原著

肝臓腫瘍に対する呼吸同期 PET/CT の 非線形レジストレーション処理の有用性

我妻 慧¹ 大澤達史² 横川直樹² 三輪建太³ 織田圭一^{1,4}
工藤善朗² 海野 泰² 伊藤公輝^{2,5} 石井賢二¹

¹ 東京都健康長寿医療センター研究所神経画像研究チーム

² 東京都健康長寿医療センター放射線診断科

³ 国際医療福祉大学保健医療学部

⁴ 北海道科学大学保健医療学部

⁵ 現 Molecular Imaging and Therapy Service, Memorial Sloan Kettering Cancer Center

論文受付
2016 年 8 月 24 日

論文受理
2016 年 9 月 19 日

Code No. 333

緒言

¹⁸F-fluoro-2-deoxy-D-glucose (¹⁸F-FDG) を用いた positron emission tomography (PET) 検査は悪性腫瘍のスクリーニング、病期診断、転移・再発診断に有用とされている¹⁾。近年では、¹⁸F-FDG やその他のト

レーサーから得られる病変の機能情報を加味した放射線治療計画の実施など、利用の幅を広げている²⁾。しかし、PET は撮像に数分要するため、肺や上腹部臓器の腫瘍は呼吸の影響を受け、ボケの発生、定量値の過小評価、腫瘍の位置の誤認、減弱補正用 computed to-

Evaluation of a New Motion-correction Algorithm Using On-rigid Registration in Respiratory-gated PET/CT Images of Liver Tumors

Kei Wagatsuma,^{1*} Tatsufumi Osawa,² Naoki Yokokawa,² Kenta Miwa,³ Keiichi Oda,^{1,4} Yoshiro Kudo,² Yasushi Unno,² Kimiteru Ito,^{2,5} and Kenji Ishii¹

¹ Research Team for Neuroimaging, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology

² Department of Radiology, Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital

³ School of Health Science, International University of Health and Welfare

⁴ Faculty of Health Science, Hokkaido University of Science

⁵ Current address: Molecular Imaging and Therapy Service, Memorial Sloan Kettering Cancer Center

Received August 24, 2016; Revision accepted September 19, 2016

Code No. 333

Summary

Objective: The present study aimed to determine the qualitative and quantitative accuracy of the Q.Freeze algorithm in PET/CT images of liver tumors. **Methods:** A body phantom and hot spheres representing liver tumors contained 5.3 and 21.2 kBq/mL of a solution containing ¹⁸F radioactivity, respectively. The phantoms were moved in the superior-inferior direction at a motion displacement of 20 mm. Conventional respiratory-gated (RG) and Q.Freeze images were sorted into 6, 10, and 13 phase-groups. The SUV_{ave} was calculated from the background of the body phantom, and the SUV_{max} was determined from the hot spheres of the liver tumors. Three patients with four liver tumors were also clinically assessed by whole-body and RG PET. The RG and Q.Freeze images derived from the clinical study were also sorted into 6, 10 and 13 phase-groups. Liver signal-to-noise ratio (SNR) and SUV_{max} were determined from the RG and Q.Freeze clinical images. **Results:** The SUV_{ave} of Q.Freeze images was the same as those derived from the body phantom using RG. The liver SNR improved with Q.Freeze, and the SUV_{max} was not overestimated when Q.Freeze was applied in both the phantom and clinical studies. Q.Freeze did not degrade the liver SNR and SUV_{max} even though the phase number was larger. **Conclusions:** Q.Freeze delivered qualitative and quantitative motion correction than conventional RG imaging even in 10-phase groups.

