法政大学学術機関リポジトリ HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-01-03

ファイバーグレーティングデバイスを用いた 呼吸による動き補償

OGAWA, Koichi / 玉川, 慶 / TAMAGAWA, Kei / 尾川, 浩一

(出版者 / Publisher) 法政大学計算科学研究センター

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

Bulletin of Computational Science Research Center, Hosei University / 法 政大学計算科学研究センター研究報告

(巻 / Volume) 16 (開始ページ / Start Page) 125 (終了ページ / End Page) 129 (発行年 / Year) 2003-03-20 (URL)

https://doi.org/10.15002/00024986

ファイバーグレーティングデバイスを用いた呼吸による動き補償

玉川 慶 尾川 浩一 法政大学大学院工学研究科

心筋 SPECT において、呼吸による体内の動きは再構成画像に深刻なぼけを発生させる。本研究の目的 は胸部の動きを監視することで、投影データに含まれるぼけを補正することである。提案するシステム では、SPECT データ収集中の胸部の動きを監視するためにファイバーグレーティング装置と ITV カメ ラを用いる。ファイバーグレーティング装置にレーザを照射すると空間上に格子パターンが生成され、 これを患者の胸部に投影すると胸部上に輝点群が観測される。この輝点群の位置ずれを計測することで ガンマ線が検出される位置を補正することができる。

1. はじめに

心筋 SPECT (Single Photon Emission CT)の画像再構成 では心臓と呼吸による動きによって顕著なぼけが発生す る。SPECT で用いられるガンマカメラはコリメータを装 着するため感度が低く、SPECT データの収集には通常20 ~30 分を要する。このデータ収集の間に、患者に投与さ れた放射線源が周期的に動き、ぼけが発生する。画像の ぼけは心臓の拡張と収縮による動きと、呼吸によって生 じる放射線源の位置ずれに起因する。前者の動きは、心 電図の波形に同期してデータを収集することで低減する ことができる。後者の呼吸による動きの影響についても 研究されている[1]-[5]ものの、SPECT システムでは呼吸 による動き補正はほとんど実用化されていない。

このような動きの計測法として提案されている代表的 な方法を以下に示す。K.Cho ら[6]はインピーダンス・プ レシスモーグラフィーに基づいた呼吸監視法を用いて呼 吸同期 SPECT システムを開発した。このシステムは接触 型の計測システムであるため、患者に煩わしさを感じさ せてしまう。また、計測方法が間接的であるため、心筋 の位置ずれが十分に抵抗の変化に現れないという問題も ある。一方、PET の分野において脳を対象とした動き補 正(光学的な動体追跡システム)が研究されている[7]-[10]。 これらは POLARIS SYSTEM (Northern Digital Inc., Canada)を使い、レーザを用いて三角測量の原理で頭部 の空間的位置を計測することで動きの補正を実現してい る。この補正システムを呼吸による胸部の動き補正に応 用する場合、計測領域が局所的であるため胸部全体を同 時に計測することができないという問題がある。

本研究の目的は、非接触で患者の胸部をモニタするこ とにより呼吸に起因する動きの補正を行うことにある。 ここではファイバーグレーティング視覚センサを用いた 呼吸による動き計測システムを提案する。

2. ファイバーグレーティングデバイス

動きの計測は非接触で、かつ、高精度に実現されなけ ればならない。これらの要件を実現するために、提案す る手法は空間上に複数の輝点を生成するファイバーグレ ーティングデバイス(Fiber-Grating Device: FGD)と発生 した輝点をモニタするための ITV カメラを用いる。

FGD は直径数十µmの光ファイバを数百本平行に並べ

た2枚のファイバシートを互いに直交するように重ねた 構造になっている。この2枚のファイバシートに対して Fig.1に示すように垂直にレーザを照射すると、Fig.2のよ うにレーザの格子点が生成される。これらの格子点を物 体に照射すると物体表面上に多数の輝点が投影され、こ れらの格子点の動きをモニタすることによって、検出さ れるガンマ線の位置を補正することができる。



Fig. 1. Fiber Grating Device with a Laser Diode



Fig. 2. FGD and a dot-matrix pattern

本研究で作成した FGD システムを Fig.3 に示す。レー ザダイオードで発生したレーザはピンホール(あるいは、 ピックアップレンズ)を通過し FGD を経て、空間上に格 子点を生成させる。物体表面に投影された格子点を2台 の ITV カメラで撮影し、それら2枚の画像に三角測量の 原理を適用すると、物体表面の空間的位置を知ることも できる。Fig.4 に患者の胸部に投影した格子点を示す。物 体上のこれらの輝点を追跡することで、物体の動きを追 跡することが可能となる。そして、ある基準の時刻から の位置ずれのデータとリストモードで収集した SPECT デ ータからガンマ線が検出された位置の x-y アドレスの補 正を行う。



