

妊娠による血流変化に関する研究

日本医科大学附属第一病院産科婦人科学教室（主任 鈴木正勝教授）

大学院学生 川 島 一 也

概要 妊娠時に胎児，胎盤及び腫大した子宮組織への O_2 や代謝産物の供給及び排泄等を考慮すれば子宮への血流量が非妊時に比べて増加していることに疑いはない．そこで私は家兎に関し妊娠時及び非妊娠時子宮の血流動態を検討した．血流計としては Thermistor 血流計を試作使用し，血圧測定には Strain-gage manometer を用い，血管の弾性率を容積と圧関係から求めた．又ヒト子宮に分布する血管壁の妊娠時変化を組織学的に検討した．その結果，妊娠時は非妊時に比べ股動脈に於て Thermistor 血流計出力は 2.3倍，脈圧は 1.2倍，平均血圧は1.09倍，又股動脈の弾性率は $1/2.4$ 倍となった．このことから流体力学的理論より計算すると，妊娠時の脈流量は弾性率の変化から1.55倍，又 Thermistor 出力から 2.3倍に増加している．

血管壁の組織学的変化から考察しても妊娠時の弾性率の低下及び血流量の増加に対し，有利な所見を示した．即ち血管腔は拡張を示し又血管壁は疎な肥厚と弾性線維が増生して血管の伸縮性を助けて妊娠時の血流量増加に対し合目的な変化を示しているといえよう．

緒 言

妊娠時，子宮の血流量は非妊時に比べ増加しているが，その原因についての研究は多くない．私は妊娠時及び非妊時の子宮の血流状態及び血管を研究してこれを証明しようと試みた．臓器に出入する血流を測定するためには血管ないし血流路に対しなんらかの操作を加える必要がある．生体の流量測定方法を大きく分けると3つの方法があり第1は Fick の原理によるもので，主に O_2 を用いて心拍出量の測定が発表されている¹⁾²⁾．しかしこの原理は測定中に O_2 濃度が一定していることを要するので測定中の心臓拍動も呼吸運動も誤差の原因となる³⁾⁴⁾．第2は Stewart の原理を応用した稀釈法である^{5)~7)}．Hamilton⁸⁾ はこの方法を確認し Moore⁹⁾ は本法と Fick 法との間かなりの相関のあることを確かめている．しかし生体の循環系は複雑で一点から注入された物質が必ずしも均等に稀釈されないために誤差を生じ易い．第3は脈波型法である．本法は流量波型から一拍動の流量を算出する方法のため，動脈の伸展性，脈圧及び動脈の圧勾配の測定が必要である．この外にも脈波型法にはなお多くの究明すべき要因が残されてはいるが重要な流量測定法である．

以上の流量測定方法はいずれも生体に応用するに際し大きな誤差を生ずる可能性を有している．なぜなら生体の血流現象は複雑であり測定のためには多くの条件が充されねばならない．

従来子宮の血流量の測定には Fick 法による N_2O ^{10)~12)} や 4-amino-antipyrine¹³⁾ 及び色素稀釈法¹⁴⁾¹⁵⁾ のような間接的測定方法及び電磁流量計¹⁶⁾ のような直接測定方法が用いられている．血行力学的計測に必要な血流の瞬時波型などを考慮すれば現在の所では電磁流量計が最も良いとされている．しかし電磁流量計の持つプローブ (probe) の信頼度は3φ以上の血管の太さを必要とし，その上測定しようとする部位の血管の露出剝離を必要とするので血流状態を大きく変化させる欠点がある．そこでこの欠点をなくし出来るだけ生理的状态で測定するため高感度で小型の probe の得られる Thermistor (以下 Th. と略) の利用を試みた．先ず家兎を用いて妊娠時と非妊時の血流状態を直接血管内に probe を挿入して測定した．Th. は1953年に Felix¹⁷⁾ が最初に用いて犬の大血管の血流測定を行ない，その後も Th. を用いて血流量を測定しようとする試みがなされている^{18)~28)}．私は Th. により脈流を Strain-gage manometer

により脈圧を同時に測定し更に血管弾性及び血管壁の組織学的変化を検討した。

脈流及び脈圧について

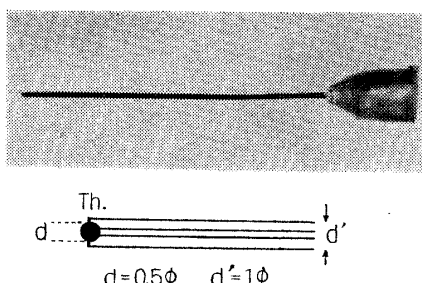
研究材料

妊娠時(30日, 10例)及び非妊時(10例)の家兎の腹部大動脈及び股動脈にTh.血流計及び Strain-gage manometer を用いて脈流及び脈圧を測定した。

研究方法

高感度で小型な直熱型 Th. (0.5φ beat type) を細い注射針(1φ)の先端に装着した needle type (図1)の probe を家兎の腹部大動脈及び

図1 Thermistor (needle type) とその構造

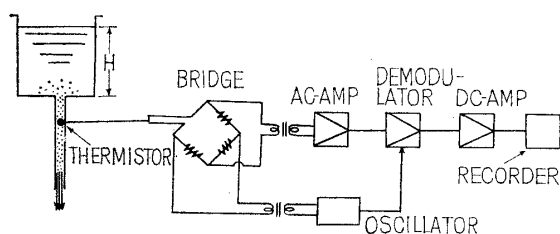


股動脈に挿入して脈流を測定した。脈圧は腹部大動脈及び股動脈中に polyethylen-tube を挿入しこれを Strain-gage manometer に連結して測定した。なおこの Th. 血流計の詳細に関しては別に発表の予定である。

