

## Pneumotachograph로 측정된 健康人의 動的 폐 Compliance

李 聖 行 · 金 圭 太 · 李 吉 魯  
金 松 明 · 李 光 淑 · 蔡 鍾 旭

= Abstract =

### Dynamic Lung Compliance in Normal Subjects Measured by Pneumotachograph

Sung Haing Lee, M.D., FCCP., Kyu Tae Kim, M.D., Kihl Rho Lee, M.D.,  
Song Myung Kim, M.D., Kwang Sook Lee, M.D., Jong Wook Chae, M.D.

Dynamic lung compliance was measured in healthy ten young(mean age, 26 years) male and five young(mean age, 25 years) female. Lung volume was integrated of the rate of flow signal which was obtained by using pneumotachograph and differential pressure transducer(PM 5, Statham). Intra-pleural pressure was measured as that of intraesophageal pressure. Esophageal balloon, 15.5cm in length, 4ml of luminal capacity and made of thin latex, was connected to the polyethylene tube that had 12-14 side holes and was of 1.5mm of ID.

Transpulmonary pressure was traced by means of differential pressure transducer(PM 131, Statham) to which connected the esophageal balloon catheter and connection tube from mouth piece. Lung volume and transpulmonary pressure were photographed by cathode ray oscilloscope camera while the subjects were breathing spontaneously. Dyanamic lung compliance loop was displayed on single trace monitor and subtraction was performed for the quasi-static hysteresis.

Dynamic lung compliance was measured,

1. by plotting the pressure-volume relationship
2. from the subtracted pressure-volume loop.

Results were as follows.

1. Dynamic lung compliances measured by plotting of healthy young male and female were  $0.202 \pm 0.06$  and  $0.190 \pm 0.023$  L/cm H<sub>2</sub>O respectively.

2. When measured from subtraction loop, dynamic lung compliance for male and female were  $0.327 \pm 0.107$ , and  $0.27 \pm 0.06$  L/cm H<sub>2</sub>O respectively.

3. Dyanamic chest wall and total respiratory system compliance were also measured.

4. Dyanamic lung compliance by plotting appeared to be essentially same when compared to that of static compliance reported previously from our laboratory, however, that obtained from subtraction loop revealed higher values than the compliances obtained by plotting and that of static compliance.

\*진북대학교 의과대학 흉부외과

\*Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, College of Medicine, Kyungpook National University

## 緒 論

폐의 compliance는 그 測定方法에 따라 靜止位(static) compliance와 動的(dynamic) compliance로 區分한다. 靜止位 compliance의 健康人의 正常値는 本 教室에서 1967년에 Knowler 法<sup>2)</sup>으로 弛緩壓曲線(relaxation pressure curve)에서 측정 보고한 바 있다. 靜止位 compliance의 측정법의 基本原理는 既知量의 空氣를 被檢者에게 吸氣시킨후 1~2秒 呼吸을 靜止시키고 食道內壓을 測定하고 또 다른 量의 空氣를 吸氣시켜서 壓을 측정하여 이렇게 얻어진 點들을 서로 連結하여 作圖한 弛緩壓曲線(relaxation pressure curve)에서 compliance를 求하는 것이다. 그리고 安靜呼吸時 즉 一回換氣量(一換量)의 呼吸氣量(volume) 범위의 呼吸에 있어서의 이 曲線이 거의 直線이기 때문에 이 附近에서 靜止位 compliance를 求할 수 있다.

動的 compliance는 被檢者가 自發적으로 安靜呼吸을 계속하고 있는 狀態下에서 求한 compliance를 指稱하며 靜止位 compliance와는 測定法에 있어서 差異가 있다. 肺內로 一定量의 空氣를 呼吸한 후 靜의 狀態를 1~2秒동안 유지하면 肺胞內壓과 氣道開口部の 壓은 完全 同一해지며 肋膜內壓(食道內壓)이 곧 肺內外壓(transpulmonary pressure)이 된다. 즉 肋膜內壓이 該當 氣量을 吸氣할 때 肺의 彈力性을 극복하기 위해 사용된 壓力이 되는 것이나<sup>3)</sup> 動的 compliance는 呼吸運動이 계속되고 있는 狀態下에서 求하기 때문에 氣道開口部壓과 肺內外壓의 較差는 肺의 彈力性 抵抗과 肺의 非彈力性 抵抗을 극복하기 위해서 사용된 壓이다. 이 壓과 氣量에서 얻어진 動的 compliance는 靜止位 compliance와 差異가 있을 것으로 생각된다. 그러나 安靜時 一換量의 氣量으로 呼吸하고 있는 範圍內에 있어서 靜止位에서나 動的 狀態에서 求한 compliance 사이에는 큰 差가 없다<sup>3, 4, 5, 6)</sup>.

本 教室에서는 spirometer를 排除하고 pneumotachograph를 사용하여 患者의 麻酔中 手術回復期 및 術後의 肺의 力學的 特性을 觀察分析하는 과정에서 患者가 麻酔中이나 手術直後에는 呼吸을 一定한 氣量에서 1~2秒 靜止한다는 것이 實際로 어렵다는 것을 알게 되었으며 따라서 呼吸을 계속하고 있는 狀態에서 力學的 特性을 측정해야할 必要性에 봉착하게 되었다. 그래서 本 教室에서 pneumotachograph를 利用하여 少數의 健康한 젊은 男女를 對象으로 測定한 肺의 動的 compliance에서 韓國健康人의 正常値를 樹立하고자 하는 意圖는 없으나, 다만 앞으로 患者를 대상으로 動的 compliance

를 측정하였을때 비교검토할 하나의 參考資料를 제공하는데 主眼點을 두었으며, 肺의 抵抗(resistance) 및 肺의 作業量(work)도 동시에 측정하였으나 후일에 따로 發表하기로 하겠다.

