



医药科学跃进丛书



---

# 电子呼吸机初步介绍

金正均 秦家楠 编著



## 內 容 提 要

本書介紹著者最近設計制成，达到国际水平的我国第一架电子呼吸机的原理、結構、适应症和使用方法。該机适用于各种呼吸抑制情况(新生兒窒息、脊髓灰質炎时的呼吸中樞障碍、溺水、触电等)，使用方便，对人体絕无損害，故对急救用处很大。書中并介紹有关的外国文献資料及著者本人在临床上使用該机的若干实例，可供临床医师参考之用。

医药科学出版社

### 電子呼吸机初步介紹

金正均 秦家楠 編著

科技卫生出版社出版

(上海南京西路 2004 号)

上海市書刊出版業營業許可証出 093 号

上海市印刷四厂印刷 新華書店上海發行所总經售

開本 787×1092 紙 1/27 印張 14/27 字數 12,000

1958 年 9 月第 1 版 1958 年 9 月第 1 次印刷

印數 1—2,200

統一書号 14120·527

定价 (9) 0.10 元

# 电子呼吸机初步介紹

上海第二医学院

金正均 秦家楠

## 制造及应用

电子呼吸机的原理是利用电流刺激頸部膈神經使膈肌收缩而吸气,电流停止时呼气。电流有节律的接通和切断,就能够引起相应快慢的呼吸。因此比較貼切的名称应该是电膈呼吸机。它的历史很长,远在十八世紀时代就有人提出用一連串的电容器放电通过病人来刺激呼吸。自电磁感应发見以后,又有人用感应圈急救新生儿窒息,很有效果。到了最近十年以来,由于电子学的发展,已經有可能用电子管发生振荡波作为刺激,频率和强度都可以自由調节。因此电子呼吸机就逐漸开始被使用,并且有不少記載提到它的功能和效用。最近我们参考了一些資料,自行試制成功了一架这样的机器。先在自己身上进行試用,然后在临床上試用。結果得以初步肯定这架机器有一定的使用价值,同时也发现了一些缺点。現在就把机器的情况作一介紹,希望大家批評和指正。尤其我们在电子学方面并非內行,因此更渴望各方面能帮助我们,使这架机器日后經過必要的修正后,能更趋完善,能够更好地为病人、生产服务。

在这里应当提出的是,这项工作并非只是我们二人进行的。如果不是通过整风运动对我们所給予的教育,特别在大跃进的时日里,党向我们指出了方向,再加上其他单位,如二医物理学教研組的协作,那末这架呼吸机恐怕至今还只能是一个設想。我们深深体会到科学工作接受政治领导的必要性。

**电路結構** 电子呼吸机的基本要求是产生强度能自动增加和减少的脉冲波。脉冲应该能够从零开始逐漸升至最高点,然后又很快下降,回到零点。每一次循环相当于一次呼吸。这种循环在

一分鐘內要重復幾十次。例如對成人來講每分鐘大約自 16—20 次。小孩更要快些，依年齡而異，愈幼愈快。這樣說來，就要求重復的頻率能夠在一定範圍之內自由調節。由於這些要求，電子呼吸機的電氣性能就應該有一個較快的脈沖波（高頻），用以刺激神經，以及另一個較慢的、近乎鋸齒形的波（低頻），用以模擬呼吸頻率。這二種波混合起來就成為調幅的脈沖。再經過電力放大以後，就可以輸出成為刺激電流。刺激膈神經時，脈沖強度逐漸增加，膈肌收縮也就逐漸加強而吸氣入肺。脈沖強度降至零時，膈肌鬆弛，恢復原位而空氣被壓出肺外。

上面所說的是基本要求，但是在具體規格上，我們發現各方面的記載並不完全一致。特別是在脈沖的頻率、持續時間以及波形方面是如此。例如有人用每秒 100 次的脈沖<sup>[2]</sup>，而有人則用每秒 40 次的<sup>[4]</sup>。持續時間有人用  $\frac{1}{4}$  毫秒<sup>[2]</sup> 而有人則用 2 毫秒<sup>[4]</sup>。脈沖的波形可以用接近於電容器通過電阻放電的波形（圖 1a），但是也有人採用直角波（圖 1b）。我們現在初步使用的脈沖頻率是

