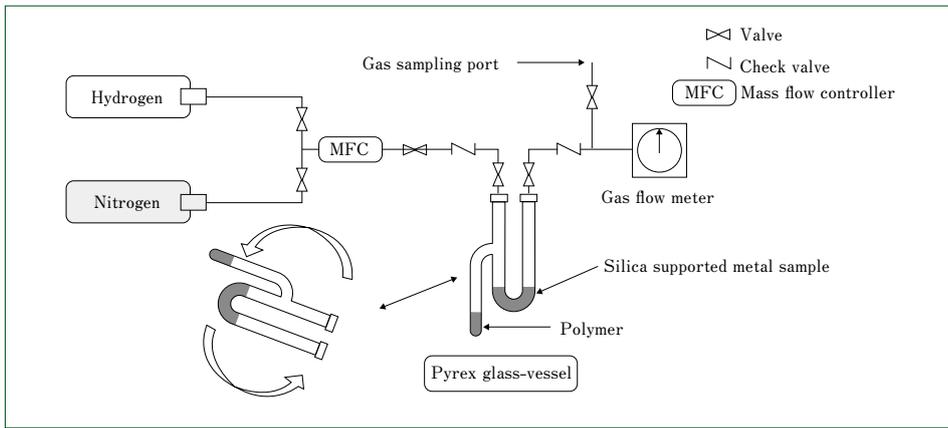


図1 常圧流通系反応装置
Continuous flow temperature-programmed desorption system and vessel

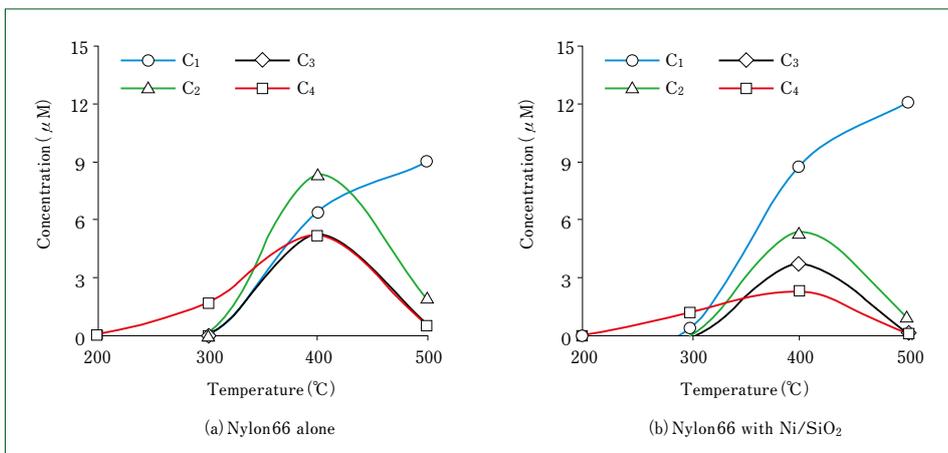


図2 加熱分解発生炭化水素
Hydro carbon generated by hydrolysis process

術の構築および環境整備を目指し、可塑化樹脂のさまざまな劣化プロセスの解明に着手した。本報では、そのなかの一つとして、ガス焼けに注目して可塑化樹脂のガス発生機構について調査した事例について報告する。ガス焼けは、射出成形時に成形品表面の一部が黒変する現象であり、主な原因は金型や加熱シリンダ内の空気および可燃性ガスの断熱圧縮や、ポリマーのせん断断熱などであると考えられている⁽¹⁾⁽²⁾。生産性を向上するには、ハイインジェクションおよびハイサイクルでの成形時におけるガス焼けの軽減が求められている。また、黒変まではしないものの金型や加熱シリンダ内の樹脂由来分解ガスが後工程でのメッキ不良などの原因となる場合もあり、ガス発生プロセスの解明は重要である。

近年、射出成形部材に含まれるニッケル(Ni)、鉄(Fe)などによってポリブチレンテレフタレート(PBT)の分解や水素引抜きが促進され、「ガス焼け様」による変色が起こる可能性が報告されている⁽³⁾。そこで、PBT以外のポリマーでも同様の反応が発生する可能性、つまり、金属成分による分解促進および水素引抜きが起こるかどうかについて検討した。

2 実験方法

2.1 高分散型金属試料の調製および還元

あらかじめ400°Cで3時間焼成したシリカ(シリカゲル60, Merck, 比表面積410m²/g)を、Ni含有量が10wt%となるよう

調整したNi硝酸塩水溶液に含浸し、1時間静置した。このスラリーを減圧乾燥後、空気流通下(200ml/min)において500°Cで3時間焼成し前駆体を得た。

次に、図1に示す常圧流通系反応(TPD: Temperature Programmed Decomposition)装置のガラス製反応床に高分散型Ni試料前駆体を0.5g充填し、窒素100ml/min流通下、500°Cで1時間加熱した。次いで、同条件で水素を流通しながら加熱し、還元した高分散型Ni試料(Ni/SiO₂)を得た。

