

光聚合型臨時牙冠製作材料之開發研究

陳三餘 郭憲文¹

中國醫藥學院 牙醫學系 公共衛生學系¹

背景 為克服牙科臨床上因製作臨時牙冠或牙橋材料本身之缺點所引起容易失敗之問題，本實驗以光聚合型複合樹脂為基材，試作新型臨時牙冠牙橋製作材料。

方法 實驗材料包括：1) Urethane dimethacrylate (UDMA)，2) Triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)，3) Champhoroquinone (CQ)，4) N,N-dimethyl amino ethyl methacrylate (DAEMA)，5) Silicon dioxide (SiO₂)，6) Calcium carbonate (CaCO₃)，7) Sodium carboxy methyl cellulose (CMC)，8) Diatomaceous earth (DE)，以及9) Aerosil R972 (AR)。另以市販商品 TRIAD 為對照組。實驗方法為：首先將各材料混合後作成直徑10公厘，厚2公厘之圓板，再用比色計調查與 VITA 比色板標本齒之色差。其次利用表面硬度計測其諾氏硬度。最後於金屬製支台齒模型上試作臨時牙冠，經光照器由咬合面、頰、舌面各照射1分鐘後取下，以光學投影機測其齒頸部之內徑及咬合面部與模型相對應部份之差異。

結果 添加 SiO₂ 呈灰白色，DE 為灰色，CMC 為黃棕色，AR 為透明色，且將各類填料適當組合可得與比色板相似之顏色，但對照組則未見有相似之顏色。另添加各類填料後其表面硬度在 3.8 ± 0.1 至 12.6 ± 3.5 kgf/mm² 之間，TRIAD 則在 3.5 ± 0.4 至 4.3 ± 0.5 kgf/mm² 之間。試作牙冠齒測量所得之全部結果均為負數值，咬合面部之收縮量依實驗材料種類之不同呈現 0.08% 至 1.08% 之收縮量。齒頸部則收縮量介於 0.03% 至 0.99% 之間。至於對照組之結果則四種顏色材料其咬合面部之收縮量為 0.35% 至 0.90% 之間，齒頸部之收縮量介於 0.60% 至 1.03% 之間。

結論 此試作材料之表面硬度較對照市販產品為高，且試作牙冠標本之收縮程度也比對照市販產品為小，綜上理由本次實驗標本具有臨床實用之可行性。(中台灣醫誌 2002;7: 101-8)

關鍵詞

色差，諾氏硬度，光聚合樹脂，聚合收縮，臨時牙冠

前言

牙科臨床治療項目中，牙冠或牙橋之製作，佔有相當大之比例。而在完成一有髓齒之修形 (vital tooth preparation) 後，如果不立即製作一臨時之牙冠或牙橋來加以保護，則患者在等待技工所製作贗復物之期間內，牙齒會因冷熱之

刺激而酸痛難忍，即使是經過根管治療之無髓齒，如不使用臨時之牙冠或牙橋，亦會因等待之期間內牙齒產生移動，而至戴入困難之情形，故臨時牙冠牙橋之製作實為不可或缺之治療步驟 [1,2]。而在牙冠牙橋製作過程中，包括了麻醉、修形、排齦、取模、記錄咬合關係及製作臨時牙冠或牙橋等步驟，手續繁雜且費時，其中尤以臨時牙冠或牙橋之製作所需之時間幾佔全程之半。目前使用中之臨時牙冠製作材料以鋁製金屬牙冠與常溫聚合型樹脂材料較為普遍。但因鋁製臨時牙冠呈圓筒型，既無咬合面之形態；齒頸部形態也用剪刀剪裁而成並不精確，且因美觀之因素，

