

公益社団法人日本放射線技術学会

中国・四国支部 核医学研究会

第 39 回 核医学夢工房

日 時：平成 30 年 1 月 27 日（土）

14:00～16:30

場 所：川崎医科大学総合医療センター

かわさきコミュニティホール

座長：岡山済生会総合病院 長谷川 大輔

徳山中央病院 深見 光葉

1、情報提供（14:00～14:15）

eZIS の新しい解析ソフトについて

富士フイルム RI ファーマ 高橋 由武

2、症例報告(14:15～14:45)

- ① アーティファクト出現時に機転が及ばなかった症例

セントヒル病院 玉井 義隆

- ② 当院における 223Ra 内用療法の現状

愛媛大学医学部附属病院 大西 恭平

3、技術 検討報告(14:45～15:30)

- ① PET/CT 検査における CT 被ばく線量調査 -中国四国地域の結果を報告します

香川大学医学部附属病院 谷口 弥生

- ② SPECT SUV の定量精度に関して

県立広島病院 見田 秀次

休 憩

4、特別講演(15：40～16:30)

座長：川崎医科大学附属病院 甲谷 理温

Knowledge of exciting strategy for publishing a scientific manuscript: Make your title dynamic to entice the reader to read further

県立広島大学大学院 教授 大西 英雄 先生

1.情報提供

eZIS の新しい解析ソフトについて

富士フイルム RI ファーマ 高橋 由武

【はじめに】核医学脳血流 SPECT (Single photon emission computed tomography)

は脳虚血診断や予後予測へ大きく貢献してきた。90 年代末より脳血流画像診断に統計的手法¹⁾ が用いられるようになり放射線医用画像データの統計的補助診断や病態鑑別への研究²⁾ が報告された。近年、松田らにより開発されたアルツハイマー型認知症診断法やアルツハイマー病を早期検出³⁾ を目的とした軽度認知症診断手法⁴⁾ が開発され臨床応用されている。

その手法として利用されるソフトウェアは VSRAD (voxel Based Specific Regional Analysis System for Alzheimer's Disease) と eZIS(easyZ scoreImaging System)⁵⁾ などあるが、いずれも「医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律」(医薬品医療機器法)で認証され臨床現場で使用されている。VSRAD は MRI(magnetic resonance imaging) 画像が利用され、eZIS は SPECT 画像を利用する。前者は脳委縮を後者は脳血流低下を特徴点とし認知症や変性疾患鑑別診断などへ応用される。

画像解析内アルゴリズムは同じ SPM(Statistical Parametric Mapping)⁶⁾ <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/> が応用され脳座標は NMI (Montreal Neurological Institute) の標準脳を利用する。算出された Z 値は、すでにノーマルデータベースと比較した結果であり、年齢、施設間差などの共分散誤差を排除⁷⁾ されている。voxel-

based morphometry (VBM)的に考える事が出来、他施設と共有でき、間接的多施設共同研究⁸⁾が可能と示唆された。今後 fMRI などを利用したデフォルトネットワークなどと総合的に診断が進むと考えられる。

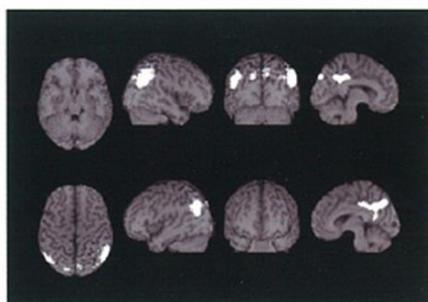
【本文】

認知症診断に利用される進化した eZIS⁹⁻¹²⁾の特徴は①画像データベースを共有化し、同年代の健常者画像データベースに対する統計解析が可能である。②全 voxel を対象に健常者画像データベースに対する Z スコアを求め、標準脳 MRI 画像へ表示可能。逆変換により患者 MRI (CT) 画像へ表示可能③解剖学的標準化は SPM2 アルゴリズムを使用。④SVA(Specific VOI Analysis)疾患特異領域解析 VOI-A(MCI とアルツハイマー型認知症補助診断)、VOI-B(DLB 型認知補助症診断)が可能。である。下図

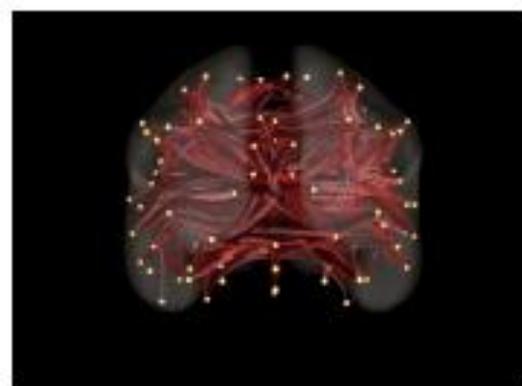
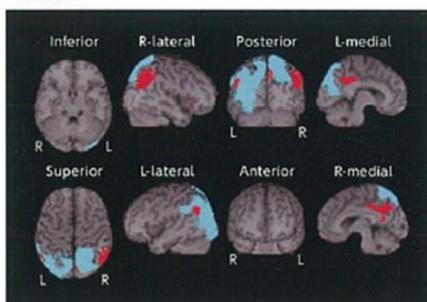
進化した eZIS における SVA の DLB 群と AD 群の鑑別精度は AUC:0.882、正確度:84.6%、感度:92.3%、特異度:76.9%、(閾値 0.281)で臨床的に非常に有用と報告されている。¹¹⁾

