

機械的呼吸死腔に関する研究

諫山, 久義

<https://hdl.handle.net/2324/444317>

出版情報 : Kyushu University, 1963, 医学博士, 論文博士
バージョン :
権利関係 :



主 論 文

機 械 的 呼 吸 死 腔 に 関 す る 研 究

諫 山 久 義

九州大学医学部外科学第1講座（指導 三宅 博教授）

〃 麻酔学講座（指導 古川哲二教授）

Studies on Mechanical Dead Space

Hisayoshi Isayama

First Department of Surgery, (Director : Prof. H. Miyake),
Department of Anesthesiology (Director : Prof. T. Furukawa),
Faculty of Medicine, Kyushu University, Fukuoka, Japan.

福 岡 医 学 雑 誌 第53巻 第12号 別刷

（昭和38年1月25日）

Reprinted from FUKUOKA ACTA MEDICA,
VOLUME 53, NUMBER 12, DECEMBER, 1962.

機械的呼吸死腔に関する研究

諫 山 久 義

九州大学医学部外科学第1講座（指導 三宅 博教授）

// 麻酔学講座（指導 古川哲二教授）

Studies on Mechanical Dead Space

Hisayoshi Isayama

First Department of Surgery, (Directot: Prof. H. Miyake),

Department of Anesthesiology (Director: Prof. T. Furukawa),

Faculty of Medicine, Kyushu University, Fukuoka, Japan.

It is well known that the external dead space has a various influence on the respiratory function both of normal and anesthetized subjects. However, the effectiveness of the external dead space is influenced by not only its volume but also its form.

To investigate these factors, the glass vessels with various size were connected to the respiratory circuit of the experimental animals which were ventilated mechanically with certain rate and volume.

The arterial PCO_2 values were calculated from total CO_2 content, pH and hematocrit.

The following results were obtained;

- 1) The arterial PCO_2 rised considerably when the longer external dead space was used, even with fixed volume.
- 2) No remarkable arterial PCO_2 rise was found when the volume was changed, provided the length was fixed.
- 3) By the water current test, it was also ascertained that the flow runned mostly along the central axis.

It may be concluded from these findings that in the external dead space the gas flows mostly along its central axis, and actually no current exists apart from it. Such phenomena probably explaine that the actual dead space value is determined by its length rather than its volume.

緒 言

麻酔学の進歩に伴つて、成人は勿論のこと小児に対しても、従来の大気中の麻酔ガスを吸入する開放的な方法から、全く別の人工的な呼吸回路で呼吸する閉鎖的な方法に変つて来た。この閉鎖式回路は麻酔導入の容易、円滑さ、麻酔深度の微細な調節、高濃度の酸素を投与出来ること、麻酔ガスの経済、呼吸管理の自由等といった多くの長所をもっているが、一方、附加された器具による呼吸死腔の増加及び、呼吸に対する抵

抗という大きな欠点を持つている。

呼吸死腔^{1)~13)}はガス交換に与らない気道部分の内容積と定義される。通常肺胞以外の鼻、口腔、咽頭、喉頭、気管支から小気管支細気管支を経て、肺胞管の全内容積をさし、新生児の7 cc¹⁴⁾から成人で約150ccと云われている（解剖学的死腔）^{15) 16)}。この他に血流のない肺胞、及びその部を流れる血液を酸化するのに必要以上の肺胞を換気する空気量も実際のガス交換に関与しない^{17)~20)}（前者と併せて生理学的死腔と呼ばれる）。

今成人の1回呼吸量を450cc、呼吸数を16とすれば、その内(450cc-150cc)×16=4,800ccが実際のガス交換に与ることになる(肺胞換気量)。これは大気を呼吸している時の話であつて、実際の麻酔中には他にマスクや一部の呼吸回路は気道と同じくガス交換に関与しない(機械的死腔)、即ち死腔量を増して有効換気量を減少させることになる。ことに1回呼吸量が小さく、解剖学的死腔の大きい乳幼児に対する機械的死腔の影響は著しく、小児麻酔には成人と違った麻酔方法がとられていること、気管内挿管の頻度が成人よりも高いこと等は呼吸抑制、呼吸抵抗の問題と共に呼吸死腔の削減といったことを考慮してのことである。

ところで解剖学的死腔や生理学的死腔は体位²¹⁾、²³⁾や呼吸の深さ²⁴⁾呼吸数、運動²⁵⁾肺病変²⁶⁾、²⁷⁾調節呼吸、薬剤等²⁸⁾、³⁰⁾によって増減することは知られているが、細部における空気の動きは不明で、また機械的死腔³¹⁾、³⁴⁾に関しては単に容積のみが漠然と論じられているにすぎない。著者は偶々マスク内の気流の動きから、死腔として影響が容積のみならず、容器の形態、構造等によって異なることを推定し次の様な実験を行つて機械的死腔の問題を、流体力学的に検討した。

I 動物実験

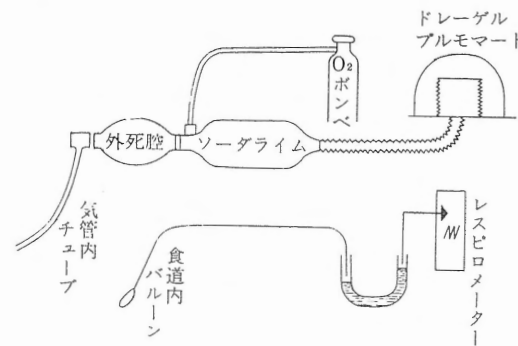
実験方法

実験動物は、体重9~13kgの健康雑種犬を雌雄の

別なく使用した。

イソゾール 20mg/kg の静脈麻酔の下に背位に固定し、気管を露出して気管切開を行い、内径10mm、長さ100mmのポリエチレン管を約50mm挿入し、気密に結紮固定してチューブ周囲からの洩れを防いだ。自然呼吸のまま、麻酔後60分、充分の覚醒を待つて小児用往復式カニスターを接続したる後、SCC 1mg/kg に静注して無呼吸状態となし、図1の如く、ドレーゲ

図1



ル、プルモメーターによる間歇陽圧呼吸を行つた。

あらかじめ Monighan Ventilation Meter にて測定せる犬10頭の1回呼吸量の平均は170ccであつたので、プルモメーターより送り出す呼吸量は1回200cc、呼吸数

は1分間20回に調節した。カニスターは小児用往復式のもの2箇を用意し、外死腔負荷実験時には、常に新鮮なソーダライムの充満せるものを用いた。供給ガスは純酸素を用いた。

〔負荷死腔〕

呼吸回路に負荷する死腔容器は、ガラス製にて、図2の如くA群は、長さが等しくて容積の異なるもの、即ち長さ150mm、両端の内径14mm、容積21ccの円筒状のものから、中央内径を増大し容積700ccのものに至る(A₁群)。A₂群は長さ300mmで容積40ccの円筒状のものから500ccのものに至る。

B群は容積が等しくて、長さの異つたもの、従つて円板状のものから、内径35mmの長管に至っている。

(B₁, B₂, B₃)。

C群は、内径35mmの管の容積を長さを覚えて50ccより、700ccとしたものである。何れも、ガラス容器の両端の口径は、コネクター、並びカニスターの口径と等しくして、連結部の抵抗のない様に工夫した。

〔採血、並びにガス分析〕

股動脈に、内径2mmのポリエチレン管を約150mm挿入固定し、流動パラフィンで気密に保ち、少量のヘパリン液を吸引せる注射器にて、外死腔負荷前及び負荷5分後に採血、注射器の先端にゴム栓を施して空気との接触をさけ、可及的速やかに分析に供した。

表1 等長、異容積群 A (15 cm)

死腔容量	CO ₂ vol%			O ₂ vol%			pH.			Pco ₂ mm Hg		
	No. 26	No. 28	No. 29	No. 26	No. 28	No. 29	No. 26	No. 28	No. 29	No. 26	No. 28	No. 29
21cc	44.8	42.0	42.2	21.6	23.4	22.5	7.47	7.55	7.43	33	28	32
100	47.1	41.0	41.3	21.3	22.3	23.1	7.47	7.53	7.43	34	28	31
200	47.4	42.7	42.7	23.4	23.4	22.8	7.47	7.56	7.44	33	27	32
300	46.7	42.1	42.3	20.5	23.8	22.5	7.44	7.55	7.42	35	27	33
500	46.9	42.5	42.4	20.3	23.5	22.7	7.44	7.54	7.45	35	28	32
700	46.0	42.8	42.5	21.4	22.8	22.4	7.45	7.53	7.45	34	28	32

表2 A (30 cm)

