

分娩時の母児安全管理に関する研究

慶応義塾大学医学部

諸橋 侃 飯塚理八
名取道他 谷 道郎

三栄測器株式会社

木村雄治 菊川武明
太田郁雄 諸江輝義

はじめに

我々は、母子保健に於ける重要なテーマである周産期死亡率の軽減と心身障害児発生の予防対策をME（医用電子工学）の立場から行政面に反映させ、解決できる様、分娩時の母児安全管理、なかならず、誰にでも使用できる新しい診断機器の開発と、その診断基準の確立について研究を行った。

今回は、胎児組織血 pH 測定の安全計測を行うための諸問題、母児の電氣的インピーダンスの計測、およびテレメーター式的分娩監視装置の開発と臨床応用について報告する。

I 母児の電氣的インピーダンスに関する研究

研究目的：胎児直接計測が盛んになりつつある現在、母児への計測に対する電氣的安全については、従来報告がほとんどされていない。そのため、電氣的安全に関しては、成人用心臓カテーテル電図測定と一般心電図測定の間中であろうとの推測がなされていた。そこで、我々は母児の電氣的インピーダンスの計測を試みた。

研究方法：母児への安全という面から、第1図に示す様なフローティング系の測定器を試作した。測定器の電源は電池とし、出力形式はフォトアイソレーションとした。電氣的インピーダンス測定電流は、安全性を考慮し、IEC等により許容されている患者測定電流 $10\mu\text{A}$ よりも少ない $1\mu\text{p}$ とし、周波数は商用電源を考慮し、 55Hz 正弦波を用いた。またデジタルダイヤル付調整器を使用し、そのデジタル値がインピーダンス値となる様に直統形とした。

研究結果：実測結果は図-2に示す如くである。

インピーダンス測定の接触インピーダンスは、ステンレス針電極にて $1\sim 2\text{k}\Omega$ 、 $\text{Ag}-\text{AgCl}$ 皿電極にて、 100Ω 程度であった。羊水では、測定電極面積 1cm^2 、電極間 1cm にて 100Ω 程度であった。胎脂は、同電極にて、電極間距離 1mm にて、 1Me 以上であった。児頭-臍帯間は約 $1\text{k}\Omega$ 、臍帯は $250\Omega/\text{cm}$ 程度、長さにより多少異なるが約 $7\text{k}\Omega$ 程度であるが、臍帯-母体大腿部間を直接計測すると約 $2\text{k}\Omega$ 程度であった。この値は、上記臍帯のみの値より低いが、これは胎盤や臍帯の一部が子宮腔内にあり、羊水等による影響があったと推定される。また出生直後の臍帯をクランプしてない状態での母児大腿部間は約 $3.4\text{k}\Omega$ であった。

考察：各部の実測結果から、母体大腿部-胎盤-臍帯-児大腿部間の各インピーダンスを合成すると、約 $10\text{k}\Omega$ 前後となる。しかし出生直後の母児間を上記の系で実測すると約 $3.4\text{k}\Omega$ と低下した。このことは、児が子宮内に存在している場合、羊水の影響、児と子宮壁の接触等により、母児間インピーダンスが各部分間の合成値よりも低下することを示唆している。すなわち、児にそれだけ余分に電流が流れる可能性を持つことになる。従って、胎児に電極を装着する場合の電氣的安全性は、I ECのI級CF型に準ずるべきことが示唆される。

要約：児への直接計測を行なう場合、母児間インピーダンスは、羊水や児の子宮壁との接触等により、低インピーダンスとなり、余分に電流が流れる可能性を持つため、使用機器はI級CF型を用い、かつ慎重に対処しなければならないという臨床上極めて重要な知見が得られた。

II 胎児組織血 pH 測定の安全計測に関する研究

研究目的：胎児組織血 pH の連続測定を行う場合、pH 電極は装着を考慮した小型化、かつ安定化が必要であり、また母児が電氣的に安全な計測方法であることが必要となる。

