

異なる photopeak を用いて収集した ^{67}Ga プレイナ画像の 周波数特性による定量評価

大西 英雄 *1 松竹 裕紀 *2

*1 広島県立保健福祉大学保健福祉学部放射線学科

*2 県立広島大学大学院総合学術研究科保健福祉学専攻

2006年 9月12日受付

2006年12月12日受理

抄 録

我々は、International Atomic Energy Agency (IAEA) 肝ファントムを用いて ^{67}Ga プレイナ画像における種々の photopeak 収集が画像に及ぼす影響について、画像コントラスト及び画像周波数解析を応用して定量的評価を行った。ファントムは IAEA 肝ファントムを使用し、ファントム内に ^{67}Ga を封入して実験を行った。評価した ^{67}Ga の photopeak は、93keV, 185keV, 300keV の組み合わせで画像収集を行った。画像コントラストは、散乱体の有無により大きく変化し、散乱体無しで 93peak 収集画像のコントラストが高くなったが、高いエネルギーが加わるとコントラスト低下が生じた。一方、散乱体が増加するとその厚さが増すにつれてコントラストが低下し、特に 93peak でのコントラストが他の photopeak に比較して著しく低下した。画像周波数解析では散乱体がない場合、動径強度分布関数 ($\text{Pr}(n)$) は 93 peak > 93+185peak > 3peak \approx 93+300peak > 185peak > 185+300peak > 300peak の順となり 93peak の photopeak が良い結果となった。しかし、散乱体厚を増加するにつれて信号強度は弱くなり 3peak > 185peak > 93+185peak \approx 93+300peak \approx 300peak \approx 185+300peak > 93peak の順で 3peak が良い結果となった。また、93peak の $\text{Pr}(n)$ は、0.1 ~ 0.3cycles/cm の低周波領域の信号強度の劣化が激しく散乱体がない場合のそれに比較して約 20% も低下した。散乱体厚が 10cm 以上の場合には、93peak は深部の情報を検出できなく、従来の 3peak 収集が良い結果となった。臨床におけるクエン酸ガリウム (^{67}Ga) プレイナ画像での収集 photo peak は、単検出器型シンチレーションカメラでは高い photopeak を含む 3peak 収集が良く、2 検出器型シンチレーションカメラでは 93+185peak 収集が最も良い収集方法であった。

キーワード：フォトピーク、画像周波数解析、動径強度分布関数、 ^{67}Ga -腫瘍シンチグラフィ

1 はじめに

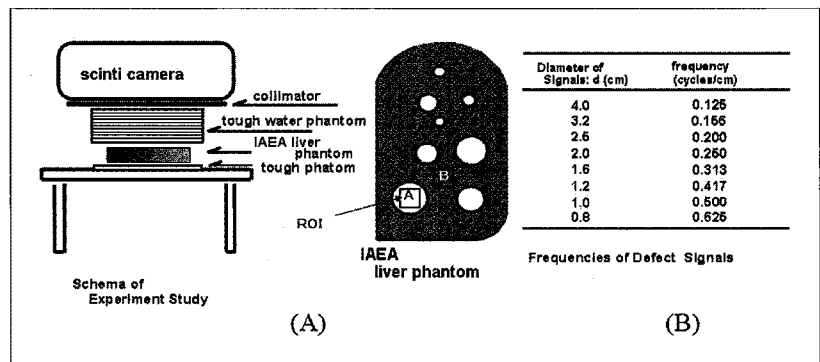
核医学検査におけるクエン酸ガリウム (^{67}Ga) を用いた腫瘍シンチグラムは、 ^{67}Ga から放出される主要な photopeak である 93keV, 185keV, 300keV の 3 種類の photopeak を用いる 3 photopeak 収集, あるいは低エネルギー側の 93keV, 185keV のみを用いる 2 photopeak 収集で撮像しているのが一般的である¹⁾。特に ^{67}Ga を用いた場合, photopeak は低いエネルギーから高いエネルギーと多種にわたり, 高エネルギーからの散乱線を多く含む画像となっている。近年, triple energy window (TEW 法) を用いて散乱線成分を減じたクエン酸ガリウム (^{67}Ga) 画像の報告もある²⁾³⁾。しかし, 多数の photopeak を有する核種における, 個々の photopeak で収集された画像の定量的画像評価はあまり行われていないのが現状である。また, クエン酸ガリウム (^{67}Ga) 画像における陽性像での検出能は, 3photopeak 及び 1photopeak 収集の評価は若干されているが⁴⁾⁵⁾⁶⁾, 陰性像の評価はあまりされていない。特に, 核医学画像においては, 陰性像の検出能は, 陽性像のそれと比較して低いことが知られている⁷⁾が, 臨床画像における陽性, 陰性像の出現頻度は高く, それらの検出能に関して临床上, 重要な問題である。我々は, クエン酸ガリウム (^{67}Ga) 画像と使用する photopeak (93keV, 185keV, 300keV) との関係, 陰性像の既知の信号を有するファントムを用いて画像コントラストや画像周波数解析⁸⁾での画像評価を行

