



中國醫藥大學醫學研究所
臨床牙醫學組
碩士學位論文

評估不同矯正器及矯正線組合之間
摩擦力的表現

**Evaluation on frictional forces
between different sets of orthodontic
brackets and archwires**

指導教授：余建宏 博士
許瑞廷 博士

研究生：吳麗君

中華民國九十八年七月

中文摘要

在齒顎矯正的拔牙症例中，尤其會面臨空間關閉的問題。然而存在於矯正器及矯正線之間的摩擦力，常會影響牙齒初期的移動，造成初期移動效果緩慢，因此必須了解矯正器及矯正線之間的摩擦阻力表現，以做為臨床選擇矯正裝置的參考。本研究主要針對目前常用之矯正器/矯正線的組合，來進行摩擦阻力的研究及探討。具體目標有二：第一，探究不同材質的矯正器及矯正線在相對滑動時的最大靜摩擦阻力的差異，並同時了解改良式超彈性鎳鈦合金線(improved super-elastic nickel-titanium alloy wire, 亦稱為 low-stress hysteresis wire, LH wire)的摩擦力表現。第二，觀測不同矯正線的表面性質，以了解矯正線表面性質與摩擦阻力的關係。

本研究選用三種矯正器及四種矯正線之組合。選用之三種矯正器，包括：不鏽鋼金屬矯正器、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽及自鎖式矯正器；四種矯正線，包括：不鏽鋼矯正線、LH 矯正線、Sentalloy 鎳鈦合金線及鈦鉬合金線(Beta-titanium wire)。樣本數一共有 12 組，每組 10 個樣本，總計 120 個樣本數。實驗分為兩部分：一是摩擦阻力測試：使用材料測試機搭配荷重元為測試平台，量測滑動模式下之最大靜摩擦阻力。二是矯正線表面性質觀測：包括定量分析矯正線的

表面硬度及表面粗度與定性分析(以金相顯微鏡及掃描式電子顯微鏡)觀測摩擦阻力測試前後矯正線表面型態的變化。

實驗結果顯示：第一部分摩擦阻力測試結果，在矯正線的比較為鈦鉬合金線所測得的最大靜摩擦阻力最高；不鏽鋼矯正線最小；Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線介於兩者之間。矯正器的比較為自鎖式矯正器 mini Clippy 所測得的最大靜摩擦阻力最小；不鏽鋼金屬矯正器及透明塑膠矯正器合併金屬溝槽在與 LH 矯正線、Sentalloy 鎳鈦合金線及鈦鉬合金線三者組合時，最大靜摩擦阻力沒有顯著差異。

第二部分矯正線表面性質觀測結果：在表面硬度測量結果為不鏽鋼矯正線表面硬度最大，鈦鉬合金線居中，LH 矯正線及 Sentalloy 鎳鈦合金線表面硬度最小且兩者無顯著差異；表面型態的觀測由金相顯微鏡觀測到四種矯正線表面型態皆不相同，其中不鏽鋼矯正線呈現亮度最高、表面最為平滑的影像，其他三者則亮度明顯較暗，而掃描式電子顯微鏡在 1000 倍下觀測到實驗後之 LH 矯正線及 Sentalloy 鎳鈦合金線表面有明顯 abrasion 現象，鈦鉬合金線除了 abrasion 現象還伴隨 adhesion 現象產生；表面粗度測量結果為 LH 矯正線表面粗度最大，Sentalloy 鎳鈦合金線次之且與 LH 無顯著差異，鈦鉬合金線居中，不鏽鋼矯正線最小。

關鍵字：矯正、矯正器、LH 矯正線、摩擦阻力、表面型態。

Abstract

Sliding a tooth along an archwire is a very common orthodontic procedure, especially during closure of spaces in the extraction case. A frictional force generated at bracket/archwire interface tends to resist the desired movement, thus reduce the efficiency of orthodontic treatment. Therefore, understanding the frictional force between brackets and archwires is one of the important issues. The objectives of this *in vitro* study were to evaluate the frictional mechanism between different sets of the orthodontic brackets and archwires during sliding, and surface characteristics of the archwires including hardness, surface topography and surface roughness.

Three types of preadjusted maxillary canine brackets were selected in this study: metal brackets, plastic brackets with metal slot, and self-ligating brackets. Four types of archwires were also used: stainless steel wires, Sentalloy nickel-titanium (Ni-Ti) alloy wires, low-stress hysteresis (LH) wires, and Beta-titanium wires (TMA). The experiment were divided into two parts: (1) frictional force testing: each bracket-archwire combination was subjected to 10 independent evaluations, giving a total of 120 trials in this study. Testing was performed on a material testing machine with a 10-N load cell. The static frictional friction, peak point of friction, was used as the evaluation index. (2) measurement of the surface characteristics of archwires: surface hardness, surface roughness, and surface topography obtained from metallographic microscope and scanning electron microscope (SEM).

The results of the study showed that the significant differences were observed in the frictional forces among the different combinations of brackets and archwires. Basically, Self-ligating brackets showed the lowest frictional forces in all type of archwires. Furthermore, except to the stainless steel wires group, no significant difference between metal brackets and plastic brackets. For the three types of brackets, TMA wires showed the highest frictional force and stainless steel wires showed the lowest. In addition, no significant difference between LH wires and Sentally Ni-Ti alloy wires were observed. Compared to the new archwire, from the SEM image at 1000 magnitude, the surface topography of the tested wires were quite different: LH wires and Sentally Ni-Ti alloy wires appeared full continuous lines due to the obvious difference of surface hardness of both wires and stainless steel wires. TMA wires showed irregular rough surface that are attributed to the phenomenon of adhesion and abrasion. Comparing the results from four types of archwires in this study, no correlation was found between the increase surface roughness and frictional force.

Key words: Orthodontic; Bracket; LH wire; Frictional force; Surface topography.

誌謝

畢業七年後再回到母校中國繼續唸研究所，其實是思量許久的決定，因為擔心自己無法勝任課業的負荷，也擔心自己的能力不能做好。這段學習的歷程，衷心感謝我的臨床指導老師也是我的矯正啟蒙老師-余建宏老師，很幸運能在余老師認真又詳細的教導下，對矯正從懵懂惶恐到逐步熟悉了解並能實際操作。今日的我在矯正治療上若有絲毫的進步與自信，都要歸功於余老師的指導。

另外要特別感謝我的研究指導老師許瑞廷老師，初期當我對實驗感到擔憂時，是許老師帶領我一步步從實驗的構想裝置到步驟，每個環節都耐心的教導我，也因此啟發我對實驗的熱忱與投入。同時感謝許老師與牙醫系黃恆立老師，從研一開始就認真指導我們研究的相關知識並不斷給予修正與建議，並且感謝牙醫系林殿傑老師、明道大學張銀祐老師與陽明大學黃何雄老師，在研究上給予我協助以及許多非常寶貴的意見，讓這篇論文能更完整。還有中國矯正科已畢業的琬真與志杰、嘉隆、佳陞、枕緯、馨文、亭延、冠遇、長陽、冠綾等可愛的學弟妹及芳如，謝謝你們一直以來給予我的關心及幫助。

最後要深深感謝我的老公志鈴，因為你的包容與體諒，支持我能夠努力到最後，也由衷感謝我的父母和公婆，一直沒好好陪伴你們，但你們的體諒與關懷總是適時給予，溫暖了我也成就了今日的我。

目錄

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 齒顎矯正裝置的演進.....	6
1-3 牙齒移動機制.....	9
1-4 摩擦力與齒顎矯正之關係.....	13
1-4-1 摩擦力的定義.....	16
1-4-2 摩擦力的影響因素.....	17
1-5 文獻回顧.....	19
1-5-1 矯正線對齒顎矯正摩擦力之影響.....	19
1-5-2 矯正器對齒顎矯正摩擦力之影響.....	26
1-5-3 綁紮方式對齒顎矯正摩擦力之影響.....	30

1-6 研究動機及目的	33
第二章 研究材料與方法	35
2-1 實驗流程圖	35
2-2 實驗材料	37
2-2-1 矯正器之種類	37
2-2-2 矯正線之種類	39
2-2-3 綁紮方式	41
2-3 摩擦阻力之實驗裝置及實驗步驟	41
2-3-1 實驗平台	42
2-3-2 實驗夾具	43
2-3-3 矯正器定位器	45
2-3-4 實驗步驟	48
2-4 矯正線表面性質之觀測	52
2-4-1 矯正線表面硬度之測量	52
2-4-2 矯正線表面型態之觀測	54
2-4-3 矯正線表面粗度之測量	58
2-5 資料分析和統計	59
第三章 研究結果	61
3-1 摩擦阻力實驗裝置之可信度驗證	61

3-2 摩擦阻力測試結果	65
3-3 摩擦阻力測試結果之統計分析.....	70
3-4 矯正線表面硬度測量結果及統計分析.....	78
3-5 矯正線表面型態觀測結果.....	82
3-6 矯正線表面粗度測量結果及統計分析.....	87
第四章 研究討論.....	91
4-1 摩擦阻力測試結果之討論.....	91
4-1-1 矯正線種類對最大靜摩擦阻力的影響.....	92
4-1-2 矯正器種類對最大靜摩擦阻力的影響.....	93
4-2 矯正線表面性質觀測結果之討論.....	94
4-2-1 矯正線表面硬度之討論.....	95
4-2-2 矯正線表面型態之討論.....	98
4-2-3 矯正線表面粗度之討論.....	106
4-3 研究限制及未來改善之探討.....	113
第五章 結論與建議.....	115
參考文獻.....	118
作者簡歷.....	122

表目錄

表 3-1	本試行研究之最大靜摩擦阻力測試結果.....	63
表 3-2	Redlich et al.之最大靜摩擦阻力測試結果.....	64
表 3-3	不鏽鋼矯正線(ss1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果.....	66
表 3-4	LH 矯正線(LH1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果比較.....	64
表 3-5	Sentalloy 鎳鈦合金線(Sent1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果.....	68
表 3-6	鈦鉬合金線(TMA1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果.....	69
表 3-7	不同組合之矯正器與矯正線其最大靜摩擦阻力的差異(+：one-way ANOVA；*：Duncan's multiple range test；摩擦阻力單位：克重).....	70
表 3-8	利用 Two-way ANOVA 得知：無論矯正器、矯正線及交互作用	

三項皆達到統計上顯著差異($P < 0.001$)	77
表 3-9 本研究選用之四種矯正線(不鏽鋼矯正線(SS)、鈦鉬合金線 (TMA)、Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)及 LH 矯正線(LH))的表 面硬度 HK 測量結果.....	78
表 3-10 四種矯正線表面硬度測量結果之描述性統計量	79
表 3-11 四種矯正線表面硬度測量結果之 ANOVA 表(顯著性為 0.000 < $\alpha = 0.05$).....	79
表 3-12 以 Tukey HSD test 來檢定 4 種矯正線表面硬度測量結果...	80
表 3-13 本研究選用之四種矯正線(不鏽鋼矯正線(SS)、鈦鉬合金線 (TMA)、Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)及 LH 矯正線(LH))的表 面粗度測量結果(R_a 之平均值 \pm 標準差，單位： μm).....	87
表 3-14 四種矯正線表面硬度測量結果之描述性統計量	88
表 3-15 四種矯正線表面粗度測量結果之 ANOVA 表(顯著性為 0.000 < $\alpha = 0.05$).....	88
表 3-16 以 Tukey HSD test 來檢定 4 種矯正線表面粗度測量結果	89

圖目錄

圖 1-1 矯正裝置示意圖(矯正器及矯正線).....	2
圖 1-2 矯正拔牙治療以紓解齒列擁擠問題.....	3
圖 1-3 矯正拔牙治療以改善顏面外觀問題.....	3
圖 1-4 齒顎矯正以拔牙治療須空間關閉之情形.....	4
圖 1-5 (左)全口環套(banding)裝置；(右)全口黏著(bonding)裝置.....	6
圖 1-6 標準式矯正器(standard bracket)與直線式矯正裝置(straight wire appliance)之正面觀比較.....	7
圖 1-7 標準式矯正器(standard bracket)與直線式矯正裝置(straight wire appliance)之咬合面觀比較.....	7
圖 1-8 以線圈機制關閉拔牙空間.....	9
圖 1-9 以滑動機制關閉拔牙空間：(左)彈簧牽引方式，(右)彈性鏈牽引方式.....	10
圖 1-10 理想牙齒移動模式示意圖(由上到下)：牙冠與牙根整體連續性的移動方式.....	11
圖 1-11 實際牙齒移動模式示意圖(由上到下)：牙冠先傾倒，牙根再扶正之交替移動方式.....	12
圖 1-12 Active archwire：(左)矯正前；(右)矯正後.....	13
圖 1-13 Basic archwire：(左)矯正前；(右)矯正中.....	14

圖 1-14 摩擦力示意圖	16
圖 1-15 典型摩擦力圖形	17
圖 1-16 (左)量測摩擦阻力儀器；(右)三種不同金屬矯正線的摩擦阻力 數值	21
圖 1-17 摩擦阻力量測結果(左)比較三種不同矯正線；(右)比較三種不 同尺寸的矯正線.....	21
圖 1-18 (左)觀測反射光散射程度之裝置；(右)四種不同合金的相對能 量(倒數值表示表面粗糙度).....	22
圖 1-19 (左)矯正線表面粗度器量測結果；(右)原子力顯微鏡量測之矯 正線表面結構粗糙度影像.....	23
圖 1-20 (左)有限元素模型圖；(右)模擬結果顯示改良式超彈性鎳鈦合 金線和不鏽鋼矯正線對於位移的阻尼緩衝能力.....	24
圖 1-21 (左)改良式三點彎曲試驗以測量動摩擦力之實驗示意圖；(右) Sentalloy 及 LH 矯正線所量測之遲滯曲線:受力和位移關係 圖.....	25
圖 1-22 (左到右): 金屬矯正器, 塑膠矯正器, 陶瓷矯正器	26
圖 1-23 量測摩擦阻力實驗裝置	26
圖 1-24 (左)量測摩擦阻力之實驗裝置；(右)摩擦阻力圖: 以最大靜摩 擦力為評估指標.....	28

圖 1-25 自鎖式矯正器(左：金屬，右：半透明).....	29
圖 1-26 Taylor et al.研究中選用之三種不同的矯正器(左到右:Standard, Activa, Speed).....	29
圖 1-27 (左)量測摩擦阻力之實驗裝置；(右)20種不同組合的矯正器、矯正線與綁紮方式之摩擦阻力量測結果.....	31
圖 1-28 (左)量測模擬金屬結紮線綁紮力量與摩擦阻力的實驗裝置；(右)綁紮正向力與摩擦阻力量測結果之關係圖.....	31
圖 1-29 (左)口內量測摩擦阻力之實驗裝置；(右)5位矯正專科醫師及5位住院醫進行綁鬆綁緊之綁紮力量測量結果.....	32
圖 2-1 摩擦阻力實驗流程圖.....	35
圖 2-2 矯正線表面性質(表面硬度、表面型態及表面粗度)觀測流程圖.....	36
圖 2-3 矯正器溝槽截徑示意圖.....	38
圖 2-4 不鏽鋼金屬矯正器.....	38
圖 2-5 透明塑膠矯正器合併金屬溝槽.....	38
圖 2-6 自鎖式矯正器.....	38
圖 2-7 不鏽鋼矯正線.....	39
圖 2-8 LH 矯正線.....	40
圖 2-9 Sentalloy 鎳鈦合金線.....	40
圖 2-10 鈦鉬合金線(TMA).....	40

圖 2-11 彈性環 (o-ring).....	41
圖 2-12 本研究之實驗平台	42
圖 2-13 本研究測試夾具	43
圖 2-14 ㄇ字型夾具之特製固定裝置以確保放置角度和位置恆定 ..	44
圖 2-15 矯正器定位器(不鏽鋼金屬矯正器).....	45
圖 2-16 矯正器定位器(透明塑膠矯正器)	46
圖 2-17 矯正器定位器(自鎖式矯正器).....	46
圖 2-18 矯正器固定於ㄇ字型金屬夾具之示意圖	47
圖 2-19 摩擦阻力試驗之參數組合示意圖	48
圖 2-20 固定矯正線夾具之組件說明圖.....	49
圖 2-21 電腦軟體 QC Force 所記錄之時間、摩擦阻力大小及摩擦阻力 圖形	51
圖 2-22 本研究之硬度試驗機(松澤精機，MXT70 型).....	52
圖 2-23 本研究之金相顯微鏡(OLYMPUS BX40 +上部光源).....	54
圖 2-24 金相顯微鏡觀測流程 ical Company, Kyoto, Japan)	55
圖 2-25 明道大學場發射型掃描式電子顯微鏡(TF-SEM,JEOL JSM-7000F)	57
圖 2-26 矯正線試片製備之示意圖	57
圖 2-27 本研究之表面粗度測定器	58
圖 3-1 Redlich M et al.用來定位矯正器於鋁板相對位置之定位裝置	

.....	62
圖 3-2 Redlich M et al.量測矯正器與矯正線間摩擦阻力之實驗平台	62
圖 3-3 (左) Redlich M et al.量測之最大靜摩擦阻力圖形；(右)本試行 研究量測之最大靜摩擦阻力圖形.....	64
圖 3-4 以矯正器為主比較不同矯正線對最大靜摩擦阻力的影響(橫座 標為三種矯正器，縱座標為與四種矯正線對應所量測之最大 靜摩擦阻力).....	72
圖 3-5 以矯正線為主比較不同矯正器對最大靜摩擦阻力的影響(橫座 標為四種矯正線，縱座標為與三種矯正器對應所量測之最大 靜摩擦阻力).....	74
圖 3-6 以不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)與不鏽鋼矯正線(SS)之組合所 測得之最大靜摩擦阻力為基準組(黃色長條者)，將所有實驗組 合與此基準組比較，以*p<0.05；** p<0.01；*** p<0.001 來 標示與基準組比較的顯著性(橫座標為三種矯正器，縱座標為 與四種矯正線對應所量測之最大靜摩擦阻力)情形.....	76
圖 3-7 矯正線平均硬度長條圖(橫座標：矯正線種類；縱座標：硬度 平均值 HK: kg/mm ²).....	81
圖 3-8 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之金相顯微鏡觀(40X).....	82
圖 3-9 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之金相顯微鏡觀(上圖：100X	

下圖：200X).....	83
圖 3-10 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之掃描式電子顯微鏡觀(上 圖：100X，下圖：1000X).....	84
圖 3-11 摩擦阻力測試後矯正線表面型態之掃描式電子顯微鏡觀(上 圖：100X，下圖：1000X).....	84
圖 3-12 摩擦阻力測試前後不鏽鋼矯正線表面型態之 1000X 掃描式電 子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試後).....	85
圖 3-13 摩擦阻力測試前後 Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線表面型 態之 1000X 掃描式電子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試 後).....	86
圖 3-14 摩擦阻力測試前後鈦鉬合金線(TMA)表面型態之 1000X 掃描 式電子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試後).....	86
圖 3-15 矯正線平均粗度長條圖(橫座標：矯正線種類；縱座標：粗度 平均值 Ra：μm).....	90
圖 4-1 諾氏硬度試驗所使用之壓痕器及其壓痕.....	97
圖 4-2 摩擦阻力測試前(上)與測試後(下)矯正器表面型態之實體影像 顯微鏡觀.....	98
圖 4-3 矯正器構造示意圖.....	99
圖 4-4 金相顯微鏡的原理.....	100

圖 4-5 試片表面光線反射圖	101
圖 4-6 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之金相顯微鏡觀(上圖：100X， 下圖：200X)	102
圖 4-7 矯正線表面型態之 1000X 掃描式電子顯微鏡觀(上圖：測試 前，下圖：測試後).....	104
圖 4-8 表面粗度測定器之觸針式測量示圖	107
圖 4-9 矯正線表面粗度曲線圖(由上到下：不鏽鋼矯正線，Sentalloy 鎳鈦合金線，LH 矯正線，鈦鉬合金線)	109
圖 4-10 矯正線表面粗度曲線圖(由上到下：Sentalloy 鎳鈦合金線，LH 矯正線，鈦鉬合金線).....	111
圖 4-11 摩擦阻力測試前後鈦鉬合金線(TMA)表面型態之 1000X 掃描 式電子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試後).....	112

第一章 前言

1-1 研究背景

牙科治療的觀念從早期牙痛及牙齒疾病的基本治療，演進到今日，越來越多民眾期望藉由牙科治療來改善牙齒排列不整及咬合不正的問題，尤其對於顏面外觀的重視，與日俱增，因此更加彰顯出齒顎矯正的重要性。藉由齒顎矯正的治療，能改善牙齒咬合與咀嚼功能、提升口腔的清潔效能、改善發音以及達成顏面骨骼與軟組織的協調與美觀。

矯正治療的原理主要是藉由牙齒的移動來達到改善咬合關係及牙齒排列的目的，因此，必需先在牙齒上黏著矯正器(bracket)以提供施力點，才能給予牙齒矯正力量；之後藉由矯正線(archwire)的置入，提供一個穩定的軌道，使牙齒可以依循醫師的調整及施力，而達成所需的牙齒移動(如圖 1-1 所示)。由此可知，在齒顎矯正治療的過程中，矯正器與矯正線扮演著相當重要的角色，兩者相互影響並且缺一不可。

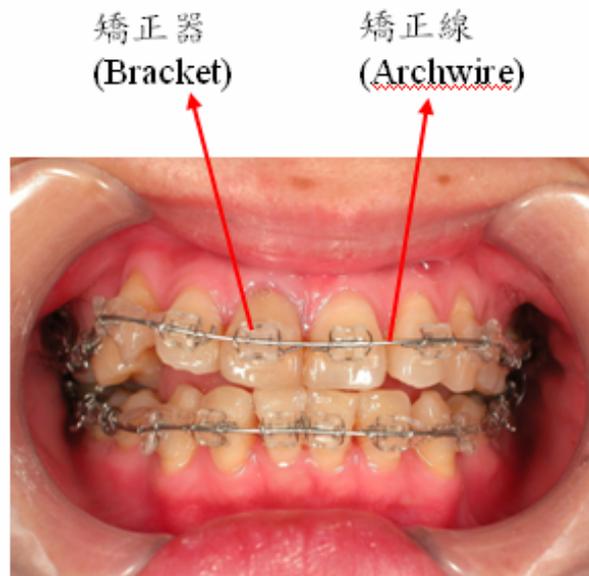


圖 1-1 矯正裝置示意圖(矯正器及矯正線)(資料來源：中國醫藥大學附設醫院牙科齒顎矯正科)

在齒顎矯正的治療中，拔牙治療是非常常用的治療方式與選擇。藉由拔牙治療，可以紓解牙齒排列擁擠(圖 1-2)、達成上下齒弓的協調性以及改善顏面外觀等問題(圖 1-3)。

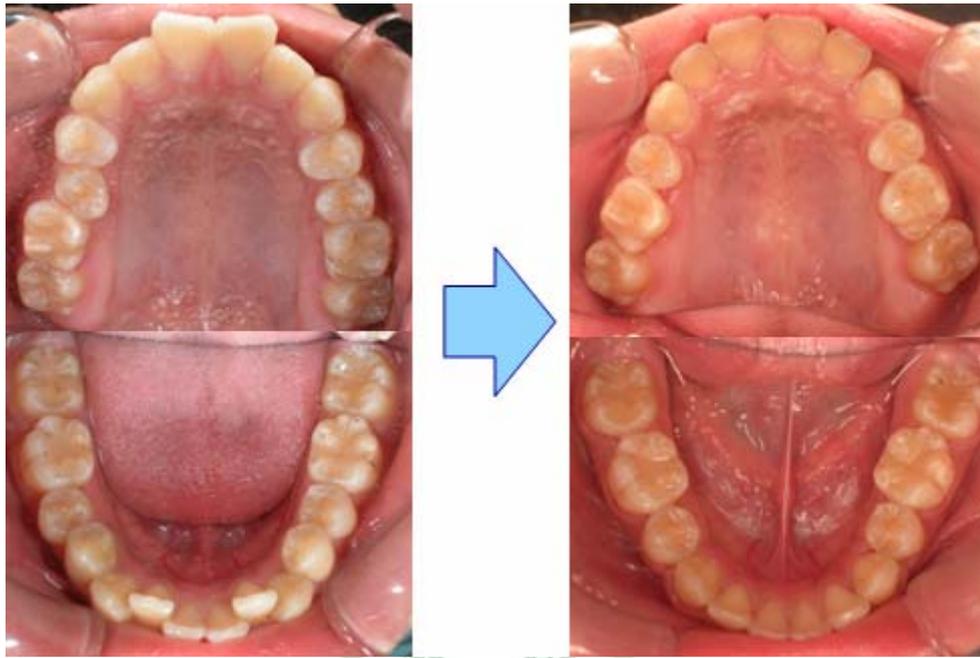


圖 1-2 矯正拔牙治療以紓解齒列擁擠問題(資料來源：中國醫藥大學
附設醫院牙科齒顎矯正科)

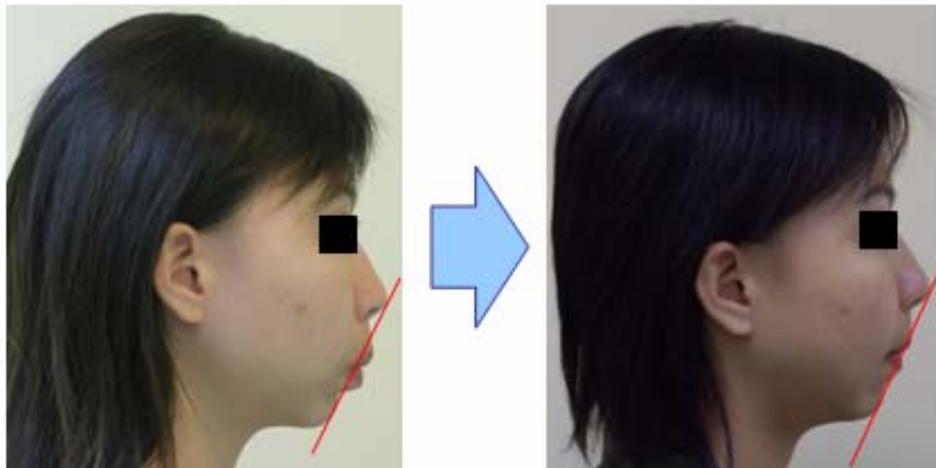


圖 1-3 矯正拔牙治療以改善顏面外觀問題(資料來源：中國醫藥大學
附設醫院牙科齒顎矯正科)

選擇以拔牙來治療的病例，常會面臨空間關閉的問題。因此，使牙齒在矯正線上滑動，成為常見的矯正治療程序(圖 1-4)。選擇使用角度及扭矩內建的矯正器系統，為目前矯正治療的主流與趨勢，連帶使得牙齒滑動機制的重要性備受矚目。因此，牙齒滑動機制順利的進行，將有助於提升治療的成效及時效[1]。然而牙齒在開始移動的瞬間，必須要克服矯正器與矯正線兩介面之間的摩擦阻力。因此，牙齒的滑動能否平順的進行，關鍵主要在於矯正器及矯正線與周圍矯正裝置之間的摩擦力。矯正醫師如果能有良好掌控摩擦力的能力，將可大幅減少錨定的喪失，達成預期的牙齒移動，進一步更能給予適切的力來抵抗摩擦力[2]。



圖 1-4 齒顎矯正以拔牙治療須空間關閉之情形(資料來源：中國醫藥大學附設醫院牙科齒顎矯正科)

有鑒於存在矯正器及矯正線之間的摩擦力，常會影響牙齒初期的移動，造成初期移動效果緩慢，延長矯正療程及增加病患回診次數等不便。因此，若能了解矯正器及矯正線之間的摩擦阻力表現，將有助於臨床治療時選擇矯正裝置的參考與依據。



1-2 齒顎矯正裝置的演進

隨著矯正材料的研發與進步，矯正治療的裝置日漸簡化。最早期的矯正治療是採用全口環套(band)裝置，必須將每一個矯正器分別焊接於金屬環套後再黏著於每顆牙齒上，治療過程繁瑣費時且不美觀。直到 1971 年，Miura [3]發明了矯正器直接黏著系統(Direct Bonding System, 簡稱 DBS)。DBS 意指能夠將矯正器直接以黏著劑固定於牙齒表面，因此大幅簡化了矯正器的黏著步驟，使得齒顎矯正治療開始邁向一個新的里程：從全口環套(banding)裝置進入到全口黏著(bonding)裝置的時代(如圖 1-5 所示)。

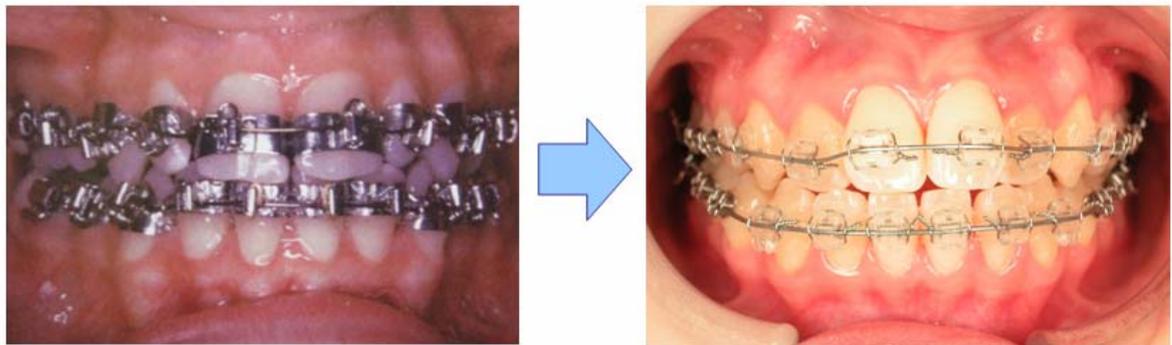


圖 1-5 (左)全口環套(banding)裝置；(右)全口黏著(bonding)裝置(資料

來源：中國醫藥大學附設醫院牙科齒顎矯正科)

矯正器直接黏著系統(DBS)由最初的標準式矯正器(standard bracket)逐步演進到直線式矯正裝置(straight wire appliance)兩種可供選擇(圖 1-6，1-7)。

