図・本館

荷電粒子放射線分布の画像化に関する研究

名古屋大学図書
和 1051240

飯田　孝夫

目　　次

第Ⅰ章　序論　1

Ⅰ．1　本研究の意義　1
Ⅰ．2　放射能・放射線分布の画像化の歴史的背景　2
Ⅰ．3　本研究の目的及び構成と内容　5

第Ⅱ章　α線イメージング装置　9

Ⅱ．1　緒言　9
Ⅱ．2　α線イメージング装置　10
Ⅱ．2．1　α線イメージング装置製作上の問題点　10
Ⅱ．2．2　α線イメージング装置の動作原理　11
Ⅱ．2．3　α線イメージング装置の製作　13
Ⅱ．2．4　基礎特性　14
（1）バックグラウンド光　14
（2）画像の歪み　15
（3）出力面上の光利得の不均一性　15
（4）α線に対する位置分解能　16
Ⅱ．3　PuO_2 粒子の迅速測定　17
Ⅱ．3．1　試料の作成法　17
Ⅱ．3．2　Rn娘核種が混在しているときの PuO_2 粒子の迅速判別法　17
Ⅱ．3．3　PuO_2 粒子汚染事故への応用に対する検討　20
Ⅱ．4　PuO_2 粒子径分布測定　20
Ⅱ．4．1　粒子径測定法と手順　20
Ⅱ．4．2　PuO_2 粒子のオートラジオグラフ　22
Ⅱ．4．3　スポット径と露出時間との関係　22
Ⅱ．4．4　結果の検討　23
Ⅱ．5　結言　25

第Ⅲ章　β線放出核種イメージング装置　27

Ⅲ．1　緒言　27
Ⅲ．2　β線放出核種イメージング装置　27
Ⅲ．2．1　β線イメージング装置の動作原理　27
Ⅲ．2．2　β線イメージング装置の製作　28
Ⅲ．2．3　基礎特性　29

（1）バックグラウンド光 29
（2）画像の歪み 30
（3）出力面上の光利得の不均一性 31
（4）位置分解能 31
Ⅲ．3　低エネルギーβ線に対するβ線イメージング装置の動作特性 33
Ⅲ．3．1　蛍光膜とβ線源 33
（1）ZnS(Ag) 蛍光膜 34
（2）アントラセン蛍光膜 35
（3）プラスチックシンチレーター 37
（4）β線源の種類と強度 37
Ⅲ．3．2　^{14}Cβ線に対するβ線イメージング装置の動作特性 39
（1）撮影方法と手順 39
（2）撮影結果 39
（3）蛍光膜の種類と厚さの違いによる発光量の差 39
Ⅲ．3．3　^{3}Hβ線に対するβ線イメージング装置の動作特性 42
（1）撮影方法と手順 42
（2）撮影結果 42
（3）蛍光膜の種類と厚さの違いによる発光量の差 44
Ⅲ．3．4　^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線に対する動作特性の比較 45
Ⅲ．3．5　^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線フラックスに対する検出下限 46
Ⅲ．4　α線・β線マクロオートラジオグラフィ 48
Ⅲ．4．1　α線オートラジオグラフィへの応用 49
Ⅲ．4．2　β線オートラジオグラフィへの応用 51
Ⅲ．5　結言 56
Ⅲ．5．1　β線イメージング装置の将来への発展性 56
Ⅲ．5．2　β線イメージング装置のまとめ 57

第Ⅳ章　荷電粒子画像モニター装置 59

Ⅳ．1　緒言 59
Ⅳ．2　荷電粒子画像モニター装置 59
Ⅳ．2．1　画像モニター装置の構成 59
（1）放射能・放射線検出系 60
（2）撮像系 61
（3）画像積算系 61
（4）画像処理系 63
Ⅳ．2．2　画像モニター装置の基礎特性 63
（1）バックグラウンドノイズ 63
（2）画像の歪み 64
（3）画像の一様性 65

（４）位置分解能 67
Ⅳ．３　荷電粒子に対する動作特性 69
Ⅳ．３．１　α線に対する動作特性 70
Ⅳ．３．２　β線に対する動作特性 71
（１）^{14}Ｃβ線フラックスの検出下限 71
（２）^{3}Ｈβ線フラックスの検出下限 72
（３）画像モニター装置とβ線子メージング装置の^{14}Ｃと^{3}Ｈのβ線に対する感度の比較 73
Ⅳ．４　マクロオートラジオグラフの積算画像 74
Ⅳ．４．１　β線オートラジオグラフの積算画像 75
Ⅳ．４．２　β線オートラジオグラフィの分野での画像モニター装置の可能性 78
Ⅳ．５　積算画像データの画像処理 78
Ⅳ．５．１　擬似カラー表示 79
Ⅳ．５．２　均一補正処理 79
Ⅳ．５．３　ノイズ除去 81
（１）低レベルカット処理 81
（２）孤立点除去 82
（３）平滑化処理 82
（４）画面演算処理 83
Ⅳ．５．４　画像出力表示の形式 84
（１）濃度等高線表示 84
（２）拡大出力画像表示 84
（３）反転画像表示 85
（４）三次元出力表示 85
Ⅳ．５．５　積算画像データの定量的処理 87
（１）濃度頻度 87
（２）プロファイル 87
（３）関心領域（ＲＯＩ）の抽出 88
（４）スポット抽出 89
Ⅳ．６　Ｐｕ汚染の検出と粒子径分布の評価 90
Ⅳ．６．１　実験に使用したＰｕ汚染試料 90
Ⅳ．６．２　Ｐｕ汚染の迅速検出 90
Ⅳ．６．３　Ｐｕ試料の積算画像データの処理 95
（１）α線の計数効率 95
（２）放射能の評価 96
（３）PuO_2粒子径分布 98
（４）PuO_2粒子径分布測定法の比較 98
Ⅳ．６．４　実際の応用上の問題点 100
Ⅳ．７　結言 101

第Ⅴ章　結論　103

付録　105

A．α線による発光とバックグラウンド光の定量的比較　105
B．ZnS(Ag) 蛍光膜の残光性　106
C．ポラロイド TYPE 665 フィルムの特性曲線　108
D．測定に使用したβ線源のフラックスの測定　110
E．^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線による ZnS(Ag)蛍光膜の発光量の比較から ^{3}Hβ線源のフラックスの推定　111
F．機械語による擬似カラー表示　112
G．α線放出核種用の均一性補正用基準画像の作成法　113
H．PuO_2 粒子径分布測定法の比較　114

謝辞　115

参考文献　116

本論分を構成する著者の発表論文と参考論文　126

第Ⅰ章　序論

Ⅰ．1　本研究の意義

放射能・放射線の測定は，長い間，強度・エネルギー分布を求めることが主な研究対象であった。しかし，今日，プルトニウム（Ｐｕ）汚染検出，α線・β線オートラジオグラフィ，中性子ラジオグラフィ，医療用画像工学等の分野で迅速に位置分布情報を得ることが要求されている。特に，保健物理計測の立場からは，α線放出核種やβ線放出核種による表面汚染や空気汚染の迅速な検出は重要な課題である。

α線放出核種の汚染の内で，放射線管理上特に重要な核種はプルトニウム（Ｐｕ）である。近年，新型転換炉や高速増殖炉の開発に従い，多量のＰｕが核燃料として取り扱われるようになってきている。使用済み核燃料からのＰｕの回収や，Ｐｕ燃料加工工程において，作業者の主な危険は大変微小なＰｕ粒子（主にPuO_2 粒子）の吸入である（ Hunt et al.　1965）。Ｐｕはα線放出核種で半減期が長く，体内に吸入・摂取された場合，内部被曝により人体への身体的・遺伝的影響が大きい。従って，Ｐｕ取り扱い施設内でのPuO_2 の汚染管理は重要な問題である。Ｐｕを扱う施設では，PuO_2 汚染の検出にエリアモニター，ハンドフットクロスモニター，α線サーベイメーターで行っている（中田他 1977）。しかしながら，空気中には^{222}Rnや^{220}Rnから生成する ^{218}Po，^{214}Po や ^{212}Bi 等のα線放出核種が存在する。これらの核種が何らかの過程で局所的に捕集され，PuO_2 汚染であるかのような様相を呈することがある（池辺他 1981,1982）。このため，Ｐｕを扱う施設では，異常なα計数が起こった場合，全工程を停止し， その計数が PuO_2 汚染に起因するものか，Ｒｎ娘核種の崩壊に伴うα線か，その判別を待たなければならない。従業員のPuO_2 粒子の吸入被曝への不安を早く除くために，また工程の作業能率を改善するために，自然α放射能とPuO_2 汚染を迅速に判別することは重要な問題である。さらに，PuO_2 粒子汚染と判別した場合，吸入したPuO_2 粒子径によって肺への沈着部位が違う（Task　1966）ので，Ｐｕ取り扱い施設内で被曝評価をするためには，簡単に迅速に実施できるPuO_2 粒子径分布測定法が放射線管理上望まれる。

β線放出核種による表面汚染や空気汚染の場合も，放射線管理上汚染核種が粒子状をしているかどうか，粒子状であればその粒子径分布が被曝評価上問題となる（Pelletier et al. 1964; 松井　1970）。また，今後，核融合エネルギー開発の進展に伴って，トリチウム（ ^{3}H）の取り扱われる量が著しく増大することが予想されるため，β線放出核種の内で ^{3}Hの汚染管理が特に重要な問題となってくる。空気中の ^{3}Hのモニターや水中の ^{3}Hのモニターは電離箱や液体シンチレションカウンターおよびプラスチックシンチレーショ

ンカウンターで，その目的が一応達成されている（Moghissi et al. 1969; Osborne 1970 ; NCRP 1976; 佐藤　1986; Chiles 1987）。一方，^{3}Hの汚染管理面で，^{3}Hの表面汚染検出には，薄窓型ガスフロー比例計数管（佐藤　1986）やプラスチックシンチレーションカウンターが用いられている。これらの装置はいずれも隔離膜を用いているため，^{3}Hの低エネルギーβ線はその膜で殆ど止められてしまう。従って，これらの装置は^{3}H汚染検出には，その機能を十分に発揮していない。^{3}Hの表面汚染を検出することも重要であるが，その汚染状況を把握することも大切である。そのためには，^{3}Hの位置分布を画像化する装置が有効な手段となる。

放射能・放射線の位置分布情報を得る手段は，これまでX線フィルムを用いるα線・β線オートラジオグラフィが主流であった（Gahan 1972）。X線フィルムオートラジオグラフィで充分な画像を得るには長い露出時間を要し，フィルム濃度から放射能分布を求めている。このため，正確な評価は困難であった。オートラジオグラフ画像を得るのに要する時間を短縮したり，α線やβ線の飛跡が１本１本撮影できる手段が開発されれば，放射能分布の定量的評価が容易になる。

更に，α線やβ線の位置分布画像がディジタル化された積算画像として得られる装置が開発されれば，放射能・放射線分布の様子を迅速に自動的にＴＶ画面上に得ることができる。ＴＶ画像化は放射能・放射線分布を定性的だけでなく，定量的な評価を可能にする。

Ｉ．２　放射能・放射線分布の画像化の歴史的背景

放射能・放射線分布の画像化の歴史は古く，α線・β線オートラジオグラフィの分野で，これまでX線フィルムを用いる方法が主流であった（Gahan 1972）。X線フィルムで充分なオートラジオグラフ画像を得るには，通常の放射性核種を投与した試料では一週間以上の長い露出時間をかけて行われている。放射能の定量はフィルム濃度で行われる。α線オートラジオグラフィの露出時間を短縮する目的で，ポラロイドフィルムを用いた ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィが Hsiehら（1965）により開発され，松岡ら（1967, 1968）によって実用化された。この方法はα線を ZnS(Ag)蛍光膜で光に変換し，ポラロイドフィルムに撮影する。この方法の露出時間は１時間で済む。しかし，放射能の定量はフィルム濃度で行われる。α線オートラジオグラフィに有効であった ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィはβ線オートラジオグラフィの増感には無力であった（松岡 1969b）。最近，α線オートラジオグラフィに固体飛跡検出器（ＳＳＴＤ）を用いる方法が石榑により報告されている（Ishigure　1985）。この方法はＳＳＴＤ上に入射したα線のエッチピット密度分布で画像を得る。十分な画像を得るには約１日の露出が必要である。エッチピットを計数するため，放射能分布の定量はフィルム法より正確である。

α線・β線オートラジオグラフィの保健物理的応用として，放射性粒子の粒子径分布の測定がある。特に，PuO_2 粒子のような比放射能が高いα線放出核種の粒子径分布測定はオートラジオグラフィが有用である。初期の頃，Leary (1951) や Moss ら (1961) はオートラジオグラフィに原子核乾板を利用してPuO_2 粒子径を決めていた。この方法では，顕微鏡でα線トラック数を計数し，粒子径に変換する。粒子径は正確に求められるが，手続きが煩雑である。簡便で比較的迅速な方法として， ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィが Sherwood と Stevens (1963) により開発された。この方法はフィルター試料とX線フィルムの間に ZnS(Ag)蛍光膜を挿入してPuO_2 スポットを撮影し，そのスポット径からPuO_2 粒子径を求める。この方法は，さらにX線フィルムの代わりにポラロイドフィルムを使用することで，取り扱いがより簡単になった（ Tanaka et al. 1971; 大畑他 1972; 小泉他 1979）。しかしながら， ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィは原子核乾板より迅速であるが，それでもPuO_2 粒子径分布を求めるには，緊急を要する場合でも数時間から1日以上の露出が必要である（小泉他 1979）。

中性子ラジオグラフィ（Berger 1965）の分野でも，これまでX線フィルムを用いる方法が主流であった。写真フィルムで充分なラジオグラフ像を得るには中性子の高フラックス場での長い露出時間を要した。近年，中性子ラジオグラフィの分野でもX線フィルムの代わりにＳＳＴＤを用いたり（Ikeda et al. 1989），テレビ画像化してその画像を計算機処理することが進められている（藤根他 1984; 中沢 1987; 和田 1987; Anisimov et al. 1988）。

ラジオグラフィの分野とは別に，放射線の位置検出器としては，シリコン半導体位置検出器（Lamport et al. 1976; Kemmer and Lutz 1988; Yanagimachi et al. 1989; Becker et al. 1989; Holl et al. 1989），多線式比例計数管（Bellazzini er al. 1983,1985; Bateman 1984,1987; 満仲 1986; Van Ejik et al. 1988），スパークチェンバーまたはアバランシェチェンバー（Aoyama and Watanabe 1978, 1980; Anderson 1980; Bateman et al. 1985; Peisert et al. 1986; Bellazzini et al. 1986; Seidel et al. 1988; Dominik et al. 1989），ガスシンチレーション比例計数管（Sims et al. 1984; Simons et al.1988; Okx et al. 1988 ），シンチレーション計数管（Palmer and Prince 1987; Annand et al. 1987; Dean et al. 1988）などが報告されている。シリコン半導体位置検出器は重荷電粒子やα線を，多線式比例計数管やアバランシェチェンバーやガスシンチレーション計数管はX線やβ線を，シンチレーション計数管はX線や宇宙線を検出対象にしいる。Anderson (1980) はスパークチェンバーをα線イメージングモニターとして利用している。しかし，これら総ての装置の位置分解能は約 1 mm～2 mm とあまり良くない。また，Ｓ／Ｎ比も良くない。これらの位置検出器は，計数ガスを大気から隔離するためや検出部の遮光のために，アルミ蒸着マイラー等が窓として用いられ，トリチウム（ ^3H）の表面汚染には殆ど使用できない。

1970年代後半から，これらの検出器とは違った新しいタイプの放射線位置検出器が開発されるようになった。ＭＣＰ（Microchannel plate）を利用した放射線位置検出器とＭＣＰイメージインテンシファイアを利用した位置検出器である。ＭＣＰは二次電子放出率の高い高鉛ガラスを材質とする内径が約 10 μm のチャンネルが数10万本集合した構造のプレートである（Galanti et al. 1971; Timothy 1975,1981; Pietri 1977; Dhawan and Majka 1977; Wiza 1979）。位置の読み出しは抵抗陽極か半導体位置検出器等が用いられている（Malinowski 1981; Firmani and Ruiz 1982; Allington-Smith et al. 1985; Timothy 1985; Schwarz and Lapington 1985; Yamamoto et al. 1985; Sigmund et al. 1987; Clampin and Edwin 1987; Lapington et al. 1987,1988; Sobottka et al. 1988; Fraser et al. 1988; Williams and Sobottka 1989）。ＭＣＰを用いた検出器の位置分解能は非常に良く 20～30 μm である。構造上，Ｘ線の位置分布検出を対象としている。暗視野用のＭＣＰイメージインテンシファイアを用いた位置検出器としては，Yin ら（1978,1979a,1979b,1980）の Lixi scope（Low Intensity X-ray Imaging Scope） や Reesら（1980），Fishman（1981）が報告している。彼らの装置は比較的高フラックスのＸ線や光子を対象としていた。著者の装置もこの分野に属する。著者らの開発したα線イメージング装置，β線放出核種イメージング装置，荷電粒子画像モニター装置は，これに対して，微弱なα線やβ線フラックスを対象としている。

放射線や光の位置分布のＴＶ画像化は多くの分野で進められている。高感度ＴＶカメラの開発とＴＶ画像の計算機処理法の発達によりその進歩は著しい。放射線や光の位置分布のテレビ画像化はＸ線の位置分布画像（Arndt 1982; Kalata 1982; Gruner et al. 1982; Lumb et al. 1984; Chappel and Murray 1984; Matsushima et al. 1987; Strauss et al. 1987; Bateman 1988），荷電粒子線の位置分布画像（Theiberger et al. 1981; Binns et al. 1983,1986; Ruchti et al. 1986; Aderholz et al. 1986; Konaka et al. 1987; Davis et al. 1989 ），中性子ラジオグラフィ（藤根他 1984; 和田 1987; 中沢 1987; Anisimov et al. 1988），医療診断におけるＸ線画像（宮原他 1984），ガンマカメラ画像（Short 1984; Condon 1984; 熊野 1984; 和迩 1985; Clinthorne et al. 1987; Lacy et al. 1988），断層画像（放医研 1983; Litton et al. 1984; 高橋 1984; 田中 1985; 野原 1985; 上村 1985; 山崎 1985; 飯沼 1987; Angelini et al. 1988; Jones 1988; Muehllenhner et al. 1988; Derenzo et al. 1988），天文学における微弱な星の画像（Alighieri et al. 1985），電子顕微鏡の画像（Matsuda et al. 1980; Eyling et al. 1985）等の分野で，進められている。これらの分野で扱う放射線や光のフラックスは比較的高く，テレビ画像化も容易である。その他にも，放射線空間分布の画像を目的とした装置の開発（宮尾他 1988）や著者らの装置と同じく，ＭＣＰイメージインテンシファイアとＴＶカメラを組み合わせて，β線オートラジオグラフィの画像化を目的とした装置の開発も進められている（Charon et al. 1988; 大須賀他 1988）。得られる

テレビ画像の計算機処理も多くの分野で研究・利用されている（Bords et al. 1983; 木下 1984; 松山 1984; Sugimoto and Ichioka 1986; Lewellen et al. 1986; 花木 1988）。特に，医用画像工学における画像処理技術は進んでいる（放医研 1983; Litton et al. 1984; 熊野 1984; 飯沼 1987; 松山 1984; 和迩 1985）。

特殊な位置検出器として，光増倍と位置分布が同時に得られる２次元光子計数管の開発が浜松ホトニクス（株）で進められている（Kume et al. 1985a,1985b,1986; Takasaki et al. 1987; Suzuki et al. 1988）。

Ｉ．３　本研究の目的及び構成と内容

本研究の目的は，プルトニウム（Ｐｕ）汚染検出，α線・β線オートラジオグラフィ等の分野での迅速に位置分布情報を得ることに対する要求に合った画像装置の開発である。この目的で，本研究では，放射能・放射線分布を画像化できる新しいタイプの放射線位置検出器の開発・研究を行ってきた。研究内容は：（１）α線イメージング装置の開発，（２）β線放出核種イメージング装置の開発，（３）荷電粒子画像モニター装置の開発，である。

本論文は５章からなる。第Ｉ章は序論，第Ⅱ章はα線イメージング装置，第Ⅲ章はβ線放出核種イメージング装置，第Ⅳ章は荷電粒子画像モニター装置，第Ｖ章は結論，の構成である。

以下に各章の概要を記す。

第Ｉ章では，放射能・放射線分布の画像化に関する研究の意義，歴史的な背景，研究の目的及び論文の構成と内容について述べる。

第Ⅱ章（本論文を構成する著者の発表論文番号［1. Iida et al 1983; 2. Iida et al. 1985］，以下同様）では，酸化プルトニウム（PuO_2）粒子汚染の迅速検出を目的に開発したα線イメージング装置について述べる。α線イメージング装置は ZnS(Ag)蛍光膜，テーパーファイバー，イメージインテンシファイア，テーパーファイバー，ポラロイドフィルムから成っている。１本１本のα線によるスポット像を容易にポラロイドフィルム上に得ることができる。

イメージインテンシファイアの光利得はポテンシオメーターで4000～57000 倍の間で調節できる。イメージング装置のバックグラウンドの要因は，イメージインテンシファイアのバックグラウンド光と蛍光膜の自然放射線による発光である。α線像を撮影する時は問題にならない。画像の歪みは全体の糸巻歪みと周辺の不規則な歪みがある。歪み率は全体で 2.5%であった。画像には光利得が中央の 1／10と，低い箇所が存在する。その部分はＭＣＰの管構造と電子の入射角が一致する領域である。装置のα線に対する位置分解能は

3 lp(line pairs) mm^{-1} (0.17 mm) 以上である。

Ｐｕ取扱施設内でα汚染が生じた場合，それがPuO_2 粒子なのかラドン（Ｒｎ）娘核種に起因するのか迅速に判別する必要がある。イメージング装置は光利得を調節することで，PuO_2 粒子だけ観測できるので，Ｒｎ娘核種が混在していても迅速にPuO_2 粒子を判別して検出できる。

α線イメージング装置で得られるポラロイド写真のPuO_2 粒子スポット径の測定からPuO_2 粒子径分布を求めることができる。スポットの撮影時間は ZnS(Ag)オートラジオグラフィックカメラ法と較べて 1/30 と短縮できるが，スポット径を顕微鏡で計測しているので本質的な改良になっていない。

第Ⅲ章［3. Iida and Ikebe 1986; 4. Iida et al. 1987］ では，トリチウム（^3H）の表面汚染の検出の新しい手段となりうるβ線放出核種イメージング装置について述べる。試作したβ線イメージング装置はα線イメージング装置と，上下逆の構造になっている点を除くと，構造的にはほぼ同じである。改良されたイメージインテンシファイアを使用したので，光利得の不均一性は暗い部分が中央部の 2／3 に改善されている。この程度の不均一性は，β線放出核種分布を撮影する場合，殆ど影響しない。 装置固有の位置分解能は 6 lp mm^{-1} (0.08 mm) 以上である。

β線イメージング装置のβ線に対する動作特性を^{14}Cと ^3Hのβ線について蛍光膜の種類と厚さ変えて定量的に調べた。β線に対しても，厚さ 5～10 mg cm^{-2} の ZnS(Ag)蛍光膜が一番発光量が多く，有効である。^{14}Cと ^3Hのβ線の発光量差は平均エネルギーの差で説明できる。^{14}Cのβ線に対する検出下限は，β線フラックス 7.3 $s^{-1}cm^{-2}$であった。このβ線フラックスは法令で定められている表面密度限度の約 1/3である。一方，^3Hのβ線に対する検出下限は 83 s^{-1} cm^{-2} のβ線フラックスであった。β線に対する検出下限はイメージインテンシファイアのバックグラウンド光に依存する。^3Hのβ線の検出下限は^{14}Cのβ線より１桁高い。この違いは平均エネルギーの差で説明できる。このように，β線イメージング装置は低エネルギーβ線放出核種，特に ^3Hによる表面汚染検出の新しい手段となり得る。

β線イメージング装置はβ線オートラジオグラフィだけでなくα線オートラジオグラフィにも利用できる。Ｐｕのα線オートラジオグラフは１分から10分の露出で画像を得ることができる。α線スポット分布からＰｕ分布の推定も可能である。β線オートラジオグラフは，２分の露出でおおよその画像が得られ，露出時間16分でＸ線フィルムオートラジオグラフと遜色ない画像が得られる。このように，イメージング装置を用いると，短時間でα線・β線オートラジオグラフを得ることができる。しかし，放射能分布の定量法はフィルム濃度から求めるため，この点はＸ線フィルムオートラジオグラフィから進歩していない。

第Ⅳ章［5. Iida 1988; 6. 飯田他 1988; 7. Iida et al. （印刷中）］ では，α線や

β線放出核種の放射能だけでなく位置情報もＴＶ画像化できる新しいタイプの放射線位置検出器である荷電粒子画像モニター装置について述べる。荷電粒子画像モニター装置は，前述のα線イメージング装置やβ線イメージング装置を改良した装置である。画像モニター装置は放射能・放射線分布が次第に明確になっていく様子を目で確認できる。さらに，画像の迅速な定性的・定量的評価ができる。

画像モニター装置は放射線検出部，シリコンインテンシファイアターゲット（ＳＩＴ）カメラ，ビデオフレームメモリー，パーソナルコンピューターから成っている。ＳＩＴカメラで撮像された瞬間瞬間の画像はビデオモニター上で見ることができる。カメラコントロールからの映像信号は試作のビデオフレームメモリーにフレーム毎に積算される。次第に明確になっていく積算画像は別のビデオモニターに映される。積算画像はパーソナルコンピューターに転送して，画像処理される。

画像モニター装置のバックグラウンドはイメージインテンシファイアのバックグラウンド光が主要因である。得られる画像の歪みは約 5%であった。画像の均一性は良くない。α線に対して，画像の端の計数は中央部分の 1/2であった。β線に対する不均一性はα線よりさらに悪く，端の計数は中央部分の 1/10 であった。この主な原因は，イメージインテンシファイアの出力面がファイバーオプティクスのため，出力面で光が指向性を有するためと考えられる。画像の不均一性はこの装置の一番重要な問題である。それ故，得られる画像を均一性補正をする必要がある。画像モニター装置の位置分解能は 2.0 lp mm^{-1}（0.25mm）であった。この値は，β線イメージング装置 5 lp mm^{-1}（0.1 mm）より悪い。これはフレームメモリーの記憶容量に原因がある。

画像モニター装置ではα線スポットの分布像は簡単に得られる。画像処理により，全体あるいは一部の放射能を求めることも可能である。^{14}Ｃβ線に対する検出下限は積算時間を長くすることで，どんな微弱なβ線フラックスでも十分に検出可能である。ビデオ信号を２値化してバックグラウンド信号を除去できるので，β線イメージング装置より改善される。^{3}Ｈのβ線に対する検出下限は積算時間を長くしても，弱い 83 $s^{-1}cm^{-2}$ のβ線フラックスを辛うじて検出できるだけである。この理由は，ビデオ信号を２値化しても，映像信号がバックグラウンド信号と同程度のため，有効にバックグラウンドを除去できないことによる。^{3}Ｈの画像を平滑化処理後，同一条件で撮像されたバックグラウンド画像を差し引く画面演算処理をすれば，β線イメージング装置より ^{3}Ｈの検出下限は改善される。このことは，画像モニター装置が，イメージング装置と同じように，低エネルギーβ線放出核種による表面汚染の検出に利用可能であることを示している。

画像モニター装置で得られるオートラジオグラフの積算画像はディジタル化されているので，画像処理が容易である。画像処理は医用画像工学等で種々の画像処理技術が報告されているが，本研究では放射能分布の積算画像を処理するため，独自のプログラムを作成した。前処理プログラムとして；擬似カラー表示，均一性補正処理，ノイズ除去（低レベ

ルカット処理，孤立点除去，画面演算処理），画像出力表示の形式として；濃度等高線画像，拡大出力画像，反転画像，３次元出力表示，積算画像データの定量的処理として；濃度頻度，プロファイル，関心領域（ＲＯＩ：Region of interest）の抽出，スポット抽出と種々の画像処理プログラムを作成した。これらの画像処理プログラムは処理時間と表示時間を短縮するため総て機械語で作成した。

画像モニター装置をＰｕ汚染試料上のPuO_2粒子径分布測定に応用した。積算画像の処理からPuO_2粒子径と全放射能を迅速に求めることができる。全放射能は表面障壁型半導体検出器（ＳＳＤ）で測定された値と比較的良く一致する。このことは画像モニター装置のＲＯＩ処理で得られる放射能は信頼できることを意味する。PuO_2粒子径分布はこれまでの顕微鏡を用いてスポット径を測る手間を省き，画像処理で簡単に求めることができる。このように，画像モニター装置は迅速なPuO_2粒子径分布測定には威力を発揮する。

画像モニター装置はイメージング装置より画質が悪い。これはＴＶ画像の画素を 256X256から512X512に細かくすれば改善できる。画像の不均一性も，画像の取り込み法として画像の重心で１カウントだけメモリーに取り込む回路を組めば，ある程度改善できる。

第Ｖ章は，本論文の総括で，得られた成果を簡潔にまとめて述べる。

第Ⅱ章　α線イメージング装置

Ⅱ．1　緒言

核燃料取り扱い施設内でα汚染が起きた場合，次の２つの問題が生じる。大気中には，α放射体であるＲｎとその娘核種が存在している。そのため，α汚染が生じた場合，第１にその汚染が本当にＰｕ汚染かどうか迅速に判別する必要がある（Hunt et al　1965; 池辺他　1982）。Ｐｕ汚染と判別した場合，第２に作業環境中の放射性粒子の粒度分布の把握が内部被曝線量評価上必要となる（Task 1966; NCRP 1975）。

現在，動力炉・核燃料開発事業団のＰｕ燃料開発施設では，モニターや検出器が異常なα計数を示したとき，２種類の検出法でＰｕ汚染とＲｎ娘核種の判別を行っている。第１の判別法として，Ｓｉ表面障壁型半導体検出器（ＳＳＤ）と多重波高分析器により，Ｐｕのα線のエネルギー範囲のみの計数を行う。しかしながら，フィルター試料中へのダストの潜り込みにより，得られるα線のエネルギースペクトルは広がる。このため，ＳＳＤではＰｕ汚染とＲｎ娘核種を迅速に，明確に判別することは困難である。最終的なＰｕ汚染とＲｎ娘核種の判別法としては，ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィが用いられている。この技術は Hsiehら（1965）により開発され，Tanakaら（1971）と小泉ら（1979）によりＰｕ取り扱い施設内で簡便に利用できる装置へ改良された。

Ｐｕ燃料製造工程において，ＰｕはＰｕO_2 粒子で取り扱われる（Wick　1967）。もし ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィでポラロイドフィルム上にスポットが得られるならば，そのα放射能はＰｕO_2 粒子起源である。 ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィは，　ＰｕO_2 粒子をスポット像として検出するには，数 10 本のα線が必要である（小泉他 1979）。ＰｕO_2 汚染事故時に検出されるＰｕO_2 粒子は粒子径分布を持つ（大畑他 1975; NCRP 1975）。粒子径が小さい場合は検出時間が長くなる。例えば， 20 dpm（3.0μm：^{239}ＰｕO_2の放射能等価径* ）のＰｕO_2 粒子を検出するには，10 分以上の露出を要する。また，この方法で正確なＰｕO_2 粒子の粒子径分布を求めるには１日以上の露出が必要である（小泉他 1979）。

最近の論文で，Anderson（1980）はα線汚染モニタリングと画像化用の自己トリガー型スパークチェンバーについて報告している。しかしながら，この装置の位置分解能は約 2 mm と悪く，自然バックグラウンドα放射能とＰｕO_2 汚染の間の弁別には不十分である。

＊　ＰｕO_2 粒子密度ρ=11.16 mg cm^{-3}の純粋な^{239}ＰｕO_2の球形粒子であると仮定した時の粒子径。

本章の研究では，^{222}Ｒｎと^{220}Ｒｎ娘核種の存在している中でのＰｕO_2 粒子汚染の検出時間の短縮を目的に，マイクロチャンネルプレート（ＭＣＰ）イメージインテンシファイアを用いた新しいタイプのポータブルな，α線イメージング装置を試作した。試作したα線イメージング装置の基礎特性として，バックグラウンド光，画像の歪み，出力面上の光利得の不均一性，α線に対する位置分解能等を調べた。イメージング装置でＰｕO_2 粒子とＲｎ娘核種が同時に存在する試料を撮影し，判別のための最適条件を決定した。さらに，本章の研究では，α線イメージング装置がＰｕO_2 粒子径分布の測定に有効かどうか検討した。

これらの実験結果から，試作したα線イメージング装置はＰｕO_2 粒子とＲｎ娘核種の判別に使用できるばかりでなく，α線オートラジオグラフィの分野にも応用できる将来有望な検出器として期待できる。

Ⅱ．２　α線イメージング装置

Ⅱ．２．１　α線イメージング装置製作上の問題点

新しく試作するＭＣＰイメージインテンシファイアを組み込んだα線イメージング装置は，Ｐｕを扱う施設で実際にＰｕO_2 粒子の汚染検出に使用できるためには，次のような機能を有している必要がある。

(1) 写真撮影に暗室が不要である。

(2) ポラロイドフィルム上にα線１本１本のスポットが撮影できる。

(3) 作業環境中の空気汚染モニタリングに使用されている 47 ㎜φの大きさのフィルター試料が撮影できる。

暗室の問題は装置全体を遮光した容器内に入れることにより解決できる。しかし，(2) と (3) は独立に解決できる問題ではなく，互いに関連している。

現在，市販されている最も有効径の大きなＭＣＰイメージインテンシファイアは 25 ㎜φである。47 ㎜φ の大きさのフィルター試料を撮影するには，何らかの方法で 25 ㎜φ以下に像を縮小しなければならない。像を縮小する際，考慮すべき点はＭＣＰイメージインテンシファイアのバックグラウンド光である。このバックグラウンド光は，イメージインテンシファイアの光電面やＭＣＰ中で熱や自然放射線によって発生する電子に起因する発光である。このバックグラウンド光は通常の暗視野使用では問題にはならない。本章の研究のように，ＰｕO_2 粒子とＲｎ娘核種の判別を行うため，α線による ZnS(Ag)蛍光膜中での発光現象を比較的長い時間露出する必要がある場合に問題となる。露出中にはバックグラウンド光も蓄積される。もし、露出時間中の積分バックグラウンド光量がα線１本

の発光量より多ければ，α線によるフィルム上のスポット像はバックグラウンド光のため判別できなくなる可能性がある。このため，できるだけ長く露出できる装置にするには，α線の発光を有効にイメージインテンシファイアに入射させる必要がある。

α線のスポット像を縮小する方法として，レンズ系を用いる方法と，テーパー状光学ファイバープレート（以下，テーパーファイバーと呼ぶ。）を用いる方法が考えられる。

レンズ系を用いる方法を最初に検討する。口径がD，焦点距離がfのレンズ系を用いてZnS(Ag) 蛍光膜上の像を 1/2に縮小する。この場合，α線の発光がイメージインテンシファイアに入射する割合ωは，レンズ系の見込む立体角に等しく，

$$\omega = \frac{1}{2}\left[1 - \cos\left(\tan^{-1}\frac{D}{6f}\right)\right] \qquad (\text{II-1})$$

となる（藤波　1953）。口径Dが 50 mm，fが 50 mmの非常に明るいレンズ系を用いたとしても，$\omega = 6.8\times10^{-3}$と光の入射する割合は非常に少ない。このため，レンズ系を用いる方法は，イメージインテンシファイアの光増倍の利点を減じてしまう。レンズ系を用いる方法でも，イメージインテンシファイアの光利得を上げ，出力面にポラロイドフィルムを密着させて撮影すれば，α線１本１本を写すことが可能かもしれない。しかし，α線による発光がイメージインテンシファイアの入力面でωの割合に減少するため，イメージインテンシファイア自身のバックグラウンド光は無視できなくなる。

これに対して，テーパーファイバーを用いる方法は有望である。近年，光学ファイバー製造技術の発達に伴い，種々の形状の光学ファイバープレートが開発されている（長尾 1974）。テーパーファイバーは２つの面の口径比の異なるファイバープレートで，一方の面に結像された像は一定の倍率で拡大あるいは縮小される。光の損失は，レンズ系の場合と比較して非常に小さく，一般に 50% 程度である。テーパーファイバーを用いて ZnS(Ag)蛍光膜上の像を 1/2に縮小する場合，α線の発光がイメージインテンシファイアに入射する割合は 25 %程度である。この値はレンズ系の 37 倍に相当する。イメージインテンシファイアの出力面側にも同じテーパーファイバーを用いれば，光の損失を最小にできるので，α線１本１本のスポットをポラロイドフィルムに撮影できることが期待できる。

α線による発光量とイメージインテンシファイアのバックグラウンド光量との定量的な検討については付録Ａに詳しく述べる。

Ⅱ．２．２　α線イメージング装置の動作原理

α線イメージング装置の概念図を Fig.Ⅱ-1 に示す。イメージング装置は ZnS(Ag)蛍光膜，テーパーファイバー，イメージインテンシファイア，テーパーファイバー，ポラロイ

Fig.Ⅱ-1. (a) Schematic diagram of the α-particle imaging system. (b) Expected spots due to PuO_2 particle and Rn daughter.

