資 料

全身イメージングにおける適正スキャン速度 に関する指針[†]

(社)日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング・検査技術専門委員会^{††}

113-8941 東京都文京区本駒込 2-28-45

Key Words : optimum scanning speed, whole-body imaging, bone scan, tumor scan, phantom

1. はじめに

骨シンチグラフィおよび腫瘍シンチグラフィ等における全身イメージングは核医学検査の中でも大きなウェイトを占める。この撮像にあたっては施設ごとに経験的に実施されていること

が多い。日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング・検査技術専門委員会では第17期第1回委員会（平成10年7月10日）から第18期第5回委員会（平成13年9月21日）において画像の均質化を目的とした適正スキャン速度について検討してきた。この度、これが纏まったので指針として報告する。

収集条件の観点から核医学画像の画質を大きく左右する因子の一つに情報密度（計数密度：count/cm²）がある¹⁾。また、RI集積（陽性像）またはRI集積欠損部（欠損像）と周囲正常組織との集積比やその大きさも現出能に大きな影響を与える。全身イメージングにおける情報密度はスキャン速度に反比例する関係にあることから、評価用ファントムを試作し適正スキャン速度について検討した。また、各施設で撮像されている臨床症例についても検討し、今回の指針とした。

2. 方 法

2.1 ファントムによる検討

1) ファントムの作成

装置の解像度、RI医薬品の集積度およびその大きさに関して、全身イメージの現出能を同時に測定・評価することが可能なファントムを考案、作製した。ファントムは取扱いおよび使用が容易で再現性が良好であることを前提とし、画像作成はトランスミッション（透過）線源に

[†] Guideline for Optimum Scanning Speed on Whole-Body Imaging. Subcommittee for Radionuclide Imaging and Nuclear Medicine Technology, Medical and Pharmaceutical Committee, Japan Radioisotope Association, 2-28-45 Honkomagome, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8941, Japan.

^{††} 委員長 利波 紀久 金沢大学大学院医学系
研究科
副委員長 藤田 透 京都大学医学部附属病院
委 員 阿部 欣二 国会参議院議員医務課
飯田 恭人 東京大学医学部附属病院
石原十三夫 群馬県立医療短期大学
福喜多博義 国立がんセンター東病院
本田 憲業 埼玉医科大学総合医療
センター
松田 博史 国立精神・神経センター
武蔵病院
松平 正道 先端医学薬学研究
センター
村山 秀雄 放射線医学総合研究所
山田 正人 金沢大学医学部附属病院
油井 信春 千葉県がんセンター
渡辺 俊明 公立昭和病院
オブザーバー 羽石 秀昭 千葉大学工学部
バー

より得る方法を用いた（図1）。図2に示すように、1 mm 厚銅版11枚と0.5 mm 厚銅版1枚で構成され、 γ 線の透過強度により8段階の線コントラスト^{注)}すなわち計数ステップを有したバー陽性像（スリット像）とスポット陽性像（コイン像）が得られる構造となっている。0.5 mm 厚銅板を最下面とし、これらの銅板を重ねて接着固定した。この重ね合わせ銅板に所定のスリットおよびコイン状の凹部を穿った。スリット像のバーの幅および間隔、スポット像の直径はともに2, 4, 6, 10, 20 mmとした（スリット幅は10 mm まで）。銅板の枚数により濃度段階を有したスリット像およびスポット像が得られるが、ここではスリットまたはコイン状の部分ターゲット（target: T, その γ 線透過強度をTi）、これら凹部以外の周辺部をノンターゲット（non-target: non-T, その γ 線透過強度をnon-Ti）と記述することとした。ノンターゲット部の ^{99m}Tc γ 線の透過強度（相対値）を1.0とした場合、ターゲット陽性像部の透過強度（相対値）が1.1-10の間で8段階の比率で得られるように設計した。この透過強度の比率をターゲ