## 觀察對象 및 方法

### 1. 對 象

健康한 青年男子(22~32세, 平均 26세) 10명과 女子(24~28세, 平均 25세) 5명의 醫大學生, 修鍊醫 및 看護員을 測定對象으로 하였다. 對象의 年令, 身長, 體重—換量(Tidal volume) 및 肺활량(VC)은 第 1, 2표에서 보는 바와 같다. 肺활량은 豫測值의 約 80% 以上이었다.

### 2. 測定方法

#### A. pneumotachograph(呼吸氣流 流速計)

pneumotachograph는 Electronics for Medicine(E for M으로 略記)社製의 成人用의 것을 사용하였다. 이 流速計의 構造의 重要한 部分은 2개의 lucite丹錐를 매우 微細한 stainless steel mesh를 사이에 두고 연결하여 作成되었으며 이 mesh가 空氣의 흐름에 대하여 적은 impedance를 나타낸다<sup>7)</sup>. mesh의 上流側과 下流側의 壓力의 差는 流速計를 통과하는 空氣의 氣流量(flow of air)에 正比例한다. (그림 1) mesh에 被檢者의 呼吸의 水蒸氣가 응집되어 쌓이면 impedance에 差異를 초래하게 되므로 mesh에 진류를 통과시켜 건조시킬 필요가 있으며 저자들은 加熱장치를 연결하여 건조시켰다. mesh에는 먼지와 人毛가 끼이기 쉬우므로 detergent와 같은 殺菌을 결합 洗滌劑로서 청소하고 마지막에는 증류수로서 씻어 乾燥시킨후 사용하였다. 그러나 일부의 먼지는 남아 있으며 이로 인하여 氣流의 측정을 변조시킬 수 있으므로 流速計를 종종 recalibration하였다. 流速計의 calibration은 流速計에 spirometer를 연결하고 spirometer가 1秒에 1.0 liter가 下降하도록 조절하여 calibration하였다. 실제로는 10秒동안에 10 liter가 흐르도록 하면 편리하다.

#### B. 呼吸氣量(respiratory volume)의 測定

pneumotachograph의 上流側과 下流側에 differential pressure transducer(Statham, PM 5)를 연결하고 이것을 carrier type amplifier(E for M, model SGM)에 연결하여 cathode ray oscilloscope에 標示(display)하였다. differential transducer인 Statham PM 5± 0.2—350는 pressure range가 ±14cmH<sub>2</sub>O이고 differential pressure limit이 ±3.5psid으로서 낮은 壓力變

**Table 1. Dynamic Compliance, Normal Health Male**

Subject	Age	BSA (M <sup>2</sup> )	Vt (ml.)	VC (L.)	Tr. pulm. pressure (cmH <sub>2</sub> O)	Lung compliance(L/cmH <sub>2</sub> O)		Compliance chest wall (L/cmH <sub>2</sub> O)	Total Compliance (L/cmH <sub>2</sub> O)
						P-V plot	Subtract		
1	22	1.72	875	5.5	5.63	0.176	0.27	0.236	0.101
2	23	1.72	600	6.75	5.75	0.33	0.27	0.24	0.139
3	27	1.70	650	6.5	3.00	0.27	0.43	1.00	0.213
4	26	1.68	650	4.13	4.00	0.13	0.23	0.26	0.087
5	24	1.70	680	6.75	5.8	0.13	0.20	0.19	0.097
6	29	1.71	663	7.2	2.6	0.24	0.32	0.19	0.107
7	23	1.67	400	5.87	3.0	0.18	0.48	1.2	0.160
8	25	1.63	750	7.37	3.5	0.21	0.5	0.25	0.115
9	31	1.73	620	5.63	3.75	0.17	0.33	0.38	0.117
10	32	1.81	675	7.28	3.4	0.17	0.24	0.5	0.127
Mean	26	1.71	646.3	6.30	4.04	0.202	0.327	0.444	0.126
(S. D.)		(0.05)	(121.6)	(1.02)	(1.23)	(0.06)	(0.107)	(0.361)	(0.037)

Vt. : tidal volume.

VC. : vital capacity.

Tr. pulm. pressure: transpulmonary pressure.

P-V plot: pressure-volume plot.

BSA. : body surface area.

**Table 2. Dynamic Compliance, Normal Health Female**

Subject	Age	BSA (M <sup>2</sup> )	Vt (ml.)	VC (L.)	Tr. pulm. pressure (cmH <sub>2</sub> O)	Lung compliance(L/cmH <sub>2</sub> O)		Compliance chest wall (L/cmH <sub>2</sub> O)	total compliance (L/cmH <sub>2</sub> O)
						P-V plot	Subtract		
1	25	1.54	550	3.95	7.5	0.172	0.26	0.46	0.125
2	28	1.60	700	3.50	4.4	0.200	0.30	0.44	0.138
3	24	1.44	675	5.06	2.5	0.170	0.36	0.15	0.079
4	24	1.55	375	4.85	5.63	0.225	0.19	0.25	0.118
5	24	1.54	860	3.38	6.25	0.184	0.25	0.23	0.102
Mean	25	1.53	632	4.20	5.25	0.190	0.27	0.306	0.112
(S. D.)		(0.06)	(181.1)	(0.8)	(1.91)	(0.023)	(0.06)	(0.137)	(0.023)

Vt. : tidal volume.

VC. : vital capacity.

Tr. pulm. pressure: transpulmonary pressure.

P-V plot: pressure-volume plot.

BSA. : body surface area.

化에 敏感한 transducer이며 呼吸氣流를 측정하기에 적당한다. 그리고 氣流量을 縱軸에 나타나게 하였다 (그림 2).

