The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	情報量スペクトルを用いた脳血管と胆のうの拡大X線写真の画質評価
Author(s)	金森, 仁志; 松本, 政雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1984, 44(6), p. 831-835
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15650
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

情報量スペクトルを用いた脳血管と胆のうの拡大X線写真の画質評価

京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科
金　森　仁　志
大阪府立工業高等専門学校電気工学科
松　本　政　雄

（昭和58年5月25日受付）
（昭和58年10月5日最終原稿受付）

Evaluation of Image Qualities of Magnification Radiographs of Bloodvessels and Gallbladder by Information Spectra

Hitoshi Kanamori
Department of Electrical Engineering, Kyoto Technical University
Masao Matsumoto
Department of Electrical Engineering, Osaka Prefectural Technical College

Research Code No. : 207.1
Key Words : Information theory, Magnification radiography

The information spectrum is a new quantity to evaluate synthetically the image quality (the contrast, the latitude, the sharpness, and the granularity) of radiographs.

The information spectral values have explained successfully the qualities of images of bloodvessels and gallbladder made with the magnification techniques and the contact exposure techniques, which appeared in Doi et al: Radiology 122: 479 (1977) and Imhof et al: Radiology 129: 173 (1978).

The order of information spectral values at the significant frequency range for each object coincided with the order of image qualities evaluated by the rating method.

1. 緒　言

情報理論[1]を用いてX線写真の画質を総合的に単一評価する方法の一つとして，金森は，情報容量を用いる事を前に提案した[2)~4)]．その後，われわれは，この情報容量の1次元のスペクトル（空間周波数成分）が画質評価に非常に有効であることを見つけたので，これを情報量スペクトルと名づけて，その求め方を具体的に示した[5)]．これは空間周波数 ν の関数で，画質の四つの物理的要因（コントラスト，ラチチュード，鮮鋭度，粒状）を総合的に表現する．数式では

$$I(\nu)=\log_2\sqrt{1+p(\nu)/n(\nu)}\,[\mathrm{bit}]$$

……文献5の（5）式

で表わす．ここで，$n(\nu)$ は粒状のウイナースペクトルである．また，$p(\nu)$ は，特性曲線（コントラストとラチチュードを表現）とMTF（鮮鋭度を表現）から計算するもので，その物理的意味はエントロピーを最大にするような信号——仮想的な被写体（を透過するX線量の空間分布）の集合で，ランダムな分布をしている——のウイナースペクトルである．したがって，情報量スペクトルは，上述のような仮想的被写体の周波数空間単位面積あたりの情報容量を表わしている．

一方，被写体（を透過するX線量の空間分布）も周波数成分に分解できて，被写体毎に重要な周波数領域が存在する．われわれはその周波数領域

を抜き出して，そこでの情報量スペクトルの値に注目すると，写真の画質，ひいては撮影系の性能を的確に評価でき，実用的であることを見出した．そして，Rossmannの針とビーズの写真[6]の画質をうまく説明した[5]．

本論文では，情報量スペクトルのもう一つの成功例として，Doi, Imhofの発表した脳血管及び胆のうの密着撮影写真と拡大撮影写真[7)8)]の画質評価を行なう．文献(7)(8)では，特性曲線，MTF，粒状のウイナースペクトルの三つを，被写体ごとに使い分けて，画質を説明している．いわゆる分析的な評価である．これに対して本論文では，この三つの曲線を一つの曲線に纏めて情報量スペクトルを求め，これを用いると，ひじょうに簡単に画質を説明できることを示す．

2. テスト用被写体と脳血管ファントーム

Fig. 1はテスト用被写体のX線写真で，文献7のFig. 7から採ったものである．AはCaWO$_4$増感紙Parとフィルム RP（以下Par-RPと略す）を使って，普通の密着撮影をしたもので，Bは希土類増感紙Alpha 8とフィルムXM（Alpha 8-XMと略す）で密着撮影したものである．X線の線質（80kVp）を変えずに撮影している．Aに比べてBの画質が著しく悪いことがわかる．これに対して，Eは50[μm]の微小焦点X線管とAlpha 8-XMを使って2倍に拡大撮影したものを密着撮影写真と比較できるように，写真縮少したものである．Fは，Eと同様な方法で3倍に拡大撮影し，写真縮少したものである．同図に撮影した被写体のうちで，左下の玉は直径1.5～3[mm]のプラスチックビーズで，胆のうの胆石を模したものである．右下のスチールウール（太さ約70[μm]）と上のワイヤーメッシュは脳血管を模したものである．ワイヤーメッシュの大きい方の空間周波数は1，2，3，4 [mm^{-1}]，小さい方では4，8，13，16，20[mm^{-1}]である．小さい方のメッシュはほとんど見えないので，ここでは対象としない．

