

PET 画像再構成の Z フィルタの違いによる幾何学的位置分解能の評価 Evaluation for spatial resolution of location with varying Z-axis-filter in PET image

○藤原 帆乃佳¹⁾、柴田 成¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、大西 英雄²⁾、村上 公一¹⁾、三村 浩朗¹⁾、柳元 真一¹⁾

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部

2)県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

3)金沢大学大学院 医薬保健研究域 保健学系

【背景】 GE 社製 PET/CT 装置は、画像再構成法時に、Z 方向 (奥行方向) の平滑化を行うための Z フィルタの強度の選択が可能となっている。

【目的】 本研究の目的は、PET 装置における Z フィルタの強度の違いが、幾何学的位置分解能に及ぼす影響を評価することである。

【方法】 PET/CT 装置は、BGO 検出器を用いた GE 社製の Discovery ST Elite を使用した。

¹⁸F-FDG (140 kBq/ml) を封入した直径 1 cm のアクリル製球体をガントリー中心部に配置し、減弱補正用の CT の撮像を行った。その後 PET データ収集を 5 分間行った。幾何学的位置の違いは、球体ファントムを水平方向に 0 ~ 30 cm まで 5 cm ずつ移動させ評価を行った。画像再構成はマトリクスサイズ 256 × 256、3D-OSEM (VUE Point Plus) を使い、Z フィルタはフィルタなし (Non)、Heavy、Lite、Standard の 4 種類を使用した。球体が最も大きく見える断面上で、それぞれのフィルタの違いによる radial、tangential、および Z 方向の FWHM を計測し空間分解能を評価した。なお、FWHM の計測は、富士フィルム RI ファーマ社製の DRIP を使用した。

【結果】 radial、tangential および Z 方向の球体の位置と FWHM の関係を Fig.1 に示す。ガントリー中心部の FWHM は、Standard フィルタを使用した場合、radial 方向では 9.58 mm、tangential 方向では 9.71 mm、Z 方向では 6.68 mm を示した。Heavy フィルタを使用した場合の FWHM は、radial 方向では 9.40 mm、tangential 方向では 9.56 mm、Z 方向では 6.92 mm を示した。Lite フィルタを使用した場合の FWHM は、radial 方向では 9.64 mm、tangential 方向では 9.83 mm、Z 方向では 6.59 mm を示した。また、フィルタなし (Non) の場合の FWHM は、radial 方向では、9.87 mm、tangential 方向では 10.06 mm、Z 方向では 6.35 mm を示した。

【考察】 フィルタの強度を変更した場合、ガントリー中心部では FWHM の変化が認められたが、辺縁部の

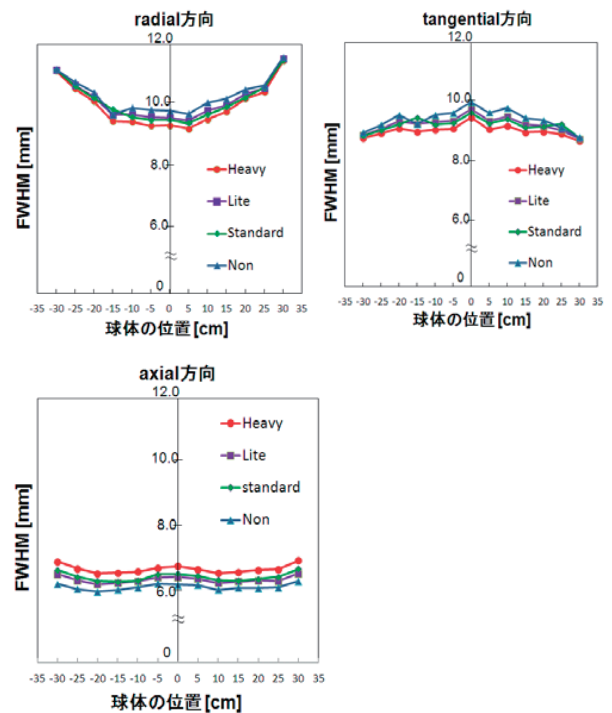


Fig.1 球体の位置と FWHM の関係

FWHM は、transaxial 断面では radial、tangential 方向とも変化が認められなかった。これは、transaxial 断面の辺縁部は、PET 装置の幾何学的構造によって、radial 方向に空間分解能の低下が生じる。そのため、それ以上空間分解能が変化しないように、辺縁部においては平滑化処理が行われられないような計算がされていることが推察される。

