

私立臺北醫學大學牙醫學系碩士班碩士論文

Master Thesis

Taipei Medical University

Graduate School of Dentistry

使用光彈分析法觀察應用不同矯正方式解決下顎前牙擁擠

時的骨骼內應力分佈

Using photoelastic analysis to observe the stress distributions in bone tissue when applying various orthodontic methods to subside lower anterior crowding.

指導教授：李勝揚博士 (Sheng-Yang Lee Ph. D.)

研究生：劉明榮 (Ming-Jung Liu) 撰

學號：M204094006

中華民國九十七年七月

July, 2008

誌謝

自從三年前退伍後考進研究所以來，便過著同時扮演著多重角色的生活。對於這些日子以來訓練後的心得，更能領悟到臨床所憑藉的多半是經驗，但研究本身則是相當嚴謹的。這些影響，也對自己在臨床操作，對於各式理論的探討上，有了更多的思維與更謙虛的態度。

在這裡我要先謝謝 李勝揚教授一直以來的照顧，無論是臨床上、生活或是生涯規劃上的幫助與指導，他都是位可敬的前輩與良好的榜樣。實驗室共同指導老師 黃豪銘副教授，則是位具有寬大胸襟的學者，對於還是稚嫩而有許多天馬行空不著邊際的想法時，給予適時糾正與包容，也讓我深深的了解到，做學問的嚴謹與有趣。

我也想藉此機會感謝臨床上的老師，無論是蔡吉陽老師、林利香老師、王蔚南老師或鄭副院長，都在這三年多的臨床訓練上，包容我的錯誤與給予許多寶貴的臨床經驗。另外也謝謝同學三年的林怡君、黃若怡、陳芊秀與辛苦的班代陳家泓同學，還有同一實驗室的張凱榮、邱俊諭、鄭景徽與蔡豔柔同學，沒有他們的幫助，也不會有這篇論文的誕生。最後我也要謝謝親愛的家人的鼓勵與全力的支持，讓我還有能一直走下去的勇氣。謝謝大家!!

目錄

中文摘要	4
英文摘要	6
第一章、緒論	
第一節 研究動機與重要性	9
第二節 研究目的	11
第三節 研究假設	12
第四節 名詞界定	12
第二章、文獻回顧與查證	
第一節 牙齒擁擠的原因與盛行率的討論	16
第二節 解決牙齒擁擠於醫學與牙科上的重要性	17
第三節 改善牙齒擁擠的處理方式	18
第四節 影響初步利用矯正排列牙齒整齊的因素	19
第五節 鎳鈦合金金屬在牙科的應用	20
第六節 光彈於牙醫學上的應用	22
第七節 矯正上的力學分析	23
第三章、材料與方法	
第一節 光彈材料的製備	25
第二節 矯正器與矯正線的綁入	26

第三節 利用偏光鏡進行光彈分析.....	26
第四節 分析之參數.....	27
第四章、研究結果.....	29
第五章、研究討論	
第一節 光彈分析法的選擇與使用.....	33
第二節 綁入的方式不同對根尖應力分佈所造成的影響	33
第三節 不同矯正系統的使用對於根尖應力分佈所造成 的影響.....	36
第四節 鄰接牙的有無對於根尖應力分佈所造成的影 響.....	38
第五節 不同粗細大小與截面型態的矯正線對於根尖應 力分佈所造成的影響.....	39
第六節 不同材料性質的矯正線對於根尖應力分佈所 造成的影響.....	41
第七節 矯正中牙齒移動所最適合的作用力.....	42
第六章、結論與未來展望.....	44
第七章、參考文獻.....	46

中文摘要

牙齒擁擠常常是令人困擾的問題，主要是因為不美觀，而且清潔不易，進而容易併發牙周病或齙齒的問題，也因此成為病人尋求矯正治療的主要訴求。傳統上若要將擁擠的牙齒排列整齊，首先要面臨到的就是空間不足的問題。若是對於不拔牙的病例必須先利用擴張牙弓的方式將空間挪出；而對於拔牙的病例，則會將鄰近牙後移來獲得空間後，進而將擁擠牙齒排列整齊。這兩種方式都強調獲得足夠空間的重要性，且不建議在空間挪出前，即將擁擠牙齒黏上矯正器與綁入超彈性金屬線來獲得牙齒的自然排列整齊。

此外，近年來隨著矯正裝置與材料工程的發展與進步，伴隨著不同矯正線綁法的改變與矯正器和超彈性鎳鈦合金線的改良發展，進而於近幾年來有所謂”自鎖性矯正器”的出現，它除了強調不需像傳統矯正方式必須在每顆牙齒上綁入結紮線”ligature wire”以外，也強調在搭配超彈性矯正線的情況下，能有效降低牙齒移動時產生的磨擦力與提供很輕的矯正力量，來快速而有效的完成初期的牙齒平齊化效用，但對於臨床上各種不同的治療結果，其在骨骼中所造成的應力分佈仍未有深入的探討。

本實驗主要藉由具有光彈性質的環氧樹脂來模擬齒槽骨，並利用樹脂牙齒排列來模擬下顎前牙擁擠的情形，接著使用較細的超彈

性矯正線(0.014inch)，並搭配不同的矯正器與不同的綁法來觀察牙齒受力的情形。結果發現，牙根間應力在自鎖性矯正器組中明顯降低許多；再者，若更改不同的矯正綁法，如合併橡皮分離物(separator)的使用，能明顯提供與一般傳統綁法較多的側方應力分佈。

另外，本實驗也試圖了解鄰接牙存在有無、不同型態與材質的矯正線對於牙齒根尖應力分佈的作用上，會有如何的影響。結果發現，矯正線的粗細對於應力的產生遠較矯正線的型態(圓線或方線)、材質來得重要；在分析牙根間的應力分佈上，應了解到過度的應力分佈也意味著更多的牙根吸收的可能。這些都是我們在臨床上面對牙齒不同擁擠程度與搭配何種矯正方式所應注意到的。而本實驗之結果將可提供有用的數據協助臨床醫師解決下顎前牙擁擠之相關問題。

關鍵詞：牙齒擁擠、光彈分析

Abstract

Dental crowding is a perplexing problem, mainly due to its unestheticity. Also its difficulty in maintaining oral hygiene may cause problems like periodontal disease and caries as well. Therefore, it is quite often the chief complaint of patient in daily orthodontic practice.

Traditionally, if we try to align crowded teeth, we will face the problem of space deficiency. We can partially retract the neighboring tooth to create space in extraction cases, or expand dental arch to gain space. And then, we move the desired tooth into desired position.

Recently, with developing of the orthodontic appliance like “self-ligation bracket” and material engineering, and in combination of developing superelastic NiTi, it emphasizes in achieving initial phase of aligning teeth efficiently in light force. However, manufacturers only provide data of clinical result, lacking in discussion of stress distribution.

Besides, photoelasticity has been used in analyzing force

distribution for a long time. The main mechanism is that one polarized light will separate into two light beams with different velocity when passing through solid materials with capability of transparency and isotropy. It also produces different colored fringes that can be observed as the guide of stress distribution.

Several models were set with mal-aligned teeth and silicone index in the epoxy resin to simulate situation of lower anterior crowding. Ligation methods were altered, including conventional-approaching, conventional-approaching with separator, and lingual-approaching methods, to evaluate whether ligation method with same orthodontic wire will cause different patterns of stress distribution. Also, different bracket system, including conventional bracket and self-ligation bracket, were investigated for the effect acting on stress distribution. Wire materials, whether size or patterns of geometry, were not altered. In result, we found that there is less stress distribution concentrated along the root surface in combination with self-ligation bracket.

Meanwhile, in investigation on the effect of different ligation methods, both lingual-approaching and conventional-approaching with separator methods show more lateral stress distribution than conventional approaching method do.

Therefore, we think that it is quite essential to provide available space before using superelastic wire in dealing with crowded teeth, and both lingual-approaching and conventional-approaching with separator. Using self-ligation bracket also demonstrated result less force concentrated on the apical portion of the root, which may result from less friction was generated. We think this study can provide another method of thinking in dealing with lower anterior crowding.

Keywords : crowding , photoelastic

第一章、緒論

第一節、研究動機與重要性

牙齒擁擠(dental crowding)是一種用來為形容牙齒不規則(dental irregularity)排列的用詞，Little(1975)曾依照擁擠程度將其定量，作為評估臨床治療上治療難易度的參考。在盛行率方面，Evensen & Ogaard (2007)發現在現代社會約有40%~80%的人口有咬合不正的問題。且在他們的研究中，經由比較近代人與古代人的頭顱骨，他們發現在近400~600年中，咬合不正有日益增加的趨勢。在病因學的討論上，Proffit et al. (2007a)則提出現代人牙齒擁擠越來越普遍的可能原因有：1)現在食物的精緻化，導致缺乏牙齒與牙齒之間的磨損，2)埋伏的第三大白齒呈現水平方向位置而後萌出時向前的推擠力量，3)青春期後的下顎繼續生長。這些因素都可能交互影響進而導致現代人牙齒擁擠的普遍現象。臨床上，牙齒擁擠的改善不只利於之後的居家衛生或專業上牙周治療術後的維持，進一步也能改善軟硬組織的型態。總括而言，牙齒擁擠是現代人比較難以避免的問題，積極的去治療它，無論對於口腔衛生的保健或改善牙周組織的型態上均扮演著重要的角色。

臨床上我們如果要解決牙齒擁擠的問題，首先面對到的就是空

間不足的問題，在拔牙的病例上，我們可以先將其鄰近牙退後挪出空間後再將擁擠牙齒排入。在不拔牙的病例上，我們則會將牙弓撐大，以製造空間並將牙齒排入。但無論是使用何種方式，都需要搭配適合的矯正器與矯正線。近年來，因為材料科技的日新月異，應用來改善牙齒擁擠的方式也有所改變，但文獻上討論的多半是臨床治療上的效果，或僅針對矯正線的彈性或矯正器的摩擦力進行測試(Hain et al., 2006)，對裝上不同矯正線或搭配上不同方式的矯正綁法後，其在牙齒與骨骼介面上所產生的應力分佈所進行的討論，也大多侷限於理論推估，至今對於該問題與現象的實驗並不多見。

為了研究矯正治療時牙齒與骨骼間的應力，在方式上 Caputo et al. (1987) 提出幾種方式：(1) 有限元素分析，(2) 應變規(strain gauge)，(3) 光彈分析法(photoelasticity)。其中有限元素分析主要是經由數學運算，在設定的特定邊界條件下來求得當輸入條件改變時，牙齒可能移動的方向與位移量，但因矯正治療時牙齒移動的因素過於繁複，且牙齒的移動為一長時間的動態過程，再加上邊界條件設定時需有許多實驗數據作為依據，因此具有相當的困難度。而 strain gauge 主要是應用在測量單一點力量時使用，其主要用於表面應力分析，且無法進行應力的全場分析觀察，因此對於綁入矯正線時骨骼內的應力變化或需考慮較複雜的應力的全場測量

時，在使用上有它的限制。

光彈分析被應用來評估應力分佈已行之有年，其主要是利用偏極光(polarized light)經過受壓力的光彈材料後，因雙折射現象使光線在不同的應力軸上有不同的前進速度，不同速度的光線在離開材料時會產生不同顏色的干涉條紋(fringe)，近年來此技術亦被應用來觀察牙齒受力後骨骼內的應力分佈的情形。

