

(医用) デジタル画像の画質評価

画質要因	客観評価	主観評価の方法
鮮鋭性	解像度(画素数) PSF ⇒FWHM, FWTM MTF ⇒SQRI, VI	一対比較法 系列範疇法
ノイズ	RMS粒状度, NSD ウィナースペクトル⇒Dooleyらの尺度	
階調	量子化ビット数 特性曲線(ガンマ特性) コントラスト	
その他	空間的特性 (輝度(濃度)むら, 歪曲) 色再現性	
病変検出目的の画質評価	Computer observer	

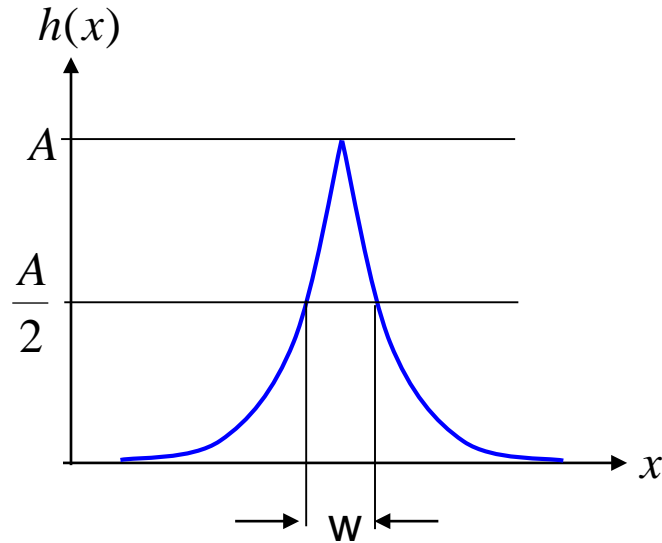
◎

PSF: point spread function

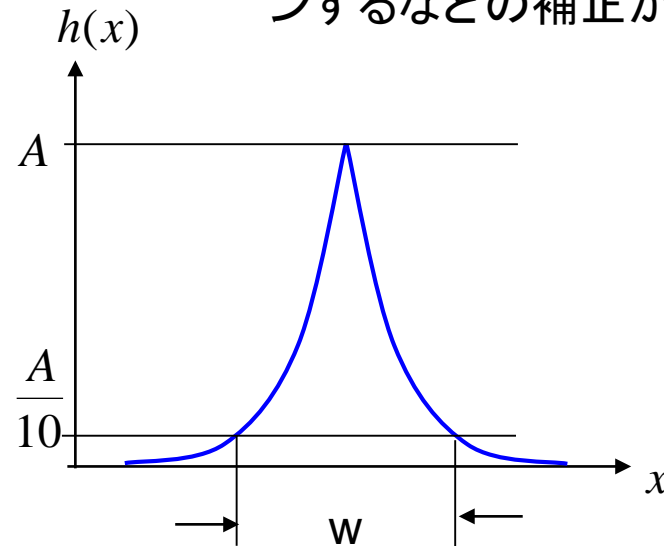
再構成画像において、微小点物体の広がりを評価する。

PSFからのスカラー量の算出

注：幅を持った物体の場合は、その幅の分をデコンボリューションするなどの補正が必要。



半値全幅 FWHM:
full width at half maximum

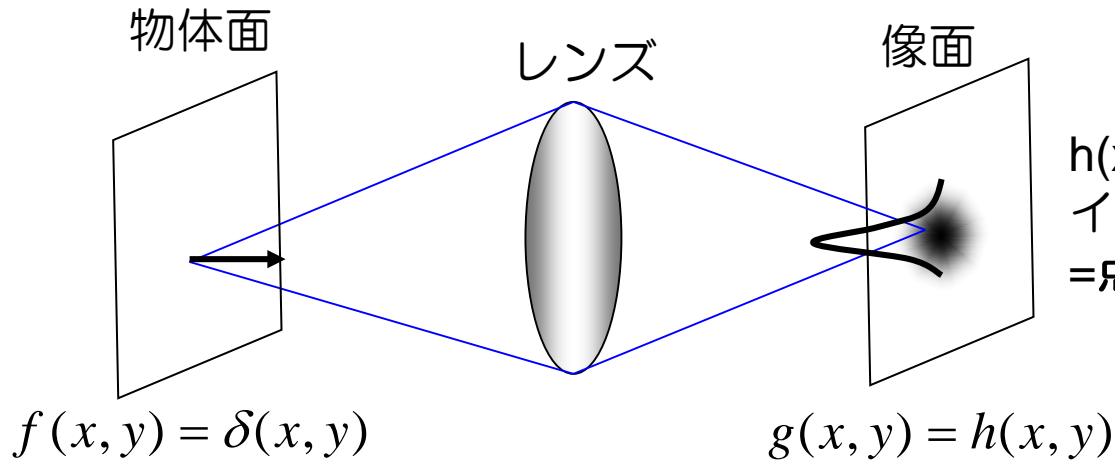


1/10価幅 FWTM:
full width at tenth maximum

FWHMが小さくても広い範囲にテールを引くようなPSFの場合は、FWTMも評価しておく必要がある。

参考：工学の分野では、半値全幅（あるいは単に半値幅）は、PSFのみならず、**単峰性の特性曲線の広がりの程度を表現する尺度**としてしばしば使われる。

MTFを測定する



$h(x, y)$: Point Spread Function (PSF)
 インパルス応答 = 点光源に対する像
 = 点像分布関数または点広がり関数

実空間

$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(x - \xi, y - \eta) f(\xi, \eta) d\xi d\eta$$

コンボリューション



フーリエ空間

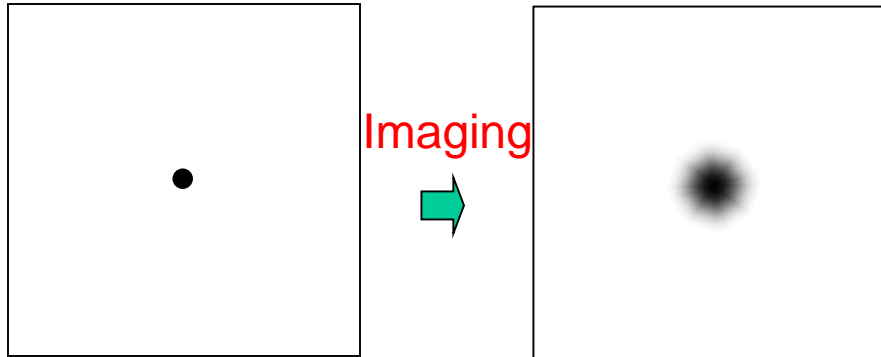
$$G(u, v) = H(u, v) F(u, v)$$

掛け算

$H(u, v)$: Optical Transfer Function (OTF)
 $|H(u, v)|$: Modulation Transfer Function (MTF)

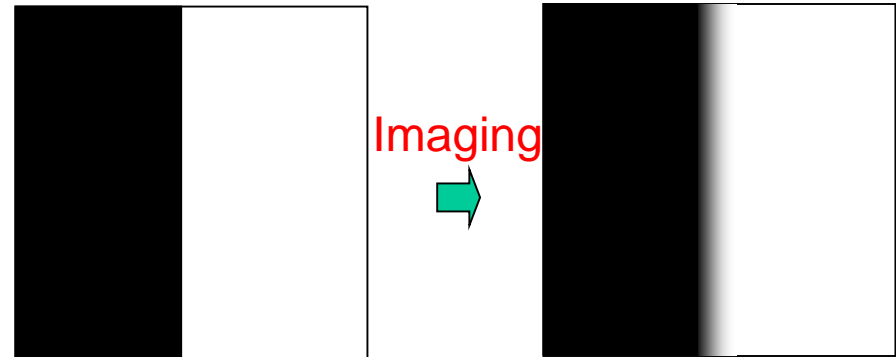
MTFの測定方法

①点を用いる方法

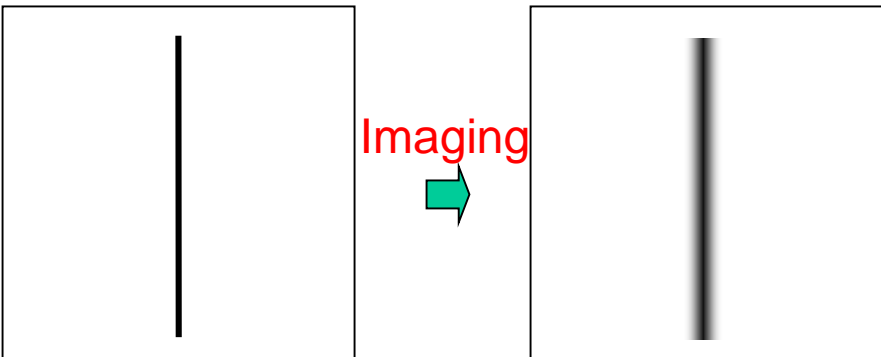


点像分布関数
Point Spread
Function

③エッジを用いる方法

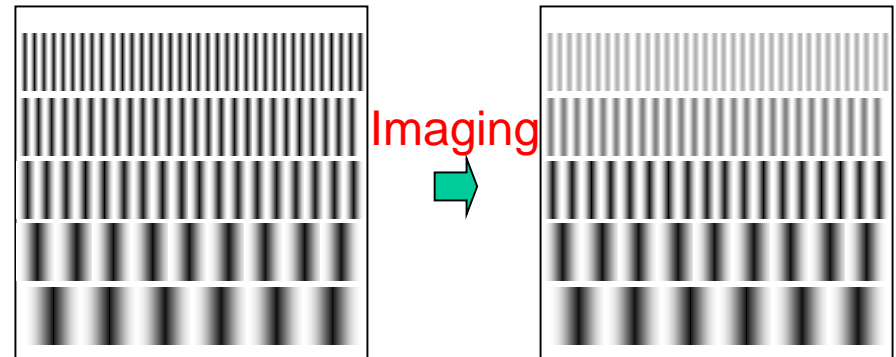


②線を用いる方法

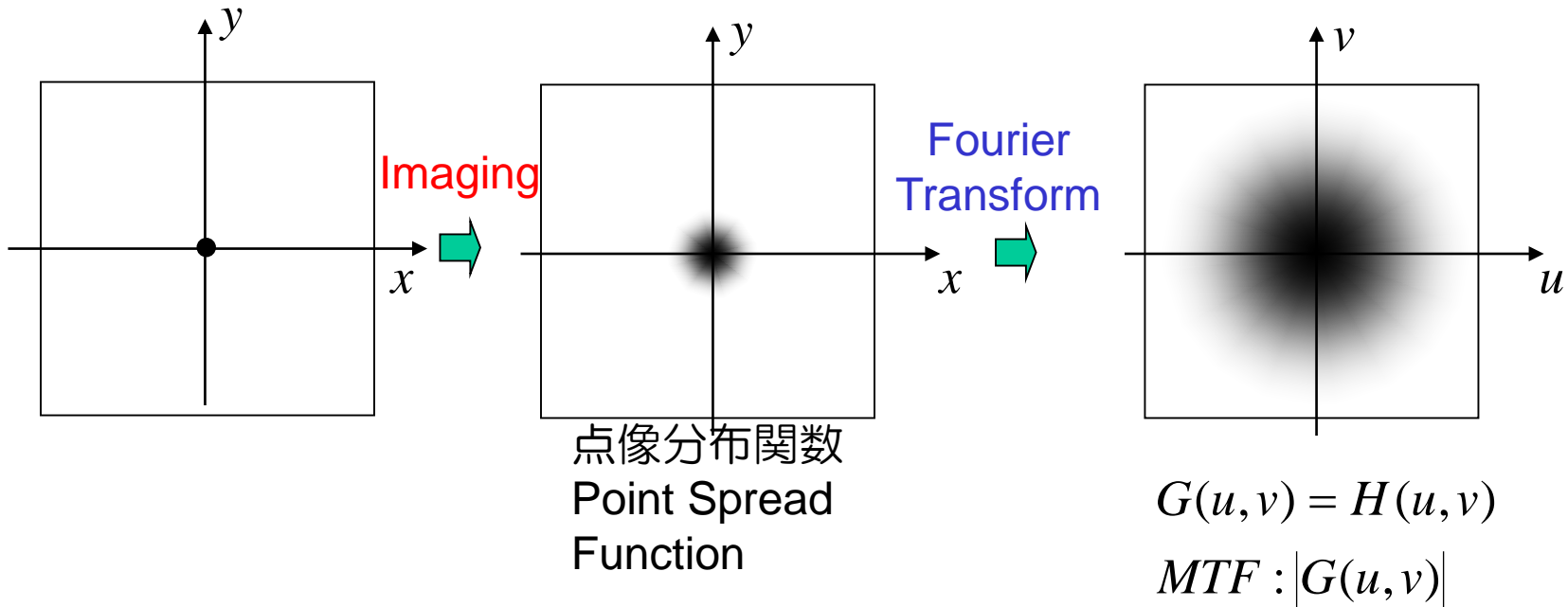


線像分布関数
Line Spread
Function

④正弦波を用いる方法



MTFの測定方法 ①点を用いる方法



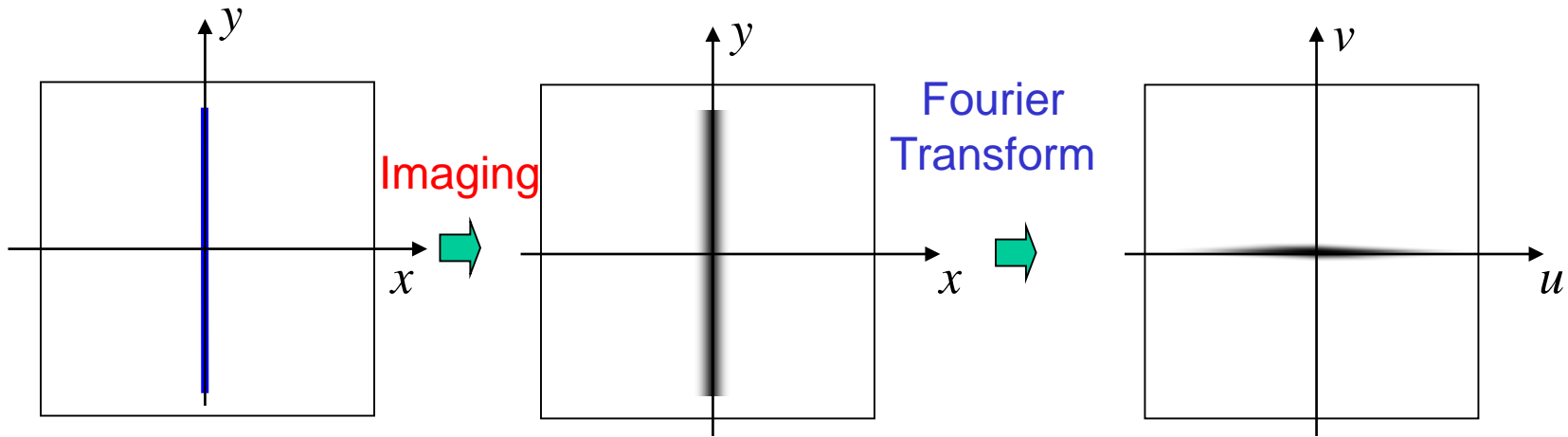
点物体（点光源）の像（点像分布関数）を得て、
フーリエ変換をして、その絶対値をとる。

