

赤外パターン光投影を用いた心臓拍動の非接触計測方法

Non-contact Measurement Method of Cardiac Pulsation Using Infrared Pattern-light Projection

○青木広宙*, 古川亮*, 青山正人*, 日浦慎作*, 佐川立昌**, 川崎洋***
Hirooki AOKI*, Ryo FURUKAWA*, Masahito AOYAMA*, Shinsaku HIURA*,
Ryusuke SAGAWA** and Hiroshi KAWASAKI***

*: 広島市立大学大学院情報科学研究科, haoki@hiroshima-cu.ac.jp
**: 産業技術総合研究所, ryusuke.sagawa@aist.go.jp
***: 鹿児島大学工学部, kawasaki@ibe.kagoshima-u.ac.jp

概要: ファイバグレイティングによるドットマトリクス投影を用いた非接触心拍計測の実現可能性について検証した. ドットマトリクスパターンが投影された胸壁の三次元形状を復元し, 心臓拍動に伴うフレーム間形状変化を算出することで心拍波形の非接触計測が実現した. ECG との比較実験により提案手法の妥当性が示され, また, 胸壁の部位によって心拍波形に位相のずれが観測されたことから, 提案手法は心臓拍動に伴う体表の変位を捉えているものと考えられた.

<キーワード>非接触生体信号計測, アクティブステレオ, 三次元計測

1. はじめに

従来, バイタルサインのひとつである心拍の計測においては, ECG (electrocardiogram, 心電図計) を用いて行われるのが一般的であるが, 最近では, ECG のような接触型計測手段を用いずに, マイクロ波といった非接触計測手段を用いる手法が提案されている [1]. 画像工学的な手法としては, 例えば, Garbey らは熱画像を応用した手法 [2] を, Poh らは Web カメラで撮影されるカラー顔画像から心拍数を計測する手法 [3] を, それぞれ提案している. しかし, これらの方法においては, 取得される心拍波形の精度が低く, 医療用に利用することは困難である.

われわれは, グリッドアクティブステレオによる三次元復元手法に関する研究に取り組んでおり [4], これを応用することで新たな非接触心拍波形計測手法を提案した [5]. 提案手法で用いられるグリッドアクティブステレオにおいては, プロジェクタ・カメラ系を利用し投影された波線グリッドパターンからワンショット三次元形状復元を行う. 胸壁部の三次元形状復元を行い, 三次元点群データを等間隔に空間リサンプリングし, フレーム間移動距離を算出することで心拍波形が取得できることを明らかにしている.

しかしながら, 当該手法は密な三次元形状復元が可能であるが, 復元のための計算コストが大きい. 心

拍波形計測には最低でも 60fps 以上の画像取得が必要であるが, 実用化を目指すにはより短時間での処理が必要と考えられた. そこで, われわれは, 非接触心拍計測の基礎的検討を進めることを目的としてファイバグレイティング [6] によるドットマトリクスパターン投影を適用することを提案する. ドットマトリクスパターン投影によるアクティブステレオにおいては, グリッドパターンによる方法と比較して得られる形状情報密度が低いものの, 復元処理の計算量は少ないという利点がある. 本稿では, ファイバグレイティングによるドットマトリクスパターン投影を用いた非接触心拍計測の実現可能性について検証する.

2. 方法

2.1 計測システムの構成

非接触心拍計測システムの構成を図 1 に示す.

ドットマトリクスパターン光を投影するためのパターン光投影装置においては, ファイバグレイティングを出射光に備えた近赤外半導体レーザ (波長 808nm) を光源として用いている. 発光のパルス変調と CMOS カメラの電子シャッターのタイミングを同期することで, レーザ出力が 100mW と比較的大きな値であってもレーザクラス 1 の安全性を確保している.

