

# 長徑距纖維強化壓克力樹脂暫用固定局部義齒之折斷負荷

黃俞群<sup>1</sup> 王震乾<sup>2</sup> 洪純正<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 高雄醫學大學口腔醫學院牙醫學研究所

<sup>2</sup> 高雄醫學大學口腔醫學院牙醫學系

傳統臨床上使用的PMMA樹脂暫時固定義齒材料常在應力集中處發生斷裂或破損，造成臨床治療的不便。本研究旨在評估各式纖維強化物加強後，長徑距暫用壓克力樹脂固定局部義齒的折斷負荷與斷裂形式，並探討強化纖維的種類、強化部位／長度與折斷負荷之相互關係。本實驗共製作80個標準化壓克力樹脂四單位牙橋，之後均分為八組。正向對照組為未加強的完整壓克力樹脂樣本，負向對照組為壓克力樹脂樣本以 $0.016 \times 0.022$ 不銹鋼鐵絲矯正方線強化。實驗組樣本以4, 18, 30公釐不同長度的玻璃纖維（Glass fiber, FibreKor）或聚乙烯纖維（Polyethylene fiber, Construct）分別強化於兩橋體間的連接體、延伸至兩邊的支台齒和延伸並跨越兩邊支台齒的咬合面，所有樣本製備後置於冷熱循環機，之後再利用萬能材料試驗機測試樣本折斷負荷和記錄樣本斷裂形式，並利用掃描式電子顯微鏡觀察斷面。結果以one-way ANOVA分析顯示玻璃纖維及聚乙烯纖維加強組別折斷負荷統計上均明顯高於完整樣本與鐵絲加強之組別（ $P < 0.001$ ）。在纖維強化組別使用two-way ANOVA統計分析發現，無論強化纖維種類和不同強化長度的組別，其折斷負荷統計上均沒有顯著差異（ $P > 0.05$ ）。以斷裂形式而言，所有樣本不論是否經過纖維強化均發生部分斷裂。由本研究中顯示利用玻璃纖維或聚乙烯纖維來強化確實可提高長徑距暫用固定局部義齒的折斷負荷。增加強化纖維的長度，並未相對明顯地提高長徑距固定局部義齒的折斷負荷。

關鍵詞：纖維強化、壓克力樹脂、暫用固定局部義齒

聯絡人姓名：王震乾（Jen-Chyan Wang）  
通訊處：高雄市十全一路100號  
電話：07-3121101-2158  
傳真：07-3233752

受文日期：民國九十四年八月十日  
接受刊載：民國九十四年十月十日

## 前言

臨床上常使用自聚合型壓克力樹脂來製作暫用固定局部義齒，最主要是因為其價格低廉，易於重襯、修改補綴物的外形。但是自聚合型壓克力樹脂強度較低，若用於製作長徑距暫用固定局部義齒時，常會在應力集中處發生斷裂或破損的狀況。為了避免此情形發生，可事先藉由增加連接體的體積或用金屬板強化，但這些製作方法不是有違暫時固定義齒的功能就是操作過程太過繁複<sup>(1)</sup>。因此有學者嘗試將纖維運用於強化暫用樹脂；與金屬相較之下，纖維的機械特性佳、重量輕、美觀，與樹脂黏結效果也比金屬好。早期纖維強化相關的研究多著重於強化活動義齒<sup>(2、3)</sup>。

在暫用樹脂的纖維強化研究方面，學者利用聚乙烯纖維 Ribbond 強化 PMMA 樹脂製成的矩形樣本，並將纖維置於樣本下方三分之一，發現用纖維強化可顯著提高樣本斷裂強度<sup>(4)</sup>，但是 Ribbond 這種早期纖維表面僅經過電漿處理，並沒有使用樹脂偶合劑來提高樹脂與纖維的黏結能力，若是使用新一代的纖維來強化，效果應該會更加明顯。在利用玻璃纖維強化暫用樹脂的研究方面，學者探討纖維含量、擺放部位兩個因素對樹脂撓曲強度的影響，其結果發現纖維放在矩形樣本下方三分之一，以及重量百分比高於 4w/o 可顯著提高暫用樹脂樣本的撓曲強度<sup>(5)</sup>。Vallittu<sup>(6)</sup> 利用束狀以及網狀玻璃纖維強化 polyethyl methacrylate 粉末及 n-butylmethacrylate 液體製成的補綴物，測試樣本最初斷裂所需的負荷，結果發現儘管纖維在樣本中的位

