

兩種不同加熱聚合方式製得之上腭義齒 基板腭部後緣正中部位變形量的比較

曲 國 田

摘 要

用加熱聚合方式製作聚甲基丙烯酸甲酯 (poly Methyl methacrylate) 義齒時，必須控制加熱時的溫度和加熱時的速率，才能製得性質良好的義齒。如果不控制加熱溫度和加熱速率，會使製得的義齒發生較大的變形，內部產生氣泡，以及機械性質的下降。本實驗用同一種樹脂 (Hygenic resin, type I, Class I)，以快速加熱聚合方式 (工作台聚合 20 分後，放入 100°C 水浴 15 分) 和傳統加熱聚合方式 (73°C 水浴 1½ 小時，100°C 水浴 ½ 小時) 二種不同加熱方法製作上腭義齒基板，然後檢視基板的腭部後緣正中部位的變形量在 (一) 聚合後 (After curing) 和 (二) 去模型後 (After decast) 的變化，測量不同加熱聚合方式對變形量的影響。由本實驗結果得知：

(一)：快速加熱聚合方式所製得的基板去模型後的腭部後緣正中部位變形量大於聚合後的變形量。($P < 0.05$)

(二)：傳統加熱聚合方式製得的基板去模型後的腭部後緣正中部位變形量大於聚合後的變形量。($P < 0.05$)

(三)：快速加熱聚合方式製得的基板和傳統加熱聚合方式製得的基板聚合後的腭部後緣正中部位變形量，二者並沒有差異。($P > 0.05$)

(四)：快速加熱聚合方式製得的基板和傳統加熱聚合方式製得的基板去模型後的腭部後緣正中部位變形量，二者並沒有差異。($P > 0.05$)

(五)：快速加熱聚合方式製得的基板，聚合後和去模型後的變形差度量，大於傳統加熱聚合方式製得的基板在聚合後和去模型後的變形差度量。($P < 0.05$)

前 言

為了解決全口義齒在口腔內固持性 (Retention) 的問題，除了須認識口腔解剖上的關係外⁽¹⁾，還須考慮到咬合^(1,2)，神經肌肉系統間的協調^(1,3,4,5)，大氣壓力^(5,6)，以及唾液介於義齒和口腔組織之間的一些物理因素的發揮，諸如：唾液的粘滯性 (Viscosity

)⁽³⁾，吸附力 (Adhesion)^(3,4,5,6,7)，內聚力 (Cohesion)^(4,5)，表面張力^(1,5,7)、潤濕性 (Wettability)^(3,6,7)、毛細現象力 (Capillary force)^(5,6)。為了使唾液物理性質能充分利用來增加固持性，義齒的基板部份要有下列條件來配合①覆蓋組織的面積在可能範圍內加大^(2,3,6) ②和組織之密貼

距離儘可能縮小^(3,6,7,8) ③理想的邊緣封閉^(3,9)。

自從1937年開始使用聚甲基丙烯酸甲酯 (Poly Methyl methacrylate) 作為製作義齒基底板的材料之後^(10,11)，由於此樹脂操作簡單，不須昂貴的設備，而且所製作出來的義齒和一些利用特別的樹脂及設備所製作出來的義齒一樣穩定^(10,12,13)，因此成為現今製作義齒基底板的主要材料之一^(5,11,14,15,16)。但是用聚甲基丙烯酸甲酯製作義齒，其中仍有一些不可避免的問題存在⁽¹⁷⁾，而最為研究者注意的，即是大小的改變 (Dimensional change)。此改變使得製作的義齒和下方覆蓋組織之間無法完全密貼。根據研究者提出造成樹脂義齒大小改變的主要原因計有：1. 甲基丙烯酸甲酯由單體 (Monomer) 聚合成多體 (Polymer) 時的體積收縮^(11,18,19,20,21,22)。2. 樹脂煮製溫度 (Processing temperature) 的高低及其所產生的樹脂熱收縮^(4,10,11,17,18,21,23,24,25)。3. 樹脂和包埋用的硬石膏之間的膨脹係數的差距^(10,11,18,19,25)。4. 義齒的大小、厚薄、形狀和大小改變的關係^(10,19,20)。4. Secondary transition temperature 的高低和大小改變的關係^(2,25)。多數的研究者認為要得到一個性質良好，尺寸精確的樹脂成品，特別是對聚合溫度和聚合時間要有適當的控制^(26,27,28,29)。

近年來有所謂快速加熱聚合的樹脂問世^(4,18,30)，此類樹脂在工作台聚合 (Bench curing) 後，可以直接放入100℃沸水中加熱15至20分鐘使之聚合。Firtell⁽⁴⁾的研究發現此類樹脂製得的基底板比用傳統加熱聚合樹脂製得之基底板，在腭部後緣變形較小。但兩者之間的差距到底有多少，實有探討的必要。

Hygenic resin (Type I, class I)，依照操作說明書此樹脂可以用傳統加熱方式或快速加熱方式予以聚合，而所製得的樹脂成品結果一樣。上腭義齒的大小改變以腭部後緣

正中部位最易觀察，且此處的變形最統一 (Uniform) 也最大^(4,8,9,17,21,25,26,31)。因此本實驗的目的，擬以該類樹脂用兩種不同的加熱聚合方式 (一) 快速加熱聚合方式 (工作台聚合20分鐘，然後100℃水浴15分鐘。) 和 (二) 傳統加熱聚合方式 (73℃水浴1½小時，然後100℃水浴½小時。) 製作上腭義齒的基底板 (Base)，來比較腭部後緣正中部位的變形量大小。

材料與方法

(1) 上腭無牙齒主模型及其複製模型的製作：利用市面上所賣的矽膠陰模 (全口無牙模，新雅材公司，台灣) (圖1)，用紅色硬石膏 (三環牌，新雅公司)，以比例 W/P = 0.23，攪拌120次/1分的方式，倒出一模型 (圖2)。為了本實驗的需要，此模型再經下列過