死腔容量	CO ₂ vol%		O ₂ vol%		pH.		Pco ₂ mm Hg	
	No. 35	No. 37	No. 35	No. 37	No. 35	No. 37	No. 35	No. 37
40cc	48.5	46.8	19.5	22.3	7.40	7.42	42	38
100	49.3	49.1	18.3	22.0	7.43	7.42	45	39
200	50.1	49.4	18.2	20.8	7.42	7.41	44	42
300	49.8	48.7	19.5	21.3	7.39	7.40	46	41
500	50.2	48.9	17.1	21.5	7.38	7.39	46	41

ガス分析は Van Slyke Neil 氏法によつて、動脈血中酸素容量、及び炭酸ガス容量を測定、それとヘマトクリット値、pHの同時測定より Singer Hasting の式³⁶⁾により炭酸ガス分圧を求めた。

pH測定は採血せる血液の室温になるをまちて直ちに Cambridge pH メーターにて測定した。その他、バルーンを食道下部1/3の所に挿入し、食道内圧を記録した。

〔実験成績〕

A₁群では、図3及び表1に示す如く容積の変化に

図3 等長、異容積、外死腔附加群

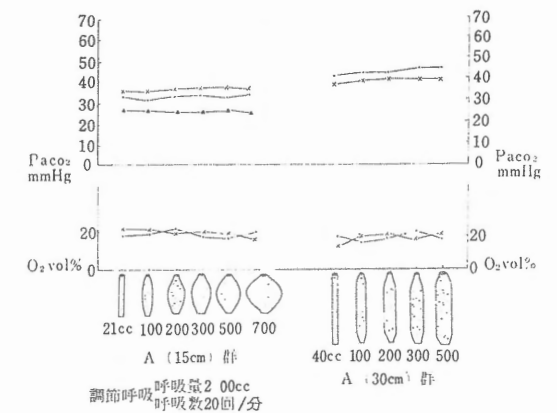


図2

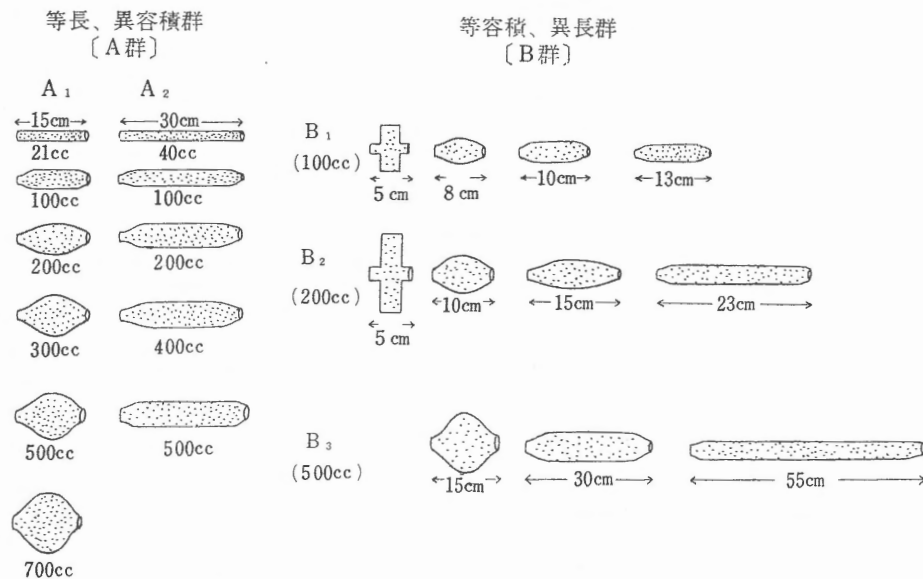
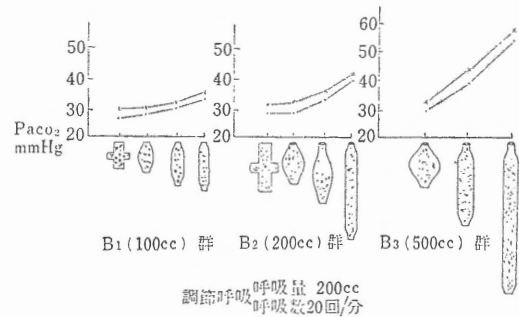


図4 等容積, 異長, 外死腔附加群



も拘わらず, 動脈血中 P_{CO_2} は平均 31mmHg, 酸素容量平均約 22.4vol% で有意の差を認めなかった。

A₂ 群では図 3 及び表 2 に示す如く, 動脈血中 P_{CO_2} 平均 42mmHg 酸素容量平均 20vol % を示した。

即ち容積が異つても, 長さが等しければ動脈血中 P_{CO_2} , O_2 容量に有意の差がなかった。

B 群では図 4, 表 3 に示す如く, 容積が等しくても長さの異なる外死腔を負荷すると, 長さが長くなる程, 動脈血中 P_{CO_2} の上昇を来した。酸素容量はやや低下するも有意の差は認められない。円板状容器と管状のものとの P_{CO_2} 差は, B₁ (100cc) 群では約 5 mmHg であり, B₂ (200cc) 群では約 11 mmHg であつた。ま

表 3 等容積, 異長群

100cc	長さ cm	CO ₂ vol%		pH		Pco ₂ mm Hg	
		No. 39	No. 40	No. 39	No. 40	No. 39	No. 40
実験犬番号							
円板状	5	39.8	40.2	7.52	7.49	27	30
球状	8	40.5	41.0	7.50	7.46	29	32
楕円球状	10	40.3	41.4	7.48	7.44	30	33
長管状	13	42.3	43.1	7.46	7.42	32	35

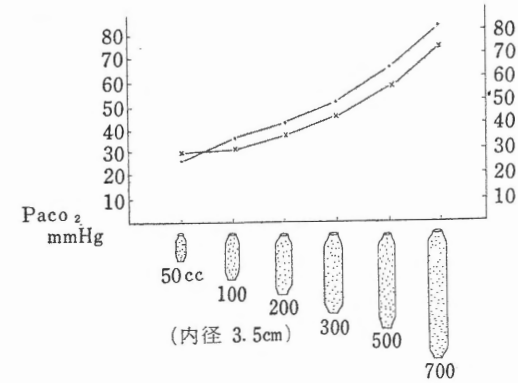
200cc	長さ cm	CO ₂ vol%		pH		Pco ₂ mm Hg	
		No. 41	No. 44	No. 41	No. 44	No. 41	No. 44
実験犬番号							
円板状	5	42.0	41.2	7.47	7.53	31	28
球状	10	42.1	41.3	7.46	7.53	32	28
楕円球状	15	47.8	44.6	7.45	7.47	36	33
長管状	23	48.8	48.2	7.40	7.42	41	39

500cc	長さ cm	CO ₂ vol%		pH		Pco ₂ mm Hg	
		No. 46	No. 48	No. 46	No. 48	No. 46	No. 48
実験犬番号							
球状	15	44.5	42.1	7.47	7.46	33	30
楕円球状	30	49.7	49.5	7.42	7.41	43	39
長管状	55	55.1	54.7	7.29	7.33	58	54

表 4 等径, 異長, 異容積死腔 (内径 3.5cm 管) 負荷

容 量	CO ₂ vol%		O ₂ vol%		pH		Pco ₂ mm Hg	
実験犬番号	No. 49	No. 52	No. 49	No. 52	No. 49	No. 52	No. 49	No. 52
50cc	40.3	40.6	23.5	21.3	7.53	7.51	29	28
100	42.3	44.5	22.8	21.0	7.51	7.49	31	32
200	47.9	48.9	20.4	20.8	7.47	7.43	39	38
300	49.5	51.2	19.1	19.7	7.40	7.36	45	49
500	54.8	56.9	17.7	18.3	7.3	7.29	56	63
700	58.3	60.5	16.4	17.3	7.24	7.21	74	81

図5 等径, 異長異容積, 外死腔附加群



た B₃ (500cc) 群では, 円珠状と長管状のものとの動脈血中 P_{CO_2} には 25mmHg ものへだたりがある。即ち B₃ (500cc) 群は B₁ (100cc) 群に比べ負荷死腔容器の長さの比を反映して, 血中 P_{CO_2} の差が大きく, P_{CO_2} 曲線は急峻となつている。

C 群・内径 35mm の管の長さを変えることによつて容積を変化させた容器を負荷すると, 図 5, 表 4 に示す如く長くなるに従い, 動脈血中 P_{CO_2} は上昇し, 50 cc 負荷時の 28mmHg より 700cc 負荷時の 81mmHg に至つている。この時の P_{CO_2} の曲線は 200cc 負荷時迄は緩く 300 cc 負荷よりやや急上昇する。

