

SRI '97 特集

日本における放射光の医学応用研究

武田 徹*, 板井 悠二*, 兵藤 一行**, 赤塚 孝雄***

*筑波大学臨床医学系, **高エネルギー加速器研究機構, ***山形大学工学部

Medical Imaging using Synchrotron Radiation in Japan

Tohru TAKEDA*, Yuji ITAI*, Kazuyuki HYODO** and Takao AKATSUKA***

*Institute of Clinical Medicine, University of Tsukuba

**Photon Factory, National Laboratory for High Energy Physics

***Faculty of Engineering, Yamagata University

In Japan, various medical applications of synchrotron radiation such as angiography, monochromatic x-ray CT (transmission, fluorescent, scatterd and phase contrast) are being developed. Two-dimensional synchrotron angiographic system has been performed, and human coronary arterial images were obtained in May 1996. Monochromatic x-ray CT could reveal high spatial resolution image of live rat and specific element distributions.

1. はじめに

W. C. Roentgen が1895年に X 線を発見して以来, X 線は生体内の状態を描出するのに不可欠な計測技術として医療の場で広く用いられている。近年, 科学研究で広く利用されている加速器 (シンクロトロン) から発生する放射光は, これまでの X 線管球では到底到達しえない高輝度性, 白色性という優れた特徴を有している。この放射光の特性を医学に利用し, これまでにない新しい診断技術を開発する研究が行われている。

放射光を応用した医学診断技術として, 1) アンジオグラフィ, 2) 種々の単色 X 線 CT, 3) 単色 X 線ラジオグラフィ, 4) 超拡大撮影等が考えられている (表 1)¹⁻¹⁵⁾。本論文では, 現在日本において開発が行われ, 大きな成果が得られている放射光の医学利用研究のうち, 特にアンジオグラフィと種々の単色 X 線 CT について SRI '97 で発表した内容を概説する。

2. 放射光による血管造影

放射光を用いた血管造影技術として早くから低侵襲的な冠動脈診断装置が開発されてきた。その理由は, 狭心症や心筋梗塞などの冠動脈疾患の患者数が先進工業国で非常に多く, その診断法は冠動脈に直接カテーテルを挿入

する侵襲的な選択的冠動脈造影法 (検査による致死的合併症が 0.14% の頻度で発生) しかないためである。この 10 年, MRI 等の新しい画像診断技術が開発されたが, 選択的冠動脈造影法に代わる冠動脈病変の確定診断法とはなっていない。

1981 年 Rubenstein は, 放射光とヨウ素 K 吸収端エネルギー差分法を組み合わせ, 造影剤の静脈注入という侵襲の少ない方法で冠動脈を描出しようの事を実験的に示した¹⁾。それ以降, 虚血性心疾患の低侵襲的な診断法として, 本技術は米国, 西独および日本で開発研究されて, 実際に人の冠動脈画像が得られている^{2,16,17,22)}。

2.1 冠動脈造影技術の現状

現在, 二つの方式の放射光冠動脈造影法が開発されている。すなわち, 欧米諸国の線スキャン撮影法^{1,2,16,17)}および日本の面画像撮影法^{4-6,18-24)}である。

その基本技術として K 吸収端エネルギー差分法が用いられている。X 線は, 物質との光電効果および散乱の 2 つの相互作用により減衰する。血管造影検査に用いる造影剤は, ヨウ素の K 吸収端 (33.17 keV) の直上と直下では, X 線の吸収が大きく変化しているが, 骨や軟部組織では吸収に変化がほとんど無い (図 1)。そこで, ヨウ素

* 筑波大学臨床医学系 〒305-8575 つくば市天王台 1-1-1

TEL 0298-53-3774 FAX 0298-53-3658 e-mail ttakeda@md.tsukuba.ac.jp

Table 1. Medical applications with synchrotron radiation

Angiography	
a)	Coronary angiography: Intravenous coronary angiography Aortographic coronary angiography
b)	microangiography : Selective arteriography
Computed tomography	
a)	Transmission types : High spatial resolution CT High contrast resolution CT Three dimensional CT by fluorescent x-ray source
b)	Fluorescent scanning CT
c)	Scattering CT (Compton & Thomson)
d)	Phase contrast x-ray CT
Radiography: mammography, chest radiography	
Radiation therapy	

K吸収端直上と直下の2種類の単色X線エネルギーで撮影し、それらの画像間の差分処理を行うと骨や軟部組織は消去され、造影剤で満たされた血管だけが明瞭に描出されることになる。血管像のみを描出する技術として時間差分等、種々の差分手法が有るが、このK吸収端エネルギー差分法のみが、原理的に拍動する臓器である心臓に血液を供給する冠状動脈像を動きによるブレ無く明瞭に収集する唯一の方法である。

