

國立臺灣大學牙醫專業學院臨床牙醫學研究所



碩士論文

Graduate Institute of Clinical Dentistry

School of Dentistry

National Taiwan University

Master Thesis

人類單根牙牙周韌帶生物力學行為模式之研究

Investigation of Biomechanical Behavior of Periodontal

Ligament of Human Single Rooted Tooth

陳泰龍

Tai-Long Chen

指導教授：章浩宏 博士

共同指導教授：林俊彬 博士

Advisor: Hao-Hueng Chang, Ph.D.

Co-Advisor: Chun-Pin Lin, Ph.D.

中華民國 108 年 6 月

June, 2019



誌謝

在台大口腔外科研究所兩年的時光倏忽即逝，現在回過頭來看覺得在台大臨床牙醫學研究所牙所收穫甚多。回顧這兩年精實的研究學業與臨床訓練，不論實驗與研究的專研、開刀房手術學習、病房照顧患者或是門診手術的學習，如果沒有老婆、家人、朋友以及老師們的支持，我難以在這短短間內完成這不可能的任務。

能完成這篇論文，我要特別感謝我的指導老師林俊彬院長與章浩宏主任，感謝老師用心教導與栽培我，帶領我從對於學術方面幾乎一無所知，到後來漸漸引領我進入學術研究的大門，在實驗、研究以及和老師討論中逐漸學習成長。令我印象深刻的是，老師為了我的實驗研究，竟不顧一切排除科內繁忙的業務，親自與我到南部和儀器廠商面對面洽談，讓我感到萬分感激。另一方面，也十分感謝老師在臨床上給我的激勵與啟發，每一次跟老師進開刀房或者即便面對難以處置的病情時，老師都能從容自得、遊刃有餘地完成治療。同時老師也常用引導式的方式並且不藏私地傳授他的寶貴經驗，深怕我們重蹈覆轍。很感謝老師平時總常常關心我生活上的大小事情，讓我在台大醫院求學階段中，也能感受到家的溫暖。能在章醫師的帶領和教導之下度過這兩年讓我感到非常幸運，讓我的執業視野不管是學術、臨床或是待人處事方面都變得更加寬闊。

臨床的學習也感謝郭生興老師、李正喆老師、鄭世榮老師和陳信銘老師的細心指導，讓我拓展在口腔外科領域的視野。在研究方面，特別感謝林俊彬院長、王姻麟給予我的各種建議與指導，在研究中發生困難以及問題時，能適時的給我教導。也感謝口腔外科的同事、學長姐以及門診護理師助理們，讓我在實驗忙碌爆炸的階段可以幫忙我排班調度和協助臨床工作。也深深感謝實驗室裡每一位成員的幫忙，尤其是玉婷、柏雅、肇禮和庭安，感謝你們協助我不僅在實驗上、臨

床收案或者論文寫作上的幫忙，沒有你們我的畢業論文也不可能完成。

最後要感謝我最重要的老婆和家人，當初想要近來念研究所也是有老婆全力的支持才能讓我無後顧之憂的完成研究所學業，畢業的喜悅是最想和你們一起分享。總而言之，因為有所有人的幫助，我才能逐步成長，完成一件件接踵而來任務並且順利完成學業。謝謝你們！豐富的我精采且充實的研究所生涯。

中文摘要




人類牙周韌帶不僅扮演著支持自然牙齒穩定位於齒槽骨的重要角色，也能做為緩衝過強力量以減緩牙齒受到外傷的重要生物構造。現今人工植牙於缺牙區域重建已為相當普遍之治療方式；然而，由於人工牙根缺乏做為緩衝能力的構造，而衍生了諸多植牙長期使用之後的問題。例如：補綴物斷裂、植體斷裂、周圍齒槽骨喪失、螺絲鬆脫、咬合創傷…等。因此探究生物體牙周韌帶的生物力學模式，研發新式具備緩衝能力設計的人工牙根以達增進廣大缺牙病患生活品質的目標刻不容緩。由於過往的研究多著重於有關牙周韌帶離體實驗，活體測量的文獻及研究成果較為缺乏。因此，本研究的目的是在於探究人類活體中牙周韌帶的生物力學模式。

本研究係以精密測量裝置，利用安全且非侵入性的方式測量，取得人類單根牙之牙周韌帶受力時的資料。受試者來源取自台大醫院口腔顎面外科門診病患，採隨機抽樣方式，收集十位符合資格之臨床受試者(四位男性，六位女性)。口內量測儀器透過控制不同施力大小、速率及施力時間長短來模擬不同受力狀態，並精準地量測牙齒位移。研究目標為探討牙周韌帶的彈性係數以及其受力時的生物力學模式，透過進行應力-位移、潛變、應力鬆弛以及遲滯等測試來驗證人類牙周韌帶是否具有黏彈性材料的性質。

研究結果顯示人類單根牙牙周韌帶經施力後具有潛變，應力鬆弛，以及遲滯現象等黏彈性材料之特性，可以使用 Maxwell-Voigt elements 模型來說明其力學模型。本實驗將下顎區門牙依照壓入量分為 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別，其平均消散能量分別為 1.61 ± 0.71 、 3.98 ± 2.14 及 11.29 ± 4.12 (單位： 1×10^{-2} mJ)且呈現指數關係往上增加的趨勢。人類自然牙牙周韌帶楊氏模數範圍介於 0.068 MPa 至 0.491 MPa，平均為 0.231 MPa，標準差為 0.137 MPa。

受試牙的 Periotest M value 與壓入位移 25 μm 組別的消散能量以卡方檢定檢測。



結果得分為 0.667(大於 0.05)。故 Periotest M value 與 25 μm 遲滯線圈的消散能量沒有統計上的顯著差異。自然牙在垂直位移 25 μm 、50 μm 及 75 μm 組別平均形變量分別為 $8.60\pm 3.90 \mu\text{m}$ 、 $19.12\pm 11.17 \mu\text{m}$ 及 $24.06\pm 14.97 \mu\text{m}$ ，顯示隨著壓入位移增加牙周韌帶平均形變量以二次函數關係增加；但其平均形變率(deformation rate)分別為 $44.56\pm 18.74\%$ 、 $47.06\pm 26.96\%$ 及 $43.30\pm 20.65\%$ ，範圍落在 43.3% 到 44.56% 之間，不受壓入位移增減所影響。

綜合以上實驗結果指出人類牙周韌帶具有黏彈性材料的性質。本實驗建立了標準化量測人類下顎前牙區域的儀器以及測量方法，並且透過蒐集相當數量的人體牙周韌帶相關數據，可利用於未來人類牙齒有限元素分析之數值模擬的實驗驗證。

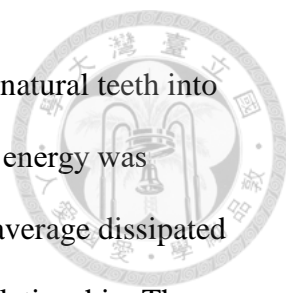
Abstract



The periodontal ligament not only plays an important role in supporting the natural teeth in the alveolar bone, but also acts as an important structure to buffer excessive force to avoid the trauma of the teeth. Nowadays, dental implants used in the edentulous patients has become a fairly common treatment; however, due to the lack of a cushioning structure like periodontal ligament, many morbidities or even failure of dental implants had occurred after the long-term clinical follow up, for example: fixture fracture, prosthesis fracture, peri-implantitis, screw loosening, occlusal trauma, etc. Therefore, it is needed to investigate the biomechanical model of the periodontal ligament and to develop new type of dental implants with a cushioning structure. Since the past literature have focused on the measurement of in vitro, the research results of in vivo measurement are lacking, so, the purpose of present study was to investigate the biomechanical behavior of the periodontal ligament of human tooth.

The present study using precision measuring devices in a safe and non-invasive way to obtain the PDL of single-rooted tooth of the human. The source of the subjects was taken from the outpatient department of the Oral and maxillofacial surgery department of National Taiwan University Hospital. A random sampling method was used to collect ten eligible clinical subjects. A total of ten clinical subjects (males: 4, females: 6) with healthy periodontal condition were included. The research goal was to investigate the elastic modulus of the periodontal ligament and its biomechanical behavior model, and to verify whether the human PDL has the viscoelastic properties by performing load-displacement, creep, stress relaxation and hysteresis tests.

The results show that the PDL has the characteristics of viscoelastic materials such as creep, stress relaxation, and hysteresis after the application of force, and it can be



explained by Maxwell-Voigt model. In present study, we divided the natural teeth into three groups of 25 μm , 50 μm and 75 μm , and the average dissipated energy was 1.61 ± 0.71 , 3.98 ± 2.14 and 11.29 ± 4.12 (1×10^{-2} mJ). It shows that the average dissipated energy of the three groups shows a trend of increasing exponential relationship. The Young's modulus of PDL of the human single rooted tooth ranged from 0.068 MPa to 0.491 MPa, with an average of 0.231 MPa and a SD of 0.137 MPa.

We use Chi-Square analysis for the Periotest M value(PTV) and the dissipated energy of the tested teeth in the 25 μm displacement group, and the score was 0.667 (>0.05) which indicated that there is no statistically significant difference between the PTV and the dissipated energy of the PDL.

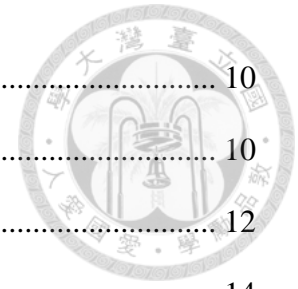
The PDL average deformation in the hysteresis loop after vertical displacement of 25 μm , 50 μm and 75 μm were 8.60 ± 3.90 μm , 19.12 ± 11.17 μm and 24.06 ± 14.97 μm , respectively, indicating that the average deformation of the PDL presents upwards and is a quadratic function relationship. However, the average deformation rate is $44.56\pm 18.74\%$, $47.06\pm 26.96\%$ and $43.30\pm 20.65\%$, and the range falls between 43.3% and 44.56%, which is not affected by the magnitude of vertical displacement.

Based on the results, it is pointed out that the human PDL has the properties of a viscoelastic material. The present study establishes a measuring devices and a measurement method for standardized measurement of the human lower anterior teeth, and we collect a considerable amount of data on the human PDL, which can be applied to the experimental verification of numerical simulation of EF model.

目錄



誌謝	i
中文摘要	iii
Abstract.....	v
目錄	vii
圖目錄	x
表目錄	xiii
第一章 前言	1
第二章 文獻回顧	3
2.1 牙周韌帶之組成	3
2.1.1 膠原纖維束	3
2.1.2 彈性纖維 elastic fibres.....	4
2.1.3 牙周韌帶血管、血液與組織液的作用	4
2.1.4 人類牙齒牙根表面積	4
2.2 牙齒韌帶力學測量方法及支持理論	5
2.3 牙周韌帶之黏彈性理論	7
2.3.1 遲滯現象	8
2.3.2 應力鬆弛現象	8
2.3.3 潛變現象	8
2.4 牙周韌帶生物力學理論公式之探討	9
2.4.1 有限元素分析模型之建構	9



2.5 Periotest 數值與牙周支持之關係	10
2.6 目前研究成果與待解決問題	10
第三章 動機與目的	12
第四章 實驗材料、儀器與方法	14
4.1 口內量測儀器之架構	15
4.1.1 基本架構	15
4.1.2 個人牙托設計	16
4.2 實驗校正	17
4.2.1 儀器校正	17
4.2.2 臨床初步量測	18
4.3 實驗方法	18
4.3.1 實驗方法與參數	19
4.3.2 Periotest M 測量	20
4.3.3 牙周基本量測	20
4.3.4 統計方法	21
第五章 結果與討論	22
5.1 結果	22
5.1.1 黏彈性材料特性	22
5.1.2 遲滯線圈與消散能量討論	23
5.1.3 牙周韌帶之彈性係數	24
5.1.4 牙周韌帶位移量與形變之關係	24
5.2 討論	25



5.2.1 實驗對象討論.....	25
5.2.2 遲滯現象測試討論.....	27
5.2.3 牙周韌帶力學行為之描述.....	28
5.2.4 彈性係數之探討.....	29
5.2.5 實驗限制.....	30
第六章 結論.....	32
參考文獻 Reference.....	34
附圖.....	36
附表.....	67
附錄.....	71

圖目錄

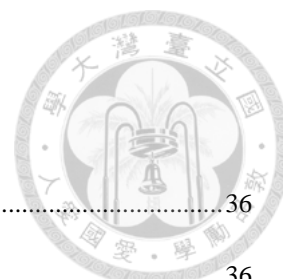


圖 1 1960 Parfitt 等人設計之口內實驗儀器	36
圖 2 Parfitt 等人於人體之上顎前牙區施予軸向力所得到的力量/位移曲線圖	36
圖 3 1963 年 Picton 等學者設計之口內量測儀器架構	37
圖 4 Picton 等學者計算牙齒位移的推導公式	37
圖 5 Picton 等學者於人體之小白齒/白齒區施予咬合力所得到的力量/位移曲線圖	37
圖 6 Bien 等學者提出牙周韌帶可以 Maxwell element 與 Voigt element 組合的模型	38
圖 7 1972 年 Wills 等學者在猴子門齒實驗之裝置示意圖	38
圖 8 Wills 等學者用 Voigt element 解釋牙周韌帶力學行為。圖 b,c 表示隨著時間增加 strain 會跟著減少。	39
圖 9 Wills 等學者之牙周韌帶模型假設	39
圖 10 2007 年 Natali 等學者實驗裝置示意圖	40
圖 11 2007 年 Natali 等學者實驗裝置詳細視圖	40
圖 12 Natali 等學者研究之位移/力量曲線 (虛線：實驗結果；實線：有限元素模擬結果)	41
圖 13 不同應力速率在黏彈性材料上呈現不同的應力-應變曲線(其中 ϵ 表示應力速率)	41
圖 14 Maxwell and Kelvin-Voigt elements	42
圖 15 口內量測儀器之設計圖 取自張博堯醫師之設計	42
圖 16 口內量測器之主要構造	43
圖 17 個人牙托製作過程	43
圖 18 個人牙托構造 (arrowhead: 口內量測儀器連接端、hollow arrow: 連接區、black arrow: 咬合堤)	43
圖 19 最大張口度須大於 30mm	44
圖 20 口內量測儀器及個人牙托總成裝置於口內狀況	44
圖 21 標準砝碼放置於懸臂式力量感測器校正	45



圖 22 觀察目前荷重與螢幕顯示值是否差別在 0.5% 內，若差別太大則更改係數.....	45
圖 23 間隙量規使用於 LVDT 校正.....	46
圖 24 觀察目前位移與螢幕顯示值是否差別在 0.5% 以內.....	46
圖 25 儀器同時紀錄荷重(dot)、待測牙位移(dash)、基準牙位移(dash-dot)與相對位移(Solid).....	47
圖 26 將遲滯線圈之上段(施力)與下段(鬆弛)包圍面積做積分，計算消散能量。(灰色區域為所選取面積).....	47
圖 27 遲滯線圈五階段不同斜率示意圖.....	48
圖 28 受試者#8 load-displacement 圖形.....	48
圖 29 受試者#4 stress-relaxation 圖形.....	49
圖 30 受試者#6 之 25 μm 遲滯線圈圖形。實心箭頭表示 loading phase(施力)，空心箭頭表示 unloading phase(鬆弛)。在 unloading phase 為 0 gw 時產生 5 μm 的 deformation。遲滯線圈圖形約略成五種不同斜率之曲線，其中 loading phase 三段，unloading phase 兩段.....	49
圖 31 受試者#2 creep 圖形。顯示三階段不同斜率且位移增加之曲線.....	50
圖 32 受試者編號#1 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	50
圖 33 受試者編號#2 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	50
圖 34 受試者編號#3 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	51
圖 35 受試者編號#4 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	51
圖 36 受試者編號#5 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	51
圖 37 受試者編號#6 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	51
圖 38 受試者編號#7 之 25 μm 及 50 μm 遲滯線圈圖形.....	52
圖 39 受試者編號#8 之 15 μm 、25 μm 及 50 μm 遲滯線圈圖形.....	52
圖 40 受試者編號#9 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	52
圖 41 受試者編號#10 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形.....	52
圖 42 受試者編號#1 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖.....	53
圖 43 受試者編號#2 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖.....	54



圖 44 受試者編號#3 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	55
圖 45 受試者編號#4 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	56
圖 46 受試者編號#5 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	57
圖 47 受試者編號#6 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	58
圖 48 受試者編號#7 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	59
圖 49 受試者編號#8 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	60
圖 50 受試者編號#9 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	61
圖 51 受試者編號#10 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖	62
圖 52 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別之平均消散能量。取其回歸線，呈現呈現向上之指數關係	63
圖 53 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別之形變率平均值。取其回歸線，呈現一次函數關係。	63
圖 54 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別之形變平均值。取其回歸線，呈現二次函數關係的上升趨勢	64
圖 55 牙周韌帶與、矽膠、硬石膏比較	64
圖 56 本實驗受試者#8 與 Parfitt(1960)等學者實驗結果 displacement-load 圖形之結果有類似趨勢	65
圖 57 受試者#6 25 μm 組別利用非線性回歸預測法所得預測線及其方程式	65
圖 58 受試者#6 非線性回歸預測法所得預測線	66

表目錄



表 1 牙周韌帶彈性模數用於有限元素分析數值存在極大差異.....	67
表 2 Periotest value 對應人工植牙骨整合程度.....	67
表 3 Periotest value 對應自然牙之動搖度.....	68
表 4 列入條件和排除條件.....	68
表 5 消散能量與 Periotest M value 之卡方檢定結果.....	68
表 6 25 μm 、50 μm 及 75 μm 之平均消散能量.....	69
表 7 不同受試者壓入 75 μm 組別之 B 階段牙周韌帶彈性係數相關性.....	69
表 8 牙周韌帶與、矽膠、硬石膏比較.....	70

第一章 前言




牙齒在生物體內的功能包含咀嚼食物、發音、支撐下顏面區和諧的外觀等，咀嚼功能幫助生物體對於攝取足夠營養以維持延續正常的生物機能，扮演著不可或缺的重要角色。牙齒及其周圍主要組成之構造包含牙冠(crown)、牙根(roots)、牙髓(pulp)、牙周韌帶(periodontal ligament)以及齒槽骨(alveolar bone)。介於牙根和齒槽骨之間的牙周韌帶扮演著支持牙齒穩定位於齒槽骨的重要功能，它能緩衝力量以避免牙齒受到不必要之傷害。[1]

牙周韌帶是覆蓋牙根及牙骨質(cementum)和齒槽骨之間獨特的結締組織，其大部分由膠原纖維束(collagen fibers)構成[2]。其自牙囊(dental follicle)發育而來，牙周韌帶具有一系列定向的纖維及血管並且由多種細胞構成，例如牙周韌帶纖維母細胞(fibroblasts)、造骨細胞(osteoblasts)以及造牙骨質細胞(cementoblasts)。牙周韌帶是至關重要的構造，因為它提供保護功能、支持功能並為咀嚼系統提供感官輸入，它還維持體液動態平衡並修復由於牙周病或機械創傷引起的組織破壞。

對於局部缺牙或全口缺牙的患者，人工植牙(dental implant)已經成為現今非常普及的治療選擇。自從 1952 年 Per-Ingvar Brånemark 最早提出骨整合(osseointegration)並於 1965 年出現首例人工植牙患者後，植體產業隨之蓬勃發展。隨著科技技術的進步，人工植牙的設計與表面處理越來越成熟，現今五年成功率已高達 98.6%[3]。換句話說，人工植牙於缺牙區域重建已為相當普遍之治療方式；然而，由於人工牙根缺乏像牙周韌帶般緩衝構造，使得植牙完成開始負載咀嚼力之後，植牙後併發症接踵而來，例如：贗復物斷裂、植體斷裂、螺絲鬆脫或斷裂、咬合創傷、植體周圍牙周炎甚至是骨整合失敗等。為了降低上述併發症因此探究人體牙周韌帶之生物力學模型，並研發同時具備生物模擬緩衝機制又仍保有骨整合能力的人工植牙為此研究之目標。

本研究計畫以自行研發之精密測量裝置，以安全且非侵入性方式測量，取得



人類活體單根牙之牙周韌帶受力及位移數據資料。此量測裝置已通過臨床試驗研究計畫申請(倫委會案件編號：201808013RINA)。本研究依循 2010 年 Chang 學者 [4]之動物實驗方法再另行更改修正，以取得人類牙周韌帶數據並擴充數據數量為目標，藉不同的力量大小、施力速率、施力時間長短等模擬不同咀嚼模式，取得人類牙周韌帶之力量與位移關係。數據資料統整分析並建立可重複驗證之數學模型，目標為推算人體牙周韌帶阻尼之彈性係數以及探討牙周韌帶生物力學模式。

第二章 文獻回顧



2.1 牙周韌帶之組成

牙周韌帶內存在著間隙空間(interstitial space)，它是位於每束主纖維(principal fibres)之間的疏鬆結締組織，其構成韌帶的空間和功能性體積。圍繞這些間隙空間的細小膠原纖維束(collagen fibers)網絡與空間表面成一定角度排列，這樣的規律性與牙周韌帶的神經與血管功能有關，因此當牙齒在咀嚼或拉伸過程中被壓縮時為這些空間的維持提供支撐性[1]。牙周韌帶的寬度介於 0.2 mm 到 0.4 mm，平均為 0.25 mm，最窄的位置在牙根中三分之一處。牙周韌帶的寬度會隨著年紀增加而逐漸減少[5, 6]。

2.1.1 膠原纖維束

膠原纖維可以細分為主要纖維(principal fibers)和次要纖維(secondary fibers)，主要纖維由膠原蛋白一型和三型(collagen I and III)構成，次要纖維的排列是採隨機組排列並且可以解釋各向同性(isotropic)的貢獻[7]。主要纖維靠近牙根的一端延伸進入牙骨質(cementum)內，靠近齒槽骨一端則延伸進入齒槽骨，上述兩者都稱為 Sharpy's fibers。牙周韌帶之主要纖維依照排列、走向及位置分可為以下幾類：

1. 齒槽嵴纖維(alveolar crest group)：主要功能為將牙齒往牙槽窩內固定，對抗側向力，保護較深層的牙周纖維結構
2. 齒槽橫纖維(horizontal group)：位於齒槽嵴纖維往根尖方向位置，是維持牙齒直立的主要力量，作用是和齒槽嵴纖維一起對抗側向力。
3. 齒槽斜纖維(oblique group)：存在於牙根中段 80%~85%的部分，斜向發散進入齒槽窩壁內，主要功能為抵抗軸向力量。
4. 根尖纖維(apical group)：存在根尖牙骨質，發散放射到周圍齒槽骨，有固定根尖作用，同時也有保護血管、淋巴及神經等進入根尖孔的功能。



5. 根岔纖維(interradicular group)：僅存在於多牙根牙齒，從牙根分岔區域的牙骨質發散到周圍齒槽骨，主要功能對抗傾斜力及扭轉力。

2.1.2 彈性纖維 elastic fibres

彈性纖維主要存在三種類型：彈性蛋白(elastin)、羥基紫杉醇(oxytalan)和紫紅色素(elaunin)。它們是純粹的微纖維束(microfibrils)，具有類似預彈性纖維(pre-elastic fibres)的功能從牙骨質表面沿垂直方向延伸，形成覆蓋牙根的網狀結構[8]。彈性蛋白的排列呈現隨機網絡，因此賦予牙周韌帶基礎物質各向同性(isotropic)的特色[9]。羥基紫杉醇在發展中的牙周韌帶中的作用可能是維持血管系統的完整性[10]。這三種彈性纖維目前還沒有確定的功能以及細胞來源，但可能在於調節血流並促進纖維母細胞(fibroblast)的遷移和附著[11]。

2.1.3 牙周韌帶血管、血液與組織液的作用

牙周韌帶擁有豐富的血液供應，因其主要由結締組織構成需要細胞內及細胞外的高周轉率。其主要血液供應來自於上齒槽動脈及下齒槽動脈，供應韌帶的動脈來自於穿過齒槽骨的穿孔動脈(perforation arteries)，這些動脈血管在韌帶內自由吻合(anastomose)佔據間隙空間。

2.1.4 人類牙齒牙根表面積

在牙科文獻中已經廣泛研究了人牙根面的表面積。先前的文獻嘗試主要使用物理方法來計算拔出的牙齒上的表面積或使用虛擬 3D 模型。Kanika 等學者使用 MATLAB 軟體開發的一種算法，利用拍攝 CBCT 產生拔下牙齒的 3D 圖像，來計算人類牙齒的牙根平均表面積。得到的結果是下顎正中門齒平均表面積為 209.30 mm²，下顎側門齒的平均表面積為 231.39 mm²[12]。



2.2 牙齒韌帶力學測量方法及支持理論

1960 年代 Parfitt 等學者率先進行有關牙齒-牙周韌帶軸向壓入負載(axial intrusive loads)觀察牙齒反應的研究[13]。Parfitt 利用實驗裝置[圖 1]可以同時記錄人類上顎門齒位移及作用力。他利用手動方式施加壓入力(intrusive load)，以各種不同的速率逐漸增加施力，直到達到預期峰力(peak force)為止。結果指出，隨著壓入力逐漸增加，起初牙齒在負載為 1 N 左右時，位移會處於快速上升的階段。再施加更多負載時，位移逐漸以對數的方式減少[圖 2]。Parfitt 估計，1N 施力所產生的牙齒平均位移約為 20 μm ；然而，負載從 1 N 增加到 10 N 只增加 8 μm 的位移。其研究結果顯示，第一階段的牙齒移動逐漸轉入第二階段，這個轉變大約在 0.3 N(約 2940 gw) 左右。另外他也發現負載的速率和負載的間歇顯然會影響牙齒的位移。若負載施力快速，牙齒的位移就會較少。其研究結果指出，牙齒需 1 至 2 分鐘時間才足夠回到初始位置，因此他以每隔 2 至 5 秒連續施以 5 N 的壓入力，則牙齒在下次施力前沒有足夠的時間回到初始位置，產生牙齒持續壓入的現象。在每次連續負載後，牙齒回到原位的幅度會減少。

