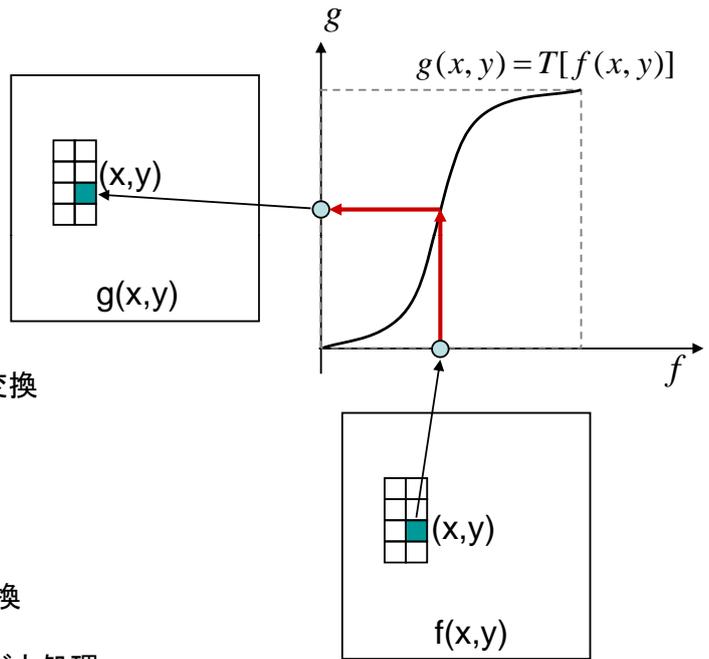


階調変換の一般的表現

$g(x, y) = T[f(x, y)]$ ← 画素ごとの処理を意味している

$f(x, y)$: 原画像
 $g(x, y)$: 処理画像
 $T[]$: 階調変換オペレータ



今回取り上げる階調変換

1. CRTの入出力特性に対応した階調変換
2. ヒストグラムに基づいた階調変換
 - ヒストグラム平滑化
 - ヒストグラム特定化
3. ダイナミックレンジを圧縮する階調変換
 - 対数を用いる階調変換
 - 医用画像に多用されるウィンドウ処理
4. 画像入力機器の特性を考慮した階調変換
 - 光学カメラ入力信号に対する線形化処理
 - CTにおけるX線強度データから投影データへの変換