2.2 ナイロン66の分解試験およびガス分析

還元処理後の試料に、再び窒素を流通しながら200°C以下に冷却してから所定の条件にて予備乾燥し、TPD装置のガラス製ベッセルの枝管部分にあらかじめ充填しておいた0.5gのナイロン66を還元された金属試料が充填されている反応床に移し、よく混合した。これを窒素100ml/min(stp)で通気しながら10°C/minで昇温加熱し、発生する分解ガスを採取した。

2.3 分解生成ガスの分析

分解ガスはガスクロマトグラフィーで分析した。無機ガスおよびメタンは、Unibeads-C(80/100 mesh, GL Science)が充填された3mmφ(i.d.)×3mの分離カラムを取り付けたTCD-GC(島津GC-8A)を用い、温度は50°Cで分析した。低級炭化水素は、Unipack-S(100/150 mesh, GL Science)が充填された3mmφ(i.d.)×4mの分離カラムを取り付けたFID-GC(島津GC9A)を用い、50~150°Cまで5°C/minで昇温し

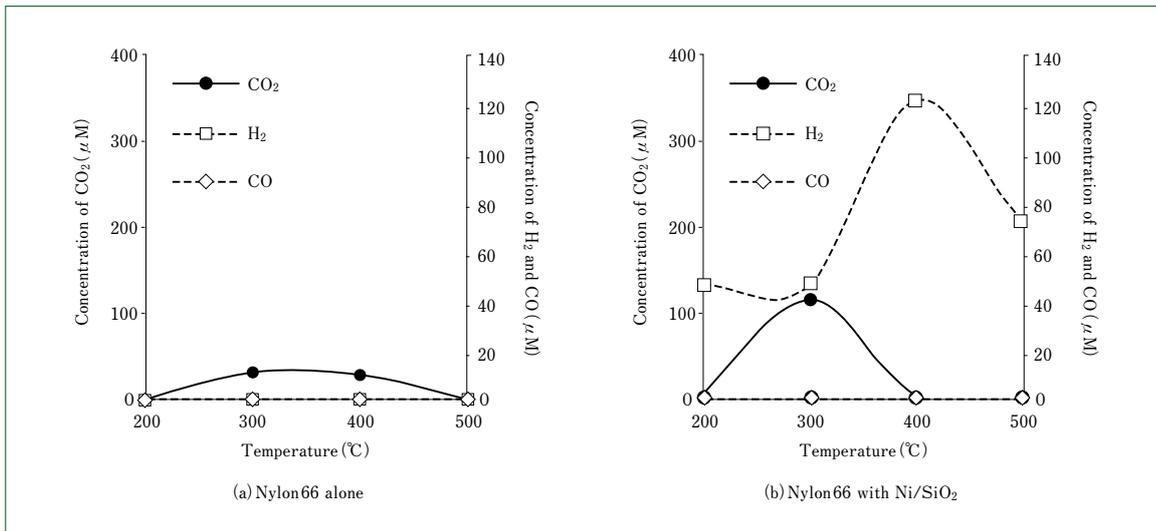


図3 加熱分解発生無機ガス
Inorganic gas generated by hydrolysis process

ながら分析した。なお、移動相にはどちらもアルゴンを用いた。

3 結果および考察

3.1 ナイロン66単独での炭化水素生成量

図2(a)にナイロン66のみを200°C, 300°C, 400°Cおよび500°Cに加熱した際に生成した出口ガスに占めるC₁~C₄成分の濃度を示す。温度200°Cでは、ほとんど炭化水素は検出されなかったのに対し、300°CではC₄成分が1.7 μM検出された。同温度で無触媒の場合、低級炭化水素のサーマルクラッキングの進行が難しいことを考えると、300°CにおけるC₄成分の生成にはナイロン66のアジピン酸部分に関わっているものと推定された。また、400°CではC₁, C₂, C₃およびC₄成分はそれぞれ6.4 μM, 8.3 μM, 5.2 μMおよび5.2 μMとC₁~C₄成分が平均的に生成したのに対し、500°CではC₁成分(メタン)の生成が8.9 μMであり、その他の成分(3 μM)に比べ多かった。この結果から、400~500°Cの間でより低級の炭化水素への分解が促進されたことが分かった。低級炭化水素への分解経路は現時点で明確ではないが、ナフサなどの低級炭化水素のサーマルクラッキングは370~700°Cで進むことから、ナイロン66のアジピン酸およびヘキサメチレンジアミン部分に関連するC₄およびC₆の炭化水素を経由して低級炭化水素に向かう経路も存在するものと推定される。