2.1.1 線スキャン撮影法

欧米が開発した線スキャン撮影法では、角度を多少変えた固定分光結晶を用い、白色光からK吸収端上下のエネルギー・スペクトルを有する単色X線を選択し、分光された単色X線ビームを被射体の心臓部で交差させ、上下に配置された2個の線状固体検出器で透過X線情報を捉え画像を得る方式がとられている^{2,9,16,17}。この線スキャン法ではK吸収端エネルギー差分技術が、静脈注入後1/20-1/40の濃度に希釈される造影剤に満たされた冠状動脈を描出するために不可欠である。また、被射体を上下に動かして1枚の差分画像を得るため1秒程度のスキャン時間が必要である。しかし、本法は白色光を拡大させずシート状のまま使用できるため高輝度の単色X線ビームが得られ、被射体からの散乱線も少なく、さらにダイナミックレンジが広い高感度の検出器を使用できるため、高コントラストで高精細な画像が得られる。1986年に米国スタンフォード大学で施行された初期の臨床予備研究で得られた画像は、X線量が必要量の1/5と少なかったため臨床利用に耐えうるものではなかった²。しかし、Brookhaven国立研究所でラウエ回折を用いた臨床研究、さらには、西独 DESY の臨床研究では、十分なX線量が得られ明瞭な冠状動脈像が得られている¹⁷。

2.1.2 面画像撮影法

日本で採用された面画像撮影法は、大型の分光結晶面上での非対称反射を利用してシート状のX線ビームを面状に広げ、被射体を透過したX線を2次元の面検出器 (II-

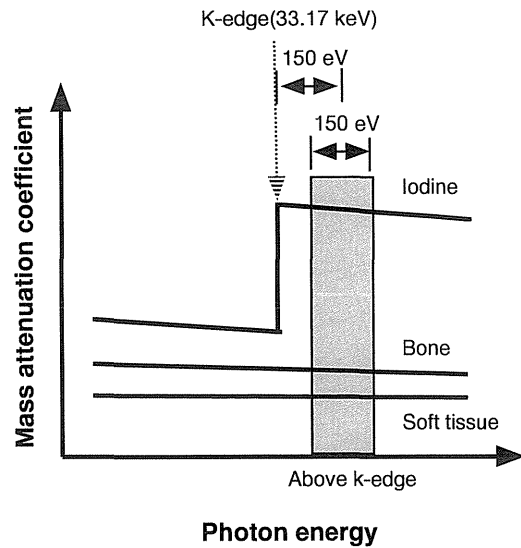


Figure 1. The relationship between the mass attenuation coefficient and x-ray energy.

TV) で計測し画像形成を行う方法である (図2)。面画像撮影法の利点は、線スキャン撮影と異なり、冠状動脈の形態診断および左室壁運動を、連続像として同時記録できる点である。

日本においても装置開発の初期にはK吸収端上下のエネルギー切り替え法として、分光結晶の角度を高速で変換する方法¹⁸とフィルター法²⁰が試みられ、高エネルギー物理学研究所放射光施設でイヌの冠状動脈画像が得られた。しかし、X線量が少なく散乱線が多いため、画質的には臨床に利用するには不十分なものであった。動画像を用いた動物実験の結果、心機能が良好な対象では造影剤の希釈率が小さく、必ずしもK吸収端エネルギー差分法が必要ではないことが明らかとなった。そのため1994年以降は、K吸収端直上のX線のみを用いた冠状動脈造影実験が、イヌ、ヤギを対象として行われ、ある程度明瞭な画像が得られた^{21,22}。

2.1.3 日本に於ける臨床応用

動物実験の検討を踏まえ1996年5月に4人の患者を対象として、高エネルギー物理学研究所トリスタン前段蓄積リング (6.5 GeV, 20-40 mA) に設置してあるマルチポールウィグラーで経静脈的冠状動脈造影を実施した²²。実施にあたっては、筑波大学倫理委員会、厚生省、文部省、科学技術庁、さらに高エネルギー研究所の臨床応用委員会の承認を得た。

撮像システムは、高速回転シャッター、大型モノクロカメラ、9インチのイメージンテンシファイアおよびデジタル撮影装置からなる。各画像の取り込みは4 msec とし、1秒間に30枚の画像を得た。