ドフィルムで構成されている。

試料中のα線放出核種から放出されるα線は ZnS(Ag)蛍光膜に入射してエネルギーを失う。 ZnS(Ag)は平均 450 nm の蛍光を放出する。 ZnS(Ag)蛍光膜上の光の像はテーパーファイバーにより 1/2に縮小される。ＭＣＰイメージインテンシファイアの入力面はファイバーオプティクスになっているため，スポット像は広がることなく光電面に達する。光の像は光電面で電子像に変換される。その電子は電場で加速されＭＣＰに到達する。入射電子はＭＣＰにより二次元的に電子増倍される。ＭＣＰで増倍された電子像は電場で加速され，アルミニウム（Ａｌ）蒸着された蛍光面に入射し，光の像に再変換される。イメージインテンシファイアの出力面もファイバーオプティクスになっている。このように，イメージインテンシファイア全体で光の像は数万倍に光増倍される。この光の像は再びテーパーファイバーによって２倍に拡大される。最初と同じ大きさの光増倍された光像がポラロイドフィルムに撮影される。

PuO_2 粒子とＲｎ娘核種が同一試料上に存在する場合を考える。Ｐｕ施設内で汚染時に観測されるPuO_2 粒子は一般に 0.7μm 以上の径を有している（Hunt et al. 1965; NCRP 1975）。それ故，PuO_2 粒子はある決められた測定時間内に，一点から多くのα粒子を放出する。一方，Ｒｎ娘核種が付着したエアロゾル粒子の放出するα線は多くて２本である*。 Fig.Ⅱ-1(b) に示すように，ポラロイドフィルム上で，PuO_2 粒子はＲｎ娘核種のα線１本によるスポット像に較べて，大きなスポット像として撮影される。PuO_2 粒子像のみを撮影したい場合は，ISO 値の低いポラロイドフィルムを用い，イメージインテンシファイアの光利得を下げ，α線１本ではスポット像が写らない条件を探せば良

＊ 通常の大気中ではＲｎ娘核種数よりエアロゾル数の方がはるかに多いので，エアロゾル１個にはＲｎ娘核種原子が１個付着しているだけである。 ^{220}Ｒｎや ^{222}Ｒｎの短寿命娘核種はその崩壊過程において，長寿命娘核種の崩壊を無視すると，^{218}Ｐｏ を除いてα線を１本放出する。但し，^{218}Ｐｏは ^{218}Ｐｏと^{214}Ｐｏからα線を計２本放出する。それ故，エアロゾル１個から放出されるα線は多くても２本である。

い。

Ⅱ．２．３　α線イメージング装置の製作

製作したα線イメージング装置の断面図を Fig.Ⅱ-2 に示す。２個のテーパーファイバーとＭＣＰイメージインテンシファイアはジュラルミン製の円筒に内臓されている。この円筒は上下させることができ，下部のテーパーファイバーの下面はポラロイドフィルムに密着できる構造になっている。約 10 mg cm^{-2} の厚さの ZnS(Ag)蛍光膜を上部テーパーファイバーの上面に貼り付ける。フィルター試料は Fig.Ⅱ-2 のサンプルの位置に両面テープで貼り付ける。試料台も上下可能で，試料を ZnS(Ag)蛍光膜に密着できる。試料を交換する際には， ZnS(Ag)蛍光膜が光に曝されないように，蛍光膜上の引き抜き式シャッターで遮光する。

ＭＣＰイメージインテンシファイアは有効径 25mmφ のＩＴＴ社製 F4727を使用した。このイメージインテンシファイア F4727 の等価入力バックグラウンド光は 0.53X 10^{-11} lm cm^{-2} ，中心部の位置分解能は 32 lp (line pairs*) mm^{-1} (16μm) である。イメージインテンシファイアの光利得は可変抵抗の調節で， 4000 から 57000 の任意の増倍率にセットできる。イメージインテンシファイアの入力面と出力面はファイバーオプティクス構造になっている。入力ファイバープレートの内側には光電面 S-20/S-25が塗布されている。そして，緑色の P-1/P-39 蛍光面が出力ファイバープレート内面に塗布されている。イメージインテンシファイア用の電源は水銀電池２個（Ｈ－Ｎ）2.7V を用いた。電源部はジュラルミン製円筒の側面に取り付けた。電源部には水銀電池の他に， ON-OFF 用スウィッチとイメージインテンシファイアの光利得調節用

Fig.Ⅱ-2. Cross-sectional view of the constructed imaging system. The imaging system is compact and portable. Furthermore, the exchange of the sample can be carried out in full right.

＊　位置分解能の単位［lp mm^{-1} ］は白黒の縞の組（line pairs；lp）が 1 mm の中に何組まで見えるかを表す単位である。

可変抵抗器が付いている。実際にこの装置で撮影する場合には，この可変抵抗を調節して，光利得最大と最小の２点で実験を行う。

テーパーファイバーは American Optical Corp. 製である。テーパーファイバーの入力面は 25 mmφ，出力面が 50 mmφ，その拡大比は約２である。位置分解能は 50 mmφの面で 15 lp mm^{-1} (33μm) である。 ZnS(Ag)蛍光膜はテーパーファイバーにシリコングリースで貼り付けた。テーパーファイバーとイメージインテンシファイアの接合にはシリコンガラスを用いた。

Ⅱ．２．４　基礎特性

（１）　バックグラウンド光

α線イメージング装置のバックグラウンド光には， ZnS(Ag)蛍光膜中での自然放射線による発光と，イメージインテンシファイアの光電面やＭＣＰ中での熱や自然放射線によって発生する電子による発光がある。これらのバックグラウンド光がどの程度撮影に影響を与えるかを調べた。

バックグラウンド光によるポラロイドフィルムの感光は，フィルムの種類，イメージインテンシファイアの光利得，露出時間によって異なる。ISO 値の高いフィルムを用いるとバックグラウンド光の影響を受けやすい。イメージインテンシファイアの光利得が大きいほどバックグラウンド光により短時間でフィルムが感光する。

ポラロイドフィルム TYPE 665 を用いて，α線イメージング装置のバックグラウンド光を撮影した。撮影条件は光利得が最大（57000 ）と最小（4000），露出時間が 10 秒から 3600 秒であった。 TYPE 665 フィルムは ISO値 75 で，ポラロイド写真と共にネガフィルムを得ることができる。各撮影条件でバックグラウンド光へのフィルムの応答を定量的に評価するため，ネガフィルムの中心部の濃度をマイクロデンシトメーターで測定した。その結果を Fig.Ⅱ-3 に示す。全く感光していない状態のネガフィルムの濃度は 0.33 であった。露出時間が長くなるに従って，バックグラウンド光の影響は増大する。Ｒｎ娘核種の放出するα線１本１本によるスポットの濃度

Fig.Ⅱ-3. Density-exposure curves for background light.

は，光利得最大でピーク値 1.2，最小で，0.8 程度であった。従って，ISO 75のポラロイドフィルム TYPE 665 で撮影する場合，光利得最大で20分露出しても，バックグラウンド光の影響は大きくない。バックグラウンド光の影響を受けない時間20分は付録Ａで試算した時間1650秒とほぼ等しい。光利得最小では数時間の露出も可能である。ISO 3000のポラロイドフィルム TYPE 667 でも，バックグラウンド光の撮影を行った。このフィルムを使用する場合，バックグラウンド光の影響を避けるためには，光利得最大のときには露出時間１分以内で，光利得最小のときには 10 分以内で撮影するのが適切である。

（２）　画像の歪み

α線イメージング装置に使用したイメージインテンシファイアとテーパーファイバーは各々固有の図形の歪みを持っている。特に，テーパーファイバーは肉眼で周辺部に像の歪みが認められる。このため，イメージング装置全体での画像の歪みを評価した。

イメージング装置の試料台を取り外し，Fig.Ⅱ-4 (a)に示した半透明の方眼紙を ZnS (Ag)蛍光膜上に密着させた。装置の上方より微弱光で照射し，方眼紙の線影をポラロイドフィルムに撮影した。イメージング装置は最小光利得で操作し，ポラロイド TYPE 665 フィルムを使用した。Fig.Ⅱ-4(b) に得られたポラロイド写真を示す。得られ写真には，全体に糸巻形歪みが観察される。これは使用したイメージインテンシファイアの静電レンズに起因する糸巻形歪みと考えられる。周辺部は糸巻形歪み（木内 1978）に加えて不規則に僅か歪んでいる。この原因は，テーパーファイバーの周辺部の不規則な歪みと考えられる。

Fig.Ⅱ-4(b) のポラロイド写真から，α線イメージング装置の画像歪み率は最大で 2.5%であった。

Fig.Ⅱ-4. Distortion image. (a) Section paper. (b) Image of the section paper.

（３）　出力面上の光利得の不均一性

α線イメージング装置の出力面上の光利得の不均一性は Fig.Ⅱ-4(b)にすでに示されている。そのポラロイド写真の左下部に光利得の小さい箇所が見られる。これは使用したイメージインテンシファイアに内蔵されているＭＣＰのチャンネルの角度とＭＣＰに入射する光電子の入射角が一致するため，この部分のＭＣＰによる電子の増倍率が減少すること

に起因する（Wiza 1979）。

ポラロイド写真から得られたネガフィルムの中心部の濃度と，光利得最小部の濃度をマイクロデンシトメーターで測定した。測定した濃度の値を TYPE 665 のネガフィルムの特性曲線を用いて光量の相対値に変換した。光利得最小で撮影した場合，像の光利得最小部は中心部の 1/10 の光利得となっている。しかしながら，光利得の不均一性は曲率を持ったＭＣＰを内蔵したイメージインテンシファイアを用いれば，ある程度改善されることが期待できる（Timothy 1981）。

（４）　α線に対する位置分解能

放射線位置検出器にとって位置分解能の評価は重要である（木内　1978）。製作したα線イメージング装置のα線に対する位置分解能を調べた。位置分解能の評価は以下に述べる２種類の異なる方法で行った。

第一の方法として，市販されている金箔製のＸ線用解像力テストチャートを用いた。この解像力テストチャートと ZnS(Ag)蛍光膜を密着させ，^{241}Ａｍ平面線源からのα線で照射して，そのα線像を撮影した。このテストチャートはＸ線フィルム用解像力テストチャートで，１組に３本のスリットが等間隔に並んでいる。^{241}Ａｍ線源は 10 mmφ の面積に 1110 Bqが一様に分布している。光利得最小の条件で，露出時間２分で撮影した解像力テストチャートの像の写真を Fig.Ⅱ-5(a)に示す。この写真は TYPE 665 のネガフィルムを引き伸ばした。間隔 0.13 mmの３本のスリット線像が辛うじて認められる。写真と一緒に，マイクロデンシトメーターで測定したネガフィルムの濃度変化を Fig.Ⅱ-5(b) に示す。３つのピークは間隔 0.13 mmのスリットに対応する。

Fig.Ⅱ-5. Spatial resolution of the imaging system for α-particles measured with an Au resolution chart. (a) Image of the resolution chart. (b) Microdensitometer tracing of the image.

イメージング装置の位置分解能を調べる他の方法として，Ｒｎ娘核種のα線１本１本に対するネガフィルム上のスポット濃度をマイクロデンシトメーターで測定した。撮影はイ

メージインテンシファイアの光利得最小で行った。スポットのピーク濃度の 1/2になる径をスポット径とし，6個のα線スポットについて測定した。測定した径の平均値は 0.14 mmφであった。この値は解像力テストチャートを用いた結果とほぼ一致している。従って，α線イメージング装置の位置分解能は ^{241}AmやRn娘核種のα線に対し 0.13〜0.14 mm，即ち 3 lp mm^{-1} 以上である。

II．3　PuO_2 粒子の迅速測定

α線イメージング装置を用いて，PuO_2 粒子のみが付着しているフィルター試料，及びPuO_2 粒子とRn娘核種が同時に存在するフィルター試料の撮影を行った。撮影は動力炉・核燃料開発事業団のPu燃料開発施設内で行った。撮影した写真から，PuO_2 粒子を検出するのに要する時間及びPuO_2 粒子とRn娘核種の判別の最適条件を求めた。

II．3．1　試料の作成法

PuO_2 粒子の試料として，1粒のPuO_2 粒子が付着しているフィルター2枚を用いた。PuO_2 粒子のα放射能は，各々 14 dpm （2.7μm： $^{239}PuO_2$ 粒子の放射能等価径）と 247 dpm (7.0μm) であった。このα放射能はSSDによる測定値である。 PuO_2 粒子の飛散を防ぐため，フィルターは 4μm 厚さのマイラー膜で包まれていた。PuO_2 粒子とRn娘核種が同時に存在する試料は，これらのフィルターを包むマイラー膜上に空気中のRn娘核種を静電的に捕集して作成した。この試料は，Rn娘核種がイメージング装置の ZnS(Ag)蛍光膜を汚染しないように， 4μm 厚さのマイラー膜でさらに包んだ。このようにして作成された試料を Fig.II-6 に示す。各試料上のRn娘核種のα放射能は約 2000 dpm であった。そのα放射能はPu取り扱い施設内のエアスニファフィルター上に通常捕集されるRn娘核種の放射能の約 10 倍である。

Fig.II-6. Preparation of the sample.

II．3．2　Rn娘核種が混在しているときのPuO_2 粒子の迅速判別法

PuO_2 粒子とRn娘核種が同時に存在しているフィルター試料を撮影したポラロイド

Fig.Ⅱ-7. Polaroid photographs of the sample on which both PuO_2 particle of 247 dpm and Rn daughters are present. (a) Photograph obtained at maximum gain with an exposure time of 32 s. A large spot is due to the PuO_2 particle. (b) Photograph obtained at minimum gain with the same exposure time. A white arrow indicates the spot due to the PuO_2 particle.

Fig.Ⅱ-8. Polaroid photographs of the sample on which both PuO_2 particle of 14 dpm and Rn daughters are present. (a) Photograph obtained at maximum gain with an exposure time of 256 s. (b) Photograph obtained at minimum gain with the same exposure time. A white arrow indicates the spot due to the PuO_2 particle.

写真を Figs.Ⅱ-7, Ⅱ-8に示す。ポラロイドフィルムは TYPE 665 を用いた。 Figs.Ⅱ-7(a)と(b)は 247 dpmのＰｕO_2 粒子の試料を露出時間が32秒で，イメージインテンシファイアの光利得が最大と最小の条件で撮影した写真である。 Figs.Ⅱ-8(a)と(b)は 14 dpmのＰｕO_2 粒子の試料を露出時間 256秒で撮影した写真である。 Fig.Ⅱ-7(a)では，ＰｕO_2 粒子による大きなスポット像がＲｎ娘核種による多数のスポット像と容易に判別できる。これに対して，Fig.Ⅱ-8(a) のＰｕO_2 粒子のスポット像はＲｎ娘核種のスポット像と判別するのが困難である。しかしながら，最小光利得で得られる Figs.Ⅱ-7(b)とⅡ-8(b) のどちらの写真でも，Ｒｎ娘核種のスポット像は検出されず，ＰｕO_2 粒子によるスポット像のみが鮮明に写っている。従って，一般にＰｕO_2 粒子とＲｎ娘核種の判別は光

利得を最小にして撮影するのが適切である。

α線イメージング装置と ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラ（小泉他 1979）を用いて，PuO_2 粒子の検出に必要な最小露出時間を比較した。α線イメージング装置は最小光利得で操作され，ポラロイド TYPE 665 （ISO 75）フィルムを用いた。他方，ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフは TYPE 667 （ISO 3000）で撮影された。PuO_2 粒子のスポットを検出するために必要な最小露出時間とそのときのPuのα崩壊数を Table Ⅱ-1にまとめる。この Tableから，α線イメージング装置を用いると，ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィックカメラと比較して，約 1/7の露出時間でPuO_2 粒子が検出できる。光利得が最小の条件では，Rn娘核種のスポットは検出されない。ポラロイド写真にスポットが検出されれば，それはPuO_2 粒子によるものである。従って，α線イメージング装置は ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラと比較して，1/7 の露出時間でPuO_2 粒子とRn娘核種の判別が可能である。

Table Ⅱ-1. Comparison of minimumu exposure time requred by imaging system with that requred by ZnS(Ag) autoradiography.

PuO_2 sample	Method	Exposure time (s)	Number of disintegrations of Pu
247 dpm	Imaging system	16	66± 8
	ZnS(Ag) autoradiography	120	494±22
14 dpm	Imaging system	128	30± 5
	ZnS(Ag) autoradiography	960	224±15

Table Ⅱ-1に示すように，247 dpm と14 dpmの２つのPuO_2 粒子はスポット像として検出されるのに必要なPuの崩壊数が違う。この差はPuO_2 粒子の自己吸収によるか，それともPuO_2 粒子のフィルター内への潜り込みによると考えられる。もし，14 dpmのPuO_2 粒子からのα線の結果が自己吸収やフィルター内への潜り込みに影響されていないと仮定すると，0.1 dpm （0.5μm）のPuO_2 粒子によるスポット像を得るには，Rn娘核種がフィルター上に存在しないときには，露出時間は５時間と推定される。Ⅱ．２．４で述べたように，最小光利得で５時間の露出で得られるポラロイド写真はイメージング装置のバックグラウンド光に殆ど影響されない。フィルター上に 2000 dpm のRn娘核種

の放射能が存在するときには，Ｒｎ娘核種からのα線の飛跡の偶然の重なりによる見かけ上のスポット像は10分の露出時間では認められなかった。この理由により，たとえエアスニファフィルター上にＲｎ娘核種の放射能がＰｕ取り扱い施設内の通常のレベルの約10倍存在していたとしても，3.0 dpm （1.6μm）のＰｕO_2 粒子は 10 分の露出時間で検出できる。しかしながら，最小検出Ｐｕ放射能とＲｎ娘核種放射能の関係はさらに今後の研究が必要である。

Ⅱ．３．３　ＰｕO_2 粒子汚染事故への応用に対する検討

以上の実験結果より，α線イメージング装置はＰｕ取り扱い施設内でのＰｕO_2 粒子汚染の検出に実際に適用可能な装置である。動力炉・核燃料開発事業団では，エアスニファモニターやハンドフットクロスモニターやα線サーベイメーターに異常計数が生じたとき，放射線管理の立場からは 10 分以内にＰｕO_2 汚染とＲｎ娘核種の判別をする必要がある。約 20dpm（3.0μm）の強度のＰｕO_2 粒子によるスポットは ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラでは10分の露出時間で得られる。現在，10分後に ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィでスポットが得られなければ、そのα計数はＰｕO_2 汚染によって生じたのではないと判断される。 ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラの代わりにα線イメージング装置を用いれば，たとえフィルター上に 2000 dpm のＲｎ娘核種が存在していても，3.0 dpm （1.6μm）のＰｕO_2 粒子まで 10 分以内に検出できる。さらに，20 dpm のＰｕO_2 粒子の検出は約 1.5分に短縮できる。

Ⅱ．４　ＰｕO_2 粒子径分布測定

Ⅱ．４．１　粒子径測定法と手順

ＰｕO_2 粒子の放射能とα線イメージング装置で得られるスポット径の関係を調べるため，Ⅱ．３で用いた各々１粒のＰｕO_2 粒子が付着しているフィルター試料２枚を再び使用した。ＰｕO_2 粒子のα放射能は，各々 247 dpm（7.0 μm ：放射能等価径）と 14dpm（2.7 μm ）であった。ＰｕO_2 粒子の飛散を防ぐため，フィルターは 4 μm厚さのマイラー膜で包まれていた。そのフィルターはイメージング装置の試料台に両面テープで固定された。一定時間露出後，試料台を持ち上げ，一定角度移動させる。露出時間を変えながら，その操作を繰り返す。このようにして，ポラロイドフィルム（TYPE 665 ISO 75） 上に露出時間の違うスポットを得る。撮影は 247 dpmと 14 dpm の両方のＰｕO_2 粒子試料を用いて行った。露出時間はイメージインテンシファイアの光利得最大の場合で 2～256

秒，最小の場合で 2～660 秒であった。α線イメージング装置で得られるスポット径と比較するため，同じＰｕO_2 粒子試料を ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラ（小泉他 1979）でもポラロイドフィルム（TYPE 667 ISO 3000） 上に露出時間を変えて撮影した。この時の露出時間は最大で 960秒であった。

ポライドフィルム上に得られたＰｕO_2 粒子のスポット径は光学顕微鏡で倍率 50 倍で観察した。スポットの上にオーキュラーマイクロメーターを重ね，Ｘ軸Ｙ軸の値を求め，その平均値をスポット径とした。スポットは円形の白い高濃度の明瞭な領域の回りを低濃度の不明確な縁で取り囲まれている。スポット径はその縁の平均径で測定した。

(a) Maximum gain (b) Minimum gain (c) ZnS(Ag) autoradiography

Fig. II-9. Spots due to PuO_2 particle of 247 dpm produced by a series of increasing exposure. (a) shows the PuO_2 spots with maximum gain of imaging system. (b) was obtained with minimum gain. (c) shows the spots obtained by ZnS(Ag) autoradiography.

(a) Maximum gain (b) Minimum gain (c) ZnS(Ag) autoradiography

Fig. II-10. Spots due to PuO_2 particle of 14 dpm produced by a series of increasing exposure. (a) shows the PuO_2 spots with maximum gain of imaging system. (b) was obtained with minimum gain. (c) shows the spots obtained by ZnS(Ag) autoradiography.

Ⅱ．4．2　PuO_2 粒子のオートラジオグラフ

放射能 247 dpmのPuO_2 粒子を撮影した3枚のポラロイド写真を Fig.Ⅱ-9 に示す。Fig.Ⅱ-9(a) はα線イメージング装置で最大光利得で撮影した結果である。スポット像が一番明確に写り，2秒の露出でも十分クリアなスポット像が得られている。2秒間に ZnS(Ag)蛍光膜に入射するα線数の期待値は約4個である。α線1個に対してもスポット像が期待されるので，当然といえる。Fig.Ⅱ-9(b)はα線イメージング装置で最小光利得で撮影した写真である。低濃度のスポット像が 16 秒や 32 秒の露出時間のときには辛うじて認められる。このときのα線入射数の期待値は 33 個と 66 個である。他方，Fig. Ⅱ-9 (c) は ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラで撮影した結果である。スポット像を得るには最低 120秒の露出時間が必要である。このときのα線数の期待値は 247個である。どの写真も露出時間を長くすると，スポット径が次第に大きくなることが分かる。

Fig.Ⅱ-10 は Fig.Ⅱ-9 の写真撮影と同じ条件で，14 dpmのPuO_2 粒子試料についてポラロイド写真を撮影した結果である。PuO_2 粒子の放射能が低いため，得られたスポット像はどの条件でも暗い。

Ⅱ．4．3　スポット径と露出時間との関係

このようにして得られたPuO_2 粒子のポラロイド写真上のスポット径を光学顕微鏡で測定した。スポット径と露出時間の関係を Fig.Ⅱ-11に示す。PuO_2 粒子は 247 dpmと 14 dpm の2種類の試料を用いたので，Fig.Ⅱ-11の縦軸は露出時間ではなく，期待されるPuO_2 粒子の全α崩壊数で表した。Fig. Ⅱ-11 には，α線イメージング装置の最大光利得と最小光利得の両方及び ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィックカメラの結果を一緒に示す。いずれの結果も247 dpmと 14 dpmのPuO_2 粒子試料の違いによるスポット径の差は認められなっかた。これらの結果から，同一スポット径を得るのに必要なPuの崩壊数は ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラの結果が一番

Fig.Ⅱ-11. Relation between spot diameter and total disintegrations for α-particle imaging system and ZnS(Ag) autoradiography.

多く，α線イメージング装置の最大光利得では極端に少ないことが分かる。イメージング装置の最大光利得では，PuO_2 粒子からのα線1本でも十分にスポット像が生じるので，崩壊数が少なくなるに連れて，統計的な変動が大きくなる。

Ⅱ．4．4　結果の検討

Fig.Ⅱ-11 に示したスポット径と露出時間との関係について考察する。α線イメージング装置の最大光利得で得られる Fig.Ⅱ-9(a)と Fig.Ⅱ-10(a) のスポット像は非常にクリアである。PuO_2 粒子径は数 μm以下である。Puから放出されるα線のエネルギーは 5.1 MeVであり，そのエネルギーのα線の飛程は ZnS(Ag)蛍光膜中で約 20μmである。それ故，Puの全α崩壊数の増加に連れてスポット径が増大することは，PuO_2 粒子径とα線の飛程だけでは説明できない。PuO_2 粒子からのα線による発光は常に ZnS(Ag)蛍光膜の 0.02～0.05mmφ 内の小さな領域で光っていると考えてよい。その発光の光が，蛍光膜中を散乱しながら広がり，見かけの大きなスポット径としてポラロイド写真に写る。

このスポット径と露出の関係は，天体写真における光度の大きな星が大きなスポット径に写る関係と類似している。天体写真フィルム上に得られる星の光像の径dと光強度Iの関係は次の半実験的な式で表される（Stock and Williams 1962）。

$$d = a' + \Gamma \cdot \log I \qquad (\text{II-2})$$

ここで，a'とΓは定数である。光度の大きな星が大きなスポット像として写る理由は写真乾板中の光の散乱（irradiation ）で説明されている。

PuO_2 粒子からのα線による発光で生じるスポット像の径dと露出中の全α崩壊数Aの関係が（Ⅱ-2）式と同じ式で表されると仮定する。その関係は，

$$\log A = a + b \cdot d \qquad (\text{II-3})$$

と表すことができる。ここで，aとbは定数である。 Fig.Ⅱ-11に示されているように，いずれの測定結果もかなり広いα崩壊数の範囲にわたって（Ⅱ-3）式で良く表現できる。これらの結果は，ZnS(Ag) 蛍光膜内でのα線による発光の広がりが写真乾板中の irradiation と似た現象であることを示唆している。定数aとbは使用する ZnS(Ag)蛍光膜やイメージインテンシファイアの光利得によって変わる。それ故，実際にこの装置を放射線管理に使用する場合は，前もってaとbの値を決定しておく必要がある。

ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラとα線イメージング装置の感度の違いを 0.5 mmφ の白いスポット像を生じるのに必要なPuのα崩壊数で比較する。 ZnS(Ag)増

感オートラジオグラフィックカメラでは必要なα崩壊数は 8×10^2 個，α線イメージング装置の最小光利得では 1.6×10^2 個，そして，最大光利得では 2.7×10^1 個であった。イメージング装置を使用すれば，ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラに較べて，同一の白いスポット径を得るのに，最小光利得で 1/5，最大光利得で 1/30 の露出時間の短縮になる。

最大光利得の場合に，1本の入射α線はポラロイドフィルム上に 0.14 mmφのスポット像を作る。それ故，Rn娘核種によるスポット像と区別するため，0.3 mmφ 以上のスポット像がPuO_2 粒子起源であると仮定する。このとき，バックグラウンド光の影響のない 20 分程度の露出時間で得られる最小検出下限のα放射能は 0.5 dpm（$^{239}PuO_2$ 粒子の放射能等価径で 0.9μm）である（Iida et al. 1983）。最小可視径 0.15～0.2mmφを得るのに必要なα崩壊数は，α線イメージング装置の最小光利得では 30 個，ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラでは 200個である。

PuO_2 粒子 14 dpm を 120秒露出した時のスポット径はすべて 0.3～0.4 mmφの範囲の中に入り，再現性は良く，誤差 15 %内に収まっている。しかし，得られたスポット径からα崩壊数を求める場合，0.8 mmφで 20 %，0.4 mmφで 100%と誤差の幅が広い。

ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィでPuO_2 粒子のスポット径を求める研究は，他の研究者も行っている（Sherwood and Stevens 1963; Tanaka et al. 1971; 大畑他 1972; 小泉他 1979）。Scherwood と Stevens (1963) は，スポット径dが放射能Aの広い範囲にわたって，巾関数で

$$A \propto d^K \qquad (\text{II-4})$$

と表せると報告している。彼らのX線フィルムを用いて得た Kの値は K=3.5であった。Tanakaら（1971）と大畑ら（1972）もポラロイドフィルム（ISO 3000）を用いて，それぞれ$A \propto d^{3.0}$ と$A \propto d^{2.9}$ の巾関数の関係を報告している。これに対して，著者らの結果は（II-4)式より（II-3)式の方に良く合う。この差は ZnS(Ag)蛍光膜の厚さの違いに原因があるかもしれない。著者らがイメージング装置で用いた ZnS(Ag)蛍光膜は 10 mg cm^{-2} と，α線の飛程の約 1/2程度の厚さである。一方，Scherwood ら，田中ら，大畑らはいずれも ZnS(Ag)蛍光膜として，スコッチテープに ZnS(Ag)粉末を塗布した 1～2 mg cm^{-2} と非常に薄い蛍光膜を使用していた。小泉ら（1979）は，ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィックカメラに，13 mg cm^{-2}の ZnS(Ag)蛍光膜とポラロイドフィルムを用いて実験を行っている。彼らはその結果を(II-4)式で表すため，Puの全α崩壊数が 10^4以下では K=5.1，10^4以上で K=11.1 の二つの直線で表していた。小泉らの結果は(II-4)式で近似するより，(II-3)式を用いれば，$\log A = 0.21 + 0.235 \cdot d$ で十分に表すことができる。

著者らの結果の測定範囲は狭い。今後，大きな放射能に対しても（II-3）式が成立する

かどうか，さらに研究する必要がある。

Ⅱ．5　結言

試作したα線イメージング装置を用いて，基礎特性とＰｕO_2 粒子汚染を検出するための最適条件を調べた。さらに，ＰｕO_2 粒子の粒子径分布が測定できるかどうかも検討した。これらの結果から，α線イメージング装置について，以下のことが明らかになった。

(1) バックグラウンド光による感光のないポラロイド写真を得るには，露出時間の下限は，TYPE 665（ISO 75）フィルムの場合，光利得最大で 20 分，光利得最小で 60 分以上であった。

(2) 画像の歪みは全体には糸巻形で，周辺部では不規則である。歪み率は 2.5%以下であった。

(3) 画像の一部には光利得の小さい部分がある。その部分の光利得は中央部の約 1/10 であった。

(4) α線に対する位置分解能は，TYPE 665の ISO 75 のネガフィルム上で，0.13～0.14 mm であった。

(5) ＰｕO_2 粒子とＲｎ娘核種の判別は，TYPE 665のポラロイドフィルムを用いて，イメージインテンシファイアの光利得を最小の条件にして撮影すればよい。従来の ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィックカメラに較べ，判別時間を約 1/7に短縮できる。

(6) ＰｕO_2 粒子の放射能Ａと最大光利得で得られるポラロイド写真上のスポット径ｄとの間に，Ｐｕのα崩壊数が 10^3個まで，$\log A = 0.47 + 2.0d$ の関係で表すことができる。

(7) α線イメージング装置を用いると ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラに較べ，最小光利得で 1/5，最大光利得で 1/30 の露出時間で同一径のスポット像が得られる。イメージング装置の最大光利得の場合， 20 分の露出で 0.5 dpm（0.9 μm ）のＰｕO_2 粒子を検出できる。

(8) スポット径からＰｕO_2 粒子の放射能を求める場合の誤差は 0.8 mmφ で 20 %，0.4 mmφで 100 % とスポット径に依存する。α線の入射数が少なくなるにつれて，統計的なばらつきが大きくなる。

以上のことから，ＰｕO_2 汚染が生じた場合，α線イメージング装置は迅速にＰｕO_2 粒子を検出できるだけでなく，ＰｕO_2 粒子径分布を与える手段となり得る。正確なＰｕO_2 粒子径分布は，その後で，ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィックカメラか原子核乾板を用いて求めればよい。

将来的には，このα線イネージング装置は以下のような改良の可能性もある：①α線イメージング装置のイメージインテンシファイアのＭＣＰからの信号を直接取り出すように改良して，撮影と同時にα計数をする。② ZnS(Ag)蛍光膜の代わりにエネルギー応答の良いシンチレーターを使用して，ＭＣＰからの信号をエネルギー分析する。③ポラロイドフィルムの代わりに，ＳＩＴ（Silicon intensifier Target）カメラを用いて，α線による発光をテレビ画像に処理する等の改良する。　特に③のＳＩＴカメラを用いる方法はＰｕO_2 粒子径分布の様子をテレビ画像化できる。得られるテレビ画像と粒子径解析装置を組み合わせれば，自動的にＰｕO_2 粒子径分布を得られる。今後，α線イメージング装置による測定法はこの方向での進展が期待される。

第Ⅲ章　β線放出核種イメージング装置

Ⅲ．1　緒言

第Ⅱ章では，PuO_2 粒子の検出時間の短縮と粒子径分布測定の確立を目的に開発したα線イメージング装置の構造とその動作特性について述べた。α線イメージング装置はα線スポット像が1個1個撮影可能であった。この装置は，感度の良いポラロイドフィルムを用いてイメージインテンシファイアの光利得を最大で撮影すれば，β線の画像を得ることも可能である。しかし，α線イメージング装置は操作性が悪く，使用したイメージインテンシファイアの性能に欠点があったので，本章の研究では，β線放出核種用のイメージング装置を新しく試作した。β線イメージング装置には画像の均一性が改善されたイメージインテンシファイアを使用した。また，試料の交換等の操作性を良くするためにα線イメージング装置とは上下逆の構造に改良した。この試作したβ線イメージング装置の基礎特性と低エネルギーβ線に対する動作特性を定量的に調べた。炭素-14（^{14}C）とトリチウム（^{3}H）のβ線に対する検出下限フラックスを調べた。β線イメージング装置を用いて，β線オートラジオグラフだけでなくα線オートラジオグラフの撮影を行った。

これらの実験結果より，β線イメージング装置は ^{3}H の表面汚染検査の有効な手段になるだけでなく，α線やβ線オートラジオグラフィの分野にも応用できる将来有望な検出器として期待できる。

Ⅲ．2　β線放出核種イメージング装置

Ⅲ．2．1　β線イメージング装置の動作原理

β線放出核種イメージング装置の概念図を Fig.Ⅲ-1 に示す。β線イメージング装置はα線イメージング装置と構造的には同じで，蛍光膜，テーパーファイバー，イメージインテンシファイア，テーパーファイバー，ポラロイドフィルムから構成されている。

試料中のβ線放出核種から放出されるβ線は蛍光膜に入射してエネルギーを失い，可視光に変換される。蛍光膜上の光の像はテーパーファイバーにより 1/2に縮小される。イメージインテンシファイアの入力面はファイバーオプティクスになっているため，光の像は広がることなく光電面で電子像に変換される。その電子像はマイクルチャンネルプレート（MCP）（Wiza　1979）で像倍される。MCPで像倍された電子像は蛍光スクリーンで

Fig.Ⅲ-1. Schematic diagram of the β-particle imaging system.

