

母体腹部体表筋電図に関する研究

—その意義と臨床応用—

札幌医科大学産婦人科学講座 (主任: 橋本正淑教授)

長澤 邦雄

Studies on the Electromyogram of the Maternal
Abdominal Surface

—The Significance and the Clinical Application—

Kunio NAGASAWA

Department of Obstetrics and Gynecology, Sapporo Medical College, Sapporo

(Director: Prof. Masayoshi Hashimoto)

概要 本研究は無侵襲・無拘束により記録した母体腹部体表筋電図 (以下 MAS-EMG と略す) の意義を認め、初産40例・経産50例の記録の分析、処理により、実用的・客観的分娩進行情報となることを明確にした。

すなわち、1) 明瞭な MAS-EMG を至適フィルタ [低域遮断フィルタ (時定数0.003s), 高域遮断フィルタ (150Hz), ノッチフィルタ (50Hz)] により雑音成分を除去し記録した。2) MAS-EMG は子宮収縮に同期し加速期～急昇期に断続的に発現、律動性を維持しながら分娩進行に伴ってダイナミックに漸増した。3) 分娩進行情報として有効な MAS-EMG の周波数帯域は10～110Hzであった。4) MAS-EMG の振幅特性は、左側が右側よりも大きく、とくに左外腹斜筋部が高電位を示した。5) MAS-EMG の発現順位は、左外腹斜筋部→左内腹斜筋部→左腹横筋部と右外腹斜筋部の順位で多くの場合発現した。6) MAS-EMG のピークホールド曲線は、正常分娩・異常分娩で特徴的なパターン差を示した。7) MAS-EMG の振幅波形は、分娩時の不随意的・反射的怒責「いきみ」の効果をj知る有効な情報となった。

Synopsis The study made me recognize the significance of the electromyogram of the maternal abdominal surface (MAS-EMG), which is taken in a non-invasive and by a non-biding procedure, and also it has been proven that I can get practical and objective information from the MAS-EMG during labor in 40 primiparous and 50 multiparous. That is to say that: 1) I can record the MAS-EMG by using the right filters [low cut filter (time constant 0.003s), high cut filter (150 Hz), notch filter(50 Hz)] in order to eliminate noise constituents. 2) the MAS-EMG appears intermittently in the acceleration phase to the maximum slope phase when uterine contraction occurs and keeps the rhythmic MAS-EMG increased dynamically along with the progress of delivery. 3) the available frequency zone in the MAS-EMG is from 10 Hz to 110 Hz, information which I obtained during delivery. 4) the characteristic of the amplitude in the MAS-EMG is that the left side is larger than the right side-especially the left m. externus abdominus shows a high electrical potential. 5) the following order of MAS-EMG occurred frequently: left m. obliquus externus abdominus → left m. obliquus internus abdominus → left m. transversus abdominus and right m. obliquus externus. 6) the peak-hold curve of the MAS-EMG shows a great difference between normal delivery and abnormal delivery patterns. 7) the wave forms for amplitude in the MAS-EMG constitute a practical body of information for the evaluation of involuntary and reflective bearing down action during delivery.

Key words: Electromyography • Abdominal surface • Delivery • Uterine contraction • Bearing down efforts

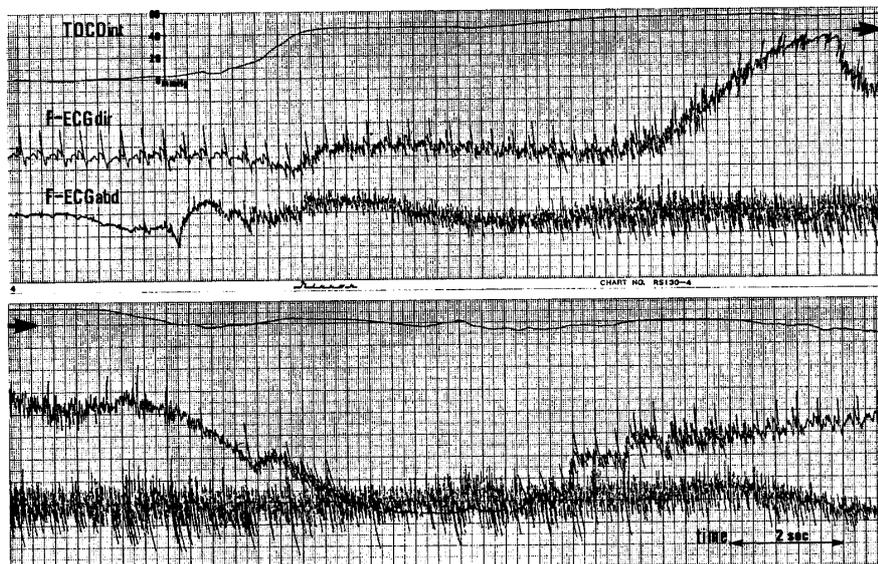
緒言

現在まで分娩の臨床的データとして陣痛周期・頸管開大度・児先進部下降度などがある。このうち陣痛周期は、内測法により子宮内圧の変化を、また信頼性は薄れるが²⁾外測法により腹壁上から

子宮筋収縮を測るなどによつて客観的に測定できる。しかし、その子宮収縮パターンの周期と振幅だけで分娩の進行を知ることはできない。また、進行中の分娩現象を連続的に無侵襲・無拘束またはそれに近い計測法で測定する場合、頸管開大

図1 胎児心電図に混入する筋電図～雑音

胎児心電図を記録する場合、筋電図～雑音が子宮収縮に同期して、児頭誘導胎児心電図・母体腹壁誘導胎児心電図に高いレベルで混入する（上・下図は連続記録図）。TOCO int：内測陣痛曲線、F-ECG dir：児頭誘導胎児心電図、F-ECG abd：母体腹壁誘導胎児心電図。