患者は、肘静脈ないし、頸静脈から造影剤注入用のカテーテルを上大静脈まで挿入し、椅子に座り造影が行われ

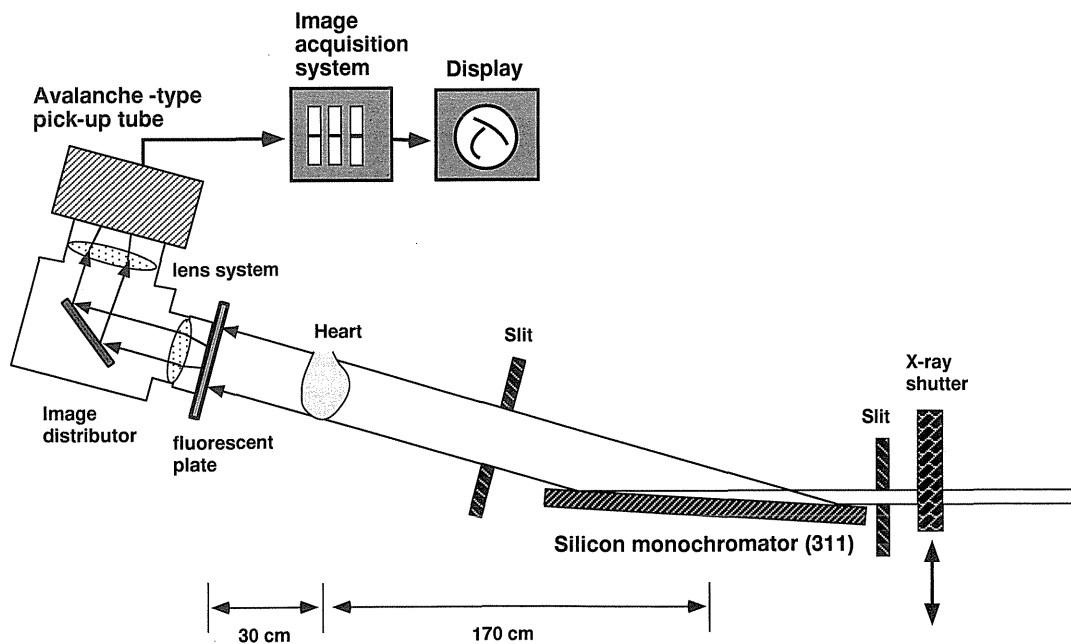


Figure 2. Schematic diagram of two-dimensional angiography.

た。造影剤40 mlを20 ml/secで注入し、右前斜位、左前斜位を基本とする2方向ないし3方向の撮影が行われた。照射線量は大型モノクロメータの後方に設置した電離型の線量計を用いて計測し、総照射線量の上限を75 cGyに設定して造影検査を実施した。

4例全員に対し経静脈的冠状動脈造影検査が実施された。被曝線量を減らすために1回の撮影時間を約5秒とした。冠状動脈を動画像として観察することができ、2人の患者では冠状動脈に明らかな有意狭窄はないと診断できたが、2人の患者で狭窄病変が認められた。両質的には不十分であるが、ある程度臨床応用が可能と考えられた。

2.2 静注による冠状動脈造影法の問題点

動物実験および臨床研究から、以下の3つの問題点が明らかとなった。1) 静脈注入法では、心室や心房と冠状動脈の重複が避けられず、特に回旋枝は、撮影方向を変えても左心室との重なりが除けないため、診断上問題になる。この部位を正確に診断するためには、X線量を増加させ画像のS/Nを上げることが不可欠となる。2) 被射体の心機能が低下した場合、造影剤が希釈され、冠状動脈を確実に描出することが難しくなる。3) 造影剤のバックグラウンド濃度が大きく画質に影響するため、撮影回数が3回程度に限られる。複雑な狭窄形態を呈する冠状動脈病変を3方向の撮影で見逃さずに描出可能か、これらの点についてさらに検討する必要がある。

2.3 大動脈注入法

静注法の問題点を改善する手法として、多少侵襲的であ

るが、造影剤の投与部位を静脈から冠状動脈が分枝する上行大動脈に変更した大動脈注入による冠状動脈造影の研究も犬を対象として行われている^{23,24}。本法では、カテーテルを動脈に挿入するが、直接冠状動脈にカテーテルを挿入しないため検査自体は安全で非常に簡単となる。検査による死亡率は、選択的冠状動脈造影法の1/5以下となり、ヨウ素造影剤自体のアレルギーによる死亡率より多少高い程度と推定される。大動脈造影法は、現在動脈硬化のため選択的冠状動脈造影が困難な場合に用いられるが、造影剤が約5倍程度希釈されるため現在利用されているX線撮影装置では十分な冠状動脈画像が得られない。放射光を用いると造影剤に対する画像コントラストが2倍以上改善するため、大動脈造影法でも従来の選択的冠状動脈造影で得られるのと同程度に鮮明な冠状動脈画像が得られることが期待される。同法を用いた実際の動物実験において、心機能低下の影響を受けず、0.2 mm以下の冠状動脈まで鮮明に描出され、また、冠血流も十分追跡可能であった(図3)。そのため、大動脈注入法は、冠状動脈病変診断の新たな手法と考えられる。

