

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

High quality X-ray beam generated by tabletop synchrotron MIRRORCLE-6X and its applications

山田廣成

立命館大学 21 世紀 COE 放射光生命科学研究センター
草津市野路東 1-1-1

Hironari Yamada

21st century COE Synchrotron Light Life Science Center, Ritsumeikan University:

<http://www.ritsumeai.ac.jp/se/re/yamadalab/home1.htm>

1-1-1 Nojihigashi Kusatsu-City

要旨

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、最小と言って良い 1 ミクロン という断面の光源点を実現した。微少光源点の **みらくる 6X** は極めて高品質の 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、1mm 癌の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共に、X 線顕微鏡、タンパク質構造解析、X 線リソグラフィー等の取り組みの現状を述べる。

Abstract

The MIRRORCLE-6X is a tabletop hard X-ray source. By setting a 1 μm outer-diameter cross-section target in the electron orbit of the synchrotron, we have succeeded in generating a brilliant hard X-ray beam. The X-ray source point size is the smallest in its type that leads to a high quality X-ray beam. For instance, in the 10 times magnified phase contrast X-ray image obtained by setting the imaging device far from the specimen we could consequently clearly investigate the shape of a cancer tumor of mm size. In this paper, we describe the principle of MIRRORCLE-6X, and the observed X-ray quality. The present status of X-ray microscopy, protein crystallography, and X-ray lithography beam lines are also mentioned.

Key word

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 . はじめに

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持つようになった。

今日の所、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[1,2]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[3~6]は、そのような経緯の後に開発した装置である。外径 60cm 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[7]。

装置は昨年 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、癌照射実験、非破壊検査、蛍光 X 線分析、X 線顕微鏡、蛋白質構造解析等である。

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言う道筋以外に、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、微小光源点、発散角、Brilliance、Brightness、Flux、Emittance、大パワー、波長領域、単色性、コヒーレンス、等々である。随分たくさんの用語があり、いずれもが X 線の異なる側面を示すものである。我々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。微小資料の分析に必要なのは brilliance であり指向性である。X 線リソグラフ等で重要なのは 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小光源点であり、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「平行性」の高い光である。「平行性」をここでは交わ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、微小点に収束できる。そのような光は微小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、光源点の大きさ即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トロン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共に、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 20SX**を開発しているが、その X 線強度は放射光より一桁高いと予測されるし、放射角が大きいために、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 6 X

2.1 X 線発生機構

開発した**みらくる 6X**[6]は、図 1 に示すように、電子軌道半径 15cm 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 6MeV であるから、その臨界波長は 30 μ m 程度であり、ハード X 線をそのままでは発生できない。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、6MeV のマイクロトロンを使用している。ビーム入射には、共鳴入射と言われる方法[8]を使用しており、これにより半径 15cm (周長 1m) 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。我々はこのいずれもおも使用し、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我々は長く忘れていたように思われる。制動放射は、電子の纏っている光子が、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。従って、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、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 に放射されるために高輝度にはなり得ない。上記の 3 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トロンで発生した電子を

ターゲットにぶつけることも古くから行われていて、何故高輝度になるかについて疑問を持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有るかも知れない。

筆者が**みらくる**の開発に於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[9]上でこの開発に臨み、そして理論どおりの結果が得られた事である。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が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予め予測している。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、理論的な確信が有ったからこそ、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、この原理にもとづき、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 $10 \mu\text{m} \sim 1 \text{mm}$ である。従って、電子が当たる断面の面積は、 $0.8 \times 10^{-12} \text{m}^2$ という極微小面積である。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 1mm)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。

ターゲットを電子軌道に挿入すると、ターゲットが加熱されて破壊されると考えるかも知れない。しかしながらこの点も当初論文[9]で指摘したように、ターゲットが小さく薄いために、入射電子は殆どが透過し、二次電子や発生X線もターゲットに吸収されることが無いために加熱されない。実際にターゲットは人為的に破壊されることは有っても、溶けたり破損したりすることは現在まで起きていない。

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もどらなくなるの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線量が変化することが無い。そして、この本来の電子ビーム寿命を決めているのは、シンクロトロンの性能であり、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有る。それは、ダイナミックアパチャーとモーメンタムアパチャーが極めて大きいということである。ダイナミックアパチャーとは、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 $\pm 5 \text{mm}$ という幅を持っている。モーメンタムアパチャーとは、電子エネ

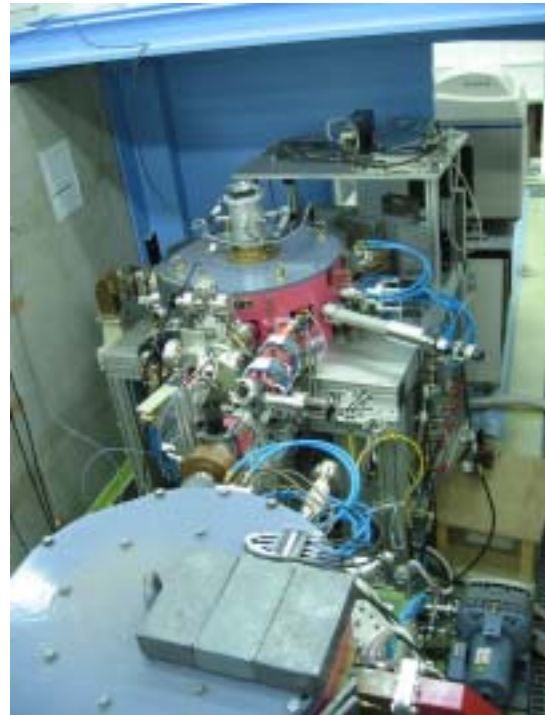


図1 みらくる6 X高輝度X線発生システム。手前が6MeVマイクロトロン入射器。ピンクのボディが卓上型シンクロトロン。右に突き出したアームは、ターゲット駆動機構。リングの上にあるのは、磁気パルス圧縮装置。水色シールドの向こうに見えるのはタンパク質構造解析のためのイメージングプレート(IP)システム。シールドは開閉式で、X線取り出し用窓が有る。IPシステムはレベルに載っていて前後出来る。別の計測器を置くことも出来る。