再び光の像に変換される。蛍光スクリーン上の像倍された光の像は出力面のファイバープレートを通してテーパーファイバーで２倍に拡大されて，最初と同じ大きさの像がポラロイドフィルム上に撮影される。

市販のイメージインテンシファイアの口径は約 25mm である。撮影可能面積を広げるため，レンズ系に較べ光の損失の少ないテーパーファイバーを使用した（長尾 1974）。

Ⅲ．２．２　β線イメージング装置の製作

製作したβ線放出核種イメージング装置の断面図を Fig.Ⅲ-2 に示す。テーパーファイバーとイメージインテンシファイアはジュラルミン製の円筒内に固定されている。上側のテーパーファイバー上にはポラロイドパックフィルムホルダー，下部テーパーファイバーの下には試料台がある。

イメージインテンシファイアはＩＴＴ社製の F4727を使用した。この F4727は，有効径が 25mm ，等価入力バックグラウンド光 0.59×10^{-11} lm cm^2，中心部の位置分解能 32 lp mm^{-1}（16 μm）であった。イメージインテンシファイアの光利得は 4000から 50000倍まで変えることが

Fig.Ⅲ-2. Cross-sectional view of the constructed imaging system.

できる。新しく購入した F4727イメージインテンシファイアの入力ファイバープレート上には S-20/S-25の光電面，出力ファイバープレート上には緑色の P-1/P-39 の蛍光面が塗布されている。イメージインテンシファイア用の電源としては，水銀電池（H－N）２個 2.7 V を用いた。電源部はジュラルミン製円筒の側面に取り付けた。電源部には水銀電池の他に， ON-OFF 用のスウィッチとイメージインテンシファイアの光利得調節用のポテンシオメーターが付いている。

テーパーファイバーは American Optical Corp. 製である。テーパーファイバーは入力径が 25 mm，出力径が 50 mm，位置分解能は 50 mmφの面で 15 lp mm^{-1} (33 μm) である。テーパーファイバーとイメージインテンシファイアの接合にはシリコーンガラスを用いた。β線イメージング装置を用いて，実際に撮影を行うときには次の手順で行う。

(1) 試料台を引出し，試料台に試料と蛍光膜を重ねて置く。

(2) 引出しを閉じ，シャッターを開け，カム機構で下部テーパーファイバーと試料及び蛍光膜を密着させる。

(3) ポラロイドバックフィルムホルダーのシャッターを開け，フィルムと上部テーパーファイバーを密着させる。

(4) 光利得を調節し，スウィッチを ON にする。

(5) スウィッチを OFF の後，ポラロイドフィルムを現像する。

このような手順で撮影を行うので，これらの操作は明るい室内でも十分に行うことができる。 Fig.Ⅱ-2 と Fig.Ⅲ-2 を比較すると分かるように，β線イメージング装置はα線イメージング装置とは上下が逆になっている。このような構造に改良したので，β線イメージング装置では試料の交換とフィルムのセットが容易になった。

Ⅲ．２．３　基礎特性

β線放出核種イメージング装置で得られるポラロイド写真から試料の放射能・放射線分布を求めるには，イメージング装置の基礎特性として，①装置自体のバックグラウンド光，②画像の歪み，③出力面上の光利得の不均一性，④位置分解能，等を知る必要がある。このため，α線イメージング装置のときよりこれらの基礎特性を詳しく調べた。

（1）　バックグラウンド光

β線放出核種イメージング装置のバックグラウンド光の原因は，蛍光膜中での自然放射線による発光と，イメージインテンシファイア自身の熱的あるいは自然放射線による発光である。これらのバックグラウンド光がβ線放出核種の分布を撮影するときにどの程度影響を与えるかを定量的に調べた。

ポラロイドフィルム TYPE 665 (ISO 75)と TYPE 667 (ISO 3000)を用いて，β線イメー

ジング装置のバックグラウンド光を撮影した。撮影条件は，光利得が最大（50000 倍）と最小（4000倍），露出時間が 15 秒から 15360秒の間であった。β線を撮影するときと条件を同じにするため，蛍光膜として ZnS(Ag) 10 mg cm^2 を用いた。撮影を行ったときの気温は約18℃であった。

ポラロイド TYPE 665 フィルムは，ポラロイド写真と共にネガフィルムを得ることができる。しかし， TYPE 667 フィルムはネガフィルムを得ることができない。このため，TYPE 667で撮影したバックグラウンド光のポラロイド写真を，接写ポラロイドカメラでTYPE 665フィルムに再撮影し，ネガフィルムを得た。各撮影条件と各フィルムでのバックグラウンド光の影響を評価するため，このようにして得たネガフィルムの中心部分の濃度をマイクロデンシトメーターで測定した。

フィルム濃度の測定結果を Fig.Ⅲ-3 に示す。全く感光していない状態のネガフィルム固有の濃度は 0.40 であった。β線の撮影時に，バックグラウンド光の影響のない判定基準を濃度 1.0以下とすると，イメージインテンシファイアの光利得が最大で像を得るには，TYPE 667フィルムで 240秒以下，TYPE 665フィルムで約 3000 秒以下の露光にする必要がある。また，最小の光利得で撮影する場合には，TYPE 667フィルムで約 4000 秒以下にする必要がある。しかし，TYPE 665フィルムでは 15360秒の露光でも，バックグラウンド光の影響はない。バックグラウンド光の影響はα線イメージング装置より少ない。

Fig.Ⅲ-3. Density-exposure curves for background light.

（2） 画像の歪み

β線放出核種イメージング装置に使用したイメージインテンシファイアとテーパーファイバーは，各々固有の図形歪みを持っている。このため，β線イメージング装置全体での画像の歪み率をα線イメージング装置のときと同様な方法で評価した。

β線イメージング装置の試料台に ZnS(Ag)蛍光膜を置き，Fig.Ⅲ-4(a) の方眼紙を重ね

た。ZnS(Ag) 蛍光膜を蛍光灯の光に曝した後，これらを下部テーパーファイバーに密着し，ZnS(Ag) の残光（付録Ｂを参照）を利用して方眼紙の線影を撮影した。撮影したポラロイド写真を Fig.Ⅲ-4(b)に示す。ポラロイド写真には，全体に糸巻形の歪み（木内 1978）が見られる。これは使用したイメージインテンシファイアの静電レンズに起因する糸巻形歪みと考えられる。周辺部では，糸巻形歪みに加えて不規則に歪んでいる。この原因はテーパーファイバーの周辺部の不規則な歪みと考えられる。 Fig.Ⅲ-4(b)の写真にはこのような歪みは認められるが，歪みは大きくなく，最大で約 2.5%の画像歪み率であった。

（3） 出力面上の光利得の不均一性

β線イメージング装置の光利得の不均一性が Fig.Ⅲ-4(b)の左上部に僅かに認められる。この僅かに暗い部分は，イメージインテンシファイアに内蔵されているＭＣＰのチャンネル角度と，ＭＣＰに入射する光電子の入射角が一致するためである。この部分のＭＣＰによる電子の増倍率が減少することに起因している（Wiza 1979）。

ポラロイド写真から得られたネガフィルムの中心部分の濃度と，光利得最小部の濃度をマイクロデンシトメーターで測定した。測定した濃度を TYPE 665 のネガフィルムの特性曲線（付録Ｃを参照）を用いて，光量の相対値に変換した。その結果，僅かに暗い部分は中心部の約 2/3の光利得であった。前に製作したα線イメージング装置に用いたイメージインテンシファイア F4727の光利得の不均一性が1/10であったのに較べると，今回使用した同型の F4727の光利得の不均一性は改善されている。この違いは Fig.Ⅱ-4(b)と Fig.Ⅲ-4(b) の比較からも分かる。この 2/3程度の光利得の不均一性は，β線イメージング装置でβ線放出核種分布を撮影する場合，殆ど影響しない。

Fig.Ⅲ-4. Distortion image. (a) Section paper.
(b) Image of the section paper.

（4） 位置分解能

放射線位置検出器にとって，位置分解能の評価は重要である（木内 1978）。製作した

β線イメージング装置の固有の位置分解能と，β線に対する位置分解能の両方を評価した。

β線イメージング装置の固有の位置分解能の測定には，画像の歪み率の測定と同様にZnS(Ag) 蛍光膜の残光（付録Bを参照）を利用した。蛍光灯の光に曝した ZnS(Ag)蛍光膜を試料台の上に載せ，その上に解像力テストチャート* を重ね，そのチャートの線像を撮影した。撮影は光利得最小で行った。ポラロイドフィルムは TYPE 665 を使用した。

結果を Fig.Ⅲ-5 に示す。Fig.Ⅲ-5(a)の写真は TYPE 665のネガフィルムを引き伸ばした。6.0 lp mm^{-1} (0.083 mm) のスリット像まで十分に分解されている。写真と一緒に，マイクロデンシトメーターで測定したネガフィルムの濃度変化も Fig.Ⅲ-5(b)に示す。6.0 lp mm^{-1} のスリット像に対応する５つの濃度ピークが認められる。Fig.Ⅲ-5 の結果から，β線イメージング装置の固有の位置分解能は 6.0 lp mm^{-1}以上はあると結論できる。β線イメージング装置は位置分解能 32 lp mm^{-1} (16 μm) のイメージインテンシファイ

Fig.Ⅲ-5. Spatial resolution of the imaging system for afterglow of ZnS (Ag) screen measured with a W resolution test chart. (a) Image of the resolution test chart. (b) Microdensitometer tracing of the image.

Fig.Ⅲ-6. Spatial resolution of the imaging system for β-particles measured with the W resolution test chart. (a) Image of the resolution test chart. (b) Microdensitometer tracing of the image.

---

* 解像力テストチャートは，X線用にミクロメディカル社で製作されているテストチャートを購入した。測定に使用したテストチャートは厚さ 0.1 mm のタングステン（W）製で，0.5, 0.63, 0.8, 1.0, 1.25, 1.6 lp mm^{-1}の各３本のスリット群からなる１枚と 2.0, 2.3, 2.7, 3.0, 3.5, 4.0, 5.0, 6.0 lp mm^{-1} の各５本のスリット群からなる１枚の計２枚である。

アと，位置分解能 15 lp mm^{-1}（33 μm） のテーパーファイバーから成っている。このため，位置分解能は最良でも 15 lp mm^{-1} を越えない。以上のことから，β線イメージング装置の固有の位置分解能 6.0 lp mm^{-1}から 15 lp mm^{-1} の間にある。

β線撮影時の位置分解能の測定は，次のようにして行った。試料台の上に 2.2×10^5 Bq の^{14}Cポリマー線源（25mmϕ X 1mmt） を置き，その上に解像力テストチャートを載せ，さらに 15 mg cm^{-2} 厚の ZnS(Ag)蛍光膜を重ね，テストチャートの線像を撮影した。撮影は光利得最小で 32 分露出した。結果を Fig.Ⅲ-6 に示す。 Fig.Ⅲ- 6(a) の写真から，5.0 lp mm^{-1} (0.10 mm) のスリット像が辛うじて分解されている。マイクロデンシトメーターで測定された Fig.Ⅲ-6(b)のネガフィルムの濃度変化にも同じ傾向が見られる。β線を撮影する場合の位置分解能が，固有の位置分解能より悪くなるのは，β線が飛程を有していることと，β線による蛍光膜での発光が膜内で広がることに起因している。

Ⅲ．3　低エネルギーβ線に対するβ線イメージング装置の動作特性

β線放出核種イメージング装置で得られる低エネルギーβ線のポラロイド写真の鮮明度は，撮影に使用する蛍光膜の種類と厚さ及びβ線のエネルギーとβ線のフラックスに依存する。このため，最初に各種の厚さの違う蛍光膜及び強度の違う^{14}Cと ^{3}H線源を準備し，各々の組合せに対するβ線イメージング装置の応答を調べた。これらの結果から，^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線に対する蛍光膜の最適厚さ及びβ線のフラックスの検出下限を求めた。

Ⅲ．３．１　蛍光膜とβ線源

撮影に使用するために作製した蛍光膜の種類と厚さを Table Ⅲ-1 にまとめて示す。シンチレーターとしては ZnS(Ag)とアントラセンとプラスチックシンチレーターを選んだ。これらのシンチレーターは最大放出波長がそれぞれ 450，447，423 nm にある青色の光を放出する（Knoll 1979）。イメージインテンシファイアの S-20/S-25光電面は 370 nm と 520 nm の波長の間で10%以上の量子効率を有しており，これらのシンチレーターの発光波長にほぼ一致したスペクトル応答を持っている。ZnS(Ag) は蛍光効率は高いが，残光性（付録Bを参照）を有する（松岡他　1969）。このため，残光性がなく，取り扱い易いアントラセンやプラスチックシンチレーターの蛍光膜も用意した。以下に各々の蛍光膜の作製法について述べる。

作成された蛍光膜の発光量を比較するため，^{14}Cと ^{3}Hβ線源を用意した。

Table Ⅲ-1. Type and thickness of scintillator screens.

No	Scintillator	Thickness (mg cm^{-2})	No	Scintillator	Thickness (mg cm^{-2})
1	ZnS(Ag)	1.1	15	Anthracene	1.0
2	(Polyvinyl	2.1	16	(No binder)	2.1
3	alcohol)	3.2	17		3.1
4		5.1	18		4.4
5		7.0			
6		10.4	19	Anthracene	2.3
7		13.1	20	(Plastic)	3.9
8		15.7	21		6.3
9		22.0	22		9.2
			23		10.5
10	ZnS(Ag)	2			
11	(Kasei	5	24	Anthracene	0.5
12	Optonics)	10	25	(Scotch tape)	1.13
13	ZnS(Ag)	1.0	26	Plastic	10.3
14	(Scotch tape)	1.95		NE102A	

（1） ZnS(Ag) 蛍光膜

ZnS(Ag) シンチレーターは粉末状であり，α線に対する蛍光効率が高い（Knoll 1979）ため，α線検出用に長く利用されてきた。ZnS(Ag) 蛍光膜を作製する方法として，従来次のような方法が主に行われてきた。

(1) 0.5 %のグリセリンを添加した 2%ゼラチン溶液 100 ml に ZnS(Ag) 25 g を加え，マイラー膜上に塗布して乾燥させる（Hsieh et al. 1965; 松岡他 1968）。

(2) トルエン 8に対しポリスチレンを 1の割合にした溶液 1 ml に ZnS(Ag) 0.1g を混ぜ，マイラー膜に噴霧器で吹き付ける（Spear 1957）。

(3) セロテープなどの粘着面に ZnS(Ag)粉末を塗布し，余剰のものを吹き落し，蛍光膜とする（Tanaka et al. 1971; 大畑他 1972; 小泉他 1979）。

ZnS(Ag) 蛍光膜の作製に必要な ZnS(Ag)シンチレーターとしては，化成オプトニクス社製の極光蛍光体 2665 を使用した。ZnS(Ag) 蛍光膜を作製するため，最初にゼラチンが結合剤の第(1) の方法を試みた。Hsieh ら（1965）の論文の ZnS(Ag)蛍光膜作製法と同じ手順で行ったが，期待通りの均一な蛍光膜はできなっかた。ポリスチレンが結合剤の第(2) の方法は溶剤の取扱が危険なため試みなかった。幅 50mm のスコッチテープを用いて，第(3) の方法による ZnS(Ag)蛍光膜の作製も試みた。この方法では蛍光膜が得られたが，2

mg cm^{-2} 以上の厚さの蛍光膜はできなかった。

最初のこれらの方法による ZnS(Ag)蛍光膜の作製の試みでは，スコッチテープによる薄い膜しかできなっかったので，小泉ら（1979）と同じように化成オプトニクス社に 2，5，10 mg cm^{-2}の３種類の厚さの違う ZnS(Ag)蛍光膜の作製を依頼した。これらの蛍光膜の結合剤の重量比は約 10% であるが，結合剤名は不明である。

厚さ10 mg cm^{-2}程度の ZnS(Ag)蛍光膜を大量に作製するため，薄層クロマトグラフィにおける薄層の作製法（Bobbitt 1968）を参考に，新しい方法を開発した。この新しい ZnS(Ag)蛍光膜の作製手順は次の通りである。

① 5 %のポリビニールアルコール*（ＰＶＡ）溶液 5mlに， ZnS(Ag) 5g を加え，良く攪拌する。

② ガラス板の上にマイラー膜を張り，その上に一定面積切り取った厚さ 0.2 mm のビニールシートを置き，その切取り部分に ZnS(Ag)溶液を注ぐ。

③ ガラス棒で ZnS(Ag)溶液を平にする。

④ 乾燥後，必要な大きさに切る。

これらの手順は Fig.Ⅲ-7 に示す。この方法を用いると，8～10 mg cm^{-2}厚の一様な ZnS(Ag)蛍光膜が容易に得られる。厚さの違う ZnS(Ag)蛍光膜はビニールシートの厚さを変えるか，溶液の濃度を変えることで，1 mg cm^{-2} から 20 mg cm^{-2} の任意の厚さの蛍光膜が得られる。この蛍光膜中のＰＶＡの重量比は約 5%である。

イメージング装置の動作特性を調べるために選んだ ZnS(Ag)蛍光膜は Table Ⅲ-1 に示すように，結合剤としてＰＶＡを用いた 9枚，化成オプトニクス社製の 3枚，スコッチテープに塗布した 2枚の計 14 枚である。

Fig.Ⅲ-7. Procedure for making ZnS(Ag) phosphor screens.

（2） アントラセン蛍光膜

アントラセンは比較的量子効率が高く， ZnS(Ag)のような残光性がない。Moghissiら

---

* 薄層クロマトグラフィでは，薄層を作製するときの結合剤として，ポリビニールアルコール（ＰＶＡ）以外に，ギプス，デンプン，２酸化珪素等が利用されている。取り扱い易さと安定性からＰＶＡを選択した。

(1969) のように，アントラセン粉末をプレキシガラスに塗布し，^{3}Hモニターに利用している例はある。しかし，アントラセンで蛍光膜を作製し，β線の検出に利用した報告例はない。このため，アントラセン蛍光膜の作製法として，次のような方法を試行した。

(1) ベンゼンにアントラセンを溶かし，マイラー膜上に綿棒で一様に塗布し，蒸発乾固させる。

(2) スコッチテープの粘着面にアントラセン粉末を塗り込める。

(3) ポリビニールアルコール溶液にアントラセン粉末を混ぜ， Fig.Ⅲ-7 に示した ZnS(Ag)蛍光膜作製法と同じ方法で蛍光膜を作製する。

(4) ＰＶＡ溶液に，アルコールを浸したアントラセン粉末を混合し， Fig.Ⅲ-7 と同じ方法で蛍光膜を作製する。

(5) プラスチックシンチレーター NE102A （ 0.2 g）をエミルアセテート（2.5 ml）＋アミルアセテート（0.2 ml）に溶かし，その溶液にアントラセン粉末を懸濁させる。Fig.Ⅲ-7と同じ方法で蛍光膜を作製する。

第(1) の方法は Fig.Ⅲ-8 に示す。結合剤を用いない方法である。マイラー膜を固定するために，黄銅製の円環を作り，マイラー膜をアラルダイトで張り付けた。このマイラー膜上に，アントラセンを完全に溶かしたベンゼン溶液を，綿棒を用いて，一様に広げて塗布した。ベンゼンを蒸発させるとアントラセン微結晶が析出する。この操作を繰り返すことで，任意の厚さのアントラセン蛍光膜ができる。この方法は，結合剤を用いないため，アントラセンが剥離し易い欠点がある。

Fig.Ⅲ-8. Procedure for making anthracene phosphor screens.

第(2) の方法は， ZnS(Ag)蛍光膜と同じく，スコッチテープにアントラセン粉末を塗布する方法である。アントラセン粉末は，アントラセン結晶片をアルコールに浸した状態で，メノウ乳鉢内で擦り潰し，微細粉末化することで得た。この方法で得られる蛍光膜は，ZnS(Ag)蛍光膜のときと同じく，良質であるが，1 mg cm^{-2}厚程度の蛍光膜しかできなっかた。

第(3) の方法は， ZnS(Ag)蛍光膜の新しい方法と同じく，ＰＶＡを結合剤に用いようとする方法である。しかし，アントラセン粉末はＰＶＡ溶液と混合させることができず，実行不可能であった。

ＰＶＡ溶液に，アントラセン粉末を混合させるため，第(4) の方法ではアントラセン粉末をアルコールに浸した後，ＰＶＡ溶液と混合した。こうすると，確かに，ＰＶＡ溶液中

にアントラセン粉末が懸濁した。しかし，Fig.Ⅲ-7 に示す手法で蛍光膜を作る段階で問題が起きた。アントラセン粉末が懸濁している溶液をガラス棒で平にした後，乾燥させると，アルコールが水より先に蒸発するため，アントラセン粉末が粒状に固まってしまった。このため，この方法では均一な厚さの蛍光膜は得られなっかた。

ZnS(Ag) 蛍光膜と同じような，均質で丈夫な蛍光膜を得るため，第(5) の方法も試みた。結合剤としてプラスチックシンチレーター NE102A を用いた。プラスチックシンチレーター溶液を作る方法は薄膜シンチレーターの作製法 (Muga et al. 1972) を参照した。アントラセン蛍光膜の作製手順は Fig.Ⅲ-7 と同じである。溶媒の蒸発が早いため，薄い蛍光膜を作るのは困難であった。この方法で作製した蛍光膜は第(4) の方法で作製した蛍光膜より均質であるが，ZnS(Ag)蛍光膜のようにはできなっかた。この蛍光膜中のプラスチックシンチレーターの重量比は約 20% であった。

β線イメージング装置の動作特性実験用のアントラセン蛍光膜は，Table Ⅲ-1 に示すように，結合剤なしの 4枚，プラスチックシンチレーターを結合剤とした 5枚，スコッチテープに塗布した 2枚の計 11 枚である。

（3） プラスチックシンチレーター

プラスチックシンチレーターは蛍光効率がアントラセンの 60% 程度 (Knoll 1979) であるが，成型が容易なため，^{3}Hの検出にも利用されている (Osborne 1970) 。プラスチックシンチレーターから薄い蛍光膜を作製する方法は報告されている (Muga et al. 1972 ; Batra and Shotter 1975; Ajitanand and Iyengar 1976; Geissel et al. 1977) が，これらの方法で出来る蛍光膜は数10μm と非常に薄い。このため，本実験では厚さ 0.1 mmと 0.3 mm のプラスチックシンチレーター NE102A を購入した。NE102A のベースはポリビニールトルエンで，密度 1.032である。実験には，β線の飛程を考慮して，厚さ 0.1 mmのみを使用した。

（4）β線源の種類と強度

β線放出核種イメージング装置の動作特性を調べるためには，β線のエネルギーとフラックスの違う種々のβ線源が必要である。この目的で，Table Ⅲ-2 に示すように，Amersham社製のベータ・ポリマー・リファレンス線源の^{14}C 2.2X10^{3} Bq，2.2X10^{4} Bq，2.2X10^{5}Bq，と ^{3}H 1.1X10^{6} Bq，1.1X10^{7} Bqの５種類を購入した。これらのβ線源はいずれもポリメチルメタクリレート製で，25mmφ X 1mmt の大きさである。

^{14}Cのポリマー線源表面からのβ線フラックスの値は Amersham の試験報告に記載されている。これらの値も Table Ⅲ-2 に示した。しかし，^{3}Hのポリマー線源のβ線フラックスの値は試験報告に記載されていない。このため，Table Ⅲ-2 には ^{3}Hのポリマー線源のβ線フラックス値として，カタログに記載されている近似値を記した。Table Ⅲ-2

Table Ⅲ-2. Nominal activity, specific activity and β-flux of the disc polymer sources used by present work.

Nuclide	Nominal activity (Bq)	Specific activity (Bq g^{-1})	β flux[a] (s^{-1} cm^{-2})	Measured β flux[b] (s^{-1} cm^{-2})
^{14}C	2.2×10^{3} 2.2×10^{4} 2.2×10^{5}	3.7×10^{3} 3.8×10^{4} 3.6×10^{5}	7.3 60 570	--------- 30 280
^{3}H	1.1×10^{6} 1.1×10^{7}	1.8×10^{6} 2.3×10^{7}	83 830	17 100

a) from the test report of Amersham.
b) the value measured with 4π gas flow proportional counter.

Table Ⅲ-3. Range of β-particles.

Nuclide	Energy (keV)	Range in Al (mg cm^{-2})	Range in air (cm)
^{14}C	Max. 156 mean 45	27 3.5	23 3
^{3}H	Max. 18.7 mean 5.7	0.75 0.1	0.6 0.08

には 4πガスフロー比例計数管で測定したβ線フラックス値も参考値として記した（付録D参照）。また，^{14}C β線と ^{3}H β線による ZnS(Ag)蛍光膜の発光量の比較から，^{3}Hのβ線源のフラックスの推定も行った（付録E参照）。

ポリマー線源表面から放出されるβ線の飛程はβ線が自己吸収を受けているため，線源固有のβ線の飛程と違っている。しかし，そのβ線のエネルギースペクトルがどれだけ変形しているか不明であるので，Table Ⅲ-3 には目安量として^{14}Cと ^{3}H β線固有の飛程を示した。^{14}Cの平均エネルギーのβ線は空気中で 3 cm の飛程を有しているのに対し，^{3}Hのβ線は 1 mm 以下である。

Ⅲ．３．２　^{14}Cβ線に対するβ線イメージング装置の動作特性

（１）　撮影方法と手順

^{14}Cβ線に対するβ線放出核種イメージング装置の動作特性を評価するためにポラロイド写真撮影には，β線フラックス 570 s^{-1} cm^{-2} と一番強い 2.2X10^5 Bq の線源を使用した。β線源は，ポリメチルメタクリレート製のため，汚染を防ぐ目的で 6μm 厚のマイラー膜で包んだ。

このポリマー線源を Fig.Ⅲ-2 に示すβ線イメージング装置の試料台の中央に置き，その上に蛍光膜を載せ，さらにその上にタングステン解像力テストチャートを重ねた。

装置の動作特性を定量的に評価することを目的としているので，ポラロイドフィルムはネガフィルムも取れる TYPE 665（ISO 75）を用いた。イメージインテンシファイアの光利得は最大（ 50000倍）とした。発光量が多い ZnS(Ag)蛍光膜で撮影する場合は露出時間を 8分と16分，アントラセン蛍光膜とプラスチックシンチレーターの場合は16分と32分，蛍光膜１枚当りポラロイド写真を各２枚づつ撮影した。 ZnS(Ag)蛍光膜は蛍光灯の光に曝すと残光性（付録Ｂ参照）を有するので， ZnS(Ag)蛍光膜の交換はダークバック内で行った．これらの撮影を行ったときの気温は約 18℃ であった。

（２）　撮影結果

撮影を行って得られたポラロイド写真の例を Fig.Ⅲ-9 に計 26 枚示す。写真の番号は Table Ⅲ-1の蛍光膜の番号と対応している。 Fig.Ⅲ-9 に示したポラロイド写真は総て16分の露出で得られた写真である。^{14}Cのポリマー線源の大きさが 25 mmφであるので，写真中央にだけβ線像が見られる。解像力テストチャートを蛍光膜の上に重ねたため，0.5，0.63，0.8 lp mm^{-1}の３本のスリット群が写っている。どの写真にも 50 mmφの円環が見られる。この円環はテーパーファイバーの径に対応し，テーパーファイバー内の散乱光（長尾　1974）がガラスと空気との屈折率の差でこの部分に現れるためである。 Fig.Ⅲ-9のポラロイド写真を比較しただけでも，番号（1)から(14)の ZnS(Ag)蛍光膜が(15)から(25)のアントラセン蛍光膜や（26)の NE102Aプラスチックシンチレーターよりも発光量が多いことが分かる。特に，ZnS(Ag)蛍光膜の内でも，結合剤がＰＶＡである 5.1mg cm^{-2}，7.0 mg cm^{-2}，10.4 mg cm^{-2} の蛍光膜が一番明るく発光している。

（３）　蛍光膜の種類と厚さの違いによる発光量の差

^{14}Cβ線に対する蛍光膜の種類と厚さの違いによる発光量の差を定量的に評価するため，マイクロデンシトメーターを用いて， Fig.Ⅲ-9 に示したポラロイド写真のネガフィルムの濃度を測定した。そのフィルム濃度の測定結果を Fig.Ⅲ-10に示す。横軸は蛍光膜の厚さ，縦軸はスリット線像の濃度である。 Fig.Ⅲ-10に示したスリット濃度は総て 16 分の

Fig. III-9. Polaroid photographs for ^{14}C β-particles obtained with various phosphor screens on type 665 films at maximum gain with the exposure time of 16 min.

露出時間で得られた結果である。ポラロイドのネガフィルム固有の濃度は 0.5，16分露出した時のフィルムのバックグラウンド濃度は 0.7であった。両者の差の 0.2がイメージインテンシファイア等のバックグラウンド光に依る。

ＰＶＡを結合剤に用いた ZnS(Ag)蛍光膜が一番高いスリット濃度を示している。アントラセン蛍光膜は ZnS(Ag)蛍光膜より濃度が低く，NE102Aプラスチックシンチレーターが一番低い濃度を示している。

これらの得られたスリット濃度を，付録Ｃの Fig.C-2の特性曲線を利用して，各々の蛍光膜の発光量の相対値に変換した。これらの相対的な発光量を Fig.Ⅲ-11に示す。ZnS(Ag) 蛍光膜は 8分と16分の露出時間で，アントラセン蛍光膜と NE102A は16分と32分の露出時間でそれぞれ 2枚づつポラロイド写真を撮影しているので， Fig.Ⅲ-11 の各々の蛍光膜の発光量の相対値は 2枚のフィルムの平均を取った。

Fig.Ⅲ-10. Line-image density for ^{14}C β-particles as a function of the scintillator thickness (ecposure time =16 min).

Fig.Ⅲ-11. Relationship between light output of scintillators for ^{14}C β-particles and scintillator thickness.

各蛍光膜の発光量を示す Fig.Ⅲ-11の結果から，ＰＶＡを結合剤に用いた ZnS(Ag)蛍光膜が一番明るく発光していることが分かる。これに対し，同じ ZnS(Ag)蛍光膜でも，結合剤の割合の多い化成オプトニクス社製の蛍光膜やスコッチテープに ZnS(Ag)粉末を塗布して作製した蛍光膜の発光量は少し低い。アントラセン蛍光膜は結合剤のない膜とスコッチテープ製の蛍光膜が発光量が多く，プラスチックシンチレーターを結合剤にした蛍光膜は少ない。

蛍光膜の発光量は膜の厚さにも依存している。ＰＶＡを結合剤に用いた ZnS(Ag)蛍光膜がこの厚さ依存性を最も顕著に示している。蛍光膜の厚さが 5 mg cm^{-2}以下では，厚さとともに発光量が増加し，5～10 mg cm^{-2} の範囲で最大に達し，10mg cm^{-2} 以上では，厚さ

とともに発光量が減少する傾向を示している。この原因は次のように説明できる。 Table Ⅲ-3 で示したように^{14}Cβ線は比較的長い飛程を有している。平均エネルギー 45 keV のβ線はアルミ中で 3.5 mg cm^{-2}，最大エネルギー 156 keVのβ線は 27 mg cm^{-2} の飛程がある。このため，薄い蛍光膜では^{14}Cのβ線は全てのエネルギーを失わない。これが蛍光膜の厚さと共に発光量が増加する理由である。厚さ 5 mg cm^{-2}以上では，大部分のβ線が蛍光膜中でエネルギーを失うため，発光量はもはや増加しなくなる。一方，ZnS(Ag) 蛍光膜は白い微粉末であるため，蛍光膜の厚さが増すと，シンチレーション光が散乱される割合が増し，テーパーファイバーの入力面に達する光量が減少する。このような理由で，10 mg cm^{-2}以上の厚さでは発光量に減少傾向がみられる。

アントラセン蛍光膜の場合，ZnS(Ag) 蛍光膜ほどではないが，発光量は蛍光膜の厚さに依存している。

Ⅲ．3．3　^{3}Hβ線に対するβ線イメージング装置の動作特性

（1）　撮影方法と手順

Table Ⅲ-3から分かるように，^{3}Hβ線は^{14}Cβ線に較べて，エネルギーで 1/10 ，飛程で 1/30 以下である。このことから，^{3}Hβ線に対するβ線放出核種イメージング装置の動作特性は^{14}Cβ線に対する動作特性と違った結果が予測される。装置の動作特性を調べるためのポラロイド写真撮影には，^{3}Hのβ線フラックスが 830 s^{-1} cm^{-2} の 1.1X10^{7} Bq のポリマー線源を使用した。^{3}Hのβ線は 6 μm 厚のマイラー膜でも殆ど止まってしまうので，β線源は裸のままで使用した。

撮影方法は^{14}Cβ線の時と全く同じであった。^{3}Hのβ線フラックスは^{14}Cβ線の撮影の時に使用したフラックスとほぼ同じであるが，エネルギーは 1/10 であるので，露出時間は蛍光膜の種類に関係なく 16 分と 32 分で撮影した。撮影を行ったときの気温は約 18 ℃ であった。

（2）　撮影結果

得られたポラロイド写真を Fig.Ⅲ-12に計 26 枚を示す。写真の番号は^{14}Cβ線の場合と同じく，Table Ⅲ-1の蛍光膜の番号に対応している。 Fig.Ⅲ-12に示したポラロイド写真は総て 32 分の露出時間で得られた写真である。どの写真も中央に 0.5，0.63，0.8 lp mm^{-1} の３本のスリット群が写っている。 Fig.Ⅲ-9 に示した^{14}Cβ線の写真より露出時間が長いので，テーパーファイバー径に対応する 50 mmφの円環がはっきりと写っている。

^{14}Cβ線の時と同じく番号（1)から(26)までの写真を比較しただけでも，ZnS(Ag) 蛍光膜が他の蛍光膜よりも発光量が多いことが分かる。アントラセン蛍光膜や NE102A プラスチックシンチレーターは微かにスリット線像が見えるだけである。特に，ZnS(Ag) 蛍光膜

(26) Plastic NE102A 10.3mg/cm²

Fig. III-12. Polaroid photographs for ^{3}H β-particles obtained with various phosphor screens on type 665 films at maximum gain with the exposure time of 32 min.

内でも，ＰＶＡを結合剤とした 7 mg cm^{-2}以下の蛍光膜やスコッチテープに ZnS(Ag)粉末を塗布した蛍光膜が明るく発光している。

（３）　蛍光膜の種類と厚さの違いによる発光量の差

^{14}Ｃβ線の場合と同じように，Fig.Ⅲ-12 に示したポラロイド写真のネガフィルムの濃度をマイクロデンシトメーターで測定した。そのフィルム濃度の測定結果を Fig.Ⅲ-13に示す。 Fig.Ⅲ-13に示したスリット濃度は総て 32 分の露出時間で得られた結果である。ポラロイド写真のネガフィルムの固有濃度は 0.5，32分露光した時のバックグラウンド濃度は 0.8であった。

^{3}Ｈのβ線に対する 32 分の露出で得られるスリットの濃度は，^{14}Ｃβ線に対する16分の露出で得られる Fig.Ⅲ-10のスリットの濃度と比較すると，かなり低い。しかし，蛍光膜の種類の違いによる濃度差は，化成オプトニクス社製の ZnS(Ag)蛍光膜以外，Fig.Ⅲ-10 と同じ傾向を示している。これらの得られたスリット線像の濃度を，付録Ｃの Fig.C-2の特性曲線を利用して，各々の発光量の相対値に変換した。これらの相対的な発光量を Fig.Ⅲ-14 に示す。ポラロイド写真は，全ての蛍光膜に対して，16分と32分の露出時間で各 2枚ずつ撮影している。Fig.Ⅲ-14 の各々の蛍光膜の発光量の相対値は，この 2枚のフィルムの平均値を取った。

Fig.Ⅲ-13. Line-image density for ^{3}H β-particles as a function of the scintillator thickness (exposure time = 32 min).

