

# DEVELOPMENT OF THE SHORT FOCAL CONVERGENCE SYSTEM OF COHERENT X-RAY

Isamu Sato<sup>#A)</sup>, Takakazu Shintomi<sup>A)</sup>, Koichi Ishikawa<sup>B)</sup>, Ken Hayakawa<sup>C)</sup>, Toshinari Tanaka<sup>C)</sup>, Yasushi Hayakawa<sup>C)</sup>, Keishuke Nakao<sup>C)</sup>, Takeshi Sakai<sup>C)</sup>, Kyoko Nokami<sup>C)</sup>, Manabu Inakaki<sup>C)</sup>, Takao Kuwata<sup>D)</sup>, Takeshi Suwada<sup>E)</sup>, Masanori Satou<sup>E)</sup>, Shinishirou Michizono<sup>E)</sup>, Noriyuki Igarashi<sup>E)</sup>, Hiroshi Iwashe<sup>E)</sup>, Yumiko Takahashi<sup>E)</sup>, Katsumi Endou<sup>F)</sup>, Jun Nakagawa<sup>F)</sup>, Atsushi Miura<sup>G)</sup>, Kenji Yajima<sup>H)</sup>

<sup>A)</sup>Advanced Research Institute for the Science and Humanity, Nihon University,  
12-5,5ban-cho, Chiyoda-ku, Tokyo, 102-8951

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

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

<sup>D)</sup>School of Dentistry at Matsudo, Nihon University, Sakaecho-Nishi Chiba, 271-8587

<sup>E)</sup>High Energy Accelerator Research Organization, 1-1 Oho, Tsukuba-shi, Ibaragi-ken, 305-0801

<sup>F)</sup>Toyama Co.,4-13-16,Hibarigaoka,Zama-Shi,Kanagawa 252-0003

<sup>G)</sup>Nihon Koshuha Co.,1119, Nakayama Cho,Midori-ku,Yokohama,226-0011

<sup>H)</sup>Mitsubishi Materials Co., 1-5-1 Ohte-machi, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8117

## Abstract

When monochrome X-rays were converged in three dimensions in water, we already showed using the calculation simulation that dose loss of the X-rays in water became the same distribution as the Bragg curve. If the peak of the Bragg curve is glared so that it may be in agreement with a cancer organization in the living body, the effective cancer medical treatment by radiation is attained. In this case, it becomes more effective cancer medical treatment, so that X-rays are converged on a short focus. Here, we argue about how to converge the coherent monochrome X-rays exceeding 10keV on a short focus.

## コヒーレントX線の短焦点集束システムの開発

### 1. はじめに

日本大学量子科学研究所では、100MeV電子ビームでシリコン単結晶を照射し、パラメトリックX線放射(PXR)を発生させ生体軟組織の位相コントラスト像の撮像に成功し、PXRが位相の揃ったX線(空間干渉単色X線)であることを実証した[1-3]。我々は、空間干渉単色X線は、短焦点に集束すると、重粒子線のブラッグ曲線と同様な線量損失分布特性を持ち、重粒子による放射線がん治療に匹敵する効果的な放射線がん治療の可能性を示唆した。更に、エネルギー回収型Cバンドのクライオ電子リニアックを考案し、放射線シールドを大幅に削減できるテーブルトップサイズのコンパクトPXR発生源の創出を試みている[4-5]。空間干渉単色X線は、位相が揃ったX線であること

から、フレーネル、ラウエレンズ、ゾーンプレート、多層膜ミラーを用いると一点に集束することが可能であり、大立体角の短焦点X線集束システム開発を進めている。現在、日本大学では、高エネルギー加速器研究機構、企業の協力の下に、クライオ電子リニアックを基盤としたコンパクトな空間干渉単色X線源の開発を進め、医学部が中軸になって、可干渉性単色X線による効果的ながん治療の実現並びに診断に向けたプロジェクト計画を推進している。