ット／ノンターゲット比（Ti/non-Ti ratio；以下単に Ti/non-Ti と記す）と定義する。また、図表中においては non-target および target の各区分を透過強度ステップ non-T および 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 と記述した。因みに ^{67}Ga および ^{123}I γ 線では1.06-6.7および1.1-6.2の間で8段階の Ti/non-Ti が得られる計算になる（表1-1）。ただし、 ^{123}I 、あるいは ^{67}Ga による面線源でトランスミッションを行っても、これらの核種による画像の評価を可能にすることを意味するものではなく、 ^{99m}Tc γ 線とは異なる Ti/non-Ti が得られるのみである。このファントムは検出器に入力される γ 線の種々のテストチャート形状およびその強度を得るためのものである。図3はファントムの概観である。

ここで定義した Ti/non-Ti は、表 1-1 に示した検出器に入射する計算上のガンマ線の計数率によるものと、画像にROIを設定して得た実測計数率とは異なっている。その相違はターゲットの大きさや間隔によっても観測された。計算上の入射ガンマ線によるものと実測上のROI計数率によるものが異なる原因については

図1 ファントムの撮像

図2 ファントムの構造

幾つかの因子が挙げられるが、周囲への散乱線附加や部分容積効果が影響しているものと考えられる。表1-2に2cmターゲットについての設計上のTi/non-Tiと実測値によるTi/non-Tiの対比を示す。この実測値をTi/non-Tiの修正値とした。以下、ターゲットの現出能等の

評価は修正したTi/non-Tiを用いて行った。

2) ファントムの撮像および観察評価

ファントムのnon-Tのカウンtr cm²を実際の臨床像に近似する値に設定するため、全身骨スキャンの軟部組織の平均的なカウンtr cm²を臨床データから求めた。non-Tのカウンtrが

注) 一般的に検出器の2か所に入射するγ線強度Ti1, Ti2 (線コントラストTi1 Ti2)と画像上のROIカウンtr N1, N2との関係およびフィルム上(またはCRT上)で観察する写真コントラスト(C1 C2)の関係は次のようになる。

$$N_1 \ N_2 = a \ Ti_1 \ a \ Ti_2 = Ti_1 \ Ti_2$$

aは検出器の計数効率とする。

したがって、Ti/non-Tiに関しては入射γ線強度の比率とROIカウンtrの比率は本来等価である(ただし、散乱線附加や部分容積効果等の因子を考慮しない場合)。

一方、フィルム上では

$$C_1 \ C_2 = b_1 \ N_1 \ b_2 \ N_2$$

となる。入力(γ線強度やカウンtrなど)とフィルム濃度やCRT輝度などとの特性曲線は非線形であるため、一つの係数(b)で単純に変換できない。すなわち

$$C_1 \ C_2 \neq N_1 \ N_2$$

である。

本指針は、陽性像のカウンtrや大きさなどとその現出能の関係を述べている。

表 1-1 ファントム構造の設計

透過強度ステップ		non-T	1	2	3	4	5	6	7	8
銅板枚数	1mm	11	11	10	8	7	6	4	2	0
	0.5mm	1	0	0	0	0	0	0	0	1
γ線透過強度 (相対値)	^{99m} Tc	1.0	1.1	1.4	2.1	2.6	3.2	5.3	7.3	10.0
	⁶⁷ Ga	1.0	1.06	1.2	1.6	1.9	2.2	3.1	4.7	6.7
Ti／non-Ti	¹²³ I	1.0	1.1	1.3	1.8	2.3	2.6	3.6	5.0	6.2

γ線透過の計算に関する条件

^{99m}Tc γ線：141 keV (143 keV は無視)

⁶⁷Ga γ線：93 keV (0.39)、185 keV (0.21)、300keV (0.17)。 () は放出率

¹²³I γ線：159 keV

⁶⁷Ga、¹²³I には計算条件外の種々のエネルギーのγ線が少量含まれるが、イメージングでは一般に収集エネルギーウインドウ外であるため考慮しなかった。

表 1-2 ^{99m}Tc における γ線強度 (相対値)

透過強度ステップ		non-T	1	2	3	4	5	5	7	8
γ線透過強度 (相対値)	設計値	1.0	1.1	1.4	2.1	2.6	3.2	5.3	7.3	10.0
	Ti／non-Ti 実測値	1.0	1.10	1.25	1.65	1.9	2.3	3.5	4.6	6.0

