



中國醫藥大學醫學研究所  
臨床牙醫學組  
碩士學位論文

矯正用彈性鏈在動態模擬之口腔環境中  
力量衰減的情形

Force decay of orthodontic elastomeric chain in  
dynamic simulated oral environment

指導教授： 余建宏 博士

研究生：蔡明克

中華民國九十六年六月

# 中文摘要

由於現代人對牙齒的功能及美觀愈來愈重視，牙齒的矯正治療也日趨普遍，然而矯正治療時間常常需要 1 年半到 2 年，再加上治療時必須在牙齒表面黏著矯正裝置，種種原因都容易造成口腔衛生不易維持，長期下來罹患齲齒、牙周病的機會大大增加，如果能夠有效縮短矯正治療的時間，不只可以減少患者治療時的不舒服，也能改善上述牙齒疾病的產生。根據觀察，矯正治療最耗費時間的動作就是空間關閉 (space closure)，當使用彈性鏈來進行空間關閉時，常常會遇到因為彈性鏈力量的衰減導致到後期雖然只剩一點點空間卻花很多時間去關閉，如果能夠對彈性鏈力量衰減模式有更進一步了解，就能夠在彈性鏈尚未失去拉動牙齒的力量前便加以更換，藉此可以縮短整個治療時間。

選用 TOMY 公司生產之 Super chain (heavy force, short span)，剪取 120 條 8 個環之 super chain 固定在自製壓克力支架上分成 4 組每組 30 條彈性鏈進行實驗，這 4 組分別為在恆溫 37°C 水中 (標示為 M 組)，在恆溫 37°C 水中但每日給予 3 次 15-45°C 溫度循環 (標示為 T 組)，在恆溫 37°C 水中但每日給予 3 次 pH 4.9-7.3 酸鹼溶液循環 (標示為 P 組)，另外一組則放置在室溫空氣中 (A 組 control)，共定 6 個時間點 (4 天、7 天、11 天、14 天、18 天、21

天)，每個時間點取 5 條彈性鏈使用拉力計 (Algol HF-10, 日本) 進行力量之量測，並用 one-way ANOVA 比較各組之差異及評估哪個時間點有較大力量之衰減。

結果顯示 A 組比起其他 3 組 (M、T、P 組)，力量的衰減明顯較少，至於其他 3 組彼此之間則沒有太大的差異，彈性鏈一旦延伸，即使放置在空氣中，在第一個時間點內也會有大幅力量的衰減，當然另外 3 組力量的衰減又更嚴重，溫度循環的組別在所有時間點的力量衰減頗為一致，顯示溫度變化所造成的影響似乎比其他因素大，而酸鹼循環所造成的影響主要是在前 1 星期，會有比其他組別更快速的力量衰減，所有組別在 3 星期後力量至少都還有 228.4 克 (T 組)，這個力量對一般前牙的移動來說力量應該是足夠，因此從實驗結果來看，彈性鏈在 3 星期內應該不需要更換。

# Abstract

More and more people are showing great concerns about the functions and aesthetics of their teeth and therefore asking for orthodontic treatment. Regular orthodontic treatment ideally takes about one or two years to finish. During the treatment we have to utilize many orthodontic appliances in order to realign the teeth. It's quite difficult for patients to maintain good oral hygiene during the procedure. If we can find a way to decrease total orthodontic treatment time, it would help patients not only decrease the incidence of dental diseases like caries or periodontitis but also reduce discomfort during the treatment. In our clinical practice of orthodontic treatment, closing space performed by elastic chains is the most time-consuming procedure because elastic chains always degrade with time and we only replace them on a regular one-month recall. If we learn more about the force decay pattern of the elastic chains and replace them before they completely lose their elasticity, the total treatment time can be shortened.

One hundred and twenty (120) pieces of Tomy super chains (heavy force, short span) containing 8 rings on each piece were extended on 24 customized acrylic plates. All the samples were divided into four groups and each group had 30 pieces of elastic chains. Group 1 (group M) was immersed into 37°C water bath. Group 2 (group T) was immersed into the same water bath but suffered from thermocycling (15-45°C) three times a day. Group 3 (group P) was also immersed into the same water bath but suffered from pH variations (pH 4.9-7.3) three times a day. The last group was placed in dry air under room temperature (group A,

control). The force was examined by force gauge (Algol HF-10, Japan) at six intervals (4d, 7d, 11d, 14d, 18d, 21d). Statistic analysis (one-way ANOVA) was performed to compare the differences among these groups.

The results revealed A group always preserved more force level than the other three groups during 21days, while there was no obvious difference among the other three groups (M, T, and P groups). Elastic chains lost their force rapidly at the first time point when they were stretched, no matter under what kind of environment they were in. T group showed a consistent force decay pattern. This may represent that thermocycling has greater influence upon force decay than the other factors. P group had very rapid force decay in the first week (the first two time points) than the others. This means pH variations may influence the force level mainly in the initial stage. All the groups preserved a force level of more than 228.4 gm (the lowest one was T group), which is enough to realign a tooth. So it is not necessary to change the elastic chains within 3 weeks according to our research results.

## 誌謝

當我大學畢業後 7 年，決定進入研究所重回學生生活時，周遭朋友大部份均表反對，但是我仍然堅持己見，原因無他就是因為我找到了一位好老師，在此我要感謝我的指導老師-余建宏博士，從臨床到學術，從本職學能到生活細節，一步一步帶領我慢慢進入這個領域，慢慢修正我做事情態度，我永遠也忘不了當我剛進入矯正科時，老師坐在第一助手的位置，詳細指導我如何進行患者的治療，讓我在往後的一輩子的矯正執業生涯不再有任何惶恐。

再來我要感謝我的老婆秀育和 2 個可愛的小孩東燁和博元，你們的支持是我繼續努力下去的動力，同時也原諒父親總是在你們最需要關心的時候忽略你們，爸爸對你們心裏有一份虧欠，也會在接下來的日子多多補償你們。

另外要特別感謝牙醫系陳三餘主任及黃恆立老師不時給我一些建議，讓我在研究上有許多良好的啟發和構想，以及口衛系田順收先生幫忙設計並製作非常好用的恆溫水槽，還有中國矯正科所有的人員，源厚學長、同學及學弟妹、芳如、淑芬、蕙珊、尹津謝謝你們這一段時間的照顧及幫忙，沒有你們這篇論文是無法完成。

最後要感謝長庚大學機械工程系林峻立教授及牙醫系黃恆立教授擔任我的口試委員，提供良好建議讓這篇論文更臻完美。

# 目錄

	頁碼
中文摘要.....	I
英文摘要.....	III
誌謝.....	V
目錄.....	VI
表目錄.....	IX
圖目錄.....	XI
第一章 前言.....	1
1-1 研究背景.....	1
1-2 橡膠的起源及歷史.....	5
1-3 矯正用彈性體材料.....	8
1-4 矯正用彈性鏈的性質.....	12
1-4-1 化學性質.....	12
1-4-2 玻璃移形溫度.....	14
1-4-3 彈性體之遲滯現象.....	17
1-5 文獻回顧.....	19
1-6 研究動機及目的.....	25

第二章 研究材料與方法.....	26
2-1 實驗流程圖.....	26
2-2 試片準備與處理.....	27
2-2-1 試片材料.....	27
2-2-2 試片支架.....	31
2-3 試驗儀器和設備.....	35
2-4 實驗步驟.....	40
2-4-1 實驗分組.....	40
2-4-2 數據量測時間點.....	42
2-4-3 實驗流程.....	46
2-5 資料的分析和統計.....	51
第三章 研究結果.....	52
3-1 彈性鏈的初始力量.....	52
3-2 彈性鏈在空氣中力量輸出結果.....	53
3-3 彈性鏈在恆溫 37°C 水中力量輸出結果.....	58
3-4 彈性鏈經溫度變化後力量輸出結果.....	62
3-5 彈性鏈經酸鹼變化後力量輸出結果.....	66
3-6 各組結果分析比較.....	70
第四章 研究討論.....	75



4-1 壓克力材料性質探討 .....	75
4-2 模擬環境之設定 .....	77
4-3 彈性鏈力量之測量探討 .....	81
4-3-1 彈性鏈之轉移 .....	81
4-3-2 轉移後等待之時間 .....	82
4-3-3 時間點的選擇 .....	84
4-4 移動牙齒的最佳力量 .....	86
4-5 實驗結果討論 .....	88
4-6 口腔內試驗 .....	92
第五章 結論與展望 .....	95
參考文獻 .....	98
作者簡歷 .....	105

# 表目錄

	頁碼
表 2-1 TOMY 公司提供之熱可塑與熱硬化彈性鏈之力量測試表...	29
表 2-2 實際 10 位患者之下顎前牙近遠心距離 .....	31
表 3-1 彈性鏈之初始力量 .....	52
表 3-2 彈性鏈在空氣中延伸 4 天後之力量 .....	53
表 3-3 彈性鏈在空氣中延伸 7 天後之力量 .....	54
表 3-4 彈性鏈在空氣中延伸 11 天後之力量 .....	54
表 3-5 彈性鏈在空氣中延伸 14 天後之力量 .....	55
表 3-6 彈性鏈在空氣中延伸 18 天後之力量 .....	55
表 3-7 彈性鏈在空氣中延伸 21 天後之力量 .....	56
表 3-8 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 4 天後之力量 .....	58
表 3-9 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 7 天後之力量 .....	59
表 3-10 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 11 天後之力量 .....	59
表 3-11 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 14 天後之力量 .....	60
表 3-12 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 18 天後之力量 .....	60
表 3-13 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 21 天後之力量 .....	61
表 3-14 彈性鏈經溫度變化 4 天後之力量 .....	62
表 3-15 彈性鏈經溫度變化 7 天後之力量 .....	63

表 3-16 彈性鏈經溫度變化 11 天後之力量 .....	63
表 3-17 彈性鏈經溫度變化 14 天後之力量 .....	64
表 3-18 彈性鏈經溫度變化 18 天後之力量 .....	64
表 3-19 彈性鏈經溫度變化 21 天後之力量 .....	65
表 3-20 彈性鏈經酸鹼變化 4 天後之力量 .....	66
表 3-21 彈性鏈經酸鹼變化 7 天後之力量 .....	67
表 3-22 彈性鏈經酸鹼變化 11 天後之力量 .....	67
表 3-23 彈性鏈經酸鹼變化 14 天後之力量 .....	68
表 3-24 彈性鏈經酸鹼變化 18 天後之力量 .....	68
表 3-25 彈性鏈經酸鹼變化 21 天後之力量 .....	69
表 3-26 各組彈性鏈在不同時間所量得的力量 .....	71
表 3-27 使用 SPSS 進行 ANOVA 資料分析結果 .....	73

# 圖目錄

	頁碼
圖 1-1 矯正支架 .....	2
圖 1-2 齒槽骨模型圖 .....	2
圖 1-3 臨床上提供拉力之 3 種方式 .....	2
圖 1-4 Ni-Ti coil spring 的長度 .....	4
圖 1-5 使用彈性鏈來關閉小空間.....	4
圖 1-6 天然橡膠的採集 .....	7
圖 1-7 硫化後的橡膠之力量曲線 .....	7
圖 1-8 Rubber elasticity .....	8
圖 1-9 拉開彈性鏈的速度所造成的影響 .....	8
圖 1-10 Tomy 公司所生產的彈性鏈.....	11
圖 1-11 O 型環 (O ring).....	11
圖 1-12 顎間橡皮筋 .....	11
圖 1-13 口腔內正在使用的顎間橡皮筋 .....	11
圖 1-14 分離橡皮筋.....	11
圖 1-15 彈性鏈結構 .....	13
圖 1-16 彈性鏈化學結構 .....	14
圖 1-17 聚合物結構的分類 .....	14

圖 1-18 溫度與彈性模數之間的關係 .....	17
圖 1-19 示差掃描熱量分析所得之圖 .....	17
圖 1-20 橡膠的力量形變圖 .....	18
圖 2-1 實驗流程圖 .....	26
圖 2-2 TOMY 所生產之Elastic modules.....	28
圖 2-3 Super chain 之厚度 .....	28
圖 2-4 Super chain 環間距離.....	28
圖 2-5 使用彈性鏈關閉空間 .....	30
圖 2-6 下顎 6 顆前牙之距離總和 .....	31
圖 2-7 選用之壓克力板長寬 .....	32
圖 2-8 彈性鏈之尾端 .....	32
圖 2-9 小壓克力塊 .....	32
圖 2-10 已黏著小顆粒之壓克力板 .....	32
圖 2-11 壓克力板上黏上方格紙 .....	34
圖 2-12 木板在水中 3 天之情形 .....	34
圖 2-13 使用螺絲起子將自攻型木螺絲鎖入 .....	34
圖 2-14 木螺絲在水中二天後嚴重生銹的情形 .....	34
圖 2-15 恆溫水槽各部結構名稱 .....	37
圖 2-16 放置不銹鋼網架 .....	38

圖 2-17 本實驗所使用的溫度計 .....	38
圖 2-18 石英加熱管 .....	38
圖 2-19 pH 值測量儀.....	38
圖 2-20 電子推拉力計及座檯 .....	38
圖 2-21 彈性鏈夾治具 .....	39
圖 2-22 離子交換樹脂增酸劑 .....	42
圖 2-23 第一種方法流程圖.....	43
圖 2-24 第一種方法時間圖.....	44
圖 2-25 第二種方法流程圖 .....	45
圖 2-26 第二種方法時間圖 .....	45
圖 2-27 A 組放在封閉之盒內.....	46
圖 2-28 T 組溫度循環示意圖.....	48
圖 2-29 P 組溫度循環示意圖.....	49
圖 2-30 HF-10 拉力計.....	50
圖 2-31 使用游標尺來進行彈性鏈的轉移 .....	50
圖 3-1 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈之初始力量之結果 .....	52
圖 3-2 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在空氣中 4 天後之力量 .....	53
圖 3-3 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在空氣中 7 天後之力量 .....	54
圖 3-4 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在空氣中 11 天後之力量 .....	54

圖 3-5	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在空氣中 14 天後之力量 ....	55
圖 3-6	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在空氣中 18 天後之力量 ....	55
圖 3-7	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在空氣中 21 天後之力量 ....	56
圖 3-8	彈性鏈在空氣中延伸 3 星期內之力量變化 .....	56
圖 3-9	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在 37°C 恆溫中 4 天後之力量 .	58
圖 3-10	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在 37°C 恆溫中 7 天後之力量	59
圖 3-11	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在 37°C 恆溫中 11 天後之力量	59
圖 3-12	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在 37°C 恆溫中 14 天後之力量	60
圖 3-13	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在 37°C 恆溫中 18 天後之力量	60
圖 3-14	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈在 37°C 恆溫中 21 天後之力量	61
圖 3-15	彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 3 星期內之力量變化 .....	61
圖 3-16	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經溫度變化 4 天後之力量 ..	62
圖 3-17	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經溫度變化 7 天後之力量 ..	63
圖 3-18	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經溫度變化 11 天後之力量 .	63
圖 3-19	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經溫度變化 14 天後之力量 .	64
圖 3-20	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經溫度變化 18 天後之力量 .	64
圖 3-21	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經溫度變化 21 天後之力量 .	65
圖 3-22	彈性鏈經溫度變化 3 星期內之力量變化 .....	65
圖 3-23	以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經酸鹼變化 4 天後之力量 ..	66

圖 3-24 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經酸鹼變化 7 天後之力量 ..	67
圖 3-25 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經酸鹼變化 11 天後之力量 .	67
圖 3-26 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經酸鹼變化 14 天後之力量 .	68
圖 3-27 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經酸鹼變化 18 天後之力量 .	68
圖 3-28 以 QCforce 軟體記錄彈性鏈經酸鹼變化 21 天後之力量 .	69
圖 3-29 彈性鏈經溫度變化 3 星期內之力量變化 .....	69
圖 3-30 各組彈性鏈在不同時間所量得的力量折線圖 .....	71
圖 4-1 下顎前牙擁有所有牙齒最短之近遠心距離 .....	78
圖 4-2 在 Stuart 的研究內所使用之 plier.....	82
圖 4-3 彈性鏈最外側二端各留一個環 .....	82
圖 4-4 轉移後的彈性鏈連續量測 10 分鐘拉力的變化 .....	84
圖 4-5 牙齒移動的 4 個時期.....	87
圖 4-6 四組之第一時間點之截圖 .....	88
圖 4-7 四組彈性鏈在各個時間點所量得的力量 .....	90
圖 4-8 實際在口腔內掛上彈性鏈.....	92
圖 4-9 在口腔內 3 星期之彈性鏈所量得之拉力值.....	93
圖 4-10 所有組別與在口腔內 3 星期之彈性鏈拉力比較圖 .....	93



# 第一章 前言

## 1-1 研究背景

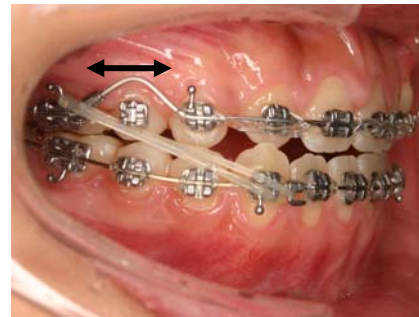
隨著生活水平的提高，越來越多人希望接受矯正治療來改善牙齒的排列及增進咬合功能，甚至提升顏面的和諧及美觀，而矯正治療主要乃是藉由牙齒的移動改善上述問題。要讓牙齒依照矯正醫師所計劃的方式移動，必需先在牙齒表面黏上矯正支架(bracket, 圖 1-1)，將矯正線固定在支架上，此外還必需給予一適當的力量來帶動牙齒沿著或隨著矯正線移動。矯正造成牙齒能夠在齒槽骨內移動的原因，主要是當施加在牙冠的力量傳導到牙根時，會讓齒槽骨受壓力處產生破骨細胞 (osteoclast)造成骨頭吸收，反之，在張力處會產生成骨細胞 (osteoblast)造成骨質沈積，牙齒一側的骨頭吸收而另一側的骨頭沉積，就會讓牙齒產生移動的現象[1]，此為最基本牙齒之所以可以矯正移動的原理 (圖 1-2)。

在臨床上這個矯正力量的給予方式主要是利用三種裝置，第一個是矯正線本身提供的力量，此部份的力量是藉由記憶合金矯正線受力變形後，自身回復原形狀之力量，也就是 unloading phase 時所釋放之力量。第二是使用鎳鈦合金彈簧 (Ni-Ti closed coil spring)拉

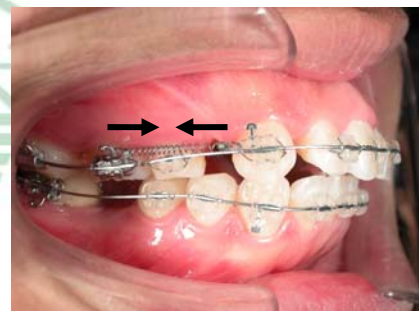
開時回復原形狀之彈力。第三是天然或合成彈性鏈 (Natural or synthetic elastomeric chain) 拉開時回復原形狀產生之彈力 (圖 1-3)。



圖 1-1 矯正支架為黏著在牙齒表面之裝置，內有凹槽可容納矯正線，如箭頭所指處。[2]



Unloading phase of archwire



Coil spring



Elastomeric chain

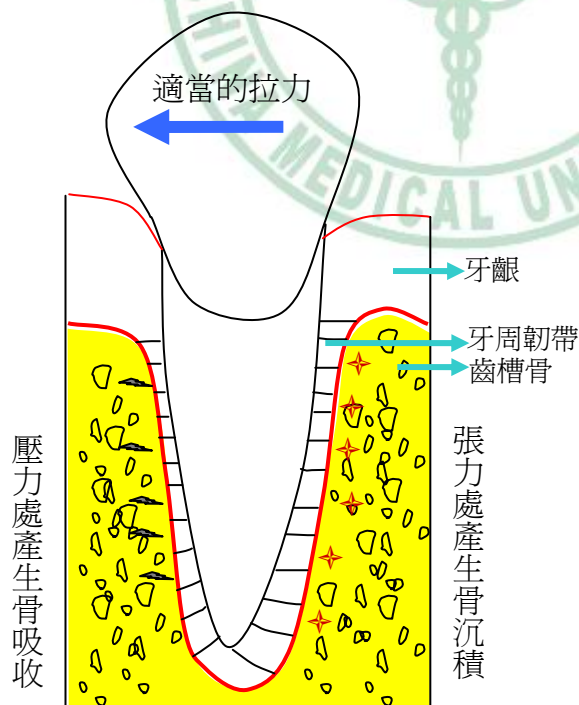


圖 1-2 齒槽骨受壓迫處產生骨吸收，張力處產生骨沉積。[1]

圖 1-3 臨床上提供拉力之 3 種方式。a. 矯正線 unloading phase 所釋放之力量。b. Coil spring 提供之拉力。c. 天然或合成彈性鏈提供之拉力。

由於矯正治療有時需要配合拔牙來改善顏面美觀，牙齒一旦拔除後空間的關閉是否順利，便成為影響矯正治療時間長短之重要因素。一般來說，矯正治療常使用鎳鈦合金彈簧 (Ni-Ti closed coil spring)或是彈性鏈 (Elastomeric chain)來進行空間關閉。然而不管使用何者來進行空間關閉，皆有其使用上的限制或缺點，例如以第一項矯正線的unloading phase來進行空間關閉，就無法有效廣泛應用在各種情況，因為要使用矯正線提供拉力，就需要進行矯正線之彎曲，然而在很多情況下矯正線必需形成一個讓牙齒移動的軌道，太多的彎曲會使摩擦力增大，而且會阻礙牙齒的移動。其次是鎳鈦合金彈簧，雖然其力量輸出較穩定，可是鎳鈦合金彈簧本身長度為 9mm (圖 1-4)，換句話說，彈簧拉開量如果小於9mm並無法利用此彈簧來關閉空間，因此也限制了它的用途。至於彈性鏈則應用範圍較廣，即便二顆相鄰之下顎門齒 (二顆距離大約僅6.5mm)，仍然具有關閉空間之力量 (圖1-5)，然而彈性鏈之組成為彈性聚合物，根據一些文獻報告 [3]，其拉力會因環境各項因素產生衰減的現象，且此力量衰減會比鎳鈦合金彈簧來得嚴重[4-5]，不過對整體的空間關閉速率，根據C. Nightingale and S. P. Jones [6]的研究，並沒有太大的落差。而鎳鈦合金彈簧只受溫度影響，不像彈性鏈受到許多因素的影響，如溫度、酸鹼值、口腔內酵素、咬合力的影響、口腔衛生等，因此對彈性

鏈的力量衰減模式，有必要進一步了解，以便當使用彈性鏈進行空間關閉或牙齒移動時能更有效率。



圖 1-4 上面為三種不同力量之 Ni-Ti coil spring，由於 coil spring 本身之長度大約為 9mm，因此彈簧拉開量小於 9mm 之空間則無法使用 coil spring 來關閉。

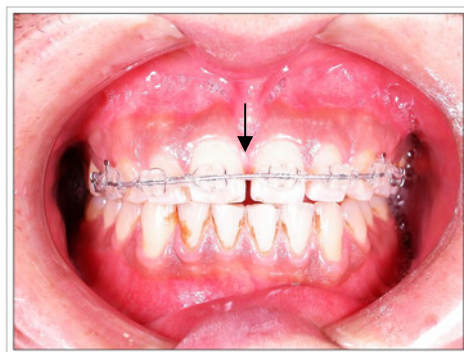


圖 1-5 當矯正進行到後期常常只剩下不到 2mm 的空間(如箭頭所示)，一般都是使用彈性鏈來關閉這些小空間。

## 1-2 橡膠的起源及歷史

關於橡膠的使用最早可以追溯到西元前 1600 年，在中美洲和南美洲人從橡膠樹 (Hevea rubber trees) 上採集橡膠 (圖 1-6) 並做成皮球進行一種遊戲叫蹴球，由於這些皮球的彈力極佳，更曾使到訪的西班牙人以為這些皮球有邪靈附身。

橡膠漸漸被廣泛應用到生活上，例如利用橡膠使木製把柄固定在一些石器或金屬具上，此外馬雅人更是將橡膠應用在製造暫時性的鞋子，他們把腳浸泡在橡膠樹乳汁的混合物中待其硬化，如此一來就變成他們所穿的鞋子。

雖然中美洲土著不像現代人那樣正式地把橡膠硫化，但他們仍能利用有機物去達到近似的效果，例如把未經加工的乳劑混入不同種類的樹液或一些藤類植物的汁液中 (特別是某些種類的旋花科植物)。

西元 1540 年巴西一些土著會利用橡膠製造防水布料，曾有傳聞稱有葡萄牙人把這些衣服帶回祖國，把同鄉嚇壞了，結果被控施行巫術而受審判。

在 1770 年時，橡膠傳到英國，被一個科學家約瑟夫·普里斯特裡 (Joseph Priestley) 發現可以擦掉紙上的鉛筆痕跡。到了 1839 年時，Charles Goodyear [7] 發明了天然橡膠的硫化，算是橡膠工業一大改

進，他利用加熱處理及硫化處理並配合二苯及過氧化氫的加入來進行硫化 (Vulcanization)，硫化後的橡膠改進了其彈性和強度，此外也解決了橡膠對溫度的敏感性，大大增加了橡膠的用途 (圖 1-7)，以上這些都是早期橡膠發展沿革及應用在生活上的事蹟。雖然天然橡膠擁有還算不錯的性質，但是其最大的限制在於對臭氧和自由基 (如陽光和紫外線均會產生自由基) 太過於敏感，容易因為未飽和雙鍵的被破壞一段時間後會產生龜裂的情形[8]，後來隨著化學慢慢地進步，以前使用的橡膠都可以被合成類似性質的結構，而且強化並改良成更好的性質，這類橡膠稱為合成橡膠 (synthetic rubber)。