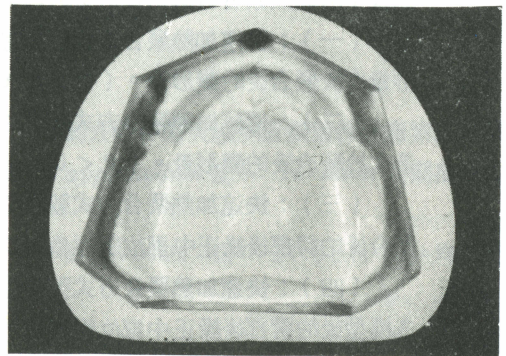


圖1 製作主模型的矽膠陰模

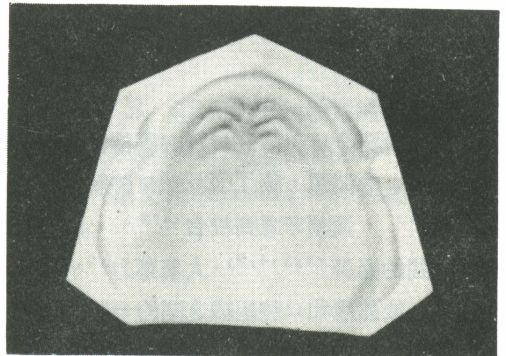


圖2 用圖1陰模灌出來的硬石膏模型。此模型依實驗的目的加以改造。

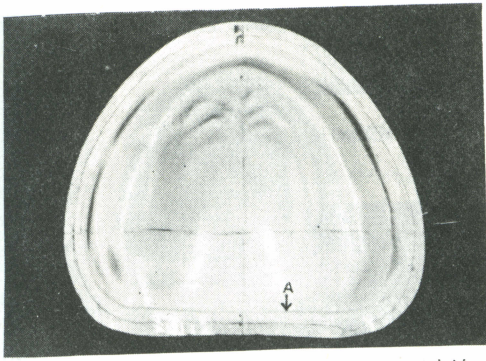


圖3 主模型。保護台有4 mm寬，腭正中線向前後保護台延伸並作記號。腭部後緣保護台的前緣作成和正中綫垂直的一直綫平面。(A所指)

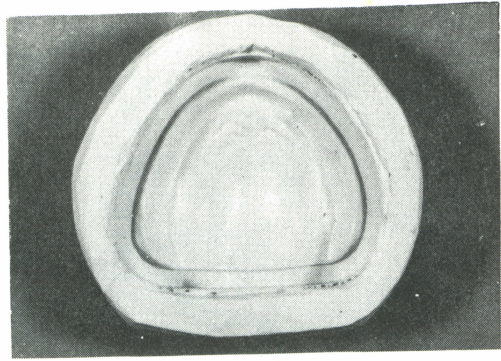


圖4 用加成型矽印模材印主模型所製得的陰模。

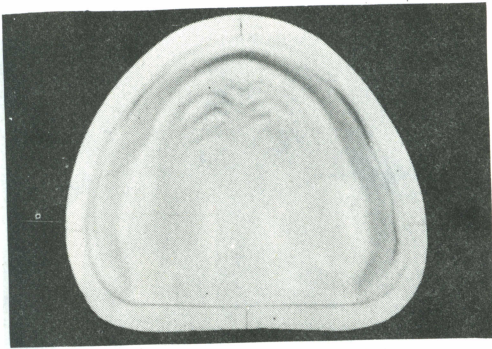


圖5 由圖4陰模複製的硬石膏模型，相同的模型共製作45個。

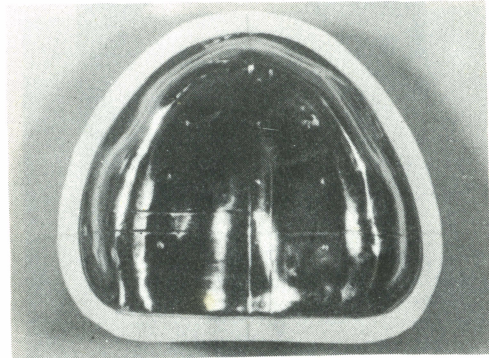


圖6 鈷鉻合金基板以及刻繪完成的腭正中綫。

程改造①·使模型最薄處至少有13mm厚度。②·將唇側和頰側繫帶部份刮除。③·將前方唇側牙脊的凹凹區除去。④·將前庭(Vestibular area)作成寬3.5mm，深2mm之凹槽。⑤·周邊的保護台(protection land)加以修整，使成爲寬4mm的平台。⑥·腭部後方的保護台作成寬4mm，高1.5mm的平台，同時將此平台的前緣作成和腭正中綫成垂直的一直綫的平面(圖3 A箭頭所指)。⑦·爲了計測上的方便，將腭正中綫向前後方延伸至保護台上，並用Bard-park小刀在保護台上刻一細溝。然後將模型放在自來水下用320號水砂紙(Silicone Carbide,新山葉公司,台灣)打磨，之後再塗以石膏表面硬化劑(Hardening bath, Renfert Co. WG)，至此完成本實驗的主模型(圖3)。以此模型再用加成

型矽印模材(Exaflex, Putty and injection type, G-C Co. Japan)來印製成一陰模(圖4)，再以此陰模用紅色硬石膏複製45個模型(圖5)，其中20個模型作實驗組，20個模型作對照組，其餘5個作備用及其它用途。

(2)基板(Base)的製作：爲了防止一般利用基板臘(Baseplate wax)製作臘型所引起厚度差距的誤差，所以本實驗乃利用一個複製模型製作了一個覆蓋整個上腭及前庭的鈷鉻合金基板。然後將此金屬基板放在模型上，把腭正中綫在保護台上的記號前後連綫轉記在金屬基板上，再以牙科碳鋼鑽頭將在此連綫刻成細溝，使腭正中綫的標記表示於金屬基板上(圖6)，然後以此金屬基板作爲包埋全部模型的基型。

