

第四章 實驗結果與分析

4-1 脈衝位置對頻率及頻率強度的影響

本實驗控制電磁鐵馬達打出動能為 0.065 焦耳體積為 2 ml 的水，取軟管長 $L=200\text{cm}$ 分別於 $\text{impulse} = L/2, L/3, L/4, L/8$ 以及 0 的地方打入，並在 $Z=10\text{cm}\sim 190\text{cm}$ 每隔 10cm，利用壓力檢測器量測管內壓力變化。

Fig.4-1-1(a)為 $\text{impulse} = 22.5\text{cm}$ 分別於 $Z=60\text{cm}$ 及 $Z=40\text{cm}$ 量到管內壓力隨時間變化的情形。我們可以看到 $Z=60\text{cm}$ (虛線)所測到的壓力值比 $Z=40\text{cm}$ (實線)所測到的壓力值高一些。

再將所得之壓力值利用傅利葉轉換，可以得到各個諧頻的大小與強度如 Fig.4-1-1(b)。因為管內壓力的大小分佈呈現駐波的形式，第三天然頻(f_3)波節的位置應該在 $Z=66.7\text{cm}$ 和 $Z=133.3\text{cm}$ ，而 $Z=60\text{cm}$ 接近波節的位置，所以測到第三天然頻(f_3)的振幅強度會比 $Z=40\text{cm}$ 所測到第三天然頻(f_3) 振幅強度來的小。

我們將 $\text{impulse} = L/2$ 測得的數據，經過分析後可以得到各個諧頻強度的分佈圖 Fig.4-1-2(a)。而在 $\text{impulse} = L/3$ 各個諧頻強度的分佈圖為 Fig.4-1-2(b)， $\text{impulse} = L/4$ 各個諧頻強度的分佈圖為 Fig.4-1-2(c)， $\text{impulse} = L/8$ 各個諧頻強度的分佈圖則為 Fig.4-1-2(d)。

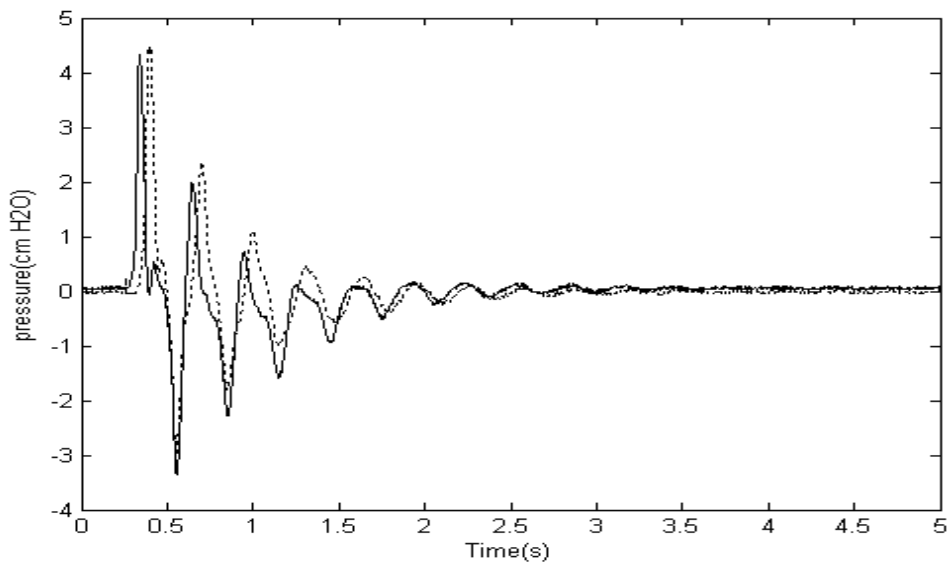


Fig.4-1-1(a)