1963 年 Picton 等學者研究人類的小白齒在受到自然咬合力之下，牙齒位置所產生的變化[14]。他將橡皮障夾固定在待測牙下顎小白齒上，橡皮障兩端裝置左右各一位移傳感器(transducer)並連接在臨接牙上。力量驅動是由對側牙的咬合力施予，並且在對側牙裝置測力計(strain gauge dynamometer)，裝置設計如[圖 3]表示。量測過程中，當咀嚼肌帶動顎骨讓對側牙施予咬合力後，待測牙隨即產生向下之位移。因此藉由兩端位移傳感器的數值紀錄，再透過公式計算回推可得待測牙實際位移量[圖 4]。其實驗結果顯示，人類小白齒在接受力量低於 300gw 至 400gw 之前表現出相對大幅度的位移量，在此界線之後牙齒表現相對小幅度的位移量。最後當力量接近 2000gw 時牙齒幾乎不會再受到外力而產生移動[圖 5]。此口內量測儀器與之前其他學者的改良點在於加入了鄰近牙齒作為基準點，減少實驗過程中產生的



誤差，如此研究數據可信度較高。另一方面，其施力來源是運用受試者的自然咀嚼力，因此產生出來的負載力大小、速率及頻率是最接近生理咬合功能所呈現的樣態。


1966 年 Bien 等學者以液壓阻尼(hydraulic damping effect)的方式探討牙周韌帶受到壓入力的行為模式，認為流體系統在牙周韌帶緩衝能力中扮演重要角色。他提出的流體系統主要由三種截然不同但又互相作用的結構構成[15]：

1. 血管系統及淋巴系統
 2. 牙周韌帶中的細胞以及牙周韌帶纖維
 3. 組織間液，它可以自由滲透於細胞、纖維、血管、牙齒以及齒槽骨之間
- 並提出牙周韌帶可以用 Maxwell element 與 Voigt element 組合的模型解釋黏彈性物質的特性[圖 6]。

1972 年 Wills 等學者[2]分析在猴子門齒上壓入 2.5 N 軸向負載並瞬間移除，觀察之後的位移及時間關係。其使用的裝置[圖 7]。他們認為使用指數曲線擬合(exponential curve fitting)的技術可以了解牙齒復原的三個階段，並且用 Voigt element 解釋牙周韌帶黏彈性現象[圖 8]。其研究結果顯示

1. 牙周韌帶會因承載負重達數秒或數分鐘而造成潛變現象。
2. 牙周韌帶屬於黏彈性性質，可能以三個(或五個)Voigt elements 模型解釋[圖 9]。
3. 若重複負載的時間間隔小於 1.5 分鐘，復原會越來越不完全。
4. 復原率(rate of recovery)和負載率有直接相關，並且和負載的時間呈間接相關。

2007 年 Natali 等學者[16]利用迷你豬的乳白齒進行體外(in vitro)實驗研究，探討牙齒受力之後與於不同方位的位移變化。其方法是將其牙齒連同齒槽骨切下，在牙齒正上方以螺絲固定正方體鋁塊(aluminum cube)，而此鋁塊上裝載三組雷射二極管(laser diodes)[圖 10]。當進行實驗時，有一施力臂以側向力方式推動牙齒，產生移動的牙齒同事帶動連接於上方的雷射二極管訊號，同時訊號將被對應的三組




平面光電平面傳感器(optoelectronic planar sensors)所接收[圖 11]。Natali 以每秒約 1715 gw 的速率以側向力方式推動牙齒，最後在 40 秒後達到 7 N 的最大力量。呈現出來的牙齒位移/力量關係如圖。作者也採用了有限元素分析方式以極提出數值模型(numerical model)以模擬迷你豬牙齒受力時的變化，實驗結果指出，數值結果(numerical results)與實驗數據之間有良好的一致性[圖 12]作為其模型具有可靠性的指標。值得注意的是，數值模型能夠很好的解釋牙齒和周圍組織的生物力學反應，從而可以推斷牙周韌帶內的應力和應變分佈。

儘管各國學者對牙周韌帶應力及應變方面做了諸多努力，想要去研究其性質。無奈由於牙根其獨特性以及其特出的複雜性，最終仍難以將生物力學和生物化學方面一併結合解釋，因此目前對於牙周韌帶的力學模型仍是具有相當不確定性的。

2.3 牙周韌帶之黏彈性理論

黏彈性材料是一種專門用作阻尼層的材料。其主要特色與溫度及頻率有關。頻率高到或溫度低到一定的程度時，它呈玻璃態，失去阻尼性質；在低頻或高溫時，它呈橡膠態，阻尼也很小；只有在中頻和中等溫度時，阻尼最大，彈性取中等值。常用的黏彈性材料可依其基低的不同分為四類：瀝青、水溶物、乳膠和環氧樹脂。黏彈性材料受力產生變形，當負載停止時其應變仍然繼續變形，而當所有負載除掉後有一殘留應變存在。此種材料中分子互相間的滑動，可用黏性阻尼模式來描述，因滑動能量消耗而非可逆性，亦就是除去負載，材料不可能恢復到原形，稱此種材料為黏彈性材料。

人類體內許多結締組織構成部分(例如韌帶與肌腱)之生物力學性質大多屬於黏彈性材料性質[17]加上與許多構造進行複雜的作用(例如：膠原蛋白、水、周圍蛋白質和基底組織等)。而牙周韌帶也是由結締組織所構成的，行為模式理論上也和



黏彈性材料特性類似[2]。一般黏彈材料受外力作用時，視外力速率的快慢或時間的長短，會使得材料表現不同[圖 13]。不同速率之力量在黏彈性物體上呈現不同的應力-應變曲線。意即，越快的速率需要越大的應力以使黏彈性物體達到相同應變[18]。常見有下列的物理現象包括：瞬間彈性(instantaneous elasticity)、潛變(creep)、應力鬆弛(stress relaxation)、遲滯現象(hysteresis)、瞬間回復(instantaneous recovery)、延遲回復(delayed recovery)、永久形變(permanent deformation)。

學者為了描述這些物理現象的數學模式由兩個基本元素(elements)構成：彈簧(spring)與阻尼(damper)。而兩者互相串連和並聯分別構成了著名的 Maxwell 模型與 Kelvin-Voigt 模型[圖 14]。但是這兩個基本模型上不足以完全描述上述六種不同的物理現象，因此真實材料的數學模型必然是由更多的基本模型串、並聯而成，這就產生了廣義 Maxwell 模型與廣義 Kelvin 模型。

2.3.1 遲滯現象

遲滯現象是黏彈性材料的典型現象，在負載與鬆弛/loading-unloading)過程中表現為不同的應力-應變路徑，並且過程中有能量損失反映在遲滯線圈的圍繞出來的面積裡。此現象和應力鬆弛及潛變有關係。遲滯現象的能量損失也取決於負載速率及時間。

2.3.2 應力鬆弛現象

將目標物快速負載到最終伸長率，然後保持此恆定長度，會發現應力隨著時間持續下降的現象。根據 Natali 等學者研究指出[19]，牙周韌帶應力鬆弛最後的平衡應力大約為原始最大應力的 70%。

2.3.3 潛變現象

潛變現象表示使目標物受到恆定的應力，隨時間逐漸增加會發現長度也跟著伸長的現象[20]。這通常與彈性材料形成對比，無論負載施加多長時間，彈性材料都不

會伸長[21]。




2.4 牙周韌帶生物力學理論公式之探討

建立牙齒支持理論之生物力學之理論公式(theoretic formulation)必須先提出本構模型(constitutive model)、相關組織參數(values)及總體結果，並進行後續實驗驗證(experimental validation)以證實理論公式之可信度。實驗驗證的方法可分成體外(in vitro)和體內(in vivo)測試。前者是在組織樣本上進行的，其特色在於可以使用簡單幾何形狀以評估應力-應變場(stress-strain fields)，並且與評估生物力學組織參數的值具有根本相關性。後者體內測試可用於識別相關組織特性的初步訊息，但是由於結構和幾何結構的複雜性無法用於識別組織參數。儘管如此一旦確定了材料參數，體內測試可以透過對實驗測試進行數值分析來明確的評估本構模型的有效性。

有關於牙齒位移的體內測試已經由許多學者進行許多相關實驗，並且已經證明了負載(load)與牙齒位移(tooth-displacement)之間的關係是呈現非線性(nonlinearity)和速率及時間依賴性(rate- and time-dependence)的[22]。然而，由於系統結構和幾何複雜性等原因，體內測試的結果不能用於定量確定牙周韌帶的實際機械性質。牙齒位移的體內測試部分也已經由諸位學者證實得知以下特性：例如 Pini 等學者從母牛取得的牙周韌帶樣本中研究出牙周韌帶之非線性特性[23]；而 Nishihira 及 Dorow 等人分析了貓和豬的牙周韌帶樣本，發現瞬時(instantaneous)和時間依賴性之生物力學特性[24]。

2.4.1 有限元素分析模型之建構

在結構分析的應用上，有限元素分析可以幫助定義複雜的幾何形狀，給定各種不同的負載狀況和邊界條件，分析結構所產生的應力、變形量等。學者們紛紛



利用這項技術進一步分析生物組織特性。有限元素分析在牙周韌帶歷年來發展方面，追溯至 1983 年 Tanne 等學者，他們認為牙周韌帶是一種各向同性及線性彈性 (isotropic and linear-elastic) 的材料。2002 年 Poppe 等學者採用各項異性雙線彈性 (bi-linear elastic) 的模型解釋。到了 2009 年 Qian 學者[25]採用了非線性 (nonlinear) 和時間依賴性的黏彈性特性 (viscoelastic) 模型輸入到有限元素模型中，使數值計算和實驗測量一致。為了執行有限元素分析，必須將每個成分的基本材料參數 (parameters) 輸入到有限元素模型中，然而 Rees[26]等學者發現歷史文獻提出有關牙周韌帶的彈性模數存在著極大的差異[表 1]，他以實驗驗證的方式發現 50 MPa 的彈性模數在有限元素模型和實驗之間得出良好的相關性。

2.5 Periotest 數值與牙周支持之關係

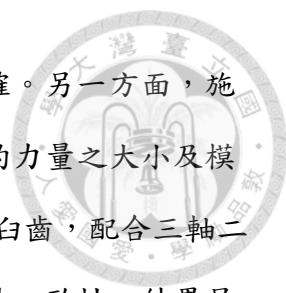
Periotest 是一個牙科用的測量工具並且有以下之應用：

1. 對於人工植牙，可用來評估人工牙根骨整合之程度。[表 2]
2. 對於自然牙可用來做為診斷及評估牙周組織是否健康之依據，可藉由術前即術後重複量測監測牙周治療之進程與療效。[表 3]

由於現今在臨床上使用的人工植牙系統廠牌不可勝數，Periotest 可以運用於所有植體系統並可在植牙手術的任何一個階段進行測量。在文獻研究上也可以作為自然牙牙周組織健康以及動搖度 (mobility) 之評量工具。

2.6 目前研究成果與待解決問題

1963 年 Picton 等學者[13]的所使用的實驗口內測量儀器，其設計係利用兩顆鄰接牙與待測牙的相對位移達成計算牙齒位移之目的，其精準度較高且符合生物體實際運作狀況。但考量到其裝置係以橡皮障夾固定於牙齒，橡皮障夾的夾取力



量是遠小於人類咬合力的，其測量時的整體裝置穩固度有待商榷。另一方面，施力的源來自於受試者的自然咀嚼力，故無法像電腦般調控精細的力量之大小及模式，此乃此裝置最大的限制。Natali 等學者[16]利用迷你豬的乳白齒，配合三軸二極體雷射進行測量並驗證其有限元素分析數值結果與實驗數據地一致性，結果呈現良好的一致性。惟其進行的是將動物的牙齒連同齒槽骨和牙周膜韌帶一起切下在體外做實驗，並未將活體牙周韌帶的血液淋巴流動、間隙空間、細胞，組織間液等因素納入考慮，並不能代表牙周膜韌帶整體力學行為表現，故其計算出來的數據與生物活體的實際臨床表現著實會有差異。

雖然歷年來各家學者針對自然牙牙周韌帶的實驗無論是動物實驗、人體實驗，或有限元素分析等都試圖去解釋牙周韌帶的力學行為以及它的理論基礎，但至今尚未有明確的機制。主要因為自然牙牙周韌帶形變很細微、機制複雜、測量困難、個體差異大及牙根幾何形狀之複雜度所以增加實驗的困難度。因此，使得這方面的研究長久以來沒有突破性的發展。



第三章 動機與目的

現今牙科技術與材料突飛猛進的年代，人工植牙的高存活率與長年的文獻實證醫學佐證，使其成為現代治療缺牙患者的另一選擇。人類史上最早的人工植牙可以追溯到瑞典 Branemark 學者在 1965 年所種植的人工牙根，經過了五十餘年仍成功存活在此病患口內。當然經過了這麼數十餘年，各家廠商或研究機構進行了諸多植體的型態設計及表面成分改質，最後仍是簡單的螺紋結構，粗糙植體表面，與 Branemark 學者當初的設計不謀而同。目標以穩固的骨整合(osseointegration)作為其穩定存在於體內為成功基石。然而，人工牙根穩固的骨整合與生物體自然牙齒具有緩衝能力的本質背道而馳。尤其是上、下顎對咬牙均為人工牙根的時候，若咬合設計不理想時，往往造成不當的咬合力傳導由金屬人工牙根直接傳到齒槽骨，硬碰硬的結果導致支台接頭(abutment)或植體周圍的骨頭應力集中，漸漸造成植體周圍骨頭吸收、植體內部零件螺絲鬆脫或斷裂、或者屢復體壞損等併發症，最終導致人工植牙失敗[27]。

因此，為了避免或減少上述人工牙根併發症，設計一種人工牙根具有基本穩固的骨整合能力，又同時具備牙周韌帶緩衝能力，以抵抗或降低不當咬合力傷害的可能性。在一切設計之前，應該要先了解自然牙牙周韌帶在受到力量時的生物力學行為模式表現。牙周韌帶之生物力學理論在學界討論已久，各派學者曾提出不同的假說，例如：簡單張力理論 (Simple Tension Theory)、受壓理論 (Compression Theory)、流體靜力理論 (Hydrodynamic Damping Theory) 及黏彈理論 (Viscoelasticity Theory)。然而，牙周韌帶之生物構造複雜並且礙於實驗的諸多限制，導致至今尚未有明確且一致的結論。因此考量牙周韌帶的力學行為模式研究之必要性，但至今無使人信服且符合人類活體條件之研究結果，故本研究希望依循 Chang 醫師等人動物實驗[4]之架構，進一步運用量測裝置於人體測量，

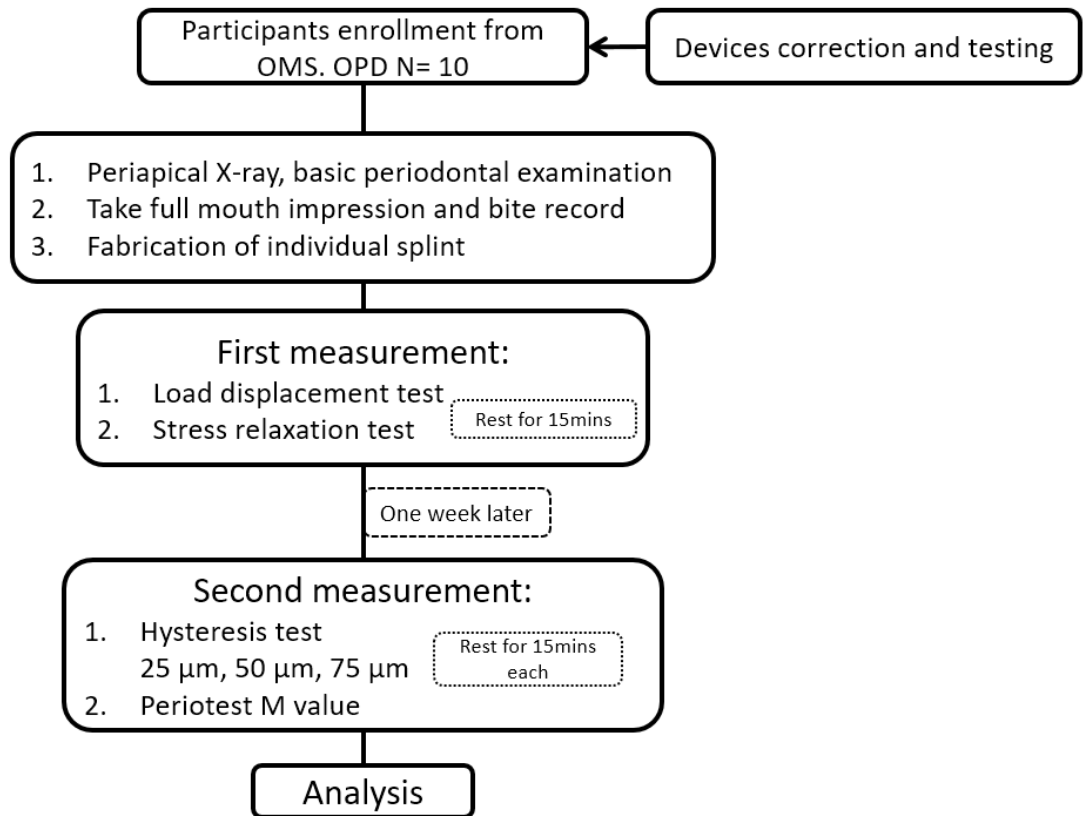
預計利用相當規模數量的臨床人體樣本，探討與歸納符合人體牙周韌帶之生物力學模式，以利後續開發具備牙周韌帶緩衝機制的人工牙根。如此一來始能滿足接近人體自然咬合之需求。若能加以突破創新，這將會產生牙科治療及人工牙根應用上的重大變革。



第四章 實驗材料、儀器與方法



本實驗量測儀器及測量方法已通過臨床試驗研究計畫申請(倫委會案件編號：201808013RINA)。實驗受試者來源係取自於臺大醫院口腔顎面外科門診病患，經牙醫師進行初步篩選符合列入條件且無排除條件者[表 4]，並詳細說明告知且病患同意則可列入受試者。預計採樣十位牙周健康受試者，男性女性比例約為 1:1。採納之受試者經由牙醫師於門診取牙齒模型，並預約後續時間於實驗室進行實際測量，詳細實驗流程圖如以下表示：





4.1 口內量測儀器之架構

4.1.1 基本架構

實驗儀器主要由口內量測器、電腦主機及訊號轉換器等基本構成原件所組成。本實驗設備的架設乃根據先前國外文獻之實驗經驗，透過設備的缺點改善而來。本套儀器系統係沿用先前本研究室 Chang 醫師等人動物實驗[4]，依循此設計圖[圖 15]由台灣隆慶精機股份有限公司客製化開發生產。本裝置的主要優勢在於可輕易懸掛及固定在動物或人體口腔周圍，藉由測量桿進行口內自然牙齒之位移與力量量測隨後擷取數位訊號。構成口內量測器的主要原件為兩組 LVDT(Linear Variable Differential Transformer)直線傳感器、懸臂式力量感測器及施力伺服馬達[圖 16]。

以下詳述各基本構成原件內容：

1. 懸臂式力量感測器：

係使用微小型懸臂式力量感測器 (Load Cell,MODEL:UH-40N,解析度:0.01 N) 做為實驗的施力設施。其能透過量測器下方的施力伺服馬達驅動而施加一軸向的固定大小力量，好處是可以施予一垂直力。並且施力的數值可以立即藉由懸臂式力量感測器上方的感測器中得到。結合感測器及回饋控制器，可以達成固定施力與固定施力速率的目標。

2. 位移量測：

實驗是利用兩組 Linear variable differential transformer(LVDT) (MODEL:TF101F,解析度:0.06 μm)做為位移(形變)之量測感測器，其中為一組(LVDT1)測得待測牙位移(S1)；另外一組(LVDT2)測得基準牙位移(S2)。LVDT1 之上端與待測牙位移測量桿相連結並連接於懸臂式力量感測器上端，當牙齒經過力量施予而位移時，LVDT1 可測得待測牙位移(S1)；另一方面，LVDT2 之上端與基準牙位移測量桿相連結並與待測牙之臨近牙上，當整體裝置受到

非預期外力而有移動時可同時記錄位移數值(S2)，作為待測牙的參考位置(reference position)。將待測牙位移與基準牙位移相減即可得到待測牙的相對位移(displacement)=(S1-S2)。並且能做到即時的位移控制，如此在做潛變實驗上，有其重要性。

3. 施力驅動：

由一小型施力伺服馬達(MODEL:PK513PA-H100S)構成，裝置於量測器之下方，合併使用量測級精密螺桿(MODEL:M148-104-13)帶動裝置上方的懸臂式力量感測器。做為量測器之施力驅動機構。

4. 回饋控制：

利用專用訊號控制器(MODEL:LS-A0-12-4)來回饋及控制施力驅動機構，進而達成固定力量/位移或固定力量/位移速率之目的。

5. 訊號擷取：

利用靜/動態應力量測暨資料擷取系統 (MODEL:LS-1020-16B/LS-AI-16-4，力量顯示精度:0.05 N，位移顯示精度:0.5 μm)作為力量及位移量測訊號之處理。

4.1.2 個人牙托設計

欲測量活體牙齒之最大困難部分在於口腔空間限制的關係，囿於量測機器其體積及重量一般都較龐大，如拉力試驗機(Tensilon)此普遍用於測量應力-應力的機器，無法裝置於口內，因此增加活體牙齒量測的困難度。本實驗個人牙托的設計以穩定乘載口內量測器且可將之固定於上、下顎間。材料設計係以透明矯正樹脂(Ortho-Jet[®] acrylic)，製作流程以[圖 17]呈現，其材料性質為下：

1. 屬於快速、低流動性、自固化(self-curing)壓克力樹脂。
2. 優良的抗曲強度(Bending strength)：約 42.79 MPa 及抗壓強度(compressive strength)：約 122.74 kgf [28]。

選擇 Ortho-Jet[®] acrylic 為個人牙托材料乃因上述之良好抗曲強度及抗壓強度即方



便操作等優勢。個人牙托分為三個部位[圖 18]：

1. 口內量測儀器連接端：以兩隻螺絲緊密固定個人牙托及口內量測裝置
2. 連接區：此區域以特別以材料加厚至至少 20 mm，以增加連接區穩定度
3. 咬合堤：此區域以加高之樹脂並調整至雙側白齒區咬合同時達到最大咬合接觸(maximal occlusion)，目的為支撐個人牙托及口內量測儀器總成，確保量測過程中整體裝置穩固不動。裝戴時前牙區張口度須大於 30 mm [圖 19]，以確保懸臂式力量感測計與位移測量桿有足夠空間延伸至口內。

量測之前使懸臂式力量感測器未接觸牙齒，受試者先將個人牙托及口內量測儀器總成咬住，受試者之下顎區域受到一顎部支架支撐[圖 20]以達到下顎區、下顎白齒、個人牙托、口內量測裝置及上顎白齒整體呈現無相對位移關係，以確保量測過程整體裝置穩固不動。

4.2 實驗校正

4.2.1 儀器校正

儀器校正主要分為兩部分，懸臂式力量感測器校正及位移感測器校正：

1. 懸臂式力量感測器校正：

首先將懸臂式力量感測器拆卸下來，將施力裝置固定於平面，將荷重歸零後以校正砝碼校正[圖 21]。觀察螢幕顯示之荷重是否與校正法碼誤差值在 0.5% 以內[圖 22]。如需更改，則進入系統內→修改感測器荷重元的校正係數，並重複三次相同荷重校正，再以三種不同校正砝碼重複驗證。

2. 位移感測器校正：

將兩組位移感測器(LVDT)拆卸下，固定於千分表磁性錶座，將位移歸零後於平面與 LVDT 間放入間隙量規[圖 23]，觀察螢幕顯示位移與間隙量歸位相差

值是否在 0.5% 以內[圖 24]。如需更改，則進入系統內→修改感測器電阻計的校正係數，並重複三次相同厚度，再以三種不同厚度之間隙量歸重複驗證。



4.2.2 臨床初步量測

本實驗測量儀器可精準地同時紀錄時間、荷重(Load)、待測牙位移(S1)、基準牙位移(S2)與相對位移(S1-S2)[圖 25]，從圖中約 115 秒處可發現有一處位移的訊號干擾(偏離原預期線段)，探討可能是測量過程中同時記錄到有些震動。由於有基準牙位移測量桿作為抵銷誤差的機制，所以在 115 秒處的相對位移結果仍然維持原本走勢，將其誤差抵銷掉。

4.3 實驗方法

本實驗設計將以口內量測器以上述實驗流程圖進行應力-位移測試(load displacement test)、潛變測試(creep test)、應力鬆弛測試(stress relaxation test)以及遲滯現象測試(hysteresis test)，儀器同時會擷取力量、位移及時間數據再予以進一步分析。除此之外，也將進行 Periotest M value、牙齒根尖 X 光片、牙周囊袋與齒動搖度等牙周基本量測。

