

牙科材料學
Dental morphology

義齒基底材料
Denture Base Materials

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. 牙齒之顎間關係與生理功能形態之考慮
4. 恒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. 恒齒與乳齒之比較
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. 分類

義齒基底材料按其成分可以分為聚合物和金屬兩大類，而聚合物類主要是以丙烯酸鹽或樹脂為基本成分。金屬則佔少數，而其中以金合金，基底金屬合金和鈦金屬為主，而聚合物類又可經由修改基本的丙烯酸鹽成分或添加其他材料而改良其性質。製作方法可細分為四種類型，包括：熱凝式 (Heat Cured)，自聚式 (Auto-Polymerized)，注模式 (Injection Molded) 和光凝式 (Light Cured)。

貳、成分

樹脂成分為主的義齒基底材料大部分是以液劑和粉劑或是凝膠式(Gel Type)形態包裝供售使用，首先介紹粉劑和液劑的基本組成，主要的組成成分見表14—1所列。

一、熱凝式

1.粉劑 (Powder)

一般市售的樹脂類義齒基底材料主要含聚甲基丙烯酸鹽甲酯(Poly Methyl Methacrylate, PMMA)，或是將甲基部份改良為乙基(Ethyl)、丁基(Butyl)或其它烷基(Alkyl)的丙烯酸鹽甲酯以生成另一種具有較佳抗壓縮折斷能力的聚合物。粉劑內含的起始劑(Initiator)部份在自聚式材料為過氧化二苯甲醯(Benzoyl Peroxide)，見圖14—1所示。或是雙異丁酯偶氮基睛(Diisobutylazobitrile)等有機物質作為聚合作用的起始反應用。此類過氧化合物一般是在液劑單體加入粉劑後將發揮其起始功能，引起激發性的功能基配合加速劑和聯結劑的作用而順利完成聚合反應。在聚台反應完成後，此類起始劑的殘餘量約佔0.5%至1.5%。

一、熱凝式

2.液劑(Liquid)

一般在粉、液劑混成的材料形態中，液劑多是甲基丙烯酸鹽甲酯或是添加其它的單體(Monomer)，由於單體可經由能量的吸收，例如：熱、光或是其它化學劑便提早發生聚合反應，為維持材料的保存年限和降低過早反應的發生，在液劑內常添加一些抑制劑(Inhibitor)，例如：對苯二醌(Hydroquinone)、可預防過早期反應的發生，常用的濃度為0.003%至0.1%。當聚合作用的發生是經由化學劑刺激加速過氧化合物的分解而令單體可以在室溫進行聚合作用，則此種添加的化學劑常稱之為加速劑(Accelerator)，常用的加速劑有三級胺(Tertiary Amine)、亞磺酸(Sulfinic Acid)常用的胺類有N, N- Dimethyl-Para-Toluidine和N, N-Dihydroxyethyl-Para-Toluidine，見圖14—2所示。

雙鍵部份在聚合過程中將可與其它分子的不飽和雙鍵發生鍵結而使聚體內部呈一交聯網狀結構，聚體便擁有較高抵抗表面出現裂紋(Crazing)或裂解(Cracking)的能力，交聯劑使用的量自2%至14%不等，甚至可高達25%，但是，對於合成的聚合物的抗張強度，橫切性質和硬度影響則不明顯。

二、凝膠式(Gel Type)

在市售的義齒基底聚體材料中，除了粉、液劑配方外，也有以凝膠式的包裝，例如：丙烯酸鹽乙烯(Vinyl Acrylate)，廠商預先將液劑和粉劑混合成凝膠狀，或壓成片、塊形狀，成份比例是預先配好，但是前述的某些成分例如起始劑等無法事先混合，而且方式與傳統的不同，不然，聚合作用將提前發生反應而影響材料的保存年限(Shelf Life)。此種膠片狀材料目前多見於光凝材料方面，平時要注意避光和低溫保存，年限將可延長至約2年之久。

三、自聚式(Autopolymerized)

自聚式或稱為灌注式(Pour Type)，其化學組成與前述的熱凝式義齒基底材料十分相似，在單體內添加了三級芳胺(Tertiary Aromatic Amine)等還原劑，此還原劑在室溫的情況下將與過氧化二苯甲醯作用反應生成過氧游離基(Peroxy Radical)而引起單體的聚合作用成為聚合物。由於此形式的材料可進行灌注式操作而製成義齒基底，因此，材料中粉劑內聚合物粒子的大小，分子量和增塑劑含量均加以調整配合，以期讓單體能滲透入聚合物粒子內去進行聚合，但卻維持較低的黏度，以便進行灌模製作義齒基底。由於材料的混合反應時需保持低黏度，因此，此類樹脂材料又稱為流體樹脂(Fluid Resin)，在灌注入水膠體類或改良式石膏的模型內部後，流體樹脂在模內發生聚合反應時往往是在一壓力(20psi)情況下進行，氣孔性將較低，效果會較理想。

四、注射模式(Injection Molded Type)

注射模式義齒基底材料其成分又可分為以下三類：

四、注射模式(Injection Molded Type)

1. 丙烯酸鹽(Acrylate)

丙烯酸鹽的此類材料常以粒狀形態配方，為低分子量(150,000左右)的線性聚甲基丙烯酸鹽甲酯，材料成分中的分子量範圍較窄，因此聚合作用較為完全，殘餘的單體類較低。主要的不同是線性分子間無交聯作用(Cross-Linking Reaction)的發生，所以材料的黏性可維持較低，流動性較佳，增塑作用(Plasticization)較低，但是所製成的義齒基底由於反應作用較為完全，所以較傳統熱凝式的所製成的基底為堅硬。

四、注射模式(Injection Molded Type)

2. 聚碳酸酯(Polycarbonate)

此種韌性高的材料通常也是以粒狀形態配方，但是溶體本身的黏度較高，不易注射入濕性模內，同樣地，由於無交聯作用，可能造成對溶劑較差的抵抗力和裂紋容易發生，在製作義齒時由於黏度高容易出現人工牙齒接觸黏著不良發生脫落的現象。

四、注射模式(Injection Molded Type)

3. 尼龍或聚醯胺(Nylon Or Polyamides)

此類是屬於縮合作用(Condensation)聚體，是由二酸(Diacid)和二胺(Diamine)起反應作用，生成不同的聚醯胺，其生成物的物理和機械性質因酸和胺之間的交聯作用而定。目前以玻璃補強的尼龍，例如：尼龍66，由於水沾附程度較低，因此較為適合採用，以尼龍自身的硬度成為一較堅強的義齒基底材料。