うことにより, 異なる photopeak 収集画像における信号強度の劣化度を定量的に解析したので報告する。

2 使用機器

シンチレーションカメラは, GCA-901A-WB (東芝社製) で, コリメータは中エネルギー用高分解能コリメータ (MEHR) を使用し, コリメータの空間分解能は, ^{67}Ga を用いた空气中でコリメータ面から 10cm の場合, FWHM=1.04cm (93keV, 185keV), FWHM=1.13cm (300keV) である。使用したファントムは, International Atomic Energy Agency (IAEA) 肝ファントム (170x240x20mm ; 以下 IAEA ファントム) である。IAEA ファントム内に ^{67}Ga (37MBq) を封入し, 散乱体付加としてタフウォーターファントム板 (30cmx30cmx1cm ; 組成は水等価材質) を使用した。収集条件は, 512x512 マトリックス (画素サイズは 1mm), 収集カウントは 500k カウントで収集し, それぞれの photopeak ウィンド幅を 20% に設定した。この検出器のエネルギー分解能は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ で 11% である。実験の幾何学的配置を図 1-A に示す。拡大率を一定に保つために IAEA ファントムとコリメータ距離をすべての実験で 25cm にした。IAEA ファントムは, 直径が 40mm, 32mm, 25mm, 20mm, 16mm, 12mm, 10mm, 8mm の 8 種類の円形陰性像 (以下: cold lesion) の信号を有し, それぞれ径の信号の第 1 遮断周波数を, 図 1-B に示す。

Fig-1 (A) : Geometry of our study.
(B) : IAEA liver phantom including various frequency defect signals.



3 実験方法

3.1 散乱体なしでの画像収集

散乱体なしの場合, ^{67}Ga の photopeak を 93keV と 185keV と 300keV の 3 つの photopeak で収集 (以下 3peak), 93keV のみで収集 (以下 93peak), 185keV のみで収集 (185peak), 300keV のみで収集 (300peak), 93keV と 185keV で収集 (93+185peak), 93keV と 300keV で収集 (93+300peak), 185keV と 300keV で収

集 (185+300peak) の 7 種類の photopeak の組み合わせで IAEA ファントムのプレイナ画像を収集した。

3.2 散乱体付加での画像収集

上記の 7 種類の photopeak 収集に対して, タフウォーターファントム厚 (以下 Tw とする) を 5, 10, 20cm と変化させて, 散乱体付加による IAEA ファントムのプレイナ画像を収集した。

4 評価法

4.1 画像コントラスト評価

図1に示すようにA, Bの位置で3x3 [pixel] の矩形ROI (関心領域) を設定し各矩形ROIの平均カウントを算出し, ROI-Aの平均カウントとROI-Bの平均カウントの差をROI-Aの平均カウントで除し, 各プレイナ画像のコントラストを算出した。

4.2 動径強度分布関数の評価

実験方法3.1, 3.2で求めたそれぞれのプレイナ画像の2次元パワースペクトルから動径強度分布関数⁸⁾ (以下Pr(n)とする) を求め周波数解析を行った。このPr(n)の値自身が高いと各周波数の信号強度が高く, 画像が鮮明になることを意味する。

4.3 スペクトル強度比 (%Is) の評価

4.2の評価法で求めたPr(n)を, プレイナ画像内に含まれる既知のIAEAファントムからの信号成分を抽出し, 信号スペクトル帯域A=0.10~0.20 [cycles/cm], B=0.20~0.3 [cycles/cm], C=0.3~0.50 [cycles/cm], D=0.50~0.70 [cycles/cm]の4箇所のスペクトル強度(以下, Isとする)を下記に示す式(1)にて算出した。

$$Is = \int_{n=m1}^{n=m2} Pr(n)dn \quad (1)$$

ここで, 上記の式中のnは周波数 [cycles/cm] である。評価するスペクトル帯域において, A帯域は(m1=0.1, m2=0.2 [cycles/cm]), B帯域(m1=0.2, m2=0.3 [cycles/cm]), C帯域は(m1=0.3, m2=0.5 [cycles/cm]), D帯域(m1=0.5, m2=0.7 [cycles/cm])として, それぞれの帯域でのIsを求め, 3peak収集でTw=0cmのIsを100%とした場合におけるそれぞれの信号スペクトル帯域A, B, C, Dの信号強度比(%Is)を求め, ファントム内に含まれる信号の劣化度を評価した。

4.4 difference (n) の評価

3peak収集画像からの周波数分布の評価をおこなうために, 3peakのPr(n)の全周波数領域での信号強度に対する各photopeak収集におけるPr(n)の差を式(2)から%difference(n) (以下%diff(n)とする)として算出し評価した。

$$\%difference(n) = \frac{(Pr_{mod}(n) - Pr_{3peak}(n)) \times 100}{Pr_{3peak}(n)} \quad (1)$$