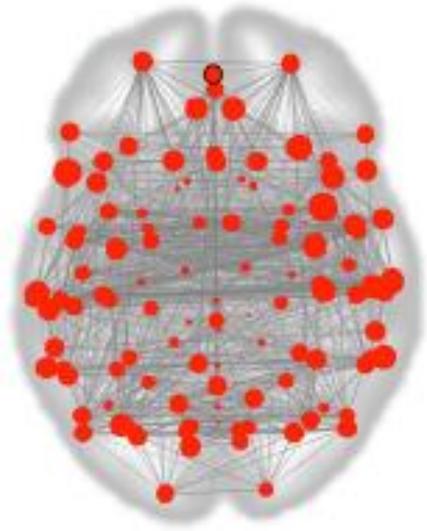
2017 年にレビー小体型認知症の臨床診断基準四回目の改定¹³⁾で指標的バイオマーカーに MIBG 心筋シンチグラフィでの取り込み低下に加えて、指示的バイオマーカーに cingulate Island Sign が記載された。SVA の A と B はその流れに準じた指標と示唆される。10 年ごろ前から本国でも研究される fMRI-Default mode Network と合わせて今後、錐体外路へのダメージ、尾状核、被核、淡蒼球など基底核ダメージ、間脳へのループ異常と総合診断精度が向上すると考えられる。

VOI-A: 後部帯状回、楔前部、頭頂葉の一部



New VOI-B: 後頭、後部帯状回





【謝辞】

発表の機会をいただいた実行委員会の皆さま、代表世話人見田秀次先生、事務局樺村紳也先生をはじめ座長をして頂きました長谷川大輔先生、深見光葉先生に感謝いたします。また、関係各位にも深謝の意を表す。

【参考文献】

- 1) Minoshima S, Giordani B, Berent S, et al : Metabolic reduction in the posterior cingulate cortex in very early Alzheimer's disease. *Ann Neurol* 1997 ; 42 : 85—94
- 2) Kogure D, Matsuda H, Ohnishi T, et al : Longitudinal evaluation of early Alzheimer's disease using brain perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2000 ; 41 : 1155—1162
- 3) Matsuda H : Cerebral blood flow and metabolic abnormalities in Alzheimer's disease. *Ann Nucl Med* 2001 ;15 : 85—92
- 4) Chetelat G, Desgranges B, De La Sayette V, et al :Mild cognitive impairment : Can FDG-PET predict who

is to rapidly convert to Alzheimer's disease *Neurology* 2003 ; 60 : 1374—1377

5) Matsuda H, Mizumura S, Soma T, Takemura N: Conversion of brain SPECT images between different collimators and reconstruction processes for analysis statistical parametric mapping. *Nucl Med Commun* 2004; 25: 67—74.

6) Friston KJ, Holmes AP, Worsley KJ, Poline JP, Frith CD, Frackowiak RSJ : Statistical Parametric Maps in Functional Imaging, A General Linear Approach. *Human Brain Mapping* 2 : 189—210, 1995

7) Matsuda H, Mizumura S, Souma T, et al : Conversion of brain SPECT images between different collimators and reconstruction processes for analysis using statistical parametric mapping. *Nucl Med Commun* 2004 ; 25 : 67—74

8) Hirata Y, Matsuda H, Nemoto K, Ohnishi T, Hirao K, Yamashita F, Asada T, Iwabuchi S, Samejima H :Voxel-based morphometry to discriminate early Alzheimer's disease from controls. *Neurosci Lett* 382 :269—274, 2005

9) Matsuda H et al. An easy Z-score imaging system for discrimination between very early Alzheimer's disease

and controls using brain perfusion SPECT in a multicenter study. Nucl Med Commun.2007;28*199-205

10) Matsuda H et al. Automated discrimination between very early Alzheimer disease and control using an easy Z-score imaging system for multicenter brain perfusion single-photon emission tomography. AJNR Am J Neuroradiol.2007;28:731-736

6) Matsuda H. Role of neuroimaging in Alzheimer's disease with emphasis on brain perfusion SPECT. J Nucl Med.2007;48:1289-1300

11) Imabayashi E et al. Validation of the cingulate island sign with optimized ratios for discriminating dementia with Lewy bodies from Alzheimer's disease using brain perfusion SPECT. Ann Nucl Med.2017;31:536-543

8) McKeith IG et al. Diagnosis and management of dementia with Lewy bodies; third report of the DLB Consortium. Neurology.2005;65:1863-1872

12) Hyman BT et al. National institute on Aging-Alzheimer's Association guideline for the neuropathologic assessment of Alzheimer's disease. Alzheimers Dement.2012;8:1-13

13) 日本神経学会 監修。認知症疾患診療ガイドライン 2017、医学書院,2017

2、症例報告

① 「アーティファクト出現時に機転が及ばなかった症例」

セントヒル病院 玉井 義隆

【症例】

57歳男性。結腸癌で結腸切除術と膀胱全摘と回腸導尿を施行。CTでは局所再発はなく、肝転移は縮小し手術適応あり。遠隔転移の有無検索でPET/CT検査となった患者。

【背景】

回腸導尿とは膀胱と一部尿管を摘出時に小腸を切り取り、尿管の代わりとして繋ぎ、尿管・小腸(回腸導管)を経てストーマ、パウチ(尿袋)へと体外へ尿を排出する。

この回腸導管とパウチ内の尿中FDGによってアーティファクトが出現した。(図1) SUVを測定すると、パウチ部のSUVmax74、回腸導管部のSUVmax47であった。その後、パウチ内の尿をしっかりと廃棄した後にDelayedを撮影したが、アーティファクトは改善しなかった(図2)。



