

実時間自己相関をもちいた胎児心拍数計

研究第1部 穂垣 正暢・原 量宏

〔研究協力者〕 坂元 正一

(東京大学医学部産婦人科)

竹内 康人

(横河ヒューレット・パッカー)

はじめに

胎児からとり出される信号には母体の心拍、呼吸、体動などに由来する雑音のほかに、胎児の体動や陣痛なども大きな影響を及ぼす。産科領域では、このようにさまざまな強さの雑音が混入した信号のなかから、胎児心拍に一致した周期性信号をとり出す必要がある。特に入力信号をそのまま増幅した場合に、雑音成分のほうが胎児心拍に一致した信号よりも強いような場合にも能率よく周期的な成分を抽出するには入力データ処理を行う必要がある。この小文ではLSIなどの論理素子を用いた情報処理システムことに最近の新しいデジタル技術を応用した、統計的な手法の1つである自己相関の連続的な演算を行わせる方法を中心に考えてみることにする。

I 従来の心拍数計とその限界

どのような新しい技術についても、その技術がデビューして、それが新しい地歩を築くには、従来から用いられていた装置に比較して、相当大幅なメリットがなければならぬ。これから紹介しようとする「実時間自己相関を用いた心拍数計」についても、従来から用いられていた「瞬時心拍数計」と対比させて考える必要があると考える。

その意味で、分娩経過中で強い陣痛が発生している段階——いい換えれば、母体および胎児からの雑音成分が強い状態——で、従来の技術ではどのような方法がとられていたかを考えてみることにしたい。一般には、入力とする胎児の信号として、下に示すような3種類があるので以下順に考えてみたい。

胎児心電信号

胎児ドップラー信号

胎児心音信号

I-1) 胎児心電信号

胎児心電を記録する方法としては、よく知られているように、

児頭誘導胎児心電信号

母体腹壁誘導胎児心電信号

の2種類がある。

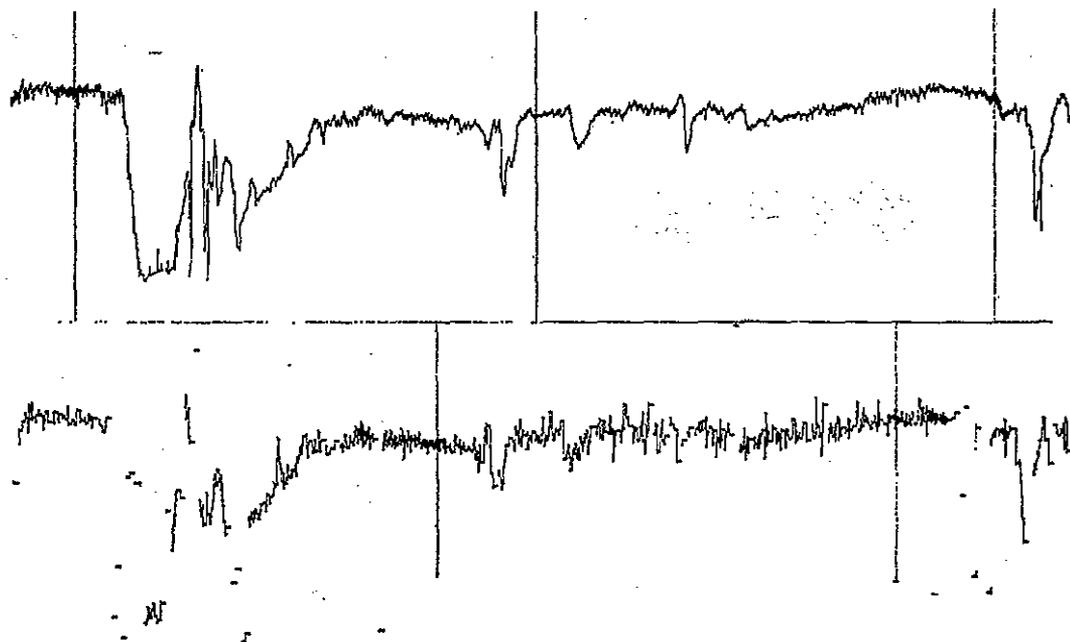
児頭誘導の胎児心電信号は、陣痛発作中も母体心電や子宮筋や腹壁筋の影響を受けることなく、明瞭に胎児R棘の観察が可能であるものの、分娩中、しかも破水後にしか利用できない¹⁾という制約がある。

