

牙科材料學
Dental morphology

復形用樹脂 RESTORATIVE RESINS

臺北醫學大學 牙醫學系
董德瑞老師
drdong@tmu.edu.tw

學習目標

●能辨識及敘述牙齒之形態、特徵與功能意義，並能應用於臨床診斷與治療

1. 牙齒形態相關名辭術語之定義與敘述
2. 牙齒號碼系統之介紹
3. 牙齒之頤間關係與生理功能形態之考慮
4. 恆齒形態之辨識與差異之比較
5. 乳齒形態之辨識與差異之比較
6. 恆齒與乳齒之比較
7. 牙髓腔形態
8. 牙齒之萌出、排列與咬合
9. 牙體形態學與各牙科臨床科目之相關
10. 牙科人類學與演化發育之探討

參考資料

1. 牙科材料學(鍾國雄)
2. Phillip's Science of Dental Materials (11th edition, Kenneth J. Anusavice)
3. Craig's Restorative Dental Materials (12th edition, John M. Powers, Ronald L. Sakaguchi.

Summary

The course of Dental Morphology provides the student with knowledge in the morphological characteristics of the teeth and related oral structures upon which a functional concept of intra-arch relationships may be based for the clinical application to patient assessment, diagnosis, treatment planning, and oral rehabilitation.

壹、壓克力樹脂材料(Acrylic resin materials)

復形用樹脂材料早期就是採用不含填料的壓克力樹脂，此類材料的成分與義齒基底用之自凝或化學式凝固材料十分相似。在配方方面，多為液劑和粉劑的包裝，分別是呈珠粒狀或細粉末狀的聚體(聚甲基丙烯酸甲酯)工具，另一液劑則為單體(Monomer)引起聚合作用的過氧化二苯甲醯(Benzoyl Peroxide)多添加在粉劑內，三級胺的活化劑(Activator)與抑制劑則加在液劑內。此類以胺基作為活化劑進行聚合作用的材料，由於三級胺(Tertiary Amine)對紫外光十分敏感，所以經顯合作用成形的樹脂材料內部若存有殘餘的胺基成分，此類復形體經在陽光下曝曬後會慢慢發生變色和泛黃;部份材料會嘗試使用亞磺酸(Sulfinic Acid)系統取代胺基系統作為活化劑促進聚合作用並獲得較佳的色澤穩定性，

復形使用，其次是高聚合收縮現象(約5至8%)與高熱膨脹係數(約為牙釉質的7至8倍)使得此類材料在實際應用時，長久的追蹤觀察發現效果仍不甚理想。特別是後二者特性的影響，由於早期的樹脂材料與牙齒結構無任何的黏著(Adhesion)或鍵結(Bonding)效果，所以在凝固過程中所出現的高收縮率與口腔中溫度改變而發生的高膨脹或收縮，結果將造成填補樹脂與牙齒之間出現脫離，而臨床檢查在界面上將有邊緣微滲漏(Marginal Leakage)現象，繼而引起患者會感覺對冷熱敏感，填補物邊緣變色和齶齒再度發生等後遺症。

雖然臨床操作方式配合酸蝕技術的應用改善了樹脂復形的效果，然而，由於不含填料的丙烯酸樹脂材料先天在強度與性能方面無法滿足臨床的實際需要，所以，不斷的改良與研究發展更為合適材料的工作時刻在進行中，而目前最大的演變就是在單純的樹脂內添加入填料而成為複合樹脂材料的成功合成。

貳、複合樹脂材料(Composite Resin Materials)

在一般的化學工業方面，複合材料是指兩種或以上的材料的混合體，而組成複合材料的這些基本成分必須不能發生互相溶解現象，其中的一種組成材料在性質方面必需優於另一組成材料，且符合組成複合材料性能所需的條件。現代牙科用複合復形材料發展過程中，在美國牙醫協會與牙科研究中心工作的 Bowen 博士其研究成果影響了整個牙科用複合樹脂材料的發展，在1960年代早期，他首先嘗試在環氧樹脂(Epoxy Resin)中添加填料粒子(Filler Particle)以改善樹脂的機械性能。其後他發現環氧樹脂系統有凝固緩慢，容易變色等缺點，因而刺激他繼續研究將丙烯酸和環氧類樹脂進行混合，最後合成目前最廣泛使用之樹脂成分： Bis-GMA(Bisphenol-A Glycidyl Dimethacrylate)，見圖15-3所列之分子結構式，其支架主要是類似環氧樹脂結構，反應功能基(Functional Groups)則是丙烯酸部分。

由於新合成之樹脂具有較穩定的性能且臨床使用結果頗合乎需求，從此便取代矽酸鹽黏合劑和傳統的丙烯酸樹脂材料作為牙科復形使用。目前臨床使用之樹脂復形材料通常包含多種組成，主要的組成為樹脂基質和無機 填料粒子，其它的添加物是與引起聚合反應，加強材料的臨床操作特性與耐久性有關。特別是填料與樹脂之間的鍵結多藉耦合劑(Coupling Agent)而獲得有效的互相鍵結並使填料發揮加強的效應，最常用的耦合劑為矽烷(Silane)，其分子結構式如圖15-4所示。

一、樹脂基質(Resin Matrix)

現今使用於復形填補工作的複合樹脂材料其單體部份多為芳香族(Aromatic)或脂族(Aliphatic)的二甲基丙烯酸類，其中以前述的Bis-GMA樹脂材料最為常用，另外，屬於月旨族的胺基甲酸酯二甲基丙烯酸甲酯(Urethane Dimethacrylate，簡稱UEDMA)也是常用作為樹脂基質成分的材料，其分子結構式見圖15-5所示。上述的主要樹脂基質成分，不論是Bis-GMA或UEDMA均是大分子的聚合物，在常溫環境中其黏稠度均十分高，因此在製成複合樹脂材料時，若要均勻地加入高量的微粒填料將必需借助低分子量的單體先作稀釋處理以獲得製造使用的理想黏稠性，常用的低分子量單體樹脂成分可為甲基丙烯酸甲酯(簡稱MMA)，特別是屬於二 甲基丙烯酸類的單體，例如：三次乙二醇二甲基丙烯酸(Triethylene Glycol Dimethacrylate，簡稱TEGDMA)，此類單體的分子結構式，見圖15-6所示。

上述的低分子量單體對於大分子量的Bis-GMA等樹脂基質的稀釋效果十分顯著。當Bis-GMA與TEGDMA以75：25重量百分比的比例混合時所得到的黏稠度為4300cp，但是當比例調整成為50：50時則黏稠度將降至祇有200cp，此稠度的改變不單有利於填料的添加與均勻分佈的操作，同時對於分子在進行交聯聚合反應時，鍵與鍵之間的結合也較容易達成，結合成為聚合程度較完整，呈網狀結構的大分子聚體，結果是擁有較佳的強度與硬度，且對於其它溶劑的侵蝕的抵抗能力也較強，但是由於較緻密的聚合結果，所表現的聚合收縮現象也較嚴重，此項聚合收縮的程度將視填料的添加量，形成相對降低樹脂基質在複合樹脂材料中所佔的容積百分比而減輕。

二、填料粒子(Filler Particles)