$$g(x, y) = h(x, y) * \delta(x, y) = h(x, y) \longrightarrow G(u, v) = H(u, v)$$

$$MTF : |G(u, v)|$$

MTFの測定方法

②線を用いる方法



線像分布関数
Line Spread
Function $g(x, y)$

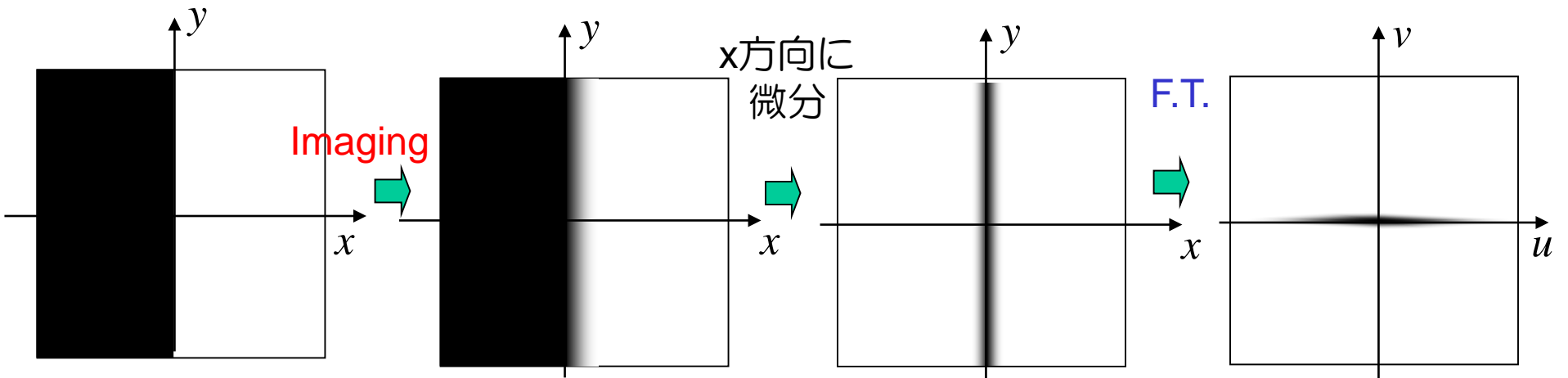
線物体の像（線像分布関数）を得て、
フーリエ変換をして、その絶対値をとる。

$G(u, 0) = H(u, 0)$
回転対称の場合、
MTF: $|G(u, 0)| = |G(\rho)|$

$$g(x, y) = h(x, y) * \delta(x) \quad \longrightarrow \quad G(u, v) = H(u, v)\delta(v)$$

$MTF : |G(u, v)|$

MTFの測定方法 ③エッジを用いる方法



$$step(x) = \begin{cases} 1 & \dots x \leq 0 \\ 0 & \dots x > 0 \end{cases}$$

$g(x, y)$
Line Spread Function

$$g(x, y) = h(x, y) * step(x)$$

$$\frac{d}{dx} step(x) = \delta(x)$$

$$g'(x) = \frac{d}{dx} g(x, y) = \frac{d}{dx} \int h(\xi, \eta) step(x - \xi) d\xi d\eta$$

$$= \int h(\xi, \eta) \frac{d}{dx} step(x - \xi) d\xi d\eta$$

$$= \int h(\xi, \eta) \delta(x - \xi) d\xi d\eta = h(x, y) * \delta(x)$$



$$G'(u, 0) = H(u, 0)$$

回転対称の場合,

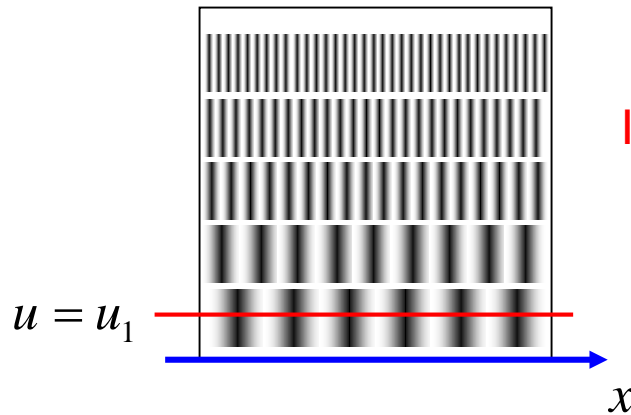
$$MTF : |G'(u, 0)| = |G'(\rho)|$$

$$G'(u, v) = H(u, v) \delta(v)$$

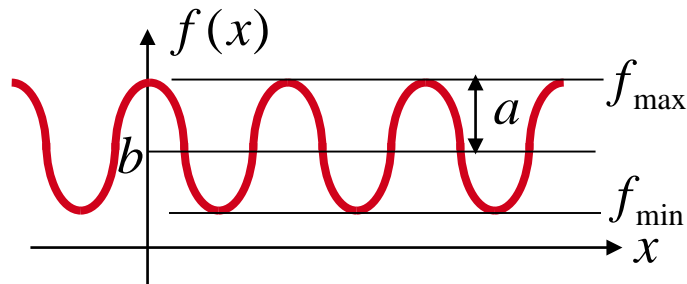
$$MTF : |G'(u, v)|$$

MTFの測定方法

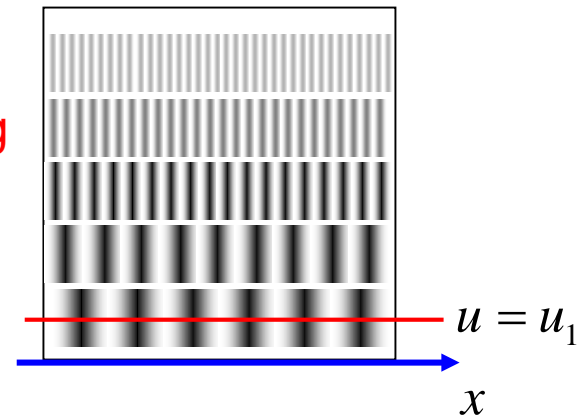
④正弦波を用いる方法



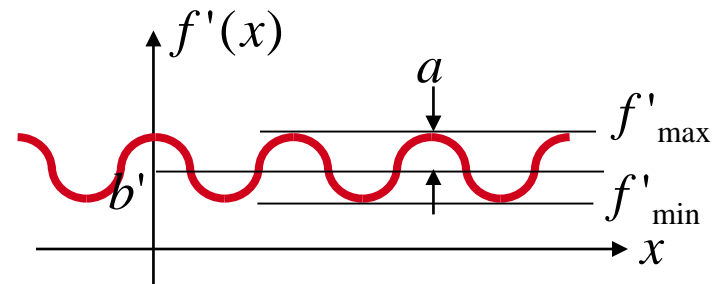
$$f(x) = b + a \sin(2\pi u_1 x)$$



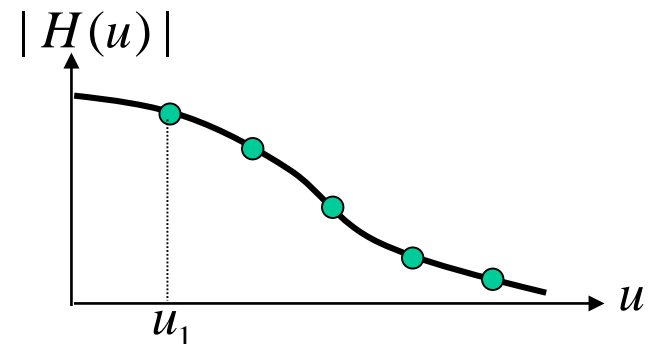
Imaging
→



$$f'(x) = b' + a' \sin(2\pi u_1 x)$$



$$MTF : |H(u)| = \frac{a'/b'}{a/b} = \frac{\frac{f'_{\max} - f'_{\min}}{f'_{\max} + f'_{\min}}}{\frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}}}$$

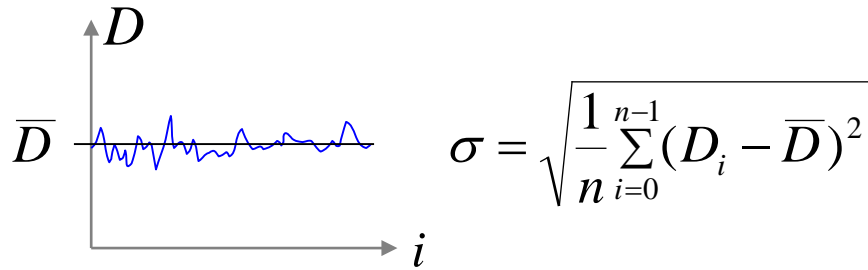


(医用) デジタル画像の画質評価

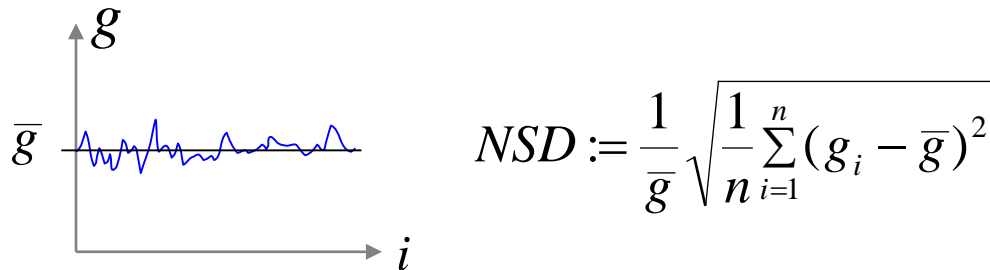
画質要因	客観評価	主観評価の方法
鮮鋭性	解像度(画素数) MTF ⇒ SQRI, VI PSF ⇒ FWHM, FWTM	一対比較法 系列範疇法
ノイズ	RMS粒状度, NSD ウィナースペクトル⇒Dooleyらの尺度	
階調	量子化ビット数 特性曲線 ガンマ特性 コントラスト	
その他	空間的特性 (輝度(濃度)むら, 歪曲) 色再現性	
病変検出目的の 画質評価	Computer observer	