早在 1826 年就有學者發現天然橡膠的成份可能是  $C_5H_8$  之化學式，到了 1860 年時 Greville Williams 提出橡膠可能是 isoprene 之聚合物，直到 1909-1910 Prof. W.H. Perkin 等人才發明出第一個合成橡膠 butadiene，可是合成橡膠真正開始蓬勃發展是一直到 1920 年代[9-12]。

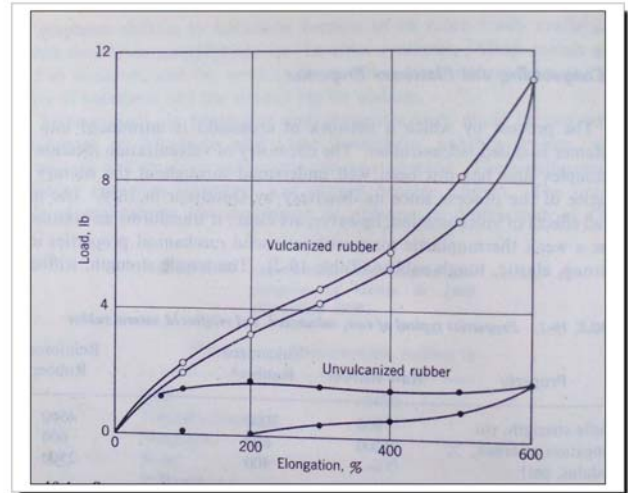


圖 1-6 天然橡膠的採集。天然橡膠是從一些橡膠樹採得，包含 *Hevea brasiliensis*、*Ficus elastica* 等橡膠樹。

圖 1-7 硫化後的橡膠在強度上遠大於未硫化橡膠，也因此增加了硫的應用性[10, 11, 12]。



### 1-3 矯正用彈性體材料 (Elastomer)

彈性材料最大的特性即是會表現出橡皮彈力 (rubber elasticity)，這類材料會表現出很特殊的應力應變圖 (圖 1-8)，在一開始受力時，其表現為曲線，而不是像金屬或陶瓷是呈現直線，而彈性體的彈性限度 (elastic limit)，剛好會落在曲線的轉折點，從圖 1-8 上看到本來曲線是彎折向下，後來變成彎折向上，中間的點即為其彈性限度 (圖中箭頭所示)，超過此限度的彈性變形為不可逆之改變，即代表其結構或是交聯 (cross-link) 已有破裂產生。

彈性體的另一項特性就是給予負荷速度會影響其力量之表現 [13]，如 1-9 所示，如果對彈性鏈拉開的速度比較慢，其力量的衰減也會比較小，因此在口腔內掛上彈性鏈時應該儘量減緩其延伸之速度將彈性鏈掛上，此動作可以有效減小力量的衰減。

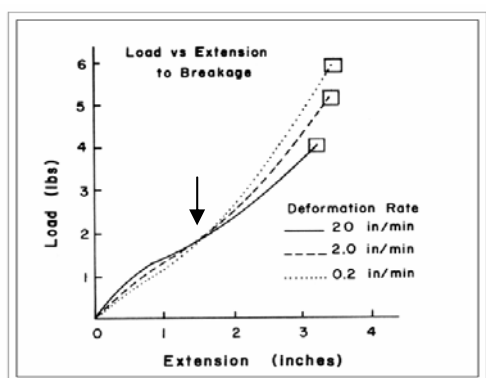


圖 1-8 彈性體材質受力並不是呈一直線而是在一開始受力時為向下彎曲之曲線，一旦超過了彈性限度(圖中箭頭處)則變成向上的彎曲且開始產生永久變形。[13]

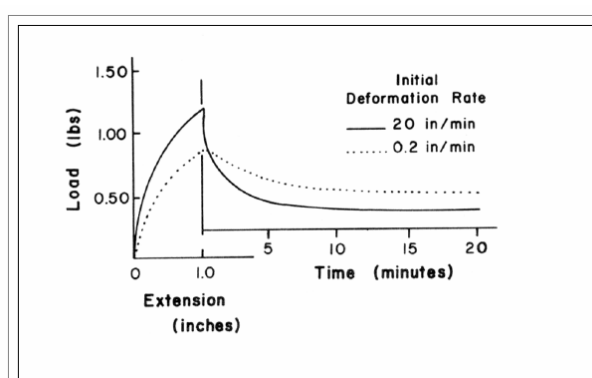


圖 1-9 拉開彈性鏈的速度較快時，其力量的衰減也會比較多。[13]



彈性材質應用在齒顎矯正臨床上，已經超過 40 年，且廣泛為全世界矯正醫師所接受使用，其間歷經不斷改良及新製品的研發，現今比較常看到在口腔內使用的彈性橡膠上大致有以下 4 種：

### 1. 彈性鏈 (Elastomeric chain) (圖 1-10)

彈性鏈自從 1960 年代 [14] 開始使用在矯正上拉動顎內 (intra-arch) 牙齒關閉空間以及改正旋轉 (rotation) 的牙齒，至今已超過 40 年，其製造材質從早期天然乳膠 (Natural latex)，慢慢演變到後來使用人工合成之彈性鏈 (synthetic elastomeric chain)，由於其製作出來的形狀類似許多環形橡皮筋連成一鏈狀，故一般常稱為 Elastic chain 或是 Elastomeric chain，而每家廠商的商品名雖然不同，不過其成份和製作方法大致上類似，如 TOMY 的 Super chain/NEO chain、Ormco 的 Power chain 或是 RMO 的 energy chain 等均是。目前的合成彈性鏈材質大多是由聚氨脂 (polyurethane) 所形成無定形的 (amorphous) 聚合物，關於其詳細之性質會在 1-4 節討論。

### 2. O 形環 (O ring) (圖 1-11)

O 形環其實與彈性鏈性質非常類似，主要也是 polyurethane 所構成，最大的不同是其形狀並非像彈性鏈般形成鏈狀，而是單獨一個一個環所構成，它主要功能是將矯正線固定在矯正支架的凹槽內，並

非去拉動牙齒移動，所以它的功能和金屬結紮線是一樣的，不同的只是 O 型環套入和取出比較方便，也有許多醫師比較喜歡使用 O 型環而不喜歡金屬結紮線。

### 3. 顎間橡皮筋 (Intermaxillary elastics) (圖 1-12)

顎間橡皮筋與彈性鏈和 O 型環之組成就比較不同，其成份大多是聚異戊二烯 (Polyisoprene)，它的形狀類似 O 型環為單獨一圈，但是因為其用途主要是上下顎牙齒間之牽引 (圖 1-13)，因此有分相當多各種不同的尺寸大小，常見的尺寸為 3/16 英吋、1/4 英吋、5/16 英吋，由於聚異戊二烯做成之彈性材質，其力量維持比 polyurethane 穩定，但最大的問題在於聚異戊二烯之橡膠較容易吸水產生尺度變化及劣化，所幸在臨床上更換顎間橡皮筋非常容易，且病患也可以每日自行更換以便維持適當的力量輸出。

### 4. 分離橡皮筋 (Separating elastics) (圖 1-14)

此分離橡皮筋之主要目的是放在牙齒之間，藉由吸收水份膨脹將二顆牙齒撐開使牙縫變大，以便下次回診時能夠輕易置入金屬環帶，因此分離橡皮筋之拉力無關緊要，在此不予討論。

由於本實驗主要專注在彈性鏈力量表現之研究，因此對於 O 型環、顎間橡皮筋及分離橡皮筋在此就不再詳加說明。

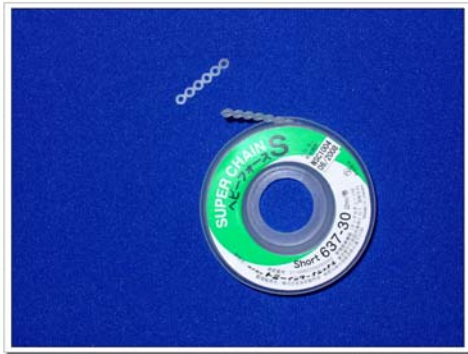


圖 1-10 Tomy 公司所生產的彈性鏈。

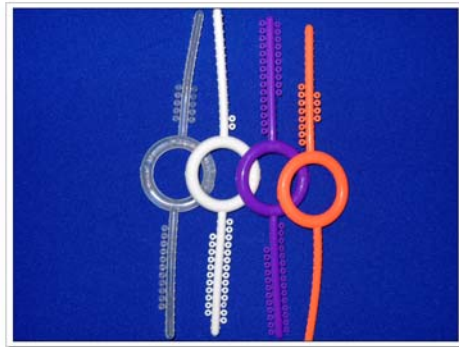


圖 1-11 O 型環，可以將矯正主線固定在矯正支架上。



圖 1-12 3M 公司所生產的顎間橡皮筋。



圖 1-13 口腔內正在使用的顎間橡皮筋。

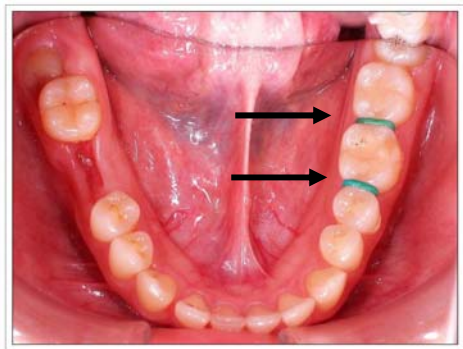


圖 1-14 分離橡皮筋(如箭頭所示)。

## 1-4 矯正用彈性鏈的性質

### 1-4-1 化學性質

有別於天然橡膠是 Cis-1,4 polyisoprene，大約包含 500 個單元，彈性鏈及 0 型環的材質均是聚氨脂 (polyurethane)，單體 (urethane) 化學式為  $-(NH) - (C=O) - O$  (圖 1-15)，經由縮合聚合反應形成高分子聚合物，分子量大約是 500,000 左右 [15,16]。Polyurethane 聚合物的形成會經過許多步驟，主要是由帶芳香團的二異氰酸酯 (aromatic diisocyanate) 與長鏈二醇 (polyol，通常是 polyester 或是 polyether) 和鏈延長劑 (chain extender，通常是二胺 diamine)，前二者不同比例可製出不同軟硬度的產品，此外根據不同的廠商也會額外添加不同的添加物，例如對溫度的抗性及增加各種不同環境的穩定性等。每一家廠商的彈性鏈其製作原料的成份皆有些許不同，由於商業機密，無法得知每一家廠商的成份及其製程 (例如 injection molding 及 die cutting 等製程)。製作好的 polyurethane 會具有 rigid segment (芳香團及 ureas 部份) 及 flexible segment (diamine linker and the  $CH_2$  group) 圖 1-16 [16,17]。

由上述之化學結構可知彈性鏈主要是三種物質經過化學反應所

形成的，在 Schollenberger 和 Stewart 的研究中指出[18]，由於水會造成 polyester 或是 polyether 所形成的連結產生水解現象，因此造成材料性質的減弱，力量也會跟著衰減。

彈性體材質其結構均有交聯 (Cross-linking)圖1-17，且在室溫下會有一玻璃移形 (Glass transition)之產生，這些特殊的性質構成了彈性鏈獨特的特性，將在下面的章節詳細介紹。

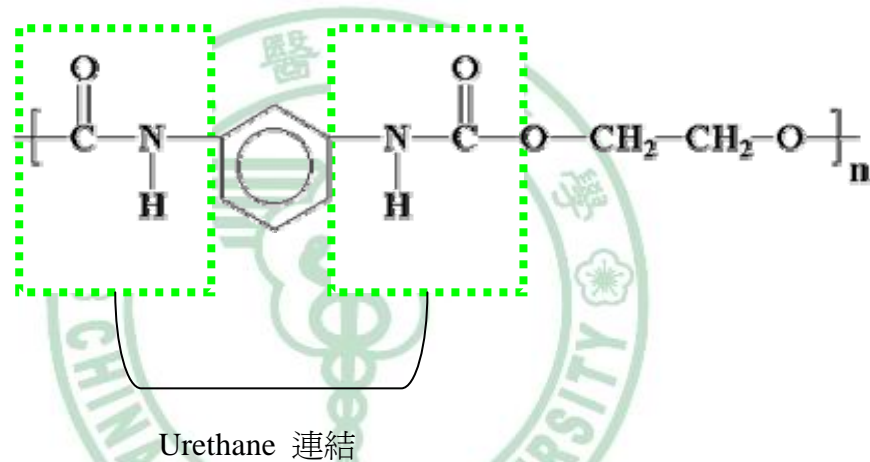


圖 1-15 彈性鏈結構[46]。

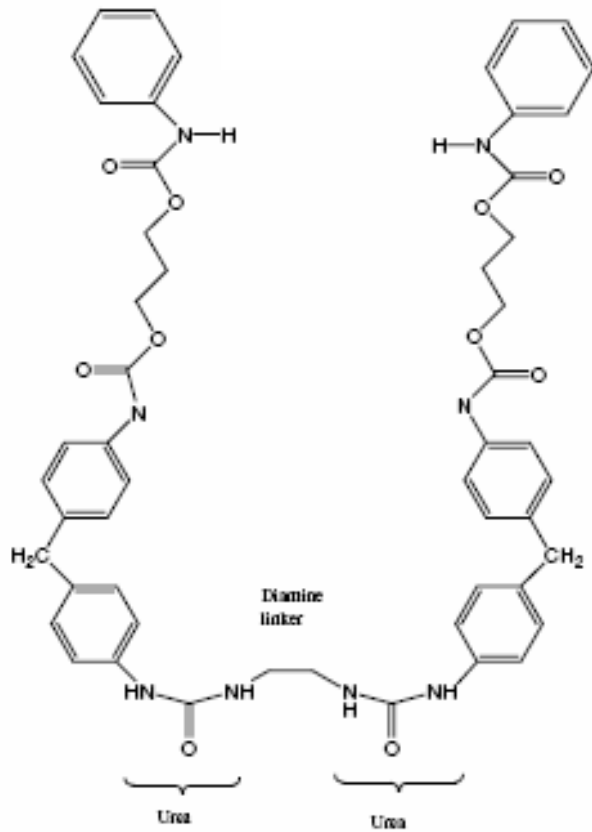


圖 1-16 芳香團及 Ureas 構成彈性鏈中 rigid segment，Diamine linker 及 CH<sub>2</sub> group 構成 flexible segment。  
[16, 17]

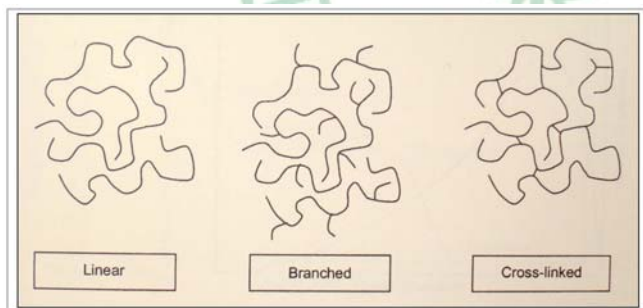


圖 1-17 聚合物的結構有線狀、分支及交聯。  
[19]

#### 1-4-2 玻璃移形溫度

彈性體聚合物具有玻璃移形之特性，所謂玻璃移形是指高分子聚合物表現出二級相變的特殊性質，這是一種動力學轉化，常見於大部分高分子材料及玻璃和某些金屬。此類聚合物會因溫度的升降，而造

成其物性的變化，當其在低溫時，會呈現一種非結晶無定形態 (Amorphous) 之脆硬玻璃狀固體，但當在高溫時卻將轉變成為一種如同橡膠狀的彈性固體 (Elastomer)。這種由低溫玻璃態，轉變成高溫橡膠態過程中，其狹窄之溫變過度區域，特稱為“玻璃移形溫度 (Tg)” [19]圖1-18，特別要說明的是這個轉態的溫度並非只在某一溫度點上，而彈性鏈之玻璃移形溫度大約是 $-50^{\circ}\text{C}\sim-80^{\circ}\text{C}$  (不同廠牌可能會有 $15^{\circ}\text{C}\sim 20^{\circ}\text{C}$ 之間的落差)，低於這個溫度範圍，彈性鏈會變成又硬又脆之玻璃狀固體，高於這個溫度則呈現所見之具彈力的彈性鏈。如果某樣物質的Tg愈高，代表在常溫下這個物質的性質愈強硬，彈性係數愈高，當然輸出的力量也就愈強。

在市面上有許多彈性鏈還被加上各式各樣的顏色，這些色素的染色是以何種方式與彈性鏈結合也一度引起大家的好奇，甚至懷疑是否這些色素也是以 cross-linking 的方式結合在彈性鏈，如此一來不就會使Tg溫度提高，且彈性鏈力量輸出加強了，不過後來 Renick等[20]學者研究指出對灰色、紅色之彈性鏈的Tg測量結果並無太大的差別，然而紫色之彈性鏈則與上述二者有很大之差異。

關於Tg的測定方法很多，而且所得數據之差異也頗大。常用之測試法有DSC、TMA及 DMA等三種。

#### 1. 示差掃描熱量分析儀 DSC (Differential Scanning

Calorimetry)

這個是一個很重要的熱分析法，主要應用在量測升溫中板材之“熱容量”(Heat capacity)變化。由於量測出來轉化溫度會在一個範圍內，為了方便起見，通常會定義 Tg係在其變化最大的斜率處，以切線方式找出居中值即可(圖1-19)。對於某些高分子，其熱容量變化並不大，故對 Tg測定的靈敏度較差，這個方法應用非常廣泛，舉凡各種物質的反應或相變化具有吸熱或放熱反應，其皆可偵測得知其反應的起始溫度，而在矯正領域中常應用在測量鎳鈦合金線及聚氨脂彈性鏈之 Tg研究。簡單說明這個測量方法主要就是利用二個容器，分別裝盛標準物及待測物，同時對這個容器內之棉質加熱，當經過Tg後物質會發生轉化現象，由於標準物之性質早已了解，而待測物在轉移過程中所發生的熱流變化與時間及溫度的函數關係就可利用與標準物之間熱能之落差而推算出其Tg。

2. TMA係指 Thermomechanical Analysis (熱機械分析法)，是量測升溫中高分子“熱脹係數”(CTE)的變化。通常材料厚度在50mil以上者或是熱脹係數較明顯者，本法測試之準確度要比DSC法更好。

3. DMA (動態機械分析，Dynamic Mechanical Analysis)，是檢測升溫中聚合物在“黏彈性變化”方面的數據，或量測升溫中板材在模數 (Modulus)與硬性 (Stiffness)方面的變化。其靈敏度最好，是



三種方法中測值較高的一種。但到底哪一種最準確，目前仍無定論。

DMA容易對有好幾種不同樹脂之混合者，亦能一一將之測出，但使用者之技術要求也較高。

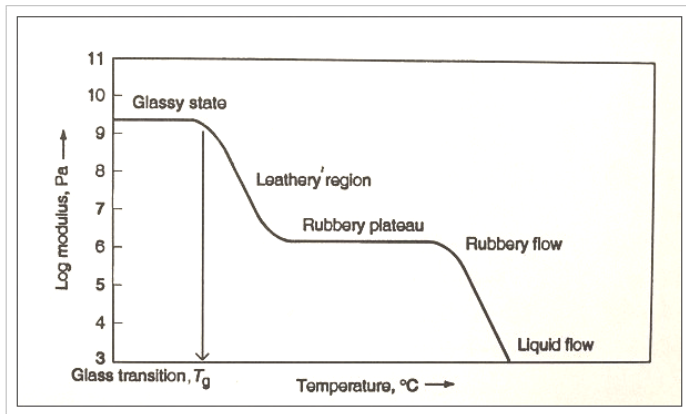


圖 1-18 溫度與彈性模數之間的關係。[21]

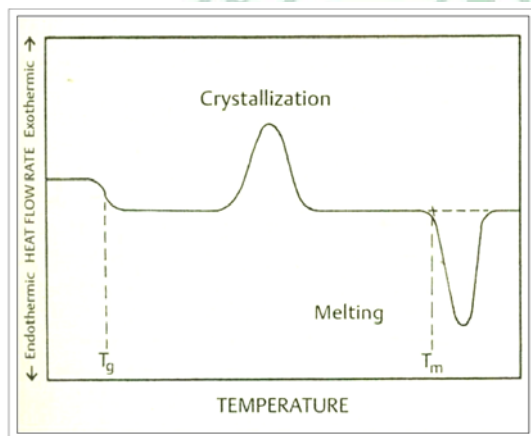


圖 1-19 示差掃描熱量分析所得之圖，Tg 一般會定義在箭頭所指之 S 形彎曲之居中值 [21]。

### 1-4-3 彈性體之遲滯現象

在彈性限度內當一個彈性體受力延展時，理論上它的形狀也會成比例的改變，這就是大家所熟知的虎克定律 (Hooke's law)，理想上它的除荷 (unloading) 力量形變圖會與負荷的力量形變圖一致。

Hooke's law :  $F = -kx$

Where

$x$  is the distance by which the spring is elongated [usually in meters],

$F$  is the restoring force exerted by the spring [usually in Newtons], and

$K$  is the **spring constant** or **force constant** of the spring. The spring constant has units of force per unit length [usually in Newtons/meter].

然而事實上卻不是如我們所知，在除荷時相同延伸度其力量會比負荷時小，這種現象稱之為遲滯現象 (hysteresis)，遲滯現象會伴隨能量的喪失 (如圖1-20)所表示斜線部份之面積。當施予一拉力在彈性鏈上時，此時彈性鏈因受力而產生形變稱之為loading phase，然一旦外加之力量消除時，彈性鏈會傾向回復原來之形狀此時稱為橡皮筋之unloading phase，對矯正治療而言，我們所在乎的並不是彈性之loading phase所需之力，而是unloading phase所釋放之力才是真正作用在牙齒上的力。

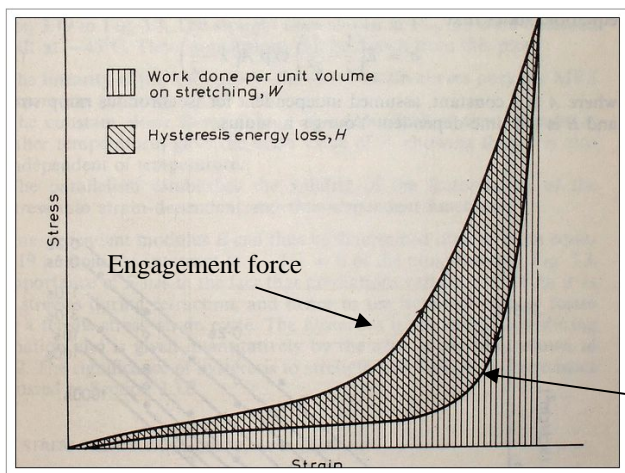


圖 1-20 橡膠的力量形變圖顯示 loading curve 與 unloading curve 是不同曲線，中間斜線部份是能量的喪失[8]。

## 1-5 文獻回顧

彈性鏈自從1960年代開始應用在齒顎矯正臨床治療上，用於關閉空間、改正牙齒旋轉及收縮牙弓，至今已經超過40年[21, 22]，對於彈性鏈的相關研究也非常多。正如在前言中所說，彈性鏈在臨床矯正治療上，仍然具有無法被其他裝置取代的性質，所以有關彈性鏈之研究一直到現今仍未被放棄，從早期（西元1970s）大家對彈性鏈的力量輸出就非常感興趣，之後有學者提出預先延伸（pre-stretching）對彈性鏈力量後續的穩定表現有正向助益，同一時期開始有學者對彈性鏈所處的環境產生好奇，甚至有少數文獻是直接針對在口腔內的環境所做的研究，後來在1990年代由於彈性鏈的製作技術進步，為了美觀而生產的有顏色之彈性鏈及為了減少患者因為矯正治療而造成蛀牙，含氟彈性鏈等產品相繼問世，開始有學者進行這方面的研究，一直到目前仍然陸續有文獻探討彈性鏈製程（Die cutting 和 injection molding），事前延伸（Pre-stretching）對力量之影響及表面結構（Structural conformation）之觀察分析等方面之研究。

現今，不論是在材料製作方式抑或是實驗測試的精準度上，比起20~30年前已有長足之進步，對於現今所生產之材料應該加以客觀的檢視，而本篇研究將會著重在彈性鏈力量的表現與動態環境變化所造

成之影響，關於這部份的研究其實早期也有許多學者有類似的文獻報告，最早文獻是在1970年Andreasen and Bishara[14]比較了使用Alastik彈性鏈和latex elastics (3/4及5/8英吋)掛在模擬口腔內molar到molar間的距離時，3星期內取8個時間點量測其力量衰減之情形為何，實驗結果顯示在第一天Alastik modules就會有74.21%之力量減少，另外二個latex elastics力量之衰減則分別為41.6和42.9%，之後會有一個相對穩定大約是8.2%力量的減少，從實驗結果看來，latex elastics比起Alastik chain力量衰減少，但是作者說明使用Alastik chain比較能確保力量平均施予在bracket上，此外Andreasen and Bishara也建議在使用Alastik chain可以給予4倍預估給予的力量，以便在力量衰減後仍能保有一定的拉力，不過本實驗之方式僅以恆溫37°C水為實驗條件，也未有詳細說明力量如何量測。

1975年Hershey and Reynolds[23]所作的實驗首次使用一個架子來模擬空間關閉時距離的縮短就如同牙齒移動後距離縮小，並且比較不同的廠牌彈性鏈所造成的不同，從實驗結果發現每個廠牌之彈性鏈其力量衰減模式並無太大的差異，不過與Andreasen and Bishara所做的研究結果有些許差異，Hershey and Reynolds發現在第一天的力量衰減大約50%，由於他們模擬牙齒移動大約每周0.25mm和0.5mm，因此四星期後力量減少到只剩原本25~33%。

