

第 10 編 読 影 法

第 1 章	解 説		竹 中 栄 一	1 頁
第 2 章	ボケを伴う場合の眼の識別限界濃度差	(5 - 2)	野 田 峰 男	3
第 3 章	ラジオグラフの最小確認対照度	(4 - 2) (5 - 4)	金 森 仁 志	5
第 4 章	雑音の遮蔽効果について	(8 - 4)	木 下 幸次郎 佐 藤 英 久 菊 地 緑 彦 竹 中 栄 一	9
第 5 章	X 線像の雑音(III) —正規分布型雑音チャートによる骨 X 線像の S / N と一様分布型雑音チャ ートとの比較—	(6 - 4) (7 - 2) (8 - 5)	竹 中 栄 一 木 下 幸次郎 佐 藤 英 久 菊 地 緑 彦	16
第 6 章	X 線像の雑音	(5 - 5)	竹 中 栄 一 木 下 幸次郎 佐 藤 英 久	43
第 7 章	X 線写真の読影法について	(1 - 11)	竹 中 栄 一	54

第 10 編 読影法について

第 1 章 解 説

X線診断学はX線写真を読影してそれから病名を診断学問をいう。診断学というからには論理的体系をなしていないといかないが、X線診断学といわれる本を開いて見ると、基礎篇は放射線物理学である!! 多分に放射線治療に必要なX線物理学を主としている。それから臨床篇として臓器別に病的X線像と正常X線像を羅列してある。X線診断はネガ又はポジのX線写真の読影診断である。病変によっては或程度進行すればレントゲン解剖学の十分な知識があれば推定病名がつけられ、又は異常であると診断つけられよう。又異常であっても病的でないことがある。病的なら異常であるがX線写真に表われないことがある。又はある程度すすんでくると写真の上に影を生じてくる。これらの間に一応経験的鑑別診断法というべきものがある。

これらのことはX線写真の上で如何なる事を意味するか? 写真上濃度変化又はコントラストの変化、鮮鋭度の違い、大きさの変化などで差異を見出していることを示していよう。医師は大きさについては一定倍率で比較しているが胸部、骨、消化管ではその倍率が異なる。臓器別、撮影方法別で大きさを規格化しているのでときに実際問題として混乱することがある。鮮鋭度、コントラストについては経験的に人体X線像について分類しているが、撮影条件により相当異なる。十年、二十年前の写真と今日の写真では雲泥の差がある。このことは規格化された写真で、疾患部の被写体の空間周波数特性を考えれば第二、第三の点の差異の比較は客観性をおびる。先にも述べた如く、今迄は焦点の大きさ、増感紙の種類、フィルムの種類、グリッド又は蛍光増倍管やTVを組合せたときどんな写真ができるか推定できなかつたが、レスポンス関数によりそれは可能となった。

さて被写体が最終像たるフィルムやテレビに再現されるには被写体の空間周波数特性が如何に伝達されて再現するかということと同時にどれだけの雑音がかかっているかということが大事である。フィルム、増感紙の雑音については既に発表がある。(第一篇参照)。勿論X線像を診断するときは肉眼のレスポンス関数を考慮に入れねばならぬ。Rose, Sturm, Morgan の発表以来、最小認識可能閾値又は percent contrast についていろいろ議論されている。

例えば Morgan によると、

$$C_0 \geq k CN/A \quad (1)$$

k : 常数, 所謂 threshold signal-to-noise contrast ratio

CN : fluctuation contrast

C_0 : threshold test object contrast

A : 完全な視覚系の MTF

明るさ $300 \sim 10^{-4}$ foot lamberts の間で C_0 が $10^{-2} \sim 10^{-3}$ の order で $k=0.12 \sim 0.19$ としている。 C_0 は認識可能対照度として求められている。(本篇 RII 4-2, 5-4, 5-2 参照)

これらは何れも試験体についての結果であり、X線診断学で扱うX線像についての k の値ではない。X線系の種々の雑音源があり、再現性のない点と分布型の点で実験は困難である。故に Random chart と

X線像を重複投影して observable S/N を求めたのはその点で意味があり、80% observable S/N で正規分布のとき 0.5~15.5 dB, 補正したとき 4.7~18 dB であり、(1) 式から S/N が -7 dB となるのと比べると試験体の方が極めて observable な事を示している。

ついで被写体のスペクトルと診断能の関係が大切であるが本論文集には典型的被写体のスペクトルが2, 3あるにすぎない。骨X線像スペクトルについて visual cutoff frequency が RII-11-3 に漸くあるにすぎず今後の大きな問題である。

更に診断については診断過程が S/N やスペクトルとの関係において解析されるべきである。例えば、心理的診断過程, visual pattern など。

更に以上の事柄が吾人の“learning”又は“training”との関係において、X線写真上の正常像と異常像との差を鑑別するとき、 S/N , スペクトル, visual pattern や MTF 以外の factor を如何に活用しうるかという事が今後の研究さるべき課題である。(東大 竹中栄一)

第2章 ボケを伴う場合の眼の識別限界濃度差

日立製作所 魚戸工場 野田 峰 男

眼の識別限界濃度差はフィルムのベース濃度、シャウカステンの明るさ等により変化する事が明らかであり、金森氏の論文で衆知のとおりであります。そこで、ここではボケを考慮した場合の眼の識別限界濃度差について、フィルムのベース濃度、シャウカステンの明るさを一定とし、焦点の大きさによる幾何学的ボケを与えてエッジ像とスリット像の場合について実験した。

(1) エッジ像の限界濃度差とボケの関係

エッジ像は図1に示すような Al クサビと Al 平板 (2 mm 厚) からなるファントームを撮影して得られる濃度差が連続的に変化する部分であり、限界濃度差は上述のファントームの Al 2 mm 平板部の濃度 1.0 に撮影されたフィルムを約 2000 Lux のシャウカステンで、10名により濃度差の識別限界の位置を読みとり、その位置での濃度差を与える Al 厚さを知り、次式

$$\Delta D = 0.434 \times \gamma \times \mu \times \Delta t \dots\dots (1)$$

ここで ΔD = 濃度差

γ = フィルムのガンマ

μ = 吸収係数

Δt = 厚さの差

より濃度差を求め限界濃度差とした。実験結果を図2に示す。

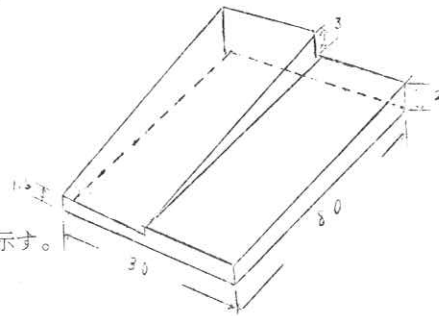


図1 エッジ像ファントーム

(2) スリット像の限界濃度差とボケの関係

スリット像は Al 平板 (2 mm 厚) 上にスリット状の Al 箔を接着したファントームを撮影して得られ、スリット巾は 0.16 ~ 1.23 mm、箔厚は 25 ~ 90 μ の数種を用いた。実験は前述と同様 Al 2 mm 平板部濃度 1.0 に撮影されたフィルムをシャウカステンで観測し、認めうるスリット像を求めた。なお限界濃度差は(1)式により求めた。実験結果を図3に示す。

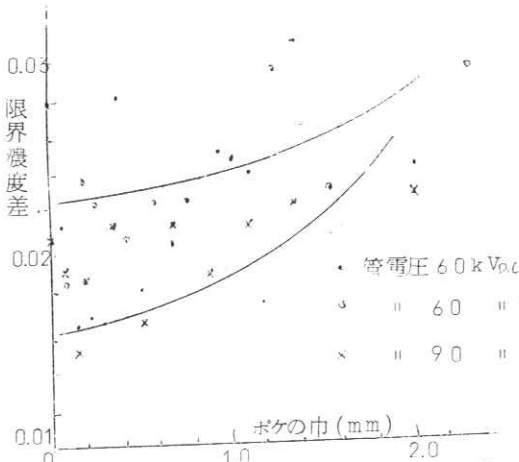


図2 エッジ像の限界濃度差とボケの関係

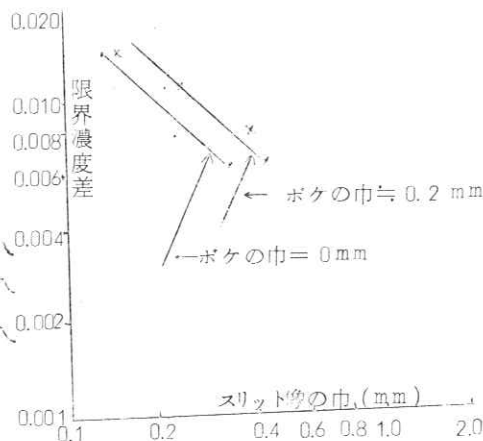


図3 スリット像の限界濃度差とボケの関係

質 問 討 論

飯田：直線が-1の勾配があると言われたが、両軸のディメンジョンが異なるので、あまり意味がないのではないか。

野田：バーガーファントームの考え方から来た。

金森：図2と図3では図3が良いと思う。

野田：一つだけ存在しているときにみわけられる方がよい。

土井：ボケ巾の定義がわからない。エッチトレースの巾をとられたのか。

野田：エッチトレースしたもの亦幾何学的計算による。

金森：図2のフィルムを大きいものでなく切ってみたら変わった結果が出るのではないか。

小西：眼の方の生理的限界は。

野田：わからない。

金森：実験式はある。

土井：粒状性はどの位か。粒状性と限界濃度差の関係、又増感紙は使われたか。

野田：フィルムはサクラニューYタイプ。増感紙は使っていない。

奥山：エッチの写真のときエッチ効果を考慮に入れるべきだ。又、マイクロフォトメーターのスリット巾は。

野田：処方通りエッチ効果が出ない様にしている。フィルム上8 μ である。

森矢：観察距離は、シャウカステン以外の光源は。

野田：明視の距離で通常の室内の明るさである。

第3章 ラジオグラフの最小確認対照度

東京工芸繊維大学

金森仁志

1. まえがき

ラジオグラフにおいて、被写体の微細な部分を識別する時に、もっとも見やすい最適濃度と、広い濃度範囲全体にわたってもっとも見やすいような最適濃度範囲が存在することは、従来から経験的にわかっており、種々の値が発表されている^{(1)~(5)}。これらの値は、でき上がった写真を多くの人が判定して、見やすい写真の濃度を測定した値であり、シャウカステンの明るさ、濃度の分布状態、観察方法、等によって異なる事が通常経験されている。しかし、最適値が存在する理由は今まであきらかにされていなかった。

筆者は、この理由を解明して良い写真を作成し易くする目的で、ラジオグラフの作成から観察までの過程をつぎの3段階に分解して、別々に特性を求めた。

第1段……被写体の厚さの差によってフィルム露光量(10gE)に差を生ずる過程

第2段……露光量の差がフィルムの濃度差となる過程

第3段……肉眼で濃度差を識別する過程

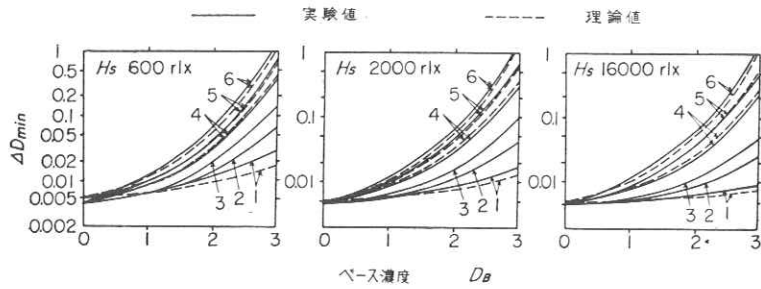
つぎに、後の2つの特性を組み合わせ、生理的対照度(濃度差の見わけやすさをあらわす)^{*}と濃度との関係を曲線にあらわした。この曲線の極大点から最適濃度が求まる。曲線の形状から最適濃度範囲が求められる。これと第1段の特性と組み合わせれば最適撮影条件が得られる。本章では第3段だけをのべる。第9編第3章で最適濃度範囲と最適撮影条件を求める。

2. 最小覚認対照度(Minimum Perceptible Contrast)

まず、第3段の肉眼の識別能を考えてみよう。ここで重要な量は、識別し得る最小濃度差(最小覚認対照度)、 ΔD_{min} である。これはベース濃度(D_B)、シャウカステンの輝度(H_S)、濃度の分布状態、等によって異なる。

被識別物の大きさが、眼の中心窩視野(25cmの距離から見ると、視線を中心として直径0.655mmの円の内部)より大きい場合には、Moon-Spencerの最小覚認対比の実験式⁽⁶⁾⁽⁷⁾とHolladayの原理⁽⁸⁾(眼の順応に関する)から、 ΔD_{min} を理論的に求めることができる。第1図の点線はこの理論値である。中の3つの図はベース濃度(D_B)に対する ΔD_{min} を表し、左から、シャウカステンの輝度 H_S が、それぞれ、600、2000、16000ラドルックスの場合を示した。各図中の曲線の番号は、濃度の分布状態に関係し、曲線1はベース濃度が一様で ΔD_{min} が最小になり、もっとも見やすい状態である。黒マスクでまわりを覆って試料片の部分だけを見る場合も、これに相当する。フィルムに濃い部分と薄い部分があると、シャウカステンの光が薄い部分を通して目に入ってまぶしさを感じるので、濃い部分での濃度差を識別しにくくなる。曲線4、5、6は、それぞれ直径2.5、1.5、0.655cmのフィルムをシャウカステンの中央に置いた場合である。直径が小さくなるにつれて、また濃度が大きくなるにしたがって、まぶしさの

* ラジオグラフを評価するのに、対照度(濃度差のことで、コントラストとも言う)と解鋭度が使われるが、ここでは対照度を考えている。



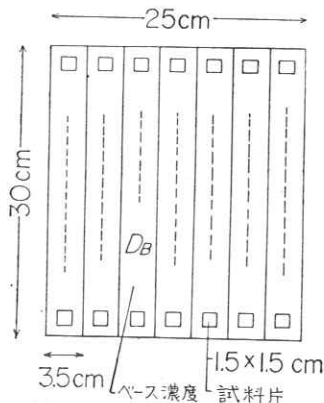
第1図 被識別箇所(試料片)が中心窩視野より大きい場合の最小覚認対照度(識別しうる最小濃度差), ΔD_{min} の理論値と実験値

影響が顕著に現れるので、濃度差を識別しにくくなる。

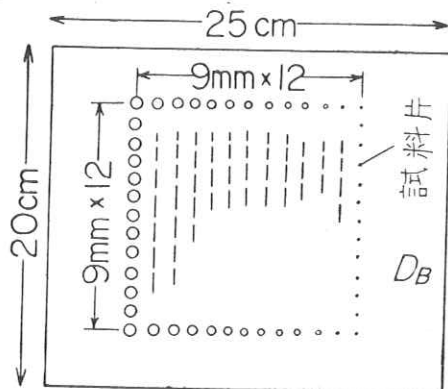
理論値と比較するためにつぎの実験をおこなった。すなわち、第2図の寸法のフィルムを約20人で観察して、識別しうる限界の試料片とベース濃度との差を求めた。第2図のフィルムの各列の試料片の濃度差は、下へいくほど小さくなっている。フィルム面からの反射光があると見えにくいので暗室で観察した。静止したフィルムをしばらく見つめる方法をとったので、steady state adaptationでの識別能になり、理論値と比較することができる。曲線1はマスクを用いた場合、曲線2は第2図のフィルムの各列を切り離して巾25mmとし、25mmの間隔をおいて並べた場合、曲線3はこのうちの1列だけをシャウカステンの中央に置いた場合である。2, 3の理論値は求めていない。曲線4, 5, 6は、試料片の部分を含めて、それぞれ、理論曲線の時と同じ直径に切ってシャウカステンの中央に置いた場合を示す。1, 4, 5, 6はいずれも理論値と比較的によく一致している。

第1図よりつぎのことがわかる。シャウカステンが明るく、ベース濃度が淡いほど識別しやすい。最低濃度差が0.005になることは計算と実験で一致している。条件がよければ0.005まで識別できると言われているが⁽⁴⁾、この事を確認し得た。まぶしさの影響についてはすでにのべたとおりである。

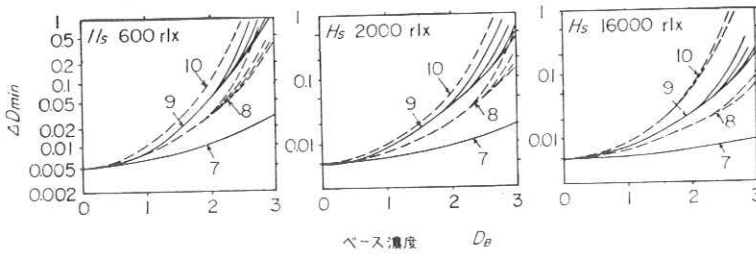
実際の被写体の欠陥等は、第2図の試料片よりも小さいので、第3図の寸法のフィルムを用いて同様な実験をおこなった。各列は直径が同じで、下へいくほど濃度差が小さくなっている。この実験結果を第4図に



第2図 第1図の実験値を求めた時のフィルム寸法



第3図 第4図の実験値を求めた時のフィルム寸法



第4図 被識別個所(試料片)が中心窩視野より小さい場合の最小覚認対照度 ΔD_{min} の実験値

右側で分れる曲線は試料片の直径のちがいによる。曲線8, 9では上から1, 3, 5, 7mm, 曲線10では上から1, 3mmである。

示した。曲線7では第1図曲線1と同じ観察方法によって同じ値を得た。曲線8は、1列ずつ切り離したフィルム3本をひっつけて並べて中央の列を観察した時、曲線9は1cmの間隔をあけて並べた時で、曲線10は巾を4mmに切って1cmの間隔をあけて並べた時の結果を示す。第4図によれば、濃度が一樣ならば試料片の直径が小さくても ΔD_{min} は変らない事がわかる。反対に、まぶしさの影響があれば試料片の直径が小さいほど見えにくくなる。

質 問 討 論

土井：ウェーバー・フェヒナーの法則との関連について

金森：特に関係ない。

宇山：従来は1.0(ベース濃度)が経験的に最もよいが。

金森：それについて第9編第3章でのべる。

宇山：六ツ切で子供をとるとみにくいが大陸でとると見やすいがこれは今いわれたマスキングの効果か。

金森：そう思われる。

小泉：フィルム濃度の境界は？

金森：大体真中にくるようにした。

宇山：エッチはどうなっているか。

津田：切ったとき中心窩より小さくならないか。

金森：中心窩視野より大きいのをやった。

竹中：判定は何人位でされたか。

金森：20人位でやった。

佐柳：ベース濃度で混乱したが、バックグラウンド濃度とか何か別けた方がよいのではないか。

ベース+カプリのベース濃度ですね。

金森：そうです。

切ってみたとき最適濃度が1.2位になった。そこで試料片が大きいことが原因なので小さくしたら

0.9~1.0となった。

佐柳：増感紙を使われたか。

金森：使っていない。

矢仲：0.005 の濃度差の出し方

理論値と実験値とどちらをとられるか。

金森：理論値の方がいいと思われる。実験値は少ししかふれない。

内田：白熱電球と蛍光灯と光源のスペクトルが異なるが関連はないか。

金森：出ると思うがやっていない。誤差範囲ではないか。

遠藤：観察時は完全暗室か。

金森：そうだ。

宇山：反射光の関係から観察者の衣服が問題になる。

土井：フィルム観察の順序はランダムにやったか。

金森：特に考えていない。切った場合はランダムである。

矢仲：ボケとコントラストを一つで定義出来るか。

金森：そこが問題だ。

遠藤：山部式濃度計ならばこの実験が簡単に出来ると思うが。

津田：減弱曲線からコントラストを出したと言われるが理論と実験とが一致したか。

金森：一致するよう補正した。

ここで求めた最小覚認対照度を使って第9編第3章で最適濃度範囲と最適撮影条件を導き出す。

参 考 文 献

- 1) 藤本, 他: 適当なるフィルムの黒さについて, 日本医学放射線学会雑誌 5巻(1944)p. 226
- 2) 江藤, 他: エックス線像に関する二, 三の考察, 日本医学放射線学会雑誌 8巻1号(1948) p. 5, p. 9, 9巻1号(1949)p. 4
- 3) 熊谷: 骨撮影の基礎問題, 日本放射線技術学会雑誌 14巻(1958)p. 11
- 4) W. J. Gonnagle: Nondestructive Testing, 1st Edition, McGraw-Hill (1961), pp. 129~133
- 5) R. C. McMaster: Nondestructive Testing Handbook, 1st Edition, Vol. 1, Ronald Press(1959)pp. 20~30
- 6) P. Moon and D. E. Spencer: Lighting Design, 1st Edition, Chapter 8, Addison Wesley Press, (1948)
- 7) P. Moon and D. E. Spencer: The Visual Effect of Non-Uniform Surrounds, J. Opt. Soc. Am., Vol. 35(1945), p. 233
- 8) L. L. Holladay: The Fundamentals of Glare and Visibility, J. Opt. Soc. Am., Vol. 12(1926)p. 271

