

下顎不同局部活動義齒設計之 應力分佈

遠心游離端 (distal free-end) 缺牙以局部活動義齒來修復時，其設計有以保護支柱牙為主之緩壓裝置的設計，此種設計的理念或稱為 flexible support。而 flexible support 的設計已發展近半世紀。相對於此的為 rigid support 的設計理念。此兩種不同的製作理念，常造成牙醫師在設計製作時的困惑。故本研究之目的乃是探討這兩種不同理論的固位裝置 (retainer) 其受力時應力分布的差異，以作為臨床製作時的參考。實驗選用下顎單側游離端缺損 Kennedy II 級 modification 1 的模型以類三次元光彈應力分析法來研究。在右側游離端最終支台齒上設計五種不同的固位裝置，分別有鍛製金屬線牙鉤 (wrought-wire clasp)、RPI clasp、鑄造環周牙鉤 (cast circumferential clasp)、RPPI clasp 及 conical crown telescope。並以超小型應力負荷感應器放置於特殊設計的義齒基底中，於咬合壓力下，分別量測不同固位設計的局部活動義齒，其義齒基底所分擔的咬合力比率。在咬合施力的同時並照相記錄局部活動義齒光彈模型在光彈組合上的等色線圖以做為應力分布的比較。實驗結果顯示，以鍛製金屬線牙鉤設計分佈之固位裝置，在支柱牙會有較小的應力，然而在齒槽骨嵴則有明顯的應力集中。由義齒基底所分擔的咬合應力來看，鍛製金屬線牙鉤設計的也分擔較高比率的咬合力。本研究的結論為製作理想的局部活動義齒，在支柱牙及殘存嵴間的應力分佈應為最小是很重要的。

吳如惠¹ 王兆祥^{1,2} 李惠娥^{1,2} 杜哲光¹

1 高雄醫學大學附設中和紀念醫院牙科部

2 高雄醫學大學口腔醫學院牙醫學系

關鍵詞：光彈應力分析、局部活動義齒、義齒基底所分擔的應力及比率、固位裝置

聯絡人姓名：杜哲光 (Je-Kang Du)

通訊處：高雄市十全一路 100 號

電話：07-3121101 ext 7003

傳真：07-3221510

受文日期：民國九十六年一月一日

接受刊載：民國九十六年二月十一日



引言

游離端缺牙是常見的缺牙狀態，臨床上常用遠伸性局部義齒來修復此類的缺牙。據Jepson等⁽¹⁾的研究指出，此類患者雖然以局部活動義齒修復其口內缺牙狀態，但從來未配戴者卻高達25%，另外還有15%的患者只是偶而配戴。牙醫師在處理這類缺牙狀況常會遭遇窘境，乃因其口內兩大支持組織—支柱牙的牙周膜及齒槽黏膜，兩者之支持能力的差異性頗大。因此行使咀嚼功能，會因兩者間沉降量及復原時間的差別，使得局部活動義齒以遠心支柱牙為支點而造成第一類槓桿原理現象，而導致局部活動義齒對支柱牙的傷害且間接影響齒槽骨嵴而造成其快速的吸收現象。因此有學者提出減壓裝置⁽²⁾的想法，在設計局部活動義齒時，以減壓裝置來當支台裝置以保護支柱牙。依此設計的局部活動義齒，雖然開始使用之初，支柱牙的咬合負擔減輕了，但義齒使用一段時間之後，發現支柱牙依然發生動搖甚至面臨被拔除的命運。除此之外，這樣的設計造成局部活動義齒產生不穩定的現象，患者抱怨口內疼痛甚且無法進食，至此減壓裝置的效果始受到懷疑。而Kratovich⁽³⁾則提出口腔處理(mouth preparation)的方法，製作導引面(guide plane)使支柱牙間相互平行，讓局部活動義齒運動時能有一定的方向，著重將支柱牙與局部活動義齒間緊密的連接，形成一個整體，以共同分

擔咬合負擔。至此，局部活動義齒中有兩種不同設計的理论，一是以保護支柱牙為主之flexible support理念的固位裝置，如Krol's RPI、鍛製金屬線牙鉤等；其二為把支持盡量給與支柱牙之rigid support理念的固位裝置⁽⁴⁾，如RPPI clasp⁽⁵⁾、conical crown telescopic system。本研究之目的乃是探討這兩種不同理论の固位裝置(retainer)其受力時應力分布的差異，以作為臨床製作時的參考。