隔年，Wong[15]提出Latex elastics在空氣中延伸後力量的衰減會比合成彈性鏈佳，但是在37°C水中則是會有比較大的力量衰減，且在Wong的第二個實驗結果發現ORMCO的power chain在24小時後力量減少約50%，比起Alastik的73%來的好，此外對於這二種廠牌2個環的樣本拉開17mm，一開始power chain量得之力量約342克，而Alastik量得拉力大致為641克，然而在一天後大概都只剩171克，Wong認為這樣的力量是無法有效移動牙齒，另外他建議要用彈性鏈之前應該要先拉開彈性鏈（Pre-strething），以期後續力量會較為恆定。

同年Kovatch[13]等人發表拉開彈性鏈的速度也會對力量的衰減有影響，此部份在1-3節已有簡單說明，他們的研究乃是以3種速度去拉Alastik彈性鏈，雖然在一開始的初始力量是拉得快的比較大，在一星期後量測力量衰減發現拉得快力量衰減也快，他甚至計算出一個公式來預估彈性鏈的衰減率  $load = constant \times (time)^n$ ，n是一個固定的指數，雖然他的研究數據的強度可能還不致對彈性鏈臨床表現影響很大，不過他還是認為或多或少在臨床上有幫助。

1978 Ash and Nikolai[3]他們比較了彈性鏈在空氣中、水中和口腔中，結果發現在口腔中3星期後力量的衰減明顯大於在水中，但是仍然都至少還有160gm的力量，這在Storey and Smith[24]的研究中，認為應該還是可以引起牙齒的移動，然而在這篇文章內並無詳述彈性

鏈的原始長度和延伸的量，以致無從得知彈性鏈的延伸情形。

上述的文獻報告大多只是靜態的研究，一直到1985年De Genova[21]等人所做的這篇產品比較才有一動態溫度循環之研究，他們主要是比較當將彈性鏈延伸一定長度並分別進行在恆溫37°C和15°C到45°C的溫度循環中，結果顯示當進行溫度循環反而會使力量的衰減減少，可惜的是他們沒有詳述實驗如何測量及似乎在每個時間量測完彈性鏈後又繼續重覆使用，這樣的情形可能會對研究數據有影響。

同樣也是1985年Rock[25]等人研究13種市售之彈性鏈，當他們將彈性鏈延伸2倍時產生力量大約是403gm到600gm，於是Rock建議彈性鏈的拉開距離應該只需要拉開50%~60%，這樣的力量大致上是300gm剛好接近理想的力量，可是這篇研究只在空氣中研究並沒有在水中進行。

另外也有學者對彈性鏈進行長達8星期彈性鏈力量的測試，Killiany DM[26]等人針對RMO的energy chain及A0的plastic chain進行比較發現在8星期後Energy chain的力量大於plastic chain，且他們預估energy chain在口腔內應該可以使用超過6星期。

到目前為止的文獻大致上著重在水對彈性鏈的影響，只有一篇是在口腔內的實驗，但是口腔內的研究比較無法像口外的研究考慮地那麼周全，此外以上很多都是產品比較之文獻居多，對於其他的環境因

素沒有加以探討，而第一篇也是唯一的一篇討論到PH值影響的是1990年Ferriter[27]，他們針對2個極端的酸鹼值PH 4.95和PH 7.26，將彈性鏈延伸預定長度並分別浸泡在37°C這2個溶液中4星期，之後進行力量的量測，結果顯示在極鹼溶液中會有比較多的力量衰減情形產生，另外他也對於Kovatch[13] 研究中提出的力量衰減公式  $load = constant \times (time)^n$  認為與他的實驗結果不相符。

1993年Tz Chau Lu, Wei Nan Wang等人[28]進行了在37°C恆溫水槽中延伸的距離與力量衰減的測試，以及模擬牙齒移動後距離縮短對彈性鏈造成的影響，其結果發現若彈性鏈一開始延伸愈長，初始力量愈大，則力量衰減也會愈大，不過6星期後初始力量大者仍保有最大殘存力量，而且他們跟Hershy[23]的研究相同給予每星期0.5mm距離的減少模擬牙齒移動後的距離縮短，在3星期後之力量比較發現最少都還有接近5成（49.2%）的殘存力量，比起Hershy等人的實驗結果30%來說，其力量表現較佳。

最近一篇有關彈性鏈的研究是由Jose A. Bousquet[29]等人2006年所作的randomized clinical trial, 他們對24名患者進行口腔衛生及飲食的控制，將飲用的食物酸鹼值控制在pH 5.8~7之間，並實驗在患者口腔內掛上二種彈性鏈（Die cutitng 和 injection molding）進行力量衰減的比較，3星期後的比較結果顯示二種不同的製作方式

之彈性鏈力量衰減並沒有統計學上的差異，此外在3星期後的殘存力量也都還有150克的拉力，對於犬齒移動來說應該是足夠的。

正如前述所說，關於彈性之力量衰減研究幾乎都只侷限在一固定的環境或模式底下，而且大部份都是進行產品的比較，除了一篇Genova[21]之溫度循環研究外，鮮少有實驗是進行針對動態環境所作之實驗，然而Genova等人的研究有樣本重覆量測的問題，且依照他們在討論中述及因彈性鏈自水中取出後有可能發生乾涸之現象導致量測數據與預期結果產生差異，雖然有少數研究是直接進行口腔內的實驗，然而病患的飲食並無法有效被控制，導致變項太多，實驗數據或許僅能提供作為參考。





## 1-6 研究動機及目的

由於要實際對患者進行飲食之控制以便實驗的進行在現實上很難達成，因此本研究主要還是藉由實驗室的模擬，進一步來探討彈性鏈力量衰減的模式，在 1-5 節回顧了許多有關這方面的文獻報告，但是大部份都是模擬靜態的環境，實際上在口腔進食時，會不斷參雜冷熱及酸鹼的食物，當這些參數不斷循環的一個動態環境所造成的影響，引起我們想進一步了解的興趣。

這篇研究主要的目的就是利用實驗室模擬溫度的循環及酸鹼值的變化對矯正用彈性鏈力量衰減造成的影響，以期能夠找出彈性鏈在這些動態變化之下，力量之衰減模式為何，並將實驗所得結果真正應用到臨床上。

## 第二章 研究材料與方法

### 2-1 實驗流程圖

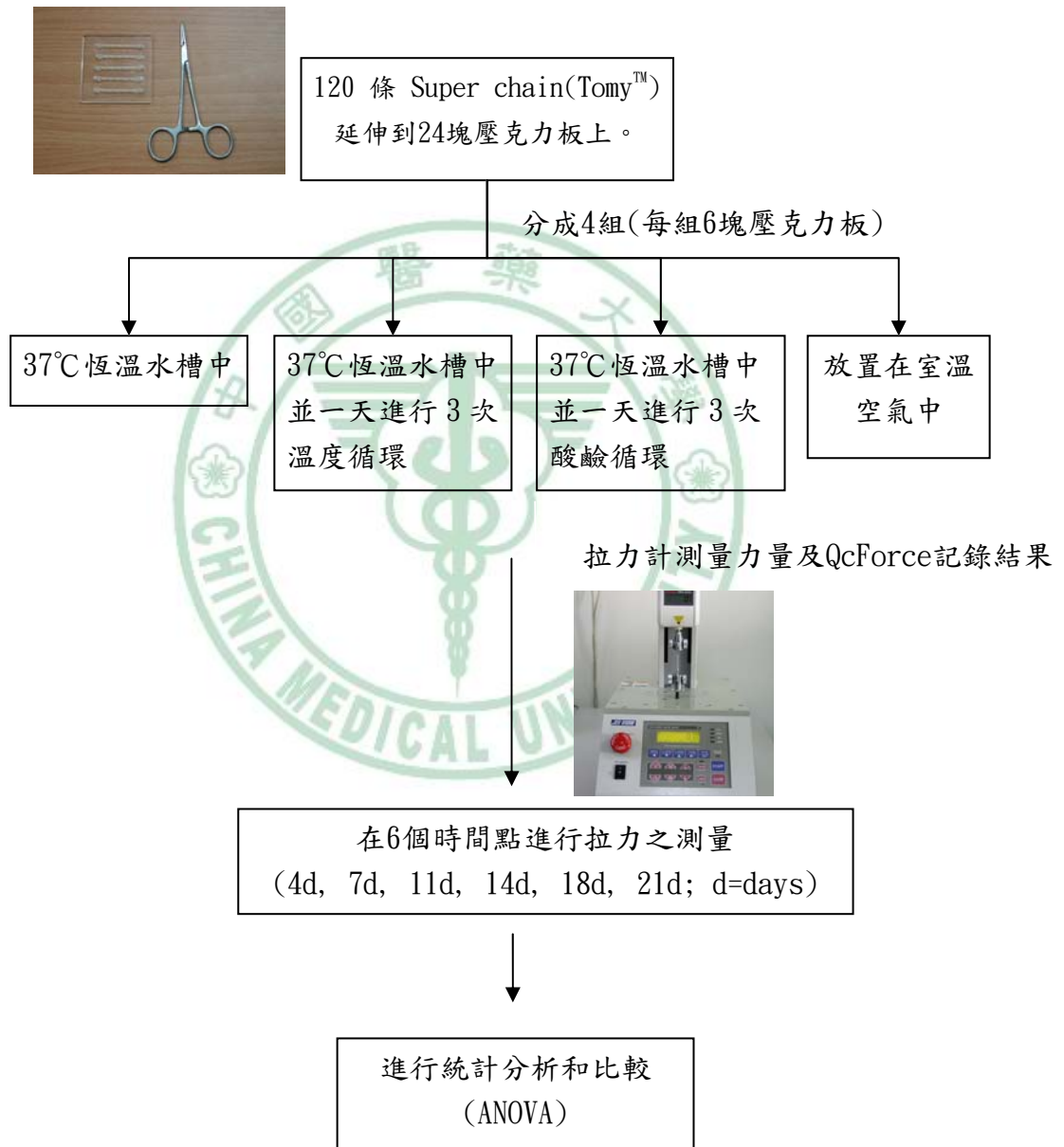


圖 2-1 實驗流程圖。

## 2-2 試片準備與處理

### 2-2-1 試片材料

本研究所使用的材料為日本TOMY公司 (TOMY Inc., Fukushima, Japan)所生產之Super chain™, heavy force, short span (原名: NEO chain, 後來將NEO chain之製作方式由原本熱可塑製作改成熟硬化製作, 遂改名為super chain), 而且本實驗選擇的super chain顏色只有一種 (Clear type), 避免因顏色不同造成的干擾。Super chain在市面上販賣有二型, 中鏈型 (medium span)及短鏈型 (short span), 而每一型又分heavy force 及light force 二款 (圖2-2), 中鏈與短鏈之間的差異是環與環之間的連結長短 (圖2-3), 而heavy force與light force之間的差別主要是彈性鏈之厚度heavy force比light force多0.2mm (圖2-4), 由於彈性鏈的厚度尺寸會影響力量的表現, 在臨床上常使用heavy force之彈性鏈主要是其力量表現較佳。此外根據De Genova[21]等人的文獻報告指出, 短鏈型比長鏈型擁有更好的拉出輸出, 也因此多採用短鏈型 (short span)進行治療。此公司所生產之彈性鏈在以往的製作方法為熱可塑 (Thermoplastic), 然而最近據TOMY公司自述目前改良後以熱硬化 (Thermosetting)之方式來製作, 可以獲得比以往更佳之力量 (表2-1

附上原廠所做之力量測試表)。雖然原廠所提供之資料不一定完整及正確，不過仍可供參考。



圖 2-2 TOMY 所生產之 Elastic modules，綠色為 heavy force，藍色為 light force，每種 force 又分 S (short span)及 M (Medium span)，以應臨床上各種空間大小之關閉。[2]

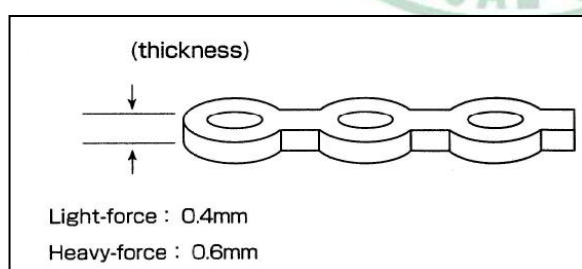


圖 2-3 Super chain 之厚度，light force 為 0.4mm，heavy force 為 0.6mm。[2, 45]

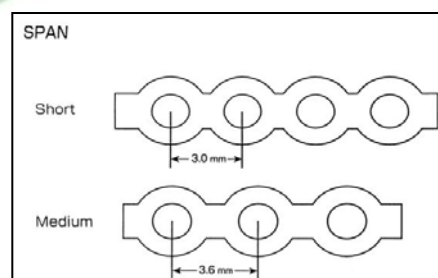


圖 2-4 Super chain 環間距離，short span 為 3.0mm，medium span 則為 3.6mm。[2, 45]

	熱可塑型(Neochain),				熱硬化型(Superchain II)			
	Medium span, light force				Medium span, light force			
	拉長 24mm(N)	拉長 36mm(N)	24mm 除荷	永久變 形(mm)	拉長 24mm(N)	拉長 36mm(N)	24mm 除荷	永久變 形(mm)
初期	3.14	4.34	1.47	0	2.78	3.76	1.27	0
1 小時	2.19	4.31	1.47	1.2	1.73	3.30	1.27	1.6
3 小時	2.19	4.47	1.42	1.5	2.04	3.61	1.23	1.4
6 小時	2.12	4.54	1.47	1.5	2.00	3.65	1.27	1.4
1 天	2.12	4.54	1.47	1.6	2.12	3.60	1.32	1.2
3 天	1.96	4.51	1.37	2.2	1.96	3.55	1.27	1.6
5 天	1.80	4.39	1.37	2.6	1.69	3.45	1.27	1.8
1 週	2.00	4.82	1.42	2.6	1.96	3.88	1.32	1.8
2 週	2.04	4.70	1.37	2.8	1.88	3.84	1.27	2.0
3 週	1.84*	4.78	1.32	3.4	1.84*	3.73	1.18	2.2

表 2-1 此為原廠所提供有關彈性鏈耐久性之測試數據，其實驗方法為將長度 12mm 之 Medium span 拉至 24mm 固定，然後浸泡在 37°C 溫水中經過上述時間點再將樣本拿出來放置 30 分鐘後進行拉伸試驗。實驗結果發現經過 3 星期後，熱可塑之彈性力量衰減是  $3.14 - 1.84 = 1.3$  [N] 比起熱硬化  $2.78 - 1.84 = 0.94$  [N]，顯示熱硬化力量衰減比較小。

本研究之主要目的乃在模擬使用彈性鏈用於關閉矯正後期所殘餘之空間，這些空間通常不會大於 2mm，且常常無法使用 Ni-Ti closed coil spring 來關閉（圖 2-5）。為了瞭解當使用彈性鏈在口腔內關閉

空間時之力量輸出模式，我們設計了此一體外模擬的實驗，利用一塊壓克力板，上面黏著固定長度的小壓克力顆粒，使用彈性鏈掛在顆粒上模擬彈性鏈在口內被拉伸一定長度，而此拉伸長度以大約是下顎前牙 6 顆（犬齒到犬齒）之距離為準（圖 2-6），選擇此一區域之牙齒主要是因為這幾顆牙齒之近遠心長徑總和是牙齒長徑總和中最短的，如果短鏈型彈性鏈在此 6 顆牙齒中仍具良好之殘存應力，那麼在其他區域也會具有比此區域更佳之拉力，因此從實際 10 位患者口腔內量取下顎 6 顆前牙之近遠心距離，但最外側犬齒只量取到矯正支架遠心端，以模擬彈性鏈拉開時的距離，而此 6 顆牙齒近遠心長徑總和包含矯正支架平均大約是 37mm（表 2-2）。此壓克力試片支架將會在下一節詳細說明。



圖 2-5 當牙齒只剩 2mm 的空間，這樣的空間通常都是使用彈性鏈來進行關閉。

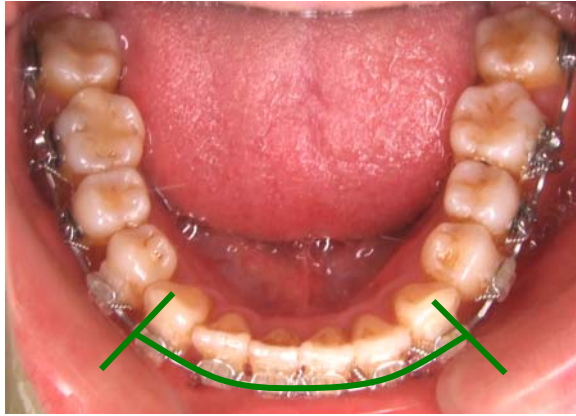


圖 2-6 下顎 6 顆前牙之距離總和(量至下顎犬齒的矯正支架遠心端)。

病患下顎前牙之近遠心距離 (mm)			
1	36.52	6	37.53
2	37.79	7	36.47
3	38.08	8	37.62
4	36.36	9	36.67
5	36.13	10	37.66
平均：37.083			

表 2-2 實際 10 位患者之下顎前牙近遠心距離量測值及平均值。

### 2-2-2 試片支架

首先準備 24 塊壓克力板，每塊壓克力板之尺寸為長 60mm，寬 60mm，厚度為 4mm (圖 2-7)，選取此尺寸之壓克力板主要是為了符合要在上面拉撐 5 條彈性鏈，每條彈性鏈之組成為 8 個環，但實際進行拉撐實驗只有中間 6 個環，二端尾部各留一個環方便在轉移時可以拉開 (圖 2-8)。此外為了模擬矯正支架 (bracket) 以便彈性鏈能夠掛在上面，另外製作了壓克力製成之小顆粒，方便黏著在壓克力板上，此壓克力小顆粒之尺寸為了符合矯正支架之尺寸，定為長 2mm，寬 2mm，高 3mm (圖 2-9)，高度之所以為 3mm 主要是方便掛上彈性鏈，

且不致容易鬆脫，因此一塊完整壓克力板上會有 5x2 個壓克力顆粒，共可以掛 5 條彈性鏈，每條彈性鏈被模擬拉開之距離為 37mm（圖 2-10），二條彈性鏈之間的距離則為 1mm，此距離過小將會影響掛上彈性鏈之動作，為了精確控制小壓克力塊黏著位置，在壓克力板背面黏上方格紙（圖 2-11），方格紙的刻度每一格為 1mm，製作完成之壓克力板試片支架成品如圖 2-10 所示。

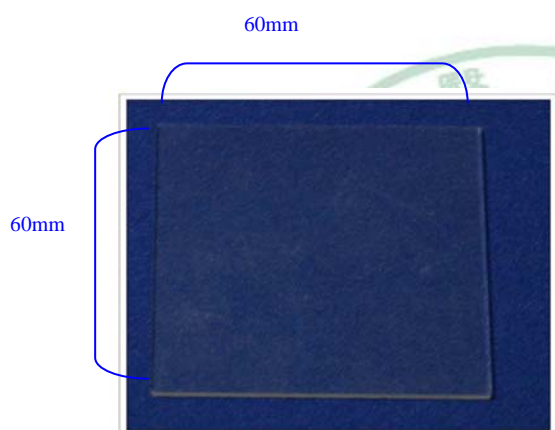


圖 2-7 選用之壓克力板長寬均為 60mm，厚度則為 4mm。

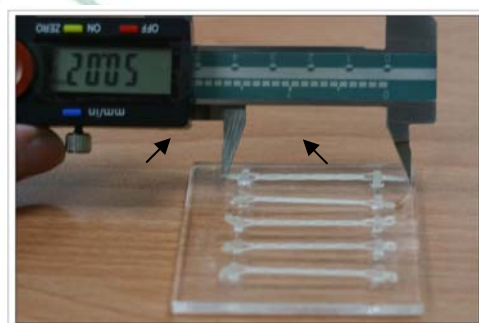


圖 2-8 彈性鏈尾端各多留一個環方便勾取。



圖 2-9 小壓克力塊之尺寸為長寬均為 2mm，高為 3mm，用以黏著在壓克力板上。

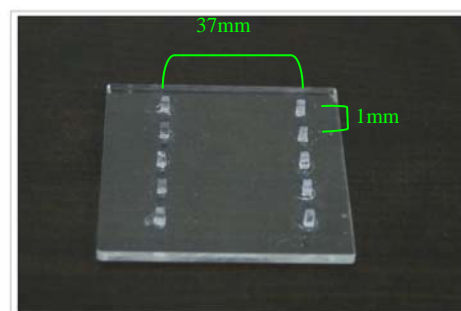


圖 2-10 此為已黏著小顆粒之壓克力板。



在此之前pilot study中，曾經嘗試各種不同製作試片的方法，然而在實驗過程中發現這些方法不盡理想，於是慢慢修正為使用目前之方式，以下將會列出之前曾經嘗試之各種試片製作，及所產生之問題。

#### 試片製作一：使用木板

木頭材質在水中一段時間後會產生吸收水份的現象，另外木頭比重小於水，會在水上飄浮不容易固定在水裡，經過評估後發現並不適合當作實驗之試片支架。(圖2-12)

試片製作二：使用壓克力板，並用釘子釘入，此試片支架之製作方式比較容易造成釘子之鬆動，由於本實驗對彈性鏈之拉撐距離須特別重視，些微釘子鬆動有可能影響實驗結果，為避免造成實驗數據有人為誤差，所以放棄此製作方式。

試片製作三：使用壓克力板，並以木螺絲鎖入。此方法在操作時須先以高速或低速鑽針先行鑽孔動作，之後以最小尺寸（直徑0.15）之木螺絲鎖入（圖2-13），由於木螺絲具有自攻作用（self-tapping），因此在一開始的鑽孔動作不需要鑽到與木螺絲直徑一樣大，稍微略小於螺絲，以十字形螺絲起子直接鎖入至穩固深度。原先使用此方法時認為非常理想，且製作方式堪稱簡單，唯一缺點只有因為木螺絲的頭比較寬，在放入彈性鏈時有過份撐開之可能，然而

經過pilot study測試時，發現此一試片在水中一天即有些許生銹現象，經過二天在恆溫水槽中，生銹現象變得非常嚴重（圖2-14），恐有影響實驗結果之虞，於是放棄此一試片之製作。

最後所採用之壓克力板配合使用快乾劑（氰基丙烯酸酯）將小壓克力顆粒黏在壓克力板上，此方法不會有生銹之問題，又可提供足夠支撐彈性鏈之強度，然而在黏著時會比較花費時間（圖2-10）。



圖 2-11 在壓克力板上黏上方格紙以便精確定位。



圖 2-12 木板在水中 3 天之情形，由於木頭會吸收水份，恐有尺度變化之虞，於是不考慮使用。



圖 2-13 使用螺絲起子將自攻型木螺絲鎖入。

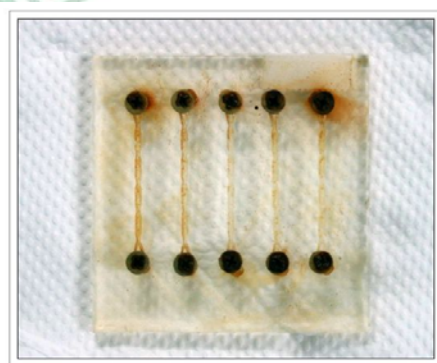


圖 2-14 木螺絲在水中二天後嚴重生銹的情形。

## 2-3 試驗儀器和設備

在此研究當中會使用到一些儀器和設備，包含恆溫水槽、精密溫度計、PH值測量儀、電子推拉力計及座檯、拉力記錄軟體，以下逐一介紹。

1. 恆溫水槽：此恆溫水槽為自製之水槽，槽身使用不銹鋼材質，尺寸為35cmx30cmx12cm 如圖所示（圖2-15），水槽底部有加熱器及突出一溫度感應計可感應水溫，在面板上可設定溫度，一旦達到設定溫度即不會再進行加熱動作，此外會在水槽上層架設不銹鋼網架（圖2-16），以便將壓克力放置在架上。另外在水槽底部加設一水流循環裝置，以便使水槽內部溫度更加一致，此外另有水槽上蓋，以免在實驗時有外來物質掉落到水槽中。在本實驗中恆溫水槽所維持的水溫大約37°C。

2. 精密溫度計（Mr. Aqua, IC Aquarium heater Mx-1012, Taiwan）（圖2-17）：此為數位顯示型溫度計，主要用來量測水溫，可顯示到小數點以下一位數，此溫度計具有一插槽及溫度控制旋鈕，若將石英加熱管（圖2-18）插入溫度計的插頭，當達到面板設定的溫度時，插頭會自動斷電停止加熱，雖然面板上只顯示到34°C，但經過實際測試可以再將旋鈕轉超過34°C，所得之實際溫度大約36~37°C，剛

好是本實驗所設定之口腔內溫度之範圍，且將本溫度計與水槽所用之溫度計做一比對，發現二者所量得之溫度幾乎一樣。

3. 石英加熱管（圖2-18）：與上述之溫度計同時使用，可將小水槽加熱提高溫度到口腔內之溫度，在本實驗中，雖然有二個大水槽可控制在恆溫，當我們進行pH值變化組實驗時會配製二個小水槽，由於控制的變項必須只有pH值，溫度仍需與大水槽相同，因此仍需加熱至37°C，我們是使用石英加熱管對小水槽進行加熱。

4. pH測量儀（圖2-19）：此測量儀可分成機身及電極棒，電極棒平時必需放置在pH值為7.01之保養液中，等到要使用時才取出，可量測至小數點以下1位數，量測方法為直接將電極棒放入被測液中，輕輕攪拌5秒，靜置5秒再繼續攪拌5秒重覆3~4次再讀取LED之數值。

5. 電子推拉力計及座檯（圖2-20）：本實驗量測力量所用的推拉力計為Algol HF-10, Japan[30]，此型號之拉力計最大上限可量測至10公斤，最小單位則是1克，精確度為0.1%，解析度為1/10000 搭配這個拉力計之測試檯為型號JSV-H1000之立式自動測試檯（Automatic Handy Stand），此座檯為電動移動式，同時也可以顯示移動距離，拉力計與座檯間之連結主要是靠RS-232連接線。

