

放射線像研究

VOL. 10. No. 4

(通巻 65号) 1980年11月

* 目 次 *

研究会記事・会告	206 頁
特別講演資料	
サブジェクティブカラー (Subjective Color) の紹介	210 頁
東大生技研 浜崎襄二	
論 文	
66-3 シンチカメラにおけるアーティファクトの検討	218 頁
三井記念病院 入江忠志, 仙貫忠夫, 木下幸次郎	
66-5 不可能図形, 多義図形とX線読影の対比考察	222 頁
滋賀医大放 山崎 武, 青木 茂, 芥田敬三	
64-7 2次元 Fourier 変換法によるCTの高速画像再構成	226 頁
東芝総研 井上多門	

第 66 回 研究会 記事

第 66 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 55 年 11 月 30 日 (土) 10:30~

場 所 (株) ナック会議室

特別講師 東大生産技術研究所 浜崎襄二氏

出席者 約 40 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

- * サブジェクティブカラー (主観色, Fechner Color)

東大生産技術研 浜崎襄二氏

研究発表

- 1) フライングスポットスキャナによるボケ画像の修正

電 通 大 長谷川伸, 佐野敏一, 中村 寛

- 2) X線及び付属装置の発生する電磁妨害

三井記念病院 山本英明, 仙貫忠夫, 田口逸夫,
薄 英子, 望月清郎, 木下幸次郎

- * 3) シンチカメラにおけるアーティファクトの検討

三井記念病院 入江忠志, 仙貫忠夫, 雨宮正文,
木下幸次郎

- 4) X線質を変化させた同時 2 枚撮影法の検討

東 大 医 放 竹中栄一

東大工電気 羽鳥光俊

- * 5) 不可能図形, 多義図形と X線読影の対比考察

滋賀医大放 山崎 武, 青木 茂, 芥川敬三

- 6) NMR-CTにおける画像再構成問題

東 芝 総 研 井上多門, 遠藤経一

東芝医用機器 佐藤幸三

会

告

————— 第 6 7 回 研 究 会 に つ い て —————

第 6 7 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 2 月 1 4 日 (土)
場 所 名 古 屋 大 学 医 学 部 共 済 団 大 会 議 室

第 6 8 回 研 究 会 演 題 伺 い

第 6 8 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 6 月 1 3 日 (土)
場 所 東 京
演 題 切 昭 和 5 6 年 5 月 2 0 日 (土)
申 込 先 (〒 1 8 2) 調 布 市 調 布 ヶ 丘 1 - 5 - 1
電 気 通 信 大 学 電 子 工 学 科 内
R I I 研 究 会 長 谷 川 伸
電 話 0 4 2 4 - 8 3 - 2 1 6 1 内 線 4 2 0

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
小 松 継 雄	228	北里大学病院放射線部 相模原市北里町1-15-1	0427-78-8400
荒 木 信 義	605	京都第一赤十字病院第一放射線科 京都市東山区本町15-749	075-561-1121
入 江 忠 志	101	三井記念病院 東京都千代田区神田和泉町1	03-862-9111
鈴 木 明 秀	210	東芝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
東京歯科大学図書館	101	東京都千代田区三崎町2-9-18	03-262-3421
三 代 忠	321-02	独協医科大学病院中央放射線科 栃木県下都賀郡壬生町大字北小林880	

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

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)



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
- アイヤー管（第四世代管）
- 低照度カメラチューブ
- 送信管
- 大電力管
- TWT
- クライストロン etc.

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

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) 2321-4

サブジェクティブ・カラー(Subjective Color)の紹介

東京大学生産技術研究所

濱 崎 襄 二

1. 序 言

人間の眼と大脳による知覚機能の一つに色彩の知覚がある。眼の網膜上にある波長の光線によって像が結ばれたとき、その像の各点の光強度の時間的変化及び空間的変化によって、人間の脳ではその波長の光の色とは異った色が知覚されるという現象が知られている。このようにして知覚された色は Subjective Color (または Induced Color または Fechner Color) (主観色(誘起色, フェッチナー色))と呼ばれている。Subjective Color を用いるならば、白黒(及び灰色)の信号によって(1)広範囲に亘る色を可成りはっきりと表わすことができること (2)数サイクルという低い周波数の信号で色信号が表示されること (3)色盲の人でも Subjective Color は知覚されることが多いことが知られているので、工業用テレビジョン、計算機画像、管制信号表示等に広く利用できると考えられる。

筆者は今夏(1980年8月)、米国カリフォルニア州において三次元テレビジョン等を手がけている研究者の J.F. Butterfield 氏と話す機会を得た際に、同氏の実験による Subjective Color を用いた色彩映画及び色彩テレビジョンに関する研究成果に著しい興味を持った。その後、同氏の好意により実験用として、デモンストレーション用の Subjective Color の 16mm 映画フィルムと

同氏による数篇の論文別刷の提供を受けた。

本文では、主として同氏の論文に拠って Subjective Color とその工学的応用について紹介を行い、上述のデモンストレーション用フィルムを試視される方々の御参考とした。

2. Subjective Color の歴史

1826年頃フランス人の修道僧 Benedict Prevost¹⁾は、暗くした部屋の中に射し込んで来た日光で照らされた状態で白黒の物体を動かして見ると、種々な色が見えることを発見した。

1838年頃、G. T. Fechner²⁾は白い部分と黒い部分とに塗り分けられた円板を眼の融合周波数より低い周波数で回転すると種々な色が見えることに興味を持ち、このようにして見える色が、“Subjective (主観的)” なものであると考えて、その機構の説明を試みたとのことである。

1894年から1895年にかけて C. E. Benham^{3,4)}は Subjective Color を明瞭に見せるように考案したコマを発表している。このコマでは上部の円板が白い部分と黒い部分とに塗り分けられていて、それを回転すると円板部に Subjective Color を認めることができる。このコマは Benham Top (ベンハムのコマ) と呼ばれ、現在でも小児用玩具として店先でときたま見かけられるものである。

Subjective Colorに関するその後の進展の経過については、J. Cohen and D.A. Gordonの論文⁵⁾(1949年)、Committee on Colorimetryの論文⁶⁾(1953年)及び、J. J. Sheppard, Jr.の著書“Human Color Perception”⁷⁾(1968年)等⁸⁾にその概要が述べられているが、Butterfieldの考案¹¹⁾(1967年)以前には、工学的見地からSubjective Colorを取り上げたものはなかったようである。

3. Benham Disc (ベンハムの円板)

Benham Disc とその変形の一つを図1(a), (b)に示す。図1(b)において、円板はその中心回りの角度について六等分された扇形部分より構成されている。図において、第4, 5, 6の扇形部分は

弧半径に当たる所には褐赤橙色の輪が見え、第2の部分には灰白緑色の輪、第3の部分には深藍赤色の輪が見える。もし、時計方向にゆっくり回転すると、1, 2, 3の円弧部分に対応して、それぞれ、深藍赤、灰白緑、褐赤橙色の輪が見える。これらの色は円板の回転方向、回転速度、円板の照明光、円板の周囲の照明、各個人の色覚等に依存し、入間の眼の融合時間より速く白黒が切り換わる回転速度では何れも様な灰白の輪が見え、ゆっくりした速度で比較的鮮明な色が見える。

(図において、周辺と中心部の黒色部分は、Subjective Color を黒色と比較し易くするために付け加えたものである。)このようにして人間に知覚される色は、典型的なSubjective Colorである。Butterfieldは上述の褐赤橙、灰白緑、深