本實驗利用光彈材料環氧樹脂(epoxy resin)來模擬齒槽骨，並將人工牙齒排列模擬成下顎擁擠的情形，接著在牙齒上黏上矯正器並分別使用不同的矯正綁法與改變不同的矯正器，然後來觀察在不同矯正操作下牙齒與骨骼間的應力分佈情形。

第二節、研究目的

本研究的目的是，利用非侵入性的光彈分析法，觀察經由不同矯正方式改善下顎前牙擁擠時，牙齒受力後骨骼內的應力分佈情形，進而評估使用不同矯正線綁法與不同的矯正器時，或鄰接牙的存在與否對於使用超彈性金屬線來改善牙齒擁擠時，骨骼內應力量分佈的改變，以提供將來在臨床治療上使用不同矯正材料或不同矯正方式時的一些參考依據。

第三節、研究假設

本研究假設經由使用不同的矯正器、不同矯正線與不同的綁入方式會在骨骼內產生不同的應力分佈。同時我們也想證明，在使用超彈性矯正線來解決擁擠牙齒的問題時，事前需要足夠空間的重要性。另外，在使用當代流行的自鎖性矯正器(self-ligating bracket)時，除了已知文獻上所證實摩擦力的降低外，在搭配超彈性矯正線時，此一現象對於牙根處應力分佈的產生有無好或壞的影響。

第四節、名詞界定

1. 牙齒擁擠

牙齒擁擠(dental crowding)是一個形容齒列不整齊程度的形容詞，不整齊的種類包含了牙齒前後錯位、旋轉、傾斜等等各式各樣參差排列的情況。Little (1975)曾將此一現象加以量化，並定義出 irregularity index，作者是量取右下側門齒遠心端到左下門齒遠心端相鄰面各解剖點之間的距離總和，並將擁擠程度分成 10 級，之後得出相關係數為 0.81 的數據，依此做為得知空間分析上治療所需空間與日後治療難易度的重要參考依據。

2. 光彈材料

此材料是一種具有透光性，且會依局部壓力的改變而使偏極光通過此一材料時產生雙折射現象的材料。也就是光線在通過此一材料後會因為雙折射現象而在不同應力區上有不同的前進速度，進而產生不同顏色且如波紋般擴散的干涉條紋(fringe)。而不同的條紋可經由查表並由光彈應力公式計算出所在區域中所承受的應力大小為何，以提供數據供模擬臨床情形使用。

3. 鎳鈦矯正線

鎳鈦合金線在牙科的應用上有兩個很重要的特性，形狀記憶性與超彈性，如同一般金屬，鎳鈦合金存在著多種的合金狀態，形狀記憶性是指此一金屬在外力彎折變形後能具有恢復原來形狀的能力，超彈性則是指其在高溫到低溫時其晶格變化會是可逆性的，因高低溫狀態晶格型態的不同，故經由如此釋放出的力量也不是依照一般金屬應力與應變之直線關係。因此鎳鈦合金相對其他金屬而言，除了彎折後能恢復原有形狀之外，彎折後所釋放出的力量也大大降低許多。

就組成成分而言，鎳鈦合金是一種由鎳與鈦金屬組成的合金，此兩種金屬都有較不穩定的原子價，故在自然狀態中容易產生各種結合狀態如 NiTi、Ti₂Ni₃、或是 Ti₂Ni；使得兩者金屬在比例上不

同時會有不同的結晶情形發生，而兩者在比例上差不多時則容易觀察到劇烈的性質轉變。鎳鈦金屬在高溫態(austenite)時的結晶構造是呈現立方形的，此時鎳與鈦在分佈上是較均勻的，同時其性質也是較穩定的。然而當有受到外力彎折或溫度變化時，鎳鈦金屬會轉換成低溫態(martensite)，此時的結晶構造則是呈現四角形的，也相對較為不穩定。換句話說，若以組成結構來看，鎳鈦金屬就是一種六角形或是立方形的結晶金屬，故造就了當鎳鈦金屬在彎折時，其中的晶格(lattice)會有雙晶形成(twinning)，也就是此時的晶格會分裂成兩個平行部分，而當溫度升高時，此類金屬則會產生去雙晶形成(detwinning)的情形，而恢復到原先既有的形狀。類似的情形也發生在低溫態(martensite)與高溫態(austenite)的轉換上，顯示此轉換是可逆性的，也因此具有著型態記憶或是超彈性的特性，也為它贏得聰明金屬(smart material)的稱號。而相反的，大部分的金屬在低溫態與高溫態轉換上多半會有不可逆變化。

4. 自鎖性矯正器

自鎖性矯正器即是在一般傳統的矯正器上增加了滑蓋(slide)或彈夾(clip)的設計。此一設計作用因為少了傳統上需要在矯正器上綁入結紮線(ligature wire)的步驟，故大大降低了臨床醫師在操

作時所需要的時間，同時也利於病患維持口中清潔。另外，關於此一類矯正器的討論上，文獻上的討論也有證據顯示能降低牙齒移動時所產生的摩擦力。

在分類上依滑蓋與矯正線之間的關係可分成：被動式 (passive)，主動式 (active)，與互動式 (interactive) 三類。被動式 (passive) 一般使用的是不銹鋼滑蓋，如：Damon，在此一矯正器使用時是不會因為矯正線的大小更換而對滑蓋產生作用力。主動式 (active) 則是使用鎳鈦合金之類的彈夾，如：Speed，此一矯正器無論是搭配較小或較大的矯正線時，皆會因為矯正線與彈夾間的接觸而產生作用力。互動式 (interactive) 是使用埃爾吉洛伊非磁性合金 (eligiloy) 所製成的彈夾，如：In-Ovation，當在此一矯正器使用或搭配較小的矯正線時，矯正線並未與彈夾相接觸，因此不會有作用力產生。但若搭配到較大的矯正線時，便會有矯正線與彈夾的接觸的情形發生，進而產生作用力。

第二章、文獻回顧與查證

第一節、牙齒擁擠的原因與盛行率的討論

牙齒擁擠的發生在原始人的身上並未被發現， Evensen & Ogaard (2007)觀察現代人與原始人的牙弓與牙齒排列時發現，近四百到六百年間在北歐地區牙齒擁擠無論是在盛行率或是嚴重度上都有明顯增加的趨勢，而且並沒有性別間的不同。 Shigenobu et al. (2007)將下顎前牙區擁擠的原因進行討論，得出若擁擠情形是對稱的則是導因於空間不足的問題，若是有合併牙齒旋轉的情形，則是與咬合力與重力相關。針對早期顏面部發育的相關討論上， Turkkanhraman & Sayin (2004)則發現有下顎擁擠的族群，其在上下顎骨對顱底的關係上，較之未有擁擠的族群要來得後方。同一年，在早期混合齒列牙弓長度與牙齒擁擠的討論上， Sayin & Turkkanhraman (2004)則提出下顎前牙的總寬度是與擁擠成正相關的，但在比較有擁擠與無擁擠的族群時，則沒有明顯上的差異，所以個別間的差異性對於牙齒擁擠的形成是十分重要的。在病因學的探討上， Ihlow et al. (2004)觀察發現，若牙齒之間是點接觸的話，會比較容易受咀嚼力影響而使牙齒有旋轉作用，並進而發生牙齒擁擠的情形，但若牙齒間是屬於面接觸時，則會降低此一現象的發生。

另外，Proffit et al.(2007a)將牙齒擁擠的原因歸因於下列三要素：(1) 現代飲食缺乏正常的咬耗(normal attrition)，(2) 水平智齒萌出的推擠壓力，(3) 青春期後下顎的繼續生長。這些因素都是難以預防而且不可避免的。因此我們可以得知牙齒擁擠是多重因素所導致，而且在現代社會有日益嚴重的趨勢。

第二節、解決牙齒擁擠於醫學與牙科上的重要性

牙齒擁擠對於口腔衛生與健康的維護扮演著重要的角色，Stauer & Landmesser (2003)曾對牙齒擁擠的程度與罹患牙周疾病的可能性進行探討，他發現擁擠的牙齒會隨著年紀的增加而有日益嚴重的趨勢，此外，在討論牙齒斷裂、牙齦腫脹、牙周囊袋深度的嚴重程度上，發現到當牙齒擁擠程度超過3 mm時，患有牙周疾病的機會會大大提升，而Abbound et al.(2002)的研究結果也發現正常下顎骨在咀嚼運動時產生的轉移或旋轉的力量常會導致已轉位的下顎前牙更向轉位方向移動，並發現當角化牙齦的厚度降低時，牙齦萎縮的機會將會大大提升，故牙齒若因此力量而偏離到齒槽骨外時常會出現合併不足的牙齦厚度，與併發牙齦萎縮的現象發生。Diedrich et al.(2000)則提出解決下顎牙齒的擁擠將有利於維護牙周組織健康，並可增進軟硬組織的外型，與牙周手術後的成功率的想法。由

以上的文獻我們可以知道，將擁擠的牙齒排列整齊是十分重要的。

第三節、改善牙齒擁擠的處理方式

臨床上首先要面臨到的就是空間不足的問題，Proffit et al. (2007b)強調在初期時必須先獲得足夠的空間才能有效率的將牙齒排列整齊，單單綁入超彈性金屬線而未有足夠的空間是無法利用其恢復的力量將牙齒排列整齊的。而在臨床獲得空間的方法上，若在不拔牙的病例上我們可以利用彈簧，或在矯正線上加長頂住後牙後，來增加整個牙弓的長度，進而使牙弓擴張並挪出空間。若治療計畫中有包含拔牙的治療時，則我們可以先將鄰接牙後退，挪出空間後再將擁擠牙齒排入。但 Graber et al. (2005)也曾提出在拔牙的病例中，並未如往常將牙齒後退挪出空間，反而只是單單將超彈性矯正線綁入即將擁擠的牙齒排列整齊的例子。但此一現象的產生，並未在力學討論上多做描述。另外，在矯正線的綁法上，Baek et al. 在 2007 年曾提出，當無法從頰唇側處黏上矯正器時，我們可以直接黏在此顆牙齒的舌側，然後直接把超彈性的矯正線直接綁入，如此矯正線的彈力將利於撐出空間，進而利於後續將擁擠牙齒排入的處理。但這些現象與先前所述必須在解決牙齒擁擠前需要足夠空間的探討上，直到目前仍未有任何的實驗數據或力學分佈上的實驗

可供解釋與討論。

第四節、自鎖性矯正器的演進

自鎖性矯正器早在三零年代就開始被應用在矯正治療上，一開始的矯正器太貴且體積龐大，故在臨床上並未造成流行。之後陸續有不同的設計出現，但都未造成流行。直到近九零年代，Damon、TwinLock等不同矯正器的研發與推廣，始在二十一世紀廣為流行。Nikolaos et al. (2007)即指出其主要的特色有：1)免除綁矯正線的問題，此一特色大大降低了臨床上操作的時間與增加口腔衛生的維護。2)可能可以降低矯正器與矯正線之間的摩擦力。他也同時指出當牙齒擁擠範圍小於5 mm時，自鎖性矯正器會較傳統性矯正器在改善牙齒擁擠時提供了縮短2.4倍治療時間的便利性。Henao et al. (2004)則在不同牙齒擁擠排列的石膏模型上，應用拉力測試來比較當矯正線放入後，自鎖性矯正器與傳統性矯正器所產生摩擦力上的差異，結果發現到使用細的矯正線時，自鎖性矯正器所產生的摩擦力要較傳統的矯正器來得低。但當使用較粗的矯正線時，則發現有較大與較分歧的摩擦力發生。他同時也指出矯正器的設計、牙齒擁擠的程度、與乾或濕的環境皆對摩擦力的形成，扮演著重要的角色。

