簡介"複合樹脂"

一種新的齒色填補材料

牙科主任周汝南
助教林廷英

前　言

長久以來，前齒部的復形，一直就是牙科臨床上的一個重大課題。不單要求的是功能上的恢復，更要緊的，就是"美觀"，尤其隨着知識和生活水準的提高，人們對"美"的欲求似乎就更爲強烈。幾乎可以說：因前齒部的毛病而來牙科醫院求診的患者中，絕大多數都是爲了"美"的緣故纔來的！你想，漂漂亮亮的一個人，可是一張口，呵！蒼夷滿目，到處斷垣頹壁，一副蕭條景象，你叫他（她）怎能不在意，而不汲汲於想美容一番呢?!

"需要"向來是發明之母，因此爲了滿足于"美"，一種在色澤上能跟自然齒一致，無害的，又具有眞正粘着力的填補材料，一直就是牙科的學者、專家們奮力追尋的一個大目標。

從矽酸鹽土敏汀（Silicate Cement），熱聚合樹脂（Hot－Curing Resin）的引用，冷聚合樹脂（Cold－Curing Resin）一直到目下的複合樹脂（Composite Resin），這一系列的演進中，可勾劃出，此類齒色填補材料（tooth－colored restorative materials）的發展軌跡。

"複合樹脂"近年來發展得極爲迅速，可說是此類填補材料中的主流，雖然其臨床適用性的各種證據，尚在建立之中，但比之過去的填補材料，無疑地是較爲進步的一種。在國外早已廣泛地被使用。國內自兩、三年前，引入以來，也受到極大的喜愛。因鑒於此種複合材料，在材料科學領域中的發展，方興未艾，筆者不揣淺陋，特就瀏覽所得，對此一"複合樹脂"作一簡介，以饗牙科同好！

沿　革

欲了解此一"複合樹脂"首先就必須對樹脂（Resin）亦即聚合體（polymer）的牙科應用歷史作一回顧：

雖然早在1843年時就已知道了丙烯酸（acrylic acid），但眞正廣泛地試製並研究甲基丙烯酸酯塑膠，則是於1901年纔開始，1937年七月Dr. Walter, H. Wright，首先將其研究甲基丙烯酸酯塑膠的結果提出於在大西洋城（Atlantic City）開會的美國牙科贋復學會，自此丙烯酸聚合體（acrylic polymer）即被引入牙科領域。

起先，它是作爲托牙基底材料的，不久由於其化學與物理性質上的特出，很快地就在牙科領域中，獲得廣泛的發展像：人造齒（artificial teeth），牙面（facing），印模托盤（Tray）、嵌體樣型（Inlay pattern）、矯正用的牙夾及間隙維持器（Splint & Space maintainer）等等。在復形學的領域呢？——作爲一種填補材料，當然亦就被人考慮到了。唯早先的樹脂，都是靠"熱"來聚合的，亦因此只能作爲一種嵌體（Inlay）的型式來填補，在操作上及效果上是很難讓人滿意的。

待二次世界大戰，德國人引用了一種新的催化系統，於是化學促合性丙烯酸酯塑膠（chemically accelerated acrylic plastics）終於問世。此種樹脂也就是一般所謂的冷聚合（cold－curing）或自動聚合

（automatically－polymerizing）或自行聚合（Self－curing）樹脂，其聚合是以化學物質的作用而達成的，可在口腔的溫度下完成聚合。至此，操作上的困難，終於有了極大的改進，樹脂在塡補上的應用又向前推進了一大步。

此種樹脂，其常用的聚合體——甲基丙烯酸酯塑膠 Poly（Methyl Methacrylate）簡稱爲PMMA。雖然好用，但由於樹脂先天上所存在的一些機械性質上的缺點。如：硬度、強度上，其仍無法跟金屬類塡補材料相比。因此，其應用範疇，亦祇有限於前齒部——沒有較大壓力（stress）的部位。

