

PET 内視鏡の原理検証

Validation Study on PET endoscope system

○ 入矢達秋 (東京大学) 島添健次 (東京大学) 廖洪恩 (東京大学)

高橋浩之 (東京大学) 佐久間一郎 (東京大学)

Tatsuaki IRIYA, the University of Tokyo, Kenji Shimazoe, the University of Tokyo
Hongen LIAO, the University of Tokyo, Hiroyuki Takahashi, the University of Tokyo
Ichiro SAKUMA, the University of Tokyo

Abstract: We designed a system that combines PET (Positron Emission Tomography) and endoscope so that doctors could leverage FDG functional imaging of a pathological lesion as well as optical imaging of the same field during minimally invasive endoscopic surgeries. In order to validate the potentiality of this combination concept, we built a CdTe gamma-ray detector that is attachable to an endoscopic instrument. The imaging subject was ^{22}Na radiation source and the location of the CdTe gamma-ray detector was recorded with optical tracking system during the measurement. The result image was then constructed by combining detection timing information and location information of the detector of that timing. We realized space resolution of this system as 5mm which is on the same order of that of typical clinical PET scan.

Key Words: PET, Positron Emission Tomography, endoscope, minimally invasive surgery

1. 序論

1-1 背景

近年、内視鏡を用いた低侵襲性外科手術の施術例が増えているが、基本的に光学情報を提供する内視鏡のみを用いて深部の腫瘍を診断することはできない。

これに対して 3D 画像診断を用いたナビゲーションシステムも実用化されているが、これも手術と同時にリアルタイムで深部の腫瘍診断を行なえる訳ではない。手術前、あるいは術中の臓器の位置の変化や血流の変化にリアルタイムで対応できる深部診断システムは実現されていないというのが現状である。

そこで、本研究では内視鏡機器に PET の検出器と、その位置をリアルタイムに提供する位置センサを搭載することで、手術と深部診断を同時に行うというシステムを提唱する。

数ある 3D 画像診断の中で PET を利用する理由は、PET が生体機能イメージングを提供することに因る。生体機能イメージングは腫瘍の有無を判断するに際しとても明確な方法になると判断した。また、手動ではなく機械式操作による可動式のものではあるが小型の検出器を対象に近づけることで PET スキャンの解像度を向上させるシステムは提唱されており⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾、本システムも従来の PET に比して将来的に解像度が向上する可能性もある。

1-2 システム概要

具体的に本研究では、Fig. 1 に簡略化されるシステムを提案する。

従来の PET と基本的な撮像原理は同じシステムだが、唯一にして最大の違いは撮像対象を挟む検出器のうち、一方の検出器を内視鏡機器に搭載するという点である。

画像を作るには対象から反対方向に放出された γ 線をとらえる二つの検出器の位置が必要で、これが従来の PET では患者の身体を取り囲むように固定された検出器だったが、本提唱システムではその一方を内視鏡に搭載する。もちろん内視鏡は手動で動く機器なので、計測中にその位置をリアルタイム測定し記録することが必要となる。

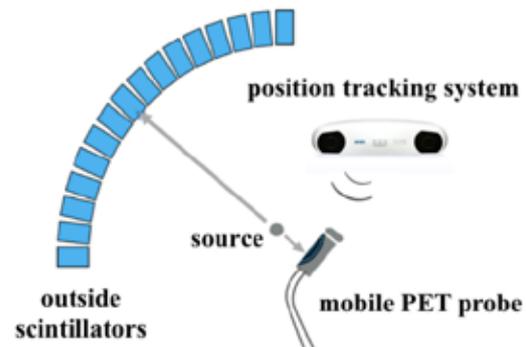


Fig. 1 Conceptual Diagram of PET-Endoscope System

この位置計測を光学式、あるいは磁気式のトラッキングシステムで行い、 γ 線を検出した時の検出器の位置情報を用いて 3 次元の生体機能イメージング撮像を行うというのが本提唱システムである。

2. 目的

前節で紹介した PET 内視鏡システムの原理検証として、本研究では

- ・ 内視鏡に搭載可能な γ 線検出器を作成すること。
- ・ 光学式トラッキングシステムを用いて実際の撮像までを行い、臨床用 PET と同程度の解像度を実現することの二つを目的とした。

3. 実験

3-1 装置

本研究では PET 内視鏡システムの実験試作機として、卓上に固定されたシンチレータ検出器と、手動で動かすことのできるプローブ型検出器を作製した。それぞれ患者の外に置かれた固定検出器と、内視鏡に搭載された小型検出器を模したものである。

プローブ型検出器の検出器部分には CdTe 結晶を用い、そのサイズは内視鏡機器に搭載可能なサイズを目指し 8.5mm 四方とした。

シンチレータ検出器には、LuAG シンチレータに APD を付属した 30mm 四方のサイズのものを用いた。(4)(5)

