

以纖維或不銹鋼線強化前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒之折斷負荷

吳育琦¹ 王震乾² 洪純正¹ 楊奕馨³

1 高雄醫學大學口腔醫學院牙醫學研究所

2 高雄醫學大學口腔醫學院牙醫學系

3 高雄醫學大學口腔衛生科學研究所

壓克力樹脂暫用補綴物臨床上常發生斷裂問題，前牙暫用固定局部義齒需要考量強度及美觀。本研究旨在測量纖維或不銹鋼線強化前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒的折斷負荷，並分析不同強化物種類、長度對於折斷負荷、斷裂型式的影響。將70個以PMMA樹脂製作的標準化上顎前牙四單位牙橋均分成7組(n=10)；未加強化物樣本為控制組，實驗組樣本則以不同長度(4, 15mm)的三種型式強化物(stainless steel wire, FibreKor, Construct)強化。所有樣本施予冷熱循環(600×5°C~55°C，含浸1分鐘)後，以萬用材料測試機測試樣本初始斷裂，記錄其折斷負荷和斷裂型式，並利用電子顯微鏡觀察選擇樣本之斷面。結果顯示折斷負荷最大為15公厘不銹鋼線強化組16.98±3.45公斤，最小為控制組10.3±2.37公斤。Two-way ANOVA統計分析顯示，強化物種類、長度統計上顯著影響折斷負荷($p<.0001$)及斷裂型式($p<.0001$)。結論：相較於纖維強化物，15公厘不銹鋼線強化物可顯著提升樣本之折斷負荷。15公厘不銹鋼線或纖維均會改變樣本斷裂型式，由破碎或彎曲斷裂改變為較易修補的部分斷裂。

關鍵詞：暫用固定局部義齒，纖維，壓克力樹脂。

聯絡人姓名：王震乾 (Jen-Chyan Wang)

通訊處：高雄市三民區十全一路100號

電話：07-3121101 ext 2158

受文日期：民國97年2月17日

接受刊載：民國97年4月25日

前言

固定式暫用補綴物的重要性為提供牙髓保護、避免滲漏、最終補綴物的美觀評估及理想咬合平面的建立。⁽¹⁾其材料需具備能在口腔環境下承受重複性的咀嚼力。⁽²⁻⁵⁾臨床上使用自聚合壓克力樹脂製作暫用補綴物，最常見的問題為斷裂強度的不足，尤其是長徑距暫用補綴物。^(2,4,6)

以金屬線、舌側鑄造式加強板強化固定式暫用補綴物其方法較繁複。⁽⁷⁾近年來纖維漸漸被運用在牙科上，利用纖維強化壓克力樹脂的研究較少，部分文獻採用矩形樣本作三點彎曲測試，證實纖維可有效提升樹脂斷裂強度^(2,5,7,8)及楊氏彈性係數；⁽⁹⁾部分文獻採用3到5單位後牙齒型樣本，亦證實纖維可有效提升樹脂牙橋的斷裂強度及改變其斷裂型式。⁽¹⁰⁻¹³⁾亦有學者證明牙橋長度對於折斷負荷有顯著影響。^(10,13)成人平均前牙咬力約為200-300牛頓

的斜面受力而後牙約為300-800牛頓的垂直受力，前牙固定式補綴物無論受力數值或受力方向明顯與後牙有所不同。^(7,14,15)

本研究主要目的在測量以纖維或不銹鋼線強化上顎前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒的折斷負荷，並分析不同強化物種類、長度對於折斷負荷、斷裂型式的影響。

材料與方法

製作上顎四單位固定局部義齒的金屬模具，左側正中門齒及右側犬齒為支台齒，兩支台齒間距為16公厘(圖 1)，以putty polysiloxane (condensation-type) - Coltoflax (Lot No. NE122; Coltene AG, Altstattten, Switzerland)翻製未修形樹脂牙齒，依廠商建議粉液比調拌自聚合聚甲基丙烯酸甲酯樹脂(self-cured polymethyl methacrylate resin) - Tempron (Lot No. 0305082; GC corporation, Tokyo, Japan)灌