本来、Z フィルタは Z 方向の平滑化を行うため、すべての方向で FWHM が増大することが考えられる。本研究では、Z フィルタ強度が強いほど Z 方向の FWHM は増大したが、radial、tangential 方向の FWHM は減少した。この相違の原因の解明は、今後の検討課題とする。

【結語】 我々は、PET 装置の画像再構成時に Z 方向の平滑化を行う Z フィルタの強度が、空間分解能に及ぼす影響の評価を行った。Z フィルタの強度が上がるにしたがって、Z 方向の空間分解能の低下が認められた。

○柴田 成¹⁾、藤原 帆乃佳¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、大西 英雄²⁾、三村 浩朗¹⁾、村上 公一¹⁾³⁾、柳元 真一¹⁾

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部

2)県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

3)金沢大学大学院 医薬保健研究域 保健学系

【背景】 Positron emission tomography (PET) 装置は、CT 及び MRI に比べ空間分解能が劣ることが弱点であった。PET 装置の空間分解能が改善されることによって病変検出能も向上するため、近年、空間分解能補正組み込み型逐次近似画像再構成法が臨床使用されるようになった。

【目的】 本研究の目的は、PET 信号の幾何学的位置が異なる場合における空間分解能補正効果の評価を行うことである。

【方法】 PET/CT 装置は Discovery PET/CT 600 (GE Healthcare) を使用した。¹⁸F-FDG (140kBq/ml) を封入した直径10mmの亚克力製球体をガントリー中央から水平方向に±30cmまで5cm間隔で移動させ、減弱補正用 CT 撮像後に PET データ収集を各々5分間行った (Fig.1)。

画像再構成はマトリクスサイズ 256 × 256 にて、逐次近似再構成法 (VUE Point HD) および空間分解能補正組み込み型逐次近似再構成法 (Sharp IR) を使用した。

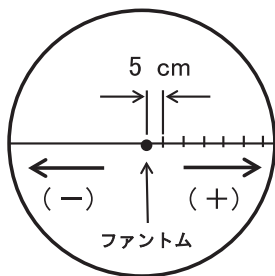


Fig.1 ファントム配置図

両再構成方とも subset 20、iteration 2 とし、位置の違いによる空間分解能の評価は、球体の radial 方向と tangential 方向の FWHM を DRIP (富士フィルム RI ファーマ) にて計測し行われた。

歪み率の評価にはアスペクト比 (aspect ratio : ASR) を用い、空間分解能補正効果の評価には分解能補正比 (resolution recovery ratio : RRR) を用いた。それぞれの式を以下に示す。

$$ASR = \frac{\text{radial 方向の FWHM}}{\text{tangential 方向の FWHM}} \quad \dots(1)$$

$$RRR = \frac{\text{VUE Point HD の FWHM}}{\text{Sharp IR の FWHM}} \quad \dots(2)$$

【結果】 Radial 方向の FWHM は VUE Point HD ではガントリー中心で 9.7 mm を示し辺縁部になるに従い増大傾向を示した。Sharp IR の FWHM はガントリー