方法

本研究光彈模型製作之流程圖列於圖一，實驗選取下顎單側遠心游離端缺牙之Kennedy class II modification 1 牙齒牙弓著脫模型(I21D-400C；缺牙型號下顎520，為缺牙45、46、47、35、36，Nissin，Japan)，將支柱牙(44、34、37；附註：本研究中牙齒編號採用FDI系統)予以標準之牙齒修形(tooth preparation)，修形的厚度依照陶瓷燒附金屬牙冠(metal ceramic crown)所需之量，用精密翻模材Duplicone (Bego, German)翻製出支柱牙之陰模，調拌光彈樹脂材料P L - 1 (Photoelastic Division Measurements Group, Raleigh, N.C., U.S.A.)灌製出支柱牙。將牙齒牙弓著脫模型修形為馬蹄形後，以Duplicone翻製出陰模，且將PL-1牙齒放入陰模中定位，而後開始調製P L - 2 (Photoelastic Division Measurements Group, Raleigh, N.C., U.S.A.)光彈樹脂，灌製且模

擬出齒槽骨嵴模型。

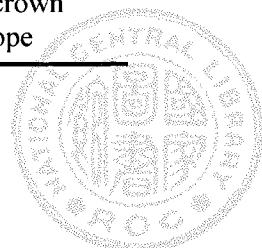
光彈模型完成之後，製作不同設計局部活動義齒五種（其各該設計如表一所列），在支柱牙 44 上分別有鍛製金屬線牙鉤、RPI clasp、鑄造環周牙鉤、RPPI clasp 及 conical crown telescope 的固位裝置。在支柱牙 44、34、37 析量冠的製作，圖二所示為析量冠之製作流程圖。依照不同固位裝置所需之析量冠於平行析量儀上進行析量，以市售牙科用鈮合金（Leff Cast-All; Dental Golds, N.Y., U.S.A.）為材料，鑄造出析量冠且再次放置於平行析量儀上檢視其倒凹量、析量線的位置及密合度。在光彈模型的遠心游離端上以自凝樹脂（COE Ortho Resin, Coe Laboratory Inc, Chicago IL., U.S.A.）製作義齒基底，並於其上方離遠心支柱牙 15 mm 處（約在第一大白齒的正中心窩處），放置超小型壓縮

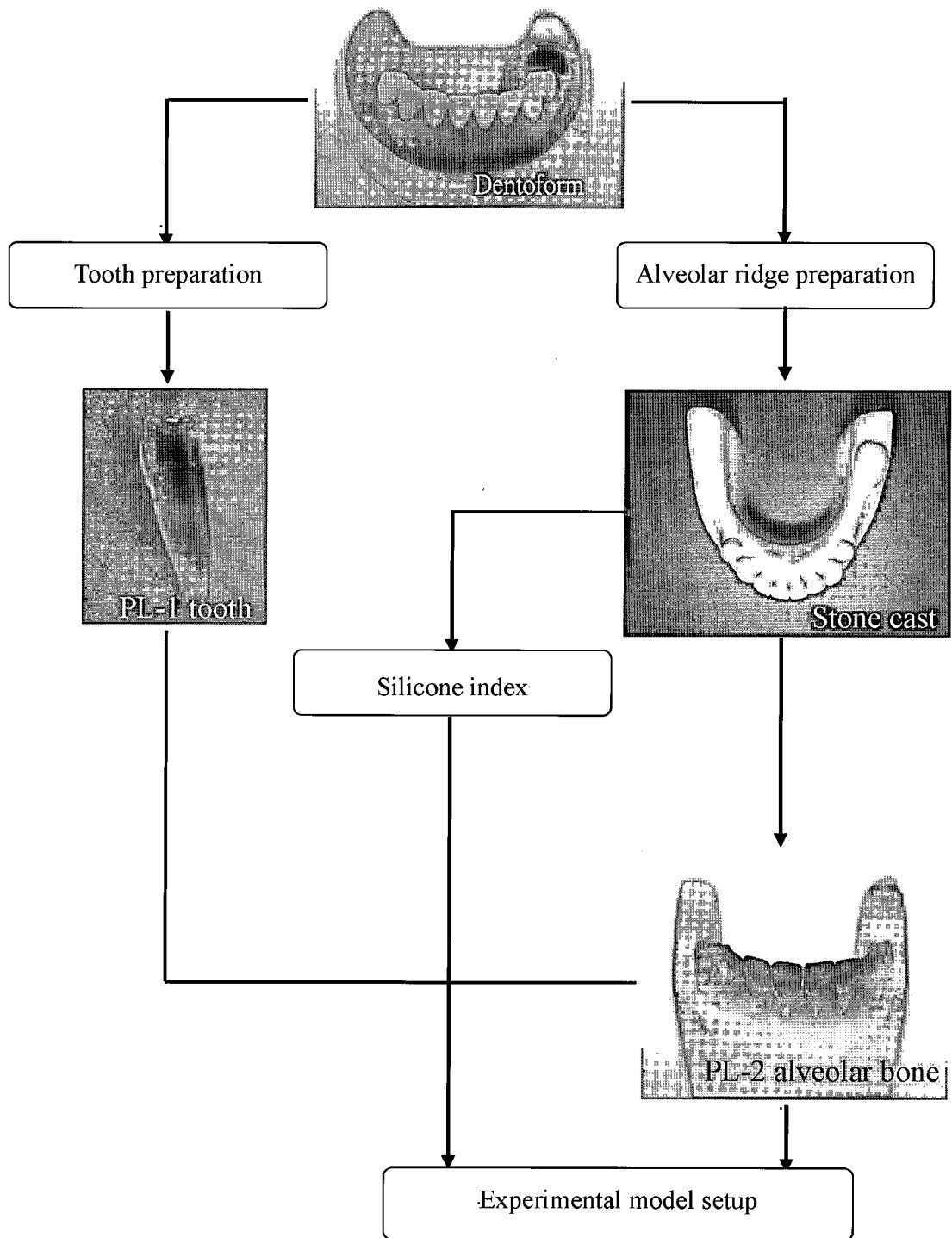
應力感應裝置（micro load cell transducer, PS-70KAM260, Kyowa Electronic Instruments Co., Japan）。利用牙科精密矽膠彈性印模材以細微印模（pick-up impression）的方法，將析量冠與印模材一起取出，灌製石膏模型以進行五種不同義齒基架之製作，之後依照牙科鑄造之程序，使用市售鈷-鉻-鈳合金（Cobalt-Chromium-Molybdenum alloy, Austenal Wisil Dental System, Austenal Medizintechnik GmbH.）將義齒基架鑄造出來，須注意義齒基架的密合度，小連接體（minor connector）需與超小型壓縮應力感應裝置完全接觸。鍛製金屬線牙鉤則以 1.0 mm 的鍛製金屬線（3M Unitek Monrovia, C.A., U.S.A.）彎製而成，以自凝樹脂將鍛製金屬線牙鉤與義齒基架連接在一起。