RMS粒状度, NSD

フィルムの場合: RMS粒状度

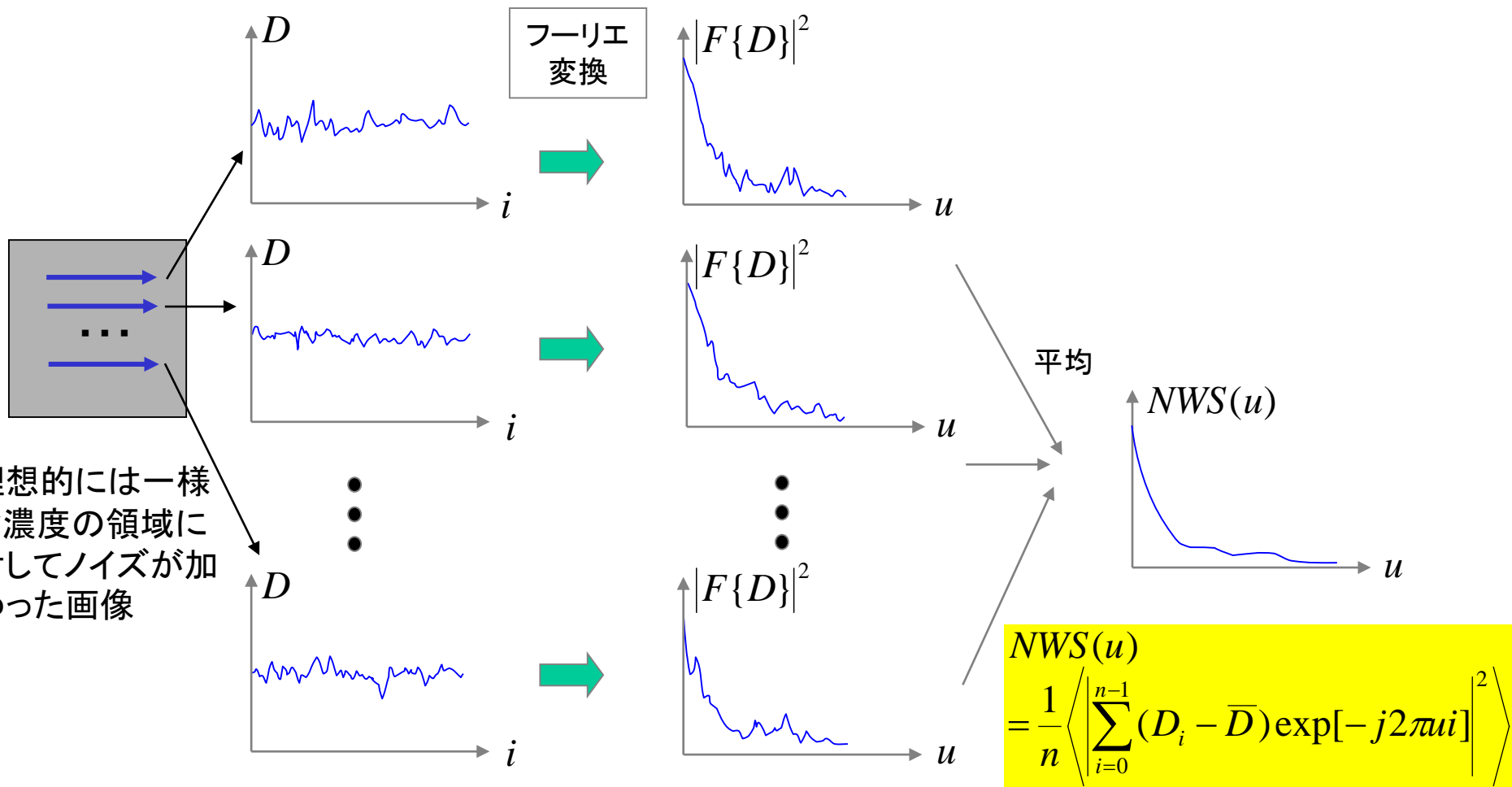


一般的な場合: normalized standard deviation



ノイズウイナースペクトルの算出手順

フィルムの場合



同じ平均濃度をもつフィルム上で複数回スキャンングを行って濃度データを多数取得し、それぞれのフーリエ変換の2乗を周波数uごとに平均する。

(医用) デジタル画像の画質評価

画質要因	客観評価	主観評価の方法
鮮鋭性	解像度(画素数) PSF ⇒FWHM, FWTM MTF ⇒SQRI, VI	一対比較法 系列範疇法
ノイズ	RMS粒状度, NSD ウィナースペクトル⇒Dooleyらの尺度	
階調	量子化ビット数 特性曲線(ガンマ特性) コントラスト	
その他	空間的特性 (輝度(濃度)むら, 歪曲) 色再現性	
病変検出目的の画質評価	Computer observer	

◎

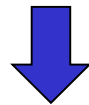
感度(sensitivity)と特異度(specificity)

数字は例示

観測者は信号が存在すると答えたか？
(病変の有無をどう答えたか)

		実際に信号が存在するか？ (本当に病変があるか)			
		YES	NO		
観測者は信号が存在すると答えたか？ (病変の有無をどう答えたか)	YES	True Positive (TP) 真陽性 40	False Positive (FP) 偽陽性 10	50	
	NO	False Negative (FN) 偽陰性 20	True Negative (TN) 真陰性 30	50	

60



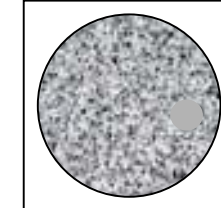
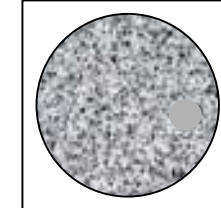
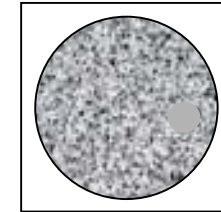
感度(sensitivity) =
真陽性の数 / 陽性の
合計数
= $40/60 = 0.67$

40



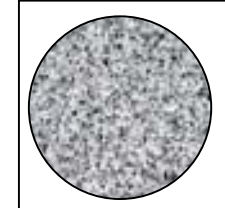
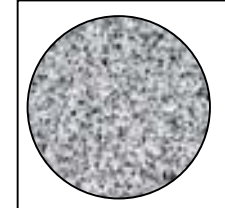
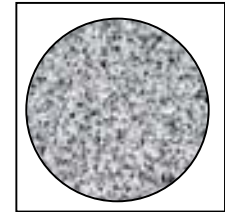
特異度(specificity) =
真陰性の数 / 陰性の
合計数
= $30/40 = 0.75$

病変あり



⋮

病変なし

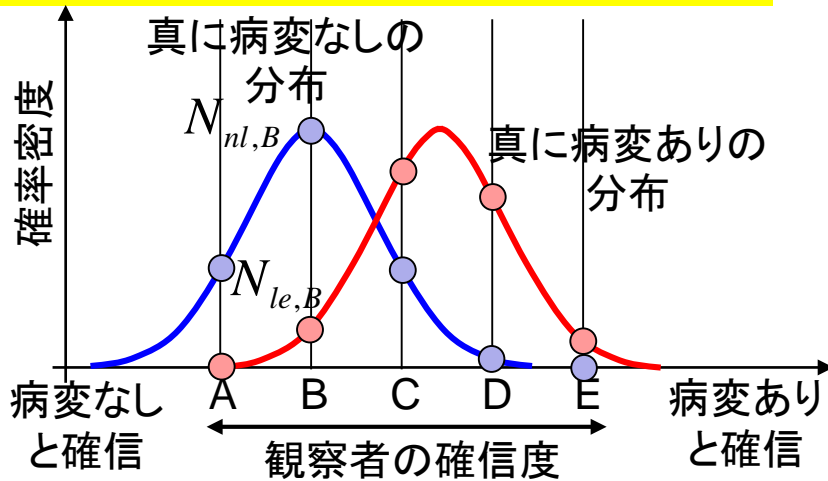


⋮

ROC: receiver operating characteristics 1

ノイズの中に信号(病変パターン)を入れたもの, 入れないものを多数用意し, ランダムに観察者に提示する.
各提示画像に対して, 観測者に信号が存在するかどうかの確からしさをM段階で答えてもらう.

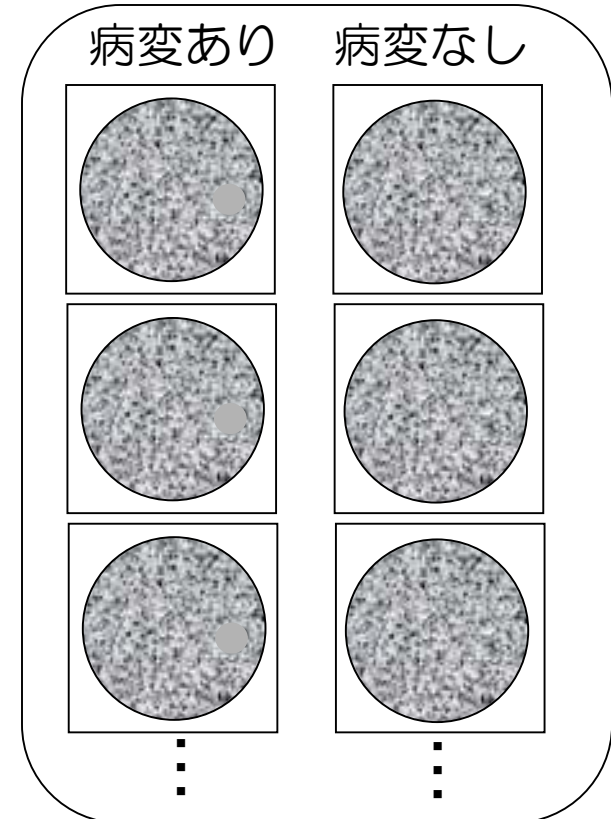
観察者の確信度の頻度分布(イメージ図)



判定された画像枚数

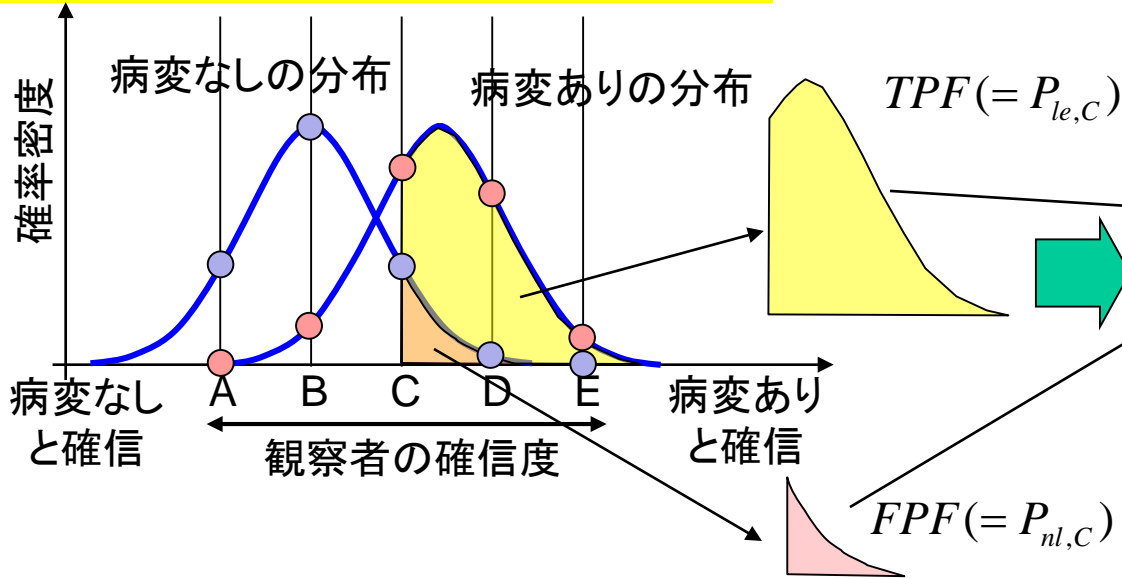
病変は	病変あり	病変なし
A: 絶対がない	$N_{le,A}$	$N_{nl,A}$
B: ないと思う	$N_{le,B}$	$N_{nl,B}$
C: わからない	$N_{le,C}$	$N_{nl,C}$
D: あると思う	$N_{le,D}$	$N_{nl,D}$
E: 絶対にある	$N_{le,E}$	$N_{nl,E}$

主観評価実験用画像セット

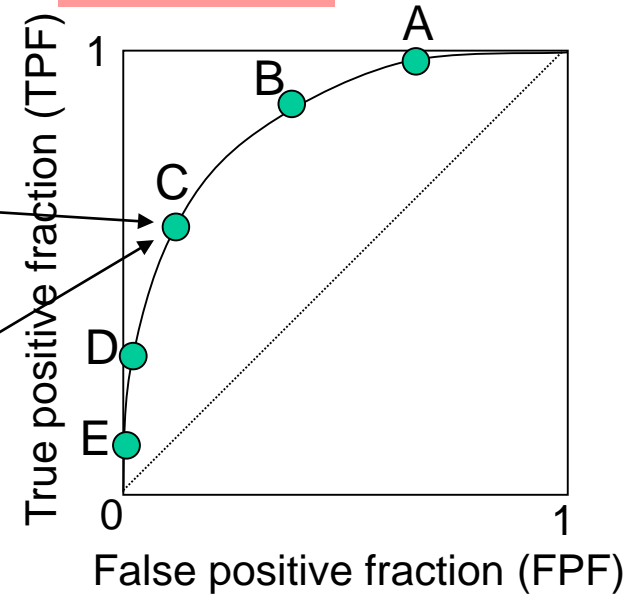


ROC: receiver operating characteristics 2

観察者の確信度の頻度分布(イメージ図)



ROC curve



病変は	判定された画像枚数	
	病変あり	病変なし
A: 絶対がない...	$N_{le,A}$	$N_{nl,A}$
B: ないと思う...	$N_{le,B}$	$N_{nl,B}$
C: わからない...	$N_{le,C}$	$N_{nl,C}$
D: あると思う...	$N_{le,D}$	$N_{nl,D}$
E: 絶対にある...	$N_{le,E}$	$N_{nl,E}$

たとえば病変ありについて以下を計算

$$P_{le,A} = (N_{le,A} + N_{le,B} + N_{le,C} + N_{le,D} + N_{le,E}) / N_{le,all}$$

$$P_{le,B} = (N_{le,B} + N_{le,C} + N_{le,D} + N_{le,E}) / N_{le,all}$$

$$P_{le,C} = (N_{le,C} + N_{le,D} + N_{le,E}) / N_{le,all}$$

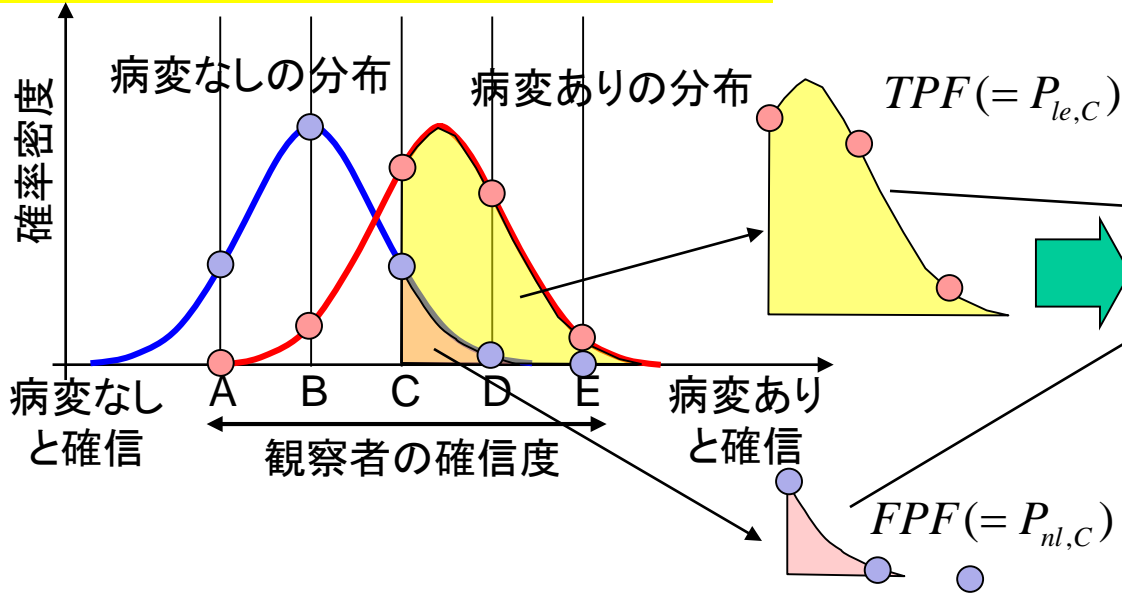
$$P_{le,D} = (N_{le,D} + N_{le,E}) / N_{le,all}$$

