

$$(\text{メーターの読み}) \times 1.02 = P_{O_2}$$

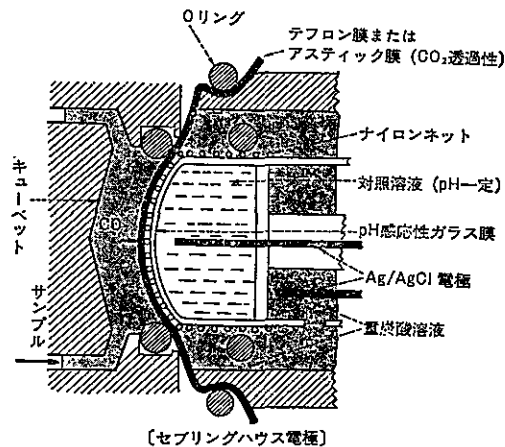
上式の係数 1.02 は経験的に得られた値である。装置や手技の違いによって値が異なる可能性があるため、各検査室において実験的に求める方がよい。そのためには、まず、 O_2 を含むガス（たとえば P_{O_2} が 149 mmHg だったとする）で電極を正確に校正する。次に、同じガスと完全に平衡に達した 37°C の水（例えばアストラップの恒温槽内の循環水）の P_{O_2} を測定する。この水に対するメーターの読みが 146 mmHg だったとすれば、係数は、 $149/146=1.02$ として求められる。

- ③ 測定が終わったら、試料室をまず生理食塩水で十分に洗浄した後に蒸留水で洗浄する。
- ④ 電極校正の項で述べた方法により電極の感度をチェックし、ずれを修正する。蒸留水を注入して試料室を満たし、 P_{O_2} 膜を乾燥させないようにする。

b. 炭酸ガス分圧の測定の実際

[IL メーターの場合]

実際の P_{CO_2} 電極は、図 21 に示すような構造をしている。 CO_2 透過膜としては、テフロン又は IL アスティック膜が用いられている。膜とガラス電極の間には、常に一定量の $NaHCO_3$ 溶液 (10^{-2} モル) が薄い層をなして介在するように、4 重にしたナイロンメッシュを入れてある。この電解液中には、電極の動作が安定するように、 10^{-2} モルの $NaCl$ と少



Pco₂電極

図 21 Pco₂ 電極

量の $AgCl$ が加えてある。ガラス電極の先端内部には、1/10 規定の HCl 水溶液が封入してある。これによって、 H^+ イオン濃度は常に一定に保たれているが、 $NaHCO_3$ 溶液側の H^+ 濃度は、サンプルから膜を通して透過してくる CO_2 によって変動する。この両液の H^+ 濃度差にガラス薄膜は感応して起電力を生じる。この起電力を増幅してメーターの針の振れとしてとり出す。

この P_{CO_2} 電極は、 CO_2 の 1~100% の範囲において直線性が認められている。

(a) P_{CO_2} 電極の整備

P_{CO_2} 電極は、固定しているネジをゆるめてキューベットから取り出す。図 22 に示す手順によって、電極の膜の交換、電解液の交換を行う。終了したら気泡の有無をしらべ、気泡があれば内部のガラス電極を抜いて気泡を除く。最後に、電極の外表面を拭いて乾燥状態にし、更にキューベット内面もよく拭いてから、電極をキューベットに装着する。電極の固定ネジを締める強さは、 P_{O_2} 電極の場合と同じく気密にせねばならないが、決して強すぎないようにする。切換えスイッチを P_{CO_2} 測定位置にし、 P_{O_2} 電極と同じ方法でメンブランチェックを行い、電極の整備を終わる。

(b) P_{CO_2} 電極の校正

P_{CO_2} 電極の校正は、 CO_2 を含む混合ガスを試料室に注入して二点校正を行う。

二点校正には、濃度の異なる 2 種の CO_2 混合ガスを用いる。一般には、5% CO_2 + 12% O_2 + N_2 のものと 10% CO_2 + N_2 の 2 種類の混合ガスが用いられる。これらのガスの CO_2 の混合比率は正確である必要はない。例えば、5% CO_2 の代わりに 4.5% であってもよい。しかし、混合ガス中の CO_2 濃度は、 $\pm 0.03\%$ の精度で、正確な値がわかっているものでなくてはならない。

[メーターの slope 校正]

P_{CO_2} 電極の二点校正は、slope 校正という方法で行う。その利点は、大気圧が変化しても 2 種の混合ガスの P_{CO_2} を求める必要がないことである。

メーターの slope 感度勾配を校正するには、まず CO_2 ratio を次のごとく計算する。

$$CO_2 \text{ ratio} = \frac{\text{高濃度ガスの } CO_2(\%) }{\text{低濃度ガスの } CO_2(\%) } \times 10$$

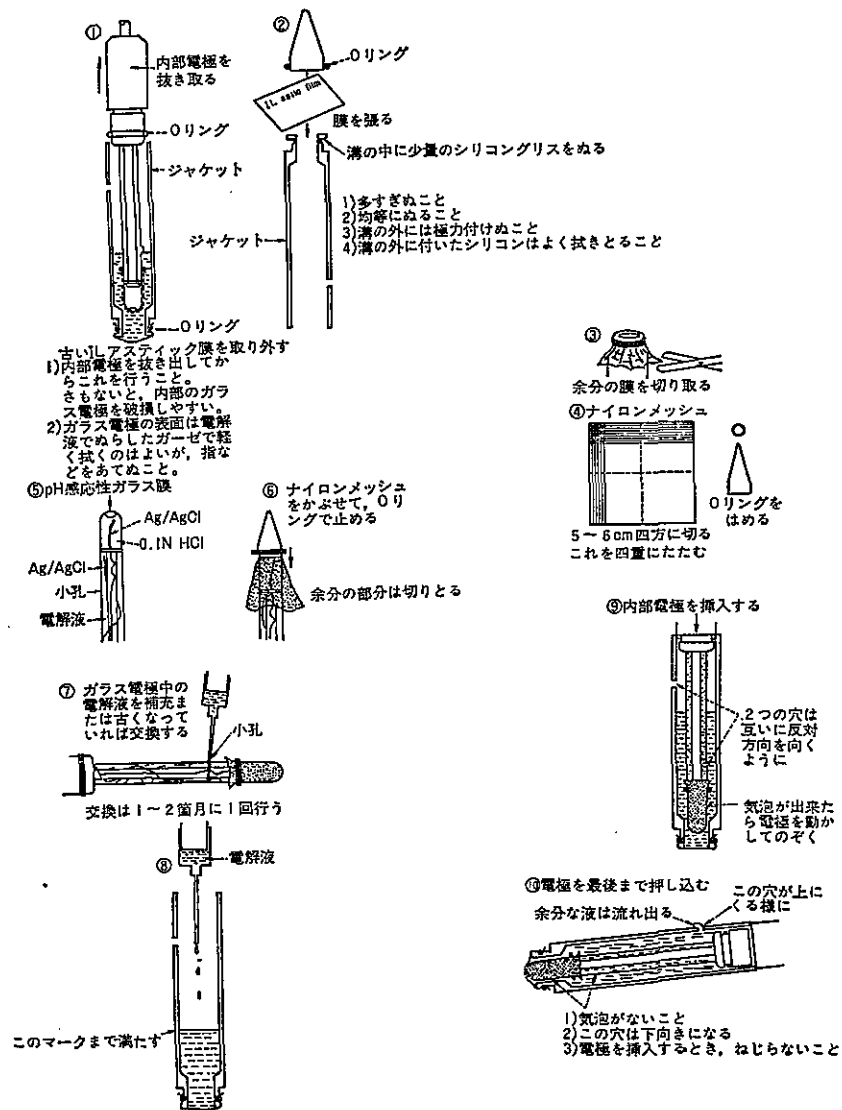
例えば、4.98% CO_2 と 9.96% CO_2 の 2 種類の混合ガスを校正に用いる場合なら、

