

DEVELOPMENT OF THE COMPACT SOURCE OF MONOCHROMATIC COHERENT X-RAY FOR CANCER MEDICAL TREATMENT

Isamu Sato^{A)}, Kzutaka Shintomi^{A)}, Hiroki Nagase^{A)}, Noboru Fukuda^{A)}, Ken Hayakawa^{B)}, Toshirari Tanaka^{B)}, Yasushi Hayakawa^{B)}, Keisuke Nakao^{B)}, Yumiko Takahashi^{B)}, Takao Kuwada^{B)}, Kyoko Nogami^{B)}, Manabu Inagaki^{B)}, Koichi Ishikawa^{C)}, Motoichirou Takahashi^{C)}, Katsumi Abe^{C)}, Tsutomu Saito^{C)}, Shigeki Fukuda^{D)}, Atsushi Enomoto^{D)}, Satoshi Ohsawa^{D)}, Takayuki Tomaru^{D)}, Mitsuhiro Yoshida^{D)}, Hiroshi Iwase^{D)}, Toshikazu Takatomi^{D)}, Kenji Yajima^{E)}

^{A)} Advanced Research Institute for the Science and Humanity, Nihon University,

2-1 Kudan-kita 4-chome, Chiyoda-ku, Tokyo, 102-0073, Japan

^{B)} Institute of Quantum Science, Nihon University, 7-24-1 Narashinodai, Funahashi-shi, Chiba-ken, 274-0063 Japan

^{C)} School of Medicine, Nihon University, 30-1 Ohyakchi-Kamimachi, Itabashi-ku, Tokyo, 173-0032 Japan

^{D)} Inter-University Research Institute Corporation High Energy Accelerator Research Organization,

1-1 Oho, Tsukuba-shi, Ibaragi-ken, 305-0801 Japan

^{E)} Mitsubishi Materials Co, 1-5-1 Ohtemachi, Chiyodaku, Tokyo 100-8117, Japan

Abstract

The monochromatic coherent X-rays are generated from single crystal irradiated by 100MeV electron beam in Nihon University. The excellent X-ray generator enables new cancer medical treatment and diagnosis. The development of compact X-ray generator based on the electron cryo-linear accelerator has been studied in collaboration with Nihon University, High Energy Accelerator Research Organization and Mitsubishi-Materials. The miniaturization is also advanced based on the electron linear accelerator. The test cavity cave designed in the C band $2\pi/3$ mode was manufactured with super-high purity copper (RRR-6000). This cavity was cooled to 20K and the temperature dependency of that Q value was measured. The phenomenon of the anomalous skin effect was observed in this measurement. The electron cryo-linear accelerator was also designed using this measurement data. As a result, the characteristic of the linear accelerator suggested that an energy recovery system could be realized.

がん治療用コンパクト空間干渉単色X線源の開発

1. はじめに

日本大学では、KEKと共同で電子リニアックの高度化研究を進め、普通の電子リニアックを使って短波長自由電子レーザー発振とパラメトリックX線放射(PXR)の開発を試みた。2000年4月に、電子線利用研究施設(LEBRA)は私立大学学術高度化の研究拠点に選定され、「可変波長高輝度単色光源の高度利用に関する研究」が私立大学学術研究高度化推進事業(学術フロンティア)に採択され、FELやPXRの共同利用実験を推進することになった。2001年5月に、FELは $1.5\mu\text{m}$ 発振に成功、2003年10月、可変波長FELとしては世界最短波長発振領域($800\sim 6000\text{nm}$)を担う、世界最大のFEL実験施設(ビームライン9本)が完成し、共同利用実験を開始した。更に、可変波長の単色X線源の開発を進め、2004年4月、共同利用実験が可能な世界最初のPXRの実用化に成功した。また、PXRはブラック条件を満たす方位に対してX線エネルギーが一次関数的に僅かに変化する準単色X線源^[1]であることを示し、更に、動植物のイメージング映像^[2, 3]から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)、即ち、PXRが空間干渉X線源であることを明らかにした。一方、イメージング撮像に要するX線照射の実時間が非常に短いことから、PXRは