表一：五組不同局部活動義齒的固位裝置

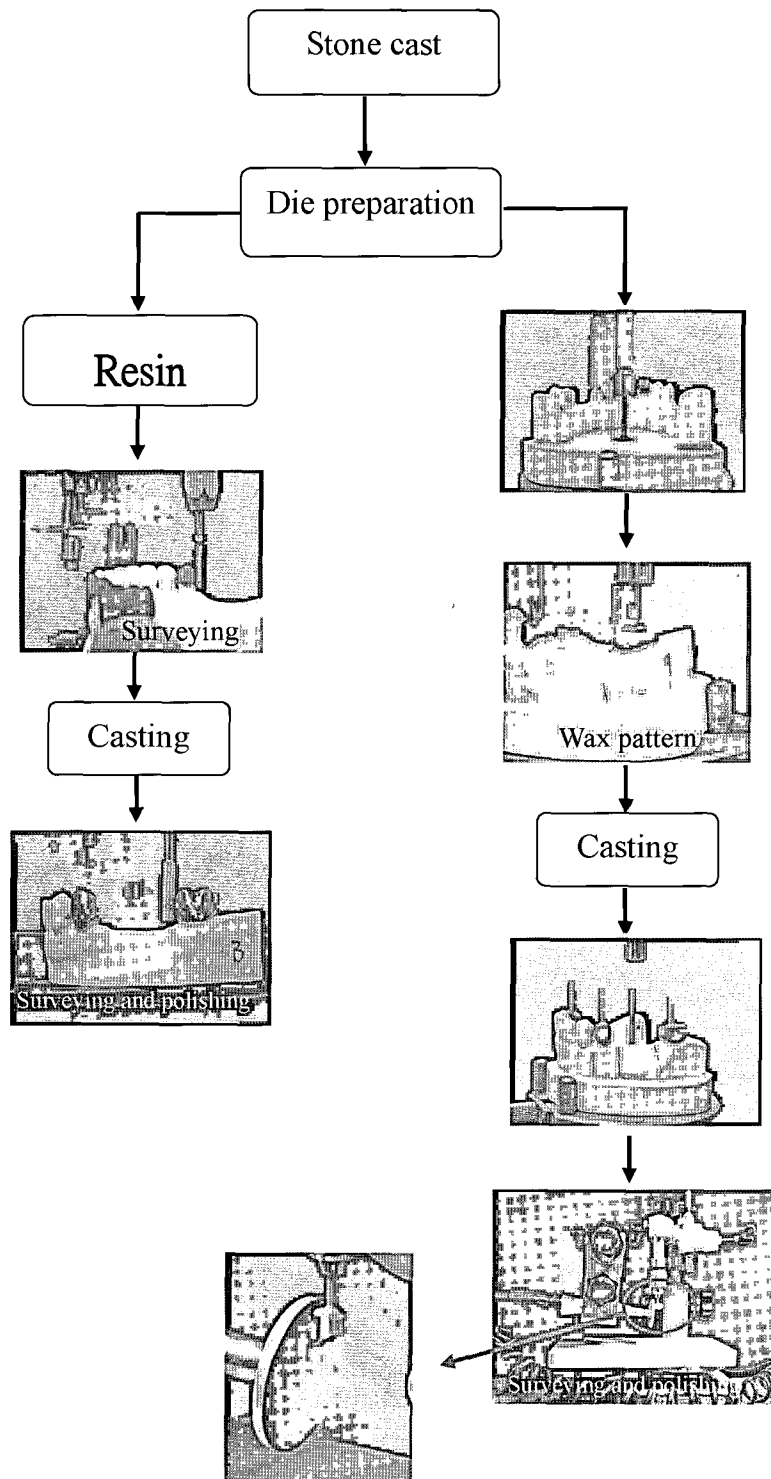
組別 \ 支柱牙	44	34	37
A	鍛製金屬線牙鉤	鑄造環周牙鉤	鑄造環周牙鉤
B	RPI clasp	鑄造環周牙鉤	鑄造環周牙鉤
C	鑄造環周牙鉤	鑄造環周牙鉤	鑄造環周牙鉤
D	RPPI clasp	鑄造環周牙鉤	鑄造環周牙鉤
E	Conical crown telescope	Conical crown telescope	Conical crown telescope

