

なかなか人に聞けない豆知識

DICOM編 (その2_PET_2)

DICOM画像・・・知ってるようで知らないこと・・・

今回は、PET検査に特徴的なシリーズ記述とは PET 同位元素を記述についてご紹介させていただきました。少しでも参考になれば幸いです。

今回は、前回に引き続きPET画像に関するDICOMタグについてご紹介します。

|  | PET画像に関するDICOMタグ | | |
|---|--------------------------------------|----|--|
| (0008,0008) | Image Type 画像タイプ | 1 | ORIGINAL (DERIVED) ¥PRIMARYと表示されます。 |
| (0028,0002) | Samples per Pixel 画素あたりサンプル | 1 | この画像の中のサンプル (面) の数で「1」と表示されます。 |
| (0028,0004) | Photometric Interpretation 光度測定解釈 | 1 | MONOCHROME2を表示します。 |
| (0028,0100) (0028,0101) (0028,0102) | 割当ビット、格納ビット、 高位ビット | 1 | それぞれ16、16、15を表示します。 |
| (0028,1052) | Rescale Intercept リスケール切片 | 1 | リスケール切片は PET 画像に対して常に「0」とされています。 |
| (0054,1300)*1 | Frame Reference Time フレーム基準時間 | 1 | 画像の中の画素値が発生した時間をmsecで表示します。フレーム基準時間はシリーズ基準時間からのオフセットと定義されます。 |
| (0018,1060) | Trigger Time トリガー時間 | 1C | トリガーの開始からこの画像に対するデータ収集の開始までの間隔をmsecで表示します。シリーズタイプ (0054,1000) 値 1 がGATEDである場合は必要となります。 |

| | | | |
|------------------------------|--|----|---|
| (0018,1063) | Frame Time フレーム時間 | 1C | フレーム時間は、心臓フレーミングタイプ (0018,1064) が FORW あるいは BACK に等しい場合は、ゲートフレームの明白な持続時間として msec で表示します。 フレーミングタイプが PCNT に等しい場合には、ゲートフレームの公称持続時間を msec で表示します。 シリーズタイプ (0054,1000) 値 1 が GATED である場合は必要となります。 |
| (0018,1081) (0018,1082) | Low R-R Value 低 R-R 値 High R-R Value 高 R-R 値 | 1C | 拍動除去のための R-R 間隔の下限、上限を msec で表示します。 シリーズタイプ (0054,1000) 値 1 が GATED であり、そして拍動除去フラグ (0018,1080) が Y である場合は必要となります。 |
| (0028,2110) | Lossy Image Compression 非可逆画像圧縮 | 1C | 画像が非可逆圧縮を受けたことがあるか否かを以下から選択表示します。 : 00 (画像は非可逆圧縮を受けたことがない)、01 (画像は非可逆圧縮を受けたことがある) |
| (0054,1330) *2 | Image Index 画像インデックス | 1 | PET シリーズ内のこの画像の位置を同定するインデックスを表示します。 |
| (0008,0022) (0008,0032)*3 | Acquisition Date 収集日付 Acquisition Time 収集時刻 | 2 | この画像に帰着したデータの収集を始めた日付、時刻を表示します。 |
| (0018,1242) | Actual Frame Duration 実フレーム持続時間 | 2 | この画像に対するデータ収集の経過時間を msec で表示します。 |
| (0018,1062) | Nominal Interval 公称間隔 | 3 | 受入れた拍動の R-R 間隔の平均持続時間を msec で表示します。 |
| (0018,1083) (0018,1084) | Intervals Acquired 取得間隔 Intervals Rejected 除去間隔 | 3 | 低 R-R 値 (0018,1081) と高 R-R 値 (0018,1082) の範囲内に落ち、そして従って受入れられた、そしてこの R-R 間隔への同時計数イベントに寄与した心拍の数、R-R 間隔への同時計数イベントに寄与しなかった心拍の数を表示します。 |