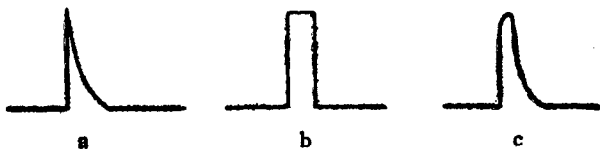


圖 1

每秒 100 周，持續時間約 2 毫秒，波形如圖 1c。依照我們的經驗，這種波形對皮膚的刺激最小。關於輸出電流峰值的強度，各方面使用的亦不一致，最高的要求達到 110 毫安，一般只需有效值 10 毫安左右，我們現在的輸出接至人體時，最大電流在 20—30 毫安之間。一般情況已足夠使用。

電子呼吸機的結構圖如下（圖 2）。

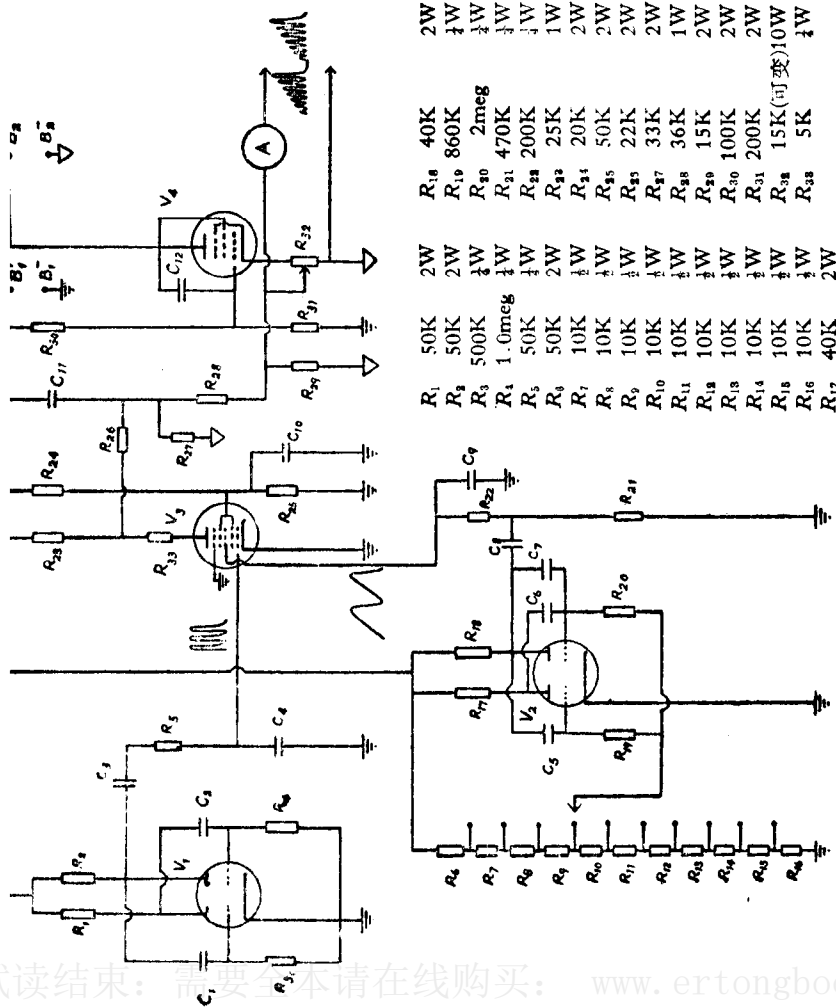
線路原理主要依據 Ливенцев 氏的設計。

全機共用六個電子管：6J6, 6A6, 6A8, 6L6, 6П4, 5Y3。其中整流線路系一般通用者，未闡入。用於強放輸出的屏壓宜在 300 伏以上。用於振蕩的高壓 200 伏即可。

