

Title	X線像の雑音 (II) 一様分布雑音チャートによる骨X線像S/Nについて
Author(s)	竹中, 栄一; 木下, 幸次郎; 佐藤, 英久 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1966, 26(9), p. 1249-1265
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20530
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

X 線 像 の 雑 音 (II)

一様分布雑音チャートによる骨 X 線像 S/N について

東京大学医学部放射線医学教室 (主任 宮川正教授)

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

" " 中 島 緑 彦 (旧姓菊地)

(昭和41年5月12日受付)

"NOISE" in Radiographic Images

II. Signal-to-Noise Ratio of Bone Radiographic Images, Using a Random Noise Chart of "Uniform" Type

Eiichi Takenaka, M.D.

Department of Radiology, (Prof. Dr. T. Miyakawa)

Faculty of Medicine, University of Tokyo, Tokyo, Japan.

Kojiro Kinoshita, Sc D., Hidehisa Sato and Rokuhiko Kikuchi

Broadcasting Science Research Laboratory, Japan Broadcasting Corporation,
Tokyo, Japan.

Recently, there are to be prevalent Fourier-analyses in the radiographic system, of which some elements are only preferable: Foci of x-ray tube, intensifying screens and final radiographic images. But there is none who has studied into "noise" in the radiographic system. "noise" is one of the principal elements, influencing on radiographic image transmission. As a clinical application of "noise" analysis, ten radiologists observed the optically superimposed images of a random noise slide and pureradiographic slides of the skull, the femur and the lumbar vertebral body. As a random noise slide is used a two-dimensional random chart, corresponding to stochastic "uniform" distribution function. It's because this has very useful properties such as excellent reproducibility up to every detail in itself and producibility in any desirable stochastic distribution. Then signal-to-noise ratio (so-called S/N) on a screen can be calculated as $S/N = 10 \log (s/n)$, where "s" is object's illumination of bone slide and "n" is an illumination of random noise slide. This physical S/N is corrected for area, length, bilaterality and periodicity (effective or corrected S/N).

Theresults are obtained as follows:

1. The S/N observability curve has a normal distribution.
2. Range of " σ " (root mean square value) is 1.3—4.6 dB; min. 1.3 dB in (1) and max. 4.6 dB in (14).
3. The 50% obs. S/N lies in the range of —8.0—4.4 dB; max. 4.4 dB in (16) and min. —8.0 dB in (21).

Negative values are numbered 11 out of 17 inquiries.

4. The, 80% obs. S/N lies in the range of -4.9 — 6.0 dB; (2), (14) and (16) more than 5 dB and (21), (8), (18), (22) and (5) less than -1 dB. Negative values are 7 out of 17 inquiries, but they can have positive values except (21), if corrected for area, length, bilaterality and periodicity. Such are more "effective S/N".

5. The 99% obs. S/N lies in the range of 1.7 — 15.1 dB; max. in (14) and min. in (8).

6. Regards as the 80% obs. S/N difference between magnification ratio of 0.73 and 0.55 , there are (12) and (14) over one dB more than 2.2 dB, which is the calculated S/N difference on this experimental condition, and none over one dB less than 2.2 dB.

7. (15), (24) and (25) as to bone structure are undeducible for much higher S/N of the signals; on the contrary, (9), (11) and (19) for much lower S/N.

8. The higher or lower not the physical S/N, but the effective S/N, can we generally conclude, the less or more becomes object observable in clinical radiographic observation.

a) Group with low physical S/N and high effective S/N is mainly less observable: (4), (5) and slight deviated (6).

b) Group with low physical S/N and lower effective S/N is much more observable: (8), (9), (11), (18), (19), (20), (21) and (22).

c) Group with higher physical S/N and higher effective S/N is most unobservable: (2), (15), (16), (24) and (25).

d) Group with high physical S/N and low effective S/N is observable: (3) and (23).

Where integral numbers in parentheses are implied No of inquiries, which are listed on Table II.

Physical and quantitative influence of "noise" on the final radiographic images should be evaluated as a radiographic diagnostic basis. This is indispensable to the QUANTITATIVE diagnosis of radiographic images.

§ 1. 序 言

1950年来蛍光増倍管の進歩に伴ない、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つて来た。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まだ十分でない。近年来光学の方面でレンズ設計評価や画像評価に情報通信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X TV画像評価についてフーリエ解析による取扱いを示してから盛となり⁵⁾、従来のコントラスト、鮮鋭度による評価を更新している。併しまたX線管焦点や増感紙の取扱いが漸く盛んな程度でX線撮影系における像伝送の空間周波数特性に最も大きく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線撮影系における雑音源としては焦点関係(対陰

極の粗さと回転振動、電子ビームの雑音、X線ビームの形状、X線量子雑音、焦点外X線)、附属器具(フィルター、絞り、グリッドブツキー、カセット)被写体(散乱、運動、位置関係、組織間干渉)増感紙及びフィルム(蛍光の時間的変動、粒子の空間的分布、両面性)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、濃度計のアーチャサイズとS/Nの関係、S/Nの改善率、画角特性などについて既に報告した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。既に銀粒子より大きい雑音は普通の画像の如くフィルムは再生され、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⁸⁾。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はフィルムのあらさ既に粒状性が大きいに関係している。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回実験する毎に雑音の“ σ ” (標準偏差), “ μ ” (平均値), “R” (連) の平均値 $\bar{x} = \{E\}$ 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^{11,10)}として Random Noise Chartを用いた。これは次の利点がある。

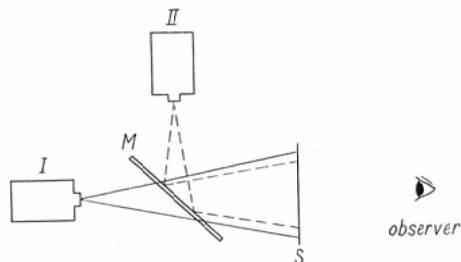
- ① 雑音の再現性が十分良い。
- ② 統計的な分布函数が明らかである。

既に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 Chart¹⁷⁾ 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、それと観察能との関係を調べた。この事は普通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 ともいへるものの影響を物理的定量的に評価するものであり、XTVや X-Cine などに応用される所大なると共にX線像の定量的評価の基礎として不可欠である。

