

非破壊検査に用いられる X 線検出技術の 現状と課題に関する調査研究

木村大海*

(2021 年 12 月 23 日受理)

A Survey on X-ray detection techniques for Non-destructive Inspections

KIMURA Hiromi

Abstract

X-ray detectors have been used for various fields such as medical diagnosis, security, non-destructive inspection and high-energy physics. Since the required performance for X-ray detectors depends on the applications, we should select the most appropriate X-ray detectors. In recent years, the development of X-ray detectors for high energy X-ray is required with the increasing demand for non-destructive inspections. In this paper, we review the two-dimensional X-ray detectors for non-destructive inspections.

1. はじめに

X 線は原子核の外部で発生する電離作用を持つ電磁波であり、1895 年にヴィルヘルム・レントゲンによって発見された^{1),2)}。X 線は強い透過力を有しており、その透過力は主に入射 X 線のエネルギーや物質の密度および実効原子番号に依存する。エネルギーが高いほど透過しやすく、密度や実効原子番号が大きいほど透過しにくい。そのため被写体の密度や構成物質が異なる場合、透過した X 線の強度に分布ができ、それらを計測することで透過画像を得ることができる。

そのほかにも、図 1 に示すように物質との相互作用により変化および発生した X 線や電子を計測することで、物質内部の様々な情報を取得できる。このように X 線は医療診断、非破壊検査、材料分析など幅広い分野で利用されているが、検査対象や分析方法によって求められる X 線のエネルギーや必要な検出器の性能が異なるため、用途に応じた X 線源および検出器を用いる必要がある。

例えば食品検査装置では被写体が軽元素で構成されている有機物であるため、約 20 keV 程度のエネルギーを持つ X 線が用いられている。一方配管や構造物検査では、被写体が原子番号の大きな金属であることや被写体のス

* 分析計測標準研究部門 放射線イメージング計測研究グループ

ケールが大きくなるため、120 keV から 450 keV 程度のエネルギーを持つ X 線が使用される。また近年では老朽化した橋梁やプラント配管などの大型構造物においても X 線を用いる非破壊検査の需要があり、M.Uesaka らによって 950 keV や 3.95 MeV の高エネルギーの X 線源が開発された³⁻⁵⁾。

そこで本報告では、産業用の非破壊検査に用いられる様々な X 線検出器の現状および課題についての調査を行ったので報告する。

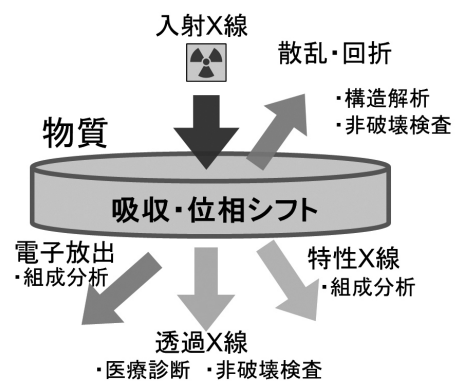


図 1 入射 X 線と物質の相互作用

2. X線の検出

2.1 X線と物質の相互作用

X線は物質との相互作用を利用して計測するが、その相互作用には様々な過程が存在する。特に非破壊検査で用いられるX線のエネルギー領域（数keVから数MeV程度）において、X線と物質の相互作用は主に以下の3つである⁶⁾。

① 光電効果

入射X線が軌道電子との相互作用により入射した放射線のエネルギーを全て電子に与えて、軌道電子の束縛エネルギーを差し引いたエネルギーを持つ光電子を生成する。光電効果が起こる確率すなわち反応断面積 σ_{photo} は次のように表される。

$$\sigma_{\text{photo}} \propto Z_{\text{eff}}^5 / (E_x)^{3.5}.$$

ここで、 Z_{eff} は実効原子番号、 E_x は入射X線のエネルギーを表している。

② コンプトン効果

入射X線が物質中の1つの電子との間で起こる非弾性衝突であり、入射X線のエネルギーの一部を軌道電子へ伝達する。このときエネルギーを受け取った電子は反跳電子と呼ばれ、散乱角によって付与されるエネルギーが異なる。コンプトン効果の反応断面積 σ_{compton} は次のように表される。

$$\sigma_{\text{compton}} \propto Z_{\text{eff}} / (E_x).$$

③ 電子対生成

入射X線が原子核のクーロン場の中で消失して電子と陽電子が生成する現象である。この過程が起こるには入射X線のエネルギーが電子の静止質量の2倍(1.02 MeV)以上でなければならない。また1.02 MeV以上の光子が有している余剰エネルギーは電子対の運動エネルギーとして配分される。生成した陽電子は吸収物質中で減速した後、電子と結合し、対消滅をすることでほぼ180度反対方向に向いた2本の0.511 MeVの消滅放射線が発生する。電子対生成の反応断面積 σ_{pair} は次のように表される。

$$\sigma_{\text{pair}} \propto Z_{\text{eff}}^2 (E_x - 2m_e).$$

ここで、 m_e は電子の静止質量エネルギー(eV)を表している。

このように光電効果は Z_{eff} の5乗、コンプトン効果は Z_{eff} 、電子対生成は Z_{eff} の2乗に比例することから、物質の Z_{eff} が大きくなるにつれ、急激に遮蔽能力が高くなる。また物質の Z_{eff} や入射X線のエネルギーによって、図2に示すように各相互作用の支配領域に変化が生じる。

