

# 卓上型シンクロトロン“みらくる6X”による 高品質 X 線の発生とその利用

山 田 廣 成

“みらくる6X”は卓上型高輝度 X 線発生装置である。シンクロトロンの電子軌道上に微細ターゲットを置くという方法で、低エネルギー、常電導、超小型シンクロトロンであるにもかかわらず高輝度硬 X 線ビームの発生に成功した。光源点の大きさは、電子ビームのサイズではなく、ターゲットサイズで決まるために、最小とあってよい  $1\ \mu\text{m}$  という断面の光源点の実現した。微少光源点の“みらくる6X”はきわめて高品質の X 線を発生している。結果として、例えば、試料と検出器の間を離すだけで 10 倍の鮮明な拡大写真を位相コントラストで撮像することができ、 $1\ \text{mm}$  がん形状までをとらえることができた。本稿では、“みらくる6X”の原理、X 線特性について述べるとともに、X 線顕微鏡、たんぱく質構造解析、X 線リソグラフィなどの取り組みの現状を述べる。

**Keywords :** table top synchrotron, high brilliance X-ray beam, magnified imaging, phase contrast imaging, medical imaging, nondestructive testing, X-ray microscope, protein crystallography, X-ray lithography.

## 1. ま え が き

X 線の品質とは何であろうか？ 筆者はここしばらくの間、高輝度 X 線を発生することが高品質 X 線の発生であると考えて、そのような X 線源の開発を推進してきたが、“みらくる”という新しい光源を開発した結果、その考えに少し疑問をもつようになった。

今日のところ、放射光が最も高輝度であるから、筆者は、放射光装置を小型化して万人が享受できる装置にすることを研究のターゲットとしてきた。産業利用や医学利用に導入することが当初からの目的であった。最初の開発が超電導シンクロトロン AURORA<sup>1,2)</sup>である。しかしながら AURORA は十分に小型ではなく、産業界に受け入れられるには至らなかった。本稿で述べる“みらくる”という卓上型シンクロトロン<sup>3-6)</sup>は、そのような経緯の後に開発した装置である。外径 60 cm の常電導シンクロトロン、“みらくる6X”で高輝度ハード X 線を発生することに成功した<sup>7)</sup>。

装置は 2003 年 12 月に完成してビーム入射に成功し、それ以降順調に X 線利用を展開している。医療イメージング、がん照射実験、非破壊検査、蛍光 X 線分析、X 線顕微鏡、たんぱく質構造解析などである。

“みらくる”の X 線利用を展開してその X 線特性を把握した結果、高輝度と高品質は必ずしも同義語でないということを確認した。X 線利用は、単純に高輝度へ進むという

道筋以外に、目的に応じた多様な高品質化への道があるべきだと考えるようになったのである。

それを言葉にしたのが本論文のタイトルである。高品質というとき、そこには多様な価値観がある。指向性、平行性、微少光源点、発散角、Brilliance、Brightness、Flux、Emittance、大パワー、波長領域、単色性、コヒーレンス、などなどである。随分たくさん用語があり、いずれもが X 線の異なる側面を示すものである。われわれはこれらの側面のどれかを選択して X 線利用を行っている。微少資料の分析に必要なのは brilliance であり指向性である。X 線リソグラフなどで重要なのは Flux や平行性となる。イメージングや X 線顕微鏡で重要なのは微少光源点であり、これが画像の空間分解能を決定する。それは、Brilliance とは少し違う特性である。放射光は Brilliance の大きな、発散角の小さな光である。高品質の X 線は目的により異なるはずであるが、それは多分 Brilliance が大きくかつ発散角の大きな光である。大きな発散角の各点で Brilliance が高ければ、それはきわめて利用価値が高い。それは、指向性は低いが「平行性」の高い光である。「平行性」をここでは交差することのない光と定義している。光源から発生して以降に交差することのない光が「平行性」の高い光である。このような光は、光学系を使って幾何学的に平行な光にすることができるし、微少点に収束できる。そのような光は微少光源点から発生する。上記に示した用語の中で何が最も重要な特性であるかを問えば、多分それは光源点の大き

さである。光源点が小さければ必然的に「平行性」の高い光が得られる。光子数が高ければ Brilliance は上がる。光源点が小さく光子数が大きければ、必然的にコヒーレンスも高くなる。

“みらくる”は、最小光源点を実現したという意味で最高品質 X 線を発生できたと考えている。そのような“みらくる”からは、新しい X 線利用がぞくぞくと生まれている。そもそも大型放射光装置をあれだけ巨大に作ったのは、光源点の大きさすなわち電子ビームの断面積を小さくするためであった。電子ビームにおけるベータatron 振動の振幅を抑えるために、なるべく電子ビームを大きく偏向しないようにした結果が、巨大装置へ行き着いたのである。

本稿では、今日までに明らかになった“みらくる 6X”の X 線特性について述べるとともに、X 線利用の一端を紹介する。“みらくる 6X”は高輝度ハード X 線源であり、放射光では展開が困難であるような“みらくる”ならではの新しい X 線利用について述べる。例えば医療診断や非破壊検査であるが、10 倍拡大の撮像に成功している。このことは、今後の診断技術に革新をもたらすものである。高輝度軟 X 線の発生により、X 線リソグラフを実用化できるという見通しも出ている。現在、新たに軟 X 線用“みらくる 20 SX”を開発しているが、その X 線強度は放射光より 1 けた高いと予測されるし、放射角が大きいため、振動ミラーを使うことなく均一な照射ができるという特長がある。

## 2. “みらくる 6X”

### 2.1 X 線発生機構

開発した“みらくる 6X”<sup>9)</sup>は、図 1 に示すように、電子軌道半径 15 cm の常電導完全円形シンクロトロンである。蓄積電子エネルギーは 6 MeV であるから、その臨界波長は 300  $\mu\text{m}$  程度であり、そのままではハード X 線を発生できない。シンクロトロンであるから電子を発生し加速する入射器が必要であり、6 MeV のマイクロトロンを使用している。ビーム入射には、共鳴入射といわれる方法<sup>9)</sup>を使用しており、これにより半径 15 cm (周長 1 m) の周回軌道への入射が可能になった。詳しくは第 3 章で述べる。

低エネルギー電子で X 線を発生する方法は、電子軌道中にターゲットを挿入する方法であり、物理過程としては制動放射、遷移放射、パラメトリック放射である。制動放射は高エネルギー X 線を出すのに適し、遷移放射は軟 X 線を出すのに適し、パラメトリック放射は単色 X 線を出すのに優れている。われわれはこのいずれをも使用し、目的に応じて使い分けている。電子ビームをターゲットに当てて X 線を発生する方法は Roentgen が X 線を発見したとき以来の原理であるから、古くから知られていて、新規性がないと思われるかも知れない。しかしながら、実は、放射光も制動放射の一種であることをわれわれは長く忘れていたように思われる。制動放射は、電子のまわっている光子が、磁場または電場により揺すられて放射されるものである。したがって、原子核のクーロン力による制動放射も磁場による制動放射も、放射角は電子エネルギーにより決まり、



