一般論文

ECR プラズマから放射される特性 X 線と
その医用ラジオグラフィへの応用阿部信行^{*1}, 山本幸佳^{*1}, 川西政治^{*1}

(1978 年 8 月 14 日受理)

Characteristic X-rays Emitted from ECR Plasmas
and Its Application for Medical RadiographyNobuyuki ABE,^{*1} Takayoshi YAMAMOTO^{*1} and Masaharu KAWANISHI^{*1}

Characteristic X-rays are emitted from ECR plasmas of various rare gases. In the case of krypton gas, its spectrum is regarded as to be monochromatic. It is found that the intensity depends on gas pressure under a constant microwave power and an optimum pressure exists for the maximum characteristic X-ray intensity. The discussion for the X-ray contrast and the patient exposure suggests the necessity of the monochromatic X-rays whose energy can be changed depending on the objects. The ECR plasmas which can produce characteristic X-rays of various elements may be promising as such X-ray generator.

KEY WORDS: characteristic X-rays, ECR plasma, medical radiography, X-ray contrast, patient exposure, X-ray spectrum, monochromatic X-ray.

I 緒 論

単色 X 線源は、測定器の較正用標準線源として、あるいは種々の実験用線源として有用であるばかりではなく、医用ラジオグラフィにおいても有用であることは、すでに報告されている¹⁻³⁾。単色 X 線の発生方法としては、最初から単色 X 線のみを発生させることが困難なため、(1)連続スペクトルから結晶モノクロメータを用いて分離する方法や、(2) γ 線のコンプトン散乱を利用する方法が考えられた。しかしこれらの方法は、強度が著しく減少するために、実際の医用ラジオグラフィには用いられていない。これら以外には、単色に近い X 線を得る方法として、(3)特性 X 線を用いる方法と、(4)連続スペクトルにフィルタを付加することにより適当なスペクトル整形を行なう方法⁴⁾とがある。

(3)はさらに、1次の特性 X 線を用いる方法¹⁾と、2次的な蛍光 X 線を利用する方法²⁾とに分けられる。しかし(3)の方法も、短時間撮影に要求される大線量率を発生させるためには陽極材料が限定されるので、現実にはタングステン陽極の X 線管にフィルタを付加し、スペクトルを若干狭くして単色に近づける(4)の方法が一般に用いられてきた。しかしこれでは、低エネルギーの X 線を吸収させるだけで、低エネルギーで単色に近い X 線を発生させることはできなかった。ところが最近になり、とくに低エネルギー X 線を必要とする乳房撮影において、モリブデン陽極を用いた X 線管が用いられるようになり、単色 X 線の有効性が再認識されるようになってきた^{5,6)}。この研究では、そのような単色に近い X 線を発生する方法として、既存の X 線発生装置とは異なった機構をもつ ECR (電子サイクロロン共鳴) プラズマを利用することにより、種々の希ガ

^{*1} 大阪大学産業科学研究所; 大阪府吹田市山田上 (〒565)
The Institute of Scientific and Industrial Research, Osaka University; Yamadakami, Suita, Osaka.

Fig. 1 Experimental apparatus.

スの特性X線の発生および医用ラジオグラフィへの応用を試みた。

ECR 加熱は、これまでプラズマ物理の分野で広く用いられてきており、高温電子プラズマが容易に得られることでよく知られている。その原理は、磁力線の回りを回転している電子に、その回転周波数（電子サイクロトロン周波数）と同じ周波数の高周波電場を加えることにより、共鳴的に電子を加速するというものである。ふつうは、磁場としてはプラズマの閉じ込めのためミラー磁場を用い、高周波電場としてはマイクロ波を用いる。このようにして加速された高エネルギー電子は、中性原子を電離することにより ECR プラズマを発生させ、それと同時に、プラズマ中のイオンや中性原子と衝突して、特性X線や制動放射X線を発生させる。それらのX線は、プラズマの特性を調べるためには利用されているが、ECR プラズマそれ自体をX線源として利用する試みはまだ行なわれていない。本研究では、種々の希ガスについて、ECR プラズマを発生させ、特性X線とガス圧の相関を調べ、またX線コントラストおよび被曝線量の見地から、医用ラジオグラフィへの応用の検討を行なった。