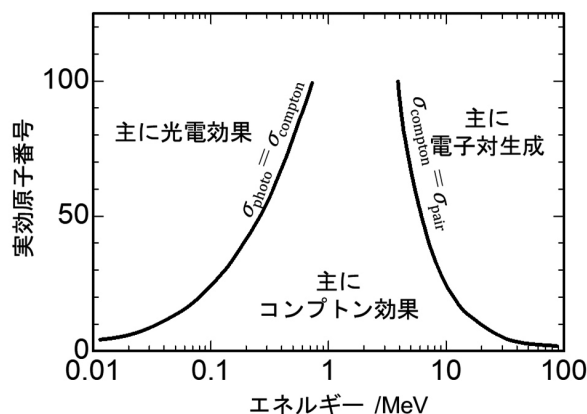


図2 入射X線のエネルギーと物質の実効原子番号に対する各相互作用の支配領域

入射X線は物質中で吸収あるいは散乱されて強度が指数関数的に減衰するため、入射X線の強度を I_0 、物質の厚さを x cmとしたとき、透過X線の強度 $I(x)$ は次のように表される。

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x).$$

ここで μ (cm^{-1})は線減弱係数であり、主に光電効果、コンプトン効果、電子対生成の反応断面積の和で表される。また吸収物質が同じでも密度が異なると μ の値が変化するため、線減弱係数を密度 ρ (g/cm^3)で除した値である質量減弱係数 μ_m (cm^2/g)を用いて以下のように表される。

$$I(x) = I_0 \exp(-\rho \mu_m x).$$

このようにX線は物質中の相互作用により減衰するため、X線の遮蔽やX線計測用の検出器の材料には大きな密度かつ大きな原子番号で構成される物質を用いることが望ましい。

2.2 X線検出器の種類

X線検出器には大きく分類すると気体、液体、固体の検出器があるが、非破壊検査に用いられるX線検出器では、気体や液体と比べて密度や原子番号が大きく、取り回しが容易であるX線固体検出器が利用されている。そのため本報告では固体のX線検出器に着目し、調査を行った。

図3にX線固体検出器の種類を示す。X線固体検出器は検出方法の違いから直接変換方式と間接変換方式に大別される。直接変換方式はX線を半導体により直接電気信号に変換するものである。間接変換方式は主に蛍光体によりX線を可視光に変換した後、光検出器により電気信号に変換するものである。X線照射により即発発光を示す蛍光体をシンチレータと呼び、それをを用いた検出器を

シンチレーション検出器という。一方で X 線照射によりエネルギーを蓄え、光刺激を与えることで発光する蛍光体を輝尽蛍光体と呼び、それをを用いた二次元検出器はイメージングプレートと呼ばれている。他にも X 線のエネルギーを熱に変換した後、熱電変換素子により電気信号に変換するもの (X 線カロリメータ) なども存在し、宇宙物理学分野などにおいて用いられている⁷⁾。一方で素子を極低温に冷却する必要があるため、医療診断や非破壊検査用の検出器としては現状利用されていない。以下では直接変換方式の半導体検出器、間接変換方式で用いられるシンチレータと輝尽性蛍光体について詳細に説明する。

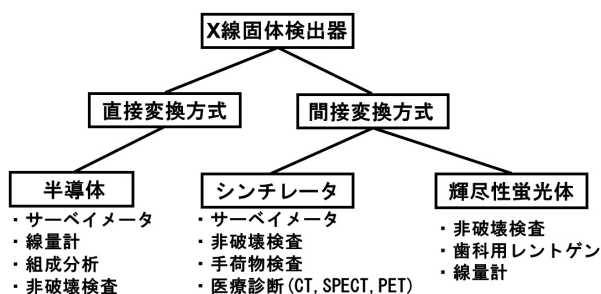


図3 X線固体検出器の種類と用途。

2.2.1 半導体を用いた検出器

代表的な半導体検出器として、シリコンドリフト検出器やゲルマニウム半導体検出器などが挙げられる。これらは高いエネルギー分解能を有することから、主に X 線および γ 線のエネルギー分析などに用いられる。図4に半導体検出器の概略図を示す。X 線が半導体に入射すると、光電効果などの相互作用により高エネルギーを有した電子を生成し、その電離作用によって多数の電子正孔

対を生成する。生成した電子および正孔は半導体中に印加された電場によって両端の電極に集められ電流として取り出すことができる。パルスモード (フォトンカウンティングモードともいう) と呼ばれる測定方法では、X 線一個一個に対して得られた電流を増幅および成形し、それぞれの電荷量に応じた頻度分布を描くことにより、検出器に入射した X 線のエネルギーと量の推定ができる。一方で高線量場では X 線一個一個の計測が困難になるため、計数率が十分に小さい場合のみ使用可能である。

また電流モードと呼ばれる測定方法では、検出器の電流値を測定することで一定時間の間に検出器で生じた電荷の積算量がわかり、この値から放射線の量を推定できる。このモードでは計数率が高い場合でも測定可能であり、非破壊検査や X 線 CT などを用いる場合電流モードが使用されることが多い。

