

# 自動胎児心拍数計測機能の開発

Development of Technique to Detect Fetal Heart Rate Automatically

村下 賢 Masaru Murashita  
松下 典義 Noriyoshi Matsushita

笠原 英司 Eiji Kasahara  
前田 俊徳 Toshinori Maeda

日立アロカメディカル株式会社 第一技術開発部

産科領域において、胎児の well-being を評価する方法として、胎児心拍数の計測が不可欠である。特に妊娠初期の胎児心拍数の計測は、妊娠予後の推定に有用であり、中でも徐脈と流産との関連性が以前から指摘されている<sup>1)</sup>。母体の腹壁から胎児の心拍動を検出する外測法として、超音波診断装置によるドプラ法やMモード法が広く用いられている。成人領域では当たり前の計測法であるが、胎児心臓は小さく、また、胎動等に左右されるために、その計測には経験的な手技が必要とされている。そこで、簡便な操作で、安定した胎児心拍数計測が可能な新たな計測機能 Auto FHR (Fetal Heart Rate) を開発し、また、製品搭載を予定している。本稿では、胎児心拍計測における課題と弊社超音波診断装置 ARIETTA \*60 に試作搭載した本機能について述べる。

For the perinatal management, heart rate measurement of fetus is essential to evaluate fetal well-being.

Especially in first trimester examination, heart rate measurement is useful to estimate outcome of pregnancy, for example relation between miscarriage and bradycardia has been pointed. To observe fetal heart by trans-abdominal approach, pulsed-Doppler method and M-mode method of ultrasound are widely used. This approach is common for adult examination but experienced skills are required for fetal examination because of small size of the heart and fetal movement which may obstruct observation.

Therefore we developed and are planning to produce new measurement tool so called AutoFHR (Fetal Heart Rate) which realizes easy and stable heart rate measurement of fetus. This article explains problem of fetal heart measurement and new function which implemented as a prototype to our ultrasound diagnostic machine ARIETTA \* 60.

**Key Words:** Fetal Heart Rate, Thermal Index in Bone, Tracking, Pulsed Doppler, M-mode

## 1. はじめに

超音波診断装置は、生体内の形態診断、組織性状診断において有効に利用されており、特に産科領域においては、放射線被ばくの観点からX線が用いられないこと、微細な構造を描出するにはMRIでは不十分な点からその必要性はさらに

増大している<sup>2)</sup>。胎児診断において、妊娠初期の胎児心拍数 FHR (Fetal Heart Rate) の計測は妊娠予後の推定に有用であり、ドプラ法もしくはMモード法が通常使用されている。しかし、胎児そのものは比較的小さく、さらにその心臓は非常

に小さいうえに、胎児の動き(胎動)や母体の呼吸による子宮の変動に起因する胎児の移動等により、胎児心臓にカーソル等を適切、安定して設定することは大変難しい。また、ドプラモード時の音響パワーによる胎児への影響も懸念されている。

そこで、われわれは、Bモード画像を用いたFHRの新たな計測法を開発し、さらに、製品搭載を予定している。本稿では、胎児心拍数計測における課題とそれらを解決したアルゴリズムについて述べる。

## 2. 胎児心拍数計測について

### 2.1 臨床的意義

超音波診断装置による胎児計測は、子宮内での胎児の発育が正常であるかどうかを見極める最も基本的な手段であり、胎児の定められた部位を妊娠週数に従って経時的に計測する評価方法で、超音波胎児計測の果たす役割は極めて大きい。胎児機能を知る指標の1つである胎児心拍数は、妊娠中の胎児健康状態を評価する指標であり、低酸素症、先天異常、発育遅延、感染症などの診断に用いられている<sup>3)</sup>。

胎児心拍数計測は、通常、ドプラモードやMモードにより計測されている。ドプラモードによる心拍数計測の例を図1に示す。検査者がBモード画像上において観測部位にカーソルを設定すると、その部位のドプラ波形が表示され、その波形の間隔時間を計測することにより心拍数が計測される。しかし、ドプラモード時は音圧が高いため、音響パワーに関する指標TIB(Thermal Index in Bone)はBモード時と比較し、かなり高くなる。この点は臓器形成中の胎児の心臓部に対する影響が問題視されており、ルーチン検査において、ドプラモードの使用を控える方向である。