ここで, nは周波数を表し周波数範囲はn=0.0~0.7 [cycles/cm]までとする。またPr_{3peak}は3peak収集時のPr(n)を表しPr_{mod}は各photopeakにおけるPr(n)である。この%diff(n)の分布から各周波数領域における信号強度の変化量を定量的に評価した。

5 結果

5.1 散乱体なしの場合

1) 画像コントラスト評価

IAEAファントムのプレイナ画像を図2に示す。Tw=0cmの場合, 画像上では93peak, 3peakの画像がコントラスト及びcold lesionの分解能とも良く, 散乱体を付加することで画像コントラスト(表1)が低下した。

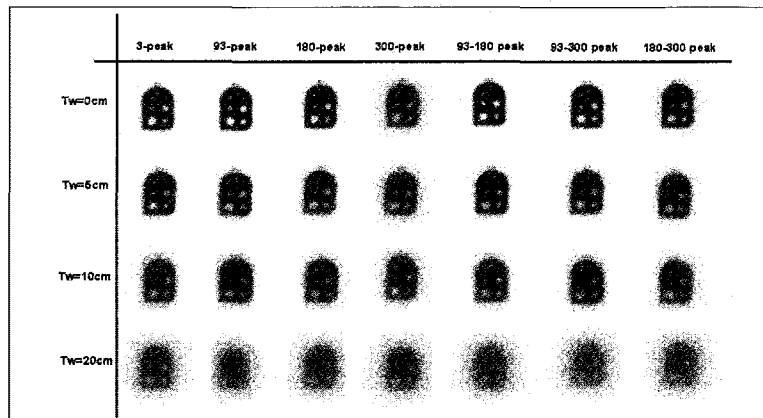
2) 動径強度分布関数の評価

図3にそれぞれの収集条件での動径強度分布関数を示す。このファントムの信号成分は, 0.7 [cycles/cm]までの範囲で存在し, それ以降の高周波領域ではほぼ同じ強度となり雑音成分が示されていた。Pr(n)の分布は, 93peak > 93+185peak > 3peak ≒ 93+300peak > 185peak > 185+300peak > 300peakの順で93peakが最も良い結果になった。300peakのPr(n)は, A, B及びCの領域で他のphotopeakのPr(n)に比較して低値を示した。

3) スペクトル強度比(%Is)の評価

表2のTw=0cmの場合の%Isは, 信号領域A, B, Cにおいて300peak以外ではほとんど差はみられず,

Fig-2 ⁶⁷Ga-planar images of IAEA liver phantom. Images were acquired with each of 3peak, 93peak, 185peak, 300peak, 93+185peak, 93+300peak and 185+300peak, and with tough water phantom (thicknesses: Tw=0cm, Tw=5cm, Tw=10cm, Tw=20cm).



93peak では 3peak を上回る結果となった。また信号領域 D は、どの photopeak もほぼ同じ値を示した。

4) %difference (n) の評価

%diff (n) では、図 4 に示すように 0.06 ~ 0.5 [cycles/cm] の周波領域で大きく変化し、93peak、93+180peak 及び 93+300peak ではプラスの %diff (n) を示し、それ以外の photopeak ではすべてマイナスの %diff (n) を示した。

Table-1 Image contrast obtained for each combination of photo-peaks with and without scatter material.

photopeak	Tw=0 cm	Tw=5 cm	Tw= 10cm	Tw= 20cm
3peak	0.61	0.41	0.32	0.15
93peak	0.69	0.46	0.37	0.09
185peak	0.64	0.35	0.36	0.13
300peak	0.52	0.34	0.33	0.12
93+185peak	0.66	0.42	0.37	0.09
93+300peak	0.56	0.36	0.35	0.10
185+300peak	0.53	0.33	0.34	0.10

Fig-3 Radius distribution function obtained with each combination of photo-peaks (3peak, 93peak, 185peak, 300peak, 93+185peak, 93+300peak and 185+300peak) at Tw = 0cm.

