

SPECT装置の現状

Andrzej Krol, Ph.D.

Department of Radiology
State University of New York
Upstate Medical University, USA

講演内容

1. SPECTの基本要件に関する
科学法則 / 理論
2. 新世代のSPECT装置
3. 小動物用SPECTカメラ
4. 再構成法の最近の進歩
5. まとめ

SPECT撮影の基本条件

- 必要最小限の投影数を収集する必要がある。
- データ収集中に測定対象内のRI分布は時間的にも空間的にも変化してはいけない。
- 検出器の感度は均一で、データ収集中に変化してはいけない。
- SPECT回転中心は精度良く補正・保持される必要がある。

SPECT画質を劣化させる要因

- 減弱Attenuation
- 空間分解能
- 散乱線
- 統計ノイズ
- 部分容積効果
- 不感時間

SPECTの特徴

- 収集データの画質、精度は以下で改善できる:
 - より良い検出器システム
 - より良い補正方法
- 再構成方法による改善

SPECT装置の基本構成



γ -線 検出器

必要な特性:

- 高い検出器効率(阻止能)
- 高いエネルギー分解能
- 高い位置分解能

基本的な二つの材料:

- シンチレータ
- 半導体

シンチレータ

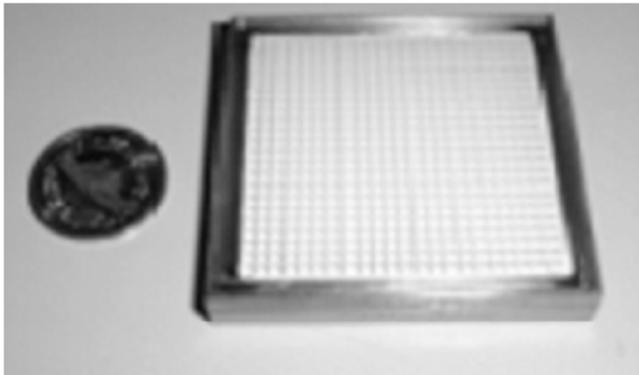
γ 線、X線を可視光に変換

Scintillator	Effective atomic number	Density (g/cm ³)	Decay time (ns)	Wavelength (nm)	Light output (% of NaI(Tl))
NaI(Tl)	50	3.67	200	415	100
CsI(Na)	54	4.51	630	420	85
CsI(Tl)	54	4.5	1,000	550	45 effective
LaBr ₃ :Ce	47	5.3	25	360	160

ピクセル型 vs. 単一結晶型 検出器

- 単一結晶型はアンガー方式で位置検出を行う。検出器辺縁では適用が困難。⇒ 辺縁1/2 PMT分だけ不感領域になる⇒ 小型検出器を作るのは困難
- ピクセル型は検出器辺縁での不感領域がない ⇒ 小型検出器の作成に適している
- ピクセル型の固有空間分解能(またはピクセルサイズ)は、素子サイズで決定される⇒ 固有空間分解能は、単一結晶型より優れている
- エネルギー分解能は、ピクセル型ではシンチレーション光の漏れがあり、単一結晶型よりも劣化する。
- 価格はピクセル型が単一結晶型よりも高い。
- ピクセル型と単一結晶型のハイブリッド: 1インチ厚NaI(Tl)に刻みを入れたタイプは ~4 mmの空間分解能である。

ピクセル型 vs. 単一結晶型 検出器

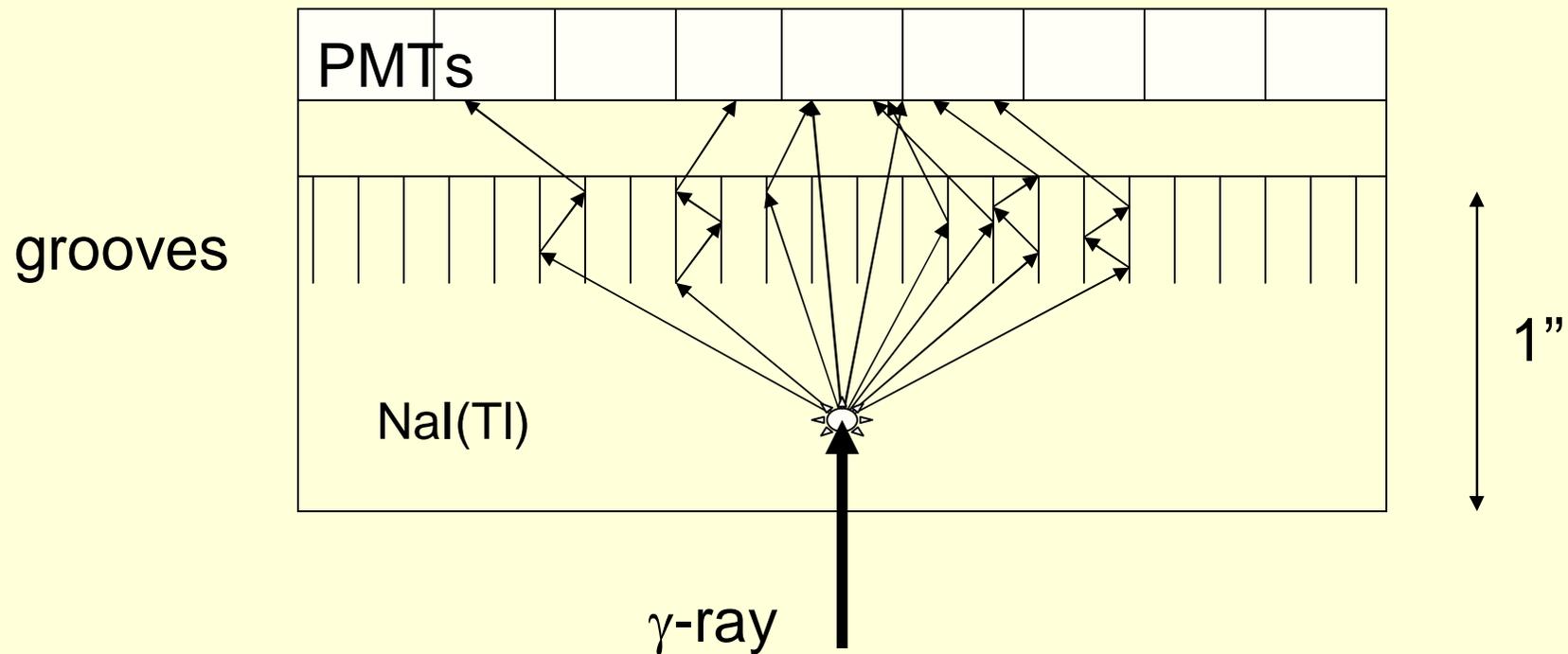


2"x 2" Pixelated NaI(Tl),
Zaniya et al. 2005



Symbia HD large crystal
detector, Siemens

大視野かつ厚いNaI(Tl) クリスタルで溝をい れることで空間分解能を改善



GE Discovery VH with 1" StarBrite crystal
e.g. for In-111 ProstaScint imaging

可視 (シンチレーション) 光の 変換素子

シンチレーション光を電気信号に変換:

- Photomultiplier tubes (PMTs)
- Position sensitive PMT (PSPMT)
- Avalanche photodiode (APD)
- Position sensitive APD (PSAPD)
- Silicon photomultiplier (SiPMT)

PMTs

- 非常に大きな信号増幅率 (10^6)
- 光から電気信号への変換効率は低い (20%)
- エネルギー分解能は高くない
- 空間分解能は高くない
- 長期間で性能を安定させることが困難:
 - 温度、湿度、磁場など環境の影響を受けやすい
 - 長期間での経時的な変化
- 大型で価格が高い