Carrier type amplifier-SGM에 Integrator-Relay-DC Amplifier를 연결하여 氣流의 signal을 integration 하여 氣量을 기록하였다. 이 氣量을 時間의 函數로 기

록하면 그 描寫波型은 spirometer를 이용한 기록波型과 매우 유사하다. (그림 2) 氣量曲線은 連續的으로 기록할 수 있으나 每 呼吸週期를 呼氣相과 吸氣相을 구분하여 기록할 수 있는데 이때는 automatic rezeroing을 利用하면 된다. 또 gate-electronic valve를 利用하면 呼氣 또는 吸氣中 하나만을 기록하고 나머지는 排除할

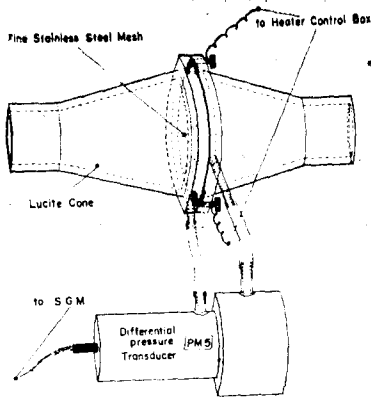


Fig. 1. Schematic sketch of pneumotachograph and differential pressure transducer which is connected to upstream and downstream chamber. Heater control is connected to stainless steel mesh of pneumotachograph.

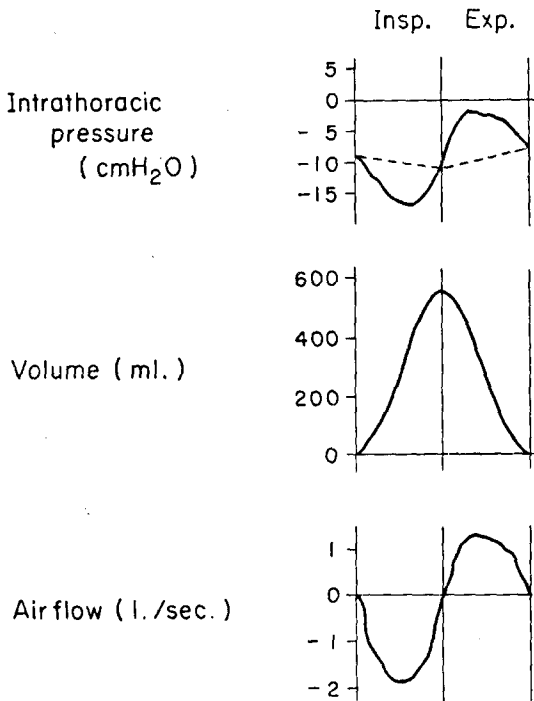


Fig. 2. Tidal volume, intrathoracic pressure and airflow were recorded. Volume was integrated from flow signals.

수 있는 長點이 E for M, DR-12에는 裝備되어 있다.

Pneumotachograph로써 一換量을 測定할 때는 spirometer나 이와 유사한 原理로 製作된 計測器를 사용했

을 때보다 計測性能이 優秀하다. 중요한 점은 呼吸時에 外的負擔(external load)이 적다는 사실이다. pneumotachograph screen의 저항은 無視할 정도이며 이것은 氣流量이 매우 많을 때도 그러하다<sup>7)</sup>. 流速計의 短點도 없는 것이 아니다. 流速計의 screen을 통하여 空氣를 肺內로 吸氣할 때 screen으로 통과하는 空氣는 室內溫度의 것이며 濕度 또한 大氣의 것과 동일한 것이다. 그러나 呼吸때는 水蒸氣로 飽和되고 體溫과 같은 溫度의 가스를 screen을 통해 排出하게 된다. 그러므로 流速計로써 吸氣量과 呼氣量을 측정했을 때는 그 測定値에 差가 생기게 될 것이 豫測된다<sup>8)</sup>. 저자들이 測定値를 精檢해 보았더니 呼氣量이 吸氣量보다 7%가량 많았다. 그리고 流速計로 측정된 呼吸氣量(volume)을 BTPS로 換算하였더니 約 7%의 增加가 있었으나 本測定에서는 測定된 값 그대로를 採擇하였고 BTPS로 換算하지 않았다.

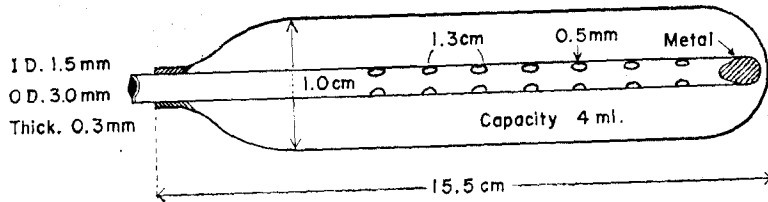
### C. 食道內壓의 측정

肋膜內壓을 측정하는 대신 食道內壓을 측정하여 肋膜內壓에 대치하였다. 食道內 압측정에 사용한 고무풍선(esophageal balloon)은 latex의 길이 15.5cm, 폭 1cm, 풍선 內腔의 용량 4ml이고 풍선 고무벽의 두께는 0.02 mm이며 이 풍선을 100cm의 내경 1.5mm, 외경 3.0mm의 polyethylene관의 一端에 그림에서 보는 바와 같이 연결하였다. (그림 3) polyethylene관의 末端은 鐵物로 막고 12~14個의 側孔을 1.3cm의 間隔으로 뚫었다. (Statham, No. 10, 238)

被檢者는 坐位에서 먼저 鼻腔을 2% xylocaine液으로 撒布마취 시킨후 풍선을 비강을 竇하여 食道입구에 도달케 하여 연하운동을 하게 하면서 풍선을 식도로 내려보냈다. 일단 풍선의 일부가 위에까지 도달하게 한 후 풍선내압의 波型이 食道내압의 것이 언어질 때까지 뽑아 올렸다. 대체로 上門齒에서 40~45cm들어 갔을때 풍선의 하단이 食道하단에서 약 5~10cm 상방의 위치에 놓이게 되며 이때 풍선내의 공기를 주사기로 일단 제거하고 난 후 다시 공기를 1ml정도 주입하였다. 食道 풍선카테타를 differential pressure transducer (Statham, PM131 T. C. ± 2.5-350)의 一側에, 그리고 mouth piece내강과 氣密하게 연결된 polyethylene관(내경 2mm)을 他側에 연결하여 肺內外壓(transpulmonary pressure)를 측정하였다. 이때 5cmH<sub>2</sub>O의 壓이 1 inch deflection되도록 calibration하였으며 食道內 압 또는 腔內壓만을 個別的으로 필요에 따라 측정하기도 하였다.