在作爲一種前齒部的齒色塡補材料上，它在許多方面是比矽酸鹽土敏汀來得優良。像：不易脫水，不易着色，不易溶解，同時擁有較長的顏色穩定性，唯其他方面像：聚合時的縮縮（Shrinkage on polymerization）、高度的熱脹係數（High Coefficient of thermal Expansior）、低的抗磨擦力（lower abrasive Resistance）低的壓縮力（lower compressive strength）等等，則爲其致命傷——導致塡補的失敗。

對着這些缺點，學者、專家們，就嘗試着以各種方法去克服它。1962 年初，歐洲學者Mclean 先生，報導說：加入一些玻璃纖維（glass fibers）、矽土（silica）、氧化鋁（Aluminum oxides）或一些細磨的陶瓷粉（ceramic powder）可減少其熱脹係數，唯所得產物則發現變脆且不易磨光，同年美國國家標準局的Bowen(1)先生，及其同仁，提出了一個新的系統，亦因此而得到美國政府專利（1962 年 11 月）。即以 80 %的Bisphenol A和glycidyl acrylate 的作用產物並20 %的不同acrylic acid 構成的交鎖共單元體（cross－linked Co－monomer）中，結合一些經Vinyl Silane處理過的矽土粒子（Silica）此種粒子，即所謂的強化塡加物（Re－inforced filler），其跟樹脂基質緊密地結合在一起，因此強度、硬度，皆提高了，熱脹係數並聚合縮縮也降低了。

這眞是樹脂發展更上的一個里程碑，自此各種基於此系統的複合材料相繼推出。

3 M公司的Addent 35首先問世，繼之有再經改良的Addent 12，及L. D. Caulk公司的Dakor自此拉開了複合樹脂的序幕。

它是怎樣的一種東西

"複合材料"是近年來，材料科學上的一個趨向，所謂複合（Composite）就是指着材料的構成上有二種或二種以上的材料相（phase）。

"複合樹脂"也是一種的複合材料，據R. W. phillips [5,10] 先生的解釋，複合樹脂裏的所謂"複合"（Composite）這一名詞，就是指着一種強化塡加物（Re－inforced filler）以足夠的比例（concentration）加入到樹脂中，主要在影響其性質（proterties）。"filler"本身並無什麼重大意義，主要是在於"強化"（Reinforcement）這個字。他並特別強調說：眞正的複合樹脂，其所含塡加物必須有足夠的比例（Sufficient Concentration），且更須經結合劑（Coupling agent）處理過而能與樹脂基質緊密地結合在一起，街坊上的一些不合乎此一條件的產品是不應被歸于此類"複合"樹脂的。

綜上所述，我們可看出其組成上，必有下列諸部分：

(1)有機質部分或謂有機質相（organic phase）。

(2)無機質部分或謂無機質相（inorganic phase）。

(3)啓發－加速系統（催化系統）。

(4)其他。

茲分述於下：

有機質相（organic phase）

或稱爲樹脂基質（matrix），也就是作爲一種Binder。一般似可分爲二種。

(A)P.M.M.A.系→即甲基丙烯酸酯塑膠 poly(methyl methacrylate）也就是常用樹脂（conventional Resin）。不過採用此系作爲基質的複合樹脂很少。

(B)（Bis－GMA系＋MMA 系）共單元體—如：80 % Bisphenol A和glycidyl methacrylate的作用產物。加上20 %不同的acrylic acid如：

（10 %Tetraethylene dimethacrylate

10 %Methyl methacrylate）。

其構成一種交鎖狀共單元體（cross－linked Co－monomer），這也就是Bowen 先生及其同仁所首先發展出來的[1]。此種在本質上含有EpoxyResin的物質

，一般常習稱爲Epoxide。Bis－GMA 系共單元體，近年來，在牙科領域使用的範圍很廣，除了作爲塡補材料外，亦被用爲牙面的窩溝封劑（pit & fissure sealant），窩洞初層（cavity primer）等等上，其在粘着性和強度上是比常用樹脂要強一點。

