

# 東芝の加速器技術と重粒子線治療用加速器の小型・高性能化へ向けた取組み

Toshiba's Accelerator Technology and Approach toward Higher Performance and Downsizing for Heavy-Ion Radiotherapy

佐藤 耕輔      佐藤 潔和      田崎 賢司

■ SATO Kohsuke      ■ SATO Kiyokazu      ■ TASAKI Kenji

東芝はこれまで粒子線加速器の主要機器開発を進め、世界最大級の放射光施設 SPring-8 シンクロトロンや、中部シンクロトロン光利用施設（仮称）光源装置といった加速器システムの納入実績を持っている。これら粒子線加速器技術を結集し、重粒子線治療装置の構築に取り組んでいる。また近年では、レーザ技術を活用したイオン源、及び超電導技術を取り入れた重粒子線治療用加速器の研究開発を行い、装置の小型・高性能化を目指している。

Toshiba has developed various systems and components for particle beam accelerators, and delivered a number of accelerator systems including for SPring-8, which is the world's largest-class synchrotron radiation facility, as well as for the Central Japan Synchrotron Radiation Facility (provisional name). Combining our proprietary technologies cultivated through our experience in the development of particle beam accelerators, we are promoting the development of an accelerator for heavy-ion radiotherapy. Toward the higher performance and downsizing of its accelerator, we are also focusing on the research and development of both an ion source applying laser beam technologies, and a superconducting deflecting magnet for accelerators.

## 1 まえがき

重粒子線治療は、加速されて高い運動エネルギーを持った炭素イオンなどの荷電粒子を患部に照射することによりがん治療を行うものである。荷電粒子の加速にはシンクロトロンなどの加速器が用いられる。したがって、重粒子線治療を円滑に行うためには、加速器の安定運転が不可欠である。

加速器は、素粒子物理学や原子核物理学などの最先端物理学の実験装置として発展してきた。東芝は日本で最初の電子リニアック（線形加速器）を1959年に自社開発して以来、加速器を構成する主要機器である、電磁石、高周波系機器、超高真空機器、及び電源・制御機器の開発を進め、これらの機器を全体システムとしてまとめてきた。それぞれの機器には最先端の製造技術が要求され、またこれらを取りまとめる高いシステム技術力も必要になる。当社は、これらの技術を活用し、信頼性の高い重粒子線治療用加速器を製作している。また、従来技術にとどまらず、超電導やレーザといった最先端技術を取り入れることで加速器の小型・高性能化に取り組んでいる。

ここでは、重粒子線治療用加速器に向けて当社がこれまでに築いてきた加速器システムと主要コンポーネントの製作実績、及び今後の小型・高性能化に向けた最新の研究開発動向について述べる。

## 2 加速器システムの製作実績

重粒子線治療用加速器は、主として、荷電粒子を発生させ

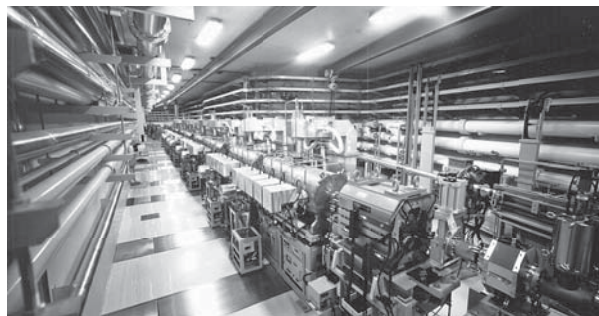


図1. SPring-8シンクロトロン— 加速器機器がシンクロトロントンネル内に設置されている。東芝は、シンクロトロンシステム一式、及び線形加速器と蓄積リングの高周波システムを納入した。

SPring-8 synchrotron radiation facility

前段の加速を行う入射器（線形加速器）、荷電粒子を高エネルギーに加速するリング状主加速器（シンクロトロン）、及び加速した粒子線を使用する治療室まで輸送するビーム輸送系から構成される。当社は重粒子線治療用だけでなく研究・実験用として数多くの加速器システムや機器を製作し納入してきた。以下にこれらの実績について述べる。

当社は、前述のとおり1959年に日本で最初の電子リニアック（4 MeV）を自主開発して以来、1960年に名古屋工業技術試験所（当時、以下同じ）に国産商用1号機の6 MeV電子リニアックを納入し、また、東京大学原子核研究所、理化学研究所のサイクロトロンを製作し納入してきた。1986年には日本電信電話（株）に加速・蓄積型電子シンクロトロンを、1988年には