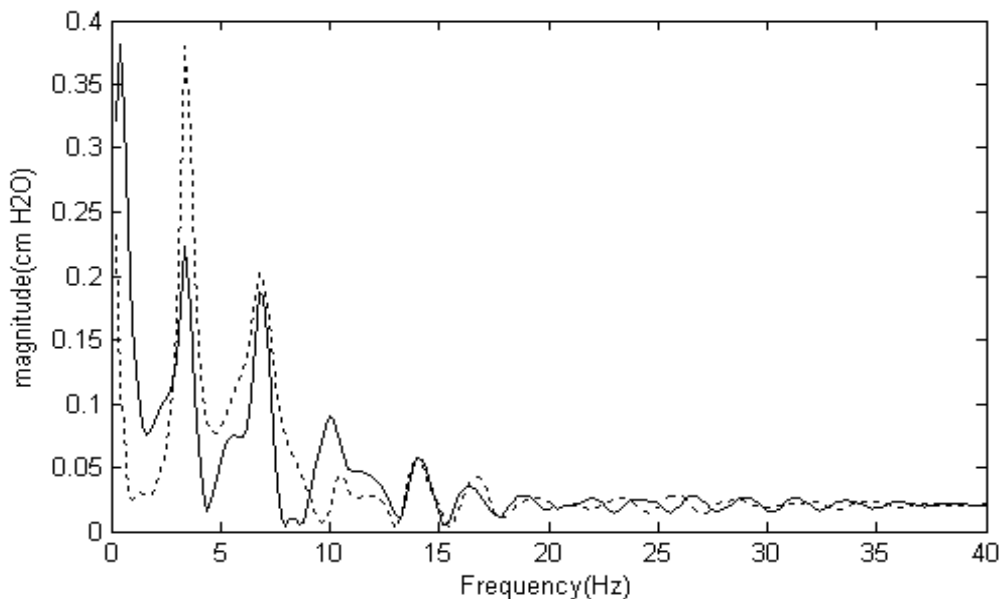


Fig.4-1-1(b)

脈衝響應圖：(a)時域訊號： impulse =22.5cm 分別於 Z=60cm(虛線)及 Z=40cm(實線)管內壓力隨時間變化； (b)強度頻譜。

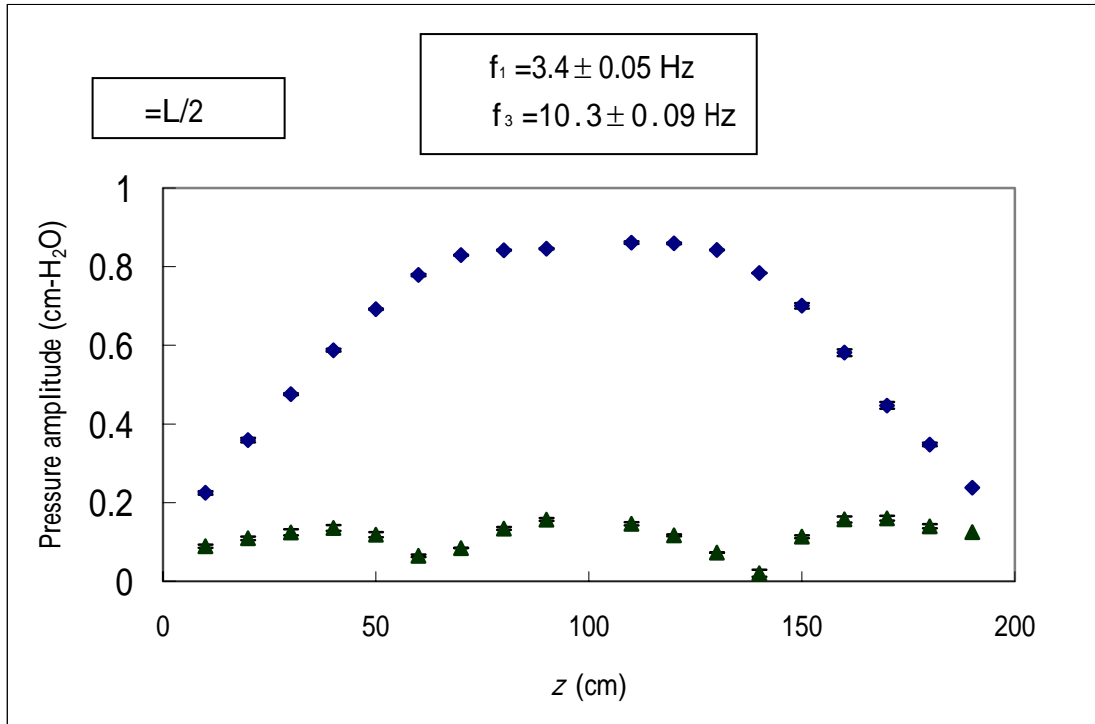


Fig.4-1-2(a)