$$CO_2 \text{ ratio} = \frac{9.96}{4.98} \times 10 = 20.0$$

である。

校正は次の手順で行う。

- ① 切換えスイッチを P_{CO_2} に入れる。



② ガス湿潤器を通した低濃度 CO_2 ガスを試料室へ送る。ガスの流量は、1秒間に気泡1個の速さに調節し、これ以上流量を増さないようにしながら送気を続ける。

③ “P_{CO}, BALANCE” ツマミを回して、メーターの針を目盛の最低点 10.0 に合わせる。

④ 次に高濃度 CO_2 ガスを、湿潤器を通さずに直接試料室に送る。この場合、ガスは乾燥状態にあるから、ガス流量は低濃度 CO_2 を流したときよりさらに少なくなるように調節する。

⑤ メーター裏面の“P_{CO2} SLOPE”ツマミを回して、指針を CO₂ ratio の目盛に合わせる。上述の例ならば、20.0 に合わせる。

⑥ 低濃度 CO_2 を再び送り、メーターの針が 10.0 にもどることを確認する。もしこれがずれているならば、slope 校正を繰り返す。

以上で、電極の slope 較正が終わる。

このようにして slope 較正をした電極は、CO₂ ガスに対して図 23 の太線のごとく感応

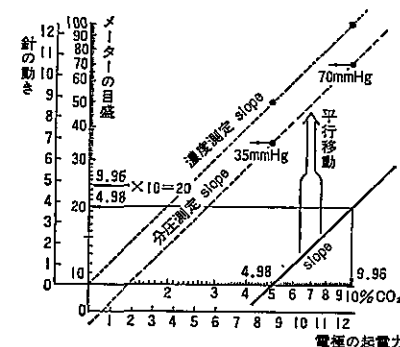
する。横軸は CO_2 ガスの濃度 (対数目盛), 縦軸はメートルの目盛である。

〔 P_{CO_2} を測定するための校正〕

上述の方法で slope 較正をした電極で P_{CO_2} を測定するときには次の方法で一点較正を行う。

$$P_{\text{CO}_2} = (750 - 47) \times \frac{4.98}{100} = 35.0 \text{ mmHg}$$

となる。



低濃度 CO_2 を試料室に流し、“ P_{CO_2} BALANCE” ツマミを回して、指針をそのガスの P_{CO_2} の目盛に合わせる。ここでは 35.0 に合わせればよい。その結果、メーターの CO_2 に対する slope は、平行移動して破線 (図 23) に移るので、未知の P_{CO_2} の試料を注入した時の指針の読みは直接試料の P_{CO_2} となる。

この場合、較正に低濃度 CO_2 を用いる理由は、その値が血液の P_{CO_2} に近く、slope 較正に多少の誤差があっても測定誤差は比較的小さくなるからである。したがって、試料の P_{CO_2} が高い場合には、高濃度 CO_2 で較正する方がよい。

バーターの目盛には、血液の P_{CO_2} 測定に便利のように 10~100 を目盛っている。もしこ

の目盛で 20~200 mmHg の範囲を測定したいときは、適切な濃度の CO_2 ガスを流し、校正ガス実際の P_{CO_2} の値の 1/2 に指針を合わせておき、未知 P_{CO_2} の試料に対するメーターの読みを 2 倍すれば求める P_{CO_2} が得られる。

[CO_2 濃度 (%) を測定するための校正]

これはガス中の CO_2 濃度を測定する場合に行われる一点校正である。

方法は P_{CO_2} の校正と全く同様にすればよい。例えば、4.98% CO_2 を校正ガスとして試料室に流し、指針を 49.8 に合わせる。未知の濃度のガスを通したとき、目盛の読みが 56.5 であったとすれば、試料ガスの CO_2 濃度は読みを 1/10 にして 5.65% ということになる (測定精度からすれば 5.7% と読むのが正しい)。

(c) P_{CO_2} の測定

血液サンプルについてその P_{CO_2} を測定する手順は、 P_{O_2} 電極の場合とほとんど同じであるので省略する。 P_{CO_2} 電極の応答時間 (response time) は、 P_{O_2} 電極より長く 2 分 30 秒前後である。

[アストラップの場合]

- ① まず血液の pH を実測する (詳細は [付] 参照)。
- ② アストラップ装置に付属している小型トノメーターに血液を入れ、3~4% $\text{CO}_2 + \text{O}_2$ と 7~8% $\text{CO}_2 + \text{O}_2$ の混合ガスで平衡させる。このトノメーターは、2 種のガスによって同時に平衡させるようになっており、それぞれ 2 つずつ試料室があるので、1 回の操作で 2 回チェックすることができる (図 24)。もちろん、ガスの正確な CO_2 濃度がわかっていなければならない。また、試料室に入れる前の血液は、血漿と血球を十分に混和しなくてはならない。血液の混合は、両掌に注射器をはさんで転がすようにすればよい。
- ③ トノメーターを約 5 分間振盪しガス平衡に達したら、pH 電極で血液の pH を測定する。一方、平衡に用いた CO_2 ガスの濃度と大気圧から P_{CO_2} を算出する。

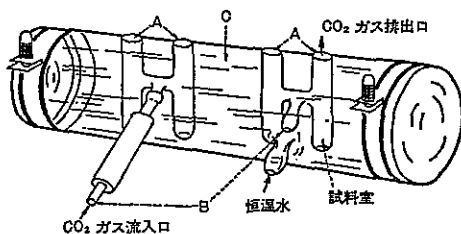


図 24 アストラップのトノメーター

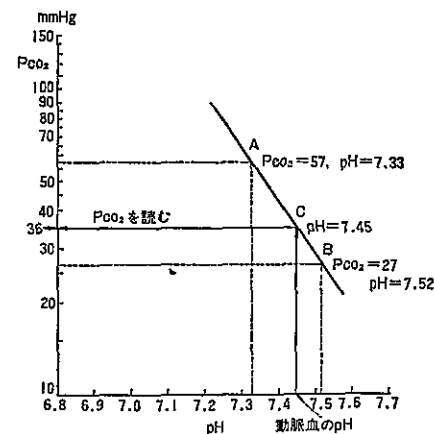


図 25 血液の CO_2 滴定曲線から P_{CO_2} を求める方法 (アストラップ法)

- ④ 得られた 2 組の pH, P_{CO_2} の値を図 25 のごとく座標上にとり (A, B) 両者を直線で結ぶ。
- ⑤ はじめに求めた血液の pH とこの直線との交点 (C) を求め、これと対応する P_{CO_2} の値を読んで血液の P_{CO_2} を求める。

この方法では、血液の S_{O_2} が 90% 以下の場合には、補正が必要であるが詳細は省略する。

[付] pH 測定の実際

④ 電極の校正

(i) 二点校正

2 種類の標準緩衝液 (pH=6.84, pH=7.384) を用いて電極を校正し、電極のスロープをセットする。電極の安定が良ければ、1 週間に 1 回程度行えばよい。実際の校正は次のように行う。