3.2 Ni/SiO₂共存下での炭化水素生成量

図2(b)に、Ni/SiO₂共存下でのナイロン66を200°C, 300°C, 400°Cおよび500°Cに加熱した際に生成した出口ガスに占めるC₁~C₄成分の濃度を示す。200°Cではナイロン66の場合と同様、Ni/SiO₂共存下でもナイロン66の分解は起こらなかったが、300°CではC₁およびC₄成分がそれぞれ0.5 μM, 1.7 μM生成した。さらに、400°CではC₁, C₂, C₃およびC₄成分がそれぞれ8.7 μM, 5.3 μM, 3.8 μMおよび2.4 μM生成し、さらに500°CではC₁成分は12.1 μM生成した。このようにNi/SiO₂共存下では、H/C比の高いメタンの生成が著しかった。

3.3 Ni/SiO₂共存下での無機ガス生成量

図3に、ナイロン66のみの場合とNi/SiO₂共存下でナイロン66を200°C, 300°C, 400°Cおよび500°Cに加熱した際に生成した出口ガスに占める無機ガス(H₂, CO, およびCO₂)濃度を示す。

H₂については、ナイロン66のみの場合は検出されなかった(図3(a))のに対し、Ni/SiO₂共存下の場合、200°C, 300°C, 400°Cおよび500°Cではそれぞれ45.5 μM, 44.5 μM, 122.5 μMおよび71.7 μM生成した(図3(b))。鈴木らは、Ni/SiO₂共存下でPBTを加熱するとH₂の発生が増加すること、それはPBT骨格の炭化水素部からの水素引き抜き反応の可能性によると述べている⁽³⁾。ナイロン66の分子構造見ると、PBTと同様に炭化水素部を保有していることが分かる(図4)。これらのことから、ナイロン66でも水素引き抜き反応が起こっている可能性が示唆された。

CO₂について、ナイロン66のみでは、300°Cおよび400°Cでそれぞれ30.8 μMおよび27.7 μMだったのに対し、Ni/SiO₂共存下では、300°Cでのみ検出され、113.5 μMだった。窒素雰囲気下での加熱分解でCO₂が検出され、COは検出されなかったことから、ブダー反応(2CO→CO₂+C↓)や水性ガスシフト反応(CO+H₂O→CO₂+H₂)が起きた可能性がある。

3.4 分解ガス中のH/C比

ナイロン66単独およびNi/SiO₂共存下における分解生成ガスのH/C比は、300°Cでそれぞれ0.36および0.85, 400°Cでは1.76および9.98, 500°Cでは3.65および13.89だった。いずれの温度でもNi/SiO₂共存下における分解生成ガスのH/C比は、ナイロン66単独でのそれよりも高かった。このことは、ナイロン66からの水素引き抜きが促進されて表面の炭素分が過剰となるガス焼け様が起こる可能性を示唆している。

3.5 可塑化樹脂のガス発生について

ガス発生機構を考察すべく、異なった可塑化樹脂のガス発生がどのように違うかについて比較した。図5に、400°Cにおけるナイロン66とPBTの発生ガス組成を示す。ナイロン66のみの場合、窒素雰囲気下にもかかわらずCO₂の割合がC₁~C₄よりも多いことから、C=O近辺での熱分解が主体に