表1に半導体検出器に用いられる材料の物性値を示す。数値データは文献^{8),9)}より引用した。ここで ϵ 値とは、1 個の電子正孔対を生成するために必要な平均エネルギーであり、入射 X 線のエネルギーが E_x の場合、 E_x/ϵ 個の電子正孔対を生成し、 $1.602 \times 10^{-19} \times E_x/\epsilon$ (C) の電荷信号を生じさせる。 $\mu\tau_e$ 積および $\mu\tau_h$ 積はそれぞれ電子と正孔の移動度と寿命時間の積であり、これらの値が大きいくほど、広い領域で発生した電荷を収集することができる。なおこの値は半導体中の不純物濃度にも大きく左右されるため、合成技術や原材料の純度が重要となる。またバンドギャップ (E_g) が小さい Ge などにおいて、室温では熱励起によるノイズが多く発生するため、液体窒素等で冷却しなければならない。CdTe, HgI₂, PbI₂, TlBr などの二元系半導体材料は X 線吸収効率が高いものの、Si や Ge と比較して $\mu\tau$ 積が大きいことやポラリゼーションにより時間経過に伴い出力低下が起こること、結晶の大型化 (大面積化) が困難であるなどの課題が残る。

表1 半導体検出器に用いられる材料の物性値。数値データは文献^{8),9)}より引用

	Z_{eff}	ρ (g/cm ³)	E_g (eV)	ϵ 値 (eV)	$\mu\tau_e$ 積 (cm ² /V)	$\mu\tau_h$ 積 (cm ² /V)
Si	14	2.33	1.12	3.62	2.7×10^{-2}	9.6×10^{-3}
Ge	32	5.33	0.67	3.0	$7.2 \times 10^{-1*}$	$7.2 \times 10^{-1*}$
a-Se	34	4.3	2.3	50	3.3×10^{-6}	6.0×10^{-5}
CdTe	50.2	6.2	1.44	4.43	3.5×10^{-3}	2.3×10^{-4}
HgI ₂	68.9	6.4	2.13	4.2	1.0×10^{-4}	4.0×10^{-5}
PbI ₂	70.5	6.2	2.32	4.9	8.0×10^{-6}	2.0×10^{-7}
TlBr	74.8	7.56	2.68	5.5	1.2×10^{-3}	1.9×10^{-4}

* 液体窒素冷却時の値。

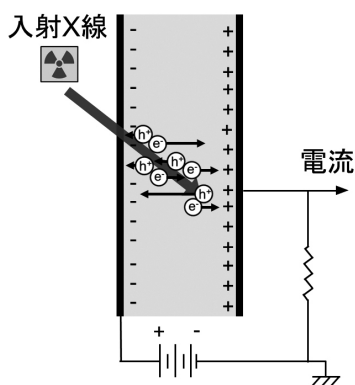


図4 半導体検出器の概略図

2.2.2 シンチレータを用いた検出器

シンチレーション検出器はシンチレータと光検出器から構成される。図5にシンチレーション検出器の概略図を示す。入射したX線はシンチレータ内部での相互作用により多数の電子正孔対を生成する。生成した電子および正孔はシンチレータ内の発光中心に輸送され、再結合することで発光（シンチレーション）を生じる。得られたシンチレーションは電子増倍管やフォトダイオード等の光検出器によって電子に変換する（光電変換）ことで放射線をリアルタイムで計測することができる¹⁰⁾。半導体検出器の測定方法と同様にパルスモードと電流モードがあり、前者はエネルギー弁別が可能であることから主に γ 線検出用の空間線量計測^{11),12)}、単光子放出断層撮像法 (single photon emission computed tomography; SPECT) 検査¹³⁾、陽電子放出断層撮像法 (positron emission tomography; PET)¹⁴⁾などで使用され、

後者はエネルギー情報が必須でない手荷物検査¹⁵⁾、X線CT (Computed Tomography)¹⁶⁾、非破壊検査¹⁷⁾などで使用される。

表2に代表的なシンチレータの物性値と用途を示す。数値データは文献¹⁸⁾より引用した。基本的にシンチレータには Z_{eff} 、 ρ 、発光量 N_{ph} (photons/MeV)が大きいことが求められる。またパルスモードを使用する検出器では、シンチレータの蛍光寿命が短い必要がある。発光量とは、1 MeVのエネルギーを持つ光子が入射し、全てエネルギー付与した際に発生する光子数である。発光量が多いほど最終的に得られる電荷量が大きくなりS/Nが向上する。発光量は以下の経験式で表される¹⁹⁾。

$$N_{\text{ph}} = \{E_x / (\beta E_g)\} \times S \times Q.$$

ここで、 E_x は吸収した光子のエネルギー（ここでは $E_x = 1 \text{ MeV}$ ）、 β は物質に依存した値、 E_g はバンドギャップ (eV)、 S は生成した電子正孔対が発光中心へ輸送される効率、 Q は発光中心における量子収率を表している。 S 、