附註：本研究中牙齒編號採用FDI系統





圖一：光彈模型製作之流程圖。

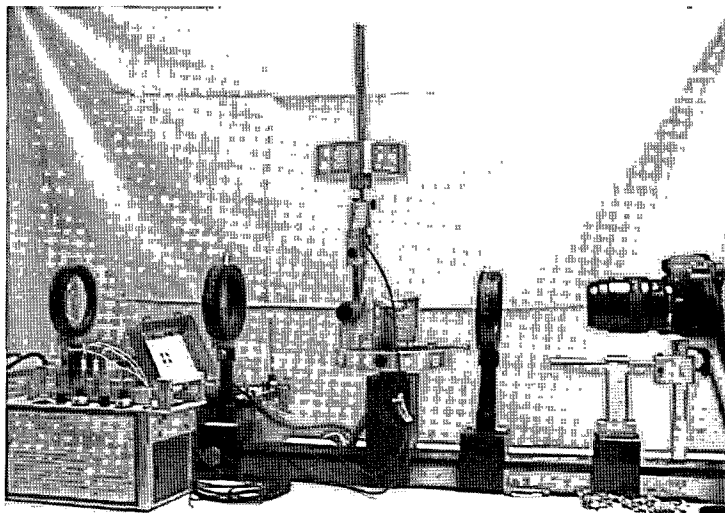


圖二：析量冠之製作流程圖。

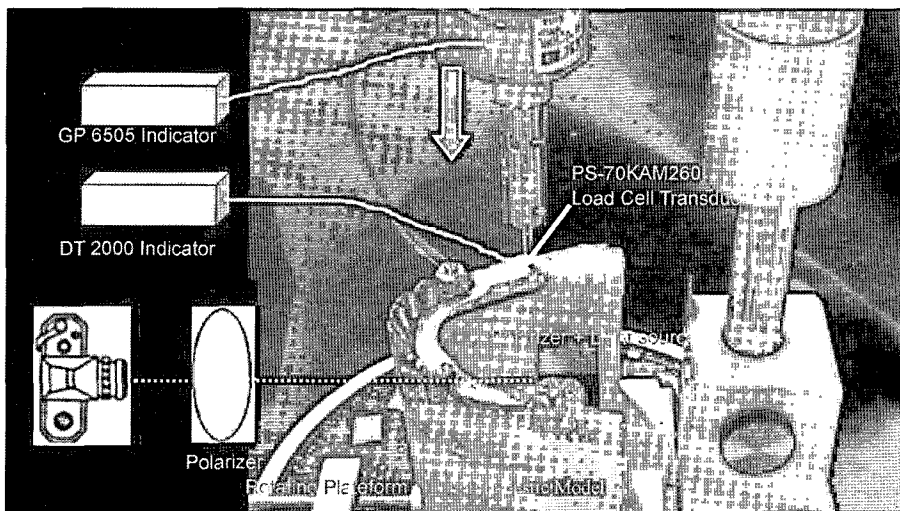


分別將各組之析量冠置入光彈模型上，以臨時黏著劑（Temp-bond[®], Kerr corporation, USA）將其定位在模型中，之後將義齒基架置入，進行義齒基架之調整，使義齒基架與超小型負荷感應裝置間有完全接觸。將此完整的一組模型放在已校正好的光彈組合中如圖三所示，固定在