置不盡理想，但纖維確實能增加樣本的斷裂抵抗力。從上述的文獻中可以得知，纖維在樣本中的部位是影響強化效果的重要因素。由於先前的研究多著重於單一種類纖維的強化，所以在羅和王<sup>(7)</sup>以纖維修補壓克力樹脂暫用固定局部義齒的研究中，就探討不同纖維種類、表面處理方式與折斷負荷的關係，結果發現纖維表面處理是影響修補暫用樹脂強化效果的重要因素。本研究目的在評估各式纖維強化後長徑距暫用壓克力樹脂固定義齒的折斷負荷，並探討其與強化纖維種類、強化部位／長度之相互關係。

## 材料與方法

首先利用不銹鋼製作下顎四單位固定局部義齒的金屬模具，其中第一小白齒和第二大白齒為支台齒。第一小白齒支台齒的遠心軸面到第二大白齒的近心軸面間的距離為 20 公釐。之後以嵌體蠟在金屬模具上刻出四單位固定局部義齒外形，並用度量卡尺 (Digimatic caliper, Mitutoyo corporation, Tokyo, Japan) 測量紀錄義齒外形尺寸，並用 putty polysiloxane 印模材 (condensation-type) -Coltflax (Lot No. NE122; Coltene AG, Altstätten, Switzerland) 將其翻製為自聚合型聚甲基丙烯酸甲酯樹脂 (self-cured polymethyl methacrylate resin) — Tempron (Lot No. 0305082; GC corporation, Tokyo, Japan) 製成的暫時固定局部義齒，以此範本作為基準。在翻製樹脂樣本前，先利用印模材以及硬石膏製作翻模的模具。並審慎評估印模材模具是否將樣本外形完整複製，不合格者則予以淘汰。為減低印模材反覆受壓變形導致樣本

尺寸外形改變，每組印模材僅翻製五個樣本，之後以予重新製作。

樹脂以廠商建議的粉液比（2.0 公克／1.0 毫升）均勻混合五秒後，以金屬調刀將樹脂倒入印模材模具與金屬支台齒中間的空間，之後模具利用壓迫器（compressor）固定並置入  $50 \pm 1^\circ\text{C}$  的水浴槽中 10 分鐘使樹脂完全聚合。10 分鐘後取下樣本置入  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  的蒸餾水中一天後，用度量卡尺測量牙橋，並做適當磨光修整以確定樣本尺寸誤差值在 0.1 公釐的範圍內。再將所有控制組樣本置入冷熱循環機（ $600 \times 5^\circ\text{C}/55^\circ\text{C}$ , 2 min/cycle），最後於室溫下  $23 \pm 1^\circ\text{C}$  放置 24 小時使樣本陰乾。在先導實驗中，將樣本放在金屬模具上，利用萬能材料試驗機（LS 500, Lloyd Instruments LTD, Hampshire, UK）測試，找出長徑距暫用固定局部義齒樣本最容易斷裂處。測試前以 fit checker 確定樣本與金屬支台齒之間的密合度，在肉眼觀察下樹脂樣本與金屬模具也沒有任何空隙後。首先以 3 公斤的力量分別施壓於兩邊的支台齒，以確定樣本與支台齒間達到相同的密合狀態，再利用一直徑 6 公釐的鋼球施力於第一大臼齒橋體中央窩處。為達到施力均勻分布，其施力處上方放置一片 0.5mm 厚的鋁箔紙，萬能材料試驗機之 crosshead speed 777 為 5.0mm/min。檢測 10 個樣本結果發現完整樣本最初斷裂裂隙都位於兩橋體間的連接體下方，即受測樣本的張力側，因此之後實驗組以此處作為強化部位之基準。