| | | | |
|-------------|---|----|--|
| (0054,1310) | Primary (Prompts) Counts Accumulated 蓄積一次 (即時) 計数 | 3 | 一次イベントチャンネルの中で発生したイベントの合計を表示します。 「ランダム補正法(0054,1100) が NONE の場合は計数は「真 + 散乱 + ランダム」を含む：そうでなければ計数は「真 + 散乱」である」と説明されています。 |
| (0054,1311) | Secondary Counts Accumulated 蓄積二次計数 | 3 | 二次チャンネルの中で蓄積された計数の合計を表示します。 「蓄積された二次計数 (0054,1311) は複数値である、そして提供される場合は、二次計数タイプ (0054,1220) に対応する値を持つ。蓄積された二次計数 (0054,1311) の中の値の数と順序は、二次計数タイプ(0054,1220) と同じである。」と説明されています。 |
| (0054,1320) | Slice Sensitivity Factor スライス感度係数 | 3 | この画像の補正に使用されるスライスからスライスへの感度補正係数を表示します。 スライス感度補正が適用されない場合は、「1」となります。 |
| (0054,1321) | Decay Factor 崩壊係数 | 1C | この画像を定量化するために使用される崩壊係数を表示します。 減衰補正 (0054,1102) が NONE でない場合は必要。 |
| (0054,1322) | Dose Calibration Factor 線量較正係数 | 3 | 線量較正器を使用して counts/sec からBq/mlへこの画像を変換するために使用される係数を表示します。 線量較正が実施されなかった場合は、「1」となります。 |
| (0054,1323) | Scatter Fraction Factor 散乱割合係数 | 3 | この画像の中で散乱が原因で補正された収集された計数の割合の推定値を表示します。 散乱補正が適用されなかった場合は、「0」となります。 |
| (0054,1324) | Dead Time Factor 不感時間係数 | 3 | この画像に適用された平均不感時間補正係数を表示します。 不感時間補正が適用されない場合は、「1」となります。 |

| | | | |
|---|---|----|--|
| (0018,9758) (0018,9759) (0018,9760) (0018,9761) (0018,9762) (0018,9763) (0018,9764) (0018,9765) (0018,9766) | 補正済崩壊 補正済減衰 補正済散乱 補正済不感時間 補正済ガントリ運動 補正済患者運動 補正済計数損失正規化 補正済ランダム 補正済不均一放射状サンプリング 較正済感度 検出器正規化補正 | 1 | 各補正が画像に適用されたをYES、NOで表示します。 |
| (0054,1100) | Randoms Correction Method ランダム補正方法 | 1C | ランダム補正処理のタイプを以下から選択表示します。 ：DLYD（遅延イベントを減算）、SING（シングルス推定）、PDDL（遅延同時計数チャンネルから取得したデータの処理済（フィルターされた）バージョンに基づいて補正した処理遅延）補正済ランダム (0018,9765) が YES と等しい場合は必要。 |
| (0018,9738) | Attenuation Correction Source 減衰補正ソース | 1C | 減衰補正のために使用される減衰マップ情報のソースを以下から選択表示します。 ：CT、MR、POSITRON SOURCE、SINGLE PHOTON、CALCULATED 補正済減衰(0018,9759) が YES と等しい場合は必要。 |
| (0018,9770)*4 | Attenuation Correction Temporal Relationship 減衰補正時間的關係 | 1C | 減衰補正ソース画像および PET 画像データの間の時間的關係を表示します。 補正済減衰(0018,9759) が YES と等しい場合は必要。 |
| (0054,1105) | Scatter Correction Method 散乱補正方法 | 1C | 散乱補正処理のテキスト形式記述を表示します。 例えば、コンボリューション減算、2重エネルギーウィンドウ、モデルベース、減衰データの使用。 補正済散乱(0018,9760) が YES と等しい場合は必要。 |
| (0018,9701) | Decay Correction DateTime 崩壊補正日時 | 1C | この画像の中のすべてのフレームが崩壊補正された日時を表示します。 補正済崩壊(0018,9758) が YES と等しい場合は必要。 |