第4章 雑音の遮蔽効果について

NHK放送科学基礎研究所 木下幸次郎
 佐藤英久* 菊地緑彦
 東京大学医学部放射線医学教室 竹中栄一

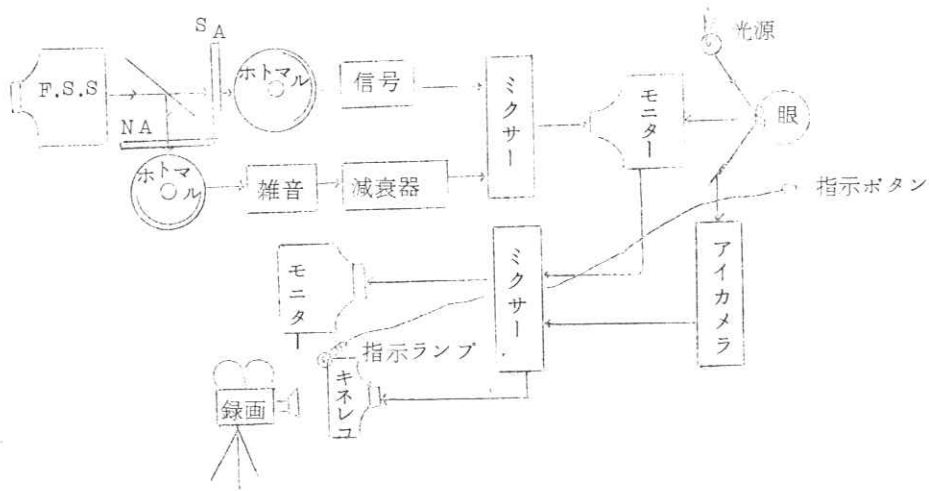
1. まえがき

X線撮影系においてのX線像の雑音解析の一方法として、極めて鮮鋭な骨X線像の上に光学的雑音源としてのRandom noise charts (一様分布形と正規分布形)を重複投影して、S-N比 observability 曲線を求める実験を行った結果をすでに報告した。これは、X線診断における observability が雑音に影響される事を定量的評価した基礎資料になる。一方、実際のX線診断では、空間的X線像の観察の際、透視診断やレントゲンTVのような時間的制約を含める必要がある。事実、X線像に雑音の量が多い場合と少ない場合とでは、診断に要する時間は異なる。他方、空間的X線像を観察する方法は、観察する以前までに得られた解剖医学と学習の知識を基盤に診断判定するはずであるから、X線像上での眼の動きが問題になる。

診断の判定に要する時間やX線像上の眼の動き方が、雑音の遮蔽効果にいかにか起因するかを、アイ・マーカ・カメラ¹⁾を用いて記録し、これらの解析した結果を報告する。

2. 実験の方法、装置と条件

実験は、提示モニターに信号と雑音の重複像を提示し、この像を被験者に見せて識別してもらった。そのときの実験装置の系統図が第一図である。



第一図 視覚実験装置系統図

* : 現在芝電気KK特機事業部精機部次長

即ち、信号スライドと雑音スライドを同一のフライング・スポット・スキャナー (F. S. S) で走査し、増幅後混合し、その出力を提示モニターに提示像として映像した。ここで、S-N比を変えるには、雑音側の増幅出力をアツテネイターで制御した。被験者は、モニターの提示像がある条件の下で自由に観察し、判定できたときには手元の指示ボタンを押して表示する。このときの眼の動きをアイ・マーカ・カメラで捕え、このアイ・マーカを提示像と混合したものを監視用モニターで同時観察し、また、同時に指示ランプと共に録画して、解析した。

実験用試料の信号スライドには、頭蓋骨の下垂体窩と中硬脳膜動静脈の圧痕ならびに、腰椎骨の横突起と、横突起と重なった部分の骨梁構造の骨X線像である。これらのスライドを提示画面一杯に映像した。雑音スライドには、一様ランダムチャートを用いた。

視覚実験における条件として、観察距離は 0.8m (提示モニター画面の高さの4倍) とし、提示時間は10秒とした。但し、提示モニターの画面寸法は、14インチである。提示モニター面の明るさは約10ミリランベルトである。これは普通家庭用テレビの明るさとほぼ同じである。この提示モニターの置かれた部屋は暗室である。S-N比の変化方法は信号レベルを一定に固定して、雑音レベルを可変した。実際に用いたS-N比の種類は、相対S-N比で、0dB, 5dB, 10dB, 15dB, 20dB (これらの値はアツテネイターの目盛の読みである)、雑音のみと信号のみの計7種で、これらを無作意な順序で提示した。被験者は、放射線医である。

被験者に与えた命令は、“提示モニターに雑音と骨X線像の重被した提示像が、次の如くに出る。

	ス ラ イ ド		S-N 比
	雑 音	信 号	
1	○	×	—
2	×	○	—
3	○	○	0, 5, 10, 15, 20 dB

これらの場合について

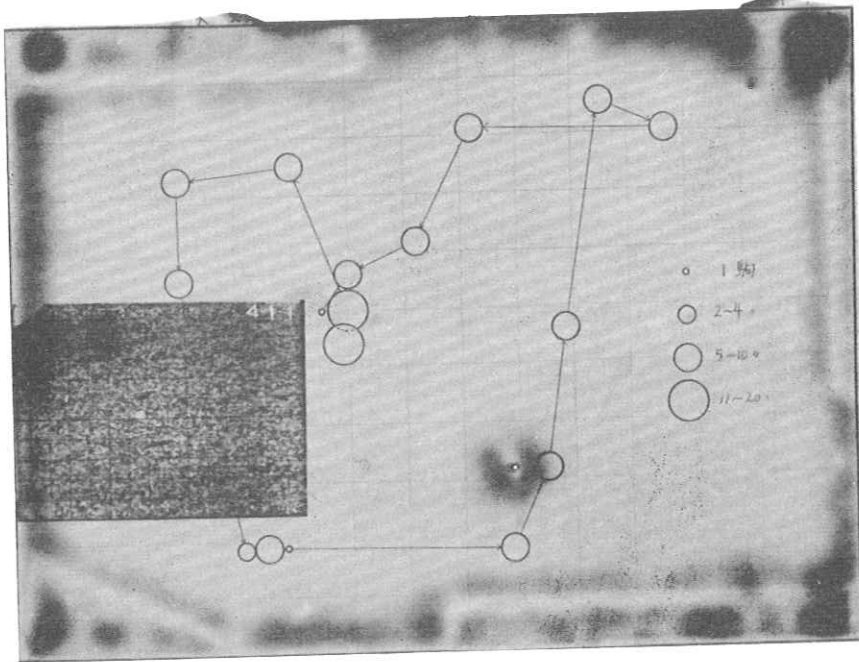
- 実験 1. 下垂体窩の存在
2. 中硬脳膜動静脈の圧痕
3. 腰椎横突起
4. 横突起と重なっている部分の骨梁構造。

に注目して、判定できたら手元の指示ボタンを押してください”とした。

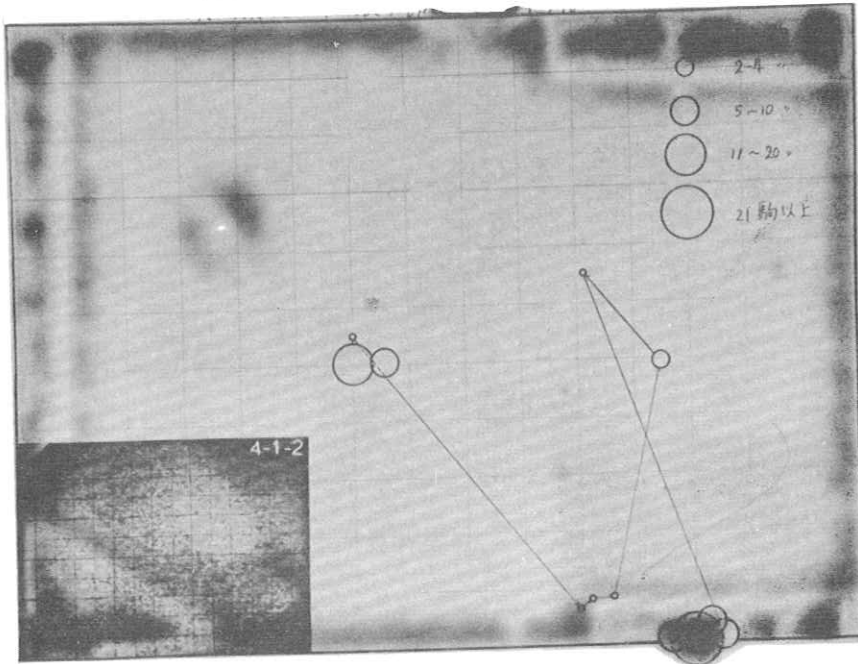
3. 実験の結果

視覚実験の一例として、実験し、下垂体窩と実験3. 腰椎横突起の存在に対する眼の追跡した結果を第二図(a)～第三図(b)に示した。但し、これらの実験に於て、被験者は提示像がない場合には画面の中心部を注視するようにしたので、出発点は必ず中心部にある。第二図(a)と第三図(a)は、夫々の実験中の雑音だけの場合で、眼の動きが画面一杯に自由に観察していることを示す。但し、図の中の円は眼の注点を、円の大きさは疑集時間を示す。第二図(b)は実験1.の相対S-N比0dBの例で、眼は一度下垂体窩の近くを

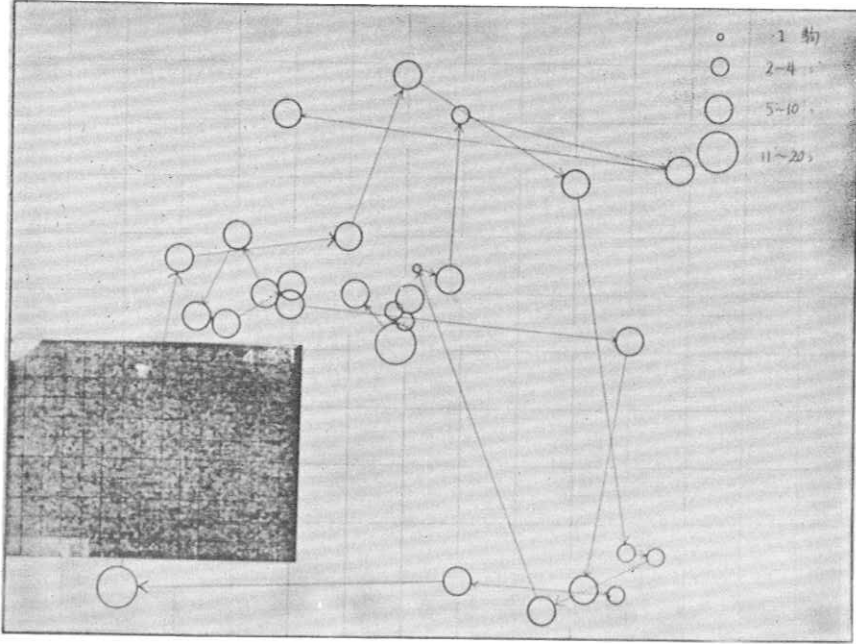
第二図 (a)
実験 1 の眼の動き (雑音のみ)



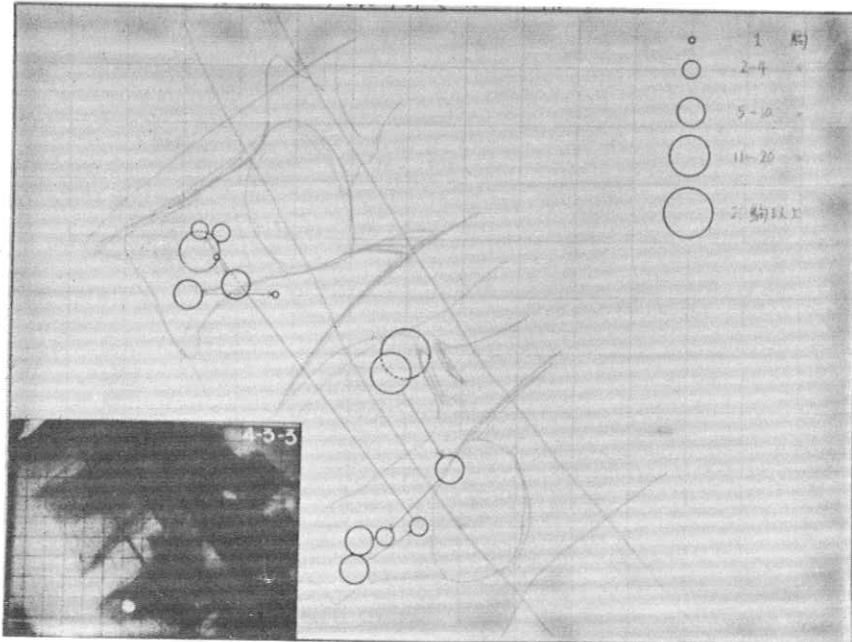
第二図 (b)
実験 1 の眼の動き (相対 S/N 0dB)



第三図 (a)
実験3の眼の動き (雑音だけ)



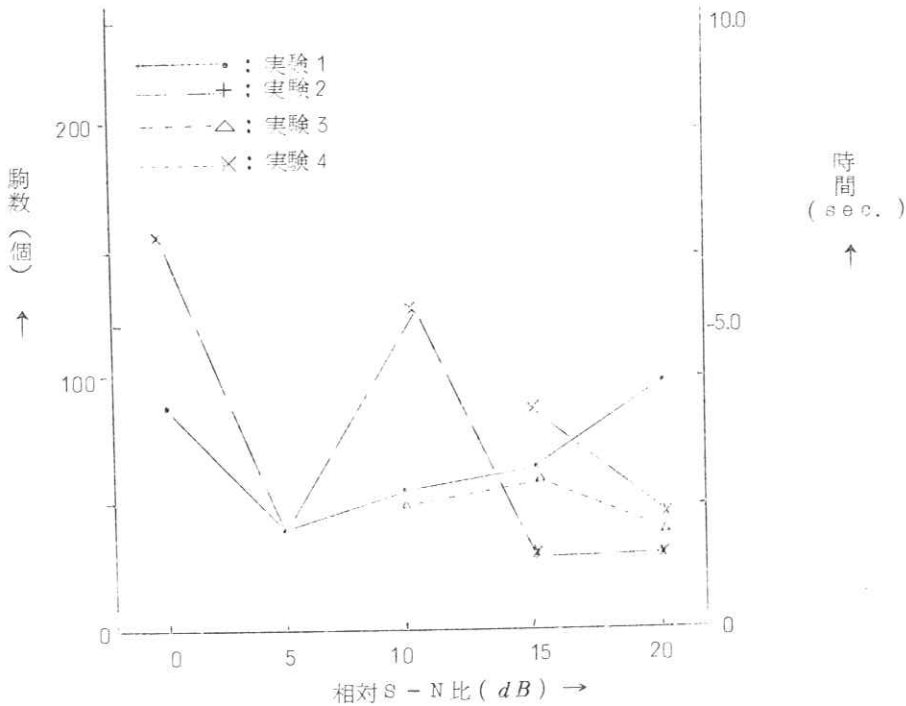
第三図 (b)
実験3の眼の動き (相対 $S/N = 15dB$)



通り、中硬脳膜動静脈の圧痕を辿った後、再び下垂体窩に来て、そこに留まる。これは、下垂体窩の存在することは分ったが、雑音の遮蔽のために、位置が分らない。それ故に、近くにある中硬脳膜動静脈の圧痕より、その個所を推定した上で、下垂体窩に定着すると考えられ、この事柄が、学習知識の復習する行程となる。この間、約4秒ほど費すことになる。第三図(b)は相対S-N比 15dBで、腰椎横突起の存在を判定する例である。この提示像には上下の腰椎の横突起が二個映像してあるので、眼は二個所を別々に注視する。

この眼の動きと指示ランプの様子とから、判定に要する時間を調べた。その結果が第四図である。これより、実験1. 下垂体窩や実験2. 中硬脳膜動静脈の圧痕のように大きい面積や長さの長い構造をもつのは、S-N比が悪くても判定し易い。しかし、実験4. 横突起に重なった骨梁構造のような細かいものは、雑音に遮蔽され易く、相対S-N比 10dBではもはや判定ができない。また、実験3. 腰椎横突起の存在では、相対S-N比 5dBが判定限界になる。

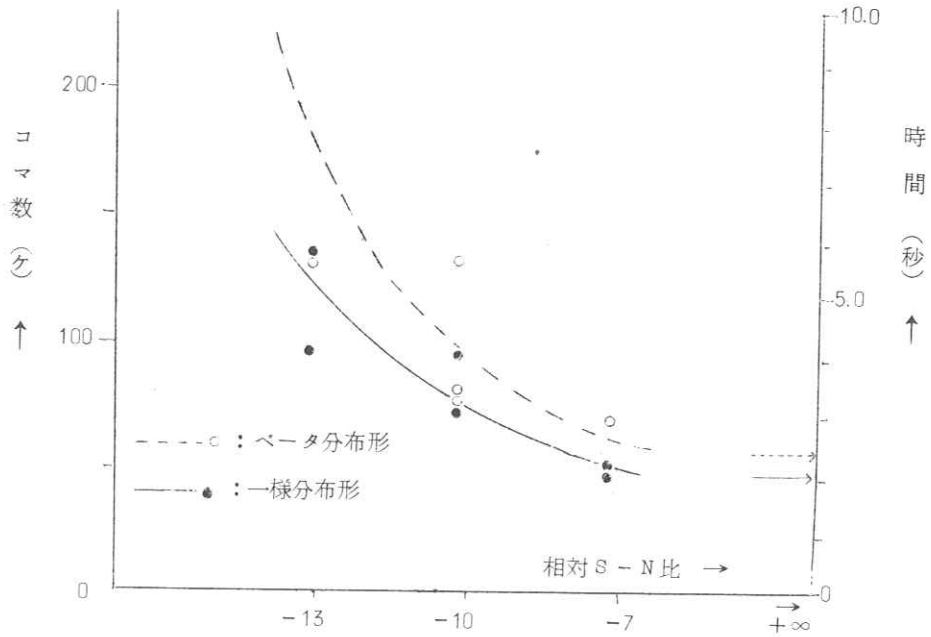
第四図 判定所要時間の例



4. むすび

X線撮影系における雑音解析のために、鮮鋭な骨X線像の上に Random noise chart を重複映像し、雑音の遮蔽効果が、判定所要時間や眼の動きにいかの影響されるかを調べた。その結論として、判定所要時間は、N-S比に比例するらしいが、十分な資料が得られていないので確めるにいたらなかった。別な実験²⁾(第五図)から、この関数形は、一つの漸近線を S-N比 observability 曲線より得られる -3σ 値に、他の漸近線には最小限の判定所要時間を与えた双曲線を示す。また、長さや面積の構造の大きさが、判定時間にも影響する。眼の動く行程は、以前の学習知識を頼りに骨X線像を観察している事が明らかとなった。これらは、レントゲン診断判定の重要な資料となる。

第五図 マスキング効果による識別所要時間



最後に、視覚実験の際、被験者として御協力くださった東大医学部放射医学教室山内尚博士ならびに平松京一博士、また、御助勢くださったNHK放送科学基礎研究所視聴科学研究室渡部毅主任研究員ならびに長田昌次郎職員に深謝いたします。

文 献

- 1) 渡部他：NHK技術研究，Vol. 17. No1.6.4 (1965)。
- 2) 木下他：13回応物学会関係講演会予稿集
 " : 41年期写真学会主旨集。

