

医学診断用検出器

1. はじめに

医学における画像診断の歴史は、1895年のレントゲンによるX線の発見直後から始まったといえる。血管系に造影剤（水銀など）を注入して血管系のX線投影像を得る試みも翌年には開始されている。X線を用いることで、それまで医学の歴史の中で長く続いてきた疾患に関する患者への視診、触診、聴診が主だった時代から、疾患に関する体内不可視情報を画像情報として得ることができる新しい時代の到来となった。日常臨床での医用画像診断は、各種疾患、外傷等の機序説明、病態や外傷の診断、治療方法の検討、治療効果の評価など幅広い目的で用いられている。画像診断の情報媒体も、X線、超音波、磁気共鳴現象、マイクロ波、放射性同位元素などが利用され、例えば、デジタル画像処理技術の発展に支えられた最新のCT装置で得られる三次元画像では、診断に必要な様々な医療情報を人間工学的にも最適な表示方法で高精度に描出できるようになった。医用画像診断分野の発展は、医学そのものの概念を変えると同時に、人類の福祉に多大な貢献をしてきたといえよう。

臨床におけるX線画像診断では、X線発生装置で電子ビームを金属標的（タングステンなど）に照射して得られる様々なエネルギーのX線が混在している白色X線が一般的に用いられている。医用画像診断の歴史の中で、多くの医学研究者が、画像の空間分解能、濃度分解能が向上することなど単色X線の有用性を早期から提唱してきたが、十分なX線強度や照射面積を持つ単色X線が得られないために単色X線を用いた医用画像診断は日常臨床の中で一般化するまでに至らなかった。現在、加速器科学、放射光科学の発展により、臨床応用可能な強度を持つ放射光単色X線の利用が可能となり、単色X線による医用画像診断の実用的評価が可能となった時代となった。

X線画像を得るための検出器として、X線フィルムを、患者への被ばく線量の低減や画像のコン

トラスト向上を目的として増感紙と組み合わせる方式が一般的に用いられてきた。また、血管造影検査のような動画情報を得るために、1950年代には、X線を可視光に変換するイメージ・インテンシファイア（Image Intensifier: II）とシネフィルムやテレビカメラとを組み合わせた撮像システムが用いられてきた。1970年代には、X線CTの開発や新しい血管造影検査法の開発、大強度のX線源開発、計算機科学の発展などにより、X線画像のデジタル化が進められ、目的とする画像情報を描出するために、多種類のデジタル画像システム、画像処理法の開発が行われるようになった。現在は、イメージングプレート（Imaging Plate: IP）、フラットパネル検出器（Flat Panel Detector: FPD）などの検出器が多用されている。

現在までに、多くの医療機器メーカーにより、様々な種類の医学診断用検出器が開発されて実用化されているとともに、日進月歩で新しい医学診断用検出器が市場に提供されている。それぞれの疾患の画像診断に適した特性を持つ検出器が必要であり、医学診断に用いられている検出器の種類は多岐にわたっている[1-3]。本テキストでは、KEKで放射光単色X線を用いた医学診断（血管造影検査）に用いられてきた検出器を例として[4]、医学診断に必要な検出器の特性等について考察する。

2. 医学診断用検出器の特性

医学診断に利用される検出器においても他分野での利用と同じように、以下のような物理的特性をそれぞれの診断目的に対応して最適化する必要がある。また、臨床診断では患者の被ばく線量も重要な考慮すべき要素となる。

- 空間分解能
- 濃度分解能（ダイナミックレンジ）
- 時間分解能
- S/N
- 検出量子効率（Detective Quantum Efficiency: DQE）

DQE は、入力信号の S/N 比の二乗に対する出力信号の S/N 比の二乗の割合であり、理想的な検出器では 1.0 となる。市販の医学診断用検出器 FPD では 0.5-0.8 程度となっている。

ここで、空間分解能の評価に関する振幅伝達関数 (Modulation Transfer Function: MTF) について述べる。図 1 の例に示すように、黒白で表示される領域の変化の状況により画像の空間周波数として、低周波の画像 (a)、高周波の画像 (b) と定義されている。