一般に生体の pH 計測においては、分単位の応答性を持った pH 計が使われている。しかし胎児心拍数、陣痛との同時測定記録を考慮すると、これらと同様の応答速度、即ち秒単位の応答速度を持った pH 電極が必要となる。そこで我々は、小型で装着後の安定性がよく、かつ、その為に生ずる欠点である応答速度の遅延のない小型複合 pH ガラス電極の試作を行った。また、胎児組織血 pH の連続測定を行う場合の電氣的安全については、従来報告がない。電氣的安全性を考えると母児間の電氣的インピーダンスを計測しなければならない。それは pH 測定が一般に児頭皮へ pH 電極を装着するため、電氣的ループ、つまり pH 計—pH 電極—児頭—児心臓—臍帯—母体大腿部—pH 計が形成される。そこで我々は、母児間の電氣的インピーダンスを実測し、pH 計使用上の安全性も合わせて検討した。

研究方法：新たに試作した微小複合型ガラス pH 電極の構造を図-3に示す。高さ18mm、直径20mmの円筒状の小型電極で、ガラス電極は電極部分を4φの球状とし、比較電極の液絡部は、多孔質膜を用いた。内部電極は、ガラス電極部および比較電極部とも Ag-AgCl である。また母児間の電氣的インピーダンスについては、前記「母児の電氣的インピーダンスに関する研究」で述べた通りである。

研究結果：pH 計にベックマンSS-2型を用い下記の結果を得た。6.86 pH~7.60 pHの間において、直線性は誤差が±0.01 pH 以内であり、応答速度は90%応答で2~3秒、電極間インピーダンスは100MΩ 以下であった。また不斉電位は±30mV以内であった。

母児間の電氣的インピーダンスは、前述の如く出生直後の児大腿部—臍帯—胎盤—母体大腿部での実測値は羊水等の影響により、各部々間の合成インピーダンスより低下し、3kΩ程度と低値を示した。

考察：胎児組織血 pH 測定において、母児間に影響を与える電流は2つある。それは、pH 電極自身による不斉電位を補正する電圧による患者測定電流と測定系の患者漏れ電流である。母児の電氣的安全を考えれば、患者漏れ電流は、児頭—児心臓—臍帯という経路を通る為、pH計はIECのI級CF型でなければならない。いま、母児間インピーダンスが羊水により低下する場合、3kΩと考え、I級CF型で許容されている患者測定電流10μAを考慮すれば、患者測定電流によって母児にかかる電圧は30mVとなる。つまり、この30mVがpH電極の不斉電位に相当することになる。従ってpH電極は、不斉電位が少なくとも±30mV以内でなくてはならない。しかし、一般市販のpHメータの補正電圧値は、この値を大きく越す約±100mV~±1Vを出力することができるので充分注意して使用しなければならない。

次に、患者漏れ電流について考えると、pHメータの補正電圧、つまり直流電圧である患者測定電流に加算されることを考えなければならない。

要約：常に安全なpH計測を行うためには、患者測定電流の立場からは、不斉電位の少ないpH電極を、患者漏れ電流の立場からは、pHメータは内部電池電源型とし、接続機器への信号は、無線テレメータによるアイソレーションあるいはファイバースコープによるフォトカプラー方式を採用することが望ましい。

III 分娩監視装置のテレメータ化に関する研究

研究目的：医学上の検査を行う上で患者の抱束なしに検査を行なうことは正確なデータを得るのに必要なことである。しかし分娩監視装置において、今のところ不可能に近い。そこで我々は分娩監視装置本体と患者に取付られている変換器（胎児心音マイクロホン、外測陣痛用トランスジューサ）との間のコードを取り去り、患者の精神的、肉体的抱束を緩和するために、テレメータ送信器を内蔵した変換器の開発を試みた。

研究方法：今回新たに開発した送信器を内蔵した胎児心音マイクロホンと外測陣痛用トランスジューサを図-4に示す。胎児心音マイクロホンにはエレクトロッド・コンデンサマイクロホンを

使用し、変調回路はFM-FM方式で送信周波数74.47MHzである。形状は外形60φ、高さ17.5mm、重量116gで電源には酸化銀電池(4G13-6V)を用いた。外測陣痛トランスジューサはストレンゲージを用いたガードリング方式を採用し、ストレンゲージの変位電圧をFM-FM-FMによるDC伝送方式で送信した。送信周波数は77.53MHzである。形状は外形66φ、高さ21.5mm、重量は140gである。電源は胎児心音マイクロホンと同じである。受信装置には三栄測器製(1970)を使用し、従来よりある分娩監視装置の入力より信号を入れ、心拍・陣痛図を記録した。受信装置の全体を図-5に示す。