Hamamatsu



Position sensitive PMT(PSPMT)

- 6X + 6Y cross anode plate
- Bialkali max. response at 420 nm



Hamamatsu

Avalanche photodiode (APD)

バイアス電圧をかけた受光型のダイオード(半導体)は、光量に比例した出力信号を出す。

- 非常にコンパクト(小型)
- 磁場など周辺的环境に影響されない
- PMTより低い電圧で使用できる
- PMTより高い量子効率で信号変換できる

Avalanche photodiode (APD)

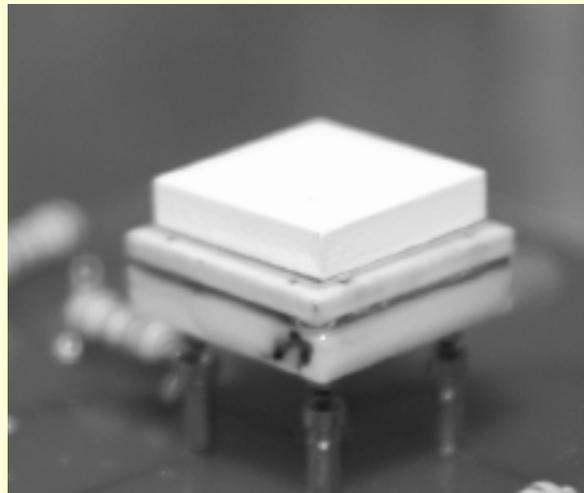
(続き)

- 最大増幅率はPMTの約1/250と小さい
- 暗電流が大きい(信号検出の妨げになる)
- 波長の長いシンチレーション光との整合が良い
(NaI(Tl)よりもCsI(Tl)が合っている)
- ピクセル型検出器に適している
- 空間分解能はチャンネルサイズ(可能なAPD配置)で決定される

Positions sensitive APD (PSAPD)

逆バイアス電圧をかけて用いる受光型のダイオード(半導体)において、背面に出力信号を分割して受信する電子回路を搭載している：

- APDと同じ特性を有する
- 空間分解能を改善できる (~0.5 mm)
- 通常、液体窒素で冷やした状態で使用する



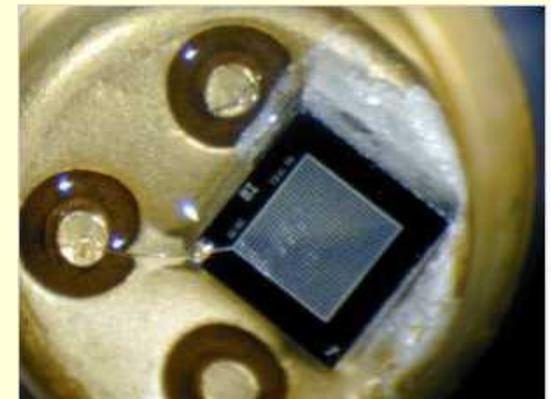
The white epoxy covered
Csl:TI crystal on the PSAPD.

Despres et al. 2006

Silicon photomultiplier (SiPMT)

Geiger photodiode

- APDよりも印加するバイアス電圧は高くなる
- 電子に加えて正孔も電子なだれ生成に寄与する
- 放電量(信号強度)は、初期に検出された電荷量に依存しないー ガイガー領域
- 24×24 のGeiger photodiodesが 1×1 mm に配置される
- APDと同じ長所がある
- 非常に高い増幅率 (10^5 – 10^6)



SiPMT, Pulsar

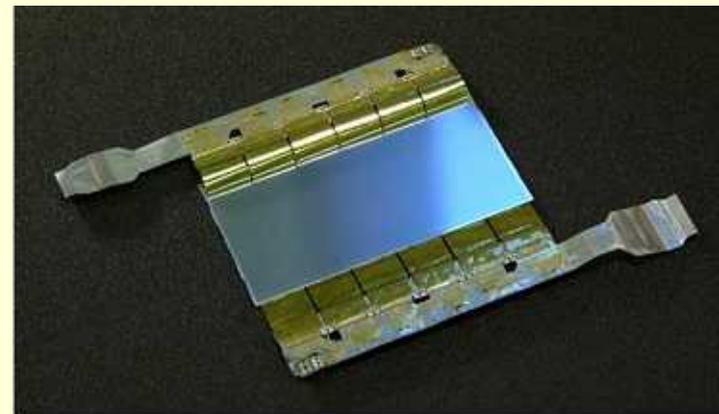
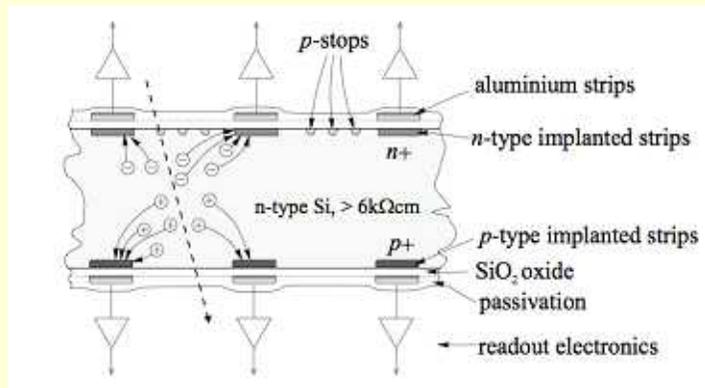
Semiconductors

半導体検出器はガンマ線を直接、電気信号に変換する。－光 - 電気信号変換が必要ない (CdTe, CdZnTe)

- The absorbed energy from a γ -ray interaction liberates charge carriers within the charge-free depletion zone
- The induced charge on the terminals generates an electronic pulse with an amplitude proportional to the absorbed energy
- Better energy resolution (2–5%) than scintillator (8–10 %) at 140 keV
- Lower intrinsic efficiency, especially for high-energy γ - rays, as compared to scintillators

Silicon strip detector

- Intrinsic efficiency is very low
- Suitable only for very low-energy γ -ray and x-ray emitters, such as I-125,
- Pixel sizes $\sim 100 \mu\text{m}$ ultrahigh-resolution
- Application for Compton γ -cameras,

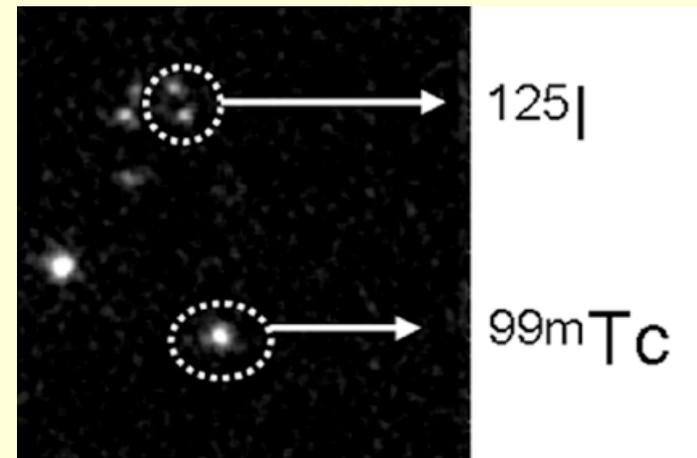


Charge-Coupled Device (CCD)

- Very high intrinsic spatial resolution
- Directly detection of γ -rays from I-125
- Intrinsic efficiency is low—can be used for energies below 30 keV
- Used as the photon converter for columnar CsI(Tl) detector

Electron Multiplying Charge-Coupled Device (EMCCD)