Fig. 3. Laser diode and an FGD



Fig. 4. Dot-matrix pattern projected onto the patient's thorax

3. 基礎実験

Fig.5 に実験システムの概要を示す。動体追跡システムの精度を明確にするために、格子パターンをスクリーン に投影し、スクリーンと FGD との距離(D)を変化させた。その様子を ITV カメラで連続画像として撮影し、コ ンピュータに転送し、連続画像中の各輝点の位置をコン ピュータで計算した。本実験で使用したレーザダイオー ドの波長は 645nm、出力は 5mW である。ITV カメラで撮 影した画像のサイズは 720x480pixel である。計算により 求めた輝点のベクトルの精度を視覚的に確認するために、 D=300mmの位置で得た画像と D=321mmの位置で得た画 像を加算した画像を Fig.6 に示す。また、計算で得られた 動きのベクトルを Fig.7 に示す。検出されたベクトルの精度は式(1)で評価できる。



Fig. 5. Geometry of the experiment system

20	72	ĺ											
4													
÷													
.0								•.	÷.				
*													
4													•
*													
*													
1													
										*			

Fig. 6. An added image (D=300mm and D=321mm)





Fig.8 に輝点の位置ずれ(d)とカメラとスクリーン間の距離(D₁, D₂)の関係を示す。輝点の位置の測定値(d)と式(1)から得られた理論値とを比較した結果をFig.9 に示す。このグラフから、カメラと物体との距離が約30cmでの画像の中心付近の輝点を追跡すると輝点の位置ずれを1mmの精度で計算できることがわかる。



Fig. 8 Data acquisition of the dot-matrix pattern



4. 臨床実験

Fig. 10 に提案する呼吸同期データ収集システムの試作 機を示す。データ収集については、現在システムの開発 中のためリストモード収集を行っていない。ITV カメラか らは 30 frames/sec で画像を取得し、コンピュータにデ ータを転送する。各輝点の位置ずれはコンピュータで計 算される。使用した SPECT システムは GCA-9300A(東芝) である。ITV カメラと胸部との距離は約 30cm、FGD センサ と胸部との距離も約 30cm に設定した。Fig. 11 に取得した 画像の第1フレームを示す。画像中の各輝点の間隔は5mm 以上である。輝点を検出するために閾値処理を行った。 これらの輝点を発見するのに必要な時間を短縮するため に簡単な処理を採用した。まず、第1フレーム内をラス タースキャンすることによって予め決めておいた閾値以 上の輝度を持つ領域を検出する。次に、その領域内で輝 度の高い画素を1箇所決定し、この画素を輝点の位置と し、その画素の近傍にフラグを立てる。次の輝点を検出 するためのラスタースキャンはフラグの立っていない画 素から再開し、以下同様にフレーム終端まで走査する。 第2フレーム内の輝点の探索は、第1フレーム内でフラ グを立てた領域の中だけで行う。この手法で処理するこ とにより、輝点の位置を短時間で探索することができる。 フラグが立てられた領域内で、対応する輝点を検出する ことができなかった場合は、第1フレームでの輝点を対 応する輝点とした。



Fig. 10. Gamma camera system and FGD sensor (right) with the ITV camera (left)



Fig. 12. Displacement vectors (inspiration phase)

Fig.12 に第1フレームと第20フレームの画像から計算されたフローベクトルを示す。このフローベクトルは呼気のフェーズにおける胸部の動きを表している。ITV カメラの光軸の立体角を用いることで、患者の体軸方向に対する胸部の位置ずれを検出することができる。

5. 考察

呼吸の動き補正は定量的な SPECT 画像再構成において 非常に重要である。提案する手法では FGD を用いて多数 の輝点を生成した。これらの輝点は物体表面上に分布す るため、我々は物体の局所的な動きを補正することがで きる。Polaris システムを用いてこの位置ずれを計測する 場合、点としての位置ずれのみをとらえるため、物体の 動きを均一な動きと仮定しなければならない。これに対 して我々のシステムは、広範囲な領域の動きを追跡する ことが可能である。