2.4 技術的問題点

現時点での最大の問題点は、2次元法ではX線の光子数が絶対的に不足しているという点である。明瞭な冠状動脈画像を得る光子数は、散乱線を含まず、検出器系以降のノイズが全く無いという理想的な状態で、被射体前面で 5.5×10^{10} (photons/mm²/sec)となる。この光子数は、欧米で行われている放射光冠状動脈造影に必要な光子数 10^{11} (photons/mm²/sec)と同等の数値である。現在の加速器

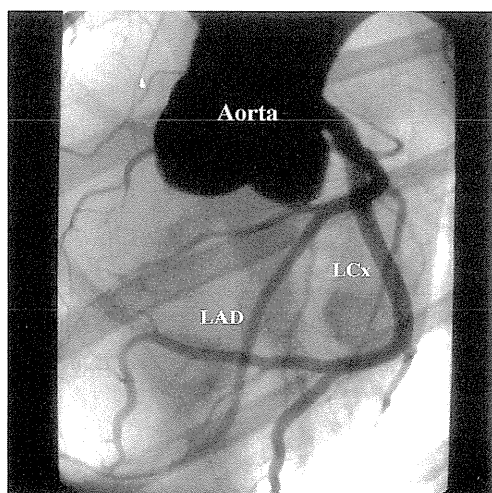


Figure 3. The image of coronary artery obtained by aortographic approach.

に挿入光源装置を導入すれば、この光子数を十分発生させることが可能である。しかし、撮影枚数は、被曝量の制限から1方向21枚程度に限られよう。

3. 種々の原理に基づく単色 X 線 CT

1972年に Hounsfield が開発した X 線 CT²⁵⁾は、X 線を用いた医用画像診断の第二の革新であると言われている。以来 X 線 CT は、今日の画像診断では欠くべからざる装置となり、この技術が基となって核磁気共鳴 CT 等の新しい診断技術が発展している。現在、X 線管球が X 線源に用いられている。しかし、放射光の特性を生かすと、X 線管球では為しえなかった種々の新しい原理の X 線画像技術を生み出す可能性が示唆されている^{8,10-12)}。現在、放射光 X 線を用いた新しい X 線 CT として、透過 X 線を捕えた(1)高空間分解能型 CT、(2)濃度高分解能型 CT、(3)3次元 CT、その他の物理的相互作用を生かした(4)散乱 X 線 CT、(5)蛍光 X 線 CT、(6)位相コントラスト X 線 CT 等が研究開発されている。これらの中で特に研究が進行している高空間分解能型 CT、濃度高分解能型 CT、蛍光 X 線 CT の概要を紹介する。

3.1 透過型 CT

3.1.1 高空間分解能型 CT

本 CT 装置は、放射光の平行性と高輝度性を生かして、高空間分解能な画像を得ることを目的としている²⁶⁻³⁰⁾。現在空間分解能数 μm 程度の CT 画像が得られており、工業材料、セラミックス、隕石などの鉱物の構成や構造の研究に利用されている。生体に対する応用としては、骨、歯などの硬構造物質の微細構造や、その物質構成の解析を行うことが可能と考えられる。日本では、空間分解能 $36 \mu\text{m}$ 、スライス厚 $36 \mu\text{m}$ で生きたラット頭部の CT 画像が得られている³⁰⁾。下顎骨や鼻中隔の Ca を含有した構造が

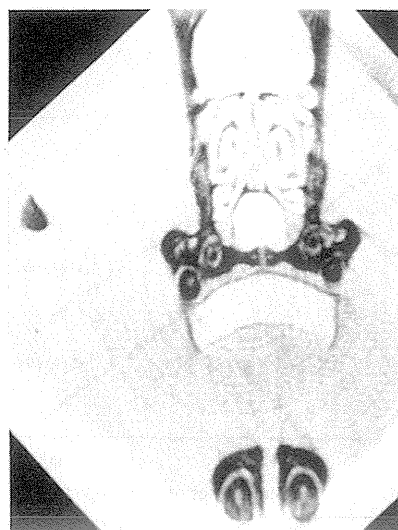


Figure 4. The image of rat skull obtained by high spatial resolution x-ray CT.