- Incorporate an electron multiplying stage prior to the charge-to-voltage conversion process
- Better signal-to-noise ratio than CCD
- Used as the photon converter for columnar CsI(Tl) detector
- Can be used for Tc-99m



臨床用SPECT

主な構成・機能:

- 2つのNaI(Tl)シンチレータ検出器
- 検出器の90°と180°配置
- 他の方向に検出器を向けることができる
- 色々な核医学検査が実施可能(しかし大半の検査は心筋血流検査である)



Example: Philips Forte

汎用SPECT装置の典型的な仕様・性能

No. of detector heads	2
Field of view	40 × 55 cm
Energy resolution	9.5%
Intrinsic spatial resolution	3.8 mm (FWHM)
Planar count sensitivity (LEHR)	190 cps/MBq (95 cps/MBq per head)
SPECT spatial resolution (LEHR)	10.5 mm (FWHM)

Clinical SPECT cont'd Triple

3検出器型SPECT(現状では普及していない):

- 3つの NaI(Tl)シンチレータを搭載
- 120度に配置
- 他の方向に検出器を向けることができる
- 2検出器よりも感度が33%向上する
- 制限: ガントリーの開口径が小さい
- 主な適用検査: 脳検査



Prism triple-head camera

減弱補正 (AC)の必要性

- 減弱補正を行わないと、放射能分布の過少評価になる。
- 特に重要な部位は:
 - 胸部イメージ
 - 腹部イメージ
- トランスミッションCT (SPECTと位置があった) は以下で収集される:
 - 外部線源を用いた方法
 - ガンマカメラに付けたCTスキャナー

減弱補正 (AC)

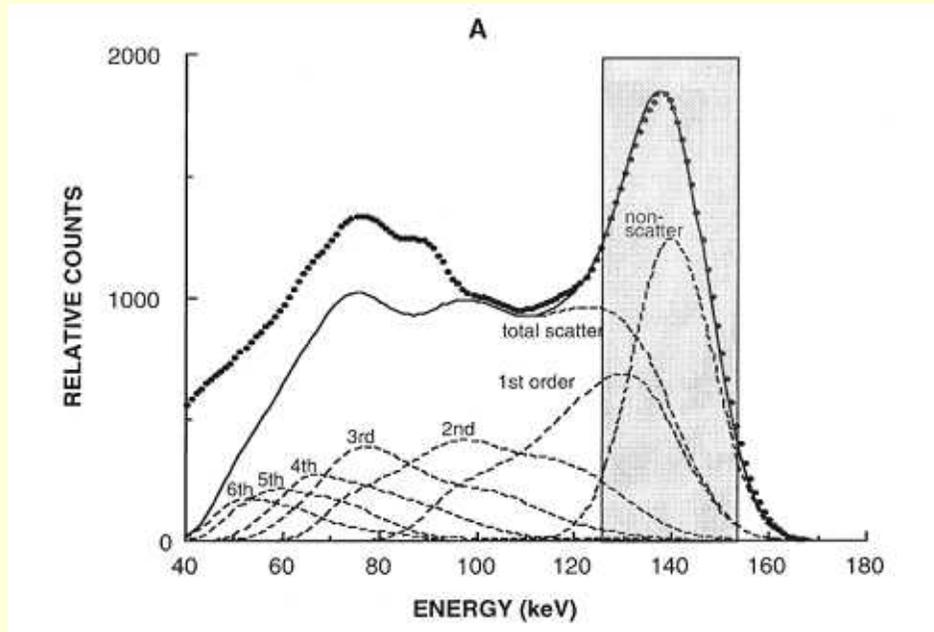
- 外部線源を用いたトランスミッションCT:
 - ガンマカメラ(コリメータ)による低カウントで強いノイズ
 - 弱い外部線源によるによる低カウントで強いノイズ
 - SPECTと同じ空間分解能
- CTスキャナーを用いた方法:
 - 統計ノイズなし
 - 優れた空間分解能

減弱補正 (AC)

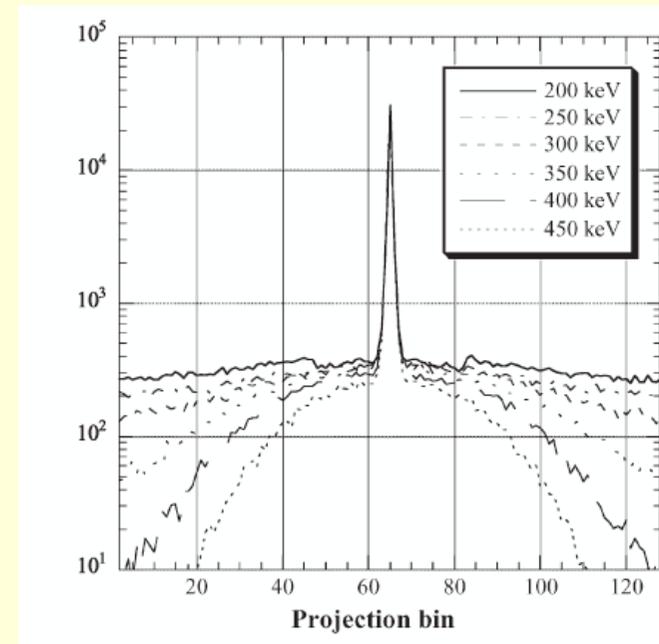
肝臓からの散乱線による心筋下壁の過補正の問題

- 見かけ上、心筋の下壁からのガンマ線は増加したように見える。
- 減弱補正は、この現象を強調する。
- 明らかな欠損が心筋の前壁に見られる。
- 散乱補正はこの問題を解決できるが、100%の効果は得られない。

散乱



Tc-99m line source on the axis of a water-filled cylinder simulated using the Monte Carlo method.



One-dimensional transaxial projections resulting from the simulation of a line source placed in a 20-cm-diameter cylinder filled with water

散乱

- 散乱補正を行わないと、放射能分布の過大評価になる。
- 大半が被検者とコリメータで生じている。
- 心筋イメージングでは特に重要である。
- 散乱 / 一次光子の割合 (S/P):
 - S/P \approx 0.95 for Tl-201
 - S/P \approx 0.34 for Tc-99m
 - S/P \approx 0.75 for I-131 (HE) [47% collim. penetr.]
 - S/P \approx 0.31 for I-131 (UHE) [14% collim. penetr.]

散乱補正 (SC)

- Implicit methods: 散乱光子は点応答関数 (PSF) を劣化させる。これよりデコンボリューションで implicitly に散乱補正を行う。
- The transmission-dependent convolution subtraction (TDCS) method
- The multi-energy window methods: dual energy window (DEW) method, triple-energy window (TEW) approach, split-photopeak window method, multispectral method などがある
- 散乱分布を直接に計算で求める方法
- Other...