在樹脂基質內添加填料粒子將明顯地改善基質材料的各項性能，其最主要的原因，一方面是樹脂基質的容積百分比含量相對減少，聚合收縮，吸水作用和熱膨脹係數等來自削弱的弱點將相對地不明顯或降低。在機械性質方面，如果填料粒子與樹脂基質有良好的鍵結效應(Bonding Effect)，則抗壓強度，抗拉強度和彈性模數等性質都會較之不含填料的樹脂材料有明顯的增強。常用於添加入樹脂基質內製成複合樹脂的填料粒子多屬於經研磨成微細粉末狀的石英或玻璃等矽土(Silica)成分，粒度約自0.1至100微米範圍。矽土粒子若是以熱化學或化學沉澱方法而獲得呈膠態大小(Colloidal Size)的粒子則其粒度的平均值約為0.04微米，稱之為超微粒子填料(Microfiller)。目前市售的複合樹脂材料多以含填料其粒度平均值大小而作為分類。除了填料所含的容積和粒度大小之外，其粒度分佈，對光的折射指數(Index of Refraction)，放射不透明性(Radiopacity)和硬度等有明顯的影響，同時也是決定複合樹脂材料在臨床應用的因素。

為求獲得理想性能的複合樹脂材料，在添加填料時，填料粒子其粒度分佈對添加的最大容積量有明顯的影響，如果選取的填料粒子為單一相同大小，雖然粒子間可以作整齊的排列和緊密的堆積在一起，然而，粒子間仍然會出現比粒子大小較小的空隙，因此，目前多採用粒度範圍較廣的填料粒子，以粒度較小的粒子充填於大粒子間的空隙以期獲得更高的填料量和較密緻且連續的粒度分佈，而常使用的小粒子填料多為膠態矽土 Colloidal Silica)，目前市售的複合樹脂填料含量在容積百分比約在30至70%範圍內，而重量百分比則自50~85%範圍內。

填料的添加入樹脂基質時其中粒子其表面積大小將影響其散佈的效果，膠態粒子由於粒度十分微小，(平均值為0.04微米)在單位重量所擁有相對表面積(Relative Surface Area)十分高，達每克50~300平方米，因此，祇要添加少量這類超微小的粒子後，樹脂便將出現明顯的黏稠度增高。複合樹脂材料除了在機械和物理性能方面改良之外，由於應用上經色料的調配可製成與牙齒的顏色相配合，美觀的要求。填料的半透明性(Translucency)和反射指數也與樹脂十分接近:樹脂成分的Bis-GMA和TEGDMA其光折射指數分別為1.55和1.46，調配經混合成適當稠度的樹脂基質後約為1.50，而作為填料主要成分的玻璃和石英等矽土材料其光折射指數同樣約為1.50，結果二者所混合配成的複合樹脂材料的光折射效果便一致且呈半透明特質。

用作填料的材料性質應以具有化學，物理甚至機械高度穩定性的特色為佳，目前常用是以矽土或矽酸鹽等為基本成分，基本上，此類材料其硬度應與牙釉質的硬度相近較為理想，以免造成對咬的自然牙齒表面發生過份磨耗的現象。為求提昇充填的品質和輔助診斷，除了填料外，也添加一些重金屬化合物粒子於樹脂基質與填料粒子之間以增加材料的放射不透明性，此類金屬化合物多屬於鋇、鋇和鋁等重金屬化合物，且在製造過程中多與玻璃互相熔融在一起以期添加後仍能保持光折射係數在1.5範圍內的效果:其中以鋇玻璃(Barium Glass)，最被廣泛採用。

三、耦合劑(Coupling Agent)

單純地將填料粒子加入樹脂基質內並不一定會發揮其增強或改善樹脂性質的效果，必需藉著填料粒子與樹脂基質間有良好且穩定的鍵結效果才能獲得理想的複合樹脂性質。特別是當具塑性且較軟的聚合體基質在承受施力時能藉著鍵結效果直接將應力傳遞至堅硬而穩定的填料粒子上去發揮抵抗的功效。用於鍵結填料和樹脂基質的化學物質稱之為耦合劑，此耦合劑除了可保持填料添加改善的物理和機械性質外，同時提供填料與樹脂介面間的化學穩定性與防止水分侵入造成水解現象的發生，常用的耦合劑多為矽烷類(Silane)成分，見圖15-4所示之分子結構式。其它如鈦酸鹽和鋁酸鹽均被採用作為耦合劑，矽烷類耦合劑經水解處理後其中所含的矽烷醇基(Silanol Group)可與填料粒子表面形成一強而穩定的環氧矽氮鍵(Siloxane Bond)或矽烷的有機成分部份的甲基丙烯酸基與樹脂可形成強力的共價鍵結，結果便使填料與樹脂達成耦合效應。

四、聚合作用機轉(Polymerization Mechanisms)

由於臨床使用作填補的複合樹脂材料其單體是以甲基丙烯酸類為主，其聚合作用是加成式機轉(Addition Mechanism)，以自由基(Free Radical)方式促成聚合反應獲得理想的聚合作用和復形效果。自由基的產生，一般可分為化學式活化或外加能力(熱，光等)活化兩大種類。

四、聚合作用機轉(Polymerization Mechanisms)

1. 化學式活化樹脂(Chemically Activated Resins)

屬於此類聚合反應的樹脂材料其配方多為兩種糊劑(Pastes)形態，其中一含有起始劑：過氧化二苯甲醯(Benzoyl Peroxide)，又稱為催化糊劑(Catalyst Paste)工具，另一糊劑內含三級胺類的活化劑，例如N-N Dimethyl-β-Tohidine，或稱為基底糊劑(Base Paste)。基本上，起始和活化劑必需分別裝配在不同的糊劑成分內，使用時祇需量取等量的(容積比)基底糊劑和催化糊劑，在調紙上作充份調拌均勻，胺類化合物將活化過氧化二苯甲醯生成自由基，結果聚合反應便開始進行作用。

四、聚合作用機轉(Polymerization Mechanisms)

2. 光活化樹脂(Light-Activated Resins)

最先使用激發活化樹脂產生自由基而完成聚合反應的光源是紫外光(Ultraviolet, 簡稱UV), 然而, 由於紫外光系統對樹脂和牙齒組織的穿透能力較差, 且在長期應用下, 操作者可能會引起健康的影響, 因此, 在可見光系統(Visible Light System)研發成功後便完全取代紫外光系統應用於牙科使用上。可見光活化系統(Visible Light Activating System)對複合樹脂的聚合反應較紫外光系統為完整, 且由於穿透力較強, 因此可以獲得較深的固化深度(Depth of Cure)目前在臨床應用上, 可見光固化的材料不單祇取代紫外光固化方式的複合樹脂材料也較之化學式固化材料更為普遍被採用。

可見光固化的複合樹脂復形材料一般是以單一糊劑(Single Paste)的注射管(Syringe)或更小型的子彈型(Compules)包裝為主, 引起自由基的發生之起始系統(Initiating System)包括了光起始分子(Photoinitiator Molecule)和胺類活化劑(Amine Activator)工具, 常用的光起始物質為Camphorquinone, 其對可見光譜中波長在400至500nm範圍(藍色光)的能量十分敏感, 含量約佔材料之重量百分比的0.25%左右, 至於胺類的加速劑(Accelerators)常用的為雙乙基氨基乙基丙烯酸酯(Diethylaminoethyl Methacrylate, 簡稱DEAMA), 含量約佔複合樹脂材料重量百分比的0.15%。部份材料會添加一些抑制劑(Inhibitors)以加強材料對室內光線或牙科治療椅燈光的穩定性與延長材料的保存年限(Shelf Life)。

四、聚合作用機轉(Polymerization Mechanisms)

3. 光照裝置(Light Devices)

配合光固化複合樹脂材料的使用, 廠商研發成功一些輕巧且使用方便的光照裝置, 一般稱之為光固化機組(Light Curing Unit)或光照燈, 典型的裝置見圖15-7所示。

此種裝置通常藉光纖維將光源引導至復形部位上去, 使口腔內牙齒窩洞上的材料獲得正確波長的照射而聚合固化。目前, 此類機組已經不斷改良成為手持鎗型的設計, 使用的光源則以鎢絲鹵素燈泡為主, 燈泡所發出的光經黃色的濾鏡中將波長500nm以外的紅外光線或較長的可見光線過濾後, 獲得強度較集中和理想的藍色光源。