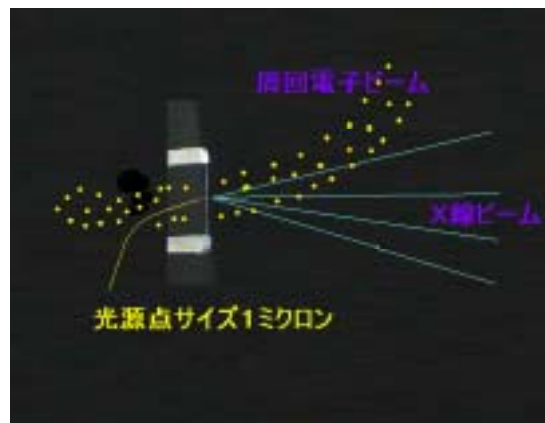


図2 図中のターゲットは実物であり、電子軌道中に挿入したところを模している。X線は、中心にある平行に置いた針のようなターゲットから放出されていることを示している。ターゲットは、Beのワイヤで釣っている。

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。とは言え、ターゲット挿入時の電子ビーム寿命はせいぜい 10ms 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 400Hz で入射を行っている。1回の入射で 100mA というピーク電流を 100ns の間入射出来るために、シンクロトロンの蓄積電流は 3A となる。大型シンクロトロンでは 100mA 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。

表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。6MeV電子エネルギーの場合は、ターゲットの材質と形状について $1\mu\text{m}\phi$ C-wire、 $10\mu\text{m}\phi$ W-wire、 $27\mu\text{m}\phi$ Pb-rod、 $1\mu\text{m}\phi$ W-rod の場合を計算している。Wireは電子ビームに対して直角におかれており、従ってその経がターゲットの最大厚さであり、かつ放射体の横幅を与える。縦幅は電子ビームの幅となる。Rodは、電子ビームに対して平行に置かれているので、rodの断面が電子ビームの当たる断面であり、放射体断面となる。入射・蓄積された電子ビームは、ターゲットによる弾性散乱(Coulomb散乱)と非弾性散乱(Bremss.)により減衰するので、これらのレートの逆数の和が電子ビームの寿命を与える。電子ビームの寿命が分かると平均蓄積電流値が分かり、蓄積電流値に Target area/Beam area を掛けて、単位電子による波長当たりのX線発生率をかけるとX線強度が計算される。入射電流値と繰り返し数が同じならば、Brightnessとtotal photonにあまり大きな変化は無いが、BrillianceはTarget areaが小さいほど大きくなる。BrightnessとBrillianceは $1/\theta$ できる放射角が小さいほど大きくなるので、 100MeV でのBrillianceは 10^{19} という大きな値が期待される。

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

以上の原理を定式化[9]して計算した結果を表1に示す。電子エネルギーが6, 20, 100MeVの場合を計算している。電子エネルギーにより凡そのX線放射角(=0.511/電子エネルギー[MeV])が決まるので表1の26)に与えている。軌道半径は15cm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10ms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付いて計算し、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。従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、一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[10]。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、5keVから50keV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1~10mmという厚いターゲットを使用しているため、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2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秒間にビームが無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。6MeVで10 $\mu\text{m}\phi$ W-wireを使うときの寿命が約0.3ms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チャーとモーメンタムアパチャーにより変わる値であるが、それぞれに156 \pm 50mm、6MeV \pm 2MeVを入れたときの値である。

Beam loss rateが分かると、平均蓄積電流値または1秒間の積算電流値が分かる。蓄積電流値は、入射した電子が300MHzで周回するときの電流値である。入射器のピーク電流値100mAが100ns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、一回の入射で9nCが入るから、300MHzをかけて2.7Aが蓄積された事になる。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一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Brightness27)が計算できる。Brilliance28)はこれをさらに単位ターゲット断面積で割った物となるが、mm²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、30keV 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 $\mu\text{m}\phi$ のW-rodターゲットに対して、1 $\mu\text{m}\phi$ のW-rodターゲットのBrillianceが2桁上がるのは、ターゲット断面積が1/100になった事による。20MeV電子シンクロトロンを用いると、7.16E+17のBrillianceが得られる。この値は、大型放射光のアンジュレータで得られる値に近い。高々100MeVのシンクロトロンで7.17E+18のBrillianceが得られると言うのは、驚異的と言って良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5mradと小さくなったためである。我々は、この値が非常に確かであると考えている。それは、6MeVシンクロトロンで実証された事だからである。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余り変わらない。これは、放射角で積分した値だからである。6MeVシンクロトロンの1.0E+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10⁸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30x30cm²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とになる。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、85mradという放射角のどこでもその様な値なのだと言うことを注意していただきたい。従って、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。我々は、現在その様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、その発生機構から幾つかの特長を予測できる。光源点のサイズが極めて小さいことは既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には、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。

2.2.1 X線スペクトル

X線スペクトルを計測することは、X線強度が高い場合にはそれほど容易ではない。直接ビームを当てた場合には検出器が死ぬ。蓄積電流値をかなり下げてもパイルアップが起こる。そこで我々は、3x3"のNaIシンチレータを、光源点から4m離し、パイルアップを除くために、入射ビーム強度を1mA以下(実際には計測できなかった)にすると共に、マルチチャンネルアナライザーに入射のトリガー信号を用いて、入射後10ms以上経過した時点でホトン

カウンティングをスタートさせた。結果図3の様なスペクトルが観測された。電子エネルギーまでのびる典型的な制動放射のスペクトルである。6MeV というエネルギーのX線は、大型放射光でも実用的なフラックスが得られない領域であり、**みらくる**で初めて実用的なフラックスが得られた事になる。高エネルギーX線を使用する新しい研究分野を期待できる。

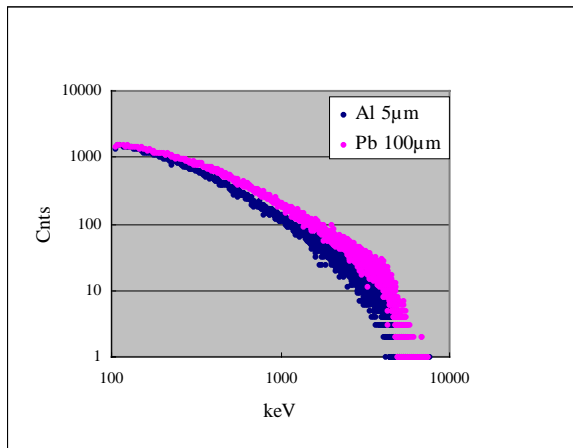


図3 NaI スペクトル、電流値を 1mA 以下とし、距離は 4m 離し、さらに A D C に 10ms の遅延ゲートをかけて計測した。10ms 後にもビームは周回している。