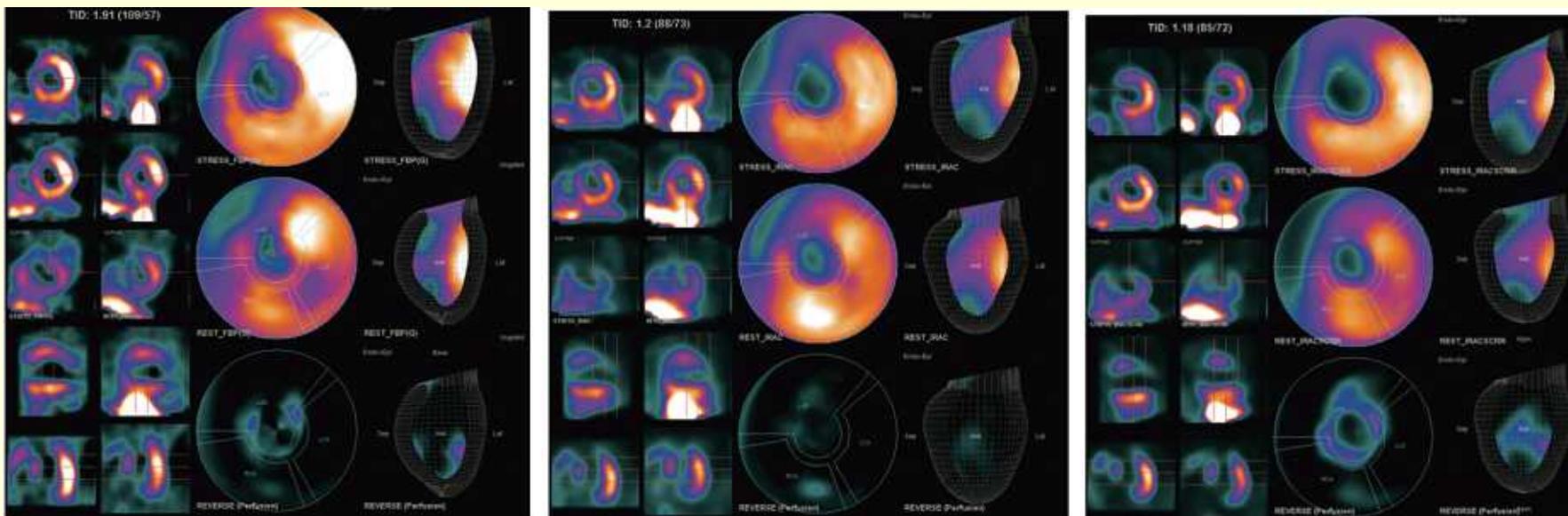
コリメータのペネトレーション

- ガンマ線のエネルギーで増加:
 - not important for Tc-99m (<2%)
 - 15.5% for In-111 (247 keV peak)
 - 22.1% for Ga-67 (300 keV peak, ME)
 - 29.4% for I-131 (364 keV peak, HE)

コリメータ隔壁の厚さで減少:

- 10.3% for I-131 (364 keV peak, UHE)

減弱補正あり vs. 減弱補正なし



FBP 20 s/view

IR +AC 20 s/view

IR +AC+RR+SC
10 s/view

MPI studies with a two-day gated rest-stress Tc-99m MIBI protocol on GE Infinia Hawkeye SPECT/CT system. The stress test was performed with Dipyridamole plus cycling exercise.

IR = iterative reconstruction; RR= resolution recovery; AC= attenuation; SC= scatter correction

Patient Findings: A definitely abnormal study demonstrating a myocardial infarction in the antero-septo-apical region (LAD territory) with a peri-infarct residual ischemia.

最良の画像は減弱、散乱、コリメータ透過の補正を同時に行った画像である。

現状では、臨床で実施するには面倒過ぎる。

心臓SPECT

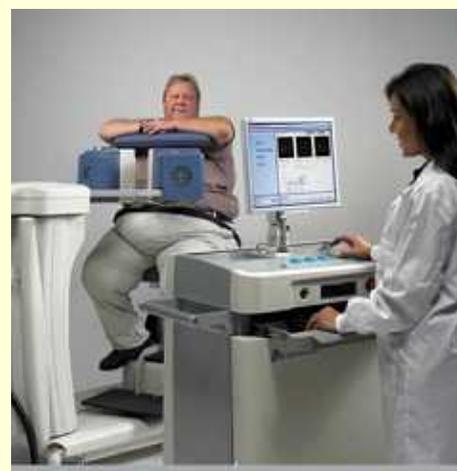
SPECT検査の大半は心筋血流検査(MPI)である。

- 汎用型2検出器ガンマカメラが被検者の周りを回転する
 - 大半の場合180°回転(LAO→LPO)
 - 検査時間は、約20分

新しい心臓専用SPECT 装置

DigiRad

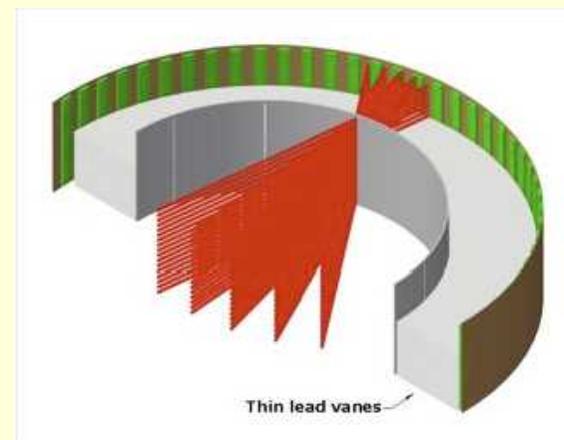
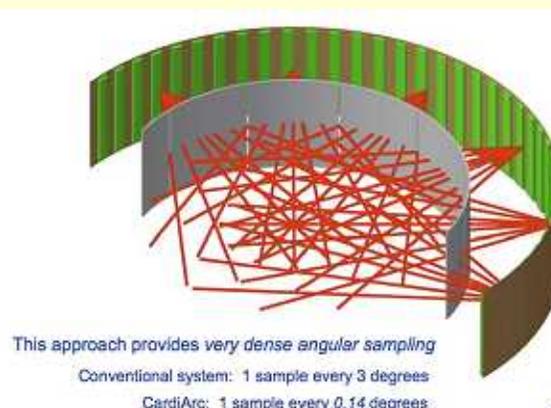
- 3検出器まで拡張可能
- 検出器: ピクセル型CsI(Tl)
- APDを採用
- 収集中に検出器は固定(回転しない)
- 椅子に座った被検者が回転する
- 非常に小さい設置面積
- 数分で設置可能



Courtesy DigiRad

The **CardiArc** (similar to MarC-SPECT)

- Detectors: ピクセル型CZT検出器 (180°円弧の形状)
- 体軸のコリメーションは固定の水平隔壁 (slats)で行われる。
- スライス間のコリメーションは、Slatの前にあるSlitが付いている曲面の可動鉛プレートで行う。
- Slatの前にあるSlitが動くことで効率的なピンホール収集が行える。
- スリットの動きは被検者からは見えない
- 被検者は動かない(回転しない)
- 高い感度 ⇒ 約3分収集!
- 汎用型SPECTより高い空間分解能



Courtesy CardiArc

The **D-SPECT** cardiac SPECT system:

- 検出器: 10個のピクセル型CZTで180°の投影角度を形成
- each detector module rocks back and forth to independently acquire the heart projection data
- 検出器の動きは被検者からは見えない。
- 被検者は固定で、胸の部分に半円形のガントリーがくる。
- 心臓の位置を確認する事前スキャンを行う。
- 検出器は心臓を中心とした限定領域のみを測定対象にする。
- 心電図同期収集が2分間で行える。



SPECT/CT

SPECT/CTの長所:

1. CTで得られる正確な減弱マップによる減弱補正の改善
2. 形態画像とのFusionによるSPECT診断能の改善
3. SPECT撮影前に、被検者が同じ体位での診断用CT検査の実施が可能

SPECT/CTの短所:

1. SPECTのみの装置よりも価格が高くなる。
2. X線遮蔽のために部屋を改修する必要があり、費用がかさむ。
3. CT撮影に関して:
 - 金属アーチファクト
 - 被検者の動きに影響されやすい
4. 法的な規制: 核医学検査技師はCTを操作する資格がない
5. 減弱補正を実施した新しい正常データベースが必要
6. 核医学専門医師に新たなトレーニングが必要
7. 被検者や職員の被ばくが増加する