図 1 “みらくる 6X”高輝度 X 線発生システム。手前が 6 MeV マイクロトロン入射器。ピンクのボディが卓上型シンクロトロン。右に突き出したアームは、ターゲット駆動機構。リングの上にあるのは、磁気パルス圧縮装置。水色シールドの向こうに見えるのはたんばく質構造解析のためのイメージングプレート (IP) システム。シールドは開閉式で、X 線取り出し用窓がある。IP システムはレールに載っていて前後できる。別の計測器を置くこともできる。

エネルギーが相対論的になると前方へ飛び出る。X 線管では、主に特性 X 線を使用するが、これは原子から  $4\pi$  に放射されるために高輝度にはなり得ない。上記の三つの放射は、いずれも電子エネルギーの逆数に比例する放射角で放射される。ライナックやベータatron で発生した電子をターゲットにぶつけることも古くから行われていて、なぜ高輝度になるかについて疑問をもたれるかもしれない。あるいは、発熱によりターゲットが溶けるのではないかと心配される向きがあるかも知れない。

筆者が“みらくる”の開発において誇りに思うところは、シンクロトロンの電子軌道に微細ターゲットを挿入したときに発生する X 線の輝度を理論的に明らかにした<sup>9)</sup>うえでこの開発に臨み、そして理論どおりの結果が得られたことである。シンクロトロンを持っていたからターゲットを入れて、適当に実験した結果高輝度を得られたというわけではない。さらには、ターゲットの発熱についても計算して、発熱が問題にならないことをあらかじめ予測している。結果として、高輝度を発生してもターゲットには何の変形もないことを確認している。大学での開発には時間を要したが、理論的な確信があったからこそ、研究を完成できたと考えている。そして、完成してみてもわかったことは、この原理に基づき、第 4 世代光源へもアプローチできると確信したことである。

さて、図 2 が使用しているターゲットである。この字型のフレームに Be やマイラーでできたワイヤを張り、その中心にターゲットを置いている。ターゲットはロッドであり、その断面が電子ビームに対して直角になるように置い

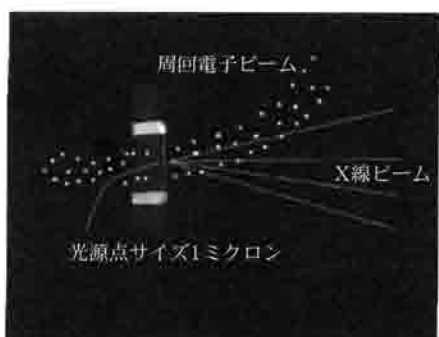


図2 図中のターゲットは実物であり、電子軌道中に挿入したところを模している。X線は、中心にある平行に置いた針のようなターゲットから放出されていることを示している。ターゲットは、Beのワイヤで釣っている。

ている。最近では、 $1\sim 0.5\ \mu\text{m}\phi$ の白金でできたロッドを使用しており、長さは数十 $\mu\text{m}\sim 1\ \text{mm}$ である。したがって、電子が当たる断面の面積は、 $0.8\times 10^{-12}\ \text{m}^2$ という極微量面積である。長手方向は電子の進行方向であるから長さによって電子のエネルギーロスとX線の減衰が決まる。従来は、ワイヤを直角に張るということをしてきたが、こうすると実効的なX線の発生領域がワイヤの幅と電子ビームの高さ方向広がり(約 $1\ \text{mm}$ )で決まるために、断面積は1000倍ほど大きくなる。ターゲットの支持材はBeやマイラーのワイヤであり、X線の発生が少ない材質を選択している。

ターゲットを小さくした場合にX線量が減ると考えるのは誤りである。1回の衝突断面積は小さくなるから、1回の衝突によるX線発生量は小さくなる。しかし、その分、周回電子ビームの寿命が長くなるために、積算X線量は変わらないというのが理論である。ターゲットに衝突してエネルギーが減衰するか、もしくは散乱されて中心軌道に戻らなくなることが原因で電子ビームはなくなるが、ターゲットを挿入しないときの本来の電子ビーム寿命が十分に長ければ、ターゲット断面積をいくら小さくても積算X線量が変わることがない。そして、この本来の電子ビーム寿命を決めているのは、シンクロトロン性能であり、デザインである。“みらくる”というシンクロトロンは、実は、他のシンクロトロンとは違う大きな特徴がある。それは、ダイナミックアパーチャーとモーメンタムアパーチャーがきわめて大きいということである。ダイナミックアパーチャーとは、電子ビームの周回が許容される軌道の幅である。“みらくる”は実に動径方向に $156\pm 50\ \text{mm}$ 、高さ方向に $\pm 5\ \text{mm}$ という幅をもっている。モーメンタムアパーチャーとは、電子エネルギーのずれの許容幅である。この値は、実に $6\ \text{MeV}\pm 2\ \text{MeV}$ という幅である。いずれも実に大きな値であるために高輝度となる。通常のシンクロトロンにターゲットを挿入しても、このようなX線強度は得られない。とはいえ、ターゲット挿入時の電子ビーム寿命はせいぜい $10\ \text{ms}$ である(通常のシンクロトロンならばせいぜい $10\ \mu\text{s}$ である)。これをカバーするのが電子ビームの繰り返し入射機構である。繰り返し入射をしても中心軌道を

周回している電子には影響を与えないのが共鳴入射法のもう一つの特徴である。現在は $400\ \text{Hz}$ で入射を行っている。1回の入射で $100\ \text{mA}$ というピーク電流を $100\ \text{ns}$ の間入射できるために、シンクロトロンの蓄積電流は $3\ \text{A}$ となる。大型シンクロトロンでは $100\ \text{mA}$ が通常であるから非常に大きな値である。周回電子数は、 $10^{11}$ 個というオーダーであるが、周長が短く繰り返し数が $3\times 10^8\ \text{Hz}$ と大きいために大電流となる。

以上の原理を定式化<sup>9)</sup>して計算した結果を表1に示す。電子エネルギーが $6, 20, 100\ \text{MeV}$ の場合を計算している。電子エネルギーによりおよそのX線放射角(= $0.511/\text{電子エネルギー}[\text{MeV}]$ )が決まるので表1の(26)に与えている。軌道半径は $15\ \text{cm}$ である。電子ビームサイズはシンクロトロン磁石の収束力により決まる量であり、計算で求めることができるが、それは放射減衰をした後の平衡状態の値となる。しかしながら、低エネルギーシンクロトロンの放射減衰時間は非常に長く1分ほどかかる。ところが“みらくる”からの放射は、入射後数 $10\ \text{ms}$ の間で起こるので、ここでは、放射減衰する前の値を使用している。Harmonicsとは、周回している電子バンチの数であり、加速周波数で決まる。X線ターゲットはカーボンとタングステンと鉛について計算し、ターゲットの形状は3種類を計算している。 $10\ \mu\text{m}\phi$ ワイヤの場合と、 $27\ \mu\text{m}\phi$ と $1\ \mu\text{m}\phi$ ロッドの場合である。ワイヤは電子ビームに直角に置いているが、ロッドは電子ビームに平行に置いている。したがってロッドの断面が電子ビームの当たる面である。ワイヤの場合は、ワイヤの幅と電子ビームのVertical widthで決まる断面が電子ビームの当たる面である。そのような面積を計算したのが(12)である。(13)は、電子ビームが当たるターゲットの断面積を電子ビームの断面積で割った量であるから、1回の衝突で電子ビームがターゲットに当たる割合である。(14)から(20)は、相互作用の過程を計算するのに必要な物理量である。制動放射の散乱断面積(16)は古くに知られている<sup>10)</sup>。1回の衝突で電子ビームが損失するエネルギー(18)は、ターゲットが薄い場合には、 $5\ \text{keV}$ から $50\ \text{keV}$ という値で大きくはない。しかしながら、高エネルギー電子に対しては $1\sim 10\ \text{mm}$ という厚いターゲットを使用しているので、大きな値となっている。大きすぎる場合には、加速空洞でエネルギーを回復するのが困難である。Beam loss rateには、非弾性散乱である(19)Bremsと弾性散乱である(20)Coulombの二つの過程があり、低エネルギーでは後者が圧倒的な割合であることを注意されたい。弾性散乱はX線を発生しないプロセスである。Beam loss rateは1秒間にビームがなくなる割合であるから、この逆数が電子ビームの寿命を与える。 $6\ \text{MeV}$ で $10\ \mu\text{m}\phi$  W-wireを使うときの寿命が約 $0.3\ \text{ms}$ である。この値は、実験値とほぼ一致している。先に述べたシンクロトロンのダイナミックアパーチャーとモーメンタムアパーチャーにより変わる値であるが、それぞれに $156\pm 50\ \text{mm}$ 、 $6\ \text{MeV}\pm 2\ \text{MeV}$ を入れたときの値である。