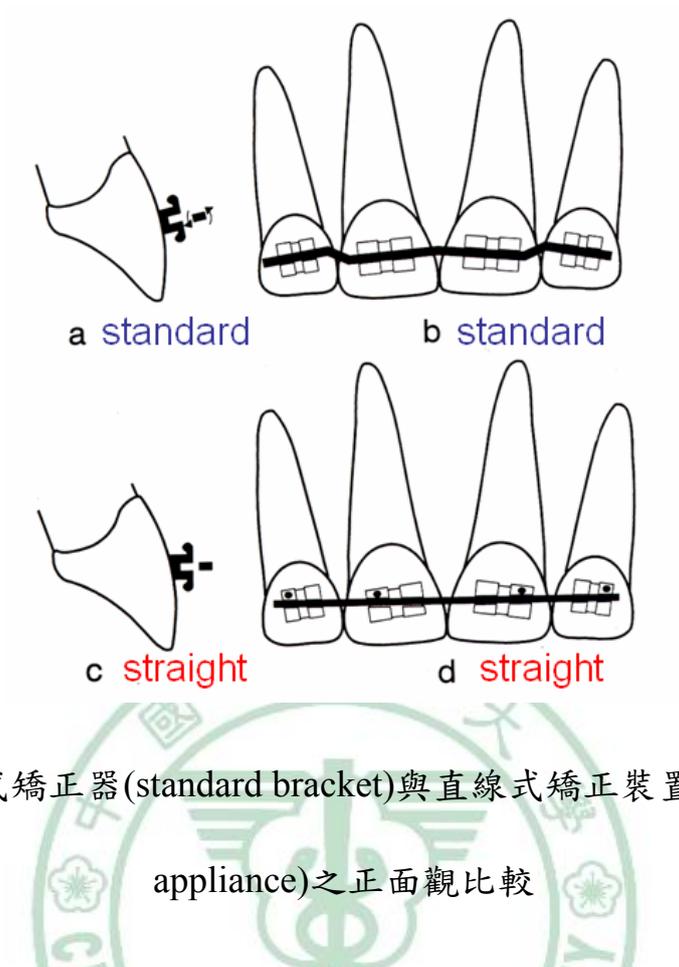


圖 1-6 標準式矯正器(standard bracket)與直線式矯正裝置(straight wire appliance)之正面觀比較

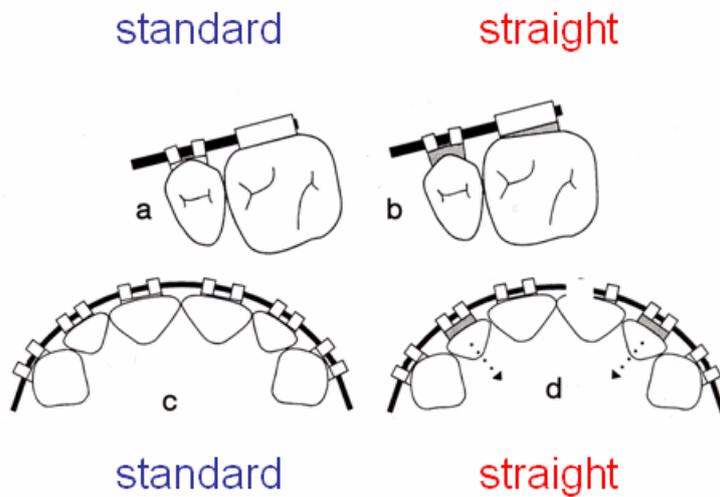


圖 1-7 標準式矯正器(standard bracket)與直線式矯正裝置(straight wire appliance)之咬合面觀比較

所謂直線式矯正裝置(straight wire appliance)又稱為 preadjusted

edgewise system'，是指在 bracket 上已事先設計有 angulation、inclination 以及 inset / offset 。因此當矯正治療完成時，理論上矯正線應在同一水平上，正面觀會呈現一直線(straight wire)(如圖 1-6 d 所示)。



1-3 牙齒移動機制

矯正治療過程中，關閉拔牙空間的方法包含兩種治療機制：第一是線圈機制(loop mechanism)，第二是滑動機制(sliding mechanism)[4]。

線圈機制(loop mechanism)：是指在矯正線上彎折特殊形狀的圈環，藉由增加矯正線長度來提高矯正線的活性(activation)，加上矯正線的回彈能力(spring back)而使牙齒持續移動，進而關閉空間(圖 1-8)。

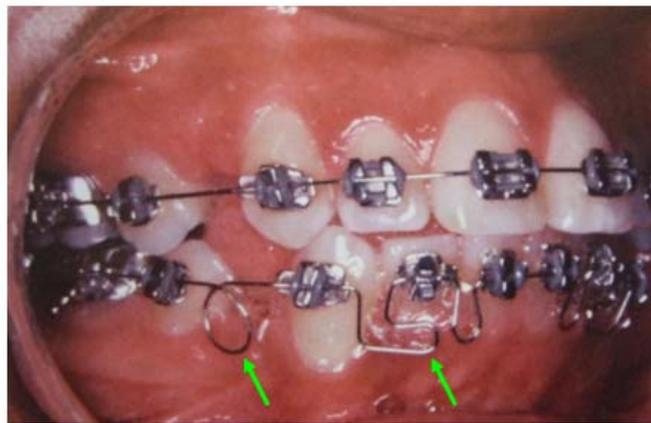


圖 1-8 以線圈機制關閉拔牙空間

滑動機制(sliding mechanism)：主要是藉由一個力量傳遞系統，通常選用齒列後方的大白齒作為錨定來源，利用大白齒的牙根表面積較大、單位面積所需承受的力量較小、較不會達到移動牙齒所需要的閾值的特性，再藉著彈簧或是彈性鏈的力量牽引，一端懸掛於欲移動牙齒的矯正器上，另一端懸掛於後方錨錠牙齒的矯正器上。憑藉彈簧或是彈性鏈的收縮彈力，將力量傳遞到欲移動的牙齒上、再傳遞到牙

根以及牙周組織，於是在齒槽骨受壓力處會產生破骨細胞 (osteoclast) 造成骨頭吸收，在張力處會產生成骨細胞 (osteoblast) 造成骨質沈積。經由這一連續的生物反應，使得牙齒一側的骨頭吸收而另一側的骨頭沉積，於是能夠使牙齒產生移動而關閉空間(圖 1-9)。相較於圈環機制而言，滑動機制堪稱為目前較為常見的治療方式。

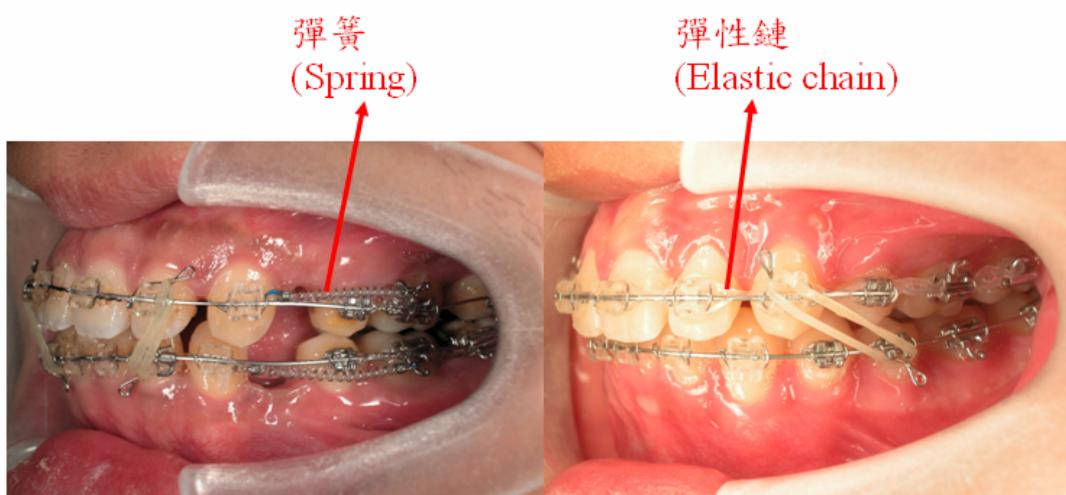


圖 1-9 以滑動機制關閉拔牙空間：(左)彈簧牽引方式，(右)彈性鏈牽引方式(資料來源：中國醫藥大學附設醫院牙科齒顎矯正科)

在選擇以滑動機制來關閉空間的牙齒移動模式，理想上是牙冠與牙根進行整體、連續性的移動過程(圖 1-10)；然而，實際上牙齒的移動模式是牙冠先傾倒、牙根再扶正，兩者輪替的重複運動方式[1](圖 1-11)，其中並伴隨有牙齒旋轉的運動產生[5]。

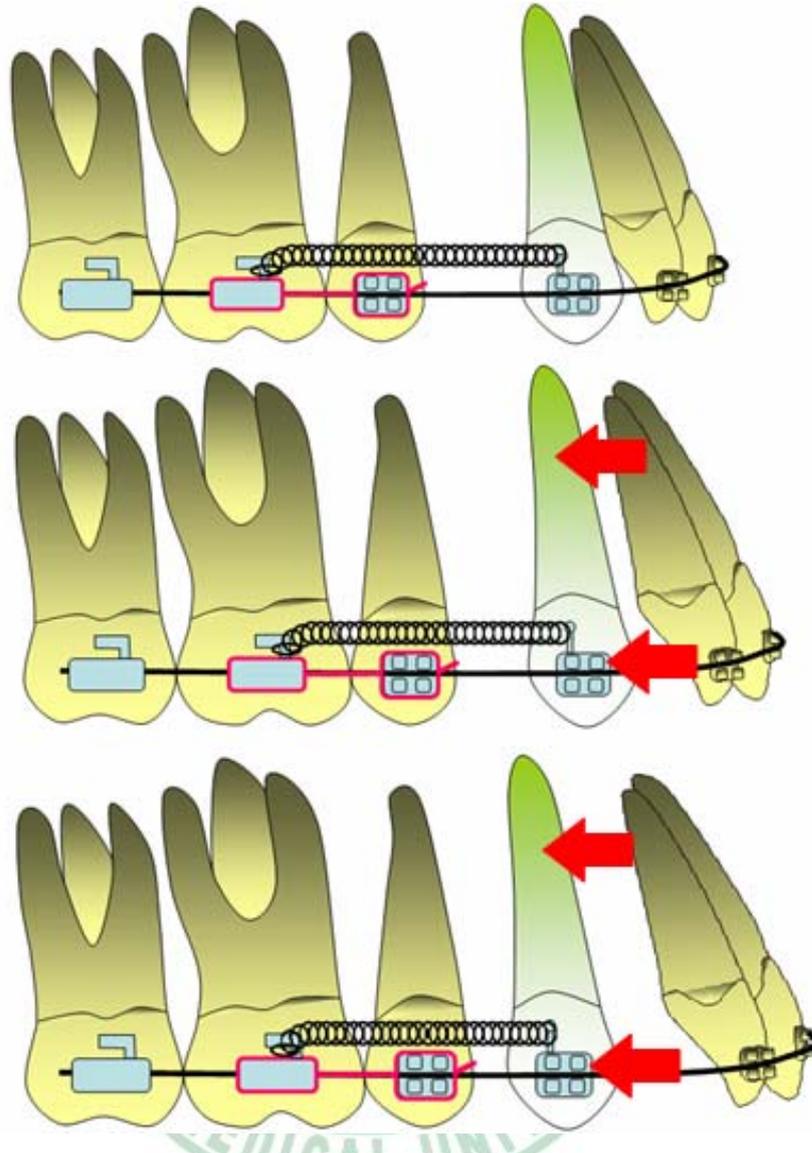


圖 1-10 理想牙齒移動模式示意圖(由上到下)：牙冠與牙根整體連續性的移動方式

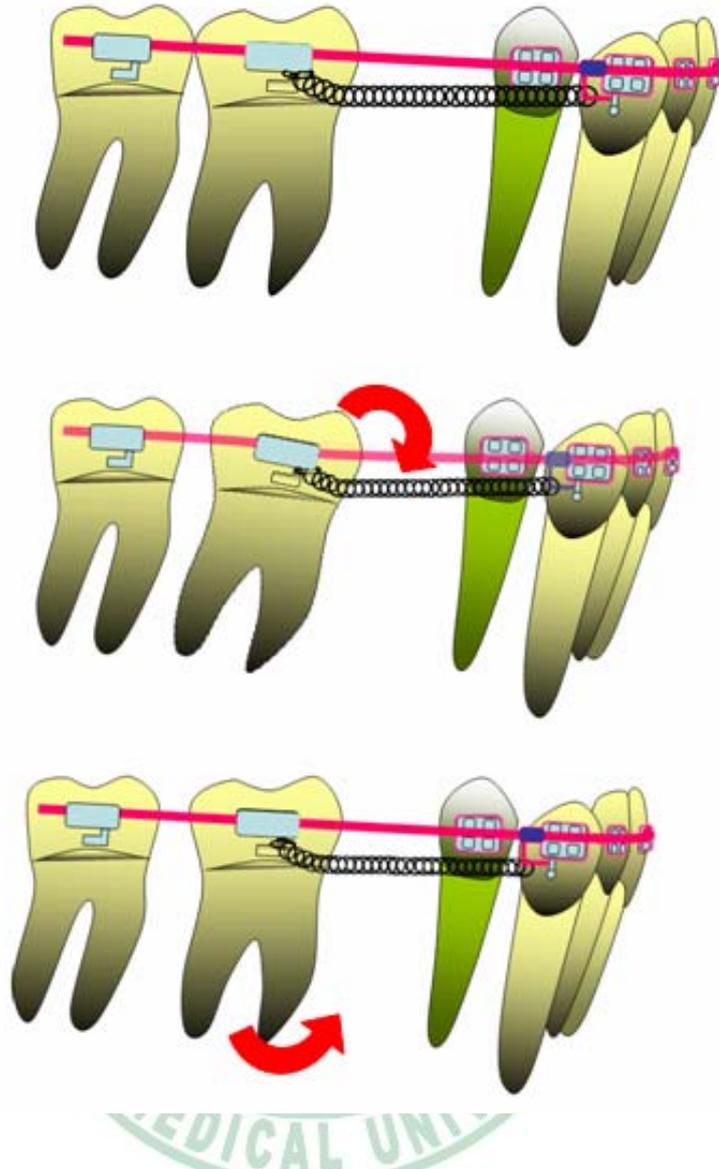


圖 1-11 實際牙齒移動模式示意圖(由上到下)：牙冠先傾倒，牙根再扶正之交替移動方式

1-4 摩擦力與齒顎矯正之關係

牙齒的滑動能否平順的進行，關鍵在於矯正器、矯正線及矯正裝置之間的摩擦力。摩擦力在矯正的運用有兩個層面，一個是需要摩擦力，一個是需要減少摩擦力。當牙齒需要進行平整及擴大效應時，矯正線扮演主動的角色，稱之為 active archwire，此時矯正器及矯正線之間需要有足夠的摩擦力，方能使牙齒移動(如圖 1-12 所示)。

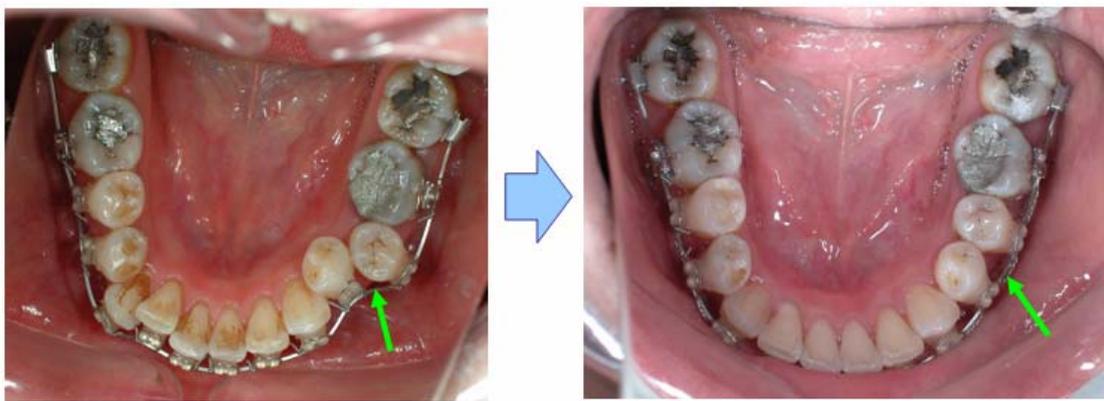


圖 1-12 Active archwire：(左)矯正前；(右)矯正後(資料來源：中國醫藥大學附設醫院牙科齒顎矯正科)

而當牙齒需要進行滑動及旋轉效應時，矯正線則扮演被動的角色，稱之為 basic archwire，意即矯正線被視為一個提供滑動的軌道，此時，矯正器及矯正線之間的摩擦力需盡可能的減少(如圖 1-13)。

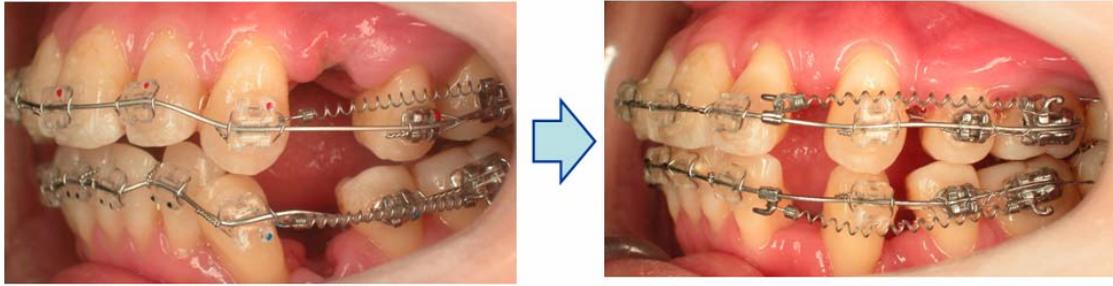


圖 1-13 Basic archwire：(左)矯正前；(右)矯正中(資料來源：中國醫藥大學附設醫院牙科齒顎矯正科)

在以滑動機制的模式下所探討的牙齒移動，為一連續性牙冠傾斜與牙根扶正的運動，以交替的方式而非連續整體性牙冠牙根等量移動的方式。當牙齒開始移動的瞬間，施加在牙齒矯正器上的力量（也就是移動牙齒所需的數量），必須先克服存在於矯正器與矯正線兩介面間的摩擦阻力。此時，原本藉由彈簧或是彈性鏈施加在牙齒上的力量，將有一部分會被摩擦力所消耗掉。而為了要克服矯正線與矯正器之間的摩擦阻力，理論上可以增加選用的彈簧或彈性鏈的彈性係數來增加收縮力，但是基於作用力與反作用力原則，同樣的力量也會施加在後方的錨錠牙上，此較大的力量可能會造成錨錠牙周邊骨質有較高的應力或應變產生，甚至引起牙齒的牙周組織反應，造成錨錠牙的移動，反而不利於錨錠的控制。有文獻指出，牙齒在移動的過程中，介於矯正線與矯正器之間的摩擦阻力，會導致所給予的矯正力量有 12% 甚至多達 60% 不等的力量因此喪失掉[1, 6-8]。因此，當牙齒需要進行

滑動時，如何降低矯正器與矯正線之間的摩擦阻力，使滑動機制能平順的進行，將是十分重要的影響因素[1, 9, 10]。而其中，啟動牙齒開始移動的最大靜摩擦力，相較於牙齒開始移動之後所產生的動摩擦力，更具有影響與探究的意義[9]。



1-4-1 摩擦力的定義

傳統摩擦力的定義：摩擦力，是指兩物體接觸面間阻止物體運動的力，方向恆與物體的運動方向相反（圖 1-14）。

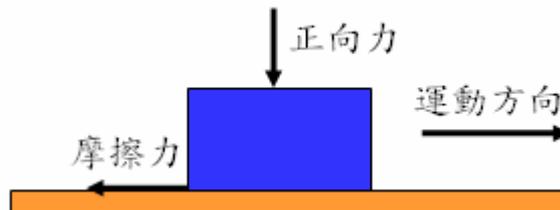


圖 1-14 摩擦力示意圖

摩擦力包含兩種形式，一為靜摩擦力、一為動摩擦力。靜摩擦力 (f_s) 是指物體由靜止到開始運動前，接觸面間所產生的摩擦力；而當所施加之外力超過某一定值，物體恰將開始運動的瞬間，靜摩擦力會達到最大值，此時稱為最大靜摩擦力 (f)。最大靜摩擦力為一定值，其與外力大小相等、方向相反；動摩擦力 (f_k) 則是表示物體在運動中所受的摩擦力。動摩擦力為一定值，其大小與物體之速度、外力完全無關(如圖 1-15 所示)。

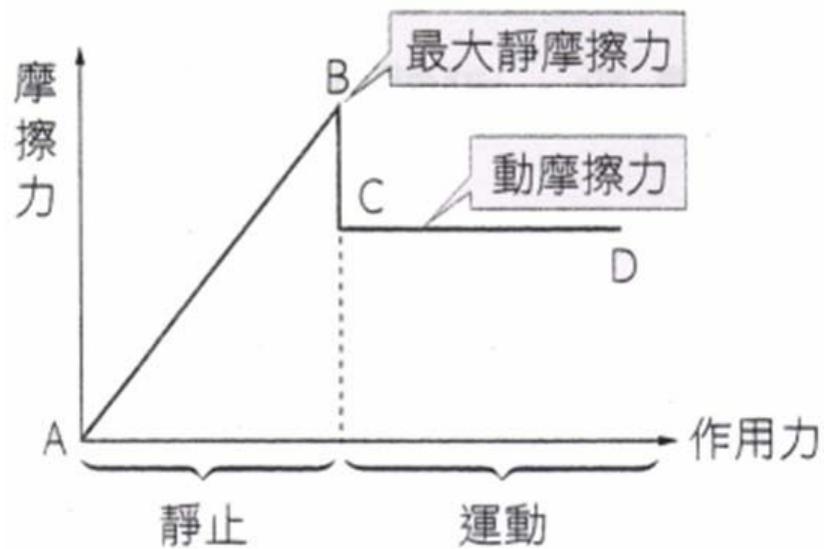


圖 1-15 典型摩擦力圖形

18 世紀，英國物理學家庫倫提出關於最大靜摩擦力的近似規律，稱做摩擦定律。主要指出，最大靜摩擦力 f 與造成兩個物體間互相擠壓的正向力 N 大小成比例，與接觸面積的大小無關，即 $f = \mu N$ ， μ 稱為最大靜摩擦係數。而摩擦係數 μ 是指兩物質摩擦時，接觸介面間作用的係數，和兩物質的表面性質以及彼此間的交互作用等都有關係。

1-4-2 摩擦力的影響因素

影響矯正過程摩擦力表現的因素相當多元，歸納來說有兩大因素：第一，是機械性的因素；第二，是生物性的因素[2, 9, 11-13]。機械性因素包含矯正線、矯正器與綁紮因素。矯正線的部份，包含有：矯正線的材質、型態尺寸、表面質地、勁度等；矯正器的部份，包含：矯正器的材料、表面處理、設計方式、製造方式及溝槽尺寸；而綁紮因素中，綁紮的方式、綁紮的材質、與施加在矯正線上的綁紮力量(即正向力)，都會對摩擦力的表現有所影響。生物性的因素，則包含有：口腔中有唾液存在所造成的潮溼狀態、牙菌斑的堆積及口腔中動態環境的影響，包括咀嚼、吞嚥、說話、咬合力等因素。

本研究主要針對機械性的因素，來探討矯正過程中以滑動機制的模式所造成的摩擦力的表現。

1-5 文獻回顧

1-5-1 矯正線對齒顎矯正摩擦阻力之影響

矯正線的演進，由早期 50 年代的黃金線，演進到不鏽鋼合金線、鈷鉻合金線等勁度較大的線。由於不鏽鋼組成成分的差異，不鏽鋼的種類有超過數百種並且被廣泛運用於各個領域。其中 AISI(American Iron and Steel Institute)type 316L 的不鏽鋼因含有鉬(molybdenum)的成分，具有良好的抗鏽和抗腐蝕能力，因而大量應用於醫學領域；而應用在矯正材料的製造部分，主要以 AISI type 304 的不鏽鋼為主[14]。雖然不鏽鋼或是鈷鉻合金線其強度或是彈性大多都能符合臨床矯正線的需求，但缺點是勁度太大，當需要小幅度的彎折矯正線以能置入矯正器的溝槽內時，必須在矯正線上施加很大的力量，導致回彈(spring back)力量過大，造成病患感到疼痛不適，甚至對牙周組織造成傷害[15]。

到了 70 年代，美國海軍軍備實驗室首先研發出具有形狀記憶及超彈性的鎳鈦合金線，並在 80 年代，由 Dr. George Andreasen 首度將鎳鈦合金線引進矯正界，並由 Unitek 公司以 Nitinol (即 nickel-titanium Naval Ordnance Laboratory 的簡稱)商品名問世。之後亦有文獻指出，Nitinol 具有減少矯正線置換頻率、減少臨床上診療的時間、縮短牙齒

平整及改正牙齒轉位的時間、並能減緩病人的不適感[16]。隨後出現的有傳統鎳鈦合金線(如 Sentalloy)及鈦鉬合金線(TMA)，此兩種線材皆能提供在同一程度的彎折下所釋放出來的能量比不鏽鋼合金線輕微許多。直到近期，又有改良式超彈性鎳鈦合金矯正線(LH 矯正線)的發明，使得矯正線的選擇更加多樣化，矯正醫師可以針對患者在不同的治療時期，選擇適當的矯正線來進行治療。因此，瞭解不同矯正線間的摩擦阻力成為一重要課題。

2003年Mendes et al.[17]研究探討臨床使用的矯正器和矯正線是否確實如同廠商所宣稱具有低摩擦阻力特性的功效。作者檢視臨床常用之四種矯正器與七種不同的矯正線(包含三種材質)間摩擦阻力的數值，結果發現鈦鉬合金矯正線具有最大的摩擦阻力，其次是鎳鈦合金矯正線，而不鏽鋼矯正線的摩擦阻力最小。Krishnan et al.[18]則比較三種不同矯正線(不鏽鋼矯正線、鈦鉬合金矯正線、TiMolium)的摩擦阻力、表面結構以及材料組成的差異，結果發現鈦鉬合金矯正線在最大靜摩擦力及動摩擦力都有最大值，不鏽鋼矯正線則為最小(圖1-16)。同樣的實驗結果，在Cha et al.[19]和Garner et al.[20]的研究也證實，鈦鉬合金線比不鏽鋼矯正線的摩擦阻力大。

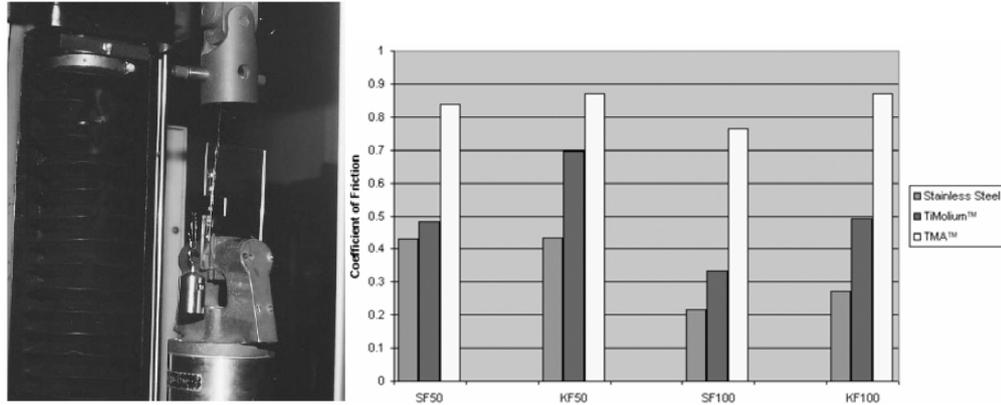


圖1-16 (左)量測摩擦阻力儀器；(右)三種不同金屬矯正線的摩擦阻力數值(Krishnan et al., Angle Orthodontist, 74(6):825-831, 2004)

Cacciafesta et al.[21]針對三種不同廠牌的矯正器(Victory, Damon SL II, Osyter)與三種不同材質的矯正線(不鏽鋼矯正線、鎳鈦合金線、鈦鉬合金線)和三種不同尺寸的矯正線(0.016, 0.017x0.025, 0.019 x 0.025 英吋)進行摩擦阻力的測試，結果指出：尺寸較大的矯正線都會有較高的摩擦阻力；鈦鉬合金線有最高的摩擦阻力，不鏽鋼矯正線和鎳鈦合金線的摩擦阻力則不具統計上的差異(圖 1-17)。

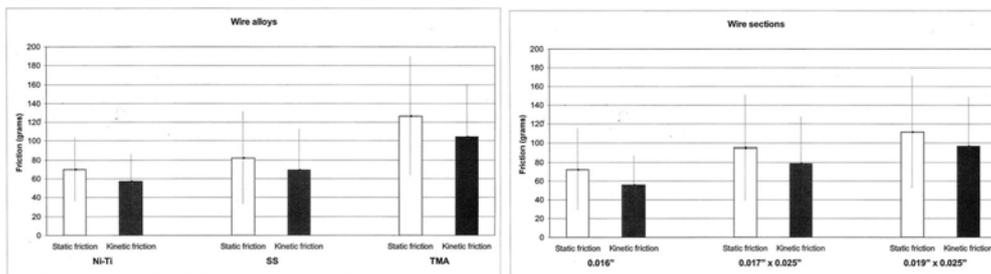


圖 1-17 摩擦阻力量測結果(左)比較三種不同矯正線；(右)比較三種不同尺寸的矯正線(Cacciafesta et al, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 124(4):395-402, 2003)

針對上述數種矯正線，由歷年文獻可大致歸納為[7, 20, 22, 23]：

在矯正器溝槽與矯正線之間無角度存在時，在相同尺寸的矯正器溝槽及相同尺寸的矯正線條件比較下，不鏽鋼合金線會有最低的摩擦阻力，其次是鎳鈦合金線，而鈦鉬合金線的摩擦阻力最高。為探究其原因，有學者由矯正線材的表面粗糙度性質著手，以了解表面粗糙程度是否會和摩擦阻力有所關聯。Kusy et al.[24]利用雷射打在測試的矯正線金屬表面上，觀察其反射光散射的程度(Laser spectroscopy)，以決定矯正線表面的粗糙度，結果發現不鏽鋼合金線表面最光滑、鈦鉬合金次之、鎳鈦合金表面最粗糙(圖 1-18)。

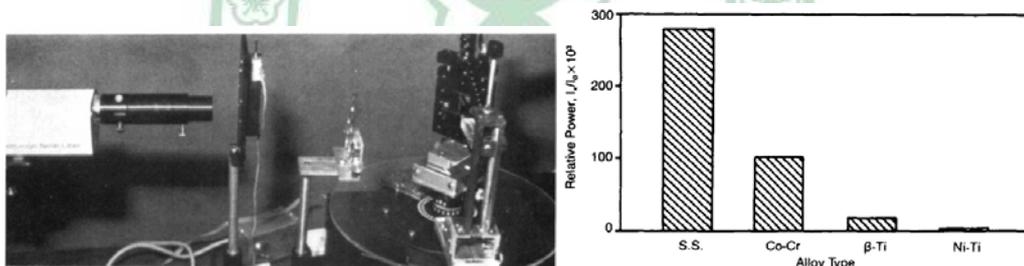


圖 1-18 (左)觀測反射光散射程度之裝置；(右)四種不同合金的相對能

量(倒數值表示表面粗糙度)(Kusy et al., Angle Orthodontist, 58(1):33-45, 1988)