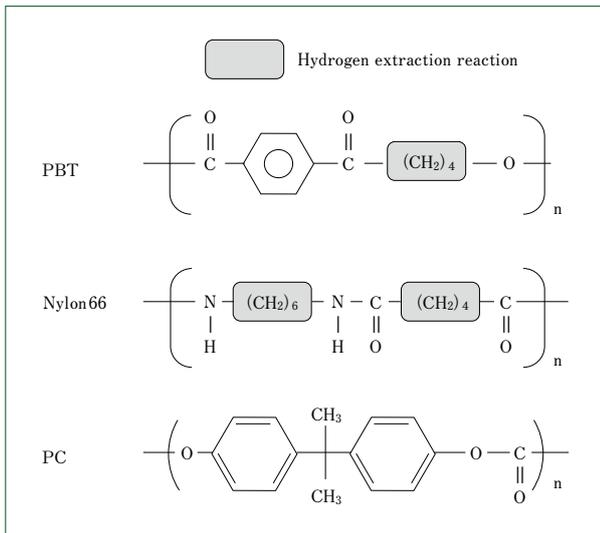


図4 ポリマーの分子構造
Molecular structures of polymers

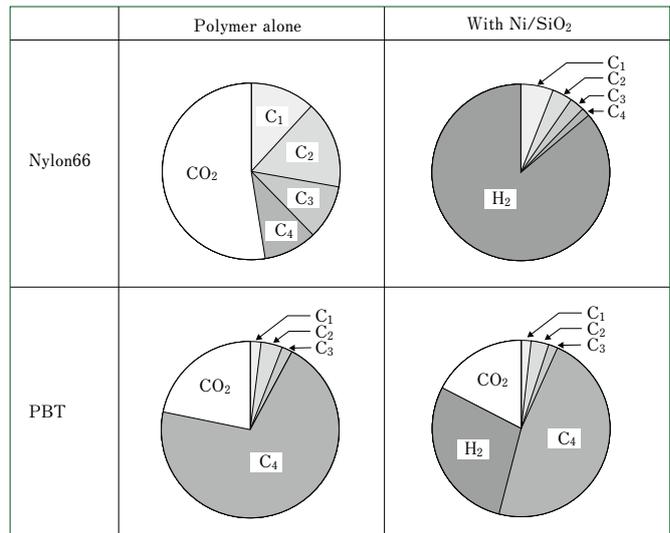


図5 ナイロン66とPBTの発生ガス組成
Composition of gases generated from Nylon66 and PBT

進んでいると考えられる。一方、PBTのみの場合、CO₂よりもC₄の割合が大きいことから、ブチレン基で多く切断されていると考えられる。いずれにしても樹脂のみの場合、どちらの樹脂もC₁~C₄成分が比較的多く生成しており、ポリマーからC₄成分へ、C₄成分からC₁~C₃成分への熱分解が主体に進んでいると考えられる。

これに対し、Ni/SiO₂が存在した場合はどちらの樹脂も水素の割合が増加していることが分かる。特にナイロン66についてはその傾向が著しい。また、図3で示したように水素発生が認められる温度が低下している。これらのことから、ナイロン66は金属との接触により水素引き抜き反応が低温でも促進されている可能性がある。一方、PBTはC₄成分の割合が比較的小さいものの、水素よりも多い。また、CO₂の割合もほとんど変化していないことから、金属との接触により水素引き抜き反応は促進されるものの、熱分解も同時に起こっているものと推測される。

これらのように分子構造の一部が類似した樹脂でもガスの発生温度やその発生割合が違うことが分かった。分子構造が違う樹脂や、違う価数を持った金属ではガス発生の挙動がまったく違うと考えられることから、種々の樹脂と金属の組み合わせを調査していきたいと考えている。紙面の都合上、本報では紹介できなかったが、樹脂をポリカーボネートに変えて同様の調査を実施している。ポリカーボネートには結合エネルギー330~358kJ/molのエステル結合があり、通常はここで熱分解されやすいと言われている。このような結合への影響など詳細についてはさらに調査のうえ、別の機会に報告したい。

4 むすび

- (1) 本報では、評価技術の構築および環境整備を目指して実施している可塑化樹脂のさまざまな劣化プロセスの解明の一つとして、ガス焼けに注目して可塑化樹脂のガス発生機構について調査した事例について紹介した。
- (2) 可塑化樹脂は、金属との接触により水素発生が促進さ

れることが分かった。このことから、射出成形に用いられる金属部材に関しても、可塑化樹脂との接触界面で水素発生を促進し、樹脂表面の炭素分が過剰となるガス焼け様が発生する可能性が示唆された。

今後も射出成形時の樹脂劣化現象に注目し、そのプロセスを化学的に解明することで、射出成形装置の機能性および耐久性の向上や、金型メンテナンスの低減などに貢献できるように評価技術の向上および環境整備を推進していきたい。

本報で報告した可塑化樹脂のガス発生機構の研究は、群馬県立群馬産業技術産業センターとの共同研究によるものである。

研究遂行に当たり、同センターの鈴木崇氏、福島祥夫氏、恩田紘樹氏には多大なるご尽力をいただき、心から感謝申し上げます。

(参考文献)

- (1) 芥川尚之, 機械設計, 52, 2008, p.99.
- (2) 有方広洋, 射出成形加工の不良対策, 日刊工業新聞社, 2003, p.192.
- (3) 鈴木崇, 黒岩広樹, 福島祥夫, 一倉史人, 村田泰彦, プラスチック成形加工学会誌, 24, 2012, p.590.

4KGM冷凍機

4 KGM Refrigerator

●白石 太祐*
Taisuke SHIRAISHI



図1 4 KGM冷凍機
4 KGM refrigerator

1 はじめに

当社では、長年培ってきた極低温技術を用いて極低温冷凍機とその応用製品であるクライオポンプを販売している。製品の高効率化、機能向上、法規対応およびラインナップの充実といった顧客や市場からの要望にタイムリーに応えるべく開発および改良設計を実施している。

極低温冷凍機は、医療用MRIなどで使用されている超電導コイル、希釈冷凍機や計測機器などの理化学機器および電波望遠鏡の素子の冷却などに用いられる。用途に応じ、GM (Gifford-McMahon) 冷凍機、パルスチューブ冷凍機およびGM-JT (Joule-Thomson) 冷凍機など、冷却原理が異なる極低温冷凍機をラインナップしている。