對於光固化機組的基本要求條件應包括以下的特色:

1. 光源線的長度應長於150公分且柔軟富彈性
2. 固化鎗端(Curing Tips)應具直徑7和15毫米的尖端等不同粗細且可作360度旋轉, 並按需要拆卸下來, 進行消毒處理。
3. 手持部份能進行開關的控制
4. 有獨立的電源開關控制
5. 可作適當時刻的調整控制和有計時功效, 並有聲響警示。
6. 接通電源後可作重複連續使用。
4. 聚合程度(Degree Of Polymerization)

在聚合反應作用中, 單體(Monomer)聚合成為聚體(Polymer)的比例往往受活化或起始顯合反應的能量和化學物質的量有關, 同時由於在聚合過程中, 複合樹脂材料內部的黏稠度會出現急速的升高, 稠度愈高, 分子進行移動結合的機會也大大降低。在化學式活化與光活化複合樹脂材料相比較下, 由於化學式活化材料是經整體調件混合, 已活化的催化劑將均勻分佈於材料內部, 所以整體固化程度將較為理想。相反地, 光固化的材料由於光在樹脂材料內部穿入透射能力有限, 且部份光源更會被填料所吸收或造成散射而減弱。因此, 一般而言, 複合樹脂材料在其厚度為2毫米時對光源的減弱效應自10%至100%不等, 同時視材料內部含其它不透光物質或色素量的多寡而有影響, 有鑑於此, 目前臨床使用時, 一般建議光固化材料的厚度以不超過2毫米為原則, 以避免發生底部材料聚合程度不足, 造成機械性質不理想, 化學性不穩定的後遺症。

經多項研究結果顯示，目前市售的複合樹脂材料經固化後，在室溫環境內其中單體轉換成聚體的百分比祇有50至70%，在同種單體配方的複合樹脂材料，無論是以化學式或光固化式其聚合程度均相同，同時，由於聚合作用所引起的聚合收縮現象也相似，但是形式卻不同，化學式固化材料收縮方向是朝整體材料的中心部份，而光固化材料其收縮方向則視光源方向和穿透的深度而定，圖15-8所示。

五、色素(Pigments)

由於美觀的需求，複合樹脂材料成分中往往添加一些金屬氧化物以期獲得如牙本質的黃白與牙釉質的帶灰半透明之自然美觀效果。其中二氧化鈦和氧化鉛，添加量在重量百分比約0.001至0.007%，便可發揮其濁白的功效。

參、複合樹脂複形材料分類(Classification of Composite Resin Restorative Materials)

一、傳統型複合樹脂 (Conventional composite resins)

1.成分(Composition)

傳統型複合樹脂材料一般是指在1960年代以前，早期研究發展成功應用於臨床的複合樹脂材料，由於添加的填料粒子較大，平均粒度為8至12微米間，也有達50至100微米的大粒填料存在，因此，此類複合樹脂材料又稱為大粒子型複合樹脂材料(Macrofilled Composite Resin Materials)，見圖15-9所示。填料的成分基本上是經研磨並篩選的石英粒子，經矽烷耦合劑處理後均勻散佈添加於丙烯酸酯類的樹脂基質內而成為複合材料。一般此類大粒子填料的添加量在合成的複合樹脂中重量百分比可高達70~80%，而容積百分比也可達60~70%。除此以外就是一般複合樹脂所必備的起始劑，活化劑和色素等成分。

一、傳統型複合樹脂 (Conventional composite resins)

2.性質(Properties)

傳統型複合樹脂材料與更早期的不含填料樹脂材料比較，各項性質都有明顯的改善，此乃由於填料的添加不單祇透過矽烷耦合劑獲得鍵結，同時更取代了樹脂的部份含量，形成的複合材料在受力時可以將外力由軟性的樹脂基質傳遞至堅硬的填料粒子上去而增加整個材料的抗壓、抗拉強度、彈性模數和硬度，大約是不含填料的2至5倍左右。樹脂含量降低後，吸水性便降低，聚合收縮程度則減少，約佔容積百分比的2%，熱膨脹係數則由原來不含填料的 92×10^{-6} 縮小為 30×10^{-6} ，但是仍然較牙齒組織，例如牙釉質，高出約3倍。

硬度方面，由於填料本身的硬度和與樹脂基質的發生耦合作用，同時加上在聚合反應中交聯作用較為完整，因此複合樹脂較不含填料的樹脂材料擁有更高的硬度，約為後者的4倍。然而，在實際使用經磨耗後由於複合樹脂成分中樹脂與填料在硬度與彈性模數方面二者差異甚大，較柔軟的樹脂基質容易被侵蝕或磨耗，結果造成填料的暴露或缺乏支持而脫落，最後原本光滑的填補表面便將因為樹脂明顯被破壞而造成表面粗糙和其他臨床不良影響，見圖15-10所示。

3.臨床使用(Clinical Application)

傳統型複合樹脂材料臨床使用的最大缺點就是前述的造成粗糙表面之後果，此項效果將因為修磨(Finishing)，日常刷牙和咀嚼磨耗而愈加嚴重。結果將引起填補物變色(Discoloration)和甚至填補物周圍出現二度齲齒(Secondary Caries)的發生。由於以上的臨床缺點主要是來自填料的粒度太大所引，因此改良填料可望改善複合樹脂的臨床使用效果。

二、超微粒子型複合樹脂(Microfilled Composite Resins)

1.成分(Composition)

為求改善傳統型複合樹脂材料在使用後發生的表面粗糙問題，在1970年代，牙科材料界便著手將大粒子的填料更換為較小粒度的填料，所採用的是膠態矽土(Colloidal Silica)粒子，其大小平均粒度為0.04微米左右，見圖15-11所示。此粒子在粒度方面較之前述的傳統型粒子平均小約200-300倍，此類粒子所配成的複合樹脂材料稱為超微粒子型複合樹脂材料，其特徵為經修磨或使用後表面仍能保持如同不含填料樹脂材料之表面光滑效果。由於填料粒子太細小，在乾燥環境中常會因為靜電吸引效應而產生粒子間之凝結作用(Agglomeration)，使與樹脂基質混合時均勻散佈結果獲得的困難度大大增加，同時由於粒子的不規則表面，雖然經矽烷處理，但是在樹脂基質濕潤(Wetting)填料粒子時，少量的填料添加便會造成複合樹脂材料的黏稠度大幅度上昇，填料的添加處理便愈加困難，因此，單純屬於此類超微粒子型之複合樹脂材料一般其填料含量約在50%重量百分比以下。

為求達到大量填料的添加處理，材料界有採用一些預先聚合的複合樹脂材料(其中含超微粒子填料量約在60-70重量百分比)，其處理過程是利用加溫處理，使合成的材料黏稠度能保持較低的狀態，便利大量添加超微粒子填料，最後以化學式熱固化(Heat-Curing)使之完全聚合固化，然後研磨成如傳統型複合樹脂材料所含填料粒度大小的複合樹脂粒子(Composite Resin Particles)，連同額外經矽烷披覆之膠態矽土(Silane Coated Colloidal Silica)之超微粒子填料與樹脂基質作再次添加混合處理成爲複合糊劑提供臨床使用，此時，添加有預聚填料粒子(Prepolymerized Filler Particles)的混成型材料其填料含量可高達80%重量百分比或近70%容積百分比，見圖15-12所示。

二、超微粒子型複合樹脂(Microfilled Composite Resins)

2.性質(Properties)