6J6 是高頻振蕩管。把雙三極管接成多諧振蕩，在屏極上輸

〔注意〕 本机用两个分离的乙电作电源。6L6 之灯丝不能与其它电子管共用。6A8 之第6脚空去不用。

图 2



$R_1$	50K	$R_{18}$	40K	$C_1$	0.005	均 600V.
$R_2$	50K	$R_{19}$	860K	$C_2$	0.0005	
$R_3$	500K	$R_{20}$	2meg	$C_3$	0.1	
$R_4$	1.0meg	$R_{21}$	470K	$C_4$	0.005	
$R_5$	50K	$R_{22}$	200K	$C_5$	1.0	
$R_6$	50K	$R_{23}$	25K	$C_6$	1.0	
$R_7$	10K	$R_{24}$	20K	$C_7$	1.0	
$R_8$	10K	$R_{25}$	50K	$C_8$	1.0	
$R_9$	10K	$R_{26}$	22K	$C_9$	1.0	
$R_{10}$	10K	$R_{27}$	33K	$C_{10}$	0.1	
$R_{11}$	10K	$R_{28}$	36K	$C_{11}$	0.01	
$R_{12}$	10K	$R_{29}$	15K	$C_{12}$	0.01	按需要而定,可省却
$R_{13}$	10K	$R_{30}$	100K	$A$	10及 20 毫安表	
$R_{14}$	10K	$R_{31}$	200K	$V_1$	6J6	
$R_{15}$	10K	$R_{32}$	15K(可变)	$V_2$	6A6	
$R_{16}$	10K	$R_{33}$	5K	$V_3$	6A8	
$R_{17}$	40K			$V_4$	6L6	

出。經過电容器交連至 6A8 第一柵。在輸入柵極以前，尚經過一級滤波，因此波形变化，成为图 1 內的脉冲。

高频振荡部分，除了用多諧振荡綫路以外，我们也試用过间歇振荡綫路(图 3)，产生的波形接近于电容器放电。經過試驗，亦能使用。间歇振荡只用一只三极管，比較简单，但必需多一个小变压器則是缺点。

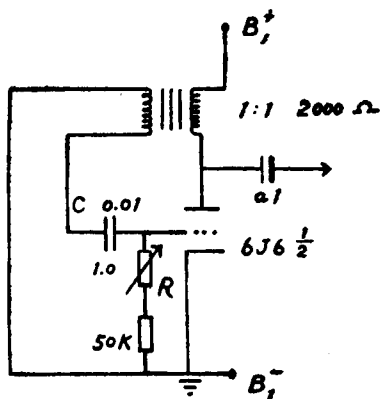


图 3

低频振荡部分我们用 6A6。接法亦是多諧振荡器。由于需要的振荡频率比較慢，因此交流电容器很大。利用控制柵极电压来調节振荡频率，柵极电压增加时，频率变高。范围在每秒 8—42 次之间，分 10 档。也可考虑用电位器。为了改变屏极输出的波形，在綫路增加了回輸及滤波装置。这样輸入 6A8 第三柵的負电波形就接近于锯齿波。

6A8 是混頻管。高、低频在此混合成为調幅脉冲輸出。6A6 將負电压的脉冲送入 6A8 的第三柵，將 6A8 之屏流节律地截断。如 6A6 不振荡則 6A8 屏极上純系高频脉冲。6A8 屏极上輸出訊号通过电阻交連至电力放大管 6L6。交連方法是直接偶合，这样可以避免波形失真。图中  $C_{11}$  可看情况需要而使用。

电力放大管我们用 6L6。由 6A8 輸出的訊号控制 6L6 的阴极电位。有訊号时阴极电位降低，6L6 屏流加大，阴极电阻上即有

电流可以輸出。輸出电流的大小可以調節阴极上的电位器。輸出电流用一只毫安培計来指示。

由于机器需要二种乙电，其正負极均不接鉄壳。因此我们用二只电源变压器，整流管亦是二只，各自滤波輸出。滤波綫路是一般的II形網路。这样变压器就可不必特別繞制，采用市上現成的五灯电源变压器即可。

关于綫路各种配件有一些解释。在电子管方面并没有什么特殊要求。我们是为了方便，尽量用現有的材料，因此所用电子管新式的和比較老式的都有。其实如果需要重新装置，尽可采用国产小型电子管6J6，6A6可用6H1II代，6A8可用6A2II代，6L6亦可用一只或二只6II1II并联代替。这样体积就可大大縮小。改用电子管，零件数值可能有些改变，但相差不会太大。事实上，这些綫路数值并非绝对不变的，尤其直接交連部分，由于电子管及其他部分的变化，数值必然有上下差异，因此装置时还应按照綫路要求校驗，調整各个零件以达到需要的規格。此外，全机鉄壳应接地注意安全。