中心部で 9.3 mm、15 cm の位置では 7.7 mm、30 cm の位置では 9.9 mm を示した。

ASR は、両画像再構成法ともガントリー中心部において 1.0 を示した。VUE Point HD の ASR は辺縁部になるに従い上昇し 30 cm の位置では 1.24 を示した。Sharp IR の ASR は 20 cm の位置で 0.83 を示し、さらに辺縁部になると高値を示した。Fig.2 にファントムの位置と分解能補正比の関係を示す。Radial 方向の RRR は、ガントリー中心部において 1.04 を示し、20 cm の位置で 1.36、30 cm の位置では 1.28 を示した。Tangential 方向の RRR はいずれの位置においてもほぼ 1.10 と一定値を示した。

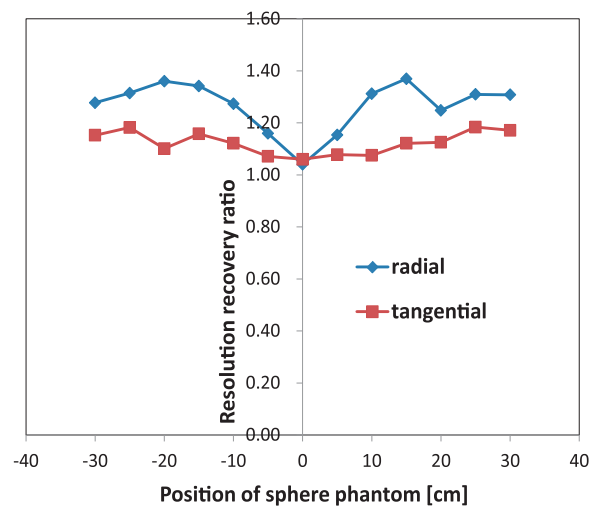


Fig.2 ファントム位置と分解能補正比の関係

【考察】 Radial 方向は、ガントリー中心から 20 cm の位置まで検出器の幾何学的構造による分解能の劣化を補正する計算が行われていた。しかし、20 cm より辺縁部ではそれ以上の補正が行われていないことが推察された。

Tangential 方向は、分解能補正比がどの位置においてもほぼ 1.10 を示していたことから、安定した空間分解能補正が行われていたと考えられる。

【まとめ】 我々は、PET 信号の幾何学的位置が異なる場合の空間分解能補正効果の評価を行った。Radial 方向の空間分解能補正効果は幾何学定位置によって異なり、tangential 方向の空間分解能補正効果は一定であった。

空間分解能補正 (PSF 補正) による SUV の変化 — 幾何学的位置の違いによる検討 —

○玉井 義隆、船越 猛、迫平 篤
医療法人聖比留会 セントヒル病院

【目的】 PSF 補正は消滅放射線がクリスタルに対して斜入射した場合に生じる位置情報のボケを補正する。

臨床の検査で、PSF 補正の有無によって、SUVmax が変化する場合とあまり変化がない場合がある。

そこで、模擬腫瘍を配置したファントムを FOV 内で移動させて撮像を行い、PSF 補正の有無について SUVmax の変動の検討を行った。

【使用装置・機器】 PET-CT Biograph mCT、解析装置 Syngo.via、円柱プールファントム (内径 19.6 cm、容量 9293 ml)、模擬腫瘍 (内径 1 cm、3.7 cm)

【方法】

- ①バックグラウンド (BG) 部に 5.3kBq/ml の ^{18}F -FDG (FDG) を封入し、模擬腫瘍 (HOT 球) に BG 部の 4 倍の FDG を封入し、1 : 4 の濃度比とした。
- ②HOT 球を 1 cm に変えて同様 (1 : 4) に撮像した。
- ③BG : HOT 球 (3.7 cm) の濃度比を 1 : 16 とした。
- ④HOT 球を 1 cm に変えて同様 (1 : 16) に撮像した。

模擬腫瘍をファントム中心に配置し、作成したファントムを FOV 中央にて撮像を行い、その後、水平右 (+ X 方向)、垂直上 (+ Y 方向) に 4, 8, 12 cm と移動させて撮像を行った。撮像条件は、list mode で 15 分間 (BG 部が 5.3kBq/ml 時) の 3D 収集を行った。X、Y 方向に移動させる毎に時間補正して撮像時間を調整して撮像した。この操作を 3 ~ 5 回繰り返して行った。