Beam loss rateがわかると、平均蓄積電流値または1秒

間の積算電流値がわかる。蓄積電流値は、入射した電子が 300 MHz で周回するときの電流値である。入射器のピーク電流値 100 mA が 100 ns の間パータベータによってトリガーされて蓄積する。入射効率を 90% として計算すると、1 回の入射で 9 nC が入るから、300 MHz をかけて 2.7 A が蓄積されたことになる。これは初期電流値であり、これがそれぞれの寿命で減衰するとして積分し、400 倍すると、周回平均電流値 (24) が得られる。(25) は、ターゲットに当たって消失した電荷を積算したものである。

この損失電荷 (25) を電子数に直して電子 1 個当たりの制動放射微分断面積をかけると、単位波長当たり、単位放射角当たりの X 線量 Brightness (27) が計算できる。Brilliance (28) はこれをさらに単位ターゲット断面積で割ったものとなるが、mm<sup>2</sup> の単位であるから、実際には、大きな値となる。(26)、(27) に示した値は、30 keV X 線に対して、波長 0.1% バンド幅で計算したものである。これは、通常の放射光で使われている単位である、10 μmφ の W-rod ターゲットに対して、1 μmφ の W-rod ターゲットの Brilliance が 2 けた上がるのは、ターゲット断面積が 1/100 になったことによる。20 MeV 電子シンクロトロンを用いると、7.16 E+18 の Brilliance が得られる。この値は、大型放射光のアンジュレーターで得られる値に近い。たかだか 100 MeV のシンクロトロンで 7.17 E+18 の Brilliance が得られるというのは、驚異的といってよいのではないだろうか。これは、電子エネルギーが高くなったことにより、放射角が 5 mrad と小さくなったためである。われわれは、この値が非常に確かであると考えている。それは、6 MeV シンクロトロンで実証されたことだからである。詳しくは次の章で述べる。Brilliance に対して Total photons は、電子エネルギーによってあまり変わらない。これは、放射角で積分した値だからである。6 MeV シンクロトロンの 1.0 E+14 という光子数は、非常に大きな値である。大型放射光の偏向磁石で得られる Total photons は実は 10<sup>6</sup> 個のオーダーである。大型放射光は放射角が小さいために光子密度は高いが、それを広げて医療写真で用いる 30×30 cm<sup>2</sup> というイメージを撮ろうと思うと 100 倍の時間がかかるこ

Table 1 "みらくる" の各種パラメーター (シンクロトロンのマシンパラメーター、ターゲットの種類と形状、相互作用の物理量、蓄積電流値、X 線強度の計算例) を示す。詳しくは本文を参照されたい。

Machine parameters							
(1) e-Energy [MeV]	6	6	6	6	20	100	
(2) Orbit radius [m]	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	
Beam size	(3) Horizontal width [m]	1.20 E-02	1.20 E-02	1.20 E-02	1.20 E-02	1.20 E-02	1.20 E-02
	(4) Vertical width [m]	1.00 E-03	1.00 E-03	1.00 E-03	1.00 E-03	1.00 E-03	1.00 E-03
	(5) Bunch length [m]	9.00 E-03	9.00 E-03	9.00 E-03	9.00 E-03	9.00 E-03	9.00 E-03
	(6) Beam area [m <sup>2</sup> ]	3.77 E-05	3.77 E-05	3.77 E-05	3.77 E-05	3.77 E-05	3.77 E-05
(7) Harmonics	8	8	8	8	8	8	
(8) RF frequency	2.45 E+09	2.45 E+09	2.45 E+09	2.45 E+09	2.45 E+09	2.45 E+09	
Target parameters							
(9) Target materials and shape	1 μmφ C-wire	10 μmφ W-wire	27 μmφ Pb-rod	1 μmφ W-rod	1 μmφ W-rod	1 μmφ W-rod	
	(10) Target thickness/turn [m]	1.00 E-03	1.00 E-05	1.00 E-04	1.00 E-03	5.00 E-03	1.00 E-02
	(11) Target width [m]	1.00 E-06	1.00 E-05	1.00 E-05	1.00 E-06	1.00 E-06	1.00 E-06
	(12) Interaction area [m <sup>2</sup> ]	1.00 E-09	1.00 E-08	1.00 E-10	1.00 E-12	1.00 E-12	1.00 E-12
(13) Target area/Beam area ratio	2.65 E-05	2.65 E-04	2.65 E-06	2.65 E-08	2.65 E-08	2.65 E-08	
Beam-target interaction							
(14) Particle density [/m <sup>3</sup> ]	1.13 E+29	6.25 E+28	6.25 E+28	6.25 E+28	6.25 E+28	6.25 E+28	
(15) Atomic number	6	74	82	74	74	74	
(16) Brems cross section [m <sup>2</sup> ]	9.73 E-30	1.29 E-27	1.58 E-27	1.29 E-27	1.29 E-27	1.29 E-27	
(17) Photons [/turn, electron, 0.1%band]	9.23 E-06	6.76 E-06	8.29 E-06	6.76 E-04	4.51 E-03	1.20 E-02	
(18) Radiation loss/electron [eV]	6.83 E+03	5.00 E+03	6.13 E+03	5.00 E+05	1.25 E+07	1.82 E+08	
(19) Beam loss rate by Brems. [/sec]	1.78 E+00	1.10 E+01	7.63 E-01	1.10 E-01	5.48 E-01	1.10 E+00	
(20) Beam loss rate by Coulomb scat. [/sec]	4.02 E+01	3.27 E+03	2.30 E+02	3.27 E+01	1.47 E+01	1.18 E+00	
Circulating beam current							
(21) Injection rate [Hz]	400	400	400	400	400	400	
(22) Injector peak current [A]	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10	
(23) Efficiency* Effective pulse width	9.00 E-08	9.00 E-08	9.00 E-08	9.00 E-08	9.00 E-08	9.00 E-08	
(24) Circulating beam current [C/s]	2.63 E+01	3.36 E-01	2.10 E+00	2.67 E+00	2.72 E+00	2.75 E+00	
(25) Charge lost by target [C/s]	1.40 E-01	2.42 E+00	6.61 E-01	8.69 E-02	4.09 E-02	6.14 E-03	
X-ray brilliance and total flux							
(26) Radiation angle (=1/γ) [mrad]	85	85	85	85	25	5	
(27) Brightness [/s, mrad 2, 0.1%band]	3.54 E+08	4.49 E+09	1.50 E+09	1.61 E+10	5.62 E+11	5.63 E+12	
(28) Brilliance [/s, mrad <sup>2</sup> , mm <sup>2</sup> , 0.1%band]	3.54 E+11	4.49 E+11	2.63 E+12	2.05 E+16	7.16 E+17	7.17 E+18	
(29) Total photons [/s, 0.1%band]	8.06 E+12	1.02 E+14	3.42 E+13	3.67 E+14	1.15 E+15	4.62 E+14	