Key words: ¹⁸F-FDG, positron emission tomography (PET), respiratory gating, non-rigid registration, liver tumor

*Proceeding author

mography (CT) 画像とのブレによる減弱補正エラーなどの問題が発生する^{3,4)}。肺癌において呼吸性移動の影響は下肺野かつ胸壁などで固定されていない腫瘍で顕著である⁵⁾。肝臓腫瘍において 20 症例の肝臓腫瘍の呼吸性移動による平均移動距離は 9.0 ± 5.0 mm と報告されている⁶⁾。

PET の呼吸制御法は多くの研究が報告されており、深吸気息止め PET 撮像^{7,8)}、呼吸同期 PET 撮像^{9,10)} などがある。呼吸同期 PET 撮像は外部デバイスより取得した被検者の呼吸波形の位相を任意の位相分割数で分割し、同じ位相のデータを加算して画像を作成する手法である。Nehmeh らは呼吸同期 PET 撮像により肺癌の体積計測と定量値が改善したと報告した⁹⁾。Suenaga らは肝転移の被検者に呼吸同期 PET 撮像を施行した結果、非呼吸同期撮像と比べて肝転移の検出能が向上したと報告している¹¹⁾。しかし、呼吸同期 PET 撮像は十分な撮像時間が必要であり、全体の PET 検査時間が延長するという問題点がある¹²⁾。呼吸同期 PET では、限られた時間内で収集した全体の PET データを任意の呼吸相に分割するため、1 位相あたりに入るデータが位相分割数で除した量に減少し、結果的に統計雑音が増加する。Park らは 10 分間の撮像時間において呼吸同期 PET 撮像の位相分割数が 5 より大きくなると、統計雑音の増加にともない signal-to-noise ratio (SNR) の低下や定量値を過大評価すると報告している⁴⁾。

呼吸同期 PET 撮像の統計雑音の増加による SNR の低下を解決する方法として、Q Freeze (GE Healthcare 社) が提案された^{13,14)}。Q Freeze は非線形レジストレーション処理である optical flow based registration 技術を応用している。呼吸同期 PET 撮像で得られたすべての位相の各ボクセルの動きを、組織の粘性 (viscosity) や弾性 (elasticity) を考慮して識別し、基準とした任意の位相のボクセルへ合わせ込み PET 画像を作成する。つまり、呼吸同期 PET 撮像の任意の位相の PET 画像に他のすべての位相の PET 画像を合わせ込むことが可能になる。最終的な PET 画像のボクセル内に入るカウント値は、すべての位相のカウント値から statistical median algorithm を用いて中央値を抽出している¹³⁾。最近、Minamimoto らが臨床例を用いて Q Freeze による画質改善効果と短時間収集の可能性について評価し、Q Freeze の有用性を初めて報告した。Q Freeze による PET 画像は非呼吸同期画像、呼吸同期画像と比較して画質が優れており、Q Freeze は従来の呼吸同期撮像よりも撮像時間を短縮可能であると報告した¹⁴⁾。しかし、当該臨床研

究は、腫瘍の性状 (サイズ、放射能濃度、移動量) が異なる症例を混合して Q Freeze の効果を評価している。更に、臨床で採用している 1 種類の呼吸同期 PET 撮像条件のみで検討しており、特に Q Freeze の効果に最も影響を与えと考えられる位相分割数による影響について評価していない。以上のことから、Q Freeze による画質、定量性に対する基本的な効果を十分に評価できているとは言い難い。そこで本研究は、肝臓腫瘍を模擬したファントムと肝臓腫瘍の臨床例を対象として、呼吸同期 PET 画像の位相分割数を変化させた際の、Q Freeze による画質と定量性への効果を検証し、Q Freeze の有用性を評価した。

1. 方法

1-1 使用機器・器具

1-1-1 PET/CT 装置

PET/CT 装置は Discovery PET/CT 710 (GE Healthcare 社) を用いた¹⁵⁾。PET の体軸方向視野は 157 mm、断面方向視野は 700 mm である。CT の断面方向視野は 500 mm である。CT 部分は 64 列の CT である。PET の検出器は lutetium-yttrium-orthosilicate シンチレータであり、結晶素子の大きさは $4.2 \times 6.3 \times 25$ mm である。画像再構成条件は 3 dimensional-ordered-subsets-expectation-maximization, マトリクスサイズ 192×192 , 繰り返し数 2, サブセット 18, ガウシアンフィルタ 4.0 mm, Z-axis filter は Light, time-of-flight 補正および point-spread-function (PSF) 補正は両方とも使用した。スライス数は 1 ベッドあたり 47 スライス, スライス厚は 3.27 mm, ピクセルサイズは 2.6 mm である。