Fig.Ⅲ-14. Relationship between light output of scintillators for ^{3}H β-particles and scintillator thickness.

各蛍光膜の発光量を示す Fig.Ⅲ-14 から，ＰＶＡを結合剤に用いた ZnS(Ag)蛍光膜やスコッチテープに ZnS(Ag)粉末を塗布した蛍光膜が一番明るく発光している。アントラセン蛍光膜は作製法に関係なく，同程度の発光量を示している。NE102Aシンチレーターの発光量はアントラセン膜より僅かに少ない。これに対して，ZnS(Ag)

蛍光膜でも，化成オプトニクス社製の膜は 5 mg cm^{-2}と 10 mg cm^{-2} の厚さでアントラセン蛍光膜より発光量が少ない。この原因としては，蛍光膜の作製法が不明であるが，膜面の強化のために表面にクリヤーラッカーが塗布され（松岡他　1968），^{3}Hβ線が減衰している可能性がある。

^{3}Hβ線に対する蛍光膜の発光は，^{14}Cβ線の場合ほど顕著ではないが，やはり蛍光膜の厚さに依存している。ＰＶＡを結合剤に用いた ZnS(Ag)蛍光膜の場合，膜の厚さが 5 mg cm^{-2} 以下で厚さと共に発光量が僅かに増加し，10 mg cm^{-2}以上では厚さと共に発光量は減少する傾向を示している。^{3}Hβ線の飛程は非常に短い。このため，ZnS(Ag) 蛍光膜の表面で ^{3}Hβ線は全エネルギーを失うので，蛍光膜の厚さが増加すれば，テーパーファイバーの入力面に到達する光量は減少するはずである。すなわち，発光量の最大は蛍光膜の厚さが零付近のはずである。しかし，Fig.Ⅲ-14 の発光量の最大は 5 mg cm^{-2}付近にある。薄い蛍光膜での発光量の減少は，ZnS(Ag) 粉末が数μm の径を有しているので，完全に一様な蛍光膜ができないためである。

アントラセン蛍光膜の場合，ZnS(Ag) 蛍光膜と違って，発光量は厚さに殆ど依存しない。

Ⅲ．３．４　^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線に対する動作特性の比較

^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線に対する各蛍光膜の発光量は膜厚に大きく依存していた。この結果をまとめて再び Fig.Ⅲ-15に示す。^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線に対する発光量は 7 mgcm^{-2}厚さに相当する蛍光膜で規格化されている。前にも述べたように，ZnS(Ag) 蛍光膜の厚さが 5mg cm^{-2}以下では，^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線による発光量は大きな差があった。この原因は，^{14}Cβ線の平均エネルギーが 45 keV で，そのβ線の飛程が 3.5 mg cm^{-2}であるのに対し，^{3}Hβ線の飛程は非常に短いためである。蛍光膜の厚さが 10 mg cm^{-2}あれば，^{14}Cβ線は殆ど蛍光膜中で止まる。このため，この蛍光膜以上では^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線による発光出力は，蛍光膜中での光散乱による損失の増加によって，膜の厚さと共に減少する。アントラセン蛍光膜の発光量も ZnS(Ag)蛍光膜と同じような膜厚依存性を示している。

Fig.Ⅲ-15. Comparison of the light output of ZnS(Ag) with that obtained by anthracene and NE102A for β-particles of ^{14}C and ^{3}H.

各蛍光膜間の発光量を 6 mg cm^{-2}付近* の厚さで比較すると，ZnS(Ag) 蛍光膜とアントラセン蛍光膜と NE102A プラスチックシンチレーターの発光量比は，^{14}Cβ線に対しては，1:0.25:0.1，^{3}Hβ線に対しては 1:0.3:0.25 であった。^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線に対するこの比は，Fig.Ⅲ-15 から分かるように， ZnS(Ag) ： アントラセンについての比はほぼ一致している。しかし，NE102Aの発光量は^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線で大きく違っている。この差は多分次のように説明できる： ^{3}Hβ線の飛程は非常に短い。表面が滑らかなポリマー線源は ZnS(Ag)蛍光膜やアントラセン蛍光膜より NE102A フィルムとより良く密着できる。それ故， NE102A への ^{3}Hβ線の入射フラックスが相対的に大きくなり， ^{3}Hβ線による NE102A での見かけ上の発光量がアントラセン蛍光膜の発光量と同程度になった。

ZnS(Ag)とアントラセンと NE102A で得られるパルス波高比の文献値（Knoll 1979）は 1:0.33:0.22である。本実験で測られた発光量比はこの波高比の文献値と比較的良く一致している。上述の写真法で得られる発光量比は，アントラセンと NE102A に較べ，ZnS(Ag) の値が少し高い。本測定では，写真撮影によって，全発光量を比較している。このため，蛍光の減衰時間の長い ZnS(Ag)蛍光膜の発光量が相対的に増加している。

以上の議論から，ZnS(Ag) 蛍光膜はアントラセン蛍光膜に較べ，３倍以上の発光量がある**ので，低エネルギーβ線の検出には 5～10 mg cm^{-2}の ZnS(Ag)蛍光膜が最適である。^{3}Hβ線のみを検出の対象にする場合には，作製が簡単なスコッチテープ製の ZnS(Ag)蛍光膜で十分である。しかし，ZnS(Ag) 蛍光膜は蛍光灯の光に曝すと，１日近い残光を有する（付録Ｂ参照）。このため，ZnS(Ag) 蛍光膜を実際の装置に採用する場合，残光が生じない工夫が必要である。

Ⅲ．３．５ ^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線フラックスに対する検出下限

低エネルギーβ線放出核種の表面汚染の検出には迅速な測定が要求される。それ故，Table Ⅲ-1に示した３種類の^{14}Cポリマー線源と２種類の ^{3}Hポリマー線源を用いて，低β線フラックス密度とβ線イメージング装置で検出するのに要する露出時間の関係を調べた。β線によるスリット線像はポラロイドフィルム TYPE 667 (ISO 3000)の高感度フィルムを用いて撮影した。蛍光膜は^{14}Cβ線に対しては結合剤がＰＶＣの ZnS(Ag)膜 7.0 mg cm^{-2}を ^{3}Hβ線に対しては 5.1 mg cm^{-2} の ZnS(Ag)膜を用いた。Fig.Ⅲ-15 から分かるように，これらの厚さで^{14}Cと ^{3}Hのβ線による発光量が最大になっている。撮影された

＊ NE102A は透明なプラスチック製であり，β線の飛程以上の厚さがあれば，発光量は厚さに関係がなくなると考えられる。それ故， NE102A の発光量は 10.3 mg cm^{-2} の値を採用した。

＊＊実験前には， ZnS(Ag)とアントラセンの発光量比が文献値（Knoll 1979）と同じか，もっと小さければ，残光性のある ZnS(Ag)蛍光膜よりアントラセン蛍光膜の方が便利であると考えていた。

Fig.Ⅲ-16. Detection limit of the imaging system for β-particle flux of ^{14}C. (a) A photograph due to $2.2X10^5$ Bq source (570 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained on type 667 Polaroid film at maximun gain with an exposure time of 2 min. (b) A photograph due to $2.2X10^4$ Bq source (60 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained under the same conditions. (c) A photograph due to $2.2X10^3$ Bq source (7.3 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained at medium gain with an exposure time of 8 min. (d) A photograph due to $2.2X10^3$ Bq source obtained on type 665 film at maximum gain with an exposure time of 120 min.

Fig.Ⅲ-17. Detection limit of the imaging system for β-particles of ^3H. (a) A photograph due to $1.1X10^7$ Bq source (830 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained on type 667 film at maximum gain with an exposure time of 2 min. (b) A photograph due to $1.1X10^6$ Bq source (83 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained at medium gain with an exposure time of 8 min. (c) A photograph due to $1.1X10^6$ Bq source obtained on type 665 film at maximum gain with an exposure time of 120 min.

写真を Figs.Ⅲ-16(a), (b), (c), (d) とⅢ-17(a), (b), (c)に示す。

Figs.Ⅲ-16(a)と (b)に示されているように, $2.2X10^5$ Bq (570 s^{-1} cm^{-2}) と $2.2X10^4$ Bq (60 s^{-1} cm^{-2}) の^{14}Cポリマー線源では, イメージインテンシファイアの光利得を最大 (50000倍) にすれば, 2分の露出で明瞭なスリット線像を得ることができる。 $2.2X10^3$ Bq(7.3 s^{-1} cm^{-2})の^{14}Cポリマー線源については, β線フラックスが少ないため, 同じ撮影条件ではスリット線像はバックグラウンド光と判別できなかった。しかし, 光利得をＭＩＤ (約 20000倍) にし, 8分露出をすれば, Ⅲ-16(c)の写真のようなスリット線像を得ることができる。 Fig.Ⅲ-16(d) は TYPE 665 (ISO 75)のポラロイドフィルムを用いて最大光利得で 120分露出した $2.2X10^3$ Bq の^{14}C線源の写真である。このように, 長く露出すればスリット線像はもう少し明瞭になる。

Fig.Ⅲ-17(a)は $1.1X10^7$ Bq (830 s^{-1} cm^{-2})の ^{3}Hポリマー線源によって得られるスリット線像を示す。光利得を最大 (50000 倍) にすれば, 2分の露出で TYPE 667 フィルム上に明確なスリット線像を得ることができる。 $1.1X10^6$ Bq (83 s^{-1} cm^{-2}) の ^{3}Hポリマー線源によって放出されるβ線フラックスは大変低いので, 光利得をＭＩＤにし, 8分露出しても, Fig.Ⅲ-17(b)の写真のように, 微かにスリット線像が認められるだけである。Fig.Ⅲ-17(c)は TYPE 665 フィルムを用いて最大光利得で 120分露出して得た写真である。スリット線像は Fig.Ⅲ-16(b) よりかなり明瞭になっている。

TYPE 665 フィルムを用いて光利得をＭＩＤで 8分露出すると, ^{14}Cによって放出されるβ線に対する検出可能なフラックス密度は 7.3 s^{-1} cm^{-2} であった。このβ線フラックスは法令で定められているβ放射能に対する表面密度限度 40 Bq cm^{-2} (日本 1988) の約 1/3に相当する。他方, ^{3}Hのβ線に対する検出可能なフラックス密度は^{14}Ｃβ線に較べて約10倍の 83 s^{-1} cm^{-2}であった。検出下限の10倍の違いは Table Ⅲ-3 の^{14}Ｃβ線と^{3}Ｈβ線の平均エネルギーの違いで説明できる。

Fig.Ⅲ-16(d) に示したように, 長く露出すれば 7.3 s^{-1} cm^{-2} の表面β線フラックスでも明瞭な像が得られる。これは, β線の吸収を無視すれば, イメージング装置が 15 Bq cm^{-2} のフラックス密度の^{14}Ｃの薄いスライス試料または 3700 Bq g^{-1}の比放射能の厚いスライス試料までのオートラジオグラフィに適用可能であることを示唆している。Fig.Ⅲ-17(c)の写真から, ^{3}Hのオートラジオグラフィについては $1.8X10^7$ Bq g^{-1} の比放射能の試料まで適用できる。

Ⅲ. 4　α線・β線マクロオートラジオグラフィ

プルトニウム (Ｐｕ) 汚染検出の目的で開発したα線イメージング装置は, α線スポット１個１個の像を撮影可能であった。β線放出核種イメージング装置は, このα線イメー

ジング装置を改良した装置である。β線イメージング装置の基礎特性及び^{14}Cと^{3}Hポリマー線源を用いた測定結果から，β線イメージング装置はα線オートラジオグラフィだけでなく，β線オートラジオグラフィにも十分応用できる。

Ⅲ．4．1　α線オートラジオグラフィへの応用

α線放出核種のマクロオートラジオグラフィは，Ｐｕの体内における挙動を調べることが主な目的として，研究されてきた。α線オートラジオグラフィには，試料とＸ線フィルムを密着させてオートラジオグラフを得る方法（鹿島他　1970; Gahan 1972）と，　ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィ（Hsieh et al. 1965; 松岡他 1968; 松岡 1969b）がある。Ｘ線フィルムを用いる方法は露出時間に数週間必要である。これに対して，ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィ法では，Ｘ線フィルムに得られるオートラジオグラフと遜色のないポラロイド写真を数十分で得ることができる。

Ｐｕを投与したラット（クマネズミ・ドブネズミ類でハツカネズミより大型）の切片試料* の，β線イメージング装置を用いて得られたポラロイド写真を Fig.Ⅲ-18と Fig.Ⅲ-19に示す。実験は放射線医学総合研究所で行った。

Fig.Ⅲ-18 は，硝酸プルトニウム（^{239}Ｐｕ（NO_3）$_4$）を吸入させたラットの写真である。Fig.Ⅲ-18の (a)には，ラットの肺の断面のポラロイド写真を示す。試料は汚染を防ぐため厚さ 6μm のルミラー膜で包まれている。(b)と(c)は，β線イメージング装置を用いて，１分の露出で得たポラロイド写真である。ZnS(Ag) 10 mg cm^{-2} の蛍光膜とポラロイドフィルム TYPE 665 (ISO 75)を用いた。ＭＣＰイメージインテンシファイアの光利得は最大（ 50000倍）であった。写真上に ^{239}Ｐｕからのα線１個１個によって作られるスポットが肺に一様に分布している。気管支部分に多くのα線スポットが認められる。

Fig.Ⅲ-19 はマウス（ハツカネズミ）に単量体 ^{239}Ｐｕを静脈注射した３日後の ^{239}Ｐｕ濃度の分布図を示している。Fig.Ⅲ-19の (a)はＸ線フィルムに２週間の露出で得られたマウス全身のオートラジオグラフである。Radioisotopes誌に掲載されている写真（鹿島他　1970）を転載した。このオートラジオグラフを写したと同じマウス試料をβ線イメージング装置で撮影したポラロイド写真が Fig.Ⅲ-19の (b), (c) である。β線イメージング装置は視野が 50 mmφと限定されているので，マウスの胸部を撮影した。Fig.Ⅲ-19の (b)と(c)の写真でも，骨と肝臓部分に ^{239}Ｐｕが沈着していることが認められる。特に肝臓部分のα線スポット像が明るい。

---

* マウスやラットのオートラジオグラフィ用試料は，次の手順で作製される（松岡 1969a）。動物にアイソトープを投与後，麻酔殺され，凍結し切断される。凍結ブロックからミクロトームで 40 μmの厚さの切片を作り，粘着テープ上に張る。粘着テープ上の試料は凍結乾燥する。試料の厚さは数μmになる。乾燥後，試料面に厚さ 6 μm のルミラー膜を張り付ける。

Fig.Ⅲ-18. Autoradiograms of the lung of rat exposed to ^{239}Pu nitrate aerosols. (a) A photograph of the sample. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 665 film by exposure for 1 min. (c) A photograph taken with an exposure time of 5 min.

従来，ＳＳＴＤ法（Ishigure 1985）を除いて，マウス中の ^{239}Ｐｕ濃度分布は，Fig. Ⅲ-19(a)のオートラジオグラフのＸ線フィルムの光学的濃度分布から推定されていた（鹿島他　1970）。Ｘ線フィルムの特性曲線の性質から，広い範囲の ^{239}Ｐｕ濃度分布を正確に求めることは困難であった。β線イメージング装置で得られたラットやマウス試料のポラロイド写真 Fig.Ⅲ-18の（b），（c）と Fig.Ⅲ-19の（b），（c）では，^{239}Ｐｕ原子の分布に対応するα線スポットが１個１個確認できる。それ故，もしα線スポットの検出効率が知られており，α線スポットが互いに重ならないように露出時間を選んでポラロイド写真を撮影すれば，α線のスポット分布から，^{239}Ｐｕ原子の分布を定量的に求めることが可能となるであろう。

以上のように，β線イメージング装置はＸ線フィルムオートラジオグラフィや ZnS(Ag) 増感オートラジオグラフィ（Hsieh et al. 1965; 松岡他 1968; 松岡 1969b）に較べ迅速に写真を得ることができる。さらに，β線イメージング装置で得られるポラロイド写真のもう一つの特徴，α線スポットが１個１個認められることから，ラットやマウス試料中の

Fig.Ⅲ-19. Autoradiograms showing the distribution of monomeric ^{239}Pu in a mouse at 3 days after intravous injection. (a) A photograph obtained with an X-ray film. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 665 film by exposure for 5 min. (c) A photograph taken with an exposure time of 10 min.

^{239}Ｐｕ分布を簡便に，迅速に，正確に得る手段となりうる。

Ⅲ．４．２　β線オートラジオグラフィへの応用

β線オートラジオグラフィは医学，生物学，農学だけでなく，岩石学や分析化学まで広い方面で利用されている。β線オートラジオグラフィは，マクロなレベル（津屋他 1969a；松岡 1969a,1969b；日本 1970；前田他 1970；Matsuoka et al. 1970；大塚他 1970；中島他 1970；Gahan 1972）だけでなく，ミクロなレベル（重松 1969a,1969b；津屋他 1969b,1969c；佐々木他 1969；大野他 1970；千葉 1970；青柳他 1970）や電子顕微鏡的なレベル（水平 1969a,1969b,1969c；末吉 1969）でも研究が進められている。β線オートラジオグラフィには普通Ｘ線フィルム等の写真乳剤が用いられている。Ｘ線フィルムを用いると，オートラジオグラフを得るには数週間の露出が必要である。α線オートラジオ

Fig.Ⅲ-20. Autoradiograms showing the distribution of ^{45}Ca in a mouse at 30 min after subcutaneous injection. (a) A photograph obtained with an X-ray film by exposure for 1 week. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 667 film by exposure for 2 min. (c) A photograph taken on a Polaroid type 665 film with an exposure time of 16 min.

グラフィに有効であった ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィはβ線に対しては，十分な増感は認められていない（松岡 1969b）。

β線を放出するラジオアイソトープを投与した動物の切片試料は，放射線医学総合研究所で行われているマクロオートラジオグラフィ実習用の試料を利用した。それらの試料をβ線イメージング装置で撮影したポラロイド写真を Fig.Ⅲ-20, Fig.Ⅲ-21, Fig.Ⅲ-22 に示す。

Fig.Ⅲ-20 は，$^{45}CaCl_2$ 溶液 $3X10^5$ Bq $(0.05\ ml)^{-1}$ を皮下注射した30分後のマウスの試料のオートラジオグラフである。試料は汚染を防ぐためルミラー膜（6μm）で保護されている*。^{45}Caはβ崩壊する，放出されるβ線の最大エネルギーは 257 keVで，半

---

* 試料中の化学物質によってフィルムが黒化される化学的カブリを避けるため，X線フィルムと試料の間には隔離層が置かれる。しかし，低エネルギーの ^3H β線の場合，1～2 μm の薄いセロイジン膜でもβ線が止まってしまい，隔離層を用いることが困難である。

Fig.Ⅲ-21. Autoradiograms showing the distribution of ^{45}Ca in a mouse at 24 h after subcutaneous injection. (a) A photograph obtained with an X-ray film by exposure for 1 week. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 667 film by exposure for 2 min. (c) A photograph taken on a Polaroid type 665 film with an exposure time of 16 min.

減期は 165 dである。 Fig.Ⅲ-20(a) は1週間の露出でX線フィルム上に得られたマウス試料の全身オートラジオグラフである。(b) はβ線イメージング装置で得られたマウス試料の頭部のポラロイド写真である。厚さ 15 mg cm^{-2} の ZnS(Ag)蛍光膜とポラロイドフィルム TYPE 667 (ISO 3000)を用いた。イメージインテンシファイアの光利得は最大にし，露出時間2分で撮影した。(c)はポラロイドフィルム TYPE 665 (ISO 75)を用いて，露出時間16分で撮影した写真である。分解能を犠牲にすれば，(b) の写真のように露出時間2分で^{45}Caの分布の概要を知ることができる。16分の露出で得た (c)の写真のマウス頭部の^{45}Ca分布図は (a)のオートラジオグラフィと較べても遜色がない。

Fig.Ⅲ-21 は，$^{45}CaCl_2$ 溶液 3×10^5 Bq $(0.05\ ml)^{-1}$ を皮下注射した24時間後のマウス試料のオートラジオグラフである。 Fig.Ⅲ-21(a) は1週間の露出でX線フィルム上に得られたマウスの全身オートラジオグラフを示す。 Fig.Ⅲ-20(a) に較べて，^{45}Caが大部分骨に沈着していることが分かる。Fig.Ⅲ-21 の (b), (c) はβ線イメージング装置で得られたマウス頭部のポラロイド写真である。 TYPE 667 フィルムを用いれば，(b) の

Fig.Ⅲ-22. Autoradiograms showing the distribution of ^{109}Cd in a mouse at 3 h after intravenous injection. (a) A photograph obtained with an X-ray film by exposure for 1 week. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 667 film by exposure for 2 min. (c) A photograph taken on a Polaroid type 665 film with an exposure time of 16 min.

ように2分の露出で^{45}Caの分布を知ることができる。TYPE 665 を用いて，16分露出すれば (c)のように，(a)のオートラジオグラフィと比較しうる写真が得られる。

Fig.Ⅲ-22 は，$^{109}CdCl_2$ 溶液 3X10^5 Bq (0.1 ml)$^{-1}$を静脈注射した 3時間後のマウス試料のオートラジオグラフである。^{109}Cdは軌道電子捕獲を行って ^{109}Agに遷移する。このとき，88 keV のγ線と 22 keV のX線と同時に，60～88 keV の内部転換電子や約 18 keV のオージェ電子を放出する (Wapstra et al. 1959; Lederer and Shirley 1978)。これらの電子が主にオートラジオグラフに寄与している。^{109}Cdの半減期は 453 d である。Fig.Ⅲ-22(a) は1週間の露出でX線フィルム上に得られたマウス試料の全身オートラジオグラフである。^{109}Cdは^{45}Caと違って，肝臓部分に集まっている。Fig.Ⅲ-22の (b), (c)は 5 mg cm^{-2}の ZnS(Ag)蛍光膜を用いて，β線イメージング装置で得られたマウスの腹部のポラロイド写真である。前の2例と同様に，TYPE 667 フィルムを用いれば，2分の露出で ^{109}Cdの分布を知ることができ，TYPE 665 フィルムを用いれば，16分の露出でオートラジオグラフィと遜色のない写真が得られる。

今日まで，β線放出核種のオートラジオグラフィには主にX線フィルムが使用されてきた。前に述べたように，α線オートラジオグラフィの増感に成功した ZnS(Ag)オートラジオグラフィはβ線オートラジオグラフィには適用できなかった（松岡 1969b）。この理由は，α線に較べてβ線のシンチレーション発光量が少ないため，写真フィルムの特性である相反則不規（reciprocity law failure）（藤波 1953; Herz 1969）により，微弱な発光の潜像がフィルム上に有効に作られないためである。これに対して， ZnS(Ag)蛍光膜上の微弱な光の像はイメージインテンシファイアで光像倍されるので，β線イメージング装置では相反則不規は起こらない。

β線イメージング装置は Fig.Ⅲ-20， Fig.Ⅲ-21， Fig.Ⅲ-22で示したようにβ線放出核種の迅速なオートラジオグラフィに有効であった。試料上のβ線放出核種の分布は付録CのTYPE 665フィルムの特性曲線を用いてフィルムの濃度分布から評価できる。これらの結果は，β線イメージング装置がβ線オートラジオグラフィにも十分有効な手段になり得ることを示唆している。β線イメージング装置の視野が 50 mmφと狭いので，適用できる範囲は制限されるかもしれない。しかし，この欠点も，拡大率の大きなテーパーファイバー（例えば，入口径 25 mm，出口径150 mm）が開発されれば，除去されるであろう。β線イメージング装置は現在のままでも，オートラジオグラフィの分野で次に挙げるような利用法が可能である：

(1) X線フィルムを用いたオートラジオグラフィの露出時間を決定。

(2) 短寿命核種のオートラジオグラフ。

(3) ^{3}Hのオートラジオグラフィ。

X線フィルムオートラジオグラフィの露出時間を決めるには多くの経験を要する。オートラジオグラフィの露出時間は数週間を要する。もし，露出時間が不適当であれば，最初からやり直さなければならず，多大な時間の損失である。β線イメージング装置で予備実験を行えば，露出時間は容易に決定できる。

従来のX線フィルムオートラジオグラフィでは長い露出時間を要した。短寿命β放出核種に対しては，露出時間を長くとれないので，高濃度のＲＩを扱わなければならなくなり，原理的に不可能であった（松岡 1969a）。β線イメージング装置は短い露出時間でオートラジオグラフを得ることができるので，適用できるβ線放出核種を短寿命核種まで広げることができる。

従来の ^{3}Hのオートラジオグラフィでは，X線フィルムの化学的カブリを防ぐため，試料上には通常セロイジン膜を塗布していた（松岡 1969a; Gahan 1972）。この結果，^{3}H原子から放出されるβ線は 1～2 μm の膜で殆ど吸収されてしまう。それ故，X線フィルムの化学的カブリと ^{3}H汚染を許容して，直接密着法が用いられてきた。β線イメージング装置では，試料と ZnS(Ag)蛍光膜と密着させて撮影を行うので，ポラロイドフィルムの汚染の問題も化学的カブリの問題も全く生じない。しかしながら，試料は ZnS(Ag)蛍

光膜* と密着するので，蛍光膜は試料の交換と共に交換する必要がある。

Ⅲ．5　結言

Ⅲ．5．1　β線イメージング装置の将来への発展性

β線放出核種イメージング装置は Fig.Ⅲ-2 に示したように，従来の放射線検出器と違った，新しいタイプの検出器である。この装置の特徴から，迅速な位置検出が可能であり，β線オートラジオグラフィへの応用も可能である。

β線イメージング装置はそれ自身でほぼ完成品である。しかし，一部を改良することによって，新しい放射線検出器となりうる。

β線イメージング装置の第一の発展として，施設内でのβ線汚染検査用に改良するβ線イメージングサーベイ装置である。この装置の概念図を Fig.Ⅲ-23に示す。この装置は現在すぐにも実行可能である。 Fig.Ⅲ-2 と Fig.Ⅲ-23 の比較から分かるように，β線イメージングサーベイ装置は，β線イメージング装置の試料台部分を改造した構造になっている。この装置の工夫を要するところは，検査表面と装置が密着，装置内に光が漏洩しないようにする点である。 ZnS(Ag)蛍光膜はカセットテープ式にし，撮影するたびに新しい面がでるように巻く。このような機構にすれば， ZnS(Ag)の残光性の問題も， ZnS(Ag)蛍光面の汚染によるバックグラウンドレベルの増加も起きなくなる。汚染検査対象が ^{3}Hであれば， ZnS(Ag)蛍光膜は作製の簡単なスコッチテープ塗布膜で十分である。この装置の表面汚染の検出下限は，Ⅲ．3．5で述べたように，現在の所，^{14}Cに対して 7.3 s^{-1} cm^{-2} （法令で定められているβ線に対する表面密度限度の約 1/3倍）と ^{3}Hに対して 83 s^{-1} cm^{-2} （法令の約 4倍）である。付録Bで述べるように，イメージインテンシファイアのバックグラウンド光レベルを下げる工夫をすれば，検出下限はさらに向上できる。

Fig.Ⅲ-23. Schematic diagram of an expected β-particle imaging survey instrument.

β線イメージング装置を改良する第二の方法の概念図を Fig.Ⅲ-24に示す。このシステ

---

* Ⅲ．3．3で述べたように，^{3}Hオートラジオグラフィには 1 mg cm^{-2}の ZnS(Ag)蛍光膜が適している。その蛍光膜はセロテープ粘着面に ZnS(Ag)粉末を塗布するセロテープ法（Sherwood and Stevens 1963） で簡単に作成できる。

ムは，β線イメージング装置の出力部分をＳＩＴ（Silicon Intensifier Target）カメラ（木内　1978）に置き換え，β線の位置分布をテレビ画像化する。β線イメージング装置は，ポラロイドフィルムを現像して初めてβ線の位置分布が分かる。これに対し，Fig. Ⅲ-24 のシステムを用いれば，β線の位置分布がモニターテレビ上で，次第に明確になっていくことを目で確認できる。また，テレビ画像化することにより，β線の位置分布の種々の画像処理が容易になる。

Fig.Ⅲ-24. Schematic diagram of an expected β-particle imaging video monitor system.

以上述べたように，β線イメージング装置はこの２方向の発展性が今後期待できる。

Ⅲ．５．２　β線イメージング装置のまとめ

試作したβ線放出核種イメージング装置を用いて，装置の基礎特性と低エネルギーβ線に対するイメージング装置の動作特性の実験を行った。β線イメージング装置による応用測定例として，α線やβ線マクロオートラジオグラフの撮影を行った。また，β線イメージング装置の将来への発展性についても検討を加えた。得られた結果は以下の通りである。

(1) バックグラウンド光による影響のない写真を得るには，ポラロイド TYPE 667（ISO 3000）フィルムの場合，イメージインテンシファイアの光利得最大で露出時間 240 秒以下，最小で 4000 秒以下にする必要がある。TYPE 665（ISO 75)フィルムの場合には，光利得が最大のときには露出時間を 3000 秒以下にする必要があり，光利得が最小のときには 15360秒でもバックグラウンド光の影響を受けなかった。

(2) 画像の歪みは全体には糸巻型で，周辺部が不規則である。歪み率は最大で 2.5%であった。

(3) β線イメージング装置固有の位置分解能は 6 lp mm^{-1}以下であった。β線に対する位置分解能は最良の条件で 5 lp mm^{-1}程度であった。

(4) ^{14}C β線に対して，ZnS(Ag)蛍光膜がアントラセン蛍光膜や NE102A プラスチックシンチレーターよりも発光量が多い。発光量には膜厚依存性があり，ZnS(Ag)蛍光膜の内でも，結合剤がポロビニールアルコール（ＰＶＡ）の 5～10 mg cm^{-2}の蛍光膜が一番明るい。

(5) ^{3}H β線に対しても，ZnS(Ag)蛍光膜の発光量が多い。特に，ZnS(Ag)蛍光膜の内でも，ＰＶＡを結合剤に用いた 7 mg cm^{-2}以下の蛍光膜やスコッチテープに ZnS

(Ag)粉末を塗布した蛍光膜が明るく発光する。

(6) ^{14}C β線フラックスに対するβ線イメージング装置の検出下限は 7.3 $s^{-1}cm^{-2}$であった。これに対し，^{3}H β線フラックスに対する検出下限は 83 $s^{-1}cm^{-2}$ であった。^{14}Cと ^{3}H β線フラックスに 10 倍差があるのは，両者の平均エネルギーが 約 10 倍違うためである。

(7) β線イメージング装置はα線オートラジオグラフィに利用できる。α線スポットが1個1個認められるので，動物試料中のＰｕ分布を定量的に，迅速に得る手段となり得る。

(8) β線イメージング装置はβ線オートラジオグラフィにも利用できる。X線フィルムを用いると露出に1週間以上必要であるが，本装置では16分と露出時間を大幅に短縮できる。

(9) β線イメージング装置は次のことにも有用である。①X線フィルムオートラジオグラフィに必要な露出時間を推定する。②短寿命β核種のオートラジオグラフィが可能となる。③ ^{3}Hのオートラジオグラフも他の核種と同じように撮影できる。

以上の実験結果より，β線イメージング装置は低エネルギーβ線の表面汚染検査を目的とした位置分布測定に利用できるだけでなく，α線やβ線オートラジオグラフィの分野にも応用できる。β線オートラジオグラフィの分野では現在^{14}Cや ^{3}Hが広く利用されている。このため，β線イメージング装置を用いて，^{14}Cや ^{3}Hを投与した動物試料を撮影できるか，調べる予定である。今後，実際のβ線表面汚染検査に利用できるβ線イメージングサーベイ装置と，ポラロイドフィルムの代わりにＳＩＴカメラを用い，β線の発光をテレビ画像化できるβ線イメージングビデオモニターの，二方向のβ線イメージング装置の発展性を追求する。

第Ⅳ章　荷電粒子画像モニター装置

Ⅳ．1　緒言

本章の研究を始める前に既に，位置検出器としてα線や低エネルギーβ線用のイメージング装置を開発していた。これらの装置はイメージインテンシファイアを利用した新しいタイプのα線イメージング装置とβ線のイメージング装置であった。本章では，これらのイメージング装置を発展させた荷電粒子画像モニター装置を開発した。この装置はα線イメージング装置・β線イメージング装置の撮像部分をＳＩＴ（Silicon Intensifier Target）カメラに置き換え，荷電粒子放射線の位置分布をテレビ画像化し，処理できる装置である。本論文では，(1) この装置の基礎特性及び微弱なα線とβ線に対する性能，(2) この装置で得られる積算画像のパーソナルコンピューターを用いた画像処理，(3) この装置でＰｕO_2 粒子のα線を撮像し，画像処理でＰｕO_2 粒子径分布が推定できるか検討する。

Ⅳ．2．　荷電粒子画像モニター装置

Ⅳ．2．1　画像モニター装置の構成

荷電粒子画像モニター装置の概略図を Fig.Ⅳ-1に示す。画像モニター装置は放射線検

Fig.Ⅳ-1. Basic configuration of the charged-particle imaging video monitor system.

出系，ＳＩＴカメラ，ビデオフレームメモリー，パーソナルコンピューターから成っている。蛍光膜上に入射した放射線によってできる光の像はテーパーファイバーにより 1/2 に縮小される。縮小された光の像はイメージインテンシファイアで光増倍され，ＳＩＴカメラで撮影される。その画像はビデオモニターＡに連続的に映し出される。カメラコントロールからのビデオ信号は，試作したビデオフレームメモリー内に，フレーム毎に積算できる。この結果，シンチレーション像が次第に明確になっていく様子をビデオモニターＢ上で確認できる。積算されたテレビ画像はパーソナルコンピューターに転送し，種々の画像処理を行う。

画像モニター装置の各構成部分については，以下に詳述する。

（１）　放射能・放射線検出系

荷電粒子画像モニター装置の放射線検出系は基本的にはβ線イメージング装置と同じである。その検出系の断面図を Fig.Ⅳ-2 に示す。 Fig.Ⅲ-2 のβ線イメージング装置と異なる点は：(i) 試料台の上部スペースを広くとり，厚さ 1 cm の試料まで撮影可能となった，(ii)上側のテーパーファイバーを取り除いた。

蛍光膜には厚さ 7～10 mg cm^{-2} の ZnS(Ag) 蛍光膜を用いた。この蛍光膜の厚さがα線やβ線に対して最大発光量を与える（池辺他 1983; Iida and Ikebe 1986）。テーパーファイバーは American Optical Corp. 製である。入力径が 50 mm，出力径が 25 mmである。イメージインテンシファイアはＩＴＴ社製の F4727 を使用している。このF4727 は，入力面がファイバーオプティクス製で，有効径が 25 mm，等価入力バックグラウンド光が 0.47×10^{-11} lm cm^{-2} であった。このイメージインテンシファイアの光利得は 5000 から 59000倍まで変えることができる。F4727 の電源としては，水銀電池（Ｈ－Ｎ）２個 2.7 V を用いた。電源部は円筒の側面に取り付けた。電源部には水銀電池の他に， ON-OFF 用のスウィッチと光利得調節用ポテンシオメーターを付けた。

Fig.Ⅳ-2. Cross-sectional view of the detector head.

