

求められる核医学画像 - 実投与量減での画像提供 -

座長 青森労災病院 中央放射線部 伊原 靖(Ihara Yasushi)

【座長集約】

今回のテクニカルミーティングでは、実投与量減となる製剤²⁰¹Tl、⁶⁷Ga)に関し、診断を満たす画像を提供するためにはどのような対応、対策が有用であるのかを燕労災病院 佐藤先生及び秋田大学付属病院 虻川先生に検討いただきました。佐藤先生からはTl収集について、カウント減少へ何も対処しない場合、正常心筋にゆらぎの影響と見られる集積低下発生の頻度が多くなることが示されました。また安易なフィルタ変更はすべきでないとの意見もいただきました。虻川先生からはGa収集について、WB像ではscan speedを2 cm低下させると従来同様のカウントが得られること、2ピーク収

集と3ピーク収集は集積コントラストはほぼ変わらないが、散乱補正をするとカウント減少によるばらつきが発生することが示されました。両先生が共通して述べられていたことは、カウント減少への対応はまず収集時間を可能な限り増加させることを考慮すべきであることでした。画像を安易な操作で作成せず、しっかりとデータ収集により確実な画像を提供すべきということを座長として改めて考えさせられた次第です。両先生の検討が皆様の日常診療の一助になることを願いつつ、以下に両先生の抄録を掲示いたします。

投与量減になったことによる対策

- 目指せ 100 カウント！ -

燕労災病院 中央放射線部 佐藤 俊輔(Satoh Shunsuke)

【はじめに】

昨今ではコンプライアンス遵守の視点に沿った活動や取り組みが、今まで以上に求められてきている。これまで、半減期が数日程度の放射性核種の製品の配送については、昭和63年に、当時の製品の配送環境等を踏まえ、品質管理の徹底、輸送上の安全性確保等を考慮し、原則として検定日の2日前(週末を挟む場合は3日前)とする業界の自主基準が設けられ、当該基準で配送をしてきた。配送環境の発達、改善などに加え、より半減期の短い製品の増加により毎日の製品の配送が可能となっている現在、見直しをする時期がきた。このような情勢下において、検定日より前に配送してきた製品については、平成28年4月から原則として検定日当日に配送することになった。そこで臨床では実投与量が少なくなり対策が求められることになった。

【方法・結果・考察】

心筋SPECT収集において、日本核医学技術学会、核医学画像の定量化・基準化のための調査研究ワーキンググループから心筋カウントが最も重要であり、収集時間や投与量を調整して1ピクセルあ

たり100カウントを目標にする。この100カウントの根拠は、測定には必ず測定ノイズが含まれ、これが10%以下なら診断に影響を及ぼさない為である。そこで、投与量減になったことによる対策として、カウントをいかに稼ぐかについて以下のような項目について必要であれば実験を踏まえて対策を考えた。

- 1.「投与量を増やす」という対策。
 - ・患者(経済的)負担が増える。
 - ・Tc製剤に変更する(2回打ちで患者負担が増える)。
 - ・148 MBqに増やしても2日前検定の時の175 MBqより少ない。
 - ・148 MBqを使用しても保険請求で通らない場合がある。

以上のことが考えられあまりメリットを感じにくく、有効ではない。
- 2.「撮影時間を延ばす」という対策。
 - ・検査枠の時間の延長をしなければならない。(4月以前と同様なカウントを取るには1.58倍の収集時間が必要。例SPECT20分収集→約31分収集)
 - ・患者(肉体的)負担が増える。

・体動のリスクが増える。

以上のことから検査枠、患者の肉体的負担が許す範囲で撮影時間を延ばすことは有用であると思われる。ただし必要なカウントが取れなければほかの対策の併用も考えなければならない。

3.「プロジェクション数を減らす」という対策。

・メリット

1 viewあたりの撮影時間を長くしてもプロジェクション数を減らす為、総撮影時間への影響が少ない。

・デメリット

ストリークアーチファクトの影響が出るのではないか。プロジェクション数減少に伴いスペクトル再構成の空間分解能の低下(歪み)が起きるのではないか。(サンプリング定理より)等のことが考えられる。

【実験】

心筋ファントムを60 view、48 viewで撮像し、それぞれを比較する。

【結果】

60 view、48 viewで視覚的に変わらない(Fig.1)。72 viewでカウントが足りないなら、60 viewに変更を検討。48 viewは60 view+他の対策でも足りないなら変更を検討。(60 viewはすでに