1. Thermistor 血流計の回路構成

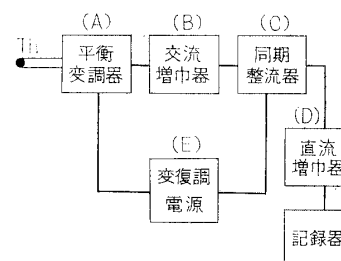
直熱型 Th. は図2の如くブリッジ回路を構成

図2 Method of measurement of static characteristic



し交流電源によつて平衡変調する方法である。このことをブロックダイアグラムによつて説明すると図3の如く(A)の平衡変調器は一辺にTh.を挿入したブリッジで構成され、(E)の回路よ

図3 ブロックダイアグラム



り1KCの交流電源が供給されて電氣的に平衡に保たれている。流れの変化によりTh.の低抗値が変化するとブリッジの平衡がくずれ、その変化分を(B)の交流増巾器で3段階に増巾し(C)の整流器に加え、(E)の回路より供給される復調交流電圧で位相弁別し、さらに low pass filter を通して1KCの搬送波を除去して直流信号を取り出しそれを(D)にて増巾し記録測定する。

2. Thermistor 血流計の特性

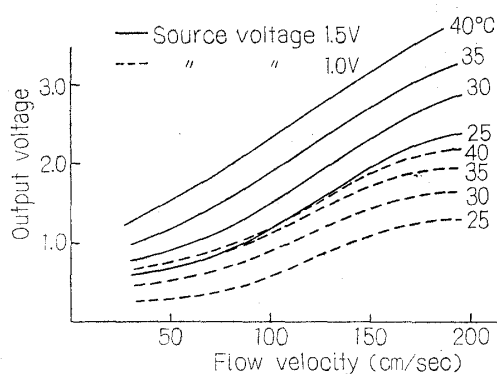
Th. 血流計による脈流測定は流速の変化を測定するのであるから、流速変化に対するTh.の応答の直線性を知る必要があるが、さらに生体内における血管に見られる血流は脈波を示すから、このような脈流に対するTh.の応答をも測定する必要がある。このあとの場合は血管の弾性をも含めた現象として脈流を考えなければならない。そこで私はTh.の定常流特性及び脈流特性を実験的に求めた。

a) 定常流特性の測定方法及び結果

図2の如く水槽の底面に取りつけた弾性管の中にTh.を装置した。水槽中の水位(H)を上下することにより流速を変化させ、ブリッジ電圧及び水温を変えてTh.の出力を求め、流速に対するTh.の応答及び動作点を決定し、流速に対するTh.の直線性を検討した。なお流速は直径5φの弾性管をととして単位時間に流れる流量から次式により求めた。 $V=Q/\rho S$ ここでVは流速、Qは流量、 ρ は液体の密度、Sは弾性管の単位断面積である。

結果は図4の如くで、Th.が電源電圧1.0Vおよび1.5Vいずれの場合も相当広い流速範囲にわたつて直線性を示すこと、ことに電源電圧1.5

図4 Relationship between Th. output and temperature

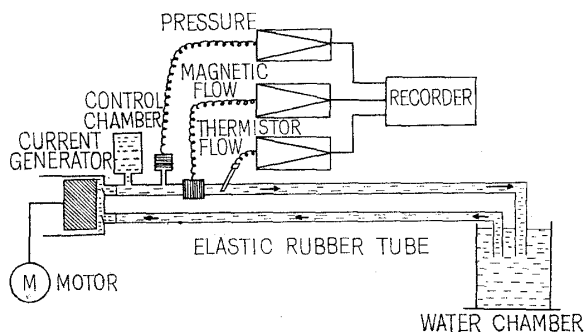


V, 水温 35~40°C においては 30~180cm/sec の流速範囲が Th. の出力によつて計測出来ることが明らかとなつた. しかしこの結果から Th. が 0~30cm/sec の流速では直線性が得られず, したがつて Th. の零点設定が困難なことがまた明らかとなり, 流速の絶対値測定は困難であると判断された.

b) 脈流特性の測定方法及び結果

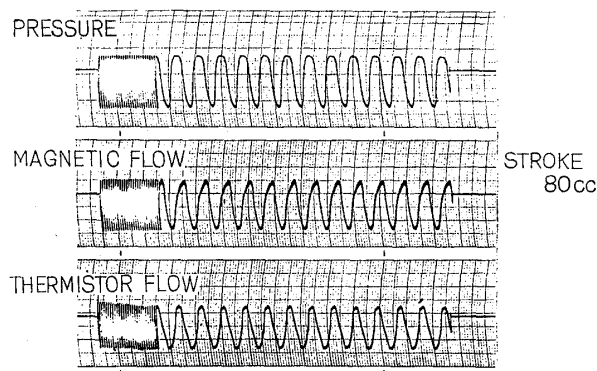
図5の如き装置を用い, 弾性管の脈流に対する

図5 System of calibration for pressure, magnetic flow and thermistor flow



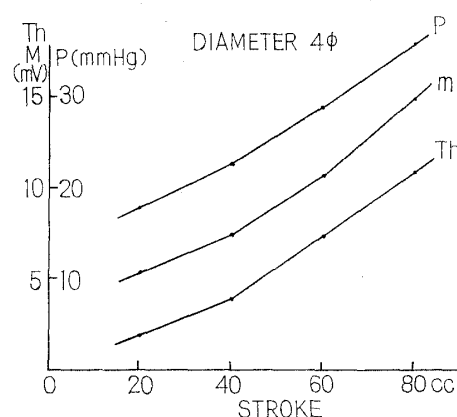
Th. の特性についてしらべた. 同時に, 弾性管内の脈流変化を電磁流量計により又脈圧変化を Strain-gage manometer により記録測定した. 流体としては生理的食塩水を用い, 脈流発生装置としてはモーターによるピストンを用いた. 弾性管は長さ70cmで, 径を4, 5, 6, 7φと変え, 脈流量を毎秒20, 40, 60, 80mlと変化させた. この際調節洞 (control chamber) によつて脈流発生装置から流出する脈流を3段階に調節し, 調節洞効

