日本放射線技術学会 中国·四国部会 画像情報研究会 平成26年7月6日 岡山大学

逐次近似法の基礎と圧縮センシング による少数投影からの画像再構成

首都大学東京 篠原広行

内容

- 1) フィルタ補正逆投影法(FBP法)
- 2) 代数的逐次近似法
- 3) 最小二乗法と特異値分解
- 4) 最小二乗法の逐次近似解
- 5) 統計的逐次近似法
- 6) L₁ノルムと全変動(Total Variation: TV)
- 7) 圧縮センシングによる画像再構成

プログラム開発

C言語開発環境 Microsoft Visual Studio 2010 C++ Windows Vista, CPU Core 2 DUO, 4 GBメモリ 画像表示ソフトウエア Display 058

開発者 横浜創英大学 橋本雄幸教授



小数点付きの実数画像を扱 える、各種画像処理、画像再 構成を行える。 研究・教育用に幅広く応用可 能なソフトウェア 1) フィルタ補正逆投影法(FBP法)









列)を理解する上でも重要.

逆投影(Back Projection: BP)





6方向 14224 103 kukei20_n6_nimg

12方向





kukei20_n2_n.img



kukei20_n4_n.img



kukei20_n6_n.img



kukei20_n12_n.img

30方向





60方向



14446 value 1871

kukei20_n60_n.img

フィルタ補正逆投影法(FBP法)

逆投影の点広がり関数 PSF $h(x,y) = \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2}} = \frac{1}{r}$ PSFの2次元フーリエ変換

$$H(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(x,y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy = \frac{1}{\sqrt{u^2 + v^2}} = \frac{1}{k}$$

Rampフィルタ補正と逆投影

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} P(k, \theta) |k| e^{i2\pi ks} dk \right\} d\theta$$

Ram-Lak フィルタ

$$h(ma) = \begin{cases} 1/4a^2 & m = 0\\ -1/(\pi ma)^2 & m : odd\\ 0 & m : even \end{cases}$$



rect_40prj





フィルタ補正逆投影法(FBP法)











kukei20_n2_r.img







kukei20_n4_r.img



kukei20_n6_r.img



kukei20_n12_r.img



60方向





Shepp-Loganファントムの
 周波数成分





Hanning 関数



画像再構成フィルタの分解能と雑音増幅係数

フィルタ係数の二乗和	Ram – Lak	1/12
	f_4	1/14.4
	Shepp – Logan	1/20
	f_2	1/25
	f_1	1/133
	$f_{0.5}$	1/1066
分解能 R とフィルタ補正 投影の分散 $\sigma^2(p')$	Ram – Lak	1
	f_4	0.833
	Shepp – Logan	0.6
$B^3 - B$	$\int f_2$	0.480
$\kappa = \frac{1}{\sigma^2(p')}$	f_1	0.090









逐次近似法の反復回数 ──── 高周波数成分の増加





shepp_30dB_bpf_f1.img

-0.6912926

shepp_30dB_bpf_f2.img

-1.00803

shepp_30dB_bpf.img

-0.04877481

shepp_50db_bpf_f1.img

-0.1011039

shepp_50dB_bpf_f2.img

-0.1701331

shepp_50dB_bpf.img

2) 代数的逐次近似法

逐次近似画像再構成法

仮定した画像から計算で求めた投影(順投影)と,実測投影との 整合性を反復計算によって高め原画像を再構成する.

反復計算の回数は画像再構成フィルタの幅を広げるのと同じ働き

逐次近似法にはFBP法のような画像再構成フィルタの概念がない 逐次近似法は,順投影,逆投影,そして画像と投影の関係を表す, 係数行列(システム行列,投影行列)が主要な役割を果たす.