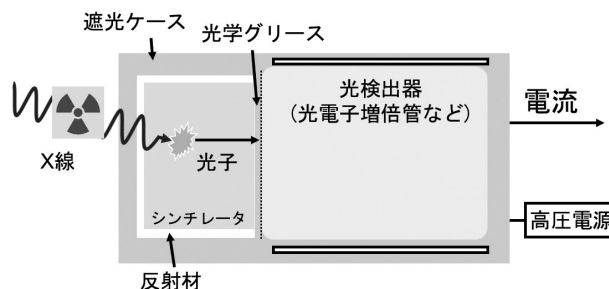


図5 シンチレーション検出器の概略図

表2 代表的なシンチレータの物性値と用途。数値データは文献¹⁸⁾より引用

	Z_{eff}	ρ (g/cm ³)	発光量 (photons/MeV)	発光波長 (nm)	蛍光寿命 (ns)	用途
Eu:SrI ₂	50.2	5.6	80000	430	800	空間線量計測
Tl:NaI	50.9	3.67	40000	415	230	空間線量計測
Ce:Gd ₃ Al ₂ Ga ₃ O ₁₂	52	6.63	57000	520	88	空間線量計測
Tl:CsI	54	4.53	48000	550	1100	手荷物検査器、非破壊検査
BaF ₂	54	4.9	3200	310	0.6, 620	PET
Tb:Gd ₂ O ₂ S	61.1	7.28	-	490, 545	600000	X線CT、非破壊検査
CdWO ₄	64.2	7.99	15000	480	1100, 14500	コンテナ検査
Ce:Lu ₂ SiO ₅	66	7.4	26000	420	420	PET
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	75.2	7.1	8000	480	300	コンテナ検査

β を除けば実験的に導出可能であり、 β は理論的および実験的なアプローチにより、2.3 から 2.5 程度の値を示すことが報告されている²⁰⁻²²。一方でこれらは実験的に観測された特性を説明する程度の役割しか有しておらず、発光量を理論予測できるモデルは確立されていない。そのため現状では個々の研究者の経験に基づいた材料探索が行われている。これは放射線計測に関連した分野のみならず、より広い蛍光体分野全般においても同様の状況である。

シンチレーションを効率よく光電変換するには、シンチレータの発光波長が光検出器の分光感度に適合する必要がある。図 6 に代表的な光検出器の分光感度曲線を示す。数値データは浜松ホトニクス社が公開している光検出器のデータシートより引用した。2000 年頃までは、光電子増倍管 (PMT) が主な光検出器であったため、紫外から青色で発光するシンチレータを中心に研究が行われてきた^{10,23}。その後より半導体を用いた光検出器の開発が進められ、シリコンフォトダイオード (Si PD) や Si バランシェフォトダイオード (APD) などの半導体検出器を光検出器として用いたシンチレーション検出器も散見されるようになってきた。Si PD は変換効率が高いことやアレイ状に配置できるといった利点があるため、近年では Si PD の分光感度に適する緑色から赤色で発光するシンチレータの開発が求められている。

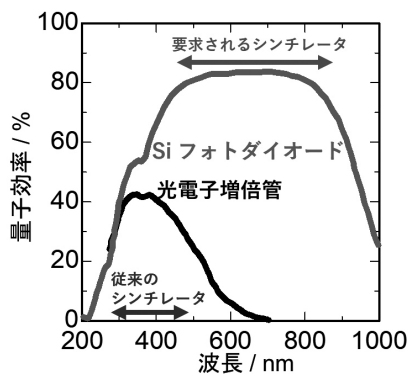
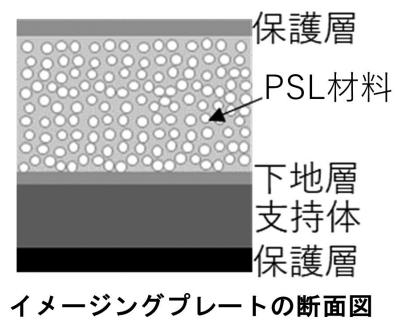


図 6 代表的な光検出器の分光感度曲線

2.2.3 輝尽性蛍光体を用いた検出器

イメージングプレート (IP) は薄い板に輝尽性蛍光体粉末を塗布または薄膜を形成した板であり、X 線照射と読み出しを完全に分けることができるので、無電力での計測可能であることや検出器形状の自由度が高いことなどの特徴が挙げられる。そのため歯科用レントゲン撮影やインフラ診断の X 線検出器として用いられる^{24,25}。ここで輝尽性蛍光体とは、放射線のエネルギーを吸収お

び蓄積し、その後光刺激を与えることで蓄積したエネルギーを発光として読み出すことができる素子である。この発光現象は輝尽性蛍光 (Photostimulated luminescence: PSL) と呼ばれる。図 7 に IP の断面図および画像取り出し装置の概略図を示す。被写体と被写体の背面に設置した IP に X 線を照射後、その IP にレーザーを用いた刺激光を走査し、光検出器で PSL 強度をモニターする。その結果を画像処理することで X 線画像を取得できる。Eu:BaFBr 粉末や Eu:CsBr 結晶は Z_{eff} が大きいかつ強い PSL を示すため IPs の材料として利用されている^{26,27}。また Eu:BaFBr や Eu:CsBr の発光波長は PMT の検出感度の高い 350 nm から 500 nm 付近である。刺激波長は発光波長と容易に弁別ができるよう、波長的に離れている方が望ましく、市販の IP 読み出し装置の刺激波長は He-Ne レーザー (632.8 nm) を用いている。