聯絡作者：陳三餘

地址：404 台中市北區學士路91號

中國醫藥學院 牙醫系

收文日期：10/4/2000 修改日期：12/24/2000

接受日期：12/27/2000

只能用於後牙，故不論是在咀嚼功能或保護牙齦組織、美觀等問題上都無法達到理想之效果。而常溫聚合型樹脂雖可克服鋁製臨時牙冠之缺點，但於實際使用時常因硬化反應時間無法控制，如過早取出材料會變形；過晚取出則因樹脂聚合時產生收縮而不易取下[3,4]，此時需藉用器械敲擊之方式方能脫離牙齒，如此除了導致病人緊張以外，更易引起臨時牙冠或牙橋破裂或變形，故常需重做而徒耗時間，除此之外材料之準備量不易控制，使用過少則塑形不完全；使用過多則在口內引起高熱導致患者不舒服或因需削除過之材料而浪費時間[5]，臨床上常因以上之理由而製作失敗，重複製作又浪費時間，極為困擾。其他如有些化學聚合型樹脂如 ethylene imine 雖曾被用於製作臨時牙冠但因各種物理性質均不佳而被放棄[6]，現仍被採用的 polycarbonate 樹脂臨時牙冠材料則顏色是問題，雖曾採用牙冠染色法補救但操作不易也不盡理想[7]。目前市販產品中雖有一種光聚合型臨時牙冠牙橋製作材料 TRIAD (美國 Dentsply 公司產品) [8] 雖具有利用光聚合反應硬化方式可控制硬化時間之優點，然因只有四種顏色且多為深黑色與自然齒之顏色大有出入，加上係由外國輸入，價格昂貴，臨床醫師因考慮製作成本太高，故未受普遍採用。為期解決以上之問題，本實驗嘗試以各種不同之填料添加於光聚合型樹脂並調整其顏色與物理性質，以求開發出具有美觀、實用、價廉等優點之光聚合型臨時牙冠製作材料。

材料與方法

實驗材料

本實驗中所使用之材料係以 Urethane dimethacrylate (UDMA) 及 Triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) 兩種樹脂材料做為基材，以感光劑 Camphoroquinone (CQ)，及還原劑 N,N dimethyl amine ethyl methacrylate (DAEMA) 作為光聚合反應之開始系統。另以 Silicon dioxide (SiO₂)、Calcium Carbonate (CaCO₃)、Sodium carboxy methyl cellulose (CMC)、Diatomaceous earth (DE) 以及 Aerosil R972 (AR) 等做為填料 (Filler)，另選用市販之光聚合型臨時牙冠製作材料 TRIAD (美國 Dentsply 公司產品) 所包括之四種顏色：TRIAD enamel (TE)，TRIAD ivory light (TIL)，TRIAD

ivory medium (TIM)，TRIAD ivory dark (TID) 作為對照組。

實驗方法

顏色之調製

首先將 VITA 比色板之 16 種標準色以比色計 (Color tester Model: HC-T，日本須賀試驗機株式會社產品) 以 A1 為基準色在 C 光源之條件下選用 CIEL*a*b* system 查其色差值。其次泡製內含 CQ 及 DAEMA 各 0.1wt% 之 UDMA 80wt% + TEGDMA 20wt% 之樹脂混合液備用。於製作標本時每次量取 0.2 公克之混合液體於調拌紙上，再添加以不等量之 SiO₂ (灰白色) 或 CaCO₃ (純白色)，DE (灰色)，CMC (黃棕色)，AR (透明色) 等填料，以求獲得類似比色板標本齒之顏色。添加量則以趨近所要之顏色為目的加以適當調整。填料與樹脂基材用塑膠調刀調混均勻後，填入以鐵氟龍材料製成內徑 10 公厘，厚 2 公厘之空腔模型內，上下表面均覆以玻璃紙，再以光源照射器 Visilux 2 (美國 3M 公司產品) 以光線出口貼在材料表面之方式，自上下表面各照射 1 分鐘，所得之硬化標本再以比色計測試其與 A1 之色差值，測得之數值再與比色板之其他標準色比較，利用此種方法選出適當顏色之組成比例。另市販產品 TRIAD 之四種材料也以同法製成同樣大小之標本，並加以測色及比較。比色板標本之數值以同一標本齒測量 5 次之平均值為實驗值，試作材料則以 5 個標本之測試平均值為實驗值。

