

# 先天性心疾患の出生前診断を目的とした胎児心エコー検査をサポートする機能の紹介

Introduction of Functions to Support Fetal Heart Examinations  
with the Purpose of Prenatal Diagnoses of Congenital Heart Diseases

渡邊 哲夫<sup>1)</sup> Tetsuo Watanabe  
笠原 英司<sup>1)</sup> Eiji Kasahara

菊池 明子<sup>2)</sup> Akiko Kikuchi

<sup>1)</sup>日立アロカメディカル株式会社 第一メディカルシステム技術本部

<sup>2)</sup>日立アロカメディカル株式会社 マーケティング本部

侵襲性が少なく繰り返し検査が行える超音波診断装置は、周産期医療における画像診断において無くてはならないモダリティとして広く普及している。

今日では超音波診断の役割は、胎児期の一般的なスクリーニング検査に留まらず先天性心疾患の出生前診断を目的とした胎児期の心エコー検査にも及んでいる。各種関連学会による胎児心エコー検査への啓発活動や標準化の推進によって、その重要性はさらに高まりつつある。加えて超音波診断装置そのものも、分解能の向上や3D技術の進歩などに代表されるように性能や機能が近年飛躍的に向上し、先天性心疾患の出生前診断に大きく貢献している。本稿では超音波診断装置プロサウンド\*シリーズに搭載した先天性心疾患および不整脈診断をサポートする胎児心エコー検査に役立つ機能を紹介する。

Diagnostic ultrasound systems, with minimum invasiveness and with which examinations can be repeatedly performed, play a large role in diagnostic imaging in perinatal care. They have become a widespread and indispensable modality.

Today its roles are not limited to only general screening, and have widened its use to fetal heart examinations for prenatal diagnoses of congenital heart diseases. The importance of fetal heart examinations is being recognized more and more by actions to raise awareness from various related societies and by promotion of standardization. In addition, the diagnostic ultrasound system itself is largely contributing to prenatal diagnoses of congenital heart diseases with the recent significant advancements of functions and features, as represented in greater resolution of images and progress in 3D imaging technologies.

In this paper we would like to introduce various functions on the ProSound\* series ultrasound systems that support fetal heart examinations of congenital heart diseases and arrhythmia.

**Key Words:** Fetal echo, Convex CW, CW Doppler, Dynamic Slow-motion Display (DSD), STIC (Spatio-Temporal Imaging Correlation), RT-3D (4D)

## 1. はじめに

先天性心疾患の出生前診断は、重症先天性心疾患の救命率の向上や合併症の低減を実現することが期待されている。胎児心エコー検査は、先天性心疾患の出生前診断において染色体検査や遺伝子検査と並ぶ診断方法の一つとして、現在その重要性が高まっている。日本国内では、2006年に日本胎児心臓病学会(当時は日本胎児心臓病研究会)と日本小児循環器学会により胎児心エコー検査ガイドラインが作成され、胎児心エコー検査への理解・教育・標準化への取り組みが一

層活発化している。2010年には胎児心臓超音波検査が保険収載となるなど、今後ますます胎児心エコー検査の役割が高まり、診断への貢献が期待されつつある。

また胎児心エコー検査の普及は、こうした一連の臨床背景だけでなく超音波診断装置の性能の向上も大きく寄与していると考えられる。昨今の画像解像度や時間分解能の向上、3D技術の普及、さらには胎児心エコー検査をサポートするさまざまな専用アプリケーションの開発によって、従来に比べ胎

児心臓の微細な変化や胎児循環動態の観察が可能となった。

超音波診断装置プロサウンド\*シリーズでは、胎児心エコー検査をサポートするユニークな機能を積極的に搭載している。本稿では、①周産期の超音波検査で最も普及しているコンベックス探触子を利用し、弁膜症などの高速血流検出を可能にしたコンベックスプローブCWモード(Steerable CW Doppler by Convex Probe)、②微細かつ正常脈拍数が110～160bpmにも及ぶ動きの速い胎児心臓の断層像観察時の視認性を高めるスローモーション表示機能Dynamic Slow-motion Display(DSD)、③独自のアルゴリズムで胎児心臓の心周期を推定し、一定時間取り込まれた複数フレームの断層像から時相ごとのフレームを組み合わせることで胎児心臓のVolume表示を実現したSTIC(Spatio-temporal Image Correlation)の3つの機能について紹介する。

## 2. Steerable CW Doppler by Convex Probe

### 2.1 コンベックスプローブCWモードの必要性<sup>1)2)</sup>

胎児超音波検査で一般的に使われているコンベックスプローブでの血流速度測定にはパルスドプラ法(以下PWドプラ法)が用いられている。PWドプラ法による血流速度測定では、その原理から、超音波周波数が高いほど、また測定対象部位が深い位置にあるほど、測定可能な最高血流速度が低くなるという性質がある。

一方、成人や小児の循環器検査で一般的に使われているセクタプローブやインディペンデントプローブ(通称ペンシルプローブ)での高速血流速度測定には連続波ドプラ法(以下CWドプラ法)が用いられている。CWドプラ法による血流速度測定には、超音波周波数や測定対象部位の深さによる測定可能な最高血流速度の制約がない。