図3は、5 $\mu\text{m}\phi$ Al ワイヤターゲットと 100 $\mu\text{m}\phi$ Pb ワイヤターゲットを 30 分間計測したデータである。強度がほぼ等しいことがわかるが、これは理論から予測された事である。この計測では flux を求めていて、brilliance ではない。その他の種々ターゲットを計測した場合も同様の結果が得られている。

2.2.2 ビーム寿命

次に示すのは寿命測定である(図4)。検出器には、10mm ϕ の小さな光電子増倍管を用いているが、シンチレータは使用せず、高エネルギーX線がつくるコンプトン散乱電子を計測しているので飽和することはない。10 $\mu\text{m}\phi$ W-wire ターゲットの場合である。A 図はターゲットを挿入していないときで、B 図がターゲットを挿入したときである。ターゲットを挿入しないときでも出力が有るのは、残留ガスの為である。約 0.4ms の寿命であるが、この値は、表1の 6MeV 10 $\mu\text{m}\phi$ W-wire ターゲットの場合 (beam loss rate の逆数) と良く一致している。

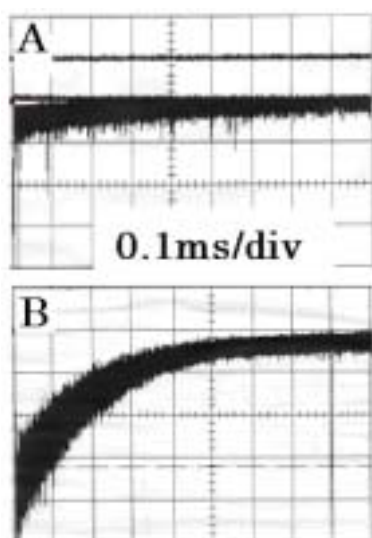


図4 **みらくる** 6X の電子ビーム寿命。光電子増倍管でモニターしている。A はターゲットを挿入しないときで、バックグラウンドであり、主には残留ガスからの放射である。B は 10 $\mu\text{m}\phi$ W-wire ターゲットを挿入したときで、0.4ms という寿命は、理論で予測される値とほぼ一致している。

2.2.3 X線強度

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、一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有る。蓄積電流値がわかれば、実験値よりも正確であると言われている。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無い。このことは超伝導シンクロトロン AURORA でいつもつきまとった問題であった。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 の様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有る。

ターゲットからの放射線を絶対校正された検出器で測定するのは一つの方法である。しかし、幾つかの問題が有る。NaI 検出器を用いて光子計数を行う場合には、入射電流値を極端に低くしなければならない。そのような入射電流値の計数には大きな誤差が有る。そして、それでも入射の瞬間に発生するX線はパイルアップを免れない。そこで、数 10ms 後に十分に減衰したX線を計測する。従って、電子ビームの寿命を正確に計測しなければならない。2.2.1 で求めたスペクトルと、2.2.2 で求めたビーム寿命から次の式を用いて計算できる。

$$Brightness = \frac{N_{ph} [band / s / Hz / mA] 400 [Hz] 100 [mA] \int_0^{2.5} \exp(-t/\tau) dt}{\Omega \int_{10}^{30} \exp(-t/\tau) dt} \quad (1)$$

計測した値は、入射を 1mA, 1Hz でおこなっているが、最大パワー運転時は 100mA、400Hz である。積算すべき時間は、zero から 2.5ms とし、実際に計測した時間 10 ~ 30ms と NaI 検出器の立体角 Ω で規格化したのが、Brightness である。これをターゲットの実効断面積で割れば、brilliance が求まる。しかしながら分母の積分、 $\int_{10}^{30} \exp(-t/\tau) dt$ は、非常に小さな値 (10^{-25} オーダー) であり、大きな誤差を伴うために信頼性に欠ける。

イオンチェンバー等の積分型検出器を使えば、検出器の飽和やパイルアップの問題はない。しかし、高エネルギーX線に対する応答関数が不明もしくは不正確であると共に、スペクトルが不明であるから、応答関数とスペクトルの双方に理論値を用いて校正を行わねばならない。放射角全体で積分した値は 2.4Gy/s という大きな値である。ライナックで放射線治療を行うときの値が、数 Gy/10分という値である。

回折光の強度を計測するのは確実な方法である。図5 (左) に示すように、2mmφのコリメータを通し、厚さ 1 μ m の金薄膜からの回折光をX線フィルムで計測したのが図5 (右) である。計測に要した時間はフルパワーで2分であった。直接光の右に見える固まりが、20keV の回折光である。金薄膜は微少結晶の集まりであり、結晶面は均一では無い。この程度の回折パターンは、放射光を用いれば 0.1 秒程度で見られ、X線管の場合には1時間程度である。このことから推定される、みらくる 6X の Brilliance は、 10^{12} 光子程度と考えて良い。バックグラウンドが高いために光子量の計測は行っていない。



図5 (左) 回折光を計測するために 2mm のコリメータを置き、金薄膜からの回折光を 10cm 離れたX線フィルムで計測した。(右) が計測された回折光である。約 2 分の結果である。

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等の補正は比較的精度良く行うことができる。図6がそれぞれ鉛(a)及び錫(b)からの K_{α} 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[11]では、X線強度が十分ではなかった為に計測には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。但し、ADCのデッドタイムを押さえるために、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線分析が出来るのは他にはSPring-8のみである。図6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極めて低い。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、あまり良く知られているとは言えない。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出る。

この計測カウントから入射X線強度の Brightness I_0/Ω (photons / [s, mrad², band]) を次の式に従って求めることができる。

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

I_d は計測した蛍光X線の強度、 α は資料のX線吸収係数、 ρ は資料の密度、 τ は計測時間、 η_d はX線検出器の立体角を含めた検出効率、 Ω は放射の立体角、 Ω_s は試料がカバーする立体角である。