しかし、この児頭電極は、胎児R棘のピークを正確に認識可能で、1つのR棘のピークと、次のR棘のピークの時間間隔を求めて、その逆数をとることで、一拍ごとの心拍数値(瞬時心拍数値)を得ることが可能となった。この方式の心拍数計が標準的な心拍数計として、現在も一般に用いられているので、少し詳しく説明することにしたい。

R棘間隔の測定精度、いい換えれば心拍の検出精度は、基本的には2つの因子によって規定される。第一はR棘の波高に対する雑音信号レベルであり、第二はR棘そのものの鋭さ、いい換えればR棘に含まれている周波数成分によって左右されるのは当然である。信号採取の技術に問題がなければ、R棘の大きさとして200~300 μ Vをとることは容易で、雑音成分としては通常10~20 μ V以下にとれるので、適当なフィルターその他を挿入することで、第一の因子は条件さえよければ無視することができる。しかし、第二のR棘そのものの周波数成分は、中心周波数が36~45Hz付近で、その前後では大きな減衰を示すために、R棘の検出精度は2 msec前後にとることが限界になる。もし、雑音成分の混入が前述の値を上回るようになると、さらにR棘の検出精度は悪くなるのは当然である。

たとえば、同じ胎児心電を入力信号としても、母体の腹壁から誘導した場合には、母体心電その他の雑音成分が混入するために、従来の方法では心拍の検出誤差は5 msec前後にならざるをえない。この値は胎児心拍数140に対して、約1%の誤差となる。これらの誤差は、従来の心拍計測手段のなかで、もっとも特徴抽出が容易

第1図 Comparison of correlation FHR-meter (upper trace)
and conventional peak-trigger FHR-meter (lower)
(both same doppler signal)



である胎児R棘を検出する場合のものである。

I-2) ドップラー信号を入力とした心拍数計

しかし、もし同様の手法を超音波ドップラー信号や胎児心音信号を入力とした場合には、どのようになるだろうか。第1図からも明らかなようにこれらの信号はさきに述べた胎児R棘のような特徴抽出が容易な部分を含んでいないうえに、信号対雑音の比率が著しく高いことがわかる。このために、胎児心電を入力とした場合と同様な手法を応用しても、心拍の生起時刻の認識は必ずしもよくないことが知られている。

まず、ドップラー信号の特徴は、胎児心電に比較して非常に広い周波数に分布していることである。胎児心拍に一致した周期性信号に限ってみても、下記のように4種類の異なった成分から構成されている。

(1) 胎盤の胎児側に由来する信号、胎児側血管壁や、その内部のゆるやかな血流からの反射によるため、150 Hz以下の低い周波数成分が特徴である。

(2) 胎児の心筋、もしくはその周囲の心臓その他の組織に由来する信号 (150~450 Hz)

(3) 胎児心の弁に由来する信号 (400~1000 Hz)

(4) 血流に由来する信号 (1000~2000 Hz)