1-1-2 ファントム

National Electrical Manufacturers Association (NEMA) International Electrotechnical Commission (IEC) 胴体ファントム (Data Spectrum 社) は人の胴体を模擬した形状であり、長径 30 cm, 短径 23 cm, 奥行き 18 cm である。内部に六つのアクリル球が設置されており、内径はそれぞれ 37, 28, 22, 17, 13, 10 mm である (Fig. 1a)。

肝臓模擬ファントムとして、長径 19 cm, 短径 12 cm, 深さ 6 cm のプラスチック容器を用いた。プラスチック容器に溶かした寒天を入れ、冷蔵庫で一昼夜冷やして固めた。寒天の内部に内径 10, 20 mm のアクリル球を設置した (Fig. 1b)。

1-1-3 呼吸同期プラットフォーム

呼吸同期プラットフォームは自作のものを使用した。パーソナルコンピュータで作成した入力波形に応

Fig. 1 (a) NEMA IEC body phantom
(b) Phantom-simulated liver tumor. The two acrylic hot spheres, 10 and 20 mm in diameter, in an agar gel phantom.

Table 1 List of subjects

Subject number	Age (y)	Sex	Height (cm)	Weight (kg)	Body Mass Index	Injected dose (MBq)	Uptake time (min)	Primary tumor	Diameter of liver metastases (mm)
1-1	80	Male	168	60.0	21.3	201.0	60	Rectum	4.0
1-2									40.0
2	88	Female	139	36.2	18.7	183.0	59	Cervical	6.0
3	78	Female	148	46.9	21.4	185.0	60	Stomach, Breast	12.0

じてモータが作動する。モータによりアクリル板が上下方向に反復運動し、アクリル板の動きと連動してファントムを載せたプレートが頭尾方向にスライドすることで呼吸性移動を再現することができる^{16,17)}。呼吸モニタリングシステムは Varian real-time position management respiratory gating system (RPM システム, Varian Medical Systems 社)を用いた。RPM システムの動作確認用の BREATHING PHANTOM GATING ASSY (Varian Medical Systems 社)の波形信号を入力波形として取り出し、呼吸同期プラットフォーム付属のパーソナルコンピュータに入力した。呼吸同期プラットフォームのアクリル板の上に反射マーカを載せ、赤外線カメラによって呼吸波形を取得した。

1-2 ファントム撮像

胴体ファントムのバックグラウンドに放射能濃度が 5.3 kBq/mL になるように ^{18}F -FDG 溶液を調製した。肝臓模擬ファントムの 10, 20 mm のアクリル球には放射能濃度が 21.2 kBq/mL になるように調製した ^{18}F -FDG 溶液を封入した。作製した 2 種類のファントムはそれぞれ PET/CT 装置の寝台の上に載せた呼吸同期プラットフォームのプレート上に置いた。呼吸同期プラットフォームを動かしていない状態で静止撮像を行った。呼吸同期プラットフォームを動かした状態

で呼吸同期撮像を行った。呼吸同期プラットフォームの変位量は臨床における肝臓腫瘍の平均移動距離を十分に満足する 20 mm とした。静止撮像および呼吸同期撮像は臨床時の収集時間と同様にし、静止撮像は 2.5 分間、呼吸同期撮像は 6 分間収集した。取得した波形の 1 周期を 6, 10, 13 相に分割して呼吸同期画像をそれぞれ作成した。その後、PET/CT 装置のコンソール上で呼吸同期撮像の 6, 10, 13 相の各位相ひとつひとつを基準とした Q.Freeze 画像を作成した。

1-3 臨床撮像

本検討は当施設の倫理委員会の承認を得て実施した (No. 260409)。2013 年 6 月から 2014 年 11 月までの間、 ^{18}F -FDG PET/CT 全身撮像と呼吸同期撮像を施行した被検者のうち、肝臓に転移があった 3 症例 4 病変を対象とした。被検者リストを Table 1 にまとめた。収集時間はファントム実験と同様に全身撮像は非同期撮像で 1 ベッドを 2.5 分間、呼吸同期撮像は 6 分間とした。ファントム実験と同じく、PET/CT 装置のコンソール上で呼吸同期撮像の 6, 10, 13 相の各位相ひとつひとつを基準とした Q.Freeze 画像を作成した。