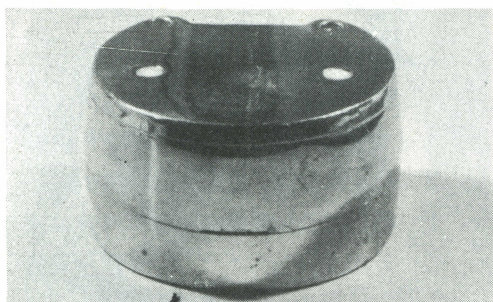


圖 7 樹脂煮盒。

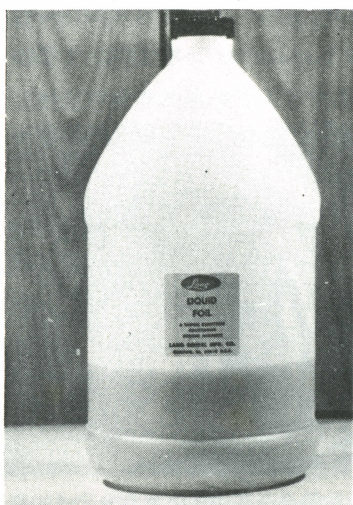


圖 9 分離劑。用於硬石膏和硬石膏以及硬石膏和樹脂的分離。

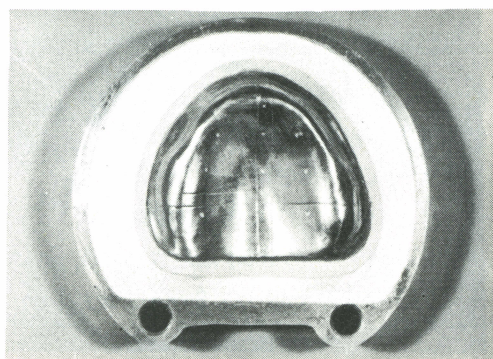


圖 8 鈦鉻合金基板固定在模型上，並完成第一層的硬石膏包埋。

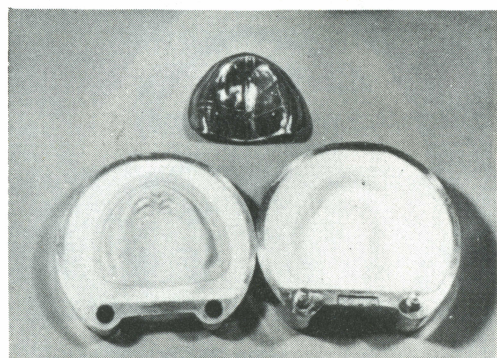


圖 10 包埋完成。上：鈦鉻合金基板；下左：裝有模型之下半部煮盒；下右：上半部煮盒。

(3)包埋模型：先將金屬基底的周圍用腊固定到模型上，用一上顎全口義齒煮盒(Flask, KSK, Japan)(圖 7)，以白色硬石膏(三環牌，新雅公司)用二層包埋方法將模型連同金屬基板包埋(圖 8)。上下煮盒之間用 Liquid foil (Separator, lang, U.S.A)作為硬石膏分離劑(圖 9)。等硬石膏硬化後，分開上下煮盒，拿下金屬基板，硬石膏塗以分離劑(圖 10)。然後將包埋好的煮盒放置 24 小時之後才作樹脂充填(Resin packing)。

(4)樹脂充填：樹脂使用Hygenic resin (Type I, class I) (Hygenic Co. U.S.A) (圖 11)。其粉與液的比例依廠商指

示的 3 : 1 加以調和。調合的方法為先將液體放在矽膠調碗 (Silicone mixing bowl, 新雅公司)內，再將粉徐徐倒入碗內，然後蓋上內部塗有凡士林的細菌培養皿(圖 12)，放在振盪器上振動 30 秒後靜置，等樹脂達到 Dough 時期，再充填在煮盒內。① Trial packing：將樹脂放置在裝有模型的煮盒內，上置一張透明塑膠紙，然後將上下煮盒對合起來，放在 Flask Compact (Be-go, WG)，再用樹脂壓機 (Hydrofix, Bego, WG) 加壓(圖 13)。Trial packing 的施壓共分為三次，第一次給壓 1000 psi，停留 1~2 分鐘，第二次給壓 2000psi，停留 1~2 分鐘，第三次為 3500psi 後，煮盒直接在 Flask



圖 11 本實驗所用的樹脂。根據說明書，可以用 100°C 沸水加熱聚合，亦可以用傳統加熱方式聚合。

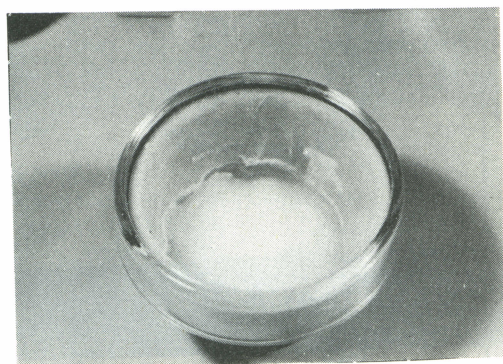


圖 12 樹脂在矽膠調碗內混和後，用培養皿蓋起來。

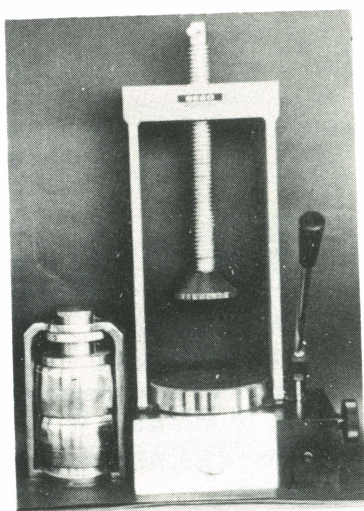


圖 13 樹脂施壓充填所用的設備。左為煮盒及 Flask Compact，右為樹脂壓機。

compact 內鎖緊。②聚合：為了實驗的目的，將充填好的煮盒分成二組用兩種不同加熱方法予以聚合。第一組的 20 個煮盒為實驗組，加熱的方法為煮盒最後施壓充填完成後，將 Flask compact 鎖緊，靜置 20 分鐘，然後將煮盒直接放入 100°C 水浴中加熱 15 分鐘。第二組的 20 個煮盒作為對照組，其加熱的方法為將煮盒鎖緊後，放入 73°C 的水浴中 1 ½ 小時，然後再將煮盒放在 100°C 水浴中 ½ 小時。