質 問 討 論

菊地：アイカメラの解説は40年11月にある。

津田：駒数というのはフィルムの駒数か。

菊地：そうだ。

鳥生：雑音だけみせたとときの眼の動きについての解析はあるのか。

菊地：ない。

津田：モニターそのままか。眼の動きがとぶのは24駒のせいではないか。

菊地：モニターそのまま、24駒のせいではない。絵ではなく字の場合0.4 sec位で動く。これは6~8駒に相当する。24駒は残像に関係し像のうごいていない場合、次のベクトルを決める時間が0.4

sec 位かかるのではないか。

鳥生：雑音の種類に影響うけないか。

菊地：ないと思う。予備知識の方が効くのではないか。

ブラウン管の像はもっとよいがキネレコ撮りのため悪くなっている。

土井：教育効果については像の出現をランダムにする必要はないか。

菊地：ランダムにする必要があり、行ってはいるがフライングスポットに入るのが8枚しか入らないので問題がある。4組しか行なえないことになる。

第5章 X線像の雑音(II) —正規分布型雑音チャートによる骨X線像の

S/N と一様分布型雑音チャートとの比較— (6-4)(7-2)(8-5)

東京大学医学部放射線医学教室 講師 竹中栄一

NHK放送科学基礎研究所物理研究室 主任研究員 木下幸次郎

研究員 佐藤英久・菊地緑彦

§1. 序言

1950年来蛍光増倍管の進歩に伴い、レントゲンテレビ・レントゲン映画が臨床医学の分野でルチンに使用される様になった。それらは構成要素がX線管、蛍光増倍管、レンズ系、TV系と極めて複雑でその画質も未だ十分でない。近來光学の方面でレンズ設計評価や画像評価に情報理論が応用されている。放射線医学領域でも数年前著者の一人がXTV画像評価につきフーリエ解析による取扱いを来してから盛となり⁵⁾従來のコントラスト、鮮鋭度による評価を更新している。

併し未だX線管焦点や増感紙の取扱いが漸く盛んな程度でX線撮影系における原像より取り出しうる最大情報量を決定するのに最も大きな影響を与えるものの一つである雑音については何ら解析されていない。X線系における雑音源として次の様なものが考えられる。

- X線管
 - 対陰極(表面の粗さ, 回転系の振動, 傾斜角の振動)
 - 電子ビーム
 - ハム(管電圧, フィラメント電流)
 - ビームノイズ, shotnoise
 - X線ビーム……(電子ビームの雑音, 変換雑音)
- 被写体……散乱, 組織間の干渉, 不規則な運動, 焦点・被写体・フィルム間距離
- 増感紙及びフィルム………蛍光の時間的変動, 両面蛍光板のときの粒子の空間的分布の空間的干渉
- 附属装置……(フィルター, 絞, グリッド, カセット)

などあり極めて複雑である。著者らは最終像たるフィルムについて増感紙の有無, 片面フィルム, 両面フィルムについて粒度と濃度, ミクロフォトメーターのオーバーチャ・サイズと S/N との関係, S/N の改善率, X線管焦点の周波数特性(画角特性を含む)などについてすでに報告した⁴⁾。

さて被写体の情報と上記の個々の雑音は集積されて最終的にフィルムに再現されている。即ち銀粒子より大きな雑音は普通の画像の如くフィルムに再現され, それに加えるに, フィルム像の構成要素たる銀粒子の無作意の集合の局所の変動として雑音が存在している。X線撮影系においても, 普通の写真系と同様にその情報を運びうる限界にはフィルムの粗さ即ち粒状性が大いに関係している。X線写真でもXTVにても上記雑音については, 条件を一定にしても再現性は極めて悪く, 1回実験する毎に雑意の“ σ ”(標準偏差), “ μ ”(平均値), “R”(連)の平均値 $\bar{x} = E\{Rn\}$ を調べる必要がある。併しこれは実際問題として極めて不便なので具体的に粒状性を解析するモデルとして Random noise chart を用いた。これには次の利点がある。

- (1) 雑音の再現性が十分良い。
- (2) 統計的な分布関数が明らかである。

即ち, 統計的一様分布に基いて木下らの試作せる Optical noise source としての Random noise chart¹⁾⁷⁾(一様分布と正規分布)を極めて鮮鋭な骨X線像スライドに重複投影し, フィルムの信号エネルギー対雑音エネルギー比(所謂 S/N)を計算し, それと視察能との関係を調べ, 雑音の分

布形式の差を比較した。これは普通X線診断の基礎として上記の各種要素に基く雑音又は Background ともいえるものの影響を物理的及び心理的に評価するものであり、XTVやX-cine における画像評価及び定量的X線診断の基礎として不可欠である。

§ 2 雑音スライド¹⁾

2-1 一様分布型雑音チャート(⊖と略す)

雑音スライドに使用したランダムチャートの統計的分布をきわめるために北川の乱数表²⁾を用いた。これは変数 x の生ずる確率を $f(x) \cdot dx$ とすれば、Fig. 1の1の様な分布関数で作られている。一様分布のときは一様乱数の数列 $\{x_i\}$ の x_i に対して偶数なら“1”，奇数なら“0”と変形して規格化数列を用い，“0”なら黒紙，“1”なら白紙を基盤目に区切られた平面の一端から貼布して行けばできる。一次元一様分布チャートの σ ， \bar{x} の収束性はやや悪いが，要素が200個以上なら使用可能である。本チャートは300×300個で投影スクリーン面上約11×11cm²の広さの範囲に分布している。即ち，3個/1mmである。(Fig. 2 Uniform type)。

Fig. 1

Random Chart

1) Uniform distribution

$$f(x) = \frac{1}{B-A}, \quad A \leq x \leq B, \quad A < B$$

$$\mu = \frac{A+B}{2}, \quad \sigma^2 = \frac{(B-A)^2}{12}$$

2) β type distribution

$$f(x) = \frac{x^{p-1}(1-x)^{q-1}}{B(p, q)}, \quad 0 \leq x \leq 1$$

$$\mu = \frac{p}{p+q}, \quad \sigma^2 = \frac{pq}{(p+q)^2(p+q+1)}$$

3) Normal distribution

$$f(x) = \frac{\exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)}{\sqrt{2\pi}\sigma}, \quad -\infty < x < \infty$$

μ : mean value

σ : root mean square value

$$B(p, q) = \int_0^1 x^{p-1}(1-x)^{q-1} dx \quad (\beta \text{ Function})$$

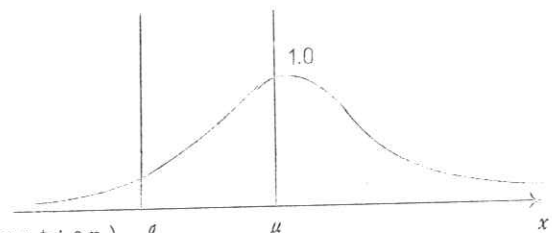
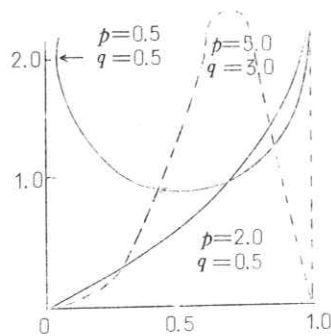
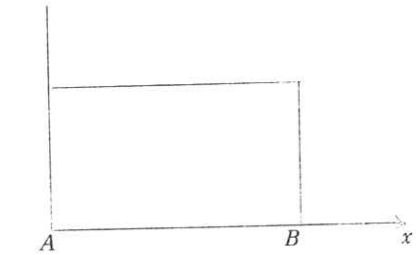
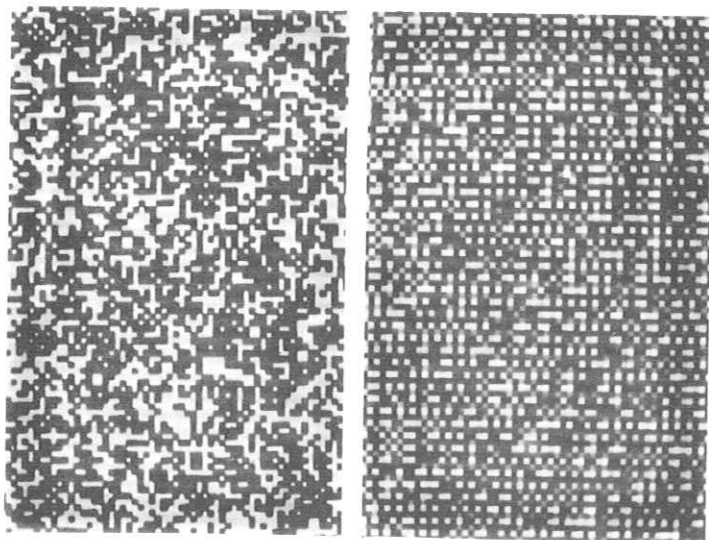


Fig. 2 ランダム雑音チャート



a) Uniform Type

b) Normal Type

Fig. 3

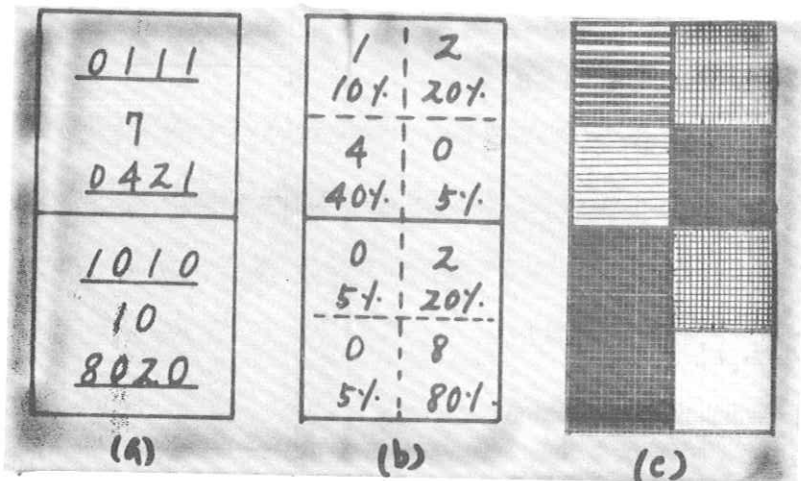


Fig. 3 How to Make up a Random Noise Chart of "Normal" Type

- a) The 7 or 10 in decimal is 0111 or 1010 in binary system; these figures correspond to 0421 or 8020 in decimal numerals.
- b) Paper reflection of 80%, 40%, 20%, 10% and 5% correspond to 8, 4, 2, 1, and 0 in the set order : In upper enclosure, 5%, 40%, 20% and 10% to 0 4 2 1.
- c) Affixed paper with each reflection.

2-2 正規分布型雑音チャート (㊦) と略す)

所謂正規分布に基づく雑音チャートを使用した。変数 x の存在確率を $f(x)dx$ とすると (Fig. 1の2),

$$f(x) = \frac{\exp\left\{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right\}}{\sqrt{2\pi} \sigma} \quad (1)$$

μ : mean value

σ : root mean square value

となり、変数が $-\infty < x < \infty$ なのでこれを常に変域が有限である写真系に対応させるために、北川の乱数表²⁾における全数を正に書き直し、更に0~1内に規格化した数列を作り、これを16等分し、2進法4桁で表示させた。そして0~15迄に対応させて表示された4桁の進法表示数について、各桁に零の数があれば反射率5%の色紙を、1桁目、2桁目、3桁目、4桁目が夫々1ならば、夫々10%、20%、40%、80%反射率の色紙を、各数字について4枚づつあるのでその4枚を4角に凡て同一順序で貼布並べた。例えば規格化数列には対する数字が10進法で10ならば、2進法で(1010)となるから、上述の様に対応する色紙(80%、5%、20%、5%)を図の様に4枚づつ一組づつにして並べたものである (Fig. 2b, Fig. 3)。

規格化数列の収束性は一様分布よりも正規分布の方が良いが、実効値は小さい。実効値の大きな粒状性モデルは収束性の悪い一様分布の方が良い。本チャートにてスライド上の要素数は60×60個(4枚構成)が11×11 cm²の投影スクリーン上に分布している。即ち、0.5 lines/mm である。は一定である。

2-3 信号対雑音化の計算

a) S/N の算出式

実験中にスクリーンに生ずる信号対雑音比は次の様にして計算した。

$$(S/N) = 10 \log_{10} \frac{I_S}{I_n} = 10 \log_{10} \frac{S_t}{N_t} + 10 \log_{10} \frac{I_1}{I_2} \quad (2)$$

但し I_S : 骨スライドの照度 (投影面上), $I_S = S_t \times I_2$ }

I_n : 雑音スライドの照度 ("), $I_n = N_t \times I_1$ }

S_t : 骨スライドの透過率

N_t : 雑音スライドの平均透過率

I_1 : 投影プロジェクターにて骨スライド入れないときの照度

I_2 : 同じく雑音スライドを入れないときの照度

(2) から S/N は夫々のスライドの透過率が一定でも投影用スライドの照度を変えて広い範囲に應用できる。

骨スライドの透過率は黒化度から計算した。(Fig. 7~Fig. 14)に図示してある。雑音チャートの透過率は㊦は35%、㊦は0.24%である。

b) 信号の存在する広さ又は長さの領域による補正

上記 S/N は物理的 S/N であるが、我々が平面上の被写体像を捜し求める場合は眼球は求める点の近

くを走査すると考えられているので、信号対雑音比の走査に対する補正を入れることができる。この補正係数については別に報告する⁶⁾が、信号の存在する領域を長さ l 又は面積 S で示すとこれらの補正は近似的に $\sqrt{l/h_l}$ 又は $\sqrt{S/h_S}$ であることは容易に求められる。但し h_l, h_S は夫々長さ及び面積の補正係数である。これから面積 $S \text{ cm}^2$ 、長さ $l \text{ cm}$ による補正は次の如くである。

$$(S/N)_S = 10 \log_{10} \sqrt{\frac{S}{h_S}} + (S/N) \quad (3)$$

$$(S/N)_l = 10 \log_{10} \sqrt{\frac{l}{h_l}} + (S/N) \quad (4)$$

c) S/N の計算例 (Fig. 9)

第五問の中硬脳膜動静脈圧痕について第9図に示すマイクロフォトメーターの曲線から(1)式による計算を示す。

$$\text{周辺との黒化度差} = 0.64 - 0.73$$

之を計算すると

$$\text{周辺との透過率差} = 22.91 - 18.62 = 4.29\%$$

これは(1)式の S_t に相当する。また

$$N_t = 35\% \quad (\ominus \text{の平均透過率の実測値})$$

$$I_1 = 30 \text{ lx} \quad (\text{Table 1})$$

$$I_2 = 3 \text{ lx}$$

故に(1)式から

$$(S/N) = 10 \log_{10} \frac{4.29}{35} + 10 \log_{10} \frac{30}{3} = 0.9 \text{ dB}$$

またこの時ランダムチャードで n ヶ/mmの雑音があるとすると30mmの長さの範囲では

$$\sqrt{30/h_l} \times n \text{ 個}$$

の雑音があることになる。又その間の信号数を $S \text{ bits/mm}$ とすると長さ30mmの範囲では

$$(30/h_l) \times S \text{ bits}$$

となる。但しbitは最小情報量の単位であり、 n は本例で約3.6bitであるから上記計算例で S は約3.6bitsとなる。

3)式から求める (S/N) は次式で与えられる。

$$(S/N)_l = 10 \log_{10} \sqrt{\frac{30}{h_l}} + (S/N)$$

但し $h_l = 1$ として計算してある。すなわち

$$(S/N)_l = 7.3 \text{ dB} + (S/N)$$

$(S/N)_l$ をeffective S/N として示した。

d) 一様分布と正規分布との S/N 計算上の差
ある観察点Aの透過率 $x\%$ のとき、骨スライドの明るさと雑音スライドの明るさが、一様分布のときの

条件と正規分布の条件の範囲内で、 S/N -observability 曲線がそれぞれ 20% observable S/N と 80% observable S/N の範囲(后述)にわたって書き得ている場合、両雑音チャートによる S/N の差は骨スライドの倍率 0.73 のとき、信号スライドの明るさは $8lx$ (正規), $30lx$ (一樣)であり、雑音スライドの明るさは (Table 1)

“正規”のとき $23.5 lx \sim 235 lx$
 “一樣”のとき $3 lx \sim 18 lx$

であり、夫々の平均透過率は 0.24%, 35% であるのでA点における(⊖)と(⊕)を使用したときの計算上の S/N の差は(1)式から

$$\begin{aligned} \Delta(S/N) &= (S/N)_{\oplus} - (S/N)_{\ominus} \\ &= \Delta(I_1 S' \rho) - \Delta(N_t I_2) \\ &= 10 \log 8x - 10 \log 0.24 \times (23.5 \sim 235) \\ &\quad - \{ 10 \log 30x - 10 \log 35 (3 \sim 18) \} \\ &= -5.8 dB \sim (12.7 \sim 10.5) dB \\ &= 7 \sim 5 dB \end{aligned}$$

即ち(⊕)のときは(⊖)のときより実験条件の差のみで $7 \sim 5 dB$ S/N が悪くなっている。

§ 3. 実験装置及び条件

3-1 骨スライドと雑音スライドの明るさと大きさ

Fig. 4 の様に2つのプロジェクターIとIIから夫々雑音スライドとX線像スライドをスクリーンSに半透明鏡を介して重複投影し、X線像スライドの明るさと大きさ及び雑音スライドの明るさをかえて測定を行った(注1)(Table 1a, 1b)。

Fig. 4a

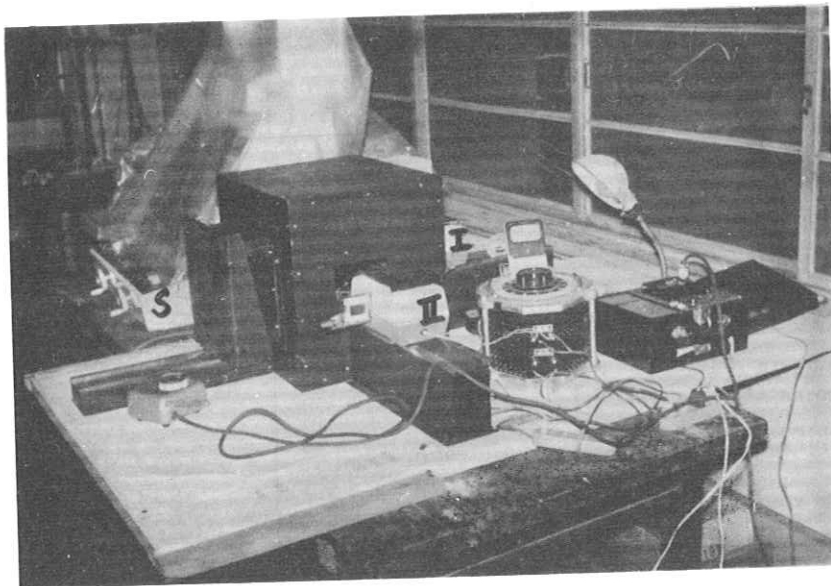


Fig. 4.b

Observer
A

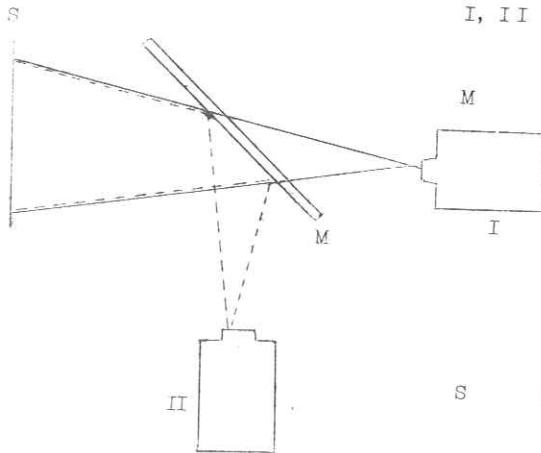


Fig. 4.b Experimental Apparatus

- I, II : Walz' s Family Slide Projector.
- M : Semi-transparent mirror, coated with antireflection metal membran (reflection 30 %, transmission 30 %).
- S : Screen glass (#1000) 200×200mm².