$$P_{le,E} = N_{le,E} / N_{le,all}$$

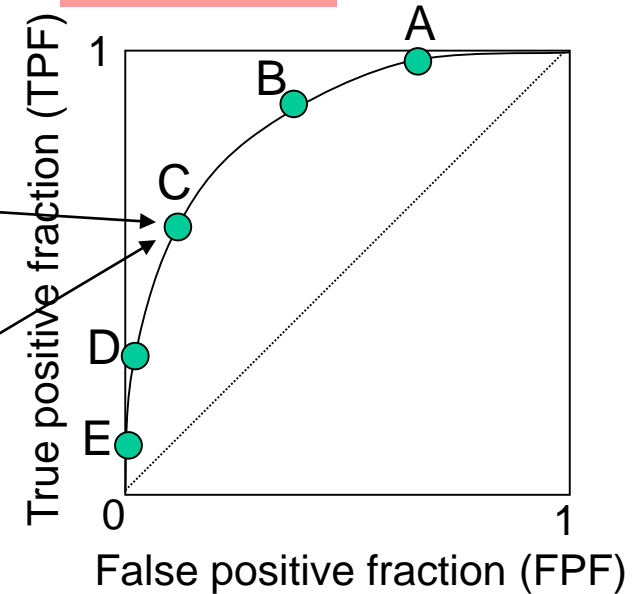
例: 「ないと思う」という判定を基準にして、それより確信度が高い判定をありと最終判定、低い判定をなしと最終判定。

ROC: receiver operating characteristics 3

観察者の確信度の頻度分布(イメージ図)



ROC curve



実際に信号が存在するか？

YES

NO

観測者は
信号が存在
すると
答えたか？

YES

NO

YES	True Positive (TP) 感度	False Positive (FP)
NO	False Negative (FN)	True Negative (TN) 特異度

感度:sensitivity、特異度:specificity

True positive fraction = TPF

$$\equiv \frac{\text{(Number of true positive decisions)}}{\text{(Number of actually positive cases)}}$$

$$= \frac{N_{TP}}{N_{TP} + N_{FN}}$$

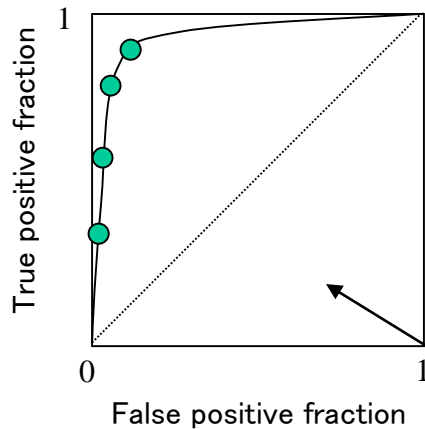
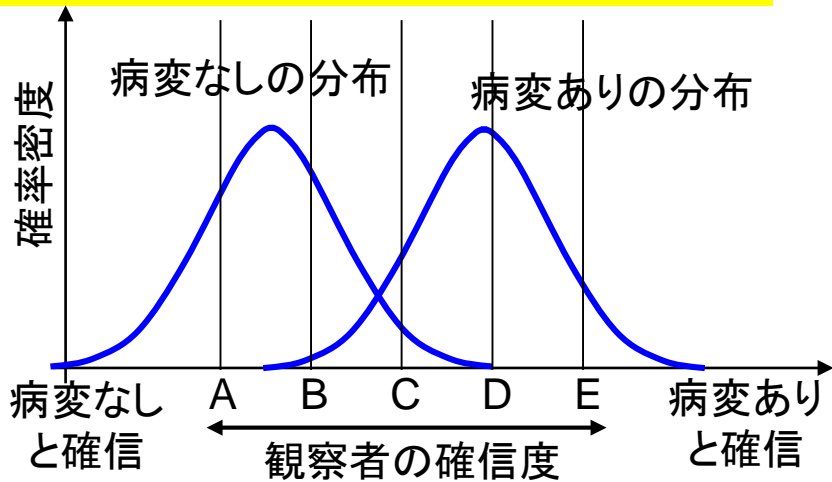
False positive fraction = FPF

$$\equiv \frac{\text{(Number of false positive decisions)}}{\text{(Number of actually negative cases)}}$$

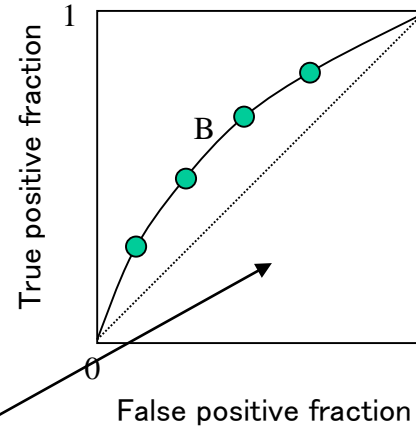
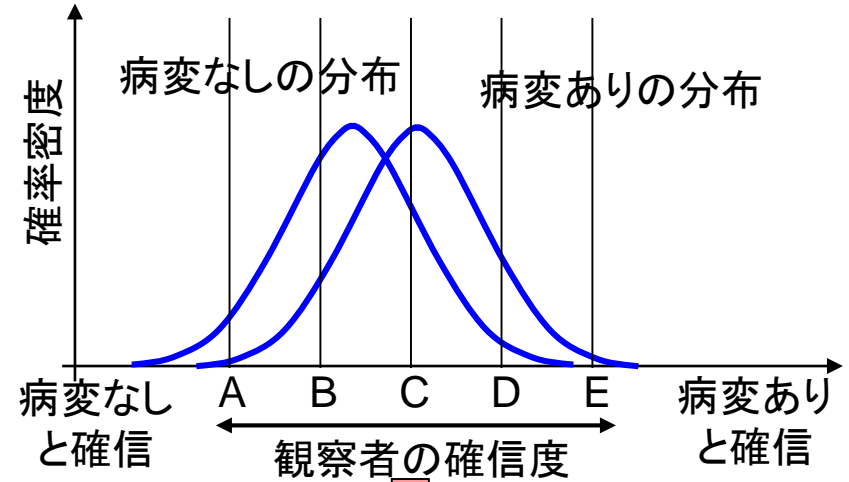
$$= \frac{N_{FP}}{N_{TN} + N_{FP}}$$

ROC: receiver operating characteristics 4

観察者の確信度の頻度分布(イメージ図)



false positiveが増えることなく、true positiveのみ増えていく。
→良いシステム

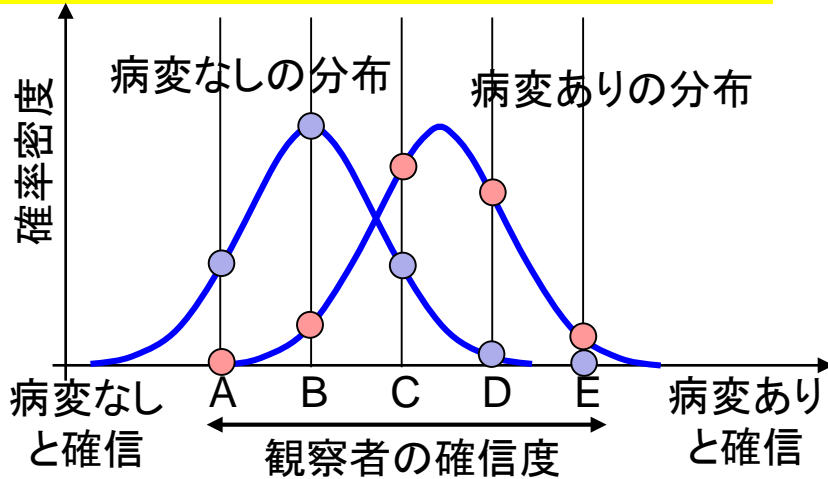


true positiveは増えるが、false positiveも同時に増加する。
→悪いシステム

曲線の下面積(AUC: area under the curve)をシステムの良さの評価尺度とする

◎ 演習: ROC: receiver operating characteristics

観察者の確信度の頻度分布(イメージ図)



以下の2つの場合についてROC曲線を描け.

病変は	判定された画像枚数	
	病変あり	病変なし
A: 絶対がない...	0	30
B: ないと思う...	10	40
C: わからない...	20	20
D: あると思う...	40	10
E: 絶対にある...	30	0

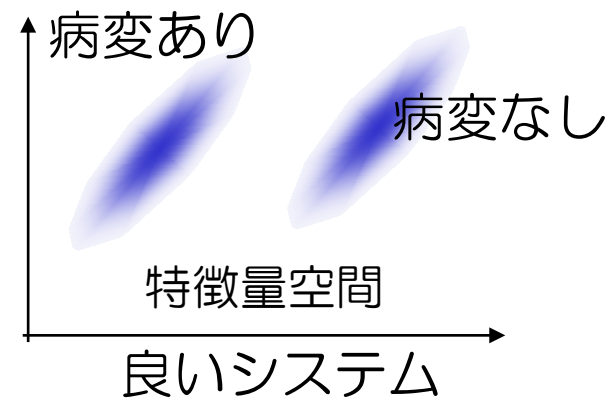
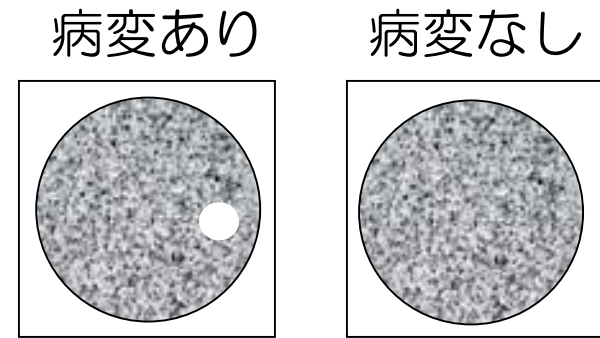
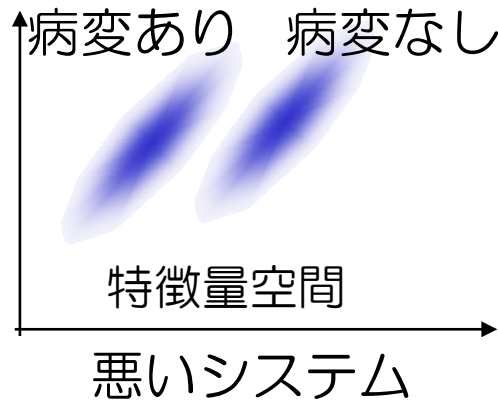
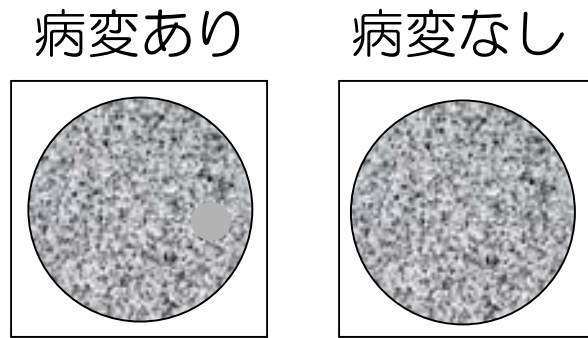
病変は	判定された画像枚数	
	病変あり	病変なし
A: 絶対がない...	5	20
B: ないと思う...	15	35
C: わからない...	25	25
D: あると思う...	35	15
E: 絶対にある...	20	5

(医用) デジタル画像の画質評価

画質要因	客観評価	主観評価の方法
鮮鋭性	解像度(画素数) PSF ⇒FWHM, FWTM MTF ⇒SQRI, VI	一対比較法 系列範疇法
ノイズ	RMS粒状度, NSD ウィナースペクトル⇒Dooleyらの尺度	
階調	量子化ビット数 特性曲線(ガンマ特性) コントラスト	
その他	空間的特性 (輝度(濃度)むら, 歪曲) 色再現性	
病変検出目的の画質評価	Computer observer	

Computer observerを用いたシステム評価・設計

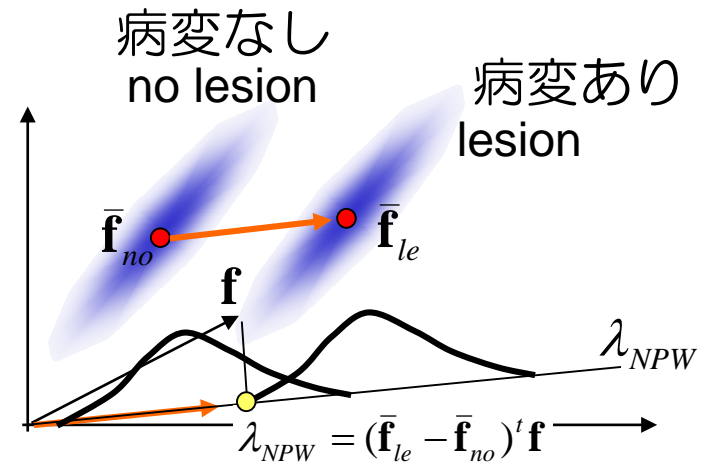
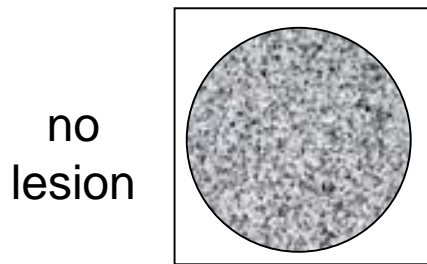
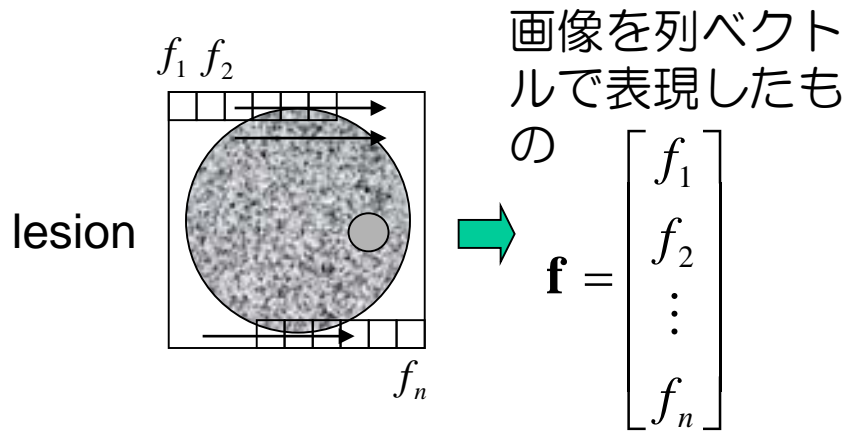
病変の検出能(lesion detectability)を評価基準として, Computer observerを用いてシステムを評価, 設計する.