以第二小白齒、第一大臼齒之間頰側及舌側最凹陷處作為基準點（圖一.A）。將牙橋置於金屬模具後放在精密平行拋光

儀（Bachmann milling unit model 82, Cendres & Metaux S. A., Biel-Bienne, Swiss）上，利用 HP 鎢鋼針刻畫出寬 2.5 公釐、深 4 公釐的凹槽，刻畫長度則以基準點向前後延伸以製作出長 4、18、30 公釐等不同長度的凹槽，4 公釐長度組別表示加強於兩橋體間的連接體張力側（圖一.B）；18 公釐長度組別表示加強於兩橋體間的連接體張力側並延伸至兩邊的支台齒（圖一.C）；30 公釐長度組別則表示加強延伸並跨越至兩邊的支台齒的咬合面（圖一.D）。此凹槽有利於擺放纖維強化物，並可確保各樣本中纖維均位於樣本的張力側；此時檢視凹槽樣本，若發現氣泡則予以淘汰。先將不同凹槽長度樣本置於金屬模具上，製作不同凹槽長度印模材、硬石膏模具，之後如同翻製控制組樣本流程，製作不同凹槽長度的樹脂樣本。

在樹脂樣本凹槽強化流程方面，負向控制組利用  $0.016 \times 0.022$  的不銹鋼鐵絲強化。實驗組利用聚乙烯纖維 Polyethylene fiber, Construct（PE ribbon fiber, 2mm width）（Lot No. 306703; Kerr UK, Peterborough, United Kingdom）或玻璃纖維 Glass fiber, FibreKor（2k bundle）（Lot No. 58617; Jeneric/Pentron, Wallingford, CT, USA），視其凹槽長度給予不同長度的纖維強化。首先以酒精清潔凹槽，樹脂粉液比（2.0 公克／1.0 毫升）均勻調拌五秒後，以探針將樹脂帶入凹槽內以避免氣泡產生，將纖維加強物先用樹脂濕潤再置於凹槽中，最後用樹脂填滿凹槽，再將其置入  $50 \pm 1^\circ\text{C}$  的水浴中聚合十分鐘，修整磨光使實驗組樣本尺寸厚度誤差在  $\pm 0.1$  公釐

範圍內。再將樣本置入冷熱循環機（600x5 °C/55°C, 2 min/cycle），最後於室溫下 23 ± 1°C 放置 24 小時使樣本陰乾。

如同先前測試控制組樣本的方式。先以 3 公斤的力量施壓於第一小白齒及第二大白齒處，再以 0.5 公釐厚鋁箔紙放置於施力處上方後，利用直徑 6 公釐的鋼珠施力於第一大白齒中央窩處，分別檢測七組強化的樣本，並由負荷一偏向圖判定樣本的最初斷裂點，記錄此點樣本的折斷負荷量。在樣本發生最初斷裂時記錄樣本的斷裂形式。斷裂形式分成三種，第一型為完全碎裂型，樣本完全斷裂且破碎；第二型為彎曲斷裂型，樣本斷裂後成彎曲狀，但仍以纖維相連接；第三型為部分斷裂型，

樣本雖斷裂但仍未彎曲，兩斷面外型上銜接良好，只有部分樹脂有崩離現象。

本研究採用 JMP5.0 作各種資料的統計與分析。以 one-way ANOVA 統計分析所有組別的平均折斷負荷及標準差，之後再將纖維強化組以 two-way ANOVA 統計分析纖維種類以及纖維長度／部位對斷裂負荷的影響程度。在強化的七組實驗組中各選兩個樣本，用電子顯微鏡檢視斷面，觀察纖維和樹脂間黏結情況。

### 結果

本研究結果顯示折斷負荷由大至小排列為 30 公釐玻璃纖維（FibreKor）是 676.7 ± 66.4 牛頓，18 公釐玻璃纖維是 661.9 ± 68.2 牛頓，18 公釐聚乙烯纖維（Construct）