§2. 実験装置及び条件

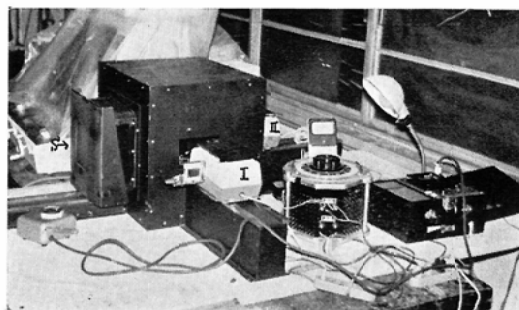
第1図a, 及び第1図bの様に、2つのプロジェ

Fig. 1. a Experimental Apparatus



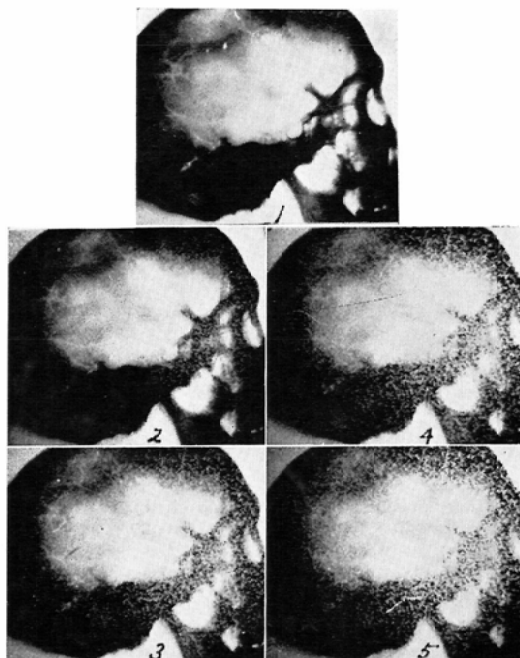
- I II: Walz's Family Slide Projector
- M: Semi-transparent mirror, coated with anti-reflexion metal membran (reflexion 30%, transmission 30%)
- S: Screen glass (#1000) 200×200mm²

Fig. 1b Experimental apparatus



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なつた。(Table 1, Fig. 2, Fig. 3)註1)

Fig. 2 The Observed Lateval Views of the Skull, Masked by Two-dimensional Random Chart (Uniform Type)



- 1: No masked
- 2,3,4,5: Illuminations of random chart are 3,7,15 and 18 lx.

註1 この変化法で問題となるのは雑音用スライドプロジェクターの電源電圧をかえたから、スクリーン面上の色温度の相異が S/N 検出能に影響すると考へられる

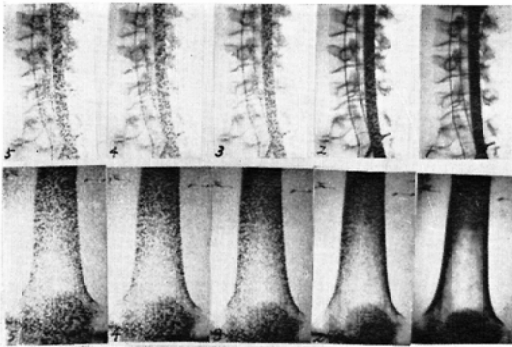
ので、量的に検討すると次の如くであった。

本装置に用いたプロジェクターの照度の変化範囲では色温度にして約3400°Kから5200°Kであった。その主宰波長の変化は約10mμ以内である。之は比視感度曲線の感度比にして、約10%の変化を与えるので S/N にして最大 0.5dB であるので無視した。

Table I Illumination Ratio of Bone Slide to Random Noise Slide of "Uniform" Type and Signal-to-Noise Ratio

Illumination of radom noise slide	Illumination of bone slide	
	30 lx Mag. ratio 0.73	50 lx Mag. ratio 0.55
3 lx	10.0dB	12.22dB
7 "	6.32 "	8.54 "
15 "	3.01 "	5.23 "
18 "	2.21 "	4.43 "

Fig. 3 The Observed Views of the Lumbar Body and the Femur, Masked by Two-dimensional Random Chart (Uniform Type)



1: No masked
2,3,4,5: Illuminations of random chart are 3,7,15 and 18 lx.

2-1) X線像スライド (Fig.2, Fig. 3)

使用した骨X線像スライドは次の如き条件で撮影したので、普通の人体撮影のX線写真やXTVの像と比べると、雑音は無視できると考えられた。

撮影条件、被写体として屍体骨骼標体の頭蓋骨、腰椎、大腿骨を Kodak AA (工業用ノンスクリーンフィルムで、X線管電圧70kVp, X線管

電流約 100mA, 焦点フィルム間距離 100cm, 曝射時間 1.5secで撮影し、Kendol 現像液で20°C 5分現像し、Fuji 35mm Fine Grain Positive Film に、Kendol 様硬調現像液20°C 2分の条件で縮写した。

又この直接写真を Schaukasten にかかけ、雑音でマスクすれば、実際のX線写真読影に近いが、装置の関係で出来ないの以上記の方法でとつた。

またX線の入射方向は頭蓋骨では左→右方向、腰椎では第二斜位方向、大腿骨で前後方向をとつた。

2-2) 雑音スライド¹⁾⁴⁾ (Fig. 4)

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) dx とすれば、Fig. 4 a の様な分布関数で作られている。

Fig. 4. A Random Noise Chart of Uniform Type

a) Uniform distribution

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

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

μ = mean value
 σ = root mean square value

b) A random noise chart of uniform type



一様分布のときは一様乱数の数列 {xi} の xi に対して偶数なら“1”, 奇数ら“0”と変形して規

格化数例を用い, “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個 \times 300個で投影スクリーン面上約 $11 \times 11 \text{cm}^2$ の広さの範囲に分布している. 即ち 3 個/1 mm である (Fig. 4 b). その平均透過率は 35% である. 要素の大きさは最も細かいものをスクリーン上に最小になる様に投影した. 従つて雑音の Spatial frequency の分布型は一定である.

正規分布型雑音チャートによる実験は第 III 報に報告する.

2-3) 信号対雑音比の計算について

a) S/N の算出式

実験中にスクリーン上に生じる信号対雑音比は次の様にして算出した.

第一図において信号投影用プロジェクターの与へるスクリーン上の照度 I_s は投影用プロジェクターにスライドを挿入しないときの照度を I_1 とすると

$$I_s = I_1 \times St$$

である. 但し St は信号用スライドの透過率である. 同様にして雑音投影用プロジェクターの与へるスクリーン上の照度 I_n は

$$I_n = I_2 \times Nt$$

但し I_2 : スライドなしの場合の照度

Nt : 雑音用スライドの透過率

となる.

従つてスクリーン面上の信号対雑音化は通信工学と同様に, ここで問題にしているスクリーン上での両者のエネルギー比の対数を 10 倍した値を用いると

$$(S/N) = 10 \log_{10} \frac{I_s}{I_n} = 10 \log_{10} \frac{St}{Nt} + 10 \log_{10} \frac{I_1}{I_2} \dots \dots \dots (I)$$

となる.

(I) 式から 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.

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に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事ができる. この補正係数については別に報告するが⁶⁾, 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 $\sqrt{l/hl}$ 又は $\sqrt{S/hs}$ である事は容易に求められる. 但し hl, hs は夫々長さ及び面積の補正係数である. これらから面積 $S \text{cm}^2$, 長さ $l \text{cm}$ による補正は次の如くである.

$$(S/N)_s = 10 \log_{10} \sqrt{\frac{S}{hs}} + (S/N) \dots \dots (II)$$

$$(S/N)_l = 10 \log_{10} \sqrt{\frac{l}{hl}} + (S/N) \dots \dots (III)$$

c) S/N の計算例 (Fig. 6)

第 5 問の中硬脳膜動脈圧痕について第 6 図に示すマイクロフォトメーターの曲線から (I) 式による計算を示す.