また、画像合成の際には γ 線の計測中のプローブ型検出器の位置変化情報が必要となるが、その位置の測定には光学式のトラッキングシステムを用いた。赤外線反射球を取り付けた位置センサをプローブ型検出器に固定し、 γ 線検出中のプローブの位置を随時記録した。

この二種類の検出器の間に計測対象を設置し、プローブ型検出器に光学式位置センサを取り付け、トラッキングを行いながら γ 線の測定を行い、検出のタイミングと位置情報を統合することで画像を作った。

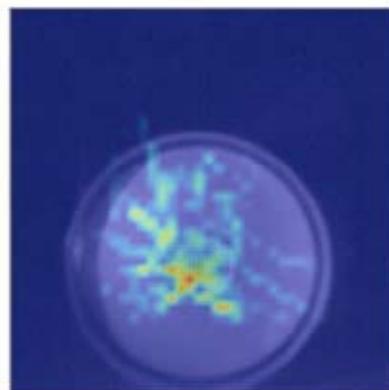


Fig. 3 Result Image

3-2 方法

プローブ型検出器とシンチレータ検出器それぞれの動作を確認した後、 ^{22}Na (1MBq) を撮像対象に実験を行った。

^{22}Na 線源を 2 種類の検出器の間に置き、プローブの位置トラッキングを行いながらプローブを手動で自由に動かし 5 分間の γ 線計測を行い、測定後に、シンチレータ検出器とプローブ型検出器の両方で同時に γ 線を検出した場合の γ 線検出タイミングと、その時のプローブ型検出器の位置情報を PC で統合処理することで画像を合成した。

画像合成のアルゴリズムは単純な投影法を用い、今回の実験ではシンチレータ検出器の面に対し垂直な方向から見た 2 次元画像の合成を行った。

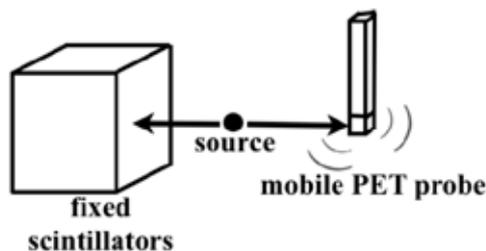


Fig. 2 Experimental Figure

4. 結果

今回の実験によって得られた画像を Fig. 3 に示す。この画像は実験系の光学画像に、合成した放射性濃度分布画像を重ねたもので、赤色に近い部分ほど高い放射性を持つことを示している。

円形のケースの中心に Na 線源が位置しており、5 分間の計測結果より合成された成果画像は線源の位置を臆げながら捉えている。計測結果にガウシアンフィッティングを行い FWHM により解像度を評価すると、下図画像の横方向の解像度は 4.56mm、縦方向の解像度は 3.07mm と評価され、この解像度は現在臨床に用いられている PET 診断の解像度と等しいオーダーである。

5. まとめ

本研究では、内視鏡機器に搭載可能なサイズのプローブ型検出器を作製した。

また、本研究は光学式トラッキングシステムを用いることで、手動で動くプローブ型検出器を用いて臨床用 PET と同程度の解像度の画像合成が可能であることを示した。

参考文献

- (1) Heyu Wu, Debashishi Pal, Joseph A. O'Sullivan, Yuan-Chuan Tai, "A Feasibility Study of a Prototype PET Insert Device to Convert a General-Purpose Animal PET Scanner to Higher Resolution", Journal of Nuclear Medicine. 2008 49(1) 79-87
- (2) Taiga Yamaha, Takayuki Mitsubishi, Takahiro Matsumoto, Nook Inadama, Fumihiko Nishikido, Fiji Yoshida, Hideo Maruyama, Hideyuki Kawai, Mike Suga, Mist Watanabe, "A SiPM-based isotropic-3D PET detector X' ai cube with a three-dimensional array of 1mm³ crystals", Physics in Medicine and Biology 56 (2011) 6793-6807
- (3) Yuan-Chuan Tai, Wu Henryu, Debashish Pal, Joseph A. O'Sullivan, "Virtual-pinhole PET", Journal of Nuclear Medicine. 2008 Mar 49(3) 471-479
- (4) Jun Kataoka, Hidenori Matsuda, Fumihiko Nishikido Makoto Koizumi, Hirokazu Ikeda, Masao Yoshino, Takamasa Miura, Satoshi Tanaka, Yoshitaka Ishikawa, Nobuyuki Kawabata, Keiji Shimizu, Yusuke Matsunaga, Shunji Kishimoto, Hidetoshi Kubo, Yoshio Yanagida, and Takeshi Nakamori, "Development of an APD-Based PET Module and Preliminary Resolution Performance of an Experimental Prototype Gantry", IEEE transactions on nuclear science VOL. 57, No. 5 October 2010 2448-2454
- (5) 吉川章, 柳田健之, 横田有為, 藤本裕, 深堀明博, 荻野拓, 鎌田圭, 薄善行, Pr:LuAGシンチレータの現状と今後の展開, 平成20年度 次世代PET研究報告, p120-121