五、高衝擊式(High-Impact Type)

近年來發展出多種擁有較一般聚甲基丙烯酸鹽甲酯為高衝擊能力的義齒基底材料，此類新材料主要是在將苯乙烯丁二烯橡膠(Styrene-Butadiene Rubber, SBR)與聚甲基丙烯酸鹽甲酯混合反應產生一共聚體的形態或效果以增強後者的衝擊抵抗能力，此形式的材料其單體與傳統熱凝式的材料不同，內含的交聯劑量十分低甚至完全不含，但是由於內含橡膠的成分，因此具阻止裂紋發生的效果。

六、光凝式(Light-Cured Type)

光凝式材料也是最新研發成功的材料，材料的形態多為單一凝膠片狀，以胺基甲酸酯二甲基丙烯酸鹽(Urethane Dimethacrylate)為基質，配合丙烯酸鹽共聚體，矽土填料和一光起始劑而組成。此材料的優點是操作人員有足夠的工作時間去塑造所須的基底形狀，完成後將材料置入一光照箱內，暴露在可見光，特別是波長為400至500nm的藍光下照射約8—12分鐘，並配合光源作旋轉照光處理便可以獲得一堅硬的義齒基底，且在修形(Finishing)和磨光(Polishing)方面的耗時亦相對減低。

七、微波爐式(Microwave Type)

一般熱凝式的材料可以用微波能量來達到熱聚的效果，祇要在埋盒的結構，特別是金屬埋盒改變為纖維補強的塑膠材料埋盒便可以進行以微波爐煮聚。優點為清潔和快捷，所製成的基底其物理和機械性能均與其它方法煮聚效果相近。利用一般水煮聚式材料進行微波爐煮聚，若義齒基底厚度超過3毫米，將易出現氣孔；最近在成分配方上經多方面研發，已有較適合微波能量煮聚的基底聚體材料發售，效果較佳，然而臨床的使用效果有待進一步研究報告。

八、金屬類(Metallic Type)

基本上可用作局部義齒支架製作之金屬均可以用同樣的鑄造方法製作義齒基底。金合金方面過去則以第四類型的金合金最為常用，但是由於成本昂貴和比重較大(約為15克/立方厘米)，對牙醫師和患者均是一項負擔。基底金屬合金(Base Metal Alloys)在局部活動義齒支架製造方面多以鈷鉻合金為主，鎳鉻合金配合添加鋁、鉍等成分亦有使用於局部活動義齒支架的鑄造使用，此類合金其比重較金合金為輕(約為8—9克/立方厘米)，但仍遠比樹脂類聚體材料(比重約為1.2克/立方厘米)為重。可是在製造過程中由於金屬的強度和硬度優良，故此在基底厚度上可以獲得患者感覺較薄的形態，加上金屬的傳熱能力佳和抗衝擊強度好，在使用上確有其優於樹脂類聚合物材料之處，可是在製作的複雜性，修復不易，成本昂貴和材料生物相容性等問題的存在下，此類金屬的材料使用者仍是少數，較為不普遍。

鈦金屬是近十年來應用於生醫材料中較為被重視的材料，由於生物相容性佳和韌性強，在牙科使用上日漸普及，特別是研發成功的小型鑄造機組面世後，鑄造技術不斷改良。各類型牙科鑄體幾乎可以完全精確地鑄造成型，比重方面則祇有4.2克/立方厘米，彈性和韌性均較鈷鉻或鎳鉻合金為適合應用於牙科復形體製造，因此在義齒基底材料如選用金屬材料，則鈦金屬將是較佳和最具應用發展潛力的金屬材料。有關以上所述之各種金屬之性質和相關資料將分別在金屬材料篇內記載，本章將以聚體材料為主要討論對象。

叁、義齒基底樹脂材料的規範 (Specification)

美國牙醫協會(ADA)對於義齒基底樹脂類材料其在使用範圍、需求和製作步驟等均列述於第12號規範內，此規範包括了熱凝式、橡膠加強式、乙烯基(Vinyl)式、灌注式、快熱式和光凝式等材料的各種性質要求，見表14—2所列。

規範內容除了上述的性質要求外，對於液劑的透明度和純度均有規定。同時對於製作完成的義齒也有規定說明，要求如下：

- (1)按廠商指示操作可以製成一副滿意的義齒:
- (2)義齒經目測檢試應是無氣孔和表面無明聚缺陷:
- (3)經煮聚硬化的塑膠聚合物在磨光後，表面可以獲得理想的光亮:
- (4)煮聚完成的義齒對正常健康的配戴者不應發生任何毒性反應:
- (5)義齒的顏色應如先前選定所需的色澤:
- (6)義齒基底的塑膠窠體應具半透明性，和
- (7)煮聚凝固後的塑膠聚體不應出現氣泡和小孔。

規範中更特別指出

- (1)粉與液劑調和起五分鐘內應可獲得正確的稠度，且可以與調拌容器清潔地分離，此時材料的流動性質的測試可以在一厚5毫米，面積為50平方毫米的板上荷重5仟克以能將調好的材料擠入直徑為0.75毫米，深入最少0.5毫米的洞內作為材料流動性的指標(此試驗是針對灌注式的樹脂材料而修改的)
- (2)製成的標準試片浸泡在攝氏37度水中七天後其吸水量不能超過0.8克/平方厘米
- (3)前項的吸水試驗試片經乾燥成爲恆定重量後所計算得的溶解度不能超過0.04克/平方厘米
- (4)製成的試片在一指定的紫外光燈下曝曬測試24小時後，其顏色不能超過輕度的改變和
- (5)對於熱凝式和自凝式的塑膠聚合物其橫向撓曲試驗結果應在規範所列的範圍內。

肆、物理和生物性質

一、密度(Density)

由於使用於義齒基底製作的樹脂類材料其分子量差異甚大，因此一般的密度較水爲高，範圍約由1.16至1.36克/立方厘米。

二、熱性質(Thermal Properties)

義齒基底材料在製作過程中常是以煮聚方式達成聚合反應，部份材料是以化學加速劑來促成反應，然而，此類化學聚合的材料在受熱時仍會對其聚合反應有所刺激或影響。

二、熱性質(Thermal Properties)

1.導熱度(Thermoconductivity)