周辺との黒化度差 = 0.64—0.73

これを計算すると

周辺との透過率差 = 22.91—18.62 = 4.29(%)

これは (I) 式の St に相当する. また

$Nt = 35\%$ (一様分布型雑音チャートの平均透過率の実測値)

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

$I_2 = 3 \text{ lx}$ (Table I)

故に (I) 式から

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

またこのときランダムチャートで n 個/1 mm の雑音があると長さ 30mm の範囲では

$$\sqrt{30/hl} \times n \text{ 個}$$

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

$$(30/hl) s \text{ bits}$$

となる. 但し bit は最小情報量の単位であり, n は本例では約 3 bits であり, 上記計算例では 8 は約 3.6 bits になる.

(III) 式から求める (S/N) は次式で与えられ

る。

$$(S/N) = 10 \log \sqrt{\frac{30}{hl}} + 10 \log \frac{s}{n}$$

但し $hl = 1$ として本例では計算してある。

すなわち

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

前5問では 7.3dBを加えたものをEffective S/Nとして示した。

2-1) 実験の条件

骨スライドの明るさと大きさ (Table I)

雑音スライドの明るさは、電源電圧で表わすと、60, 80, 90, 100 Volt で行なったが、明るすぎるので、Neutral filter で $1/10$ に下げて実験した。骨スライドの明るさは電圧 90~95 Volt である。なお倍率は原X線フィルムに対するスクリーン上の大きさとの比である。

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

観察に用いたスリガラスの細かさは、Detail perceptibilityを良くするには細かい程よいが、光源が透き通るので 1000を使用した。

骨スライドの黒化度の測定には、ナルミ製 250 型マイクロフォトメーターを $10\mu \times 10\mu$ のアパーチャーで測った。測定するときの条件は次の通りである。試料速度は次 $14/3$ mm/分、紙速度 $140/3$ mm/分、試料速度/紙速度 = $1/40$ 。

○観察者、医師10人

○注視点及び注視範囲⁹⁾¹⁰⁾ 眼の高さは画面中央であり、観察点間の画面の巨離は最大と思われる乳突蜂巢と側頭蝶形骨縫合部の間が約 6 cm であり、この間の注視点の動きは約 $4^\circ 30'$ である。併し大腿骨内側顆と外側顆の巨離は最大のもので 3° 以内である。その他のものは 1.5° 以内である。

○観察対象 別表の通りで、Table II で解剖学的にも分り易く、且正常像でランダムチャートを重複投影しないとき誤認する事はない。頭蓋 10, 大腿骨 8, 腰椎 7, 全部で 25 項目で、むづかしいものを選ばば際がない。常識的な点から考えれば、他の骨に関する質問も以上の質問のどれかに

当てはまると考えられる。

○観察距離及び観察順序 巨離はスクリーン対角線の 5 倍 75cm, 順序も一定でマスクしないものから質問し、雑音エネルギーを順次まして実験を行なった。一部の人につき最大エネルギーの雑音をマスクした方からだんだん見易くしたときとの比較では前者が見易いものが、6 項目あり、見難くなったものが 3 項目あった。即ち全観察項目に対する返答 625 個の中 9 個が違うという事である。又エネルギーを変化させたとき一段階のみ yes 又は No がことなり、2 段階以上にわたって変化してはいない。質問に対する返答が “yes” から “No” に移行する時が 1 段階 エネルギー差だけズレる事であり。

§3. 考案及び測定結果

3-1) 観測条件の補足

雑音チャートは要素の大きさの最小のものを、本装置で最小に投影したが、X TV のノイズと比べると大きさを比較的近似しているが、普通 X 線写真と比べるとノイズはまだ大きい。従つて雑音の Spatial frequency の分布は本実験では一定とした。又観察距離は投影スクリーンの対角線の 5 倍 5 倍 75cm にとつてあり、之に投影したとき実験装置で最大と最小投影でも倍率 0.55 と 0.73 であり、Signal たる X 線像の Spatial frequency の変化も制限をうけている。併し観察対象の違うものについて大きさの順に並べて比較して補なつた。本実験にて雑音スライドのエネルギーの適当な変化範囲内で S/N-obs. 曲線が画き得るということ。画像の大きさの制限、電源電圧の制限などのため、 $1/10$ Neutral Filter を使用した Table I の明るさは大部分の観察対象につき最も満足しうるものの 1 つである。

注視点については雑音加えたときと、加えないときで、同一点を見ていると仮定してるが果してそうなのかどうかについては追つて報告する¹¹⁾。

観察者についてもその経験年数に長短があるが、観察対象は正常像であり、病的異常像ではないから特に問題にならないと考えた。

Table II Results of Inquiries about the Skull, the Femur and the Second Lumbar Vertebral Body (A random chart of "uniform" type)

Inquiries	Magnification ratio														
	x0.73 (30 1x)							x0.55 (50 1x)							
	0	3	7	15	18	0	3	7	15	18	0	3	7	15	18
Illumination of random noise slide															
The skull															
1 Can you find out the hypophyseal fossa ?	10	10	10	10	8.5	10	10	10	10	10	10	10	10	10	7
2 Can you measure depth and width of the hypophyseal fossa ?	10	10	5	2	0	10	10	6.5	3	1					
3 Can you find out the posterior clinoid process ?	10	10	8	4.5	1	10	10	9	4.5	2					
4 Can you find out the suture at the pterion ?	10	8.5	3	1	1	10	8	3.5	1.5	0.5					
5 Can you find out the groove for the anterior division of the middle meningeal vessels ?	10	10	8	1.5	0.5	10	10	8	4.5	1.5					
6 Can you find out the alveolality of the mastoid air cells ?	9.5	4.5	1.5	0	0	9.5	5	1	0.5	0					
7 Can you find out the sphenoid sinus ?	10	9	4	2	0.5	10	9	5	2.5	1					
8 Can you find out the maxillary sinus ?	10	10	10	10	8.5	10	10	9.5	9.5	9					
9 Can you find out the ramus of the mandible ?	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10					
10 Can you find out the diploetic structure of the occipital bones ?	/	/	/	/	/	5	2.5	2	0.5	0					
11 Can you recognize it as the femur ?	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10					
12 Can you find out the lateral and the medial condyle ?	10	10	8.5	5	4.5	9.5	8.5	7	7	6.5					
13 Can you find out the border between the compact and the spongy bone in the middle of the shaft of the femur ?	9.5	4	0.5	0.5	0	9.5	5	1.5	1	0					
14 Can you find out the border between the compact and the spongy above the condylar portion ?	10	9	8	5.5	4	10	9	7	3	0					
15 Can you find out the trabecular structure in the middle of the femur ?	7	1.5	0	0	0	8	0	0	0	0					
16 Can you find out the trabecular structure above the condylar portion ?	10	7	1	0	0	10	7.5	0	0	0					
17 Can you find out the trabecular structure at the condylar portion, hidden by the patella ?	9.5	2	0	0	0	10	2	0	0	0					
18 Can you find out the patella ?	10	10	10	9.5	9	10	10	10	10	9					
19 Can you find the contour of the 2nd lumbar vertebral body ?	10	10	10	9.5	9.5	10	10	10	10	10					
20 Can you find out the intervertebral space between the first and the 2nd lumbar vertebral body ?	10	9.5	9.5	9	9	10	10	10	9.5	8.5					
21 Can you find out the pedicle ?	10	10	9.5	8	6.5	10	10	10	8	7.5					
22 Can you find out the transverse process ?	10	10	10	9.5	8.5	10	10	10	9	8.5					
23 Can you find out the superior articular process ?	10	10	9	5.5	5	10	10	9	8.5	8					
24 Can you find out the trabecular structure of the vertebral body ?	3.5	0	0	0	0	4	1	0	0	0					
25 Can you find out the trabecular structure of the vertebral body, overlapped by the transverse process ?	6	1.5	0	0	0	7.5	5.5	1	0	0					
The L.V. B.															