測試前與測試時須符合以下條件：

- i. 受試者在測試前一小時無進食咀嚼之行為且呈休息狀態，以避免牙齒受力後產生牙周韌帶形變。
- ii. 每次測試項目間隔 15 分鐘以讓牙周韌帶自然回彈。

待測牙選定方式須同時滿足以下兩點：

- i. 下顎正中門齒、下顎側門齒這四顆牙選其中一顆。
- ii. 門牙切端需完整平直(非傾斜)，且與鄰牙的接觸面積為最小的牙位，以減少與雙側鄰牙的摩擦阻力影響實驗。



4.3.1 實驗方法與參數

本實驗以口內量測器部分分為四種測試，分別是應力-位移測試(load displacement test)、應力鬆弛測試(stress relaxation test)、遲滯現象測試(hysteresis test)。

以下施力均以 350 gw/mins 速率施予牙齒垂直之軸向力。

1. 應力-位移測試：

施以一垂直力量至 1000 gw。

若待側牙無法受力至 1000 gw 則將視情況降低力量最大值。

2. 潛變測試：

維持一固定大小之力量一段時間，觀察待測牙的位移表現。可發現當力量維持固定時，仍可見到牙齒位移增加的現象。

施予待測牙垂直力量至 500 gw 持續維持 200 秒觀察其位移變化。

3. 應力鬆弛測試：

維持一固定大小之位移一段時間，觀察待測牙的力量表現。

施予待測牙垂直力量至牙齒位移量(S1)為 25 μm ，持續 120 秒。

4. 遲滯線圈測試：

施予一垂直力至設定之牙齒位移，停留一段時間後將施力移除，觀察待測牙之力量與位移關係。不同次測量之間間隔 15 分鐘使該牙齒不施予外力呈休憩位置，以讓牙周韌帶充分回復至原始狀態。

- i. 施予待測牙垂直力量至待測牙位移量(S1)為 25 μm ，持續 20 秒，移除施力直至牙齒位移量為 0 μm 。
- ii. 施予待測牙垂直力量至待測牙位移量(S1)為 50 μm ，持續 20 秒，移除施力直至牙齒位移量為 0 μm 。
- iii. 施予待測牙垂直力量至待測牙位移量(S1)為 75 μm ，持續 20 秒，移除施力直至牙齒位移量為 0 μm 。

分析遲滯線圈圖形，並計算黏彈性材料之形變率(Deformation rate, %)以及形變量(Deformation, μm)，其定義為下：

- i. 形變量(d):一次施力與鬆弛遲滯線圈圖形產生之形變(deformation)位移(d)
- ii. 形變率(D):一次施力與鬆弛遲滯線圈圖形產生之形變(deformation)位移(d)除以最大壓入位移(L)

4.3.2 Periotest M 測量

使用 Periotest M 進行待測牙之測量，總共分三次取 periotest value 數值再將之取平均值。測量位置為該牙之切端三分之一位置。不同次測量之間間隔 15 分鐘使該牙齒不施予外力，呈休憩位置以讓牙周韌帶充分回復至原始狀態。

根據原廠說明書指引，Periotest M value 從-8 至+9 代表牙齒健康，動搖度為零。然而數值從-8 到+1 對於人工牙根來說才是具有良好的骨整合且可以負載咬合力，若數值+1 到+9 則尚未達到負載咬合力的程度。由於實驗中篩選的病人屬於健康牙周組織，故 Periotest M value 均為-8 至+9 的範圍。考量探討牙齒穩固度以及牙齒消散能量之關係，所以將 Periotest M value 以+5 為界線，分成兩個組別：

- i. 若 Periotest M value 小於+5，定義為牙齒動搖度「低」組別。
- ii. 若 Periotest M value 大於或等於於+5 且小於+9，定義為牙齒動搖度「高」組別。

4.3.3 牙周基本量測

1. 牙齒根尖 X 光片：使用平行法(paralleling technique)拍攝取得下顎前牙區之根尖 X 光片資訊，可用來確認測量前牙周韌帶健康狀況，以及牙周韌帶寬度的參考依據。
2. 牙周囊袋(pocket depth)及探測出血(bleeding on probing)紀錄：利用牙周探測器(periodontal probe)，探測時器械須與牙齒長軸平行探測，決定牙周



囊袋深度和附連喪失之數值。每一顆牙共有 6 個紀錄點。以牙周探測器探測牙周囊袋並觀察是否有探測出血情形。

3. 齒動搖度：使用兩隻牙科口鏡柄在待測牙之唇側與舌側施予晃動力量，紀錄牙齒動搖度(依程度分為 grade I, grade II 及 grade III)。

4.3.4 統計方法

1. 遲滯線圈所圍繞出的面積將其積分(integration)計算[圖 26](運用軟體為 OriginPro 8.5)，再進行原單位轉換為能量($1 \text{ gw} \times \mu\text{m} = 9.8 \times 10^{-6} \text{ mJ}$)。將能量分高能量組別與低能量組別：
 - i. 25 μm 組別之消散能量小於 $2 \times 10^{-2} \text{ mJ}$ ，定義為低能量組。
 - ii. 25 μm 組別之消散能量大於或等於 $2 \times 10^{-2} \text{ mJ}$ ，定義為低能量組。

本實驗將 Periotest M value 之動搖度高組別、動搖度低組別與消散能量高能量組別、低能量組別進行卡方檢定統計。

2. 遲滯線圈之負載與位移圖形，發現呈現非線性結果，且每段斜率皆有所不同。不同受試者在不同時間之測量結果歸納可見，大致呈五段不同的斜率。如 [圖 27]顯示，本實驗將遲滯線圈之曲線定義為五階段不同斜率：
 - i. Loading phase 分成三階段：分別為第一階段 A、第二階段 B 級第三階段
 - ii. Unloading phase 分成兩階段：分別為第四階段 C 及第五階段 D。

統計方法乃採用每一位受試者，壓入 75 μm 的組別之 loading phase 的第二階段 B，每一組斜率數據均重複計算兩次。試圖探討不同受試者牙周韌帶彈性係數之差異。採用 One-way ANOVA 其中的 LSD 或 Tukey 檢定方式，顯著水準小於 0.05 定義為有顯著差異。

3. 欲探討牙齒壓入量與形變之關係，預計將十位受試者之形變率(Deformation rate, %)以及形變量(Deformation, μm)，分成壓入 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個族群，取其平均數及標準差探討牙齒壓入量與形變之關係。

第五章 結果與討論




5.1 結果

本實驗總共進行十位臨床受試者的量測，男性四位(年齡：26 至 31 歲、平均：27.8 歲，標準差：2.36 歲)，女性六位(年齡：24 至 35 歲，平均 28.8 歲，標準差：4.91 歲)。共測量下顎門齒數量十顆，進行了應力-位移(load displacement test)、應力鬆弛(stress relaxation test)、潛變(creep test)、及遲滯線圈(hysteresis test)等測試。每位受試者的測量結果如牙位、牙根尖 X 光片、形變率、回彈時間、消散能量、Periotest M value、遲滯線圈 A 至 D 五階段斜率…等數據紀錄於文末[附錄 1、2]。

5.1.1 黏彈性材料特性

1. 在 Load-displacement 實驗中可發現[圖 28]，初始牙齒在低負載約 150 gw 時，牙齒壓入位移一開始處於快速增加的階段；接著持續施加更多負載後，位移增加的速率逐漸地減少，從 0 gw 負載到 700 gw 負載之間可發現有明顯兩段不同的彈性係數。同樣的趨勢也有在其他受試者結果呈現。
2. 關於 Stress-relaxation 實驗結果：十位受試者之應力鬆弛圖型如[圖 42-圖 51]呈現。我們以受試者#4 的結果[圖 29]討論，因其測量結果較具代表性。在大約 60 秒之後即停止施加力量並保持維持原位移 120 秒觀察荷重值，發現荷重值一開始快速降低；在約 50 秒後呈現第二段趨勢，荷重值降低趨於平緩。其回歸線呈現一次函數關係：其第一段與第二段的直線方程式分別 $y = -5.426x + 1175.3(R^2 = 0.9883)$ 及 $y = -0.4573x + 607.38(R^2 = 0.8963)$ 為其斜率分別為 -5.43 及 -0.46。此結果代表有黏彈性物質之 stress-relaxation 現象。
3. Hysteresis 實驗中十位受試者之遲滯線圈圖型如[圖 32-圖 41]呈現。可以看出牙齒壓入量 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別負載-位移圖形呈現面積遞增的趨




勢，但不同受試者測試出的圖形樣態均不盡相同，儘管如此，不同組別間仍有共通點。我們以受試者#6 圖形樣態來討論[圖 30]，因其測量結果較具代表性。結果顯示以負載-位移的關係圖形呈現一個施力階段(loading phase)與鬆弛階段(unloading phase)路徑不互相重疊的曲線，此圍繞出的區域稱為遲滯線圈(hysteresis loop)。其中間圍繞出的範圍表示在這一次施力與鬆弛循環中牙周韌帶的消散能量(dissipated energy)。在 unloading phase 尾端(施力 0 gw)位置可見位移量未恢復至原點，表現出此待測牙產生了大約 5 μm 形變量(deformation)。結果顯示牙周韌帶具有類似黏彈性材料特性具有遲滯線圈及永久形變的特性。

4. 在潛變 creep 實驗中十位受試者潛變圖形如[圖 42-圖 51]呈現。明顯可以看出牙齒壓入力量維持固定之後，其位移皆呈現往上增加的趨勢，且每位受試者之圖形樣態不盡相同。我們以受試者#2 的潛變測試結果[圖 31]為例，測試方法為當施力到 550 gw 並維持 200 秒來觀察牙齒位移。本實驗將施力到達目標力量後每 30 秒分成一個階段做比較，位移對時間的關係第一階段、第二階段及第三階段斜率分別是 0.0602、0.0365 及 0.0317，換句話說，隨時間增加斜率有遞減的現象。表示在施力固定後，一開始牙齒位移增加速率較快，時間久了，增加速率趨於緩慢但仍是增加。結果而言，在力量維持固定時，仍可見到牙齒位移增加，表示牙周韌帶有黏彈性材料之潛變的特性，且在受試者#2 方面 550 gw 所造成牙齒的平均潛變速率是 0.0428 $\mu\text{m}/\text{s}$ 。

5.1.2 遲滯線圈與消散能量討論

1. 本實驗將 Periotest M value 之低牙齒動搖度組和高牙齒動搖度組與 25 μm 組別消散能量之高能量組和低能量組進行卡方檢定，其中的費雪爾正確概率檢定(Fisher's exact test)。結果[表 5]顯示 Exact Sig.(1-side)為 0.667，大於 0.05。故 Periotest M value 與遲滯線圈的 25 μm 組別消散能量沒有統計上的顯著差異。

- 
2. 我們將所有十位受試者的不同牙齒壓入量 25 μm 、50 μm 及 75 μm 各自成一個組別，每個組別的消散能量(dissipated energy)取平均數。得到的平均消散能量分別為 1.61 ± 0.71 、 3.98 ± 2.14 及 11.29 ± 4.12 (單位： 1×10^{-2} mJ) [表 6]。[圖 52]顯示三個組別結果。將之計算回歸線，結果顯示三個組別平均消散能量呈現指數關係往上升的趨勢。


5.1.3 牙周韌帶之彈性係數

本實驗從遲滯線圈負載與位移圖形分析，採用每位受試者壓入 75 μm 的階段 B 斜率部分，因其數據完整且一致最能代表牙周韌帶之彈性係數，因此採用此階段數值計算。其中受試者#7 與#8 因缺乏壓入 75 μm 遲滯線圈斜率數據故予以排除。總共納入八位受試者作統計運算。本實驗使用 One-way ANOVA 統計(顯著水準 0.05)探討不同組別之階段 B 斜率是否有統計上的差異。分析結果顯示為顯著 ($F(7,8)=76.652$ ， $p<.001$)，故拒絕虛無假設，即各組別的階段 B 斜率部分具有顯著差異 [表 7]。

將每位受試者壓入 75 μm 的階段 B 斜率換算成楊氏模數(及彈性係數)如 [表 9]所示。Case #1、#2、#3、#4、#5、#6、#9 及#10 楊氏模數分別為 0.158、0.240、0.244、0.331、0.491、0.236、0.068 及 0.082 (單位為 MPa)。範圍介於 0.068 MPa 至 0.491 MPa，平均數為 0.231 MPa，標準差為 0.137 MPa、中位數為 0.238 MPa。

5.1.4 牙周韌帶位移量與形變之關係

1. 本實驗探討牙周韌帶遲滯線圈之形變部分，將十位受試者以不同位移量 25 μm 、50 μm 及 75 m 分成三組，每個組別的形變率(Deformation rate, %)取平均數，得到的平均形變率分別為 $44.56\pm 18.74\%$ 、 $47.06\pm 26.96\%$ 及 $43.30\pm 20.65\%$ 。[圖 53]表示平均形變率分別在三個組別的結果。結果顯示 25 μm 、50 μm 及 75 m 三組位移量的平均形變率呈一次函數關係。

- 
2. 利用相同方法，將所有十位受試者的以不同位移量 $25\ \mu\text{m}$ 、 $50\ \mu\text{m}$ 及 $75\ \mu\text{m}$ 分成三組，每組的形變量(Deformation, μm)取平均數。得到的平均形變量分別為： $8.60\pm 3.90\ \mu\text{m}$ 、 $19.12\pm 11.17\ \mu\text{m}$ 及 $24.06\pm 14.97\ \mu\text{m}$ 。[圖 54]表示三個組別結果。將之取回歸線計算，顯示三個組別的平均形變量呈現二次函數關係往上增加。

5.2 討論

此實驗乃採用人類下顎前牙單根牙區作為實驗待測牙，採用此牙位的原因為以下考量：

1. 單根牙之牙根型態與大多數人工植體形狀(圓柱狀或錐狀的外型)相似，測量出的數據利於用來比較人類牙根與人工植體兩者力學模式差異。
2. 單根牙牙齒和多根牙牙齒(如：白齒)相比，單牙根牙齒因為沒有牙根分岔處之構造，且牙根幾何形狀、角度及數量較單純，進行施力及位移測試時牙齒的牙周韌帶、組織間隙形變以及齒槽骨壓力及張力區分布較多牙根牙牙齒單純。有利於解釋與推測人體牙周韌帶之生物力學模式。

5.2.1 實驗對象討論

我們已知黏彈性材料特性對於牙周韌帶及自然牙的支持功能是非常重要的，但牙周韌帶的組成結構與黏彈性質的相關聯性，至今卻不清楚[29]，所以有許多文獻係以體外實驗為主，將牙齒連同牙周韌帶及齒槽骨切片後利用夾具進行離體實驗，觀察牙周韌帶的力學行為，這些離體的實驗只能得知部分牙周韌帶膠原纖維或結締組織等對於牙齒位移的影響，液體、淋巴、血液…等對於牙齒位移影響目前仍無定論。所以，本實驗是採用人類自然牙齒為測試物體，測量結果較離體實驗能反映牙周韌帶組織整體的力學變化，例如：膠原纖維的變形、血液、淋巴液、




組織液…等液體流動。

1. 本實驗亦針對其他種類材料做相同測試來與牙周韌帶比較，我們將矽膠、硬石膏做相同測試予以比較[圖 55][表 8]:
 - i. 發現相較於自然牙，矽膠的斜率(彈性係數)較小，且同樣的物體位移量之下矽膠受力後遲滯線圈產生的消散能量較牙周韌帶低。
 - ii. 硬石膏部分，PTV 數值為-7.5，彈性係數極大，力量-位移圖形中幾乎呈現垂直上下的圖形。因為硬石膏彈性空間極小，造成測量過程中整個量測裝置牽扯移動，導致負值位移的現象發生。硬石膏遲滯線圈的消散能量亦比矽膠小。硬石膏的 PTV 數值與骨整合完整的人工牙根相類似(PTV 在 0 至-8 之間)，表示動搖度類似，故本實驗將硬石膏取代骨整合完整的人工牙根做為兩者緩衝能力的比較。

綜合上述結果，自然牙的牙周韌帶比起上述兩者材料有極佳且突出的緩衝能量的能力。本實驗指出當同樣壓入約 450 克重時，牙周韌帶(PTV 為+5.5)可緩衝能量比人工牙根高 31.6 倍[表 10]。臨床上我們可以建議病患儘量避免用人工牙根咀嚼較硬的食物，否則容易因力量緩衝不良的原因造成齒槽骨受傷及咬合創傷。

2. 本實驗受試者利用本測量儀器計算所得位移-力量圖形與 1960 年 Parffit 等學者相比較，發現有相類似的趨勢：兩者均顯示隨著壓入力量逐漸增加，初始牙齒在低負載時，位移處於快速增加的階段；若持續施加更多負載時，位移增加的速率逐漸地減少。但是，仔細觀察兩者之斜率[圖 56]，也代表彈性係數，發現兩者結果之斜率並不相同。探討其原因可能為二：
 - i. 實驗的牙齒牙位不同。Parffit 學者是以上顎門齒為測試牙；本實驗室以下顎門齒為測試牙。前者的牙根表面積、長度較後者大，故其牙周韌帶面積也較大。因此結果不會完全相同。
 - ii. 由於牙周韌帶特性屬於黏彈性材料性質，具有張力速率依賴(rate-dependent)的特性[18]。換句話說，當拉伸速率越快，則需要越強的



應力達成。Parffit 學者之實驗施力速率約為 1200 gw/min，而本實驗之實驗施力速率約為 350gw/min，明顯前者速率大於後者速率。因為張力速率依賴的特性所以本實驗表現出來的斜率(彈性係數)會低於 Parffit 學者的實驗結果。

5.2.2 遲滯現象測試討論

在 hysteresis test 方面，實驗結果表現出施力 loading phase 與鬆弛 unloading phase 兩曲線不互相重疊的遲滯線圈(hysteresis loop)。隨著壓入位移量的增加，其線圈內包圍出的面積，表示消散能量(dissipated energy)，亦呈現越來越大的趨勢。在 unloading phase 尾端可見其未恢復至原點，產生一形變量，這代表牙齒在受力之後不會立即回復至牙齒初始位置，這代表牙周韌帶具有黏彈性物質特性之一的永久形變(permanent deformation)。實驗中可發現隨著不同受試者、不同施力造就不同大小的形變量，然而，與黏彈性物質的永久形變不同的是，自然牙有其生物體的組織灌流以及不同方向的膠原纖維束拉扯及回彈的功能，使得自然牙在經過一段時間後會回復至初始位置。此一現象 Parffit 等學者在對做牙齒連續間歇受力時亦有發現。他對牙齒施予力量後鬆弛，並且在其未恢復至初始位置時反覆施予同樣力量，最後發現牙齒位置逐漸地朝牙根尖移動[13]。若從臨床角度來看此現象，常發生在進行某些牙科治療(如：填補蛀牙、假牙贖復…等)，醫師調整咬合點時，因調整過程中病患會反覆緊咬牙齒或咬合紙，自然牙因而接受連續間歇的施力而產生往牙根尖方向的位移，經過一段時間後，自然牙回到了初始位置，往往發生病患感覺咬合墊高的情形。

我們計算自然牙受到一次負載造成的形變，在位移 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別得到平均形變量分別為 $8.60\pm 3.90 \mu\text{m}$ 、 $19.12\pm 11.17 \mu\text{m}$ 及 $24.06\pm 14.97 \mu\text{m}$ 。三個組別的平均形變量呈現往上增加並且為二次函數關係，可以得知將牙齒下壓位移量越多，牙周韌帶的形變量呈二次函數關係增加，並且牙齒回彈至初始位移

的時間也需越長。形變率(deformation rate)方面，在位移 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別得到平均形變率分別為 44.56 \pm 18.74%、47.06 \pm 26.96%及 43.30 \pm 20.65%。表示牙周韌帶受到擠壓變形的比例範圍落在 43.3%到 44.56%之間，且不受壓入位移大小所影響。

5.2.3 牙周韌帶力學行為之描述

我們從遲滯線圈實驗的 loading phase 和 unloading phase 分析不同受試者及不同壓入量可以歸納其規則。力量對位移的曲線大致呈五段不同的斜率。如 [圖 27] 表示，本實驗使用非線性回歸預測法(Nonlinear Regression Analysis)的 Asymmetric Sigmoidal, five parameter logistic (5PL) curve 分析法，因其較能符合自然牙牙周韌帶的力量相對位移曲線圖。以受試者#6 的 25 μm 組別為例，其 loading phase 和 unloading phase 運算其預測公式分別為： $Y = -24.31 + 273.91 / (1 + 10^{[(7.005 - X) * 0.1281]})$, $R^2 = 0.999$ 及 $Y = -15.62 + 361.02 / (1 + 10^{[(15.41 - X) * 0.1613]})$, $R^2 = 0.9525$ [圖 57]。此受試者三組不同壓入位移以同樣方式預測能得到類似結果[圖 58]。以下為牙周韌帶受力時的生物力學模是推測 (i 到 v)，參照 1996 年 Bien 與本實驗結果[19, 30]：

- i. 當牙周韌帶起初受到力量時，先由 Maxwell-Voigt elements 的彈簧單元 (spring unit) 最先反應，係屬於快速彈性元件 (fast elastic components)，主要由牙周韌帶內的膠原纖維束與彈性蛋白重新排列造成。故初始 phase A 的斜率是較小較緩的，呈現位移變化量大的結果。
- ii. 當隨著力量增加，此時由 Maxwell-Voigt elements 的阻尼單元 (damper unit) 為主要作用，係屬於慢速黏性元件 (slow viscous components)，主要由牙周韌帶內的血液及組織液流通，擠壓進入血管或齒槽骨內。此時的 Phase B 斜率變得較大，呈現位移變化量比前一階段小的趨勢。
- iii. 當壓入位移達到某一程度時(如受試者#6 表現於壓入約 45 μm 處)，發現



phase C 斜率急遽增大，此時為牙根已經壓入到接近齒槽底部，再加上牙周韌帶組織間隙內仍含有細胞、血管等結構佔據部分體積，導致此時期阻力雖變大，仍有緩慢壓入的空間。

- iv. 當力量鬆弛時，血液及組織液最先回流至牙周韌帶空間，主要由 Maxwell-Voigt elements 的阻尼單元作用再加上應力鬆弛的效應，使得力量急遽下降但位移變化量為最少，可以觀察到 Phase D 的斜率為最大。
- v. 繼續力量持續鬆弛，到達某一點時(如受試者#6 表現於鬆弛至 40 μm 處)，膠原纖維束與彈性蛋白重新排列為主要作用並將牙齒位移迅速拉回，所以可以觀察到 phase E，斜率表現屬於最緩的部分。

我們使用 Periotest M value 此臨床測量工具來探討與牙周韌帶消散能量之關係，利用卡方檢定比較每位受試者 Periotest M value 與牙齒壓入 25 μm 的消散能量是否具有相關性。結果得分為 0.667，大於 0.05，表示 Periotest M value 與 25 μm 遲滯線圈的消散能量沒有統計上的顯著差異。探討此現象原因如下：

- i. 因本實驗測試牙均無牙根沾黏(ankyloses)狀況，動搖度為零且無牙周破壞的健康牙周狀態，故 Periotest M value 測得數值均落在正常值範圍內，組間數值差異不大。若實驗對象改為牙根沾黏牙齒與健康牙周的牙齒比較，可預期 PTV 和遲滯線圈消散能量會有差異。
- ii. Periotest M 乃採用側向力方式敲擊牙齒以取得數值牙齒動搖度數值，而本實驗施力採軸向力，兩者數值與結果之間無相關性可能是由於施力方向不同導致。因此推論對於牙齒施予不同方向的力量造成的牙周韌帶能量吸收方式不同。

5.2.4 彈性係數之探討

從文獻回顧以及本實驗驗證得到複雜牙周韌帶組織的生物力學性質接近於黏彈性材料。由於黏彈性材料具有速率及時間依賴性(rate- and time-dependence)，如


黏彈性材料模型之一的 Kelvin–Voigt model' (應力、應變及彈性係數關係方程式為：

$\sigma(t) = E\varepsilon(t) + \eta \frac{d\varepsilon(t)}{dt}$)，根據不同的受力時間、速率，會影響材料的彈性係數。根據[30]

文獻提及，牙周韌帶周圍有血管血流、淋巴液、組織間液以及不同排列方向的膠原纖維…等影響，綜合以上敘述，我們得到的結論是：自然牙周韌帶的彈性係數非「單一的」固定數值，而是介於在一個範圍內。即使測量同一顆牙齒，在經過不同時間、不同條件下施力會顯現不同的彈性係數。因此說明了為何 75 μm 各組間 B 斜率彈性係數數值具有顯著差異。本實驗選取遲滯線圈圖形趨勢較為一致的八位患者，計算出人類自然牙牙周韌帶彈性係數範圍介於 0.068 MPa 至 0.491 MPa，平均為 0.231 MPa，標準差為 0.137 MPa、中位數為 0.238 MPa。

5.2.5 實驗限制

1. 本實驗使用口內量測儀器測量的應力-鬆弛實驗、潛變實驗及遲滯線圈實驗數值缺乏重複測驗。每一個測試數值理應重複測驗三次以上以達良好實驗數據再現性。原因是由於步進馬達負載力量速率過慢，導致實際測量時單次測驗時間長，因考量受試者舒適性以及不傷害其口腔咀嚼肌肉功能為由，故每個測驗最後僅取一次結果。
2. 探討自然牙牙周韌帶受力變形後回彈至初始位置，整體回復時間根據文獻記載 Parfitt 等學者[13]指出約 1 至 2 分鐘、Wills 等學者[2]提出約 1.5 分鐘，而 Komatsu 等學者[29]表示可能需要幾分鐘到一個小時以上才會達到平衡的狀態。本實驗測得之回復時間(Recovery time, T)僅有 4 至 32 秒，與歷史文獻的回復時間差異甚大。探討原因乃出自於本實驗量測儀器程式設定之限制：當本實驗至 unloading phase 至負載為零之後，量測儀器之懸臂式力量感測器會持續以原設定速率遠離牙齒，且此速率遠高於牙齒自行回彈恢復的速率。所以測得的回復時間低估自然牙實際生物表現。