上記の特徴から胎児超音波検査において高速血流速度測定が必要になった場合、検査の途中でコンベックスプローブからセクタプローブ(またはペンシルプローブ)に持ち替えてCWドプラ法による検査を行う必要がある。

ただし、セクタプローブは胎児超音波検査に不向きな点もある。近距離の視野が狭く、コンベックスプローブに比べ画

像解像度が落ちることなどに起因し、血流測定部位同定が難しく、検査に時間を要する。超音波検査における胎児への安全性配慮の面からも、特に妊娠中期のドプラ法を用いた血流診断に際しては、可及的かつ短時間で診断することが胎児心エコーガイドラインでも推奨されている<sup>3)</sup>。

これらの問題を解決すべく開発したコンベックスプローブCWモード(以下コンベックスCWモード)を紹介する。コンベックスCWモードは、特別な設備を必要とせず、コンベックスプローブのまま広視野かつ高解像度の断層像を見ながら高速血流の速度測定が可能で、検査の効率化にも寄与することが期待されている。

### 2.2 PWドプラ法による血流速度計測の制約

PWドプラ法は、その原理から、測定可能な最高血流速度(以下 $\pm V_{Max}$ )に制限があり、 $\pm V_{Max}$ 以上の高速血流では折り返し現象が発生して最高血流速度を測定できない。

$$\text{ドプラの基本式: } \pm V_{Max} = \frac{C \times \frac{PRF}{2}}{2 \times f}$$

ここで、C: 音速、PRF(Pulse Reputation Frequency): 送信繰り返し周波数、f: 参照周波数である。

PWドプラ法の1回の送受信に要する時間、つまりPulse Reputation Time(以下PRT)はサンプルゲートまでの距離(測定対象部位の深さ)をDとすると往復距離を音速で割り、 $2D/C$ と言える(図1)。また、 $PRT = 1/PRF$ である。以上から、仮に、音速を1,530m/s、PWドプラ法の参照周波数を3MHzとすると、 $\pm V_{Max} = 0.0975/D$ となる。つまり、測定対象部位の位置が深いほど測定可能な最高血流速度が低くなる。具体例で示すと、参照周波数3MHzのPWドプラ法の場合、測定可能な血流速度は、深さ5cmで $\pm 2m/s$ 程度、深さ10cmで $\pm 1m/s$ 程度となるが、胎児心エコーにおける動脈系狭窄時の流速は4m/s～4.5m/sと言われており、PWドプラ法で測定可能な最高血流速度を上回り、測定不能となるケースが発生する。

一方、CWドプラ法は連続波を用いる(図2)ため、参照周波

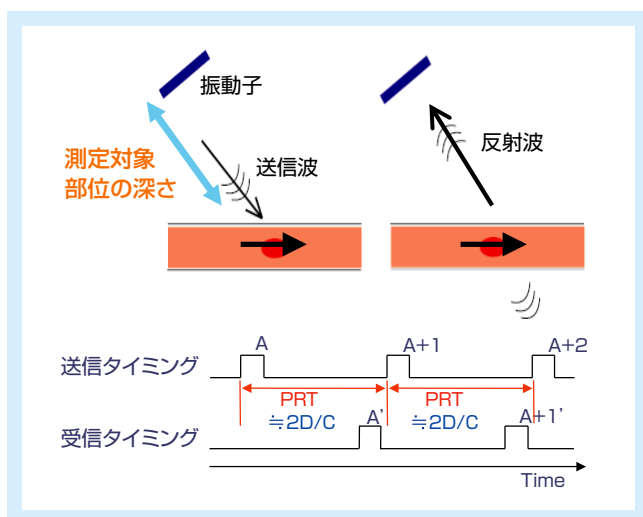


図1: PWドプラ法のイメージ

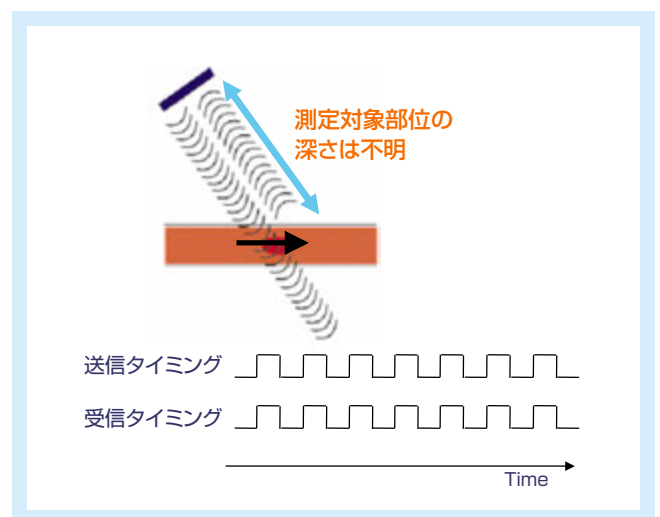


図2: CWドプラ法のイメージ

数や測定対象部位の深さによる制約はない。ただし、超音波ビーム上の全ての血流速度を表示するため、深さ方向のサンプル位置は不明となる。

### 2.3 コンベックスCWモードの感度を高める工夫

目的とする血流をとらえやすいよう、セクタプローブ同様にコンベックスCWもビームステアリングを可能にした。しかし、コンベックスプローブは円弧状に振動子が配置されており、ビームステアリングに伴う感度低下が懸念された。具体的にはコンベックスプローブのビーム特性はおおよそ図3のようになっており、目的とする血流との位置関係によっては図3の送受信点Rightのように感度が低い状態になってしまう。そのため送受信点を図3および図4のRightとLeftの2点設け、ワンタッチで切り替えできるように配慮した(図3、図4)。