II 実験装置

ECR プラズマは、 $10^{-4} \sim 10^{-5}$ Torr のガスを入れ、磁場中に置いた金属製のキャビティの中で、マイクロ波放電を行なうことにより発生させた。実験装置の構成を Fig. 1 に示す。マイクロ波は、2.45 GHz, 600 W cw のマグネトロンで発生され、アイソレータ、方向性結合器、E-H チューナーを経て、パイレックスガラス製のRF窓を通し、真空のキャビティに供給される。パイレックスガラスの窓は、高温プラズマによる熱破損を防止するために、キャビティから 15 cm 離して導波管の内部に取りつけられている。キャビティは、直径 16 cm, 長さ 17 cm のステンレススチール製の円筒形で、 10^{-7} Torr まで排気された後、 $10^{-4} \sim 10^{-5}$ Torr のアルゴン、クリプトン、あるいはキセノングスが、バリアブル・リークバルブを通して導入される。キャビティの両端には、1組の空心磁場コイルが置かれ、ミラー磁場を構成している。電子を 2.45 GHz のサイクロトロン周波数で回転させるには、約 875 Gauss の磁場の強さが必要とされるが、ミラー磁場のため、この共鳴条件を満足する領域は、磁場の軸と垂直な二つの等磁面となる。電子は

二つのミラーの間を往復するごとに、この二つの共鳴面で加速され、エネルギーを得る。一方、その途中でイオンや中性原子と衝突してエネルギーを失うため、定常状態ではある一定の電子温度を保つようになる。キャビティへのマイクロ波の入力は、方向性結合器とパワーメータにより、入射電力と反射電力の差として求めた。入力、ガス圧、ガスの種類等によって変化するので、実験は E-H チューナーを調節することにより、約 500W 入力条件下で行なった。

プラズマから放射される X 線の測定は、キャビティの壁面から放射される X 線や、壁によって散乱された X 線の影響を除くため、図のように、パイレックスガラスの RF 窓に対して反対側にある、0.1 mm 厚のマイラ膜の観測窓を通して行ない、低エネルギー X 線の吸収を少なくするとともに、ECR プラズマから放射される X 線のみを観測した。X 線の検出には、Si(Li) 半導体検出器 (EDAX 社製) を用いた。検出器の有効面積は 80 mm²、空乏層の厚さは 3 mm で、分解能は ²⁴¹Am の 17.8 keV の X 線に対して半値幅で約 550 eV であった。散乱 X 線を防止するため、検出器の周囲は鉛板でシールドされ、前面には 2.5 mm 径、25 mm 厚の鉛スリットが置かれている。検出器の検出効率、⁵⁷Co と ²⁴¹Am の標準線源を用いて求めた。X 線のエネルギースペクトルは、1,024 ch 多重波高分析器 (NAIG 社製) を用いて分析し、得られた結果を電子計算機で処理することにより、検出効率の補正、空気の吸収の補正⁷⁾を行なった。マイラ窓とスリットとの距離は約 30 cm である。キャビティ本体も、放射線防護の見地から、鉛板と鉛ブロックで遮蔽が施されている。

III 実験結果および検討

1. X線スペクトル

アルゴン、クリプトン、キセノンの各ガスを用いた ECR プラズマから放射される X 線のスペクトルを、それぞれ Fig. 2~4 に示す。

アルゴンの場合には、特性 X 線のエネルギーが 3 keV と低いうえに、蛍光 X 線収率も 11.9%⁸⁾ と低いため、Si(Li) 検出器を用いても、容易に特性 X 線を検出することはできなかった。そのため、得られたスペクトルは制動放射 X 線のみを連続スペクトルを示している。

クリプトンの場合には、その特性 X 線 ($K_{\alpha}=12.5$ keV, $K_{\beta}=14.4$ keV) が顕著に現われ、制動放射のピークよりも十分に高いピークが観測され、単色 X 線に近いスペクトルが得られた。

キセノンの場合には、特性 X 線の割合は制動放射 X 線

Fig. 2 X-Ray spectrum emitted from the ECR plasma of argon gas.
Gas, air; P, 1.1×10^{-5} Torr.

Fig. 3 X-Ray spectrum emitted from the ECR plasma of krypton gas.
Gas, Kr; P, 5.3×10^{-5} Torr.

Fig. 4 X-ray spectrum emitted from the ECR plasma of xenon gas.
Gas, Xe; P, 4.0×10^{-5} Torr.