為了讓彈性鏈能穩固地掛在推拉力計及座檯上並進行力量的量測，我們製作了二個夾治具分別鎖在上述二者上（圖2-23），由於此夾

治具是藉由螺絲鎖住固定拉勾，然而為了能100%確保拉勾不會移動，我們使用快乾膠滴入螺絲內。

6. 拉力記錄軟體 (QCForce)：此軟體是與推拉力計及座檯共同使用，透過RS232連接線可從拉力計上截取所量得之數值並記錄到電腦上繪製成圖表，也可以進行簡單的計算，如平均值和標準差。

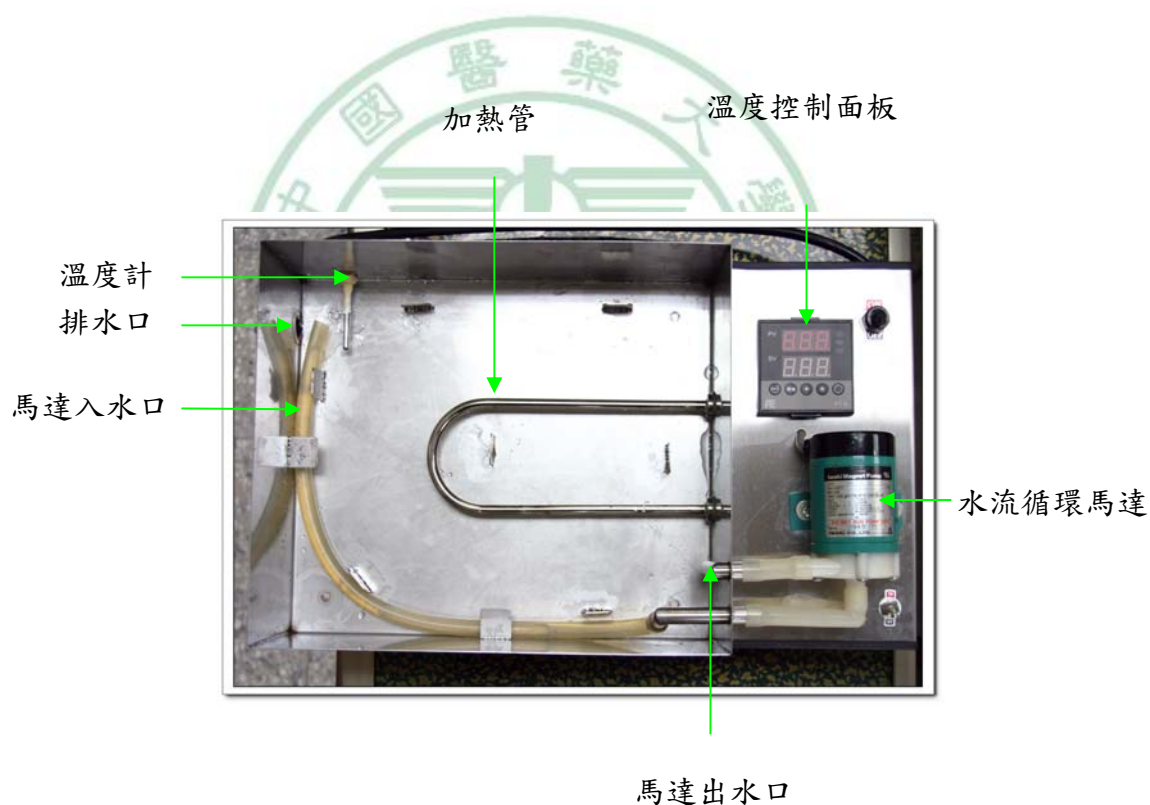


圖 2-15 恆溫水槽各部結構名稱。

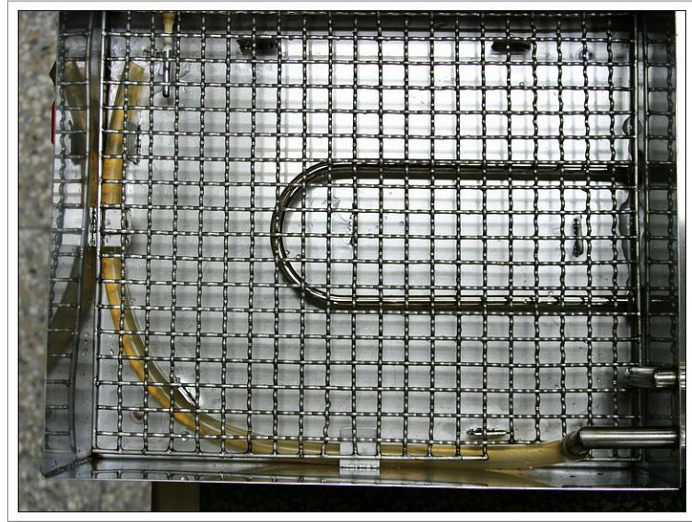


圖 2-16 製作一不銹鋼網架放置在加熱管及循環水管上面，以方便放置試片及拿取試片。



圖 2-17 本實驗所使用的溫度計，本身除了可以量測溫度，還可以連接石英加熱管，進行水溫之控制。



圖 2-18 石英加熱管，可與溫度計之插槽連接進行水溫的控制。



圖 2-19 pH 值測量儀，可測量到小數點以下一位數。



圖 2-20 電子推拉力計及座檯。[30]

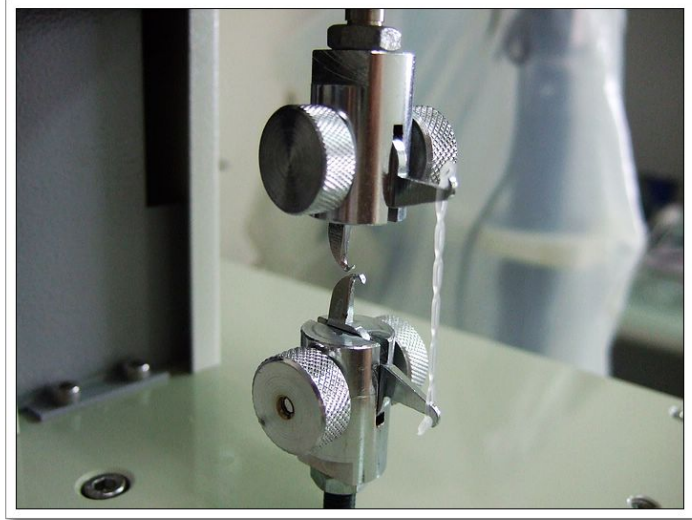


圖 2-21 此夾治具提供二個掛勾可以讓彈性鏈掛在上面，而掛勾則分別鎖在拉力計及座檯上面。



## 2-4 實驗步驟

### 2-4-1 實驗分組

將先前準備好的24塊壓克力板支架上面掛上120條彈性鏈，相當於每塊壓克力板上有5條彈性鏈，本實驗將試片分成4組，每一組共6片壓克力板（30條彈性鏈）代表不同之環境條件，並且對每一組均選擇6個時間點量測力量，所得之數據以 QCForce記錄並繪製成圖表。

#### 第一組（A組，控制組）：彈性鏈置於空氣中

此組記錄彈性鏈在空氣中彈性鏈力量變化之情形，我們準備6塊壓克力支架，每個支架懸掛5條6環彈性鏈，共計30條彈性鏈，為了統一規格，所有彈性鏈均取自同一捲市售之成品，且此樣品之有效時限在2年以上。這6塊懸掛彈性鏈之壓克力支架分別標示為A1~A6，在以下時間點會各取出一塊壓克力支架，並量測其上5條彈性之力量，這6個時間點為4天、7天、11天、14天、18天、21天。

#### 第二組（M組）：彈性鏈置於恆溫37°C水中

將6塊標示為M1~M6之壓克力支架，同樣懸掛彈性鏈，且浸泡在恆溫37°C之水槽當中，根據許多學者之研究，口腔內大致維持的恆定溫



度接近 $37^{\circ}\text{C}$  [3, 21, 28]，水槽的水每星期更換一次，避免因水槽的水過髒造成實驗誤差，同樣也是在6個時間點各取出一片壓克力試片量測其中5條彈性鏈之力量。

第三組 (T組): 彈性鏈置於恆溫 $37^{\circ}\text{C}$  水中且每日進行三次溫度循環

此組將標示T1~T6之壓克力試片浸泡在恆溫 $37^{\circ}\text{C}$  水中，但每日進行三次溫度變化之循環，每次循環在冰水 $15^{\circ}\text{C}$  中10分鐘，熱水 $45^{\circ}\text{C}$  中10分鐘，總共是20分鐘，根據Peterson, Phillips, and Swartz等人 [31] 的研究指出，當攝食冷水或熱水進入口腔時，在牙齒表面量測到的溫度大約是介於 $15^{\circ}\text{C}$  到 $45^{\circ}\text{C}$  之間，於是我們將循環的冰水溫度定於 $15^{\circ}\text{C}$ ，熱水定於 $45^{\circ}\text{C}$ ，模擬進食時彈性鏈所接受冷熱的變化，最後在6個時間點各取出一片壓克力板量測彈性鏈力量之大小。本實驗之所以每日進行三次溫度的變化主要是模擬一般台灣人進食習慣一天三餐 [32]，且大致進食時間約20分，以前述Genova [21] 之實驗為例，他們的溫度循環一天只循環2次，每次在高低溫只停留30秒，我們希望本實驗能更加貼近台灣人之進食習慣，以了解彈性鏈真正使用在本地人進行治療時，溫度之變化是否造成影響。

第四組 (P組): 彈性鏈置於恆溫37°C 水中且每日進行三次pH循環

此組之壓克力標示為P1~P6，與第三組之條件類似，除了每日進行的三次循環改成pH循環，根據學者的研究，雖然所有人類進食的食物pH範圍很廣，但是進食之後，唾液會迅速將食物之pH值緩衝到4.95~7.3之間[27]，因此在本實驗中使用離子交換樹脂之增酸劑 (圖2-22)調配二種pH溶液，一個為pH 4.9，另一個為pH 7.3，每一次循環會在pH 4.9及pH 7.3各浸泡10分鐘，總共也是20分鐘，理由同溫度循環組。



圖 2-22 離子交換樹脂增酸劑，使用時須用細網裝樹脂，之後浸泡在水中，邊攪拌邊量測 pH 值。

#### 2-4-2 數據量測時間點

對於本實驗量測時間點之決定主要有二種方法：

第一種方法 (圖2-23，2-24)：

一次將所有壓克力板掛滿彈性鏈 (每塊壓克力板上有5條彈性鏈)，並開始進行實驗，每達一個時間點便取出一塊壓克力板出來進

行拉力測試，這樣的方法優點是每次測試拉力的時間不會太長，然而缺點為推拉力計之條件比較難控制所有條件完全一模一樣，例如第一個時間點所設定之拉開距離與最後時間相差3星期，難免會有所些微落差導致量測數值的變異，由於pilot study便是採取這種模式，因此在正式實驗時，為了確保所有彈性鏈的測試力量均在同一條件下所執行，所以採取了下面第二種方式。

### 第一種方法

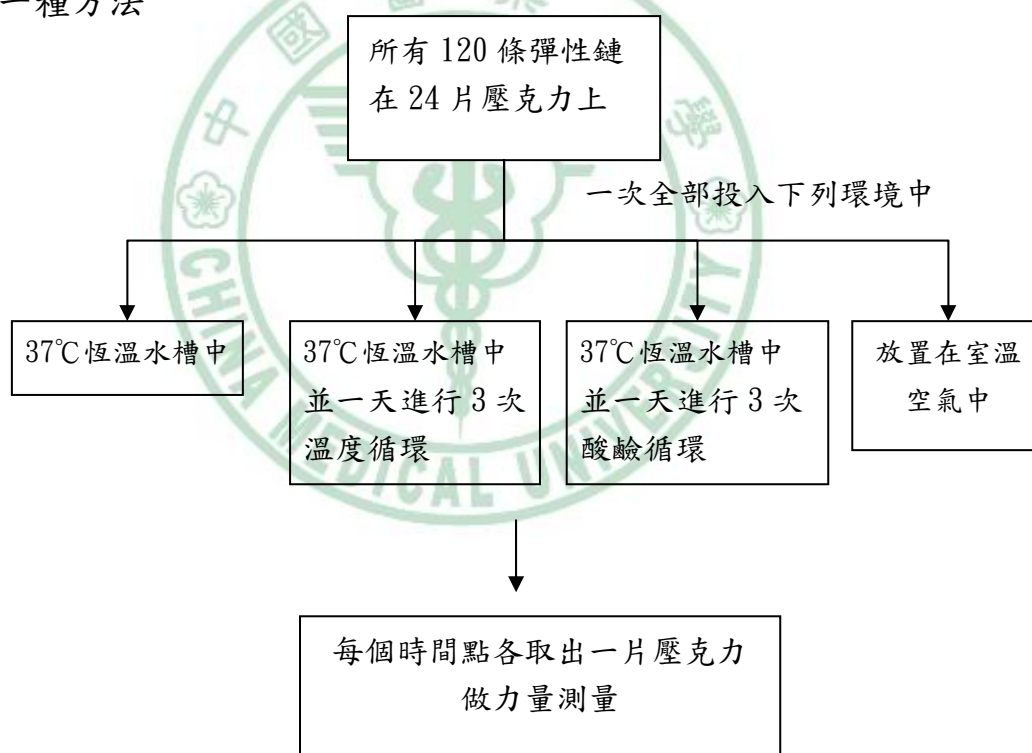


圖 2-23 第一種方法流程圖。

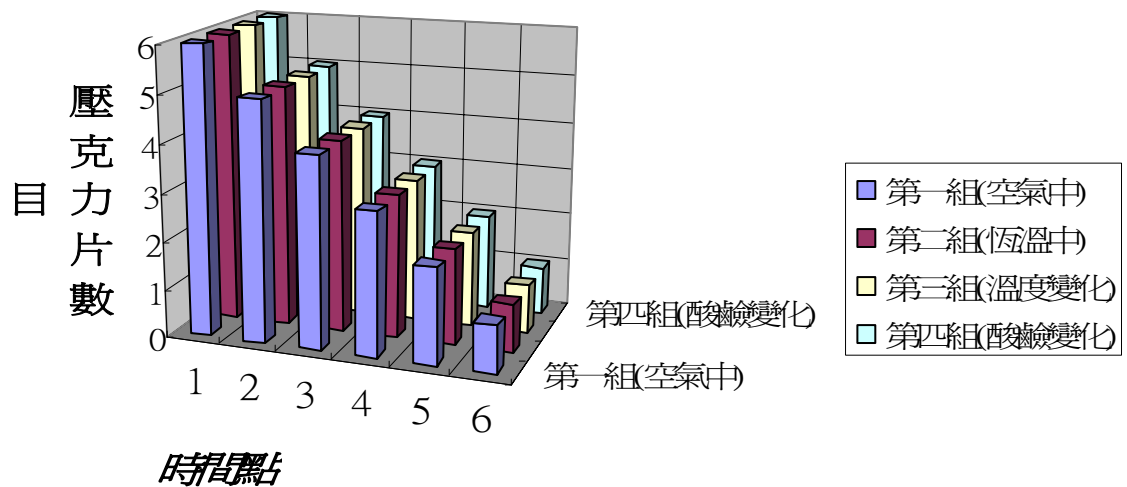


圖 2-24 第一種方法時間圖。

第二種方式 (圖2-25, 2-26):

這個方式便是最終所採取的方式，我們會將試片在不同時間點同時放入水槽進行實驗，最後一個時間點到達時再同時去測量所有試片之拉力，由於放入的時間點不同，最後同時測量時條件會比起第一種方式來得一致，但是本方法之缺點為第一個試片與最後一個試片量測時間可能長達2個小時，期間若是將試片均放置在空氣中可能會使試片之水份蒸發，產生乾涸之現象進而影響實驗結果，所以會儘量控制在讓試片仍保有潮濕的狀況下進行拉力測試，試片會在要測量時才取出。為了避免同樣也是第一組和最後一組相差二小時時間上的誤差，在一開始製作試片的同時也依照一定的順序來製作，讓最早放入測試條件的組別能夠最早進行測試。

第二種方式

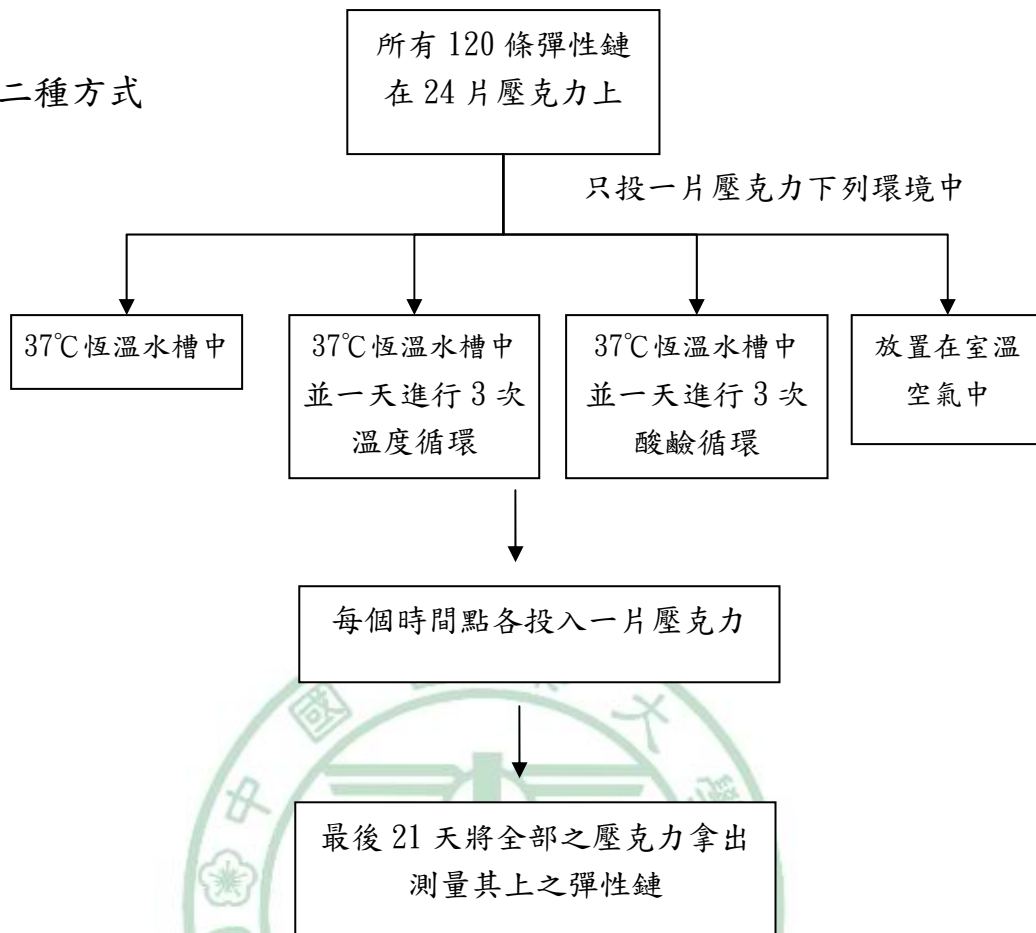


圖 2-25 第二種方法流程圖。

Time schedule 2

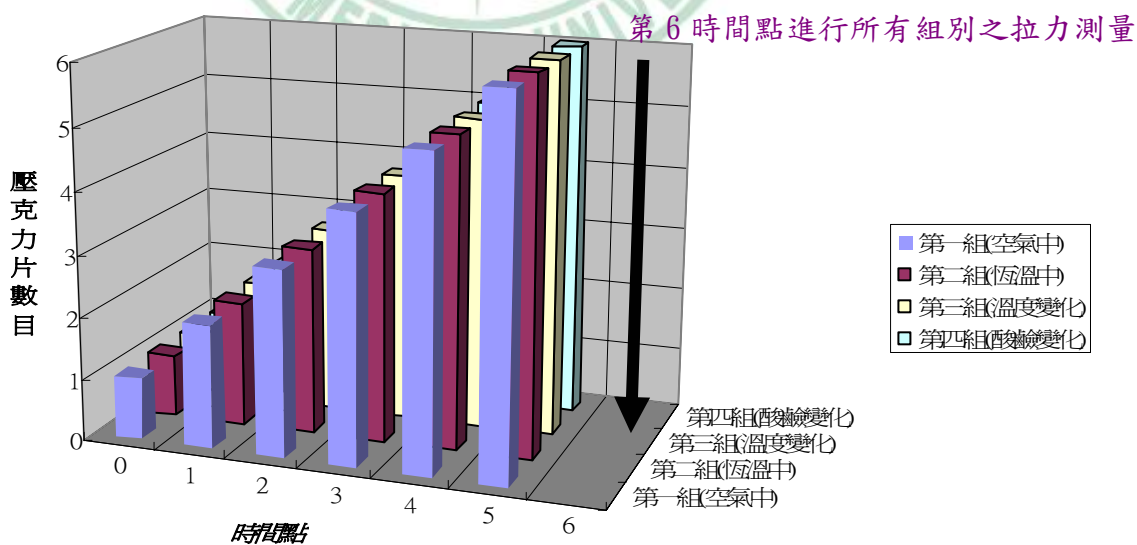


圖 2-26 第二種方法時間圖。

### 2-4-3 實驗流程

1. 所有實驗步驟都是由同一位操作者完成，首先先將矯正用彈性鏈TOMY super chain™，heavy force，短鏈型，剪取8個環為一單位，共120條，雖然所剪取的彈性鏈為8個環，但實際上掛上去的只有中間6個環，至於尾端的二個環只提供在置入取出時勾取之用。先將這20條彈性鏈掛在4塊壓克力板上，這4塊壓克力板分別代表所進行的實驗分組，pH值變化組（標示為P6），溫度變化組（標示為T6），恆溫37°C組（標示為M6），在空氣中（標示為A6），並將這4塊壓克力板分別放入所屬之環境中，數字6代表是第6個時間點，因為本實驗採用第二種方式，所以最先放入之彈性鏈其實是最後測量的，其餘彈性鏈依照同樣的方式在每個時間點各放入一片壓克力板在不同環境。

#### 2. 各組所屬之環境

A組將會放入一封閉之盒內（圖2-30），主要作用僅在防止大量的灰塵附著在彈性鏈，並非要完全阻隔彈性鏈與外界之交通。

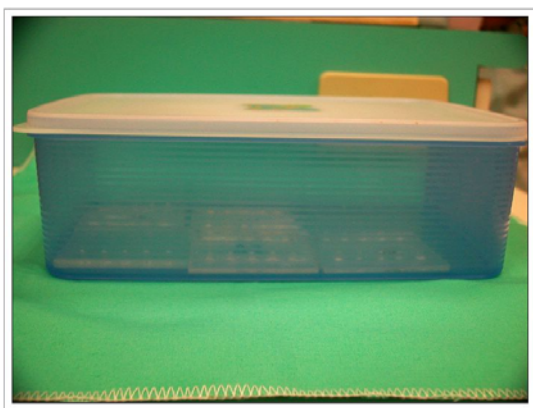


圖 2-27 第一組(A組)放在封閉之盒內。

M組為恆溫37°C之組別，因此只要將大水槽設定好溫度讓水溫儘量保持恆定37°C，之後標示為M開頭之壓克力就放入此大水槽中，一直到最後時間點到達，便取出來量測力量。水槽之水是取自自來水，然而放置3星期有可能會產生變化或是細菌滋生，因此水槽的水一星期更換一次。

T組為溫度變化組，大部份主要的時間還是放置在恆溫37°C水槽中（即M組之水槽），然而為了模擬口腔飲食時會有溫度之改變，因此會進行一天3次之溫度變化，模擬台灣大部份人一天3次之進食習慣。為了進行溫度之變化，另外準備1個小水槽及另一恆溫水槽（圖2-31），小水槽主要是用來裝盛冰水，在此設定冰水之溫度為15°C，此15°C之冰水製備方式是先由飲水機取出冷水，再加入冰塊冷卻到15°C，根據之前研究指出[31]，當進食過冷或過熱之飲食進入口腔後，真正接觸到牙齒表面的溫度大約是介於15°C~45°C，而另一恆溫水槽則直接設定維持在45°C，當進行溫度循環時，會先從37°C恆溫水槽取出壓克力試片，先放入15°C之小水槽，放置10分鐘，接著改放入到45°C之恆溫水槽中，也是靜置10分鐘，最後放回37°C水槽，這樣就完成一次循環，而每日須進行3次這樣的循環。

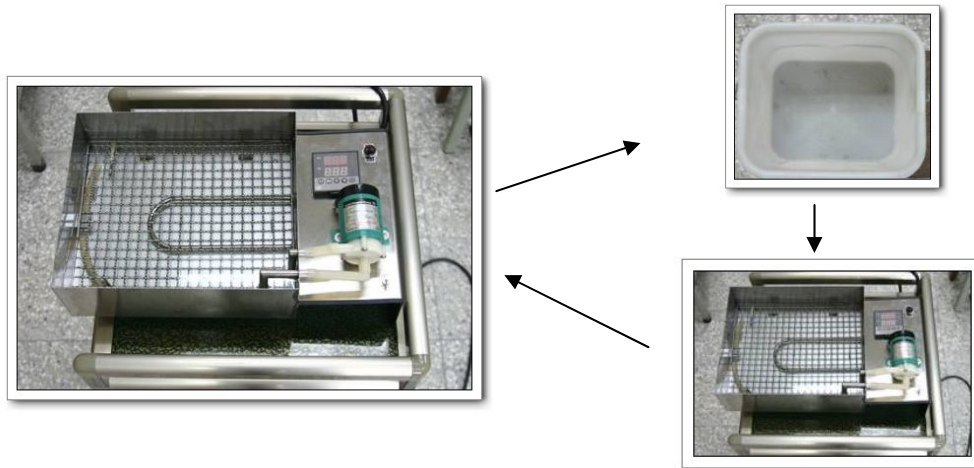


圖 2-28 T 組溫度循環示意圖，先從左邊恆溫 37°C 水中取出彈性鏈，之後放入右上角放置冰水的水槽，接著再放入右下恆溫 45°C 水槽，最後再放回原本的水槽，此為一個循環。