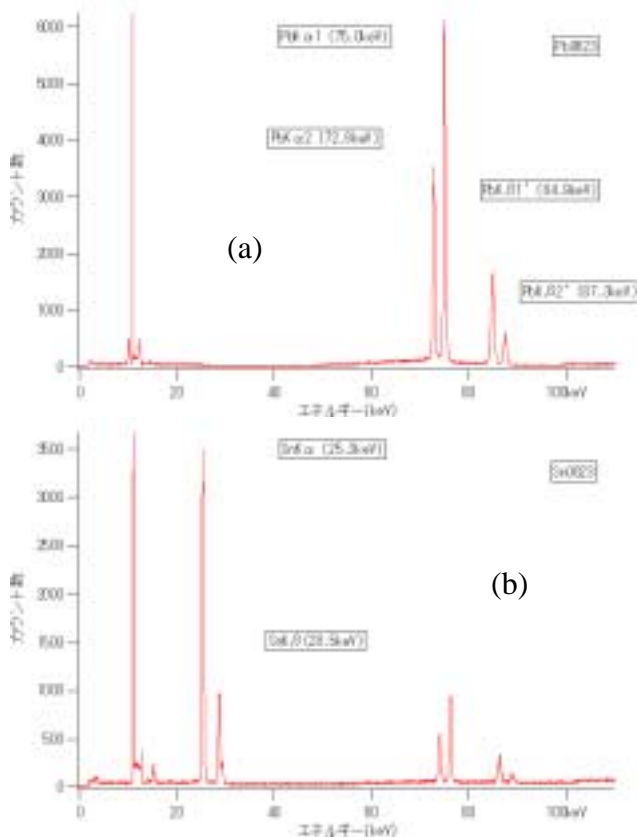


図6 **みらくる 6X**で観測した蛍光X線。鉛(a)及び錫(b)を資料としている。資料は光源点から55cmのところ置き、検出器は2cmのところ置き、10分間計測した結果である。検出器の絶対効率は、0.0039であった。錫のスペクトルには、鉛蔽による鉛のピークが見えている。いずれのスペクトルにも、 $K_{\alpha 1}, K_{\alpha 2}, K_{\beta 1}, K_{\beta 2}$ が観測されている。バックグラウンドが非常に低い。

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(10cm厚)で遮

蔽した。エネルギー校正には Am-241 線源(59.5 keV)を用いて行っている。マイクロトロンの入射電流値が 20 mA、繰り返し周波数が 100Hz で、X線ターゲットとしては Pb(27 μm × 1 mm)を使用した時の結果が図 6 である。励起効率 k は、

$$k = E_{Z\lambda} = (1 - 1/J_k) \omega_k \tau_\lambda \cos \theta_1 / (\mu_\lambda \cos \theta_1 + \mu_Z \cos \theta_2) \quad (3)$$

を用いて、X線の入射角度 θ_1 と、蛍光X線の放射角度 θ_2 の補正を行っている。ここに、 J_k : K吸収端のジャンプ比、 ω_k : 蛍光収率、 λ : 波長 の一次X線に対する光電吸収係数、 μ_λ : 波長 の一次X線に対する質量吸収係数、 μ_Z : 発生した元素ZのK線に対する質量吸収係数である。ここで一次X線の入射角 θ_1 と蛍光X線の取り出し角 θ_2 を 45° とし、 μ_λ (~ 100 keV の領域では近似出来る) とすると、(3)式は、

$$k = (1 - 1/J_k) \omega_k \mu_\lambda / (\mu_\lambda + \mu_Z) \quad (4)$$

となる。

求めようとする一次X線のエネルギーは Sn K 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は、 $J_k = 5.62$ $\omega_k = 0.860$ $\mu_1 = \mu_\lambda = 43.6$ [cm²/g] $\mu_2 = \mu_Z = 14$ [cm²/g]、 $\theta_1 = \theta_2 = 45^\circ$ $\rho = 7.28$ [g/cm³] $\eta_d = 0.0039$ $\tau = 600$ [s] $d = 0.05$ [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 (100mA、400Hz) に換算して、 0.87×10^8 光子 / s, mrad², 0.1% band となる。Brilliance はターゲット Pb(27 μmφロッド)の断面積、 5.7×10^{-4} mm² で割って、 1.5×10^{11} 光子 / s, mrad², mm², 0.1% band となった。表 1 の 27 μmφPb-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 μmφW-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 μmφ rod を使用している。

我々は、total flux を計測していないが、放射の広がり $1/\Delta\theta = \pm 85$ mrad と考えれば、Brightness に 2.3×10^4 をかけ算して、 2.0×10^{12} 光子 / s, 0.1% 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、10keV から数 100keV 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。但し、10keV 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 を持つが、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、 $1/\Delta\theta$ 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様な意味である。

ところで、1 μmφ rod ターゲットを使用するとき、**みらくる**の 10^{16} 光子 Brilliance というのは非常に大きな値であり、電子エネルギーが 20 MeV の時には、 10^{17} 光子 Brilliance であって、大型放射光に迫る値である。大型放射光建設の時代は終わったというべきであろうか？ しかしながら Brilliance という定義はあまり実用にそぐわないものだと言うことを述べるべきであろう。というのは、例えば蛍光X線分析で実質的に意味が有るのは、Brightness であり Brilliance ではない。分析のスピードは Brightness で決まる。本当に高い Brilliance を必要とする実験はそれほど見つけることができない。タンパク質構造解析で使用されるターゲットは 0.1mm 程度である。と言うことは、光源点の大きさは 0.1mm 程度で十分であり、1 ミクロンは必要がない。本当の意味でX線の干渉効果を必要とする実験は、例えばX線顕微鏡、X線ホログラム、小角散乱等である。

2.3 加速器の小型化

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 1mA 程度であるから、電子蓄積リングに平均数 100mA 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。

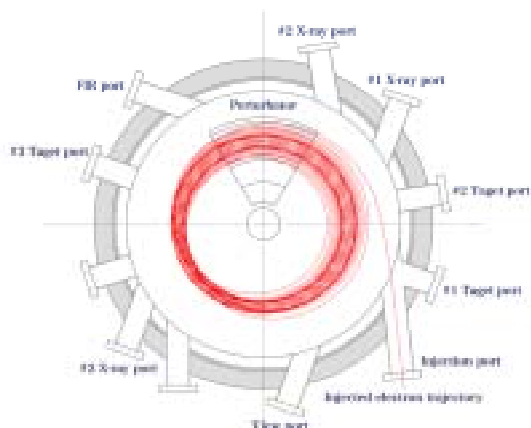


図7 **みらくる**の平面図であり、電子ビームの入射軌道はシミュレーションの結果を記述している。1/2 共鳴軌道が見えている。即ち、ベータトロン振動の節が一個左下に有るのがわかる。