CRTの入出力特性に対応した階調変換

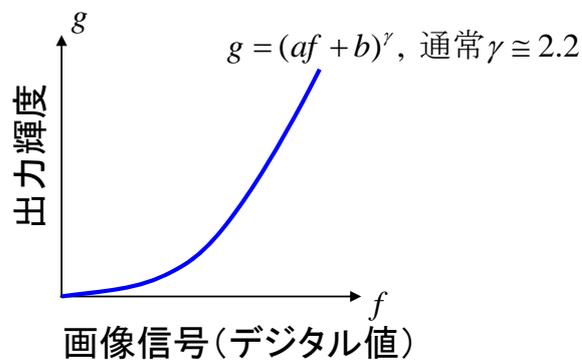
CRTの輝度特性モデル

GOGモデル

Gain offset gamma model

$$g = (af + b)^\gamma$$

ゲイン ガンマ
 ↑ ↑
 オフセット

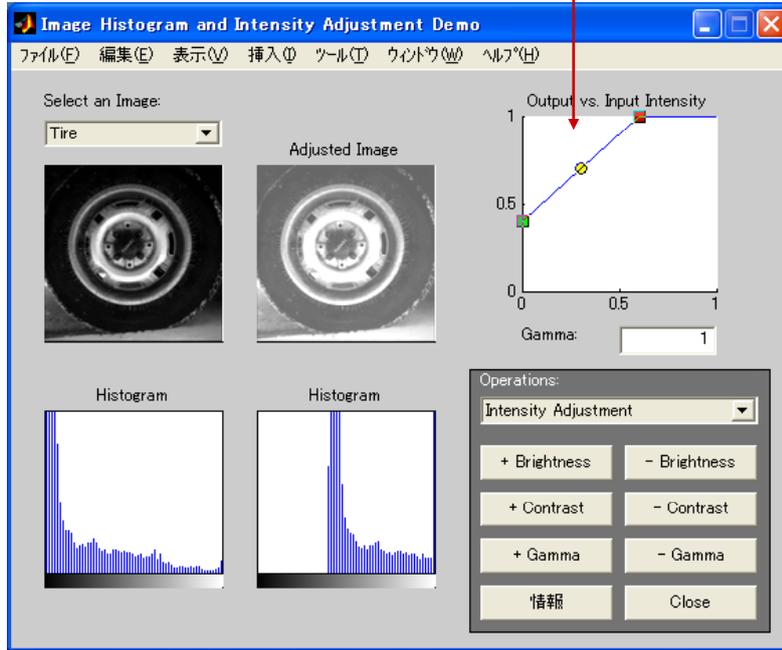


ブライトネスの増加

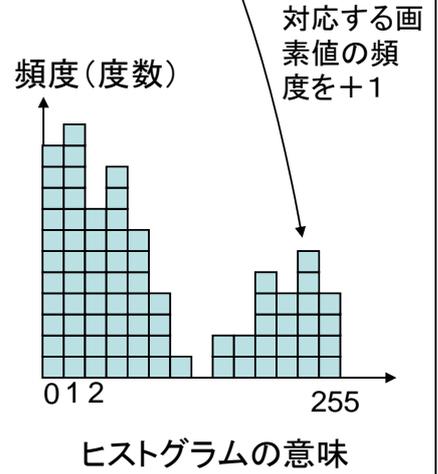
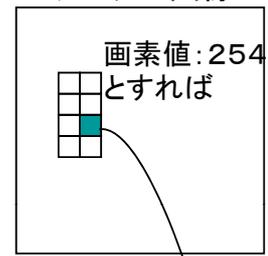
実行例 (MATLABのdemoより)

$$g = (af + b)^{\gamma}$$

階調変換の特性を
現すグラフ



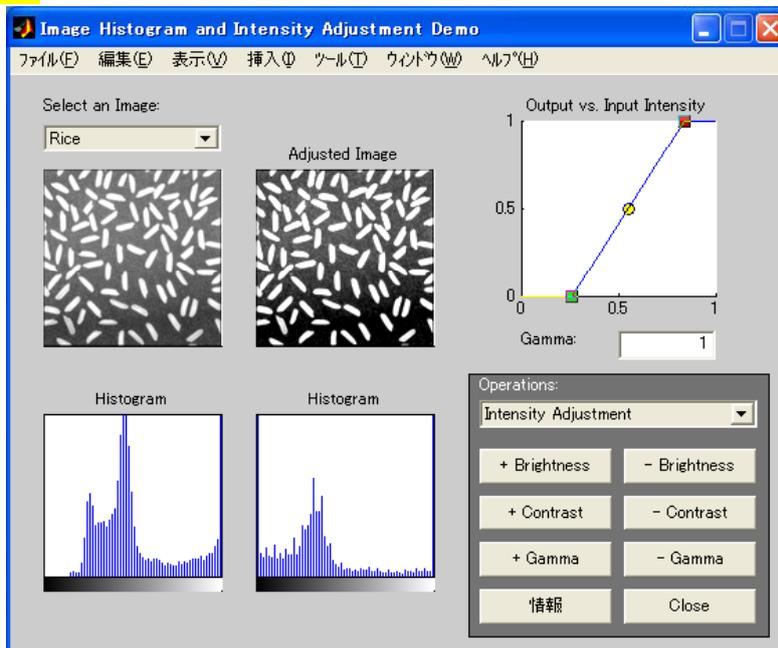
デジタル画像



コントラストの増加

実行例 (MATLABのdemoより)

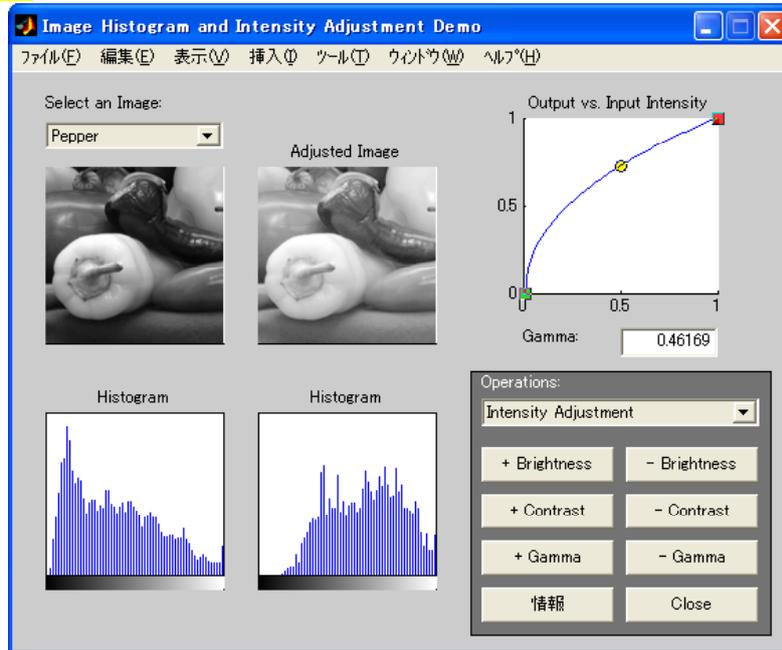
$$g = (af + b)^{\gamma}$$



ガンマの増加・減少

実行例 (MATLABのdemoより)