となる。放射光の場合、Brilliance はビーム中心の値であり、はずれた場所で強度は激減する。指向性が高いからである。ところが、“みらくる”における Brilliance は、ビーム中心だけではなく、85 mrad という放射角のどこでもそのような値なのだということに注意していただきたい。したがって、大口径の X 線集光素子を用いると容易に 1000 倍程度光子密度を上げることができる。われわれは、現在そのような集光素子を開発中である。

## 2.2 “みらくる 6X”の X 線ビーム特性

“みらくる”の X 線特性は、その発生機構からいくつかの特長を予測できる。光源点のサイズがきわめて小さいことはすでに述べたとおりである。発散角が大きいことも特長である。制動放射を使用した場合、X 線のスペクトルは電子エネルギーを最大値とする白色光である。

X 線強度を正確に実験的に決めることはそれほど容易な課題ではない。放射光では、1 個の電子が単位軌道長当たり発生する光子数を理論的に非常に正確に計算できるために、理論値を正として、検出器の校正を行うこともある。蓄積電流値がわかれば、実験値よりも正確であるといわれている。“みらくる”の場合も制動放射の X 線強度は理論的にたいへん正確である。ところが、“みらくる”には電流値を計測する方法がない。このことは超伝導シンクロトロン AURORA でいつもつきまどった問題であった。電流値の計測はカレントトランスフォーマー (CT) を使えば簡単であるが、AURORA のように一体でできた電磁石内に CT を入れられないのが理由である。CT に使う磁性体が、主磁場を乱すからである。AURORA では、放射光強度から電流値を求めている。“みらくる”の場合は、臨界波長が長いために、放射光の観測にも困難がある。

蛍光 X 線を計測するのは比較的精度の高い方法である。X 線の吸収断面積、試料の密度と厚さ、試料内部での X 線の吸収散乱、蛍光効率、検出器のサイズと立体角を含む検出効率の波長依存性などの補正は比較的精度よく行うことができる。図 3 は鉛からの  $K_{\alpha}$  を計測した例である。以前に行った“みらくる 20”を用いた分析<sup>11)</sup>では、X 線強度が十分ではなかったために計測には 2 時間を要した。“みらくる 6X”は千倍の X 線強度があるため、同様のスペクトルを現在は約 2 分でとることができる。ただし、ADC のデッドタイムを押しさえるために、入射電流値を下げて 10 分ほどかけているのが実状である。重金属の蛍光 X 線分析ができるのは、ほかには SPring-8 のみである。図 3 に見る蛍光 X 線スペクトルはバックグラウンドがきわめて低いのが特徴である。白色光を使った SPring-8 の実験結果と比較してもきわめて低い。低エネルギー成分が相対的に少なく、散乱の影響が低いと考えられるが、今後の詳細な検討が必要である。重金属の生態系や人間環境に及ぼす影響は、あまりよく知られていない。そのような研究を定量的にルーチンで行うことのできるマシンが誕生したわけである。

この計測カウントから入射 X 線強度の Brightness  $I_0/\Omega$  (photons/[s, mrad<sup>2</sup>, band]) を次の式に従って求めること

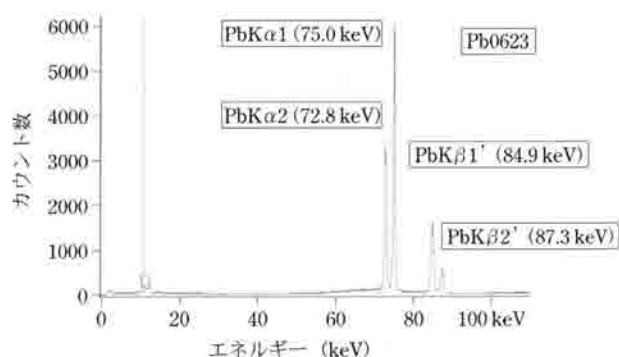


図 3 “みらくる 6X”で観測した蛍光 X 線。鉛を資料としている。資料は光源点から 55 cm のところに置き、検出器は 2 cm のところに置き、10 分間計測した結果である。検出器の絶対効率は、0.0039 であった。 $K_{\alpha 1}$ ,  $K_{\alpha 2}$ ,  $K_{\beta 1}$ ,  $K_{\beta 2}$  が観測されている。バックグラウンドが非常に低い。

ができる。

$$\frac{I_0}{\Omega} = \frac{I_d a \rho}{k \cos \theta_1 (1 - e^{-ad}) \tau \eta_d \Omega_s} \quad (2)$$

$I_d$  は計測した蛍光 X 線の強度、 $a$  は資料の X 線吸収係数、 $\rho$  は資料の密度、 $\tau$  は計測時間、 $\eta_d$  は X 線検出器の立体角を含めた検出効率、 $\Omega$  は放射の立体角、 $\Omega_s$  は試料がカバーする立体角である。

X 線ビームの試料への入射角および蛍光 X 線の取り出し角は 45° に設定した。測定雰囲気は大気中である。試料からの蛍光 X 線以外の X 線がノイズとして観測されるのを防ぐため、検出器ヘッドを Pb ブロック (10 cm 厚) で遮蔽した。エネルギー校正には  $\text{Am-241}$  線源 (59.5 keV) を用いている。マイクロトロンに入射電流値が 20 mA、繰り返し周波数が 100 Hz で、X 線ターゲットとしては Pb (27  $\mu\text{m} \times 1 \text{ mm}$ ) を使用したときの結果が図 3 である。励起効率  $k$  は、

$$k = \frac{\left(1 - \frac{1}{J_k}\right) \omega_k \mu_1}{\mu_1 + \mu_2} \quad (3)$$

を用いて。ここで、 $J_k$ : K 吸収端のジャンプ比、 $\omega_k$ : 蛍光収率、 $\tau_1$ : 波長  $\lambda$  の一次 X 線に対する光電吸収係数、 $\mu_1$ : 波長  $\lambda$  の一次 X 線に対する質量吸収係数、 $\mu_2$ : 発生した元素 Z の  $K_{\alpha}$  線に対する質量吸収係数である。一次 X 線の入射角  $\theta_1$  と蛍光 X 線の取り出し角  $\theta_2$  を 45° とし、 $\tau_1 \approx \mu_1$  (~100 keV の領域では近似できる) としている。

