

放射線像研究

VOL. 11. NO. 1. (通巻66号) 1981年2月

目次

研究会記事・会告	1 頁
論文	
67-1 画像改良における雑音の平滑化	5 頁
国際医学総合技術学院 小島克之 岐阜大工 内田 勝	
67-2 フーリエ変換によるMTF測定法の信頼性	11 頁
岐阜大工 阿部 宏 倉橋正行 内田 勝 西濃運輸健康センター 横山三吉 大阪市大医 畑川政勝	
67-3 X線スペクトル検出器の効率のモンテカルロ計算	16 頁
京都工繊大 中森伸行 金森仁志	
67-5 増感紙-フィルム系のウイナースペクトルの信頼性	22 頁
岐阜大工 阿部 宏 川井英次 内田 勝 大阪市大医 畑川政勝	
67-6 エントロピー法による反転X線フィルムの粒状性の評価(II)	26 頁
岐阜高専 藤田広志 長瀬年晴 後藤栄二 宮木裕司 林 浩 宮崎医大 稲津 博 岐阜大工 内田 勝	
67-8 バントモグラフィの新しい試み(Combination Pantomography)	33 頁
東北歯科大 菅野忠夫 小椋教順	
67-9 医療用X線装置の無線障害波	39 頁
三井記念病院 山本英明 望月清明 田口逸夫 薄 英子 仙貫忠夫 木下幸次郎 シーメンスメディカルシステムズ 福井達雄 岩田修一	

第 67 回 研 究 会 記 事

第 67 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 56 年 2 月 14 日 (土) 10:30 ~

場 所 名古屋大学医学部 共済団大会議室

特別講師 シカゴ大学 土井邦雄氏

出席者 約 50 名

プログラム (*印のものは本誌に論文が掲載されています)

特別講演

米国における放射線診断物理の最近の状況

シカゴ大学 上井邦雄氏

研究発表

- * 1) 画像改良における雑音の平滑化
国際医学総合技術学院 小島克之
岐阜大工 内田 勝
- * 2) フーリエ変換による M T F 測定法の信頼性
岐阜大工 阿部 宏 倉橋正行 内田 勝
西濃運輸健康センタ 横山三吉
大阪市大医 畑川政勝
- * 3) X線スペクトル検出器の効率のモンテカルロ計算
京都工織大 中森伸行 金森仁志
- 4) 放射線画像の Random-Dot モデル
岐阜大工 田中嘉津夫 内田 勝
- * 5) 増感紙-フィルム系のウイナースペクトルの信頼性
岐阜大工 阿部 宏 川井英次 内田 勝
大阪市医大 畑川政勝
- * 6) エントロピー法による反転 X 線フィルムの粒状性の評価 (II)
岐阜高専 長瀬年晴 後藤栄二 宮木裕司
林 浩 藤田広志
宮崎医大 稲津 博
岐阜大工 内田 勝

7) 自動現像機の現像温度と画質

岐阜大工 柴垣宏行 阿部 宏 内田 勝
岐阜高専 藤田広志
西濃運輸健康センタ 横山三吉
山口大医 大塚昭義

* 8) パントモグラフィの新しい試み

東北歯科大 菅野忠夫 小椋教順

* 9) 医療用X線装置の無線障害波

三井記念病院 山本英明 望月清朗 田口逸夫 薄 英子
仙貫忠夫 木下幸次郎
シーメンスメディカ 福井達雄 岩田修一
ルシステムズ

会 告

第 6 8 回研究会について

第 6 8 回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 6 年 6 月 1 3 日 (土)
場 所 東 京

第 6 9 回研究会演題伺い

第 6 9 回研究会を下記により開催いたしますので演題をお寄せ下さい。

日 時 昭和 5 6 年 8 月 2 9 日 (土)
場 所 京 都

演題〆切 昭和 5 6 年 8 月 5 日 (水)

申 込 先 (〒 1 8 2) 調布市調布ヶ丘 1 - 5 - 1 電話 0 4 2 4 - 8 3 - 2 1 6 1 内線 4 2 0
電気通信大学電子光学科内 R I I 研究会 長谷川 伸



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管 (第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ：〒102 東京都千代田区麴町5丁目7番地 TBRビル
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

————— 新 入 会 員 —————

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
菅野 忠夫	963	東北歯科大学附属病院放射線科 福島県郡山市富田町三角堂31-1	0249-32-8931
小椋 教順		同上 歯科放射線学教室	
井沢 一雄	537	大阪府立成人病センター放射線部技師室 大阪市東成区中道一丁目3-3	06-972-1181
南 博	210	東芝電子事業部電子技術研究所電子管開発部 川崎市幸区堀川町72	044-522-2111
片木 喜代治	501 -02	岐阜歯科大学附属病院診療放射線技師部 岐阜県本巣郡穂積町高野1851	05832-6-6131
岩田 彰	466	名古屋工業大学情報工学科 名古屋市昭和区御器所町	052-732-2111
大西 英雄	520 -21	滋賀医科大学医学部附属病院放射線部 滋賀県大津市瀬田月輪町	
本田 秀人		同上	
本多 達哉		同上	
小水 満		同上	

————— 所 属 変 更 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
梅垣 洋一郎	170	癌研究所附属病院放射線科 東京都豊島区上池袋1-37-1	03-918-0111
大野 英丸		東芝医用機器事業部ATM担当 東京都千代田区内幸町1-1-6 日比谷電々ビル	03-501-5411
大保 公比巳	107	住友スリーエム(株)東京支店印刷感材製品事業部 東京都港区赤坂7-1-21	
中里 勝雄	141	シーメンスメディカルシステムズ(株) 東京都品川区西五反田2-11-20 五反田藤倉ビル	03-490-2171
早川 吉則	305	筑波大学基礎医学系粒子線医科学センター 茨城県新治郡桜村天王台1-1-1	

医療と健康に奉仕する東芝メディカル

《 営業 内 容 》

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



東京芝浦電気株式会社

東芝メディカル株式会社

東京都文京区本郷3丁目26番5号
☎111 ☎03(815)7211(大代)

nac
ナック

映像 システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (904) 2 3 2 1-4

診断から治療まで
NECメディカル

取扱機器



- 医療用リニアック ● 放射線治療計画装置
- バリアン全身用CTスキャナ
- CGR社(仏国)X線診断装置各種
- 医用システム/コンピュータ

NEC
日本電気

お問い合わせは：メディカルシステム販売部 東京都港区芝五丁目33番7号(徳栄ビル)〒108 電話03(453)5511(大代表)

画像改良における雑音の平滑化

国際医学総合技術学院 小島 克之
岐阜大学工学部電気工学科 内田 勝

§ 1. 緒 言

われわれは平面回折格子モノクロメータで観測されるスペクトルをO.T.F.によって修正する画像改良について報告した。¹⁻⁵⁾このとき、修正するスペクトルの強度分布曲線および輝線スペクトルの線像分布関数を求めるのにマイクロフォトメータを用いた。写真をマイクロフォトメータで走査すると、フィルムの粒状性による雑音が信号である強度分布曲線および線像分布関数にはいつてくる。この雑音を処理するのに最小2乗法でスムージングした。そして強度分布曲線および線像分布関数を求め、スペクトルの修正を行なった。

また別に、われわれは信号と雑音であるフィルムの粒子との間に、透過光の強度で積の関係があることを報告した。⁶⁻⁷⁾これらの関係から、本論文は強度分布曲線および線像分布関数に含まれている雑音を、スムージングしないとO.T.F.を用いてスペクトルを修正することが極めて困難であることを明らかにする。

§ 2. スペクトルの修正

モノクロメータで観測するスペクトルを修正するのに、フィルムの粒子による雑音を最小2乗法でスムージングした場合と、スムージングしない場合の結果を比較する。

2.1 モノクロメータの構造

スペクトルを観測するモノクロメータの側面を

図1に示す。回折格子は1350本/mm、直径300mmのボシュロム平面回折格子である。スペクトルはこのモノクロメータでインコヒーレントに結像する。

2.2 線像分布関数

Na-D線のスペクトルを修正するため、線像分布関数をフーリエ変換してO.T.F.を決定する。実験的な手法で線像分布関数を求めるのに、Na-D線よりも波長が約2mm短い単色光として、He-587.6mmを選んだ。O.T.F.は波長によって異なる。そのため、修正するスペクトルの波長にできるだけ近い波長の単色光を選ぶ必要がある。

このモノクロメータにおけるHe-587.6mmの線像分布関数は、スペクトル写真の中央部分をマイクロフォトメータで走査して得ることができる。マイクロフォトメータで走査した結果は写真の濃度に比例した量であるので、濃度を光の強度に変換して線像分布関数を得る。

図2に線像分布関数を示す。実線はフィルムの粒子による雑音を含んでいる状態であり、点線はスムージングの処理をした場合である。

2.3 O.T.F.

図2の線像分布関数を0.06mmの間隔でサンプリングしてフーリエ変換し、モノクロメータのO.T.F. $M(\omega)$ (ω は空間角周波数)を求めた。その結果を図3に示す。実線はフィルムの粒子によ

る雑音を含んでいる線像分布関数から求めた O. T. F. である。点線はスムージングの処理をした線像分布関数から求めた O. T. F. である。

2.4 Na-D線の強度分布曲線

図4はHe-587.6nmから線像分布関数を求めるときと同じ手法で観測したNa-D線の強度分布曲線である。実線はフィルムの粒子による雑音を含んでいる状態であり、点線はスムージングの処理をした場合である。Na-D線の2本のスペクトルの間隔は正確には0.597nmであるが、この観測結果では0.537nmと狭くなっている。また、2本のスペクトル589.0nmと589.6nmの強度比は2:1であるが逆になっている。

2.5 スペクトルを修正した結果

図4の強度分布曲線のフーリエ変換を $I(\omega)$ とすれば $I(\omega)/M(\omega)$ のフーリエ逆変換を計算してスペクトルの修正を行なうことができる。修正した結果を図5に示す。実線はフィルムの粒子による雑音を含んでいる強度分布曲線を、雑音を含んでいるO. T. F. で修正した場合である。点線はスムージングの処理をした強度分布曲線を、スムージングの処理をしたO. T. F. で修正した場合である。スムージングした結果では、2本のスペクトルの波長間隔が0.597nmに修正されている。また、589.0nmと589.6nmの強度比がほぼ2:1となっており、スペクトルの正しい形態と一致する。

雑音を含んだままではうまく修正できない。2本のスペクトルの波長間隔は0.537nmであり、強度比は2:1.23となる。左の方に引いた尾の部分にもスペクトルが存在するようにみえる。

§ 3. 検 討

§2で述べたように、O. T. F. で修正するには、フィルムの粒子による雑音をスムージングしなければならない。この理由について検討する。

われわれは信号とフィルムの粒状性との関係について、信号とフィルムの粒子とが透過光の強度において積をなすことをすでに報告している⁶⁻⁷⁾いま、記号をつぎのように定める。

$f(\lambda)$: モノクロメータの出口スリットに結ばれたスペクトルの光強度分布。

$h(\lambda)$: モノクロメータに輝線スペクトル(単色光)を入射したときの出口スリットでのスペクトルの光強度分布(線像分布関数)。

$o(\lambda)$: モノクロメータへの入射光本来のスペクトルの光強度分布

$g(\lambda)$: フィルムの粒子(雑音)。

$i(\lambda)$: スペクトルの強度分布 $f(\lambda)$ を撮影したフィルムをマイクロフォトメータで走査した光強度分布。

$m(\lambda)$: 線像分布関数 $h(\lambda)$ を撮影したフィルムをマイクロフォトメータで走査した光強度分布。

ここで、 λ はモノクロメータの出口スリットの位置における座標をスペクトルの波長で表したものである。さらに $f(\lambda)$ 、 $h(\lambda)$ 、 $o(\lambda)$ 、 $g(\lambda)$ 、 $i(\lambda)$ 、および $m(\lambda)$ のフーリエ変換をそれぞれ $F(\omega)$ 、 $H(\omega)$ 、 $O(\omega)$ 、 $G(\omega)$ 、 $I(\omega)$ および $M(\omega)$ で表わす。 ω は空間角周波数である。ただし、 $g(\lambda)$ は粒状性を示しているので、この空間周波数特性は自己相関関数からそのフーリエ変換であるウィーナスペクトルを計算する必要がある。しかし、ここでは区間を区切った確定関数として処理する。 $o(\lambda)$ と $h(\lambda)$ はコンボリューションの関係にあり、

$$f(\lambda) = \int_{-\infty}^{\infty} o(\lambda') h(\lambda - \lambda') d\lambda' \quad (3.1)$$

である。また、

$$\begin{aligned} i(\lambda) &= g(\lambda) f(\lambda) \\ &= g(\lambda) \int_{-\infty}^{\infty} o(\lambda') h(\lambda - \lambda') d\lambda' \end{aligned} \quad (3.2)$$

である⁶⁻⁷⁾ここで、 $i(\lambda)$ のフーリエ変換 $I(\omega)$ を考えると積の関係にある関数のフーリエ変換はコンボリューションとなるので、

$$\begin{aligned} I(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} g(\lambda) \cdot f(\lambda) e^{-i\lambda\omega} d\lambda \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega - \omega') F(\omega') d\omega' \end{aligned} \quad (3.3)$$

となる。また、

$$\begin{aligned} F(\omega') &= \int_{-\infty}^{\infty} f(\lambda) \cdot e^{-i\lambda\omega'} d\lambda \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} o(\lambda') \cdot h(\lambda - \lambda') e^{-i\lambda\omega'} d\lambda' d\lambda \\ &= O(\omega') H(\omega') \end{aligned} \quad (3.4)$$

である。式(3.4)を式(3.3)に代入すると、

$$I(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega - \omega') [O(\omega') H(\omega')] d\omega' \quad (3.5)$$

となる。線像分布関数 $h(\lambda)$ に関しても、

$$\pi(\lambda) = g(\lambda) h(\lambda) \quad (3.6)$$

である。式(3.6)をフーリエ変換すると、

$$M(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega - \omega') H(\omega') d\omega' \quad (3.7)$$

であり、O.T.F. $H(\omega)$ とフィルムの粒子による空間周波数特性 $G(\omega)$ とがコンボリューションとなっている。ぼけたスペクトルを修正するためO.T.F.で除算を行なうとき、フィルムの粒子が入ったままでは、

$$\frac{I(\omega)}{M(\omega)} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} G(\omega - \omega') [O(\omega') H(\omega')] d\omega'}{\int_{-\infty}^{\infty} G(\omega - \omega') \cdot H(\omega') d\omega'} \quad (3.8)$$

という形の除算を行なうことになる。式(3.8)からフィルムの粒子による雑音がいままでは修正は容易に行なうことができない(図5の実線)。つぎに、粒子による雑音をスムージングして雑音を考えない場合を求めると式(3.4)から、

$$I(\omega) \cong O(\omega) \cdot H(\omega) \quad (3.9)$$

であり、また

$$M(\omega) \cong H(\omega) \quad (3.10)$$

である。したがって

$$\begin{aligned} \frac{I(\omega)}{M(\omega)} &\cong \frac{O(\omega) \cdot H(\omega)}{H(\omega)} \\ &= O(\omega) \end{aligned} \quad (3.11)$$

となる。このように粒子による雑音をスムージングして除くと、式(3.11)の $O(\omega)$ をフーリエ逆変換してぼけを除いたスペクトルを得ることができる(図5の点線)。

§ 4. 結 言

われわれのすでに報告したO.T.F.を用いる画像改良では、信号にはいつてくる雑音の処理をスムージングの方法で無意識に行なっていた。ところが、われわれはさきに報告した論文で明らかにしたように信号と雑音の関係は透過光の強度で積になることを知った。信号と雑音の関係が積であれば、フーリエ変換して空間周波数領域ではコンボリューションとなる。そこで、スムージングの処理をすることが妥当か否かという疑問をもった。そして、われわれのすでに報告しているO.T.F.を用いたスペクトルの修正について、スムージングの処理をしたときとしないときの両方で修正を

行ない検討してみた。その結果は、スムージングの処理をしないときはスペクトルをうまく修正することができなかった。スムージングの処理をすれば所期の結果を得ることができた。以上のことが実験的にも理論的にも明らかとなった。したがって、画像改良にO.T.F.の手法を用いる限り、信号に入ってくる雑音を最小2乗法でスムージングして除くことが、正しい画像改良を行なうための必須の処理である。

文 献

- 1) 小島克之, 金森仁志: 放射線像研究3 (1973) 167.
- 2) H.Kanamori and K.Kozima: 放射線像研究4 (1974) 75.
- 3) 金森仁志, 小島克之: 分光研究23 (1974) 180.
- 4) H.Kanamori and K.Kozima : Jpn. J. Appl. Phys. 13 (1974) 1685.
- 5) H.Kanamori and K.Kozima : Proc. ICD Conf . Opt. Methods in Sci & Lnd. Meas., Tokyo, 1974, Jpn. J Appl. Phys. 14 (1975) Suppl. 14-1 p.199.
- 6) 小島克之, 田中嘉津夫, 亀山庸宏, 水野豊, 内田勝: 放射線像研究9 (1979) 28.
- 7) S.Uchida, K.Kozima and K.Tanaka : Jpn. J. Appl. Phys. 19 (1980) 1317.