$$g = (af + b)^\gamma$$



MATLAB demo

ヒストグラム平滑化 histogram equalization

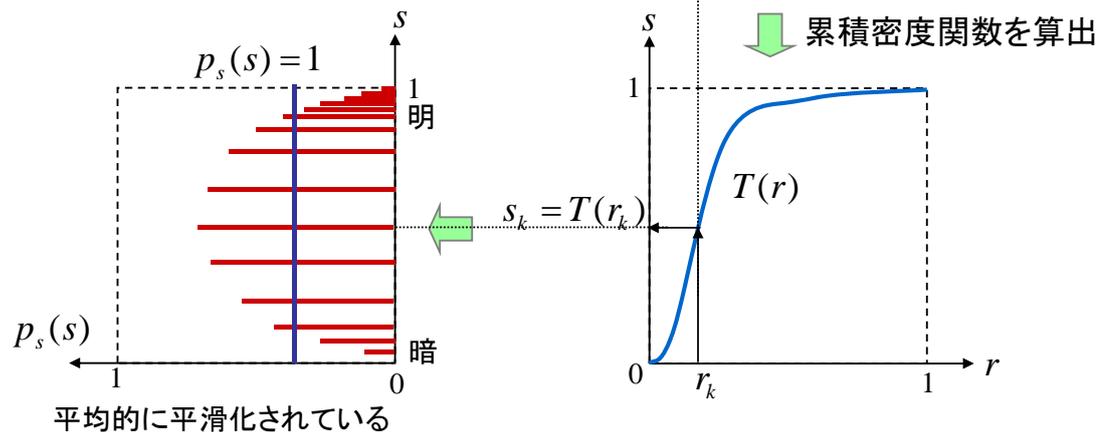
理論

ヒストグラム平滑化のための階調変換の式:

$$s = T(r) = \int_0^r p_r(w) dw, \quad 0 \leq r \leq 1$$

↑
元画像のヒストグラム

すなわち、累積密度関数によって変換する。

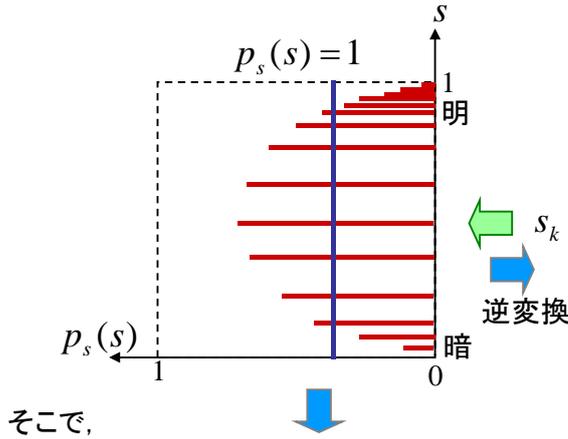
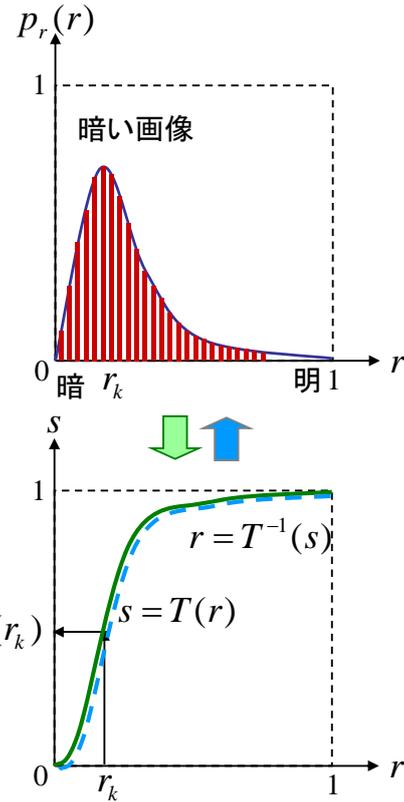


理論

ヒストグラム平滑化のための階調変換の式:

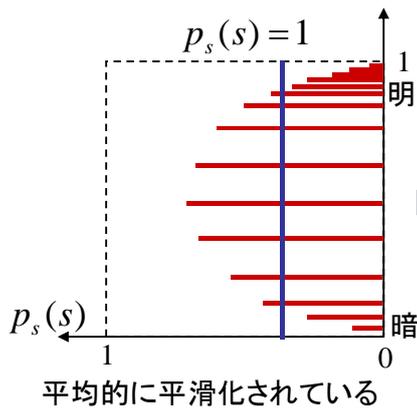
$$s = T(r) = \int_0^r p_r(w) dw, \quad 0 \leq r \leq 1$$

↑
元画像のヒストグラム



ヒストグラム特定化 (つづき)