表面硬度之測試

於前項步驟所製作之標本中選用其中顏色堪用之條件，每組製作 5 個標本，再用表面硬度測試機 (Micro hardness tester Model: MXT 70，日本松澤精機公司產品) 以荷重 10 公斤壓 10 秒之條件測試材料之諾氏硬度 (Knoop hardness)，並以五個標本之平均值為實驗值。

硬化後體積變化之測試

本實驗步驟選用製作牙冠蠟型之金屬製支台齒模型，其咬合面直徑 7 公厘，齒頸部直徑 8 公厘，高 5 公厘，配以可做成厚 1 公厘牙冠之可分離金屬外框，於其間之空隙，填入各種不同組成材料，於上緣覆以玻璃紙後，利用光源照射器 Visilux 2 先自上面照射一分鐘後，取下外圍金屬框再由左、右兩側各照射 60 秒，然後取出硬化體，於過 5 分鐘時以光學投影機 (Shinko profile projector VS-301 日本神港精機公司產

表1 各種材料對 VITA 比色板 A1 標本齒之色差值(n = 5)

材料	色差值 ΔE	材料 (公克)	色差值 ΔE	材料 (公克)	色差值 ΔE
A1	-----	DE 0.1	0.5 ± 0.01	AR 0.1	8.9 ± 0.31
A2	1 ± 0.22	DE 0.15	2.5 ± 0.12	AR 0.15	10.2 ± 0.54
A3	2.5 ± 0.23	DE 0.18	2.2 ± 0.09	DE 0.05 + CMC 0.15	1.8 ± 0.11
A3.5	3.3 ± 0.26	DE 0.2	2.7 ± 0.13	DE 0.1 + CMC 0.15	1.8 ± 0.17
A4	3.8 ± 0.42	CMC 0.1	5.1 ± 0.32	DE 0.15 + AR 0.05	6.4 ± 0.22
B1	0.4 ± 0.16	CMC 0.13	6.4 ± 0.37	DE 0.15 + AR 0.1	3 ± 0.28
B2	1.7 ± 0.16	CMC 0.15	4.8 ± 0.26	SiO ₂ 0.2 + AR 0.1	2.5 ± 0.21
B3	3 ± 0.33	CMC 0.18	3.5 ± 0.42	SiO ₂ 0.2 + CMC 0.15	3.3 ± 0.16
B4	3.5 ± 0.34	CMC 0.2	7.4 ± 0.13	SiO ₂ 0.25 + CMC 0.15	5.4 ± 0.21
C1	1.7 ± 0.25	SiO ₂ 0.3	4.3 ± 0.09	SiO ₂ 0.3 + CMC 0.15	1.2 ± 0.17
C2	3.2 ± 0.23	SiO ₂ 0.35	3.7 ± 0.15	SiO ₂ 0.3 + AR 0.1	1.5 ± 0.16
C3	3.3 ± 0.19	SiO ₂ 0.4	3.4 ± 0.37	SiO ₂ 0.4 + AR 0.1	1.1 ± 0.06
C4	4.3 ± 0.41	SiO ₂ 0.45	2 ± 0.28	TE	7.3 ± 0.25
D2	1.4 ± 0.25	SiO ₂ 0.5	1.6 ± 0.09	TIL	4.2 ± 0.26
D3	2.7 ± 0.33	SiO ₂ 0.6	3.8 ± 0.34	TIM	5.1 ± 0.5
D4	3.7 ± 0.35	CaCO ₃ 0.3	12.3 ± 0.13	TID	5.3 ± 0.69