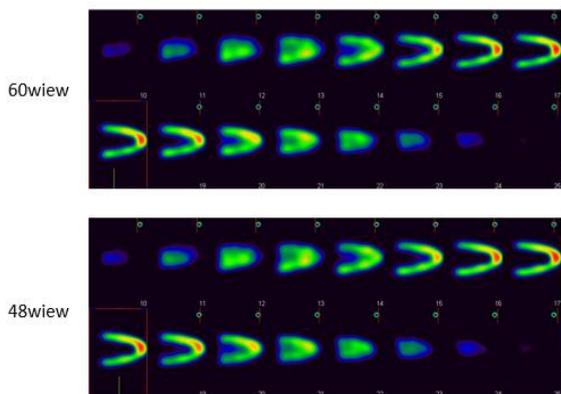


Fig.1 心筋ファントム撮像結果

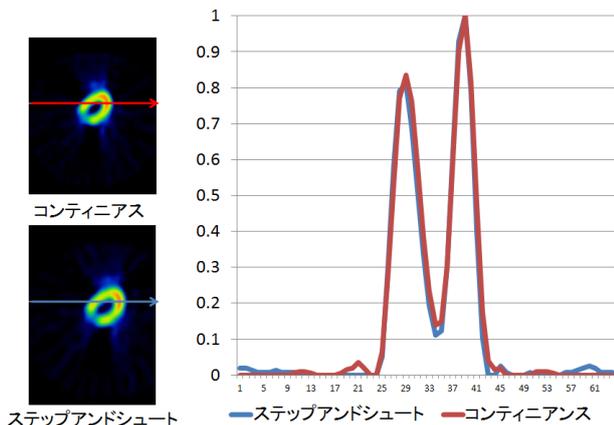


Fig.3 心筋部アキシアル像のプロファイルカーブ

サンプリング定理より大きく足りていないが、今までの臨床診断には問題なかった。ここでさらに48 viewにすることは実験から問題ないが臨床実績がなくメーカーからも60 viewまでを推奨。))

4.「コリメータを変更する」という対策

当院にはLEHRのコリメータしかないため比較はできなかったがメーカーのカatalogなどから適切なコリメータに変更することにより、カウントが取れる。(例 LEHR→HEGP)

5.「収集方法の変更する」という対策

ステップアンドシュートをコンティニアスに変更すると次のようなことが考えられる。

・メリット

コンティニアス(連続)収集では総収集時間の短縮、体動等によるアーチファクトの軽減等がある。

すなわち、総収集時間が同じであれば1 view当たりの撮像時間を延ばすことができる。

・デメリット

今までの心臓はステップアンドシュートで収集。コンティニアス(連続)にする事により空間分解能が悪くなるのではないか。そしてGATE撮影ができない。

【実験】

ステップアンドシュートからコンティニアスに変更するとどの程度ボケがあるか、ファントム実験から求める。

【方法】

心筋ファントムに点線源を回転軸から7.5 cm、15 cmのところを配置しステップアンドシュート、コンティニアスで撮像しSPECT像を回転軸方向にプロファイルカーブを描き評価する。