酸素容量は外死腔容量増大に伴いやや低下するも有意の差とは認め得なかつた。また食道内圧の上昇は換気が特に増大した場合をのぞき, ほとんど認められなかつた。

〔小 括〕

以上の実験から種々の型, 大きさ, 長さの外死腔を負荷した時の生体への影響を動脈血中炭酸ガス張力の変動から眺めると, 容量や大きさよりも, 長さが最も大きな因子であることが分つた。この結果は従来単に容積のみが問題となつていた外死腔内での気流の動きによつて, 実際には死腔として働かない部分のあることを推定させた。

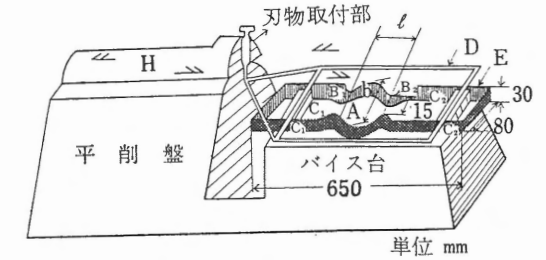
II 水槽実験

つぎに外死腔内の呼気および吸気の流れの模様を水槽実験によつて観察してみた。

1) 実験装置

用いた水槽はブリキ製で, 図 6 の E に示すような形をしている。C₁, C₂ なるピストンが鉄棒 D にとりつけられて, 一体となつて水槽の中を, 平削盤の刃物取付台 H の移動によつて, 往復運動を行なうようになつ

図 6



ている。この水槽 E で A 部が外死腔に相当し, B₁ および B₂ は, 死腔 A が外部導管に連なる部分に当る。

ピストン C₁, C₂ の周囲にはゴム板をまいて, 水槽 E との接触を良好に保つように留意した。水槽 E は, 平削盤のバイス台に固定されている。水槽の水深はピストンで水が押されるときに, 水槽の部分々々によつて差異が出来るので正確には測れないが, 1 cm ~ 1.5 cm である。水槽 E の, C₁ B₁ および B₂ C₂ なる水路にそれぞれ色の異なる直径 0.5mm ~ 1 mm のコルクの粉末を水表面に散布し, その動きを A 部の直上に固定されたカメラで撮影して A 内の流れの模様を観察した。

2) 予 備 考 察

さて, 空気の流れを水槽でしらべようとする場合には, この空気, 水両者のレイノルズ数が大体おなじでなければならないことは一般によく知られている。

一般にレイノルズ数は,

$$Re = \frac{LV}{\mu} = \frac{LV}{\rho \nu} \quad \dots \dots \dots (1)$$

なる式で表わされる。

ただし,

Re : レイノルズ数

L : 物体の代表的な長さ (死腔の幅, 長さなど) [cm]

V : 流速 [cm/sec]

μ : 流体の粘性係数 [gr/sec cm]

ρ : 流体の密度 [gr/cm³]

$\nu = \frac{\mu}{\rho}$: 流体の動粘性係数 [cm²/sec]

である。

いま外死腔内での空気の温度を 30°C と仮定すれば, 物理定数表によつて,

$$\nu_{air} = \frac{\mu_{air}}{\rho_{air}} = \frac{0.000186}{0.001165} = 0.16 \quad \dots \dots \dots (2)$$

一方水槽実験の場合の水温を 20°C とすれば,

$$\nu_{water} = \frac{\mu_{water}}{\rho_{water}} = \frac{0.01009}{0.998} = 0.0101 \quad \dots \dots \dots (3)$$

いま同じ長さ ℓ の外死腔について、空気と水とで実験して、その両方の流れの模様が互に相似であるためには(1)式であらわされるレイノルズ数が互に相等しくなければならないから

$$\frac{\ell V_{\text{air}}}{\nu_{\text{air}}} = \frac{\ell V_{\text{water}}}{\nu_{\text{water}}} \dots\dots\dots (4)$$

でなければならない。(4)式に(2)(3)の値を入れて、 V_{water} について解けば、

$$V_{\text{water}} = \frac{\nu_{\text{water}}}{\nu_{\text{air}}} V_{\text{air}} = \frac{0.0101}{0.16} V_{\text{air}} = \frac{1}{16} V_{\text{air}} \dots\dots (5)$$

なる関係を得る。(5)式によれば、水槽の流れの模様がこれと同じ寸法と形をもつ外死腔内の呼吸気の流れの模様と相似であるためには、水の流速は呼吸気の流速の $\frac{1}{16}$ でなければならないことになる。いま、1回呼吸量が500ccであるとして、これが厚さ1cmの外死腔Aに出入する場合を考える。この空気が仮にピストン C_1 , C_2 に押されて運動するものとすれば、ピストンは1回の往動または復動で、

$$500 \text{ cc} / 8 \times 1 = 63 \text{ cm} \dots\dots\dots (6)$$

動かなければならない。ただし図6でわかるように、

8 cm : 外死腔に連なる流路の幅

1 cm : 流路の高さ

である。人間の呼吸回数を20回/分とすれば、平削盤の刃物台Hを20回/分、ストローク63cmで動かしてやればよいことになるが、いま筆者が行なう実験は空気のかわりに水を用いるのであるから、これで空気と相似な流れを実現するためには、(5)式に従って(6)のストロークの長さを、

$$\frac{63}{16} = 4 \text{ cm} \dots\dots\dots (7)$$

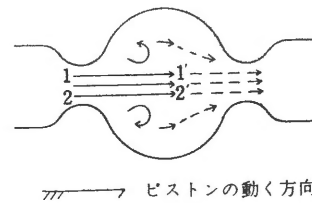
として、水速度 V_{water} を空気の場合の速度 V_{air} の $\frac{1}{16}$ にしてやらなければならない。

さてこのようにしてとりきめたストローク 4 cm で1分間に20回ピストンを復動させて実験してみると、

表 5

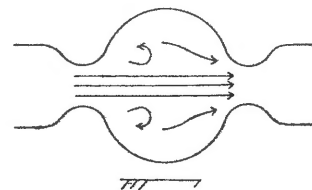
模型外死腔 番号	長さ ℓ cm	幅 bcm	幅/長さ	外死腔の平面 積 cm^2 (体積 cm^3)	面積比 (体積比)	A(図6)の大 体の平面形	外死腔入口、 出口の平均開 き角 θ° (図11)	実験結果の写 真番号
No. 1	8	8	1基準	51(51×1=51)	1 (1)	円	約110°	1—1, 1—2, 7
2	8	16	2	130(130)	3.5(3.5)	流れに垂直な方向に長い矩形	180°	2
3	14	4	1基準	47(47)	1	円	約 30°	3
4	14	8	2	88(88)	約 2 (2)	類楕円	約 70°	4, 8
5	14	12	3	132(132)	約 3 (3)		約100°	5
6	14	16	4	180(180)	約 4 (4)		約110°	6—1, 6—2, 9

図 7



ピストンのストロークが短いので、図7で最初1, 2にあつた流体の粒子は、ピストンが最も右に来た場合にも、1'2'迄しか移動せず、点線の部分に相当する流れの模様は観察することができなかつた。ゆえにピストンの速度を4cmの約3倍の13cmとして、やはり前と同じく20回/分の動きで実験したところ、流れの模様が図8のようにうまく観察でき、この場合の模

図 8



様は図7の実線の部分とも、また点線で推測して示した部分ともよく一致した。レイノルズ数はその流れがよほど臨界的なレイノルズ数の影響を受け易い状態にないかぎり2〜3倍お互にことなつても、流れの模様に大きな影響を与えないものであるし、上の予備的な実験で、筆者の実験は臨界的な状態にはないことが推測されるので、本実験は流れの模様全体が鮮明に観察できる13cmのストローク、20回/分のピストンの往復で行つた。

3) 本 実 験

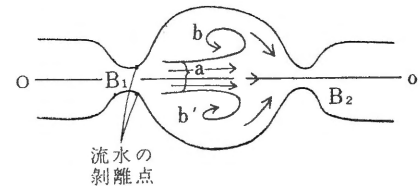
実験に用いた外死腔模型の大略を表5に示す。実際の外死腔は図6のAのような平たいものではないが、

外死腔の長さ ℓ , 横幅 b , 外死腔の平面形および外死腔の入口や出口の拡がり角などがその中の流れに及ぼす影響を観察するためにはこのような形が適当であるので、本実験においてはすべてこの薄い形のものを用いることにした。

表5に挙げた模型の中、No. 1とNo. 2は長さは8cmであるがその平面形は円と、横に長い矩形で、この二つはお互に形も全く異なり、その面積比(厚さ1cmの立体の体積比と考えてもよい)は1:3.5と大きな値を示すものである。このようにお互に非常に形が異なる死腔内の流れをみるために上の二つの模型は準備されたものである。No. 3からNo. 6は長さ14cm一定で、その腹の部分のふくらみが番号と共に2倍、3倍、4倍と大きくなっているものである。