度・見先端部下降度などの計測は實際上困難である。

そこで私は、無侵襲・無拘束な計測法を前提に内診所見と矛盾しない他の形で、実用的かつ客観的な分娩情報を母体の電気現象から探求した。

以前から腹壁誘導胎児心電図にある時点から子宮収縮に同期して、筋電～雑音が高い電位で混入し、胎児心電図の検出を困難にすることが知られている¹⁰⁾(図1)。この筋電～雑音といわれる現象に着目し、その活動電位波形を母体腹部体表筋電図(以下MAS-EMGと略す)で観察した。MAS-EMGに共存する超低周波数帯域の分極電圧などのアーチファクトと母体心電図成分が、目的とするMAS-EMGを著しく妨害することがわかった。その雑音成分を至適フィルターで除去してMAS-EMGを記録した。このMAS-EMGは分娩進行に伴ってダイナミックに振幅変動し、特徴のある周波数帯域を示した。この振幅と周波数成分は、個々の分娩進行を検討するきわめて有力な新たな情報であることがわかり、本研究を行った。

研究方法

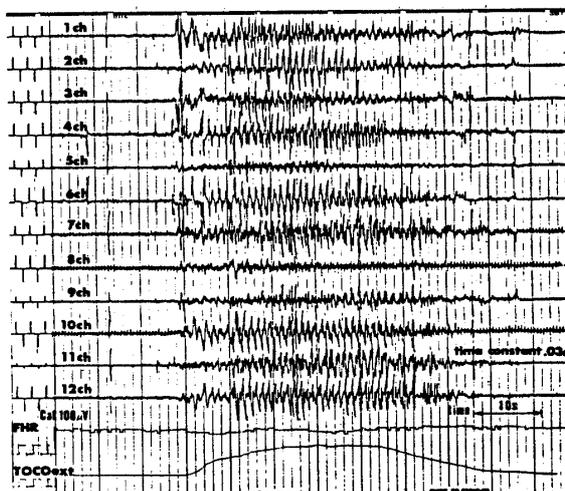
経膈分娩した90例(初産40例・経産50例)を対象に記録の分析、処理、検討を行った。分娩過程

にある母体腹部から表面電極によりMAS-EMGを長時間導出する場合、次の様な主な問題点がある。1) 電極・皮膚間の電気化学的インピーダンスの経時的变化、2) 商用電源から混入する50Hzノイズ、3) 電極接触面・境界面の電気化学的な雑音、また体動や子宮収縮に伴う体表の変位や周囲組織

図2 時定数0.03s時のMAS-EMG

時定数0.03s時のMAS-EMGは、子宮収縮に同期して発現するも、母体心電図成分～雑音が優位のため不明瞭である。

1~12ch：各導出部のMAS-EMG。FHR：胎児心拍数図、TOCO ext：外測陣痛曲線。



の変動で生ずる分極電圧などの超低周波数成分と分娩時の MAS-EMG の周波数成分は相対的にダイナミック・レンジが大きく違うため、通常の筋電計仕様の時定数0.01s または0.03s で増幅した場合、その雑音成分が大きく影響し¹⁷⁾、さらに母体心電図成分も妨害し(時定数0.03s 時20~170 μV)、目的とする MAS-EMG の記録ができない¹¹⁾(図2)。これらの問題解決法として、1)は、導電クリームが皮膚に馴染む5~10分以後は安定した MAS-EMG がえられ、母体の発汗による影響も認められなかつた。2)は、電気回路中のノッチフィルタと等電位接地で除去できた。3)は、基本的には電気回路で除去できないもので、対策としてはベンジンで皮膚をよく清拭し、電極に導電ゲルを充填し粘着カラーで安定に装着。リードワイヤーや電極装着部のたわみを生ずるとされる要所をサージカルテープで皮膚に貼り付け、母体の動きによるアーチファクトを軽減した。また、電極面積と電極設定距離もアーチファクトの起因となるから、それらの影響を少なくする必要があり、体表電極として銀塩化銀体表電極¹⁾(直径5mm)を用い、腹直筋体表面4点、子宮体部左右境界と腹

直筋の中間の体表(内外腹斜筋~腹横筋)に4点、左右4例16箇所、電極設定距離4cm として粘着カラーとサージカルテープで装着することで解決できた。なお、基準電極は臍上3cm 正中線体表に装着した(図3)。

こうして導出した MAS-EMG を差動増幅〔入力インピーダンス $5\text{M}\Omega$ ~ $5\text{M}\Omega$ 、同相成分除去(CMRR 100dB 以上)]し、MAS-EMG に含まれる雑音成分と母体心電図の周波数帯のピーク(主に DC~約30Hz)を考慮して、低域遮断フィルタ〔時定数0.003s (折点周波数50Hz)]を、また、高域の周波数帯の雑音も測定上障害になるため、高域遮断フィルタ(150Hz)を、さらにノッチフィルタ(50Hz)を用いて雑音成分の除去と SN 比の改善を行い、明瞭な MAS-EMG を記録した。同時に胎児心拍数、内測法による陣痛曲線を熱書き記録計で連続記録し、分娩の進行と MAS-EMG の相関関係を監視しながら磁気テープに記録した。

スペクトル解析は記録した MAS-EMG を日本光電製 ATAC-450とそのプログラム・パワー・アベレージを用い、子宮収縮1回当りの MAS-EMG と分娩終了まで加算した MAS-EMG の周波数スペクトル推定を行い XY プロッターで作図した。

