

## DEVELOPMENT OF COMPACT ERL BASED ON ELECTRON-CRYO-LINAC FOR MEDICAL CARE

Isamu Sato<sup>A)</sup>, Kazutaka Shintomi<sup>A)</sup>, Motoichiro Takahashi<sup>B)</sup>, Tsutomu Saito<sup>B)</sup>, Katsumi Abe<sup>B)</sup>, Fumio Shishikura<sup>B)</sup>, Tatsuo Yamamoto<sup>B)</sup>, Koichi Ishikawa<sup>B)</sup>, Ichiro Murai<sup>B)</sup>, Takeshi Fukakusa<sup>B)</sup>, Satoru Takahashi<sup>B)</sup>, Takao Watanabe<sup>B)</sup>, Nobobu Fukuda<sup>B)</sup>, Hiroki Nagase<sup>B)</sup>, Ken Hayakawa<sup>C)</sup>, Toshinari Tanaka<sup>C)</sup>, Yasushi Hayakawa<sup>C)</sup>, Yumiko Takahashi<sup>C)</sup>, Takao Kuwada<sup>C)</sup>, Keisuke Nakao<sup>C)</sup>, Kyoko Nogami<sup>C)</sup>, Shigeki Fukuda<sup>D)</sup>, Atsushi Enomoto<sup>D)</sup>, Satoshi Ohsawa<sup>D)</sup>, Kazuo Furokawa<sup>D)</sup>, Yuichiro Ogawa<sup>D)</sup>, Takeshi Suwada<sup>D)</sup>, Kazue Yokoyama<sup>D)</sup>, Shuichi Noguchi<sup>D)</sup>, Eiji Kako<sup>D)</sup>, Takayuki Tomaru<sup>D)</sup>, Yoshihio Namito<sup>D)</sup>, Hiroshi Iwase<sup>D)</sup>, Atsushi Miura<sup>E)</sup>, Kazunari Maki<sup>F)</sup>, Eiji Tanabe<sup>G)</sup>, Koichi Kanno<sup>G)</sup>,

<sup>A)</sup> Advanced Research Institute for the Science and Humanity, Nihon University, 2-1 Kudan-kita 4-chome, Chiyoda-ku, Tokyo, 102-0073, Japan

<sup>B)</sup> School of Medicine, Nihon University, 30-1 Ohyakchi-Kamimachi, Itabashi-ku, Tokyo, 173-0032 Japan

<sup>C)</sup> Institute of Quantum Science, Nihon University, 7-24-1 Narashinodai, Funahashi-shi, Chiba-ken, 274-0063 Japan

<sup>D)</sup> Inter-University Research Institute Corporation High Energy Accelerator Research Organization, 1-1 Oho, Tsukuba-shi, Ibaraki-ken, 305-0801 Japan

<sup>E)</sup> Nihon Koshuha Co., Ltd, 1119 Nakayama-cho, Midori-ku, Yokohama, 226-0011, Japan

<sup>F)</sup> Mitsubishi Materials Co, 1-5-1 Ohtemachi, Chiyodaku, Tokyo 100-8117, Japan

<sup>G)</sup> AET, inc. 2-7-6 Kurigi, Asaoku, Kawasaki-chi, Kanagawa 215-0033, Japan

### Abstract

In the Laboratory for Electron Beam Research and Application (LEBRA) of Nihon University, the studies of parametric X-rays radiation (PXR) were advanced and is successful in its practical use. As a result of basic experiment, it has been proved that PXR was a source of coherent X-rays. Moreover, when this source of X-rays was focused, it found having the characteristic which exceeds Bragg peak of heavy particles. In order to attain the purpose, the electron linear accelerator (linac) cooled to cryogenic temperature was devised. This makes possible energy recovery of the electron beam accelerated by the linac. Now, the research and development of cancer medical treatment / diagnostic system based on compact PXR are advanced.

### 1. はじめに

日本大学電子線利用研究施設では、2004年4月、125 MeV電子リニアックによるパラメトリックX線放射(PXR)の実用化に成功した。PXRはブラック条件を満たす方位に対してX線のエネルギーが一次関数的に変化する準単色X線源<sup>[1]</sup>であり、ブラック条件を満たす方向に放射されるX線波束は空間コヒーレンスに富むX線(位相の揃ったX線)であることを動植物のイメージング映像<sup>[2,3]</sup>から実証できた。また、イメージング撮像する実時間から、PXRは高輝度X線源であることを裏付けた。コヒーレントX線は集束可能であり、この特性を活用したガンなどの腫瘍の放射線治療は陽子線や炭素線の特長であるBragg peakと同様な効果が得られると考えた。そこで、水槽表面で20mmφの断面積の単色X線束が約100mmの深さで1mmφに集束すると仮定し、このX線束の中心軸上のX線強度分布を計算した結果、陽子線や炭素線のBragg peakを凌駕する特性<sup>[4]</sup>を示すことが分かった。特に、コヒーレントX線の位相特性を活用した腫瘍などの軟組織のX線映像を合成し立体画像を創成し、さらに腫瘍に集積する物質のX線共鳴吸収特性に単色X線のエネルギーを合致させると、より効果的な放射線治療が可能となる。これらは全く新しい放射線ガン治療、医療診断となる。しかし、このX線源を医療装置として普及させるには、X線源が現存する医療用電子リニアックと同様にコンパクトであることが必須の条件となる。これが、エネルギー回収機