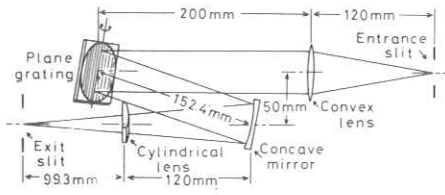


図1. モノクロメータの側面

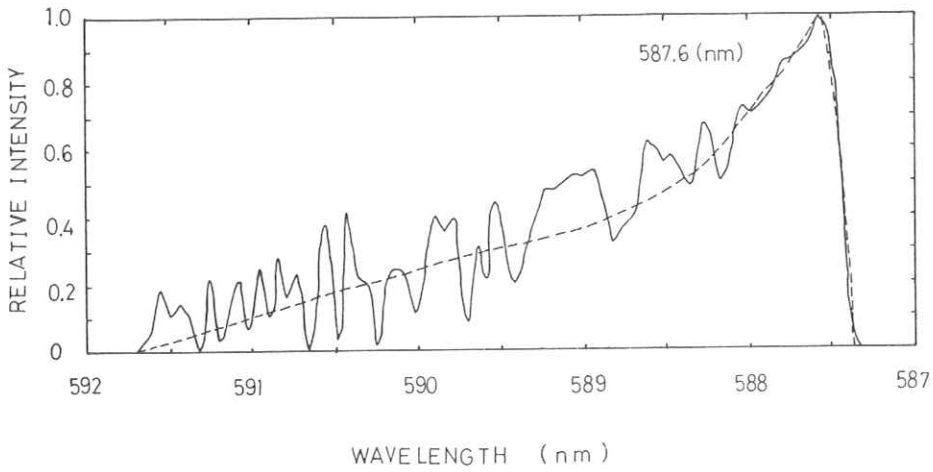


図2. 線像分布関数。実線：フィルムの粒子による雑音を含んでいる場合。
点線：スムージングの処理をした場合

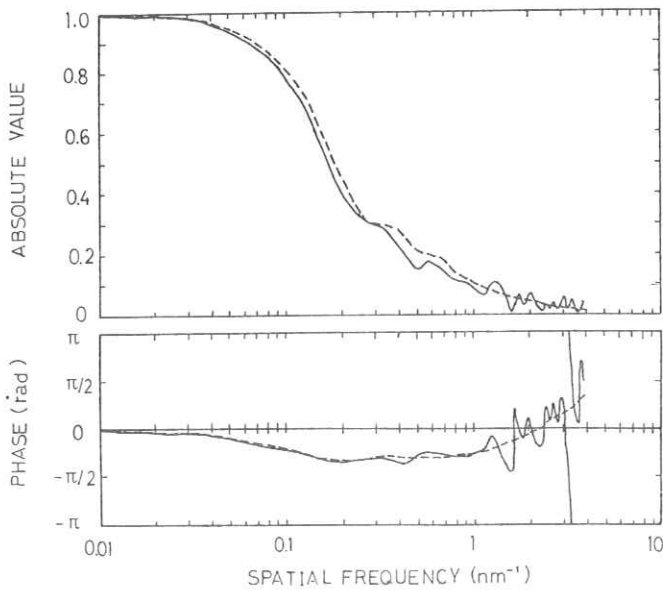


図3. O.T.F.。実線：図2の実線をフーリエ変換して求めた場合。
点線：図2の点線をフーリエ変換して求めた場合

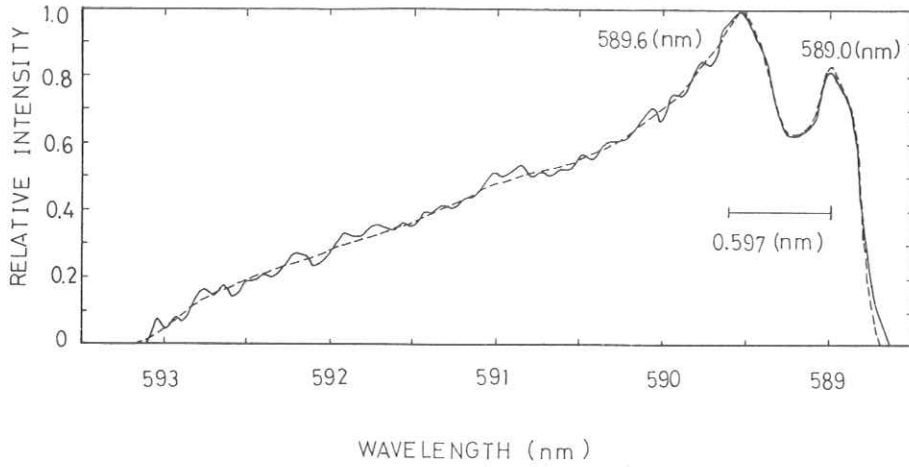


図4. Na-D線の強度分布曲線。実線と点線については図2を参照。

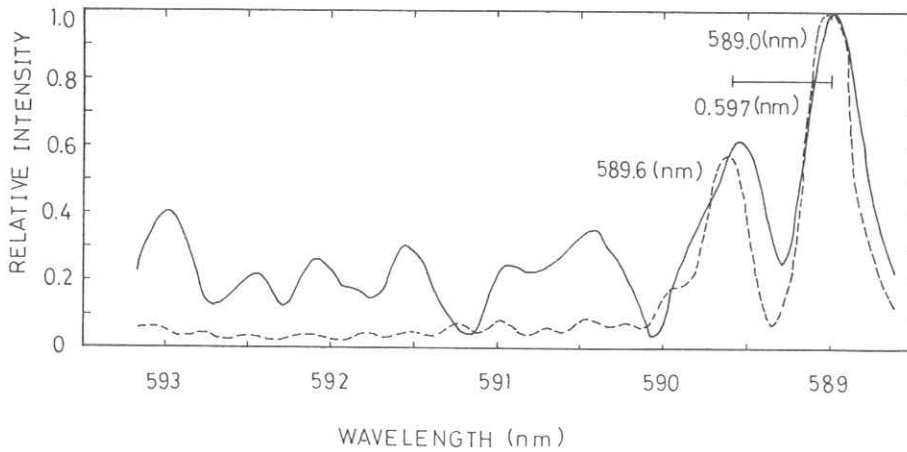


図5. Na-D線をO.T.F.を用いて修正した結果。実線：フィルムの粒子による雑音を含んでいる強度分布曲線を、雑音を含んでいるO.T.F.で修正した場合。点線：スムージングの処理をした強度分布曲線を、スムージングの処理をしたO.T.F.で修正した場合。

フーリエ変換によるMTF測定法の信頼性

岐阜大学工学部 阿部 宏・倉橋正行・内田 勝
西濃運輸健康管理センター 横山三吉
大阪市大医学部 畑川政勝

1. はじめに

鮮鋭度はX線写真の画質を構成する因子の一つである。この鮮鋭度の一つの指標として、空間周波数領域でMTFがある。MTFを測定する方法にはいくつかあるが、測定したMTFは測定法にもとづくバラツキを含む。ところで、一般に評価は正確さと精密さに関係しており、これら両面から評価を行なうことによって、完全な評価となる。ここで、正確さとは誤差の大小のことをいい、精密さとは測定値のバラツキのことをいう。MTFは正確さからの評価である。そこで、MTF曲線を精密さの見地からエントロピー法を用いて評価し、その結果からMTF測定法の信頼性を求める。ここでいう信頼性とは隣り合う空間周波数に対するMTF値の識別能であり、エントロピー法において、MTF曲線から伝達された情報量に対する入力エントロピーの比である。

2. 実験方法

フーリエ変換を用いる3種類のMTF測定法、Slit法、ERF微分法、ERF直接法について、実験を行なう。Slit法によるMTFの計算式は、線像強度分布を $l(x)$ 、空間周波数 ω に対するMTF値を $MTF(\omega)$ とすると、次式である。

$$MTF(\omega) = \int_{-a}^a l(x) \cdot \exp(-2\pi i \omega x) dx \quad (1)$$

ただし、 $\pm a$ は $l(x)$ の計算区間である。

ERF微分法は、edgeレスポンスの距離に関する微分が線像強度分布であるという関係を用いて、MTFを計算する。edgeレスポンスを $e(x)$ とすると、この関係は

$$l(x) = de(x)/dx \quad (2)$$

であらわせる。式(2)で求まる線像強度分布 $l(x)$ を式(1)に代入してMTFを計算する。今回の実験では、 $e(x)$ を r 次関数に近似して、代数的に微分する。

ERF直接法は、edgeレスポンスの微分を介さず、式(2)を式(1)に代入し、代数的に計算式の展開を行ない、その計算結果をMTFとする。その結果は次式である。

$$MTF(\omega) = e(a) \exp(-2\pi i \omega a) - e(-a) \exp(2\pi i \omega a) + 2\pi i \omega \int_{-a}^a e(x) \exp(-2\pi i \omega x) dx \quad (3)$$

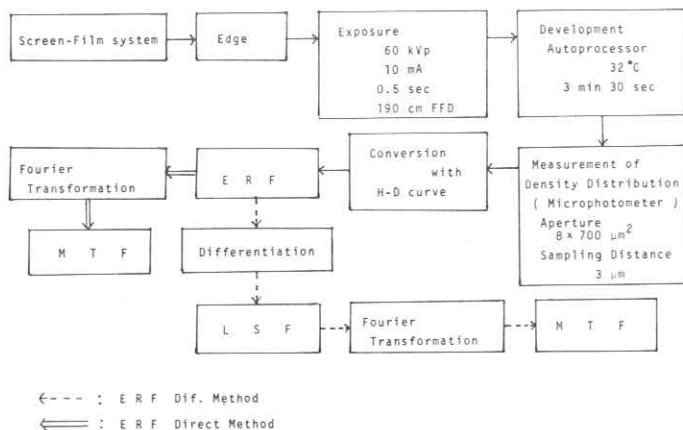


図1. Slit を用いる M T F 測定法の流れ図

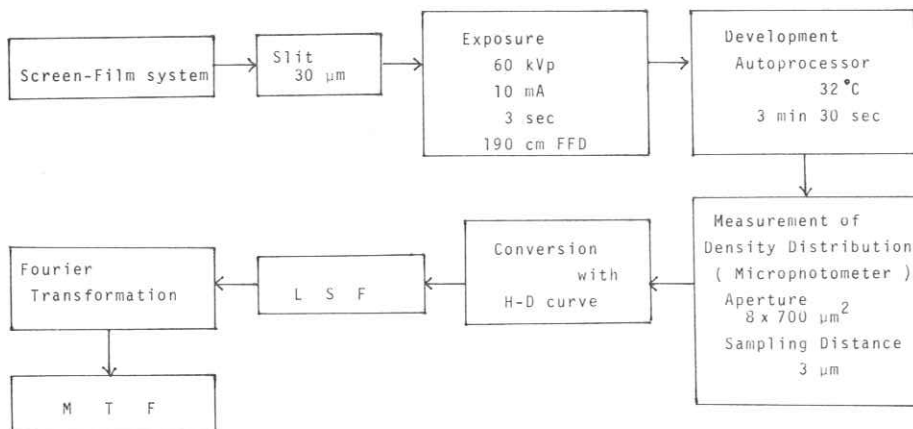


図2. edge レスポンスを用いる M T F 測定法の流れ図

実験方法の流れ図を図1 (Slit法), 図2 (ERF微分法, ERF直接法) に表す。

増感紙-フィルム系は, Slit, edge を用いるどちらの場合も, 高感度増感紙と中感度フィルムの組み合わせである。Slit 像と edge 像を30枚ずつ作成し, 実験手順にしたがって3種類の方法でMTFを測定する。こうして得たMTF曲線をエントロピー法を用いて評価する。エントロピーを計算するのに作成する入出力相関表は入力空間周波数で, 出力はMTF値である。入力である空間周波数の離散幅 $\Delta\omega$ は0.5, 1.0, 1.5, 2.0 lines/mmの4種類にとる。それらのうち, 標本化定理を満たす $\Delta\omega$ は1.0 lines/mm以下である。出力のMTF値は, 0.01ごとの離散値である。

3. 実験結果と考察

図3はそれぞれの測定法で求めた30本ずつのMTFのバラツキの幅をあらわすグラフであり、これらの線は各空間周波数におけるMTF値の最大値ならびに最小値を結んだ包絡線である。Slit法によるMTF曲線のバラツキは、空間周波数3 lines/mm付近から高空間周波数領域で減少している。edgeレスポンスを用いる2種類の方法で得たMTFのバラツキの幅は、両者の傾向が似ており、また計算した空間周波数の範囲ではバラツキの幅は両者ともほぼ一定である。今回の実験ではtruncation誤差の補正をSlit法で行なっているが、edge像を用いる測定法では行なっていない。Slit法では、線像強度分布 $I(x)$ を計算する区間を設定することが容易である。それは、線像とカブリ部分の区別が簡単であるからである。そのため、 $I(x)$ の断ち切った裾部分を指数関数で近似して、truncation誤差の補正を行なうことが容易に行なえる。ところが、edge像においては、濃度変化がSlit像に比べて緩慢であるため、カブリ部分と区別することが困難である。また、ERF微分法では理論上、edgeレスポンスの微分は $I(x)$ になるが、測定データからはtruncation誤差の補正が行なえる程度の $I(x)$ を求めることができない。これらの理由から、edge像によるMTFにはtruncation誤差の補正を行なっていない。