食道풍선으로 측정된 壓力曲線에는 呼吸의 週期에 따른 壓의 變化와 心臟수축에 따른 週期的인 變動이 나타

Catheter : 100 cm



### Esophageal Balloon

(Statham, No.10238)

Fig. 3. Esophageal balloon, 15.5cm in length, 4ml of capacity, is connected to the 100cm of polyethylene tube which had 12-14 side holes.

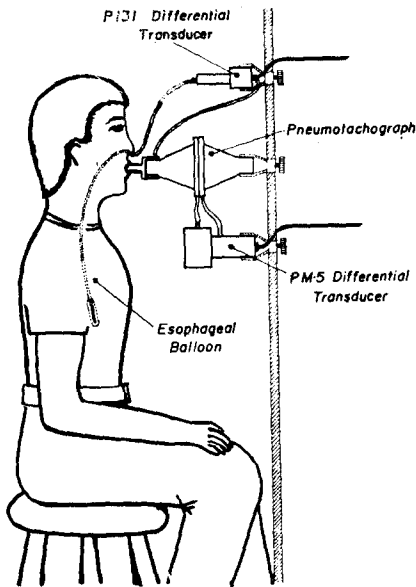


Fig. 4. Esophageal balloon catheter located at the lower esophagus, and connection catheter to mouth piece were connected to PM 131 differential transducer. Pneumotachograph was connected to PM5 transducer, for measurement of flow rate. Volume was integrated from flow signals.

나며 식도의 tone에 관계되는 壓의 변화는 상상한것 보다는 적게 나타났다. 嚥下運動후에는 一過性이고 높은 壓波가 출현하는데 이것은 呼吸運動과 無關하다는 것이 쉽게 식별되었다.

#### D. 肺內外壓(transpulmonary pressure)의 측정

肺內外壓의 較差는 氣道開口部(口腔)의 壓과 肋膜內壓(食道內壓)의 差를 말한다. 그리하여 pneumotach-

ograph에 연결한 mouth piece에 側管을 作成하고 이것을 식도풍선카테타와 함께 differential transducer에 연결하여(그림 4) 肺內外壓이 직접 monitor에 표시 되도록 하였으며 이것을 camera로 촬영하였다.

#### E. 動的 肺 compliance를 측정하기 위한 pressure-volume curve의 作圖法(plot).

그림 5에서 보는 바와 같이 呼吸의 週期에 해당하는 肺內外壓의 變化에 따른 氣量의 變化를 作圖한 후 吸氣終末과 呼氣終末의 時點을 연결하여 이 傾斜度(slope)에서 compliance를 계산하였다.

#### F. 動的 肺 compliance loop과 subtraction loop의 기록

Pneumotachograph에 連結한 differential pressure transducer를 strain gauge amplifier에 연결하여 氣流量을 描寫하고 이 amplifier의 output을 Integrator (IRD, E for M)에 3 wire patchcord로 연결하여 氣流 signal을 integrate하여 얻은 氣量의 變化를 single trace monitor의 縱軸의 座標로 잡고 肺內外壓의 變化를 橫軸에 잡게하여 呼吸週期の pressure-volume loop를 screen에 標示하였다. 이 pressure-volume loop는 그림 6에서 보는 바와 같이 吸氣相과 呼氣相에 그려진 線이 서로 完全하게 중첩하지 않고 아주 좁은 폭을 가진 hysteresis를 나타낸다. 肺內外壓의 壓力 signal에서 氣流量에 比례하는 signal을 subtraction할 수 있는 電子回路가 E for M DR-12에는 製作 組立되어 있어서 이 回路를 이용하면 쉽게 subtraction할 수 있다. subtraction을 한다는 것은 다시 말하면 hysteresis를 나타내는 loop에서 肺의 彈力性을 극복하기 위해서 사용된 壓力과 氣量의 相關關係만을 나타내기 위한 것이며 이렇게 해서 얻어진 것은 直線化된 線이나<sup>8)</sup>(그림 6). 그 線의 傾斜度(slope)에서 compliance를 求하였다.

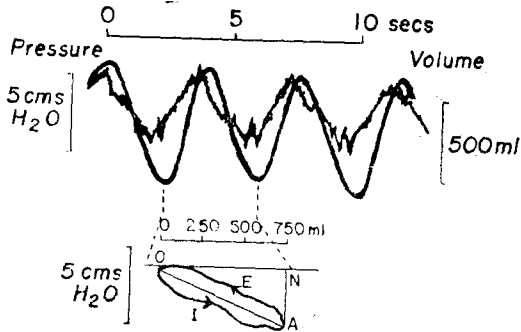


Fig. 5. Volume-pressure relationship was plotted. Two points, O and A which represent the end-expiration and end-inspiration when is no air flow, were connected each other. Compliance was measured from slope O-A.

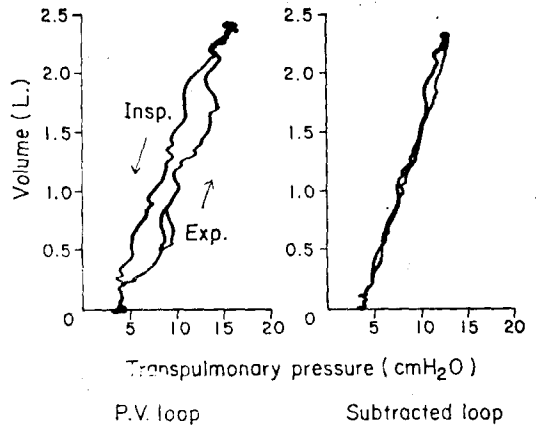


Fig. 6. Illustrative tracings of the pressure-volume loops of the normal healthy subject. Subtraction loop was obtained by subtracting the flow from the transpulmonary pressure.