Table 1a Illumination Ratio of Bone Slide to Random Noise Slide of "Normal" Type

Illumination of bone Slide \ Illumination of random noise slide	8 lx Mag. rat. =0.73	14 lx Mag. rat. =0.55
	23.5 lx	-4.67 dB
58.75 "	-8.65 "	-6.22 "
117.5 "	-11.66 "	-9.23 "
235 "	-14.66 "	-12.24 "

Table 1.b Illumination Ratio and signal-to-Noise Ratio of Bone Slide to Random Noise Slide of "Uniform" Type

Illumination of bone slide \ Illumination of random noise slide	30 lx Mag. ratio 0.73	50 lx Mag. ratio 0.55
	3 lx	10.0 dB
7 "	6.32 "	8.54 "
15 "	3.01 "	5.23 "
18 "	2.21 "	4.43 "

雑音スライドの明るさは電源電圧で表わすと、60, 80, 90, 100V, で行った。(註1)㊟の平均透過率 35% と高く, 明るすぎるので, 1/10 Neutral filter を使用した。㊟は平均透過率 0.24% と低い。雑音エネルギーは電源電圧一定で透過率 1/2, 1/4, 1/10 Neutral filter で変化させたので㊟ではスクリーン上の色温度は一定である。(Fig. 5a, 5b)。
骨X線像スライドの明るさは電源電圧でいうと 90~95V である。又その倍率は原X線フィルムに対する倍率である。

注1. ㊟の雑音スライドで Projector の電圧を変えたときスクリーン上の色温度の変化は約 3400°K から約 3200°K で, 主宰波長の変化は約 10 μ 以内であり, 之は比視感度曲線上で約 10% の変化, 即ち S/Nで最大約 0.5 dB の変化であるので無視した。

注2. 雑音チャートは要素の大きさ最小のものを本装置で最小になる様に投影した。普通X線写真のノイズと比べると大きい, XTVのノイズと同じ位である。故に本実験では雑音の Spatial frequency は一定である。又 S/N-observability 曲線を描きうるということ, 画像の大きさの制限, 電源電圧の制限などで明るさの条件は Table 1 の様になり, 選択の範囲が極めて狭くなる。

3-2 X線像スライド

使用した骨X線像のスライドは次の条件で撮影したので, 普通X線写真やXTV像と比べその雑音は無視できる。即ち人体の頭蓋骨, 大腿骨, 腰椎を Kodak AA (工業用ノンスクリーン) でX線管電圧 70kvp, 管電流 100mA 焦点フィルム間距離 100cm, 1.5秒曝射, Konidol 現像液 20°C, 4分現像, 35mm Fuji Fine Grain Rositive Film に Kendol 様 硬調現像液で 20°C, 2分の条件で縮写した。

Fig. 5.a

3-3 その他

観察面の明るさ及び部屋の明るさは東芝 LD-I-A 光電管照度計で測定した。観察室の明るさは 1 lx 以下である。

- ・スクリーン用ガラスの細かさ

1000

- ・骨スライドの黒化度の測定

ナルミ製 250型 ミクロフォトメーターを使用, アパーチャ 10 μ ×10 μ で試料速度 14/3 mm/分, 紙速度 140/3 mm/分,

- ・観察者 医師 10人

・観察対象 Table II の通りで正常像で解剖学的に分り易く, 雑音スライドを重複投影しないとき誤認することはない。

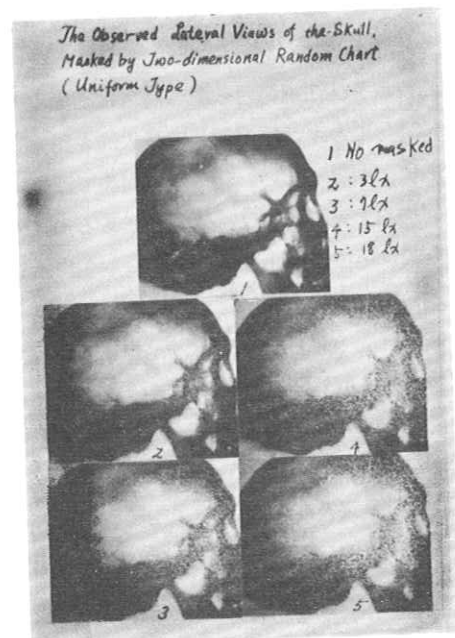
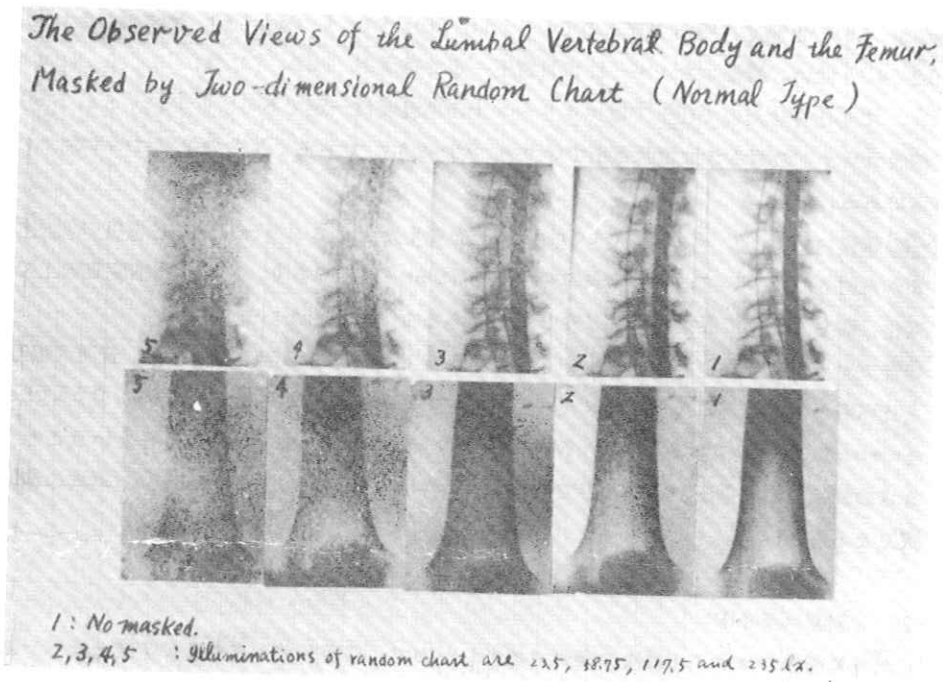


Fig. 5.b



その他の骨についても之より類推可能であろう。

・観察距離及び質問順位…距離はスクリーン対角線の5倍, 75 cm, 雑音スライドをマスクしない方から雑音エネルギーを順次増加して測定した。一部の人で逆の順次で質問すると 625 個の返答中 3 個異なった。エネルギーを変化させたとき本実験に用いた最小の一段階のみ質問に対する Yes, 又は No, が異なり, それ以上ズレなかった。

・注視点及び注視範囲…眼の高さは画面中央, 注視点の移動は乳突峰高と蝶形骨の距離が約 6 cm, 視角で $4^{\circ} 25'$ であり, 観察対象中最大は大腿骨 (S/N 低すぎて測定不能) を除けば, 両側顆でも視角 3° 以内であり, 問題はない。⁹⁾ 他の対象では更に小である。注視点については雑音を加えたときと加えないときで同一点を見ていると仮定してあるが, 果してそうなのかどうか? 又信号の存在する範囲でその広さや長さについての補正を (2-3-b) に示したが, この注視点については Eye camera を用いた結果を追って報告する。⁶⁾

・観察時間…雑音を加えないときと雑音エネルギーを4段階に変えたときにつき 25 対象について夫々10回ずつ 250 回質問した。全質時間は 30~45 分である。1回, 6~10 秒であり, 被験者が観察して確定に要する時間が 3 秒とすると別のパターン測定のデータに近い時間である。⁶⁾

§ 4. 測定結果及び考案

4-1 S/N-observability 曲線の性状について

25 項目について “.....を観察しようか?” の質問に対して “観察しよう” “観察し得ると思う” “観

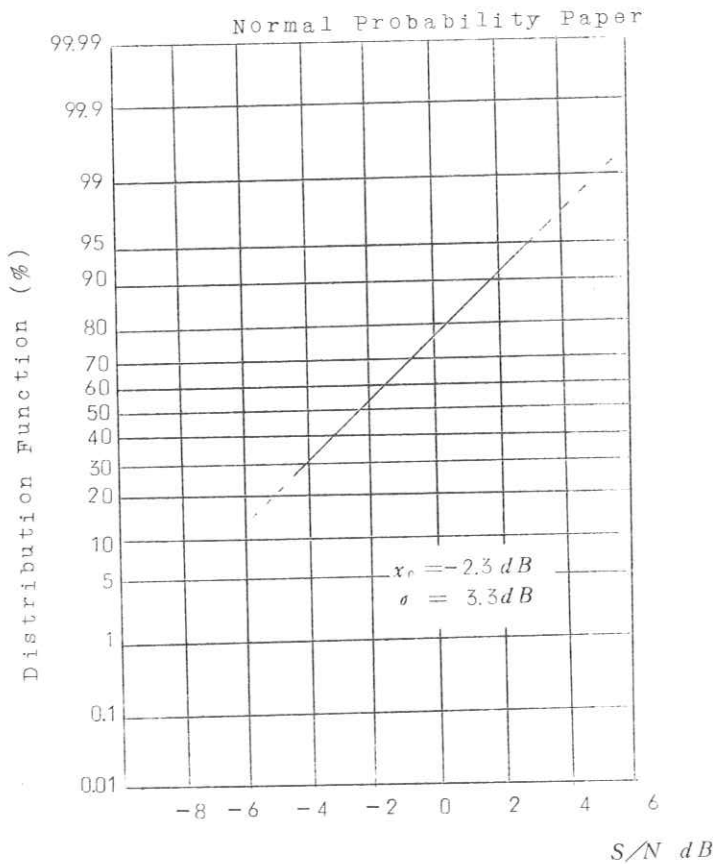
察できない"の3返答に限定し、30秒以上かかるものは出来ないと考えた。夫々の返答を、1, 0.5, 0, の返答数として10人中の返答率を求め、そのときの S/N を計算し、夫々 y軸に返答率, x軸に S/N をとり S/N observability 曲線を描き、之を正規確率紙にプロットすると Fig. 6 の通りで次式を得る。8)3)

$$\Phi(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}\sigma} \int_0^x \exp\left\{-\left(\frac{x-x_0}{\sigma}\right)^2\right\} dx$$

ここに $\Phi(x)$ は分布函数, x は S/N (ジシベル), x_0 は x の平均値, σ は標準偏差である。

Fig. 6

The Statistical Distribution of Maximum to Minimum Signal-to-Noise Ratio for the 6th Inquiry. when using a Random Chart of Normal Type



図から $x_0 = -2.3 \text{ dB}$, $\sigma = 3.3 \text{ dB}$, 80% observable S/N 0.5dB をうる。この S/N と返答率は正規分布をなしていることが分る。ⒶのときはⒷのときより正規性が良い。各項目についてⒶⒷとも凡て正規分布をなしていると考えてよい。各項目について上図から 50% observable S/N , 80% observable S/N , 99% observable S/N , σ (以下 50% obs., 80% obs., 99% obs. と略す) を求め、更に 2-3) による S/N の補正はⒷのときもⒶのときも同様にしようと考え、之を Effective S/N として示した。

(以下○印内の数字は Table II の観察項目についての質問順位を示す。又主として骨 X 線像の倍率 0.73, 明るさは 30 lx (Ⓑのとき), 8 lx (Ⓐのとき) の場合につき, 80% obs. について述べる)

4-2 頭蓋骨について

① 脳下垂体窩について

前壁, 后壁の黒化度が夫々 1.73, 1.20 であり, この窩の周囲の濃度分布の長さが大凡 3:1 なので透過率に直して加重平均した。② 脳下垂体窩の計測については相加平均した。②の 80% obs. は, ⒶⒶとも骨梁以外で最高である。

④ 骨縫合, ⑤ 中硬脳膜動静脈の圧痕について

Pterion (蝶形骨大翼后上頂部) に限定して質問した。Ⓑで④⑤とも 80% obs. は角値であるが, スクリーン上, Pterion 部の長さ約 3cm なので 2-3) 式を用い補正すると, Effective S/N は相対的に高いグループになる。④はジグザグと噛合っているので, ④の 4 倍以上と考え補正した。ⒷとⒶの 80% obs. の差は④, ⑤とも 2-3-c) の標準差より 1dB 以上大である。Effective 80% obs. はⒷよりⒶの方が相対的により高くなっている。

(Fig. 8, Fig. 9)

⑥ 乳突蜂巣について

黒化度分布測定では偽周期構造をしているので, Physical S/N は 7 ケの平均をとって計算した。併し Effective S/N の算出には 7 ケ全部見ていると考え 7 倍した。Ⓑで Physical S/N は低い, Effective

Fig. 7

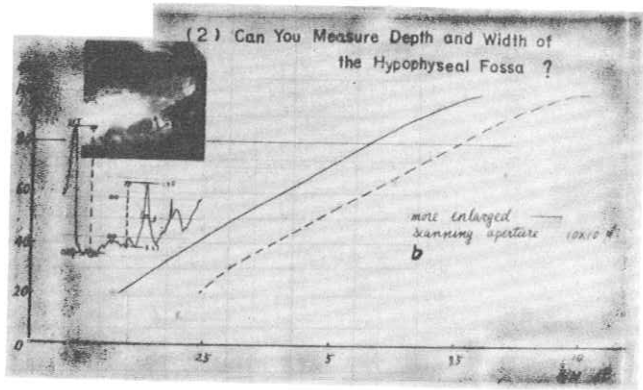
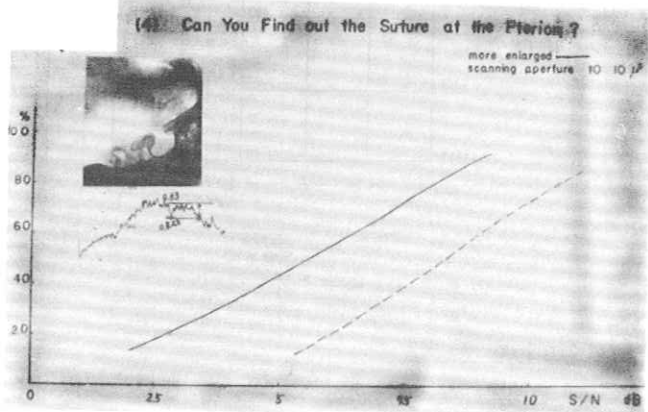


Fig. 8



S/N は比較の高い方に属する。
 (正)では Physical S/N 0.5 dB, Effective S/N 4.7 dB であり、共に最低である。(一)と(正)の80% obs.の差1.1dBは(正)の方が極めて見易い事を示す、これは(一)(正)の雑音の分布型式に左右されず、蜂窩性の特殊性を示すと考えられる。

(Fig. 10)

- ⑦ 蝶形骨洞,
- ⑧ 上顎洞について

(一)で⑧は-3.8 dB と低い。
 ⑦との面積比 1 : 6.2 で補正すると、0.2 dB となり、⑦の0.6 dB に近い値となる。(一)と(正)の差も、σも⑦と⑧は同様な値である。かつ解剖学的にも同一構造故、面積比の補正は妥当である。

- ⑨ 下顎枝,
- ⑩ 后頭骨の骨抜の2層性

⑨は雑音最大ときでも、100% observable であり、⑩は雑音なくても 100% observable なので 80% obs. など求められぬ。

4-3 大腿骨について

- (12) 大腿骨両側顆について

観察範囲は解剖学的両側顆と厳密に一致しないが、標本の固定具の関係でやむを得ない。(6)(8)(18) 膝蓋骨などと同様に Physical S/N の低いグループである。Effective S/N は両側性ということで2倍した。(一)と(正)の80% obs. 差 25dB は(6)について小さい値である。(正)でσの5.4dBは最大である。

- (18) 膝蓋骨について

80% obs. は(一)で -2.5dB, (正)で 2.8dB で両側顆との面積比で補正しても 1.3dB, 6.6dB で S/N の低いグループである。(一), (正)でも同一傾向である。

- (15)(16)(17) 大腿骨中央, 顆上部, 膝蓋骨と重なった部分の骨梁構造について

(一)で(16)のみ, (正)で(16)(17)のみ測定可能であった。他は雑音ないときでも、100% observable でなく、最小雑音で 10~20% observable に低下する。(16)は(一)で80% obs. が 6.1dB, (正)

Fig. 9

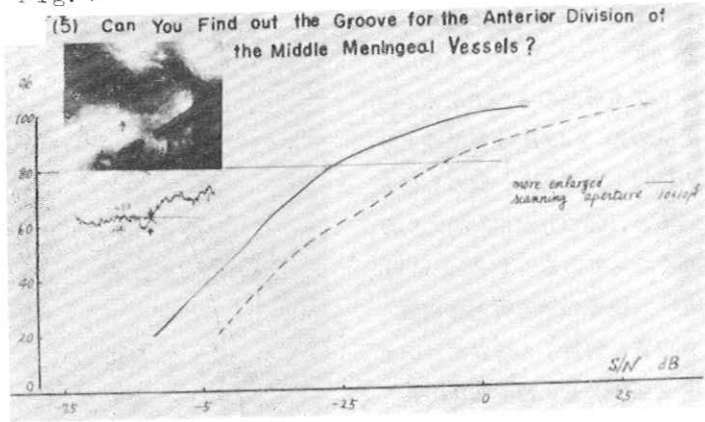
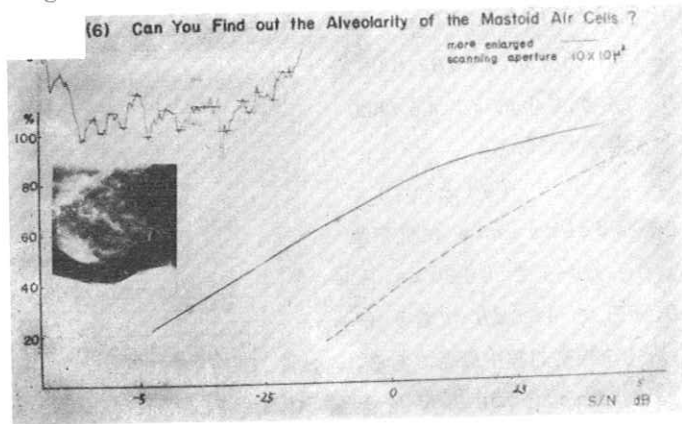


Fig. 10



で 15.5 dB であり、(⊖)(⊕)とも全観察対象中最高である。かつ、Effective S/N を含んで比較しても最高の1つである。(⊖)と(⊕)の差 9.4 dB は標準差より 2 dB 以上大であり、他のものと比べると、(⊕)の方が相対的に S/N が高くなっている。(Fig. 11)

(13)(14) 大腿骨の緻密質と海綿質(骨皮質と髄質)の境界について(中央部(13)と、類上部(14)) (⊕)で、80% obs. については、(⊖)のときほど差がない。即ち(⊖)では(13)が 2.5 dB, (14) 5.2 dB であり、(14)のσ、4.6 dB は全対象中最大である。

(Fig. 12)

20% observable に低下する。(16)は(⊖)で 80% obs. 6.1 dB, (⊕)で 15.5 dB であり、(⊖)(⊕)とも全観察対象中最高である。かつ Effective S/N を含んで比較しても最高の1つである。(⊖)と(⊕)の差 9.4 dB は標準差より 2 dB 以上大であり最も大なるものの一つである。

4-4 第二腰椎について

(⊖)のとき雑音エネルギーの範囲では 50% obs. は外れた。併し(⊕)では Fig. 19 の如く、S/N observability 曲線は相似性高く、σも 2.0~2.3 dB でバラツキ少く、80% obs. も 6.6~8.6 dB である。(⊖)で(20), (21), (22) はともに角値をとる。(23) 上関節突起と(19)(20)(21)(22)と