高輝度X線源であることを示めた。

現在、100MeVの電子ビームでSi単結晶(111)並びに(220)を照射すると、 $4\sim 34\text{keV}$ のエネルギー可変範囲の空間干渉単色X線が得られ、これらのX線は共同利用実験に供与している。

空間干渉性X線源の進展は、最近であり、PXRの干渉性の特性を活用して、X線を集束すると、X線の3次元照射が可能になり、これは、X線や γ 線などの放射線治療における理想的な定位照射である1個の単色放射線を 4π 方向(全立体角)から同時に照射することに、一歩近づいたことを意味する。また、この特性は、ハドロン粒子などのブラックピーク特性を凌駕する可能性を示唆している。また、ガンなどの腫瘍に集合する分子標的物質にX線共鳴吸収特性を有する物質を含有させ、単色X線照射による腫瘍などの軟組織のX線映像を立体画像として構築し、ガン腫瘍の治療と診断を同時に行うことが可能となる。これは、PET、CT、MRI、重粒子線治療の特長を兼ね備えた、全く新たな放射線ガン治療、医療診断が実現する可能性を示唆している。

2. 各種放射線の線量損失評価

運動エネルギーと質量の大きい荷電粒子は運動量が大きいため、水などの軽元素中を通過の当初は、物質との相互作用する確率が小さく、また散乱の影響も小さく、電

離損失もほぼ一定である。しかし、通過距離が長くなると電離損失などで運動エネルギーを失い、速度が低減し急激に電離損失エネルギーが増大する。これが、陽子線や炭素線に特徴的なブラックピークである。そこで、PHITSとEGS5の計算コードを使って、深さ100mmの水中でエネルギー損失が最大になるように炭素線と陽子線の入射エネルギーを調整したエネルギー損失分布と3次元照射40keV単色X線のエネルギー損失分布を計算、その結果^[4]を図1に示す。

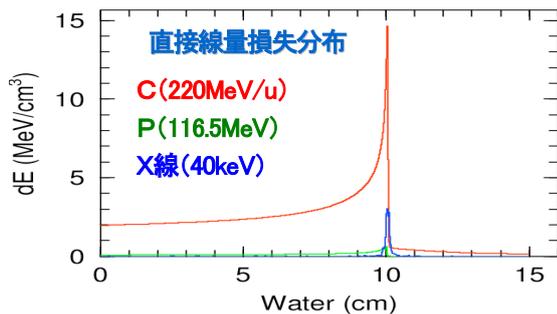


図1 水中における炭素線、陽子線の1次元照射と40keV単色X線3次元照射の単位体積当たりの線量損失分布

炭素線及び陽子線の1次元照射と40keV単色X線3次元照射のエネルギー損失量を比較規格化した単位体積当たりのエネルギー損失分布の計算結果を図2に示す。単位体積当たりの規格化エネルギー損失は、220MeVの炭素粒子1個に対して、117MeVの陽子粒子は20個、40keV単色X線は5個に相当している。このことから、40keV単色X線の3次元照射は、生体表面から患部近くまで正常細胞に与える放射線損失が非常に少ないことがわかる。