明瞭に示されている (図4)。欧米では、空間分解能数 μm で骨の微細構造を描出している¹²⁾。高い空間分解能を得るには、単位体積当たりの X 線光子密度を高くしなければならない。例えば、現在の X 線 CT (0.5 mm) の空間分解能から一桁小さい空間分解能 (0.05 mm) の画像を得るためには、単位容積当たりの光子数が $(1/10)^3$ になるため、X 線量を現在の検査時の1000倍増やさなければならない。そのため、人体適用は X 線被曝の点で難しく、本 CT は生体資料や小動物等の利用に限られよう。

3.1.2 濃度高分解能型 CT (微量元素検出)

放射光を利用した微量元素検出型 CT は、生体の生理、生化学的な機能情報を濃度高分解能な定量画像として描出することを目指した装置である³¹⁻³⁴⁾。これらの診断は、種々のトレーサー物質を用い、核医学の分野で行われてきた。しかし、核医学で使用されている装置の空間分解能は、SPECT で 9 mm、PET 4 mm 程度と生体臓器の構造からすると必ずしも十分なものと言えない。放射光 CT は、X 線源が異なるだけで、従来の X 線 CT と同様の装置なので空間分解能が優れ、更に、単色 X 線を用いるため、ビームハードニングの問題もなく定量的な元素分析が可能である。米国 Brookhaven 国立研究所では、脳における低原子番号および中間原子番号 (P, S, Cl, K, Ca, Fe) の元素分析を目指した、CT 装置を作製している³⁵⁾。この型の CT では、差分前の画像では従来の解剖情報を含んだ CT 画像が、差分操作により非放射性ヨウ素やガドリニウム等の微量元素存在部位と、その元素量の絶対値を求める事ができる。

微量元素の理論的な検出限界³⁴⁾は、散乱線等を含まない理想的な条件下で、検出器全面の入射 X 線量 10^6 (photons/mm²/projection)、180° 方向スライス厚 10 mm 等から計算すると、ヨウ素 (33.17 keV, $\mu_{\text{above}} 35.9 \text{ cm}^2/\text{g}$) の

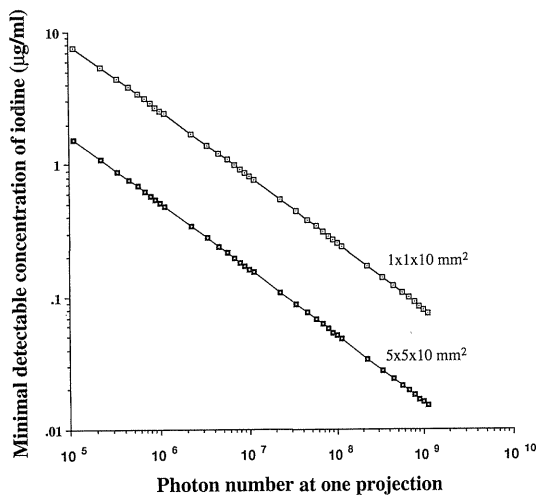


Figure 5. The relationship between x-ray flux and minimal detectable concentration of iodine.

場合、約2.2 µg/mlである (図5)。

高エネルギー物理学研究所のAR ring 偏向磁石部ビームラインで、線検出器を利用してスライス厚1 mm 単色

X線CT画像を得た。この装置の最小検出濃度は、200 µg/mlで、線検出器のダイナミックレンジが計画より低く、目標の1/6の濃度値までしか到達しておらず検出器のさらなる改良が必要と考えられた³³⁾。

3.2 蛍光X線CT

物理的に最も高感度な微量元素の検出手法は、蛍光X線を捕える技術である。蛍光X線を用いた最初の生体画像診断として甲状腺に含まれるヨウ素量を定量化する研究が1970年代に、アメリカシウムをX線源として半導体検出器を用いて行われ、0.5 mg/g程度のヨウ素が検出された。

本研究は、放射光の直線偏光性を利用すると入射X線と直角方向でコンプトン散乱が0になるという物理的特性のため、従来のX線管球を用いた時に比較し1/1000以下の非常に微量な特定元素を検出できる点に注目したものである。さらに、放射光を利用すると蛍光X線を最も高率に発生させるK吸収端直上にX線エネルギーを合わせる事が可能なため、放射光は蛍光X線研究に最適なX線光源である。