P 組為 pH 值變化組，與上述 T 組類似，本組也是大部份時候都是放置在恆溫 37°C，之後一天進行 3 次 pH 值之變化，此 pH 值之變化在本實驗設定在 pH 4.9 及 pH 7.3，選擇這二個數值主要是因為當進食高或低 pH 之食物時，口腔內之唾液會迅速將食物 pH 緩衝到 4.9~7.3 之間，由於一般的自來水本身的 pH 值大約接近 7.9，因此本實驗使用離子交換樹脂進行增酸來製備 pH 4.9 及 pH 7.3 之溶液，並裝盛在二個小水槽（圖 2-32），此二個小水槽均有蓋子覆蓋，以免因為水之蒸發而影響 pH 值之精確，當進行 pH 值循環時會先進行小水槽加熱之動作，將二個小水槽之水加熱到 37°C，在這裡所使用的是精密溫度計搭配石英加熱管，除了加熱外也有控溫作用，之後一樣先從恆溫 37°C 水槽中取出壓克力試片，之後依序放入二個不同 pH 之水槽中，各放置 10 分鐘，最後再放回 37°C 之恆溫水槽，到此為一個循環完成，同樣每天進行 3 次這



樣的循環。



圖 2-29 T 組溫度循環示意圖，先從左邊恆溫 37°C 水中取出彈性鏈，之後放入右上角 pH 4.9 的水槽，接著再放入右下 pH 7.3 水槽，各 10 分鐘，最後再放回原本的水槽。

### 3. 拉力的測試

當完成所有組別各項動態測試後，在最後一個時間點（3 星期後）開始進行所有壓克力試片上之彈性鏈拉力測試，由於 M、T、P 組在測量前均是浸泡在恆溫水中，因此為了不讓彈性鏈在取出後產生乾涸現象而影響拉力之測試，只有在要測量時才取出樣本，並稍作擦拭水滴就進行測量。在本實驗所使用之拉力計為 Algol HF-10（圖 2-33），將拉力計穩穩地固定在立式座檯上，在開始測量前會先進行拉力歸零，量測的距離定為 37mm，之後使用游標尺將壓克力上的彈性鏈轉移到拉力計上，轉移的方式為利用游標尺之二尖端勾住壓克力上之彈性鏈二端之環上，推開游標尺至 50 mm 左右之寬度（圖 3-34），此數值乃是先前自行測出來的，當游標尺撐開到 50 mm 時，此時中間 6 個環量測出來的距離剛好接近是 37mm，因此彈性鏈可以輕鬆不費力的

轉移到游標尺上，並且再用游標尺直接掛到量測單位上，如此一來，在轉移過程中就不會有過多或是過少的延展，對於實驗測量的精確有提升作用。

當彈性鏈轉移到拉力計上後就開始力量的量測，雖然上述提到會儘可能減少彈性鏈在轉移的過程，造成尺度的變化，但是難免會有些微的改變，因此在做拉力測量時，記錄的時間會持續2分鐘，以便選取力量達到穩定時的數值。

本實驗使用之拉力計所搭配之軟體為 QCforce，本軟體可以設定要記錄的時間，在此設定為2分鐘，一旦轉移好彈性鏈後就按下開始進行拉力的量測及，每0.05秒會記錄一次數據，軟體會自動計算這些數值之平均值及標準差，並自動繪製成圖表。



圖 2-30 使用 HF-10 量測彈性鏈之力量。

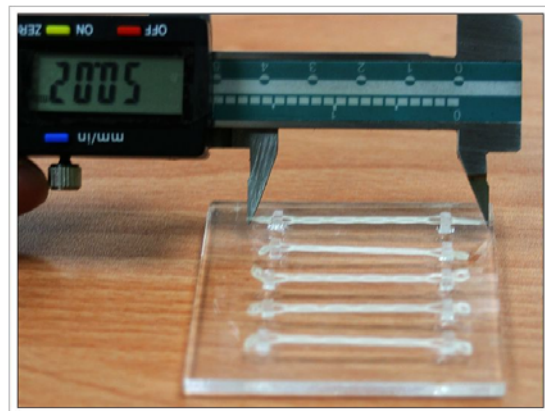


圖 2-31 使用游標尺來進行彈性鏈的轉移。

## 2-5 資料的分析和統計

在所有 4 個組別資料全部收集好之後再來便是要進行資料的分析和統計，在這裡使用的是一維變異數分析 (one-way ANOVA) 來比較各組的不同，所使用的軟體為 SPSS 13.0 for Windows<sup>®</sup>，而表格的繪製使用的軟體為 Excel。

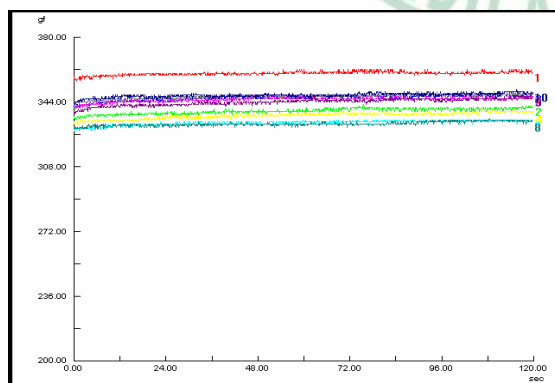
本實驗所進行的分析和比較包含在每個時間點 4 組樣本是否有統計學上的差異， $p < 0.05$  代表有顯著的意義（以\*表示），此外會將所得各組平均值、標準差繪製成表格，並繪出趨勢線以其斜率代表力量下降的程度。



### 第三章 研究結果

#### 3-1 彈性鏈的初始力量

在所有四個組別的測試之前，先進行彈性鏈的初始力量之測定，意即把彈性鏈一樣剪成8個環為一個單位，總共剪10條彈性鏈並將之掛在相同的壓克力支架上，接著馬上轉移到拉力計上量測力量，此拉力計之拉開距離同樣是37mm，不過與其他各組不同的是不進行各種不同環境的測試包含pH及溫度的循環，也不在壓克力支架上等待太久，一掛上馬上轉移進行力量的測試，量測時間與之前的組別一樣都是2分鐘，所有測試的數據如下（表3-1）



平均值 346.0 克 標準差 8.33

圖 3-1 彈性鏈之初始力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

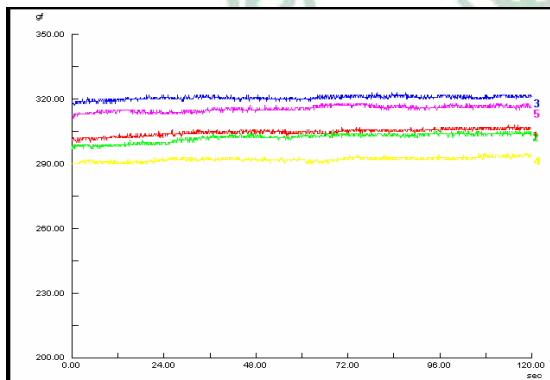
	最大負荷(gf)	最小負荷(gf)
1	362.0	356.0
2	343.0	334.0
3	349.0	341.0
4	340.0	332.0
5	348.0	340.0
6	334.0	328.0
7	350.0	343.0
8	335.0	329.0
9	348.0	338.0
10	351.0	343.0
平均值	346.0	338.4

表 3-1 彈性鏈之初始力量，最大值平均為 346.0 克。

### 3-2 彈性鏈在空氣中力量輸出結果

在第一組中 (A組)30條彈性鏈被延伸到壓克力支架後，在最後所量得的各個時間點彈性鏈殘存拉力以QCforce軟體紀錄之力量 (克)-時間 (秒)圖將在下面依照6個時間點不同一一列出，每個時間點各有5條彈性鏈剛好代表圖中不同顏色的線段，力量的量測均為2分鐘，主要是因為當彈性鏈從壓克力支架轉移到拉力計時需要約2分鐘的時間後，力量表現會比較趨於穩定，關於這部份將會在第四章進一步討論。

#### 1. 在空氣中延伸並放置4天之彈性鏈



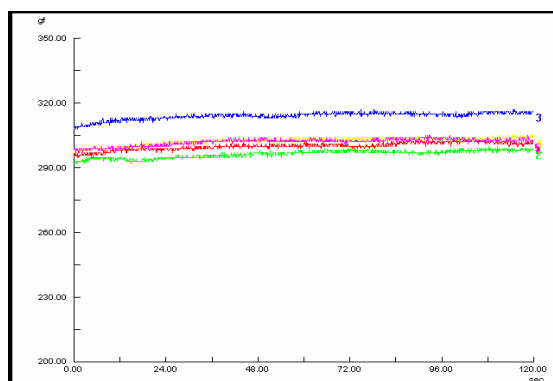
平均值 310 克      標準差 10.93

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	308.00	300.00
2	306.00	297.00
3	323.00	317.00
4	295.00	290.00
5	318.00	311.00
Mean	310.00	303.00

圖 3-2 彈性鏈在空氣中延伸 4 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-2 彈性鏈在空氣中延伸 4 天後之力量，最大值平均為 310.0 克。

## 2. 在空氣中延伸並放置7天之彈性鏈



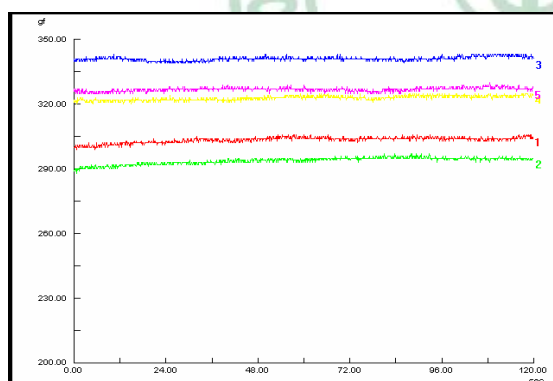
平均值 306.4 克 標準差 6.35

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	304.00	295.00
2	300.00	292.00
3	317.00	308.00
4	306.00	297.00
5	305.00	297.00
平均值	306.40	297.80

圖 3-3 彈性鏈在空氣中延伸 7 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-3 彈性鏈在空氣中延伸 7 天後之力量，最大值平均為 306.4 克。

## 3. 在空氣中延伸並放置11天之彈性鏈



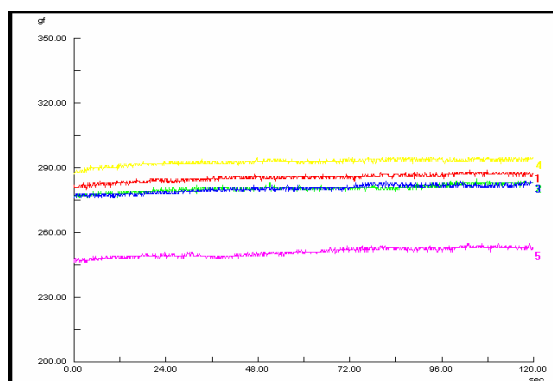
平均值 320.2 克 標準差 18.57

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	306.00	299.00
2	297.00	288.00
3	343.00	339.00
4	325.00	320.00
5	330.00	325.00
平均值	320.20	314.20

圖 3-4 彈性鏈在空氣中延伸 11 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-4 彈性鏈在空氣中延伸 11 天後之力量，最大值平均為 320.2 克。

#### 4. 在空氣中延伸並放置14天之彈性鏈



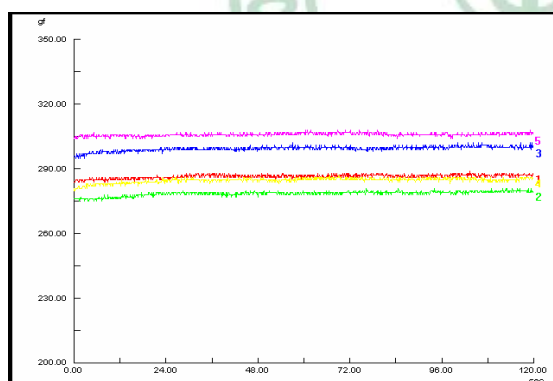
平均值 281.6 克 標準差 15.49

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	289.00	280.00
2	285.00	276.00
3	284.00	276.00
4	295.00	287.00
5	255.00	246.00
平均值	281.60	273.00

圖 3-5 彈性鏈在空氣中延伸 14 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-5 彈性鏈在空氣中延伸 14 天後之力量，最大值平均為 281.6 克。

#### 5. 在空氣中延伸並放置18天之彈性鏈



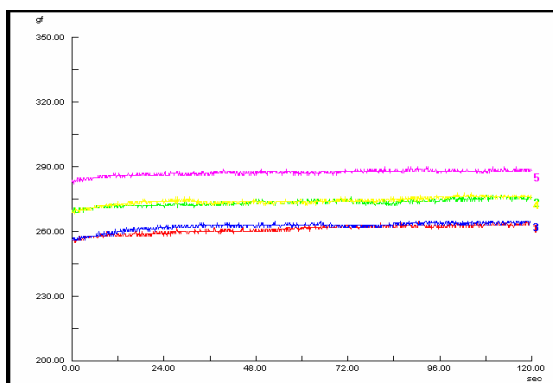
平均值 293.4 克 標準差 11.19

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	289.00	284.00
2	281.00	275.00
3	302.00	295.00
4	287.00	280.00
5	308.00	304.00
平均值	293.40	287.60

圖 3-6 彈性鏈在空氣中延伸 18 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-6 彈性鏈在空氣中延伸 18 天後之力量，最大值平均為 293.4 克。

6. 在空氣中延伸並放置21天之彈性鏈



	Maximum Load	最小負荷
	gf	gf
1	265.00	255.00
2	277.00	269.00
3	265.00	256.00
4	278.00	268.00
5	290.00	282.00
平均值	275.00	266.00

平均值 275.0 克 標準差 10.46

圖 3-7 彈性鏈在空氣中延伸 21 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-7 彈性鏈在空氣中延伸 21 天後之力量，最大值平均為 275.0 克。

將以上6個時間點所量得之力量”最大值”平均值及標準差繪製成圖表

如下：

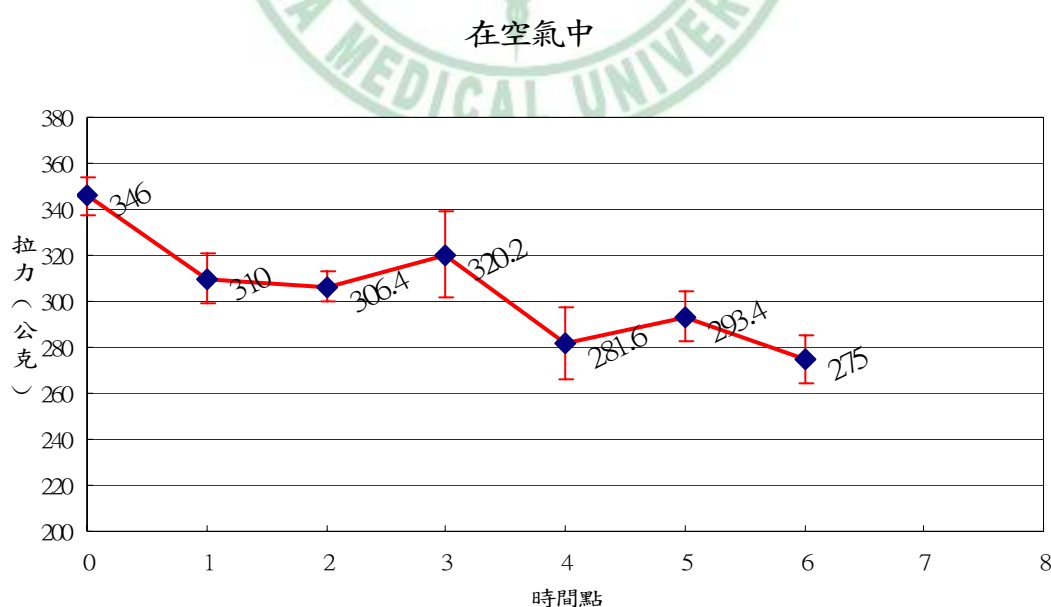


圖 3-8 彈性鏈在空氣中延伸 3 星期內之力量變化。



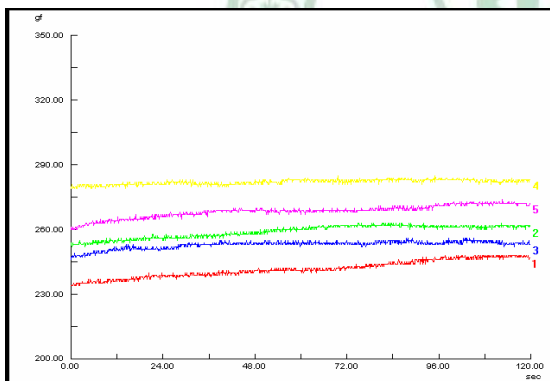
從圖中可看到彈性鏈的力量表現並非很穩定的呈現，常常看到力量的曲線是高高低低，但是整體的趨勢仍可以看出力量是下降的，因此在這一組可以了解彈性鏈在空氣中會自然隨著時間而力量下降。



### 3-3 彈性鏈在恆溫37°C水中力量輸出結果

第二組 (M組)30條彈性鏈被延伸到壓克力支架後，浸泡在恆溫37°C水槽中，在最後所量得的各個時間點彈性鏈殘存拉力以QCforce軟體紀錄之力量 (克)-時間 (秒)圖將在下面依照6個時間點不同一一列出每個時間點各有5條彈性鏈剛好代表圖中不同顏色的線段，力量的量測也是2分鐘。

#### 1. 在37°C恆溫水槽延伸並放置4天之彈性鏈



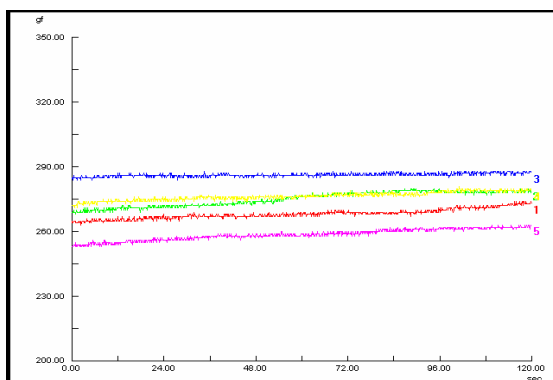
	Maximum Load	最小負荷
	gf	gf
1	248.00	234.00
2	263.00	252.00
3	256.00	246.00
4	285.00	279.00
5	274.00	260.00
平均值	265.20	254.20

平均值 265.2 克 標準差 14.62

圖 3-9 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 4 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-8 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 4 天後之力量，最大值平均為 265.2 克。

2. 在37°C 恆溫水槽延伸並放置7天之彈性鏈



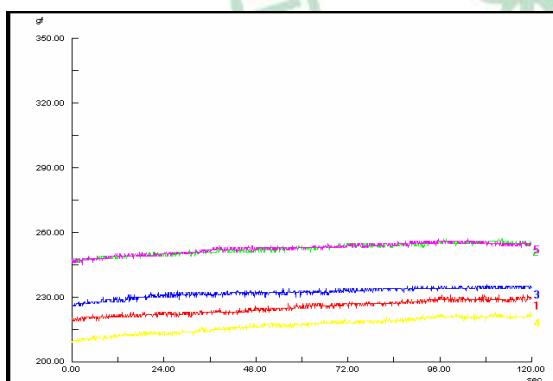
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	274.00	263.00
2	280.00	268.00
3	288.00	284.00
4	281.00	271.00
5	263.00	253.00
平均值	277.20	267.80

平均值 277.2 克 標準差 9.36

圖 3-10 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 7 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-9 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 7 天後之力量，最大值平均為 277.2 克。

3. 在37°C 恆溫水槽延伸並放置11天之彈性鏈



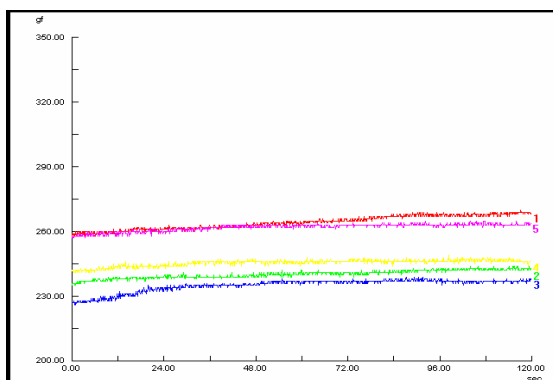
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	231.00	219.00
2	257.00	246.00
3	236.00	226.00
4	223.00	209.00
5	257.00	245.00
平均值	240.80	229.00

平均值 240.8 克 標準差 15.5

圖 3-11 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 11 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-10 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 11 天後之力量，最大值平均為 240.8 克。

4. 在37°C 恆溫水槽延伸並放置14天之彈性鏈



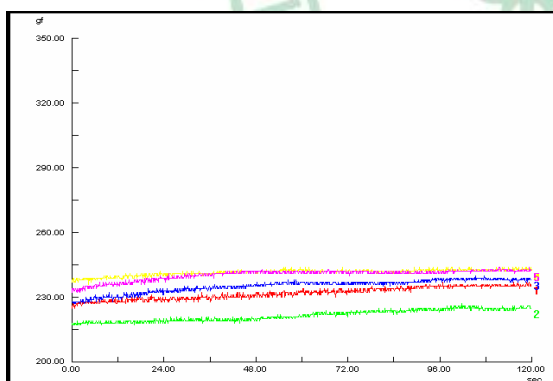
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	270.00	258.00
2	244.00	235.00
3	239.00	226.00
4	249.00	241.00
5	265.00	257.00
平均值	253.40	243.40

平均值 253.4 克 標準差 13.46

圖 3-12 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 14 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-11 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 14 天後之力量，最大值平均為 253.4 克。

5. 在37°C 恆溫水槽延伸並放置18天之彈性鏈



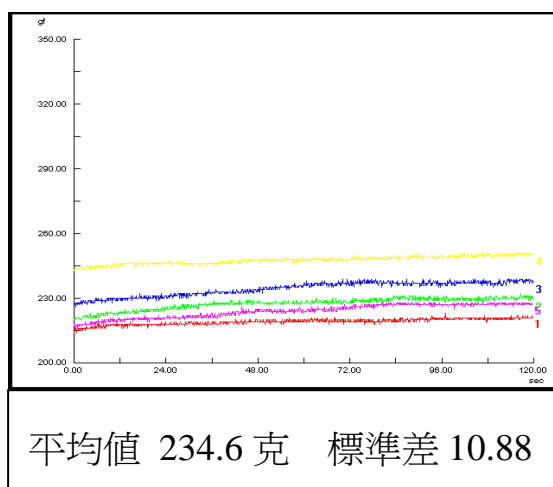
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	237.00	225.00
2	227.00	217.00
3	240.00	227.00
4	244.00	236.00
5	244.00	232.00
平均值	238.40	227.40

平均值 238.4 克 標準差 7.02

圖 3-13 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 18 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-12 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 18 天後之力量，最大值平均為 238.4 克。

6. 在37°C恆溫水槽延伸並放置21天之彈性鏈



	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	223.00	214.00
2	232.00	220.00
3	239.00	226.00
4	251.00	243.00
5	228.00	216.00
平均值	234.60	223.80

圖 3-14 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 21 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-13 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 21 天後之力量，最大值平均為 238.4 克。

同樣將以上6個時間點所量得之力量”最大值”平均值及標準差繪製成

圖表如下：

在恆溫37°C水中

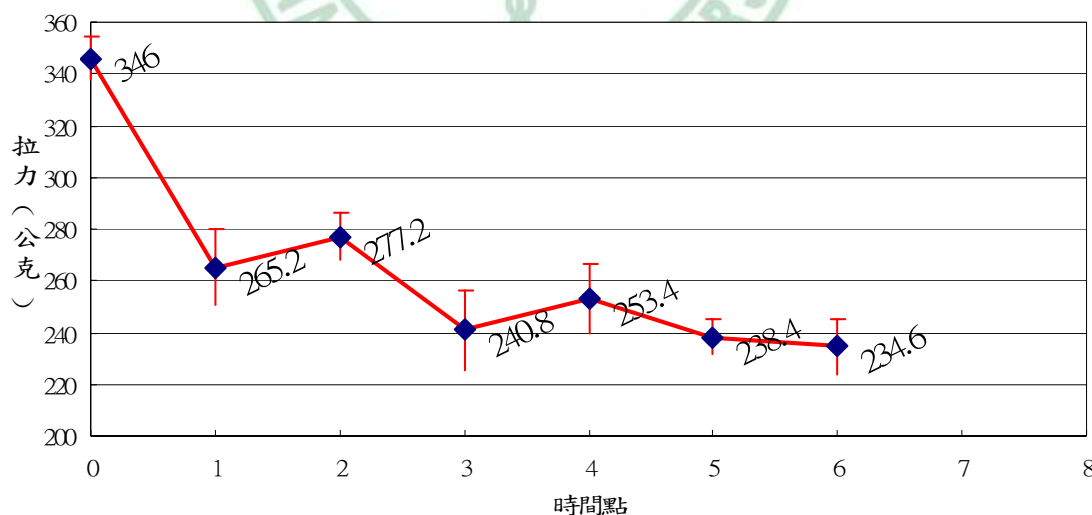


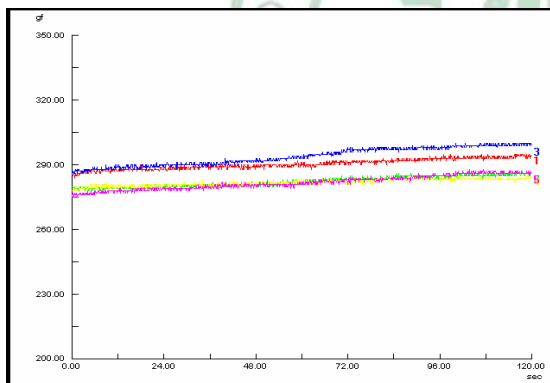
圖 3-15 彈性鏈在 37°C 恆溫水槽延伸 3 星期內之力量變化。

從圖中可觀察到在第一時間點 (4天)內就有相當的力量弱化，之後第二個時間點到第六個時間點 (4~21天)，力量的衰減就趨於緩和。

### 3-4 彈性鏈經溫度變化後力量輸出結果

在第三組中 (T組)也是將30條彈性鏈被延伸到壓克力支架後，浸泡在恆溫37°C水槽中，然而與M組不同的是每日進行3次高低溫之溫度循環，在最後所量得的各個時間點彈性鏈殘存拉力以QCforce軟體紀錄之力量 (克)-時間 (秒)圖如下，每個時間點各有5條彈性鏈剛好代表圖中不同顏色的線段，力量的量測為2分鐘。