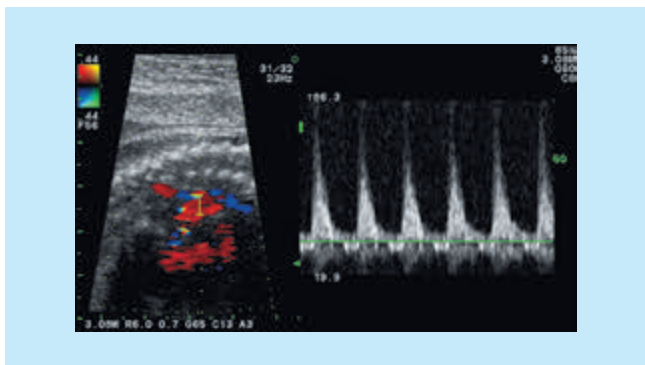


図1：ドプラモード法による心拍数計測

カラードプラ画像上において血流部にカーソルを設定(図中左)するとドプラ波形が表示(図中右)される。

次に、Mモードによる心拍数計測の例を図2に示す。本例は、胎児の向きや位置に関係なく自由にラインを設定可能なMモードの例であるが、検査者の設定したライン上の輝度値を用いたMモード波形において、その波形の所定の間隔時間を計測することにより心拍数が計測される。しかし、胎児心臓は小さく、特に早期胎児においては超音波画像上で構造物の境界が不明瞭な場合が多く、Mモード波形における計測が困難である。また、胎動、母体の呼吸などの影響により心臓

の位置がずれるため、さらに計測困難と言える。Mモード波形において、波形ピークが不明瞭なため計測困難な早期胎児(胎芽心臓)の例を図3に示す。暗い空洞に見える領域が子宮内であり、その中に胎児が描出されている。

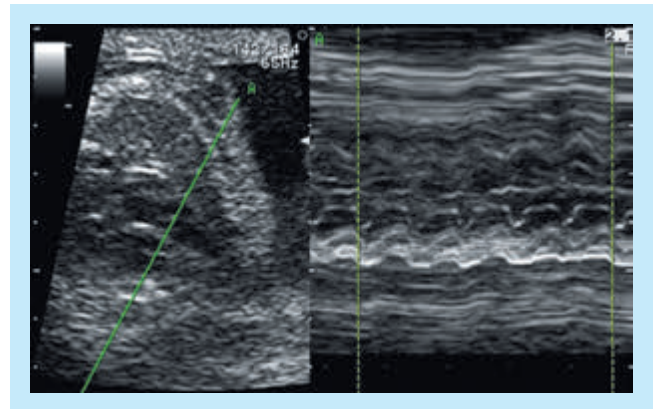


図2：Mモード法による心拍数計測

Bモード画像上において観測したい部位にラインを設定(図中左)するとMモード波形が表示(図中右)される。

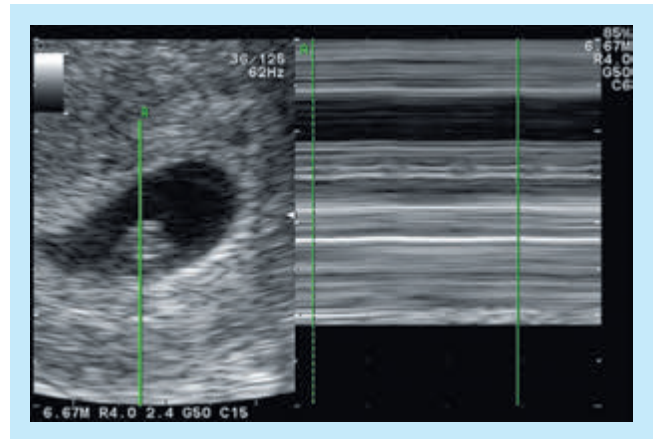


図3：早期胎児に対するMモード法による心拍数計測

Bモード画像(図中左)において、暗い空洞に見える領域が子宮内である。その中の輝度値の明るい部分が胎児断面で、その一部が胎児心臓である。Mモード波形において、波形ピークが不明瞭なため、計測が困難である。