(5) 測量：加熱完成後的兩組煮盒，都用工作台冷卻 (Bench cooling)，讓煮盒完全冷卻至室溫才打開煮盒。因研究的需要，去除

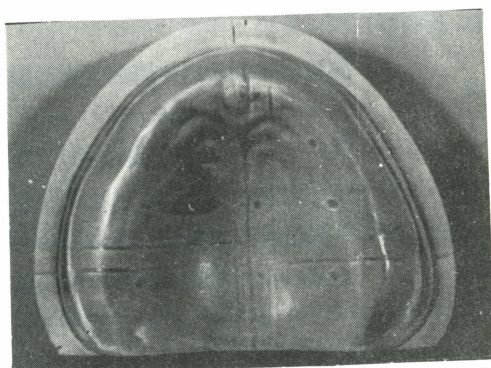


圖 14 修磨後的模型及樹脂基板。腭部後緣保護台已被磨掉。

煮盒後，樹脂基板及模型作二部分的處理以便測量。①第一部份為基板聚合後的變形 (Distortion after curing) 觀察。將去除煮盒後的基板和模型不分開，直接用石膏修磨機 (Rotoplat, bego, W G) 將基板上的正中綫和修磨盤 (Trimming stone) 成 90 加以修磨，直至模型的後方腭部保護台的直綫堤狀平面部份磨掉，剛好露出模型和樹脂基板的後緣 (Posterior palatal seal area) 為止 (圖 14)。再把模型連同基板於自來水下用水砂紙由 180 號至 320 號依次打磨後緣部份。然後再一次的將正中綫延伸到基板後緣及模型上，用小刀作一刻痕，作為基板後緣及模型在後緣正中綫部位的記號，而此刻痕所

Separator. vibration ⇒ 分開

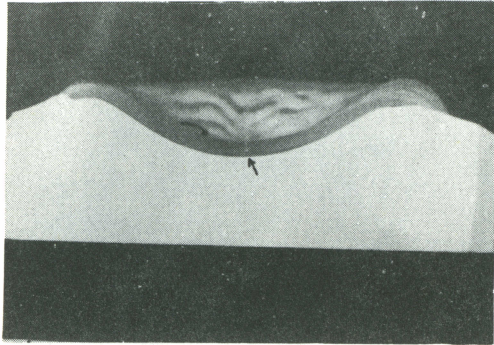


圖 15 將腭正中綫轉記在基底板及模型的后緣。此綫所經的空隙即為實驗要測量變形之處。(箭頭所指)

經的基底板及模型間的空隙，即為本實驗所要測量基底板在腭部後緣正中部位的變形之處。(圖 15)。測量用的儀器為立體測量顯微鏡 (Stereomicroscope, SMZ-TD 100/120, NIKON, Japan)，測量單位為 0.025mm/格。測量之後，將結果記錄下來。②第二部份為基底板去模型後的變形 (Distortion after curing) 觀察。將第一部測量完畢的基底板小心的和模型分離開，然後將基底板周圍的樹脂外瀉部份 (Resin flash) 用樹脂碳鋼鑽頭磨去，基底板的組織面 (Tissue surface) 用軟毛刷清洗。模型表面亦用軟毛刷小心的除去雜質和分離劑。然後將基底板及模型再合在一起，放到立體測量顯微鏡下測量下測量腭部後緣正中部位的空隙大小，並記錄之。

結果

以同一種樹脂 (Hygenic resin, Type I, Class I) 用快速加熱聚合方式和傳統加熱聚合方式製作上腭義齒基底板，其腭部後緣正中部位的變形量如下：

一、快速加熱聚合方式製得的基底板，腭部後緣正中部位變形量示於表 1 及圖 16、17。由表 1 可知，在聚合後的變形量 (Distortion after curing) 介於 0.256 mm 和 0.381 mm 之間，算術平均值為 0.316 mm，

標準偏差為 0.039 mm。去模型後的變形量 (Distortion after decast) 介於 0.294 mm 和 0.438 mm 之間，算術平均值為 0.377 mm，標準偏差為 0.046 mm。由結果顯示每一個基底板去模型後的變形量皆大於聚合後的變形量。(約增加 5%~50% 左右)，此二者的變形差距量則介於 0.010 mm 和 0.156 mm 之間，其算術平均值為 0.061 mm，標準偏差為 0.034 mm。

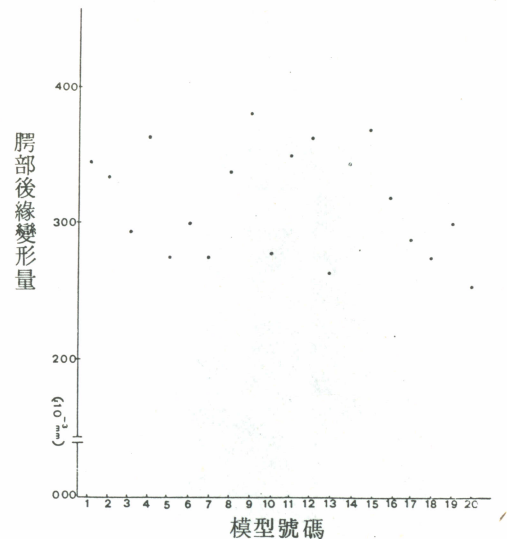


圖 16 快速聚合之各個基底板聚合後的腭部後緣變形量。

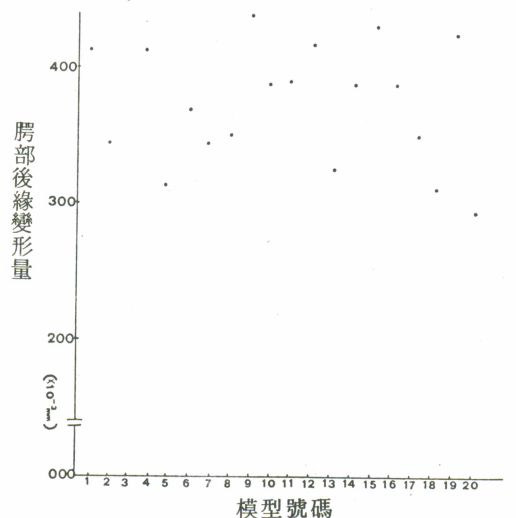


圖 17 快速聚合之各個基底板去模型後的腭部後緣變形量。

上腭義齒基板後緣正中部位變形量的比較

表1 快速加熱聚合方式(工作台聚合20分鐘後,置入100℃水浴15分鐘)之基板後緣正中部位變形量(單位mm)