旋轉盤上，以18 kg垂直的力量施予在超小型負荷應力感應裝置對應的小連接體處，其位置在第一大白齒的正中心窩處（圖四）。在荷重前，將旋轉盤進行旋轉，分別在11個角度上以數位相機進行拍照，記錄荷重前光彈模型之應力分布情形；荷重後，以同樣之位置進行拍照以記錄光彈模



圖三：實驗所採用之光彈組合。



圖四：光彈模型荷重的位置及整個實驗過程。

型荷重後的應力分布情形，且同時記錄應力應變指示器及超小型負荷應力感應裝置連接的應力應變指示器的讀數。依此步驟重複實驗，逐步完成其他 4 組之局部活動義齒的應力測量。進行下一組模型測試時，光彈模型需在無荷重之下置放 1 小時以上，以防止應力因漫流 (creep) 產生殘留的現象發生。將五組不同局部活動義齒設計所測得之數值以 one-way ANOVA 進行統計分析，以瞭解不同設計間是否有差異性。

結果

模型在光彈組合施加力量後，測試並分別觀察及照相記錄各個模型之應力分布情形。圖五為每個模型在受力時的等色線圖，同時經由設立在義齒基底的受力感應器可得知受力時義齒基底所承擔的分量，

各個不同設計之義齒基底咬合壓力所承擔的咬合力及比率之比較如表二。由整個攝影記錄中可知，應力分布的情形，皆位於荷重處之齒槽骨嵴及遠心支柱牙 (44) 上，幾乎沒有力量傳到另一側而呈現出應力變化的情形。以齒槽骨嵴處而言，應力分布範圍以 conical crown telescope 設計為最小；鍛製金屬線牙鉤為最大。觀看支柱牙 44 處之應力分布，以 conical crown telescope 有較明顯之應力分布；支柱牙 44 為鍛製金屬線牙鉤，其應力分布較不明顯。義齒基底所分擔的負荷值及比率，其中最小值為 conical crown telescope，其負荷值為 1.05 kg、比率為 5.73 %；最大值為組別 A 之鍛製金屬線牙鉤，其負荷值為 5.59 kg、比率為 30.25 %。分別將義齒基底所分擔的負荷值及比率以 one-way

表二：五組實驗組別的義齒基底所分擔負荷值及其比率

種類	組別				
	A	B	C	D	E
Denture base shearing load (kg)	5.59±0.02	3.21±0.02	4.34±0.02	1.74±0.02	1.05±0.02
Denture base shearing ratio (%)	30.29±0.16	17.06±0.16	23.04±0.16	9.36±0.16	5.74±0.16

mean±SD, n=11



ANOVA 進行分析，如表三所示，發現五組不同局部活動義齒設計之義齒基底所分擔的負荷值具有統計學上的意義 ($p < 0.001$)。

討論

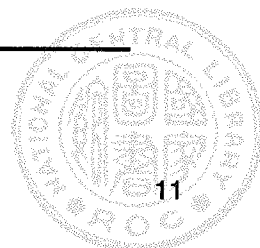
實驗結果可看出五組不同局部活動義齒的設計，在 18 kg 單側垂直力量的施予下，傳遞至義齒基底所分擔的應力值在 1 ~ 5 kg 間，幾乎有 2/3 的荷重是由支柱牙及義齒基架來分擔。據 Henderson 等人⁽⁶⁾的研究，得知堅硬之連接體會將咬合力量均勻分擔出去，本實驗連接體之設計具有足夠的堅硬度（寬 4 mm × 厚 3 mm），可將力量均勻的傳送出去，也因此傳遞至義齒基底所負擔的應力值普遍的低。與 Igarashi 等學者⁽⁷⁾之研究比較，其數值相差達 2 倍以上，此乃研究設計上之不同。Igarashi 為臨床實驗且是以 Kennedy Class I 為例，但由其義齒基底所分擔的比率之順序依次為鍛製金屬線牙鉤、阿克斯牙鉤、conical crown telescope 此結果與本實驗有雷同之