無機質相（inorganic phase）：

這些惰性塡加物（inert filler）都是些熱脹係數很小的物質，有的甚致其熱脹係數爲負值。爲獲得較大的壓縮力（compressive strength），其一般都是些很微細的粒子——小於44微米（μ）^{2}。而根據Bowen 先生所倡的高配合比率（High glass－to－Resin Ratio），其在重量上所佔比例高達70～80％。常用的粒子來源有：

玻璃類（glass）——Soda，Barium
矽土（Silica）——quartz
氧化物（oxides）——Alumina
合成礦物（Synthetic minerals）——：
Beta－eucryptite, tricalcium phosphate…etc，其中Beta－eucryptite且含有負值的熱脹係數。這些粒子以小珠（Beads），纖維（fibres）或小柱（Rods）的形態出現，其整個粒子表面以一種Vinyl Silane 的結合劑（couple agent）處理過（即加以強化）如此，其可跟聚合體緊密地結合在一起。當壓力作用于此複合物時，軟性的基質就可把其傳導至這些"硬"粒子上，以抗拒變形或扭曲，有時爲達到更滿意的結合效果，就在這些強化後的粒子表面，再包上薄薄的一層聚合體，此一來，其繼續結合其他聚合體時，就更簡單了。

啓發－加速系統（initiator－accelerator system）：

複合樹脂的聚合完成，就是藉著此一化學作用系統的。常用的就是過氧化物－胺系統（peroxide－amine system）。由於amine 類，往往導致有色的產物（colored product），因之有用其他化學質來代替，如：Mercaptan。一般常見的啓發劑（initiator）有：Benzoyl－peroxide 或p，p′－dichlorobenzoyl peroxide。加速劑（accelerator）有:amine or mercaptan或N，N－dimethyl－sym－xylidene 由於不斷研究改良的結果，近年來在此一啓發－加速系統上，更爲複雜（complex）[8]；很少使用單一種的加速劑，往往由幾種加速劑來共同負起作用。

在此作用系統裏，加速劑作用於起始劑（initiator）——Benzoyl peroxide上促使其分解而產生足夠的游離基（free radicals）。在中和了抑制劑（inhibitor）後，多餘的游離基就啓發了聚合作用。

其他（miscellaneous）：

像抑制劑（inbilitor）或穩定劑（stabilizer）常用的爲Hydroquinone；可防止先行聚合（premature polymerization）而延長其貯存壽命（self－life）。其他，還有一些着色劑（pigments）、opacifier 等等。

目前有那些種產品問世？

自從3M公司（Minnesota，Mining & Manufacturing Co.）的Addent 35 首先問世以來，各種複合樹脂產品相繼推出，眞是琳瑯滿目（見附表）。其中唯一到目前爲止，獲得美國牙醫協會牙科器材委員會納入爲"可接受"（Acceptable），祇得Adaptic一種；其他，獲得"暫時接受"（Provisionably Acceptable）則有Nuva－Fil，Concise，Prestige，Restodent，Epoxylite HL－72，Smile，Blendant，Exact，DFR 等（1974，元月）[26]。此一委員會訂定一個"接受"計劃，基於生物學上、實驗上、及臨床上的安全性和可用性，而對牙科器材加以評估，按等級分爲"可接受"、"暫時接受"、及"不接受"三級。列爲"暫時接受"的每年重核一次，一般不連續超過三年，並且隨時接受廠商的改變等級的申請。

上述產品中，李氏製藥公司的Restodent和Enamelite是較爲特殊的一種，因其併用一種酸蝕刻（Acid－etching）的方法以獲得固位（Retention）據筆者使用Enamelite 的經驗，其在使用上是方便多了，尤其對於牙釉質面的一些磨損（abraded area）免除了"磨牙"的痛苦和麻煩，眞是一大福音。至於其效用則有待時間來考驗了。目前在國內，也逐漸引入，部份像：Adaptic，Blendant，composite，Epolite，Opotow，Compo－T 等等都可見到。（隨附照片）

