

—ワーキンググループ (WG) 報告—

SPECT/CT における CT の適正使用に関するガイドライン

平成29年10月19日 初 版
日本核医学技術学会学術担当

ガイドライン策定ワーキンググループ (WG) メンバー

日本核医学技術学会

藤埜 浩一 (大阪大学医学部附属病院)
櫻井 実 (日本医科大学健診医療センター)
石黒 雅伸 (藤田保健衛生大学病院)
松友 紀和 (杏林大学)
中嶋 真大 (岡山大学病院)
安部 伸和 (広島大学病院)

協 力 者

川野 輝喜 (シーメンスヘルスケア株式会社)
横塚 弘一 (シーメンスヘルスケア株式会社)
小林 伸一 (シーメンスヘルスケア株式会社)
岡 大輔 (GE ヘルスケア・ジャパン株式会社)
竹中 茂幸 (GE ヘルスケア・ジャパン株式会社)
細野 栄保 (GE ヘルスケア・ジャパン株式会社)
佐々木貴裕 (株式会社日立製作所)
金子 英二 (株式会社日立製作所)

はじめに

核医学検査は、特定の臓器をターゲットとした特殊なトレーサーを利用し、その体内分布を体外から計測することで臓器の機能や代謝を画像化する検査である。単一光子放射断層撮影 (SPECT : Single Photon Emission Computed Tomography) の出現によりトレーサーの体内分布を3次元的に把握することが可能となり、核医学診断の幅が大きく広がった。しかし、形態情報取得を目的とした画像検査と比較して空間分解能は低く、集積部位の詳細な位置同定が困難、あるいは部分容積効果による小病変の過小評価など、診断上の欠点が問題視されていた。平成18年4月の診療報酬改定ではポジトロン断層撮影 (PET : Positron Emis-

sion Tomography) とコンピュータ断層撮影 (CT : Computed Tomography) を組み合わせたX線CT組合せ型ポジトロンCT装置 (以下 PET/CT) が新たに定められ、これ以降、組合せ型装置による画像診断が多く活用されることとなった。SPECT装置にX線CT装置を組み合わせたX線CT組合せSPECT装置 (以下 SPECT/CT) は、現在のところ診療報酬には適応されていないが、同様に核医学画像診断に大きな力を発揮するようになってきている。脳血流領域ではゴールドスタンダードとされる¹⁵O標識ガス-PETとの相関性¹⁾、心臓領域では虚血の責任冠動脈判定の精度向上などにおいても有効性が言及されている^{2,3)}。また、様々な放射性薬剤の集積機序が活用できるその他の領域や検査種についても同様に

ある⁴⁻¹⁴⁾。

この SPECT/CT を利用する方法として、CT 画像を用いた減弱補正、SPECT と CT の融合画像による画像診断、CT 装置の単独使用による CT 画像診断がある。施設の考え方や装置の形態によりその利用方法と撮影条件は異なるが、CT による医療被ばくを考慮し目的に応じた撮影条件を設定することが重要である。また、複合機としての性質上、SPECT 画像と CT 画像が完全に一致し解剖学的情報と機的情報を融合することで、より正確な診断や治療方針の決定に大きく貢献できるものと期待されており、両画像の位置精度の確認は極めて重要である。このように SPECT/CT などの組合せ型装置における CT 画像は、診断用 CT と使用目的が異なるために撮影方法や撮影条件が同一とは限らない。また、CT による医療被ばくの影響も考慮した上で目的に応じた撮影条件の設定が望まれるが、メーカー推奨の条件をそのまま適用するかあるいは施設により独自の基準で設定しているというのが現状である。

本ガイドラインでは、SPECT/CT を使用した際の位置精度の確認方法、および CT の撮影条件の求め方、評価方法などを中心に提示することとした。

目 次

1. 目 的
2. 本ガイドラインの使用方法
 - 2.1. 位置精度の検証について
 - 2.2. 減弱補正精度の検証について
 - 2.3. 被ばく線量の考え方
 - 2.4. 臨床画像の評価法について
3. 本ガイドラインが適用される装置
4. 用語の定義
5. 装置据え付け時における位置精度と検証方法
 - 5.1. 装置据え付けのフロー
 - 5.2. 装置の設置と位置補正
 - 5.3. 精度管理上の最終確認
6. ファントム試験手順書と評価基準
 - 6.1. 位置精度の検証方法（体幹部）
 - 6.2. 位置精度の検証方法（頭部）
 - 6.3. 減弱補正マップ精度の検証方法
 - 6.4. 被ばく線量の確認

7. 臨床画像の評価法と基準

- 7.1. 必要とする画質
- 7.2. 被ばく線量との関係

8. 補足説明（評価するにあたって留意すべき点）

- 8.1. PET/CT との相違
- 8.2. 減弱の影響
- 8.3. 散乱線の影響
- 8.4. 光子エネルギーの影響
- 8.5. CT 画像のアーチファクトが減弱補正マップに与える影響
- 8.6. SPECT/CT 画像のピットフォール

9. 付 録

- 9.1. ファントム実験によるデータ提示
- 9.2. ファントム実験シートについて
- 9.3. ファントム解析用収集プロトコルについて

10. 参考文献

1. 目 的

核医学検査については、SPECT を含め撮像法や画像再構成法など学会として整備されており、条件設定等を決定する際に参考にすることができ。しかし、SPECT/CT として定めるものはなく、また、CT 画像に関する基準においても定められていないのが現状である。本ガイドラインでは、特に SPECT/CT を新しいモダリティとして考え、それに特化した項目について適正使用することを目的に策定を行った。

2. 本ガイドラインの使用方法

2.1. 位置精度の検証について

SPECT/CT の使用前に注意すべき項目として、SPECT 画像と CT 画像の位置精度が第一に挙げられる。本装置の大きな利点である融合画像の作成および減弱補正をする際に、両画像の位置精度が保たれていることが大前提である。これらの位置精度が保証されなければ融合画像も減弱補正も意味をなさず、少なくとも臨床使用をする前にこの位置精度が保たれていることを確認することが望ましい。

2.2. 減弱補正精度の検証について

減弱補正の精度に関しては、少なくとも2つの要因による影響が考えられる。一つ目は前の項目

で記載されている SPECT 画像と CT 画像の位置精度である。両画像にずれが生じると、体輪郭や臓器の辺縁部分などにおいて減弱補正が不適切となり、歪みや形状の変化あるいは臓器内集積カウンターの誤認識が生じる可能性がある。両画像の位置合わせが適切に行われていても、呼吸による臓器移動（肺野内あるいは横隔膜直下臓器など）により減弱補正に誤差が生じる可能性がある。そのため、位置精度の確認のみならず両画像を撮像する際の呼吸性移動の影響も考慮する必要がある。

二つ目は得られた CT 値から SPECT 画像で使用された放射性核種のエネルギーへの変換精度である。撮影された管電圧における CT 値から、それぞれの核種のエネルギーでの線減弱係数に変換されるが、その精度が問題となる。また、CT 画像の画質（ノイズやアーチファクトなど）による影響も考慮する必要がある。変換テーブルや変換方式はメーカーや装置によって異なるために、これらの変換が適切に行われていることを事前に確認することが望ましい。

2.3. 被ばく線量の考え方

CT 画像の利用方法により、画質と被ばく線量のバランスを考慮した撮影条件の調整が必要となる。また、CT 画像の撮影範囲も被ばくに大きく関与するため、目的に応じた撮影範囲の設定が望ましい。

減弱補正としての利用だけを考慮して CT を撮影する場合は、作成する線減弱補正マップ（減弱マップ）に影響を及ぼさない、かつ極力被ばく線量を抑制した撮影条件を設定する必要がある。また、減弱補正が必要な SPECT 画像の範囲に限定して CT 撮影をするなどの工夫が望ましい。

融合画像での読影を目的とする場合も同様であり、広範囲の SPECT 像（骨 SPECT やガリウム SPECT など）の全範囲をカバーするための CT 撮影のルーチン化は、不必要な被ばく線量の増大につながるため極力避けるべきであり、目的部位のみあるいは異常集積部位のみなどにとどめることが望ましい。

CT を診断用の CT 画像として位置づける場合は、ノイズやビームハードニングなどによる画像劣化が読影に影響を及ぼす可能性があるため、一定以上の撮影線量が必要となる。しかし、部位や

目的により必要な画質は異なるため、それぞれに応じた撮影線量を担保したうえで被ばく線量の抑制に努めなければならない。そのために CT 画像を読影する医師との連携が重要である。

2.4. 臨床画像の評価法について

診断用 CT との組合せ型装置においては CT 画像に対して画像診断を行う場合があり、求められる画質の提供が必要となる。しかし、SPECT/CT で撮影された CT 画像においては、検査時の状況により臨床で利用される CT 単体の画像と異なる条件で撮影されることもあるため、撮影時の条件を読影医師との共有だけでなく、医療情報として記録する必要がある。

3. 本ガイドラインが適用される装置

現在使用されている SPECT/CT は、診断用 CT または減弱補正を目的とした組合せ型装置である。本ガイドラインは、これら組合せ型装置を対象とする。

近年では、CT 画像に逐次近似を利用した画像再構成を採用する新しい技術^{15,16)}も導入されているが、本ガイドラインでは取り扱わないこととする。

4. 用語の定義

4.1. SPECT/CT (Single Photon Emission Computed Tomography)

SPECT 装置に X 線コンピュータ断層撮影装置が結合された装置、または SPECT/CT として最適化された装置をいう。

4.2. 診断用 CT 装置 (全身用 X 線 CT 診断装置)

体のどの部分でも撮影できる十分な大きさのガントリを備えた診断用 X 線 CT 装置をいう。複数の X 線管と検出器の固定式環状配列を 1 個以上備えた設計又は、ガントリの映像範囲内で中心軸の周りを高速で回転する単一又は複数の X 線管と検出器のアセンブリを用いた設計が含まれる。

「日本工業規格 Z4751-2-44：医用 X 線 CT 装置—基礎安全および基本性能」

4.3. ロカライゼーション (localization)

CT 装置および SPECT 装置内で持っている幾何学的な座標と、被検体の載っている寝台移動に

よって実現される基準位置の整合を図ること。この幾何学的座標を基に二種類の画像を融合することで、装置の幾何学的位置関係の精度を求めることができる。

4.4. 融合画像 (fusion image)

CT 画像および SPECT 画像を同一座標軸で融合させた画像をいう。

4.5. 減弱 (attenuation)

放射線が被写体を通過する際に吸収体 (人体の組織等) によって吸収または散乱されて減弱されることをさし、「吸収」と称されることもある。「JIS 4005:2012 10092, 医用放射線機器-定義した用語」

4.6. 減弱補正 (attenuation correction)

減弱により減少した光子を吸収体の線減弱係数分布から推定して補正する方法。

4.7. 線量指数 (CTDI, CT dose index)

CT 検査における線量指標であり、装置の性能評価のための線量値。測定に使用するファントムは人体のサイズに近づけることにより患者被ばく線量の評価指標として利用される。単位は Gy

(あるいは mGy) である。ヘリカルスキャンにおけるスキャンピッチを考慮した補正した値が CTDIvol である。

スライス面に垂直な線に沿って、公称スライス厚 T の -7 倍から $+7$ 倍までの線量プロファイルの積算値を公称スライス厚と単一スキャンで得られる断層数との積で除した値。「JIS 4005:2012 10180CT」

4.8. DLP (dose length product)

体軸方向の X 線照射範囲の長さ (L) を考慮した CT 検査における線量指標。CTDIvol に撮影長 L を乗じた値で、単位は $Gy \cdot cm$ (あるいは $mGy \cdot cm$) である。

5. 装置据え付け時における位置精度と検証方法

装置の形態により若干の違いはあるが、装置の据え付け時における位置精度の担保の方法と精度の検証方法について記載する。

5.1. 装置据え付けのフロー

メーカーにより具体的な方法は異なるが、大局的

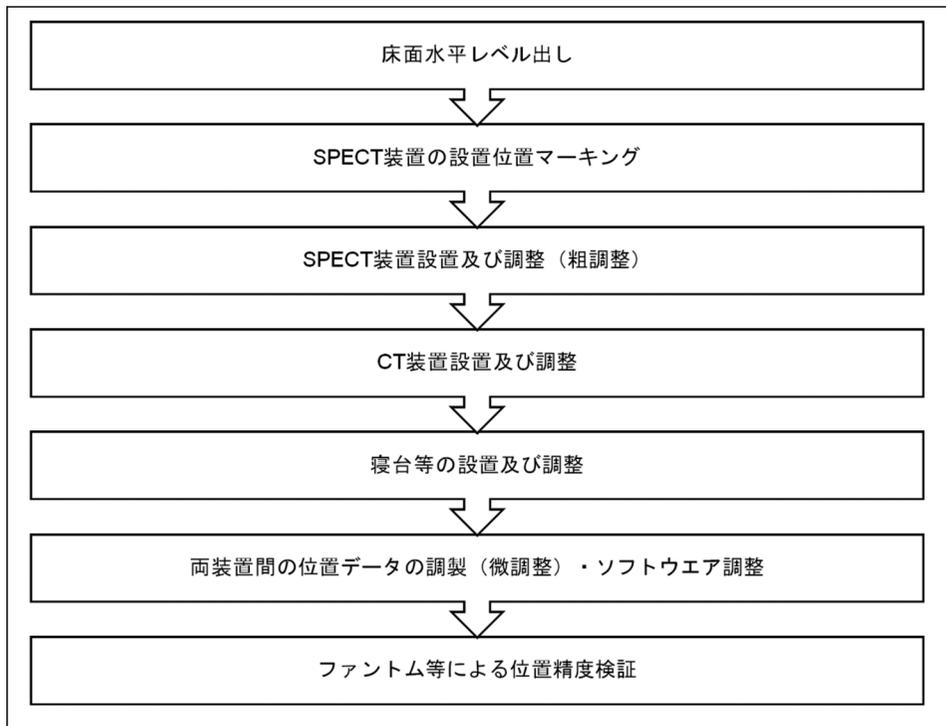


図5.1 装置据え付けまでのフローチャート

にはほぼ同様であり、代表的な装置の据え付け時のフローを示す(図5.1)。高い位置精度でSPECTおよびCT装置の設置を行うためには、床面の水平と強度が担保されなければならない。装置設置後に床面の水平に変位が認められると、ロカライゼーションについて高い位置精度を保つことが困難であるため、装置の重量に耐えられる構造でかつ設置後も水平が保たれるようなレベル出しが行われる。その上に装置の設置位置を決定し、マーキングがなされる。SPECT装置とCT装置を搬入し(装置によっては一体型となっている)、ベースとなる装置を設置する。ここで、SPECT装置がベースの装置となる事が多いため、以下SPECT装置をベースとした場合について記述する。SPECT装置の位置が確定したところで仮固定し、その位置を基準にCT装置の位置を決定する。装置間の設置位置の微調整についてはソフトウェア的に実施し、その後ファントムを用いて両画像を取得し、両者の位置の微調整が適切に実施されているかどうかを確認する。設置位置の微調整は、ずれを補正值としてキャリブレーションにフィードバックしてソフトウェア的に実施する。補正後に再度ファントムを撮像し、最終的な位置調整の確認を画像上で行う。

5.2. 装置の設置と位置補正

搬入されたSPECT装置は床面の定められた位置に設置され、計画位置(マーキングなど)との誤差確認を行い調整される。治具やレーザーを用いて位置の確認を行い、設置計画位置との誤差判定を行う。この際X軸とY軸方向への十字型のレーザーで目視判定が行われることが多いが、誤差は1mm以下と考えられる。SPECT装置の位置が確定後は、それを基準にCT装置を設置して位置の調整を行う。SPECT装置とCT装置の位置調整においても治具やレーザーなどが利用され、目視にて誤差の判断がなされる。装置によっては工場出荷時に一体型として組み込まれているものもあり、その場合は両装置の設置位置の誤差はほとんど生じない。両装置の位置が決定したら適切な固定がなされ、続いて寝台など周辺の装置の設置が行われる。寝台の位置も、移動方向などを加味してレーザーなどにより位置調整が行われる。

両装置を全く誤差がない状態で設置することは非常に困難であり、設置後の両装置の位置情報をデータとして取得し、そのデータをフィードバック(ソフトウェア上の補正を行う)させることで両装置の画像を誤差なしに一致させることが可能となる。同一ガントリにSPECTとCTを配置した装置では、現地設置後に位置調整のみ実施する。X軸とY軸(スライス面方向)、Z軸(体軸方向)方向に位置や回転のずれを確認し、それに基づき調整する。ここでの許容誤差については、いずれもメーカー規定の誤差範囲内に収まるように両装置の画像間で位置調整が行われる。

5.3. 精度管理上の最終確認

両装置の位置精度の最終確認として画像の融合精度が判定されるが、決められたファントムなどを撮像し、これらの融合画像から両者の位置ずれを視覚的に判定する。メーカーや装置ごとに許容誤差は異なるが、3mm程度あるいはそれ以下とされている。基本的にはSPECT画像とCT画像の分解能が異なるため、融合画像上で位置の誤差範囲を正確に評価することは困難であるが、実際には1mm程度の精度が保持できる。