| | | | |
|----------------------------|--|---|---|
| (0008,9121) | Referenced Raw Data Sequence 参照生データシーケンス | 3 | この画像を導出するために使用した生データの生データ SOP クラス/インスタンス対の集合を識別するシーケンスを表示します。 |
| (0008,113A) | Referenced Waveform Sequence 参照波形シーケンス | 3 | この画像に関連して収集された波形への参照を表示します。 Simultaneous ECG (心電図同期) を表示します。 |
| (0054,0500) | Slice Progression Direction スライス進行方向 | 3 | 心臓画像のスライス順番に対してスライスが前進している解剖学的方向を以下から選択表示します。 : APEX_TO_BASE、BASE_TO_APEX |
| (0054,0220) (0054,0222) | View Code Sequence 視野コードシーケンス View Modifier Code Sequence 視野修飾子コードシーケンス | 3 | 視野コードシーケンスは、解剖学的関心領域の投影を記述するシーケンスを表示します。 視野修飾子コードシーケンスは、視野修飾子で視野を十分に指定するために必要な場合は必要。 |

*1 フレーム基準時間について

フレーム基準時間 (0054,1300) は、画像の中の画素値が発生した時間でシリーズ基準時間からの時間オフセットをmsecで表示します。

ここでシリーズ基準時間はシリーズ日付(0008,0021) およびシリーズ時刻 (0008,0031) の組み合わせによって定義されます。

実装例として、以下が説明されていました。

説明文の翻訳をそのまま記載します。

例 1：長寿命の放射性核種および時間的に変化しない放射性医薬品分布に対して、実装はフレーム基準時間 (0054,1300) を実フレーム持続時間 (0018,1242) の中間点に設定する。

例 2：短寿命の放射性核種および時間的変化をしない放射性医薬品の分布に対して、実装はフレーム基準時間 (0054,1300) を崩壊する放射性核種に対して平均活性 (activity) が発生する時間、Tave に設定する。画像収集がシリーズ基準時間で始まり、画像が崩壊補正されていなかった場合には、Tave は下記であろう：

$$Tave = 1/\lambda (\ln \lambda T / 1 - e^{-\lambda T})$$

$$\lambda = \text{崩壊定数} = (\ln 2) / T_{1/2}$$

$$T_{1/2} = \text{放射性核種半減期 (0018,1075)}$$

$$T = \text{実フレーム持続時間 (0018,1242)}$$

Tave は実フレーム持続時間 (0018,1242) の中間点よりも早くなるであろうことに注意すること。

例 3：短寿命の放射性核種および時間的に変化する放射性医薬品分布に対して、付随データ（例えば、スキャナ計数率あるいは血液サンプルデータ）をもつ実装は、フレーム基準時間(0054,1300) は画素値が発生した時刻の最も良い推定であると決められた導出時間に設定する。

*2 画像インデックスについて

画像インデックス (0054,1330) は、PET シリーズ内のこの画像の位置を識別するインデックスです。画像の位置を識別するインデックスは、R-R 間隔インデックス、時間スロットインデックス、時間スライスインデックス、スライスインデックスであり、次のように計算されます。

| インデックス | Index | インデックス範囲 | その次元に沿った画像の順序 |
|--------------|--------------------|-----------------------------|--|
| R-R 間隔インデックス | R-R Interval Index | 1 から R-R 間隔の数(0054,0061) まで | 低 R-R 値 (0018,1081) の増加 |
| 時間スロットインデックス | Time Slot Index | 1 から時間スロットの数 (0054,0071) まで | トリガー時間 (0018,1060) の増加 |
| 時間スライスインデックス | Time Slice Index | 1 から時間スライス数 (0054,0101) まで | フレーム基準時間 (0054,1300) の増加 |
| スライスインデックス | Slice Index | 1 からスライス数 (0054,0081) まで | <p>シリーズタイプ (0054,1000) 値 2 が IMAGE の場合は：法線に沿って位置が増加する順序である、ここで法線は画像の行および列の方向余弦のクロス乗積によって決定される。画像面モジュールの中の画像方向(0020,0037) を参照。</p> <p>シリーズタイプ (0054,1000) 値 2 が REPROJECTION の場合は：法線の角度が増加するあるいは減少する順序である、ここで法線は画像の行および列の方向余弦のクロス乗積によって決定される。画像面モジュールの中の画像方向 (0020,0037) を参照。（再投影画像はC.8.9.1.1.1 の中で記述されるよう単一軸を中心に回転する。従って、全ての法線は共面であり、そして互いに単一角度をなす。）</p> |