Non-prewhitening filter

Non-prewhitening filter (NPW)

$$\lambda_{NPW} = (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t \mathbf{f}$$



各クラスのばらつきの模式図

$$\bar{\mathbf{f}}_{no} \equiv \langle \mathbf{f} \mid \text{no lesion} \rangle \equiv \langle \mathbf{f}_{no} \rangle$$

$$\bar{\mathbf{f}}_{le} \equiv \langle \mathbf{f} \mid \text{lesion} \rangle \equiv \langle \mathbf{f}_{le} \rangle$$

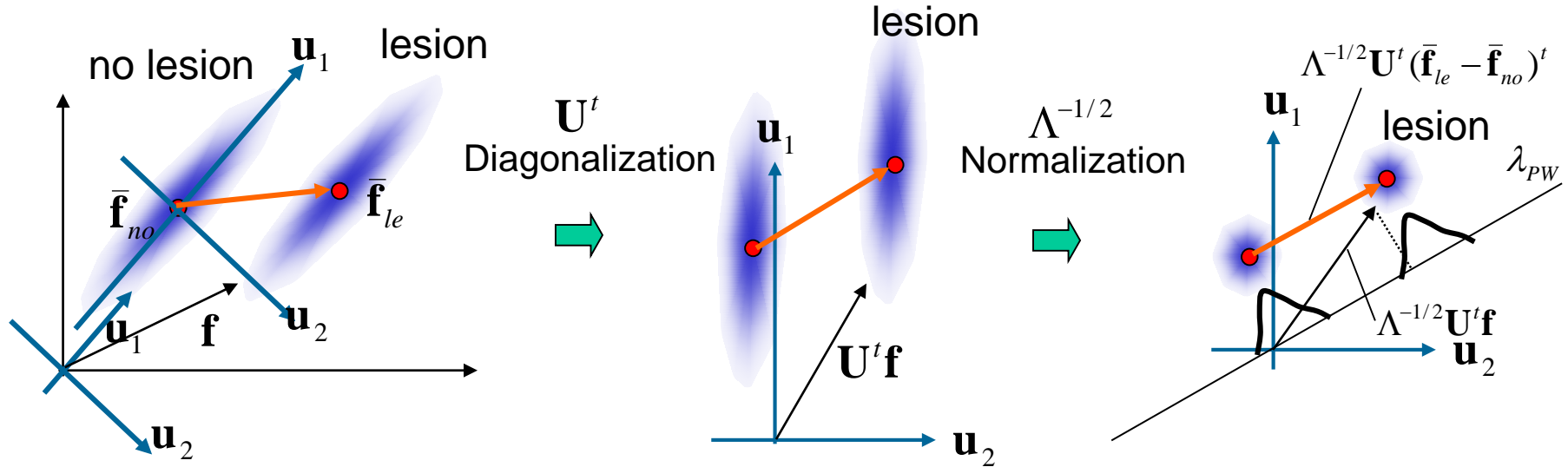
ばらつきはノイズのよるものと仮定

Prewhitening filter

Prewhitening filter (PW)

$$\lambda_{PW} = (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t \mathbf{S}_2^{-1} \mathbf{f}$$

\mathbf{S}_2 : 共分散行列が共通



λ_{PW} の導出

$$\begin{aligned} \lambda_{PW} &= (\Lambda^{-1/2} \mathbf{U}^t (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t)^t \Lambda^{-1/2} \mathbf{U}^t \mathbf{f} \\ &= (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t \mathbf{U} \Lambda^{-1/2} \Lambda^{-1/2} \mathbf{U}^t \mathbf{f} \\ &= (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t \mathbf{U} \Lambda^{-1} \mathbf{U}^t \mathbf{f} \\ &= (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t (\mathbf{U} \Lambda \mathbf{U}^t)^{-1} \mathbf{f} \\ &= (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t \mathbf{S}_2^{-1} \mathbf{f} \end{aligned}$$

Intra-class scatter matrix

$$\mathbf{S}_2 = \begin{bmatrix} \langle (f_1 - \bar{f}_1)^2 \rangle & \langle (f_1 - \bar{f}_1)(f_2 - \bar{f}_2) \rangle & \cdots \\ \langle (f_1 - \bar{f}_1)(f_2 - \bar{f}_2) \rangle & \langle (f_2 - \bar{f}_2)^2 \rangle & \\ \vdots & & \ddots \\ & & & \langle (f_n - \bar{f}_n)^2 \rangle \end{bmatrix}$$

NPWに比べて識別能が高い

Hotelling observer

\mathbf{S}_2 : 共分散行列が異なる

Hotelling observer:

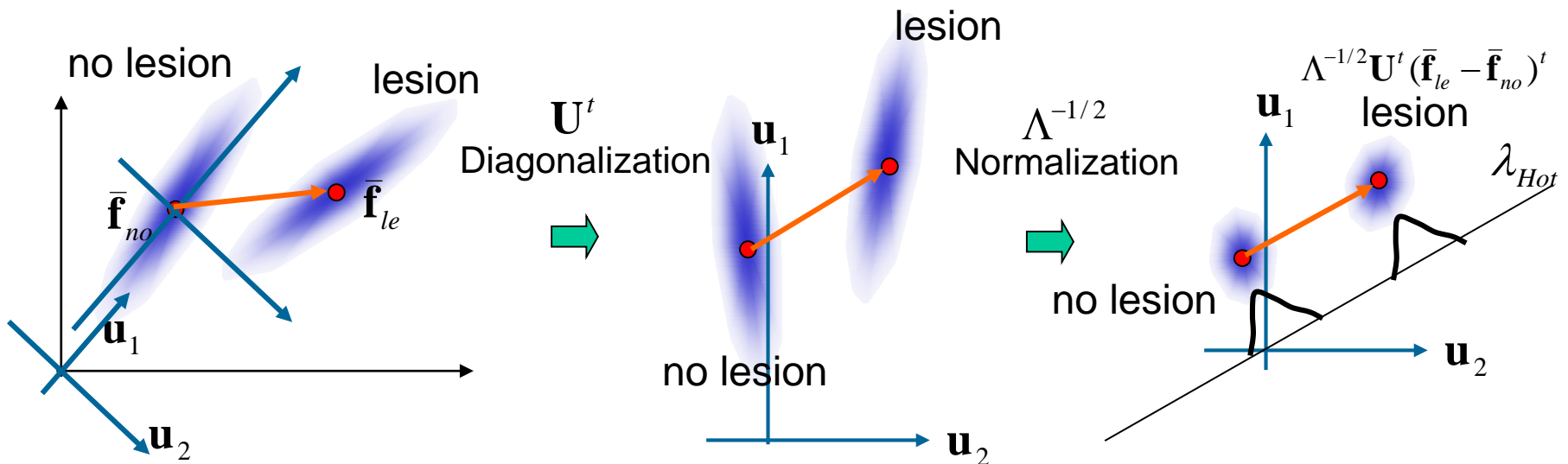
$$\lambda_{Hot} = (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t \mathbf{S}_2^{-1} \mathbf{f}$$

ただし

$$\mathbf{S}_2 = \frac{1}{2} \mathbf{S}_{2,le} + \frac{1}{2} \mathbf{S}_{2,no}$$

より一般的には共分散行列(Intra-class scatter matrix)の期待値

$$\mathbf{S}_2 = P_{le} \mathbf{S}_{2,le} + P_{no} \mathbf{S}_{2,no}$$



Hotelling observerの識別能力-Hotelling trace-

$$SNR_{Hot}^2 \equiv J = tr(\mathbf{S}_2^{-1}\mathbf{S}_1)$$

ここで

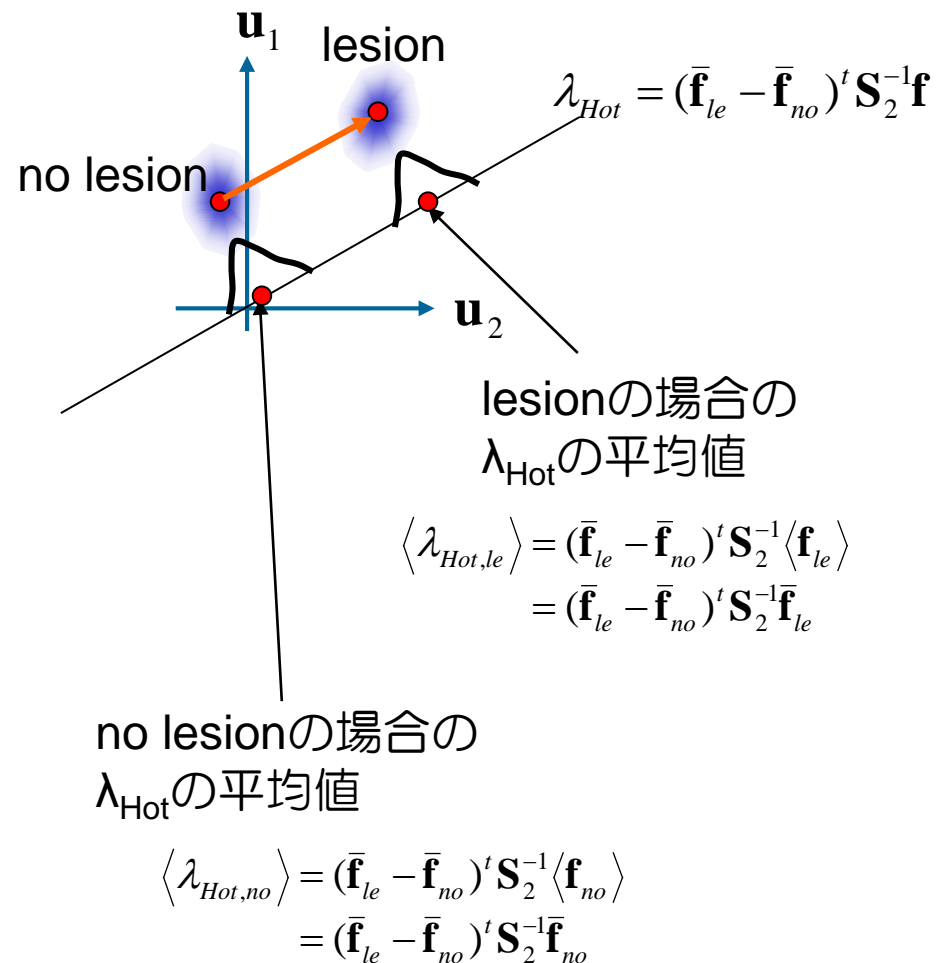
$$\begin{aligned} \mathbf{S}_1 = & P_{le} (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{mean})(\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{mean})^t \\ & + P_{no} (\bar{\mathbf{f}}_{no} - \bar{\mathbf{f}}_{mean})(\bar{\mathbf{f}}_{no} - \bar{\mathbf{f}}_{mean})^t \end{aligned}$$

Inter-class scatter matrix

Hotelling traceの意味合い

$$\begin{aligned} SNR_{Hot}^2 \equiv J = & (\langle \lambda_{Hot,le} \rangle - \langle \lambda_{Hot,no} \rangle)^2 \\ = & [(\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})^t \mathbf{S}_2^{-1} (\bar{\mathbf{f}}_{le} - \bar{\mathbf{f}}_{no})]^2 \\ = & tr(\mathbf{S}_2^{-1}\mathbf{S}_1) \end{aligned}$$

λ_{Hot} の軸上での、各クラスの平均値間の距離の2乗。



Hotelling traceを用いたシステム評価の流れと問題点

評価の流れ

1. 対象とする病変（サイズ, コントラスト等）を仮定する.
2. 評価したいシステム(hardware and/or software)を用いて画像を再構成.（多数のサンプルが必要）
3. Hotelling trace(SNR)でシステムの能力を評価.