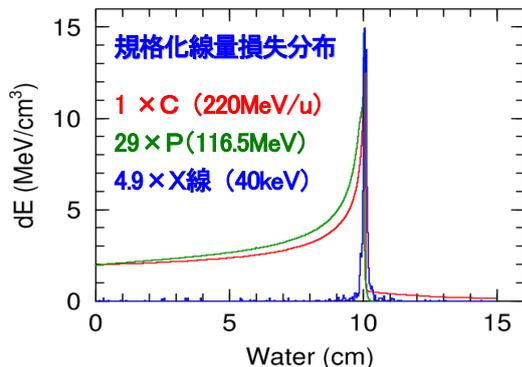


図2 水中における炭素線、陽子線の1次元照射と40keV単色X線3次元照射の単位体積当たりの規格化線量損失分布

また、生体軟組織の被曝線量が水の被曝線量に相当すると仮定すると、40keV単色X線の3次元照射は陽子線

や炭素線の放射線治療より卓越した治療効果が得られる可能性を示唆している。

各種放射線の総合比較の参考資料として、白色γ線、中性子、白色X線、40keV単色X線、陽子、炭素線の1次元照射による生体内線量分布に、40keV単色X線3次元照射に於けるモンテカルロシミュレーション計算による相対線量損失(%)を対数で表した図を図3に示す。

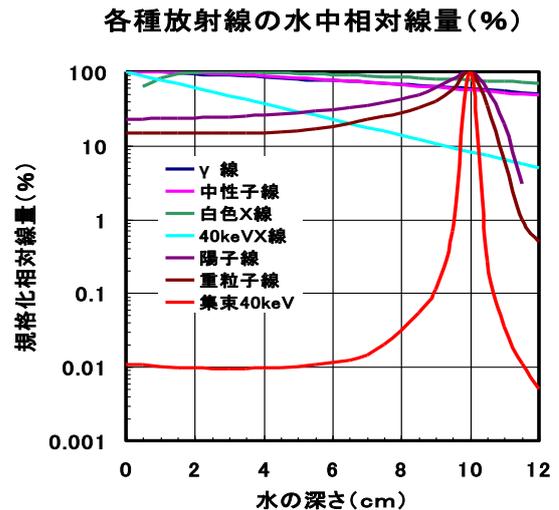


図3 水中の各種放射線の1次元照射、並びに40keV単色X線3次元照射の規格化線量損失分布

がん組織の大きさに合わせて、40keV単色X線の3次元照射を前後にシフトさせてプラットトップの形成を試みた結果は、がん組織と正常細胞の被曝線量比を5程度確保できることが分かった。

3. エネルギー回収型クライオ電子リニアック

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予定していた。即ち、超伝導加速管を用いて電子ビームを加速し、図4に示すように、用途を終えた電子ビームを再び加速管の減速位相に入射して電子ビームを減速させながら、電子ビームからエネルギーを高周波電力として回収する。超伝導加速空洞は高電界にすると電界放出電子が大量に発生し、加速空洞の超伝導状態が壊れるために、高電界加速の上限は自ずと制限される。現在、25MeV/mが実用的な限界であり、100MeV級の加速システムの長さは5mを超える。これは加速装置のコンパクト化を制約する。そこで、超伝導電子リニアックと同様にエネルギーが回収できるコンパクトな加速システムの探究を開始した。最初は、無酸素銅材(RRR-30相当)で製作されたSバンド(2856MHz)の加速管の加減速特性を、図4に示すようなモデルを使って検討した。しかし、無酸素銅を20Kの低温に冷却しても、エネルギー回収は、