両画像の融合画像については、メーカーごとにオリジナルのソフトウェアが使用されており、いずれも両装置の位置ずれの情報を加味して融合画像上に適用されている。そのため、DICOM等で外部に出された両画像のデータを他のフュージョンソフトで融合した際に、位置ずれ情報がうまく取得できずにエラーとなる場合がある。その際はDICOM上のプライベートタグ上から位置情報を読みだして適応させなければならない。

また、頭部撮像時にはヘッドレスト等を装着する関係でリア天板や支持台などが利用できず、寝台への荷重による画像融合に影響が出ると予想される。このような寝台のたわみの影響については考慮されていない。そのためユーザー側で検証が必要である。

6. ファントム試験手順書と評価基準

6.1. 位置精度の検証方法(体幹部)

6.1.1. 本ガイドラインにおける位置精度試験の位置づけ

SPECT/CTにおけるCT画像は、融合画像の

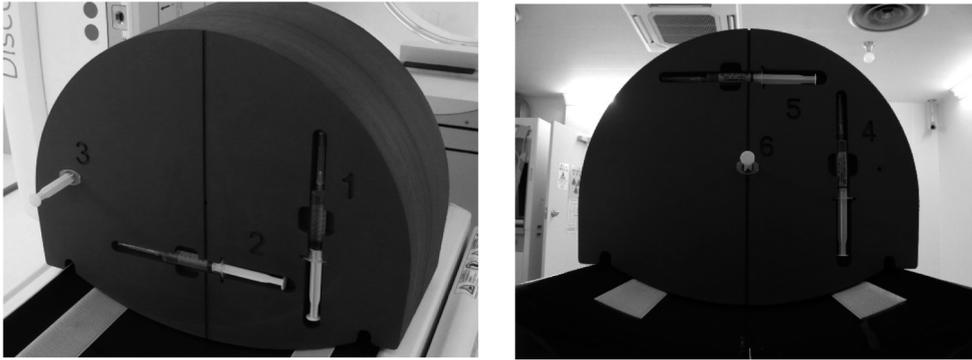


図6.1 メーカー法による線源およびファントムの配置 (GE)

みならず減弱補正や散乱線補正に使用される。そのため、幾何学的(機械的)な位置ずれの検証やその調整は重要な意味を持つ。位置精度の検証は装置設置に合わせて行われるが、定期点検で実施されることは少ない。検証の頻度については明確にされていないが、ユーザーで行う定期点検の一つとして実施することが望ましい。

本ガイドラインでは、ユーザーが行う位置精度試験としてメーカー法を推奨する。メーカー法は、装置の性能に合わせて設定された固有の性能評価であり、またメーカーが行う定期的な保守点検を含めて経時的な精度確認が可能である。装置ごとに位置確認用のファントムや測定装置が整えられており、精度確認手順および精度管理評価値が設定されているため、第1選択ととらえている。他機種間での精度評価などを目的とする際には共通の試験方法が必要であり、JESRA X-0051*C-2017の「ガンマカメラの性能測定法と表示法 3.19 X線CT 組合せ SPECT 装置における画像重ね合わせ精度」¹⁷⁾に準拠して行う。また、何らかの装置トラブルにより位置精度の検証を早急に行いたい場合、エクステンションチューブに線源(^{99m}Tc)を封入したファントムを使用して簡便的に実施することが可能である。ただし、チューブの固定に関してはJESRA X-0051*C-2017に準拠することが望ましい。

6.1.2. 位置精度の検証方法(GEによるメーカー法)

①線源およびファントム

核種は ^{99m}Tc で、放射エネルギーが3.7 MBq/mLの溶液を65 mL作成する。その溶液を注射用10 mLのシリンジで10 mLに調整し、同様に6本作成する。図6.1のように作成したシリンジをシステム付属のVolumetric quality Control (VQC)ファントムに手前側3本、奥側3本の計6本装着し、寝台に配置する。

②データ収集

VQCファントムのSPECT/CT撮像を行い、評価用データを得る。SPECTのデータ収集条件を表6.1に、CTのデータ収集条件を表6.2に示す。

③データ処理

データ処理条件を表6.3に示す。

④解析方法

解析ソフトウェアであるSPECT-CT Regist-

表6.1 SPECT データ収集条件

SPECT/CT	Discovery NM/CT670 Pro
Collimator	LEHR, ELEGP, MEGP, HEGP
Energy window	140.5 keV \pm 10%
Mode	Step & Shoot
No of view	60
Acq time/view	1 View あたり 70~90 kcts になるように収集時間を設定
Distance [mm]	自動近接機能
Matrix size	128 \times 128
Pixel size [mm]	4.4

表6.2 CT データ収集条件

SPECT/CT	Discovery NM/CT670 Pro
Tube voltage [kV]	120 kV
Tube current [mA]	20 mA
Thickness [mm]	1.25 mm
Rot.time [sec]	0.8 sec
Pitch	0.625
Kernel	Chest
FOV	500 mm

表6.3 データ処理条件

SPECT/CT	Discovery NM/CT 670 Pro
Reconstruction	OS-EM 法
Subset	10
Iteration	2
Image Filter	Hanning
Cutoff	0.90 cycles/cm
Attenuation Correction	CTAC
Scatter Correction	なし
Resolution Recovery Correction	なし

ration QC を用いて位置ずれを評価する (図6.2)。1～6までのシリンジに対して X, Y, Z 方向それぞれ自動的に計算される。測定結果は Mean として表示され、補正值として使用する。ソフトウェアによる位置ずれの補正が可能な範囲は、X, Y, Z 方向は共に 10 mm 以内であり、この許容範囲を上回った場合には、装置のアライメント調整が必要になる。

6.1.3. 位置精度の検証方法 (SIEMENS によるメーカ法)

①線源およびファントム

核種は ^{99m}Tc で、線源はシステム付属の点線源用バイアルを複数個使用する。 ^{99m}Tc と CT 造影剤 (3 mL), 水 (2 mL) を混合させ、線源あたりの放射エネルギーが 37~74 MBq, 体積が 0.5 mL 程度になるよう調製する。ファントムはシステム付属の Multiple head registration (MHR) ファントムを使用する (図6.3)。

②データ収集

MHR ファントムを寝台の指定位置 (天板ハンドル付近) に置き、点線源を上下それぞれ 3~5 個配置する。点線源の配置は、コリメータによって異なるため使用するコリメータに合わせて配置する。次に MHR ファントムの SPECT/CT 撮像を行い、評価用データを得る。SPECT 撮像は、マトリクスサイズ 256×256 で、拡大率 1.0 倍 (ピクセルサイズ 2.4 mm), step 数 90~120, 回転半径 250 mm (自動近接なし) の step & shoot モードで行う。収集時間については規定を設けていないが、おおむね全収集時間が 5~10 分程度になるよう設定する。検出器の配置は、180 度対向, 90 度直行および 76 度狭角とし、CT 撮影はメーカの標準的なプロトコル (スライス厚: 2.0 mm) で行う。

③データ処理

画像再構成法はコリメータ開口補正組み込み逐

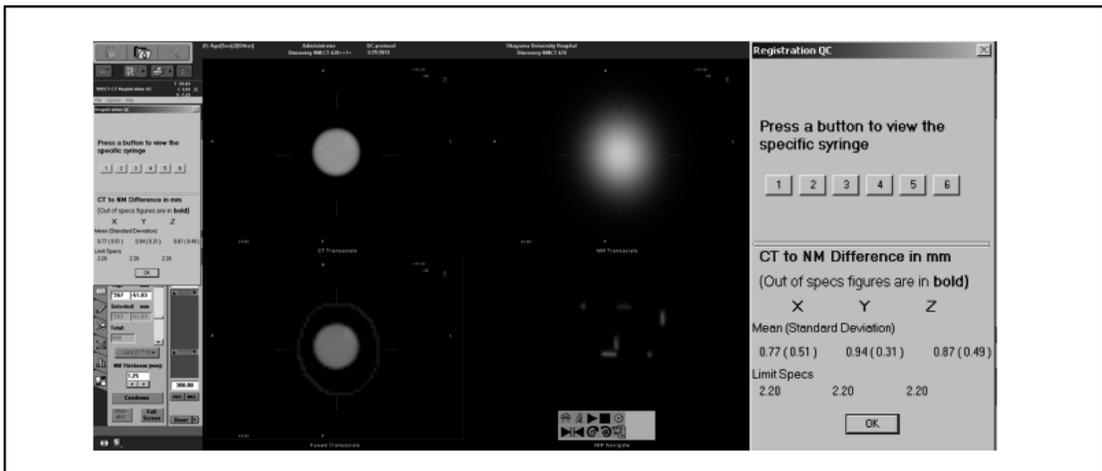


図6.2 SPECT-CT QC の結果画面 (GE)



図6.3 メーカー法による線源およびファントムの配置 (SIEMENS)

表6.4 データ処理条件

SPECT/CT	SymbiaT16
Reconstruction	OS-EM 法
Subset	15
Iteration	2
Image Filter	Gaussian
FWHM	8.4 mm
Attenuation Correction	なし
Scatter Correction	なし
Resolution Recovery Correction	あり

次近似法 (Flash-3D) で, subset は 15, iteration は 2 とする。散乱線補正と減弱補正は行わず, 後処理フィルタとして Gaussian フィルタ (FWHM : 8.4 mm) を使用する (表6.4)。

④解析方法

Image registration activity を用いて位置ずれを評価する (図6.4)。位置ずれは, サービス用ワークフロー (NM CT FOV calibration) を用いることで自動的に計算されるが (画面中央下に X, Y, Z 方向それぞれ表示される), 測定結果を補正值として使用するためユーザーの使用は不可である。代わりに, 施設で使用している減弱補正再構成ワークフローに配置される未補正画像再構成と CT 画像の位置確認用の Image registration activity にて位置ずれの評価をすることができる。位置ずれの許容範囲は, 回転方向に 1 度以内, 断面一スライス方向に 5 mm 以内とする。ここで示す許容範囲は, ソフトウェアによる位置ずれの補

正が可能な範囲であり, この許容範囲を上回った場合には装置のアライメント調整が必要となる。

6.1.4. 位置精度の検証方法 (Philips によるメーカー法)

①線源およびファントム

線源として ^{153}Gd 校正用線源を 6 個使用する。この線源は, 装置の保守点検用の線源として施設ごとに購入し事前に準備がなされている。点検用の専用ファントム (NM/XCT アライメント固定具) に線源 6 個を配置する。線源を配置する場所は定められている (図6.5)。

②データ収集

専用ファントムの SPECT/CT 撮像を行い, 評価用データを得る。SPECT の収集条件を表6.5に, CT のデータ収集条件を表6.6に示す。

③データ処理

SPECT の画像は専用の解析ツールで自動再構成されるため, データ処理は不要である。

④解析方法

専用の解析ツールを使用することで図6.6のような QA 結果が表示される。QA の結果は Maximum, Average distance および許容基準を満たしているかどうかが表示され, 基準から外れている場合は Proceed with Calibration ボタンをクリックし, 自動較正を行う。ミスマッチを目視で確認したい場合は再構成ソフトウェア AutoSPECT Pro 内の Registration ページで確認するか, CT データと骨条件で保存した SPECT 再構成データを

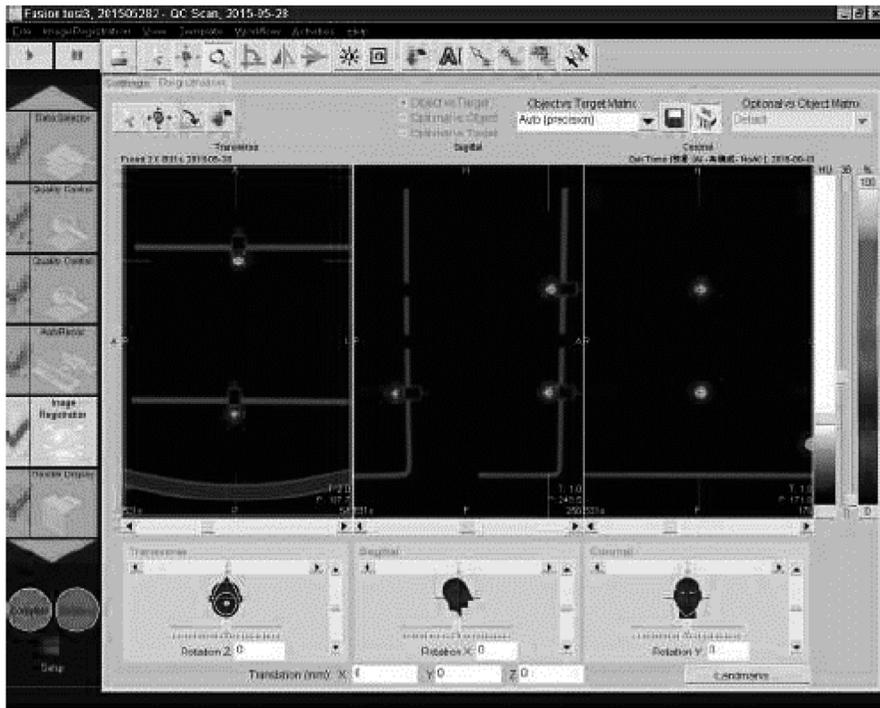


図6.4 SPECT/CT QC の結果画面 (SIEMENS)

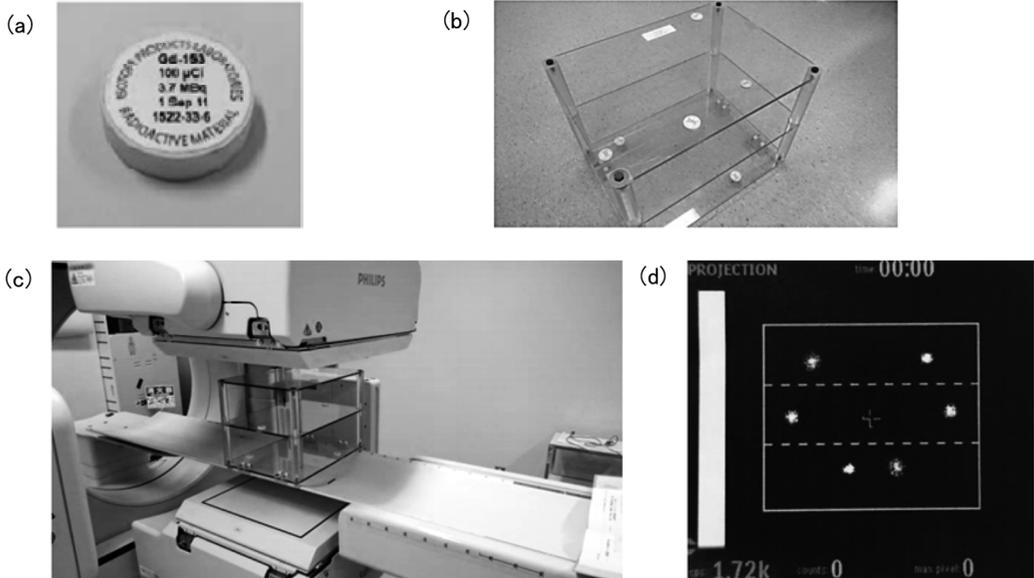
図6.5 ^{153}Gd 線源と NM/XCT アライメント固定具 (Philips). (a) ^{153}Gd 線源, (b) NM/XCT アライメント固定具, (c) ファントム配置の様子, (d) 上部からのファントム Projection 画像

表6.5 SPECT データ収集条件

SPECT	BrightView X with XCT
Collimator	最もよく使用するコリメータ
Energy window	41.5 keV ± 15%, 100 keV ± 10%
Mode	Step
No of view	64 (5.625°)
Acq time/view	5 kcount/view
Distance [mm]	—
Matrix size	128 × 128
Pixel size [mm]	4.66

表6.6 CT データ収集条件

CT	BrightView X with XCT
Tube voltage [kV]	120 kV
Tube current [mA]	20 mA
Thickness [mm]	1.0 mm
Rot.time [sec]	24 sec
Pitch	—
Reconstruction	FBP

Automatic Registration ツールで起動することで、ずれの量, 方向, 角度を確認することが可能である。

6.1.5. ユーザーによる位置精度の検証方法

ユーザーによる位置精度の検証は、メーカ法または JESRA X-0051*C-2017 のガンマカメラの性能測定法と表示法 3.19 X線 CT 組合せ SPECT 装置における画像重ね合わせ精度に準拠して行う。後者では、線状線源と線源を固定する支持具の作成が必要となる。

①線源およびファントム

核種は ^{99m}Tc で、放射濃度が 10 MBq/mL 程度の溶液を作成し、エクステンションチューブに封入する。エクステンションチューブの固定については、JESRA X-0051*C-2017 に準拠していれば施設ごとに簡便な方法を利用して行っても良いが、毎回同様に固定ファントムを作成して評価を行うことが重要である。図6.7に固定ファントムの例を示す。線状線源の直径は 1 mm 程度が望ましいが、SPECT の空間分解能やピクセルサイズを考慮して適宜選択する。また、線状線源を固定する際には、たわみが生じないように固定する。

②データ収集

SPECT の空間分解能やピクセルサイズを考慮して適時選択する。ファントム作成や測定の再現性を考慮するとメーカ法が簡便である。データ収集は、メーカ法に準拠して行う。

