

## イメージを写すⅢ (最新の2次元検出器)

豊川秀訓 勸高輝度光科学研究センター  
Email : toyokawa@spring8.or.jp

兵藤一行 高エネルギー加速器研究機構・物質構造科学研究所  
Email : kazuyuki.hyodo@kek.jp

### 1. はじめに

本企画ではイメージを写す検出器として CCD (Charge Coupled Device, 電荷結合素子) や IP (イメージングプレート) が紹介されました。しかしながら、記録速度、ダイナミックレンジ、検出感度などについて、2次元検出器に対する要求はまだ多く、より高性能な検出器の開発が求められています。新しい技術として、近年、フラットパネル検出器やピクセルアレイ検出器が注目されて始めています。

フラットパネル検出器は CCD 型検出器やイメージングプレート等と同様に積分型検出器に分類されます。平面検出器とも呼ばれるように、筐体厚が数 cm 程度で X 線写真なみの解像度と大面積の画像がリアルタイムで得られる点が大きな特徴です。画質や感度といった基本特性は、受光形式が直接変換形式が間接変換形式で特徴づけられますが、イメージセンサーに従来の薄膜トランジスタから CMOS センサを応用する等、医療・計測機器関連の多くの企業が参入して独自方式を打ち出した製品が販売されています。

一方、ピクセルアレイ検出器の多くはパルス計数型の2次元検出器です。全ピクセルそれぞれがパルス計数型微小検出器として動作し、CCD やフラットパネル検出器等の積分型検出器では得られない広ダイナミックレンジ特性や、ピクセル内でデジタル計数データに変換されるために高速のデータ転送が可能なが特徴です。特に、スイス・パウルシュラー研究所 (PSI) が Swiss Light Source (SLS) プロジェクトの一環として開発した PILATUS (Pixel Apparatus for the SLS) 検出器は、近年、日本を含む諸外国の放射光施設でも利用が急速に進展しています。

今回は、第2章でピクセルアレイ検出器の例として PILATUS 検出器の原理及び各種性能を解説し、Spring-8 での時分割測定の実用例等を紹介し、第3章では、各種のフラットパネル検出器について解説し、KEK-PF での臨床応用の例などを紹介します。つづいて第4章では、その他、開発段階にある2次元検出器の例として、マイクロパターンガス検出器と SOI ピクセル検出器を取

り上げます。

### 2. ピクセルアレイ検出器

#### 2.1 ピクセルアレイ検出器の概要

CMOS 等の半導体プロセスにより特定用途向けに複数回路を1つにまとめた集積回路を ASIC (Application Specific Integration Circuit) と呼びます。本章で解説するピクセルアレイ検出器とは、X線受光センサーと読み出し用 ASIC を一体化し、各ピクセルに独立したアナログ・デジタル混合回路系を搭載した2次元検出器の総称です。現在実用化されているのはサブミクロンの CMOS プロセスで製作された読み出し ASIC とアレイ状に微細電極加工された半導体センサーをインジウムまたはハンダバンプを用いたフリップチップボンディングで接合したハイブリッド型ピクセル検出器です。Fig. 1 は PILATUS 検出器を模擬したハイブリッド型ピクセル検出器の模型です。

放射光向けに開発されている PILATUS 以外のピクセルアレイ検出器としては、CERN を拠点とする MEDIPIX, ESRF と Soleil の XPAD, コーネル大学の APAD 等があります。PILATUS, MEDIPIX, XPAD ではパルス計数型回路の ASIC が用いられていますが、APAD では積分型 ASIC が用いられています。半導体センサには主に

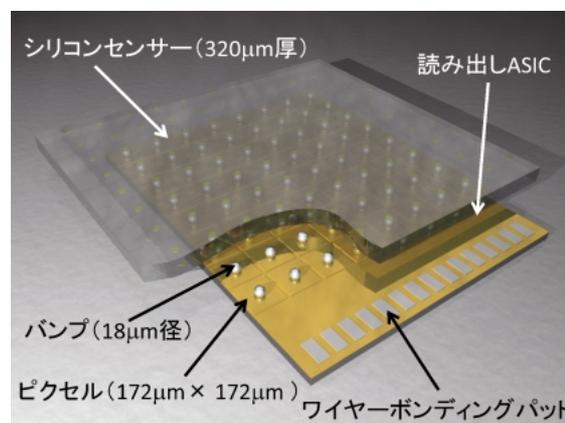


Fig. 1 ハイブリッド型ピクセル検出器の模型

Table 1 PILATUS 検出器シリーズの一覧

シリーズ	モジュール数	面積	ピクセル数	読み出し速度	最高フレーム率
PILATUS-100K	1	83.8×33.5 mm	487×195	2.7 ms	300 Hz
PILATUS-300K	3	83.8×106.5 mm	487×619	3.6 ms	200 Hz
PILATUS-300K-W	3	254×33.5 mm	1475×195	3.6 ms	100 Hz
PILATUS-1M	2×5	169×179 mm	981×1043	3.6 ms	30 Hz
PILATUS-2M	3×8	254×289 mm	1475×1679	3.6 ms	30 Hz
PILATUS-6M	5×12	431×448 mm	2463×2527	3.6 ms	12 Hz

300~500  $\mu\text{m}$  厚の高抵抗シリコンが用いられていますが、MEDIPIX, XPAD では高エネルギー領域での感度を向上される為に CdTe や GaAs を用いることも試されています。