図3 母体腹部体表電極の配置

1~12ch は各々関電極とし、body earth を共通不関電極として MAS-EMG を導出した。

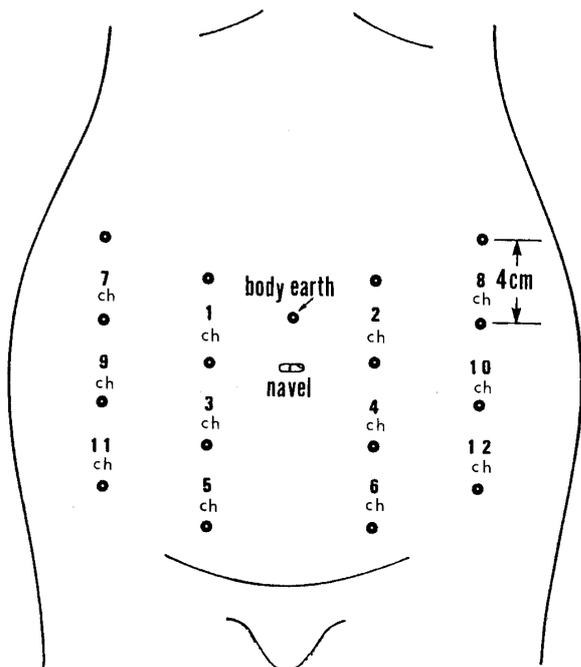
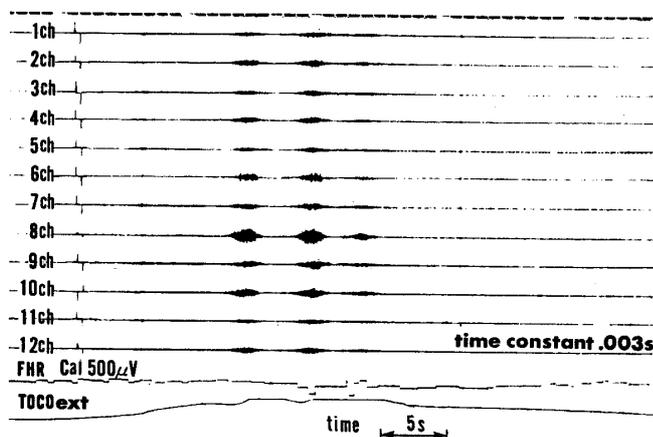


図4 時定数0.003s 時の MAS-EMG

時定数0.003s 時の体表12点より記録した MAS-EMG は、子宮収縮に同時して律動的に漸増・漸減し発現、子宮収縮の極期に消失する(子宮口9cm 開大時)。

1~12ch: 各導出部位の MAS-EMG. FHR: 胎児心拍数図. TOCO ext: 外測陣痛曲線。



研究成績

1) MAS-EMG の振幅特性

発現初期の MAS-EMG は、総じて加速期ないし急昇期の初め、母体が怒責「いきみ」を自覚する前（頸管開大度7~9cm・頸管展退度90~100%）から子宮内圧の上昇開始~極期の過程で単発的に

現れ、その電位は20~170 μ V、多くは20~50 μ V から認識できた。この MAS-EMG の電位差は、個体差や導電率の不均質性によるものと思われた。

分娩進行とともに MAS-EMG は、子宮内圧の

図5 時定数0.003s時の連続する MAS-EMG

時定数0.003sの MAS-EMG は、分娩進行に伴い、子宮収縮に同期して連続的に発現し、子宮収縮極期に消失する（排臨・発露時）。

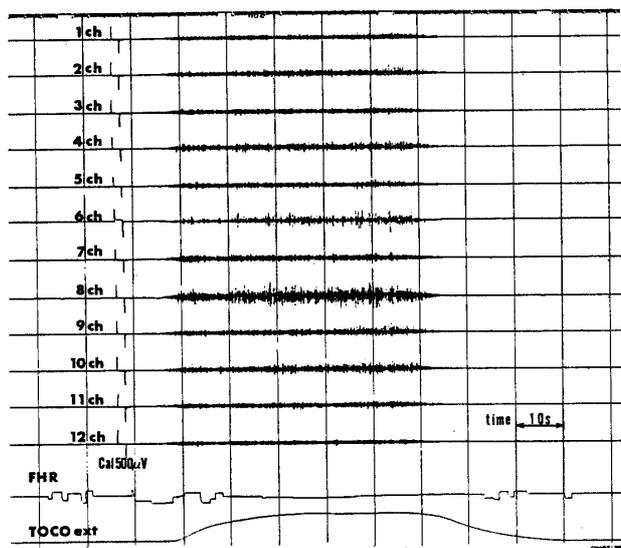


図6 各導出部位 (12ch) の MAS-EMG 同時記録した MAS-EMG の振幅は、左右対称部位で比較すると左側優位であり、特に左外腹斜筋部(8ch)が高い電位を示す。

