

解説

放射光の医学応用について

新しい心臓病診断法；
K吸収端差分システムの開発

兵藤一行，西村克之*

高エネルギー物理学研究所 放射光実験施設

*埼玉医科大学 放射線医学教室

**Medical Application of Synchrotron Radiation
Development of a K-edge Subtraction Coronary Angiography System**

Kazuyuki Hyodo, Katsuyuki Nishimura*

Photon Factory, National Laboratory for High Energy Physics

*Department of Radiology, Saitama Medical School

The number of patients suffering from ischemic heart disease is also increasing rapidly in Japan. The standard method for assessing coronary artery diseases is the coronary angiography. Excellent images are taken by this method, however, it is an invasive method in which a catheter is inserted into a peripheral artery. The patients would obtain great benefit if the coronary arteries could be distinguished by intravenous injection of the contrast material.

The K-edge subtraction method, which uses the K-edge discontinuity in the attenuation coefficient of the contrast material, is considered to be the most suitable method for coronary angiography by peripheral venous injection.

Synchrotron Radiation (SR) is so intense that it allows selection of monochromatic X-rays, and studies on K-edge subtraction using SR has been started at some facilities. Recent activities in K-edge subtraction method at the Accumulation Ring are briefly described here.

1. はじめに

1895年，レントゲンによって発見されたX線の

医学診断への応用は，それまで古くから行なわれてきた打診法や聴診法などと異なり，生体内情報

を画像という視覚情報として得ることができる点でまさに画期的なものであった。X線という‘メガネ’を通して生体内を‘見る’ことができるようになったわけであり、医用画像診断の歴史もこのときから始まったといえる。

一般に医学における画像診断は、

- ① X線や超音波などの情報媒体を用いた画像の形成： 体内不可視情報の可視化
- ② 医師による読影： 画像のパターン認識などによる定性的、定量的評価
- ③ 最終的判断： 診断の過程を経て行なわれる。

現在までにX線をはじめとして様々な情報媒体の開発研究がなされ、エレクトロニクス技術など周辺の関連技術の発展にともなって、医用画像診断技術は飛躍的な大発展をしてきた。

さらにここ数年、放射光という新しい情報媒体を用いた医用画像診断システムの開発研究が、PFを含む世界4箇所の放射光施設で活発に進められている。

ここでは、現在行なわれている診断システム開発研究の背景や現状を概観する。

2. 研究の背景

2-1 虚血性心疾患と冠状動脈造影検査

心臓疾患は、欧米では死因の1位を占めており、近年、日本においても狭心症や心筋梗塞などの虚血性心疾患が急増している¹⁾。これらの疾患は、心臓自身に酸素や栄養を供給している冠状動脈系の一部の狭窄や閉塞が直接的原因で引き起こされる。

このことは、日本における生活様式や食生活の西欧化、高齢化社会への変遷などが原因になっていると考えられている。虚血性心疾患は、死亡率が高く、また働き盛りの年齢層の人を含み、突然に襲う疾患であり、社会的影響が大きい。現在、この疾患への対応は、国家的緊急課題になりつつあるといえる。

虚血性心疾患の診断には、心電図検査、血清生化学検査、超音波検査、RI検査、血管造影検査などがある。それぞれ疾患に対する有用な情報が得られるが、選択的冠状動脈造影検査は、冠状動脈自身の形態や血流の情報を視覚的に得られることから、疾患の進行状態の診断、外科的治療法の適用の判断や手術部位の診断、手術後の血流改善状態の評価などに用いられていて、日常臨床において非常に重要な検査となっている。この検査は、以下の手順で行なわれている。まず、足などの動脈からカテーテルを挿入し、カテーテル先端をイメージ・インテンシファイア (II) -テレビ系を用いてX線透視下で目的とする冠状動脈分岐部まで進め、血管造影剤 (ヨウ素) を注入する。同時にX線照射を行い、IIの画像を35mmフィルムに約50枚/sの速度で記録し、このフィルムを用いて医師が読影を行なう。このような選択的造影検査は、カテーテル法の発達や撮像システムの発展により1950年代後半から始められ^{2), 3)}、現在では、大変鮮明な冠状動脈像を得ることができる。

しかしこの検査は、手技が難しく、危険性が非常に高い。実際に、検査を行なうことで、新たな合併症を引き起こしたり、死亡する場合もある。そして特別な診療施設、診療スタッフが必要であるとともに、患者にとっては入院を必要とする。そのため疾患に対する大変有用な情報が得られるにもかかわらず、検査そのものの施行が制限されてしまう場合が多い。

この検査を、静脈から造影剤を注入するだけで行なうことができれば、はるかに安全に、また検査も簡便に行なうことができ、結核や胃癌の集団検診のように、冠状動脈疾患のスクリーニング検査法としても利用できること期待される。冠状動脈疾患患者は、血管径の相当な狭窄があっても自覚症状に乏しく、症状が出現したときには致死性である場合が多い。そのためこの疾患の治療には、早期発見、早期治療が必須の条件とされる。早期治療により最も死亡率低下が期待される疾患であ

り、造影剤の静脈注入による冠状動脈系の診断システムの開発は大変意義が大きい。

2-2 K吸収端差分法

造影剤を静脈から注入した場合には、動脈に至るまでに希釈されてしまい、そのままでは、動脈系を診断することはできない。一般に静脈から造影剤を注入して、動脈系の診断を行なう方法は、1970年代から開発されてきたDigital Subtraction Angiography (DSA)が頸動脈、腎動脈などの診断を中心に実用化されている^{2), 3)}。この方法は、造影剤注入後の画像から造影剤注入前の画像を差し引き、造影部分のみを描出するもので、II-TV系の画像を実時間(テレビレイト: 33枚/s)でデジタル化し、差分、画像強調を行なう。DSAの特徴として以下の点があげられる。