藍赤色をそれぞれ赤(Red)
緑(Green)、青(Blue)と呼んでいる。

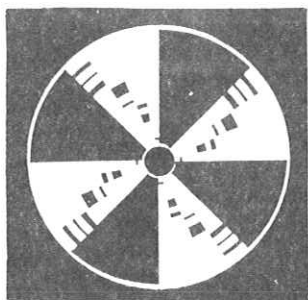


図1(a) Benham Disc
(San DiegoのScience
Musiumのもの)

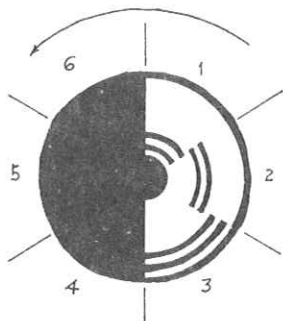


図1(b) Benham Disc の一変形
(Butterfield)¹²⁾

全部黒色である。第1, 2, 3の部分には、図示のように異なる半径の円弧が黒色で2本ずつ描かれていて、同一部分の2本の円弧の太さと中間の白色部分の幅は同程度である。この円板を反時計方向にゆっくり回転し、色温度の低い適当な強さの白色光源で照明すると、図示の1の部分の黒色円

4. Subjective Color と Physical Color

通常の色彩、即ち、ある波長或はある波長群の光線が人間の眼の網膜の感色細胞群を時間的定常状態(時間的に不変と見做される状態、但し、眼の融合時間(1/25 sec)より短い時間内の変

動は無視する)で刺激した場合の色,例えば,空の青色,青草の緑色,信号機の赤色を, Subjective Color と区別する意味で Physical Color (物理色)と呼ぶことにしよう。

一般に,人間が知覚する色彩は次の3つの要素によって相互に区別される。

- (1) hue 色合い
- (2) value (brilliancy or intensity) 強さ
- (3) saturation (chroma) 深さ

眼の網膜上の感色細胞(感受器)には,光の3原色(赤,緑,青)の波長を中心にしたある波長域の光にそれぞれ感応する3種類の色素が含まれている。人がある色の小さな円板を見たとき,どの種類の色素によってより大きな感応を得るかによって hue がきまり,全種類の色素の全体の感応の強さによって value が定まり,各種類の色素の感応の強さの相対的な割合によって saturation が定まる。例えば,赤の感色細胞のみを刺激するような単一波長の光を受けたとき saturation は最大(100%)であって,その光に白色光を混入していくと漸次 saturation は減少していく。

Physical Color と Subjective Color の比較においては,大脳で知覚された hue, value,

saturation の三要素が用いられる。これらの要素は Munsell Color Paper に付けられている Munsell Color notation¹⁰⁾で示される。

Physical Color を知覚する過程において,ある波長の光線が網膜上の色素を刺激すると,その色素を含む感受器は encoder として働き,時間的变化を伴った信号,即ちある時系列信号,を視神経を通じて大脳皮質に送り,大脳皮質ではその信号によって色が知覚される。

Subjective Color を知覚する過程においては時間的变化を伴った光のエネルギーが感受器及び網膜上の関聯視覚機構を刺激することによって, Physical Color の光エネルギーがその感受器を刺激したときに発生される時系列信号と相似な信号が合成的に発生されて大脳皮質に送られるものと理由付けられている。即ち,光線強度の強弱が既に時間的变化を伴った信号となっているので,感受器の encoder 作用を十分に利用しなくても(何等かの視細胞間の代替機能或は視神経間の結合によって),大脳皮質では Physical Color を知覚するときと同様な信号が受け取られていると解釈されている。この解釈は,色盲の人でも Subjective Color を知覚することが出来る人が多

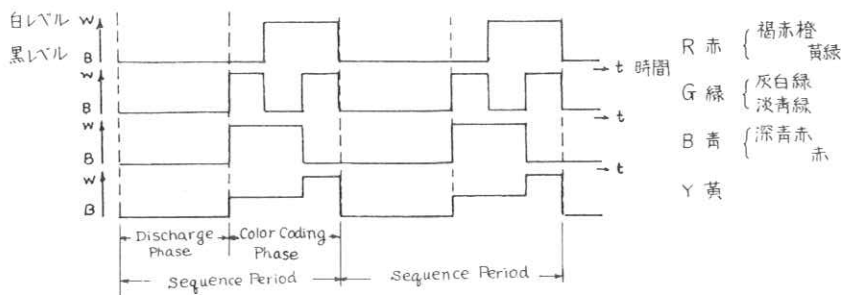


図 2. 光強度時系列とその主観色

いこと、光強度の時間的変化の様子により知覚される色が異なること、通常の人でも同一実験によって知覚される色に若干の個人差があること、等と矛盾するものではないが、Subjective Colorの受光、大脳に送られる信号の発生機構等の詳細な色彩知覚の問題は今後に残されている。

5. Subjective Color に関する実験、観察結果

Benham Disc その他の Subjective Color に関する実験から、次の事柄が観察されている。

(1) 光強度の時間的変化

ある点の近傍に Subjective Color の R (赤系)、G (緑系)、B (青系)の色を知覚させるために必要な白色光強度の時系列は、図2の R、G、Bに示した通りである。図2において、Discharge Phase (Reset Phase)はその点の近傍全体が黒色となる期間であって、色を決める符号はそれに続いた Color Coding Phase において送られる。Sequence Period の逆数で与えられる所の Sequence Frequency は 3 cps より 20 cps までに限られるが、色合いによって異った周波数を用いてもよいし、また時間的に常に一定周波数である必要はない。しかし Discharge Phase では附近全体を黒とするので一定の Sequence Period を用いる方がよい。図2の Y (黄系)に示されているように、白レベルのかわりに白黒の中間の灰色レベルを用いることによって、混合色を表現することができる。

色合いの深さ (saturation) を確保するためには、Sequence Frequency は 4 cps から 8 cps の間でなければならないし、且つ、Discharge

Phase の長さは Sequence Period の $1/3$ から $2/3$ を占めなければならない。従って、現在の所 Subjective Color による色彩像はピカピカ光る感じの (flashing) チラツキの多い (flickering) しかも saturation の低いものとならざるを得ない。(その理由は、(a) Discharge Phase が Sequence Period の半分位を占めること、(b) Color Coding Phase にある白レベルが saturation を下げること、のためと考えられている。)

(2) 光強度の空間的変化 — 縁の効果 —

Subjective Color で色彩をつけるべき面積については、その周辺部、即ち空間的変化の甚しい edge 部分で saturation の高い色が知覚される。もし、面積が大きい (面積当りの周辺の長さが短い) ならば、周辺部では saturation の高い色が知覚されるが中心部では saturation が低く黒ずんで来て、遂には黒く見えるに到る。もし、面積当りの周辺の長さが長過ぎるならば、その周辺部分では saturation が高くなる (キラキラ光る感じとなる)。更に線の太さまたは点の大きさが小さくなり過ぎると Subjective Color は知覚されなくなる。これらのことから Subjective Color を

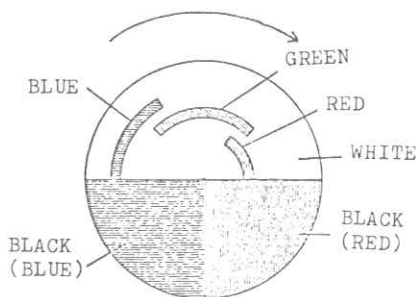


図3. 着色された円弧を用いた Benham Disc (Discharge Phase も着色可) (Butterfield¹⁷⁾)