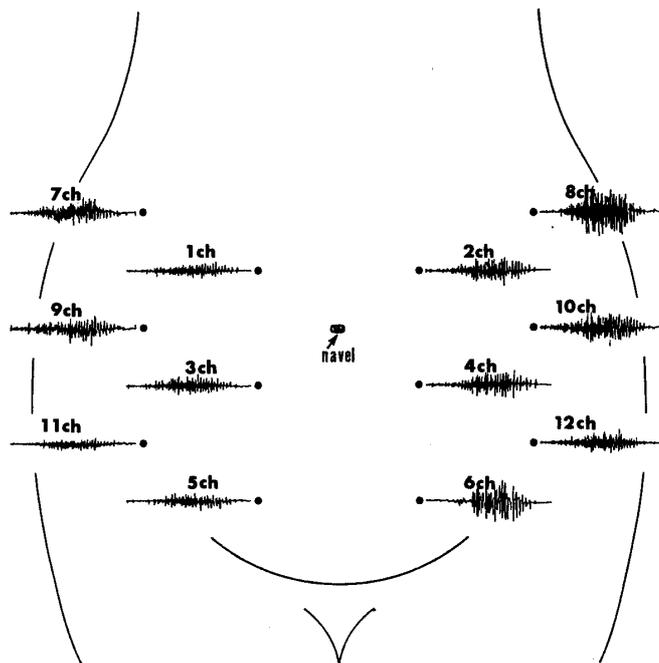
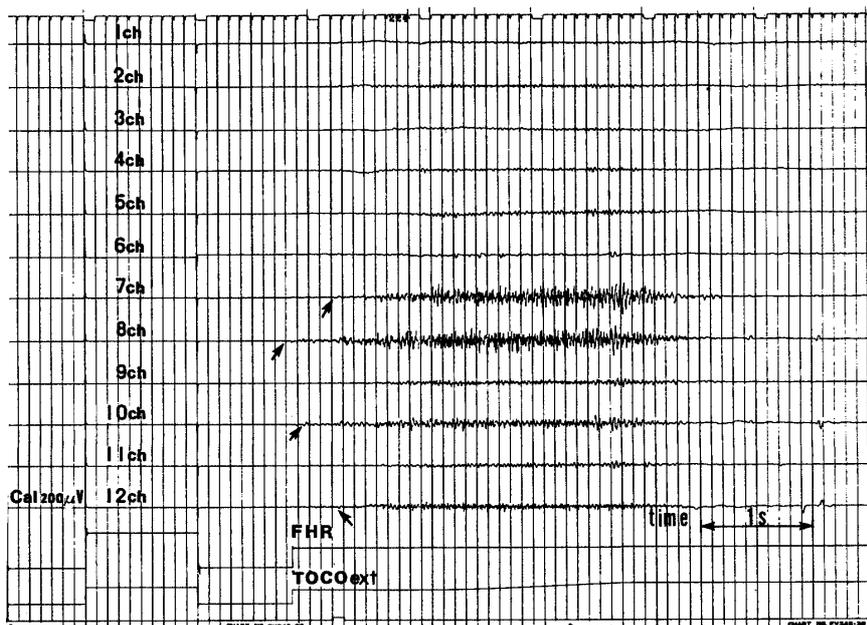


図7 MAS-EMG の発現順位

MAS-EMG は、左外腹斜筋部(8ch)→左内腹斜筋部(10ch)→左腹横筋部(12ch)・右外腹斜筋部(7ch)の順位で発現する。



上昇と怒責「いきみ」に同期し、律動的に断続して発現し、子宮収縮の極期直後に急激に消失する(図4)。

児娩出時に MAS-EMG は、連続的に集合し、その持続時間は最大60秒余、最大電位の平均は940 μ V であつた(図5)。

同時記録した12ch の MAS-EMG を各導出部位に当てはめ、左右対称部位で検討すると、振幅は左側が右側よりも大きく、特に左外腹斜筋部が高い電位を示した(図6)。また MAS-EMG の発現順位は、多くの場合左外腹斜筋部→左内腹斜筋部→左腹横筋部と右外腹斜筋部の順で発現した(図7)。

2) MAS-EMG の周波数特性

初産40例・経産50例を対象とした本研究による有効な MAS-EMG の周波数帯域は約10~110Hz であり、110Hz 以上の周波数帯からスペクトルは減衰し、有効性を示さなかつた(図8)。左右各6チャンネル中、筋電位の高い左外腹斜筋部(8ch)と右外腹斜筋部(7ch)の中心周波数は29~45Hz(平均33.32Hz)と77~88Hz(平均83.98Hz)であり、安定度を比較した場合、右外腹斜筋部は約 \pm 5Hz内にピークがあり、初産・経産などの個体差による影響も少なかつた。スペクトルのパターンでは、周波数分布より、左右単峰I形、左右単峰II形、左右双峰形の3形に分類できた(図9)。

臨床応用

本研究による MAS-EMG の特徴は、分娩進行に伴つて漸増する振幅情報と分娩の進行や初産・

図8 MAS-EMG の重複描記スペクトル
MAS-EMG の発現から児娩出までの重複描記スペクトル。分娩進行情報として有効な周波数帯域は10~110Hzである。