- ① 電極内に生理食塩水と空気を少量ずつ交互に吸引して電極を洗う。あまり長く吸引すると、電極が冷えて誤差を生じる。
- ② 空気を吸引して電極を空にしたら、pH=6.84 の緩衝液を電極内に満たす。毛細管内に気泡があると、誤差の原因になるので注意を要する。
- ③ 電極の先端を KCl 溶液槽に入れ、カメル電極とブリッジする。
- ④ 切換えスイッチを pH に入れる。
- ⑤ メーターの針が振れるから、これを pH 6.84 の目盛にくるように、“pH BALANCE” ツマミで合わせる。
- ⑥ 次に空気と生理食塩水とで洗浄し、pH=7.384 の緩衝液について同様の操作を行う。この場合メーターの針の修正には、“pH SLOPE” ツマミを用いる。

上記の操作を繰り返して、針の振れが正確に合うようにする。

(ii) 一点校正

測定前後には、毎回 pH 7.384 の緩衝液を用いて電極を校正する必要がある。実施法は二点校正と同様であるが、指針のズレを修正するには、“pH SLOPE” ツマミではなく、“pH BALANCE” ツマミによって行う。

㊦ pH の実測

一点校正に続いて、空気と生理食塩水とで電極を手早く洗った後、次の手順で血液 pH を測定する。

- ① 試料導入前に電極内に空気を通して空にする。
- ② 電極内に検体を満たす。
- ③ KCl 溶液槽に電極の先端をつけると、針の振れはきわめて早く安定するので、その pH 値を読みとる。pH 電極の応答時間 (response time) は 1~5 秒である。
- ④ 終了したら、まず生理食塩水を流して電極を洗い、ついで空気と生理食塩水で繰り返し洗浄する。
- ⑤ 最後に生理食塩水 (又は蒸留水) を電極に満たしておき、次の測定まで電極が乾燥しないように注意する必要がある。

㊧ 測定に当たっての注意

ガラス電極により正確に pH を測定するためには、次のような点に注意する。

- ① ガラス電極が温度平衡に達していること。すなわち、冷たい試料を吸引した場合、電極の洗浄が長すぎる場合の影響に留意しておく必要がある。
- ② 結合溶液に用いる飽和 KCl 溶液及びカロメル電極内の飽和 KCl 溶液の底部には、常に KCl の結晶が認められるようにしておくこと。
- ③ 校正用の標準緩衝液の pH が正確であること。びん入りの緩衝液は、新しいものでも pH が変化しているものがある。ラジオメーター社のアンプル入り緩衝液は、その点ほとんど不安がない。びん入りのものは常に冷蔵し、また液を透かして見て浮遊物が認められるものは不良である。

(ハ) 測定値の補正

採血終了から各々の値を読み取るまでの経過時間に基づいて測定値の補正を行う。このためには補正用ノモグラムが利用できるが、各自の施設でそれぞれの実情に応じて作成した計算式又はノモグラムを用いる方がよい。補正をするにしても試料の保存時間は極力短時間にとどめる努力をすべきである。やむを得ず未補正の成績を記載するときは、必ず《未補正》と明記し、併せて採血終了から分析終了までの経過時間を記載するものとする。

補正のための Kelman と Nunn によるノモグラムは図 26 及び図 27 に示しており、図 26 は 37°C に保温した場合であり、図 27 は室温に放置した場合である。