本報では、そのなかでも小型化と高信頼性にて市場より高評価を得ている4 KGM冷凍機(図1)について解説する。

極低温冷凍機は、圧縮した冷媒ガス(ヘリウム)を冷凍機内で膨張させることで寒冷を発生させるが、4 KGM冷凍機はモータを動力とし、シリンダ内部蓄冷器をピストン運動させる構造となっている。これにより、小型化と高信頼性を実現している(図2)。

2 4 KGM 冷凍機の歴史

4 KGM冷凍機は、1995年にRDKシリーズとして商品化した後、MRI用超電導マグネットの冷却用途に標準採用された。その後、2003年に顧客要望から1段冷凍能力を約20%向上させた第2世代へとモデルチェンジした。

第2世代の上市から8年経過した2011年に、さらなる品質向上と環境規制(RoHS)に対応すべく、第3世代へとモデルチェンジした。そして2015年現在、MRI市場における液体ヘリウム使用量の削減が大きな課題となるなか、冷凍機の一層の冷凍能力向上(効率向上)に向け、開発を行っている。

2.1 第1世代(2段冷凍能力の方向依存性解消)

4 KGM冷凍機を初めて商品化するに当たり、問題となったのが重力の影響による2段冷凍能力の低下(取付け方向依存性問題)であった。その問題を解消したのがスパイラルシールである。スパイラルシール機構を2段蓄冷器表面に施すことで、冷凍機を傾けた際の蓄冷器-シリンダ間の冷媒ガスのリーク量を低減することができ、その結果、方向依存性問題が大きく改善された(図3)。これによりMRI用途に標準採用されるに至った。

2.2 第2世代(1段冷凍能力の向上および寿命延長)

客先装置における設計自由度を向上させるべく、冷凍機の1段冷凍能力の向上が求められた。これに応じて1段蓄冷器内の金網蓄冷材の圧延処理化、さらにそのメッシュサイズの最適化によりデッドボリュームを低減し、1段冷凍能力を約20%向上させた。

同時に、それまでの故障情報から摩耗部品の見直しやピストン運動におけるストローク長の短縮化を進め、冷凍機長寿命化を図った。

2.3 第3世代(信頼性の向上およびRoHS指令対応)

さらなる信頼性の向上に向け、製品故障情報を各国のサービス拠点から集約し、すべての構成部品の設計を信頼性およ

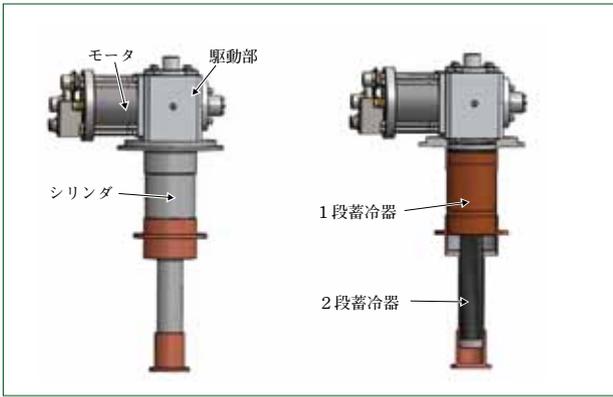


図2 4KGM冷凍機の構成要素
Components of 4KGM refrigerator

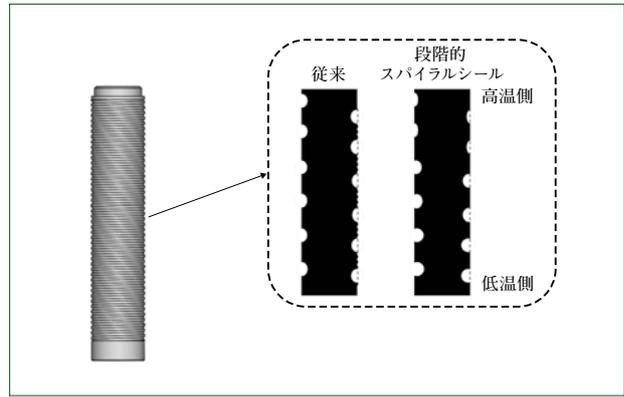


図4 スパイラルシールの改良
Improvement of spiral seal

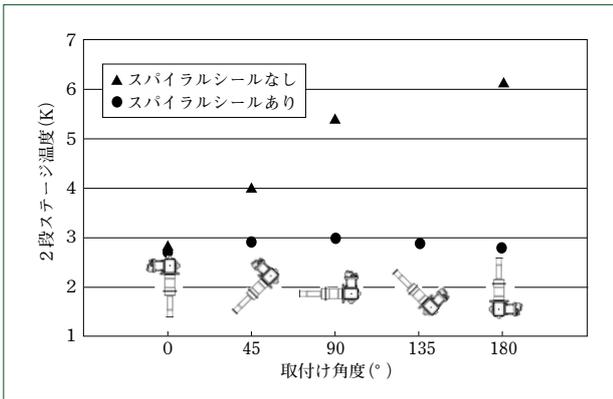


図3 冷凍性能の設置方向依存性
Depending on setting directions of cooling performance

び生産性の面から見直した。

また、環境規制(RoHS)に対しては、蓄冷材を一般的に使われていた鉛から使用温度域での比熱が鉛より小さい代替材料(ビスマス)へ変更しつつ、性能は従来品と同等とすべく蓄冷器設計の最適化を図った。RoHS指令適合の冷凍機ラインナップ展開は世界初であった。