強度的分佈圖：impulse $z=L/2$ 測得的各個諧頻強度的分佈圖。

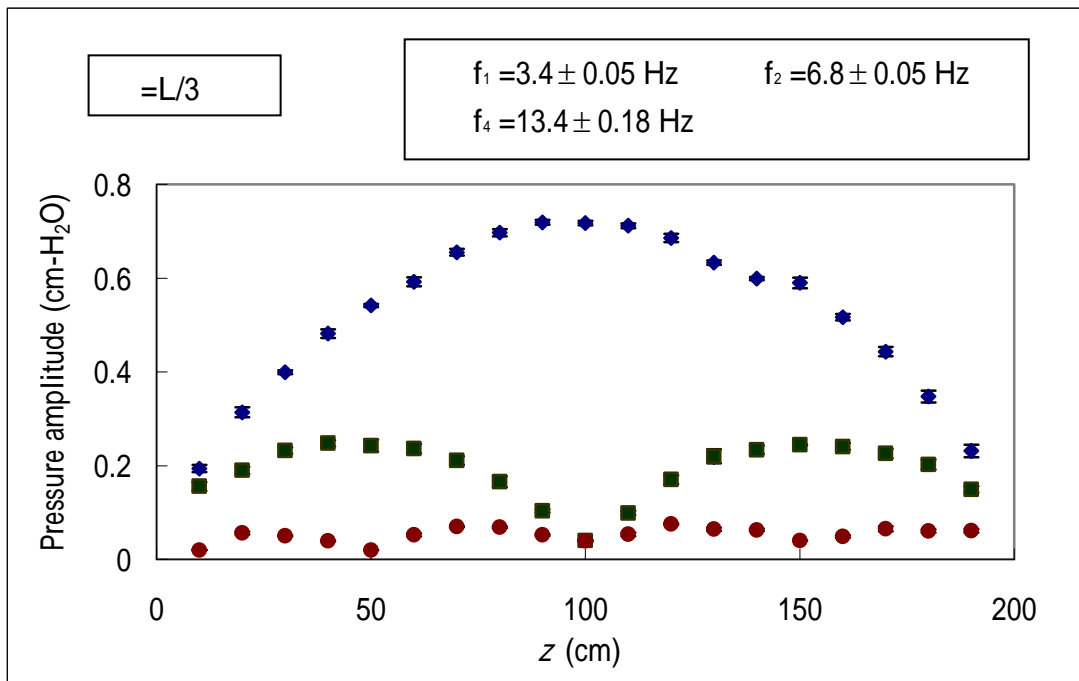


Fig.4-1-2(b)