Three answers of "yes", I-to-think I can find "out" and "No" are scored as 1.0, 0.5 and 0.

3—2) S/N の算出計算の補足

計算された S/N (Physical S/N とした) は観察対象を linear に scan した黒化度から出しているが、観察するときには或る範囲を見ているので、両者の対応を何うするかは観察対象によつても異なるだろうし、観察者自身の個人差もあろうが、真の対応は視覚生理上極めてむずかしい。本実験はその対応のある範囲を示すと考えて良い。一様分布型雑音チャートでは S/N が負値を示していても observable という事になっているのは、上述の事から考えて当然だ。取敢えず観察対象の本実験に使用した写真上の長さ、面積、偽周期構造などについて解剖学的、又は画像上類似のもの相互間で補正した。これだけの補正で負値を示すものは殆んどなくなる。これは physical な S/N に対して more effective という意味で Effective S/N として Table III に示してある。相対的な関係については之で十分であろう。また吾人の網膜より脳への情報量の伝達を 25 bits/sec とすれば¹⁰⁾、3 sec 間見ているとすると 75 bits 脳へ伝えられることになる。前述の如く第 5 問の中硬脳膜動脈の圧痕については 3.6×30 bits/30cm であり、3~4 sec 間 scan した bit 数と補正した bit 較が近くなる。情報がある領域に分布していれば長い時間見ると、脳へ達する情報が増加し見易くなる故、時間の補正もすれば更に effective な S/N が得られよう。観察時間と S/N については次回に報告する⁶⁾。

3—3) S/N-observability 曲線の性状 (Fig. 16)

25項目の質問に対して「見出しうる」「見出しうると思う」「見出しえない」の3種の返答は限定し、返答に30秒以上かかるものは出来ないものと考えた。雑音エネルギーをかえ、更にX線像の大きさをもかえ25項目につき会計 200回質問した。全所要時間は30~45分位である。

註2 この一項目に対する測定所要時間は次の様に考えられる。200回、30分とすると、1回9秒であつて、被験者が観察して確定するに要する時間が3秒とすると、別のパターン測定の実験データに近い時間である。

次に上の3種の返答に対して夫々1, 0.5, 0として“yes”の数を Table II の様に算定し、観察者10人中の“yes”の数の%を縦軸にとり、横軸に S/N 計算式に基いた 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. 16の通りで次式をうる。⁸⁾

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

ただし、 $\Phi(x)$: 分布函数

x: S/N デシベル

x_0 : x の平均値

σ : 標準偏差

Fig. 16にて、50% observable S/N は 1.5dB, 80% observable S/N は 1.5dB, 標準偏差 σ は 3.5 dB を得る。-4 dB ~ +4 dB の範囲で S/N-observability 曲線は正規分布をなしていると考えてよい。質問順位 9) 10) 11) 15) 17) 19) (Table II) 以外の各観察項目については凡て正規分布に近い分布をしており、夫々について 50% observable S/N, 80% observable S/N, “ σ ” 99% observable S/N (50% observable S/N + 3 σ) を求めて Table III に示した。(以下本文にては 50% obs., 80% obs., 99% obs. と略す)。

3—4) 各部位の測定結果及び考案

次に各観察項目について計算根拠、結果、問題点などについて述べる。

撮影方向について頭蓋骨の前後撮影には入射方向にいろいろ問題あるので左右方向とした。腰椎は標本の固定具の関係では第二斜位にせざるを得なかつた。

以下何れも像の倍率 0.73, 明るさ 30lx の場合があり、○印内の数字は Table II の質問順位を示す。

3—4—1) 頭蓋骨について

①②③下垂体窩について (Fig. 5)

第1問脳下垂体窩を見出し得るかについてはトルコ鞍前壁、後壁の黒化度が夫々 1.73 及び 1.20 であり、下垂体窩の周囲については大凡の濃度分布割合が約 3 : 1 位の割合と考え、透過率を加重平均した。②については相加平均した。②の下垂体

窩の計測は全質問中骨梁構造以外で最高の S/N を要する。即ち50% obs. で 3.3dB, 80% obs. で 5.7 dB であり S/N が高くなければ観察し難いことを示す。但し骨梁構造はもっと高い S/N を要するが本実験の条件内では測定できなかつた。

尚下垂体窩の円周3 cmとして補正した。

④骨縫合, ⑤中硬脳膜動静脈の圧痕 (Fig. 4) については Pterion (蝶形骨大翼後上頂部) に限定して質問した。80% obs. 値でそれぞれ -0.4dB, -2.6dB の負値をとる。⑧上顎洞と共に頭蓋骨では S/N が低くても観察し得るグループである。雑音チャートの白黒は約3個/1mmであり, Pterion の範囲における観察長を3 cm位とすれば, 30倍になるから S/N の計算式2-3-C) により $10 \log 30^{1/2}$ 即ち 7.3dBだけ physical S/N より高い S/N を Effective S/N とした。又骨縫合はジグザグ噛合っているからその4倍と考へて10dBの補正をした。従つて補正した S/N はそれぞれ 9.6dB, 4.7dB となり, S/N が負値でも observable なのは signal のある長さの領域で補なわれてをり, 実際は相当 S/N が高くないと見難い事を示している。

⑥ 乳突起蜂巢について (Fig. 7)

80% obs. は -0.6dB であり, 低い方である。黒化度分布は図の様に偽周期性構造をしているので, 7個の平均をとつた。併し7コ見ているとすれば2-3-C) の補正により $10 \log 7^{1/2}$ を加えるべきである。そうすれば Effective S/N は 3.6 dB となり, ③⑤と大差ないことになる。

⑦ 蝶形骨洞及び⑧上顎洞について (Fig. 8)

⑧の80% obs. は -3.8dB と低く, 全質問中②%弓根に次いで最低である。しかし⑦⑧の面積比約1:6.2で補正すれば⑧は 0.2dB となる即ち⑦⑧の Observability は略, 同一と考へても良い。しかし⑧の方は S/N obs. 曲線のバラツキ大, かつ50% obs. は外捜値である。σは③⑥⑦と約3.5dB位で比較的大である。

⑨⑩は本実験では50% obs., 80% obs., σなど求められなかつた。⑨は雑音最大でも100% observableであり, ⑩は massive な後頭骨中に埋つて

いて脳実質のないとき写真的に不適当なため雑音なしでは50%しか observable でない。

3-4-2) 大腿骨について

⑫大腿骨内外両側顆について (Fig. 9)