實驗材料之組成為樹脂基質0.2公克 + 填料 X 公克。

品) 測試其咬合面之直徑與齒頸部之內徑，計算其與模型相對部份之差異，再換算成比例值以調查其直徑之變化。

統計分析

表1 為顏色調製的部份，因係尋求類似之顏色且比色計已定好比色之條件，故所得之結果不需作統計分析，以求證明有差異。而表2 為各種材料硬度與對照材比較，與表3 各種材料與市販對照材質在體積上精確度之比較，兩種性質比較均採用 *t* test 分析法，在 $p = 0.05$ 時將試作材料與市販對照材料作比較。

結果

顏色調製

各種材料對 VITA 比色板 A1 標本齒之色差值列於表1。由比色計之說明得知凡色差值在 2 以內顏色即屬相似，即用肉眼判斷，除非同時出現，否則不易分辨，故由實驗之結果可將 VITA 比色板之 16 種標本之顏色再大致分為數類，如：A1、A2、B1、B2、C1、D2 為一類，A3.5、A4、B3、B4、C2、C3 顏色相近似，A3、D3 為一類，A4、D4、C4 則成另一大類。另於實驗結果可證明經由填料的單獨使用或兩種以上之併用，可配出符合比色板之各種顏

色。至於市販產品 Triad 之四種顏色都明顯比標準比色板之顏色為深，除 Ivory light 之顏色與比色板之 C4 顏色相類似外，未見有其他類似之顏色。

材料表面硬度之測試

材料表面硬度之測試結果列於表2。由實驗結果得知因添加填料之種類與份量不同，其表面硬度呈現各種不同之結果。例如添加 SiO₂ 可得較高之表面硬度(10.8 ± 2.6 至 12.6 ± 3.5 kgf/mm²)，添加 DE 其效果與 SiO₂ 類似(9.4 ± 0.8 至 11.7 ± 1.6 kgf/mm²)，添加 CMC 則呈現較低之表面硬度(3.8 ± 0.1 至 4.4 ± 0.4 kgf/mm²)，但將兩者混合，也得到較低之表面硬度(3.9 ± 0.4 至 5.8 ± 1.4 kgf/mm²)，另市販產品之對照組，也呈現較低之表面硬度(3.5 ± 0.3 至 4.3 ± 0.5 kgf/mm²)。

硬化後體積之變化

硬化後體積變化之結果列於表3。因材料收縮之故，全部之測量結果均得到負數值，咬合面部之收縮量依實驗材料種類之不同呈現 0.08% 至 1.08% 之收縮量。齒頸部則收縮量介於 0.03% 到 0.99% 之間。至於對照組之結果則四種顏色材料其咬合面部之收縮量為 0.35% 至 0.90% 之間，齒

表 2 各種組成材料之表面硬度(n=5)

Filler (公克)	Hardness (kgf/mm ²)	Similar color
DE 0.1	9.4 ± 0.8 ^{† † # \$}	A1
DE 0.15	10.0 ± 0.1 ^{† † # \$}	A3
DE 0.18	10.2 ± 1.1 ^{† † # \$}	A3
DE 0.2	11.7 ± 1.6 ^{† † # \$}	A3
CMC 0.10	3.8 ± 0.1 ^{\$}	
CMC 0.13	4.1 ± 0.6	
CMC 0.15	4.3 ± 0.3 ^{† † #}	C4
CMC 0.18	4.4 ± 0.4 ^{† † #}	A3.5
CMC 0.20	4.4 ± 0.2 ^{† † #}	
SiO ₂ 0.4	11.2 ± 0.8 ^{† † # \$}	A1
SiO ₂ 0.5	10.8 ± 2.6 ^{† † # \$}	B2
SiO ₂ 0.6	12.6 ± 3.5 ^{† † # \$}	A3.5
CMC 0.15、DE 0.05	4.1 ± 0.6	B2
CMC 0.15、DE 0.1	3.9 ± 0.4	A3.5
CMC 0.15、SiO ₂ 0.2	4.4 ± 1.0 ^{† † #}	B2
CMC 0.15、SiO ₂ 0.3	5.8 ± 1.4 ^{† † # \$}	
CaCO ₃ 0.3	6.6 ± 0.1 ^{† † # \$}	
TE	3.5 ± 0.4	
TIL	3.8 ± 0.4	
TIM	3.5 ± 0.3	
TID	4.3 ± 0.5	