CMOS カメラのレンズには透過中心波長 812nm の狭帯域バンドパスフィルタが組み込まれており, 外乱

可視光の影響が減じられ、画像には赤外光のドットマトリックスパターンのみが撮像される。

ドットマトリックスパターン投影装置から被験者に対して投影されたドット群を、正面に設置した撮像装置により撮影する。撮影された画像は、カメラに USB 接続された汎用ノート PC に入力される。フレームレートは 87fps、画像サイズは VGA である。

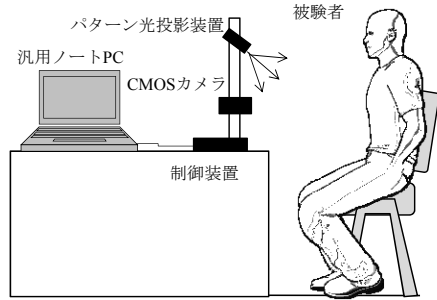


図1 計測システムの構成

2.2 胸壁の三次元形状復元

ノート PC においては、入力された画像を元に以下の手順で胸壁の三次元形状復元を行う[7].

まず、被験者の心臓拍動に伴う被験者の胸壁のフレーム間での変位を算出する。図 2 に、実際に被験者に対しドットマトリックスパターンを照射した際の CMOS カメラによる撮影画像を示す。図 2(a)は、装置に対抗するよう設置された平面に対してドットマトリックスパターンを投影したときの分布である。図 2(b)は、平面の前に被験者が存在する場合に被験者の胸腹壁に投影されたドットマトリックスパターンの分布である。画像の上方が被験者の胸壁部、下方が被験者の腹壁となっている。

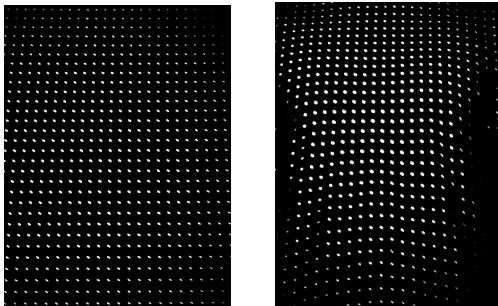


図2 取得されるドットマトリックスパターン画像

本手法においては、まず、キャリブレーション処理として、センサ部からの距離が既知である平面に投影された画像中の全ドットについてそれぞれの濃度重心($x_{0\ m,n}$, $y_{0\ m,n}$)をサブピクセルオーダーまで求め

る。そして、濃度重心の座標は画像平面座標系であるから、図3に示す光学配置において、レンズの中心点Oを原点とするXYZ三次元直交座標系を設定し、次式により三次元座標 $I_{0\ m,n}(X_{0\ m,n}, Y_{0\ m,n}, D_{10})$ に変換する。ここで、 D_{10} はレンズ-撮像素子間の焦点距離である。

$$\begin{bmatrix} X_{0\ m,n} \\ Y_{0\ m,n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_x(x_{0\ m,n} - p_x/2)/p_x \\ C_y(y_{0\ m,n} - p_y/2)/p_y \end{bmatrix} \quad (1)$$

ここで、 C_x , C_y はそれぞれの撮像素子の水平方向(x軸方向)の実寸、垂直方向(y軸方向)の実寸、 p_x , p_y は、それぞれ、取得画像の水平方向、垂直方向のピクセル数である。