### 2. 水中に於けるX線の3次元集束の線量分布

水の比重が生体軟組織とほぼ等価であること、且つ、線量分布が単位面積当たりのX線束数に比例することから、集束X線の水中に於ける単位面積当たりの線量を計

算し、生体軟組織の線量分布を推定する。

ここでは、空間干渉単色X線の線束が円形に一樣分布すると仮定し、図1に示すように、X線束を3次的に1点に集束させた状態で、水槽照射に於ける水中線量分布を計算する。ここで、X線エネルギーに対する水の吸収係数を $\mu$ 、比重を $\rho$ とすると、質量減衰率 $\alpha$ は $\alpha = \mu / \rho$ で記述されるが、全X線束数 $N_0$ の減衰は、水槽表面からの距離 $d$ に依存し、 $d$ に於けるX線束数 $N(d)$ は、

$$N(d) = N_0 e^{-\alpha d} \quad (1)$$

で与えられる。また、 $d$ に於ける単位体積当たりのX線の線量密度 $F(d)$ は、線束数 $N(d)$ を照射面積 $S(d)$ で割った商に比例し、

$$F(d) = N(d) / S(d) \quad (2)$$

と記述される。 $S(d)$ は、図1に示すように、X線集束が双曲線を基軸とする $d$ の自乗の関数で記述すると、 $d$ の増加と共に照射面積が減少し、集束点で最小値になり、集束点を通ると増大する。双曲線の漸近線は、レンズの明るさ $F$ 値に等価と仮定し、水槽表面のX線束の半径を $R_0$ 、水槽表面からの距離 $d$ に於ける照射半径を $R$ 、焦点までの距離を $d_0$ 、焦点に於けるX線束の半径を $R_s$ とすると、双曲線の基本式、 $R^2/R_s^2 - (d-d_0)^2/A^2 = 1$ 、並びに、 $d=0$ で $R=R_0$ の境界条件から $A$ を求めると、 $S(d)$ は  $S(d) = \pi R_s^2 \{1 + (d-d_0)^2(R_0^2 - R_s^2)/R_s^2 d_0^2\}$  (3) と記述できる。

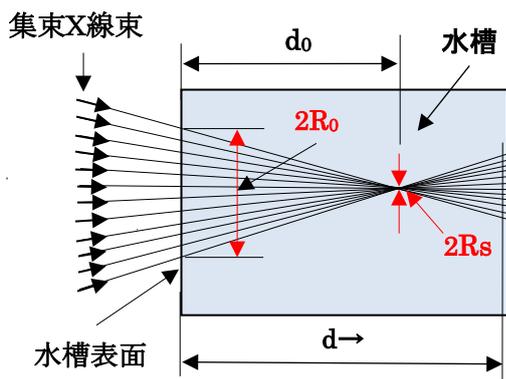


図1 集束単色X線の水槽照射の模式図

ここで、X線束を $F(d_0/2R_0)$ に集束するパラメーターを、 $d_0=100\text{mm}$ 、 $R_0=10\text{mm}$ 、 $R_s=0.5\text{mm}$ に設定( $F5$ 相当)し、(1)~(3)を使って計算した20~100keVのエネルギー領域の規格化相対線量分布を図2に示す。また、同様に図3には $F5$ 相当に集束した20keVX線束を、 $d_0=$

25mm、 $R_s=0.5$ 、0.25、0.1、0.05mmのパラメーターに設定し、規格化した相対線量分布を示す。ここで、規格化相対線量とは、水槽表面の単位面積当たりの線量を1と規格化した相対線量を意味する。

図2から明らかなように、30keV以下の集束X線は生体表面から100mmの深さにある腫瘍には、正常組織との相対線量比が小さくなるので治療効果が期待できないが、しかし、25mm深さの腫瘍組織には、図3から明らかなように、 $F5$ 相当に集束した20keVのX線照射でも、集束点の照射面積の直径が0.2mm $\phi$ 程度であれば、腫瘍組織と正常組織の相対線量比が大きいので、治療効果も期待できる。

単色X線の水中に於ける相対線量分布

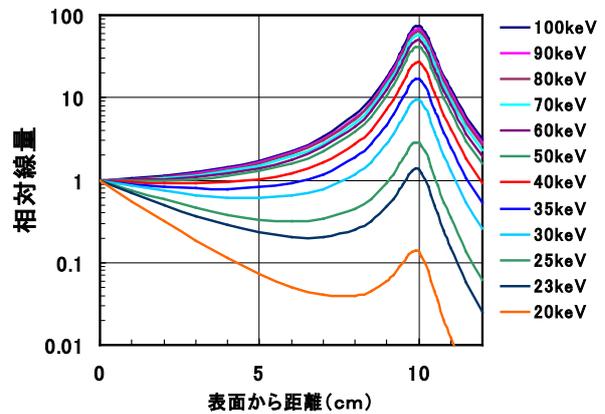


図2 20~100keVX線の水中に於ける規格化相対線量分布

20keV集束X線の水中線量分布( $F5$ )