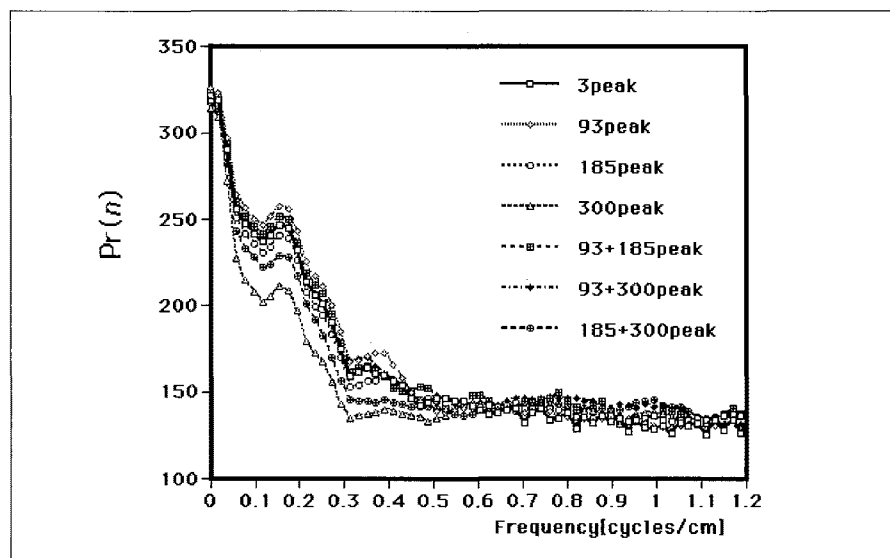
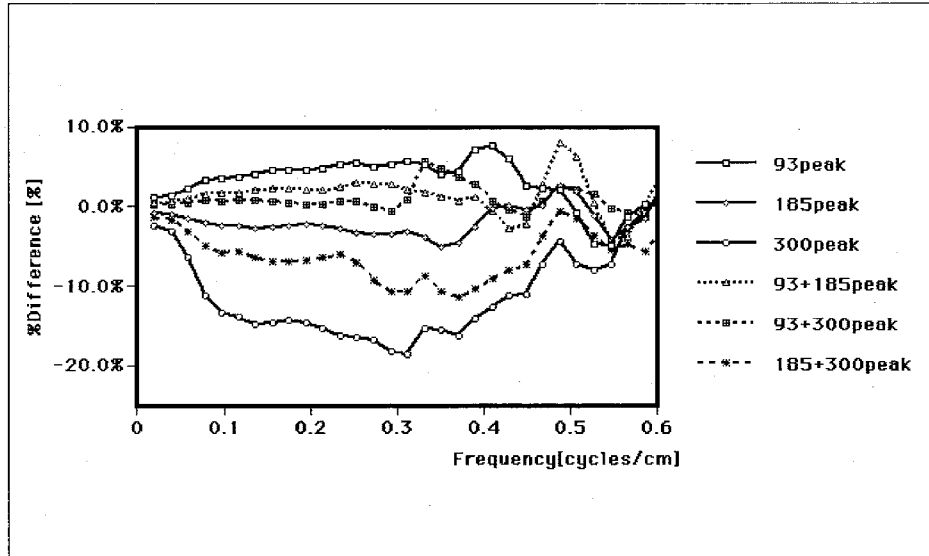


Table-2 % intensity of spectrum in the range of frequency for the thickness of tough water plate

Tw=0cm							
Frequency	3Peak	93peak	185peak	300peak	93+185peak	93+300peak	180+300peak
A-range	100.0%	104.5%	97.6%	85.7%	102.2%	100.4%	93.0%
B-range	100.0%	105.0%	96.5%	83.3%	102.9%	99.9%	90.7%
C-range	100.0%	106.0%	100.2%	88.7%	97.2%	99.5%	92.0%
D-range	100.0%	100.0%	101.9%	101.0%	104.1%	101.0%	96.7%
Tw=5cm							
Frequency	3Peak	93peak	185peak	300peak	93+185peak	93+300peak	180+300peak
A-range	92.6%	95.5%	92.2%	84.6%	94.7%	92.4%	88.3%
B-range	88.1%	92.6%	87.6%	78.6%	90.4%	90.1%	86.1%
C-range	91.8%	93.8%	88.4%	83.3%	95.8%	89.7%	87.7%
D-range	95.0%	98.9%	99.1%	101.3%	101.2%	100.0%	98.8%
Tw=10cm							
Frequency	3Peak	93peak	185peak	300peak	93+185peak	93+300peak	180+300peak
A-range	84.8%	85.9%	85.2%	79.7%	86.4%	86.1%	82.2%
B-range	81.0%	81.4%	80.6%	77.4%	80.5%	78.3%	79.0%
C-range	90.3%	88.6%	88.8%	84.0%	85.0%	90.5%	89.6%
D-range	96.1%	98.0%	99.5%	98.2%	99.3%	99.4%	95.0%
Tw=20cm							
Frequency	3Peak	93peak	185peak	300peak	93+185peak	93+300peak	180+300peak
A-range	74.7%	61.1%	72.6%	66.4%	66.6%	67.6%	67.5%
B-range	75.2%	66.9%	72.1%	71.6%	69.1%	69.4%	76.5%
C-range	93.8%	92.6%	92.2%	88.7%	94.4%	90.0%	91.2%
D-range	103.3%	105.6%	100.5%	103.7%	101.8%	104.3%	100.9%

A: 0.1-0.2[cycles/cm], B: 0.2-0.3[cycles/cm], C: 0.3-0.5[cycles/cm], D: 0.5-0.7[cycles/cm]

Fig-4 %diff(n) obtained with each combination of photo-peaks (3peak, 93peak, 185peak, 300peak, 93+185peak, 93+300peak and 185+300peak) at Tw=0cm.