- 
3. 口內量測儀器的架構以及設計構想完善，但透過步進馬達驅動的懸臂式力量感測器施予垂直作用力的速率較為緩慢(最快為 350 gw/min)。理想上步進馬達驅動速度應加快至 3000 gw/sec [27]，較能接近人類咀嚼食物的速率，測得之牙周韌帶彈性係數以及牙周韌帶行為模式能更接近實際狀態。
 4. 本實驗結果顯示牙周韌帶具有黏彈性材料特性，可以用此理論來說明自然牙受衝擊力時組織的反應，模擬組織受到潛在衝擊性的改變。然而黏彈性材料具有速率及時間依賴性(rate- and time-dependence)，其彈性係數會隨時間及速度而改變，故無法測得一個單一的彈性係數數值。又牙周韌帶組織為一綜合牙周膠原纖維、間隙空間、細胞、組織間液、血液及淋巴流動所構成的支撐系統，各構造互相交互作用產生複雜的力學機制，故難以以單一模型解釋其組織架構。未來仍需要朝向結合數學，力學，生物，機械等觀點的周詳機制來完整描述牙周韌帶的生物力學行為。
 5. 本實驗某些實驗結果可見負載高但位移卻變少的現象，此違反一般力學的邏輯(例如圖 46、圖 48)。此狀況發生常見於牙周韌帶彈性係數較大的患者(或者硬石膏)上，原因乃源自於量測儀器下壓牙齒過程中施力速率較慢，再加上該物體楊氏模數極高，導致特製化個人牙托連同量測器整體往遠離下顎牙齒方向移動，使得基準牙位移測量桿數值增加快速，然而，固定在懸臂式力量感測器上的待測牙位移測量桿位移變化量跟不上基準牙位移測量桿的變化。因此造成待測牙位移減基準牙位移得出負值結果。故有負載提高但位移卻減少的狀況。臨床口內檢查發現(如圖 48 的 case #7)患者牙齒型態在咬合端上有嚴重磨耗(wear facet)的現象，與病患喜歡咬硬物或有磨牙習慣有關連。

第六章 結論



本實驗採隨機採樣方式共測量十位符合資格之受試者(四位男性，六位女性)下顎前牙區域。透過控制不同的力量大小、速率以及時間長短觀察牙齒受力後的生物力學行為模式得出以下結論：

1. 本實驗成功建立了標準化量測人類下顎前牙區域的儀器以及測量方法，並且首度透過特製化個人牙托，將量測儀器以非侵入性方式固定於下顎區域，使儀器能輕易地在口內進行活體測量。此儀器透過高敏感度的測量元件以及基準牙參考點的設計達成抵銷微震產生的誤差，以得到自然牙受力時的相對位移數據。進一步可用來研究健康或非健康牙周韌帶的生物力學模式。在產業方面可驗證及比較活體人工牙根與自然牙齒牙周韌帶生物力學模式的差異。
2. 人類牙齒之牙周韌帶經證實具有潛變、應力鬆弛，以及遲滯現象等黏彈性材料特性。牙周韌帶受到負載後在 loading phase 的力量-位移關係圖呈現非線性的關係，且明顯分成三階段不同彈性係數；第一階段位移變化量較大阻力最小；第二階段的位移變化量較小阻力居中；第三段位移變化量最小阻力最大。牙周韌帶受力後力量-位移圖形的回歸線呈現與 Asymmetric Sigmoidal, five parameter logistic (5PL) curve 類似。
 - i. 遲滯實驗中，牙齒壓入量 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別中分別的平均消散能量為 1.61 ± 0.71 、 3.98 ± 2.14 及 11.29 ± 4.12 (單位： 1×10^{-2} mJ)。隨著壓入量增加牙周韌帶平均消散能量呈現指數關係往上升。故得知施加牙齒力量越大，牙周韌帶所吸收能量也越大，且呈現指數關係上升。
 - ii. 人類下顎門齒之 Periotest M value 與牙周韌帶壓入時的消散能量在統計上沒有顯著相關。顯示對於牙齒施予側向力或軸向力所造成的能量吸收不同。
 - iii. 人類自然牙牙周韌帶楊氏模數範圍介於 0.068 MPa 至 0.491 MPa，平均為



0.231 MPa，標準差為 0.137 MPa、中位數為 0.238 MPa。

- iv. 自然牙受到一次負載及自然鬆弛後，隨著壓入位移增加牙周韌帶平均形變量(deformation)以二次函數關係增加；而平均形變率(deformation rate)範圍落在 43.3%到 44.56%之間，不受壓入位移增減影響。

3. 矽膠及硬石膏與自然牙牙周韌帶在相同的實驗下顯示牙周韌帶對比上述材料具有極佳且突出的緩衝與分散能量的能力。


咬合面明顯有磨耗的病人其牙周韌帶係數較一般人高，如 case #5、case #7(彈性係數範圍：1.778 MPa 至 2.785 MPa)。臨床上建議患者配戴咬合板、避免咀嚼硬物以避免造成齒槽骨受傷及咬合創傷。

本實驗透過相當數量的人類活體數據，獲取牙周韌帶相關的臨床數據，如此可運用於有限元素分析數值模擬的實驗驗證(experimental validation)。未來，仍需更進一步改進儀器裝置，以更輕便精確的方式測得牙周韌帶及人工牙根咀嚼時的生物力學模式，進一步研發能模擬生物體的人工牙根。

參考文獻 Reference



1. Dean, R., *The Periodontal Ligament: Development, Anatomy and Function*. Oral Health and Dental Management, 2017. **16**(6).
2. Wills, D.J., D.C. Picton, and W.I. Davies, *An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys*. J Periodontal Res, 1972. **7**(1): p. 42-51.
3. Beschmidt, S.M., et al., *Implant success and survival rates in daily dental practice: 5-year results of a non-interventional study using CAMLOG SCREW-LINE implants with or without platform-switching abutments*. Int J Implant Dent, 2018. **4**(1): p. 33.
4. Po-Yao Chang, C.-P.L., *Difference of Biomechanical Behaviors of Natural Tooth and Dental Implant : Animal Study*. 2010: p. P1-138.
5. Araujo, J.L.a.T.K.a.M., *The anatomy of periodontal tissues*, in *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*, J.a.L. Lindhe, {Niklaus P.} and Thorkild Karring, Editor. 2008, Blackwell Publishing. p. 3--49.
6. AlZahrani, F. and L. Richards, *Micro-CT evaluation of a novel periodontal ligament simulation technique for dental experimental models*. Archives of Orofacial Science, 2018. **13**(2).
7. Berkovitz, B.K., B.J. Moxham, and H.N. Newman, *The periodontal ligament in health and disease*. 1995: Bookmantraa. com.
8. Fullmer, H.M., *Differential staining of connective tissue fibers in areas of stress*. Science, 1958. **127**(3308): p. 1240.
9. Weiss, J.A., B.N. Maker, and S. Govindjee, *Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity*. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 1996. **135**(1): p. 107-128.
10. Tashiro, K., et al., *Development of oxytalan fibers in the rat molar periodontal ligament*. Journal of Periodontal Research, 2002. **37**(5): p. 345-352.
11. Sims, M.R., *Oxytalan-vascular relationships observed in histologic examination of the periodontal ligaments of man and mouse*. Archives of Oral Biology, 1975. **20**(11): p. 713-IN7.
12. Lakhani, K., V. Vashishth, and N. Gugrani, *Root surface area measurement of permanent dentition in Indian population – CBCT analysis*. Informatics in Medicine Unlocked, 2017. **9**: p. 1-5.
13. Parfitt, G.J., *Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction*. J Dent Res, 1960. **39**: p. 608-18.
14. Picton, D.C., *Vertical movement of cheek teeth during biting*. Arch Oral Biol, 1963. **8**: p. 109-18.

- 
15. Bien, S.M., *Fluid Dynamic Mechanisms Which Regulate Tooth Movement*, in *Advances in Oral Biology*, P.H. Staple, Editor. 1966, Elsevier. p. 173-201.
16. Natali, A.N., et al., *Experimental-numerical analysis of minipig's multi-rooted teeth*. *J Biomech*, 2007. **40**(8): p. 1701-8.
17. Woo, S.L., et al., *Injury and repair of ligaments and tendons*. *Annu Rev Biomed Eng*, 2000. **2**: p. 83-118.
18. *Solid Mechanics On-line Books: Piaras Kelly*.
19. Natali, A., et al., *Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis*. *Connect Tissue Res*, 2004. **45**(4-5): p. 222-30.
20. Kelc, R., et al., *The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes*. 2013. p. 43-86.
21. Woo, S.L.Y., et al., *Injury and Repair of Ligaments and Tendons*. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2000. **2**(1): p. 83-118.
22. Dorow, C., N. Krstin, and F.-G. Sander, *Experiments to Determine the Material Properties of the Periodontal Ligament*. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 2002. **63**(2): p. 94-104.
23. Contro, R.V., Pasquale, *Parameter identification of non-linear constitutive law for the periodontal ligament allowing for tensile and shear laboratory tests*. 2000: p. 557-565.
24. Nishihira, M., Yamamoto, K., Sato, Y., Ishikawa, H., and Natali, A.N., *Dental Biomechanics*. 2003: London: CRC Press. p.20-34.
25. Qian, L., et al., *Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament*. *Dent Mater*, 2009. **25**(10): p. 1285-92.
26. Rees, J.S. and P.H. Jacobsen, *Elastic modulus of the periodontal ligament*. *Biomaterials*, 1997. **18**(14): p. 995-9.
27. Mioche, L. and M.A. Peyron, *Bite force displayed during assessment of hardness in various texture contexts*. *Archives of Oral Biology*, 1995. **40**(5): p. 415-423.
28. Hong-Sik, K., et al., *The mechanical properties of orthodontic resin according to the polymerization method and wire inserting technique*. *International Journal of Clinical Preventive Dentistry*, 2009. **5**(3): p. 165-176.
29. Komatsu, K., et al., *Stress-relaxation and microscopic dynamics of rabbit periodontal ligament*. *J Biomech*, 2007. **40**(3): p. 634-44.
30. Bien, S.M., *Hydrodynamic damping of tooth movement*. *J Dent Res*, 1966. **45**(3): p. 907-14.



附圖

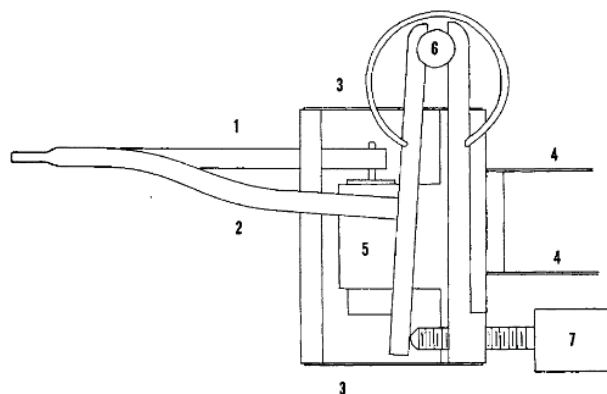


圖 1 1960 Parfitt 等人設計之口內實驗儀器

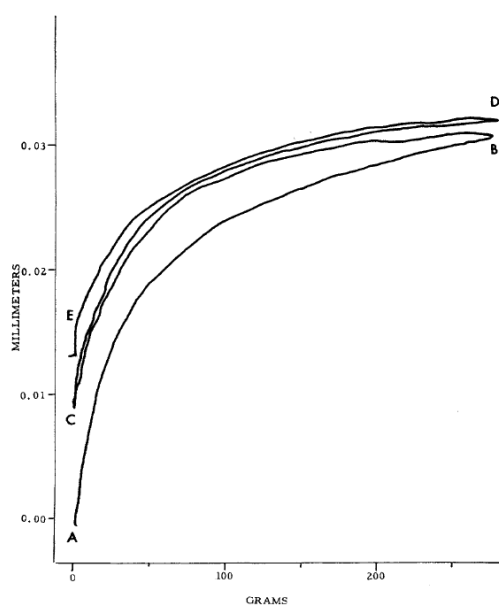


圖 2 Parfitt 等人於人體之上顎前牙區施予軸向力所得到的力量/位移曲線圖

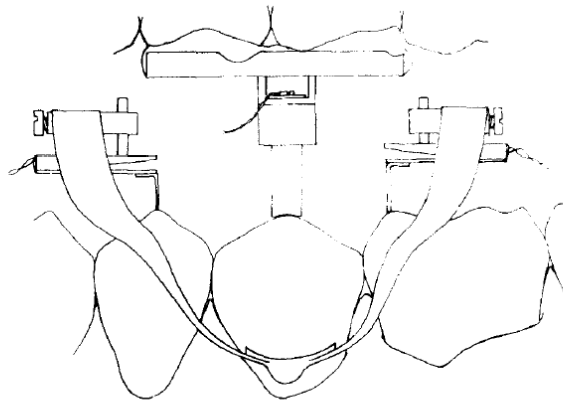
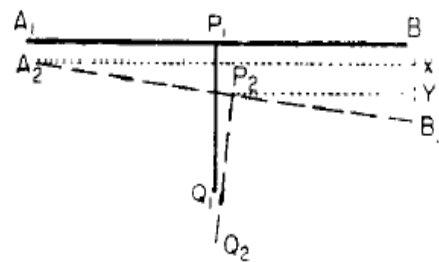


圖 3 1963 年 Picton 等學者設計之口內量測儀器架構



$$\begin{aligned} \text{Then } B_1Y &= [(B_1B_2 - B_1X)/2] + B_1X \\ &= [(B_1B_2 - A_1A_2)/2] + A_1A_2 \\ \text{Or} &= [(B_1B_2 + A_1A_2)/2] \end{aligned}$$