このように、多種類の信号が発生しているのみでなく、(3)の弁信号のように、弁の開閉のたびに発生する鋭

いパルス状の信号を発生するものから、血流信号のように比較的ゆるやかに増減するものまで、さまざまな種類の信号が1つの心拍周期内でも多発して出現するのが特徴である。そのために、従来のドップラー信号を入力とする心拍数計は、(3)の弁に由来する信号がもっとも鋭い立ち上りを示すことに着目して、適当なフィルターを用いて弁信号のみを抽出して、これから胎児心拍の生起時刻を決定する方法をとっていた。したがって、この方法をとったときの心拍検出誤差は、弁信号の立ち上りの鋭さと、大きさによって左右されることになる。現在、臨床用に使われている装置の心拍検出精度は、弁信号とその他の信号との比率が、さきに述べた母体腹壁誘導の心電図よりも不良なことが多いため、さらに悪化するのは避けられない。

I-3) 胎児心音入力心拍数計

胎児心音信号を入力とした場合の心拍検出誤差についても、前述の議論がほぼあてはまる。この場合には、I音とII音のどちらか、あるいは両方をその相対的な関係を用いて認識して、トリガーを作成することになる。しかも、胎児心音信号の周波数成分が低く、しかも信号対雑音比が不良なため、臨床用の心拍数計測誤差はドップラー入力の場合よりもさらに悪化するのが一般的である。

II 実時間自己相関計

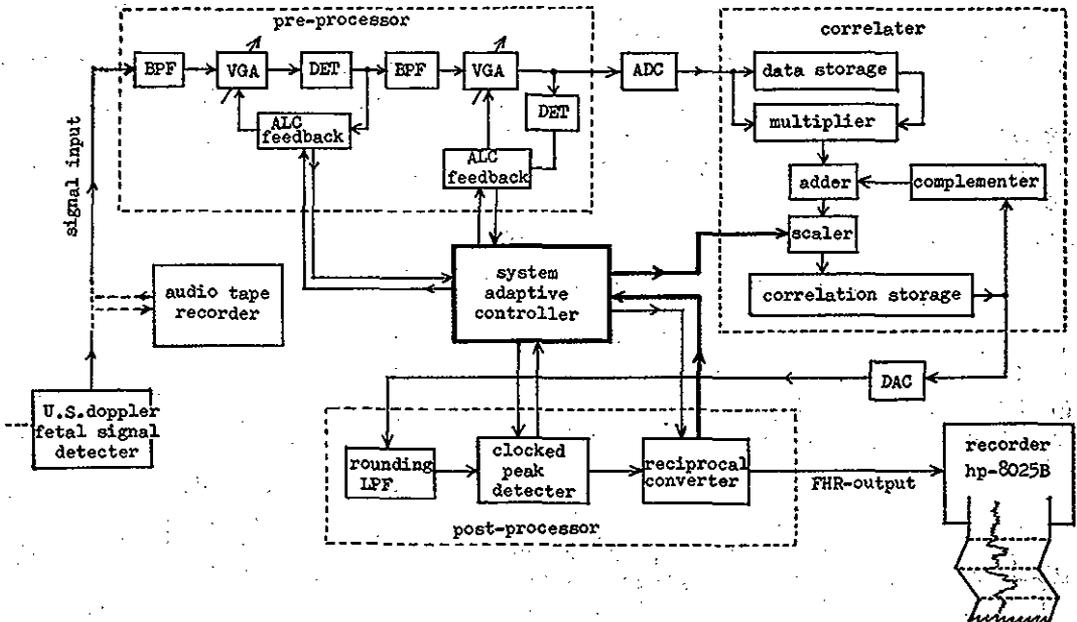
II-1 原信号の特徴抽出に代わる方法—信号全体の周期性の検出—

以上のべた従来からの標準的な方法は、すべて原信号のなかの特定部分、たとえば胎児R棘のみに着目して特徴抽出作業を行い、心拍の発生した時刻を決定することによって成立していたことがわかる。