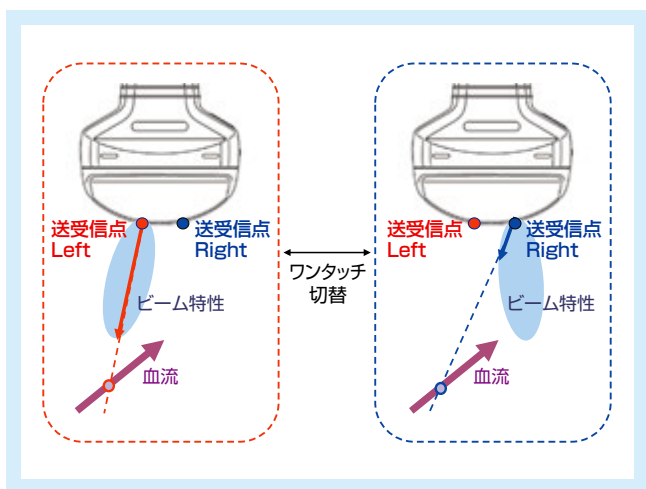


図3：送受信点をRightからLeftに切り替えるメリット

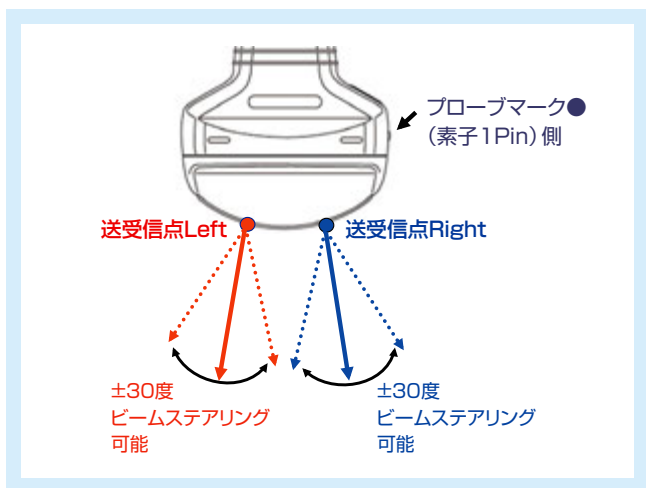


図4：ビームステアリングと2か所の送受信点(択一切り替え)

## 3. Dynamic Slow-motion Display(DSD)

### 3.1 DSDの必要性

胎児心エコー検査では、成人における心エコー検査と同様にリアルタイムで心臓の形態や動きの観察が行われる。微細な組織形態の観察やわずかな動きの観察が必要な場合には、

一旦超音波の送受信を停止(フリーズ)し、本体内部に一時保存された画像メモリを遡って関心のある時相(フレーム)を探し出してその静止画像を観察するか、再生区間を指定しスロー再生しながら観察することが必要となる。胎児心エコー検査ガイドライン<sup>3)</sup>においても、小さく速い動きが特徴である胎児心臓の観察には、コマ送りやスロー再生機能を使って1枚1枚ゆっくり観察することが推奨されている。特に拡張末期と収縮末期は心形態を観察するのに重要であるとされている。

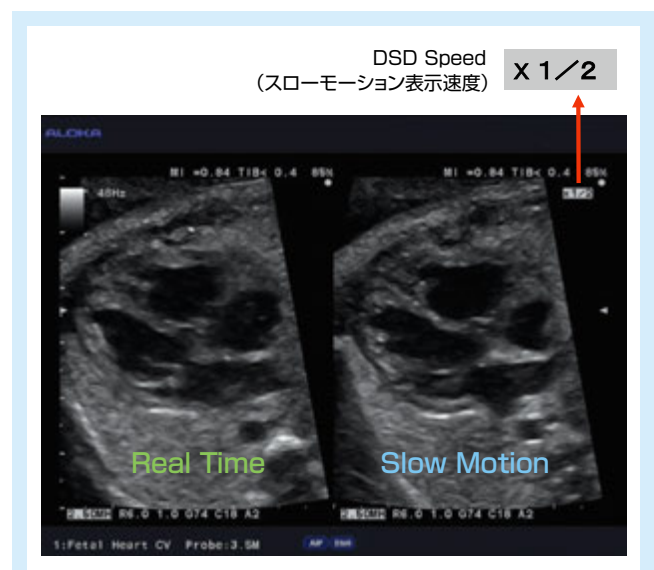
しかし、コマ送りやスロー再生の操作は複雑で、エコー検査の優れた特徴であるリアルタイム性を妨げ検査の流れを一時的に止めてしまうという問題点を抱えていた。そこで、リアルタイム性を維持しながらスローモーション画像を観察可能にするためDSDを開発した。