このノモグラムの使用法は次のとおりである。

a. P_{CO_2} の補正

A の経過時間 (分) に対応する B の P_{CO_2} の数値を読み取り、実測値からその数値を減ずる。

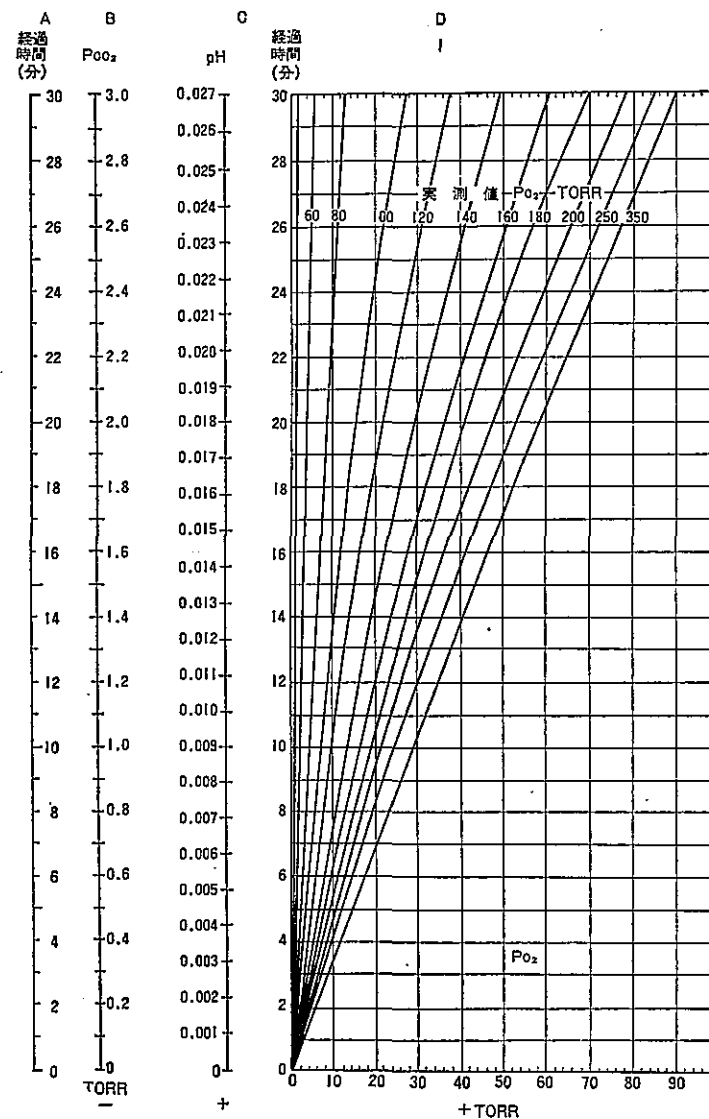


図 26 37°C に保温した場合の P_{O_2} , P_{CO_2} , pH の補正のためのノモグラム

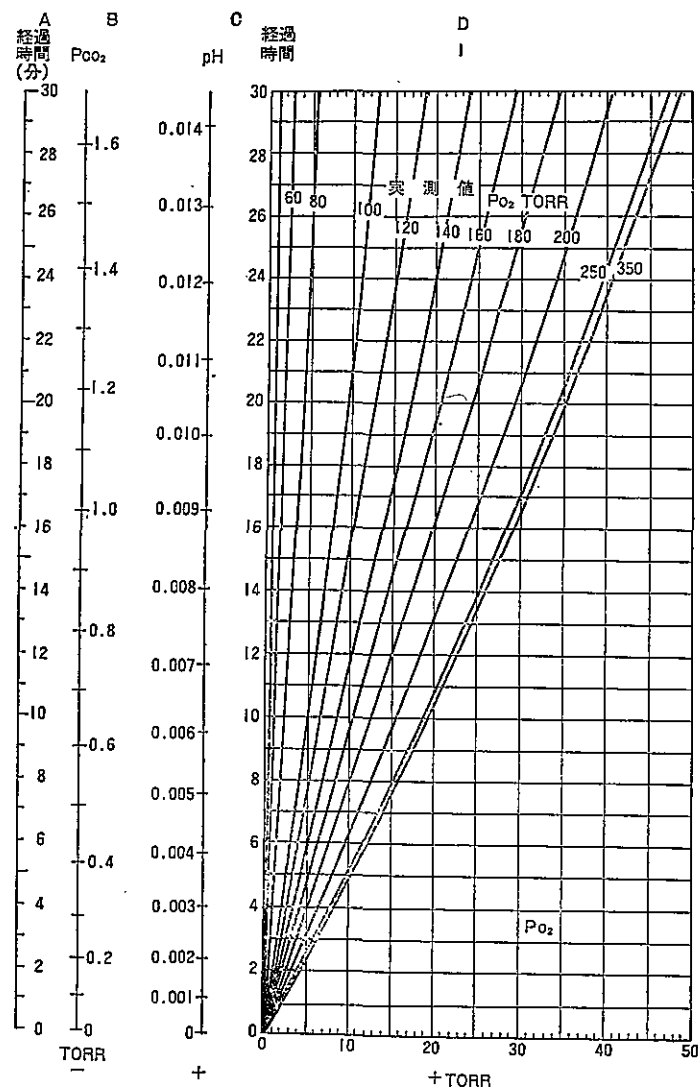


図 27 室温に放置した場合の P_{O_2} , P_{CO_2} , pH の補正のためのノモグラム

b. pH の補正

A の経過時間 (分) に対応する C の pH の数値を読み取り、実測値にその数値を加える。

c. P_{O_2} の補正

D のノモグラムの左の経過時間と P_{O_2} 実測値から下段の数値を読み取り、実測値にその数値を加える。

(二) 肺泡気・動脈血酸素分圧較差の算出

肺泡気・動脈血酸素分圧較差 (AaD_{O_2}) を求めるためには、まず、肺泡気酸素分圧 (PA_{O_2}) を肺泡式を用いて算出する。このためには、動脈血炭酸ガス分圧 (Pa_{CO_2})、吸入気酸素分圧 (PI_{O_2})、吸入気酸素濃度 (FI_{O_2})、ガス交換率 (R) を知らなければならない。これらの値を用いれば、次式により PA_{O_2} が算出できる。

$$PA_{O_2} = PI_{O_2} - \frac{Pa_{CO_2}}{R} + \frac{1-R}{R} Pa_{CO_2} \cdot FI_{O_2}$$

これらの値を知るためには、恒常状態において被検者の呼気と動脈血とを同時に採取して分析する。しかし、ガス交換率を 0.83 と仮定することにより、近似的には呼気分析を省略し計算をすることができる。空気呼吸時には $PI_{O_2} \approx 150$ TORR, $\frac{1-R}{R} Pa_{CO_2} \cdot FI_{O_2}$ の項はほぼ 1~2 TORR である。そこで、 PA_{O_2} は次式を用いて計算することができ、これには Pa_{CO_2} の値がわかればよい。

$$PA_{O_2} = 150 - \frac{Pa_{CO_2}}{0.83}$$

従って、次式によって AaD_{O_2} を求めることができる。

$$AaD_{O_2} = PA_{O_2} - Pa_{O_2} = 150 - \frac{Pa_{CO_2}}{0.83} - Pa_{O_2}$$

このような方法で得られる AaD_{O_2} は、動脈血ガス分析の成績のみから計算することができる便利さがあるが、動脈血採血は、必ず恒常状態の下で行わなければならない。また、 Pa_{CO_2} , Pa_{O_2} は高い精度でなければならない。耳朶血の分析で得られた値はこの目的には適当でない。

(なお、検査方法の記述、図等については、長野準他著「肺機能検査入門」(金原出版、1974) より、長野先生の承諾を得て転用させていただいた)

〔血液ガス分析装置の較正〕

毎日使用する前及び電極の膜を張り換えた後には、 O_2 及び CO_2 について既知分圧の較正ガスを用いて二点較正を行う。較正を行う場合には予めボンベにつめた O_2 , CO_2 , N_2 からなる成分既知の 2 種類の混合ガスを用いるが、その成分に関しては通常それぞれの機器のメーカーが指定している。較正を行う場合、厳密に言えば、この成分既知の混合ガスで平衡させたトノメーター

血を用いるが、日常の検査に当たってはこれほどまでにする必要はない。

校正は次のように行う。

校正用混合ガスを電極に流し込むに当たっては、

- ① 精密減圧弁を用いてゆっくりガスを流す。決して急に大量に流してはならない。
- ② 電極に達する前に十分加湿しておく。
- ③ 電極液がガスと十分に平衡に達する時間流す。

に注意する。

2点校正によって校正曲線の傾斜とズレをチェックする。

なお、多数の検体の分析を行うときには、特に頻回に検体の O_2 及び CO_2 の分圧値に近い点で一点校正を行うことが望ましい。この一点校正でメーターの指示値が著しくズレている場合、及びこの指示値の変動が著しい場合には、二点校正を行って確認するか、又は、電極の膜の張り換えを行っただけで改めて二点校正を行う。

pH メーターの校正は、市販されている標準液を使用して行い、原則として二点校正とする。

(4) 検査結果の判定

肺機能検査の結果の判定に当たっては、肺機能検査によって得られた数値を次に述べる判定のための基準値に機械的にあてはめて判定することなく、エックス線写真像、既往歴及び過去の健康診断の結果、自覚症状及び臨床所見等を含めて総合的に判断する必要がある。特に、過去の健康診断の記録等から、著しい肺機能障害が持続する状態が疑われる者についての判定に当たっては、従前から行われてきた諸検査の結果を十分参考として、総合的な判定を行う必要がある。

なお、次のような判定を行った場合には、特に法定の検査以外の検査結果も含めて、その医学的事由をできるだけ詳細に「じん肺健康診断結果証明書」の「医師意見」の欄に記入する。

- ① 次に述べる基準として示されている要件に該当しない場合であっても、医師が総合的な評価に基づいて著しい肺機能障害の有無の判定を行った場合
- ② 既往歴の調査、過去の健康診断の記録等から「著しい肺機能障害がある」状態が持続しているおそれがあると認められ、次に述べる基準として示されている要件に該当しないが2次検査以外の肺機能検査の結果等を総合して「著しい肺機能の障害がある」と判定した場合

イ. 1次検査の結果の判定

(イ) 「著しい肺機能障害がある」と判定する基準

次のいずれかに該当する場合には、一般的に、「著しい肺機能障害がある」と判定する。

- ① パーセント肺活量が60%未満の場合
- ② 1秒率が表2(男性)又は表3(女性)に掲げる限界値の表の左欄の値未満の場合

表2 1秒率の限界値(%)
(男性)

年齢 (歳)	著しい肺機能障害 があるものと判定 する限界値	2次検査を要 する限界値
21	62.39	76.77
22	62.01	76.39
23	61.64	76.02
24	61.27	75.65
25	60.90	75.28
26	60.52	74.90
27	60.15	74.53
28	59.78	74.16
29	59.40	73.78
30	59.03	73.41

31	58.66	73.04
32	58.28	72.66
33	57.91	72.29
34	57.54	71.92
35	57.17	71.55
36	56.79	71.17
37	56.42	70.80
38	56.05	70.43
39	55.67	70.05
40	55.30	69.68

41	54.93	69.31
42	54.55	68.93
43	54.18	68.56
44	53.81	68.19
45	53.44	67.82
46	53.06	67.44
47	52.69	67.07
48	52.32	66.70
49	51.94	66.32
50	51.57	65.95

51	51.20	65.58
52	50.82	65.20
53	50.45	64.83
54	50.08	64.46
55	49.71	64.09
56	49.33	63.71
57	48.96	63.34
58	48.59	62.97
59	48.21	62.59
60	47.84	62.22