#### 1. 經溫度變化且放置4天之彈性鏈



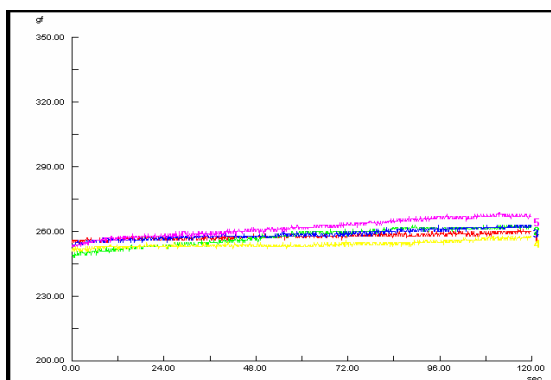
	Maximum Load	最小負荷
	gf	gf
1	295.00	284.00
2	287.00	278.00
3	300.00	285.00
4	285.00	278.00
5	288.00	275.00
平均值	291.00	280.00

平均值 291.0 克 標準差 6.28

圖 3-16 彈性鏈經溫度變化 4 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-14 彈性鏈經溫度變化 4 天後之力量，最大值平均為 291.0 克。

## 2. 經溫度變化且放置7天之彈性鏈



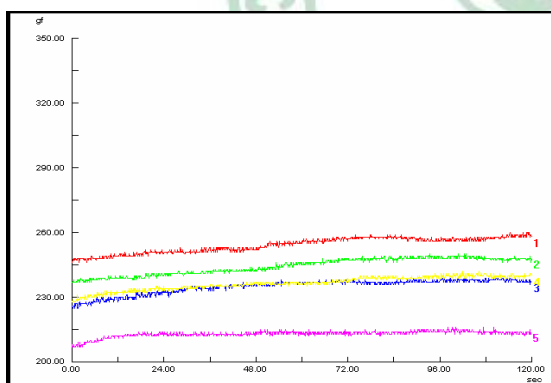
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	261.00	255.00
2	263.00	248.00
3	263.00	253.00
4	258.00	251.00
5	269.00	253.00
平均值	262.80	252.00

平均值 262.8 克 標準差 4.02

圖 3-17 彈性鏈經溫度變化 7 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-15 彈性鏈經溫度變化 7 天後之力量，最大值平均為 262.8 克。

## 3. 經溫度變化且放置11天之彈性鏈



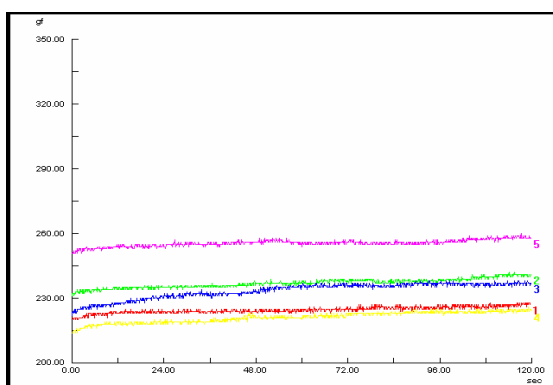
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	260.00	246.00
2	250.00	237.00
3	239.00	225.00
4	242.00	228.00
5	216.00	207.00
平均值	241.40	228.60

平均值 241.4 克 標準差 16.36

圖 3-18 彈性鏈經溫度變化 11 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-16 彈性鏈經溫度變化 11 天後之力量，最大值平均為 241.4 克。

#### 4. 經溫度變化且放置14天之彈性鏈



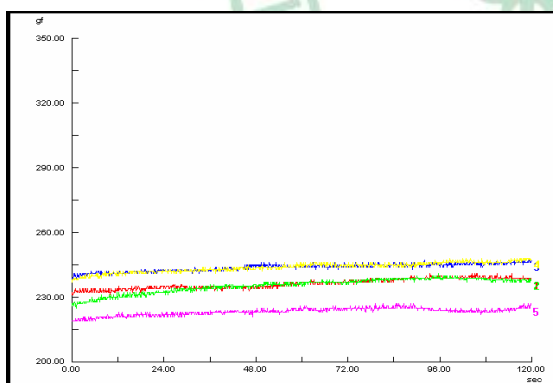
平均值 238.8 克 標準差 13.61

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	228.00	220.00
2	242.00	231.00
3	238.00	222.00
4	226.00	214.00
5	260.00	251.00
平均值	238.80	227.60

圖 3-19 彈性鏈經溫度變化 14 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-17 彈性鏈經溫度變化 14 天後之力量，最大值平均為 238.8 克。

#### 5. 經溫度變化且放置18天之彈性鏈



平均值 240.8 克 標準差 8.38

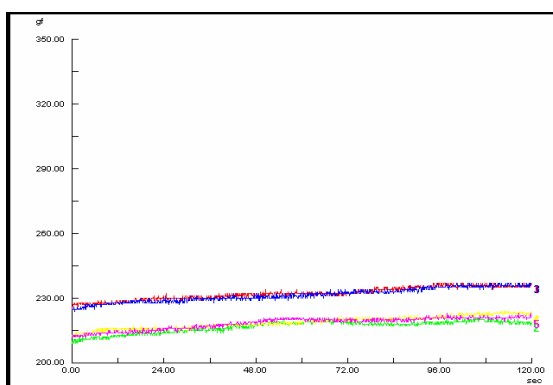
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	241.00	231.00
2	241.00	225.00
3	247.00	239.00
4	248.00	237.00
5	227.00	219.00
平均值	240.80	230.20

圖 3-20 彈性鏈經溫度變化 18 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-18 彈性鏈經溫度變化 18 天後之力量，最大值平均為 240.8 克。



## 6. 經溫度變化且放置21天之彈性鏈



	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	237.00	225.00
2	221.00	209.00
3	237.00	224.00
4	224.00	212.00
5	223.00	212.00
平均值	228.40	216.40

平均值 228.4 克 標準差 7.92

圖 3-21 彈性鏈經溫度變化 21 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。表 3-19 彈性鏈經溫度變化 21 天後之力量，最大值平均為 228.4 克。

將以上 6 個時間點所量得之力量”最大值”平均值及標準差繪製成圖表

如下：

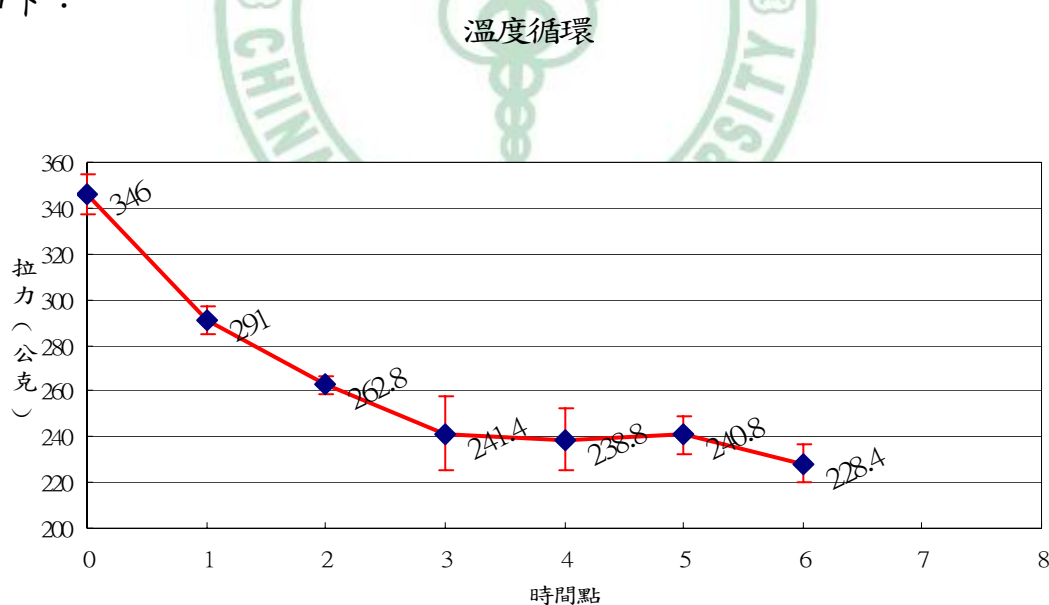


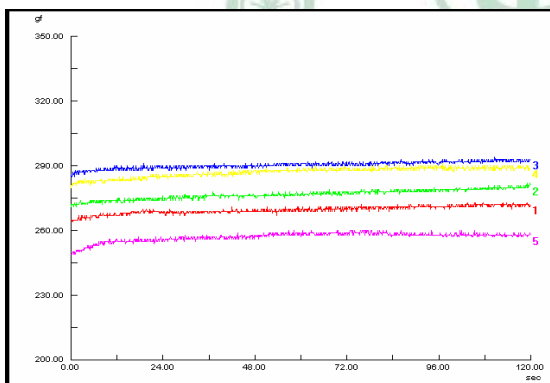
圖 3-22 彈性鏈經溫度變化 3 星期內之力量變化。

經溫度循環所得之結果顯示，力量隨著時間經過呈現穩定衰減。

### 3-5 彈性鏈經酸鹼變化後力量輸出結果

在第四組中 (P組)同樣是將30條彈性鏈被延伸到壓克力支架後，浸泡在恆溫37°C水槽中，然而與T組不同的是每日進行3次酸鹼值不同之循環，在最後所量得的各個時間點彈性鏈殘存拉力以QCforce軟體紀錄之力量 (克)-時間 (秒)圖如下，每個時間點各有5條彈性鏈剛好代表圖中不同顏色的線段，力量的量測為2分鐘。

#### 1. 經酸鹼變化且放置4天之彈性鏈



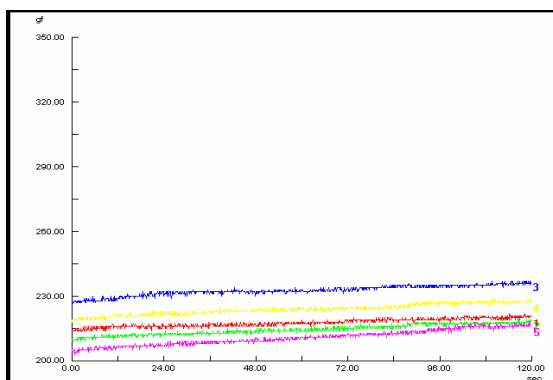
	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	273.00	264.00
2	282.00	271.00
3	294.00	285.00
4	291.00	280.00
5	260.00	249.00
平均值	280.00	269.80

平均值 280 克 標準差 13.87

圖 3-23 彈性鏈經酸鹼變化 4 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-20 彈性鏈經酸鹼變化 4 天後之力量，最大值平均為 280.0 克。

## 2. 經酸鹼變化且放置7天之彈性鏈



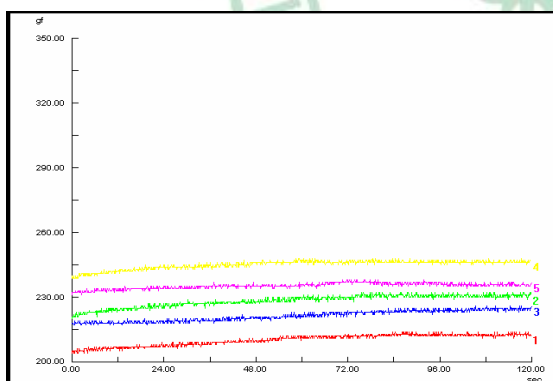
平均值 225.0 克 標準差 7.97

圖 3-24 彈性鏈經酸鹼變化 7 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	222.00	214.00
2	219.00	209.00
3	237.00	226.00
4	229.00	218.00
5	218.00	203.00
平均值	225.00	214.00

表 3-21 彈性鏈經酸鹼變化 7 天後之力量，最大值平均為 225.0 克。

## 3. 經酸鹼變化且放置11天之彈性鏈



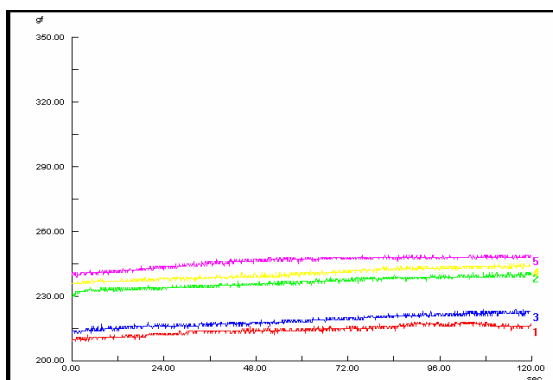
平均值 231.6 克 標準差 12.76

圖 3-25 彈性鏈經酸鹼變化 11 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	214.00	204.00
2	232.00	220.00
3	226.00	217.00
4	248.00	239.00
5	238.00	231.00
平均值	231.60	222.20

表 3-22 彈性鏈經酸鹼變化 11 天後之力量，最大值平均為 231.6 克。

#### 4. 經酸鹼變化且放置14天之彈性鏈



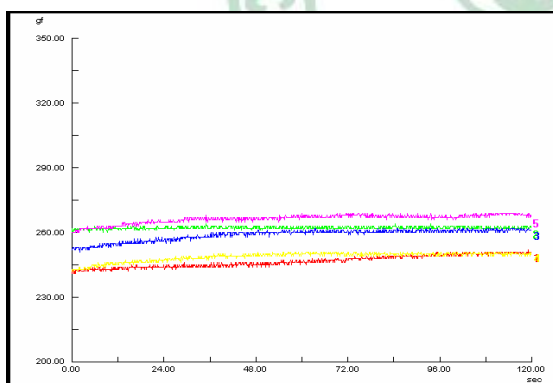
平均值 235.4 克 標準差 13.61

	Maximum Load	最小負荷
	gf	gf
1	218.00	209.00
2	241.00	230.00
3	224.00	213.00
4	245.00	236.00
5	249.00	239.00
平均值	235.40	225.40

圖 3-26 彈性鏈經酸鹼變化 14 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-23 彈性鏈經酸鹼變化 14 天後之力量，最大值平均為 235.4 克。

#### 5. 經酸鹼變化且放置18天之彈性鏈



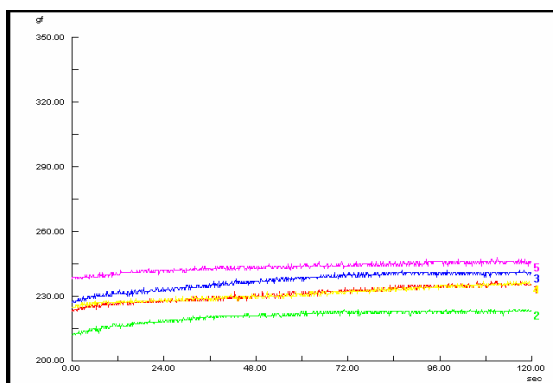
平均值 259.6 克 標準差 7.83

	Maximum Load	最小負荷
	gf	gf
1	252.00	241.00
2	264.00	260.00
3	262.00	251.00
4	251.00	242.00
5	269.00	260.00
平均值	259.60	250.80

圖 3-27 彈性鏈經酸鹼變化 18 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-24 彈性鏈經酸鹼變化 18 天後之力量，最大值平均為 259.6 克。

## 6. 經酸鹼變化且放置21天之彈性鏈



平均值 237.6 克 標準差 8.85

	Maximum	最小負荷
	Load	
	gf	gf
1	237.00	223.00
2	224.00	212.00
3	242.00	227.00
4	237.00	225.00
5	248.00	238.00
平均值	237.60	225.00

圖 3-28 彈性鏈經酸鹼變化 21 天後之力量，以 QCforce 軟體記錄之結果。

表 3-25 彈性鏈經酸鹼變化 21 天後之力量，最大值平均為 237.6 克。

將以上 6 個時間點所量得之力量“最大值”平均值及標準差繪製成圖表

如下：

酸鹼循環

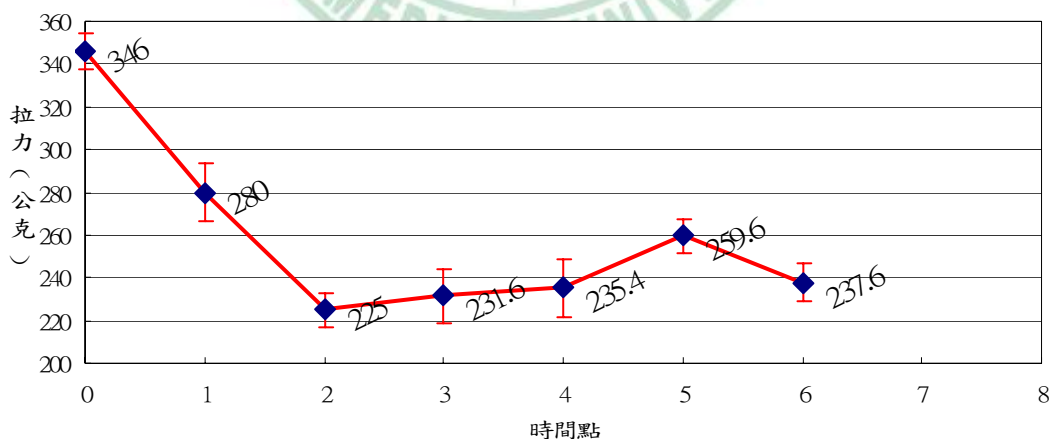


圖 3-29 彈性鏈經溫度變化 3 星期內之力量變化。

從圖中可以得知彈性鏈的力量在前 2 個時間點 (7 天) 內，呈現快速下降的趨勢，之後力量趨於平緩。

### 3-6 各組結果分析比較

從以上各組紀錄結果可知，所有彈性鏈一旦轉移到拉力計力量會慢慢上升，等到2分鐘後力量上升就趨於緩和，因此選取2分鐘內所得力量最大值當作這條彈性鏈所量得的數值，以Excel整理4組原始資料並繪製成圖表結果如下：

初始力量 (克)	362	343	349	340	348	
	334	350	335	348	351	
在空氣中						
時間點	A1(4d)	A2(7d)	A3(11d)	A4(14d)	A5(18d)	A6(21d)
	308	304	306	289	289	265
	306	300	297	285	281	277
	323	317	343	284	302	265
	295	306	325	295	287	278
	318	305	330	255	308	290
恆溫中						
時間點	M1(4d)	M2(7d)	M3(11d)	M4(14d)	M5(18d)	M6(21d)
	248	274	231	270	237	223
	263	280	257	244	227	232
	256	288	236	239	240	239
	285	281	223	249	244	251
	274	263	257	265	244	228
溫度變化						
時間點	T1(4d)	T2(7d)	T3(11d)	T4(14d)	T5(18d)	T6(21d)
	295	261	260	228	241	237
	287	263	250	242	241	221
	300	263	239	238	247	237
	285	258	242	226	248	224
	288	269	216	260	227	223

酸鹼變化	P1(4d)	P2(7d)	P3(11d)	P4(14d)	P5(18d)	P6(21d)
時間點	273	222	214	218	252	237
	282	219	232	241	264	224
	294	237	226	224	262	242
	291	229	248	245	251	237
	260	218	238	249	269	248

表 3-26 各組彈性鏈在不同時間所量得的力量。

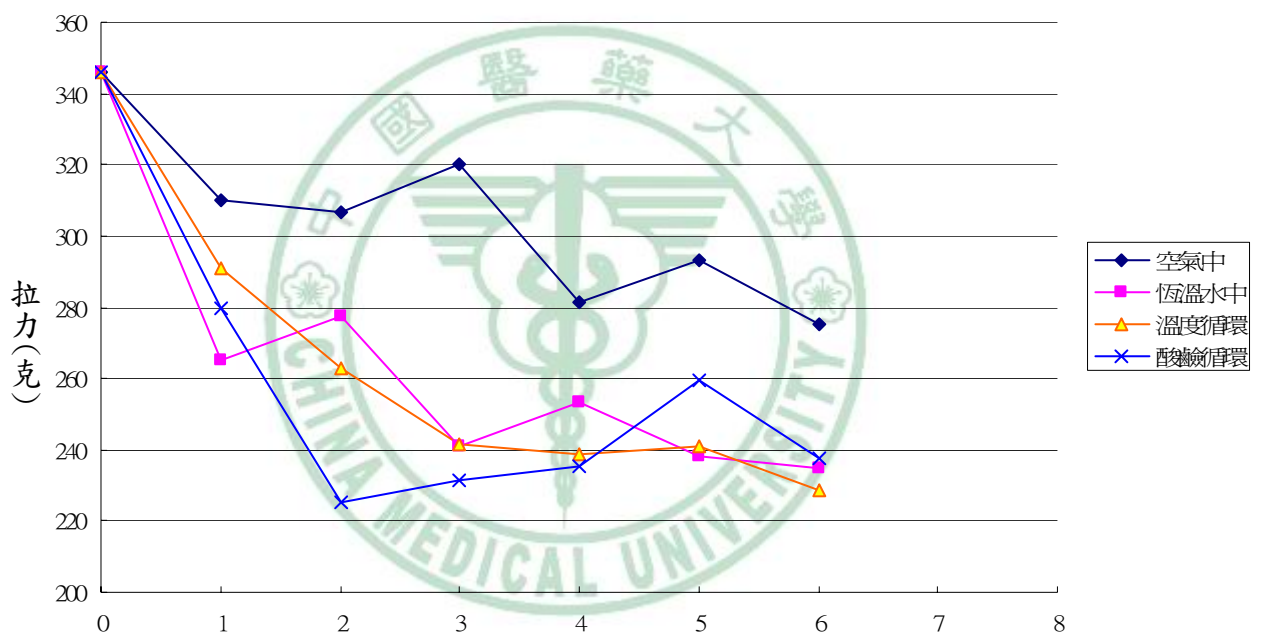


圖 3-30 各組彈性鏈在不同時間所量得的力量折線圖。

使用SPSS進行ANOVA資料分析，並以Tukey做事後檢定，分析

結果如下：

Multiple Comparisons

Tukey HSD

Dependent Variable	(I) VAR00001	(J) VAR00001	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval		
						Lower Bound	Upper Bound	
(t0 時間各組之間的比較)	VAR00002	1.00	2.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			3.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			4.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
	2.00	1.00	3.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			4.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			3.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
	3.00	1.00	2.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			4.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			2.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
	4.00	1.00	2.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			3.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
			2.00	.00000	3.72380	1.000	-10.0290	10.0290
(t1 時間各組之間的比較)	VAR00003	1.00	2.00	44.80000*	7.51798	.000	23.2909	66.3091
			3.00	19.00000	7.51798	.093	-2.5091	40.5091
			4.00	30.00000*	7.51798	.005	8.4909	51.5091
	2.00	1.00	3.00	-44.80000*	7.51798	.000	-66.3091	-23.2909
			4.00	-25.80000*	7.51798	.016	-47.3091	-4.2909
			3.00	-14.80000	7.51798	.240	-36.3091	6.7091
	3.00	1.00	2.00	-19.00000	7.51798	.093	-40.5091	2.5091
			4.00	25.80000*	7.51798	.016	4.2909	47.3091
			2.00	11.00000	7.51798	.481	-10.5091	32.5091
	4.00	1.00	2.00	-30.00000*	7.51798	.005	-51.5091	-8.4909
			3.00	14.80000	7.51798	.240	-6.7091	36.3091
			2.00	-11.00000	7.51798	.481	-32.5091	10.5091
(t2 時間各組之間的比較)	VAR00004	1.00	2.00	29.20000*	4.55741	.000	16.1612	42.2388
			3.00	43.60000*	4.55741	.000	30.5612	56.6388
			4.00	81.40000*	4.55741	.000	68.3612	94.4388
	2.00	1.00	3.00	-29.20000*	4.55741	.000	-42.2388	-16.1612
			4.00	14.40000*	4.55741	.028	1.3612	27.4388
			3.00	52.20000*	4.55741	.000	39.1612	65.2388
	3.00	1.00	2.00	-43.60000*	4.55741	.000	-56.6388	-30.5612
			4.00	-14.40000*	4.55741	.028	-27.4388	-1.3612
			2.00	37.80000*	4.55741	.000	24.7612	50.8388
	4.00	1.00	2.00	-81.40000*	4.55741	.000	-94.4388	-68.3612
			3.00	-52.20000*	4.55741	.000	-65.2388	-39.1612
			2.00	-37.80000*	4.55741	.000	-50.8388	-24.7612
(t3 時間各組之間的比較)	VAR00005	1.00	2.00	79.40000*	10.07720	.000	50.5689	108.2311
			3.00	78.80000*	10.07720	.000	49.9689	107.6311
			4.00	88.60000*	10.07720	.000	59.7689	117.4311
	2.00	1.00	3.00	-79.40000*	10.07720	.000	-108.2311	-50.5689
			4.00	-6.00000	10.07720	1.000	-29.4311	28.2311
			3.00	9.20000	10.07720	.798	-19.6311	38.0311
	3.00	1.00	2.00	-78.80000*	10.07720	.000	-107.6311	-49.9689
			4.00	.60000	10.07720	1.000	-28.2311	29.4311
			2.00	9.80000	10.07720	.767	-19.0311	38.6311
	4.00	1.00	2.00	-88.60000*	10.07720	.000	-117.4311	-59.7689
			3.00	-9.20000	10.07720	.798	-38.0311	19.6311
			2.00	-9.80000	10.07720	.767	-38.6311	19.0311
(t4 時間各組之間的比較)	VAR00006	1.00	2.00	28.20000*	8.89719	.027	2.7450	53.6550
			3.00	42.80000*	8.89719	.001	17.3450	68.2550
			4.00	46.20000*	8.89719	.000	20.7450	71.6550
	2.00	1.00	3.00	-28.20000*	8.89719	.027	-53.6550	-2.7450
			4.00	14.60000	8.89719	.385	-10.8550	40.0550
			3.00	18.00000	8.89719	.221	-7.4550	43.4550
	3.00	1.00	2.00	-42.80000*	8.89719	.001	-68.2550	-17.3450
			4.00	-14.60000	8.89719	.385	-40.0550	10.8550
			2.00	3.40000	8.89719	.980	-22.0550	28.8550



(t5 時間各組之間的比較)	VAR00007	1.00	2.00	55.00000*	5.53263	.000	39.1710	70.8290
			3.00	52.60000*	5.53263	.000	36.7710	68.4290
			4.00	33.80000*	5.53263	.000	17.9710	49.6290
	2.00	1.00	-55.00000*	5.53263	.000	-70.8290	-39.1710	
		3.00	-2.40000	5.53263	.972	-18.2290	13.4290	
		4.00	-21.20000*	5.53263	.007	-37.0290	-5.3710	
	3.00	1.00	-52.60000*	5.53263	.000	-68.4290	-36.7710	
		2.00	2.40000	5.53263	.972	-13.4290	18.2290	
		4.00	-18.80000*	5.53263	.017	-34.6290	-2.9710	
	4.00	1.00	-33.80000*	5.53263	.000	-49.6290	-17.9710	
		2.00	21.20000*	5.53263	.007	5.3710	37.0290	
		3.00	18.80000*	5.53263	.017	2.9710	34.6290	
(t6 時間各組之間的比較)	VAR00008	1.00	2.00	40.40000*	6.07371	.000	23.0230	57.7770
			3.00	46.60000*	6.07371	.000	29.2230	63.9770
			4.00	37.40000*	6.07371	.000	20.0230	54.7770
	2.00	1.00	-40.40000*	6.07371	.000	-57.7770	-23.0230	
		3.00	6.20000	6.07371	.740	-11.1770	23.5770	
		4.00	-3.00000	6.07371	.959	-20.3770	14.3770	
	3.00	1.00	-46.60000*	6.07371	.000	-63.9770	-29.2230	
		2.00	-6.20000	6.07371	.740	-23.5770	11.1770	
		4.00	-9.20000	6.07371	.452	-26.5770	8.1770	
	4.00	1.00	-37.40000*	6.07371	.000	-54.7770	-20.0230	
		2.00	3.00000	6.07371	.959	-14.3770	20.3770	
		3.00	9.20000	6.07371	.452	-8.1770	26.5770	

\*. The mean difference is significant at the .05 level.