- ・高速に処理を行なうことができる
- ・血流に関する時系列情報が得られる
- ・デジタル画像なので、各種の高次画像処理を容易に行なうことができる
- ・画像を保存する場合、画質の劣化がない

DSAは、II-TV系の高精度化、高速画像処理技術やデジタル画像処理技術の発展によって臨床応用が可能になったといえる。静脈から造影剤を注入するだけでよいので、患者に対する侵襲性が低く、外来患者を中心に広く日常臨床で用いられている。

しかし、DSAは現在までに、冠状動脈系の静注法による診断に対して臨床応用されるまでに至っていない。本保⁴⁾、Guthaner⁵⁾らは、DSAを用いて冠状動脈系の静注法による診断を試みたが、冠状動脈バイパス手術をした部位の一部しか描出できなかった。この原因として、差分を行なう2枚の画像の間で心臓の動きによる冠状動脈の空間的ずれが生じてしまうこと、冠状動脈と心室や他の血管系に残留した造影剤が重なってしまうことなどがあげられる。

これらの問題を解決する最もよい方法として、

K吸収端差分法が考えられる。この方法は、造影剤(ヨウ素)のK吸収端の前後の2種類の単色X線で撮影した画像間の差分をとるもので、差分により軟部組織や骨などは消去でき、すでに撮影目的部位に造影剤が入っている状態で造影部分のみを高コントラストで描出させることができる。これは次のように記述できる。

入射X線強度を I_0 、K吸収端上側、下側での透過X線強度を I_a 、 I_b 、ヨウ素、骨、軟部組織のそれぞれK吸収端上側、下側のエネルギーでの吸収係数を μ_{1a} 、 μ_{Ba} 、 μ_{Sa} 、 μ_{1b} 、 μ_{Bb} 、 μ_{Sb} 、X線が透過する厚さを X_1 、 X_B 、 X_S とすると、

$$\begin{aligned} I_a &= I_0 \exp(-\mu_{1a}X_1 - \mu_{Ba}X_B - \mu_{Sa}X_S) \\ I_b &= I_0 \exp(-\mu_{1b}X_1 - \mu_{Bb}X_B - \mu_{Sb}X_S) \\ \log(I_a/I_b) &= -\mu_{1a}X_1 + \mu_{1b}X_1 \\ &= (-\mu_{1a} + \mu_{1b})X_1 \end{aligned}$$

K吸収端差分法は、従来から検討されてきたものの^{6), 7), 8)}、十分な強度、エネルギー分解能を持つ単色X線が得られないことから、実用化するまでに到らなかった。

2-3 放射光を用いたK吸収端差分法の開発

放射光を用いることで、臨床応用に対して十分な強度、エネルギー分解能を持った単色X線が得られ、K吸収端差分法の実用化が可能であると期待される。実際に放射光を用いて冠状動脈系のK吸収端差分法を行なうには、

- ① 心臓を撮影するための十分な大きさのビームサイズ: 150mm×150mm以上
- ② 実際上心臓が静止している間にK吸収端の前後の単色X線で撮影するための高速エネルギー切り換えシステム: 1ペアの画像を得るのに6ミリ秒以内(図1参照)
- ③ ②に対応した高速画像取り込みシステムなどの開発が必要となる。

放射光を用いたK吸収端差分法は、1981年にス

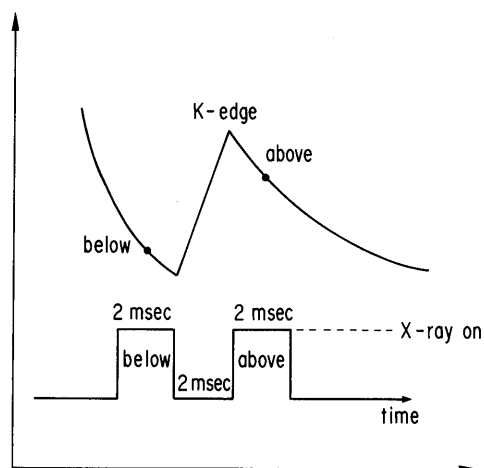


Fig. 1. X-ray exposure time sequence needed to take images of the coronary arteries

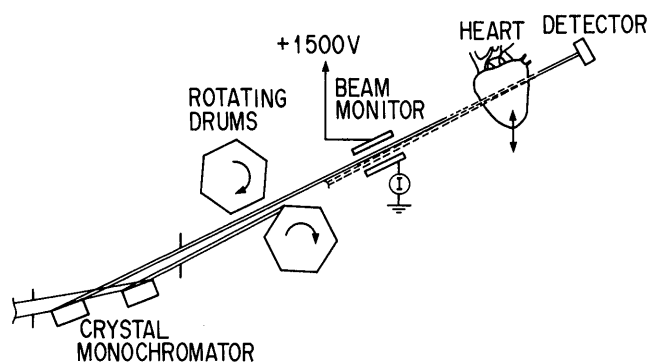


Fig. 2. K-edge subtraction system using the one dimensional detector system at SSRL

タンフォード大学のRubensteinら⁹⁾によって初めて提唱され、その後SSRL, DESY, ノボシビルスク, PFにおいてそれぞれのシステムの開発が続けられている。

この内、SSRLでは、2個のSi結晶を用いてK吸収端上側、下側の単色X線を得、X線エネルギーのビームストッパーによる切り換えと被写体の上下方向の動きを同期させたスキャン方式によりSi(Li)1次元検出系を用いて画像を得ている^{10) 11) 12) 13)}(図2参照)。この方式では、1回の撮影で数枚の画像しか得られないが、1次元検出系を用いているため散乱線が少なく、高S/