求めようとする一次 X 線のエネルギーは Sn  $K_{\alpha}$  吸収端の 25.2 keV である。このエネルギー 25.2 keV から、使用したパラメーターは、 $J_k = 5.62$ ,  $\omega_k = 0.860$ ,  $\mu_1 = \mu_2 = 43.6 \text{ cm}^2/\text{g}$ ,  $\mu_2 = \mu_2 = 14 \text{ cm}^2/\text{g}$ ,  $\theta_1 = \theta_2 = 45^\circ$ ,  $\rho = 7.28 \text{ g/cm}^3$ ,  $\eta_d = 0.0039$ ,  $\tau = 600 \text{ s}$ ,  $d = 0.05 \text{ cm}$ ,  $I_d = 66900$  (ピーク面積),  $\Omega_s = 58$  である。

以上より、25.2 keV における Brightness は、フルパワー運転時 (100 mA, 400 Hz) に換算して、 $0.87 \times 10^8$  光子/s, mrad<sup>2</sup>, 0.1% band となる。Brilliance はターゲット-Pb (27

$\mu\text{m}\phi$  ロッド) の断面積,  $5.7 \times 10^{-9} \text{ mm}^2$  で割って,  $1.5 \times 10^{11}$  光子/s,  $\text{mrad}^2, \text{mm}^2, 0.1\% \text{ band}$  となった, 表1の  $27 \mu\text{m}\phi$  Pb-rod ターゲットのケースとほぼ一致している. 表はターゲット内での X 線の吸収を含まないが, 実験結果は, 一部吸収された結果である. 実験結果は, “みらくる” の X 線強度理論値とオーダーで一致している. それは, とりも直さず, ターゲットが,  $1 \mu\text{m}\phi$  W-rod の場合には, brilliance が  $10^{16}$  光子を与えるということである. イメージング実験では,  $1 \mu\text{m}\phi$  rod を使用している.

われわれは, total flux を計測していないが, 放射の広がり  $1/\gamma = \pm 85 \text{ mrad}$  と考えれば, Brightness に  $2.3 \times 10^4$  をかけ算して,  $2.0 \times 10^{12}$  光子/s,  $0.1\% \text{ band}$  となる. “みらくる” の X 線ビームは, 全光子数が非常に大きく, Brightness は小さいが, Brilliance は大きいという変わった高輝度 X 線である. この光子数は, 10 keV から数百 keV の X 線エネルギー領域にわたって得られる値であるという点でも通常の放射光とは大変異なっている. ただし, 10 keV 以下の光子数は, ターゲットによる吸収のために急激に落ちる. また, 通常の放射光はビーム中心のみで, 高い Brilliance をもつが, 少しはずれれば激減してしまう. これに対して, “みらくる” の X 線ビームは,  $1/\gamma$  という広がりの中でも, 上記の Brilliance が得られる点も異なっている. Total flux が大きいというのはそのような意味である.

### 2.3 位相コントラストイメージング

“みらくる” の X 線はイメージングに最適である. ①光源点サイズが小さく, ②発散角が大きく, ③エネルギーが高いために高解像度の非破壊検査や医療診断に適している<sup>12-14)</sup>. 放射光を用いるイメージングでは, 平行性の高いビームにより位相コントラスト像<sup>15)</sup>と呼ばれる, 従来とは異なる画質の生成が知られているが, “みらくる” でもやはり, その平行性の高いビームにより位相コントラスト像が生成する. 位相コントラストとも屈折コントラストともいわれるが, 図4に示すように, 密度による X 線屈折率のわずかな差により画像が生成する. X 線は 1 よりわずかに小さな屈折率をもつために, 可視光における凸レンズと凹レンズの役割が X 線では逆転する. 密度の高い部分で発散した X 線が密度の低い部分を直進した X 線と干渉するため, 物体の輪郭が強調されて物体が識別される. 以下に“みらくる” で撮像したいくつかの X 線画像を示し, そのイメージング特性を明らかにする.

最初に示す写真 (図5) は, “みらくる” と X 線管による撮像の違いを示したものである<sup>15,14)</sup>. 重元素 (Pb) から軽元素 (テフロン) にあたり, さまざまな厚さの材質の資料を撮像している. 両者の様子はきわめて異なっている. 見慣れた X 線管による像は, 吸収コントラストであり, 鉛は厚さによらず黒一色に写り, テフロンやアルミは見るのが困難である. 一方, “みらくる” ではすべての資料の形状を見ることができる. 鉛もテフロンもアルミもエッジが強調されているために識別されるし, エッジがシャープである. 銅 (Cu) とタングステン (W) のワイヤも, “みらくる” では非常にシャープに見える. 先に述べたように, 高エネルギー

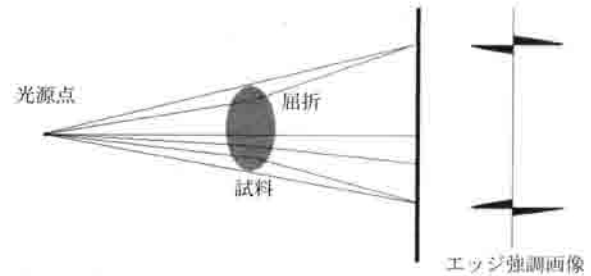


図4 位相コントラスト像の原理図. 密度により X 線の屈折が起こるが, 屈折率は 1 よりほんのわずかに小さいために, 可視光とは逆に, 凸レンズが発散を引き起こす.

ギー X 線による透過像であり, 位相コントラストによりエッジが強調されているように見える. ただしこれは密着撮像である. 通常の位相コントラスト像は, 資料と撮像素子の間を 1 m 離して撮る. ところが, “みらくる” の場合はどのような間隔でもこのようにエッジが強調される. これが “みらくる” による X 線像の特徴である. 新しい質の X 線像である.

実際の応用で, アルミとゴムでできたバルブを撮像すると, アルミの中にあるゴムが識別できる (図6) 上段は可視光像である. 右はキャップをはずした状態で中にある黄色のゴムが見えている. 下段が X 線像で, 左は生の写真である. 右は画像処理している. 金属の内部にあるゴムが見えたのは歴史上初めてのことと思われる. 撮像には FUJII のイメージングプレート (IP) を用いている.

### 2.4 医療イメージングと拡大撮像

図7は, 滋賀医大放射線科に提供いただいた人間肺の切片である. 気管支はもちろんのこと, 血管から毛細血管, 腫瘍などがつぶさに見える. これは密着写真である. 図8は, 人間肺を模擬したファントム (a) の撮像である. 肺等価物質の中に各種大きさのがんを模擬したウレタンの破片が封入されている. ウレタンの破片は最大が 5 mm である. (b) は密着撮影であるが露骨のエッジが強調されることがわかる. 密着でもがんの形状が判別できる. (c) は 5 倍拡大像であり, (d) は 10 倍拡大像である. 5 倍拡大像を引き延ばして, 10 倍拡大像と比較できるようにしている. 10 倍拡大像は明らかにその詳細がわかり, 構造の凹凸までがわかる. 骨の後ろにあるがんも同じように見えている. 肺等価物質にむらがあるところまで見えている. がんの形状からがんの種類が診断できれば, 生体検査をするという患者の負担が軽減し, 診断を迅速に行うことができると期待される.