（2） 撮像系

撮像系の概要を Fig.Ⅳ-3 に示す。この系はＳＩＴカメラヘッド，カメラコントロール，ビデオモニター，ビデオテープレコーダーから成っている。カメラヘッドはカメラスタンドに固定し，放射線検出系との位置関係を一定にした。

放射線検出系の出力面からでる微弱な光の像は接写リング付レンズ（Nikkor 50 mm，F/1.2） で集光し，浜松ホトニクス社製のＳＩＴカメラ（C1000-12）で撮像した。ＳＩＴカメラは通常の可視ビジコンカメラの約 1000 倍の感度を有し，約 1 mlx まで撮像可能である（木内 1978）。ＳＩＴ管の解像力は 600 TV lines （ＴＶ画面の垂直の高さに対する白と黒の縞の本数）である。イメージインテンシファイアとレンズの結合部は，外部から光が入らないように遮光した。カメラコントロールの出力画像の走査線数は 256，512，1024本の 3段階に切り換えられる。走査線数は 1024 本が一番良質の画像を与えるが，後述のビデオフレームメモリーの記憶容量の関係で 256本を採用した。画像の垂直操作周波数は 60Hz である。ＳＩＴカメラの感度はカメラコントロールで調整できる。また，カメラコントロールのビデオスライサ（閾値を指定）でビデオ信号を２値化できる。この結果，ある閾値レベルで２値化された画像をビデオモニターＡ上に映し出すことができる。時々刻々の画像はビデオテープレコーダーに記録できる。カメラコントロールからのビデオ信号は，ビデオモニターＡやビデオテープレコーダー以外に，試作したビデオフレームメモリーに送られる。

Fig.Ⅳ-3. Experimental arrangement of the major component of the monitor system.

（3） 画像積算系

放射線による発光現象は微弱で，ランダムな現象である。放射能・放射線分布を知るには，ＴＶ画像を積算できるビデオフレームメモリーが必要である。 Fig.Ⅳ-4 に試作したビデオフレームメモリーの信号の流れとその動作を示す。

Fig.Ⅳ-4. Simplified block diagram of the video frame memory and connection with the personal computer.

カメラコントロールからの１フレームのＴＶ信号は Fig.Ⅳ-5 に示すように，タイミング（時間調節）信号とビデオ（映像）信号の複合同期信号である。この信号はセパレーションでタイミング信号とビデオ信号に同期分離される。コンパレーターの閾値レベルでビデオ信号が２値化される*。タイミング信号はアドレスジェネレーターでＸ－Ｙアドレス信号を発生させる。アドレス信号により，フレームメモリーの内容を順々に読み出し，それに２値化されたビデオ信号を加算してゆく。読み出されたフレームメモリーの信号はＤ／Ａコンバーターを通して，ビデオモニターＢに表示する。このモニターＢ上で放射能・放射線分布が次第に明確になっていく様子を観察できる。

Fig.Ⅳ-5. Digitization of TV signal.

ビデオフレームメモリーの記憶容量は 64kバイト（256X256X8 ビット）である。ビデオ信号は 256X256 のピクセル（画素）に分割される。１ピクセルの最大計数は 8ビット（256カウント）である。Fig.Ⅳ-4 に示すように，フレームメモリーの積算時間はインターフェイスを通してパーソナルコンピューターで制御できる。

＊ 本システムでは，安定した２値化信号を得るため，ビデオ信号はカメラコントロールのビデオスライサ（閾値を指定）ですでに２値化した。ビデオフレームメモリーにはこの２値化されたＴＶ信号が送られる。

（4） 画像処理系

ビデオフレームメモリーに蓄積された画像の処理はパーソナルコンピューター PC9801F2（日本電気（株）製）に転送して処理を行う。PC9801F2 は一度に処理できるメモリー容量は 64 k バイトである。このため，ビデオフレームメモリーの画像内容を一度に転送できる。パーソナルコンピューターのメモリー容量を 256 kバイト増設したので，積算画像４枚分をメモリーに同時に入れることができる。画像相互間の比較等の処理ができる。個々の積算画像はフロッピーディスクに記録できる。１枚の両面倍密度倍トラック（２ＤＤ）フロッピーディスクには９枚の画像が記録できる。フロッピーディスクを使用できるので，画像の積算と処理を別々に行うことができる。また，画像間の比較が容易である。

処理画像はカラーモニター上に 256X256のピクセルの正方形で表示される。モノクロモニター上では積算画像は縦横比が３対４で表示されている。このため，カラーモニター上の処理画像は縦長の画像となって表示されてしまう。パーソナルコンピューターで行う画像処理として，擬似カラー表示，画像拡大，領域（ＲＯＩ： Region of interest）抽出，プロファイル，ノイズ除去，均一性補正，画面演算等のソフトウエアプログラムを作成した。画像処理時間を短縮するため，総ての処理プログラムは機械語で作成した。画像処理の詳しい内容についてはⅣ．５で述べる。

Ⅳ．２．２ 画像モニター装置の基礎特性

荷電粒子画像モニター装置で得られるビデオ画像から元の放射能・放射線分布を求めるには，α線イメージング装置やβ線イメージング装置の時と同様に，画像モニター装置の基礎特性として，①バックグラウンドノイズ，②画像の歪み，③画像の一様性，④位置分解能，等を調べる必要がある。

（1）バックグラウンドノイズ

画像モニター装置のバックグラウンドノイズとしては，放射線検出系の蛍光膜の自然放射線による発光とイメージインテンシファイアのバックグラウンド光及びＳＩＴカメラのノイズがある。これらのバックグラウンドノイズが放射線位置分布ビデオ画像を得るのにどの程度影響を与えるか調べた。

イメージインテンシファイアとカメラコントロールの利得をパラメーターにして，閾値レベルを変化させたときのバックグラウンドノイズを求めた。結果を Fig.Ⅳ-6 に示す。バックグラウンドノイズ強度は，積算画像の中心付近を関心領域（ＲＯＩ）の抽出処理を行い，その領域内の計数から求めた。ＲＯＩ抽出処理についてはⅣ．５．５で述べる。カメラのレンズ系の絞りは F/1.2と最大に開けた状態で行った。

イメージインテンシファイアの光利得が最大（50000倍） でカメラコントロールの利得

が 5（最大が目盛り 10 ）のとき，閾値レベルが 0.90（最大が目盛り 10.0 ）以下でバックグラウンドノイズが増加する。イメージインテンシファイアの光利得が最小（4000倍），カメラコントロールの利得を 10 にすると，ノイズは閾値レベルが 0.80 以下で増加する。イメージインテンシファイアを動作させないと，バックグラウンドノイズは 0.7以下で漸く現れる。これらの結果は，ＳＩＴカメラからのノイズは非常に少なく，イメージインテンシファイアがバックグラウンドノイズの主要因であることを示している。

Fig.Ⅳ-6. Background noise of the monitor system.

α線像を撮像するときは，イメージインテンシファイアの光利得を最小，カメラコントロールの利得を 5，閾値レベルを 1.0の条件で行った。この結果，α線の画像蓄積時にはバックグラウンドノイズは全く入らない。これに対して，β線像を撮影するときには，イメージインテンシファイアの光利得を最大，カメラコントロールの利得を 5，閾値レベルを 0.9または 1.0の条件で行った。閾値レベルが 0.9のときには僅かにバックグラウンドノイズが入るが， 1.0の条件では入らない。閾値レベルを高くすると，β線による信号も減少するため，β線のエネルギーやフラックスを考慮して調節する必要がある。特に問題になるのは，極低エネルギーの ^{3}Hのβ線を撮像するときである。このβ線の蛍光膜での発光量はノイズレベルの発光量と同じで，カメラコントロールの閾値レベルの調節だけでは判別が困難である。

（２）画像の歪み

画像モニター装置の放射線検出系に使用したテーパーファイバーは周辺に不規則な歪みを持ち，イメージインテンシファイアは静電レンズに起因する糸巻き歪みを持っている。さらに，ＳＩＴカメラも約 2%の固有の図形歪みを有している。このため，画像モニター装置全体での画像の歪みを評価した。

Fig.Ⅳ-2 に示した放射線検出系の試料台の上に，40 mmφ の^{241}Am 平面線源（958 Bq ；表面フラックス 38 $s^{-1}cm^{-2}$ ）を置き，その上に ZnS(Ag)蛍光膜と方眼紙を重ねた。この条件で^{241}Am からのα線の発光像をビデオフレームメモリーに蓄積した。 Fig.Ⅳ-7 はパーソナルコンピューターのカラーモニター上に擬似カラー表示した方眼紙の像である。前に述べたように，カラーモニターとモノクロモニターの縦と横の比の違いのため，40 mmφの円が縦方向に伸びた楕円として映っている。擬似カラー表示処理はⅣ．５．１で述

べる。画像の下側の数値は色表示している１ピクセル当りの計数範囲を示している。カラー画像をモノクロの写真に直しているので，色表示は不明確になっている。

積算画像には，全体に糸巻き歪みがみられる。これは使用したイメージインテンシファイアの静電レンズに起因する糸巻き歪みと考えられる。画像モニター装置全体の歪み率は約 5%であった。

Fig.Ⅳ-7. Distortion of image.

（３）画像の一様性

荷電粒子画像モニター装置で得られる画像が真の放射線分布を表しているかどうかは重要な問題である（Litton et al. 1984）。画像の不均一性はイメージインテンシファイアとＳＩＴカメラの両方共に有しているので，画像モニター装置全体の画像の一様性をα線とβ線の両方で調べた。

α線に対する画像の一様性は，40 mmφ の ^{241}Am線源（958 Bq）に ZnS(Ag)蛍光膜を重ねて，発光量の均一性を調べた。撮像は，イメージインテンシファイアの光利得を最小，レンズを F/1.2 ， カメラコントロールの利得を 5，閾値レベルを 1.0の条件で行った。

パーソナルコンピューターのカラーモニター上に表示された画像を Fig.Ⅳ-8 に示す。同様に 40 mmφの円の画像が縦方向に伸びた楕円として映っている。右側の画像は２本の平行線で囲まれた横方向のプロファイルの濃度分布を表している。プロファイルの濃度分

Fig.Ⅳ-8. Uniformity of the α-particles image. The left-hand picture shows the pseudocolor image of 40-mm-diam 958 Bq source and the right-hand picture shows the profile across the image.

布処理はⅣ．５．５で述べる。この結果から，中央の計数が端より約２倍高いことが分かる。

β線についても同様の実験を行った。50 mmφの ^{14}Cポリマー線源（2.1x10^{5} Bq；表面フラックス 120 s^{-1}cm^{-2}）を用いた。得られた結果が Fig.Ⅳ-9 である。テーパーファイバーの入力径が 50 mmφであるため，カラーモニター上には 50 mmφの円の画像が得られる。右側のβ線のプロファイルの濃度分布の不均一性はα線より悪く，端の濃度は中央に較べて約 1/10 になっている。

イメージインテンシファイア自身の光利得のむらは±15%である。Fig.Ⅳ-7 と Fig.Ⅳ-8の擬似カラー画像の左上の計数の低い部分，即ちイメージインテンシファイアに内蔵されているＭＣＰ（Wiza 1979）の利得の低い部分がこれに相当する。ＳＩＴカメラの映像出力の均一度は 21 %である。これらの数値だけでは画像周辺の利得の低さは十分説明できない。

使用した線源自体が一様かどうかという問題は別に存在する。しかし，一番可能性のある原因として，次のように考えた。イメージインテンシファイアの出力面をＳＩＴカメラで接写している。イメージインテンシファイアの出力面はファイバーオプティクスになっているため，この面から出る光は等方でなく，指向性を有している可能性がある。このため，ＳＩＴカメラに入る光量が中央と端で大きく違ってしまう。

画像の一様性が悪い原因が上述の理由であれば，画像モニター装置のハード面からは，画像をこれ以上改善できない。このため，得られる画像をソフト的に補正する必要がある。均一性補正の画像処理についてはⅣ．５．２で述べる。

Fig.Ⅳ-9. Uniformity of ^{14}C β-particle image. The left-hand picture shows the pseudocolor image of 50-mm-diam 2.1X10^{5} Bq polymer source (1.2x10^{2} s^{-1} cm^{-2}) and the right-hand picture shows the profile across the image.

（4）位置分解能

放射性核種の位置分布を測定する装置にとって，位置分解能の評価は重要である。β線イメージング装置固有の位置分解能は実測値で 6.0 lp mm^{-1}（0.083 mm）以上と非常に良かった。β線イメージング装置の延長線上にある荷電粒子画像モニター装置のα線とβ線に対する位置分解能を調べた。

α線に対する位置分解能は次の手順で調べた。試料台の上に 40 mmφ の ^{241}Am 線源（958 Bq）を置き，その上に解像力テストチャートを乗せ，さらに 7 mg cm^{-2}厚の ZnS(Ag)

(a)

(b)

Fig.Ⅳ-10. Spatial resolution for α particles measured with a W resolution test chart. (a) 0.5 to 1.6 lp mm^{-1}. (b) 2.0 to 6.0 lp mm^{-1}.

蛍光膜を重ね，テストチャートの線像を撮像した。撮像条件は画像の均一性を調べたときと同じである。積算時間は10分であった。結果を Fig.Ⅳ-10(a) と (b)に示す。 Fig.Ⅳ-10(a) は粗いテストチャートの画像である。右図の水平方向のプロファイル画像には 0.5～1.6 lp mm^{-1} の各３本のピークが観察できる。プロファイル濃度分布の結果から 1.6 lp mm^{-1} (0.31 mm) まで十分解像している。Fig. 6 (b) は細かいテストチャートの画像である。濃度分布から 2.0 lp mm^{-1} (0.25 mm) は解像しているが 2.3 lp mm^{-1} (0.22 mm) は限界に近い。この結果から，α線に対する画像モニター装置の位置分解能は 2.0～

(a)

(b)

Fig.Ⅳ-11. Spatial resolution for β particles with a W resolution test chart. (a) 0.5 to 1.6 lp mm^{-1}. (b) 2.0 to 6.0 lp mm^{-1}.

2.3 lp mm^{-1} である。

β線に対する位置分解能測定も同様に 50 mmφの^{14}Cポリマー線源（2.1x10^5 Bq）を用いて行った。 Fig.Ⅳ-11(a) と (b)がその結果である。プロファイル濃度分布の結果から，位置分解能はα線の場合とほぼ同じであった。

α線イメージング装置やβ線イメージング装置では，α線に対する位置分解能は 3.5 lp mm^{-1} （0.14mm），β線に対しては 5.0 lp mm^{-1}（0.1 mm），と違っていた。他方，画像モニター装置の位置分解能はα線とβ線で殆ど差が認められず，しかも画像モニター装置の位置分解能はα線・β線イメージング装置よりも悪い。この事から，画像モニター装置の位置分解能はＳＩＴカメラ以降の系で決まっている。

ＳＩＴカメラの分解能は前に述べたように 600 TV 本（ＴＶ画面の垂直の高さに対する白と黒の縞の本数）である。ビデオモニターの画面の大きさは180mmX180mm である。このシステムでは 600 TV本は 1.7 lp mm^{-1} （0.3 mm）に対応する。イメージインテンシファイアの出力面 25 mmφはビデオモニター上で約 150 mmφ に拡大して映している。このことは試料の放射性核種分布の実際の大きさを 3倍に拡大していることに相当する。それ故，ビデオモニター上では理論的には 5 lp mm^{-1}（0.1 mm）まで分解可能である。

位置分解能を悪くしている要因として，画像の積算がある。ビデオフレームメモリーの記憶容量の関係で，ＳＩＴカメラからビデオ信号を 256X256ピクセルに分割して画像の蓄積を行っている。ビデオモニター上の 180 mm が 256分割されていることになる。これは１ピクセル当り 0.70 mmに相当する。約 50 mmφ試料の放射性核種分布像はビデオモニター上で約 3倍の 150 mmφ に拡大されるので，ビデオモニター上での分解能は 2.2 lp mm^{-1} （0.23 mm）となる。この値は上述の実測値と良く一致している。

以上の議論から，位置分解能はビデオフレームメモリーの記憶容量で決まっている。ビデオモニター上の放射性核種分布画像をさらに拡大すれば，原理的には放射線検出系の固有の位置分解能まで良くすることが可能である。

Ⅳ．３　荷電粒子に対する動作特性

荷電粒子画像モニター装置で得られる放射能・放射線分布のビデオ画像の鮮明度は，主に放射線を光に変換する蛍光膜の種類と厚さ及び蛍光膜に入射する放射線のフラックスとその膜で吸収されるエネルギーに依存する。その他に，イメージインテンシファイアの光利得，その出力光を撮像する光学レンズの口径，ＳＩＴカメラのカメラコントロールの利得，ビデオスライサの閾値レベル及びビデオフレームメモリーの積算時間にも依存する。

α線やβ線に対する種々の種類と厚さの蛍光膜のシンチレーション発光量はα線イメージング装置とβ線イメージング装置を用いてすでに調べた。 ZnS(Ag)蛍光膜，アントラセ

ン膜，プラスチックシンチレーター膜の内で， ZnS(Ag)蛍光膜の発光量が最も多く，α線に対しては約 10 mg cm^{-2} 厚，β線に対しては 6～7 mg cm^{-2} 厚の蛍光膜が最適である。本実験においても，これらの厚さの ZnS(Ag)蛍光膜を使用して，α線やβ線に対する画像モニター装置の動作特性を調べた。

Ⅳ．３．１　α線に対する動作特性

荷電粒子画像モニター装置によるα線分布の積算画像は，既に ^{241}Am平面線源を用いて，基礎特性の画像の歪み，一様性及び位置分解能を調べる実験でビデオ画像として Figs. Ⅳ-7，Ⅳ-8，Ⅳ-10 に示している。α線の ZnS(Ag)蛍光膜中での発光量は大きいので，イメージインテンシファイアの光利得やＳＩＴカメラのカメラコントロールの利得を低く設定できる。その結果，α線の発光とバックグラウンド光とをカメラコントロールのビデオスライサで完全に分離できる。

α線分布の積算画像の応用例として，実験室内の空気をメンブランフィルター上に捕集したときのラドン（Ｒｎ）娘核種の分布を Fig.Ⅳ-12に示す。汚染を防ぐため，フィルターは台紙に張り， 6μm 厚のマイラー膜で包んだ。そのフィルターを放射線検出系の試料台に載せ，その上に約 約 10 mg cm^{-2} 厚の ZnS(Ag) 膜を重ねた。撮像の積算時間は 15 分であった。α線スポットがフィルター上に一様に分布している様子を観察できる。この画像を処理すれば，Ｒｎ娘核種の放射能を求めることができる。

このように，α線分布画像は画像モニター装置で容易に得ることができるので，プルトニウム（Ｐｕ）空気汚染の検出には有力な手段となりうる。

Fig.Ⅳ-12. An integrated video image of α particles from Rn daughters collected on a filter paper.

Ⅳ．３．２　β線に対する動作特性

（１）^{14}Cのβ線フラックスの検出下限

荷電粒子画像モニター装置の^{14}Cβ線に対する動作特性を調べるには，β線表面フラックスの違う線源が必要である。β線イメージング装置の検出下限を調べたときと同様に，実験には強度の違う３種類の Amersham 社製の^{14}Cβポリマーリファレンス線源 2.2X10^5 Bq（表面フラックス 570 $s^{-1}cm^{-2}$） と 2.2X10^4 Bq（60 $s^{-1}cm^{-2}$） と 2.2X10^3 Bq（7.3 $s^{-1}cm^{-2}$）を用いた。これらのβ線源はいずれもポリメチルメタクリレート製で，25mmφX1mmt の大きさである。

これらのポリマー線源を放射線検出系の試料台の中央に置き，その上に厚さ7 mg cm^{-2} の ZnS(Ag)蛍光膜を載せ，さらに解像力テストチャートを重ねた。撮影条件は，イメージインテンシファイアの光利得が最大，レンズは F/1.2，カメラコントロールの利得は 6（最大利得は10），ビデオスライサの閾値レベルを 1.0（最大レベルは10,0）で行った。Fig.Ⅳ-13 に，ビデオフレームメモリーに蓄積された積算画像をパーソナルコンピューターに転送し，カラーモニター上に表示した画像を示す。解像力テストチャートのスリット像が映っている。Fig.Ⅳ-13(a)の 570 $s^{-1}cm^{-2}$のβ線フラックスの場合は，20分の積算で鮮明なスリット線像が得られている。β線フラックスが約1/10（60 $s^{-1}cm^{-2}$）になっても，積算時間を 60 分と長くすれば，Fig.Ⅳ-13(b)に示すように，十分鮮明な画像が得られる。

Fig.Ⅳ-13. Detection limit of the system for ^{14}C β flux. (a) An integrated image of 2.2X10^5 Bq source (570 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained on the color monitor with an accumulation time of 20 min. (b) An integrated image of 2.2X10^4 Bq source (60 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained with an accumulation time of 60 min. (c) An integrated image of 2.2X10^3 Bq source (7.3 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained with an accumulation time of 60 min.

さらに，Fig.Ⅳ-13(c)の一番弱いβ線フラックス（7.3 $s^{-1}cm^{-2}$）でも，60 分の積算でスリット線像を得ることができる。7.3 s^{-1} cm^{-2}のβ線フラックスは法令で定められているβ線に対する表面密度限度40 Bq cm^{-2}（日本 1988）の約 1/3 に相当する。

Fig.Ⅳ-13 に示すように，積算時間を長く取れば，微弱なβ線フラックスでも十分に検出できる。これはイメージインテンシファイアによるバックグラウンド光をビデオスライサの閾値レベルで殆ど除去しているからである。

撮像時には，汚染を避けるため，ポリマー線源をマイラー膜に包んだ。このため，実際に ZnS(Ag)蛍光膜に入射するβ線フラックスは上述の値より低い。それ故，画像モニター装置の^{14}Cのβ線フラックスの検出下限は 7.3 $s^{-1}cm^{-2}$ よりはるかに良いと推定できる。

（2）^{3}Hのβ線フラックスの検出下限

β線イメージング装置の検出下限を調べたときと同様に，β線表面フラックスの違う2種類の ^{3}Hβポリマーリファレンス線源 $1.1X10^{7}$ Bq（830 $s^{-1}cm^{-2}$）と $1.1X10^{6}$ Bq（83 $s^{-1}cm^{-2}$） を用いて，画像モニター装置の ^{3}Hのβ線に対する動作特性を調べた。^{3}Hのβ線の平均飛程は 0.1mg cm^{-2} と短いので，6μm 厚の汚染防止用のマイラー膜でも殆ど止まってしまう。それ故，^{3}Hのβ線源は ZnS(Ag)蛍光膜の汚染を犠牲にして裸のままで使用した。

^{3}Hのβ線のビデオ画像の撮像手順と撮像条件は^{14}Cのβ線フラックスのときと同じで

(a) (b) (c)

Fig.Ⅳ-14. Detection limit of the system for ^{3}H β flux. (a) An integrated image of $1.1X10^{7}$ Bq source (830 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained on the color monitor with an accumulation time of 20 min. (b) An integrated image of $1.1X10^{6}$ Bq source (83 $s^{-1}cm^{-2}$) obtained with an accumulation time of 60 min. (c) An integrated image of $1.1X10^{6}$ Bq source after a double smoothed background image is subtracted out.

ある。 Fig.Ⅳ-14(a) と (b)に，ビデオフラームメモリーに蓄積された積算画像をパーソナルコンピューターに転送し，カラーモニター上に表示した画像を示す。Fig.Ⅳ-14(a)の 830 $s^{-1}cm^{-2}$ のβ線フラックスの場合は，20分の積算で鮮明なスリット線像が得られている。β線フラックスが約1/10 (83 $s^{-1}cm^{-2}$) に減少すると，積算時間を 60 分と長くとっても，Fig.Ⅳ-14(b)に示すように，微かにスリット線像が認められるだけである。さらに長く積算時間をとっても，バックグラウンド光が重なり，鮮明なスリット線像は得られなかった。

^{3}Hの 83 $s^{-1}cm^{-2}$ のβ線フラックスは画像モニター装置のハード面での検出下限に近い。このβ線フラックスは法令で定められているβ線に対する表面密度限度 40 Bq cm^{-2} (日本 1988) の約 4倍に相当する。 ^{3}Hのβ線による発光は非常に弱い。^{14}Cのβ線と同じ閾値レベルに設定すると，このレベルを越えることのできるβ線の割合は非常に僅かである。これが，^{3}Hのβ線フラックスに対する検出下限が^{14}Cのβ線フラックスの検出下限より 10 倍以上悪くなってしまう理由である。

次ぎに，画面演算処理を行うことで，画像モニター装置の検出下限がソフト的に取り扱うことで向上するか，検討してみた。 Fig.Ⅳ-14(c) に，画面演算処理を行った後の ^{3}H の 83 $s^{-1}cm^{-2}$ からのβ線フラックスのスリット線像を示す。この画像は以下の手順で得た。この ^{3}Hβ線フラックスのビデオ画像の撮像手順は前と同じである。撮像条件は，イメージインテンシファイアの光利得が最大，レンズが F/1.2，ＳＩＴカメラコントロールの利得が 8，閾値レベルが 0.9で行った。 ^{3}Hのβ線の発光による信号を多くビデオフレームメモリーに取り込むため，カメラコントロールの利得を上げ，閾値レベルを下げた。当然，^{3}Hβ線の原画像のバックグラウンド光のノイズレベルも増加した。バックグラウンド光ノイズだけの積算画像は，ポリマー線源を取り除き，同一条件で撮像した。ピクセル当りの統計的なバラツキを少なくするため，^{3}Hβ線の原画像とバックグラウンド光ノイズ画像の両方共平滑化処理を２回施してから，原画像からバックグラウンド光ノイズ画像を差し引く画面演算処理を行った。平滑化処理と画面演算処理についてはⅣ．５．３で詳しく述べる。 Fig.Ⅳ-14(c) のスリット線像は Fig.Ⅳ-14(b) のスリット線像より鮮明になっている。この結果から，ソフト的な画面演算処理はノイズ除去に有効であり，^{3}Hのβ線フラックッスの検出下限の向上につながっている。

（３）画像モニター装置とβ線イメージング装置の^{14}Cと ^{3}Hのβ線に対する感度の比較

β線イメージング装置はβ線による発光をポラロイドフィルム上に撮影している。原理上，β線による発光とイメージインテンシファイアのバックグラウンド光と区別なくフィルムに感光する。このため，β線イメージング装置のβ線フラックッスの検出下限は，β線による総発光量とバックグラウンド光の総量の大小で決まる。 ^{3}Hのβ線の平均エネル

ギーは^{14}Cのβ線の約 1/10 である。それ故，β線イメージング装置では^{14}Cのβ線フラックスに較べて，^{3}H のβ線フラックスの検出下限は 10 倍高い。β線イメージング装置はβ線による発光を全て利用しているので，スリット像を得る時間は短くてすむ。

荷電粒子画像モニター装置はβ線による個々の発光をディジタル信号に変換して，ビデオフレームメモリーに積算して画像を得る。即ち，ビデオスライサの閾値レベル以上の信号は全て同等に1である。β線による発光がイメージインテンシファイアのバックグラウンドノイズより十分大きければ，閾値レベルを高く設定できるので，どんなに弱いβ線フラックスでも検出可能である。これが，^{14}Cのβ線フラックスに対して，β線イメージング装置より画像モニター装置の検出感度が向上した理由である。しかし，積算画像の構成に利用できる2値化信号は少なくなるので，画像モニター装置の方が長い積算時間を要する。

^{3}H のβ線による発光は非常に微弱である。イメージインテンシファイアによるバックグラウンド光ノイズとの差が殆どない。このため，閾値レベルを上げて，バックグラウンドノイズを取り除こうとすると，^{3}Hのβ線による発光も大部分除去してしまう。このように，^{3}H のβ線の場合，閾値レベルの調節によるバックグラウンドノイズとの弁別が困難である。これが，画像モニター装置の ^{3}Hのβ線フラックッスに対するハード面での検出下限がβ線イメージング装置とあまり差がなかった理由である。しかし，画像モニター装置では，画像処理によりソフト的にバックグラウンドノイズを除去し，β線イメージング装置より検出下限を向上させることができた。

Ⅳ．4　マクロオートラジオグラフの積算画像

画像モニター装置がβ線オートラジオグラフィの分野に利用可能かどうかを調べた。β線イメージング装置はβ線オートラジオグラフィに十分利用できる。β線イメージング装置は，迅速にオートラジオグラフが得られるけれど，従来のX線フィルムオートラジオグラフィ（Gahan 1972）と同じと写真フィルムを利用している。これに対して，画像モニター装置はβ線の発光をディジタル信号化して扱う。このため，β線フラックスを定量化でき，β線オートラジオグラフィに十分応用できることが期待できる。

β線オートラジオグラフィは医学，生物学，農学だけでなく，岩石学や分析化学まで，広い方面で利用されている（日本　1970）。β線オートラジオグラフィは普通X線フィルム等の写真乳剤が用いられている。X線フィルムを用いると，オートラジオグラフを得るには数週間の露出が必要である。フィルムは直線性の悪いアナログ量であるので，定量化が不正確になる。

Fig.Ⅳ-15. Autoradiograms showing the distribution of ^{90}Sr in a mouse at 3 h after subcutaneous injection. (a) A photograph obtained with an X-ray film by exposure for 1 week. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 665 film by exposure for 24 min. (c) A video image obtained with the imaging video monitor system with an accumulation time of 15 min.

Ⅳ．4．1　β線オートラジオグラフの積算画像

β線オートラジオグラフ用の動物切片試料は，β線イメージング装置のときと同様に，放射線医学総合研究所で行われているマクロオートラジオグラフィ実習用の試料を利用した。それらの試料を用いて，β線イメージング装置と画像モニター装置で得られたβ線オートラジオグラフを Figs. Ⅳ-15, Ⅳ-16, Ⅳ-17に示す。

Fig.Ⅳ-15 は^{90}Ｓｒ溶液 1.9x10^{5} Bq／0.05 mlを皮下注射した 3時間後のマウス試料のオートラジオグラフである。試料は汚染を防ぐためルミラー膜（6μm）で保護されている。^{90}Ｓｒはβ崩壊する。放出されるβ線の最大エネルギーは 0.546 MeVで，半減期は 28.8 y である。^{90}Ｓｒと放射平衡にある^{90}Ｙもβ崩壊して，最大エネルギー 2.28 MeV のβ線

Fig.Ⅳ-16. Autoradiograms showing the distribution of ^{109}Cd in a mouse at 6 h after intravous injection. (a) A photograph obtained with an X-ray film by exposure for 1 week. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 665 film by exposure for 32 min. (c) A video image obtained with the imaging video monitor system with an accumulation time of 15 min.

を放出する。Fig.Ⅳ-15(a)は 1週間の露出でX線フィルム上に得られたマウス試料の全身オートラジオグラフである。^{90}Srは大部分が骨に沈着していることが解る。Fig.Ⅳ-15(b)はβ線イメージング装置で得られたマウス試料の頭部のポラロイド写真である。ZnS(Ag)蛍光膜 6 mg cm^{-2}とポラロイド TYPE 665 (ISO 75)を用いた。イメージインテンシファイアの光利得を最大にし，露出時間 24 分で撮影した。Fig.Ⅳ-15(c)は画像モニター装置で得られたビデオフレームメモリーの積算画像である。Ⅳ．５．２で述べる均一性補正処理が施されている。イメージインテンシファイアの光利得を最大にし，レンズを F/1.2，カメラコントロールの利得を 6，閾値レベルを 1.0の条件で撮影した。濃度の違いを擬似カラー表示した画像である。白黒写真のため，その点は不鮮明になっている。カラーモニター上の写真だけでも，Fig.Ⅳ-15(a)オートラジオグラフと遜色ないが，画像がディジタル化されているので，画像処理が容易である。

(a)

(b)

(c)

Fig.Ⅳ-17. Autoradiograms showing the distribution of ^{14}C-thymidine in a mouse at 1 h after intravous injection. (a) A photograph obtained with an X-ray film by exposure for 1 week. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system on a Polaroid type 665 film by exposure for 40 min. (c) A video image obtained with the imaging video monitor system with an accumulation time of 40 min.

Fig.Ⅳ-16 は ^{109}Ｃｄ溶液 3.7x10^5 Bq を静脈注射した 6時間後のマウス試料のオートラジオグラフである。^{109}Ｃｄは軌道電子捕獲を行って遷移するときに，88 keVのγ線と 22 keV のＸ線と同時に，66～88 keVの内部転換電子や 18 keV のオージェ電子を放出する（Wapstra et al. 1959; Lederer and shirley 1978）。^{109}Ｃｄの半減期は 453 dである。Fig.Ⅳ-16(a)は 1週間の露出でＸ線フィルム上に得られたマウスの全身オートラジオグラフである。^{109}Ｃｄは^{90}Ｓｒと違って，骨よりも肝臓に集まっている。Fig.Ⅳ-16(b)はβ線イメージング装置で得られたマウス試料の腹部のポラロイド写真である。露出時間 32 分で撮影した。Fig.Ⅳ-16(c)は画像モニター装置で得られた積算画像の均一性補正処理画像である。肝臓部分の細部まで良く表している。

Fig.Ⅳ-17 は^{14}Ｃ-チミジン溶液を 3.7x10^5 Bq静脈注射した 1時間後のマウス試料のオートラジオグラフである。^{14}Ｃはβ崩壊し，最大エネルギー 0.156 MeVの電子を放出する。

半減期は 5730 y である。Fig.Ⅳ-17(a)はマウスの全身オートラジオグラフである。骨と消化管に集まっている様子が良く判る。Fig.Ⅳ-17(b)はβ線イメージング装置で得られたマウスの腹部のポラロイド写真である。露出時間 40 分である。Fig.Ⅳ-17(c)は画像モニター装置で得られた積算画像の均一性補正処理画像である。積算時間は前 2例より長くなっている。^{14}Cβ線の平均エネルギーが^{90}Srや ^{109}Cdに較べて低いため，同程度の画質の像を得るには長時間の積算を要する。消化管の断面が良くみえる。

Ⅳ．4．2　β線オートラジオグラフィの分野での画像モニター装置の可能性

マウスの３試料について，画像モニター装置で得られた積算画像は，X線フィルムを用いたオートラジオグラフと遜色のない画像であった。画像モニター装置の検出系の視野が 50 mmφと狭いので，適用範囲や適用法の制限を受けるかもしれない。この欠点も，拡大率の大きなテーパーファイバーが開発されれば，除去される。

画像モニター装置は積算画像をディジタル化しているので，画像処理が容易である。β核種分布が次第に明確に成っていく様子を知るだけでなく，その位置分布を定量的に評価できる。信号がディジタルなので，不明確な誤差要因が少ない。

画像モニター装置は積算時間が短いので，短寿命核種のオートラジオグラフも可能になる。従来のオートラジオグラフィ法では長い露出時間を要した。短寿命核種に対しては，原理的に不可能であった（松岡 1969a）。放射線検出系の特徴から，^{3}H のオートラジオグラフも他の核種と同じように扱うことができる（Iida et al. 1987）。従来のオートラジオグラフィ法では，X線フィルムの化学的カブリを防ぐため，試料をセロイジン膜で保護している。このため，セロイジン膜で ^{3}Hのβ線のほとんどが阻止され，有効に利用されていなかった。

画像モニター装置は，従来のオートラジオグラフィよりも画像データを迅速に得て，処理できるだけでなく，新しい分野のオートラジオグラフィへの利用の可能性も有している。

Ⅳ．5　積算画像データの画像処理

ビデオフレームメモリーに積算される画像は多くの情報を含んでいる。その画像から必要な情報を取り出すのが，画像処理である。ＴＶ画像の処理については，種々の画像処理法が報告されている（Bords et al.　1983; 木下　1984; 松山　1984; Sugimoto and Ichioka 1986; Lewellen et al. 1986; 花木　1988）。また，医用画像工学，特にガンマカメラにおける画像処理には大変多くのソフトウエアが開発されている（放医研　1983; Litton et al. 1984; 熊野　1984; 飯沼　1987; 松山　1984; 和迩　1985）。この研究で

は，これらの画像処理技術を参考にして，放射能分布の積算画像を処理する独自のプログラムを作成した。

放射能分布の積算画像は，画像を視覚的・定性的に表現する処理だけでなく，画像データを定量的に処理する必要がある。以下に，擬似カラー表示、均一性補正処理，ノイズ除去，画像出力表示の形式，画像データの定量的処理について述べる。画像処理はＢＡＳＩＣで組まれたメインプログラムと各処理を実行する機械語プログラムから成っている。画像処理の対象には，Fig.Ⅳ-17(c)のマウスの腹部の積算画像を用い，どのような処理画像が得られるか示す。

Ⅳ．５．１　擬似カラー表示

ビデオフレームメモリー内の積算画像は 8ビットで，その画像は白黒モニター上に表示される。この積算画像データはパーソナルコンピューター PC9801F2 に転送される。パーソナルコンピューターで積算画像データは濃度分布をより視覚的に表現するため，配色処理により擬似カラー表示された。

配色は，バックグラウンドカラーの黒も含めて，青，水色，緑，黄色，紫，赤，白の計８色のレインボーカラーで行った。積算画像は縦 256 X 横 256 の計 65536個のディジタルデータから成っている。個々のピクセル（画素）のデータには 0～256 の積算計数が格納されている。このピクセルデータを指定計数幅で配色し，指定計数の７倍以上のデータは総て白に配色した。配色処理は単純であるが，処理に付随するデータのメモリーからの読み込みや，カラーモニター上の表示位置の指定などを含めた処理を合計 65536回繰り返さなければならない。配色処理時間の短縮のため，総ての処理に機械語を用いた。１枚の疑似カラー表示は約10秒で済む。（機械語によるカラー表示処理の詳細は付録Ｆに示す。）

このようにして得られた擬似カラー画像が以下に述べる画像処理の基本画像となっている。画像モニター装置の基礎特性やオートラジオグラフで示した積算画像はこの方法で擬似カラー表示された画像である。

Ⅳ．５．２　均一性補正処理

積算画像データから位置情報を得るには，画像の不均一性はそれほど重要ではない。しかし，画像を定量的に評価するには，画像の均一性が保証されていなければならない。画像モニター装置で得られる画像の不均一性は，試料からの放射線の種類とエネルギー及び使用する蛍光膜の種類によって違う。このため，積算画像データは，均一性が保証されている同一核種の標準線源で得られる画像を用いて，ソフト的に均一性補正を施す必要がある。

^{14}C試料の積算原画像の均一性補正処理には，Fig.Ⅳ-9の^{14}Cのポリマー線源の積算画像を基準画像とした。^{14}C基準画像はピクセル間の統計的な変動を減らすため，2度平滑化処理した。原画像は，この基準画像を用いて，次式で均一性補正処理を行った。

$$C_p' = C_p \frac{S_c}{S_p} \qquad (\text{Ⅳ-1})$$

Fig.Ⅳ-18 にS_c とS_p とC_p の関係を示す。ここで，C_p には原画像上での注目座標のピクセルの計数値，S_p には基準画像上での同じ座標のピクセルの計数値，S_c には基準画像の中央付近の25ピクセルの平均計数を代入する。式(Ⅳ-1)で得られた補正計数値C_p'を処理画像メモリー上の原画像と同じ座標のピクセルに返す。$S_p = 0$のときには$C_p' = 0$と置く。この処理を総ての座標のピクセルで行う。この処理も機械語で実行するので，

Fig.Ⅳ-18. Uniformity correction processing method.