十年後，Bourauel et al.[25]以原子力顯微鏡(Atomic force microscopy)、laser specular reflectance 及表面粗糙度測試器(profilometry)三種方式，來探討矯正線的表面粗糙度，也得到相同的結果(圖 1-19)。以此結果推估，鎳鈦合金矯正線的摩擦阻力應該最大，但事實上和量

測到的摩擦阻力結果並不相符合，因此 Bourauel et al.推論矯正線的表面粗糙度和摩擦力的關係是複雜且不明確的。

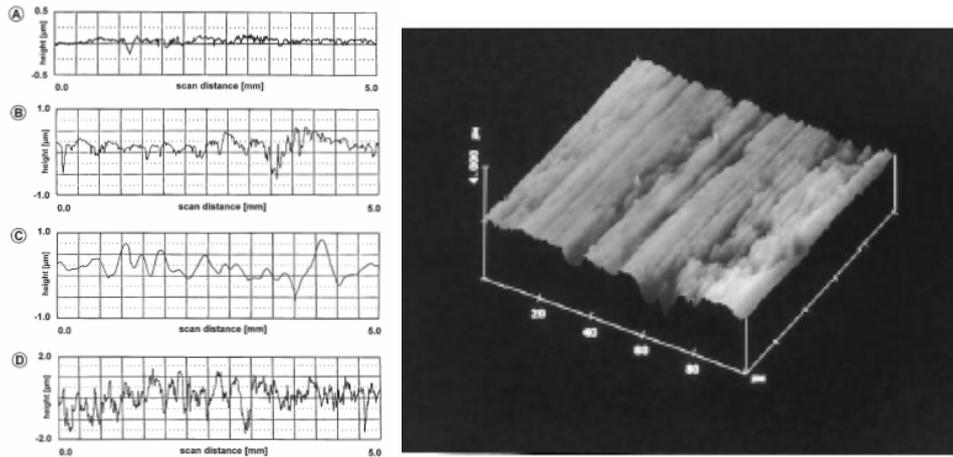


圖 1-19 (左)矯正線表面粗度器量測結果；(右)原子力顯微鏡量測之矯正線表面結構粗糙度影像(Bourauel et al.,European Journal of Orthodontics, 20:79-92, 1998)

近年來除了不鏽鋼合金線、鎳鈦合金線和鈦鉬合金線之外，改良式超彈性鎳鈦合金線(improved superelastic nickel-titanium alloy wires with low-stress hysteresis: ISW，亦稱為 low-stress hysteresis wire, LH wire)使用上也越來越普及。LH 矯正線是日本國立東京醫科齒科大學(National Tokyo medical and dental university)所研發的新一代矯正線。此種線材與傳統鎳鈦合金線比較，一樣具有形狀記憶與超彈性的特性，並且能夠提供穩定且持續的矯正力量，同時根據廠商宣稱也具有低摩擦阻力的特性，有助於改善牙齒滑動時矯正器與矯正線間摩

擦阻力的問題。Iramaneerat et al.[26]利用有限元素法探討改良式超彈性鎳鈦合金線與不鏽鋼矯正線，在進行矯正時對牙齒周圍的應力分析，研究結果指出改良式超彈性鎳鈦合金線能夠展現出較佳能力的阻尼緩衝效應(damping capacity)，同時能夠傳遞更穩定的力量到牙周膜韌帶(periodontal ligament, PDL)(圖 1-20)。

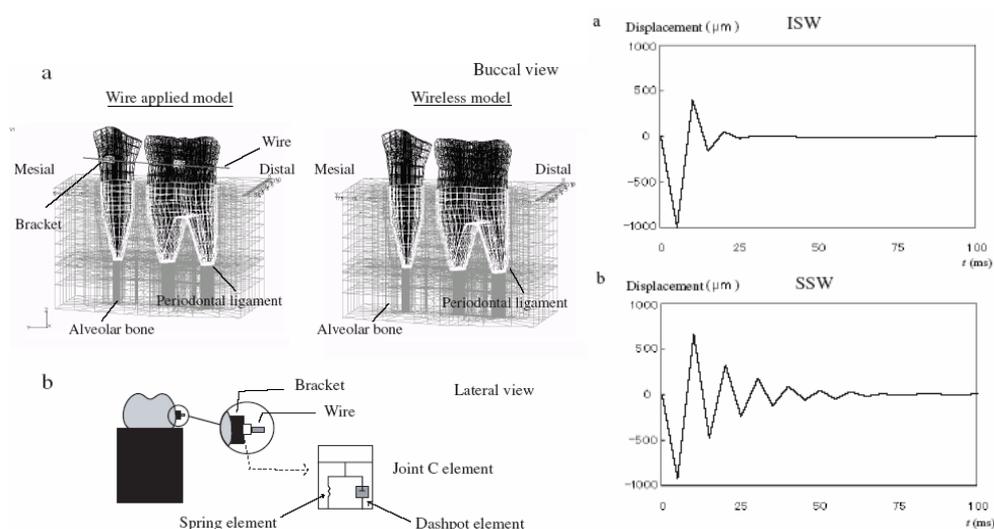


圖 1-20 (左)有限元素模型圖；(右)模擬結果顯示改良式超彈性鎳鈦合金線和不鏽鋼矯正線對於位移的阻尼緩衝能力(Iramaneerat et al.

Journal of Medical and Dental Sciences, 51:59-65, 2004)

2007 年，台灣國立陽明大學首度發表有關 LH 矯正線摩擦阻力的相關研究[10]。主要針對傳統鎳鈦合金線(Sentalloy)及改良式超彈性鎳鈦合金線(LH)，以改良式三點彎曲試驗(a modified 3-point bending test)來測量動摩擦力並進行遲滯與勁度試驗(stress hysteresis and stiffness measurement)來觀測線材形變量(圖 1-21)，結果發現兩者皆能發揮輕

微且持續的力量，並且都有低摩擦阻力的表現(其中 LH 的摩擦阻力小於 Sentalloy)，有助於改善牙齒滑動時矯正器及矯正線之間的摩擦問題。

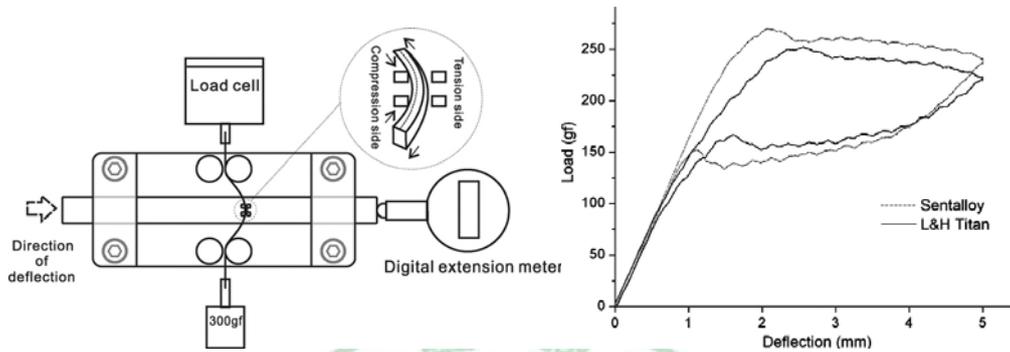


圖 1-21 (左)改良式三點彎曲試驗以測量動摩擦力之實驗示意圖；(右)

Sentalloy 及 LH 矯正線所量測之遲滯曲線:受力和位移關係圖

(Yu-Cheng Liaw et al., Am J Orthod Dentofacial Orthop
2007;131:578.e12-578.e18)

1-5-2 矯正器對齒顎矯正摩擦阻力之影響

目前，矯正器的材質主要分為三大類：金屬、塑膠與陶瓷(圖 1-22)。早期是由金屬矯正器開始，而隨著技術的演進，金屬矯正器的製成也從傳統鑄造式不鏽鋼發展到以高溫高壓粉末成形。Vaughan et al.[27]以兩種不同廠商所提供的壓模成形之金屬矯正器與 Kapali 的傳統金屬矯正器比較發現，以同樣尺寸、材質的合金線，在壓模成形的矯正器中滑動所需要克服的摩擦阻力較小(圖 1-23)。

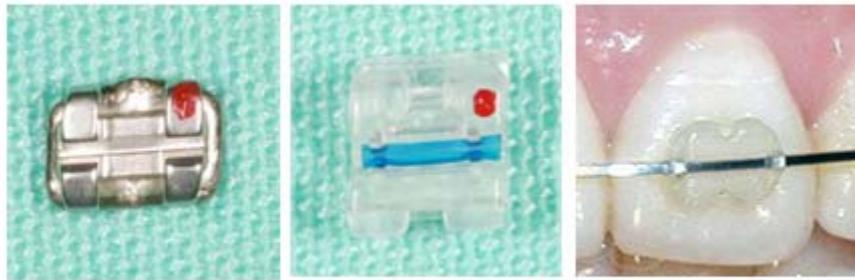


圖 1-22 (左到右)：金屬矯正器，塑膠矯正器，陶瓷矯正器

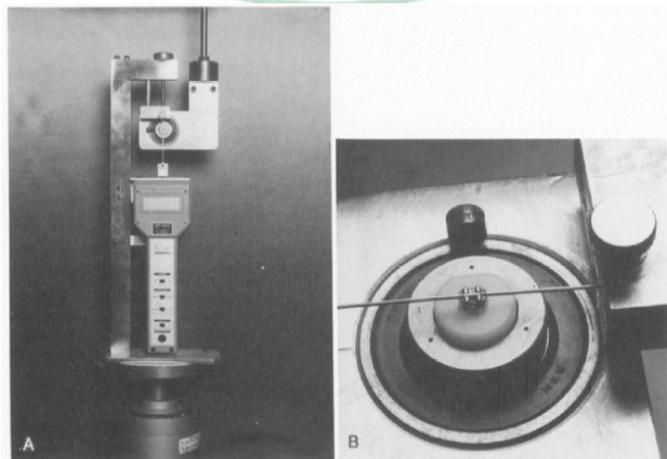


圖 1-23 量測摩擦阻力實驗裝置(Vaughan et al., American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 107(1):20-27, 1995)[27]

近年來在臨床使用上，為了美觀的需求而開始發展透明矯正器，材質主要包括有塑膠與陶瓷兩類。Smitha et al.[23]以掃描式電子顯微鏡觀察矯正器的表面粗糙度，發現不鏽鋼矯正器表面最為光滑、陶瓷類次之。同時 Smitha et al.[23]也指出，在比較矯正器溝槽(slot)同樣是不鏽鋼材質時，以高溫高壓粉末處理(sintering)的不鏽鋼溝槽比起鑄造處理(casting)的表面更為光滑。

在針對不同材質與設計的矯正器對摩擦阻力表現的探討中，Redlich et al.[9]選用了六種市面上常用且為廠商宣稱具有低摩擦阻力的矯正器，在三種不同的角度下，以三種不同尺寸大小的矯正線，量測矯正器與矯正線間的摩擦阻力，並以最大靜摩擦力作為評估的指標(圖 1-24)。實驗結果指出，並非所有廠商宣稱能降低摩擦阻力的矯正器都能有效達到減少摩擦力的目標；同時也指出，摩擦阻力大小取決矯正器與矯正線的摩擦係數(friction coefficient)以及綁紮力量(即正向力)兩個因素。

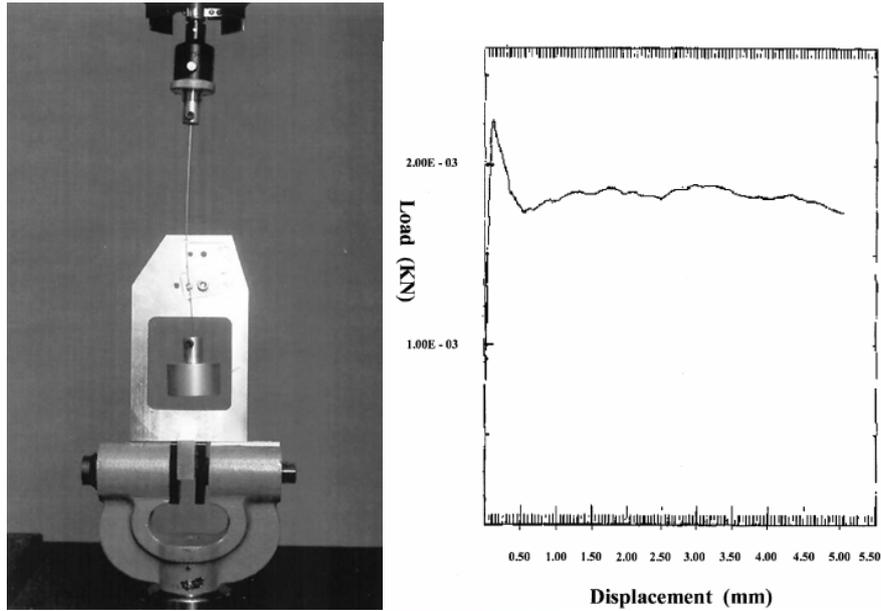


圖 1-24 (左)量測摩擦阻力之實驗裝置；(右)摩擦阻力圖：以最大靜摩擦力為評估指標(Redlich et al, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 124(1):69-73,2003)[9]

近年來，由於自鎖式矯正器(self-ligating bracket)(圖 1-25)的發展備受矚目，許多學者投身於自鎖式矯正器效能的研究。Taylor et al.[28]以自鎖式矯正器和一般需綁紮的矯正器相比(圖 1-26)，量測結果得到較小的摩擦阻力。目前，多數文獻皆指出，自鎖式矯正器和一般需綁紮的矯正器相比，有較小的摩擦阻力表現[29-31]；但仍有研究指出[9]，在種類繁多的自鎖式矯正器中，部份自鎖式矯正器的摩擦阻力表現比需要綁紮的矯正器來的更大。



圖 1-25 自鎖式矯正器(左：金屬，右：半透明)

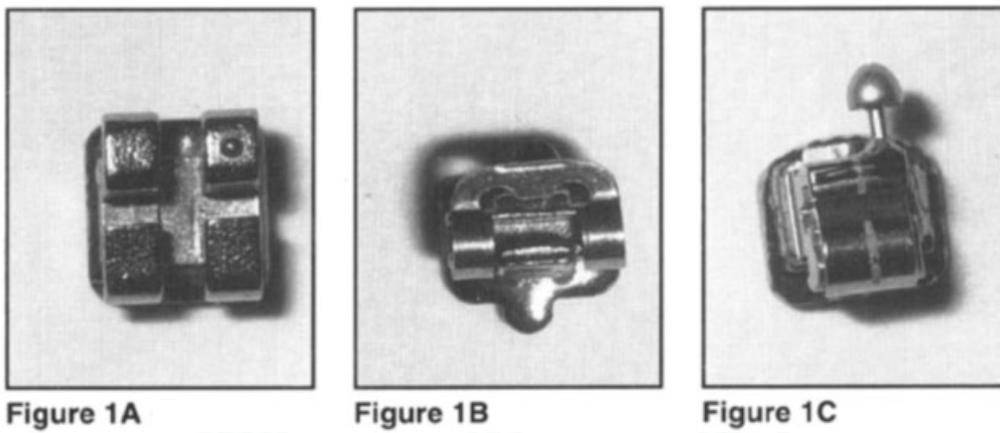


圖 1-26 Taylor et al.研究中選用之三種不同的矯正器(左到右:Standard, Activa, Speed)(Taylor et al., Angle Orthodontist, 66(3):215-222, 1996)[28]

1-5-3 綁紮方式對齒顎矯正摩擦阻力之影響

一般來說除了選擇自鎖式矯正器無須綁紮之外，在選用一般需綁紮的矯正器作為治療裝置時，矯正醫師必須利用彈性環(o-ring)或是金屬結紮線(ligature wire)來將矯正線固定於矯正器的溝槽中。因此，歷年來有諸多文獻以這兩種材質作為綁紮方式來探討對摩擦阻力的影響。

Edwards et al.[32]比較四種綁紮方式對摩擦阻力的影響，包括一般彈性環綁紮(套在矯正器雙翼外圍的翼上固定方式)、8 字形彈性環綁紮、金屬結紮線綁紮與塗佈鐵氟龍層的金屬結紮線綁紮；結果發現 8 字形彈性環綁紮其摩擦阻力最大，塗佈鐵氟龍層的金屬結紮線綁紮其摩擦阻力最小，而以一般彈性環綁紮及金屬結紮線綁紮其摩擦阻力居中，且兩者間無顯著差異。Hain et al.[12]則比較四種綁紮方式，包括：改良式彈性環(slick modules by TP Orthodontics)、一般彈性環、不鏽鋼金屬結紮線及自鎖式矯正器之最大靜摩擦阻力表現，結果顯示自鎖式矯正器有最小的摩擦阻力；而在比較所有需綁紮的模式中，發現以不鏽鋼金屬結紮線綁鬆時會有最小的摩擦阻力(圖 1-27)。

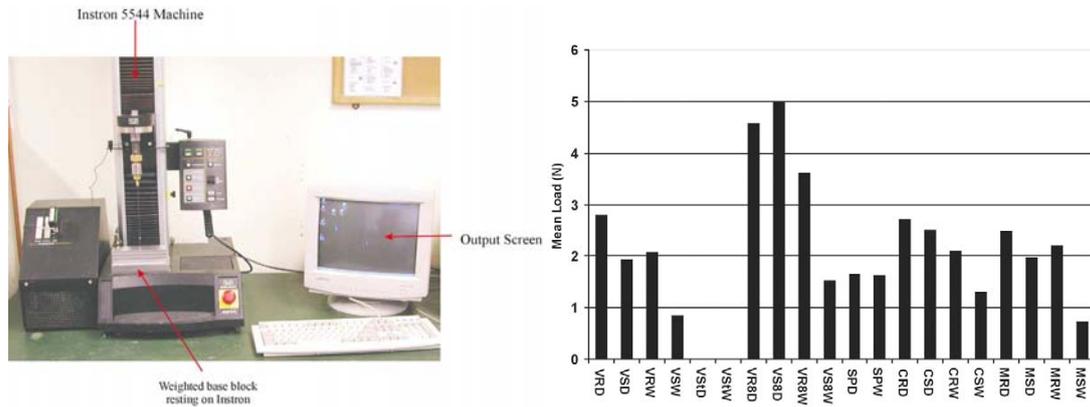


圖 1-27 (左)量測摩擦阻力之實驗裝置；(右)20 種不同組合的矯正器、矯正線與綁紮方式之摩擦阻力量測結果(Hain et al., American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 123:416-22, 2003)[12]

除了比較彈性環的綁紮方式與探討不同材質的綁紮對摩擦阻力的差異之外，在針對金屬結紮線綁紮力量的研究，Kusy et al.[33]建立一個可定量不同綁紮力量的模式(圖 1-28)來探討對摩擦阻力的影響。

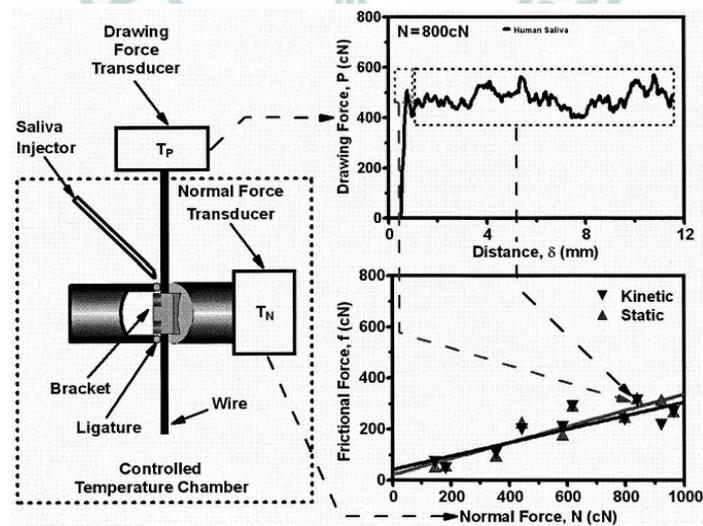


圖 1-28 (左)量測模擬金屬結紮線綁紮力量與摩擦阻力的實驗裝置；(右) 綁紮正向力與摩擦阻力量測結果之關係圖(Kusy et al., Seminars in Orthodontics, 9(4):281-289, 2003)[33]

Kusy et al.研究結果指出，模擬金屬結紮線綁紮所施加的正向力量越大，量測到的摩擦阻力也越大(圖 1-28 右)。

Iwasaki et al.[34]以 5 位矯正專科醫師及 5 位住院醫師來做臨床測試，比較金屬結紮線的綁紮在綁鬆及綁緊時摩擦阻力有無差別。結果發現，兩者之間沒有顯著差異，同時也觀察到，即使是一個受過完整訓練的專科醫師，在操作金屬結紮線的綁紮時，也無法重複給予相近且穩定的綁紮力量(圖 1-29)。

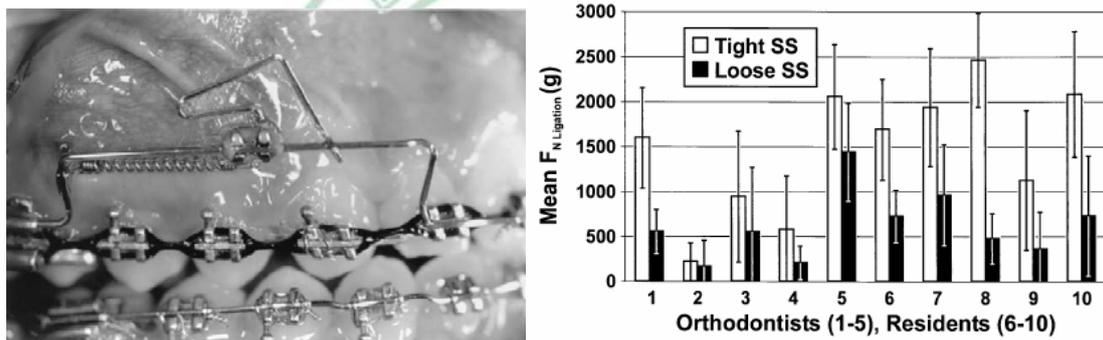


圖 1-29 (左)口內量測摩擦阻力之實驗裝置;(右)5 位矯正專科醫師及 5 位住院醫進行綁鬆綁緊之綁紮力量測量結果(Iwasaki et al., American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics,123:408-15, 2003)[34]

1-6 研究動機及目的

齒顎矯正第一小白齒的拔牙症例中，通常空間關閉的第一步是從犬齒的 distal drive 開始。目前臨床上的用法以後方大白齒作為錨定，藉由關閉空間的彈簧或彈性鏈，開始犬齒的後移。歷年來國內外相關研究及臨床觀察得知，影響牙齒移動的因素相當複雜，當中以矯正器與矯正線間的摩擦阻力為重要影響因素之一。存在於矯正器及矯正線之間的摩擦力，常會影響牙齒初期的移動，造成初期移動效果緩慢，延長矯正療程及增加病患回診次數等不便。近年來，矯正器和矯正線相關產品不斷的研發與革新，許多產品宣稱或標榜具有低摩擦阻力的特性，如改良式超彈性鎳鈦合金矯正線(LH 矯正線)，使得不同的矯正器與矯正線組合更加多樣化。因此，如能了解不同組合的矯正器及矯正線之間的摩擦阻力表現，將能提供矯正醫師在臨床選擇矯正裝置的參考，同時更能掌握矯正治療技巧以縮短矯正所需時間，進一步對於使用彈簧或彈性鏈的力量選擇上有參考的依據。

本研究主要針對目前常用之矯正器/矯正線的組合，來進行摩擦阻力的研究及探討。具體目標有二：第一，探究不同材質的矯正器及矯正線在相對滑動時的最大靜摩擦阻力的差異，並同時了解 LH 矯正

線的摩擦力表現。第二，觀測不同矯正線的表面性質，以了解矯正線表面性質與摩擦阻力的關係。



第二章 研究材料與方法

2-1 實驗流程圖

摩擦阻力實驗流程圖如下(圖 2-1)：

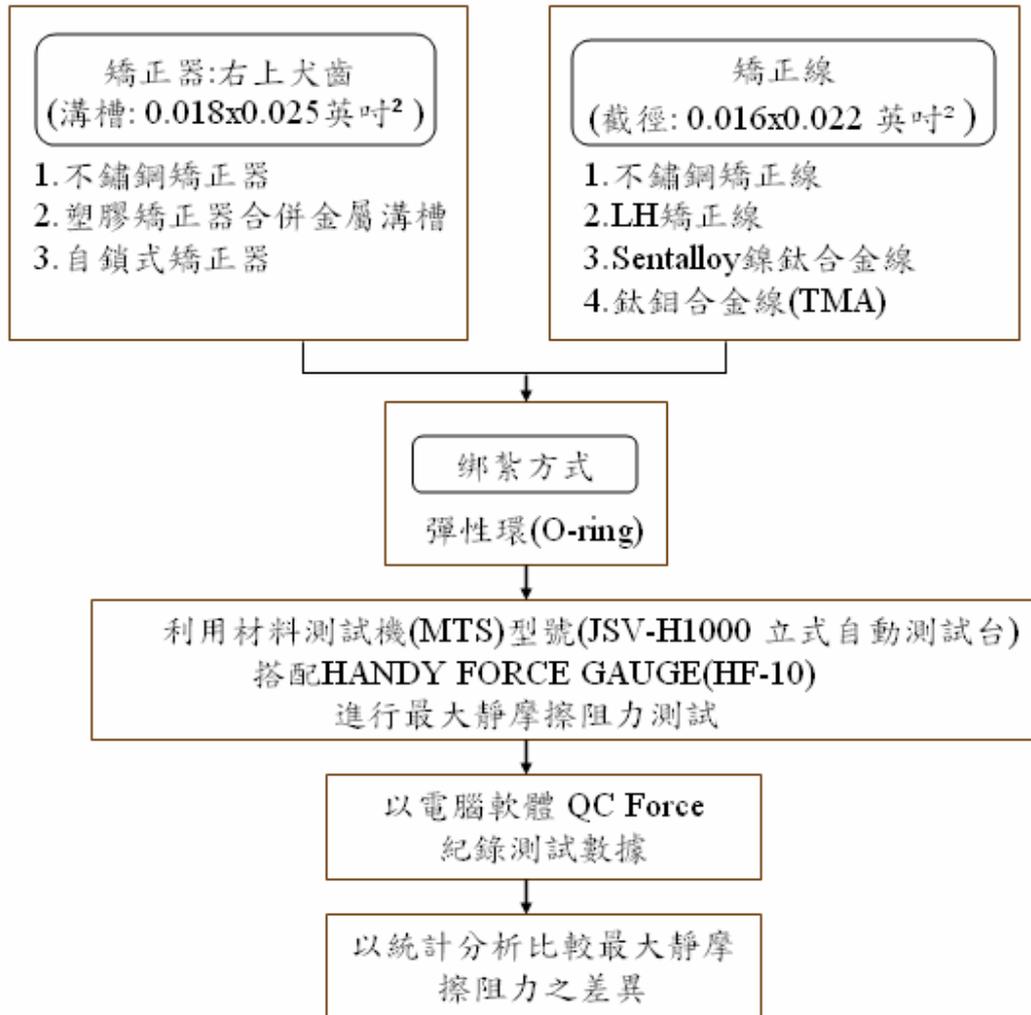


圖 2-1 摩擦阻力實驗流程圖

矯正線表面性質(表面硬度、表面型態及表面粗度)觀測流程圖如下

(圖 2-2)：

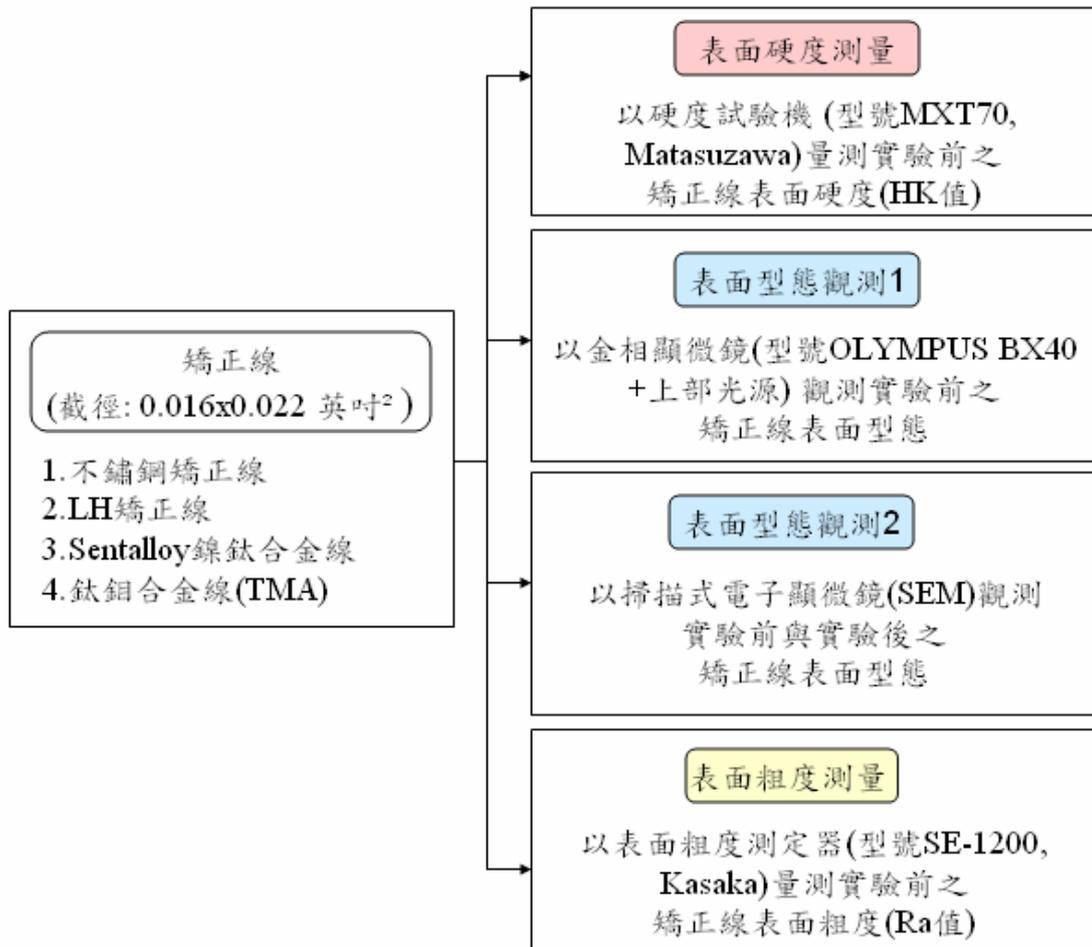


圖 2-2 矯正線表面性質(表面硬度、表面型態及表面粗度)觀測流程圖

2-2 實驗材料

2-2-1 矯正器之種類

本研究選用之矯正器型號統一為右上犬齒用矯正器，矯正器溝槽截徑皆為 0.018×0.025 英吋² (圖 2-3)。

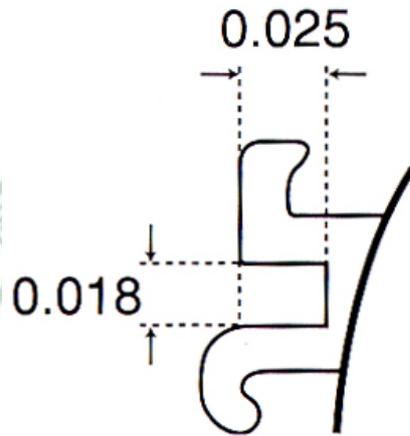


圖 2-3 矯正器溝槽截徑示意圖

選用三種矯正器，包括：不鏽鋼金屬矯正器、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽及自鎖式矯正器。不鏽鋼金屬矯正器：Preadjusted metal brackets, Micro-arch, Roth type (Tomy company, Tokyo, Japan)(圖 2-4)，透明塑膠矯正器合併金屬溝槽：Esther II, Roth type (Tomy company, Tokyo, Japan)(圖 2-5)，自鎖式矯正器為 mini Clippy (Tomy company, Tokyo, Japan)(圖 2-6)。