図1.Early画像



図2.パウチ内の尿を廃棄後、Delayed画像読影医に画像確認してもらい、検査を終了した。良い対処が出来なかったため、今後の

為にも検討を行った。

【ファントム実験】

アーティファクトの原因検索として、ファントムでアーティファクトの再現実験を行った。

プールファントム内に模擬回腸導管を配置し、ファントム外側にパウチを配置した。

FDG 濃度比は BG : 模擬回腸導管 : パウチ = 1 : 70 : 70 とした。(BG が 2.65 k Bq/ml)

その結果、回腸導管周りの集積が抜けるアーティファクトが再現できた。(図 3) 再構成条件を変化させたところ、散乱線補正なしの画像で回腸導管周りの集積が抜けない画像が確認でき、散乱線補正が原因と考えられた。(図 4)



図 3.補正全部あり (臨床の再構成条件)



図 4.臨床の再構成条件から散乱補正なし

【散乱線補正】

当院の SIEMENS Biograph mCT の散乱線補正は Relative 法で、まず Single scatter simulation (SSS) で CT (μ マップ) と Emission データから散乱線分布を推定す

る。次に CT のサイノグラム上で減弱補正係数からマスク処理を行い、空気と空気以外に分ける。分けた空気中の実測散乱線と SSS で Simulation した空気中の散乱線濃度を合わせるように scale factor を決定して減算する。よって、Simulation による散乱線分布推定が正しくとも、空気中の散乱線濃度が Simulation よりも大幅に高ければ過補正が起こることになる。

今回の症例に関しては、パウチが薄く、CT (μ マップ) ではほとんど空気の部分に高濃度の尿中 FDG が存在したため、空気中の散乱線と判断されて scale factor が高くなり、回腸導管周りの散乱線を大幅に減算してアーティファクトが起こったと考えられる。また CT と PET 撮影の間にパウチ内の尿が移動したり、回腸導管より尿が排出されてパウチ内の尿量が増加した場合も、CT と PET 画像のミスマッチによってアーティファクトが生じると考えられる。

【対応策】

対応策としては、パウチ内に蒸留水を注入して薄める方法があるが、出口側から注入するのは感染のリスクがないとも言えないので極力避けたい。その他の対応策としてはパウチを出来るだけ遠ざけたい所だが、膀胱留置カテーテルの蓄尿バックとは違い、あまり動かす余地がないので難しい。

そこでパウチ内 FDG を廃棄後、パウチ内液量が 5ml の状態でパウチをファントムにテープで貼り付けて撮影 (図 5)、その後 30ml の蒸留水を注入して薄めてからファントムの上において撮影した。(図 6)

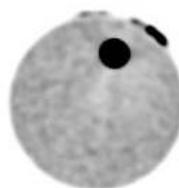


図 5.テープで貼付け固定

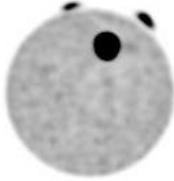


図 6.蒸留水で薄めて

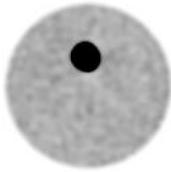


図 7.パウチなし

視覚的にはパウチなし (図 7) と比べて、回腸導管周りの均一性が劣るが、図 3 と比べると大幅にアーティファクトを改善できた。

【結果】



図 8.Early 画像



図 9.Delayed 画像 (テープ貼付け固定)

その後、冒頭の患者と同様に回腸導管、パウチを持つ別の患者が PET/CT 検査を受け

て、似たようなアーティファクトが出現した。(図 8) そこで、Delayed 撮影はテープで患者皮膚に直接パウチをテープで貼付け固定して撮影を行った。(図 9) その結果、Delayed ではアーティファクトが改善された。

【まとめ】

散乱線補正のアルゴリズムより、CT と PET のズレた箇所は空気中の散乱線とカウントされ、過補正される。今回の症例もおそらく CT から PET へ移動時にパウチ内の尿が移動や増量の為、ミスマッチが起こってしまった。その上、体内の回腸導管に高濃度 FDG が存在した為、大幅に体内の散乱線が除去 (過補正) されアーティファクトが生じた。パウチを患者皮膚にテープで貼付け固定する事で、アーティファクトを改善することが出来た。

② 当院における ^{223}Ra 内用療法の現状
愛媛大学医学部附属病院 診療支援部
診療放射線技術部門
大西 恭平

2016 年 6 月より日本ではじめて α 線を使用した核医学治療薬：ゾーフイゴ®静注 (バイエル薬品株) が発売された。骨転移のある去勢抵抗性前立腺がんを対象として、現在まで様々な施設で治療が行われている。1 回 55kBq/kg を 4 週間間隔で最大 6 回投与する。当院においては 2016 年 12 月より治療を開始しており、昨年 12 月までの 1 年間で患者 11 名、計 61 件の投与を行っている。今回、当院における ^{223}Ra 内用療法の現状を症例を交えて紹介した。

当院における ^{223}Ra 内用療法では初回のみ入院にて治療を行い, ^{223}Ra 投与の約 2 時間後及び約 18 時間後に全身像の収集を行う. それに加え, 骨シンチを治療開始前・治療 3 回施行後・治療終了後の計 3 回撮像する(Fig.1). ^{223}Ra 全身収集では標的転移巣への取り込みの確認, 骨シンチでは ^{223}Ra 内用療法の効果判定が目的である. ^{223}Ra の収集条件としては, MEGP コリメータで, Whole Body 収集 (Continuous: 6cm/min), 収集エネルギーは $82\text{keV}\pm 15\%$, $154\text{keV}\pm 10\%$, $269\text{keV}\pm 10\%$ の 3 ピーク収集を行っている. 使用装置は, Infinia3 (GE 社製).