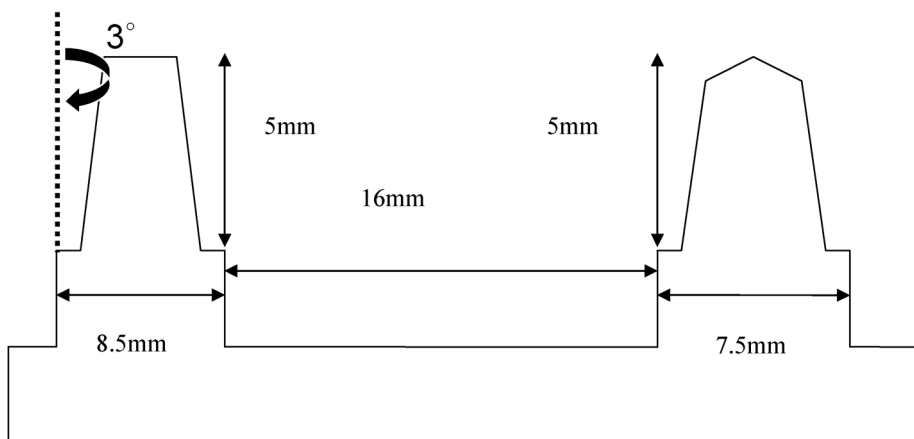


圖1：金屬模具和左上顎正中門齒(A)、右上顎犬齒(B)支台齒的尺寸。

製樹脂牙橋模型，並以樹脂重新襯裡，使補綴物與支台齒邊緣密合，以此上顎前牙四單位牙橋為範本，製作數個模具翻製樣本。翻製過程需將樣本置入 $50 \pm 1^\circ\text{C}$ 的水浴槽中10分鐘使樹脂完全聚合，再取下樣本泡浸 $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 的蒸餾水中24小時後，於室溫 $23 \pm 1^\circ\text{C}$ 空氣中陰乾24小時，最後用度量尺測量牙橋各部分，以確定樣本尺寸誤差值在 ± 0.1 公厘的範圍內，並確定樣本與支台齒間的密合度後，製作與樣本切端面均勻接觸的樹脂板。

先導測試中將樣本與樹脂板一同放在金屬模具上，用萬能材料測試機(LS

500, Lloyd Instruments LTD, Hampshire, UK)作測試，施力處上方放置0.5公厘厚錫箔並以3公斤力量施於樹脂板中央處，使樣本與支台齒間達到密合狀態後移除樹脂板，利用直徑6公厘的鋼球施力於右側正中門齒舌側距切端1公厘處(萬能材料測試機之crosshead speed為5.0 mm/min)(圖 2)，並以尖銳轉折受力曲線、可見裂紋或可聽見聲波三者其中兩項出現定義為初始斷裂，共檢測10個樣本，發現初始斷裂均位於兩橋體間連接體下方，即樣本張力側，故實驗組以此處作為強化部位的基準。

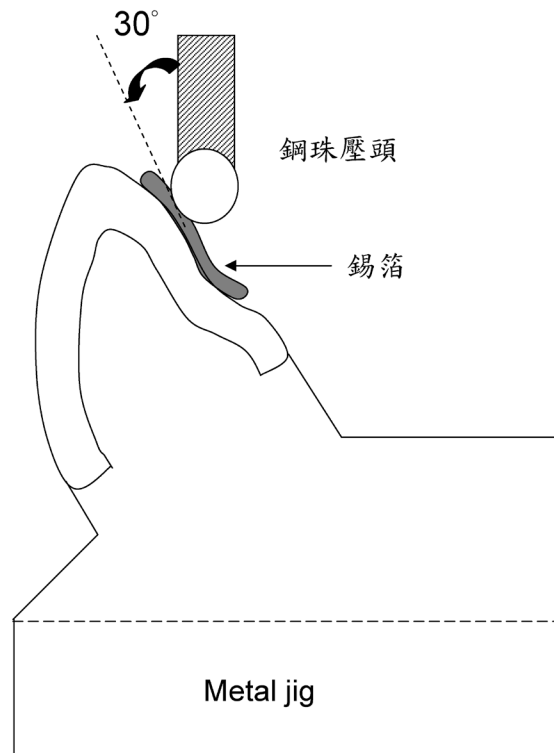


圖2：本實驗以直徑6公厘的鋼珠施力於墊上錫箔之左上正中門齒舌側窩切緣下1公厘處，記錄樣本的折斷負荷。

共翻製70個標準化上顎前牙四單位牙橋均分成7組(n=10)；未加強化物樣本為控制組，實驗組樣本的製作為將完整樣本固位於精密平行拋光儀(Bachmann milling unit model 82, Cendres & Metaux S. A., Biel-Bienne, Swiss)上，以正中門齒、側門齒、犬齒間連接體舌側中央處為基準點，刻出長度為4、15公厘，寬2.5公厘，深2公厘的凹槽以利強化物置放。強化物分別為