模型號碼	聚合後的變形量	去模型後的變形量	二者變形量的差距量
1	0.344	0.413	0.069
2	0.334	0.344	0.010
3	0.294	0.450	0.156
4	0.363	0.413	0.050
5	0.275	0.313	0.038
6	0.300	0.369	0.069
7	0.275	0.344	0.069
8	0.338	0.350	0.012
9	0.381	0.438	0.057
10	0.288	0.388	0.100
11	0.350	0.388	0.038
12	0.363	0.419	0.056
13	0.263	0.325	0.062
14	0.344	0.388	0.044
15	0.369	0.431	0.062
16	0.319	0.388	0.069
17	0.288	0.350	0.062
18	0.275	0.313	0.038
19	0.300	0.425	0.125
20	0.256	0.294	0.038
總數 20	$\bar{x}=0.316$ SD=0.039	$\bar{x}=0.377$ SD=0.046	$\bar{x}=0.061$ SD=0.034

表2 傳統加熱聚合方式(37℃水浴1½小時,100℃水浴½小時)之基板後緣正中部位變形量(單位mm)

模型號碼	聚合後的變形量	去模型後的變形量	二者變形量的差距量
1	0.325	0.375	0.050
2	0.350	0.363	0.013
3	0.306	0.363	0.057
4	0.306	0.369	0.063
5	0.319	0.344	0.025
6	0.319	0.350	0.031
7	0.344	0.375	0.031
8	0.325	0.369	0.044
9	0.338	0.338	0.000
10	0.300	0.338	0.038
11	0.325	0.325	0.000
12	0.375	0.450	0.075
13	0.294	0.319	0.025
14	0.419	0.469	0.050
15	0.313	0.369	0.056
16	0.325	0.325	0.000
17	0.413	0.450	0.037
18	0.294	0.325	0.031
19	0.344	0.419	0.075
20	0.425	0.525	0.100
總數 20	$\bar{x}=0.338$ SD=0.040	$\bar{x}=0.378$ SD=0.056	$\bar{x}=0.040$ SD=0.027