可是，這些新的設計雖能見到臨床結果的改進，但多半未能有

直接的實驗證據對其在骨骼中造成的應力分佈作一科學上的驗證，且文獻上呈現的多半是臨床上的效果，而未在應力分佈等力學現象上多做著墨。雖然此不影響其在臨床使用上的神奇效果，但若能夠於它在生物力學上的作用有更進一步的了解，則將更有利於未來的矯正臨床技術與矯正材料上的研發。

第五節、鎳鈦合金金屬在牙科的應用

最早的鎳鈦金屬該從 Nitinol 說起，是在六零年代由美國航空工業的實驗室中被發現的，直到七零年代才有商品性的產品產生，最初的鎳鈦金屬雖然具有彈性，但就硬度而言仍是過大，而且缺乏成型性，也沒有變形後恢復原來形狀的能力，放在口中時是屬於低溫態(martensite)的，也就是現在一般通稱的 M-NiTi。到了八零年代，Burstone et al. (1985)在中國，Miura et al. (1990)在日本發現了新的高溫態(active austenite)的鎳鈦金屬，也就是現在通稱的 A-NiTi。此類金屬最大的進步就是超彈性(super-elasticity)的存在，也就是在應力與應變相應的比例上不再像一般金屬般呈現直線正相關的關係，故能大大降低矯正線綁入矯正器後給予牙齒的力量。同時在材料的組成上，也有加入銅等金屬元素的嘗試；另外，科學家們也嘗試將相變化的轉換溫度(temperature transitional

ranges, TTR)降低到口溫與室溫附近,進而達到此一鎳鈦金屬在口溫中是高溫態,呈現較硬的性質,而在室溫則是低溫態,則呈現較軟利於彎折變形的性質。

此外,此類金屬的另一個特性,就是具有會因應力誘導變成低溫態存在(stress-induced martensite, SIM),簡單的說,在相變化(phase transition)上不再僅僅依照溫度變化,它也同時會發生在當此材料因為力量集中而變形時。此現象對臨床矯正而言是十分重要的,因為在對下顎擁擠牙齒進行治療並製造出來空間之後,此特性將會有助於立即性的牙齒排列整齊。

近年來,隨著與矯正線的材料與分段設計上的多樣化,與材料工程的進步,矯正線也從早期矯正學之父 Angle 最初所使用的黃金線,進步到二十世紀中期的不銹鋼線,並發展出各種矯正線彎法來降低不銹鋼線的硬度過大的問題。到近幾年的鎳鈦合金,則強調擁有超彈性與記憶性等特質,免除了繁複的彎線技術,就能給予牙齒相當輕微且持續的力量,而能完美達到許多的臨床要求。

因此,本實驗嘗試利用當代新型具有超彈性與記憶恢復性的鎳鈦合金矯正線,來觀察當其綁入擁擠牙齒後,其變形恢復時所釋放的力量,對綁入之牙齒在其牙根附近的應力分佈所造成的影響。

第六節、光彈分析法於牙醫學上的應用

光彈分析法在牙科的應用，最早可見於1958年Guard et al. 的實驗，他們利用此應力分析法來分析蛀牙(caries)後牙齒窩洞復形時二級窩洞型態與應力集中處分佈間的關係。近年來光彈分析法在牙醫學上的應用更是方興未艾，例如：Cengiz et al. (2006)曾運用光彈分析法來看牙齒外傷後，在運用各種不同的夾板，對於牙齒進行固定後，牙齒與齒槽骨間受力時導致的不同應力分佈情形。他們的實驗是採用自然牙與在牙齒外層附著一層vinyl polysiloxane adhesive來模擬牙周膜，而光彈材料的選擇為PL-2 (PL-2; Measurements Group, Raleigh, NC, USA)，結果發現使用矯正線方式將牙齒固定所給予牙齒的應力集中為最小。另外，Oz,celik et al. (2007)則利用光彈分析法來研究不同的牙橋設計下植體與自然牙齒相接時，其骨頭內的應力會隨著不同受力情形的變化，例如固定與非固定的連接體(rigid & non-rigid attachment)在連接植體與自然牙時，植體與自然牙個別受力的情形，他們是使用金屬牙來模擬自然牙齒並以具光彈性質之環氧樹脂(PL-2, PISW-2, Measurements Group Inc., Raleigh, NC)來模擬骨骼，再以鎳鉻合金來構成牙橋。他們在此模型給予咬合面方向的力量後，利用光彈分析其應力分佈的情形，結果發現在植體處放置非固定的連接體

時，對植體的應力集中影響最小。再者，亦有利用光彈分析法來測試高分子材料的性質，例如：Kinomoto et al. (1998, 1999)曾利用光彈分析法研究composite resin聚合收縮時的應力型態，他們的實驗材料則是使用一種光聚合的樹脂(Palfique clear)。總結以上可以發現，光彈材料分析技術應用在牙科領域已行之有年，許多研究均證實其在對受測物的應力全場分佈與定量分析上有極大的便利性與可信度，並因此獲得有效的資訊。

第七節、光彈分析法在矯正學上的應用

相較於牙醫學其他領域，光彈分析法在矯正學上的運用就顯得較為少見，Chaconas et al. (1989)曾應用光彈分析法來觀察各種前牙後退狀況下，不同形式的矯正線對牙齒的應力分佈影響，他們則是利用環氧樹脂PL-1來模擬牙齒，另外以Urethane (Solithane 113)來模擬骨頭；結果發現各種用於前牙後退時的矯正線，有將牙齒壓入或挺出的效應。Yoon et al. (2002a)則利用樹脂牙模擬牙齒而光彈材料(PL-3)來模擬骨骼，以觀察矯正治療時，施予不同的拉力方式來改正上顎後牙頰側錯咬時，在牙齒與骨骼介面上的應力分佈情形。在他們的研究中，先在臘形上排列好所需要的咬合不正情形，之後用矽膠取得陰模，插入樹脂牙後倒入光彈材料。他們的結

果發現，從頰側施予拉力對於牙根附近的應力分佈在矯正治療上是比較有利的。同一年，Yoon et al. (2002b)在研究關於改正下顎後牙舌側錯咬時，他們再次利用了光彈分析法，發現從頰側施予力量所導致的骨內應力分佈是比較有利於矯正治療的。在新進的研究中，Kusakabe et al. (2007)則應用光彈分析法來觀察合併使用手術輔助上顎快速撐開裝置，對牙齒與齒槽骨的應力分佈變化之影響。Nakamura et al. (2007)則在牙齒上黏上矯正器並在模型上植入人工骨釘，並觀察當代十分流行的矯正合併骨釘使用於退後下顎白齒區對牙齒所產生的受力情形。類似的，他們也是利用PL-1來模擬牙齒，以Urethane (Solithane 113)來模擬骨頭，在實驗方法上，先取好陰模後排入牙齒再灌入光彈材料，結果發現在退後下顎白齒區時，同時拉第一與第二大白齒所導致的應力分佈對矯正治療而言是比較好的。在本研究中，我們亦將參考上述文獻之方法，利用包埋於光彈材料中的牙齒黏上矯正器來觀察牙根受力分佈的情形，其目的是希望利用光彈分析法在矯正領域上來觀察，並了解牙根受力與骨內應力分佈的情形。

第三章、材料與方法

第一節、環氧樹脂模型的製作

首先，我們先將樹脂牙齒(Shinya Co, Taipei, Taiwan)在蠟塊上排成輕微不規則形狀(圖一)，皆只在#31處有擁擠排列。然後利用矽膠印模材取牙冠處的模做為重複製作的基準，之後將此矽膠連同牙齒放入4 cmx1 cmx1 cm的壓克力陰模中(圖二a)，重覆做成三顆牙齒與五顆牙齒兩個組別。模型先放入烘箱並將溫度設定為55°C進行預熱，同時也將實驗所需要用的光彈材料(PL-3; Vishay Micro-Measurements, N. C., USA)，依照說明書上的指示升溫到53°C，維持半小時，然後利用電子秤取樹脂4 g與硬化劑6 g依1:1.5比例混合，並使用磁石攪拌棒(stir bar)均勻攪拌20分鐘，並要注意在攪拌時維持一定溫度(約50°C)，待材料達到均一色澤而達到足夠的均勻度之後，從烘箱取出預熱的壓克力模子與牙齒模型，小心將環氧樹脂沿著壓克力模壁倒入至達到牙冠與牙根相接觸的高度。最後將整個模型放入烘箱中，在溫度70°C下放置兩小時後待樹脂正常硬化後取出，硬化後的模型置於室溫下冷卻並脫去壓克力外模。

待樹脂硬化完成後，先在未綁入任何矯正線之前，放在偏光鏡下觀察以確定是否有殘餘應力的存在並照相作為對照組，來確保實

驗中各變數的影響皆具實際意義，(如圖二b)。另外，也在三顆牙與五顆牙的組別中加入橡皮分離物後，放在偏光鏡下進行光彈分析，來證實橡皮分離物具有撐開空間的效果，但未必是往側方的力量，而是對鄰接牙的牙根處造成應力分佈。(如圖二c)

第二節、矯正器與矯正線的綁入

本實驗採用 0.022x0.028-inch 的傳統的不鏽鋼矯正器(Roth prescription, Shinya Co, Taipei, Taiwan)，與自鎖性矯正器(Damon, Ormco Co, Taipei, Taiwan)使用一般市面上販售的三秒膠將矯正器黏著於牙齒上後，依序依照不同的綁法，即最擁擠處中間的牙齒是從頰側綁入(圖三 a)，從頰側綁入後合併使用橡皮分離物(圖三 b)，或從舌側綁入矯正線(圖三 c)，在不同的模型下，黏上不同的矯正器，之後在每個矯正器上擺入 0.014-inch 的鎳鈦合金線。在傳統的矯正器的組別中，搭配使用 0.001-inch 的不銹鋼綁線，來將鎳鈦合金線綁入牙齒中。自鎖性矯正器則是將矯正線確實放入與蓋上外蓋後，放入偏光鏡下觀察牙齒受到力量分佈的改變。

第三節、偏光分析法

光彈材料的檢測是放在漫射旋光器(diffuse light

polariscope)下進行觀察，如先前的研究中所述(Caputo et al., 1985)，其中包含了放在觀察物前後的兩片偏光鏡(polarizer)，(如圖四)。同時，每次改變不同的矯正線的型態或綁法時，都會先間隔 30 分鐘以上，在未綁任何東西前在偏光鏡下照相，以確定每次實驗均未有殘留應力的影響，每一次的結果均重覆進行兩次來確認實驗數值的可重複性。

第四節、分析之參數

光彈材料在應用上不只可用來觀察力量的全場分佈，它也可以經由光彈所呈現的顏色色澤與圈數來定量受力區域的應力大小(Dally & Riley, 1991)。即當白光通過有應力的區域時，所呈現的顏色不會是單一色澤而是一段類似光譜的顏色；故在相同應力集中處會產生相同的顏色可視為等應力線，而區段上不同的應力大小程度也就產生了色圈的層次(color ranking)，(如圖五)。在此一層次上，第一圈為zero fringe呈現黑色，接近第二圈處為紅色，而第二圈主要為first fringe呈現靛青色，第三圈則為second fringe，呈現靛青色近紫色的情形，而未有應力集中處則呈現原有透光性良好的綠色。之後，我們將最右邊的牙齒定義為R(right)，中間的牙齒定為M(middle)，最左邊的牙齒定為L(left)。每顆牙齒再細分成六