1-4 ファントム評価

画像の均一性は、胴体ファントムのアクリル球が明瞭に描出されているスライスバックグラウンド部に

直径 37 mm の円形の関心領域 (region of interest: ROI) を 12 個設定した。ROI の mean standardized uptake value (SUV_{mean}) を計測したのちに、12 個の SUV_{mean} の平均値である average SUV (SUV_{ave}) を算出した¹⁸⁾。定量値は、CT 画像を参照して肝臓模擬ファントムのアクリル球が明瞭に描出されているスライスにアクリル球の 10, 20 mm の内径と等しい円形 ROI をアクリル球に設定し、 SUV_{max} を測定した。 SUV_{ave} , SUV_{max} は静止撮像, 呼吸同期撮像, Q.Freeze から算出した。呼吸同期撮像, Q.Freeze においては 6, 10, 13 相の画像のすべての位相の SUV_{ave} , SUV_{max} の平均値と標準偏差 (standard deviation: SD) を算出した。

1-5 臨床評価

臨床画像の画質の確認として、PET の coronal 画像で被検者の正常肝臓部に直径 30 mm の円形 ROI を三つ、3 スライス連続に合計九つ設定した。すべての ROI の PET 放射能濃度 kBq/mL の平均値と標準偏差を算出し、以下の式で肝臓 SNR を算出した¹⁸⁾。定量値は内径 20 mm の球形の volume of interest を用い

て 4 病変の SUV_{max} を抽出した。肝臓 SNR, SUV_{max} は全身撮像, 呼吸同期撮像, Q.Freeze から算出した。呼吸同期撮像と Q.Freeze においては 6, 10, 13 相の画像のすべての位相の肝臓 SNR (式 1), SUV_{max} の平均値と標準偏差を算出した。

$$\text{Liver SNR} = \frac{C_{\text{liver}}}{SD_{\text{liver}}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

このとき、 C_{liver} は肝臓部の 3 スライス描画した ROI 値の平均値、 SD_{liver} は肝臓部の 3 スライス描画した ROI 値の標準偏差の平均値とした。

2. 結 果

2-1 ファントム評価

胴体ファントムのバッググラウンドの SUV_{ave} の結果を Table 2 に示す。呼吸同期撮像, Q.Freeze 間に SUV_{ave} の違いはなかったが、13 相で若干の増加傾向を示した。肝臓模擬ファントムの SUV_{max} を Fig. 2 に示す。静止撮像時の 10, 20 mm 球の SUV_{max} はそれぞれ 20.3, 21.0 であった。10 mm 球の呼吸同期撮像と Q.Freeze の SUV_{max} の平均値 $\pm$ 標準偏差は 18.3 ± 3.8 , 15.8 ± 1.7 (6 相), 20.0 ± 2.8 , 17.3 ± 1.1 (10 相), 20.5 ± 2.6 , 17.8 ± 0.8 (13 相) であった。20 mm 球の呼吸同期撮像と Q.Freeze の SUV_{max} の平均値 $\pm$ 標準偏差は 21.7 ± 3.0 , 19.6 ± 0.9 (6 相), 22.7 ± 2.3 , 20.0 ± 0.7 (10 相), 23.3 ± 2.3 , 20.2 ± 0.5 (13 相) であった。Q.Freeze は呼吸同期画像と比べて平均値と標準偏差ともに低い値を示した。位相分割数が 6 相のときの SUV_{max} を基準として、10 mm 球の呼吸同期撮像と Q.Freeze の SUV_{max} の増加率は 9.3, 14.1% (10 相), 12.0, 12.7% (13 相) であった。20