知覚させるのに適当な線の太さは1.5 mの距離で30 cm × 30 cm程度の面積の画面を見る場合において1.5 mm ~ 1.3 mm程度である。黒く見せるべき部分と色をつけて見せるべき部分が相接しているのは好ましくないし、また、明らかに異った色をつけて見せるべき部分が隣接しているのも好ましくない。そのような場合には、それらの中間に(前述の観察条件の下で)3 mm ~ 1.3 mmの幅の白色または淡い色の帯を挿入するのがよい。

(3) 光強度の空間的变化 - 補色像 -

Subjective Colorのvalueとsaturationが高いとき、周辺部分に補色残像(Complimentary Colored After-Image)が見られる。R(赤)の符号では特にこの現象が著しい。白地に赤線が見えるように変調されている場合には、赤系の中心部の周囲に黄緑色の縁取りが見られ、その外側では白色(RedとそのComplimentaryのcyanの合成による白色)となる。この現象のため、赤線は痩せて見えることが多く、更に著しいときには赤い部分は黄緑と認められるに到る。(光強度変化が著しい時にはこの黄緑色部分は外の白色部へ滲み出して見える。)G(緑)の符号の部分でもそのComplimentaryのmagentaが見える。B(青)の符号(Color Coding Phaseにおいて黒レベルの次に白レベルが存在しない。図2 Bを参照)では、そのComplimentaryのyellows(黄)が見えることはないが、ピンクで縁取られて見えることがある。

(4) Physical ColorとSubjective Colorの和

図3のBenham Discにおいて色信号を形成するColor-Coding Phaseの円弧部の色を黒色ではなくてSubjective Colorとして知覚された色

(青コード部は青、緑コード部は緑、赤コード部は赤、但し何れもColor valueの低い(暗い感じの)色を用いる。特に緑で著しい。)で着色する。Discharge Phaseが黒色のとき、円板を時計方向にゆっくり回転するとSubjective Colorの色は(静止状態のPhysical Colorと比較して)一層Saturationが高くなり、また円板を反時計方向に回転すると、外側からそれぞれmagenta, green, magentaと知覚される。この実験から、Color valueの低い色で着色した円弧を用いるとき、Physical Colorの光とSubjective Colorに相当した色のPhysical Colorの光とを同時に照らした色として知覚されることが知られる。即ちPhysical ColorとSubjective Colorとは和として知覚される。

Subjective ColorにおいてはColor valueの時間的変化が重要である。青、赤に於いてはsaturationが高い色のColor valueは小さい(暗い)。一方、緑の場合にはsaturationが高い緑色のColor valueは大きいことに注意しなければならない。そのため緑についてSubjective Colorの効果を顕著に現わすためには暗い緑色を用いなければならない。

図3のBenham DiscにおいてDischarge Phaseの色を図示(括弧内)のように着色することにより、チラツキを若干軽減できる。

(5) 周囲の照明

Subjective Colorを見るときには、周囲の蛍光灯は消して、色温度の低いタングステンランプで程良く照明しておくのがよい。周囲のこのような照明によって、眼に予めバイアスを与えておく方がSubjective Colorのsaturationを高くとる

ことができると思われる。(フィルムを白いスクリーン上に投射しているときには、黒い部分からは周囲照明光の乱反射光が眼に入って来る筈である。この光が赤系色の saturation を高くしているとも考えられる。)

周囲の照明光を時間的に変調する(例えば、白熱灯の前で Sequence Frequency と同期して色フィルタを回転する)ことが許される場合には、前述(4)の効果を用いて saturation の高い色を出すことが出来る。投射用スクリーンを用いる場合にはそのスクリーン上に、また、ブラウン管の場合にはブラウン管の蛍光面上に、半透明状の乱反射膜を取りつけ、それを三原色の光で照明する。赤を見せる Color Coding Phase では赤色の照明をすると、この照明がないとき黒く見える部分は赤く着色するが、白く見える部分は少し赤味があった白色となる。同様に緑を見せる Phase では暗緑色の光で照明し、青を見せる Phase では青色の光で照明する。白く見せる部分では照明光の和として再び白く見えるが、着色して見せる部分では照明による Physical Color と Subjective Color との和となるので saturation が高くなる。また同時に Discharge Phase にもそれぞれの照明を行うならば、チラツキの軽減に役立つ。しかし、このような照明の時間的変調は厄介であり、また、投影用光源の色の時間的変調によって色彩映画が可能なことは自明でもあるので、実用的応用範囲は限られたものであろう。

(6) 信号用の光の色温度と強さ

Subjective Color にとっては、白色光の強さ(白レベルの時の輝度)と白黒のコントラスト(value の変化)が重要である。概して白レベル

が明るくコントラストが強い方がよいが、あまり過ぎると前述の補色像が著しくなる。

フィルムを投射するときの投影用白色光源には色温度があまり高くない白熱灯を用いるのがよいとされている。色温度が高い光源、例えばアーク灯を用いたり、色温度が高い色の発光をする蛍光膜(ブラウン管の時)を用いると Subjective Color の色はくすんで見える。

以上のように Subjective Color は白黒の時間的 coding を基調とするものであるが、尚、空間的 coding 条件、白色部の色温度、周囲の照明条件、個人差によって微妙な変化を示す。特にその saturation は中程度にとどまる。したがって、その工学的応用を考える場合には個人差等によって色調があまり変動しないように、色調の安定化に注意しなければならない。

6. Subjective Color の特色と用途

A. Subjective Color の特色

- (1) 白黒の動画装置或は白黒の信号・文字表示装置を用いて、観察者に色彩を感知せしめることが出来る事。
- (2) 通常の彩色動画装置或は彩色信号・文字表示装置を用いて、通常発生できる色よりも更に saturation の高い色を知覚せしめることが出来る事。
- (3) 色盲の人の中多数の人々に対して(1)は有効であるので、種々な色を知覚させることが出来る事。

B. Subjective Color の用途

- (1) 既設の白黒表示装置による色彩像表示
 - (a) 白黒信号・文字表示装置の利用

- (b) 白黒テレビジョン装置の利用
- (2) 特に注意を引くための saturation の高い色の発生 (Attention Getter)

(a) 警報信号の表示

(b) 広告 屋外広告サイン

テレビジョン用コマーシャル

- (3) 色盲の人々に対して彩色視覚世界の開拓

(a) 警報信号の表示

(b) 映画, テレビジョンによる彩色視覚世界の提供

彩色テレビジョン, アニメーションに関する具体的な応用については, 末尾の文献12, 及び15を参照されたい。

7. 結 言

以上, J.F.Butterfield 氏の論文に拠って, Subjective Color とその応用について簡単な紹介を行った。この紹介記事が我が国の工学関係者に Subjective Color に関する関心を呼び, その欠点を軽減し応用範囲を拡大する助けになれば, 筆者の幸いである。最後に, 御援助をいただいた富士通研究所並びに東京大学工学部大越孝敬教授に御礼申し上げる。

文 献

1. B.Prevost, " Sur une apparence de composition de la lumière blanche par le mouvement du corps qui la réfléchit ", *Memories de la Société de Physique et d'Histoire Naturelle de Geneva*, 3:121, 1823-26.
2. G.T.Fechner, " Ueber eine Scheibe zur Erzeugung subjectiver Farben ", *Pogg. Ann. Physik. u. Chemie*, 45(121):227-232, 1838.