【結果】

回転中心から離れるほどわずかにボケがでる(Fig.2)。心臓では違いを感じない(Fig.3)。

以上の結果からGATE撮像をせず、他の検査

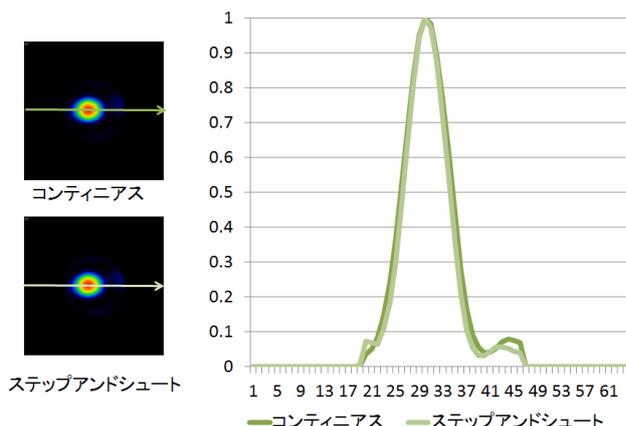


Fig.2 回転中心から15 cmのプロファイルカーブ

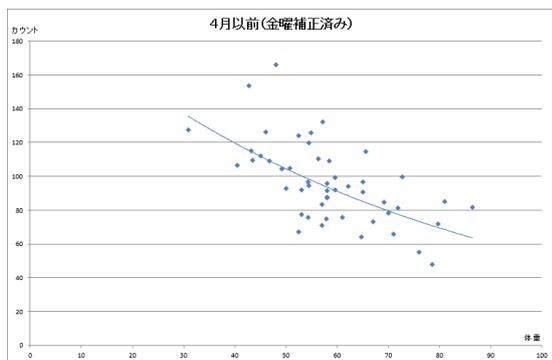


Fig.4 配送日変更前

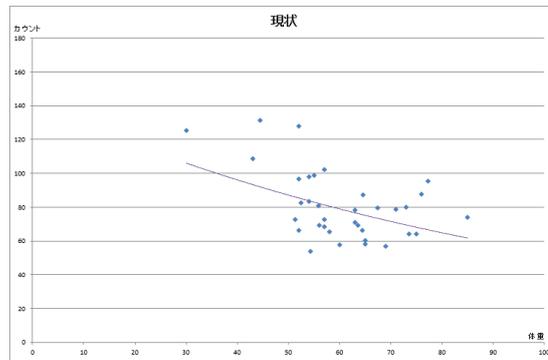


Fig.5 配送日変更後

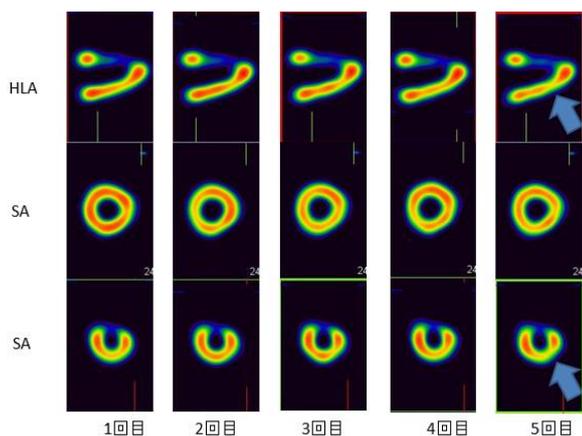


Fig.6 揺らぎの少ないSPECT像

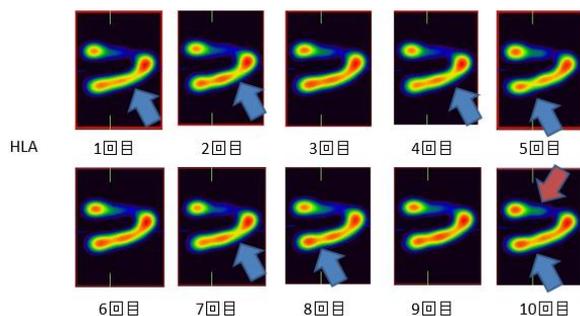


Fig.7 揺らぎの多いSPECT像

(骨、脳血流など)でもこだわらずにコンティニアス収集しているのであれば、コンティニアス収集への変更を検討したほうがよい。

以上から検討項目のまとめとして、

- ・可能な限り撮像時間を延ばす。
- ・画質に影響しない範囲でプロジェクション数を減らし、1 view当たりの撮像時間を延ばす。
- ・コンティニアス収集に変更し、1 view当たりの撮像時間を延ばす。

これら二項目からカウントの担保をする。

- ・適切なコリメーターに変更。
- ・処理系は今までと同様でよい。(フィルター係数、再構成方法)

処理系の変更を検討しなかった理由については配送日の変更前のカウント幅 (Fig.4) で同じフィルター係数を使用し変更後のカウント幅 (Fig.5) もこれに収まるためである。

そして、カットオフ周波数を決定するための基本的な考え方として、ノイズを除去するためのカットオフ周波数は次の式より導き出すことができる。

$$\text{カットオフ周波数}[c/cm] = 1 / (2 \times \text{システム分解能FWHM}[cm])$$

このことからカウント変動のよって変える必要がないと思われる。再構成方法もプロジェクショ

ンデータに依存するため、従来の方でよいと思われる。

結果として当院では以下の項目で変更がなされた。

- ・撮像時間 1 view 30 s → 1 view 40 s (患者肉体的負担の限界)
- ・収集方法 ステップアンドシュート → コンティニアス

変更後は体重60 kg相当100カウント → 80カウント (患者肉体的負担の限界) となり、SPECT総撮像時間約20分弱 → 20分になった。そして目標値が100カウントに足りていないため、これが当院において安定的に診断可能な画像であるか確認するため次の実験を行なった。