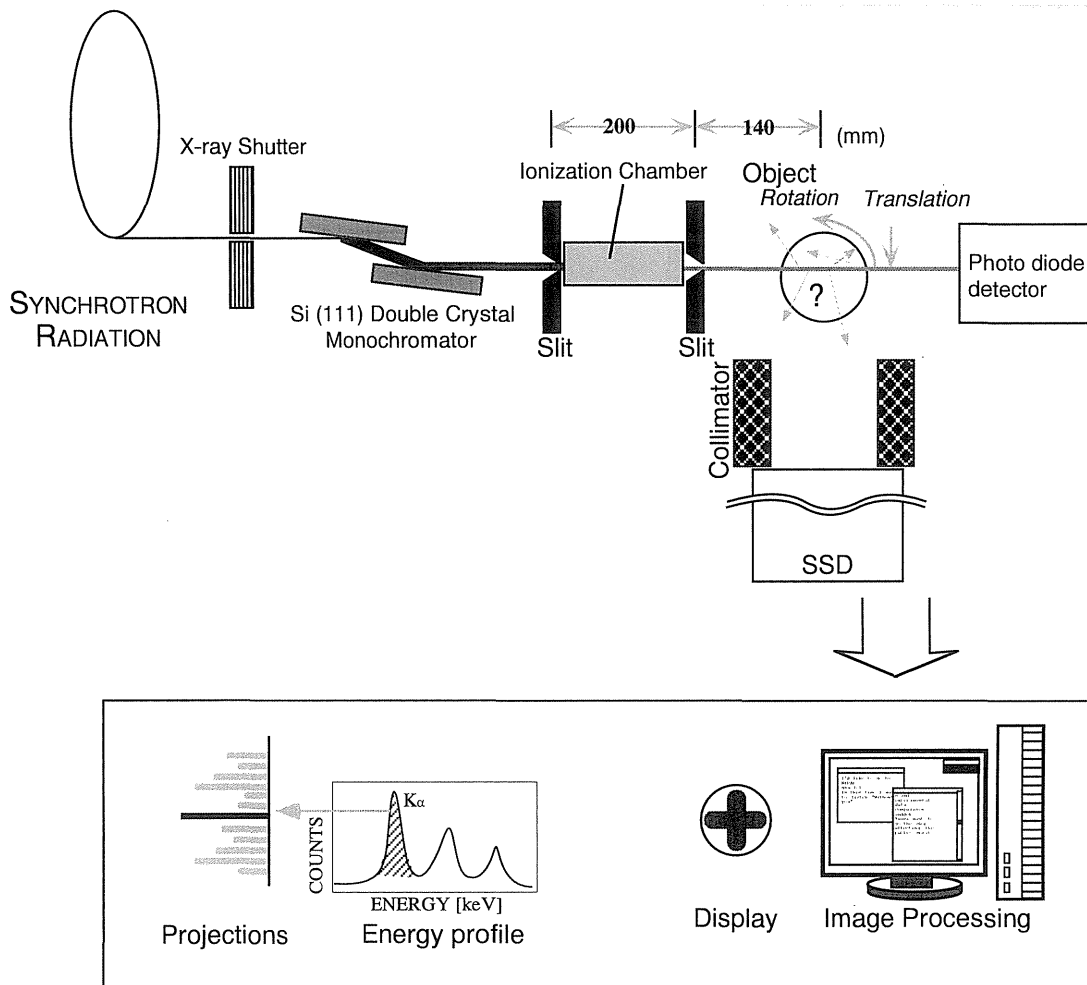


Figure 6. Schematic diagram of fluorescent x-ray CT system.

蛍光 X 線画像収集法として、1) xy 軸方向のスキャンによる断層像³⁶⁻³⁸⁾と、2) 回転スキャンによる CT 画像再構成法³⁹⁻⁴¹⁾の 2 つの方法が試みられている。回転スキャン法の装置概要を図 6 に示す。図からも解かるとおり、入射 X 線の側面で蛍光 X 線情報が、被射体の後方では従来の透過 X 線像が同時に得られる。本装置によりヨウ素を満たしたファントム画像が得られた。励起ヨウ素量として 1 mm³ に含まれる 200 ng 造影剤が検出されている。被射体が大きくなると X 線の吸収のため検出能が低下する可能性があるが、微量元素検出装置としては現在臨床で利用されている放射性ヨウ素化合物を用いた SPECT 装置で得られる画像以上に高い空間分解能の画像が得られる可能性が大きい。これまでのファントム実験の結果を踏まえ、今後生体試料を撮影し、有用性を確認する段階に来ている。

