グリッド能動ステレオによる三次元形状復元を用いた心拍と呼吸の分離抽出と心拍の可視化に関する検討*

青木広宙** 古川 亮*** 佐川立昌† 川崎 洋†† 鈴木 敦††† 志賀 剛†††

Study on Separate Extraction of Cardiac Beat and Respiratory Movement and Visualization of Cardiac Beat
Using Three-Dimensional Shape Reconstruction by Grid-Based Active Stereo

Hirooki AOKI, Ryo FURUKAWA, Ryusuke SAGAWA, Hiroshi KAWASAKI, Atsushi SUZUKI and Tsuyoshi SHIGA

We propose a method to observe cardiac beat from 3-D shape reconstruction by using the grid-based active stereo. In this study, we report preliminary experiments to evaluate validities of the proposed method. As the result of comparing experiments by our method and electrocardiogram (ECG), we confirm sufficient correspondences between the two peak intervals. Our method realizes the separate extraction of cardiac beat and respiratory movement. We try the visualization of cardiac beat by using the color mapping of the depth displacement plotted on the 3-D surface rendering of chest. And, the depth change and the spatial phase difference caused by cardiac pulsation is found on the chest region.

Key words: 3-D shape reconstruction, grid-based active stereo, bio-signal measurement, non-contact measurement, cardiac beat

1. 緒 言

近年、画像計測による非接触脈拍計測に関する提案がなされている。例えば、Garbey ら¹⁾は、サーモグラフィを用いて動脈を検出し、その時間変化から非接触で脈拍を計測する方法を提案している。また、Poh ら²⁾は、WEB カメラを利用して肌の色情報の変化から非接触かつローコストで脈拍計測を行うことを提案している。これらの方法は、心拍数を長時間計測することが容易となり、自律神経の異常検出などへの応用が期待できる。

一方で、臨床の現場においては、心機能異常のスクリーニングの実施には心拍数計測だけでは十分ではなく、心臓拍動に関する時系列解析として心電図が広く用いられている。心電図においては心臓の電気現象が計測対象であるが、心臓の実質的な動きともいえる機械現象（収縮・拡張様式）を情報として扱うことはこれまで難しいと考えられてきた。例えば、不全心や虚血心における心臓の収縮拡張様式は、健常人と大きく異なるものと考えられるが、その実態は明らかになっていない。心電同期 CT を用いることで心臓の機械現象を計測することは可能ではあるが、その実施には放射線被曝を伴うため頻回の検査は不可能であり、また、デバイス埋込み例・腎機能障害例などの患者には適応不可能であることなどから、より低侵襲かつ手軽に実施可能な検査法の確立が求められていた。

医師らが心臓の機械現象を把握するための最もベーシックな方法として、胸部の聴診や触診が行われる。われわれは、これに着目し、聴診や触診に替わり、視覚による心臓の機械現象評価を支援する新しい非接触心拍計測システムを提案した³⁾⁴⁾。

提案手法においては、胸部の三次元形状をアクティブステレオ

法により画像計測し、心臓拍動に伴う形状の変化をとらえることで非接触心拍計測を実現する。提案手法では、これまでわれわれが検討を加えてきたグリッド能動ステレオによる三次元形状復元手法^{5)~7)}の集大成ともいえる波線グリッド能動ステレオ法⁸⁾を適用する。

波線グリッド能動ステレオにおいては、プロジェクタ・カメラ系を利用し、投影された静的パターンによって単一画像からの復元を行う。これにより、高フレームレートでの動物体計測が可能である。提案手法において用いられる三次元形状復元手法は、単色パターンによるワンショット三次元計測、サブピクセル精度の対応点推定による高精度計測、並びに、環境光源の影響下での計測の実現を目標にしており、これらの目標を以下のアプローチにより実現している。

- (1) 波線からなるグリッドパターンによる暗黙的な対応情報の利用
- (2) プロジェクタの投影パターンとカメラ画像とのグリッドベースドステレオ法による一意的な対応推定
- (3) サブピクセル精度の補間および最適化による密な形状計測
- (4) 単色パターンの利用によるテクスチャに対する処理の安定性の確保

本研究では、波線グリッド能動ステレオによる三次元形状復元に基づく心拍と呼吸の分離抽出の妥当性について、実測システムを用いて検討する。また、胸部の聴診や触診に替わり心臓の機械現象を目で見て把握することを念頭に置いた心拍の可視化方法について示し、その有効性について検討する。

2. 手 法

2.1 手法の概要

図 1 に示すように、提案手法で用いられるシステムは、各 1 台のプロジェクタとカメラのから構成される。プロジェクタからは静的なパターン光が投影される。このパターン光は単色光