【実験】

臨床濃度でのファントム撮像を複数回行い、読影に影響のない安定した画像が出来るカウントを求める。

撮像条件 撮影時間を次の値になるよう設定する。
1 view 40 s (5回撮像) (Fig.6), 32 s (10回撮像) (Fig.7), 24 s (10回撮像),

【結果】

同じファントムを複数回撮像すると、画像に偽欠損ができることが分かった。収集カウントが多い方

が画像の偽欠損ができることが少なく信頼度が高いことが分かった。欠損部が偽陽性に見えることは少なく、偽陰性がほとんどであった。

【考察、まとめ】

偽欠損が同一部位でないところに出てきている。このことからアーチファクトによるものでなくカウント不足による画像の「揺らぎ」によるものと考えられる。そして、この「揺らぎ」についてはプロジェクションデータの「揺らぎ」に基づいて起因するものと考えられるため再構成方法が違って同じように出てくると考えられる。偽陽性像が少ないのは、RIから放射線が出る確率によるもので欠損部 (RIのないセグメント) はそもそも放射能が少なく、揺らぎも少ないためと考えられる。当院の臨床医より現状の条件なら診断に問題ない。これ以下の条件では血流低下と診断する。

「揺らぎ」のない画像が前提で読影しているので

「揺らぎ」のない画像を提供してほしい。」と言われた。

【おわりに】

ファントム実験では正しいとされる画像と見比べてどの程度、撮像された画像が異なるか知ることができる。しかし、臨床画像では1度のみの撮像でカウント低下による画像の「揺らぎ」を感じる事が出来ないうえに正しいとされる画像も分からず、結果の画像だけを信頼しがちである。しかし先の実験からカウント減少による画像の「揺らぎ」が存在するため、その装置における「揺らぎ」が出にくい最低の撮像条件を知らないと信頼性の高い画像を担保できない。技師、医師が自施設の「揺らぎ」がどの程度でているか認識し、読影に影響の無いカウントを目指し、信頼される検査になるよう努力しなければならない。

求められる核医学画像

- 実投与量減での画像提供 ^{67}Ga について -

秋田大学医学部附属病院 中央放射線部 虻川 嘉大(Abukawa Yoshihiro)

【はじめに】

今年4月より納入日2日前検定から納入日当日検定となった。このことにより、検査時の実投与量が約35%減少する。投与量の減少は実際の画像に影響を及ぼすと考えられ、撮像条件の検討が必要と考えられた。

【使用機器】

SPECT/CT装置: SymbiaT2(SIEMENS)

解析ソフト: Syngo workplace(SIEMENS),
image J
prominence processor
(日本メジフィジクス)

ファントム: NEMA IEC Body phantom
(アクロバイオ),
JIS規格SPECT用ファントム
(sowa)

【目的1】

Wholebody imageの収集条件(コリメータ, 使用エ

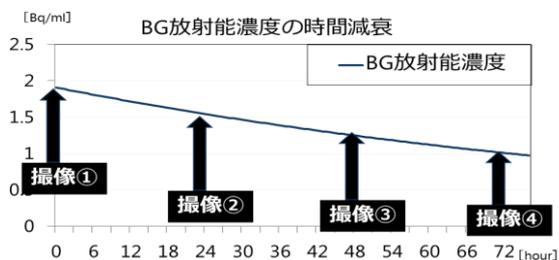


Fig.1 phantom 撮像時間

ネルギーピーク, scan speed(cm/min)の検討をする。

【方法1】

NEMA IEC body phantomを使用し、体重あたり60 kgの被験者に実際の投与量を入れたとしたものをBack ground(以下BGとする。)とし、hot球 (37 mm, 28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm) とBG比を12:1となるように放射エネルギーを調整した。経時的にこのphantomを撮像することで撮像を(1)変更前48時間後, (2)変更前72時間後, (3)変更後48時間後, (4)変更後72時間後とした (Fig.1)。