## 2.2 PILATUS 検出器<sup>1-3)</sup>

PSI は開発メンバーが中心となり創業した DECTRIS 社にライセンスを譲渡し、同社から各種の PILATUS 検出器シリーズが販売されています。Table 1 にその一覧を紹介します。タイプにより面積、読み出し速度、最高フレーム率が異なりますが、PILATUS-II 型センサーモジュール (2.2.1 参照) が内蔵されている事は共通ですので、検出感度、不感時間、エネルギー閾値と感度特性、ダイナミックレンジ特性といった基本特性は共通です。

Fig. 2 は標準型の PILATUS-100 K 検出器の外観写真です。筐体内部は基本的に大気ですが、環境条件に応じてセンサー部に乾燥ガスを流して湿度をコントロール出来る構造になっています。供給電源はコントロールボード用の  $\pm 5\text{ V}$  とセンサーバイアスとしての  $+120\text{ V}$  で、専用電源ボックスから 2 本のケーブルで供給されます。制御系としてはギガビットシリアルリンク用 PCI ボードを搭載した Linux PC1 台のみで、高速シリアルケーブルを用いて検出器と直接接続します。検出器と実験ハッチ外の制御用 PC 及び電源ボックスは、約 15 m のこれら 3 本のケーブルで接続するのみで、可搬性が高く短時間で設置できることも利点です。

PILATUS-II 型センサーモジュールの受光部であるシリコンセンサーには最外周にピクセル電極を囲むガードリング電極が形成されています。また、読み出し ASIC と支持基板とはアルミ線ワイヤで接合されています。これらに必要なスペースを確保する為に、大面積のマルチモジュール型ではモジュール間には横方向に 7 ピクセル、縦方向に 17 ピクセル分のデッドスペースがあります。Table 1 のピクセル数は、この不感部分も含んでいます。したがって、Fig. 3 に PILATUS-6M で取得した画像の例を示すように、不連続なタイル状の画像として記録されます。

### 2.2.1 PILATUS-II 型センサーモジュール

PILATUS 検出器の受光部は、320  $\mu\text{m}$  厚の高抵抗 n 型シリコン単結晶を用いた全空乏層型シリコンセンサーで、微細加工技術により基盤の目状に陰極電極が 172  $\mu\text{m}$  間隔



Fig. 2 DECTRIS 社製 PILATUS-100K

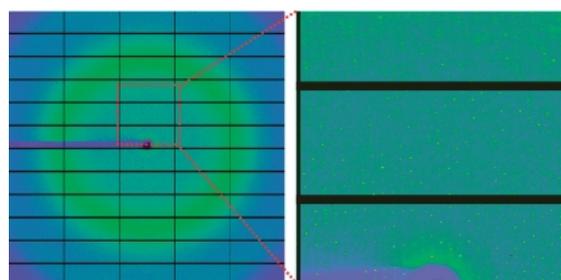


Fig. 3 SLS X06SA ビームラインに設置されている PILATUS-6M で取得したタンパク結晶からの回折像の一例 (サンプルはリボゾーム 30S サブユニット, DECTRIS 社提供)

でアレイ化されています。放射光実験で標準的に用いられる 10~30 keV の X 線領域で吸収効率が約 90~10% と高検出効率で、常温で使用できることも利点です。このシリコンセンサーは浜松ホトニクス社製で、検出感度の一様性に優れ、湿度環境にも強い国産の技術が使われています。

読み出し ASIC には、ピクセル毎に独立した電荷有感型前置増幅アンプ、波形整形アンプ、シングルレベルコンパレータ、及びカウンターが内蔵されています。Fig. 4 に示すようにエネルギーにばらつきのある X 線を計測する場合、積分型検出器では到来する X 線のエネルギー積分量として処理されますので、正確な X 線数を得ることはできません。PILATUS では、波形整形アンプの出力波高値 (到来 X 線のエネルギーに比例) をコンパレータにより波高弁別することにより、一定エネルギー以上の X 線のみ情報を X 線光子数としてカウンターに積算します。こ

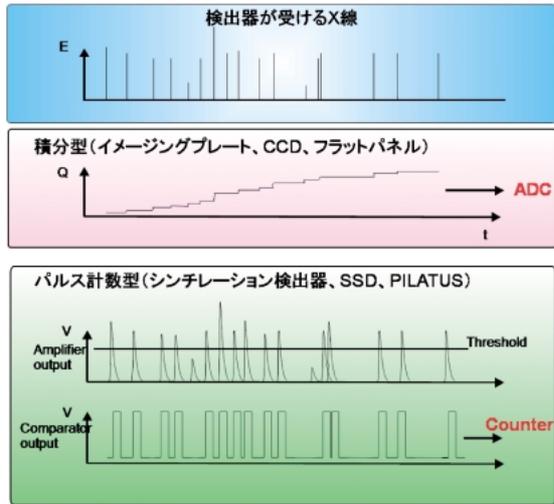


Fig. 4 シングルレベルコンパレータの原理

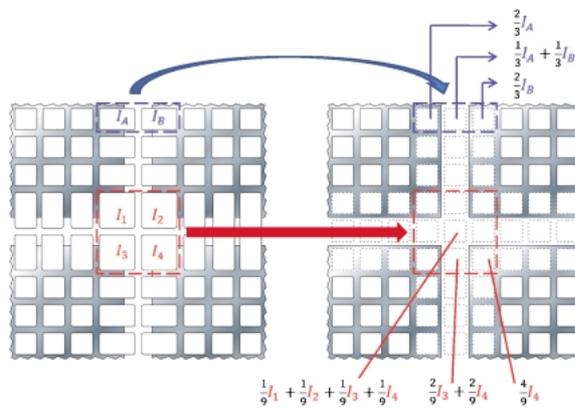


Fig. 5 読み出し ASIC 間の仮想ピクセルへの強度分配

の原理により、1光子から約 $10^6$  (20ビット) までの強度データを画像として記録できます。回折実験等でしばしば問題となる試料環境からの蛍光 X 線による低エネルギーバックグラウンドを除去できることも利点です。この回路系を僅か $172 \mu\text{m}$  角の面積に組み込む製造技術として $0.25 \mu\text{m}$  CMOS プロセスが利用されています。