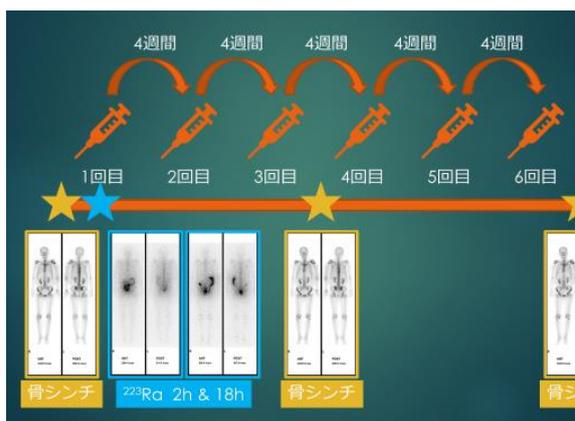


Fig.1 ^{223}Ra 内用療法に係る核医学検査スケジュール

1 症例目は 60 歳台男性. 7 年前, 近医にて多発性骨転移を指摘され当院に紹介された. その後, 去勢手術や化学療法により PSA 低下, 休薬に至るも, 昨年再度 PSA が上昇し治療再開となる. 骨転移のみであることから ^{223}Ra 内用療法の適用となった. 治療前後の骨シンチを Fig.2 に, 血液データを Fig.3 に示す. 骨シンチでは骨転移の一部残存 (胸骨・仙骨) が指摘されていたものの, 集積の不明瞭化がみられる. PSA・ALP に

おいては漸減している. また, 初回治療時の ^{223}Ra の画像を Fig.4 に示す. 排泄経路である腸管に加え, 全身骨髄に集積しているのが分かる. 骨シンチでの集積部位への取り込みは仙骨という場所も悪く, 確認できなかった. 治療後, PSA の上昇や新たな病変の出現もなく, 月一回のフォローを継続している. ^{223}Ra 内用療法が奏効した症例であった.

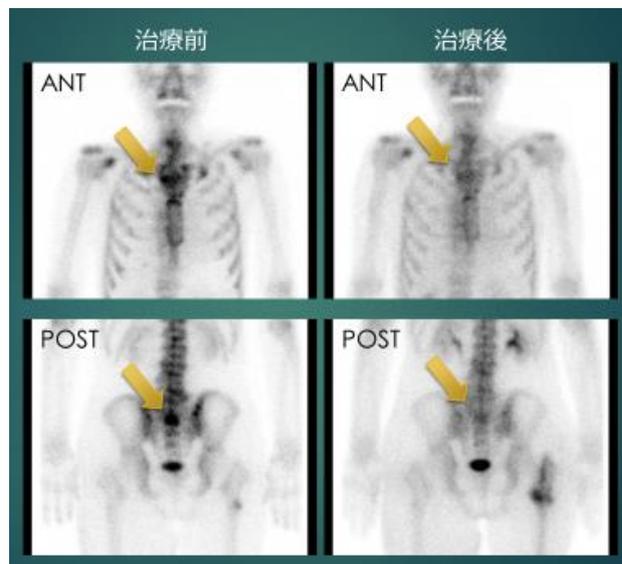


Fig.2 治療前後の骨シンチ



Fig.3 治療時の血液データ (PSA・ALP)

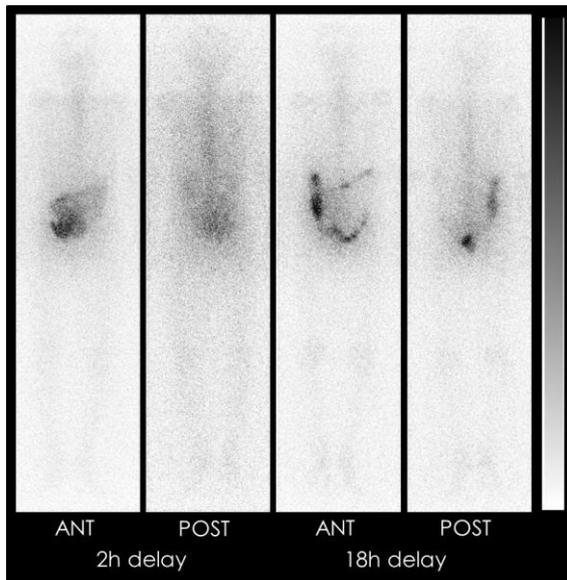


Fig.4 ^{223}Ra 全身収集像

2 症例目は 90 歳台男性. 3 年前, 近医にて骨転移を指摘され中規模病院に紹介. その後, 去勢手術や種々の前立腺がん治療薬を施行し, 一定の効果は得られるものの再燃, 当院紹介となった. 治療開始前の単純 CT および骨シンチでは多発性骨転移が指摘された. 治療時の血液データを Fig.5 に示す. PSA は漸増し, ALP においては 3 回目の治療時に増加に転じている. PSA・ALP の上昇に加え, 倦怠感・貧血の訴えがあったため, 再度単純 CT が施行された. 治療前後の単純 CT 画像を Fig.6 に示す. 骨転移の増悪や新たな転移が指摘されたため, PD (Progressive Disease) と判断され, 治療中止となった症例であった. BSC (Best Supportive Care) 対象となり, 緩和ケアが行われていたが, 治療終了の 4 カ月後逝去されている.