イメージングプレートの断面図

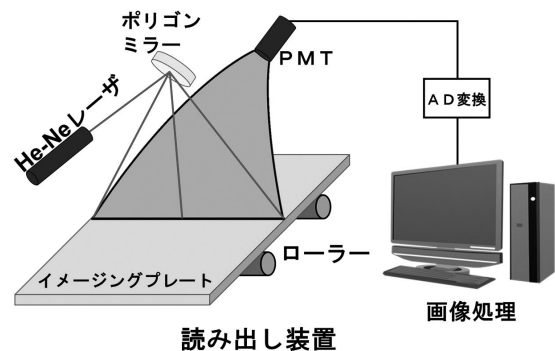


図 7 イメージングプレートの断面図および画像取り出し装置の概略図

3. 非破壊検査に用いられる X 線検出器の現状と課題

前述のように X 線を用いたイメージング技術は医療、セキュリティ、非破壊検査などで用いられており、用途に応じて X 線のエネルギーや検出器の要求性能が異なる。医療用では被写体が人であるため、患者の被ばく量および負担低減のため低線量かつ短時間で測定できるこ

とが重要となる。またセキュリティ用では手荷物検査やコンテナ検査など予め検査対象の大きさが決まっているため、ベルトコンベアなどで被写体を一定の速度で動かし、検出器を1列に配置したX線ラインセンサによって二次元のX線透過画像を取得している。X線ラインセンサは散乱X線の影響を低減できるため、比較的高いコントラストの画像を得ることができる。産業用の非破壊検査では、金属溶接箇所、鉄道、航空機、橋梁、パイプライン、場設備などで利用されている。このように様々な環境で多岐にわたる被写体のX線透過画像を得るために、可搬型の高エネルギーX線源や一度に大面積の撮影が可能な二次元X線検出器が用いられている。X線発見当初はX線フィルムによりアナログ画像を取得していたが、1980年代になると、IPが開発されデジタルのX線透過画像を得られるようになった²⁸⁾。さらに2000年前後になると半導体検出器の進歩に伴い、リアルタイムでデジタル画像を取得できるフラットパネルディテクター(FPD)が幅広く利用されるようになった²⁹⁾。本章では、現在非破壊検査に用いられている直接変換および間接変換方式のFPDとIPの詳細と課題を示す。

3.1 直接変換方式 FPD

直接変換方式 FPD は、電荷収集電極と薄膜トランジスタ(TFT)がマトリクス状に二次元配列された大面積 TFT アレイと X 線を電荷に変換する半導体で構成されている。X 線の検出メカニズムは半導体検出器の電流モードと同様である。X 線照射により生成した電荷は半導体中に印加された電界に沿って収集されるため、高い空間分解能を示す。一方市販の直接変換方式 FPD には低温で大面積基板への成膜が可能な a-Se が用いられており、表 1 に示したように Z_{eff} の値が十分でなく、高エネルギー X 線に対する検出効率が低い³⁰⁾。これまで CdTe, HgI₂, PbI₂, TlBr などの Z_{eff} の大きな半導体を用いる検討がなされているが、大面積かつ均一性の高い結晶の育成が困難であることやポラリゼーションが起ることなど課題があり、今後これらの解決が望まれる^{31),32)}。近年、CdTe については高品質な結晶を得るための育成法が確立しつつあり、X 線 CT 用の X 線検出器やラインセンサなどでパルスモードにより X 線のエネルギー情報と量を測定することで、短時間かつ低線量で高分解能な X 線透過画像の取得が可能となった。2021 年には Siemens Healthineers によりパルスモードを用いた X 線 CT(フォトカウンティング CT)が発売されている。大面積 FPD については大面積の CdTe 結晶が高価であり、天文衛星など一部の利用に留まっているため、今後

検出器の低コスト化が望まれる。

3.2 間接変換方式 FPD

間接変換方式 FPD は大面積フォトダイオードアレイとシンチレータから構成される。ここで用いられるシンチレータは塗布型と蒸着型がある³³⁾。塗布型は Tb:Gd₂O₂S などの粒子を樹脂バインダーと溶媒を用いて基板に塗布したものである。直接変換方式に比べ、耐高電圧である必要がなく、熱安定性が高いことなどの利点があるが、シンチレータ内で発生した光が光検出器へ到達する際に光の拡散による空間分解能の低下(クロストーク)が起こる。蒸着型は基板に Tl:CsI を蒸着し、柱状結晶を形成したものである³⁴⁾。柱状結晶の光ファイバー効果により光散乱を抑制して光検出器へと導くことで空間分解能の低下を防ぐことが可能である。一方で膜厚が厚くなるほど光散乱が大きくなり空間分解能が低下すること、蒸着合成での組成ずれのため発光強度が単結晶と比較して低下することなどの課題がある。さらに基板への柱状結晶が可能な材料は限られていることから新規材料に置き換えることが容易ではない。

上記に対して、近年空間分解能の低下を防ぐために隔壁部で区切った二次元アレイ型のシンチレータ(セル式シンチレータ)を用いた FPD が提案されている。図 8 に塗布型 FPD とセル式シンチレータを用いた二次元アレイ型 FPD の概略図を示す。光検出器の各画素に隔壁を形成することで、シンチレーションの拡散によるクロストークを防ぐことができるため、空間分解能が低下しない³⁵⁾。一方でシンチレータには不透明粉末を使用しており、光検出器付近の光しか検出できないことや隔壁により X 線受光部が少なくなるため感度が低下することが課題である。そのため隔壁内のシンチレータが透明体であることや隔壁の幅を薄くすることができれば、高感度および高空間分解能の X 線検出器が実現可能となる。