之には下腿骨との間に固定具があるので, 解剖学的な両側顆をそのまま観察させるのは不適当なので, 図の範囲内で両側の突出部に限定した。S/N-observability 曲線はバラツキが多い。両側にあるのでそれを考えると80% obs. は 3.0dB となる。両側顆の様な周辺と境界鮮明でない観察対象のとき Physical S/N と Effective S/N との相関はむづかしい。

⑬⑭骨皮質と髄質との境界については (Fig. 10) 骨端近くと中央では前者は倍の S/N を要する。又後者はバラツキ大で, σが25項目中最大の 4.6dB なのは, 中央から骨端にかけて境界が徐々に不鮮明となり顆上部で消失しているため, 上下が現野内に入るため注視点と S/N 測定点と必ずしも一致しないためと思われる。

⑮膝蓋骨 (Fig. 12) の80% obs. は -2.5dB であるのは面積が大きいからと考へて, ⑫両側顆との面積比 7.5:1 で補正すれば 1.3dB となり, ⑫と80% obs. では大差ないと考えられるから⑫の S/N の測定は上述の様な不明確な点があるが, 比較的正しいと思はれる。80% obs. は⑫椎弓根, ⑧上顎洞について低い値である。

⑮⑯⑰大腿骨の中央, 顆上部及び膝蓋骨と重複する部分の骨梁構造について (Fig. 16)

⑯のみ測定可能で80% obs. は 6.1dB で25問中最高の S/N を要する。⑲⑳の骨梁構造も50% obs., 80% obs. が高すぎて測定できない。即ち骨梁については⑯のみ測定しえたが, 非常に高い S/N を要する。⑮は雑音ないときでも70% observable 故, 本実験で最小の雑音でマスクしても (-5.3 dB) で10%しか見えない。⑰については雑音なしでは95% observable であるが, 最小雑音で20% observable である。

3-4-3) 第二腰椎について

⑲椎体について

上縁, 下縁, 側縁の3について平均をとつたが,

Fig. 5~15. The S/N observability curve with density curve of the bone concerned and its radiograph.
Y-axis: Distribution of affirmative answer (%).
X-axis: Noise-to-signal ratio.

Fig. 5 (2) Can You Measure Depth and Width of the Hypophyseal Fcssa ?

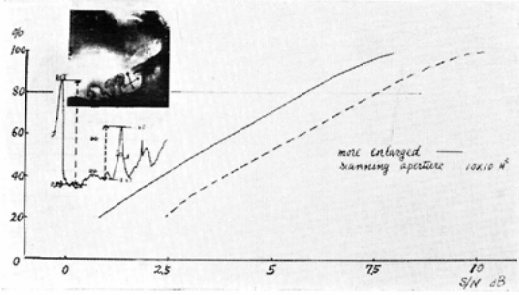


Fig. 8 (7) Can you Find out the Sphenoid Sinus ?

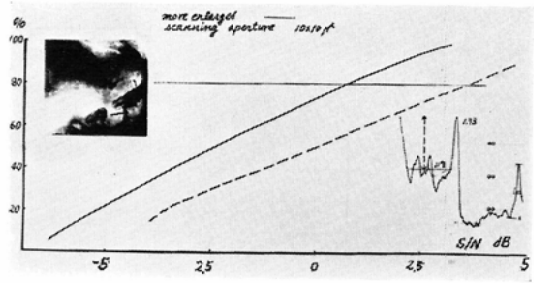


Fig. 6 (6) Can you Find out the Groove for the Anterior Division of the Meningeal Vessels?

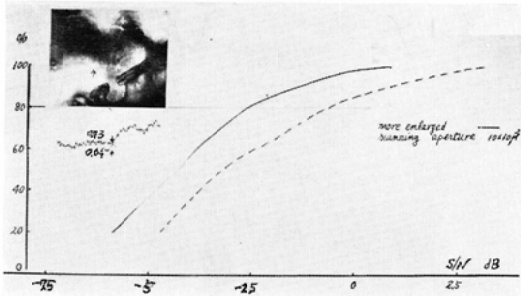


Fig. 9 (12) Can you Find out the Lateral and the Medial Condyle ?

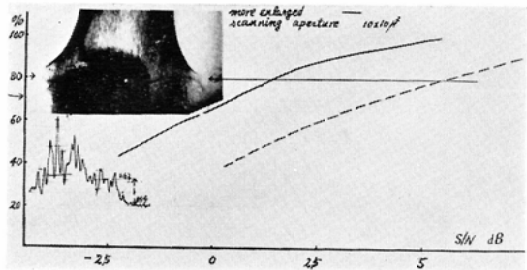


Fig. 7 (6) Can you Find out the Alveolality of the Mastoid Air Cells ?

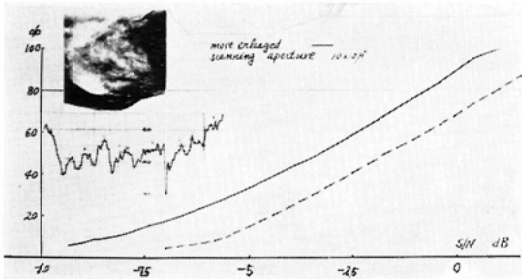


Fig. 10 (13) Can you Find out the Border between the Compact and the Spongy bone in the middle of the shaft of the Femur ?

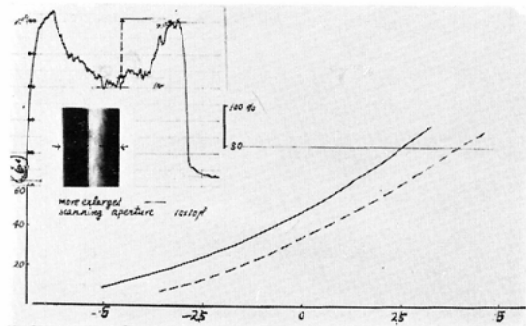


Fig. 11. (16) Can You Find out the Trabecular Structure Above the Condylar Poution ?

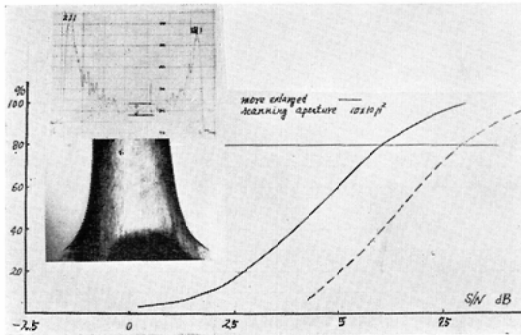


Fig. 12 (18) Can You Find the Patella ?

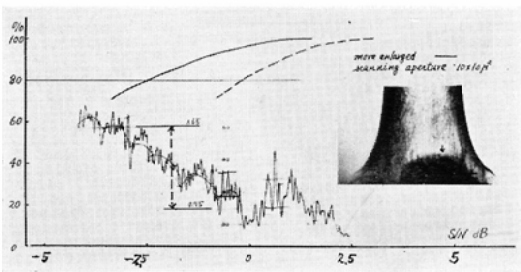


Fig. 13 (21) Can You Find out the Pedicle ?