### 3.2 DSD機能概要

DSDはリアルタイム画像と、同一断面のスローモーション画像を並列表示する機能である。二分割された超音波表示エリアの左側にリアルタイム画像が、右側にスローモーション画像が表示される(図5)。DSD表示中におけるリアルタイム画像は通常検査時と変わらないコンディションで表示され続ける。一方スローモーション画像は、表示開始後、リアルタイム画像に対し徐々に遅れ続ける。この遅れをある一定のタイミングでリアルタイム画像に同期(以降リセット)させ、表示を続ける仕様となっている。DSDは3つのリセット方法を用意した(後述)。また、スローモーション画像の再生スピード(以降DSD Speed)は1/2、1/3、1/4、1/10で、スローモーション画像を観察しながら選択できるようにした。観察部位や検査目的に合わせて検査中に調整可能である。また、DSD機能動作中のリアルタイムとスローモーションの並列画像はデジタル保存が可能で、カンファレンスなどの画像再レビューが必要な時に第三者とスローモーション画像を共有できる。

#### (1)心電同期によるリセット(DSD ECG)

DSD ECGでは、DSD Speedの逆数のR波ごとにリセット



ご提供：長野県立こども病院 循環器小児科 瀧岡 浄宏 先生

図5：DSDのモニタ表示例



を実施する。例えばDSD Speed が1/3の場合、3心拍ごとにリセットされる。こうすることで、スローモーション動画は、1心拍のほぼ全てのフレームが表示されることになる(図6)。成人など生体信号を取り込める場合を想定した。

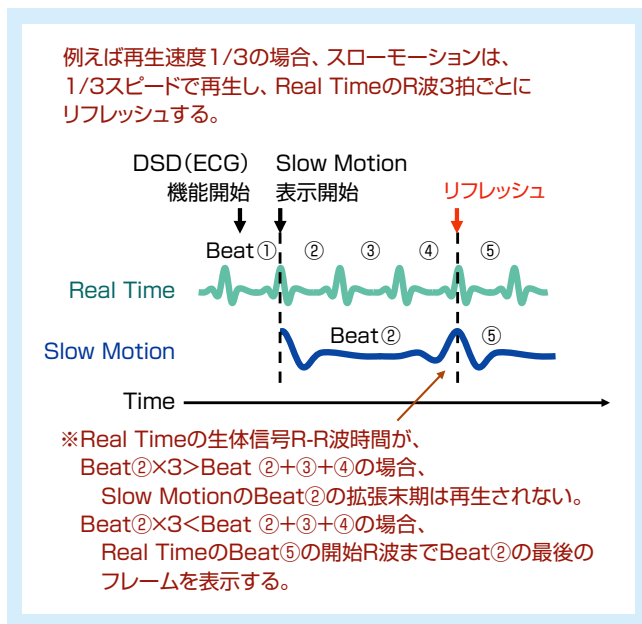


図6：DSD ECGの動作タイミング

#### (2)一定時間でのリセット(DSD Time)

胎児心エコーでは胎児の心電を検出することが困難であるため、DSD Timeでは一定時間ごとにスローモーション動画をリセットする。リセットのタイミングは1秒から10秒まで1秒刻みに選択でき、DSD Speedと独立設定可能である。

#### (3)手動によるリセット(DSD Refresh)

DSD ECGまたはDSD Time動作中、手動で任意のタイミングでリセットをかけられるようにした。例えばDSD Speedが1/10で成人心拍を観察する場合、10秒程度かけて1心拍がスローモーション表示されることになる。途中で自動リフレッシュを待つのが煩わしくなった場合を想定した。

## 4. STIC(Spatio-Temporal Imaging Correlation)

### 4.1 STICの必要性<sup>4)</sup>

2Dにおける胎児心エコー検査では、対象部位や断面の描出自体に苦慮することが少なくない。胎児のさまざまな胎勢に加え、胎動を伴う胎児の小さな構造物を一定時間安定して観察することは容易ではない。また胎位や胎向(母体と胎児の関係)によってはアプローチが難しく描出そのものを断念せざるをえない場合がある。これらの問題解消のために、かねてから胎児心エコー検査への3D技術の応用が待ち望まれていた。具体的には胎児心臓全体のボリュームデータを取得し、立体再構築することでスキンの難易度に関わらず、CTやMRIと同じように胎児心臓の任意断面の観察を実現することが求められた。しかしながら、胎児心臓への3D技術実用のためには、超音波診断装置ならではのいくつかの課題が存