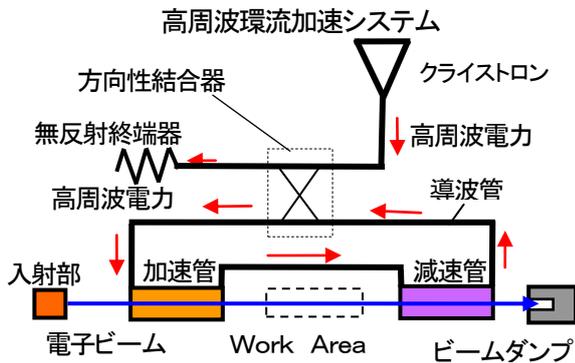


図4 エネルギー回収型の高周波環流加速システムの概念図

無理なことが判った。次に、RRR-1000, RRR-3000, RRR-6000などの色々な銅材の加速管で閉回路を構成し、液体水素温度に冷却した場合、閉回路の加減速特性がどのように変化するかを検討した。また、加速電界強度を高めるため、加速周波数をSバンド(2856MHz)からCバンド(5716MHz)に変え、加速空洞構造の最適化を選択し、20Kに冷却した場合の加速特性を求めた。計算結果では、エネルギー回収が可能で卓上型クライオ電子リニアックが実現可能であることを示唆した。しかし、マイクロ波領域では、異常表皮効果による加速性能低下が予測され、RRR-6000でテスト空洞を製作し、テスト空洞の高周波損失の温度依存性を測定することになった。

テスト空洞は、図5に示すように、Cバンド $2\pi/3$ モードの3空洞構造で設計され、拡散接合方法で作成された。

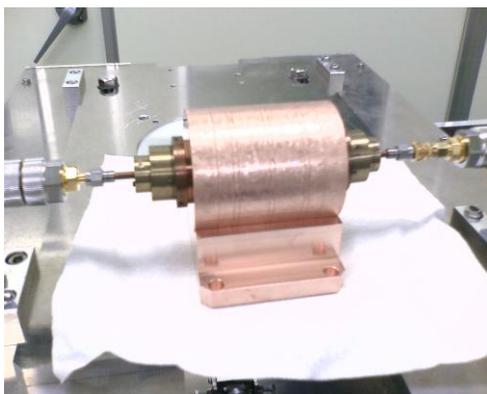


図5 拡散接合で作成したCバンド $2\pi/3$ モードテスト空洞

テスト空洞の Q_L の温度依存性^[6]は、図6に示すように、10~20Kの温度範囲では、ほぼ一定であり、その平均は $Q_L=33618$ であった。また、20K~300Kの

温度範囲では、 Q_L 値が大きく低減した。常温(300K)の平均 Q_L 値は、 $Q_L=6174$ であった。

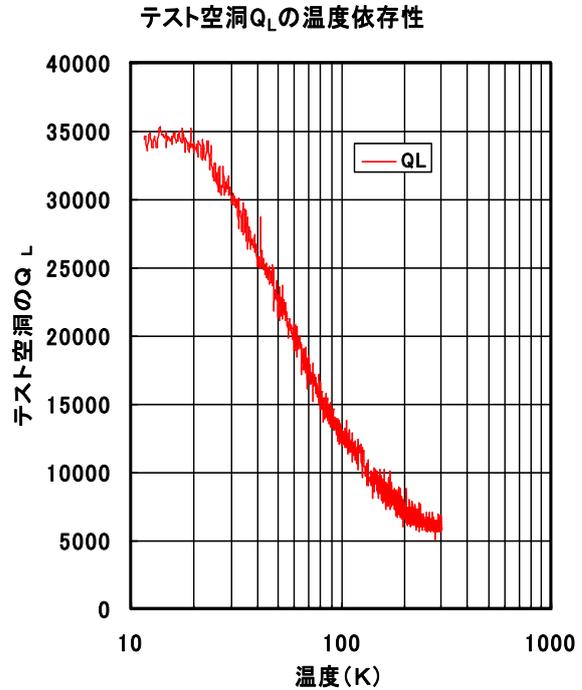


図6 テスト空洞の高周波損失係数 Q_L の温度依存性

高純度銅材(7N:RRR-6000)の直流抵抗を基準とする比抵抗 ρ は、常温で $\rho=1.72 \times 10^{-8} \Omega/m$ 、20Kで $\rho=9.5 \times 10^{-12} \Omega/m$ である。

もし、異常表皮効果がないと仮定し、20Kに冷却したテスト空洞の無負荷利益係数: Q_0 は、表皮の深さ δ で計算すると、 $Q_0=367000$ となる。しかし、テスト空洞の負荷利益係数 Q_L の実測値は、 $Q_L=33858$ であった。計算値の Q_0 と実測値の Q_L の大きな差は、異常表皮効果によるものと推定される。