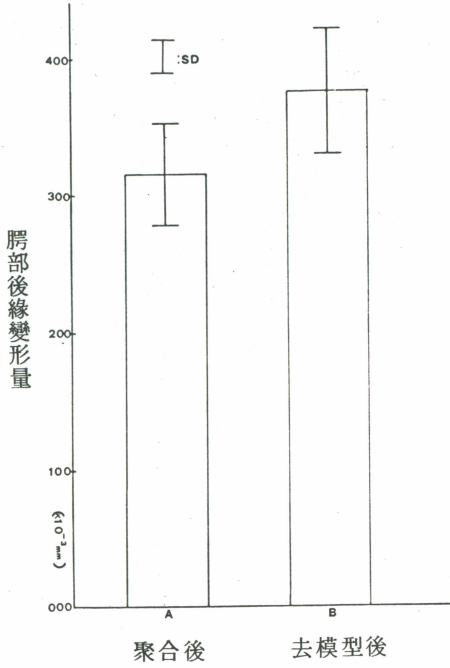


圖 18 快速聚合之基板聚合後(A)及去模型後(B)的平均腭部後緣變形量和標準偏差。

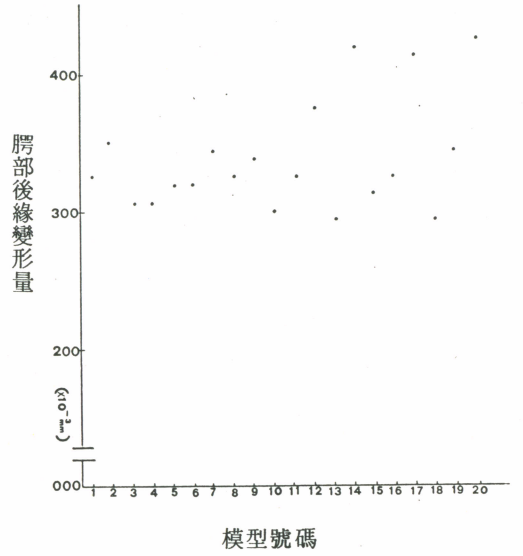


圖 19 傳統聚合之各個基板聚合後的腭部後緣變形量。

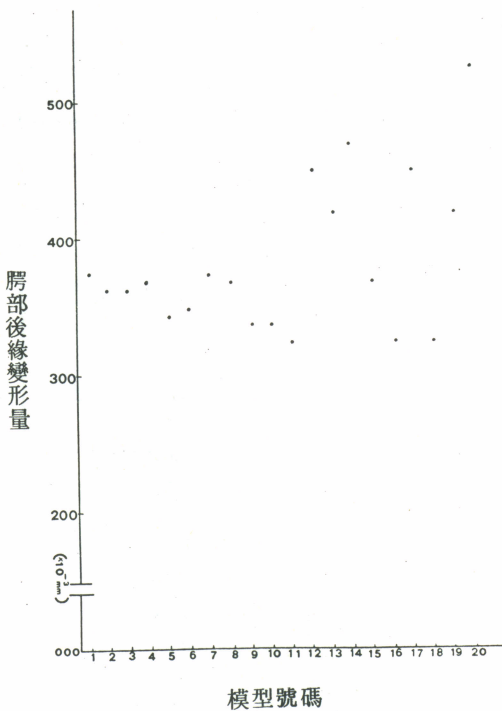


圖 20 傳統聚合之各個基板去模型後的腭部後緣變形量。

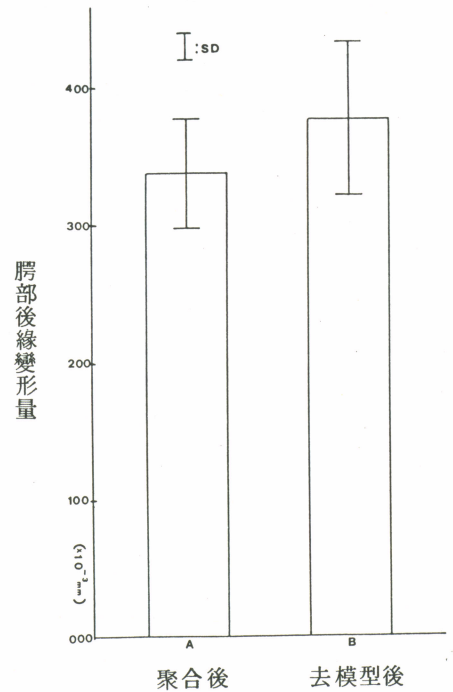


圖 21 傳統聚合之基板聚合後(A)及去模型後(B)的平均腭部後緣變形量和標準偏差。

二、以傳統加熱聚合方式製得的基板，腭部後緣正中部位變形量示於表2及圖19、20、21。由表2可知，在聚合後的變形量介於0.294mm和0.425mm之間，算術平均值為0.338mm，標準偏差為0.040mm。去模型後的變形量介於0.319mm和0.525mm之間，算術平均值為0.378mm，標準偏差為0.056mm。除模型No. 9、11、16以外，由結果顯示每一個基板去模型後的變形量皆大於聚合後的變形量（約增加5%~20%左右），此二者的變形差距量則介於0.013mm和0.100mm之間，其算術平均值為0.040mm，標準偏差為0.027mm。

三、由一、二所得之數據以Paired t-test 和 Independent t-test ($38 t_{0.95} =$

2.03) 檢定本實驗的各相關項目，其統計分析結果如下(表3)：

(一)快速加熱聚合方式製得之基板，聚合後和去模型後的腭部後緣正中部位變形量比較，得知t值為8.01 (> 2.09)，則 $P < 0.05$ 時，此二者變形量的差異為有意義。

(二)傳統加熱聚合方式製得之基板，聚合後和去模型後的腭部後緣正中部位變形量比較，得知t值為6.62 (> 2.09)，則 $P < 0.05$ 時，此二者變形量的差異為有意義。

(三)快速加熱聚合方式製得之基板和傳統加熱聚合方式製得之基板，聚合後的腭部後緣正中部位變形量比較，得知t值為1.74 (< 2.03)，則 $P > 0.05$ 時，此二者變形量的差異為無意義。

表3 二種聚合方式製得之基板相關的統計分析
($n_1 = 20, n_2 = 20$)

比較項目	統計值
一、快速聚合的基板聚合後和去模型後變形量的比較。	$T = 8.01 > 2.09$ $P < 0.05$ $df = 19$ Significant
二、傳統聚合的基板聚合後和去模型後變形量的比較。	$T = 6.62 > 2.09$ $P < 0.05$ $df = 19$ Significant
三、快速聚合和傳統聚合的基板聚合後變形量的比較。	$T = 1.74 < 2.03$ $P > 0.05$ $df = 38$ Not-significant
四、快速聚合和傳統聚合的基板去模型後變形量的比較。	$T = 0.06 < 2.03$ $P > 0.05$ $df = 38$ Not-significant
五、快速聚合的基板其聚合後和去模型後的變形差距和傳統聚合的基板其聚合後的變形差距量的比較。	$T = 2.21 > 2.03$ $P < 0.05$ $df = 38$ Significant

四快速加熱聚合方式製得之基底板和傳統加熱聚合方式製得之基底板，去模型後的腭部後緣正中部位變形量比較，得知 t 值為 0.06 (< 2.03)，則 $P > 0.05$ 時，此二者變形量的差異為無意義。

四快速加熱聚合方式製得的基底板，其聚合後和去模型後的變形差距量，和傳統加熱聚合方式製得的基底板之聚合後和去模型後的變形差距量相比較， t 值為 2.21 (> 2.03)，則 $P < 0.05$ 時，此二者變形差距量的差異為有意義。

四、由表 3 及統計分析可知：

(一)快速加熱聚合方式製得之基底板，去模型後的腭部後緣正中部位變形量大於聚合後的腭部後緣正中部位變形量 ($P < 0.05$)。

(二)傳統加熱聚合方式製得之基底板，去模型後的腭部後緣正中部位變形量大於聚合後的腭部後緣正中部位變形量 ($P < 0.05$)。

(三)快速加熱聚合方式製得之基底板和傳統加熱聚合方式製得之基底板，聚合後的腭部後緣正中部位變形量，二者沒有差異 ($P > 0.05$)。

四快速加熱聚合方式製得之基底板和傳統加熱聚合方式製得之基底板，去模型後的腭部後緣正中部位變形量，二者沒有差異 ($P > 0.05$)。

四快速加熱聚合方式製得的基底板，在聚合後和去模型後的變形差距量，大於傳統加熱聚合方式製得的基底板在聚合後和去模型後的變形差距量 ($P < 0.05$)。

討 論

一、用聚甲基丙烯酸甲酯製作義齒時，其加熱聚合的方式很多。一般比較常用的傳統加熱方式有(一) 73°C 水浴 8 ~ 9 小時或(二) 73°C 水浴 $1\frac{1}{2}$ 小時，然後 100°C 水浴 $1\frac{1}{2}$ ~ 1 小時。最近由於某些臨床上的需要⁽³⁰⁾和材料的改變^(4,18)，而有一些利用快速加熱聚合方式