* 原稿受付 平成 26 年 7 月 8 日

** 正 会 員 千歳科学技術大学（北海道千歳市美々 758-65）

*** 広島市立大学（広島県広島市安佐南区大塚東 3-4-1）

† 産業技術総合研究所（茨城県つくば市梅園 1-1-1）

†† 鹿児島大学（鹿児島市郡元 1-21-40）

††† 東京女子医科大学（東京都新宿区河田町 8-1）

であり、正弦波形状の縦横に伸びる曲線をそれぞれが直交するようにグリッド状に配置されている。パターンが静的であるため、スキャン方式による能動ステレオのようにカメラとプロジェクタ間の同期を行う必要が無く、高フレームレートでの撮影が実施可能である。

上記のグリッド能動ステレオを用いて胸壁部の三次元形状復元を行い、復元された点群データを等間隔に空間リサンプリングし、各点群のフレーム間での移動距離を算出する。これにより、各リサンプリング点の速度波形（フレーム間深度変化）を算出することが可能となる。そしてフレーム間深度変化に対して、高速フーリエ変換（FFT: Fast Fourier Transform）による周波数フィルタ処理により心拍信号と呼吸成分波形のそれぞれが支配的となる周波数帯域を抽出することで、心拍成分波形と呼吸成分波形を分離抽出する。分離抽出処理は点群すべてに対して行われ、各点において、心拍成分波形の振幅に基づく色情報を、胸壁形状がサーフェスレンダリングされた三次元画像上に重ねて表示することで、心拍の可視化を行う。

2.2 グリッド能動ステレオによる三次元形状復元

提案手法による復元アルゴリズムを図2に示す。まず撮影した画像から線検出を行う。確率伝搬法(BP: Belief Propagation)による最適化⁹⁾により、次式で定義されたグラフのエネルギー最小化問題を解くことで、単色のグリッド状の線を、縦と横に安定して分離して検出する。

$$E(f) = \sum_{p \in V} D_p(f_p) + \sum_{(p,q) \in U} W_{pq}(f_p, f_q) \quad (1)$$

ここで、 f は決定されたラベルの集合、 V はノードの集合、 U はエッジの集合、 p はグラフのノードを表す。 $D_p(f_p)$ はラベル f_p を p へ割り振るときのデータコストである。 $W_{pq}(f_p, f_q)$ はラベル f_p と f_q を隣接ノードに割り振るときの不連続性コストである。ノードはピクセルに対応し、エッジは4近傍の隣接ピクセルのつながりに対応する。提案手法では、全ピクセルを、水平方向あるいは垂直方向に沿った輝度値の導関数に基づいてラベル化し、max-product BP アルゴリズムに基づくノード間のメッセージの反復送信により解を求める。

検出された縦・横の線から交点を算出し、交点をノードとしたグラフを作る。次に各ノードに対応するエッジの位置をプロジェクタパターン上で計算し、そのライン上にグリッドの交点がある場合、これを対応候補とする。この時、通常は複数の対応候補が見つかるので、BPを利用して各点における対応候補の最適な組み合わせを求める。このままでは復元結果は疎であるので、最後に、各画素での深さを、補間およびパターンと観測画像の画素単位のマッチングを利用して求めることで、密な三次元形状を得る。

プロジェクタにより投影される静的パターンは、画像処理によって一意に対応が決まるパターンではなく、対応の優先順位に関する情報を与えるために、縦、横の波線からなるグリッドパターンを用いる。波線は単純なパターンであるため、画像中での曲線として検出しやすく、輝度値のピークを計算することにより、その位置をサブピクセル精度で得ることができる。

ここでは、波線としては周期的な正弦波パターンを用いており、波線グリッドは対応点検出に有効な情報として、縦、横の波線の交点を特徴点として用いる。交点の配置は、波線の間隔と波長で決定される。グリッドパターンを構成するすべての波線は同一の間隔と波長を持ち、下記に述べるように、縦波線の間隔が横波線の波長の整数倍にならないように設定される。こ

Fig.1 System configuration

Fig.2 Algorithm of 3-D shape reconstruction

Fig.3 Wave-shaped grid pattern: (a) Parameters of wave grid, (b) an example of designed pattern ($S_x=10$, $S_y=11$, $W_x=W_y=14$, $A_x=A_y=1$)

