原 著

収集データの精度向上を目的としたPET画質評価実験法の検討

井上一雅^{1,2)}・佐藤 敬¹⁾・北村秀秋^{1,2)}・平山 昭³⁾
福士政広²⁾・黒沢秀雄¹⁾・田仲 隆¹⁾

1) 国立がんセンター東病院放射線部

2) 首都大学東京大学院保健科学研究科

3) GE横河メディカルシステム株式会社画像応用技術センター

論文受付
2006年6月19日論文受理
2006年8月29日

Code No. 523

緒 言

positron emission tomography (PET) 装置の性能評価方法としてNational Electrical Manufacturers Association (NEMA NU-2 2001)¹⁾, International Electrotechnical Commission²⁾からそれぞれ規格が示されている。国内では日本画像医療システム工業会からJESRA X-73規格³⁾が示されている。一方で、急速に増加しつつあるPET検査施設に対して、¹⁸F-FDG-PET検査の技術指針として本学会からPET画像の標準化ガイドラインに関する研究班報告⁴⁾が示されている。そのため、各施設においてPET検査の質を担保するためにファントムを用いた品質保証 (quality assessment) や品質管理 (quality control) を行う必要がある。さらに、臨床における収集条件や画像処理条件などを決定する場合、放射能分

布や患者の体格が異なるため厳密な評価は不可能であるが、その収集条件に対する画質の特徴を把握するためファントムを用いた画質評価を行うことが一般的である。ファントムを用いた画質評価は収集条件の一つの決定因子となることから、その役割は大きい。PETで得られる画質は、収集カウンターの減少に伴い統計ノイズの影響が大きくなることから、データのバラツキが大きくなり、得られる実験結果が異なる⁵⁾。そのような状況を再現したファントム実験において得られるデータは評価データとして信頼性に欠ける。そのため、複数回の実験を行い信頼性を高めることが理想的である。しかし、計数率の変化による影響、核種の減衰、ファントム作成の再現性などの問題により非常に複雑なものとなる。また、実験に伴う術者被曝線量の

Examination of PET Image Evaluation Experimentation Method Aiming at Improved Accuracy of Data Acquisition

Kazumasa Inoue,^{1,2)} Takashi Sato,¹⁾ Hideaki Kitamura,^{1,2)} Akira Hirayama,³⁾
Masahiro Fukushima,²⁾ Hideo Kurosawa,¹⁾ and Takashi Tanaka¹⁾

1) Department of Radiology, National Cancer Center Hospital East

2) Graduate School of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

3) Imaging Application Technology Center, GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.

Received June 19, 2006; Revision accepted August 29, 2006; Code No. 523

Summary

Multiple data evaluation is desirable for data obtained by positron emission tomography (PET) as the data follow the Poisson distribution. Such evaluation, however, tends to be very complicated, since the count-rates change with nuclide decay. To solve this problem, we propose a new data scan protocol in this communication. With this method, the true+scatter coincidence counts were computed during the initial one-minute scanning, which was fixed as the standard. A dynamic scan was then performed with the fixed counts from the high count-rate region. Regions with $\pm 2.5\%$ of the image noise of the standard image was chosen to provide the data for evaluation. These were found to be the regions of 16.5-25.5 kcps (2D) and 81.1-138.5 kcps. Image quality was found to be affected by noise (2D) and random coincidence. Using this method, multiple data could be obtained by a single experiment, and very reliable image evaluation could be done.