Fig.5 治療時の血液データ (PSA・ALP)

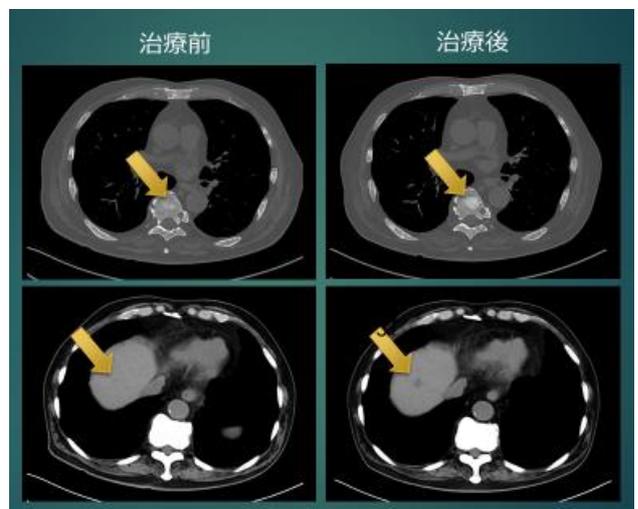


Fig.6 治療前後の単純 CT

治療効果の判定に PSA や ALP がよく用いられるが, 様々な因子で変動するため, 骨シンチでの定量的な評価が求められる. 当院では, 泌尿器科より定量値として BSI (Bone Scan Index) を参考にしたい, との要望を受け, 昨年 10 月より BONENAVI® (富士フィルム RI ファーマ株) を使用している. それに伴い使用薬剤も $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMDP から $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP へと変更している. 他に骨シンチを定量化できるソフトとして GI BONE® (メジフィジックス株) がリリースされている. 使用に際しファントム撮影, SPECT 収集が必要な点があるが, SUV

(Standard Uptake Value) や MBV (Metabolic Bone Volume), TBU (Total Bone Uptake) が算出可能である。当院においては使用可能な状況にあるものの、検査時間の観点から使用はしていない。

当院における ^{223}Ra 内用療法の現状を症例と共に報告した。治療が奏効しているか否かの判断が重要となるが、PSA 等の血液データが相関しない場合もあり、骨シンチ等の画像による評価が求められる。また、視覚評価だけでなく BSI 等の定量値による評価も重要と思われる。

3、技術 検討報告

① PET/CT 検査における CT 被ばく線量調査

-中国四国地域の結果を報告します-
香川大学医学部附属病院 谷口弥生

1.背景

2015年6月、医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) より「最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベル (DRLs2015) の設定」が発表された。positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) 検査は、放射性薬剤の実投与量に関して診断参考レベル (diagnostic reference level: DRL) の報告はあるが、PET/CT 検査における CT 検査における CT の被曝線量に関する報告はない。

PET/CT 検査では、融合画像用と減弱補正用など、求める CT 画像によって CT 線量に違いが生じると考えられ、被曝線量が

施設によって異なると予想される。したがって、被曝線量の最適化のため、CT 線量を調査し、PET/CT 検査の CT についての DRL を設定することは必要であると考えている。

2.目的

本検討の目的は、中国四国地域の 30 施設において PET/CT 検査における CT の被曝線量について調査し、75 パーセンタイル値を求めることである。

3.方法

対象施設は、中国四国地域の PET/CT 所有する 30 施設とした。1 施設は 2 台所有、2 施設は線量の設定方法が 2 条件あったため、調査対象数は 33 であった。

対象患者は 2016 年 4 月 1 日～2017 年 8 月 30 日の期間において、各施設において ^{18}F -FDG PET 検査を行った 20 名 (体重 50～60 kg) とした。撮影範囲は頭頂部付近～大腿ソケイ部付近とした。撮影範囲は頭頂部付近～大腿ソケイ部付近とした。

検討項目は、PET/CT 装置の Dose Report に記載されている computed tomography dose index volume (CTDI_{vol}) 及び dose length product (DLP)、CT 画像の肝臓内 CT 値の標準偏差 (SD_{liver}) とした。

4.結果

CTDI_{vol} の 75 パーセンタイル値は 6.4mGy、平均値は 5.2 mGy であった。DLP の 75 パーセンタイル値は 567 mGy·cm、平均値は 488 mGy·cm となった。

DRLs2015 に示されている診断用 CT の胸部～腹部までの診断参考レベルの

CTDI_{vol}は18mGy、DLPは1300mGy・cmであり、診断用CTと比較し、低線量で撮影されており、診断用CTと比較して被ばくを考慮されていることが予想された。

SD_{liver}の平均値は14となった。ギャラクティック改訂に示されている腹部（肝臓）CTのSDは10~12が推奨されており、診断用CTと同程度の画質となっていることが予想された。

5.結論

中国四国地域におけるPET/CT検査における被ばく線量の75パーセンタイル値は、CTDI_{vol}では6.4mGy、DLPにおいて567mGy・cmであった。

②SPECT SUVの定量精度に関して—SUVの精度ならびに定量変換方法の検証—

県立広島病院 見田秀次

【背景】SPECT画像の定量化はさまざまな方法が行われている。近年、定量手法にPETで用いられる standardized uptake value (SUV)の考え方が応用されている。しかし、SPECT画像はPET画像と比較して様々なエネルギーを持つ核種を使用し、ガンマ線の散乱ら減弱を多く含む。また、PET画像と比較してSPECT画像は、コリメータ開口による低位置分解能画像である。さらに、定量化を行うには cross-calibration factor (CCF)も重要な因子となる。CCFの測定法は、システム平面感度(System planar sensitivity)を利用する方法とSPECT画像を利用する方法が提唱されている。しかし、CCFの変化はSPECTの定量精度に大きな影響を及ぼす。