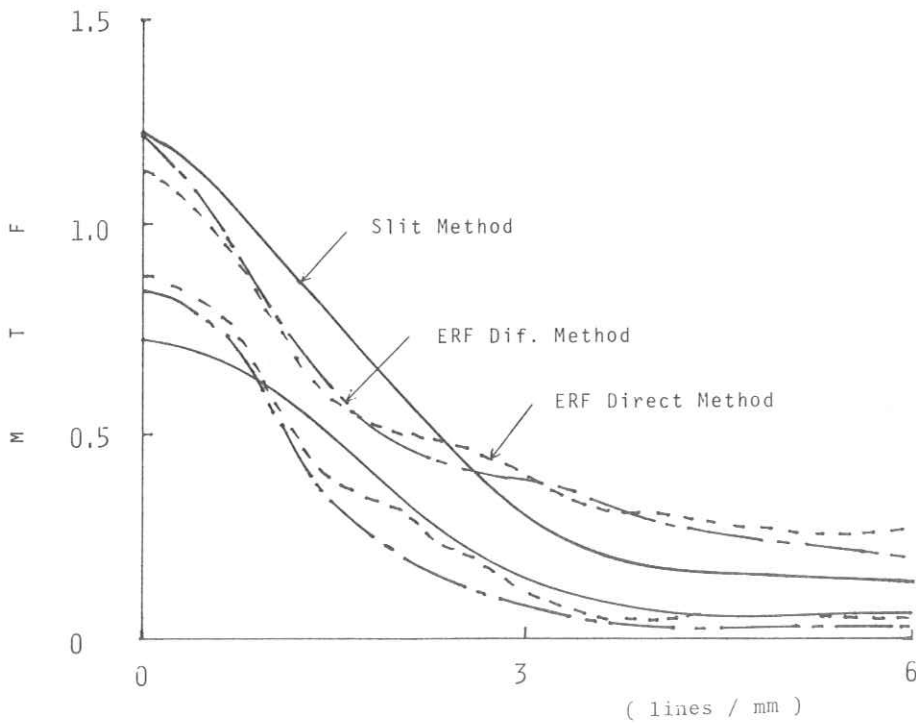


図3. 3種類のMTF測定法から求めたMTFのバラツキの幅

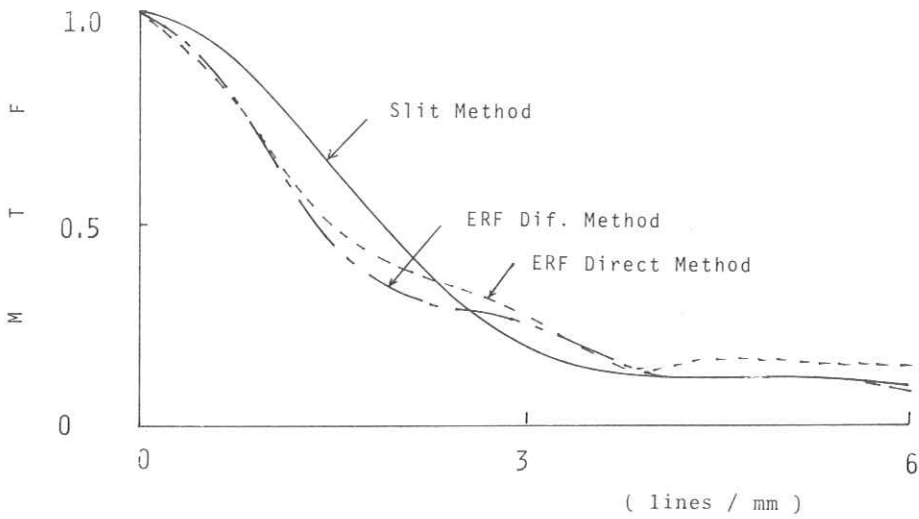


図4. 3種類のMTF測定法から求めたMTFの平均値

表1. 空間周波数0～6 lines/mmでのエントロピー計算の結果

$\Delta \omega =$	0.5 lines/mm		1.0 lines/mm		1.5 lines/mm		2.0 lines/mm	
No. of inputs=	13		7		5		4	
	T. I. (bits)	R. R. (%)	T. I. (bits)	R. R. (%)	T. I. (bits)	R. R. (%)	T. I. (bits)	R. R. (%)
Slit Method	2.45	66.2	2.12	77.9	1.96	84.4	1.65	82.6
ERF Dif. Method	2.28	61.6	2.05	73.2	1.99	85.7	1.67	83.6
ERF Direct Method	2.28	61.5	2.09	74.3	1.83	78.8	1.61	80.6

T. I. : Transmitted Information
R. R. : Relative Reliability

このため、Slit法とedge像によるMTF測定法から得たMTFのパラツキの幅が上記のように異なっていると考えられる。edgeレスポンスを用いる微分法と直接法において、MTFのパラツキの幅が

両者とも同じ傾向である理由として、次のように考えられる。ERF直接法は原理上は微分法と同じであり、また、微分法における微分の精度がさほど劣っていないと考えられるため、計算したMTFに大した相違がみられない。

図4は、それぞれのMTF測定法から求めた30本のMTFを各空間周波数で平均した結果である。Slit法によるMTFは、全体で1番滑らかな形の曲線である。これは、Slit法は重大な欠点を含むMTF測定法ではないことと、誤差の補正が適切であることによっている。edgeレスポンスを用いる2種類の方法では、平均化処理を行なったにもかかわらず、MTF曲線に振動がある。これは、truncation誤差によると思われる。

表1は空間周波数0~6 lines/mmの範囲におけるエントロピー計算の結果である。 $\Delta\omega = 0.5$, 1.0 lines/mmで信頼性が1番高いのはSlit法である。ERF微分法とERF直接法の信頼性はほぼ等しい。両者の信頼性の順序が $\Delta\omega$ が変化すると入れ替わる理由は次のためであると考えられる。微分法と直接法で計算したMTF曲線のバラツキの様子が、よく似かよっており、また、 $\Delta\omega$ の間隔は計算する空間周波数の範囲に比べて長く、入力個数が少ない。そのため、1個の入出力関係が計算結果に及ぼす影響は大きく、このような結果になると思われる。

4. 結 論

フーリエ変換を用いてMTFを測定する3種類の方法(Slit法, ERF微分法, ERF直接法)について、精密さの見地からエントロピー法を用いて評価を行なった。その結果、Slit法が1番信頼性が高く、edge像を用いるERF微分法とERF直接法は信頼性がほぼ等しいことが明らかになった。したがって、Slit法を用いれば信頼性の高いMTFを得られる。

文 献

- 1) S.Uchide and D.Y.Tsai : Jpn.J.Apple.Phys.18 (1979) 1571.
- 2) N.J.Schneiders and S.C.Bushong : Med.Phys. 5 (1978) 31.

X線スペクトル検出器の効率のモンテカルロ計算

京都工芸繊維大学 中森伸行
金森仁志

1. はじめに

我々の目的は、診断用に使っているX線のスペクトルがどのようなものであり、また、X線スペクトルが変わると、患者の被曝線量やX線写真の画質などにどのような影響を及ぼすのかを知ることである。

近年半導体検出器が急速に発達してきて、通常の診断用で使用しているX線エネルギー範囲で、X線スペクトルをよい分解能で測定できるようになってきた。しかし、半導体検出器はシンチレーション検出器などと同じように、半導体結晶がX線光子と相互作用し、光子エネルギーのすべて、または一部を受け取る。この相互作用には、さまざまな過程があるため、測りたい真のスペクトルと、測定したスペクトルの間には差がある。また、検出器の分解能がよくなったため、測定したスペクトルに多くの微細なピークが現われる。

検出器の分解能のよいことを最大限に利用し、測定したスペクトルから真のスペクトルを求めるためには、補正に必要な効率など、検出器の特性をあらかじめ調べておくことが大切である。

本報告では、Ge検出器を中心に、NaI検出器、HgI₂検出器の効率をモンテカルロ法で求めた。また、Ge検出器については、放射性同位元素を使用して効率を測定し、計算結果が有用であるかを検討した。

2. スペクトルの特性

X線や γ 線が物質と相互作用する過程には、光電効果、コンプトン効果、弾性散乱および電子対創性（光子エネルギーが1.02MeV以上のときにだけ生じるので、今回の計算では省いている。）がある。検出器がX線や γ 線と相互作用すると、いつも入射光子の全エネルギーを吸収するのではなく、ある過程では、光子エネルギーの一部しか吸収しない。したがって、単色のX線や γ 線を測定してもそのスペクトルは複雑である。

図1は、診断用のエネルギー領域の γ 線を放出する⁵⁷Coの γ 線スペクトルをGe検出器で測定したものである。横軸は光子エネルギーを、縦軸は対数尺で計数値を示している。

⁵⁷Coは、13.64 keV、12.2.0 keVおよび14.4 keVの γ 線を放出して崩壊し、⁵⁷Feとなる。また

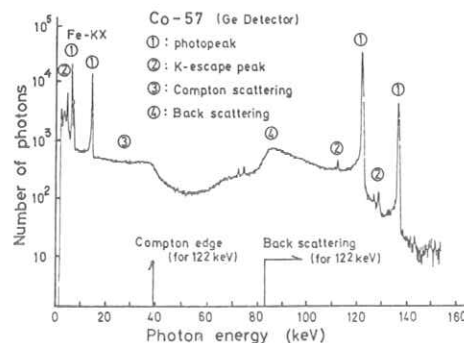


図1. Ge検出器で測った⁵⁷Coの γ 線スペクトル

このとき、放射性同位元素の試料が ^{57}Fe の特性X線も放出する。図1の①で印したピークは、上の4つの γ 線に対応し、全吸収ピーク（光電ピークともいう。）という。しかし、図1にはこれ以外に、②と印したピークや③④のような台地状に広く分布するものが現われる。

②のピークを、エスケープピークとよぶ。光電効果が起こったとき、特性X線が結晶の外に逃げる確率がある。Ge検出器では、入射光子のエネルギー（ E_{in} ）がK吸収端より大きいとき、Ge原子のK-X線（9.89 keV等）が結晶外に逃げ、 $E_m - 9.89 \text{ keV}$ 等に相当する位置に副次的なピークが生じる。

③の連続的に広がった部分をコンプトン連続分布という。これは、主にコンプトン効果が関与したもので、1回のコンプトン効果で反跳電子がもたらうエネルギーは、最低0からコンプトン端のエネルギー（ E_{edge} ）

$$E_{edge} = \frac{E_{in}}{1 + m_e c^2 / 2E_{in}} \quad (1)$$

にわたって連続的に分布する。この電子が結晶内で吸収されるため、スペクトルも台地状の連続分布となる。

④の連続的に広がった部分を後方散乱ピークという。これは、光子が検出器のケース等の結晶以外のところでコンプトン効果を起こし、その散乱光子が検出器の結晶内で吸収されて生じたものである。この理由から分るように、③の場合とは逆の関係で、スペクトルは、散乱X線エネルギーの最小値（ $E_{in} - E_{edge}$ ）から入射光子エネルギー（ E_{in} ）にわたって連続的に分布する。

実際には、これらのピークの大小は、検出器の

結晶の材質、形状、結晶を支持しているケースなどの構造、材質に関係してくる。また、各過程が複雑に重なって現われることがある。

3. モンテカルロ計算法

今回用いたモンテカルロ法のプログラムは、参考文献1)で述べたものと大筋で同じである。以下1)と違う点について簡単に説明する。

NaI結晶や HgI_2 結晶は、化学式を $A_m B_n$ と書くように、2種類の原子から成っている。このとき、X線光子の相互作用する相手がA原子であるか、B原子であるかで、光電効果などの各過程の起こる割合が違う。したがって、2種類以上の原子から成る検出器の特性をシミュレーションするとき、各相互作用がどの原子で起こったのかを決めなければならない。化学式 $A_m B_n$ の結晶で、各原子の原子量および質量吸収係数をそれぞれ、 W_A 、 W_B 、 μ_A 、 μ_B とすると、A原子で起こる相互作用の割合（ p_A ）は

$$p_A = \frac{m \cdot \mu_A \cdot W_A}{m \cdot \mu_A \cdot W_A + n \cdot \mu_B \cdot W_B} \quad (2)$$

である。この値と、一様乱数との大小を比較して、一様乱数が小さいときはA原子と相互作用し、逆に一様乱数が大きいときはB原子と相互作用するものとした。

つぎにエスケープピークについて述べる。

Ge、I、Hgなど検出器の結晶を構成する原子が放出する特性X線（特にK-X線）のエネルギーは高い。このため、2節で述べたように、結晶内で光電効果が起こったとき、特性X線の一部が結晶外に逃げる。外に逃げる割合およびエスケープピークの位置は、特性X線のエネルギーに大

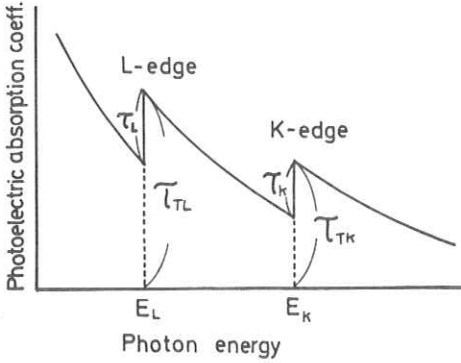


図2. 光電吸収係数

大きく依存しているから、特性X線がどの殻で生じたものかを決定する必要がある。

一般に、M, N, O, …の特性X線のエネルギーは低く、これらの特性X線が生じてても、結晶内で吸収されてしまうので、今回の計算では、エスケープピークが生じるのはLまたはKの特性X線だけと考えた。

図2に示したように、L吸収端およびK吸収端での原子の光電吸収係数、またL, K殻での光電吸収係数の増加分をそれぞれ τ_{TL} , τ_{TK} および τ_L , τ_K とする。また、L殻, K殻に空位ができたとき、特性X線が生じる割合を w_L , w_K とする。

まず入射光子エネルギーがL吸収端より小さいときは、光電効果が起きてもLおよびK特性X線は生じないので、光子エネルギーはすべて結晶内で吸収されるとする。つぎに、入射光子エネルギーがL吸収端とK吸収端の間にあるとき、K特性X線は生じない。L特性X線の生じる割合 $S_L(E)$ は、

$$S_L(E) = \omega_L \cdot \frac{\tau_L}{\tau_{TL}} \cdot \frac{\tau_T(E)}{\mu(E)} \quad (3)$$

となる。ここで、 $\mu(E)$, $\tau_T(E)$ は光子エネルギー E での全減弱係数および光電吸収係数である。つぎに、光子エネルギーがK吸収端より大きいとき、LおよびK特性X線とも生じる。K特性X線の生じる割合 $S_K(E)$ は

$$S_K(E) = \omega_K \cdot \frac{\tau_K}{\tau_{TK}} \cdot \frac{\tau_T(E)}{\mu(E)} \quad (4)$$

となる。また、L特性X線は、光子がL殻と光電効果を起こしL殻に孔ができる場合と、K殻の孔をL殻電子がうめてL殻に孔ができる場合の2つがある。前者の割合は

$$\begin{aligned} S'_L(E) &= \omega_L \cdot \frac{\tau_L}{\tau_{TL}} \cdot \frac{\tau_{TK} - \tau_K}{\tau_{TK}} \cdot \frac{\tau_T(E)}{\mu(E)} \\ &= \omega_L \cdot \{1 - S_K(E)\} \cdot \frac{\tau_L}{\tau_{TL}} \end{aligned} \quad (5)$$

となる。後者の割合は

$$S''_L(E) = \omega_L \cdot K_L \cdot S_K(E) \quad (6)$$

となる。 K_L ($0 < K_L < 1$) はK殻の孔をL殻の電子がうめる割合である。したがって、このエネルギー範囲でL特性X線の生じる割合 $S_L(E)$ は

$$\begin{aligned} S_L(E) &= S'_L(E) + S''_L(E) \\ &= \omega_L \cdot \left\{ \frac{\tau_L}{\tau_{TL}} + \left(K_L - \frac{\tau_L}{\tau_{TL}} \right) \cdot S_K(E) \right\} \end{aligned} \quad (7)$$

となる。

計算では、GeおよびIのL特性X線のエネルギーが5 keV以下であるので、Hg原子の時だけL特性X線を考慮し、 ω_L を100%とした。またX線は結晶表面の中心にだけ入射し、相互作用は結晶内だけであるとした。すなわち、2節で述べた後方散乱ピークについては省略した。

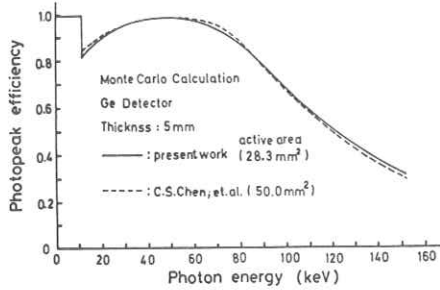


図 3. Ge 検出器の効率の計算結果の比較

4. 計算結果

図 3 は、厚さ 5 mm の Ge 検出器の全吸収ピークの割合（以後、効率とよぶ。）について、今回の計算と C. S. Chen 等の計算結果²⁾とを比較したものである。両者には、計算法の違いや、結晶の