Table 2 Average standardized uptake value in the background of phantom

Gated methods	Number of phases		
	6	10	13
RG	1.01	1.01	1.08
QF	1.00	1.01	1.08

$SUV_{ave}=1.03$ for stationary imaging of phantom

RG: respiratory-gated PET; QF: Q. Freeze

Fig. 2 Maximum standardized uptake value (SUV_{max}) of the phantom-simulated liver tumor with respiratory-gated PET and Q.Freeze. The SUV_{max} with Q.Freeze was smaller than the respiratory-gated PET and was not changed in larger phase number. RG: respiratory-gated PET; QF: Q. Freeze

Fig. 3 Representative sagittal PET images of whole body PET, respiratory-gated PET and Q.Freeze. Respiratory-gated PET and Q.Freeze improved image blurring of liver tumor due to respiratory motion. Q.Freeze reduced the statistical noise in the liver. WB: whole body; RG: respiratory-gated PET; QF: Q.Freeze; A: anterior; P: posterior

mm 球の呼吸同期撮像と Q.Freeze の SUV_{max} の増加率は 4.6, 2.0% (10 相), 7.4, 3.1% (13 相) であった。呼吸同期画像, Q.Freeze とともに位相分割数の増加につれて SUV_{max} も増加した。

2-2 臨床評価

全身撮像の肝臓部分と、呼吸同期撮像, Q.Freeze の最大呼気時の症例 (被検者 3 番) を Fig. 3 に示す。臨床画像において、全身撮像は動きの影響を受けて腫瘍の尾側にボケを認めた。一方、呼吸同期画像と Q.Freeze は全身撮像で認めたボケが改善した。呼吸同期画像では肝臓に統計雑音が認められたが、Q.Freeze では統計雑音が抑制されていた。しかし、位相分割数 13 相では 6, 10 相と比較して腫瘍の集積が歪んでいた。

全症例の肝臓 SNR の平均値を Table 3 に示す。全身撮像時の肝臓 SNR より呼吸同期撮像と Q.Freeze は低値を示した。Q.Freeze は呼吸同期撮像よりも改善した。呼吸同期撮像, Q.Freeze とともに位相分割数が増えるほど肝臓 SNR は低下傾向を示した。各肝臓病変の全身撮像, 呼吸同期撮像, Q.Freeze の SUV_{max} と全症例の平均 SUV_{max} をそれぞれ Table 4 に示す。肝臓腫瘍の SUV_{max} は呼吸同期撮像, Q.Freeze, 全身撮像の順で高値を示した。Q.Freeze は位相分割数が増えても SUV_{max} に変化はなく、標準偏差も小さかった。

3. 考察

本研究では肝臓腫瘍を模擬したファントムと肝転移に対して呼吸同期撮像を行い、位相分割数を変化させた時の画像の均一性および定量性における Q.Freeze の有用性について検討した。Q.Freeze は任意の数に

Table 3 Average liver signal-to-noise ratios

Gated methods	Number of phases		
	6	10	13
RG	4.6±0.9	3.7±0.9	3.4±0.8
QF	7.7±0.4	7.2±0.3	7.0±0.6

9.4 for liver signal to noise ratio in static imaging

RG: respiratory-gated PET; QF: Q. Freeze

位相分割した呼吸同期 PET 画像のある位相の画像を基準とし、その他の位相の画像を非線形レジストレーション処理で合わせ込み PET 画像を作成する¹³⁾。本研究では Q.Freeze をすべての位相において行い、呼吸性移動を描出できる Q.Freeze 画像を作成した。Q.Freeze は呼吸同期撮像よりも均一性は改善し、定量値は統計雑音が抑えられ低値を示した。Q.Freeze は撮像時間 6 分間において位相分割数が 10 相と高い時間分解能であっても画質と定量値が安定していることが明らかになった。

画像の均一性はファントムのバックグラウンドと臨床画像の肝臓 SNR から評価した。ファントムのバックグラウンドは位相分割数 13 相以外で呼吸同期撮像, Q.Freeze とともにがん FDG PET/CT 撮像法ガイドラインのバックグラウンドの確認の $SUV_{ave}=1.00\pm0.05$ をほぼ満たしており、均一性は担保されていた¹⁸⁾。胴体ファントムのようにバックグラウンドが均一な ^{18}F -FDG 溶液で満たされている場合、本研究で利用した二次元の規則的な移動では影響が少なかったと考える。また、呼吸同期撮像によって 1 位相あたりのカウントデータが減少して ROI 内の統計雑音が増加したとしても、 SUV_{ave} は ROI 内の平均値を計測しているために安定していたと考える。一方、臨床画像の肝臓