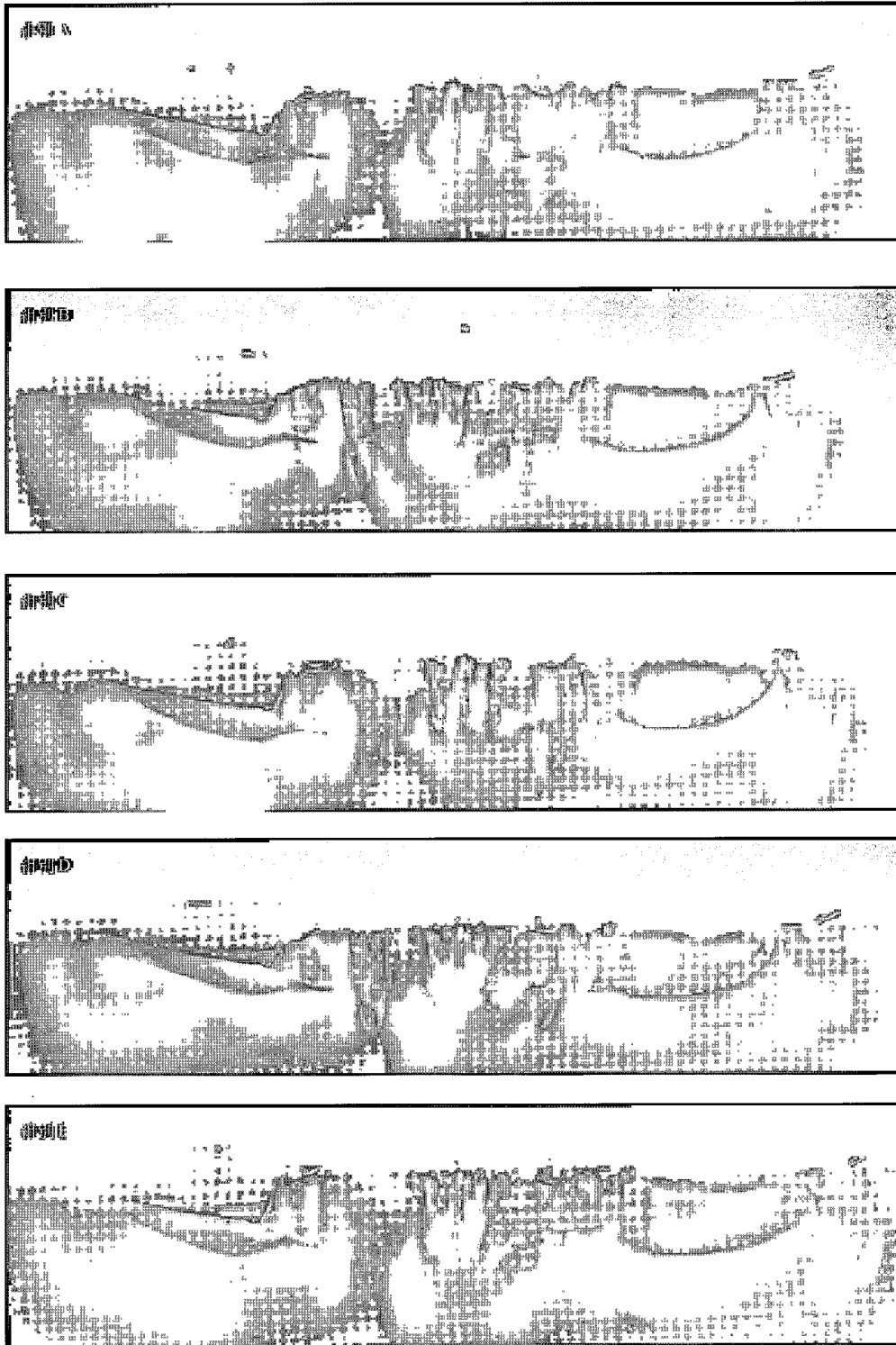
處。在本實驗中，得知 rigid support 設計理念之維持裝置可有效減少齒槽骨峭之應力集中，進而降低其骨吸收速率，對於臨床上則可減少換底墊的頻率。在 Vermeulen 等人⁽⁸⁾的研究發現，在傳統式局部活動義齒（conventional metal frame removable partial denture）的設計中，5 年後需要調整義齒基底的比率高達 65% 以上，在有附連體的局部活動義齒設計中，5 年後需要調整義齒基底的比率只佔 29%。另據 Igarashi 等人⁽⁹⁾的研究，conical crown telescope 在 5 年後調整義齒基底的比率佔 13%。

由文獻回顧發現，Thompson⁽¹⁰⁾、Berg^(11,12) 等人認為以 Krol type RPI clasp 的設計在光彈模型的應力分布上較為均衡，更甚者以 Krol type RPI clasp 為標準來比較不同的附連體設計在應力上的分布。Thompson⁽¹⁰⁾ 以七種不同局部活動義齒的設計，分別為 I-bar 及近心鉤靠、鑄造牙鉤

表三：以 oneway ANOVA 分析五組義齒基底所分擔負荷值的差異

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
Model	4	151.06802	37.7670	12974.3	<.0001
Error	50	0.14555	0.0029		
C. Total	54	151.21356			