4) 実 験 成 績

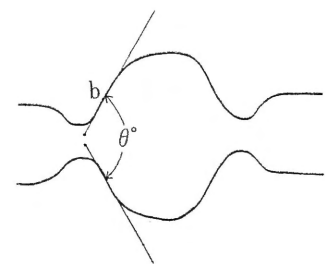
写真1—1はピストンが1回づつ右左にうごいて後、右に動いたときに撮つたものである。このときには流れは従つて左から右に流れている。コルクの粉の像がぼけている所は水が流動している部分である。この写真で流れの両方の喉部(図6では B_1 , B_2)の中心を結ぶ流れの中心軸(図9の $0-0'$)に関して対称



な位置では円形にぼやけた部分がみられ、流れはここでは渦を巻いて流れている。中心線にそつて主として水が流れている部分、すなわち図9のa部は有効流路とも云うべき部分で、外死腔の左と右の喉部 B_1 , B_2 の幅とはほぼ同じ程度の広さである。渦巻いている部分 b , b' にある流体はそれ自身の場所で運動して、喉部の左右につながらる水路にはあまり多くは入り込まない。この往復運動を9回も続けると写真1—2のように有効流路上下の渦部にはコルクが密に堆積するがあまり集まりすぎて渦はほとんど観察できなくなっている。この写真でも、せまい有効流路は依然として明瞭にみられ、流れは主としてこの部分を流れ渦部は外死腔Aに出入する流れに、大して関係しないことがわかる。写真2ではNo. 1模型による流れより渦部分が大きくみえているが、大体の流れの模様はこれと同じと言えよう。

このような有効流路ができるのは、流れが喉部 B_1 , B_2 (図6) から少し外死腔Aに入つたところで壁から剥離し、その後は帯状の、著者が有効流路と名付けた部分を、噴流となつて流れるため、 B_1 , または B_2 からあまり遠くはなれない所で噴流となつてしまえば、その流路つまり噴流の形はこれより外側の外死腔の形にほとんど影響されないためである。つぎに模型をNo. 3からNo. 6迄変化させて外死腔の幅を大きくして行つた場合の流れについて考えて見る。写真No. 3模型では死腔内のコルクの像は全域に亘つてぼやけている。これはこのNo. 3外死腔模型全体にわたり高速度の流れが生じていることを意味し、このNo. 3外死腔模型全体が死腔の作用にあつていていることを示している。流体力学的に言えば、流量の平均開角 θ° (図10参照) が30°位まではほとんど、流れは剥離を

図10



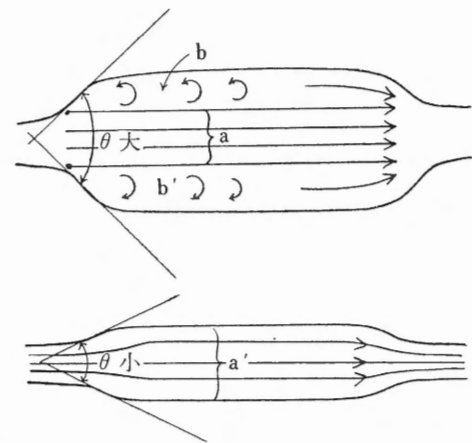
起きないということになる。この剥離現象は流路の開き角 θ および流れのレイノルズ数に關係する。No. 1〜No. 6の実験はレイノルズ数を一定にして行なつたものであるから、開き角 θ のみについて論ずればよい。本実験では両側壁の直線と見なされる部分のなす角を測つて θ° とした(表5)。 θ が30°を超え、たとえば模型No. 4の様に70°位になると流れは壁から剥離はしているが(写真4)、喉をすぎてすこしの間は壁にそつて流れ、その後はじめて剥離するので、有効流路の幅はわりにひろい。写真5は θ が100°位のNo. 5模型で流れの模様は写真4とあまりかわらないが両側の渦領域が大きく目立つてみえる。写6—1および6—2は、 $\theta=110^\circ$ の死腔No. 6を通るピストンが動き始めた初期の流れと、充分何回もピストンの往復動が行なわれた後の写真である。流れは喉部で完全に剥離して、有効流路はむしろ写真4, 5よりせまい位である。この流路の上下には、はつきりと渦巻き流れがみとめられる。ここの部分の流速がおそく又は停止しているコルクの粒子があることは、この部分の流体は喉部を通つて流れ出たり、入つて来たりせずここに停滞していることを示す。これらの模型実験から次の

ことが言えよう。

死腔内の有効流路はその死腔の幾何学的な幅や形には直接的な関係が無く、その喉部の平均開き角 θ° の大きさによつて支配されるようである。 θ が 30° かそれよりすこし大きい流路では図9のように死腔全体が流れに関係するが、 θ が 100° にもなると、流れは外死腔の喉部で剥離して、それより下流は幅の狭い噴流となり、その有効流路の両側と死腔の側壁との間には渦巻流れとなり、流れはこゝではよどみ勝ちで、この死腔を左右に通過する流体とあまり混合しなくなる。ゆえにNo. 1およびNo. 2模型（写真1, 2）において、お互に有効流路の外側の形や面積はひじょうに異なるが、それらには有効流路の流の模様にはほとんど影響しないわけである。

これらの実験だけをもとにして筆者がさきに行つた動物実験の結論を解釈することは早計と思われるが、一応この段階でつぎにその解釈をこころみしてみる。動物実験によれば外死腔の長さが死腔のはたらきに直接影響し（図5参照）、流れに垂直に横方向に死腔の寸法をひろげても、ほとんど死腔としての作用は変らなかつた（図3参照）。このことを今の水槽実験の結果から考察すると、図11のように、大きな管では平均開

図11



き角が大きいので流れは剥離し主として平均流路aにそつて流れ、細い管では θ が小さいので流れは剥離せず、管全体にわたつてa'部分を通る。bおよびb'部分は周期的に流出入する流れにあまり関係しないし、aとa'の直径は大体似通つたのであるので、外

死腔の長さ l を一定にしてその直径を増しても θ が増して剥離が起るので、その死腔としての働きに目立つた変化はあらわれないと考えれば合理的な一つの説明が出来るようである。

さて、次に死腔の喉部に小さな板を付してこの板で流れを完全に剥離させてしまつたのが、No. 1, No. 4, No. 6模型を用いての実験結果、写真7, 8および9である。写真7および9では流れはすでに小板片より上流で両側壁から完全に剥離している。その後は噴流となつて小板片の間を通つて写真1—1や6—1とあまりちがわな流れの模様を保つて外死腔を通つて流れている。写真8はNo. 4模型すなわち平均開き角 70° の実験であるが、ほかの二つの写真とすこしことなり小板片の前では壁から剥離せず、また一旦小板片によつて剥離した流れはその後また側壁にむかつて、小片にそつて流れる傾向がみられ、有効流路はすこしぼやけて、その幅が広がっている。これらのことからすれば喉部の小片によつて起る部分的な剥離より、死腔全体としての平均開き角の方が死腔内の流れに大きく関係することが推測される。図11において、もし大きな管と小さな管の喉部の部分的な開き角が同じであつたとしても、大きい管は平均開き角が大きいから、前述のように剥離を生ずると言えよう。これらの水槽実験と実際の呼吸気の流れとは、前に述べたように、レイノルズ数にもさほど大きなちがいはなく、また空気に関する流体力学の一般の問題が、ある程度互に異なるレイノルズ数で、しばしば水槽によつて研究されても、お互によい一致をみていることから推しても、本実験の結果は定性的に正しく、実際の呼吸気の死腔内における流れの模様を説明しているものとおもわれる。

〔小 括〕

この水槽実験により、動物実験において推定されたように、外死腔内には死腔として作用しない部分が存在し、おなじ長さの死腔では、その喉部の平均開き角が主としてその中の流れの状態を支配していることが推定された。この角が大きいと、流れは喉部で剥離し、狭い幅の有効流路に沿つて死腔の中央部を流れ、その両側の部分は渦巻流れか又は流れは停とんして、外死腔として働かないことが観察された。