圖 2-4 不鏽鋼金屬矯正器(Tomy company, Tokyo, Japan)



圖 2-5 透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(Tomy company, Tokyo, Japan)



圖 2-6 自鎖式矯正器 mini Clippy(Tomy company, Tokyo, Japan)

2-2-2 矯正線之種類

本研究選用之矯正線，截徑統一為 0.016×0.022 英吋² 之方線。一共選用四種矯正線，包括：不鏽鋼矯正線(新雅貿易有限公司，台北，台灣)(圖 2-7)、LH 矯正線(Tokyo Medical and Dental University, Japan)(圖 2-8)、Sentalloy 鎳鈦合金線 Medium(Yellow) (Tomy company, Tokyo, Japan)(圖 2-9)及鈦鉬合金線 Beta-Titanium wire(TMA)(SDS Ormco, Inc., Orange, CA)(圖 2-10)。

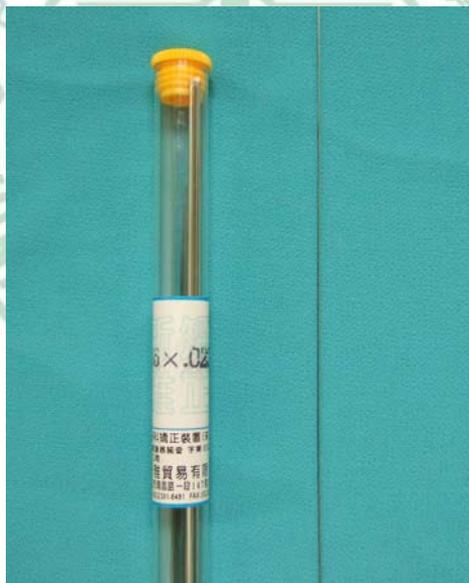


圖 2-7 不鏽鋼矯正線(新雅貿易有限公司，台北，台灣)



圖 2-8 LH 矯正線(Tomy company, Tokyo, Japan)



圖 2-9 Sentalloy 鎳鈦合金線(Tomy company, Tokyo, Japan)



圖 2-10 鈦鉬合金線(TMA)(SDS Ormco, Inc., Orange, CA)

2-2-3 綁紮方式

不鏽鋼矯正器及透明塑膠矯正器合併金屬溝槽兩種需綁紮之矯正器，綁紮方式統一以彈性環(O-ring)A-1,Alastik(3M Unitek,USA)(圖2-11)作為固位；自鎖式矯正器 mini Clippy 則無須綁紮。



圖 2-11 彈性環 (o-ring)

2-3 摩擦阻力之實驗裝置及實驗步驟

2-3-1 實驗平台

本研究首先建立一個量測矯正器與矯正線間摩擦阻力的裝置(圖 2-12)，研究所使用的材料測試機為日本製造之型號 JSV-H1000 立式自動測試台(Japan Instrumentation System Co., Nara, Japan)，搭配力量負荷單元(Load cell)型號為 HANDY FORCE GAUGE(HF-10)，其最大荷重容量為 10N (1Kgf)，最小解析度達到 1/1000。同時配合電腦軟體 QC Force 進行數據分析處理，可同步記錄摩擦阻力大小及時間(因為是使用“位移量控制模式”displacement control，所以位移量可直接由時間換算出)。

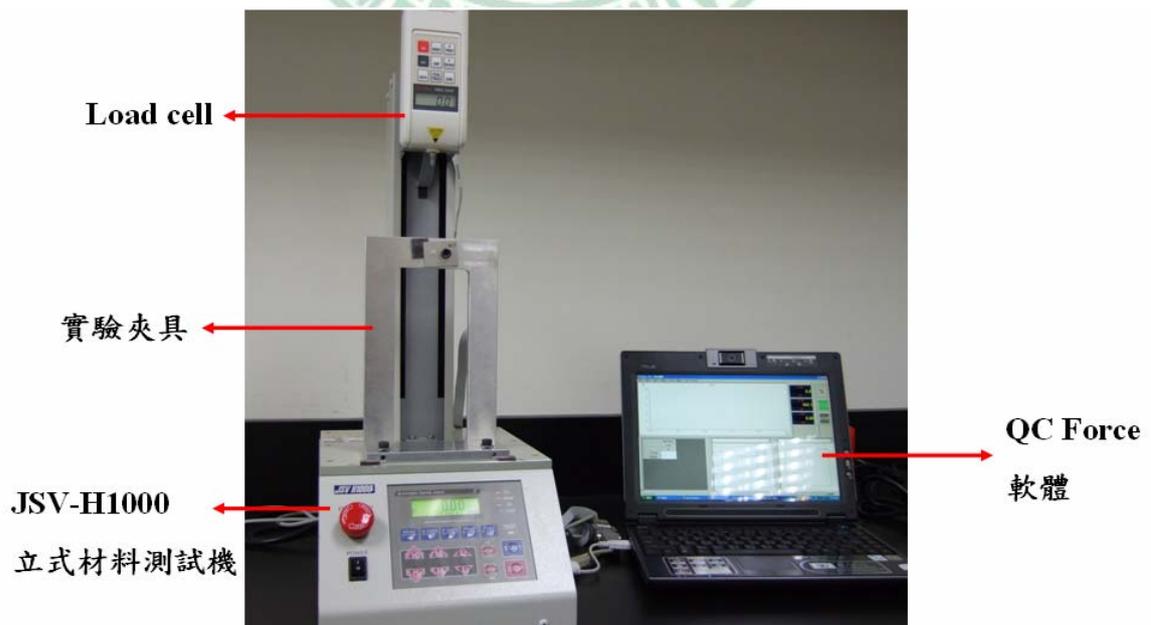


圖 2-12 本研究之實驗平台

2-3-2 實驗夾具

依據本研究之需要，特別設計及製作專屬的夾具，一共分成兩個部份：第一部分，是用來固定矯正線。此部分上端以一球窩關節直接連接到荷重元，下端則懸掛一個 100 克重的砝碼，用來拉直矯正線；第二部份，為一門字型的金屬夾具，用以固定黏著矯正器的鋁板(圖 2-13)。

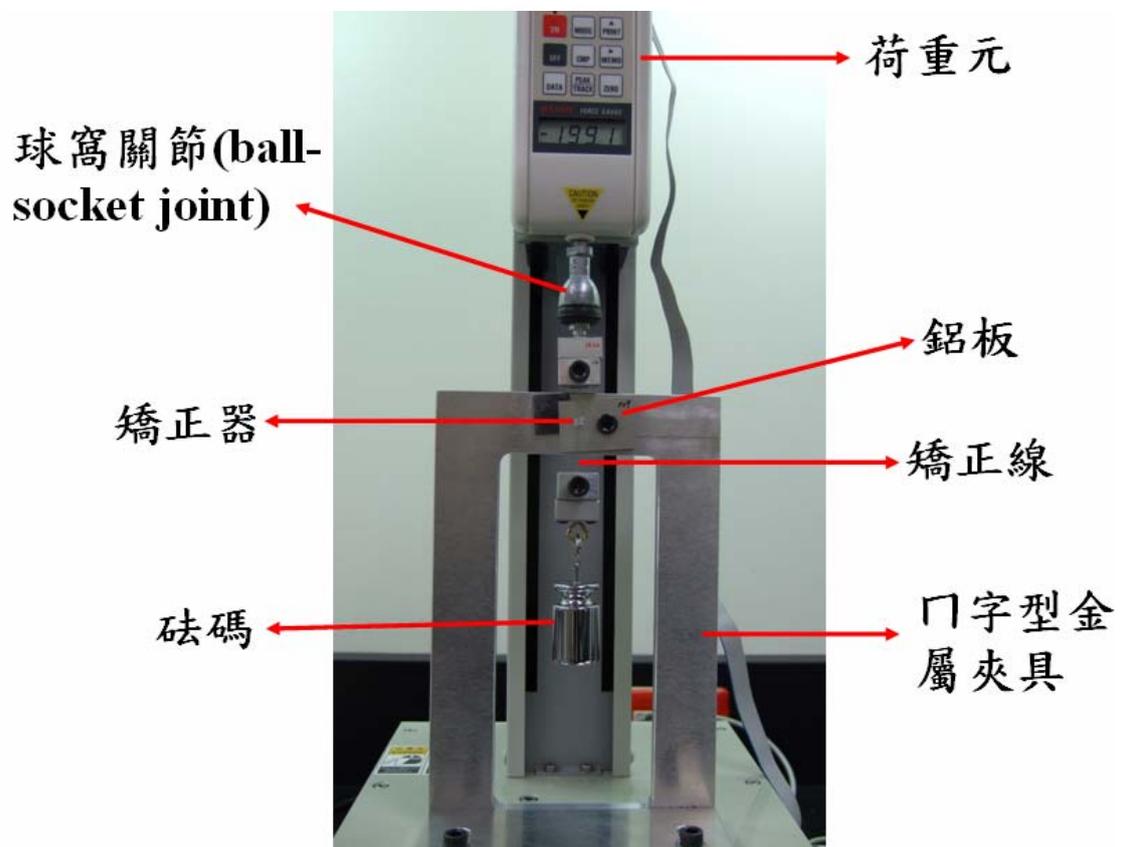


圖 2-13 本研究測試夾具

此外，整個門字型夾具底座與測試機台之間，有兩個螺釘可緊鎖固定，並另外製作兩個卡榫(圖 2-14)，以確保門字型夾具放置角度

和位置之恆定不變。

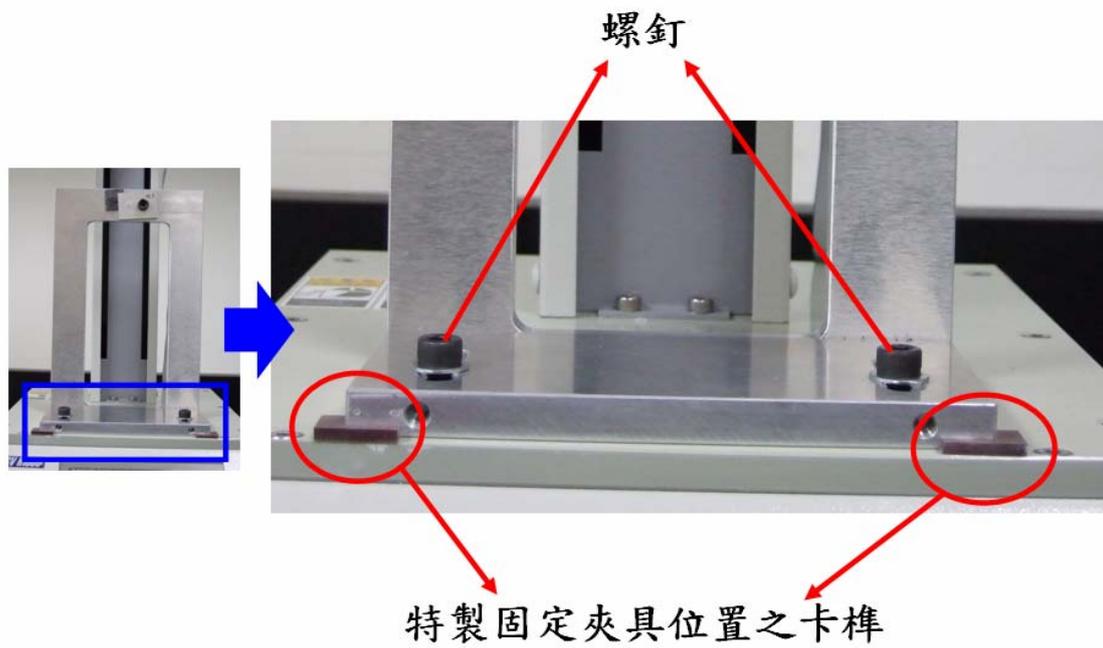


圖 2-14 冂字型夾具之特製固定裝置以確保放置角度和位置恆定



2-3-3 矯正器定位器

由於本研究選用了三種矯正器，包括：不鏽鋼矯正器、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽及自鎖式矯正器。為避免因矯正器角度及型態大小的不同所造成的實驗誤差，因此製作了三個矯正器定位器(圖 2-15 至 2-17)，以確保實驗過程中，矯正線能確實與矯正器的溝槽呈現水平的狀態，並能重複定位。

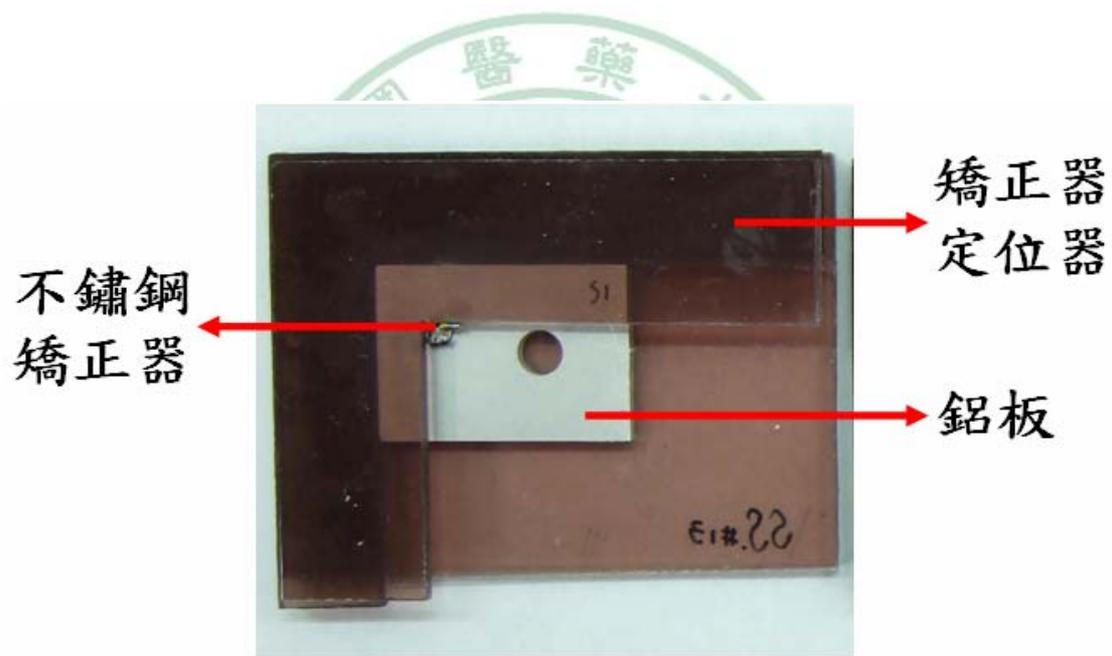


圖 2-15 矯正器定位器(不鏽鋼金屬矯正器)

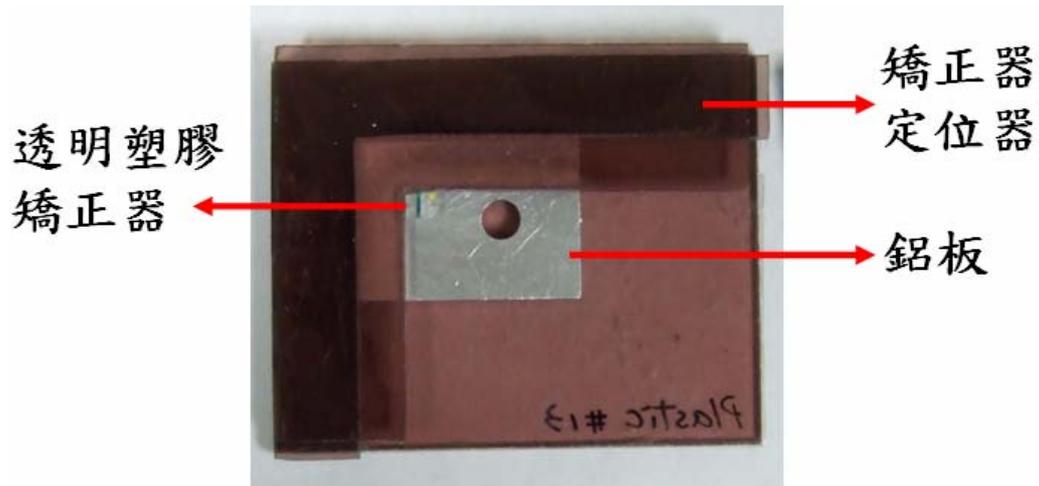


圖 2-16 矯正器定位器(透明塑膠矯正器)

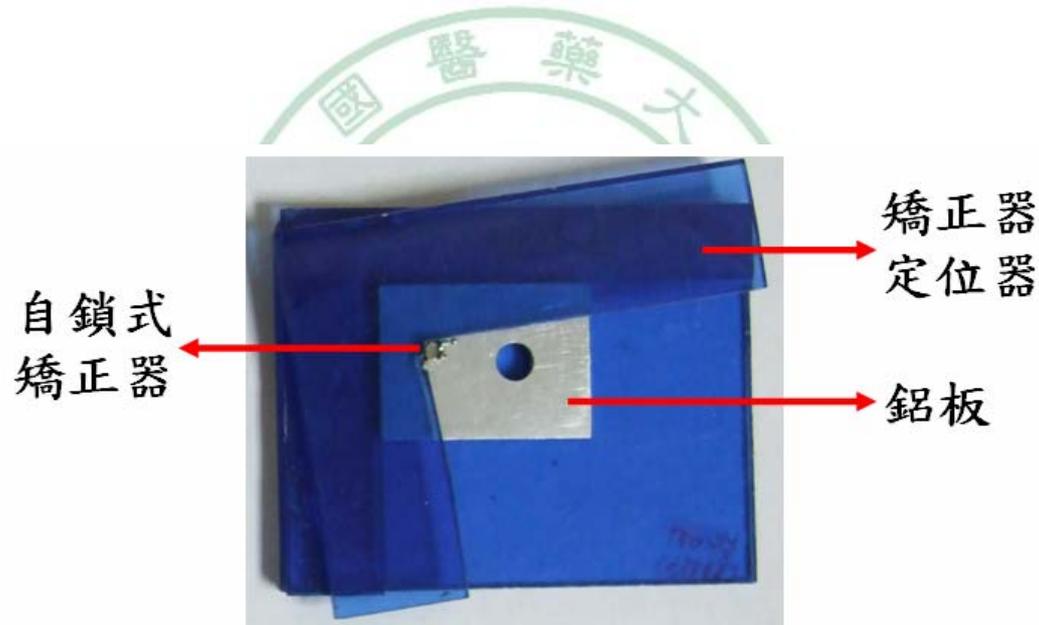


圖 2-17 矯正器定位器(自鎖式矯正器)

之後選用氰基丙烯酸酯將矯正器固著於鋁板上，之後再將鋁板以螺釘鎖緊固定於特製的門字型金屬夾具上，並另外製作一個卡榫(圖 2-18)，以確保每個矯正器試片皆能以相同的角度固定於門字型金屬夾具上。

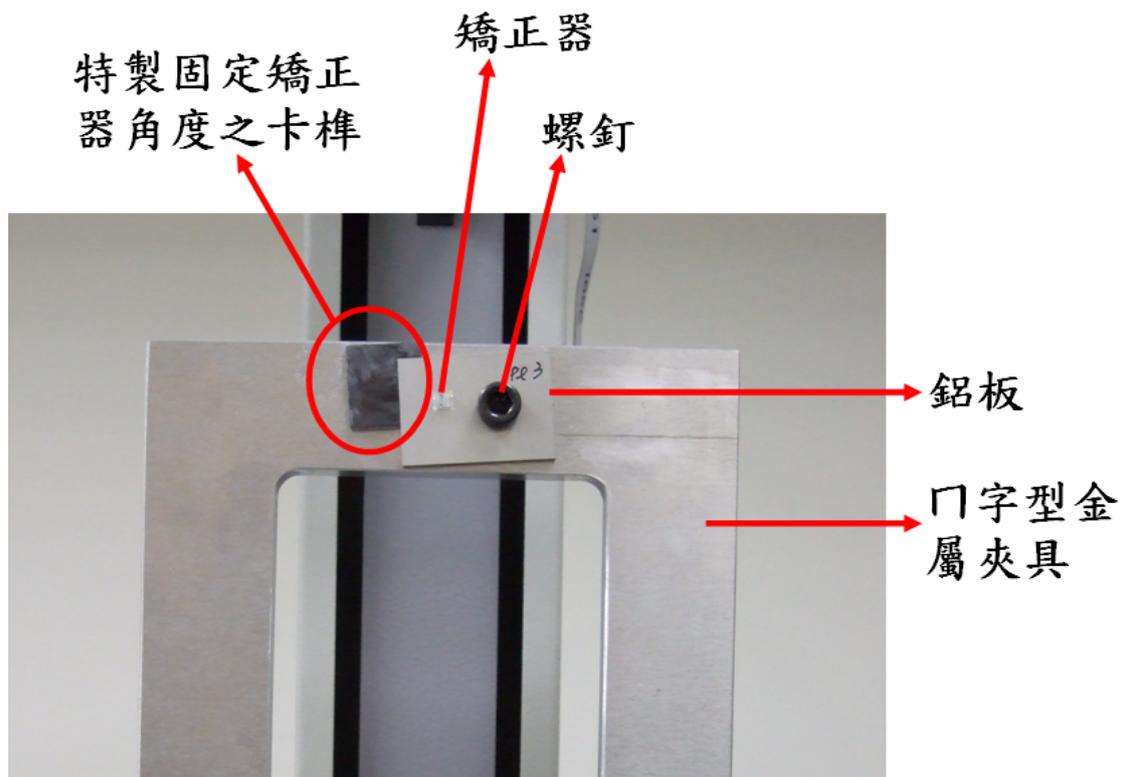


圖 2-18 矯正器固定於ㄇ字型金屬夾具之示意圖

2-3-4 實驗步驟

本研究主要是比較不同材質的矯正器及矯正線組合，在矯正器的溝槽與矯正線處在平行狀態時，最大靜摩擦阻力的表現與差異。選用四種矯正線，包括不鏽鋼矯正線、LH 矯正線、Sentalloy 鎳鈦合金線及鈦鉬合金線(TMA)，截徑尺寸統一為 0.016×0.022 英吋² 之方線；同時選用三種矯正器，型號為右上犬齒，包括不鏽鋼矯正器、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽及自鎖式矯正器 mini Clippy，截徑尺寸統一為 0.018×0.025 英吋²，並且搭配同一種彈性環(O-ring)作為綁紮方式。樣本數一共有 12 組(圖 2-19)，每組包含 10 個樣本，總計有 120 個樣本數。



圖 2-19 摩擦阻力試驗之參數組合示意圖

關於矯正線樣本的準備，利用矯正剪鉗剪取 6.6 公厘長的直線段作為測試樣本；矯正線為成形弧線者，則剪取兩側末端近乎直線的部分。隨後再將矯正線上下兩端分別以特製的矯正線夾具鎖緊固定(圖 2-20)。矯正器樣本的準備，每次必須先將矯正器黏著於鋁板上，再將鋁板固定於門字型金屬夾具的頂端。當測試進行時，是以一組 10 個樣本連續測試，每測試完一個樣本，矯正線及矯正器必須隨之更新，以避免磨耗影響及實驗誤差，並且在每次測試之前，先以 95% 的乙醇擦拭測試線段以去除表面雜質的影響。

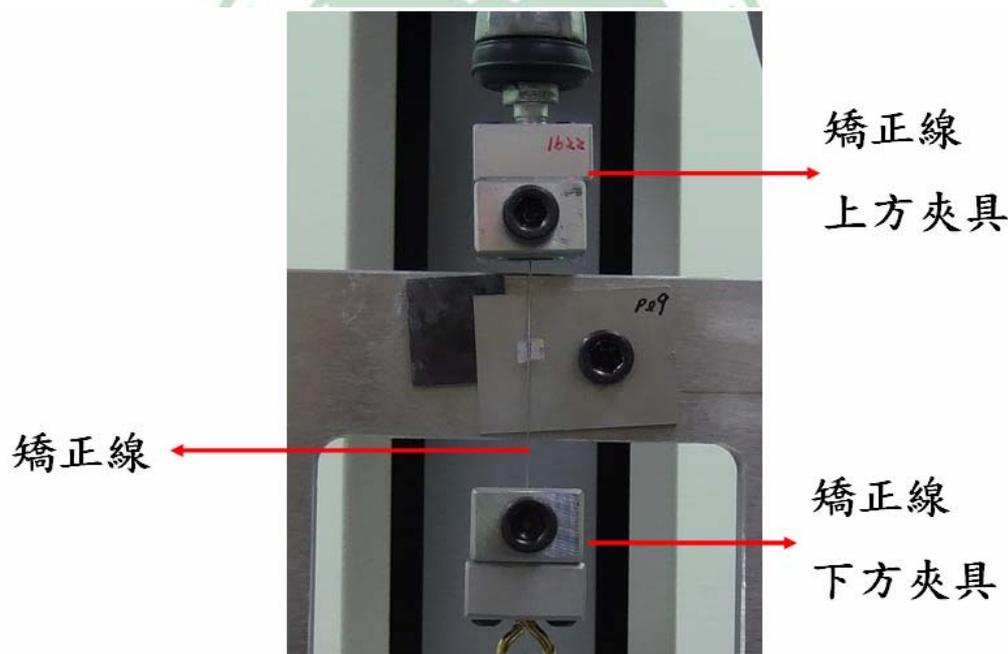


圖 2-20 固定矯正線夾具之組件說明圖

當矯正線測試線段與矯正器分別予以固定後，接下來需校正矯正器溝槽與矯正線段之平行關係。雖然已使用特製的矯正器定位器來確

保矯正器溝槽與矯正線之間是相互平行，但為避免實驗操作時的誤差，若是有些微角度的偏轉，皆可能造成矯正線卡到矯正器溝槽的兩端轉角處而提高摩擦阻力。因此在套上彈性環之前，必須先上下移動材料測試機來檢查是否會量到摩擦阻力，也就是以空拉的方式，理論上沒有彈性環施加的正向力，應該量測不到摩擦阻力，所以當空拉過程中 load cell 所測得的力量不超過 10 克時，則認定矯正線與矯正器溝槽是在平行的狀態之下。若有量測到阻力，則可能是矯正線和矯正器溝槽並沒有平行，導致有碰撞擠壓產生。因此在每次測試之前，皆須以此法來檢視是否有將矯正器和矯正線準確的定位，以確認平行關係。

在每次測試開始前，須先將位移及荷重歸零，然後開始測試。材料測試機的拉伸速度是以 12 公釐/分鐘的速度緩緩上移，測試線段會沿著矯正器溝槽滑動，期間產生的摩擦阻力會由荷重元測得，荷重元之取樣頻率(sampling rate)為每秒讀取 40 筆資料，同時間電腦軟體 QC Force 可同步記錄時間、摩擦阻力大小及摩擦阻力圖形(圖 2-21)，並進行數據分析處理。

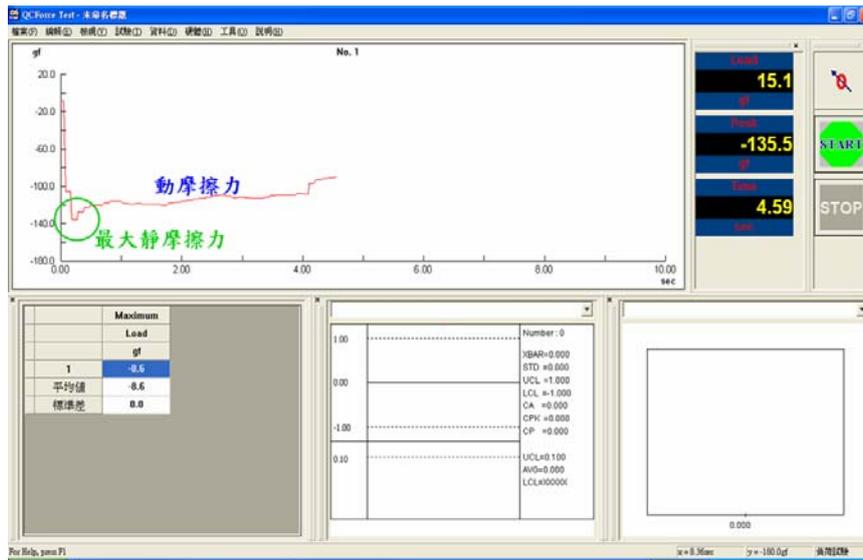


圖 2-21 電腦軟體 QC Force 所記錄之時間、摩擦阻力大小及摩擦阻力

圖形



2-4 矯正線表面性質之觀測

2-4-1 矯正線表面硬度之測量

本研究以諾氏硬度試驗(Knoop Hardness Test)來測量摩擦阻力測試前的矯正線的表面硬度值(HK 值)。研究使用的硬度試驗機是以牙醫學系研究室所擁有之日本松澤精機(Matsuzawa)製造，型號 MXT70 之微小硬度試驗機(圖 2-22)。