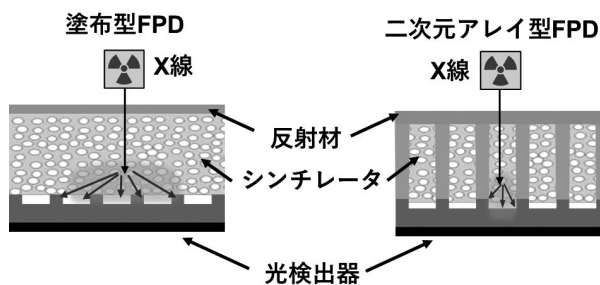


図 8 塗布型 FPD と二次元アレイ型 FPD の概略図

透明体が得られるシンチレータの材料形態として、主

に単結晶，透明セラミックス，ガラスが挙げられる．単結晶は密度が大きく発光特性にも優れているが大型化が困難である．ガラスは大型化や成形の自由度は高いが，高発光量を示す材料が見つかっていない．透明セラミックスは図 9 に示すようなセラミックス内の光の散乱源となる気孔を極限まで低減させることで実現し，焼結技術の進歩により合成可能となった．セラミックス中の光の伝播に関してはランベルト・ベールの法則を適用することで，次式のように表される．

$$T = \frac{(1 - R)^2}{1 - R^2 e^{-2\beta t}} e^{-\beta t}.$$

$$\beta = \alpha + S_o + S_p.$$

ここで T は直線透過率， R は表面反射率， t は試料の厚さ， α は物質固有の吸収係数， S_o は光学異方性にに基づく屈折率の不連続界面での散乱係数， S_p は気孔，析出物，結晶粒界などのマクロな構造の不完全性および組成の不均一性による散乱係数である．高い透光性を有するセラミックを得るためには β を小さくする必要がある． α は紫外可視域ではバンドギャップや不純物由来の吸収などの物質固有の因子であるため，所望の波長域では固有吸収がないものを選択する必要がある．また S_o についても α と同様に物質固有の光学異方性に由来するものであるため，立方晶のような光学異方性が小さい物質を選択する必要がある． S_p は粉末調整法や焼結法などのプロセスに直接依存するものであるため，透光性の高いセラミックを得るには作製条件の最適化を行い S_p の値を低減させることが重要である．

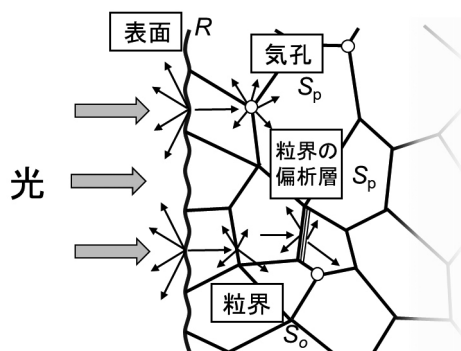


図 9 セラミックス内の光散乱源

透明セラミックスの発光特性は単結晶に匹敵し，大面積化が可能であることや成型後の加工がほとんど不要（ニアネットシェイプ）であるため有望な材料形態であると言える．また発光中心の固溶量が多いことや単結晶

では不可能な活性イオンを添加できるといった利点がある．さらに Ce:Gd₃Al₂Ga₃O₁₂ などのシンチレータにおいて，単結晶より高い発光量を示す報告があるが^{36),37)}，透明セラミックスの合成には高度な技術が必要である．筆者はこれまでにハライド透明セラミックスを中心に様々な透明セラミックスの合成を手掛けており³⁸⁾⁻⁴³⁾，今後透明なセル式シンチレータの開発を進めたいと考えている．

また近年では光検出器に電子増幅機能を有する APD を多ピクセル化したマルチピクセルフォトンカウンタ (Multi-Pixel Photon Counter; MPPC) を用いた X 線検出器が報告されている．MPPC は約 10⁶ 倍もの信号増幅率を持つため，蛍光寿命の短いシンチレータと組み合わせることで高い検出効率を有する⁴⁴⁾．また得られる出力信号は X 線のエネルギーに対応するため，X 線量だけでなくエネルギー情報も取得可能であり，被写体の材料識別の精度が飛躍的に向上すると考えられる．一方で FPD と比較して，PD のピクセルサイズが大きいこと空間分解能は低くなるため，検査対象に合わせて検出器を使い分けることが望ましい．

3.3 イメージングプレート

IP はスキャナーによる現像処理が必要であるため，検査速度が課題であるが，FPD と比べ空間分解能が高いこと，ダイナミックレンジが広いこと，電力不要のため強磁場環境など特殊な環境下で使用可能などの利点がある．近年ではラジオフォトルミネッセンス (Radio-Photoluminescence: RPL) 現象を用いた X 線イメージングも検討されている．RPL 材料とは放射線照射により新たな発光中心を形成し，その後光励起により放射線の照射量に比例した蛍光強度を示すものである⁴⁵⁾．PSL は一度読み出された場合，再読み出すことは出来ないが，RPL は繰り返し読み出しが可能であり，共焦点顕微鏡などを用いることで高い空間分解能の実現が可能である．

その他にも IP に還元雰囲気下で合成した透明セラミックスを用いることにより素子を厚くでき，感度が向上したという報告があり，高エネルギー X 線に対しても感度が向上すると考えられる^{38),46)}．リアルタイム計測ではないため飛躍的な検査効率の向上は困難であるが，高い空間分解能が必要な検査や FPD の設置が困難な箇所などでは引き続き IP が使用される可能性が高い．