(a) 低周波成分の画像



(b) 高周波成分の画像

図 1 空間周波数の異なる画像の例。

画像のコントラスト $C(v)$ は、黒と白の画像上の濃度値、 I_B 、 I_W を用いて、(2-1) 式のように定義される。ここで、 v は空間周波数である。

$$C(v) = (I_W - I_B) / (I_W + I_B) \quad (2-1)$$

ここで、あるシステムへの入力画像 (図 1) と出力画像 (図 2) を比較した時、振幅伝達関数 (MTF) は、入力画像のコントラスト $C_{in}(v)$ 、出力画像のコントラスト $C_{out}(v)$ を用いて (2-2) 式で定義される。



(a) 低周波成分の画像



(b) 高周波成分の画像

図 2 システムからの出力画像の例。

$$C_{out}(v) = MTF(v) \times C_{in}(v) \quad (2-2)$$

理想的なイメージングシステムの場合には、MTF は 1.0 となる。X線画像では、一方はX線不透過 (鉛) 部位、もう一方は同じ線幅のX線透過部位のペアで構成される MTF チャートを撮影して、振幅伝達関数を求める方法が多用されている。例えば 1 mm あたり 5 ペアがある場合は、5.0 lp (line pairs) /mm と表記される。20 lp/mm までの MTF チャートが市販されている。

次に、X線画像において空間分解能に影響を与える半陰影について述べる。X線の発光点は有限の大きさがあり、そのため検出器上にボケを生じることになる。図 3 に概念図を示す。

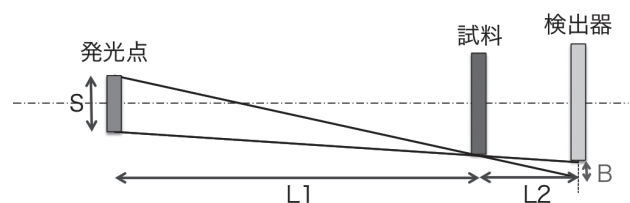


図 3 X線イメージングにおける半陰影。

発光点の大きさを S 、発光点と試料間の距離を $L1$ 、試料と検出器の距離を $L2$ とすると、半陰影 B は、式 (2-3) で表現される。一般の診断用 X線発生装置の場合では、 S は 1mm、 $L1$ は 1.5 m、 $L2$

は 0.5 m 程度である。放射光の場合、S は μm のオーダーであり、L1 は 20-100 m 程度であり、B の大きさは小さいが、高空間分解能の画像を得る場合は考慮する必要がある。

$$B = S \times L2 / L1 \quad (2-3)$$

3. 放射光単色 X 線の医学利用

3.1. 放射光の特性

放射光は、よく知られているように以下に示す優れた特性を持ち、医学診断の観点からも着目されてきた。

- 1) 平行性が良く、画像の空間分解能の向上が期待される。
- 2) 幅広い範囲のエネルギースペクトルを持つ放射光 X 線が得られ、任意のエネルギーの単色 X 線（のみ）を利用することで、画像の濃度分解能の向上、被ばく線量の低減が期待される。
- 3) 生体（ヒト、動物）の撮影に必要な強度の単色 X 線を利用できる。
- 4) 偏光している。
- 5) パルス光である。

放射光の医用画像診断への応用、特に心臓自身に血液を供給している冠動脈診断への応用は、1980 年代にスタンフォード大学医学部の研究者 [5]らによって提唱され、加速器から得られる平行性の高い単色 X 線を用いた画像診断により、画像の空間分解能、濃度分解能の大幅な向上が期待された。

そして現在、被写体での X 線の吸収を用いた画像診断法（吸収コントラストイメージング）だけでなく、X 線の被写体内での屈折や位相変化などを利用した画像診断法（位相コントラストイメージング）の開発と応用研究も実施されていて、従来の方法では得られなかった新しい医療情報を得ることができるようになっている [6-7]。

3.2. 冠動脈系の診断

冠動脈は、図 4 に示すように血液を体全体に供給する大動脈の起始部から二本分岐している。本システム開発の目的は、心臓自身に血液を供給している冠動脈系（特に生命に直接関わる太い血管径（3-5 mm）の領域）を血管造影剤の静脈注入により安全で簡便に診断することである。

