

平成26年度 中国四国部会 夏季学術大会  
画像情報研究会

# 核医学領域における 逐次近似画像再構成法

倉敷中央病院 放射線技術部  
九州大学大学院 医学系学府

松友 紀和

# 核医学領域における逐次近似画像再構成法

○核医学で用いる逐次近似画像再構成法

○逐次近似画像再構成法の特徴と問題点

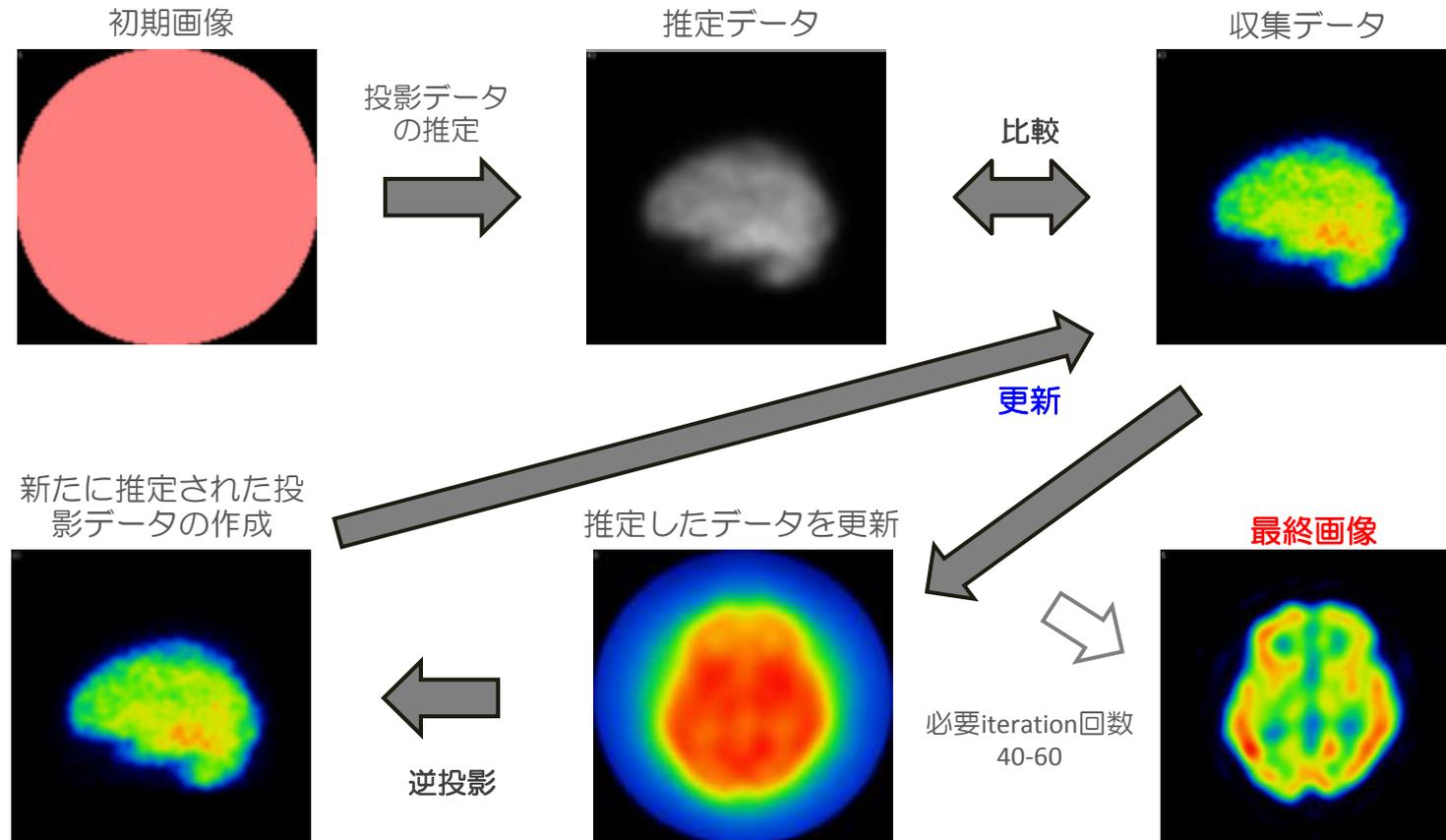
# 核医学領域における逐次近似画像再構成法

○核医学で用いる逐次近似画像再構成法

○逐次近似画像再構成法の特徴と問題点

# 逐次近似画像再構成法の基本

## ○初期値を仮定して画像を推定



# 逐次近似画像再構成法の基本

## ○推定データと投影データの比較

逐次近似画像再構成の式を簡単に表現すると

$$X(n+1) = X(n) * \frac{\text{収集された投影データ}}{\text{計算(推定)された投影データ}}$$

割り算を用いて値を推定する手法

\*最小2乗値を求める方法もあります。

# 逐次近似画像再構成の概念

投影データ1

12 15 26

$x_1$	$x_2$	$x_3$	9	
$x_4$	$x_5$	$x_6$		30
$x_7$	$x_8$	$x_9$		26

投影データ2

投影データ1

$$x_1 + x_4 + x_7 = 12$$

$$x_2 + x_5 + x_8 = 15$$

$$x_3 + x_6 + x_9 = 26$$

投影データ2

$$x_1 + x_2 + x_3 = 9$$

$$x_4 + x_5 + x_6 = 30$$

$$x_7 + x_8 + x_9 = 26$$

9個の未知数に対し  
6個の連立方程式



初期値を仮定し  
繰り返し解く

# 逐次近似画像再構成をやってみる

3	3	3	計算された 投影データ	
24	30	36	実測した 投影データ	
1	1	1	12	3
1	1	1	30	3
1	1	1	48	3

未知数に対して初期値1を仮定

検出確率 (ここでは投影数の  
の逆数)

$$X_j(n+1) = X_j(n) \frac{\sum(Y_i * A_{ij} / Z_i(n))}{Z_j(n)}$$

実測した  
投影データ

計算された  
投影データ

$$x_1(1) = 1 \times \{ (24 \times 0.5 / 3 + 12 \times 0.5 / 3) \} = 6$$

$$x_2(1) = 1 \times \{ (30 \times 0.5 / 3 + 12 \times 0.5 / 3) \} = 7$$

$$x_3(1) = 1 \times \{ (36 \times 0.5 / 3 + 12 \times 0.5 / 3) \} = 8$$

$$x_8(1) = 1 \times \{ (30 \times 0.5 / 3 + 48 \times 0.5 / 3) \} = 13$$

$$x_9(1) = 1 \times \{ (36 \times 0.5 / 3 + 48 \times 0.5 / 3) \} = 14$$

逐次近似1回目

6	7	8
9	10	11
12	13	14

# 逐次近似画像再構成をやってみる

27	30	33	計算された 投影データ	
24	30	36	実測した 投影データ	
6	7	8	12	21
9	10	11	30	30
12	13	14	48	39