Key words: image quality, count rate, detectability, image noise, positron emission tomography (PET)

別刷資料請求先: 〒277-8577 千葉県柏市柏の葉6-5-1

国立がんセンター東病院放射線部 井上一雅 宛

増加も懸念される．そこで本研究では，高計数率領域より真の同時計数と散乱同時計数を一定にしてダイナミック収集を行い，偶発同時計数が画質に与える影響を検討して，これらの問題を解決するための新たなデータ収集方法を検討したので報告する．

1. 使用機器

本研究において使用したPET/CT装置はDiscovery ST(GE Healthcare)である．本装置には長さ54mm，厚さ0.8mmのタングステン製の着脱可能なセプタが装備されており，二次元(2D)収集および三次元(3D)収集が可能である．シンチレータは $B_4G_3O_{12}$ (bismuth germanate)検出器6.3×6.3×30mmであり，6×6 配列の結晶ブロックで構成されている．体軸方向の視野は157mmで，47スライスを有している．エネルギーウィンドウは375～650keVで，同時計数タイミングウィンドウは11.7nsである．断面内分解能(NEMA NU-2 2001 : R=1cm)は5.18mm(2D)，5.97mm(3D)，体軸方向分解能は6.13mm(2D)，6.11mm(3D)である．感度(NEMA NU-2 2001 : R=0cm)は，1.93cps/kBq(2D)，9.12cps/kBq(3D)である．散乱フラクション(scatter fraction : SF)は19.1%(2D)，45.1%(3D)である⁶⁾．ワークステーションはXeleris(GE Healthcare)を使用した．また，使用したファントムは，大きさの異なる六つの球を有するNEMA NU-2 2001 IQファントムと，長さ70cmの散乱ファントムを用いて実験を行った．球の内径はそれぞれ10，13，17，22，28，37mmである．

2. 実験方法

2-1 データ収集方法

本研究では，腹部骨盤領域における描出能評価(病変部/脂肪組織)を想定し，バックグラウンド(BG)領域：2kBq/mL，球(HOT)領域：8kBq/mLの放射能濃度を基準値とした．しかし，本実験では，計数率の影響を評価するため，基準値の3倍量の放射能濃度(BG : 6kBq/mL，HOT : 24kBq/mL)を実際に充填した．また，視野外散乱線を考慮した画質評価が一般的であることから，散乱ファントムに100MBq(17kBq/mL)を充填し視野外に設置した．収集方法は，2D収集および3D収集とし，HOT領域の中心を体軸方向視野中心に設置し収集した．初めに1分間収集を行い，得られた真の同時計数+散乱同時計数(Trues+Scatters : T+S)のカウント(C_{1min} : kcounts)を基準として，各撮像時間相当のカウント(C_t : kcounts)を算出し，続けて各フレームにおいてT+Sが同一カウントとなるように収集カウントを制御したダイナミック収集(50frame)を行った． C_t の算出方法を式(1)に示す．

$$C_t = \frac{A_{0(B.G.)} / K}{A_{t(B.G.)}} \times C_{1min} \times T \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$A_{t(B.G.)} = A_{0(B.G.)} e^{-\lambda t} \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$\lambda = \frac{0.693}{t_{1/2}} \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで， $A_{0(B.G.)}$ はB.G.領域の充填放射能(MBq)， $A_{t(B.G.)}$ は1分間収集開始時の放射能(MBq)， K は倍量(本実験では基準値BG放射能濃度の3倍量)， T は収集時間(min)である． λ は壊変定数， t は1分間収集開始時刻， $t_{1/2}$ は ^{18}F 放射性核種の半減期(109.8分)である．式(1)より得られた C_t は，BG領域が2kBq/mL，HOT領域が8kBq/mLのときに T 分間収集したときのT+Sのカウントとなる．本方法は， ^{18}F を用いた場合を想定しており，短半減期核種では収集時間内の減衰の影響が無視できないと考える．

本実験では，1分間収集後に式(1)より $T=5$ 分として5分収集相当のカウント C_{5min} を算出し，続けて収集カウント制御によるダイナミック収集($C_{5min} \times 50frame$)を行った．