圖 4 Picton 等學者計算牙齒位移的推導公式

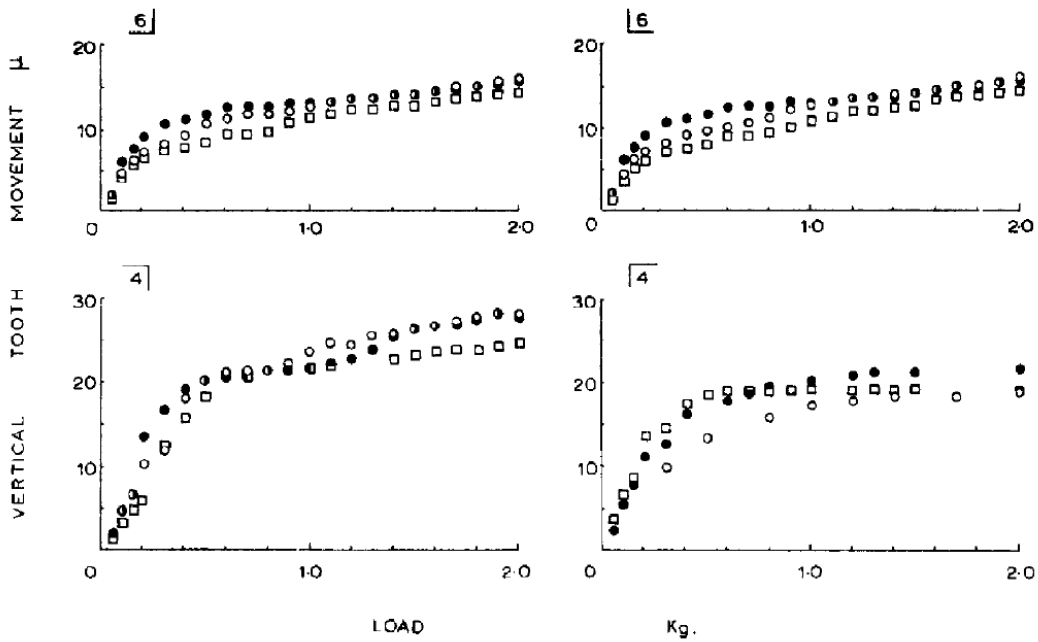


圖 5 Picton 等學者於人體小白齒、白齒區施予咬合力所得到的力量-位移曲線圖

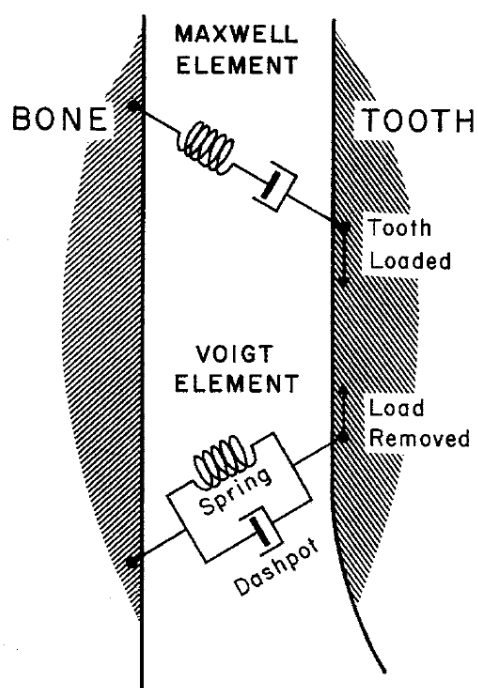


圖 6 Bien 等學者提出牙周韌帶可以 Maxwell element 與 Voigt element 組合的模型

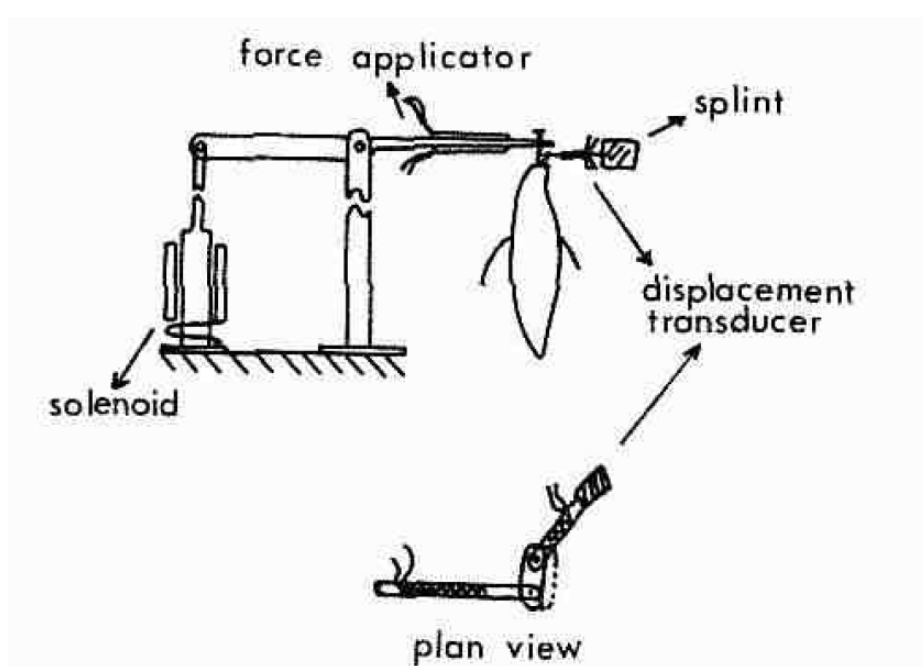


圖 7 1972 年 Wills 等學者在猴子門齒實驗之裝置示意圖

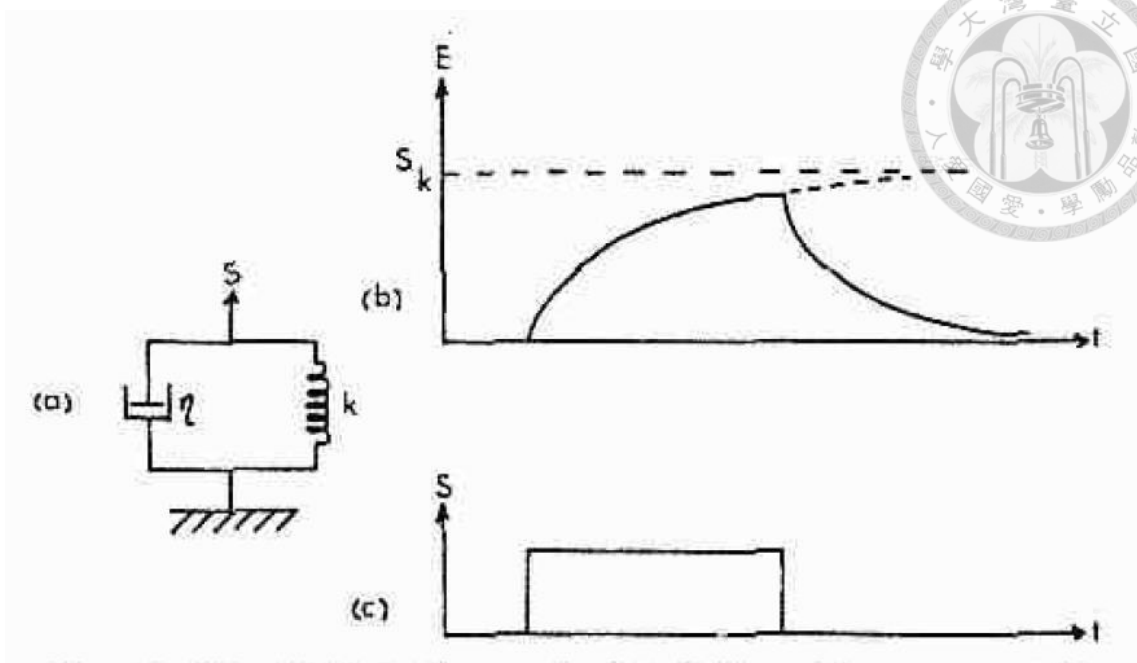


圖 8 Wills 等學者用 Voigt element 解釋牙周韌帶力學行為。圖 b,c 表示隨著時間增加 strain 會跟著減少。

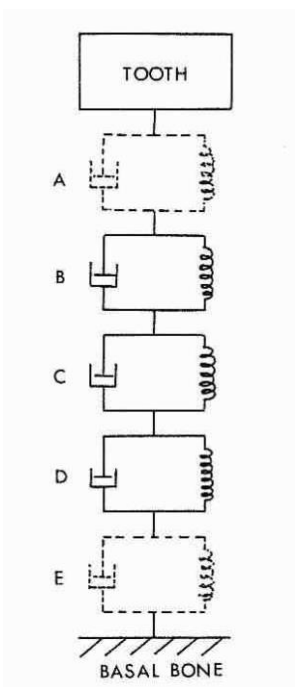


圖 9 Wills 等學者之牙周韌帶模型假設

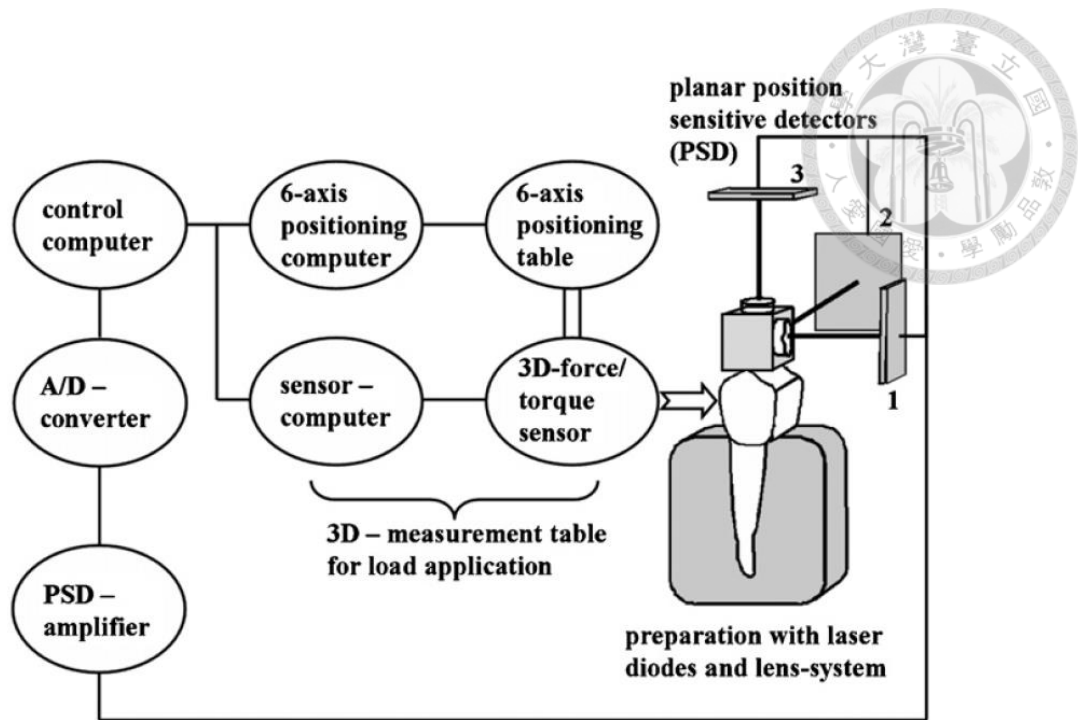


圖 10 2007 年 Natali 等學者實驗裝置示意圖

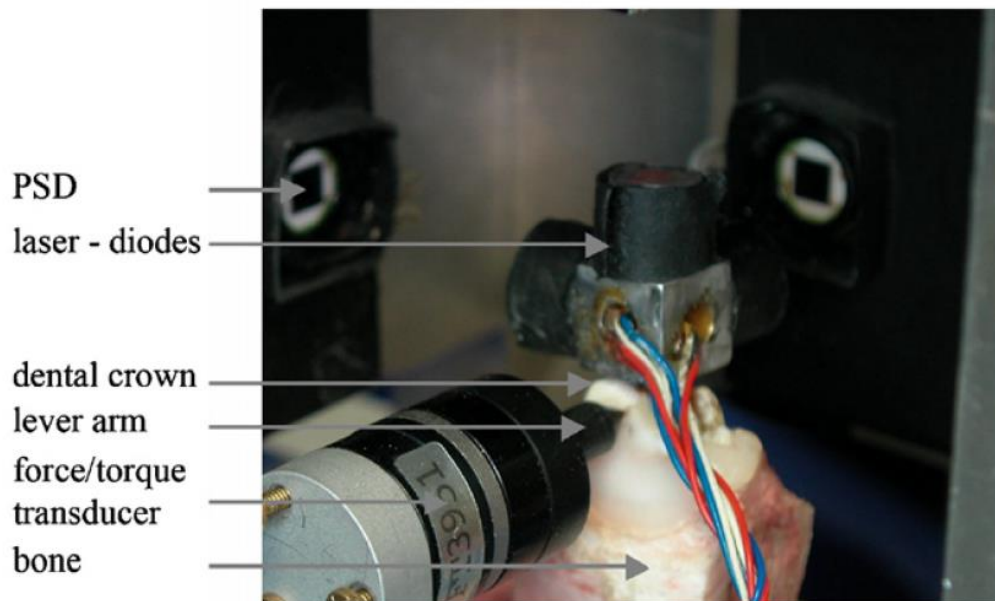


圖 11 2007 年 Natali 等學者實驗裝置詳細視圖

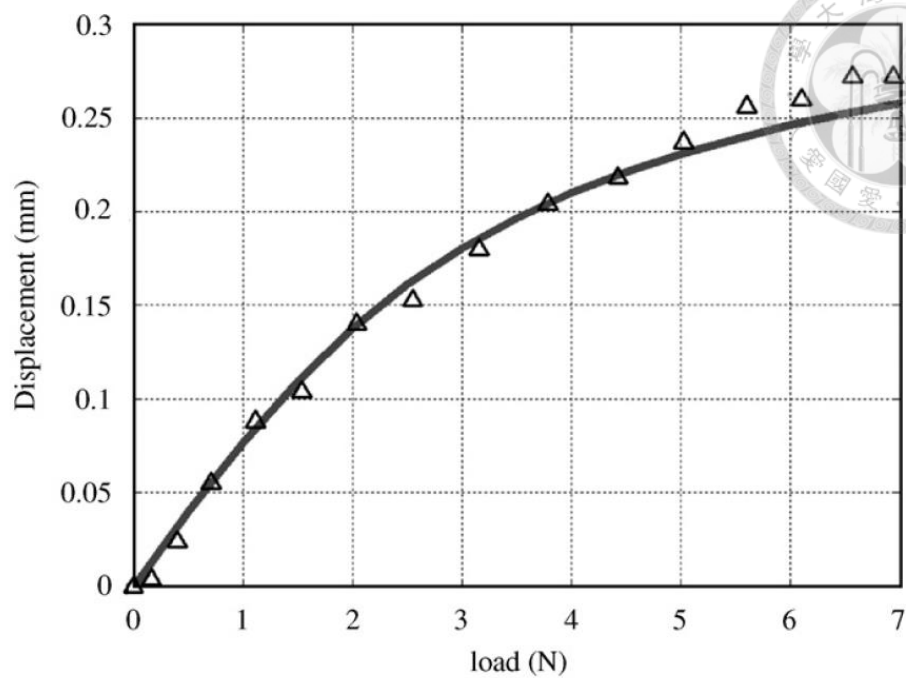


圖 12 Natali 等學者研究之位移/力量曲線 (虛線：實驗結果；實線：有限元素模擬結果)

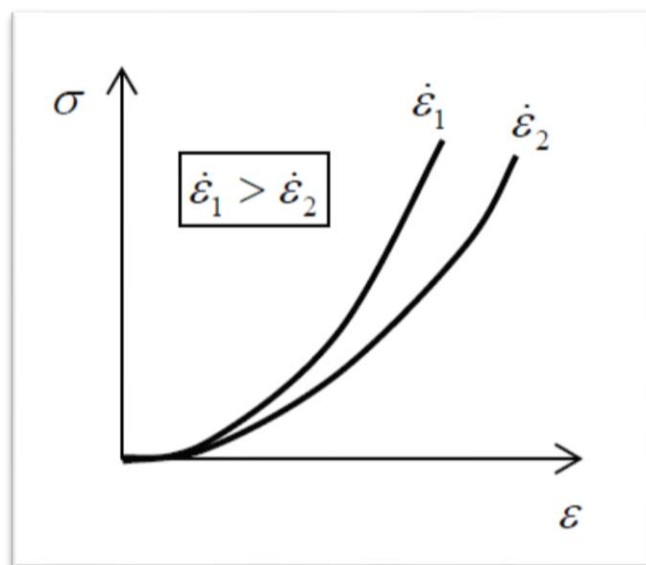


圖 13 不同應力速率在黏彈性材料上呈現不同的應力-應變曲線(其中 ϵ 表示應力速率)

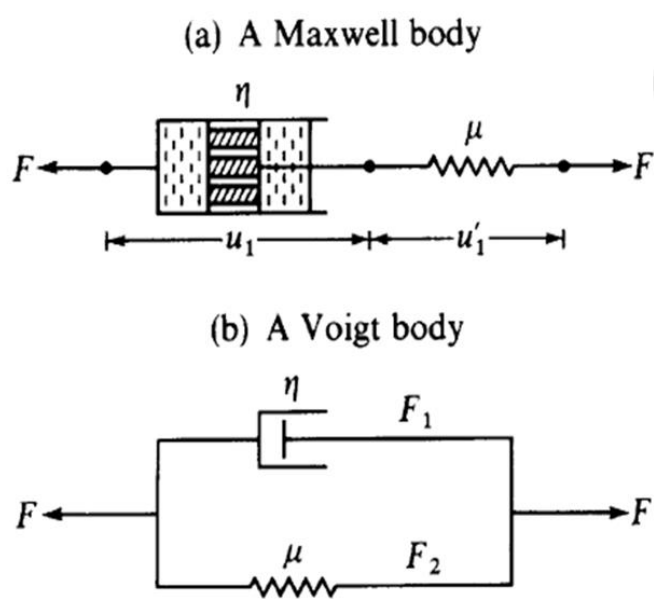


圖 14 Maxwell and Kelvin-Voigt elements

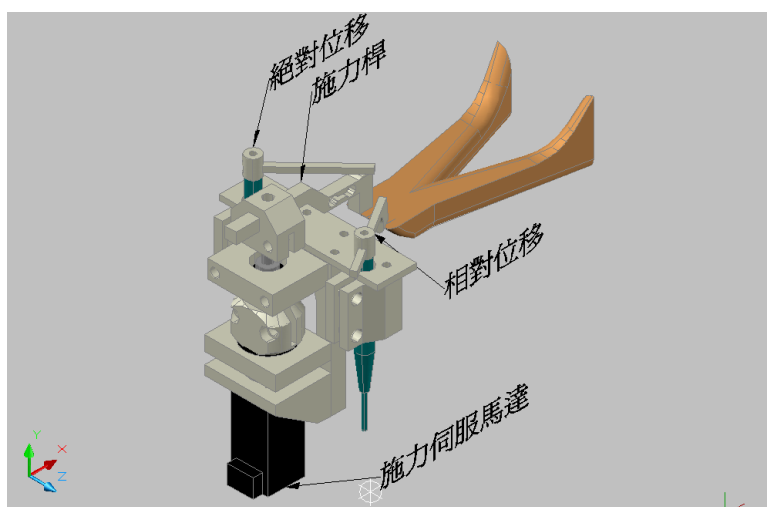


圖 15 口內量測儀器之設計圖 取自張博堯醫師之設計



圖 16 口內量測器之主要構造

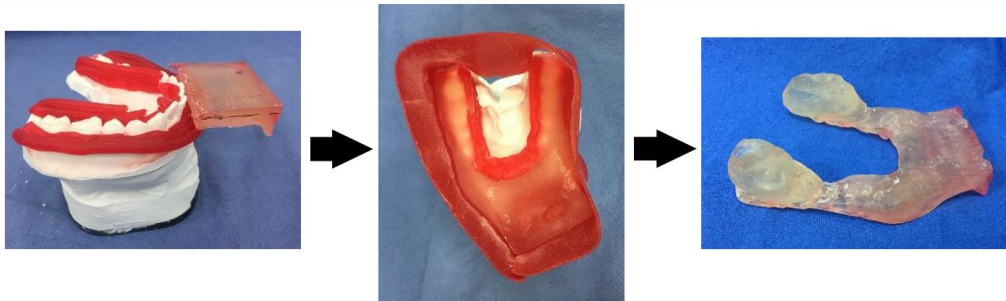


圖 17 個人牙托製作過程

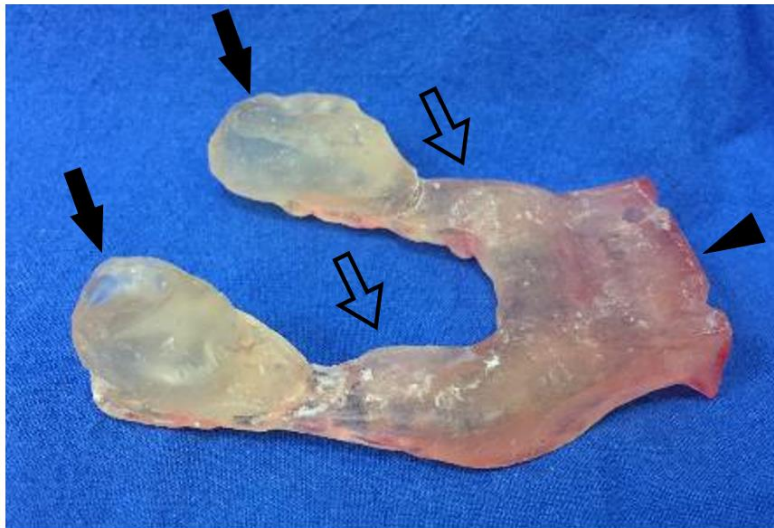


圖 18 個人牙托構造(arrowhead:口內量測儀器連接端、hollow arrow:連接區、black arrow:咬合堤)

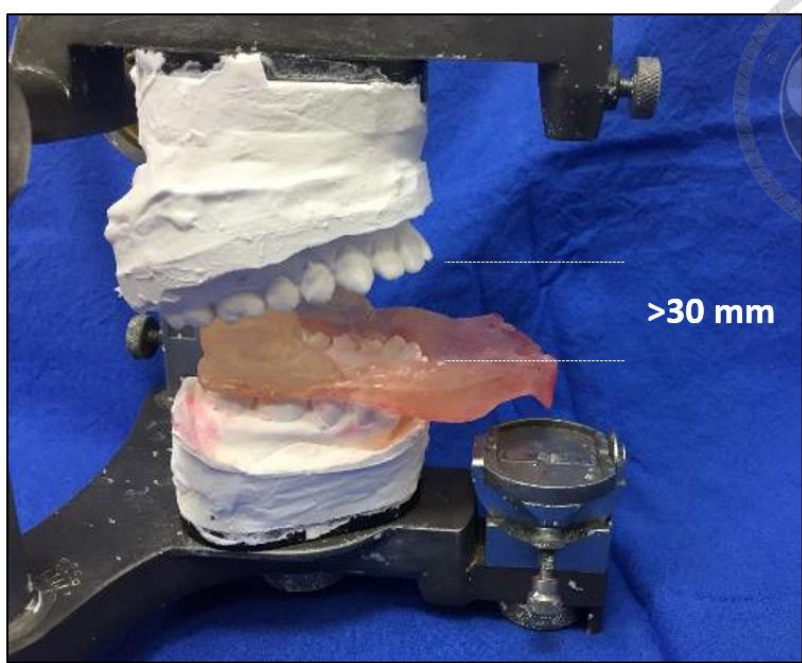


圖 19 最大張口度須大於 30mm



圖 20 口內量測儀器及個人牙托總成裝置於口內狀況



圖 21 標準砝碼放置於懸臂式力量感測器校正

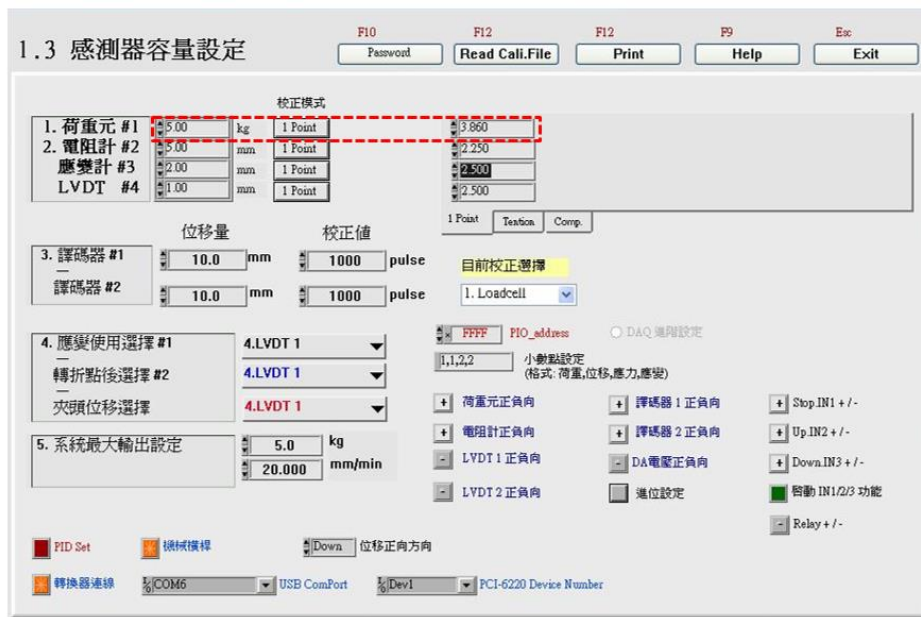


圖 22 觀察目前荷重與螢幕顯示值是否差別在 0.5% 內，若差別太大則更改係數

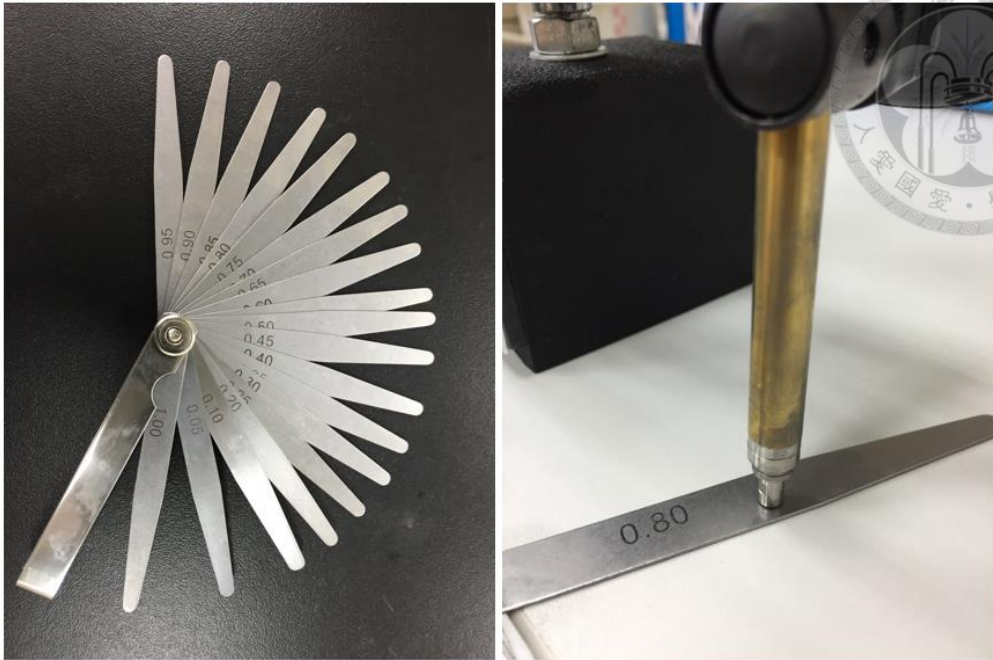


圖 23 間隙量規使用於 LVDT 校正

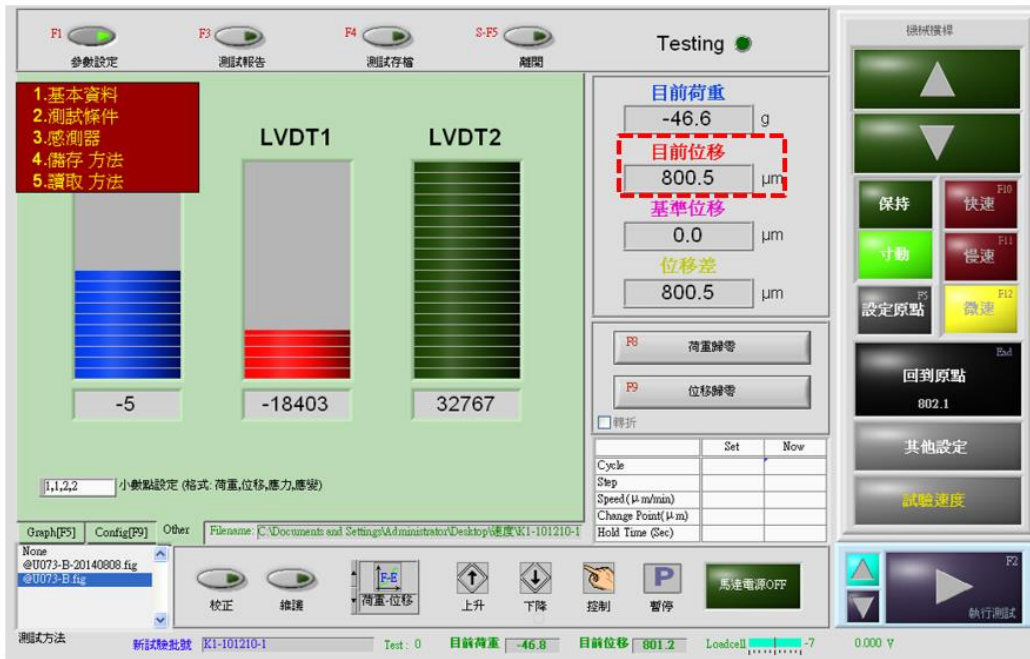


圖 24 觀察目前位移與螢幕顯示值是否差別在 0.5% 以內

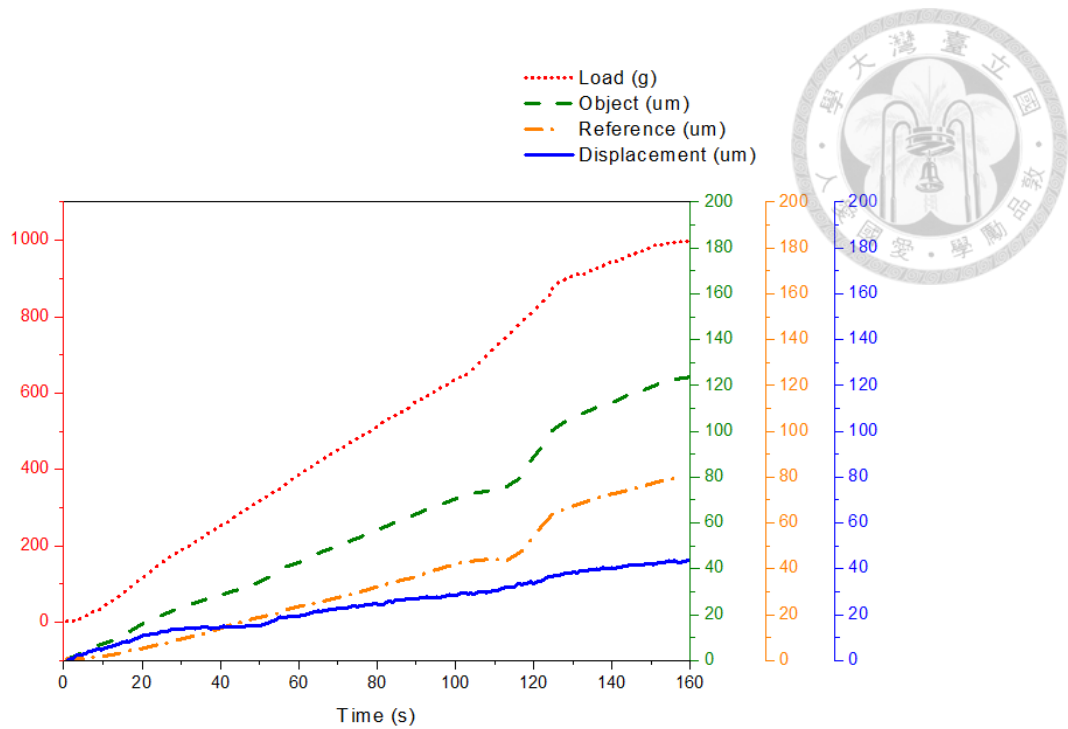


圖 25 儀器同時紀錄荷重(dot)、待測牙位移(dash)、基準牙位移(dash-dot)與相對位移(Solid)

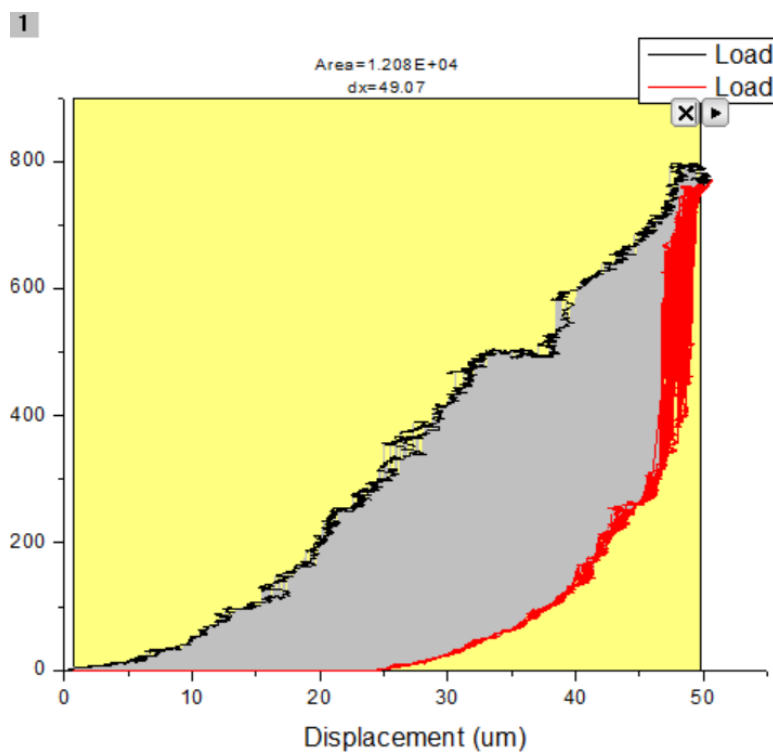


圖 26 將遲滯線圈之上段(施力)與下段(鬆弛)包圍面積做積分，計算消散能量。(灰色區域為所選取面積)