$$x_1(2) = 6 \times \{ (24 \times 0.5 / 27 + 12 \times 0.5 / 21) \} = 4.4$$

$$x_2(2) = 7 \times \{ (30 \times 0.5 / 30 + 12 \times 0.5 / 21) \} = 5.5$$

$$x_3(2) = 8 \times \{ (36 \times 0.5 / 33 + 12 \times 0.5 / 21) \} = 6.6$$



$$x_9(2) = 14 \times \{ (36 \times 0.5 / 33 + 48 \times 0.5 / 39) \} = 16.2$$

逐次近似2回目

4.4	5.5	6.6
8.5	10.0	11.5
12.7	14.5	16.2

逐次近似3回目

3.6	4.7	5.9
8.2	10.0	12.0
13.5	15.6	17.2



# 逐次近似画像再構成の概念

逐次近似5回

3.1	4.2	5.3
8.0	10.0	12.0
13.9	16.0	18.0

回答

2	4	6
8	10	12
14	16	18

逐次近似画像再構成は  
投影データからもっとも  
らしい値を推定する方法

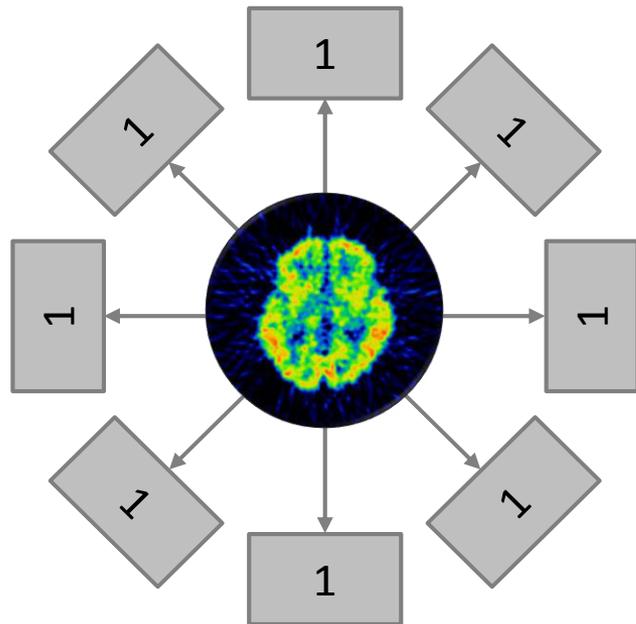
# 核医学で用いる逐次近似画像再構成法

- ML-EM法 全投影データから再構成画像を推定する方法
- OS-EM法 投影データをグループに分け推定させることでML-EM法を高速化させた方法
- MAP法 ML-EM法に雑音に対する拘束条件である先験確率を加えた方法
- RAMLA法 ML-EM法に緩和係数を導入し、画像の拡散を制御
- DRAMA法 RAMLA法の緩和係数を制御した方法

# 代表的な逐次近似画像再構成

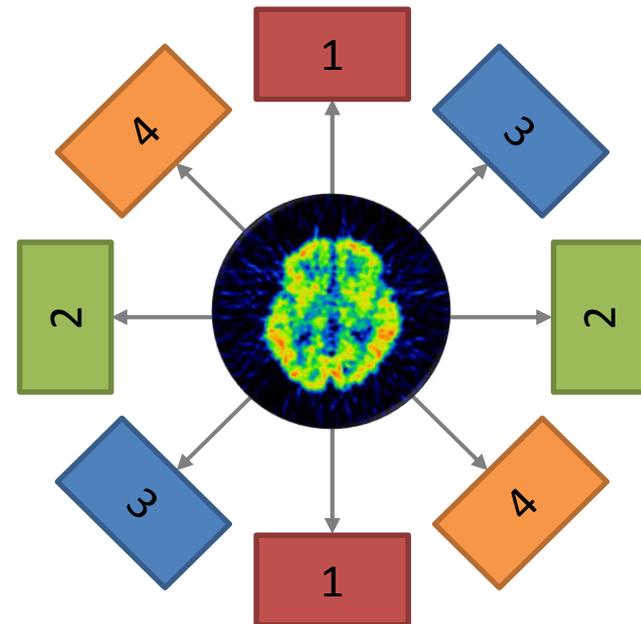
## ○ML-EM法とOS-EM法

### ML-EM法



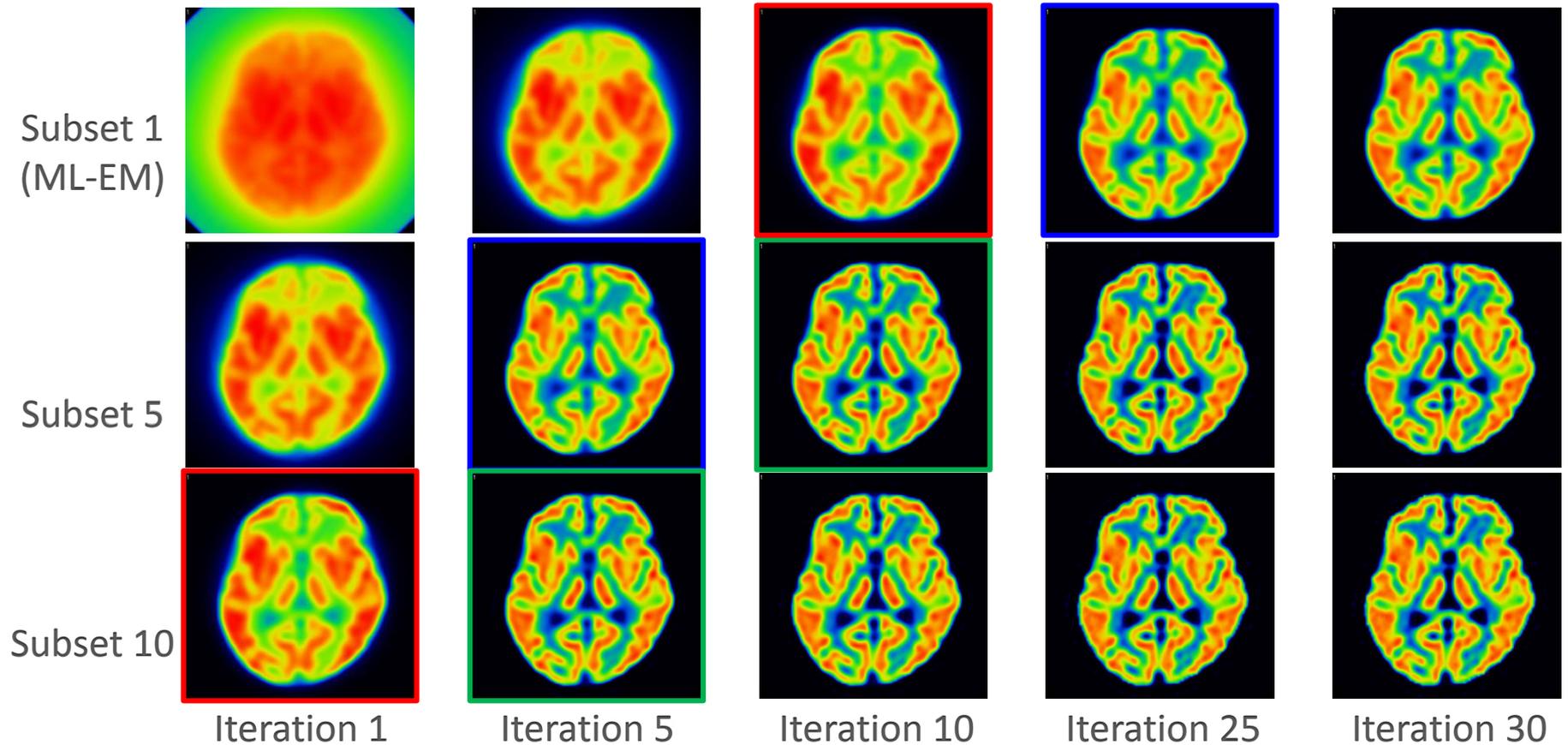
すべての投影データを使って計算

### OS-EM法



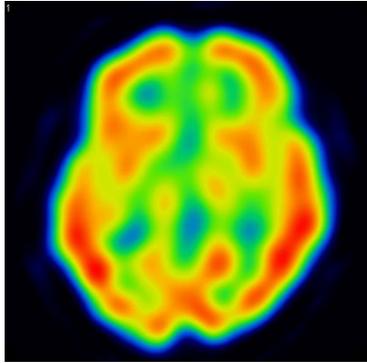
投影データを分割して計算  
(subset数で分割)