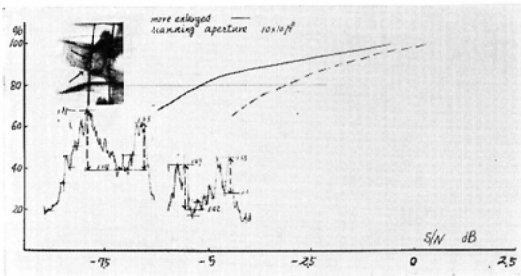


Fig. 14 (22) Can You Find out the Transverse Process ?

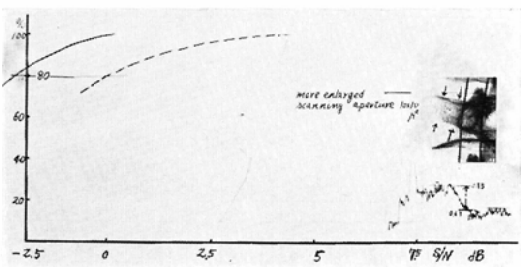


Fig. 15 (23) Can You Find out the Superior Ariticular Process ?

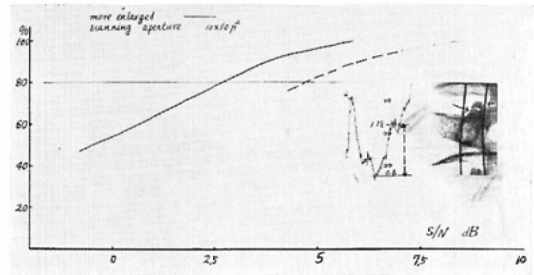
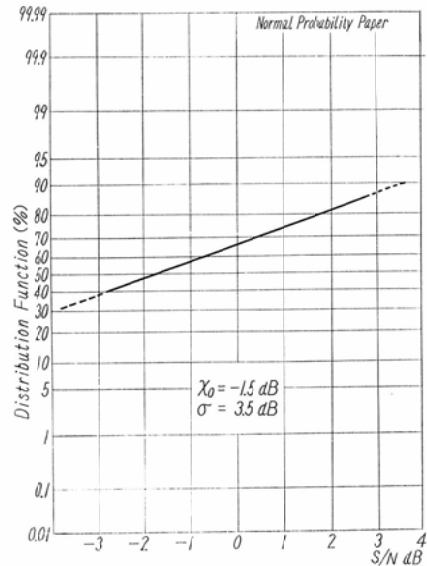


Fig. 16 The Statistical Distribution of Maximum to Minimum Signal-to-Noise Ratio for the 12th Inquiry, When Using Random Chart of Uniform Type



雑音最大のとき、即ちS/N 0.4dBでも 100%observable であつた。

㊸椎間について (第1,第2椎体間)

80%obs. は- 0.6dB であり、S/N-obs. 曲線のバラツキ大で、前後縁が重なつている所とない所とあるので雑音でマスクされたとき、後者の方が早く見難くなるので注視点が一定しない心配がある。

㊸椎弓根について (Fig.13)

80%obs. は- 4.9dB と最低であり、かつ㊸との面積比で補正しても - 2.5dB と全項目中唯一

の負値を示す。全問題中面積比、長さ、偽周期性構造などの補正をしても負値なのは②のみである。補正は上記の夫々1つのみについて行なつたが、②は何か他の補正が必要なかもしれない。四角の椎体影の中に楕円形の特異の形をしているという著しい対比のためかもしれない。

㊸上関節節突起について (Fig.15)

80%obs. は 2.6dB で腰椎についての項目中最も見難く S/N-observability 曲線のバラツキも大である。⑩⑪⑫⑬と比べて面積が最小なので⑭の面積を1として夫々、28, 5.4, 3, 9.3の割合で4項目について補正をした。

㊹椎体の骨梁構造について

夫々雑音をマスクしなくても35%, 60%しか観察できず、かつ最小雑音をマスクしたとき、それぞれ0%, 15% observable となるので S/N に関する諸値は求められない。大腿骨の骨梁構造同様の方法によるべきである。

椎体に関する観察対象については雑音エネルギーの範囲が小さすぎるため、50%obs. は外捜したものが多し。

3-4-4) 臨床的観察経験との対比

80%obs. で S/N が低く、負値でも observable は8項目中、⑧上顎洞、⑬膝蓋骨、②横突起、②椎弓根、㊸椎間などは比較的大きく、その存在自体は臨床的にも認識し易い。かつ面積比などで補正しても相対的に S/N は低い。まして⑨⑩⑪については低すぎて計り得ぬ位であり、極めて観察し易い。併し②は補正後も負値なので何らか別の補正が必要だろう。

之と同様に Physical S/N が低く、負値で observable なものの中、④骨縫合、⑤中硬脳膜動静脈の圧痕、⑥乳突起蜂巢は、その観察範囲内で上述のものと同様に臨床的に観察し難い。④⑤は長さの補正をすると S/N が高くなるので上述と異なる。故に Effective S/N の高低は臨床的観察の難易と対応していると言ひ得る。

次に physical S/N の高いもので、Effective S/N を求め得たものも含めて S/N で順序付けたとき相対的に S/N の高いものと、低いものとあ

り臨床的観察の難易と対応させ得る。

⑩骨梁構造及び⑮⑯⑰⑱の骨梁構造、②のトルコ鞍の計測は Physical S/Nは高く、Effective S/Nを出したものを含めて S/Nを順序付けたとき S/Nが相対的に高く、臨床的に観察し難い。併し⑭骨皮質と髄質との境はそれほど観察し難くない。

次に Physical S/Nが相対的に高いが、Effective S/N を求めたものも含めて S/N の順序付けをすると S/N が相対的に低くなるものの中、③トルコ鞍後壁突起、㊸上関節突起は比較的観察し易いが、⑬骨皮質と髄質の境は逆に観察し難い。

S/N の高低が臨床的観察の難易と対応していると以上の事からいえる。対応してないのは、①S/Nが高くて臨床的にそんなに観察し難くない⑭と①であり、⑩ S/N が低いのにそんなに観察し易くない⑦蝶形骨洞と⑬である。ここで①の補正は不要と考え、3-4-2) に述べた点で⑭を一応省略するとれば、⑦⑬のみ何らかの補正には S/Nが高くなるとすれば S/N の高低を臨床的観察の難易と凡て対応させよう。

§4 総括

一部の骨X線像と統計的一様分布に基いて作製されたRandom Noise Chart をスクリーン上に、重複投影して S/N を測定し、S/N-observability 曲線の性状について調べた。臨床的骨X線写真は軟部組織の厚薄によりいろいろ影響を受けるので本実験では理想的X線写真について行なつた。雑音チャートの Spatial frequency の分布が更に小ならば、普通写真において軟部陰影が骨自体、例へば骨梁構造に及ぼす影響などを定量できよう。

S/N-observability 曲線は正規分布に近く、50% obs., 80%obs., 99%obs., σ などを求めて夫々の項目につき比較した。

4-1) 臨床的観察経験との対比

4-1-a) **Physical S/N が低く、Effective S/N が高いもの**、これにはPterion部の④骨縫合、⑤中硬脳膜動静脈の圧痕、⑥乳突蜂巢の蜂巢性であり、補正された80%obs.は相対的に高くなつてをり、臨床的に比較の見難いと思えるものである。