実測値は 2cm 幅スリットおよび 2cm 直径コイン像の中心部 16 ピクセルの計数の平均値

この値に近似するようトランスミッション線源を調整した。この結果、^{99m}Tc 水溶液 111 MBq を線源容器に封入して用いることとした。

このファントムを用いて、線源条件および収集条件を同一とし 6 施設 (金沢大学医学部附属病院、京都大学医学部附属病院、慶応義塾大学病院、国立がんセンター東病院、千葉県がんセンター、東京大学医学部附属病院) において撮像を実施した。使用コリメータは低エネルギー高分解能 (LEHR) コリメータに統一した。収集条件はエネルギーウインドウを 140 keV ± 10 %、スキャン速度を 5, 10, 15, 20, 30, 50 cm/min とし、static 収集も加えた。収集マトリックスは全身イメージングにおいては 256 × 1 024、static 収集においては 256 × 256 とした。評価用画像のフィルムへのハードコピーは日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング

規格化専門委員会による“ガンマカメラによるデジタル画像の表示・記録に関する指針”²⁾に従った。なお、各施設の装置は次のとおりである。金沢大学医学部附属病院：東芝社製ガンマカメラ GCA-901A/W2、京都大学医学部附属病院：日立メデイコ社製 GV-2500IV、慶應義塾大学病院：東芝社製ガンマカメラ GCA-7200A/DI、国立がんセンター東病院：日立メデイコ社製 RC-2600I、千葉県がんセンター：東芝社製ガンマカメラ GCA-7200A/UI、東京大学医学部附属病院：東芝社製ガンマカメラ GCA-901A/WG。

ファントム画像の評価は、画像を一か所に集め、撮像した施設名を伏せて 8 名の観察者により行った。評価は表 2 に示すような 5 段階スコア評価で行い、観察者全員の評価点の平均値を求めた。

図 3-a ファントム (面線源)

図 3-c 鉛板+面線源

図 3-b 銅板

3) 定量的評価

画像工学の立場からの観察評価の解析を試みた。今回は各施設で収集したファントムの観察評価を千葉大学工学部画像工学教室(羽石秀昭助教授)においてグラフ化し、解析した。

2・2 臨床データによる検討

全身イメージングの適正スキャン速度を評価

するために5施設(金沢大学医学部附属病院, 京都大学医学部附属病院, 慶応義塾大学病院, 国立がんセンター東病院, 千葉県がんセンター)に協力を願い, ファントム評価と同様の装置にて収集条件を統一し骨イメージを収集した。このデータを観察者により評価し, 分析した。

1) 収集データの条件

1症例につき低エネルギー高分解能型(LEHR)コリメータを使用して全身イメージ(256×1024マトリックス, 拡大率1倍にてスキャン速度を15, 20, 30 cm/minと変化させた3種類)と, static画像(256×256マトリックス, 拡大率1倍, 5分収集)を収集した。その際, 使用薬剤は ^{99m}Tc -HMDP (740 MBq)に統一した。得られたデータは当委員会にて指定したフィルム表示サイズ(全身像は大四切1枚撮, static像は大四切4分割)で各施設において, 日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング規格化専門委員会による“ガンマカメラによるデジタル画像の表示・記録に関する指針”²⁾に従って記録し, 視覚評価の資料とした。

表2 ファントム画像の評価法

スリット	よく分解 している	分解している (よく見える)	分解し難い (見える)	分解していない	見えない
コイン	明瞭に見える	よく見える	見える	見え難い	見えない
評価点	5	4	3	2	1

2) 視覚的評価方法

評価資料は同一症例ごとに収集条件を目隠ししてシャカステンにランダムに配置した。観察距離、観察時間については普段の読影に準ずることとした。視覚評価はstatic画像を基準とした4段階(1.悪い, 2.やや悪い, 3.同等, 4.同等以上)で行った。評価者は採点シートに評価点(スコア)をつけた。画像の優劣はスキャン速度別にスコアを集計しその平均値で判断することとした。