# SubsetとIterationの関係

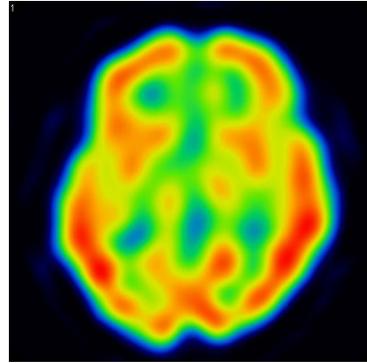


→ 計算時間が長くなる

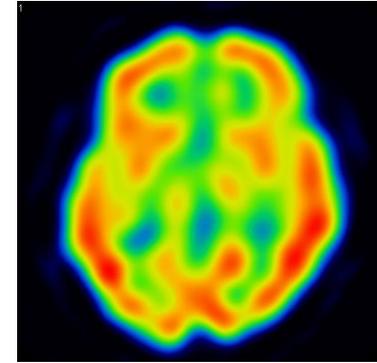
# SubsetとIterationの関係



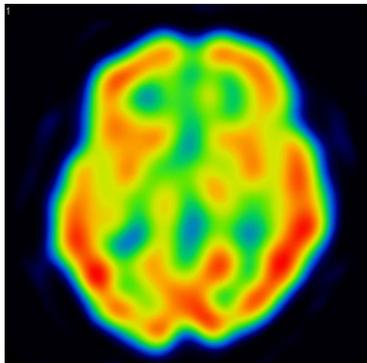
Subset1 × Iteration90  
(1subset=90view)



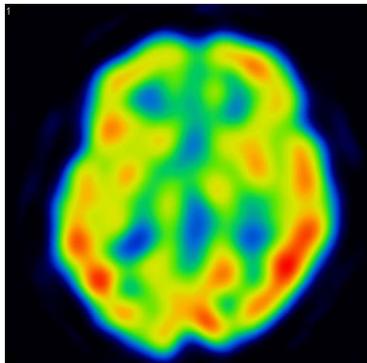
Subset3 × Iteration30  
(1subset=30view)



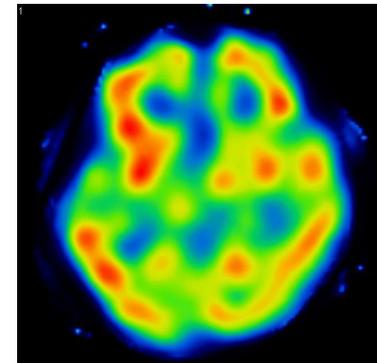
Subset9 × Iteration10  
(1subset=10view)



Subset15 × Iteration6  
(1subset=6view)



Subset30 × Iteration3  
(1subset=3view)



Subset90 × Iteration1  
(1subset=1view)

# 核医学領域における逐次近似画像再構成法

○核医学で用いる逐次近似画像再構成法

○逐次近似画像再構成法の特徴と問題点

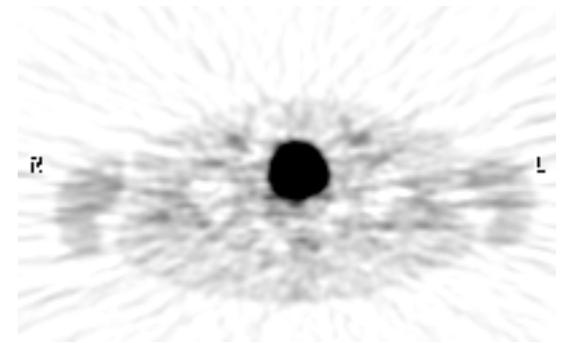
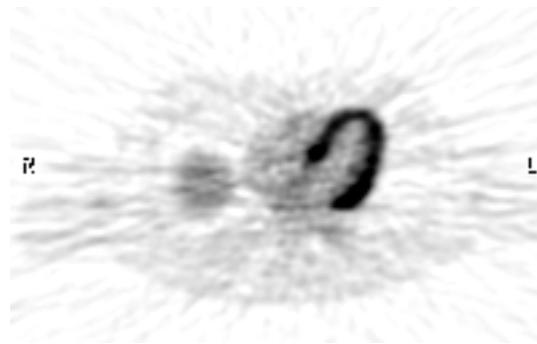
# 逐次近似画像再構成の特徴

- ノイズ特性に優れている。
- 高信号領域からのアーチファクトを軽減。
- 測定系で起こる物理現象の補正を組み込むことができる。

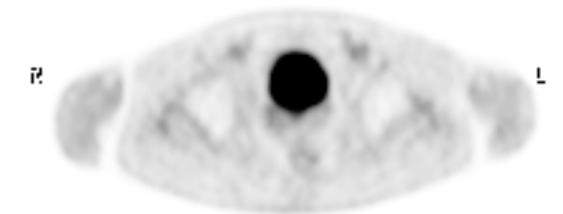
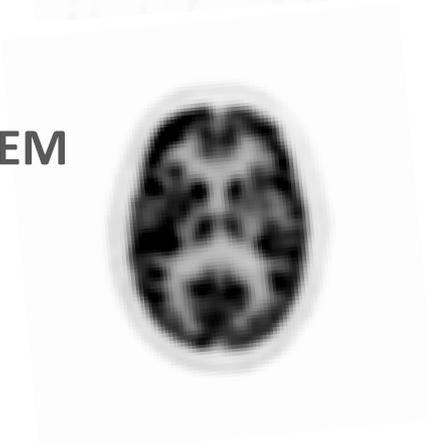
# 逐次近似画像再構成の特徴