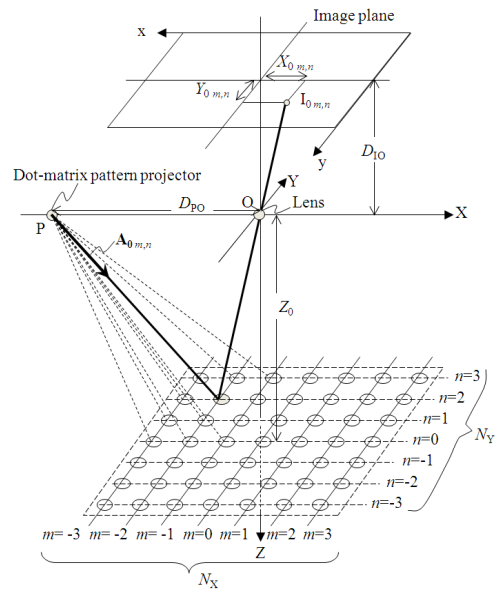


図3 平面へのパターン光投影

求められた $X_{0\ m,n}$ および $Y_{0\ m,n}$ より、ドットマトリックスパターン投影装置が投影する各ドットの投影方向を示すパターンベクトル $A_{0\ m,n}$ を求める。すなわち、パターンベクトルとはドットマトリックスパターン投影装置の投影光源から各ドットを結ぶ直線方向を表すベクトルであり、XYZ 三次元直交座標系においては次式で表される。

$$\mathbf{A}_{0\ m,n} = \begin{bmatrix} A_{X\ m,n} \\ A_{Y\ m,n} \\ A_{Z\ m,n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{0\ m,n} Z_0 / D_{10} + D_{PO} \\ Y_{0\ m,n} Z_0 / D_{10} \\ Z_0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

ただし、 Z_0 はレンズから平面までの Z 軸方向距離、 D_{PO} は原点 O と投影点 P までの X 軸方向距離である。

以上のキャリブレーション処理により求められたパ

ターンベクトルを用いて、被験者の体表の三次元形状の算出を行う。被験者は、体幹の中心である正中線が X 軸にほぼ一致するように着座するものとする。測定の際に被験者の胸部厚径の概ねの値は既知であるものとし、胸部厚径 D_T と定める。

図 4 において、撮像素子上の $I_{ij}(X_{ij}, Y_{ij}, D_{i0})$ に撮影されるドットは、原点 O と I_{ij} とを結ぶ直線 R と、向きがベクトル $A_{0m,n}$ と等しく投影点 P を通る直線 $S_{m,n}$ との交点である。本手法は三角測量の原理に基づくため、ドットの Z 座標は、撮像素子面上ではドットの X 座標によって決定される。このため、 $Y_{ij}=Y_{0m,n}$ となる n についてのみ二つの直線の交点 Q_m の座標を算出すればよく、このとき $j=n$ を満たす。

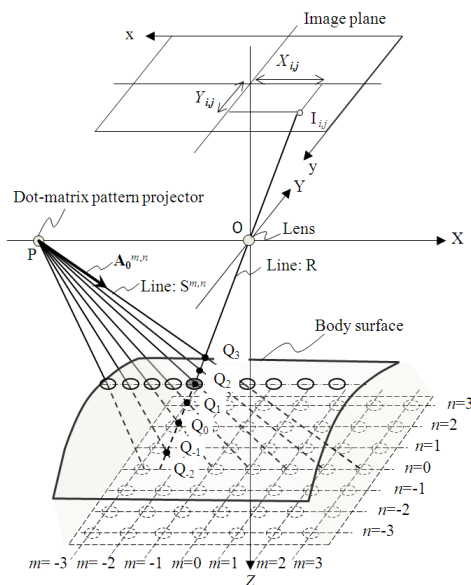


図 4 体表へのパターン光投影

Q_m の座標は、まず $j=n=0$ のドットについて次式より算出し、次いで $j=n=\pm 1, \pm 2, \pm 3 \dots$ のドットについても同様に座標を算出する。

$$\begin{bmatrix} X_{i,j} \\ Y_{i,j} \\ Z_{i,j} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{1i,j} Z_{i,j} / D_{i0} \\ Y_{1i,j} Z_{i,j} / D_{i0} \\ A_{Z_{m+l,n}} D_{i0} D_{p0} / (A_{Z_{m+l,n}} X_{1i,j} + A_{X_{m+l,n}} D_{i0}) \end{bmatrix} \quad (3)$$

ここで、 $j=n=0$ のドットにおいて、 $Z_{ij} \doteq D_T$ となるように l の値を決定することで、ドットの Z 座標が算出される。 $j=n=\pm 1, \pm 2, \pm 3 \dots$ においては $|Z_{m,n} - Z_{m,n-1}|$ または $|Z_{m,n} - Z_{m,n+1}|$ が最小となるように l の値を決定することで、体表面に投影されるドットの三次元座標が算出される。