樹脂類材料是各類型材料中屬於導熱、電較差的材料，與金屬材料如金合金、基底金屬合金，甚至牙本質，它們的導熱度分別爲0.7，0.16和 1.3×10^{-3} 卡/秒/平方厘米，而樹脂類則範圍自2.2至 5.7×10^{-4} 卡/秒/平方厘米，較低的導熱度特性使樹脂類的義齒基底在口腔內對冷、熱的刺激形同保護性的絕緣體。

二、熱性質(Thermal Properties)

2.比熱(Specific Heat)

比熱性質與導熱度有關，在樹脂類材料中比熱的範圍約為自0.2至0.35卡/度攝氏/克。

二、熱性質(Thermal Properties)

3.熱膨脹係數(Thermal Expansion Coefficient)

由於口腔是一動態且溫度改變十分大的環境，而樹脂類材料乃一熱膨脹係數較高的材料約由71至 81×10^{-6} /度攝氏，而合金、汞齊和牙齒結構分別為 14.4×10^{-6} /度攝氏， $22-28 \times 10^{-6}$ /度攝氏和 11.4×10^{-6} /度攝氏。在成分中如加入玻璃纖維等填料由於相對將樹脂的成分降低並取代之，則對於義齒基底的熱膨脹係數將有降低的影響，但是加入填料的量與熱膨脹係數的二者變化並不是呈一線性關係。熱膨脹的特性對義齒的貼合性影響最大，對於義齒在口腔內不同溫度變化過程中的固位效果十分重要。

二、熱性質(Thermal Properties)

4.熱扭曲溫度(Heat Distortion Temperature)

此項性質的試驗方式乃將試片加以一橫向荷重為 1.8 MN/m^2 (264磅/平方吋)的應力，然後放在一加溫槽內加溫使試片的彎曲不超過0.25毫米(0.01吋)為止，材料所能承受昇溫而扭曲變化不超過上述數值的溫度稱之，在聚乙稀丙稀酸樹脂類材料溫度為攝氏54~77度，而聚甲基丙稀酸樹脂則為攝氏71~91度。此溫度在臨床應用上主要是在使用自凝式材料進行義齒修復時需考慮，避免材料在聚合時發出過高的溫度熱量而引起修復的義齒發生變形。綜合以上的熱性質的資料整理如表14—3所列。

三、聚合收縮(Polymerization Shrinkage)

當甲基丙稀酸樹脂單體在攝氏20度時，其密度只有0.945克/立方厘米，但經聚合作用成爲聚體後其密度則爲1.16~1.18克/立方厘米，此種密度的增加乃由於單體的容積減少達21%所造成，此稱之爲聚合收縮現象。一般在調拌混合牙科用聚甲基丙稀酸樹脂和聚乙稀樹脂類材料時，聚體和單體的比例約爲3比1，因此自由容積收縮(Free Volumetric Shrinkage)量計算結果約爲6%。而光凝式的義齒基底材料則有一較低的聚合收縮量，約爲3%，其原因可能是使用的樹脂其分子量較一般的樹脂爲大，而不必經液、粉劑的混合而是呈凝膠式的片狀使用。

四、氣孔性(Porosity)

製作完成的義齒，如果在表面出現氣孔將使義齒在清潔方面難以理想，易引起染色和污垢的積聚，影響義齒的美觀。若氣孔存在義齒內部則將明顯降低義齒的強度，功能性使用時容易發生斷裂。氣孔的形成多在較厚的部份，其原因是由於單體的過份或不完全的揮發或作用所致。例如：當煮聚的溫度上昇過速或超過單體的沸點，結果將出現單體的過份揮發，殘餘下來是大大小小的氣泡空洞。另一影響是粉劑和液劑在混合時不均勻，造成單體與液體不完全作用，將引起單體積聚較多之部位出現明顯的收縮甚至造成明顯的空泡或邊緣短缺的現象。在煮聚過程中如果埋盒所施的壓力不足，形成材料在聚合過程中出現流動性的變化，結果是全部基底部份內含大量不規則的氣孔，引起基底呈現濁白的外觀。因此，爲避免以上的氣孔出現，小心且正確地將液劑和粉劑調拌均勻，灌注時增加氣道，煮沸時溫度上昇速度依廠商指示操作，埋盒壓力要維持足夠等配合將有所幫助降低氣孔的發生。

五、吸水作用(Water Absorption)

聚甲基丙稀酸樹脂在與水份接觸後將緩慢地吸收水份，此特性與樹脂分子具極性性質(Polar Properties)有關，並配合水份分子的擴散作用而滲透入義齒基底樹脂材料內部。對水的擴散係數(Diffusion Coefficient)，典型的熱凝義齒樹脂材料在攝氏37度時爲 1.08×10^{-11} 平方米/秒，當溫度下降至攝氏23度時，此係數將降爲原數值的一半。一般的自凝式樹脂材料爲 2.34×10^{-11} 平方米/秒。據測量發現吸水後重量增加1%，樹脂材料線性膨脹約爲0.23%。一典型樹脂材質的義齒需經約17日才完全吸水飽和。

測定吸水作用的操作步驟乃計算浸泡在水中的單位面積樹脂因吸水而增加的重量。根據美國牙醫協會第12號規範內容所定：試驗用的試片為0.5毫米厚，直徑為50毫米片狀，浸泡在攝氏37度的蒸餾水裡7天，吸水量則以每平方厘米增加毫克量為單位。同時，如果將試片充份乾燥再重秤其乾燥重量，將可決定在浸水過程所喪失的重量，以每平方厘米減少毫克為單位決定材料的水溶解度(Water Solubility)，規範中規定吸水量不能超過0.8毫克/平方厘米。溶解度不能大於0.04毫克/平方厘米。

六、抗化學溶劑能力(Resistance to Chemical Solvents)

由於口腔內液體在進食時其酸鹼值不停地改變，因此義齒基底樹脂材料應具備好至優異程度的抗酸或鹼侵蝕的能力。對於有機化學溶劑，聚甲基丙烯酸鹽甲酯較聚乙稀樹脂具較佳的抵抗能力，然而二者均易溶於芬芳族、酮類和醚類等溶劑。酒精易造成義齒基底紋裂(Crazing)，且扮演增塑劑的角色，可降低樹脂的玻璃轉化溫度，使樹脂在較低溫度便變軟，因此不能以酒精類溶劑浸泡或保存義齒。

七、美觀(Esthetics)