また, Fig.2のようにphantom画像にROI置き, 各hot球, BG, Lung insertのmean countと17 mm球Max count/BG mean count(以下Max/BG比とする)を求めた。

【収集条件1】

Wholebody image撮像の使用エネルギーを2 μ

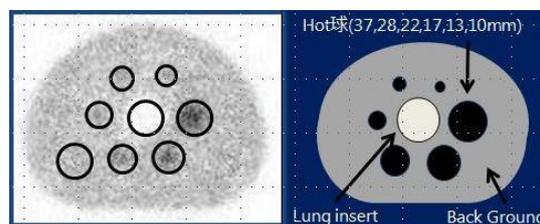


Fig.2 ROI位置

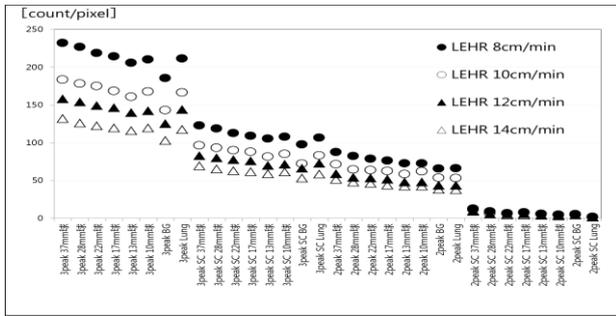


Fig.3 収集条件および scan speed の違いにおける mean count

ーク(92, 185 keV), 3ピーク(92, 185, 300 keV), 散乱線補正は±SC. またコリメータはLEHR, LMEGP, MELPを使用した. scan speedを8 cm/min, 10 cm/min, 12 cm/min, 14 cm/minとした. Matrix size=128×1024である.

【結果1】

LEHRコリメータでは, 変更前48時間後で球の大きさによるcount差はなく, 球とBGのcount差もなかった(Fig.3).

LMEGPコリメータの撮像時間の違いにおける各ROIのmean count(2peak(Fig.4), 2peak+SC(Fig.5), 3peak(Fig.6), 3peak+SC(Fig.7))を示す. 変更前後ではcountが低下している.2peak+SCにおいて, scan speedの違いで, count値にばらつきがあった. countは3peak>2peak>3peak+SC>2peak+SCとなった.

MELPコリメータの撮像時間の違いにおける各

Table 1 10 cm/minのcountを1とした場合の割合

	8cm/min	10cm/min	12cm/min	14cm/min
MELP 2peak	1.21	1.00	0.81	0.70
MELP 2peak SC	1.12	1.00	0.78	0.71
LMEGP 2peak	1.26	1.00	0.83	0.71
LMEGP 2peak SC	1.31	1.00	0.84	0.73
LEHR 2peak	1.22	1.00	0.82	0.72
LEHR 2peak SC	1.11	1.00	0.87	0.78
	8cm/min	10cm/min	12cm/min	14cm/min
MELP 3peak	1.24	1.00	0.83	0.70
MELP 3peak SC	1.23	1.00	0.82	0.72
LMEGP 3peak	1.24	1.00	0.82	0.71
LMEGP 3peak SC	1.23	1.00	0.78	0.68
LEHR 3peak	1.27	1.00	0.86	0.72
LEHR 3peak SC	1.27	1.00	0.85	0.72

ROIのmean count(2peak(Fig.8), 2peak+SC(Fig.9), 3peak(Fig.10), 3peak+SC(Fig.11))を示す. Countは3peak>2peak>3peak+SC>2peak+SCとなった.

また, Max/BG比はLEHRでは, 2peak+SCのみが高い値となった(Fig.12). LMEGPでは, 2peak+SC>3peak+SCで3peakと2peakは差がなかった(Fig.13).MELPでは, 3peak+SCと2peak+SCでは同等, 3peakと2peakでは同等となった(Fig.14). また, すべてのコリメータおよび使用peakにおいて scan speedを2~3 cm/min短縮するとcountは約20~30%増加した(Table 1).

【目的2】

SPECTの収集条件(コリメータ, 使用エネルギーピーク, 減弱補正の有無(CTAC))を撮像し, 変更前後でのSPECTにおける1step当たりの収集時間が何倍になるか検討した. コリメータはLMEGP,MELPとした.