高純度銅に応力歪みがなく、 Q_L と Q_0 の測定に大きな誤差がない場合、Cバンドテスト加速空洞の測定結果から、RRR-6000を20Kに冷却した場合、異常表皮効果を考慮した5.739GHzに於ける高周波抵抗成分は、直流抵抗に換算してRRR-61以上であると推定される。ここでは、テスト空洞の Q_L と Q_0 の比が0.9、RRR-6000がRRR-66に相当すると仮定し、これを基準にして、クライオ電子リニアックのCバンド加速管をDDCコード^[7]を使って再設計した。

長さ約50cmのCバンド加速管2本を1対とする加減速ができる閉回路システムを20Kに冷却し、閉回路に2.5MWの高周波電力を環流させ、0.2Aの電子ビームを供給すると、図7に示すように、電子ビームは

約2.5 MeVに加速できる。この電子ビームで単結晶を照射し、約50 cmの減速管に輸送して電子ビームを減速すると、約19.5 MWの高周波電力を回収でき、これを加速管に還流し再利用ができる。図4に示すような閉回路では、加速管入力空洞に供給される高周波電力と減速管末端の出力空洞から回収する高周波電力の差が加減速管で消費された高周波電力を意味する。閉回路では、加速ビーム電流が増加すると、閉回路の消費電力も低減される。この加速システムでは、加速管と減速管を1セットにした閉回路に小電力高周波電力を積み上げ、大電力が還流する状態にしてから、閉回路の加速管に電子ビームを入射することになる。電子ビームが加速管に入射すると、高周波電力が電子ビームエネルギーに変換され加速管末端で電子ビームのエネルギーは最大になり高周波電力は最小になる(図7の左半分を参照)。

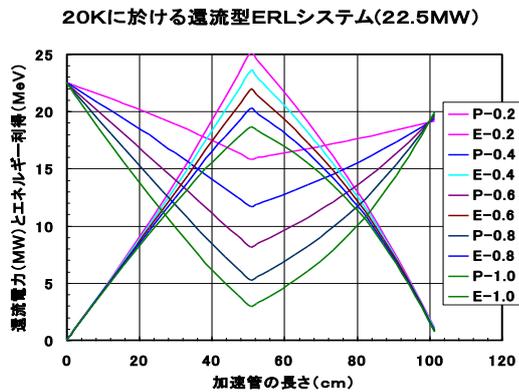


図7 Cバンドクライオ電子リニアックの加減速特性

この加速システムで、電子ビームを100 MeVに加速するには、閉回路を4セット直列に接合する必要がある。また、閉回路に22.5 MWを積み上げには、加減速管で消費する高周波電力より多い電力を高周波源(クライストロン)から方向性結合器を通して供給することになる。閉回路を還流する高周波電力が短時間で定常状態(22.5 MW)になるには、高周波源から大電力を閉回路に供給し、閉回路が所定電力(22.5 MW)に達した時点で、高周波源からの供給電力を閉回路の消費電力に低減する。従って、高周波電力が閉回路を短い時間で周回し、クライストロン出力電力の変調比が大きくなるのが重要になる。閉回路を4段に並べた最もシンプルなテーブルトップ電子リニアックをベースに、コンパクトなコヒーレント単色X線源のモデルを基盤とする具体的な構成図を図8に示す。

エネルギー回収型電子リニアックの必要性のもう一つの理由は、単結晶を通り抜けた電子ビームのエネルギー

を再び高周波電力に変換して、高周波電力を電子リニアックの加速に再利用することにより、放射線遮蔽を軽減することにある。また、照射用単結晶から放射されるγ線や中性子の線量は非常に少ないので、治療室に直接X線発生装置を持ち込める可能性が高く、使い勝手は非常によくなる。