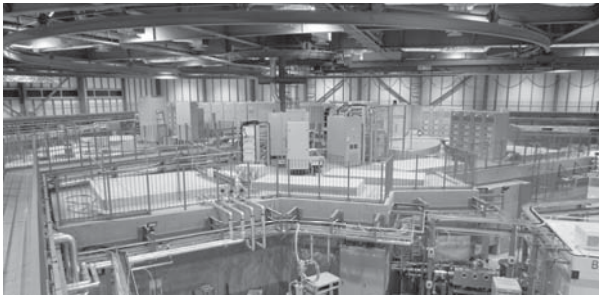


図2. 中部シンクロトン光利用施設 (仮称) 光源装置 — 加速器機器は遮へい壁内に収納され、加速器室上部に電源盤類が設置されている。東芝は、加速器システム一式の取りまとめを行った。  
Central Japan Synchrotron Radiation Facility (provisional name)

(株) ソルテックに電子シンクロトン及び高エネルギービーム輸送系を納入し、加速器の設計と製作に必要な技術、システム技術、及びビーム調整のノウハウを確立した。1996年には世界最大級のビームエネルギーを誇る放射光施設 SPring-8 にシンクロトンシステム一式、及び線形加速器と蓄積リングの高周波システムを納入した (図1)。

近年では、2012年3月に中部シンクロトン光利用施設 (仮称) へ光源装置一式を納入した (図2)。この装置では、線形加速器から光源リングまでの加速器システム一式の取りまとめを当社が行い、同年9月には定格蓄積電流 300 mA を達成して当社のシステム技術力の高さを証明した。周長 72 m の小型リングでありながら、超電導偏向電磁石の導入により硬 X 線<sup>(注1)</sup>の発生が可能であり、最先端の科学研究から産業応用まで幅広い用途が期待されている。

### 3 主要コンポーネントの製作実績

当社は2章で述べた加速器システムの他にも主要コンポーネント及びサブシステムを数多く製作し、実績を積み上げてきた。荷電粒子を加速する高周波加速システムとしては、重粒子線治療用として、1993年に放射線医学総合研究所 (以下、2001年4月に発足した独立行政法人 放射線医学総合研究所を含めて放医研と略記) の重粒子線治療装置 HIMAC (図3) へ、また1999年に兵庫県立粒子線医療センターへ、それぞれフェライト装荷加速空洞及び高周波電源を納入している。2005年には、普及小型重粒子線治療装置の開発のために、コバルト非晶質磁性体を使用した小型空洞を放医研と協力して開発した。この技術は重粒子線治療用加速器の小型化に貢献するものである。また、研究・実験用としても、高周波空洞や高周波源となるクライストロン及び電源を、大学共同利用機関法人高エネルギー加速器研究機構 (KEK) のトリスタン、Bファクト

(注1) 約 20 ~ 100 eV の高いエネルギーを持ち、透過性が強い X 線。

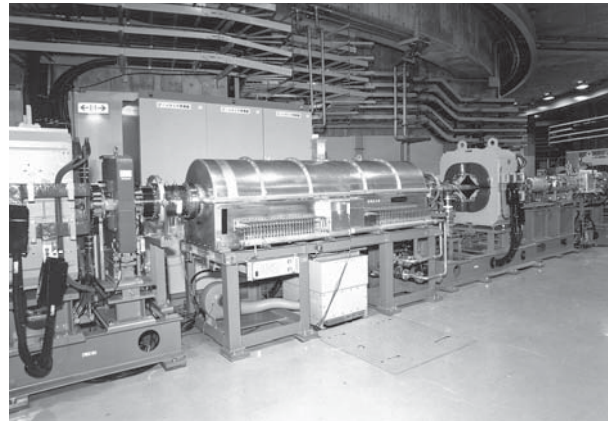


図3. 高周波加速空洞 — イオンビームの加速に使用する。空洞の直下には四極真空管が取り付けられ、高周波電力を供給する。  
Radio frequency (RF) accelerating cavity

リー、及びフォトンファクトリーをはじめとした国内研究機関のほか、豪州放射光施設に4式、加速空洞単体を韓国 Pohang University of Science and Technology (POSTECH) に6台輸出している。

更に、2005年以降は大強度陽子加速器施設 (J-PARC) の 3 GeV 及び 50 GeV リング用に高周波加速空洞及び高周波電源を 20 式納入した。J-PARC にはこのほか、ビーム輸送系システム一式、50 GeV シンクロトン用電磁石電源一式を納入している。