Fig.Ⅳ-19. Uniformity correction processing.
Left : original image displayed with pseudocolor.
Right : the image with uniformity correction.

数秒以内に均一性補正処理画像を表示できる。

Fig.Ⅳ-19 にマウスのオートラジオグラフの積算原画像と均一性補正処理後の擬似カラー表示画像を示す。左側の原画像の下側の数値は色表示している1ピクセル当りの計数範囲を示している。右側の処理画像はFig.Ⅳ-17(c)と同一画像である。原画像に較べて，均一性補正処理画像は周辺部分が明確になっている。原画像を均一性補正を施して得たこの画像が，種々の画像処理の基本画像となる。

Ⅳ．5．3　ノイズ除去

画像データは，放射線検出系のバックグラウンドに由来するノイズと画像を転送する時に生じるノイズを含んでいる。放射線検出系のノイズは，カメラコントロールのスライスレベルを十分高く設定すれば除去できる。しかし，^{3}Hのβ線の場合や，β線フラックスが低い場合には，スライスレベルを下げ，ノイズを含んだ画像で我慢しなければならない。ノイズを含んだ積算画像から，画像処理でノイズ除去，或は低減させるプログラムを作成した。この画像処理は画像モニター装置の検出下限の改良につながる。ノイズ除去の画像処理として，低レベルカット処理，孤立点除去，平滑化処理，画面演算処理の4つの方法を検討した。

（1）低レベルカット処理

低レベルカット処理は，得られた画像データから，指定した計数を差し引いて画像表示する。その例を Fig.Ⅳ-20に示す。左側は均一性補正処理後の画像である。色表示してい

Fig.Ⅳ-20. Noise elimination processing.
Left : image with uniformity correction.
Right : the noise elimination image.

る１ピクセル当りの計数間隔を30から20と減らしたので，ノイズの多い画像になっている。右側の画像は個々のピクセルから39を引いた画像である。明らかにノイズが除去されて，画像が鮮明になっている。低レベルカット処理は，画像データとノイズを区別しないで一定数を引くので，低レベルの画像データも除去してしまう欠点がある。

（２）孤立点除去

孤立点除去（木下　1984；松山　1984；花木他　1988）は，孤立して存在しているデータをノイズと見なすことを前提としている。画像を転送する時に生じるノイズや，放射線検出系のノイズはランダム現象であり，孤立して現れることが多いことが経験的に知られている。

孤立点除去の演算処理自体は簡単で，次の手順で行う：①１以上の画像データを捜す。②そのデータを検出。③そのデータの上下・左右・斜め方向を調べる。④全ての方向が 0ならば，そのデータを 0とする。⑤次のデータを捜す。

この処理方法は，真のデータが連続して分布している部分にノイズが重なっているときには除去できない。画像自体が孤立点で構成されている場合にも，この処理は意味をなさない。このように，孤立点除去処理法では，画像の改善にそれほど貢献しない。それ故，この処理方法はノイズ除去には採用しなかった。

（３）平滑化処理

平滑化処理（木下　1984；松山　1984；花木他　1988）はスムージング処理とも呼ばれ，画像工学では良く使われている手法である。この処理の主な目的はノイズ除去ではなく，画像の平滑化である。しかし，画像の平滑化に伴う演算処理はノイズの低減に非常に有効である。この演算処理は，Fig.Ⅳ- 21の Eのデータを中心に，それを囲む８点のピクセルデータで次式を用いて平滑化を行う。

$$E' = \frac{1}{16}\ (A + 2B + C + 2D + 4E + 2F + G + 2H + I) \qquad (\text{Ⅳ-2})$$

演算処理で得られた E’は別のメモリー上の同じピクセル位置に戻す。この処理を総ての画像データに関して行う。この処理により，孤立点は除去され，画像全体は滑らかになる。

平滑化処理を実際に実行した画像を Fig.Ⅳ-22に示す。左側の画像は，マウスの頭部を指定計数幅 5で擬似カラー表示をした処理前の画像である。平滑化処理を行った結果が右側の画像である。ノイズは除去されているが，画像は少し不鮮明になっている。平滑化処理を実行した画像は後述の Fig.Ⅳ-23と Fig.Ⅳ-26の左側の処理用画像としても使用され

る。平滑化処理はノイズを少なくするが，当然位置分解能を悪くする。一回の平滑化処理で，位置分解能は2.0 lp mm^{-1}（0.25 mm）から1.25 lp mm^{-1}（0.4 mm）に悪化する。平滑化処理は画像を見易くするが，検出下限の向上にはつながらない。

A	B	C
D	E	F
G	H	I

Fig.Ⅳ-21. Arrangement of pixels.

Fig.Ⅳ-22. Smoothig correction processing.
Left : image with uniformity correction.
Right : the smoothing correction image.

（4）画面演算処理

画面演算処理は 2枚の積算画像を加算・減算する方法である。各ピクセル毎に計算を行うので，計算は機械語で実行する。ノイズ除去のより実際的な方法として，画面演算処理の内，減算処理が有効である。

この画面演算処理は，ノイズを含んでいる画像から，バックグラウンドノイズ画像を差し引く処理である。処理を実行する原画像とバックグラウンドノイズ画像は同一条件で撮像される必要がある。この減算処理は，特に ^{3}Hのβ線の場合やβ線フラックスが低い場合には有効な手法である。

この画面演算処理を用いると，^{3}Hのβ線フラックスの検出下限が向上することを，既にⅣ．３．２で示した。

Ⅳ．５．４　画像出力表示の形式

画像モニター装置では，放射性核種の濃度分布を擬似カラー画像で表示する。この擬似カラー画像に種々の処理を加え，画像の出力表示の形式を変えれば，視覚的・定性的に積算画像を検討できる。そこで，画像出力表示の形式として，濃度等高線画像，拡大出力画像，反転画像，３次元表示の４種類のプログラムを作成した。

（１）濃度等高線表示

濃度等高線画像表示は特定計数範囲のみを出力表示する処理である。即ち，１ピクセル当りの計数の上限と下限を指定し，その範囲内のピクセルのみを画像として表示する。この処理による表示は特定濃度の分布状態の抽出という点で，擬似カラー表示より視覚的に強調される。

Fig.Ⅳ-23 に，この処理を行った画像を示す。左側は均一性補正処理後，更に平滑化処理を施した画像である。右側が濃度等高線表示した画像である。この画像では，計数が60から89カウントの部分（モノクロ写真のため不明瞭であるが，擬似カラー表示の水色に相当する部分）のピクセルが表示されている。濃度等高線画像は，Fig.Ⅳ-23 のような放射性核種を投与した動物の切片試料の解析や，特定濃度の分布状態を知るうえで，有効である。

Fig.Ⅳ-23. Window display. Left : image processed with uniformity and smoothing corrections. Right : the window image from 60 to 89 counts per pixel.

（２）拡大出力画像表示

拡大出力画像表示は，全体像が小さい時や，微小部分の解析等に有効である。拡大出力処理は光学レンズを用いた拡大方法とは異なり，データを直接操作するため，任意の倍率

を指定できない。指定できる倍率は２倍，４倍，８倍である。画像は256x256 のピクセルから構成されているので，例えば２倍拡大は，元の画像中の任意の128x128 を256x256 に拡大する。拡大出力処理を行った画像例をFig.Ⅳ-24 に示す。左側は均一性補正処理を施した画像である。右側はマウスの背中の部分を４倍に拡大した画像である。単純拡大のため，画像自体は粗くなっている。従って，見易い画像にするには，拡大した後に平滑化処理を行う方がよい。

Fig.Ⅳ-24. Enlargement display.
Left : image with uniformity correction.
Right : the 4-fold enlarged image.

（３）反転画像表示

擬似カラー画像は，カラーモニターの背景の色が黒である。このため，データが０のピクセルは黒で表示される。データが指定計数幅の８倍より大きな値のピクセルは白で表示される。反転画像表示は，これと逆の出力表示形式で，指定した数を境界にして，それ以上を黒，それ以下を白で表示する。即ち，背景を白とした２値化反転画像である。写真フィルムのネガに相当する。擬似カラー表示に較べ，特定数以上の画像部分を強調して出力表示できる。

反転画像の出力画像表示例を Fig.Ⅳ-25に示す。計数が 32 以上のピクセルは黒に表示されている。

（４）三次元出力表示

擬似カラー画像をより視覚的に表現した画像が３次元出力表示である。擬似カラー画像では，濃度変化を色で表示するのに対し，３次元出力表示画像では濃度変化を立体的に表現する。従って，擬似カラー画像では，色と対応させてその全体像を検討する必要がある

Fig.Ⅳ-25. Reversal display.
Left : image with uniformity correction.
Right : the reversed image.

Fig.Ⅳ-26. Three-dimentional display. Left : image processed with uniformity and smoothing corrections. Right : the three-dimensional display image.

が，３次元出力表示画像では，直接視覚を通して画像全体の濃度変化を捉えることができる。

３次元出力表示画像の例を Fig.Ⅳ-26の右側に示す。左側は均一性補正処理後，平滑化処理を施した画像である。右側の画像は，モニターの解像度の関係上，その画像を32x32のドットのマトリックスに圧縮して出力表示をしている。このため，擬似カラー画像表示より画像が粗い。正確な濃度変化を表示するには，拡大表示処理を行った後，３次元出力表示をすればよい。

Ⅳ．５．５　積算画像データの定量的処理

擬似カラー表示像やⅣ．５．４で述べた画像出力表示画像は視覚的・定性的に画像を表示する処理であった。この節では，得られる積算画像データを定量的に処理するため，濃度頻度，プロファイル，関心領域（ＲＯＩ；Region of interest）の抽出，の３種類のプログラムを作成した。

（１）濃度頻度

画像全体の濃度頻度処理は，画像中のピクセル毎の計数とピクセルの個数の関係を与える。画像データは放射性核種からのβ線フラックスを与えるので，結果として，濃度頻度処理は画像全体の放射性核種濃度の相対頻度を与える。擬似カラー画像では，表示カラー色が８色しかないため，0から 256までのピクセルのデータを指定計数幅でしか表示できない。そのため，大体の濃度頻度しか表示していない。

Fig.Ⅳ-27 にこの濃度頻度処理を行った結果の例を示す。Fig.Ⅳ-27 は左側はマウスの腹部の積算画像を均一性補正処理を施した擬似カラー画像である。右側はその画像全体の計数分布を示す。１ピクセル当りの計数の大部分が50以下である。

濃度頻度処理は，計数１から255 までのピクセルの個数を示すので，濃度等高線画像処理と組み合わせれば，特定濃度の分布・頻度関係を与えることができる。

Fig.Ⅳ-27. Frequency processing.
Left : image with uniformity correction.
Right : frequency of counts per pixel in the image.

（２）プロファイル

プロファイル処理は，擬似カラー画像の縦あるいは横方向の帯状部分の濃度分布を与え

る。プロファイル処理の例は，既に，積算画像の一様性の Fig.Ⅳ-8 と Fig.Ⅳ-9 ，位置分解能の Fig.Ⅳ-10と Fig.Ⅳ-11で見てきた。ここでは，マウスのオートラジオグラフの例を，Fig.Ⅳ-28に示す。Fig.Ⅳ-28では縦方向の帯状幅を10に指定した。右側の画像がプロファイルである。

プロファイル処理は帯状幅を任意に設定できる。また，帯状部分全体を自由に移動できる。スクロールしている帯状部分は，プロファイル画像の左又は下にピックアップ表示される。Fig.Ⅳ-28 のプロファイル画像の左の帯状の画像がピックアップ画像である。このように，プロファイルとピックアップ画像を対応して見ることができる。帯状部分の総計数も表示される。

Fig.Ⅳ-28. Profile processing.
Left : image with uniformity correction.
Right : density distribution vertical profile of the image.

（3）関心領域（ＲＯＩ）の抽出

プロファイル処理が縦，横の帯状部分の領域を処理できるのに対し，関心領域（ＲＯＩ）の抽出処理は，注目の領域を抽出し，その部分の処理を行う。擬似カラー画像上で，関心領域の位置と大きさを決定する。この領域内の画像を処理することにより，全計数や，濃度頻度を知ることができる。抽出領域内を詳細に知るには，プリンターに出力させる。領域抽出処理と拡大処理を組み合わせれば，積算画像のデータ解析には最も有効な手段となる。

Fig.Ⅳ-29 に関心領域の抽出を行っている画像の例を示す。左側は均一性補正処理を施した画像である。その画像内の復部の正方形が抽出領域である。抽出領域の広さは任意に設定できる。右側の上図が抽出領域の画像，その下の図がその領域を３倍に拡大した画像である。抽出領域内の総計数も表示される。

Fig.Ⅳ-29. Process of region of interest (ROI).
Left : image with uniformity correction.
Right : the 3-fold enlarged display image and the total counts.

（4）スポット抽出

次章で述べるＰｕ汚染試料の積算画像から，PuO_2 の放射能強度分布や粒子径分布を迅速に求めるのに，スポット抽出処理が有効である。ここでは，PuO_2 試料の画像処理に先だって，スポット抽出処理について述べる。スポット抽出処理はフィルター処理とスポットデータ処理から成っている。

第Ⅱ章で述べたように，Ｐｕ取り扱い施設において空気汚染もしくは表面汚染の疑いが生じた場合，それがＰｕに起因するものか，それとも空気中に存在するＲｎ娘核種によるものか，迅速に判別する必要がある。画像モニター装置で積算画像をとれば，PuO_2 粒子はＲｎ娘核種より多くのα線を放出する。従って，PuO_2 粒子の方が高計数のスポットになる。この計数の差を利用して適当なレベルで弁別すれば，PuO_2 粒子像だけを取り出すことができる。この処理をさらに確実にするには，画像処理の一手法である尖鋭化のためのフィルター処理（木下 1984; 松山 1984; Sugimoto and Ichikawa 1986; 花木他 1988）が有効である。フィルター処理は機械語でプログラムしたので，３～４秒で処理可能である。指定の計数データ以上のPuO_2 スポット像だけを取り出しモニターに表示できる。更に，スポット抽出画像よりPuO_2 スポットの座標を読み取り，原画像上より対応する座標の計数データを読み取って，そのデータを処理する。この処理により，モニター画面上にスポット抽出画像と同時にPuO_2 スポットの座標と計数を計数の大きい順に表示する。

このように，スポット抽出処理は，Ｐｕ取り扱い施設において汚染の疑いが生じたとき，Ｒｎ娘核種との迅速な判別を容易にする。PuO_2 スポットを計数データとして取り扱う

ので，パーソナルコンピューター上での処理が容易になる。

Ⅳ．6　Ｐｕ汚染の検出と粒子径分布の評価

本節では，この画像モニター装置でＰｕO_2 粒子のα線を撮像し，画像処理でＰｕO_2 粒子径分布が推定できるか検討する。

Ⅳ．6．1　実験に使用したＰｕ汚染試料

荷電粒子画像モニター装置のＰｕ汚染検出への適応性をみるには，実際の汚染試料を撮像し，処理する必要がある。さらに，他の汚染検出装置で得られる結果と比較してみる。これらの過程で，画像モニター装置の優秀性や限界が明確になってくる。

Ｐｕ汚染試料の撮像は，動力炉・核燃料開発事業団東海事業所のＰｕ燃料開発施設内で行った。使用した試料の性状や放射能強度を Table Ⅳ-1 に示す。これらの試料は，研究用に作成された汚染試料や過去に起きた汚染の試料である。試料全体の放射能はＳＳＤで測定され，α放射能に変換されている。

Table Ⅳ-1. Plutonium contamination samples used by present work.

No	Plutonium sample	Pu activity[a] (dpm)
1	Smear filter A (scissors)	1131
2	Smear filter B (floor)	196
3	Air sniffer filter A	115
4	Air sniffer filter B	380
5	Single spot	675

a) Activity counting were performed by a silicon surface barrier detector.

Ⅳ．6．2　Ｐｕ汚染の迅速検出

画像モニター装置で得られるＰｕ汚染試料の積算画像データを定性的だけでなく定量的にも比較するため， ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィクカメラ（小泉他　1979）とβ線

Fig.Ⅳ-30. Distribution image of Pu on the smear filter A (scissors). (a) A photograph obtained by the ZnS(Ag) autoradiography with an exposure time of 1 h. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system by exposure for 2 min. (c) An integrated image taken with the imaging video monitor system with an accumulation time of 5 min.

イメージング装置* でも同一試料を撮影した。 Table Ⅳ-1 のＰｕ試料を撮影した結果を Figs.Ⅳ-30, Ⅳ-31, Ⅳ-32, Ⅳ-33 に示す。

Fig.Ⅳ-30 は，Ｐｕ溶液を扱った時に使用した鋏をスミヤ濾紙で拭き取った試料の撮影結果である。試料は汚染を防ぐため 4 μm 厚のマイラー膜で保護されている。どの画像も，鋏の刃の 2本の跡が写っている。 Fig.Ⅳ-30(a) は ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィクカメラで１時間の露出で得られたポラロイド写真である。 ZnS(Ag)蛍光膜 10 mg cm^{-2} 厚

＊ 最初に試作したα線イメージング装置よりも，それを改良したβ線放出核種用のイメージング装置の方が画像の均一性が良く，取り扱いが容易であるので，Ｐｕ汚染試料の撮影にはこの装置を用いた。

Fig.Ⅳ-31. Distribution image of PuO_2 particles on the smear filter B (floor). (a) A photograph obtained by the ZnS(Ag) autoradiography with an exposure time of 1 h. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system by exposure for 10 min. (c) An integrated image taken with the imaging video monitor system with an accumulation time of 20 min.

とポラロイドフィルム TYPE 667 (ISO 3000) を用いた。Fig.Ⅳ-30(b) はβ線イメージング装置で得られた写真である。ZnS(Ag)蛍光膜 9.8 mg cm^{-2}厚とポラロイドフィルム TYPE 665 (ISO 75) を用いた。イメージインテンシファイアの光利得を最大にして，露出時間 2分で撮影した。イメージインテンシファイアを用いているの，感度の悪いフィルムでも短時間で撮影できる。Fig.Ⅳ-30(c) は画像モニター装置で得られたビデオフレームメモリーの積算画像である。左側は原画像，右側はⅣ．５．２で述べた均一性補正処理を施した画像である（均一性補正処理に必要なα線用の基準画像については付録Ｇで述べる。）。原画像はイメージインテンシファイアの光利得を 5.0（最大：10.0）にし，カメラコントロールの利得を最大にして，積算時間 5分で撮像した。ビデオフレームメモリー上に

Fig.Ⅳ-32. Distribution image of PuO_2 particles on the air sniffer filter A. (a) A photograph obtained by the ZnS(Ag) autoradiography with an exposure time of 1 h. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system by exposure for 19 min. (c) An integrated image taken with the imaging video monitor system with an accumulation time of 90 min.

積算されていく様子をビデオモニターBで観察すると，数十秒でおおよそのＰｕの分布を認めることができる。原画像も均一性補正画像も計数の違いを擬似カラー表示しているが，白黒写真のため不明確になっている。均一性補正画像は Figs.Ⅳ-30(a)と(b) のポラロイド写真と遜色ないが，画像がディジタル化されているので定量的評価が容易である。

Fig.Ⅳ-31 は，床をスミヤした濾紙のＰｕ汚染試料を撮像した結果である。スポット状のPuO_2 粒子が多数認められる。 Fig.Ⅳ-31(a) は１時間の露出で得られたポラロイドフィルム上に得られた ZnS(Ag)増感オートラジオグラフである。 Fig.Ⅳ-31(b) はβ線イメージング装置で得られたポラロイド写真である。露出時間10分で撮影した。この写真は Fig.Ⅳ-31(a) に較べ，スポット径も大きく，数も多く写っている。 Fig.Ⅳ-31(c) は画

Fig.Ⅳ-33. Distribution image of Pu fine particles on the air sniffer filter B. (a) A photograph obtained by the ZnS(Ag) autoradiography with an exposure time of 6 h. (b) A photograph obtained with the β-particle imaging system by exposure for 10 min. (c) An integrated image taken with the imaging video monitor system with an accumulation time of 20 min.

像モニター装置で得られたの積算画像である。積算時間20分で撮像した。PuO_2 スポットは Fig.Ⅳ-31(a) より多い。

Fig.Ⅳ-32 は，施設内のエアスニッファ上フィルター（TOYO HE-40）のPuO_2汚染試料を撮像した結果である。 Fig.Ⅳ-32(a) は 1時間の露出で得られた ZnS(Ag)増感オートラジオグラフである。大小多数のPuO_2 スポットが約 50 mmφのフィルター内に広がっている。 Fig.Ⅳ-32(b) はβ線イメージング装置を用いて，露出時間19分で撮影したポラロイド写真である。写っているスポット径は倍以上大きく，スポット数も多い。 Fig.Ⅳ-32 (c) は画像モニター装置で得られた積算画像である。左側の原画像に較べて，右側の均一性補正画像は周辺のスポットが明確になっている。この画像を得るのに，積算時間を90分

と長くした。PuO_2 スポットのおおよその分布は数分の積算時間でわかる。積算時間を長くとったのは，より正確な定量的評価をするためである。

Fig.Ⅳ-33 の撮影には，極微細なＰｕ原子で汚染されているエアスニッファ用フィルター試料を用いた。Fig.Ⅳ-33(a) は露出時間 4時間で得られた ZnS(Ag)増感オートラジオグラフである。捕集されているＰｕが極微細な粒子なので，明確なスポットは写らず，微小な多数のスポットがみられるだけである。Fig.Ⅳ-33(b) は露出時間 10 分で得られた β線イメージング装置の結果である。多数のＰｕスポットが認められる。これらのスポットは１本１本のα線に対応している。Fig.Ⅳ-33(c) は画像モニター装置を用いて，20分積算して得られる画像である。原画像では，周辺のスポットが少ない。一方，均一性補正画像ではスポットは比較的一様になっている。

Ⅳ．６．３　Ｐｕ試料の積算画像データの処理

前節のFig.Ⅳ-30(c) から Ⅳ-33(c)に，画像モニター装置で得られる各Ｐｕ試料の均一性補正処理画像を示した。ここでは，それらの均一性補正画像上でのα線の計数効率を調べ，全放射能や各スポットの放射能と粒子径を求めた。

（１）α線の計数効率

均一性補正処理画像上で得られるα線の計数Ｃは次式で表される。

$$C = \eta \cdot D \cdot T \qquad (Ⅳ\text{-}3)$$

ここで，ηは均一性補正画像上でのα線の計数効率，ＤはＰｕの放射能（dpm），Ｔは積算時間（min）である。ηは原画像の中心付近の計数効率にも対応する。式（Ⅳ-3）を用いて，α計数から放射能を求めるには，計数効率ηを求める必要がある。

α線の計数効率には，画像モニター装置を構成している各成分が影響を与えている。特に，検出系の ZnS(Ag)蛍光膜のα線検出効率やイメージインテンシファイアの光利得が支配的である。ＳＩＴカメラの利得やビデオスライサの設定条件によっても変わる。

α線の計数効率を求める実験には，Table

Fig.Ⅳ-34. Linear relationship between accumulation time and total α counts.

Ⅳ-1に示した No 5 の放射能が 675 dpmの単一スポットのＰｕO_2 試料を用いた。単一スポット試料はこの実験用に特別に作成した。このスポット試料の画像は積算時間を10秒から 108秒まで変えて，計12枚撮像した。各々の均一性補正画面上で得られるα線スポット像の計数はⅣ．５．５で述べたＲＯＩ抽出処理を用いて求めた。積算時間と各スポットの計数の関係をFig.Ⅳ-34 に示す。その関係は

$$C = 350 \cdot T \qquad (Ⅳ\text{-}4)$$

と表せる。実験に使用した単一スポットのＰｕ放射能と，（Ⅳ-3） 式と（Ⅳ-4） 式から，計数効率 $\eta = 0.52^{*}$ を得る。それ故，均一性補正画像上で得られるα線の計数Ｃは

$$D = 1.92 \cdot \frac{C}{T} \qquad (Ⅳ\text{-}5)$$

を用いれば，放射能Ｄに変換できる。

（２）放射能の評価

画像モニター装置の性能を評価するため，Fig.Ⅳ-30(c)から Ⅳ-33(c) の均一性補正画像からＰｕ試料全体の放射能を求めた。そして， Table Ⅳ-1 に与えられているＳＳＤで求めた試料の放射能と比較した。

画像全体のα線計数はＲＯＩ抽出処理で求めた。その一例として，Ｐｕ汚染した鉄を拭き取ったスミヤ濾紙の均一性補正処理画像を，ＲＯＩ抽出処理している様子を Fig.Ⅳ-35 に示す。左側の均一性補正処理画像中の関心領域（ＲＯＩ）を３倍拡大した画像が右下に示されている。拡大画像中にα線の総計数も与えられている。

ＲＯＩ抽出処理で得られた計数から，（Ⅳ-5）式を用いて放射能に変換する。このような処理で得られた各試料の放射能を Table Ⅳ-2 に示す。Table Ⅳ-2にはＳＳＤで求めた値も再掲した。均一性補正処理画像のＲＯＩ抽出処理から求めた放射能は Table Ⅳ-2 の第 2列目である。Ｐｕ試料スミヤＢとエアスニッファＡのＲＯＩ抽出処理には， Figs.Ⅳ-30(c) と Ⅳ-33(c) に示した画像より積算時間の短い画像を用いた。ＲＯＩ抽出処理で得られたＰｕ放射能はＳＳＤの値と比較的良く一致している。この結果から，画像モニター装置のＲＯＩ抽出処理で得られる放射能は比較的信頼できる値といえる。

Table Ⅳ-2には，次の（３）で求める各スポットの放射能を加算して得られる放射能も，

＊ ZnS(Ag) 蛍光膜のα線検出効率は最大でも 0.5である。α計数効率 η が 0.5を超えたのは，測定値の計数誤差に一部原因があるが，別の可能性として，ＳＩＴカメラがα線の１事象を２以上に計数していることである。

Fig.Ⅳ-35. Process of ROI for the smear filter A.

Table Ⅳ-2. Comparison of Pu activities measured by various methods.

No	Pu sample	Pu activity (dpm)				
		SSD[a)]	IVM[b)]	IVM[c)]	IS[d)]	ZnS[e)]
1	Smear A	1131	1654			
2	Smear B	196	178	165	73	263
3	Air sniffer A	115	134	168	82	346
4	Air sniffer B	380	423			
5	Single spot	675			550	630

a) Silicon surface barrier detector: Total activity.
b) Imaging video monitor: Total activity counted by ROI.
c) Imaging video monitor: Sum of each spot activity.
d) Imaging system: Sum of each spot activity.
e) ZnS(Ag) autoradiography: Sum of each spot activity.

スミヤBとエアスニッファA試料に関しては示した。ＲＯＩ抽出処理で得られる放射能と一致しないのは：(i) 総てのスポットの放射能の和をとっていない，(ii)積算時間の違う画像を処理している，(iii) 255 を越える計数の処理の違い，等である。各試料の全体の放射能はＲＯＩ抽出処理で得られる値の方が正確である。

Table Ⅳ-2には，同様に，β線イメージング装置と ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィ

ックカメラで得られたポラロイド写真を処理した値も示している。これらの求め方の詳細は（4）で述べる。イメージング装置で得られる値は低く，ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィの値は高くなっている。

（3）PuO_2 粒子径分布

Fig.Ⅳ-31 の床をスミヤした濾紙（Smear B）とFig.Ⅳ-32のエアスニッファ濾紙（Air sniffer A）の写真や積算画像には，大小多数のPuO_2 スポットが認められる。この均一性補正画像をスポット抽出処理すれば，各スポットの計数を求めることができる。それらのスポット計数は，（Ⅳ-5）式を用いて放射能に変換した。このような手法で得られたエアスニッファ濾紙の放射能分布を Fig.Ⅳ-36に示す。大多数の粒子が 5 dpm以下に存在し，放射能の大きいスポットは少ない。

Fig.Ⅳ-36. Activity distribution of PuO_2 particles on the air sniffer filter A.

観測しているPuO_2 エアロゾル粒子が密度ρ = 11.16 mg cm^{-3}の純粋な $^{239}PuO_2$ の球形粒子であると仮定すると，PuO_2 粒子径と放射能（Leary 1951）は次の関係で表すことができる。

$$Y = (1.39 \cdot D)^{1/3} \qquad (Ⅳ\text{-}6)$$

ここで，Yは粒子の直径（μm），Dは放射能（dpm）である。この式を用いて，均一性補正画像から得られる各スポットの放射能を粒子径に変換した。粒子径分布の結果をFig.Ⅳ-37 に示す。約70%のPuO_2 粒子は 0.5～1.5μmの径内にある。0.5μm 以下の粒子が少ない理由は本研究の撮像時間90分では微小粒子が映らなかったためである。今後，微小粒子まで精度良く測定するには，更に長い積算時間を取る必要がある。

Fig.Ⅳ-37. Size distribution of PuO_2 particles on the air sniffer filter A.

（4）PuO_2 粒子径分布測定法の比較

Fig.Ⅳ-32 (a),(b) の ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィやβ線イメージング装置で得

られるポラロイド写真にも，PuO_2 粒子による多数のスポットが写っている。スポット径とPuO_2 粒子の放射能の関係が分かっていれば，これらの写真上のスポット径の測定からも，放射能に変換できる（小泉他　1979; Iida et al. 1985）。ポラロイド写真上のスポット径は，顕微鏡視野内でオーキュラーマイクロメーターと比較しながら測った。

ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラやイメージング装置で得られるスポット径とPuO_2 粒子の放射能との関係は使用する ZnS(Ag)蛍光膜の厚さやイメージインテンシファイアの光利得によって違う。このため，本研究では，スポット径とPuO_2 粒子の放射能の関係をII．4で述べたと同じ手順で求めた。ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラとβ線イメージング装置の写真についてそれぞれ次の関係を得た。

$$\log A = 1.68 + 1.74\ d \qquad (IV\text{-}7)$$

$$\log A = 0.55 + 1.73\ d \qquad (IV\text{-}8)$$

ここで，AはPuの全崩壊数，dは測られるスポットの直径（mm）である。

Fig.IV-32 (a),(b) の写真と（IV-7）式と（IV-8）式から得られた各スポットの放射能と，IV．6．3（3）で述べた画像モニター装置で得られた放射能を比較検討した。その結果をFig.IV-38 に示す。

Fig.IV-38(a)は ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィで得られる放射能と画像モニター装置で得られる放射能を比較した相関図である。ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィと画像モニター装置で得られた両者の放射能は良く一致している。Fig.IV-38(b) はβ線イメー

Fig.IV-38. Correlation between the PuO_2 particle activities on the air sniffer filter obtained with (a) the ZnS(Ag) autoradiographic camera and the imaging video monitorsystem, (b) the β-particle imaging system and imaging video monitor system.