經噴砂處理過直徑1公厘不銹鋼線、玻璃纖維(Fibrekor[®] 2k bundle)(Lot No. 58617; Jeneric / Pentron, Wallingford, CT, USA)、聚乙炔纖維(Construct[®] 2mm width)(Lot No. 306703; Kerr UK Peterborough, United Kingdom)，強化長度分別為4及15公厘，共分6組(圖 3)。強化步驟為用酒精清潔凹槽後將樣本置於金屬模具上，依廠商建議的粉液比調拌樹脂，用探針將樹脂帶入

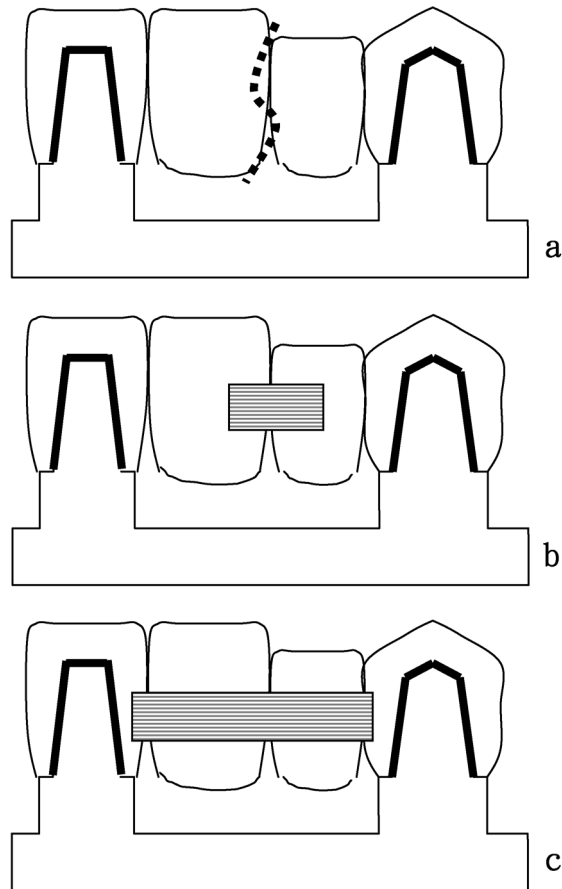


圖3：實驗組中以4、15公厘強化物強化樣本示意圖

- a 加強位置以最易斷裂兩橋體間連接體張力側為基準。
- b 4mm長度組別為強化於兩橋體間連接體張力側。
- c 15mm長度組別為強化於兩橋體間連接體張力側並延伸至兩邊支台齒。

凹槽內，強化物先用樹脂濕潤再置於凹槽中，最後以樹脂填滿凹槽，上方以完整樣本舌側印模材固位，再置入 $50 \pm 1^\circ\text{C}$ 的水浴中聚合10分鐘，修整磨光使實驗組樣本尺寸誤差在 ± 0.1 公厘範圍內。

之後將樣本置入冷熱循環機($600 \times 5^\circ\text{C}/55^\circ\text{C}$, 2 min / cycle)後，於室溫下($23 \pm 1^\circ\text{C}$)空氣中放置一天使樣本陰乾，再作負荷測試其步驟與先導測試相同，並記錄樣本的折斷負荷及斷裂型式，斷裂型式分五型：第一型為側門齒連接體破碎型斷裂(the catastrophic fracture over the connector of lateral incisor)；第二型為側門齒連接體彎曲斷裂(the flexural fracture over the connector of lateral incisor)；第三型為側門齒連接體部分斷裂(the partial fracture over the connector of lateral incisor)；第四型為正中側門齒連接體破碎型斷裂(the

catastrophic fracture over the connector of central incisor)；第五型為無斷裂(non-fracture)。實驗組別每組選兩個樣本，用電子顯微鏡檢視斷面，並觀察強化物和樹脂間黏結情況。本研究採用統計套裝軟體JMP 5.1作各種資料的統計與分析。以Two-way ANOVA統計分析並利用Tukey method做事後檢定，分析強化物種類、長度對於折斷負荷、斷裂型式的影響。