研究結果：送信部の周波数帯域は胎児心音マイクロホンが0.1Hz~500Hz(-3db)、外測陣痛トランスジューサはDC~30Hz(3db)の平坦な周波数帯域を持っており、胎児心音、陣

痛曲線を伝送するには十分な帯域を有している。また送信回路の伝送周波数の直線性は±1%以内、送信距離は見通しのよい屋内で約30mである。連続使用時間は胎児心音マイクロホンが60時間、外測陣痛トランスジューサが約12時間であった。本装置で計測した心拍・陣痛図を図-6に示す。

考察：変換器と装置の間にコードがないために患者が自由に動けるようになった。また患者に対する電気的安全については十分に保証されることはいうまでもない。一方医師にとって多くの患者を1個所で監視ができることは医療効果を能率的に行うことができる。

要約：送信器内蔵の胎児心音マイクロホンおよび外測トランスジューサの開発に成功し、分娩監視装置の新らしい方向づけを行うことができた。

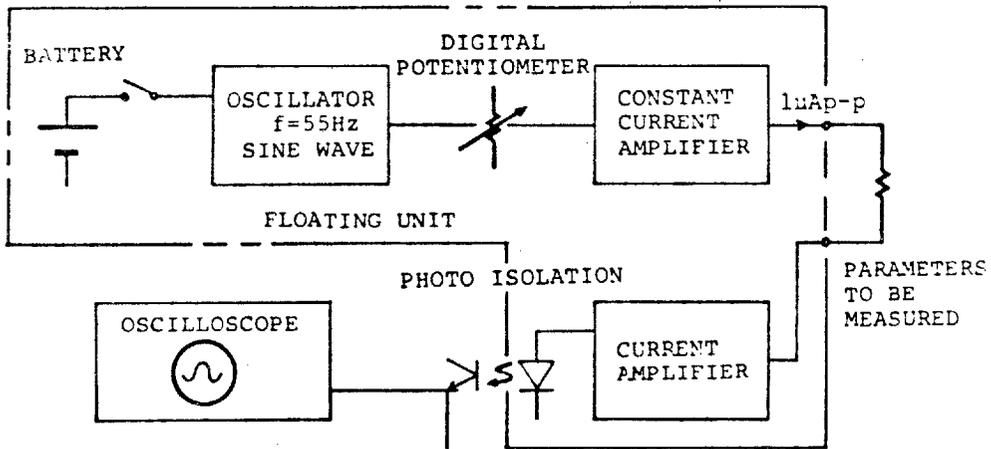


FIG-1 BLOCK DIAGRAM OF IMPEDANCE MEASURING INSTRUMENT

REGION	IMPEDANCE
BETWEEN FETAL HEAD AND UMBILICAL CORD	APPROX. 1 KΩ
BETWEEN UMBILICAL CORD AND MATERNAL FEMORAL SURFACE	APPROX. 2 KΩ
UMBILICAL CORD (APPROX. 250 Ω/cm)	APPROX. 7 KΩ
AMNIOTIC FLUID	APPROX. 100 Ω
VERNIX CASEOSA	OVER 1 MΩ
CONTACT IMPEDANCE	
NEEDLE ELECTRODES	1 KΩ TO 2 KΩ
Ag-AgCl ELECTRODES	APPROX. 100 Ω