図9には、X線発生装置を含むクライオ電子リニアックのブロック配置図の凡例を示す。また、図9には冷却装置と高周波パルス電源を除いた加速器とX線発生装置の主要な装置は含まれており、電子リニアック本体は4.0 × 1.5 m²の面積に収まり、テーブルトップ型コヒーレントX線源が実現する可能性を示唆している。

表1には、10¹¹/秒個を目標としたX線発生装置を含むテーブルトップ型クライオ電子リニアックのパラメータの凡例を示す。

表1 クライオ電子リニアックのパラメータ

| クライオ加速システム | エネルギー回復方式 |
|-------------|----------------------|
| 冷却温度 | -253°C |
| 冷却保全 | クライオスタット |
| 加速管素材 | RRR-6000 |
| 電子銃 | 熱陰極3極管 |
| 電子銃電圧 | -150 kV |
| 最大ビーム電流 | 1.5 A |
| 規格化エミッタンス | < 5 π mm·mrad |
| 入射ビームエネルギー | 2.5 MeV |
| マクロパルスビーム電流 | 0.2~1.0 A |
| 加速周波数 | 5.712 GHz |
| 加速モード | 2π/3進行波環流 |
| 加減速管空洞数 | 29~30 |
| 加速管の全長 | 1014 × 4 mm |
| 環流周回時間 | 500 ns |
| 加速エネルギー | 101~74.4 MeV |
| 高周波電力 | 22.5 × 4 MW |
| 高周波尖頭電力損失 | 1.1 × 4 MW |
| ジュール損失(平均) | ~880 W |
| 高周波電力負荷率 | 2 × 10 ⁻⁴ |
| 平均ビーム電力 | 2.9~20.2 kW |
| 平均ビーム電流 | 40~200 μA |
| X線の全線束数 | ~10 ¹¹ /s |
| パルス持続時間 | 10 μs × 10 pps |
| 高周波源クライストロン | 出力変調型 |
| 尖頭高周波出力電力 | 3~30 MW |
| 平均高周波出力電力 | 12 kW |
| パルス電源 | 30 kW |