在機械性質方面，超微粒子複合樹脂材料由於近50%容積百分比仍是樹脂基質成分，所以除了抗壓強度外其餘物理和機械性質均較傳統型複合材料爲低。且有較高的吸水反應、熱膨脹係數和較低的彈性模數。至於加入的預聚複合樹脂粒子，由於顯合程度較高所以與樹脂基質的鍵結效果便較弱，在性質表現方面便不如預期之優良。但是微小的填料粒子確實將大粒子所引起的表面粗糙問題有明顯的改善，見圖15-13所示。

二、超微粒子型複合樹脂(Microfilled Composite Resins)

3.臨床使用(Clinical Application)

雖然超微粒子型複合樹脂材料在物理和機械性質方面較之傳統型複合樹脂爲弱，但是，在一般前牙或非咬合壓力承受的部位用作填補，效果仍十分良好。在咬合壓力集中的部位用作填補則容易發生斷裂現象:部份含有預聚複合樹脂填料的材料於窩洞填補後常出現邊緣的碎裂現象(Chipping)，其原因可能是聚合較完整的複合樹脂填料與樹脂基質發生去鍵結(Debonding)所造成。

三、小粒子型複合樹脂(Small Particle Composite Resins)

1.成分(Composition)

從傳統型的大粒子填料改進成爲超微粒子填料的複合樹脂材料後，雖然表面粗糙的問題獲得解決，但是，填料添加以增強性質的另一目的卻未達到，且反有降低的趨勢:因此，在填料的粒度上又再次改良，把無機填料研磨成爲較之傳統型複合材料內填料粒度平均值爲小的粒子，經矽烷處理後，均勻散佈在樹脂基質製成一種填料平均粒度較小的複合樹脂材料。此類小粒子型複合樹脂材料其填料平均粒度爲1至5微米範圍左右，見圖15-14所示。目前，市售的此類材料其粒度分佈更廣，結果可以添加更高量的填料，達重量百分比約80%或容積百分比約70%，一般較之傳統型複合材料爲高，而且在機械和物理性質也較之傳統型材料爲優異。

在填料的成分方面，部份仍採用石英粒子作為主要填料組成，目前一些市售材料為降低填料的硬度，多採用重金屬氧化物，例如：鋅、鋁等，作為填料的組成成分，同時又可增加材料的放射不透明性。在樹脂基質方面仍與傳統型和超微粒子複合材料相似，以Bis-GMA或相似的丙烯酸酯類為主。同時，為改善複合樹脂材料的黏稠度，通常會額外添加約5%重量百分比的超微粒子膠態矽土以調整糊劑的黏稠度。

三、小粒子型複合樹脂(Small Particle Composite Resins)

2.性質(Properties)

由於小粒子型複合樹脂材料含填料量十分高，相對樹脂基質量便降低，在物理和機械性質方面都較之傳統型複合材料為優。其中包括抗壓強度、抗拉強度和彈性模數都明顯增強，熱膨脹係數則較其它複合樹脂材料為低，表面光滑度則較傳統型材料有改善。長期使用經臨床追蹤結果發現抗磨耗(Wear Resistance)能力較過去的物料為佳;聚合作用引起之收縮現象不明顯。由於成分中有重金屬添加入玻璃填料中，所以放射不透明性也增加，有助填補效果的診斷。

三、小粒子型複合樹脂(Small Particle Composite Resins)

3.臨床應用(Clinical Application)

由於添加高填料量於樹脂基質內獲得改善各性質與強度，此類小粒子複合樹脂材料可使用於窩洞較大甚至其它樹脂材料不宜充填的咬合壓力承受部位的填補復形，例如：第四和第二類型窩洞，經過正確的修磨與磨光後，此類材料可獲得臨床可接受的光滑表面。

四、混成型複合樹脂(Hybrid Composite Resins)

1.成分(Composition)

此類型的複合樹脂材料的發展主要是期望獲得如同小粒子型材料的物理和機械性質，但是在表面光滑程度方面能改善得到如超微粒子材料般優良。所謂“混成”的意義乃指使用兩種填料粒子混合而成：最新的混成型填料包含膠態矽土和含重金屬玻璃經研磨的粒子，總填料含量約佔複合樹脂的重量百分比75-80%。後者的玻璃粒子平均粒度約為0.6至1.0微米，典型的粒度分佈中佔75%的研磨粒子平均粒度少於1.0微米，超微粒的膠態矽土則佔填料總重量百分比的10至20%，見圖15-15所示。由於含有相對面積較大的超微粒子其含量較高，因此最後混成的填料在複合樹脂中所佔的百分比將不如小粒子型材料的量高。

四、混成型複合樹脂(Hybrid Composite Resins)

2.性質(Properties)

在物理和機械性質方面，混成型複合樹脂擁有介於傳統型與小粒子型間的強度與特性，較之超微粒子型材料則為優，同時，由於填料成分中含重金屬組成，所以在放射不透明性方面較之牙釉質為佳。

四、混成型複合樹脂(Hybrid Composite Resins)

3.臨床使用(Clinical Application)

由於填料粒度的配合，此類材料擁有適合前牙甚至後牙復形所需的各項性質，雖然在強度方面稍差於小粒子型複合樹脂材料，但是在磨光效果方面可以獲得較佳的光滑程度，減低由於磨擦而發生的磨耗(Wear)效應，因此，混成型複合樹脂材料較被廣泛應用於咬合壓力承受後的復形使用。

五、各類型複合樹脂材料之綜合性質

綜合以上四種複合樹脂材料的各項性質與不含填料內種酸樹脂材料作比較，見表 15-2 所列。

肆，複合樹脂作為後牙復形 (Composite Resins for Posterior Restorations)

一、臨床操作簡介

1. 口腔診斷(Oral Diagnosis)

利用肉眼配合檢查工具，例如：探針、口鏡的使用與放射線照片確認齶齒病灶的部位，同時檢查上、下顎對咬關係和利用咬合紙顯示咬合運動時齶齒周圍牙齒組織受力的情況，有助於窩洞外形的設計。

一、臨床操作簡介

2. 隔離作用(Isolation)

良好的隔離處理是複合樹脂復形工作的必備條件，一方面可以在窩洞修形過程中避免意外的發生與增加效率；在充填時也可獲得理想的乾燥且防潮與防污染的效果；目前除了橡皮障(Rubber Dam)外，較簡單的措施是使用棉卷達到隔離的目的。同時在使用橡皮障時應在局部麻醉施行後才進行固位夾緊處理，另外，在修形第二類型窩洞前可於窩洞鄰接處預置木楔或膠楔以進行牙齒的擠壓分離處理，有助窩洞修形時作區域的認定和填補時鄰接區域(Contact Area)的建立。

一、臨床操作簡介

3. 窩洞修形(Cavity Preparation)

是以保存性和黏結性窩洞設計為原則，設法保存齒質，部份缺乏支撐的牙釉質也應保存，並在黏著作用時充分利用，窩洞的內部避免有尖銳的角落出現以免除了可能減弱牙釉質的支撐外更容易造成流動性較差的複合樹脂材料不易充填進入，造成空隙或缺陷形成，另外，更有利用其它的材料之黏著特性，例如：玻璃離子體材料(Glass Ionomer Materials)進行三明治技術(Sandwich Technique)操作，由於玻璃離子體材料可與齒質發生化學式黏著作用，所以作為基底材料有助於近齒齦部位邊緣的封填和貼合程度增加。見圖15-16所示。

一、臨床操作簡介

4. 牙髓的保護(Pulp Protection)

窩洞的深度如果超過牙本質牙釉質交界或牙本質已經暴露，在進行複合樹脂充填和酸蝕處理之前，應以具抗酸性之氫氧化鈣糊劑或玻璃離子體黏合劑覆蓋全部暴露之牙本質，以防止酸和樹脂材料的化學成分沿牙本質小管進入牙髓腔產生刺激作用，使用玻璃離子體黏合劑，更可以同時接受酸蝕作用產生粗糙的表面，增加複合樹脂材料之機械結合作用。