在した。1つ目の課題は心拍数の高い胎児心臓の拍動に追従できる高速3Dデータ収集の実現である。一般的なメカニカルプローブを用いた3D超音波像は、コンベックスアレイの電子スキャンによる断層像を得ながら、モーター駆動でコンベックスアレイを扇型に振ることで得られるボリュームデータによって構築されている(図7)。しかしこの方法では3Dプローブのメカニカルスキャンのスキンの速度の限界から、成人に比べ2倍以上の拍動を持つ胎児心臓の3Dデータ収集は実現困難である。具体例を示すと、成人心臓の超音波検査で要求される断層像のフレームレートは遅くとも30Hzで、1心拍が1秒程度とすると1心拍に対し30フレームが必要となり、胎児の心拍数を想定すると1秒間に60フレームが必要となる。3Dボリュームも同様で、1秒間に60ボリューム以上が必要となり、仮に近年実用化されたマトリクスアレイプローブと呼ばれる電子スキャンで3Dボリュームを得る技術を用いても同様の理由で困難である。2つ目の課題は胎児心臓の心周期の解析手法の開発である。成人の心エコー検査の場合、被検者のECGから心周期を知ることができるが、胎児心エコーでは、胎児のECGを直接得ることは困難である。

これらの課題に取り組み、胎児心エコー検査での3D技術の実用化に向けてわれわれが開発したSTIC機能について紹介する。

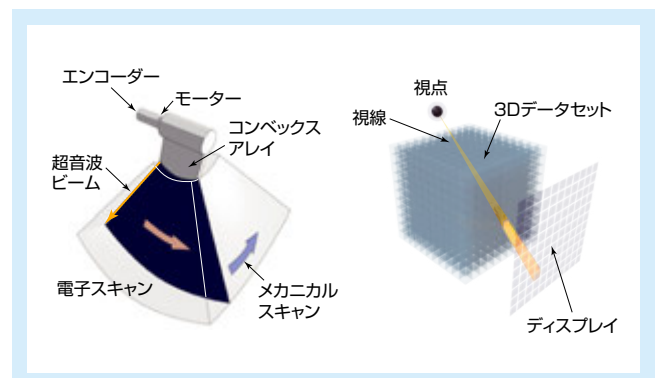


図7：通常の3D超音波データ取得イメージ(左)、3D超音波処理イメージ(右)

### 4.2 STIC概要<sup>4)</sup>

胎児心臓の3D画像構築にあたっては、まず胎児心臓のボリュームデータ収集が行われる。3Dメカニカルプローブを用い胎児心臓の全体像を含むように低速スキャン(1スキャンで10秒前後)を実施する。この間に多数の断層像が収集される。次に、収集した断層像に対し画像解析を行う。心室の動きなどから独自のアルゴリズムを用いて胎児心拍の周期を特定する(後述)。10秒前後のスキャンでは通常20～25回程程度の胎児心拍の周期が得られる。仮に1スキャンで1,000枚の断層像が得られ、その間に胎児心周期が25回含まれているとした場合、1,000枚の断層像を収縮末期などの特定の時相から25個に分割すると、心周期ごとのボリュームデータに分割されたことになる。

ここで、3Dプローブは低速にメカニカルスキャンを行っているため、胎児心臓に対するスキャン断面はゆっくりと移動しており、抽出した断層像を時間順に結合させると、ある時相の

ボリュームデータが構築できる。同様に次の断層画像を集めると、次の時相のボリュームデータが構築でき、これを繰り返すことで胎児心拍の1周期全てのボリュームデータが構築できる(図8)。

STICで収集した胎児心臓のボリュームデータを保存しておけば、超音波診断装置上のみならずオフラインPC上のSTIC解析ソフトウェアでも胎児心臓の3D再構築が可能である。

### 4.3 STIC調整の方法

STICは、データ収集時の最小の胎児心周期の間に得られる断層画像の枚数がボリュームデータ構築時のボリュームの数になる。ボリュームレートを上げるには断層像のフレームレートを上げる必要がある。

一方、2Dのフレームレートを上げると、電子スキャンの超音波走査線数を減らすことになり、ボリュームデータを構築した際の電子走査断面の方位分解能低下はもちろん、Cプレーンの電子走査面方向の画質低下につながる。

また、Cプレーンにおけるメカニカルスキャンの断面方向の走査線密度は、並べ替えを行った際に集めてくる断層像の数、つまり、データ収集中の胎児の拍動数と言える。これを調整したい場合は、データ収集時間および観察領域を決めるスキャンアングルを調整すればよい。胎児はじっとしていない場合があり、動いている状態でデータ収集を行っても位置ズレにより綺麗なボリュームデータが構築できない。胎児の動きがあまりない状態でデータ取得するべきだが、どうしても胎児が動いてしまう場合にはデータ収集時間を短くしたり、観察領域を絞るためにスキャンアングルを狭くする必要がある(図9)。

以上から、胎児の動きと必要とするイメージクオリティからデータ収集時間およびスキャンアングルと断層像のフレームレートを調整すればよい。

### 4.4 胎児心臓のボリュームデータをより正確に構築するための工夫

#### (1) 胎児心周期における収縮末期の正確な検出

一般的にSTICは収集した断層像を並び替えてボリュームデータを構築する際、収集中の胎児の心拍は一定と仮定し、代表的な周期を求め均一に並び替えを行う。そのため、一定周期で動作していない生体組織に対し、常に正しい胎児心周期を得られているとは限らない(図10)。また、不整脈のある胎児は処理できないとされていた。そこで、全ての心周期ごとに収縮末期を検出し、検出した収縮末期を元にボリュームデータを構築するよう工夫している(図11)。こうすることで不整脈が生じる胎児心周期のSTICボリューム構築が可能となった。頻脈に関しては心拍数が最大300拍程度までであれば胎児心周期の検出が可能である。