以上により、安全性の高いBモード画像上で、心臓の位置ずれに影響されない計測方法が望まれている。そこで、われわれは、操作数の少ない簡便な手法で、早期胎児においても心拍数計測可能な機能を開発した。

ここで、妊娠期間は、妊娠初期(妊娠16週未満)、妊娠中期(妊娠16~28週未満)、妊娠後期(妊娠28週以降)の3つの期間に分けられており、それぞれの胎児を早期胎児、中期胎児、後期胎児と呼ぶ。

### 2.2 課題

胎児心拍数計測を行ううえで次の3つが課題として挙げられる。

- ・胎児心臓は発達段階なため、初期・中期・後期で大きさや形状が大きく異なり、その大きさは妊娠週数と同じくらい(例えば、妊娠20週なら20mm程度)と言われている。

- ・胎動や母体の呼吸の影響によりBモード画像上において胎児心臓が大きく移動することがある。
- ・胎児心拍数は、初期・中期・後期で異なるが、おおよそ成人の倍(140bpm程度)である。このため、フレームレートが低い場合、連続したBモード画像上でも胎児心拍に追いつかないため、胎児心臓の形状が大きく異なることがある。

### 3. 開発したアルゴリズム

#### 3.1 概略

Auto FHRの基本的な考え方は、検査者が心臓の拍動を分析するための関心領域ROI1を心臓部に設定すると、そのROI1を基に、胎動や母胎の呼吸による胎児心臓全体の動きをキャンセルするための関心領域ROI2を自動生成させ、パターンマッチング手法<sup>4)</sup>を用いて追跡・分析を行うものである<sup>5)6)</sup>。心拍数分析には、胎動の影響がなくなったROI1を基準に複数領域を設け、相互相関関数により、信頼性の高い領域の心拍数を求めるものである。なお、診療における検査時間の短縮は重要な課題であり、検査者の操作は極力簡便になるように考慮した。

#### 3.2 アルゴリズム

アルゴリズムのフローを図4に示す。

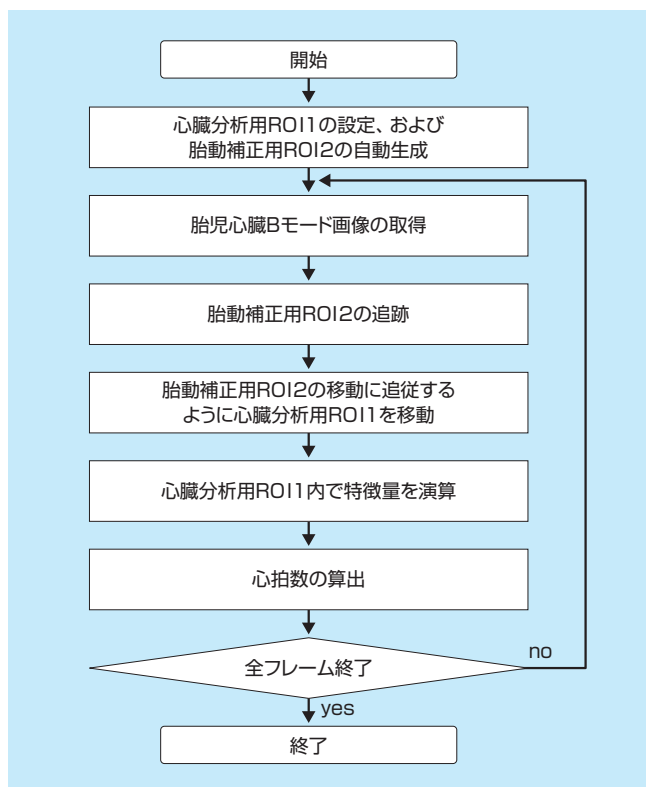


図4：Auto FHRの演算フロー

心臓分析用ROI1と胎動補正用ROI2の2つの関心領域を設定し、心臓全体の動きのキャンセルと心拍数計測を行う。

##### 3.2.1 心臓分析用ROI1

まず、胎児心臓を含む画像データが得られると、検査者は画像データ内の胎児心臓に対して関心領域ROI1を設定す

る。ROIサイズは可変であるが、妊娠週数による胎児心臓の大きさや、心臓の大きさに依存したコントラスト分解能を考慮し、早期胎児心臓に対しては心臓全体を囲むように、中期・後期の胎児心臓に対しては四腔のどれか1つ、例えば、左室全体を囲むように設定する(図5)。