3 現在の開発

顧客のニーズおよび市場の動向から、2014年度より当社技術研究所の先行開発⁽¹⁾⁽²⁾をもとに、既存機種から消費電力を維持したまま冷凍能力を向上させる「高効率4KGM冷凍機の開発」に着手した。既存機種との互換性を維持しながら冷凍能力を向上させるべく、蓄冷器の見直し設計を重点課題としている。

3.1 目標仕様

- ・ 冷凍能力 1 段ステージ 53 W at 43 K
(既存機種比 20%アップ)
- 2 段ステージ 1.25 W at 4.2 K
(既存機種比 25%アップ)
- ・ 消費電力 7.5 kW以下(既存機種と同一)
- ・ 寸法 184 (W) × 306 (L) × 554 (H) mm
(既存機種と同一)

3.2 技術紹介

(1) デッドボリュームの低減

1 段蓄冷器において、蓄冷材として用いる金網外径を

縮小させることでデッドボリュームを低減し、性能向上を図った。

しかし、金網径の縮小によりデッドボリュームの低減と熱交換損失および圧力損失がトレードオフの関係となっていることから、金網径の最適化により性能を向上させた。

(2) 蓄冷材の見直し

2 段蓄冷器の各温度領域で使用する蓄冷材の種類を増やし、これまでより効率的な配合比として 1 段および 2 段冷凍能力を向上させた。

2 段蓄冷器の高温側にこれまで使用していた蓄冷材よりも比熱が小さい蓄冷材を加えることで、2 段蓄冷器内の温度勾配を平坦化させた。これにより、2 段冷凍能力を維持したまま 1 段冷凍能力を向上させた。

(3) 段階的スパイラルシール

2 段冷凍性能は、シリンダと 2 段蓄冷器のクリアランスに起因するリーク損失により性能が低下する。リーク損失を低減させるべく、2 段蓄冷器のスパイラルシールの溝を高温側から低温側にかけて段階的に深さを変えた(図4)。特に低温側の溝を深くすることでシール効果を向上させ、長期運転での摩擦によるクリアランス増大に起因する性能劣化を抑えた。

4 おわりに

(1) 高効率4KGM冷凍機は、現在量産に向けて準備を進めている。

(2) 商品化の実現後も、本開発にて築いた技術をGM冷凍機ラインナップへ水平展開することを目指す。

近年市場要求が多様化し、極低温冷凍機にもさまざまな機能が求められている。当社製極低温冷凍機も多様化に対応した商品開発に向けて今後も挑戦を続けていく。

(参考文献)

- (1) M.Xu et al, Cryocoolers 17, 2013, p.253.
- (2) T.Morie et al, Cryocoolers 17, 2013, p.247.

新オプション 危険運転警報

New Option Audible Drive Support



フォークリフトは自動車と構造が似ているが、大きく異なる特徴が2つある。1つ目は、後輪が操舵輪であり、小回りを可能とすべくハンドルの切れ角が大きい点である。2つ目は、フォークにより荷物の上下動作および運搬ができる点である。

これらの特徴により、フォークリフトを急加減速または急旋回させると、荷物の落下や車両の横転につながる恐れがある。

このような危険な状態に至る前に警報を発する危険運転警報装置をフォークリフトのオプションとして採用した。これによりオペレータおよび周囲の人にフォークリフトが危険な運転状態であることを知らせ、危険な操作も抑制することができる。

主要仕様

急加減速および急旋回の状態を検出し、それぞれに設定された閾値を超えると警報ブザーが鳴る。または、回転灯などが作動する。

入力 ・ タイヤ角センサ

タイヤ角度を検出し、タイヤ角速度を算出する。

・ 車速センサ(エンコーダ・ピックアップセンサ)

車両の速度を検出し、速度変化を算出する。

出力 ・ 警報ブザー(または、回転灯など)

特長

(1) 急加減速時の警報

車速変化から加減速度を計算で求め、一定の閾値を超えた場合に警報を発する。これにより、フルアクセルでの急激な加速操作または急ブレーキ操作で警報ブザーが鳴るので、急加減速運転を抑制することができる。

(2) 急旋回時の警報

① 車速とタイヤ角の関係から、急旋回状態と判定する範囲の閾値を設定し、その値を超えた場合に警報を発する。これにより、たとえばハンドルを一定以上切った状態で徐々に車速を上げていくと警報ブザーが鳴るので、狭い通路で旋回することが多い環境において急旋回運転を抑制することができる。