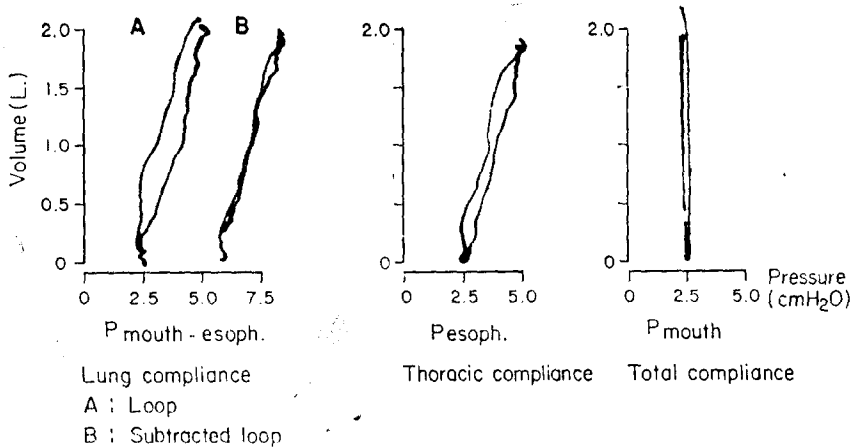


Fig. 7. Loops of the lung, thoracic and total compliance of a normal healthy subject, obtained from cathode ray tube recorder. A. lung compliance not subtracted. B. lung compliance subtracted.

### G. 胸壁 compliance의 측정

肺 compliance loop을 기록할 때와 같은 手技로 膈 compliance를 기록하였는데 이때는 식도내압의 변동에 대한 氣量의 변화를 그리는 loop에서 다시 subtraction 해서 그 傾斜度에서 구하였다(그림 7).

### H. 總呼吸器 compliance의 측정

食道開口部內壓의變動에 따른 氣量의 변화를 그리는 loop를 subtraction 하여 그 傾斜度에서 구하였다(그림

7).

### 測定值

#### 1. 肺의 動的 compliance의 측정치

##### A. 作圖法(plot)에서 구한 것

氣量과 肺內外壓의變動을 작도하여 求하였을때 젊은 男子의 肺의 動的 compliance는  $0.202 \pm 0.06$

L/cm H<sub>2</sub>O, 女子의 것은 0.160±0.023L/cm H<sub>2</sub>O 이었다. (표 1, 2)

B. subtraction해서 求한 것

젊은 男子의 폐의 動的 compliance는 0.327±0.107L/cm H<sub>2</sub>O이었고 女子의 것은 0.27±0.06L/cm H<sub>2</sub>O이었다(표 1, 2).

2. 胸廓의 動的 compliance의 측정치

젊은 男子의 胸廓의 動的 compliance는 0.444±0.361L/cm H<sub>2</sub>O이었고 女子의 것은 0.306±0.137L/cm H<sub>2</sub>O이었다. (표 1, 2)

3. 總呼吸器의 動的 compliance의 측정치

젊은 男子의 總呼吸器의 動的 compliance의 측정치는 0.126±0.037L/cm H<sub>2</sub>O이었고 女子의 것은 0.112±0.023L/cm H<sub>2</sub>O이었다. (표 1, 2)

考 察

靜止位 compliance는 既知量의 氣量을 吸氣시킨 후 일정기간 呼吸을 정지시키고 肺內外壓(transpulmonary pressure)를 측정하고 다시 다른양의 氣量을 吸氣시켜 壓의 變化를 측정하여 얻은 弛緩壓曲線(relaxation pressure curve)에서 靜止位 compliance를 측정할 수 있다<sup>1, 9, 10, 11)</sup> (그림 8).

動的 compliance는 equivalent compliance, effective compliance, functional compliance 또는 단순히 compliance라고 呼稱하기도 한다. 動的 compliance를 측정하기 위해서 이용되는 dynamic volume-pressure relationship<sup>20)</sup>은 다음과 같이 구할 수 있다.

吸氣의 終末에는

$$Pel L = P_0 + \frac{1}{C_{dyn}} \cdot V_T$$

呼氣의 終末에는

$$Pel = P_0$$

이것을 뺄셈(subtracting)하면

$$\Delta Pel L = \frac{1}{C_{dyn}} \cdot V_T \text{와 } C_{dyn} = \frac{V_T}{\Delta Pel L}$$

여기에 PelL은 폐의 彈力性을 극복하기 위한 壓이며 C<sub>dyn</sub>은 動的 compliance, V<sub>T</sub>는 一回換氣量이다.

그리고 正常的인 폐에 있어서는 動的 compliance는 呼吸數가 1分間에 60~90회까지 增加할 때까지는 靜止位 compliance와 거의 同一하다<sup>22, 23, 24)</sup>. 動的 compliance는 呼吸을 계속하면서 氣量의 變化와 肺內外壓의 變化를 측정하여 그림 5, 6에서 보는 바와 같이 폐의 氣流가 전혀 없는 시점에서의 氣量과 肺內外壓에서 즉 吸氣와 呼氣의 終末시점에서의 氣量과 압력의 變化에서