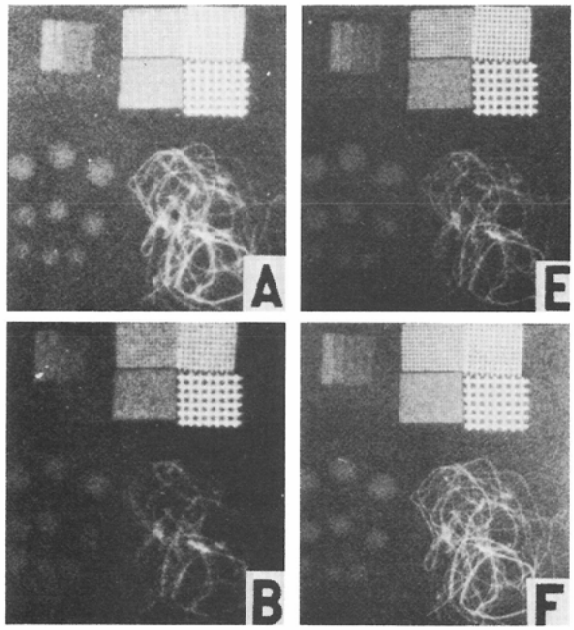

Fig. 1　Comparison of radiographs of simple test objects made with contact and magnification techniques (reproduced from ref. 7, Fig. 7):
A: contact exposure with Par-RP, B: contact exposure with Alpha 8-XM, E: photographic reduction of 2X magnification with Alpha 8-XM and 50-μm focal spot, F: photographic reduction of 3X magnification with Alpha 8-XM and 50-μm focal spot.

これらの写真A, B, E, Fを見比べると，スチールウールとワイヤーメッシュのような高コントラスト被写体では，エッジの鋭さに着目すると，画質の良い方からの順番は，原論文[7]に書いてあるように，F, E, A, Bとなる．一方，低コントラストで寸法の比較的大きいプラスチックビーズでは，像の見やすさの順番はA, F, E, Bである．

上記の写真を，Doi, 等は，MTF（文献7のFig. 2, Fig. 4），ウィナースペクトル（文献7のFig. 1），および特性曲線とその勾配（文献7のFig. 6）を個々に使って分析的に評価した[7]．これに対して，われわれは，総合的評価を行なうために情報量スペクトルを，文献（5）で述べた方法で計算した．ただし，ウィナースペクトルは比透過率で求めてあるので，濃度に換算した[9]．計算した情報量スペクトルをFig. 2に示す．この図を見ると，情報量スペクトル値の大きさの順番は，約2 [mm^{-1}] 以下の周波数ではビーズの画質の順番と一致し，それ以上ではスチールウールとワイヤーメッシュの順番と一致している．これが妥当である事を以下に示す．

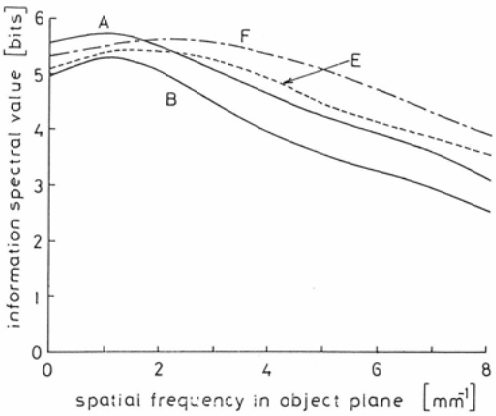

Fig. 2　Information spectra calculated for the four radiographs in Fig. 1: Legend as in Fig. 1.

2.1　ビーズ（胆石の模擬）

Rossmannの針とビーズの写真の中のビーズと同様に，低コントラスト物質のプラスチックでできているので，被写体スペクトルを考える*．ここで半径 d は1.5～0.75[mm]であるから，被写体スペクトルの第1零点は約0.5～1.0[mm^{-1}] である．この周波数以下の範囲で，Fig. 2の情報量スペクトルの値をみると，ビーズの見やすさと同じく，A, F, E, Bの順番になっている．

2.2　スチールウール（脳血管造影の模擬）とワイヤーメッシュ

スチールウールの断面は円形であるが，高コントラスト被写体であるから，ウールの中心では充分にコントラストがついている．画質はエッジがシャープに出ているかどうかできまる．この場合

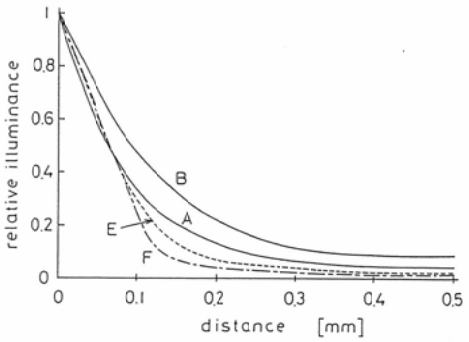

Fig. 3　Line spread functions of the four systems appeared in Fig. 1: Legend as in Fig. 1.