② 車速とタイヤ角速度の関係から、急旋回状態と判定する範囲の閾値を設定し、その値を超えた場合に警報を発する。これにより、たとえば直線走行から急にハンドルを切り旋回した場合には、警報ブザーが鳴るので急旋回運転を抑制することができる。

(3) 閾値の調整

おのおの閾値は固定ではなく、顧客の使用環境または荷物の種類などに応じて変更できるようにしている。

(住友ナコ フォークリフト株式会社 吉野雅和)

住友重機械技報第189号発行に当たり

住友重機械技報第189号をお届け致します。

本誌は、当社が常々ご指導いただいている方々へ、最近の新製品、新技術をご紹介申し上げ、より一層のご理解とご協力をいただくよう編集したものです。

本誌の内容につきましては、さらに充実するよう努めたいと考えますが、なにとぞご意見賜りたく、今後ともよろしくご支援下さるよう、お願い申し上げます。

なお、貴組織名、ご担当部署などについては、変更がございましたら裏面の用紙にご記入のうえ、FAXでお知らせいただきたくお願い申し上げます。また、読後感や不備な点を簡単に裏面用紙にご記入願えれば幸いに存じます。

2016年4月

〒141-6025 東京都品川区大崎2丁目1番1号 (ThinkPark Tower)

住友重機械工業株式会社

技術本部 技報編集事務局

(宛先)

(発信元)

住友重機械工業(株)
技術本部 技報編集事務局 行
FAX 横須賀 046 - 869 - 2358

貴組織名
担当部署
氏 名
TEL No.
FAX No.

住友重機械技報第189号の送付先の確認と読后感などの件

送 付 先 変 更	(旧送付先)	(新送付先)
	送付番号 _____	送付番号 _____
	組織名称 _____	組織名称 _____
	担当部署 _____	→ 担当部署 _____
	所在地 _____ 〒 _____	所在地 _____ 〒 _____

新 規 送 付 先	新しい部署ができた場合ご記入下さい。
	組織名称 _____
	担当部署 _____
	所在地 _____ 〒 _____
	必要部数 _____ 部

本 号 の 読 後 感 に つ い て	1. 本号で、一番関心を持たれた記事は。
	2. 本号を読まれたご感想をお知らせ下さい。(○印でご記入下さい。)
	1 興味深かった 2 特に興味なし
	その理由をお聞かせ下さい。

キ
リ
ト
リ
線

主要営業品目

変減速機、インバータ

●機械式減速機：[同心軸]サイクロ減速機，サイクロギヤモータアルタックス，精密制御用サイクロ減速機，コンパワー遊星歯車減速機，[平行軸]パラマックス減速機，ヘリカルパディボックス，プレストギヤモータ，[直交軸]パラマックス減速機，ハイポニック減速機，アステロ直交ギヤヘッド，ベベルパディボックス，ライタックス減速機，HEDCON ウォーム減速機，小形ウォーム減速機 ●変速機：[機械式変速機]バイエル無段変速機，バイエル・サイクロ可変減速機，[電気式変速機]インバータ，インバータ搭載ギヤモータ，サーボドライブ，DCドライブ サイクロ，アルタックス，コンパワー，パラマックス，パディボックス，プレスト，ハイポニック減速機，アステロ，ライタックス，HEDCON，バイエルおよびバイエル・サイクロは，住友重機械工業株式会社の登録商標です。

プラスチック加工機械

●プラスチック加工機械：射出成形機，射出吹込成形機，ディスク成形機，セラミックス成形機 ●フィルム加工機：押出機，フィルム製造装置，ラミネート装置 ●IC 封止プレス ●ガラスプレス ●成形システム・金型：射出成形用金型，PET システム，インジェクションブロー成形システム，インモールドドラベリング成形システム

レーザ加工システム

●レーザドリル装置 ●レーザアニーリング装置 ●YAG レーザと加工システム

半導体・液晶関連機器

●イオン注入装置 ●成膜装置：(太陽電池，タッチパネル，有機EL用)プラズマ薄膜形成システム ●精密位置決め装置 XY ステージ ●モーションコーポネント ●ライン駆動用制御システム ●マイクロマシン ●レーザアニーリング装置 ●ウエハ研削装置

環境施設

●環境・エネルギー関連プラント：循環流動層(CFB)ボイラ，ロータリーキルン式産業廃棄物処理施設 ●大気関連プラント：電気集塵装置，灰処理装置，乾式脱硫・脱硝装置 ●水関連プラント：上水処理施設，下水処理施設，浸出水処理施設 ●産業廃水処理装置