義齒基底樹脂材料的美觀方面主要包括顏色穩定性，患者感覺的味道(Taste)和是否會聞到異味(Odor)等。目前市售各項材料均加入染色用的紅色人造纖維配合齒齲顏色，模倣口腔粘膜的狀態，效果均十分理想和被接受。在顏色穩定性方面，第12號規範內要求材料製成的試片在曝曬於紫外線光燈下24小時不能有比原有試片超過輕度的顏色變化才符合規定。在異味和氣味方面，義齒基底材料只要正常使用和清洗保養，均無異常現象發生。

八、組織相容性(Tissue Compatibility)

口腔粘膜對義齒基底樹脂材料是否會引起組織相容性或過敏反應是採用樹脂材料首要考慮的重點。在正常情況下，完全聚合的聚甲基丙烯酸鹽甲酯或聚乙稀樹脂都不會引起義齒配戴者口腔粘膜的過敏反應，除了是某些特異體質所發生的過敏反應外。甲基丙烯酸鹽甲酯單體如直接或殘餘單體從聚合不完全的基底滲出與口腔粘膜接觸，則容易引起口腔粘膜或皮膚的接觸性過敏反應。因此使用操作單體或聚合過程的正確與否完全聚合是降低此類反應發生的必要措施。光凝式材料由於其聚體是採用分子量較大的胺基酯類材料，因此不含甲基丙烯酸鹽甲酯單體，所以萬一義齒配戴者發生懷疑是對此類單體的過敏反應，可考慮改以光凝式材料製作義齒基底。除了單體以外，根據臨床的追蹤研究，樹脂液劑成分中添加的抑制劑如對苯二酚，三級胺類化合物等均可能引起使用者的過敏反應，進一步的鑑別診斷試驗將有助過敏原的發現和避免與治療。

九、保存年限(Shelf Life)

一般以粉劑和液劑分離包裝的材料擁有較長的保存期限。特別是粉劑部份，理論上可以無限期保存，對於部份如光凝式單一成份或乙稀樹脂材料等以凝膠片狀包裝，由於單體與聚體混合在先，所以如保存在較低溫度(約冰箱的攝氏2度左右)，可有一至二年的保存年限。

伍、機械性質

一、強度(Strength)

樹脂類義齒基底材料其強度各別差異十分大，因其樹脂的成分、煮聚的方式和使用環境因素等而有所影響。因此，自凝式樹脂在聚合程度較低，殘餘的單體較多的不理想情況下，其最大的強度和硬度都較熱凝式材料為低。現以聚甲基丙烯酸鹽甲酯和聚乙炔樹脂為例，分別列出其各項機械性質的數值，見表14—5所列。

一、強度(Strength)

1. 抗張和抗壓強度(Tensile and Compressive Strengths)

從表14—5中可知樹脂的強度在正常操作使用時是足夠用於全口或局部義齒基底製作使用。然而，在意外性的衝擊，或是在製作過程中，煮聚處理時由於聚合收縮現象的發生，四周受石膏模型和埋盒的限制而無法獲得完全收縮變形，結果將造成內部的應力存在，稱之為煮聚應力(Processing Stress)，此項應力往往在不當義齒使用時可能出現破壞性的影響，降低義齒的使用年限。

一、強度(Strength)

2. 伸長度(Elongation)

在應用上伸長度配合極限強度(Ultimate Strength)乃表示樹脂類材料的韌度(Toughness)，由於聚甲基丙烯酸鹽甲酯的伸長度遠較聚乙炔樹脂為低，因此，前者乃較後者為脆性，聚乙炔樹脂較為有韌性和能允許在斷裂前有較大的變形量。

一、強度(Strength)

3. 彈性模數(Elastic Modulus)

聚乙炔樹脂的彈性模數值較聚甲基丙烯酸鹽甲酯為低，因此在承受同一應力作用時前者將發生較大的應變或彈性變形，所以當義齒基底以彈性較佳的材料製作時，在承受咬合力時有較大的彈性變形。然而，與金屬材料例如金合金、鈷鉻合金比較，樹脂類的彈性模數的值卻是十分低。

一、強度(Strength)

4. 比例限界(Proportional Limit)

由於此比例限界在測定上需十分精確的儀器，且樹脂類材料在低應力作用下往往就容易發生永久性變形，特別是伸長度較高的材料在真正斷裂前可能已出現明顯的變形，基本上，用作義齒基底製作的材料特別是樹脂類，應能在正常咬合功能下維持形狀的穩定，以保有義齒的固定性，不致鬆脫或是人工牙齒的黏著破壞而脫落。

一、強度(Strength)

5. 衝擊強度(Impact Strength)

衝擊強度乃測量材料在承受一突發撞擊在破壞前所吸收的能量。從表14—5得知聚乙炔樹脂材料擁有的衝擊強度是聚甲基丙烯酸鹽甲酯材料的2倍，表示前者所製成的義齒基底較為不易因不小心掉落或撞擊而致斷裂的可能。雖然由於添加增塑劑成分可增加樹脂的衝擊強度，然而，同時將降低材料的硬度、比例限界、彈性模數和抗壓強度。目前同類型的樹脂材料中以橡膠補強性樹脂(Rubber-Reinforced Acrylic)擁有最佳的衝擊強度。

一、強度(Strength)

6.橫向強度和撓曲(Transverse strength and Deflection)

在評估義齒基底樹脂材料時，橫向強度較之抗張或抗壓強度更能代表基底的強度特性。試驗時試片的尺寸為65X10X2.5毫米，支點距離為50毫米，見圖14-4所示，分別施予3.5仟克和5.0仟克荷重，然後測量撓曲的量和產生斷裂時最大的荷重承受量。美國牙醫協會第12號規範要求在荷重1.5仟克至3.5仟克間時撓曲量不能大於2.5毫米，在1.5仟克和5.0仟克之間撓曲量應在2.0和5.5毫米之間，全部試驗過程是浸泡在攝氏37度水中進行，且試片事先已保存在攝氏37度2天時間。部份的橫向撓曲變化數值見表14-6所列。灌注式和親水性樹脂材料在較大橫向荷重時出現斷裂現象。

一、強度(Strength)

7.疲乏強度(Fatigue Strength)