Table 4 Maximum standardized uptake value of liver lesion in each subject

Subject number	SUV _{max_WB}	SUV _{max_RG}			SUV _{max_QF}		
		6	10	13	6	10	13
1-1	3.0	4.0±0.5	4.0±0.4	4.2±0.5	3.3±0.1	3.3±0.1	3.3±0.2
1-2	25.9	27.8±3.8	27.9±3.0	28.8±3.2	24.1±1.6	23.8±1.1	24.1±1.0
2	9.0	11.3±1.0	11.7±0.9	12.7±1.6	9.5±0.3	9.5±0.5	9.4±0.2
3	9.2	15.2±1.9	15.4±2.6	15.7±2.8	12.8±0.9	12.8±1.0	12.6±0.8

SUV_{max}: maximum standardized uptake value; WB: whole body; RG: respiratory-gated PET; QF: Q. Freeze

SNRでは、Q.Freezeは各ボクセルに対して呼吸同期画像のすべての位相のカウント値から statistical median algorithm を用いて中央値を抽出して、最終画像のボクセル値としている。結果的に統計雑音は抑制され、呼吸同期撮像よりも肝臓 SNR が改善した¹³⁾。位相分割数の増加に応じて肝臓 SNR は低下傾向を示したが、Q.Freeze は呼吸同期撮像よりも位相分割数の増加による肝臓 SNR の低下は緩徐であった。Minamimoto らは収集時間 3, 5, 10 分と変化させた位相分割数 5 相の Q.Freeze 画像を作成した¹⁴⁾。Q.Freeze により肝臓 SNR は呼吸同期撮像よりも改善したが、位相分割数あたりの収集カウントが少ないほど肝臓の SNR は低下傾向を示した。これは本研究と同様の傾向を示した。位相分割数が大きすぎると、元の呼吸同期撮像の位相分割数あたりの収集カウントが極端に少なく信頼性が低下するため、Q.Freeze で中央値を抽出したとしても肝臓 SNR は低下したと考えられる。

定量性は肝臓腫瘍を模擬したファントムの SUV_{max} と臨床画像の肝臓腫瘍の SUV_{max} を評価した。ファントムと臨床画像ともに Q.Freeze の SUV_{max} は呼吸同期撮像よりも低値を示した。中央値を利用する Q.Freeze は位相分割による統計雑音の増加に起因する外れ値の影響を受けず SUV_{max} の過大評価を抑制することが可能と考える^{4, 13, 14)}。肝臓模擬ファントムの実験より Q.Freeze の 10 mm 球の SUV_{max} は静止撮像時の SUV_{max} の 20.3 より約 8 割程度過小評価された。Teo らや三輪らは呼吸性移動が腫瘍サイズより大きいとき呼吸性移動と部分容積効果の両者の影響を受け、呼吸同期撮像による定量値の改善効果は低いと報告しており^{12, 17)}、Q.Freeze を利用したとしても改善効果は見込めなかった。中村らは、バックグラウンドとホット球の放射能濃度比が大きいほど PSF 補正による Gibbs アーチファクトの定量値の過大評価の影響は大きいと報告している¹⁹⁾。今回の検討では、肝臓模擬腫瘍のバックグラウンドはコールドとしたために Gibbs アーチファクトによる過大評価が大きく、10

mm 球の部分容積効果と競合した結果、過小評価が 8 割程度に留まったと考える。本研究より、呼吸同期撮像に対する Q.Freeze の SUV_{max} はファントム実験と臨床例で同じ傾向を示したことから、Minamimoto らの報告の裏付けとなったと考える。