Nの画像を得ることができる。実際に数例の患者の撮影も行ない、光源の強さの不足から通常の臨床診断を十分に行なうことができる画像ではないものの、冠状動脈を描出でき、K吸収端差分法の有効性を示すことができた^{11) 13)}。その結果を踏まえて、現在、SSRLグループは、ブルックヘブン放射光施設に医学専用ビームライン^{18) 19)}の建設、立ち上げをブルックヘブン放射光施設と共同で精力的に行なっている。このビームラインでは、SSRLビームラインのさらに数倍の光子数が得られると期待されている。

DESY^{14) 15)}, ノボシビルスク^{16) 17)}でも、ほぼ同様のスキャン撮影による撮影システムを開発している。

PFにおける医学診断グループは、分光結晶の非対称反射によるビームの拡大と、2次元撮像系を用いた独自のシステムを開発してきた^{20) 21) 22) 23) 24)}。この方式の最大の特徴は、実時間の動画像を得られることで、これにより1回の造影で冠状動脈系の形態検査のみでなく、動画像を用いた心機能評価が同時にできると期待される。さらに、撮影中に患者を動かす必要はない。また、日立中央研究所を中心とするシステム開発グループは、医学診断グループの長谷川ら²³⁾が開発したテレビ撮像方式を応用して、ヨウ素フィルターによるエネルギー切り換え方式を用いたシステムを開発している。この方式では、K吸収端前後のエネルギーの切り換えを、ヨウ素フィルターによって行なっており、Bragg角を変えるために分光結晶を機械的に動かす必要がない点を特徴とする^{25) 26)}。

次章では、現在、放射光利用医学診断グループがKEKのAccumulation Ring (AR)を用いて開発しているシステムの現状について概説する。

3. ARにおけるシステム開発の現状

ARは、トリスタン計画用Main Ring (MR)の入射蓄積リングであるとともに、MR入射後、

MR実験中は、放射光の利用もでき、現在までに3本のビームラインが稼動しつつある。我々グループは、当初PFのVertical Wigglerライン(BL14)を用いて実験を行ってきたが、ARの偏向電磁石ライン: BLNE 5で、BL14とはほぼ同じスペクトルのX線が得られること、BL14ではビームラインの設計上の制約でビームの角度広がり

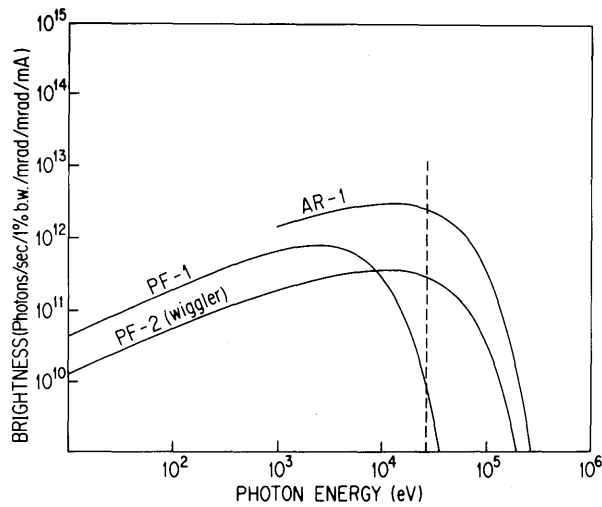


Fig. 3. Spectrum of the various sources: PF bending magnet, PF wiggler magnet, AR bending magnet

が数mradに制限されているが、NE5では水平方向10mradの角度広がりでのビームが得られることなどから、BLNE5を用いて基礎的検討を続けてきた。図3にPF偏向電磁石、PF Wiggler、AR偏向電磁石から得られるスペクトルをまとめたものである。図中点線は、33keVのエネルギーを示す。

図4には、現在開発中のシステム概念図を示す。このシステムの開発目的は、冠状動脈系の静注法による診断を可能にするため、造影剤濃度1%の直径1mmの血管を識別できること(すなわち量子化誤差を考慮して空間分解能が0.2mm以下の画像を得ること)であり、そして2次元の撮像システムが有用であることを動物実験を通して臨床応用の面から定量的に評価することである。

3-1 分光システムの開発

分光結晶Siの非対称反射を用いてビーム幅を拡大する方式を検討し、現在までにこの方式が実用的であることが確かめられた^{20) 21) 24)}。

表1には、垂直方向の入射ビームサイズを8mmとし、Si(311)結晶を用いた場合の必要な結晶の長さ、得られるビームサイズをまとめている。

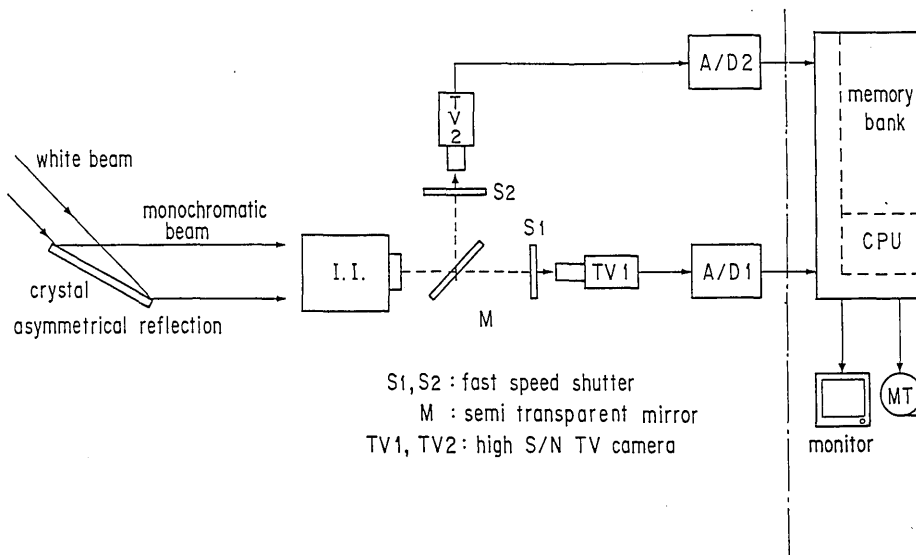


Fig. 4. K-edge subtraction system under construction at the AR. The images appearing in the output phosphor are introduced to a TV camera1 and a TV camera2 alternatively depending on the X-ray energies for above and below the K-edge