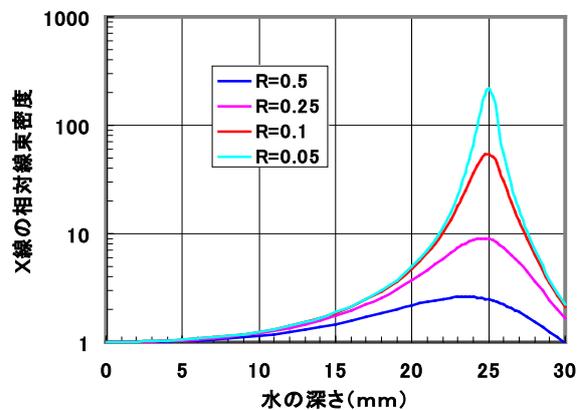


図3 20keVX線の焦点を水槽の深さ25mmに設定した規格化相対線量分布

図4には、水槽に、中性子線、 $\gamma$ 線、白色X線、40keV単色X線を一次元的に照射した場合に於ける、水中の規格化相対線量、並びに、重粒子ビームと陽子ビームが深さ100mmにブラッグ曲線のピークを創生するように入射エネルギーを調整した規格化相対線量分布、及び、F5相当に集束した40keVX線束の3次元的照射で深さ100mmの水中に2mm $\phi$ の焦点がでるように設定した各種放射線の規格化相対線量分布を示す。

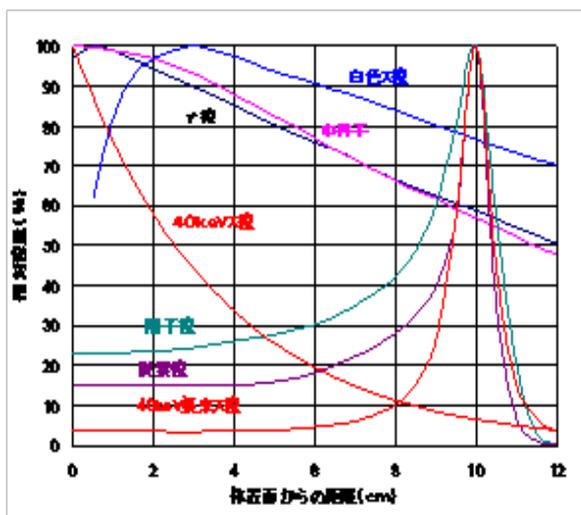


図4 水中に於ける各種放射線の規格化相対線量

### 3. X線の短焦点化光学系

高エネルギー電子で単結晶を照射すると、単結晶の周期構造を形成する原子群は、電子のクーロン場で摂動され、その振動波は電子と共に移動し、結晶格子面でブラッグ条件を満たす角度で反射し、位相の揃った単色X線として放射される。電子の入射方向と単結晶格子面の為す角度を変えるとX線の放射エネルギーは可変となる。

PXRはコヒーレント長の短い位相の揃ったX線(空間干渉単色X線)であり、図2~4に示すように、短焦点にX線を集束し、生体深部にある腫瘍を照射すると、陽子線や重粒子と同様な治療効果が期待される。従って、放射線治療にはX線の短焦点化集束が重要な課題であり、ここでは、鏡の光反射率が100%と想定し、複数の反射鏡の組み合わせによる幾何学的な短焦点化システムの構築を試みる。円筒楕円座標系に於ける光輸送は、図5に示すように、2つの焦点 $F_1$ と $F_2$ を結ぶ直線に対して、焦点 $F_1$ から等立体角 $d\Omega$ で角度 $\theta_n$ に放射された光束は、円筒楕円

の内面の反射位置( $P_1, P_2, P_3, P_4, \dots$ )を経て焦点 $F_2$ に集束される。焦点距離に相当する $P_n$ 点と焦点 $F_2$ 間の距離は、放射角度 $\phi_n$ に依存し、 $\phi_n$ が小さいほど小さくなるが、光源と焦点の間の距離は変わらない。次に、円筒座標系の焦点 $F_2$ を $F_{12}$ と置き換えて、図6に示すように、円筒楕円座標系と円筒双曲座標系を組み合わせると、例えば、