理論

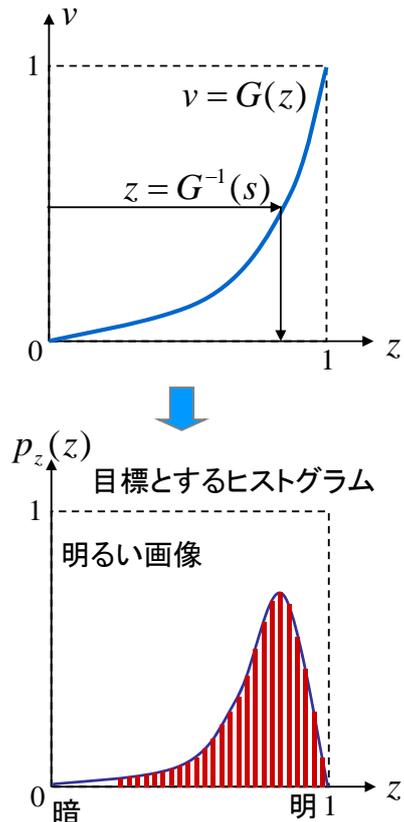


目標とするヒストグラムの累積密度関数

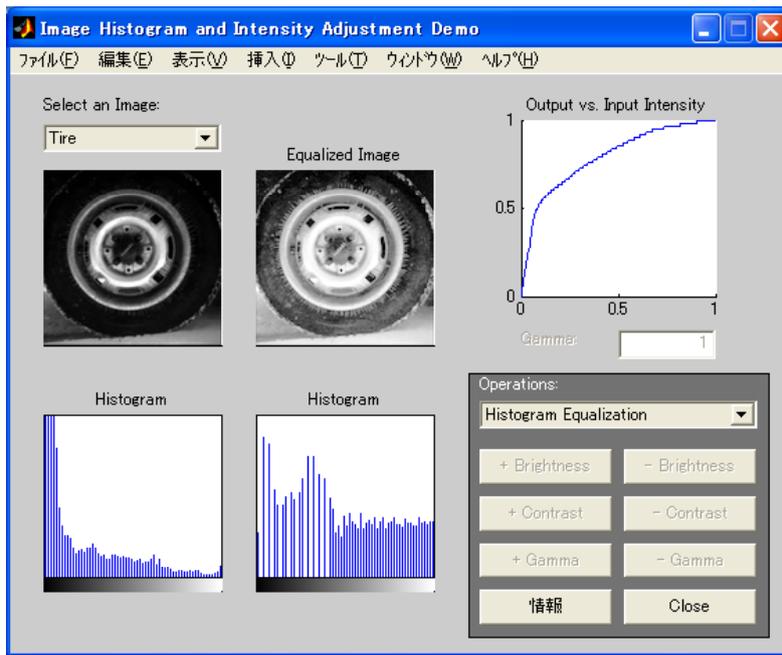
$$v = G(z) = \int_0^z p_z(w) dw$$

まとめると、以下の式で与えられる

$$z = G^{-1}[T(r)]$$

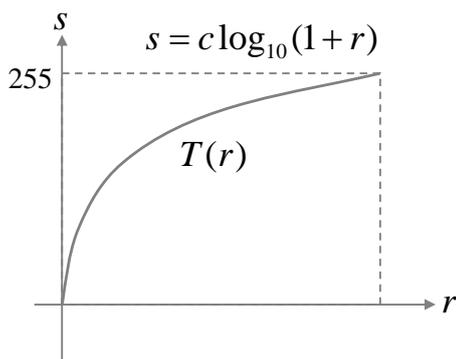


実行例 (MATLABのdemoより)



ダイナミックレンジ圧縮

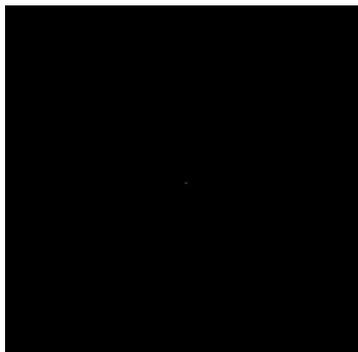
例: パワースペクトル画像の表示



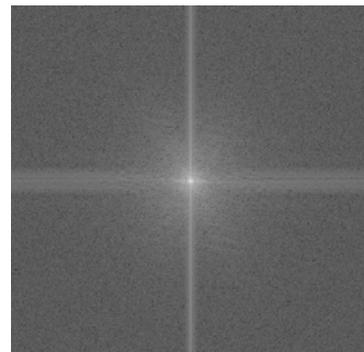
フーリエスペクトルの絶対値 $|r|$ の範囲が $[0, 4.5 \times 10^7]$ とすると
 $\log_{10}(1+|r|)$ の計算により、範囲は $[0, 7.7]$ となる。
 この最大値7.7が255になるように c の値を
 $c = 255/7.7$ と与える。



原画像

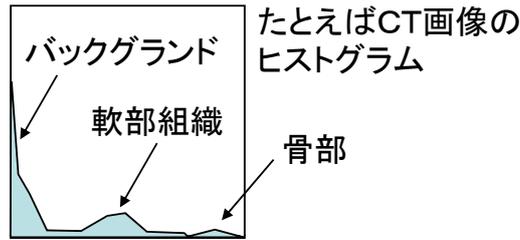


スペクトル(DR圧縮前)