○ノイズ特性に優れている。

FBP



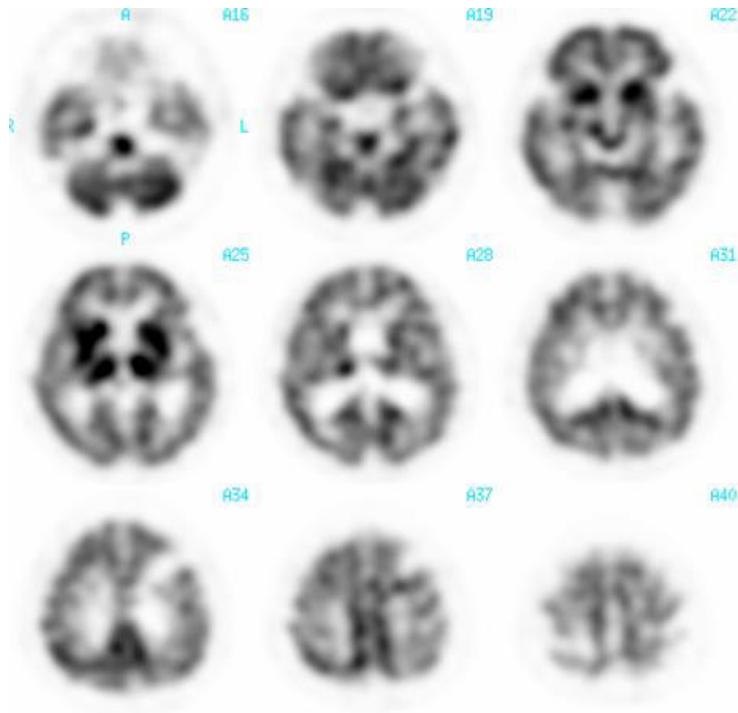
OSEM



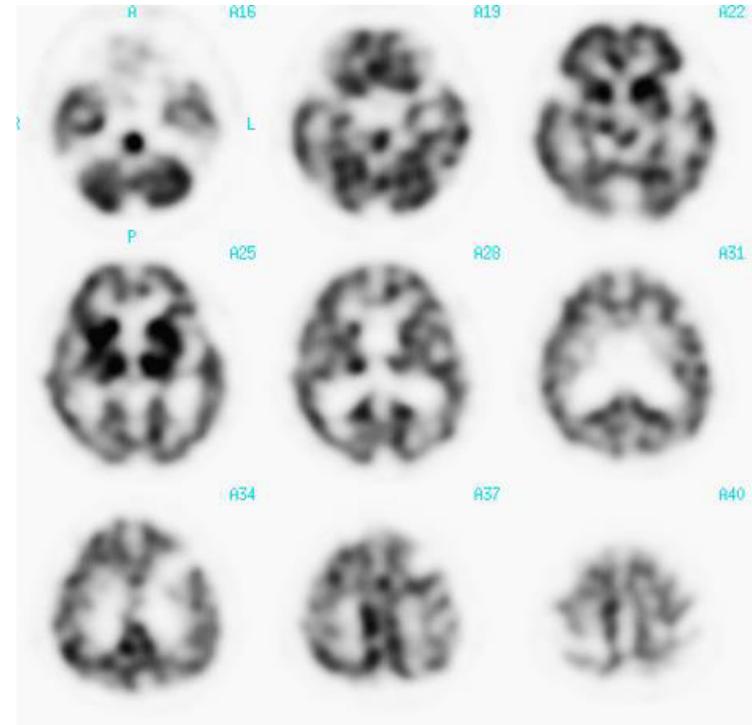
(PET)

# 逐次近似画像再構成の特徴

○低カウントでも画像再構成が可能。



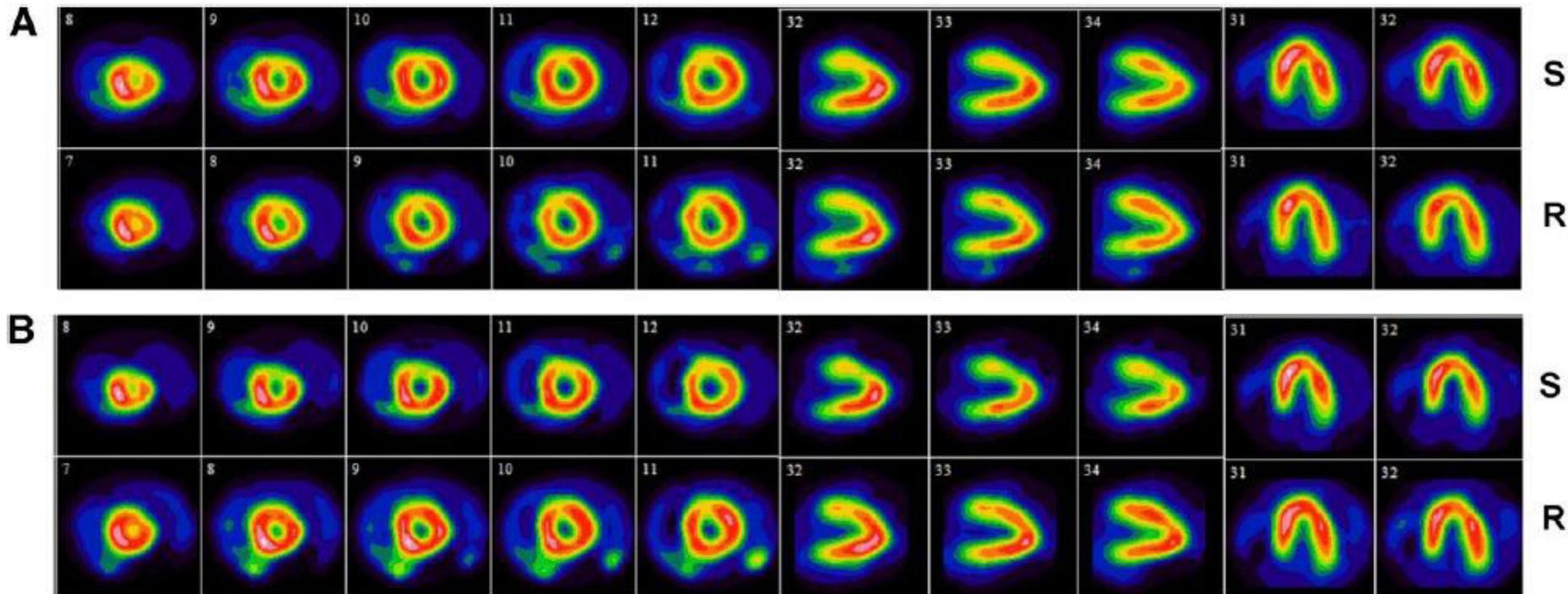
FBP(撮像時間:20分)



OSEM(撮像時間:10分)