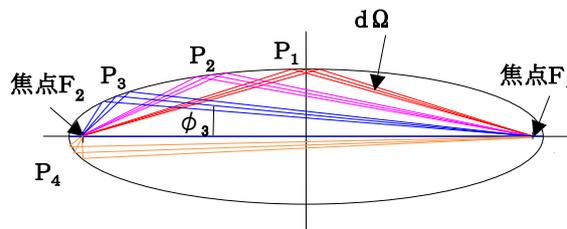


図5 円筒楕円ミラーの光学系

図5の $P_2$ の経路に、円筒双曲座標系を導入し、円筒楕円座標系の $F_{12}$ を円筒双曲座標の共役焦点 $F_{22}$ と一致させる。円筒楕円座標系の $F_1$ ( $F_{11}$ )に光源を設置し、2つの焦点 $F_{11}$ と $F_{12}$ を結ぶ直線に対して、 $\phi$ 方向の放射光束は、円筒楕円面ミラーに対する斜入射角度 $\theta$ と $\phi \leq \theta$ の関係をもつ。筒楕円面ミラーの反射光は、円筒楕円座標系と円筒双曲座標系との間の屈折角を適切に選択すると、円筒双曲面ミラーに対しても等しい斜入射角度 $\theta$ を選択することができ、また、その反射波の光束は円筒双曲座標系の焦点 $F_{21}$ に集束する。

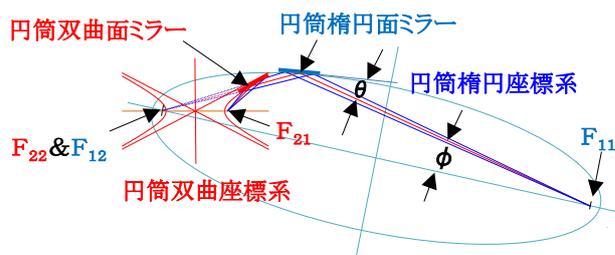


図6 ハイブリット型短焦点X線輸送システム

図6から明らかなように、円筒楕円座標系と円筒双曲座標系を複合した光学輸送系は短距離化と短焦点化が共に達成でき、可干渉単色X線の照射システムはコンパクトになる。このシステムの活用は、前述の如く、光束を集束するミラーの反射率が高いことが必須条件である。

### 4. 多層膜ミラーの反射率

一般に、X線は波長 $\lambda$ が短く、物質中に深く侵入するために、X線の屈折率 $n$ は複素関数

$$n = 1 - \delta - j\beta \quad (4)$$

で記述される。ここで、 $\delta$  は屈折項で  $10^{-5} \sim 10^{-6}$  のオーダーであり、 $\beta$  は吸収項で線吸収係数  $\mu$  を用いると  $\beta = \mu \lambda / 4\pi$  で表され、X線の屈折率  $n$  は、 $0 < n < 1$  となり、また、反射率も小さい。一方、 $\beta$  が十分小さい場合、全反射臨界角  $\theta_c$  は

$$\theta_c = (2\delta)^{1/2} \quad (5)$$

で与えられ、 $\theta_c$  より浅い角度(表面と入射X線の為す角)で入射したX線は全反射になるが、 $\theta_c$  は mrad ( $\sim 0.6$  度) と非常に小さく、応用範囲はX線望遠鏡などに限定される。一般に、広いエネルギー分布をもつX線(白色)を固定角  $\theta_c$  で照射すると、低エネルギーX線は全反射し、単色X線の角度分布とよく似たX線スペクトルが得られる。