しかし、この手法は、ドップラーの弁信号のように、位置、大きさ、向きの異なる複数の弁からの信号が発生し、しかも開閉の両時点で信号が発生する場合に著しく不利である。さらに、探触子には鋭い指向性があるために、母体の呼吸などに伴って、腹壁上で探触子が動揺すれば、胎児心との相対的な位置が絶えず変化する。また、胎児の位置も、子宮収縮、胎動その他によって変化するために、多数の弁信号群の大きさは絶えず変化する事は避けられない。いい換えれば、特定の弁信号のみに着目して、心拍生起時刻を決定することは著しく困難で、一般には10msec前後の誤差は避けられない。しかしながら、ドップラー信号は陣痛の有無にかかわらず、妊娠10週以降では全例に検出可能で、臨床的にもっとも簡便な心拍検出手段であることは事実である。したがって、実際に心拍数の測定が誤差を少なく、しかも容易にできれば、臨床実用上もっともすぐれたものになるはずである。

その意味で、ドップラー信号の性質をもう少し細かく検討してみる必要があると思う。それはたがいにとなりあった心拍に由来する信号同士の類似性は著しく高いことである。いいかえれば、原信号の変化の様子はフェーディング (fading) とよばれるように、ゆるやかな変化を示すことが多い。5拍も6拍も離れた信号同士で比較すると大きな差があっても、となりあった心拍に対応する弁信号でみると、たがいに非常に似た形をとっているのがわかる。もし、信号全体の類似性を比較することができれば、1つの心拍に由来する信号と、次の心拍に由来する信号は、たがいに重ね合わせることができはずである。もし信号のなかに心拍に一致しない非周期性の信号、雑音が含まれていても、いくつか重ね合わせていけば、平均操作することによって相殺されるはずである。これに対して、心拍に一致した周期性の信号はたがいに加算されて、明瞭になって行くはずである。この過程をさらに正確に行うには、統計的に処理して、重ね合わせるデータの長さをつぎつぎと変えて、信号の重なり具合を1つの関数として示すことが考えられる。このような手続きは、不規則な信号—雑音と、周期的な信号—心拍信号とがたがいに入り混っているなかから、周期的な信号成分を能率よく抽出するもっとも優れた方法であるといえよう。もし、連続的に入って来る信号のある時刻における状態と、それから一定時間だけ遅れて出現する状態が非常に似た関係があることが示されれば、理論

第2図 Block diagram of correlation FHR-meter



的にもランダムな信号のなかにかくれた周期的な信号を検出したことになるといえる。

いいかえれば、従来は入力信号のごく一部(たとえば胎児心電のR棘)のみに着目して、心拍発生時刻を決定していたのに対して、この方法ではつぎつぎと異なった長さのデータを重ね合わせてみて、もっとも緊密な関係のある最初の時間を周期として検出する方法がある。この考えをもう少し進めると、自己相関の演算を行うことは、入力データ全体を利用して、連続的に切りとったデータの重なり合いの程度を示す函数を計算することであるともいえる。従来の方で、たとえば胎児R棘が認識されたときだけ、心拍信号がとぎれとぎれに発生していたのと基本的に異なり、自己相関値は連続的に発生することになる。

II-2 実時間自己相関演算システム

実時間自己相関システムは第2図に示したごとくで、前処理回路、相関演算部、後処理回路及びシステム制御回路から構成される。さらに附加回路として、モニター回路、記録計が必要となる。以下順を追って説明する。

II-2-1) 前処理回路

まず、胎児心電、心音、ドップラー信号などが増幅されたのちに、信号のレベルが調整されるとともに、周波数の範囲が適当となるように処理する必要がある。この目的に使用されるのは、入力信号の自動レベル調整あるいは適当なフィルターであるが、その設計は従来の瞬時心拍数計とは基本的に異なった点がある。

特に、この回路は、相関演算部の特性に適合した、周波数特性をもたせることが必要である。第2図に示したものは、ドップラー信号を入力とした場合の前処理回路の出力である。エンベロープをとることによって、周波数帯域を変換している。さらに、適当な、フィルターを置いて、周波数特性が相関演算部と適合するように処理している(第3図)。これは、第1図から明らかなように、直流成分と、高域成分の除去は、前処理回路に統いて設け