再構成条件は、256 × 256、subset21、iteration2、gaussian filter4.5 で再構成法は OSEM + TOF + PSF と OSEM + TOF とした。

再構成された PET 画像上の模擬腫瘍を VOI で囲み、SUVmax を計測。模擬腫瘍の VOI の周りに BG 部の VOI を 8 つ設定して SUVmax を計測し (平均値)、BG : HOT 球の SUVmax の比を求め、PSF 補正の有無で比較した。また、ファントムを FOV 中央に配置した時の SUVmax と各ポジションでの SUVmax とを比較した。

【結果】 BG : HOT 球の濃度比が 1 : 16 で HOT 球 3.7 cm の時の PSF 補正の有無での SUVmax の比を図 1 に示す。HOT 球が 3.7 cm の時は、BG : HOT 球の濃度比が 1 : 16 でも 1 : 4 でも PSF 補正有りが PSF 補正無しに比べて、一様に 4 ~ 5 % 上昇した。一方、BG : HOT 球の濃度比が 1 : 16 で HOT 球 1 cm の時の PSF 補正の有無での SUVmax の比を図 2 に示す。この場合は、PSF 補正の結果、FOV 中央で約 50 %、FOV 周辺 (12 cm 移動) で約 30 % 程度 SUVmax が上昇し、ファントムの位置によって上昇率が変化した。FOV 中

央でより大きく SUVmax を上昇させるため、PSF 補正有りの場合は PSF 補正無しに比べて、FOV 視野内における SUVmax の均一性が悪化した (図 3)。