2-2 データ処理方法

2D収集の画像再構成方法は，ordered subsets expectation maximization(OSEM)法⁷⁾を用い，3D収集では，Fourier rebinning(FORE)法⁸⁾，OSEM法を使用した．OSEM法の再構成条件は当院ルーチン検査で使用しているsubset : 14(2D)，16(3D)，iteration : 2(2D)，3(3D)であり，画像ノイズ，コントラスト分解能などを考慮して決定した条件である．また，FWHM 4.29mmの前処理フィルター(サイノグラム空間における一次元ガウス平滑化処理)，FWHM 3.91mmの後処理フィルター(再構成画像に対する二次元ガウス平滑化処理)を用いた．吸収補正方法はCTによるMAC法とし，散乱同時計数補正は，de-convolution法(2D)⁹⁾，model-based technique法(3D)¹⁰⁾を用いた．偶発同時計数補正は遅延同時計数回路を用いたreal time subtraction法(2D，3D)¹⁾を使用した．また，不感時間補正，減衰補正(収集開始時刻に起算し補正)を行った．

2-3 データ解析方法

同一条件下で収集した計数率の異なるデータ間において，体軸方向1/4点から体軸中心に3スライスにわたり，BG領域に18cmφのROIを各スライスに設置し，式(4)により変動係数(coefficient of variation : COV)を得た．さらに，式(5)より実際に収集時間が5分(BG放射能濃度=2kBq/mL)となったフレームのCOVを基準(COV_{ref})として ΔCOV を算出した．

$$COV(\%) = \frac{S.D.}{Average} \times 100 \quad \dots\dots\dots(4)$$

$$\Delta COV(\%) = \frac{COV - COV_{ref}}{COV_{ref}} \times 100 \quad \dots\dots\dots(5)$$

ここで、 $S.D.$ は標準偏差、 $Average$ はROI設置領域内のピクセル値の平均値である。本研究では ΔCOV が基準値から $\pm 2.5\%$ の範囲を評価対象データとした。また、評価対象とする計数率領域を決定する際に、データのバラツキを考慮して近似直線を用いた。次に、式(6)により部分容積効果の影響の少ない $137\text{mm}\phi$ のHOT領域およびBG領域にROIを設置し $lesion/background$ (L/B)比を算出した。

$$lesion/background = \frac{HOT - SUV_{mean}}{B.G. - SUV_{mean}} \quad \dots\dots\dots(6)$$

ここで、 $HOT-SUV_{mean}$ は、HOT領域の平均SUV値(ROI: $37\text{mm}\phi$)、 $B.G.-SUV_{mean}$ は、HOT領域近傍のBG領域の平均SUV値(ROI: $50\text{mm}\phi$)である。

3. 結果

3-1 収集カウントの変化

式(1)より、 C_{1min} はそれぞれ3209kcounts(2D)、16835kcounts(3D)であり、 C_{5min} はそれぞれ6406kcounts(2D)、33486kcounts(3D)であった。Fig. 1, 2に2Dおよび3D収集におけるBG領域の放射能濃度(BG-Activity)に対する全同時計数(Prompt)、T+S、偶発同時計数の変動および C_{5min} を得るために必要とした収集時間を示す。その結果、カウント制御により収集を行ったためT+Sの収集カウントが一定となり、偶発同時計数が時間経過に伴い減少傾向にあった。また、実際の収集時間が5分となったとき、BG-Activityは設定値の2kBq/mLであった。本実験における合計収集時間は、6時間45分(2D)、7時間45分(3D)であった。

3-2 計数率の変化

Fig. 3, 4にBG-Activityに対する2Dおよび3D収集における各計数率の変化を示した。2D収集において、BG-Activityが設定値(2kBq/mL)となったときのT+Sの計数率は21.0kcps、偶発同時計数率は2.2kcpsであった。一方、3D収集においては、T+Sの計数率は109.8kcps、偶発同時計数率は36.5kcpsであった。

3-3 収集データのバラツキ評価

Fig. 5, 6に2Dおよび3D収集における各計数率の ΔCOV を示す。2D収集(Fig. 5)において基準値から $\Delta COV \pm 2.5\%$ の計数率領域は、16.5~25.5kcpsであり、データ数は11個であった。また、時間間隔は70分

Fig. 1 Changes in acquisition counts and acquisition time in 2D mode.