られたA-D変換器の特性に合わせて行なわれている。

II-2-2) 自己相関演算装置

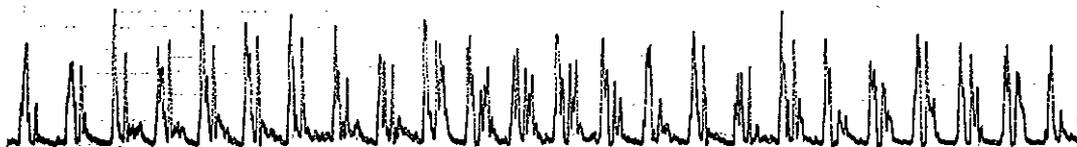
次に、前処理回路からの信号は、連続的に変化するアナログ量であるが、自己相関演算装置に入力するためには、デジタル量に変換される必要がある。それは、自己相関を演算するためには、一定の長さのデータを蓄積して(記憶して)、異なった時刻とのデータとの積を作る必要があることは式(1)からも明らかである。このような演算を行わせるために、デジタル量に変換するのが従来からの瞬時心拍数計と基本的に異なった方法であるといえる。

次にこのようにして、デジタル量となったデータは、一方で記憶素子に蓄積されるとともに、それより先に到着していたデータとの積と、その和を演算する目的に使用される。

使用したA-D変換器のサンプリング間隔は5 msecで、記憶素子は4ビット×256語のものである。また相関部の記憶素子は、16ビット×256語のものである。この相関演算部は、市販の相関計とは、多少ことになった演算処理を行っているが、もっとも、大きな特徴は、附加した論理回路によって、制御されていることである。

ここで注意しなければならないのは、この種の心拍数計には、単純な指数函数を用いた重みつき自己相関函数が利用されることである。この重みづけの定数は、記憶素子(データレジスタ)に収容されている古い相関値。がつぎつぎに自動的に一定の比率が消し去られて、いく一方で、代わりにつぎつぎと新しい相関値の群が入ってくることである。この自動的に重みづけされる比率。が大きいくほど、かなり昔の相関値が発奮力を残していることを示している。この値は、等価的にちょうど抵抗とコンデンサーで形成される時定数の放電のように、指数函数的な減衰を意味することになる。この時定数の長さは、等価的に自己相関を演算している区間の長さを示すことになる。

第3図 Envelope of fetal Doppler signal



第4図 Waveform being correlated (bandpassed result of Fig. 1)



この種の自己相関システムでは、古いデータが自動的に忘れ去られる率を適当に設定できるのが特徴である。もちろん、外部から固定した時定数を設定することもできるが、信号の雑音成分が増加した場合には、できるだけ昔の相関値も残しておいて、周期性成分抽出のための演算時間をみかけ上長くとも可能である。いい換えれば、このようなシステムでは、等価的にみた演算時間の長さは、この時定数によって定められるのであって、記憶素子の数によって左右されないのが特徴である。

このように実時間自己相関計は、それ自身としては比較的簡単な演算素子を用いた装置であるが、従来の瞬時心拍数計には見られなかった、まったく新しい機能を備えていることを忘れてはならない。

それは、従来の心拍数計が古典的なフィードバック機構を用いていたのに対して、この装置では、最適制御 (optimalizing control) あるいは適応制御 (adaptive control) がはかられている点である。

これは、自己相関演算部からの出力をもとに、入力回路、あるいは前処理回路を含めた各部の状態をチェックして、自動的に最適な動作点をさがすように制御している点である。たとえば、入力信号の雑音レベルが上昇して、自己相関函数の第一極大値の大きさが低下したのが検出された場合、入力回路や前処理回路の特性を変えて、最適化するようにするなどである。この場合、単純に入力信号レベルを一定に保つように制御するのではなく、少なくとも全体の演算結果から制御するように考慮するのである。