# 逐次近似画像再構成の特徴

## ○Half time acquisition



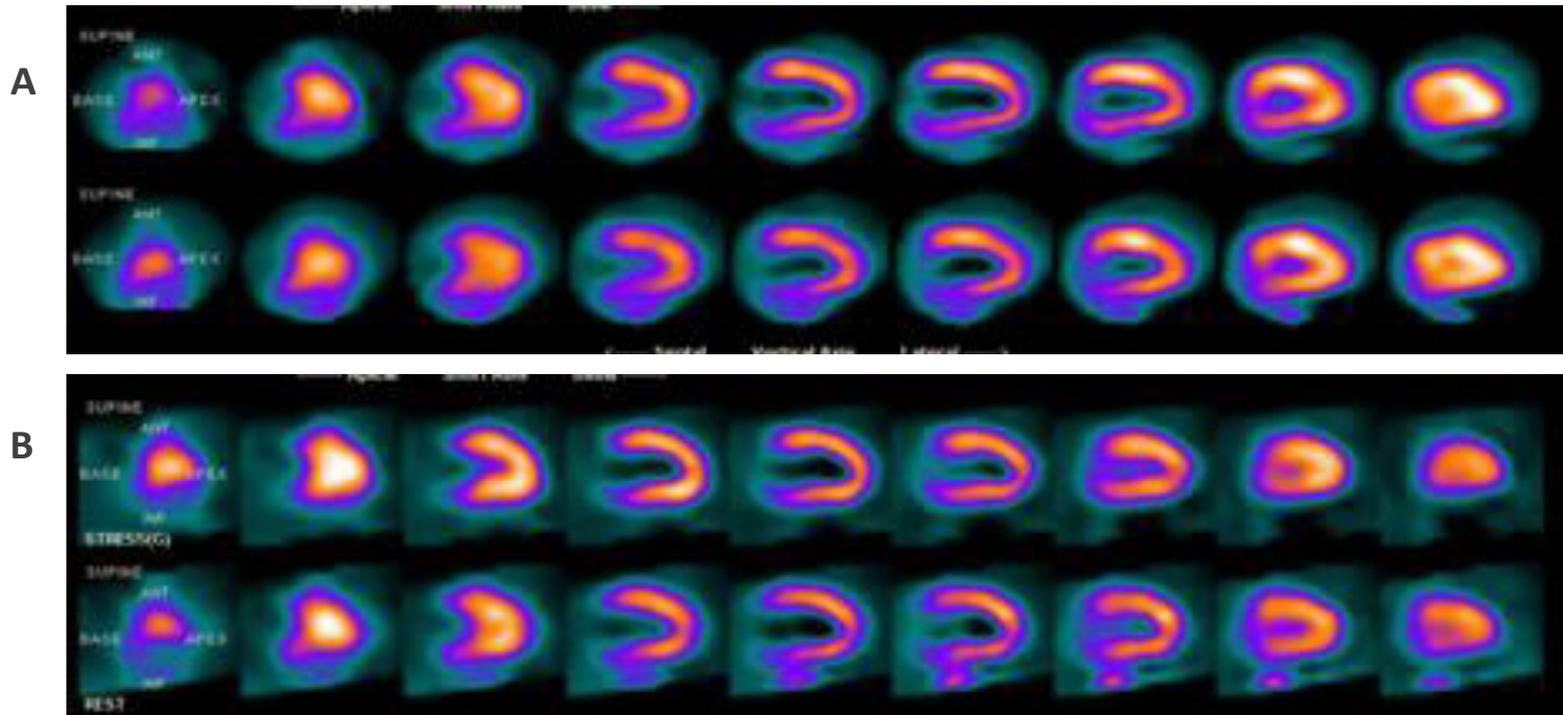
(A) full time acquisition reconstructed with OSEM without AC

(B) **half time acquisition** reconstructed with OSEM and RR without AC

Iftikhar Ali et al, J Nucl Med 2009;  
50:554–562.

# 逐次近似画像再構成の特徴

○Half-timeからHalf-doseへ。



(A) full dose acquisition with OSEM

(B) **half dose acquisition** with OSEM and RR

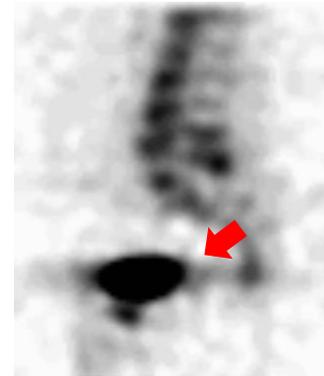
DePuey, E. Gordon, et al. *Journal of Nuclear Cardiology*  
18.2 (2011): 273-280.

# 逐次近似画像再構成の特徴

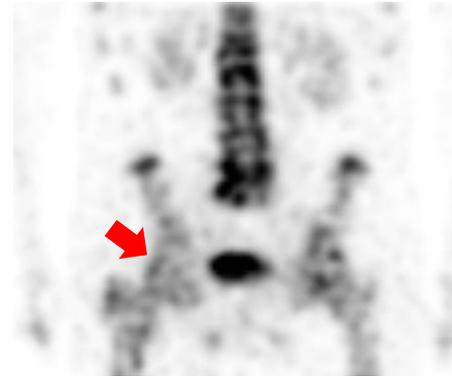
○高信号領域からのアーチファクトが軽減される。



FBP



OSEM



# 逐次近似画像再構成の特徴

○物理現象の補正を組み込むことができる。

## 核医学で起きている物理現象

### ◇吸収(減弱)

- 吸収や散乱により $\gamma$ 線が計測されない。

### ◇散乱

-  $\gamma$ 線の方が変わわり,無関係な位置で計測される。  
または,計測されない。

### ◇空間分解能の劣化

- 幾何学的な要因により画像がボケる。

# 逐次近似画像再構成の特徴

○物理現象の補正を組み込むことができる。



OSEM



散乱線+減弱補正



散乱線+減弱  
+分解能補正

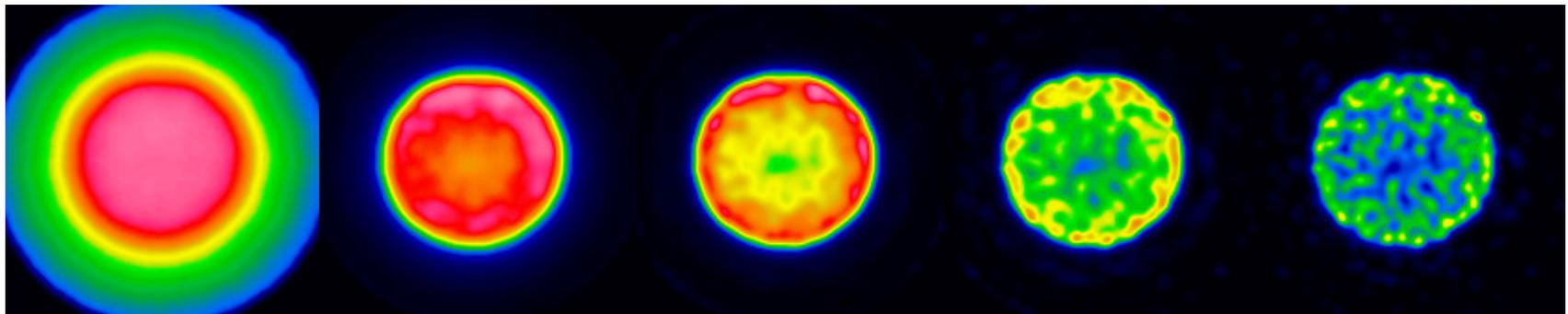
# 問題点

# 逐次近似画像再構成の問題

- 最適な再構成条件を求める理論が存在しない。
- 計算回数が増加に伴い雑音が増加する。
- 収束速度が被写体に依存する。
- 機種依存性がある。
- 測定値に影響を及ぼす。