主な商業ベースの SPECT/CT systems

Manufacturer	GE Healthcare	Philips	Siemens
	Infinia Hawkeye	Precedence	True Point
SPECT System	Infinia	Skylight	Symbia
CT system	Hawkeye	Brilliance	Emotion T, T2, T6
Slice thickness (mm)	5 or 10	0.6–12	0.6 for T6, 1.0 for T2, 4.25 for T ^a
No. of CT slices	1 or 4	6 or 16	2 or 6
Tube rotation (s)	23	0.5	0.6–1.5
Standard HC ^b resolution (lp/cm @ 2% MTF) .	>3	13	15 (4.3 for T)
Room dimensions (cm)	419 × 470	711 × 442 ^c	640 × 358 ^c

^alow-dose only; slice thickness same as in SPECT

^bHC = high contrast; lp/cm = line pairs/centimeter; MTF = modulation transfer function

^cadditional room shielding required (with exception of Emotion T)

主な商業ベースの SPECT/CT systems



Infinia Hawkeye,
GE Healthcare

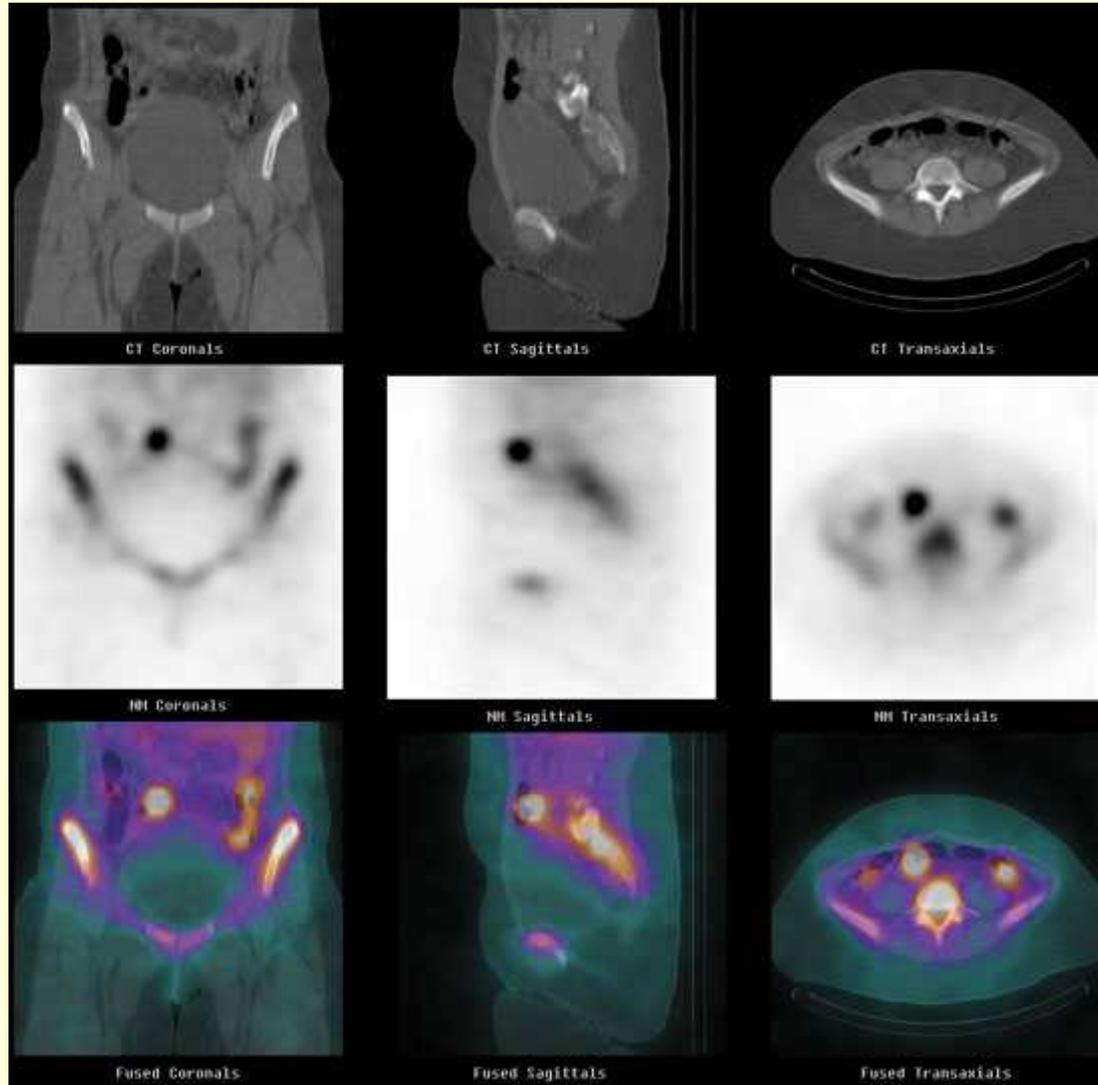


Infinia, Philips



Symbia, Siemens

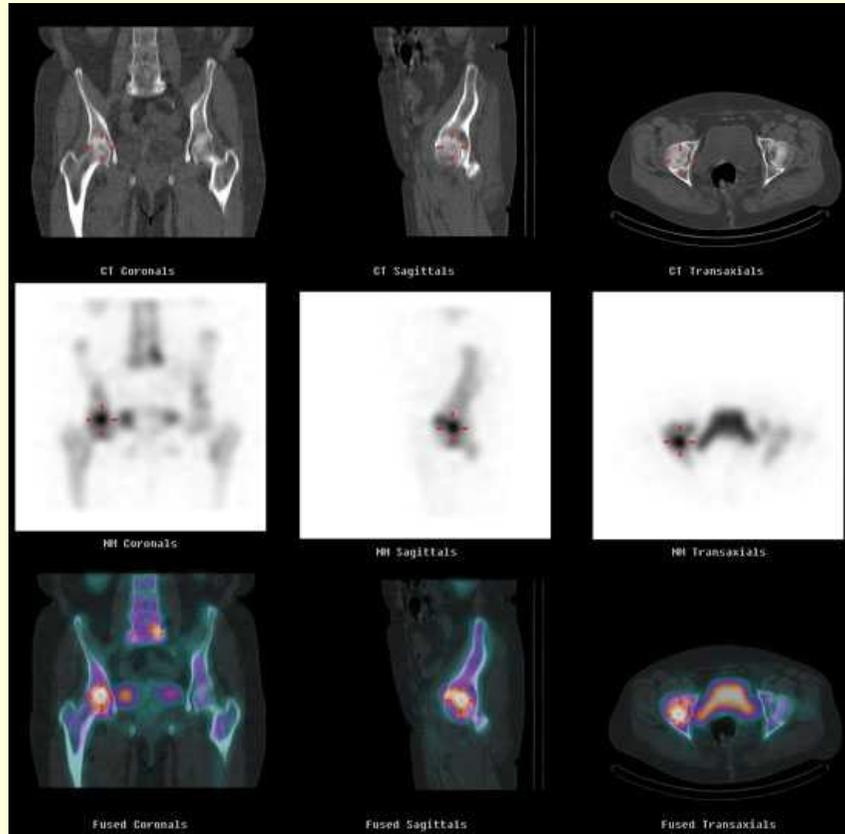
SPECTCT Ga-67 Tumor Study



Non-Hodgkin's Lymphoma. In addition to the mediastinal mass, SPECT/CT images clearly revealed bilateral cervical lymph nodes and splenic involvement. A physiological bowel uptake is unequivocally seen on the SPECT/CT images. Based on the SPECT/CT Ga-67 images, the patient is up-staged from stage I/II to III/IV in comparison to the conventional work-up including WB planar plus SPECT imaging.