关于刺激电极之制备及使用，将在使用方法中一起談及。

**校驗** 需准备示波器一架，复用电表一个。

另件全部焊妥后，先核对一下綫路。如无誤，即可进行校驗工作。开启电源，稍等1-2分钟，观察真空管灯絲是否点亮。在高压电路中可串联一个小电珠，注意该电珠是否会亮，如果光耀夺目，綫路中必有短路无疑。这种保險小电珠只应稍稍发亮。如无异常，可先量一下两个电源之高压，測得正常后，可按下列次序按步校驗：高频、低频、混周、輸出。

1. 高频振蕩的校驗 高频振蕩部分如用间歇振蕩电路，首先应檢查是否发生振蕩。如无，則只要将振蕩变压器初級或次級之两个接头对調一下即可。用双三极管接成多諧振蕩器，一般如接綫无誤，則均能振蕩。

高频振蕩的校驗包括四个方面：頻率、脉冲持續时间、波形及輸出电压。

(1) 頻率校正：将6A8第三柵极接至示波器之垂直輸入端，

阴极接至示波器之地端。先观察一下光幕上的波形。一般均可与图 1c 相符。要使振荡频率恰好等于每秒 100 周，可变动  $R_3$  之数值。如示波器本身具有标准的扫描频率，则不必再加外来标准频率。我们利用 50 周交流电作为标准频率，接至水平放大。调节  $R_3$  使出现恰好两个波，此时的频率即为每秒 100 周。也可利用双迹示波装置，使 50 周交流电处于一条线上，刺激器之高频在另外一根线上。每一个 50 周交流电包括两个刺激波时，即为 100 周/秒。

(2) 脉冲持续时间：起初我们将刺激时间调节得非常短，约 0.5 毫秒，结果发现刺激作用不强，后改为 2 毫秒左右。测量通电时间与整个周期的比，即可获得持续时间。对于每秒 100 周的波来说，周期  $p = 10$  毫秒，如  $a/p = 1/5$  则持续时间：

$$a = 10 \times \frac{a}{p} = 10 \times \frac{1}{5} = 2 \text{ 毫秒。}$$

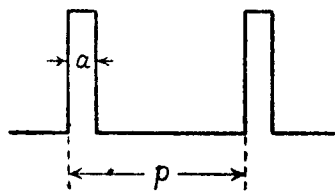


图 4

如发现  $a$  太短，只要加大  $R_4$  或  $C_2$ 。在间歇振荡器，则需改变  $C$  与  $R$  之比。 $C$  大则持续时间长。

调整电阻阻力，可先用可变电阻代替。待获得所需之频率或持续时间后，即装上相应阻力之固定电阻。必须注意到，变动脉冲之持续时间必然会改变频率。故改变持续时间后必须重新校正频率。

(3) 脉冲之波形：一般来说，如图 1c 之波形可以应用了。如脉冲不太陡，可考虑减少  $C_2$  之容量。

(4) 输出电压：一般来说，如无特殊故障，如电容器漏电等，则输出电压相当高，可达数十伏特。

2. 低频振荡的校验 因频率甚低，不必用示波器，可测量



6A8 輸出屏極與地綫之間的電壓。如果振蕩正常，電壓計的指針會有緩慢向右轉動，然後突然後退的運動。假使沒有這種動作，一定有零件不正常，必須檢查零件及綫路。低頻振蕩管的兩個柵漏控制着吸氣和呼氣的時間。 $R_{19}$  加大則呼氣時間長， $R_{26}$  加大則吸氣時間長。

試轉動呼吸頻率調節開關。接點愈近正極則頻率加快，愈近地端則愈慢。可以選用不同的阻值，以獲得所需要的頻率。

3. 混週的校驗 這一部分校驗的目的是：6A8 輸出的脈沖是否是間歇性的，是否是逐漸升高，然後突然消失的。

將示波器之垂直輸入接至 6A8 屏極處。將掃描頻率調整至 100 周/秒。使光幕上出現一個脈沖。如混週工作正常，可以看到一個極小的矩形或近似矩形的脈沖逐漸增大，最後到達一個峰點，突然回至零位。這一點非常重要，要是到達峰值後不完全消失，則將來輸出的脈沖可能一直有刺激性而不是間歇地刺激。要使間歇期中不出現脈沖，必須使低頻振蕩之輸出之負電壓增加或減少高頻之輸出。