には，ほぼ線像分布関数（LSF）の幅の逆数以上の高周波成分がエッジの再現性をきめるので重要である[5)]*．四つの系のMTF（文献7のFig. 2, Fig. 4）をフーリエ逆変換してLSFを求めた結果（プラス側半分）をFig. 3に示す．もっとも鋭いLSF（F）の幅は約0.2[mm] であるから，この場合は約5 [mm^{-1}] 以上が重要である事がわかる．この範囲で，Fig. 2の情報量スペクトルの大きさの順番は，F, E, A, Bで，エッジの画質の順番と一致している．

ワイヤーメッシュも高コントラスト被写体であるから，エッジの再現性が重要である．従ってこの画質の順番もスチールウールと同じである．このように高コントラスト物質でできているワイヤーメッシュについては，単一周波数の被写体と考えずに，エッジにだけ注目せねばならない．その理由は，メッシュの空間周波数がより低くなっても（メッシュの針金が太くなって，間隔が広くなっても）画質はエッジの鋭さで決まるからである．

2.3　脳血管ファントーム

文献7では，Fig. 1で説明した四つの系を使って，脳血管を模したプラスチックチューブ（直径0.28[mm]と0.58[mm]）をRenografin-60で満たしたものとスチールウールとを撮影した写真を同文献のFig. 8に示している．同図のA, B, C, DはFig. 1のA, B, E, Fと同じ方法で作成した写真である．両被写体とも，画質の順番はFig. 1のワイヤーメッシュの画質の順番と変らないことを示している．

3. 胆のう内の胆石像

文献7では，細い脳血管を鮮明に撮影するために，50[μm]の微小焦点X線管を使ったが，胆石の寸法は比較的大きいので，Imhof, 等は200[μm]の焦点を使って拡大撮影を行ない，その結果を文献8のFig. 3に発表している．それをFig. 4に再掲する．同図のA, Bは，文献7のFig. 7（本論文Fig. 1）と同じく，Par-RPとAlpha 8-XMで密着撮影したものである．Cは200[μm]の微少焦点X

脚注　*文献5のFig. 14.

脚注　*Rossmannの針の写真と同様である．

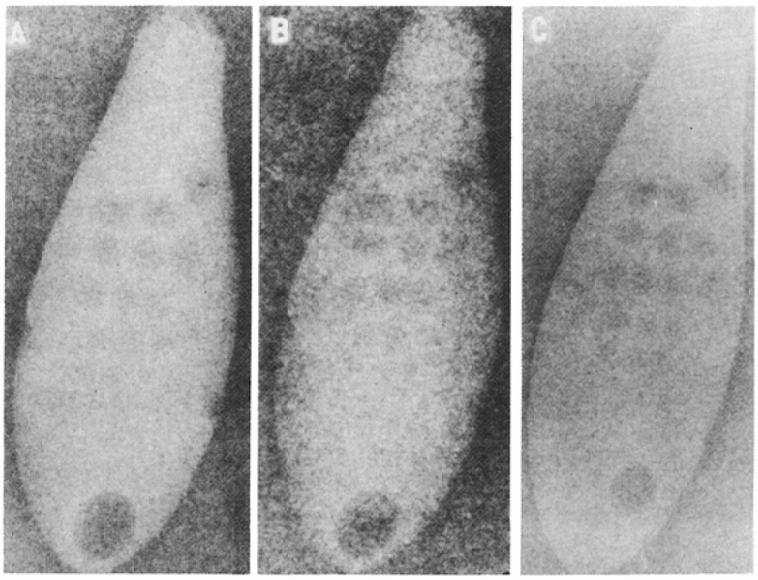

Fig. 4　The radiographs of a gallbladder phantom (reproduced from ref. 8, Fig. 3):

A : Standard contact technique with the Par-RP system. B : Contact exposure with the Alpha 8-XM system. C : 2X magnification with a 200-μm focal spot and the Alpha 8-XM system (photographic reduction).