Fig. 11

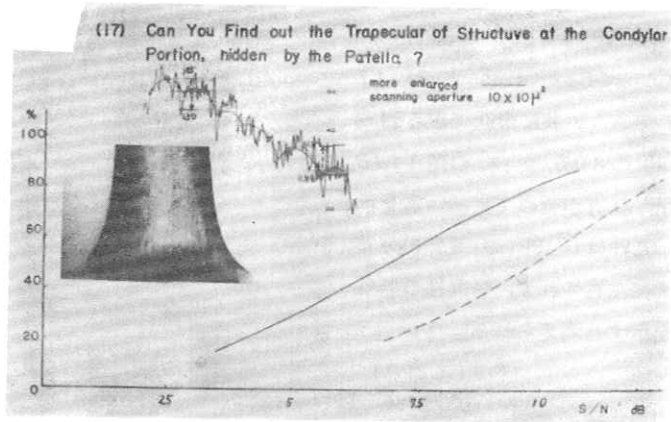


Fig. 12

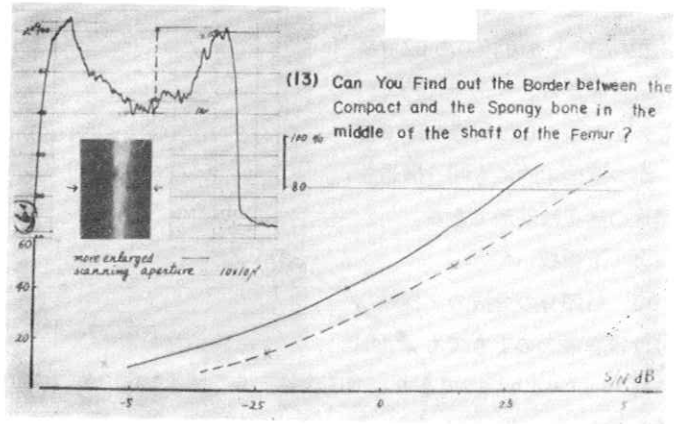
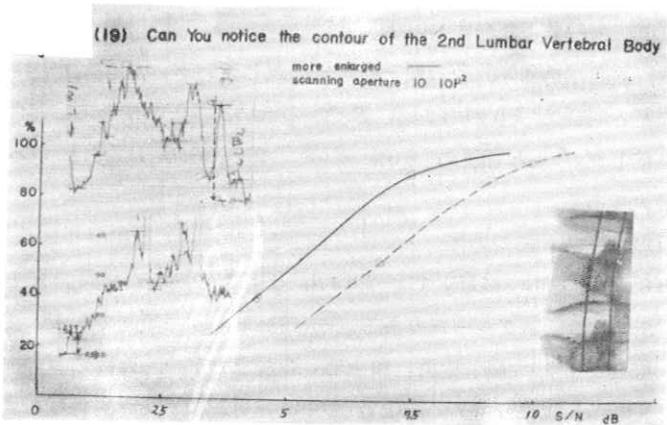


Fig. 13



の面積比 28:5.4:3.0:2.3 で補正した。Effective S/N については(一)のときより(正)のときの方がやや S/Nが高い。(一)と(正)との 80% obs. の差は(20)(21)(22)とも標準差より大であった。

(19) 第二腰椎体について

上縁, 下縁, 側縁について平均した。(一)では雑音最大でも 100% observable だったが,(正)では各 S/N は求めることができた。(Fig. 13)

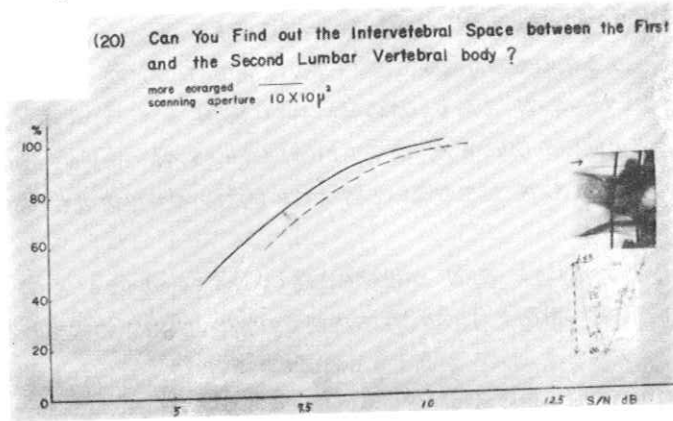
(20) 椎間について(第一, 第二腰椎体椎間)

(一)のとき S/N observability 曲線のバラツキ大で,(正)で倍率と明るさを変えたとき, S/N-obs. 曲線上 80% obs. で 0.7dB しか異なる。倍率をかえたとき標準差より 1dB 以上小なるのは本対象のみである。前縁と后縁が重複している所としない所とあるので雑音でマスクしたとき注視点が変わるためかも知れない。(Fig. 14)

(21) 椎弓根について

Fig. 14

(一)で(23)との面積比でS/Nを補正しても 80% obs. が -2.5dB であり, やはり最低で Effective S/N で負値なのは之のみである。(一)と(正)の 80% obs. の差 11.4dB は全質問中最大である。(一)のとき負値でも observable なのは 2-3)の補正以外の補正が必要なのかもしれない。



(22) 突起について

(一),(正)とも Effective Physical とし S/N の低いグループに属し,(一)と(正)の 80% obs. の差も標準差より大きい。

(23) 上関節突起について

腰椎に関する対象中比較的 S/N が高い,(一)と(正)において Effective S/N 系列においては相対的に S/N が低くなる。

(24)(25) 椎体の骨梁構造について

雑音をマスクしないとき,(一)も(正)もともに 40~60% しか observable でなく, 求める S/N は出せない。(24)(25)について雑音ないとき(正)で, 倍率が 0.75 でも 0.55 でも observability で大差なく, 雑音マスクしたときも observability が一様に低下している。併し(一)では(24)の方が(25)より見難くなっている。

4-5 臨床的観察経験との対比(80dB obs.について)

観察対象につき Physical S/N 相互で, 又補正しうるものは補正した Effective S/N 系列及び補正し得ないものはそのまま含めて S/N の高さで順序付けたとき, 80% obs. の高低を相対的に比較した。臨床的相対的な観察の難易という主観的な表現を Effective S/N という客観的なもの

のに対応させた。

a) Physical S/N が低く, Effective S/N の高いもの

これに属するものは Pterion の範囲内での ④ 骨縫合, ⑤ 中硬脳膜動静脈圧痕が之に属し, 臨床的にこの範囲内では観察し難い。①, ② において ④ ⑤ ⑥ observability と Effective S/N の高さも同一傾向である。

b) Physical S/N が低く, Effective S/N が相対的に低いもの

⑧ 上顎洞, ⑩ 膝蓋骨, ⑫ 大腿骨両側類などが之に属し, 極めて observable である。⑨ 上顎枝, ⑪ 大腭骨体は S/N が低すぎて測定できない。之らは何れも ①, ② において観察し易い。併し ⑥, ⑦ 蝶形骨洞も b) グループに属するが, 観察し難い。即ち ① で ⑥ は Physical S/N は低く, やや Effective S/N が高く, ② では Physical S/N, Effective S/N とともに最低である。又 ① で ⑦ の Physical S/N, effective S/N とともに中間の高さであり, ② では Effective S/N が最低グループに属する。

腰椎に関する次のものも同様に観察し易い。正で ⑬ ⑭ ⑮ は中位の Physical S/N, やや高い Effective S/N であり, ⑯ の Physical S/N Effective S/N とともに中位の高さである。しかし ⑰ のとき ⑧ ⑩ などと同様に ⑭ ⑮ ⑯ は Effective S/N, Physical S/N とともに低い。② のとき Effective S/N がやや高いと言っても ④ ⑤ や骨梁構造 (⑩ ⑪ など) などと比べると S/N は低い。

c) Physical S/N が相対的に高く, Effective S/N も相対的に高いもの。

⑰ 脳下垂体窩の計測や ⑱ ⑲ ⑳ の大腿骨の骨梁, ㉑ ㉒ の腰椎の骨梁構造に関するものが之に属し, そのうちあるものは S/N が高すぎて測定できない。之らは何れも観察し難いが併し之に属すると思われるものの中, ⑰ 脳下垂体窩は観察し易い。之らは凡て ① のときと同様の傾向である。⑱ 骨皮質と髄質の境界は ② のとき Effective S/N はそれほど高くなく, またそれほど観察し難くない。

d) Physical S/N が高く, Effective S/N が相対的に低いもの,

⑳ トルコ鞍后壁突起, ㉑ 上関筋突起, ㉒ 骨皮質と髄質の境界が之に属し, 比較的観察し易い。㉓ は ㉑ ㉒ ほど観察し易くない。何れも ① のときと同様であるが, ① のときほど ② のときは Physical S/N は高くない。

以上のことから Effective S/N の高いものは臨床的相対的に観察し難く, Effective S/N の低いものは観察し易いといえる。併し ⑥ ⑦ は ② で Effective S/N が低い, 観察し難く, ① は S/N が高いが観察し易い。㉓ と ㉔ の間では S/N と observability が逆である。

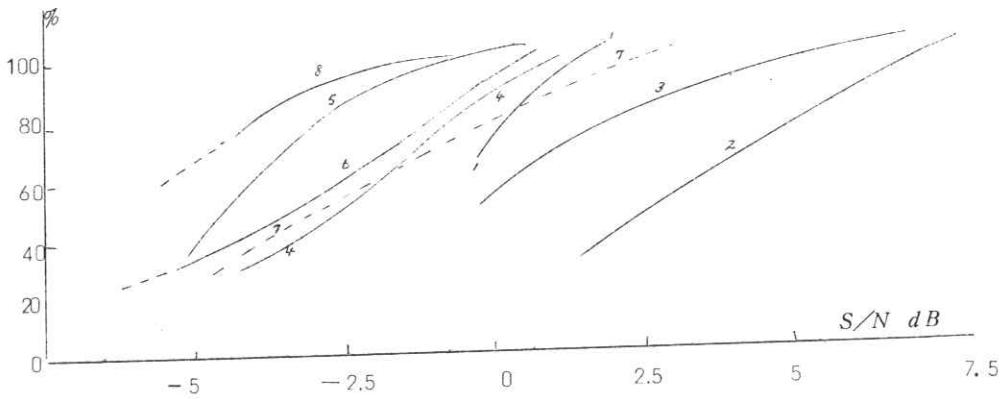
§ 5. 総括

骨 X 線像と統計的一様分布と正規分布に基いて作製された Random noise chart とをスクリーン上に重複投影し, S/N を測定し, S/N-observability 曲線を描き, 50% obs. 80% obs., 99% obs. を求めた。之らは面積, 長さ, 偽周期性構造や両側性などで補正して Effective S/N を求め, 更に拡大率が異なるときの 80% obs. の正規分布型雑音チャートと一様分布型雑音チャートのときの差を求め比較検討した。S/N-observability 曲線は正規分布に近い。此らの結果から複雑な正規分布型雑音チャートでなくとも, 一様分布型雑音チャートで X 線像については代用できる。

Fig. 7~14 S/N - observability 曲線

- Fig. 7 第 2 質問 : 一樣分布雑音チャート
- Fig. 8 第 4 質問 : 正規分布雑音チャート
- Fig. 9 第 5 質問 : 正規分布雑音チャート
- Fig. 10 第 6 質問 : 正規分布雑音チャート
- Fig. 11 第 17 質問 : 正規分布雑音チャート
- Fig. 12 第 13 質問 : 一樣分布雑音チャート
- Fig. 13 第 19 質問 : 正規分布雑音チャート
- Fig. 14 第 20 質問 : 正規分布雑音チャート

Fig. 15 S/N-Observability Curve about the Skull, when using a Random Chart of Uniform Type.



Magnification ratio of bone slide
Illumination " " "
" " random chart

Fig. 16 S/N-Observability Curve about the Femur, when using a Random Chart of Normal Type.

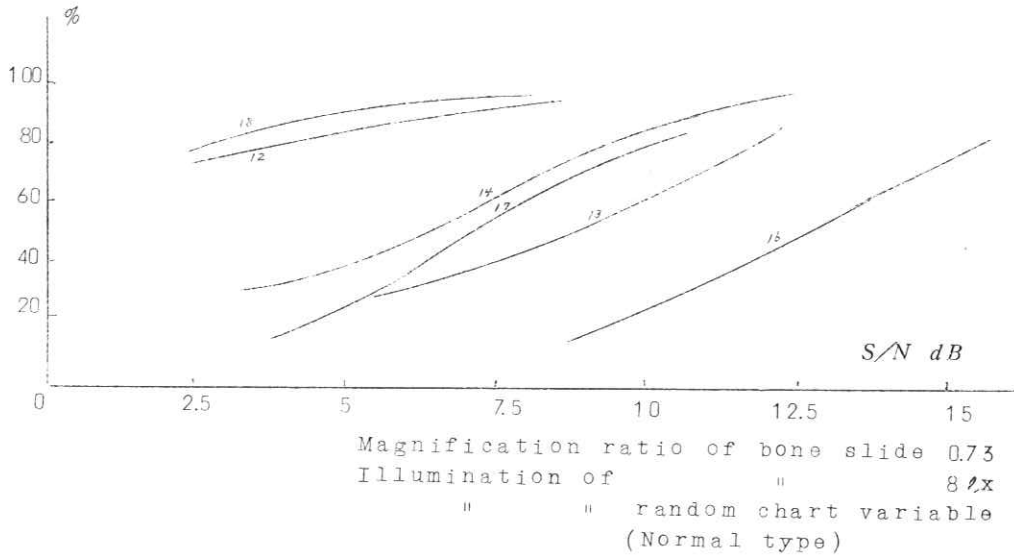


Table VI 臨床的観察の難易と S/N との関係

a) Physical S/N が低く Effective S/N の高いもの	骨縫合, 中硬脳膜動静脈圧痕	観察しにくい
b) Physical S/N が低く Effective S/N が相対的に低いもの	{ 上顎洞, 膝蓋骨, 大腿骨両側顆 上顎枝, 大腿骨体	観察しやすい
	腰椎体, 椎間, 椎弓根, 横突起	"
	乳突蜂窩, 蝶形骨洞	観察しにくい
c) Physical S/N が相対的に高く Effective S/N も相対的に高いもの	下垂体窩の計測, 骨梁構造	観察しにくい
d) Physical S/N が高く, Effective S/N が相対的に低いもの	トルコ鞍后壁突起, 上関節突起, 骨皮質と髓質との境	比較的 観察しやすい

以下重要な点を述べる(骨スライドの倍率 0.73 明るさ 8lx (⊕ のとき), 30lx (⊖ のとき)に
つき)。

(1) 全観察項目について 80% obs. の最大と最小の差は⊕で 15dB , ⊖で 11.5dB である。
大腿骨では⊕で 12.5dB , ⊖で 8.5dB であり, 腰椎では⊖で 8dB だが, ⊕では 2dB と
極めて狭い。頭蓋骨では⊖⊕とも 11dB である。(Fig. 17, 18.)

(2) 80% obs. で S/N の高さで順序付けて並べたとき, ⊕と⊖で順位で5以上異なるものは
⑥ 乳突峰巣, ⑫ 大腿骨両側顆, ⑳ 椎弓根である。

(3) σ は⊕で $2.0\sim 5.4\text{dB}$ で, ⊖と同様である。⊕で⑫ ⑬ 膝蓋骨, ⑬ 骨皮質と髓質の境, ⊖で
⑬ のみが 4dB 以上である。腰椎については⊕で $2.0\sim 2.3\text{dB}$ で極めてせまい。80% obs. を
中心として曲線の形状を分けると, ⊖で2群, ⊕で3群に分れる。⊕と⊖で相関はない。

(Fig. 19, 20)

(4) 50% obs. では⊕ 19ケ中 3ケ (⑥⑬⑫), ⊖で 17ケ中 11ケが負値である。⊕で
 $-2.3\sim 12.4\text{dB}$, ⊖で $-8.0\sim 4.4\text{dB}$ の範囲である。

(5) 80% obs. では⊕で $0.5\sim 15.5\text{dB}$, ⊖で $-4.9\sim 6.0\text{dB}$ で, 面積比, 長さ, 両側性, 偽周
期性構造で補正した。Effective S/N で⊕のとき $4.7\sim 18.0\text{dB}$, ⊖のとき $-2.5\sim 9.6\text{dB}$ で
ある。最高グループは⊖で⑭ 5.2dB , ② 5.7dB , ⑯ 6.1dB , ⊕でも②⑭⑯⑰で $9.5\sim$
 15.5dB である。⊖で最低グループは㉑, ⑧, ⑱, ㉒, ⑤で $-4.9\sim 1.0\text{dB}$ であり, ㉑は補正
しても -2.5dB である。⊕で最低グループは, ⑥, ⑧, ⑱, ⑫で $0.5\sim 5.0\text{dB}$ である。⊖と
⊕の相関は Physical 80% obs. で 0.697 (1% 有意差) であり, Effective 80
% obs. で 0.71 (1.1 有意差) である。

(6) 99% obs. では⊕で $7.6\sim 23.2\text{dB}$, ⊖で $1.7\sim 15.1\text{dB}$ であり, ⊖との相関は 0.645 (1
% 有意差) である。

(7) 骨スライドの倍率と明るさをかえたとき, ⊕で標準差 2.5dB より, 1dB 以上大なるものは③
⑱ であり, ⊖で標準差 2.2dB より, 1dB 以上大なるものは⑫⑭ であり⊕でその差が 1dB
より小なるものは㉑ であり, ⊖では差が 1dB より小なるものはない。⊖と⊕に相関はない。

(8) 80% obs. について⊖と⊕の標準差 $5\sim 7\text{dB}$ より 1dB 以上即ち 8dB 以上差があるの
は① 脳下垂体窩, ④ 骨縫合, ⑤ 中硬脳膜動静脈の圧痕, ⑯ 骨梁構造, ㉑ 椎間, ㉑ 椎弓根,
㉒ 横突起であり, 4dB 以下の差のものは⑥ 乳突峰窩, ⑫ 大腿骨両側顆であり, 雑音の分布型と
関係するものと関係しないものとあるのを示す。

(9) ⊖と⊕との 80% obs. の相関関係は上の様に有意差があり, その回帰曲線は

$$y = 0.657x - 4.16$$

但し, y は⊕の S/N , x は⊖の S/N であり, 曲線の廻りの x に対する y の標準偏差は
 $\pm 2.44\text{dB}$ であり, 回帰係数の標準偏差は ± 0.175 である。

(10) Physical S/N の高低は必ずしも臨床的経験との観察の難易と比例しないが, 面積, 長さ, 両
側性, 偽周期性などで補正した Effective S/N では S/N の高いものは観察し難く, S/N の
低いものは観察し易い。即ち主観的な観察の難易は客観的な Effective S/N で対応させ評価で
きる。但し 2, 3 の例外がある。

Table V Correlation between Some Observable Signal-to-Noise Ratios by a Random Noise Chart of "Normal" Type and Those by a Random Noise Chart of "Uniform" Type.

	80% observable S/N	Effective 80% observable S/N	99% observable S/N
Correlation coefficient about all the bone	0.697°	0.71°	0.645°
Regression line	$y=0.657X-4.16$	$y=0.54X-2.03$	$y=0.685X-2.72$
Standard deviation of y to x around regression line	±2.44	±2.13	±3.20
Standard error of regression coefficient	±0.18	±0.14	±0.21

y: Signal-to-noise ratio in a random noise chart of normal type (dB)

§ 6. 結 論

頭蓋骨、大腿骨、腰椎の極めて鮮鋭な骨 X 線像スライドと統計的一様分布及び正規分布に基いて作られた雑音スライドをスクリーン上に重複投影し、S/N を測定し、S/N observability 曲線を描き 80% observable S/N などを求め、両者について比較検討した。S/N-observability 曲線は正規分布をなし、一様分布型と正規分布型とでは后者が 5~7dB 以上 S/N が高い。又主観的臨床的観察の難易は Physical S/N の補正された Effective S/N の高低と良く対応しており、主観的評価を客観的評価で表現することができる。

文 献

1. 菊地緑彦: NHK 技術月報 8: p689. 1965
2. 北川敏男, 増山元三郎編: 統計数値表. 河出書房, 1952.
3. 統計学辞典 p. 863, 東洋経済新報社. 1964.
4. 竹中英一, 高橋照彦, 木下幸次郎, 佐藤英久, 菊地緑彦, 第 12 回応用物理連合会予稿集 1965.
5. 宮川正, 田坂皓, 竹中英一, X 線機能所断班会議資料 37-2-2, 1961.
6. 木下幸次郎, 佐藤英久, 渡辺毅, 菊地緑彦, 竹中英一, 第 13 回応用物理連合会予稿集 1966.
7. Kojiro Kinoshita Jap. J. Applied Physics 4 suppl 1: p215. 1965.
8. Kojiro Kinoshita NHK Technical Monograph 3: p. 1. 1964.
9. Enoch. J. M. J. Opt. Soc. Am. 49: p. 208, 1959.