4. 輸出的校驗 首先可用一 5,000 歐姆的電阻代替人體，置於輸出端。將輸出電位器旋在中間。調節  $R_{11}$  使在間歇期，輸出剛好等於 0。輸出電路中電流計的指針，隨着脈沖的增強，會逐步指向更大的數字，然後突然降至 0。如果調節  $R_{31}$  使 6L6 第一柵上的負壓過大，在間歇期電流果然會等於 0，可是將使輸出之電流強度減弱。也可以用一小喇叭接在輸出端監聽，但正式使用時須拆除。

最後應調節電流計的分流電阻，使指針之擺動最易觀察。我們應用 10 毫安與 20 毫安之讀數。讀者們可根據具體條件來確定。

至此電子呼吸機本身已校驗完畢，可試用於人了。

## 電子呼吸機之使用方法

**電極之製備** 無效電極之面積不拘，大約在  $5 \times 8$  厘米左右或

更大均可。可用 0.5 毫米厚的鉛板或薄銀片制成。上加一层至少 1 厘米厚的棉花，外包以紗布，务使电极之金属一点不外露。有效电极可制成圆盘形，直径为 3—4 毫米，系用銀或鍍銀之銅制成。外裹以厚层棉花，最后以紗布紧紧包起。有效电极可装一柄，以便掌握。此外也可准备一些无柄的有效电极，以便固定于皮肤上。使用时电极必須充分以生理盐水或一般温水潤湿之。

电极上之衬垫必須厚达 1 厘米，因通电时在电极周圍发生化学变化，尤其是在負极（有效电极，又称刺激电极）周圍，产生硷性甚强之物质，可引起化学性烧伤。电极衬垫宜时常洗濯，用开水煮沸消毒。如同一病者連續刺激甚长时间，則应調換衬垫。无效电极可置于病者背下。

**掌握运动点** 这是使用电子呼吸机的关键問題。在一般的情况下，有效电极可以放在皮肤上刺激膈神經，可是必須在运动点上方才有效。稍离开这点，刺激之效即大大减弱。

膈神經运动点的位置是在胸鎖乳突肌外緣下  $\frac{1}{3}$  与中  $\frac{1}{3}$  之結合处（見图 5）。为找到这点，可用下列方法：先将病人头向上抬，

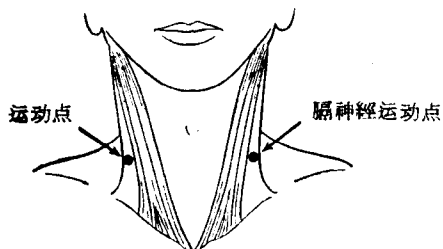


圖 5

以放松頸前部的肌肉。此时很易将胸鎖乳突肌夹在手指之间而摸到它的外緣，将指头顶在下  $\frac{1}{3}$  与中  $\frac{1}{3}$  結合处。指头方向应向后向内，故在肌肉外緣的后面一些。将有效电极紧压于该点，然后接通电流，以視是否有膈肌收縮的反应。

另一个方法是夹住了胸鎖乳突肌之后，将病者头轉向对側，此时膈神經之运动点更易找到，因膈神經此时更近表面之故。

**运动点找到的指标** 在某些呼吸完全停止的病者，則可以看

到腹部突出和低落，表示膈肌在收縮。通常可以觀察到同側肩部及手臂之動作與膈肌收縮同時產生，有時則否。肩部肌肉之收縮使該肩抬高，有利於呼吸。病者若是清醒的話，可以告訴你刺激的方向，當主觀感到刺激趨向胸部以下時，運動點已幾乎找到。只要再加大電流，就可以感到膈肌不隨意的強烈的收縮。一旦這一點找到後，還可再試試在這點附近是否能找到用更小電流引起更強反應的一點。電極應在刺激間歇期移動，以避免電極在皮膚上移動時引起刺痛的感覺。一般說來，電極與皮膚接觸愈密，局部刺激感覺愈少，因此運動點找到後應將電極緊壓在皮膚上。待刺激時間稍久，局部之刺痛感即大大減輕。