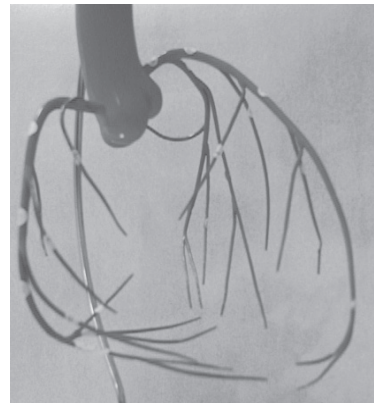


図 4 冠動脈系の模型。冠動脈は心臓自身に血液を供給している。ヒトの心臓の場合、図の縦方向の大きさは約 12cm 程度である。図の右側の動脈が左冠動脈。

一般に血管系は、周囲の軟部組織との間で X 線吸収の差が少なくそのまま X 線撮影を行っても識別することが難しい。そのため、血管の中に軟部組織よりも X 線吸収の割合の大きな物質を注入して血管系を描出する血管造影法が発達してきた。そのために用いられる薬品は血管造影剤と呼ばれ、現在、X 線画像に用いられる血管造影剤はヨウ素が主成分であり、血管内のヨウ素による X 線の吸収により血管系を画像上で識別できることになる（吸収コントラストイメージング）。冠動脈系の狭窄や閉塞が原因である狭心症や心筋梗塞などの虚血性心疾患は、動脈硬化の進行や加齢とともに起こるために、私たちの生活の中で一般的にありふれた疾患となっていて、一生の間に冠動脈系の何か所もの狭窄や閉塞、あるいは再狭窄や再閉塞を起こす場合もある。動脈系の X 線画像診断では動脈にカテーテルと呼ばれる管を挿入して（血管系の治療を兼ねる場合もある）血

管造影剤を注入することが多いが、静脈から血管造影剤を注入する場合は、より安全で簡便に検査を実施できる。しかしながら、血管造影剤を静脈から注入する場合、血管造影剤が冠動脈に至るまでに肺循環などでヨウ素の重量濃度が注入時の36%から数%程度までに希釈され、そのまま通常のX線撮影を行なっても冠動脈系の識別はほとんど不可能である。血管造影剤（ヨウ素）のX線吸収が特異的に大きいヨウ素のK吸収端（33.17 keV）上側のエネルギーの単色X線を用いて撮影すれば、希釈された血管造影剤で満たされた冠動脈系の識別が可能になると期待され、放射光単色X線の利用が提唱された[5]。このとき、K吸収端のほんの少し上側、ほんの少し下側のX線エネルギーで撮像された2枚の画像の差分を行うことで、それらの画像間では骨や軟部組織のX線吸収係数がほとんど変化しないことから、血管造影剤で満たされた血管系のみを描出できる1950年代に提唱されたK吸収端差分法の実用化も期待された。

3.3. 冠動脈診断システム

放射光自身は幅の狭いビームであり、ヒトの冠動脈系全体を撮像するには何らかの工夫が必要となる。冠動脈診断システムを開発した諸外国の放射光施設（SSRL、NSLS、HASYLAB、ESRF）では、患者を上下方向に移動しながら次元検出器で撮像を行うスキャン撮影法の開発、臨床応用が実施された[8-10]。一枚あたりの画像作成時間は一秒程度であり、一回の血管造影剤の注入で数枚程度の二次元画像を得ることができた。K吸収端上側、下側のX線エネルギーで撮影した画像を同時に得るためにベントさせたラウエ結晶を用いて、上下に分離した二本の放射光単色X線ビーム（一方はK吸収端上側のエネルギー、もう一方はK吸収端下側のエネルギーのビームで、心臓部分で交差）を作成し、二個の次元検出器（シリコン検出器など）で撮像する方法が開発された。次元スキャン法の利点は、被写体からの散乱X線が少なくコントラストの良い画像が得られることである。ただ、一枚の画像の作成には患者をスキャ

ンする時間がかかるため、上下方向に時相が異なった血管系の画像が得られることになる。

KEKでは、図5に示すように、ブラッグ回折により単色X線を得るために用いる分光素子（シリコン結晶）の非対称反射[11]を用いて、二次元の照射面を得て次元検出器を利用して動画像を得るシステムの開発、そして加速器系を含むKEK全体のサポートのもとで、臨床応用（筑波大学との共同プロジェクト）が実施された[12-14]。