ASIC のピクセル数は CMOS プロセスでの歩留まりを考慮して $60 \times 97$ ピクセルに制限し、 $8 \times 2$  枚の読み出しチップを1枚のシリコンセンサーにボンディングすることにより、全受光面積で $487 \times 195$ ピクセル (面積で $83.8 \text{ mm} \times 33.5 \text{ mm}$ ) に拡張されています。隣接する読み出しチップ間には1ピクセル分の隙間が存在しますが、Fig. 5の左図に示すように、チップ外周のピクセルに位置するセンサー上の電極は、隙間をカバーするように一辺が1.5倍の長方形型のピクセルになるよう拡大されており、隣り合う長方形型ピクセル A, B の計測数  $I_A, I_B$  を、 $I_A \times 2/3, I_A \times 1/3 + I_B \times 1/3, I_B \times 2/3$  と再分配することで補い、4つのチップのエッジ部においても同様の原理で強度分配を行

い、検出視野全面としては $487 \times 195$ ピクセルに渡り不感領域なく計測できるように工夫されています。

### 2.2.2 不感時間

パルス型検出器には、エネルギー弁別が可能である、広いダイナミックレンジが得られる等の数多くの利点がありますが、不感時間による数え落としに注意する必要があります。不感時間とは連続して2個の X 線が入射した際に別々のパルスとして出力できる X 線の到着時間の最小の時間差です。ここでは最も単純なモデルとして  $N_{\text{obs}} = N_0 \exp(-N_0 \tau)$  を仮定します。ここで、 $N_0$  はピクセルに入射する1秒当たりの X 線光子数、 $\tau$  は不感時間、 $N_{\text{obs}}$  は検出器で計測される X 線光子数を示します。PILATUS 検出器の不感時間は波形整形アンプの時定数により制限され、低利得に設定した際が最も短時間で約100ナノ秒となり、標準利得設定で約200ナノ秒、高利得設定で約330ナノ秒です。よって、例えば低利得設定に対してはピクセル当たり約  $1 \times 10^5$  光子数/秒まで数え落とし率1%以下の線形性の良い測定が可能であることがわかります。また、数え落とし率が10%以下であれば精度良く補正を行うことが出来ますので、各ピクセルに対し $10^6$  光子数/秒程度までの高計数率測定が可能です。

PILATUS 検出器のデータ収集システムでは、デフォルト設定として数え落とし補正されたデータが出力されます。ただし、放射光実験の場合、蓄積リングの電子バンチ構造にも不感時間は依存しますので注意が必要です。したがって、オンラインでの数え落とし補正の機能はオフにし、必要に応じて適切なオフライン補正を行う方法が実用的でしょう。

### 2.2.3 エネルギー閾値と感度特性

エネルギー閾値は、コンパレータ閾値電圧を全ピクセル共通の基準電圧に加えてピクセル毎の微調電圧により調整することにより、閾値の分散を50 eV 以下に均一化することが出来るように設計されています。この校正により1%強の感度の一様性を達成しており、2次元検出器でよく用いられるマスク補正は通常行われていません。

エネルギー閾値の校正は、標準試料からの  $K\alpha$  蛍光線を検出面全面に照射して行います。微調電圧は各利得設定内ではば一定ですので、共通基準電圧のみを校正曲線に沿って調整することで任意のエネルギー閾値を設定することができます。エネルギー校正はラボの X 線源を用いて行われていますが、下限はバナジウムによる5.0 keV、上限は臭素による11.9 keV までで、それより高エネルギー側は独自に校正を行う必要があります。

実用上の留意すべき点として、隣接するピクセルの境界領域に X 線が入射した際、生成する電荷がシリコン媒体中を拡散しながら電極に移動して2つの電極で収集される、所謂、チャージ分割の影響に注意する必要があります。その結果、閾値が低すぎると両ピクセルで二重にカウントしてしまうダブルカウントが起こり得ます。逆に、閾

値が高すぎると電荷の一部が隣のピクセルに漏れて波高値が低くなるイベントは数え落としてしまうこととなります。そこで特に問題のない限り、閾値の標準値として入射 X 線のエネルギーの 1/2 に設定することを推奨します。この設定では、チャージ分割により収集電荷が 2 つのピクセルに跨っても、電荷収集の偏りの大きい方のピクセルが必ず閾値を超え、少ない方は閾値以下になり、入射 X 線数に対して 1 対 1 の対応が成立します。したがって、標準で用意されている低利得での臭素の校正までも 24 keV での実験に対応可能です。

一方で、入射 X 線のエネルギーより 1 keV 程度小さい値に設定した場合でも検出感度の低下は 1~2 割程度であり、試料周りで発生する蛍光 X 線バックグラウンドを軽減する等の実験条件に応じては、閾値を 1/2 より高めに設定することも S/B 比の向上に有効です。

### 2.2.4 ダイナミックレンジ特性

積分型検出器と異なり読み出しノイズが無いことから、カウンターの 20 ビットのダイナミックレンジをフルに使う事ができ、1 光子から  $10^6$  光子に至る 6 桁に渡る強度分布を 1 回の露光で記録できます。Fig. 6 に SPring-8 BL19B2 で取得したアモルファスシリカの超小角散乱像及びその強度プロファイルを示します。この条件では露光時間 2 分で 5 桁以上のダイナミックレンジが得られましたが、参考として実験条件は同じで露光時間 5 分で取得した IP のデータを青線で示します。