図6



果の全く無い場合を (C-1), 調節洞効果最大の場合を (C-3), その中間を (C-2) とした. 図6はこの装置によつて記録された波型の一例であつて脈流量80ml/secで管径4φ, (C-3)の場合である. この場合脈圧は28mmHg, 電磁流量計出力は6.5mV, Th. 血流計出力は4.0mVとして得られた. 図7は弾性管4φ, (C-1)の場合の

図7 flow in rubber-tube (C-1)



特性である. 脈圧P, 電磁流量計M, Th. 血流計Th. とも脈流変化に対しほぼ直線の変化を示した.

次に一定の脈流量に対して管径が変化した時の脈圧, 電磁流量計出力及びTh. 血流計出力を (C-3) の場合についてみると, 図8の如くであつて, 弾性管が太くなつても Th. 出力はそれ程大きくならない. これは調節洞効果が比較的小さくなり, 脈流の整流作用が小さくなるため脈流としての流速の変化が大となり, さきに述べた定常流特性による Th. の応答限界を越えるためと思わ

図8 rubber tube's flow (C-3)

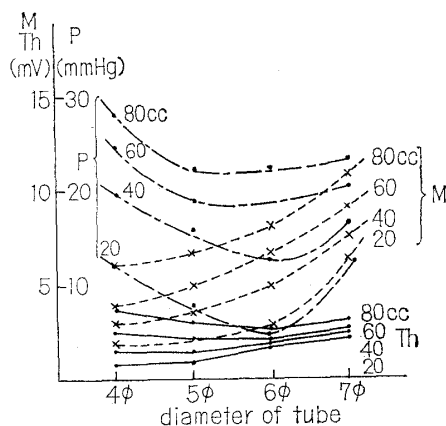
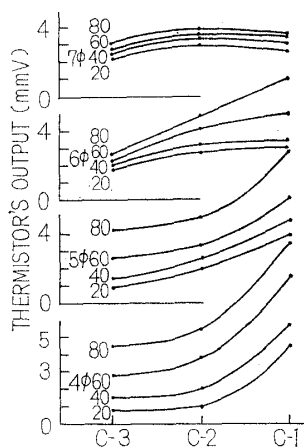


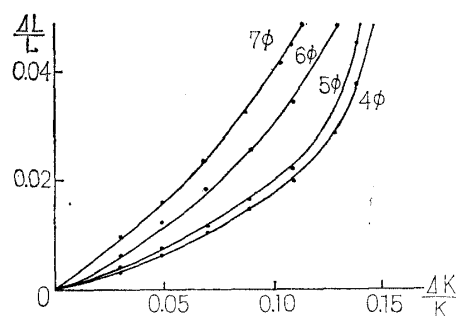
図9 Thermistor-output in several condition of tube



れる。この関係が (C-1), (C-2) の場合についても同様であつたことは予期のとおりであつた。

Th. 血流計出力と調節洞及び管径との関係を要約すると図9の如くで、管径7φの場合にこの関係が最もよく表われている。これを使用した弾性管の性質から考察すると、後述する如き装置 (図13) を用いて弾性管の容積変化に対する圧変化の割合を求め、Laplace⁸⁶⁾ の式から弾性管の円周の変化率と弾性率の変化率について求めると図10に示す如くで、弾性管が太い場合は細い場合に比べて弾性率の変化率は小さい。ここでK及びLは伸展させない時の弾性率及び円周の長さ、 ΔK 及び ΔL は弾性管の弾性率及び円周の長さの変化量で

図10 Elastic coefficient of rubber-tube



ある。すなわち円周の変化の小さい場合には7φの弾性管の方が4φの弾性管より弾性率の変化は小さいといえる。したがって7φの場合はよく伸びて脈流を忠実に伝えるために、脈流の速度変化が大きく、Th. の応答限界を越えているためTh. 出力が7φでは大きくならないと思われる。しかし電磁流量計に於てはこのような速い流速をも測定可能なのであろう。しかし家兎の大動脈の血流は60cm/sec (peak) 前後であつて²⁹⁾、このTh. の定常流特性の範囲内にあり脈流の測定が可能と思われるのでこれを使用した。

研究成績

妊娠時と非妊娠時に於ける腹部大動脈及び股動脈の脈流流速をTh. 血流計によつて測定した。計測の結果は表1の如くであつて、腹部大動脈のTh. 出力は5.8～3.8mVでその平均値は5.5mV、股動脈では3.4～2.6mVで、平均値は3.0

表1 Thermistor's Output (mV)

case	Pregnant		non-pregnant	
	aorta	femoral artery	aorta	femoral artery
1	5.8	3.2	2.8	1.6
2	5.5	3.1	2.6	1.6
3	5.7	3.0	2.4	1.4
4	4.3	2.7	2.2	1.0
5	4.0	2.8	2.5	2.3
6	6.0	3.4	3.2	1.1
7	6.2	3.3	2.0	1.0
8	5.5	3.0	2.1	1.3
9	3.8	2.6	2.5	1.2
10	4.0	2.9	2.7	1.0
mean	5.5	3.0	2.5	1.3

mVであり、一方非妊時は腹部大動脈では2.7～2.0mV, 平均値は2.5mV, 股動脈では1.6～1.0mV, 平均値は1.3mVであつた。すなわちTh. 出力の平均値によつて腹部大動脈及び股動脈における妊娠時及び非妊時の脈圧を比較すると、妊娠時腹部大動脈に於ては非妊時の2.2倍、股動脈では2.3倍であつた。その実例の記録は、例えば図11, 12に示す如くで、Th. の出力は腹部大動脈及