Fig. 2 Changes in acquisition counts and acquisition time in 3D mode.

であった。3D収集(Fig. 6)においては、基準値から $\Delta COV \pm 2.5\%$ の計数率領域が、81.1~138.5kcpsであり、データ数は13個であった。また、時間間隔は85分であった。計数率の減少に対する COV の変動について、2D収集では、 COV が上昇傾向にあった。一方3D収集では、逆に COV が減少傾向にあり2D収集と相反した結果となった。Fig. 7, 8に計数率の異なる2Dおよび3D収集におけるファントム画像と、 $37\text{mm}\phi$ におけるL/B比を示す。Fig. 5, 6に示したように画像ノイズは計数率が低くなるに従い2D収集では増加傾向を示し、3D収集では減少傾向を示し、視覚的にも評価可能である(Fig. 7)。2Dおよび3D収集画像のL/B比の変動について、計数率の減少に伴いL/B比が増加傾向を示した。また両者を比較した場合、データのバラツキは2D収集のほうが大きい傾向を示したが、L/B比は真値(L/B=4)に近い値を示した(Fig. 8)。

Fig. 3 Count-rate changes in 2D mode.

Fig. 4 Count-rate changes in 3D mode.

Fig. 5 Changes in Δ COV due to count-rate difference in 2D mode. Fig. 6 Changes in Δ COV due to count-rate difference in 3D mode.

Fig. 7 Two- (a) and three- (b) dimensional acquisition images with differing count rates.

Fig. 8 Lesion/background of 37 mm ϕ of 2D (a) and 3D (b) acquisition images.

a | b

4. 考 察

本実験方法(2-1項)について, BG: 2kBq/mL, HOT: 8kBq/mLのNEMA NU-2 2001 IQファントムを5分間収集したときのT+Sのカウント(C_{5min})を式(1)より算出し, 高計数率領域よりカウント制御によるダイナミック収集を行い偶発同時計数率の違いによる影響を検討し, 画質評価のためのデータ収集方法として妥当性を検討した. 本実験で使用したPET/CT装置は, カウント(T+S)制御による同一カウントでの収集が可能であるが, カウント制御による収集が不可能である装置も存在することから, 式(7)に収集時間を制御することにより C_i を一定にするための必要な収集時間の算出方法を示す.

$$ST_i = \frac{C_i}{C_{1min}} \times e^{-\lambda ti} \dots\dots\dots (7)$$

ここで, ST_i はフレーム*i*において C_i を得るために必要な収集時間, ti はフレーム*i*の収集開始時間である. 式(7)を用いてデータ収集を行う場合, 各フレームで ST_i が異なるため収集開始時刻を計算値と厳密に合わせる必要がある.

Fig. 1, 2にカウント制御により得られた2Dおよび3Dにおける収集カウントを示した. その結果, T+Sの収集カウントが一定であり偶発同時計数のみが異なった. また, T+Sについて, 散乱同時計数のみを解析することは不可能であるが, 散乱同時計数は, 真の同時計数と同様に放射能濃度に比例し^(12, 13), 計数率に依存せず両者が一定の割合で存在するため偶発同時計数の違いについてのみ評価するデータとして適当である. また, 偶発同時計数率が画質に及ぼす影響について式(5)より ΔCOV を指標として評価を行った. 偶発同時計数は, 別の部位で発生した2対の消滅放射線が偶然に同時計測されることであり, 偽のLOR(line of

response)を呈する. そのため, 結果的に画像ノイズとして画質に影響を及ぼすことからバラツキを評価する一般的な指標であるCOVを用いた評価は妥当であると考察する.