加速器，医療機器，精密機器，極低温機器，超電導磁石

●イオン加速器：サイクロトロン，ライナック，シンクロトロン ●電子線照射装置 ●医療機器：PET診断用サイクロトロン・CYPRIS，標識化合物合成装置，陽子線治療システム ●冷凍機：パルスチューブ冷凍機，4KGM 冷凍機，スターリング冷凍機，MRI 用冷凍機，クライオポンプ ●人工衛星搭載観測装置冷却システム ●超電導磁石：ヘリウムフリー超電導マグネット CYPRIS は，住友重機械工業株式会社の登録商標です。

物流・パーキングシステム

●自動倉庫システム ●高速自動仕分システム ●FMS/FA システム ●無人搬送システム ●機械式駐車場

金属加工機械

●鍛圧機械：フォーミングプレス，油圧プレス，フォーミングロール，超高压発生装置 ●工作機械，クーラント処理装置 ●SPS(放電プラズマ焼結機)

運搬荷役機械

連続式アンローダ，港湾荷役クレーン(コンテナクレーン，タイヤマウント式ジブクレーン，タイヤマウント式LLC)，トランスファクレーン，ジブクレーン，ゴライアスクレーン，天井クレーン，製鋼クレーン，自動クレーン，コイル搬送台車，ヤード機器(スタッカ，リクレーマ，スタッカ/リクレーマ)，シップローダ，ベルトコンベアおよびコンベアシステム，リフティングマグネット装置，コークス炉移動機械

船舶海洋

●船舶：油槽船，撒積運搬船，鉱石運搬船，鉱油兼用船，コンテナ船，自動車運搬船，その他海洋構造物

インフラ整備関連

●海洋・港湾構造物：沈埋函，ケーソン

化学機械，プラント

●一般プラント：紙・パルプ製造装置，化学装置，原子力装置 ●発電設備：循環流動層ボイラ ●圧力容器：リアクタ，塔，槽，熱交換器 ●攪拌混合システム：マックスブレンド攪拌槽，スーパーブレンド(同心2軸型攪拌槽)，バイボラック(横型2軸反応装置) マックスブレンドおよびバイボラックは，住友重機械プロセス機器株式会社の登録商標です。

建設機械，フォークリフト

油圧式ショベル，移動式環境保全およびリサイクル機械，杭打機，道路舗装機械，フォークリフト

タービン，ポンプ

蒸気タービン，プロセスポンプ

その他

航空用機器，精密鋳鍛造品，防衛装備品(各種機関銃，機関砲およびシステム)

※文章中のソフトウェア等の商標表示は，省略しております。

事業所

本社	〒141-6025	東京都品川区大崎2丁目1番1号(ThinkPark Tower)	技術研究所	〒237-8555	神奈川県横須賀市夏島町19番地
関西支社	〒530-0005	大阪市北区中之島2丁目3番33号(大阪三井物産ビル)	技術研究所	〒188-8585	東京都西東京市谷戸町2丁目1番1号
中部支社	〒461-0005	名古屋市東区東桜1丁目10番24号(栄大野ビル)	(田無)		
九州支社	〒810-0801	福岡市博多区中洲5丁目6番20号(明治安田生命福岡ビル)	技術研究所	〒792-8588	愛媛県新居浜市惣開町5番2号
田無製造所	〒188-8585	東京都西東京市谷戸町2丁目1番1号	(新居浜)		
千葉製造所	〒263-0001	千葉県稲毛区長沼原町731番1号			
横須賀製造所	〒237-8555	神奈川県横須賀市夏島町19番地			
名古屋製造所	〒474-8501	愛知県大府市朝日町6丁目1番地			
岡山製造所	〒713-8501	岡山県倉敷市玉島乙島新湊8230番地			
愛媛製造所					
新居浜工場	〒792-8588	愛媛県新居浜市惣開町5番2号			
西条工場	〒799-1393	愛媛県西条市今在家1501番地			

本号に関するお問い合わせは，技術本部技報編集事務局(電話番号は下記)宛お願い致します。

住友重機械工業株式会社のホームページ <http://www.shi.co.jp/>

技報編集委員

委員	下園 一治	委員	小松 幹生
	大西 良孝		天野 光昭
	平田 徹		岡林 明伸
	井上 千晶		村田 圭三
	秋山 年春		渡邊 建聖
	長部 洋介		小林 裕二
	浅井 一浩		坂根 剛
	雨宮 徳一		石倉 武久
	諏訪 義和		長坂 勇希
	鈴木雄一郎		岩本 和也
		事務局	技術本部
		編集協力	(株)千代田プランニング

住友重機械技報

第189号 非売品

2016年4月10日印刷 4月20日発行

発行 住友重機械工業株式会社
〒141-6025 東京都品川区大崎2丁目1番1号
(ThinkPark Tower)

お問い合わせ電話 横須賀 046-869-2333

発行人 富田 良幸



住友重機械工業株式会社
Sumitomo Heavy Industries, Ltd.