〔総 括、並 び に 考 按〕

外死腔の生体に及ぼす影響についての研究は極めて少く、1938年 Tomasso³³⁾及びMargaria³⁴⁾らは水平

及び高所で外死腔の呼吸等への影響を観察、ついでOtis等³⁷⁾は他の研究中でこの問題に言及したにすぎ

ない。Fowler等⁴¹⁾は内径2～3cmの人工的死腔管を負荷して1回呼吸量の増大等を観察したが、外死腔負荷の影響を目的として研究したのは1948年 Stannard³²⁾が酸素供給用のゴム管を外死腔として負荷した時の呼気中の炭酸ガス張力の変動をみたのを以て始めとする。その後Gordon³⁸⁾ et Thomas³⁹⁾等も種々の外死腔負荷を行なつてその生体に及ぼす影響を観察し、またSchwartz⁴⁰⁾は外死腔附加が呼吸量を増大することを利用して術後無気肺の予防、治療に効果のあることを発表している。しかしこれらの実験は何れも容量のみを問題にし、或いは呼吸圧曲線から呼吸抵抗を論じているもので、外死腔の構造については全く触れていない。もつともこれ等の研究者も附加死腔管の全容積が全部死腔として働くものでなく Effective Dead Spaceはその全容積よりも小であろう事を指摘してはいるが³⁹⁾これは外死腔と比較して低換気量の時でも、予期以上の肺胞換気を認めたことから推定したもので、死腔の形態自体には思いを致していない。

死腔の容積そのまゝが、有効死量（実際に死腔として働く量）とならないことは、上記研究者の他既に1915年 Hendersn⁵⁾がheat polypneaの犬で死腔量が1回呼吸量より大きくても生活に充分なガス交換のあることで示している。理論的には死腔量が換気量と同じか大であれば肺胞換気は零となる筈であるが事實はそうでない。これに就いてHenderson⁵⁾は呼吸前線がcone frontをなして死腔内に突入するためであるとし、Comroe⁴¹⁾らもこれを支持し、更にboundary diffusionなる概念、及びRohrer⁴²⁾の云うように気管分岐より遠距離にある肺胞迄の死腔は近距離にあるもの迄のそれより大きいという幾何学的相連等によつて説明し、実験的には、推定死腔150ccの生体にHe 80%, O₂ 20%のガスを1回呼吸量60ccで与えた時約10ccの肺胞換気を算定している。

成人男子の生理的死腔内の空気を洗い出すには約325cc⁴³⁾の1回呼吸量が必要であると云われ、またGösta¹²⁾によれば全死腔の2～2.5倍の呼吸量を必要とするという。しかしComroe⁴¹⁾等は低流量では死腔空気を洗い出すことなしに、一部の吸入ガスは肺胞に達するのであろうと推測し、肺胞換気量＝(1回呼吸量－死腔量)の式とか、流出に要する量とかは1回呼吸量が死腔内の空気を洗い出すだけの量以上の場合のみ成立つのであり、換気の少ない場合には当てはまらなと述べている。

本動物実験に於ては負荷した種々の外死腔中、異容、等長、異型容器附加で動物血中炭酸ガス張力に著明な変化が見られず、等容、異長の異型容器附加で著明な

差が証明され、外死腔としての働きは、専らその長さに規定され、容積、形等の影響は比較的少ないことが認めれた。また形、容積に関しては、水槽実験における流体の動きから、有効流路及び入口から容器への開き角が大きな意味をもつことを物語っている。この様な効果は単に外死腔のみならず、当然生体の解剖学的死腔内に於ても当てはまることであつて、嘗つてThomas等が漠然と附加死腔に比して肺胞換気量がそれ程低下しないことを観察し、またHenderson⁵⁾、Comroe⁴¹⁾、Rohrer⁴²⁾等のいう死腔量以下の呼吸量でもある程度の換気が行われることを、一層裏付けるものと思われる。

上の事實は著者が附随的に行つた実験、即ち内径35mmのガラス円筒に、四塩化チタン煙を封入し、これをpulumomatに連結すると、白煙の先端は管の中軸を楔状～線状に貫通し、容器容積の約3/4の換気量で、白煙の先端が容器の両端間全域に亘つて動くことによつても証明される。この種の管については、例えば換気量を200ccにセットすれば $200 \times \frac{4}{3} = 260$ ccの容積のものまでは、ガスを先端より外界に送出させる事が出来る。これを吾々の動物実験と併せると、今、実験動物犬の内死腔を50ccとすれば、200ccの換気量では $200 \text{ cc} \times \frac{4}{3} - 50 \text{ cc} = 210 \text{ cc}$ 程度の容積をもつ外死腔までは、呼吸気は死腔を通過して、或程度の出入りが可能な筈であり、等径、異長死腔負荷のC群実験で200ccまでは動脈血中炭酸ガス張力の上昇は緩かで、死腔容積が300cc～400ccに達して急上昇を示すのも、よく理解されると思う。

著者等は本実験において、従来云われている様に換気の指標として、動脈血中炭酸ガス張力の変動を採り上げたが、酸素容量については変化がないか、軽度の低下を見たにすぎない。外死腔附加時の酸素容量或いは酸素飽和度の変化についてはThomas等³⁹⁾の数日間の外死腔負荷された犬が、さしたる影響なく、これに耐え得た事、或いはSchwartz⁴⁰⁾が、1000ccの死腔附加時、外孔より毎分3—4ℓの100%酸素投与することによつて100%近くO₂飽和度を維持し得たとの報告がある。これらは外死腔附加によつて肺胞換気量が減少すれば、吸入気が大気である限り、炭酸ガス蓄積と、酸素不足を来すが、高濃度の酸素を吸入していれば、酸素飽和度の低下を来すことなく、炭酸ガス蓄積を来すという周知の事実によつて容易に説明される。また死腔附加による呼吸量の増大は専ら吸気予備量を費して行われ、機能的残気量には余り影響のないことから、呼吸量の増大、即ち吸気量の増加に従つて酸素は肺に入り易いが、肺胞内の空気は外に出難く従

つて酸素飽和度の低下よりも、炭酸ガス蓄積の程度が強いことも理解されよう。呼吸時間延長で死腔量の減少を来すのも同様の理によるのであろう。

本動物実験で食道内圧の変動を見なかつた事は、換気や血液ガスの変動に及ぼす抵抗の影響を無視してよいと思われる。

West や Hugh Johnes 等⁴³⁾はプラスチック模型肺気管樹枝を用い、直接には種々のガスをガススペクトローターにより、間接的には水と染料を用い、各気道の横断面上の各所の Sampling を行つて、気道内では 8.0 ℓ /min. 迄は渦流を生じないという Rohr⁴²⁾の誤りを指摘すると共に、注入した染料またはガスが線状に流れる部分のあることから、細い気道内でも予期した程混合の起らぬ事を示している。著者の行つた水槽実験の結果も一部にこの事を裏付けるものであろう。

実際の麻酔時に使用する マスク については Clarke

〔結

著者は、麻酔用マスク等の機械的死腔中の有効死腔の問題について種々の外死腔容器附加動物実験、並びに水槽内水流実験を行つて次の様な結論を得た。

1) 異長、等容の種々なる外死腔容器を動物に負荷し、人工的に一定呼吸量、呼吸数で呼吸させてやると、管の長さが長くなるに従い動脈血中 P_{CO_2} の上昇は著しい。

2) 等長、異容容器群を負荷しても、血中 P_{CO_2} の上昇は著しくない。即ち容積の影響は長さに比べて少い。

3) 以上の結果から、容器の中に空気の動きが無くて、外死腔として働かない部分のあることを推測し、さらに水槽実験を行なつた。模型死腔内の流れはその

⁴⁴⁾が指摘した様に、マスクの内容容積、rim-pad の圧、マスクの押え方等によつて死腔量は当然変るが、その他に同じく Clarke が要望し、また本実験が示唆する様にマスク内の気流が究明さるべきである^{45) 46)}。著者は被麻酔者の鼻腔、口腔別呼吸流量を測定し、Air way 挿入時や、鼻口腔疾患者に非ざれば一般に鼻呼吸量が口からのそれよりも多いことを観察した。また写真10—1にある様に、Model 顔面にガラスマスクを覆い、四塩化チタン煙を呼吸に似せて出入させ、或いは Smoketest を行つてみると、鼻呼出気流は噴流であり、口腔呼出気流は拡散流に類する事を知つた(写真10—2参照)。これ等の事及び水槽実験で行われた気流の実験結果から、マスク連結管の位置は鼻腔呼出流の対向部におき、かつ、その間の距離を出来る丈短かくして呼吸排出の効率を高めると共に有効死腔量を出来る丈小さくする様に示唆したい。

論〕

入口で剥離し、中心軸にそつて有効流路ともいうべき狭い部分の流れ、その両側によんだ部分やゆるやかな渦流れの領域がみられ、これらは主として模型死腔入口の平均開口角に影響されることを知つた。