松友らは、SPECT及びシステム平面感度の2通りの方法を用いてSPECT画像における放射能濃度定量性を比較した。その結果、システム平面感度を用いた定量精度は実測値と有意差が無くSPECTを用いた手法と比較して大幅に向上したと報告している。しかし、松友らは1社の装置及び1核種(^{99m}Tc)のみの評価しか行っていない。

【目的】本研究の目的は、SPECT画像を利用したCCF及びシステム平面感度に基づく計算の定量精度を2種類のコリメータ及び2核種で検証しSUV値を評価することである。

【使用機器・ファントム】ガンマカメラ：SymbiaT16(siemens 製)、解析ソフト：ImageJ 1.50i、コリメータ(LEHR, LMEGP)、使用核種(^{99m}Tc, ¹²³I)、ファントム：CCF測定(160mmφプールファントム)、システム平面感度測定(図1)、SUV測定(NEMA IEC ボディファントム(図2))。

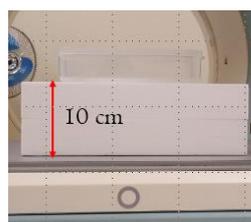


図. 1 プラスチック容器

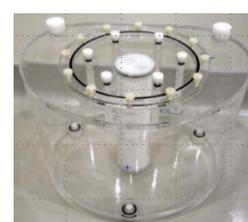


図. 2 ボディファントム

【収集・再構成条件】

・ System Planar 収集

収集マトリックス：256×256(2.4 mm/pixel)

線源—コリメータ間距離：100 mm

収集時間：60 sec

・ SPECT 収集

収集マトリックス：128×128(4.8 mm/pixel)

回転半径：250 mm, 3度 (120 views)

収集時間：10 sec/ views

・再構成条件

位置分解能補正組込 OSEM 法(Flash 3D)

更新回数：サブセット(10)、イタレーション(10)

散乱線補正：multiple energy window 法

減弱補正：エックス線 CT 減弱補正法

後処理フィルタ：Gaussian(FWHM

9.6mm)

【評価方法】評価は、 ^{99m}Tc (127 MBq)・LEHR コリメータを使用しシステム平面感度(cps/MBq)及び CCF を用いて算出した放射能(BQML)ならびに SUV で行う。同様に ^{123}I (165 MBq)ならびに LMEGP コリメータを用いて BQML 及び SUV を算出する。システム平面感度法と CCF 法による違いを 2 種類のコリメータ及び 2 核種で比較検討を行う。

・システム平面感度及び BQML 算出法

$$\text{System planar sensitivity} \left(\frac{\text{cps}}{\text{kBq}} \right) = \frac{T_{\text{count}}}{A \times T}$$

A：放射能 (kBq), T：収集時間 (sec),

T_{count} ：2 カメラ総カウントの平均

$$\text{BQMLCCF} (\text{kBq/ml}) = \frac{S \times \text{CCF}}{T \times V_{\text{voxel}}}$$

S：平均カウント, T：収集時間 (sec),

V_{voxel} ：ボクセル体積(ml)

$$\text{BQMLsensitivity} (\text{kBq/ml}) = \frac{S \times V_{\text{voxel}}}{T \times \text{system sensitivity}}$$

S：平均カウント, T：収集時間 (sec),

V_{voxel} ：ボクセル体積(ml)

【結果】

・BQML (ボディーファントム B.G.)

Tc-99m	感度法(kBq/ml)	CCF法(kBq/ml)	実測値(kBq/ml)	%誤差(感度法)	%誤差(CCF)
LEHR	7.50	6.80	7.23	3.60	5.95
LMEGP	7.93	6.84	7.55	4.79	9.40

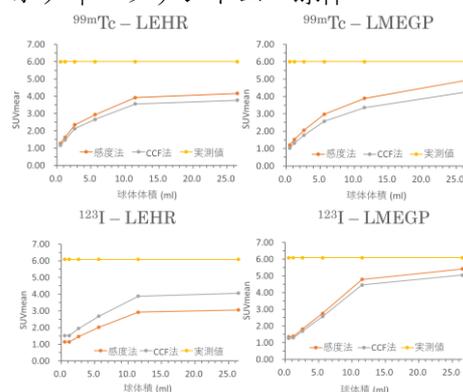
I-123	感度法(kBq/ml)	CCF法(kBq/ml)	実測値(kBq/ml)	%誤差(感度法)	%誤差(CCF)
LEHR	7.26	9.65	9.17	20.82	4.97
LMEGP	8.65	8.06	9.01	3.99	10.54

・SUV_{mean} (ボディーファントム B.G.)

Tc-99m	感度法	CCF法	実測値	%誤差(感度法)	%誤差(CCF)
LEHR	1.04	0.94	1.00	4.00	6.00
LMEGP	0.96	0.82	1.00	4.00	17.60

I-123	感度法	CCF法	実測値	%誤差(感度法)	%誤差(CCF)
LEHR	0.79	1.05	1.00	21.00	5.00
LMEGP	0.96	0.89	1.00	4.00	11.00

・ボディーファントム 球体



【まとめと考察】全体的に定量変換精度および SUV は、CCF 法よりシステム平面感度法が高精度であった。システム平面感度法については、コリメータによる差は小さかった (5%以下)。しかし、 ^{123}I を使用した場合 LEHR コリメータで 20.82%と誤差が増大した。これは、 ^{123}I の 529keV ガンマ線がコリメータ隔壁を通過したことにより散

乱線の影響である。SUVは過去の検討と同様の傾向を示したが誤差は増大した（28 mm 径の誤差：15% → 35%）。これは、収集時間の違い（120 min > 10 min）による画像ノイズの増加が影響したと示唆される。したがって、松友らの報告にもあるように平面感度法は、ノイズの影響を受けるため収集カウントに注意が必要である。CCF法は、感度法と比較して定量変換精度は劣っていた。また、LMEGP コリメータが LEHR