この三次元座標は空間的に分散した分布であるの

で、XY 各方向に 10mm のグリッドを設定し、線形補間による三角網法[8]を用いて形状情報を内挿し、三次元体表形状を求める。

そして、復元された点群データを距離画像に変換し、各画素の距離情報についてフレーム間変化を算出する。さらに、心臓拍動の主要周波数成分である 0.4~5.0Hz の信号成分を FFT フィルタにより抽出することで心拍波形を算出する。

3. 計測結果

図 2 に示した取得画像から復元された体表の三次元形状を図 5 に示す。また、図 5 に + 印で示された 36 部位 (A1~F6) における心拍波形を図 6 に示す。図 6 より、各部位における心拍波形の間には位相差が確認された。この位相差は、心筋の動態が体表面に現れているために観測されたものと考えられる。

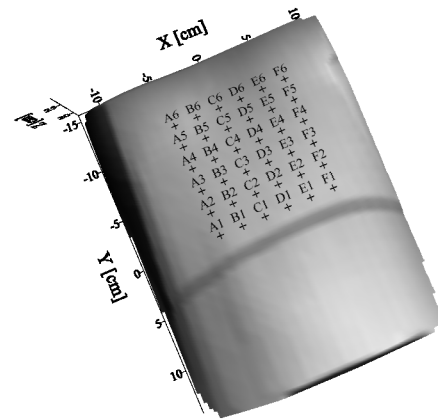


図 5 体表の三次元形状復元結果

A1~F6 の振幅スペクトルについて調べたところ 1.202Hz が心拍の主要成分であることがわかった。そこで、P1~P36 の各座標における 1.202Hz の位相の分布について図 8 に示す。図 8 より胸壁の下方から左側上方に向かって位相の遅れが確認され、体表面に心臓の収縮・拡張様式を反映した変位が生じているものと考えられた。

さらに、本手法による心拍波形計測の妥当性を検証すべく、従来技術である ECG との同時計測を実施し、心拍波形のピーク間隔を比較した結果、提案手法と ECG との差異は ± 0.05 秒未満であった。

以上の結果より、本提案手法により取得される心拍波形が十分な妥当性を有するものと考えられた。

参考文献

- [1] Nagae, D., Mase, A.: "Measurement of vital signal by microwave reflectometry and application to stress evaluation," APMC 2009, pp. 477-480, 2009.
- [2] Garbey, M., Nanfei S.; Merla, A.; Pavlidis, I.: "Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery," IEEE Trans. on BME, Vol.54, No.8, pp.1418-1426, 2007.
- [3] Poh, M.; McDuff, D.J.; Picard, R.W.: "Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam," IEEE Trans. on BME, Vol.58, No.1, pp.7-11, 2011.
- [4] 阪下和弘, 佐川立昌, 古川亮, 川崎洋, 八木康史: “高密度3次元形状復元のための単色波線パターンを用いたグリッド能動ステレオ”, MIRU2012, 2012.
- [5] 青木広宙, 古川亮, 青山正人, 日浦慎作, 佐川立昌, 川崎洋: “グリッド能動ステレオを用いた非接触心拍波形計測”, MIRU2012, 2012.
- [6] Machida, H., Nitta, J., Seko, A. and Kobayashi, H.: “High Efficiency Fiber Grating for Producing Multiple Beams of Uniform Intensity,” Appl. Opt., Vol. 23, No. 2, pp.330-332, 1984.
- [7] 青木広宙, 越地耕二: “パターン光投影を用いた非接触肺機能検査に関する検討”, 電学論 C, Vol. 130-C, No. 5, pp. 813-821, 2010.
- [8] Lee, D., et al., “Two Algorithms for Constructing a Delaunay Triangulation”, International Journal of Computer and Information Sciences, Vol. 9, No. 3, pp.219-242, 1980.