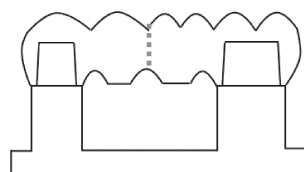


Figure 1.A

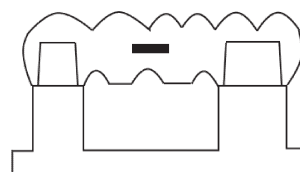


Figure 1.B

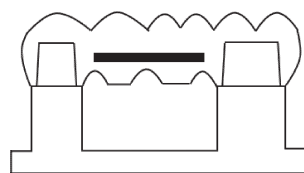


Figure 1.C

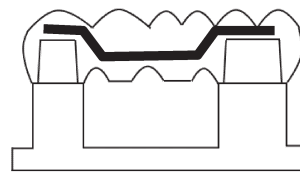


Figure 1.D

圖一、實驗組中，以 4,18,30 公釐長度的纖維分別加強於壓克力樹脂牙橋不同位置的示意圖

Fig 1A.加強位置以最容易斷裂的兩橋體之間連接體的張力側為基準

Fig 1B.4mm 長度組別加強於兩橋體間的連接體張力側

Fig 1C.18mm 長度組別加強於兩橋體間的連接體張力側並延伸至兩邊的支台齒但並未跨越

Fig 1D.30mm 長度組別則是加強延伸並跨越兩邊的支台齒

是  $651.4 \pm 46.5$  牛頓，30 公釐聚乙烯纖維是  $612.0 \pm 81.7$  牛頓，4 公釐玻璃纖維是  $610.8 \pm 63.2$  牛頓，4 公釐聚乙烯纖維是  $607.4 \pm 75.8$  牛頓，控制組樣本為  $413.2 \pm 63.5$  牛頓，4 公釐不銹鋼鐵絲加強為  $382.6 \pm 77.6$  牛頓。one-way ANOVA 統計分析發現經玻璃纖維以及聚乙烯纖維加強之組別，其平均折斷負荷統計上明顯高於控制組樣本及不銹鋼鐵絲加強的組別 ( $P < 0.001$ ) (表一)。纖維強化實驗組別再以 two-way ANOVA 分析比較發現，無論強化纖維種類和不同強化長度的組別，折斷負荷統計上均無顯著差異 ( $P > 0.05$ ) (表二)。

觀察樣本斷裂形式，發現經過冷熱循環機制後的所有樣本不論是否經過強化均

發生部分斷裂，呈現狀態都是在連接體下方發生初始裂隙，樣本兩斷面外形銜接狀況良好，甚至未有樹脂崩落的現象。

以電子顯微鏡分別觀察七組纖維與鐵絲強化樣本的斷面。不銹鋼鐵絲樣本斷面在放大倍率 200 倍下，可以清楚看見鐵絲與樹脂交界面有一明顯的裂隙，顯示鐵絲未和樹脂緊密連結，並從此裂隙交界面延伸出許多的樹脂微斷裂。Construct 組樣本斷面在放大倍率 200 倍下可以看出編織狀結構在受力後容易出現纖維分層的情形；在放大倍率 750 倍下，可以看出 Construct 纖維表面有許多樹脂顆粒附著。FibreKor 組樣本斷面在放大倍率 200 倍下可看出纖維與樹脂間緊密連結的狀況，彼此間無絲

表一：完整壓克力樹脂牙橋(intact control)，金屬線加強(wire)組和不同纖維長度加強組別之平均折斷負荷

組別	樣本數 (個)	平均折斷負荷±標準差 (牛頓)	事後檢定分組*
30mmFibreKor	10	676.7±66.4	A
18mmFibreKor	10	661.9±68.2	A
18mmConstruct	10	651.4±46.5	A
30mmConstruct	10	612.0±81.7	A
4mmFibreKor	10	610.8±63.2	A
4mmConstruct	10	607.4±75.8	A
Intact Control	10	413.2±63.5	B
Wire	10	382.6±77.6	B

\*以 one-way ANOVA 和事後檢定，分組相同英文字母表示統計沒有顯著差異( $P > 0.05$ )

表二：纖維強化組以 Two-way ANOVA 分析纖維種類及長度對斷裂負荷的影響程度

自變項	df	SS	F	P
項目	5	45905.2	1.9905	0.0948
纖維種類	1	10296.6	2.2324	0.141*
纖維長度	2	24365.7	2.6413	0.0805*
種類*長度	2	11242.9	1.2188	0.3036*
Error	54	249071.4		