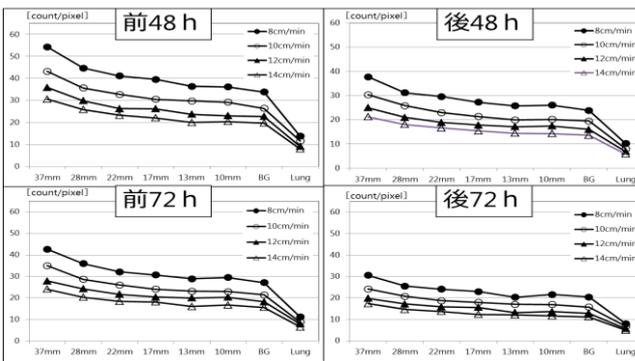


Fig.4 2peak(LMEGP)

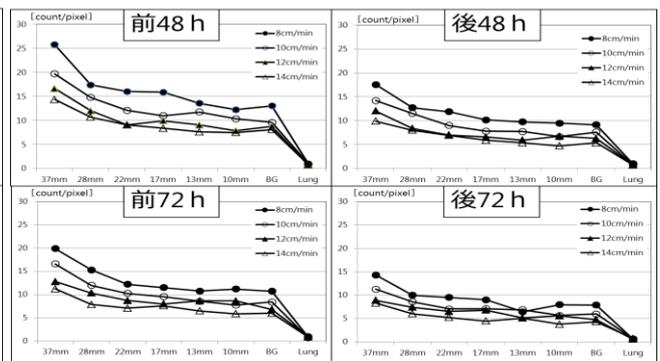


Fig.5 2peak+SC(LMEGP)

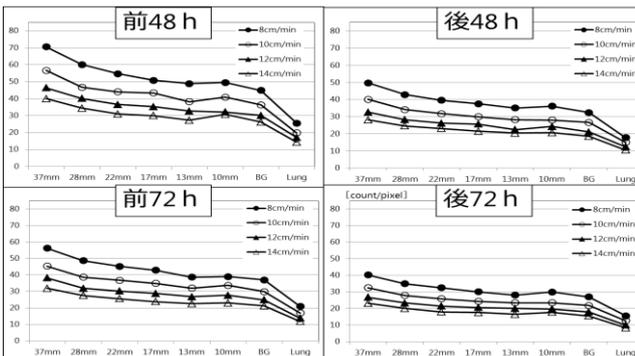


Fig.6 3peak(LMEGP)

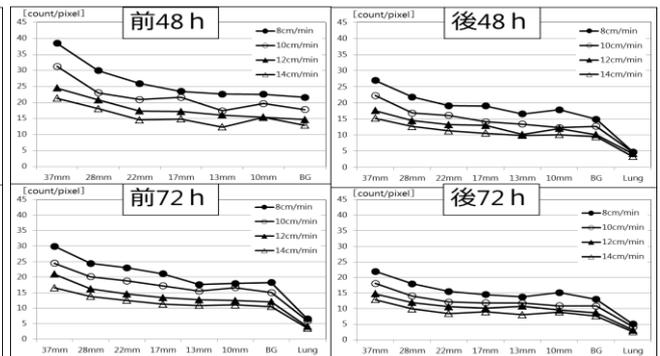


Fig.7 3peak+SC(LMEGP)

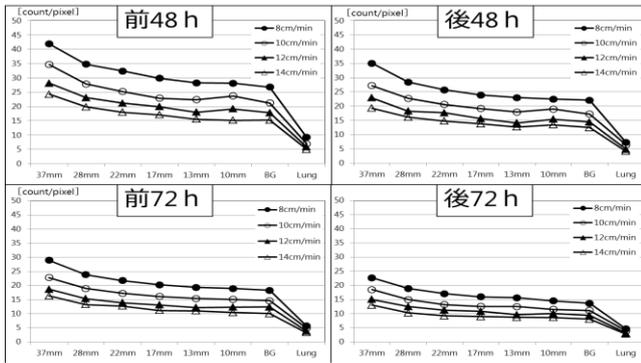


Fig.8 2peak(MELP)