一、臨床操作簡介

5. 酸蝕技術(Acid – Etch Technlaue)

目前多採用磷酸濃度約為37%之凝膠劑塗在經修磨過的牙釉質表面，進行選擇性將牙釉柱周圍部份或釉柱本身溶解，作用時間為15至60秒鐘左右，然後徹底沖水15秒鐘並吹乾至呈濁白狀:以期獲得深度平均約為25微米的顯微凹陷，同時也獲得潔淨且表面能量較高的牙釉表面，有效地增加材料在窩洞邊緣的接合和降低邊緣滲漏現象發生。

一、臨床操作簡介

6. 填補操作(Filling Manipulation)

當窩洞屬於第二類型時，為求鄰接面正確地建立與牙齦部位的完整和不外懸。成型帶和楔(Wedge)的使用是必需的，為達成以上的要求並配合光固化材料的使用，因此成型帶(Matrix Band)和楔均均以塑膠為材質並製成透明的效果。在進行填補時，若窩洞的邊緣位在齒齦部位且無足夠的牙釉質以提供進行酸蝕處理時，為求使複合樹脂與窩洞有更理想的貼合或黏著，目前已有牙本質黏著劑(Dentin Adhesive Agent)可針對牙本質作適當的處理，減低邊緣微滲漏(Marginal Leakage)的發生。將材料填入窩洞時，注意每層次的厚度以不超過2毫米為限，以保持材料的最高固化效果與具有最理想的性質。在第二類型窩洞充填時，為避免填補後在鄰接面產生成層的現象，如圖15-17(甲)，可使用如圖15-17(乙)的充填方式，利用第一次的充填使近成型帶內側之表面先行填妥，此法可消除可能產生的不連接而產生的滲漏現象由於透明成型帶和膠楔的使用，臨床上有建議使用三面光固化技術，利用多層次的充填方式與材料沿光源收縮的特性，以減低一般第二類型複合樹脂材料邊緣滲漏的缺點，見圖15-18所示。

用於後牙填補之複合樹脂材料一般都是屬於含高濃度填料且黏稠度十分高，部份材料更被廣告為可擠壓和雕刻:雖然材料在操作上的靈活性不如汞齊材料之方便，但是在使用並習慣材料的黏性後，配合手持工具(Hand Instruments)和黏著劑的應用，在固化前便可以有足夠的工作時間將理想的牙齒形態建立而縮短完成修形和磨光(Finishing and Polishing)的時間。

一、臨床操作簡介

7. 完成和磨光(Finishing and Polishing)

使用光固化複合樹脂材料的另一優點是可以在同一次操作步驟中進行完成和磨光工作。進行時，多先使用較高速和粗糙的工具，如鑽石或碳鋼磨針修磨過多的充填部份直至獲得正確形態，然後以慢速磨石和超微細鑽石磨針研磨:在第二類型窩洞完成步驟中，鄰接面的關係和齒齦邊緣必需特別注意其原形的恢復，磨光帶和小盤(Polishing Strip and Disc)是完成和磨光此部位的主要工具。另外，對於窩洞邊緣特別是在齒齦部位，其它工具不易進入以行修整或將外懸(Overhang)清除時，建議使用外科用第12號手術刀片，利用其內側刀鋒以刮割方式處理和修形，然後再進行磨光，可以減低對牙齒和牙齦的傷害。原則上，為避免材料在磨光時出現過熱現象，在完成或磨光過程中仍應保持濕潤或水冷卻的狀況下進行:然而，短暫的乾燥修磨，特別是在近邊緣部位，可獲得清晰的界線與正確邊緣位置的確認。

二、後牙複合樹脂復形之磨耗(Wear)

後牙使用複合樹脂填補最重要考慮的因素是使用後磨耗的變化，在長期臨床追蹤發現，以下是造成磨耗的主要因素:

1. 複合樹脂材料的組成。其中包括粒度大小和平均粒度與分佈，填料的成分等;
2. 填料的含量。由於填料成分各有不同，比重有差異，因此表示填料含量的方式應以容積百分比比較之重量百分比有實際的意義;
3. 窩洞的大小和位置。此仍牽涉咬合壓力的大小之影響，就牙齒的部位而言，其中的磨耗程度下列之順序表示愈加重:下顎第一、二前臼齒較輕微、依順為上顎第一、二前臼齒、上顎大白齒、最高磨耗率的是下顎大白齒的咬合面。
4. 完成和磨光操作的影響。過度的完成修形操作容易引起填補物表面的破壞或出現顯微裂痕(Microcrack)，控制不妥易引起局部發生高熱造成材料的破壞，同時，在使用工具方面，鑽石磨針結果較碳鋼磨針易造成高磨耗率。
5. 固化程度的影響。目前由於多使用光固化式材料，光源的強度與正確的波長可影響固化的程度，另外材料的顏色深淺會對光的穿透有所影響，另外是材料在操作時不能發生污染，否則材料的固化便會被抑制，降低其物理和機械性質造成材料容易破壞和磨耗率異常。

在最新的美國牙醫協會對後牙使用複合樹脂填補之複合材料的導引中規定:

1. 不受限制使用(Unrestricted)範圍
任何複合樹脂材料當使用後牙復形時，經測定其磨耗程度以每年不超過25微米的材料為限，然而，迄今無任何市售複合樹脂材料能符合上述的規定作為不受限制使用。
2. 限制使用(Restricted Use)範圍
複合樹脂材料當使用於較小的窩洞且為保存式而咬合力有限的狀況時，其磨耗程度首兩年經檢定結果不超過125微米，到第四年累積也不超過175微米。目前部份市售材料已經符合上述要求且經美國牙醫協會認可可能進行後牙之限制填補使用。

伍、黏結劑(Boning Agents)

伍、黏結劑(Boning Agents)

一、牙釉質黏結劑(Enamel Bonding Agents)

由於複合樹脂內含高量的填料，故其黏稠度較之不含填料的丙烯酸樹脂為高，為求能充分濕潤或塗佈在經酸蝕的牙釉質表面，低稠度的牙釉質黏結劑便有其應用的價值。一般而言，此類牙釉質黏結劑通常是相同於樹脂基質成分的丙烯酸類材料，再以其低分子量的單體進行稀釋處理，以期獲得對酸蝕過的牙釉質有理想的濕潤效果。此類黏結劑其主要的效用不是直接對牙齒結構發生黏著的功能，而是藉低稠度，高流動性的特色在牙釉質的顯微凹陷內形成理想的樹脂懸垂物(Resin Tag)而改善填補物的機械黏結(Mechanical Bonding)效果，目前，此類黏結劑將混合於牙本質黏結劑內使用，甚至由牙本質黏著劑(Dentin Adhesives)所取代。

伍、黏結劑(Boning Agents)

二、牙本質黏結劑(Dentin Bonding Agents)

在臨床使用過程中，若窩洞周邊有足夠厚度的牙釉質，可於修磨斜面(Bevel)後，以磷酸作適當的酸蝕處理，再使用上述的牙釉質黏結劑便可以獲得十分理想的機械性固持效果，且牙釉質與樹脂間的界面十分穩定。當窩洞的部份邊緣是落在牙根部位，在沒有足夠牙釉質甚至是牙骨質的狀況下，前述的牙釉質酸蝕處理就無法提供足夠的黏結效果，甚至由於強酸的處理容易造成牙髓的化學式刺激。同時由於牙本質是一非均質結構，具有牙本質小管，內有造牙本質細胞的胞突存在且不斷分泌液狀物以保持牙本質潮濕的特色，更重要的是在牙本質的表面有一層由食物殘渣與研磨後牙本質的碎屑等疏鬆物質組成的塗抹層(Smear Layer)，以上的牙本質特色對於牙本質的黏著效果有嚴重的影響。