3. 結 果

3.1 評価用ファントムによる検討結果

static画像およびスキャン速度5 cm/min, 10 cm/min, 15 cm/min, 20 cm/min, 30 cm/min, 50 cm/min各画像について、5段階スコア集計の結果を表3に示す。スコア値は全観察者の平均値である。スリット陽性像およびコイン陽性像ともstatic撮像とスキャン速度5 cm/minは同程度のスコアを示し、スキャン速度が大きいほど低いスコアを示した。当然ながら、スリット間隔および幅、コイン直径の小さいものほど、また、Ti/non-Tiの低いものほど低スコアを示し、2 mmの画像はいずれも観察できなかった。図4はファントム画像の一例を示したものである。

スコア集計表をグラフ化した例を示す。図5はスキャン速度10 cm/minおよび30 cm/minについて、スコア集計表をグラフ化したものである。グラフ化したデータを基に、観察評価スコア3(見える)およびスコア4(よく見える)が得られるスキャン速度とファントム条件の関

係を示したものが図6である。これらの評価が与えられる限界ラインについて、Ti/non-Ti(横軸)とコイン直径またはスリット間隔(縦軸)の関係を、スキャン速度をパラメータとして表示した。各スキャン速度ラインより右上方が各スコアを満たす範囲である。

図7はスキャン速度による観察評価をコイン直径またはスリット間隔に対してTi/non-Tiごとに示したものである。スキャン速度0はstatic画像の値である。評価スコア3のTi/non-Tiごとのスキャン速度と現出能をみると、コイン状陽性像においてはTi/non-Ti 4.5以上でstatic画像およびスキャン速度5, 10, 15 cm/min画像はほぼ同程度の直径まで「見える」と評価されるが、20 cm/min以上で「見える」と評価される直径は大きくなる。すなわち、大きなものしか観察されなくなり、現出能は劣化する。Ti/non-Ti 3.5以下ではスコア評価3はスキャン速度とともに直線的に劣化し、Ti/non-Ti 2.5では劣化傾向はさらに大きくなる。スリット像ではいずれのTi/non-Tiにおいてもstatic画像およびスキャン速度5, 10 cm/min画像の相違はわずかであるが、15 cm/min以上において特に低いTi/non-Tiで直線的に劣化している。全般的にstatic画像よりスキャン速度5 cm/min画像が良好であるという傾向を示したが、この原因についてはstatic画像とホールボディ画像の表示フォーマットの相違が観察評価に影響を与えた可能性がある。

3.2 臨床データによる検討結果

収集されたデータは5施設で24症例であった。

表3 ファントム画像の評価スコア

ファントムのサイズ	透過強度ステップ							
	1	2	3	4	5	6	7	8
	平均							
A	1.1	1.5	2.7	3.1	3.4	3.9	4.4	4.6
B	1.1	1.4	2.5	2.9	3.3	3.8	4.2	4.4
C	1.0	1.2	1.8	2.2	2.5	2.9	3.3	3.5
D	1.0	1.2	1.7	2.0	2.3	2.7	3.1	3.2
E	1.0	1.1	1.4	1.6	1.7	1.9	2.1	2.1
F	1.0	1.1	1.4	1.5	1.7	1.8	1.9	2.0
G	1.0	1.0	1.3	1.5	1.7	1.8	1.9	1.9
H	1.0	1.0	1.3	1.5	1.7	1.8	1.9	1.8
I	1.1	1.4	2.3	2.7	3.1	3.6	4.4	4.7
J	1.0	1.1	1.7	2.0	2.4	2.9	3.6	4.0
K	1	1.0	1.1	1.2	1.5	1.9	2.5	2.8
L	1	1	1.0	1.0	1.1	1.3	1.6	1.9
M	1	1	1	1	1	1.0	1.0	1.1