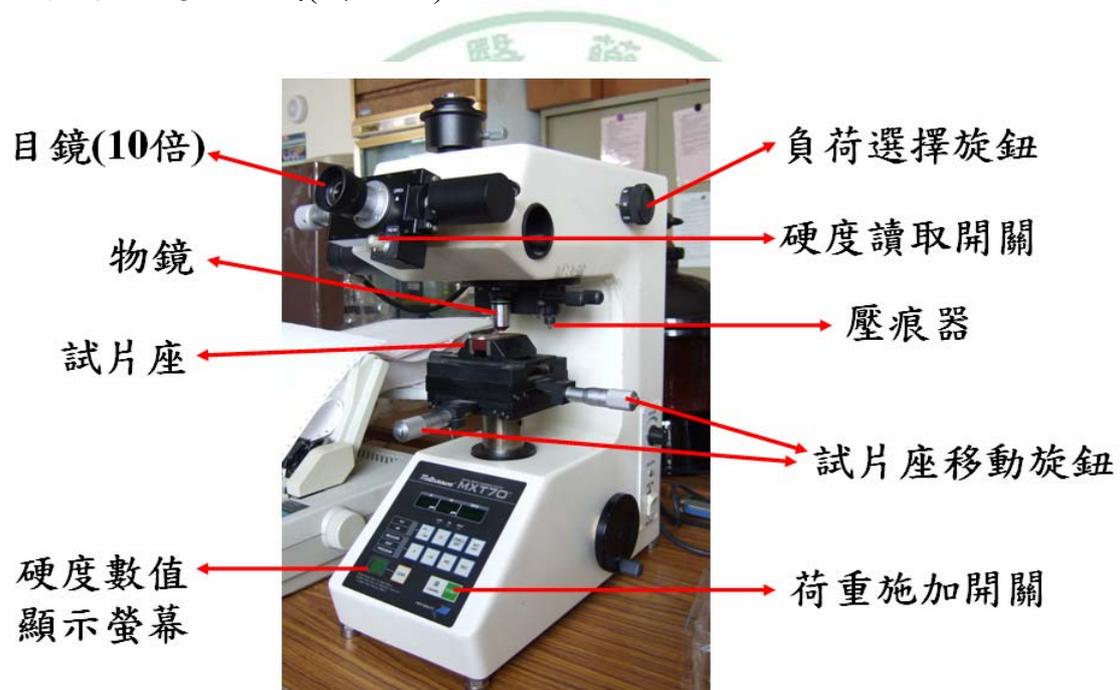


圖 2-22 本研究之硬度試驗機(松澤精機，MXT70 型)

實驗步驟：

1. 將待測矯正線固定於試片上。
2. 確認硬度試驗機之水平狀態。

- 3.將試片置於試片座上。
- 4.先以 10 倍物鏡觀察聚焦，確定欲測之位置。
- 5.調整負荷選擇鈕，選擇荷重 100 克重，按下荷重施加開關，使荷重施加於試片上之矯正線表面，時間 15 秒。
- 6.荷重終止時以 40 倍物鏡觀察壓痕，並調整標線刀口與壓痕對角尖端重合。為了避免損壞精確性，兩線之刀口不能使其相互接觸。
- 7.確認標距大小後，按下硬度讀取開關，硬度值將顯示於螢幕上。



2-4-2 矯正線表面型態之觀測

本研究以兩種儀器來觀測摩擦阻力測試前與測試後的矯正線表面型態：第一，金相顯微鏡；第二，掃描式電子顯微鏡。

方法一、金相顯微鏡

本研究所使用的金相顯微鏡是以牙醫學系研究室所擁有之光學顯微鏡 OLYMPUS 型號 BX40 加上上部光源之金相顯微鏡(圖 2-23)來觀測摩擦阻力測試前全新的矯正線的表面型態，同時配合影像擷取系統 MCCamera (Moticam 2000, Motic China Group Co., Ltd) 紀錄觀測到的影像。

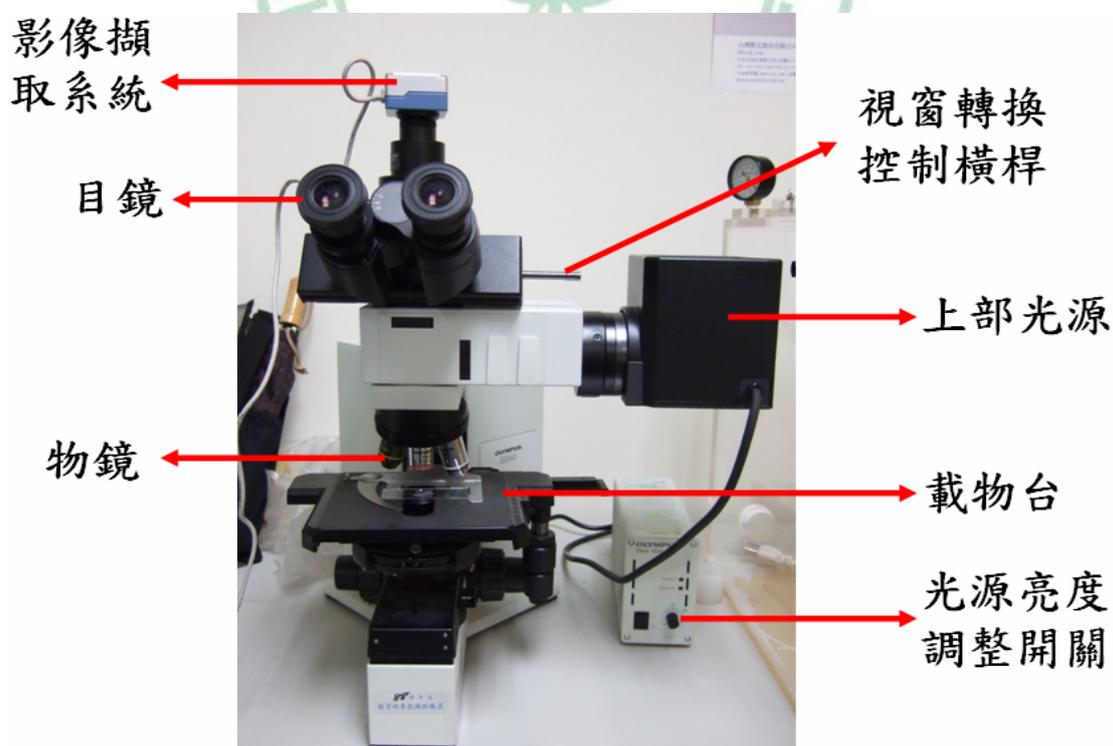


圖 2-23 本研究之金相顯微鏡(OLYMPUS BX40 +上部光源)

試片準備：

為避免矯正線表面所沾附的灰塵、油漬或雜質影響觀測結果，因此先將待測之四種全新的矯正線置入盛裝有 95%酒精的容器中，接著將容器放入超音波洗淨機中清洗 10 分鐘。待洗淨完畢後，再以熱風式吹風機吹乾矯正線。最後以鑷子夾取待測矯正線放置於載物片上，開始金相顯微鏡的觀測(圖 2-24)。

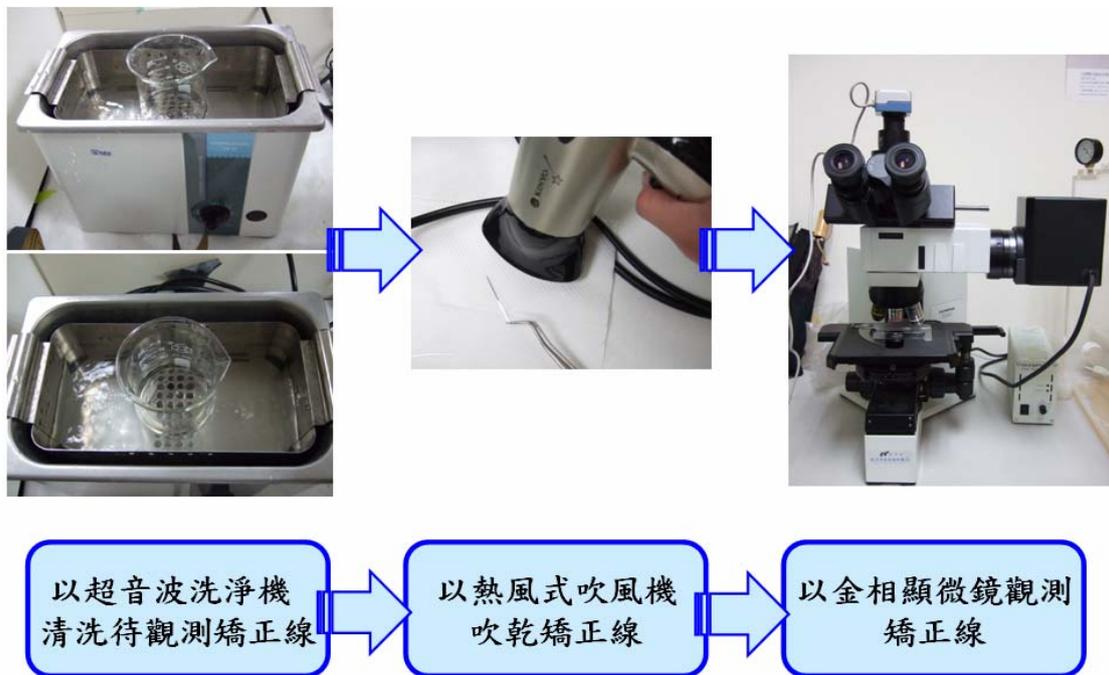


圖 2-24 金相顯微鏡觀測流程

實驗步驟：

- 1.將載有矯正線的載物片放到載物台上。
- 2.調整載物台高度。

3. 打開電源，調整電壓。
4. 先用目鏡和低倍率物鏡來對焦。
5. 調整光源亮度。
6. 改變物鏡倍率，並重新對焦。
7. 調整視窗轉換控制橫桿，接著以影像擷取系統 MCCamera (Moticam 2000, Motic China Group Co., Ltd) 紀錄所觀測到的影像。

方法二、掃描式電子顯微鏡(scanning electron microscope, SEM)

本研究所使用的掃描式電子顯微鏡是日本 JEOL 型號 JSM-7000F 之場發射型掃描式電子顯微鏡(TF Field Emission Scanning Electron Microscope, TF-SEM)(圖 2-25)，是與明道大學材料暨系統工程研究所張銀祐老師合作，由張老師提供掃描式電子顯微鏡的硬體資源及技術指導，並在影像判讀上予以協助。主要觀測摩擦阻力測試前與測試後的矯正線的表面型態，觀測倍率為 100 倍與 1000 倍。

分析試片之製備步驟為擷取適量長度之四種矯正線段，以碳膠帶貼附於導電基材上並固定之(圖 2-26)，再置入乾燥機將其乾燥後進行觀測。



圖 2-25 明道大學場發射型掃描式電子顯微鏡(TF-SEM,JEOL JSM-7000F)



碳膠帶

矯正線

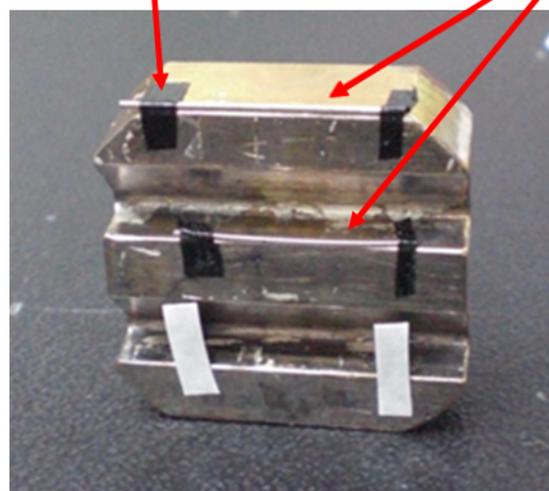


圖 2-26 矯正線試片製備之示意圖

2-4-3 矯正線表面粗度之測量

本研究以表面粗度測定器來測量摩擦阻力測試前全新的矯正線的表面粗度。研究所使用的儀器為日本 Kasaka, 型號 SE-1200 (Kasaka Laboratory, Ltd. Japan) 之表面粗度測定器(圖 2-27)，同時配合電腦軟體 roughnessfile 進行資料分析處理。

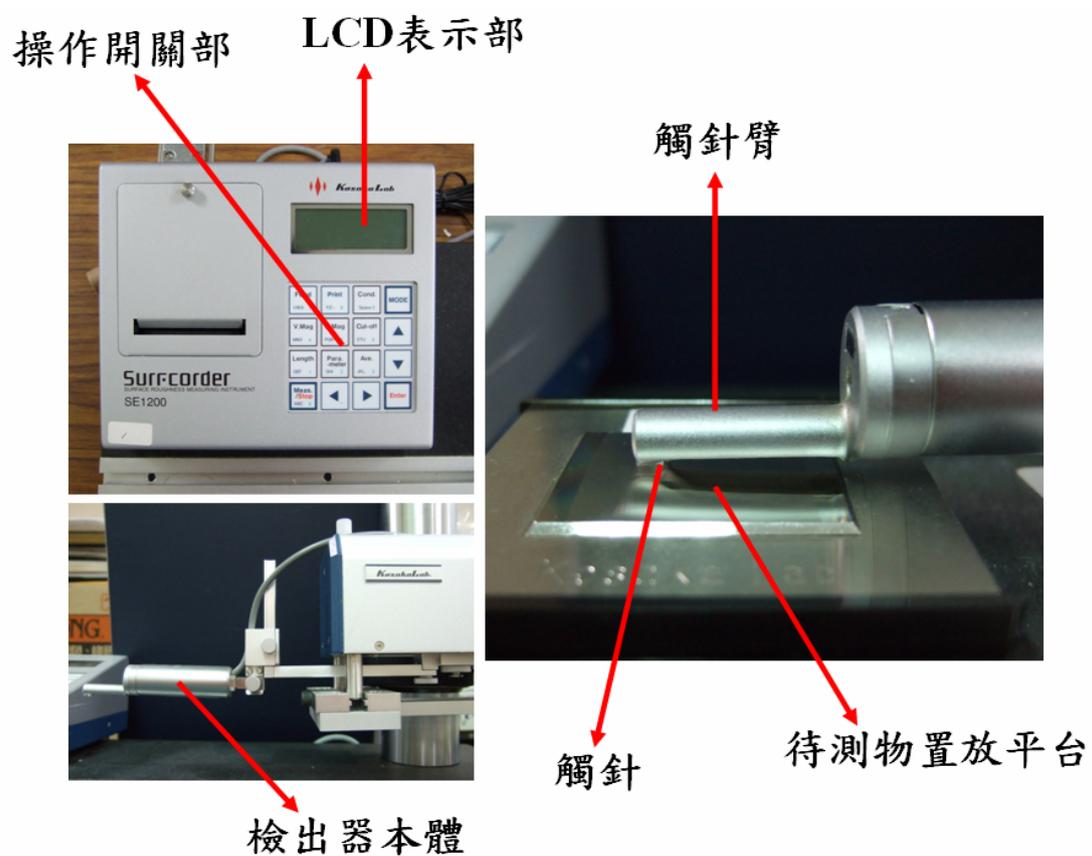


圖 2-27 本研究之表面粗度測定器

2-5 資料分析和統計

本研究進行的分析和比較包含兩個部分：第一，在完成摩擦阻力 12 組、120 個樣本數的量測試驗後，開始進行資料的分析和統計。所使用的分析方法是一維變異數分析 One-way ANOVA (Analysis of Variance)，比較此 12 組的平均數的差異是否達到顯著水準， $p < 0.05$ 代表有顯著的差異(以統計常用符號*表示)。如有顯著差異，則進一步運用“事後檢定(Post Hoc)”之 Duncan's multiple range test，一一比較所有兩兩類別之間平均數的差異，來測定任何兩組間的差異是否達到顯著水準。另外並將 120 個 raw data，利用二維變異數分析 Two-way ANOVA 進行分析，比較矯正器、矯正線與交互作用三者對於摩擦阻力是否具有統計上的顯著差異。最後再將統計結果分別以矯正線及矯正器為基準，以各組之平均值繪製成長條圖，以更加了解各組之差異所在。

第二，在檢視矯正線表面材料特性之實驗結果部分，材料參數包含兩種：矯正線表面硬度及矯正線表面粗度。同樣是使用一維變異數進行 One-way ANOVA 的分析方法，以比較樣本間在平均數的差異於統計學上是否達到顯著水準， $p < 0.05$ 代表有顯著的差異 (以*表示)。如有顯著差異，則進一步以“事後檢定(Post Hoc)”中的 Tukey HSD

test，來比較四種矯正線之表面硬度及表面粗度在任何兩組間的差異是否達到顯著水準。最後並將統計結果以各組之平均值與標準差繪製成圖表。

本研究所使用的軟體為 SAS 13.0 for Windows® (SAS, Cary, NC, USA)。



第三章 研究結果

3-1 摩擦阻力實驗裝置之可信度驗證

為驗證本研究實驗裝置之架設及設計的可信度和準確性，本研究所建立量測矯正器與矯正線間摩擦阻力的裝置，主要是參照 Redlich et al.[9]於 2003 年發表於 American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 期刊的論文 In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction brackets”的實驗裝置，包括矯正器定位器(圖 3-1)及測試平台(圖 3-2)，並選取與文章中相同的矯正器及矯正線來量測最大靜摩擦阻力。

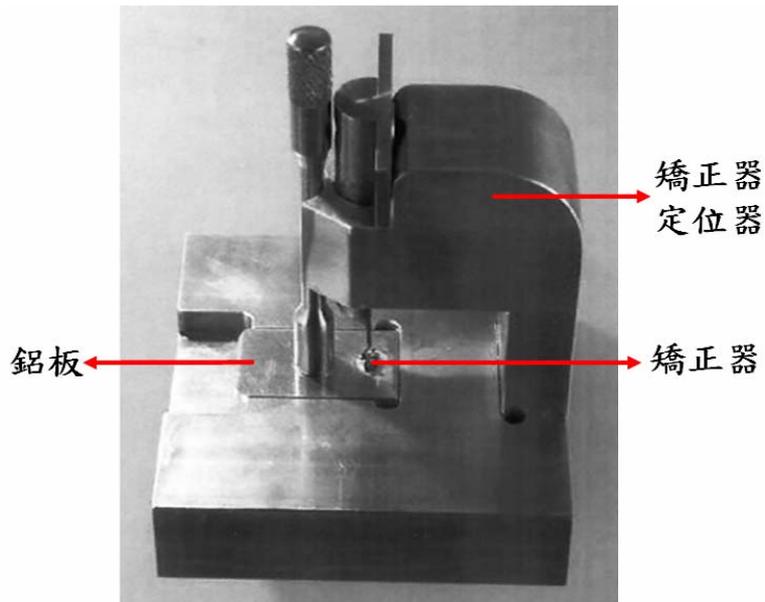


圖 3-1. Redlich M et al 用來定位矯正器於鋁板相對位置之定位裝置(M Redlich,et al, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 124(1):69-73, 2003)

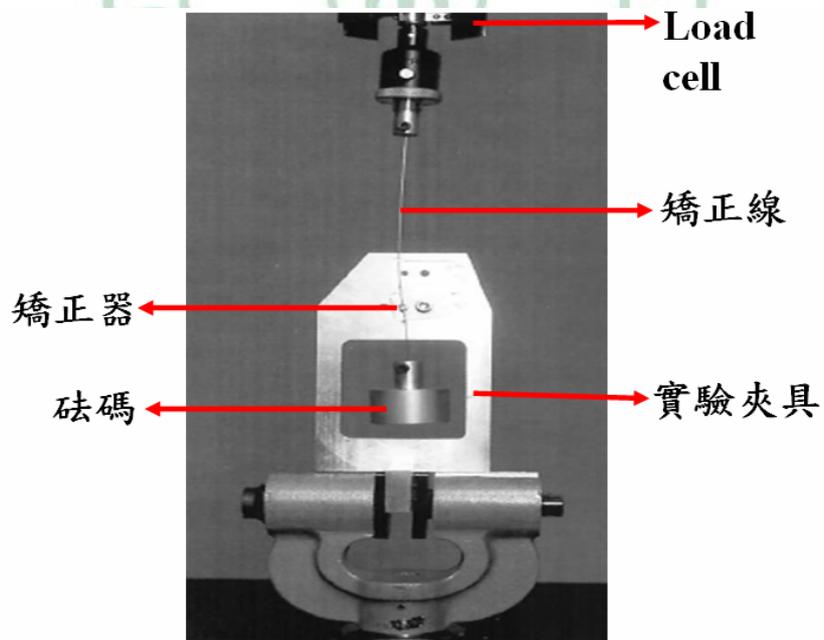


圖 3-2 Redlich M et al 量測矯正器與矯正線間摩擦阻力之實驗平台 (Redlich,et al, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 124(1):69-73, 2003)

參照文中所選用的矯正器為右上正中門齒之不鏽鋼金屬矯正器，溝槽截徑為 0.022×0.028 英寸²，矯正線為截徑 0.018 英寸的不鏽鋼矯正圓線，並同樣利用彈性環(o-ring)進行綁紮。仿照文章中的量測方式，一共量測 10 組，所量測到的最大靜摩擦力數值，其平均值±標準差為 116.1 ± 20.3 gf (即 1.16 ± 0.20 N)(表 3-1)，與文章中的量測結果 1.18 ± 0.21 N(表 3-2)有相近數值；同時，在測試結果的圖形也有相似的呈現(圖 3-3)。因此，由此試行研究(Preliminary study)，驗證了本研究實驗裝置的可信度和準確性。

表 3-1. 本試行研究之最大靜摩擦阻力測試結果

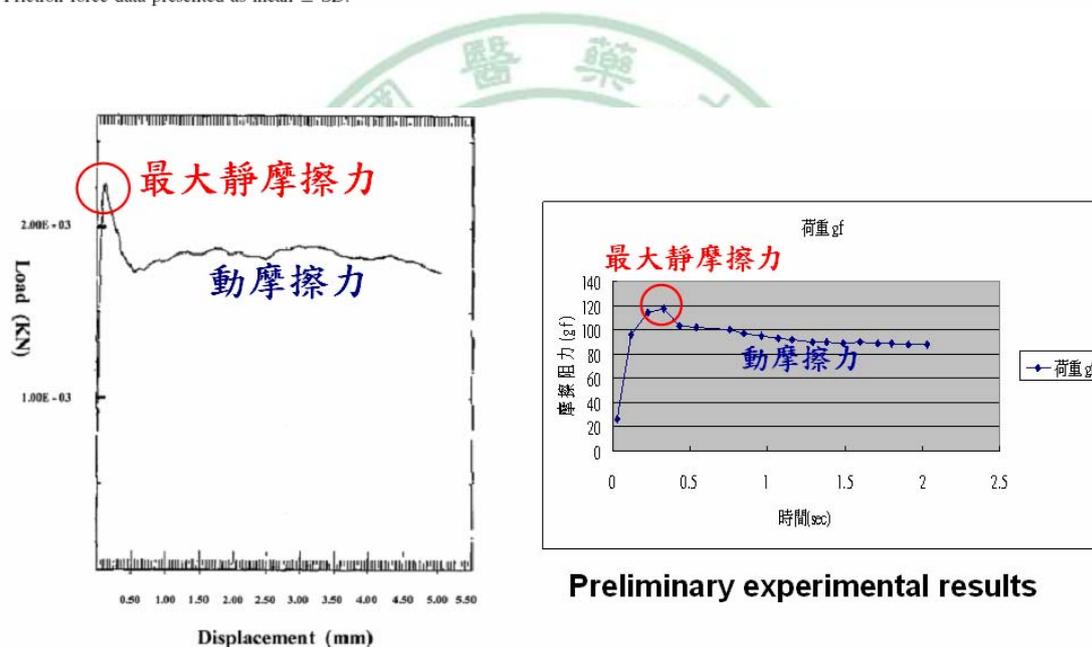
Specimen number	Static Friction (g)
1.0	159.2
2.0	91.0
3.0	94.2
4.0	110.1
5.0	136.3
6.0	100.6
7.0	122.8
8.0	111.6
9.0	116.3
10.0	118.9
Average	116.1
SD	20.3

表 3-2. Redlich et al 之最大靜摩擦阻力測試結果(M Redlich,et al, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 124(1):69-73, 2003)

Friction force (in newtons) of different brackets for each wire size and wire-bracket angulation

Wire-bracket angulation	Wire size (in)	Bracket					
		Nu-Edge A	Discovery B	Synergy C	Friction Free D	TIME E	Omni Arch F
0°	.018	0.90 ± 0.07	1.98 ± 0.04	1.40 ± 0.0	0.01 ± 0.0	2.30 ± 0.0	1.18 ± 0.21
	.018 × .025	1.04 ± 0.09	2.10 ± 0.07	1.40 ± 0.0	0.01 ± 0.0	3.10 ± 0.0	1.44 ± 0.18
	.019 × .025	1.18 ± 0.04	2.16 ± 0.11	1.50 ± 0.0	0.10 ± 0.0	3.10 ± 0.0	1.78 ± 0.27
5°	.018	0.96 ± 0.10	2.20 ± 0.09	1.58 ± 0.04	0.46 ± 0.08	2.55 ± 0.05	2.03 ± 0.17
	.018 × .025	1.32 ± 0.14	2.27 ± 0.05	1.88 ± 0.10	0.65 ± 0.05	3.13 ± 0.07	1.81 ± 0.21
	.019 × .025	2.03 ± 0.2	2.63 ± 0.05	2.75 ± 0.23	0.96 ± 0.17	3.72 ± 0.06	2.28 ± 0.13
10°	.018	1.77 ± 0.26	2.47 ± 0.12	2.09 ± 0.12	0.85 ± 0.05	2.88 ± 0.04	2.23 ± 0.18
	.018 × .025	1.87 ± 0.17	2.90 ± 0.15	2.37 ± 0.10	0.99 ± 0.14	3.50 ± 0.08	2.08 ± 0.06
	.019 × .025	2.43 ± 0.38	3.17 ± 0.12	3.27 ± 0.23	1.54 ± 0.10	4.27 ± 0.47	2.72 ± 0.22

Friction force data presented as mean ± SD.



Preliminary experimental results

圖 3-3 (左) Redlich M et al 量測之最大靜摩擦阻力圖形

(M Redlich,et al, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 124(1): 69-73, 2003)；(右)本試行研究量測之最大靜摩擦阻力圖形(由於使用“位移量控制模式”，因此位移量可以直接由時間換算出)

3-2 摩擦阻力測試結果

本研究第一部分最大靜摩擦阻力的測試，是以尺寸 0.016×0.022 英吋² 之四種矯正線，包括不鏽鋼矯正線(ss1622)、LH 矯正線(LH1622)、Sentalloy 鎳鈦合金線(Sent1622)及鈦鉬合金線(TMA1622)，搭配截徑尺寸 0.018×0.025 英吋² 之三種矯正器，包括不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)。樣本數一共是 12 組，每組包含 10 個樣本，總計 120 個樣本數。



表 3-3 顯示，以不鏽鋼矯正線(ss1622)搭配三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的摩擦阻力量測結果。初步結果得知：不鏽鋼矯正線(ss1622)與自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合有最小的最大靜摩擦阻力(86.41±9.96 克重)；而不鏽鋼矯正線(ss1622)與透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)組合有最高的最大靜摩擦阻力(131.20±12.47 克重)。

表 3-3 不鏽鋼矯正線(ss1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果(平均值±標準差，單位克重)

	ss18ss1622	pl18ss1622	cl18ss1622
specimen1	111.6	142.9	78.9
specimen2	103.8	148.5	103.9
specimen3	121.1	122.6	92.1
specimen4	103.1	143.9	74.5
specimen5	105.7	116.3	70.4
specimen6	106.8	131.2	83.1
specimen7	111.6	139.8	94.2
specimen8	103.9	133.3	92
specimen9	106.6	114.4	89.1
specimen10	113	119.1	86.2
平均值	108.72	131.20	86.41
標準差	5.622336	12.474240	9.958854

ss18ss1622:不鏽鋼矯正器與不鏽鋼矯正線, pl18ss1622:透明塑膠矯正器與不鏽鋼矯正線, cl18ss1622:自鎖式矯正器與不鏽鋼矯正線。

表 3-4 顯示，以 LH 矯正線(LH1622)搭配三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果。初步結果得知：LH 矯正線(LH1622)與自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合有最小的最大靜摩擦阻力(98.49±7.72 克重)；而 LH 矯正線(LH1622)與透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)組合有最高的最大靜摩擦阻力(145.55±15.77 克重)。

表 3-4 LH 矯正線(LH1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果(平均值±標準差，單位克重)

	ss18LH1622	pl18LH1622	cl18LH1622
specimen1	111.6	142.9	78.9
specimen2	103.8	148.5	103.9
specimen3	121.1	122.6	92.1
specimen4	103.1	143.9	74.5
specimen5	105.7	116.3	70.4
specimen6	106.8	131.2	83.1
specimen7	111.6	139.8	94.2
specimen8	103.9	133.3	92
specimen9	106.6	114.4	89.1
specimen10	113	119.1	86.2
平均值	134.33	145.55	98.49
標準差	16.969191	15.772990	7.719449

ss18LH1622:不鏽鋼矯正器與LH矯正線, pl18LH1622:透明塑膠矯正器與LH矯正線, cl18LH1622:自鎖式矯正器與LH矯正線。

表 3-5 顯示，以 Sentalloy 鎳鈦合金線(Sent1622)搭配三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果。初步結果得知：Sentalloy 鎳鈦合金線(Sent1622)與自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合有最小的最大靜摩擦阻力(111.18±14.93 克重)；而 Sentalloy 鎳鈦合金線(Sent1622)與不鏽鋼矯正器(ss18)組合有最高的最大靜摩擦阻力(142.15±16.93 克重)。

表 3-5 Sentalloy 鎳鈦合金線(Sent1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果(平均值±標準差，單位克重)

	ss18Sent1622	pl18Sent1622	cl18Sent1622
specimen1	162.8	170.8	91.2
specimen2	155.5	150.4	119.5
specimen3	145.5	122.1	122.2
specimen4	172.0	114.0	123.1
specimen5	140.2	158.5	89.0
specimen6	139.4	123.0	127.5
specimen7	123.9	156.2	121.3
specimen8	131.1	132.9	113.5
specimen9	120.3	137.4	113.4
specimen10	130.8	104.6	91.1
平均值	142.15	136.99	111.18
標準差	16.930134	21.516477	14.930119

ss18Sent1622:不鏽鋼矯正器與Sentalloy鎳鈦合金線、pl18Sent1622:透明塑膠矯正器與Sentalloy鎳鈦合金線、cl18Sent1622:自鎖式矯正器與Sentalloy鎳鈦合金線。

表 3-6 顯示，以鈦鉬合金線(TMA1622)搭配三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果。初步結果得知：鈦鉬合金線(TMA1622)與自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合有最小的最大靜摩擦阻力(144.49±12.60 克重)；而鈦鉬合金線(TMA1622)與透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)組合有最高的最大靜摩擦阻力(219.08±36.74 克重)。