除了上述提及突發性的衝擊力量外，事實上，義齒基底在使用時最常發生的是低應力的多次反覆咀嚼功能，因此，疲乏性質便聚得更為重要。疲乏強度乃表示在一定應力下材料在破壞前所能承受的反覆作用次數。在應力17.2MPa作用下，聚甲基丙烯酸鹽甲酯和聚乙烯樹脂的作用次數分別為 1.5×10^6 ~ 11.0×10^6 次，後者的次數是目前認為足夠疲乏強度的基本次數。研究報告聚示橡膠補強式樹脂所具有的撓曲疲乏強度(Flexural Fatigue Strength)較之其它樹脂材料為高。

一、強度(Strength)

8.壓痕回震(Recovery after Indentation)

此項試驗是測定試片經浸泡水後和乾燥處理時，以一1.27厘米直徑的鋼珠施予荷重30公斤並維持10分鐘，然後去除荷重，靜止觀察10分鐘，量度此時的回復百分比。此試驗可測定材料的硬度、潛變和受力後回復程度的互相關係。

一、強度(Strength)

9.硬度(Hardness)

表面硬度經以Knoop氏硬度儀測定後聚示數值頗低，此表示義齒基底表面易發生活痕和受磨損，因此在製作義齒時應保持高度的磨光和維護，保養時應使用磨損率較低的軟毛牙刷和清水沖洗義齒。

二、抗磨耗能力(Abrasion Resistance)

對於義齒基底部份，雖然其抗磨耗能力的重要性不如牙齒部份，但是由於在口腔使用時，食物的接觸和保養時的刷洗都會造成可能的磨損，經研究聚示以600號水砂紙在攝氏37度水中施予0.26MPa壓力下磨擦樹脂材料，結果見表14-7所列，其中聚乙烯樹脂材料有較佳的抗磨耗效果。

陸、煮聚技術(Processing Technique)

一、壓縮模具式技術(Compressive Molding Technique)

此種操作方式通常是以粉劑(聚體)和液劑(單體)的混合調拌再經煮聚而成基底。

一、壓縮模具式技術(Compressive Molding Technique)

1. 模具的製備(Preparation Of the Mold)

硬石膏模型上的基底板和以蠟固定的牙齒部份經包埋處理，其中的層次見圖14-6的剖面圖，此種灌注方式稱為二灌注技術(Two-Pour Technique)。當灌入最上層的包埋石膏硬化後，整個埋盒將利用水煮方式以軟化其中的蠟型義齒部份，由於蠟的熔化，加上石膏層次中預塗佈有分離劑，埋盒將十分容易分離，若以沸水或添加少許家庭用清潔劑有助於將殘餘的蠟沖洗並吹乾。

一、壓縮模具式技術(Compressive Molding Technique)

2. 分離劑(Separating Agent)

在煮聚過程中，填壓入模型內的樹脂應避免與四周的石膏表面直接接觸，原因是(1)石膏壁所含的水份將滲入樹脂內部而影響聚合速率和樹脂的顏色，甚至容易發生裂紋；(2)同樣也要避免聚體和單體滲入石膏壁內去，以避煮聚完成後二者的剝離十分困難。目前解決以上的難題的方法是在填入樹脂材料之前，在石膏模具的內壁塗佈分離劑，分離劑的成分可以是纖維素塗漆(Cellulose Lacquer)、藻酸化合物的溶液、肥皂水、矽酸鈉和澱粉溶液等均可以採用，目前最常用的是水溶解的藻酸化合物，經塗佈在石膏表面後，可形成一層十分薄但對水，有機溶劑均不容易溶解的藻酸鈣薄膜。此種材料的使用經已取代過去的錫箔片，因此又稱錫箔片的取代物(Tin-Foil Substitute)。

使用此類分離劑應注意(1)、將殘餘的蠟或其它粘黏在石膏表面的污物要在塗佈分離劑前事沖洗潔淨(2)、不能在石膏模型仍在高溫時塗佈分離劑，將發生分離劑塗佈不均或引起薄膜的破裂，應在體溫情況下塗上分離劑(3)、塗佈分離劑要注意不能成塊物狀或沾在牙齒的底部造成煮沸後，基底出現缺陷或牙齒容易脫落

一、壓縮模具式技術(Compressive Molding Technique)

3. 單體/聚體比例(Monomer/Polymer Ratio)

正確的比例調拌才能保證製作成的基底表現其應有的各項特性。一般而言，聚體用量較多則反應所需的時間將縮短，收縮的量則降低，然而，必需具有足夠的單體以濕潤每一顆聚體的粒子才能產生聚合作用的結果。常用的聚體和單體的比例約為3與1之容積比，經均勻混合後在進入糰狀期(Dough Stage)時才有一平衡的正確聚體和單體的比例。

一、壓縮模具式技術(Compressive Molding Technique)

4. 單體-聚體的相互作用(Monomer-Polymer Interaction)

單體與聚體混合的功能主要是形成一可塑陸樹脂材料以充填入模具內，達到此種狀態時，部份的聚體將溶解在單體內或是聚體表面部份溶解而互相連接成塊狀。根據單體與聚體混合後，所呈現的不同變化或狀態可劃分為以下的階段：

- (1)、聚體慢慢與單體接觸如水與砂的混合，呈碎片狀，稱之為砂狀期(Sandy Stage)：
- (2)、聚體粒子由於單體的濕潤而表面開始溶解，單體分子進入聚體內部，此時材料有黏性，觸摸時可有絲狀黏感，稱為絲狀期(Stringy Stage)：
- (3)、當單體繼續溶解聚體時，在單體溶液中的聚體慢慢呈現飽和，表面較光滑，感覺如糊團一般有彈性和塑性，以手觸摸不會沾手，也不會黏在調皿內，此表示單體和聚體的互溶已經成爲一可塑性的基質將未反應的聚體粒子包圍，此時稱為糰狀期(Dough Stage)：
- (4)、此時由於單體的耗盡或完全與聚體作用，所形成的樹脂材料慢慢凝固呈橡膠狀，有彈性，但是卻無法充填入模具內以塑形，且彈性亦將很快消失並硬化，此時期稱為膠狀期(Rubbery Stage)

以上各期上以糰狀期的到達最爲值得注意，此時期乃表示聚體粒子溶入單體內，而成爲一溶液狀態，然而溶解的速率可因溫度上昇而增加，但是，溫度的增加以不超過攝氏55度爲原則，因爲超過此溫度，聚合作用將開始以一十分快的速率進行，使材料提早喪失可塑性。從第二期(絲狀期)至第三期(糰狀期)結束，也就是材料保有塑性，根據美國牙醫協會第12號規範，樹脂基底材料應擁有最少5分鐘的可塑性，但是將視環境溫度而有所影響和改變。

