

《ノート》

ガンマカメラ均一性におよぼす磁場の影響

Effect of the Magnetic Field to the Uniformity of a Gamma Camera

五十嵐 均* 久保塚政彦* 鈴木 道晴* 白石 明久*
 羽鳥 昇* 富吉 勝美** 井上登美夫** 平野 邦弘***
 松本 徹**** 佐々木康人*****

Hitoshi IGARASHI*, Masahiko KUBOZUKA*, Michiharu SUZUKI*, Akihisa SHIRAISHI*,
 Noboru HATORI*, Katsumi TOMIYOSHI**, Tomio INOUE**,
 Kunihiro HIRANO***, Tohru MATSUMOTO**** and Yasuhito SASAKI*****

*Department of Central Diagnostic Radiology, Gunma University Hospital

**Department of Nuclear Medicine, Gunma University School of Medicine

***Department of Radiology, Gunma Prefectural College of Medical Care and Technology

****Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences, Chiba

*****Department of Radiology, Tokyo University School of Medicine

I. はじめに

ガンマカメラ（以下カメラ）の不均一性は日常の画像診断において誤診の原因となる要因の一つである。特に僅かな変化でも SPECT 像の劣化に大きく影響¹⁻³⁾する。一般にカメラに不均一性が生じる主な原因は、検出器に用いられている NaI シンチレータの発光効率が局所により異なること、コリメータの構造が局所的に不均一なことなどがあげられる⁴⁻⁹⁾。磁場もその原因の一つである可能性が報告されている¹⁰⁻¹³⁾。今回われわれは、磁場によるカメラ均一性の変化について日常用いているカメラを対象に実験を行い、興味ある知見を得たので報告する。

* 群馬大学医学部附属病院中央放射線部

** 同 核医学教室

*** 群馬県立福祉大学放射線学科

**** 放射線医学総合研究所臨床部

***** 東京大学医学部放射線医学教室

受付：2年4月17日

最終稿受付：2年11月26日

別刷請求先：前橋市昭和町 3-39-15 (☎ 371)

群馬大学医学部附属病院中央放射線部

五十嵐 均

II. 使用機器および実験方法

1. 使用機器

アマシャム社製 Co-57 面線源 (40.7 MBq (1.1 mCi)), 鉛円筒のピンホール, および馬蹄形磁石 (以下磁石), (Fig. 1), ハンディガウスメータ 4048 型 (東洋テクニカ), 波高分析器 (キャンベラ製) を用いた。対象としたカメラは A と B 社の二台であり A 社のカメラは磁気シールドが個々の光電子増倍管 (以下 PMT) に施されており, B 社のカメラは個々の PMT ではなくガントリ全体に磁気シールドが施されている。温度補正機構はいずれのカメラも装備されていない。二台のカメラの設置されている検査室は異なるが, 地磁気に対する向きは同じである。コリメータは, A, B 社ともに低エネルギー用汎用コリメータを使用し, データ解析はシンチパック 700 (島津製作所) を用いた。

Key words: Earth Magnet, Uniformity of Gamma Camera Magnetic Field.

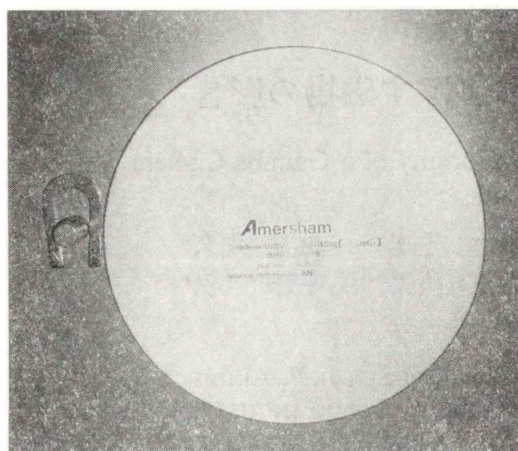


Fig. 1 The horseshoe magnet, cobalt-57 flat source and pinhole of the lead.