表Ⅰ 各種複合樹脂之產品：

國家	產品	製造公司	包裝形態	附註
	Adaptic	Johnson & Johnson Co.	Two Paste System	A.
Made in U. S. A.	Dakor	L.D.Caulk Co., Div. of Dentsply Int. Inc.	Paste + Liq. + liq. Initiator	Pa
	Nuva-Fil		Paste + Liq. Initiator	
	Addent 35	3M Co.	Paste + Liq. + Cavity Liner	
	Addent 12	"	ditto	
	Addent XV	"	(Powder+Liq.) in Capsule	
	Concise	"	Two Paste System	Pa.
	HL-72	Lee Pharmaceuticals	Powder + Liq.	Pa.
	Prestige	"	Two Paste System	Pa.
	* Restodent	"	Powder + Liq.	Pa.
	* Enamelite	"	Paster + Paste	
	Smile	Kerr Mfg Co.	Paste + Liq.	
	Blendant	"	ditto	Pa.
	Exact	S.S. White Div. Pennwalt corp.	Two Paste System	Pa.
	D F R	Lactona Corp. Subsidiary Warner-Lambert Co.	Powder+Liq.+Liq. Initiator	Pa.
	Posite	American Consolidated Manufacturing Co.	Powder + Liq. + Wetting agent	
	Opotow	Opotow Dental Mfg.	One Paste System	
	Compo-T	Motloid Co.	Two Paste System	
Made in Japan	Composite	Sho-Fu Dental Mfg. Co.	Powder + Liq.	
	Epolite	G-C Industrial Corp.	Paste in Plastic Sringe	
	Yarbon-A69	Yata Chemical Industrial corp.	Paste + Liq.	
West Germany	Polycap	Vivadent. Schaan/Liechtenstein	Powder + Liq.	
	palakav	Kulzer Co.		
England	TD-71	Dental Fillings Ltd., London	Powder + Liquid	

*Enamelite.....Enamel Coating
*Restodent.....Incisal edge restorative
"A".....Acceptable
"Pa."....Provisionablly Acceptable

表Ⅱ. 各種齒色填補材料物理性質的比較：

	矽酸塩土敏汀	常用樹脂	複合樹脂
△壓縮力 (Compressive Strength)	大約汞合金的1/2	少於汞合金的 1/4	約汞合金的 2/3～3/5
△張力 (Tensile Strength)	汞合金的 1/4～1/3	汞合金的 1/6～1/5 不到	比汞合金略少
△線熱膨脹 liner thermal expansion	跟齒質一樣	大於齒質 7 1/2 倍	大於齒質 2～2 1/2 倍
△溶解度	臨床上，可明顯見到	可以忽略掉	可以忽略掉
△抗磨擦力 abrasion Resistance	很弱	還好 (fair)	相當好
△顏色穩定度 (ADA. Sep. NO. 12)	通過	通過	邊緣，還易變色

表Ⅲ. 常用樹脂和複合樹脂一些物理性質的比較：　　註：Psi — 每平方英寸磅

材　料	壓縮力 Psi	張　力 Psi	彈性係數 Psi×10⁶	硬化時，體積縮縮比例（%）	熱脹係數 in/°C×10⁻⁶
常用樹脂〔P(MMA)〕	10,400(200)	3,300(100)	0.34(0.8)	5.2(0.5)	92.0(2.3)
標準複合樹脂	32,400(1400)	5,500(500)	1.97(0.25)	1.2(0.2)	30.6(3.6)
複合樹脂的限度	29,000－35,000	5,000－6,900	1.7－2.4	1.2－2.1	27－39

表 Ⅳ. 以 Adaptic 爲代表，跟齒質並其他充填材的比較　※ RHN = Rockwell Hardness Number

試驗項目 ＼ 填充材料	Adaptic	汞合金 Analgam	矽酸塩士敏汀	樹脂填補材	其他的複合材	齒質
壓縮力（kg/cm²）	2,320～2,530	2,810～4,010	1,630～1,910	770	1,270～2,110	2,540
張　力（kg/cm²）	390～490	600	30～400	270～360	240～350	105～530
破壞系數（kg/cm²）	96,610～126,540	96,310	50,260	18,280	35,150～63,270	——
硬　度（R.H.N）	103～107	——	99	——	70～100	牙本質 93
線聚合縮縮率	0.5％以下	——	1.11％	2.7％	0.7～1.2％	——
線熱脹系數 ppm/°C	27.6	25	8	81	20～50	10