③データ処理

データ処理条件もメーカ法に準拠して行う。

④解析方法

解析は、メーカ法に準じそれぞれのワークステーションにて専用の QC ツールを用いて評価することが望ましいが、自作の固定ファントムを利用した場合には、fusion tool を利用して両画像の融合画像を作成し、目視にて位置ずれを評価する。位置ずれが生じている場合、画像上どちらかの画像を移動 (基準画像をあらかじめ決定してお

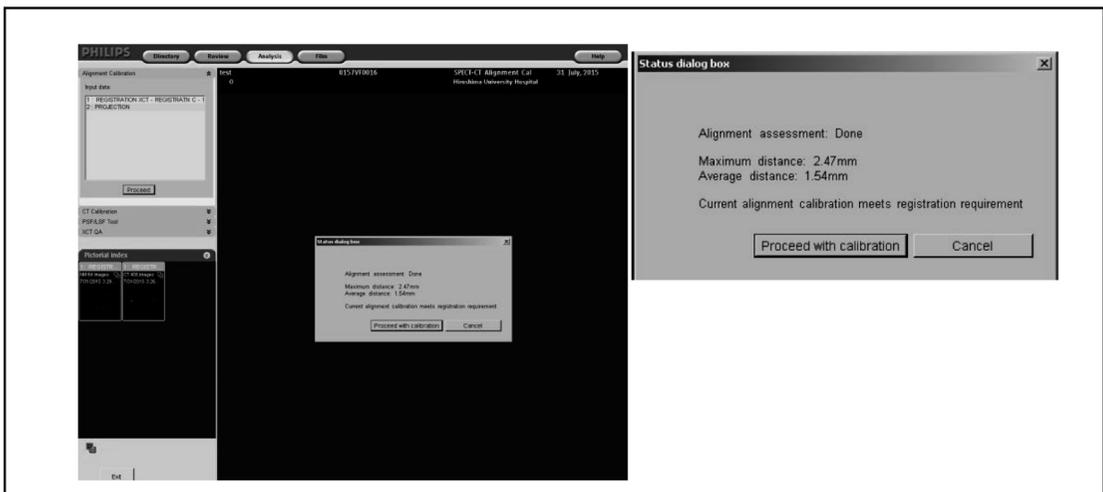


図6.6 評価結果の提示状況 (Philips)

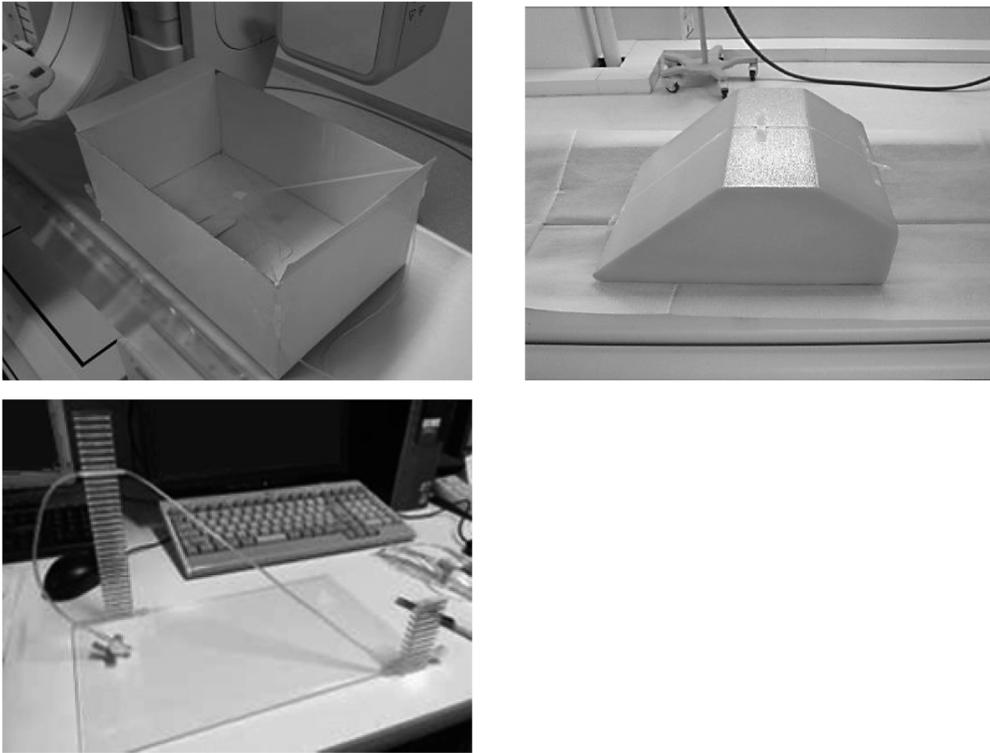


図6.7 エクステンションチューブを固定する固定ファントムの例

き、毎回同様に計測する)してその移動量を数値化して収集条件および画像再構成条件とともに記録しておく。図6.8で提示したファントムにおける融合画像を図6.8、図6.9、図6.10に示す。

6.1.6. 注意点

融合画像を装置以外のワークステーションで作成している場合、位置情報の取り扱いが異なることがあるため、そのワークステーション上でも位置精度を検証する必要がある。また、位置精度の検証は幾何学的な位置あわせ精度を検証するものであり、臨床的に必要な位置あわせ精度とは異なることに注意が必要である。

ユーザーによる位置あわせ精度の検証は、絶対的な測定ではなく相対的な測定(不変性)が求められるため、再現性が高く簡便な方法が求められる。本ガイドラインでは比較的簡便なメーカ法を提示しているが、メーカ法は点線源を使用しているため、サイノグラムを観察することでSPECT回転中心や検出器のずれを検出することも可能で

ある。

6.2. 位置精度の検証方法(頭部)

SPECT/CTでCT撮像を行う場合、天板が寝台から離れるため、患者の荷重によりたわみが生じる。体幹部のSPECT/CT撮像では、多くのメーカが天板を支える機構を採用しているため、たわみの影響は少ないと思われる。しかし、頭部SPECT/CT撮像の場合は、支えがないためSPECT画像とCT画像に位置ずれを生じる可能性がある。また、装置設置時に行われる位置ずれの補正は、体幹部SPECT/CTを想定しており、頭部SPECT/CT、すなわち天板を支えない場合は考慮されていない。そのため、頭部SPECT/CTを撮像する際のSPECT画像とCT画像の位置ずれについてもユーザーで検証する必要がある。

①線源およびファントム

核種は ^{99m}Tc で、放射エネルギーが50 MBq/mLの溶液を作成する。ファントムは、1 mLのシリンジ

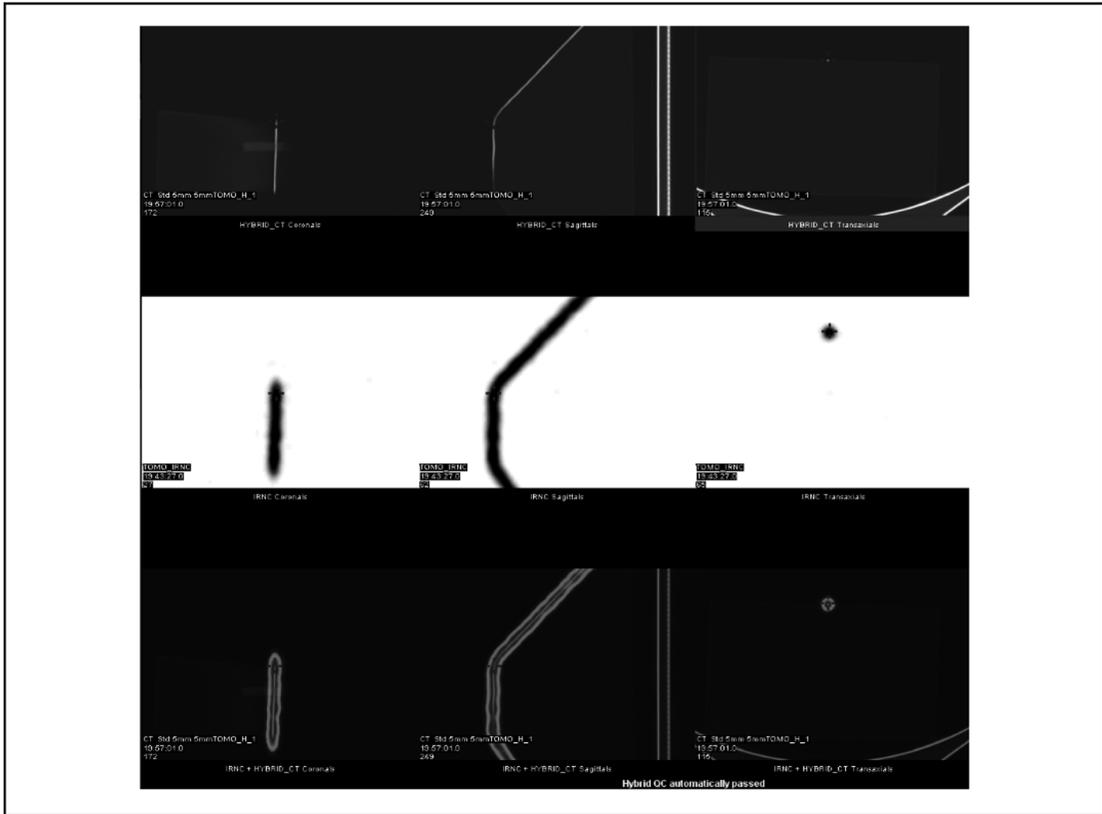


図6.8 融合画像表示（GE）

（内径 10 mm）を用いたポイントソースで、 ^{99m}Tc （0.25 mL）と CT 用造影剤（0.25 mL）の合計 0.5 mL を封入する。

②データ収集

作成したファントムをヘッドレスト中心部の下部に固定する。天板の荷重には、患者の体重を想定して鉛ブロック（50 kg 程度）を使用する。鉛ブロック以外で荷重をかけられるものであれば、特に制限はない。鉛ブロックは、患者が横たわったときの胸部付近に配置する。SPECT/CT 撮像の条件は特に制限を設けないが、臨床で使用している条件でよい。

③データ処理

画像再構成条件は臨床で使用している条件とし、散乱線補正と減弱補正については行わない。

④解析方法

各メーカーの処理装置を用いて、目視で SPECT 画像を CT 画像に合わせ、移動させた距離（X, Y, Z 方向）を測定する。測定者は 2～3 名が望

ましい。位置ずれに対する補正は体幹部を想定しているため、頭部領域では位置ずれを生じる可能性が高い。これらずれの程度を把握し、臨床を行うことが望ましい。

6.3. 減弱係数マップ精度の検証方法

SPECT/CT における CT 画像は、SPECT 画像の減弱補正を行うための重要な役割を担っている。一般に線減弱係数マップ（減弱マップ）は、CT 値を Bilinear 法^{18,19)}より線減弱係数に変換することで得られる。そのため、正確な減弱マップを求めるには、CT 値の正確性や再現性が重要となる。SPECT/CT における CT 撮影条件は、診断用 CT に準じた撮影条件、または減弱補正のみを目的とした低線量条件（低管電流または低管電圧）が用いられている。この低線量条件を使用した場合は、CT の画質が低下することが予測されるため、減弱補正の精度を検証する必要がある。

①ファントム

身体のそれぞれの部位に対応した減弱マップの

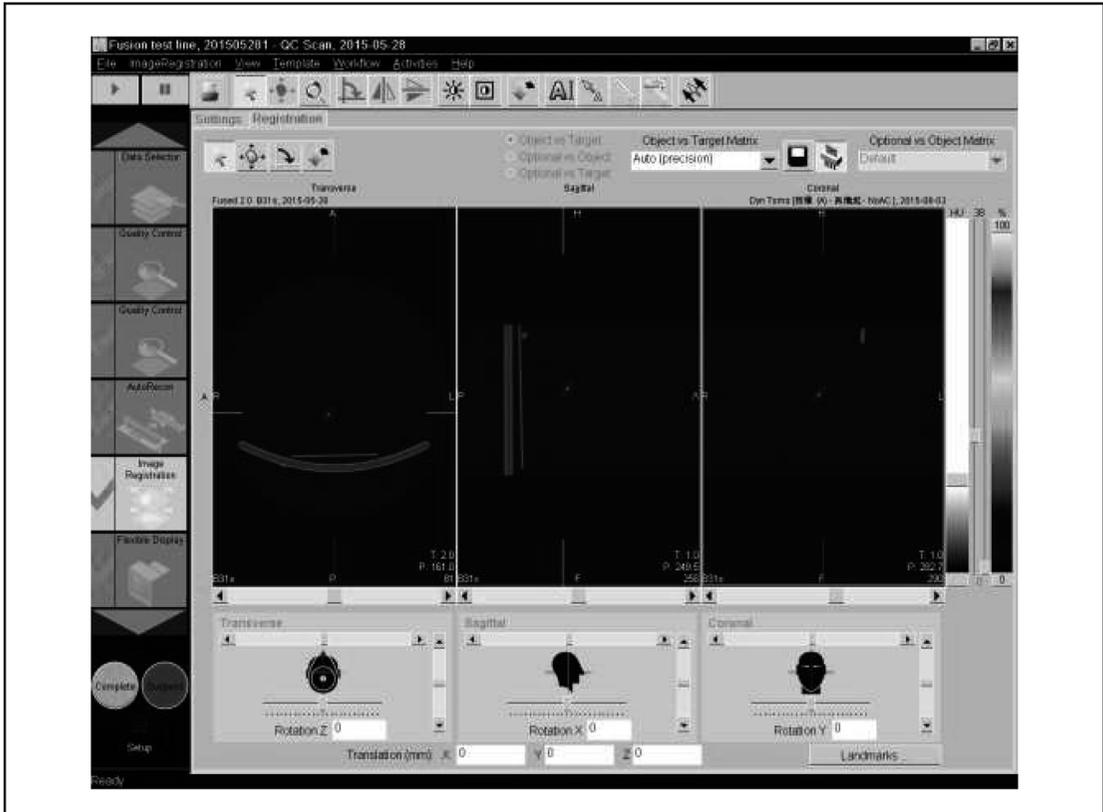


図6.9 融合画像表示 (SIEMENS)

データを得るため、頭部、体幹部、骨を想定したファントムを使用する。頭部は直径 20 cm ϕ 程度の円柱ファントムで、体幹部は NEMA Body phantom (NEMA NU 2-2012) を使用する。両ファントムに水(蒸留水)を封入するが、あわせて ^{99m}Tc を封入してもよい。骨については、骨に類似した物質(テフロンなど)が封入された電子密度ファントムや Catphan CT ファントムを使用する。

②データ収集

臨床に使用している CT 撮影条件を用いて各ファントムの撮影を行う。SPECT の撮像は必須としないが、装置によっては SPECT 画像の情報(核種や散乱線補正の有無)を減弱マップに使用する場合があるので、適宜実施する。

③データ処理

得られた CT 画像の中心スライス上に、1 cm ϕ の関心領域 (ROI) を 10 個所置き、CT 値および標準偏差 (SD) を求める。次に、CT 画像を減

弱マップに変換し、同じ ROI を用いて線減弱係数を求める。このとき、装置によって散乱線補正の有無を考慮していない場合があるので注意する。電子密度ファントムや Catphan CT ファントムでは、対象が小さいため、中心スライス ± 1 スライスに ROI を設定する。

④解析方法

CT 値の再現性および測定された線減弱係数と理論値との誤差を評価する。変動および誤差が大きい場合は、減弱マップ作成時の核種情報や散乱線補正の有無を確認し、場合によっては CT 装置のキャリブレーションを実施する。

6.4. 被ばく線量の確認

CT の設定条件から装置に特化した被ばく線量を推定することが可能であり、撮影前に被ばく線量の確認が可能である。CT dose index (CTDI) や dose length product (DLP) といった指標で被ばく線量(撮影線量)を推定することが可能であり、検査の目的や被検者の状況等によって撮影前