3. C.E.Benham, " The artificial spectrum top ", *Nature, Lond.*, 51:200, 1894.
4. C.E.Benham, " The artificial spectrum top ", *Nature, Lond.*, 51:321, 1895.
5. J.Cohen and D.A.Gordon, "The Prevost-Fechner-Benham Subjective Colors", *Psychl. Bulletin*, 46:97-136, 1949.
6. Committee on Colorimetry, "The Science of Color", *Crowell Co.*, New York, N. Y., 109, 1953.
7. J.J.Sheppard, Jr., "Human Color Perception", *Amer. Elsevier Pub. Co.*, New York, N. Y., 130-154, 1968.
8. J.J.Sheppard, Jr., "Temporal factors in subjective color", *Memorandum RM-4470-ARPA*, The Rand Corp., Santa Monica, Calif., March 1966.
9. H.Gerjouy and F.R.Clarke, "Fechner colors on television", *Am. Jour. Psychology*, 71:606-607, 1953.
10. A.H.Munsell, "A Color Notation", *Munsell Color Co., Inc.*, Baltimore, Maryland, 1961.
11. J.F.Butterfield, "Subjective Color System", *U.S. Patent No. 3, 311, 699*, March 28, 1967.
12. J.F.Butterfield, "Subjective (Induced) Color Television", *Journal of the SMPTE* 77: 1025-1028, 1968.
13. J.F.Butterfield, "Optical Kit for Conversion of Monochrome Television to Color", *Proceedings of the 14th Annual SPIE Technical Symposium: Aug. 11-14, 1969*.
14. J.F.Butterfield, "Subjective Color Film", *Preprints of Paper Summaries, 1969 Annual Conference on Photographic Scientists and Engineers*, 42, May 12-16, 1969.
15. J.F.Butterfield, "Subjective Color Created by Black-and-White Animation" *Journal of the SMPTE*, 79: 523-526, 1970.

"Subjective Color Created by Black-and-White Animation", Preprint 106-18, 106th Technical Conference of SMPTE, Sept.28-Oct.3, 1969.

16. J.F.Butterfield, "Combined Physical Color and Subjective Color", U.S. Patent No.3,515,492, June 2, 1970.
17. J.F.Butterfield, "Highly Saturated Color Displays", Paper presented at the SPIE 15th Annual Technical Symposium, September 1970, Anaheim, California.

シンチカメラにおけるアーティファクトの検討

三井記念病院 RIセンター

入江忠志・仙貫忠夫・木下幸次郎

1. はじめに

核医学における診断の進歩には目ざましいものがあり、とりわけシンチカメラによる static-image はいうまでもなく dynamic study に対する重要性もコンピュータ利用等により広く普及しつつある。しかし装置によってはアーティファクトが出現し、実体像との区別がつきにくいものも数多くある。とくに図1に示すような cardiac



図 1

angiography の場合には^{99m}Tc を 15~20 mCi 程度をボラス状に注入するためアーティファクトが著明にフィルム上に描写される。そこでわれわれは、アーティファクトの原因と対策をコリメータとシンチレータについて若干検討したので報告する。

2. 方 法

診断用 X線発生装置を用いてコリメータ RDH

623

(42,000
ホール)を

2のように

FFD170

cm, 極光の増

感紙FSに富

士フィルムR

Xタイプを用

いてX線撮影

を行ないその

形状が図3で

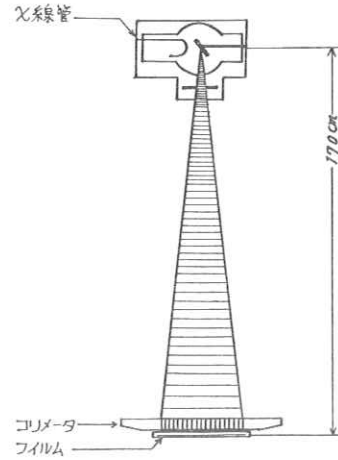


図 2

示すような六角形孔であり、線源からの見込み角度が大きくなるにつれてその強度は減少し、その包絡線はほぼ六角をなしていることがわかった。

(図4) さらに図4の包絡線で形どられた六角

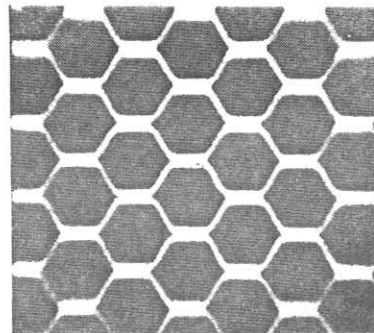


図 3

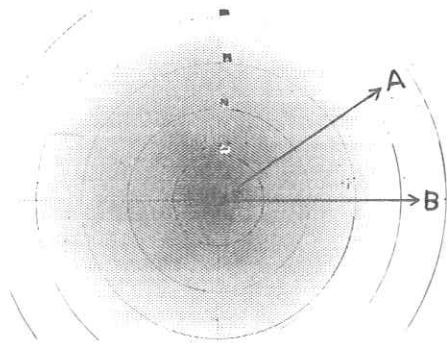


図 4

形の中央からAとBの方向へ微小面積濃度計で測定し中央のホール幅を100%とすると包絡線に近づく程小さくなる。上記の方法で包絡線に示す六角形の中央からAの方向へ測定した場合は図5の濃度曲線Aと

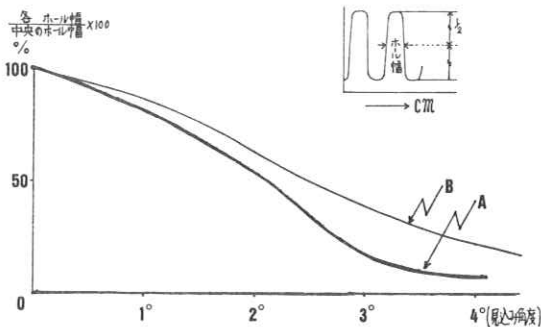


図 5

となり、一方Bの方向へ測定した場合は図5の曲線Bとなった。

次に各孔のMax, と側壁の遮蔽によるMin, の濃度を読みとり、フィルムの示性曲線でコリメータ出力X線量を求めた(図6)。

曲線のA, B (Max) A', B' (Min) は図4で示すA, Bに対応する。

以上のことから、包絡線で示す六角形の中央からは、Aの方向に対しBの方向は放射線がより多く通過していることがわかった。

図7はアンガー型シンチレーションカメラの系統図で、ガンマ線はコリメータを通過してシンチレータ内で発光し、光電子増倍管に入り、増幅器で増幅され位置計算回路と波高分析器を通りブラウン管上に表示されるものである。

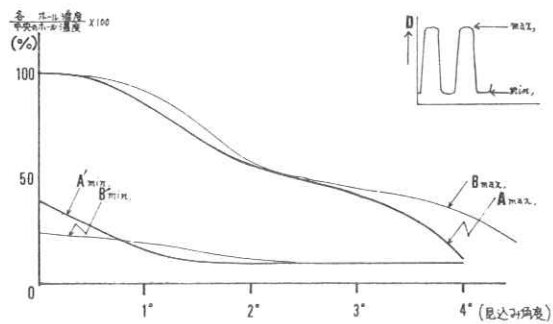
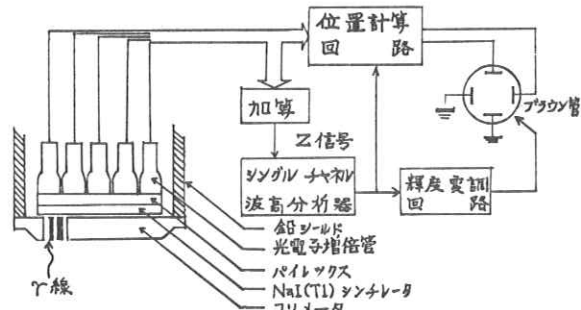