電極設定部位：右外腹斜筋部(7ch)。サンプリングタイム：1mS。解折点数：256。

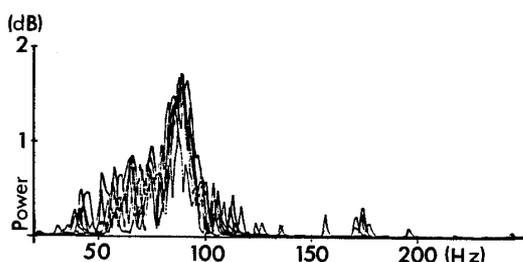
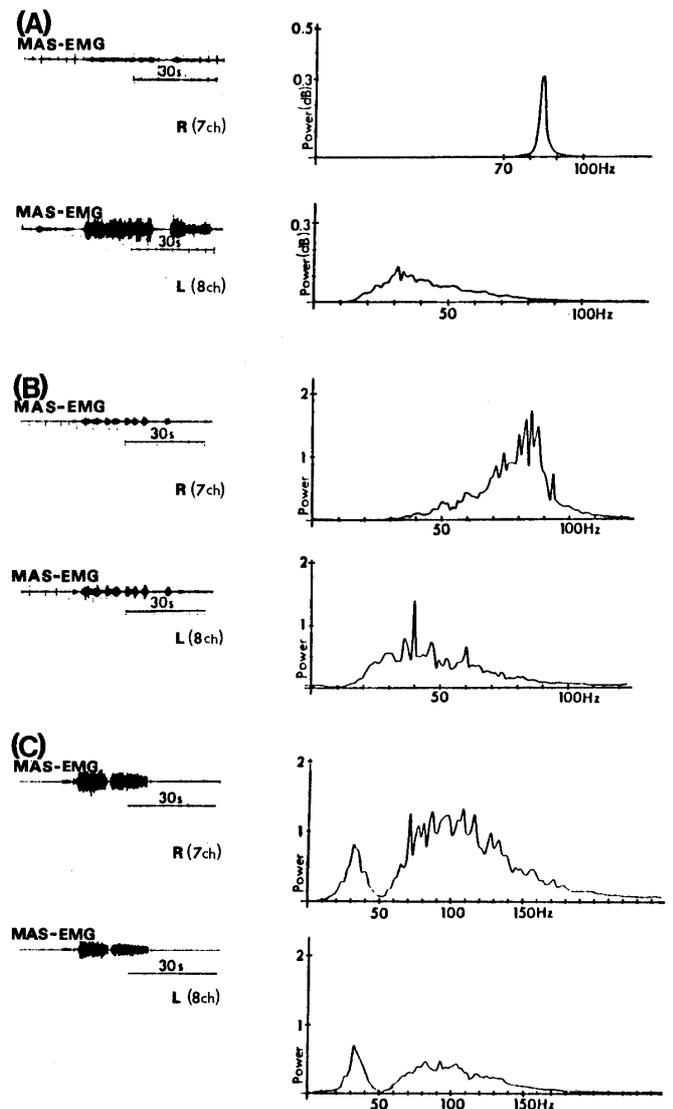


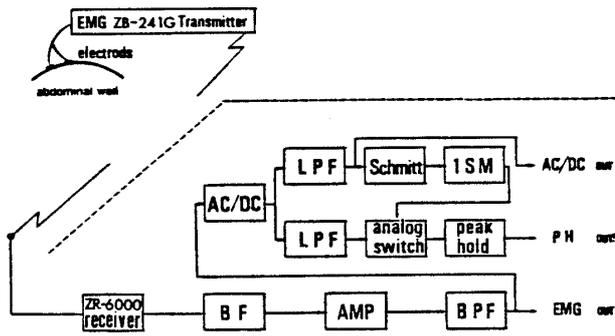
図9 MAS-EMG のスペクトルパターン分類
(A) 左右単峰I形：右側は狭い周波数帯域で単峰。(27/90例, 30%)。
(B) 左右単峰II形：右側・左側とも広い周波数帯域で単峰(22/90例, 24%)。
(C) 左右双峰形：右側・左側とも広い周波数帯域で双峰(41/90例, 46%)。
サンプリングタイム：(A)(B)(C)1ms, 解折点数：(A)(B)128, (C)256。



経産・個体差などの影響をあまり受けない周波数特性にある。これらの特性を考慮し、システムの構成・臨床応用を試みた。

システムの概要は図10に示す。小児心電用使い捨て電極を用い、電極間距離4.5cmで右外腹斜筋部から MAS-EMG を導出、日本光電製 biotelemetry・ZB-241G で無線電送し、受信器 ZR-6000 で採取した。送信器は小型・軽量(幅30×

図10 分娩進行監視装置のブロックダイアグラム



高さ34×厚さ19mm, 重さ29g) なことから, 電極装着部に並べ粘着カラーで装着し, リードワイヤーによるアーチファクトを軽減した. 採取したMAS-EMGを共振周波数85Hz・Q約50の狭帯域フィルタで周波数成分の特徴を抽出, 全波直流整流(周波数特性20Hz~2KHz±1dB精度±2%)し, その波形の低周波成分をローパスフィルタ(0.06Hz)で除去して, 平滑化し出力した. また圧電ブザーと発光ダイオードで表現・表示するようにした. さらに, 一方の信号でワンショット・マルチバイブレータのアナログスイッチを作動させ, 体動などによつて生ずる単発的5秒以下の信号を除去し, ピークホールド(誤差は30分で±2%)を出力した. 図11は装置の各出力を同時に熱書き記録計で記録したデータである.

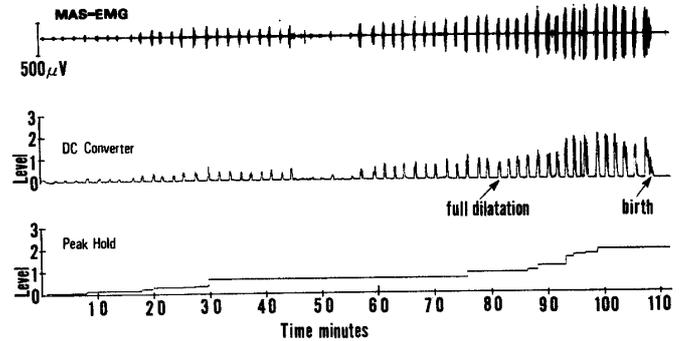
臨床成績

MAS-EMGにより, 随意による怒責か不随意による怒責かを客観的に判断できた. 不随意による

図11 分娩進行監視装置で得た各出力の同時記録

図

MAS-EMGの積分波形図・ピークホールド曲線は, 分娩進行に伴つて漸増する.