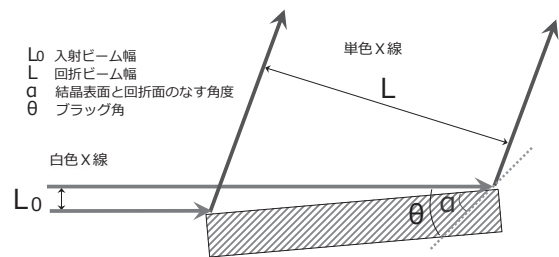


図5 分光結晶の非対称反射. 入射放射光ビーム幅を拡大することができる。

非対称反射は、分光結晶（シリコン）の表面とX線回折面を角度 α だけ傾けることで、ビーム幅 L_0 の白色X線からビーム幅 L の単色X線を取り出すことができる方法である。(3-1)式には、その関係を示す。ここで、 θ はX線回折面に対するブラッグ角である。

$$L=L_0 \times \sin(\theta+\alpha) / \sin(\theta-\alpha) \quad (3-1)$$

これにより二次元の単色X線照射面を作ることができ、次元検出器と組み合わせることで、二次元動画像を得ることができる。たとえばシリコンの311面を回折面として利用する場合、33 keVのX線を得るためのブラッグ角は6.5度であり、結晶表面と回折面のなす角を5.5度に設定すると結晶への入射角は1.0度、放射光ビーム幅の拡大率は約12倍となる。結晶の長さが十分に長ければ、たとえば、幅8 mmの放射光ビームを幅96 mmに広げることができる。この方法の利点は、実時間で動画像を得ることができること、撮影中に患者の上下方向の移動（少なくとも心臓の大きさの範囲）が無いことなどである。冠動脈系の

形態評価（狭窄や閉塞の状態など）とともに、心機能評価（心臓壁の動き、駆出率：一回の心拍出量の心室拡張末期容積に対する割合の推定など）も可能である。

図6には、KEK PF-AR（6.5 GeV 放射光加速器）マルチ・ポール・ウイグラー放射光ビームラインNE1に設置した冠動脈診断システムの概念図を示す。

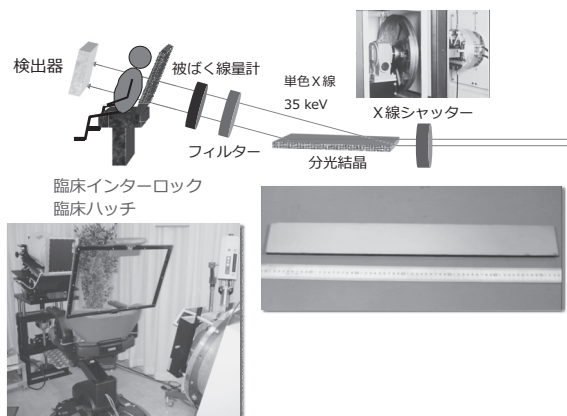


図6 二次元動画像用冠動脈診断システム。撮影室には、右側から被ばく線量計、患者位置調整装置、二次元動画像検出器を設置した。

このシステムは、画像一枚あたりの単色X線照射時間を短くするための高速X線シャッター、分光結晶、X線強度調整用フィルター、被ばく線量計、患者位置調整装置、二次元X線検出器、臨床用インターロックシステムなどから構成される。

3.3.1 高速X線シャッター

心臓の動きによる画像上のいわゆるボケを少なくするためと患者への被ばく線量を下げするために、画像1枚当たり4から6ミリ秒間だけX線を照射することができる高速X線シャッターを分光結晶の前に設置した。このシャッターは図6中の写真にも示すように、厚さ5mmの鉛と銅で構成された回転式円盤スリットを2枚組み合わせたもので、スリットの幅や円盤の回転数を変えることで、必要に応じて照射時間を0秒から33ミリ秒まで、照射回数を3枚/秒から18枚/秒まで変えることが可能である。