\*P>0.05

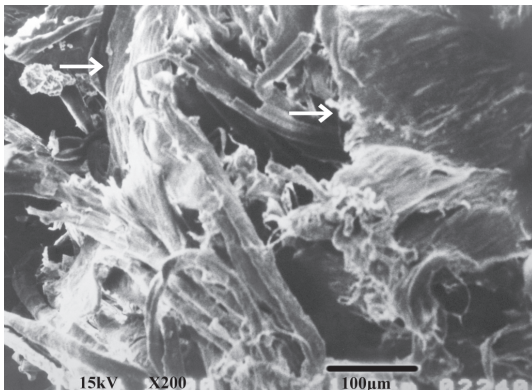
毫空隙；在放大倍率 350 倍下也可發現 FibreKor 纖維依然連結成束狀並沒有因為外力而分散。

### 討論

在本實驗中，最主要目的在於探討不同種類纖維強化物對長徑距暫用固定局部義齒的強化效果，以及纖維不同強化部位／長度所造成的影響。關於不同纖維對樹脂影響的研究，先前實驗設計大多採同種纖維來強化或是利用早期的纖維<sup>(8、9、10)</sup>，因此，在新一代表面處理更佳的纖維上市後，這些研究並無法提供臨床上纖維種類上選擇的參考。在羅和王<sup>(7)</sup>的強化修補壓克力樹脂實驗中，顯示纖維表面處理是影響強化壓克力樹脂的重要因素，因此在本研究中根據其結果，纖維選用經過浸潤處理的 light-cured FibreKor 玻璃纖維以及經過漿處理而且利用不含填料的樹脂矽烷處理的 Construct 聚乙烯纖維。

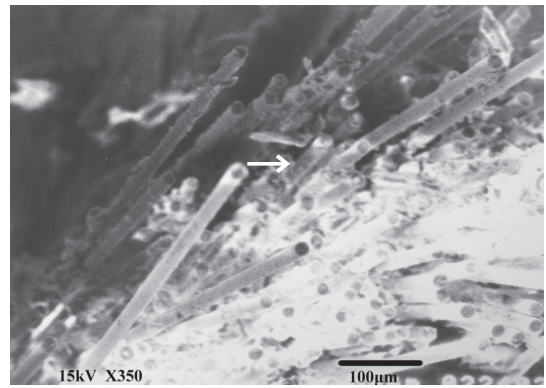
在纖維強化的相同長度組別中發現，玻璃纖維 FibreKor 的折斷負荷都比聚乙烯纖維 Construct 來得高，但是統計上並沒有顯著差異。這顯示雖然 FibreKor 與 Construct 纖維的形式、成分均不相同，但是只要經由妥善處理纖維的表面，其強化效果彼此差異不大。因此牙醫師在臨床上選擇強化纖維產品時，應以纖維表面處理方式為主要評量標準，至於纖維成分及形式方面的選擇，則可依用途、操作便利性等考量為選擇的依據。至於玻璃纖維與聚乙烯纖維折斷負荷出現的差異，從電子顯微鏡下可以發現聚乙烯纖維在經過受力後，原先編織狀排列容易出現分層的情形（圖二），但是玻璃纖維在受力後，原本單一束狀結構並不會因此而分散開（圖三），因此推測兩者折斷負荷值的差異可能來自纖維形式不同的關係。

在實驗的設計上，為使纖維強化部位



圖二、Construct 纖維強化組樣本斷面情形

★在電子顯微鏡下放大倍率 200 倍，可以看出 Construct 編織狀結構在受力後容易出現纖維分層的情形 (→)。



圖三、FibreKor 纖維強化組樣本斷面情形

★在電子顯微鏡下放大倍率 350 倍，可發現纖維依然連結成束狀，並沒有因為外力而分散 (→)。

能固定在樣本張力側，因此以樣本橋體間的連接體為中心，刻劃一寬度 2.5 公釐、深度 4 公釐的凹槽，此凹槽固定 4 公釐的深度有助於之後纖維的定位與置放，並確定纖維強化的部位。在實驗結果方面，發現 4 公釐長度的纖維強化組別之折斷負荷顯著比控制組樣本高；18 公釐、30 公釐長度的纖維強化組別之平均折斷負荷雖比 4 公釐長度的組別高，但是兩組間統計上沒有顯著差異。顯示纖維加強長度的增加，折斷負荷僅比加強最脆弱處稍高；然而只加強最脆弱的部位相對於完全未加強的控制組，可以發現折斷負荷有明顯提高。亦即在長徑距暫用補綴物的強化狀況下，纖維加強部位比長度來的重要。