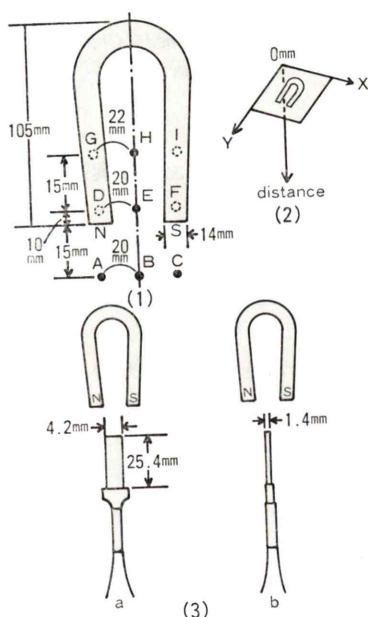


Fig. 2 Measured point in the horseshoe magnetic field. (1) Measured point projected on the plane including the horseshoe magnet. (2) Distance from the plane including the horseshoe magnet. (3) Relationship between the horseshoe magnet and the Gauss meter.

2. 実験方法

1) 馬蹄形磁石の磁場測定

磁石を含む平面から 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70,

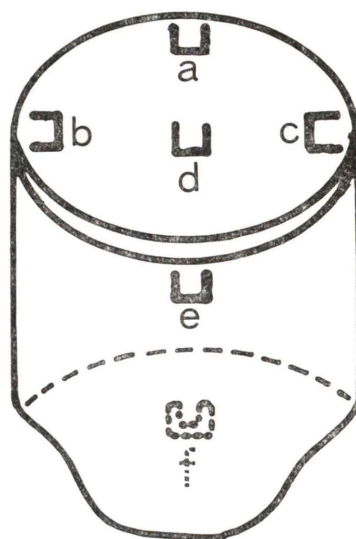


Fig. 3 Location of the horseshoe magnet on the scintillation camera. Point "a" to "d" are on the surface of the collimator, point "e" is on the lateral aspect and point "f" is on the surface of the gamma camera opposite the collimator surface.

80 mm 離れたおのおのの平面上各 9 点計 81 点について磁場強度を測定した (Fig. 2. (1). (2)). 各測定点において、ガウスメータより測定される磁場の方向は、磁石を含む平面に対し垂直方向の磁場強度 (Fig. 2. (3). a) と水平方向の磁場強度 (Fig. 2. (3). b) を測定した。なお N 極から S 極へ向かうベクトルを+とした。

2) 地磁気による均一性の変化の検討

地磁気の影響を検討する目的で、カメラのコリメータ面が水平で、かつ床面を向いている位置を 0 度とし、コリメータ面を回転軸に対して平行に 45° ずつ回転させ各位置での Co-57 面線源の撮像データをデータ処理装置に入力した。Co-57 面線源からのデータ収集条件は NEMA 法に基づき 64×64 イメージモードとし、平均 5,000 カウント/ピクセルが得られる収集時間 70 分とした。なおエネルギーウィンド幅は 20% とした。

3) 磁石による磁場の影響の検討

磁石による磁場の影響を検討する目的で、カメラは回転させずコリメータ面を上にして、コリメ

Table 1 Reading of the magnetic field strength at each measured point

measured point position distance (mm)	A		B		C		D		E		F		G		H		I	
	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
5	-7.3	4.9	-0.8	12.1	5.3	3.6	-48.1	9.2	-2.2	33.1	33.0	5.3	-44.5	5.5	-2.9	31.5	25.2	6.8
10	-5.0	4.0	-0.5	11.5	3.8	3.0	-34.2	7.5	-1.8	27.2	22.4	5.0	-32.8	4.8	-2.1	26.6	20.3	6.0
20	-4.8	3.6	-0.4	7.5	3.3	2.8	-14.8	6.5	-1.5	14.3	9.7	3.9	-15.6	3.6	-1.2	15.3	10.1	3.5
30	-3.5	2.8	-0.3	4.6	2.2	2.4	-7.8	4.7	-1.1	8.2	4.8	3.6	-8.3	3.1	-1.0	8.9	6.1	3.0
40	-2.3	1.8	-0.3	3.2	1.3	2.0	-4.1	3.4	-0.9	4.8	2.8	2.8	-4.6	2.1	-0.7	5.4	3.5	2.6
50	-0.9	0.6	-0.2	1.8	0.5	1.0	-3.2	2.0	-0.6	2.8	1.2	1.7	-3.2	1.5	-0.6	3.2	1.8	1.5
60	-0.4	0.3	-0.2	1.2	0.3	0.5	-1.9	1.5	-0.3	1.8	0.9	0.8	-2.1	1.0	-0.3	1.9	0.9	1.2
70	-0.2	0.2	-0.3	0.7	0.2	0.5	-1.3	1.1	-0.3	1.1	0.4	0.5	-1.5	0.5	-0.3	1.3	0.7	0.6
80	-0.2	0.2	-0.2	0.4	0.2	0.3	-1.1	0.9	-0.2	0.5	0.3	0.5	-1.1	0.5	-0.2	1.2	0.6	0.5