線形連立方程式

- f 物理量(原画像)
- C 係数行列
- y 計測データ(投影)

C f = y

Cy $\begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} \\ c_{12} & c_{13} & c_{14} \\ c_{13} & c_{14} & c_{14} \end{pmatrix}$ y_1 *y*₂ y_3

検出確率 C_{ij}: *i* 番目のX線が画素 *j* を通過する面積

順投影

y

代数的方法(ART法)

代数的方法(SIRT法)

k 空間の極座標変換による MRI 画像再構成

1.467789

-0.4832755

1.393253

-0.7163358

0.9092466

4.334808E-05

1.479208

0.0001194429

1.579442

7.410411E-05

FBP

DFT

-0.4793364

1.481167

橘

-0.480322

-0.7154483

1.014654

-0.7385129

篤志, 他, 日本放射線技術学会雑誌 68:413-422,2012

2) 最小二乗法と特異値分解

順投影

y

逆投影

逆投影

 C^{T} y g $\begin{pmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 3 \\ 7 \\ 5 \\ 6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 8 \\ 9 \\ 7 \\ 18 \end{pmatrix}$

順投影と逆投影

y $\begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \end{pmatrix} \qquad \begin{pmatrix} C_{11} & C_{21} & C_{31} & C_{41} \\ C_{12} & C_{22} & C_{32} & C_{42} \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & C_{43} \\ C_{14} & C_{24} & C_{34} & C_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ z_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ z_4 \\ z_4$

 C^{T} g (g_1) g_2 g_3 g_4

フィルタ補正逆投影法と最小二乗法の関係 フィルタ補正逆投影法 最小二乗法 フィルタ処理 逆投影 $\iff f \approx (C^T C)^{-1} \quad C^T v$ $f \approx \{2D \ filter\} \mathbb{B}\{y\}$ $H(u,v) = \sqrt{u^2 + v^2}$ 逆投影 フィルタ処理 $f \approx C^T (CC^T)^{-1} \mathbf{y}$ $\quad \longleftrightarrow \quad$ $f \approx B\{\{1D \ filter\}\{y\}\}$ H(k) = |k|

FBP法は、はじめに逆投影し次にフィルタ補正するのと、 はじめにフィルタ補正し次に逆投影しても同じ.

最小二乗法の解法1 特異値分解(SVD)

$$C_{11}f_{1} + C_{12}f_{2} + \cdots + C_{1J}f_{J} = y_{1}$$

$$C_{21}f_{1} + C_{22}f_{2} + \cdots + C_{2J}f_{J} = y_{2}$$

$$Cf = y$$

$$\vdots$$

$$C_{I1}f_{1} + C_{I2}f_{2} + \cdots + C_{IJ}f_{J} = y_{I}$$
評価関数
$$Q(f) = \|Cf - y\|_{2}^{2} = (Cf - y)^{T}(Cf - y)$$

$$\mathbb{誤 E} \mathcal{O} = \mathbb{R} \mathfrak{n}$$
評価関数の偏微分
$$\frac{\partial Q(f)}{\partial f} = 2C^{T}(Cf - y) = 0$$

画像再構成 $f \approx (C^T C)^{-1} C^T y$, $C = U W V^T$
特異値分解の固有値と逐次近似法の反復回数



特異値分解(SVD)による画像再構成



原画像



SVD



FBP

画像再構成法	平均絶対誤差
SVD	0.00195
FBP	0.00798
ML-EM	0.00371
OS-EM	0.00270



ML-EM



OS-EM

3) 最小二乗法の逐次近似解

最小二乗法の解法 2 逐次近似法

評価関数
$$Q(f) = \|Cf - y\|_2^2 = (Cf - y)^T (Cf - y)$$

誤差の勾配
$$g = -\frac{1}{2} \frac{\partial Q(f)}{\partial f} = C^T (y - Cf)$$

反復式
$$f_{k+1} = f_k + \alpha_k g_k$$
, $g_k = C^T (y - C f_k)$

勾配法 最急降下法 共役勾配法

最小二乗法の解法 2 逐次近似法



GM001 prj

-85,44485

GM001bp.img

0.9145551

GM001.img

4) 統計的方法

完全データ x_{ii} と不完全データ y



*x_{ij}*は画素 *j*から検出器 *i*に
 入射する光子数
 (完全データ:観測できない)

投影データy: 不完全データ8個の光子がどこの画素から入射したかは不明 投影は完全データ x_{ij} の和として計測される $y_i = x_{i1} + x_{i2} + x_{i3} + x_{i4} + x_{i5} + x_{i6} + x_{i7} + x_{i8}$ 検出器 *i*