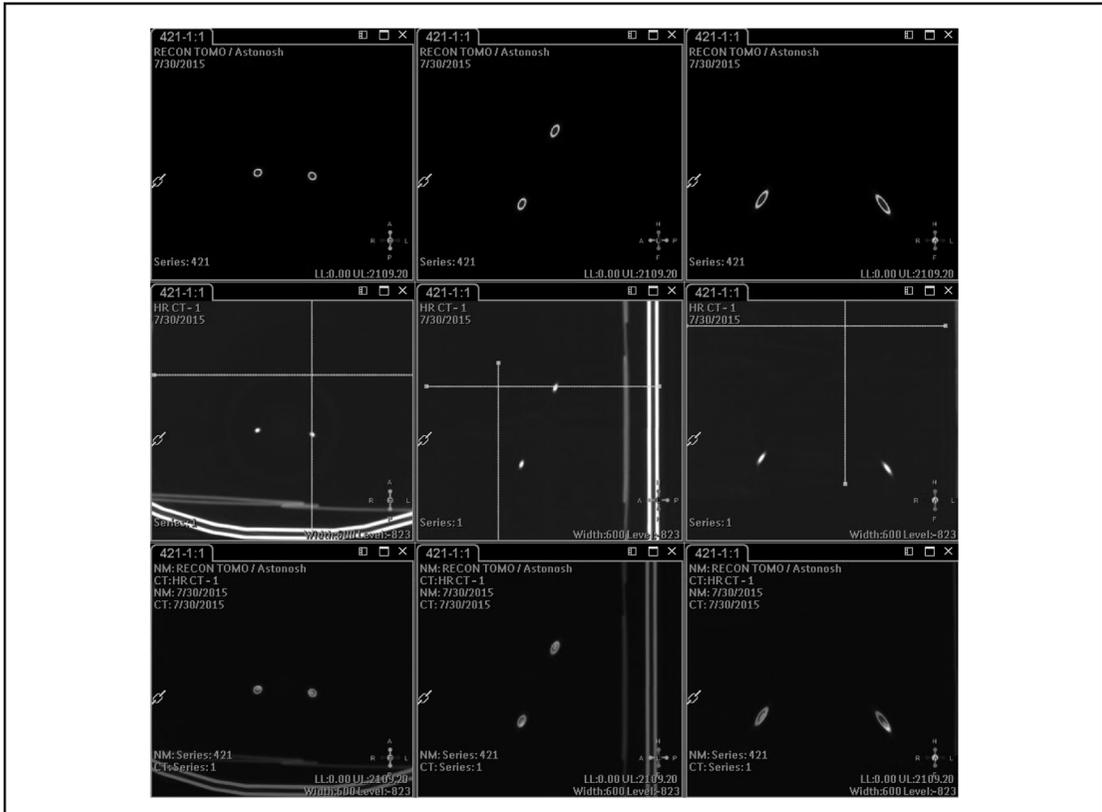


図6.10 融合画像表示 (Philips)

に確認しながら被ばく線量の調整が可能である。図6.11に各メーカーのCTDI, DLPの結果画面を示す。

7. 臨床画像の評価法と基準

7.1. 必要とする画質

SPECT/CT における CT の画質は、目的により適切な画質となるように施設あるいは画像診断を担当する専門の診断医師と連携して設定することが望ましい。

減弱補正のみを目的とする場合には、詳細な組織分解能は必要なく、線減弱係数を算出するための最低限の画質が担保されれば良い。しかしながら、脳出血や気胸など生命に関わる異常に関しては最低限の確認ができる画質を保つことが望ましい。これらを満たした上で最低限の被ばく線量となるように努める必要がある。

CT 画像で臨床の診断を行う場合は、診断に必要な空間分解能および組織分解能等の画質が担保

されるような撮影条件の設定が必要となる²⁰⁻²²⁾。診断に必要な画質は、施設および専門の診断医師の判断あるいは目的となる病態により異なるが、連携して条件設定を行うことが重要である。放射線診断専門医師が常駐していない場合は、「最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定 (DRL : Diagnostic Reference Level)』²³⁾ や「X線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～(改訂2版)』²⁴⁾などを参考にすることが望ましい。この GALACTIC は日本放射線技術学会の撮影部会が中心となりまとめられたもので、放射線診断専門医の協力のもと、撮影プロトコルの裏付け (エビデンス) のある CT 撮影の標準化を目指し作成されている。基本概念として、装置の持つ能力を最大限に導き出し最良の撮影プロトコルで検査を行うことが重要で、各部位あるいは症例ごとに推奨プロトコルが掲載されており、科学的根拠に基づき推奨グレードが付記されている。ただし留意点として、撮影方法を決定する判断材料の一つと

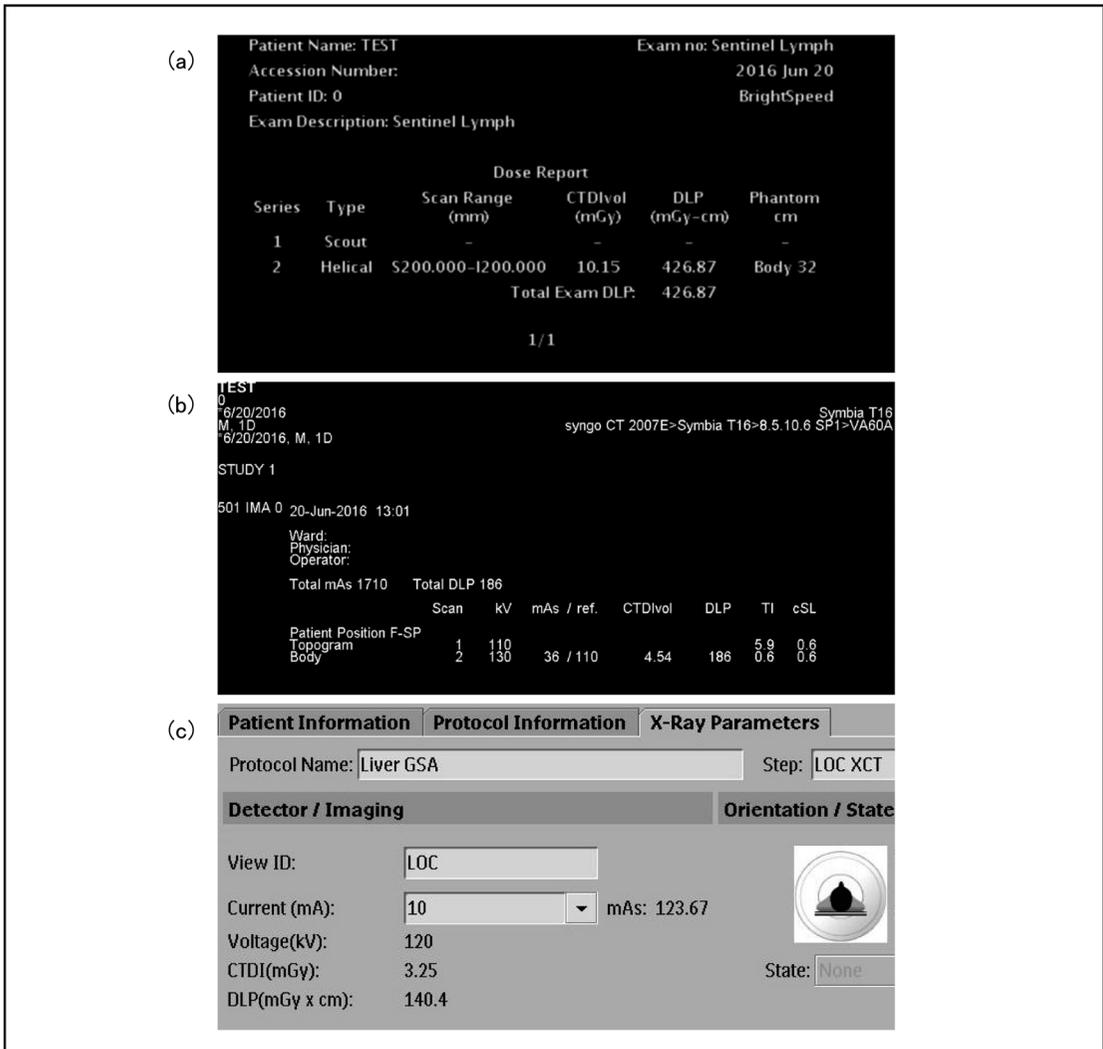


図6.11 CTDI, DLPの結果画面。(a) GE, (b) SIEMENS, (c) Philips

してとらえ、各施設で医師と十分な協議を行うことなどが記載されており、診療結果に関する一切の責任は直接の診療担当者に帰属することが明記されている。

SPECT画像の融合画像が目的でCT単独の診断を要しない場合においては、両画像の融合時に形態学的な判断ができる程度の画質が担保出来れば良いため、as low as reasonably achievable (ALARA)の原則に沿って被ばく線量を抑制するような撮影線量を設定することが望ましい。ただし、生命に関わる異常に関して適切な診断ができる画質を保つ必要がある。

多くの施設においては、これらの中間の立場をとることが多いと思われる。特に融合画像が目的の場合は、SPECTに画像の状況を合わせるため呼吸停止を行わずに撮影することがある。肺野などでは深吸気で呼吸停止を行わないため詳細な画像診断ができない可能性がある。しかしながら、撮影時の状況を把握した上で画像診断に臨めば一定以上の情報を取得することが可能である。これらのデメリットと得られる情報のバランスを考慮した上で撮影条件を決定することが望ましく、各施設で医師と十分な協議をすることが重要である。

7.2. 被ばく線量との関係

前述した DRL は、医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposures : J-RIME) により策定された線量の最適化を目的としたレベル値である。この DRL と自施設の線量を比較することで自施設の線量が最適化されているか判定することができる。現在使用している線量が DRL を超えている場合は、線量の見直しを行うべきである。しかし、DRL は最適化を目的としたレベル値であり、線量限度 (上限値, 下限値) や臨床評価に必要な画質を提示しているものではない。そのため、目的に応じた画質が得られるようにファントムまたは臨床画像の評価を行い、可能な限り線量低減を図ることが望ましい。特に CT の画質は、実効管電圧や再構成関数によって変化するため注意が必要である。

SPECT/CT を適切に使用するためには、DRL を参考とした自施設の線量管理と臨床評価を通じ

て必要十分な画質が得られるよう努めなければならない。

8. 補足説明 (評価するにあたって留意すべき点)

8.1. PET/CT との相違について

市販されている多くの PET/CT 装置は CT 画像を利用して減弱補正 (CTAC : CT based attenuation correction) を行っている。半定量的な評価値として standard uptake value (SUV) を算出するためには減弱補正が必須であり、PET の撮像範囲をカバーするために広範囲の CT 撮影を必要としている。しかし、SPECT/CT は限局された部位 (臓器) に対して実施され、また必ずしも CT を必要としないため目的に応じて CT 撮影の範囲や必要性を考慮する。骨 SPECT やガリウム SPECT 等のように全身の評価が必要な場合においても、SPECT 撮像範囲の CT 撮影をルーチン化し全症例に対し行うことは避けることが望まし

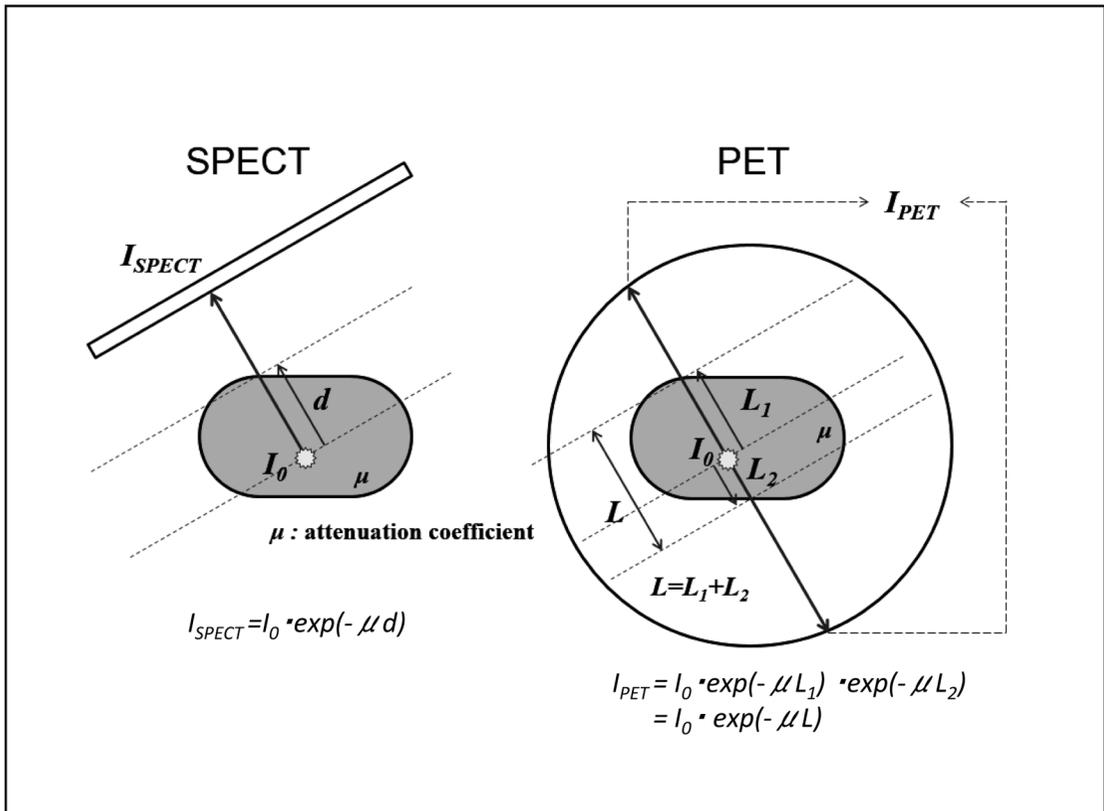


図8.1 SPECT と PET の減弱 (吸収) の比較

い。

8.2. 減弱の影響

PET では同時計測が行われるため、光子の吸収の割合は光子が発生した位置（放射能分布）に依存しない。すなわち、PET における光子の減弱の割合は、吸収物質の分布で決まるため、吸収物質の分布を外部線源や CT 画像を用いて測定することで正確な補正が可能となる。一方、SPECT は測定データから光子の発生した位置を推定できないことに加え、光子の吸収の割合が深さによって異なることから SPECT の減弱（吸収）補正は PET よりも難しくなる（図8.1）。また、SPECT では後述する散乱線や使用するコリメータ、光子エネルギーに対応した補正が必要となる。

8.3. 散乱線の影響

光子は吸収体内で散乱と吸収の影響を受けるため、検出器に到達する光子の減弱を補正する必要がある。この減弱補正に用いる線減弱係数は散乱線を考慮していないため、散乱線補正が行われていれば理論値を使用することができる。しかし、散乱線補正を行わない場合は実験的または経験的に求められる見かけの線減弱係数を使用する必要がある。これは CT 画像を用いた減弱補正についても同様であり、CTAC を行う場合には散乱線補正が必須となる²⁵⁾。散乱線補正を行わない場合の CTAC についてはメーカーにより対応が異なると思われるが、使用する線減弱係数や補正精度には十分留意する必要がある。

8.4. 光子エネルギーの影響

CTAC では、CT 値を線減弱係数に変化することで補正が行われる。PET の場合、511 keV に対

応した線減弱係数に変換することで補正が行われるが、SPECT ではさまざまな核種を用いるため、複数のエネルギーに対応した変換が必要となる（表8.1）。特にマルチピーク収集や2核種同時収集では線減弱係数を複合的に考える必要があるため注意を要する。SPECT における CTAC の補正精度については十分なエビデンスが得られているとは言い難く、今後、エビデンス構築を目的とした検証が必要である。

8.5. CT 画像のアーチファクトが減弱補正マップに与える影響

CT 撮影で使用されている光子（X線）のエネルギー帯は、PET や SPECT で使用されている核種のエネルギーよりも低い。CT 撮影時に生じるアーチファクト、特に金属アーチファクトは減弱補正用の減弱マップにも影響を及ぼすことが知られており²⁶⁾、PET/CT と同様に SPECT/CT においても CT 画像のアーチファクトが補正精度に影響を与えることが予想される。したがって、CT 撮影時は金属アーチファクトの有無を必ず確認し、金属アーチファクトが生じている場合は、減弱補正マップへの影響を考慮して減弱補正の有無の画像を提示することが望ましい。また、金属アーチファクトによる偽画像（集積異常）が生じる可能性についてテクニカルレポート、チェック等を読影医師や臨床医師に向けたコメントとして記述する。アーチファクトの軽減を目的にさまざまな方法^{27,28)}が提唱されているが、有用な反面、補正には限界があるので利点や欠点を十分に理解して使用する必要がある。

8.6. SPECT/CT 画像のピットフォール

CT による減弱補正の利点は、これまで困難で

表8.1 各エネルギーピークと人体組織ごとの線減弱係数（XCOM と ICRU Report44 より算出）

	Attenuation [cm ⁻¹] at 80 KeV	Attenuation [cm ⁻¹] at 140 KeV	Attenuation [cm ⁻¹] at 300 KeV	Attenuation [cm ⁻¹] at 511 KeV
筋肉	0.189	0.155	0.122	0.097
脂肪	0.166	0.139	0.01	0.088
肝臓	0.192	0.157	0.124	0.099
腎臓	0.191	0.157	0.123	0.099
肺	0.051	0.042	0.033	0.026
甲状腺	0.188	0.153	0.12	0.096
乳房	0.174	0.145	0.114	0.091
軟骨	0.2	0.164	0.129	0.103
骨	0.289	0.214	0.165	0.131

あった不均一吸収体に対する減弱補正が可能になった点と形態画像と機能画像の融合による診断性能の向上である。しかし、前述したように SPECT における CTAC には技術的な面においてさまざまな注意点がある。これは診断についても同様であり利点や問題点ともに報告されている。心筋 SPECT においては、減弱補正を行うことで下壁から下壁中隔でカウント低下が補正される反面、心尖部のカウント低下がしばしばみられる。心尖部のカウント低下については形態的 apical thinning とアーチファクトの影響が考えられているが明確にはされていない^{29,30)}。いずれにしても SPECT 単体の正常パターンに対して CTAC を行うことで正常パターンが変化するため注意が必要である。脳 SPECT においては、CTAC を行うことで小脳や後頭葉のカウント増加と前頭葉の相対的なカウント低下を生じることが報告されている³¹⁾。CTAC を行う際には、従来の方法との臨床的対比を十分に行い使用することが望まれる。