實驗材料之組成為樹脂基質0.2公克 + 填料 X 公克。[†]試作材料與TE比較，具有統計上意義($p < 0.05$)；^{††}試作材料與TIL比較，具有統計上意義($p < 0.05$)；[#]試作材料與TIM比較，具有統計上意義($p < 0.05$)；^{\$}試作材料與TID比較，具有統計上意義($p < 0.05$)。

頸部之收縮量介於0.60%至1.03%之間。就實驗組之咬合面部與齒頸部比較則以後者之收縮程度較小，整體而言實驗性各組材料比市販材料為佳。表2及表3中表面硬度及體積變化之結果，在 $p = 0.05$ 時，利用 t test分析，除了添加CMC 0.10公克，CMC 0.13公克，CMC 0.15公克+DE 0.05公克，及CMC 0.15公克+DE 0.1公克四種條件之外，其他都較市販產品有更強之硬度。體積變化之分析結果則每種試作材料均呈現比市販產品具明顯之差異。

討論

牙科臨床治療中臨時牙冠或牙橋具有以下諸功能：1)齒髓保護，2)維持空間，3)幫助發音，4)維護顏面美觀，5)維持咬合關係，6)避免牙周組織再受傷害等[9,10]。但為滿足以上各項功

能，材料本身必須具備高強度、高硬度以便抵抗咬合力及咀嚼食物時之磨耗作用。更重要者為材料硬化反應過程中，要儘量減少體積之收縮或變形量，同時更希望材料之操作簡單、容易。參照個人前已發表之論文得知：在目前最常用之Urethane dimethacrylate (UDMA)，Triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)或Bis-4-(methacryloxy-polyethoxy phenyl) propane (Bis-MPEPP)等樹脂基材中以UDMA 80wt% + TEGDMA 20wt%之混合液具有最強之對徑抗張強度與良好之操作性[11,12]。至於CQ與DAEMA之使用量，則以各添加0.1wt%較為理想[13]，故本次實驗採用以上之條件，試作光聚合型樹脂材料。

因樹脂材料顏色美觀，且可調配出多種顏色，實驗首先以備製多種口腔內可使用之顏色為目的。臨床上用於參考之牙冠色系比色板種類繁

表3 各種組成材料硬化後之體積變化(n=5)

Similar color	Composition Resin matrix 0.2 g + Filler Xg	Dimensional change (%)	
		Occlusal portion	Cervical portion
A1	DE 0.1	1.08 ± 0.03 ^{† † † §}	0.03 ± 0.01 ^{† † † §}
A1	SiO ₂ 0.4	0.43 ± 0.01 ^{† † §}	0.99 ± 0.06 ^{† † §}
B2	SiO ₂ 0.5	0.37 ± 0.06 ^{† † §}	0.68 ± 0.14 ^{† † §}
A3	DE 0.18	0.85 ± 0.04 ^{† † † §}	0.27 ± 0.02 ^{† † † §}
A3	DE 0.20	0.61 ± 0.08 ^{† † §}	0.39 ± 0.09 ^{† † † §}
A3.5	CMC 0.18	0.08 ± 0.01 ^{† † † §}	0.16 ± 0.05 ^{† † † §}
A3.5	SiO ₂ 0.6	0.64 ± 0.05 ^{† † §}	0.05 ± 0.02 ^{† † † §}
C4	CMC 0.25、SiO ₂ 0.2	0.56 ± 0.04 ^{† † † §}	0.28 ± 0.09 ^{† † † §}
C4	TE	0.35 ± 0.05	1.03 ± 0.03
	TIL	0.46 ± 0.09	0.60 ± 0.04
	TIM	0.63 ± 0.03	0.66 ± 0.19
	TID	0.90 ± 0.12	0.78 ± 0.10