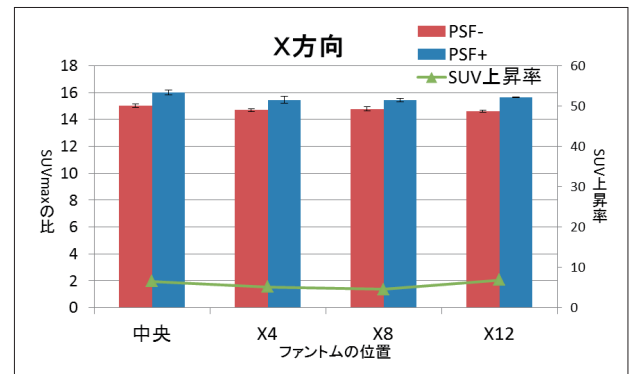


図 1 1 : 16 3.7 cm BG と HOT 球の SUVmax の比

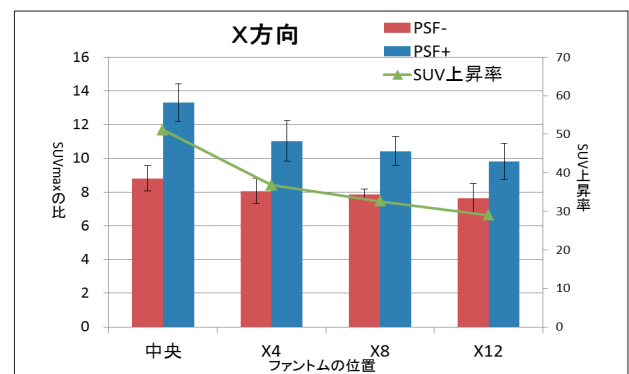


図 2 1 : 16 1 cm BG と HOT 球の SUVmax の比

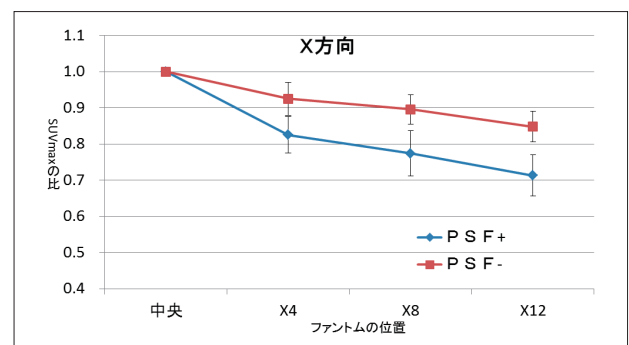


図 3 ファントム中央と各位置での SUVmax の比

【まとめ】 PSF 補正の結果、FOV 中央において高濃度の小さな HOT 球 (1 cm) の SUVmax を大きく上昇させた。その為、PSF 補正有りの場合は FOV 中央と周辺での SUVmax の変化が大きくなった。今後さらに詳細な検討が必要であるが、臨床の現場においてより良い検査・follow up を行う為この傾向を念頭に入れておくべきと考えられる。

肺癌同所性移植モデルマウスにおける¹⁸F-FDG PET 呼吸同期収集の有用性

○岸田 弥奈¹⁾、大谷 環樹²⁾、永田 基²⁾、近藤 和也³⁾、大塚 秀樹²⁾

1) 徳島大学医学部保健学科放射線技術科学専攻、2) 徳島大学大学院保健科学教育学部保健学専攻、
3) 徳島大学大学院臨床腫瘍医学、4) 徳島大学大学院画像情報医学

【背景】近年、前臨床研究としてマウスやラットなどの動物用のPET/CT装置も広く普及し始めており、前臨床の研究として重要な役割を担っている。現在、我々はマウスに肺癌細胞を右肺へ同所移植を行ったモデルマウスを動物用PET/CT装置を用いた¹⁸F-FDG PET/CTイメージングによる肺癌の定量化を行っている。この研究では同所移植モデルマウスを経時的に測定することで抗癌剤のレスポンスを評価している。定量化は腫瘍体積及びSUVにより行っているが、肺内腫瘍であるため、呼吸性移動による影響が懸念された。動物用のPET/CT装置においても呼吸同期画像の作成が可能であるが、動物の肺癌モデルにて呼吸同期測定を行った報告は確認されていない。

【目的】肺癌同所性移植を行ったモデルマウスの腫瘍評価を行う際に、呼吸性移動による定量値への影響が呼吸同期収集を行うことで改善できるか検討した。

【方法】12時間絶食させたマウスをイソフルラン麻酔によって寝かしつけ、¹⁸F-FDGを約10MBq尾静脈投与した。投与後20分にCT撮影、投与後40分にPET static収集を行った。呼吸波形を観測するRespiration sensor padをマウスのお腹の下に敷き、呼吸波形を観測しながらCT測定およびPET収集を行った。麻酔濃度を調節し、マウスの呼吸がなるべく一定になるようにした。

listデータをもとに呼吸同期無しにおいては20分間のstatic画像を作成し、呼吸同期画像においては得られた呼吸波形を用いて分割処理を行った。Fig.1のようにマウスの呼吸の1周期を、呼気相(phase1)、安定相(phase2)および吸気相(phase3)と3分割し、各phaseにおけるstatic画像を作成した。

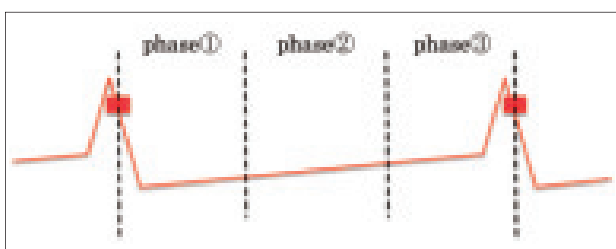


Fig.1 呼吸波形分割法

PET画像において心臓の生理的高集積を含まないように腫瘍に手動で慎重にVOI (Volume of interest)を設定し、SUV_{max}を算出した。

さらに、呼吸同期有無でのSUVを比較するため次式(1)を用いて%Differenceを算出し評価に用いた。

$$\%Difference = (4D \text{ PET} - 3D \text{ PET}) / 3D \text{ PET} \dots\dots\dots (1)$$