跟其他填補材料物理性質的比較

若就複合樹脂與常用樹脂的比較（表Ⅲ），則無疑地，前者具有：

① 較大的壓縮力和張力。
② 較高的彈性係數。
③ 較優越的硬度和抗磨擦力。
④ 較低的聚合縮縮。
⑤ 較低的熱脹係數。

但在吸水性方面，則起初複合樹脂會小一點，但久之則趨於一致。而在顏色穩定度上，利用美國牙醫協會說明書第12號（Specification No. 12）的顏色穩定度試驗（Color Stability test）測度結果，複合樹脂是沒能通過，雖然此種試驗原是用於測定托牙基底材料的，技術上或許有待確立，然而，由此亦可知道其在顏色上是較不穩定的。

至於和其他填補材如：矽酸鹽士敏汀，汞合金等，填補材料的比較（表Ⅱ Ⅳ），原就是極爲困難的，因其性質上迥異，同時一些臨床證據都還在建立中。一般言之，汞合金，似可列入永久性填補材，而複合樹脂與矽酸鹽士敏汀還是有其時間性。在硬度壓縮力上，無疑地汞合金是卓越了一點，然其却具有脆性，且色澤上更爲其致命傷。能適用於前齒部的，祇得樹脂和士敏汀兩類了。

複合樹脂在大多方面是比矽酸鹽士敏汀優良，唯在熱脹係數上，後者還是小了一點；更重要的，則在抗齲蝕作用（Anticariogenic action）上，則複合樹脂並無控制齲齒發生或阻止其繼續蔓延的能力，故專家、學者們又嘗試着在複合樹脂中加氟化物（Fluoride），然迄今尚無成功的報導。另外，附帶一提的是其硬化時間要快多了，一般其開始硬化時間很少超過2分鐘，連帶操作時間（working time）的縮短，病人的 Chair time 也相對地減少了，這也是相當值得稱道的一件事。

臨床上的適應症

由於這是種„新”的材料，其適用性和安全性，都還在繼續建立之中，因此，雖因產品的不同而有差異。各個廠商對其產品，也極盡宣染之能事。唯到目前爲止，其所被確認的用途如下[11]：

△Ⅲ級窩洞的填補。
△Ⅴ級窩洞的填補。
△經選擇的Ⅰ級窩洞和Ⅳ級窩洞——當„美觀”爲第一欲求時。
△其他像Ⅱ級窩洞的填補，二種產品（Adaptic）及 Concise 曾先後被不同的學者試驗過，唯其咬合面還是有磨損（wear）。

當牙冠的欠損過大（生活齒或失活齒），其亦可併

用固位釘而做成一核心（Core）以供最後各類牙冠的補綴[18]。

又像李氏製藥公司出品的Enamelite，專作爲牙釉質覆劑（Enamel coating），對牙釉質欠損（Defects）的填補，(不管是由於發育上的亦或化學性的、機械性的原因)，亦有其獨特的優點，撇開其效果的久暫不談，這又是一種新用途的開發。

總之，隨着其質地上並操作技術上的不斷研究改進，並逐漸的爲人們所熟悉的結果，其在牙科應用上的範圍，也必逐漸地擴大和確定。

複合樹脂填補上所存在的一些問題

△對牙髓的影響：

"複合樹脂對牙髓有沒有影響？"這是個首先必須考慮的問題，在過去的歲月裏，眞是衆說紛云，[7,9,21]，不過到了目前爲止，各種跡象都顯示出，確有影響。在與矽酸鹽士敏汀作比較時，顯出兩者間對牙髓的影響很接近，所幸其影響並非不可復性。其原因受到各種條件的影響，其中具有決定性的因素是：