線管と Alpha 8-XM を使って2倍に拡大撮影し，写真縮少したものである．これらを比較すると，胆石を模したプラスチックビーズの画質は，良い方から，A, C, B の順になっていることがわかる．

この三つの系の全 MTF（文献8の Fig. 2A）のうち，A, B は文献7の A, B のものと同じである．C の MTF は X 線管の焦点の大きさが違うので，文献7の E の MTF とは別のものとなる．ウィナースペクトルと特性曲線はそれぞれ文献7の Fig. 1, Fig. 6 と同じである．この MTF，ウィナースペクトル，特性曲線を使って求めた情報量スペクトルを Fig. 5 に示す．A, B は Fig. 1 と同じである．

胆石は低コントラスト被写体であるから零付近の周波数が重要である．そこでは情報量スペクトルの値は A, C, B の順になっている．この結果は，Fig. 4 の胆のうファントームの X 線写真の評価と一致する．

しかし，実際の胆のうの X 線写真（文献8の Fig. 5-Fig. 8）では A よりも C の方が画質がよい．（同図で，B は Fig. 4 の C に相当）．これは，

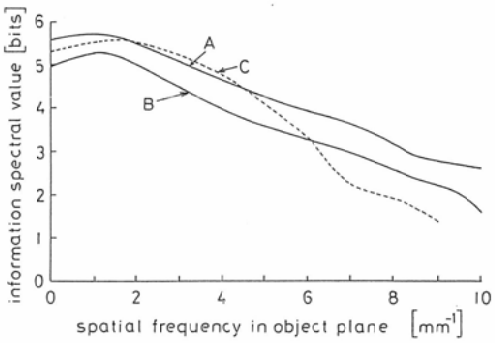

Fig. 5　Information spectra calculated for the three radiographs in Fig. 4 : Legend as in Fig. 4.

上記の情報量スペクトルの評価と一致しない．この原因は散乱線であろう．腹部は厚いので，散乱線が多量に発生する．拡大撮影では，グレーデル効果のためにフィルム面で散乱線の混入が少い．従って Fig. 5 の曲線 C はほとんどそのままの位置である．一方，密着撮影では，フィルム面で多量の散乱線が混入してコントラストが低下する．これは信号のウィナースペクトル $p(\nu)$ を低下させる．従って，情報量スペクトル $I(\nu)$ の値が低

下して［文献（5）の（5）式］，Fig. 5の曲線A, Bが下へ移動する．概算すると*，密着撮影で散乱線が拡大撮影の場合よりも20%以上混入すると，零周波数付近で曲線AがCより下へ来るので，文献8のFig. 5-Fig. 8の画質評価と一致する．

このように，厚い被写体に対しては，情報量スペクトルに散乱線の影響をも組み込まなければならない．

4. 結　語

情報量スペクトルを用いて，Doi, Imhofの拡大撮影写真[7)8)]の画質を評価するのに成功した．すなわち，情報量スペクトルの大きさの順番は，主観的に評価した順番と一致した．ただし，厚い被写体については，散乱線の効果を組み入れなければならなかった．

今後，多く成功例が出れば，情報量スペクトルを，個々の被写体にとって最適な撮影法を見つける手段として使えそうである．また，X線写真だけでなく，種々の画像の画質評価や，画像処理の方針を見出す手段としても使えそうである．

シカゴ大学土井邦雄教授から多数の論文をお送り頂き，有益な御教示を頂いた．ここに深甚の謝意を表する．また，同教授とRadiological Society of North AmericaからFig. 1, Fig. 4の複写の許可を頂いた．ここにあわせて謝意を表する．

脚注*　フィルム面で散乱線の占める割り合いをsとすると，コントラストが$1-s$倍に低下するとした．すなわち文献（5）の（7）式のσ_Pを$1-s$倍した．

参考文献

1) Shannon, C.E.: The mathematical Theory of Communication. Bell System Tech.J., 27: 379—423, 623—656, 1949
2) Kanamori, H.: Information capacity of radiographic images. Jpn. J. Appl. Phys., 7: 414—421, 1968
3) 金森仁志：X線撮影系への情報理論の適用．日放技学誌，33：508—514, 1977, 33：821—829, 1978
4) 内田　勝，金森仁志，稲津　博：放射線画像情報工学(II)．pp. 57—84, 1980, 通商産業研究社，東京
5) 金森仁志，松本政雄：情報量スペクトルを用いた針とビーズのX線写真の画質評価．日放技学誌，39：594—601, 1983
6) Doi, K., Rossmann, K. and Haus, A.G.: Image quality and patient exposure in diagnostic radiology. Photogr. Sci. Eng., 21: 269—277, 1977
7) Doi, K. and Imhof, H.: Noise reduction by radiographic magnification. Radiology, 122: 479—487, 1977
8) Imhof, H. and Doi, K.: Application of radiographic magnification technique with an ultra-high-speed rare-earth screen/film system to oral cholecystography. Radiology, 129: 173—178, 1978
9) Doi, K., Holie, G., Loo, L.N., Chan, H.P., Sandrik, J.M., Jennings, R.J. and Wagner, R.F.: MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems. pp. 14—30, 1982, Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland, U.S.A.