5.2 散乱体付加の場合

1) 画像コントラスト評価

画像コントラストは、表 1 から Tw=10cm までは 93peak の画像が他の収集 photopeak 画像に比較して高く、Tw=20cm の場合では、3peak 時の画像が高く、すべての photopeak 収集で画像コントラストの低下が顕著に現れた。

2) 動径強度分布の評価

散乱体付加の場合における動径強度分布関数を図 5 に示し、Tw=20cm の場合の Pr(n) 分布を図 5-A に示す。Pr(n) 分布は、3peak > 185peak > 93+185peak ≒ 93+300peak ≒ 300peak ≒ 185+300peak > 93peak の順で 3peak が良い結果になった。3peak 収集時での散乱体厚の違いを図 5-B に示す。散乱体厚が増すごとに信号強度が低くなり、A、B の信号スペクトル領域において信号強度が顕著に低下し、C 及び D の信号領域では、散乱体厚が厚くなるにつれて既知の信号を検出できなくなった。

3) スペクトル強度比 (%Is) の評価

表 2 により %Is は、散乱体厚が増加するにしたがって低下し、信号スペクトル帯域 A、B での信号領域の変化は 95.5 ~ 61.1% と大きく、逆に 300peak において C、D 領域ではほとんど変化がないことが分かる。また、Tw=20cm での 93peak が 61.1% と最も著しく低下した。

4) %difference (n) の評価

図 6-A に Tw =20cm の %diff (n) を示す。図 4 とは逆にすべての photopeak ではマイナスの %diff (n) を示し、低周波領域での信号スペクトル帯域 (A、B、C) で大きな差が生じた。93peak 及び 93+185peak 収集時における散乱体厚の違いを図 6-B に示す。%diff (n) は、0.1 ~ 0.4 [cycles/cm] の周波領域では変化が激しく散乱体厚が 10cm 以内の場合には %diff (n) は +0 ~ 7% となり 93peak 及び 93+185peak 収集時での値とほぼ同じとなるが、散乱体厚 20cm では %diff (n) が -5 ~ -20% と大きな差が生じた。

Fig-5 (A) : Radius distribution function obtained with each combination of photo-peaks (3peak, 93peak, 185peak, 300peak, 93+185peak, 93+300peak and 185+300peak) at Tw=20cm.

(B) : Radius distribution function obtained with each tough water phantom thickness (Tw=0cm, Tw=5cm, Tw=10cm, Tw=20cm) for 3peak.

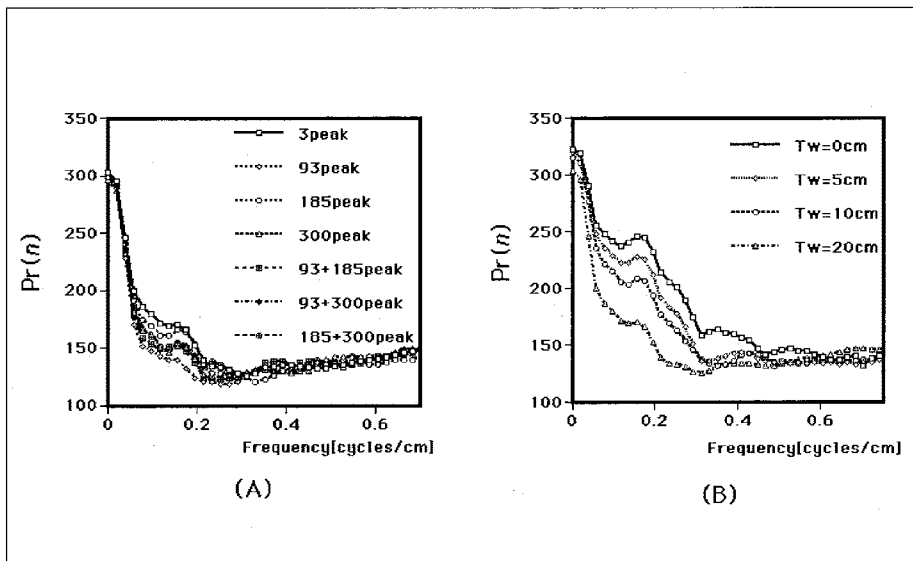
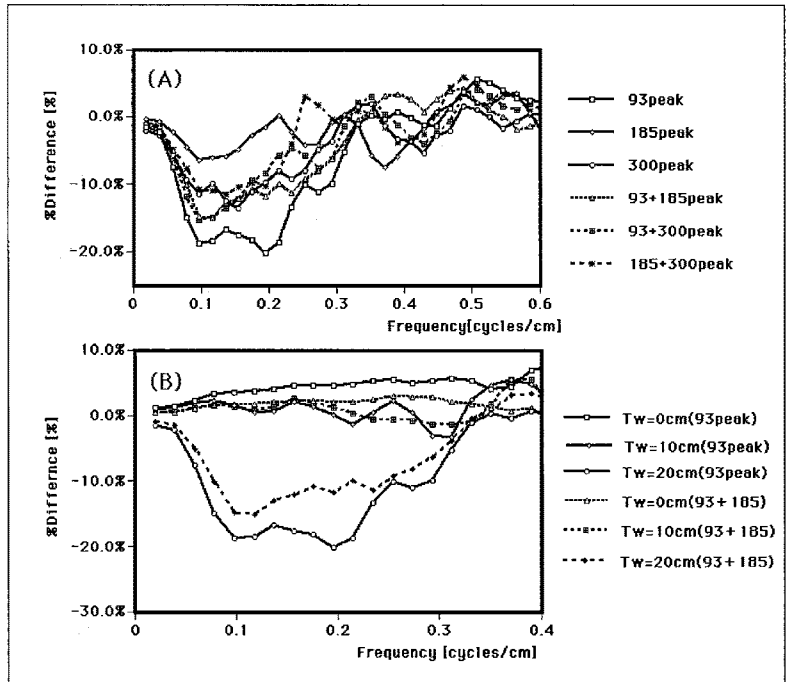