# 逐次近似画像再構成の問題

○計算回数が増加に伴い雑音が増加する。



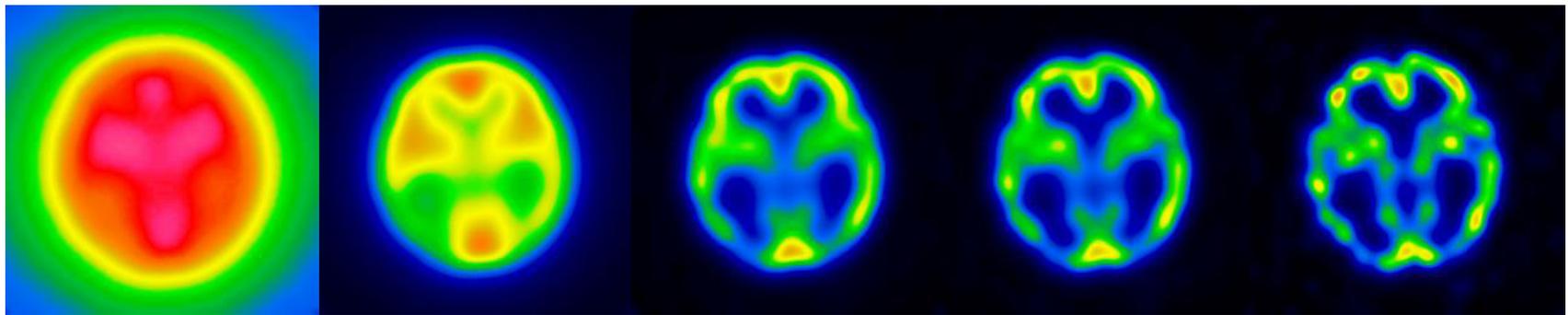
Iteration:1

Iteration:5

Iteration:15

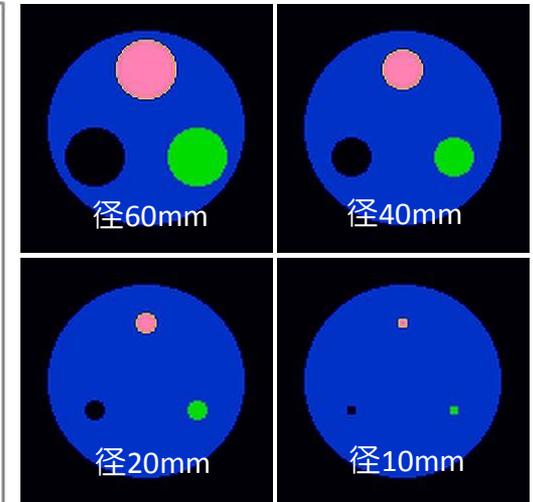
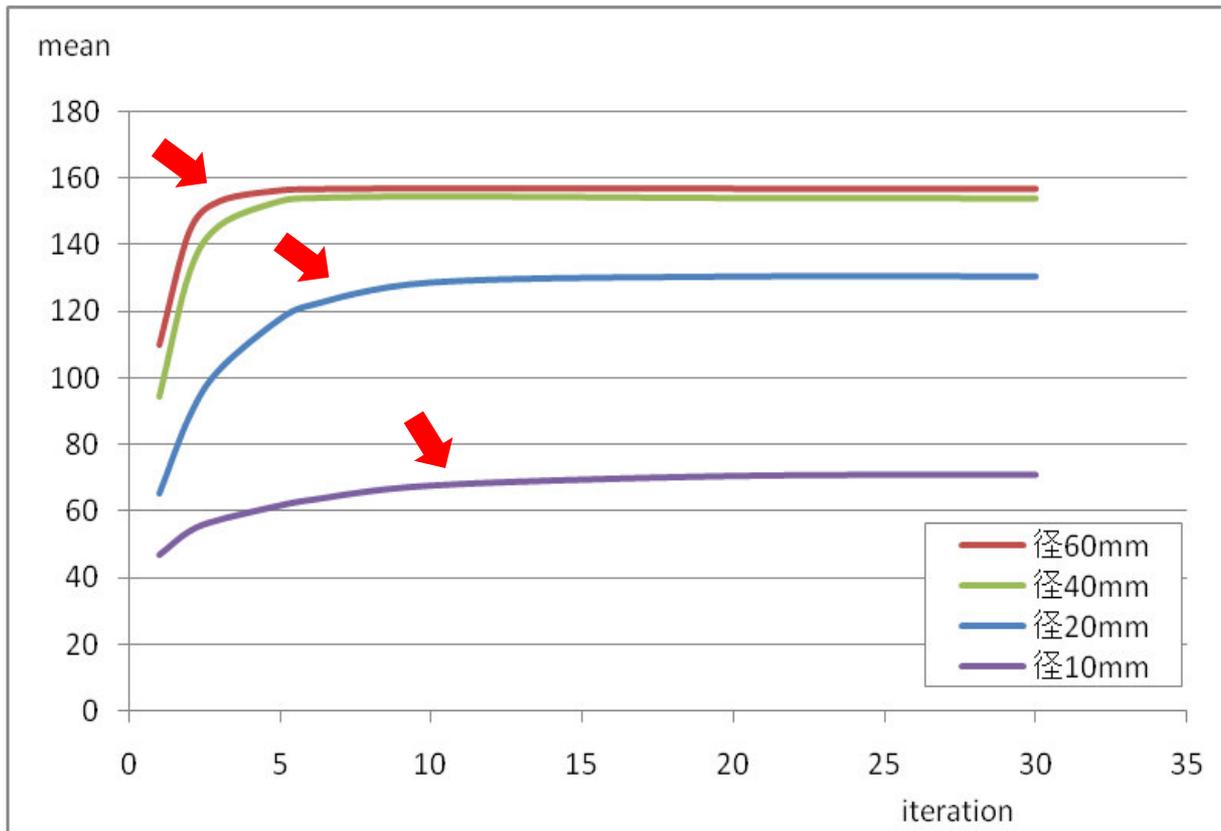
Iteration:60