強度的分佈圖：impulse $z=L/3$ 測得的各個諧頻強度的分佈圖。

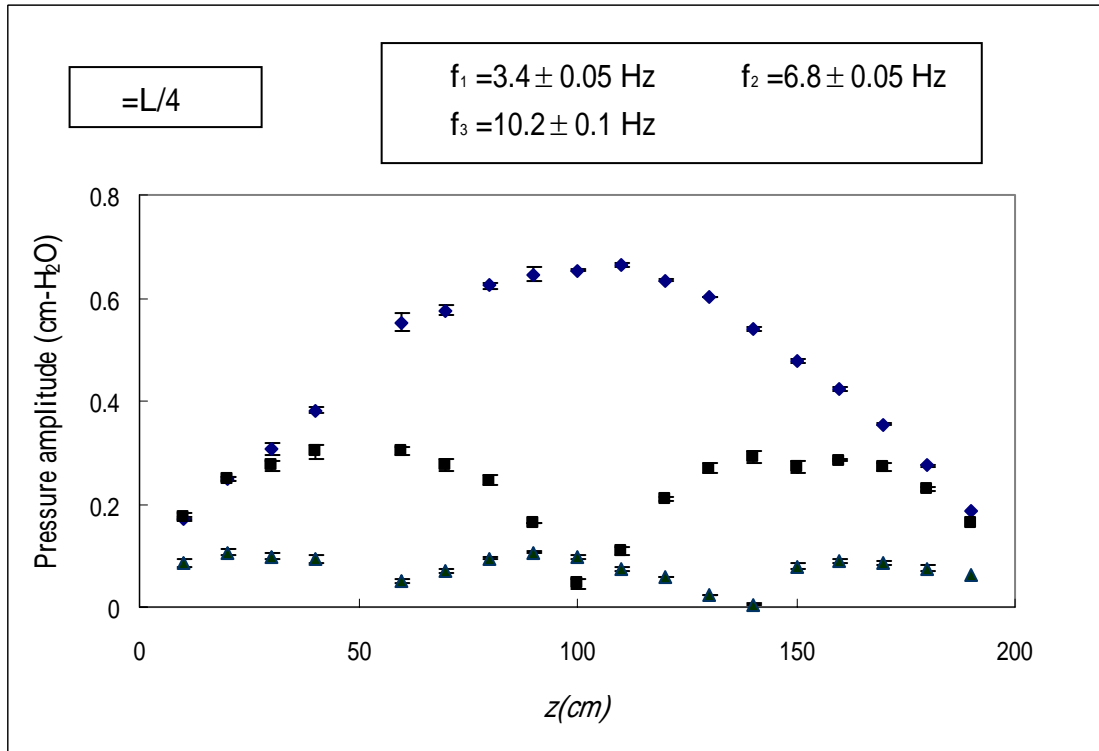


Fig.4-1-2(c)

強度的分佈圖：impulse $L/4$ 測得的各個諧頻強度的分佈圖。

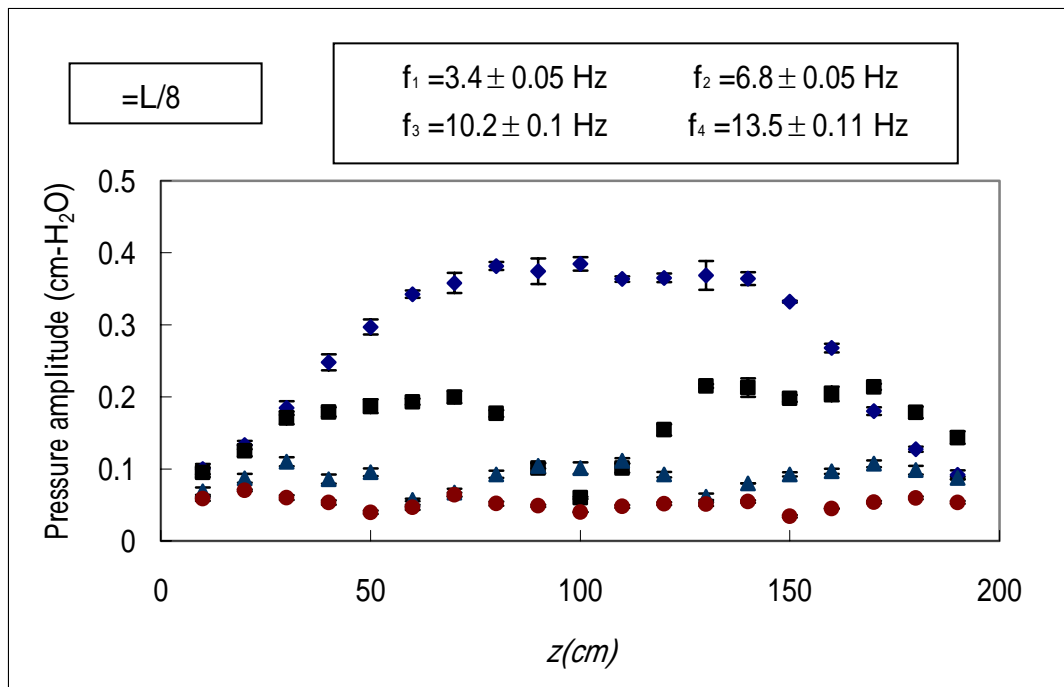


Fig.4-1-2(d)