図 6

上記のシンチカメラを用いて実際にアーティファクトを発生させるために、図8に示すような方法で線源をつくり、内径2.2mmのミニバイアル中に^{99m}Tcを2.0mCi/5mlを入れ、コリメータと線源との距離を3cm(図9A)と8.5cm(図9・B)の両方でイメージ



アンガー型シンチレーションカメラの系統図

図 7

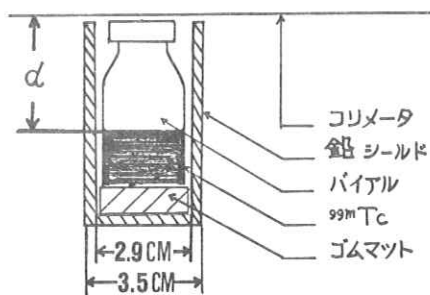


図 8

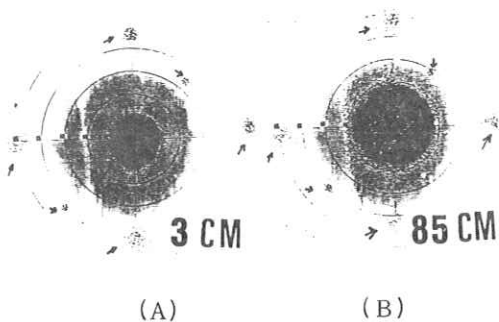


図 9

ングを行なったところ距離には関係なくアーティファクトが同じ方向に写し出された。

その形状は、六角方向に放射状に出ておりX線

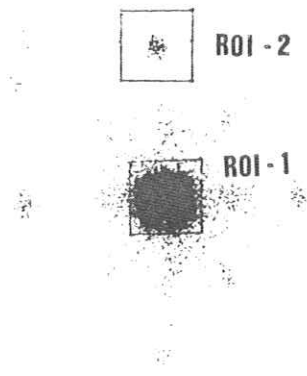


図 10

で撮影した六角形の包絡線の各頂点とはほぼ一致していると思われた。

次に実体像とアーティファクトの計数率の比率を求めるため、それぞれに同じ大きさの関心領域 ROI-1 と ROI-2 を設定し (図 10) , シンチカメラのエネルギーレンジを 60 keV ~ 140 keV まで変化させそれぞれのカウント数をグラフ上に表わしたのが図 11 である。

図からはエネルギーに関係なく ROI-1 と ROI-2 は一定の比率で平行移動してお

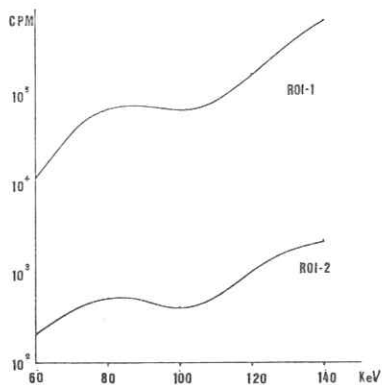


図 11

り, 140 keV において実体像に対するアーティファクトの計数率の比率は約 0.4 % であった。さ

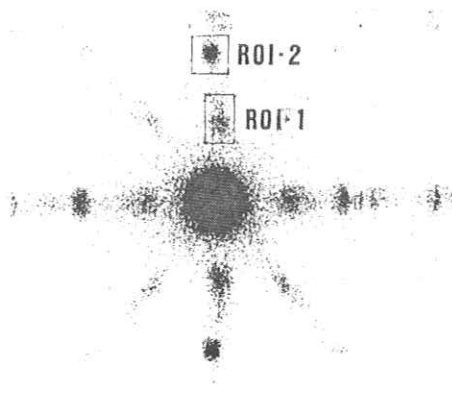


図 12

らにアーティファクトの強いところと弱いところの計数率を測定した(図12)。エネルギーレンジを50 keV~140 keVまで変化させてそのときの計数率を表わしているのが図13である。コリメータによるものと推定される散乱線がとくに100 keV以下でROI-2の計数率が增加している。

上に述べた実験結果より、被写体から出たガンマ線がコリメータを通過し、シンチレータ内では線質の変化したガンマ線により発生した光がシン

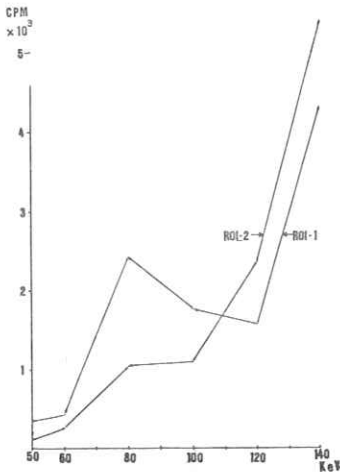


図13

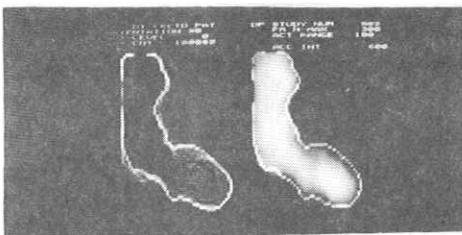


図14

チレータの形状によって光学的干渉を生じ、アーティファクトが発生するものと推定される。

この推論を裏づけるものとしてNaI(Tl)結晶の矩形素子を基板目状に配列したシンチレータを用いたBaird Atomic社製のオートフロスコープにおいては^{99m}Tcを20 mCi ポーラス状に注入してもアーティファクトの出現は全く見られない(図14)。

3. 結 論

シンチカメラにおけるアーティファクトはコリメータとシンチレータの相互干渉により発生すると推定される。したがって干渉の起こらない形状のコリメータとシンチレータを用いることにより防ぐことが可能である。

本実験に際して微小面積濃度計での測定に御援助下された東京大学医学部放射線科竹中助教授と東京医科歯科大学歯学部放射線科加藤先生及びBaird Atomicの資料を提供下さった順天堂大学アイソトープ室の田中先生に深謝致します。

不可能図形，多義図形とX線読影の対比考察

滋賀医大放 山崎 武・青木 茂・芥田敬三

1. ま え が き

名人芸，第六感などX線画像診断のあいまい性を出来るだけ排除し，画像情報の他情報（病歴，臨床症状など）からの独立性や誤読影の因子などについて検討する場合，読影における視覚心理の役割は大きい。X線読影を光画像の観察と対比すると多くの点で異っており，その一部については既報で^{1*2)}述べた。今回は，いわゆる多義図形（あいまい図形，ambiguous figure），不可能図形（impossible figure）などのX線読影における意義について若干の検討を加えた。