さて、ビームを入射する作業は、通常どのようにするかと言えば、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。本線の一カ所にポイントが有り、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一周する時間である。電子の速度は光速であるから、1.3kmのリングならば、1マイクロ秒かかる。**みらくる**の周長は1mであるので必要な時間は3nsである。必要な磁場は電子エネルギーによるが、例えば1kGの磁場を1nsでon/offする技術は現在のところ無い。しかし、我々は、最大300ガウスという低いパルス磁場を400nsの間励磁する。この間の100ns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、これが無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7に示す[6]。加速器の世界では電磁気学にもと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有る。**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100nsの間に来たビームは全て入射出来され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3Aという大電流が蓄積することを意味している。軌道長が短く周回繰り返し数が多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、400Hzで1200Aとなる。これは、トカマク並の電流値である。但し、現在の寿命は、ターゲットを挿入しない時に10ms程度であるから12A程度となる。様々なビーム不安定性が発生して10ms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チャーを持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60mmに広がって周回する。150mmの周りに±30mmの幅であるから、実に40%のダイナミックアパチャーを有する。これが、**みらくる**で大強度のX線を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線を発生できる理由である。1kHz以上で運転しても電源に対する付加はそれほど無い。パルス幅が狭いためである。

3. X線利用実験

3.1 X線イメージング

3.1.1 位相コントラスト像

みらくるのX線はイメージングに最適である。光源点サイズが小さく、発散角が大きく、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[12~14]。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[15]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

言われるが、図8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持つために、可視光に於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線と干渉するために、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**で撮像した幾つかのX線画像を示し、そのイメージング特性を明らかにする。

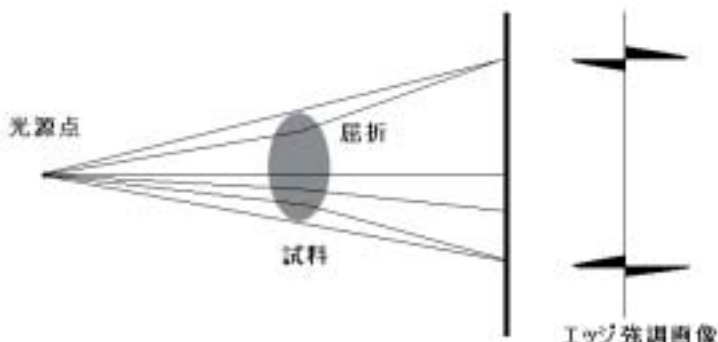


図8 位相コントラスト像の原理図。密度によりX線の屈折が起こるが、屈折率は1よりほんの僅か小さいために、可視光とは逆に、凸レンズが発散を引き起こす。

最初に示す写真(図9)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[13,14]。重元素(Pb)から軽元素(テフロン)にわたり、様々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、鉛は厚さに依らず黒一色に写り、テフロンやアルミは見るのが困難である。一方、**みらくる**では全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。先に述べた様に、高エネルギー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。但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1m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。

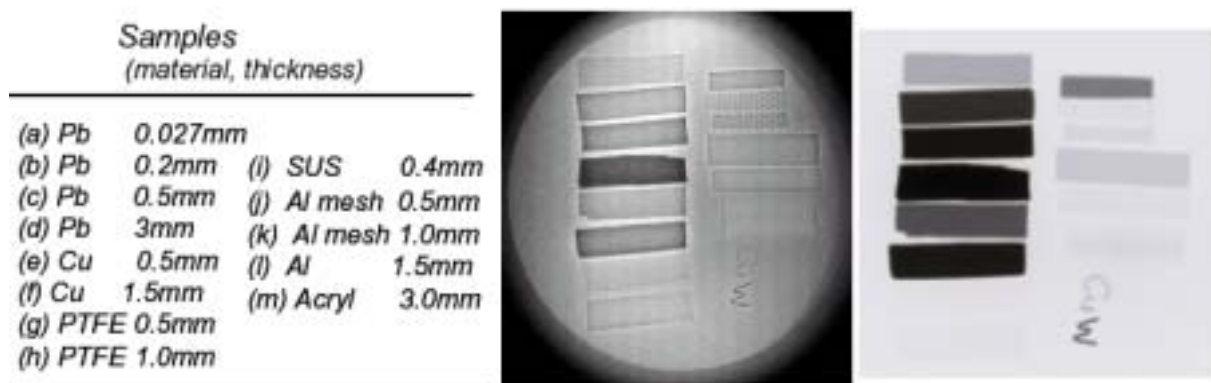


図9 左：撮像した試料の物質と厚さで右の試料の位置に対応している。中：**みらくる**による撮像。右：110keV X線管による同じサンプルの撮像。違いは歴然としている。**みらくる**によるX線写真は、試料に関わらずエッジが強調される。アルミやテフロンなどの軽元素で出来た試料も形が鮮明に見える。X線管では見るできない。

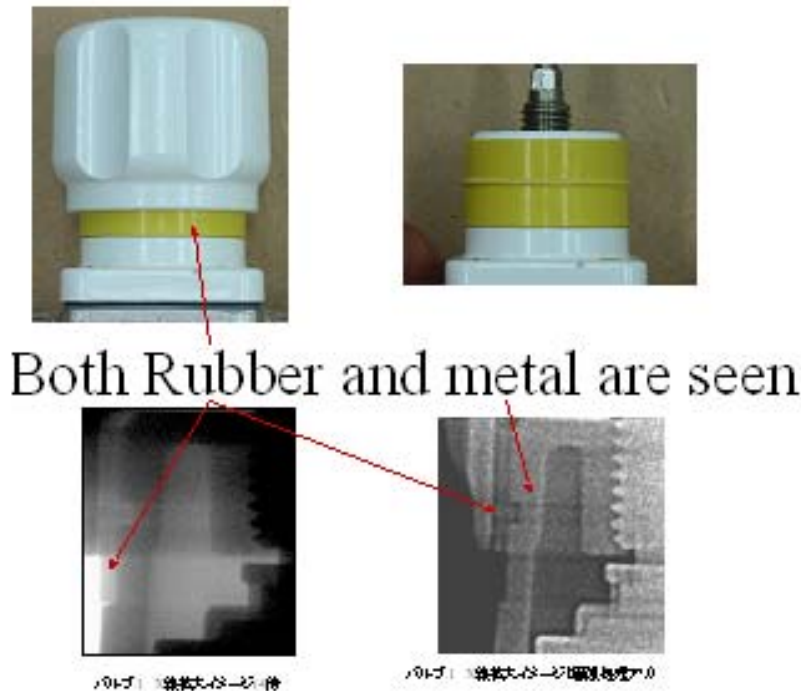


図10 ゲートバルブはアルミ製で、内部に黄色に見えるゴムが入っている。ゴムが直接見える場所でも、アルミに隠れた場所でも、内部にゴムが有るのが確認できる。

実際の応用で、アルミとゴムで出来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10)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に思われる。撮像にはFUJIIのイメージングプレート(IP)を用いている。