個區域。如圖六所示，在不同的實驗條件下，依據個別的颜色層次 (color ranking) 進行定量分析。因此，我們可以依光彈條紋形式與颜色對於應力加以定量推測出此部位受力情形。



第四章、研究結果

在改變不同矯正線綁法來觀察其對牙齒受力型態的實驗中，可以發現在使用直徑 0.014 inch 的矯正線並搭配傳統矯正器的三顆牙齒組別裡(圖七)，皆從頰側綁入的組別(圖七 a)當中，應力主要出現在靠近鄰接牙齒的內側與根尖處，最擁擠牙齒中區域小且偏牙冠處，其 fringe order = 1.38，並且相鄰牙齒外側面的應力分佈力量程度小，多為 fringe order = 2.00 的光彈條紋分佈。在從頰側綁入的組別中若合併處理以橡皮分離物(圖七 b)時，則發現在最擁擠的牙齒之偏牙冠處有小區域 fringe order = 0.60 的條紋，而在鄰接牙齒區有應力減小與分散的情形發生，此時的 fringe order = 1.06。由舌側綁入的組別(圖七 c)中，則發現對於鄰牙有較低的應力分佈，力量雖仍集中在靠近牙冠與根尖處，但應力分佈較廣且數值也低，應力集中處最高只有 fringe order = 1.0 的光彈條紋分佈。

在同樣使用直徑 0.014 inch 的矯正線並搭配傳統矯正器的五顆牙齒組別裡(圖八)，皆從頰側綁入的組別(圖八 a)當中，應力主要產生在鄰接的左右兩顆牙齒的內側與根尖處，集中區域小且數值偏大，其最大的 fringe order = 0.90，而在遠心端牙齒外側面的

應力分佈力量程度則較小，多為 fringe order = 0.60 的光彈條紋分佈。在從頰側綁入的組別中合併使用橡皮分離物(圖八 b)時，則發現無論在鄰接或遠心端的牙齒區均有應力減小與分散的情形發生，且對於鄰牙有較多往側面方向的應力分佈，在鄰接兩顆牙處其應力分佈為靠牙根處近心，其最大 fringe order 為 1.81。而遠心端牙齒的最大應力分佈亦集中在牙根靠近近心的位置，其 fringe order 最大為 1.00。當最擁擠牙齒從舌側綁入時(圖八 c)，力量雖仍集中在靠近遠心側牙冠與近心根尖處，但應力分佈較廣且數值也較低許多，鄰接兩顆牙之應力分佈主要為靠牙根處近心，其 fringe order 為 1.00。而遠心端牙齒的應力分佈亦為近心側牙根處，其 fringe order 最大只有 0.45。

再者，經由改變不同矯正器來觀察其對牙齒受力型態的影響中，可以發現到在使用直徑 0.014 inch 的矯正線並搭配自鎖性矯正器(self-ligation bracket)的三顆牙齒模型裡(圖九)，當模擬從頰側綁入時(圖九 a)，應力主要出現在靠近鄰接牙齒的內側與根尖處，集中區域小且數值小，其最大 fringe order 只有 0.45。在從頰側綁入並合併使用橡皮分離物(圖九 b)的模型中，則發現在鄰接牙齒區靠近牙根處有圈狀應力增加的情形發生，此處最大的 fringe order 為 1.20。在由最舌側綁入的模型(圖九 c)中，則發現於鄰牙

處也有應力集中的情形，並有較多在根尖偏側面方向的應力分佈，其應力分佈較廣且數值略高，應力集中處最高可見到 fringe order = 0.9 的光彈條紋分佈。

在同樣使用直徑 0.014 inch 的矯正線並搭配自鎖性矯正器的五顆牙齒的模型裡(圖十)，當模擬矯正線由頰側綁入時(圖十 a)，應力均勻分佈在靠近鄰接牙齒的牙根尖靠近近心處，相鄰牙與遠心端牙齒上的應力分佈程度差異不大，集中區域廣且數值偏小，其最大 fringe order 只有 0.60。在從頰側綁入並合併橡皮分離物的模型(圖十 b)中，則發現在鄰接牙齒區反而有應力增加的情形發生，相鄰牙齒牙根靠近近心處有高應力分佈，其 fringe order 最大為 1.06。且在相鄰牙齒外側面觀察到應力分佈，在程度上有增加的現象，但遠心端的牙齒牙根上的應力分佈則較低，其最大 fringe order 只有 0.45。在從舌側綁入的牙齒模型(圖十 c)中，則發現到鄰牙有較多往側面方向的應力分佈，力量雖仍集中在靠近牙冠與根尖處，但應力分佈較廣且數值也較低，應力集中處最高可見到 fringe order = 1.0 的光彈條紋分佈。

在使用不同粗細的矯正圓線對牙齒產生不同受力的分析上，我們則可以發現到在使用 0.014 inch NiTi 時，受力區域主要集中在鄰近牙的近心側，其最大 fringe order = 1.06。而改用 0.016 inch

NiTi 時，則發現到分佈的範圍並未有太大的改變，但程度上卻有變大的情形發生，最大應力光彈條紋可觀察到呈現黃綠色(圖十一 a，fringe order = 1.38)。最後在使用 0.018 inch NiTi 時，則應力集中多呈現在鄰接牙根間處，且有增大範圍的現象，應力區呈現綠色的光彈條紋(圖十一 b，fringe order = 2.25)。當使用不同粗細的矯正方線時，在使用 0.016x0.022-inch NiTi 時，產生的應力分佈仍是集中在鄰接牙牙根的近心處，應力區最大出現綠色的光彈條紋(圖十二 a，fringe order = 2.25)。再者，當使用 0.018x0.025 inch 的 NiTi 時，主要的應力集中在鄰接牙牙根的近心處，應力區可見綠色的光彈條紋(圖十二 b，fringe order = 3.03)。

另外，在觀察不同材料對於牙齒受力的影響評估上，本研究發現當採用 0.016x0.022 inch ISW 時，應力的主要集中處發生在鄰接牙的牙根處，呈現產生的應力分佈仍是集中在鄰接牙牙根的近心處，應力區最大呈現紅色的光彈條紋(圖十三 a，fringe order = 1.81)。再者，對於使用 0.018x0.025 inch ISW 時，主要的應力產生集中在鄰接牙牙根的近心處，應力集中區最大可見到綠色的光彈條紋(圖十三 b，fringe order = 2.25)。

第五章、研究討論

第一節、光彈分析法的選擇與使用

在測量應力上，有許多方式可以對應力進行測量，像是應力規的使用，或是光彈分析法或是有限元素分析法。總括而言，應力規主要是應用來測量表面單點的應力，故對於複雜的應力表現時，就會有它的侷限性產生；另外，在運用有限元素分析進行應力評估上，則需要建立實體模型來獲得一些將來需要輸入運算的基本資料與數據，故在未來研究方向上有限元素分析將可運用在本實驗的後期研究方面，來進行一些較細部方面的應力分析上的探討。

在光彈分析法的運用上或想嘗試將其量化時，Glickman et al. (1970) 提出光彈的干涉條紋(fringe)會因為不同的材料，厚度，與光波長等等的因素所影響，故比較應力發生的趨勢與分布或許會比進行量化要來得有意義。因此雖然本研究利用可量化的光彈材料進行研究，可計算出其應力值，但仍以定性的分析為主要論述。

第二節、綁入的方式不同對根尖應力分佈所造成的

影響

(一)三顆牙合併使用傳統矯正器：

在相同使用 0.014 inch 的矯正線時，進行比較從頰側綁入矯正線、合併使用橡皮分離物，與從舌側綁入的組別中，對於應力分佈情形的比較後可以發現到，在從頰側綁入的模型中(圖七 a)，相鄰兩顆牙齒皆有高應力集中的現象發生，且應力集中的區域主要集中在根尖近心處，應力圈分佈上並未呈明顯梯狀分佈的情形，推測可能主要是頰舌側方向的應力集中現象。此一應力的產生與方向推論將無利於空間的產生，且可能產生牙齒移動時因空間不足容易卡住的現象，此結果符合 Proffit et al.(2007b)所言，對於擁擠的牙齒，在空間不足的情況之下，單單綁入超彈性金屬線是很沒有效率的。另外，在合併使用橡皮分離物的組別(圖七 b)當中，則發現在應力分佈上有明顯的側方應力產生，推測因為橡皮分離物的存在而產生新的合力方向，進而對於整個牙根處的應力分佈造成了影響。最後，在比較由舌側綁入矯正器的模型(圖七 c)時可以發現到，應力分佈有分散且降低的情形發生，推測應該是因為矯正器之間的距離(interbracket distance)增加，而降低了矯正線彎曲後所釋放出的力量，如同 Adams et al.(1987)所提出當矯正線長度增加一倍時，彎曲後所釋放出的力量就會減為一半。而在本研究之圖七 c

中亦觀察到由大範圍彎折後矯正線恢復原狀與小範圍彎折所釋放出的力量型態也會有所不同。結果顯示並未有較多的側方力量的產生，但相對而言應力分佈有降低的情形，因此可以推論得知從舌側綁入的方式與牙齒排列有相當大的關係，伴隨矯正器之間的距離增加，可見到應力分佈呈現較小較為分散的情形。

(二)五顆牙合併使用傳統矯正器：

在相同使用 0.014 inch 的矯正線時，進行比較從頰側綁入矯正線、合併使用橡皮分離物，與從舌側綁入的三個組別中，其應力分佈情形的比較可以發現到，在從頰側綁入的模型中(圖八 a)，其相鄰兩顆牙齒皆有高應力且集中的現象發生，但不同於在三顆牙的組別中所見，有應力降低的現象(圖七 a)。此外在圖八 a 中應力集中的區域仍是集中在鄰近牙齒的根尖近心處，遠心處的牙齒有明顯應力降低的情形，且應力圈分佈上並未呈明顯梯狀分佈，推測可能主要是頰舌側方向的應力集中現象。此一應力的產生與方向皆無利於空間的產生，且可能容易產生牙齒移動時因空間不足容易卡住的現象。另外，在合併使用橡皮分離物的組別(圖八 b)當中，則產生了應力較為分散且降低的情形，應力分佈有較明顯呈現均勻分散的情形，推測可能有較多的側方應力產生。最後，在比較由舌側綁入

矯正器的組別(圖八 c)中可以發現到，應力分佈有分散且降低的情形發生，但並未有較多的側方應力出現，推測應該是因為矯正器之間的距離(interbracket distance)增加，而降低了矯正線彎曲後所釋放出的力量，因此可以推論得知，從舌側綁入的方式將會改變應力分佈成為較小且較為分散的情形。

第三節、不同矯正器系統的使用對於根尖應力分佈所造成的影響

在三顆牙的模型中，使用傳統矯正器與自鎖性矯正器的比較上，可以發現到從頰側綁入的模型中，無論三顆牙(圖七 a、圖九 a)或五顆牙(圖八 a、圖十 a)，在使用自鎖性矯正器時皆有明顯應力分佈降低的情形發生。推測可能是因為自鎖性矯正器與傳統性矯正器在綁入矯正線時所產生的摩擦力大大不同所致。Henao & Kusy(2004a)在不同排列牙齒的石膏模型上黏上不同矯正器與綁入矯正線後，經由對矯正線的拉力測驗進而評估自鎖性矯正器與傳統性矯正器對於摩擦力形成與大小的影響，結果發現到當矯正線直徑小時，兩組的比較上有明顯差異。但若比較直徑大的矯正線時，則有較大的差異性產生，其推論摩擦力的產生與牙齒的不規則程度有