ータ面 a~d, カメラ側面 e およびコリメータ面と反対側 f (Fig. 3) の位置に磁石を取りつけて Co-57 面線源を撮像した。データ収集条件は、64×64 イメージモードで平均 5,000 カウント/ピクセルが得られる収集時間 70 分とした。なおエネルギーウィンドウ幅は 20% とした。さらに磁場がカメラの均一性に影響する機序を調べるために、コリメータを取りはずしカメラの中心に点線源を置いて撮像し、磁石を点線源に接近した時と取り除いた時におけるエネルギースペクトルおよび点線源の位置の変化を調べた。この時のデータ収集条件は 512×512 のイメージモードにて行った。

3. 均一性の変化の評価方法

定量的な評価には NEMA 法に基づく均一性を用いた^{5,6)}。すなわち均一性の指標として有効視野内の積分均一性 (Useful Field of View (Integral Uniformity), UFOV (IU)), 微分均一性 (UFOV (DU)), および中心視野 (中心が UFOV の中心と同一で半径が UFOV の 75% の円) 内の積分均一性 (Central Field of View (Integral Uniformity), CFOV (IU)), 微分均一性 (CFOV (DU)) を算出した。また均一性の変化について視覚的にも検討し

た。地磁気に対する実験においてカメラの回転角度を 0 度にし、同一の収集時間で 2 回のデータ収集を行い、1 回目の画像から 2 回目の画像を差し引いて得られる減算画像を判定の基準画像とした。カメラの回転角度 0 度の一回目の画像データから、対照としたおのおのの角度での画像データを差し引くことにより得られる減算画像を視覚的判定の対照画像とした。一方磁石を用いた実験では、磁石を設置しないで二回撮影し、その減算画像を基準画像とし磁石を設置しないで撮影した一回目の画像から Fig. 3 に示すおのおのの位置に磁石を設置して撮影した画像を差し引いた減算画像を視覚的判定の対照画像とした。

IV. 結 果

1. 馬蹄形磁石の磁場測定

磁石の磁場測定の結果を Table 1 に示す。磁石を含む平面から 5 mm 離れた 9 点 (A~I) における磁場強度は場所および方向により異なり、-48.1~38.1 ガウスの範囲であった。コリメータ面から PMT の第一ダイノードまでの距離は 81 mm, コリメータをはずしアルミニウムの防護面

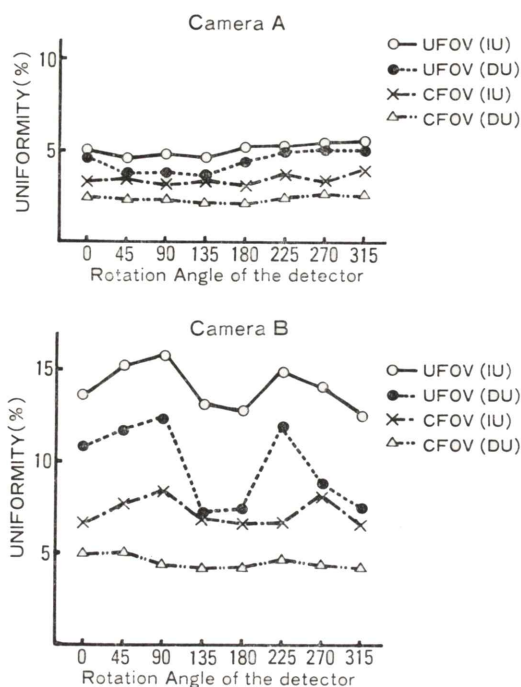


Fig. 4 The uniformity change caused by the rotation of the scintillation camera.