Table 1. Calculating value of the beam expansion. Bragg angle at 33.17keV is 6.5°

α	magnification	crystal size	beam size
	$\frac{\sin(\theta+\alpha)}{\sin(\theta-\alpha)}$	$\frac{\omega}{\sin(\theta-\alpha)}$	$\omega \frac{\sin(\theta+\alpha)}{\sin(\theta-\alpha)}$
4°	4.18	183 mm	33.4 mm
5°	7.62	306 mm	60.9 mm
6°	24.8	917 mm	198.4 mm

- Si (311)
- ω : incident beam size = 8mm

33.17keVのX線に対するBragg角は6.5°である。現在は、非対称反射度α=5°の結晶(横幅60mm, 長さ305mm)を用いており、照射野として約60mm×70mmが得られている。この値は犬などの動物実験に対して十分な大きさであるといえる。このとき、より大きな積分反射強度を得るため、分光結晶の表面は、研磨しただけのものを用いている。1200番のシリコンカーバイトで約30分研磨したものは、化学的にエッチングした結晶に比べて約5倍の積分反射強度が得られることを実験的に確認した^{20) 21)}。BLNE 5で、発光点から15mのところこの結晶を設置し、18mのところ設置した検出器上でのエネルギー半値幅は約160eV、フォトン数は約10⁹ photons/mm²/secであった。これらの値は、発光点の大きさや幾何学的配置などシステム全体の特性を含んでいる。

また現在、結晶表面の状態と得られる回折線の特性の評価を実験的に行なっており²⁷⁾、本研究の目的に最も適する特性を持つ分光結晶を得られると考えている。より多くのフォトン数を得るために、リングの蓄積電流を数倍にするのは非常に困難であるが、表面を物理的に研磨しただけの結晶を用いるこの方法で、実験の目的によって必要とされるエネルギー分解能の範囲内で、最大の積分反射強度が得られると期待される。

次に得られる単色X線の特性を評価した実験結果を図5に示す。横軸は吸収フィルターの厚さ、

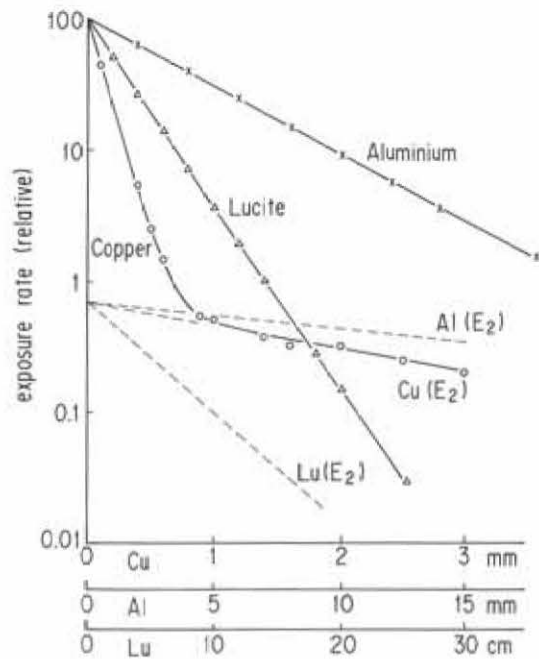


Fig. 5. Relationship between filter thickness and the intensity of the transmitted X-rays

縦軸は、電離箱線量計 (Victreen 660) で測定した相対透過強度を示す²⁰⁾。銅フィルターを用いた曲線が2相性になっているのは、分光結晶の特性で3倍の高調波である99keVのX線が回折されているからである。図中E₂は、99keVのX線のそれぞれの吸収体に対する理論的吸収特性を示す。この99keV X線は、差分像のコントラストを下げてしまうことになる。現在のところ、含まれる割合が33keVのX線強度に比較して約1%程度であり、被写体厚も小さい(軟部組織50mm程度)のでそれほど問題ないと考えている²⁴⁾。ただし、33keVのX線強度に対する99keVのX線の含まれる割合をなるべく小さくするため、現在まで医学利用実験は、ARの加速エネルギーを通常の放射光利用の6.5GeVから5.8GeVに下げて運転を行なっている。これらのことは臨床応用に向けて今後の課題であるといえる。

ここで、本研究の目的に必要なX線の物理的特性を考察する。

まず、差分を行なうために必要なK吸収端上側

のエネルギー E_a , 下側のエネルギー E_b の間のエネルギー差は次のように考えられる。すなわち, 造影剤濃度1%程度の直径1mmの血管を識別する必要があり, 差分をするとき, この造影部分以外のコントラスト(骨や軟部組織など, この場合特に骨)をできるだけ小さく保つ必要から, それぞれのX線吸収の特性を考慮すると,

$$E_a - E_b \leq 350 \text{ eV}$$

程度が必要である。K吸収端自身のエネルギー幅20eVを考慮すると, E_a , E_b それぞれのエネルギーでのエネルギー分解能は, 160eV程度以下であることが必要となる。