COVの変動(Fig. 5, 6)について, PETにおける画像ノイズは, 理論的に偶発同時計数率が少なくなるに従い小さくなるが, 2D収集では相反した結果となった. COVは式(4)より算出するが, 2D収集において平均値の変動はなくS.D.のみが上昇傾向であった. 2D, 3D収集の補正項目のなかでその方法が異なり, かつCOVに影響を与える因子として散乱同時計数補正が考えられるが, 今回用いた散乱同時計数補正方法(2D)は, 各検出器において得られた光電ピークとあらかじめ求めた散乱関数により散乱成分を推定し差し引く方法であるため, COVが一定の割合で変化するのみでその傾向が変化することはない. そのほかに, 不感時間による計数損失の影響が考えられた. 本手法における結果(Fig. 1, 2)より, 1frameの収集時間が129秒(2D), 139秒(3D), 1半減期後(109.8分後)の収集時間が258秒(2D), 270秒(3D)であった. その結果, 2D収集ではその影響はなかったが, 3D収集では, シンチレータの不感時間の影響により収集時間が8秒増加し, 全同時計数に対して5.7%の計数損失が認められた. しかし本手法は, T+Sの収集カウントを制御して収集を行っていることからこれに対する影響は少ないと考えられる. 本研究においては, 統計ノイズの影響も考えられるが, バックグラウンドノイズの存在と減衰補正による影響であると考ええる. バックグラウンドノイズは単位時間当たりT+S内に一定に存在する. そのため, 計数率低下に従い収集時間が増加する本手法においては, 収集時間が長くなるに従いT+S内の占める割合が大きくなり, さらに減衰補正によりそれが増大するため, 3D収集と比較して感度の劣る2D収集で

は、T+S内に存在するバックグラウンドノイズの割合が大きくなるため計数率が低くなるに連れCOVが大きくなったと考える。これは3D収集においても同様の現象が生じることであるが、3D収集は2D収集と比較して感度が4.72倍も高いことからT+S内に占める割合が小さいためCOVに影響を与えなかったと考察する。そのため、3D収集においても偶発同時計数が無視できる低計数率領域まで収集を行った場合、2D収集と同様にCOVが大きくなると推測される。

偶発同時計数率の異なる2Dおよび3D再構成画像をFig. 7に示した。2D収集では計数率低下に伴い画像ノイズが劣化し、逆に3D収集では画像ノイズの改善が視覚的にも評価可能であった。37mmφのHOT領域のL/B比のバラツキについて(Fig. 8)、2D、3D収集において偶発同時計数率の低下によりコントラスト比が若干上昇傾向を示したと考える。また、3D収集と比較して2D収集のほうがバラツキが大きい傾向を示したが、L/B比は真値に近い値を示した。バラツキについては、統計ノイズの影響によるものであると考えられ、L/B比については、両者の散乱・偶発同時計数の違いによる影響であると考ええる。偶発同時計数の増加がPET画像に及ぼす影響として、画像コントラストおよび定量性の低下、画像アーチファクトを引き起こす。これは、偶発同時計数が空間的情報を持たずFOV内に一様に分布するためであり¹⁴⁾、偶発同時計数の多い3D収集においてL/B比が劣ったと考えられる。

本研究結果(3-2項)よりBG-Activityが2kBq/mLとなったときのT+Sの計数率が21.0kcp(2D)、109.8kcp(3D)であった。本研究では、このときのデータを基準として $\Delta COV \pm 2.5\%$ の領域を評価対象データとした。この計数率領域(画質に影響を及ぼす度合い)は、収集時間、ファントムに充填する放射能濃度により変

化し、またPET(PET/CT)装置によっても異なる。これは現状の装置が、各メーカーにより検出器の種類やサイズ、画像再構成や各種補正方法(アルゴリズム)などが異なり装置特性が異なるためである。そのため、本手法を用いる場合、評価を行う各収集時間において有効な計数率領域を把握したうえで評価を行う必要がある。さらに本検討法は、初めに1分間の収集を行い各装置における基準カウントを算出することから、装置間の性能(感度)の違いによる影響も加味しており、装置間で比較をするうえでも有効な手法であると考ええる。