3.3.2 分光結晶

放射光白色X線は、長さ650mmのシリコン結晶（311面）により単色化されるとともに非対称反射により縦方向の放射光ビーム幅が拡大され、縦約100mm、横約90mmの照射面を形成する。X線エネルギーは、患者への被ばく線量の低減を考慮して、目的とする血管系の画像上でのコントラストが十分に得られるX線エネルギー範囲内で35 keVのエネルギーのX線を利用した。臨床応用システム構築までの予備実験により、K吸収端差分法を用いなくても二次元動画像中で冠動脈系の識別が可能であることが確認され、実際の臨床応用では、血管造影剤（ヨウ素）のK吸収端上側のエネルギーのX線のみを利用した。このことは患者の被ばく線量低減にも繋がった。得られる単色X線は、ブラッグ角の二倍の約13度上方に出射される。

また結晶表面は、SiCの塗粒で研磨して、通常メカノケミカル研磨の結晶に比較して積分反射強度を約8倍程度向上させた（エネルギー分解能 $\Delta E/E: 5 \times 10^{-3}$ ）。この時、目的とする血管系の識別に影響がない範囲（画像上で空間分解可能な劣化がない範囲）で研磨を実施した。積分反射強度を向上させることは、加速器の蓄積電流値を向上させることに対応している。

また、利用した分光結晶（Si(311)面）からは結晶の特性により三倍高調波も回折されている。このエネルギーのX線は人体でのX線吸収が少ないことから撮像系に達したところで35 keVのエネルギーのX線に比較して相対的に光子密度が大きくなり画像全体のコントラストを下げることになる。そのため、分光結晶からの三倍高調波が含まれる割合を少なくするために、加速器は通常の放射光利用時の加速エネルギー6.5 GeVを下げて5.0 GeVで運転された。

3.3.3 X線強度調整用フィルター

人体胸部中央（縦隔）は、骨、大血管系、食道、気管などがありX線の吸収が大変大きい。一方で、肺野はX線の吸収は小さく、縦隔と肺野を透過したX線強度が検出器上で大きく異なること

になる。検出器のダイナミックレンジが限られている中で、このことは大きな問題となる。冠動脈系のX線撮影では、長いX線診断の歴史の中でそれぞれの冠動脈に対して最適な撮影方向（右前斜位、左前斜位など）が設定されており、それぞれの患者に対して、それぞれの撮影方向に対して、強度減弱フィルターとして任意の肺野箇所に厚さ 3 mm、5 mm、7 mm のアルミニウム板を、撮影中に遠隔操作により設置できるX線強度調整用フィルターを導入した。

また、加速器の電子ビームサイズを調整することで、得られる単色X線強度分布を最適化できることも判明し、実際の臨床応用にも適応した。図7には、肺野の状況、人体胸部ファントムを示す。このファントムは、人体と同等のX線吸収があるモデルであり、肋骨や脊柱とともに心臓ファントムが設置されている。心臓ファントムには、静脈から造影剤を注入した状況を模擬して重量濃度 5% のヨウ素が左心室、大動脈、冠動脈に封入されている。図8には、このファントムを電子ビームの縦方向の大きさを変えて撮影した結果を示す。図8(a)は $180\mu\text{m}$ 、図8(b)は $230\mu\text{m}$ でのファントムの撮影結果と単色X線強度分布である。撮像は、3.3.5 に記述する II-TV 系で行った。縦 100mm、横 90mm の照射面となっている。

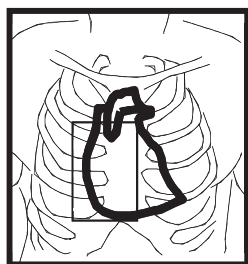
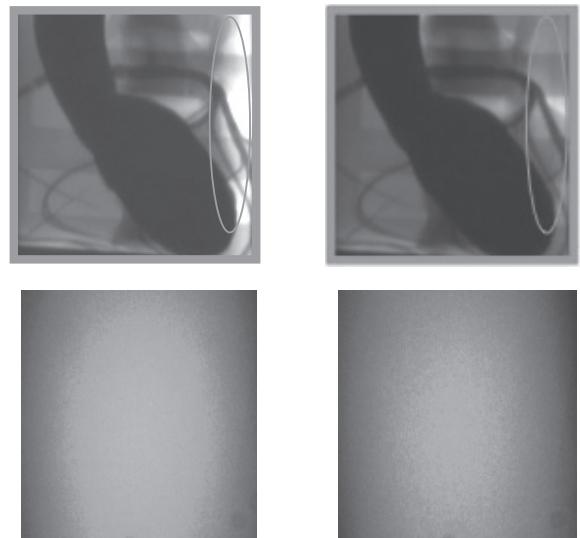