4) これらの動物実験と水槽実験から、有効流路とその両側の若干の部分がおもに外死腔の働きをなし、残余のよどんでいる部分などはあまり外死腔として作用しないものであり、従つて外死腔の横幅や形よりもその長さが主としてその作用に関係するものであるという一つの解明がその働いてえられる。

5) また実際のマスク内の流れを観察し、マスクの形態、排出口の位置などについてのべた。

文 献

- 1) Krogh, A. : The volume of the dead space in breathing. J. physiol 47; 30—43, 1913.
- 2) Enghoff, H. Volumen inefficax : Bemerkungen zur Trage des schädlichen Raumes. Upsala läkaref förh. 44; 191—218, 1938.
- 3) Krogh, A. and Lindhard, J. : Volume of dead space in breathing and the mixing of gases in the lungs of man. J. physiol. 51; 59—90, 1917.
- 4) Fowler, W. S. Lung function studies II : Respiratory dead space. Am. J. physiol. 154; 405—416, 1948.
- 5) Henderson, Y. Chillingworth, F. P. : Respiratory dead space. Am. J. physiol 38; 1, 1915.
- 6) J. H. Comroe, "The Lung" (Chicago : Year book publishers, Inc., 1955.)
- 7) Johon, S. Gray : Alveolar and total ventilation and the dead space problem. J. Appl. physiol Vol 9; No 3, 1956.
- 8) Mundt, E. Schaedel, W. : Effective dead space. Arch. f. d. ges. physiol 244; 107—119, 1940.
- 9) Bartels,

- J. Severinghaus : The respiratory dead space measured by single breath analysis of oxygen, carbon dioxide nitrogen or helium. J. clin. Invest. 33; 41, 1954.
- 10) Richard, H. Shepard, E. : Factors affecting the pulmonary dead space as determined by single breath analysis. J. Appl. Physiol 11(2); 241—244, 1957.
- 11) R, Margaria : Indirect determination of respiratory dead space and mean alveolar air composition. J. Appl. Physiol. 11(2); 235—240, 1957.
- 12) Gösta, Birath : Respiratory dead space measurements in a model lung and healthy human subject according to the single breath method. J. Appl. Physiol 14(4); 517—520, 1957.
- 13) Pappenheimer : New experimental methods for determination of effective alveolar gas composition and respiratory dead space in the anaesthetized dogs and in man J. Appl. Physiol. 4; 855, 1952.
- 14) John Adriani, M. D : Rebreathing in pediatric anesthesia : Recommendations and descriptions of improvements in apparatus. *Anesthesiology* 14; 337, 1953.
- 15) H. Rahn, and B. B. Ross : Bronchial tree cast, lobe weight and anatomical dead space measurements in the dogs lung. J. Appl. Physiol. Vol 10; No 1, 1957.
- 16) Wilson, R. H. : Evaluation of single breath technique for measuring anatomic respiratory dead space. Am. J. m. Sc. 232; 67, 1956.
- 17) Severinghaus, J. W. Stupfel, M. : Alveolar dead space as an index of distribution of blood flow in pulmonary capillaries. J. Appl. Physiol. 10(3); 335—348, 1957.
- 18) Benjamin, B. Ross : Dead space ventilation as a determination in the ventilation-perfusion Concept. J. Appl. Physiol. 15(3); 363—371, 1960.
- 19) J. F. Nunn, and D. W. Hill : Respiratory dead space and arterial to end-tidal CO_2 tension difference in anaesthetized man. J. Appl. physiol. 15(3); 383—389, 1960.
- 20) Russll, H. Wilson : The pulmonary physiologic dead space as an index of effective alveolar perfusion. Am J. of the Med. Scien. Vol. 234; No 5, 1957.
- 21) Frowler, W. S. : Lung function studies IV. Postural changes an respiratory dead space and functional residual capacity. J. of clin Invest. Vol 29; No 11, P 1437, 1950.
- 22) J, F. Nunn, E. J. M. Campbel : Anatomical subdivisions of the volume of respiratory dead space and effect of position of the jaw. J. Appl. Physiol 14(2); 174—1959.
- 23) R. L. Riley, S. Permutt : Effect of posture on pulmonary dead space in man. J. Appl. Physiol 14(3); 339—344, 1959.
- 24) Henry, William : Effect of variation of tidal volume on size of physiological dead space in dogs. J. Appl. physiol. vol 9 July. 30—32, 1956.
- 25) Allanc, Young : Dead space at rest and during exercise. J. Appl. Physiol Vol 8; No 1, 91, 1955.
- 26) Fowler, W. S. : Lung functions studies V. Respiratory dead space in old age and in pulmonary emphysema J. Clin. Invest. 29; 1439—44, 1950.
- 27) Fowler, W. S. : Lung function studies. Effect of pneumoectomy on respiratory dead space. J. Thoracic Surg. 21; 433, 1951.
- 28) J. W. Severinghaus and M. Stupfel : Respiratory dead space increase following atropine in man, and atropine, vagal or ganglionic blockade and hypothermia in dogs J. Appl. Physiol 8; 81, 1955.
- 29) J. W. Severinghaus and M. Stupfel : Alveolar dead space and arterial to end-tidal carbon dioxide differences during hypothermia in dog and man. J. Appl. Physiol, 10(3); 349—355, 1957.
- 30) Jenny, S. M. Millar, R. M. : Dead space ventilation in old Age J. Appl. Physiol. Vol 9 No 3, 1956.
- 31) E. G. Cumming : Measurement of external dead space with a new flow meter. J. Appl. Physiol Vol 15 No 40, 1660.
- 32) Stannard, J. N. : Estimation of critical dead space in respiratory protective devices. J. Appl. Physiol. 1; 326, 1948.
- 33) Tomasso, Lo Monaco Croce : Riv. di med. aeronautica 1—2; 321, 1938.
- 34) Margaria, R. R. : Riv. di med. aeronautica 1—2; 291, 1938.
- 35) Van Slyke, D. D. Neil, J. M. : Determination of gases in blood and other solutions by vacuum extraction and manometric measurement. J. Biol. Chem. 61; 523—573, 1924.
- 36) Singer, R. B., Hastings, A. B. : An improved clinical method for the estimation of disturbances of the acid-base balance of human blood. Medicine 27; 233, 1948.
- 37) Otis, Arther, B. : Am. J. Physiol 146; 207, 1946.
- 38) Gordon, B. Clappison, M. D. : Respiratory adjustment to increases in external dead space. Anaesthesiology Vol 17; No 5, 643—47, 1956.
- 39) Thomas, B. Barnett : Unanesthetized dogs with increased respiratory dead space. J. Appl. Physiol. 15(5); 838—842, 1960.
- 40) Seymour, I.

Schwarz, M. D. : Dead space rebreathing tube for prevention of atelectasis. J.A.M.A. April 6; P 1248—1251, 1957. Vol 163 No 14 41) W. A. Briscoe, R. E.; Forster and T. H. Comroe : Alveolar ventilation at very low tidal volume. J.A.M.A. 143; 1044, 1950. 42) Rohrer, F. : Arch. f. ges. Physiol 162; 225, 1915. 43) J. B. West and P. Hugh-Jones : Patterns of gas flow in the upper bronchial tree. J. Appl. Physiol. 14(5); 753—759, 1959. 44) A. D. Clarke : Potential dead space in an anaesthetic mask and connectors. Brit. J. Anaesth. Vol 30; No 4, 1958. 45) R. T. Vole : A modified semi open system for children's anaesthesia. Brit. J. Anaesth. Vol 30; No 4, 1958. 46) A. Vivian Tenkins : Modifications to the standard rubber face mask for use with babies and small children. Brit. J. Anaesth. Vol 29; No 3, 140, 1957.