[†]試作材料與TE比較，具有統計上意義($p < 0.05$)；[†]試作材料與TIL比較，具有統計上意義($p < 0.05$)；[‡]試作材料與TIM比較，具有統計上意義($p < 0.05$)；[§]試作材料與TID比較，具有統計上意義($p < 0.05$)。

多，如IVOCLAR公司之CHROMASCOP比色板、DENTSPLY公司之TRUBYTE Bioform及TRUBYTE Bioblend比色板、日本松風齒材社之VINTAGE Halo比色板、及德國之H.Pauter GmbH公司出品Lumin-VACUM及VITAPAN 3-D MASTER比色板等，但目前以Lumin-VACUM最為廣被採用，堪稱國際標準之比色板(簡稱VITA比色板)，故選用為參考顏色。光聚合型樹脂材料添加SiO₂、CaCO₃、CMC、DE、AR等各色種填料後發現添加CaCO₃時顏色過於白濁不適合使用($\Delta E = 12.3$)。也有不同的組成但表現出相同色差值之情形。

關於牙齒顏色之比較方法大致可分成肉眼觀察與用比色計來比較，因由肉眼觀察其影響變化之因素較多且較易受主觀因素影響，故以比色計比較最為客觀，其中又以利用國際照明學會所推薦之CIEL*a*b*系統並採用色差值比較法最方便，至於色差值要達多少方可？並無定論，Lieberman等人[14]認為相差1以上即表示有差異，Johnston等人[15]則認為相差到3.7在口腔環境之條件下仍可接受是同色。本次實驗則決定根據機器使用說明及參考Yannikakis等人[16]之論文指出凡色差值在2以內顏色即屬相似。雖然VITA比色板大致分成紅棕、紅黃、灰、紅灰四大類。但由實驗之結果可將Vita比色板之16種

標本之顏色再大致分為數類，如：A1、A2、B1、B2、C1、D2為一類，屬白色系。A3.5、A4、B3、B4、C2、C3顏色相近似，為灰色系。A3、D3為一類，為棕色系。A4、D4、C4則成另一大類，為暗灰色系。因本步驟之實驗並不在於複製VITA比色板之16種標本齒之顏色，而在求相類似之堪用顏色，基於此一理由故未將全部顏色配出。由實驗所獲得之經驗得知：雖然經由各種填料之添加可配出與標本齒相似之顏色，但添加量與色差值之比例關係相當複雜，本次實驗所得之各種顏色均由錯誤嚐試及填料之微量加減而獲得。

牙冠材料為抵抗咀嚼引起之磨耗，材料理應具有某一程度的表面硬度，其硬度在不超過對咬牙表面硬度之範圍內，硬度應是愈高愈好。根據本次試作材料表面硬度之測試結果得知：使用SiO₂或DE等無機充填料其硬度比使用CMC高三倍，但將兩類材料互相混合，則或因添加比率之關係，混合後表面硬度變低，雖是如此，但本次實驗標本之實測值均比市販產品TRIAD為高。1999年Diaz-Arnold等人[17]曾發表測試5種臨時牙冠樹脂材料表面諾氏硬度之結果，其數值介於14.0 ± 0.6 kgf/mm²與21.4 ± 0.3 kgf/mm²之間，雖然因該論文中未詳細說明測試時之條件故無法客觀比較，但似可作為本次實驗試作材料進一步改良之參考。