次に必要とされるフォトン数は次のように考えられる。理想的な条件では画像のS/Nのことを考慮して, 検出器前面で, 1画面上の1画素あたり 10^6 photonsが必要である。1画素の幾何学的大きさを $0.2 \text{ mm} \times 0.2 \text{ mm}$, 2ミリ秒で1画面を作成すると, これは約 10^{10} photons/mm²/secとなる。被写体(患者)の体厚を約200mmと仮定すると, 被写体前面では, 10^{13} photons/mm²/secとなる。よって実際の臨床応用では, マルチ・ポール・ウィグラーなど何らかのインサージョン・デバイスが不可欠のものになると考えられる。現状のBLNE 5では, 動物実験については高S/Nの画像が得られると期待される。

エネルギーの高速切り換えについては, 現在までに, カムを用いて, 分光結晶中心を軸として幾何学的に微量(1mrad程度)回転させ, 回折面と入射X線とのなす角度を変えることで, K吸収端上側, 下側のエネルギー切り換えを2ミリ秒で行なうのに成功した。2ミリ秒に相当する500 Hzの周波数で結晶を物理的に動かすのは, かなり難しいため, このとき結晶は, 30Hzの周波数で5mrad程度角度を変えさせ, その間でエネルギーの切り換わる時相の6ミリ秒(上側, 下側の撮像時間はそれぞれ2ミリ秒, エネルギー切り換

え2ミリ秒)だけを差分像を得るのに用いた。また, 3-2で述べる高速画像取り込みシステムと組み合わせて, 実際の人体の心臓で最も高速に運動している部位と同じ速度の45mm/sで動かした動フアントームの撮影を行ない, 差分を行なっても幾何学的位置のずれが生じないことを確認した²³⁾。得られる単色X線のエネルギー幅や, 装置の高精度化などは今後の課題である。

さらに, このエネルギー切り換えについては, 結晶自身は固定し, 電子軌道そのものを動かし, 放射光ビームの出射方向を変える方法も考えられ, 今後の課題といえる^{24) 29)}。

3-2 撮像システムの開発

撮像系として我々は, II-TV系を用いてきた。これは, このシステムがDSA用として大幅に性能が向上してきたこと, 現在比較的簡単に入手できる2次元検出系であることなどの理由による。現在使用しているIIは光電面として柱状結晶のCsIを用いており, 中心解像度は51p/mm, 33keVのX線の検出効率は, K吸収端上側で約75%, 下側で45%である。この違いは, 差分をする時点で, 画像処理により補正する必要がある。

しかし通常のテレビ系では, 受光面に蓄積された電荷を33ミリ秒を1フレームとして読みだしを行なっているので, 必要とする2ミリ秒での撮像ができない。そこで, IIの出力蛍光面からの画像を光学的に2分し, 2台のテレビカメラを用いて撮像する方式を検討し, 現在までに, この方法が実用的であることを確認できた^{22) 23) 24)}。この原理を図6に示す。出力蛍光面の画像は, ハーフミラーまたはプリズムのような光学素子で2分し, 2台のテレビカメラに同時に入力させる。しかし, このときX線エネルギーがK吸収端上側の場合は, 図中カメラ1のみのシャッターを2ミリ秒だけ開き, カメラ2のシャッターは閉じておく。そして, カメラ1に蓄積された電荷は通常の33ミリ秒で読みだす。次にX線エネルギーが切り換わってK吸

収端下側になったときは、同様にカメラ1のシャッターは閉じておき、カメラ2のシャッターを2ミリ秒だけ開き、カメラ2に蓄積された電荷は通常の33ミリ秒で読み出すことになる。カメラからの画像は、それぞれ独立したA/D変換器(12 bit)を用いて、デジタル画像に変換される。図7は現有の画像処理システムを示す。ディジタ

ル画像はVAX, NEXUSを用いて処理される。

次に、差分像で検出できる造影剤濃度について考察する。MをA/D変換器のダイナミックレンジ, S/NをII-TV系のS/N比, I_p を1画素当りのフォトン数, μ_a, μ_b をそれぞれヨウ素の吸収端上側, 下側のX線吸収係数, ΔX をヨウ素の濃度に対応した量 (pass length) とすると,

$$\Delta X = 2 \times \left\{ 1 / (\mu_a - \mu_b) \right\} \times \left\{ 1 / M^2 + 1 / (S/N)^2 + 1 / I_p \right\}^{1/2}$$

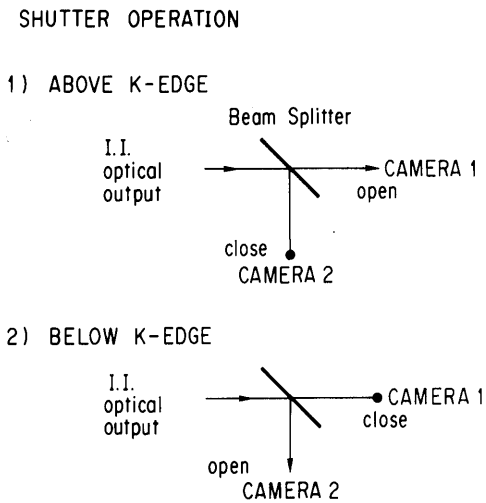


Fig. 6. The manner of shutter operation for high speed image acquisition

と記述できる^{22) 24)}。

ここで、例えばM=1024, S/N=1000, $I_p=10^5$ であるとする。と検出できるヨウ素の濃度 (pass length) は、0.31mg/cm²となる。このことは、1%濃度造影剤の1mm径の血管を十分識別できることを意味する。