【結果】腫瘍体積の大小に関わらず呼吸同期を行った場合、全てのphaseにおいて有意な上昇率が得られた。各phase間での有意な違いはなかった。また、腫瘍が小さい場合では約17.4%の上昇、腫瘍が大きい場合は約10.3%の上昇を示し、腫瘍体積が小さい場合、腫瘍体積が大きい場合に比べ有意に上昇率が大きくなった。

【考察】呼吸同期を行った場合Non gateと比べSUVが上昇した。これは呼吸同期を行うことによって呼吸性移動の影響が改善されたためであると考えられた。

さらに、腫瘍が小さい場合、大きい場合に比べて上昇率が大きくなった理由について、呼吸による腫瘍中心の移動距離が同じであると仮定すると、腫瘍体積が小さい場合は腫瘍の重なりが大きい場合に比べ小さいと考えられた。よって、腫瘍体積が大きい場合に比べて呼吸性移動の影響を受けやすいため、より過小評価している可能性が考えられた。また逆に、腫瘍体積が大きい場合、腫瘍体積が小さい場合に比べ、呼吸による腫瘍の移動における腫瘍の重なりが大きいため、比較的呼吸同期の効果は小さいと考えられた。そのため腫瘍が小さい場合での% Differenceは腫瘍が大きい場合に比べ有意に大きくなったと考えられた。

今回の研究では呼吸波形において安定相のphaseが最も呼吸同期の精度が高くなると考えられ3分割法を用いた(Fig.1)。しかし、腫瘍の大きさに関わらずphase2は他のphaseとの有意な変化はみられなかった。このような変化を描出するには分割数を増やす等さらなる高精度な呼吸同期法が必要であると考えられた。

呼吸管理がPET/CT画像の融合精度に与える影響 —通常呼気と自由呼吸と腹部圧迫法の比較—

○小林 誠¹⁾、高内 孔明¹⁾、牛尾 綾香¹⁾、安部 伸和¹⁾、石風呂 実¹⁾、古本 大典²⁾、粟井 和夫²⁾

1) 広島大学病院 診療支援部

2) 広島大学病院 放射線診断科

【背景】PET/CT画像は呼吸性移動によりCT-transmissionとEmissionとの間で位置ずれが発生することがある。その位置ずれが半定量的指標であるstandard uptake value (SUV)の精度に影響を与えたとの報告がある。当院はCT撮影時の呼吸管理に自由呼吸(free breathing, FB)法や通常呼気(normal expiration, NormExp)法を用いているが、融合精度の低い症例をしばしば経験する。

【目的】本研究の目的は我々が考案したCT-transmissionの呼吸管理法である腹部圧迫法の融合精度を従来法と比較検討することである。

【方法】腹部圧迫法とは深呼吸で固定ストラップにより腹部を圧迫固定し、自由呼吸下でPET/CT撮影を行う呼吸管理法である。本研究は臨床のPET/CT撮影患者を対象とし、自由呼吸法、通常呼気法、腹部圧迫法で、それぞれ連続する100人を撮影した。位置ずれの算出方法は、PETとCTの冠状断面を用いて濃度プロファイルを描出し、その中点の差から画像間の位置ずれを求めた。濃度プロファイルは、同一範囲の右肝区域における体厚中心部で、体軸方向にトレースした(Fig.1)。有意差は多重比較検定を用いて評価した。