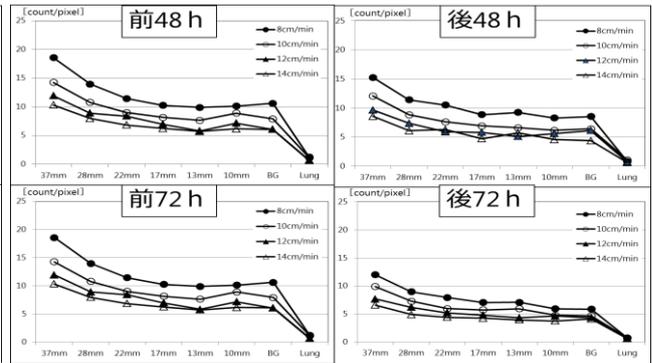


Fig.9 2peak+SC(MELP)

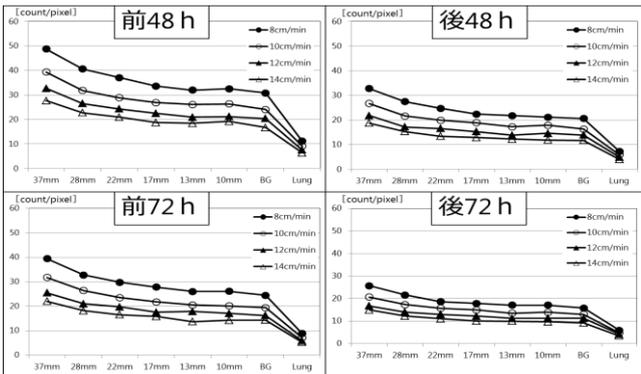


Fig.10 3peak(MELP)

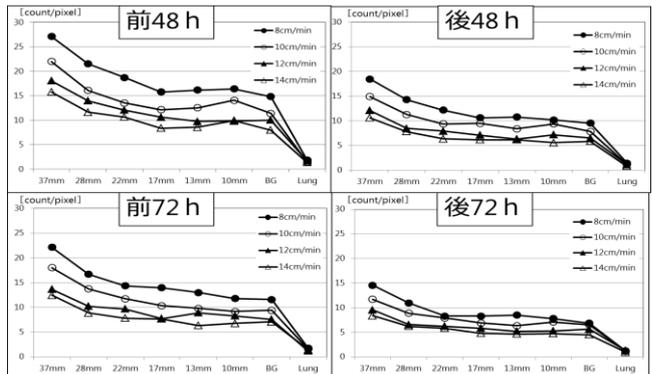


Fig.11 3peak+SC(MELP)

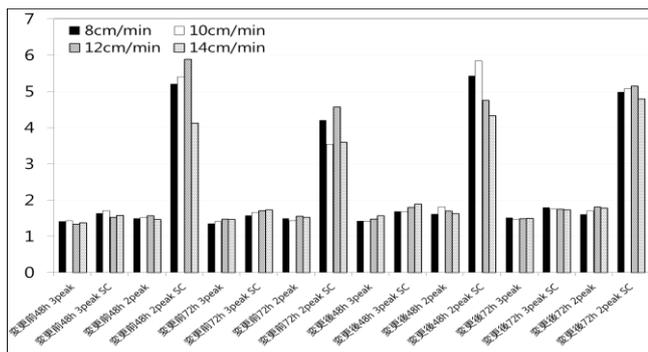


Fig12 LEHRにおけるMax/BG比

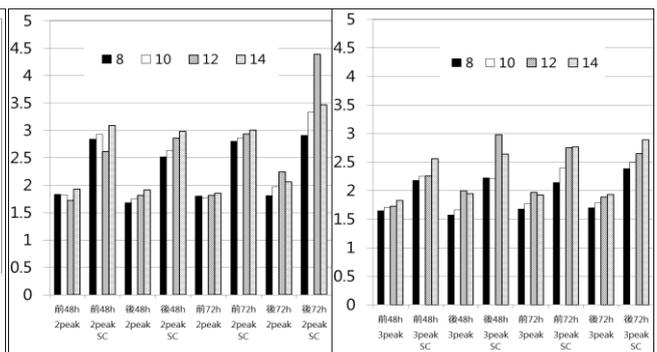


Fig.13 LMEGPにおけるMax/BG比

【方法2】

SPECT phantom 濃度直線性内容器を用い、体重60 kgを基準とした場合の投与量を内容器に封入した。phantomをSPECT撮像し、変更前48時間後(1.81 kBq/ml)と変更後48時間後(1.09 kBq/ml)のtotal countを使用し、比を算出した。