全反射では、入射波に対して、鏡面反射波と屈折波が生じ、物質の密度が均一で、且つ、理想的に平滑な表面であれば、X線の反射率  $R(\theta)$  は、波長  $\lambda$  と視射角  $\theta$  に依存する。しかし、物質が基板上的薄膜のように深さ方向に屈折率の不連続な界面を持つ場合は、入射波の半波長 ( $\lambda/2(\theta)$ ) を周期とする定在波が物質表面に立ち、界面で多重反射による干渉効果が発生し、反射率は、臨界角を境にして単に単調減少するのではなく、干渉を反映して振動する。その振動周期は薄膜の厚さに依存し、膜厚が厚くなると周期が減少する。膜厚はフーリエ解析を利用すれば定量的に求めることができるが、屈折波は単純な指数関数ではなく複雑な強度分布を持つ。このような状況では、一般的な多層膜モデルに於ける各界面での電場ベクトルの境界条件を考慮すればよい。 $n$  層の多層膜の場合、第  $n$  層中央での入射波(深い層の方向に向かう波)、反射波(表面層の方向に向かう波)の電場ベクトルの振動は第  $(n-1, n)$  界面での連続性から、最下の界面から順に上の界面の反射係数を計算していくと、最終的に、視射角  $\theta$  に依存する反射率  $R(\theta)$  が求めることが出来るが詳細は省略する。上記の理由から、光学系には、回折作用を有するラウエレンズ、ゾーンプレート、多層膜楕円鏡などに限られる。しかし、ラウエ、ゾーンプレートの光学素子は口径が小さく、且つ、焦点距離も長いので、F値も大きくなる。一方、X線の反射板には単結晶の格子面が用いられているが、反射率を高くするには、単結晶

の格子面間隔  $d$ 、X線波長  $\lambda$ 、入射角  $\theta$  のパラメーターの間に、ブラッグ条件である関係式

$$2d\sin\theta = n\lambda \quad (6)$$

を厳密に満たす必要があるが、ここでは、図6のハイブリット型短焦点X線輸送システムの反射鏡反射率を考究するために、多層膜反射に於ける視射角  $\theta$  と単結晶に於けるブラッグ条件を満たす単結晶格子面の反射角を同等と仮定し、モリブデン基盤面に、1層の膜厚  $d$  を  $0.35\text{nm}$ 、全膜層数  $n$  を  $4000$  層の  $\text{SiO}_2$  の多層膜を形成し、 $10\text{keV} \sim 30\text{keV}$  のX線を多層膜面に角度  $4$  度で斜入射照射した場合に於ける反射率分布の計算結果を図7に示す。

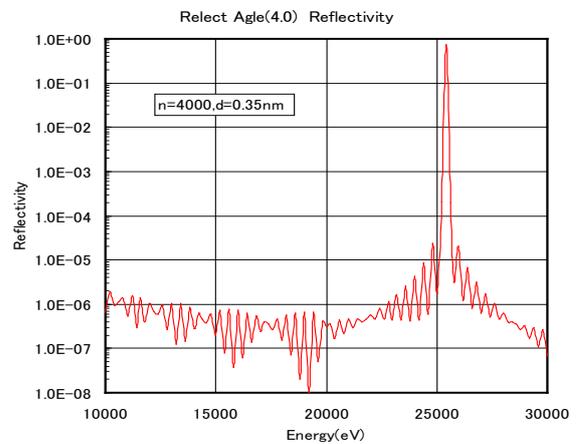


図7 斜入射4度に於けるX線反射率、 $R_m = 0.7$

同様に、多層膜を1層の厚さ  $d = 0.17538\text{nm}$ 、全層数  $n = 12000$  の多層膜面に  $10\text{keV} \sim 30\text{keV}$  のエネルギー領域のX線を斜入射角  $8$  度で照射した反射率分布を図8に示す。

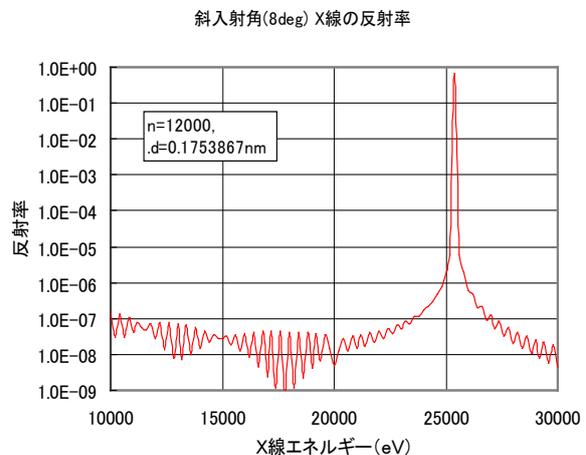


図8 斜入射角8度に於けるX線反射率、 $R_m = 0.9$

何れの計算結果も、25.4keVのX線 ( $\lambda = 0.04881\text{nm}$ ) は反射率Rの最大値 $R_m$ が0.7、0.9と高い。このポイント、のパラメーター、 $d$ 、 $\theta$ 、 $\lambda$ の値はブラッグ条件(6)に適合している。