“みらくる 6 X” は医療診断装置として最適である. レントゲン写真は, 軟組織の撮影には, バリウムやヨウ素を注入しなければならない. MRI は, 軟組織の撮影に適するが解像度が得られない. “みらくる” は, MRI と CT の特性を備えた理想的な医療診断装置であり, 21 世紀の医療診断装置の基本になりうる. 医療ミスや, 誤診をなくすることに大きな貢献が期待できる. X 線撮像による放射線被曝がレントゲン写真に比べて 1/15 に減少することも証明されて

Samples (material, thickness)	
(a) Pb	0.027 mm
(b) Pb	0.2 mm
(c) Pb	0.5 mm
(d) Pb	3 mm
(e) Cu	0.5 mm
(f) Cu	1.5 mm
(g) PTFE	0.5 mm
(h) PTFE	1.0 mm
(i) SUS	0.4 mm
(j) Al mesh	0.5 mm
(k) Al mesh	1.0 mm
(l) Al	1.5 mm
(m) Acryl	3.0 mm

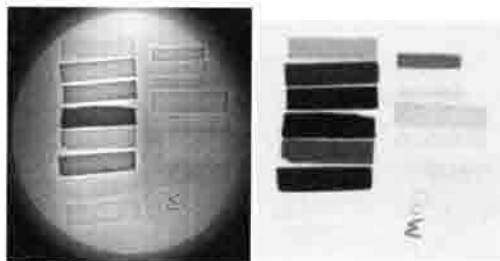


図5 左：撮影した試料の物質と厚さで右の試料の位置に対応している。中：“みらくる”による撮像。右：110 keV X線管による同じサンプルの撮像。違いは歴然としている。“みらくる”によるX線写真は、試料にかかわらずエッジが強調される。アルミやテフロンなどの軽元素でできた試料も形が鮮明に見える。X線管では見ることができない。

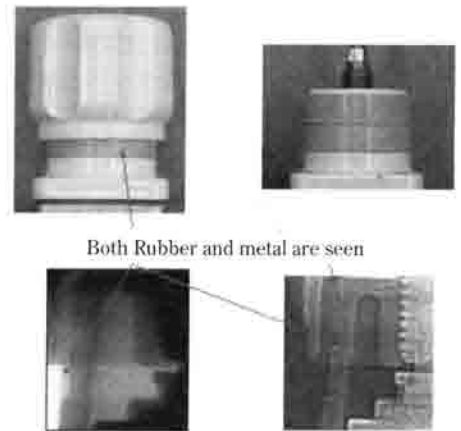


図6 ゲートバルブはアルミ製で、内部に黄色に見えるゴムが入っている。ゴムが直接見える場所でも、アルミに隠れた場所でも、内部にゴムがあるのが確認できる。

いる<sup>10)</sup>。不要な放射線被曝を減少させることは重要な課題である。そしてさらに、長時間照射すれば、がんなどの放射線治療装置としても使用できることが明らかになっている<sup>17)</sup>。6 MeV という高エネルギーX線であるから、ライナック治療と同様に使用することができる。すなわち、“みらくる”は、がんの診断と治療を同時に行うことのできる装置であることが明らかとなった。がんの位置をピンポイントで特定して照射をすることにより、がんの放射線治療は新しいステージを迎える。がんをモニターしながら治療ができるために、正常組織への被曝を極力避けることができる。

## 2.5 その他のX線利用プログラム

放射光生命科学センターでは、“みらくる”のためのさまざまなビームラインを構築している。X線顕微鏡BL<sup>18)</sup>、たんばく質構造解析BL<sup>19)</sup>は生命科学にとりプライオリティーの高いBLである。生命科学のようなマスコブダクションを必要とする研究にとって、小型放射光源を用いたたんばく質構造解析は時代の要請である。

X線顕微鏡やたんばく質構造解析に必要なのは、X線の集光である。この数年の間に、X線ミラー技術には著しい進歩が見られている。研削による表面荒さはnmを切り、全

反射だけでも10 keV以下のX線集光ができる。多層膜を用いて10 keV以上のX線を集光できるようになった。そこでわれわれは、シミュレーションを行った結果、積層の円筒型ワルターミラーで数1000倍のX線輝度を実現できる見通しをもった<sup>18)</sup>。このようなミラーの実現により、“みらくる”のX線強度は、Brightnessにおいても大型放射光に肩を並べる。検討した形状は、ワルター型をペアーにしたものである。最終的には8層構造にする予定であるが、現在一番径の小さなペアーを完成している。ミラーの製作には、レプリカ法を採用した。母型をナノメートルの精度で製作し、表面に多層膜を蒸着し、約1mm厚のニッケルメッキを行う。ついで、熱膨張率の差を利用して多層膜の



図7 人間の肺(滋賀医大放射線科の提供による)。気管支、毛細血管、腫瘍状の固まりなどがつぶさに見える。造影剤は使用していない。

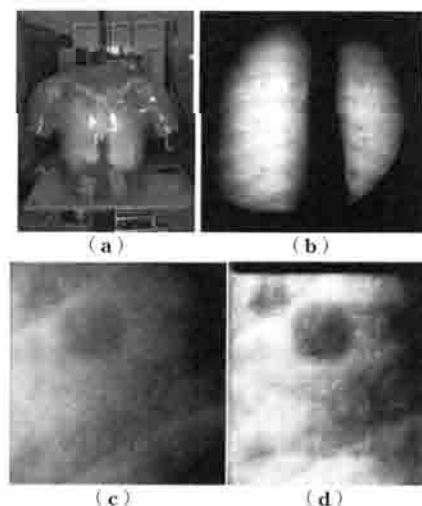


図8 肺ファントム(a)に埋め込まれた腫瘍を模擬したウレタン性の粒の大きさは最大が5mm(滋賀医大放射線科提供)。(b)は密着像。(c)は5倍拡大。(d)は10倍拡大像である。腫瘍の形状が鮮明に見える。10倍拡大において形状の識別はより鮮明である。

ついたニッケルを母型から離すという方法である。多層膜のはく離を行うのは初めての経験であり、まだ未知数であるが、何らかの対処の方法があると考えている。

### 3. シンクロトロンの小型化

20世紀の物理学は、加速器を大型化して高エネルギー粒子をつくるのが主な課題であった。そのために大きな国家予算が使われたのであるが、加速器を小型化する研究は特に意図的に行われたことがない。研究者も加速器の小型化は容易なことであり、特にロマンを感じる事がなかったようである。しかし、電子蓄積リングやシンクロトロンの小型化には大きなブレークスルーが必要であった。それは、電子ビームを入射する技術である。

電子蓄積リングという言葉は筆者はここで初めて使用するが、“みらくる”は厳密には電子蓄積リングである。しかしながら、多くのユーザーはシンクロトロン放射光という言葉に慣れ親しんでいるので、あえてシンクロトロンとしている。シンクロトロンは単発で粒子のエネルギーを加速して利用するか、もしくは電子蓄積リングや放射光リングに入射するための加速装置である。加速をしては電子蓄積リングに入射する装置である。シンクロトロンで加速できる電流値は、ピーク電流値で1 mA程度であるから、電子蓄積リングに平均数100 mA蓄積するには、何度も加速・入射を繰り返すのである。そのため入射は30分程度かかる。