表 3-6 鈦鉬合金線(TMA1622)與三種矯正器：不鏽鋼矯正器(ss18)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(pl18)及自鎖式矯正器 mini Clippy (cl18)組合的最大靜摩擦阻力量測結果(平均值±標準差，單位克重)

	ss18TMA1622	pl18TMA1622	cl18TMA1622
specimen1	185.4	187.9	133.0
specimen2	181.5	197.1	122.1
specimen3	199.4	271.5	128.7
specimen4	171.4	187.4	154.5
specimen5	226.9	239.7	145.4
specimen6	218.4	249.5	145.6
specimen7	259.0	184.8	160.3
specimen8	208.3	266.2	151.8
specimen9	228.6	232.5	147.5
specimen10	235.8	174.2	156.0
平均值	211.47	219.08	144.49
標準差	27.426226	36.737925	12.604481

ss18TMA1622:不鏽鋼矯正器與鈦鉬合金線,pl18TMA1622:透明塑膠矯正器與鈦鉬合金線,cl18TMA1622:自鎖式矯正器與鈦鉬合金線。

3-3 摩擦阻力測試結果之統計分析

此 12 組量測結果的平均數經由一維變異數分析 One-way ANOVA 統計分析得知(表 3-7)，p 值皆小於 0.05，代表此 12 組的平均數在統計學上有顯著差異。接著進一步以 Duncan's multiple range test 來檢定任何兩組間的差異，結果顯示達到顯著差異。比較結果如表 3-7 所示。

表 3-7 不同組合之矯正器與矯正線其最大靜摩擦阻力的差異

(+ : one-way ANOVA ; * : Duncan's multiple range test ;

摩擦阻力單位：克重)

	Bracket									P†	Duncan's*
	SS			PL			SL				
	mean	±	SD	mean	±	SD	mean	±	SD		
Archwire											
SS	108.7	±	5.6	131.2	±	12.5	86.4	±	10.0	<0.0001	PL > SS > SL
LH	134.3	±	17.0	145.6	±	15.8	98.5	±	7.7	<0.0001	PL, SS > SL
NiTi	142.2	±	16.9	137.0	±	21.5	111.2	±	14.9	0.0014	SS, PL > SL
TMA	211.5	±	27.4	219.1	±	36.7	144.5	±	12.6	<0.0001	PL, SS > SL
P†	<0.0001			<0.0001			<0.0001				
Duncan's	TMA > NiTi, LH > SS			TMA > LH, NiTi, SS			TMA > NiTi > LH > SS				

† : one-way ANOVA * : Duncan's multiple range test

以下分別由不同矯正線及矯正器來探討對摩擦阻力的影響：

不同矯正線對最大靜摩擦阻力的影響

- 1.在不鏽鋼金屬矯正器中，最大靜摩擦阻力由大到小依次為：

鈦鉬合金線> Sentalloy 鎳鈦合金線≒ LH 矯正線> 不鏽鋼矯正線。

2.在透明塑膠矯正器合併金屬溝槽中，最大靜摩擦阻力由大到小依次為：鈦鉬合金線> Sentalloy 鎳鈦合金線≒ LH 矯正線≒ 不鏽鋼矯正線。

3.在自鎖式矯正器 mini Clippy 中，最大靜摩擦阻力由大到小依次為：鈦鉬合金線> Sentalloy 鎳鈦合金線 > LH 矯正線> 不鏽鋼矯正線。

實驗結果以長條圖顯示(圖 3-4)發現：鈦鉬合金線(TMA)無論與何種矯正器組合，包含不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(Plastic)及自鎖式矯正器 mini Clippy (Self-Lock)，所測得的最大靜摩擦阻力皆顯著高於其他三種矯正線；不鏽鋼矯正線(SS)與此三種矯正器組合，所測得的摩擦阻力皆呈現最小值；Sentalloy 鎳鈦合金線(NiTi)及 LH 矯正線(LH)與此三種矯正器組合，所測得的最大靜摩擦阻力則都介於鈦鉬合金線(TMA)與不鏽鋼矯正線(SS)兩者之間。

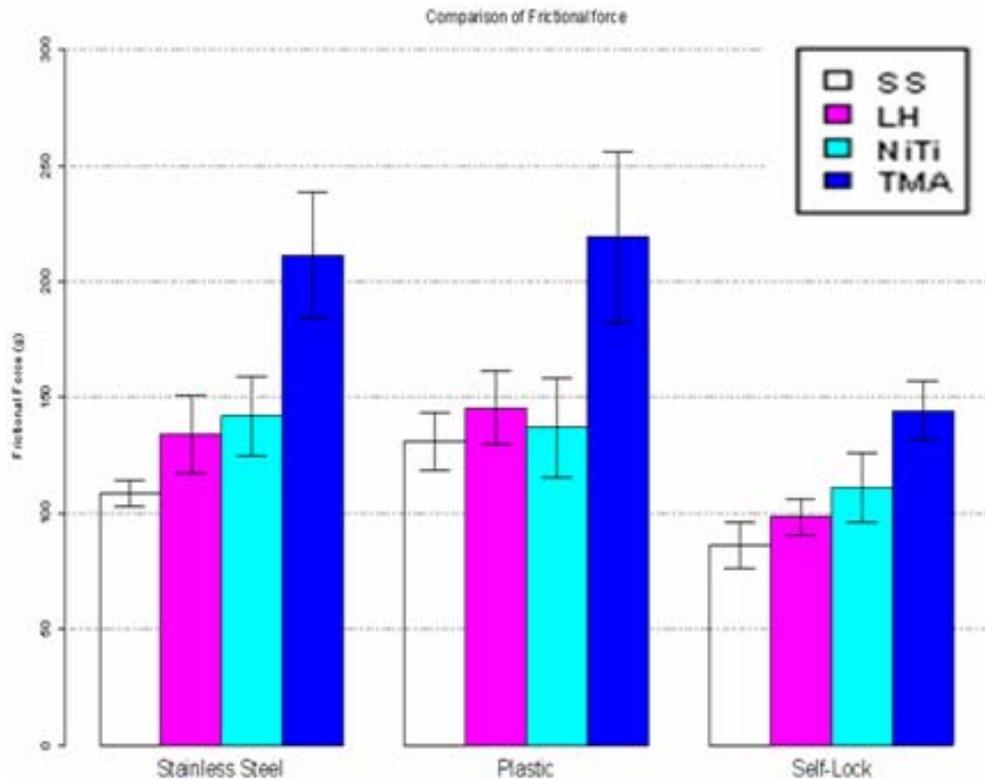


圖 3-4 以矯正器為主比較不同矯正線對最大靜摩擦阻力的影響(橫座標為三種矯正器，縱座標為與四種矯正線對應所量測之最大靜摩擦阻力)

不同矯正器對最大靜摩擦阻力的影響

1. 在 LH 矯正線、Sentalloy 鎳鈦合金線及鈦鉬合金線中，最大靜摩擦阻力由大到小依次皆為：透明塑膠矯正器合併金屬溝槽 > 不鏽鋼金屬矯正器 > 自鎖式矯正器(mini Clippy)。
2. 不鏽鋼矯正線與上述三者不同，最大靜摩擦阻力由大到小依

次為：透明塑膠矯正器合併金屬溝槽> 不鏽鋼金屬矯正器> 自鎖式矯正器(mini Clippy)。

實驗結果以長條圖顯示(圖 3-5)發現：自鎖式矯正器 mini Clippy (Self-Lock)無論與何種矯正線組合，所測得的最大靜摩擦阻力皆顯著小於其他兩種矯正器；而不鏽鋼金屬矯正器(SS)及透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(Plastic)在與 LH 矯正線(LH)、Sentalloy 鎳鈦合金線(NiTi)及鈦鉬合金線(TMA)三種矯正線組合時，所測得的最大靜摩擦阻力都沒有顯著差異。



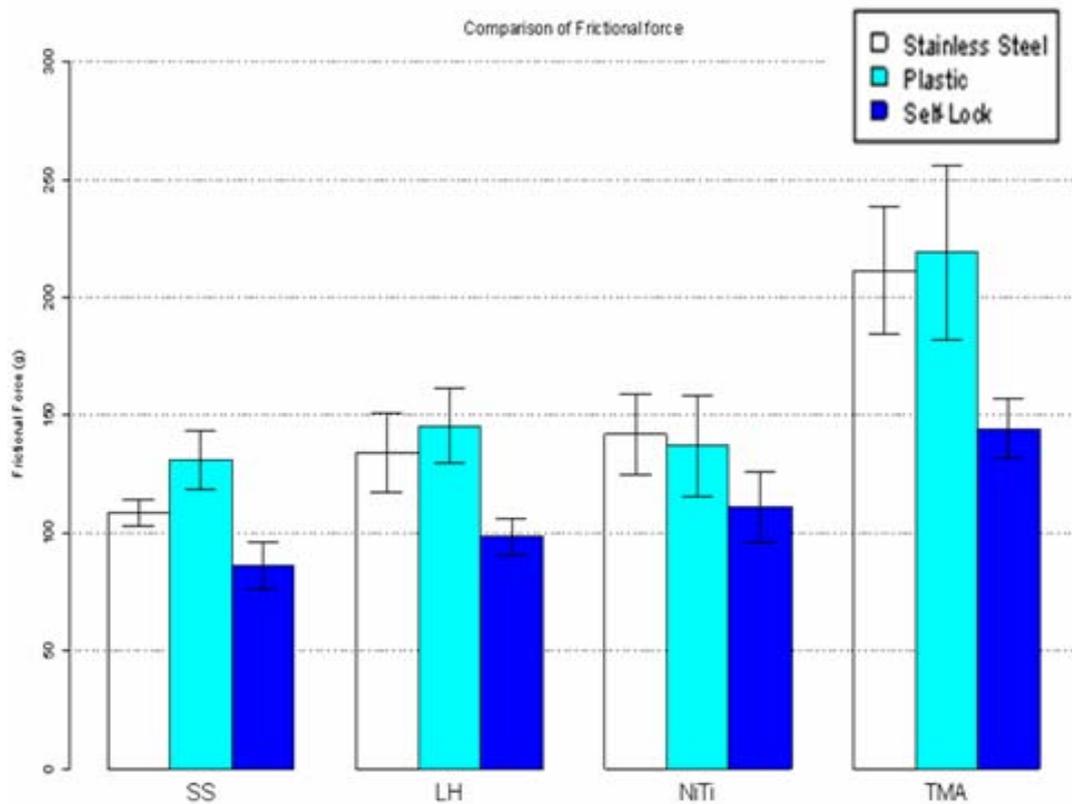


圖 3-5 以矯正線為主比較不同矯正器對最大靜摩擦阻力的影響(橫座標為四種矯正線，縱座標為與三種矯正器對應所量測之最大靜摩擦阻力)

綜合上述 12 組矯正線與矯正器組合所量測之摩擦阻力，以不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)與不鏽鋼矯正線(SS)之組合所測得之最大靜摩擦阻力為基準組(如圖 3-6 中黃色長條形者所示)，將所有實驗組合與此基準組比較，以 p 值為界定標準(* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$)來比較與基準組相差異的顯著性程度：其中* $p < 0.05$ 表示有顯著差異；** $p < 0.01$ 表示有中度顯著差異；*** $p < 0.001$ 表示有高度顯著差異。

將以此標準所界定的顯著性程度標示於依照實驗結果繪製的長條圖上，得到圖 3-6，由圖得知：鈦鉬合金線(TMA)與三種矯正器組合，所測得的最大靜摩擦阻力相較於不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)與不鏽鋼矯正線(SS)之組合皆具有高度顯著差異(***) $p < 0.001$ ；此外，LH 矯正線(LH)與透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(Plastic)之組合以及 Sentalloy 鎳鈦合金線(NiTi)與不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)、透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(Plastic)兩者之組合，上述此三組所測得的最大靜摩擦阻力相較於不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)與不鏽鋼矯正線(SS)之組合也具有高度顯著差異(***) $p < 0.001$ 。

具有中度顯著差異，即** $p < 0.01$ 者則有三組，包含：不鏽鋼矯正線(SS)與透明塑膠矯正器合併金屬溝槽(Plastic)，不鏽鋼矯正線(SS)與自鎖式矯正器 mini Clippy (Self-Lock)以及 LH 矯正線(LH)與不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)之組合。

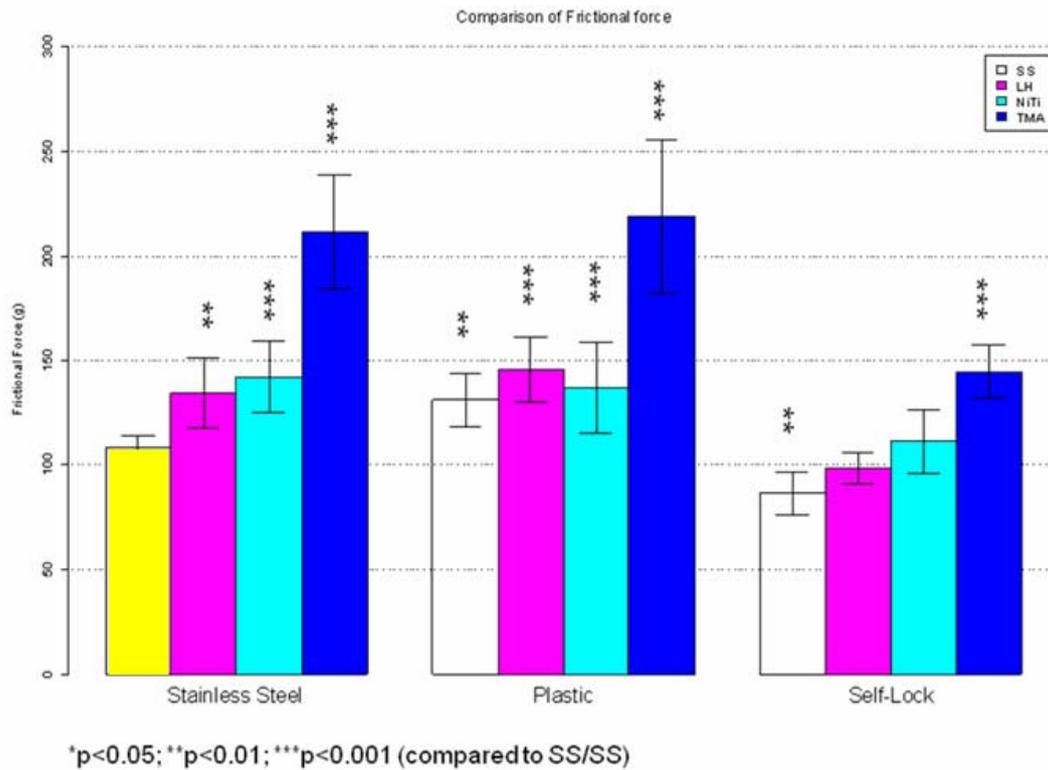


圖 3-6 以不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)與不鏽鋼矯正線(SS)之組合所測得之最大靜摩擦阻力為基準組(黃色長條者)，將所有實驗組合與此基準組比較，以 *p<0.05；** p<0.01；*** p<0.001 來標示與基準組比較的顯著性(橫座標為三種矯正器，縱座標為與四種矯正線對應所量測之最大靜摩擦阻力)

此外，為了要了解矯正器、矯正線及兩者交互作用這三項因素何者對最大靜摩擦阻力具有顯著的影響，是受到其中某單一項因素的影響亦或是三者對最大靜摩擦阻力皆具有影響力，因此將 120 個 raw data 以二維變異數分析 Two-way ANOVA 進行分析，比較矯正器、矯

正線與交互作用三者對於最大靜摩擦阻力是否具有統計上的顯著差異。結果如表 3-8 所示，無論矯正器、矯正線及交互作用三者皆具有統計上的顯著差異($P < 0.001$)，也表示這三項因素對於最大靜摩擦阻力皆具有顯著的影響。

表 3-8 利用 Two-way ANOVA 得知：無論矯正器、矯正線及交互作用三項皆達到統計上顯著差異($P < 0.001$)

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Bracket_type	2	52195.079	26097.54	76.09	<.0001
Archwire_type	3	118002.43	39334.143	114.68	<.0001
Bracket*_Archwire	6	9118.5588	1519.7598	4.43	0.0005

3-4 矯正線表面硬度測量結果及統計分析

本研究以諾氏硬度試驗(Knoop Hardness Test)來測量摩擦阻力測試前全新的矯正線的表面硬度值(HK 值)，一共有 4 種矯正線，包括：不鏽鋼矯正線(SS)、鈦鉬合金線(TMA)、Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)及 LH 矯正線(LH)。每種線包含 7 個樣本，總計有 28 個樣本數。表面硬度的測量結果由表 3-9 所示。初步結果得知：不鏽鋼矯正線(SS)所測得的表面硬度值最大($405.4 \pm 9.9 \text{ kg/mm}^2$)；Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)所測得的表面硬度值最小($195.4 \pm 34.2 \text{ kg/mm}^2$)。

表 3-9 本研究選用之四種矯正線(不鏽鋼矯正線(SS)、鈦鉬合金線(TMA)、Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)及 LH 矯正線(LH))的表面硬度 HK 測量結果(平均值 \pm 標準差，單位： kg/mm^2)

	SS	TMA	SENT	LH
specimen1	392	246	176	258
specimen2	414	269	178	278
specimen3	396	267	252	190
specimen4	412	392	237	155
specimen5	407	384	166	234
specimen6	418	256	176	234
specimen7	399	279	183	157
平均值	405.43	299.00	195.43	215.14
標準差	9.897	61.720	34.175	278.75

此 4 組量測結果的平均數經由一維變異數分析 One-way ANOVA 統計分析得知(表 3-10, 3-11), p 值皆小於 0.05, 代表此 4 組的平均數在統計學上有顯著差異, 亦即四種矯正線(SS、TMA、SENT、LH)的平均硬度不完全相等。

表 3-10 四種矯正線表面硬度測量結果之描述性統計量

硬度	描述性統計量							
	個數	平均數	標準差	標準誤	平均數的 95% 信賴區間		最小值	最大值
					下界	上界		
SS	7	405.43	9.897	3.741	396.28	414.58	392	418
TMA	7	299.00	61.720	23.328	241.92	356.08	246	392
SENT	7	195.43	34.175	12.917	163.82	227.04	166	252
LH	7	215.14	48.526	18.341	170.26	260.02	155	278
總和	28	278.75	93.631	17.695	242.44	315.06	155	418

表 3-11 四種矯正線表面硬度測量結果之 ANOVA 表

(顯著性為 $0.000 < \alpha = 0.05$)

ANOVA

硬度	平方和	自由度	平均平方和	F 檢定	顯著性
組間	192120.964	3	64040.321	34.476	.000
組內	44580.286	24	1857.512		
總和	236701.250	27			

接著進一步以 Tukey HSD test 來檢定任何兩組間的差異, 結果顯示達到顯著差異, 比較結果如表 3-12 所示:

1. SS 與 TMA、SENT、LH 在平均硬度上有明顯差異；
2. TMA 與 SENT、LH 在平均硬度上有明顯差異；
3. LH 與 SENT 在平均硬度上沒有差異，亦即表示 LH 的平均硬度與 SENT 相等。

表 3-12 以 Tukey HSD test 來檢定 4 種矯正線表面硬度測量結果

多重比較

依變數: 硬度
Tukey HSD

① 種類	② 種類	平均差異 (I-J)	標準誤	顯著性	95% 信賴區間	
					下界	上界
SS	TMA	106.429	23.037	.001	42.88	169.98
	SENT	210.000	23.037	.000	146.45	273.55
	LH	190.286	23.037	.000	126.73	253.84
TMA	SS	-106.429	23.037	.001	-169.98	-42.88
	SENT	103.571	23.037	.001	40.02	167.12
	LH	83.857	23.037	.007	20.31	147.41
SENT	SS	-210.000	23.037	.000	-273.55	-146.45
	TMA	-103.571	23.037	.001	-167.12	-40.02
	LH	-19.714	23.037	.827	-83.27	43.84
LH	SS	-190.286	23.037	.000	-253.84	-126.73
	TMA	-83.857	23.037	.007	-147.41	-20.31
	SENT	19.714	23.037	.827	-43.84	83.27

*. 在 .05 水準上的平均差異很顯著。

將實驗結果以長條圖顯示(圖 3-7)可知：四種矯正線平均硬度大小為不鏽鋼矯正線(SS) > 鈦鉬合金線(TMA) > LH 矯正線(LH) ≙ Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)。

矯正線硬度

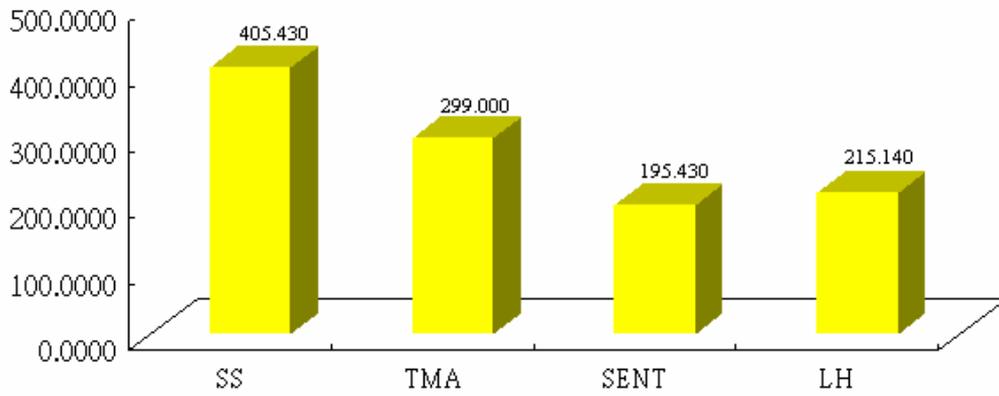


圖 3-7 矯正線平均硬度長條圖(橫座標：矯正線種類；縱座標：硬度平均值 HK: kg/mm²)



3-5 矯正線表面型態觀測結果

本研究以兩種儀器來觀測摩擦阻力測試前與測試後的矯正線表面型態：第一，金相顯微鏡；第二，掃描式電子顯微鏡。其中測試後的矯正線是選定與不鏽鋼矯正器(Stainless Steel)進行摩擦阻力測試完成後的四種矯正線，來進行矯正線表面型態的觀測。

一、金相顯微鏡觀測結果

以 40 倍之金相顯微鏡觀測結果如圖 3-8 所示，四種矯正線可清楚辨識出表面型態皆不相同：不鏽鋼矯正線(Stainless steel wire)呈現亮度最高、表面最為平滑的影像，其他三者則明顯呈現亮度較低、表面較為粗糙的影像，而其中又以 LH 矯正線所呈現的亮度最暗。

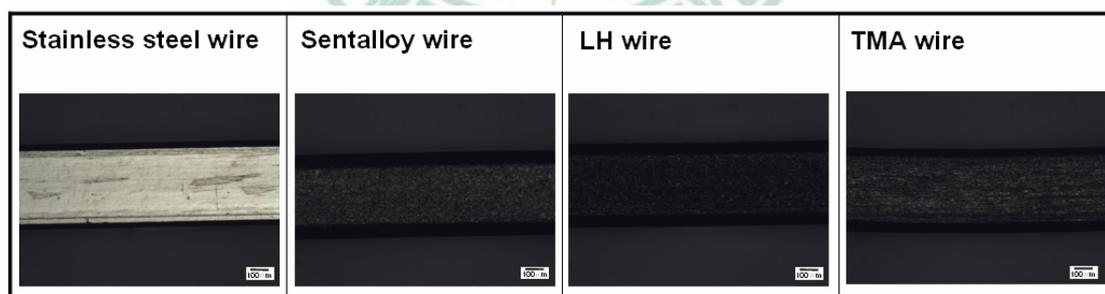


圖 3-8 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之金相顯微鏡觀(40X)

進一步以 100 倍及 200 倍觀測，結果如圖 3-9 所示：不鏽鋼矯正線(Stainless steel wire)及鈦鉬合金線(TMA wire)皆可見原先加工痕跡的存在(意指：橫向抽拉紋路)，而 LH 矯正線及 Sentalloy 鎳鈦合金線

則可觀測到原先加工的痕跡已不存在。

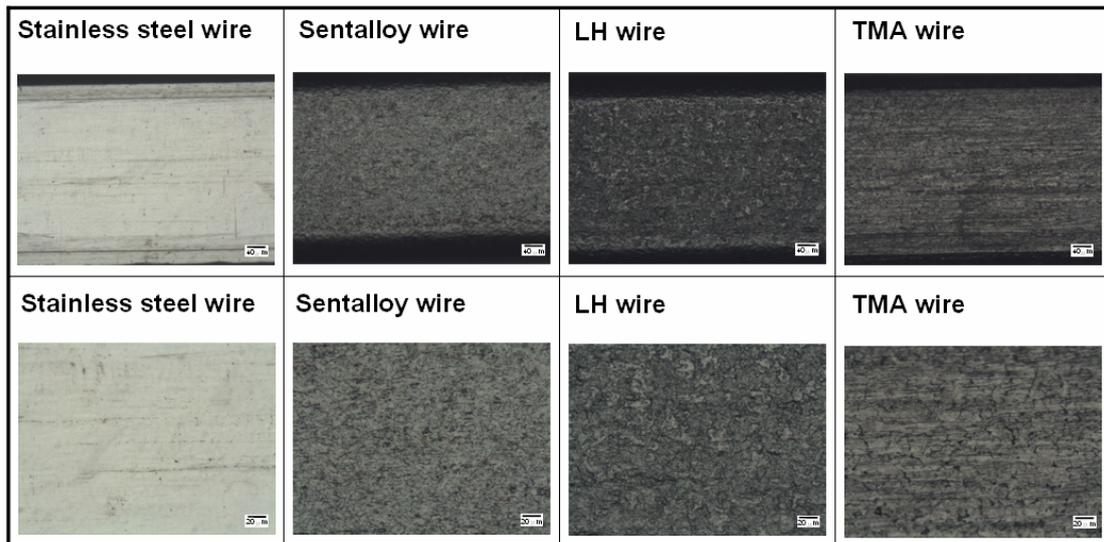


圖 3-9 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之金相顯微鏡觀(上圖：
100X，下圖：200X)

二、掃描式電子顯微鏡(SEM)觀測結果

分別以 100 倍與 1000 倍之場發射型掃描式電子顯微鏡(TF-SEM)觀測摩擦阻力測試前與測試後的矯正線的表面型態：測試前的觀測結果如圖 3-10 所示；測試後的觀測結果如圖 3-11 所示。

由圖 3-10 可知，1000 倍下可見測試前四種矯正線的表面型態有明顯不同的呈現：不鏽鋼矯正線為一高度磨光、平整光滑的表面型態；Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線皆呈現纖維樣的表面型態；鈦鉬合金線則呈現一個平整表面但伴隨有許多大小不規則且深凹的孔洞。

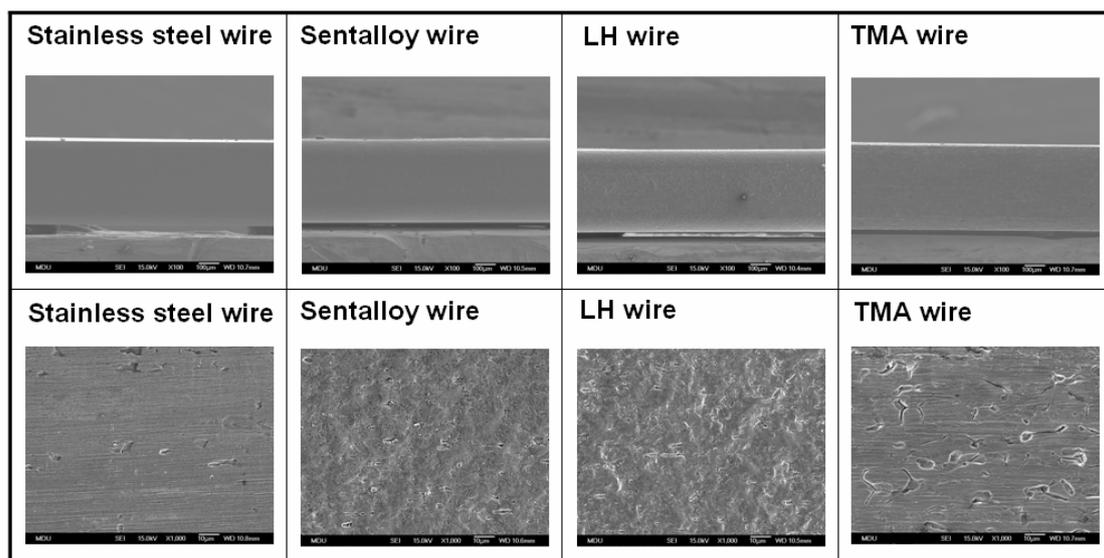


圖 3-10 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之掃描式電子顯微鏡觀
(上圖：100X，下圖：1000X)

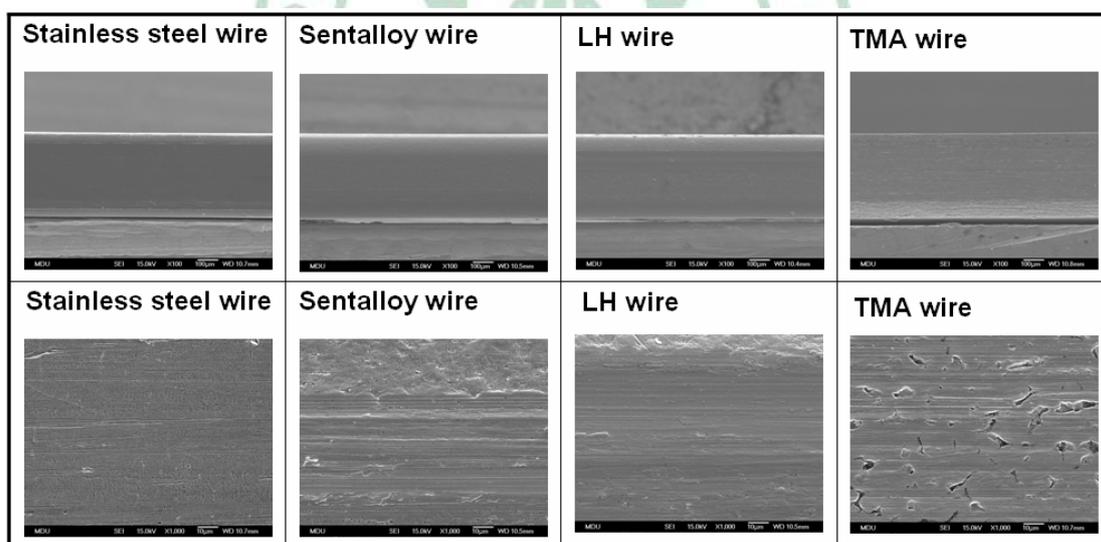
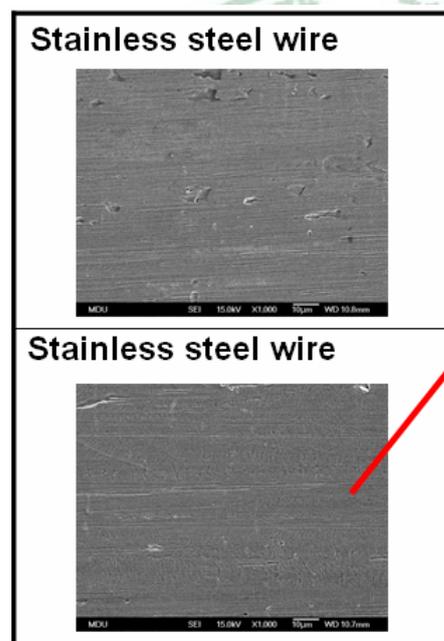