由於前述的各項特色陸續被發現和設法克服，現今的黏著劑(Adhesives)都以親水性為其特徵以便進行牙本質的理想濕潤塗佈，然後讓樹脂的部份滲入牙本質小管或氣孔內如同牙釉質的樹脂懸垂物般形成，或是與牙本質的有機或無機成分發生化學式的結合，合併以上機械和化學式的結合將有助樹脂在高洞內的固位效果和降低邊緣的微滲漏現象。基本上，大部份的復形用複合材料多屬疏水性(Hydrophobic)，所以黏著劑基本結構必需同時具備親水性(Hydrophilic)和疏水性基部份才能發揮黏結的效果，親水性基部份其目的是與氫氧磷灰石結晶(Hydroxyapatite Crystal)的鈣離子成分或牙本質的膠原蛋白(Collagen)結合-疏水性基部份則與復形樹脂的內醜酸部份發生化學性鍵結。

伍、黏結劑(Boning Agents)

三、牙本質黏結劑的分類(Classification Of Dentin Bonding Agents)

由於牙本質黏結劑不斷地改良，目前此類材料的分類方式很多，今以其發展和應用的年代先後，分為三類。

三、牙本質黏結劑的分類(Classification Of Dentin Bonding Agents)

1. 第一代牙本質黏著劑(First Generation Dentin Adhesives)

此類黏著劑可追溯源自最早在發現Bis-GMA樹脂材料後，在1956年 Buonocore 和他的同事在美國便曾經嘗試以磷酸甘油酯(Glycerophosphoric acid)，圖15-19，和甲基丙烯酸酯共同使用以提供一雙功能分子(Bifunctional molecule)且具有親水性的磷酸基可以與氫氧磷灰石的鈣離子產生結合獲得黏著效果，圖15-20所示，而丙烯酸酯部份則與填補用的複合樹脂材料發生化學結合，經實驗測定此類的黏著劑的黏結強度低且在潮濕環境中會發生水解現象。

爾後，在1965年Bowen嘗試使用表面活化共單體(Surface-ActiveComonomer) 加上丙烯酸酯，其成分主要是苯基甘油(N-Phenylglycine，NPG)和甲基丙烯酸甘油酯(GlycidylMethacrylate，GMA)，圖15-21，加成反應(Addition Reaction) 而成為NPG-GMA，乃一具雙功能分子的耦合劑。其黏結機轉是NPG部份與牙齒結構的鈣成分發生螯合作用(Chelation)，另一端的不飽和鍵可與樹脂基質產生鍵結，如圖15-22所示。此時代所發展之黏結劑的穩定性較差，強度僅有1至3MPa，且對於牙本質表面的塗抹層並未加以深入研究和處理。

在黏結機轉中認為是以磷酸基藉離子鍵結與鈣產生黏結效果，雖然此類黏著劑在測試中其黏結強度的表現較第一代高達三倍，且擁有牙本質黏結強度約30—50%的強度，然而，此種仍屬於磷酸與鈣鍵結的黏著效果仍會發生水解現象，所以長期追蹤的臨床表現也不理想。同時，對於牙本質表面的塗抹層也未進行任何處理的建議。

三、牙本質黏結劑的分類(Classification Of Dentin Bonding Agents)

此類黏著劑仍在九十年代時期正《在臨床應用，其中多項材料經實驗測試獲得之黏結強度幾乎接近樹脂與酸蝕之牙釉質間的黏結強度。在操作過程中，隨著黏結強度的增加，步驟方面也趨複雜，過去一次的塗佈而增加至2次甚至3次的操作程序，在化學成分中各項產品都各異，但是各種產品有一共同點就是第一步的操作是對牙本質進行弱酸治療處理。

在牙本質表面存留的疏鬆物質總稱為塗抹層(Smear Layer)，其厚度自1至5微米不等，基本上此塗抹層具有以下二項保護作用：一、覆蓋於牙本質小管開口部和牙本質表面可阻擋細菌進入牙本質小管侵害牙髓組織，二、阻擋牙髓組織內由於滲透壓力的不平衡產生滲出液經牙本質小管流入鍵結界面破壞黏結效果，因此一旦去除此塗抹層將會破壞上述的保護效果。

3. 第三代牙本質黏著劑(Third Generation Dentin Adhesives)

第三代牙本質黏著劑對於塗抹層的處理由原先在第一、二代的不處理方式而改變為：

1.修改塗抹層(Modifying the Smear Layer)：大部份牙本質黏結劑利用穿透(Penetrating)、加強(Strengthening)或沈澱(Precipitating)等方式將塗抹層的結構改變，最後獲得黏結強度的加強和降低可能由於塗抹層消失而發生的敏感反應。

3. 第三代牙本質黏著劑(Third Generation Dentin Adhesives)

2. 移除塗抹層(Removing the Smear Layer)：使用此種方法的黏著劑多是以磷酸同時對牙釉質和牙本質進行所謂的“全酸蝕”(Total Etch)處理，結果是牙本質表面將十分清潔，牙本質小管的開口卻增大，讓黏著劑能滲入小管獲得除了化學性結合外的機械性黏結效果，因此，這類黏著劑通常具有較高的黏結強度，但是術後的過敏現象發生機率卻十分高。

3. 第三代牙本質黏著劑(Third Generation Dentin Adhesives)

3. 置換塗抹層(Replacing the Smear Layer)：此種黏著劑通常是先以酸，例會造成粗糙表面增加黏結強度外也同時可降低術後的敏感現象。由於第一、二代黏著劑所注意的是黏著劑與牙本質的鈣和膠原蛋白質(Collagen)的化學性鍵結，而對於塗抹層沒有正進行處理；後經對塗抹層處理且讓樹脂材料能滲入牙本質小管，固化後更產生顯微機械鍵結(Micro-Mechanical Bonding)，慢慢才發現機械性的黏結強度是整個強度的重點，化學性黏結強度祇扮演次要的角色。其中用作對牙本質處理的材料稱之為牙本質處理劑(Dentin Conditioner或Dentin Primer)，常用的多屬酸類，例如：硝酸、馬來酸、或順丁烯二酸：Maleic Acid、四醋酸乙二胺(Ethylene Diamine-Tetraacetic Acid, EDTA)，除了能將牙本質表面包括塗抹層清除外，還可能造成牙本質小管間硬組織的部份酸蝕效果，造成清潔且粗糙的表面以待黏結。

4. 第四代牙本質黏著劑(Fourth Generation Dentin Adhesives)

此時期的牙本質黏著劑，在操作上主要是以全酸蝕(Total-Etch)的處理步驟進行塗抹層的完全移除。在1979年日本學者Fusayama曾使用40%的磷酸，同時進行牙釉質和牙本質的全酸蝕處理以求簡化鍵結的步驟，當初的結果是造成牙本質的過度酸蝕和暴露的膠原蛋白纖維發生塌陷，且無法達到理想的黏結效果。至1982年日本學者Nakabayashi首先發表牙本質和甲酯丙烯酸聚合形成的混雜層(Hybrid Layer)概念。混雜層被定義為牙齒硬組織(包括牙釉質，牙本質和牙骨質)其表面和基質，在去礦物化作用和單體滲透處理後，經聚合作用所形成的結構。此混雜層經後來很多學者之研究證實是剛性材料與牙本質結構產生強大黏著效果的主要機制(Mechanism)。