能を有するテーブルトップ型医療用電子クライオリニアックを開発の動機である。

### 2. 100MeV級電子クライオリニアック

放射線治療・診断を可能にするには、生体軟組織の撮像能力が毎秒一枚以上であることを医療現場からは要求される。この条件を満たすには、X線強度は既設PXRの約2000倍となる。一方、このコヒーレント単色X線発生には高品質で且つ大強度の100MeV級電子ビームが必要となる。しかしながら、PXRでは電子ビームの僅かなエネルギーがX線に変換されるだけである。X線発生後の電子ビームからエネルギーを回収し、そのエネルギーを高周波電力として電子ビームの加速に再度利用しない限り、その実用化は達成できない。当初は、エネルギー回収システムに超伝導電子リニアックを想定していた。しかし、超伝導リニアックでは高電界加速すると、大量の電子が加速空洞表面から放出し、超伝導状態が壊れる欠点がある。このために、加速電界強度は自ずと制限され、25MV/mが実用的であり、100MeV級の超伝導加速管の実長は4mを超え、加速システムの全長さは約10mとなる。この規模は実用性に欠ける。そこで、高純度銅は超低温にすると電気抵抗が小さくなる特性があることに注目し、超伝導電子リニアックと同等にエネルギー回収が可能でコンパクト加速システムを模索、超

高純度銅を用いたCバンド加速管を基盤とする電子クライオリニアックによるエネルギー回収を考案し、100MeV級電子リニアックはテーブルトップサイズ<sup>[5]</sup>になることを明らかにした。

### 3. エネルギー回収型高周波環流加速システム

エネルギー回収システムのシミュレーションは図1に示すモデルを使って、先ずSバンド常伝導電子リニアックの加減速特性から検討をはじめた。

このシステムでは、高周波還流加速システム(閉回路)に高周波電力を供給し定常状態になった時点で入射部から電子ビームを入射し加速システムの加減速特性を計算する。計算結果から、加速特性は適合するが減速特性で満足するエネルギー回収特性は得られなかった。

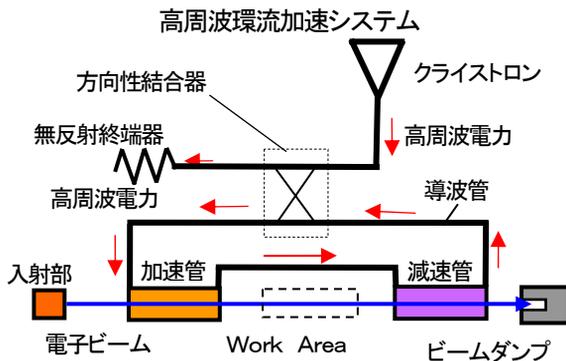


図1 エネルギー回収型の高周波環流加速システム

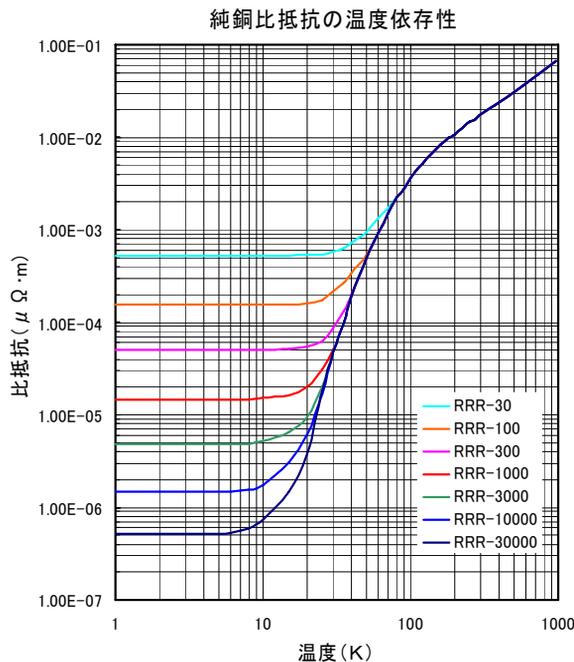


図2 高純度銅の電気抵抗の温度特性<sup>[6]</sup>

その理由は、予想通り、加減速管を還流する高周波電力損失が大きいためである。次に、閉回路を液体窒素温度まで下げ、加速管を構成している高周波空洞壁の電気抵抗を低減した場合の特性を計算した。エネルギー回復特性は或る