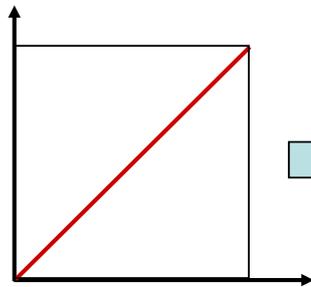


スペクトル(DR圧縮後)

もともと量子化レベルの多い画像
例) 10bits, 12bits



階調特性1

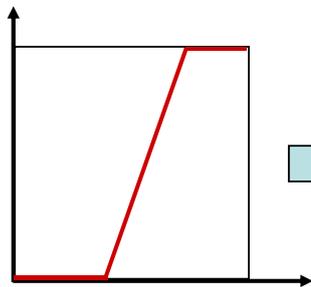


そのまま表示



関心のある部位の詳細が見づらい

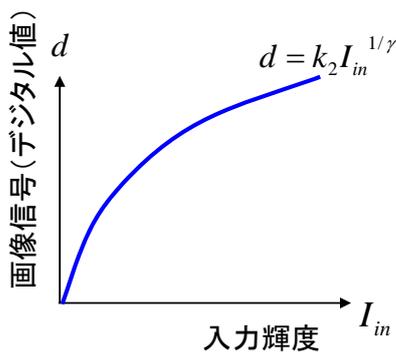
階調特性2



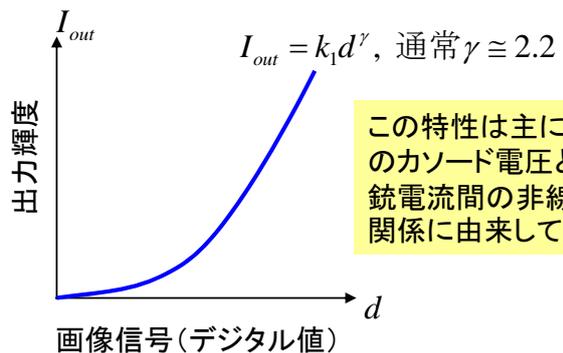
研究室独自
開発ソフトで
デモ

画像入出力機器の入出力特性

汎用的な光学カメラの特性



CRTの特性(ガンマ特性)



この特性は主にCRTのカソード電圧と電子銃電流間の非線形な関係に由来している。



画像信号伝送



画像入出力機器が直接、接続されるケース

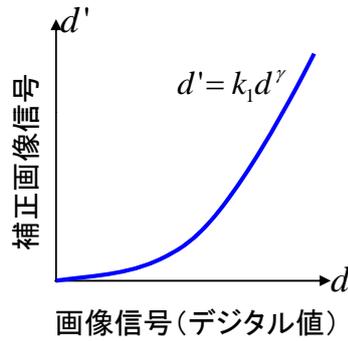
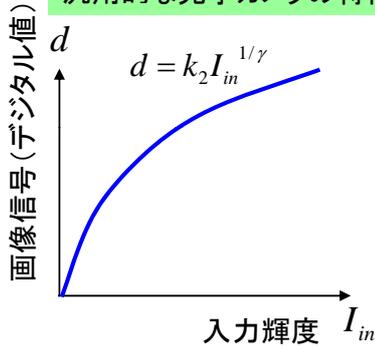


一般に、CRTのガンマ特性に合わせて、カメラ側で逆のガンマ特性を与えている。これにより、表示画像の輝度が、撮影される被写体の輝度とリニアになる。

輝度に対してリニアなデジタル処理を行いたい場合

リニアな空間での処理例

汎用的な光学カメラの特性



物理的な特性に基づいて輝度に対する処理が必要な場合の例:

劣化画像の復元

$$g(x, y) = NL\{f(x, y) * h(x, y)\}$$

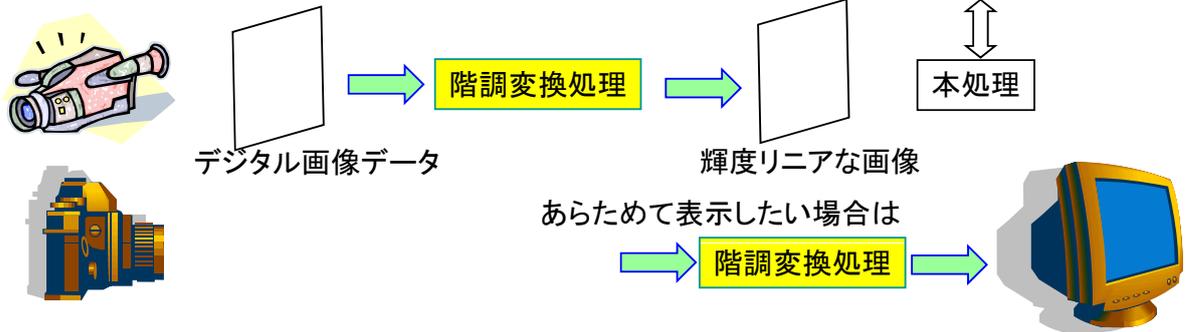
一旦、非線形の階調変換を補正して

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

劣化関数をデコンボリューションして

$$f(x, y)$$

を得る.