強度的分佈圖：impulse $L/4$ 測得的各個諧頻強度的分佈圖。

於 Fig.4-1-2(a)、(b)、(c)、(d)中各個標示分別代表：

：第一天然頻(f_1) ■：第二天然頻(f_2) □：第三天然頻(f_3)

●：第四天然頻(f_4)

不管脈衝位置 $=L/2, L/3, L/4$ 或者 $L/8$ ，都可以得到相同的諧頻， $f_1=3.4$ Hz、 $f_2=6.8$ Hz、 $f_3=10.2$ Hz、 $f_4=13.4 \sim 13.5$ Hz。且當脈衝位置 $=L/2$ 時將看不到第二天然頻(f_2)， $=L/3$ 時將看不到第三天然頻(f_3)， $=L/4$ 時將看不到第四天然頻(f_4)，與理論相符。

如果我們以 impulse $=L/2$ 在 $Z=110$ cm 所測到第一天然頻(f_1) 的振幅強度為標準，利用理論推算 $=L/3$ $=L/4$ $=L/8$ 在 $Z=110$ cm 時的第一天然頻(f_1) 振幅強度與實際測得之強度大小做比較可得到 Table 4-1，可以看出理論可以做出良好的估測值。

脈衝位置	$=L/2$	$=L/3$	$=L/4$	$=L/8$
壓力強度實驗值	0.86	0.71	0.66	0.36
壓力強度理論值	0.86	0.75	0.61	0.33

Table 4-1

當脈衝位置移至一端 $= 0$ 打入時，所得到各個諧頻的強度如 Fig.4-1-3 所示。這個時候只會出現 $n = 1、3、5、$ 的天然頻，而 $n = 2、4、6、$ 的天然頻則會消失。此時第一天然頻(f_1) 變成雙水槽的一半 $f_1 = 1.8$ Hz，也與理論相符。