Courtesy GE Healthcare

AC and Localization



Hawkeye SPECT/CT
Tc-99m Bone Scan

68 year-old female with right hip pain. SPECT image shows a small area of intense uptake in medulla of the right femoral head. CT images show a small area with lack of contrast. The fused data set confirms co-registration of these areas. This study is suggestive for avascular necrosis in the right femoral head.

小動物用 S P E C T の必要性

- 新薬の開発は大半が、移植遺伝子とノックアウトマウスを使って行われる。
- マウスは非侵襲的もしくは繰り返しの侵襲的な方法により、疾病の分子メカニズム、生理学、発育の研究等の医学研究に広く使用される。
- 生きている臓器で動態的な生理プロセスの定量的な測定が行われる。アポトーシス、新血管形成、血流、細胞増殖、代謝活動、酸素代謝、レセプタ、レポータ遺伝子発現など
- 経時的、連続的な調査 – 同じ動物を複数回の時点で計測する。同じ動物を自身のコントロールとして使用する。これらは研究の質を改善し、犠牲にする動物の数を減らすことができる。
- 動物の費用の低減とより倫理的に良い研究

小型SPECT vs. 小型PET

小型SPECT

- Tc-99m, I-123, Ga-67, In-111で標識された広くヒトの検査に使われるとレーサの開発
- 比較的長い半減期 ⇒ トレーサの動態解析に適している
- エネルギーの違いによる複数トレーサの同時使用
- 小型PETより優れた位置分解能 (~ 0.5 mm)
- 欠点: 低い感度 (~0.1%)

小型PET

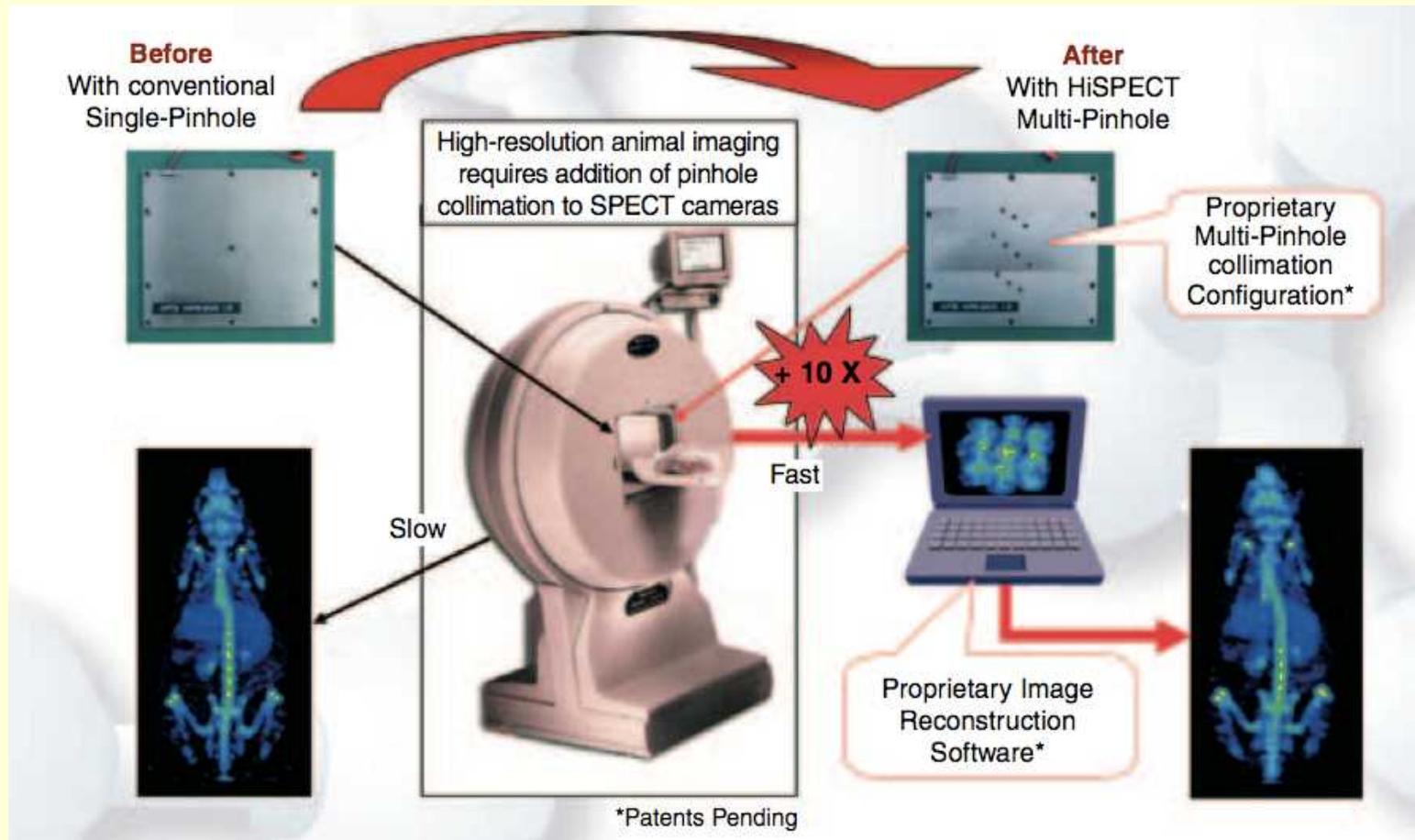
- 長所: 同時計数故意率の向上による感度上昇 (10%)
- 長所: 多くの核種による標識。C-11 ($T_{1/2}=20$ min), N-13 (10 min), F-18 (110 min) Cu-64 (12 hrs), I-124 (4 days)
- 欠点: 大半の核種で半減期が短過ぎる
- 欠点: 小型SPECTより劣る位置分解能 (~1.2 mm)
- 欠点: 非常に高いコスト (<\$0.5M)

商業ベースの小型SPECT装置

Manufacturer	Model	Design	Detectors	Spatial resolution	Count sensitivity
Bioscan	NanoSPECT HiSPECT	Multipinhole 1-10 pinholes	NaI(Tl)	0.8 mm 1.2 mm	up to 4,000 cps/MBq
Gamma Medica	X-SPECT SuperSPECT	Pinhole interchange- able apertures or parallel hole collimator	2x2x6 mm NaI(Tl) and PSPMT CZT	0.6 mm 0.3mm	Up to 855 cps/MBq 137cps/MBq*
Linoview Systems	LORa-SPECT	Tunable slit- rake collimators	CsI(Na)2.2x2.2 mm pixels	0.60 mmm	1100 cps/MBq
Molecular Imaging	U-SPECT	75 pinholes arranged in 5 rings of 15 pinholes	CsI(Tl)	<0.5 mm (mouse) <0.9 mm (ra)	120 -2200 cps/MBq
NeuroPhysics	MollyQ Scanning Focal-Point Microscope	9 cone-beam collimators 10,042 343 μm diameter entry apertures	CaF or NaI(Tl)	0.5 mm	31,000/MBq Can image 100 nCi of I-125 (23 keV)