#### (2) 有用な時相の断層像を捨てずにSTIC構築する工夫

全ての心周期ごとに収縮末期を検出した場合、収集時の胎



図9 : STIC 3D表示

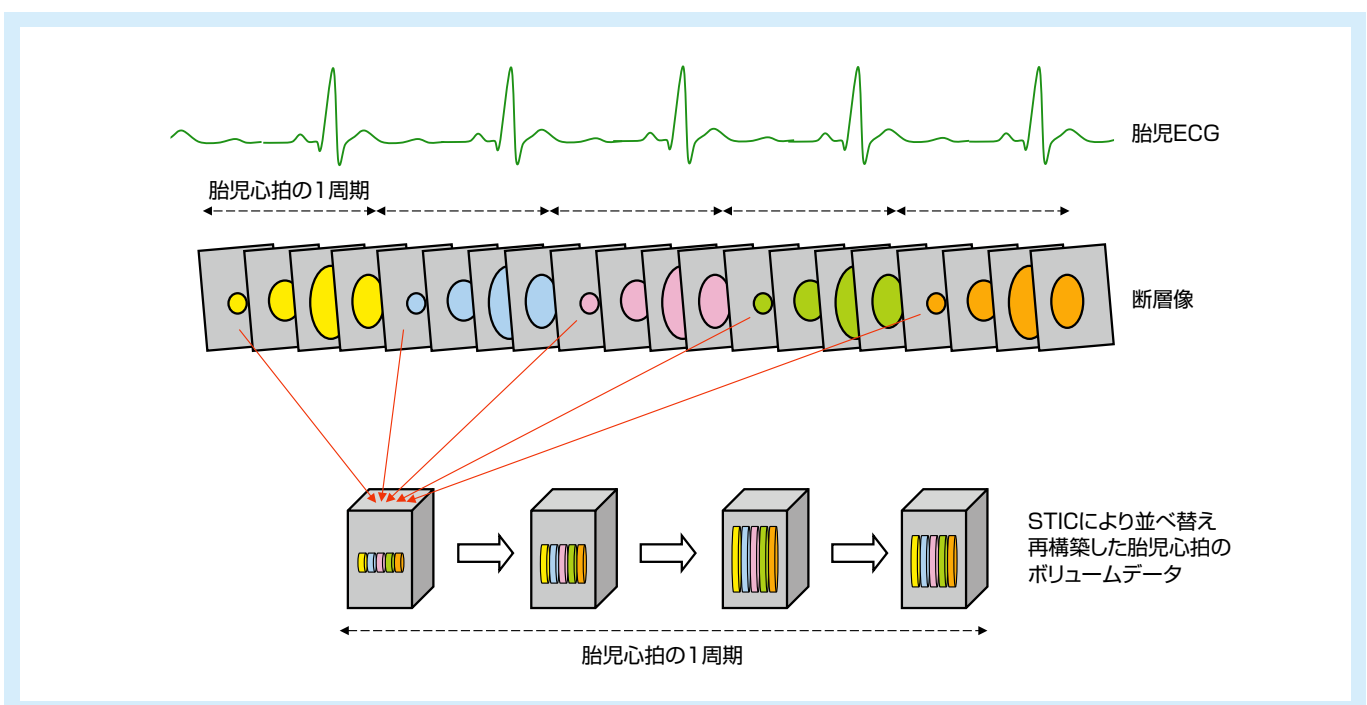


図8 : STIC画像構築イメージ

児心周期の間隔は異なるため、その間に収集したフレーム枚数も一定ではない。最小の胎児心周期を基準としてSTIC構築した場合、心周期が長い心拍は、有用とされる収縮末期前後の時相のデータが余り、STIC構築に使用しないことにな

る(図12)。そこで、収縮末期から最小心周期の半分をずらすことで、STICのボリュームデータを構築する際にEjection Fraction計測などで必要とされる拡張末期と収縮末期が必ず含まれるように工夫している(図13)。