図7 人体胸部の模式図と人体胸部ファントム。縦隔部位はX線の吸収が大きい。



(a) $180\mu\text{m}$

(b) $230\mu\text{m}$

図8 電子ビームの大きさを変えた場合の人体胸部ファントムの撮影結果（一部の画像は、PF Activity Report より引用）とその時の単色X線強度分布。(b)の場合に冠動脈系の識別能が高いことがわかる。

3.3.4 被ばく線量計、患者位置調整装置

被ばく線量計は、校正された透過型電離箱を設置し、患者の被ばく線量を検査中に常時監視できるようにした。放射光は、加速器の特性により被写体への入射方向や入射位置が一般的に固定されている。そのため、目的とする血管系を撮影するために患者の位置を放射光照射中に調整する必要がある。遠隔操作により縦、横、回転方向の位置調整が可能である装置を設置した。

3.3.5 二次元X線検出器

臨床応用当初は、II-TV系（TOSHIBA RTP9211G）を導入したが、その後のFPDの発展に伴い、より高画質の画像を得るために間接変換型FPD（Varian PaxScan 2520）を導入した。II-TV系に比較して、ダイナミックレンジが広いこと（12bit以上）、デジタルデータを直接的に取得でき、高精度の画像処理を行うことができることなどが利点である。II-TV系、FPDの空間分解能は、それぞれ $170\mu\text{m}$ 、 $130\mu\text{m}$ 程度であった。FPDに関し

ては、単色 X 線での撮像に関して最適化を行った。FPD は、入射 X 線を電荷に変換する方式の違いによって、間接変換型と直接変換型とに大別される。間接変換型では、X 線は蛍光体 (CsI など) とフォトダイオードによって電気信号に変換され、画素ごとに読み出される。直接変換型では、X 線は半導体素子 (α -Se 膜や CdTe など) により直接電気信号に変換される。

3.4. 臨床応用の例

図 9 には、FPD で撮影された造影結果の一例を示す。この画像は、局所領域に作用するデジタル画像フィルターを用いて、目的とする血管系の識別能を向上させている。II-TV 系に比較して、ダイナミックレンジが広いことから、他臓器に重なった部位でもよく識別できている。1 枚の画像を得るための X 線照射時間は 4 msec、照射間隔は 10 images/sec であった。

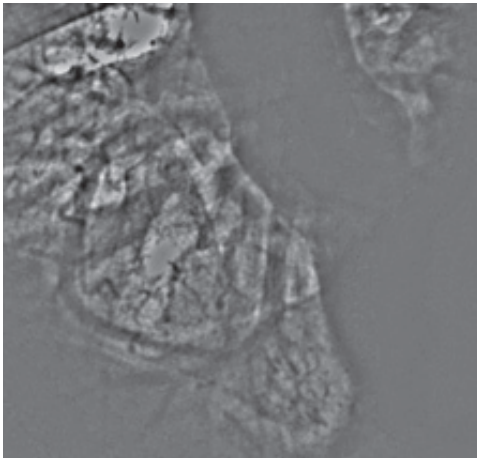


図 9 冠動脈造影結果の一例 (筑波大学循環器内科グループ提供)。右冠動脈が識別できる。

3.5. 微小血管系診断システム

冠動脈診断システム開発における知見を活かして、血管系そのものの機序解明、高血圧、がんなどの生活習慣病に関する知見の獲得などを目的として、小動物の直径 100 μ m 程度以下の血管系を描出するための微小血管系診断システムの開発とその応用研究も実施されてきた [15-16]。こ

の診断システムでは、3.3. 章に記述した診断システムと異なり、空間分解能の高い X 線検出器が必要となり、これまでに X 線 CCD 検出器、HARP 検出器等を用いてきた。表 1 にはびっ小血管系の撮影条件の例、図 10 には X 線 CCD 検出器で撮像されたラットの冠動脈造影結果の一例を示す。通常の X 線発生装置では識別できない左右の冠動脈系が明瞭に識別できている。

表 1 微小血管系の撮像条件.