3.3 散乱 X 線 CT

物質に X 線が照射されると入射された X 線が散乱される。入射 X 線とエネルギーが変わらないコーヒレント散乱 X 線と、入射 X 線エネルギーより低いエネルギーの散乱 X 線すなわちコンプトン散乱 X 線が生じる。コーヒレント散乱 X 線では、X 線の回折像を捕え、物質構造や物質の弁別が可能である。一方、コンプトン散乱 X 線では、電子密度の違いを検出することにより、物質構造の差異が検出可能である⁴²⁻⁴⁴⁾。昔から、試みられて来たテーマであるが、予備実験の結果考えていた以上に微小な変化が検出でき、更なる研究が必要と考えられる。

3.4 位相型 X 線 CT

この技術に関しては、放射光学会誌「位相コントラスト X 線イメージング」で百生氏が紹介しているので本論文では割愛する^{45,46)}。しかし、本型 CT は、21 世紀における最も重要な X 線イメージング技術となる可能性が大きい。

4. まとめ

放射光を利用した、血管造影および種々の単色 X 線 CT の開発の現状を紹介した。

本研究は、一部、文部省科学研究費補助金（一般研究 (A, C)、試験研究 (A)、基礎研究 (A)）による。また、高空間分解能型 CT 画像については、林 一雄、永田泰昭、山路広直（新日本製鉄株式会社、エレクトロニクス研究所）、その他の新しい CT 装置研究は、筑波大学大学院生風間正博、山形大学湯浅哲也氏、大学院生前田紀和、秋葉正博、星野充紀、内田 公氏らの協力により得られた。

血管造影研究に関しては、日立中研、梅谷啓二、植田健氏らの協力により得られた。

文献

1) E. Rubenstein, et al.: Synchrotron radiation and its applica-

- tion to digital subtraction angiography. *SPIE* **314**, 42 (1981).
- 2) E. Rubenstein, et al.: Transvenous coronary angiography in humans using synchrotron radiation. *Proc. Natl. Acad. Sci.* **83**, 9724 (1986).
- 3) 武田 徹, 他: シングロトロン放射光の医学利用. *Isotope News* **467**, 2 (1993).
- 4) 武田 徹, 秋貞雅祥: 冠状動脈の差分造影診断法. シングロトロン放射技術 (富增多喜夫監修), p511-529, 工業調査会 (1990).
- 5) 武田 徹, 他: 放射光 (synchrotron radiation) による冠動脈造影法. *日本臨床* **49**, 1196 (1991).
- 6) 武田 徹, 他: 放射光を利用した冠状動脈造影の現状と展望. *放射線医学物理* **13**, 155 (1993).
- 7) H. Mori, et al.: Small vessel radiography in situ monochromatic synchrotron radiation. *Radiology* **201**, 173 (1996).
- 8) 武田 徹, 他: 放射光 CT の開発動向. *Med. Imag. Technol.* **11**, 621 (1993).
- 9) W. Thomlinson: Medical applications of synchrotron radiation. *Nucl. Instr. Meth.* **319**, 295 (1992).
- 10) F. A. Dilmanian: Computed tomography with monochromatic X-rays. *Am. J. Physical Imaging* **3/4**, 175 (1992).
- 11) 武田 徹, 他: 種々の原理に基づく単色 X 線 CT. *日本 ME 学会* **11**, 23 (1997).
- 12) U. Bonse and F. Busch: X-ray computed microtomography using synchrotron radiation. *Prog. Biophys. molec. Biol.* **65** 1/2, 133 (1996).
- 13) T. Takeda, et al.: Medical application with synchrotron radiation in Japan. *J. Synchrotron Radiation*, in press.
- 14) C. Uyama: The Current State of medical applications of synchrotron radiation in Japan. *Med. Imag. Technol.* **16**, 20 (1998).
- 15) 宇山親雄: Spring-8 医学利用実験施設と放射光医学. *日本 ME 学会* **11**, 59 (1997).
- 16) W. R. Dix, et al.: Coronary angiography using synchrotron radiation—Studies in human subjects with the system NIKOS II. *Nucl. Instr. Meth.* **A314**, 307 (1992).
- 17) N. F. Gmur: New laue monochromator used for angiography at the NSLS. *Synchrotron Radiation News* **6**(2), 20 (1993).
- 18) H. Hukagawa, et al.: Real time K-edge subtraction X-ray imaging. *Rev. Sci. Instrum.* **60**, 2268 (1989).
- 19) K. Hyodo, K. Nishimura and M. Ando: Coronary angiography project at the photon factory using a large monochromatic beam. *Handbook on synchrotron radiation* **4**, 55 (1991).
- 20) K. Umetani, et al.: Iodine filter imaging system for subtraction angiography using synchrotron radiation. *Nucl. Instr. Meth.* **A335**, 569 (1993).
- 21) T. Takeda, et al.: Two-dimensional intravenous coronary arteriography using above-K-edge monochromatic synchrotron X-ray. *Academic Radiology* **2**, 602 (1995).
- 22) 大塚定徳, 他: 放射光冠動脈造影と臨床応用. *Med. Imag. Technol.* **16**, 3 (1998).
- 23) T. Takeda, et al.: Two-dimensional aortographic coronary arteriography with above-K-edge monochromatic synchrotron radiation. *Academic Radiology* **4**, 438 (1997).
- 24) T. Takeda, et al.: Synchrotron radiation coronary angiography with aortographic approach. Springer Verlag, in press.
- 25) G. N. Hounsfield: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *British J. Radiol.* **46**, 1016 (1973).
- 26) W. Graeff and K. Engelke: Microradiography and microtomography. *Handbook on synchrotron radiation. Volume 4*, 361 (1991). North-Holland, Amsterdam.
- 27) B. P. Flannery, et al.: Three-dimensional X-ray micro-