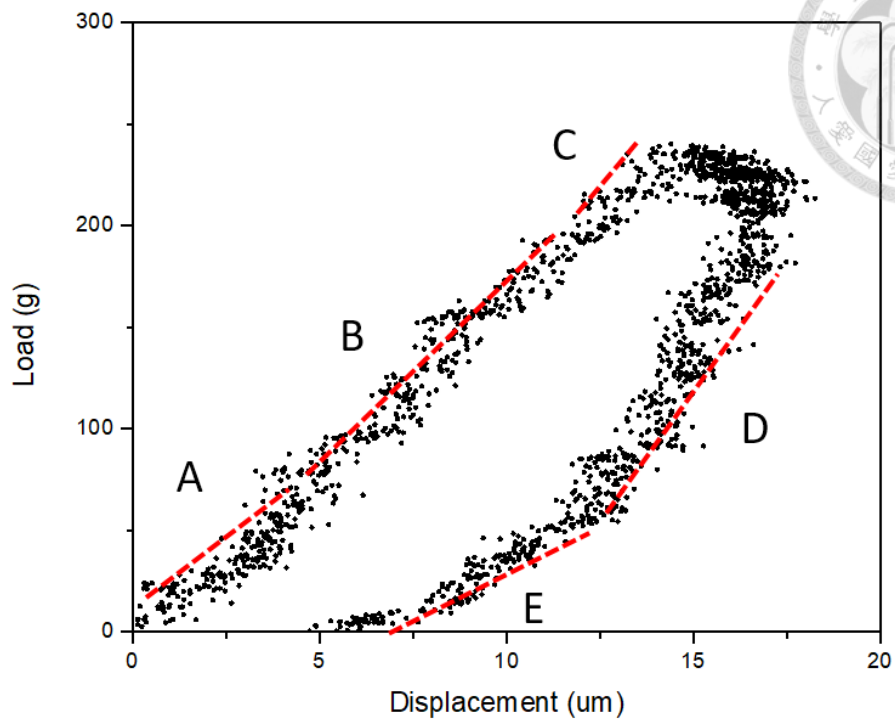


圖 27 遲滯線圈五階段不同斜率示意圖

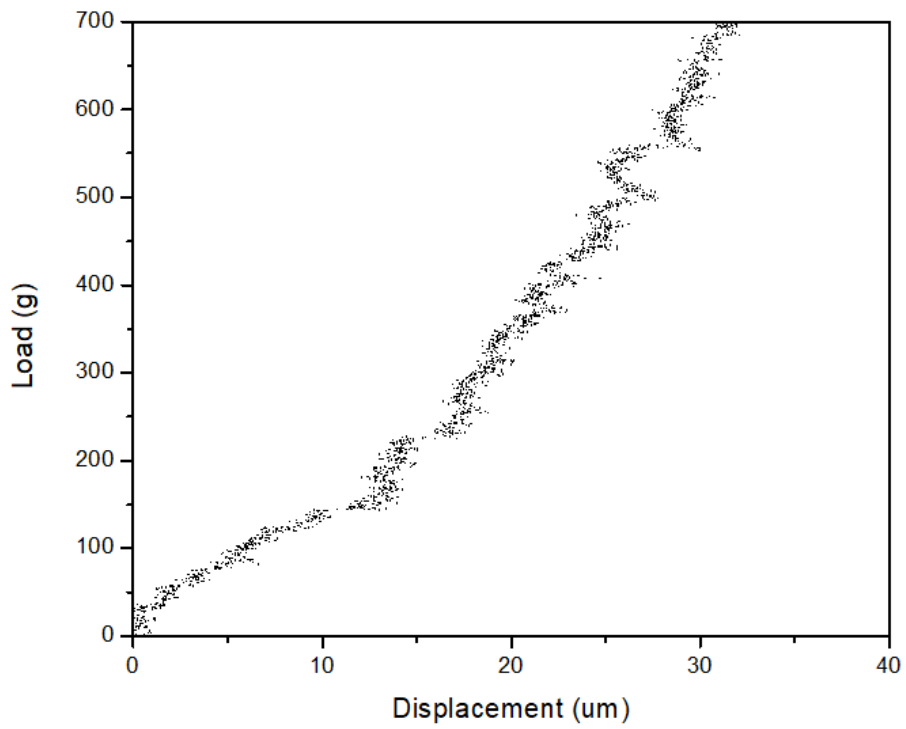


圖 28 受試者#8 load-displacement 圖形

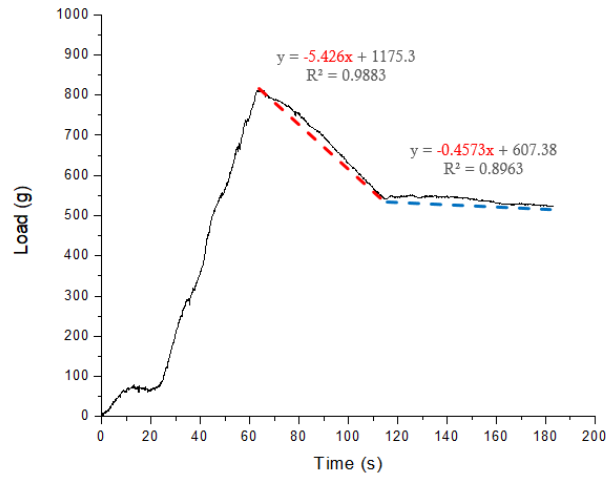


圖 29 受試者#4 stress-relaxation 圖形

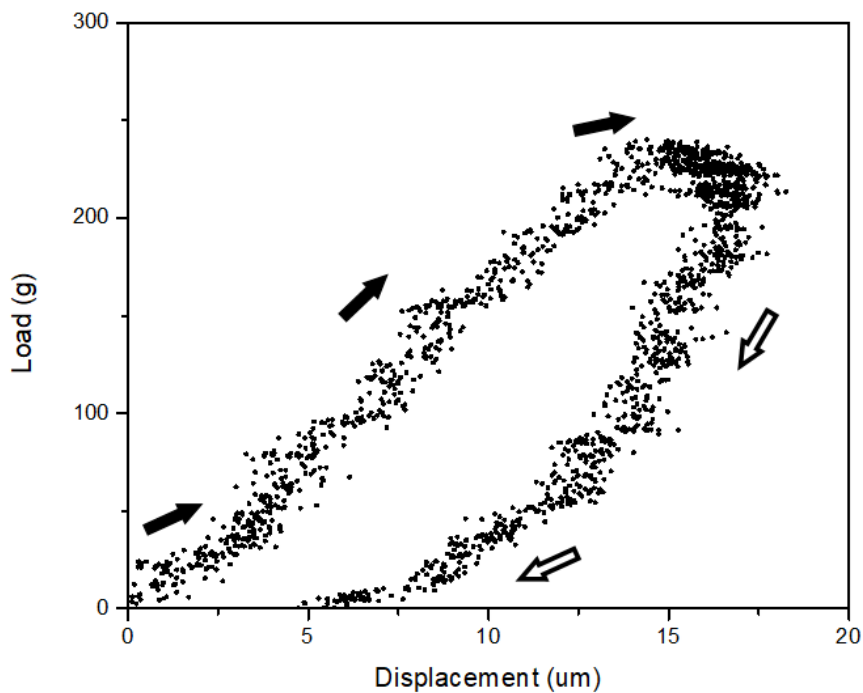


圖 30 受試者#6 之 25 μm 遲滯線圈圖形。實心箭頭表示 loading phase(施力)，空心箭頭表示 unloading phase(鬆弛)。在 unloading phase 為 0 gw 時產生 5 μm 的 deformation。遲滯線圈圖形約略成五種不同斜率之曲線，其中 loading phase 三段，unloading phase 兩段

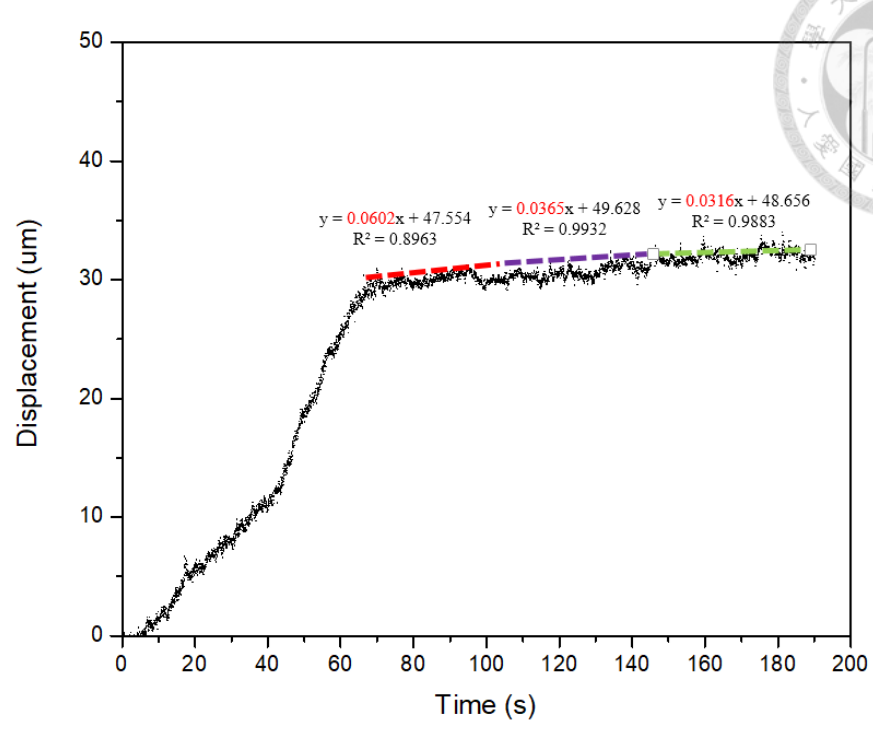
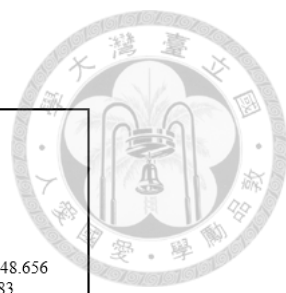


圖 31 受試者#2 creep 圖形。顯示三階段不同斜率且位移增加之曲線

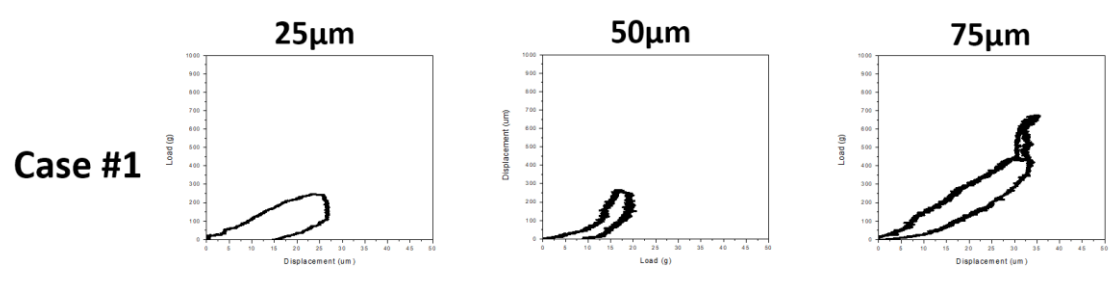


圖 32 受試者編號#1 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

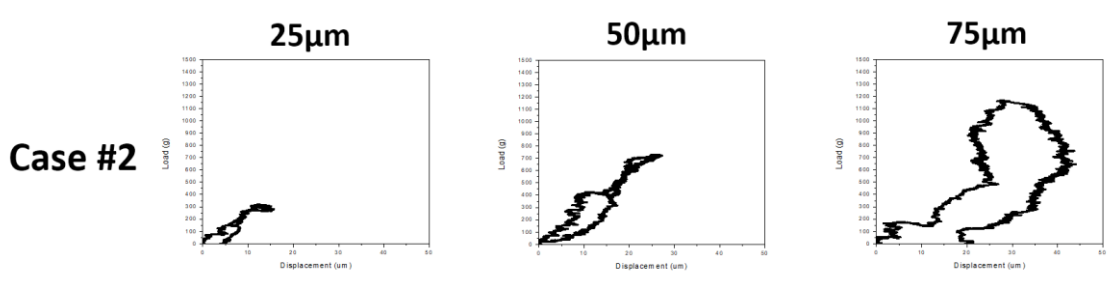


圖 33 受試者編號#2 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

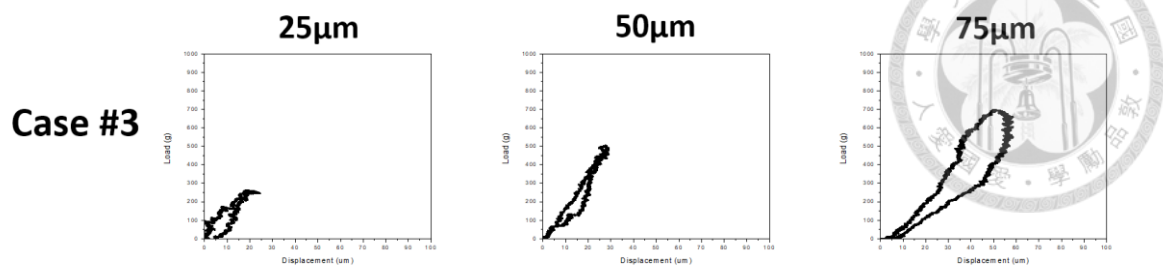


圖 34 受試者編號#3 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

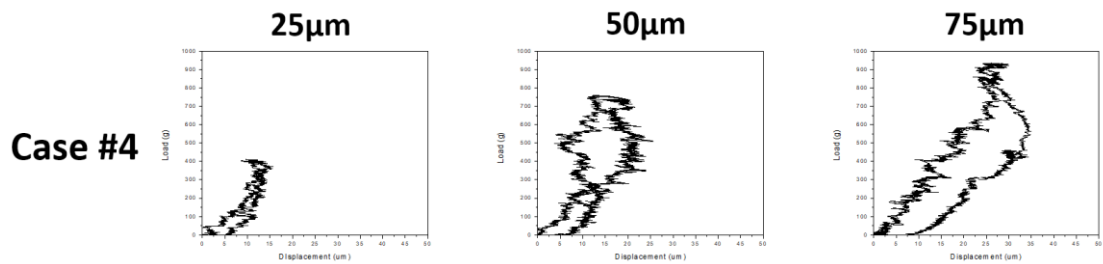


圖 35 受試者編號#4 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

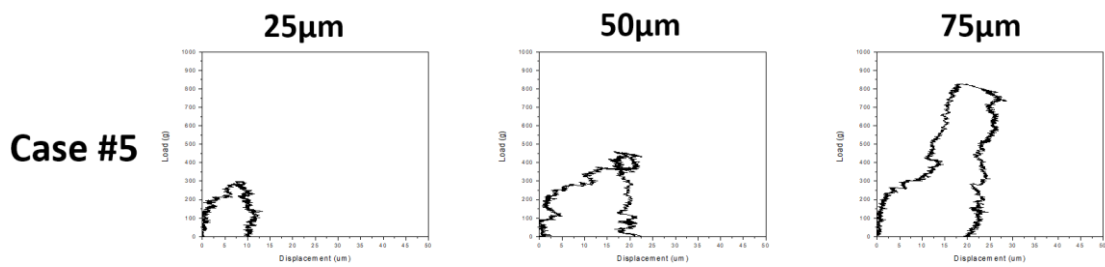


圖 36 受試者編號#5 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

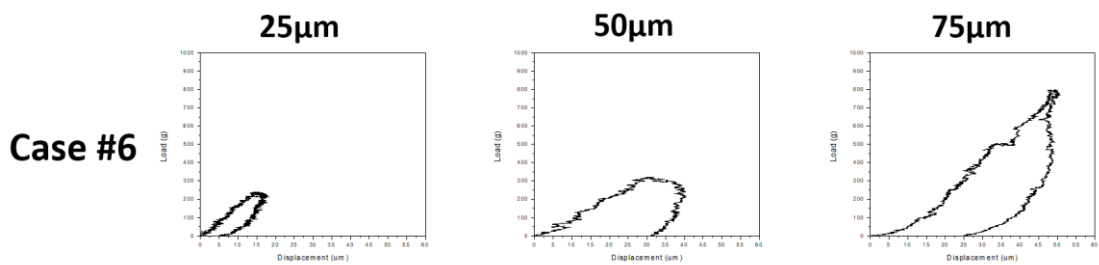


圖 37 受試者編號#6 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

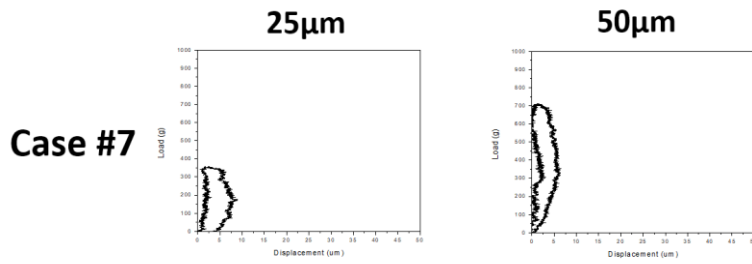


圖 38 受試者編號#7 之 25 μm 及 50 μm 遲滯線圈圖形

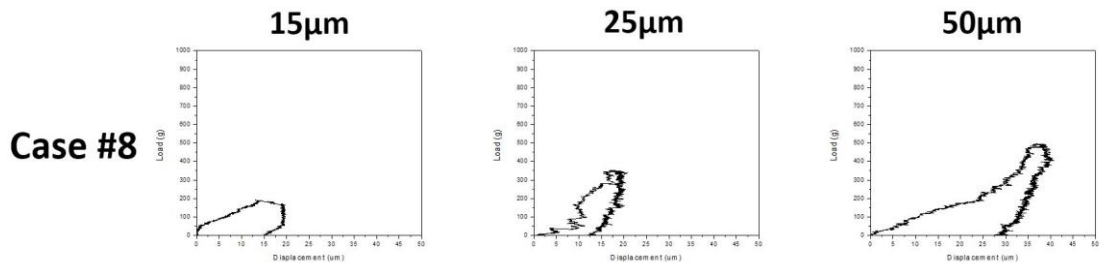


圖 39 受試者編號#8 之 15 μm 、25 μm 及 50 μm 遲滯線圈圖形

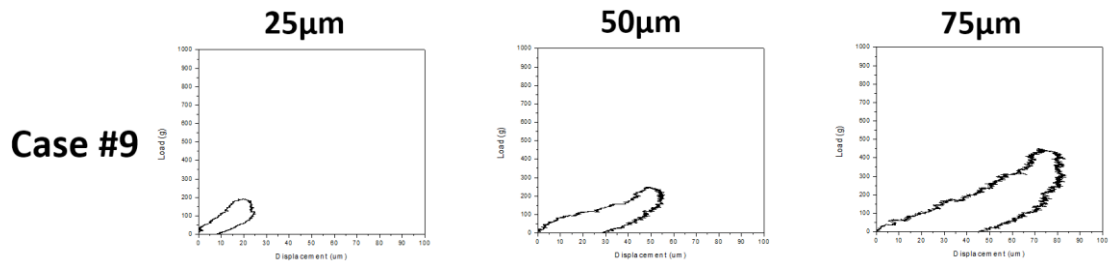


圖 40 受試者編號#9 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

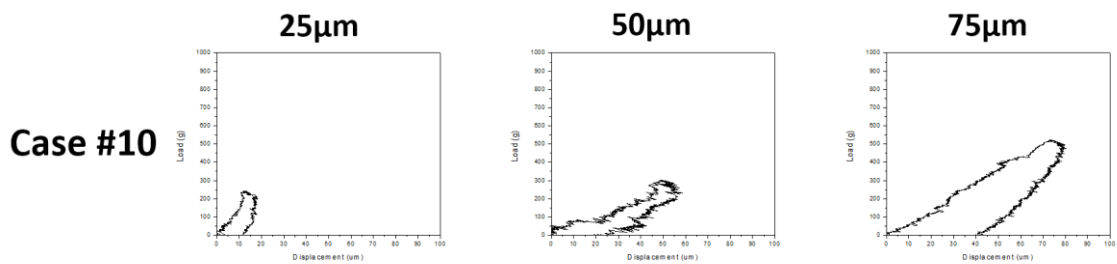


圖 41 受試者編號#10 之 25 μm 、50 μm 及 75 μm 遲滯線圈圖形

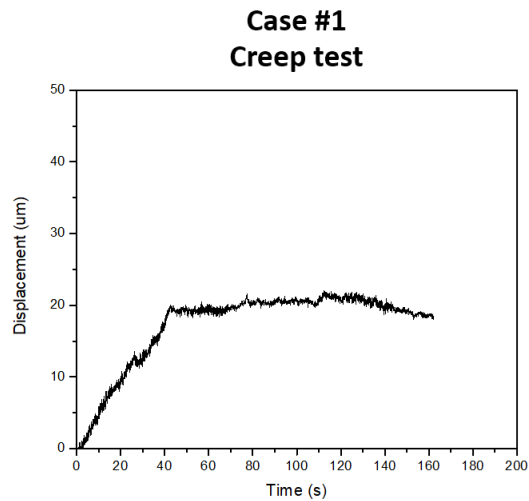
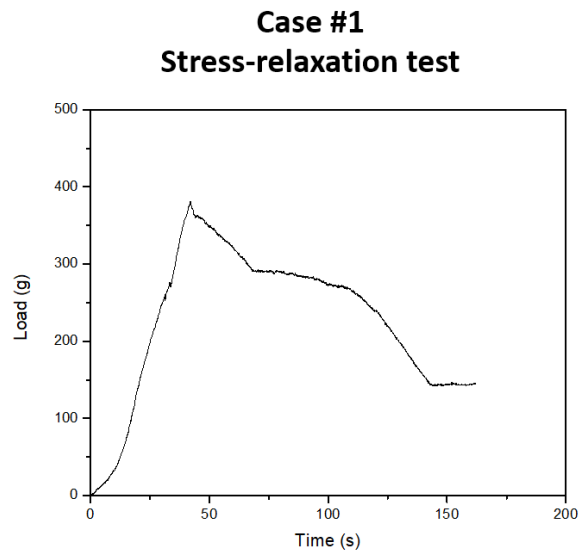
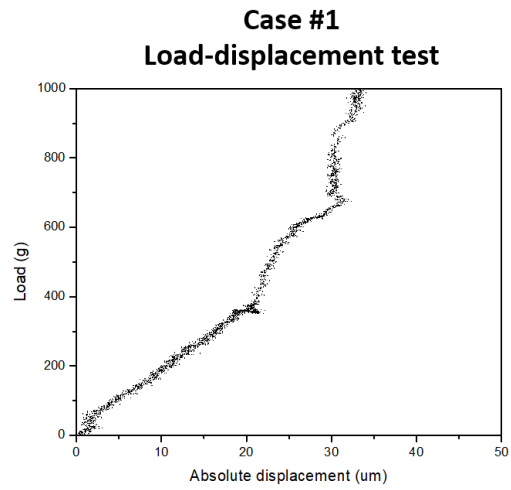
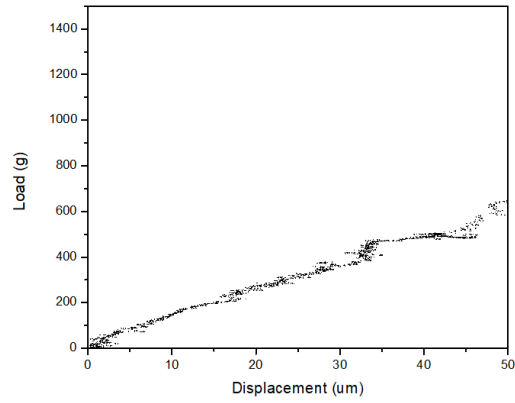


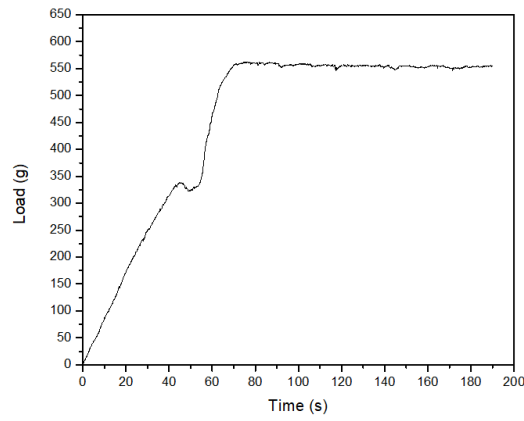
圖 42 受試者編號#1 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖



Case #2
Load-displacement test



Case #2
Stress-relaxation test



Case #2
Creep test

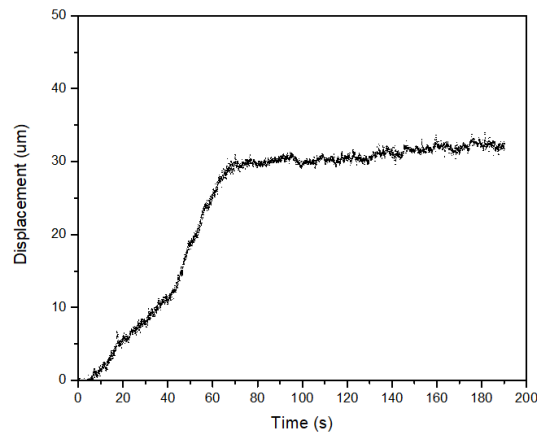


圖 43 受試者編號#2 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

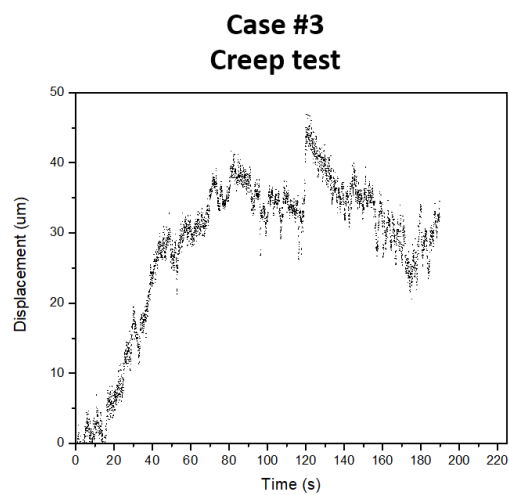
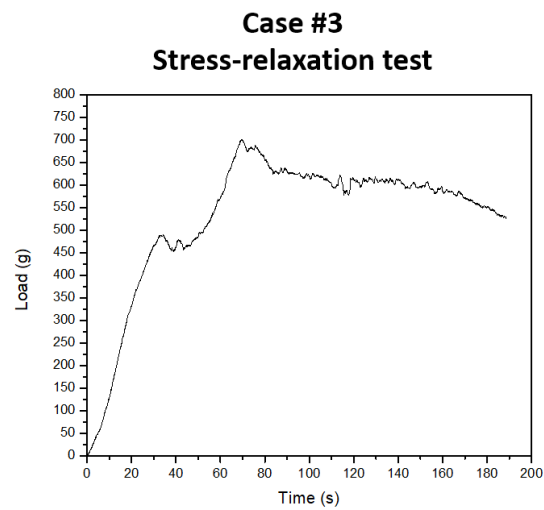
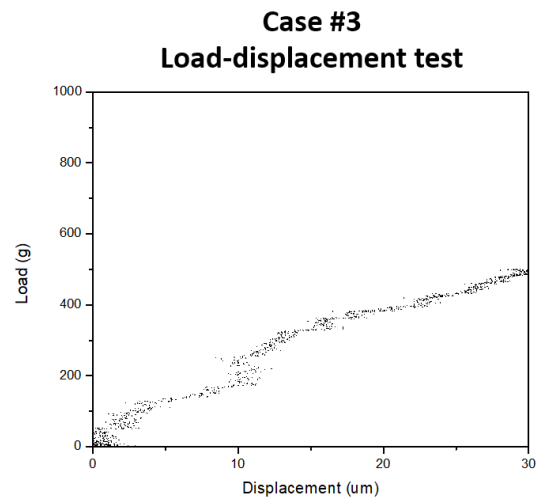