当社の超電導技術を加速器に応用した技術開発も進めている。欧州合同原子核研究機関 (CERN) に建設された大型ハドロン衝突型加速器 (LHC) には、超電導 4 極電磁石 20 台及び粒子検出用超電導ソレノイドコイル (ATLAS Central Solenoid Magnet) (図4) を製作し、2012年7月に発表された

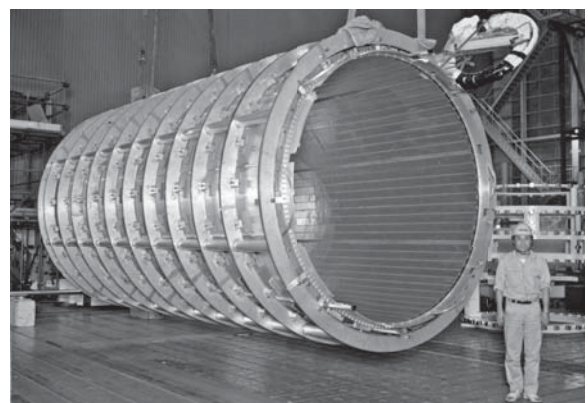


図4. 粒子検出用超電導ソレノイドコイル (ATLAS Central Solenoid Magnet) — 直径約 2.5 m、長さ 5.3 m の大型超電導コイルである。7,600 A の電流により中心磁場 2 T (T: テスラ) を達成した。  
ATLAS central solenoid magnet for superconducting particle detector



“ヒッグス粒子”<sup>(注2)</sup>と見られる新粒子の発見に重要な役割を果たした。

当社はこれらの加速器技術を結集し、信頼性の高い重粒子線治療装置用加速器システムを構築している。

#### 4 新型イオン源による加速器の小型化への取組み

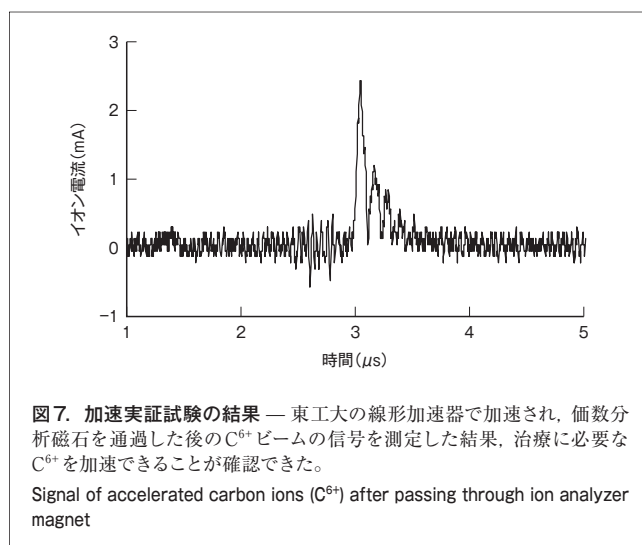
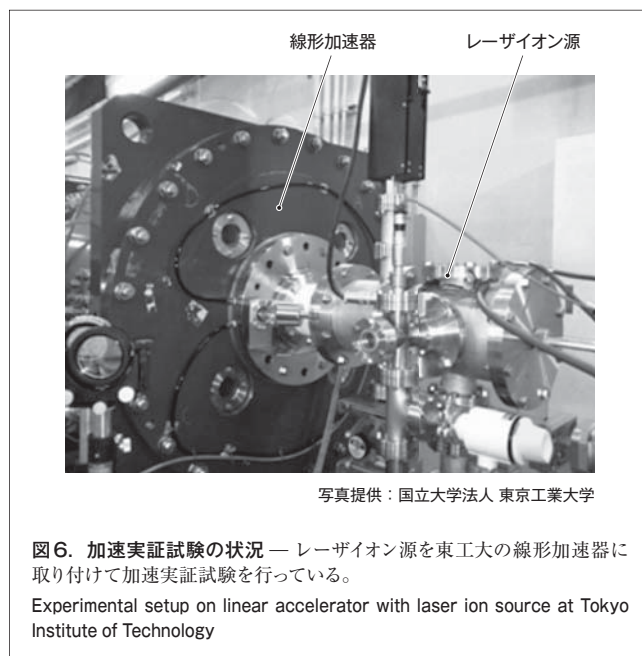
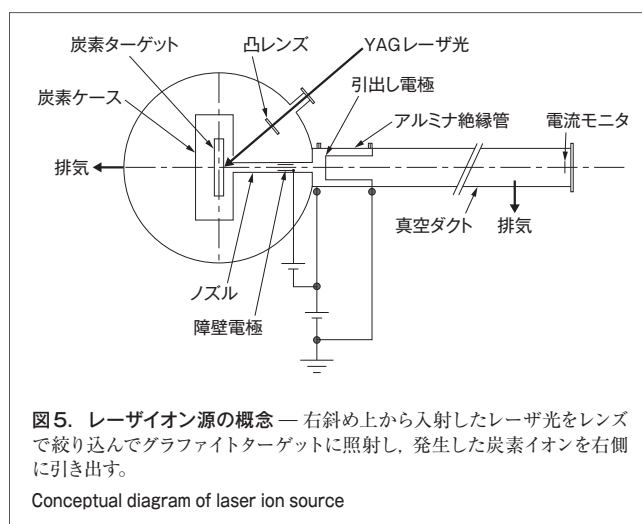
重粒子線治療では炭素原子が持つ6個の電子全てを剥ぎ取った炭素6価イオン ( $C^{6+}$ ) をシンクロトロンで加速して患部に照射する。しかし、 $C^{6+}$  を得ることは容易ではなく、現状では電子サイクロトロン共鳴 (ECR) 型と呼ばれるプラズマ型イオン源で  $C^{4+}$  を生成し<sup>(1)</sup>、線形加速器で加速後、炭素薄膜を通過させて残りの2個の電子を剥ぎ取って  $C^{6+}$  を得ている。イオン源で  $C^{6+}$  を得ることができれば、次の効果が期待できる。