Fig. 17 S/N-Observability Curves about the Bone
when using a Random Chart of Normal Type

Magnification ratio of bone slide 0.73
Illumination of bone slide 8 lx

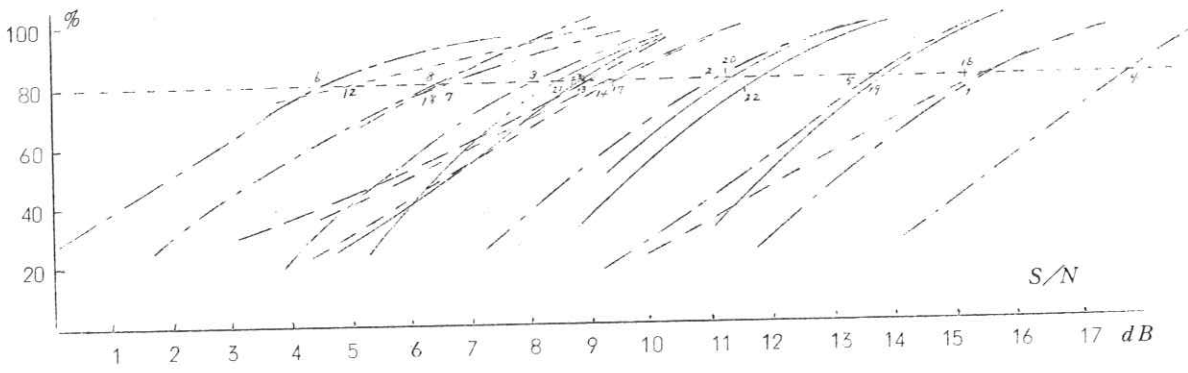


Fig. 18 The S/N-Observability Curves about the Bone
When Using a Random Chart of Uniform Type

Magnification ratio of bone slide 0.73
Illumination of bone slide 30 lx

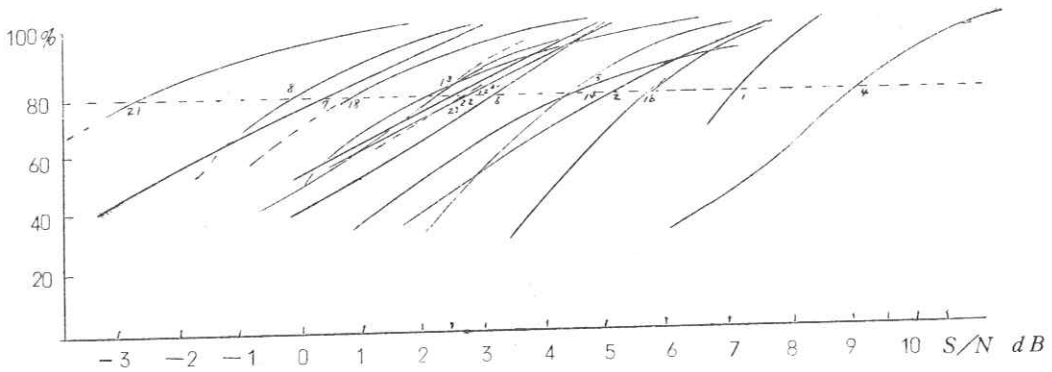


Fig. 19
The S/N -Observability Curves about the Bone
When Using a Random Chart of Normal Type

Magnification ratio of bone slide 0.73
Illumination of bone slide 8 lx

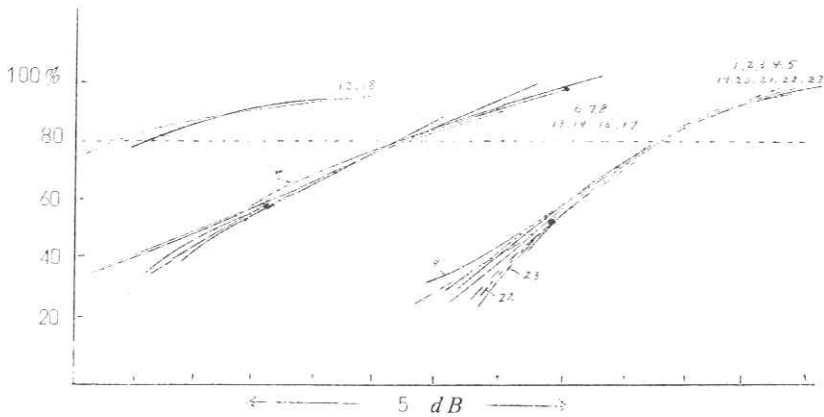


Fig. 20
The S/N -Observability Curves about the Bone
When Using a Random Chart of Uniform Type

Magnification ratio of bone slide 0.73
Illumination of bone slide 30 lx

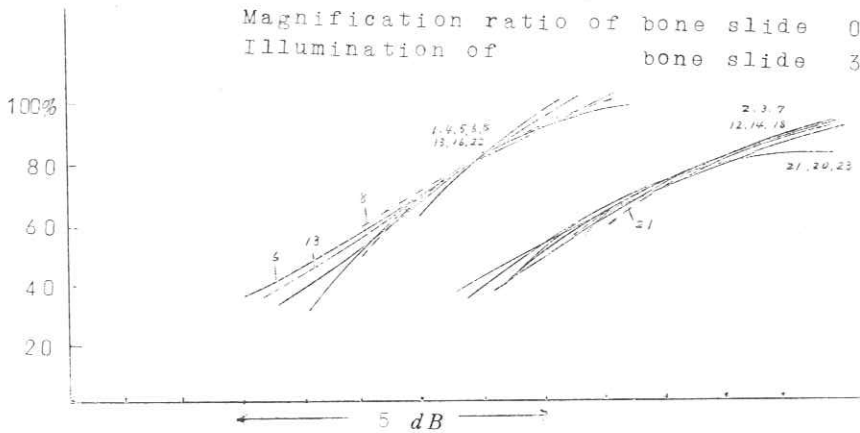


Table II Comparison of Some Observable Signal -to- Noise Ratios by a Random Chart of "Normal" Type With Those of a Random Chart of "Uniform" Type

Mag. rat.	A random chart of normal type						80% obs. S/N difference between "normal" and "uniform"
	X 0.55	Mag. ratio X 0.73				Effect, 80% obs. S/N	
		80% obs. S/N	50% obs. S/N	80% obs. S/N	σ		
S/N							
Inquiries							
1. The hypophyseal fossa.	1.08	6.2 (-1.1)	8.3 (0)	2.5(4.3)	13.7(2.3)	15.6 (7.3)	8.3
2. Measurement of depth and width of the hypophyseal fossa.	1.37	9.2 (3.3)	11.2 (5.7)	2.5(2.9)	16.7(12.0)	11.2 (5.7)	5.3
3. The posterior clinoid process.	1.16	6.0 (0.1)	8.0 (2.9)	2.5(3.4)	13.5(10.3)	8.0 (2.9)	5.1
4. The suture at the pterion.	10.5	5.5 (-2.5)	8.0(-0.4)	3.0(2.5)	124.5 (5.0)	18.0 (9.6)	8.4
5. The groove for the anterior division of the middle meningeal vessels.	8.1	4.4 (-4.4)	6.5(-2.6)	2.6(2.1)	12.2(1.9)	13.8 (4.7)	9.1
6. The alveolary of the mastoid air cells.	3.8	-2.3 (-3.5)	0.5(-0.6)	3.3(3.5)	7.6 (7.0)	4.7 (3.6)	1.1
7. The sphenoid sinus.	10.1	3.8 (-2.4)	6.8(0.6)	3.5(3.6)	14.3 (8.4)	6.8 (0.6)	6.2
8. The maxillary sinus.	5.1	0.4 (-5.8)	2.5(-3.8)	2.4(2.5)	7.6 (1.7)	6.6 (0.2)	6.3
9. The ramus of the mandible.	—	(4.7)(0.2)	—	—	—	(10.3)(5.8)	—
10. The diploëtic structure of the occipital bones.	—	—	—	—	—	—	—
11. The femur.	—	(8.4)(3.7)	—	—	—	(15.2)(10.5)	—
12. The lateral and the medial Condyle.	6.7	-0.5 (-1.5)	4.0(1.5)	5.4(3.5)	15.7(9.0)	5.5 (3.0)	2.5
13. The border between the compact and the spongy bone in the middle of the shaft of the femur.	10.5	5.6 (0.3)	8.9(2.5)	3.9(2.5)	17.3(7.8)	8.9 (2.5)	6.4
14. The border between the compact and the spongy above the condylar portion.	11.5	5.9 (1.3)	9.5(5.2)	4.2(4.6)	18.5(15.1)	9.5 (5.2)	4.3
15. The trabecular structure in the middle of the femur.	—	—	—	—	—	—	—
16. The trabecular structure above the condylar portion.	17.8	12.4 (4.4)	15.5(6.1)	3.6(2.0)	23.2(10.4)	15.5 (6.1)	9.4
17. The trabecular structure at the condylar portion, hidden by the patella.	12.2	6.9 —	9.7 —	3.3 —	16.8 —	9.7 —	—
18. The patella.	6.5	-0.9 (-4.8)	2.8(-2.5)	4.4(2.6)	12.3(3.0)	6.6 (1.3)	5.3
19. The contour of the 2nd lumbar vertebral body.	8.3	5.0 (-0.4)	6.7 —	2.0 —	11.0 —	14.0 (6.9)	—
20. The intervertebral space between the first and the 2nd lumbar vertebral body.	8.3	5.9 (-3.3)	7.6(-0.6)	2.1(3.1)	12.2(6.0)	11.3 (3.1)	8.2
21. The pedicle.	9.3	4.9 (-8.0)	6.6(-4.9)	2.0(3.7)	10.9(3.1)	9.0 (-2.5)	11.5
22. The transverse process.	9.2	5.0 (-3.9)	6.9(-2.3)	2.3(1.9)	11.9(1.8)	11.8 (2.6)	9.2
23. The superior articular process.	11.2	6.7 (0.3)	8.6(2.6)	2.2(3.4)	13.3(9.9)	8.6 (2.6)	6.0
24. The trabecular structure of the vertebral body.	—	—	—	—	—	—	—
25. The trabecular structure of the vertebral body, overlapped by the transverse process.	—	—	—	—	—	—	—

In the second column with bracket in every row are listed the values, by a random chart of uniform type.

(Note about Table II)

- | | |
|---------------------|--|
| 1) 4) 5) | Corrected for length. |
| 6) | " " periodicity. |
| 8) 9) | " " area in comparison with 7. |
| 9) 11) 19) | 100% observable even at each S/N of the signals. |
| 12) | Corrected for bilaterality. |
| 10) 15) 17) 24) 25) | Undeducible for much worse S/N of the signals. |
| 11) 18) | Corrected for area in comparison with 12. |
| 19) 20) 21) 22) | " " " " " " " 23. |

In above double bracket are shown the 100% observable S/N even for experimental minimal S/N of the signals.

Table III Results about the Skull, the Femur and the Second Lumbar Vertebral Body, When Using a Random Noise Chart of "Uniform" Type.

Range of 80% obs. S/N of	The Skull	The Femur	The Lumbar Vertebral Body
1. all inquiries	11.5dB		
	11dB	8.5dB	8 dB
2. " " "	2.0- 4.6 dB 1.3- 1.9 dB 2.0- 3.0 dB 3.1- 4.0 dB 4.6 dB	1, 22. 16, 5, 13, 4, 8, 18, 2. 20, 3, 23, 6, 12, 7, 21. 14.	
	1.3- 3.6 dB	2.0-4.6dB	1.9-3.7dB
3. 50%obs. S/N	-8.0- 3.0 dB -3.0- 0.5 dB 1.3- 4.4 dB	21 (Min.), 8, 18, 5, 22, 6, 20. 1, 3, 4, 12, 13, 23, 7. 14, 2, 16 (Max.) 11/17	
Negative value			
Magnificat. ratio 0.73	-5.8- 3.3 dB	-4.8-4.4dB	-8.0-0.3dB
" " 0.53	-3.4- 4.9 dB	1.9-6.5dB	-5.6-2.2dB
4. 80%obs. S/N	-4.9- 1.0 dB -1.0- 5.0 dB 5.0- 6.0 dB	21 (Min.), 8, 18, 22, 5. 1, 3, 4, 6, 7, 12, 13, 20, 23. 2, 14, 16 (Max.).	
Magnificat. ratio 0.73	-3.8- 5.7 dB	-2.5-6.1dB	-4.9-2.6dB
" " 0.55	-1.6- 7.5 dB	-0.2-8.7dB	-3.0-4.7dB
Corrected 80% obs. S/N	-2.5- 2.0 dB 2.0- 6.0 dB 6.0- 9.6 dB	21 (Min.), 8, 7, 18. 2, 3, 5, 6, 14, 20, 22, 23, 13, 12. 16, 1, 4 (Max.).	
5. 99%obs. S/N	1.7- 2.0 dB 3.0-10.0 dB 10.0-15.1 dB	8 (Min.), 5, 22. Others 2, 3, 16, 14 (Max.).	
	1.7-12.0 dB	3.0-15.1dB	1.8-9.9dB
6. 80%obs. S/N dif- ference between mag. ratio .55 and 0.73	2.2+ 1.0 dB 2.2- 1.0 dB	< 12, 14. > 0	
	1.6- 2.8 dB	1.6-3.8dB	1.9-2.6dB
7. Uncalculated	9, 10, 11, 15, 17, 24, 25.		

Integrals are implied No. of inquiries.

Table IV Comparison of Some Observable Signal-to-Noise Ratios by a Random Noise Chart of "Normal" Type with Those by a Random Noise Chart of "Uniform" Type

	"Normal" type	"Uniform" type
1. Range of 80% obs. S/N of all inquiries (The skull) (The femur) (The l. v. b.)	15 dB (11 dB) (12.5 dB) (2 dB)	11.5 dB (11 dB) (8.5 dB) (8 dB)
2. Upset orders, between "normal" and "uniform"		6, 12, 21
3. " σ " (The skull) (The femur) (The l. v. b.)	2.0-5.4 dB (2.4-3.5 dB) (3.3-5.4 dB) (12, Max.) (2.0-2.3 dB) (19, 21, Min.)	2.0-4.6 dB (1.3-3.6 dB) (1, Min.) (2.0-4.6 dB) (14, Max.) (1.9-3.7 dB) Extrapolated
4. 50% obs. S/N Negative value	-2.3-0.4 dB 6, 18, 12, 8. 3.8-6.7 dB Others. 9.0-12.4 dB 2.16. 3/19	-8.0-3.0 dB 21, 8, 18, 5, 22, 6, 20. -3.0-0.5 dB Others. 1.3-4.4 dB 14, 2, 16. 11/17
5. 80% obs. S/N Corrected 80% obs. S/N	0.5-5.0 dB 6 (Min.), 8, 18, 12. 5.0-10.0 dB Others. 10.0-15.5 dB 2, 16. 4.7-8.0 dB 6 (Min.), 12, 8, 18, 7 8.0-15.0 dB Others. 15.0-18.0 dB 1, 16, 4 (Max)	-4.9-1.0 dB 21 (Min.), 8, 18, 22, 5. -1.0-5.0 dB Others. 5.0-6.0 dB 2, 14, 16 (Max.). -2.5-2.0 dB 21 (Min.), 8, 7, 18 2.0-6.0 dB Others. 6.0-9.6 dB 16, 1, 4 (Max.).
6. 99% obs. S/N	7.6-10.0 dB 6, 8. 10.0-18.0 dB Others. 18.0-23.2 dB 14, 16 (Max.)	1.7- 2.0 dB 8 (Min.), 5, 22. 3.0-10.0 dB Others. 10.0-15.1 dB 3, 2, 16, 14 (Max.).
7. 80% obs. S/N difference between magnification 0.55 and 0.73	2.5+1.0 dB < 3, 18. 2.5-1.0 dB > 20.	2.2+1.0 dB < 12, 14. 2.2-1.0 dB > 0
8. 80% obs. S/N difference between "normal" and "uniform" above range	7.0+1.0 dB < 1, 4, 5, 16, 20, 21 (Max.), 22. 5.0-1.0 dB > 6 (Min.), 12. (1.1)-4.3-9.4-(11.5) dB	
9. Uncalculated	9, 10, 11, 15, 24, 25.	9, 10, 11, 15, 17, 19, 24, 25.

Integrals are implied No. of inquiries.

6-4

質問討論

光田：写真の上にランダムチャートを重ねたのか。

竹中：そうだ。スライドの上に重ねた。

高野：X線写真のノイズは粒状性と思うが、X線写真ではこんなにノイズが入ることはないと考えるが。

竹中：X線テレビの場合である。

土井：シグナルのスペクトルとノイズのスペクトルの形を変えるとかわってくると思うが。

竹中：当然だ。

金森：チャートはどうして作ったのか。

竹中：白い紙の上に黒い紙をはったもの。

津田：S. trans の trans は

竹中：透過率になおしたもの。

山崎：Kodak AA の理由

竹中：うちで使っているものだ。

山崎：フィルムノイズの一番大きなファクターは。

竹中：被写体の散乱とフィルム増感紙の粒子。

鈴木：結論3)は予め知識をもっているとよくわかると思うが、予測の結果と実験と一致しているのが面白い。

7-2

質問討論

今野：ランダムチャートを使っているがシグナルに重ねる方法

竹中：スライドを使って投影している。

今野：実際のノイズとちがうわけだが、真のノイズとはどんなものか。

竹中：管焦点、フィルター、フィルム、増感紙等。

土井：人工的なノイズを加えないときを 20dB としてあるのか。

竹中：そうではない、0である。

土井： S/N を定める式は。

$$\text{竹中：} \left(\frac{S}{N} \right) \text{dB} = 10 \log \left(\frac{S_t \cdot S_b}{N_t \cdot N_b} \right)$$

津田：正規分布のチャートは具体的にどういうチャートか。

菊地：乱数表を使っている。図で説明。

津田：X線の雑音は通常ポアソン分布をすと聞いているが、ポアソン分布のチャートは作られなかったか。

菊地：ポアソン分布の乱数表がなかったので使っていない。

土井：矩形でなくて丸形ではある。1955 JOSA

木下：フィルムは一様分布であるとし、またちがうものもあるだろう。だからこのような被写体がいろんなチャートを使ってみえなくなる限界を知り度い。シェードもポアソンでやったがポアソン丈ではないということだ。

津田：面積に対する補正は

竹中：突起等ではトレースして行ったが全体がシフトしている。面積は面積，長さは長さで比較した。

津田：プリントの値は補正したものかどうか。

竹中：補正したものではない。

土井：ノイズのパワーだけでなく，周波数に関してはどうか。

竹中：周波は一定である。

8-5

質問討論

鳥生：面積と長さの補正はどうされたか。

竹中： l の場合

$$\frac{l \cdot S}{\sqrt{l/hl \cdot N}}$$

hl は1と考える

$\sqrt{l} \frac{S}{N}$ の補正をした。

第6章 X線像の雑音

東大医学部放射線医学教室

講師 竹中 栄一

NHK放送科学基礎研究所物性研究室

主任研究員 木下 幸次郎

研究員 佐藤 英久

§1. 序言

X線撮影系においてX線像を伝える最大情報量も、他の映像伝送系と同じくその系の周波数帯域巾とその系の信号対雑音比(S/N)で決まる。前者は周知の通りX線源のAperture admittance即ちX線管焦点の強度分布のFourier変換又は空間周波数特性とフィルム及び増感紙の空間周波数特性で主として定まる。又X線撮影系では散乱による周波数特性の低下も考えねばならない。X線撮影系による雑音や偽信号については次の様なものが考えられる。

- X線管 — { 対陰極(表面の粗さ, 回転系の振動, 陽極の傾斜角の振動)
 - 電子ビーム — { ハム(管電圧, フィラメント電流など)
 - ビームノイズ, shotnoise
 - X線ビーム — (電子ビームの雑音, 変換雑音)
- 被写体 — (散乱, 組織間の干渉, 不規則な運動, 焦点・被写体・フィルム間距離)
- 増感紙及びフィルム — 螢光の時間的変動, 両面螢光板のときの粒子の空間的分布の空間の干渉
- 附属装置 — (フィルター, 絞り, グリッド, カセット)

などいろいろのものが考えられる。本報告においてはこの中X線管焦点の強度分布の空間周波数伝達特性(レスポンス関数)とX線フィルム及び増感紙の信号対雑音比(S/N)について写真法により制定した。X線撮影系の個々の要素即ち焦点, フィルム, 増感紙の空間周波数の測定はいくつかなされているが、各要素を雑音源として考えたS/N測定は未だない。X線撮影系を1つの伝送系として考えるとき、個々の要素の最大帯域巾と雑音とは表裏一体の関係にある。即ち有用信号の伝達特性をうるには、雑音発生源としての個々の要素の雑音の性状を掴むのは極めて大切である。