ジング装置と画像モニター装置で得られた放射能を比較した結果である。回帰直線は Y = 1.45 X で表せる。β線イメージング装置で得られるPuO_2 粒子の放射能は過小評価しているかもしれない。ポラロイド写真上に得られるPuO_2 粒子のスポットは周囲がぼけているため，スポット径を正確に測ることができない（Iida et al. 1985）。それ故，画像モニター装置で得られるPuO_2 粒子の放射能の方が写真法で推定される放射能より正確であると予想できる。

ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラとβ線イメージング装置で得られる放射能の比較は付録Hで行う。

Ⅳ．6．4　実際の応用上の問題点

核燃料取り扱い施設内でα汚染が起きた場合，次の２つの問題が生じる。大気中には，α放射体であるラドン（Rn）とその娘核種が存在している。そのため，α汚染が生じた場合，第１にその汚染が本当にPu汚染（特にPuO_2 粒子汚染）かどうか，迅速に判別する必要がある（中田他 1977; 池辺他　1982）。 PuO_2 汚染と判別した場合，第２にPuの被曝量を定量的に評価しなければならない。

PuO_2 粒子で汚染されたフィルター濾紙をサンプリング後すぐに画像モニター装置で画像積算すると，PuO_2 粒子とRn娘核種の両方のαスポットがモニター上に現れる。PuO_2 粒子は高いα計数スポットを作るのに対し，各々のRn娘核種は１か２カウントのスポットである。このため，PuO_2 粒子のαスポットがモニター上で次第に明確に成っていく様子をみることができる。Rn娘核種からのα線が偶然に同一スポットに重なる確率を無視すれば，３カウント以上のαスポットはPuO_2 粒子であると仮定できる。90分の積算で得られるビデオ画像上の３カウントのαスポットは，式（Ⅳ-5）より，約 0.1 dpm（1.7×10^{-3} Bq）のPuO_2 粒子に相当する。空気1 m^3当り 0.1 dpmのPuO_2 粒子の放射能は空気中の $^{239}PuO_2$ のDAC 2×10^{-1} Bq m^{-3}（ICRP　1979）よりも非常に低い。しかしながら，PuO_2 粒子の検出下限とRn娘核種の放射能レベルの関係はさらに今後の研究が必要である。

PuO_2 粒子の被曝評価をするには，サンプルフィルター上のPuO_2 粒子の放射能分布を求める必要がある。Rn娘核種が混在していても，画像モニター装置で得られる積算画像から，スポット抽出処理によりPuO_2 粒子の放射能分布を求めることが出来る。より正確なPuO_2 粒子の放射能分布を求めるには，Rn短寿命娘核種の崩壊を待って，画像積算と処理をすれば良い。

上述のように，画像モニター装置はPuO_2 粒子汚染の検出やPuO_2 粒子の被曝評価の有効な手段となりうる。

Ⅳ．7　結言

荷電粒子画像モニター装置は，従来の放射線検出器と違った新しいタイプの位置検出器である。放射線強度だけでなく，位置情報も得ることができる。放射線が視覚的に認識できる装置である。しかも，放射能・放射線分布が次第に明確になっていく様子を観察できる。

本研究では，試作した荷電粒子画像モニター装置を用いて，基礎特性と，α線やβ線に対する画像モニター装置の動作特性を調べた。得られる積算画像を定性的・定量的に評価するため，画像処理プログラムを開発した。良好な画像を得るために，画像モニター装置のハード面だけでなく，ソフト面でも検討した。画像モニター装置のα汚染検出への適応性をみるため，実際にＰｕ汚染試料を撮像し，積算画像の処理も行った。

得られた結果をまとめると以下の通りである。

(1)　荷電粒子画像モニター装置は放射線検出系，撮像系，画像積算系，画像処理系から成っている。

(2)　放射線検出系のイメージインテンシファイアに起因するバックグラウンドノイズは，カメラコントロールのビデオスライサの閾値レベルを調節すると，殆ど除去できる。

(3)　積算画像で得られる画像の歪みは糸巻形で，画像モニター装置全体での歪み率は約５％であった。

(4)　積算画像の不均一性は，画像モニター装置の一つの弱点である。α線に対する計数分布は端が中央部分の 1/2 であった。β線に対しては，この比は 1/10 であった。このため，一様な画像にするためには均一性補正処理が必要である。

(5)　画像モニター装置の位置分解能は 2.0 lp mm-1 (0.25 mm)であった。この値はイメージインテンシファイアやＳＩＴカメラによるのではなく，試作したビデオフレームメモリーの記憶容量によって決まっている。

(6)　^{14}Ｃのβ線フラックスの検出下限は，バックグラウンドノイズを殆ど除去できるので，7.3 $s^{-1}cm^{-2}$ より良い。^{3}Ｈのβ線フラックスの検出下限は，ソフト的なノイズ除去の画面演算処理により，80 $s^{-1}cm^{-2}$ よりかなり向上させることができる。

(7)　α線やβ線は一個一個のスポットを積算画像上で観察できるので，ディジタルな画像のオートラジオグラフが得られる。この画像を処理すれば，放射性核種の分布や放射能強度を求めることができる。

(8)　積算画像はパーソナルコンピューターに転送して，画像処理を行った。画像処理はＢＡＳＩＣで組まれたメインプログラムと各処理を実行する機械語プログラムから成る。このプログラムで処理を実行し，擬似カラー表示をするのに10秒以内で済む。

(9)　積算画像の一様性が悪いので，均一性補正処理プログラムを作成した。画像のノイズ処理として，低レベルカット表示，孤立点除去，平滑化処理，画面演算処理の各

処理プログラムを作成した。

(10) 積算画像を視覚的・定性的に表現するため，濃度等高線表示，拡大出力表示，反転画像表示，３次元出力表示の４種類の画像出力表示用の処理プログラムを作成した。

(11) 積算画像データの定量的処理として，画像全体の濃度頻度，プロファイル，関心領域（ＲＯＩ）の抽出，スポット抽出処理の４種類を作成した。

(12) Ｐｕ汚染検出への応用実験を行った。画像積算系のモニターＢ上にPuO_2粒子像が次第に明確になっていく様子を観察できた。

(13) Ｐｕの積算画像を均一性補正処理後，スポット抽出処理を行った。この処理で，試料全体のα放射能とPuO_2粒子の放射能分布・粒子径分布を求めた。

(14) 画像処理で得られたPuO_2粒子の放射能と，ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィ及びβ線イメージング装置のポラロイド写真のスポット径から得られる放射能と比較検討した。

以上の結果より，荷電粒子画像モニター装置は迅速なα線やβ線の表面汚染を目的とした位置分布測定に利用できるだけでなく，α線やβ線オートラジオグラフィや中性子ラジオグラフィに利用できる将来有望なシステムである。

Ｐｕ汚染とＲｎ娘核種の判別に，画像モニター装置を実際に適用するならば，PuO_2粒子からのα線像がモニター上で次第に明確になっていく様子を見ることができる。同一のスポットに３個以上のα線が入射したとき，PuO_2汚染と判定するプログラムを組めば，PuO_2汚染の迅速な検出手段となりうる。

現在の所，画像モニター装置にはまだ欠点がある。装置の取扱が複雑である。装置全体の安定性に欠ける。ビデオフレームメモリーの容量が少ない。得られる画像が不均一である。メモリー容量の少なさから起きる画像のオーバーフローは，大容量の画像積算系と画像処理系に置き替えれば，解決できる。画像の不均一性は，イメージインテンシファイアとＳＩＴカメラの接合にレンズを用いたことによるか，ビデオ信号の二値化にあるかもしれない。画像積算系の改良を必要とす。このように，これらの欠点は今後の研究開発で十分改善されうる。

第V章　結論

放射能・放射線分布の画像化を目的に，特に保健物理計測の立場から，放射線強度だけでなく，位置情報も得ることができる新しいタイプの放射線位置検出器の開発・研究を行ってきた。その目的で，α線イメージング装置，β線放出核種イメージング装置，荷電粒子画像モニター装置の開発・研究を行ってきた。

得られた研究成果を要約すると次の通りである。

(1) α線イメージング装置はPuO_2 粒子汚染の迅速な検出を目的に開発した。イメージング装置は1本1本のα線によるスポット像を容易にポラロイドフィルム上に得ることができる。Pu取り扱い施設内でα汚染が生じた場合，それがPuO_2 粒子なのかRn娘核種に起因するのか迅速に判別する必要がある。α線イメージング装置は，従来の ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラに較べ，判別時間を約 1/7に短縮できる。α線イメージング装置は 3.0 dpm (1.6μm) のPuO_2 粒子は 10 分以内に，20 dpmの粒子は約 1.5分で検出できる。α線イメージング装置はPuO_2 粒子の粒子径分布も測定できる。PuO_2 粒子の放射能とポラロイド写真上のスポット径との関係を，$\log A = 0.47 + 2.0d$ で表すことができた。α線イメージング装置を用いると ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラに較べ，最小光利得で 1/5，最大光利得で 1/30 の露出時間で同一径のスポット像が得られる。

(2) β線放出核種イメージング装置はα線イメージング装置を改良して，^{3}Hの表面汚染検出の新しい手段として開発した。β線イメージング装置に使用する蛍光膜としては，^{14}C β線に対しては厚さ5~7mg cm^{-2} の ZnS(Ag)蛍光膜が一番発光量が多く，^{3}H β線に対しても 5 mg cm^{-2}の ZnS(Ag)蛍光膜が最も明るく発光するので適していることが分かった。^{14}Cのβ線に対する検出下限はβ線フラックス 7.3 $s^{-1}cm^{-2}$であった。このβ線フラックスは法令で定められている表面密度限度の約 1/3に対応する。一方，^{3}H β線に対する検出下限は 83 $s^{-1}cm^{-2}$ のβ線フラックスであった。^{3}Hのβ線の検出下限は^{14}Cのβ線より1桁高い。この違いは平均エネルギーの差で説明できる。β線イメージング装置はα線・β線オートラジオグラフィに利用できる。α線スポットが1個1個認められるので，動物試料中のPu分布を正確に，迅速に得る手段となる。β線オートラジオグラフィはX線フィルムを用いると露出に1週間以上必要であるが，本装置では16分の露出で十分である。短寿命核種のオートラジオグラフィが可能となる。^{3}Hのオートラジオグラフィも他の核種と同じように撮影できる。以上の実験結果より，β線イメージング装置は低エネルギーβ線の表面汚染検査を目的とした位置分布測定に利用できるだけでなく，α線やβ線オートラジオグラフィの分野に

も応用できる。

(3) 荷電粒子画像モニター装置は，α線イメージング装置やβ線イメージング装置を発展させた放射線位置検出器である。放射線が視覚的に認識できる装置である。しかも，放射能・放射線分布が次第に明確になっていく様子を観察できる。荷電粒子画像モニター装置の基礎特性と，α線やβ線に対する画像モニター装置の動作特性を調べ，得られる積算画像を定性的・定量的に評価するための画像処理プログラムを開発した。画像モニター装置の^{14}Cのβ線フラックスの検出下限はβ線イメージング装置より改善され，7.3 $s^{-1}cm^{-2}$ より良い。一方，^{3}Hのβ線フラックスの検出下限は，ソフト的なノイズ除去の画面演算処理により，83 $s^{-1}cm^{-2}$よりかなり向上させることができる。PuO_2 汚染検出への応用実験では画像積算系のモニター上にPuO_2 粒子像が次第に明確になっていく様子を観察できた。同一スポットに3個以上のα線が入射したとき，Rn娘核種と区別してPuO_2 汚染と判別するようにプログラムを組めば，PuO_2 汚染の迅速な検出手段となる。PuO_2 汚染試料の積算画像を均一性補正処理後，スポット抽出処理を行えば，試料全体のα放射能とPuO_2 粒子の放射能分布・粒子径分布を求めることができる。以上の結果より，荷電粒子画像モニター装置は迅速なα線やβ線の表面汚染を目的とした位置分布測定に利用できるだけでなく，α線やβ線オートラジオグラフィーや中性子ラジオグラフィーに利用できる将来有望なシステムといえる。

以上が本論文の概要である。MCPイメージインテンシファイアやTVカメラを組み合わせた放射線位置検出器の研究は始まったばかりである。現在の所，画像モニター装置はまだ；①装置の取扱が複雑である，②装置全体の安定性に欠ける，③ビデオフレームメモリーの容量が少ない，④得られる画像が不均一である，等多くの欠点を持っている。しかし，放射線強度とエネルギーを求めていた従来の放射線検出器に較べ，放射能・放射線分布を求めることができる位置検出器は情報量の多さからいっても，将来発展する可能性を有する検出器である。現在持っているこれらの欠点は，メモリー容量の大きな素子とか，計算処理が速く容量の大きな計算機が使用できる様になれば解決する問題である。フィルムより位置分解能の悪い点も，フレームメモリーの容量やTVカメラ素子の開発を待てばよい。

今後，放射線検出の種々の分野でますます位置情報が必要とされるようになると考えられる。本研究が，これらの研究の先駆けとなり，大いにこの分野が発展することを期待する。

付　録

A．α線による発光とバックグラウンド光の定量的比較

イメージインテンシファイアのバックグラウンド光は通常の暗視野使用では問題はない。本研究のように，単位時間当りのα線の入射数が少なく，また，α線による ZnS(Ag)蛍光膜中での発光も微量で，長時間 ZnS(Ag)の発光を蓄積する必要がある場合に問題となる。長時間の露出中にバックグラウンド光も蓄積される。露出時間中のバックグラウンド光の積分蓄積量がα線の発光量より大きければ，α線によるフィルム上の像はバックグラウンド光のため判別できなくなる。

ZnS(Ag)蛍光膜にPuO_2 粒子のα線が１本１本入射した場合のイメージインテンシファイアの出力面での光子数と，イメージインテンシファイアの単位時間・単位面積当りのバックグラウンド光による出力面での光子数を概算した。

エネルギーＥのα線が ZnS(Ag)蛍光膜に入射したとき，イメージインテンシファイアの出力面での光子数N_0 は近似的に次式で表される。

$$N_0 = \frac{1}{\varepsilon(\lambda)} \cdot E \cdot F_n \cdot C_{np} \cdot \omega \cdot G \qquad \text{(A-1)}$$

ここで，$\varepsilon(\lambda)$ は波長λの光のエネルギー，F_n は ZnS(Ag)蛍光膜中で吸収されるエネルギーのＥに対する割合，C_{np}は ZnS(Ag)蛍光膜中で吸収されたエネルギーの光への変換効率，ωは発生した光子がイメージインテンシファイア入射面に到達する割合，Ｇはイメージインテンシファイアの光利得である。

式(A-1) において，計算を簡単にするため， ZnS(Ag)の発光波長は平均 450 nm を用いた。Ｐｕからのα線のエネルギーＥはPuO_2 粒子自身による自己吸収を無視して 5.1 MeVとした。F_n は ZnS(Ag)蛍光膜の厚さに依存する。α線イメージング装置の場合， ZnS(Ag)蛍光膜の厚さはＰｕのα線の ZnS(Ag)蛍光膜中での飛程と同程度の厚さにした。従って，F_n は１とした。C_{np}の光への変換効率は約 0.1である（Knoll 1979）。ωの値はⅡ．２．１で述べたように，レンズ系を用いる場合は 6.8×10^{-3} ，テーパーファイバーを用いれば 0.25 である。しかし， ZnS(Ag)蛍光膜は可視光に対して半透明であるので，ωは ZnS(Ag)蛍光膜面へのα線入射角に依存すると考えられる。α線イメージング装置に使用したイメージインテンシファイア F4727の最大光利得Ｇは 57000である。

これらの数値を（A-1） 式に代入すると，レンズ系では

$N_{0\cdot L} = 7.1 \times 10^{7}$ photons, (A-2)

テーパーファイバーを用いると

$N_{0\cdot TF} = 2.6 \times 10^{9}$ photons (A-3)

となる。

使用したＩＴＴ社製のＭＣＰイメージインテンシファイア（ F4727）の等価入力バックグラウンド光は 0.53×10^{-11} lm cm^{-2} である。イメージインテンシファイアの蛍光面（P-1/P-39）の発光波長と比視感度を考慮すると，１ lm は 1.3×10^{16} photons s^{-1} である。イメージインテンシファイアの光利得は 57000である。故に，イメージインテンシファイアの単位時間・単位面積当りの出力面でのバックグラウンド光子数は

$N = 3.9 \times 10^{7}$ photons $mm^{-2}s^{-1}$ (A-4)

となる。

イメージインテンシファイアの出力面におけるα線１本の光束の占める面積を 0.04 mm^2 と仮定すると，バックグラウンド光による光子の蓄積数と，α線１本による光子数が等しくなる時間は（A-2），（A-3）式と （A-4）式より，レンズ系とテーファーファイバーでそれぞれ

$t_L = N_{0\cdot L} / 0.04 \cdot N = 45$ s (A-5)

$t_{TF} = N_{0\cdot TF} / 0.04 \cdot N = 1650$ s (A-6)

となる。 この結果から，テーパーファイバーを用いる方法がいかに有効であるか判断できる。

Ｂ． ZnS(Ag)蛍光膜の残光性

ZnS(Ag)粉末はα線に対して高い蛍光効率を有している。このため，古くからα線の検出に利用されている。しかし，残光性のため取り扱いが制限されてきた。松岡ら（1968）は ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィで ZnS(Ag)粉末を選択するに当たって，米国製品の

Radelin Phosphor P-7 と Helecon 2200（両方とも U S Radium Corp.） および極光蛍光体 2665 （化成オプトニクス社）の比較試験を行っている。それによると，極光 2665 は米国製品に較べ残光性は非常に少なく， ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィに利用する場合には， 1分間暗所に置けば残光の影響はないと報告している。

Ⅲ．３で述べたように， ZnS(Ag)蛍光膜がβ線に対しても高い蛍光効率を示した。β線イメージング装置は，光子を増倍して位置検出を行っている。このため，微かな光でもその影響は大きい。 ZnS(Ag)蛍光膜を使用するうえで，その残光性がどの様な影響を与えるか知る目的で， ZnS(Ag)の残光性を調べた。

残光性の測定に使用した ZnS(Ag)蛍光膜の厚さは 8 mg cm^{-2}であった。 ZnS(Ag)蛍光膜は ZnS(Ag)粉末の極光 2665 に結合剤のポリビニールアルコール（ＰＶＡ）を混合して作製した。

ZnS(Ag)の残光性は次のようにして測定した。 ZnS(Ag)蛍光膜を蛍光灯の光に十分間曝す。その蛍光膜をβ線イメージング装置の試料台に載せ，その上にタングステン解像力テストチャートを重ねてセットした。イージインテンシファイアの光利得を最大，フィルムはポラロイド TYPE 665 を用いた。第１回目の露出はセット後16分経過してから，16分間行った。第２回目の露出は第１回目の露出終了後16分経過してから16分間露出した。以下同様に16分休止，16分露出を繰り返した。

上述の撮影から，十数枚のポラロイド写真が得られる。ポラロイド TYPE 665 のネガフィルム上のスリット線像の濃度をマイクロデンシトメーターで測定した。その結果をFig. B-1 の白丸で示す。この図の濃度には，フィルム固有の濃度とバックグラウンド光による濃度の合計 0.6が差し引かれている。 Fig.B-1の結果から， ZnS(Ag)の残光には２成分あり，比較的短い成分が約26分，長い成分が約 3時間の半減期を有している。16分の露出に

Fig.B-1. Time dependence of the afterglow of ZnS(Ag) phosphor screen.

よるバックグラウンド濃度 0.6と蛍光膜を ZnS(Ag)の残光の濃度が等しくなるには30分の放置時間が必要である。 ZnS(Ag)の残光は 500分経過してもまだ 0.1の濃度を有している。Fig.B-1 のスリット線像の濃度だけからは分からないが，ポラロイド写真を見ると， 560分までスリット線像が実際に確認できる。また，1260分のポラロイド写真にも微かなスリット線像が認められる。

ZnS(Ag)の残光はこのように，バックグラウンド光レベルを上げ，β線のフラックスの検出下限を悪くする。 ZnS(Ag)の残光の影響を確実に無くするためには，セット後12時間以上放置する必要がある。または， ZnS(Ag)蛍光膜が光に曝されない工夫をする必要がある。

C．ポラロイド TYPE 665 フィルムの特性曲線

ポラロイド TYPE 665 フィルムの特性曲線は室温や現像時間に依存する。室温が違う場合，フィルムの指定現像時間で現像しても，濃度は完全には一致しない。このため，フィルム間の濃度を比較するには，同じ室温で現像時間を揃えなければならない。β線イメージング装置で得たフィルム濃度から発光量または光出力に換算するには，この装置を含めたフィルムの特性曲線，特にβ線に対する特性曲線を求めて置く必要がある。

ポラロイドフィルムの特性曲線は次のようにして測定した。β線イメージング装置の試料台の上に^{14}Cポリマー線源 2.2×10^{5} Bq を置き，その上に 8.5 mg cm^{-2}の ZnS(Ag)蛍光膜を重ねた。 ZnS(Ag)の発光位置を限定する目的で，蛍光膜上に 3 mmφ の小さな穴のあいた厚さ 0.1 mm の円形のアルミ板を載せた。このようにして， ZnS(Ag)の発光を3 mmφに限定した。次に，ポラロイドフィルムに写る部分を限定

Fig.C-1. Characteristic curve of Polaroid type 665 film at 27 ℃ for scintillation light due to β-particles and background light obtained at maximum gain.

するため，装置の上部テーパーファイバーの上面に，一部扇形に切り取った円形の黒いビニールシートを張った。 3 mmφ の ZnS(Ag)の発光円が，この扇形部分を通してポラロイドフィルムに写るように，線源の位置を合わせた。このようにすれば，扇形の中央にβ線による ZnS(Ag)の発光像が得られ，扇形以外の部分は遮光されて全く露出されない。以上の準備の後，最初に露出時間 1/4分で撮影した。次に扇形の像が重ならないように，β線イメージング装置の外円筒を少し回転させ， 1/2分露出した。順次露出時間を長くし， 2 10分まで撮影した。このようにして，1枚のポラロイドフィルム上に露出時間の違うβ線像を得た。

夏期に得たフィルムの特性曲線の測定結果を Fig.C-1に，冬期の測定結果を Fig.C-2に示す。測定を行ったときの室温は夏期に27℃，冬期に18℃であった。 Fig.C-1の写真には，扇形の中央にβ線による ZnS(Ag)の発光円が認められる。露出時間の増加にともなって，発光円もバックグラウンド光も明るくなっている。このネガフィルムをマイクロデンシトメーターで濃度測定した結果が，写真の下の特性曲線である。図中の，β-particlesの曲線はβ線による ZnS(Ag)の発光円の濃度を，バックグラウンド光の曲線は扇形部分のバックグラウンド光による濃度を示している。このときのフィルム固有の濃度は 0.4であった。β線とバックグラウンド光の特性曲線はほぼ同じ形をしている。

Fig.C-2 は冬期の結果である。Fig. C-1 と同様な写真を得た。操作の手違いで，露出時間が一番長く，扇形の明るい像は最後から２番目である。写真からも分かるように，β線による発光円以外のバックグラウンド光は Fig. C-1 の写真に較べて少ないことが分かる。Fig.C-1 の場合と同じく，ネガフィルムの濃度を測定した。その結果が写真の下の特性曲線である。濃度も露出も広い範囲の非常によい特性曲線が得られた。このときのフィルムの固有の濃度は 0.5であった。

Fig.C-1 と C-2の特性曲線を比較すると，バックグラウンド光の濃度は冬

Fig.C-2. Characteristic curve of Polaroid type 665 film at 18 ℃ for scintillation light due to β-particles and background light obtained at maximum gain.

期に極端に低くなっていることが分かる。これはイージインテンシファイアのバックグラウンド光の温度依存性に原因がある。β線による ZnS(Ag)の発光円の濃度はフィルム固有の濃度を考慮すれば，夏と冬でそれほど差がない。

β線イメージング装置の実験の大部分は冬期から春期にかけて行ったので，それらのポラロイドフィルムの結果は， Fig.C-2の特性曲線を使用して解析した。

D．測定に使用したβ線源のフラックスの測定

^{3}Hのポリマー線源の正確なβ線フラックスを測定する目的で， 4πガスフロー比例計数管を製作した。その装置の断面図を Fig.D-1に示す。β線フラックスは，線源台にβポリマー線源を載せ，得られる比例計数管のプラトー曲線から求める。測定時には，ＰＲガスを流す。βポリマー線源が厚さ 1 mm であるので，比例計数管は 2πとして使用した。線源台の口径は 16 mmφである。

最初に， 2.2x10^{4} Bq の^{14}Cのポリマー線源のβ線フラックスを測定した。しかし，十分な測定結果は得られなっかた。線源がポリメチルメタクリレートであるため，表面の帯電の影響（NCRP 1978）と考えられた。このため，線源台に 100 μmφのタングステン線を 1mm間隔で張り，この影響の減少を計った。この新しい線源台を用いて測定した結果を Table Ⅲ-2に測定値として示した。^{14}Cβ線フラックスの測定結果は Amersham 社の試験報告の値の半分， ^{3}Hのβ線フラックスの結果はカタログ値の 1/5であった。タングステン網でも，線源表面の帯電の影響を完全に取り除いていない。特に，β線の飛程の短い ^{3}Hのβ線の場合にその影響が大である。

Fig.D-1. Cross-section of the 4π gas flow proportional counter.

4πガスフロー比例計数管による測定では満足すべき結果が得られなっかたので，^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線による ZnS(Ag)蛍光膜の発光量の比較から， ^{3}Hβ線源のフラックスの推定を試みた（付録Ｅ参照）。この結果，^{14}Cβ線源 2.2x10^{5} Bq のβ線フラックス 570 s^{-1}cm^{-2} の値を基準にすると， ^{3}Hのβ線源 1.1x10^{7} Bq のβ線フラックスとして 530 s^{-1}cm^{-2} の値を得た。この値は Table Ⅲ-2に示したカタログ値 830 s^{-1}cm^{-2} とほぼ一致している。

以上のように，ポリマー線源のβ線フラックスは十分な測定ができなっかた。それ故，

β線フラックスとしては，Amersham 社の試験報告値やカタログ値の方が測定値や推定値よりも実際の値に近いと思われる。これらの値を実際の実験結果の比較では採用する。

E．^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線による ZnS(Ag)蛍光膜の発光量の比較から ^{3}Hβ線源のフラックスの推定

^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線に対するβ線イメージング装置動作特性はⅢ．３．３とⅢ．３．４で述べた。この結果，^{14}Cβ線による ZnS(Ag)蛍光膜の発光量の膜厚に対する依存性は，^{3}Hβ線による発光量の膜厚依存性とは違っていた。このため，^{3}Hβ線源のβ線フラックスの推定は，Fig.Ⅲ-15を参考に，^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線の発光量が最大となる ZnS(Ag)蛍光膜の厚さ 7 mg cm^{-2}で得られた値を比較して，行った。

^{14}Cポリマー線源と ^{3}Hポリマー線源から放出されるβ線フラックスをそれぞれF_C と F_H とすると，ZnS(Ag)蛍光膜の^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線による発光量L_C，L_Hは

$$L_C = \varepsilon \cdot E_C \cdot F_C \qquad \text{(E-1)}$$

$$L_H = \varepsilon \cdot E_H \cdot F_H \qquad \text{(E-2)}$$

と表せる。εはβ線イメージング装置全体での単位エネルギー当りの光出力である。この値は蛍光効率と光利得の積に相当する。E_C とE_H は，^{14}Cと ^{3}Hポリマー線源の表面から放出されるβ線の平均エネルギーである。^{14}Cポリマー線源のβ線フラックスが既知であるとすれば，^{3}Hポリマー線源のβ線フラックスは，式（E-1）と（E-2）から

$$F_H = \frac{L_H}{L_C} \cdot \frac{E_C}{E_H} \cdot F_C \qquad \text{(E-3)}$$

と表せる。

ZnS(Ag)蛍光膜 7.0 mg cm^{-2}に16分露光したときの，^{14}Cβ線と ^{3}Hβ線の発光量比は $L_H/L_C = 4.1/34$ であった。このとき使用したポリマー線源は^{14}Cが 2.2×10^{5} Bq，^{3}Hが 1.1×10^{7} Bq であった。ポリマー線源の表面から放出されるβ線の平均エネルギーは不明であるので，Table Ⅲ-3 の平均エネルギーを使用する。^{14}Cポリマー線源からのβ線フラックスとして Amersham 社の試験報告の値 570 s^{-1}cm^{-2}を採用する。これらの値を式（E-3）に代入すると，

$$F_H = \frac{4.1}{34} \cdot \frac{45}{5.7} \cdot 570 = 530 \qquad \text{(E-4)}$$

となる。この値は Table Ⅲ-2に示したカタログに記載されている近似値 830 $s^{-1}cm^{-2}$ とほぼ一致している。

F．機械語による擬似カラー表示

機械語はメモリーやアドレスを直接操作するため，ＢＡＳＩＣの処理とは異なる。カラーモニター上の１ピクセルのカラーは，いわゆるＲＧＢ合成という方法で表示される。ＲＧＢは Red，Green，Blue を示し，この３色を基本色として，これらの組合せで，８色のカラーを表示する。

機械語の処理では，メモリー値によりＲＧＢの組み合せを指定する。ＲＧＢは 3つの独立したメモリーである。カラーモニター上の１ピクセルカラーは，Ｒメモリー，Ｇメモリー，Ｂメモリーの内容を指定する。コンピューターのメモリーは一般に 8ビットであるので，8個のピクセルデータをまとめて処理する。

例として，横 8ピクセルを黒，青，赤，紫，水色，黄色，白の 8色で表示する場合を Fig.F-1に示す。16 進でＲメモリーに 33H*，Ｇメモリーに 0FH*，Ｂメモリーに 55H*を入れれば，黒を含めたレインボーカラーが得られる。Fig.F-2 に，実際に横 256ピクセルを８等分して得られた画像を示す。

Fig.F-1. RGB display method.

機械語の処理では，８個のデータを一度に処理するので，ＢＡＳＩＣに較べて処理は複雑になる。しかし，メモリーやアドレスを直接操作するので，処理時間は 1／120 に短縮

＊ Hは数字が１６進数（Hexadecimal）であることを表す。コンピューターは普通８ビットを使っている。２進数では Fig.F-1のように８桁になる。１６進表示は上位下位の４桁ずつ区切って表した数字である。

Fig.F-2. Rainbow color on color monitor.

できる。

G．α線放出核種用の均一性補正用基準画像の作成法

画像の不均一性は，画像モニター装置構成機器の特性だけでなく，その撮像条件に依存する。撮像対象がα線かβ線かによっても変わる。それ故，撮像条件や対象が変わる毎に，信頼できる一様線源を用いて，補正用画像データを作成する必要がある。ここでは，Ｐｕ画像の処理に必要な補正用画像の作成法を述べる。

Ｐｕ画像の補正用画像を得るには，50 mmφ のＰｕの一様線源が有れば最善である。Ⅳ.

Fig.G-1. Standard image for uniformity processing.

2．3の基礎特性で，Fig.Ⅳ-8の画像の一様性を調べたときに使用した ^{241}Am平面線源は，径が 40 mmと，画像モニター装置の検出系の有効径 50 mmより狭い。また，この ^{241}Am平面線源が完全に一様である保証もない。

次善の策として，^{241}Amのポイント線源を用いた。この線源を検出系の試料台の上を等間隔に移動させて撮像した。得られた画像を Fig.G-1の左側に示す。この擬似カラー画像表示の図から，中央の計数が高いのが分かる。

Fig.G-1 の左側のスポット像を基に，最初に，10カウント間隔の等高線図を作成した。次に，この等高線を読み取り，パーソナルコンピューターのメモリーにピクセル毎に直接書き込んだ。この作業で原画像を作成した。原画像は 10 カウントの階段状になっているので，最後に，平滑化処理を5回繰り返し，平滑化した。このようにして作成された平滑化画像をＰｕ画像均一性補正用の基準画像とした。この基準画像を Fig.G-1の右側に擬似カラー画像で示す。

H．PuO_2 粒子径分布測定法の比較

エアスニファフィルターのPuO_2 汚染試料を用いて，画像モニター装置で得られるPuO_2 粒子の放射能と ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラやβ線イメージング装置で得られる放射能の比較検討はⅣ．6．3（4）で既に行った。ここでは ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラとβ線イメージング装置で得られるPuO_2 粒子の放射能の比較検討を行う。

ZnS(Ag)増感オートラジオグラフィックカメラとβ線イメージング装置で得られるPuO_2 粒子のスポット径から放射能は式（Ⅳ-7）と（Ⅳ-8）から求めることができる。Fig.H-1は両者の方法で得られた放射能を比較した図である。Fig.Ⅳ-38 (a),(b) の結果から当然予想されるように，β線イメージング装置で評価したPuO_2 粒子の放射能の方が 2/3程度低くなっている。

Fig.H-1. Correlation between the PuO_2 particle activities on the air sniffer filter obtained with the ZnS(Ag) autoradiographic camera and the the β-particle imaging system.