特に、自己相関函数の主極大が鋭く立ち上っているほど、誤差が少なく、周期性の検出ができることは明らかであるから、原信号の入力のうち、幅の広がったゆるやかな立ち上りと立ち下りを与える低域成分は、できるだけ抑制して、鋭い立ち上りを与える高域成分はできるだけ強調する必要がある。しかし、一方で低域成分があまりにも抑制されると、振動的な演算結果を与えるために好ましくない。このような事態を避けるために、あらかじめ適当量の低域成分が通過するように、低域と高域成分の混合比を調節することが望ましい。このようなさまざまな動作状態に応じて、適当な特性を装置にもたせることが可能になった点で、この装置は基本的に従来の瞬時心拍数計と異なっている。その意味で、この装置は理論的に優れているのみでなく、今後の性能向上の可能性が大きいことを忘れてはならない。

II-2-3) 主極大検出装置、心拍数演算、記録

前述の自己相関演算装置からの出力のうちで、最初に

出現した主極大の位置 (1st peak) の検出を行うものである。第2図に示したように、原点から自己相関函数の最初の極大値までの時間軸の長さ T_0 が心拍信号の周期を示している。この T_0 を検出して、その逆数をとれば、胎児心拍数となる。

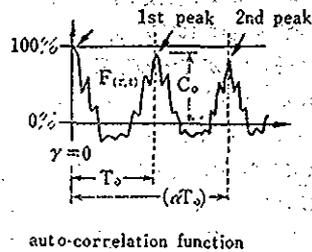
ここで注意すべき点は、自己相関函数の時間軸の長さが圧縮されていることである。このことは、さきの自己相関演算装置で、1つの新しい入力信号が到達するたびに、自己相関函数の演算が行われるために、実際の心拍間隔時間よりもはるかに速いことである。

次に、計測する時間間隔は、ピーク-ピーク間隔ではなくて、原点と第一ピークの間である。さらに、実際的には、主極大検出のよみ出しは、1つのサンプリングが行われたたびに行う必要はなく、臨床上差し支えない程度にのみよみ出しサイクルの範囲内で平均値算出、あるいは異常値の除去などの処理が可能であることも注意する必要がある。

III 臨床的にみた実時間自己相関胎児心拍数計

試作装置による胎児心拍記録を観察するために、分娩中の胎児心音、ドップラー信号、児頭誘導胎児心電をデータレコーダーに記録し、繰り返し再生して動作状態を観察した。

第5図 胎児ドップラー信号と自己相関システムにおける自己相関出力の演算式



$$F(r,0) = \int_{x-r}^{x+r} f(x) \cdot f(x+r) dx. \quad (\text{analog form})$$

$$F(r,0) = \sum_{k=0}^{n-r} f(k) \cdot f(k+r). \quad (\text{digital form})$$

右のアナログ出力の原点から最初の極大値までの時間軸の長さ T_0 が心拍周期を示す。この T_0 の逆数をとり胎児心拍に換算する

ドップラー信号を入力とした場合の胎児心拍数の記録を行ってみたのが第5図である。これは分娩直前の胎児ドップラー信号をデータレコーダーに記録し、繰り返し再生して、従来の瞬時心拍数計 (H. P. 8021A 下段) と、試作した自己相関胎児心拍数計の記録 (上段) で比較し

たものである。一見して明らかなごとく、従来の胎児心拍数計では、胎児心拍変動のトレンドがかろうじて判定可能ではあるものの、細かい心拍変動は判定不能である。この症例では、入力信号の信号対雑音比が3bd程度で、誤動作は陣痛間欠時には10~30%にも達し、陣痛発作時には40~50%以上の心拍検出ミスを示した。しかし、同一入力に対して、実時間自己相関システムを使用したさいは、はるかに優れた心拍検出特性を示し、陣痛発作時、間欠時を通じて1~2%の検出ミスにとどまった。この成績にみられるように、従来の瞬時心拍数計に比較して、心拍検出ミスは $\frac{1}{10}$ 以下に減少し、特にS/N比の悪化時における心拍検出精度の向上が著明である。