61	47.47	61.85
62	47.09	61.47
63	46.72	61.10
64	46.35	60.73
65	45.98	60.36
66	45.60	59.98
67	45.23	59.61
68	44.86	59.24
69	44.48	58.86
70	44.11	58.49

71	43.74	58.12
72	43.36	57.74
73	42.99	57.37
74	42.62	57.00
75	42.25	56.63
76	41.87	56.25
77	41.50	55.88
78	41.13	55.51
79	40.75	55.13
80	40.38	54.76

表3 1秒率の限界値(%)
(女性)

年齢 (歳)	著しい肺機能障害 があるものと判定 する限界値	2次検査を要 する限界値
21	70.31	81.19
22	70.05	80.93
23	69.79	80.67
24	69.53	80.41
25	69.27	80.15
26	69.00	79.88
27	68.74	79.62
28	68.48	79.36
29	68.22	79.10
30	67.96	78.84

31	67.70	78.58
32	67.44	78.32
33	67.18	78.06
34	66.92	77.80
35	66.66	77.54
36	66.39	77.27
37	66.13	77.01
38	65.87	76.75
39	65.61	76.49
40	65.35	76.23

41	65.09	75.97
42	64.83	75.71
43	64.57	75.45
44	64.31	75.19
45	64.05	74.93
46	63.78	74.66
47	63.52	74.40
48	63.26	74.14
49	63.00	73.88
50	62.74	73.62

51	62.48	73.36
52	62.22	73.10
53	61.96	72.84
54	61.70	72.58
55	61.44	72.32
56	61.17	72.05
57	60.91	71.79
58	60.65	71.53
59	60.39	71.27
60	60.13	71.01

61	59.87	70.75
62	59.61	70.49
63	59.35	70.23
64	59.09	69.97
65	58.83	69.71
66	58.56	69.44
67	58.30	69.18
68	58.04	68.92
69	57.78	68.66
70	57.52	68.40

71	57.26	68.14
72	57.00	67.88
73	56.74	67.62
74	56.48	67.36
75	56.22	67.10
76	55.95	66.83
77	55.69	66.57
78	55.43	66.31
79	55.17	66.05
80	54.91	65.79

表4 $\dot{V}_{25}$ /身長
の限界値
($l/sec/m$) (男性)

年齢 (歳)	肺機能が正常 と判定する 限界値	2次検査を要 する限界値
21	0.95	1.26
22	0.94	1.25
23	0.92	1.24
24	0.91	1.23
25	0.90	1.22
26	0.89	1.21
27	0.88	1.20
28	0.87	1.19
29	0.86	1.18
30	0.85	1.17

31	0.84	1.16
32	0.83	1.15
33	0.82	1.14
34	0.81	1.13
35	0.80	1.12
36	0.79	1.11
37	0.78	1.10
38	0.77	1.08
39	0.76	1.07
40	0.75	1.06

41	0.74	1.05
42	0.73	1.04
43	0.72	1.03
44	0.71	1.02
45	0.70	1.01
46	0.69	1.00
47	0.68	0.99
48	0.66	0.98
49	0.65	0.97
50	0.64	0.96

51	0.63	0.95
52	0.62	0.94
53	0.61	0.93
54	0.60	0.92
55	0.59	0.91
56	0.58	0.90
57	0.57	0.89
58	0.56	0.88
59	0.55	0.87
60	0.54	0.86

61	0.53	0.85
62	0.52	0.84
63	0.51	0.82
64	0.50	0.81
65	0.49	0.80
66	0.48	0.79
67	0.47	0.78
68	0.46	0.77
69	0.45	0.76
70	0.44	0.75

71	0.43	0.74
72	0.42	0.73
73	0.40	0.72
74	0.39	0.71
75	0.38	0.70
76	0.37	0.69
77	0.36	0.68
78	0.35	0.67
79	0.34	0.66
80	0.33	0.65

表5 $\dot{V}_{25}$ /身長
の限界値
($l/sec/m$) (女性)

年齢 (歳)	肺機能が正常 と判定する 限界値	2次検査を要 する限界値
21	0.67	1.00
22	0.66	1.00
23	0.65	0.99
24	0.64	0.98
25	0.63	0.97
26	0.62	0.96
27	0.62	0.95
28	0.61	0.94
29	0.60	0.93
30	0.59	0.92

31	0.58	0.92
32	0.57	0.91
33	0.56	0.90
34	0.55	0.89
35	0.55	0.88
36	0.54	0.87
37	0.53	0.86
38	0.52	0.85
39	0.51	0.85
40	0.50	0.84

41	0.49	0.83
42	0.48	0.82
43	0.47	0.81
44	0.47	0.80
45	0.46	0.79
46	0.45	0.78
47	0.44	0.78
48	0.43	0.77
49	0.42	0.76
50	0.41	0.75

51	0.40	0.74
52	0.40	0.73
53	0.39	0.72
54	0.38	0.71
55	0.37	0.70
56	0.36	0.70
57	0.35	0.69
58	0.34	0.68
59	0.33	0.67
60	0.33	0.66

61	0.32	0.65
62	0.31	0.64
63	0.30	0.63
64	0.29	0.63
65	0.28	0.62
66	0.27	0.61
67	0.26	0.60
68	0.25	0.59
69	0.25	0.58
70	0.24	0.57

71	0.23	0.56
72	0.22	0.56
73	0.21	0.55
74	0.20	0.54
75	0.19	0.53
76	0.18	0.52
77	0.18	0.51
78	0.17	0.50
79	0.16	0.49
80	0.15	0.48

③ $\dot{V}_{25}$ を身長 (m) で除した値が表 4 (男性) 又は表 5 (女性) に掲げる限界値の表の左欄の値未満であり、かつ、呼吸困難の程度が第 III 度、第 IV 度又は第 V 度の場合

年齢 (歳)	限界値 (TORR)	年齢 (歳)	限界値 (TORR)
21	28.21	51	34.51
22	28.42	52	34.72
23	28.63	53	34.93
24	28.84	54	35.14
25	29.05	55	35.35
26	29.26	56	35.56
27	29.47	57	35.77
28	29.68	58	35.98
29	29.89	59	36.19
30	30.10	60	36.40
31	30.31	61	36.61
32	30.52	62	36.82
33	30.73	63	37.03
34	30.94	64	37.24
35	31.15	65	37.45
36	31.36	66	37.66
37	31.57	67	37.87
38	31.78	68	38.08
39	31.99	69	38.29
40	32.20	70	38.50
41	32.41	71	38.71
42	32.62	72	38.92
43	32.83	73	39.13
44	33.04	74	39.34
45	33.25	75	39.55
46	33.46	76	39.76
47	33.67	77	39.97
48	33.88	78	40.18
49	34.09	79	40.39
50	34.30	80	40.60

(ロ) 「2 次検査を要する」と判定する基準

1 次検査の結果等から「著しい肺機能障害がある」と判定されない者で、次のいずれかに該当し、かつ、呼吸困難の程度が第 III 度、第 IV 度又は第 V 度で、じん肺による著しい肺機能の障害がある疑いがあると認められる場合には 2 次検査を行う。

① パーセント肺活量が 60% 以上で 80% 未満の場合

② 1 秒率が表 2 (男性) 又は表 3 (女性) に掲げる限界値の表の右欄の値未満の場合

③ $\dot{V}_{25}$ を身長 (m) で除した値が表 4 (男性) 又は表 5 (女性) に掲げる限界値の表の右欄の値未満の場合

また、上記に該当しない場合であっても、呼吸困難の程度が第 III 度、第 IV 度又は第 V 度で、じん肺による著しい肺機能の障害がある疑いがあると認められる場合には 2 次検査を行う。