一、壓縮模具式技術(Compressive Molding Technique)

5.填塞(Packing)

將混合均勻且達那團狀期的樹脂材料填塞入埋盒之適當空間內，通常置入的量是稍爲過多，然後在埋盒閉合時以液體動力式(Hydraulic)、氣動力式(Pneumatic)或機械式(Mechanical)壓力來進行處理，一方面將可塑性材料壓迫入該填塞的部位，另一方面可將過多材料迫出，獲得正確的基底形狀。在進行嘗試填塞(Trail Packing)時的第一和二次通常是以一聚乙烯薄膜作爲分離劑，將上、下盒的樹脂作暫時的隔離以利嘗試填塞操作的進行。當將過多材料修剪整齊後，進行最後關閉埋盒前應在包埋用石膏表面塗佈一薄層的分離劑，然後，在施壓的狀態下關閉上、下埋盒片，並隨即進行煮聚處理，以上過程可參見圖14-7所示。

6.煮聚(Processing)或聚合作用循環(Polymerization Cycle)

在將樹脂材料正確地填塞入模具內並加以壓力將埋盒閉鎖起來，繼而就是進行樹脂的煮聚處理以完成樹脂的聚合作用而獲得理想的義齒基底。在煮聚過程中，加熱的速率將可能引起基底某些部位特別是較厚的區域，由於放熱的反應和聚熱的效應將造成局部的溫度上升甚至超過單體的沸點(攝氏100.3度)，結果會造成基底出現氣孔。關於不同加熱速率對於樹脂的溫度上昇影響，見圖14-8所示。其中曲線C由於加熱過速將可能發生前述在基底較厚的部位有氣孔的形成。然而，加熱的速率過慢或溫度不足，如圖中曲線A，則義齒基底較薄的部份，由於模具的溫度無法達到攝氏100度並接近單體的沸點，結果是煮聚的不完全，無法硬化。最佳的聚合作用處理方式將視義齒的尺度大小而加以考慮，爲避免在義齒基底內部出現氣孔，其中的煮聚反應如圖14-9所示將較爲理想。首先將包埋有義齒的埋盒置於攝氏約65度的水中浸泡90分鐘，讓義齒較厚的部份平穩地進行聚合不發生氣孔，然後將水溫自攝氏65度加熱至沸點，煮沸60分鐘，讓義齒較薄的部份，例如：板或舌板，得到完全的加熱聚合效果。

煮聚處理的方式，雖然在熱聚材料成分方面各有所差異不同，然而，基本理論卻相同。理論上，首先應將義齒在攝氏65至70度環境中讓其有足夠的時間進行初步聚合反應，此種低溫的處理和上述需3小時且分兩段加熱處理比較下，單純使用前者攝氏65度低溫需進行作用48小時才能獲得相同的聚合結果。目前經多方面的研究結果認爲長時間低溫的煮聚方法較爲理想。將義齒和埋盒浸泡在攝氏74度水浴中連續9小時，最後不必將水溫煮沸，此方法處理所獲得的義齒基底品質將較其它的效果爲佳，氣孔較少，尺度變化也較小。其它的快速加熱處理，例如在沸水中煮20分鐘，此種處理方式的樹脂材料應屬特殊配方，如同前述之微波能量處理一般，需經更進一步研究結果以評定其臨床使用的優缺點。

二、注射模式技術(Injection Molding Technique)

此種操作方式是以壓力將流動性頗佳的液態樹脂材料注射入一模具空間內，所使用的埋盒如：圖14-4(丙)的形狀和設計。先將液態樹脂充填入注射器內，然後施壓射入埋盒內的空間以製作義齒基底。當使用的樹脂成分屬於聚苯乙烯樹脂(Polystyrene Resin)，其方法是先軟化聚體成分，然後在熱熔狀態注射入模內成型。此種熱塑樹脂在模內將冷卻並固化。如果使用的材料是粉劑和液劑混合而成的形式，則可在糰狀期時將有塑性的材料在室溫下利用壓力注射入模內，此種操作技術毋論義齒是何種形態，樹脂在埋盒的模內均是處於壓力下達成聚合硬化。此技術較前述的壓縮模具技術爲優之處乃無需進行嘗試性關閉(Trial Closure)，而是因注射壓力而流入模內，經研究此兩種方法在製作義齒的精確性方面或物理性質均無明顯的差異。

三、液態樹脂技術(Fluid Resin Technique)

此類液態樹脂多是以化學性凝聚的材料，韻體粉末為十分細小的顆粒，且多為分子量較大如此可以在混合和灌注時保持高度的流動性。所使用的特別設計埋盒如：圖14-4(乙)所示。埋盒內以可逆性水膠(Reversible Hydrocolloid)包埋材料代替石膏類包埋材料；當包埋用的水膠體凝固後，蠟式義齒(Wax Denture)將移除，氣道和鑄道是直接從埋盒外朝模具空間挖空製作而成。當將蠟式義齒除蠟後，人工牙齒部份和模型將置回已挖有氣、鑄道的包埋材料的相對位置上。將按廠商指示調料好的液狀樹脂沿鑄道灌注入模具空間內，然後在室溫和壓力鍋內靜置至讓樹脂硬化為止。

柒、各類義齒基底材料的比較

綜合以上各種性質的表現，現將常用的義齒基底材料個別的優缺點表列於表14-8，提供讀者參考。

捌、義齒墊底材料(Denture Lining Materials)

臨床上，義齒經長時間的使用和配戴後，由於功能性或生理性的刺激影響，義齒往往會發生貼合性不良，容易鬆脫，此時為求恢復義齒的貼合性和繼續發揮功能，可從兩方面進行處理：

- 一、將整個義齒基底經從新印模後以新的熱凝樹脂材料更換；或
- 二、以自凝式樹脂在義齒基底的組織面進行換底墊(Reline)處理，以求使義齒再次貼合牢固。當口腔軟組織有傷口或受創時，為求使傷口能早日復原並維持義齒的貼合，發揮功能，此時，往往在義齒基底內墊上一層十分柔軟的材料，如同軟墊般使口腔組織在過渡時期不致在咬合功能時受到不必要的傷害。有部份的患者由於心理或生理的因素而無法忍受硬性義齒基底，而必須使用永久軟性的基底材料以獲貼合的義齒和發揮咬合的效果。