からの距離は 56 mm である。磁石を含む平面から 50 mm 離れた平面上では $-3.2 \sim 3.5$ ガウス, 60 mm では $-2.1 \sim 2.6$ ガウス, 70 mm では $-1.5 \sim 1.5$ ガウス, 80 mm では $-1.1 \sim 1.2$ ガウスであった。またバックグラウンド測定はカメラ回転中心で行い 0.45 ガウスであった。

2. 地磁気の影響

1) 均一性の定量的評価 (NEMA 法)

カメラ A と B の検出器を回転することにより生じた均一性の変化を Fig. 4 に示した。横軸はカメラの回転角度を示し、縦軸は均一性を示す。カメラ A における均一性の変動幅(最大値-最小値)は、CFOV(DU) で 0.5%, CFOV(IU) 0.8%, UFOV(DU) 1.2%, UFOV(IU) 0.6% であり、カメラ B においては CFOV(DU) で 0.5%, CFOV(IU) 1.6%, UFOV(DU) 5.2%, UFOV(IU) 3.0% であった。カメラ B の方がカメラ A よりカメラを回転した時の均一性の変動幅が大きかった。

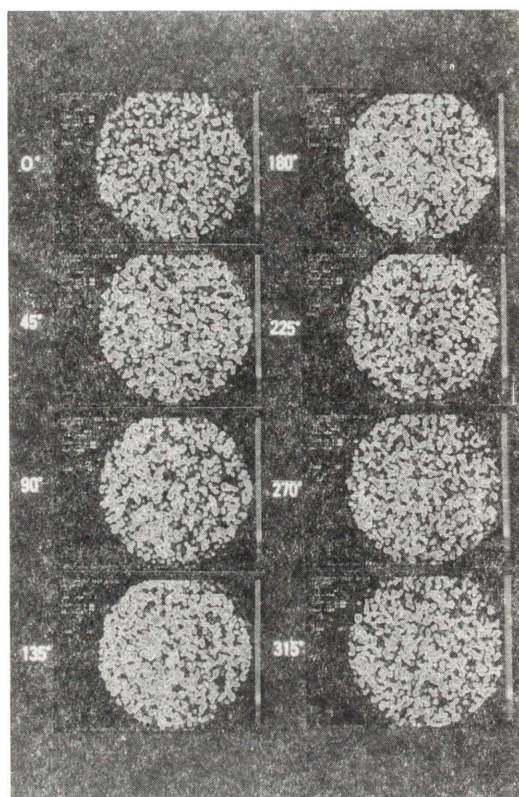


Fig. 5 The effect of the earth magnetic field on the scintillation camera A.

2) 均一性の視覚的評価

カメラ A で得た像を Fig. 5 に示す。基準画像は左最上段の画像 (0度) であり、その他は各角度における対照画像である。基準画像の画像パターンとおおのこの角度での対照画像パターンを比較してみると、このカメラにおいては回転角度による均一性の変化は認められなかった。カメラ B で得た像を Fig. 6 に示す。左最上段の基準画像パターンとおおのこの角度での対象画像パターンの間には明らかな差が認められ、カメラ面の方向により局所的に均一性の変化が認められた。90°回転時にはカメラはほぼ東を向いており、このとき視野の左側に均一性の乱れが出現した。カメラがほぼ西を向いている 270°回転では、カメラの右半分への影響が強く、90°回転時の像とほぼ対象的な像を呈した。