スキャン速度 1 5 cm/min								
slit	1.2	1.5	2.8	3.2	3.5	3.9	4.4	4.6
slit	1.1	1.4	2.6	3.1	3.4	3.9	4.3	4.5
slit	1	1.2	1.9	2.4	2.7	3.0	3.3	3.5
slit	1	1.2	1.8	2.1	2.4	2.8	3.0	3.1
slit	1	1.0	1.5	1.6	1.8	1.9	2.1	2.2
slit	1	1.0	1.5	1.6	1.8	1.9	2.0	2.0
slit	1	1.0	1.4	1.6	1.7	1.9	1.9	1.9
slit	1	1.0	1.4	1.6	1.7	1.8	1.8	1.9
coin	1.0	1.3	2.4	2.8	3.3	3.6	4.5	4.9
coin	1	1.1	1.7	2.1	2.4	3.0	3.7	4.0
coin	1	1	1.0	1.1	1.5	2.0	2.6	2.9
coin	1	1	1	1	1.1	1.3	1.6	2.0
coin	1	1	1	1	1	1	1	1.0

スキャン速度 0 (static)								
1.1	1.6	3.1	3.3	3.5	4.2	4.6	4.9	
1.1	1.6	3.0	3.3	3.5	4.0	4.5	4.8	
1	1.3	2.2	2.6	2.8	3.2	3.7	3.8	
1	1.2	2.1	2.4	2.7	3.1	3.6	3.7	
1	1.1	1.6	1.7	1.8	2.0	2.1	2.2	
1	1.1	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	
1	1.1	1.5	1.6	1.7	1.9	1.9	1.9	
1	1.1	1.5	1.6	1.7	1.9	1.9	1.9	
1.1	1.6	2.7	3.0	3.4	3.9	4.6	4.9	
1.0	1.2	2.1	2.4	2.7	3.2	4.0	4.2	
1	1.1	1.3	1.6	1.9	2.3	2.9	3.3	
1	1	1.0	1.1	1.1	1.6	2.0	2.3	
1	1	1	1	1	1	1.0	1.1	

スキャン速度 2 0 cm/min								
1.1	1.4	2.7	3.1	3.4	3.9	4.3	4.6	
1.1	1.3	2.4	2.9	3.3	3.8	4.2	4.4	
1.0	1.2	1.7	2.0	2.5	2.8	3.2	3.4	
1.0	1.1	1.6	1.8	2.2	2.5	2.9	3.1	
1	1.0	1.3	1.5	1.7	1.9	2.1	2.1	
1	1.0	1.2	1.5	1.7	1.8	2.0	2.0	
1	1.0	1.2	1.4	1.6	1.8	1.9	1.9	
1	1.0	1.2	1.4	1.6	1.8	1.9	1.9	
1.1	1.3	2.2	2.6	3.0	3.6	4.4	4.8	
1	1.0	1.5	1.8	2.2	2.8	3.5	3.8	
1	1	1.0	1.2	1.3	1.8	2.3	2.7	
1	1	1	1	1.1	1.3	1.5	1.8	
1	1	1	1	1	1	1	1	

スキャン速度 5 cm/min								
1.2	1.7	3.1	3.4	3.7	4.4	4.7	5.0	
1.2	1.6	3.0	3.3	3.6	4.1	4.5	4.8	
1.1	1.3	2.4	2.7	3.0	3.4	3.7	3.9	
1.1	1.3	2.2	2.6	2.8	3.2	3.5	3.6	
1.1	1.1	1.6	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	
1.1	1.1	1.6	1.8	1.8	1.9	2.0	2.1	
1.1	1.1	1.6	1.7	1.8	1.9	1.9	1.9	
1.1	1.1	1.6	1.7	1.8	1.9	1.9	1.9	
1.2	1.7	2.7	3.1	3.4	4.0	4.6	5.0	
1.1	1.3	2.1	2.3	2.8	3.4	4.0	4.4	
1	1.2	1.3	1.5	1.8	2.4	3.0	3.2	
1	1.0	1.1	1.1	1.2	1.5	1.9	2.3	
1	1	1	1	1	1.1	1.1	1.2	