コリメータより劣っていた（ ^{99m}Tc : 3.45%、 ^{123}I : 5.07%）。CCFは過去の報告にあるとおり正確な散乱および源弱補正に依存するためと考える。

【結語】システム平面感度を用いた構成方法は、CCFを用いる方法と比較して定量精度は高い。また、システム平面感度を用いることにより SUV の精度が向上する可能性が示唆された。

特別講演：

「**Knowledge of exciting strategy for publishing a scientific manuscript: Make your title dynamic to entice the reader to read further**」

県立広島大学大学院総合学術研究科

大西 英雄

【Title】

近年、日本放射線技術学会において、学術口述発表スライドの英語化がかなり進み、タイトルのみならず、スライドそのものも英語化の波が押し寄せている。このことについての議論はさておき、当面するタイトルの英語化及び英語論文の必要性も一段と増していると感じる。そこで、今回はインパクトの有る英語タイトルの付け方と英語論文のポイントについて、述べることにする。

タイトルの重要性は、

- 1). 見てインパクトが必要である。
- 2). 好奇心を起こさせる。
- 3). 内容が具体的で理解しやすい。

この3点が非常に重要なファクターである。タイトルは、日本ではステレオタイプのフレーズが多く多用されている。例えば、ステレオタイプのフレーズは、“Evaluation of, Comparative Study on, Assessment of, Observations on, et al.”などがあり、筆者が、Pub-Medなどを検索した限りでは、特にアジア系の英語論文で多く使用されている。このステレオタイプのフレーズは決して悪くは無いが、通り一遍などのタイトルでインパクトに欠ける事は否定できない。タイトルの種類を大まかに分類すると2つの方式(図1)のようになる。Indicative(表示)的タイトルは、目的や方法を示している方式で、Informative(内容)的は、目的、方法及び結果などをタイトルに入れ込んだ

方式である。一般的に、我々の分野はIndicative的なタイトルが多く見られるが、最近はInformative的なタイトルの方がインパクトあるタイトルと感じる。例として、図2に示す。各問いに答えてください。正解は、この抄録の中にこのマーク“@ 1 :”の箇所に掲載しております。実際に自分で考えてタイトルを作成すると理解が深まる。

@6 : 問 6, 2). Figure 2 illustrates the process of how the product was improved. 下段 2. The contrast was improved by PSF correction 若しくは 3). Non PSF correction was disregard to improve image contrast.

【Manuscript】

論文作成に関することを記述しましょう。一般に、“口述発表”をすれば、“凄人”などと賞賛され、“チヤホヤ”されるケースがあると思うが、それはもう過去の遺物である。今や、学部卒が一般的になり、大学院卒も多く見られる。時代は大きく変化している。これからの診療放射線技師は、技術面では医師を指導する立場である。そのためには、自分自身の知識の充実と実践力を高める必要がある。それを、証明する近道が、論文執筆であると筆者は考える。研究内容をいくら口述発表した所で、何の役にも立たないと思うし、医師達は余り評価しないと考える。それは、彼らがあくまでも業績と実績主

義の中で育っているからである。

「1本の学術論文は100回の口述発表よりも優れる」との意味を込めて、特に若い人達の論文執筆を勧める。以下に述べることは、英語、日本語共に共通することであるが、特に英語文に関して記述する。

英語論文を執筆するに当たり、

1). 自分の研究内容に関する文献をひたすら貪り読み続ける。最初は意味が理解できなくても、「読書百編、意自ら得る」の如く、何回も読むことにより、段々と内容が理解出来てくる。それと同時に、自分なりの英語表現データベースを構築する。“エクセル” (図 3) の Book 形式を有効に使い、Introduction, Method, Results, Discussion などの部分から、自分が重要であると思われる構文を貯めていき、その中から自分なりに修正して用いていく。

2). 書きやすい章から書いていく。私は「Materials and methods」, 「Table & Figures」, 「Results」, 「Discussion」, 「Conclusion」, 「Introduction」, と書き続けて、最後に「Abstract」を書き続けていく。そこで、最初に作成した英語表現データベースの登場である。

論文構成で図 4 に示すように、「Materials and methods」, 「Table & Figures」, 「Results」及び「Introduction」の部分は、殆どが定型文であるため、自作のデータベースより、自分の研究内容に合致する文面を抜き出して書いていく。ただし、文の著作権もあるため、そのままの表現は、必ず避けて記述する。そこまで完成すれば、ほぼ 70% は完成しており、後は非定型文である自分自身の内容について書いていく。

これで、ほぼ英語論文は完成である。私

は、特に次のことを注意している。

- 1). とにかく書ける箇所から書いていく。
- 2). 定冠詞などは、気にしない。
- 3). 日本語の文章は作成しない。極力、最初から英語で記述する。
- 4). 日本人の書いた英語論文の表現は参考にしない。
- 5). 英訳ソフトや翻訳サイトは極力使用しない。
- 6). 電子辞書は使わず紙の辞書を用いて、例文を参考にする。

以上のことに注意をはらっておくと、最初はかなり厳しいが段々と良い英文が浮かんでくる。では、実際に簡単な英文を作成してみよう。これも、答えは、全体の抄録の中に、散りばめていますのでまずは、自分自身で考えて記述してから、答えを見ることをお勧めする。また、英文はいろいろな表現があるため、あくまで参考例である。**@1:問 1,**

1) Differential Hepatic functional reserve for quantitative predictor using Planar and SPECT images: 99mTc-GSA scintigraphy study.