程度改善されたが、実用化には不十分であった。そこで、図2に示すように、超伝導材の補材として開発された高純度銅の電気抵抗特性を活用し、閉回路を液体窒素温度すると加速管の高周波特性がどうようになるかを検討した。例題として、Cバンド加減速管素材に RRR-3000 を使い20K に冷却し状態に、60MWの高周波電力を加速管に供給した場合、入射電子ビーム電流の関数として、閉回路を伝搬する高周波電力と加減速管を通過する電子ビームのエネルギー利得がどのような分布になるかを計算した結果を図3に示す。この計算モデルでは、60MWの高周波電力が加速管に供給し、電子ビーム荷電電流が0.2Aの場合、加速電界強度が100 MV/mを超えることを示している。加減速管で消費された高周波電力は加速管に供給される高周波電力と減速管終端から流出する高周波電力の差になる。定常状態の閉回路では、この差の高周波電力が方向性結合器から供給される。従って、閉回路が速やかに定常状態にするには、閉回路の周回時間を短く設定し、閉回路に大電力高周波を供給することが重要となる。この場合、クライストロン出力電力の変調比が大きくなる。

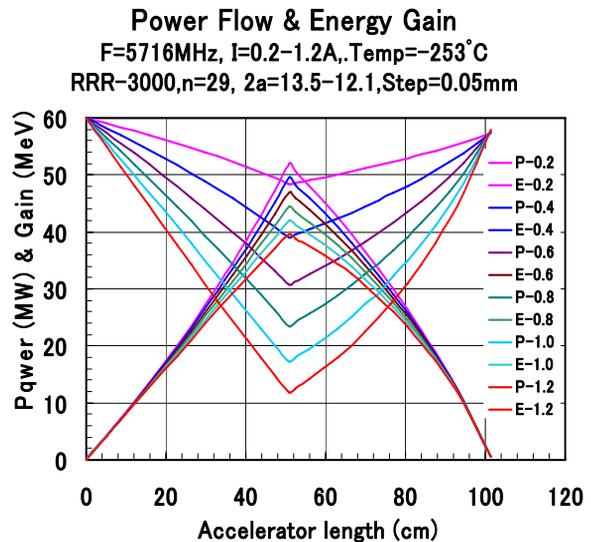


図3 Cband電子クライオリニアックの加減速

図4には、図3の閉回路を2段にしたエネルギー回収型電子クライオリニアックをベースにしたテーブルトップ型コヒーレント単色X線源による全く新しい放射線治療・診断装置のモデル構成図を示す。表1には既設とモデルのX線源の予想される性能仕様の比較を示す。

表1 既設とモデルの性能仕様の比較

	既設装置	開発装置
装置の大きさ	25m × 10m	2.5m × 2.0m
電子エネルギー	100 MeV	既設と同じ
加速電界強度	8MeV/m	100MeV/m
平均電流	1~5 μA	120 μA
ビーム電力	~0.5 kW	12 kW
加速管冷却温度	常温	-253度
PXRエネルギー	5~34keV	~ 50keV
単結晶	Si(111), Si(220)	ダイヤモンド結晶(220)

X線単色性	0.01% (FWHM)	既設と同じ
空間コヒーレンス	フルコヒーレント	既設と同じ
X線フラックス	$10^7$ 個/秒(現状)	$10^{10}$ 個/秒(目標値)
	$10^8$ 個/秒(最適化)	$10^{11}$ 個/秒(目標値)