求할 수 있다. 吸氣過程에서는 肺內外壓의 較差는 폐의 彈力性을 극복하기 위한 壓에 폐의 非彈力性을 극복하기 위한 壓이 첨가되어 있으나 吸氣의 終末에는 肺의 氣流가 停止되는 순간이 있으며 이때는 非彈力性을 극복하기 위한 壓力은 완전히 排除되므로 壓力의 變化에 따른 氣量의 變化에서 폐의 compliance를 측정하여도 타당한 것이며<sup>12)</sup>. FRC位에서 출발한 一換量(tidal volume) 범위내에서는 靜止位 compliance와 거의 同一하다. 自發的 呼吸을 하고 있을때 氣道에는 laminar flow와 turbulent flow가 같이 있으나 安靜時 一換量의 換氣에서는 turbulent flow는 실제로 없다<sup>14)</sup>. 그러므로, flow resistive pressure는 거의 없고 따라서 pressure-volume loop에서 非彈力性抵抗의 주된 몫을 차지하고 있는 경미한 이 壓을 subtraction해서 얻은 直線化部分에서 compliance를 計測하여도 무난한 것이다. 그리고 靜止位 compliance는 被檢者가 一定한 氣量을 吸氣한 후 또 一定한 시간동안 呼吸을 停止시키고 있을수 있는 意識과 協調가 있어야 測定이 可能하나, 手術中 및 수술후 환자의, 또는 外傷患者의 呼吸을 管理하면서 肺의 力學的인 기능을 감시할 때와 같은 狀況下에서 폐의 compliance를 측정하여 檢討하여야 할 必要性에 直面하게 된다. 이러한 點을 감안할 때 少數의 젊은 健康人의 동적 compliance를 측정하여 靜止位 compliance의 정상치와 比較하고 임상진료의 參考資料가 되게 한다는 것은 바람직 한 일이라고 하겠다. 폐의 動的 또는 靜止位 compliance를 측정하기 위해서는 肺의 抵抗과 作業量을 계산할 때와 마찬가지로 肋膜內壓 및 氣量의 變化를 동시에 기록해야 한다. 肋膜內壓을 胸腔內에서 직접 측정한다는 것은 正常人에 있어서도 多少의 위험이 없지 않으나 폐기종이 있는 患者에서는 그 위험이 倍加한다. 壓의 적절한 기록을 위해서는 큰 針을 使用해야 하기 때문에 危險度는 매우 높아진다<sup>15, 16)</sup>. 이러한 理由로서 上下空靜脈의 內壓<sup>17)</sup> 및 食道內壓을 측정하여<sup>18, 19)</sup> 胸腔內壓에 代身하려고 努力하였다. 靜脈壓은 靜의 狀態의 肋膜內壓을 그대로 반영하지는 않는 動的인 肋膜內壓의 측정을 위해서는 無價値한 것이다<sup>17)</sup>. 肋膜內壓을 直接測定할 때는 空氣栓塞의 위험 및 肺氣囊의 破裂로 인한 緊張性 氣胸의 可能性을 完全히 排除하지 못한다<sup>15, 16)</sup>. 그리고, 壓의 記錄의 damping을 적게하기 위해서는 最小한 trocar의 직경이 2mm이 되어야 한다는 것은 임상경험을 통하여 알 수 있는 일이며 측정用 관속에는 空氣로 充滿해 있어야 하는데 액체, 섬유소 등이 管을 部分的으로 폐쇄시킨 危險이 또한 있는 것이다 그러나, 肺가 完全靜止位에 있을때 靜止位 胸腔內壓의

絶對値를 얻을 수 있는 利點이 있다. 食道內壓을 胸腔內壓으로 採擇했을 때는 有意한 不利點이 있다. 그것은 식도에는 固有의 tone이 있기 때문에 이 tone이 기록에 나타나지 않으나 식도내압을 胸腔內壓의 絶對値로 삼기는 어렵다<sup>15)</sup>. 그러나 이와 같은 不利點은 呼吸의 力學을 研究하는데는 아무런 支障을 주지 않는다. 왜냐하면 肋膜內壓의 絶對値가 아닌 壓의 變動이 중요한데 肋膜內壓의 變動이 食道內壓의 變動으로 精確하게 反映되기 때문이다<sup>15, 16, 19)</sup>. 胸선이 均等한 壓力으로 둘러 쌓여 있으면 고무 胸선벽이 伸張되어 있지 않을 때는 胸선내압이 외압과 동일하다. 만일 胸선 주위압력이 不均等할 때는 胸선내 氣가 주위압력이 높은 곳으로 부터 낮은 압력쪽으로 이동하게 될 것이다. 胸선내압이 이러한 환경에 있어서는 竅隔부에 있어서 胸선의압과 동일해진다. 그러므로 胸선이 不均等한 압력하에 노출되면 胸선의 膨脹度가 壓力기록에 關係한다. 胸선내 氣량이 적으면 胸선주위의 가장 낮은 압과 접근하게 될 것이고 胸선의 氣량이 많으면 胸선주위의 가장 높은 압과 같은 압이 기록될 것이다. 식도내강은 위치에 따라 압력이 다르며 적게 膨脹한 胸선은 가장 낮은 압을 나타낼 것이다<sup>20)</sup>. 식도내압 측정곡선에서 呼吸의 週期(cycle)에 따른 큰 변동과 심장수축에 따른 작은 波型곡선<sup>20)</sup> 그림 5에서 볼 수 있다. 그리고 심장수축에 의한 곡선은 심장에 인접한 식도 하단부 1/3에서 측정하였을 때 더욱 顯저함을 관찰하였다. 이러한 변형은 분석에 큰 支障을 주지 않았으나 subtraction loop에 있어서 까지 지워지지 않고 顯現하고 있는 것을 볼 수 있었다. 動的 肺 compliance는 pressure-volume의 相關關係를 作圖(plot)해서 구했을 때의 값이 pressure-volume loop를 subtraction해서 구했을 때 보다 적으며 이러한 現象이

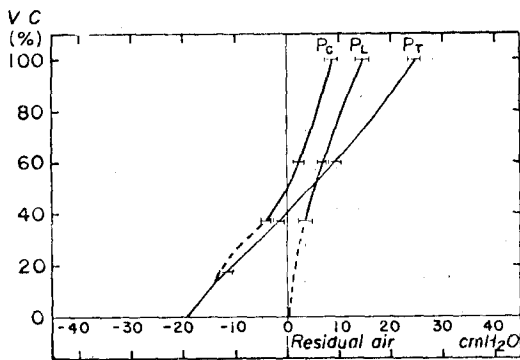


Fig. 8. Relaxation pressure curve for the measurement of static lung compliance for normal healthy subjects.<sup>25)</sup>

男女 兩群에서 同~하게 觀察되었다. 이와같은 差異는 測定値의 約 40~60%에 해당하여 實驗誤差의 범위를 上廻한다고 하겠으나 그 理由를 精確하게 규명 짓지는 못하였다.