これらのインデックス値を使用して、複数次元配列（画像インデックス (0054,1330)）内のこの画像の位置は、次のように計算される。

| シリーズタイプ (0054,1000) 値 1 | 配列の次元（最後の次元 は最も早く変化する） | 画像インデックス (0054,1330) の符号化 |
|-------------------------------|---------------------------|---|
| STATIC | スライス | スライスインデックス |
| WHOLE BODY | スライス | スライスインデックス |
| DYNAMIC | 時間スライス\スライス | $((\text{時間スライスインデックス} - 1) * (\text{スライスの数 (0054,0081)})) + \text{スライスインデックス}$ |
| GATED | R-R 間隔\時間スロット\スライス | $((\text{R-R 間隔インデックス} - 1) * (\text{時間スロットの数 (0054,0071)}) * (\text{スライスの数 (0054,0081)})) + ((\text{時間スロットインデックス} - 1) * (\text{スライスの数 (0054,0081)})) + \text{スライスインデックス}$ |

*3 収集日付、収集時刻について

PET 画像に対して、収集日付 (0008,0022) と収集時刻 (0008,0032) はタイプ 2（タグが存在は、必須項目となります。但しデータは、ある場合だけ任意で記入し、データがなければ「0」を記入します。）であると指定されています。

収集日付 (0008,0022) と収集時刻 (0008,0032) は、シリーズ時刻 (0008,0031) と同一の時間基準を使用します。

画像タイプにより、少し収集時刻が違うようです。

以下のように説明されています。

| | |
|-----------------------------|--|
| STATIC, WHOLE BODY, DYNAMIC | 収集時刻 (0008,0032) は、この画像の中へのイベントの蓄積の実世界での始まりであり、PET シリーズ内の画像から画像へと変化することがある。 |
| GATED | 収集時刻 (0008,0032) はこの画像の中へのイベントの蓄積の可能性の実世界での始まりであり、PET シリーズ内の画像から画像へと変化してはならない。 |

*4 減衰補正時間的關係について

属性減衰補正時間的關係 (0018,9770) は、減衰補正ソース画像および PET 画像データの間の時間的關係を選択します。

定義は、以下のように説明されていました。

| | |
|-------------|--|
| SCONCURRENT | 減衰補正ソース画像は、ほぼ同時にそして PET 画像と同じ体位における患者で取得される。例えば、ハイブリッドスキャナ上で取得される。 |
|-------------|--|

| | |
|--------------|---|
| SEPARATE | 減衰補正ソース画像は、異なる時間に異なるシステム上であるいは患者は軟組織の動きを引き起すほど著しく動かされた状態で取得される。例えば、減衰補正ソース画像は別の CT 装置で取得される場合は、患者はあるベッドから別のベッドへ移動しなければならない。 |
| SIMULTANEOUS | 減衰補正ソース画像は、同じ時間にそして PET 画像と同じ体位での患者で取得される。 |