4-1-b) **physical S/N** が低く, **Effective S/N** が相対的に低いものは⑧上顎洞, ⑬膝蓋骨, ①椎弓根, ②横突起, ⑭椎間であり, a)と逆に見易いと思えるものであり, ⑨下顎枝, ⑪大腿骨体, ⑯腰椎体などは低すぎて求められない。

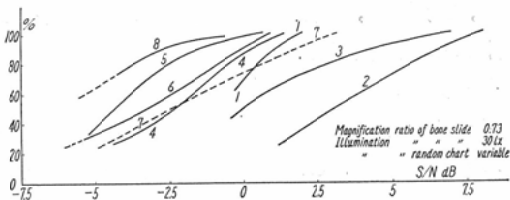
4-1-c) **Physical S/N** が高く, **S/N** を補正し得たものも含めて **S/N** を順序付けたとき, 相対的に **S/N** の高いグループに属するものの中, ⑩骨梁構造, ②下垂体窩の計測は a) と同様に見難い。又⑮⑰⑲⑳の骨梁構造は **S/N** が高すぎて測定できない。併しこのグループの中⑭骨皮質と骨髓質との境はそれほど観察し難くない。

4-1-d) **physical S/N** が比較的高く, **S/N** を補正し得たものを含めた中で **S/N** を順序付けたとき, 相対的に **S/N** の低いものの中, ③トルコ鞍後壁突起, ③上関節突起などは比較的観察し易いと思われるが, ⑬骨皮質と髓質との境はそれほど見易くない。

Effective S/N を求め得たものも含めて **S/N** の高低と臨床的, 観察の難易と対応しないものは次の通りである。 **S/N** が高いが, それほど観察し難くないものは, ①⑭であり, **S/N** がそれほど高くないが, 比較の見易くないものは, ⑦⑬である。⑦⑬に何らかの補正を行ないうるならば凡て **S/N** の高低と臨床的観察の難易と対応させる事ができる。

4-2) 頭蓋骨について (1~6 は骨スライドの倍率0.73, 明るさ30lx である。 Fig. 17, Table II)

Fig. 17 The S/N-Observability Curve About the Skull, When Using a Random Chart of Uniform Type



1. 測定対象全部については **S/N observability** 曲線のバラツキの中は80% obs. の所で約11.5dB

である。⑧上顎洞について **S/N-obs.** 曲線のバラツキは大である。

2. **S/N-obs.** 曲線上80% obs. の点で **S/N** の低い方からの順序は ⑧上顎洞, ⑤中硬脳膜動静脈の圧痕, ⑥乳突蜂巣, ⑦蝶形骨洞, (④骨縫合と交叉), ①下垂体窩, (⑦と交叉), ③トルコ鞍後壁突起, ②下垂体窩の計測である。

3. σ は 1.3~ 3.6dB の範囲で③⑥⑦が約 3.5 dB で σ の大なる方である。

4. 50% obs. は - 5.8~ 3.3dB で②③が夫々 3.3dB, 0.1dB なる以外凡て負値である, ⑤ (- 4.4dB), ⑥ (- 3.5dB) ⑦ (- 2.4dB), ⑧ (- 5.8dB) が負値であり, かつ①⑥⑧は外捜せねばならなかった。

5. 80% obs. は - 4.9~ 6.0dB の範囲で, ②が最高の 5.7dB であり, ④⑤⑥⑧が負値である。長さ (④⑤①), 面積 (⑧), 偽周期性 (⑥) で補正すれば何れも正值となる。即ち①②④はそれぞれ 7.3, 5.7, 9.6dB となり, 低い方は⑦⑧の 0.6, 0.2dB である。

6. 99% obs. 即ち $x_0 + 3\sigma$ をとれば, 補正前の値で 1.7~15.1dB で ⑤中硬脳膜動静脈圧痕, ⑧上顎洞が最低で, 夫々 1.9, 1.7dB であり, 最高は②下垂体窩の計測が12dB ③トルコ鞍後壁突起が10.3dB である。

7. 次は骨スライドの倍率と明るさを夫々に 0.55, 50lx としたとき, ①④⑨⑩以外凡て見易くなっている。又このとき Table I の **S/N** 差 2.2 dB と比べると, ± 1 dB 以上の差を生ずるものはない。

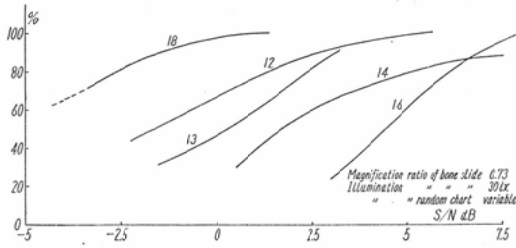
8. ⑨下顎枝は雑音最大るとき, 即ち **S/N** で 0.2dB でも 100% observable である。⑩後頭骨骨板は50%しか observable でない。

4-3) 大腿骨について (Fig.18, Table II) (1~6 は骨スライドの倍率0.73, 明るさ30lx である。)

1. 測定対象全部について **S/N-obs.** 曲線のバラツキの中は80% obs. の所で約 8.5dB である。

2. **S/N-obs.** 曲線の80% obs. の点で低い方から

Fig. 18 The S/N-Observability Curve About the Femur, When Using a Random Chart of Uniform Type



⑬膝蓋骨⑭両側顆, ⑬体中央の骨皮質と髄質との境界, ⑭顆上部の骨皮質と髄質の境界, ⑯顆上部の内部構造の順である。

3. σ は 2.0~4.6dB であり, ⑭両側顆 上部の骨皮質と髄質の境界についてのものが 4.6dB で最大である。範囲不明確のためかもしれない。

4. 50%obs. で負値を示すのは, ⑭⑯であり, それぞれ -1.5dB, -4.8dB であり後者は外捜した。

5. 80%obs. の負値は⑬膝蓋骨の -2.5dB のみである。⑭両側顆を比べて補正すれば勿論正值となる。⑬は S/N が低くても observable だが, ⑯は S/N が高くないと分らない。

6. 99%obs. 即ち $x_0 + 3\sigma$ をとると, 3.2~15.1 dB の範囲で, 補正前の値で⑬が最低で 3.2dB, ⑭が25問中最高の15.1dB である。

7. 次に骨スライドの倍率と明るさを0.55, 50 lx としたとき, ⑭が見にくくなつてをり, Table I の S/N 差 2.2dB より大なるものは ⑭⑯であり夫々 3.8dB, 3.5dB である。

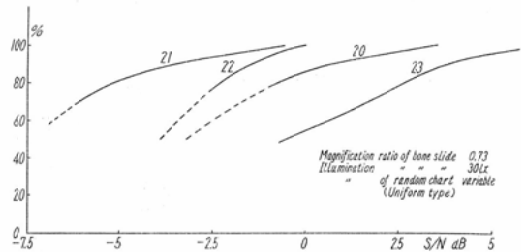
8. ⑰大腿骨の存在は雑音最大るとき即ち S/N 7.3dB でも 100% observable である。又⑰⑱の骨梁構造は雑音ないときで 100% observable でなく, 雑音最小で15%, 20% observableなので80% obs. は出せない。