にくらべてあまり大きくなく、その比率はクリプトンの場合よりもずっと小さかった。

ECR プラズマ中の電子のエネルギー分布は、非等方

的なマックスウェル分布をしていると考えられ、制動放射X線のスペクトルおよびその偏光度のエネルギー依存性の測定から、電子温度としては、磁場の軸と垂直な方向の成分が、最大約 100 keV と推定された⁹⁾。キセノンの特性X線の強度が小さいことから、この電子温度では、クリプトンの特性X線を発生させるのに十分なエネルギーをもった電子は多数存在しているけれども、キセノンのK殻電離(電離エネルギー: 32 keV)を起こすには、まだ十分ではないと思われる。これを解決するためには、マイクロ波の入力を増加させ、電子温度をさらに上げる必要がある。

2. 特性X線強度のガス圧依存性

特性X線の強度は、Fig. 5 に示したようにガス圧に依存し、入力一定では、最大強度に対して最適のガス圧が存在する。

これは、プラズマの電子温度がガス圧に依存しているためと考えられる。ガス圧が高い場合には、プラズマ中の中性原子やイオンとの衝突のために、電子がエネルギーを失う割合が増加し、電子温度が十分に高くない。一方、ガス圧が低くなるに従って衝突が減少し、電子温度が高くなり、K殻電離を起こしうるエネルギーをもつ電子の割合は増加してくる。しかし一方では、K殻電離の断面積は、電離エネルギーの数倍で最大になり、電子のエネルギーが高くなるとともにゆるやかに減少する¹⁰⁾。また、ガス圧が低くなるとともに、電子密度自身も減少してくる。これらの要因のため、K殻電離を起こす電子の数は、あるガス圧で最大になると考えられる。

3. 照射線量率の測定

次項に述べるような、ラジオグラフィへの応用のために、照射線量率の測定を行なった。低エネルギー用電離箱を用いる測定は、磁場の影響および低エネルギー領域での較正の困難性があるため、より簡便で磁場の影響を受けない TLD 素子 ($\text{CaSO}_4(\text{Tm})$) を使い、低エネルギー補正用のキャップをつけて測定を行なった。写真フィルム(位置(測定孔から約 10 cm)で、最大約 20 mR/min の照射線量率が得られた。

4. 単色に近いX線による医用ラジオグラフィ

ECR プラズマから放射される、単色に近いX線について、医用ラジオグラフィの見地から検討を行なった。医用ラジオグラフィにとって、その画質を支配する要因にはいろいろあるが、ここではX線コントラストと被曝線量について検討を加えた。

いま、Fig. 6 のように、減弱係数の異なる二つの物質から成る被写体を考える。入射X線のスペクトルを $\Phi_0(E)$ 、同一組成で厚み $(d_1 - d_2)$ の部分を透過後のス

Fig. 5 Gas pressure dependence of the characteristic X-ray intensity.

Fig. 6 The creation of X-ray contrast by different materials.

ペクトルを $\Phi_0'(E)$ 、さらに、組成の異なる2物質を透過後のスペクトルを、それぞれ $\Phi_1(E)$ 、 $\Phi_2(E)$ とすると、散乱が無視できる条件下では、

$$\Phi_0'(E) = \Phi_0(E) \exp\{-\mu_1(E)(d_1 - d_2)\}$$

$$\Phi_1(E) = \Phi_0'(E) \exp\{-\mu_1(E)d_2\}$$

$$= \Phi_0(E) \exp\{-\mu_1(E)d_1\}$$

$$\Phi_2(E) = \Phi_0'(E) \exp\{-\mu_2(E)d_2\}$$

$$= \Phi_0(E) \exp\{-\mu_1(E)d_1\}$$

$$\times \exp[\{\mu_1(E) - \mu_2(E)\}d_2]$$

と表わされる。したがって、X線コントラスト $C(E)$ は、

$$C(E) = \Delta\Phi(E) / \Phi_1(E) = \{\Phi_1(E) - \Phi_2(E)\} / \Phi_1(E) \\ = 1 - \exp[-\{\mu_2(E) - \mu_1(E)\}d_2]$$

$\{\mu_2(E) - \mu_1(E)\}d_2$ が十分小さいときには,

$$C(E) \approx \{\mu_2(E) - \mu_1(E)\}d_2$$

となる。

入射X線が単色の場合には、X線コントラストは、 $(\mu_2 - \mu_1)d_2$ のみで決定される。一般に $(\mu_2 - \mu_1)$ の値は、X線のエネルギーが低いほど大きくなる傾向にあるため¹¹⁾、識別されるべき厚さ d_2 が一定ならば、全体の厚さ d_1 に関係なく、X線のエネルギーが低いほどX線コントラストは高くなる。