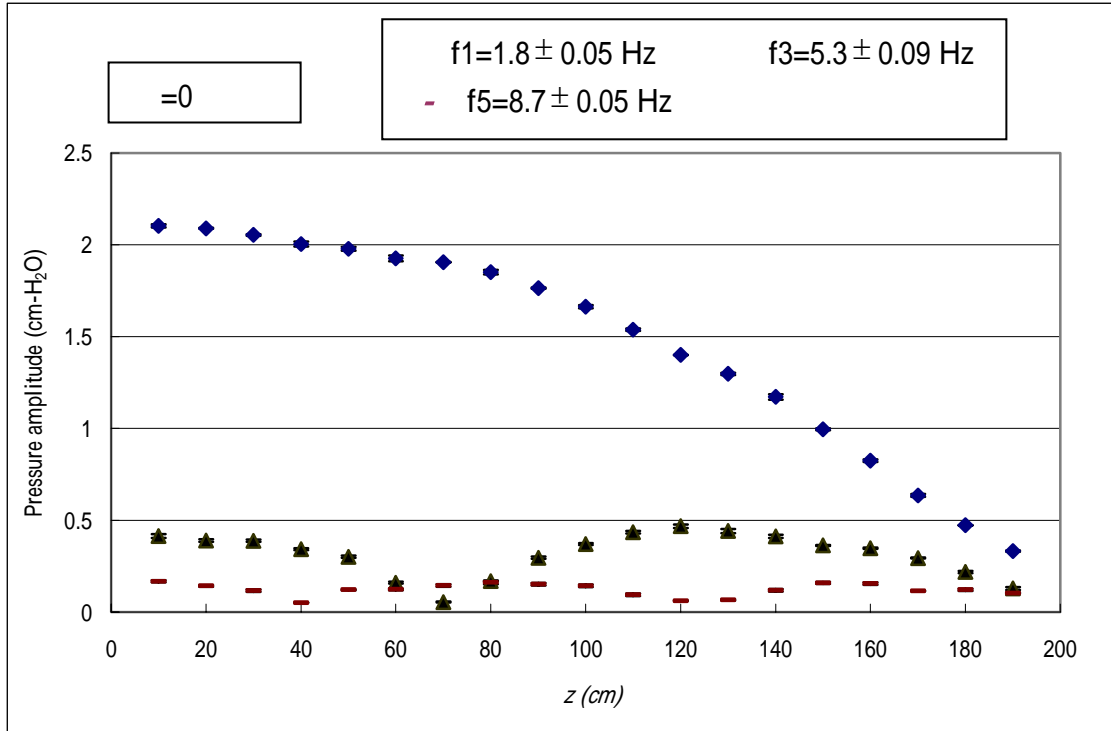


Fig.4-1-3

強度的分佈圖:脈衝於一端打入 =0 測得的各個諧頻強度的分佈圖。

4-2 主動脈弓對 TKE 的影響

已經有廣泛的報告指出心血管疾病與動脈硬度、血管壁厚度和血壓的指數有關。在這個實驗中我們依照動脈系統、心率和脈壓等的生理上的特性導入一個新參數：動脈管壁的徑向振動動能(TKE)

我們利用管子模擬動脈，將實驗所得各個參數帶入 TKE 公式

(2-35 式)求得結果如 Table 4-2。由結果知道：

1. 當管子有轉彎 180° 時徑向振動動能(TKE)增加了約 20%；
2. 軸向拉長 15%比沒有拉長的 TKE 大了 35%；
3. 若軸向拉長 15%並且轉彎 180° 比直管沒有拉長所獲得的 TKE 大了 300%；
4. 靜水壓 P_0 由 10cm-H₂O 增大到 40cm-H₂O TKE 也隨著增加約 40%；
5. Latex 軟管獲得之徑向振動動能比較硬的 Tygon 管大了一個數量級。
6. 改變管子的條件(靜水壓、伸長量、形狀)將引起許多其他參數的複雜變化。

實驗結果符合心臟與血管系統的自然設計：主動脈弓 180 度的轉彎、升高穩定的血壓、軸向的伸長[16]和動脈的高彈性[8,17]；是喜歡擁有較大的徑向動能。

Tube	extended percentage	P_0, cm^*H_2O	S, cm^2	f_1, Hz	P_{max}, cm^*H_2O	$E_p, 10^6 dyne/cm^2$	$K_r, 10^4 dyne*cm$
straight Latex tube	0%	40	0.74 ± 0.01	3.7 ± 0	1.32 ± 0.01	4.61 ± 0.03	0.71 ± 0.02
curved Latex tube	0%	40	0.74 ± 0.01	3.7 ± 0	1.35 ± 0.02	4.21 ± 0.03	0.88 ± 0.04
straight Latex tube	15%	40	0.63 ± 0.01	3.0 ± 0	1.82 ± 0.01	4.08 ± 0.04	0.96 ± 0.03
curved Latex tube	15%	40	0.61 ± 0.01	2.7 ± 0	2.65 ± 0.03	3.13 ± 0.02	2.68 ± 0.10
curved Latex tube	15%	10	0.59 ± 0.01	2.7 ± 0	2.38 ± 0.01	3.35 ± 0.01	1.84 ± 0.03
curved Latex tube	15%	100	0.62 ± 0.01	2.7 ± 0	2.77 ± 0.02	2.86 ± 0.02	3.59 ± 0.05
straight Tygon tube	0%	40	0.79 ± 0.01	10.3 ± 0.1	0.56 ± 0.01	19.7 ± 0.1	0.10 ± 0.01
curved Tygon tube	0%	40	0.78 ± 0.01	9.5 ± 0.1	0.68 ± 0.02	18.7 ± 0.1	0.13 ± 0.01