圖五：各個組別之遠心游離端應力度分布情形。



及遠心鉤靠、鑄造牙鉤及近心鉤靠、頰側鍛製金屬線牙鉤舌側鑄造牙鉤及遠心鉤靠、頰側鍛製金屬線牙鉤舌側鑄造牙鉤及近心鉤靠、T-bar 及近心鉤靠和 T-bar 及遠心鉤靠。在這幾種維持裝置的設計中，只有鑄造牙鉤具有較大的支持力，且由其光彈模型上也發現在齒槽骨嵴的應力分布較小，但以整體其應力分布較不平均，且此維持裝置並無導引面的設計，是否因此造成在支柱牙的應力分布更為集中？由此可知，當時的學者設計理念著重於如何保護好支柱牙，盡量減少支柱牙的傷害，並未考慮齒槽骨嵴吸收之因素。由其結果，可明顯的得知以保護支柱牙為主的鍛製金屬線牙鉤，雖然在支柱牙的應力分布上較其他設計為小，但在齒槽骨嵴的應力分布極為明顯，如此結果令人懷疑其是否會加速齒槽骨嵴的吸收，進而造成局部活動義齒不穩定，導致病人不願配戴局部活動義齒。

本實驗中，模型所模擬之牙周狀況是假設病患於健康的情形下，因此支柱牙可提供足夠的支持力。本實驗中也得知 conical crown telescope 其支柱牙處有明顯之應力分布，當牙周狀況較差時，是否應選擇 flexible support 設計以保護支柱牙，Itoh 等人⁽¹³⁾以 Krol type RPI clasp 設計之局部活動義齒進行其於不同牙周狀況下的應力分布研究，結果發現應力分布會明顯的集中在骨頭破壞較嚴重的地方，甚至將支柱牙

固定起來也無法減少其應力分布之集中性。本實驗並未進行此方面之探討，但可推測當牙周狀況不佳時，支柱牙無法承擔太大的力量，若以較堅硬之維持裝置的設計，反而會增加支柱牙的負擔。故於臨床上應用時，應視支柱牙之牙周狀況給予其適合負擔的能力。以第二大臼齒言，本身就比小白齒強壯，其可負擔的能力較佳，若其牙周狀況健康，則建議以較堅硬設計之維持裝置如環鉤之設計，可有效分擔咬合力，減少其他組織的傷害性。

不同局部活動義齒的設計，的確會對口腔中的組織，產生不同程度的影響，但局部活動義齒本身的密合度也會對組織造成傷害。Eick 等人⁽¹⁴⁾提出，有經過調整之局部活動義齒的支柱牙，其動搖度有明顯降低。本實驗局部活動義齒的製作是經過校正的，均依個別設計上之要求，以進行鑄造，並要求其密合度符合標準，故本實驗是以精細印模取得模型，減少誤差。

回顧文獻，進行不同局部活動義齒設計研究之方法有光彈模型，以應變量測器來量測支柱牙或義齒的應力及應變、或是其他裝置如非接觸性量測支柱牙的動搖度，人體試驗等。本實驗採用光彈模型來進行分析，乃因其可於同時間在荷重後得知齒槽骨嵴與支柱牙間的應力分布，特別是在齒槽骨嵴處之應力分布，因過大的力量施予在齒槽骨嵴時，會間接誘導噬骨細胞 (osteoclast) 活化，進而加速齒槽骨嵴

的吸收速率。藉由探討不同局部活動義齒的設計對齒槽骨嵴及支柱牙的影響，以提供局部活動義齒設計時全盤式的考量，而非只單純探討支柱牙的動搖度；於義齒基底處加裝感應器，則可更加瞭解義齒基底所分擔的應力及比率，以得知齒槽骨嵴荷重之情形。

若選用臨床分析以進行此實驗會遭遇以下問題，其一為病例收集之問題，於臨床上收集相同的缺牙區、牙周狀況及測試者之年齡，其病例數要達到具有統計學上的意義是相當困難的；其二為個體間的差異性如黏膜厚度及牙周膜厚度的差異、齒槽骨嵴的寬度及高度與齒槽骨嵴承壓能力、吸收速度、支柱牙的動搖度及牙根型態、患者的合作態度、動機或口腔照顧能力、咬合的模式及是否有夜間磨牙的習性等；其三為咬合力量的大小，如何控制測試者以一定的方向及力量進行實驗是相當困難的。故本實驗不採用臨床方法進行實驗，而以光彈模型模擬口腔環境中的齒槽骨嵴及支柱牙，於相同條件下的口腔環境進行研究，排除個體間的變異性，針對不同維持裝置進行研究，以提供牙醫師於臨床上設計時之參考。