$$SNR_{Hot}^2 \equiv J = tr(\mathbf{S}_2^{-1}\mathbf{S}_1)$$

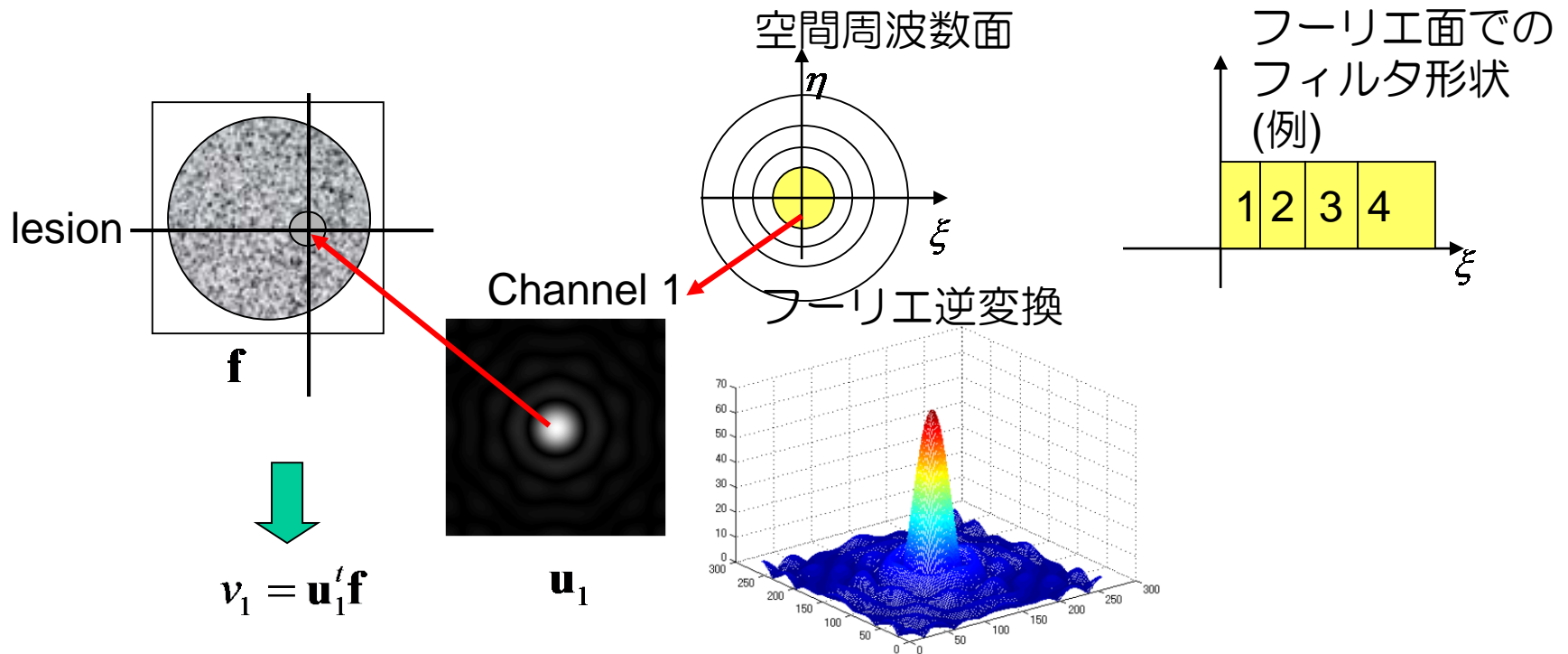
問題点

\mathbf{S}_2 の逆行列が存在するためには, 画素数 n より多いサンプルが必要. \Rightarrow 非現実的.



fから特徴量を抽出して次元を減らす.

Channel modelの導入



他のchannelも同様に計算して以下の低次元特徴ベクトルを得る。

lesionの中心に応答関数を重ねて内積をとる。
lesionがない画像の対しても同様の処理。

$$\mathbf{v} = \mathbf{U}\mathbf{f} \quad \text{ただし} \quad \mathbf{v} = \begin{bmatrix} v_1 \\ \vdots \\ v_m \end{bmatrix}, \mathbf{U} = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_1^t \\ \vdots \\ \mathbf{u}_m^t \end{bmatrix}$$

低次元化以降は、Hotelling observerと同様の手順。

參考資料

以下、參考資料

デジタル画像システムのMTF

デジタルラジオグラフィのMTFの定式化

$$M(u, v) = \{ [M_A(u, v)M_S(u, v)] * \text{comb}(du, dv) \} M_F(u, v)M_D(u, v)$$

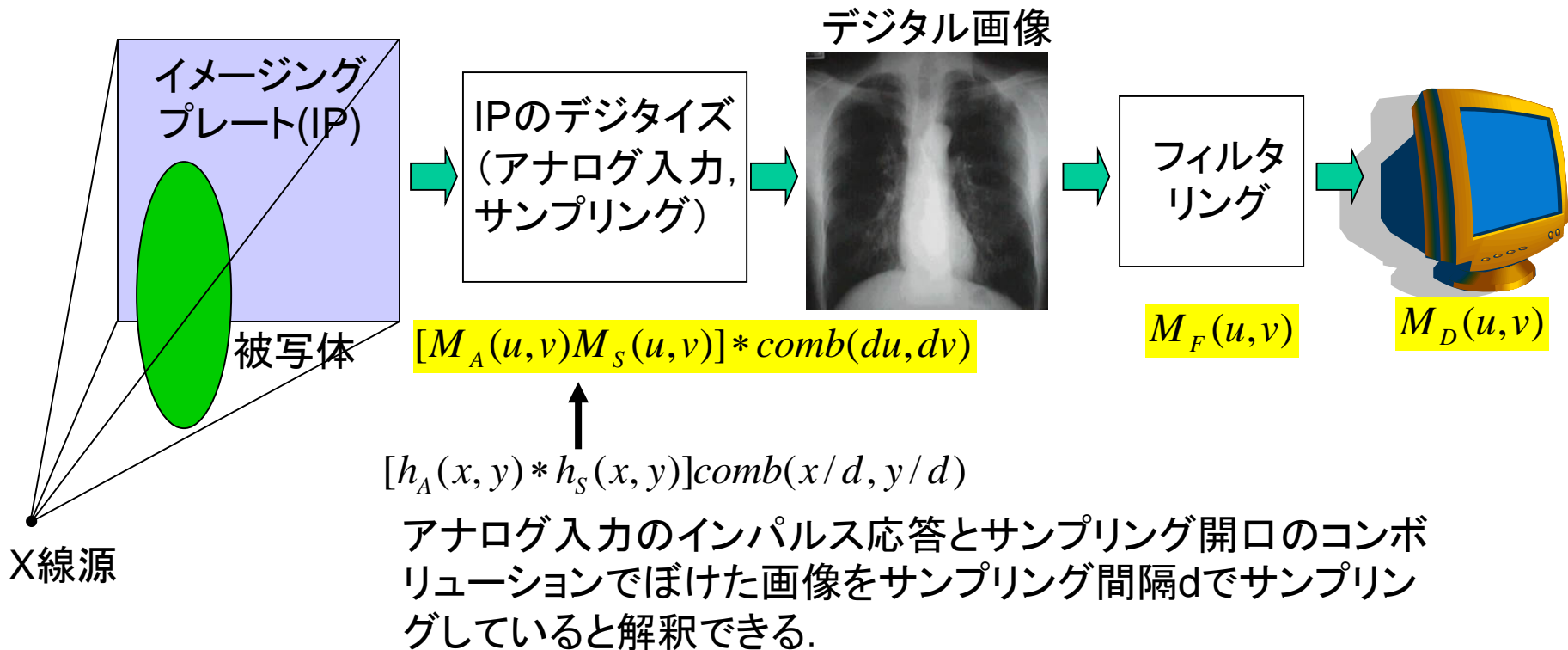
$M_A(u, v)$: アナログ入力部分のMTF

$M_S(u, v)$: サンプル開口のMTF

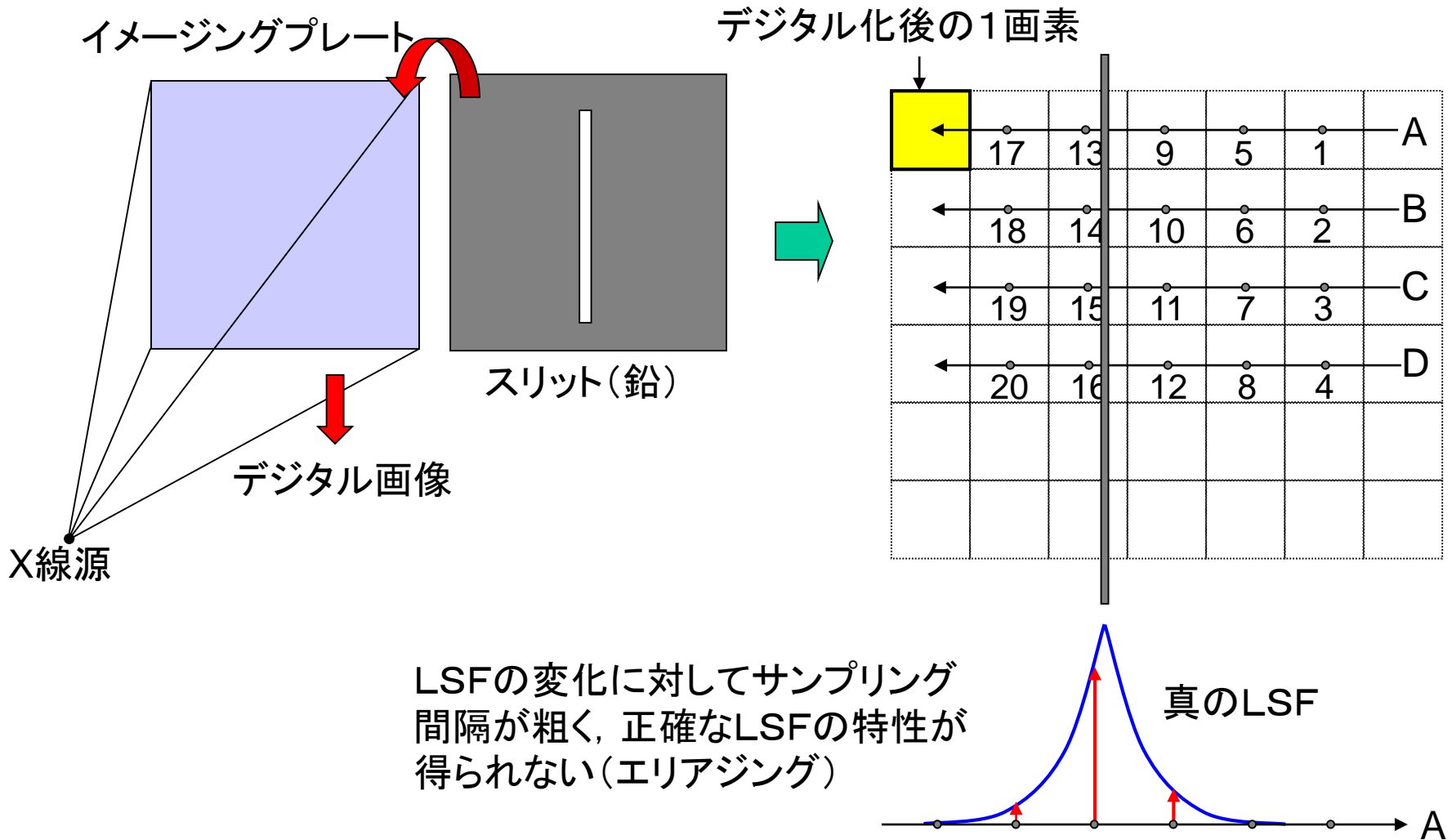
d : サンプル間隔

$M_F(u, v)$: フィルタ(デジタル処理)のMTF

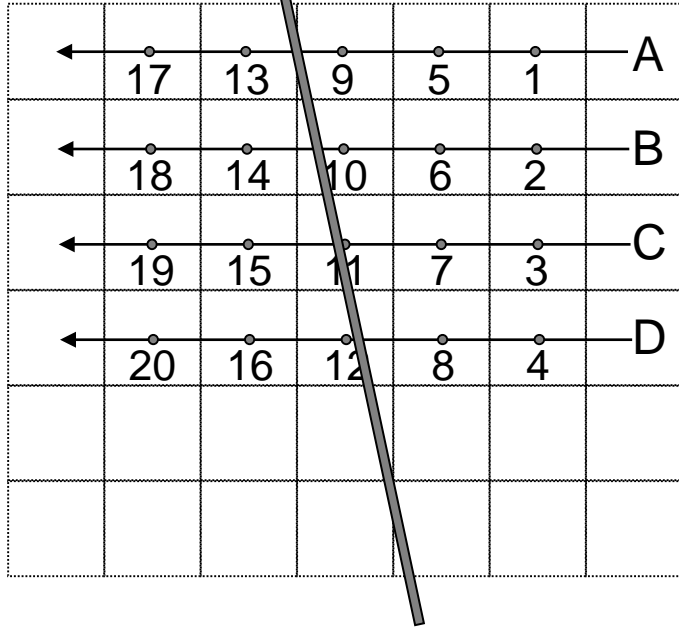
$M_D(u, v)$: ディスプレイのMTF



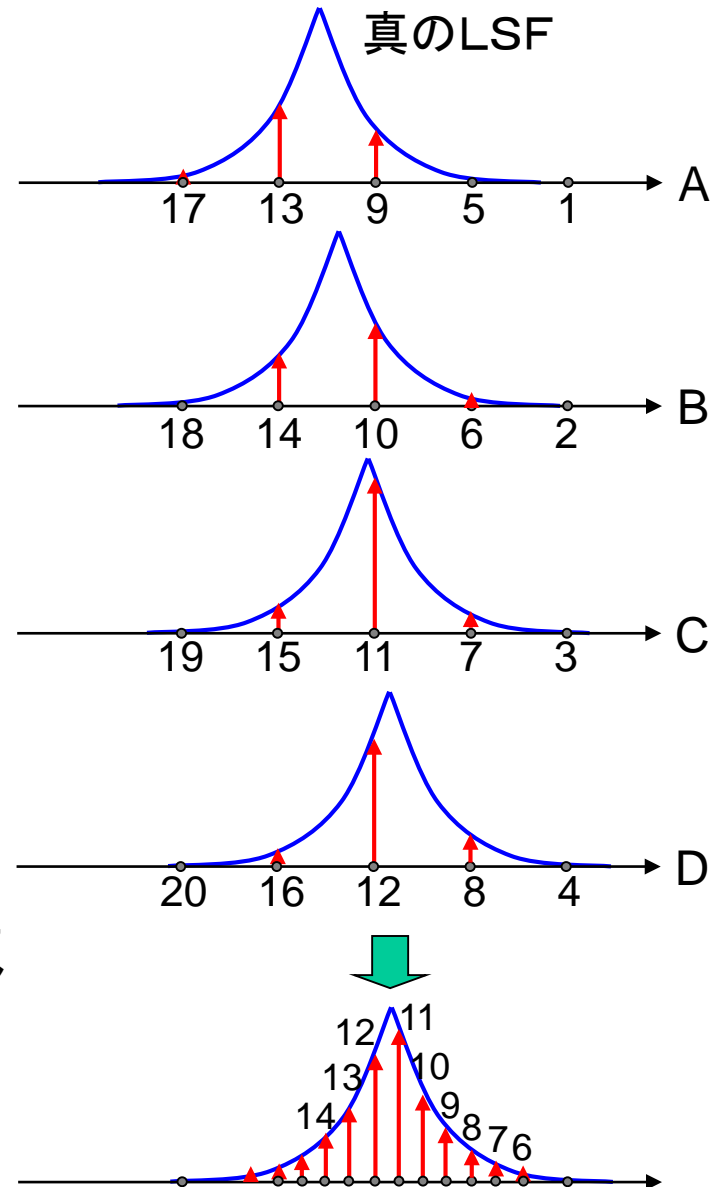
デジタル画像システムのMTF測定の問題



傾斜スリットによるMTF測定法 (Fujita, 1992)