著更密切的關係。另外，Henao & Kusy(2004b)也證實了當使用未超過直徑 0.020x 0.020 inch 的矯正線時，滑蓋式(slide)的自鎖性矯正器要較彈夾式(clip)的自鎖性矯正器產生較小的摩擦力。因本實驗所使用的自鎖性矯正器為滑蓋式，且皆搭配 0.014 inch 的矯正線，故可推論在此實驗中，綁入矯正線後牙齒自鎖性矯正器對於牙齒產生的摩擦力會遠較使用傳統矯正器所產生的摩擦力來得小。

另外，Adams et al.(1987)也曾經在矯正線兩端固定處進行鬆緊程度的改變，並對矯正線彎曲時所需要的力量進行探討，他們發現到若是固定源是不允許矯正線自由滑動的組別，會較固定源允許矯正線滑動的組別，在相同的矯正線變形量下，所要求的力量將有兩倍的差異存在。此一現象也解釋了本研究中相對於三顆牙皆從頰側綁入的組別中，明顯可以發現到的自鎖性矯正器產生較小的應力分佈之現象(圖七 a、圖九 a)。

但此一差異現象，並未發生在使用橡皮分離物(圖九 b)與從舌側綁入(圖九 c)的組別比較中，本研究推測認為當使用橡皮物時，橡皮物所產生分離的現象會遠較矯正器與矯正線之間的摩擦力所造成的摩擦力要來得大。在從舌側綁入的組別中，則可能因為矯正器間距加大，而產生力量降低的情形。故此一隨長度增加而降低釋

放應力的現象，將導致矯正線變形並釋放出低力量，此現象在無論是使用自鎖性矯正器或傳統性矯正器上，都產生了更為深遠的影響。

第四節、鄰接牙的有無對於根尖應力分佈所造成的影響

在比較三顆牙與五顆牙且矯正線從頰側綁入並用傳統矯正器的組別(圖七 a 與圖八 a)所產生的應力分佈時可以發現，此綁入法皆可在鄰近牙齒的根尖處產生高應力集中的現象，且應力分佈較不分散並呈現梯狀分佈，推測此應力仍多是頰舌側方向的力量。其中，在三顆牙的組別(圖七 a)中，應力分佈集中且數值高，但是在五顆牙的組別(圖八 a)中，則可觀察到鄰近牙齒的根尖應力有明顯降低的情形，且更遠心處的牙齒也有低應力的情形發生。故推論鄰接牙的存在與否可能會改變應力產生的數值大小，但無法改變應力分佈發生的區域。另外，也有可能是因為所進行的光彈實驗只侷限於下顎前牙區，而無法進行固定源的有無對於彈性線的彎曲變形程度的影響討論。換言之，看似同樣的矯正線彎曲程度，在三顆牙齒的組別中，可能因為遠心端固定的有無，而產生了較五顆牙齒的組

別中更不規則的變形，進而也影響到矯正線恢復原狀時所釋放力量大小與分佈。

類似的情形，也發生在比較三顆牙與五顆牙的矯正模型，合併使用橡皮分離物的組別當中，雖然在鄰接牙齒應力分佈上皆有發現到較分散的情形，但也是鄰接牙齒上的受力程度要較遠心端的牙齒為大(圖七 b、圖八 b)。另外，在自鎖性矯正器的使用上，則有應力分佈類似但數值皆降低的情形發生(圖九 b、圖十 b)。推測從頰側綁入且搭配傳統的矯正器時，雖然較大的摩擦力可能仍會造成一些應力上的產生，但因為合併用橡皮分離物進而使得作用的合力趨於分散，故相較而言，此一現象在搭配自鎖性矯正器上便較為不明顯。

再者，在比較三顆牙與五顆牙皆從舌側綁入矯正線的組別時，可以發現到無論是使用傳統矯正器(圖七 c、圖八 c)或自鎖性矯正器(圖九 c、圖十 c)幾乎都只有些微的差異存在，推測可能因為加長的矯正器間距降低了應力的形成，且此一影響因子，要較不同矯正器所產生的不同摩擦力或鄰接牙的有無，對於應力分佈的影響，扮演著更重要的角色。

第五節、不同粗細大小與截面型態的矯正線對於根尖應力分佈所造成的影響

本研究實驗結果發現，當使用直徑較小(0.014 inch)的矯正圓線時，給予牙齒的力量是較輕微的(最大的 fringe order 為 1.06)，然而隨著矯正線的加粗(0.018 inch)，可以發現到牙齒受力的型態並未有太大的改變，但受力程度有增加的現象(最大 fringe order 為 2.25)。在改變矯正線截面型態的討論上，可以發現到當比較圓線與方線的組別時，可以發現到矯正線的大小粗細如何改變，在使用後皆有程度大小上的差異，如圖十一 a、圖十二 a。當換到較大直徑(0.018x 0.025 inch)的矯正線的組別時，兩組間的比較上則有更明顯的差異，而在比較圖八 b、圖九 b 時則發現在此一組別之中，鄰接牙部分受力程度有更增加的情形發生。此一發現可能是因為方線長寬度不同，進而在矯正線相同的變形量下，釋放出不同大小的力量所導致。

在材料與生物力學的討論上，基本上，我們已知超彈性記憶性金屬的最大特色是變形後會恢復原有型態，而此特性會使得此類金屬在綁入十分擁擠的前牙區嚴重變形牙齒時，因為其本身欲恢復原有型態，而表現出十分類似於將一彈簧壓縮後彈簧會自動反彈的現象。只是此一壓縮的方向是比較偏向水平向的側方力量，故使用這

一類的矯正線時，在使用的思考上應與傳統的矯正方式有所差異，或許不需像傳統矯正上另外要在矯正線上放上彈簧來撐出空間，也因此最近矯正器與矯正線的搭配上，也有些做法是在前牙區使用較窄的溝槽(0.018x0.025 inch slot)以利於前牙區的牙根控制，而在後牙區則使用較寬的溝槽(0.022x0.028 inch slot)，如此的搭配即可提供使用超彈性線改正前牙區擁擠時，降低後牙區的矯正線與矯正器之間的摩擦力，利於此時矯正線的移動，進而能完全發揮矯正線彎曲後反彈的力量，而將前牙區快速排列整齊。

第六節、不同材料性質的矯正線對於根尖應力分佈所造成的影響

近代的鎳鈦合金線大多具有可在受力時產生相變化進而轉變成低溫態(stress-induced martensite, SIM)而較軟的現象。此一現象的產生將有利於在牙齒擁擠區綁入矯正線時，降低其所釋放出的力量。再者，臨床矯正上，對病患或醫生較為重要的，並不是矯正線變形前所需要的力量，而是在此一變形下，矯正線在恢復其原狀時所釋出的力量。因此，近年來，隨著材料工程的演進，便有更軟、變形後釋放出更低力量的改進式超彈性鎳鈦合金線(improved

superelastic NiTi alloy wire)的發展，而此一矯正線在臨床的表現上，也常可觀察到可減輕病人疼痛並提供較輕的矯正力的優點。Liaw et al. (2007)曾利用三點彎折(three-bending test)測試在相同的變形量下，對於超彈性鎳鈦合金線與傳統的鎳鈦矯正線在形變後所釋放出力量進行比較，進而證實此一新式的矯正線在相同的變形量下具有較輕的釋放力。

本實驗中，在相同大小與型態的矯正線的比較上可以發現到，在相同的 0.016x0.022 inch 的尺寸時，ISW 所產生的應力程度 (fringe order = 1.81) 要比傳統鎳鈦合金線所產生的應力 (fringe order = 2.25) 要來得小。當矯正線粗細程度增加時，在相同都是 0.018x0.025 inch 的矯正線時，則仍可以發現到 ISW 所產生的應力程度 (fringe order = 2.25) 要比傳統鎳鈦合金線所產生的應力 (fringe order = 3.03) 要來得小。

因此，可以推論出相較傳統的鎳鈦合金而言，ISW 所釋放出的力量較為輕微；但此一程度的應力分佈，仍是具有 fringe = 2 以上的程度，遠大於小的圓線(0.014 inch)所釋放的力量 (fringe = 1.06)，故在此一材料與粗細的搭配使用上，仍有許多方面需要謹慎考量。

第七節、矯正中牙齒移動所最適合的作用力

Burstone (1962)與 Krishnan & Davidovitch (2006) 提出若給予牙齒的力量超過血管內壓力達約 20~25 gm/cm²以上時，將產生過大的壓力，容易產生疼痛與不適感。Proffit et al.(2007c) 也提出發音與咀嚼都會對牙齒產生作用力，但牙齒並未產生移動的原因是因為牙齒存在於周圍有健康牙周膜形成所謂的中性區 (neutral zone) 中，故只要 5~10 gm/cm²的力量，就能破壞此一平衡，進而產生牙齒的移動。故我們可以由這些文獻推論知，5~10 gm/cm²以上與 20~25 gm/cm²以下的力量，是牙齒移動時所需的適當力量。但在光彈分析上，因應力圈所產生的差異為相對值，並非理想上所需要的絕對值。再加上樹脂牙齒與光彈材料之間的彈性關係，與真實情形中自然牙與骨頭間的彈性關係仍有差距，故本實驗的結論所提供的是一個觀察到現象的定性分析，而無法進行真實情況下受力的大小程度之定量分析。

第六章、結論與未來展望

經由本實驗發現光彈分析法能應用來觀察在使用不同矯正綁法與不同矯正器下，對於牙齒與骨骼介面間的應力改變的現象。由本實驗可以推論出以下幾點：

- 1) 在使用超彈性矯正線來進行牙齒的平齊化的此一過程中，牽涉到許多相關複雜的因子。
- 2) 矯正線的粗細要比矯正線的性質或型態(方線或圓線)對於牙根處應力的產生，扮演著更重要的角色。
- 3) 在較粗的方線或圓線組別中，皆可以觀察到明顯過大的扭矩應力產生，此一過大應力的產生將可能導致牙根吸收或減緩牙根移動的情形發生。
- 4) 橡皮分離物的使用，可以明顯觀察到有側方力的作用產生。
- 5) 牙齒擁擠的程度，將導致矯正線綁入後所產生的變形，進而影響產生不同的應力分佈。
- 6) 相較於使用傳統型矯正器搭配超彈性矯正線，使用自鎖性矯正器將可降低牙根間處的應力分佈。
- 7) 鄰接牙的存在可能將降低將擁擠牙齒平齊化時所產生的應

力分佈。

但比較要注意的是，因為本研究所使用的 PL-3 和樹脂牙的搭配上與真實情況中骨頭和自然牙的彈性係數比例並未完全一致，故所提供的數據雖有一定程度表現實際受力情況的意義，但並未完全代表真實受力的大小與程度。再者，此一模型觀察到的多半是二維空間的受力情形，真實的三度空間受力分佈情形並未能因此得知。故接下來利用有限元素分析，經由模型的建立與力量的給予來了解到實際情形中受力的分佈與大小方向，將為一可行的研究方向，而總結本研究之結果，將能提供臨床醫師在面對此一問題時，在選擇不同的矯正器或矯正方式時，一個不同的思維，與較為客觀並有科學上之依據可供參考。