一般的に、分娩直前の娩出陣痛にさいしては、ドップラー信号を入力とした場合、従来の瞬時心拍数計で心拍曲線が良好に記録できたのは、40例中わずか20%であった。しかし、実時間自己相関システムを用いれば、40例中2例の探触子の装着不適当によると思われる症例を除いて、全例良好な記録が可能となった。少なくとも、心拍リズムが聴取可能であれば、全例良好な心拍記録が可能となり、分娩監視装置の信頼性の大幅な向上が認められた。

さらに、このシステムは原信号全体に含まれる周期性成分に着目して、心拍検出を行うという特徴をもっている。そのため、信号対雑音比の悪化したドップラー信号を入力とした場合、従来の瞬時心拍数計のいずれにも見られた3~5beats/minの測定誤差の出現は、新しいシステムでは完全に抑制されている。これは、入力信号の振幅、波形、位相などが母体の呼吸その他により絶えず変化するための、いわゆる「フェーディング」が測定結果に影響しないことを示しているといえよう。

さらに、急激な心拍数変動に対する追従特性の問題であるが、図に示すように、本システムは従来の瞬時心拍数計に比較してむしろ優れた追従性を示した。これは、この種の瞬時心拍数計は1つの拍から次の拍への心拍変動が7BPM前後以上になると、雑音と判定する回路が附加されていることが多い。そのため、急激な心拍変動に対して、むしろ自己相関型が有利な傾向を示したものと思われる。

また、著明な徐脈の発現とともに、期外収縮が頻発した症例について、2種の心拍数計を用いて比較してみたが、自己相関システムで測定不能な期外収縮時には、瞬時心拍数計も測定不能に陥った。

以上のことから、少なくとも臨床的に見る限り、理論的に優れた実時間自己相関胎児心拍数計は、従来のトリガー型の瞬時心拍数計に比較して明らかな優位を示し

た。

さらに、現在の段階での本システムがなお試作段階であり、今後、最適制御をはじめ、多くの改良、改善がはかれる可能性があることを考慮すれば、新しいシステムの将来性は大きいといえよう。

IV 考察

生体信号の特徴は不規則な雑音成分と、心拍信号のような周期成分から成り立っていることであるといっても過言ではない。この点に着目するならば、理論的には周期性検出のためのもっとも優れた方法は、自己相関函数の演算であることは明らかである。

このことについては、すでにFavret, van Bemmel. また武井, 坂元, 鈴木らによって着目され、1960年代の後半から、胎児心電図を中心に自己相関函数の演算の試みがなされていた。しかし、いずれも大規模なハードウェアを必要とするうえに、オンライン、あるいはベッドサイドでの臨床応用は不可能な装置であった。それは、一つにはたとえばFavretの使用した装置がLINC-8であることが示すように、データレジスタと、演算のためのアクセスタイムが著しく長いために、実時間での自己相関演算は不可能であったからである。

しかも、こうした悪条件下での少数の先駆者達の業績も、1966年以降注目を集めるに至ったドップラー装置の登場によって、脚光を浴びることなく忘れられていた。しかし、基本的には、当時の技術では自己相関演算は胎児心拍数計として利用するには、あまりにも高価で複雑なシステムであると考えられていた。

しかし、その後のエレクトロニクスの進歩は著しく、ことにLSI。その他の半導体演算素子の進歩によって、実時間での自己相関演算が技術的に可能となった。

また一方で、ドップラー信号を入力として能率よく胎児心拍測定が可能な装置に対する需要が大きくなったことも否定できない。特にこの領域では、従来のアナログ技術を駆使した瞬時心拍数計が、1つの技術的限界に直面したことも事実である。