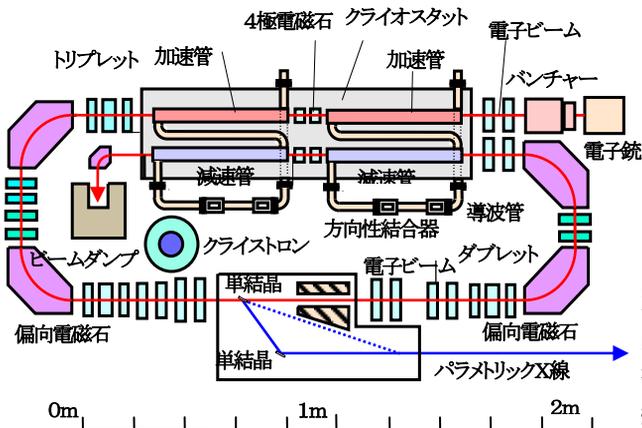


図4 テーブルトップ型コヒーレントX線源の凡例

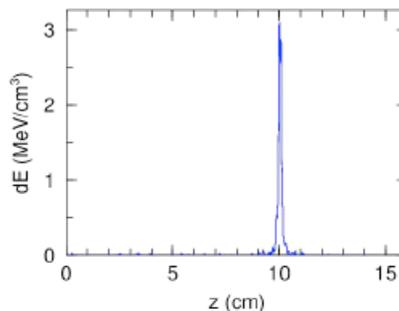


図7 3次元照射におけるエネルギーロスの空間分布

図8には 陽子線と炭素線が水槽表面から100mmの深さでブラッグピークを示すエネルギーで照射した陽子線、炭素線、40keV 単色X線の水中エネルギー損失の空間分布をPHITS+EGS5コードでシミュレーション計算し、その結果を規格化エネルギー損失の空間分布の比較<sup>[7]</sup>を示した。単色X線の3次元照射と陽子線や炭素線の一次元的照射の比較では、単色X線の3次元照射が陽子線や炭素線の治療効果を凌駕しているように見える。

#### 4. 陽子線、炭素線、単色X線(3次元照射)の水中損失の比較

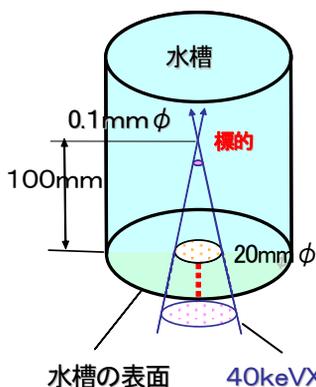


図5 40keV X線の3次元照射

図5に示すように、モデルを想定し、水槽表面で20mmφの断面積を持つ40keVのコヒーレント単色X線束が、約100mmの深さで0.1mmφに集束すると仮定する。この3次元放射線照射の水中におけるX線の散乱分布とエネルギー損失の空間分布をEGS5コードでモンテカルロシミュレーション計算した結果を図6、図7に示す。

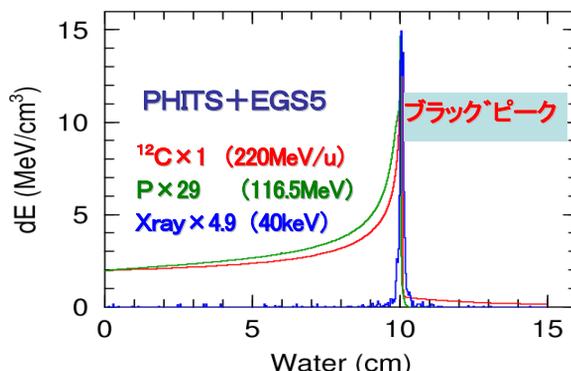


図8 陽子線、炭素線、単色X線(3次元照射)の水中線量損失比較

分布をEGS5コードでモンテカルロシミュレーション計算した結果を図6、図7に示す。

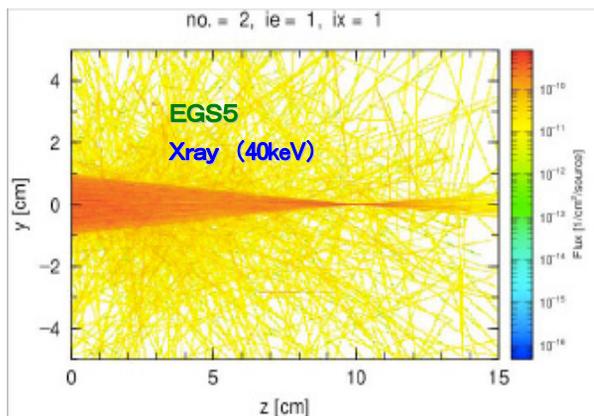


図6 3次元照射におけるエネルギーロスの空間分布

#### Reference

- [1] Y. Hayakawa, et al., Phys. Soc. Jpn. 67 (1998) 1044.
- [2] Y. Hayakawa, et al., Nucl. Instr. and Meth. B227 (2005) 32
- [3] T. Kuwada, et al., "Phase Contrast Imaging of Biological Materials Using LEBRA-PXR", SRI2006 The Ninth Inter. Conf. on Synchrotron Radiation, May 28-June, 2006 Daegu, Korea
- [4] I.Sato, et al., "Study for the Performance of Cancer Medical Treatment using a Coherent Monochromatic X-Ray" Proceeding of the 5th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan And the 33rd Linear Accelerator Meeting in Japan (2008) p64-68.
- [5] I.Sato, et al., "Development of cancer medical treatment/ diagnostic equipment using the source of X-rays in space coherence", Proceeding of the 11th Symposium of Accelerator and Related Technology for Application. Tokyo Institute of Technology (2009, Jun.)
- [6] 低温工学協会編、「超伝導・低温工学ハンドブック」、オーム社(1993年)
- [7] 岩瀬広氏(KEK)が提供したデータによる