4. 動物実験の例

今回の動物実験では、エネルギーはK吸収端上側に固定して行なった。骨を消去する差分はでき

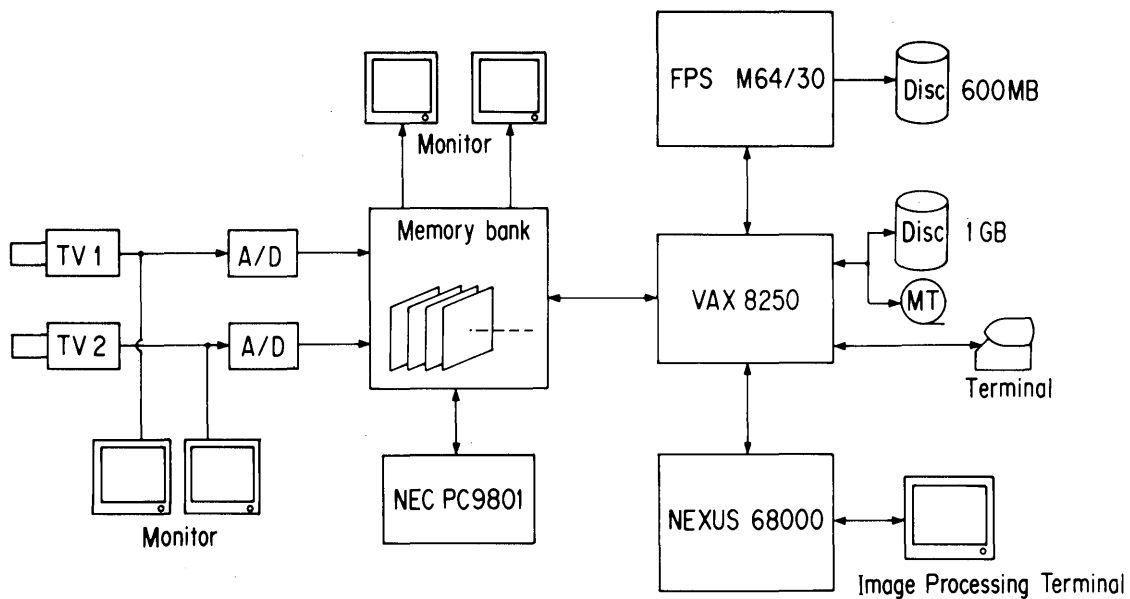


Fig. 7. Schematic diagram of the Digital image processing system. TV camera images are digitized by two A/D converters and stored in the digital memory system

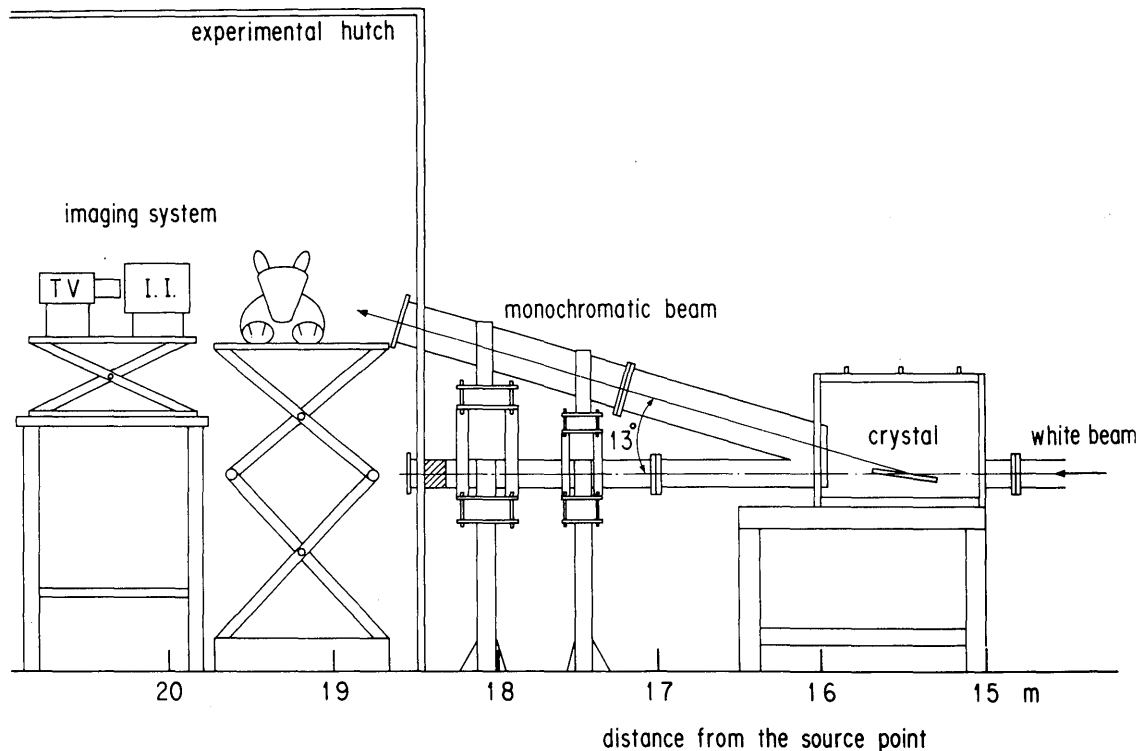


Fig. 8. Schematic diagram of the experimental system using SR from the AR. The horizontal beam divergence of 10 mrad is available at BLNE5

ないが、通常のX線撮影に比較して、最も造影部分のコントラストの高い画像を得ることができる。

図8にシステム図を示す。分光結晶は、Si(311) $\alpha = 5^\circ$ を用いた。結晶表面は、積分反射強度を大きくするため、シリコンカーバイト1200番でポリッシングした状態で用いた。単色X線は、 $2\theta_B = 13^\circ$ の方向で実験ステーションに導かれる。照射野は約60mm×60mm、ビーム強度は約 10^8 photons/mm²/secであった。X線エネルギーは吸収端の上側に固定し(33keV+150eV)、1枚の画像の撮像時間はテレビ系の電子シャッターを用いて本システムの最終目的である2ミリ秒で行なわれた。撮像系はII-TV系(TOSHIBA: RTP 9211 G-G10, SONY: XC77RR)を用いた。このときの撮像システムの空間分解能は2.5lp/mmであった。テレビ系からの画像は、VTR(SONY: VO-5850)に記録するとともに、最も明瞭に冠状動脈が造影されている時相の画像は64枚のディ