2. 2次元図形（画像）分類と画像診断のプロセス

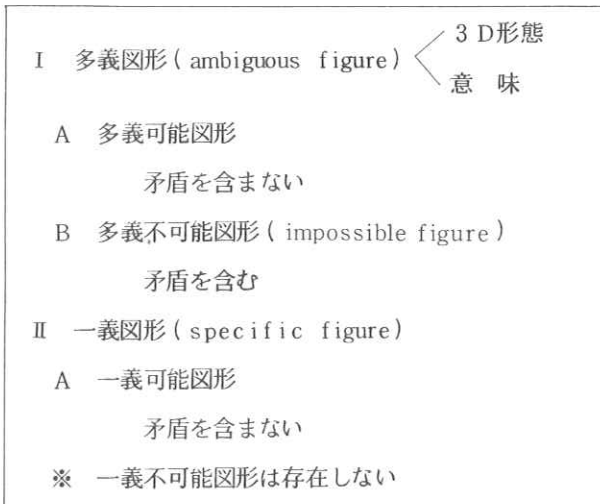


表 1 2次元図形（画像）分類

2次元画像は表1の如く矛盾を
含むか含まないか，また3次元形
態と意味において一義であるか多
義であるかによって3種類に分れ
る。X線画像診断のプロセスは表
2(a)の如く画像を眼で見て，情報
（特異パターン，feature）を抽出
し，メモリーに照合し，論理判断
を加え，その3次元実体における
意味を判断するもので，特異診断
（100%確定診断）と最大確率
診断の2種類に分れる。表2(a)に
おいて feature と意味とはその何

れもが画像と1:1で対応するとは限らず，ここにあいまい図形が介在する。1型一義図形とは十二指腸潰瘍でクローバ葉変形した球部像の如く，featureも1つ，意味も1つで最も明快なものである。2型一義図形とは表2(b)の如くfeatureが2つ以上あり，その各々がまた複数の意味をもっている，featureがセット（ F_1, F_2, \dots, F_n ）になって現われた場合，その意味は M_n 1つに絞られる見掛けの多義図形で，これが診断学の主体となろう。また多義図形は3型に分類できると思う。その1型は

feature が1つで意味が複数のもの、2型は feature も意味も複数でそれぞれ1:1に対応するもの、3型は対応しないものである。Necker の cube , Schroeder の階段などは3次元対3次元の形態多義図形であり、同じく Subjective contour を表わす画像等は2次元対3次元の形態多義図形と云える。Boring の嫁と姑, かくし絵などは3次元形態でなく意味の多義図形となる。

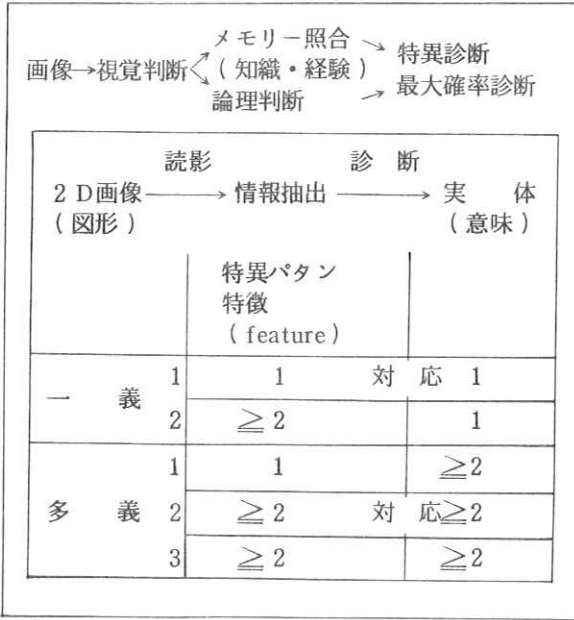


表 2(a) 画像診断のプロセス

feature ≥ 2	意味 1
F_1	M_1, M_2, \dots, M_n
F_2	$M_2, M_3, \dots, M_n, M_{n+1}$
\vdots	\vdots
F_n	$M_n, M_{n+1}, \dots, M_{2n+1}$
F_1, F_2, \dots, F_n	M_n

表 2(b) 多義図形と紛わしい

2型-義図形

多義X線画像の若干例を光画像と対比, 供覧した。この様な図形の一義, 多義性は画像の鮮鋭度, コントラスト, 粒状性等によって変化するため, 画像の一義性は画質評価の尺度の1つとして用いられる可能性もあろう。

3. 不可能図形の問題

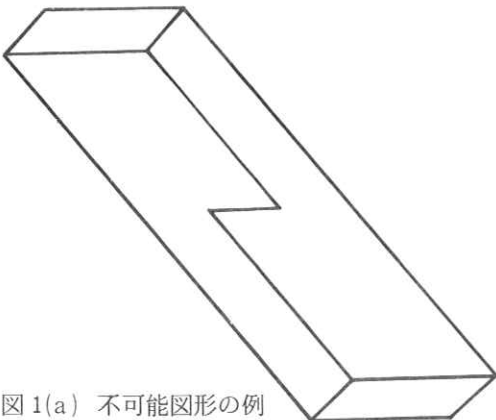


図 1(a) 不可能図形の例

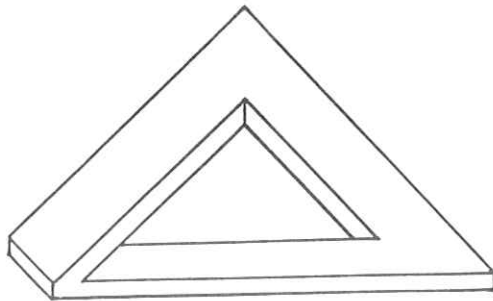


図 1(b) 不可能図形の例

既報で少し触れたが、図1(a),(b)に不可能図形の例を示す。このような画像は心理学では視点の移動による部分視と全体視の矛盾として扱われているが、X線画像にこれが存在するかどうか興味深い問題である。これまで発表された多数の不可能図形や画像を検討して見ると、表3の様な特徴をもち、単眼視における奥行軸の不確定性に伴う遠近・表裏の逆転、上下・遠近の混同を起す。ステレオなど3次元画像には不可能図形は存在しないであろう。図・地(物体・空間)の反転を伴うものもある。X線画像にはさえぎり現象がないため不可能図形は存在しないわけであるが、軟X線画像やバリウムなど高吸収度物体の画像の如くさえぎり現象が部分的に生じると、見掛けの不可能図形となり、誤読影を招く恐れがある(図2)。さらにこの様な不可能図形において3次元実体から2次元画像への情報伝達系はどの様な構成と考えればよいか、専門の方々に御教示を頂ければと考えている。3次元形態は可能で、意味の不可能図形も存在しうる。

1. 2次元画像の3次元視(単眼視)
2. 部分視と全体視の矛盾
3. さえぎり現象の存在
4. 多義図形

表3 不可能図形(画像)成立の諸因子

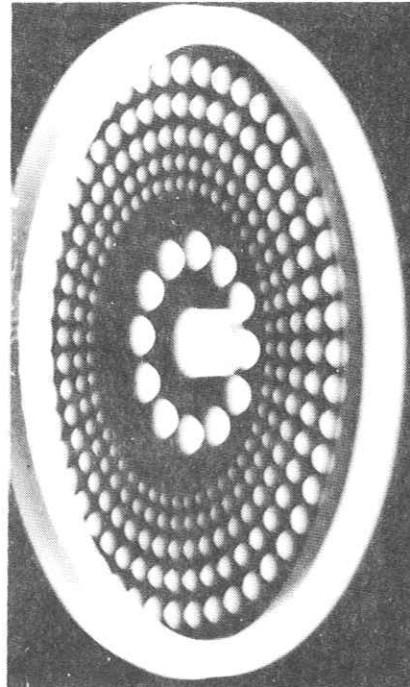


図2 X線不可能図形→

4. X線読影実験

日常読影の多くは多義図形の一義判断に属し、必然的に読み過ぎ(over call):眼に見えていないものを見ている様に幻覚,や見落し(under call):眼に見えていながら知覚されない,現象を伴う。以上のスペキュレーションが多数の医師や医学生にも普遍妥当なものかどうか、臨床X線画像を用いた読影実験によって検討した。その詳細は省略するが、上述した画像の一義・多義分類は臨床写真にも良くあてはまる。また他の情報を入れず、画像のみで診断する場合、その適中率は一義図形では100