図11は、さらに不思議な写真である。5.8mmという厚さのCuの筒(左上)に封入した3mmのプラスチックボール(左下)を**みらくる**で撮像した(右)。撮像はIPを用いて5分程度を要した。明らかにプラスチックボールの陰が見える。アクリルの筒に封入した場合にも、同じ程度の見え方であった。即ちプラスチックは硬X線により見えているのである。

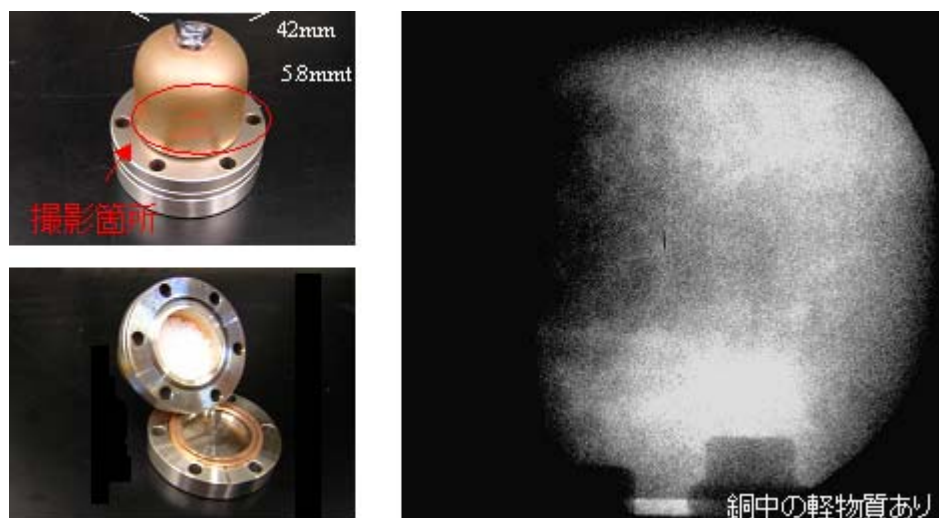


図11 5.8mm厚銅管の中に封入したプラスチックボールを撮像した。アクリル容器に入れたプラスチックボールも同様な見え方であった。

3.1.2 拡大像

資料と撮像素子の間を離すだけで簡単に拡大像を撮ることができる。図12はピーマンを撮像した例である。左から密着、3倍、5倍、10倍と拡大している。10倍まで拡大を行っても鮮明な写真を撮ることができた。ターゲットには、10ミクロンのロッドを使用し、撮像には、IPを使用した。今後は、さらに倍率を上げた撮像を試みる。

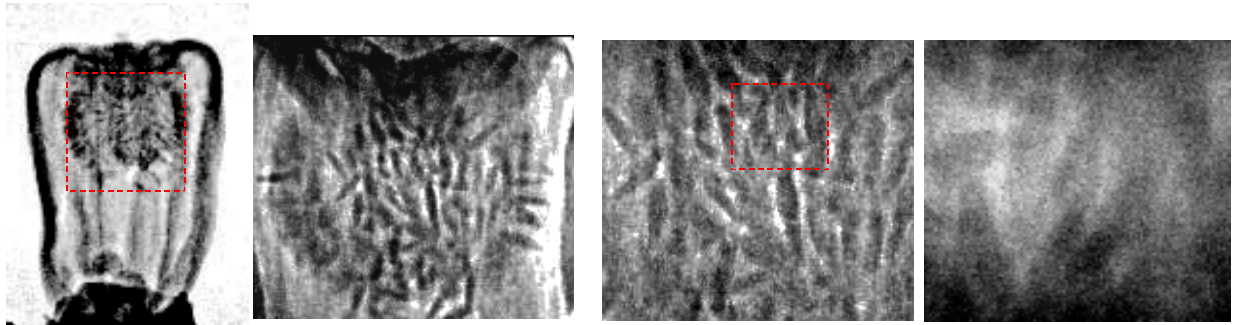


図12 ピーマンの拡大写真。左から密着、3倍、5倍、10倍である。撮像時間はIPを用いて0.2秒である。

3.1.3 医療写真

図13は、**みらくる 6X** で撮像した最初の大型動物である[7]。胴体長 20cm の雌鶏である。従来のレントゲン写真とは非常に異なっている。あらゆる臓器が、まるでガラスのケースに収められているかのように見える。羽根の1枚1枚や皮膚も観察できる。骨は透明に見えるがエッジが強調されている。拡大すると骨の内部も観察することができる。肺は、肺胞も見えているし内部の気管支も見えている。砂嚢の内部、健胃、腸、卵巣、肝臓、心臓なども見える。腸内には食物の残さも見え、肝臓が黒く見えるのは、血液に満ちていて骨に比べて密度が高いためと思われる。拡大すると血管も見え、高エネルギーX線を用いているにもかかわらず、柔らかい組織をとらえることのできるのが**みらくる**の特徴である。位相コントラスト像であることが明らかである。位相コントラストを用いた初めての大型動物のX線像である。

図14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15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癌を模擬したウレタンの破片が肋骨に封入されている。ウレタンの破片は最大が5mmである。(B)は密着撮影であるが露骨のエッジが強調されていることがわかる。密着でも癌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。骨の後ろにある癌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。癌の形状から癌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。