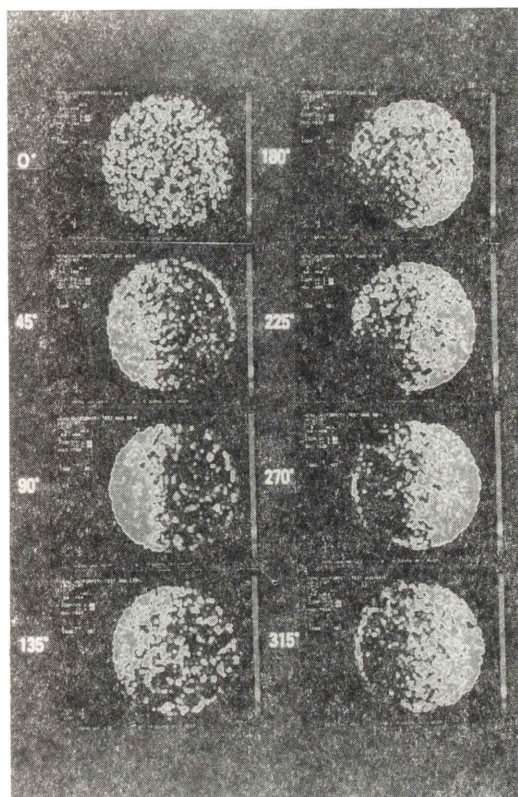


Fig. 6 The effect of the earth magnetic field on the scintillation camera B.

3. 磁石による影響

1) 均一性の定量的評価 (NEMA 法)

カメラ A と B 上に磁石を設置した場合の均一性の変化を Fig. 7 に示す。カメラ A での変動幅は CFOV(DU) で 0.3%, CFOV(IU) 0.5%, UFOV(DU) 0.6%, UFOV(IU) 0.4% であり、有意な変化はみられなかった。一方カメラ B では、変動幅は CFOV(DU) で 1.7%, CFOV(IU) 4%, UFOV(DU) 2.5%, UFOV(IU) 7.6% であり、磁石を使用することにより明らかに均一性の変化が生じた。

2) 均一性の視覚的評価

地磁気の影響が認められたと考えられるカメラ B に磁石を取り付けたときの減算画像を Fig. 8 に示す。左上段に示す磁石の設置場所 a~f に対応する対照画像を右上段の基準画像と比較検討してみると、a, b, c, d, の場所ではカメラ均一性に明

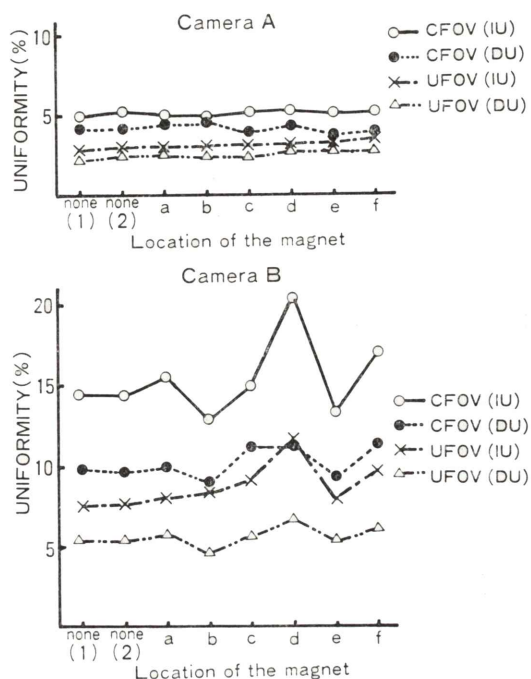


Fig. 7 The change of the uniformity corresponding to the location of the magnet on the scintillation camera.

らかな変化を認め、e, f ではカメラ視野周辺に若干の変化を認めた。またカメラ A に同様な実験を行ったが明らかな均一性の変化は認められなかった。

3) エネルギースペクトルの変化と画像の位置の変化

カメラの有効視野のほぼ中央に点線源を置き、磁石を置いた状態と置かない状態でのカメラ B のエネルギースペクトルの測定結果を Fig. 9 に示す。Fig. 9 のエネルギースペクトル A は磁石なしのとき、エネルギースペクトル B は磁石を近づけた時のものである。光電ピークの位置は 117 チャンネル (磁石あり) から 65 チャンネル (磁石なし) へと変化し、52 チャンネル (62 keV) 低エネルギー側に移動した。また、それぞれの状態で得られた画像上の点線源の位置は磁力の弱い方向へ移動し、移動の大きさは 4.4 mm (6 ピクセル \times 0.74 mm) であった。一方、カメラ A については、エ