ロ. 2 次検査の結果の判定

肺胞気・動脈血酸素分圧較差の値が表 6 の限界値を超える場合には、諸検査の結果とあわせて一般的には「著しい肺機能障害がある」と判定する。

(5) その他の検査

1 次及び 2 次検査によって、一般的には肺機能障害が著しいか否かを判断することはできないが、ケースによっては、これらの情報で必ずしも判断し得ない場合がある。このような場合には、医師の判断に基づいて次に掲げる検査のうち必要と認められる検査を行い、これらの結果を含めて総合的な判断を行う必要がある。

このような検査としては次のものがある。

- ① 肺気量測定
- ② 呼吸抵抗測定
- ③ 肺コンプライアンス測定
- ④ 一酸化炭素拡散能力測定
- ⑤ クロージング・ボリューム測定
- ⑥ 負荷試験 (運動又は薬物)

以下各検査の概要等について概説する。

イ. 肺気量測定

スパイログラムの項で説明したごとく、スパイログラムにより次の肺気量諸値を求めることができる。

予備吸気量 (inspiratory resting volume, IRV)

1 回換気量 (tidal volume, TV)

予備呼気量 (expiratory reserve volume, ERV)

最大吸気量 (inspiratory capacity, IC) = IRV + TV

肺活量 (vital capacity, VC) = IC + ERV

その他の肺気量には、機能的残気量 (functional residual capacity, FRC)、残気量 (residual volume, RV)、全肺気量 (total lung capacity, TLC) があるが、これらの肺気量を得るためには機能的残気量を測定すればよい。以下、機能的残気量の測定方法について述べる。

機能的残気量の測定方法として用いられるのは、大別すると次のごとくなる。

- ① ガス希釈法 (gas dilution method)
 - 開放回路法
 - 閉鎖回路法
- ② 物理的方法 (pneumatometric method)
 - 減圧法
 - 体プレチスモグラフ法

なお、「じん肺健康診断結果証明書」の肺機能検査の判定の欄に記載に当たっては、1 次検査、2 次検査及びその他の諸調査・検査の結果等を総合的に医師が判断して「じん肺による肺機能の障害がない」と判定した場合には F (－)、「じん肺による肺機能の障害がある」と判定した場合には F (＋)、「じん肺による著しい肺機能の障害がある」と判定した場合には F (⊕) と記載する。

⑨ X線学的方法 (radiologic method)

現在一般に用いられているのは、He を指示ガスとした閉鎖回路法 (恒量式、変量式) と体プレテスモグラフィ法である。

(イ) 閉鎖回路法の測定原理

既知濃度の指示ガスを含んだ既知容量のバッグと肺とを連絡し、反覆して呼吸させ、両者の空間内のガスを十分に混合させて、肺内気量による指示ガス濃度の変化より肺に存在する気量を知ろうとするものである。

指示ガスとしては肺で吸収されないものを用いると、混合前後のガス量は変化しないから次の式が成立する。

$$\text{指示ガス量} = V_B \cdot F_X = (V_B + V_L) \cdot F_Y$$

V_B : 混合ガスの容積

V_L : 機能的残気量

F_X : 混合前の指示ガス濃度

F_Y : 混合後の指示ガス濃度

V_B , F_X , F_Y をあらかじめ知ることができるので V_L を求めることができる。

実際の測定では装置の死腔などが関係するので複雑となる。

この方法に変量式と恒量式とがあるが、肺での酸素摂取による回路内のガス量の減少を一定流量の O_2 で補うようにしたのが恒量式で、その装置のないものが変量式となっているものである。装置の構成からみると変量式に酸素補充装置のついたものが恒量式といえる。

a. 変量式閉鎖回路法

装置の組合せは図 28 に示すごとくである。注意としては回路の死腔を減らすために、サッド・バルブを除いて、太いゴム管をつけ管の上端まで水を満たす。その代りとして J-バルブを付ける。

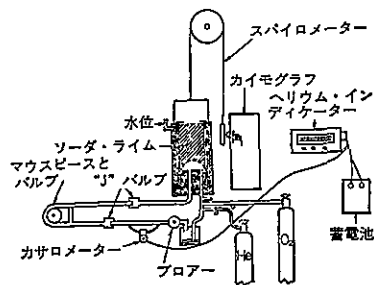


図 28 ヘリウム変量式閉鎖回路法の装置

吸気側の J-バルブの前にブローワーを付けて回路内のガス混合を容易にすると同時に、吸気のさいの抵抗減弱を図る。回路の途中にカサロメーターをつけ、He 濃度を測定できるようにする。

(a) 測定方法 (図 29)

- ① 被検者を 15~20 分間休息させておく。
- ② 約 1000 ml のヘリウムを回路に入れ、カイモグラフのドラムを回してヘリウム線を書く。
- ③ ブローワーを回して回路内のヘリウムを十分に混和してヘリウム濃度を読む。 (F_1)
- ④ 被検者が 7~10 分間呼吸するのに十分な酸素を加えて、回路を混和した後にヘリウム濃度を読む。 (F_2)
- ⑤ 被検者の呼気の終わりに回路を開き、同時にストップウォッチを押して 20 秒ごとにヘリウム濃度を読み (F_3) 、スピロの基線がヘリウム線と交叉したときに回路を閉じる。
- ⑥ 回路内のヘリウム濃度が一定になってから最終のヘリウム濃度を読む。 (F_4)

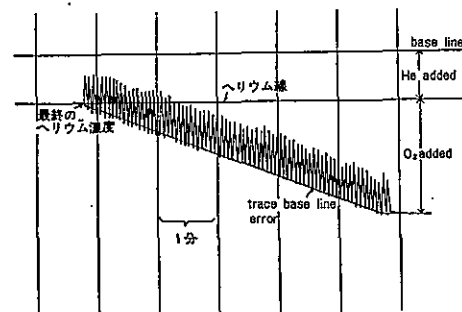


図 29 変量式閉鎖回路法のスパイロ

(b) 機能的残気量の算出

測定中のヘリウム量は一定であるから次の式が求められる。

$$V_{He} = (FRC' + V_D + V_{He}) \times F_4$$

V_D : 回路の死腔

F_4 : 最終のヘリウム濃度

V_{He} : 測定の初めに回路に入れたヘリウムの量

$$\therefore FRC' = \frac{V_{He}}{F_4} - (V_D + V_{He})$$

$$V_D = \frac{V_{He}}{F_1} - V_{He}$$

$$\therefore FRC' = \frac{V_{He}}{F_4} - \frac{V_{He}}{F_1}$$

算出されたこの値から, trace error を補正し, さらにマウスピースなどの測定具の死腔を引いたものが求められる機能的残気量となる。

$$FRC = FRC' - [\text{trace error} + \text{測定具の死腔}]$$

b. 恒量式閉鎖回路法

変量式のものに酸素を追加して回路内気量を一定にするための装置が必要である。これまでにゴタルト社製のプルモテストとプルモアナライザーの組合せが普及している。

(a) 測定方法 (図 30)

測定回路内にヘリウム (V_{He}) と空気 (V_{air}) とを加えてブローワーを回して十分に混和させた後にヘリウム濃度を読み (F_1), そのときのガス量を知る (V_1)。