ただし、2.2.1 で説明した読み出し ASIC の隙間の仮想ピクセルへの再分配に注意する必要があります。ここでは、3 ピクセル分を 2 ピクセル、或いは、9 ピクセル分を 4 ピクセルで計測していますので、一様な強度分布の場合、ダイナミックレンジは 2/3、或いは、4/9 で飽和してしまいます。この問題は繰り返し測定 (2.2.5 参照) を応用して複数回の露光に分けて積算することで回避できます。ASIC が搭載するカウンターは 20 ビットですが、出力デー

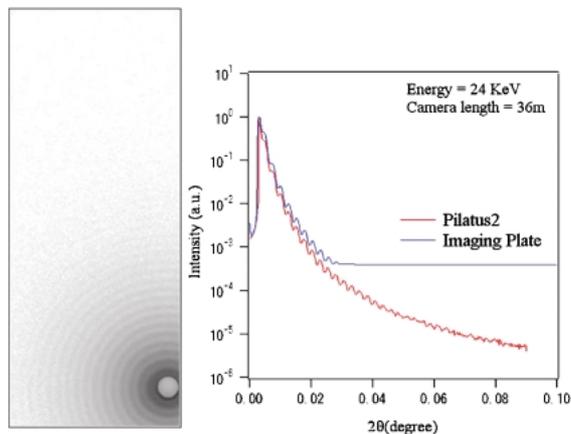


Fig. 6 PILATUS-100K によるアモルファスシリカの超小角散乱像とその強度プロファイルと IP による比較データ

タフォーマットは 32 ビット TIFF 形式ですので、この積算方法により更に広いダイナミックレンジの画像を得ることができますので是非活用して下さい。PILATUS の読み出し速度は 3 ms 以下ですので、分割測定を行ってもロスは無視できる僅かな程度です。

### 2.2.5 露光時間と読み出し時間

PILATUS-100K は読み出し時間が 2.7 ms と短時間であることから、7 ms 露光と 3 ms 読み出しの 10 ms サイクル (100 フレーム/秒)、2 ms 露光と 3 ms 読み出しの 5 ms サイクル (200 フレーム/秒) といった高速時分割測定が可能です。この繰り返し測定の開始は、コマンド入力時から開始する方法と外部信号 (5 V TTL) による制御の 2 通りが可能です。

露光時間  $T_{exp}$  と繰り返しサイクル時間  $T_{period}$  は、 $(T_{period} - T_{exp}) > 3 \text{ ms}$  以上の条件下で任意に設定可能です。 $T_{exp}$  と  $T_{period}$  は時間をコマンド入力する他、外部信号の時間幅として制御することも可能です。

時分割測定の応用例として、鋼板溶接時の熔融・凝固現象の相変化をその場観察した事例を紹介しします<sup>4,5)</sup>。この現象は鋼材の急熱、熔融、凝固、急冷の熱サイクルが、わずか数秒前後の短時間で終了する大変複雑な過程を伴い、実験を実施した SPring-8 アンジュレータービームライン BL46XU をもってしても 100 フレーム毎秒測定を行うとピクセル当たりのフォトン数は 10 以下程度と微弱となり、読み出しノイズフリーかつ高感度といった PILATUS 検出器の特性をもって始めて成功した事例です。Fig. 7 に炭化物析出型オーステナイト鋼の急冷組織形成過程の観察結

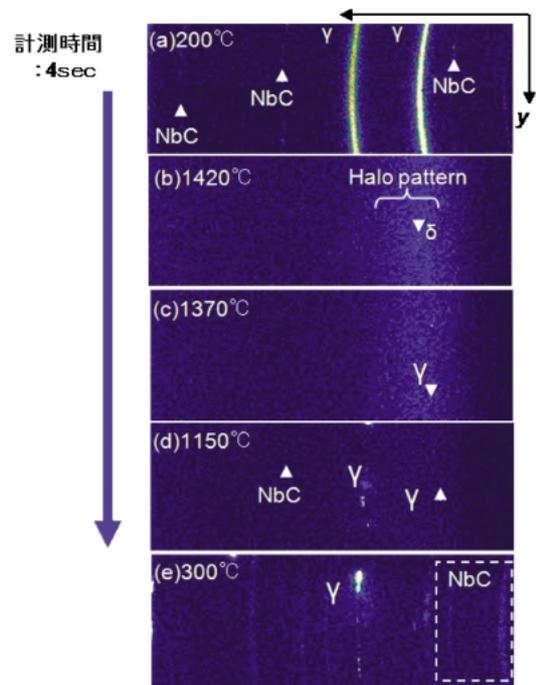


Fig. 7 炭化物析出型オーステナイト鋼の急冷組織形成過程の変化の一例

果の一例を示します。この結果からは、オーステナイト相 ( $\gamma$  相) と炭素化析出物である NbC のランダムな初期組織 (a) を溶融すると、液相を示すハローパターンから初相のフェライト相 ( $\delta$  相) が晶出し (b), つづいて  $\gamma$  相が晶出 (c), NbC 晶出で液相が消滅 (d), 最終的に  $\gamma$  相は配向組織を示す一方, NbC は均一なリング状に分布することがわかります (e)。このように二次元時間分解 X 線回折により, 機械的性質に関連する急冷過程の組織変化を明らかにすることが出来るようになりました。