Sarnoff 氏等推薦用指頭“電極”（套在指尖上的銀片）來找運動點（1951）<sup>[10]</sup>。平均費時 7.2 秒即找到運動點，最快 2 秒。

## 電子呼吸器之使用效果

自從 1948 年 Sarnoff 氏等<sup>[4]</sup>在貓、兔、犬、猴刺激膈神經以維持正常呼吸後，施用於人就需解決下面幾個問題：

1. 用電刺激膈神經時，膈肌收縮是否自然？
2. 透過皮膚刺激一側膈神經，是否能保證正常的呼吸量？
3. 增加刺激強度能否增加呼吸量？
4. 用電刺激膈神經的人工呼吸時，血氧飽和程度怎樣？
5. 有無副作用？

按 Sarnoff, Whittenberger 及 Hardenbergh 諸氏（1948, 1949, 1950）<sup>[5,6,7]</sup>所發表研究結果，可以得出下面的結論：

1. 膈肌的收縮自然；
2. 在皮膚上刺激一側運動點時，無需用最大的刺激即可獲得正常的呼吸量。刺激側的膈肌收縮使該側造成負壓，縱隔被拉向該側，以致對側肺亦呼吸，惟其量稍小於刺激側<sup>[3]</sup>。根據我們的觀察，刺激一側膈神經時，兩側肺均有呼吸音，刺激側強於對側。

Whittenberger 氏等<sup>[7]</sup>（1949）曾將電極埋藏於一病者的一側膈神經，結果（見表 1）

表 1

	自然呼吸	电膈呼吸
频率(次/分)	26.6	23.3
每分呼吸量(公升)	5.18	7.52
潮气量(公升)	0.195	0.323
平均气流量(公升/分)	12.0	15.9

本表录自 J. Clin. Investigation, 1949, 28, p. 124-128.

嗣后經多次应用于病者,采用皮肤运动点刺激法,根据呼吸量計曲綫<sup>[8]</sup>,可以作出这样的結論:在运动点,以电刺激膈神經,可以获得超过正常的呼吸量。

3. 增加刺激强度,可以增加呼吸量(見表 2):

表 2

	自然呼吸	电膈呼吸	
		中等刺激	輕刺激
呼吸次数(次/分)	10	20	20
每分呼吸量(公升)	5.9	17.3	23.4
潮气量(公升)	0.59	0.865	1.170
每分平均气流量(公升)	15.0	43.2	58.5

本表录自 Ann. Surg., 132:921-929, Nov. 50.

按表上結果可以看到,电膈呼吸具有非常大的灵活性,可以随意調节呼吸强度,而且不論呼吸頻率快或慢均可得到滿意的呼吸量。

4. 至于血氧飽和的問題,1948年已得到解决。血氧飽和度,以及血中二氧化碳張力的測定表明:电膈刺激时,血中的氧及二氧化碳含量正常<sup>[4]</sup>。

5. 副作用方面:持久刺激皮肤同一点时,可能出现刺激症状,避免这一点的办法有二:(1)左右輪換刺激点;(2)常常調換

电极衬垫。直接刺激膈神經連續达 20 小时以上,未曾观察到有損害現象(1954) [3]。Sarnoff 氏等(1950) [9] 对 500 人施行了膈神經的刺激,心率的分析表明并无迷走神經兴奋的现象。

**电膈呼吸的特殊现象** 早在 1948 年,在动物試驗中, Sarnoff 等已看到用电刺激膈神經不久,动物本身的呼吸节律即消失。这一点后来不止一次地得到了証明。麻醉动物及正常人,在膈神經电刺激后数十秒鐘,即丧失了对自己呼吸的控制。用电生理学方法记录膈神經的动作电位可以观察到;用电刺激膈神經后不久,从中樞发下来的冲动即告消失。Chatfield 氏等証明切去两侧迷走神經,則自然呼吸不受抑制:这証明自然呼吸的抑制是通过迷走神經实现的 [8]。