被検者と回路を連結し, スパイログラムの基準線が水平になるように酸素を加える。ヘリウム濃度を測定しながら回路内のヘリウム濃度が一定になるのをみてから, さらに 2~3 分間測定をつづけて回路を閉じて, 最終のヘリウム濃度を読む (F_2)。そのときのガス量を知る (V_2)。

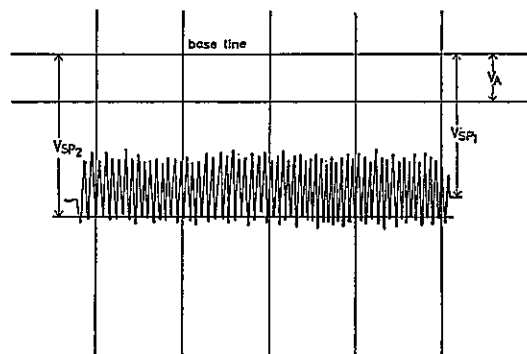


図 30 恒量式閉鎖回路法のスパイロ

$$V_D = \frac{V_{He}}{He_1} - (V_A + V_{He})$$

$$FRC = \frac{He_1 - He_2}{He_2} (V_D + V_{spi}) + (V_{spi1} - V_{spi2})$$

V_{He} : 加えたヘリウム量 V_A : 加えた空気量 V_D : スパイロメーターの回路の死腔量

He_1 : ヘリウムがスパイロメーターの回路に完全に分布したときのヘリウム濃度

He_2 : ヘリウムが肺-スパイロメーターの回路全体に平等に分布したときのヘリウム濃度

V_{spi} : 患者を連結する前のスパイロメーターのベル内の混合ガスの容量

V_{spi2} : 測定を終了したときのスパイロメーターのベル内の混合ガスの容量

(b) 機能的残気量の算出

$$V_{He} = (V_D + V_{He} + V_{air}) \times F_1$$

$$V_D = \frac{V_{He}}{F_1} - (V_{He} + V_{air})$$

$$V_{He} = (FRC' + V_D + V_{He} + V_{air}) \times F_2$$

$$FRC' = \frac{V_{He}}{F_2} - (V_D + V_{He} + V_{air})$$

(ロ) 体プレテスモグラフ法 (後述)

(ハ) 肺気量諸値の正常範囲

肺気量諸値のうち, 一般に肺機能障害の評価に用いられる指標は残気率 (残気量/全肺気量) であり, 仰臥位の場合の残気率の予測値については, Baldwin らのものがよく使われており, 次のとおりである。

年 齢	16~34歳	35~49歳	50~69歳
残気率(男性, 女性)	20.0%	23.4%	30.8%

ロ. 呼吸抵抗測定

(イ) オッシレーション法

a. オッシレーション法について

呼吸インピーダンスの測定は, いわゆる呼吸抵抗の特性をとらえる方法としてすぐれており, 肺, 胸郭系の共振点でのインピーダンスは, 呼吸抵抗そのものを表す。オッシレーション法 (Forced oscillation technique) による呼吸インピーダンス測定の原法は, DuBois らによって開発された。今日わが国で広く利用されている方法は, その基本原理こそ原法と同じであるが, 具体的方法としては原法とはかなり異なるものである。

被検者の安静換気の気流に上乗せした形でよいが, 又はピストンでつくり出した既知周波数の発振 Sine 波を加える。この時被検者の口腔部で, 発振周波数に等しい圧波及び気流波が得られる。被検者の口にくわえたニューモタコグラフ及び圧測定器から検出された気流速, 並びに口腔内圧から被検者の安静換気に相当する値を差し引いたそれぞれの変化分, すなわち $\Delta \dot{V}$ 及び ΔP からその周波数における肺・胸郭系の呼吸インピーダンス Z を求めることができる。

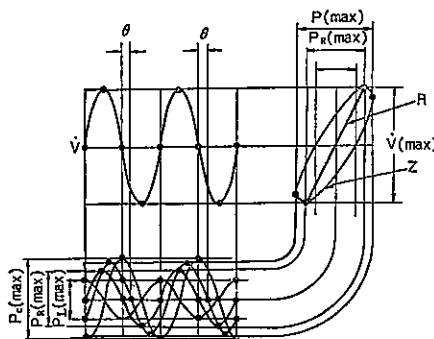
$$Z = \frac{\Delta P}{\Delta \dot{V}}$$

この呼吸インピーダンスは, 肺・胸郭系の粘性抵抗 R_R (抵抗 $= \frac{\Delta P_{res}}{\dot{V}}$, 弾性抵抗 X_C (容

量リアクタンス $= \frac{4PC}{V}$ 及び慣性抵抗 XL (誘導リアクタンス $= \frac{4PL}{V}$) の各成分を要素として含んでいる。もしも入力 Sine 波の共振周波数が肺・胸郭系の共振周波数に等しければ、弾性抵抗と慣性抵抗とは相殺されて、呼吸インピーダンスは肺・胸郭系の粘性抵抗を表す。(ブラウン管オシログラフに表示した図形において、X-Y 軸上のインピーダンスのリサージュは、X 軸上に P 、Y 軸上に $\dot{V}$ をとるので、その勾配 $\frac{\dot{V}}{P}$ は粘性抵抗の逆数を表す)。このようにして得られた圧・気速図形から、呼吸器の抵抗特性としてのインピーダンスを種々の共振周波数においてとらえることができ、かつ、肺・胸郭系の共振点ではとくに呼吸抵抗としてとらえることができる。

b. 検査手技

DuBois らの方法では“Trans-thoracic pressure”の Sine 波形をつくるために体プレサ



粘性・弾性・慣性が直列にあるときの圧と気流速との関係、 θ は合成インピーダンスの位相差、 $P(\max)$ と $\dot{V}(\max)$ との比が合成インピーダンス Z であり、 $P_R(\max)$ と $\dot{V}(\max)$ との比が粘性抵抗である。

図 31 オシレーション法で呼吸インピーダンスを求める原理図

モグラフを用いており、この方法は呼吸インピーダンスの厳密な測定のために、その後、今日においても採用されている。現在わが国で普及しているいわゆるオシレーション法は、口腔に Sine 波入力をあたえる方式をとっている。ラウドスピーカを共振源とし周波数を変えられるもの、ふいごを共振源とし周波数を変えられるもの、ふいごを共振源とし 3 Hz に固定したものがある。前二はオシロスコープ上に圧・気速図形を表示し、後者は直読式である。

測定に当たっては、被検者を坐位とし、なるべく楽な姿勢をとらせる。ノーズクリップをかけた上でマウスピースをくわえさせ、口

で呼吸させる。マウスピースの口を舌でふさぐことのないよう注意することが必要である。

1, 2 回深呼吸をさせた上でリラックスさせ、安静換気になった時点で測定を行う。圧・気速図形の読取りは、口腔内圧と気流速とそれぞれの Peak to peak とする (図 31)。

健康診断に本法を応用する場合の共振周波数は 3 Hz 及び又は共振周波数とする。オシロスコープに表示した図形から呼吸インピーダンスを読み取るには、ある程度熟練を要する。呼吸の安定しない対象では、読取りが難しい。共振点を求めるに当たって、圧・気速図形が扁平となり、完全に一本の線とならない場合がしばしばある。このような場合は、厳密

な意味での共振周波数における呼吸抵抗は得られない。また 3 Hz では圧・気速図形が楕円形であり十分扁平でないの、前述したように、圧・気流速の Peak to peak の幅を読み取る原則に注意して測定を行う。圧・気速図形の読取りが困難なときは、ストーレージ型のオシロスコープを用いるとよい。