- (1) 炭素薄膜が不要になり、炭素イオンビームが炭素薄膜を通過する際の散乱による損失や質の劣化がなくなり、より安定な運転が可能
- (2) 炭素薄膜交換装置及び炭素薄膜の補充が不要になり、シンプルな機器構成とメンテナンスの簡素化が実現
- (3) 線形加速器の加速効率 (加速電圧×イオン価数) が50%向上することにより、全長が現状の約70%まで小型化し、消費電力が約70%まで低減
- (4) 加速エネルギーを現状<sup>(注3)</sup>より低くすることにより、線形加速器がいっそう小型化

$C^{6+}$  を得る方法としては、固体炭素に高強度のレーザー光を照射する方法が知られている<sup>(2)</sup>。当社は重粒子線用加速器の高効率化への取組みとして、この原理を応用したレーザーイオン源の開発に取り組んでいる。高強度のYAGレーザー<sup>(注4)</sup>光を固体炭素に照射することにより、治療に必要な強度の  $C^{6+}$  をイオン源単体で得られることを確認し<sup>(3)</sup>、放医研、及び国立大学法人 東京工業大学 (以下、東工大と略記) との共同研究で線形加速器での加速実証試験を行っている<sup>(4)</sup>。

レーザーイオン源の概念を図5に、東工大の線形加速器に取り付けたレーザーイオン源を図6に、加速された炭素イオンビームの測定結果を図7に、それぞれ示す。この結果から、線形加速器の最適設計を行うことにより、治療に必要な平均  $1 \times 10^{10}$  個/s の  $C^{6+}$  を加速できることを確認した。

レーザーイオン源では現状のECRイオン源に比べて10倍以上高密度の炭素イオンビームが得られることから、シンクロトロンへのビーム入射方式も多重周回入射方式から単一周回入



(注2) 物質に質量を与える、質量の起源とされる素粒子 (これ以上細かく分けることのできない粒子)。50年以上前に存在を理論的に予測されたが、これまで発見されていなかった。  
(注3) 現状では、 $C^{4+}$  を  $C^{6+}$  に変換する効率を向上させるために48 MeVまで加速している。  
(注4) ネオジウム (Nd) を含むイットリウム (Y) - アルミニウム (Al) - ガーネット結晶を用いたレーザー。

射方式という単純な方式に変更できる可能性がある。このシンクロトロンへの入射方式の単純化により、前述の線形加速器の小型化に加え、次のようなシンクロトロンの高効率化も期待できる。

- (1) ビームを入射するための電磁石数の削減
- (2) ビーム入射直後の水平方向ビームサイズが約50%となることによる、真空ダクトや電磁石類の小型化、及び消費電力の削減