ジタルメモリー(512×512×8ビット)に取り込み、VAX、画像処理端末を用いて画像強調などの処理を行なった。VTRの画像は、オフラインでデジタル化した。

造影剤の注入は、麻酔下の成犬(体重10kg)に足の静脈からカテーテルを下大静脈内に進めて行なわれた。この場合は、カテーテルを動脈に挿入するのに比べてはるかに簡単であり、日常臨床のDSAにおいても静脈内にカテーテルを少し進めて撮像する場合がある。こうすることで、造影剤をボラス的に注入することができ、よりコントラストの高い画像を得ることができる。この犬を仰臥位で固定し、体軸に垂直な方向から放射光単色X線を照射した。X線撮影は、造影剤注入開始前約10秒から始め、20秒間行なった。また、この犬を人工呼吸器に接続し、撮影時は、肋骨等の動きをなくすため約20秒間呼吸を停止させた。造影剤はウログラフィン76%(ヨウ素)を10ml、10ml/

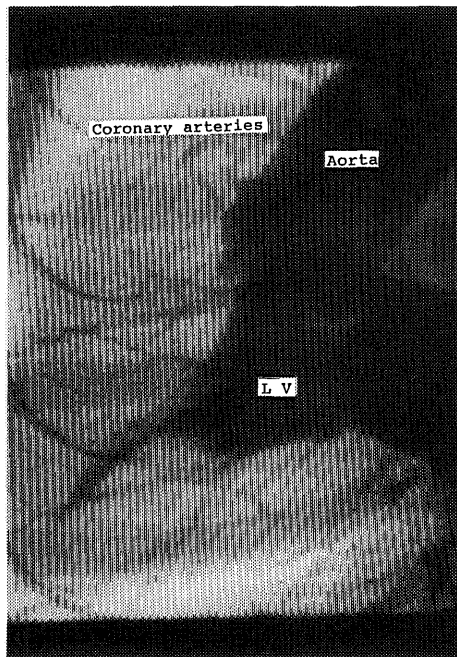


Fig. 9. Image of a dog's chest region. Some branches of the left and right coronary arteries, and also the left ventricle and the aorta are clearly distinguished

s の速度で造影剤自動注入器にて注入した。

造影結果の1例を図9に示す。図9では、冠状動脈系の一部、左心室等がはっきり識別できる。特に冠状動脈系は通常のX線撮影ではほとんど識別することはできないのに対し、直径0.5mm程度以下の分枝まで明瞭に識別できた。さらに、動画像として観察する場合には、肺動脈、左心室など他の造影部分に重なった部位でも心臓の収縮・拡張の動きに連動する冠状動脈系がはっきり識別できた。

生体試料を用いて、高分解能の動画像が得られ、冠状動脈系の一部が明瞭に識別できたことは、本方式のシステムの有効性を十分に示している。今後、引き続き差分を行なうための検討をするとともに、造影剤注入方法や造影体位などの臨床パラメーターの評価、動画像の特徴を活かした時系列情報を得るための画像処理、また単色X線という新しい情報媒体を利用した定量的医学診断方法の

開発などが課題である。

5. まとめ

ここでは、PF医学診断グループが開発しているシステムを中心に、放射光の医学応用、特に現在各国が精力的に取り組んでいる心臓病診断システムの開発の現状を述べた。今後の課題が残されているものの、放射光という新しい情報媒体を十分に利用できる日も近いと思われる。

さらに将来、実際の日常臨床応用のことを考慮すると、医学診断応用では、

- ・大きなビームサイズが必要であること
- ・短時間の間だけでも大強度の放射光ビームが必要であること
- ・特別な臨床用施設が必要であること
- ・スクリーニング検査としての性格が必要であること

などから、すでにいくつか提唱されている医学応用専用の小型リング^{28) 29)}の建設が今後の大きな方向になると考えられる。

謝辞

本稿を終わるにあたり、本研究の共同研究者であるPF医学診断グループ:PF 安藤正海, 塩飽秀啓, 筑波大学 秋貞雅祥*1, 武田徹, 阿武泉, 杉下靖郎, 垣花昌明, 大塚定徳, 電気通信大学 長谷川伸, 諏訪昭男*2, 深川浩志*3, 山形大学 赤塚孝雄, 防衛医科大学校 竹中栄一, 保坂良次, 九州大学 故小西圭介, 豊福不可依 の諸氏に深く感謝の意を表します。

また、医学診断用特別運転など、KEK 木村嘉孝氏, 黒川真一氏を始めとするトリスタン加速器グループの方々には、特別のご協力をいただきました。ここに深く感謝の意を表します。