結論

不同設計的遠伸性局部活動義齒對支柱牙及齒槽骨嵴會造成不同的結果，本實驗發現以rigid support為理論設計的維持裝置，對兩者所產生的應力分布較平均如

conical crown telescope 之設計；以flexible support為理論的設計模式如鍛製金屬線牙鉤，則對齒槽骨嵴處會造成較大的應力集中現象。因此本實驗之結論為：

1. 以 conical crown telescope 之遠伸性局部活動義齒設計，於齒槽骨嵴及支柱牙應力分布情形較為均勻。
2. 選擇傾向rigid support觀念之維持裝置設計，如RPPI clasp及Ring clasp亦可減少齒槽骨嵴之應力分布。
3. flexible support設計理念之鍛製金屬線牙鉤，會使得齒槽骨嵴承受較集中的應力。

參考文獻

1. Jepson N J A, Thomason J M, Steele J G. The influence of denture design on patient acceptance of partial dentures. *Br Dent J* 1995; 178:296-300.
2. Boucher LJ, Renner P: McCracken's removable partial prosthodontics. 9th ed. CV Mosby, St Louis, pp.259-300, 1995.
3. Kratochvil F. J. Influence of occlusal rest position and clasp design of movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1963; 13:114.
4. 後藤忠正、五十嵐順正、渋谷隆司：Konuskronen-teleskope による部分床義齒の臨床例。補綴誌 19:1-9, 1975.
5. 五十嵐順正：非緩壓型 R.P.I. 義齒 R.P.P.I. の考え方について。 *Quintessence* 10:43-50, 1991.
6. Henderson D, Thomas E. Design and force



- distribution with removable partial dentures: A progress report 1967; 17:350-64.
7. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J of Oral Rehabilitation* 1999; 26:111-116.
 8. Vermeulen AHBM, Keltjens HMAM, Vant' Hof MA, Kayser AF. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 1996; 76:267-72.
 9. Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow-up study of conical crown retained dentures. *Int J Prosthodont* 1997;10:149-55.
 10. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress pattern produced by various design of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1977; 38:261-73.
 11. Berg T, Caputo AA. Load transfer by a maxillary distal-extension removable partial denture with cap and ring extracoronal attachments. *J Prosthet Dent* 1992; 68:784-9.
 12. Berg T, Caputo AA. Comparison of load transfer by maxillary distal extension removable partial dentures with a spring-loaded plunger attachment and I-bar retainer. *J Prosthet Dent* 1992; 68:492-9.
 13. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T: Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosth. Dent.*1998;79:465-71.
 14. Eick JD, Browning JD, Stewart CD, McGarrah HE. Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1987; 57:66-72.



Stress Distribution of Mandibular Removable Partial Dentures with Different Designs

Ju-Hui Wu¹, Chau-Hsiang Wang^{1,2}, Huey-Er Lee^{1,2}, Je-Kang Du¹

¹ Department of Dentistry, Kaohsiung Medical University Hospital

² Faculty of Dentistry, College of Dental Medicine, Kaohsiung Medical
University

When a removable partial denture (RPD) is anticipated to restore the missing teeth of distal free-end edentulous ridge, how to design the distal extension RPD always make dentists so puzzles. To prevent abutment teeth from being harmed, some designs and devices called stress-breakers (sometimes referred to as flexible support design) have been developed over the past half-century. On the contrary, the other controversial design philosophy — the "rigid support" design, also advocated in a lot of articles. Therefore, the purposes of this study were to compare the various retainer designs that belonged to the two different designing philosophies. The technique of quasi-three dimensional photoelastic stress analysis was used for this investigation. Photoelastic model was made with individual simulative materials for tooth structure (PL-1) and alveolar bone (PL-2). A model was fabricated that included the anterior teeth, right 1st premolar, left 1st premolar and 2nd molar. Some types of retainers will be selected to fabricate for the analyses, they are wrought wire clasp, RPI clasp, the conical crown telescopic retainer, RPPI clasp and cast circumferential clasp. For each experimental RPD, one micro load cell transducer will be put between the two layers of the specially fabricated double denture bases to measure the denture base shearing load of occlusal force. After load vertically on the occlusal table of RPD, photoelastic stress distribution isochromatics, and denture base shearing load will be obtained. The results indicated that the unfavorable stress gradient was found in wrought wire clasp design, the maximum stress concentrated at the residual ridge while the minimum stress occurred at the abutment. This study concluded that minimum stress gradient between the abutments and the residual ridge might be most important issue when fabricated an adoptable RPD.

Key words: photoelastic stress analysis, removable partial denture, denture base shearing load and ratio, retainer