9. 付 録

9.1. ファントム実験によるデータ提示

9.1.1. CT 撮影条件が CT 値と線減弱係数に与える影響

①目的

人体の主要部位に対応した減弱補正のデータを取得するため、頭部・体幹部・体幹部(肺野)・

骨を想定したファントムを用いて CT 撮影条件の影響を CT 値の変化、標準偏差 (SD) および線減弱係数から検証した。本検討に使用した SPECT/CT を表9.1に、CT 撮影条件を表9.2に示す。

②方法

頭部における減弱補正の検証を行うため、20 cmφ のプールファントムに水を封入し、プールファントムの中心スライス上に 20 cmφ より小さい関心領域 (ROI : region of interest) を置き (図9.1)、ROI 内の平均 CT 値、CT 値の SD、および減弱マップ上の平均線減弱係数を求めた。

体幹部と肺野の検証には、微小球を外してバックグラウンドに水と肺のインサートを封入した NEMA Body phantom (NEMA NU 2-2012) を使用した (図9.2)。各条件で CT 撮影を行い、ファントムの中心スライス上に 3.0 cmφ の ROI を置き、バックグラウンドとインサートの平均 CT 値、および CT 値の平均 SD、減弱マップ上の平均線減弱係数を求めた。

骨部における減弱補正の検証は、Catphan CT ファントムに封入されている骨に類似した構成物

表9.1 検証に使用した SPECT/CT 装置

Scanner	Vender
Discovery NM/CT670 Pro	GE
Optima NM/CT640	GE
SymbiaT16	SIEMENS
BrightView X with XCT	Philips

表9.2 装置ごとの撮影条件一覧

	Discovery NM/CT670 Pro	Optima NM/CT640	SymbiaT16	BrightView X with XCT
Detector collimation	0.625 mm×16	2.5 mm×4	1.2 mm×16	0.33 mm×432
Tube voltage (kV)	80, 100, 120, 140	120, 140	80, 110, 130	120
Tube current (mA)	10, 20, 30, 40, 50, 100, 200, 380	10, 20, 30	20, 30, 40, 50, 100, 200	0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 5.0, 10, 50, 80
Rotation time	0.5 sec	1 sec	0.6 sec	12 sec
Pitch factor	1.375	1.25	0.95	—
Slice thickness	5 mm	2.5 mm	5 mm	1 mm
Slice interval	5 mm	2.5 mm	5 mm	1 mm
AEC	off	—	off	—
Kernel	Standard	Standard	*1	Soft Tissue
FOV	500 mm	500 mm	*2	470 mm
Matrix	512×512	512×512	512×512	512×512

*1 : for AC (H08s SPECT AC : 頭部用, B08s SPECT AC : 腹部用)

*2 : 300 mm : 頭部, 650 mm (Extended FOV) : 躯幹部

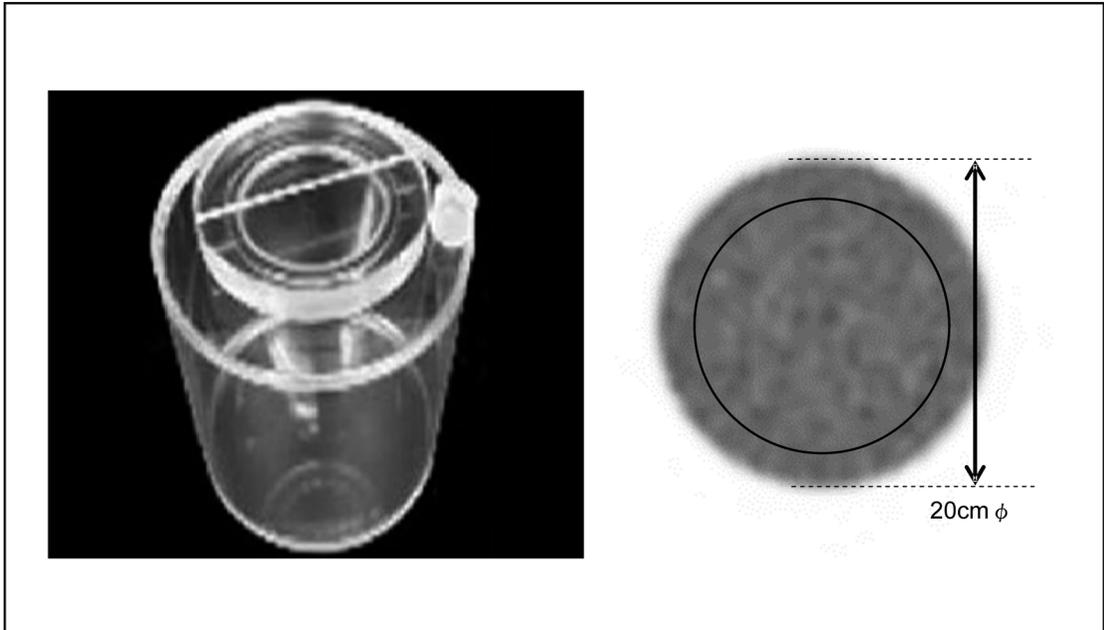


図9.1 プールファントムと ROI 設定

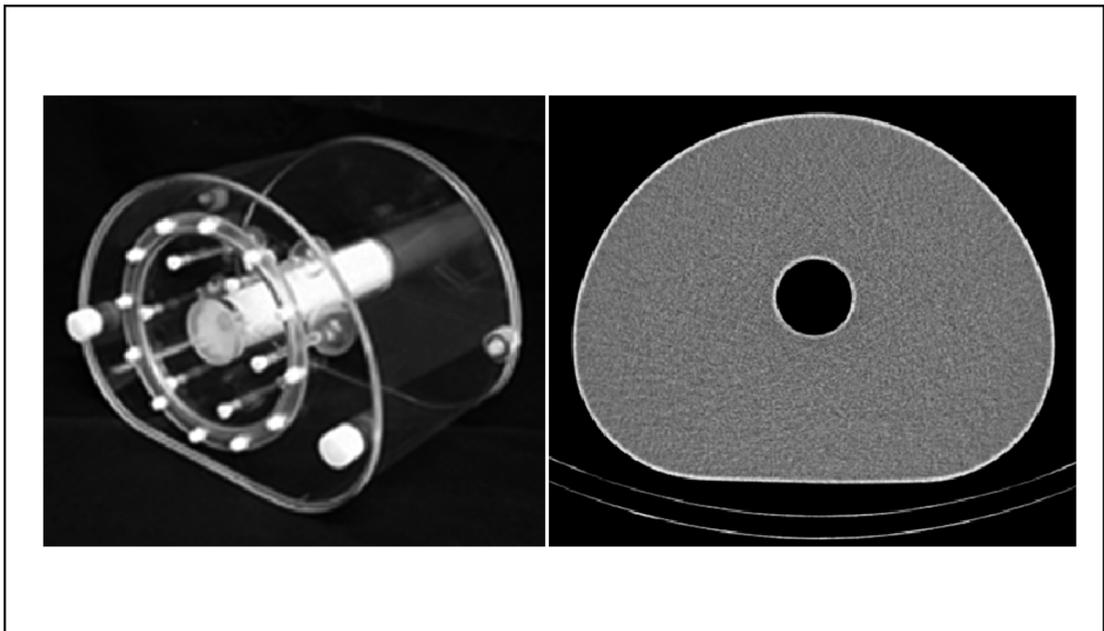


図9.2 NEMA Body phantom と CT 画像

質（テフロン： 2.2 g/cm^3 ）を使用した（図9.3）。ファントムの構成物質が提示される中心スライス上に $1.0\text{ cm}\phi$ の ROI を置き、平均 CT 値、CT 値の平均 SD、および減弱マップ上の平均線減弱係数を求めた。

③結果

頭部、体幹部、肺野および骨部を想定したファントムを用いて評価した管電流と管電圧および CT 値との関係を図9.4～図9.7に、CT 値の SD との関係を図9.8～図9.11に示す。すべての装置

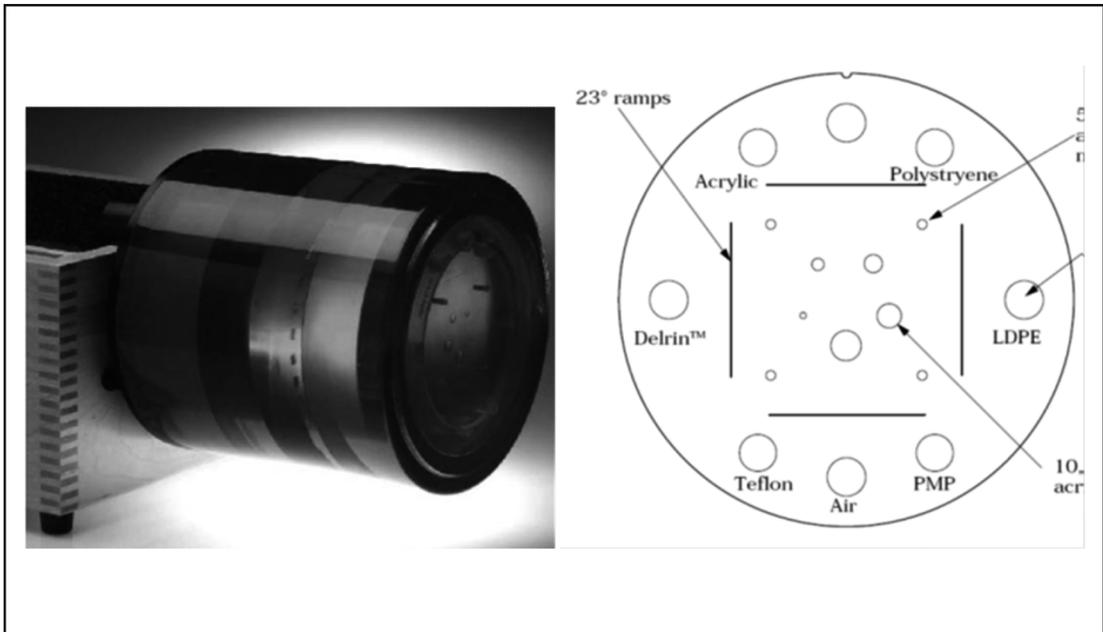


図9.3 Catphan CT ファントムの外観と内包構成物の説明

について高い管電流を用いることで CT 値は一定値を示した。しかし、一部の装置では低い管電流を用いることで CT 値の上昇が認められた。また、管電圧別に見た場合、頭部や体幹部、肺野ではいずれの装置においても CT 値に差は認められなかった。しかし、骨部では管電圧によって CT 値に差が認められた。CT 値の SD は CT 値と同様の傾向を示したが、管電流の低下や管電圧の違いによって変化する装置がみられた。

管電流と管電圧および線減弱係数との関係を図 9.12～図 9.15 に示す。頭部と体幹部の線減弱係数は、高い管電流を用いることで一定となり ^{99m}Tc に対する水の線減弱係数である 0.15 cm^{-1} を示した。しかし、管電流を低くすることで線減弱係数が高値を示す装置が認められた。また、SymbiaT16 と BrightView X with XCT では一部の線減弱係数が他装置より高値を示す傾向にあった。肺野部の線減弱係数は、装置により多少の違いはあるものの、およそ 0.01 cm^{-1} に収束した。骨部の線減弱係数も同様に高い管電流を用いることで一定を示したが、診断用 CT を搭載した装置では管電圧によって骨の線減弱係数が異なる傾向にあった。

④ 考 察

頭部、体幹部、肺野および骨部を想定したファントムを用いて CT 撮影条件における画質への影響を CT 値、CT 値の SD および線減弱係数 (^{99m}Tc) を検証した。その結果、CT 撮影条件と CT 値、SD の関係は、装置ごとに異なる傾向を示した。CT 値は被写体を透過した X 線の検出量に依存する。つまり X 線透過率が低い構成物質であると、検出される X 線量が減少し、ノイズやアーチファクトが生じる。そのため、一部の装置では管電流の低下に伴い CT 値や SD に変化がみられたと考える³²⁻³⁴⁾。今回評価を行った SPECT/CT は、診断用 CT を搭載した装置と補正のみを目的とした装置で構成されている。CT 部の構成は装置によって異なっており、また実効管電圧も装置によって大きく異なる。そのため、減弱補正のみを目的に低管電流撮影を行う場合には、使用する装置の特性を理解 (測定) しておくことが肝要である。

線減弱係数は、CT 値と同様に CT 撮影条件によって変化し、特に骨を想定した検証では他の部位と比較して大きく異なる傾向にあった。一般に CT 値から線減弱係数への変換は、異なる 2 つの傾きを持つ変換テーブル (bilinear scale) で行わ

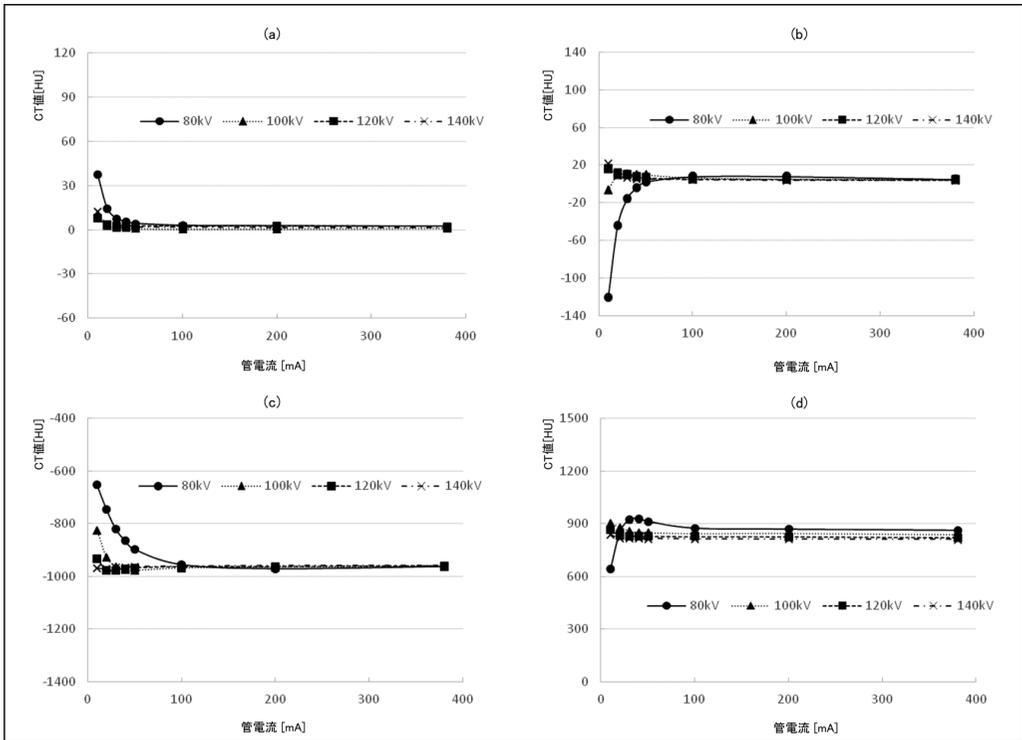


図9.4 管電流とCT値の関係 (NM/CT670 Pro). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

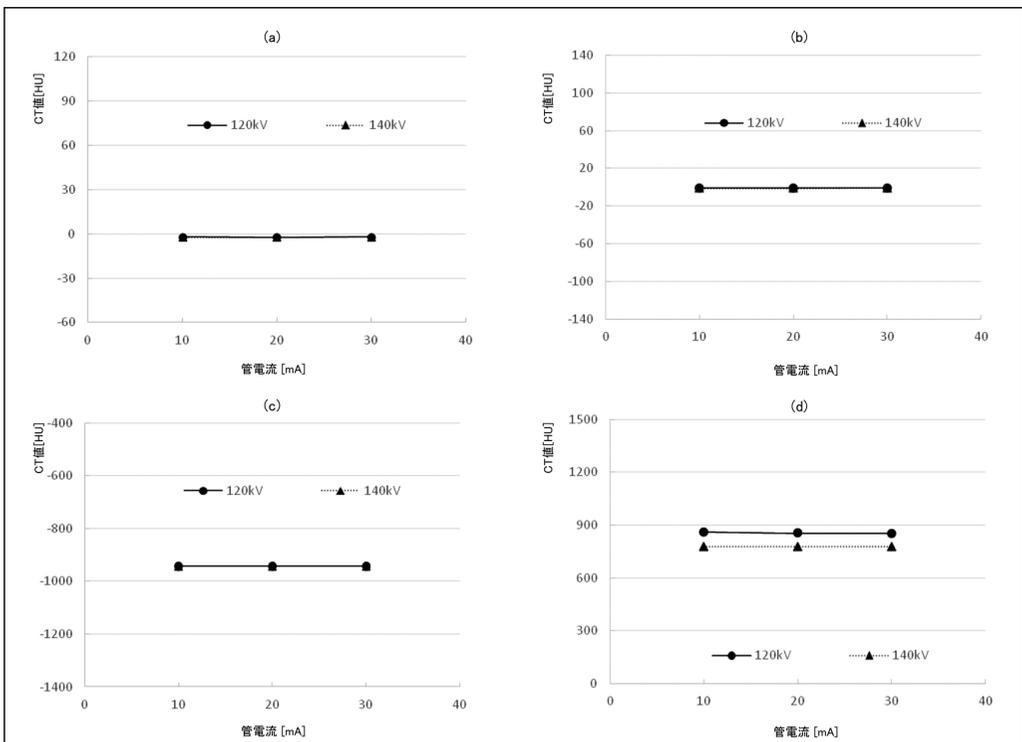


図9.5 管電流とCT値の関係 (NM/CT640). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

SPECT/CT における CT の適正使用に関するガイドライン (藤埜, 他)