§2 X線管焦点のアーチャー・アドミッタンス(周波数特性)

X線管の輻射平面(u-v)におけるX線輻射密度関数をf(u, v)I(φ)とし、被写体面(x-y)における被写体の密度関数をF(x, y)とし、X線像の強度分布をΨ(X, Y)とすると次のたゞみこみ法則が成立する。

$$\Psi(X, Y) = \iint f(u, v) I(\varphi) \cos \varphi \cdot F(x', y') du dv \quad (2.1)$$

a: X線管焦点の全領域とす

$$x' = x + (\alpha - 1)u, \quad y' = y + (\alpha - 1)v, \quad \alpha = \frac{L}{L + \ell}$$

$I(\vartheta) \cos \vartheta \doteq 1$ とすると

$$\Psi(X, Y) = \int_a \int_a f(u, v) F\{\alpha X + (\alpha - 1)u, \alpha Y + (\alpha - 1)v\} du dv$$

今被写体面に基本周期 T の下記の三角函数をラスト函数として用いると

$$F(x', y') = \sum a_{nm} \cos \frac{\pi m}{T} x', \cos \frac{\pi n}{T} y' \quad (2.2)$$

故に

$$\Psi(X, Y) = \sum a_{nm} \int_a \int_a f(u, v) \cos \frac{\pi m}{T} \{\alpha X + (\alpha - 1)u\} \cos \frac{\pi n}{T} \{\alpha Y + (\alpha - 1)v\} du dv$$

書き換えると

$$\Psi(X, Y) = \sum a_{nm} \sqrt{A^2 u + B^2 u} \cdot \sqrt{A^2 v + B^2 v} \cdot \cos\left(\frac{\pi m}{T} \alpha X + \vartheta u\right) \cos\left(\frac{\pi n}{T} \alpha Y + \vartheta v\right) \quad (2.3)$$

但し $f(u, v) = f_1(u) \times f_2(v)$

$$A_u = \int f_1(u) \cos \frac{\pi m}{T} (\alpha - 1)u \cdot du, \quad A_v = \int f_2(v) \cos \frac{\pi n}{T} (\alpha - 1)v \cdot dv$$

$$B_u = \int f_1(u) \sin \frac{\pi m}{T} (\alpha - 1)u \cdot du, \quad B_v = \int f_2(v) \sin \frac{\pi n}{T} (\alpha - 1)v \cdot dv$$

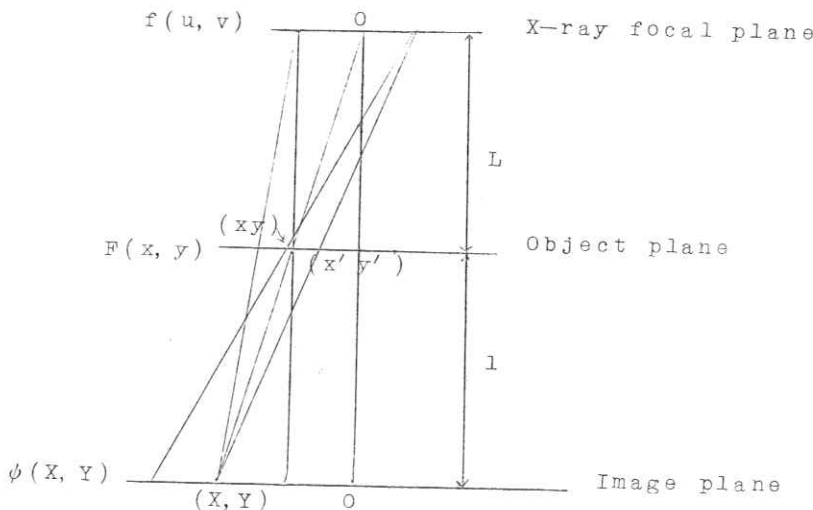
$$\vartheta u = \tan^{-1} B_u / A_u$$

$$\vartheta v = \tan^{-1} B_v / A_v$$

Aperture admittance の振巾は $\sqrt{A^2 u + B^2 u} \cdot \sqrt{A^2 v + B^2 v}$ で与えられる。 θ_u, θ_v が位相角を与える。換言すれば入力たる被写体の強度分布 (2.2) はこの X 線撮影系で (2.3) 式に示す様に振幅は $\sqrt{A^2 u}, B^2 u \times \sqrt{A^2 v + B^2 v}$ の減衰をうけ、 θ_u, θ_v だけ位相がずれる事に示す。 $\sqrt{A^2 u + B^2 u} \sqrt{A^2 v + B^2 v}$ は夫々 u, v 方向の X 線管焦点の強度分布のスペクトルの大きさを示し、所謂焦点のレスポンス関数を与えている。

又 (2.3) 式に示す如く、撮影倍率が Aperture admittance に大きな影響を与えるので厚みのあるときの Admittance の補正は簡単ではない。

Fig. 1



§ 3. X線管焦点の空間周波数特性

3-1. シーメンスターによる測定

空間周波数の伝達特性の測定には Fig 2 bに示す様な Siemens starを用いると次の利点がある。

- 1. 空間周波数が Siemens starの半径方向に連続的に変化している。
- 2. 円周方向の強度分布は完全な周期函数となっている。

本実験に使用したものは厚さ 3mm真鍮製で、直径 3cmである。

3-2. X線管焦点の画角特性

X線は焦点面から発散光として放出されるので画角特性は極めて大きい。焦点・フィルム間 180cmで 70cm×70cm範囲で Siemens starを Fig 2の様に配列して撮影すると Siemens starの厚みの影響で X線主線束の中心からのズレが目瞭然となる (Fig 2)。消化管撮影は一般に焦点から、透視台迄の距離が 40~60cm故、 Fig 3.と同一な幾何学的関係で撮影している。胸部撮影のときの影響は Fig 3.の如くで画角特性の影響は無視できる。(21)にて $I(\theta) \propto \sin^2 \theta$ と見なしたが、X線線量分布の不均一や画角特性については追って報告する。

Fig. 2

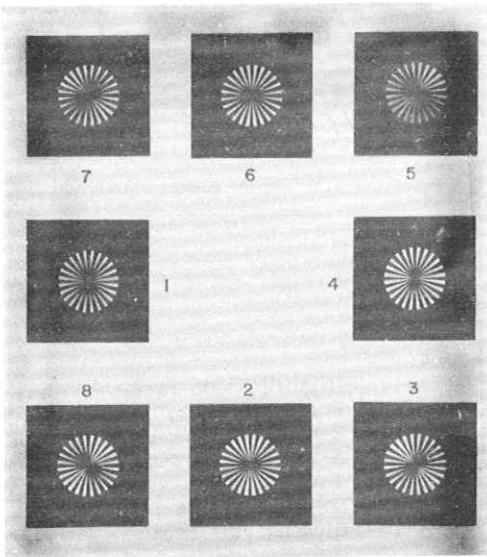
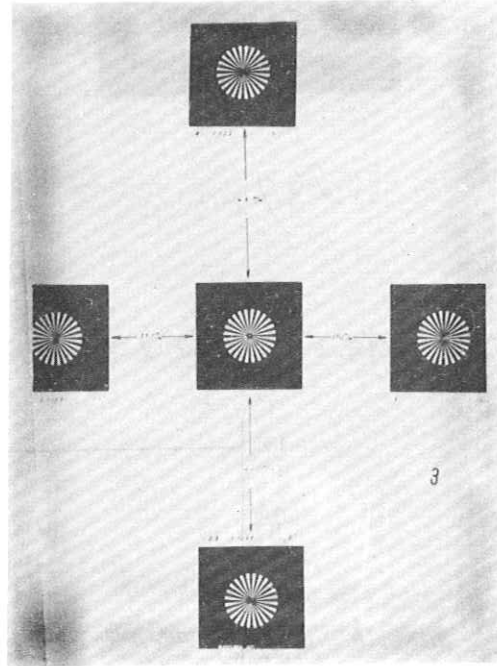


Fig. 3



3-3. 2.3の拡大倍率のときのX線管焦点の空間周波数特性 (Fig 4)

撮影拡大倍率 1.09, 1.35, 2.21, 3.01 焦点の大きさ $1 \times 1 \text{mm}^2$ 電圧 55 kVp, (片面) X線フィルムで測定した写真を Fig 4. に示す。拡大率 1.35 で偽解像を生じている。MTF=0 の Cutoff frequency (f_c) は 2.5 本/mm である。撮影倍率 2.21, 3.01 のとき, X線管焦点の twin peaked の強度分布の方向に平行な MTF=0 の f_c は 2.21 倍のとき 0.43 本/mm, 3.01 倍のとき 0.25 本/mm である。強度分布に垂直方向と 45° 方向は平行方向より良く, 2.21 倍で 0.6 本/mm, 3.01 倍で 0.36 本/mm である。一般に X線管焦点の強度分布の方向に直角な方向が MTF が良く, 平行の方が悪い, 45° の方向は直角方向に近い。尙この Siemens star は中央に $\phi=0.3 \text{mm}$ の pinhole があるので Pinhole 像が同時にとれるので倍率 $\times 1.2$ が大凡増感紙の MTF と一致し, 眼の MTF の Peak より高周波側とほぼ一致する。

Fig 4

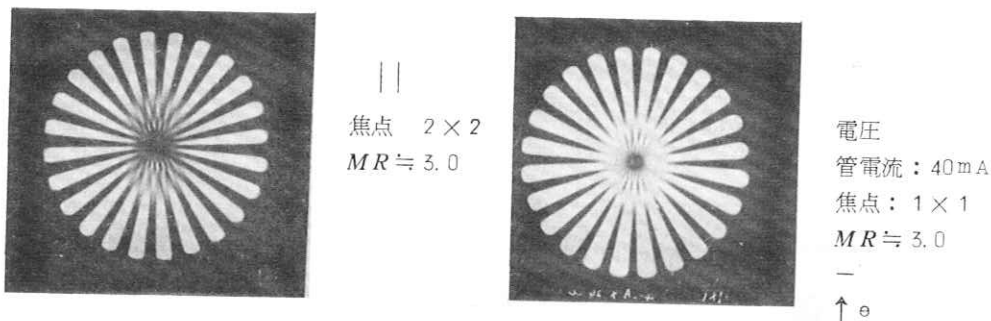


Fig. 5 MTF of X-ray Focal Spot

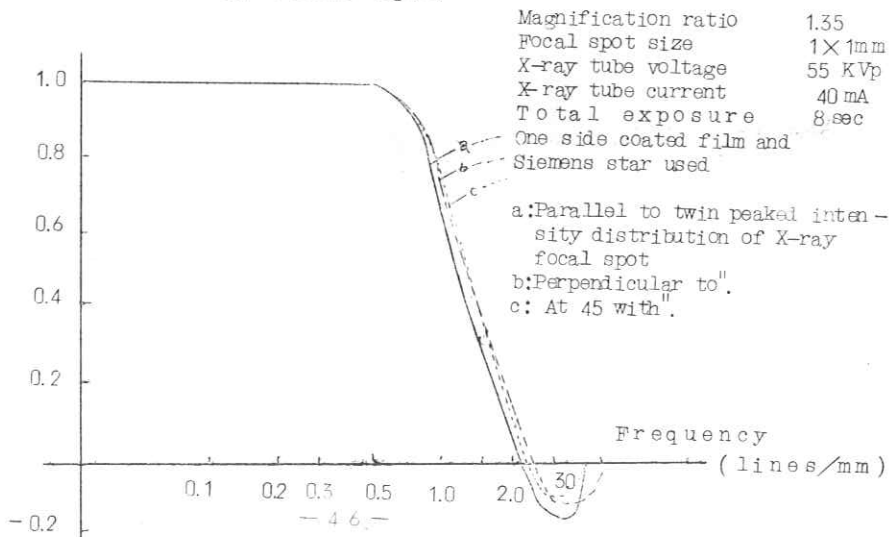


Fig. 6 MTF of X-ray Focal Spot

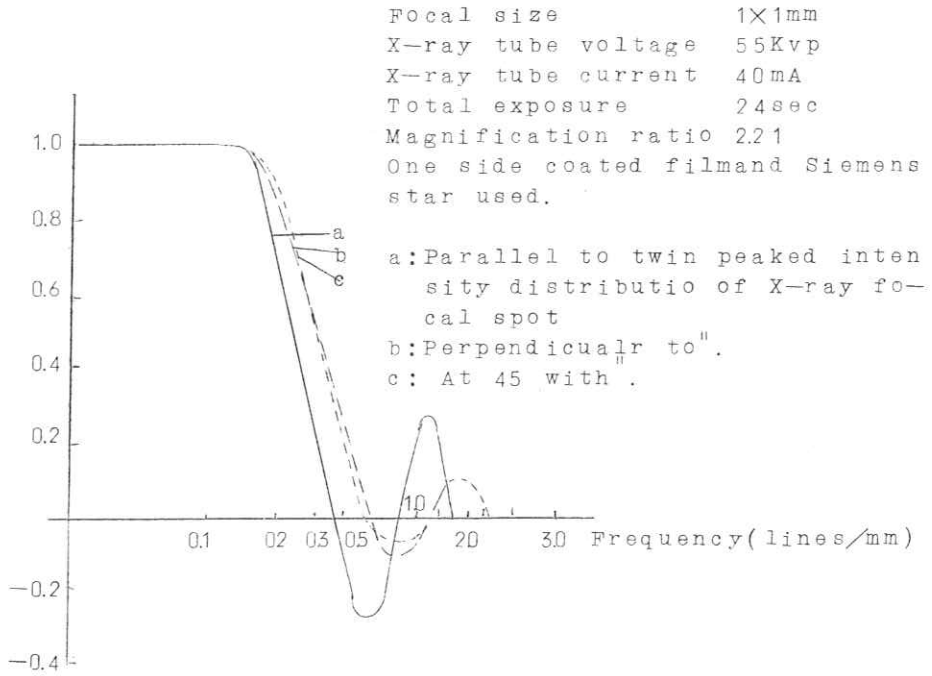
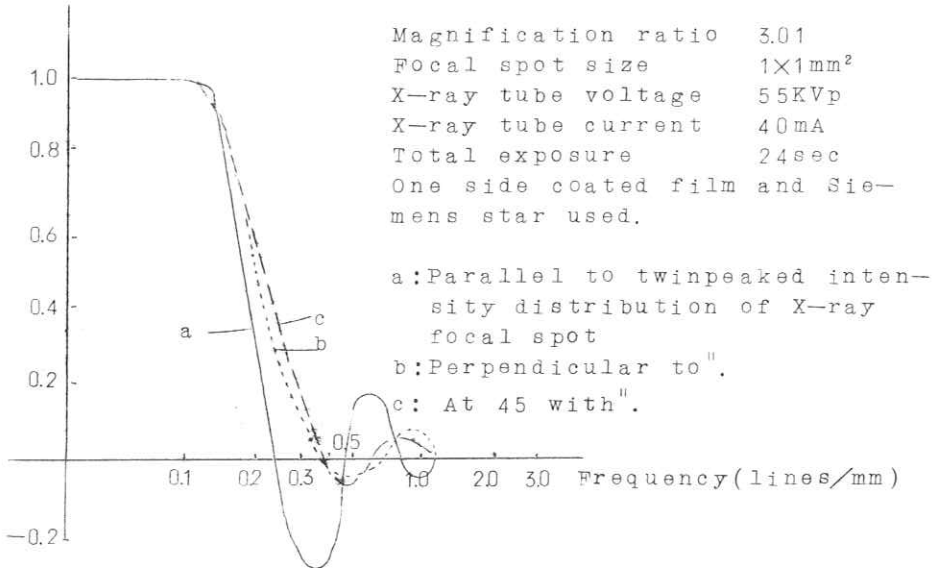


Fig. 7 MTF of X-ray Focal Spot



3-4. 種々な人体X線写真における撮影倍率

人体の体厚20cm, 撮影対象は体表よりの深さを胸部で4cm~16cm, 消化管で2cm~18cm, 骨撮影で3~5cmとすると別図の様になり, 胸部撮影倍率は1.02~1.33倍, 消化管で2.02~1.05で消化管では焦点フィルム間距離が小さいので体厚による倍率の影響が大きい。(Table I)

(消化管のこの値は0.3×0.3の焦点で2倍拡大使用のものである。普通は1.5倍前後になる)之らは1.2×2mm焦点で拡大撮影用でない場合である。

X線管焦点の周波数特性はこのTable Iの第5欄のAperture sizeできいて来る。

以上の臨床上のデータから例えば骨撮影で増感紙を使用するとき, 焦点のApertureの影響よりも, 増感紙のMTFの方が大いに影響する。胸部撮影ではフィルム側の肋骨以外では低感度増感紙を使用しているのは合理的である。消化管でスポット撮影するときは拡大率に注意せねばならぬ。

Fig. 8 MTF in Enlargement Radiography

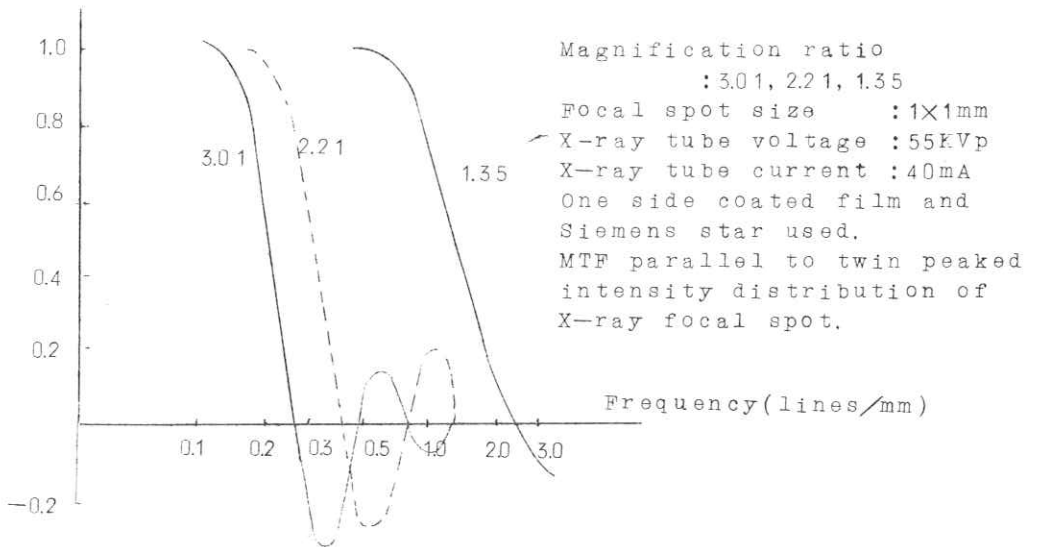


Table 1. Enlargement in Clinical Radiography

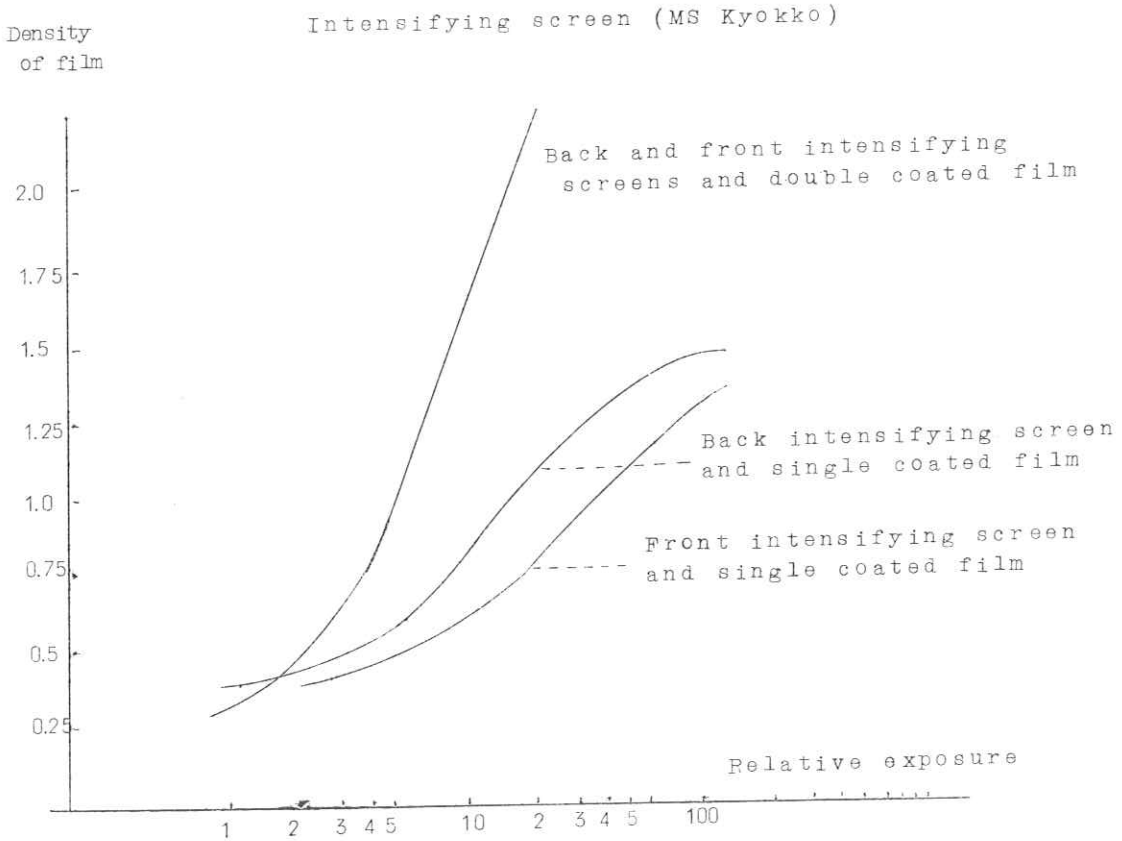
	F. F. D. cm	Focal depth cm	Focus-object: Focus-film cm / cm	Magnificatio ratio	Aperture of x-ray focus(1x1)
Chest	180	4-6	164/--176/180	1.1--1.02	100x100-20x20μ ²
G. I.	80-60	2-18	42--76/80	1.9--1.05	900x900-50x50
Bone	100	1--10	90--99/100	1.1--1.0	100x100-11x11