(1) 複合樹脂本身的毒性成分（toxic ingredients）

一般認爲複合樹脂聚合後，在其內部可能存在着些許程度的游離成分，或毒性滲出物，而當操作不當時更增加其比例，而這些游離成分（如：methacylic acid）或毒性滲出物，就是一種刺激原（irritant），能經由象牙小管滲入而刺激牙髓。

(2) 窩洞底菌斑（Bacterial Plaque）的存在：

可能由於複合樹脂邊緣微隙（marginal micro leakage 的存在而滲入，亦可能是填補時窩洞的污染（Contamination），或是兩者，兼而有之，Brannstron和Nyborg 先生就認爲其是造成牙髓傷害的主因。

(3) 窩洞的厚度：

"愈薄則愈易引起牙髓刺激"這是一定的道理，一個新切削的牙本質面，都是非常敏感的。除非其至少保有2mm的厚度，否則其自然障隔作用（Barrier）是不夠的。臨床上，一些"老"窩洞則往往由於補償性牙本質或繼發性牙本質的形成，其絕緣障隔作用，也應被考慮的。因此，在複合樹脂的組成化學上除有待進一步研究外，在拌合（Mixing）複合樹脂時，就應確實遵照廠商的指示，以減除這些毒性成分。同時窩洞的襯裏（liner）和基底（Base）也就成爲必須的[7,9,24]唯因有些襯底材料，能干涉其聚合（如Eugenol 會抑制其聚合作用），減弱其硬度，甚而引起變色。故在選擇襯底材料時就須妥愼。通常Eugenol Zinc Oxide是不適用的，在深窩洞裏，單一的液態薄膜性襯裏（liquid film-forming liner）或Zinc Phosphate cement亦不被推薦。而一種硬化（hard-setting）的Calcium hydroxide襯底，則發現在保護牙髓上，有良好的效果。其實最好的絕緣障隔（insulating Barrier）應該就是有足夠厚度的牙本質了。因此，在窩洞的預備上，要儘可能保留足夠的齒質厚度。

△它跟齒質間的固位問題：

存在填補物和齒質間的一大問題，就是固位問題（Retention）：

在相界面（intersurface）間能否建立起一永久的強力的結合（Bonding）？；邊緣微隙能否完全除去？這是學者、專家們極欲解決的問題，近年來有幾種不同的附着（attachment）方法，被嘗試過：

(1) 粘合劑（Coupling agents）的應用——這是基於Bis-GMA系的表面作用性共單元體（Surface-active Comonomer），其中NPG－GMA是較被接受的一種；今年裏（1974），H.H.Chander和R.L.Bowen[22]先生更報導使用這種粘合劑，獲得了很滿意的效果，因其改善了填補物和牙本質、牙釉質間的結合。

(2) 藉氫原子與牙本質中的膠元分子（Collagen molecule）結合而附着——使用一些硬化劑（Hardening agent）如：Tributyl Boron等。

(3) 藉與牙釉質及牙本質中的（hydroxyapatite）螯合（chelating）而獲得固位。

(4) 利用酸蝕刻法（acid-etching）以增加其機械性固位——牙面先用50％的磷酸處理過，酸蝕掉了牙釉柱面，而增加了其接觸面（contact surface）因而獲得固位。

(5) 利用粘性材料，如Polyurethane等作爲窩洞襯底或初層（Primer）。

近年來，常併用酸蝕刻法和上述的幾種粘合材料。在增加填補物和齒質間的結合，也有相當的成效，惟因

“濕”的存在，迄今仍無任一方法可在口腔中的環境中，保有一強而持久的結合。

說到“濕”這可眞是個令人頭痛的問題，一碰到“濕”聚合就不完全，不祇影響了硬度、强度，更重要的就是“結合”的鬆開，雖然在一預備好的窩洞中，眞正的“乾燥”是不可能的，但牙醫師在作此填補時，則應儘可能的把“防濕工作”作好。