第七章、参考文献

- Abboud M, Gruner M, Koeck B. Anterior crowding - just an esthetic problem? J Orofac Orthop 2002;63:264-273
- Adams DM, Powers JM, Asgar K. Effect of brackets and ties on stiffness of an arch wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987; 91:131-136
- Baek SH. 2007. New trend in orthodontics, Shinhung Interational., Inc., Korea. p51
- Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire : A new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985;87:445-452
- Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA, editors. Vistas in orthodontics. Philadelphia:Lea & Febiger; 1962.
- Caputo AA, Standlee JP. 1987. Biomechanics in clinical dentistry, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois. p20-24
- Chaconas SJ, Cauputo AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. Angle Orthod

1989;59:25-30

- Cengiz SB, Atac AS, Cehreli ZC. Biomechanical effects of splint types on traumatized tooth: a photoelastic stress analysis. *Dent Traumatol* 2006;22:133-138
- Daily J, Riley W. 1991. *Experimental stress analysis*. McGraw Hill Inc., New York, P560
- Diedrich P. Periodontal relevance of anterior crowding. *J Orofac Orthop* 2000;61:69-79
- Evensena JP, Ogaard B. Are malocclusions more prevalent and severe now? A comparative study of medieval skulls from Norway. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:710-716
- Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41:30-35
- Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. *Orthodontics: current principles & techniques*. 2005, Mosby Inc., USA. p759
- Guard WF, Haack DC, Ireland RL. Photoelastic stress analysis of buccolingual sections of class II cavity restorations. *J Am Dent Assoc* 1958;57:631-635

- Hain, Dhopatkar, Rock. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:666-670
- Hayashi RK, Chaconas SJ, Caputo AA. Effects of force direction on supporting bone during tooth movement. *J Am Dent Assoc* 1975;90:1012-1017
- Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004(a);74:202-211
- Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod*, 2004(b);75:75 - 85
- Hisano M, Chung CJ, Soma K. Nonsurgical correction of skeletal Class III malocclusion with lateral shift in an adult. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:797-804
- Ihlow D, Kubein-Meesenburg D, Fanghanel J, Lohrmann B, Elsner V, Nagerl H. Biomechanics of the dental arch and incisal crowding. *J Orofac Orthop* 2004;65:5-12

Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J. Dent* 1998;26:165-171

Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J. Dent* 1999;27:383-389

Krishnan V, and Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:469e.1-460e.32

Kusakabe T, Caputo AA, Shetty V, Iida J. Biomechanical rationale for surgically facilitated expansion of the maxilla in the cleft palate patient. *World J Orthod* 2007;8:167-173

Little RM. The irregularity index: a quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am. J. Orthod* 1975;68:554-563

Miura F, Mogi M, Yoshiaki O. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod* 1990;24:544-548

Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J. Photoelastic

stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:624-629

Nikolaos P, Argy P, Theodore E. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:208-215

Oz,celik TB, Ersoy AE. An Investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont* 2007;16:107-116

Proffit WR, Fields HW. David MS. 2007a. Later stage of development. *Contemporary orthodontics*, Mosby Inc., USA. p122-127

Proffit WR, Fields HW. David MS. 2007b. The first stage of comprehensive treatment: alignment and leveling. *Contemporary orthodontics*, Mosby Inc., USA. p556

Proffit WR. Fields HW. David MS. 2007c, The biologic basis of orthodontic therapy. *Contemporary orthodontics*, Mosby Inc.,

USA. p333

Sayin M, Turkkahranman H. Factors contributing to mandibular anterior crowding in the early mixed dentition. *Angle Orthod* 2004;74:754 - 758

Shigenobua N, Hisano M, Shima S, Matsubara N, Soma K. Patterns of dental crowding in the lower arch and contributing factors. *Angle Orthod* 2007;77:303-310

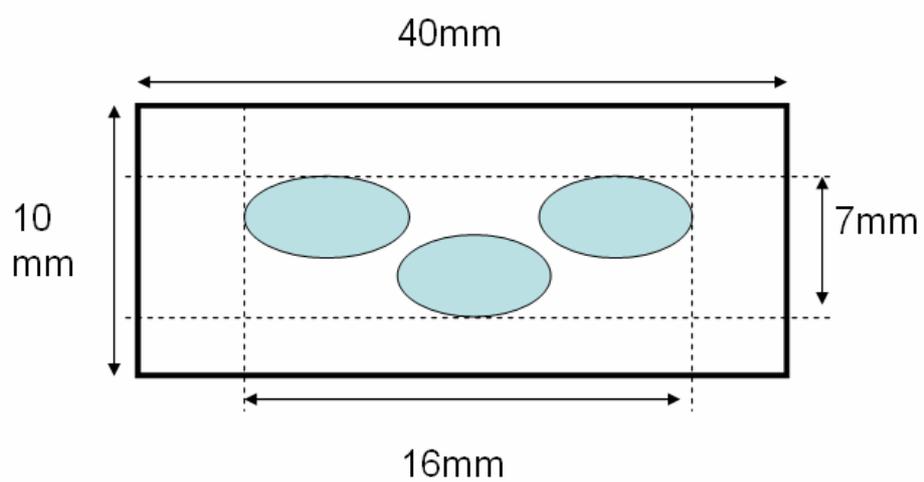
Staufer K, Landmesser H. Effects of crowding in the lower anterior segment - a risk evaluation depending upon the degree of crowding. *J Orofac Orthop* 2004;65:13-25

Turkkahraman H, Sayrin M. Relationship between mandibular anterior crowding and lateral dentofacial morphology in the early mixed dentition. *Angle Orthod* 2004;74:759-764

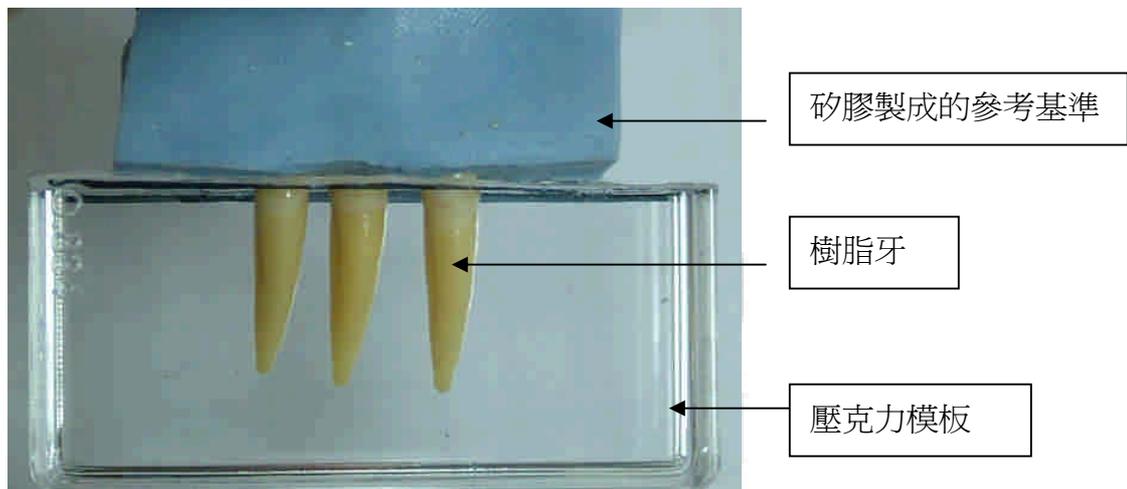
Yoon YJ, Jang SH, Hwang GW, Kim KW. Stress distribution produced by correction of the maxillary second molar in buccal crossbite. *Angle Orthod* 2002a;72:397-401

Yoon YJ, Jeong WJ, Jang SH, Hwang GW, Kim KW. Stress distribution produced by the correction of the mandibular second molar in lingual crossbite. *Angle Orthod* 2002b

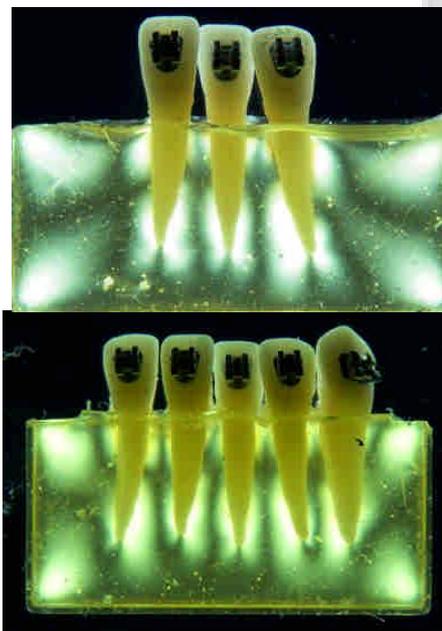
附錄



圖一、下顎前牙排列的示意圖



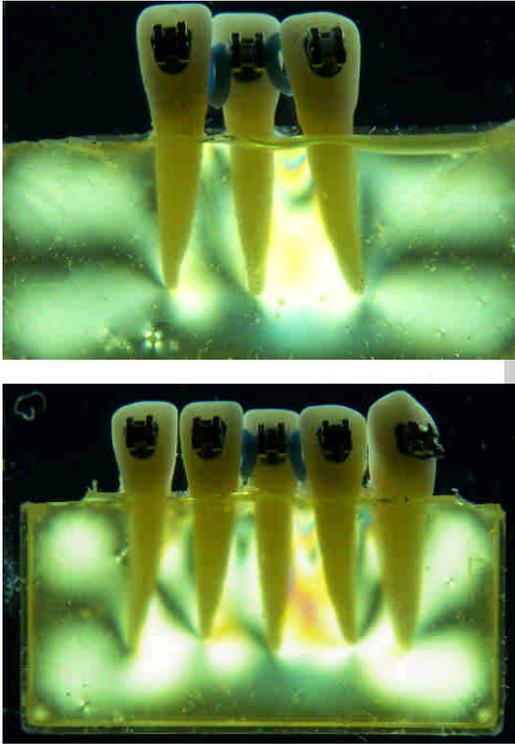
(a)



(b)

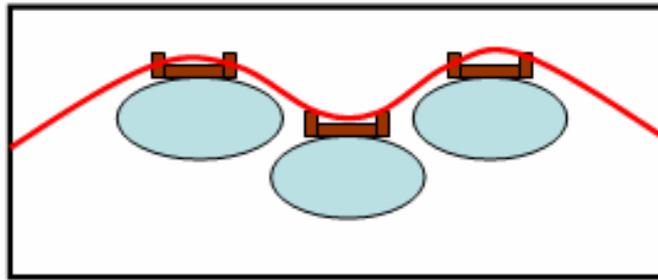
圖二、(a)以矽膠製成的基準模，牙齒，與 4cmx1cmx1cm 的壓克力陰模之間位置關係示意圖，(b)未綁入矯正線前模型內未見有殘餘

應力。

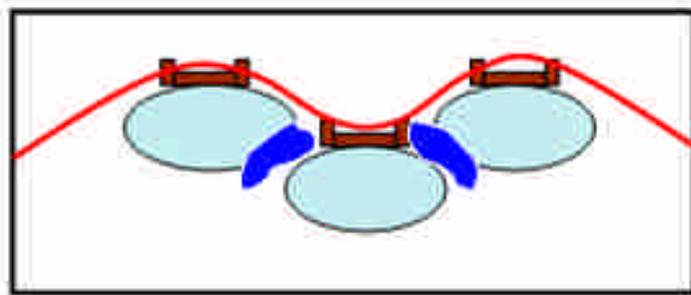


(c)