完全データ *x_{ii}*



画素 *j* から検出器 *i* に入射する光子数 $P(x_{ij}) = e^{-\overline{x}_{ij}} \frac{(\overline{x}_{ij})^{x_{ij}}}{x_{ij}!} = e^{-C_{ij}\lambda_j} \frac{(C_{ij}\lambda_j)^{x_{ij}}}{x_{ij}!}$ $\overline{x}_{ij} \quad 期待値(平均値)$

C_{ij} 検出確率

完全データはポアソン分布

投影 y_i が得られる同時確率



投影 y_i は完全データの和である からポアソン分布になる.

$$y_i = x_{i1} + x_{i2} + \dots + x_{i7} + x_{i8}$$

平均
$$C_{11}\lambda_1 + C_{12}\lambda_2 + \dots + C_{18}\lambda_8 = \sum_{j=1}^8 C_{ij}\lambda_j$$

$$P(y_i) = e^{-\sum_{j} C_{ij}\lambda_j} \frac{\left(-\sum_{j} C_{ij}\lambda_j\right)^{y_i}}{y_i!}$$







 λ_i の最尤推定

$$\lambda_{j} = \frac{\overline{x}_{1j} + \overline{x}_{2j} + \overline{x}_{3j} + \dots + \overline{x}_{nj}}{C_{1j} + C_{2j} + C_{3j} + \dots + C_{nj}} = \frac{\sum_{i=1}^{n} \overline{x}_{ij}}{\sum_{i=1}^{n} C_{ij}}$$

上式の平均 \bar{x}_{ij} の代わりに仮想的な観測量として導入した完 全データ x_{ij} を用いた

$$\hat{\lambda}_{j} = \frac{x_{1j} + x_{2j} + x_{3j} + \dots + x_{nj}}{C_{1j} + C_{2j} + C_{3j} + \dots + C_{nj}} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_{ij}}{\sum_{i=1}^{n} C_{ij}}$$

が λ_j の最尤推定になる.





 \hat{x}_{ij} 完全データの推定値



投影 y_i $\hat{x}_{ij} = \frac{y_i C_{ij} \lambda_j}{\sum C_{im} \lambda_m}$ 事後(MAP)推定

検出器 i

ML-EM 式の成り立ち



ML-EM 法の計算過程



OS-EM (Orderd Subset EM 法)

サブセットの使用順序





ML-EM (b) 10 🖻



(c) 50 🖸



(a) サブセット 1



OS-EM (b) サブセット 4



(c) サブセット 8







投影の計測過程を詳細にモデル化

ベイズ型画像再構成 画像に関する事前確率(事前知識)

分解能補正 投影がシステム分解能によってぼける影響

吸収補正 線減弱係数マップ

散乱補正 別に測定(推定)した散乱成分





(c) MRP-OSC

(e) FBP



(d) SAC

PETによる放射濃度計測の定量性

Table 1. Mean and standard deviation (S.D.) calculated from ROI drown on liver of thorax phantom.

Event collected [million counts]	Processing method	Mean [k Bq∕ml]	S.D. [k Bq∕ml]
2500	MAC	27.90	0.48
10	MSRP-OSC	27.42	0.96
10	MRP-OSC	26.46	1.44
10	FBP	44.73	11.54
30	FBP+SAC	33.67	1.44

MAC: measured attenuation correction, MSRP-OSC: median and segmented root prior ordered subset convex, MRP-OSC: median root prior ordered subset convex, FBP: filtered back projection, SAC: segmented attenuation correction.

Sakaguchi K, et al. Ann Nucl Med 22: 269-279, 2008

SPECTの分解能補正



分解能補正 OS-EM



分解能補正OS-EM (subset = 2, itr = 25)



Yokoi T, et al. Ann Nucl Med 16: 11-18, 2002

5) L₁ノルムと全変動(Total Variation: TV)