“邊緣的微隙”(marginal micro leakage 就是續發性齲齒發生的主因。由於填補物和齒質間，熱脹係數的差異，因此當溫度改變時，就在其接緣上造成一空隙（crevice）一引起液體和空氣的交流。複合樹脂在這方面，由於一些低熱脹係數粒子的加入，其亦與齒質較趨於一致了。

因之，爲增加複合樹脂的固位，除了各種機械性（mechanic）的固位法外，學者專家們正在追尋着一種不透過性（impermeable）同時對齒質和填補物俱有粘着力的粘合間質。將來完全實驗成功，則複合樹脂的填補，必更趨於完美。

△表面的光滑程度（Smoothness）：

由於粒子的存在，因此，雖肉眼看來似已相當光滑的完成面，但在顯微放大下，却仍是粗糙面，因此食物殘渣的沾連或着色，成爲無可避免，所幸其很快除去。影響其表面光滑程度的因素，除了產品的質地外，最重要的就是：

(1) 填塞後表面的罩覆：以防止沾濕而導致其表面樹脂的聚合不完全。一般最常用的爲Polyester matirx，Strips，Compound，Crown forms或軟蠟都可。

(2) 打磨的方法：對各種打磨方法進行研究的學者專家們，一致認爲使用Matrix，是目前唯一在複合樹脂填塞中能獲致最光滑的完成面的方法。至於除去邊緣多餘的樹脂，則Mc Lundie A.C. 和Murray F.D.，試驗結果：或單獨使用tungsten Carbide Burs 或併用細磨盤（fine disc）。或兼用粗和細的磨光盤，磨光條都也能得到滿意的效果。

△變色問題（discoloration）

除已如前所述，由於其成分上的原故，複合樹脂（雖然因產品不同而有程度上的差異）是有變色的趨向的，不適當的窩洞襯底（含有鋅、鈉或銅）也會導致其變色。另外一個臨床上最常致的原因，就是：“填塞器具問題”。金屬填塞器是不適宜的，因複合樹脂的粒子所具的高度磨擦力，往往使得器具表面被擦損，而這些剝落的金屬成分混入複合樹脂中就導致變色，一般適用的填塞器具爲塑膠製、木製或瑪瑙製的。表面着色（Stain）當然更不用說，是造成顏色改變的一個更大的原因，尤其有些複合樹脂對口紅（lip-stick）的偏好，似乎可媲美小姐們呢！

結尾：它目前的地位

美國牙醫協會，牙科器材委員會在推薦此種複合樹脂時所發表的一篇聲明，我想最足以說明了此種材料目前的地位了，特摘譯如下：[11]

“本會確認：此種複合樹脂主要係適用於Ⅲ級和Ⅴ級窩洞的填補。當“美觀”爲第一欲求時，亦可選擇地使用於小臼齒的Ⅰ級窩洞，或適當地附加固位釘（Pin）的Ⅳ窩洞填補。

至於Ⅱ級窩洞，迄今尚無可資引用的客觀臨床研究報告，以證明其在填補後仍能維持其原形（original contour）而不磨損。

因此，本會不讚同此時此地對外行的社會大衆作任何的推展計劃，亦不讚同此類產品的宣傳廣告或小册上，對其他有用的填補材料所作的詆視。

其在牙科領域中的眞正地位，仍有待精密的臨床研查（investigation）來加以確立，亦唯有持此態度，其物理上和機械上特性的改良，纔有其實際的臨床意義。

牙醫師應該依據廠商所標示的特點〔包括：效期（Self-life），所能得到的色澤式樣完成面的光滑程度，拌合並填塞的簡易，並包裝的形態〕，客觀地、小心地對各種產品加以選擇。

總之，此種複合材料，尚不失爲目前臨床上可用性極高的一種齒色填補材料。比之 常用樹脂，當然，它是高過多多，比之矽酸鹽士敏汀和汞合金，它也具有大多方面的優點。隨着不斷的研究改良，可以預見地，在不久的未來，其終將揭開牙科填補學上 新的一頁！