スキャン速度 1 0 cm/min								
1.2	1.6	2.9	3.3	3.7	4.1	4.6	5.0	
1.1	1.5	2.8	3.3	3.6	4.1	4.5	4.7	
1.1	1.2	2.1	2.6	2.9	3.3	3.6	3.8	
1.1	1.2	1.9	2.3	2.7	3.1	3.4	3.5	
1.1	1.1	1.4	1.7	1.9	2.0	2.1	2.2	
1.0	1.1	1.4	1.7	1.9	1.9	2.0	2.0	
1.0	1.1	1.4	1.7	1.8	1.9	1.9	1.9	
1.0	1.1	1.4	1.7	1.8	1.9	1.9	1.8	
1.1	1.5	2.6	3.0	3.4	3.9	4.7	5.0	
1.1	1.2	2.1	2.2	2.5	3.1	3.8	4.2	
1	1.0	1.2	1.3	1.7	2.2	2.8	3.1	
1	1	1.0	1.0	1.1	1.4	1.8	2.2	
1	1	1	1	1	1	1.1	1.1	

スキャン速度 3 0 cm/min								
1.1	1.3	2.3	2.7	3.2	3.6	4.1	4.3	
1.0	1.2	2.1	2.6	3.1	3.5	3.9	4.2	
1	1.1	1.4	1.7	2.1	2.6	3.0	3.1	
1	1.1	1.3	1.6	1.9	2.4	2.8	2.8	
1	1.0	1.3	1.4	1.6	1.8	2.0	2.1	
1	1.0	1.2	1.3	1.6	1.7	1.9	1.9	
1	1	1.1	1.3	1.5	1.7	1.8	1.8	
1	1	1.1	1.3	1.5	1.7	1.8	1.8	
1	1.2	1.9	2.4	2.8	3.4	4.2	4.6	
1.0	1.0	1.3	1.8	2.3	2.6	3.2	3.7	
1	1	1.0	1.0	1.2	1.5	2.1	2.4	
1	1	1	1	1.0	1.1	1.4	1.4	
1	1	1	1	1	1	1	1.0	

スキャン速度 5 0 cm/min								
1.1	1.4	2.0	2.5	3.0	3.3	3.8	4.1	
1.0	1.3	1.8	2.3	2.9	3.2	3.8	3.8	
1	1.1	1.2	1.5	1.8	2.3	2.6	2.7	
1	1.1	1.2	1.4	1.7	2.0	2.4	2.5	
1	1	1.2	1.2	1.5	1.7	1.9	2.0	
1	1	1.2	1.2	1.5	1.7	1.8	1.9	
1	1	1.1	1.2	1.5	1.6	1.8	1.8	
1	1	1.1	1.2	1.5	1.6	1.8	1.7	
1	1.1	1.6	1.9	2.6	3.2	3.9	4.2	
1	1	1.1	1.4	1.6	2.1	3.0	3.3	
1	1	1	1	1.1	1.5	1.9	2.3	
1	1	1	1	1	1.0	1.1	1.4	
1	1	1	1	1	1	1	1

図4 スキャン速度とファントム画像

今回、金沢大学の核医学専門医6名および核医学検査担当技師2名の協力を得て、視覚評価を実施した。核医学経験年数は5年以上6名（医師5名，技師1名），5年未満2名（医師1名，技師1名）であった。

図8に示すように個人別ではスキャン速度が

速くなると明らかにスコアが下がっていた。また、グループ別では医師の方が技師よりも若干スキャン速度別スコアが低かった（図9）。全評価者の採点結果はスキャン速度15 cm/min 2.65 ± 0.71 （平均値 $\pm$ 標準偏差），20 cm/min 2.32 ± 0.78 ，30 cm/min 1.79 ± 0.69 であった。

図5 評価スコアのグラフ化 (スキャン速度 10 cm/min, 30 cm/min)
 スキャン速度による Ti/non-Ti (線コントラスト) と陽性像サイズに対する現出能の関係

3・3 全身イメージングの適正スキャン速度における臨床的有用性の判断基準について

評価用ファントムによるスキャン速度と現出能の関係を臨床応用するために各施設臨床例における全身イメージの病巣/バックグラウンド (BG) 比 (Ti/non-Ti) を調査した。4 施設 (金

沢大学医学部附属病院, 京都大学医学部附属病院, 国立がんセンター東病院, 千葉県がんセンター) で実施された骨および ^{67}Ga 検査で病巣が検出された全身イメージについて, 疾患, 年齢に関係なく無作為に選択して病巣/BG 比をカウント/ピクセルの比として算出した。総病巣数は骨イメージ ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMDP) で67病