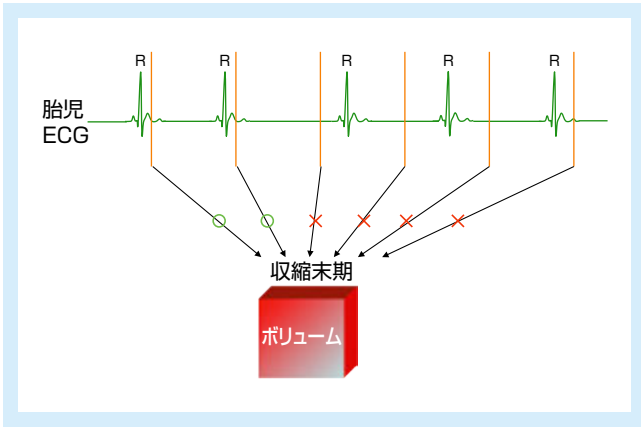


図 10 : 胎児心周期を一定とした場合のイメージ

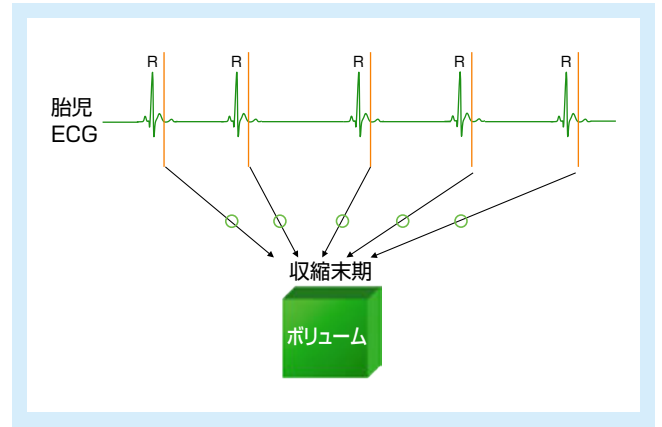


図 11 : 全ての心周期ごとに収縮末期を検出するよう改善したイメージ

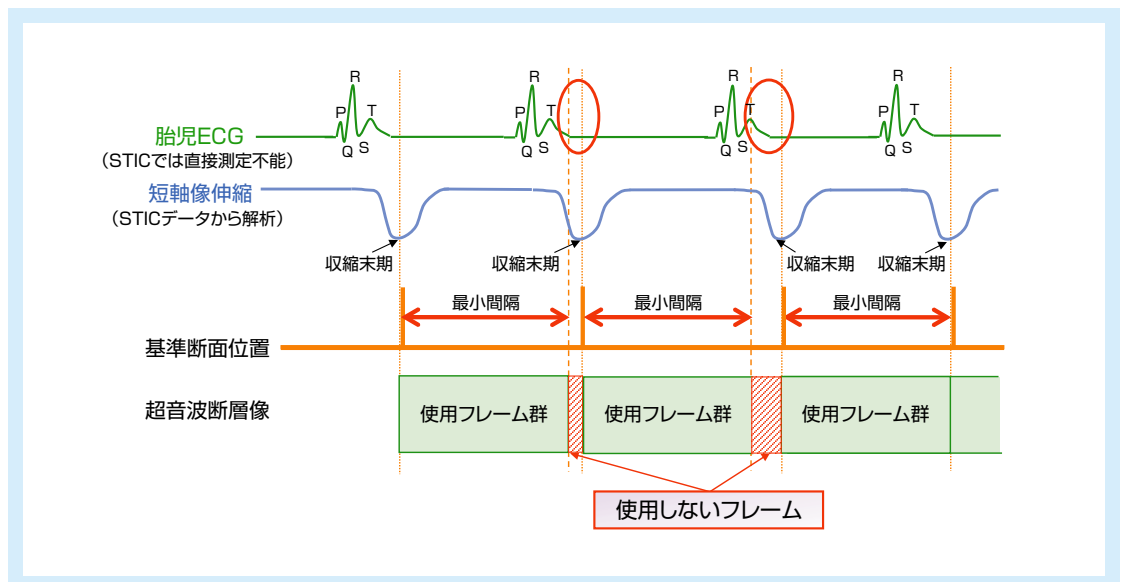


図 12 : STIC構築の基準を収縮末期とした場合

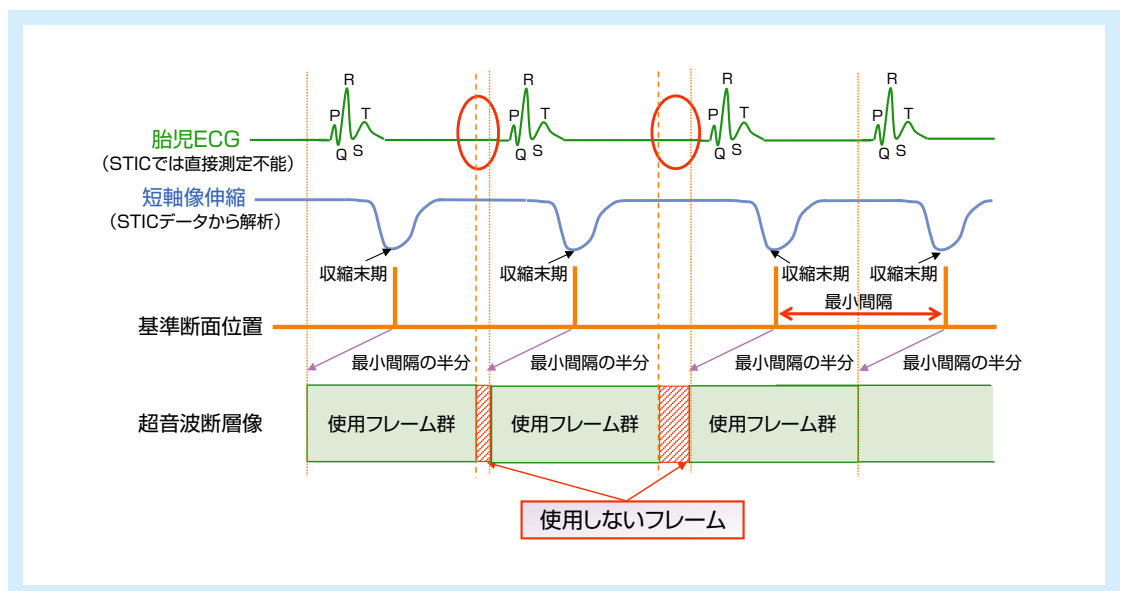


図 13 : STIC構築の基準を収縮末期から最小心周期の半分をずらした場合

(3)STIC画像収集中に胎動が大きかったことを知らせ、誤診を防ぐ工夫

STICデータ収集時間は10秒前後と長く、収集中に胎児が動いてしまうことも稀ではない。そのため、STIC構築のたびに断層画像の各フレームにおける心腔面積の変化と加速度から断層像の不連続度を求めている(図14)。1回のSTICデータ収集における不連続度の最大値を基準に不連続度75%以上の割合が、収集時間の中心的な時間帯(図14では60%とした)で少ない場合は、胎児が動いたと判断する。その場合はSTICのボリュームデータを表示する前にユーザーに対しエラーダイアログを表示し、収集した胎児心臓データに大きな不連続部があったことを通知することで、誤診予防に配慮している。

(4)チェックスキャン機能

3Dプローブは、通常、メカニカルスキャン方向の中心にコンベックスアレイが保持されており、その状態で胎児心臓がSTICのメカニカルスキャン範囲に確実に入るかどうかの判断は困難である。そのため、STICの断層像収集を実施する前に、設定したスキャンアングルでメカニカルスキャンを実施しながら

メカニカルスキャン角度を調整できるチェックスキャンという機能を設けた。STICデータの収集時間は約10秒かかるので、事前に短時間で収集範囲の確認および最適な値へ調整を行うことで、データの取り直しを防ぐことが期待される。