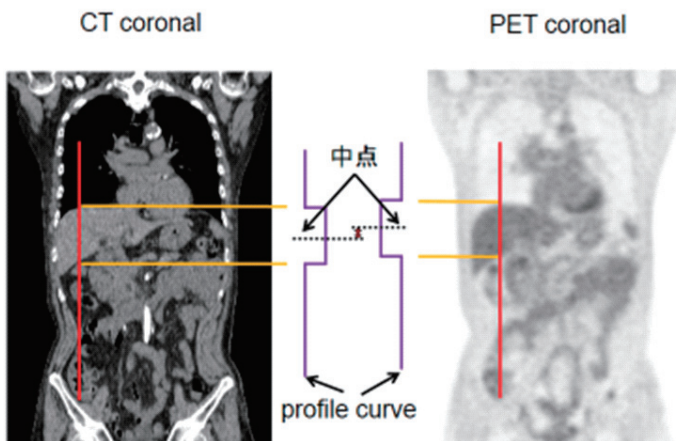


Fig.1 位置ずれ算出方法

【結果】PETとCTの位置ずれの中央値(mm)は、自由呼吸法3.6mm、通常呼気法3.1mm、腹部圧迫法1.9mmであった。多重比較検定にて腹部圧迫法は、自由呼吸法や通常呼気法より有意に中央値が小さく融合精度が高かった($p < 0.01$)。各呼吸管理法の位置ずれは、Fig.2に示す。

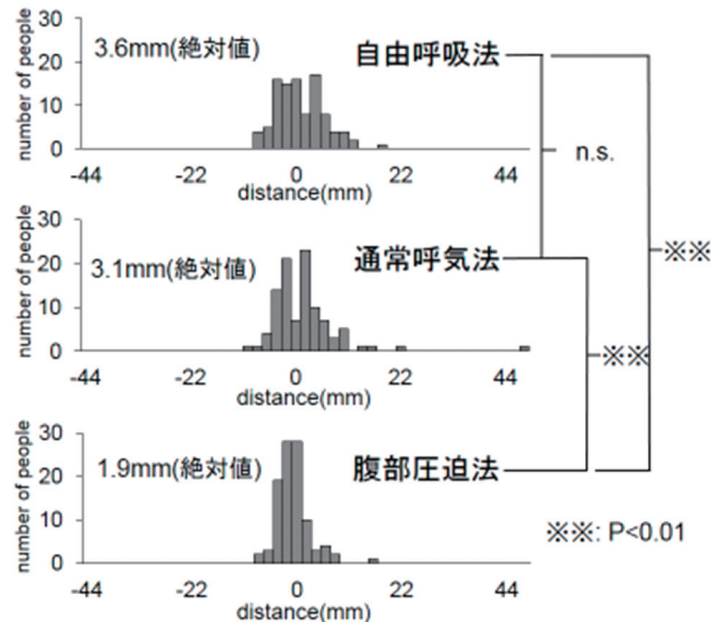


Fig.2 位置ずれの分布

【考察】自由呼吸法と通常呼気法では位置ずれに有意差がなく、過去の文献¹⁾によく一致する結果であった。腹部圧迫法は従来法より位置合わせの精度が高いと考える。

自由呼吸法は呼吸管理を行わないため、呼吸の大きい患者などでは位置ずれの可能性が高くなる。通常呼気法で大きな位置ずれが発生した理由として、耳が聞こえにくい患者や、理解力の乏しい患者では、十分な呼吸管理が行えず位置ずれが発生したと考える。腹部圧迫法は、従来法で見られた欠点が解消され、有意に高い位置合わせ精度であった。これは、深呼吸状態で腹部を圧迫固定することにより呼吸体動が抑制され、位置精度の向上を齎したと考える。腹部圧迫による多少の息苦しさなどのデメリットもあるが、有用性が上回ると考える。しかし、痛みの強い患者やストーマなどの位置によっては腹部圧迫が困難な症例もあり、今後の課題である。

【結語】腹部圧迫法はCT-transmissionの呼吸管理に有用である。

【参考文献】

- 1) 大澤 敦, 他. CT-transmissionの呼吸管理がPET/CTの融合精度に与える影響—600人を対象とした標準呼気と自由呼吸の比較—. 日放技学誌 2010; 66(7): 743-748.