さて、ビームを入射する作業は、通常どのようにするかといえば、それは、電車を引き込み線から本線に入れるような作業である。本線の1カ所にポイントがあり、ポイントを切り替えて電車を本線に入れるが、この電車が周回して再びポイントを通過するときには、ポイントを元に戻しておかなければならない。電車の場合には脱線するが、電子の場合には、中心軌道から離れてビームダクトに激突して消滅する。電子の軌道の切り替えにはパルス電磁石を用いるが、パルスの駆動速度は電子がリングを1周する時間である。電子の速度は光速であるから、1.3 kmのリングならば、1  $\mu$ sかかる。“みらくる”の周長は1 mであるので必要な時間は3 nsである。必要な磁場は電子エネルギーによるが、例えば1 kGの磁場を1 nsでon/offする技術は現在のところない。しかし、われわれは、最大300 Gaussという低いパルス磁場を400 nsの間励磁する。この間の100 nsにポイントに到着した電子は、リングの中心電子軌道に取り込まれて周回する。この新しい入射技術を共鳴入射法というが、これがなければシンクロトロンを小型化することはできなかった。

シミュレーションであるが、この入射の様子を図9に示す<sup>9)</sup>。加速器の世界では電磁気学に基づくシミュレーションどおりにマシンを製作できる。だからこそ巨大な加速器を作って成功するという確信がある。“みらくる”の入射効率はほぼ100%である。100%の意味は、特定のタイミングで100 nsの間に来たビームはすべて入射できるという意味である。この値は、蓄積電流値に直すと、実に1回の入射で3 Aという大電流が蓄積することを意味している。軌

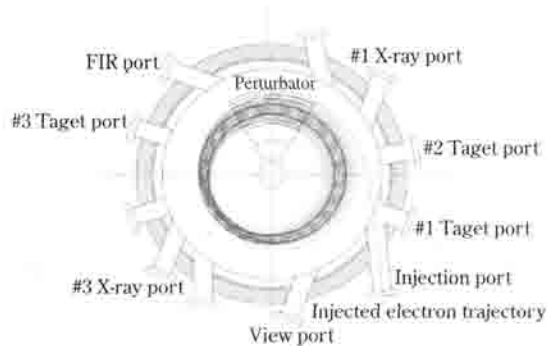


図9 “みらくる”の平面図であり、電子ビームの入射軌道はシミュレーションの結果を記述している。1/2共鳴軌道が見えている。すなわち、ベータatron振動の節が1個左下にあるのがわかる。

道長が短く周回繰り返し数が大きいためにわずかな電子数で大電流が実現する。寿命が十分長ければ、400 Hzで1200 Aとなる。これは、トカマク並の電流値である。ただし、現在の寿命は、ターゲットを挿入しないときに10 ms程度であるから12 A程度となる。さまざまなビーム不安定性が発生して10 msというのはかなりの長さである。

放射光並卓上型X線源は、“みらくる”という特別なシンクロトロンを開発したことにより実現できた。ライナックにターゲットを挿入しても $10^{13}$ というbrillianceは不可能である。“みらくる”は非常に大きなダイナミックアパーチャーをもっているのが特徴である。共鳴入射時には、電子ビームは振幅60 mmに広がって周回する。150 mmの周りに $\pm 30$  mmの幅であるから、実に40%のダイナミックアパーチャーを有する。これが、“みらくる”で大強度のX線が発生できる理由である。通常のシンクロトロンにターゲットを挿入しても高輝度X線は発生できない。そしてさらに、共鳴入射は、中心電子軌道を動かすことなく入射をさせるために、繰り返し入射が容易なことも大強度X線が発生できる理由である。1 kHz以上で運転しても電源に対する付加はそれほどない。パルス幅が狭いためである。

### 4. X線リソグラフ用新光源“みらくる 20 SX”の開発

“みらくる 6 X”の成功は、われわれをX線リソグラフの実用化へと誘っている。しかしながら“みらくる 6 X”をそのままX線リソグラフに使用できるわけではない。制動放射で発生できる10 keV以下のX線成分は、十分な強度にはならない。現在、筆者は<sup>10)</sup>光子発生技術研究所と共同で、“みらくる 20 SX”と名づけた軟X線専用光源の開発を行っている。X線発生機構は、制動放射ではなくて遷移放射である。マシンも6 MeVではなく20 MeVである。

遷移放射は、薄膜内の多数の束縛された電子が入射した1個の電子により一斉に分極を起こして、それが緩和するときに発生する放射である。入射する電子が相対論的電子(数MeV以上の電子)であるとき、放射される光子が特殊相対性理論により前方 $1/\gamma$ 方向に鋭く放射される現象である。波長は相対性理論により短波長にシフトして、プラズマ振動数 $\omega_p$ の $\gamma$ (ローレンツ因子)倍になり、電子エネ

ルギーが 20 MeV 程度になると軟 X 線領域に到達する。発生効率はきわめて高く、放射は多数の分極子が一斉に関与するためにコヒーレンスが高い。指向性が高いのもコヒーレンスが高いからである。遷移放射に使用するターゲットには、なるべくプラズマ振動数の大きな材質を使うと短波長を発生できることから、Zn, Sn, Pt, Auなどが使われるが、AlやBeでも発生する<sup>21)</sup>。膜厚は、電子エネルギーによるが1  $\mu\text{m}$ 程度である。この薄膜を等間隔で並べると発生した放射が干渉して、アンジュレーターのような作用をもたらす。X線強度は、薄膜数の2乗倍になる。ただし膜厚が厚くなる分、X線の吸収も増加するので最適値がある。

1個の電子が1枚の薄膜で発生する遷移放射の強度は理論的に正確に計算できる。したがって、これに衝突電子数を掛けると軟 X 線強度を計算できる。遷移放射で損失する電子エネルギーは非常にわずかであるから、平均周回電子数は2.1で議論したCoulomb散乱で決まり、20 MeVの場合にターゲットに衝突する電子数は $1.6 \times 10^{19}$ 電子と計算される。1電子当たり発生する光子数は、0.6~1.4 keVの軟 X 線については、その総量を計算すると $7.9 \times 10^5$ 光子/eであるから、 $1.3 \times 10^{16}$ 光子となる。エネルギーに直すと0.2 Jである。この値は十分に X 線リソグラフを行える強度である。

## 5. む す び

以上、“みらくる”という名の卓上型高輝度 X 線源について述べた。ハード X 線領域で大型放射光並の Brilliance を出すことができるが、放射光とは異なる特質をもっている。卓上型という点で異なるのみならず、X線の特性自体においてある意味で放射光より優れた特性を有している。光源点の大きさが1  $\mu\text{m}\phi$ と SPring-8の20  $\mu\text{m}\phi$ よりも小さく、したがって「平行性」(指向性ではない)がきわめて高い。カバーする X 線エネルギー領域も広い。放射角が85 mradと大きいことは、イメージングの視野が広いという点で優れている。その分 Brilliance が低いと思われるかも知れないが、1  $\mu\text{m}\phi$ のターゲットを使用すると、 $10^{16}$ 光子が得られる。しかし Brightness は低く  $10^{10}$ 光子である。ただし、85 mrad という放射角のどこでもこの値が得られることに注意されたい。放射光の場合は、ビーム中心でのみ高い値となる。したがって、1 mrad ごとに分割すれば、170本のビームラインがとれる。あるいは、集光ミラーを用いれば、容易に1000倍の強度を出すことができるといってよい。