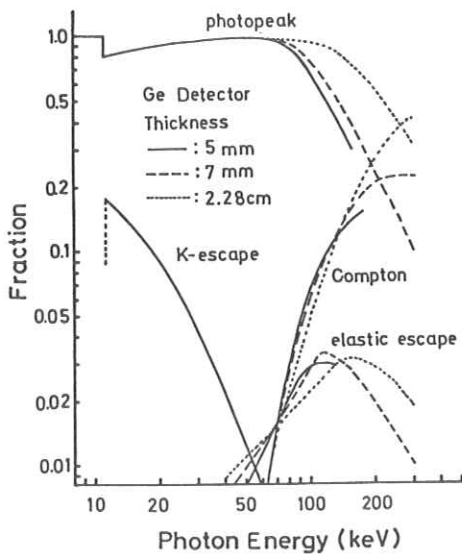


図 4. Ge 検出器の各過程の光子数の割合

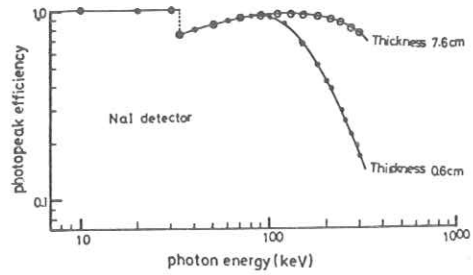


図 5. NaI 検出器の効率と光子エネルギーの関係

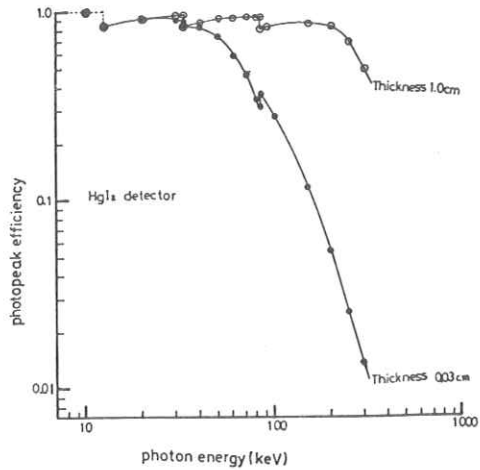


図 6. HgI₂ 検出器の効率と光子エネルギーの関係

大きさに違いがあるが、ほぼ一致した結果を得た。

図 4 は、Ge 検出器について、入射光子数に対する、全吸収ピークの光子数の割合（効率）、エスケープした光子数の割合、コンプトン散乱で逃げた光子数の割合および弾性散乱で逃げた光子数の割合が、光子エネルギーとともにどのように変るかを示したものである。

Ge の K 吸収端は、11.1 keV である。これ以下

のエネルギーのX線光子は、ほぼ100%結晶で吸収される。しかし、光子エネルギーがK吸収端を越すと、K特性X線が発生し、これが結晶外に逃げるK-エスケープのため、効率が急に下る。K-エスケープの割合はK吸収端のエネルギーで最大で17.9%である。光子エネルギーがさらに大きくなると、光電効果の割合が低くなること、X線光子と原子との相互作用の位置が結晶の入射表面から深くなるため、K-エスケープの割合が低下することのため、その分だけ効率が增加する。さらに光子エネルギーが増加して60 keV以上になると、結晶を通りぬける光子が増加するため、また、コンプトン散乱や弾性散乱で結晶外に逃げる光子が急増するため、効率は急速に低下する。また、図から分るようにK-エスケープの割合は結晶の厚さが変わっても変わらない。これは、GeのK特性X線のエネルギーが10 keV以下であり、エスケープピークに関係した光子のほとんどが入射面から逃げるため、厚さに関係しない。

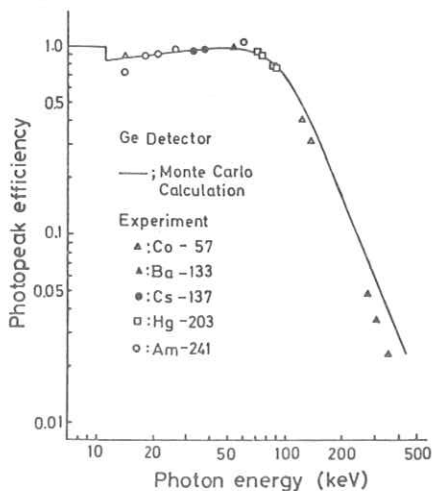


図7. Ge検出器の効率の実測値と計算値の比較

図5, 6は, NaI 検出器, HgI₂ 検出器の効率と光子エネルギーの関係を示したものである。

これらの検出器の効率も、吸収端の位置を除くと、Ge検出器の効率と同じ傾向の光子エネルギー依存性を示す。しかし、厚さの薄いHgI₂ 検出器のK吸収端では効率は上がっている。これは、吸収係数が増加して結晶を通過する光子が減り、その割合が、K-エスケープで逃げる光子の割合よりも大きいためである。

図7は、Ge検出器の効率を放射性同位元素を使って測定した結果と計算結果を比較したものである。放射性同位元素として、⁵⁷Co, ¹³³Ba, ¹³⁷Cs, ²⁰³Hg, ²⁴¹Amを使用した。幾何効率が一定になるように、放射性同位元素を検出器に対して同一位置に置いて測定し、単位時間内の計数値と、測定時の放射能から、相対効率を求めた。図は、相対効率の各点が計算の曲線に一致するよう係数を乗じたものである。

100 keV以下の低い光子エネルギー領域では、測定結果は計算曲線によくのっている。しかし、高いエネルギーでは、測定結果が曲線よりわずかに低い値となっている。これは、計算では光子が結晶の中心に入射しているのに、測定では結晶前面全体に入射しているためである。光子エネルギーの低い時は、光子が結晶の端近くに入射しても、結晶内で吸収されるため計算値との差が小さい。しかし、光子エネルギーが高くなるとコンプトン散乱の割合が増し、しかも散乱X線光子のエネルギーが高いため、結晶外に逃げる光子が増加したと考えると、測定値の効率の方が低くなったことを説明できる。このずれを考慮しても、今回計算した効率を、正しいスペクトルを求める補正デー

タに使用するのに有効である。

5. 結 論

最近、半導体検出器が発達して、診断用X線エネルギー領域で、よい分解能でX線スペクトルを測定できるようになって来た。

しかし、特性X線、コンプトン散乱または弾性散乱で光子が結晶外に逃げることで、高いエネルギーの光子の多くが結晶を通りぬけることのため、光子エネルギーが変化すると、効率が変化する。

我々の目的は、上で求めたデータを用いて、測定したスペクトルから、真のスペクトルを求めることである。

今回、補正するところまで行かなかったが、補正の必要性を考える意味で、1つの例を示す。

図8では、真の入射X線光子数スペクトル(実線)が分っているとき、このX線束を5mm厚のGe検出器で測定したらどれ位ずれるかを、点線で示している。両スペクトルは、60keVのK特性

X線のピークで規格化してある。

両スペクトルを比べると、検出するスペクトルは、低エネルギー領域では、コンプトン効果や、K-エスケープなどのために低エネルギー側にずれている。また、光子エネルギーが高いところでは、結晶を通りぬける光子が増加したり、コンプトン散乱が増加するため、検出するスペクトルが低くなっていることが分る。

検出器の効率は、結晶の形状や、結晶を包むケースの材質や形状で変わってくる。このようなとき検出器の効率を求める方法として、今回述べたようにモンテカルロ法は大変有効な手段である。

今後は、補正した正しいスペクトルと、被曝線量やX線写真の画質との関係を論じる研究がふえることを期待したい。

参 考 文 献

- 1) 中森, 金森: 日放技学誌 36(1), 1(1980)
- 2) C. S. Chen: Med. Phys. 7(6), 627 (1980)

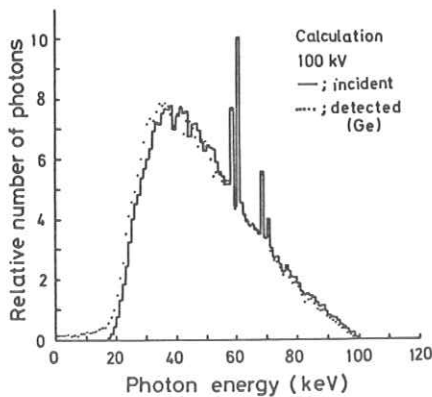


図8. 真のスペクトルと測定したスペクトルの違い(シミュレーション)

増感紙 - フィルム系のウイナースペクトルの信頼性

岐阜大学工学部 阿部 宏・川井英次・内田 勝
 大阪市大医学部 畑川政勝

1. はじめに

放射線撮影系において、粒状性は画質に大きく影響を与える。粒状性の度合いはウイナースペクトルを用いて空間周波数領域で定量的に評価することができる。ところが、増感紙-フィルム系のウイナースペクトルを測定すると、測定ごとにウイナースペクトル値が変動し、その結果、得たウイナースペクトルはバラツキを含む。一般に、評価は正確さと精密さの両方に関係しており、完全な評価を行なうにはこれら両面から検討する必要がある。ウイナースペクトルは正確さからの評価法であるから、精密さからも加えて評価しなければならない。そこで、ウイナースペクトルのバラツキをエントロピー法を用いて解析し、精密さの見地からウイナースペクトルを評価する。そして、その結果から増感紙-フィルム系のウイナースペクトルの信頼性を求める。この信頼性は隣り合う空間周波数に対するウイナースペクトル値の識別能を意味し、エントロピー法において、ウイナースペクトル曲線から伝達された情報量に対する入力エントロピーの比で表わされる量である。

2. 実験方法

実験の流れ図を図1に示す。実験に用いた増感紙-フィルム系はCaWO₄系であるLHⅡ-A, LTⅡ-QS

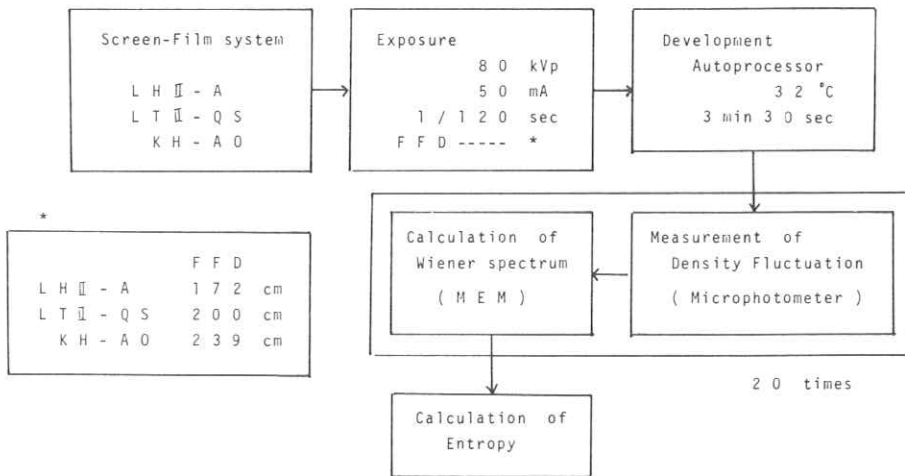


図1. 実験の流れ図

II-QSと希土類系のKH-AOである。相対感度は、FS-Aを100として前記の順に、300、300、800である。現像したフィルムの平行光濃度が、1.0となるようにFFDを設定する。各系のフィルムの濃度変動をマイクロフォトメータで測定する。アパーチャーは、 $8 \times 700 \mu\text{m}^2$ で、標本点間隔を $10 \mu\text{m}$ とし、1回の測定点数は1500点である。この濃度変動のウイナースペクトルを、電子計算機を用いて計算する。今回、最大エントロピー法(MEM)とよばれるスペクトル推定法を用いてウイナースペクトルの計算を行なう。それぞれの増感紙-フィルム系の組み合わせについて、20本ずつのウイナースペクトルを求める。このようにしてウイナースペクトルを測定した後、エントロピー法を用いてウイナースペクトルの信頼性を評価する。入力は離散的空間周波数であり、標本化定理を満たす離散幅は、 0.07 lines/mm であるので比較のため、 0.01 、 0.05 、 0.10 、 0.15 lines/mm の4通りに離散幅をとる。出力は、ウイナースペクトル値であり、 10^{-6} mm ごとの離散値にとる。計算範囲は $0.5 \sim 6.0 \text{ lines/mm}$ にとる。

3. 実験結果と考察

図2は各増感紙-フィルム系から求めた20本ずつのウイナースペクトルの各空間周波数での最大値ならびに最小値を結んだ包絡線であり、ウイナースペクトルのバラツキの幅をあらわしている。このグラフから、希土類系(KH-AO)のウイナースペクトルは CaWO_4 系よりそのバラツキの幅の狭いこ

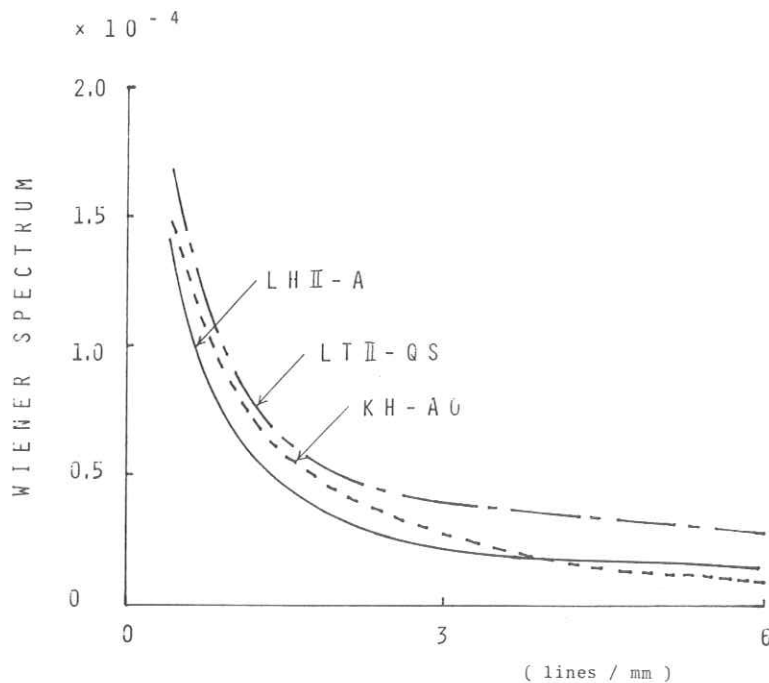


図2. ウイナースペクトルのバラツキの幅

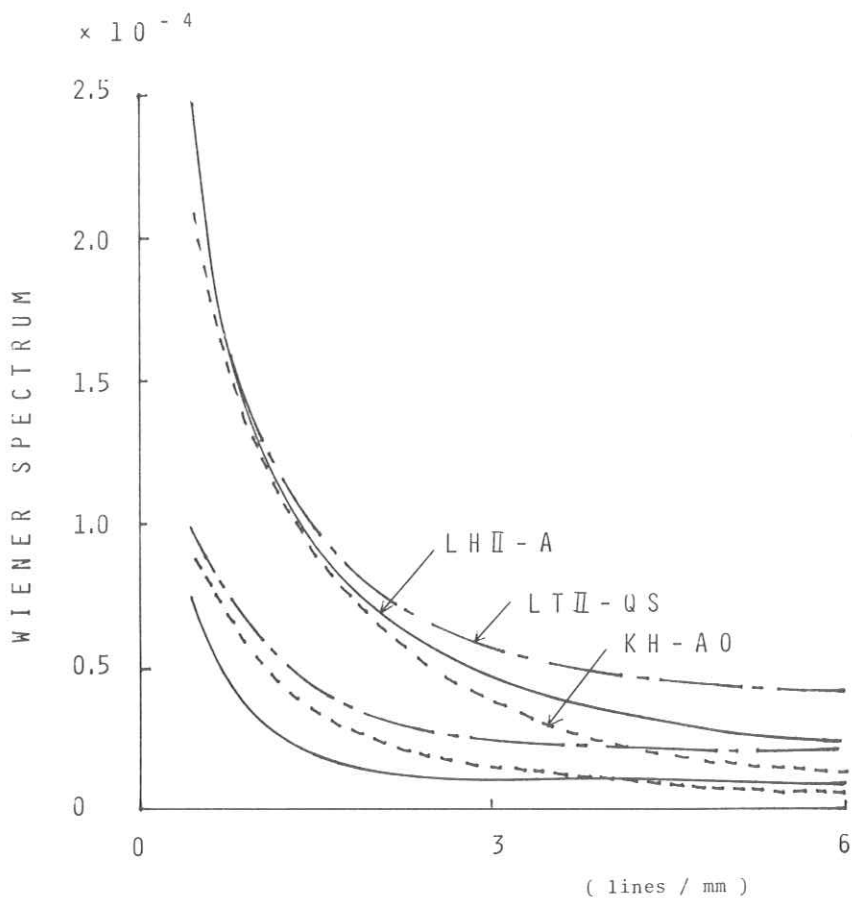


図3. ウィナースペクトルの平均値

表1. エントロピーの計算結果

$\Delta \omega =$	0.025 lines/mm		0.05 lines/mm		0.075 lines/mm		0.10 lines/mm	
No. of inputs =	2 2 1		1 1 1		7 4		5 6	
	T. I.	R. R.	T. I.	R. R.	T. I.	R. R.	T. I.	R. R.
	(bits)	(%)	(bits)	(%)	(bits)	(%)	(bits)	(%)
LH II - A	1.50	19.3	1.50	22.1	1.50	24.2	1.50	25.9
LT II - QS	1.65	21.2	1.66	24.4	1.66	26.7	1.67	28.7
KH - A 0	2.11	27.0	2.11	31.0	2.11	34.0	2.11	36.3