スペクトル図は、KEK・PF 北村英男氏に計算していただきました。ここに深く感謝の意を表します。

*1 現在 八王子健康診断センター
*2 現在 シャープ(株)
*3 現在 (株)インテック

文献

- 1) 厚生省：人工動態統計など
- 2) 赤塚, 兵藤, 武田, 秋貞：映像情報 14 ; 754(1982)
- 3) 武田, 兵藤, 赤塚, 秋貞：日本臨床 41 ; 1415(1983)
- 4) 本保, 林, 二川, 松永：画像診断 3 ; 29 (1983)
- 5) D.F.Guthaner, L.Wexier and B.Bradley:AJR 145 ; 1185 (1985)
- 6) T.L.Houk, R.A.Kruger, C.A.Mistretta, S.J.Riederer and C.G.Shaw:Radiology 130 ; 49 (1979)
- 7) L.A.Lehman, R.E.Alvarev, A.Macovski and W.R.Brody:Medical Physics 8 ; 659 (1981)
- 8) S.J.Riederer, R.A.Kruger, C.A.Mistretts, D.L.Ergun and C.G.Show:Medical Physics 8 ; 480 (1981)
- 9) E.Rubenstein, E.B.Hughes, L.E.Campbell, R.Hofstadter, R.L.Kirk, T.J.Krolicki, J.P.Stoncs, S.Wilson, H.D.Zeman, W.R.Brody, A.Macovski and A.C.Thompson:SPIE 314 ; 42 (1981)
- 10) E.B.Hughes, H.D.Zemann, L.E.Campbell, R.Hofstadter, U.Meyer-Berkhout, J.N.Otis, J.Rolfe, J.P.Stones, S.Wilson, E.Rubenstein, D.C.Harrison, R.S.Kernoff, A.C.Thompson and G.S.Brown:Nucl.Instrum.and Methods 208 ; 665 (1983)
- 11) E.Rubenstein, R.Hofstadter, H.D.Zeman, A.C.Thompson, J.N.Otis, G.S.Brown, J.C.Giacomini, H.J.Gordon, R.S.Kernoff, D.C.Harrison and W.Thomlison:Proc.Natl.Acad.Sci.USA 83 ; 9724 (1987)
- 12) A.C.Thompson, E.Rubenstein, H.D.Zeman, R.Hofstadter, J.N.Otis, J.C.Giacomini, H.J.Gordon, G.S.Brown, W.Thomlinson and R.S.Kernoff:Rev.Sci.Instrum.60 ; 1674 (1989)
- 13) E.Rubenstein, J.C.Giacomini, H.J.Gordon, A.C.Thompson, C.Brown, R.Hofstadter, W.Thomlinson and H.D.Zeman:Nucl. Instrum, and Methods A291 ; 80 (1990)
- 14) W-R.Dix, K.Engelke, C.Gluer, W.Graeff, C.P.Hoppner, K.H.Stellmaschek, T.Wroblewsk, W.Bleifed, K.H.Hohne and W.Kupper:Nucl.Instrum. and Methods A246 ; 702 (1986)
- 15) W-R.Dix, W.Graeff, , J.Heuer, K.Engelke, H.Jabs, W.Kupper and K.H.Stellmaschek: Rev. Sci. Instrum. 60 ; 2260 (1989)
- 16) E.N.Dementyer, E.Ya.Dovga, G.N.Kulipanov, A.S.Medvedko, N.A.Mezentsev, V.F.Pindyurin, M.A.Sheromov, A.N.Skrinsky, A.S.Sokolov, V.A.Ushakor and E.I.Zagorodnikov:Nucl.Instrum. and Methods A 246 ; 726 (1986)
- 17) E.N.Dementyer, I.P.Dolbnya, E.I.Zagorodnikov, K.A.Kolesnikov, G.N.Kulipanov, G.Kurylo, A.S.Medvedko, N.A.Mezentsev, V.P.Pindyurin, V.Cheskidov, M.A.G and Sheromov:Rev. Sci. Instrum. 60 : 2264 (1989)
- 18) P.Suortti and W.Thomlinson : Nucl. Instrum. and Methods A269 ; 639 (1988)
- 19) W.Thomlinson, D.Chapman, N.Gmur and N.Lazarz:Nucl.Instrum.and Methods A266 ; 226 (1988)
- 20) M.Akisada, M.Ando, K.Hyodo, S.Hasegawa, S., K.Konishi, K.Nishimura, A.Marubishi, F.Toyofuku, A.Suwa and K.Kohra:Nucl.Instrum. and Methods A246 ; 713 (1986)
- 21) K.Hyodo, M.Ando, K.Nishimura, M.Kakihana, S.Ohtsuka, Y.Sugishta, M.Akisada, T.Takeda, S.Hasegawa, A.Suwa, H.Fukagawa, R.Hosaka, E.Takenaka, F.Toyofuku and K.Konishi:Italian Physical Society Conference Proceedings 10;63 (1988)
- 22) K.Nishimura, K.Hyodo, R.Hosaka, M.Ando, M.Akisada, S.Hasegawa and E.Takenaka:Rev. Sci. Instrum. 60 ; 226 (1989)
- 23) H.Fukagawa, C.Noda, Y.Suzuki, S.Hasegawa, M.Ando, K.Hyodo, K.Nishimura, M.Akisada, E.Takenaka, R.Hosaka and F.Toyofuku:Rev.

- Sci. Instrum. 60 ; 2268 (1989)
- 24) K.Hyodo, K.Nishimura and M.Ando:KEK Preprint89-181 (1990)
- 25) 梅谷, 植田, 武田, 中嶋, 阿武, 秋貞:放射光 1; 13 (1988)
- 26) K.Ueda, K.Umetani, T.Takeda, M.Akisada, T.Nakajima, I.Anno and C.Yamaguchi:Rev. Sci. Instrum 60 ; 2272 (1989)
- 27) H.Shiwaku, K.Hyodo and M.Ando:to be published (1991)
- 28) H.Wiedemann:IEEE Trans. on Nucl. Sci. 60 ; 3308 (1985)
- 29) T.Tomimasu:Rev. Sci. Instrum 60 ; 1622(1989)

きいわーど

K吸収端差分法 (K-edge subtraction)

目的とする物質(造影剤など)のX線吸収特性がK吸収端で大きく異なることを利用する方法で、K吸収端の上側、下側の2種類の単色X線で撮像した2枚の画像の差分をとることで、他の物質を消去でき、目的とする物質のみをコントラスト良く描出することができる。

冠状動脈 (coronary artery)

心臓自身に、酸素や養分を供給している左右の2本の血管からなる。左心室から体全体に血液を供給している大動脈の起始部から分岐し、心臓を取りまくように走行している。これらの血管の一部が狭窄を起こしたり、閉塞を起こすことで虚血性心疾患になる。