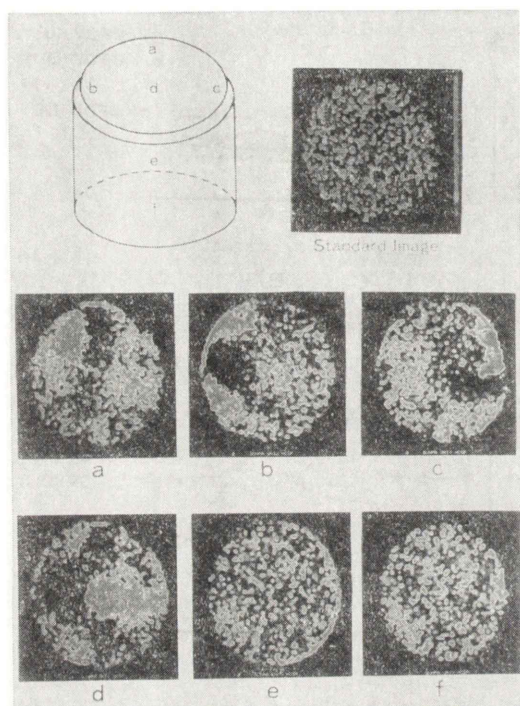


Fig. 8 The effect of the magnetic field on the uniformity of the scintillation camera B. The location of the horseshoe magnet on the scintillation camera B (a-f) are shown in the upper left.

エネルギースペクトルも点線源の位置も有意な変化は認めなかった。

V. 考 察

今回の実験結果では、カメラBにおいて検出器の回転により均一性の変化が認められた。均一性が変化する要因として

1) カメラと線源を回転することによる両者の位置ずれ、および線源自体の形状の変化。

2) 測定時間が長い場合、カメラが横向きになった時に上下の温度勾配が生じた可能性。

3) 周囲の線源や汚染が原因となり、コリメータとシンチレータの隙間から γ 線が入りこんだ可能性。

4) 地磁気の影響などが考えられる。

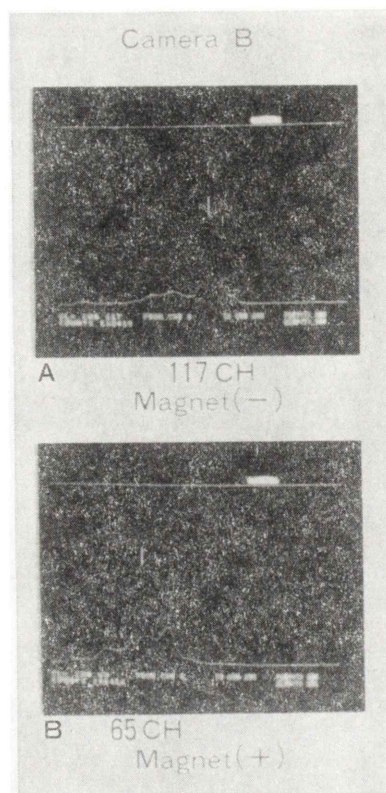


Fig. 9 The change of the energy spectrum caused by the horseshoe magnet field.

1) については今回の実験では固形Co-57面線源を用い、しかもカメラに強固に固定し測定を行ったため、要因として除外できる。

2) についてはカメラA, Bともに温度補正機構はなく、同一条件であることより不均一性を生じた要因とは考えにくい。また、周囲の汚染状況を十分に確認したうえで実験を行っており、しかも数か月後再度同じ実験を行いカメラBにのみ不均一性を認めたことより3)についても除外できる。磁石による実験においてカメラAには均一性の変化はなくカメラBにおいてのみ変化がみられたこと、カメラA, Bは磁気シールドの方法が異なること、磁石による磁場はPMT近傍で磁場勾配を有し、ほぼ均一な磁場である地磁気の分布とは異なるが $-1.1 \sim 1.2$ Gauss (Table 1) 程度の磁場勾配においても均一性の変化がみられたこと、など