加速エネルギー	6.5 GeV
加速器蓄積電流値	60 mA
X 線エネルギー	33.3 keV
照射面積	25 mm (横) \times 25 mm (縦)
照射時間	30-150 msec/image
照射間隔	3-30 images/sec
空間分解能	12-24 μ m
検出器	X 線 CCD、X 線 HARP
蛍光体	CsI (厚さ 40 μ m)

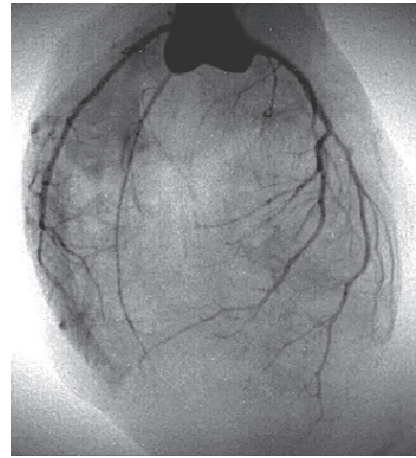


図 10 ラットの冠動脈造影結果の一例 (筑波大学循環器外科グループ提供)。

図 11 には、MTF チャート (Type14) を X 線 CCD 検出器で撮影した結果の一例を示す。図中の数値は、lp (line pairs) /mm を示す。20 lp/mm まで識別可能であった。

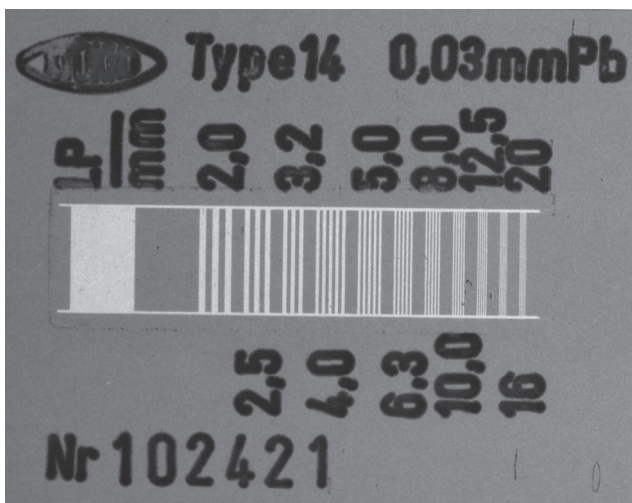


図 11 MTF チャート (Type 14) の撮影.

図 1 2 には、図 1 1 から計測した空間周波数と相対的解像度 (MTF) の関係を示す。

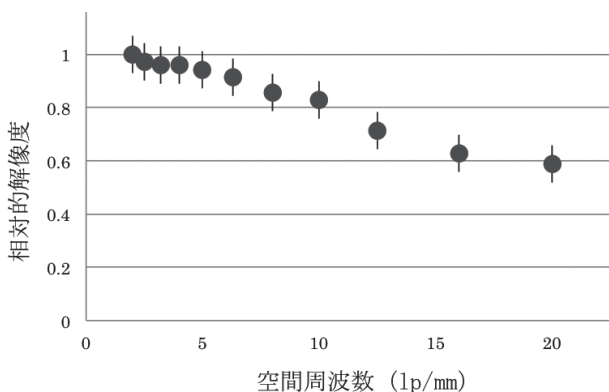


図 12 MTF の計測結果.

HARP (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) 検出器は、NHK グループが開発してきた高感度、高解像度の可視光用撮像管であるが[17]、撮像管の前にファイバーを経由して蛍光体 (CsI など) を装着することで、高空間分解能 ($10\mu\text{m}$ 程度) の X 線画像を 30 images/sec の時間間隔で取得することができる。図 1 3 には、ラットの下肢動脈系の時系列画像を示す。画像間の時間間隔は約 100 msec である。また、HARP 検出器の特色は、アモルファスセレンのターゲットを 10^8 V/m の強電界で動作させた場合、アバランシェ増倍現象が安定に連続して生じ、画質が良好な状態で極めて高い感度が得られることであり、