(昭和37年11月30日受付)

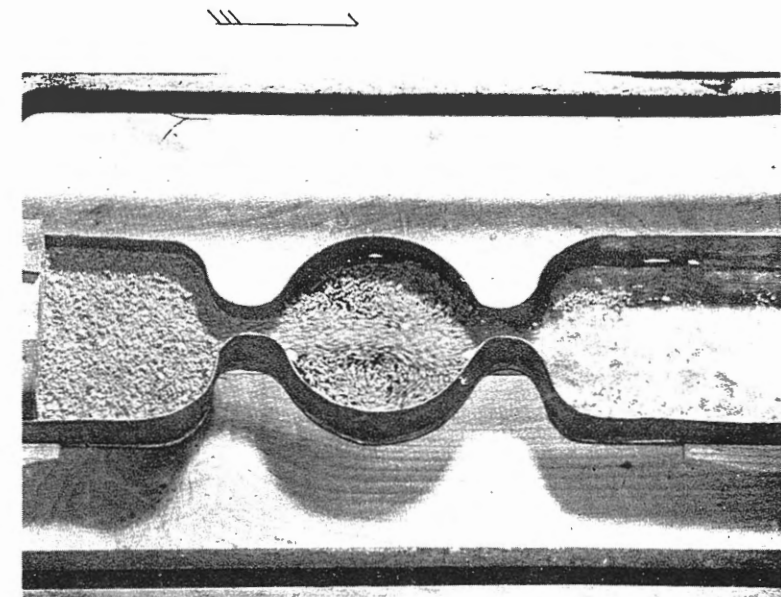


写真1—1 No. 1 死腔模型

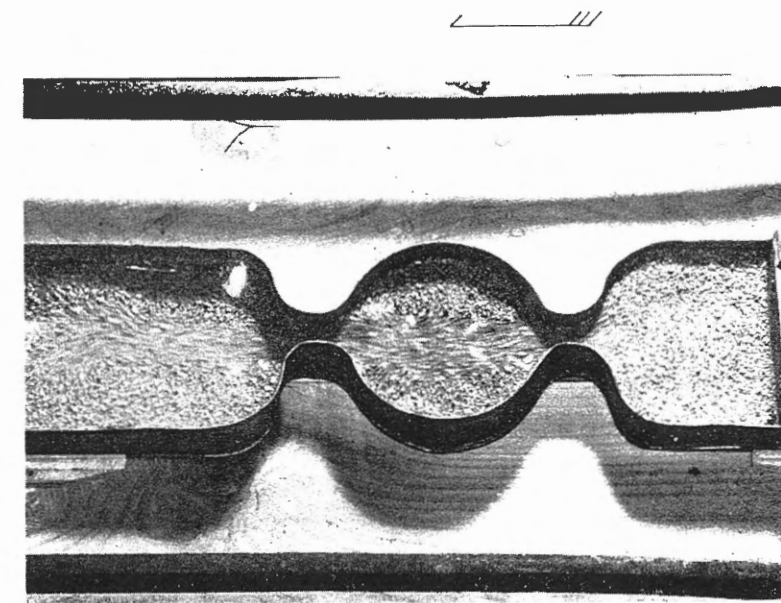


写真1—2 No. 1 死腔模型

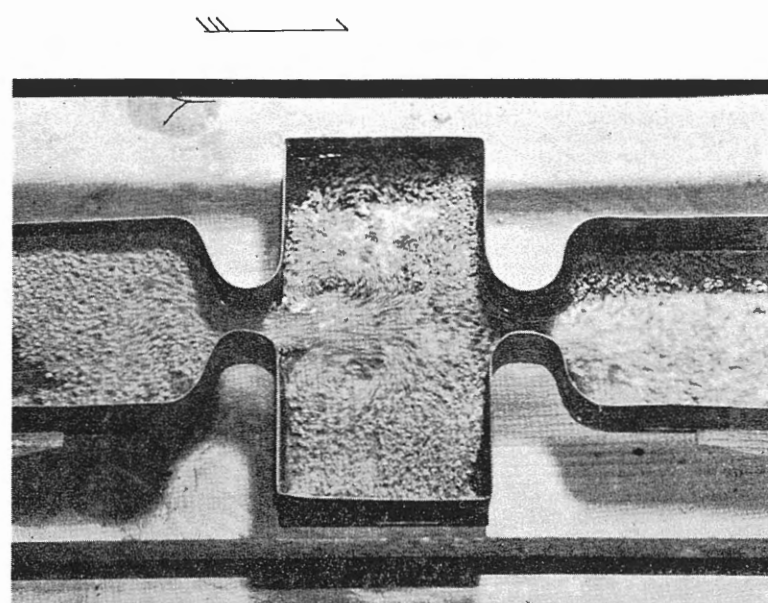


写真 2 No. 2 死腔模型

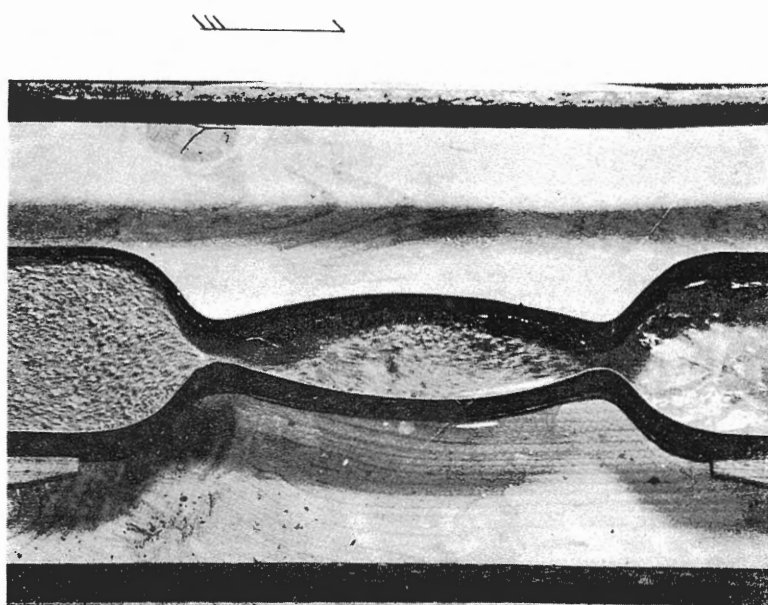


写真 3 No. 3 死腔模型

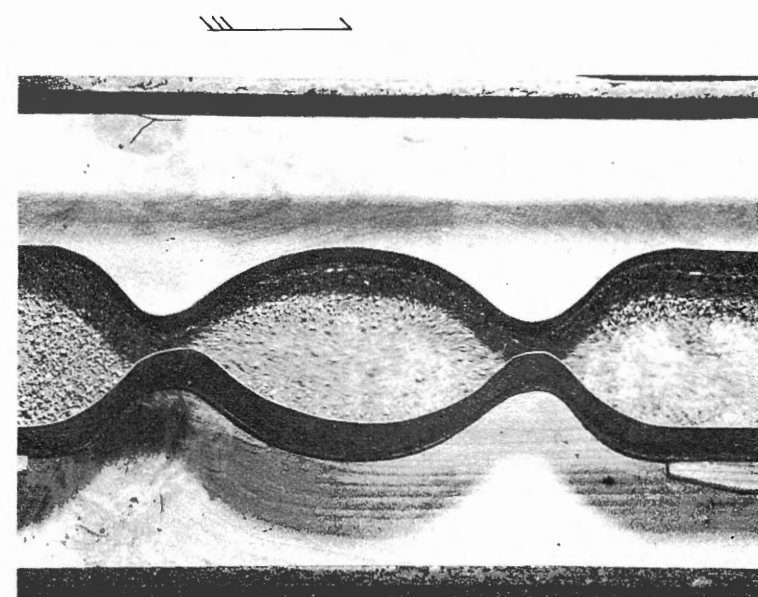


写真 4 No. 4 死腔模型

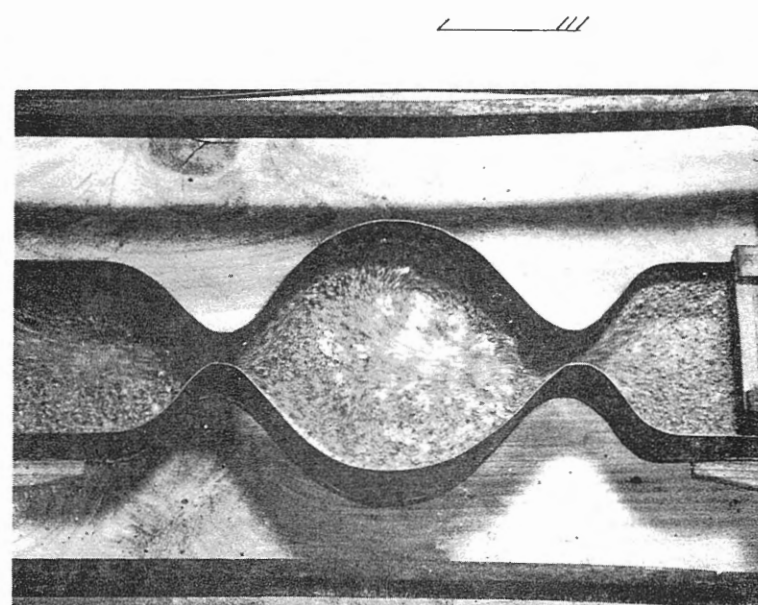


写真 5 No. 5 死腔模型

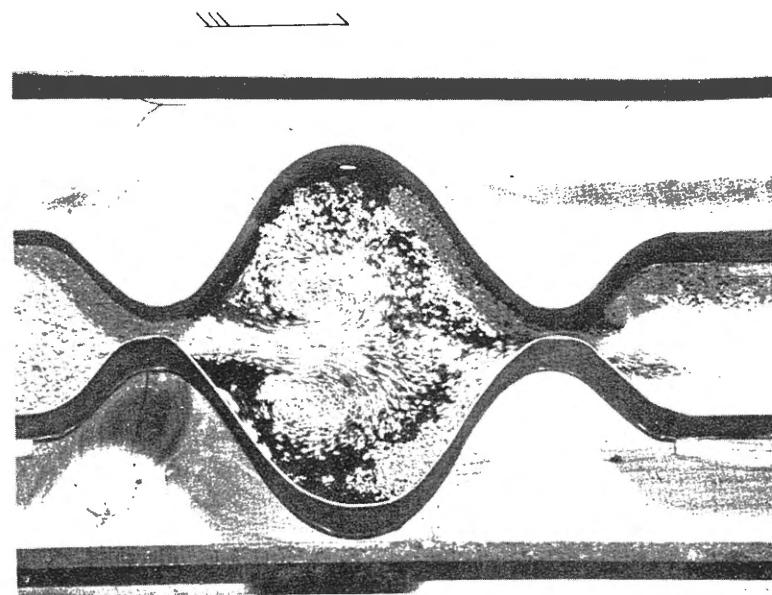