Iteration:200



# 逐次近似画像再構成の問題

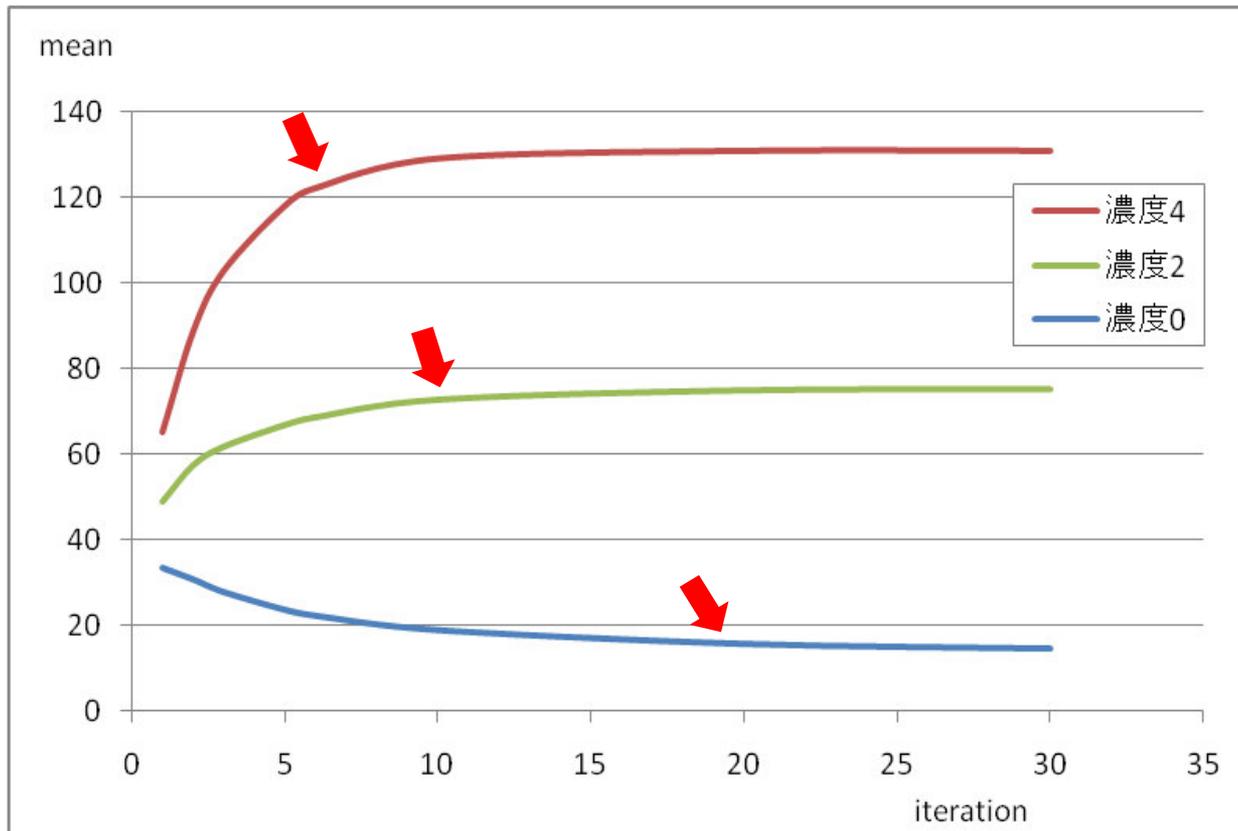
○収束速度が被写体に依存する。



同一濃度で  
径が異なる場合

# 逐次近似画像再構成の問題

○収束速度が被写体に依存する。



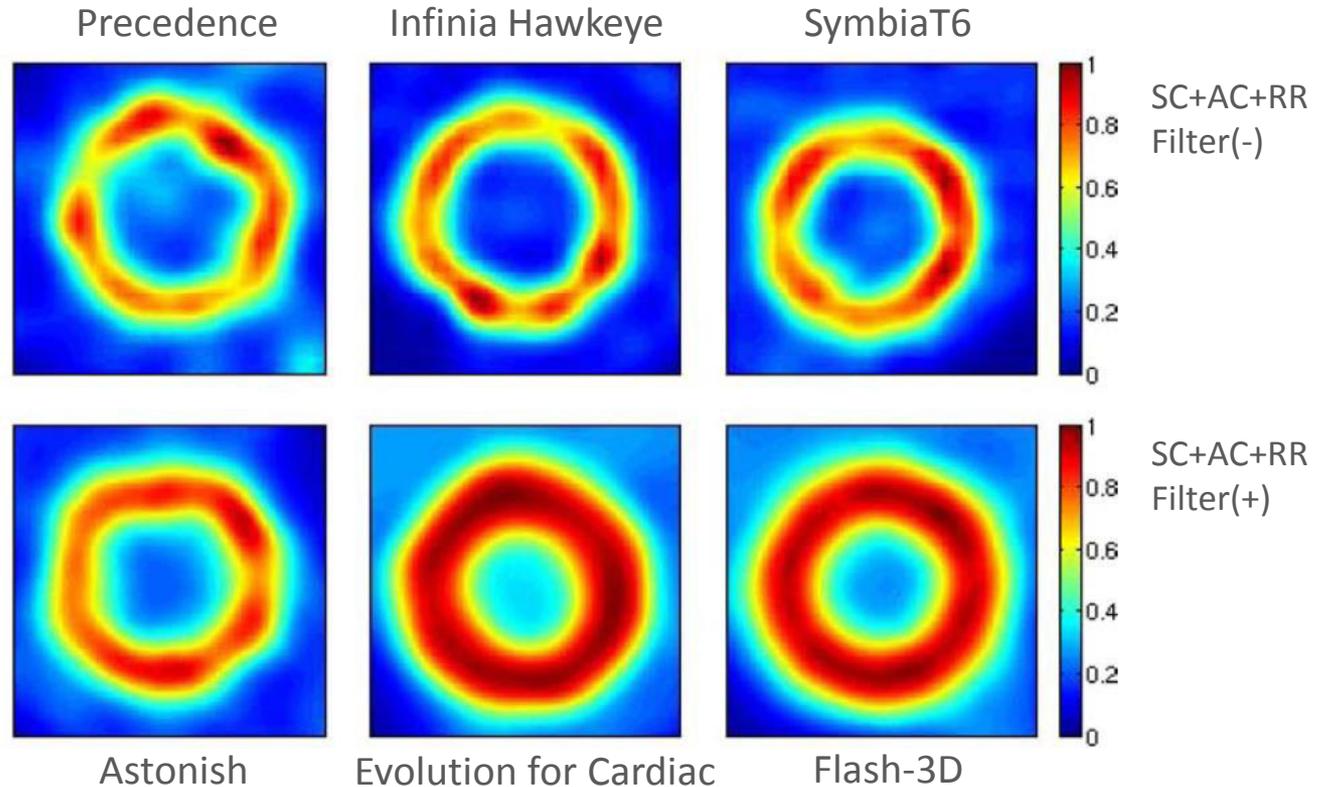
同一径で濃度が異なる場合

# 逐次近似画像再構成の問題

○機種依存性がある。

自作プログラムで  
画像再構成

メーカーのプログラ  
ムで画像再構成

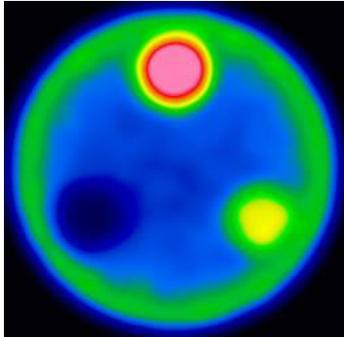


Tyler Hughes et al: A multi-center phantom study comparing image resolution from three state-of-the-art SPECT-CT systems. J Nucl Cardiol 2009.

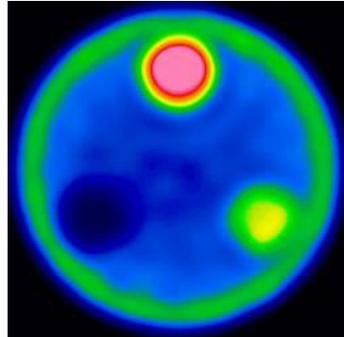
# 逐次近似画像再構成の問題

○機種依存性がある。

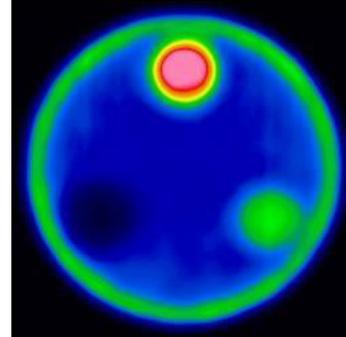
2D-OSEM (GMS5500)



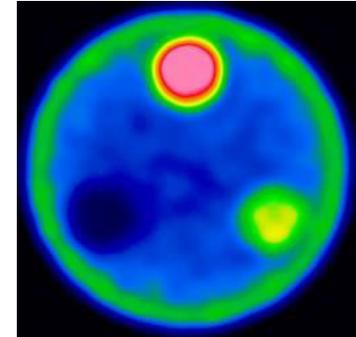
2D-OSEM (GMS7700)