X線強度から投影データへの変換

X線透視像(強度データ)(CTではサイノグラム)

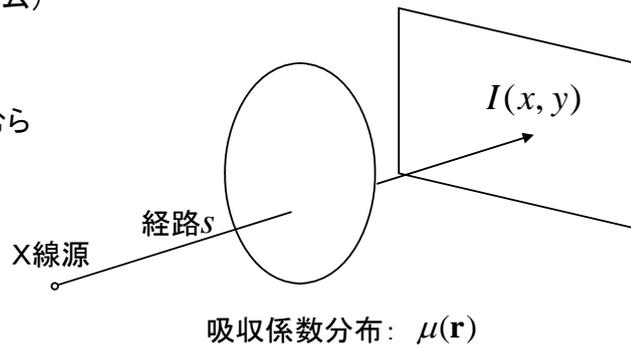
$$I(x, y) = I_0(x, y) \exp[-p(x, y)]$$

被写体なしのときのX線強度むら

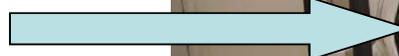
投影データ:

$$p(x, y) = \int_s \mu(\mathbf{r}) ds$$

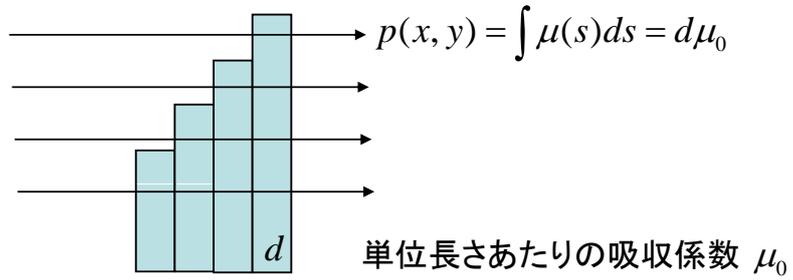
吸収係数分布の経路sに沿った積分



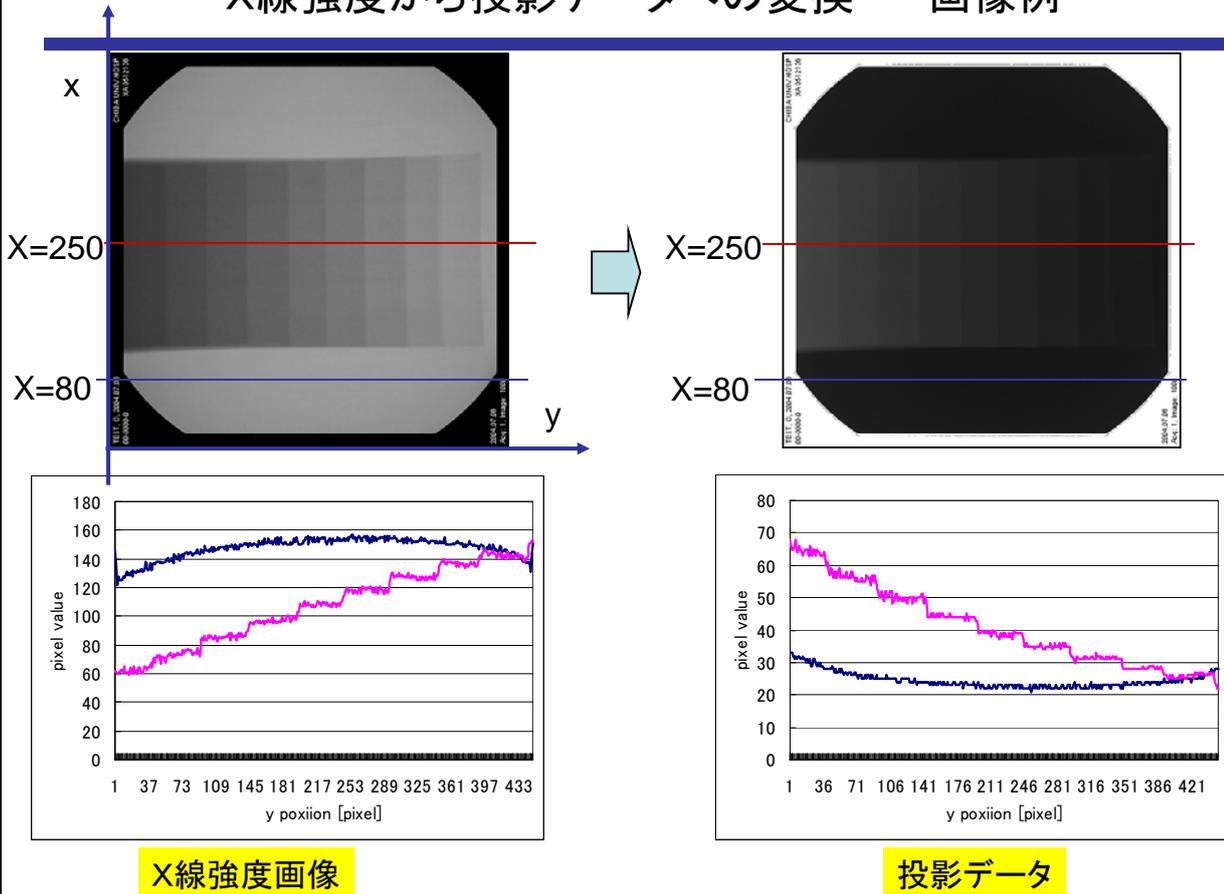
投影データの算出手順



厚さが等しいアクリルの板を階段状に重ねたものをX線で透視撮影。