写真6-1 No. 4 死腔模型

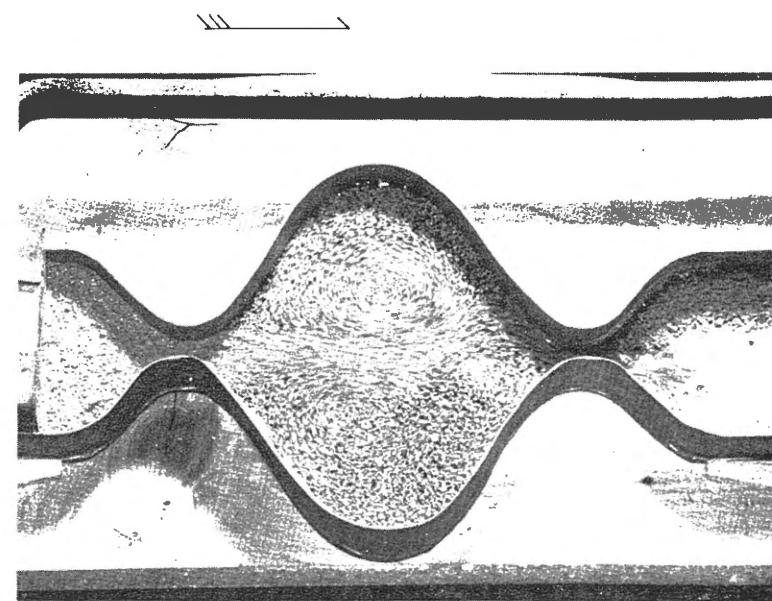


写真6-2 No. 5 死腔模型

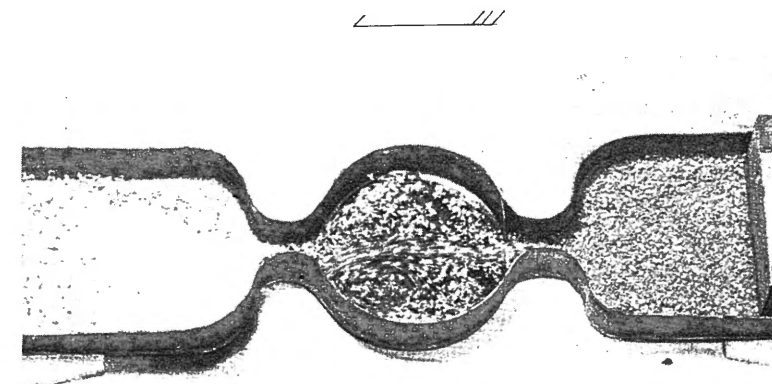


写真7 No. 1 死腔模型

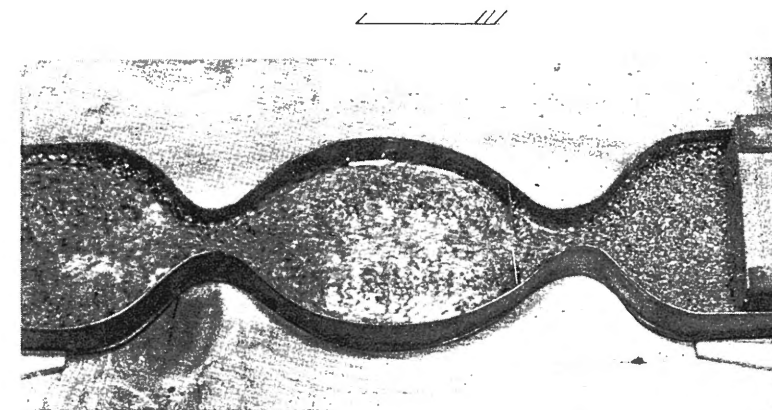


写真8 No. 4 死腔模型

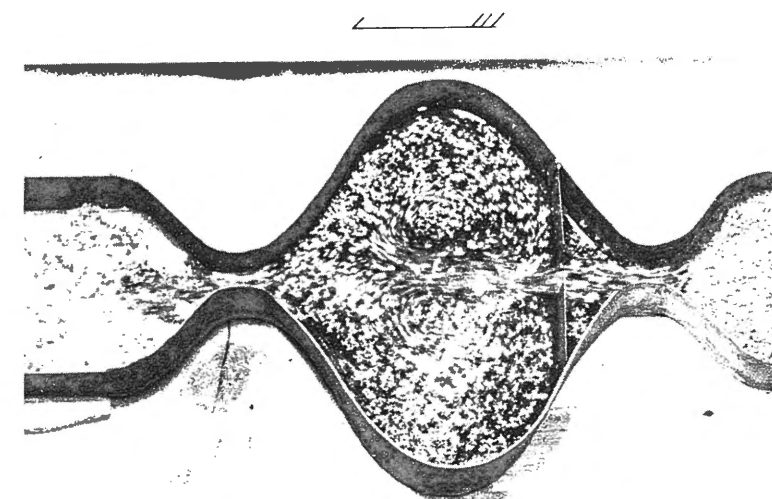


写真9 No. 6 死腔模型

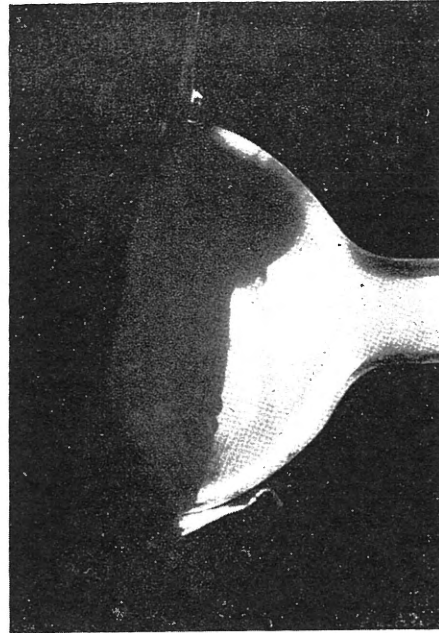


写真10-1

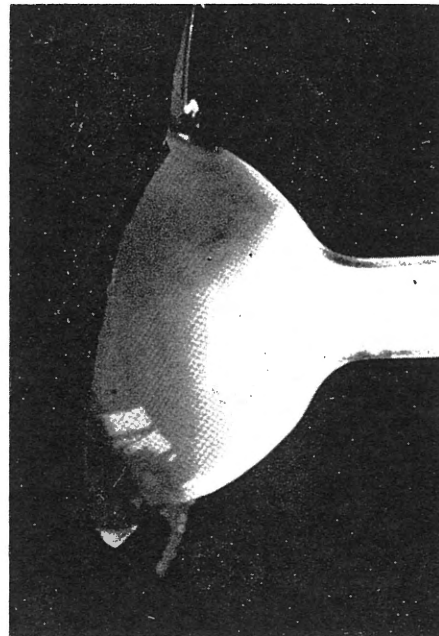
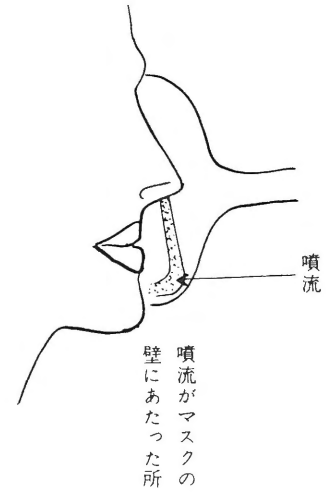


写真10-2