聚合的樹脂應市，其加熱方式是將樹脂工作台聚合 20 分鐘後，直接放入 100°C 沸水加熱 15 ~ 20 分鐘來作樹脂的聚合。對於這種煮製溫度高，加熱速率快的聚合方法所製作出來的義齒和用傳統加熱樹脂製作的相比較，是否會得到相同的機械性質和大小穩定性 (Dimensional stability)，很多研究者對此產生許多問題^(4,18,30)。Skinner, pickett, Anthony 等認為假牙的聚合收縮造成的大小改變 (Dimensional change) 和煮製的溫度有關^(17,21,25)，Firtell, Woelfel, Anderson, Skinner, Mowery 等的研究則認為煮製溫度愈高，義齒發生的變形愈大^(4,11,19,23,24)，Williams 也提出快速加熱聚合會使基底板由煮盒拿出時產生扭曲現象 (Wrapage)。因此要防止假牙產生扭曲和變形，樹脂加熱時應該要有適當的溫度控制^(26,28,29)。但是根據 Anthony 和 Harman 的研究，試驗樣品 (Specimen) 的大小改變並不隨着聚合方式而有顯着變化^(25,32)。最近 Firtell 利用標榜可以快速聚合的樹脂 (Coe-20) 製作上腭義齒基底板，發現在腭部後緣正中部位的變形量比傳統加熱聚合樹脂所製的基底板變形小⁽⁴⁾。因此本實驗利用同時可以用傳統加熱方式和快速加熱方式聚合的 Hygenic resin (Type I, Class I) 來製作上腭義齒基底板，結果發現二種不同加熱方式製得的成品，在聚合後和去模型後的腭部後緣正中部位變形量並無差異 ($P > 0.05$)，此表示基底板的大小改變並沒有因為煮製溫度的不同而有變形量的增加或減少。此樹脂用高溫且快速的方式聚合而沒有較大的變形發生，可能的原因是(一)成份上有所改變⁽³³⁾。改變的部份可能是樹脂內添加了某一比例的加速劑，如 Tertiary amine。當樹脂的粉與液調和後未加熱前，有一部份樹脂已經發生聚合了，而 15 分鐘的沸水加熱，只是讓未聚合的樹脂產生更完全的聚合反應而已。而不太可能是 Firtell 所稱的粉與液比例的改變，使得該類

樹脂可以快速高溫聚合。(二)另外一個可能的原因是樹脂煮盒內部的溫度實際上並沒有達到 100 °C。一般樹脂煮盒內部的溫度，在煮盒放入水浴中半小時之後才會與水浴同溫⁽¹⁹⁾，因此 15 分鐘的沸水加熱，煮盒內部並未真正達到 100 °C，其溫度可能只有達到讓過氧化苯甲酸 (Benzoyl peroxide) 產生分解的溫度或是稍高一些，然後聚合反應所需的熱就從分解熱以及蓄積在煮盒內部的熱獲得而使得反應可以繼續進行。(三)基板的厚度，本實驗所製得的基板均由同一個金屬基板基型複製而來。此金屬板的厚度平均為 1.4 mm，和其他研究者所用較厚的基板基型 (約 3 mm) 相比，差距是有意義的。較薄的樹脂基板聚合時所產生的反應熱易被周圍的材料散熱掉，所以不會產生很高的熱。因此本實驗用快速高溫所製得的基板，變形量並沒有明顯的改變。

二、wolfel, Pickett 和 Garfunkel 等的研究發現義齒在聚合後未拿下模型之前只有少量的變形，而義齒大部份的大小改變發生在拿下模型後^(10, 11, 34, 21, 16)。本實驗不論用快速加熱聚合方式製得的基板或用傳統加熱聚合方式製得的基板，去模型後的變形量都大於聚合後的變形量 ($P < 0.05$)。表示基板自模型上取下時，因緩和作用 (Relaxation)，將內部應力放出，而造成了基板大幅度變形。

三、Woelfel, Williams, Harman 等認為樹脂煮製時間不足或聚合不夠 (Under-curing)，會使樹脂成品的強度不夠而產生斷裂，同時樹脂成品內部會有較多的單體 (Monomer)^(11, 18, 32) 存在。本實驗用快速加熱聚合方式製得的基板，雖然和傳統加熱聚合方式製得的基板，在聚合後和去模型後這兩個項目變形量的比較，沒有差異 ($P > 0.05$)，但是快速加熱聚合方式製得的基板聚合後和去模型後的變形差距量大於傳統加熱聚合方式製得的基板 ($P < 0.05$)，可能的原

因是快速加熱聚合方式煮製的時間不夠長以及煮盒內部溫度偏低，使得樹脂聚合程度不完全，而剩餘未聚合的單體 (Residual monomer) 會以塑形劑 (Plasticizer) 的形式存在，同時樹脂結晶程度相對的減少，且內部的 Activation energy 較高⁽²⁾，所以基板去模型後的緩和作用較大。此結果可能意謂著快速加熱聚合的樹脂成品在以後的臨床使用會有較大的變形發生。

結 論

本實驗以同一種樹脂 (Hygenic resin, Type I, Class I) 用快速加熱聚合方式 (工作台聚合 20 分，然後 100 °C 水浴 15 分) 和傳統加熱聚合方式 (73 °C 水浴 1 ½ 小時，100 °C 水浴 ½ 小時) 二種不同的加熱聚合方式製作兩組上腭義齒基板，來觀察腭部後緣正中部位在(一)聚合後 (After curing)，和(二)去模型後 (After decast) 的變形量。實驗結果可得如下結論：

一、快速加熱聚合方式製得之基板，去模型後的腭部後緣正中部位變形量大於聚合後的變形量 ($P < 0.05$)。

二、傳統加熱聚合方式製得之基板，去模型後的腭部後緣正中部位變形量大於聚合後的變形量 ($P < 0.05$)。

三、快速加熱聚合方式製得的基板 and 傳統加熱聚合方式製得的基板，聚合後的腭部後緣正中部位變形量，二者沒有差異 ($P > 0.05$)。

四、快速加熱聚合方式製得的基板 and 傳統加熱聚合方式製得的基板，去模型後的腭部後緣正中部位變形量，二者沒有差異 ($P > 0.05$)。

五、快速加熱聚合方式製得的基板，在聚合後和去模型後的變形差距量，大於傳統加熱聚合方式製得的基板在聚合後和去模型後

的變形差距量 ($P < 0.05$)。

誌 謝

本論文得以完成，除了要感謝系內同仁的鼓勵和協助外，更衷心的感謝嚴前主任在設備上的支持，以及林哲堂主任、郭永昌副教授耐心的指導。另外本實驗的統計部份承公共衛生科葉錦瑩老師的協助，特此致謝。又本實驗承學校補助研究經費始得完成，亦一併致謝。