図11 pregnant rabbit's thermistor flow

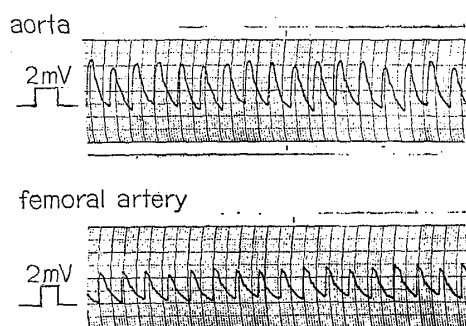
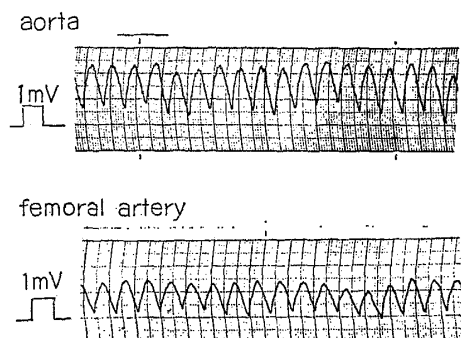


図12 non-pregnant rabbit's thermistor flow



び股動脈とも妊娠時の方が明らかに大きく、波型の立ち上りも速く、脈流速の増加を示した。

一方この時の脈圧の計測結果は表2に示す通りであつた。すなわち妊娠時腹部大動脈では52～47mmHg, 平均値50mmHg, 股動脈では32～27mmHg, 平均値30mmHgであり、非妊時はそれぞれ45～40mmHg, 平均値43mmHg, および28～22mmHg, 平均値25mmHgであつた。

すなわち脈圧の平均値は妊娠時は非妊時に比べ腹部大動脈で $50/43=1.16$ 倍、股動脈で $30/25=1.2$ 倍であつた。また平均血圧は妊娠時腹部大動脈では129～120mmHg, 平均値125mmHg, 股動脈では

表2 Pressure (mmHg)

case	pregnant		non-pregnant	
	aorta	femoral artery	aorta	femoral artery
1	52(127)	32(128)	45(124)	27(115)
2	51(126)	31(115)	45(122)	28(110)
3	48(123)	32(120)	44(120)	23(106)
4	47(125)	28(120)	45(123)	25(114)
5	48(120)	29(114)	40(116)	24(104)
6	47(124)	27(112)	41(118)	27(110)
7	50(125)	30(127)	43(120)	25(116)
8	50(128)	32(126)	42(117)	26(117)
9	52(130)	28(113)	43(121)	22(106)
10	51(129)	30(115)	41(119)	23(103)
mean	50(125)	30(120)	43(120)	25(110)

() 内は平均血圧

128～112mmHg, 平均値120mmHgであり、非妊時はそれぞれ124～116mmHg, 平均値120mmHg, および117～104mmHg, 平均値110mmHgであつた。すなわち妊娠時腹部大動脈の平均血圧は非妊時に対し $125/120=1.04$ 倍、股動脈では $120/100=1.09$ 倍であつて、いずれもわずかな変化であつた。

血管弾性について

血流現象が血管の弾性により左右されるため家兎の血管弾性について検討した。

A. 研究材料

妊娠時(30日)及び非妊時の家兎各々10羽の腹部大動脈及び股動脈を各々1cmの長さに摘出したものを用いた。

B. 研究方法

図 13

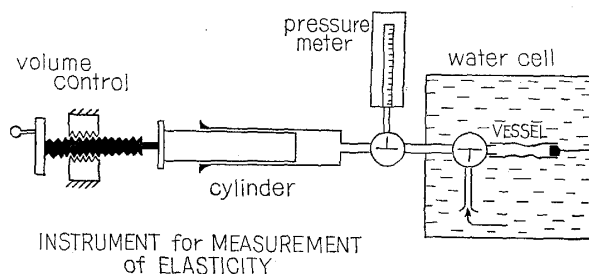


図13に示す装置により容積変化と圧変化の関係から血管の弾性率を求めた。先ず1cmの長さに摘出した動脈を37℃生理的食塩水中に浸し、その血

管に生理的生塩水を注入し、容積変化と圧変化の関係を求めた．なおここで容積変化は生理的生塩水の血管内注入量の変化をまた圧変化は Strain-gage manometer で記録した．

C. 研究成績

図14 Relationship between pressure and volume in aorta

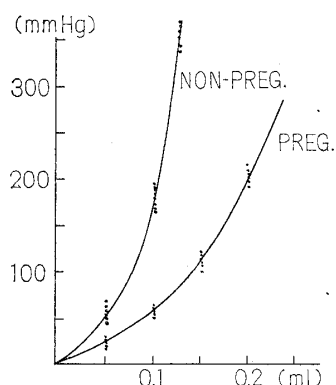


図15 Relationship between pressure and volume in femoral artery

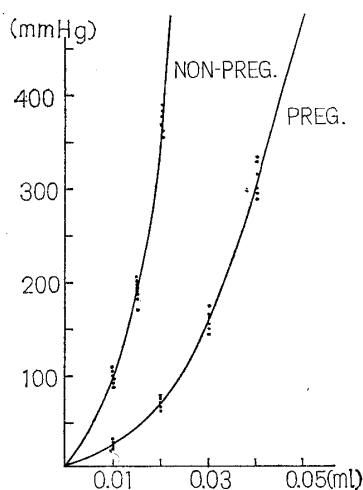
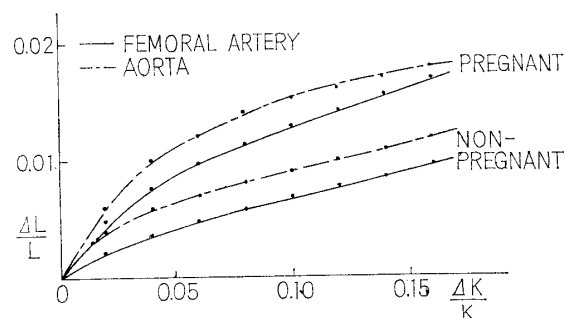