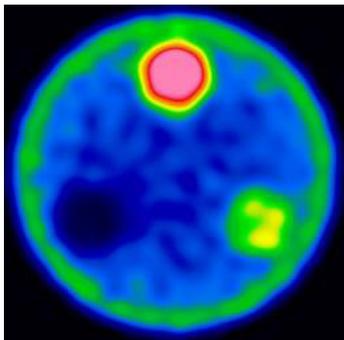
Flash-3D™



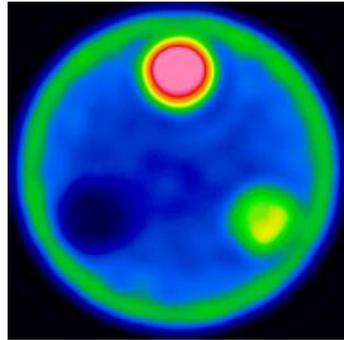
2D-OSEM (Xeleris)



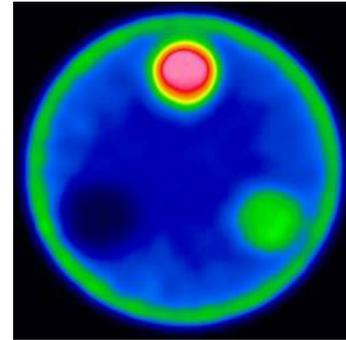
Evolution™



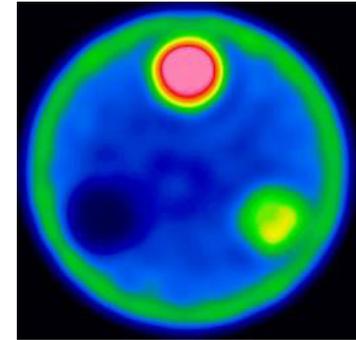
2D-OSEM(Odyssey)



Astonish™



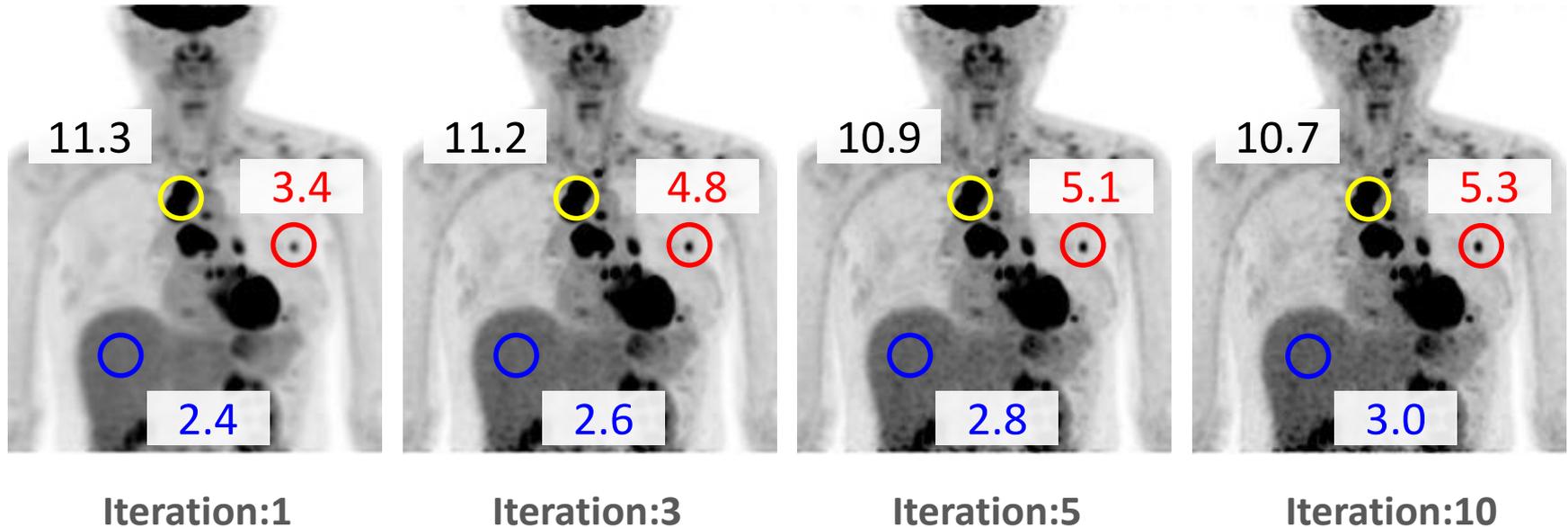
Prominence Processor



N.Matsutomo et al: Comparison of Several Commercial Ordered Subsets-Expectation Maximization Reconstruction Algorithms using Simulation Phantom. 2010 SNM Annual Meeting Scientific Abstracts, 401P.

# 逐次近似画像再構成の問題

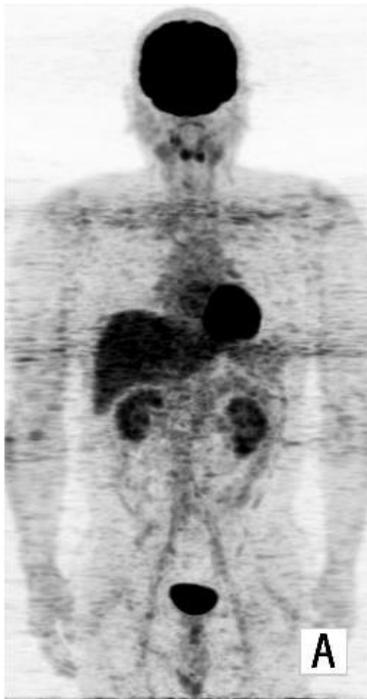
○測定値に影響を及ぼす。



# まとめ

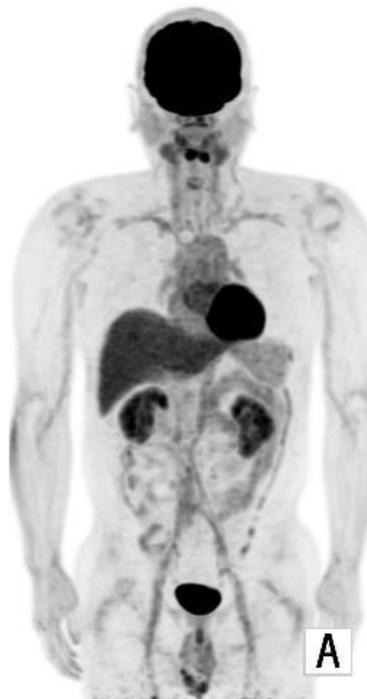
○欠点はありますが...

FBP



(PET)

OSEM

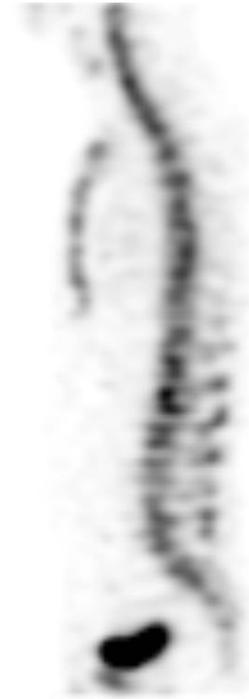


FBP



(SPECT)

OSEM



# 核医学領域における逐次近似画像再構成法

- 必要不可欠な画像再構成法。
- 核医学に特有な問題を解決。
- 欠点も少なからず存在する。
- 投与量(被曝線量)の低減に期待。