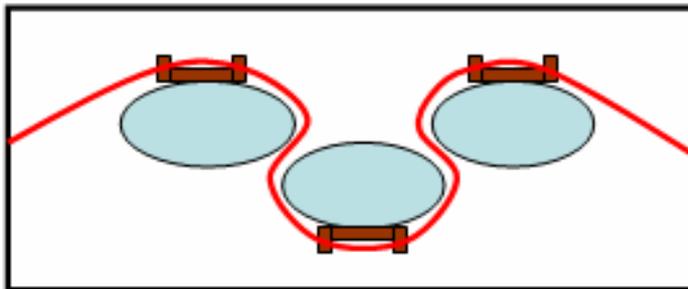
續圖二、(c)加入橡皮分離物後，可見到鄰接牙的牙根間處有作用力的分佈。



(a)

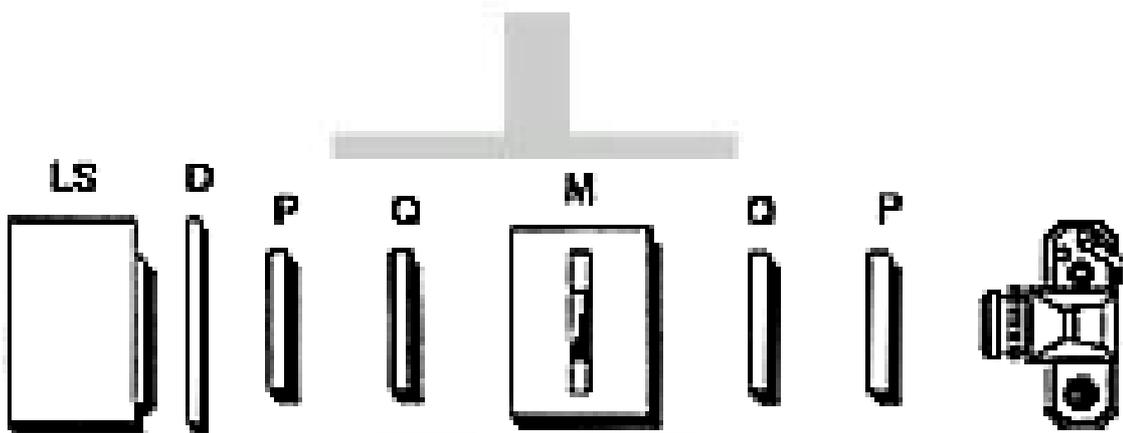


(b)



(c)

圖三、(a)矯正線皆從頰側綁入，(b)矯正線皆從頰側綁入合併使用空間分離物(藍色物)，(c)矯正線對最擁擠牙齒處從舌側綁入



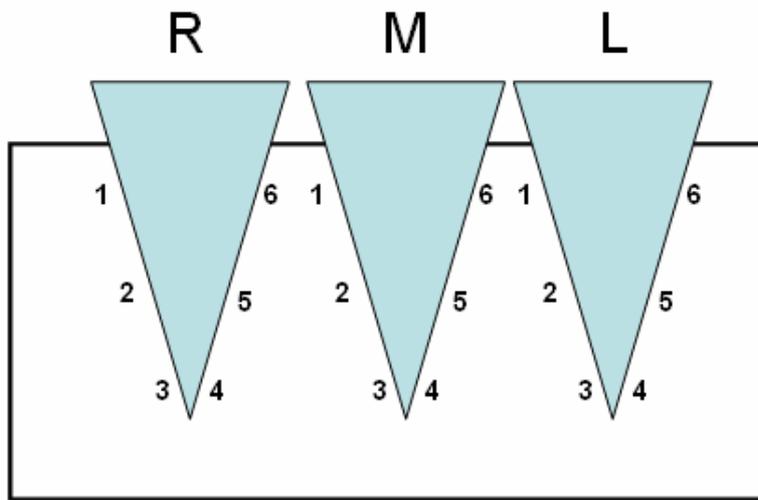
圖四. 偏光鏡的擺法與描述：LS為光源，D為擴散器，P為偏光鏡，M為欲觀察的模型，Q為四分之三波板

COLOR SEQUENCE ^a OBSERVED VS. RETARDATION VALUE		
Color	Retardation (δ), nm	Retardation, N fringes ^c
Black: Zero order fringe	0	0
Gray	160	0.28
White-Yellow	260	0.45
Yellow	350	0.60
Orange (Dark Yellow)	460	0.79
Red	520	0.90
Indigo-Violet: tint of passage #1b (1st order fringe)	577	1.00
Blue	620	1.06
Blue-Green	700	1.20
Green-Yellow	800	1.38
Orange	940	1.62
Red	1050	1.81
Indigo-Violet: tint of passage #2 (2nd order fringe)	1150	2.00
Green	1300	2.25
Green-Yellow	1400	2.46
Pink	1500	2.60
Violet: tint of passage #3 (3rd order fringe)	1700	3.00
Green	1750	3.03



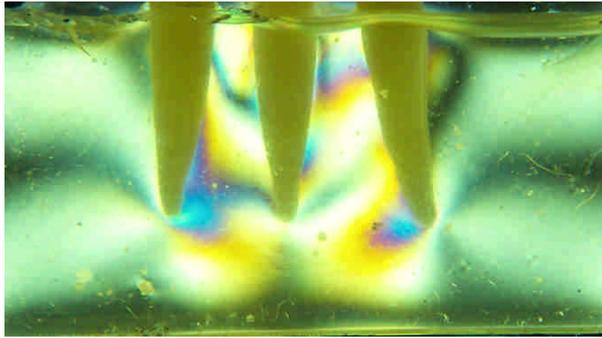
^aColors are affected by the type of light source, characteristics of the polarizing filter, and color of the sample. ^bUsing monochromatic light (as transmitted by a monochromatic filter with 570 nm peak transmittance), the "fringes" appear as black lines. In white light, the fringes are located at the red-blue transition on the first order; red-green on the second order; and red-pink on the third order. These dividing zones are referred to as "tints of passage." ^cRelative retardation may be expressed in either wavelength (nanometers) or fringe order (N) for calculating stress levels.

圖五、光彈顏色層次(color ranking)與干涉條紋(fringe)之間的
相關對照表



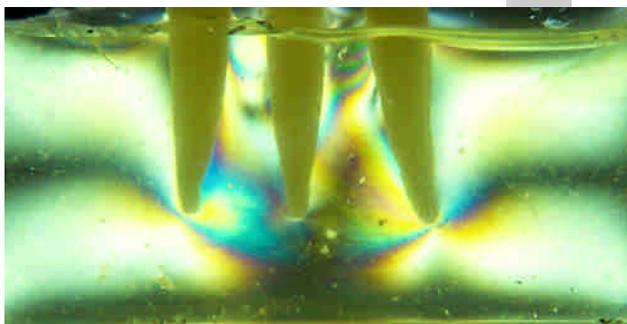
圖六、個別牙齒觀察光彈條紋區域的示意圖





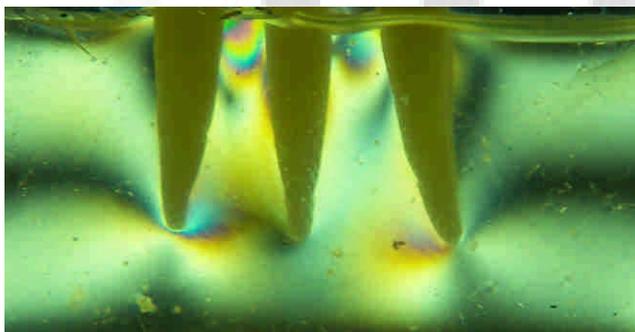
a)

R		M		L	
0	0.45	0.9	1.38	0.45	0
0.45	0.6	0.45	0.45	0.45	0.45
0.6	2.00	0	0	2.00	0.6



b)

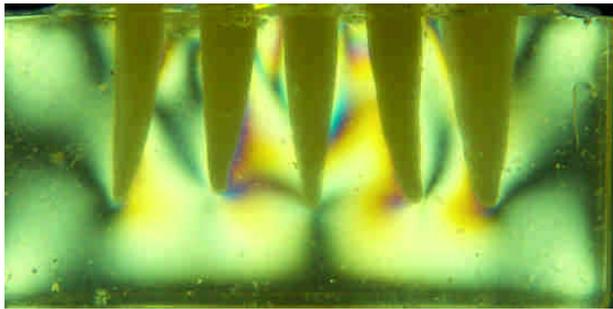
R		M		L	
0	0.45	0.6	0.6	0.45	0
0.45	0.45	0.45	0.45	0.45	0.45
0.6	1.06	0	0	1.06	0.45



c)

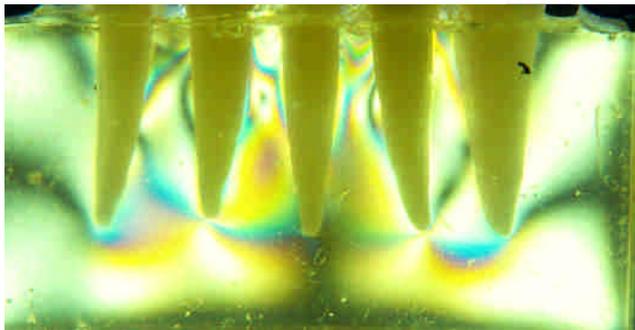
R		M		L	
0	0.6	0.9	1.06	0.45	0
0.45	0	0.45	0.45	0.45	0
0.45	1.0	0	0	1.0	0.45

圖七. 三顆牙組使用傳統矯正器搭配不同矯正線綁法來觀察其對牙齒受力型態的影響；(a)皆從頰側綁入，(b)皆從頰側綁入後合併使用橡皮分離物，(c)中間牙齒從舌側綁入。



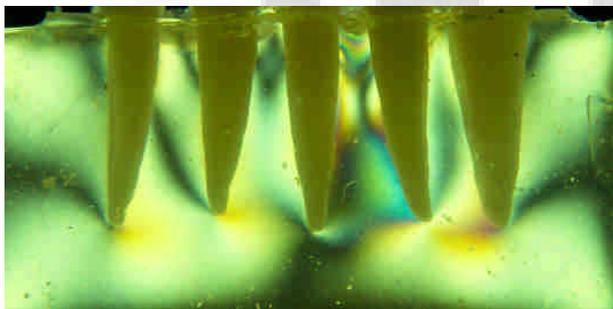
a)

R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0.6	0	0.45	0.45	0.45	0
0.9	0.9	0	0	0.9	0.9



b)

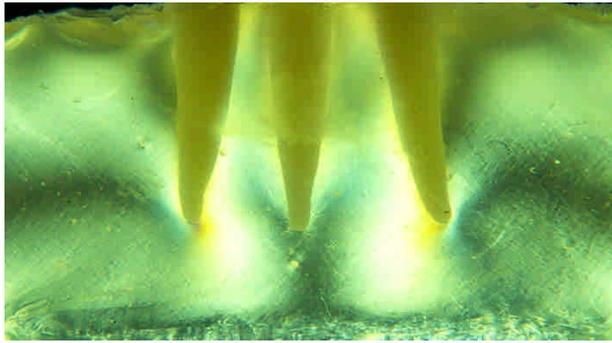
R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
1.06	0.9	0.45	0.45	0.9	1.06
1.81	1.81	0	0	0.6	1.81



c)