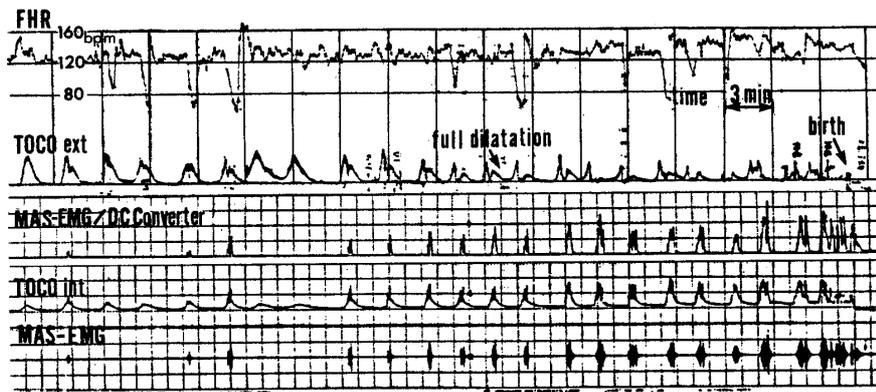


MAS-EMGは律動的・周期的に発現し, 随意によるMAS-EMGは単発的・非律動的で周期性がないことなどでわかつた. またMAS-EMGの持続時間と振幅波形から怒責「いきみ」の程度と有効性が判断できた. さらに, 怒責「いきみ」のタイミングを正確にとらえられ, 無効な怒責を除外する有力な情報ともなつた. 怒責すなわち腹腔内圧は, Caldeyro-Barcia et al.⁶⁾・鈴木³⁾による膀胱圧を腹圧とみなして測定する方法, Kaletsch¹²⁾による子宮内圧を測定して本来の子宮収縮圧に加えられる躯幹圧でみる方法などがあるが, 私の行つたMAS-EMGは無侵襲に測定できる点がすぐれている.

MAS-EMGの積分波形は, 外測より内測陣痛曲線波形によく対応する. 内測陣痛曲線の観察から分娩の進行度を知ることは容易でないが, MAS-

図12 MAS-EMGと内測・外測陣痛曲線の同時記録図

MAS-EMGの積分波形は, 外測より内測陣痛曲線に相似する. 積分波形の振幅は分娩進行に伴つて変動する.



EMGの積分波形は分娩進行に伴って振幅が変動するという特徴を有する(図12)。

したがって、その変動する振幅の漸増分をピークホールドしてえた上昇曲線パターンの識別により、個々の分娩の進行度を知ることができた。ピークホールド曲線の基本的パターンは、頸管全開大前後までは緩徐に上昇、頸管全開大前後から排臨

にかけて急速に上昇、排臨前後から発露にかけてピークホールド曲線は最大点に達し、フリードマン曲線に相似したパターンを示して児娩出にいたつた。

ピークホールド曲線から異常分娩を識別するには、MAS-EMG発現前後の内診所見とピークホールド曲線をかね合わせて、頸管全開大前後の上昇

図13 子宮内圧とMAS-EMG・ピークホールド曲線の同時記録図
 (A) 正常分娩例：ピークホールド曲線は子宮頸管全開大まで緩徐に上昇、排臨・発露で最大点に達し児娩出にいたる。
 (B) 遷延分娩例：ピークホールド曲線の上昇はほとんど認められず平坦化する。

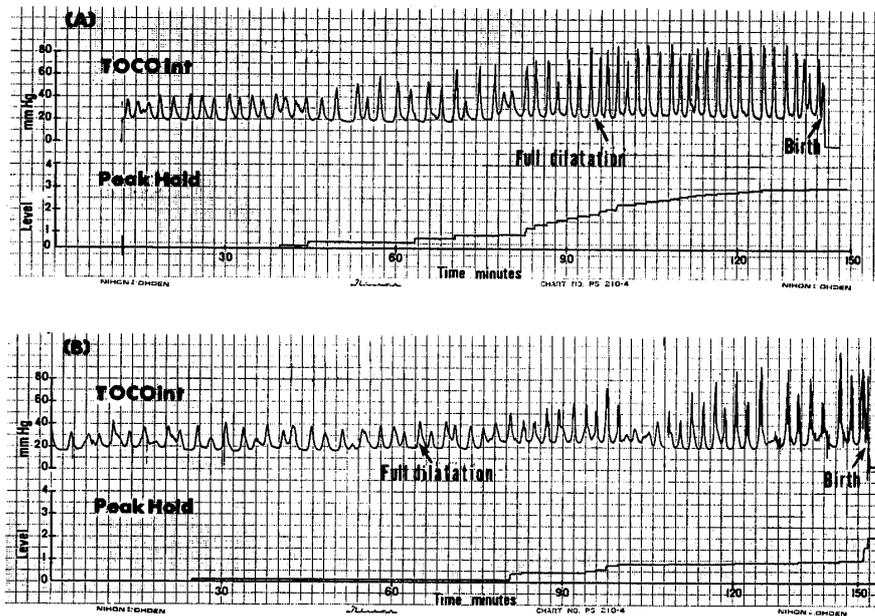
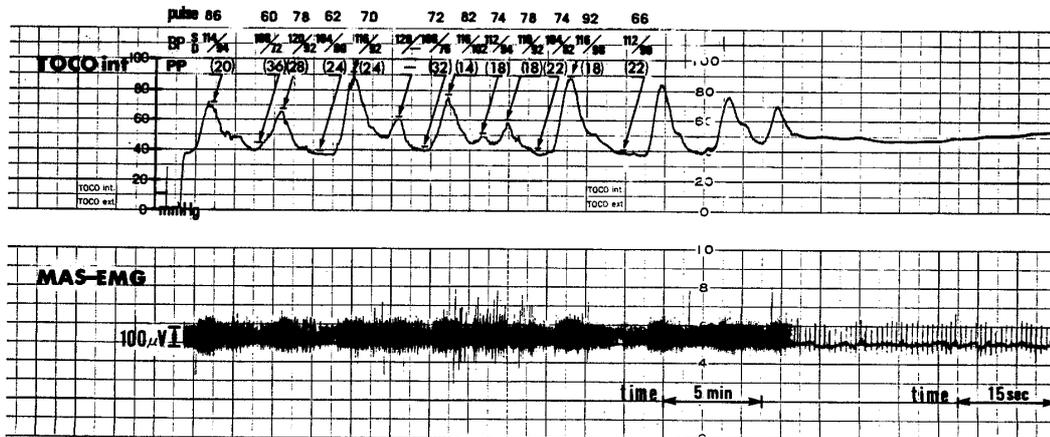