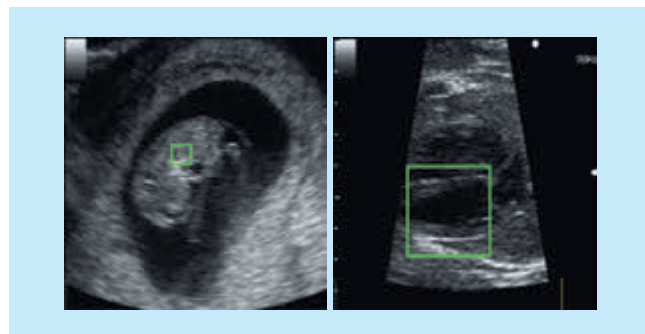


図5：ROI1の設定

検査者が胎児心臓にROI1を設定する。左図は早期胎児心臓、右図は後期胎児心臓に対する設定の例である。

##### 3.2.2 胎動補正用ROI2

続いて、検査者の操作手数を極力少なくさせるため(ROI1設定のみにするため)、そのROI1を利用し、ROI1の外側に大きめの関心領域ROI2を自動生成させる。ROI2は、早期胎児の場合は心臓を含まない心臓周辺の組織である。ただし、中期・後期胎児の場合はROI2内に心臓領域も含む場合があり、ROI2を複数に分割し、それぞれの平均輝度値等を算出し、心臓外の組織領域を主に含む分割した関心領域を新たなROI2と設定する(図6)。

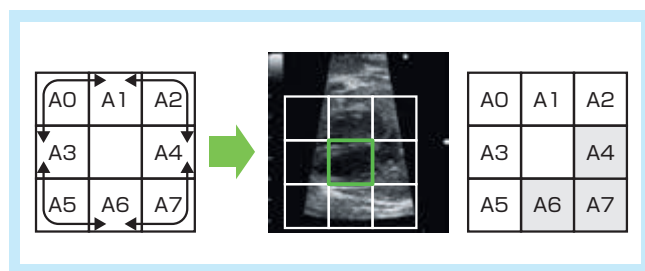


図6：ROI2の分割

左図中央の空白領域がROI1に相当するが、その周辺のA0～A7がROI2である。分割領域として、A3A0A1、A1A2A4、A4A7A6、A6A5A3、そしてA0～A7(矢印表示なし)の5領域に分割した。中央Bモード画像は後期胎児心臓の例で、左室を囲むようにROI1を設定(緑枠)すると、A4A7A6が心臓外組織領域を主に含む領域と判定され、胎動補正用テンプレートとして用いられる。

##### 3.2.3 胎動補正用ROI2の追跡と心臓分析用ROI1の移動

複数フレームにわたる画像データ内で、胎動補正用ROI2をテンプレートとして、所定サイズの探索範囲内をパターンマッチング法にてトラッキングすることにより、胎児の身体の動きを捉えた変動情報を得ることができる。この変動情報に基づいて、複数フレームの画像データ内で、胎児の動きに

追従するように心臓分析用ROI1を移動させる(図7)。

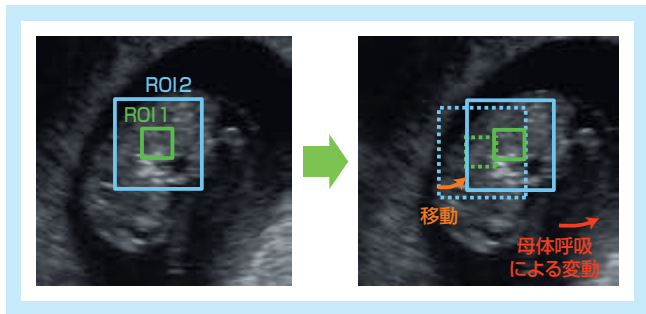


図7：胎動のキャンセル

母体呼吸の影響で両画像において胎児の描画位置が移動しているが、胎動補正用ROI2(青枠)は胎児の同じ腹部領域を追跡しており、そのROI2の移動に従い、心臓分析用ROI1(緑枠)を移動させることにより、ROI1は常に心臓部に設定されることになる。