しかし、ラジオグラフィの大きな制約として、フィルムの黒化度を適当な値 ($D=0.25 \sim 2$) にする必要がある¹²⁾、そのためには、透過X線強度を一定の範囲にせねばならない。このことは、X線のエネルギーが低くなるにつれて、減弱係数が大きくなることを考えると、コントラストの向上と患者の被曝線量の軽減とが、競合関係にあることを意味する。すなわち、 d_1 、 d_2 が一定ならば、単色X線のエネルギーを低くすることは、コントラストの増加をもたらすと同時に、被曝線量をも増加させることになる。また、同一エネルギーならば、 d_2 が一定である限りコントラストは同じで、 d_1 が大きいほど被曝は増大する。

Photo. 1 は、クリプトンガスの ECR プラズマから放射されるX線を用いて撮影された、ファントムの写真である。軟組織に対するコントラストを見るため、ファントムとしては、5mm 厚のハムスライスを用いた。上述のように、照射線量率が低いことに加えて、X線のエネルギーが低いため、十分な黒化度を得るためには、増感システムを用いて約 10 分の露光時間を必要とした。しかし軟組織を識別するのに十分なほど高いコントラストが得られた。

キセノンの場合には、Fig. 4 からわかるように、

Photo. 1 X-ray photograph taken by the X-rays emitted from the ECR plasma of krypton gas.

連続X線の成分の寄与が無視できない。入射X線のスペクトルが連続の場合には、各エネルギー成分については上述のコントラストが、一定の d_2 について一義的に定まるが、全体としては、そのエネルギー成分の光子数の重みをつけて平均したものが、実効的なX線コントラストとなる。コントラストは、同一組成の部分 ($d_1 - d_2$) を透過後、異なった組成の部分で初めて生じるのであるから、このときに用いられるスペクトルは、 $\Phi_0(E)$ ではなくて、 $(d_1 - d_2)$ 透過後のスペクトル $\Phi_0'(E)$ でなければならない。したがって、

$$C_{\text{tot}} = \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} C(E) \Phi_0'(E) dE / \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} \Phi_0'(E) dE$$

となる。

このことは、 $\Phi_0'(E)$ が滑らかな連続X線である場合には、実効的なコントラストは、その実効エネルギー付近の成分のコントラストに近くなることを意味している。すなわち、それよりも高エネルギー成分は、全体にとってはコントラストを低下させるように働き、低エネルギー成分はコントラストを高くするように働く。しかし一方では、高エネルギー成分は吸収係数が小さいためフィルムの黒化度に寄与し、低エネルギー成分は被曝の増加に寄与している。さらに、 $\Phi_0(E)$ が $\Phi_0'(E)$ になるまでに吸収される光子は、まったくコントラストに寄与せず、被曝のみをもたらす。この吸収は低エネルギー成分ほど大きいから、被曝のみを増加させる低エネルギー成分と、コントラストを低下させる高エネルギー成分とを、ともに入射スペクトルから除去しておくことが望ましい。

そのため、キセノンの $K\alpha$ と $K\beta$ の間に吸収端をもつヨウ素をフィルタとして付加することにより、キセノンの特性X線のエネルギーより高い成分と低い成分を除去することを試みた。その結果、Fig. 7 に示したように、より単色に近づいたスペクトルを得ることができた。

このスペクトルを用いて、クリプトンの場合と同一のファントムを撮影したところ、十分なコントラストは得られなかった。

その理由は、単色X線において述べたように、 $\{\mu_2(E) - \mu_1(E)\}d_2$ の値が 30 keV では 12 keV にくらべて小さく、このファントムについてはX線のエネルギーが高すぎたためと考えられる。

一般に、黒化度一定の条件下で、同じ被写体に対しては、単色X線のほうが、入射スペクトルで実効エネルギーが等しい連続X線よりも、被曝線量が少なくコントラストも高い。また、単色X線の場合には、同一被写体で

Fig. 7 Filtration of X-ray spectrum emitted from the ECR plasma of xenon gas by iodyne filter.