上記の方法では露光毎に1枚の画像を出力しましたが, 複数回の露光を積算して1枚の画像を出力することも可能です。この場合,  $T_{exp}$  と  $T_{period}$  はより短時間に設定でき,  $T_{exp}$  を例えば 300 ns,  $T_{period}$  を蓄積リングの RF 信号を用いて制御することにより, 特定のビームバッチのみからの事象を積算することも可能です。

### 3. フラットパネル検出器

#### 3.1 フラットパネル検出器の概要

医療画像診断において2次元画像をえるための X 線検出器として, 1950年代から X 線イメージ・インテンシファイア (Image Intensifier)-テレビ (II-TV) 系が開発され, その後, 消化器診断, 心血管系診断などの医用画像診断, X 線構造解析, 産業応用などの分野に幅広く利用されてきました。得られた画像はアナログ媒体に記録されていましたが, 1980年代までにはデジタル媒体に記録できるようになりました。現在までに高感度, 大面積の II-TV 系が実用化されています。一方, ここ10年ほどの間に, II-TV 系に比較して画像歪みがない, ダイナミックレンジが大きい, 小型であるなどの特性を持つフラットパネル・ディテクター (Flat Panel Detector: FPD) が開発され, 最近では医用画像診断の分野でも II-TV 系に替わって多くの診断装置に組み込まれてきています。

以下では, 放射光イメージング用検出器として, II-TV 系とも比較しながら, FPD の特性, 応用例を紹介します。

#### 3.2 FPD の種類と特性

FPD は, 入射 X 線を電荷に変換する方式の違いによって, 一般的に間接変換型と直接変換型とに大別することができます。Fig. 8 に示すように間接変換型では, X 線は蛍光体 (CsI など) により一度光に変換され, さらにフォトダイオードによって電気信号に変換されて TFT (Thin Film Transistor) 等により画素に対応して読み出されます。CMOS イメージセンサーを用いるタイプもあります。一方, 直接変換型では, X 線は半導体素子 (アモルファス・セレン (a-Se) 膜や CdTe など) により直接電気信号に変換されることになります。

間接変換型は今までに蓄積された蛍光体や TFT などの既存の技術を利用できること, 直接変換型は蛍光体による

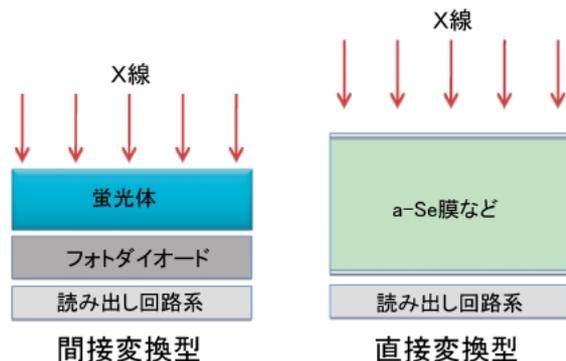


Fig. 8 2次元動画像を得ることができる FPD の方式

可視光変換から生じる画質の劣化が無いことなどが特長となっています。間接変換型の蛍光体の厚さは, 空間分解能を重視する場合には薄く, 感度を重視する場合は厚く (500  $\mu\text{m}$  程度) 設定されています。また, 直接変換型の X 線検出層の厚さは, X 線吸収率を考慮して 1 mm 程度に設定されています。間接変換型, 直接変換型とも医用機器メーカーを中心に国内外メーカーが各種特性を持った FPD を市場に提供しているとともに, 日進月歩で新しい検出器が開発されています。

2次元動画像を得ることを観点として, II-TV 系と比較した場合の FPD の特性として,

- ① ダイナミックレンジが広い。  
約4桁の広い範囲で直線性を持つ。定量的な画像診断や一枚の画像上で被写体の X 線吸収に対応した場所ごとに最適なコントラストを持つ画像表示が可能である。
- ② X 線検出効率が II-TV 系と同等以上である。
- ③ 歪みがない高空間分解能画像をデジタルデータとして得ることができる。  
高精度の画像診断, 画像計測が可能になると期待される。
- ④ 板状でコンパクトな検出器である。  
撮影に関するさまざまな応用が期待される。たとえば, ③の特性とも合わせて, マルチスライス断層像の作成 (トモシンセシス) などが容易に可能となっている。また, 臨床の現場では検出器の患者への圧迫感が小さいといえる。

などがあげられます。

一方で, TFT の熱雑音や読み出し方式に起因する雑音対策, 低線量時の画質の向上などは今後の課題であるといわれています。FPD の特性を表すパラメータのひとつとして, 一般的に画質評価で用いられている DQE (Detective Quantum Efficiency) が多用されています。DQE は, 下記式で示すように, 入力側の S/N, 出力側の S/N の二乗の比と定義されていて, 入射 X 線光子数に規格化された値であり, イメージングシステム全体を評価 (入射 X

線光子をどの程度有効に利用できているか) するパラメータであるといえます。このため、デジタル画像システム同士の評価、デジタル画像システムとアナログ画像システムの相互評価などに用いられています。理想的なシステムを  $DQE = 1.0$  と規格化して表示します。

$$DQE = (So/No)^2 / (Si/Ni)^2$$

ここでは、DQE を含めた FPD のもつ基本パラメータの例を示します。直接変換型 FPD では、画素の大きさ  $150 \mu\text{m}$ 、画素数約  $3000 \times 3000$ 、画像記録速度  $30 \text{ images/sec}$ 、DQE  $0.5-0.8$  程度の値をもつもの、間接変換型 FPD では、画素の大きさ  $100 \mu\text{m}$ 、画素数約  $1200 \times 1200$ 、画像記録速度  $30 \text{ images/sec}$ 、DQE  $0.5-0.8$  程度のものがあります。あくまでも例であり、目的に応じて多くの種類の製品があります。両型とも DQE は、II-TV 系と同等以上となっています。また、国際的に標準化した FPD の特性を評価する方法が、International Electrotechnical Commission (IEC) から IEC62220 として提唱されています。