Fig-6 (A) : %diff (n) obtained with each combination of photo-peaks (3peak, 93peak, 185peak, 300peak, 93+185peak, 93+300peak and 185+300peak) at $T_w=20\text{cm}$.
 (B) : %diff (n) obtained with each tough water phantom thickness ($T_w=0\text{cm}$, $T_w=5\text{cm}$, $T_w=10\text{cm}$, $T_w=20\text{cm}$) for 93peak and 93+185peak.



6 考察

一般的に、クエン酸ガリウム (^{67}Ga) を使った腫瘍シンチグラフィは、核医学検査の中でも重要な検査法の一つである。 ^{67}Ga の主な photopeak は、93keV: (38%), 185keV: (21%), 300keV: (17%), 394keV: (4.7%) であり、低いエネルギーから比較的高いエネルギーまでを画像化する必要がある。しかし、使用するコリメータの有効エネルギー範囲に制限があるため 394keV は使用されていない。クエン酸ガリウム (^{67}Ga) 画像は 300keV の高エネルギー側の photopeak により散乱線増加による画像劣化が著しく、収集時のエネルギーウインドウ幅などに大きく依存している^{9), 10)}。我々は、ある既知の周波数を持つ cold lesion ファントムを使用し、クエン酸ガリウム (^{67}Ga) プレイナ画像での photopeak が収集画像に含まれる信号強度に及ぼす影響と散乱体厚の変化による画像コントラストと画像周波数解析の手法を用いて定量的に解析した。

画像コントラストは、表 1 から散乱体の有無により大きく変化することが分かる。散乱体が無い場合には、93peak のコントラストが高くなるが、高いエネルギー (300keV) が加わることによってコントラストの低下が認められる。また、散乱体厚が増すにつれてコントラストは低下し、特に 93peak 時では、他の photopeak に比較してコントラスト低下が著しい。この結果は 93peak 単独収集では深部の信号成分が減弱や散乱線等により検出できないことを示している。また、3peak 収集は $T_w=0\text{cm} \sim 10\text{cm}$ で 93peak, 185peak について高いコントラストを示しているが、 $T_w=20\text{cm}$ の場合では一番高いコントラストを示している。このこ

とにより深部の信号検出は 300keV が大きく寄与し、表面の信号検出は 93keV がそれぞれ関係していると考えられる。次に前述したこの現象を画像周波数の観点から考えてみる。

散乱体が無い場合での動径強度分布関数は、図 3 に示すように 93peak 収集が周波数スペクトル分布上では高く、300peak の場合での信号強度は 20% (表 2) も 93peak に比較して減少している。前述した画像コントラストでの評価と $Pr(n)$ での評価は同じ傾向を示し、低いエネルギー photopeak 収集での有用性が示唆される。しかし、増田ら¹¹⁾ の報告のように信号成分の抽出には 185+300peak が優れているとされているが、これは、使用するコリメータの有効エネルギー範囲やクロストーク及びコリメータのペネトレーション等による違いで信号強度の差が生じていると考えられる。また、普通一般に行われている 3peak 収集については、高エネルギーの 300keV の影響で信号強度が 93peak に比較して 5% 低下している。しかし、臨床での核医学検査に於いては検査対象者である患者自身が散乱体でありその散乱体 (体内) の中から病巣である信号成分を検出する必要がある。