コントラストを高くするには、X線のエネルギーを低くしなければならない。ところが、黒化度一定の条件下で被曝線量を一定に抑えるためには、被写体が薄い場合には低いエネルギーのX線を用いることができるが、厚い場合にはより高いエネルギーのX線を用いる必要がある。この場合、コントラストは前者のほうが大きくなる。したがって、厚い被写体で高いコントラストが必要な場合には、その必要性に応じて被曝の面を犠牲にし、低いエネルギーのX線を用いる必要がある。

すなわち、医用ラジオグラフィとしては、黒化度を最適に保ちながら、被曝とコントラストのバランスでX線のエネルギーを決定する必要がある。そのためには、被写体の質、量、条件に応じて、種々のエネルギーの単色X線を発生できる装置が必要である。ECRプラズマを用いたX線源は、そのような可能性を備えていると思われる。

IV 結 論

プラズマを構成するガスの種類を変えることにより、ECRプラズマからそれぞれの元素の特性X線を発生させることができた。とくに、適当な電子温度の下では、特性X線を制動放射X線よりも強力に発生させることが

できた。発生する特性X線の強度は、プラズマの条件によって変化し、入力一定の条件下では、ガス圧に依存して、最大強度に対しある最適値が存在することがわかった。医用ラジオグラフィとしては、被曝を考慮に入れると、被写体に応じて、種々のエネルギーの単色X線を発生できる装置が必要で、そのためには、任意の特性X線を発生できる ECR プラズマは、新しいX線源として大きな可能性をもつと思われる。本装置では、まだ出力が不十分であるが、マイクロ波の出力を増加させたり、あるいは短時間大出力のパルス運転を行なうことは、現在のマイクロ波技術から考えて十分可能である。さらに多種類の特性X線を発生させるためには、マイクロ波出力の増加とともに、種々の物質のガス化の技術の開発が今後の課題であると思われる。

本稿を終えるにあたり、ファントムを用いたX線写真の撮影を含めいろいろな助言と協力をいただいた大阪大学微生物病研究所付属病院放射線科の山崎武助教授（現滋賀医大教授）、寺田央技師長両氏に深く感謝いたします。また、Si(Li) 半導体検出器を用いた実験に多大の支援をいただいた電子技術総合研究所大阪支所標準計測室の横田稷室長、永田昭次郎主任研究官両氏にも深く感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) M. TER-POGOSSIAN; Monochromatic Roentgen rays in contrast media roentgenography, *Acta Radiol.*, **45**, 313 (1956).
- 2) B. JACOBSON and R.S. MACKAY; Radiological contrast enhancing methods, *Adv. Biol. Med. Phys.*, **6**, 201 (1958).
- 3) I.W. OOSTERKAMP; Monochromatic X-rays for medical fluoroscopy and radiography?, *Medicamundi*, **7**, 68 (1961).
- 4) H.L. ATKINS, R.G. FAIRCHILD, J.S. ROBERTSON and D. GREENBERG; Effect of absorption edge filters on diagnostic X-ray spectra, *Radiology*, **115**, 431 (1975).
- 5) A.G. HAUS, C.E. METZ, J.T. CHILES and K. LOSSMANN; The effect of X-ray spectra from molybdenum and tungsten tubes on image quality in mammography, *Radiology*, **118**, 205 (1976).
- 6) J.S. RICI, J.O. BARNES and D.O. SAAHI; Contrast and dose evaluation in mammography

- by means of spectral analysis, "Optical Instrumentation in Medicine III," 47, 183 (1974), S.P.I.E. Conference, Kansas City, Mo.
- 7) ICRU; Radiation Dosimetry; X-rays generated at potentials of 5 to 150 kV, ICRU Rep. 17, p. 28 (1970), International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C.
- 8) N.A. DYSON; "X-rays in Atomic and Nuclear Physics," p. 80 (1973), Longman Group Limited, London.
- 9) to be published.
- 10) H.S.W. MASSAY and E.H.S. BURHOP; "Electronic and Ionic Impact Phenomena," vol. 1, p. 166 (1969), Oxford University Press, Ely House, London.
- 11) H.E. JOHNS and J.R. CUNNINGHAM; "The Physics of Radiology," p. 583 (1974), Charles C Thomas Publisher, Springfield.
- 12) M.M. TER-POGOSSIAN; "The Physical Aspects of Diagnostic Radiology," p. 217 (1967), Harper & Row Publishers, New York.