### 3.3 FPD を用いた放射光による臨床例

現在 FPD は、臨床の場においても幅広く利用されつつあり、今後 X 線画像診断のなかで大変大きな役割を担っていくものと期待されています。ここでは、PF-AR での単色 X 線を用いたイメージングの例を紹介します。

Fig. 9 には、PF-AR の挿入光源ビームライン NE1 で臨床応用に使用されてきた 2 次元動画画像診断システムの概念を示します。このシステムは、1 枚の画像の照射時間を決めるための高速 X 線シャッター、分光光学系、X 線強度フィルター、被曝線量計、患者位置制御系、撮像系、臨床専用ハッチ、臨床用インターロック系などが含まれます。撮像系は日常臨床で用いられている II-TV 系を当初利用し、その後、FPD を用いてきました。図に示すように分光結晶の非対称反射により 2 次元の照射面積を持つ単色 X 線 ( $35 \text{ keV}$ ) は、強 X 線強度フィルター、被曝線量計を透過してから、患者の背中側へと照射されます。

冠動脈系の X 線診断は、目的とする血管系の識別に最適な撮影方向が確定しています。X 線投影画像上で冠動脈系が X 線吸収の大きい脊柱や左心室などに重ならない方向を選択することで、冠動脈系の X 線投影画像の大部分は、肺の X 線投影画像上に重なることになり識別が容易となります。しかし、冠動脈系の一部は左心室などに重なっており、両者を同時に描出するために、特に細部での最適コントラストでの表示を行うために新しい検出器 (FPD: Varian PaxScan 2520) を 2005 年に導入しました。II-TV 系に比較した FPD の特長は、既述したようにデジタル画像データ (空間分解能:  $130 \mu\text{m}$ ) を直接得られ、高精度で高度な画像処理を適応できること、ダイナミックレンジが広いこと (12 bit 以上) などであり、骨、肝臓な

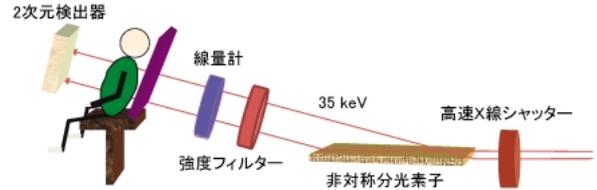


Fig. 9 放射光単色 X 線を用いた 2 次元動画画像システム

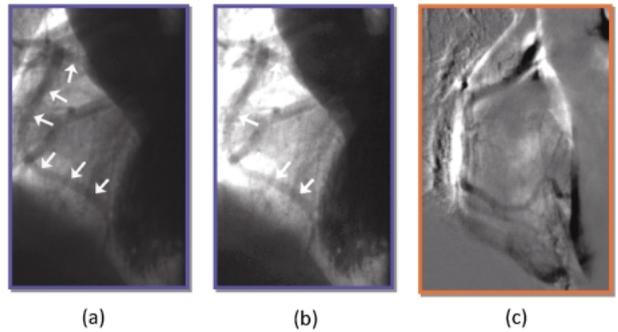


Fig. 10 冠動脈造影の一例 (筑波大学提供)

ど他の臓器に重なった部分の冠動脈系の描出がより鮮明になるとともに、肺野など透過 X 線強度が大きい部位でも必要な情報を失うことなく撮像できると期待され、実際の患者への撮影でも実証されました。Fig. 10 に臨床応用の結果の一例を示します。FPD で得た (a) 図では、肺野に重なった右冠動脈 (矢印) や抹消部位が明瞭に識別できます。従来の II-TV 系で撮像した場合を表現した例 (画像処理) を (b) 図に示します。撮像系のダイナミックレンジが小さいため、肺野、抹消部位の画像情報が一部消失していることがわかります。患者の表面被曝線量は、通常の血管造影検査に比較して十分の一程度です。(c) は、その場でのデジタル画像処理を行った一例です。デジタル化したデータを高精度で得られるため、画質改善を簡便に行うことができます。

なお、市販の FPD は、従来の X 線発生装置の X 線を利用するように最適化されているため、実際に放射光単色 X 線で使用する場合には、画像処理ソフトウェアを含めた FPD システム全体の最適化が必要です。今後、より高度のイメージングを行うために、研究目的によって異なる単色 X 線エネルギー、X 線強度に最適化した FPD が必要になってくるものと考えられます。

## 4. その他の 2 次元検出器

### 4.1 マイクロパターンガス検出器

ガス比例計数管の原理を用いた 2 次元検出器としては、多芯比例計数管 (MWPC, Multi Wire Proportional Counter) も過去には放射光実験で用いられていましたが、計数率特性 (全面積に対し  $10^4$  から  $10^5 \text{ cps}$  程度)、位