*0.0137% efficiency

HiSPECT



Gamma Medica Multimodal scanners



micro-SPECT/micro-PET/micro-CT

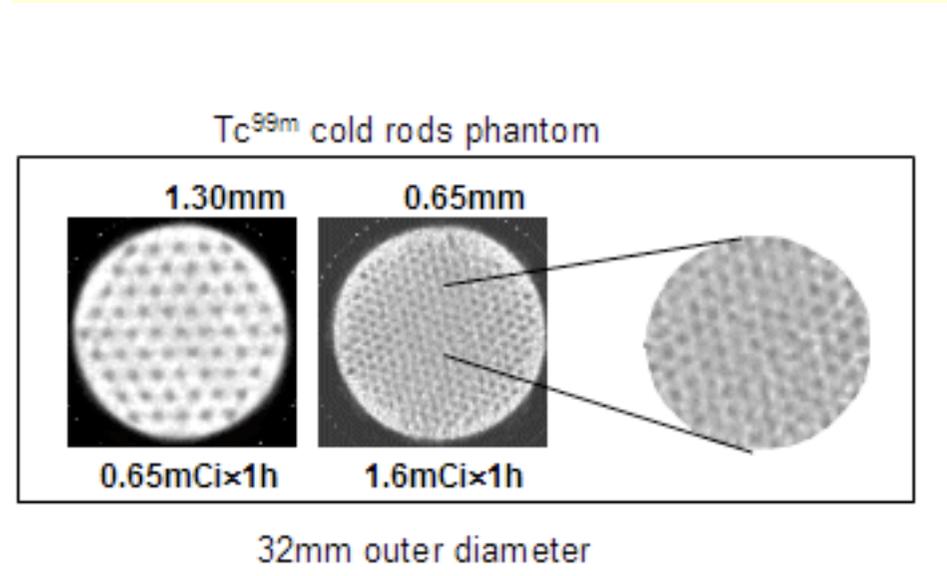
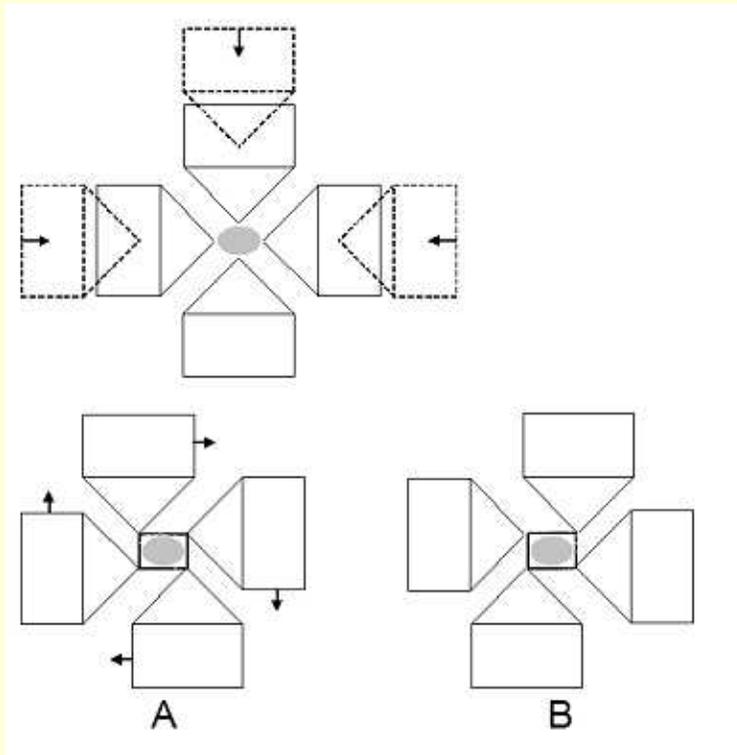


micro-SPECT/micro-MRI



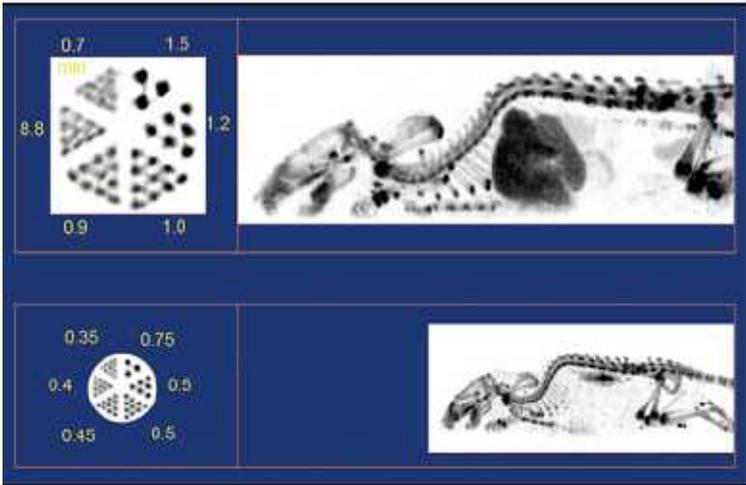
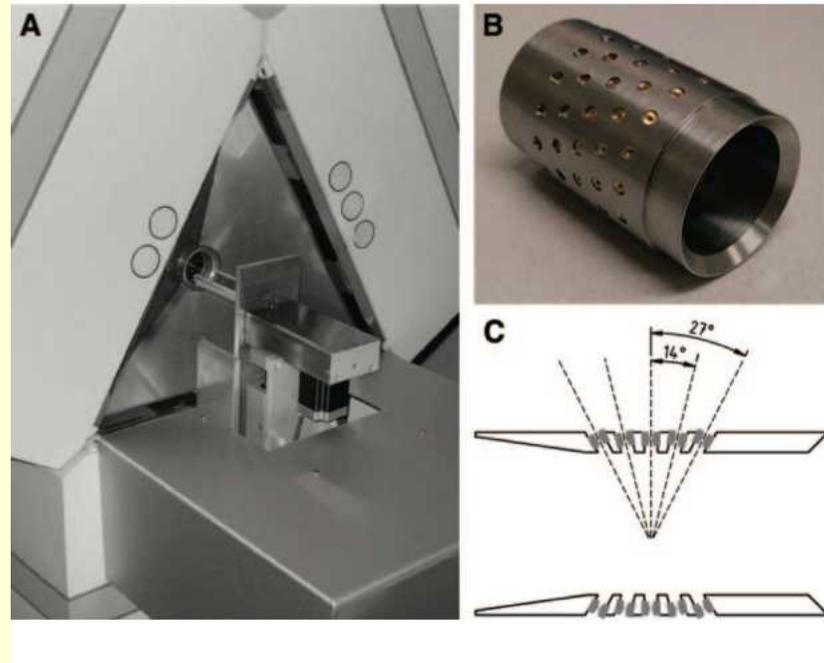
Helical micro-SPECT scan

Linoview

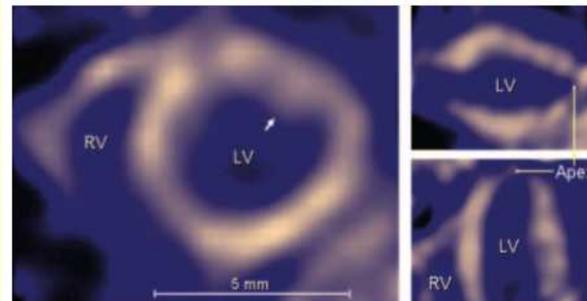


The detectors are moved radially close to the animal and the parameters of the rectangle orbit are automatically computed. The detectors then move automatically to the start position A, the acquisition is initiated and the detectors move to the end position B. Linograms are then acquired.