### 3.2.4 特徴量演算と心拍数算出

ここで、心臓分析用ROI1は、検査者によってその位置とサイズを設定されたものであるが、その位置とサイズは心臓の拍動に比例した特徴量演算に最適なものであるとは限らない。ただし、ROI1内のある部分は心臓の拍動を正しく反映しているであろうと推定できる。そこで、ROI1を複数に分割し、それぞれのROI*i*(*i*は分割数)において特徴量を演算し、その中で心臓の拍動を反映している最適な結果をその胎児の心拍数とするものである。特徴量には輝度値、輪郭、時相間における相関値、固有ベクトルなどいろいろあるが、心臓の繰り返す拡張・収縮を考慮し、平均輝度値を用いることにした。

図8にROI1を6つの領域に分割し、それぞれの平均輝度値を時系列に求めた例を示す。6つの波形の中で、振幅や周期が最も安定的に揃っている波形の分割領域が胎児の心拍情報を正しく表していると推定できる。そこで、6つの波形それぞれにおいて、心拍周期と同周期の周期関数(sin)を基本波形とし、相互相関関数を用いて心拍波形と基本波形の類似性を

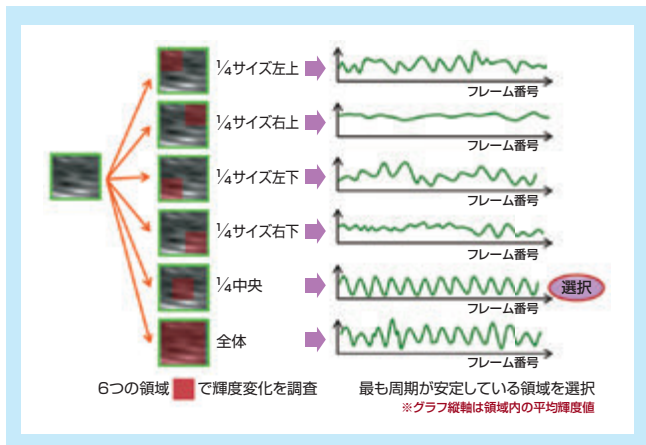


図8：ROI1を複数に分割

分割した6つの各ROI*i*内の心拍波形とそれぞれの正弦基本波形との相関により、相関度の最も高い心拍波形の心拍数をその胎児の心拍数とする。

演算し、相関の最も大きな心拍波形を選択し、その胎児の心拍数とする。

そこで、まず、6つの心拍波形それぞれにおいて以下の処理を施す。ローパスフィルター等により、心拍波形内の微小な凹凸ノイズを除去し、心拍波形内においてピーク(極大点)を探し出す。この際、標準的な胎児心拍数を考慮し、近接したピークが存在した場合はピーク値などを参考にどちらかを除外するようにした。そして、不適切なピーク以外の適切な複数のピークより心拍波形の平均周期をそれぞれ算出する。この平均周期を用いた正弦波を基本波形とする。この基準波形と心拍波形との類似度を演算し、類似度が最も高いものを信頼性の高い波形であると推定し、その心拍数を胎児心拍数とする。

ここで、相互相関関数とは、2つの時系列信号の類似度を評価するために使われる方法で、信号間の関係(周期性や振幅の類似度)を数値化するものである。ここでの2つの信号とは、上記それぞれの心拍波形において、連続して振幅、周期が安定している心拍波形を抜き出した選択波形と、その周期が選択波形と同一のsin波形とである(図9)。類似度演算には下記数式を用いる。

$$\text{相互相関関数}(tt) = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{t=N-1} (f(t) * \sin(tt+t))$$

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{t=0}^{t=N-1} \text{相互相関関数}(tt)^2}$$

ここで、 $f(t)$ は心拍波形、 $\sin(tt+t)$ は正弦波(基本波形)、 $N$ はフレーム数である。

6つの領域それぞれの基本波形と心拍波形から相互相関関数( $tt$ )と二乗平均平方根RMS(Root Mean Square)を演算し、RMSが最大となる領域の心拍数を対象胎児の心拍数とする。これらにより、ロバスト性の高い安定した結果が得られるものである。