のため、縦線と横線の交わり方が局所的に固有なパターンを持ち、対応付けのための特徴量として用いることができる。

図3(a)において、 S_x , S_y を隣接する波線の間隔、 W_x , W_y を波長とすると、

$$\begin{aligned} N_x &= \text{LCM}(S_x; W_x) = S_x \\ N_y &= \text{LCM}(S_y; W_y) = S_y \end{aligned} \quad (2)$$

が成り立ち、同一パターンが横方向および縦方向のそれぞれ沿ってそれぞれ N_x , N_y 本の周期で現れる。ここで $\text{LCM}(a; b)$ は a と b の最小公倍数であり、添字 x , y はそれぞれ横、縦軸に沿った値を表すものとする。このように、交点周囲の局所的パターンは、投影パターン全体の中で一意性を持つものではない。しかしながら、局所パターンは、各サイクルにおいて識別可能なパターンである。

図 3(b) は, $S_x=10$, $S_y=11$, $W_x=W_y=14$, $A_x=A_y=1$ (単位はピクセル) からなるパターンの例である. この例では, 1 周期は縦線 7 本, 横線 14 本となる. よって, $98(=7 \times 14)$ 種類の交点が 1 周期で構成される矩形の中に存在することとなる.

ステレオマッチングでは, 対応点候補はエッジポラ線上の点に限られている. あるプロジェクタ画像の交点とエッジポラ線が適当な距離以内に位置している場合, そのプロジェクタ画像の交点是对応点候補の 1 つとして選択される. 候補の数は, カメラ画像の交点位置に依存する. 対応点候補は, プロジェクタ画像において疎に分布するため, 画素単位で候補点を探索する通常のステレオ視と比べて, 対応候補の数を大幅に少なくすることができる.

2.3 生体信号検出

前節のグリッド能動ステレオにより, 前出の図 1 に示したように, 被験者の胸壁に投影された波線パターン画像から三次元形状復元を行い, 胸壁の三次元形状の時間変化から生体信号(心拍成分波形および呼吸成分波形)を算出する. 画像取得に用いられるカメラはハイスピード撮影に対応しているものが用いられる. 画像撮影中, 被験者は背もたれ付きの椅子に着座しているものとする.

復元された三次元点群データは, 分布密度が場所により異なり, またフレーム間での点群同士の対応を厳密に取ることは不可能である. そこで, カメラレンズを原点とし深度方向を Z 軸とした XYZ 三次元座標系において, XY 平面に 2 次元格子点を設定し, 三次元点群データを格子状に空間リサンプリングして新たに三次元座標を求める. そして, 同じ格子点でフレーム間の対応付けを行い, 連続するフレーム間での深度変化を算出することで胸壁表面の Z 軸方向のフレーム間深度変化を算出する. なお, 三次元点群データの空間リサンプリングには, 計算コストが低い線形補間三角網法⁹⁾を用いる.

図 4 に示すように, ここで算出される胸壁表面のフレーム間深度変化には, 画像信号に含まれる電氣的雑音や筋肉の無意識な微動に伴う体動が含まれている(緑色線). 透過帯域 0.4~5 Hz のバンドパスフィルタ処理を行うことで, 心拍成分のみを抽出する(青色線). また, 0.4 Hz 未満の周波数帯を透過するローパスフィルタ処理を行うことで, 呼吸成分の抽出が行われる(赤色線).

さらに, 各格子点において周波数スペクトルを求め, 周波数スペクトルが呼吸の周波数帯(0.4 Hz 未満)より心拍の周波数帯(0.4~5 Hz)の方が支配的である格子点を対象として, 心拍成分波形におけるフレーム間深度変化の方向と大きさに基づきカラーマッピングを行い, 心臓拍動に伴う体表面の変化の可視化を行う.

3. 実 験

3.1 実験の概要

提案手法の妥当性を検証するために, 試作実験系による検証実験を行った.

システムにおいては, ハイスピードカメラとして, Imaging Source 社製 DMK22BUC03 を用いた. DMK22BUC03 においては, VGA 画像を最大フレームレート 87FPS で撮影することが可能である. ここでは, 83.333FPS での画像取得を行うこととした. カメラレンズの焦点距離は 8mm であった.

また, 波線パターンを投影するためのプロジェクタとして, エプソン社製液晶プロジェクタ EB-1750 を用いた. プロジェク

Fig.4 Separate extraction of cardiac beat component and respiration component

Fig.5 Examinee and measurement devices.