結果

結果顯示平均(\pm 標準差)折斷負荷最大為15公厘不銹鋼線組 $16.98 (\pm 3.45)$ 公斤，最小為控制組 $10.31 (\pm 2.37)$ 公斤。15公厘不銹鋼線強化組平均折斷負荷統計上顯著高於控制組及纖維強化組($p < .0001$) (表 1)。強化物種類及長度對於折斷負荷的影響有統計上差異($p < .0001$)，兩種纖維均無顯著提升樣本折斷負荷；而不銹鋼線

表1：各組樣本平均折斷負荷及標準差

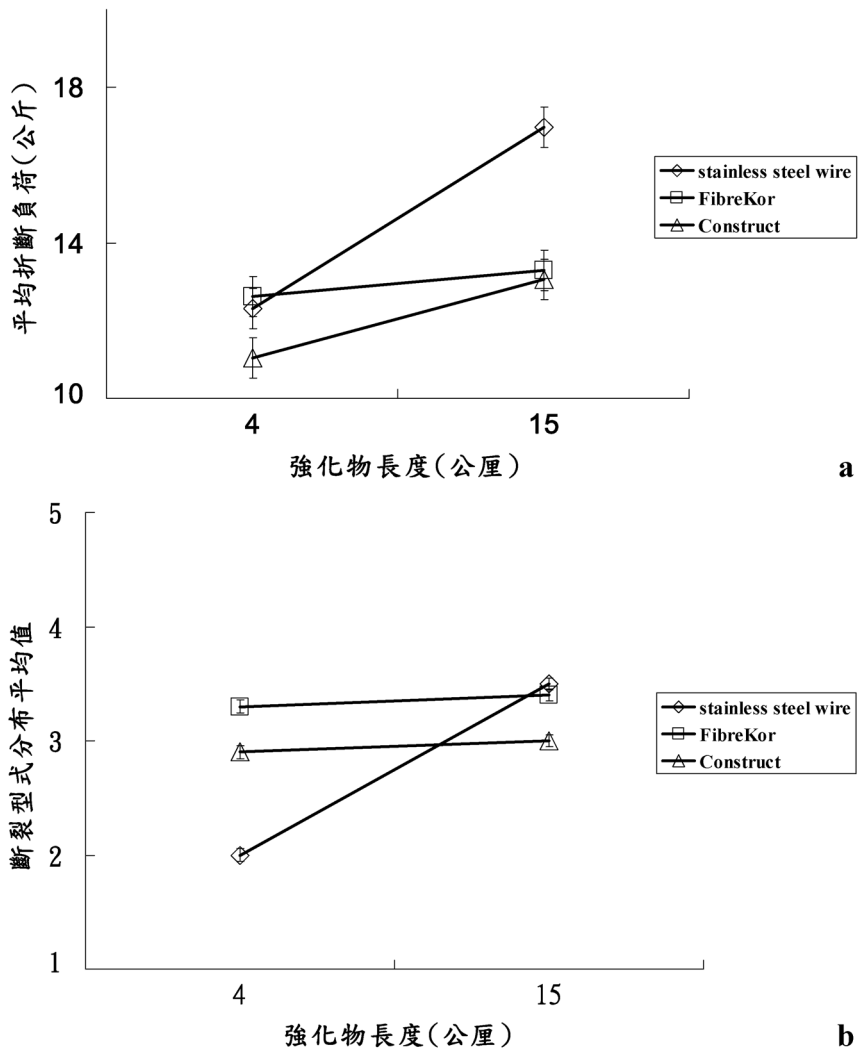
組別	個數	折斷負荷	事後檢定分組	two-way ANOVA
		平均值 \pm 標準差 (Kg)		
W15	10	16.98 ± 3.45	A	$p < .0001$
Fb15	10	13.30 ± 1.29	B	
Cs15	10	13.06 ± 2.40	B	
Fb4	10	12.62 ± 2.85	B	
W4	10	12.30 ± 1.65	B	
Cs4	10	11.04 ± 1.68	B	
Control	10	10.31 ± 2.37	B	

*事後檢定分組相同英文字母表示統計沒有顯著差異($p > 0.05$)

(Control-完整樣本；W4-4公厘不銹鋼線強化樣本；W15-15公厘不銹鋼線強化樣本；b4-4公厘FibreKor強化樣本；Fb15-15公厘FibreKor強化樣本；Cs4-4公厘 Construct強化樣本；Cs15-15公厘Construct強化樣本)