圖 3-11 摩擦阻力測試後矯正線表面型態之掃描式電子顯微鏡觀
(上圖：100X，下圖：1000X)

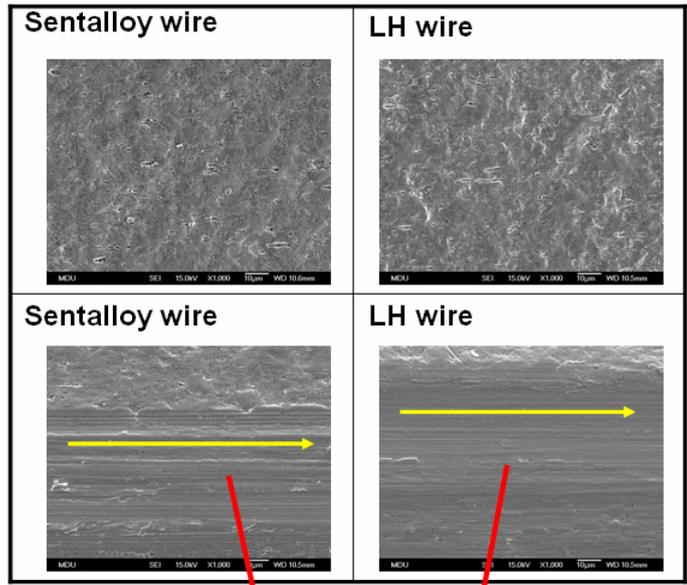
比較測試前(圖 3-10)與測試後(圖 3-11)的矯正線的表面型態，於 1000 倍下觀測到測試後除了不鏽鋼矯正線無明顯變化外(圖 3-12)，其

他三種矯正線表面型態皆有明顯變化：Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線表面有明顯 abrasion 現象，也就是可觀測到連續性、完整的橫向刮痕(圖 3-13)；而鈦鉬合金線(TMA)除了有 abrasion 現象，還伴隨有 adhesion 現象產生，也就是除了觀測到連續性的橫向刮痕之外，測試後表面原本存在的孔洞與測試前相對照有明顯變小的情形，表示在孔洞周圍有沾黏的現象產生(圖 3-14)。



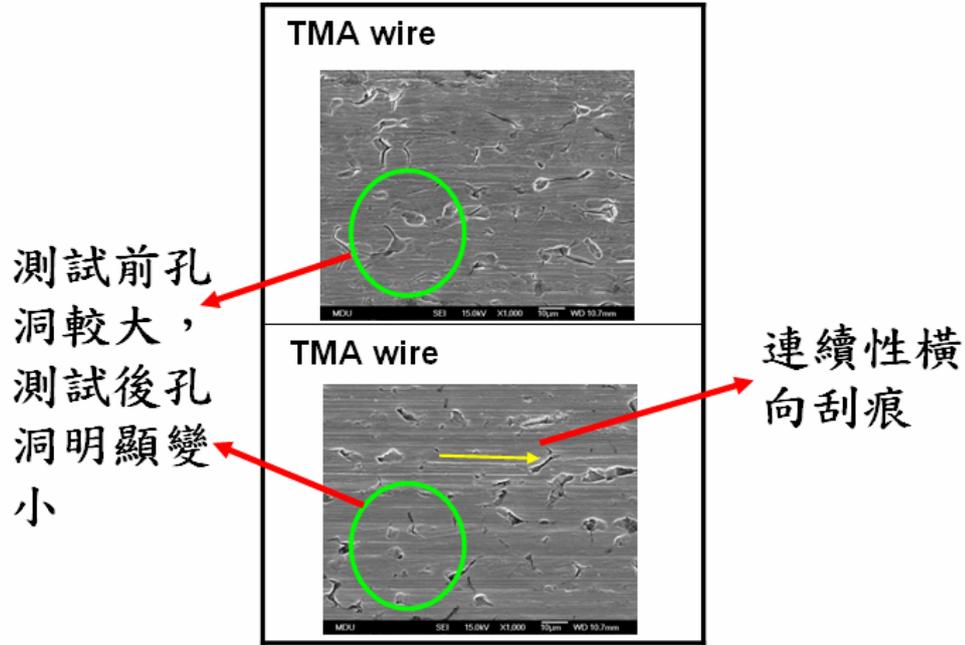
無明顯刮痕也
無沾黏產生，
1000X下測試
前後無顯著變
化

圖 3-12 摩擦阻力測試前後不鏽鋼矯正線表面型態之 1000X 掃描式電子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試後)



連續性完整橫向刮痕

圖 3-13 摩擦阻力測試前後 Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線表面型態之 1000X 掃描式電子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試後)



測試前孔洞較大，
測試後孔洞明顯變小

連續性橫向刮痕

圖 3-14 摩擦阻力測試前後鈦鉬合金線(TMA)表面型態之 1000X 掃描式電子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試後)

3-6 矯正線表面粗度測量結果及統計分析

本研究以型號 SE-1200 (Kasaka Laboratory , Ltd. Japan)之表面粗度測定器來測量摩擦阻力測試前全新的矯正線的表面粗度，並且以中心線平均粗度(Ra 值)為探討的參數。一共有 4 種矯正線，包括：不鏽鋼矯正線(SS)、鈦鉬合金線(TMA)、Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)及 LH 矯正線(LH)。每種線包含 5 個樣本，總計有 20 個樣本數。表面粗度的測量結果由表 3-13 所示。初步結果得知：LH 矯正線(LH)所測得的表面粗度值最大(Ra： $0.724\pm 0.117\mu\text{m}$)；不鏽鋼矯正線(SS)所測得的表面粗度值最小(Ra： $0.051\pm 0.023\mu\text{m}$)。

表 3-13 本研究選用之四種矯正線(不鏽鋼矯正線(SS)、鈦鉬合金線(TMA)、Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)及 LH 矯正線(LH))的表面粗度測量結果(Ra 之平均值 \pm 標準差，單位： μm)

	SS	TMA	SENT	LH
specimen1	0.091	0.206	0.628	0.624
specimen2	0.048	0.21	0.685	0.584
specimen3	0.044	0.21	0.512	0.741
specimen4	0.04	0.208	0.62	0.818
specimen5	0.031	0.194	0.691	0.852
平均值	0.05080	0.20560	0.62720	0.72380
標準差	0.023339	0.006693	0.071998	0.117376

此 4 組量測結果的平均數經由一維變異數分析 One-way ANOVA 統計分析得知(表 3-14, 3-15), p 值皆小於 0.05, 代表此 4 組的平均數在統計學上有顯著差異, 亦即四種矯正線(SS、TMA、SENT、LH)的平均粗度不完全相等。

表 3-14 四種矯正線表面粗度測量結果之描述性統計量

材料	個數	平均數	標準差	標準誤	平均數的 95% 信賴區間		最小值	最大值
					下界	上界		
總和	20	0.402	0.296	0.066	0.264	0.540	0.031	0.852
SS	5	0.051	0.023	0.010	0.022	0.080	0.031	0.091
TMA	5	0.206	0.007	0.003	0.197	0.214	0.194	0.210
SENT	5	0.627	0.072	0.032	0.538	0.717	0.512	0.691
LH	5	0.724	0.117	0.052	0.578	0.870	0.584	0.852

表 3-15 四種矯正線表面粗度測量結果之 ANOVA 表

(顯著性為 $0.000 < \alpha = 0.05$)

ANOVA

	平方和	自由度	平均平方和	F 檢定	顯著性
組間	1.581	3	0.527	107.819	0.000*
組內	0.078	16	0.005		
總和	1.659	19			

註：* 在 .05 水準上的平均差異很顯著。

接著進一步以 Tukey HSD test 來檢定任何兩組間的差異，結果顯示達到顯著差異，比較結果如表 3-16 所示：

- 1.SS 與 TMA、SENT、LH 在平均粗度上有明顯差異；
- 2.TMA 與 SENT、LH 在平均粗度上有明顯差異；
- 3.SENT 與 LH 在平均粗度上沒有差異，亦即表示 SENT 的平均粗度與 LH 相等。

表 3-16 以 Tukey HSD test 來檢定 4 種矯正線表面粗度測量結果

依變數: 粗度
Tukey HSD

(I) 材料	(J) 材料	平均差異 (I-J)	標準誤	顯著性	95% 信賴區間	
					下界	上界
SS	TMA	-0.1548 (*)	0.0442	0.0141	-0.2813	-0.0283
	SENT	-0.5764 (*)	0.0442	0.0000	-0.7029	-0.4499
	LH	-0.6730 (*)	0.0442	0.0000	-0.7995	-0.5465
TMA	SS	0.1548 (*)	0.0442	0.0141	0.0283	0.2813
	SENT	-0.4216 (*)	0.0442	0.0000	-0.5481	-0.2951
	LH	-0.5182 (*)	0.0442	0.0000	-0.6447	-0.3917
SENT	SS	0.5764 (*)	0.0442	0.0000	0.4499	0.7029
	TMA	0.4216 (*)	0.0442	0.0000	0.2951	0.5481
	LH	-0.0966	0.0442	0.1697	-0.2231	0.0299
LH	SS	0.6730 (*)	0.0442	0.0000	0.5465	0.7995
	TMA	0.5182 (*)	0.0442	0.0000	0.3917	0.6447
	SENT	0.0966	0.0442	0.1697	-0.0299	0.2231

註：* 在 .05 水準上的平均差異很顯著。

將實驗結果以長條圖顯示(圖 3-15)可知：4 種矯正線平均粗度大小為 LH 矯正線(LH) \approx Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT) > 鈦鉬合金線

(TMA) > 不鏽鋼矯正線(SS)。

矯正線粗度

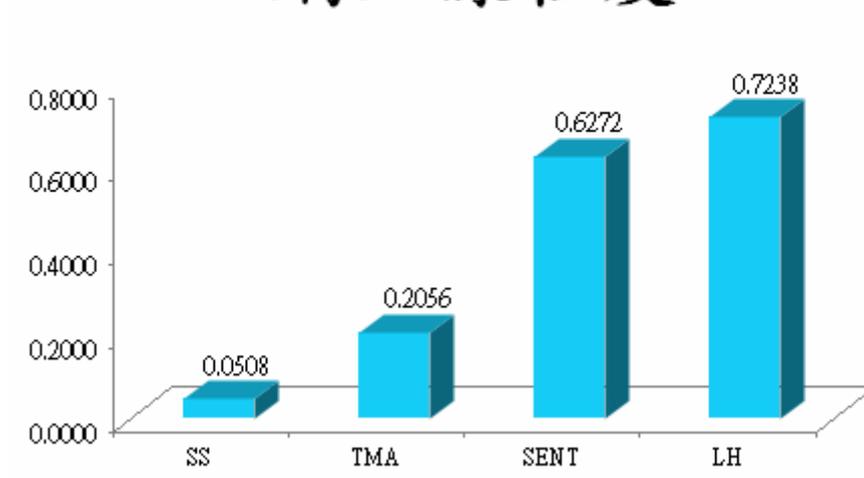


圖 3-15 矯正線平均粗度長條圖(橫座標：矯正線種類；縱座標：

粗度平均值 Ra：μm)

第四章 研究討論

4-1 摩擦阻力測試結果之討論

當矯正治療過程需要將牙齒做長距離移動以關閉空間時，必定會面臨摩擦力的問題。摩擦力的存在不僅會使牙齒的滑動過程受到影響，進一步也會影響到矯正治療的結果與成效。因此，臨床矯正醫師如果能了解摩擦力並有掌控摩擦力的良好能力，將能使矯正治療更加完善。歷年文獻皆指出，影響矯正過程摩擦力表現的因素是相當複雜的，整體歸納來說有兩大因素：一是機械性因素，一是生物性因素[9, 11-13]，同時很難將任何一個因素個別獨立出來討論[5]。

為了要測試矯正裝置的摩擦阻力表現，必須要先能模擬出牙齒移動的真實狀態；然而這個部分是相當困難的，因為真實牙齒的移動主要是由牙齒抗力中心(center of resistance)的位置所決定，而牙齒抗力中心的位置會受到牙齒周圍齒槽骨的骨質密度、牙根型態與長度以及牙齒咬合關係所影響[5]，加上牙齒是處在一個動態的口腔環境中，牽涉到的層面更為複雜，包括唾液的存在所造成的潮溼狀態以及口腔中反覆且持續的運動像是咀嚼、吞嚥、說話以及口腔軟組織的作用等。因此，要以體外試驗(in vitro study)模擬出牙齒移動的真實狀態是難以達成的。

然而，以體外靜態的模型配合材料測試機(static straight-line traction)來探討於滑動機制下矯正器與矯正線之間的摩擦阻力，仍是最為常用的測試方式，此方式亦是用來驗證廠商所宣稱的功效是否屬實的測試方式[2]。因此，本研究選擇在靜態與乾燥的條件下，以體外試驗來進行摩擦阻力的測試。

4-1-1 矯正線種類對最大靜摩擦阻力的影響

本研究觀察的變項包括矯正線種類與矯正器種類。在矯正器種類及尺寸固定的情況下，比較相同尺寸不同種類的矯正線，可發現鈦鉬合金線在所有測試線材中的最大靜摩擦阻力為最高；不鏽鋼矯正線的最大靜摩擦阻力為最小；Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線的最大靜摩擦阻力介於兩者之間。由本研究所得到的結果與歷年來多數文獻所得到的結果相符(在相同尺寸的矯正器溝槽與相同尺寸的矯正線條件比較下，不鏽鋼合金線的摩擦阻力最低，鎳鈦合金線次之，鈦鉬合金線最高)，同時本研究發現 LH 矯正線的摩擦阻力表現與 Sentalloy 鎳鈦合金線有相近的呈現。

4-1-2 矯正器種類對最大靜摩擦阻力的影響

在矯正線種類及尺寸固定的情況下，比較相同尺寸不同種類的矯正器，發現自鎖式矯正器 mini Clippy 測得的最大靜摩擦阻力最小；以不鏽鋼金屬矯正器及透明塑膠矯正器合併金屬溝槽，與三種矯正線組合時(LH 矯正線、Sentalloy 鎳鈦合金線及鈦鉬合金線)，所測得的最大靜摩擦力沒有顯著差異。

由本研究的結果得知，臨床上當選用 LH 矯正線、Sentalloy 鎳鈦合金線或鈦鉬合金線三種線材任一種作為進行牙齒滑動機制的治療時，可以選擇搭配不鏽鋼金屬矯正器或是透明塑膠矯正器，因為與此兩種矯正器組合的摩擦阻力表現沒有顯著差異。然而當選用不鏽鋼矯正線作為滑動機制的治療線材時，則建議搭配不鏽鋼矯正器，其效果會比透明塑膠矯正器有更小的摩擦阻力表現。

4-2 矯正線表面性質觀測結果之討論

本研究亦從矯正線的表面性質著手，希望能針對不同材質的矯正線材料進行表面性質的分析，以尋找矯正線表面性質與摩擦阻力是否有所關聯。針對矯正線表面性質所測量的參數包括：利用硬度試驗機測量矯正線的表面硬度、以金相顯微鏡及掃瞄式電子顯微鏡影像檢視矯正線的表面型態以及利用表面粗度測定器來測量矯正線的表面粗糙程度。為了探討矯正線與矯正器之間摩擦阻力表現的機轉，期望藉由這些參數的獲得，能輔助解釋為何不同材質的矯正線會有不同摩擦阻力的表現。



4-2-1 矯正線表面硬度之討論

硬度試驗是測試材料機械性質時最為常用且簡易方便的試驗方法，硬度代表材料對於塑性變形的抵抗能力。目前通用的數種硬度分類乃是依不同硬度的定義而設計的，簡述如下：

- 1.受靜力或動力作用時產生殘留變形之永久壓痕抵抗者，謂之壓痕硬度例如：勃氏、洛氏、維氏等型式之硬度試驗。
- 2.對於衝擊荷重之能量吸收之程度者謂之反跳硬度，例如：蕭氏硬度試驗。
- 3.對於刮（劃）痕之抵抗謂之刮痕硬度，例如：莫氏、麻田劃痕及銼磨試驗等。
- 4.對於磨損之抵抗謂之磨耗硬度，例如：磨耗試驗等。
- 5.對於切削或鑽削之抵抗謂之切削硬度或切削性，例如：切削硬度試驗等。

本研究所探討的硬度屬於壓痕硬度試驗中的微小硬度試驗，主要針對淬火、滲碳等所形成表面硬化層或是脫碳、鍍金等所形成之表面軟化層的斷面硬度分佈以及金屬單結晶或特定組織之微細硬度的測定，並且以測試小面積物質為主。

一般微小硬度試驗法可分為兩種：(1)維氏硬度試驗(Micro Vickers)，(2)諾氏硬度試驗(Knoop Hardness Test)。由於微小硬度試驗所施加之荷重為 1kg 以下，一般 3g 到 500g 之間使用最多，因此所造成的壓痕極其微小，須要使用高倍率之顯微鏡方可觀察和測量出壓痕大小。

其中，諾氏硬度測試(Knoop Hardness Test)是由 Knoop 於 1939 年發表，適合用於非常易碎的材料或薄板的機械硬度測試。測試時是以金剛石角錐壓痕器為壓進工具，以一預先決定且固定的荷重及時間，緩慢而等速地壓入試片表面，使試片上產生壓痕。衝擊誤差在荷重小時顯著，故速度選擇一般為 500 克時 10 秒、25 克時 20 秒、5 克時 30 秒。由於此金剛石壓痕器的角錐角度一面呈 130° ，另一面呈 $172^\circ 30'$ (圖 4-1)，因此壓痕呈現之對角線長度不同，其長對角線長度 L 與短對角線長度 W 之比為 $L : W = 7 : 1$ ，一般實際上所使用的是長對角線 L 之長。其諾氏硬度值 HK 之公式可寫成： $HK = P/A = P/CL^2$

式中： P 為諾氏試驗中所施加之荷重(單位為 kg)，

A 為壓痕之表面積(單位為 mm^2)，

L 為長對角線之長度(單位為 mm)，

C 為諾氏壓痕器常數($C=0.07028$)。

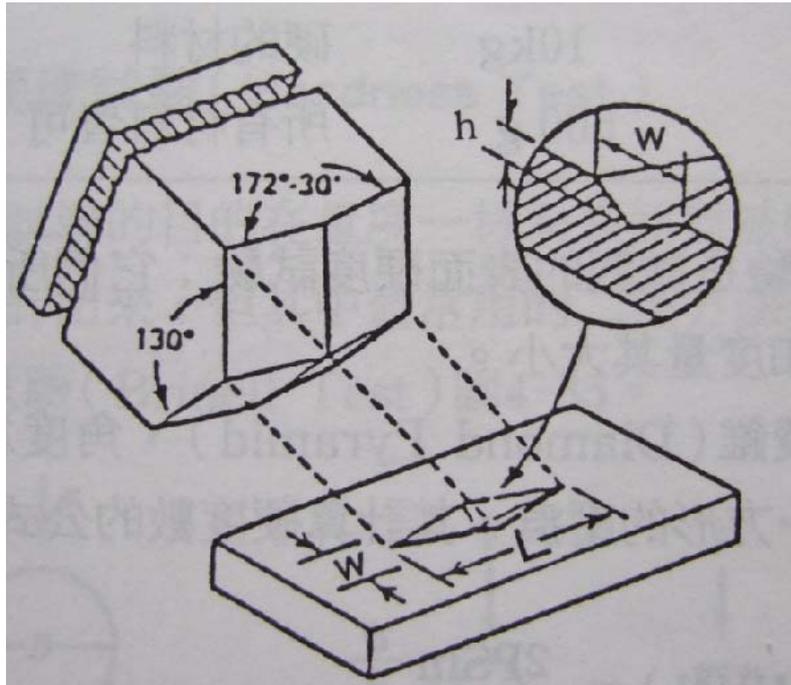


圖 4-1 諾氏硬度試驗所使用之壓痕器及其壓痕

由本研究結果的矯正線平均諾氏硬度值(HK)得知，不鏽鋼矯正線(SS)最硬，鈦鉬合金線(TMA)次之，LH 矯正線(LH)與 Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)最軟，且兩者無顯著差異。

4-2-2 矯正線表面型態之討論

關於表面型態的觀測，最初是預計同時觀測矯正器與矯正線的表面型態變化，因此最先是由矯正器開始，以矯正研究室所擁有的實體影像顯微鏡來觀測摩擦阻力測試前後矯正器表面影像的差異（圖 4-2），但發現實體影像顯微鏡無法清楚判讀出矯正器表面型態的差異性，繼而尋求其他研究室的儀器協助；加上受限於矯正器幾何形狀的因素，待觀測的溝槽(slot)是位在矯正器結構中四個翼狀凸起(tie wings)的底部(圖 4-3)，容易產生影像判讀上的困難與誤差，因此最後決定以矯正線表面型態為本研究的觀測主軸。

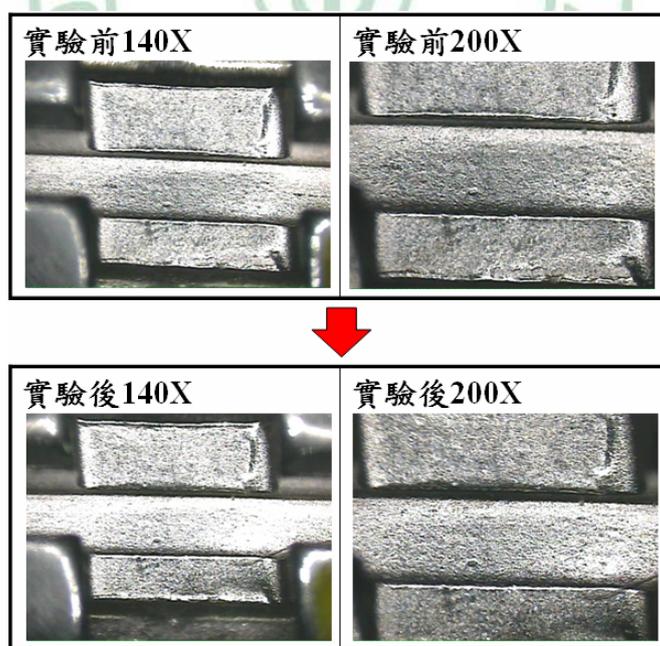


圖 4-2 摩擦阻力測試前(上)與測試後(下)矯正器表面型態之實體影像

顯微鏡觀

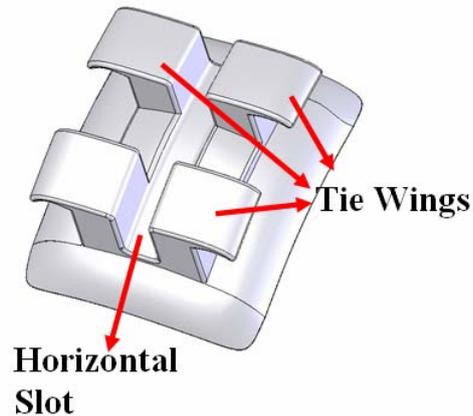


圖 4-3 矯正器構造示意圖

因此，後續以牙醫系生物力學研究室所具有的金相顯微鏡來觀測摩擦阻力測試前與測試後的矯正線表面型態。其中測試後的矯正線，是特別選定與不鏽鋼矯正器組合進行摩擦阻力測試完成後的四種矯正線，來進行矯正線表面型態的觀測。

金相顯微鏡是一種反射式的光學顯微鏡，而一般常用的生物顯微鏡則為穿透式的光學顯微鏡。由於矯正線為不透明物體，無法被可見光穿透，故須採用反射式光學顯微鏡，也稱為金相顯微鏡。金相顯微鏡的觀察原理(圖 4-4)是從光源射出光線，經過透鏡調整後，以三稜鏡或透明平面玻璃，把部份光線轉向垂直下射，續經物鏡投射在試片表面上，然後由試片表面反射回來的光線，依序透過物鏡、平面玻璃及目鏡的放大，進入觀察者的眼睛。此時眼睛觀察到的只是相同亮度之光，亦即只有明亮的光感而已。若試片表面存在著凹槽或坑洞，當

垂直於試片的光線照到此凹槽時，就不再垂直反射，而是轉向(圖4-5)，所以此處眼睛所觀察到的顏色會呈現黑色，其他平整區則呈現亮白色。因此就有明暗的區別，藉著此種差異，得以觀察材料表面的微細組織。

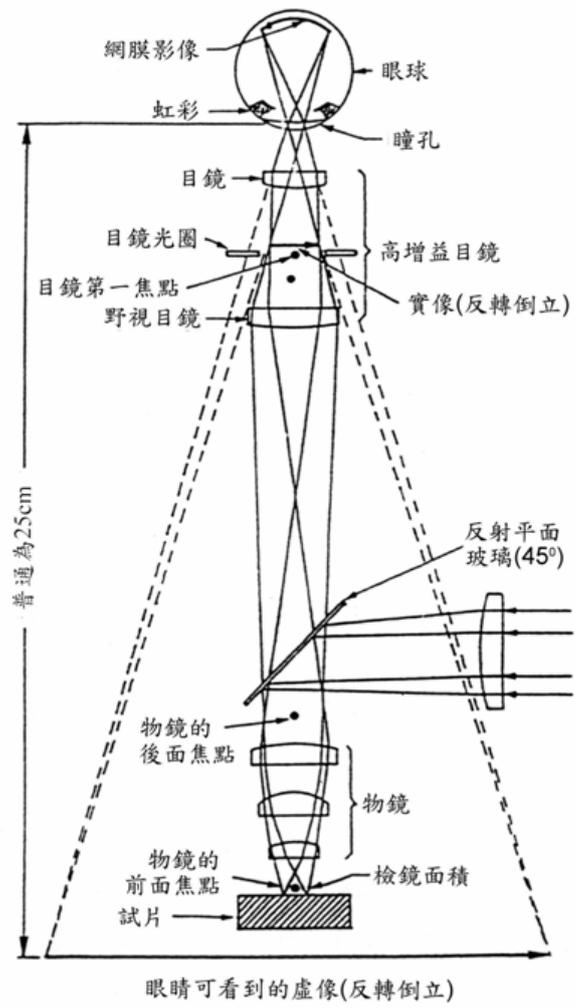


圖 4-4 金相顯微鏡的原理

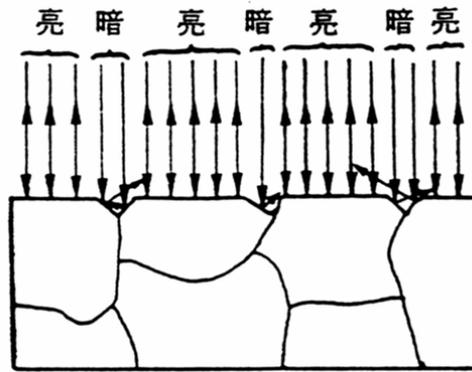


圖 4-5 試片表面光線反射圖

本研究中以金相顯微鏡所觀測到的影像，在 40 倍時就可辨識出四種矯正線的表面型態皆不相同(如圖 3-8)，尤其是不鏽鋼矯正線(Stainless steel wire)所呈現的亮度特別明亮，也表示不鏽鋼矯正線的表面最為平滑；其他三種矯正線的亮度呈現明顯較暗，也表示相較於不鏽鋼矯正線，這三者的表面比較粗糙，而其中又以 LH 矯正線所呈現的亮度最暗。

受限於金相顯微鏡的放大倍率，在 100 倍與最高倍率 200 倍的觀測影像中(圖 4-6)，除了依舊可見 40 倍所呈現的亮度差異之外，不鏽鋼矯正線(Stainless steel wire)及鈦鉬合金線(TMA wire)還可觀測到原先加工痕跡的存在(圖 4-6 中黃色線段表示有橫向抽拉的紋路)，而 LH 矯正線及 Sentalloy 鎳鈦合金線則沒有觀測到加工的痕跡的存在，這說明了這些矯正線在加工製成後，均再經過不同方式的表面處理。

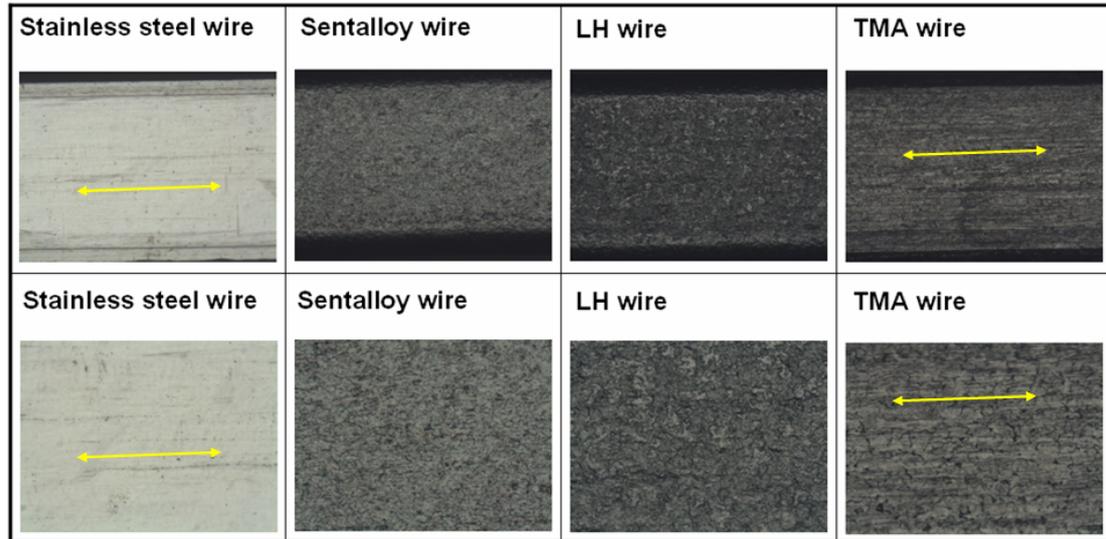


圖 4-6 摩擦阻力測試前矯正線表面型態之金相顯微鏡觀

(上圖：100X，下圖：200X)

透過金相顯微鏡觀測的結果得知不鏽鋼矯正線是四種矯正線中最為平滑的線材，但對於其他三者的表面型態則無法由金相顯微鏡觀測其差異。參照歷年文獻，有多篇研究以掃描式電子顯微鏡觀測矯正線的表面型態[35, 36]，由於系上研究室無此硬體設備，於是尋求明道大學材料暨系統工程研究所張銀祐老師的協助，由張老師提供掃描式電子顯微鏡(Scanning Electron Microscope, SEM)的硬體資源及技術指導。