図14 陣痛発作・間欠時の母体血圧と心電図R棘波
 MAS-EMG発現初期の平均母体血圧は、収縮期血圧・拡張期血圧とも陣痛発作時に高い。平均脈圧は陣痛間欠時に高い。心電図R棘波は、子宮収縮に伴って律動的に振幅変動する。

Pulse: 脈拍数/分, BP S/D: 収縮期血圧/拡張期血圧, PP: 脈圧, TOCO int: 内測陣痛曲線, MAS-EMG: 母体腹部体表筋電図(8ch)と母体心電図R棘波。



角度つまり時間当りの上昇分を比較することにより判断できた(図13)。

考案

子宮収縮に同期して発現する初期の MAS-EMG を、母体血圧・心拍数・心電図 R 棘波からみると、たとえば陣痛発作時の平均血圧値 115/98 mmHg に対し間欠時 108/82 mmHg であり、脈圧は平均で 9 mmHg 間欠時の方が高い(図14)。母体瞬時心拍数図でみると、心拍数は子宮収縮に伴い約 20~40 bpm の幅で律動的変動を認める。同時に心電図 R 棘波の振幅が子宮収縮に伴い約 2 倍に律動的に変動した(図15)。この振幅変動は、基本的には子宮収縮に伴う体表面の変位や組織の変動(電極・皮膚間の圧力変動)で生ずる分極電圧の差と考えられる。さらには子宮収縮に伴う血流の変動による導電率の差とも考えられる。

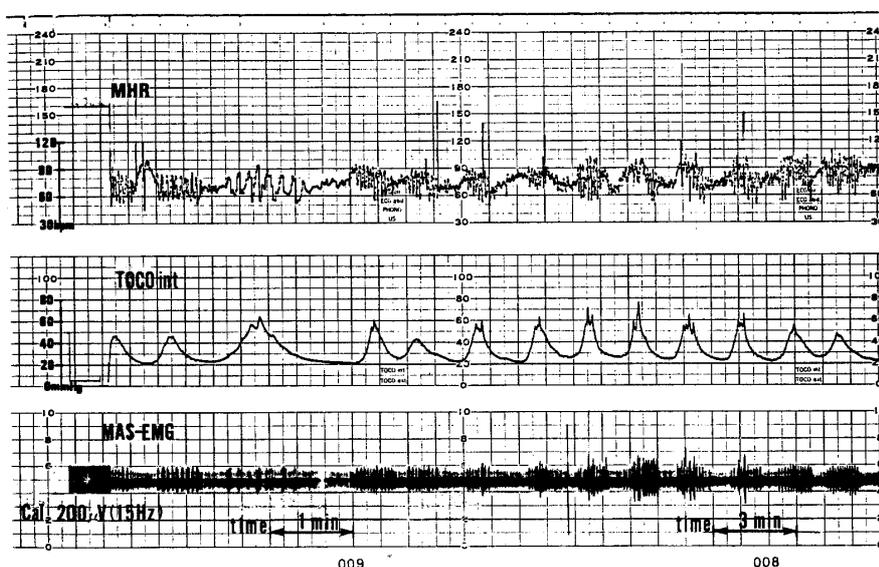
本研究による MAS-EMG も導出部位が腹部体表面であり、血管方向・組織の変動・異質成分などによつて起こる導電率の変化が著しく高い部位であることは容易に推測できる⁴⁾。

しかし、子宮収縮に同期する MAS-EMG は、その振幅特性・周波数特性、さらに血圧・脈圧・心拍数・R 棘波などとの相関関係から分娩進行に伴う母体循環動態の変化によつて生ずる現象とも考

えられる。さらに、自律神経系、内分泌系の刺激による脈管動態は、MAS-EMG の生起と怒責「いきみ」に大きな関りをもつ情報と思われる。

怒責「いきみ」の意義については、これを重視するものと軽視するものがあり、最近では怒責の再考が指摘されている¹³⁾¹⁵⁾。しかし、怒責「いきみ」の随意性・不随意性の相違を明らかにした報告はない。アメリカ産婦人科学会のいう Bearing Down, Greenhill-Friedman の bearing down efforts 急昇期にみられる意識では抑止できない腹圧などは、表現の違いこそあれ、子宮収縮に協調して起こる生理反射の母体腹壁諸筋の不随意的な筋収縮を意図しているものと考え、いみじくも Calkins がその著書⁷⁾の中で、「いきみ」の程度も有効性も測定する方法はないから、子宮収縮に対するこの補助に関しては、はっきりしたことは述べられないとしながら、完全に正常な状況下では一定量の「いきみ」はそれが過度でない限り大いに望ましく、中庸(moderation)と正確なタイミングであることが望ましいなどを言及している。私は不随意的な怒責「いきみ」は分娩現象に必要な生理現象と考え、胎児が陣痛により前進するときの「大砲の歯止め作用」とする主張¹⁶⁾、さらに胎児娩出の補助的娩出力になつているという説⁹⁾