散乱体厚を変化させた場合において動径強度分布関数は、図 4-B に示すように散乱体厚が大きくなるほど周波数スペクトル自体の信号強度は減少している。表 2 に示すように散乱体厚が 10cm までの場合、93+185peak 収集 ($\%I_s=86.4\%$) は、3peak 収集 ($\%I_s=84.8\%$) よりも信号強度が強く表面での検出能に優れている。このことは、表 1 の画像コントラスト及び前述した画像周波数の両面から評価できる。また、散乱体厚 20cm では 93+185peak 収集 ($\%I_s=66.6\%$) が逆に 3peak 収集 ($\%I_s=74.7\%$) よりも信号強度が弱く

なり、図 6-B に示すように、散乱体の増加にしたがって 93+185peak 収集では深部の信号を検出できなくなり、3peak 収集では前者に比較して信号検出能がよくなると推測される。前述した結果から、高エネルギーが信号検出能に寄与している割合は 8.1% であり、散乱線による画像劣化を加味しても高エネルギー photopeak を使用することにより、信号検出能を向上させていると考えられる。これは、深部の病巣の検出には高いエネルギーが寄与し、散乱体厚により photopeak の選択が収集画像の信号検出能に多く関与していることを示唆する結果となった。このことは、増田ら¹⁰⁾の報告と同じ結果である。したがって深部情報を検出するには 300keV の energy peak を全く無視することはできない。ただし、前述したように使用するコリメータの有効エネルギー範囲によりこの条件は変化するものと思われる。

単検出器型シンチレーションカメラでクエン酸ガリウム (⁶⁷Ga) プレイナ画像を撮像する時は、図 7 に示すように通常は検出器を前面から撮像し画像収集を行っている。このような場合、体内からの散乱線も多く発生し後面近くにある病巣での収集では検出器と病巣間距離が大きく、図 6-B の結果から 93+185peak 収集では深部の信号を検出できなくなる。深部の信号検出には、高いエネルギー peak が必要なことから、93+185peak 収集に 300keV を加えた 3peak 収集が最適な収集 photopeak と考える。

また 2 検出器型シンチレーションカメラ収集では、被検体を上下から挟み込むような収集方法のために、どちらか近い側の検出器に正確な信号成分が収集され、病巣が深部あるいは表在に存在していても、病巣—検出器間距離が短くなり、表 2 に示すように表面の検出に優れている 93+185peak 収集が最適な収集方法だと考えられる。また、単検出器型のように 300keV の photopeak を含まない収集であるので、高いエネルギーからの散乱線も少なく、良質の画像収集が可能となると考えられる。

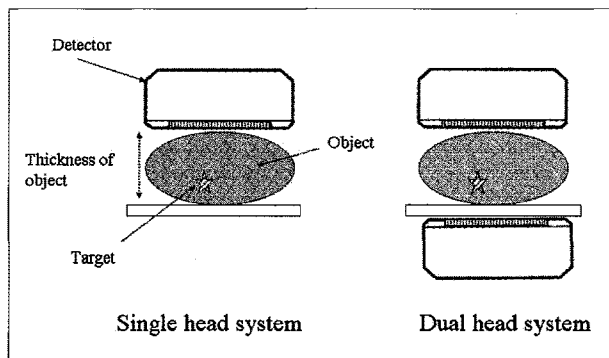


Fig-7 Difference in geometric configuration with a single-head detector and a dual-head detector systems.

7 結論

クエン酸ガリウム (⁶⁷Ga) プレイナ画像での photopeak 収集の相違を画像コントラスト及び画像周波数解析を応用して定量的に検討を行った。画像コントラストは、散乱体の有無により大きく影響し、散乱体無しでは、93peak 収集画像のコントラストが高くなったが、高いエネルギーが加わるとコントラストの低下が生じた。一方、散乱体加わるとその厚さに比例してコントラストが低下し、特に 93peak でのコントラストが他の photopeak 収集画像に比較して著しく低下した。画像周波数領域での評価では、散乱体が無い場合、動径強度分布関数 $Pr(n)$ が $93peak > 93+185peak > 3peak \approx 93+300peak > 185peak > 185+300peak > 300peak$ の順となり 93peak を含む photopeak 収集が最適である。しかし、散乱体厚を増加するにつれて信号強度は弱くなり $3peak > 185peak > 93+185peak \approx 93+300peak \approx 300peak \approx 185+300peak > 93peak$ の順で 93peak と 3peak の $Pr(n)$ は逆転した。また、93peak の $Pr(n)$ は 0.1 ~ 0.3cycles/cm の低周波領域の信号強度の劣化が激しく散乱体が無い場合の $Pr(n)$ に比較して約 20% も低下した。散乱体が 10cm 以上をこえると 93peak、93+180peak の photopeak では深部の情報を検出できなくなり、3peak 収集が良い結果となった。この結果を臨床応用すれば、クエン酸ガリウム (⁶⁷Ga) プレイナ画像収集での photopeak は、単検出器型シンチレーションカメラでは、深部の検出に優れている 300peak を含む 3peak 収集が最適であり、2 検出器型シンチレーションカメラでは高いエネルギーを含まない 93+185peak 収集が最適であるといえる。