X 線 CCD 検出器に比較して、10 倍から 1000 倍程度感度が向上することが確認されている[18]。

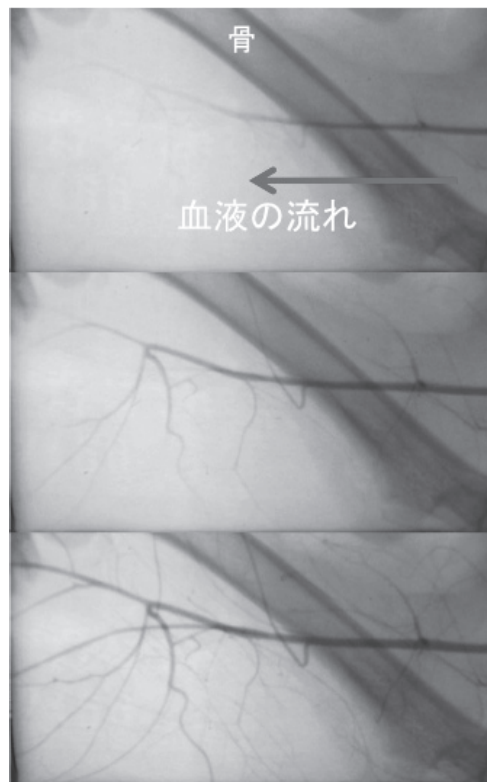


図 13 ラットの下肢動脈造影結果の一例 (筑波大学循環器外科グループ提供) .

4. まとめ

本テキストでは、放射光の医学応用の一例として放射光単色 X 線を用いた血管造影システムの開発とその応用について概説した。現在では、位相コントラストイメージング法を用いた各種医学診断システムも開発されていて、多くの種類の X 線検出器が利用されている。X 線イメージングの分野では、新しい特性を持つ検出器が出現することで、新しい研究分野、医学診断分野の創設がなされてきた。今後の更なる X 線検出器の発展に期待したい。講義では、最新の研究成果を提示しながら、医学診断に必要な検出器の特性について考察する。

参考文献

- [1] X線イメージング、飯沼武、舘野之男 編著、
(日本生体医工学会 編、コロナ社)
- [2] 診療放射線技術、山下一也、速水昭宗 編、(立
入 弘、稲邑清也 監修、南江堂)
- [3] 医学診断用 X線検出器メーカーの例
<http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/index.html>
<http://www.hitachi.co.jp/products/healthcare/>
<http://www.med.shimadzu.co.jp/>
<http://www.konicaminolta.jp/>
<http://www3.gehealthcare.co.jp/>
<https://www.healthcare.siemens.co.jp/>
<http://www.philips.co.jp/healthcare>
- [4] 放射光ユーザーのための検出器ガイドー原理
と使い方、岸本俊二、田中義人 編 (日本放射
光学会 監修、講談社)
- [5] E. Rubenstein, et al., *SPIE* **314**, 42(1981).
- [6] PF Activity Report など各放射光施設のホー
ムページから最新の研究成果を参照可能。
[http://www2.kek.jp/imss/pf/science/publ/](http://www2.kek.jp/imss/pf/science/publ/acrpubl.html)
[/acrpubl.html](http://www2.kek.jp/imss/pf/science/publ/acrpubl.html)
- [7] W. Thomlinson, *SR News* **24**, 2 (2011).
- [8] W. Thomlinson, et al. , *Rev. Sci. Instrum.* **63**,
625 (1992).
- [9] W-R. Dix, et al., *Nucl. Instrum. and Methods*
A314, 307 (1992).
- [10] H. Moulin, et al., *Physica Medica* **9**, 2 (1993).
- [11] X線回折技術、高良和武、菊田惺志 著 (東京
大学出版会)などを参照。
- [12] S. Ohtsuka, et al., *British J. of Radiology* **72**,
24 (1999).
- [13] K. Hyodo, et al., *J. of SR* **S5**, 1123 (1998).
- [14] S. Ohtsuka, et al., *Nucl. Instrum. and*
Methods **A548**, 73 (2005).
- [15] H. Mori, et al., *Circulation* **89**, 863(1994).
- [16] S. Matsushita, et al., *Eur. J of Radiology* **68S**, S84
(2008).
- [17] K. Tanioka, et al., *IEEE Electron Devices Lett.*
EDL-8, 392(1987).
- [18] T. Miyoshi, et al., *J. of SR* **15**, 281 (2008).