表 3-27 使用 SPSS 進行 ANOVA 資料分析並以 Tukey 做事後檢定。

1. 在t0時間由於各組數據都一樣，所以都沒差異。
2. t1時間空氣中與酸鹼循環及恆溫均有差異 (P<0.05)，恆溫與溫度循環有差異。
3. t2時間所有組別彼此之間均有差異，只是恆溫與溫度循環之差異就沒有其他組大。
4. t3時間空氣中與其他3組均有差異，其他組之間則沒有差異。
5. t4時間空氣中與其他3組均有差異，其他組之間則沒有差異。
6. t5時間空氣中與其他3組均有差異，酸鹼循環與其他2組有差異。
7. t6時間空氣中與其他3組均有差異，其他組之間則沒有差異。

從以上結果大致了解越到實驗中後期（第3個時間點），空氣中的組別與其他3組均有差異，而其他3組彼此之間的差異性並不大，除了在第5個時間點（18天）時，酸鹼循環組有力量異常增高的現象。



## 第四章 研究討論

### 4-1 壓克力材料性質探討

在本實驗中之彈性鏈實驗支架經過多次的試誤，最後決定使用壓克力板來製作，其主要的優點為：

1. 壓克力板在水中的比重適當[33]。壓克力之比重為 1.19 ~ 1.2，略比水重 (1)，當放置好彈性鏈時不用擔心壓克力板會漂浮在水面上，導致彈性鏈無法完全浸泡在水中。
2. 可以容易地準備小壓克力顆粒，並使其大小尺寸接近矯正支架之大小，再者小壓克力顆粒黏著的位置也可以藉由方格紙定位，並使用快乾劑就可以輕易做好固定動作。

相較之下，使用木板作為支架最大的問題在於要使用鋼釘釘在木板上並精確定位會有一定的困難度，且為了不讓彈性鏈有不適當的延伸，鋼釘所選用的尺寸為最小號，也增加了將釘子釘入又不能有任何釘子的變形之難度，再者是木板會漂浮在水中，使彈性鏈不易完全浸泡在水中。

當然使用壓克力板作為支架也有擔心的地方，例如其耐溫性及耐

酸鹼性就是首要考量，壓克力之成份主要就是”聚甲基丙烯酸甲酯”(PMMA)，其熱變形溫度為 74~102°C，以本實驗溫度循環介於 15°C~45°C 而言，應不致產生變形，此外它對於一些化學物質均有良好的抗性[8]，在 pH 4.9~7.3 之間的變化也不致造成影響。



## 4-2 模擬環境之設定

在本實驗之所以選擇 pH 值循環及溫度循環等變項，主要是因為在一般進餐的食物常包含冷熱食及飲料，溫度的循環測試正是模擬冷熱食的攝取，pH 值的循環測試正是模擬不同酸鹼性質飲料及食物的攝取，雖然溫度和酸鹼只是影響彈性鏈力量衰減眾多變項中的其中二種，不過也是最重要的二個變項，每個人的飲食習慣差異相當大，要針對病患的飲食加以控制是非常困難的，藉由實驗室的模擬或許仍是目前比較可以掌握的，在未來的實驗或許也可以進一步討論這二種變項以外的其他變項，或是將這二種變項同時進行，或是再加入各項調味（甜、鹹、苦、辣）之變項進行討論。

關於在本實驗中所設定的各項環境條件，以下將會更詳細來描述。

1. 彈性鏈延伸之距離。在本實驗中選擇 6 個環之彈性鏈，並將其延伸到 37mm 之距離，如前所述（圖 2-6）是為了模擬下顎 6 顆前牙黏上矯正支架後之距離，剛好平均值是接近 37mm，在之前許多研究均習慣量測 6~8 個環的長度，而且他們所預設拉開的距離大約是 2 倍於原始長度，雖然在這些文獻中並沒有交代為何選擇這樣的環數及距離，然而在臨床上的確這樣的環數使用最頻繁，主要的原因是在矯正

後期所殘餘的空間並不是全面性的，而是只有某些區域剩下一些小空間需要關閉（請參照第二章，圖 2-5），雖然只有在某些區域的小空間，但是要關閉起來所要花費的時間卻往往是大空間的好幾倍，如果能有效利用彈性鏈關閉這些小空間，便能大大縮短治療的時間。另外在口腔內每顆牙齒的大小是不同的，以下顎前牙來說擁有全口最短的近遠心徑，因此，如果彈性鏈能夠在這一區最短距離內產生力量，那麼在別區應該也會有更好的力量表現（圖 4-1）。

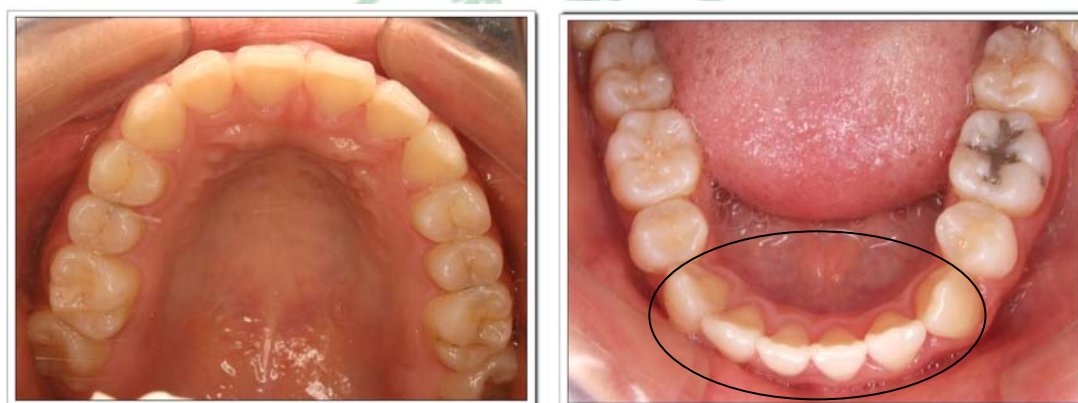


圖 4-1 下顎前牙擁有所有牙齒最短之近遠心距離。左圖為上顎，右圖為下顎，圈圈所示為下顎前牙區域。

在之前的研究中有幾篇在進行類似研究時，除了拉開一定距離外，還會刻意模仿牙齒受力後關閉的空間[21, 27, 28]，例如每周以 0.5mm 之距離縮短來模擬牙齒移動後彈性鏈縮短，雖然這樣的設計或許可以更容易了解彈性鏈真正的力量表現，但是對於牙齒的移動量其實是不容易掌握的，根據一些學者的研究，牙齒移動並非所想的線性

關係，而是分成 4 個時期[34]，如果牙齒移動剛好進入停滯期，則在這一段時間內是無論給予多少力無法產生移動的，再者剛剛所提，當進行最後的空間關閉，雖然整體殘存空間常常只剩 2mm，可是卻異常地比矯正初期之空間更難關閉，這也是本實驗決定不模擬距離縮短的原因。

2. 在本實驗分成 4 組進行比較，在空氣中主要是做為對照組，根據一些研究指出，當彈性鏈一旦製作好，便自然會隨著時間產生力量之衰減，本實驗中所使用的彈性鏈為同一捆彈性鏈，製作時間與有效日期均為同一天，有助於實驗結果之控制。在恆溫水槽這一組主要是針對接下來的 pH 循環及溫度循環提供一個比較，以找出是否有溫度循環或是 pH 循環後之差別，而溫度循環所選擇之高低溫根據學者的研究[31]，認為在口腔內溫度的範圍應該會介於這二個溫度極限值內，本實驗利用了另一個恆溫水槽來創造高溫環境（45°C），另一水槽準備低溫環境，然而要降低溫度並維持低溫遠比維持高溫來得困難，在本實驗所使用的方法是使用飲水機的冷水取得低溫水，量得水溫約 13°C，接著放入 2~3 塊冰塊在水槽中，20 分內水溫大致可以維持一致。

至於 pH 值之循環，根據學者所研究[27, 35-37]，在口腔內之 pH 大約介於 4.9~7.3 這二個極限值範圍內，對於 pH 的調製曾經參考一

些研究，以 Ferriter 所作的研究[27]，他們是以 HCl 及 NaOH 為基本酸鹼液，接著之緩衝液慢慢去滴定出固定 pH 值之溶液，雖然這樣的方式可以製備任何想要的 pH 溶液，可是似乎不太符合人體會飲用之液體，正如我們不會飲用任何 HCl 或 NaOH，此外滴定的過程太耗時，以本實驗一天必需進行 3 次循環，這個方法無法達成，於是本實驗後來採用的方式為使用離子交換樹脂進行增酸的動作來達到所預設之 pH 值，因為離子交換樹脂本身不溶於水，其原理是利用水流過樹脂，將水中之鈣鎂離子置換以達到增酸之效果。

在此並沒有進化鹼化處理，主要是從飲水機取得的水先行測量，發現其 pH 值大約介於 7.9 ~ 8.0 之間，並非所想之中性 pH 7.0，如前所述唾液會把口中的酸鹼值緩衝在 4.9 ~ 7.3 之間，因此從飲水機取得的水只須進行酸化處理，不須鹼化處理。本實驗所使用的離子交換樹脂由於此樹脂顆粒非常的小，且不溶於水，使用時須先用小濾網裝盛樹脂，接著浸泡在水槽中，邊攪拌邊觀察 pH 值下降的情形，直到 pH 降低到實驗所須就移除樹脂，利用同樣的方式調配這二個 pH 值溶液。



## 4-3 彈性鏈力量之測量探討

### 4-3-1 彈性鏈之轉移

彈性鏈在預設之條件下進行一段時間之實驗後，接下來便是要針對其拉力進行測量，因此必須考慮一個方法，使彈性鏈之轉移必須不致延長或縮短目前被拉開之距離，當然要 100%完全不會有任何的長度改變是無法辦到的，不過利用本實驗之方法可以減到最低。

以往的研究中，關於彈性鏈轉移之方法大多無特別之著墨，然而這個因素卻是影響實驗數據很大的一個因素，也有少數實驗對於轉移之方法有特別強調，例如在 Stuart [38] 實驗中，他們所用之方法為特製一個專用之 plier (圖 4-2)，當將握把拉開後，前端二個圓柱形部份可以張開，將彈性鏈撐開一定的長度，方便彈性鏈取出之後放置到量測儀器上，然而此 plier 並無法得知應距離，有時不容易控制每次拉開之距離均一致。本實驗利用的是市售之游標尺，不但可以拉開一可確定的距離，也可以固定住這個距離，而且不用特別再訂製一專門的器械，唯一的缺點是由於尖端是尖型的規格，有可能會傷到彈性鏈，因此特別保留了最外側二端各一環彈性鏈提供轉移時勾取之用 (圖 4-3)，如此一來便不用擔心彈性鏈轉移時長度之改變，也不用擔心勾取之 plier 尖頭傷害彈性鏈造成實驗人為誤差。

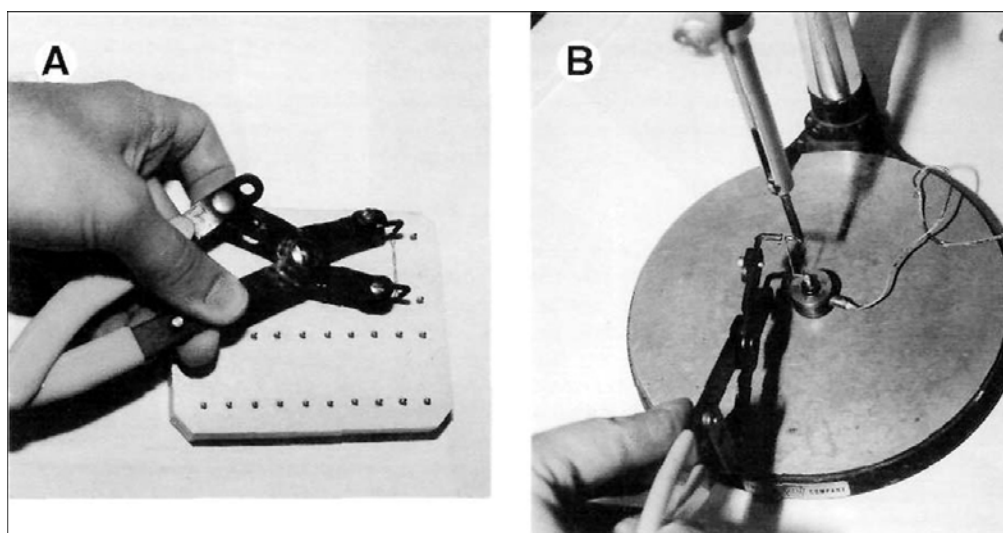


圖 4-2 在 Stuart 的研究內所使用之 plier，主要是用來轉移彈性鏈到拉力計上，將握把拉開後，前端二個圓柱形部份可以張開，將彈性鏈撐開一定的長度[38]。



圖 4-3 彈性鏈最外側二端各一個環主要是用來作為轉移時勾取之用，並不參與真正的延伸。

#### 4-3-2 轉移後等待之時間

彈性鏈從壓克力支架轉移到拉力計後，再來面臨的就是什麼時候正式開始記錄所量得的力量，根據之前的 Stuart 等人[38]的研究，他們在彈性鏈轉移後再等 5 秒待其穩定便開始進行力量的測量，然而

根據 pilot study 結果顯示 (圖 4-4)，只有 5 秒的等待時間並不會使彈性鏈力量趨於穩定，即使彈性鏈一轉移到拉力計後 5 分鐘，還是依然有些微可見力量的變化。

在 pilot study 中先行對彈性鏈一旦轉移到拉力計立即進行拉力測量並紀錄，共記錄 10 分鐘，其呈現之力量-時間圖 (圖 4-4)，一開始會隨時間力量慢慢增加，推測可能彈性鏈經過轉移的拉扯後有一小段時間產生力量波動的情形，並在短時間內似乎會刺激些微力量的回復，之後趨向穩定，這個穩定的時間大約在 1 分半鐘後慢慢產生，因此在可以接受的轉移後等待時間在本實驗中定為 2 分鐘，低於 2 分鐘有可能仍然未達相對較穩定的力量，高於 2 分鐘將會使測量力量之步驟時間太過冗長，導致第一條彈性鏈與最後一條彈性鏈量測時超過 2 小時半，易造成實驗結果的誤差，所以在本實驗中，力量的測量會從彈性鏈轉移到拉力計後馬上進行紀錄，並持續紀錄 2 分鐘取最高值做為量測結果，之所以取最高值乃是因為 2 分鐘以內其實力量還是持續增加的，2 分鐘後的力量才趨於穩定。

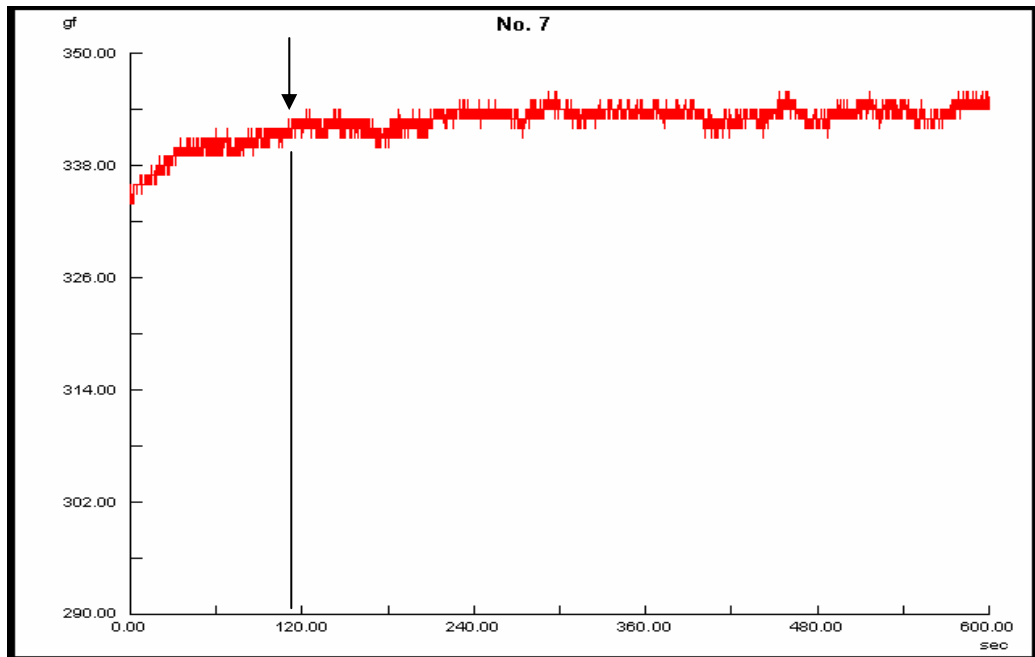


圖 4-4 在 pilot study 時，我們對一條轉移後的彈性鏈連續量測 10 分鐘拉力的變化，發現在 1.5-2 分鐘左右，力量便會趨於緩和，如箭頭所指處。

#### 4-3-3 時間點的選擇

根據一些文獻的回顧[3, 14, 21]，許多研究都是進行 3 星期力量的分析，在本實驗中，則將樣本分成 6 個時間點加以量測力量，這 6 個時間點分別是 4 天、7 天、11 天、14 天、18 天、21 天，選擇這些時間點主要是因為一般矯正治療回診大約是 1 個月一次（約 4 星期），希望能找出彈性鏈至少在 4 星期內力量之衰減模式為何，是否有必要提早回診更換彈性鏈，以達最大效率，所以實驗的設計至少需涵蓋 3 星期，在此將 3 星期（共 21 天）分成 6 個時間點加以觀察，當

然分成更多更密集的時間點會更好，可是也會因為資料過於龐大不易分析。此外本實驗希望能以更合理並符合實際病患回診狀況來擬定時間點，例如許多關於彈性鏈力量弱化之研究會強調彈性鏈在第一天即有 60~70%力量的喪失，然而不可能真的請患者每日回診更換彈性鏈，所以選擇的時間點會比較接近實際上患者可能回診的間隔。

時間點確認後，再來就是如何在這些時間點進行測量的問題，在 pilot study 曾經使用一次將所有樣本放置到各自所屬環境中，再依照上述 6 個時間點逐一取出進行量測，不過本實驗所遭遇到的問題是不同時間點有可能拉力計掛勾設定的距離會有些微不同，雖然這個差異並不大，為了謹慎起見，改用在不同時間點放入樣本，最後一天再同時進行所有樣本拉力之測量，如此一來就不會發生上述問題，只是量測時間比較長些，並不致影響實驗結果（請參照第二章，圖 2-28）。

#### 4-4 移動牙齒的最佳力量

在前一章節曾提到，牙齒的移動並非一直都是呈現線性關係，力量過大或過小均不利牙齒的移動。以 van Leeuwen EJ 人的文獻指出 [34]，牙齒移動大致可分為 4 個時期（圖 4-5）：

1. Initial phase
2. Phase of arrest
3. Acceleration phase
4. Linear phase

當牙齒受力時會進入第一個時期產生小量的移動，之後會進入第二個時期（停滯期），再來才會開始產生大量的移動，其中每個時期的長短均會與所施的力之大小、連續性有關。

關於施力的大小也常常被討論與牙齒移動之間的關係，最早開始在 1950 年代 Storey 和 Smith [39] 及 Reitan [40] 所提倡的 light force 蔚為風尚，他們認為 light force 比較有效且符合生理，根據 Ren 等人 [41] 對於牙齒移動 optimal force 的文獻回顧，當在矯正治療中如果給予的力量小於 55g，牙齒就不會產生任何 bodily movement，所謂的 bodily movement 指的是牙齒可以平行移動，不是傾倒性的移動，他認為移動牙齒最佳的力量至今仍然沒有科學的證據說明多少力

量才是最佳力量，但是對於犬齒的移動一些作者[42-44]建議力量應介於 100 克到 250 克之間，以避免牙根附近之齒槽骨血液供應受阻產生組織壞死現象及或是牙根吸收，抑或是有 hyalinization 產生，影響牙齒移動。

而在本實驗中，所有力量均在 200 克以上，根據上面有關移動牙齒力量的文獻，這樣的拉力應該仍具有移動牙齒的能力。

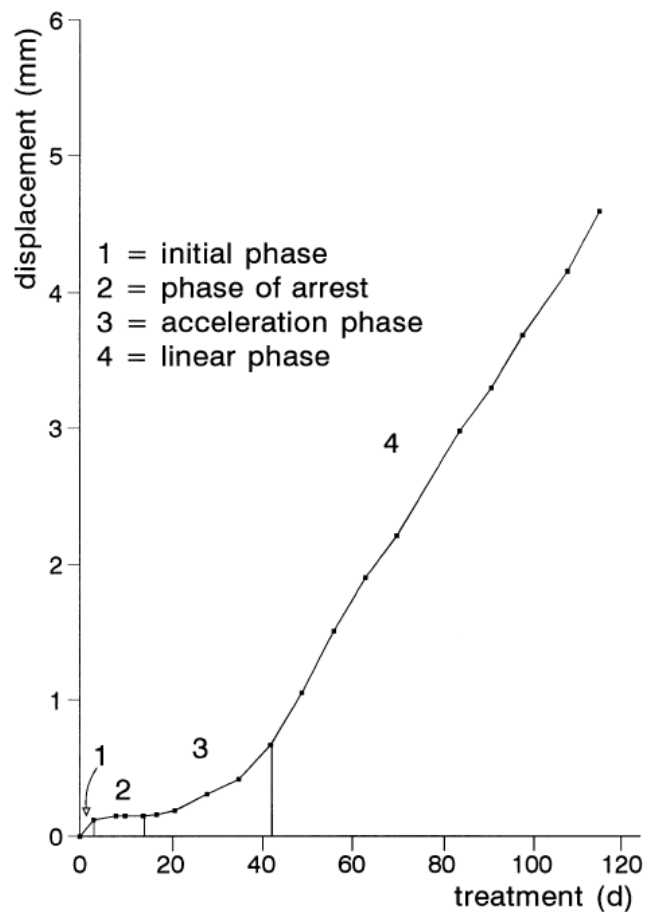


圖 4-5 牙齒移動的 4 個時期[34]。

## 4-5 實驗結果討論

從所得的實驗結果可以發現，在空氣中（A 組）比其他三個組別（M 組、T 組、P 組）保有更多殘餘力量，至於其他三組間則沒有太大的差別，而且發現彈性鏈不論是否在那一個環境中，彈性鏈均會產生力量的衰減，以在空氣中的組別來說，彈性鏈一旦延伸，即使放置在空氣中也會隨著時間有力量衰減的情形，只是程度沒有其他組別來得多（圖 4-6）。