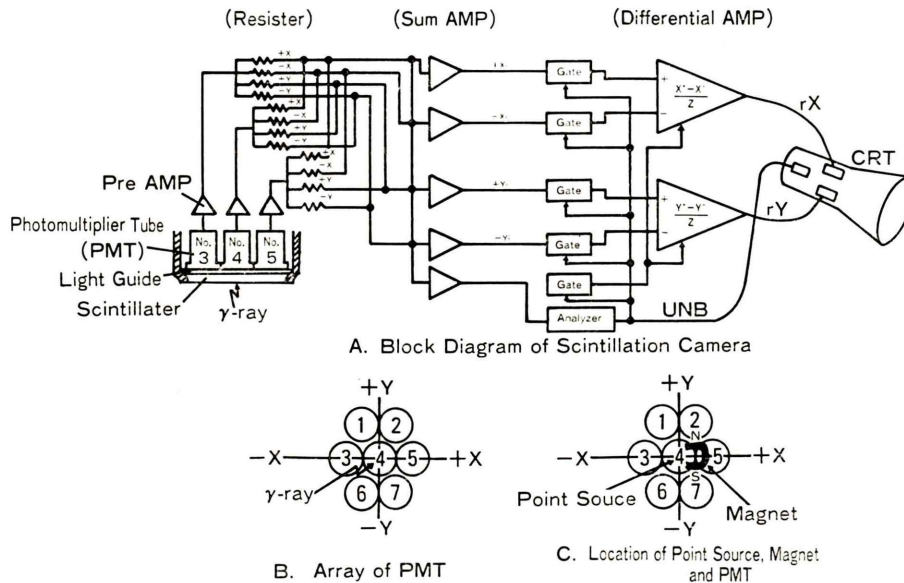


Fig. 10

より検出器の回転によりカメラBにのみ均一性の変化がみられた要因として地磁気の影響が十分考えられる。地磁気の影響を立証するには東西方向の他にさらに南北方向、およびコリメータ面に直交する回転軸の回転について検討することが必要と思われるので今後の検討課題としたい。磁石によるエネルギースペクトルの変化と画像の位置の変化を調べた実験結果から磁場がカメラの均一性を変化させるのはエネルギースペクトルおよび出力画像の位置を変化させることによると考えられる。Fig. 10において、 γ 線が有効視野に入射したとする。この場合個々のPMTからの位置信号 $+X$, $-X$, $+Y$, $-Y$ は、加算回路(SUM. AMP)によって加算、合成され $+X_i$, $-X_i$, $+Y_i$, $-Y_i$ 信号となり差動増幅回路によって引き算されCRTへの出力信号 rX , rY 信号となりCRT上の位置が決定される。一方各PMTからのエネルギー信号はAnalyzer回路(波高弁別器)に入りその総和が出力される。いま有効視野の中心に γ 線が入射したと仮定すれば、 $+X_i$, $-X_i$, $+Y_i$, $-Y_i$ の信号はいずれも同じ大きさが得られ差動回路においても入力信号が同じ大きさであるからこの時

の出力 rX , rY はいずれも0VとなりCRTの座標軸上 $X=0$, $Y=0$ のCRTの中心に輝点が発生する。これが通常の動作である。ところがFig. 10Cのように磁石および点線源を置いた場合PMT4の管内電子線は磁石の影響を受けて、出力電極に到達する電子数が通常より少なくなる。周囲のPMT1, 2, 3, 5, 6, 7も磁場の強さに応じて到達電子数が少なくなると考えられる。したがってFig. 10AのAnalyzer回路(波高弁別器)の入力となるエネルギー信号も小さくなり、磁石を置かないで設定されていたウィンドウより信号が低エネルギー側にずれる。このことがエネルギースペクトルの移動、およびカウント数の減少の原因となる。またAnalyzer回路に入力する各PMTからのエネルギー信号は、磁場の影響の程度によりそれぞれことなる。そのために各PMTからのエネルギー信号の総和であるエネルギースペクトルの形状も変化したものと考えられる。一方磁石の影響が一番少ないPMTをNo. 3だったと仮定すると、磁石の有無にかかわらずNo. 3の出力信号はあまり影響を受けない。それに対し、No. 4, No. 5, は極端に少なくなり全体的にみてNo. 3の