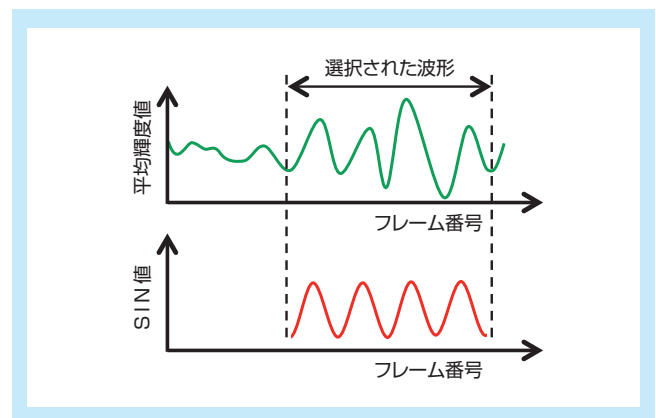


図9：相互相関関数に用いる2つの波形

心拍波形において、安定している心拍波形を抜き出した選択波形(図上)と、選択波形とその平均周期が同一のsin波形(図下)とを示す。

## 4. 結果と今後

臨床胎児データを用いて、Mモードによる心拍数、あるいはMモードが不明瞭な場合は動画をフレーム単位で目視で確認し、そこから求めた心拍数を真値として比較した結果、高い相関(相関係数 $R = 0.88$ )を得た(図10)。今後は、ARIETTA<sup>※</sup>シリーズで製品リリースする予定である。

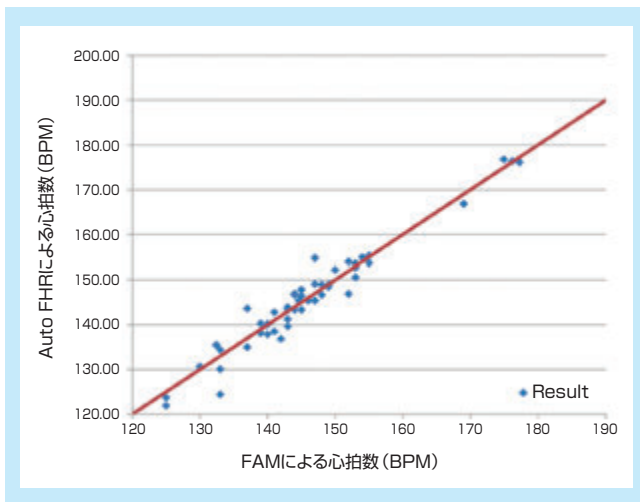


図10 本機能とMモードとの比較

早期胎児4例、中期胎児15例、後期胎児30例、計49例による比較結果。横軸はMモードによる心拍数、縦軸は本機能による心拍数である。

## 5. 謝辞

自動胎児心拍数計測機能Auto FHRの開発は、川崎医科大学産婦人科学2 中田雅彦教授(現、東邦大学医療センター大森病院産婦人科教授)、村田晋先生、鷹野真由実先生との共同研究に基づいたものである。ここに深く感謝いたします。

※ ARIETTAは日立アロカメディカル株式会社の登録商標です。

## 参考文献

- 1) 村田 晋, ほか: 2-dimensional speckle-tracking法を用いた胎児心拍数の計測. 第21回胎児心臓病学会: 111, 2014.
- 2) 中田雅彦: 最新超音波診断装置の実力検証. 月刊新医療 2015年5月号, 105-108.
- 3) 島田伸宏: 胎児心拍数モニタリング(改訂第3版). 東京医学社, 1994.
- 4) 馬場博隆, ほか: 2D Tissue Tracking技術の開発. MEDIX, 43: 19-22, 2005.
- 5) 喜安千弥, ほか: 心臓の超音波動画像における着目点の

自動追跡手法と精度評価. 第27回SICE九州支部学術講演会, pp.229-230, 2008.

- 6) T.Koga, et al.: Motion-compensated interframe coding for video conferencing, Proc. of Nat. Telecom. Conf., 531-535, November 1981.