圖 44 受試者編號#3 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

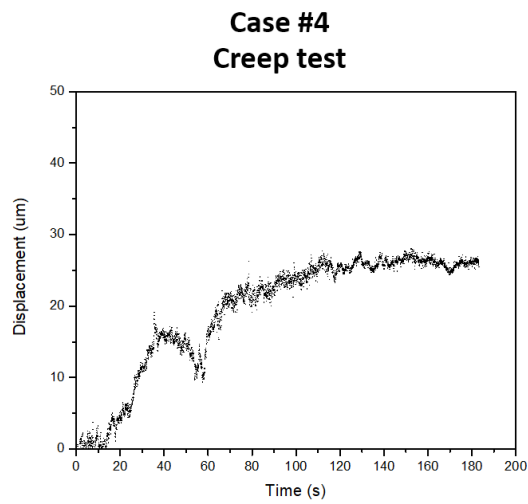
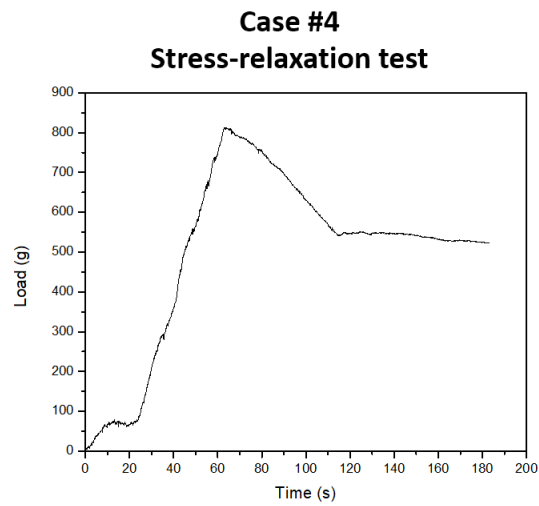
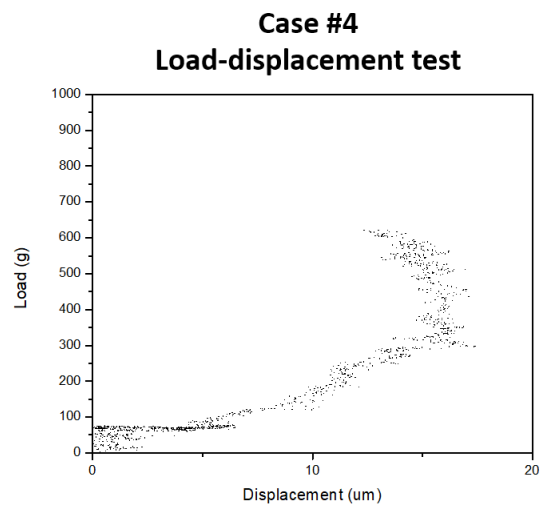


圖 45 受試者編號#4 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

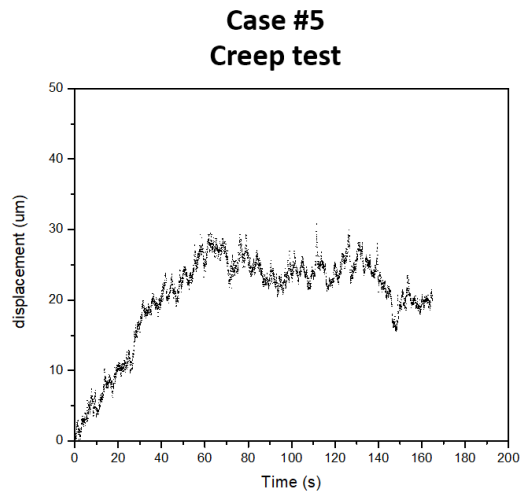
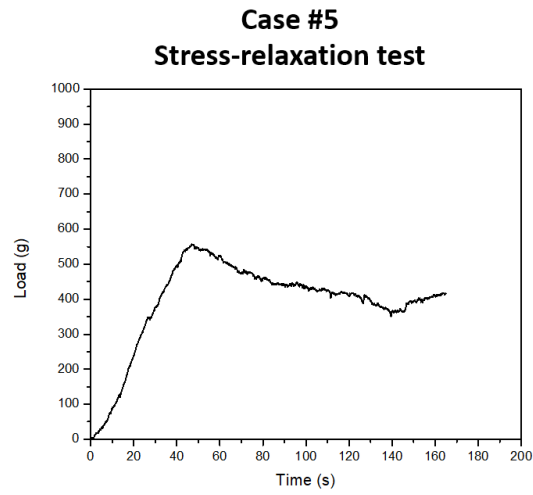
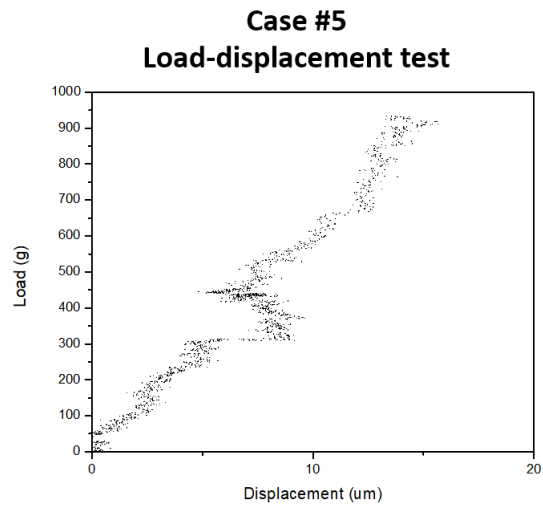


圖 46 受試者編號#5 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

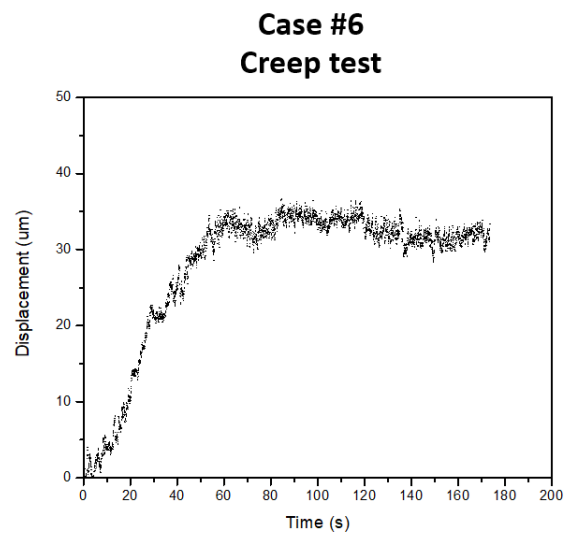
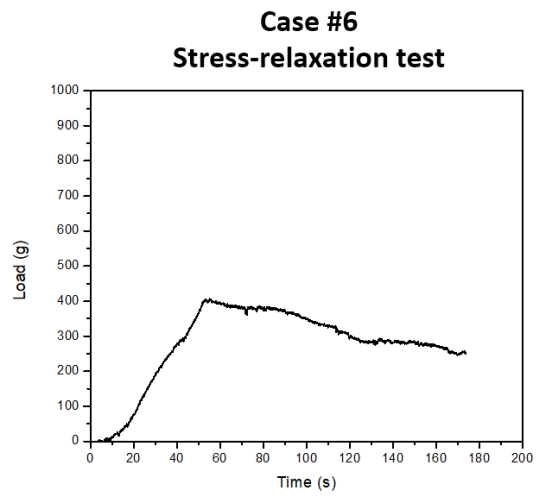
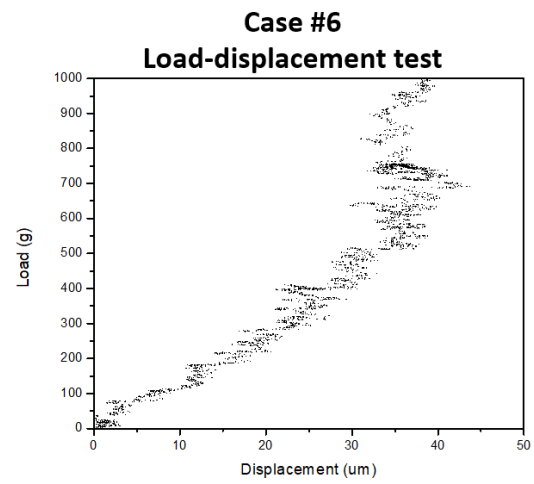
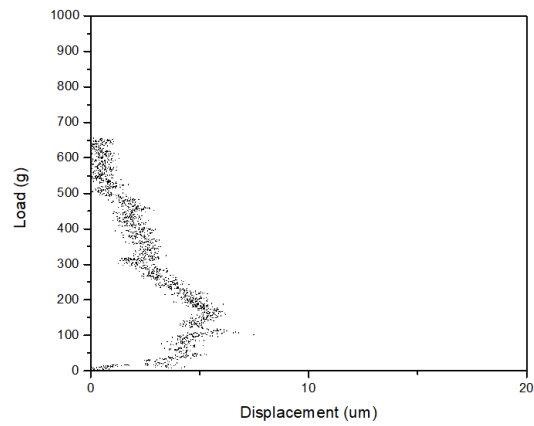


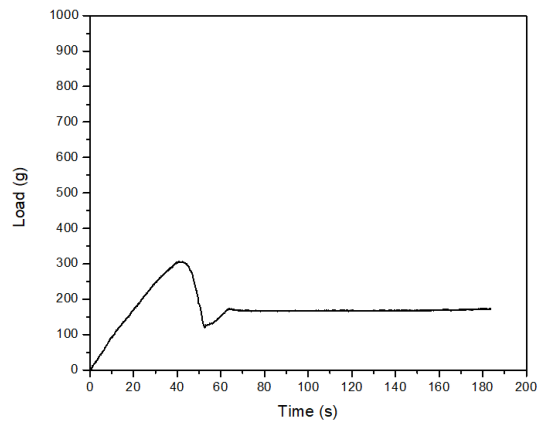
圖 47 受試者編號#6 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖



Case #7
Load-displacement test



Case #7
Stress-relaxation test



Case #7
Creep test

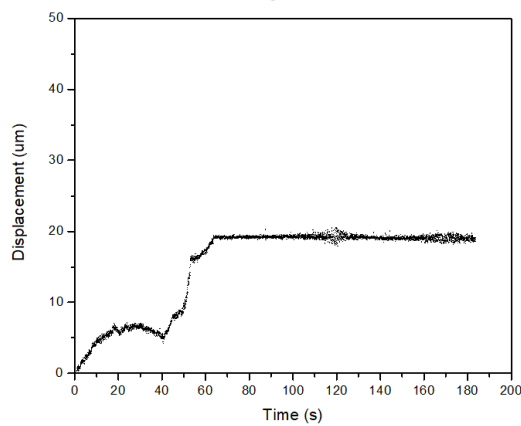


圖 48 受試者編號#7 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

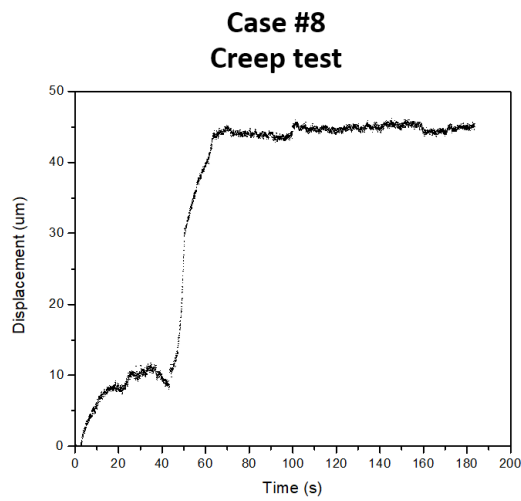
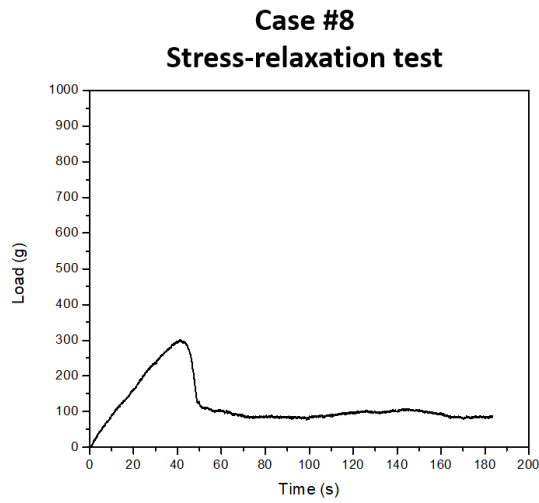
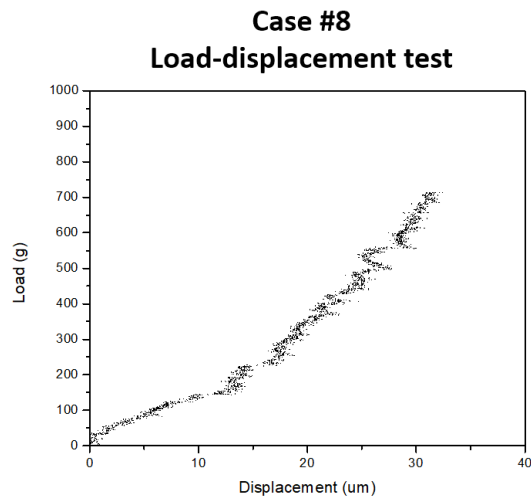


圖 49 受試者編號#8 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

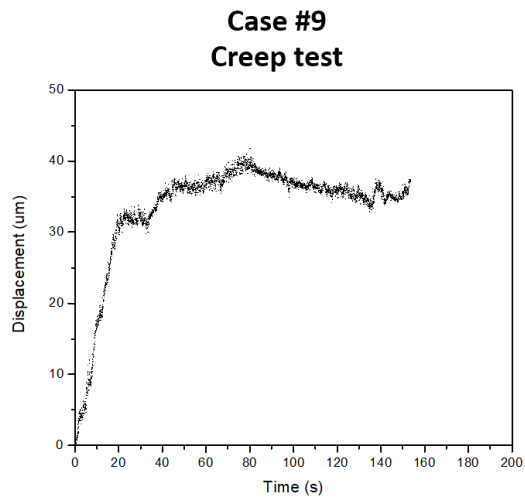
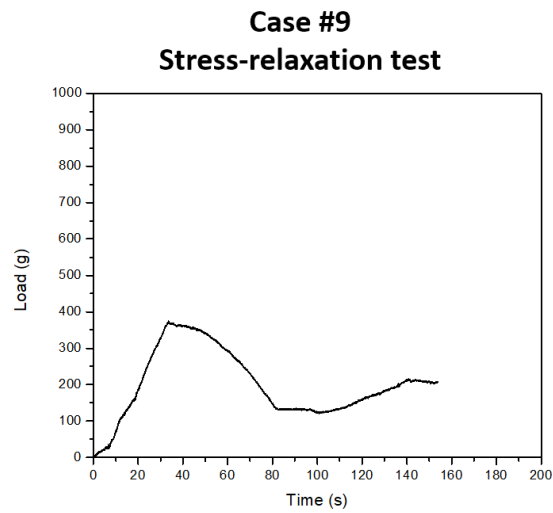
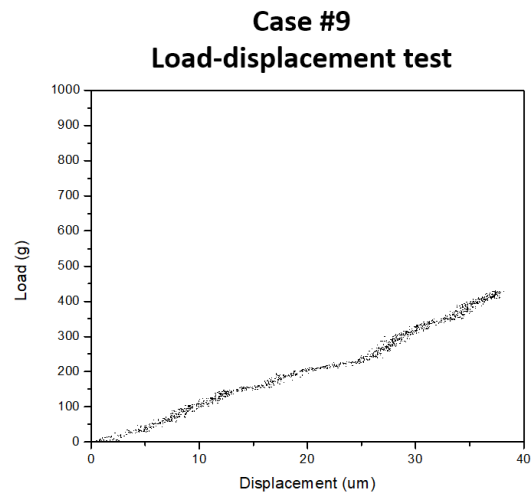


圖 50 受試者編號#9 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

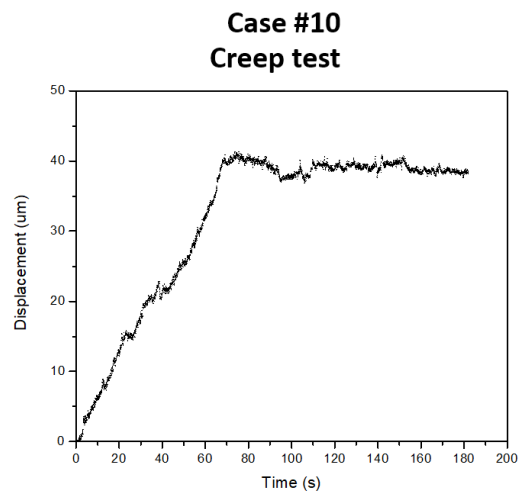
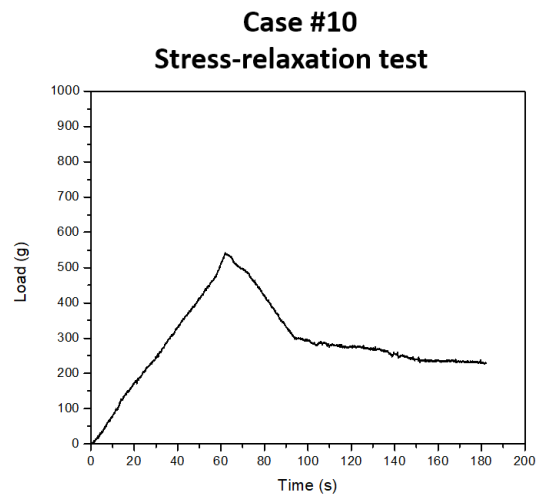
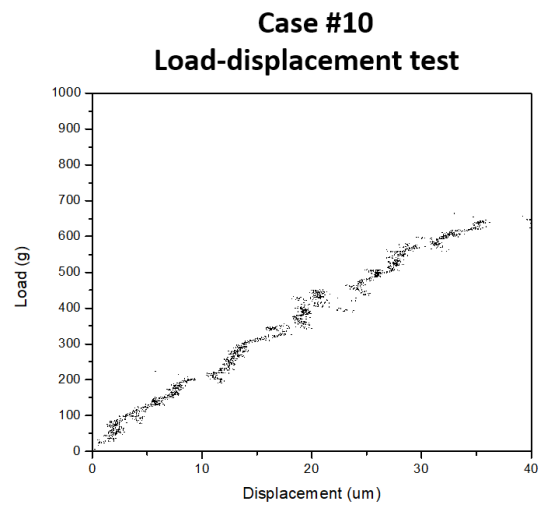


圖 51 受試者編號#10 之 Load-displacement、stress-relaxation and creep test 圖

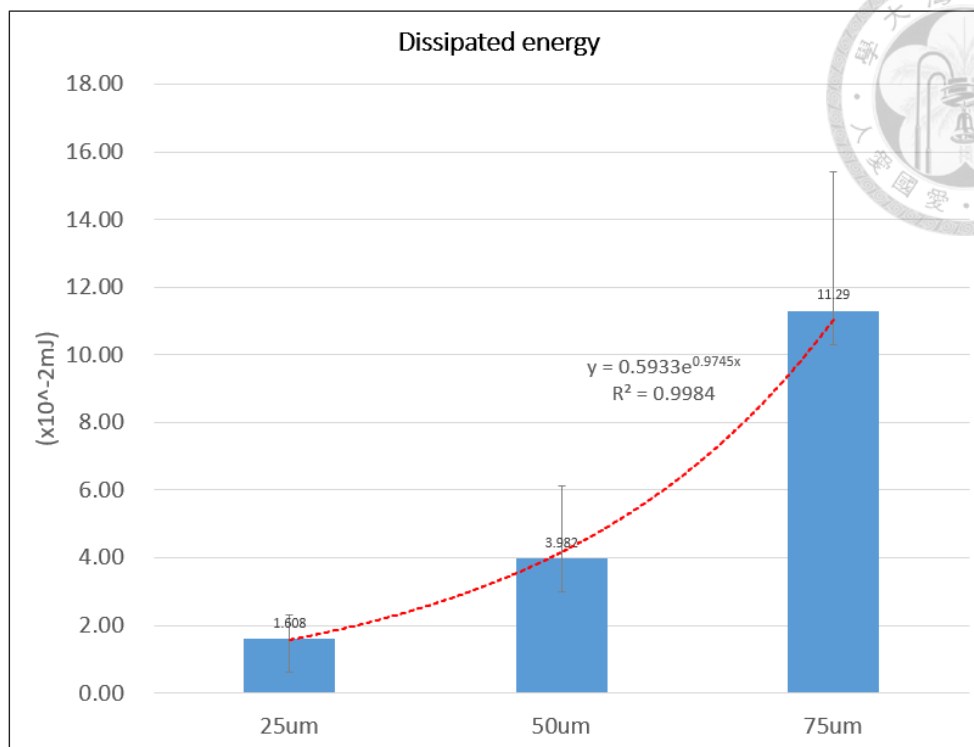


圖 52 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別之平均消散能量。取其回歸線，呈現呈現向上之指數關係