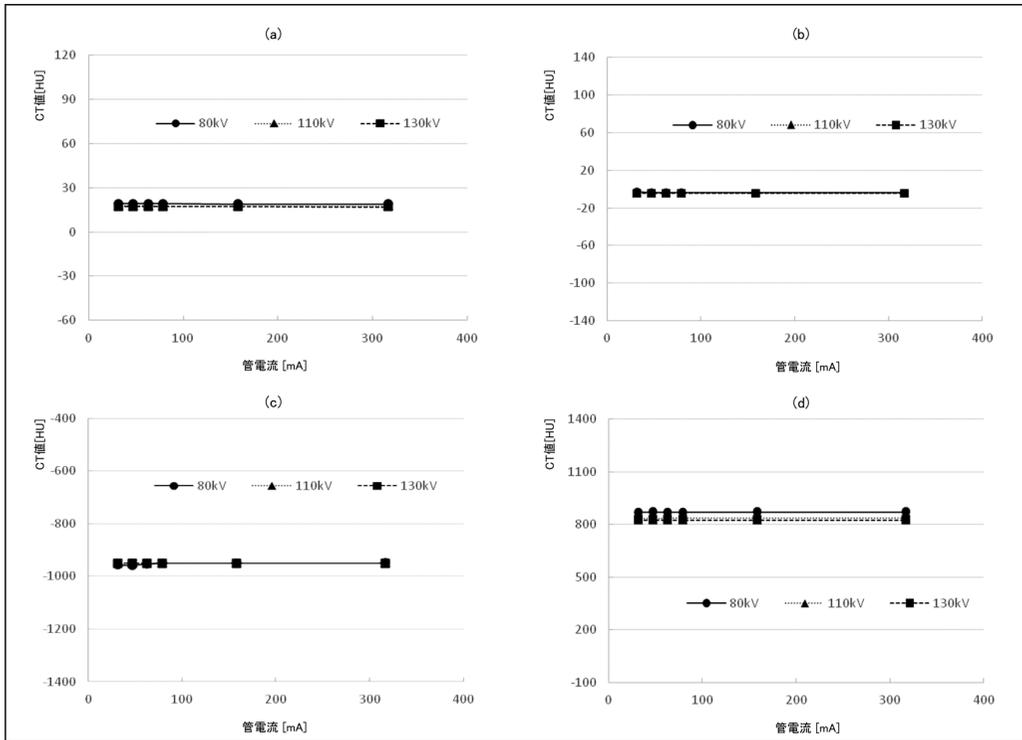


図9.6 管電流と CT 値の関係 (SymbiaT16). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

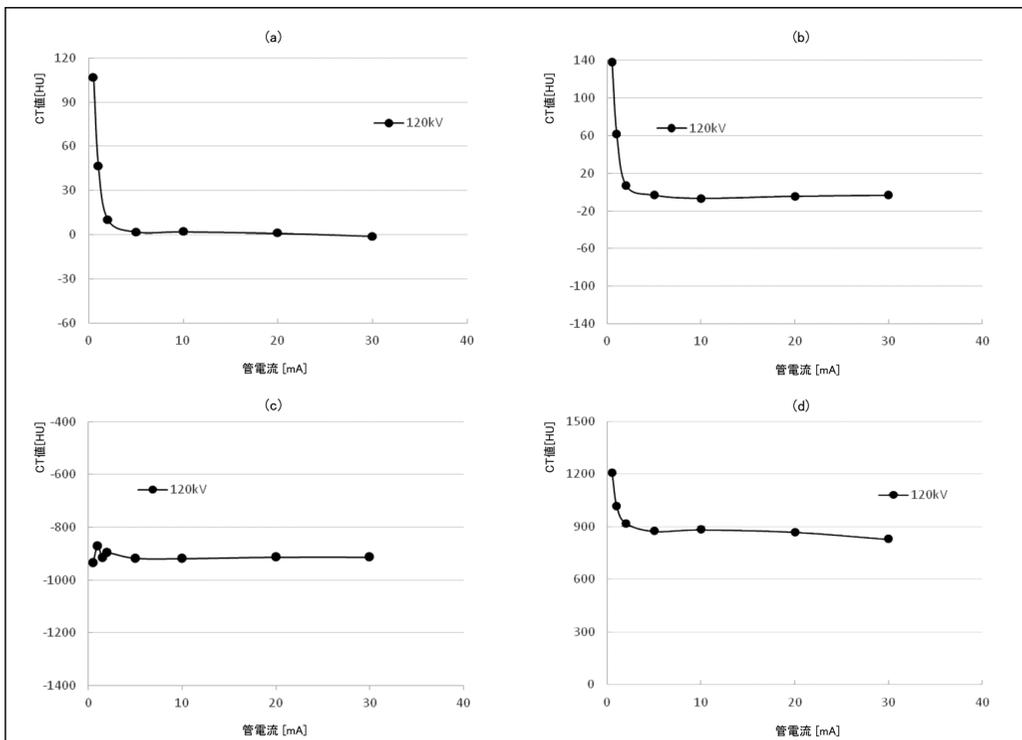


図9.7 管電流と CT 値の関係 (BrightView X with XCT). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

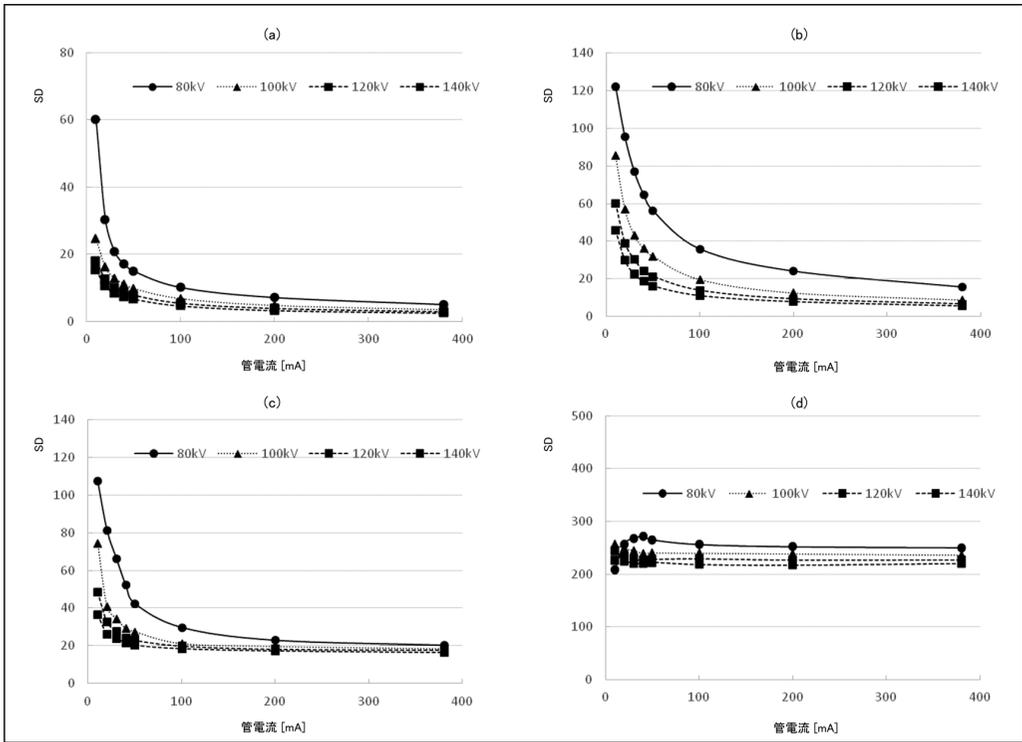


図9.8 管電流とSDの関係 (NM/CT670 Pro). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

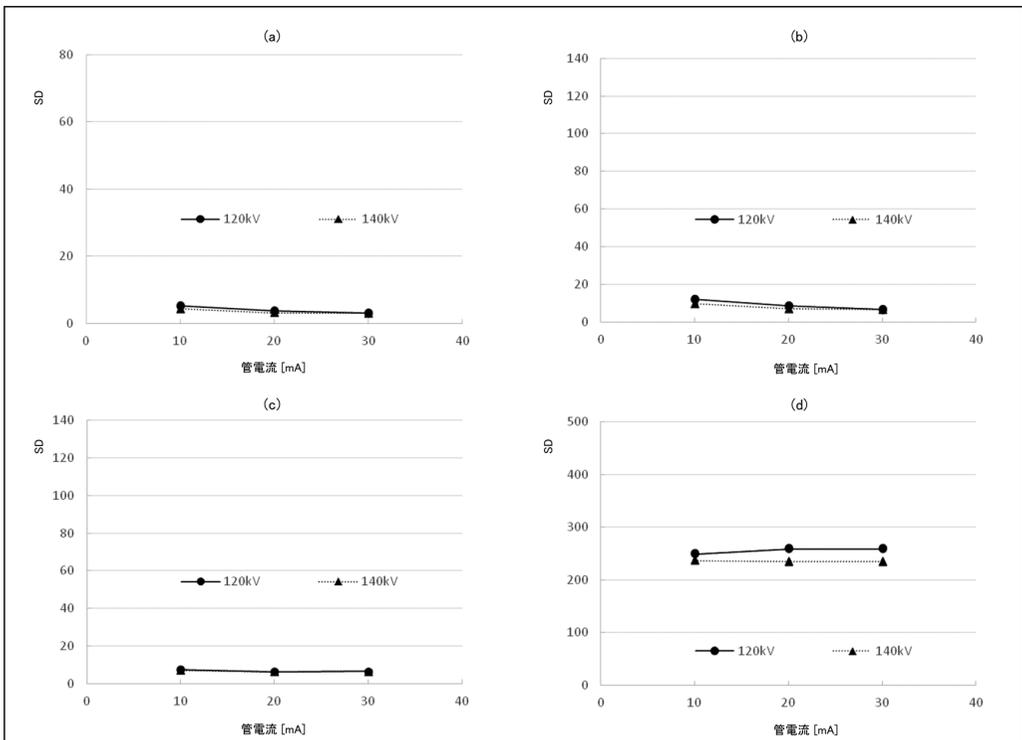


図9.9 管電流とSDの関係 (NM/CT640). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

SPECT/CT における CT の適正使用に関するガイドライン (藤埜, 他)

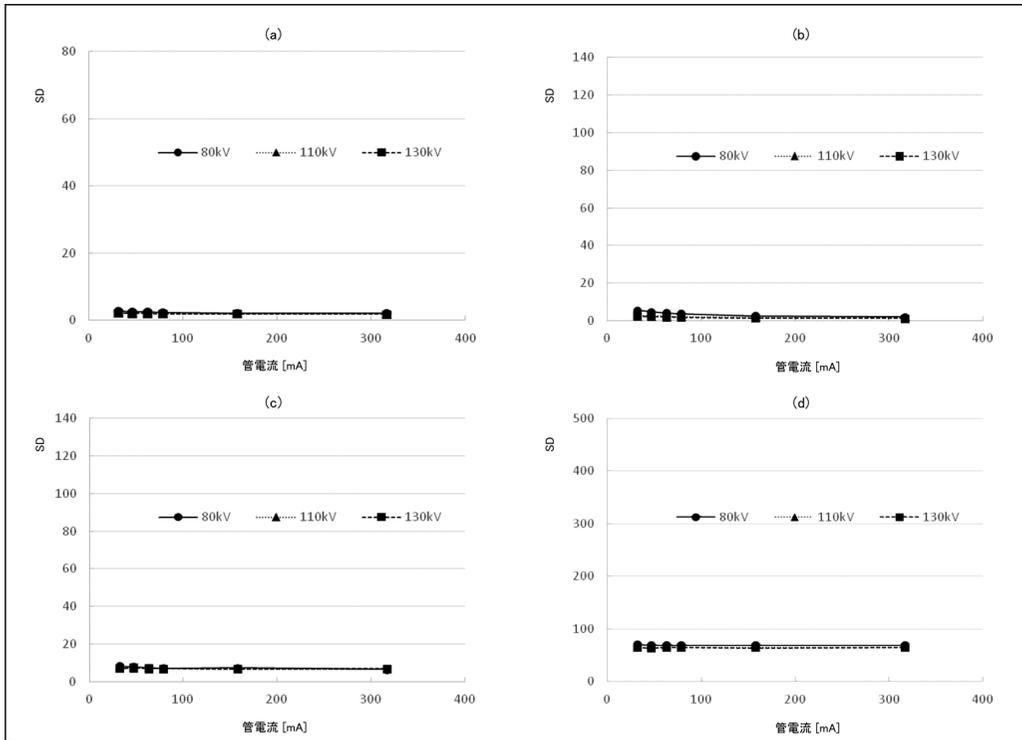


図9.10 管電流とSDの関係 (SymbiaT16). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

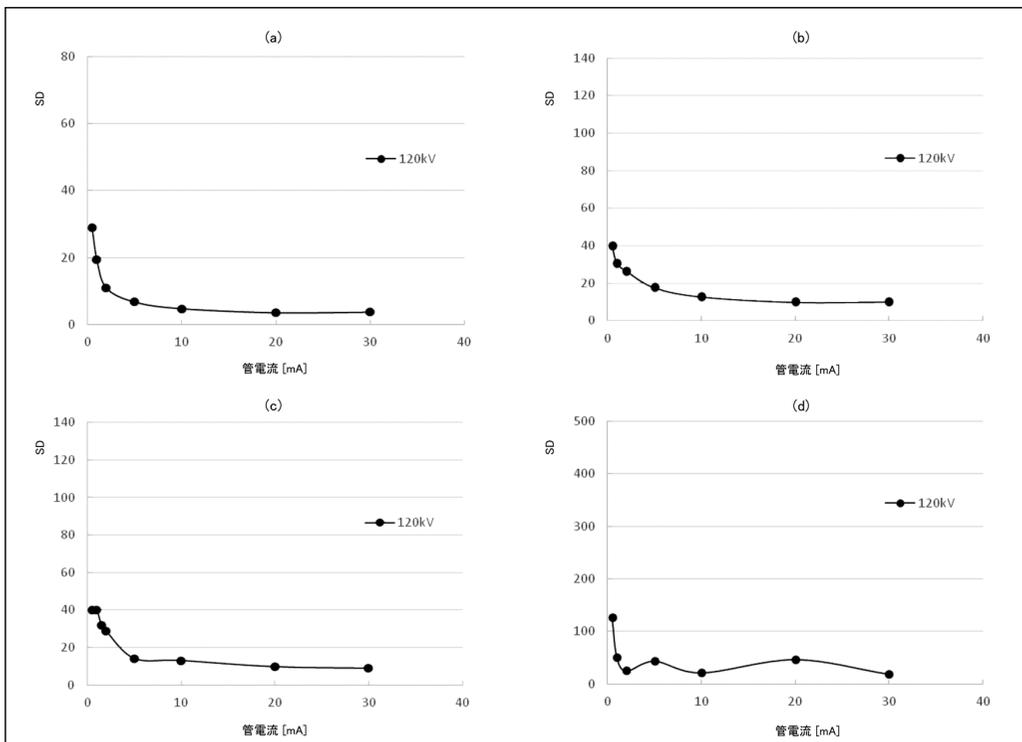


図9.11 管電流とSDの関係 (BrightView X with XCT). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

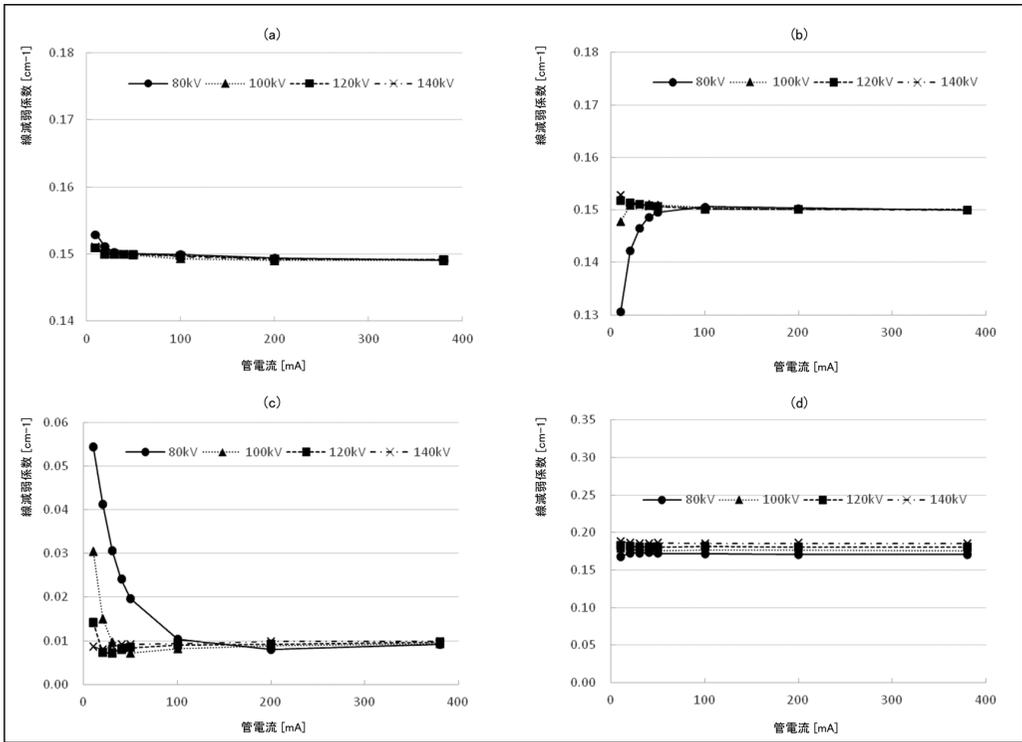


図9.12 管電流と線減弱係数の関係 (NM/CT670 Pro). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