強化長度由4公厘增長至15公厘對於樣本折斷負荷呈現正向影響(圖 4a)。強化物種類及長度與斷裂型式的影響統計上有顯著差異($p<.0001$)，兩種長度的纖維強化物均使樣本斷裂趨向部分斷裂(第三型)，故纖維強化長度由4公厘增長至15公厘對於樣

本斷裂型式並無顯著影響；而不銹鋼線強化長度須達15公厘，樣本斷裂才能趨向部分斷裂，因此不銹鋼線強化長度由4公厘增長至15公厘對於樣本斷裂型式呈現正向影響(圖 4b)。



圖：4以Two-way ANOVA分析不同長度的強化物強化前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒後與折斷負荷、斷裂型式的關係。

- a 不同長度的強化物強化前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒後的折斷負荷，標準誤標示於y軸誤差線($p<.0001$)。
- b 不同長度的強化物強化前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒後的斷裂型式(斷裂型式分五型)，標準誤標示於y軸誤差線($p<.0001$)。

以電子顯微鏡觀察六組實驗組強化樣本斷面，不銹鋼線強化樣本斷面，金屬與樹脂交接處延伸許多微斷裂，部分區域顯示樹脂與粗糙金屬表面有緊密連結(圖 5)；FibreKor強化樣本斷面，纖維