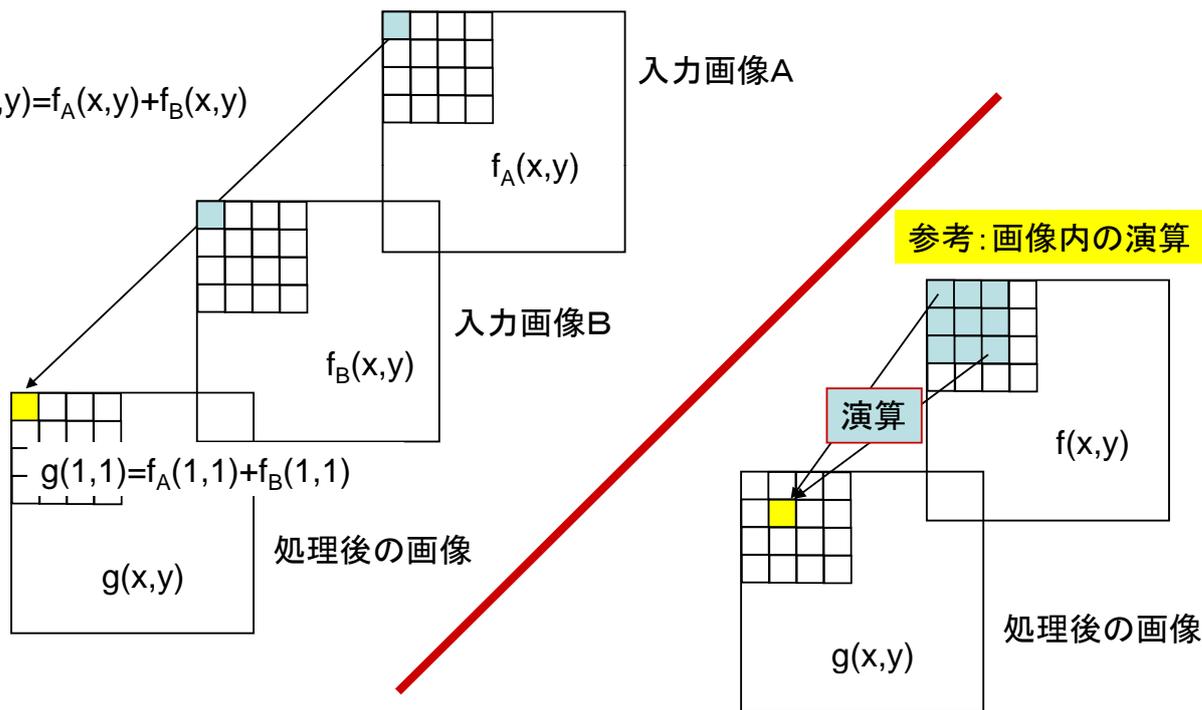
X線強度から投影データへの変換 ー画像例ー



複数の画像間の画素ごとの演算

例)

$$g(x,y) = f_A(x,y) + f_B(x,y)$$



画像の加算

利用例: 画像の複数枚加算によるノイズの低減

ランダムノイズが毎回加算された画像を複数枚取得した場合

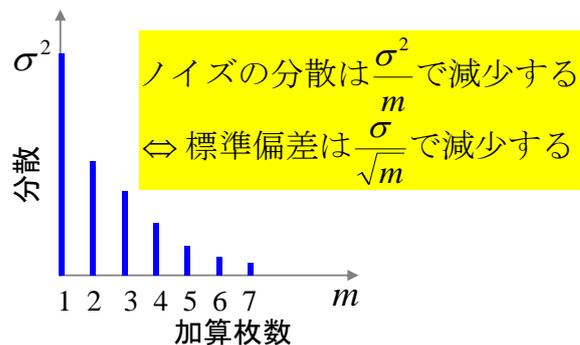
$$\begin{aligned} g_1(x,y) &= f(x,y) + n_1(x,y) \\ g_2(x,y) &= f(x,y) + n_2(x,y) \\ &\vdots \\ g_m(x,y) &= f(x,y) + n_m(x,y) \end{aligned}$$