在本實驗中採用  $0.016 \times 0.022$  的金屬方線來強化壓克力樹脂樣本，發現效果不佳，折斷負荷甚至比控制組樣本來得低。雖然金屬強化樣本裂隙起源也都在樣本的張力側，但是金屬、樹脂間僅有的機械性

的鍵結，很容易因為壓力的施予而產生斷裂，在電子顯微鏡下也可以發現，金屬線與樹脂之間沒有緊密結合，並由其裂隙延伸出來許多的樹脂微斷裂。由此推知，過大的施力會首先在金屬與樹脂脆弱的鍵結發生崩解，局部小範圍的金屬強化並不能使樣本形成複合體的結構進而提高折斷負荷。

因為斷裂情形關乎支台齒的預後以及補綴物臨床上修補的難易度，所以有必要做進一步的分析。Samadzadeh<sup>(10)</sup> 在三單位暫用固定局部義齒聚乙烯纖維強化的實驗中觀察斷裂形式，他認為不管是複合樹脂或 PMMA 壓克力樹脂樣本，缺乏纖維強化的補綴物幾乎均發生破碎斷裂，由於未受纖維等強化物阻礙，裂隙會通過補綴物的橫斷面導致材料完全斷裂，造成臨床上修補的困難度。但利用纖維強化補綴物後，Ramos<sup>(4)</sup> 在義齒基底的研究中發現裂隙發生在補綴物張力側，但是因為樹脂中

包埋的纖維延展性不足，使裂隙無法延續。Gegauff<sup>(11)</sup>也認為斷裂失敗通常是由於一開始產生裂隙後，此裂縫不斷延伸，直到暫用固定補綴物發生移位的現象，所以纖維強化可阻斷裂隙延伸，防止補綴物於連接體處發生斷裂，並避免破碎斷裂發生。以上的研究都同意以纖維強化後會改變樹脂的斷裂形式。但是在本實驗當中卻發現，不管是否纖維或是不銹鋼鐵絲強化組別，甚至是控制組樣本，均發生部分斷裂，有可能是因為樹脂經過冷熱循環機制後，使得樹脂樣本吸水而減低其材料的脆性<sup>(12、13)</sup>。樣本在經過冷熱循環之後，樹脂會有吸水性以及水解性的問題，所以不僅減低了原先壓克力樹脂的強度，也對最初斷裂形式造成改變。

以操作便利性而言，Construct 纖維已經先經過電漿處理，還利用樹脂偶合劑滲透，所以不致於因為手或手套觸碰而污染纖維表面，影響其與樹脂間質間的黏結，使用上已便利許多。至於 FibreKor 是已經矽烷處理過的玻璃纖維，此類纖維若先經過光聚合處理，表面會具有韌性，之後不管先浸潤於壓克力樹脂以及置入樹脂凹槽內的過程都極易操作。本實驗結果顯示，纖維強化能使壓克力樹脂樣本的折斷負荷從413牛頓提升至607到676牛頓不等，確實較能承擔臨床上後牙咀嚼區 500-600牛頓的平均咬力<sup>(14)</sup>。另外從統計結果也得知，僅加強於最易斷裂處的張力側就可以有相當好的成效，甚至不需延伸或跨越支台齒，加上現今的聚乙烯、玻璃纖維產品在操作上的方便性，因此確實能提供臨床醫師一個防止長徑距補綴物斷裂的好方

法。雖然期望本實驗能模擬臨床情境，但受限於實際情況，實驗設計並未探討自然牙的牙周韌帶提供緩衝以及本體感覺受器所造成的影響、至於暫時黏著劑對樣本受力傳導、補綴物在口腔內重複受力和材料疲乏。這些因素對實驗結果的影響，都有待進一步的釐清。

## 結論

在本研究中顯示利用光聚合處理後之玻璃纖維 FibreKor 或電漿處理之聚乙烯纖維 Construct 來強化兩橋體間之連接體最脆弱處確實可提高長徑距暫用固定局部義齒的折斷負荷。此外，增加強化纖維的長度，並未相對明顯地提高長徑距固定局部義齒的折斷負荷。觀察樣本斷裂形式，經過冷熱循環機制後的所有控制組、實驗組樣本，均發生部分斷裂。