4-4) 腰椎について (Fig.19, Table III)

(1~4は骨スライドの倍率0.73, 明るさ30lx の場合である)

1. 各質問についての S/N-obs. 曲線のバラツキの中は80%obs. の所で約 8dB である。個々の

Fig. 19 The S/N-Observability Curve About the 2nd Lumbar Vertebral Body, When Using a Random Chart of Uniform Type



曲線では⑳椎弓根㉑上関節突起がバラツキが多い。

2. S/N-observability曲線で80%obs.の点でS/Nの低い方から, ㉑, ㉒横突起, ㉒椎間, の順である。

3. σ は 1.9~3.7dB であり, ㉒が 1.9dB と低く, ㉑が 3.7dB と高い。

4. 80% obs.は -4.9~2.6dB である。㉑の面積を1としてそれとの面積比で補正すると㉒ 2.6dB㉒ 3.1dB となり, ㉑のみ, 補正しても -2.5dB と負値で最低である。

5. 99%obs. は 1.8~9.9dB で, ㉑が 1.8dB で最低㉑が 9.9dB と最高である。

6. 骨スライドの明るさと倍率を50lx, 0.73としたとき, 80%obs. について Table I の S/N 差 2.2dB より±1 dB 以上差を生ずるものはない。

7. ㉒㉓の骨梁構造は S/N が高すぎて測定できない。

§ 5. 結論 (Table IV)

(1) 骨X線像を統計的一様分布に基いて作製された Random Noise Chart を重複投影し, S/N を測定し, S/N-Observability 曲線の性状を調べた。

(2) 補正された S/N の高いものは臨床的に観察し難く, S/N の低いものは観察し易いと一般的に言い得る。即 ㉑ Physical S/N が低くても補正された S/N の相対的に高いものは, 見難く, (④骨縫合, ⑤中硬脳膜動静脈の圧痕, ⑥乳突蜂巣), ㉑補正された S/N が相対的に低いものは見易い (⑧上顎洞, ⑬膝蓋骨, ㉑椎弓根, ㉒横突起

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

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

Integrals are implied No. of inquiries.

など)。(3)併し補正し得たものも含めた中で相対的に S/Nの高いものは見難い(16)(15)(17)(24)(25), (2)下垂体窩の計測) (4)相対的 S/N の低いものは見易い(3)トルコ鞍後壁突起, (23)上関節突起) (4) S/Nの高低と観察の難易と対応しない(7)(13) (相対的に S/N が低いのに割合に見難い)は何らかの補正が必要と思われる。

(3) S/N obs. 曲線は正規分布に近い。(8), (12)大腿骨両顆, (21), (23)はバラツキ大である。

(4) その曲線のσの範囲は 1.3~ 4.6dB での小なるものは(1)下垂体窩(1.3dB), (2)(1.9dB), σ 大なるものは(14)大腿骨顆上部の骨皮質と髄質との境(4.6dB)である。

(5) 50%obs. は17項目中負値11コ, 高いもの

は(2)下垂体窩の計測(3.3dB), (16)大腿骨顆上部の骨梁構造(4.4dB), (14) 1.3dB であり, 低いものは(8) — 5.8dB, (21) — 8 dB である。

(6) 80%obs. は — 4.9~ 6.0dB の範囲で, 負値は8項目で, — 1 dB 以下は(21) — 4.9dB, (8) — 3.3dB, (8) — 4.8dB, (22) — 2.3dB, (5) — 2.6 dB であり, 5 dB 以上は(2) 5.7dB, (14) 5.2dB, (16) 6.1dB である。Signal の存在する範囲の長さ, 面積, 偽周期性構造などで補正すれば, (2)以外凡て正值となり, 6 dB以上は(16) 6.1dB, (1) 7.3 dB, (4) 9.6dB となる。Physical S/N が負値なのは然るべき補正で正值となり負値に近づく。

(7) 観察全項目の80%obs. の Max. と Min. の差は11.5dB である。

(8) 99% obs. は 1.7~15.1 dB で dB以下は⑫も 1.8dB, ⑧ 1.7dB, ⑤ 1.9dB であり, 10dB 以上は⑫12dB, ③トルコ鞍後壁突起 (10.3dB), ⑭ 15.1dB, ⑯10.4dB であり, (7) の様な補正をすれば, 凡て 5 dB 以上となる.

(9) S/N が低すぎて測定できぬものは⑨下顎枝, ⑪大腿骨体, ⑰腰椎体であり, S/N が高すぎて測定できぬものは⑮, ⑱, ⑳などの骨梁構造である.

(10) 骨スライドの倍率 0.55, 明るさ 50lx とかえたとき, Table I より Physical S/N の計算上 2.2dB 高くなるが, 80% obs. ではその差は 1.6~3.8と広くなり, 標準差より 1 dB 以上大なるのは⑫⑭であり, 1 dB 以上小さくなるものはない.

(11) 対象の大きさにより 80% obs. は大差はないが, ④, ⑤, ⑯などの細かい構造のものが S/N が高くなっている.

本論文の一部は第 172 回日本医学放射線学会関東部会に発表した。(昭和40年10月23日) 御校閲下さった宮川正教授に感謝すると共に本研究を実施するに当り御便宜を計って下さった牧田康雄NHK基礎研究所所長, 東京大学中央放射線部田坂皓助教授に感謝します。更に測定実験に度々御協力戴いた東京大学医学部放射線医学教

室の諸氏に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 菊地緑彦: ラノダムチャート, NHK技研月報 8巻; 689頁, 昭和40年.
- 2) 北川敏男, 増山元三郎: 統計数値表, 河出書房, 1952.
- 3) 統計学辞典: 863頁, 東洋経済新報社, 昭和39年.
- 4) 竹中栄一, 高橋照彦, 木下幸次郎, 佐藤英久, 菊地緑彦: X線像の雑音第12回応用物理連合会発表, 昭和40年4月.
- 5) 宮川正, 田坂皓, 竹中栄一: 所謂レスポンス関数によるXTV画質の解析, X線機能診断班会議資料, 昭37-2-2, 昭和37年.
- 6) 木下幸次郎, 佐藤英久, 渡辺観, 菊地緑彦, 竹中栄一: 画像の雑音による遮蔽効果, 第13回応用物理連合会発表; 昭和41年4月.
- 7) Kojiro Kinoshita: Some Properties of Random Charts. Jap. Journal of Applied Physics. Vol. 4, suppl. 1: 215, 1965.
- 8) Kojiro Kinoshita: Image Transmission Carrier and Image Spectrum in Generalized Photographic System. NHK Technical Monograph. No. 3: 1, July, 1964.
- 9) Enoch, J.M.: Effect of the Size of a Complex Display upon Visual Search. J. Opt. Soc. Am. Vol. 49: 208, 1959.
- 10) Fry, G.A.: (Coarseness of photographic grain J.O.S.A 53: 361, 1963.
- 11) Thomas, E.L. and Lansdown, E.L.: Visual Search Patterns of Radiologists in Training. Radiology. Vol. 81: 288, 1963.