總括而言，第四代牙本質黏著劑的特色是操作的方式改變，以全酸蝕技術為重點。當牙釉質和牙本質同時被磷酸酸蝕處理15至20秒後，經酸蝕處理的牙齒表面必需保持濕潤，以防止經酸蝕處理的牙本質其暴露的膠原蛋白纖維結構塌陷，並有利繼續塗佈的親水性調理劑，其單體成分滲入纖維網狀結構以形成混雜層。然而，由於保持濕潤的程度在臨床操作上難以明確定義，因此，可能會因過濕或稍乾的狀態下，所得到之牙本質黏著強度互相的差異將十分顯著和不恆定。基本上，全酸蝕的結果是將牙本質小管周邊和牙本質小管間的礦物質被酸作用和溶解，而暴露組織中呈網狀結構的膠原蛋白纖維，親水性的黏結劑成分經塗佈後便溶入其中，形成樹脂懸垂物和側枝網狀構造滿佈，在近表面5微米的深度，起混雜作用，形成混雜層結構產生強大的黏結效果，見圖15-26所示。

5. 第五代牙本質黏著劑(Fifth Generation Dentin Adhesives)

經去礦物化處理的牙本質，其微細之膠原蛋白纖維網狀結構容易因乾燥而塌陷，且臨床操作技術甚為敏感。此時期的材料研發重點是朝向簡化操作步驟，以求獲得較為快速且恆穩的臨床效果，因此，第五代的材料特色是單瓶系統(Single-Bottle System)和自行酸蝕調理黏結系統(Self-etching Primer Bonding Systems)的出現。單瓶系統仍將調理劑(Primer)和黏著劑(Adhesive)合併成單一溶液，塗佈在經35-37%磷酸同時酸蝕15至20分鐘後的牙釉質和牙本質表面，此系統藉割齒官懸垂物，側枝和混雜層等顯微構造的形成而獲得較高的牙釉質和牙本質黏結強度。在自行酸蝕調理黏結系統方面，在1993年日本學者Watanabe和Nakabayashi首先成功研發一項含20%Phenyl-P和130%HEMA的調理劑，可以同時與牙釉質和牙本質產生鍵結。至1997年市面上已有超過七種此類新型之牙本質黏著系統。同時進行酸蝕和調理作用，除可縮短操作時間與消除沖清酸蝕膠步驟外，更可降低膠原蛋白網狀結構塌陷的機會。然而，研究中發現此類黏著劑對牙釉質的酸蝕效果不如個別使用磷酸直接酸蝕後所獲得之鍵結強度，此外表面仍存在殘餘的塗抹層是影響鍵結效果的主要原因之一。

6. 第六代牙本質黏著劑(Sixth Generation Dentin Adhesives)

在1997年起部份黏著劑更自行號稱為第六代牙本質黏著劑，基本上與第五代具相似的組成，其特色是單一步驟鍵結系統(One-Step Bonding System)，以單一溶液同時處理牙釉質和牙本質便可使複合樹脂的黏著劑成，然而，此類溶液其酸蝕的能力往往無法適當地酸蝕牙釉質，對於黏著強度和復形體的邊緣吻合度有所影響和甚至降低黏結的強度。

部份研究顯示，牙釉質需經約30秒的磷酸酸蝕才肯顯0造一可靠的固持效果。相反地，牙本質只需5至10秒的同樣濃度磷酸酸蝕處理即可，延長牙本質的酸蝕時間將造成在黏著處理後較厚的混雜層形成，並且相反地不祇無法增加鍵結強度，更會增加超微滲漏(Nanoleakage)的發生。此項超微滲漏的形成，首先由日本學者Sano在1995年發表研究報導，滲漏現象出現在混雜層內，其形成的機制乃牙本質黏著劑的樹脂成分無法完全滲入膠原蛋白網狀結構和部份已去礦物化牙本質結構內，而形成殘餘的超微小空隙，特別是在較厚的暴露膠原蛋白網狀結構內，由於黏著劑的滲透能力有限，結果形成的超微滲漏機會便更高。此外，超微滲漏現象的發生對早期的黏結強度或許不會造成明顯的影響，但是，由於部份的膠原蛋白纖維網狀結構並未完全被樹脂成分充填，長久以後將引發鍵結的水解破壞作用而減弱牙本質黏結強度。

當材料專家在研究發展臨床操作簡便快捷而鍵結強度高的黏著劑時，對於操作方式和最終的黏著效果影響最明顯的因素應以牙本質黏著劑之溶劑成分居首位。因為溶劑成分是調理劑中刷單體成分的引導工具，並兼具改善對牙本質的濕潤和滲入作用，希望達成完全的滲入經酸蝕後暴露之各種牙齒結構內，且在完成帶領的工具和任務後，溶劑本身又能完全從中移除，避免殘餘在內造成鍵結效果的負面影響。

在第五、六代的單瓶牙本質黏著劑中，溶劑的成分大致可歸納分類為丙酮基 (Acetone-based)，乙醇基 (Alcohol-based)，和水基 (Water-based)，三大類。以下將分別簡單介紹個別的特色，將有助臨床應用牙本質黏著劑時作參考。丙酮是一項化學乾燥劑，因此其本身不具再濕潤已乾燥的牙本質表面的能力，所以，無法對塌陷的膠原蛋白網狀結構進行再膨脹和滲透作用。相反地，對濕潤的牙本質，且膠原蛋白網狀已呈膨脹狀態時，其滲入效果甚佳，且能置換水分子。此外，丙酮擁有一十分高的蒸氣壓力 (200mmHg，在體溫37°C的環境中)，因此，在引導黏著劑滲入後，十分容易將此丙酮溶劑成分移除。

乙醇之蒸氣壓力為115mmHg，其對牙本質表面的作用條件介於丙酮和水之間，對乾燥的牙本質表面需增長作用時間和次數才能發揮其帶領滲透的功效。以水作為牙本質黏著劑的溶劑，對牙本質的作用條件與丙酮相反，對乾燥的牙本質表面具再濕潤和塌陷膠原蛋白網狀結構有再膨脹的能力，用於已呈濕潤的牙本質表面將導致鍵結的失敗。此外，水的蒸氣壓力為47mmHg，在滲透作用完全後的移除處理，較之前述丙酮和乙醇為困難。基本上，市售的黏著劑將不斷推陳出新，如果要獲得材料的最佳黏著效果，使用者必需先熟讀使用說明資料，按部就班進行操作處理才能得到最理想的結果。

陸、小窩裂溝封閉劑 (Pit and Fissure Sealants)

在齲齒預防工作上，對於剛萌出的大白齒上之小窩裂溝是最基本且緊要的重點，多項的材料和技術均應用於此項預防工作之上，目前最簡易且效果最佳的方法是利用樹脂材料塗佈在牙齒的咬合面上，讓樹脂材料深入小窩與裂溝內進行固化並充塞於內，以防止細菌與食物殘渣的積存，減少齲齒的發生，圖15—26。

目前此類材料所採用的樹脂系統以Bis-GMA或聚胺酯 (Polyurethane) 為主，部位，材料多屬於不含填料或含低量填料，以便獲得最佳的流動性和滲入效果。在實際操作時必需注意下列的步驟：

1. 理想的隔離處理：可防止唾液，水氣對樹脂類材料之小窩裂溝封閉劑產生污染，而造成固化不良，使用的方式以橡皮障效果最佳，其次為棉卷。
2. 清潔處理：一般可使用磨光刷 (Polishing Brush) 工具配合不含氟的滑石粉糊劑將牙齒表面和小窩裂溝部位刷洗乾淨，而後再以濃度為10至25%之聚理液劑 (POLYCA/boxylate Liquid) 進行牙齒小窩裂溝和鄰近牙釉質作酸蝕處理約20至30秒鐘，然後沖水15秒鐘，吹乾，保持乾燥直至封閉劑塗佈並固化為止。
3. 遵從封閉劑使用的正確步驟，按部就班地操作。
4. 使用後注意咬合的調整。
5. 應保持每6個月的追蹤檢查，如果脫落則檢視其可能原因並進行修正後再次塗佈。