綜合而言，為配合患者的需求，義齒墊底材料可分為以下三大類型：

- 一.硬式換底墊材料:
- 二.組織調理材:
- 三.軟式墊底材料。

一、硬式換底墊(Hard Reline Materials)

此部份介紹的材料主要是提供牙醫師在診療椅上直接予患者義齒作換底墊(Reline)處理使用，此操作有別於需在技工室使用熱凝式樹脂材料進行煮聚的換底墊和換基底(Rebase)處理。

一、硬式換底墊(Hard Reline Materials)

1.成分

一般是以粉劑和液劑配方為主，常用的成分配方見表14-9所列。從表中可見第一型和第二型在成分中最大的不同是前者液劑部份為甲基丙烯酸鹽甲酯，而第二型為甲基丙烯酸鹽丁酯的單體。然而二者均屬於在室溫環境下可進行聚合反應的自凝式樹脂材料。

一、硬式換底墊(Hard Reline Materials)

2.操作方法

先將不貼合的義齒基底組織表面均勻磨削去一薄層，露出一修磨面，按廠商的指示將粉劑和液劑調成液狀樹脂材料，並塗佈在經修磨的義齒基底面上，然後置放回患者口中，利用咬合的壓力和義齒邊緣的塑形(Molding)，使液狀的樹脂材料能正確流動並印取口腔粘膜的形態，材料約經2至3分鐘便由液態變為橡膠狀，此時應自患者口中取出讓盛有墊底材料的義齒靜置在室內聚合凝固。此時如將義齒浸泡在溫水中將可加速義齒上的墊底材料硬化。由於聚合反應中有明聚的放熱現象(溫度可高達攝氏70度)，因此使用時應注意不要引起患者口腔粘膜的灼傷。約經15至30分鐘聚合並降溫後，義齒便可作適當的修整和磨光處理。

一、硬式換底墊(Hard Reline Materials)

3.性質

由於此類材料在聚合反應過程中會直接與口腔粘膜接觸，其中第一型含甲基丙烯酸甲酯單體易引起刺激或過敏反應，因此使用時應額外小心注意，第二型的單體其刺激性較低。在第一型的液劑中含增塑劑，而第二型卻採用高分子的酯類，所以二者的玻璃轉化溫度都較低(約攝氏35度左右)。由於此類材料需經粉劑和液劑的調拌才能獲得均勻的樹脂材料，然而在操作使用時粘度的改變十分迅速，因此材料內部或表面經常呈現明聚的氣孔，除造成粗糙感覺外，氣孔易析出殘餘的單體或隱藏食物碎屑造成異味的發生。同樣，由於材料的聚合反應十分迅速因此操作時牙醫師若技術不夠純熟或控制不妥當，將易造成底墊過高效果不佳。綜合而言，此類直接墊底材料應視為一種暫時性或半永久性的材料使用，徹底解決不貼合義齒的方法應是以熱凝式等其它完整且理想操作進行換基底，或義齒基底重新製作處理。對於暫時性墊底材料各項性質的要求，美國牙醫協會第17號規範有詳細記載，讀者可自行參考。

二、組織調理材(Tissue Conditioner)

此類材料乃軟式義齒墊底材料，但是由於其應用的時機主要是對使用義齒時會引起粘膜的刺激而專門提供的一種臨時性墊底使用材料，使咬合荷重對口腔軟和硬組織的刺激降至最低。特別是剛接受手術處理的牙床骨和口腔粘膜，組織調理材的使用可減輕傷口的刺激，促進復原!另外的應用是作為功能性印模材料(Functional Impression Material)讓患者配戴一短時間後(約24至48小時)而獲得一動態的功能性印模效果。由於組織調理材須維持柔軟才能發揮其底墊的功效，因此，此類材料中必須具備十分優異的彈性(Resilient)以吸收咬合力量且不易發生永久性變形。

二、組織調理材(Tissue Conditioner)

1.成分

材料的配方一般仍是以粉劑和液劑為主，經混勻便可使用，見表14-10所列。各種市售的組織調理材最大的不同是液劑的成分，粉劑部份多呈白色，易與基底的粉紅色辨別。在液劑成分中不含一般甲基丙烯酸鹽甲酯單體且粉劑中不含起始劑，因此當粉劑和液劑相混合時，將產生一種物理反應作用。聚體方面部份小的粒子將被溶劑溶解，較大粒子則將發生膨脹現象，結果材料呈一種凝膠似的物質，其中的基質部份是飽和的聚體溶液內含混有增塑劑和溶劑的存在，

二、組織調理材(Tissue Conditioner)

2.操作方法

組織調理材可以直接在治療室內調拌而塗佈於患者的義齒基底上去使用，同時進行近似功能性的印模處理或邊緣部位的塑形，患者經配戴塗佈有組織調理材的義齒，通常在2-3天後應覆診檢視其效果作調整，與更換材料。

二、組織調理材(Tissue Conditioner)

3.性質

組織調理材混合的最初是十分柔軟，彈性模數只有0.05MPa，然而，此種柔軟性質將不會維持太久，原因是內含的乙醇和增塑劑部份將慢慢滲透出來，在一星期左右，組織調理材已經具有相當程度的硬性，因此建議在2至3天使需更換，以保持其柔軟度。由於本材料具有明聚的黏彈性質(Viscoelastic Properties)，因此對於短暫的衝擊或咬合力將表現彈性的反應，提供一墊底效果。在長時間的施壓或咬合下將會有明聚的永久性變形發生。由於成分中液劑不含單體刺激物，所以對口腔粘膜的刺激性低。

三、軟式墊底材料(Soft Lining Materials)

1. 暫時性軟式墊底材料(Temporary Soft Lining Materials)

此類材料多是一種液劑中含增塑劑量達60-80百分比，且含芳香族酯(Aromatic Ester)成分的增塑性丙烯酸鹽樹脂(Plasticized Acrylic Resin)，同時液劑中不含丙烯酸鹽單體，基本成分與組織調理材十分相似，但是在硬化過程中較之調理材需更長的時間才會硬化，使用上較為方便。

三、軟式墊底材料(Soft Lining Materials)

2. 永久性軟式墊底材料(Permanent Soft Lining Materials)