下段 1) Scatter limitation correction was suitable for scatter correction with misregistration CT and PET images in the physical phantom study.

図 5 (問 5) は、主語を明確にする設問で例では、装置が主語であるが、倉中を主語にするとどうなるか？ 下段は、SPECT 画像を主語に用いると？

図 6 (問 6) は、文をアクション型にして (何が/どうした?) の形。“@@である”は be 動詞を使用しがちであるが、be 動詞を使用しないとどうなるか？ 下段は、コント

ラストを主語にすれば？逆説的な表現をすれば？

図7(問7)は、主語に「無生物主語」を使用した。「知見」を主語にした場合は？下段は、正確な SBR の必要を主眼におくと？ DAT 画像から正確な SBR を作成」が主語の場合は？

以上、余り詳しいところまでは言及できなかったが、英文作成の楽しさが理解できたでしょうか？英文推敲を15-20回程度何度も読む。研究内容のストーリー性を重視する。丁寧に論理性を端的に論じる。私は、これらのことを守って行えば必ず、論文作成は出来ると確認しております。

@5 : 問 5, 2). **A few years ago, Kurashiki Central Hospital had implemented the semiconductor SPECT system** 下段 : 2.

By using resolution recovery correction, the SPECT image make it possible to expected to raise up image quality.

まずは“Let’s Writing English”です。中・四国支部からの日本語及び英語論文が多く出てくることを熱望して、筆をおきます。

@ 7 : 問 7, 2). **Finding results were suggested that SUVs show no advantage inter-institution.**

下段 2). **It is necessary for the accurate SBR to correct with scatter, attenuation and resolution recovery in the DAT SPECT image.**

若しくは 3). **To generate an accurate SBR from DAT SPECT images must be required correction for scatter, attenuation and resolution recovery.**

図 1

TITLEの種類

> Indicative: 表示的 (目的&方法)

Quantitative performance of advanced resolution recovery strategies on SPECT images: Evaluation with use of digital phantom models

Acquisition time optimization of positron emission tomography studies by use of a regression function derived from torso cross-sections and noise-equivalent counts

> Informative(descriptive): 内容的 (目的&方法&結果)

Attenuation and scatter correction in I-123 FP-CIT SPECT do not affect the clinical diagnosis of dopaminergic system neurodegeneration

Does applying resolution recovery to normal databases confer an advantage over conventional 3D-stereotactic surface projection techniques?

5

問1 ステレオタイプの修正を行う

➤ 99mTc-肝受容体シンチグラフィにおけるプレイナ画像とSPECT画像の肝機能指標の精度の評価 (目的&方法)

Evaluation of accuracy for quantitative predictor of Hepatic functional reserve using Planar and SPECT Images in the 99mTc-GSA Scintigraphy

=>

➤ CTおよびPET撮像時の位置ずれにおいてscatter limitation correctionが散乱線補正に与える影響 - 物理ファントムによる評価 - (目的&方法&結果)

Effect of scatter limitation correction with misregistration between Computed tomography and positron emission tomography on scatter correction: A physical phantom study

=>

BUILD-UP ENGLISH FOR MY DATA-BASE

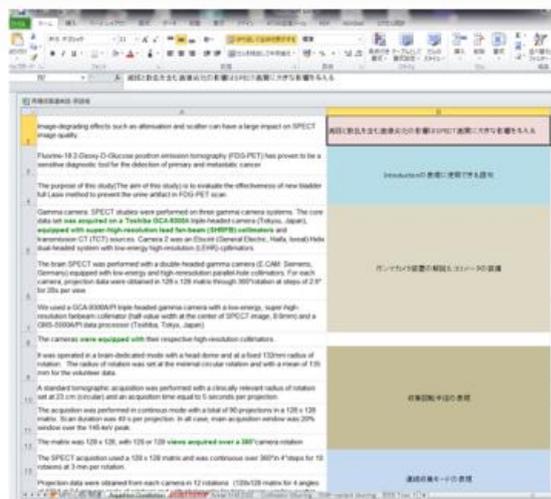
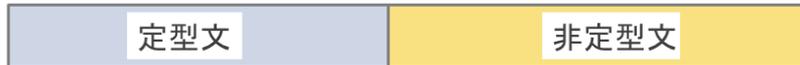


図 4

書きやすい章から書く

> Introduction



> Materials and Methods



> Results



> Discussion



図 5
(問 5)

問5. Let's Writing English

(主語を明確に)

- 数年前、倉中HPに半導体SPECT装置が導入された

1. A few years ago, the semiconductor SPECT system was implemented in the Kurashiki Central Hospital.

=>

- 分解能補正がSPECT画像の画質の向上を促進するだろう

1. The resolution recovery correction will promote to increase in the SPECT image quality

=>

問6. Let's Writing English

(文をアクション型に！：「何が/どうした」)

- 図2は改善した処理方法の全貌である
1. Figure 2 is the whole process of improvement

=>

- PSF補正でコントラストの改善が見られた
1. Improvement of the contrast was recognized in PSF correction

=>

37

39th Yume Koubou on Nuclear-Medicine Technology

図 6
(問 6)

問7. Let's Writing English

(主語を「無生物主語」に！)

- 知見から、施設内でのSUVの有効性が明らかになった。
1. From finding results, efficacy of the SUVs in the institution become clear.

=>

- DAT-SPECTにおいて我々が精度のあるSBRを得るには散乱、減弱及び空間分解能補正が必要である
1. We obtained the accurate SBR with scatter, attenuation and resolution recovery corrections in the DAT SPECT image.

=>

38

39th Yume Koubou on Nuclear-Medicine Technology

図 7
(問 7)