PETにおける画質評価を行う場合、Fig. 8に示したようにデータのバラツキが生じ、1回の実験結果のみでは信頼性に欠ける。そのため、複数の実験データを得て信頼性を高める必要がある。本検討法を用いることにより、1回の実験により複数の収集データが得られ、計数率の変化による影響、複数回の実験によるファントム作成誤差、術者被曝線量を低減することが可能となり、評価データの信頼性の向上が示唆された。

5. 結 語

ファントム実験における画質評価は、臨床における収集方法(条件)を決定する一つの因子であることからその役割は大きい。現状の各PET施設において検査目的や検査環境が異なることから、各施設においてその評価を行う必要性がある。本検討法は、複数回の実験と比較して信頼性の高いデータの取得、実験の簡略化、術者の被曝線量の点で優位であり、実用的であると考えられた。

なお、本研究の要旨を第26回日本核医学技術学会総合学術大会(福岡)で発表した。

参考文献

- 1) National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2001.: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, (2001)
- 2) International Electrotechnical Commission. International Standard IEC 61675-1: Radionuclide imaging devices—characteristics and test conditions—Part 1. Positron emission tomographs, (1998)
- 3) 株式会社日本画像医療システム工業会団体規格 JESRA X-73: PET装置の性能評価法, (1993).
- 4) 藤埜浩一, 岡 尚嗣, 織田圭一, 他: PET画像の標準化ガイドラインに関する研究班報告. 日放技学誌, 61(1), 42-54, (2005).
- 5) 日本核医学技術学会 編: 放射線の基礎知識, 最新核医学検査技術, pp.8-11, メディカルトリビューン, (2001).
- 6) Mawlawi O, Podoloff DA, Kohlmyer S, et al.: Performance characteristics of a newly developed PET/CT scanner using NEMA standards in 2D and 3D modes. J Nucl Med, 45(10) 1734-1742(2004)
- 7) Hudson HM, and Larkin RS: Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data. IEEE Trans Med Imaging, 13(4) 594-600(1994)
- 8) Defrise M, Kinahan PE, and Townsend DW, et al.: Exact and Approximate Rebinning Algorithms for 3-D PET Data. IEEE Trans Med Imaging, 16(2) 145-158(1997)
- 9) Bergstrom M, Eriksson L, Bohm C, et al.: Correction for scattered radiation in a ring detector positron camera by integral transformation of the projections. J Comput Assist Tomogr, 7(1) 42-50(1983)
- 10) Ollinger JM: Model-based scatter correction for fully 3D PET. Phys Med Biol, 41(1) 153-176(1996)
- 11) Valk PE, Bailey DL, Townsend DW, et al.: Positron Emission Tomography, Basic Science and Clinical Practice. pp.115-120, Springer(2003)
- 12) 鳥塚莞爾: クリニカルPET, 臨床応用のためのガイドブック. pp.22-33, 先端医療技術研究所, (1997).
- 13) Brasse D, Kinahan PE, Lartizien C, et al.: Correction methods for random coincidences in fully 3D whole-body PET: impact on data and image quality. J Nucl Med, 46(5) 859-867(2005)
- 14) Phelps ME: PET: Molecular Imaging and Its Biological Applications, pp.65-67, Springer(2004).

図表の説明

- Fig. 1 2D収集における各収集カウントと収集時間の変化
Fig. 2 3D収集における各収集カウントと収集時間の変化
Fig. 3 2D収集における計数率の変化
Fig. 4 3D収集における計数率の変化
Fig. 5 2D収集における計数率の違いによる変動計数の変化
Fig. 6 3D収集における計数率の違いによる変動計数の変化
Fig. 7 計数率の異なる2D(a), 3D(b)再構成画像
Fig. 8 2D(a), 3D(b)再構成画像の37mmφのlesion/background