(a)スリット像

(b)コイン像

スコア 3 (見える) を与えるライン

(c)スリット像

(d)コイン像

スコア 4 (よく見える) を与えるライン

図6 観察評価スコア 3およびスコア 4を与えるライン

果, ^{67}Ga で77病巣で, 関心領域 (region of interest: ROI) は病巣を内接するよう取り囲み設定した。また, BG のROIは病巣と対側あるいは近傍の対象部に設定した。その結果, 病巣とBGとの比では骨 2.40 ± 1.25 (平均値 $\pm$ 標準偏差), ガリウム 2.10 ± 0.79 であった (図10)。

ファントムによるスキャン速度算出グラフ

(図6)により, 全身骨イメージ病巣の検出能を「コイン状のスコア3 (見える)」で評価するなら, 病巣/BG比の平均値2.40では, スキャン速度10 cm/minで約14 mm, 15 cm/minで約15 mm, 20 cm/minで約19 mmの直径が検出限界となる。ガリウムではファントムによる評価はしていないが, 臨床画像の病巣/BG比

スコア 3 (見える) を与えるライン

スコア 4 (よく見える) を与えるライン

図7 スキャン速度とスコア3およびスコア4を与える境界ライン

(例) コインファントムでスコア3を得るには、Ti/non-Ti (線コントラスト) 約4, スキャン速度 15 cm/min の場合、コイン直径約8.5mmが限界であることを示している((b)の矢印)。

を仮にスキャン速度算出グラフに当てはめてみると、平均値2.10では10 cm/min で約17 mm 直径が検出可能であるが、スキャン速度15 cm/min 以上では検出限界はおおよそ直径20 mm 以上となる。

全身骨イメージングにおいて、スキャン速度 20 cm/min で直径1 cm のコイン状の陽性像を「コイン状のスコア3 (見える)」, あるいは間隔1 cm のスリット状の像を「スリット状のスコア4 (分解している)」と評価して検出するた

図 8 4段階評価法の個人別採点結果

図 9 4段階評価法のグループ別採点結果

めには図7より病巣/BG比は約3.8が必要であると想定される。

4. ま と め

1) 作成したファントムによる実験の範囲内

において、臨床レベルの収集計数の条件下で次のように結論付けた。

- スキャン速度10 cm/min 以下で static 収集と同等の画像が得られる。
- 少なくともスキャン速度20 cm/min 以上

図10 全身イメージングの病巣コントラスト

で画質は直線的に劣化する。

● 良好な画像を得るためのスキャン速度は10 cm/min 以下であり、スキャン速度15 cm/min が境界領域であろう。臨床スキャンにおいては実際の検査時間を考慮に入れスキャン速度15 cm/min 程度が妥当であると推定される。

2) 病巣/BG比を調査してファントムによるスキャン速度算出グラフとの関係を分析したところ、病巣/BG比が3.8であれば直径1 cmの腫瘍を検出するにはスキャン速度は20 cm/min でよかった。しかし、調査した病巣/BG比の平均値は3.8よりも低値であり、スキャン速度は20 cm/min よりも10-15 cm/min 程度が望ましい結果となった。

3) 以上より、臨床データにおける視覚的評価ではstatic画像よりはやや劣るがスキャン速

度15 cm/min 以下が望ましい。しかし、スコア2以上を許容範囲とするならばスキャン速度20 cm/min までは許容できると考えられた。

文 献

- 1) 日本放射線技術学会 RI 専門委員会：シンチグラム記録表示の標準化，日放技学会誌，32(1)，44-61 (1976)
- 2) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング規格化専門委員会：ガンマカメラによるデジタル画像の表示・記録に関する指針，Radioisotopes, 43, 34-40 (1994)
- 3) 前田善裕他：Digital Imagingにおける情報量とマトリックスに関する基礎的検討，映像情報(M)，20, 648-652 (1988)
- 4) 中村豊他：核医学デジタル画像の基準化検討班報告（委員会報告），日放技学誌，50, 1923-1942 (1994)