§ 4. X線フィルムの粒状性と雑音

4-1. フィルムと増感紙の組合せ

両面に感光乳剤を塗布したフィルムと両面増感紙使用のものと同様に片面フィルムに夫々前後増感紙を使用した3通につき露光量黒化度曲線を時間スケールで作製比較すると、衆知の如く後面増感紙が感度がよく、両面使用のときは γ が2近くになっている。片面増感紙のときは $D=1.5$ 近くで γ が急激に低する。増感紙使用しないときの片面フィルムと両面フィルムの特性曲線の差は増感紙使用のときほど著しくない。

Fig. 9
Characteristics Curves of Screen-film System

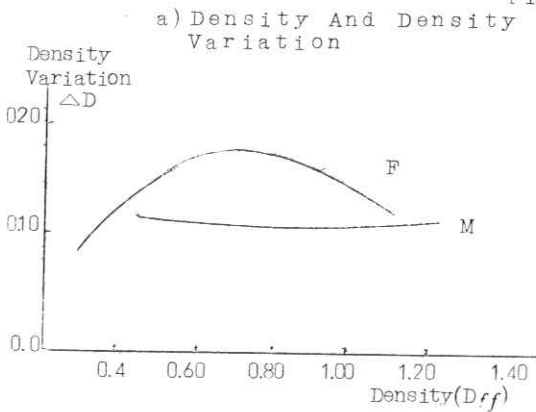


4-2. フィルム拡散光濃度変動の標準偏差 (ΔD) と信号対雑音比 (S/N)

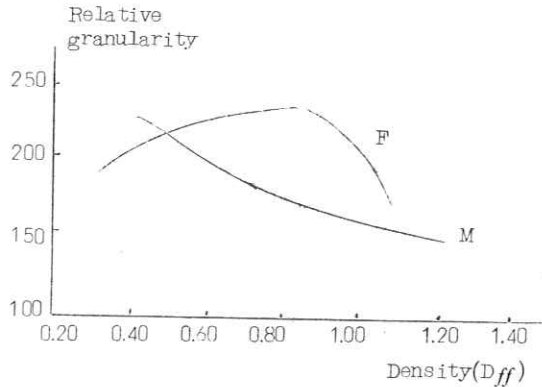
両面フィルムときの精密な測定には測光学的に問題がある。片面フィルムときの結果が合成されたものと考えてよいので片面フィルムと片面増感紙使用したときの結果についてのみ報告し、参考として両面の結果をのべる。

低感度増感紙(極光 FS)では $D=0.8$ 位に ΔD のMaxがあった。又極光MSでは測定範囲でMaxはなかった。

Fig. 10



b) Density And Granularity

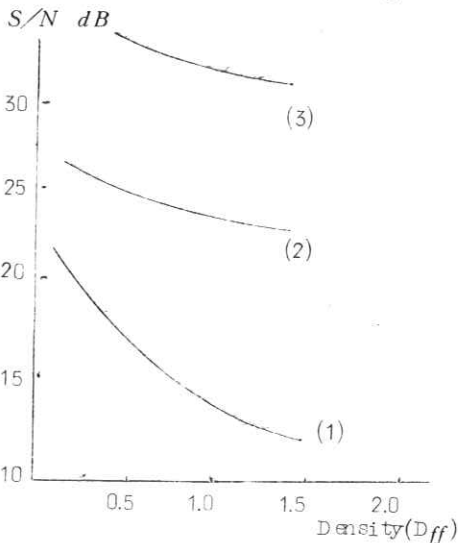


F: Low sensitive intensifying screen
 M: Middle sensitive intensifying screen
 Tube voltage: 55kvp

One side coated Film with the front of intensifying screen
 Tube current : 0.8mA
 Focal spot : $1 \times 1 \text{ mm}^2$
 Focus-film-dis. : 180 cm
 Field size : $35 \times 35 \text{ cm}^2$

中等感度の増感紙と片面フィルム使用のとき、マイクロオートメーターのアーチャー・サイズを $15 \times 15 \mu^2$, $75 \times 75 \mu^2$, $150 \times 150 \mu^2$ とかえると濃度が大になるほど $|S/N|$ 値が小さくなる。 $150 \times 150 \mu^2$ のアーチャーでは不変に近いが $15 \times 15 \mu^2$ では急激に低下する。 $D=0.25$ で 21 dB, $D=1.5$ で 12.5 dB 位である。 $75 \times 75 \mu^2$ は両者の中間である。(Fig 11b)

Fig. 11b. Signal-to-Noise Ratio And Density



(1),(2) and (3) : Aperture size of micro-photometer of 15, 75 and $150 \mu^2$
 One side coated film with the front of Middle sensitive intensifying screen (MS)

Tube voltage : 55kV
 Tube current : 0.5mA
 Focus-film-distance : 180 cm
 Field size : $35 \times 35 \text{ cm}^2$

両面のときは $75 \times 75 \mu^2$ のとき D が大になると $|S/N|$ が低下, $150 \mu \times 150 \mu$ のときは全体に低下する。 $15 \times 15 \mu^2$ では 1.0 に Min がある。高濃度で案外 $|S/N|$ が低下しない。

4-3. フィルムの粒度とマイクロフオートメーターのアーチャー・サイズ

マイクロフオートメーターのスキヤニング・アーチャーで粒度は影響をうける。アーチャー χ が大になると粒度は低下する $150 \times 150 \mu^2$ のとき $D = 0.5$ で約 50, $D = 1.5$ で約 60 位である。 $75 \times 75 \mu^2$ は $15 \mu^2$ より 2 dB 位 $|S/N|$ が大である。 $15 \mu^2$ は $D = 0.25$ で 125, $D = 1.0$ で 220 位である。

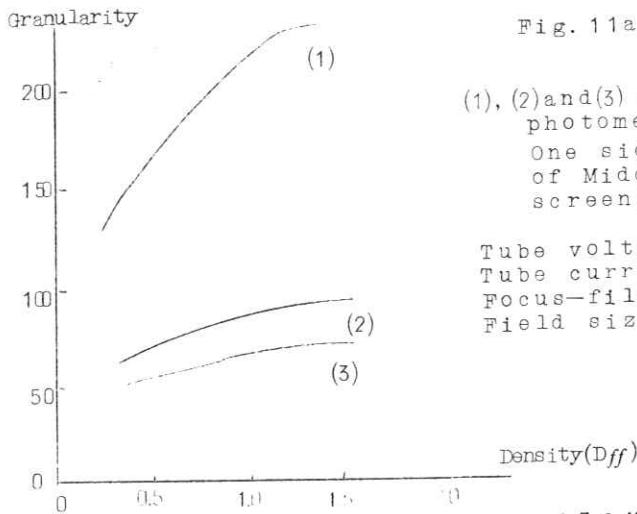


Fig. 11a. Granularity And Density

(1), (2) and (3) : Aperture size of micro-photometer of 15, 75 and $150 \mu^2$
One side coated film with the front of Middle sensitive intensifying screen (MS)

Tube voltage	: 55 kv
Tube current	: 0.5 mA
Focus-film-distance	: 180 cm
Field size	: $35 \times 35 \text{ cm}^2$

両面フィルム のときは $D = 1.2$ にて 15, 75, 150μ の何れ のときも Max を有する。 15μ でも 110 ~ 150 である。 150μ にすると 30 ~ 60 低下する。

§ 5. Low pass filter による S/N の改善率について

Fig 11 に示した如くマイクロフオートメーターのアーチャー・サイズを 15μ から 150μ にすると S/N で 15 dB から 20 dB 位よくなる。即ちフィルム上の雑音には § 1 に述べた様にフィルムの粒状性と増感紙の粒状性とを含んでいる。

このとき増感紙の有無に関係なくフィルム上の雑音の分布を考えると、この雑音をひろるかひろはないかは Low pass filter の Aperture size で定まる。low pass filter を矩形と考えるとその Cutoff frequency (f_c) 以上の雑音は阻止する。 f_c を大にすると雑音を多く通過させるので雑音が多くなり S/N が悪くなる。 f_c を小さくすると、雑音を余り通さなくなり画質が良くなる。即ち S/N が良くなる。 f_c をいかにとるかは有効信号の f_c の大きさで定められる。同様に X 線管の強度分布を low pass filter として考えると拡大率により Aperture の大きさが定まるので同様の事がいえる。増感紙とフィルムの場合も前者を low pass filter として考えると同様の事がいえる。実際を第 12 図に示すと $15 \mu^2$ では雑音のみ つつており $150 \mu^2$ でも十分骨染構造が判定できる。

このとき S/N の改善と同時に Detail perceptibility 又は observability が問題になる。 S/N のみ改善してもそれは向上しない。 "Observe" の対象のスペクトルと考え合わせて定めるべき問題である。

Fig. 12 Improvement of Signal-to-Noise Ratio by Use of Low Pass Filter

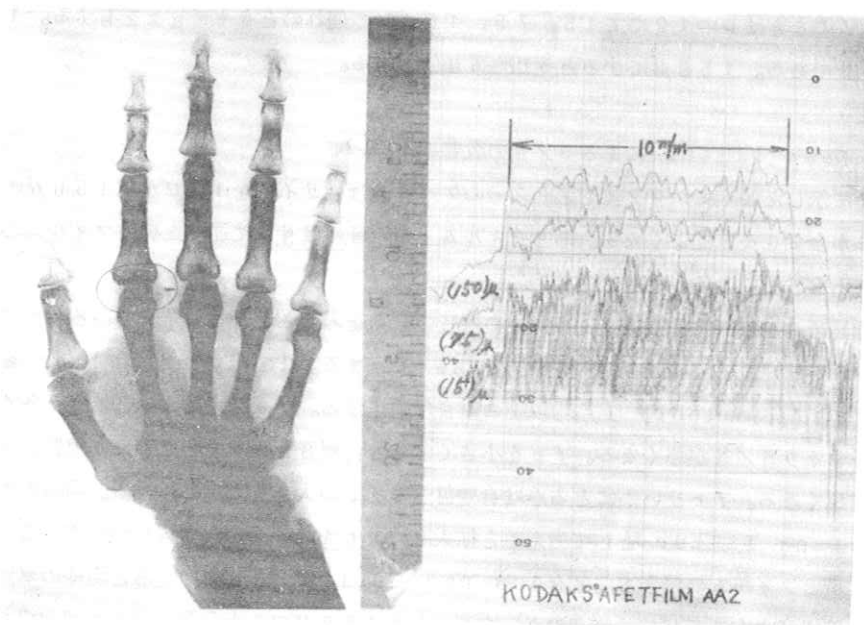
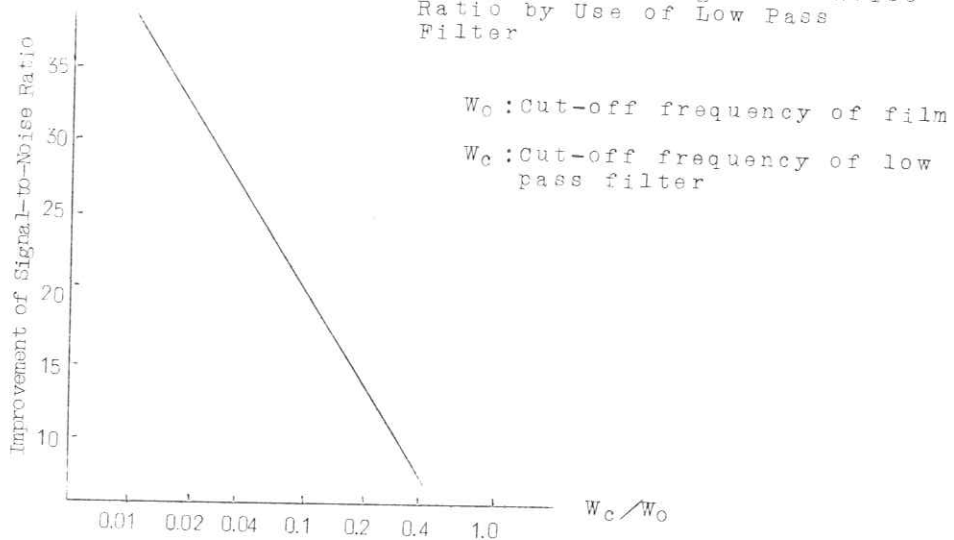


Fig. 12 骨X線像の雑音とスキャン図
 (マイクロフォトメーターのアーチャー
 150 μ , 75 μ , 15 μ)

§ 5. 結 語

X線撮影系においては①X線像(被写体の), ②構成要素の夫々の周波数特性と③その系の信号対雑音比で最終像の情報量が決定される。①については一部後報した(1)。②の中X線管焦点のAperture admittanceをSiemens starで測定した。更に③についてX線フィルムの濃度とマイクロフトメーターのアーチャー・サイズと濃度変動, S/N, 粒度などの関係を両面フィルム(増感紙使用), 片面フィルム(増感紙後面)について調べ, 更に系のLow pass filterの帯域巾とフィルムの雑音についての改善率に述べた。信号対雑音比が実際にフィルムの観察能に関係するかは別項に述べてある(2)。

- cf 1) 被写体のスペクトル RII第11回発表(1966. 12. 3)
 2) X線像の雑音について RII $\left\{ \begin{array}{l} 6-4 \\ 7-2 \\ 8-5 \end{array} \right.$ cf 第5章

質 問 討 論

森矢: 螢光の時間的変動とは何か。

木下: 螢光のフラクチュエーションである。

第7章 X線写真の読影法について

東大放射線医学教室講師 竹中栄一

診断学という学問が存在するが、診断推定過程において十分論理的の体系をなしていないのと同様に、X線診断学も、X線所見が定量的に評価されない点や診断推定過程が不明確であるので当然、十分科学的と言えない。X線診断にはある程度の修練を必要とし、徒弟的に診断に熟達するので、その診断過程は不安定であり、再現性が少ない。(間接撮影で行なわれるA B 両医師又はAの2回の診断の不一致など)。

X線診断では人体を通過したX線強度分布による直接的間接的X線フィルム黒化の銀粒子の集合離散状態の中に被写体X線像の情報が埋もれており、此の雑音に埋もれている信号たるX線像のを発見し、解析している。X線像では立体的なものが二次元に展開しており、体内の前後が重畳している点で人体内部臓器の診断に卓越すると同時に、逆にX線陰影の客観的解析を複雑困難ならしめている。

医師はレントゲン解剖学(骨、血管、各種臓器など)の十分なる知識を必要とし、X線陰影の異常存在を認識し、且分類する。肺野や頭部、骨などについては陰影の分類、類型化が十分でないまでも存在する。個々の考えられる疾患に存在し、又は存在したX線所見群の確率、又は個々のX線所見群乃至1個ずつを有する疾患の確率を経験的に考慮する。勿論、各個の所見や疾患の同時存在の確率や所見相互間の関係を考慮にいれ、医師の頭脳内にて疾患群と所見群の間を固定と差異を求めてシグナル灯が走廻る。更に数枚の写真から所見群を確実にしたり、時系列における所見を捉える事により推定範囲を限局する。最後には患者の症候群(有用なものと無用なものを区別する必要がある)とX線所見との対比を十分にscanする事により「診断」がなされる。

近年電子計算機による診断が心疾患などに行なわれているが、X線診断の計算機診断はX線所見の類型化、認識過程の不十分の故に、2、3の試みがあるに過ぎない。胸部X線診断の符号化による計算機診断はあるが、客観的診断といえない。X線診断の自動化はどこ臓器においても心疾患や肝疾患の夫と比べると非常に困難を有する。

X線写真の根本たる画質の評価は従来の概念では写真の或範囲のコントラストや鮮鋭度などを問題として行なわれており、一方向のみにすぎない。Fourier analysisをしたり、自己相関、相互相関を自由に取出し画像を解析し、個々のX線所見の独立性、所見間の相関関係、同時存在の確率をより確かにすることにより、X線診断の定量化乃至X線診断の自動化への歩みをすゝめたい。

本文では前会の決定により医師のX線診断時において、写真上如何なる陰影から、如何に、又どの程度の微細なものや大きいもので診断しているかを具体的にスライドで供覧しつつ説明する。

X線診断の読影法

④ X線写真の成立

② 所見の存在をより確実ならしめる撮影方法

- ① 撮影方向の選択、二方向、拡大、断層、立体、映画、連続、XTVなど
- ② 造影剤の使用(空気、CO₂、Ba剤、jode剤)

⑥ X線写真の撮影条件による変動

X線写真の規格化

① 焦点の大きさ, 焦点外X線, 絞り, 管電圧, 管電流, 撮影時間, 散乱線, 濾過板(窓, オイルも含む), 焦点-被写体-フィルム間距離, 増感紙の種類, フィルムの種類, (両面片面), 現像処理

② 被写体による散乱, 運動, 組織間干渉

⑦ X線所見の認識(所見の発見と分類化)

① X線所見の存在の認識(主観的)

解剖学所見との対比, 既往の経験との対比

② 客観的認識方法

① コントラスト, 鮮鋭度, γ を上げるためロゲトロン, TVを使用

② コントラストスキヤニング法

③ 自己相関, 相互相関数, フーリエスペクトル

③ 所見の分類

①によるもの, 大きさ, 形状, 一数, 境界, 濃度, 一濃度分布, 独立性, 集合性

⑧ 時系列のX線所見(両検査を含む)

①②と同様なX線所見の比較

②夫々の所見の縮小, 拡大, 不変の時間関係

⑨ X線診断の推理及び決定

1. 写真内のX線所見の認識

2. " 臓器のレントゲン解剖的所見

3. " 臓器疾患群の確率

4. " 臓器疾患のX線所見の確率

5. 各X線所見に対する疾患の確率

6. 患者の臨床症候群(主観的, 客観的)

3, 4, 5, 6については独立性, 相関性同時存在の確率をたしかめる。

以上1~6については決定的なものはなく経験に支配されている。

供覧スライド

1. ④について種々の胸部写真

2. 造影剤使用の写真(咽頭, 胃腸, 胆嚢, 腎盂膀胱, 心臓, 大動脈, アンギオを含む)

3. 解剖標本の血管撮影(極めて微細)

肝動脈撮影, 腎動脈撮影

心臓撮影(映画と連続)

映画の16/mmと35/mmの1駒(画質の差)

4. 頭部, 腰椎, 胸椎, 四肢の骨撮影

5. II, XTV, -Xciue の画質比較 (但解像力による)