

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グレーティング装置と ITV カメラを用いる。ファイバ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・プレシモグラフィ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ー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ーするための 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ーすることによって、検出されるガンマ線の位置を補正することができる。

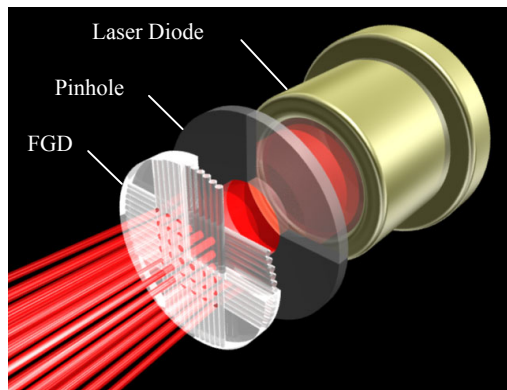


Fig. 1. Fiber Grating Device with a Laser Diode

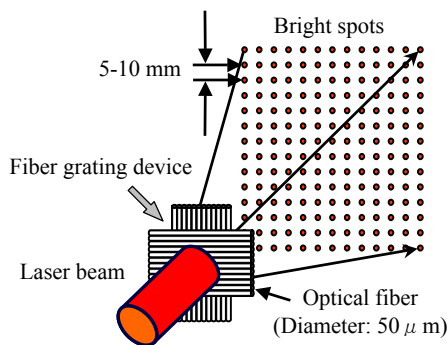


Fig. 2. FGD and a dot-matrix pattern

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ができる。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。

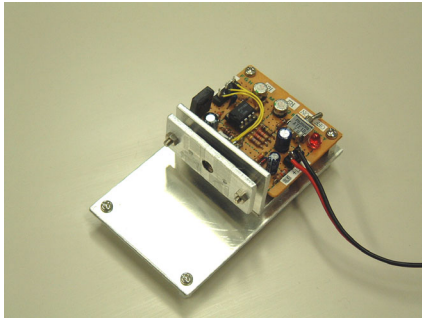


Fig. 3. Laser diode and an FGD



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。

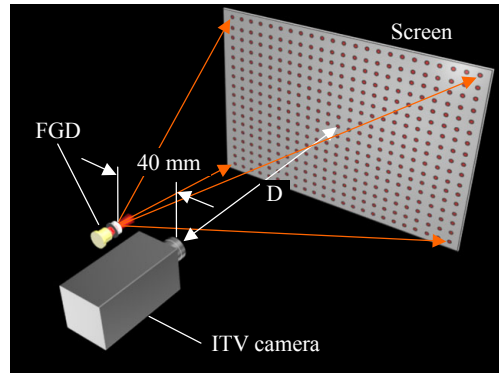


Fig. 5. Geometry of the experiment system

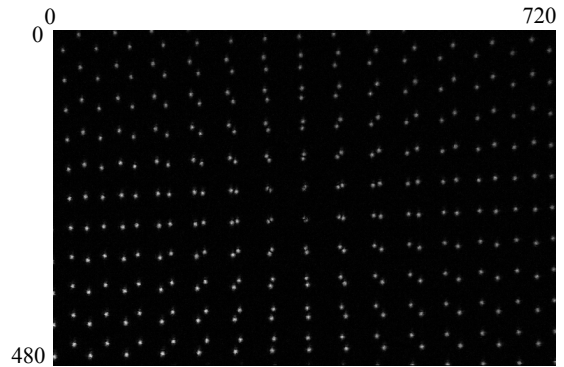


Fig. 6. An added image (D=300mm and D=321mm)

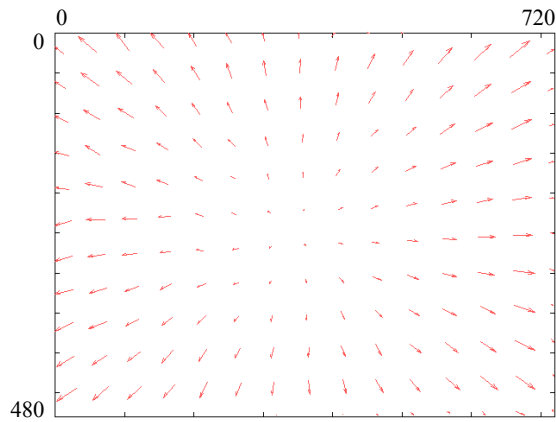


Fig. 7. Vector representation of displacement

$$d = r_1 \frac{D_2 - D_1}{D_1} \dots\dots\dots (1)$$

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。

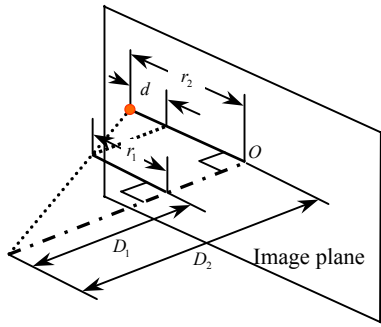


Fig. 8 Data acquisition of the dot-matrix pattern

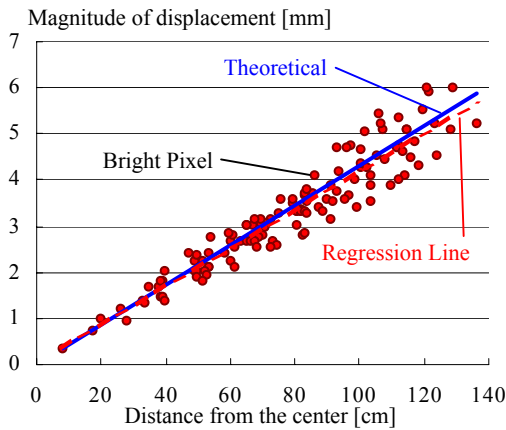


Fig. 9 Measured value and theoretical value

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)

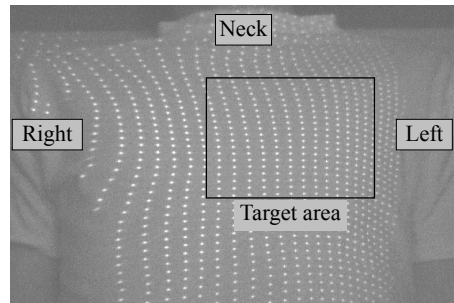


Fig. 11. Dot-matrix pattern

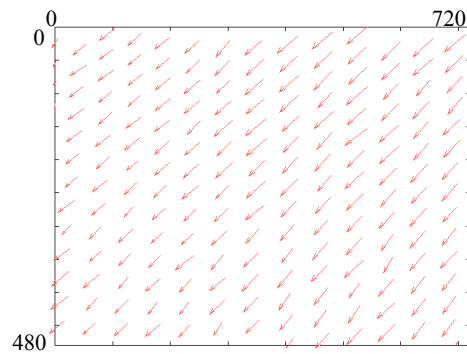


Fig. 12. Displacement vectors (inspiration phase)

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吸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ド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

- [1] 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. 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

キーワード.

心筋 SPECT、呼吸同期、ファイバークレーティング視覚センサ

.....

Summary.

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