식도내압은 胸선카테타를 식도내에 넣은 후 카테타의 끝에 水柱 또는 전기 마노메타를 연결하여 기록할 수 있는데 前者는 靜止位 식도내압 측정에, 후자는 動的 식도내압의 變化를 계속적으로 묘사 측정하는데 便利하다. 사용하는 胸선도 연구자에 따라 그 길이와 크기에 차이가 있다. 즉 Mcad와 Whittenberger<sup>25)</sup>는 길이 3cm의 1.5ml의 고무製 胸선을 사용하였는데 反하여 Fry등<sup>18)</sup>은 길이 18cm, 직경 1cm의 긴 latex胸선을 사용하였고 저자들은 길이 15.5cm의 4ml용량의 latex胸선을 사용하였다. 胸선의 길이를 15.5cm 또는 18cm를 택하는 이유는 이만한 길이의 胸선을 사용했을 때는 胸腔內 식도의 전장에 걸쳐서 胸선이 위치하게 되고 폐첨부에서 부터 기저부의 폐표면 압력을 고무 반영시킬 수 있는 利點이 있기 때문이다<sup>18)</sup>.

수직위에 있어서 폐의 重量과 肺門部의 힘의 差에 해당하는 힘이 肺의 表面에 作用한다. 만일 肺門部의 힘을 無視한다면 肺전체의 무게는 肺表面으로서 지탱하고 있으며 폐의 기저부의 압력은 폐첨부보다 人間에 있어서는 約 2cmH<sub>2</sub>O (즉 500m<sup>2</sup>의 표면에 1000gm이 분포하고 있는 셈이다)이다<sup>20)</sup>. Fahri<sup>21)</sup>는 개 실험에서 폐의 위치에 따른 표면 압력을 제 3 제 8 늑간에서 전방과 척추근처의 후방에서 각각 측정하였는 바 1.0cmH<sub>2</sub>O이상의 差는 없었고 대체로 0.5cmH<sub>2</sub>O이하이었다고 보고하였다. 그리고 폐첨과 폐의 기저부의 압력의 差는 폐의 局所的인 變形에 기인 한다고 부언하였다. 이와같이 肋膜內壓이 그 위치에 따라 다르기 때문에 胸壁을 통하여 한 위치에서 單回 測定한 肋膜內壓은 總體的인 平均壓이 될 수 없으며 이러한 不利한 點이 또한 重要視되어서 긴 식도胸선을 사용하여 광범위한 식도내면영역에서 壓 측정하므로 肋膜內壓의 全體를 代表케 하기 위해 努力하고 있는 것이다.

動的 肺 Compliance는 폐의 非彈力性 저항의 영향을 받는다. 動的 Compliance를 測定할 때 또한 食道內壓, 呼吸氣量 및 氣流速度 曲線은 그림 2에서 보는 바와 같다. 이 그림에서 氣流量이 零인 지점이 2點이 있는데 吸氣와 呼氣의 終末點이다. 氣流가 零이면 이 시점에 있어서는 非彈力性(主로 氣道抵抗)<sup>22)</sup>을 극복하기 위한 壓力은 없으며 이 2點에서의 肺內外壓은 모두 폐의 彈力性을 극복하기 위해 사용된 것이다. 被檢者가 안정 呼吸을 하고 있으면서 肋膜內壓과 呼吸氣量을 測定하였



을 때 呼吸氣流速度는 매우 늦어서 氣道저항을 극복하기 위한 壓力는 폐의 彈力性을 극복하기 위해 사용된 壓力에 비하면 너무나 적어서 吸氣相과 呼氣相에서 그려진 pressure-volume relation은 直線에 가까운 loop 이 된다<sup>2)</sup> (그림 6).

그러나 呼吸數가 增加하면 增加할수록 呼吸氣流에 대한 氣道抵抗은 增加하게 되지만 Comroe<sup>4)</sup>에 의하면 1분 間 呼吸이 60~90회 까지는 吸氣와 呼氣의 終말點을 연결한 傾斜度에서 求한 動的 Compliance值는 靜止位 compliance와 값이 거의 同一하다고 하였다.

本教室에서 1967年 Knowles法<sup>1)</sup>에 의하여 弛緩壓 曲線을 作圖하여 大體로 500~1,000cc정도의 폐환기량에 해당하는 線의 경사도에서 compliance를 算出했을 때 平均年齡 22세의 健康男子한국인의 靜止位 폐 Compliance는  $0.206 \pm 0.048$  L/cmH<sub>2</sub>O이었다<sup>25)</sup>. 이 값은 이번 저자들이 測定한 平均年齡 26세, 10名の 健康男子 한국인의 動的 肺 Compliance는  $0.202 \pm 0.06$  L/cm H<sub>2</sub>O 및  $0.327 \pm 0.06$  L/cmH<sub>2</sub>O로서 비교했을 때 作圖로 計算한  $0.202$  L/cmH<sub>2</sub>O와 同一하게 나타났다. 文獻上으로 同一한 教室에서 靜止位 및 動的 肺 compliance를 측정하여 정상치를 수립하여 발표한 것이 거의 찾아보기 어렵다. 이와 같은 사실은 肺의 compliance는 Comroe<sup>4)</sup>가 지적했듯이 靜止位에서 測定하는 것이 理想의이기 때문이고 動的 肺 compliance는 測定條件에 따라서 값이 浮動的일 수 있는 까닭에 緣山하고 있는 지모를 일이다. 그러나 患者 呼吸管理에 直面하여서 時間 經過에 따른 肺의 力學的 기능이 好轉하느냐 惡化하느냐를 判斷내릴 때 患者이기 때문에 靜止位 compliance를 측정하기 어려움으로 動的 肺 compliance 增加 또는 減少의 여부를 알아 낸다는 것은 하나의 좋은 臨床的 指針이 될 것으로 사료되는 바이다.