表面有樹脂附著，部分纖維呈現脫出及斷裂現象(圖 6)；Construct強化樣本斷面，纖維表面有樹脂附著，編織狀結構在受力後出現纖維分層的情形(圖 7)。

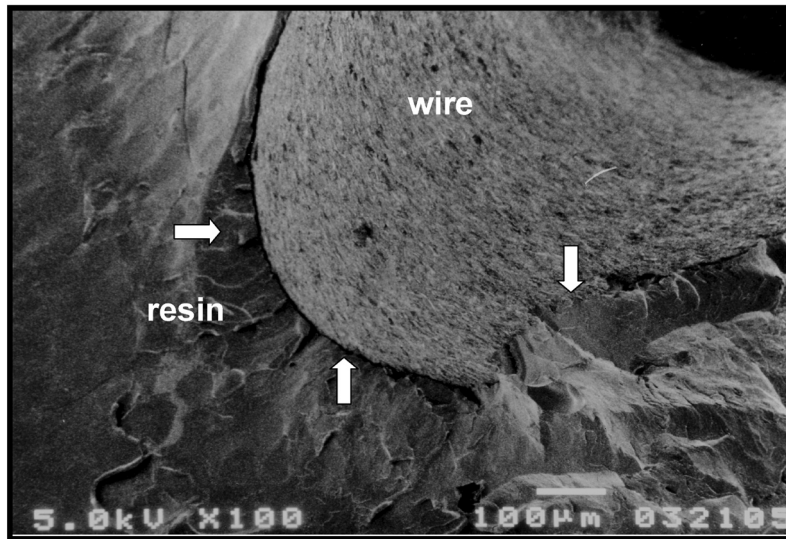


圖5：在電子顯微鏡放大倍率100倍下，清楚發現金屬與樹脂間有間隙(⇆)，交接處延伸部分微斷裂(⇨)，部分區域顯示樹脂與金屬仍緊密連結(⇩)。

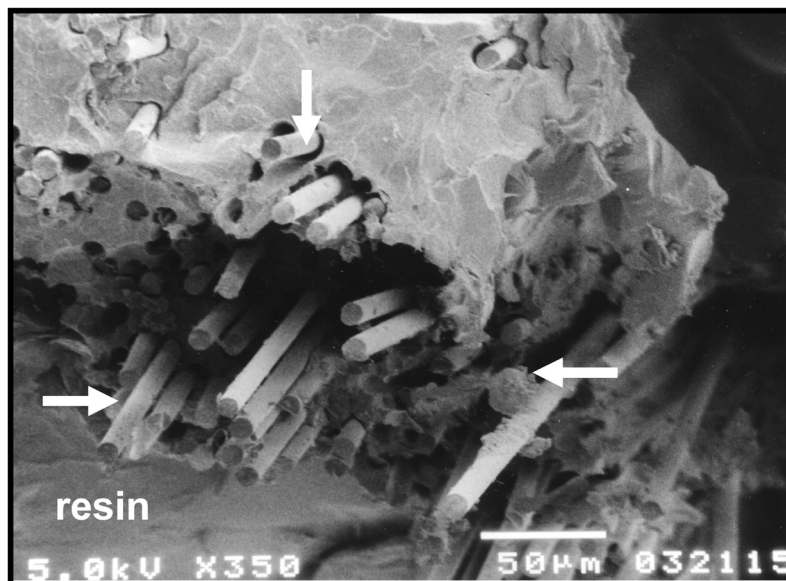


圖6：在電子顯微鏡放大倍率350倍下，清楚發現纖維有脫出情形(⇩)，斷裂處有整束纖維脫出現象(⇨)，部分區域顯示纖維表面有許多樹脂顆粒附著(⇨)。

討論

本研究主要目的在探討不同強化物種類及長度對於前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒的折斷負荷、斷裂型式的影響。結果顯示相較於纖維，以15公厘不銹鋼線強化樣本可顯著提升其折斷負荷；以15公厘不銹鋼線或纖維強化樣本均會改變樣本斷裂型式為較易修補的部分斷裂，相較於破碎及彎曲斷裂，部分斷裂連接體處完整且無彎折或偏位，是臨床上暫用固定局部義齒最易修補的斷裂型式。表示藉由15公厘不銹鋼線可將負荷力量往兩側支台齒傳導，改變力量集中處，故能有效提升樣本折斷負荷，但樹脂與不銹鋼線兩者間彈性係數不同，會產生新的斷裂型式。電子顯微鏡下顯示噴砂處理有助於金屬與樹脂

間機械性的附著，但金屬樹脂交界處仍延伸許多微斷裂。其原因有三，一、為兩種材料不同彈性係數產生內應力所致。二、為兩種不同熱膨脹係數的材料在冷熱循環下，造成金屬與樹脂間鍵結失敗。⁽¹⁶⁾三、為金屬與樹脂基質鍵結力差的因素。⁽¹⁷⁾纖維含量愈高則愈能抵抗曲折力量，本實驗設計僅以單層纖維強化樣本並且沒有強化支台齒部分，推測纖維重量比可能遠低於25%，因此無法有效強化樹脂。⁽¹⁸⁾兩種纖維強化樣本其受力曲線圖屬統計的失敗，表示力量由抗張強度弱的樹脂傳至抗張強度強的纖維，可避免力量集中於最脆弱連接體處，形成受力持續增加的連續性斷裂。⁽⁷⁾部分斷裂紋出現在張力側並停止纖維強化處，故纖維介入能有效改

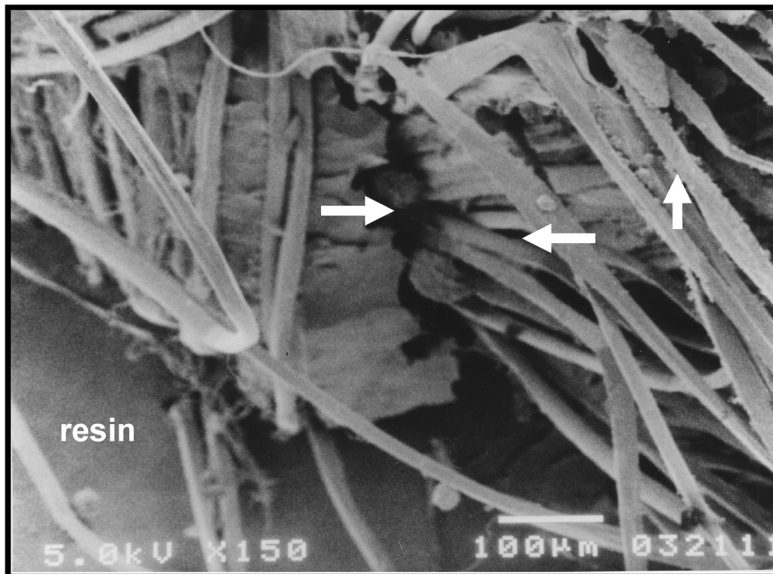


圖7：在電子顯微鏡放大倍率150倍下，清楚發現Construct編織狀結構在受力後容易出現纖維分層及散開的情形(⇔)。可以清楚看出Construct纖維有多樹脂顆粒附著(⇑)，部分樹脂與纖維之間有較大的裂隙(⇓)。

變斷裂型式更趨近於部分斷裂或無斷裂。電子顯微鏡下發現兩種纖維與樹脂間產生黏結性失敗。而纖維與樹脂的鍵結力是影響抵抗折斷受力最重要的原因。⁽¹⁹⁾推論 FibreKor、Construct與自聚合壓克力樹脂鍵結力不足以提升前牙長距壓克力暫用固定局部義齒之初始斷裂值。