図14, 15に示す如く腹部大動脈及び股動脈とも妊娠時は非妊娠時に比べ容積変化に対し圧変化は小さい．このことは妊娠時の動脈は伸展性は良いことになる．ここで容積変化に対する動脈の伸展性の様態は直線関係ではない．すなわち圧の変化が大きくなると容積の変化はそれほど大きくならない．このことは血管の容積変化を大きくすればするほど血管の弾性率は大きくなり、圧変化の小さ

図16 elastic coefficient of rabbit's vessel



い場合に比べ血管の弾性率は大きいといえる．このことを Laplace の法則³⁶⁾から血管円周の変化率と弾性率の変化率について求めると図16の如くなる．ここでL及びKは伸展しない時の血管の円周の長さ及び弾性率、 ΔL 及び ΔK は血管の円周の長さの変化量及び弾性率の変化量である．すなわち図16から妊娠時の方が非妊時より腹部大動脈及び股動脈とも弾性率の変化は小さいといえる．ここで股動脈の弾性率は妊娠時は非妊時の $\frac{1}{2.4}$ になつている．

妊娠時子宮血管壁の組織学的変化

妊娠時血管の伸縮性の変化は血管壁の組織学的変化からも想像出来るので、妊娠時ヒト子宮の血管壁につき組織学的に検討した．

A. 研究材料

25例の妊娠時(10ヵ月)ヒト子宮筋に分布する血管を検討した．これら症例はすべて初産婦で、帝王切開時子宮組織片を切除して用いた．なお妊娠中毒症例は含まれていない．

B. 組織標本作製方法

切り出した子宮組織片を直ちに6倍フォルマリン水及び Helly 氏固定液にて固定し、アルコール脱水、パラフィン包埋後 2.5～3.0 μ の切片を作成し、これに下記の染色を行なった．

C. 染色

1. Hematoxylin-Eosin(HE).
2. Elastica Hematoxylin-Eosin(EHE).
3. Azan(AZAN).
4. Periodic Acid Methenamin-Silver(PAM).
5. Periodic Acid Schiff (PAS).