T. I. : Transmitted Information
R. R. : Relative Reliability

とがわかる。とくに、 $3 \text{ lines}/\text{mm}$ 付近より高い空間周波数領域では、この差が顕著である。希土類系では、フィルムの濃度変動の統計的性質はフィルム面の測定位置に依存する度合いが少なく、そのためウイナースペクトルの変動の程度が少ないと思われる。2種類の CaWO_4 系の組み合わせについては、ウイナースペクトルのバラツキの幅は、LHII-A、LTII-QS両方の傾向がほぼ同じである。

図3は各増感紙-フィルム系のウイナースペクトルをあらわしており、これらの曲線は、それぞれ20本ずつのウイナースペクトルを平均して得たものである。希土類系は、超高感度であるにもかかわらず、そのウイナースペクトルはさほど悪くなく、 $3 \text{ lines}/\text{mm}$ 程度より高い空間周波数領域では、 CaWO_4 系より低い。これは、増感紙-フィルム系のMTFによるものと思われる。KH-AOのウイナースペクトルはその傾きが平坦でなく、続いている。 CaWO_4 系では、LHII-AはLTII-QSよりウイナースペクトルの値が低い。系の感度を一定にして、増感紙とフィルムの感度を変えると、高感度増感紙-低感度フィルムの組み合わせより、低感度増感紙-高感度フィルムの方の粒状性は劣ると従来からいわれている。 CaWO_4 系の感度は同じであるから、上記のことが確かめられた。LHII-AとLTII-QSのウイナースペクトルの傾きはほぼ等しい傾向をもち、 $3 \text{ lines}/\text{mm}$ より高い空間周波数領域では平坦に近い。

エントロピーの計算結果は、表1に示している。希土類のウイナースペクトルは、 CaWO_4 系のより信頼性が高いことがわかる。これは図2,3の内容とよく一致する。 CaWO_4 系では、LTII-QSの方が、LHII-Aよりやや信頼性が高い。ウイナースペクトルの傾きはLHII-AとLTII-QSではほぼ同じであるから、バラツキがエントロピーの計算結果に影響を与えたと考えられる。

4. 結 論

3種類の増感紙-フィルム系のウイナースペクトルを、精密さの見地からエントロピー法を用いて評価した。その結果、次のことが明らかになった。

- (1) 希土類系は超高感度であるが、ウイナースペクトルはそれほど劣っていない。また、ウイナースペクトルの信頼性は CaWO_4 系より高い。
- (2) CaWO_4 系では、系の感度が同じであれば、高感度増感紙-低感度フィルムの方の組み合わせの方が低感度増感紙-高感度フィルムの方の組み合わせより、ウイナースペクトルのよいことが確かめられた。
- (3) (2)の系で、ウイナースペクトルの信頼性は、前者より後者の方がやや優れている。

増感紙-フィルム系のウイナースペクトルは、このようにバラツキを持つため、精密さの面から評価する必要があると思われる。

エントロピー法による反転X線 フィルムの粒状性の評価(Ⅱ)

岐阜工業高等専門学校電気工学科 藤田広志・長瀬年晴・後藤栄二
 宮木裕司・林 浩
 宮崎医科大学中央放射線部 稲津 博
 岐阜大学工学部電気工学科 内田 勝

1. はじめに

内田によって開発されたエントロピー解析法は現在までに放射線領域の様々な方面に適応されており、^{1,2)} 数多くの応用例が報告されている。例えば撮影系への導入として、現像処理方式の評価^{2,3)} スリット法によるMTFの信頼性^{2,4)} ウィナースペクトルの数値計算法の信頼性^{5,6)} 粒状性の単一評価^{1,2,7-9)} コンピュータ断層(CT)画像の評価^{2,10)} などがある。測定系への導入としてはTLD素子の伝達情報量の計算^{2,11)} があり、また人間知覚系への導入としては、3変量情報解析(写真濃度・知覚・評価)^{1,2,12,13)} や4変量情報解析(知覚・フィルム・増感紙・評価)^{1,2)} がある。

本研究においては、昨年度に引き続き⁸⁾ 反転処理したX線フィルム¹⁴⁻¹⁹⁾ の粒状性の評価をエントロピーの手法で行なった。昨年度は同一濃度(0.5付近および1.0付近において)についてネガとリバーサル¹⁴⁾ の粒状性の比較を行なったが、今回は同一露光量および同一濃度についてそれぞれ比較検討した。また、計算機シミュレーションによってエントロピー法の構造解析を行なったのであわせて報告する。

2. エントロピー法の構造解析

AppleII パーソナルコンピュータ(48KB)を

用いて、エントロピー法の構造解析を行なった。²⁰⁾

図1に示すように、各入力に対する出力分布はすべて標準偏差 σ のガウス分布であると仮定し、それぞれの分布の広がり σ は $\pm 3\sigma$ まで考慮した。また、隣り合う出力分布の平均値間の差をすべて m とした。

図2は入力数 $X=6$ のとき、出力分布の標準偏差 σ をパラメータにとった場合の伝達効率 η と平均値間の差 m との関係を表わしている。 σ と m の大きさは、粒状性のデータ^{7,9)} を参考にした。

図3は逆に、 m をパラメータにとったときの η と σ の関係を表わしている。エントロピー法の粒状性への適応の場合、 σ は濃度のバラツキ、 m はコントラストに相当する。図2と図3から、濃度のバラツキ(RMS粒状度)が小さいほど η は大きくまたコントラストが大きいほど η は大きく

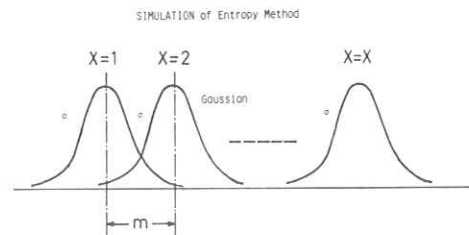


図1. 計算機シミュレーションによるエントロピー法の構造解析の条件を示す

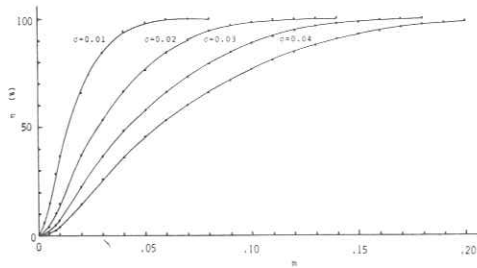


図2. σ をパラメータとした $\eta - m$ の曲線

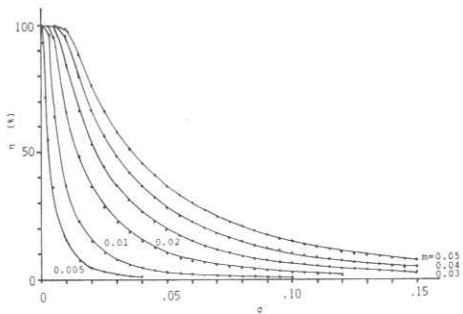


図3. m をパラメータとした $\eta - \sigma$ の曲線

なることがわかる。

図2と図3の結果は粒状性のデータを参考にしたが、一般化するために図4に示すように m/σ をパラメータにとって η と入力数 X との関係を表わした。 X が大きくなるに従って、 η の値が m/σ に応じてそれぞれ一定値に近づくことがわかる。入力数の目安を得るときなどに有用である。

図5は図4とは逆に、 X をパラメータにとって η と m/σ の関係を表わした。

これらのシミュレーションのデータはほんの一部にすぎず、まだ多くの問題が残されている。特に3変量以上のエントロピー法の構造解析はほとんど行なわれていない。今後の解析が望まれる。

伝達効率 η 、すなわち伝達情報量 $T(x:y)$ は、

今までの研究や上記のシミュレーションによってRMS粒状度とコントラストに関係していることがわかる。また、条件付エントロピー $H_x(y)$ は、理論的解析によって次式で表されることがわかっている。²¹⁾

$$H_x(y) = \log_2 \sqrt{\sigma_1 \cdot \sigma_2 \cdots \sigma_k} + \log_2 \left(\frac{\sqrt{2\pi e}}{\Delta y} \right) \quad \cdots (1)$$

ここで、各出力分布はすべて σ_k のガウス分布であり、 e は自然対数の底であり、 Δy は出力側のサンプリング間隔である。 $H_x(y)$ は各出力分布の σ の相乗平均であり、 σ がRMS粒状度であるか

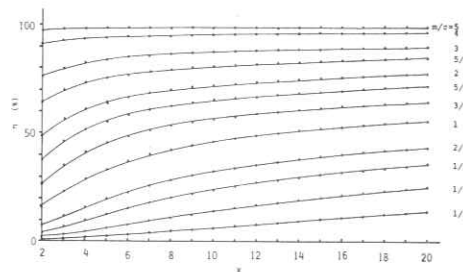


図4. m/σ をパラメータとした $\eta - X$ の曲線

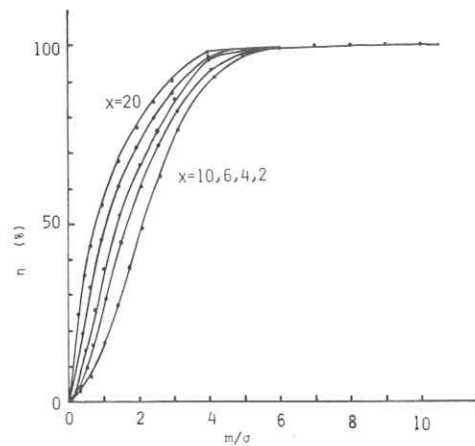


図5. X をパラメータとした $\eta - m/\sigma$ の曲線

ら、RMS粒状度の相乗平均とも言える。また、エントロピー粒状度を表しているとも言える。

3. 実験方法と結果

離散の入力として厚さの異なるアクリル板（1～5 mmまで厚さが1 mm厚に5段階変化するステップ階段）によって変化させられたX線量，離散的输出としてそれぞれの入力に対するフィルム濃度をとる。増感紙-フィルム系としてLTII-QSとHS-Aを用い，ネガおよび反転ともタンク処理（20℃，4分）した。曝射条件・実験配置図を図6に示す。出力の離散的濃度値は，各入力ステップに対応するフィルム上の濃度のゆらぎを，マイクロデンシトメータで走査して得られる。走査条件はスリット面積が $8 \times 700 \mu\text{m}^2$ ，サンプリング間隔が $10 \mu\text{m}$ ，サンプリング点数が1000点である。サクラマイクロデンシトメータPDS-15とDECのマイクロコンピュータMINC11-Bのシステムでオンライン処理した。タイムスケール法によって得たLTII-QSと

HS-Aのシステムの特性曲線とグラジエント曲線をそれぞれ図7と図8に示す。濃度はPDS-15による平行光濃度で示してある。

同一露光量（4パルス）におけるLTII-QSのネガ（N）と反転（R）の頻度相関表を一例と

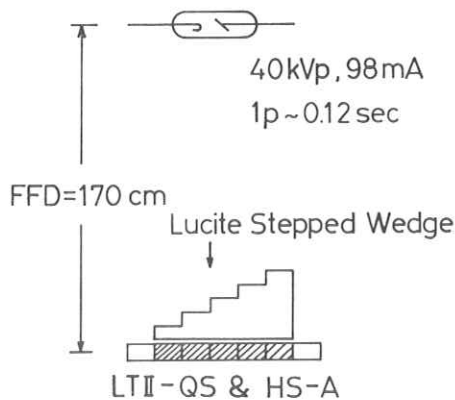


図6. 実験条件と実験配置図

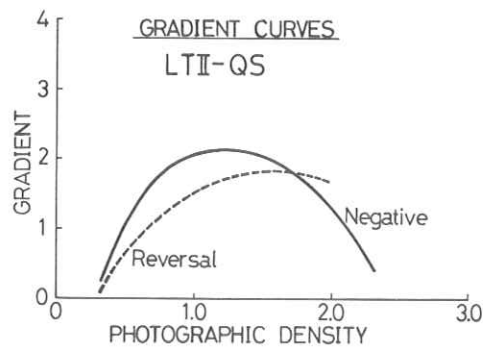
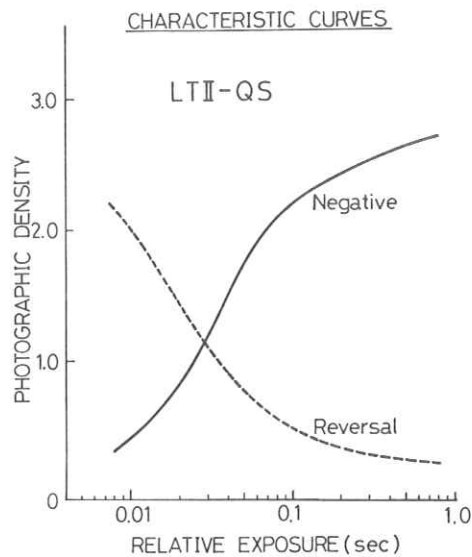


図7. 特性曲線とグラジエント曲線 (LTII-QS)

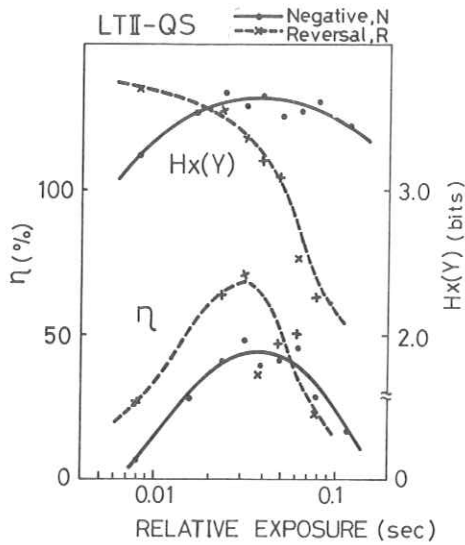


図9. (a)LTII-QSの η -rel. Eと $H_x(y)$ -rel. Eの関係を表わす図

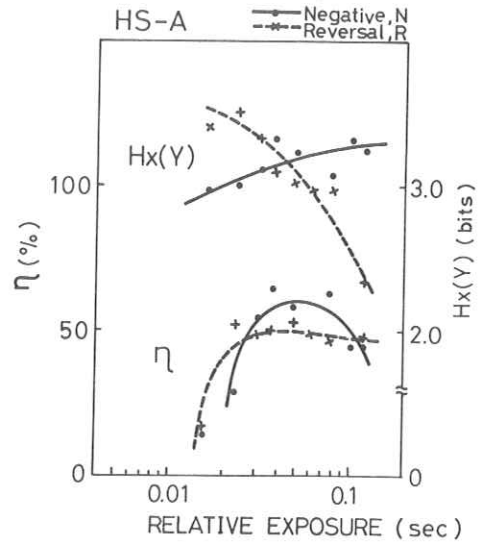


図9. (b)HS-Aの η -rel. Eと $H_x(y)$ -rel. Eの関係を表わす図

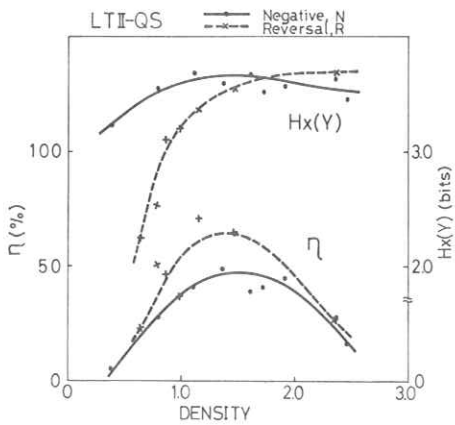


図10. (a)LTII-QSの η -Dと $H_x(y)$ -Dの関係を表わす図

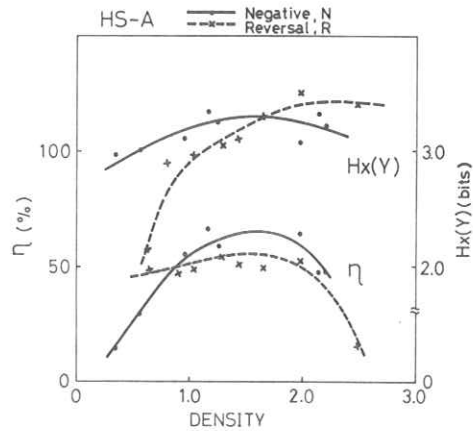


図10. (b)HS-Aの η -Dと $H_x(y)$ -Dの関係を表わす図

っている。また、両システムについて粒状を比較すると、HS-Aシステムの方がネガおよび反転とも粒状の良いことが $H_x(y)$ の値によって判断できる。

情報伝達能力は、伝達情報量 $T(x:y)$ 、ある

いは、伝達効率 $\eta(T(x:y)/H(x))$ を%で表示)によって表現される。これらの値は、識別度や検出度に関連したファクターであると考えられる。本研究ではこれらの値は、出力濃度のバラツキの大小(RMS粒状度、あるいは $H_x(y)$ と、コント