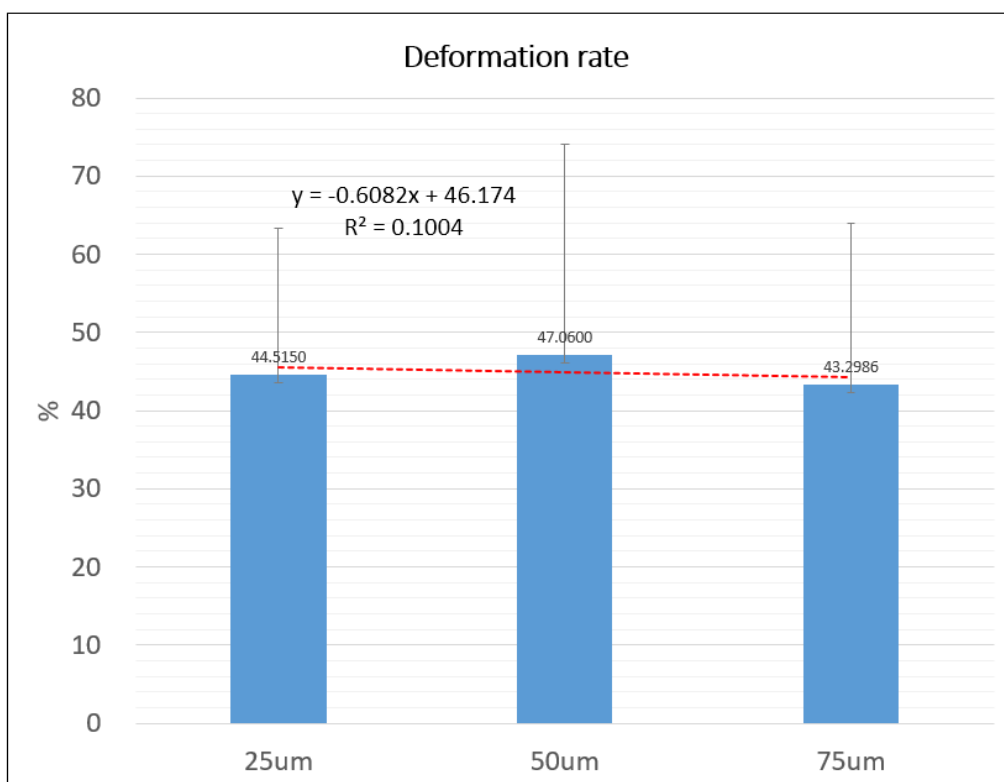


圖 53 25 μm 、50 μm 及 75 μm 三個組別之形變率平均值。取其回歸線，呈現一次

函數關係。

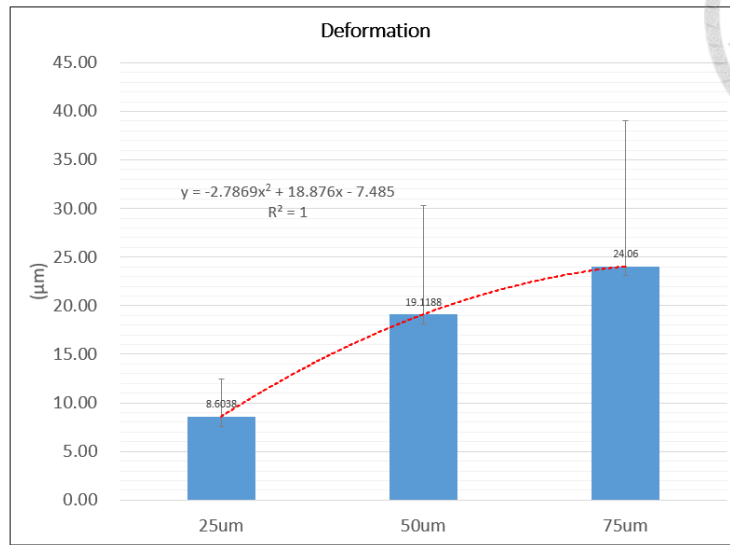


圖 54 25 μm、50 μm 及 75 μm 三個組別之形變平均值。取其回歸線，呈現二次函數關係的上升趨勢

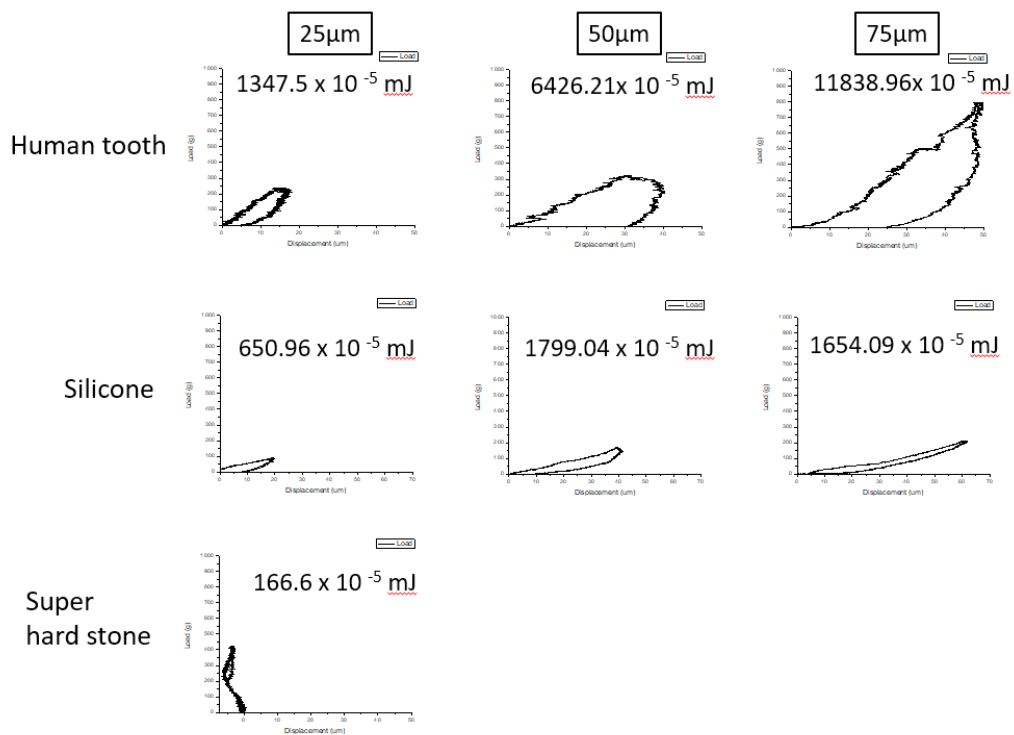


圖 55 牙周韌帶與、矽膠、硬石膏比較

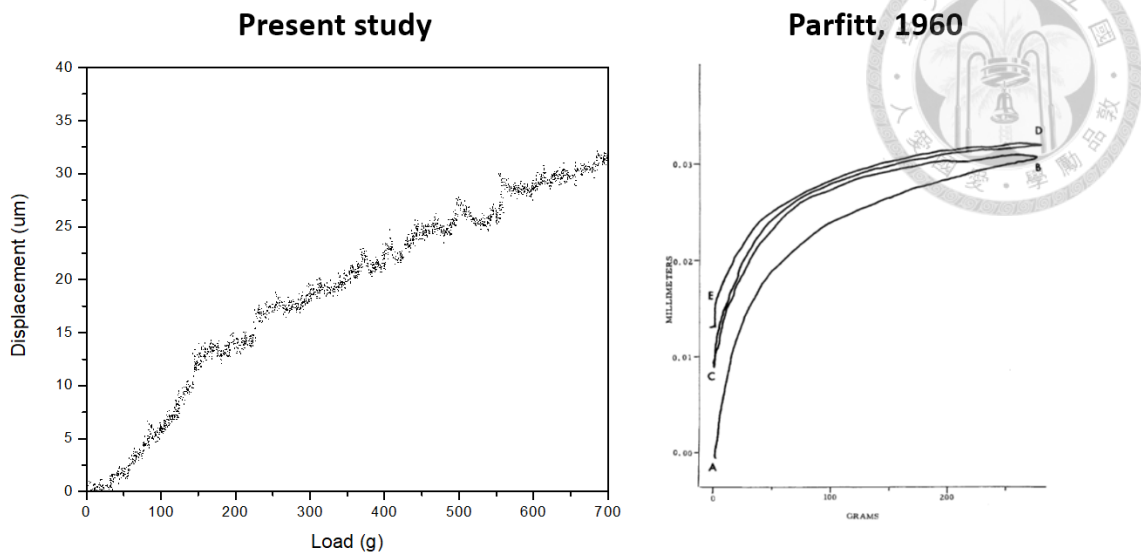


圖 56 本實驗受試者#8與 Parfitt(1960)等學者實驗結果 displacement-load 圖形之結果有類似趨勢

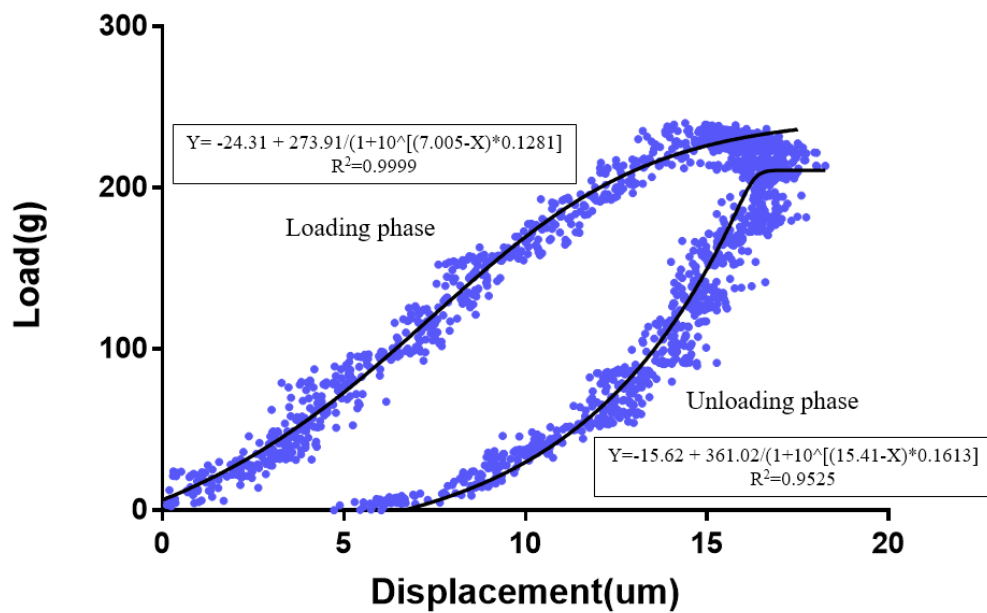


圖 57 受試者#6 25 μm 組別利用非線性回歸預測法所得預測線及其方程式

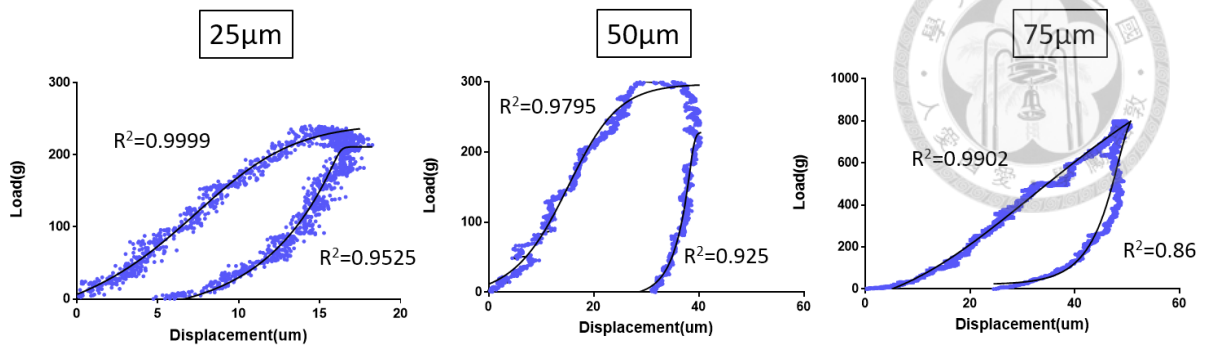


圖 58 受試者#6 非線性回歸預測法所得預測線

附表



表 1 牙周韌帶彈性模數用於有限元素分析數值存在極大差異

Table 1 Variation in the physical properties of the periodontal ligament used in dental finite element studies

Author(s)	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Andersen <i>et al.</i> ²¹	0.07	0.49
Yettram <i>et al.</i> ²²	0.18	0.49
Tanne and Sakuda ¹²	0.70	0.49
Andersen <i>et al.</i> ²¹	0.8–68.9	0.3–0.45
Williams and Edmundson ²³	1.50	0–0.45
Korioth and Hannam ²⁴	2.5–3.2	0.45
Farah <i>et al.</i> ²⁵	6.9	0.45
Takahashi <i>et al.</i> ²⁶	9.8	0.45
Andersen <i>et al.</i> ²¹	13.8	0.49
Wright ²⁷	49.0	0.45
Wilson ²⁸	50.0	0.45
Cook <i>et al.</i> ²⁹	68.9	0.49
Ko <i>et al.</i> ³⁰	68.9	0.45
Williams and Edmundson ²³	100.0	0–0.45
Atmaram and Mohammed ³¹	171.6	0.45
Thresher and Saito ³²	1379.0	0.45
Goel <i>et al.</i> ³³	1750.0	0.49

表 2 Periotest value 對應人工植牙骨整合程度

Periotest value range	Interpretation
-8 to 0	Good osseointegration; the implant is well integrated and can be loaded
+1 to +9	Clinical examination is required; in most cases implant loading is not (yet) possible
+10 to +50	Osseointegration is insufficient; the implant must not be loaded

表 3 Periotest value 對應自然牙之動搖度

Degree of clinical loosening	Periotest value range
0	- 8 to +9
I	+10 to +19
II	+20 to +29
III	+30 to +50



表 4 列入條件和排除條件

列入條件	排除條件
<ol style="list-style-type: none"> 1. 年齡大於 20 歲，小於等於 65 歲 2. 下顎前牙區之牙周狀態為健康牙周 (牙周囊袋小於 3 毫米、動搖度為零、無齒槽骨流失且無探測出血) 3. 足夠的後牙區支持 4. 最大張口度大於 30 毫米 	<ol style="list-style-type: none"> 1. 下顎前牙區有慢性牙周炎之情形 2. 嚴重咬合不正(深咬、錯咬、骨性二級咬合或三級咬合) 3. 患有嚴重系統疾病 4. 懷孕婦女 5. 有接受過矯正治療病史 6. 不良咬合習慣者(例如：嚼檳榔、磨牙、重度菸癮)

表 5 消散能量與 Periotest M value 之卡方檢定結果

Count		Energy		Total
		Low energy	High energy	
Periotest	Low mobility	3	1	4
	High mobility	4	2	6
Total		7	3	10

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	.079 ^a	1	0.778		
Continuity Correction ^b	0.000	1	1.000		
Likelihood Ratio	0.080	1	0.777		
Fisher's Exact Test				1.000	0.667
Linear-by-Linear Association	0.071	1	0.789		
N of Valid Cases	10				

表 6 25 μm 、50 μm 及 75 μm 之平均消散能量



Report			
	Energy_25um	Energy_50um	Energy_75um
Mean	1.6080	3.9820	11.2900
Std. Deviation	0.70896	2.13966	4.11754

表 7 不同受試者壓入 75 μm 組別之 B 階段牙周韌帶彈性係數相關性

Descriptives

slope75um

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1.00	2	14.9203	0.15508	0.10966	13.5270	16.3136	14.81	15.03
2.00	2	22.6872	0.87289	0.61723	14.8446	30.5299	22.07	23.30
3.00	2	20.9176	1.29763	0.91757	9.2588	32.5763	20.00	21.84
4.00	2	31.2920	0.33658	0.23800	28.2679	34.3161	31.05	31.53
5.00	2	42.0000	5.06288	3.58000	-3.4882	87.4882	38.42	45.58
6.00	2	22.3261	1.40863	0.99605	9.6700	34.9821	21.33	23.32
9.00	2	5.8344	0.07696	0.05442	5.1429	6.5259	5.78	5.89
10.00	2	7.0410	0.08686	0.06142	6.2606	7.8214	6.98	7.10
Total	16	20.8773	11.70945	2.92736	14.6378	27.1169	5.78	45.58

Test of Homogeneity of Variances					
		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
slope75um	Based on Mean	1.654E+30	7	8	.000
	Based on Median	1.654E+30	7	8	.000
	Based on Median and with adjusted df	1.654E+30	7	2.249	.000
	Based on trimmed mean	1.111E+29	7	8	.000

ANOVA

slope75um

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2026.454	7	289.493	76.652	0.000
Within Groups	30.214	8	3.777		
Total	2056.668	15			

表 8 牙周韌帶與矽膠及硬石膏比較

Comparison of different materials		25um	50um	75um
Human tooth	Dissipated energy(mJ)	1347.5 x 10 ⁻⁵ mJ	6426.21x 10 ⁻⁵ mJ	11838.96x 10 ⁻⁵ mJ
Silicone		650.96 x 10 ⁻⁵ mJ	1799.04 x 10 ⁻⁵ mJ	1654.09 x 10 ⁻⁵ mJ
Super hard stone		(420g) 166.6 x 10 ⁻⁵ mJ		

表 9 受試者下顎前牙區牙周韌帶 Phase B 楊氏模數

Case No.	Lower tooth site	Slope (mean)	Elastic modulus (MPa)
1	Lateral incisor	14.920	0.158
2	Lateral incisor	22.687	0.240
3	Central incisor	20.917	0.244
4	Lateral incisor	31.292	0.331
5	Central incisor	42.000	0.491
6	Lateral incisor	22.326	0.236
9	Central incisor	5.834	0.068
10	Central incisor	7.041	0.082

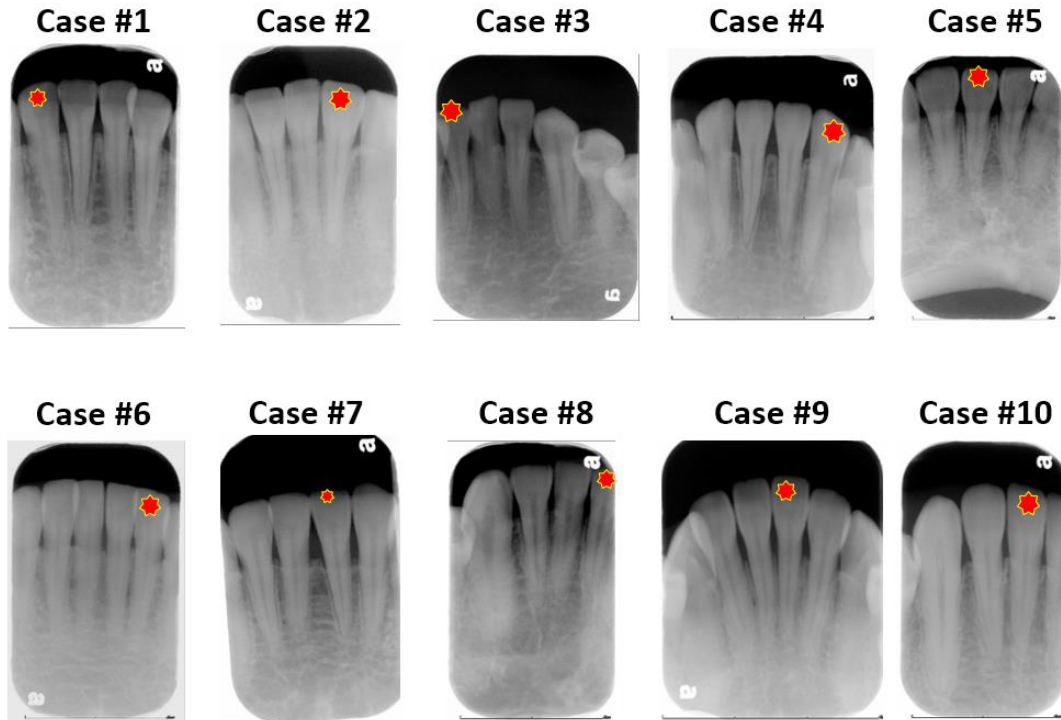
表 10 類似負載下自然牙齒與硬石膏的消散能量

Subjects	Periotest M value	Load (gw)	Dissipated energy (mJ)
Super hard stone	-7.5	445	166.6 x 10 ⁻⁵
Human tooth #5 50µm	+7.7	459	5270.2 x 10 ⁻⁵

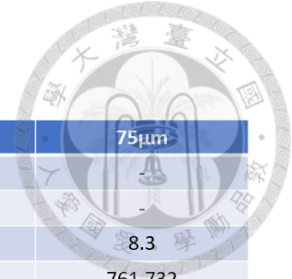
附錄



附錄 1 受試者#1 至#10 之根尖 X 光片與待測牙位(星號標示為待測牙)

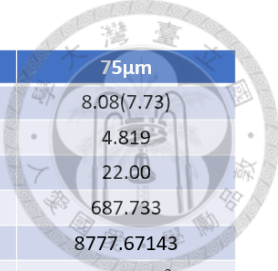


附錄 2 受試者#1 至#10 之數據結果



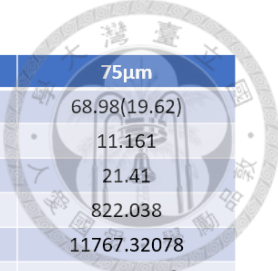
Case No. 1		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) % (μm)	58(14.95)	45.89(9.21)	
	Recovery time (T)(s)	5.8	32.01	
	Viscous phase -recovery (R)(%)	2.0	5.4	8.3
	Max. load(g)	235.997	261.989	761.732
	Area(gw*μm)	3321.19135	1300.41628	3911.25826
	Dissipated energy(mJ)	3.25 x 10 ⁻²	1.27 x 10 ⁻²	3.83 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	25.54	-2.95	-0.65	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+5.30			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	8.92	5.22	8.08
	Phase B	11.83	44.45	15.03
	Phase C	7.20	12.01	74.69
	Phase D	154.11	59.13	170.77
	Phase E	9.63	4.07	15.14

Case No. 2		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) % (μm)	31.45(4.79)	20.14(5.49)	45.89(20.22)
	Recovery time (T)(s)	4.52	4.762	13.21
	Viscous phase -recovery (R)(%)	50.05	39.20	19.31
	Max. load(g)	320g	688.251g	1165g
	Area(gw*μm)	696.03453	1940.78013	17956.66857
	Dissipated energy(mJ)	0.68 x 10 ⁻²	1.07 x 10 ⁻²	17.60 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	46.16	-0.036	-0.077	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+0.43			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	25.05	22.83	20.82
	Phase B	55.22	96.36	22.07
	Phase C	13.49	6.69	36.83
	Phase D	42.89	34.62	33.38
	Phase E	32.32	16.16	13.90



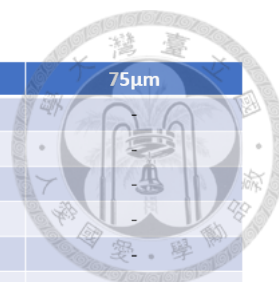
Case No. 3		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) %(μm)	21.30(5.21)	-	8.08(7.73)
	Recovery time (T)(s)	4.679	-	4.819
	Viscous phase -recovery (R)(%)	48.54	46.26	22.00
	Max. load(g)	260.605	502.927	687.733
	Area(gw*μm)	1221.15077	1469.79683	8777.67143
	Dissipated energy(mJ)	1.11 x 10 ⁻²	1.44 x 10 ⁻²	8.60 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	25.54	-2.953	-0.6519	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+5.30			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	11.93	12.49	12.36
	Phase B	15.42	18.22	20.00
	Phase C	12.05	7.38	8.98
	Phase D	17.89	46.00	23.10
	Phase E	8.94	13.85	8.29

Case No. 4		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) %(μm)	34.60(5.38)	22.65(5.27)	23.51(8.31)
	Recovery time (T)(s)	8.241	11.00	15
	Viscous phase -recovery (R)(%)	30.20	17.97	39.90
	Max. load(g)	408.746	756.292	932.624
	Area(gw*μm)	1278.58153	5957.1335	9624.46102
	Dissipated energy(mJ)	1.25 x 10 ⁻²	5.84 x 10 ⁻²	9.43 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	51.86	-5.42	-0.46	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+5.0			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	18.55	14.11	25.47
	Phase B	29.42	80.79	31.53
	Phase C	562.01	115.35	40.48
	Phase D	71.96	96.79	32.15
	Phase E	18.61	31.19	7.99



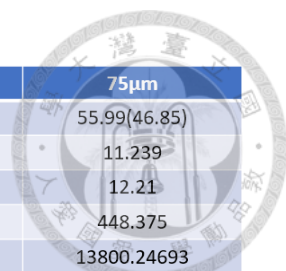
Case No. 5		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) %(μm)	75.51(10.1)	85.60(17.68)	68.98(19.62)
	Recovery time (T)(s)	8.842	15.481	11.161
	Viscous phase -recovery (R)(%)	14.17	4.46	21.41
	Max. load(g)	294.305	459.147	822.038
	Area(gw*μm)	1570.79062	5374.16598	11767.32078
	Dissipated energy(mJ)	1.54 x 10 ⁻²	5.27 x 10 ⁻²	11.53 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	50.96	-2.28	-1.68	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+7.7			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	89.42	152.39	135.06
	Phase B	26.11	15.88	38.42
	Phase C	87.38	1.03	75.75
	Phase D	-62.49	158.99	88.54
	Phase E	54.19	31.22	47.92

Case No. 6		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) %(μm)	26.90(4.91)	77.58(31.34)	50.41(25.45)
	Recovery time (T)(s)	6.802	9.599	7.158
	Viscous phase -recovery (R)(%)	40.37	11.64	11.04
	Max. load(g)	237	320	795
	Area(gw*μm)	1375.0	6557.4	12080.6
	Dissipated energy(mJ)	1.34 x 10 ⁻²	6.43 x 10 ⁻²	11.84 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	74.40	-1.50	-0.75	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+5.3			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	14.00	4.53	8.72
	Phase B	15.32	11.33	21.33
	Phase C	5.63	2.42	16.44
	Phase D	24.84	36.71	61.14
	Phase E	9.92	11.71	7.50



Case No. 7		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) %(μm)	40.07(-)	8.88(-)	
	Recovery time (T)(s)	0.599	1.358	
	Viscous phase -recovery (R)(%)	19.70	24.39	
	Max. load(g)	355.478	705.423	
	Area($\text{gw}^*\mu\text{m}$)	1395.10321	2648.46275	
	Dissipated energy(mJ)	1.37×10^{-2}	2.60×10^{-2}	
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	21.4	-16.47	-0.19	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+6.7			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	139.73	238.38	-
	Phase B	191.41	-132.36	-
	Phase C	485.09	82.39	-
	Phase D	54.02	84.11	-
	Phase E	31.37	38.53	-

Case No. 8		15μm	25μm	50μm
Hysteresis	Deformation (D) %(μm)	75.53(15.053)	60.48(12.63)	70.32(29.22)
	Recovery time (T)(s)	7.198	3.361	10.00
	Viscous phase -recovery (R)(%)	4.04	14.33	21.97
	Max. load(g)	190.438	350.834	492.452
	Area($\text{gw}^*\mu\text{m}$)	2308.65987	1533.51384	5819.91365
	Dissipated energy(mJ)	2.26×10^{-2}	1.50×10^{-2}	5.70×10^{-2}
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	7.88	-22.64	-0.85	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+4.9			
	Slope	15μm	25μm	50μm
	Phase A	95.26	6.47	9.18
	Phase B	8.49	19.80	14.86
	Phase C	10.62	245.41	29.20
	Phase D	1004.52	155.36	41.72
	Phase E	10.28	35.20	17.92



Case No. 9		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) % (μm)	31.17(7.61)	52.43(29.34)	55.99(46.85)
	Recovery time (T)(s)	4.08	5.24	11.239
	Viscous phase -recovery (R)(%)	6.26	14.33	12.21
	Max. load(g)	193.008	250.426	448.375
	Area(gw*μm)	2292.17979	5688.82557	13800.24693
	Dissipated energy(mJ)	2.25 x 10 ⁻²	5.57 x 10 ⁻²	13.52 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	47.75	-4.86	-0.58	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+10.2			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	7.74	8.34	4.38
	Phase B	11.77	2.81	5.78
	Phase C	2.03	8.48	16.37
	Phase D	18.63	14.85	24.19
	Phase E	5.66	5.21	4.80

Case No. 10		25μm	50μm	75μm
Hysteresis	Deformation (D) % (μm)	65.67(11.87)	40.05(25.4)	50.23(40.42)
	Recovery time (T)(s)	5.68	4.401	18.56
	Viscous phase -recovery (R)(%)	11.21	30.74	26.48
	Max. load(g)	242.915	299.543	519.135
	Area(gw*μm)	1831.90563	4727.40743	14258.48486
	Dissipated energy(mJ)	1.79 x 10 ⁻²	4.63 x 10 ⁻²	13.97 x 10 ⁻²
	Time(s)	Phase 1	Phase 2	
Stress relaxation	32.08	-7.43	-0.95	
	Periotest M value			
Tooth mobility	+3.2			
	Slope	25μm	50μm	75μm
	Phase A	13.55	3.99	5.81
	Phase B	15.94	5.16	7.10
	Phase C	72.35	26.25	9.01
	Phase D	124.12	6.56	18.12
	Phase E	2.23	3.65	6.20