処理: 画素毎の加算平均

$$\bar{g}(x,y) = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m g_i(x,y)$$

処理の効果

ノイズ低減効果



処理例



バックグラウンドに関心被写体が加算されているようなモデルにおいて、バックグラウンドのみの画像も得られている場合、バックグラウンド画像を減算することで関心のある被写体のみが強調される。

得られている画像

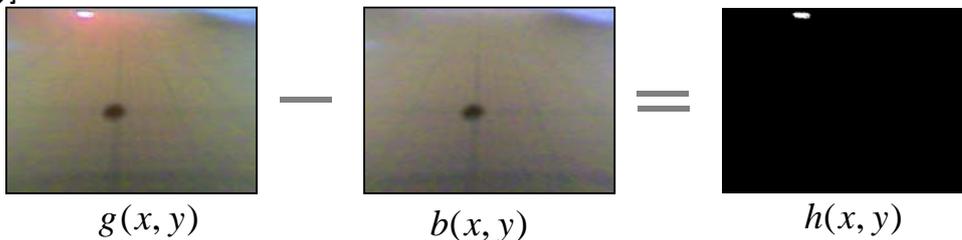
$$g(x, y) = f(x, y) + b(x, y) \text{ および } b(x, y)$$

処理

$$h(x, y) = g(x, y) - b(x, y)$$

効果

処理例



被写体に照明むらが掛け算されているようなモデルにおいて、照明むらだけの画像も得られている場合、照明むら画像を除算することで、被写体から照明むらが除去された画像が得られる。

得られている画像

$$g(x, y) = i(x, y)f(x, y) \quad \text{および} \quad i(x, y)$$

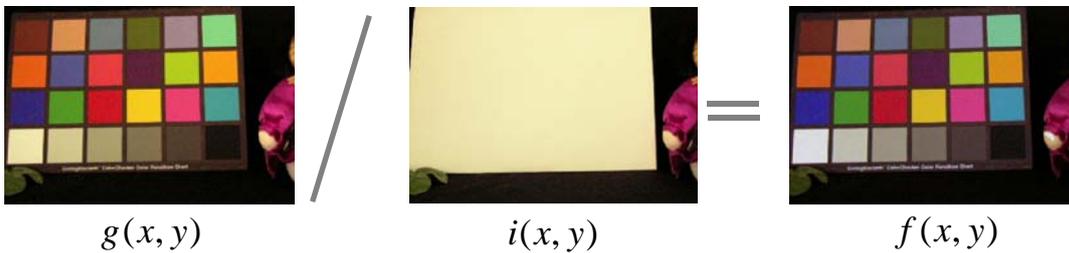
処理

$$h(x, y) = \frac{g(x, y)}{i(x, y)}$$

効果

$$h(x, y) = \frac{i(x, y)f(x, y)}{i(x, y)} = f(x, y)$$

処理例



$g(x, y)$

$i(x, y)$

$f(x, y)$

医用画像への応用

経時的差分画像を用いた
CT 画像からの結節状陰影の
検出

Medical Imaging Technology
Vol. 26, No. 4, pp. 217-224
2008 板井, 金ら.

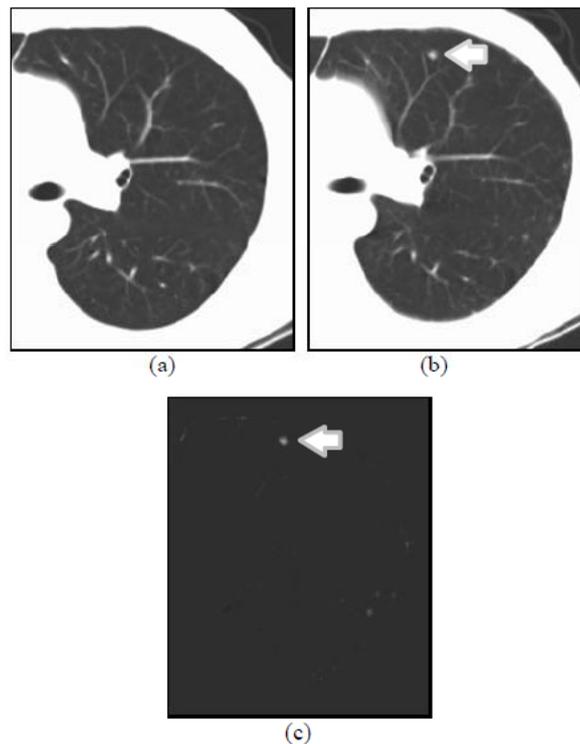


Fig. 2 Results of temporal subtraction for MDCT images. (a), (b) and (c) show a current, previous and temporal subtraction image, respectively.