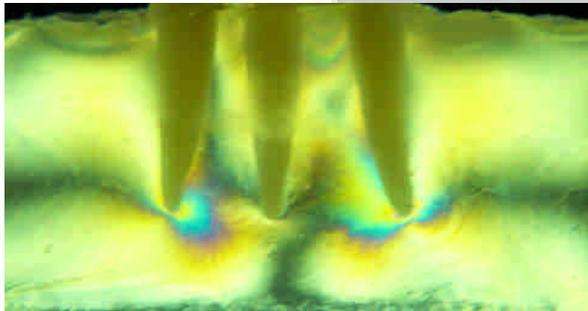
R		M		L	
0.45	0.6	0.45	0.45	0.45	0.45
0	0.6	0.45	0.45	1.06	0
0.6	0.6	0	0	0.6	0.45

圖八. 五顆牙組使用傳統矯正器搭配不同矯正線綁法來觀察其對牙齒受力型態的影響；(a)皆從頰側綁入，(b)皆從頰側綁入後合併使用橡皮分離物，(c)中間牙齒從舌側綁入。



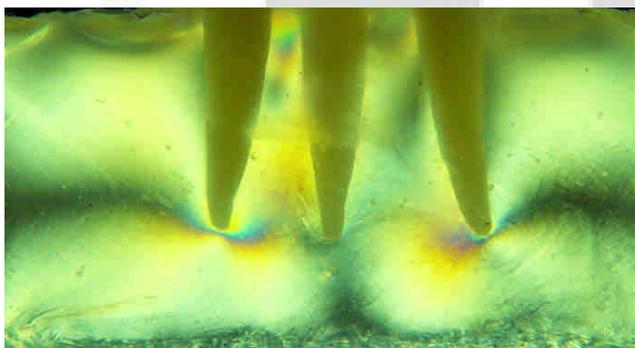
R		M		L	
0	0	0.45	0.45	0	0
0	0.45	0.45	0.45	0.45	0
0	0.45	0	0	0.45	0

a)



R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0	0.45	0.45	0.45	0.45	0
0.6	1.2	0	0	1.2	0.45

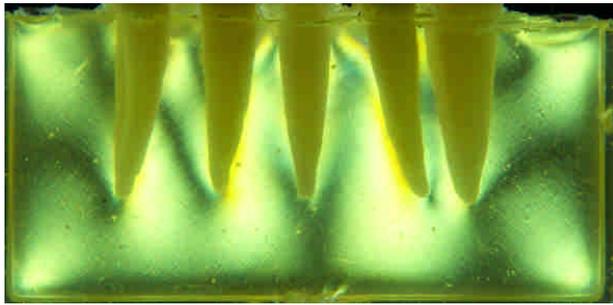
b)



R		M		L	
0.45	0.6	0.45	0.45	0.45	0.45
0.45	0.45	0.45	0.45	0.45	0
0.9	0.9	0	0	0.9	0.45

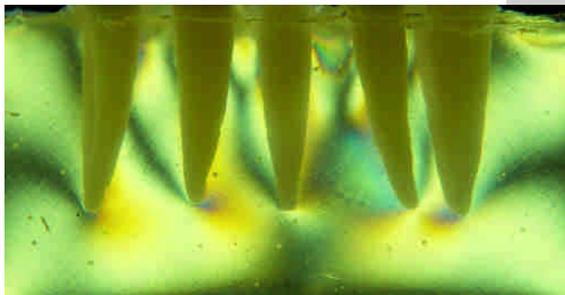
c)

圖九. 三顆牙組使用自鎖性矯正器搭配不同矯正線綁法來觀察其對牙齒受力型態的影響；(a)皆從頰側綁入，(b)皆從頰側綁入後合併使用橡皮分離物，(c)中間牙齒從舌側綁入。



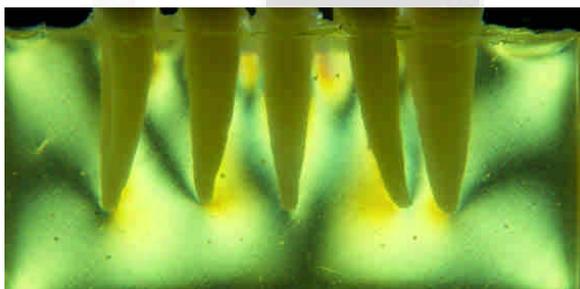
a)

R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0	0	0.45	0.45	0.45	0
0.6	0.6	0	0	0.6	0.45



b)

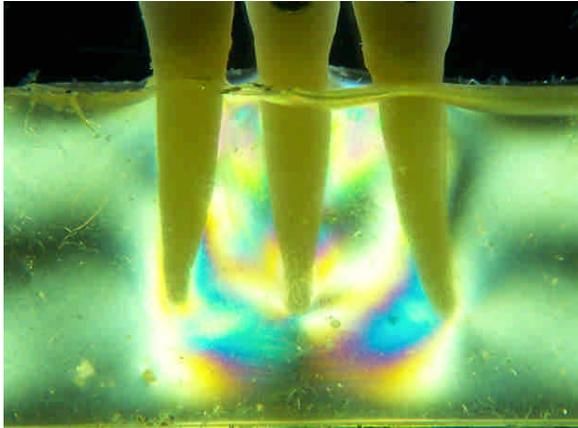
R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0	0	0.45	0.45	1.06	0
0.6	1.06	0	0	1.06	0.45



c)

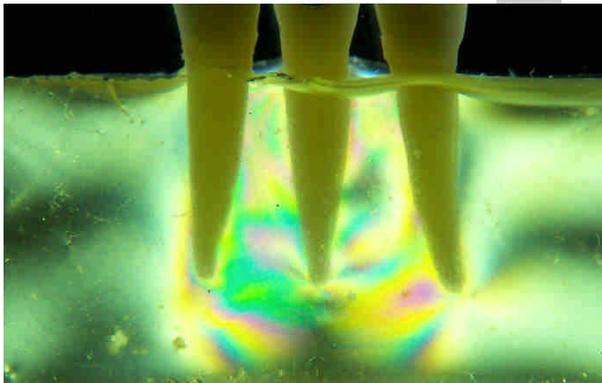
R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0	0	0.45	0.45	0.45	0
0.6	1.0	0	0	1.0	0.45

圖十. 五顆牙組使用自鎖性矯正器搭配不同矯正線綁法來觀察其對牙齒受力型態的影響；(a)皆從頰側綁入，(b)皆從頰側綁入後合併使用橡皮分離物，(c)中間牙齒從舌側綁入。



(a)

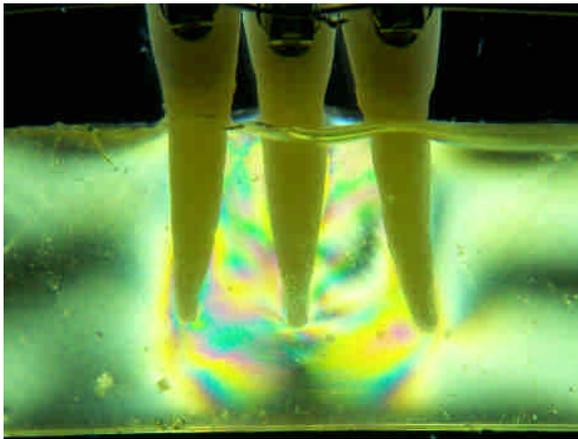
R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0	1.06	0.45	0.45	1.06	0
0.6	1.38	1.06	1.06	1.38	0.45



(b)

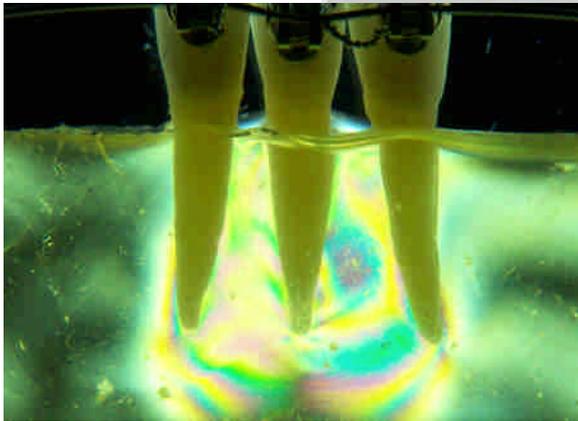
R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0.45	1.81	0.45	0.45	1.81	0.45
0.6	2.25	1.81	1.81	1.81	0.45

圖十一. 傳統矯正器搭配不同矯正線大小來觀察其對牙齒受力型態的影響；(a)0.016-inch NiTi，(b) 0.018-inch NiTi。



(a)

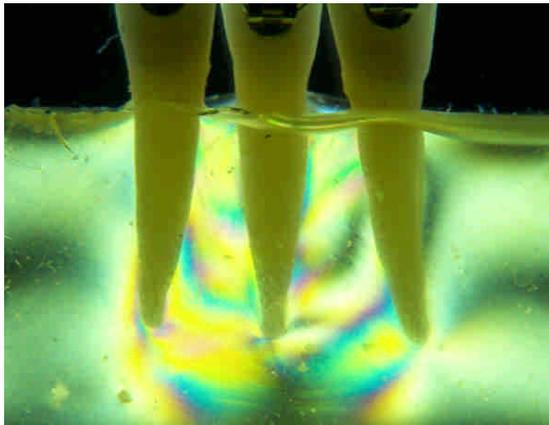
R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0	0	0.45	0.45	0.45	0
0.6	1.0	0	0	1.0	0.45



(b)

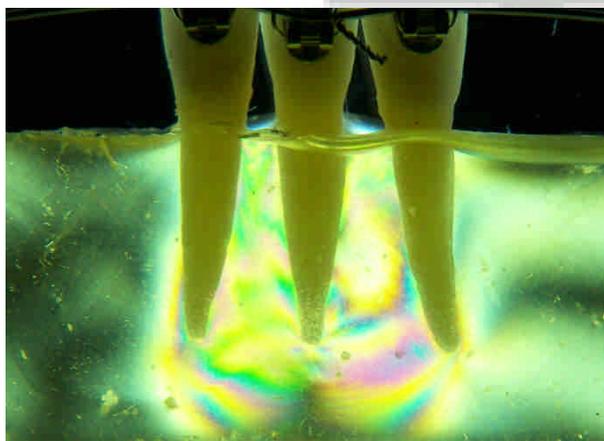
R		M		L	
0	0.6	0.9	1.06	0.45	0
0.45	1.38	1.38	1.38	1.38	0.45
3.03	3.03	1.38	1.38	3.03	0.45

圖十二. 傳統矯正器搭配不同矯正線大小來觀察其對牙齒受力型態的影響；(a) 0.016x0.022-inch NiTi wire，(b) 0.018x0.025-inch NiTi wire



(a)

R		M		L	
0.45	0.6	0.9	1.06	0.45	0.45
0.45	1.38	0.45	0.45	0.45	0.45
1.38	1.81	0.9	0.9	1.81	1.38



(b)

R		M		L	
0	1.81	0.9	1.06	1.81	0.45
0.45	2.25	0.45	0.45	1.81	0.45
1.61	2.25	0.9	0.9	2.25	1.61

圖十三. 傳統矯正器搭配不同材料的矯正線來觀察其對牙齒受力的影響；(a) 0.016x0.022-inch ISW wire，(b) 0.018x0.025-inch ISW wire。

全文完