| PET フレーム収集に関するDICOMタグ | | | |
|----------------------------|--|---|---|
| (0018,9732) | PET Frame Acquisition Sequence PET フレーム収集シーケンス | 1 | OPET 収集モードを定義する属性を表示します。 |
| (0018,1130) | Table Height テーブル高さ | 1 | 患者テーブルの上面からデータ収集中心までの距離をmmで表示します。 |
| (0018,1120) (0018,1121) | Gantry/Detector Tilt ガントリ/検出器傾斜 Gantry/Detector Slew ガントリ/検出器旋回 | 1 | 走査ガントリの傾斜の公称角度、ガントリの公称旋回角度を度で表示します。 ガントリが傾斜又は全く旋回していない場合は、「0」を表示する。 |
| (0018,0090) | Data Collection Diameter データ収集直径 | 1 | データが収集された領域の直径をmmで表示します。 |
| PET検出器運動に関するDICOMタグ | | | |
| (0018,9733) | PET Detector Motion Details Sequence PET 検出器運動詳細シーケンス | 1 | 検出器の運動の詳細を定義する属性を表示します。 |
| (0018,1140) | Rotation Direction 回転方向 | 1 | テーブルがガントリに入るところでガントリに直面して観察するときに、ガントリに関する検出器の回転の方向を以下から選択表示します。 CW（時計回り）、CC（反時計回り） |
| (0018,9305) | Revolution Time 回転時間 | 1 | ガントリ軌道の周りの検出器の完全な回転の時間を秒で表示します。 |
| PET位置に関するDICOMタグ | | | |
| (0018,9735) | PET Position Sequence PET 位置シーケンス | 1 | ガントリ軌道の周りの検出器の完全な回転の時間を秒で表示します。 |

| | | | |
|--------------------|---|----|---|
| (0018,9327) | Table Position テーブル位置 | 1C | 実装特有の基準点からのこのフレームの収集位置の相対的な長手方向の位置をmmで表示します。 フレームタイプ(0008,9007) 値 1 が ORIGINAL の場合は必要。 |
| (0018,9313) | Data Collection Center (Patient) データ収集中心 (患者) | 1C | データが収集された領域の中心の (患者座標系における) x, y および z 座標をmmで表示します。 フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しい場合は必要。 |
| (0018,9318) | Reconstruction Target Center (Patient) 再構成ターゲット中心 (患者) | 1C | 再構成に使用される (患者座標系における) 再構成中心ターゲット点の x, y およびz 座標をmmで表示します。 フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しい場合は必要。 |
| PET 再構成に関するDICOMタグ | | | |
| (0018,9749) | PET Reconstruction Sequence PET 再構成シーケンス | 1 | このフレームに対する再構成プロセスを記述する属性を表示します。 |
| (0018,9756)*5 | Reconstruction Type 再構成タイプ | 1C | 収集プロセスの間に収集されたデータから画像を再構成する時に使用したアルゴリズムのタイプの記述を以下から選択表示します。 : 2D、3D、3D_REBINNED フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しい場合は必要。 |
| (0018,9315)*5 | Reconstruction Algorithm 再構成アルゴリズム | 1C | 収集プロセスの間に収集されたデータから画像を再構成する時に使用したアルゴリズムの記述を以下から選択表示します。 : FILTER_BACK_PROJ、REPROJECTION、RAMLA、MLEM フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しい場合は必要。 |
| (0018,9769) | Iterative Reconstruction Method 反復再構成方法 | 1C | 反復再構成方法が使用されたかどうかをYES、NOから選択表示します。 |

| | | | |
|------------------------|--|----|---|
| (0018,9739) | Number of Iterations 反復の数 | 1C | 反復の数を表示します。 フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しく、そして反復再構成方法 (0018,9769) が YES と等しい場合は必要。 |
| (0018,9740) | Number of Subsets 部分集合の数 | 1C | 部分集合の数を表示します。 フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しく、そして反復再構成方法 (0018,9769) が YES と等しい場合は必要。 |
| (0018,1100) | Reconstruction Diameter 再構成直径 | 1C | 画像の再構成を作成する際にデータが使用され た領域の直径をmmで表示します。 フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しく、そして再構成視野(0018,9317) が存 在しない場合は必要。 |
| (0018,9317) | Reconstruction Field of View 再構成視野 | 1C | 再構成に対して使用される視野幅 (x 次元) に高さ (y 次元) が後続し、mmで表示しま す。 フレームタイプ (0008,9007) 値 1 がORIGINAL と等しく、そして再構成直径(0018,1100) が存 在しない場合は必要。 |
| PET テーブル動力学に関するDICOMタグ | | | |
| (0018,9734) | PET Table Dynamics Sequence PET テーブル動力学シーケ ンス | 1 | PET テーブルの動きを記述する属性を表示しま す。 |
| (0018,9309) | Table Speed テーブル速度 | 1 | このフレームに到着したデータの収集の間にテー ブルが移動する距離をmm/secで表示します。 |