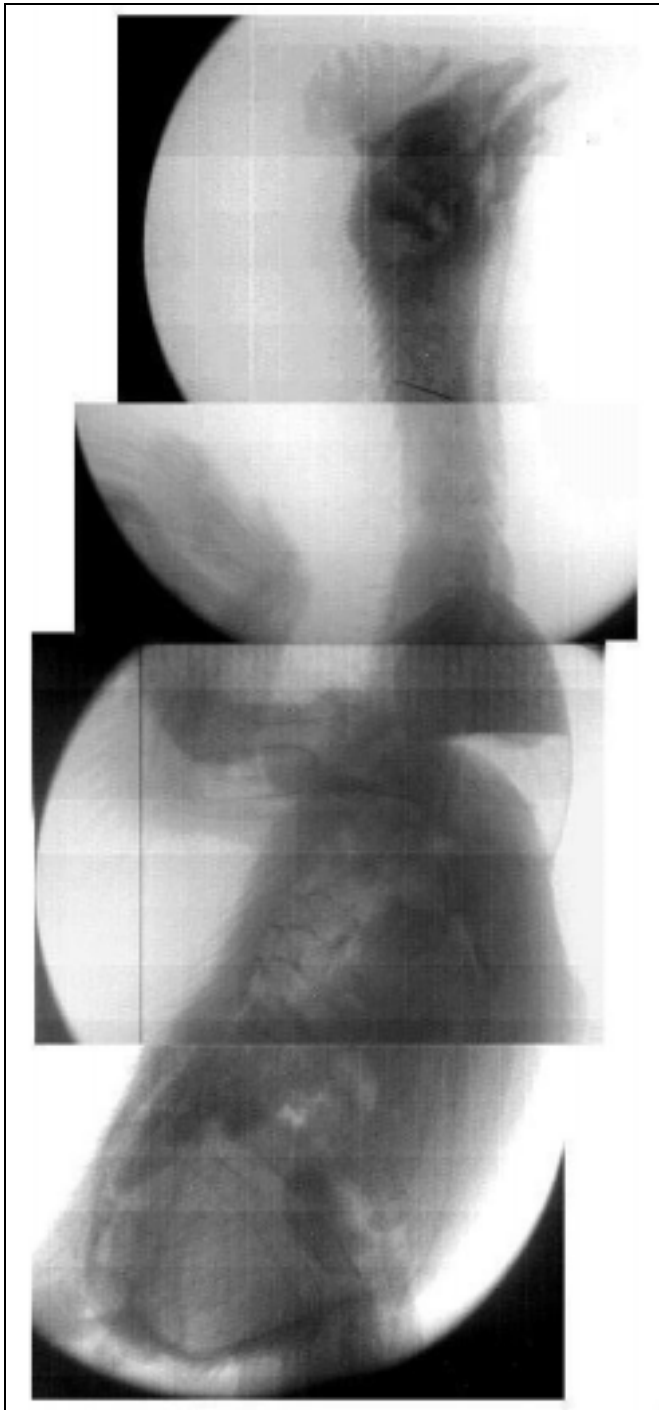


図13 みらくる 6Xで撮像した胴体長約20cmの雌鶏。造影剤は一切使用していない。羽根、気道、肺、心臓、肝臓、腸、肛門、卵巣等全ての臓器が識別できる。腸の中には食物の残さも見える。実際にはぶら下げて撮像しているので、砂嚢の中の液体はさかさまの状態で見えている。

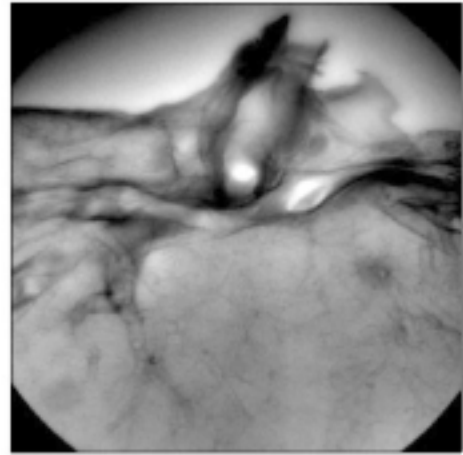


図14 人間の肺（滋賀医大放射線科の提供による）。気管支、毛細血管、腫瘍状の固まり等がつぶさに見える。造影剤は使用していない。

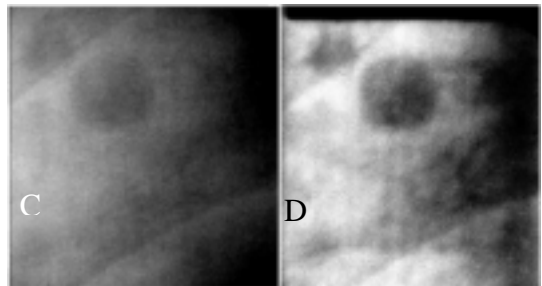
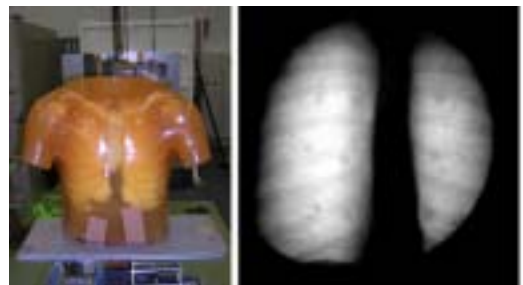


図15 肺ファントムに埋め込まれた腫瘍を模擬したウレタン性の粒の大きさは最大が5mm（滋賀医大放射線科提供）。Bは密着像、Cは5倍拡大、Dは10倍拡大像である。腫瘍の形状が鮮明に見える。10倍拡大に於いて形状の識別はより鮮明である。

みらくる 6X 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、誤診を無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いる[16]。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、癌等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[17]。6MeV 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。即ち、**みらくる** は、癌の診断と治療を同時に行うことの出来る装置であることが明らかとなった。癌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、癌の放射線治療は新しいステージを迎える。癌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。

3.2 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** のための様々なビームラインを構築している。X 線顕微鏡 BL[18]、蛋白質構造解析 BL[19] 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プロ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蛋白質構造解析は時代の要請である。

X 線顕微鏡や蛋白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 10keV 以下の X 線集光ができる。多層膜を用いて 10keV 以上の X 線を集光できるようになった。そこで我々は、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持った[18]。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 に於いても大型放射光に肩を並べる。検討した形状は、図 1 6 に示すワルター型をベ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ベ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。多層膜の剥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有ると考えている。母型の製作は理研ベンチャー（株）新世代加工システムが担当し、多層膜の製作は、名古屋大学山下研の協力で行っている。図 1 7 は、試作したミラーであるが、全反射による X 線の集光を確認できた。