％に達しうるが，多義図形では50％に止り，これを100％に近づけるには他の情報が必要と考えられる。

5. まとめ

画像の一義性，多義性を正しく弁別し，拡大，ステレオなど技術面で多義図形を一義化して行くと共に，新技術の開発によって一義図形を創造することが画像診断学の進歩と云えよう。

文 献

1. 山崎 武：日本放技会誌，33巻，4号，483～489頁，1977。
2. 山崎 武：映像情報MEDICAL，11巻，7号，415～419頁，1979。

2次元Fourier変換法によるCTの高速画像再構成

東芝総研 井上多門

1. はじめに

CTの画像再構成については種々の方法が提案されている¹⁾しかしながら、これらの方法のなかで解析的な手法のみが比較的短い処理時間の内に良質の再構成像を与える。このような解析的方法はすべて数学的に等価であるが、アルゴリズムとしてはフィルター補正逆投影(Filtered Back-Projection)法と2次元Fourier変換法とに分けられる。商用機においては前者と空間領域で実行する重畳積分(Convolution)法が最も一般的に用いられて来た。これに対し、2次元Fourier変換法は再構成アルゴリズムとして最も基本的な、また簡潔なものであり、高速Fourier(FFT)を利用することにより、きわめて容易に、かつ高速に実行できるものと思われていたが、実際のCTでは殆んど用いられることは無かった。2次元Fourier変換法のこのような不人気の主な原因は、この方法を充分検討せずに適用した時に表れる奇妙な、また強度なartifactである。実際に円環状の被写体に対して、2次元Fourier変換法により画像再構成を行なった際のartifact発生の様子を図1に示す。このようなartifactは通常問題となるartifactと全く異なった種類のものであり、もとの投影データの質とは全く無関係なものである。

この報告においては、このような2次元Fourier変換法固有の奇妙なartifact図形の発生の原因を解析し²⁾明らかにする。さらにこの解析結果にもとづき、このようなartifact除去の方法を示すとともに、実際に数値シミュレーションによって方法の有効性を確認する。

2. 2次元Fourier変換法による画像再構成

解析的方法による画像再構成の原理を簡単に示す。空間に固定された直角座標系 (x, y) を定義し、被写体分布を $f(x, y)$ で表わす。この関数の2次元Fourier変換は (x, y) に共役な周波数空間の直角座標 (ξ, η) を用いて次のように表される。

$$F(\xi, \eta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i(\xi x + \eta y)] dx dy \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、Fourier変換領域において極座標系 (ω, θ) を導入し、さらに被写体のある空間領域の直角座標系 (x, y) を原点のまわりに角度 θ だけ回転して得られる新しい直角座標系 (X, Y) を用いると(1)は次の如く表される。

$$F(\omega \cos \theta \quad \omega \sin \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(X \cos \theta - Y \sin \theta, X \sin \theta + Y \cos \theta) dY] \exp(-i\omega X) dX \dots (2)$$

この関係から明らかのように被写体の2次元Fourier変換の原点を通るある角度方向の直線上の成分は同じ方向への被写体の投影の1次元Fourier変換として直接与えられる。したがって、このようにして被写体の2次元Fourier変換が (ω, θ) 座標系で得られれば、原像はこの関数を2次元Fourier逆変換することにより容易に求められる。関数の間のこれらの関係を図2に示す。

電算機を用いたデジタル計算では、座標軸にそった直線上の等間隔の標本点上の数値をもとにこれらの処理が行なわれる。このため、投影の1次元Fourier変換により被写体の2次元Fourier変換は極座標 (ω, θ) 上の格子点に対して与えられるが、一方2次元Fourier逆変換は直交座標 (ξ, η) 上の格子点に対して行なうのが便利である。この極座標系の関数 $F_p(\omega, \theta)$ から直交座標系で表された関数 $F_r(\xi, \eta)$ への変換は、後者をとりまく前者の標本点上の関数値をもとに行なわれるが、通常多項式による内挿が用いられている。したがって、もし n 次の内挿を $(n-1)$ 次の多項式を用いて行なったとすれば、 $F_r(\xi, \eta)$ は次のように表される。

$$F_r(\xi, \eta) = F_p(\omega, \theta) + \frac{1}{\pi I} \left[(\omega - \omega_k) \frac{\partial}{\partial \omega} + (\theta - \theta_1) \frac{\partial}{\partial \theta} \right]^n \cdot F_p(\omega, \theta) \quad \dots\dots (3)$$

ここで、 $(\omega - \omega_k)$ および $(\theta - \theta_1)$ は最も近くにある極座標系の標本点 (ω_k, θ_1) からの移動量を表す。(3)において右辺の後の項はこのような内挿によって発生する誤差を表わし、この影響により再構成画像に artifact が重畳される。

このような附加項により、如何なる図形が発生するかについて詳しく調べることにする。この後の議論では簡単のために極座標における動径方向の成分のみを考えることにする。この仮定は後程に分ることであるが、現在問題にしている artifact の発生に回転角方向の成分は本質的に関与しないことが示されるため、議論の一般性を失うものではない。この場合(3)の2次元Fourier逆変換は次のようにな

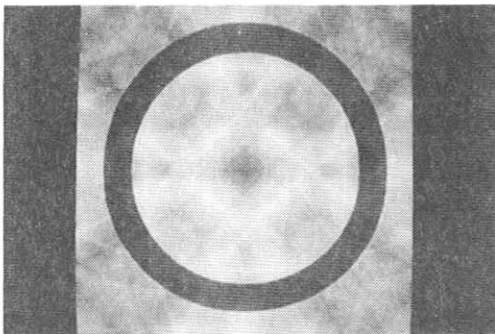


図1. 2次元Fourier変換法において円環状の被写体の再構成画像に現れた artifact の例

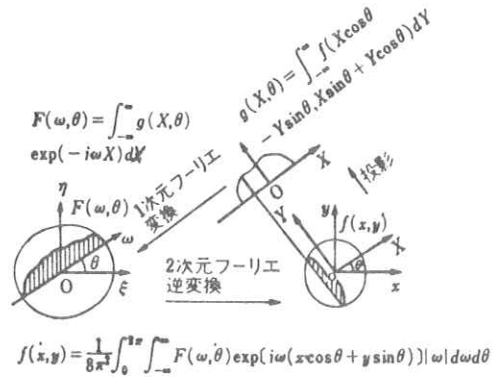


図2. 被写体 $f(x, y)$, 投影 $g(X, \theta)$ と被写体のFourier変換の関係

る。

$$\frac{1}{(2\pi)^2} \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} \left[\frac{1}{n!} (\omega - \omega_k)^n \frac{\partial^n F_p}{\partial \omega^n} \right] \exp[i\omega r \cos(\theta - \varphi)] \omega \, d\theta \, d\omega$$

$$= \left\{ \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \left[\frac{1}{n!} (\omega - \omega_k)^n \right] J_0(r\omega) \omega \, d\omega \right\} * \left\{ \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\partial^n F_p}{\partial \omega^n} J_0(r\omega) \omega \, d\omega \right\} \dots\dots\dots (4)$$