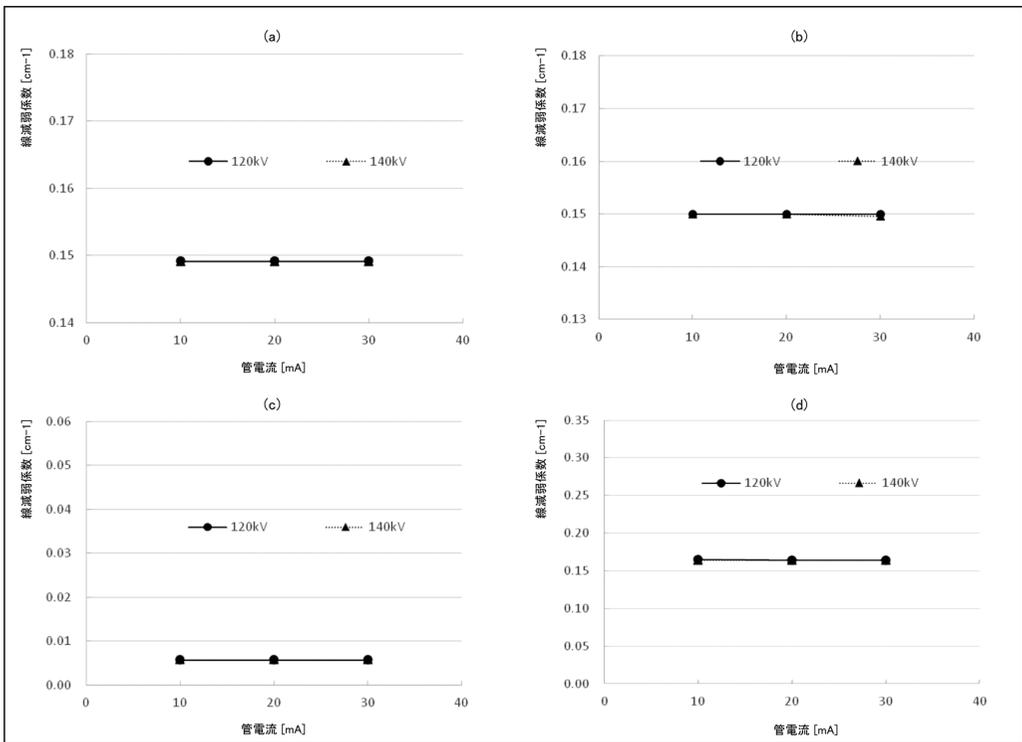


図9.13 管電流と線減弱係数の関係 (NM/CT640). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

SPECT/CT における CT の適正使用に関するガイドライン (藤井, 他)

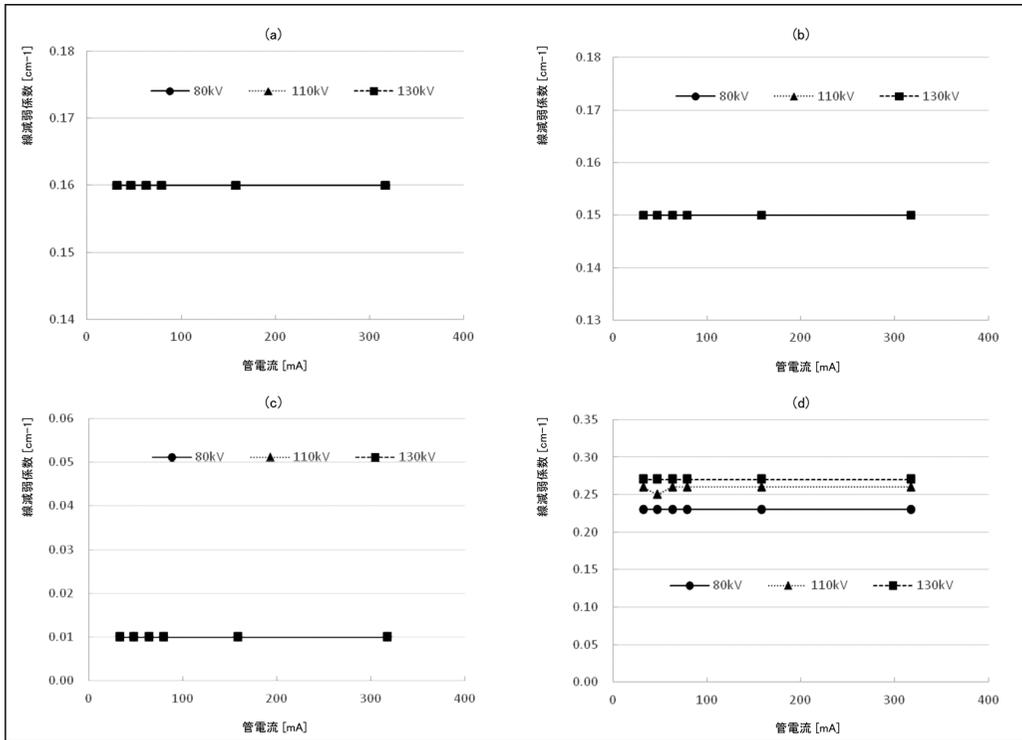


図9.14 管電流と線減弱係数の関係 (Symbia T16). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

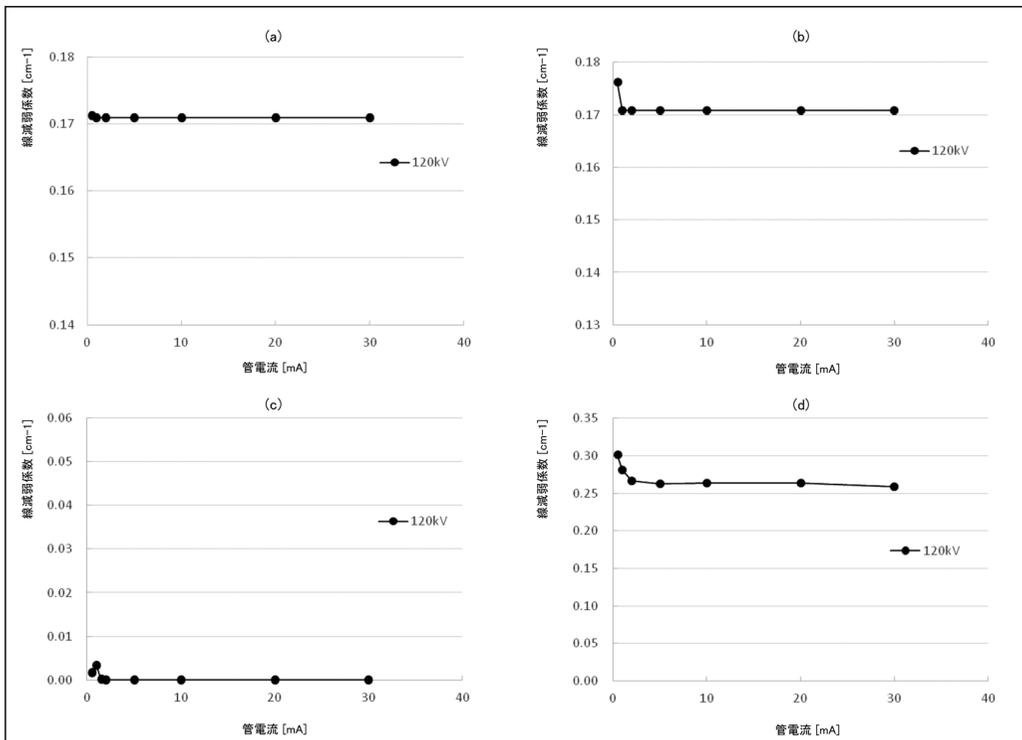


図9.15 管電流と線減弱係数の関係 (BrightView X with XCT). (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

れる。骨の CT 値は管電圧の違いにより大きな変化を示したため、この CT 値の変化が直接、線減弱係数に影響したと考えられる。変換テーブルは装置により異なるため、CT 撮像条件を決定または変更する際には線減弱係数への変換精度や減弱補正の精度を十分に検証する必要がある。

今回評価を行った一部の装置では、 ^{99m}Tc に対する水の線減弱係数が他装置より高値を示した。これは CT の線質硬化（ビームハードニング）補正の違いと線減弱係数への変換方法の違いが原因と考えられる。ビームハードニングは、X線の線質が変化することで物質の質量減弱係数に線形性が失われる現象で、特に頭部や胸部領域で問題となる。このビームハードニングに対する補正の有無や補正方法の違いにより CT 値は変化するため、線減弱係数に違いが認められたと考える。また、BrightView X with XCT は、CT 値を線減弱係数に変換する際、 ^{153}Gd （エネルギー 100 keV）の線減弱係数を基準に使用する核種のエネルギーに対応した線減弱係数への変換が行われ

る。そのため、今回測定を行った線減弱係数が他装置より高値を示したと考える。図9.16に ^{99m}Tc に変換した線減弱係数を示す（変換係数：0.91）。変換係数を用いることで ^{99m}Tc に対する水の線減弱係数は他装置と同様におよそ 0.15 cm^{-1} を示した。このように実際に使用する装置がどのような方法で CT 値を線減弱係数に変換しているか理解しておかなければ、思わぬ落とし穴に落ちるため注意が必要である。近年、診断 CT の分野では被ばく低減を目的に低管電圧撮影が試みられている³⁵⁾。減弱補正のみを目的とした場合、SPECT/CT においても低管電圧撮影が有用と思われるが、CT 減弱補正の精度を十分に検証しなければならない。

⑤まとめ

SPECT/CT で使用する CT 画像は、減弱補正に用いる場合、SPECT と CT の融合画像による画像診断、CT 装置の単独使用による CT 画像診断がある。使用する目的により、求められる CT 画像の画質は異なることから、目的に応じた CT

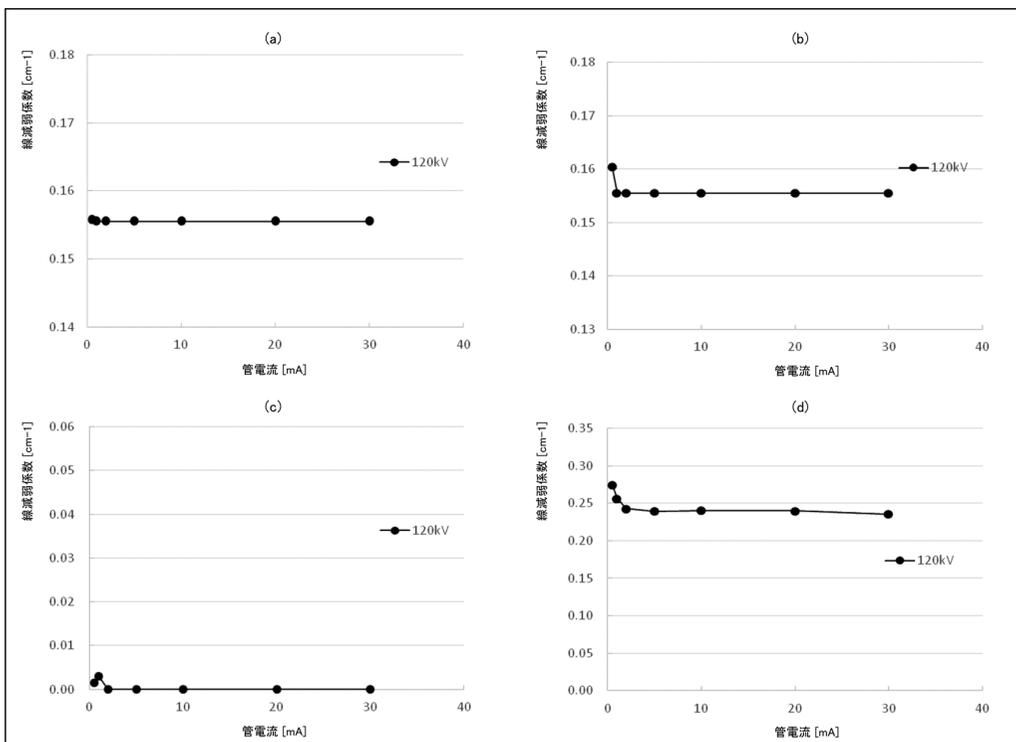


図9.16 管電流と線減弱係数（変換後）の関係（BrightView X with XCT）. (a) 頭部, (b) 体幹部, (c) 肺野, (d) 骨

SPECT/CT における CT の適正使用に関するガイドライン (藤埜, 他)

撮影条件の設定が必要になる。そのために、ユーザーは CT 撮影条件と CT 値、算出された線減弱係数の関係を十分に評価する必要がある。

9.1.2. 頭部撮影時における寝台のたわみの影響

①目的

頭部領域では、天板の保持が機能しないことを想定し、本ガイドラインで適用される各装置において、荷重による寝台のたわみを検証した。

②線源およびファントム

ファントムは、1 mL のシリンジ (内径 10 mm) に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を 50 MBq/mL (0.25 mL) と CT 用造影剤 (0.25 mL) の合計 0.5 mL を封入したポイントソースファントムを使用した。作成したファントムをヘッドレスト中心部の下部に固定し、寝台の荷重には、患者の体重を想定して鉛ブロックを使用した。鉛ブロックは、患者が寝台

に横たわった時の胸部付近に配置した。

③データ収集

鉛ブロックを約 20~90 kg の範囲で 10 kg ずつ寝台に荷重を加えて、SPECT/CT 撮像を行った。SPECT/CT 撮像には評価施設で使用している臨床条件を用いた。本検討で用いた SPECT と CT の収集条件を表9.3、表9.4に示す。

④データ処理

画像再構成はコリメータ開口補正組込み逐次近似法で行い、再構成フィルタまたは後処理フィルタを使用した。なお、この検討では減弱補正と散乱線補正は行っていない。表9.5に SPECT 画像再構成条件を示す。

⑤評価方法

各メーカーの処理装置を用いて、図9.17に示すように目視で SPECT 画像を CT 画像に合せ、移

表9.3 SPECT 収集条件

SPECT	Discovery NM/CT670 Pro	SymbiaT16	BrightView X with XCT
Collimator	LEHR	LEHR	LEHR
Mode	Continuous	Step & Shoot	Continuous
Matrix size	128×128	128×128	128×128
Magnification	1.33	1.45	1.46
Pixel size [mm]	3.3	3.3	3.19
No of view	120	120	120
Acq time [min]	10	10	5
Distance [mm]	140	150	150

表9.4 CT 撮像条件

SPECT	Discovery NM/CT670 Pro	SymbiaT16	BrightView X with XCT
Tube voltage [kV]	120	130	120
Tube current [mA]	300	50	10
Thickness [mm]	5	2	1
Rot.time [sec]	0.5	0.5	12
Reconstruction	FBP	FBP	FBP
Pitch	0.981	1.05	—
Kernel	Standard	H21s	Soft Tissue
FOV [mm]	500	320	470

表9.5 SPECT 画像再構成条件

SPECT	Discovery NM/CT670 Pro	SymbiaT16	BrightView X with XCT
Reconstruction	Evolution	Flash 3D	Astonish
Subset	10	15	5
Iteration	10	2	6
Image filter	Butterworth Power 10 Cutoff 0.55 cycles/cm	Gaussian 8.4 mm	Hanning 0.4 cycles/pixel

動させた距離 (X, Y, Z 方向) を測定した。

⑥結果

各メーカーにおける SPECT 画像と CT 画像に合わせるために移動した距離を図9.18に示す。図9.18より、すべての装置で荷重が増えるに伴い、X, Y 方向で大きくなった。しかし、BrightView with XCT は他のメーカーと比べると Y 方向の位置ずれは小さかった。Z 方向に関してはすべてのメーカーで位置ずれはみられなかった。

⑦考察

荷重が増加するにしたがい、今回検証を行ったすべての装置で SPECT 画像と CT 画像の位置ずれが大きくなった。この原因は、ヘッドレストを装着して撮像を行った場合、いずれの装置も天板を支える機構になっていないため、荷重の影響により天板にひずみが生じたためと考える。特に Y 方向 (画像上下方向) は荷重によるひずみの影響を受けやすいため位置ずれが大きくなったと考え