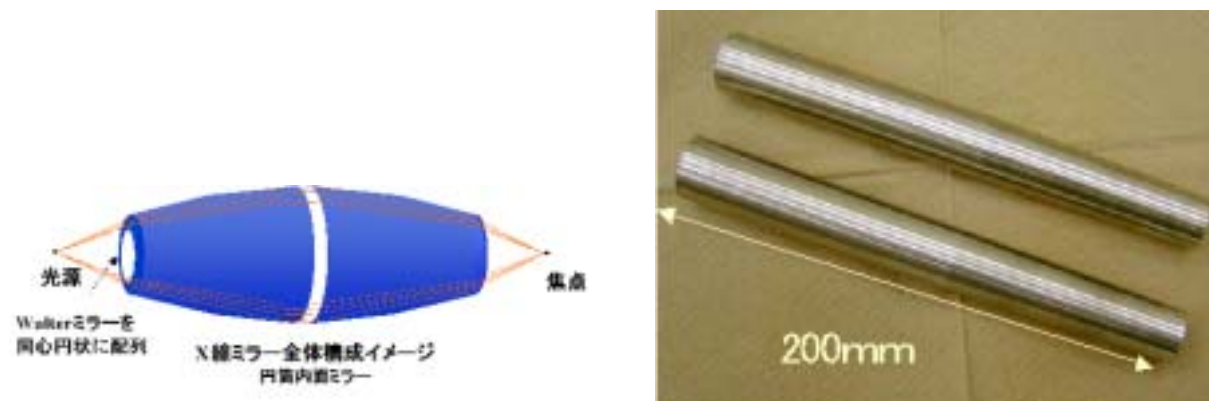


図 1 6 多層膜を用いた 8 層円筒ワルター型ミラー。左は設計。右は剥離したニッケルミラー。厚さは 1mm である。

4 . X 線リソグラフ用新光源みらくる 20SX の開発

みらくる 6X の成功は、我々を 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 6X** 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 10keV 以下の X 線成分は、十分な強度にはならない。現在、筆者は(株)光子発生技術研究所[20]と共同で、**みらくる 20SX** と名付けた軟 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 6MeV ではなく 20MeV 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一つ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）で有るとき、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 ω_p の（ローレンツ因子）倍になり、電子エネルギーが 20MeV 程度になると軟 X 線領域に到達す

る。発生効率は極めて高く、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等が使われるが、AlやBeでも発生する[21]。膜厚は、電子エネルギーに依るが1ミクロン程度である。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様な作用をもたらす、X線強度は、薄膜数の自乗倍になる。但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。

一個の電子が一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。従って、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、20MeVの場合にターゲットに衝突する電子数は 1.6×10^{19} 電子と計算される。1電子当たり発生する光子数は、0.6~1.4keVの軟X線については、その総量を計算すると 7.9×10^{-5} 光子/eであるから、 1.3×10^{15} 光子となる。エネルギーに直すと0.2J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. 結論

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を出ることができるが、放射光とは異なる特質を持っている。卓上型と言う点で異なるのみならず、X線の特性自体において有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 $1\mu\text{m}$ とSpring-8の $20\mu\text{m}$ よりも小さく、従って「平行性」(指向性ではない)が極めて高い。カバーするX線エネルギー領域も広い。放射角が85mrad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、 $1\mu\text{m}$ 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。但し、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。従って、1mrad毎に分割すれば、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言える。

高輝度X線の特性をターゲットにより様々に変更できるのも**みらくる**の強みである。制動放射であっても、ターゲットの厚さを変えることで有る程度X線エネルギーを選択できる。結晶ターゲットや遷移放射ターゲットを挿入することにより、放射角の小さな干渉性の高い単色光を直接出すことも可能である。結晶ターゲットの角度を変えることにより、エネルギーも可変である。大型放射光装置に多額の国家予算を費やす必要が無くなったと言って良い。高々数億円の予算で大型放射光並の光が得られる。**みらくる**の性能は、入射器のパワーによるから、必要と有ればさらにグレードアップする事が可能である。マイクロトロンとパータベータ電源のパワーを上げて、入射線り返し数を上げるだけで簡単に強度を一桁上げることができる。電子エネルギーを高々100MeVにするだけで、 10^{19} Brillianceを享受できる。全国にある既存のライナックに**みらくる**を取り付ければ、何処でも高輝度X線施設が誕生し、タンパク質の構造解析を気軽に行うことができる。放射光ユーザーの数は、すぐに一桁上るであろう。AURORAで実現できなかった、軟X線リソグラフィーを遷移放射で実現させることも日程に上っている。

みらくる 6Xは稼働して1年満たないが、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事である。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。我々は、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、今後さらに様々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。既に、**みらくる 6X**の2号機を製造しており、軟X線専用マシン**みらくる 20SX**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、産業の様々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年の事であり、“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 6X**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、筆者等が設立した(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 6X**の完成に至った。ここに関係者の方々、山田礼子、AI.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 6X**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。

参考文献

1. H. Yamada, Commissioning of AURORA: the smallest synchrotron light source, *J. Vac. Sci. Tech.* B8(6) pp.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, The smallest Electron Storage Ring for High Intensity Far-Infrared and Hard X-ray Generation, *Journal of Synchrotron Radiation*, (1998) pp.1326-1331 : 山田廣成、 “ 卓上型シンクロトロン “ みらくる-20 ” による新しいX線の発生 “、*放射光 (解説)* 15-2、2002、 pp. 15-27
4. H. Yamada, *Nucl. Instr. and Meth. A* 467-468, (2001) p. 122
5. H. Yamada, Novel X-ray Source based on a tabletop synchrotron and its unique features, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*199、2003 pp.509-516.
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, pp. 116-119
7. H. Yamada, *Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications*, AIP Conf. Proc. 716, 2004, pp. 12-17
8. T. Takayama, *Nucl. Instrm. and Meth. B* 24-25 (1987) 420.
9. H. Yamada, Super photon generator using collisions of circulating relativistic electrons and wire targets, *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. 35 (1996) pp. L182-L185.
10. H. W. Koch and J. W. Motz, *Bremsstrahlung Cross-Section Formulas and Related Data*, *Rev. Mod. Phys.* 31 (1959) pp. 920-955.
11. H. Yamada, H. Saishou, T. Hirai, and J. Hirano, X-ray fluorescent analysis of heavy elements with the portable synchrotron MIRRORCLE, *Spectrochemica 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、 “ 卓上型シンクロトロン “ みらく ” を用いたX線イメージング “、*日本写真学会誌* 65(7)、2002、 pp.452-458.
13. T. Hirai, H. Yamada, Y. Sonoda, S. Maki, T. Takashige, T. Takashima, D. Hasegawa, N. Toyosugi, “Novel Edge-Enhanced X-ray Imaging by MIRRORCLE”, *Proc. Int. Conf. on Synchrotron Radiation Instrumentation*, San Francisco, 2003, Aug. 24-29.
14. T. Hirai, S. Maki, Y. Sonoda, H. Yamada, M. Sasaki, D. Hasegawa, *Int. Sympo. On Portable Synchrotron Light Sources and Advanced Applications*, AIP Conf. Proc. 716, 2004, pp. 132-134
15. R. Fitzgerald, Phase-Sensitive X-Ray Imaging, *Physics Today*, New York, R. A. Nanna, Vol. 53 No. 7 (2000) pp. 23-26.
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, 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, pp. 73-77
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, pp. 128-131
19. M. Sasaki, T. Hirai, 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, 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