ラストの二つの因子で決定される。相対露光量に対する η の値について図9の(a)および(b)をみると、低露光量においては反転が良く、ある一定露光量以上ではネガが良いようである。また、濃度に対する η の値について図10の(a)および(b)をみると、LTII-QSでは全濃度に対して反転が良く、HS-Aでは低濃度では反転が良く、高濃度ではネガが良い。これらの事は、図7と図8のグラジエント曲線と、図9と図10の $H_x(y)$ の両方を総合的に比較してみると大体の傾向がわかるようである。

5. 結 言

計算機シミュレーションによるエントロピー法の構造解析によって、伝達効率 η に対する平均値間の間隔 m (粒状のデータでは、コントラストに相当)、出力データのバラツキの標準偏差 σ (粒状のデータでは、濃度のバラツキで、RMS粒状度に相当)、および、入力数 X に対する関係が明らかになった。また、 η は m/σ の値によって標準化できそうである。

ネガおよび反転処理したX線フィルムの画質評価にエントロピー法を適用した。その結果、 η によってRMS粒状度あるいはエントロピー粒状度とコントラストを総合単一評価できた。また、 $H_x(y)$ によって粒状成分のみを独立的に単一評価できた。

なお、本研究に使用した設備の一部は、昭和55年度岐阜高専電気工学科に導入された特別設備の一部を使用した。導入に際して一方ならぬ御尽力をいただいた学校長をはじめ関係各位に深く感謝いたします。

文 献

- 1) 内田 勝, 大塚昭義, 藤田広志: 日放技学誌 36(1980) 498.
- 2) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博編著: 放射線画像情報工学(II), (通商産業研究社, 1980) 第8章.
- 3) S.Uchida and D.Y.Tsai: Jpn.J. Appl.Phys.17(1978) 2029.
- 4) S.Uchida and D.Y.Tsai: Jpn.J. Appl.Phys.18(1979)1571.
- 5) 阿部 宏, 蔡 篤儀, 内田 勝: 放射線像研究 10(1980) 63.
- 6) S.Uchida, D.Y.Tsai and H.Abe: Jpn.J.Appl.Phys. 19(1980) 2477.
- 7) 藤田広志, 横山三吉, 内田 勝 他: 放射線像研究 9(1979) 49.
- 8) 藤田広志, 横山三吉, 内田 勝 他: 放射線像研究 10(1980) 38.
- 9) S.Uchida and H.Fujita: J. Appl. Phys. 19(1980) 1403.
- 10) S.Uchida, S.Katsuragawa and T. Sueyoshi: Jpn.J. Appl. Phys.19 (1980) 2257.
- 11) S.Uchida, H. Inatsu and H.Fujita: Jpn.J. Appl. Phys. 19(1980) 1177.
- 12) 大塚昭義, 宇津見博基, 山根 智 他: 日放技学誌 36(1980) 722.
- 13) S.Uchida, A.Ohtsuka and H.Fujita: Jpn.J. Appl. Phys.20(1981) 629.
- 14) S.Uchida, H. Inatsu and Y.Kodera: Jpn.J. Appl. Phys. 14(1975) 1827.
- 15) 内田 勝, 稲津 博, 小寺吉衛: 応用物理

- 45(1976) 417.
- 16) 御前博澄, 稲津 博, 内田 勝 他:放射線像研究 7(1977) 13.
- 17) S.Uchida and H.Fujita:Jpn. J. Appl Phys:18(1979) 1641.
- 18) S.Uchida, Y.Kodera and H.Inatsu: Jpn. J. Appl. Phys. 18(1979)1951.
- 19) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博:放射線画像情報工学(I), (通商産業研究社, 1980) p.245.
- 20) 藤田広志, 後藤栄二, 長瀬年晴:岐阜高専情報処理教育・研究報告 8(1981) 31.
- 21) 藤田広志, 内田 勝:画像通信 S.56 通卷6.

パントモグラフィの新しい試み (Combination Pantomography)

東北歯科大歯放 菅野忠夫・小椋教順

1. はじめに

Pantomography¹⁾ は1949年にPaateroにより発表され、その後、歯牙の正放射状の解剖学的形態に合うようなOrthopantomography²⁾が、1959年に同一者によって報告され、現在、歯顎顔面領域で幅広く利用されている。だが、現在の装置機構で得られる画像は、ある特定部に出現する障害像³⁾が、読影のさまたげになることが多い。

著者らは、Pantomographyの障害像を少なくする目的で、特に頸堆の障害像に着目し本実験を行った。

2. 新しい試みの概要

著者らが、今回、試みた原理を図1に示す。以下、本論文でこれらをCombination Pantomographyと称する。すなわち、図2のような従来の水平面における円運動を行うPantomographyに、更にフィルム面上と被写体載面上のそれぞれに、支点を設け、垂直面において同期的に一般断層撮影法と似た振子運動をさせる試みである。

従来のPantomographyは、フィルムと被写体の双方を円筒形とみなし、それらを同一方向に回転させながら細いX線線束で撮影を行うと、両者の線速度が一致した被写体の曲面のみが投影されるというものである。

その断層的効果は、既にWelander⁴⁾らが図3のように解釈を加えている。これらの画像形成過程は一般断層撮影法のそれとよく似ている。

従来のPantomographyにおいて、円運動方向に対し、直角方向に存在する載面以外の被

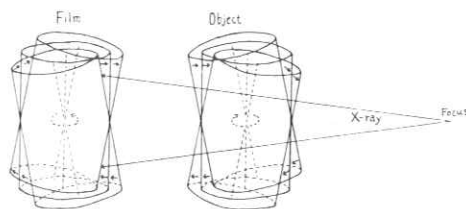


図1. Combination Pantomographyの原理

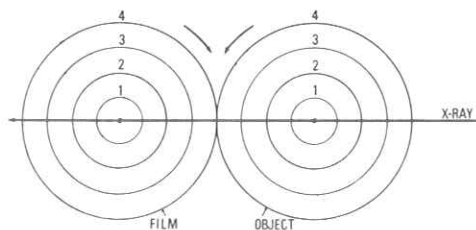


図2. Pantomographyの原理 (Paateroによる, 1949年)

写体はよくばかされるが、同一方向の密度が大なるものはばかされず障害像を形成する。著者らの装置はその障害像をより少なくするため、図1のように垂直面において振子運動をさせ、断層的効果を高めようとするものである。

3. 実験用装置

図1の原理を充すような機構を備えた模擬実験用装置を試作した。それらの機械的機構を図4に示す。フィルムと被写体のそれぞれをシンクロナスモーターで回転させる一方、それらに連結された支持棒がギヤ盤上を、左下方のリバーサルモーターの回転により走り、そのモーターの回転の正逆切替を素早く、くり返し行うことによって、フィルム面上と被写体載面上に設けられた支点を中心として同期的に振子運動を行う機構である。

4. 実験方法

(1) 撮影の幾何学的条件

FFD: 565 mm, FOD: 500 mm, 被写体の回転半径: 50 mm, フィルムの回転半径: 48 mm, 焦点1 mm × 1 mm, フィルムの線速度14 mm/sec, フィルム面上でのX線線束幅1 mm, 振子運動角2°,

(2) 被写体の撮影配置

被写体の配置図を図5に示す。一般成人における下顎前歯・頸堆間距離は頭部側面X線写真を計測した結果、約75 mm ~ 90 mmの範囲にあると思われる、本実験においては80 mmとした。

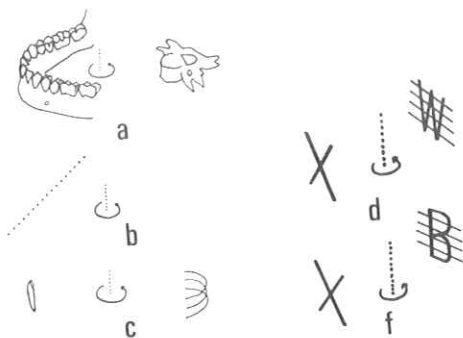


図5. 被写体の撮影配置

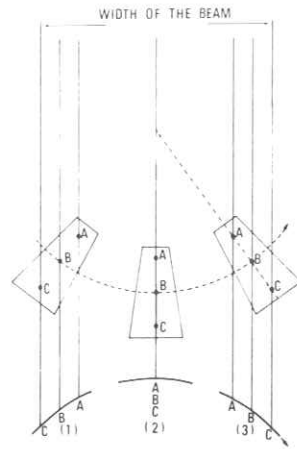


図3. Pantomography 画像形成過程の解釈(Welanderらによる)

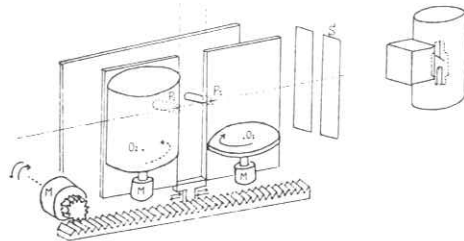


図4. Combination Pantomography の模擬実験用装置の模式図

a. 乾燥下顎骨と頸堆, b. Pantomography 用断層厚測定テストチャート(スチールボールを斜めに固定したもの), c. 抜去歯牙と銅線(0.5 mm径), d. X線撮影用鉛文字Xと鉛文字W(それに銅線を横に並べた), e. X線撮影用鉛文字Xと鉛文字B(それに銅線を横に並べた)。以上の条件・配置で、従来の方法と今回の試みた方法で撮影を行ない、両者の画像の比較を行った。

5. 実験結果

(1) 写真1が被写体配置Cで得られた像である。Pantomographyによる像には、歯牙を横切って銅線の像が投影されているが、Combination Pantomographyによるとそれらは消失している。

(2) 写真2・3がd・eの被写体配置で得られ

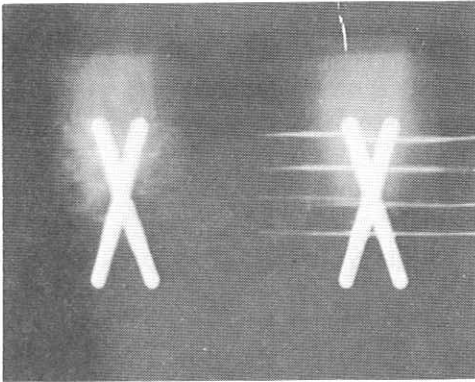


写真2. 被写体の撮影配置dのPantomogram (左) Combination Pantomogram (右)

たものである。鉛文字Wはどちらの撮影法で行っても、良くぼかされている。鉛文字Bは横書きの部分がPantomographyではぼかされないが、Combination Pantomographyによると波状のボケとなり目立たない。

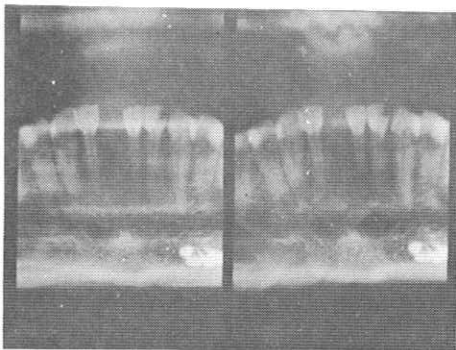


写真4. 被写体の撮影配置aのPantomogram (左) Combination Pantomogram (右)

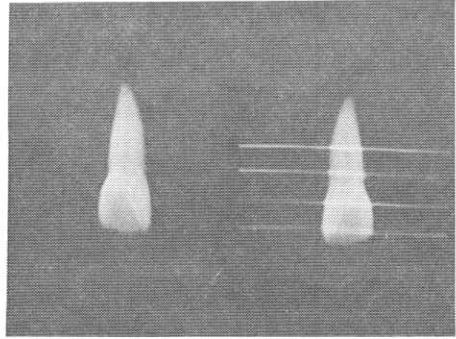


写真1. 被写体の撮影配置cのPantomogram (左) Combination Pantomogram (右)

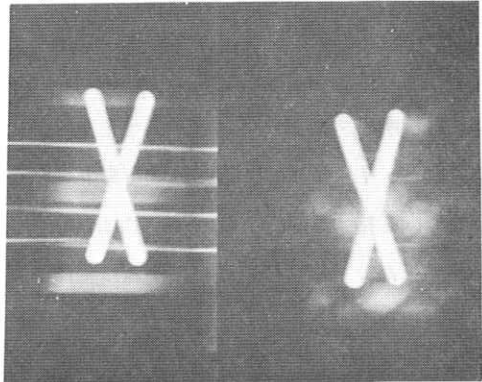


写真3. 被写体の撮影配置fのPantomogram (左) Combination Pantomogram (右)

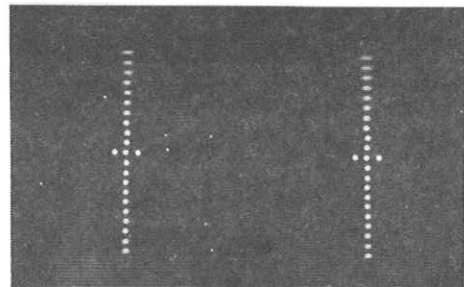


写真5. 被写体の撮影配置bのPantomogram (左) Combination Pantomogram (右)

(3) 写真4が被写体配置aで得られた像である。Pantomographyの像には、歯牙及び下顎骨を横切るように走る線状のボケ像を認めるが、

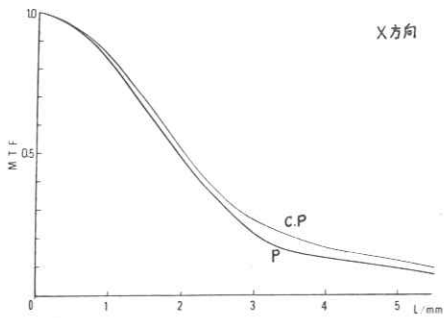


図6. 写真5の載面上の像を左右方向にスキャンして得られたMTF曲線

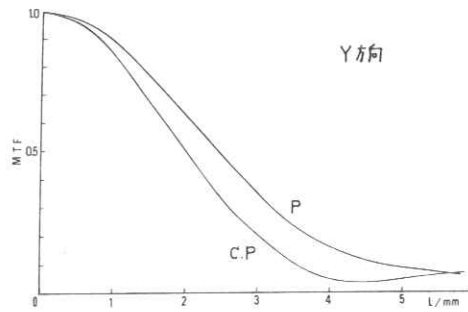


図7. 写真5の載面上の像を斜方向にスキャンして得られたMTF曲線

Combination Pantomographyによると、それらのボケ像は淡くあるいは確認できない程にぼかされている。

(4) 写真5は被写体配置bで得られたスチールボール像である。これらの像を、載面上に一致したと思われる箇所をマイクロデンシトメータでスキャンし、エッジ法によってMTF値を求めた。それらの結果を図6・7に示す。X方向とは写真上を左右方向に、Y方向とは左上方から右下方に斜めにスキャンした方向を指す。Combination Pantomography像のY方向のMTF値は全体に10%前後の低下がみられた。(なお、このMTF値は絶対値ではなく、相対値である。)