図15 子宮収縮に同期する母体心拍数・心電図 R 棘波の変動
母体心拍数、心電図 R 棘波の振幅は子宮収縮に同期して律動的に変動する。
MHR: 母体瞬時心拍数図, TOCO int: 内測陣痛曲線, MAS-EMG: 母体腹部体表面筋電図(8ch)と母体心電図 R 棘波。



に贅意を表す。この不随意的怒責「いきみ」までも有害・無益と考えるならば、少なからぬ産道抵抗に対する作用、すなわち分娩三要素中の娩出力である共調性（共圧）陣痛さえも否定することになる。怒責「いきみ」の有害～無害・有益～無益を論ずる場合には、まず怒責「いきみ」が随意性か不随意性かを客観的情報で判別することがより重要であると考え、不随意的怒責「いきみ」による各部 MAS-EMG (12チャンネル) の出現順位・持続時間・電位などの差は、子宮収縮に協調して腹壁諸筋が収縮し子宮収縮を補強する「歯止め」や、胎児回旋など、胎児娩出の補助的娩出力などの作用によつて生ずる現象と考える。これに反して、随意的怒責による MAS-EMG は子宮収縮との協調性を欠くことから胎盤循環を障害し、胎児アチドーシスの発生を高めることにもなる⁵⁾⁶⁾¹⁴⁾。

不随意・反射的怒責「いきみ」の機序に関する推論的発表⁹⁾¹⁴⁾もあるが、詳細な解明には今後の研究成果に期待される。

稿を終るに当り、御高覧を賜った札幌医科大学産婦人科学講座主任橋本正淑教授に深謝いたします。また、直接御指導・御校閲をいただいた元札幌医科大学客員教授（現国立登別病院副院長）小國親久博士に深謝するとともに種々御協力いただいた札幌市五輪橋産婦人科・小児科病院院長丸山淳士博士ならびに札幌エムイー技研澤野公孝氏に深くお礼申し上げます。

なお、本論文は第32・33回日本産科婦人科学会学術講演会、第3・4回日本産科婦人科学会 ME 懇話会、第28回北日本連合産科婦人科学会および第8回 Asian Oceanic Congress of Obstetrics & Gynecology (Meluborune) などにおいて、それぞれ一部を講演発表した。

文 献

1. 金井 寛：体表面電極の電気特性。医用電子と生体工学, 21: 537, 1983.
2. 長澤邦雄, 後藤文子, 西塚和子, 澤野公孝, 丸山淳士：外測陣痛計測法の現状と問題点。産婦の世界, 36: 397, 1983.
3. 鈴木正勝：娩出力。現代産婦人科学大系（鈴木雅洲ら編）, 14: 118, 中山書店, 東京, 1975.
4. Agarwal, G.C. and Gottlieb, G.L.: An analysis of the electromyogram by Fourier simulation and experimental techniques. B.M.E., 22: 225, 1975.
5. Basel, G.M., Humayum, S.G. and Marx, G.F.: Maternal bearing down efforts-another fetal risk? Obstet. Gynecol., 56: 39, 1980.
6. Caldeyro-Barcia, R. and Poserio, J.J.: The powers and the mechanism of labor. In Obstetrics, 13th ed. (ed. J.P. Greenhill), 278. W.B. Saunders Company, Philadelphia, London, Tronto, 1965.
7. Calkins, L.A.: Normal Labor, 29, Charles C. Thomas Publ., Springfield, III, 1955.
8. Greenhill, J.P. and Friedman, E.A.: Biological Principles and Modern Practice of Obstetrics, 210, W.B. Saunders Company, Philadelphia, London, Tronto, 1974.
9. Guggisberg, H.: Wehen und Wehenstörungen. In Biologie und Pathologie des Weibes. VIII. Band Geburtshilfe. II. Teil, (ed. Seitz-Amreich), 126. Ver Urban und Schwarzenberg, Berlin, Insbruch, München, Wien, 1951.
10. Hon, E.H. and Lee, S.T.: Noise reduction in fetal electrocardiography. Am. J. Obstet. Gynecol., 15: 1087, 1963.
11. Jung, H.: Erregungsphysiologie des Uterus. Arch. Gynäkol., 202: 14, 1965.
12. Kaletsch, R.: Rumpfpresse und Austreibungskraft. Arch. Gynäkol., 188: 338, 1957.
13. Pearson, J.F. and Davis, P.: The effect of continuous lumbar epidural analgesia upon fetal acid-base status during the second stage of labour. J. Obstet. Gynaecol. Br. Cwlth., 81: 971, 1974.
14. Reynolds, S.R.M.: Physiology of the uterus, 32: 362. Hafner Publishing Company, New York, 1965.
15. Roemer, V.M., Buess, H. und Harms, K.: Zum Problem der Leitung der Austreibungs- und Preperiode. Arch. Gynäkol., 222: 29, 1977.
16. Sellheim, H.: Die Geburt des Menschen. Dtsch. Frauenheilk., 1: 1, 1913.
17. Sureau, C.I.: Difficulties in interpretation of the electrohysterogram. J. Obstet. Gynaecol. Br. Cwlth., 69: 1045, 1962.

(特別掲載 No. 5744 昭60・5・16受付)