Table 4-2

徑向振動動能(TKE): P_0 : 靜水壓, S : 管壁截面積, f_1 : 第一天然頻,

P_{max} : 第一天然頻的最大振幅, E_p : the pressure – strain elastic

modulus, K_r : 管壁的徑向振動動能(TKE)

4-3 靜水壓 P_0 對 E_p 的影響

實驗結果如 Table4-3-1，發現 E_p 隨著靜水壓 $P_0 = 20 \sim 220 \text{ cm-H}_2\text{O}$ 減少了 14 %。Fig.4-3 為 E_p 隨靜水壓 P_0 變化的情形，若增加靜水壓 P_0 增加則 E_p 逐漸變小。

$P_0(\text{cm-H}_2\text{O})$	20	40	60	80	100	120
$E_p (10^6 \text{dyne/cm}^2)$	8.29 ± 0.00	8.07 ± 0.01	8.06 ± 0.01	7.99 ± 0.02	7.83 ± 0.03	7.78 ± 0.02
$P_0(\text{cm-H}_2\text{O})$	140	160	180	200	220	
$E_p (10^6 \text{dyne/cm}^2)$	7.67 ± 0.01	7.57 ± 0.03	7.52 ± 0.01	7.47 ± 0.03	7.11 ± 0.05	

Table4-3-1 靜水壓 P_0 對 E_p 的影響

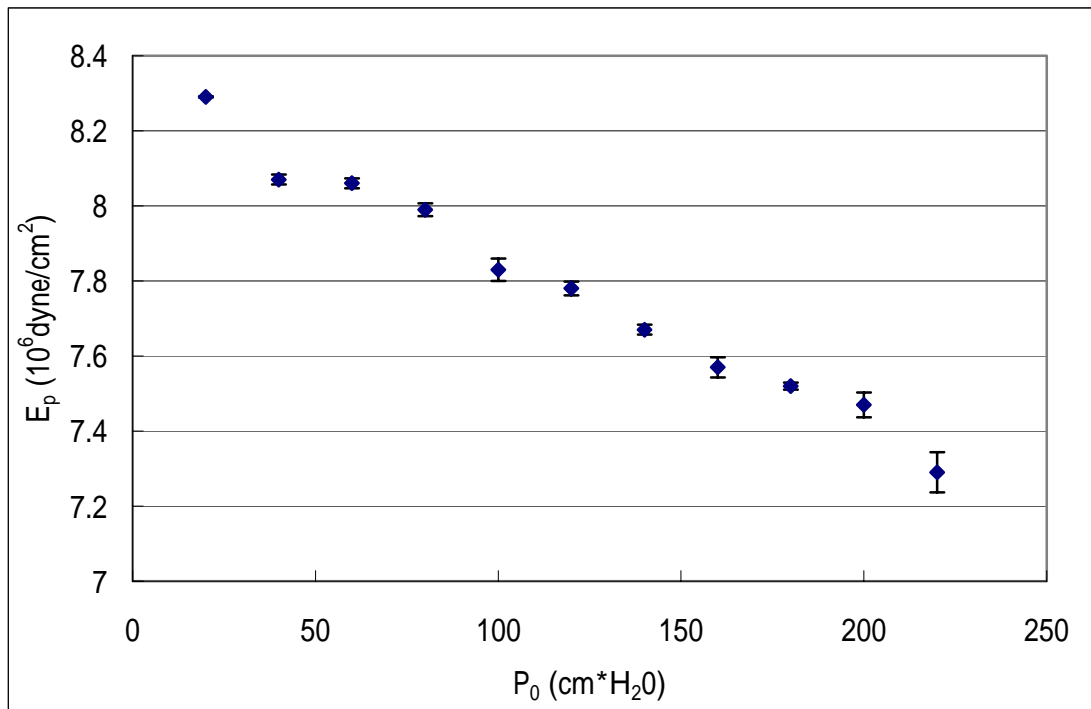


Fig.4-3 E_p 隨靜水壓 P_0 變化的情形