通常應用於無法適應一般硬式樹脂基底的患者作為義齒基底製作用。此類材料在使用年限方面較之軟式墊底材料與組織調理材要求更高更久，原因是永久性軟式墊底材料其功能性使用的年限應較前二者為長久，且同時亦能維持長久的軟式特色。此類永久性軟式墊底材料應具備較佳的彈性，表現其墊底後的效果和不易變形。另外，應能與原義齒基底材料有一理想的黏著效果。材料且具有不含毒性，無刺激和不助長細菌的生長等性質。

雖然自凝式矽樹脂可以在室溫環境中進行聚合作用，然而其操作過程與一般熱凝式義齒基底材料的煮聚過程相似，需灌製石膏模型，包埋和埋盒處理等。性質方面，軟式墊底材料母論其材料是屬於樹脂類或矽樹脂類都應能夠維持足夠時間的柔軟性以發揮其墊底的效果。自凝樹脂類材料相較下有較佳的早期柔軟性，但是很快便變硬；熱凝式材料雖然初期的柔軟性較差，但是卻可以維持較長久的軟性。

矽樹脂類則能保持長久性的柔軟和一定的彈性模數值。然而，在口腔溼潤的環境內，矽樹脂將慢慢吸收水分，加上煮聚後表面氣孔易藏有食物碎屑，對於細菌和黴菌的滋生反而有利，因此清潔維護應十分注意。由於矽樹脂具有黏彈性，對於較重壓力的部位仍會發生永久性的變形，結果慢慢會喪失其底墊的效果。在與原義齒基底的黏著效果方面，樹脂類和熱凝式矽樹脂產品均有良好的效果。自凝式矽樹脂則較不理想。最後要特別注意，使用軟式墊底材料時，並無真正的軟式墊底材料是可以永久使用，患者的定期追蹤檢查，確認材料的可用性是十分重要的。

玖、人工牙齒(Artificial Teeth)

在義齒製作過程中，人工牙齒提供了義齒的自然感，美觀和咬合功能；理想的人工牙齒母論在形狀、色澤和半透明度方面都應該與自然牙齒十分相似。同時義齒基底材料的結合能力必須夠強，配合人工牙齒的強度、韌度才能發揮咬合功能和抵抗咀嚼的磨耗。

一、材料

常用作人工牙齒製造的材料主要有樹脂類和陶瓷類兩大類材料。

一、材料

1. 丙烯酸樹脂類(Acrylic Resins)

利用此類材料製作人工牙齒，操作技術與義齒基底製作相似，可以採用壓縮模具式技術(Compressive Moulding Technique)或注射模式技術(Injection Moulding Technique)所使用的材料多屬能作高度交聯反應的大分子丙烯酸酯類材料，目的以避免裂紋(Crazing)現象發生。其中與基底材料不同之處乃在人工牙齒製造過程加入的色料，是牙齒本色的物質而非像基底材料加入與口腔粘膜相同的粉紅色染料和纖維。

一、材料

2. 陶瓷類(Porcelain)

使用的陶瓷成分主要是高嶺土(Kaolin)、矽土(Silica)、長石(Feldspar)和玻璃(Glass)為主，配合一些金屬氧化物燒付(Firing)而成一與自然牙齒十分相似的人工牙齒。由於義齒基底材料大部份是以樹脂類為主，因此，人工瓷牙與基底間的結合將依靠機械式扣鎖作用的達成，所以在人工瓷牙的底部往往有小孔或金屬釘的附著以期能與基底結合。

二、性質

目前市售的人工牙齒母論是樹脂或陶瓷類材料均與自然牙齒有一十分相似的色澤和形狀，特別是瓷牙材料，由於較佳的半透明度和表面的亮度，美觀方面更為理想逼真。人工瓷牙由於硬度高，抗磨耗能力強，在使用時患者常感到較明聚的瓷牙碰撞聲響。美國牙醫協會第15號規範對樹脂類的人工牙齒的各項性質有一定要求，並要廠商列舉下列各項的特性：

- a. 牙齒類型：解剖形態前牙和解剖形態或非解剖形態後牙：
- b. 材料：聚丙烯酸酯類、聚乙炔酸酯類、聚苯乙烯和共聚體等：
- c. 大小和形狀：廠商必需標明：
- d. 混合情況：牙齒在頸部和本體部份的顏色有所不同，切緣部份應轉為半透明狀，前述之部份的顏色應是漸進的變化，無明聚的界線呈現：
- e. 顏色：由廠商提供正確的比色板，色澤和明度應由淡至深黑的排列：
- f. 氣孔性：目測檢驗應不察覺有氣孔的存在：在表面下2毫米離借助10倍放大鏡才可能發現小氣孔：
- g. 表面修磨：經煮聚後硬化的樹脂牙齒應維持一定的光澤，不易染色，如遇表面積聚外物，應可輕易磨光恢復原狀：

h. 結合：與樹脂基底呈現化學性的結合，結合強度約為31MPa或以上：

i. 硬度：Knoop氏硬度數應在15以上：

j. 抗壓痕能力：近齒齦部份以12.7毫米鋼珠壓痕，施予30公斤荷重10分鐘後，壓痕直徑不低於0.11毫米：在荷重移除後10分鐘恢復程度最少80%：

k. 泛白(Blushing)：不應發生：當浸泡在攝氏100度水中3小時，牙齒顏色不會改變：

t. 扭曲(Distortion)：在攝氏100度沸水中加熱3小時，無扭曲變形現象發生：

m. 抗裂紋：在煮聚製作義齒過程的前後都有足夠的抗裂紋能力：

n. 顏色穩定性：根據第12號規範以紫外光燈照射試驗顏色只容許輕度以下的變化。

拾、義齒的感染控制(Infection Control for Dentures)

在感染性疾病的預防和控制措施中，其目的主要是消除任何可能發生之患者與牙醫從業人員(包括：牙醫師、護士和技術人員間的相互感染。製作完成的義齒必需經消毒處理才交予牙醫師和患者，在治療室處理的咬合調整，墊底和修復後的義齒同樣要經消毒處理。在治療室或技工室所使用的磨光工具，例如：布輪、滑石粉等，應保持清潔或使用後拋棄，如要重覆使用，應經高壓蒸氣滅菌處理後才使用。義齒或其他牙科裝置體(Dental Appliances)應浸泡或噴灑消毒藥水處理：印模材料可根據廠商的指示在不影響灌模時機或準確性下進行消毒處理，一般以化學藥劑最為常用，但必須注意材料間的相容性，進行滅菌(Sterilization)處理，仍以環氧乙烷(Ethylene Oxide)氣體最為適合採用。