本システムでは画像取得の間隔が非常に短いため位置

ずれのベクトルの大きさはとても短い。このため、実験 では 99%の輝点の検出に成功し、動きの検出精度は ITV 画像上で約 1mm を達成した。

心筋の動きは、ITV 画像上の位置ずれの大きさを実空間 の座標軸へ変換することで得られる。試作したシステム では1台の ITV カメラしか用いていないため、FGD システ ムは物体の一方向の動きのみを検出できることになる。

6. まとめ

空間上に格子パターンを生成するファイバーグレーティングデバイスを用いた SPECT/PET のための呼吸による 動き補正システムを提案した。本システムでは患者の胸 部を非接触で計測することが可能である。実験による結 果から、このシステムでは約 1mm の精度で心筋の位置ず れを補正することができることが明らかになった。

参考文献

- B.M.W. Tsui, W. Segars, D.S. Lalush, "Effect of upward creek and respiratory motion in myocardial SPECT," *IEEE Trans Nucl. Sci.*, vol.47, pp. 1192-1195, 2000
- [2] A.G. Pitman, V. Kalff, B.V. Every, B. Risa, L.R. Barnden, M.J. Kelly, "Cardiac SPECT attenuation correction does not correct respiratory motion artifact," *J. Nucl. Med.*, vol. 42, p.51 (Abstract), 2001
- [3] G.J. Klein, B.M. Reutter, and R.H. Huesman, "4D affine registration models for respiratory-gated PET," *IEEE Conf. Rec. Med. Imag. (CD-ROM)*, 2000
- [4] W.P. Segars, D.S. Lalush, B.M.W. Tsui, "Modeling respiratory mechanics in the MCAT and spline-based MCAT phantom," *IEEE Conf. Rec. Med. Imag. (CD-ROM)*, 1999
- [5] A.G. Pitman, V. Kalff, B.V. Every, B. Risa, L.R. Barnden, M.J. Kelly, "Effect of mechanically simulated diaphragmatic respiratory motion on myocardial SPECT processed with and without attenuation correction," *J. Nucl. Med.*, 43, 1259-1267, 2002
- [6] K. Cho, S. Kumita, S. Okada, et al. "Development of respiratory gated myocardial SPECT system," J. Nucl. Cardiol., vol.6,pp.20-28, 1999
- [7] B.J. Lopresti, A. Russo, W.F. Jones, T. Fisher, D.G. Altenburger, D.W. Townsend, "Implementation and performance of an optical motion tracking system for high resolution brain PET imaging," *IEEE Conf. Rec. Med. Imag.* (CD-ROM), 1998
- [8] H. Watanabe, N. Sato, H.M. Deloar, S. Urayama, H. Oka, H. Iida, "Acquisition of attenuation map for brain PET study using optical tracking system," *IEEE Conf. Rec. Med. Imag.* (CD-ROM), 2001
- [9] R.R. Fulton, S.R. Meikle, S. Ebert, J. Pfeiffer, C.J. Constable, M.J. Fulham, "Correction for head movements in positron emission tomography using an optical motion-tracking system," *IEEE Trans Nucl. Sci.*, vol.49, pp. 116-123, 2002
 [10] S.A. Nehmeh, Y.E. Erdi, C.C. Ling, K.E. Rosenzweig, H.
- [10] S.A. Nehmeh, Y.E. Erdi, C.C. Ling, K.E. Rosenzweig, H. Schoder, S.M. Larson, H.A. Macapinlac, O.D. Squire, J.L. Humm, "Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer," *J. Nucl. Med.*, 43,876-881, 2002
- [11] K. Nakazawa, A. Ohya, M. Nakajima, S. Yuta, "3-D shape measurement using fiber grating vision sensor attached to manipulator," *Trans on Inst. Electrical Engineers of Japan. C*, vol. 107, pp.659-665, 1987

<u>キーワード.</u>

心筋 SPECT、呼吸同期、ファイバーグレーティング視覚センサ

.....

<u>Summary.</u>

Respiratory Movement Correction with Fiber Grating Device

Kei Tamagawa Koichi Ogawa Graduate school of Eng., Hosei Univ.

In the reconstruction of a myocardial SPECT image, the respiration causes serious blurring. The aim of this study is to compensate for this blurring by monitoring the movement of thorax. Our system uses a fiber-grating device (FGD) and an ITV camera for detecting the respiratory movement with images sequentially acquired during the data acquisition in SPECT or PET. The FGD makes a dot-matrix pattern on the patient's surface and when we monitor a group of dot matrix patterns we can obtain the movement of the patient. This paper shows the preliminary results of a system for measuring respiratory movement with a fiber-grating vision sensor.

Keywords.

myocardial single photon emission CT, respiratory motion correction, fiber-grating vision sensor