スリットをわずかに傾けて撮影すると、水平ラインごとに少しずつずれたサンプリングが行われ、それらを合成することで、結果的に細かくサンプリングしたLSFが得られる。



MTFから主観評価と相関するスカラー量を求める

1. ディスプレイ評価のためのSQRI

2. 佐柳の情報量とその利用例

ディスプレイ評価のためのSQRI

Bartenは表示系におけるシャープネスの評価尺度として、解像度、コントラスト、輝度、画像サイズおよび観察距離を条件に含んだ評価式SQRIを提案した[Barten,1990]

$$J = \frac{1}{\ln 2} \int_0^{u_{\max}} \left[\frac{M(u)}{M_t(u)} \right]^{1/2} \frac{1}{u} du$$

$M(u)$: ディスプレイのMTF

$1/M_t(u)$: 視覚のコントラスト感度関数

$$1/M_t(u) = au \exp(-bu)[1 + c \exp(bu)]^{1/2}$$

ただし

$$a = \frac{540(1 + 0.7/L)^{-0.2}}{1 + \frac{12}{w(1 + u/3)^{0.15}}}$$

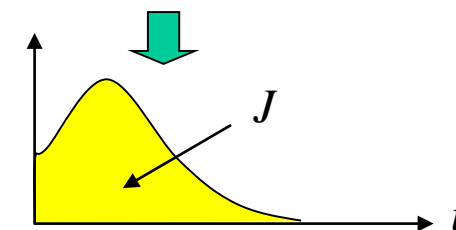
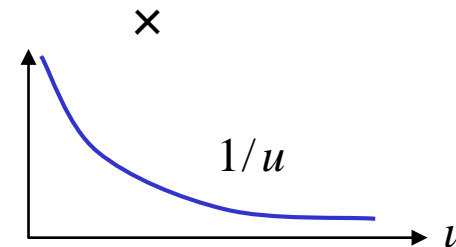
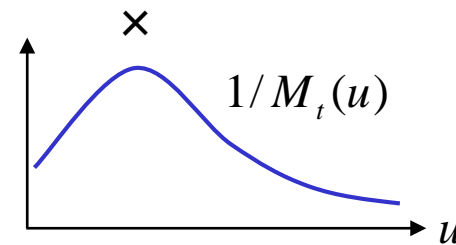
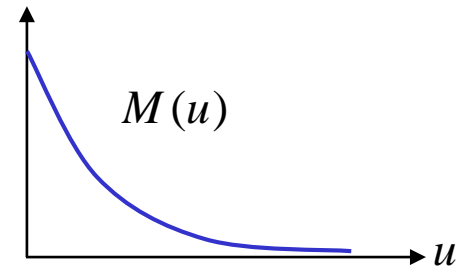
$$b = 0.3(1 + 100/L)^{0.15}$$

$$c = 0.06$$

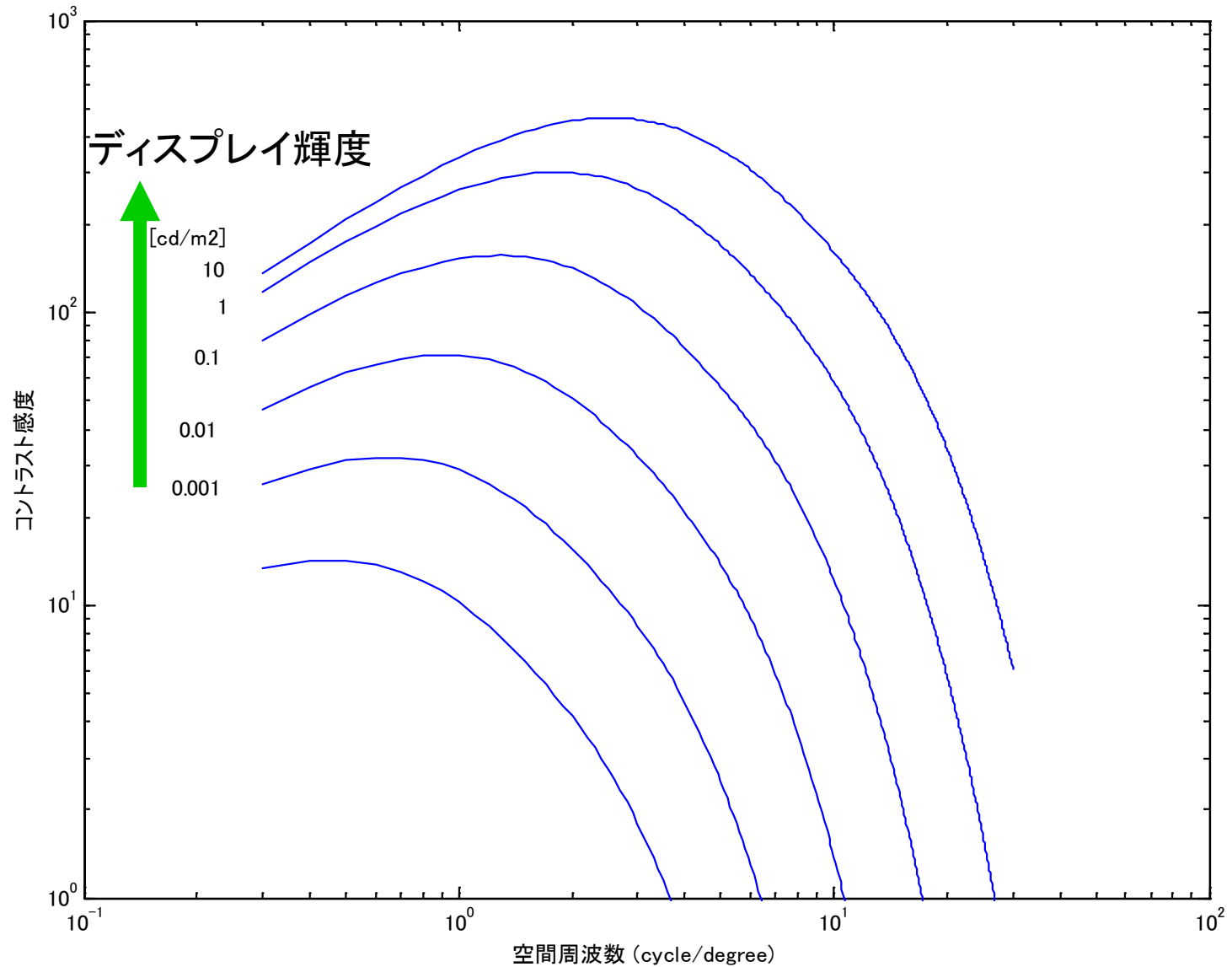
u : 空間周波数(cpd)

w : 角表示サイズ(degree)

L : 有効ディスプレイ輝度(cd/m^2)



視覚のコントラスト感度関数



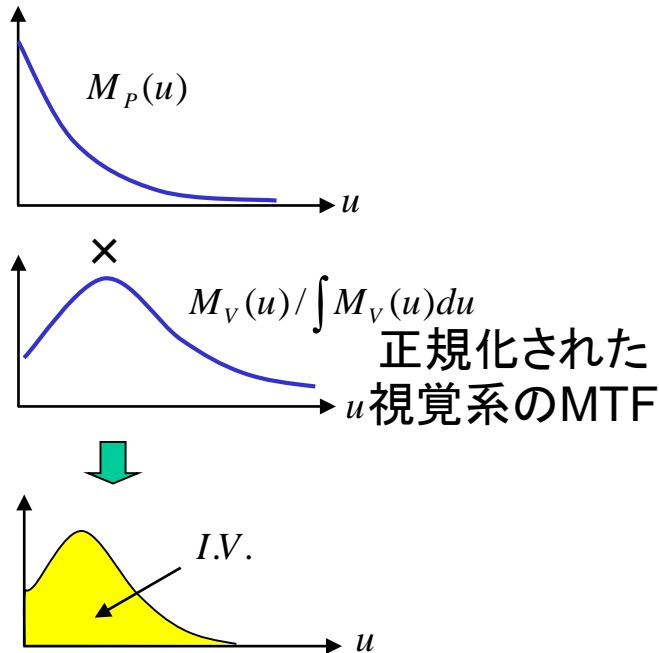
佐柳の情報量と利用例

Information volume (佐柳, 1956)

$$I.V. = \frac{\int_0^{\infty} [M_P(u) \cdot M_V(u)] du}{\int_0^{\infty} M_V(u) du}$$

$M_P(u)$: 写真系のMTF

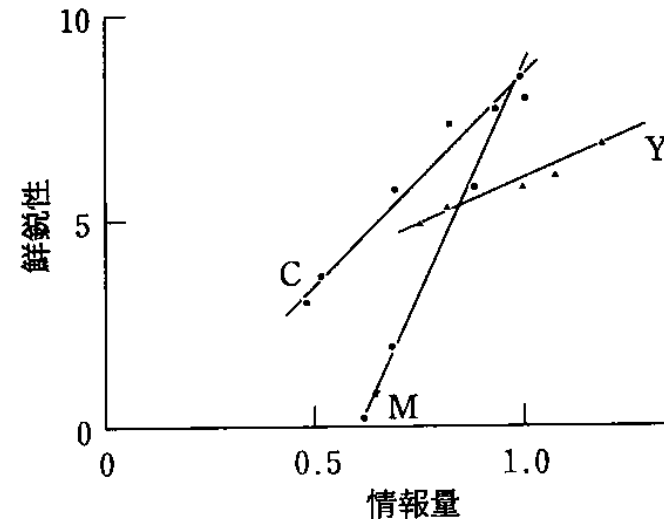
$M_V(u)$: 視覚系のMTF



利用例

カラーポートレート写真における鮮鋭性に対するシアン、マゼンタ、イエロー色素画像の寄与(大澤, 1981):

- 各色素画像のボケの程度を変えた複数枚の画像に対して、
- ・主観評価実験を行い、鮮鋭性を数値化する。
 - ・I.V.を算出する。



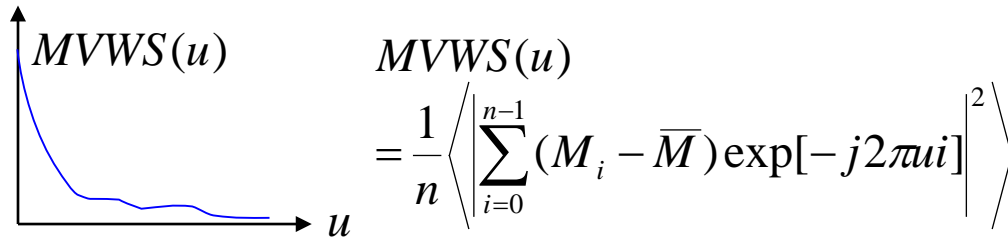
傾きの比率はY:M:C=1:6:3であり、それぞれの補色(B,G,R)の明度に対する比とほぼ一致する。このことから鮮鋭性に影響するのは色相や彩度でなく明度であると結論づけている。

Dooleyらの尺度

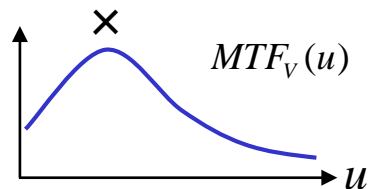
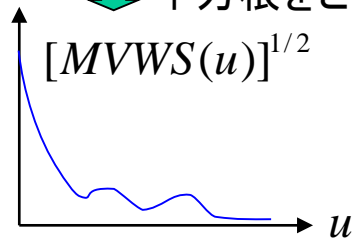
Dooley and Show 1979

濃度よりもマンセルバリューの変動量の絶対値が、知覚するノイズの粒状性に比例すると予測。

濃度データをマンセルバリューデータに換算. さらに
フーリエ変換してウイナースペクトルを得る.