4. まとめと今後の展望

X 線は医療診断，非破壊検査，材料分析など幅広い分

野で利用されており，学術的にも産業的にも欠かせないものとなっている。また検査対象の拡大に伴い，高エネルギー X 線を用いた非破壊診断が求められているが，X 線源の開発は進んでいるものの検出器については未だ低エネルギー X 線用の検出器を適用している。高エネルギー X 線を用いて高精度かつ高効率な検査を行うには，大きな実効原子番号 (Z_{eff}) や密度で構成された高空間分解能の二次元 X 線検出器の開発が必要不可欠である。また X 線検出器には電流モードを用いているが，医療用フォトカウンティング X 線 CT の技術のように，X 線の強度分布だけでなくエネルギー情報を取得することにより，高精度な非破壊検査が実現することが期待される⁴⁷⁾。

本調査研究を通じて，現在用いられているフラットパネルディテクター (FPD) を高エネルギー X 線に対して感度を向上させるには，CdTe や TlBr の合成技術の向上および低コスト化や図 10 に示すような大きな Z_{eff} かつ高い発光量を示す透明なシンチレータの開発が求められていることや FPD の感度と空間分解能を両立するためには，材料だけでなくデバイス構造の重要性を再認識した。高エネルギー X 線を用いる非破壊検査の需要に応えるためにも高空間分解能および高感度な X 線検出器の開発は急務であり，他分野の方とも連携しながらその一旦を担えれば本望である。

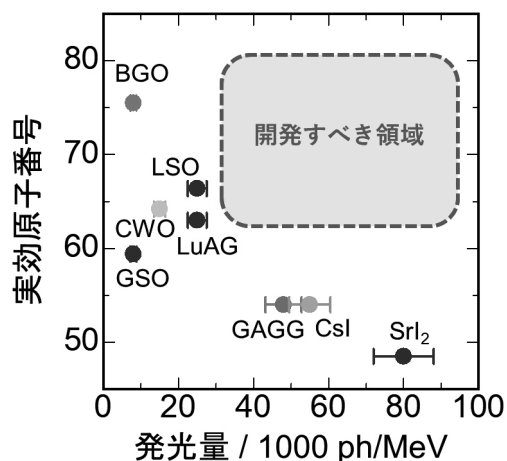


図 10 代表的な無機シンチレータの発光量と実効原子番号の関係

謝辞

本調査研究を行うにあたり，田中真人元研究グループ長，藤原健上級主任研究員に多くのご指導をいただきました。また分析計測標準研究部門 放射線イメージング

計測研究グループ，先進ビーム研究グループの皆様にご助言を頂きました。ここに心より感謝の意を表します。

参考文献

- 1) W. C. Röntgen, *Science*, 3, 227 (1896).
- 2) W.C. Röntgen, *Nature*, 53, 274 (1896).
- 3) M. Ueaska, K. Dobashi, T. Fujiwara, C. Pei, W. Wu, J. Kusano, N. Nakamura, M. Yamamoto, E. Tanabe, S. Ohya, Y. Hattori, I. Miura, H. Honma, M. Ishida, and Y. Kimura: *J. Phys. B At. Mol. Opt. Phys.* 47, 234008 (2014).
- 4) M. Uesaka, I. Ozawa, Y. Kusumawati, Y. Mitsuya, T. Shiba, *Mod. Environ. Sci. Eng.*, 6, 72 (2020).
- 5) M. Uesaka, K. Dobashi, Y. Mitsuya, J. Yang, J. Kusano, Highway PC Bridge Inspection by 3.95 MeV X-Ray/Neutron Source, in: *Comput. Optim. Tech. Appl.*, IntechOpen, 2021.
- 6) B.L. Henke, E.M. Gullikson, J.C. Davis, *At. Data Nucl. Data Tables*, 54, 181 (1993).
- 7) H. Muramatsu, K. Nagayoshi, T. Hayashi, K. Sakai, R. Yamamoto, K. Mitsuda, N.Y. Yamasaki, K. Maehata, T. Hara, *J. Low Temp. Phys.*, 184, 91 (2016).
- 8) B. Albert, R. Willardson, E. Weber, *Semiconductors for Room Temperature Nuclear Detector Applications*, Elsevier Science, 1995.
- 9) K. Hitomi, T. Onodera, T. Shoji, *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A Accel. Spectrometers, Detect. Assoc. Equip.*, 579, 153 (2007).
- 10) T. Yanagida, *Proc. Japan Acad. Ser. B*, 94, 75 (2018).
- 11) L. Salonen, *Sci. Total Environ.*, 130–131, 23 (1993).
- 12) Y. Shirakawa, *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B Beam Interact. with Mater. Atoms*, 263, 58 (2007).
- 13) G.F. Knoll, *Proc. IEEE*, 71, 320 (1983).
- 14) R. Nutt, *Mol. Imaging Biol.*, 4, 11 (2002).
- 15) J. Glodo, Y. Wang, R. Shawgo, C. Brecher, R.H. Hawrami, J. Tower, K.S. Shah, *Phys. Procedia*, 90, 285 (2017).
- 16) M.R. Farukhi, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 29, 1237 (1982).
- 17) D. Mannes, F. Schmid, J. Frey, K. Schmidt-Ott, E. Lehmann, *Phys. Procedia*, 69, 653 (2015).
- 18) C.W.E. van Eijk, *Phys. Med. Biol.*, 47, R85 (2002).
- 19) D.J. Robbins, *J. Electrochem. Soc.*, 127, 2694 (1980).
- 20) A. Lempicki, A.J. Wojtowicz, E. Berman, *Nucl. In-*