6. 考 察

Pantomographyの研究⁵⁻⁹⁾は多く、断層的效果についても理論的・経験的にも確められている。

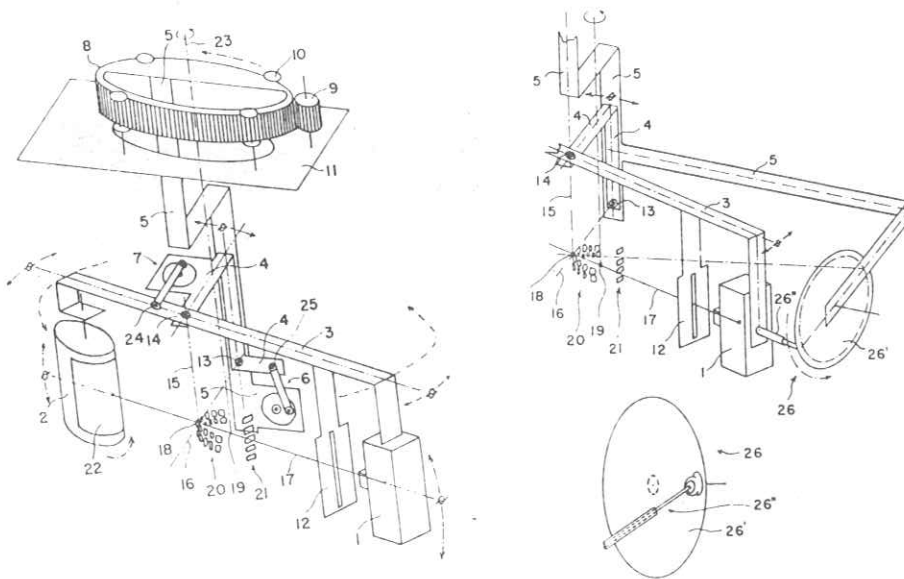


図8. 臨床用試作機の機構図

その断層的効果は、被写体の回転半径と X 線線束の幅に大きく左右される。従って、障害像となる被写体を断層的効果によって、ぼかすためにはこれらの因子を変化させればよいということは容易に推測できる。だが密度の大な被写体、例えば顎堆などはこれらの因子を変えても、障害像として出現することは経験的に知られている。

装置において、障害像となる被写体を X 線線束が通過する方向から、避けるように投影する機構¹⁰⁾もあるが、各歯牙の正放射状の解剖学的形態からそれると、左右側に分割されて投影されるので読影する側から、敬遠されがちである。

著者らの今回の試みは、従来の Pantomography の水平面における円運動に、更に一般断層撮影法と似た振子運動を垂直面で、くり返し行なうことにより断層的効果を高めようとするものである。理論上、その振子運動のくり返しが円運動の速度よりも早くないと成立しない。又、振子運動の角度は大きい程その効果は大であるが、大きくすると動く距離が長くなるので、振子運動の速度を早くしなければならなくなる。従って余り振り角を大きくできない。本実験では振り角 2° で、振子運動のくり返しを被写体回転軸上で約 4 回/sec で行ない、実験結果は良好であったことから、微小な振子運動でも断層的効果を高めると思われる。

今回用いた模擬実験用装置においては、振子運動は上下の最大振幅で、一旦、静止することで遅れを生じるので、現在は図 8 のような機構で、一般の多軌動断層撮影法の如く、フィルムと管球が各種軌跡を描くような、又、載面の形態が患者に合うような装置を試作し実験中である。

障害像を形成する被写体が線状であれば、密度が大である金属線も容易にばけて、乾燥下顎骨と顎の組合せにおいては、横に走る顎堆のボケ像は淡くなり、振子運動を行うことに意義があるようである。波状のボケ像は振子運動を円運動の速度に比し、より早く行うことにより帯状のボケ像となると思われるが、機構的にかなり困難さが伴っている。

画質を、エッジ法による MTF 値で両者の相対的比較を行ない、今回の試みで得られた画質が、従来の方法のそれより低下するという結果になったが、一般断層撮影法において「軌跡が異っても目的面の MTF は大差ない」¹¹⁾ という報告もあるので、実験に用いた装置の機械的な精度・MTF を求める実験方法について、今後、検討する余地がある。

7. ま と め

- (1) 従来の Pantomography に、垂直面で振子運動を加える Combination Pantomography について考察を行った。
- (2) 新しい試みは、従来の方法に比し、障害像の出現をより少くできる。

稿を終るに当たり、模擬実験用装置の開発に多大な協力を頂いた伊井製作所の伊井義雄氏に感謝いたし

文 献

- 1) Paatero, Y.V: A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces, *Acta Radiol.*, 32, 177~184, (1949)
- 2) Paatero, Y.V: Orthoradial jaw Pantomography, *Ann. Med. Int. Fenniae*, 48 (Suppl.28), 222~227, (1959)
- 3) 角田 明, 他: オルソパントモグラフィにおける断層像と障害像について, *日放技学誌*, 32 (6), 566~572, (1976)
- 4) Nyström, O., Welander, U: A new theory on the image producing elements in pantomographic methods, *D.M.F.Rad.*, 1, 3~6, (1972)
- 5) 鈴木 勝, 他: パントモグラフィの試作とその効用, *日本大学創立70周年記念論文集*, 4, 525~549 (1959)
- 6) Vuorinen, P: The roentgenographic slit methods, *Acta Radiol. Suppl.*, 17 7: 1~88 (1959)
- 7) Tammsalo, E.H: The thickness of the image layer in orthopantomography *Suom. Hammaslääk. Toim.*, 60, 140~149 (1964)
- 8) 小椋教順: Orthopantomographyの画像情報工学的研究, *歯科学報*, 72, 932~950 (1972)
- 9) Welander, U: A mathematical model of narrow beam rotation methods, *Acta Radiol. Diagnosis.*, 15, 305~317 (1974)
- 10) Paatero, Y.V: Geometrical study on Possibilities of making double eccentric Pantomograms with a single exposure, *Suom. Hammaslaak. Toim.*, 50(Suppl. 11), 36~43, (1954)
- 11) 竹中栄一, 他: 多軌道断層撮影法の解析, *断層撮影会誌*, 1, 1, 15~17 (1974)

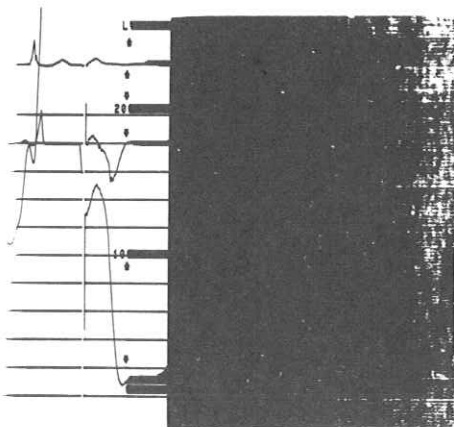
医療用 X 線装置の無線障害波

三井記念病院 山本 英明, 望月 清朗, 田口 逸夫
薄 英子, 仙貫 忠夫, 木下 幸次郎
シーメンスメディカルシステムズ 福井 達雄, 岩田 修一

1. はじめに

近年 X 線検査室において, ME 機器を導入した検査が盛に行なわれている。特に X 線 TV 装置を使った循環器系の検査では, 心電計をはじめいろいろな ME 機器が接続され検査が行なわれている。しかしそれら ME 機器は生体内の微小信号を取扱うため, 電磁妨害電波による事故や障害が発生している。図 1 は, 当施設で発生した心電計の誤動作の一例である。心カテ検査中突然 ↑ 印の点から小振幅の雑音波形が混入し解読不可能になった状態である。

病院施設内の電波環境について以前から問題にされながらも, ほとんど調査が行なわれていないのが日本の現状である。米国では, 既に FDA¹⁾



HONEY WELL 社製 MEDDRS 200

図 1. 心電図に混入した障害波

(Food and Drug Administration) が中心になって調査された。当院放射線科の X 線装置と付属装置から発生する電磁妨害波を測定し, FDA 許容値および CISPR 許容値²⁾と比較して, その雑音環境の中での, 機器の作動状態を調べたので報告する。

2. 検査室と装置の配置

図 2, 3, 4 は, 当院放射線科の略図である。X 線発生装置の 200 V 幹線は地下 1 階の電力室からバスダクトにて単独に 3 階放射線科, 1 階頭



図 2. 3 階 C 棟, 放射線科概略

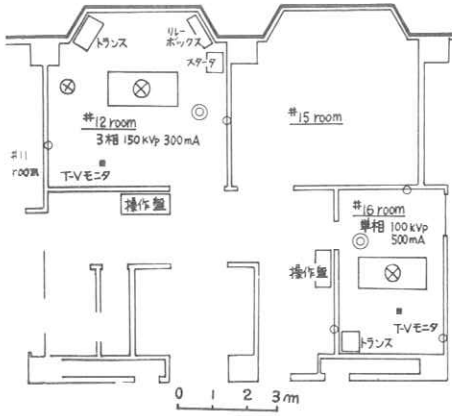


図3. 3階D棟 放射線科概略

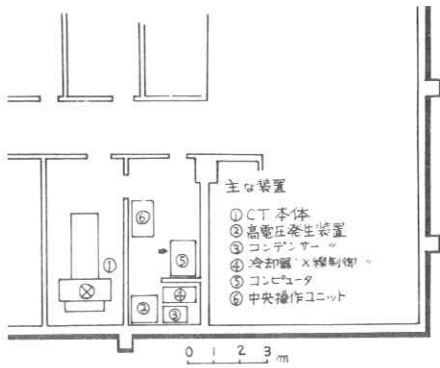


図4. 1階B棟 頭部CT室

部CT室に配線されている。AC100V室内線は3階C棟，3階D棟，1階B棟の各分電盤より各検査室に配線されている。図中の◎印は，ラジカセ簡便法の測定位置を示してある。トランスやコントロールボックスから離れた検査室の入口付近を選んで測定した。同図中の↑印は，SG置換法の測定コンセントの位置である。検査室内で最も使用頻度の高いコンセントで測定した。CT室は，200V幹線のコンピュータ電源部に装備

されているノイズフィルタZAR2230のLOAD側端子で測定した。表1に測定したX線装置の概要を示した。

3. 測定法

i) ラジカセ簡便法³⁾

アイワ製カセットラジオレコーダ Model TPR410を用いて，放送周波数をさけたMW，SW，FMの各周波数における雑音をカセットテープに録音し，その受信された帯域に障害波の主要周波数があると考えた。また本法では，ラジオの電源が電池の場合はアンテナで受信した放射妨害波，AC電源を使った場合はラジオの電源がAC電源からの雑音検出プローブとして働くと考えられるので，放射妨害波とAC電源を伝搬する伝導妨害波の複合された電磁妨害波の測定が可能である。再生波形の書き出しには，デジタルメモリ

表1. X線装置の概要

#room	定格出力	設置年月	主な用途	測定方法	
				ラジカセ法	SG置換法
1	3相 150kVp/1000mA	S47.4	胸部撮影	○	
7	3相 150kVp/1000mA	S47.4	腹部撮影	○	○
8	3相 125kVp/700mA	S52.10	胸部撮影 胃透視	○	○
9	3相 150kVp/300mA	S51.4	胃透視	○	
12	3相 150kVp/300mA	S51.1	胃透視	○	
16	単相 100kVp/500mA	S54.12	内視鏡	○	
頭部CT	3相 150kVp/27mA	S53.1			○

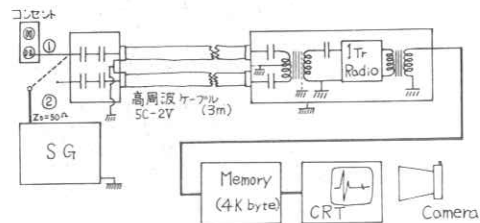


図5. SG置換法の測定手順

スコープTDK 8801及び日立電子VC-801Lを使用した。

ii) 標準信号発生器 (SG) 置換法

SGの信号を雑音と置換えて、CRT上で振幅を測定した。図5に、測定手順を示した。1石トランプラジオにトランスを組込み対称型にして金属ケースで電磁遮蔽した改造ラジオの先に3mの高周波ケーブルを取付け、目的とするAC電源に接続し測定した。波形の画き出しには、デジタルメモリスコープを使用し、CRT上の波形をボラロイドカメラにて写真を撮った。次にSGに接続し、同様にしてCRT上の波形を写真に撮り、その振幅より雑音電圧を測定した。本法では、平衡成分と不平衡成分電圧の測定が可能であるが、本報告では、不平衡成分電圧のみを測定した。

4. 測定結果

最初にラジカセ簡便法で5台のX線TV装置の発生する雑音を測定し、つづいてSG置換法でAC漏洩電圧を測定した。

i) ラジカセ簡便法

(1) X線管球READY時の雑音

図6～10は、5台のX線TV装置のREADY時の雑音波形である。ラジオはAC電源を使用

した。各装置共、スイッチ投入時だけでなくREADY中連続して雑音が発生していた。しかしX線曝射時には特に雑音の増加はなかった。図11

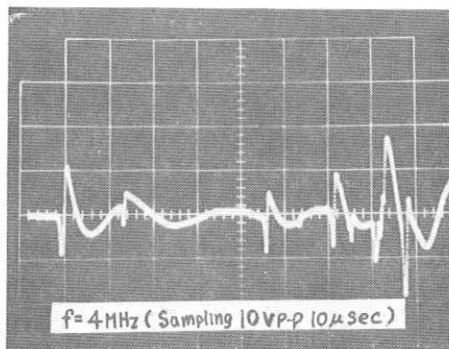


図7. #8室 X線管球READY時の雑音波形

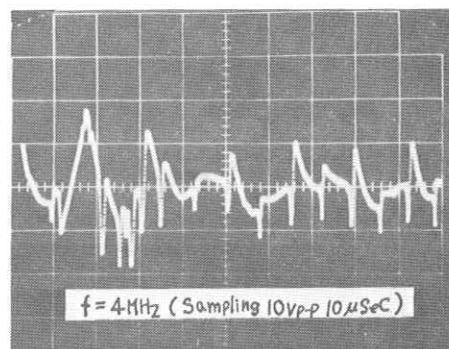


図8. #9室 X線管球READY時の雑音波形

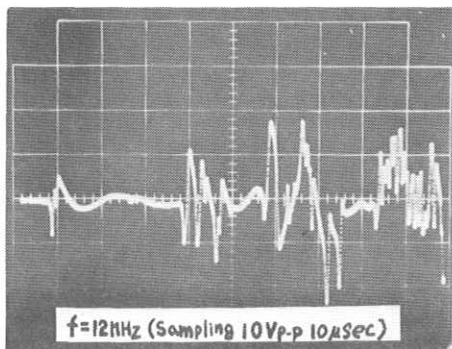


図6. #7室 X線管球READY時の雑音波形

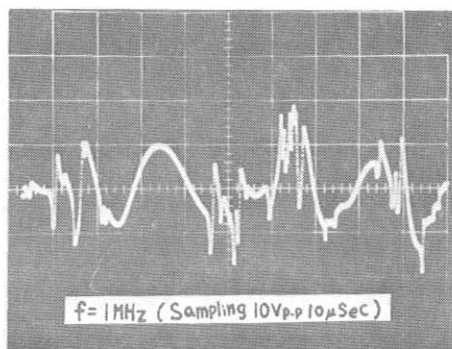


図9. #12室 X線管球READY時の雑音波形

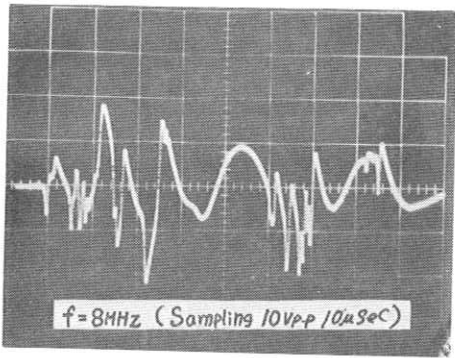


図10 #16室 X線管球READY時の雑音波形

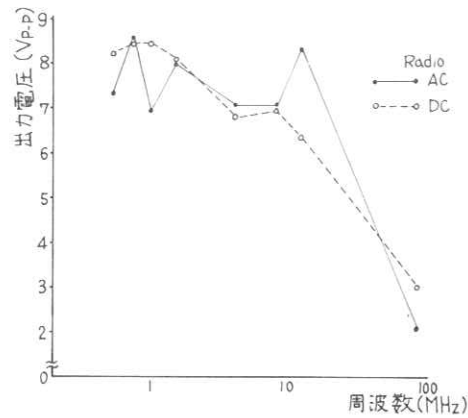


図12 透視スイッチ時の雑音の周波数特性 (#7室)