Vallittu、Lassila^(20,21)及Minami⁽³⁾，建議以直徑1公厘以上圓形或半圓形不銹鋼線或鈦鉻鎳金屬線，配合噴砂處理可使樣本受力後曲折量變少，可有效提升樣本折斷負荷。Alander等⁽²²⁾提出纖維長度與強化處截面積比率較高，則最大折斷負荷下降的理論。表示增加纖維強化長度無法有效提升樹脂斷裂強度。Samadz-adeh等⁽¹²⁾提出樹脂形式會影響介面強度，愈強的介面鍵結則初始斷裂愈強。本實驗雖用新式纖維，卻沒有明顯提升壓克力樹脂的折斷負荷，表示纖維與自聚合樹脂介面強度不足。由折斷負荷分析結果顯示，經表面處理的纖維其纖維表面有微細凹陷，限制剪力失敗阻止連續性斷裂，使受力曲折線呈鋸齒狀。故纖維介入能有效改變斷裂型式為部分斷裂或無斷裂並延長斷裂的累積。⁽²³⁾與Samadz-adeh等⁽¹²⁾實驗結果相同，亦證明纖維強化壓克力樹脂雖無法提升折斷負荷但能有效的改變斷裂型式。

Samadzadeh等⁽¹²⁾、Vallittu⁽¹¹⁾、Nohrström等⁽¹³⁾在體外實驗未加冷熱循環機制的靜態受力下，以纖維強化三至五單位後牙樹脂牙橋，樣本折斷負荷由

50-60公斤提升到80公斤以上，黃等⁽²⁴⁾加入冷熱循環機制，以纖維強化後四單位樹脂牙橋實驗中，樣本折斷負荷由38公斤提升到60公斤以上，本實驗與黃等相同實驗設計下，以纖維強化前牙四單位樹脂牙橋，折斷負荷只由10公斤提升為13公斤，原因可能為前牙支台齒表面積較少，加上斜面受力及樣本為長徑距牙橋，增加補綴物受力後曲折及脫位的機會，再加上冷熱循環機制的影響，因此樣本折斷負荷提高有限。Nohrström等⁽¹³⁾證明牙橋長度愈長則纖維量需愈多，同時強化牙橋張力側和壓力側愈顯重要。推論本實驗需提升強化纖維的量及改變纖維支架的設計，才可有效提升纖維強化的效果。

就操作便利性而言，經矽烷處理過的FibreKor，以流體樹脂浸潤纖維易使纖維散開。^(25,26)經電漿處理的Construct操作時必須戴棉質手套避免污染纖維，較易控制纖維結構及特性。^(8,26)直徑1公厘不銹鋼線需配合噴砂及彎折處理操作較複雜。兩種纖維相較於不銹鋼線較易操作。

雖然期望本實驗能模擬口內臨床情形，但受限於體外實驗操作難度，本實驗設計與實際臨床運用還是有一些差異：如黏著劑、靜態受力方式、人為老化、支持金屬模具的彈性係數等，無法完全代表補綴物於口內長期受力後的疲乏壓力。這些因素對實驗結果的影響，都有待進一步的釐清。

結論

本研究顯示使用15公厘不銹鋼線強化物可顯著提升前牙壓克力樹脂暫用固定局部義齒的折斷負荷，FibreKor和Construct兩種纖維強化物均無法有效提升樹脂牙橋的折斷負荷。15公厘不銹鋼線及纖維均會改變樣本斷裂型式，由破碎或彎曲斷裂改變為較易修補的部分斷裂。

參考文獻

1. Dubois RJ, Kyriajakis P, Weiner S, et al. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light-polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1999 ; 82:161-6.
2. Ireland MF, Doxon DL, Breeding LC, et al. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *J Prosthet Dent* 1998 ; 80:158-62.
3. Minam H, Suzuki S, Kurashige H, et al. Flexural strengths of denture base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycle stressing. *J Prosthodont* 2005 ; 14:12-8.
4. Lang R, Rosentrit M, Behr M, et al. Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim FPD materials. *Int J Prosthodont* 2003 ; 16:381-4.
5. Kim S, Watts DC. Effect of glass-fiber reinforcement and water storage on fracture toughness (K_{jc}) of polymer-based provisional crown and FPD materials. *Int J Prosthodont* 2004 ; 17:318-22.
6. Solnit GS. The effect of methyle methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated fibers. *J Prosthet Dent* 1991 ; 66:310-4.
7. Hamza TA. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *J Prosthet Dent* 2004 ; 91:258-64.
8. Ramos V, Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1996 ; 76:94-6.
9. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, et al. 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.
10. Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003 ; 89:170-4.
11. 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.
12. Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, et al. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. *J Prosthet Dent* 1997 ; 78:447-50.
13. Nohrström TJ, Vallittu PK, Yli-Urpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2000 ; 13:72-8.
14. Alander P, Lassila LVJ, Tezvergil A, et al. Acoustic emission analysis of fiber-reinforced