- struments Methods Phys. Res. Sect. A*, 333, 304 (1993).
- 21) P.A. Rodnyi, P. Dorenbos, C.W.E. van Eijk, *Phys. Status Solidi*, 187, 15 (1995).
- 22) P. Dorenbos, *J. Lumin.*, 91, 155 (2000).
- 23) P. Dorenbos, *Opt. Mater. X*, 1, 100021 (2019).
- 24) H. Nanto, *Sens. Mater.*, 30, 327 (2018).
- 25) H. Nanto, T. Araki, M. Daimon, E. Kusano, A. Kinbara, K. Kawabata, Y. Nakano, *Radiat. Prot. Dosimetry*, 100, 385 (2002).
- 26) A. Lakshmanan, N. Murase, T. Yazawa, J. Qiu, T. Mitsuyu, K. Hirao, A. Tomita, W. Hoffmann, *Radiat. Meas.*, 33, 119 (2001).
- 27) N. Kurata, N. Kubota, Y. Takei, H. Nanto, *Radiat. Prot. Dosimetry*, 119, 398 (2006).
- 28) P. Leblans, D. Vandenbroucke, P. Willems, *Materials*, 4, 1034 (2011).
- 29) A. Hata, Y. Yamada, R. Tanaka, M. Nishino, T. Hida, T. Hino, M. Ueyama, M. Yanagawa, T. Kamitani, A. Kurosaki, S. Sanada, M. Jinzaki, K. Ishigami, N. Tomiyama, H. Honda, S. Kudoh, H. Hatabu, *Korean J. Radiol.*, 22, 634 (2021).
- 30) A. Tsukamoto, S. Yamada, T. Tomisaki, M. Tanaka, T. Sakaguchi, H. Asahina, M. Nishiki, 388 (1998).
- 31) R. A. Street, S. E. Ready, K. Van Schuylenbergh, J. Ho, J. B. Boyce, P. Nysten, K. Shah, L. Melekhov, H. Hermon, *J. Appl. Phys.*, 91, 3345 (2002).
- 32) K. Takagi, K. Toyoda, H. Kase, T. Takagi, K. Tabata, T. Terao, H. Morii, A. Koike, T. Aoki, M. Nogami, K. Hitomi, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 68, 2435 (2021).
- 33) A. Howansky, A. Mishchenko, A.R. Lubinsky, W. Zhao, *Med. Phys.*, 46, 4857 (2019).
- 34) M. Spahn, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, 731, 57 (2013).
- 35) L. Liu, M. Lu, W. Cao, L. Peng, A. Chen, Improving detector spatial resolution using pixelated scintillators with a barrier rib structure, in: D. Kontos, T.G. Flohr, J.Y. Lo (Eds.), 2016: p. 978315.
- 36) T. Yanagida, K. Kamada, Y. Fujimoto, H. Yagi, T. Yanagitani, *Opt. Mater.*, 35, 2480 (2013).
- 37) T. Yanagida, A. Yoshikawa, A. Ikesue, K. Kamada, Y. Yokota, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 56, 2955 (2009).
- 38) H. Kimura, F. Nakamura, T. Kato, D. Nakauchi, N. Kawano, G. Okada, N. Kawaguchi, T. Yanagida, *Optik*, 157, 421 (2018).
- 39) H. Kimura, T. Kato, D. Nakauchi, N. Kawaguchi, T. Yanagida, *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B*, 478, 137 (2020).
- 40) H. Kimura, T. Kato, S. Yamamoto, D. Nakauchi, N. Kawaguchi, T. Yanagida, *J. Mater. Sci. Mater. Electron.*, 32, 6304 (2021).
- 41) D. Onoda, H. Kimura, T. Kato, D. Nakauchi, N. Kawaguchi, T. Yanagida, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 60, 122009 (2021).
- 42) H. Kimura, T. Kato, D. Nakauchi, N. Kawaguchi, T. Yanagida, *Opt. Mater.*, 100, 109660 (2020).
- 43) H. Kimura, F. Nakamura, T. Kato, D. Nakauchi, G. Okada, N. Kawaguchi, T. Yanagida, *Sens. Mater.*, 30, 1555 (2018).
- 44) J. Kataoka, A. Kishimoto, T. Fujita, T. Nishiyama, Y. Kurei, T. Tsujikawa, T. Oshima, T. Taya, Y. Iwamoto, H. Ogata, H. Okochi, S. Ohsuka, H. Ikeda, S. Yamamoto, *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A*, 784, 248 (2015).
- 45) H. Nanto, G. Okada, K. Hirasawa, Y. Koguchi, W. Shinozaki, S. Ueno, Y. Yanagida, F. D'Errico, T. Yamamoto, *Sens. Mater.*, 34, 757 (2022).
- 46) F. Nakamura, T. Kato, G. Okada, N. Kawaguchi, K. Fukuda, T. Yanagida, *J. Eur. Ceram. Soc.*, 37, 1707 (2017).
- 47) S. Baba, K. Ohmori, Y. Mito, T. Tanoue, S. Yano, K. Tokumori, F. Toyofuku, S. Kanda, *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A*, 458, 262 (2001).