昭和43年11月1日

川 島

1405—7

写真1 AZAN染色：筋線維の肥厚及び壁全体が空胞化を示し、疎な所見である。

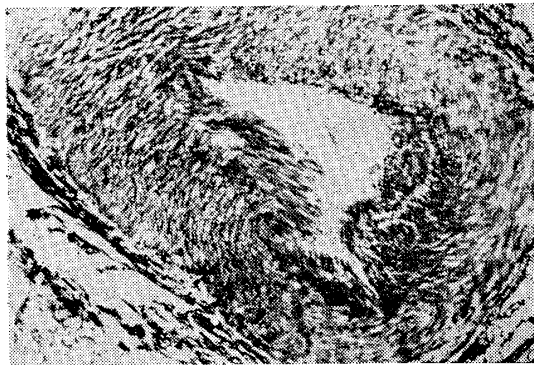


写真2 PAM染色：線維性結合組織の増生がみられる。

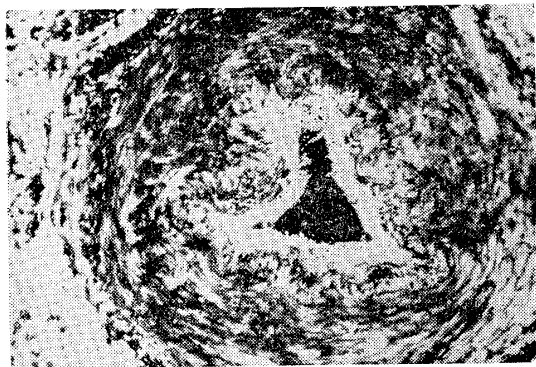


写真3 PAS染色：PAS陽性物質が内膜に著明にみられる。

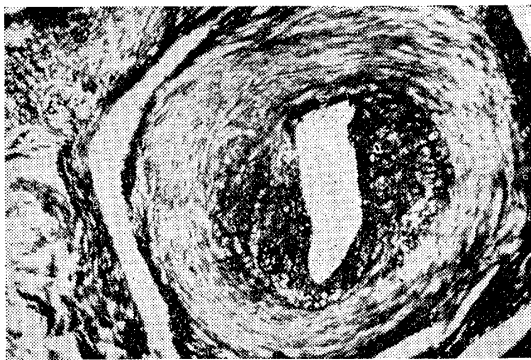


写真4 EHE染色：弾性線維の増生、特に内弾性板が著明。



写真5 PAM染色：線維性結合組織の増生。

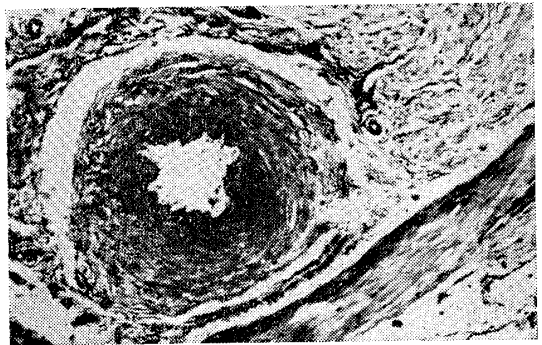


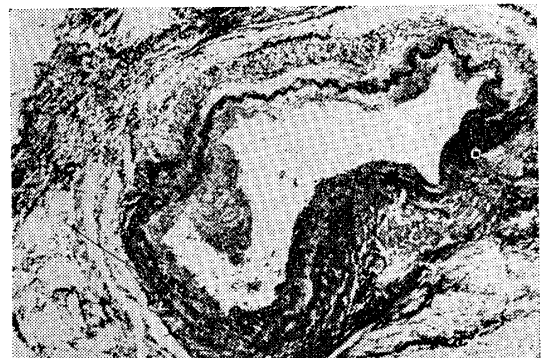
写真6 AB-PAS 染色：AB-PAS 陽性物質が内膜に著明。



写真7 HE染色：血管腔の拡張が主である。



写真8 EHE染色：弾性線維の増生及び壁は疎である。



6. Alcian-blue and Periodic Acid Schiff(AB-PAS)

7. Toluidin-blue(TB).

D. 観察所見(典型的な所見について)

1. 比較的太い動脈について(写真1, 2, 3)

a) 外膜: 浮腫状の肥厚を示し, 線維性結合組織の増生が主であり, 中膜との境界は明瞭でない。

b) 中膜: 著明な肥厚を示す。これが血管壁の肥厚の主役で, 筋性肥厚と線維性結合組織の増生を認め, その配列はやや乱れている。筋線維の空胞化及び肥大とそれに伴う核の肥大がみられ, 筋線維間にはPAS及びAB陽性物質(Acid Mucopolysaccharide)が増生し浮腫状を呈している。弾性線維の増生は特に内弾性板に著明で, 内膜との境界は比較的明瞭である。

c) 内膜: 中膜に比べその肥厚は少ないが一部肥厚を示す所がある。又空胞化し疎となつてゐる所もあり, 一部PAS及びAB陽性物質が増生しているが, 内皮細胞の腫大増生は認められるが著明ではない。

2. 中等大の動脈について(写真4, 5, 6)

本質的には太い動脈と同一であるが, 特に中膜の肥厚が著明で筋性肥厚と線維性結合組織の肥厚が認められる。壁は空胞化を示し疎となつてゐて, 筋線維とそれに伴う核が腫大し, 筋線維間にはPAS及びAB陽性物質が増生している。弾性線維の増生特に内弾性板の増生がある。

3. 小血管について(写真7)

筋線維の肥厚はそれ程強くなく, 弾性線維の増生及び所々に空胞化を認め疎となつてゐる。筋線維間にはPAS及びAB陽性物質が認められる。

4. 静脈について(写真8)

内外膜の変化は動脈のそれとほとんど同一である。中膜も筋線維は肥大増生し, 全体として壁は肥厚している。筋線維はしばしば放射状に外膜の方向に増生しPAS及びAB陽性物質が認められ浮腫状を呈している。

5. その他

血管腔は比較的拡張を示しているが, 円形のもの少なく橢円～多様形である。小血管に於ては拡張が主で, 壁の肥厚はそれ程でない。しかし内膜の肥厚した血管も所々に認められる。血管壁とその周囲組織との間は疎な結合組織で結合している。メタクロマジー物質を示す例は少ない。これは本研究材料に妊娠末期のものをを用いたためと思われる。

これら組織学的所見が血管弾性と直接関係があるか否かは別としても, 後述する如く, 血管の組織学的所見は血管抵抗を非妊時より小さくしていると思われる。

総括と考案

妊娠時には心拍出量が増加することがBurwell³⁰⁾により認められているが, その増加量は報告者³¹⁾³²⁾により異なつてゐる。子宮の血流量についても $N_2O^{10)~12)}$ や4-amino-antipyrine¹³⁾を用いFickの原理から間接的に測定した発表によると全て妊娠時は増加している。しかし子宮の血流量を直接測定した発表は少なく1953年にAssali¹⁶⁾が電磁流量計を用い妊娠末期で増加を認めている。私はTh. 血流計を試作し妊娠時と非妊時の脈流測定を行ない又血管の力学的性質を知るため血管弾性及び血管壁の組織学的検討を行なつた。

まず血管をも含めて弾性管内脈流を理論的に考察すると, 管径(R)一定の弾性管の脈流波の伝播速度(C)は次式で与えられる(Moensの式^{29)37)~41)}。

$$C = \sqrt{\frac{Eh}{2R\rho}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここでEは弾性管の弾性率, hは弾性管の厚さ, ρ は流体の密度である。この式は内圧(P)とは次の関係がある(Allieviの式²⁹⁾。

$$P = \rho \bar{V} C \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで $\bar{V}$ は平均流速である。平均流速と流量の関係は

$$Q = \pi R^2 \bar{V} \quad \dots\dots\dots (3)$$

で表わせるため(1)(2)(3)式より

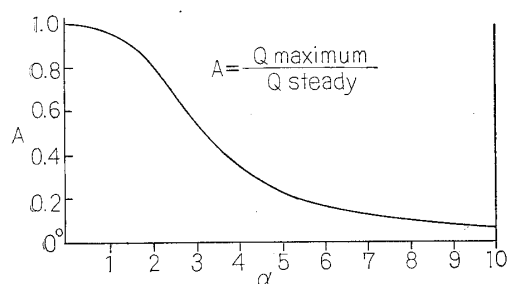
$$Q = \pi R^2 \frac{P}{\rho} \sqrt{\frac{2R\rho}{Eh}} \quad \dots\dots\dots (4)$$

となる。(4)式は管径(R)が一定とすれば弾性

率 (E) が小さくなる程脈流量は増加することを示す. このことを本研究に当てはめてみると, 股動脈の弾性率は妊娠時は非妊時に比べ $\frac{1}{2.4}$ になっている. ゆえに脈流量は血管径が変わらなくても弾性率の変化から (4) 式より $\sqrt{2.4} = 1.55$ 倍に増加したことになる.