ここで (r, φ) は (x, y) 系における極座標系を表わし、 J_0 は 0 次の Bessel 関数、また $(*)$ は重畳積分である。(4) 右辺の大括弧の中のそれぞれは次のように評価することができる。第 1 項の $(\omega - \omega_k)^n$ は一定間隔 $\Delta\omega$ を持って並ぶ ω の標本点からの距離によって決るので、 $\Delta\omega$ の周期を持つ周期関数であり、次のように ω に関して Fourier 級数に展開される。

$$(\omega - \omega_k)^n = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \left\{ A_m \cos \left[m \left(\frac{2\pi}{\Delta\omega} \right) \omega \right] + B_m \sin \left[m \left(\frac{2\pi}{\Delta\omega} \right) \omega \right] \right\}$$

$$= \sum_{m=-\infty}^{\infty} P_m \exp \left[i m \left(\frac{2\pi}{\Delta\omega} \right) \omega \right] \dots\dots\dots (5)$$

ただし、 $P_{\pm 1/m_1} = \frac{1}{2} [A_{1/m_1} \mp i B_{1/m_1}]$ である。これに対する(4)右辺第 1 項の積分は実行できて

$$\int_0^{2\pi} (\omega - \omega_k)^n J_0(r\omega) \omega \, d\omega = \sum_{m=-\infty}^{\infty} P_m \left\{ \frac{-im \left(\frac{2\pi}{\Delta\omega} \right)}{[r^2 - m^2 \left(\frac{2\pi}{\Delta\omega} \right)^2]^{\frac{1}{2}}} \right\} \dots\dots\dots (6)$$

を得る。FFT のような離散形 Fourier 変換を用いて $F_p(\omega, \theta)$ が計算される場合には、 $\Delta\omega$ は投影の全長 (標本点の数) L を用いて

$$\Delta\omega = 2\pi / L \dots\dots\dots (7)$$

と与えられる。 r の関数としての(6)は図 3 に示すとおりであるがこれは次のように δ 関数の重ね合せとして近似的に表わすことができる。

$$\sum_{m=1}^{\infty} Q_m \delta(r - mL) \dots\dots\dots (8)$$

ここで Q_m は(6)の展開係数から導かれる定数である。この関数は多数の同心円を表し、半径は L 、すな

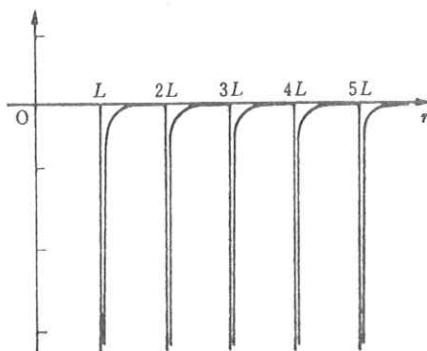


図 3 2次元 Fourier 変換法における内挿誤差にもとづく artifact の出現位置を示す分布

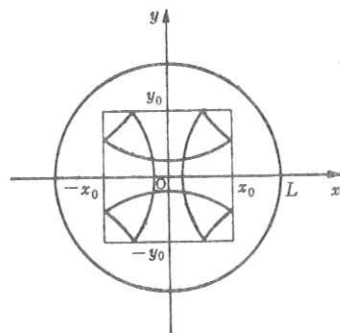


図 4 離散形 Fourier 変換により発生する折返し図形の例、計算領域 $-x_0 < x < x_0$, $-y_0 < y < y_0$

わち投影の全長の整数倍ずつ異なる。

一方、(4)右辺第2項は同様に次のように変形できる。

$$\int_0^{\infty} \frac{\partial^2 F_p}{\partial \omega^2} J_0(r\omega) \omega d\omega = \int_0^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} (-iX)^n g(X) \exp(-i\omega X) dX \right] J_0(r\omega) \omega d\omega \quad \dots\dots (9)$$

ただし、 $g(X)$ は被写体の投影を表わす。この項は投影を $(-iX)^n$ により変形した分布の再構成計算を表わすので、被写体と本質的に類似した図形を与える。したがって、artifactとして観察されるものは(9)により表される図形が(8)と重畳し、外側に同心円状に移動した分布である。

実際に2次元Fourier逆変換をFFTを用いて行なう場合には領域制限の条件が仮定され、Fourier変換領域の標本点が決定される。この標本点の値に誤差が生じると当然最初に仮定した領域の外側に零でない値が生じるが、FFTによる計算では、これは計算領域内へ畳み込まれる。したがって、(6)に示す同心円状の偽情報は、FFTを用いたFourier逆変換の計算では図4に示すように内部へ折り返えされる。このようにして(4)に示す誤差の項はFFTなどの離散形Fourier変換を用いた2次元Fourier変換法による画像再構成の結果、規則的なartifactとして観測されるのである。図1に示した円環状の図形の2次元Fourier変換法による画像再構成の例では、1024点で表された投影データを256×256の正方領域に再構成することを行なった。この場合、最も近くの点の値を採用する1次の内挿を行なったが発生したartifactは上述の解析結果として導かれる図形ときわめて正確に一致している。

3. 2次元Fourier変換法における固有のartifact除去

以上のような解析結果によって2次元Fourier変換法による特殊なartifactの発生の説明がつくと、この除去も容易となる。具体的には(3)に示す内挿により発生する誤差を特に動径方向に関して少くすれば良い。したがって、多項式内挿の次数を高くすればartifactはしだいに弱まる。あるいは $\Delta\omega$ によって与えられるFourier変換領域のきざみ幅を小さくすれば良いが、これはFFTを用いる場合には投影データの両端に零の値をもつデータを付加するだけで容易に達成される。表1に図1に示した円環状の被写体に対して、円環の最も濃度の濃い部分とartifactの最大濃度との比が上述の方法により如何に変化するかを示す。

近似	$\Delta\omega^*$	$2\pi/1024$	$2\pi/2048$	$2\pi/4096$
1	次	57.6%	36.5%	20.8%
2	次	12.2%	2.8%	0.7%

表1 円環の最大濃度に対するartifactの最大濃度の比
* 周波数領域の標本点間隔で、単位は単位長さあたりradian、投影データ長さは1024単位長さとした。

この表から明らかのように、これらの方法を組合せることにより、2次元Fourier変換法に表れる artifact を実用的に完全に消去することが可能である。このような操作を加えても2次元Fourier変換法による全体の処理時間は汎用計算機を用いた場合で重畳積分法による計算の所要時間の約1/3であった。この傾向は専用演算装置を用いることにより一層顕著となると考えられる。したがって、2次元Fourier変換法は動的観察を行なうようなCTに対して最も適した高速処理方法であると思われる。

文 献

- 1) Z.H.Cho, et al. IEEE Trans. Nucl., NS-22, 344 (1975).
- 2) T.Inouye. Proc. Int. Symps. & Course on Computed Tomography, Las Vegas, 135 (1979).

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

新年おめでとうございます。昨年末の研究会の雑誌をおとどけします。

今回はナック社会議室を借り、特別講演としては浜崎先生の「白黒フィルムによるカラー映画」を実演つきでお願いしました。原理、仕掛けは本文通りで応用が待たれます。またナック社の映像技術センター映画関係の歴史から現在のリモートセンシングまで映像機器の展示館 — の見学を行いました。見応えあるもので今回欠席の方もついでの折に見学可です（問合せ — 03-403-7176）。特別講演の浜崎先生、映画準備、会場設営、展示案内等を担当された東大生研、ナック社の職員に御礼申し上げます。

当会も誕生以来18年目となります。この間診断装置もX線から各種放射線、超音波、NMR等と間口を広げました。当会も会名を変えて時代に対応したら……との声もあります。今年も御活躍を。(H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十五年十一月

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―二二六―
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―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 ○三一八三一―〇九五五