今後、長期安定性の確認や、治療において不純物となる酸素8価イオンなどの混入防止方法の確立、 $C^{6+}$ 高密度ビームを加速するための線形加速器及びシンクロトロン最適設計などを推進し、よりシンプルで使いやすい重粒子線治療用加速器の早期実用化を目指す。

## 5 装置小型化に向けた次世代加速器開発

今後、重粒子線治療装置を更に普及させるためには、装置の小型化が必須である。当社は装置の革新的な小型化を目指しイットリウム (Y) 系超電導体を用いた加速器主リングの検討を開始した。

現在の重粒子線治療装置のシンクロトロンには、銅の巻線から成る常電導電磁石が用いられている。常電導電磁石の場合、ビーム輸送空間での磁場は、鉄心が磁気飽和することで制限されて、最大でも1.5 T (T: テスラ) 程度であり、ビーム軌道の曲率を現状装置より大幅に低減することは困難である。一方、常電導電磁石を超電導化すれば、ビーム輸送空間の高磁場化が可能になり、シンクロトロン主リング直径を現状の20 mから大幅に小さくすることができる。

しかし、シンクロトロンに超電導電磁石を用いた場合には、磁場変動に伴ってヒステリシス損失と呼ばれる電力損失が超電導体内に発生する。超電導状態を維持するためには、ヒステリシス損失で発生した熱を冷却する必要があるが、現在流通しているY系超電導線材を用いて超電導電磁石を構成した場合、小型冷凍機の冷却能力を大きく上回るヒステリシス損失が発生し、大型の冷却設備が必要になる。したがって、リング状主加速器としては、シンクロトロン方式より、磁場変動を伴わない固定磁場強集束 (FFAG: Fixed Field Alternate Gradient) 加速方式のほうが適していると考えられる。

Y系超電導体を用いたFFAG加速器の設計例を図8に示す。これはラジアルセクタ型FFAG加速器と呼ばれるもので、ビーム軌道をリングの内側に曲げる集束コイルと外側へ曲げる発散コイルを周期的に並べることで、水平方向及び垂直方向に対して強い集束作用が得られる。ビーム輸送空間での最大磁場を5 Tに設定することで、ビーム軌道の平均半径は3.75 ~ 5.09 mとなり、主リング直径を現状の1/2程度まで小型化できるめどが得られた。

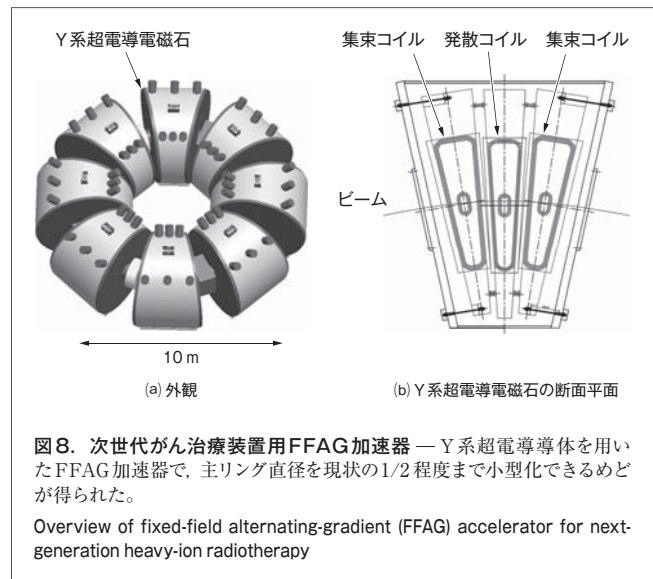


図8. 次世代がん治療装置用FFAG加速器 — Y系超電導体を用いたFFAG加速器で、主リング直径を現状の1/2程度まで小型化できるめどが得られた。

Overview of fixed-field alternating-gradient (FFAG) accelerator for next-generation heavy-ion radiotherapy

## 6 Y系高温超電導体を用いた加速器コイル開発

FFAG加速器では、独特の磁場分布を形成するため、コイル形状は一般的なソレノイドコイルなどとは大きく異なり複雑である。その一例を図9に示す。FFAG加速器の実用化に向けた課題の一つは、このような複雑な形状のコイルを設計どおりに製作可能かということである。しかも、典型的なY系超電導体は、4 (幅) × 0.1 (厚さ) mmといった極薄のテープ形状であり、銅線のような丸断面形状の導体と比べて曲げに対する自由度が小さいため、複雑な形状のコイルを製作することは困難である。また、Y系超電導体は、約0.4%以上の曲げひずみがかわると超電導特性が低下し始めるため、導体に加わるひずみが許容値を超えないように配慮する必要がある。当社は、テープのねじりを考慮に入れたひずみを極小にするコイル巻線手法を新たに開発した。この手法を用い、図9に示したFFAG用コイルの一部を模擬し、Y系超電導コイルを試作した (図10)。このコイルを液体窒素 (温度77 K)