U-SPECT



Rat image right and left ventricles can be seen (SNM 2007 highlights)

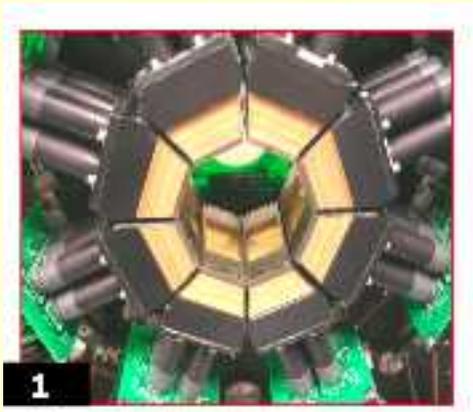


MPI images of live mouse 6 mCi of Tc-99m tetrofosmin acquired in 30 min (1/2 hr after administration)

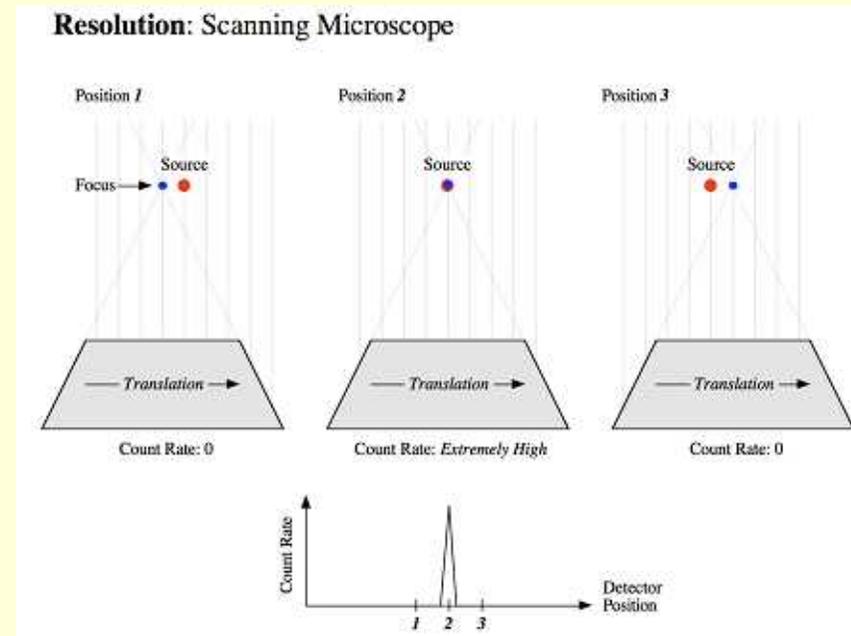
<http://www.milabs.com/>

MollyQ

Scanning Focal-Point Microscope



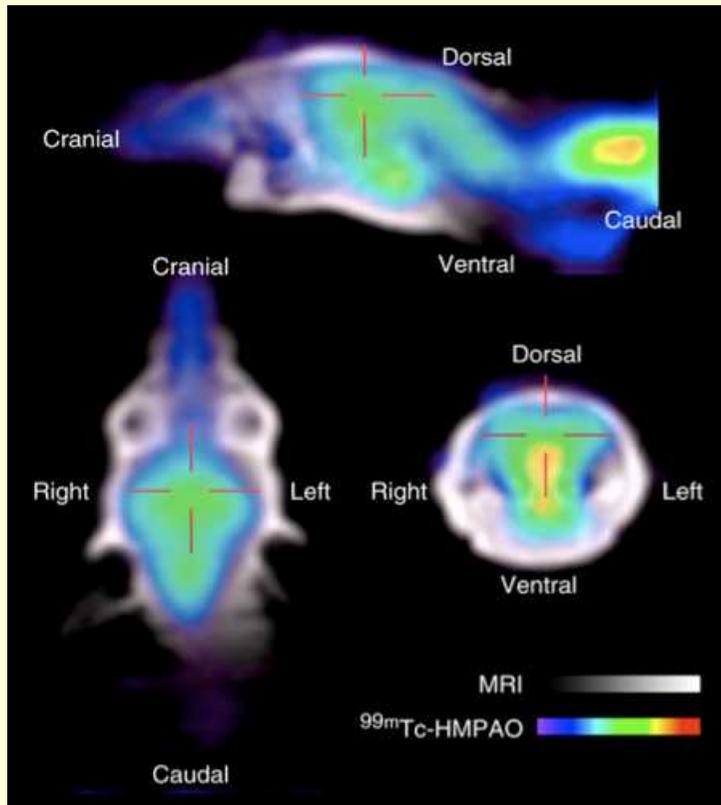
Crosssection



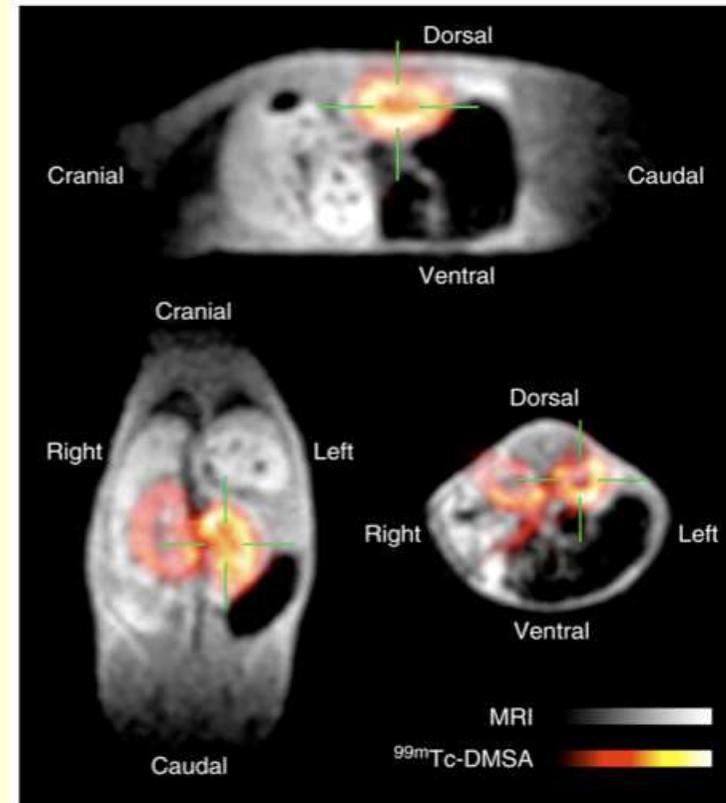
Principle of operation

Courtesy Neurophysics

New trend: micro-SPECT/micro-MRI



HMPO SPECT brain perfusion in nude mouse coregistered with low field MRI (Goetz, et al 2008)



Tc-99m DMSA kidney uptake in nude mouse coregistered with low field MRI (Goetz, et al 2008)

再構成と画像処理

断層画像は収集した投影データから再構成する必要がある。

F B P法はSPECTに適した方法ではない (高いノイズのゆえに) – 放射状アーチファクトが生じる。

逐次近似法はノイズをモデル化できるのでSPECTにより適した再構成法である。

以下に対し正確な補正が可能である:

- 減弱
- 散乱
- 隔壁の透過
- 空間分解能

画質を改善し、収集時間を短縮できる。

減弱、解像力、ノイズ、散乱を補正する メーカー提供のソフトウェア

Astonish – Philips

Flash 3D – Siemens

Evolution – GE Healthcare

HOSEM – Hermes Medical Solutions

Wide Beam Reconstruction – UltraSPECT

...

まとめ

ここ数年、臨床で使用されるSPECTは画質改善、収集時間の短縮など大きな改善が見られている。

高速処理可能なコンピュータを用いた逐次近似再構成により、減弱、空間分解能、感度、散乱などの補正を正確に行うことが可能になった。

これにより正確なSPECT断層画像を得ることが可能になった。

Conclusions (続き)

急激に拡大しているSPECT/CT装置は機能と形態の融合を容易にし、SPECTの画質、臨床的価値を高めるものとなっている。

小動物用SPECT装置の進化は目覚ましい。この技術は生体臨床研究分野の研究で使用が拡大している。

臨床用、研究用ともに位置分解能と感度に関して、まだ改善の余地がある。

The end