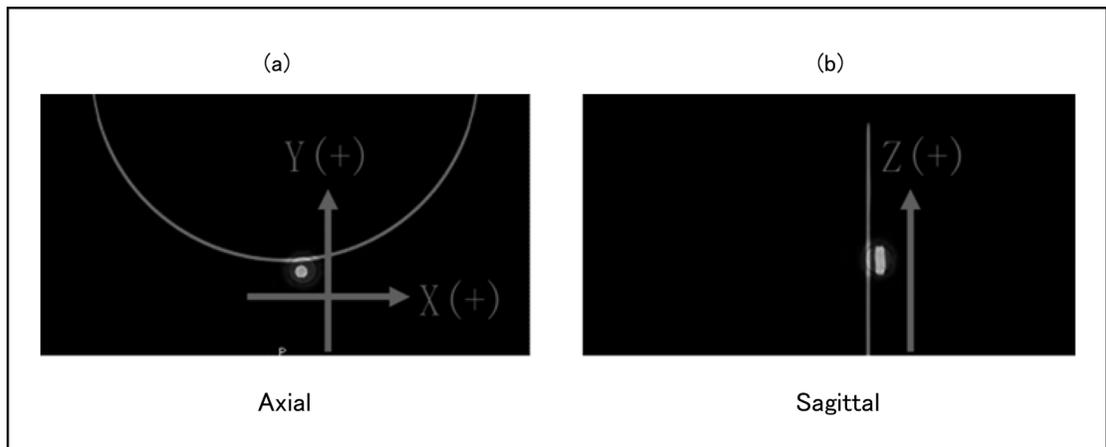


図9.17 移動距離測定方法。(a) Axial 画像における X 方向, Y 方向の移動距離測定, (b) Sagittal 画像における Z 方向の移動距離測定

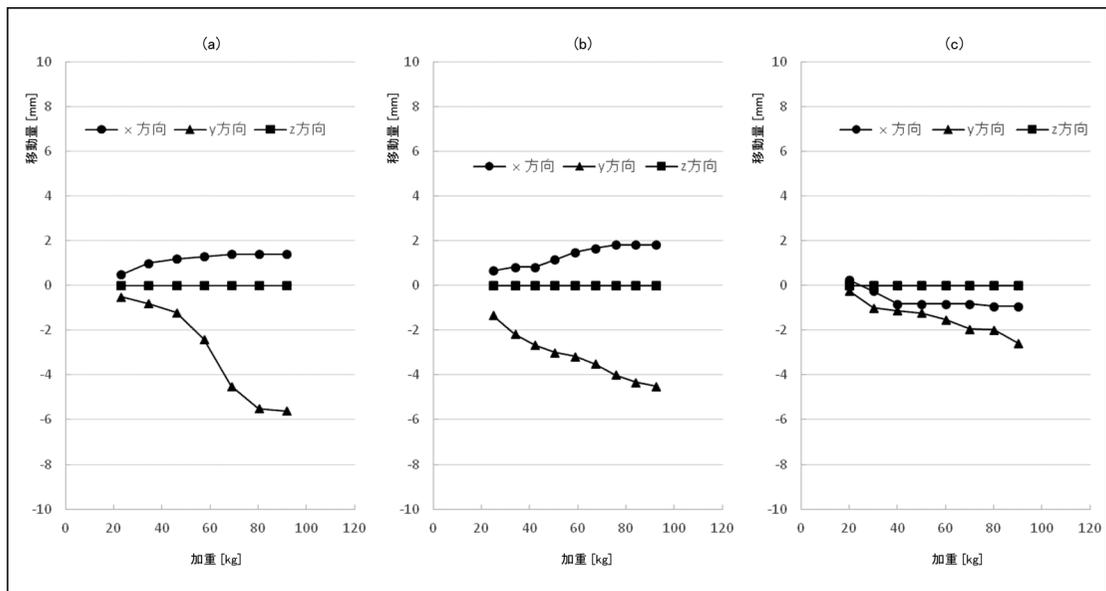


図9.18 SPECT 画像と CT 画像のずれ。(a) NM/CT670 Pro, (b) SymbiaT16, (c) Bright View X with XCT

SPECT/CT における CT の適正使用に関するガイドライン (藤埜, 他)

られる。5.2, 5.3で示したように SPECT 画像と CT 画像の位置調整は、キャリブレーションレジストレーションを用いて行われている。しかし、キャリブレーションレジストレーションは天板が支えられた体幹部を想定しており、補正値も単一である。そのため天板を支えない頭部の SPECT/CT では位置ずれに対する補正が不十分となる。これは同一ガントリに SPECT 部と CT 部が設置された装置でも同様であった。頭部 SPECT/CT 検査を実施する際には、体動による位置ずれに加えて、このような幾何学的なずれについても注意して処理を行う必要がある。

⑧ まとめ

頭部領域における SPECT/CT 検査を想定し、本ガイドラインで適用される装置について荷重による寝台のたわみを測定し、その影響を確認した。ユーザーとして、荷重による寝台のたわみなどの程度か測定し、確認しておくことは必要である。

9.2. ファントム実験シートについて

前項の付録に示した検証に使用したファントム実験シートは、下記の学会 HP よりダウンロードが可能である。

「SPECT-CT_Phantom_experiment_sheet.xls」

URL : http://plaza.umin.ac.jp/jsnmt/wp-content/uploads/2017/11/SPECT-CT_Phantom_experiment_sheet.xls.xlsx

9.2.1. SPECT/CT ファントム実験シート使用マニュアル

上記 URL よりダウンロードしたシートは、本ガイドラインで示されている検証が各施設において同様に実施できるよう、実験結果の数値を直接入力して使用するエクセルファイルである。入力方法等が記載された使用マニュアルはダウンロードしたファイルに付帯するので、本シートを使用する際は注意点をよく確認すること。図9.19に使用マニュアルのサンプルを示す。

9.3. ファントム解析用収集プロトコルについて

メーカーでは位置ずれ検証のためのプロトコルに

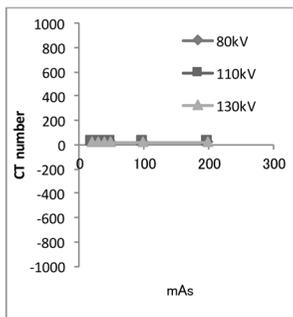
① 設定した管電圧を入力するとグラフに表示される管電圧も変わります

③ 自動計算して転記されます

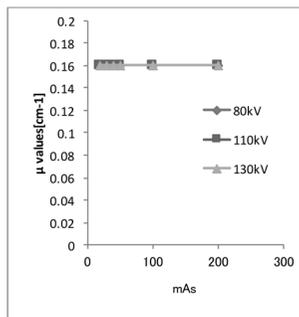
Tube voltage	80kV						100						200					
ref mAs	20			30			40			50			100			200		
	CT	SD	μ															
ROI1	19.16	2.70	0.16	19.20	2.51	0.16	19.06	2.46	0.16	19.10	2.37	0.16	19.03	2.12	0.16	18.94	2.01	0.16
ROI2	19.02	2.71	0.16	19.06	2.54	0.16	18.97	2.46	0.16	19.01	2.38	0.16	18.91	2.11	0.16	18.87	2.05	0.16
ROI3	19.19	2.75	0.16	19.02												2.05	0.16	
ROI4	19.10	2.72	0.16	19.17												2.00	0.16	
ROI5	19.00	2.80	0.16	19.08												2.04	0.16	
ROI6	19.07	2.77	0.16	18.99												2.11	0.16	
ROI7	19.21	2.74	0.16	19.06	2.63	0.16	19.12	2.44	0.16	19.09	2.42	0.16	18.95	2.10	0.16	18.88	2.00	0.16
ROI8	19.12	2.73	0.16	19.16	2.57	0.16	19.02	2.51	0.16	19.12	2.39	0.16	19.02	2.13	0.16	18.88	2.02	0.16
ROI9	19.03	2.70	0.16	19.04	2.59	0.16	18.97	2.49	0.16	19.01	2.39	0.16	18.90	2.15	0.16	18.75	2.07	0.16
ROI10	19.16	2.74	0.16	19.08	2.65	0.16	19.10	2.47	0.16	19.03	2.38	0.16	18.91	2.16	0.16	18.77	2.09	0.16
mean	19.11	2.74	0.16	19.09	2.58	0.16	19.04	2.48	0.16	19.05	2.37	0.16	18.95	2.14	0.16	18.84	2.04	0.16
SD	0.07	0.03	0.00	0.07	0.04	0.00	0.06	0.03	0.00	0.06	0.03	0.00	0.07	0.03	0.00	0.08	0.04	0.00

② 測定値を入力してください

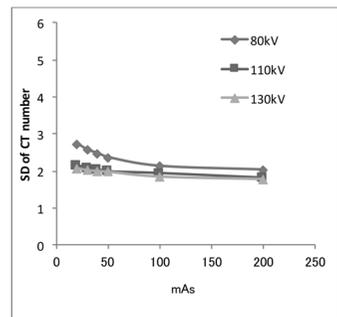
④ 結果がグラフで表示されます



CT値の結果



μ 値の結果



SDの結果

図9.19 「ファントム実験シート」使用マニュアルサンプル

については、コンポーネントの品質管理などの項目として準備されており、ユーザーは SPECT/CT の使用において位置あわせの正確性を確認することができる。手順書には、準備、セットアップ、収集、結果表示、最終判断の基準などが盛り込まれている。ただし、あくまでも確認するためのフローであり、ユーザー側でキャリブレーションを実施することはできない構成となっている。

例)

GE : VQC マニュアル,

SIEMENS : SPECT/CT FOV Verification Process,

日立 : 定期的な CT と SPECT 座標に関する精度管理

メーカーの問い合わせ先 :

シーメンスヘルスケア株式会社

URL : <http://www.siemens.co.jp/healthineers>

TEL : 0120-041-387 (カスタマーケアセンター)

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社

URL : <http://www3.gehealthcare.co.jp/>

TEL : 0120-055-919

株式会社日立製作所

URL : <http://www.hitachi.co.jp/healthcare>

TEL : 0120-889-825 (コールセンター)

10. 参考文献

- 1) Shimosegawa E, Fujino K, Kato H, et al: Quantitative CBF measurement using an integrated SPECT/CT system: validation of three-dimensional ordered-subset expectation maximization and CT-based attenuation correction by comparing with O-15 water PET. *Ann Nucl Med*, **27**(9): 822-833, 2013
- 2) Kaufmann PA: Cardiac hybrid imaging: state-of-the-art. *Ann Nucl Med*, **23**(4): 325-331, 2009
- 3) Matsuo S, Nakajima K, Akhter N, et al: Clinical usefulness of novel cardiac MDCT/SPECT fusion image. *Ann Nucl Med* **23**(6): 579-586, 2009
- 4) Sharma P, Singh H, Kumar R, et al: Bone scintigraphy in breast cancer: added value of hybrid SPECT-CT and its impact on patient management. *Nucl Med Commun*, **33**(2): 139-147, 2012
- 5) Sumiyoshi T, Shima Y, Okabayashi T, et al: Liver function assessment using ^{99m}Tc -GSA single-photon emission computed tomography (SPECT)/CT fusion imaging in hilar bile duct cancer: A retrospective study. *Surgery*, **160**(1): 118-126, 2016
- 6) Wong KK, Sisson JC, Koral KF, et al: Staging of differentiated thyroid carcinoma using diagnostic ^{131}I SPECT/CT. *AJR Am J Roentgenol*, **195**(3), 730-736, 2010
- 7) Lavelly WC, Goetze S, Friedman KP, et al: Comparison of SPECT/CT, SPECT, and planar imaging with single- and dual-phase (99m) Tc-sestamibi parathyroid scintigraphy. *J Nucl Med*, **48**(7): 1084-1089, 2007
- 8) Knollmann D, Meyer A, Noack F, et al: Preoperative assessment of relative pulmonary lobar perfusion fraction in lung cancer patients. *Nuklearmedizin*, **54**(4): 178-182, 2015
- 9) Utsunomiya D, Shiraiishi S, Imuta M, et al: Added value of SPECT/CT fusion in assessing suspected bone metastasis: comparison with scintigraphy alone and nonfused scintigraphy and CT. *Radiology*, **238**(1); 264-271, 2006
- 10) Stoffels I, Boy C, Pöppel T, et al: Association between sentinel lymph node excision with or without preoperative SPECT/CT and metastatic node detection and disease-free survival in melanoma. *Jama*, **308**(10): 1007-1014, 2012
- 11) Yap KS, Patel CN, Chowdhury FU, et al: Less commonly used and emerging clinical applications of SPECT-CT in benign and malignant disease. *Nucl Med Commun*, **33**(8): 808-818, 2012
- 12) Mariani G, Bruselli L, Kuwert T, et al: A review on the clinical uses of SPECT/CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **37**(10): 1959-1985, 2010
- 13) 本村悟朗, 山本卓明, 中島康晴: 骨 SPECT/CT 融合画像における大腿骨頭壊死症と大腿骨頭軟骨下脆弱性骨折の違い. *日本整形外科学会雑誌*, **87**(2): S449, 2013
- 14) Maurer AH: 2013 SNMMI Highlights lecture: general clinical nuclear medicine: clinical SPECT/CT-time for a new standard of care. *J Nucl Med*, **54**(10): 19-27, 2013
- 15) Fletcher JG, Grant KL, Fidler JL, et al: Validation of dual-source single-tube reconstruction as a method to obtain half-dose images to evaluate radiation dose and noise reduction: phantom and human assessment using CT colonography and sinogram-affirmed iterative reconstruction (SAFIRE). *J Comput Assist Tomogr*, **36**(5): 560-569, 2012
- 16) Silva AC, Lawder HJ, Hara A, et al: Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol*, **194**(1): 191-199, 2010
- 17) 日本画像医療システム工業会: 日本画像医療シス

- テム工業会規格 JESRA X-0051*C-2017 (ガンマカメラの性能測定法と表示法). 東京, 2017
- 18) Burger C, Goerres G, Schoenes S, et al: PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **29**(7): 922-927, 2002
 - 19) Patton JA and Turkington TG: SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *J Nucl Med Technol*, **36**(1): 1-10, 2008
 - 20) Kalra MK, Maher MM, Kamath RS, et al: Sixteen-Detector Row CT of Abdomen and Pelvis: Study for Optimization of Z-Axis Modulation Technique Performed in 153 Patients. *Radiology*, **233**(1): 241-249, 2004
 - 21) 平野 透: 腹部疾患における病態解剖からの検出ターゲットとスキャン条件について. *放射線撮影分科会誌*, **43**: 31-34, 2004
 - 22) これだけは習得しよう CT 検査: 診療放射線技師継続学習テキスト p 122
 - 23) 医療放射線防護連絡協議会, 日本小児放射線学会, 日本医学物理学会・他: 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定
 - 24) X線 CT 撮影における標準化~GALACTIC~(改訂 2 版) 日本放射線技術学会
 - 25) Verberne HJ, Acampa W, Anagnostopoulos C, et al: EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT: 2015 revision. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **42**(12): 1929-1940, 2015
 - 26) Shimamoto H, Kakimoto N, Fujino K, et al: Metallic artifacts caused by dental metal prostheses on PET images: a PET/CT phantom study using different PET/CT scanners. *Ann Nucl Med*, **23**(5): 443-449, 2009
 - 27) Harnish R, Prevrhal S, Alavi A, et al: The effect of metal artefact reduction on CT-based attenuation correction for PET imaging in the vicinity of metallic hip implants: a phantom study. *Ann Nucl Med*, **28**(6): 540-550, 2014
 - 28) Morsbach F, Bickelhaupt S, Wanner GA, Krauss A, Schmidt B and Alkadhi H: Reduction of metal artifacts from hip prostheses on CT images of the pelvis: value of iterative reconstructions. *Radiology*, **268**(1), 237-244, 2013
 - 29) Kennedy JA, Israel O and Frenkel A: Directions and magnitudes of misregistration of CT attenuation-corrected myocardial perfusion studies: incidence, impact on image quality, and guidance for reregistration. *J Nucl Med*, **50**(9): 1471-1478, 2009
 - 30) Goetze S, Brown TL, Lavelly WC, et al: Attenuation correction in myocardial perfusion SPECT/CT: effects of misregistration and value of reregistration. *J Nucl Med*, **48**(7): 1090-1095, 2007
 - 31) Ishii K, Hanaoka K, Okada M, et al: Impact of CT attenuation correction by SPECT/CT in brain perfusion images. *Ann Nucl Med*, **26**(3): 241-247, 2012
 - 32) Hulme KW, Kappadath SC: Implications of CT noise and artifacts for quantitative ^{99m}Tc SPECT/CT imaging. *Med Phys*, **41**(4): pp. 042502, 2014
 - 33) Corrigan AJ, Schleyer PJ and Cook GJ: Pitfalls and Artifacts in the Use of PET/CT in Oncology Imaging. *Semin Nucl Med*, **45**(6): 481-499, 2015
 - 34) Matsutomo N, Nagaki A and Sasaki M: Validation of the CT iterative reconstruction technique for low-dose CT attenuation correction for improving the quality of PET images in an obesity-simulating body phantom and clinical study. *Nucl Med Commun*, **36**(8): 839-847, 2015
 - 35) Vonder M, Pelgrim GJ, Meyer M, et al: Dose Reduction Techniques in Coronary Calcium Scoring: The Effect of Iterative Reconstruction Combined with Low Tube Voltage on Calcium Scores in a Thoracic Phantom. *Eur J Radiol*, **93**: 229-235, 2017