謝　辞

本研究の遂行にあたり，終始ご指導・ご鞭達を賜りました池辺幸正教授に心より感謝の意を表します。本論文の作成にあたり，討論を通じて多くの詳細かつ有益なご助言を頂きました名古屋大学工学部加藤敏郎教授，中島敬行助教授，森　千鶴夫教授，河出　清助教授に厚く謝意を表します。また，下　道国博士，中山斌義博士（現近畿大学理工学部助教授），山西弘城氏に多くの討論とご支援・ご助力を頂きましたことを深く感謝致します。

本研究を進めるにあたり，多くの方々にお世話になりました。α線イメージング装置の開発の際にご支援頂きました動力炉・核燃料開発事業団の中田　啓氏，関　昭雄氏，吉田　守氏，江花　稔氏，金盛正至氏，Ｐｕ汚染試料の撮影にご助力頂きました同じ事業所の小泉勝三氏，大西俊彦氏，秋山聖光氏，Ｐｕを投与したラットやβ線放出核種を投与したマウスのオートラジオグラフの撮影にご協力頂きました放射線医学総合研究所の松岡　理博士，鹿島正俊博士，山田裕司博士，ビデオフレームメモリーの製作に多大なご協力を頂きました山本誠一氏，画像処理プログラムの作成にご尽力頂きました中嶋毅弘氏，志村仁志氏の方々です。ここに厚くお礼を申し上げます。

本研究は種々の研究費の助成を受けて，進めてきました。「α線イメージング装置の開発」は動力炉・核燃料開発事業団の委託研究『施設内気中放射性エアロゾルの挙動についての研究』（昭和53～55年度）の一部として助成を受けました。「β線放射性核種イメージング装置の開発」（昭和56～57年度）と「低エネルギーβ核種の位置分布画像モニター装置の開発」（昭和58～59年度）は文部省科学研究費補助金（試験研究（２））の助成を受けました。「放射能分布の画像化に関する研究」（昭和60～61年度）は文部省科学研究費補助金（一般研究（Ｃ））の助成を受けました。

参考文献

1. Aderholz,M;Brettel,H.;Falkner,S.;Fent,J.;Froechtenicht,W.;Osthoff,A.;Seyboth,J.;Seyerlein,J. A low level light video system for data acquisition from optical particle detecters. Nucl. Instr. and Meth. A245: 328-337; 1986.
2. Ajitanand,N.N.;Iyengar,K.N. On the thechnique of preparation of high quality thin film scintillators. Nucl. Instr. and Meth. 133: 71-74; 1976.
3. Alighieri,S.S.;Perryman.M.A.C.;Macchetto,F. The ESA photon counting detector: a scientific model for the faint object camera. Astron. Astrophys. 149: 179-185; 1985.
4. Allington-Smith,J.R.;Mason,I.M.;Schwarz,H.E.;Culhane,J.L. Position sensitive detectors for proposed AXAF imaging optical/UV monitor (AXIOM). IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-32: 119-123; 1985.
5. Anderson,D.F. An imaging alpha detector. Health Phys. 39: 308-310; 1980.
6. Angelini,F.;Bellazzini,R.;Brez,A.;Massai,M.M.;Torquati,M.R. Digital imaging with advanced gaseous detectors developed at Pisa university. Nucl. Instr. and Meth. A273: 430-435; 1988.
7. Anisimov,Y.S.;Chernenko,S.P.;Ivanov,A.B.;Netusil,T.;Peshekhonov,V.D.;Smykov,L.P.;Zanevsky,Y.V.;Cisar,M.;Horacek,J.;Knourek,J.;Moucka,L.;Nezmar,L.;Pellar,L.;Pochman,J.;Schneider,Z.;Sidak,Z.;Vrba,I.;Bizek,V.;Zavadil,Z.;Beran,P.;Cerny,K. Deveropment and investigation of a neutron radiography imaging system with a low-pressure multi step chamber. Nucl. Instr. and Meth. A273: 731-734; 1988.
8. Annand,J.R.M.;Crawford,G.I.;Owens,R.O. Large position sensitive plastic scintillation detectors. Nucl. Instr. and Meth. A262: 329-339; 1987.
9. 青柳忠雄；藤平栄一；葉　可霖；重松昭世　凍結乾燥ミクロオートラジオグラフィによる ^{3}H－メニオニンのマウス体内挙動について　Radioisotopes 19: 525-531; 1970.
10. Aoyama,T;Watanabe,T. A hybrid spark chamber for measuring radionuclide distributions. Nucl. Instr. and Meth. 150: 203-208; 1978.
11. Aoyama,T;Watanabe,T. A highly stabilized hybrid spark chamber for β-ray imaging. Nucl. Instr. and Meth. 174: 291-294; 1980.
12. Arndt,U.W. X-ray television area detectors. Nucl. Instr. and Meth. 201: 13-20; 1982.
13. Bateman,J.E. X-ray and gamma imaging with multiwire proportional counters. Nucl. Instr. and Meth. 221: 131-141; 1984.
14. Bateman,J.E. The imaging pin detecter. A simple and effective new imaging device for soft X-rays and soft beta emissions. Nucl. Instr. and Meth. A240: 177-187; 1985.
15. Bateman,J.E.;Connolly,J.F.;Stephenson,R.;Flesher,A.C.;Bryant,C.J.;Lincoln,A.D.;Tucker,P.A.;Swanton,S.W. Two digital X-ray imaging systems for applications in X-ray diffraction. Nucl. Instr. and Meth. A259: 506-520;

1987.
16. Bateman,J.E. Detectors for condensed matter studies. Nucl. Instr. and Meth. A273: 721-730; 1988.
17. Batra,R.K.;Shotter,A.C. Responce of thin film plastic scintillator to fission fragments. Nucl. Instr. and Meth. 124: 101-106; 1975.
18. Becker,H.;Cattaneo,P.;Dietl,H.;Hauff,D.;Lange,E.;Lutz,G.;Moser,H.G.; Schwarz,A.S.;Settles,R.;Holl,P.;Buttler,W. Readout of doublesided silicon strip detectors with high density integrated electronics. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-36: 246-250; 1989.
19. Bellazzini,R;Betti,G;Del Guerra,A.;Massai,M.M.;Ragadini,M.;Spandre,G.; Tonelli,G.;Venturi,R. Electronic autoradiography of living human cells with a MWPC. Nucl. Instr. and Meth. 204: 517-523; 1983.
20. Bellazzini,R.;Betti,G.;Brez,A.;Carboni,E.;Del Guerra,A.;Massai,M.M.; Troquati,M.R. Multitracer digital autoradiography with MWPCs. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-32: 393-396; 1985.
21. Bellazzini,R;Brez, A.;Massai,M.M.;Torquati,M.R. High resolution digital autoradiography of short and long range β^-emitters using a single step parallel plate chamber. Nucl. Instr. and Meth. A251: 196-198; 1986.
22. Berger,H. Neutron radiography. Amsterdam: Elservier Publishing Co.; 1965.
23. Binns,W.R.;Israel,M.H.;Klarmann,J. Scintillator-fiber charged-particle track-imaging detector. Nucl. Instr. and Meth. 216: 475-480; 1983.
24. Binns,W.R.;Connell,J.J.;Dowkontt,P.F.;Epstein,J.W.;Israel,M.H.;Klarman,J. A scintillating optical fiber track imaging detector. Nucl. Instr. and Meth. A251: 402-406; 1986.
25. Bobbitt,J.M.;Schwarting,A.E.;Gritter,R.J. Introduction to chromatography. New York: Reinhold; 1968.
26. Bordes,M.;Bernengo,J.C.;Renaud,J.F. Simplified real-time television image analyzer based on an Apple II microcomputer. Rev. Sci. Instr. 54: 1053-1058; 1983.
27. Chappel,J.H.;Murray,S.S. Relative efficiencies and physical characteristics for a selected group of X-ray phosphors. Nucl. Instr. and Meth. 221: 159-167; 1984.
28. Charon,Y.;Cuzon,J.C.;Tricorie,H.;Valentin,L. A high resolution β^- detector. Nucl. Instr. and Meth. A273: 748-753; 1988.
29. 千葉元丞 オートラジオグラフィにおけるバックグラウンドの簡単な補正法：核細胞における標識指数の測定 Radioisotopes 19: 501-506; 1970.
30. Chiles,M.M. Evaluation of a thin CaF_2(Eu) scintillator for detecting tritium. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-34: 386-388; 1987.
31. Clampin,M.;Edwin,R.P.; Large format imaging photon detecter for astronomical spectroscopy. Rev. Sci. Instr. 58: 167-173; 1987.
32. Clinthorne,N.H.;Rogers,W.L.;Shao,L.;Koral,K.F. A hybrid maximum likelihood position computer for scintillation cameras. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-34: 97-101; 1987.
33. Condon,B.R. The effect of gamma camera non-linearity on the performance of a limited angle (7 pinhole) tomographic imaging system. Nucl. Instr. and

Meth. 221: 187-191; 1984.
34. Davis,A.J.;Hink,P.L.;Binns,W.R.;Epstein,J.W.;Connell,J.J.;Israel,M.H.; Klarmann,J.;Vylet,V.;Kaplan,D.H.;Reucroft,S. Scintillating optical fiber trajectory detectors. Nucl. Instr. and Meth. A276: 347-358; 1989.
35. Dean,A.J.;Fraser-Mitchell,J.;Lei,F.;Ramsden,D. Imaging hard X-rays using a multipitch phoswich RMC. Nucl. Instr. and Meth. A273: 711-716; 1988.
36. Derenzo,S.E.;Huesman,R.H.;Cahoon,J.L.;Geyer,A.B.;Moses,W.W.;Uber,D.C.; Vuletich,T.;Budinger,T.F. A positron tomograph with 600 BGO crystals and 2.6 mm resolution. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-35: 659-664; 1988.
37. Dhawan,S.;Majka,R. Development status of microchannel plate photomultipliers. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-24: 270-275; 1977.
38. Dominik,W.;Zaganidis,N.;Astier,P.;Charpak,G.;Santiard,J.C.;Sauri,F.; Tribollet,E.;Geissbuhler,;Townsend,D. A gaseous detector for high-accuracy autoradiography of radioactive compounds with optical readout of avalanche positions. Nucl. Instr. and Meth. A278: 779-787; 1989.
39. Eyling,L.;Dufner,C.;Goral,J.P.;Holladay,A. High-resolution electron microscopic studies of chemical reactions in thin films. Ultramicroscopy 18: 253-274; 1985.
40. Firmani,C.;Ruiz,E. High-resolution imaging with a two-dimentional resistive anode photon counter. Rev. Sci. Instr. 53: 570-574; 1982.
41. Fishman,G.J. Images of single X-ray photons from X-ray phosphor screens. Rev. Sci. Instr. 52: 1143-1147; 1981.
42. Fraser,G.W.;Barstow,M.A.;Pearson,J.F. Imaging microchannel plate detectors for X-ray and XUV astronomy. Nucl. Instr. and Meth. A273: 667-672; 1988.
43. 藤波重次　写真技術　東京：共立出版；1953.
44. 藤根成勲；米田憲司　中性子テレビジョンシステムのためのディジタル画像処理と中性子ＣＴへの応用　日本原子力学会誌　26: 793-801; 1984.
45. Gahan,P.B. Autoradiography for biologists. London: Academic Press; 1972.
46. Galanti,M.;Gott,R.;Renaud,J.F. A high resolution, high sensitivity channel plate image intensifier for use in particle spectrograps. Rev. Sci. Instr. 42: 1818-1822; 1971.
47. Geissel,H.;Guttner,K.;Hofmann,S.;Munzenberg,G. Energy loss and straggling of alpha particles in thin homogeneous NE-111 scintillator foils. Nucl. Instr. and Meth. 144: 465-468; 1977.
48. Gruner,S.M.;Milch,J.R.;Reynolds,G.T. Slow-scan silicon-intensified target-TV X-ray detector for quantitative recording of week X-ray images. Rev. Sci. Instr. 53: 1770-1778; 1982.
49. 花木真一；岩下正雄；寺嶋廣克　パソコン画像処理　東京：昭晃堂； 1988.
50. Herz,P.H. The photographic action of ionizing radiations. New York: John Wiley & Sons Inc.; 1969.
51. Holl,P.;Kemmer,J.;Prechtel,U.;Ziemann,T.;Hauff,D.;Lutz,G.;Schwarz,A.S.; Struder,L. A double-sided silicon strip detectors with capacitive readout and a new method of integrated bias coupling. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-36: 251-255; 1989.
52. 放射線医学総合研究所編集　医療のための画像工学　東京： 実業公報社； 1983.

53. Hsieh,J.J.C.;Hungate,F.P.;Wilson,S.A. Autoradiography: Technique for drastic reduction of exposure time to alpha particles. Science 150: 1821-1822; 1965.
54. Hunt,S.E.;Allenden,D.;Boddy,K.;Cattle,B.;Freck,D.V.;Taylor,E.D.Waters,D.G. The monitoring of uranium and plutonium dust hazards. In: Godbold,B.C.; Jones,J.K.eds. Radiorogical monitoring of the environment. London: Pergamon Press; 1965: 85-91.
55. Iida,T.;Ikebe,Y.;Yamamoto,S.;Koizumi,K. Plutonium particle size determination using an α-particle imaging system. Health Phys. 48: 120-122; 1985.
56. Iida,T.;Ikebe,Y. A low-energy beta-particle imaging system for measuring tritium distributions. Nucl. Instr. and Meth. A253: 119-127; 1986.
57. Iida,T.;Ikebe,Y.;Matsuoka,O. Autoradiography of α- and β-emitters using a charged-particle imaging system. Radioisotopes 36: 317-324; 1987.
58. 飯沼　武　医用画像工学の最近の動向　ーラジオアイソトープイメージングを中心にー　Radioisotopes 36: 137-144; 1987.
59. 池辺幸正；下　道国；飯田孝夫　施設内気中放射性エアロゾルの挙動についての研究　動力炉・核燃料開発事業団　SJ868-81-01: 1981.
60. 池辺幸正；飯田孝夫；下　道国；関　昭男；中田　啓；吉田　守　プルトニウムモニタリング時における疑似計数の発生機構　保健物理　17：157-164；1982.
61. 池辺幸正：飯田孝夫：下　道国；中島敬行　β線放射性核種イメージング装置の開発　昭和57年度科学研究費補助金（試験研究（２））研究成果報告書；1983.
62. Ikeda,Y.;Yoshii,K.;Fujine,S.;Ohkubo,K.;Kobayashi,H.;Matsumoto,G.;Yoneda,K.; Matsumoto,T.;Aizawa,O.;Niwa,T.;Tsuruta,T.;Nakazawa,M.;Tsuruno,A.;Horiguchi, Y. Fast neutron radiography tests at the Yayoi-reactor, University of Tokyo. Nucl. Instr. and Meth. A276: 183-190; 1989.
63. International Commission on Radiological Protection. Limits for intakes radionuclides by workers. Oxford: Pergamon Press; ICRP Publication 30, part 1: 105-107; 1979.
64. Ishigure,N. Application of CR-39 plastic to rapid and quantitative macroautoradiography of α-emmiters in a whole body section of an experimental animal. Radioisotopes 34: 101-102; 1985.
65. Jones,T. Positron emission tomography. A273: 455-458; 1988.
66. Kalata,K. A versatile television X-ray detector and image processing system. Nucl. Instr. and Meth. 201: 35-41; 1982.
67. 鹿島正俊；上島久正；松岡　理　全身オートラジオグラムにおける固体差　Radioisotopes 19; 546-550: 1970.
68. Kemmer,J.;Lutz,G. New structures for position sensitive semiconductor detectors. Nucl. Instr. and Meth. A273: 588-598; 1988.
69. 木下健治　画像処理システムの基礎と設計・製作　東京：ＣＱ出版社；1984.
70. 木内雄二　イメージセンサ　東京：日刊工業新聞社；1978.
71. Knoll,K.F. Radiation detection and measurement. New York: John Wiley & Sons; 1979: 254-258.
72. 小泉勝三；大高　正；斎藤節子　蛍光増感オートラジオグラフィによるα放射性塵埃の粒子径測定　保健物理　14: 163-170; 1979.

73. Konaka,A.;Imai,K.;Kobayashi,H.;Masaike,A.;Miyake,K.;Nagamine,T.;Nakamura,T.;Sasao,N.;Yoshimura,Y. Plastic scintillating fibers for track detection. Nucl. Instr. and Meth. A256: 70-75; 1987.
74. 熊野信雄 ラジオアイソトープを利用した画像診断 基礎（Ⅲ）ガンマカメラによるラジオアイソトープ画像 Radioisotopes 33: 908-915; 1984.
75. Kume,H.;Suzuki,S.;Oba,K. Recent development of photomultiplier tubes for nuclear and medical applications. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-32: 355-359; 1985a.
76. Kume,H.;Suzuki,S.;Takeuchi,J.;Oba,K. Newly developed photomultiplier tubes with position sensitivity capability. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-32: 448-452; 1985b.
77. Kume,H.;Muramatsu,S.;Iida,M. Position sensitive photomultiplier tubes for scintillation imaging. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-33: 359-363; 1986.
78. Lacy,J.L.;Verani,M.S.;Ball,M.E.;Roberts,R. Clinical applications of a pressurized xenon wire chamber gamma camera utilizing the short lived agent ^{178}Ta. Nucl. Instr. and Meth. A273: 369-376; 1988.
79. Lamport,J.E.;Mason,G.M.;Perkins,M.A.;Tuzzolino,A.J. A large area circular position sensitive Si detector. Nucl. Instr. and Meth. 134: 71-76; 1976.
80. Lapington,J.S.;Smith,A.D.;Walton,D.M.;Schwarz,H.E. Microchannel plate pore size limited imaging with ultra-thin wedge and strip anodes. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-34: 431-433; 1987.
81. Lapington,J.S.;Kessel,R.;Walton,D.M. Spatial resolution limitations of microchannel plate / conductive charge division readout devices. Nucl. Instr. and Meth. A273: 663-666; 1988.
82. Leary,J.A. Particle-size determination in radioactive aerozols by radioautograph. Anal. Chem. 23: 850-853; 1951.
83. Lederer,C.M.;Shirley,V.S. Table of isotopes. New York: Wiley; 1978.
84. Lewellen,T.K.;Graham,M.M.;Spence,A.M. Quantitative autoradiography using a personal computer. J. Nucl. Med. 27: 549-554; 1986.
85. Litton,J.;Bergstom,M.;Eriksson,L.;Bohm,C.;Blomqvist,G.;Kesselberg,M. Performance study of the PC-384 position camera system for emission tomography of the brain. J. Comput. Assist. Tomogr. 8: 74-87; 1984.
86. Lumb,D.H.;Hopkinson,G.R.;Wells,A.A. Performance of CCDs for X-ray imaging and spectroscopy. Nucl. Instr. and Meth. 221: 150-158; 1984.
87. 前田辰夫；河野 彬；永尾公一郎；小嶋正治 悪性腫瘍新和性ラジオアイソトープ標識化合物の開発（第４報） 5-Iodouracil-^{131}Iおよび 6-Iodopurine- ^{131}Ｉの全身オートラジオグラフィ Radioisotopes 19: 507-510; 1970.
88. Malinowski,M.E. Real-time tritium imaging. Appl. Phys. Lett. 39: 509-511; 1981.
89. Matsuda,J.;Horiguchi,A.;Ura,K. TV-rate histogram equalization processor for the electron microscope. Rev. Sci. Instr. 51: 1225-1230; 1980.
90. 松井 浩 オートラジオグラフィによるβ線放射塵埃の放射能および粒度分布の測定法 Radioisotopes 19: 539-545; 1970.
91. 松岡 理；吉川喜久夫，福元健夫 超高速オートラジオグラフ法による ^{239}Ｐｕ皮膚表面汚染検査法 保健物理 2: 121-127; 1967.

92. 松岡　理；村松恵美子；鹿島正俊　Ultra High Speed α-autoradiography の全身マクロオートラジオグラフ法への応用　Radioisotopes 17: 50-55; 1968.
93. 松岡　理　生体試料におけるオートラジオグラフィ（II）　マクロオートラジオグラフィ　ー凍結全身オートラジオグラフィを中心に（1）－　Radioisotopes 18: 75-84; 1969a.
94. 松岡　理　生体試料におけるオートラジオグラフィ（III）　マクロオートラジオグラフィ　ー凍結全身オートラジオグラフィを中心に（2）－　Radioisotopes 18: 116-126; 1969b.
95. Matsuoka,O.;Kashima,M.;Joshima,H.;Noda,Y.　Possibility of whole body activation autoradiography.　Radioisotopes 19: 511-517; 1970.
96. Matsushima,I.;Koyama,K.;Tanimoto,M.;Yano,M.　Soft X-ray imaging by a commercial solid-state television camera. Rev. Sci. Instr. 58: 600-603; 1987.
97. 松山隆司　ラジオアイソトープを利用した画像診断　総論（II）画像認識の基礎　Radioisotopes 33: 824-833;　1984.
98. 満仲義加　α放射体表面分布測定用二次元位置検出器の開発　名古屋大学工学部修士論文; 1988.
99. 宮原諄二；加藤久豊　輝尽性蛍光材料を用いたコンピューテッド・ラジオグラフィー　応用物理 53: 884-890; 1984.
100. 宮尾英彦；野間　正；池田諭志；塩月正雄；菅谷敏克　放射線映像化装置の開発　日本原子力学会誌　30: 971-978; 1988.
101. 水平敏知；内田和子　生体試料におけるオートラジオグラフィ（VIII）　電子顕微鏡的オートラジオグラフィ（1）　Radioisotopes 18: 338-344; 1969a.
102. 水平敏知；内田和子　生体試料におけるオートラジオグラフィ（IX）　電子顕微鏡的オートラジオグラフィ（2）　Radioisotopes 18: 402-420; 1969b.
103. 水平敏知；内田和子　生体試料におけるオートラジオグラフィ（X）　電子顕微鏡的オートラジオグラフィ（3）　Radioisotopes 18: 476-484; 1969c.
104. Moghissi,A.A.;Kelley,H.L.;Philips,C.R.;Regnier,J.E.　A tritium monitor based on scintillation.　Nucl. Instr. and Meth. 68: 159 ; 1969.
105. Moss,W.D.;Hyatt,E.C.;Schulte,H.F.　Particle size studies on plutonium aerosols.　Health Phys. 5: 212-218; 1961.
106. Muehllehner,G.;Karp,J.S.　Advances in SPECT and PET.　IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-35: 639-643; 1988.
107. Muga,M.L.;Burnsed,D.J.;Steeger,W.E.　Recipe for making a thin film detector.　Nucl. Instr. and Meth. 104: 605-610; 1972.
108. 長尾和美　光学ファイバー　東京：共立出版；1974.
109. 中島栄一；進藤英世；栗原紀夫　α－，β－およびγ－ＢＨＣのマウス全身オートラジオグラフィ　Radioisotopes 19; 532-538: 1970.
110. 中田　啓；福他整司　作業環境のモニタリング（X）　空気汚染モニタリング　（6）α放射体　Radioisotopes 26: 747-759; 1977.
111. 中沢正治　放射線イメージング技術の発展的応用　原子力工業　33: 16-21: 1987.
112. National Council on Radiation Protection and Measurements.　Alpha-emitting particles in lungs.　Washington: NCRP; NCRP Report No. 46; 1975.
113. National Council on Radiation Protection and Measurements.　Tritium measurement techniques.　Washington: NCRP; NCRP Report No. 47; 1976.

114. National Council on Radiation Protection and Measurements. A handbook of radioactivity measurements procedures. Washington: NCRP; NCRP Report No. 58; 1978.
115. 日本アイソトープ協会編集　アイソトープ法令集（Ｉ）　東京：丸善；1988.
116. 日本放射性同位元素協会　理工学におけるオートラジオグラフィの最近の研究 Radioisotopes 19: 41-60; 1970.
117. 野原功全　ラジオアイソトープを利用した画像診断　基礎（VI）ラジオアイソトープ断層イメージング　Radioisotopes 34: 185-193; 1985.
118. 大畑　勉；村田幹生；中戸喜寄；新野二男　ZnS(Ag)増感オートラジオグラフによるα放射性塵埃の粒子径測定　保健物理　7: 3−6; 1972.
119. 大畑　勉；松井　浩；村田幹生；成富満夫；池沢芳夫　空気汚染モニタリングにおける放射性粒子の粒度分布測定法　JAERI-memo 6006: 1975.
120. Okx,W.J.C.;Van Eijk,C.W.E.;Hollander,R.W.;Zoutendijk,A. A gas-scintillation proportional detector for exotic-atom X-rays with charged particle rejection. Nucl. Instr. and Meth. A273: 544-547; 1988.
121. 大野　明；石橋　済；稲本金也；佐藤乙丸；末吉　徹；鈴木　進；野中甲蔵；平田明；古市昭夫；本田健一；前橋陽一；松本憲一；盛光　亘　放射性銀試験体を用いたミクロオートラジオグラフィの分解能に関する研究　Radioisotopes 19: 489-500; 1970.
122. 大須賀慎二；土屋　裕；早川　毅　最近の２次元極微弱光検出技術　第５回センシングフォーラム，東京；1988 :81-84.
123. 大塚峰三；佐久間真理；佐藤善重　全身オートラジオグラフィにおける放射性化合物の生体内分布に関する研究（２３報）　^{3}Hオートラジオグラフィにおける制動放射の影響　Radioisotopes 19: 518-524; 1970.
124. Osborne,R.V. Detector for tritium in water. Nucl. Instr. and Meth. 77: 170-172; 1970.
125. Palmer,D.;Prince,T.A. A laboratory demonstration of high-resolution hard X-ray and gamma-ray imaging using fourier-transform techniques. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-34: 71-75; 1987.
126. Peisert,A.;Sauli,F. A two-dimensional parallel-plate chamber for high-rates soft X-ray detection. Nucl. Instr. and Meth. A247: 453-459; 1986.
127. Pelletier,C.A.;Wegst,A.V.;Whipple,G.H. Concentrations of radioactive particles in surface air November 1962 through March 1963. Health Phys. 10 :917-921; 1964.
128. Pietri,G. Contribution of the channel electron multiplier to the race of vacuum tubes towards picosecond resolution time. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-24: 228-232; 1977.
129. Rees,D.;McWhirter,I.;Rounce,P.A.;Barlow,F.E.;Kellock,S.J. Miniature imaging photon detectors. J. Phys. E: Sci. Instrum. 13: 763-770; 1980.
130. Ruchti,R.;Baumbaugh,B.;Bishop,J.;Biswas,N.;Busenitz,J.;Cason,N.;Cunningham, J.;Gardner,R.;Grenquist,S.;Kenney,V.;Mannel,E.;Mountain,R.;Shephard,W.; Baumbaugh,A.;Knickerbocker,K.;Wegner,C.;Yarema,R.;Rogers,A.;Kinchen,B. A cerium glass fiber-optic active target for high energy physics experiments. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-33: 151-154; 1986.

131. 佐々木武仁；小西圭介；平田　明　生体試料におけるオートラジオグラフィ（ＸＩ）ミクロオートラジオグラフィ（５）　－硬組織－，オートラジオグラフィにおける物理的要素，写真感光の理論と現像の理論　Radioisotopes 18: 533-544; 1969.
132. 佐藤博夫　トリチウムモニタリングの現状　放射線　12: 86-94; 1986.
133. Schwarz,H.E.;Lapington,J.S. Optimisation of wedge and strip anodes. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-32: 433-437; 1985.
134. Seidel,W.;Ortlepp,H.G.;Stary,F. Double-grid avalanche counter with large dynamic range. Nucl. Instr. and Meth. A273: 536-540; 1988.
135. Sherwood,R.J.;Stevens,D.C. A phosphor-film technique to determine the activity of individual particles on air sample filters. Harwell, Didcot, U.K.: Atomic Energy Research Establishment; Report R.4310; 1963.
136. 重松昭生　生体試料におけるオートラジオグラフィ（Ⅳ）　ミクロオートラジオグラフィ　－生体学研究のためのオートラジオグラフィ（１）－　Radioisotopes 18: 161-170; 1969a.
137. 重松昭生　生体試料におけるオートラジオグラフィ（Ⅴ）　ミクロオートラジオグラフィ　－生体学研究のためのオートラジオグラフィ（２）－　Radioisotopes 18: 194-203; 1969b.
138. Short,M.D. Gamma-camera systems. Nucl. Instr. and Meth. 221: 142-149; 1984.
139. Siegmund,O.H.W.;Lampton,M.;Bixler,J.;Vallerga,J.;Bowyer,S. High efficiency photon counting detectors for the FAUST spacelab far ultraviolet astronomy payload. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-34: 41-45; 1987.
140. Simons,D.G.;De Korte,P.A.J.;Heppener,M. An X-ray imaging gas scintillation spectrometer. Nucl. Instr. and Meth. A273: 512-517; 1988.
141. Sims,M.R.;Peacock,A.;Taylor,B.G. The gas scintillation propotional counter. Nucl. Instr. and Meth. 221: 168-174; 1984.
142. Sobottka,S.E.;Williams,M.B.; Delay line readout of microchannel plates. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-35: 348-351; 1988.
143. Spear,W.G. IRE Trans. Nucl. Sci. NS-4: 63 ; 1957.
144. Stock,J.;Williams,A.D. Photographic photometry. In: Hiltner,W.A. eds. Stars and stellar systems, Vol.Ⅱ, Astronomical techniques. Chicago: The University of Chikago Press; 1962: 374-423.
145. Strauss,M.G.;Naday,I.;Sherman,I.S.;Kraimer,M.R.;Westbrook,E.M. CCD-based synchrotron X-ray detector for protein crystallography--performance projected from an experiment. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-34: 389-395; 1987.
146. 末吉　徹　生体試料におけるオートラジオグラフィ（ＸⅡ）　写真段階での諸条件の選定　Radioisotopes 18: 533-544; 1969.
147. Sugimoto,S.A.;Ichioka,Y. High-speed digital image processing system, MFIP, with bus-oriented architecture. Rev. Sci. Instr. 57: 612-616; 1986.
148. Suzuki,S.;Matsushita,T.;Suzuki,T.;Kimura,S.;Kume,H. New position sensitive photomultiplier tubes for high energy physics and nuclear medical applications. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-35: 382-386; 1988.
149. 高橋　隆；紀ノ定保臣　ラジオアイソトープを利用した画像診断　総論（Ｉ）医用画像診断の現状と将来　Radioisotopes 33: 737-746; 1984.
150. Takasaki,F.;Saito,H.;Fukui,T.;Matsushita,T.;Suzuki,T. Development of

multianode photomultiplier tube. Nucl. Instr. and Meth. A260: 447-450; 1987.
151. Tanaka,E.;Iwadate,S.;Yoshikawa,K.;Matsuoka,O. Determination of individual particles on air sampling filters by means of ultra-high speed radioautography. Anagawa, Chiba-shi, Japan: National Institute of Radiological Sciences; Report of Project on Plutonium NIRS-Pu8; 1971:85-86.
152. 田中栄一 ラジオアイソトープを利用した画像診断 基礎（Ⅳ）ラジオアイソトープの断層イメージ装置 Radioisotopes 34: 57-66; 1985.
153. Task group on lung dynamics for comittee of ICRP. Deposition and retention models for internal dosimetry of the human respiratory tract. Health Phys. 12: 173-207; 1966.
154. Theiberger,P.;Wegner,H.E.;Lee,R.C. Multiple event 2D image intensifier scintillation detector. Nucl. Instr. and Meth. 187: 611-614; 1981.
155. Timothy,J.G.;Bybee, R.L. Two-dimensional photon-counting detector arrays based on microchannel array plates. Rev. Sci. Instr. 46: 1615-1623; 1975.
156. Timothy,J.G. Curved-channel microchannel arrays plates. Rev. Sci. Instr. 52: 1131-1142; 1981.
157. Timothy,J.G. Electronic readout systems for microchannel plates. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-32: 427-432; 1985.
158. 津屋 旭；末吉 徹 生体試料におけるオートラジオグラフィ（Ⅰ）．序に代えて，放射線の写真作用とオートラジオグラフィ Radioisotopes 18: 32-46; 1969a.
159. 津屋 旭；岡野滋樹；金子喜美江 生体試料におけるオートラジオグラフィ（Ⅵ）ミクロオートラジオグラフィ ー単細胞，染色体ー Radioisotopes 18: 237-244; 1969b.
160. 津屋 旭；岡野滋樹；金子喜美江 生体試料におけるオートラジオグラフィ（Ⅶ）ミクロオートラジオグラフィ ーー般組織ー Radioisotopes 18: 285-298; 1969c.
161. 上村和夫 ラジオアイソトープを利用した画像診断 応用（Ⅶ）局所脳循環とエネルギー代謝 ーその基礎とポジトロンＣＴによる測定ー Radioisotopes 34: 246-255 ; 1985.
162. Van Ejik,C.W.E.;Hollander,R.W.;Van der Sluis,S.M. An MWPC for beta radiochromatography. Nucl. Instr. and Meth. A273: 764-766; 1988.
163. 和田延夫 中性子ラジオグラフィの最近の動向 Radioisotopes 36: 359-368; 1987.
164. 和迩秀信 ラジオアイソトープを利用した画像診断 基礎（Ⅴ）ガンマカメラの画像処理． Radioisotopes 34: 116-123; 1985.
165. Wapstra,A.H.;Nijgh,G.J.;Van Lieshout,R. Nuclear spectroscopy tables. North-Holland Pub.; 1959: 76-88.
166. Wick,O.J. Plutonium handbook, A guide to the technology, vol. Ⅱ: Plutonium ceramic fuel fabrication. New York: Gordon and Breach, Science Pub.; 1967: 621-628.
167. Williams,M.B.;Sobottka,S.E. High resolution two dimensional readout of microchannel plates with large area delay lines. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-36: 227-230; 1989.
168. Wiza,J.L. Microchannel plate detectors. Nucl. Instr. and Meth. 162: 587-601; 1979.

169. Yamamoto,K.;Yamaguchi,S.;Terada,Y. New structure of two-dimensional position sensitive semiconductor detector and application. IEEE Trans. Nncl. Sci. NS-32: 438-442; 1985.
170. 山崎統四朗 ラジオアイソトープを利用した画像診断 応用（Ⅷ）ポジトロンＣＴによる神経受容体の測定 Radioisotopes 34: 302-311; 1985.
171. Yanagimachi,T.;Doke,T.;Hasebe,N.;Imai,T.;Kashiwagi,T.;Kikuchi,J.;Kohno,T.; Liu,W.P.;Munakata,K.;Motobayashi,T.;Murakami,H.;Nagata,K.;Nakamoto,A.; Yamaguchi,H. New two-dimensional position sensitive silicon detector with good position linearity and resolution. Nucl. Instr. and Meth. A275: 307-314; 1989.
172. Yin,L.I.;Seltzer,S.M. The Lixiscope: A pocket-size X-ray imaging system. Phys. Med. Biol. 23: 993-997; 1978.
173. Yin,L.I.;Jacob,I.;Trombka,J.I.;Seltzer,S.M. A low-energy gamma-ray imaging detector. Space Sci. Instr. 4: 321-328; 1979a.
174. Yin,L.I.;Trombka,J.I.;Seltzer,S.M. A portable X-ray imaging system for small-format applications. Nucl. Instr. and Meth. 158: 175-180; 1979b.
175. Yin,L.I.;Trombka,J.I.;Seltzer,S.M. A small rugged imaging X-ray spectrometer: A LIXIscope with good energy resolution. Nucl. Instr. and Meth. 172: 471-477; 1980.

本論文を構成する発表論文

1. Iida,T.;Yamamoto,S.;Ikebe,Y.;Seki,A.;Nakata,K.;Ebana,M.;Kanamori,M.;Yoshida,M. An alpha-particle imaging system for detecting plutonium contamination. Nucl. Instr. and Meth. 212: 413-418; 1983.
2. Iida,T.;Ikebe,Y.;Yamamoto,S.;Koizumi,K. Plutonium particle size determination using an α-particle imaging system. Health Phys. 48: 120-122; 1985.
3. Iida,T.;Ikebe,Y. A low-energy beta-particle imaging system for measuring tritium distributions. Nucl. Instr. and Meth. A253: 119-127; 1986.
4. Iida,T.;Ikebe,Y;Matsuoka,O. Autoradiography of α- and β-emitters using a charged particle imaging system. Radioisotopes 36: 317-324; 1987.
5. Iida,T. A charged-particle imaging video monitor system. Rev. Sci. Instrum. 59: 2206-2210; 1988.
6. 飯田孝夫；中嶋毅弘　荷電粒子画像モニター装置で得られる積算画像のパーソナルコンピューターを用いた画像処理. Radioisotopes 37: 666-673; 1988.
7. Iida,T.;Shimura,H;Koizumi,K. Rapid detection and size determinations of PuO_2 particles using charged-particle imaging video monitor system. Health Phys. (印刷中)

参考論文

1. Iida,T.;Kawano,M. Measurements of the ionization intensity due to beta-radiation near the ground. Arch. Met. Geoph. Biokl., Ser. A, 21: 195-210; 1972.
2. Iida,T.;Ikebe,Y.;Nakashima,Y.;Kawano,M. Measurements of cosmic-ray ionization from sea-level to 25 km altitude. ISAS Report No. 507 (Vol.39, No. 4): 79-86; 1974.
3. 茅野政道；池辺幸正；飯田孝夫；湊　進　内部封入型β線用電離箱の校正定数の計算 日本原子力学会誌　21: 191-196; 1979.
4. Iida,T. Measurements of energy-loss cross sections for 300, 400, 500 eV electrons in the continuum of N_2. Jpn. J. Appl. Phys. 18: 1667-1677; 1979.
5. Iida,T.;Hosoe,H;Urabe,I. Kinetic processes of the scintillation in helium excited by alpha particles. J. Phys. Soc. Jpn. 49: 1619-1628; 1980.
6. Chino,M.;Iida,T.;Ikebe,Y.;Katsurayama,K.;Tsujimoto.T.;Yamazaki,K. A method for measuring each concentration of β-emitting nuclides mixed in air. Nucl. Instr. and Meth. 187: 499-503; 1981.
7. 池辺幸正；飯田孝夫；下　道国；関　昭男；中田　啓；吉田　守　プルトニウムモニタリング時における疑似計数の発生機構　保健物理　17: 157-164; 1982.
8. 飯田孝夫；池辺幸正　トラック法による大気中ラドン娘核種の沈着率の測定　保健物理　18: 29-36; 1983.
9. Ikebe,Y.;Saijo,K.;Iida,T.;Nagai,H.;Takeda,T. A model for precipitation scavenging of short-lived Rn-222 daughters. Res. Lett. Atmos. Electr. 5: 17-21; 1985.
10. 戸沢克弘；飯田孝夫；池辺幸正　冷却捕集を行った液体シンチレーションカウンターによる大気中 Rn-222 の濃度の測定　Res. Lett. Atmos. Electr. 5: 27-33; 1985.
11. Ikebe,Y.;Iida,T.;Shimo,M.;Ogawa,H.;Maeda,J.;Hattori,T.;Minato,S.;Abe,S. Evaluation by α-track detectors of Rn concentrations and f-values in the natural environment. Health Phys. 49: 992-995; 1985.
12 Shimo.M.;Iida,T.;Ikebe,Y. Intercomparison of different instruments that measure radon concentration in air. ACS Symposium Series 331: 160-171; 1987.

13. Iida,T.;Ikebe,Y.;Hattori,T.;Yamanishi,H.;Abe,S.;Ochifuji,K.;Yokoyama,S. An electrostatic integrating ^{222}Rn monitor with cellulose nitorate film for environmental monitoring. Health Phys. 54: 139-148; 1988.
14. Iida,T. An integrating potential α-energy monitor for environmental radon measurements. Proc. VIIth Intern. Congress, IRPA, Sydney: 1988; 861-864.
15. Owaki,S.;Tahara,Y.;Okada,T.;Kimura,Y.;Iida,T.;Nakahara,S.;Sugiura,K. A light pulse of a few tens of a picosecond to nanosecond width with Cherenkov radiation. Jpn J. Appl. Phys. 28: 91-95; 1989.