柒, 樹脂嵌體系統(Resin Inlay Systems)

後牙使用樹脂材料作復形最大的問題是磨耗現象十分嚴重, 長期追蹤檢查發現有明顯的咬合喪失, 雖然材料不斷地進行改良, 然而, 在口腔動態環境內, 機械性和化學性的破壞不斷發生, 加上材料自身在使用時就有無法避免的聚合收縮現象和技術的敏感度十分高

(Extreme Technique Sensitivity) 很難獲得預期理想的效果, 同時近齒齦部位的復形容易出現邊緣微漏, 以上種種的因素促使除材料改良以外, 操作技術的改進也是十分需要! 樹脂嵌體系統其主要特點是將口內初步完成後的樹脂嵌體在口外作進一步聚合處理, 然後再以樹脂或黏合劑將嵌體黏在口腔的窩洞內完成。口外的加強窩合處理的目的是獲得更佳物理和機械性質以克服傳統後牙樹脂復形的各項缺點, 在製作嵌體操作技術方面主要可分為兩種方式: 直接和間接製作法。

柒, 樹脂嵌體系統(Resin Inlay Systems)

一、直接嵌體製作法(Direct Inlay Fabrication)

首先在修形的牙齒窩洞內塗佈適宜的分離劑(瓊膠溶液或甘油類工具, 按傳統方法將復形用的複合樹脂材料充填入窩洞內, 分別進行光照固化至成型, 然後取出, 此嵌體雛型將接受額外的光照處理(約6分鐘)或以熱處理(約100°C, 7分鐘)的進一步聚合反應, 處理完畢後, 先前經修形的牙齒其窩洞周圍的牙釉質部份將進行常規的酸蝕處理, 最後將嵌體以雙固化樹脂黏合劑(Dual-Cure Resin Cement)黏合並進行最後的完成和磨光處理。

柒, 樹脂嵌體系統(Resin Inlay Systems)

二、間接嵌體製作法(Indirect Inlay Fabrication)

其製作方法是先將修形的牙齒以適當的印模材料進行印模並灌注一硬石膏模型, 在石膏模型上以複合樹脂製作嵌體, 方式可採用傳統的光照固化, 甚至熱固化方式, 視材料性質而定, 然而, 最後外加一熱壓處理(溫度為140°C, 壓力為85psi, 10分鐘)的進一步聚合處理, 然後以直接嵌體製作法相同的處理方式黏入牙齒窩洞。以上兩種的嵌體製作法最大的優點是材料具更高程度的聚合反應, 因此, 在物理性質和抗磨耗方面都有較傳統為佳的效應, 在聚合收縮方面, 由於在口外的收縮且定型, 使用於黏合的樹脂黏合劑量十分少, 所以整體的穩定性較佳, 邊緣微滲漏情況也較輕, 再者若有破損現象仍可以在口腔內進行修補。雖然, 此類型的復形有改善後牙複合樹脂材料使用的部份缺點, 但是, 操作技術十分複雜和敏感程度仍很高, 同時是否能真正取代其它金屬, 例如: 汞齊復形、合金鑄造復形體等應用於後牙復形有待更進一步長期臨的評估。

捌, 複合樹脂的生物相容性 (Biocompatibility Of Composite Resins)

由於複合樹脂材料主要用於復形工作, 因此, 其生物相容性的重點主要是對牙髓所產生的影響, 可歸納為:

捌，複合樹脂的生物相容性

1.複合樹脂材料自身所釋放出來的化學成分和2.由於復形過程中材料的收縮造成邊緣微滲漏(Marginal Leakage)所引發的牙髓刺激症狀。複合樹脂是經聚合作用才固化成型，然而，由於分子量較大和含有填料的影響，一般材料都有較高的黏稠度，當光照或化學活化而引起聯串的顯合作用時，部份的單體受生成的網狀結構的聚體所阻礙而無法聚合並殘存在聚體的內部，這些未反應的單體將會逐漸從復形體的內部往外滲透而留入口腔或朝牙髓方向滲入，由於目前的樹脂基質為大分子的聚合體，因此，在滲透能力和造成牙髓的刺激程度均較輕。最常出現較多量未聚合材料滲透的情況是發生在光固化材料，乃使用時未考慮光的固化深度而填入太厚的複合樹脂材料，結果底部材料未能完全聚合，未聚合材料的滲透對牙髓會引起長期慢性炎症發生。

因此，在窩洞的深部近牙髓處或窩洞底部殘餘牙本質不足(少於1.0毫米)時建議應以氫氧化鈣黏合劑(Calcium Hydroxide Cement)作底墊(Liner)以保護牙髓;不能以氧化鋅丁香油酚材料(Zinc Oxide Eugenol Materials)作底墊或基底(Base)，因為酚類將與引起顯合反應的自由根結合而抑制複合樹脂材料的顯合反應完成。聚合作用所產生的收縮現象是複合樹脂材料的一項缺點，繼而所引發的邊緣微滲漏將可能引起牙髓的受細菌或其它化學、物理性的刺激。目前在改善方面可從操作處理的注意，包括光固化材料照光的方向，以層次充填方式處理，利用黏著劑的補助，最後甚至以嵌體方式替代直接填補方式去完成復形，以減低邊緣微滲漏的發生。

玖、新型復形材料(Modern Restorative Materials)

複合樹脂配合不斷改良的黏著劑，經過近半世紀在臨床應用上仍無法克服由聚合作用所衍生的缺點，特別是與牙齒結構的鍵結和聚合收縮造成的滲漏現象。當具有釋放氟離子並能預防齲齒再發生，且能與牙齒結構發生化學鍵結的玻璃離子體材料在八十年代研發成功後，材料學者不斷試圖從複合樹脂與玻璃離子體材料之間進行研發較理想的復形材料，現今在臨床使用上可大致劃分為以下兩類材料。

一、聚酸改良式(Polyacid-Modified)或複合聚體(Compomer)復形材料

此類材料其單體成分中添加有親水性單體，主要是在甲基丙烯酸基外添加具活性的羧酸基(Carboxylic Acid Group)所使用的填料是含氟的鋇鋁矽酸玻璃、鋇鋁矽酸玻璃，或三氟化鏷(Ytterbium Trifluoride)填料複合而成。填料的粒度約為1.6至2.5微米，含量約為55重量百分比或75容積百分比。除了樹脂本身的光照聚合作用以外，部份所添加之填料可能同時與羧酸基發生酸鹼固化作用(Acid-Base Setting action)而形成所稱之雙聚合固化作用(Dual-Cured Setting Reaction)工具。此類材料其操作性能雖佳，然而，強度、硬度和色澤穩定性均不如複合樹脂材料。基本上，祇適用於乳牙的復形和承受壓力較低部位，例如齒頸部之窩洞充填使用。

二、樹脂改良玻璃離子體復形材料 (Resin-Modified Glass Ionomer Restorative Materials)

此類材料合併有玻璃離子體之酸鹼固化作用和複合樹脂之自凝和光凝固化作用，因此，又稱為三固化機制(Triple Cure Mechanism)的材料。粉劑方面如傳統的玻璃離子體材料乃鋇鋁矽酸玻璃，液劑方面含甲基丙烯酸酯(HEMA)，水和聚丙烯酸(Polyacrylic Acid)的固化作用進行包括在混合後首先發生的酸鹼作用，其次是光起始的固化作用和化學固化作用。在氟離子釋放濃度方面，早期呈顯十分高的濃度，繼後的2至3週將慢慢遞減而維持一段長時期低濃度的釋出。因此，此類材料在臨床真正能獲得改良之優點可能就祇有氟離子釋放的效能，其餘各項機械性能還稍比傳統性玻璃離子體高，但遠不如複合樹脂材料，以上各類材料之性能的比較見表15-3所示。