一方弾性を考慮に入れない管内の流体の運動は Navier-Stokes の運動方程式²⁹⁾を Bessel 関数²⁹⁾により解くことから求められる. この答えから流量を求め平均圧が一定の管内における脈流量 (Qmaximum) と平均流量 (Qsteady) との割合を管径 (R) との関係について求めると図17の如くなる. ここで $\alpha = R\sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$ である. ω は周波

図 17



数, ν は運動粘性係数を表わす. 又 $A = \frac{Q_{\text{maximum}}}{Q_{\text{steady}}}$ は脈流量と平均流量の割合を示している. すなわち図17は α が大きくなれば平均流量に対して脈流量の割合が小さくなることを意味している. このことを本研究結果に当てはめてみると, 股動脈に於て脈流量は Th. 出力より妊娠時は非妊時に比べ 2.3倍になつている. しかし平均血圧はほとんど変化がないから図17より血管径が妊娠時も非妊時も一定と考えても平均流量は 2.3倍になる. しかし組織学的には妊娠時血管腔は拡張しているため血管径は大きくなつていると考えられるので, 妊娠時の平均流量は 2.3倍以上になつているものと思われる.

妊娠時の血管を組織学的に検討すると, 血管腔の拡張は血流増加に有利であり, 又血管壁の疎な肥厚は壁自身の伸展性の良好なことを示し, 弾性線維の増生は妊娠時の血流増加に充分耐えられる

構造を示している. Burton³³⁾ は弾性線維は正常血圧の3倍に耐えられるという. このように血管には血流増加に対しある程度の合目的な変化がみられた. 血液は血管という弾性体³⁴⁾³⁵⁾の中を流れるため血流現象には血管の弾性が問題になる. 前述した如く妊娠時は弾性線維が増生し動脈の伸縮性はよい. このことは血流増加に対し動脈は伸展し易くなる. 又血管周囲組織の疎な結合組織も血管の外からの圧迫を少なくして妊娠時の血流増加に対して血管の伸展性を良好にしている. すなわち血管壁の構造は妊娠時の血流増加に対し合目的な変化を示している.

血管壁の張力 (T) と内圧 (P) 及び血管半径 (γ) との関係は Laplace の法則³⁶⁾から $P = \frac{T}{\gamma}$ となる. これより口径の大きい血管程その内圧を支える壁張力は大きくなる. 妊娠時の血管腔は拡張しているための大きな張力が壁に加わる. このために妊娠時血管壁は伸縮性を増し弾性線維が増生している. Laplace の法則に壁厚 (δ) を考慮に入れると $P = \frac{T\delta}{\gamma}$ となる³⁶⁾. すなわち妊娠時血管壁の肥厚は張力を減少させていると思われる.

次に粘性液の流れを Poiseuille の法則³⁶⁾より考察すると, 一般に剛体管の中を流れる粘性の液体現象は $\Delta P = \frac{\delta L}{\pi R^4} \cdot F \cdot V$ で流れる. ここで ΔP は圧勾配, L は長さ, R は半径, F は流量, V は粘稠度である. しかしこの法則は循環系には応用出来ない. すなわち血管は剛体ではなく内圧が上昇すれば径も長さも増加するので圧と管とは独立関数ではないし, また血液は真の粘性液ではない. しかし生体に於て血管及び血液の粘性に限度があるので血管口径が血流を決める有力な役割りを占めている. すなわち Poiseuille の法則から一定量の血流量を流すのには太い血管に比べ小さな血管では流速を増さなければならない. この点妊娠時血管は拡張し伸展性は良く Laplace の法則より壁自身の調節も加つて血流量を容易に増加することが可能である.

以上本研究によつて妊娠時に血流量が増加することを確認した. これは Burwell³⁰⁾ のいうように妊娠時心拍出量が増加するのみならず, 子宮血管自体に血流に対する末梢抵抗を小さくして血液の

流れ易い変化が起き、妊娠時の血流増加に対し円滑に適應する能力を有しているものと考えられる。

結 論

1. 家兎の股動脈の血流量は妊娠時は非妊娠時に比べ脈流量に関して Th. 血流計出力により2.3倍、流体力学的理論より弾性率の変化によつても $\sqrt{2.4} = 1.55$ 倍になつている。

2. Th. 血流計出力は妊娠時は非妊娠時に対し腹部大動脈に於て $\frac{5.5}{2.5} = 2.2$ 倍、股動脈では $\frac{3.0}{1.3} = 2.3$ 倍であつた。

3. 血管の伸縮性は腹部大動脈及び股動脈とも妊娠時に良く、股動脈に於ける弾性率は妊娠時は非妊娠時の $\frac{1}{2.4}$ 倍であつた。

4. 脈圧は妊娠時は非妊娠時に比べ腹部大動脈で $\frac{50}{43} = 1.16$ 倍、股動脈で $\frac{30}{25} = 1.2$ 倍であつた。平均血圧は妊娠時は非妊娠時に比べ腹部大動脈で $\frac{125}{120} = 1.04$ 倍、股動脈で $\frac{120}{110} = 1.09$ 倍であつた。