參考文獻

1. Bowen , R. L. : Properties of a silica-reinforced polymer for dental restoration J.A.D.A. 66: 57-64 Jan. 1963.
2. Bowen, R.L. : Effect of particle shape & size distribution in re-inforced polymer. J.A.D.A. 69 481-495 Oct. 1964
3. Brauer, G.M.: Dental Application of polymers: A review J.A.D.A. 72:1151-1158 May, 1966.
4. Peterson, E.A.; Phillips, R.W.; Swartz, M.L.: A comparison of the physical properties of four restorative resins J.A.D.A. 73:1324-1336 Dec. 1966
5. Phillips, R.W.: Recent improvements in dental materials that the operative dentist should know. J.A.D.A. 73:84-90 July 1966
6. Roydhouse, R.H.: Progress in development of adhesive restorations, J.A.D.A. 32:81-88 Feb. 1966.
7. Stanley, H.R.; Swerdlow, H.; Buonocore, M.G.: Pulp reaction to anterior restorative materials, J.A.D.A. 75:132-141 July 1967
8. Bowen, R.L.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues VI. Forces developing in direct -filling materials during hardening, J.A.D.A. 74:439-445 Feb. 1967
9. Langeland, K.: Creteria for biologic evaluation of anterior tooth filling materials, Internat. D.J. 17:405-440 June 1967
10. Phillips, R.W.: Composite restorative resins, J.A.D.A. 80:357-359 1970
11. Council on dental materials & devices: Composite restorative resins: Recommended uses J.A.D.A. 82:339 Feb. 1971
12. Anderson, J.N.: Applied dental materials 4th Ed. pp:315-317 Blackwell Scientific Publications, Oxford, England
13. Peyton, F.A.: Restorative dental materials 3th Ed. pp:451-514 The C.V. Mosby Co.
14. Golman, H.M. etc.: Current therapy in Dentistry, pp:242-258 1970.
15. Baum, L.: Advanced restorative dentistry; modern materials & techniques Chap. 9, W.B. Saunder Co.
16. Lee, H.L.; Swartz, M.L.: Scanning electron microscopic study of Composite restorative materials J.D. Res. 49:149-158 Jan-Feb, 1970
17. Laswell, H.R.; Welk, D.A.; Regenos J.W.: Attachment of resin restoration to acid-etching Enamel.
18. Skinner, E.W.; Phillips, R.W.: The science of dental materials 5th Ed. Chap. 13.
19. Baharloo, D. Moore, D.L.: Effect of acid-etching on marginal penetration of Composite restoration. J. Prpsthet. Dent. 32:152-155 Aug. 1974
20. Hayashi,... etc, : Invitro study of discoloration of Composite resins J. Presthet. Dent. 32:66-69 July 1974
21. Dickey, D.M.; El-kafrawy, A.H.; Mitchell, D.F.: Clinical & Microscopic pulp response to a Composite restorative materials, J.A.D.A. 88:108-113 Jan, 1974
22. Chander, H.H.; Bowen, R.L.; Paffenbarger, G.C.; Mullineaux, A.L.: Clinical evaluation of a tooth-restoration coupling agent, J.A.D.A. 88:114-118 Jan. 1974
24. Osborne, J.W.; Gale, E.N.; Ferguson, G.W.: One-year and two-year clinical evaluation of a Composite resin vs. amalgam. 30:795-800, J. Prosthet. Dent. Nov. 1973
24. Grajower, R.; Hirschfeld, Z. Zajkind, M.: Compatibility of a Composite resin with pulp insulating materials. A scanning electron microscope study. J. Prosthet. Dent. 32:70-76 July 1974
25. 藤井弁次……等：複合樹脂專輯，Dental outlook 39:47-91 元月，昭和47年。
26. A.D.A. Council on dencal matecials & devices List of classified dental materials & devices Revised to Jan, I, 1974.
27. McLundie, A.C.; Murray; F.D.: Comparison of methods used in finishing Composite resin-- A scanning electron microscope study, J. prosthet. Dent, 31:163-171. Feb. 1974
28. A.D.A.: Guide to Dental matrials and Devices 7th. Ed. 1974-75.