(a)

(b)

Fig.6 (a) Obtained image and (b) reconstructed 3-D shape of chest

タレンズとカメラレンズとの間隔は 600mm に設定した。

被験者は 20 代男性 2 名と 40 代男性 2 名である。被験者は背もたれ付きの椅子に着座した状態で計測を行う。また、被験者は白色の T シャツを着衣している。計測時間は 30 秒とし、前半の約 15 秒間において被験者は呼吸を停止するものとし、残りの時間では通常の呼吸を行うものとした。計測の様子を図 5 に示す。

3.2 心拍と呼吸の分離抽出

図 6(a)の入力画像から復元された胸壁の三次元形状を図 6(b)に示す。図 6(b)中に X 印で示した点におけるフィルタ処理後の波形（青色線、赤色線）を図 7 に示す。

図 7 において、原波形には大きな高周波ノイズが含まれているが、FFT フィルタを用いて 0.4Hz 未満と 0.4~5 Hz の周波数成分を、それぞれ、抽出した結果、呼吸成分（赤色線）および心拍成分（青色線）が得られた。

心電図計との同時計測により、算出される心拍成分波形の妥当性について検討した。用いた心電図計は、LOGICAL PRODUCT 社製コンパクトワイヤレス ECG ロガーである。心電図計の電極は左胸部に設置し、2 極法による計測を行った。図 7 の紫色線は心電図波形を示している。

3.3 心拍の可視化

提案手法の妥当性を検証するために、プロトタイプシステム復元された胸壁部の三次元形状の上に、空間リサンプリングの格子点におけるフレーム間深度変化の空間分布を重ねて表現することで、胸壁表面に現れる心拍の可視化を行った。

図 8 に示すように、フレーム間深度変化の大きさと方向に基づきカラーマップとして、全フレームについてアニメーションとして表示した。なお、撮影フレームレートは 83.333FPS であるから、図 6 に示した結果は 5 フレーム飛ばしの結果を示している。

4. 考 察

4.1 生体信号の分離抽出

ピーク間隔の差異に関して被験者全員分の 95%信頼区間の平均を算出した結果、呼吸停止時で -0.0032 ± 0.018 秒、通常呼吸時で -0.0022 ± 0.034 秒であった。

呼吸停止時に比べて通常呼吸時の方がピーク間隔の差異が僅かに大きくなる傾向が見られたものの、それぞれの差異の値は十分に小さいと考えられ、提案手法においては通常呼吸時であっても呼吸停止時と同様に正しく呼吸と心拍の分離抽出が行われていることが明らかとなった。

なお、本実験においては、呼吸信号に関して従来技術との同時計測を行っていないが、事前に行われた予備実験において、フローメータ（アルコシステム社製 FM-200XB）を用いた比較実験を行っている。フローメータとは、マスク型の差圧式フローセンサを用いることで呼吸気流を直接計測する計測器である。フローメータとの同時計測により、提案手法を用いて分離抽出された呼吸波形が呼吸気流波形と同期して変動することを確認している。予備実験結果を図 9 に示す。

4.2 拍動の可視化

図 8 より、心拍動に伴う体表の変動が、心臓が存在する胸壁の左側に出現していることがわかる。また、カラーマップによる一連のアニメーションを観察することで、胸壁表面が周期的に深度方向に変動していることがわかった。

図 10 は、0.30 秒における画像を拡大したものであるが、左乳

Fig.7 Extracted vital signs and ECG signal

Fig.8 Visualization of cardiac beat

Fig.9 Comparison between extracted respiration curve and respiratory flow curve

首の下方に大きな体表の変動が現れている。胸部触診においては、心尖拍動と呼ばれる比較的大きな胸壁の動きが左乳首下方に現れることが知られており、この結果はそれを裏付けるものと考えられる。

4.3 拍動の位相差

図 11(a)に A1～F6 で示した 36 点それぞれ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、各点における 1.202Hz の位相を求め、その分布について示したのが図 11(b)である。図 11(b)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た。

また、図 12 は、D1～D6 の各点における心拍成分波形を示したグラフである。僅かではあるが、波形間に位相差が見られ、下方にある点に比べて上方にある点における位相が遅れている傾向が確認された。

以上の結果より、体表面に心臓の収縮・拡張様式を反映した変位に位相差が生じているものと考えられた。今後、健康者と心疾患患者とで位相差の現われ方に差異が見られるかについて検討していく予定である。

5. 結 言

本稿では、波線グリッド能動ステレオによる三次元形状復元に基づく心拍および呼吸の分離抽出と心拍の可視化について示した。そして、プロトタイプシステムを用いて実測を行い、提案手法の有効性・妥当性について検討を行った。

提案手法においては、波線グリッド能動ステレオを用いて胸壁の三次元形状復元を行い、復元された点群データを等間隔に空間リサンプリングし、フレーム間での移動距離を算出することで、呼吸信号と心拍信号の分離抽出を実現した。