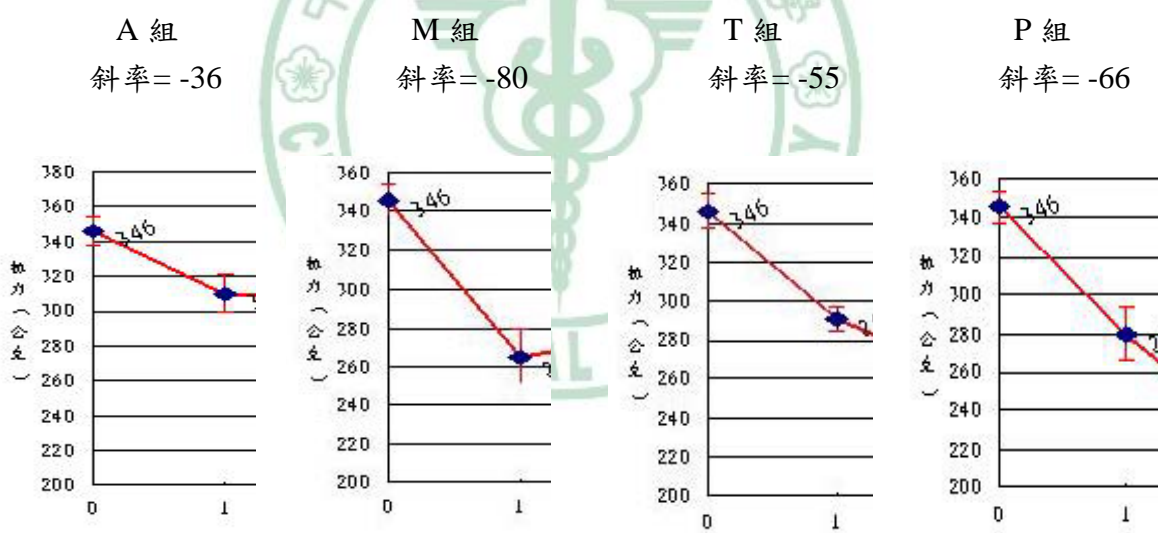


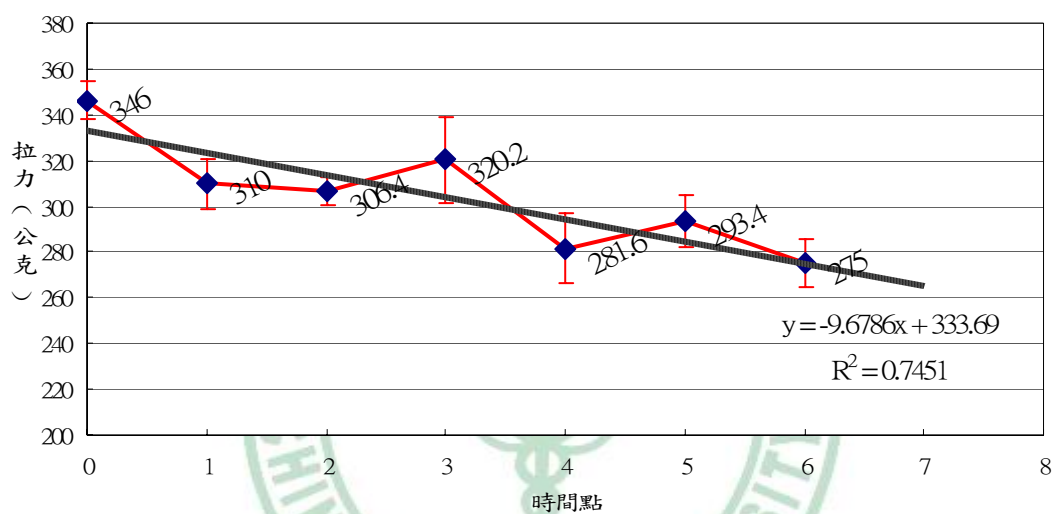
圖 4-6 由左到右分別為空氣中、恆溫下、溫度變化、酸鹼變化 4 組之第一時間點之截圖，從圖中我們可以看到只要彈性鏈有延伸，便會隨著時間開始力量的衰減，只是空氣組的程度沒有其他組來得多。

第一個時間點所有組別均有大量力量的衰減，之後力量之衰減慢慢趨於緩和，不過力量仍是呈現持續下降的情形，由於彈性鏈力量表

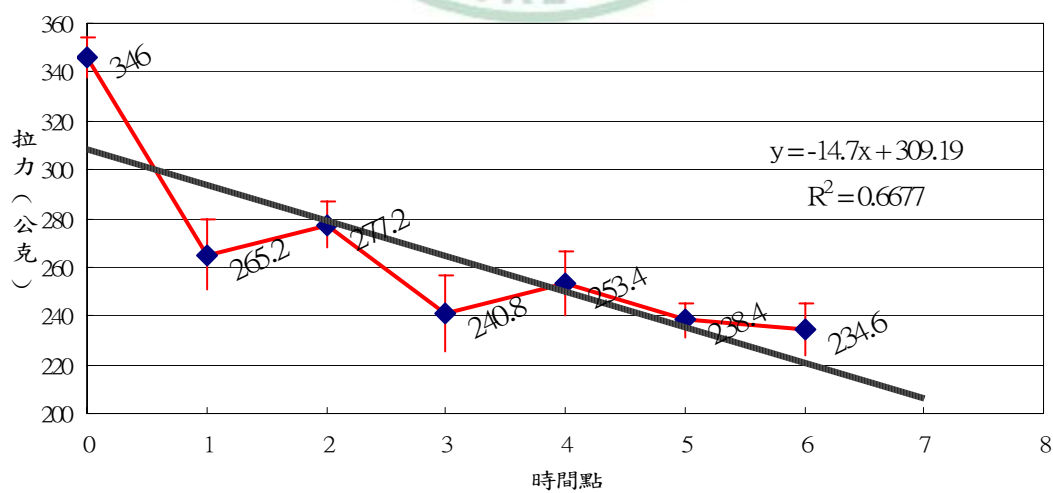


現的模式及所使用之拉力計精密度所造成的影響，其力量曲線會呈現些許高高低低之模式，我們利用趨勢線及其方程式分析來觀察力量衰減的整體情形，將圖表整理如下：

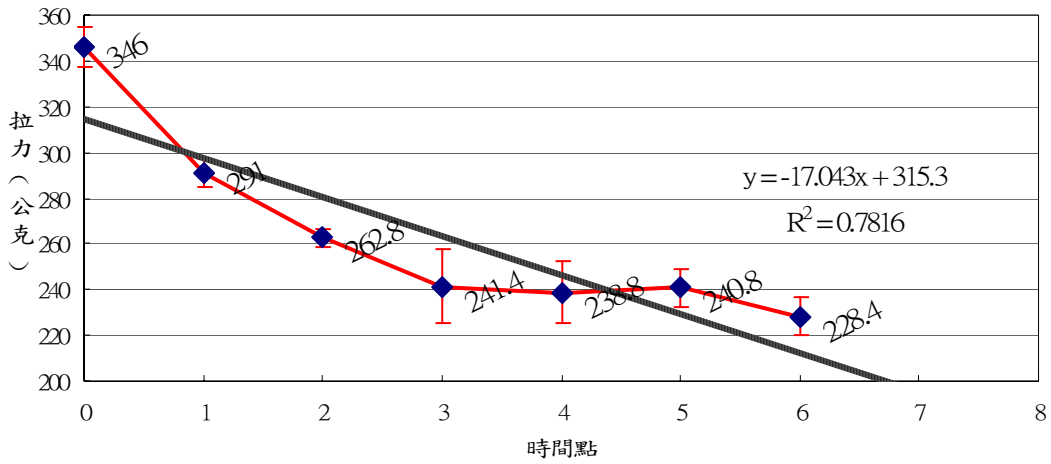
在空氣中



在恆溫37°C水中



### 溫度循環



### 酸鹼循環

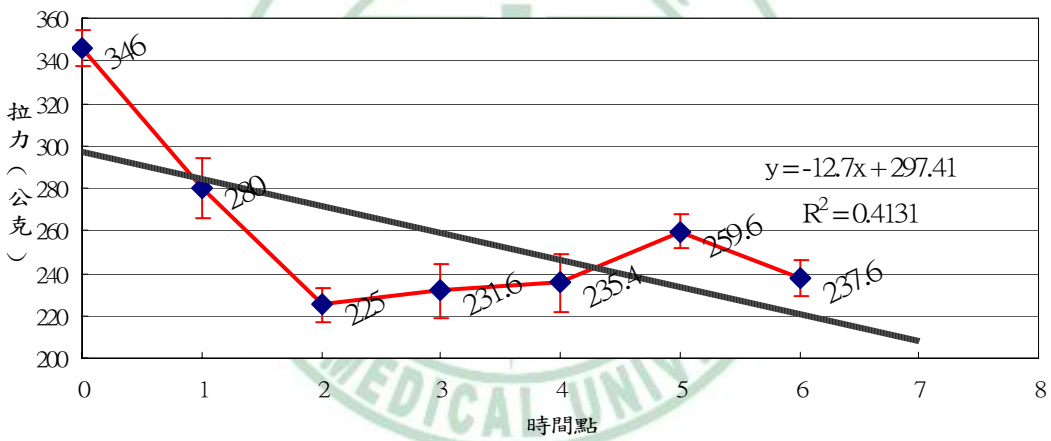


圖 4-7 四組彈性鏈在各個時間點所量得的力量，我們將每一組加上趨勢線分析所得的結果，各組之均勢線方程式如下：

空氣中 :  $y = -9.68x + 333.69$

恆溫中 :  $y = -14.7x + 309.19$

溫度變化 :  $y = -17.04x + 315.3$

酸鹼變化 :  $y = -12.7x + 297.41$

以整體的趨勢來說，力量都是下降的，其中溫度循環組別具有最一致的力量衰減，從趨勢線方程式來看也是具有最小斜率（斜率

-17.04)，似乎溫度循環的影響較其他組別明顯，至於酸鹼循環的組別則是在第一和第二個時間點具有最大量的力量衰減，之後力量趨於緩和，然而在第 5 個時間點卻有一異常力量上升的情形，推測原因可能有二個，第一個有可能是樣本數的關係，第二可能是壓克力支架製作上的缺陷導致在轉移彈性鏈時有額外不正常的拉扯，雖然有這個異常上升的力量，仍然不影響整體力量衰減的趨勢。

所有組別在 3 星期後仍然至少都有 228.4 克（最低力量為溫度循環組 228.4 克），這個力量對於一般大多數牙齒進行平行性移動（少數牙齒可能需要更大的力，例如下顎大白齒）應該是足夠的，尤其對於本實驗所模擬的牙齒距離是下顎前牙，所以從實驗結果看來，彈性鏈在 3 星期內應該不需要進行更換的動作，不過這個模擬仍屬實驗室模擬，進一步的口腔內模擬應該是需要的。

為了印證以及能夠更加了解口腔內的彈性鏈力量衰減情形，在此從事了一個簡單且只有 2 個樣本非正式的實際口內測試，這部份並非是本實驗預計進行之範圍，不過仍可提供一些參考價值，在下一節提出。

## 4-6 口腔內試驗

雖然本實驗之主要目的並非進行口腔內之實際研究，不過基於對彈性鏈在口內力量的表現仍感到相當好奇，於是在此選擇一位正在接受矯正治療的病患實際進行口內測試，所找的這位患者（30 歲，女性）飲食習慣很單純，每日早、中、晚各進食一次正餐，正餐之外甚少攝取其他的飲食，接著在患者牙弓線上左右各放置 crimpable hook，hook 之間的距離恰好為 37mm（圖 4-8），左右各掛一條彈性鏈（圖中箭頭所示）到牙弓線上並放到病患口腔，21 天（3 星期後）回診時取出彈性鏈進行力量量測，量得的資料如圖 4-9 所示。

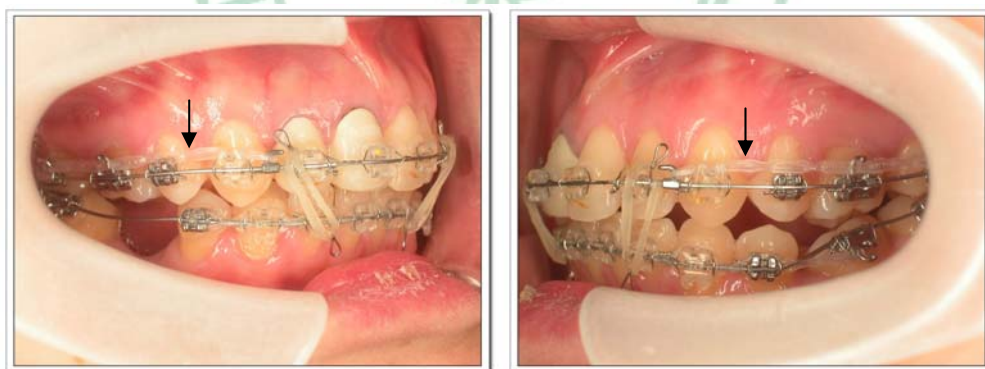


圖 4-8 實際在口腔內掛上彈性鏈(箭頭所指處)，彈性鏈被延伸的距離同樣也是 37mm，左右各 1 條，放置 21 天後取出進行拉力測試。

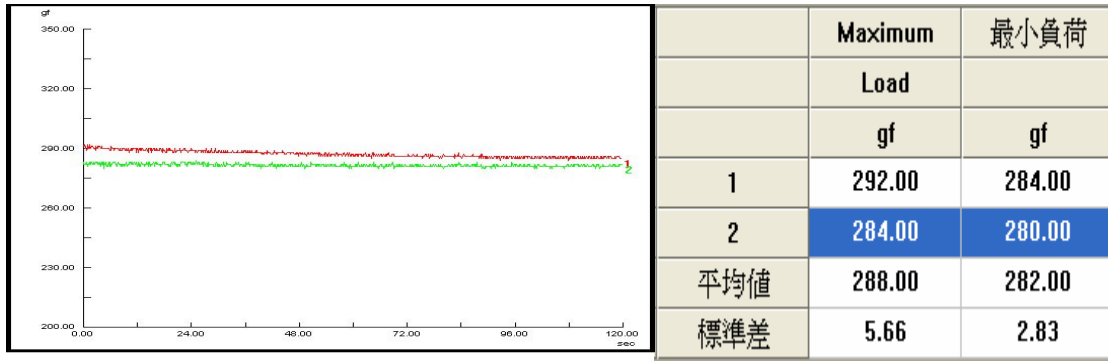


圖 4-9 在口腔內 3 星期之彈性鏈所量得之拉力值。

我們將口內實驗之數值與之前所作的 4 組在 3 星期時平均列表如下：

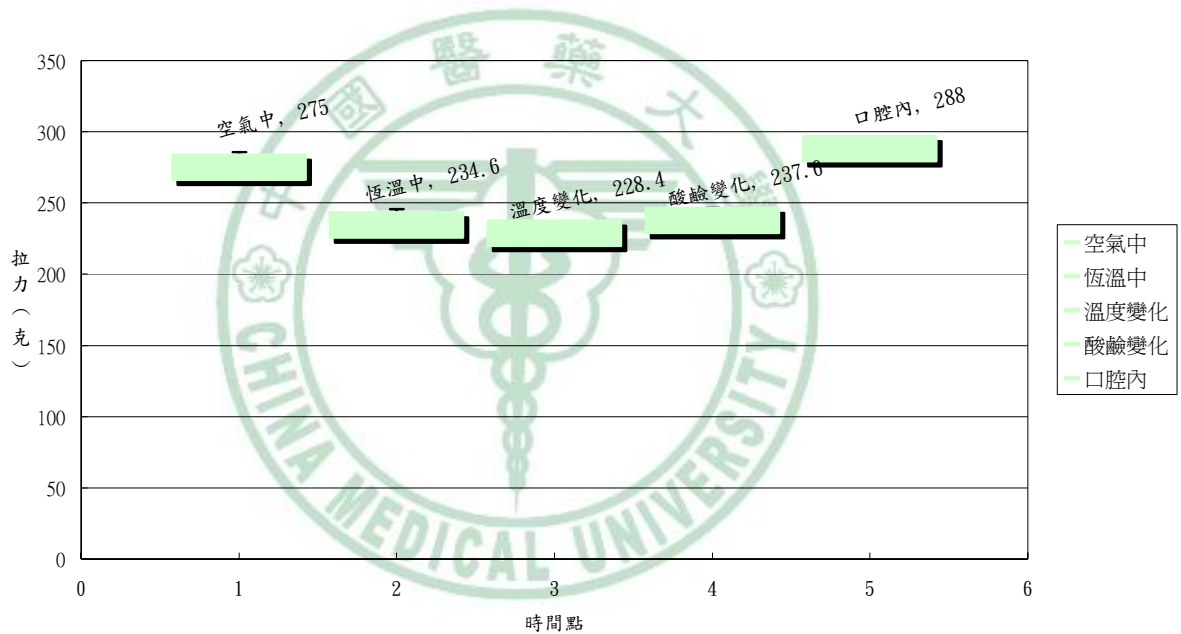


圖 4-10 在口腔內 3 星期之彈性鏈所量得之拉力值明顯比恆溫組、溫度變化、酸鹼變化高。

圖中顯示 3 星期後，口腔內彈性鏈殘存力量還有 288 克，比空氣中甚至還高，似乎不太合理，推測原因有可能是當彈性鏈從口腔取出後到實驗室正式開始測量，之間相差 10 分鐘，有可能彈性鏈產生乾

涸之現象，致使力量量測值較高，當然由於從口內取下之彈性鏈，無法維持原延長量並轉移到拉力計上，也可能導致量測值產生誤差，再者樣本只有 2 條彈性鏈也可能產生誤差，不過這個數值仍可提供做為參考。



## 第五章 結論與展望

本實驗利用 4 種環境條件來進行彈性鏈力量衰減的測試，實驗結果顯示彈性鏈在空氣中明顯比其他組保有更多之拉力，一旦放入水中，不論是否有無進行酸鹼循環或是溫度循環，在第一個時間點（4 天）內均有大量力量的喪失，之後力量之衰減會趨於緩和，但仍然還是有少量的衰減，進行溫度循環的組別整體結果似乎顯示力量的衰減頗為一致，沒有太大力量的起伏，是否說明水溫的變化是影響彈性鏈力量衰減的主因，在此仍不敢斷言，相較之下酸鹼循環似乎在前一星期產生較大的影響，力量大量快速地衰減，之後力量衰減趨於緩和，而令人意外的是所有 4 個組別，在 3 星期後的力量均還有 228.4 克以上（最低力量為溫度循環組 228.4 克），就 4-4 節所討論的移動牙齒的力量來說，228 克仍然具有良好的移動牙齒的力量，意味著臨床上應該不需要在 3 星期內提早更換彈性鏈，實驗的結果與早期學者所做的比較起來，現今製作的彈性鏈的性質已大幅提升，致力量衰減已減少許多。

在研究結果外另外有特別的發現，當進行彈性鏈之轉移時（參考 4-3-1 節），彈性鏈會呈現一特殊的力量上升模式，我們對這個模式沒有太多的了解，不過可以知道的是似乎只要有拉扯到彈性鏈，會使

其在一段時間內產生力量上升，之後又繼續下降，或許可以應用在臨床上請患者輕微拉扯彈性鏈，藉以刺激其力量的再產生。

總結本實驗所得之結果，整理如下：

1. 使用彈性鏈進行空間關閉時，在 3 星期內應不需要更換。
2. 彈性鏈一旦接觸到唾液或水在 4 天內即有大量的力量衰減，最大的衰減達 25%，因此在剛開始使用彈性鏈時可以比預計之拉力大一些以便代償初期力量的喪失。
3. 溫度之變化影響似乎比較大，雖然我們無法控制患者的飲食，但是還是可以建議患者不要反覆進食冷熱溫差過大的食物。
4. 酸鹼的循環最大的影響似乎只有在前 1 星期，之後力量又趨於緩和，且 3 星期後力量與恆溫組並沒有太大的差異，酸鹼的食物並沒有造成太大影響。
5. 可以建議患者在可能範圍內輕微拉扯彈性鏈，以刺激其產生力量。

雖然本實驗力求完美，但仍有未臻理想之處，基於不重覆使用的原則及樣本數量的考量和量測時間的長短，本實驗每組只有 5 個樣本，或許未來可以再進一步詳加設計，增加更多樣本數。另外，本實驗仍屬實驗室模擬，真正應用到口腔內的彈性鏈還會有其他因素的影



響，根據 Ash and Nikolaii[14]指出指出影響彈性鏈力量劣化的因素很多，例如咀嚼的影響，食物殘渣、唾液之酵素、細菌等都會造成力量的衰減，希望將來能再進一步進行口腔內的研究。此外本實驗目前比較的是酸鹼及溫度動態循環造成的影響，若是同時摻雜二種因素同時作用，產生的結果或許又不相同。



## 參考文獻

1. Proffit, William R., Henry W. Field, Jr. Contemporary orthodontics 2<sup>nd</sup> edition. 1992;266-276.
2. <http://www.tomy-ortho.co.jp/>
3. Ash J, Nikolai R. Relaxation of orthodontic elastic chains and modules in vitro and in vivo. J Dent Res 1978;57:685-90.
4. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 114(1):73-9.
5. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. Eur J Orthod. 1998;20(2):169-76.
6. C. Nightingale and S. P. Jones. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. Journal of Orthodontics. 2003;30:229 - 236.
7. 吳俊雄, 薛伯卿 最新橡膠技術實用篇 1984;1-19.
8. Billmeyer FW. Textbook of polymer science. 3rd ed. New York. 1984.

9. Freakley, P. K. . Payne, Arthur Robert, Theory and practice of engineering with rubber. 1926
10. Morton, Maurice. Rubber technology.
11. Blow, C. M. (Claude M. ). Rubber technology and manufacturer. 1982.
12. Applied Science Publisher. Developments in rubber technology. 1981
13. Kovatch J, Lautenschlager D, Keller J. Load extension-time behavior of orthodontic elastiks. J Dent Res 1976; 55:783-6.
14. Andreasen GF, Bishara SE. Comparison of elastik chains and elastics involved with intra-arch molar to molar forces. Angle Orthod 1970;40:151-8.
15. Wong A. Orthodontic elastic materials. Angle Orthod 1976; 46:196-205.
16. T. ELIADES, G. ELIADES, N. SILIKAS & D. C. WATTS,. In vitro degradation of polyurethane orthodontic Elastomeric modules. Journal of Oral Rehabilitation 2005;32:72 - 77.
17. William A. Brantley, Theodore Eliades. Orthodontic

materials—Scientific and clinical aspects.

18. Schollenberger C. S., Stewart F. D. Thermoplastic polyurethane hydrolysis stability. *Journal of Elastoplastics* 1971;3:28 - 56.
19. Charles A. Harper, *Handbook of plastics—Elastomers, and Composites* 4ed. P3, P5.
20. Renick MR, Brantley WA, Beck FM, Vig KW, Webb CS. Studies of orthodontic elastomeric modules. Part 1: glass transition temperatures for representative pigmented products in the as-received condition and after orthodontic use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(3):337-43.
21. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains? a product comparison study. *AM J ORTHOD* 1985;87:377-84.
22. David L. Baty, David J. Storie, Joseph A. von Fraunhofer, *Synthetic elastomeric chains: A literature review.* 1994; Jun:536 - 42.
23. Hershey HG. Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. [Journal Article.

- Research Support, U. S. Gov' t, P. H. S. ] American Journal of Orthodontics. 1975;67(5):554-62.
24. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Austr J Dent 1952;56:11-8.
25. Rock W, Wilson H, Fisher S. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. Br J Orthod 1985;12:202-7.
26. Killiany DM, Duplessis J. Relaxation of elastomeric chains. J Clin Orthod 1985;19:592-3.
27. Ferriter J, Meyers C, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. AM J ORTHOD DENTOFAC ORTHOP 1990;98:404-10.
28. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain—a serial study. Part II. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993;104:373-7.
29. Jose A. Bousquet, Jr, Orlando Tuesta, and Carlos Flores-Mir. In vivo comparison of force decay between injection molded and die-cut stamped elastomers. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;129:384-9.

30. <http://www.algol.com.tw/digitalhfc.htm>
31. Peterson EA II, Phillips RW, Swartz ML: A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1966;73:1324-36.
32. 行政院衛生署. 中華民國飲食手冊, 1990.
33. <http://www.ty-88.com/ft/DetailNew.asp?NewId=60>
34. van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci.* 1999;107:468-74.
35. Kleinberg I. Studies on dental plaque. I. The effects of different concentrations of glucose on the pH of plaque in vivo. *J Dent Res* 1961;40:1087-111.
36. Mormann JE, Mahlmann HR. Oral starch degradation and its influence on acid production in human dental plaque. *Caries Res* 1981;15:166-75.
37. Jensen ME, Schachtele CF. The acidogenic potential of reference foods and snacks at interproximal sites in the human dentition. *J Dent Res* 1982;62:889-92.
38. Stuart D. Josell, Jeffrey B. Leiss, and E. Dianne Rekow

Force Degradation in Elastomeric Chains. Semin Orthod  
1997;3:189-197

39. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J. 1952;56:11-8.
40. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod. 1967;53(10):721-45.
41. Yijin Ren, DDS, MSc; Jaap C. Maltha, PhD; Anne Marie Kuijpers-Jagtman, DDS, PhD. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. Angle Orthod 2003;73:86-92.
42. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957;43:32-45.
43. Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. Angle Orthod 1974;44:113-9.
44. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod 1985;88:252-60.
45. 陳世賢. 齒顎矯正用彈力鏈之有限元素分析。中國醫藥大學醫學

研究所碩士論文, 2004年

46. <http://www.pslc.ws/macrog/urethane.htm>





# 作者簡歷

姓名：蔡明克

性別：男

生日：民國 63 年 03 月 10 日

學歷：中國醫藥大學牙醫學系第 13 屆 (81.7-86.6)

中國醫藥大學醫學研究所臨床牙醫學組 (94.7-96.7)

經歷：林口長庚總院牙科實習醫師(86.6-87.5)

中國醫藥大學附設醫院牙科住院醫師 (89.7-91.6)

現職：中國醫藥大學齒顎矯正專科訓練醫師 (93.5-96.7)