**电膈呼吸的适应症** 依上所述,膈神經刺激能保証正常的呼吸,可是并不能消除呼吸抑制的原因。如果呼吸道有阻塞現象,則必須去除阻塞,才能有效。

原則上,电子呼吸机的主要适应症是呼吸暂时性抑制。就已有的报告看来,它应用于下列各种情况下:

1. 延脑型脊髓灰質炎 (Sarnoff 1950, J. C. Macaulay, 1954) Sarnoff 氏 [8] 报告了 8 个延脑型脊髓灰質炎。采用电子呼吸机之前,病者之呼吸非常不規則,用加压人工呼吸后情况仍未改善。其后即改用电子呼吸机,病者的呼吸变得規則而均匀(见图 6)。而且原来因呼吸不佳而造成的血压过高在用电子呼吸机后,即行下

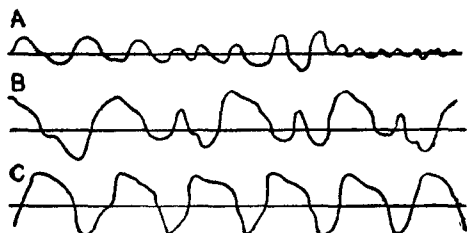


圖 6 — 24 岁男性延脑型脊髓灰質炎病者的呼吸记录

A. 自然呼吸 B. 用加压人工呼吸 C. 电膈呼吸。  
吸气在橫綫之下,呼气在橫綫之上,呼吸记录器是接在气管插管上的。本圖录自 JAMA143,1386,1950。

降。其机制不明。作者得出如下結論：电膈呼吸对延脑型脊髓灰質炎是有帮助的。病者原来很不安定，在施行电膈呼吸后，即变得安靜，并且在护理方面，也方便不少。

J. C. Macaulay 氏报告了二例应用电膈呼吸的急性延脑型脊髓灰質炎，获得了良好的成績。作者认为在延脑型脊髓灰質炎中，由于呼吸中樞受到損害，呼吸动作非常紊乱。此时若用加压人工呼吸，則病者本身之呼吸与人工呼吸之节律发生冲突，以致病者之通气反而受阻，甚易疲乏。用电膈呼吸，病者本身紊乱之呼吸消失，无此冲突現象，循环系之負担也因此減輕。由此也能解释有些原来有循环衰竭現象的病者，用了电膈呼吸后，情况大为改善的理由了。

2. 脊髓麻醉所引起的呼吸麻痹 就犬所作的实验表明<sup>[9]</sup>：用脊髓麻醉使呼吸抑制，加压人工呼吸（压力为 15 厘米水柱）使血压下降。用电膈呼吸，則血压升高。故电膈呼吸优于加压人工呼吸。

不断注入普魯卡因于猫的第 4 脑室内，使呼吸停止，电膈呼吸能持久地維持动物的生命。

Sarnoff 氏认为：此时电膈呼吸的所以优于加压人工呼吸是因为：加压人工呼吸时，静脉内血流减緩，心脏血回流减少，因此輸出量也减少。电膈呼吸时，胸腔内造成负压，有利于血液的回流，故心脏輸出量得以增加。

- 32 岁受脊髓麻醉的女病者的电膈呼吸记录見表 2。电极放在右侧膈神經运动点上。

3. 新生儿窒息 K. W. Cross 及 P. W. Roberts 氏(1951)<sup>[2]</sup>在 29 个新生儿窒息中試用了电膈呼吸。結果表明这种方法很有前途(表 3)。作者曾注意到病势严重者需要的刺激电流比病势輕者为大。根据他的資料来看，在婴儿用的电流强度似乎較成人为大。有一点要注意到，即成人的自然呼吸在电膈刺激时是抑制的，而婴儿的自然呼吸則仍存在。

4. 其它原因的呼吸抑制 总的說来，只要心脏仍在跳动，电膈呼吸可起維持正常呼吸的作用，不过其效果不会象 1, 2 那样超过加压人工呼吸。电膈呼吸也曾用于巴比妥中毒。

我们自己的电子呼吸机装成后，尙未应用于多种疾病，因此对

表 3. 新生儿电膈呼吸之結果

病 勢	人 數	救 活	死 亡
輕	14	14	0
中等	6	6	0
严重	9	5	4

录自 B. M. J. 1951, I.