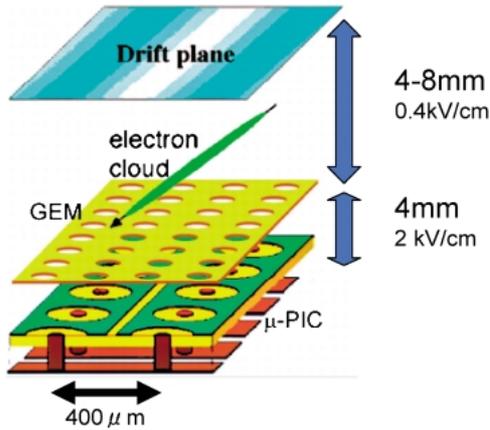


Fig. 11 μPICの原理図

置分解能（ワイヤー間隔1mm程度）等に制限があり、光源の高輝度化にともなって使われなくなりました。しかし、パルス計数型でかつ広い面積を隙間なく覆えるという点は、ピクセルアレイ検出器には無い特長になります。一方で、ガス比例計数管の更に新しい技術である Gas Electron Multiplier (GEM), Micro-Pixel Gas Chamber (μPIC), Micro-Mesh Gas Detector (MICROMEGAS) といった技術革新により、高エネルギー物理から応用研究に向けての世界的な開発競争が展開しており、これらの検出器は総称してマイクロパターンガス検出器 (MPGD, Micro Pattern Gas Detector) と呼ばれ注目されています。ここでは、X線応用を柱の一つとして京都大学谷森研究室が開発しているμPICと放射光を用いた特性評価を紹介しなす<sup>6,7)</sup>。

Fig. 11にμPICの原理図を示します。ベースとなる基板は厚さ100μmのポリイミドで、両面に互いに垂直に400μm間隔で陰極ストリップと陽極トリップが形成されています。陰極ストリップには400μm間隔で円形の穴があり、その中心に基板を貫いて50μm径の陽極ピクセルが形成されています。これにより比例計数管を輪切りにして縦横に並べたような構造を実現しています。最近の進展として信号波高値の荷重平均を取ることにより位置分解能が90μm (rms) までに向上しています。また、この様な複雑な信号処理にもかかわらず、計数率特性として5MHz以上（全面積当たり）が達成されています。

有効全面積としては10cm×10cmと30cm×30cmの2種類で、ピクセルアレイ検出器と比較してより広い面積に渡り不感部分なく連続的な画像が得られることが利点と言えます。検出ガスとしてはキセノン70%とエタン30%の混合ガスが用いられており、窓材に0.1mm厚のポリイミドを用いた封じ切り構造の筐体を開発することで、ガス厚5mmで8keVに対し50%とガス検出器としては極めて高い検出効率を確保すると共に、ガス交換無しに1ヶ月以上の安定動作を達成しています。Fig. 12に10cm角検出器

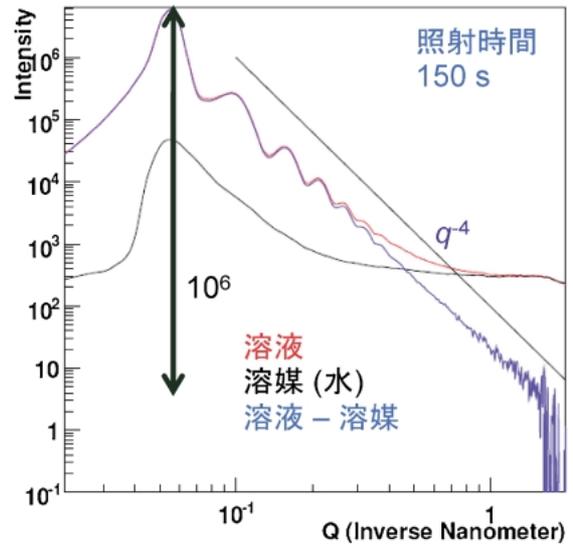


Fig. 12 シリカ溶液の小角度散乱プロファイル

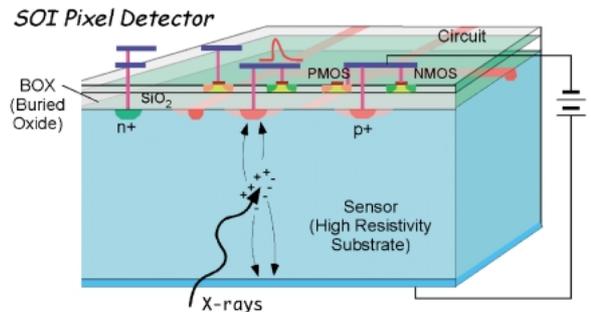


Fig. 13 SOIピクセル検出器の原理図

を用いてSPing-8 BL45XUで取得したシリカ溶液の小角度散乱プロファイルを示します<sup>7)</sup>。パルス計数型の利点である $10^6$ 以上の広いダイナミックレンジが達成されており、パルス計数型の利点を実証されています。

#### 4.2 SOIピクセル検出器

ここでは、開発段階にある検出器の一例として、SOI (Silicon-On-Insulator) 技術を基に放射線センサーと読み出しLSIを同一プロセスで製造するSOIピクセル検出器を取り上げて解説します<sup>8,9)</sup>。SOI技術とは、Si層の下にSiO<sub>2</sub>の絶縁層を埋め込むことによりトランジスターを完全に分離し、低寄生容量化と高速化をはかる新しい半導体製造プロセスで、今後のLSIプロセスの主流になるものと期待されています。

Fig. 13にSOIピクセル検出器の概念図を示します。ここでは高抵抗率Siウエハーと低抵抗率Siウエハーを貼り合わせたSOIウエハーが用いられます。高抵抗率ウエハー側（図の下側）にp-n結合を形成しセンサー部とします。一方、低抵抗率ウエハー（図の上側）に読み出し回路を組み、絶縁層に穴を開けてセンサーと回路を接続しま