図9. ラジアルセクタ型FFAG加速器用コイルの例 — 独特の磁場分布を形成するため複雑な形状になる。

Example of coil for radial-sector-type FFAG accelerator



図10. 試作したY系超電導コイル — ひずみを極小にする巻線手法を新たに開発し、FFAG用コイルの一部を模擬して試作した。

Prototype yttrium (Y)-based high-temperature superconducting coil

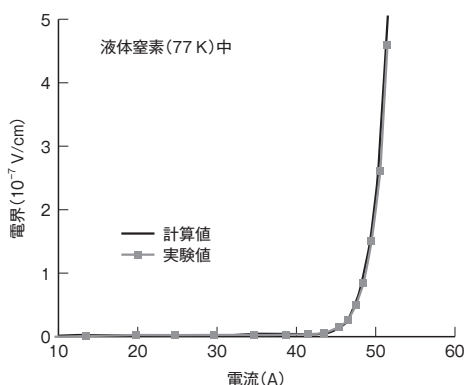


図11. Y系超電導コイルの電圧-電流特性 — 実験値と計算値はよく一致しており、開発した巻線手法を適用することで、超電導特性を低下させることなく複雑な形状のコイルを製作可能であることが示された。

Voltage vs. current characteristics of Y-based high-temperature superconducting coil at 77 K

中で通電したときのコイル両端電圧の通電電流依存性を図11に示す。実験値は計算値とよく一致しており、曲げひずみを低減した巻線手法を適用することで、複雑な形状のコイル巻線でも超電導特性を低下させることなく製作することが可能であることを示した。現在、このような複雑な形状のコイルを全自動で製作する巻線機の開発を進めており、今後はFFAG加速器の実機試作に向け、開発を加速する。

## 7 あとがき

当社は数多くの国内外研究機関の協力を得ながら先端技術を蓄積し、多くの加速器システムの製作を手がけてきた。また、最先端技術を取り入れた技術開発による加速器の更なる高度化も進めている。これからも、これらの実績と技術を最大限に活用し、今後の重粒子線治療の発展に貢献していく。

Y系超電導体を用いた加速器主リング開発の一部は、独立行政法人 科学技術振興機構の産学イノベーション加速事業「戦略的イノベーション創出推進」の支援によって行われた。

## 文献

- (1) Sasano, T. et al. "Present Status and Future of Compact Injector at NIRS". Proceedings of the 8th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (PASJ). Tsukuba, 2011-08, PASJ. 2011, p.288 - 292.
- (2) Kashiwagi, H. et al. Nd-YAG Laser Ion Source for Direct Injection Scheme. Rev. Sci. Instrum. **75**, 5, 2004, p.1569 - 1571.
- (3) Yamaguchi, A. et al. "Development of Carbon 6+ Laser Ion Source". Proceedings of the 2nd International Particle Accelerator Conference (IPAC). San Sebastian, Spain, 2011-09, European Physical Society et al. 2011, THPS020.
- (4) Yamaguchi, A. et al. "Measurement of Beam Characteristics from C6+ Laser Ion Source". Proceedings of the 9th Annual Meeting of PASJ. Toyonaka, 2012-08, PASJ. 2012, THPS075.



佐藤 耕輔 SATO Kohsuke

電力システム社 原子力事業部 原子力開発設計部グループ長。加速器システムのエンジニアリング業務に従事。日本原子力学会、日本加速器学会会員。

Nuclear Energy Systems & Services Div.



佐藤 潔和 SATO Kiyokazu, D.Eng.

電力システム社 京浜事業所技術責任者、工博。開発機器の設計、発電プラント機器の技術統括に従事。日本加速器学会、日本原子力学会、日本物理学会、日本放射光学会、プラズマ・核融合学会会員。

Keihin Product Operations



田崎 賢司 TASAKI Kenji, D.Eng.

電力システム社 電力・社会システム技術開発センター 電気計装システム開発部グループ長、博士(工学)。超電導応用技術の開発に従事。電気学会、低温工学・超電導学会会員。

Power and Industrial Systems Research and Development Center