【収集・処理条件2】

収集matrix:128×128

収集mode: step and shoot(総view数72)

拡大率:1.23, Time per view:13 sec,

OS-EM Flash 3D(subset 7, iteration 5)

Gaussian filter 8.4mm

【結果2】

結果をTable 2に示す。MELPコリメータでは、1step当たりの収集時間を3peakで1.2倍、3peak+SCで1.85倍、3peak+ACで1.45倍、3peak+SC+AC

で1.56倍となった。LMEGPコリメータでは、2peak+SCで1.46倍、2peak+SC+ACで1.23倍となった。

【考察】

結果1より変更前と同等のcountを得るには、scan speedを2~3 cm/min短縮する必要がある。それはどのコリメータでも同じだった。LEHRコリメータは、コリメータ隔壁通過(160 keV以上)により適していない。LMEGPでは、3 peak収集をした場合、コリメータ隔壁通過(250 keV以上)により適していない。2peak+SCの場合Max/BG比が高くなるが、scan speedを変えることにより、count値にばらつきがあり、投与量減においてはそのことを考慮しなくてはならない。MELPコリメータにおいても+SCが2peak,3peakともに変更後72時間においてばらつきがある。そのため、投与量減においては、MELPでの3peak収集が適していると考えられた。

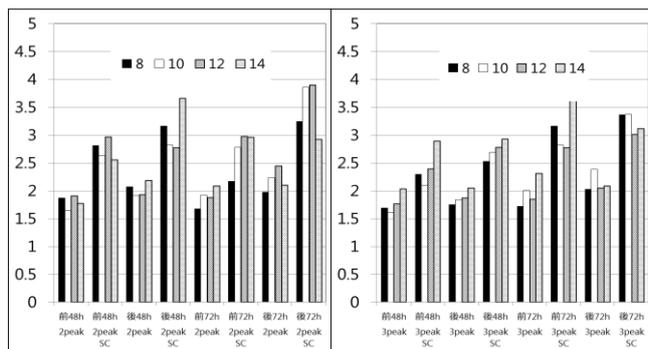


Fig.14 MELPにおけるMax/BG比

SPECT撮像においては、結果2より変更前と同等のcountを得るには、1stepあたりの収集時間を1.2～1.5倍する必要があると考えられた。

【まとめ】

Wholebody imageにおけるscan speedは変更前ルーチンから2 cm/min短縮すると変更前と同等の

【参考文献・図書】

- 1) 増田安彦, 長木昭男, 川渕安寿, 他. 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント. 核医学技術, 28:13-66, 2008
- 2) PET撮像法標準化ワーキンググループ. がんFDG-PET/CT撮像法ガイドライン 第2版. 核医学技術, 33:377-420,2013
- 3) 宇戸朋之. ガリウムイメージングにおけるSPECTの有用性. 日放技, 58(11):1524-1530,2002

Table 2 変更前後のtotal count比

		変更前total count	変更後total count	count比
MELP	3peak	178	146	1.22
	3peak SC	215	116	1.85
	3peak AC	447	308	1.45
	3peak SC AC	571	365	1.56
	2peak	221.32	85.61	2.59
	2peak SC	205.93	83.34	2.47
	2peak AC	572.47	378.63	1.51
	2peak SC AC	641.28	423.78	1.51
LMEGP	3peak	281	153	1.84
	3peak SC	247	137	1.80
	3peak AC	660	442	1.49
	3peak SC AC	832	531	1.57
	2peak	767.34	369.48	2.08
	2peak SC	195.57	134.45	1.45
	2peak AC	630.94	372.16	1.70
	2peak SC AC	695.63	564.25	1.23

countが得られる。ただし、scan speedの変更を2 cm/min短くすると約4分延長する。SPECT収集の場合、1.2倍の1step当たりの収集時間2秒の延長でtotal撮像時間は約1分延長する。そのため、臨床においては、収集時間と検査時間との兼ね合いも重要となる。

- 4) 大西英雄, 松竹裕紀. 異なるphoto peakを用いて収集した⁶⁷Gaブレイナ画像の周波数特性による定量評価. 人間と科学, 県立広島大学保健福祉学部誌7(1)101-109,2007
- 5) 大西英雄, 松本政典, 増田一孝:核医学検査技術学 改訂2版. オーム社:1-381,2002