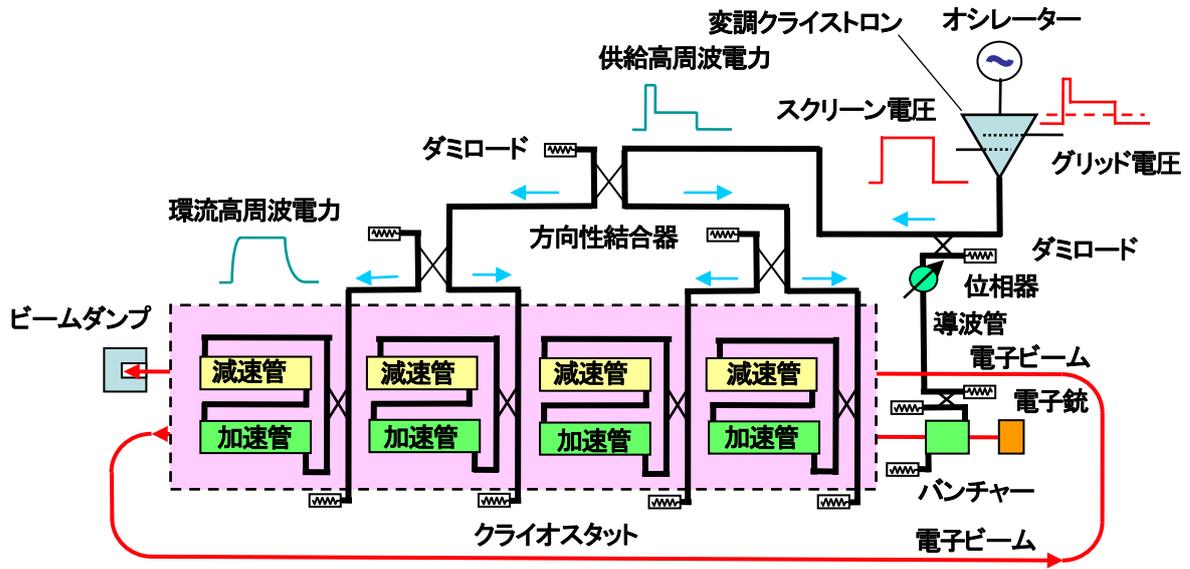


図8 クライオ・電子リニアックの構成図

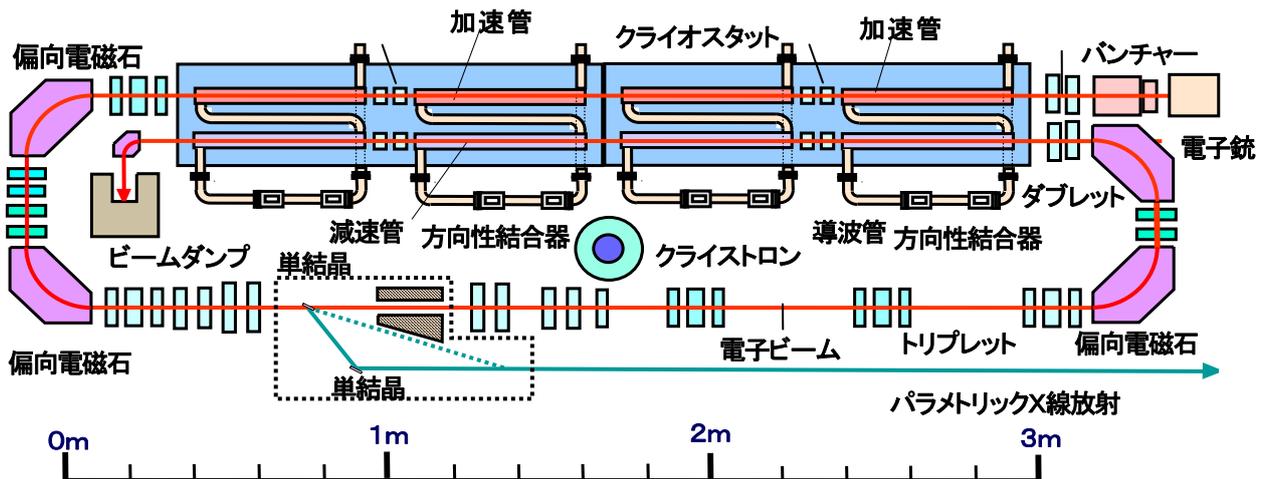


図9 クライオ・電子リニアックのブロック配置図

4. おわりに

空間干渉単色X線源によるガン治療・診断の接点は始まったばかりであり、放射線、医学物理、生命科学、加速器などに係わる多くの研究者や技術者の力を結集し、これから派生する諸問題と真摯に対峙することが重要であり、政府による真摯な対応に期待を寄せている。γナイフ、サイバーナイフ、或いはブラックピーク特性を活用した粒子線など高価な定位照射には、それぞれ特長があり、単純に優劣を比較することは難しいが、ここで、理想的な定位照射とは何かを、もう一度衆智を集めて、詳細に検討する時期に来ていると思われる。一方、クライオ電子リニアックは、異常表皮効果に対峙した、これまでの加速器の常識に対する新たな加速器への挑戦でもあり、加速管の素材、環境、構造を融合させ複合的に検

討しない限り、決して成し得ない代物であったことを、一言申し添える。

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 9th Inter. Conf. on Synchrotron Radiation, May 28-June, 2006 Daegu, Korea.
- [4] KEKの波戸、岩瀬の両氏と情報交換
- [5] KEKの高島氏との情報交換
- [6] KEKの吉田氏との情報交換.
- [7] Masao NAKAMURA, "A Computational Method for Disk Loaded Waveguides with Rounded Disk-Hole Edges" JJAP, Vol.7, No.3, (1968) p257-271.