FIG- 2 IMPEDANCE OF LIVING TISSUES BETWEEN EXPECTANT MOTHER AND FETUS

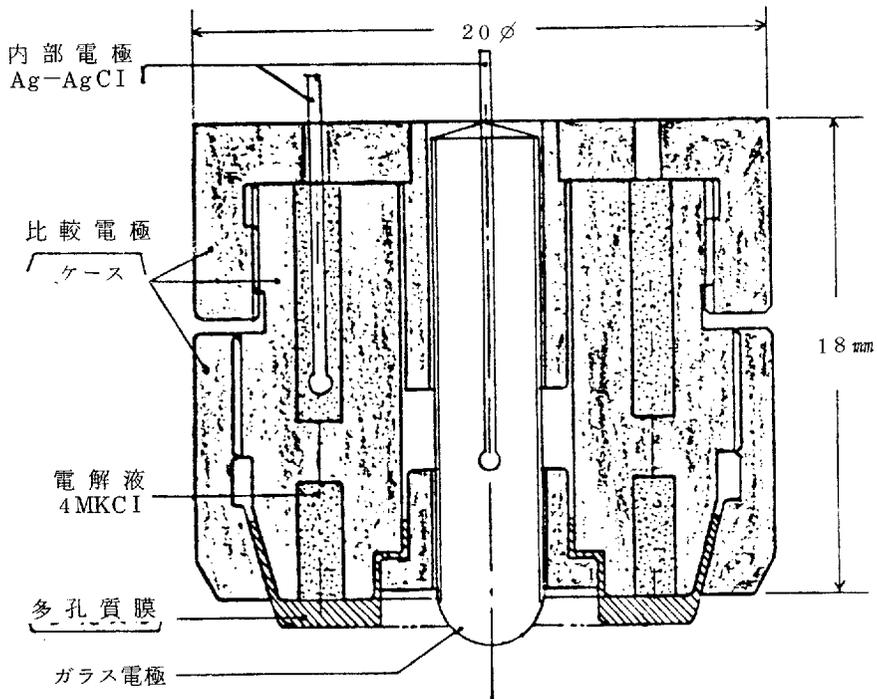


図-3 電極の構造

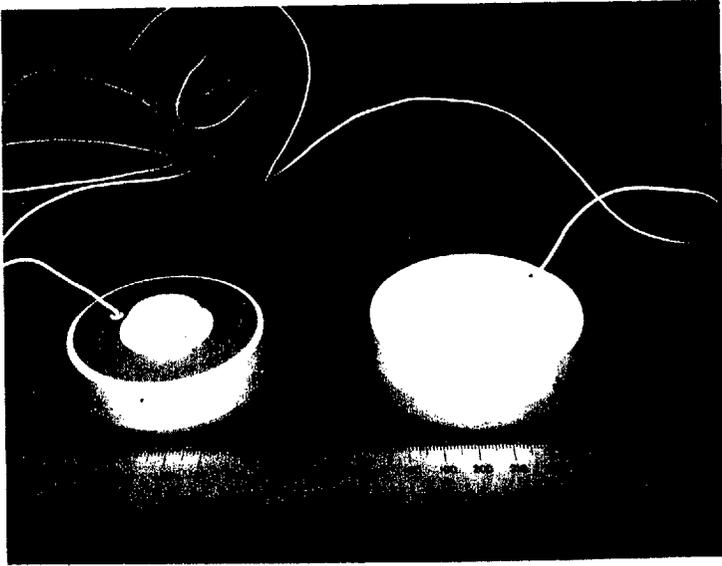


図-4 送信器を内蔵した変換器
左 胎児心音マイクロホン
右 外測陣痛トランスジューサ

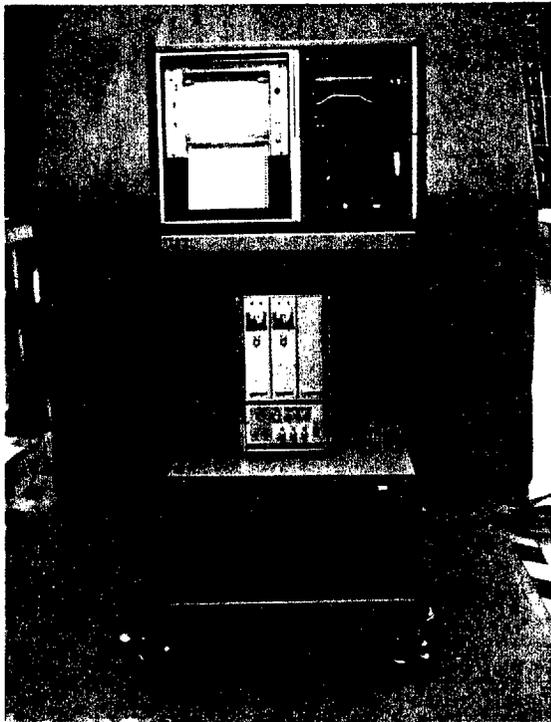


図-5 受信装置と分娩監視装置

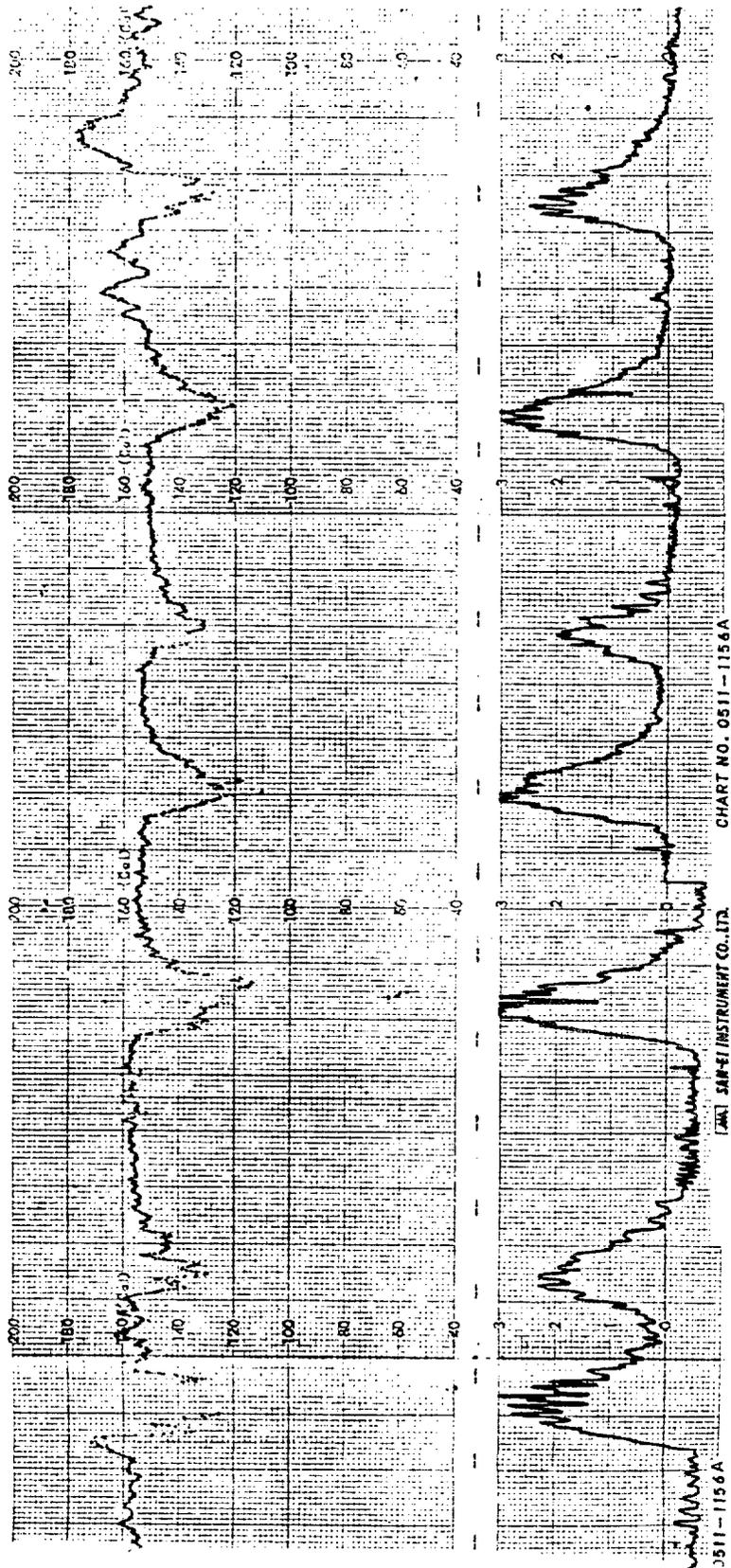
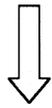


図-6 テレメータ方式による心拍・陣痛図



検索用テキスト OCR(光学的文字認識)ソフト使用

論文の一部ですが、認識率の関係で誤字が含まれる場合があります



はじめに

我々は、母子保健に於ける重要なテーマである周産期死亡率の軽減と心身障害児発生の予防対策を ME(医用電子工学)の立場から行政面に反映させ、解決できる様、分娩時の母児安全管理、なかんずく、誰にでも使用できる新しい診断機器の開発と、その診断基準の確立について研究を行った。

今回は、胎児組織血 pH 測定の安全計測を行うための諸問題、母児の電氣的インピーダンスの計測、およびテレメーター式の分娩監視装置の開発と臨床応用について報告する。