為求實驗方法儘可能與臨床狀況相符合，本次實驗選用金屬製仿修形後之支台齒並在其上試作臨時牙冠。因樹脂材料之聚合反應易引起體積收縮導致硬化後不易自支台齒取下，即使用暴力取下，也不易再復裝原位，故收縮量之調查極為重要。本次實驗之結果發現咬合面之收縮大都比齒頸部為大，此或因牙冠之構造在咬合面樹脂材料較多，加上第一次照射光源係由咬合面照射，致最先引起局部收縮之故。齒頸部之收縮或因局部體積較薄且受限於金屬形狀，加上光聚合反應收縮是朝向光源處之故，收縮量大都呈現較小之數值。但齒頸部因體積原本較小，因受填料分布或聚合後由模型剝離動作等影響偶也有收縮比例比咬合面部較大之數值出現，但整體而言齒頸部收縮量仍比咬合面部為小。本次實驗試作標本齒頸部收縮量約在0.03%至0.99%之間，咬合面部之收縮量則在0.08%至1.08%左右，與TRIAD相比其相對部份之平均值，則分別呈現0.60%至1.03%與0.35%至0.90%之數值，足証試作材料已具堪用程度。1997年Tian等人[18]發表調查6種臨時牙冠樹脂材料的牙冠齒頸部之精確度結果，發現其齒頸部呈現平均值為0.18公厘至0.4公厘之縫隙，其中所用之光聚合材料Provipont，Unifast LC與Triad VLC等光聚合型材料比化學聚合材料Splintline及Protempt，Garant為大，但與化學聚合材料Jet差不多。而Dubois等人[19]在1999年比較化學聚合型臨時牙冠樹脂材料Jet與光聚合材料Unifast LC齒頸部之縫隙量，則得到相反之結果，即光聚合材料Unifast LC之縫隙較小。因此對於縫隙量之比較使用化學聚合或光聚合材料較好？似乎不是重要影響因子，關鍵在於材料本身之組成。1989年Rees等人[20]針對6種複合樹脂材料調查其聚合收縮之情形發現整體呈現0.90%至2.24%之收縮量由於材料品牌不同因此聚合收縮量並不受所含的無機填料之影響。至於使用化學聚合或光聚合材料也未見有任何規律性。1993年Lai等人[21]利用類似方法調查3種光聚合材(P-50，Herculite XRV，Prisma APH)之收縮量也獲得類似之結果(1.82%至2.19%)。而1991年Watts等人[22]利用不同的方法測試7種光聚合材料之收縮量其中3種光聚合型複合樹脂材料(Visio-Molar，Opalux，Ful-fil)之收縮量也介於1.28%至2.05%之間。以上論文所提之收縮量均係體積收縮，換成線性收縮則與本次實驗所獲得之結果類似。歸納以上相

關論文之實驗結果得知：樹脂材料收縮之程度不受使用化學聚合或光聚合材料之影響，但是光聚合方式所具有的操作時間可隨意控制及聚合時朝光源方向收縮之性質，將有助於牙冠容易自牙齒取下，此點將是化學聚合方法所不能取代之優點。尤以考慮到先將材料在口腔內堆積塑形，再使材料在口腔內呈半硬化狀態後取出，於去除倒凹部份後再放入口腔內並使完全聚合之方法，更非採用光聚合方法不可。因本次實驗主要在探討開發光聚合型臨時牙冠樹脂材料之可行性，至於臨床應用方法將再做進一步之探討。

經由本次實驗之結果可獲得以下數點結論：1)利用UDMA與TEGDMA為基質配以適量之填料可製成與VITA比色板各種標本齒顏色相似之材料。2)試作材料之表面硬度比對照市販產品為高。3)試作牙冠標本之收縮程度也比對照市販產品為小。4)綜上理由本次實驗之標本具有臨床實用之可行性。

參考文獻

1. Fritts KW, Thayer KE. Fabrication of temporary crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1973;30:151-5.
2. Utley JL. Chairside fabrication of an acrylic resin temporary crown. *J Prosthet Dent* 1985;54:736-7.
3. Solow RA. Composite veneered acrylic resin provisional restoration for complete veneer crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:515-7.
4. Kaplowitz GJ. Creating quick and accurate temporary crowns. *J Am Dent Assoc* 1996; 127:1658-9.
5. McMaster DE. Using the laminar impression technique for provisional restorations. *J Am Dent Assoc* 2000;131:1324-5.
6. Braden M, Causton B, Clarke RL. An ethylene imine derivative as a temporary crown and bridge material. *J Dent Res* 1971;50:536-41.
7. Christensen LC. Color characterization of provisional restorations. *J Prosthet Dent* 1981;46:631-3.
8. Passon k, Goldfogel M. Direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin provisional restoration. *Quintessence Int* 1990;21:699-703.
9. Cooper TM. Temporary coverage of anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1969;22:68-72.
10. Hirshberg SM. Compatible temporary tooth health and gingival protection. *J Prosthet Dent* 1967;16:151-4.
11. Chen SY, Chen KC. The Relationship between