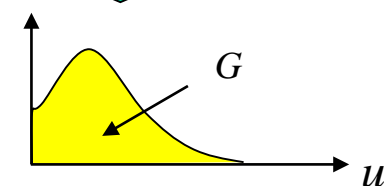
↓ 平方根をとる



視覚の周波数特性を掛ける

↓

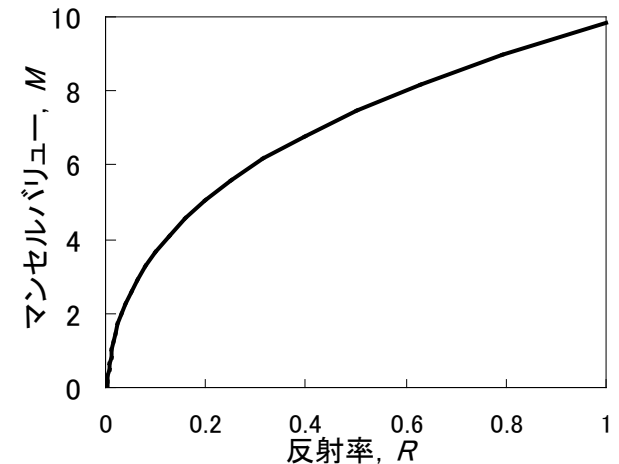
積分する



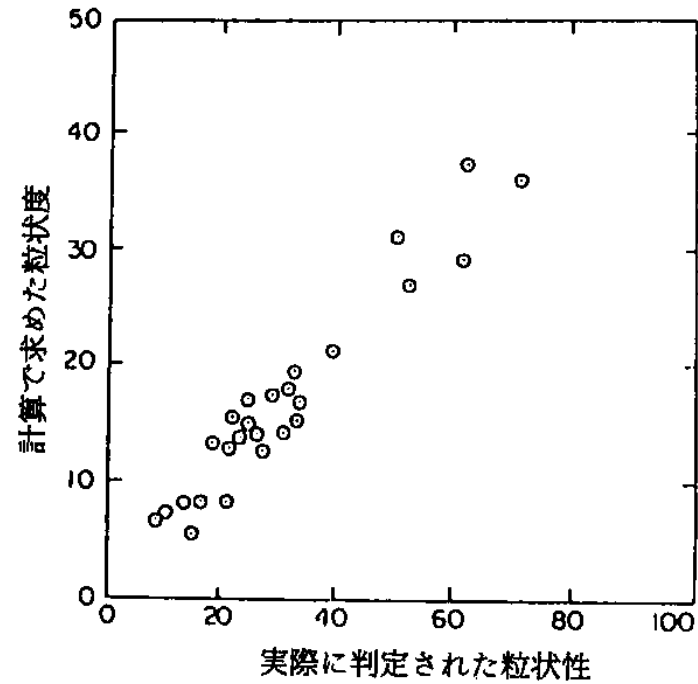
$$G = \int [MVWS(u)]^{1/2} MTF_V(u) du$$

マンセルバリューと反射率との関係は

$$M = 2.468(100R)^{1/3} - 1.636$$



Dooleyらの尺度



計算で求めた粒状度と実際に判定された粒状性との関係

論文例

Optimum compensation method and filter cutoff frequency in myocardial SPECT: A human observer study

Sharlini Sankaran, Eric C Frey, Karen L Gilland, Benjamin M W Tsui.
The Journal of Nuclear Medicine. New York
Mar 2002.Vol.43, Iss. 3; pg. 432, 7 pgs

心筋SPECTにおける主要な劣化要因

- ・吸収
- ・散乱
- ・距離に依存したコリメータ-検出器応答

論文内容:

- ・これらの要因に対する補正が心筋血流欠損の検出能を改善できるか調べること.
- ・主観評価実験結果(既報論文)とコンピュータオブザーバと比較すること.

用意した画像データ

- ①男性(息をはいた状態)
 ②男性(息を吸った状態)
 ③女性
- } 3パターン

×

8種類の異なる構造の心臓

×

6種類の異なる血流欠損位置

= 144画像

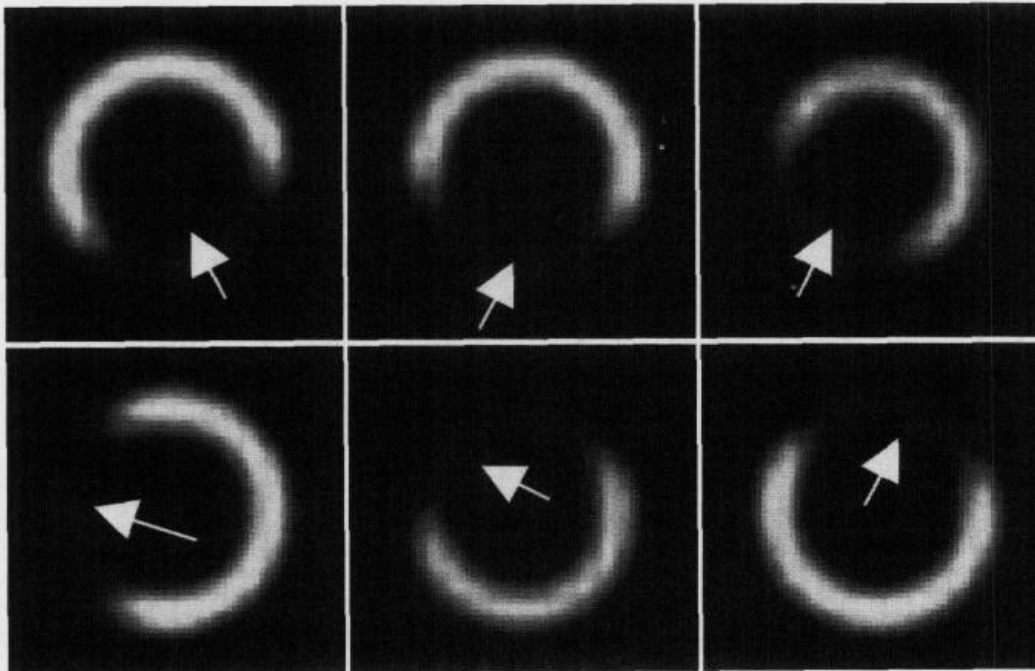


FIGURE 1. Location and size of 6 defects used in this study. Images are short-axis slices containing centroid of defect. Arrows indicate approximate center of defect. Contrast of defects has been enhanced for clarity.

比較する処理方法

1. 吸収補正(AD)
2. 吸収補正と検出器応答補正
3. 吸収補正と散乱補正
4. 吸収補正と検出器応答補正と散乱補正(ADSC)

3次元再構成後Butterworthフィルタリングにおけるカットオフ周波数

0.12 /pixel

0.14 /pixel

0.16 /pixel

0.22 /pixel

TABLE 1

Summary of the Methods and Filter Cutoffs Used

Method	AC	Detector response compensation	Scatter compensation	Filter cutoff (pixel ⁻¹)
AC	X			0.16
ADC	X	X		0.16
ASC	X		X	0.16
ADSC	X	X	X	0.12, 0.14, 0.16, 0.22

ROC実験結果

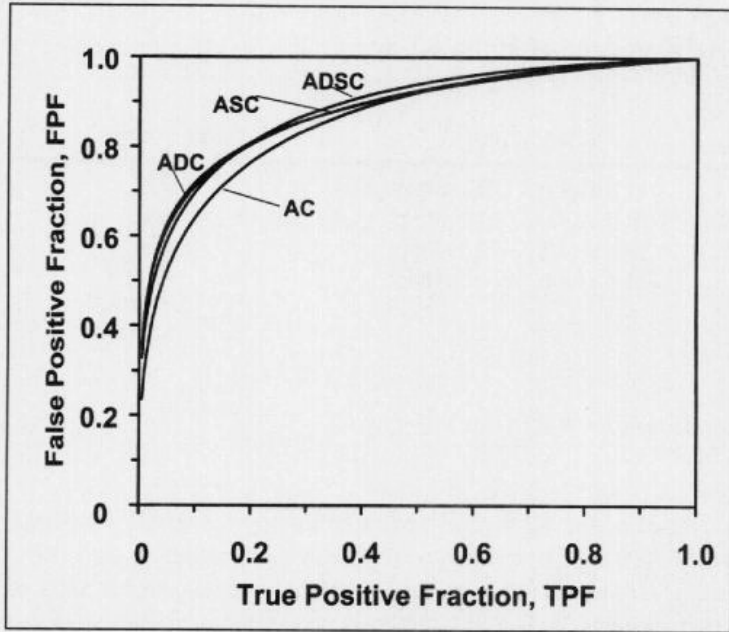


FIGURE 3. Average ROC curves for 4 compensation methods studied. Fitted ROC curves were averaged over 5 observers. For all methods, 6 iterations of OSEM with 16 subsets per iteration and an order 8 Butterworth postreconstruction filter were used with a cutoff value of 0.16 pixel^{-1} .

4通りの補正処理間の比較

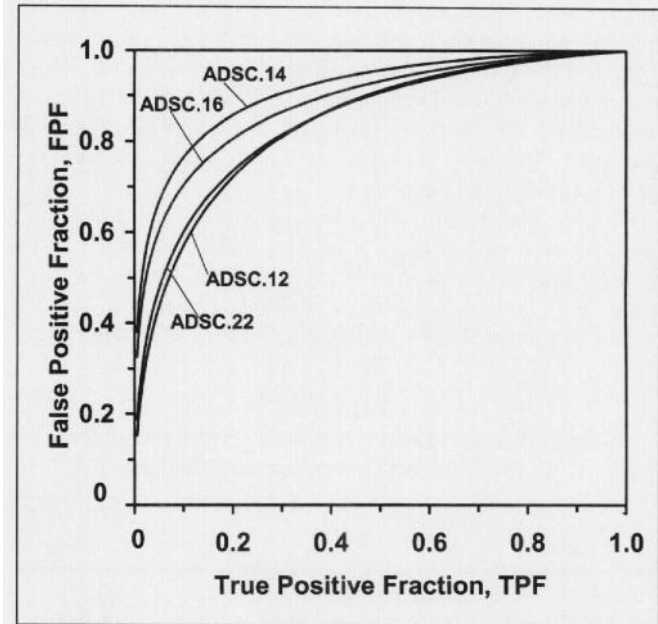


FIGURE 4. Average ROC curves for 4 filter cutoff values studied. Fitted ROC curves were averaged over 5 observers. Six iterations of OSEM with 16 subsets per iteration and an order 8 Butterworth postreconstruction filter with cutoff values of 0.12, 0.16, 0.14, or 0.22 pixel^{-1} were used. Attenuation, detector response, and scatter compensation were performed on all images.

バターワースフィルタの4つの
カットオフ周波数間の比較

CHOとhuman observerとの比較

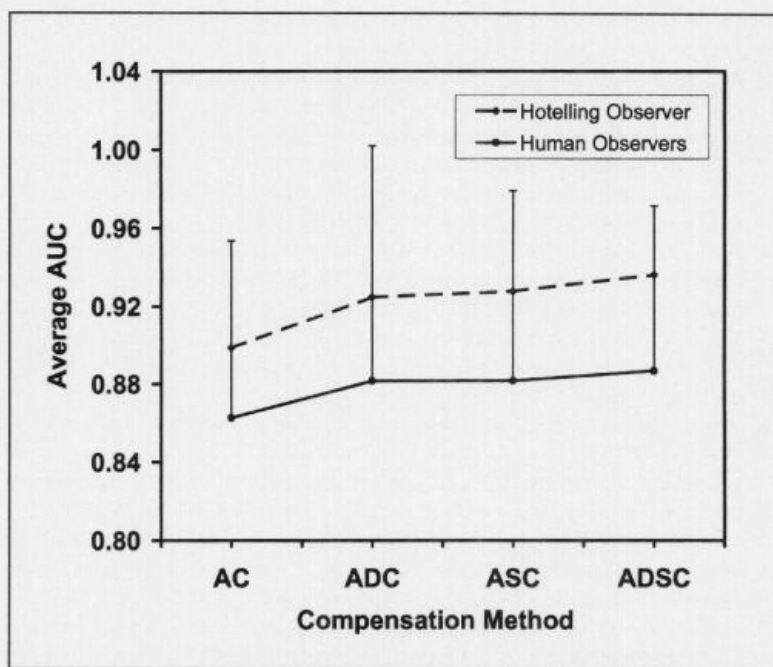


FIGURE 5. Comparison of human and CHO results for 4 compensation methods studied. Error bars represent one SD.

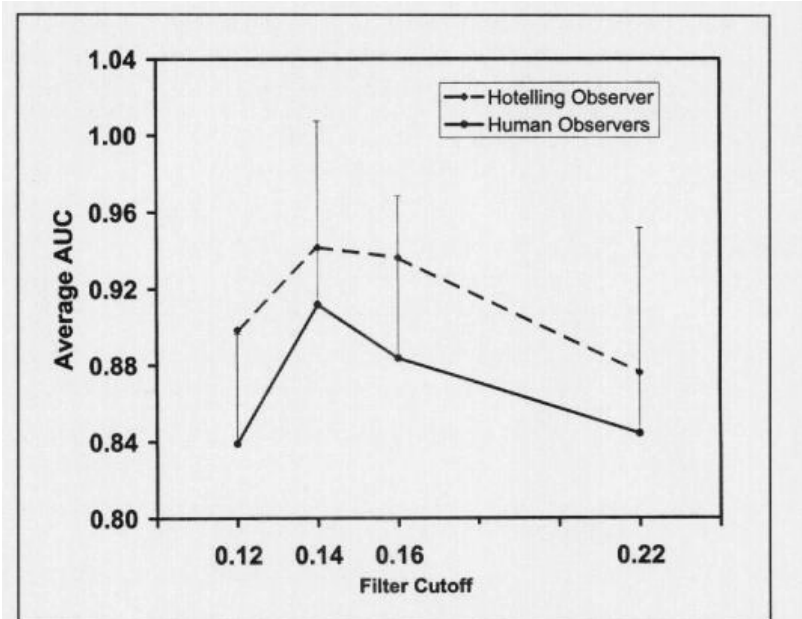


FIGURE 6. Comparison of human and CHO results for 4 filter cutoff values studied: 0.12, 0.14, 0.16, and 0.22 pixel⁻¹. Error bars represent one SD.

- CHOとhuman observerで、傾向が一致し、大きさの順位も一致した。
- CHOの値はhuman observerの値の+1σの範囲内だった。
- CHOはhuman observerより過大評価する傾向が見られた。