SEM 的觀測原理是以電子槍產生電子，經加速後再由一序列磁透鏡聚焦，並透過一組控制電子束的掃描線圈，最後撞擊樣品，再接收所產生的訊號。這接收到的訊號是電子撞擊樣品表面所產生的二次

電子(Secondary Electron)，再轉成影像圖形(Secondary Electron Image, SEI) 而能觀察。

而在進行 SEM 的影像探討之前，首先需要了解當矯正線與矯正器之間互相接觸而產生滑動之際，會面臨到的兩個主要問題：一個是前面討論過的摩擦阻力，另一個是矯正線所產生的磨耗(wear)問題 [5]。磨耗(wear)包括兩種：刮痕(abrasion)與沾黏(adhesion)；而 wear 的種類與矯正線的硬度以及矯正線的表面幾何形狀(surface roughness) 有關。由本研究的矯正線表面諾氏硬度值(HK)測量結果已知，矯正線的表面硬度大小以不鏽鋼矯正線最硬，鈦鉬合金線次之，LH 矯正線與 Sentalloy 鎳鈦合金線最軟、且兩者無顯著差異。而本研究主要是針對不鏽鋼矯正器與四種矯正線進行摩擦阻力測試前後的 SEM 觀測。

以 1000 倍的 SEM 所觀察到的摩擦阻力測試前後的矯正線(如圖 4-7 所示)，可發現到測試後除了不鏽鋼矯正線無顯著變化外，其他三種矯正線皆有明顯的變化。

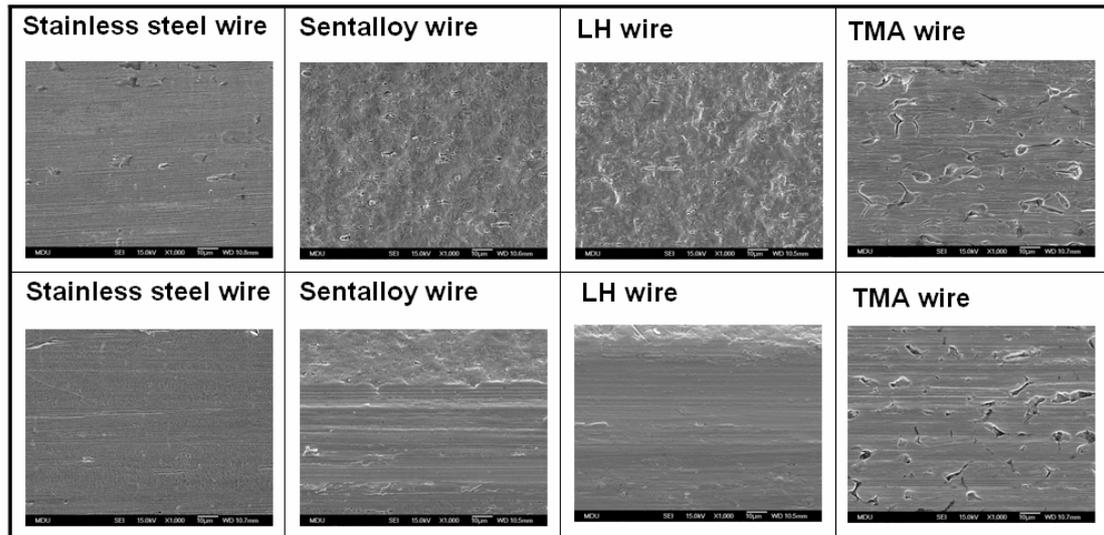


圖 4-7 矯正線表面型態之 1000X 掃描式電子顯微鏡觀

(上圖：測試前，下圖：測試後)

不鏽鋼矯正線與不鏽鋼矯正器組合時，由於兩者材質相近、硬度以及表面幾何形狀也相近，兩者互相接觸產生滑動時，不鏽鋼矯正線的表面型態不會有顯著的改變(如圖 3-12 所示)。

然而，當 Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線與不鏽鋼矯正器相互滑動時，由於這兩種矯正線的硬度相較於不鏽鋼矯正器明顯較軟，兩種矯正線的表面幾何形狀(surface roughness)也由測試前的 SEM 觀測得知呈現起伏多、粗糙的纖維樣表面，因此當較軟也較粗糙矯正線與較硬及較平滑的不鏽鋼矯正器在互相接觸產生滑動時，矯正線的表面會出現明顯 abrasion(刮痕)現象，產生連續且完整的橫向刮痕(如圖 3-13 所示)。

當鈦鉬合金線(TMA)與不鏽鋼矯正器相互滑動時，由於鈦鉬合金線的硬度與不鏽鋼矯正器相比較軟(不鏽鋼： $405.4 \pm 9.9 \text{ kg/mm}^2$ ；TMA： $283.5 \pm 50.5 \text{ kg/mm}^2$)，雖然兩者之間硬度差距不若前述之鎳鈦合金線與不鏽鋼矯正器，但是鈦鉬合金線的表面幾何形狀(surface roughness)有許多不規則、大小不一且高低落差極大的凹陷孔洞(由測試前的SEM 觀測得知)。因此當較軟也存在許多凹陷孔洞的鈦鉬合金線與較硬且較平滑的不鏽鋼矯正器在互相接觸產生滑動時，矯正線的表面除了仍然有出現 abrasion(刮痕)現象，還伴隨有 adhesion(沾黏)現象的產生，也就是除了產生連續性的橫向刮痕之外，測試後表面原本存在的孔洞與測試前相對照有明顯變小的情形，表示在孔洞周圍有沾黏的現象產生(如圖 3-14 所示)。

4-2-3 矯正線表面粗度之討論

本研究選用表面粗度測定器來測量矯正線的表面粗度。表面粗度測定器是以觸針式的探測方式來做測量(圖 4-8)，與其他方式比較，是最早採用的粗度測定方式，理論上目前仍屬於信賴性極高的方式。1952 年，日本工業規格(JIS)最先開始制定表面粗度的測量參數，而後為了與國際規格對應(包括 ISO 規格、ASME(美國機械工程師協會)規格、BS(英國)規格等)，陸續有在參數的定義上做修正。本研究所使用的表面粗度規格為 JIS-1994，所探討的參數為 Ra，Ra 代表中心線平均粗度。



觸針

待測物置放區

圖 4-8 表面粗度測定器之觸針式測量示意圖

由本研究結果得知：四種矯正線的平均粗度以 LH 矯正線(LH) 表面粗度最大、Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)次之且與 LH 無顯著差異，

鈦鉬合金線(TMA) 表面粗度明顯較小，而不鏽鋼矯正線(SS) 表面粗度最小。

本研究之測量結果於不鏽鋼矯正線(SS： $0.051\pm 0.023\ \mu\text{m}$)以及鈦鉬合金線(TMA： $0.206\pm 0.005\ \mu\text{m}$)與 1998 年 Bourauel et al.[25]測量到的不鏽鋼矯正線(SS： $0.06\ \mu\text{m}$)以及鈦鉬合金線(TMA： $0.21\ \mu\text{m}$)結果相近，因此驗證本研究表面粗度測量方式的可信度，同時也可了解 LH 矯正線與 Sentalloy 鎳鈦合金線的表面粗度表現。

將本研究中矯正線表面粗度測量結果與摩擦阻力測試結果相比較發現：表面粗度大小為 LH 矯正線 \approx Sentalloy 鎳鈦合金線 $>$ 鈦鉬合金線 $>$ 不鏽鋼矯正線；然而最大靜摩擦阻力大小為鈦鉬合金線 $>$ Sentalloy 鎳鈦合金線 \approx LH 矯正線 $>$ 不鏽鋼矯正線。由上述結果得知，鈦鉬合金線有最大的摩擦阻力，但在表面粗度的表現卻比鎳鈦合金線平滑，因此由本研究得到摩擦阻力與矯正線表面粗度之間沒有相關性的結論，並且與歷年文獻相符[5, 25]。針對鈦鉬合金線為何有特別高的摩擦阻力表現，Kusy et al.[37]曾利用掃瞄式電子顯微鏡觀察到當鈦鉬合金線在不鏽鋼矯正器溝槽中滑動過後，會產生”cold welding”的效應，也就是指鈦鉬合金線的表面會黏附在矯正器溝槽的表面上，所以當鈦鉬合金線欲持續在溝槽中滑動時，需要先打斷沾黏才能繼續移動，以致於產生較高的摩擦力。而為了克服這種摩擦力，必須再施

加更大的力量，只是一旦打斷後又可能會再度沾黏，這種反覆的“stick-slip”現象也說明了為何鈦鉬合金線的表面粗度比鎳鈦合金線平滑，但卻會有較高的摩擦阻力的原因。

另一方面，為了要進一步了解本研究中表面粗度測定器所測量到的表面粗度值(Ra 值)是否有忠實呈現矯正線的全貌，因此將表面粗度測量時電腦所記錄到的矯正線粗度數值，分別將四種矯正線記錄到的總數 8000 個點中以隨機選取 300 個連續的點資料繪製成粗度曲線圖(如圖 4-13 所示)，以放大觀測其細部變化。由圖 4-9 觀察發現，不鏽鋼合金線(SS)的粗度曲線誠如表面粗度測定器所量測到的 Ra 值結果(SS： $0.051\pm 0.023 \mu\text{m}$)，是四種矯正線中粗度值最小、粗度曲線也有非常平滑的呈現；LH 矯正線(LH) 與 Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)兩者量測到的表面粗度 Ra 值結果相近(LH： $0.724\pm 0.117 \mu\text{m}$ ；SENT： $0.627\pm 0.072 \mu\text{m}$)，並且在粗度曲線的圖形上也有相似的呈現。

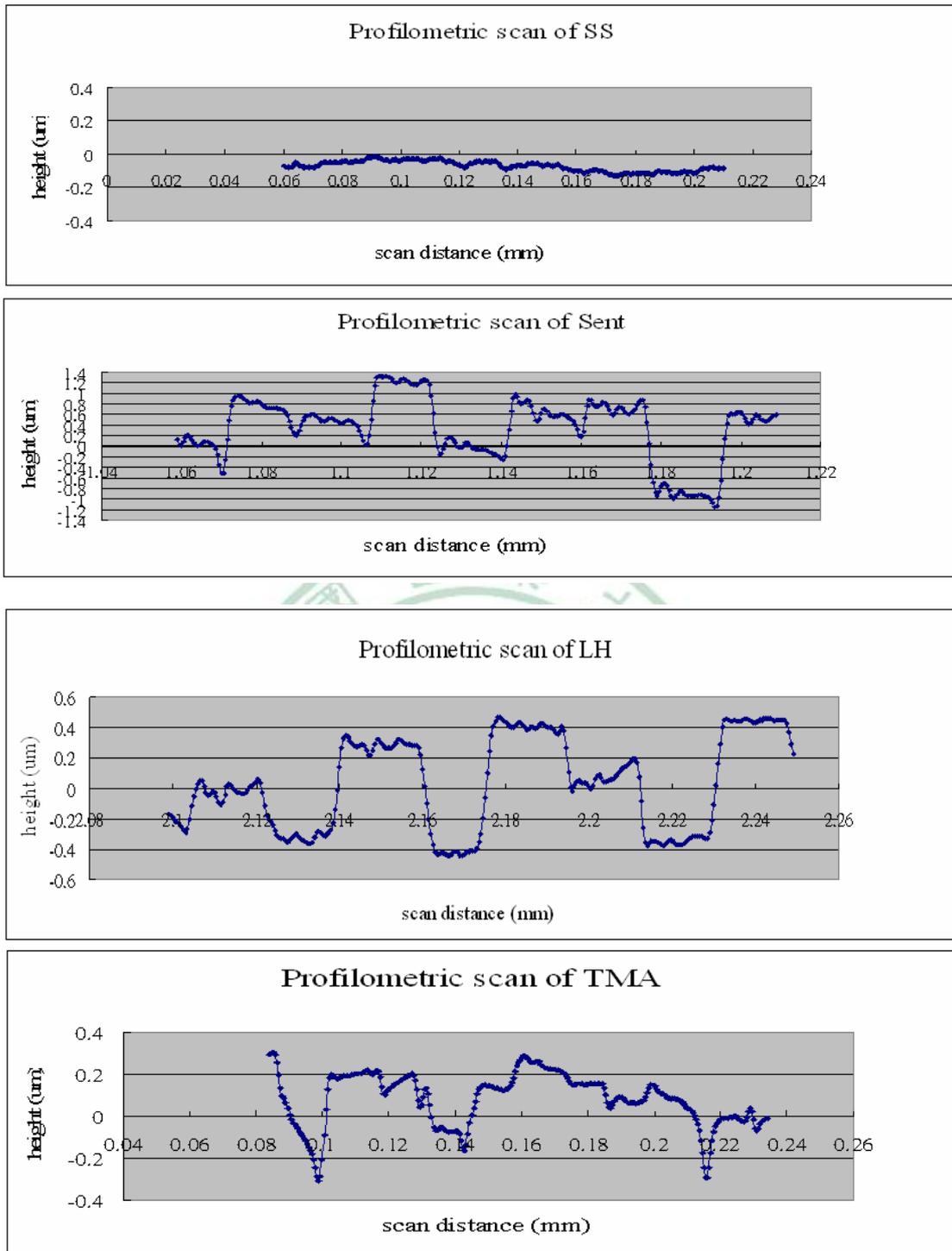


圖 4-9 矯正線表面粗度曲線圖(由上到下: 不鏽鋼合金線, Sentalloy 鎳鈦合金線, LH 矯正線, 鈦鉬合金線)

比較 LH 矯正線(LH) 及 Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT) 兩種鎳鈦合金線與鈦鉬合金線(TMA)時發現(圖 4-10 所示) ，鈦鉬合金線雖然表面粗度值比鎳鈦合金線小(TMA： $0.206\pm 0.005\ \mu\text{m}$)，但在粗度曲線的呈現卻可觀察到許多落差極大的波形(如圖 4-10 中紅色圓圈標示)，此落差極大的波形造成鈦鉬合金線雖然有較為平滑的表面平均粗度，但伴隨其中高低落差甚大的波形卻會導致鈦鉬合金線在與不鏽鋼矯正器接觸滑動時，表面會有些許成分被刮落或輾平而產生沾黏(adhesion)，因此使得鈦鉬合金線欲持續在不鏽鋼矯正器溝槽中滑動時，必須先克服並打斷沾黏才能繼續移動，以致於有較高的摩擦阻力表現，此粗度曲線觀測恰可印證本研究中鈦鉬合金線在 SEM 中所出現的沾黏現象(adhesion)，也就是所謂的“cold welding”效應(圖 4-11) ，而粗度曲線中許多落差極大的波形也恰好與鈦鉬合金線在 SEM 觀測時所呈現的許多大小不一、高低落差極大的凹陷孔洞相吻合。反觀 LH 矯正線(LH) 及 Sentalloy 鎳鈦合金線(SENT)，雖然表面粗度值比鈦鉬合金線大許多，在粗度曲線所呈現的波形起伏數量也相對較多，但在波形的高低落差卻相對的較為平緩(如圖 4-10 中黃色圓圈標示)，由粗度曲線圖形的觀測，可說明為何鎳鈦合金線的整體表面粗度值雖然最大，但摩擦阻力的表現卻不是最高的原因。

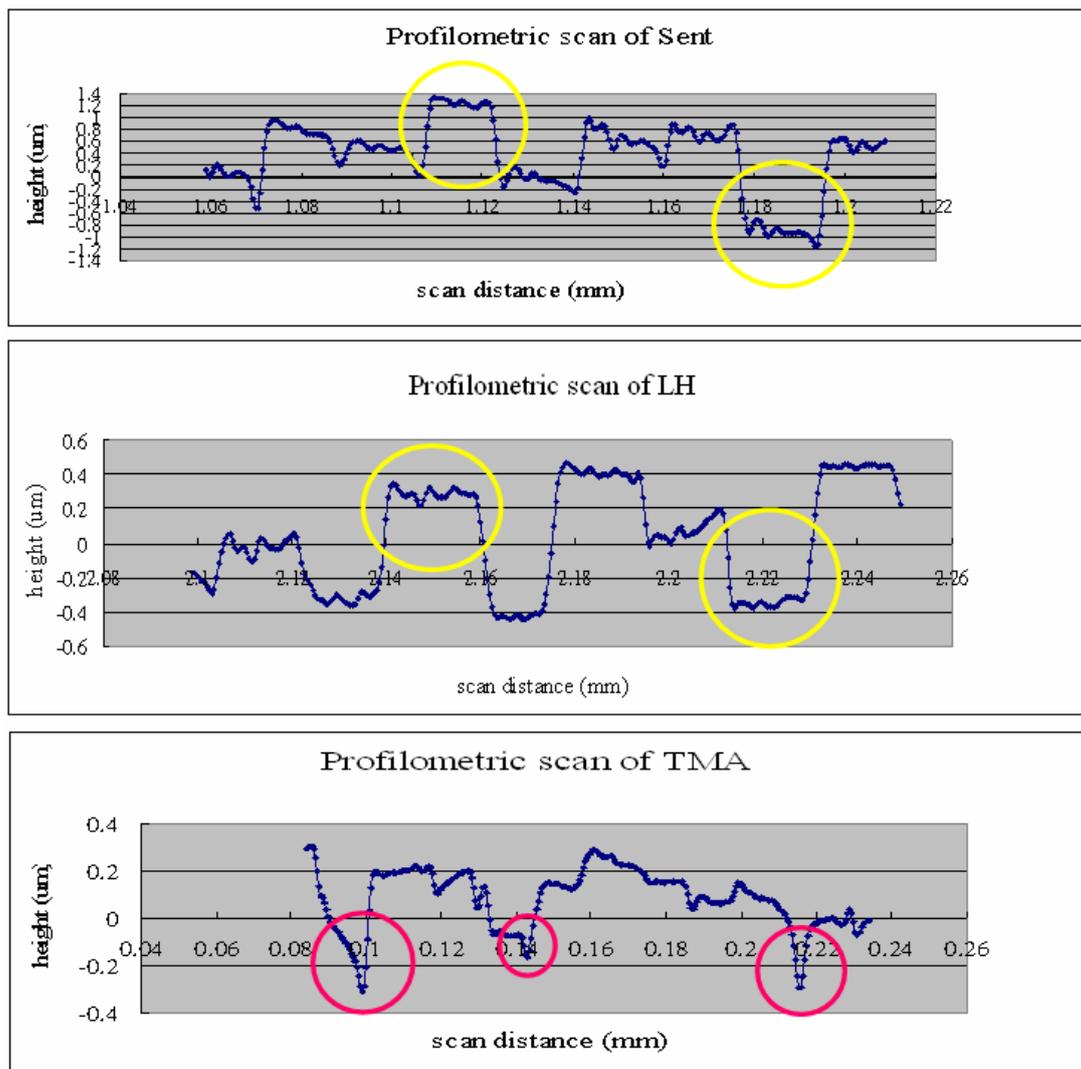


圖 4-10 矯正線表面粗度曲線圖(由上到下: Sentalloy 鎳鈦合金線，
LH 矯正線，鈦鉬合金線)

測試前孔洞較大，測試後孔洞明顯變小，表示有沾黏產生(此即cold welding效應)

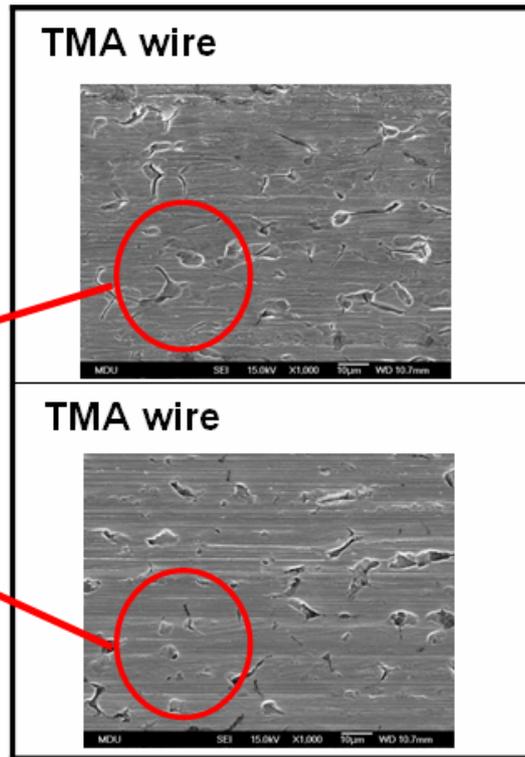


圖 4-11 摩擦阻力測試前後鈦鉬合金線(TMA)表面型態之 1000X 掃描式電子顯微鏡觀(上圖：測試前，下圖：測試後)

由上述表面粗度曲線的觀測也了解到，由於表面粗度測定器是以觸針式的直線探測方式來做量測，一方面微細觸針的探測範圍有限，僅能做局部觀測；一方面觸針式的探測與被探測區段的命中機率有關，誤差較大，容易呈現出差異極大的結果而影響矯正線整體表面粗度之判讀準確度。

4-3 研究限制及未來改善之探討

本研究是以體外(in vitro)靜態的模型配合材料測試機(static straight-line traction)，在室溫並且乾燥的環境下，來探討牙齒進行滑動機制時矯正器與矯正線之間的摩擦阻力，因此無法模擬出口腔真實的環境，包括口腔中的濕度、溫度、酸鹼值以及每日數以千萬次的動態運動...等。

口腔內的實際情況為一潮濕伴隨有唾液存在的環境，而唾液因素對於矯正器及矯正線相對滑動時的影響是潤滑或是阻滯的效應，無法藉由本研究反應出來。歷年來，有少部分文獻曾經嘗試利用人工唾液或是真實的人類唾液來模擬口腔中潮濕的狀態，希望了解唾液在摩擦阻力所扮演的角色為何，但是並沒有一致的結論。Baker et al.[38]的實驗顯示人工唾液的的存在提供了潤滑的效應，可以明顯降低矯正器與矯正線之間的摩擦阻力；然而 Kusy et al.[22]利用人類唾液比較乾濕狀態下摩擦係數的差異時發現：以不鏽鋼矯正器與不鏽鋼矯正線組合，唾液的存在會使摩擦係數比乾燥的情況來得高；但是以不鏽鋼矯正器與鈦鉬合金線組合時，有唾液存在的狀態所量測到的摩擦係數會比乾燥狀態降低一半左右，並且在鎳鈦合金線也有類似的表現，只是降幅沒有鈦鉬合金線顯著。因此 Kusy et al.推論，人類唾液扮演著潤滑與阻滯的雙重角色，取決於矯正線與矯正器的組合為何。

除了乾濕狀態的考量，溫度可能會是另一個影響因素。由於本研究是設定在室溫下進行測試，並沒有模擬口腔內的溫度，然而 LH 矯正線及 Sentalloy 鎳鈦合金線屬於溫感線，在 35~37 度時會開始出現晶相轉換(phase transformation)[10]，進而影響線材性質，可能會對摩擦阻力的表現造成影響，本研究之實驗設計並無考慮溫度的因素。

另外，本研究僅探討一種尺寸的矯正線與矯正器，並且將實驗設定在矯正線與矯正器溝槽完全平行的條件下來進行測試，因此無法探究實際情況中矯正線與矯正器溝槽相接觸時，因接觸角度的問題所產生的嵌咬(binding)現象，可能會對摩擦阻力造成更大的影響。所以未來若能增加不同尺寸的矯正線與角度變化來做測試，也許能使摩擦阻力的探究更趨完整。

第五章 結論與建議

本研究主要針對目前常用之三種矯正器與四種矯正線的組合，以體外(in vitro)靜態模型在相同尺寸及 0 度角的條件下，來觀測及比較不同材質的矯正器與矯正線，在相對滑動時最大靜摩擦阻力的差異。同時針對不同種類的矯正線進行表面性質的分析，以期了解矯正線表面性質與摩擦阻力的表現是否有相關性。總結本研究所得之結果，整理結論如下：

1. 鈦鉬合金線與三種矯正器組合時，在所有測試線材中所測得的最大靜摩擦阻力皆為最高；不鏽鋼矯正線所測得的最大靜摩擦阻力皆為最小；Sentalloy 鎳鈦合金線及 LH 矯正線則介於兩者之間。
2. 自鎖式金屬矯正器 mini Clippy 與四種矯正線組合時，所測得的最大靜摩擦阻力皆顯著最小；而不鏽鋼金屬矯正器及透明塑膠矯正器合併金屬溝槽在與 LH 矯正線、Sentalloy 鎳鈦合金線及鈦鉬合金線三者組合時，所測得的最大靜摩擦阻力沒有顯著差異，但與不鏽鋼矯正線組合時，透明塑膠矯正器的最大靜摩擦阻力會比不鏽鋼金屬矯正器大。
3. 本研究以表面硬度、表面型態及表面粗度三種參數來觀測矯正線

的表面性質，結果顯示矯正線的表面粗度(roughness)和摩擦阻力的表現沒有正相關；雖然此結果與多數文獻相符，然而藉由本研究也了解到，在探討矯正線材的摩擦阻力表現時，不能完全取決於表面粗度的差異，矯正線材的其他性質包括軟硬度以及表面型態的差異，都會對矯正線材的表現造成相當程度的影響。

4. 針對近年來日本所研發的新一代矯正線“改良式超彈性鎳鈦合金矯正線(LH 矯正線)”，由於歐美地區的使用率較低，因而有關此種線材的英文論文及文獻較少；藉由本研究的結果顯示 LH 矯正線在摩擦阻力的表現與表面性質的呈現(包括硬度、型態及粗度)，都類似於 Sentalloy 鎳鈦合金線。

總結本研究之結果與結論，提出幾項建議如下：

1. 期望未來能延伸到體內試驗(in vivo study)，在符合臨床實際狀態的環境下，將矯正線材的性質忠實呈現出來，以提供臨床治療選擇時更有意義的參考依據及價值。
2. 未來在探討矯正線材的摩擦阻力表現時，應對矯正線材的性質做更全面更深入的觀測，除了本研究探討的表面性質之外，矯正線材的成分、製成方式，都值得深入去研究。面對當今不斷推陳出新的矯正線材，如果能對矯正線材的各種性質有足夠的了解，將有更好

的掌控及運用矯正線材的能力，如此方能回饋於臨床，也是臨床醫師在研究之餘，更期許能提升醫療成效、加惠於病患的使命與心願。



參考文獻

1. Kao CT, Ding SJ, Wang CK, He H, Chou MY, Huang TH. **Comparison of frictional resistance after immersion of metal brackets and orthodontic wires in a fluoride-containing prophylactic agent.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006,130:568 e561-569.
2. Rossouw PE. **Friction: an overview.** *Seminars in Orthodontics* 2003,9:218.
3. Hotta K, Mogi M, Miura F, Nakabayashi N. **Effect of 4-MET on bond strength and penetration of monomers into enamel.** *Dental Material* 1992,8:173-175.
4. Barlow M. **Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review.** *Orthodontics and Craniofacial Research* 2008,11:65.
5. Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG. **The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires.** *Dent Mater* 2005,21:938-945.
6. Haskova JE, Palmer G, Jones SP. **An ex vivo laboratory study to determine the static frictional resistance of a variable ligation orthodontic bracket system.** *J Orthod* 2008,35:112-118; discussion 110.
7. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. **Frictional forces between bracket and arch wire.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989,96:397-404.
8. Katz A, Redlich M, Rapoport L, Wagner HD, Tenne R. **Self-lubricating coatings containing fullerene-like WS₂ nanoparticles for orthodontic wires and other possible medical applications.** *Tribology Letters* 2006,21:135-139.
9. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. **In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop*

2003,124:69-73.

10. Liaw YC, Su YY, Lai YL, Lee SY. **Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007,131:578 e512-578.

11. Braun S, Bluestein M, Moore BK, Benson G. **Friction in perspective.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999,115:619-627.

12. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. **The effect of ligation method on friction in sliding mechanics.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003,123:416-422.

13. Kusy RP. **Influence of force systems on archwire-bracket combinations.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005,127:333-342.

14. Verstrynge A, Van Humbeeck J, Willems G. **In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006,130:460-470.

15. 黃昱霖. **四種矯正合金線材動摩擦阻力之比較** [碩士論文]. 台北: 台灣大學; 2000.

16. Andreasen GF, Bigelow H, Andrews JG. **55 Nitinol wire: force developed as a function of "elastic memory".** *Aust Dent J* 1979,24:146-149.

17. Mendes K, Rossouw PE. **Friction: validation of manufacturer's claim.** *Seminars in Orthodontics* 2003,9:236-250.

18. Krishnan V, Kumar KJ. **Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys.** *Angle Orthod* 2004,74:825-831.

19. Cha JY, Kim KS, Hwang CJ. **Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations.** *Angle Orthod* 2007,77:100-107.

20. Garner LD, Allai WW, Moore BK. **A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986,90:199-203.
21. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. **Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003,124:395-402.
22. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. **Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states.** *Angle Orthod* 1991,61:293-302.
23. Smitha DV, Rossouw PE, Watsona P. **Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance.** *Seminars in Orthodontics* 2003,9:262-280.
24. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. **Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy.** *Angle Orthod* 1988,58:33-45.
25. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. **Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry.** *Eur J Orthod* 1998,20:79-92.
26. Iramaneerat K, Hisano M, Soma K. **Dynamic analysis for clarifying occlusal force transmission during orthodontic archwire application: difference between ISW and stainless steel wire.** *J Med Dent Sci* 2004,51:59-65.
27. Vaughan JL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. **Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995,107:20-27.
28. Taylor NG, Ison K. **Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments.** *Angle Orthod* 1996,66:215-222.

29. Shivapuja PK, Berger J. **A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994,106:472-480.
30. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. **Frictional resistance of the Damon SL bracket.** *J Clin Orthod* 1998,32:485-489.
31. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. **A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures.** *Eur J Orthod* 1998,20:589-596.
32. Edwards GD, Davies EH, Jones SP. **The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires.** *Br J Orthod* 1995,22:145-153.
33. Kusy RP, Whitley JQ. **Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding.** *Seminars in Orthodontics* 2003,9:281-289.
34. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. **Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003,123:408-415.
35. Neumann P, Bourauel C, Jager A. **Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires.** *J Mater Sci Mater Med* 2002,13:141-147.
36. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. **Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires.** *Eur J Orthod* 2000,22:317-326.
37. Kusy RP, Whitley JQ. **Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems.** *J Biomech* 1990,23:913-925.
38. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. **Frictional changes in force values caused by saliva substitution.** *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987,91:316-320.

作者簡歷

姓名：吳麗君

性別：女

生日：民國 65 年 12 月 29 日

學歷：中國醫藥大學牙醫學系第 15 屆 (83.9-89.6)

中國醫藥大學醫學研究所臨床牙醫學組 (96.7-98.7)

經歷：林口長庚總院牙科住院醫師(89.7-90.2)

現職：中國醫藥大學齒顎矯正專科訓練醫師 (95.5-98.7)