標本化定理で必要な投影角度数



半径方向のサンプリング間隔

 $\Delta x = 2R / N$

半径方向のナイキスト周波数 $k_n = \frac{1}{2\Delta x}$

弧の長さ $R \cdot \Delta \theta = R \frac{2\pi}{M}$

弧の長さを半径方向のサ ンプリング間隔未満にする

$$R \cdot \Delta \theta = R \frac{2\pi}{M} < \frac{1}{2k_n}$$
$$M > \pi N$$

事前確率(事前知識)と画像再構成

原画像は有効視野内に限定されそれ以外はゼロ 画素間で値は滑らかに変化

いくつかの領域に分けられる



事前知識:原画像は原点に中 心があり円内の値は一定 1方向の投影から再構成できる





disk 80.img

ベクトルのノルム

1次元ベクトル(数値の集まり) ベクトルの
呼ぶ.
$$L_0$$
、
 $a = (1,2,0,0,3,4)^T$ のでない成
 L_2 ノルム(
平方根をる

ベクトルの大きさを測る尺度をノルムと 呼ぶ. L_0 ノルムはベクトルの成分のうち 0でない成分の数を足し算したもの、 L_1 ノルムは成分の絶対値を足し算したもの、 L_2 ノルムは成分の二乗を足し算しその 平方根をとったものである.

$$\mathbf{L}_0 = \|\boldsymbol{a}\|_0 = 4$$
 0でない値の数

$$\mathbf{L}_{1} = \left\| \boldsymbol{a} \right\|_{1} = \sum_{i=1}^{N} |a_{i}| = 1 + 2 + 3 + 4 = 10 \qquad \text{ $\$$ \$$ \$ $\$$}$$

$$L_{2} = \|\boldsymbol{a}\|_{2} = \sqrt{\sum_{i=1}^{N} a_{i}^{2}} = \sqrt{1^{2} + 2^{2} + 3^{2} + 4^{2}} = \sqrt{30} \quad 二乗和の平方根$$

全変動(Total Variation)を用いた正則化画像再構成

$$\nabla f = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}$$

画像の勾配

$$\mathbf{T}\mathbf{V} = \iiint \|\nabla f(x, y)\|_{1} dx dy = \iint \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^{2} + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^{2}} dx dy$$

$$Q(f) = \|Cf - y\|_{2}^{2} + \beta \|TV(f)\|_{1}$$

f:原画像, y:投影 Q(f):評価関数

係数行列(システム行列,投影行列)

$$\left\|\nabla f_{TV}\right\|_{1} = \sum_{i,j} \left|\nabla f_{i,j}\right| = \sum_{i,j} \sqrt{(f_{i,j} - f_{i-1,j})^{2} + (f_{i,j} - f_{i,j-1})^{2}} \quad \text{TV}$$



6) 圧縮センシングによる画像再構成

圧縮センシングによる画像再構成

$$Q(f) = \|Cf - y\|_{2}^{2} + \beta \|TV(f)\|_{1}$$

代数的方法(AART法)

$$f_{j}^{k+1} = f_{j}^{k} + \frac{(y_{i} - \sum_{j} C_{ij} f_{j}^{k})C_{ij}}{\sum_{j} C_{ij} C_{ij}}$$

原画像が256×256 画素で1投影角度あたりの投影を 256収集する場合には、標本化定理から角度サンプリン グは360°について402必要.TVを正則化に用いると、 これよりも少ない投影角度数から画像再構成できる.



AART010.img

0

AART010.img



0

AART010.img





2次元フーリエ変換(実部画像)

-10

投影角度数16/180度からの再構成像



圧縮センシングによる再構成像



20 dBは投影の平均値の約1%, 30 dBは約 0.1%, 40 dBは約0.01%の雑音レベル.
圧縮センシングによる再構成像



投影角度数16/180度からの再構成像 20 dBは投影の平均値の約1%, 30 dBは約 0.1%, 40 dBは約0.01%の雑音レベル.

圧縮センシングによる少数投影からの 画像再構成

圧縮センシングによる画像再構成のキーポイント は、原画像がスパース画像に変換可能なことで ある.この変換には全変動(Total Variation:TV)の 他、ウエーブレット変換などが用いられている.

謝辞

逐次近似法の基礎と圧縮センシングによる少数投影からの画像再構成について,講演の機会を与えていただいた, 画像情報研究会代表世話人 島根大学医学部放射線医 学講座 内田幸司先生はじめ,画像情報研究会の皆様に 厚くお礼申し上げます.

データ作成の一部は文部科学省科学研究費補助金基盤 研究(C)(課題番号 26461832)の援助を受けて行われた.