ファントムおよび臨床評価では、呼吸同期撮像では位相分割数の増加にともない SUV_{max} は増加したが、Q.Freeze は変化しなかった。Park らは NEMA IEC 胴体ファントムを用いて、呼吸同期 PET 撮像の位相分割数を変化させた。位相分割数が 10 相以上だと定量値を過大評価し、画質も劣化すると報告し、病変検出に関わる時間分解能と画質を両立する位相分割数は 5 相と報告した⁴⁾。同様に、Mancosu らは呼吸同期 PET 撮像による病変の移動の改善と統計雑音を両立させる最適な位相分割数は 6 相と報告した²⁰⁾。Suenaga らは肝転移に呼吸同期 PET 撮像を実施することで、放射線治療計画の正確な照射体積の設定だけでなく、正確な定量値の測定により、治療効果判定や予後予測にも貢献する可能性があると報告している。しかし、上記の報告は通常の呼吸同期 PET 撮像であり、なおかつ位相分割数が 4 相であった¹¹⁾。放射線治療計画用の呼吸同期 CT の位相分割数は 10 相を用いた報告が多い^{21~23)}。われわれの結果より、Q.Freeze は位相分割数 10 相ならば画質、定量性ともに担保されていた。本研究のように各位相で Q.Freeze 画像を作成することで、従来トレードオフの関係であった呼吸性移動の描出と正確な定量値の測定が両立でき、腫瘍の生物学的情報をより反映した放射線治療計画の立案や治療効果判定、予後予測への利用が可能となると考える。

本研究では肝臓模擬ファントムとして寒天を満たしたプラスチック容器にアクリル球を埋め込んで作成した。人体を詳細に模擬したファントムの作製には胴体ファントムなどに ¹⁸F-FDG 溶液と寒天を混ぜてバックグラウンドを作製する必要がある。また、本研究の臨床評価では症例数が 4 病変と少なかった。肝転移の治療戦略に PET/CT 検査が貢献するには従来の呼吸

同期 PET 撮像では検出困難だとされている微小 (7 mm 以下) の肝転移を検出することが重要である²⁴⁾。また、放射線治療への広い利用を考えるうえでは、より呼吸性移動の大きい肺癌での検討も必要であると考ええる。今後、症例数を増やして Q.Freeze の有用性に関する更なる検討を行う必要がある。

4. 結 語

非線形レジストレーション処理である Q.Freeze は

従来の呼吸同期 PET/CT 撮像の問題であった統計雑音の増加による画質や定量値の精度低下を改善できた。Q.Freeze は位相分割数が 10 相でも画質および定量値に大きな変化はなく、肝臓腫瘍の呼吸性移動による影響を軽減した。よって、従来の呼吸同期 PET/CT 撮像よりも短時間で肝臓腫瘍の描出と定量値の測定を高い精度で行うことが可能であり、放射線治療計画での利用が期待される。