周波数を 3 Hz に固定したスクリーニング用の呼吸抵抗計では、共振周波数での呼吸抵抗の測定はできないが、直読式であるから、指針が安定したところで値を読み取ればよく、とくに熟練した技術を要しない。

c. 呼吸インピーダンスの評価

Brody らは、18~85 歳の健康男子 57 名と 18~79 歳の健康女子 44 名中の 66 名について、坐位、安静換気時に周波数 10 Hz の DuBois らの装置に準じたもので測定を行って次のような値を得た。

全対象 (66 名、平均年齢 41.9 歳)

$$3.46 \pm 1.65 \text{ cmH}_2\text{O/l/sec (range 0.6~9.6, SEE=0.20)}$$

男子健康例 (36 名、平均年齢 40.8 歳)

$$3.24 \pm 1.91 \text{ cmH}_2\text{O/l/sec (range 0.6~9.6, SEE=0.32)}$$

女子健康例 (30 名、平均年齢 43.3 歳)

$$3.72 \pm 1.12 \text{ cmH}_2\text{O/l/sec (range 1.19~5.9, SEE=0.21)}$$

松田らは、1,356 例の日本人健康例につき下記の如き値を得た。これは、共振点で読み取った呼吸抵抗値である (表 7)。

立川は、健康者 20 例について厳密に測定を行い、3 Hz 呼吸インピーダンスとして、 $2.38 \pm 0.51 \text{ cm H}_2\text{O/l/sec}$ を得た。さらにその対象から厳しい基準に従って 12 例を選び、3 Hz 呼吸インピーダンスを求め、 $2.23 \pm 0.45 \text{ cm H}_2\text{O/l/sec}$ を得た。

表 7 日本人の健康例の呼吸抵抗値 (松田ら)

年 齢	男	女
20~29	2.03 ± 0.44	2.94 ± 0.63
30~39	2.33 ± 0.53	3.18 ± 0.71
40~49	2.50 ± 0.29	3.23 ± 0.48
50~59	2.81 ± 0.54	3.30 ± 0.53
60~	3.06 ± 0.71	3.81 ± 0.39

(単位: $\text{cmH}_2\text{O/l/sec}$)

横山らは、ルーチンの検診のために 3 Hz 呼吸抵抗計を用い、男子健康者 199 例、女子健康者 183 例につき 3 Hz 呼吸インピーダンスを測定し、その平均値を表す回帰式と危険率 5% の棄却限界を表す実験式とを得た。

平均値を表す回帰式

(男子) $7.20 - 0.002 \times [\text{年齢}] - 0.028 \times [\text{身長}]$

(女子) $6.03 - 0.003 \times [\text{年齢}] - 0.019 \times [\text{身長}]$

危険率 5% の棄却限界を表す実験式

(男子) $8.26 - 0.006 \times [\text{年齢}] - 0.033 \times [\text{身長}]$

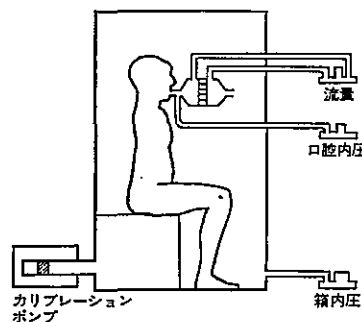
(女子) $7.97 - 0.002 \times [\text{年齢}] - 0.031 \times [\text{身長}]$

身長: 単位 cm, 145 cm 以上に適用

以上のように、健康者の呼吸インピーダンスは報告者によって周波数が異なっている。しかし 3~9 Hz の周波数範囲内では、健康者の呼吸インピーダンスには有意の差異がないとされている。したがって、現在統一されている周波数 3 Hz における呼吸インピーダンスの正常値を検討する場合に、上記の諸報告は有用な参考となろう。いうまでもなく、肺・胸郭系の換気力学的特性の不均等を伴う疾患例では、発振周波数が共振周波数を離れるに伴って呼吸インピーダンスが著しく増加するので、異なる発振周波数の下で求めた疾患例の呼吸インピーダンスを相互に比較することはできない。異常例を選び出すという単純に診断的スクリーニングの目的からすれば、条件の許す限り発振周波数の低いところで測定を行うのが有利である。

(ロ) 体プレテスモグラフィ

a. 標準方式



体プレテスモグラフには Pressure plethysmograph, Volume plethysmograph がある。前者は、肺胞内圧の変化を箱内の圧変化として測定し、後者は肺胞内圧の変化を箱内変化としてとらえる。図 32 は Pressure plethysmograph の標準的な装置を示したものである。いずれの場合にも、被検者に浅く速い呼吸 (Panting) を行わせ、箱内圧変化、又は容量と気流速度を測定する。この 2 つの値の比から気道抵抗を算出する。オシロスコープの X, Y 軸上にこの 2 つの値を描かせれば、その傾斜から気道

図 32 体プレテスモグラフィ

抵抗を読み取ることができる。

b. 正常範囲

健康人の気道抵抗の平均値と標準偏差は次のとおりである (表 8)。

また、気道抵抗又はその逆数のコンダクタンスは年齢とほとんど関係がない。

表 8 健康人の気道抵抗の平均値と標準偏差

1. Panting

	男 子	女 子	男 女 共
DuBois et al	1.43±0.47	1.82±0.42	1.50±0.49
Marshall & DuBois	0.91±0.17	1.39±0.18	0.99±0.23
Briscoe & DuBois	1.11±0.57	1.41±0.51	1.23±0.55
Nadel & Comroe	1.18±0.29	1.09±0.25	1.14±0.27
Jaeger & Otis	1.69±0.46	2.05±0.26	1.73±0.43
Schmidt & Cohns	1.68±0.81		

2. 安静呼吸

Jaeger & Otis	1.22±0.39	1.43±0.41	1.26±0.39
---------------	-----------	-----------	-----------

男子 $C=0.28$ ($V=0.73$)

女子 $C=0.29$ ($V=0.27$)

又は、 $C=0.24$ V, $R=4.2/V$

ただし、C:コンダクタンス, R:気道抵抗 (cmH₂O/l/sec), V:肺気量 (l) である。

ハ. 肺コンプライアンス測定

肺の弾性の変化を表現するために、静止下で測定する静コンプライアンス (static compliance) と動的状態下で測定する動コンプライアンス (dynamic compliance) の 2 つの方法がある。

肺コンプライアンスを求めるためには、換気量、口腔・食道内圧差の結果が必要である。

(イ) 気量の測定

a. ロで測定する方法

気流速計の電気的出力を積分回路を通して電気的に積分する方法が一般的である。市販の気速計は積分回路を備えている。しかし、よほど安定した気速計でないと、気速計の出力のわずかなドリフトがすべて積分されるから、スパイログラムの基線が一方に著しくずれやすく、場合により数秒間の測定にさえ困ることがある。そのため適当な low cut filter が用いられるが、filter を通して換気量を記録すると静的な測定ができないばかりでなく、filter の時定数が不適当であるといろいろと位相を変化させるから細心の注意が必要となる。

この点、レスピロメーターポテンショメーターを取り付けて記録する方法は、ドリフトが少ないので安心して使用できる。しかし本法は閉鎖回路になるので長時間にわたる測定には向かないし、レスピロメーターの周波数特性が悪いと速い変化に追従しえない欠点がある。

b. 胸郭の動きから測定する方法

容積変化型体プレテスモグラフ (volume displacement plethysmograph) を用いると被検者が呼吸する換気量を胸郭の動きを通してレスピロメーターに導くことができる。