す。

SOI ピクセル検出器の大きな特徴として、フリップチップボンディングなどの機械的接合を介さず一体化出来るメリットから、より小面積のピクセルが望めます。また、SOI プロセスはアクティブ領域が数十から数百 nm と薄く、バルクからの影響が少ないので、一般的に放射線耐性が高いとも言われています。

KEK では2005年に沖電気工業の CMOS SOI プロセスを改良することで SOI ピクセル検出器開発を開始して以来、高エネルギー物理のみならず応用分野に向けての開発が展開されています。放射光応用としては、MEDIPIX タイプのパルス計数型ピクセル検出器と XFEL での極短パルス光源への応用も視野に不感時間の無い積分型ピクセル検出器の開発も試みられています。

## 5. おわりに

最新の2次元検出器として、ピクセルアレイ検出器、フラットパネル検出器について解説しました。また、今後期待される新しい2次元検出器として、マイクロパターンガス検出器と SOI ピクセル検出器を紹介しました。

ピクセルアレイ検出器に関するここ10年の発展は目覚ましく、特に PSI で開発された PILATUS 検出器は放射光施設のみならずラボでの X 線発生装置での利用にも極めて有効であり、急速に普及が進展しています。本稿では、パルス型検出器としての特性及び放射光実験で利用する際の注意点を考察しました。不感時間、エネルギー閾値と感度特性、ダイナミックレンジ特性、読み出し速度特性といった要素について正しく理解することで、従来手法の迅速化、精密化や新しい計測手法の開拓に結びつくでしょう。今後の展望としては、各ピクセルの計数率だけでなくエネルギー情報をも取り込む、所謂、カラーイメージングも実現可能になってきたのではないのでしょうか。

また、開発段階にある検出器として紹介した、マイクロパターンガス検出器と SOI ピクセル検出器も、それぞれ、パルス型検出器の大面積化、小ピクセル化に繋がる技術であり、今後の進展が期待されます。

上記の3つのタイプの検出器は高エネルギー・宇宙物理学や放射光等の基礎科学から生み出された技術であるのに対し、フラットパネル検出器は医療機器関連の多くの企業が参入し激しい開発・販売競争を展開している点で背景が異なります。間接型と直接型とで基本的な特性は決まりますが、各社が独自方式を展開してオリジナリティを打ち出しています。平面検出器、或いは、隙間検出器とも呼ばれるように、従来の検出器と比較して軽量でコンパクトである利点から、医学利用、回折実験のみならず、ビームラインの各種モニター等での利用価値は高く、今後益々利用が進んでいく検出器の一つでしょう。

## 謝辞

本稿を執筆するにあたり多くの皆様にお世話になりました。特に DECTRIS 社、住友金属工業の米村光治さん、京都大学宇宙線研究室の谷森達さん、高エネルギー加速器研究機構測定器開発室の新井康夫さんには貴重な資料・データのご提供を頂きました。深く感謝致します。

## 利用情報

1. PILATUS 検出器  
SLS 検出器グループ (<http://pilatus.web.psi.ch/>)  
DECTRIS (<http://www.dectris.com/>)
2. X 線フラットパネルセンサ (CMOS)  
浜松ホトニクス株  
(<http://jp.hamamatsu.com/index.html>)
3. PaxScan  
バリアンメディカルシステムズ  
(<http://www.varian.com/>)
4.  $\mu$ PIC  
京都大学大学院理学研究科物理学・宇宙物理学専攻物理学第二分野宇宙線研究室  
(<http://www-cr.scphys.kyoto-u.ac.jp/>)
5. SOI ピクセル検出器  
高エネルギー加速器研究機構測定器開発室  
(<http://rd.kek.jp/>)

## 参考文献

- 1) H. Toyokawa, M. Suzuki, Ch. Bronnimann, E. F. Eikenberry, B. Henrich, G. Hulsen and P. Kraft: Proc. of SRI2006, AIP Conference Proceedings 879, 1141 (2007).
- 2) B. Henrich, A. Bergamaschi, C. Broennimann, R. Dinapoli, E. F. Eikenberry, I. Johnson, M. Kobas, P. Kraft, A. Mozzanica and B. Schmitt: Nucl. Instr. and Meth. A607, 247 (2009).
- 3) P. Kraft, A. Bergamaschi, Ch. Broennimann, R. Dinapoli, E. F. Eikenberry, B. Henrich, I. Johnson, A. Mozzanica, C. M. Schlepütz, P. R. Willmott and B. Schmitt: J. Synchrotron Rad. 16, 368 (2009).
- 4) M. Yonemura, T. Osuki, H. Terasaki, Y. Komizo, M. Sato and H. Toyokawa: Mater. Trans. 47, No. 9, 2292 (2006).
- 5) 米村光治, 小薄孝裕, 寺崎秀紀, 小溝裕一, 佐藤真直, 豊川秀訓: 鉄と鋼 Tetsu-to-Hagane 93, No. 2, 68 (2007).
- 6) T. Nagayoshi, H. Kubo, K. Miuchi, R. Orito, A. Takada, A. Takeda, T. Tanimori, M. Ueno, O. Bouianovb and M. Bouianovc: Nucl. Instr. and Meth. A525, 20 (2004).
- 7) K. Hattori, K. Tsuchiya, K. Ito, Y. Okada, K. Fujii, H. Kubo, K. Miuchi, M. Takata, T. Tanimori and H. Uekusa: J. Synchrotron Rad. 16, 231 (2009).
- 8) T. Tsuboyama, Y. Arai, et al.: Nucl. Instr. and Meth. A582, Issue 3, 861 (2007).
- 9) Y. Arai and T. Miyoshi: SPIE Newsroom, 10.1117/2.1200907.1725 (2009).