5. 血管壁の組織学的変化としては妊娠時の血流増加に対し合目的と思われた。

(i) 血管壁の肥厚、特に中膜に著明で Laplace の法則より張力の減少が期待できた。

(ii) 弾性線維特に内弾性板の増生が著明で血管の弾性率の低下に役立つている。

(iii) 血管壁が疎な肥厚を示していることは、血管の伸展性に対し有利である。

(iv) 血管腔は小血管に至るまで拡張を示し、Poiseuille の法則より血流の流れを容易にする。

稿を終るに臨み終始御懇篤なる御指導、御校閲を賜つた恩師鈴木正勝教授に謹んで感謝の意を捧げると共に御助言、御教示をいただいた本学生理学教室高橋恵教授並びに本学病理学教室矢島権八教授に深く感謝の意を表わす。

尚本研究の一部は昭和39年度文部省総合科学研究費によつた。

本論文の要旨は第19回日本産科婦人科学会総会(昭和42年3月、名古屋市)において発表した。

文 献

- 1) Cournard, A. and Ranges, H. A.: Proc. Soc. Exp. Biol. Med., 46 : 462, 1941. —2) Cournard, A., Riley, R. L. and Breed, E. S.: J. Clin. Invest., 24 : 106, 1945. —3) Visscher, M. B. and Johnson, J. A.: J. Appl. Physiol., 5 : 635, 1953. —4)

- Warren, J. V., Stead, E. A. and Grannon, E. S.: Am. J. Physiol., 145 : 458, 1946. —5) Evonuk, E., Imig, C. T. and Eckstein, J. W.: J. Appl. Physiol., 16 : 271, 1961. —6) Oriol, A.: J. Appl. Physiol., 22 : 588, 1967. —7) Gred, J. A. and Burton, A. C.: Circulat. Res., 18 : 26, 1966. —8) Hamilton, W. F. and Remington, J. W.: Am. J. Physiol., 148 : 35, 1948. —9) Moore, J. W.: Am. J. Physiol., 89 : 331, 1929. —10) Metcalfe, J., Romney, S. L. and Swartwort, J. R.: Am. J. Physiol., 197 : 929, 1959. —11) Assali, N. S., Rauramo, L. and Peltonen, T.: Am. J. Obst. & Gynec., 79 : 86, 1960. —12) Metcalfe, J., Romney, S. L. and Ramsey, L. H.: J. Clin. Invest., 74 : 1632, 1955. —13) Huckabee, W. E.: Am. J. Obst. & Gynec., 84 : 1623, 1962. —14) Bancroft, J., Herkel, W. and Hill, S.: J. Physiol., 77 : 194, 1933. —15) Robson, J. M. and Schild, H. O.: J. Physiol., 92 : 9, 1938. —16) Assali, N. S. and Douglass, R. A.: Am. J. Obst. & Gynec., 66 : 248, 1953. —17) Felix, W. and Groll, H.: Zeitschr. Biol., 106 : 208, 1953. —18) Brunsting, J. R., T. von der Werf. and Zijlstra, W. G.: Acta. Physiol. Pharmacol., 10 : 271, 1962. —19) Delaunois, A. L. and Rovati, L. A.: Arch. Int. Pharmacodyn., 116 : 228, 1958. —20) Gibbs, F. A.: Proc. Soc. Exp. Biol. Med., 31 : 147, 1933. —21) Delaunois, A. L., Kordecki, R. and Ryzewski, J.: Arch. Int. Pharmacodyn., 120 : 114, 1959. —22) T. von der Werf. and Zijlstra, W. G.: Zeitschr. Kreislauf., 55 : 53, 1965. —23) Mellander, S. and Ruschmer, R. F.: Acta. Physiol. Scand., 48 : 13, 1960. —24) Ganz, V. and Hluvoova, A.: Circulation., 30 : 86, 1964. —25) Grayson, J.: J. Physiol., 118 : 54, 1952. —26) Suckling, E. E. and Vogel, A.: J. Appl. Physiol., 15 : 966, 1960. —27) Levy, L., Graichen, H. and Stolwijk, A. J.: J. Appl. Physiol., 22 : 1026, —28) Delaunois, A. L.: Arch. Int. Pharmacodyn., 134 : 245, 1961. —29) McDonald, D. A.: Blood Flow in Arteries, Edward, Arnold Co., London, 1960. —30) Burwell, C. S., Strayhorn, W. D. and Corletti, M. B.: Arch. Int. Med., 62 : 979, 1938. —31) Assali, N. S., Douglass, R. A. and Baird, W. W.: Am. J. Obst. & Gynec., 66 : 248, 1953. —32) Thomas, K. L. and Hirsheimer, A.: Am. J. Obst. & Gynec., 36 : 48, 1938. —33) Burton, A. C.: Physiol. Rev., 34 : 619, 1954. —34) Coles, D. R., Kidd, B. S. and Petterson, G. C.: J. Physiol., 134 : 665, 1959. —35) Johnson, P. C.: Circulat. Res., 7 : 992, 1959. —36) Ruschmer, R. F.: Cardiovascular Dynamics, Sanders Co., London, 1961. —37) Womersley, J. R.: J. Physiol., 127 : 553, 1955. —38) Fry, D. L., Mallos, A. J. and Casper, G. T.: Circulat. Res., 4 : 627, 1956. —39) Greenfield, J. C. and Fry, D. L.: Circulat. Res., 17 : 340, 1965. —40) Fry, D. L., Noble, F. W. and Mallos, A. J.: Circulat. Res., 5 : 75, 1957. —41) Hale, J. F., McDonald, D. A. and Womersley, J. R.: J. Physiol., 128 : 629, 1955.

(No. 2122 昭43・2・5 受付)