于电膈呼吸在各种原因的呼吸抑制中的评价，很难作出最后結論。仅就我们試用过的数个病例看来，电膈呼吸确有前途而值得推广。第一次应用于一个患菌痢的小儿。呼吸情况不佳，应用电膈呼吸数分钟，呼吸即变得正常。嗣后呼吸又变得急促，不时完全停顿。遇到这种情况，重新施用电膈呼吸。当天夜间共使用 4 次。其后，该病者情况好转，恢复了自动的正常呼吸。

电膈呼吸亦曾經我们施用于一个呼吸表浅而发紺的早产儿，获得良好效果。

在另一个菌痢的病例，呼吸停止已告 30 小时以上，曾用电子呼吸机代替加压人工呼吸，連續应用达 7 小时，其效至少与加压人工呼吸相等。该病儿在 50 小时以后，仍未恢复主动呼吸。最近曾試用于一患小儿麻痹症的一岁病儿。施气管切开术后，呼吸仍极表浅不规则。立即施行电膈呼吸(每分钟 34 次呼吸，病儿本身呼吸达每分钟 50 次以上)，3 刻钟后，病者自然呼吸已告規則而且腹部呼吸也明显得多。停止电膈呼吸后，病情保持好转。该病者之刺激强度是 10 毫安左右。病者保持自动呼吸。

**使用中存在的問題** 要使刺激电极固定是一个大問題。如仅刺激半小时、一小时，則一人手持电极尚可。如果需刺激数十小时，則施术者将感疲劳而不能将电极固定于膈神經运动点上。电极在頸部皮肤会滑动，虽用橡皮膏在各个方向上固定起来，但一方面加在电极上面的压力不够，另一方面，时间久了移动过多。不过到目前为止，除了手持刺激电极外，还无其它更好的办法。关于这一缺

点，尚請大家一起来設計补救。

为避免极化作用，可以輪流換正負极。每2、3小时一次即可。

## 結 論

(1) 本书介紹了电子呼吸机的构造、校驗及应用方法。

(2) 电子呼吸机使用方便，简单。在延脑型脊髓灰質炎及脊髓麻醉中的呼吸抑制的效果較加压人工呼吸为佳。

(3) 暂时性的呼吸抑制是电子呼吸机的适应症。

(4) 电极固定尚存在着問題，容易移动而离开运动点。这方面尚希望使用者在实践过程中，找出更好的固定办法。

## 参 考 文 献

1. Н. М. Ливенцев: "Электромедицинская аппаратура", Медгиз 1955, Москва, 98-111.
2. K. W. Cross and P. W. Roberts: "Asphyxia neonatorum treated by electrical stimulation of the phrenic nerve", British Med. J., 1951, I, 1043-1048.
3. J. C. Macaulay: "Phrenic stimulation in the treatment of acute bulbar poliomyelitis", JAMA 1954, 155, 541-543.
4. S. J. Sarnoff, E. Hardenbergh, L. Whittenberger: "Electrophrenic respiration", Science 108:482, Oct. 29, 1948.
5. S. J. Sarnoff, E. Hardenbergh, L. Whittenberger: "Electrophrenic respiration", Am. J. Physiol. 1948, 155, 1-9.
6. S. J. Sarnoff, E. Hardenbergh, L. Whittenberger: "Mechanism of the inhibition of spontaneous respiration during electrophrenic respiration", Am. J. Physiol. 1948, 155, 203-207.
7. J. L. Whittenberger, S. J. Sarnoff, E. Hardenbergh: "Electrophrenic respiration, its use in man", J. Clin. Investigation 1949, 28, 124-128.
8. S. J. Sarnoff: "Electrophrenic respiration in acute bulbar poliomyelitis", JAMA 143:1383-1390, Aug. 19, 1950. Correction, JAMA 144:252, Sept. 16, 1950.
9. S. J. Sarnoff: "Effect on circulation of electrophrenic respiration and positive pressure breathing during respiratory paralysis of high spinal anesthesia", Ann. Surg. 132:921-929, Nov. 1950.
10. S. J. Sarnoff, L. C. Sarnoff, J. L. Whittenberger: "Electrophrenic respiration: The motor point of the phrenic nerve in relation to external stimulation", Surgery, Gynec., Obst. 1951, 93, No. 2, 190-196.