信号が大きく、あたかも No. 3 に近い位置に全点線源があるがごとく CRT に表示される(位置の移動)。Jahangir ら¹⁰⁾ は4台のカメラについて ^{99m}Tc 面線源ファントム, Checker Board Line Phantom を用いてカメラを回転したときの画像の変化を検討し磁気シールドしてあるカメラと十分にしないカメラの間に方向依存性に差があることを報告している。John ら¹²⁾ は Helmholtz Coils を用いて磁場の強度を任意に変化することによりカメラの感度が磁場によって変化することを報告している。今回われわれは波高分析器を用いて磁場の変化がエネルギースペクトルに強く影響することを確認した。最近医療技術も進歩し MRI 装置などの導入が盛んに行われており、この MRI 装置からの磁気の漏洩は2 Gauss 位が予想される。病院の敷地面積の都合からカメラの近くに MRI 装置が設置されるケースも十分ありうる。このような立地条件で SPECT 撮影などをおこなうと、ある方向において、MRI 装置からの磁場の影響を受けて均一性の変化とともに画像の劣化を引き起こす可能性がある。これらの問題を解決するには磁場に対するシールドの検討、均一性の自動補正回路の検討が必要である。

VI. 結 語

- 1) 個々の光電子増倍管に磁気シールドが施されていないカメラでは、2 Gauss 程度の磁場の影響を受けて画像の均一性が乱れる。
- 2) 磁場の影響はカウントの変動による均一性の変化、および位置の変化としてあらわれる。
- 3) 磁場が光電子増倍管の利得を低下させるのはエネルギースペクトルを低エネルギー側へ移動させることが原因と考えられる。
- 4) 地磁気、MRI などにより磁場を受け易い場所に設置されているガンマカメラにおいては十分な磁気シールドが必要である。

謝辞：稿を終るにあたり終始ご指導頂いた島津メデカル技術課長谷本茂樹氏に感謝致します。

文 献

- 1) 日本アイソトープ協会, 核医学イメージング規格化専門委員会: Single Photon Emission Computed Tomography 装置の性能試験条件. RADIOISOTOPES 33: 162-169, 1984
- 2) 向井 孝夫: SPECT の定量性向上に関する研究の現状. 映像情報 (M) 18: 1034-1039, 1986
- 3) 外山比南子, 細羽 実, 村田 啓他: SPECT における不均一吸収補正法の検討. MED IMAGE TECH 5: 253-254, 1987
- 4) 松本 徹, 他: シンチカメラの感度不均一性に関する研究 第1. 2. 3報. 核医学 41: 849-855, 1977, 核医学 15: 1-8, 1978, 核医学 15: 181-188, 1978
- 5) 篠原広行, 他: 性能評価 NEMA Standards 映像情報 MEDICAL 14: 792-798, 1982
- 6) National Electrical Manufacture Association: NEMA standards publication for performance measurements of scintillation cameras. No NU 1-1980 Washington, 1980
- 7) 熊野信雄: ガンマカメラによるラジオアイソトープ画像. RADIOISOTOPE 33: 908-915, 1984
- 8) 日本アイソトープ協会医学, 薬学部会核医学開発専門委員会核医学イメージング規格化専門委員会: シンチカメラ性能の定期点検に関する勧告. RADIOISOTOPE 30: 420-423, 1981
- 9) 放射性同位元素検査技術委員会: RI 体外測定装置の性能検査法. 日放技学誌 34: 634-656, 1979
- 10) Jahangir SM, Brill AB, Bizais YJC, et al: Count-rate variation with orientation of camera detector. J Nucl Med 24: 356-359, 1983
- 11) Rogers WL, Clinthorne NH, Harkness BA., et al: Field-flood requirements for emission computer tomography with an anger-camera. J Nucl Med 23: 162-168, 1982
- 12) John A Bieszk: Performance changes of an anger camera in magnetic fields up to 10 G. J Nucl Med 27: 902-907, 1986
- 13) Malmin RE, Bieszk JK, Hawman EG, et al: A study of Anger camera sensitivity and linearity as a function of spatial orientation. J Nucl Med, 25: 70, 1984 (abstr)