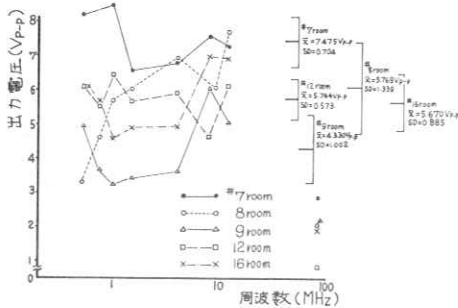


図11 READY時発生する雑音の周波数特性

は、雑音の周波数特性である。5台の装置共、T M帯の雑音レベルは極めて低下しているため、雑音周波数帯域を0.5~12MHzとすると、図11(右側)のようにまとめることができる。平均出力が高く、分散の大きな装置が高いレベルの雑音が発生していると考えられる。

以上の結果から、雑音発生源はX線管球の陽極回転制御回路内と推定される。

(2) X線透視スイッチ時の雑音

図12は、#7室のX線TV装置の透視スイッチ時の雑音の周波数特性である。ラジオの電源はAC電源と電池の2方法で測定した。1MHz付

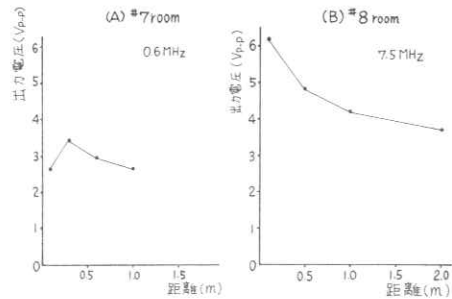


図13 モニタTVから発生する雑音の距離依存性

近と10MHz付近で、放射妨害波と伝導妨害波が受信機内で干渉したためと推定される。

(3) モニタTVの雑音

3台のモニタTVの発生する放射妨害波を測定した。#7室のモニタは0.6MHz、#8室のモニタは7.5MHzの帯域に高レベルの雑音が発生していた。しかし、#9室のモニタはほとんど雑音の発生が確認されなかった。図13は、雑音の距離依存性である。#7室のモニタは、ブラウン管面10cmの距離より、30cmの距離で高レベルの雑

音が測定された。したがって雑音源は、ブラウン管面ではなく、側面にあると思われる。しかし#8室のモニタは、ブラウン管面10cmの測定点で一番高レベルの雑音が測定された。またブラウン管面より2m離れても、10cm値の約60%もの高レベルの雑音が測定された。

モニタTVは、外筐の遮蔽効果を上げるため、金属板で囲まれているが、側面や後部に放熱用の穴が開けられている。高レベルの雑音を放出している#7室、#8室のモニタTVは、ほとんど雑音を放出していない#9室のモニタTVの約4倍の面積の穴が開けられていた。測定した3台のモニタTVでは、約300cm²以上開けられた放熱用の穴から雑音が大量に散乱し、またそのレベルは穴の面積に準じた雑音が放出していた。

(4) 天板駆動時の雑音

図14は、3台の天板駆動時発生する雑音の周波数特性である。ラジオの電源は電池を使用し、放射妨害波の測定を行なった。3台共、高レベルの雑音が発生していた。

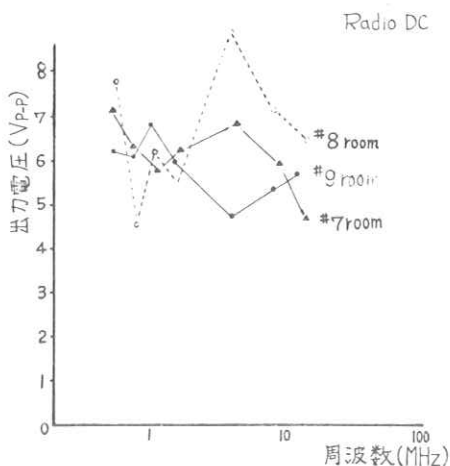


図14. 天板駆動時発生する雑音の周波数特性

ii) SG置換法

(1) 環境雑音

当院放射線科の同一フロアにあるX線装置など機器を全部停止した状態でのAC電源漏洩雑音を

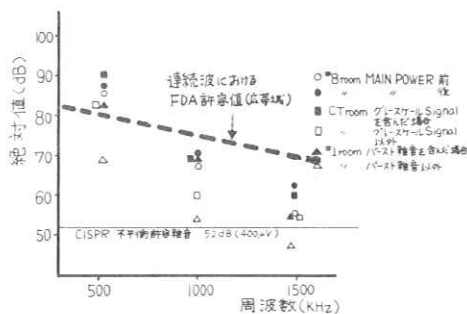


図15. 各検査室の環境雑音の周波数特性

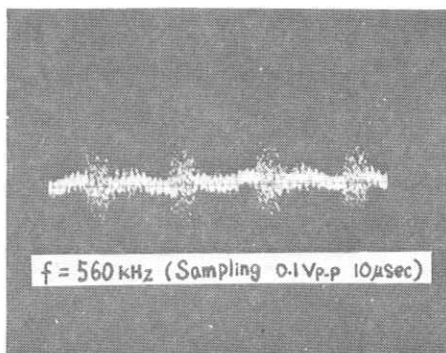


図16. #1室 AC電源漏洩雑音波形

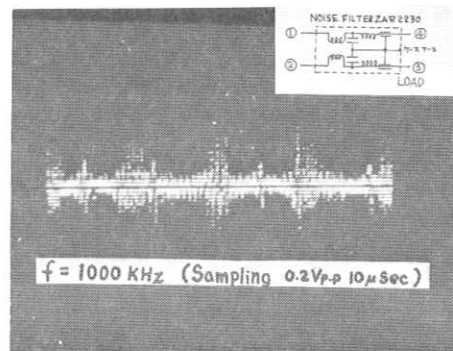


図17. CT室コンピュータ電源の漏洩雑音波形

環境雑音とした。図15は、周波数特性である。どの検査室からも、周波数500kHzで約90dB(1 μ Vを0dBとする)のバースト雑音を検出された。図16は、#1室の雑音波形である。このバースト雑音は、#8室ではMAINPOWERを投入すると、周波数1500kHzで約10dB上昇した。またCT室ではMAINPOWERを投入すると図17のように、バースト雑音にモニターV用のグレースケール信号が加わった波形が検出された。

環境雑音は、バースト雑音の発生源を調べ除去すれば、CISPR許容値まで改善され则认为する。

(2) X線管球READY-X線曝射時の雑音

図18~21は、各検査室の周波数特性である。前記のラジカセ簡便法では、#7室、#8室共、X線管球READY中つねに雑音の発生が確認された。しかし、AC電源に漏洩していた装置は#7室だけであった(図18)。しかもラジカセ簡便法では、広帯域に雑音を検出されたが、AC電源漏洩電圧は周波数500kHzでは98dBと高値であるが、周波数1500kHzでは55dBに減少した。またX線曝射時には特に雑音の増加はなかった。#8室は、ラジカセ簡便法では確認されなかったX線曝射時の雑音と、X線管球READY ON/OFF時の雑音が、AC電源に漏洩していた。しかも90~110dBと高レベルの雑音であった(図19)。#1室は、ラジカセ簡便法では特に雑音の発生はみとめられなかった。しかし本法で細く測定したところ、X線管球READY ON時とX線曝射時に90~105dBの雑音がAC電源に漏洩していた(図20)。CT室もSCAN ON/OFF時とSCAN中時々80~110dBの雑音がAC電源に

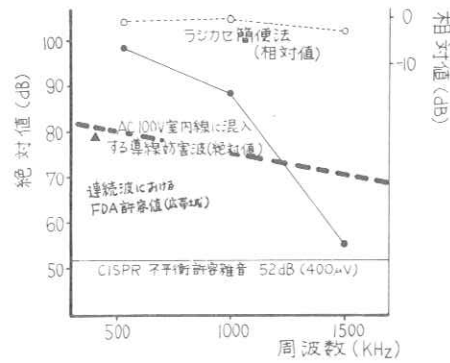


図18. #7室 X線管球READY中の雑音

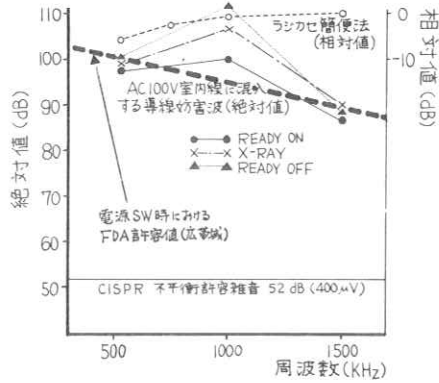


図19. #8室 X線管球READY ON/OFF, X線曝射時の雑音

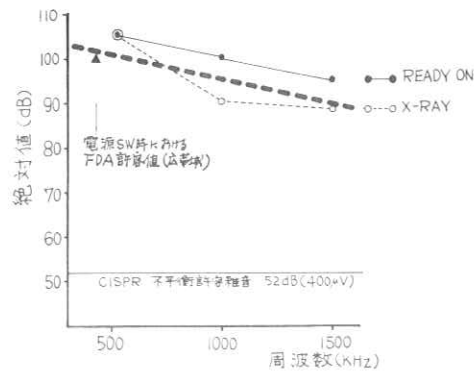


図20. #1室 X線管球READY ON, X線曝射時の雑音

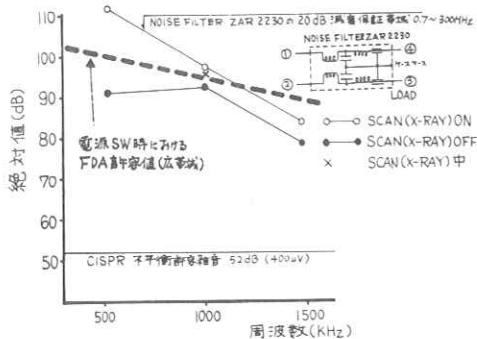


図 21. 頭部CT室 SCAN時発生する雑音

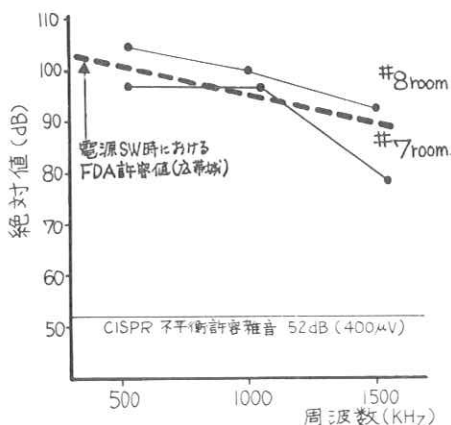


図 22. 天板駆動時の雑音

漏洩していた(図21)。

(3) 天板駆動時の雑音

天板駆動時のAC電源漏洩雑音も同様に高レベルの雑音がAC電源に漏洩していた。図22は、周波数特性である。ラジカセ簡便法と同様に、#7室より#8室が高レベルの雑音であった。

5. まとめ

X線装置と付属装置から高レベルの雑音が発生していた。ラジカセ簡便法で測定した放射妨害波

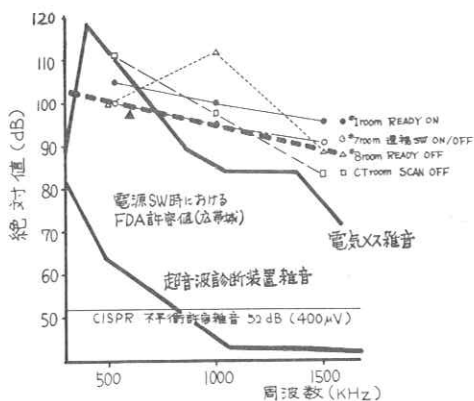


図 23. 主な雑音と許容値

は、X線管球READY中、透視スイッチ時、モニターTV、天板駆動時に0.5~1.2MHzの帯域に高レベルの雑音が検出された。またSG置換法で測定したAC電源漏洩雑音は、100dBを越える雑音が発生の各装置の操作時発生していた。図23は、各検査室の主な雑音である。病院施設内の雑音環境で以前から問題になっている、電気メス雑音⁴⁾と同レベル、またはそれ以上の雑音がAC電源に漏洩していることが明らかになった。また本報告の#7室以外のほとんどの装置でFDA許容値を上まわる雑音が発生していた。特に#8室の装置は、周波数1000kHzで20dB、#1室の装置は、周波数1500kHz、CT装置は、周波数500kHzでそれぞれ10dB高値の雑音が確認された。これらのX線装置には、大型電源用のノイズフィルタを装備し、発生雑音を10~30dB減衰させ、検査室内で使用する延長コードなどは、電磁遮蔽を強化し、高周波雑音対策を講じなければならない。本報告のCT室は、CT設置当初、各装置間のデータケーブルや電源コードの電磁遮蔽を強化するなど、相当の雑音対策が講じられた様子で、現在

この程度の雑音では問題なく動作している。X線検査室で使用するME機器は、Noise Immunityがこのレベルに相当している装置を選ぶか、またはME機器の入力信号のサンプリング形態と、X線装置の雑音発生形態とのフローチャートをつくり、X線装置の雑音発生時におけるサンプリングミスをさけるような検査形態の改善が必要と考える。

終りに本測定に際して、メモリスコープを貸して戴いた東大第二内科毛利昌史先生、日立電子山口奉頼氏、標準信号発生器と受信機の改造に当たり施設の一部を使用させて戴いた堀田無線、資料を貸して戴いた当院MEサービス部技師長小野哲章先生、また本研究に終始御指導と本論文の御校閲を賜った当院放射線科部長井上善弘先生に誌上をかりて深謝します。

参 考 文 献

- 1) FDA Contract NO223-74-5246
“MEC TSANDARD FOR MEDICAL DEVICES” : Mcdnnell Douglas Astrronautics Company.p37(1976)
- 2) 遠藤幸男：CISPR会議報告 テレビジョン学会誌 34巻12号 p1113-1114(1980)
- 3) 山本英明他：オートアカウンタシステムのベ
ッパノイズ対策 放射線像研究 Vol 9
No 4 p191-198 (1979)
- 4) 内山明彦他：ME機器における電磁障害につ
いて 電子通信学会技術研究報告 EMC J
80-86 p11~16 (1981).

R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次				
顧 問	立 入 弘				
常任委員	佐々木 常 雄	竹 中 榮 一	津 田 元 久	長谷川 伸	
委 員	飯 沼 武	一 岡 芳 樹	内 田 勝	梅 垣 洋一郎	
	金 森 仁 志	木 下 幸次郎	佐 柳 和 男	佐々木 常 雄	
	竹 中 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久	
	杉 本 博	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫	
	矢 仲 重 信				

編 集 後 記

今回はアメリカ行きを翌日に控えたシカゴ大土井先生に特別講演をお願いしました。御多忙で本誌に原稿をお寄せ頂けないのが残念です。話題の1つは増感紙-フィルム系について世界10社の製品のMTF, ウィーナスペクトルをシカゴ大とBRHで別の方法で測定・照合した事で, 貴重な資料はこの春ハンドブックとして刊行されるとの事です。話題2は被曝線量減少の点で米国連邦政府に委員会が出来て問題点の検討を始めたこと, その他話題としてX線テレビ像のデジタルサブトラクションの紹介などありました。お元気で世界的に御活躍の御様子でした。会場の準備など佐々木先生はじめ名大の方々に御礼申し上げます。 (H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十六年二月

編集責任者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三一―二一六

内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹 中 榮 一

〒113 東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線

医学教室内

電話 ○三一八一―五―五四―一

内線 八六七六

印刷所

東京都文京区湯島二―一―七
株式会社 コスモス

電話 ○三―八三一―〇九五五