*5 PETにおける画像再構成について

PET装置で得られるデータは、統計ノイズに加え検出器感度、吸収や散乱などの影響があり、これらの影響を軽減する各種データ補正と画像再構成方法が取られています。

PETにおけるデータ補正と画像再構成について調べてみると、数学的難しい理論で説明されていましたが、関係する項目の上辺だけの説明になってしまいました……。

再構成タイプ(0018,9756)のDICOMタグは、2D、3D、3D_REBINNEDから選択します。

再構成タイプは、実際に2D、3D収集なのかと変換が行われたかどうかの記載です。

実際にデータ収集する際、面検出器対向型の装置では2D収集となり、リング型装置では、以下のように2D、3Dが選択されます。

| | |
|----|--|
| 2D | 2Dモード収集では、検出器リング間をセプタで区切り、近傍のリング対を面検出器と同様に対象としてデータ収集を行います。 |
| 3D | 3Dモード収集では、検出器リング間のセプタを取り除き、全ての検出器リング対で測定を一括してデータ収集を行います。 |

収集したデータをもとに画像再構成が行われます。

PETの再構成アルゴリズム(0018,9315)は、FILTER_BACK_PROJ、REPROJECTION、RAMLA、MLEMがあります。以下に再構成アルゴリズムを紹介しますが、かなり難しく短絡的な紹介になってしまいました……

| | |
|----------------------------------|--|
| FILTER_BACK_PROJ REPROJECTION | <p>解析的画像再構成の方法です。</p> <p>2DのFILTER_BACK_PROJ（フィルタ逆投影法）と3D拡張版のREPROJECTION（3Dフィルタ逆投影法）等があります。</p> <p>アルゴリズムは、それぞれ対の投影データをそのまま逆投影して断層画像を作成すると画像の周囲にボケが生じるため、投影データに周囲のボケを軽減する同じフィルターをかけて、補正した後に逆投影法を用いて断層画像を作成します。この方法では、再構成時に行う計算が比較的少ないため、短時間で断層画像を得ることができます。</p> <p>しかし、3Dにおいては、再構成に計算時間の問題で、3Dデータを2Dモードと同じ平行スライスデータに変換するリビンギング (rebinning)が用いたFORE(Fourier rebinning)法（3Dフィルタ逆投影法）が広く普及しているようです。</p> |
| MLEM RAMLA | <p>代数的画像再構成又は統計的画像再構成方法で逐次近似再構成法と呼ばれています。</p> <p>代数的画像再構成は、解析的画像再構成のボケをさらに軽減するために、作成したFPD法の画像を投影データに戻し、そのデータの差分を取って、元画像から差分分を減じます。この操作を各投影データ毎に行い、何度か繰り返し行います。これで得た修正投影データを逆投影法を用いて断層画像を作成しボケの原因を更に軽減します。</p> <p>この方法（ML-EM）では、計算に膨大なメモリと計算時間を必要となります。</p> <p>統計的画像再構成は、統計モデルにもとづいた評価関数を設定し、それを最大にするアルゴリズムによってS/Nの優れた画像を得ることができるようです。</p> <p>最大にするアルゴリズムには、代数的画像再構成と同様の逐次近似アルゴリズムが使用されますが、ML—EM(Expcttation Maximization)アルゴリズムを高速化した OSEM(Ordered-subset EM)法が普及しているようです。</p> |

分からない部分が多く、浅学のままでできるだけ多くの情報を思い記載しましたが……

少しでも参考になると幸いです。

今回で、PET検査DICOMタグのご紹介は終了です。

記述内容に間違いやご意見がございましたら、ご連絡いただける幸いです。