- the composition and the mechanical properties of light-cured composite resin. *Chin Med Coll J* 1997;6:1-6.
12. Chen SY, Chen CC. Study on mechanical properties of composite resin materials. *Journal of Chinese Medical Sciences* 2000;1:77-86.
 13. Chen SY: Effect of photoinitiators and reducing agents on the polymerization of resin materials. *Chin Med Coll J* 1999;8:37-46.
 14. Um CR, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence int* 1991;22:377-86.
 15. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 1989;68:819-22.
 16. Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, et al. Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 1998;80:533-9.
 17. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent* 1999;82:525-8.
 18. Tjan AH, Castelnuovo J, Shiotsu G. Marginal fidelity of crowns fabricated from six proprietary provisional materials. *J Prosthet Dent* 1997;77:482-5.
 19. Dubois RJ, Kyriakakis 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.
 20. Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 1989;5:41-4.
 21. Lai JH, Johnson AE. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater* 1993;9:139-43.
 22. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater* 1991;7:281-7.

Development of Light-Cured Resin Temporary Crown Material

San-Yue Chen, Hsien-Wen Kuo¹

School of Dentistry; ¹School of Public Health, China Medical College, Taichung, Taiwan, R.O.C.

Background. We developed a light-cured composite resin to produce new types of temporary crown and bridge materials so that the procedure for temporary crown and bridge fabrication can be performed much more quickly and conveniently.

Methods. The materials used in this study included: 1) Urethane dimethacrylate (UDMA), 2) Triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA), 3) Camphoroquinone (CQ), 4) N,N-dimethyl amino ethyl methacrylate (DAEMA), 5) Silicone dioxide (SiO₂), 6) Calcium carbonate (CaCO₃), 7) Sodium carboxy methyl cellulose (CMC), 8) Diatomaceous earth (DE), and 9) Aerosil R972 (AR). The commercial product TRIAD was used as the control material. The samples were made into discs measuring 10 mm × 2 mm. The color difference was then compared using a VITA A1 shade guide with a colorimeter. Hardness was evaluated by the Knoop microhardness tester. Finally, the prepared metal die was used to fabricate the resin crowns, and the polymerization shrinkage of occlusal and cervical portions was measured with a profile projector.

Results. The colors produced were pale, grayish, brown and clear when SiO₂, DE, CMC, and AR were used, respectively. The experimental materials can be made into different colors easily by adding suitable amounts of filler. The surface hardness of experimental materials and control groups was 3.8 ± 0.1 to 12.6 ± 3.5 kgf/mm², 3.5 ± 0.4 to 4.3 ± 0.5 kgf/mm², respectively. The polymerization shrinkage of the experimental materials was 0.08% to 1.08% in the occlusal portion and 0.03% to 0.99% in the cervical portion. For the control material, shrinkage percentages were 0.35% to 0.90% and 0.60% to 1.03%, respectively. In conclusion, the experimental materials had superior properties compared with commercial products and have the potential for clinical usage. (*Mid Taiwan J Med* 2002;7:101-8)

Key words

color difference, Knoop hardness, light cured resin, polymerization shrinkage, temporary crown

Received : October 4, 2000.

Revised : December 24, 2000.

Accepted : December 27, 2000.

Address reprint requests to : San-Yue Chen, School of Dentistry, China Medical College, No 91, Hsueh-Shih Road, Taichung 404, Taiwan, R.O.C.