このような技術的背景のもとで、再登場したのがここに紹介した実時間自己相関胎児心拍数計で、1973年、Y.H.P.の竹内康人によって、臨床的に実用に耐える装置がはじめて報告されるに至った。

その意味で、従来の瞬時心拍数計がアナログ技術の第1世代であるとするならば、デジタル技術を駆使した論理装置である点で、第2世代の装置であるといつてさしかえないと思われる。

しかし、一方でこの種の装置の完成度については、現

時点でも必ずしも充分でない面があることも事実である。

たとえば、演算素子1つをとってみても、4年前に比較して大幅な性能の向上がはかられ、演算速度、高密度化とともに、マイクロ CPU の登場など、装置の設計そのものがハードウェアの時代から、RAM, ROM に代表されるソフトウェアへの過渡期に達している。このような技術的な進歩の結果として、この種の小型の論理装置そのものが大幅な変化を迫られているといえよう。その意味で、本装置の今後には実り多い将来性のある分野が残されていることは明らかである。

おわりに

心拍信号が不規則な雑音成分とともに、明らかな周期性信号から成り立っていることに着目して、新しい論理的な背景にもとづいた実時間自己相関胎児心拍数計の基礎的諸問題を検討した。

本装置は、実時間で自己相関演算を行うことに特色があり、従来のフィードバック制御に代わって、全体が最適に制御される点などいくつかの理論的な特色があるのみでなく、臨床的にも従来の瞬時心拍計に比べて明らかな優位を示すことがわかった。

【参考文献】

- 1) Hon, E. H.: An Introduction to Fetal Heart Rate monitoring, Hartly Press Inc., 1969.
- 2) Maeda, K. et al.: Medical Ultrasonics, 9(1):9, 1971.
- 3) Takemura, H. et al.: Medical Ultrasonics, 9(1): 82, 1971.
- 4) Favret, A. G.,: Digest of 1971 Int. Conf. on M. E.B.E. Session 1, 4, 1971.
- 5) Van Bommel, H.: Digest of 1967 Int. Conf. on M.E.B.E. Session 7, 4, 1967.
- 6) Takei, T., Sakamoto, S., Kobayashi, T., Suzuki, T., & Abe, Z.: Int. Conf of M.E.B.E., 512, 1965.
- 7) 穂垣正暢, 原量宏, 坂元正一, 竹内康人, 伊藤晴夫: 第14回ME学会大会論文集, 439, 1975.
- 8) 坂元正一, 穂垣正暢, 原量宏, 竹内康人: 産婦治療, 30(6): 595, 1975.
- 9) Takeuchi, Y., Hogaki, M.: I.E.E. E. Transaction Tokyo. Densi Tokyo, 13: 36, 1974.
- 10) 穂垣正暢, 原量宏, 坂元正一, 山口徳光: 第16回ME学会大会論文集, 150, 1977.
- 11) Y. Takeuchi, M. Hogaki, Ultrasound in Med., 3B, 1327~1332, 1977.

AUTO CORRELATION METHOD FOR FETAL HEART RATE MEASUREMENT FROM ULTRASONIC DOPPLER FETAL SIGNAL

M. Hogaki Y. Takeuchi
(Yokogawa-Hewlett-Packard, Ltd.,)

The authors have got to think that such a direct triggering procedure, that is triggering on some predetermined characteristic point (for example one certain valve signal), has certain limitation for the purpose, and developed a special auto-correlation processor compatible to conventional instantaneous heart rate meter.

The basic concept of our system is to make a real time, extreme quick auto-correlation algorithm equivalent to beat-to-beat heart rate meter, by "adaptively" controlling the algorithm itself according to the "present heart rate". Fig. 1 shows the envelope of the Doppler fetal signal changes with each beat there is still good correlation between the beats.

A simple real time adaptive auto correlation system was build and proved to be very effective for the use of fetal heart rate meter by ultrasound doppler fetal heart signal. The system seems to indicate one of the successful method of the microprocessor generation cardiograph.