## 5. 搭載装置の紹介

コンベックスCW、DSD、STICを搭載した超音波診断装置ProSound<sup>®</sup> a7の外観を図15に示す。DSDおよびSTICは、ProSound a7のほか、ProSound F75(図16)やProSound a6にも搭載している(F75のDSDは2012年対応)。また、DSDを広く普及させるため、標準機能としてほとんどの超音波プローブで対応している。

## 6. まとめ

- ・胎児心エコー検査の重要性が増すなかでコンベックスCWモードが胎児心疾患の診断に寄与することや腎動脈や下肢血管に代表されるPAD(末梢動脈疾患)に対する超音波検査への展開も期待される。
- ・DSDが胎児心エコー検査に寄与することや成人心臓、小児心臓、動物心臓、トレーニングなど、胎児以外の領域へも応用されることが望まれる。
- ・PCによるオフラインSTIC解析が普及し、胎児心臓専門医による遠隔診断がより身近となり、循環器系疾患による新生児死亡率の低下に寄与することが期待される。

※ PROSOUND / プロサウンドは日立アロカメディカル株式会社の登録商標です。

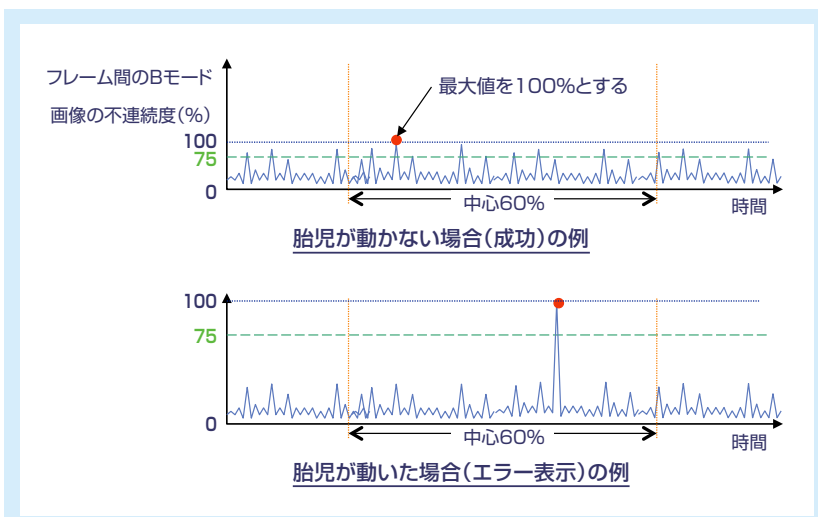


図14：断層像の不連続度検出の例



図15：超音波診断装置ProSound a7



図16：超音波診断装置ProSound F75

## 参考文献

- 1) 山本哲也, ほか: 世界初!リニア型探触子における連続波ドプラ法の臨床応用. RadFan, 4月号: 34-35, 15, 2010.
- 2) 山本哲也, ほか: リニア型探触子における連続波ドプラ法による最大血流速度測定の有用性. 超音波医学, 巻37増刊号: S266, 2010.
- 3) 胎児心エコー検査ガイドライン. Pediatric cardiology and Cardiac surgery, VOL.22, NO.5: 591-613.
- 4) 福家信二: STIC法による心臓検査. 臨床婦人科産科, 63巻7号: 900-909, 2009.