参考文献

- 1) 松本政典：核医学イメージング理論、日放技学誌, 50 (5) : 637-651, 1994
- 2) 木下富士美、柳沢正道、森貞美佳、市原裕紀、油井信春、戸川貴史：低エネルギーコリメータを用い、TEW 法による散乱線除去を行ったガリウムプレーナイメージ画質改善の試み（基礎的検討）、メディカルレビュー, 63 : 5-21, 1997
- 3) 柳沢正道、木下富士美、森貞美佳、市原裕紀：triple energy window (TEW) 法を応用した ⁶⁷Ga イメージングの検討、日放技学誌, 54 (5) : 630-637, 1998
- 4) 橋口広行、黒江 篤、渡辺敏幸：肝の ⁶⁷Ga シンチにおける 3 ピーク及び 1 ピークの臨床的検討、日放技学誌, 41 (8) : 597, 1985
- 5) 阿部慎司、高橋清治、野村悦治、山田康彦：⁶⁷Ga シンチにおけるエネルギー選択（頸部・四肢及び

- 表在腫瘍において) , 日放技学誌, 41 (8) : 598, 1985
- 6) 上野山文男、安藤英次、村上悦子、大賀泰文、宇都文昭、宇山茂樹：⁶⁷Ga-SPECT 画像の検討、日放技学誌, 43 (8) : 1228, 1987
 - 7) 近藤隆司、稲津博、杉山嘉郎、佐藤耕一、宮崎吉行：シンチグラムにおける Cold Lesion 検出能の定量的評価、日放技学誌, 39 (2) : 132-139, 1983
 - 8) 大西英雄、高橋雅文、松尾 悟、他：テクスチャ解析法を用いた SPECT 画像評価、日放技学誌、51 (6) : 710-716, 1995
 - 9) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, et al: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in signal photon emission CT. IEEE Trans Med. Image., 10:408-412, 1991
 - 10) 木田哲生、大西英雄、野間和夫、他：パワースペクトルを用いた散乱線画像の評価、日放技学誌、54 (8) : 961-969, 1998
 - 11) 増田一孝、大西英雄、濱津尚就、他：Ga-670-DAS-DFO フィブリノゲンの血栓検出能について、日放技学誌、43 (8) : 1189, 1987

Quantitative Evaluation of ^{67}Ga -Planar Images Acquired with Different Combinations of Photo-Peaks Using Image Frequency Characteristics

Hideo ONISHI*¹ Yuki MATSUTAKE*²

*1 Department of Radiological Sciences, Faculty of Health and Welfare, Hiroshima Prefectural College of Health Science

*2 Program in Health and Welfare, Graduate School of Comprehensive Scientific Research, Prefectural University of Hiroshima

Received 12 September 2006

Accepted 12 December 2006

Abstract

The purpose of this study was to analyze quantitatively the influence of acquisition of various combinations of photo-peaks on gallium-67 planar images using frequency analysis. A liver phantom provided by the International Atomic Energy Agency was imaged using a GCA-901WB (Toshiba, Tokyo); 37 MBq of gallium-67 was injected into the phantom, and its planar images were acquired with each of three photo-peaks and the following combinations; one each of 93, 185 and 300 keV peaks, two of the three peaks, i.e. 93 and 185, 93 and 300, and 185 and 300 keV peaks, and all of the three peaks. Image contrast was varied with and without scatter material. Without scatter material, the 93 keV-peak image had the highest contrast, and the contrast degraded when adding a higher energy photo-peak or photo-peaks. With scatter material, the image contrast decreased when the scatter material thickness increased, and the contrast degradation of the 93 keV-peak image was particularly remarkable. Radius distribution function ($Pr(n)$) was used for quantitative frequency analysis. Images were collected up to 500 kcounts, and tough water phantoms (thicknesses: 5, 10, 20 cm) were used as scatter material. The highest $Pr(n)$ was obtained with the 93 keV-peak without scatter material; however, with a 20 cm-thick tough water phantom, the image with three peaks had the highest $Pr(n)$. According to the increase in tough water phantom thickness, the intensity of $Pr(n)$ for the 93 keV-peak in the range from 0.1 to 0.3 [cycles/cm] decreased by 20 % of that without the tough water plate. When the thickness of the scatter material was over 10 cm, 93 keV-photons from the deep portion of the phantom were not detected properly. The optimal energy photo-peaks were three peaks for a single-head camera and the combination of 93 and 185 keV peaks for a dual-head camera.

Key words : photo-peaks, quantitative frequency analysis, radial distribution function, gallium-67 planar image