## 參考文獻

1. El-Ebrashi MK, Graig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970; 23 : 177-86.
2. Smith DC. Recent developments and prospects in dental polymers. *J Prosthet Dent* 1962; 12 : 1066-78.
3. Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1979; 146 : 25.
4. Ramos VJ, Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1996; 76 : 94.
5. K. Chung, T. Lin, F. Wang. Flexural strength of

- a provisional resin material with fibre addition. J Oral Rehabilitation 1998; 25, 214-17.
6. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. J Prosthet Dent 1998; 79 : 125-30.
  7. 羅秋萍、王震乾。以纖維強化修補壓克力樹脂暫用固定局部義齒的折斷負荷[碩士論文]。高雄：高雄醫學大學牙醫學研究所; 2002
  8. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JMS. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent 1991; 66 : 816-20.
  9. Powell DB, Nicholl JI, Yuodelis RA, Strygler H. A comparison of wire and Kevlar-reinforced provisional restorations. Int J Prosthodont 1994; 7 : 81.
  10. Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, Aboushala A. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. J Prosthet Dent 1997; 78 : 447-50.
  11. Gegauff AC, Pryor HC. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1987; 58 : 23-9.
  12. R.G. Chadwick. Thermocycling - the effect upon the compressive strength and abrasion resistance of three composite resins. J oral Rehabilitation 1994; 21 : 533-43
  13. Fumiaki Kawano. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. J oral Rehabilitation 2001; 28 : 703-7
  14. C. Kolbeck, M. Rosentritt. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene fiber reinforced composite versus glass fiber reinforced composite fixed partial denture. Journal of Oral Rehabilitation 2002 29; 668-74.

# Fracture load of long span fiber-reinforced acrylic resin provisional fixed partial denture

Yu-Chiun Huang<sup>1</sup>, Jen-Chyan Wang<sup>2</sup>, Chun-Cheng Hung<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Graduate Institute of Dental Sciences, Kaohsiung Medical University College of Dental Medicine

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Kaohsiung Medical University College of Dental Medicine

Traditional PMMA resin provisional fixed partial dentures often get fractured in areas of force concentration which result in clinical inconvenience. The purpose of this study was to evaluate the fracture load and fracture pattern of different fibers reinforced long span acrylic resin provisional restoration, and the relationships among fiber type, reinforced position/length and fracture load of samples. In the experiment, 80 standardized 4-unit bridge samples were fabricated with PMMA resin. Next, they were divided into 8 groups evenly. Positive control group were intact acrylic resin specimens, and negative control group were acrylic resin samples reinforced with  $0.016 \times 0.022$  stainless wire. The experiment groups were acrylic resin samples reinforced with different length (4,18,30mm) of glass fiber (FibreKor)/polyethylene fibers (Construct), and were reinforced in connector between two pontics, extended to both side of the abutments and extended to the occlusal surface of both abutments respectively. All samples were under thermocycling. After that, the load was applied to resin samples by a universal testing machine. Finally the fracture load and fracture pattern of all samples were recorded and the fracture surfaces of selective samples were observed under SEM. One-way ANOVA indicated significant differences between fiber reinforced groups and control group/stainless wire reinforced group ( $P < 0.001$ ). Two-way ANOVA revealed that the fracture load are not statistically significant different in the fiber reinforced groups no matter the fiber type or reinforced fiber length ( $P > 0.05$ ). As for the fracture pattern, all samples are displayed "partial" fractures no matter with reinforcement or not. The results of this study indicate that fiber-reinforcement of FibreKor /Construct indeed enhances the fracture resistance of long span provisional fixed partial denture. Increase fiber reinforced length is not relatively significant increase the fracture load of long span fixed partial denture.

Key words: fiber-reinforced, acrylic resin, provisional fixed partial denture.

Correspondence: Jen-Chyan Wang

Address: 100, Shih-Chuan 1st Road, San Ming District, 807 Kaohsiung City, Taiwan

Kaohsiung Medical University

TEL: 07-3121101 ext 2158

FAX: 07-3233752

Submitted: August, 10, 2005

Accepted: October, 10, 2005