参考文献

- 1) Sahiner I, Vural GU. Positron emission tomography/computerized tomography in lung cancer. *Quant Imaging Med Surg* 2014; 4(3): 195-206.
- 2) Aristophanous M, Berbeco RI, Killoran JH, et al. Clinical utility of 4D FDG-PET/CT scans in radiation treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012; 82(1): e99-105.
- 3) Callahan J, Binns D, Dunn L, et al. Motion effects on SUV and lesion volume in 3D and 4D PET scanning. *Australas Phys Eng Sci Med* 2011; 34(4): 489-495.
- 4) Park SJ, Ionascu D, Killoran J, et al. Evaluation of the combined effects of target size, respiratory motion and background activity on 3D and 4D PET/CT images. *Phys Med Biol* 2008; 53(13): 3661-3679.
- 5) Shirato H, Seppenwoolde Y, Kitamura K, et al. Intrafractional tumor motion: lung and liver. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1): 10-18.
- 6) Kitamura K, Shirato H, Seppenwoolde Y, et al. Tumor location, cirrhosis, and surgical history contribute to tumor movement in the liver, as measured during stereotactic irradiation using a real-time tumor-tracking radiotherapy system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56(1): 221-228.
- 7) Nehmeh SA, Erdi YE, Meirelles GS, et al. Deep-inspiration breath-hold PET/CT of the thorax. *J Nucl Med* 2007; 48(1): 22-26.
- 8) Meirelles GS, Erdi YE, Nehmeh SA, et al. Deep-inspiration breath-hold PET/CT: clinical findings with a new technique for detection and characterization of thoracic lesions. *J Nucl Med* 2007; 48(5): 712-719.
- 9) Nehmeh SA, Erdi YE, Ling CC, et al. Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer. *J Nucl Med* 2002; 43(7): 876-881.
- 10) Nehmeh SA, Erdi YE, Ling CC, et al. Effect of respiratory gating on reducing lung motion artifacts in PET imaging of lung cancer. *Med Phys* 2002; 29(3): 366-371.
- 11) Suenaga Y, Kitajima K, Aoki H, et al. Respiratory-gated ¹⁸F-FDG PET/CT for the diagnosis of liver metastasis. *Eur J Radiol* 2013; 82(10): 1696-1701.
- 12) Teo BK, Saboury B, Munbodh R, et al. The effect of breathing irregularities on quantitative accuracy of respiratory gated PET/CT. *Med Phys* 2012; 39(12): 7390-7397.
- 13) Ganin A. Q.Freeze. [http://www3.gehealthcare.co.uk/~media/downloads/uk/education/pet%20white%20papers/qfreezewhi-](http://www3.gehealthcare.co.uk/~media/downloads/uk/education/pet%20white%20papers/qfreezewhi-tepaperdoc1232441201211.pdf?Parent=%7BB66C9E27-1C45-4F6B-BE27-D2351D449B19%7D)
- 14) Minamimoto R, Mitsumoto T, Miyata Y, et al. Evaluation of a new motion correction algorithm in PET/CT: combining the entire acquired PET data to create a single three-dimensional motion-corrected PET/CT image. *Nucl Med Commun* 2016; 37(2): 162-170.
- 15) Bettinardi V, Presotto L, Rapisarda E, et al. Physical performance of the new hybrid PET/CT Discovery-690. *Med Phys* 2011; 38(10): 5394-5411.
- 16) Tachibana H, Kitamura N, Ito Y, et al. Management of the baseline shift using a new and simple method for respiratory-gated radiation therapy: detectability and effectiveness of a flexible monitoring system. *Med Phys* 2011; 38(7): 3971-3980.
- 17) 三輪建太, 我妻 慧, 梅田拓朗, 他. 位相呼吸同期 PET/CT 撮像による PET 定量値の改善率の検討. *日放技学誌* 2014; 70(11): 1235-1242.
- 18) 福喜多博義, 織田圭一, 白石貴博, 他. がん FDG PET/CT 撮像法ガイドライン 第 2 版. *核医学技術* 2013; 33(4): 377-420.
- 19) 中村明弘, 谷崎靖夫, 竹内美穂, 他. PET 画像における PSF 補正が定量値に与える影響—ファントム実験と臨床画像からの検討—. *日放技学誌* 2014; 70(6): 542-548.
- 20) Mancosu P, Sghedoni R, Bettinardi V, et al. 4D-PET data sorting into different number of phases: a NEMA IQ phantom study. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10(4): 220-231.
- 21) Matoba M, Oota K, Toyoda I, et al. Usefulness of 4D-CT for radiation treatment planning of gastric MZBCL/MALT. *J Radiat Res* 2012; 53(2): 333-337.
- 22) Chan MK, Kwong DL, Ng SC, et al. Experimental evaluations of the accuracy of 3D and 4D planning in robotic tracking stereotactic body radiotherapy for lung cancers. *Med Phys* 2013; 40(4): 041712.
- 23) Heinzerling JH, Bland R, Mansour JC, et al. Dosimetric and motion analysis of margin-intensive therapy by stereotactic ablative radiotherapy for resectable pancreatic cancer. *Radiat Oncol* 2011; 6: 146.
- 24) Hassler S, Hubele F, Constantinesco A, et al. Comparing respiratory gated with delayed scans in the detection of colorectal carcinoma hepatic and pulmonary metastases with ¹⁸F-FDG PET-CT. *Clin Nucl Med* 2014; 39(1): e7-e13.

問合せ先

〒173-0015 板橋区栄町 35-2

東京都健康長寿医療センター研究所神経画像研究チーム 我妻 慧