## 5. 考察

100MeV電子ビームで薄い単結晶に照射して発生するPXRの拡がり角度はほぼ $2/\gamma$ であり、 $F \approx 100$ 相当である。但し、 $\gamma$ はローレンツ因子で $\gamma = (E + m_0)/m_0$ 、ここで、 $E$ は電子運動エネルギー、 $m_0$ は電子静止質量エネルギーである。

一方、理想的な平滑な面の反射によるX線輸送システムでは、反射面に多層膜の層膜厚 $d$ 、X線波長 $\lambda$ 、射入射角 $\theta$ をブラッグ条件に適合させ、全層数 $n$ を増大させると、適用領域は非常に狭いが、高い反射率得られる。円筒楕円面と円筒双曲面に多層膜を形成し、図6に示すような幾何学的構造を構築するとX線束を短焦点に集束することができる。

例えば、図6のハイブリット型短焦X線輸送システムに於いて、円筒楕円座標系の2つの焦点 $F_1$ 、 $F_2$ 間を10m、円筒楕円の短軸半径 $B$ を0.521m、円筒双曲座標系の双曲頂点間を1.2m、漸近線角度を12度に設定し、 $F_1$ から放射された光束が、各座標系のミラー面に対して、8度で斜入射するようにすると、円筒楕円座標系の $\phi$ の値は2.70度となり、それぞれの光学系の焦点距離短縮率を計算すると0.2048、0.2922であり、その積は0.05985であり、ハイブリット光学システムの最適化を図れば、 $F = 100$ を $F = 5$ に短縮することは可能となる。

図9は、Cバンド50cm加速管4本と50cm減速管4本で構成されるマイクロ波環流型の100MeVクライオ電子リニアックを基軸としたがん治療用のコンパクト空間干渉単色X線発生装置とハイブリット型X線集束光学システムのレイアウトである。このケースでは、X線発生装置の占有面積は $2 \times 5\text{m}^2$ 、クライオ電子リニアックを20Kで稼働させる場合、加減速管の熱負荷は $< 1\text{kW}$ である。

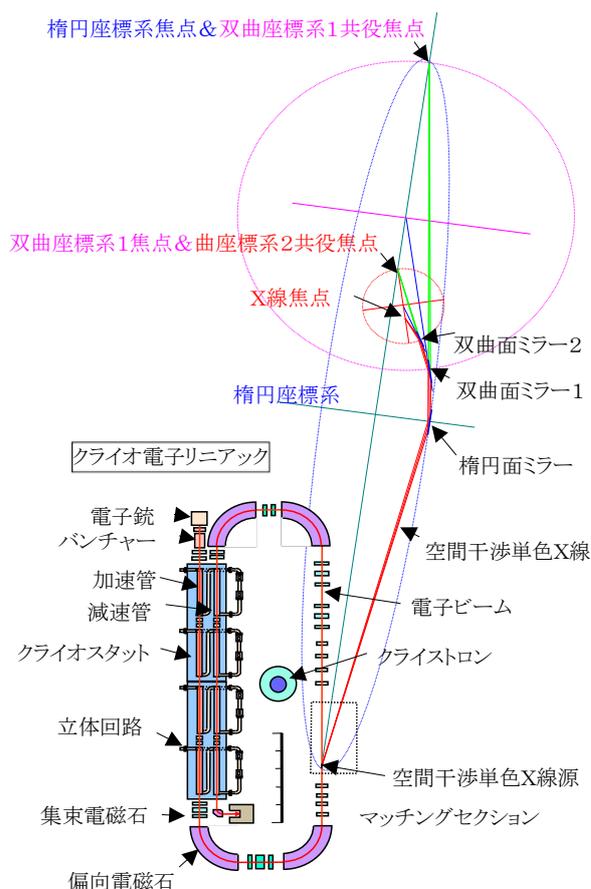


図9 がん治療用可干渉単色X線発生装置とハイブリット型X線集束光学システム

## Reference

- [1] Y. Hayakawa, et al., Nucl. Instr. and Meth. B227 (2005) 32
- [2] 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..
- [3] Y. Takahashi, et al., "Phase-contrast imaging with a novel X-ray source", AIP Conference Proceedings, (2010) p119-123.
- [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 33th Linear Accelerator Meeting in Japan (2008) p64-68.
- [5] I. Sato, et al., "Development of the compact source of monochromatic coherent X-ray for cancer medical treatment" Proceeding of the 7th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan (2010) p219-223.