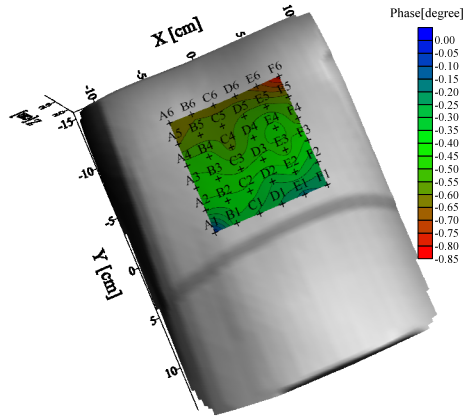


図7 心拍の位相差

4. おわりに

ファイバグレイティングによるドットマトリクス投影を用いた非接触心拍計測の実現可能性について検討した。ECG との比較実験の結果, 両者の計測結果には高い一致性が認められ, 提案手法の妥当性が示唆された。

提案手法においては, 体表に現れる心臓拍動が計測されていることから, 実際の心筋運動を予測するための情報として利用できる可能性があるものと考えている。今後は, 医療機関との連携により, 提案手法の有効性について検討していく予定である。

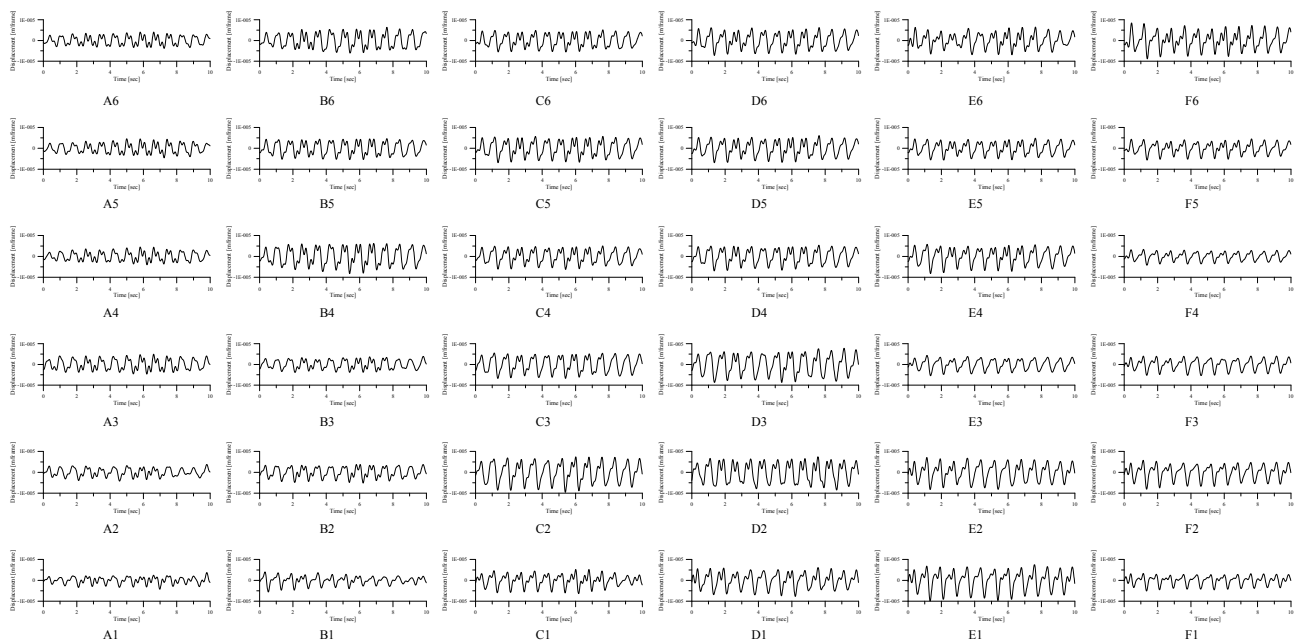


図6 心拍波形