## 要 約

慶北大學校 醫科大學 胸部外科 教室에서는 平均年齡 26세의 健康한 男子 10名과 平均年齡 25세의 健康한 女子 5名을 對象으로 pneumotachograph를 사용하여 動的 肺 compliance, pressure-volume 相關關係를 作圖한 경사도에서 (作圖法) 그리고 pressure-volume loop을 subtraction(subtraction法)으로 求하였는데 그 成績을 要約하면 다음과 같다.

1. 男子의 動的 肺 Compliance는 作圖에서  $0.206 \pm 0.06$  L/cmH<sub>2</sub>O, subtraction法에서  $0.327 \pm 0.107$  L/cm H<sub>2</sub>O이었다. 女子의 動的 肺 compliance는 作圖法에서  $0.190 \pm 0.023$  L/cmH<sub>2</sub>O이고 subtraction法에서  $0.27 \pm$

$0.06$  L/cmH<sub>2</sub>O이었다.

2. 動的 胸廓 compliance는 男子에서  $0.444 \pm 0.361$  L/cmH<sub>2</sub>O 女子에서  $0.306 \pm 0.137$  L/cmH<sub>2</sub>O이었다. 動的 總呼吸器 compliance는 男子에서  $0.126 \pm 0.037$  L/cmH<sub>2</sub>O, 女子에서  $0.112 \pm 0.023$  L/cmH<sub>2</sub>O이었다.

3. 作圖法에서 求한 動的 肺 compliance는 本教室에서 報告한 靜止位 肺 Compliance와 同一하였으나 subtraction法으로 얻은 것은 이보다 다소 큰 값을 나타내었다.

## REFERENCES

1. Knowles, J. H., Hong, S. K., Rahn, H.: Possible errors using esophageal balloon in determination of pressure-volume characteristics of the lung and thoracic cage. *J. Appl. Physiol.* 14:525, 1959.
2. Naimark, A., and Cherniack, R. M.: Compliance of the respiratory system and respiratory system and its components in health and obesity *J. Appl. Physiol.*, 15:377, 1960.
3. Agostini, E., Mead, J.: States of the respiratory system. *Handbook of Physiology. Section 3: Respiration, Vol. 1. Edited by Fenn, W. O., H. Rahn, Washington D. C. American Physiology Society. 1964, p. 387-409.*
4. Comroe, J. H.: *Physiology of Respiration 2nd Ed. Year book medical publishers, 1974, p. 103.*
5. Mead, J., and Whittenberger, J. L.: Physical properties of human lungs measured during spontaneous respiration. 5:779, 1953.
6. Mead, J.: Mechanical properties of lungs. *Physiol. Rev.*, 41:281, 1961.
7. Fleisch, A.: Pneumotachograph: A apparatus for recording respiratory flow. *Arch. f. d. ges. Physiol.*, 209:713, 925.
8. Cherniack, R. M., Cherniack, L., and Naimark A.: *Respiration in Health and Disease, Saunders Co. 1972, p. 29*
9. Ehrner, L.: Lung compliance and respiratory resistance determined from timemarked esophageal pressure-tidal volume curves and their relation to some other tests of lung function. *Acta. Med. Scand. Suppl.*, 353, 1960.
10. Howell, J. B. L., and Packett, B. W.: *Studies*

- of the elastic properties of the thorax of supine anesthetized human subjects. *J. Physiol. (Lond)* 1:136, 1957.
11. Wu, N., Miller, W.F., and Luhn, N.R.: *Studies of breathing in anesthesia. Anesthesia*, 17:696, 1956.
  12. Silverman, L.: *Respiratory air flow characteristics and their relation to certain lung conditions occurring in industry. J. Indust. Hyg. Toxicol.*, 28:183, 1946.
  13. Fry, D.L., Evert, R.V., Stead, W.W., and Brown C.C.: *The mechanics of pulmonary ventilation in normal subjects and in patients with emphysema. Am. J. Med.*, 16:80, 1954.
  14. Silverman, L.: *Pattern of gas flow in human respiration. TSEAA-660-83E, Aero-Medical Laboratory, Waboratory, Wright Field, Dayton, O., Oct. 1945.*
  15. Cherniack, R.M., Farhi, L.E., Armstrong, B.W., and Proctor, D.F.: *A comparison of esophageal and intrapleural pressure in man. J. Appl. Physiol.*, 8:203, 1955.
  16. Mead, J., Iclroy, M.B., Selverstone, N.J., and Kriete, B.C.: *Measurement of intraesophageal pressure. J. Appl. Physiol.*, 7:491, 1955.
  17. Otis, A.B., Rahn, H., and Fenn, W.O.: *Venous pressure changes associated with positive intrapulmonary pressure; Their relationship to the distensibility of the lung. Am. J. Physiol.*, 146:307, 1946.
  18. Fry, D.L., Stead W.W., Evert, R., Lubin, R.E., and Wells, H.S.: *The measurement of intraesophageal pressure and its relationship to intrathoracic pressure. J. Lab. Clin. Med.*, 40:664, 1952.
  19. Mead, J., and Gaensler, E.A.: *Comparison of intraesophageal pressure in subjects seated and supine. Federation Proc.*, 15:127, 1956.
  20. Mead, J.: *Mechanical properties of lungs. Physiol. Rev.*, 41:281, 1961.
  21. Fahri, L., Otis, A.B., and Proctor, D.F.: *Measurement of intrapleural pressure at different points in the chest in the dog. J. Appl. Physiol.*, 10:15, 1957.
  22. Buttler, J., White, H.C., and Arnott, W.M.: *Pulmonary compliance in normal subjects. Clin. Sci.*, 16:709, 1957.
  23. Cherniack, R.M.: *Physical properties of the lung in chronic obstructive emphysema. J. Clin. Invest.*, 35:£94, 1956.
  24. Defares, J.G., and Donleben, P.G.: *Relationship between frequency-dependent compliance and unequal ventilation. J. Appl. Physiol.*, 15:166, 1960.
  25. 辛道觀: 健康韓國人の肺臟 및 胸廓의 容壓率 (compliance)에 關하여. 慶北醫大 雜誌, 8:381, 1967.