- composite in flexural testing. *Dental Materials* 2004 ; 20:305-12.
15. Ku C, Park S, Yang H. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002 ; 88:170-5.
 16. Kawano F, Ohguri T, Ichihawa T, et al. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. *J Oral Rehabil* 2001 ; 28:703-7.
 17. Takahashi Y, Chai J, Tan SC. Effect of water storage on the impact strength of three glass fiber-reinforced composite. *Dental Materials* 2006 ; 22:291-7.
 18. Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. *Acta Odontol Scand* 1995 ; 53:392-6.
 19. Song HY, Yi YJ, Cho LR, et al. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fibre-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003 ; 90:347-53.
 20. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fiber strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992 ; 19:225-30.
 21. Vallittu PK, LassilaVP. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1992 ; 19:385-91.
 22. Alander P, Lassila LVJ, Vallittu PK. The span length and crossectional design affect values of strength. *Dental Materials* 2005 ; 21:347-53.
 23. Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, et al. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental Materials* 2004 ; 20:947-55.
 24. 黃俞群，王震乾，洪純正。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。台灣口腔醫學衛生科學雜誌 2005 ; 21:23-32.
 25. Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998 ; 79:580-4.
 26. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials* 1992 ; 8:197-202.

Fracture Load of Anterior Acrylic Resin Provisional Fixed Partial Denture Reinforced with Fiber or Stainless Steel Wire

Yu-Chi Wu¹, Jen-Chyan Wang², Chun-Cheng Hung¹, Yi-Shing Yang³

¹ Graduate Institute of Dental Sciences, Kaohsiung Medical University
College of Dental Medicine

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

³ Graduate Institute of Oral Sciences, Kaohsiung Medical University College
of Dental Medicine

Fracture of acrylic provisional restorations is a common clinical problem. The functional and esthetic demands of anterior provisional fixed partial dentures (FPDs) are essential. The purpose of this study was to measure the fracture load of anterior acrylic resin provisional FPDs reinforced with fibers or stainless steel wire, and to evaluate the effect of different types and lengths of reinforcements on fracture load and fracture patterns of samples. A total of 70 standardized 4-unit bridges over the maxillary anterior region were fabricated with PMMA resin. These were then divided into 7 equal groups (n=10); un-reinforced samples formed the control group. The experiment samples were reinforced with different length (4, 15mm) of three types of reinforcements (stainless steel wire, FibreKor, Consruct). All samples were subjected to thermocycling ($600 \times 5 \sim 55^\circ\text{C}$, 1min dwell time), following which the load was applied to samples using a universal testing machine until initial fracture. The fracture load and fracture pattern were recorded and the fracture surfaces of selective samples were observed under SEM. The results revealed that the group reinforced with 15mm stainless steel wire showed the highest fracture load $16.98 \pm 3.45\text{kg}$ and the control group exhibited the lowest value $10.31 \pm 2.37\text{kg}$. Statistical analysis by two-way ANOVA analysis of variance showed that the type and length of the reinforced material significantly influence fracture load ($p < .0001$) and fracture pattern ($p < .0001$). We conclude that samples reinforced with 15mm stainless steel wire result in a significantly higher fracture load as compared with samples reinforced with fibers. The use of 15mm stainless steel wire and fibers can change the mode of fractures of samples from catastrophic or flexural fractures to partial ones that easily repaired.

Key word : Provisional fixed partial denture, Fiber, Acrylic resin.

Correspondence: Jen-Chyan Wang

Address: No.100, Shih-Chuan 1st Road, Kaohsiung 807, Taiwan

Department of Pediatric Dentistry, Chung-Ho Memorial Hospital, Kaohsiung Medical University

TEL: 07-3121101 ext 2158

Submitted: February, 17, 2008

Accepted: April, 25, 2008