- tomography. *Science* **237**, 1439 (1987).
- 28) K. L. D'Amico, et al.: The Exxon microtomography beam line at the National Synchrotron Light Source. *Rev. Sci. Instrum.* **63**, 574 (1992).
- 29) Y. Nagata, et al.: High energy high resolution monochromatic X-ray computed tomography using the Photon Factory vertical wiggler beamline. *Rev. Sci. Instrum.* **63**, 615 (1992).
- 30) T. Takeda, et al.: High spatial resolution CT with a synchrotron radiation system. *JCAT* **18**, 98 (1994).
- 31) T. Takeda, et al.: Synchrotron radiation computed tomography to detect tracer material. *Medical Imaging Technology* **10**, 299 (1992).
- 32) 銭谷 勉, 他: 放射光 X 線 CT における微量元素検出能の検討—イメージング・プレートを検出器とした予備実験—. *Med. Imag. Technol.* **15**, 121 (1997).
- 33) M. Kazama, et al.: Performance study of monochromatic synchrotron X-ray computed tomography using a linear array detector. *Med. Imag. Tech.* **15**, 615 (1997).
- 34) D. A. Chesler, S. J. Reiderer and N. L. Pelc: Noise due to photon counting statistics in computed X-ray tomography. *J. Computer Assisted Tomography* **1**, 64 (1977).
- 35) F. A. Dilmanian, et al.: Computed tomography with monochromatic X-rays from the National Synchrotron Light Source. *Nucl. Instr. Meth.* **B56/57**, 1208 (1991).
- 36) T. Takeda, et al.: Fluorescent scanning X-ray tomography with synchrotron radiation. *Rev. Sci. Instrum.* **66**, 1471 (1995).
- 37) T. Takeda, et al.: Fluorescent scanning tomographic image with monochromatic synchrotron X-ray. *Med. Imag. Technol.* **14**, 183 (1997).
- 38) 前田紀和, 他: 放射光励起蛍光 X 線断層装置の構築と一画像再構成法. *医用電子と生体工学* **35**, 38 (1997).
- 39) T. Takeda, et al.: Fluorescent X-ray computed tomography with synchrotron radiation using fan collimator. *SPIE* **2780**, 685 (1996).
- 40) 秋葉正博, 他: 放射光を用いた極微量濃度標的物質描出のための蛍光 X 線 CT. *医用電子と生体工学* **35-3**, 55 (1997).
- 41) T. Takeda, et al.: Fluorescent X-ray computed tomography to visualize specific material distribution *SPIE* **3149**, 160 (1997).
- 42) 近浦吉則, 他: コンピューター制御 X 線散乱ラジオグラフィ. *応用物理* **55**, 983 (1986).
- 43) G. Harding, J. Kosanetzky and U. Neitzel: X-ray diffraction computed tomography. *Med. Phys.* **14**(4), 515 (1987).
- 44) T. Yuasa, et al.: Incoherent-scatter computed tomography with monochromatic synchrotron X-ray: Feasibility of multi-CT imaging system for simultaneous measurement of fluorescent and incoherent Scatter X-rays. *IEEE Transaction on Nucl. Sci.* **44**, 1760 (1997).
- 45) 百生 敦: 位相コントラスト X 線イメージング. *放射光* **10**, 273 (1997).
- 46) A. Momose, et al.: Phase-contrast X-ray computed tomography for observing biological soft tissues. *Nature Medicine* **2**, 473 (1996).