“みらくる 6 X”は稼働して1年に満たないが、X線イメージングで画期的な成果を出しつつある。10倍拡大において腫瘍の精密な形状診断が可能になったことである。従来のレントゲン写真は、2倍の拡大でも像はぼけてしまった。10倍の拡大には大きな意義がある。100ミクロンの解像度を有する X 線撮像装置を用いても、10ミクロンの解像ができるということである。新しい医療機器の誕生である。われわれは、医療コンソーシアムを設立して、この新

しい医療機器を世に出したいと考えている。

以上、“みらくる”はミラクルな光源であり、今後さらにさまざまな価値を付加できると期待している。“みらくる”は(株)光子発生技術研究所から発売している。すでに、“みらくる 6 X”の2号機を製造しており、軟 X 線専用マシン“みらくる 20 SX”の誕生も間近い。“みらくる”は量産に向けたマシンであり、シンクロトロンが産業利用される時代となった。“みらくる”が学術、医療、産業のさまざまな分野で利用されることを期待している。

## 謝 辞

筆者が新しい X 線発生機構を論文にしたのは1996年のことであり、“さきがけ研究”の中から派生したものである。幸いにして科研費基盤研究 A, NEDO 地域コンソーシアム補助を獲得して“みらくる 20”を建設できた。続いて科研費基盤研究 S を獲得して“みらくる 6 X”を短時間に開発することができた。“みらくる”の開発は立命館大学の学生により継承されて今日に至り、7年前からは、筆者らが設立した(株)光子発生技術研究所の方々により高度化された結果、“みらくる 6 X”の完成に至った。ここに関係者の方々、山田礼子, Al. Kleev, 北澤泰次, 遠山勲, 長谷川大祐, 豊杉典生, 林太一, 廬栄徳の諸氏に深く感謝する。また、“みらくる 6 X”の利用と計測実験に参加されたのは、博士課程学生の平井暢, COE 研究員の岡崎良子, 佐々木誠, 西勝英雄の諸氏である。ここに深く感謝の意を表す。

## 文 献

- 1) H. Yamada: J. Vac. Sci. Tech. B 8 (6), p. 1628 (1990).
- 2) H. Yamada: Present status of AURORA #1-Potential of compact SR-ring as a hard X-ray source, (Synchrotron Radiation Facilities in ASIA, IONICS PUBLISHING) (1994).
- 3) H. Yamada: Journal of Synchrotron Radiation, p. 1326 (1998); 放射光(解説) 15-2, 15 (2002).
- 4) H. Yamada: Nucl. Instr. and Meth. A 467-468, 122 (2001).
- 5) H. Yamada: Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 199, 509 (2003).
- 6) D. Hasegawa, H. Yamada, A. I. Kleev, N. Toyosugi, T. Hayashi, T. Yamada, I. Tohyama and Y.-D. Ro: *Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, 2004, p. 116.
- 7) H. Yamada: *Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, p. 12 (2004).
- 8) T. Takayama: Nucl. Instr. and Meth. B 24-25, 420 (1987).
- 9) H. Yamada: Jpn. J. Appl. Phys. 35, L182 (1996).
- 10) H. W. Koch and J. W. Motz: Rev. Mod. Phys. 31, 920 (1959).
- 11) H. Yamada, H. Saishou, T. Hirai and J. Hirano: X-ray fluorescent analysis of heavy elements with the portable synchrotron MIRRORCLE, Spectrochimica Acta B, in press.
- 12) 山田廣成, 平井 暢, 園田幸史, 鷹繁貴之, 牧 進也, 長谷川大祐, 栗林 勝, 兵藤一行, 松本政夫: 日本写真学会誌 65 (7), 452 (2002).
- 13) T. Hirai, H. Yamada, Y. Sonoda, S. Maki, T. Takashige, T. Takashima, D. Hasegawa and N. Toyosugi: "Novel Edge-Enhanced X-ray Imaging by MIRRORCLE": *Proc. Int. Conf. on Synchrotron Radiation Instrumentation, San Francisco, 2003, Aug.*

- 14) T. Hirai, S. Maki, Y. Sonoda, H. Yamada, M. Sasaki and D. Hasegawa: *Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, 2004, p. 132.
- 15) R. Fitzgerald: *Physics Today*, New York, R. A. Nanna **53**, No. 7 p. 23 (2000).
- 16) Y. Suetsugu, H. Yamada, T. Takuya, D. Hasegawa, T. Hirai and M. Inoue: *Problem of Radiation Safety in the Diagnosis using MIRRORCLE, Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, 2004, p. 139.
- 17) T. Tesima, T. Ogata, A. Kawaguchi, Y. Suzumoto, D. Hasegawa, N. M. Oda and H. Yamada: *The biological effects on cancer cells by synchrotron radiation generated from MIRRORCLE-6X, Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, 2004, p. 73.
- 18) T. Hirai, T. Tokunaga, H. Yamada, M. Sasaki, D. Hasegawa, Y. Ogasaka and H. Yamashita: *Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, 2004, p. 128.
- 19) M. Sasaki, T. Hirai and H. Yamada: *Protein crystallography beam line for MIRRORCLE, Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, 2004, p. 141.
- 20) (株)光子発生技術研究所, Photon Production Laboratory Ltd.: 4-2-1 (808) Takagaichominami, Omihachiman-city, SHIGA, 523-0898, Japan. URL: <http://www.photon-production.co.jp>
- 21) Y. Okazaki, N. Toyosugi, H. Yamada, Y. Narazaki, T.

Takashima and S. Imai: "Development of low energy and high brilliance x-ray source using a portable synchrotron MIRRORCLE", *Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications, AIP Conf. Proc.* 716, 2004, p. 124.

(2005年1月12日 受理)



山田 廣成

1970年 名古屋大学理学部物理学科卒業, 75年名古屋大学工学部原子核工学研究科博士課程終了, 72~76年 東京大学原子核研究所依託研究生, 76~86年主にオータリッジ国立研究所にて原子核物理, 核構造, 重イオン核反応研究に従事, 原子核の最も高いスピン状態を初めて観測, 86~94年住友重機械工業にて超伝導小型放射装置オーロラを開発, 89年光蓄積リング型自由電子レーザーを発明, 95~立命館大学教授, 94~98年科学技術振興事業団・さきがけ研究21研究者, 95年卓上シンクロトロン型高輝度X線発生装置発明, 95~97年科研費基盤研究A代表, 96年量子力学の新しい解釈「対話原理」という名の量子論を発表, 99年NEDO地域コンソーシアム代表, 01~科研費基盤研究S代表, 02~文科省21世紀COEプログラム「放射光生命科学研究」拠点リーダー, 担当講義: 「量子力学」, 「放射光工学」, 「レーザー工学」, 「光と物質の科学」, ゆめ: 発明した光蓄積リング型レーザーをレーザー発振させるのが長く夢でしたが, 最近成功したために, 次の夢は, これを生命科学に適用して新しい学問領域を切り開くことです, また, 「対話原理」という名の量子論を用いて高校生に量子力学を理解させることです.