心電図計との同時計測の結果、両者の波形にはピークが出現する間隔に高い同一性があることが確認され、提案手法により抽出される心拍成分波形が正しく心臓の動きを反映していることを明らかにした。

復元された胸壁部の三次元形状の上にフレーム間深度変化の空間分布を重ねて表示することで、心拍の可視化を行った。拍動が胸壁の左側に周期的に出現していることを確認した。特に、左乳首下に大きな変動が認められ、医療現場における胸の触診で言うところの心尖拍動が検出されたものと考えられた。

胸壁上において格子状にサンプル点を設け、サンプル点間の心拍の主要周波数の位相差について調べたところ、胸部下方に比べて上方に行くほど位相の遅延が見られ、胸壁が心臓の機械現象に伴う形状変化をしているものと予想された。

本研究で用いた試作実験系においては、可視光源による液晶プロジェクタを用いているが、Microsoft Kinect のように近赤外光源を利用したプロジェクタを用いた方が実用化の観点から望ましいものと考えられる。今後は、医療現場での実用を念頭にといった装置のブラッシュアップを行いたいと考えている。

本稿においては、十分な数の被験者を対象とした計測を行うことができなかった。今後、被験者数を増やした上でさらなる検証を加えていく予定である。また、健康者だけでなく循環器病患者の典型的な症例のデータを取得することを目的として、心筋梗塞患者をターゲットとした計測についても準備中である。心筋梗塞においては、健康人と比較して心臓の収縮・拡張様式の異変が最も顕著に現れる症例と考えられる。このため、提案手法やシステムの妥当性を検討する上で有益な試験の実施が期

Fig.10 Displacement by cardiac apex beat

(a)

(b)

Fig.11 (a) Sample points and (b) phase difference of surface displacement

Fig.12 Phase difference between cardiac-beat signals

待できる。また、これらの症例は、心電図計測などの電気現象解析では検知しにくいことが問題となっており、提案手法による心臓の機械現象に着目した観察が有効であることが期待される。

謝 辞

本研究の一部は、総務省戦略的情報通信研究開発制度 (SCOPE) ICT イノベーション創出型研究開発 (101710002) , 内閣府・最先端・次世代研究開発支援プログラム (LR030) の助成を受けて実施されたものである。ここに記して謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) Garbey, M., Nanfei S.; Merla, A.; Pavlidis, I.: Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery, IEEE Transactions on BME, **54**, 8 (2007) 1418.
- 2) Poh, M.; McDuff, D.J.; Picard, R.W.: Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam, IEEE Transactions on BME, **58**, 1, (2011) 7.
- 3) Hirooki Aoki, Ryo Furukawa, Masahito Aoyama, Shinsaku Hiura, Ryusuke Sagawa and Hiroshi Kawasaki: Extraction and Visualization of Cardiac

Beat by Grid-Based Active Stereo, Advances in Depth Images Analysis and Applications, Springer LNCS, **7854** (2013) 147.

- 4) 青木広宙, 古川亮, 佐川立昌, 川崎洋, 鈴木敦, 志賀剛: グリッドアクティブステレオによる三次元画像計測を用いた心拍と呼吸の分離抽出と可視化, ビジョン技術の実利用ワークショップ 2013CD 版講演論文集 (2013) IS1-C1.
- 5) Kawasaki, H., Furukawa, R., Sagawa, R. and Yagi, Y.: Dynamic scene shape reconstruction using a single structured light pattern, CVPR2008, (2008) 1.
- 6) Sagawa, R., Ota, Y., Yagi, Y., Furukawa, R., Asada, N. and Kawasaki, H.: Dense 3D re-construction method using a single pattern for fast moving object, ICCV2009 (2009).
- 7) Sagawa, R., Kawasaki, H., Furukawa, R. and Kiyota, S.: Dense One-shot 3D Reconstruction by Detecting Continuous Regions with Parallel Line Projection, ICCV2011 (2011).
- 8) Sagawa, R., Sakashita, K., Kasuya, N., Furukawa, R. and Yagi, Y.: Grid based Active Stereo with Single-colored Wave Pattern for Dense One-shot 3D Scan, 3DIM/3DPVT2012, (2012) 363.
- 9) Lee, D. T., and Schachter, B. J.: "Two Algorithms for Constructing a Delaunay Triangulation", International Journal of Computer and Information Sciences, **9**, 3, (1980) 219.
- 10) Microsoft Kinect: <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/> (2011).