參考文獻

1. JACOBSON TE, KROL AJ: A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and support. Part I. Retention. *J Prosth Dent* 49; 5, 1983.
2. PHILLIPS RW: Science of dental materials. Taiwan University book publishing Co. 8th edition. pp. 19-20, 45, 157-215, 1982.
3. O'BRIEN WJ: Base retention. *Dent Clin North Amer.* 24; 123, 1980.
4. FIRTELL DN, GREEN AJ, ELAHI JM: Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. *J Prosth Dent* 45; 598, 1981.
5. BOUCHER CO, HICKEY JC, ZARB GA: Prosthodontic treatment for edentulous patients. St. Louis, The C.V. Mosby Co. 7th edition, pp. 134-137, 455-458, 1975.
6. CRAIG RG, BERRY GC, PEYTON FA: Physical factors related to denture retention. *J Prosth Dent* 10; 459, 1960.
7. WINKLER S, ORTHMAN HR, RYCZEK: Improving the retention of complete denture. *J Prosth Dent* 34; 11, 1975.
8. PEYTON FA, ANTHONY DH: Evaluation of dentures processed by different technics. *J Prosth Dent* 13; 269, 1963.
9. GLAZIER ZT, FIRTELL DN, HARMAN LL: Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge. *J Prosth Dent* 43; 508, 1980.
10. WOELFEL JB, PAFFENBARGER GC, SWEENEY WT: Dimensional changes occurring in dentures during processing. *J.A.D.A.* 61; 413, 1960.
11. WOELFEL JB: Processing complete denture. *Dent Clin North Amer* 21; 329, 1977.
12. TYLMAN SD: Acrylics: Their present status and technics as applied to crown and bridge prosthesis. Part II. *J.A.D.A.* 29; 1845, 1942.
13. PAFFENBARGER GC, WOELFEL JB, SWEENEY WT: Dimensional changes in dentures. *The Dent Pract* 13; 64, 1962.
14. KRAUT GA: A comparison of denture base accuracy. *J.A.D.A.* 83; 352, 1971.
15. GRANT AA, ATKINSON HF: Comparison between dimensional accuracy of dentures produced with pour-type resin and with heat-processed materials. *J Prosth Dent* 26; 296, 1971.
16. GARFUNKEL E: Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technic. *J Prosth Dent* 50; 757, 1983.
17. SKINNER EW, COOPER EN: Physical properties of denture resins: Part I: Curing shrinkage and water sorption. *J.A.D.A.* 30; 1845, 1943.
18. WILLIAMS DF, CUNNINGHAM J: Materials in Clinical Dentistry, 1979.

- London Oxford Medical Publications. p. 300-316.
19. ANDERSON JN: Applied Dental Materials. 1976. 5th edition, London Blackwell Scientific Publications. p. 247-267.
 20. TYLMAN SD: Where and how may Acrylics be used in Retorative dentistry? J.A.D.A 29; 640, 1942.
 21. PICKETT HC, APPLEBY RC: A comparison of six acrylic resin processing technics. J.A.D.A 80; 1309, 1970.
 22. VIG RG: Method of reducing the shifting of teeth in denture processing. J Prosth Dent 33; 80, 1975.
 23. SKINNER EW, JONES PM: Dimensional stability of self-curing denture base acrylic resin. J.A.D.A 51; 426, 1955.
 24. MOWERY WE, BURNS CL, DICKSON G, SWEENEY WT: Dimensional stability of denture base resin. J.A.D.A 57; 345, 1958.
 25. ANTHONY DH, PETYON FA: Dimensional Accuracy of various denture-base materials. J Prosth Dent 12; 67, 1962.
 26. CRAIG RG: Restorative dental Materials. 1980, 6ed. St. Louis the C.V. Mosby Company. p. 345-380.
 27. ZAKHARI KN: Relationship of Investing Medium to Occlusal Changes and Vertical Opening during Denture Construction. J Prosth Dent 36; 501, 1976.
 28. PEYTON FA: Packing and Processing Denture Base Resins.
 29. ATKINSON HF: Experiments on the Polymerization of acrylic resin denture base material, Australian Dent. J. 4; 13, 1959.
 30. FIRTELL DN, HARMAN LL: Porosity in Boilable Acrylic Resin, J Prosth Dent 49; 133, 1983.
 31. SONI PM, POWER JM, CRAIG RG: Comparison of the accuracy of denture base by a non-parametric method. J Oral Rehabil 6; 35, 1979.
 32. HARMAN IM: Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. J.A.D.A 38; 188, 1949.
 33. Personal Communication with G - C Company, Japan.
 34. WOELFEL JB, PAFFENBARGER GC, SWEENEY WT: Changes in dentures during storage in water and in Service. J.A.D.A 62; 643, 1961.

The Comparison of the Posterior Median Palatal Seal Distortion of Maxillary Denture Bases Processed by Two Different Heat Curing Methods

KWO-TIEN CHIU

ABSTRACT

As we use conventional heat-cured acrylic resin to fabricate dentures, it is necessary to control the processing temperature and the rate of heating. If not, the dentures would have greater distortion, internal porosities and poor mechanical properties. In this experiment, we use Hygenic resin, type I, class I, to fabricate maxillary denture bases which were cured by two different curing methods, one is conventional heat curing method (73°C, 1/2 hrs. and 100°C, 1/2 hr.), another is quick curing method (Bench curing 20 mins, 100°C 15 mins). The object is to observe and compare the amount of the posterior palatal seal distortion 1) after curing, and 2) after decasting between these two different curing methods. The results are:

- a) In quick cured denture bases, the posterior palatal seal distortion after decasting is greater than which after curing. ($P < 0.05$)*
- b) In conventional cured denture bases, the posterior palatal seal distortion after decasting is greater than which after curing. ($P < 0.05$)*
- c) The posterior palatal seal distortion after curing is not significant between the two different curing methods. ($P > 0.05$)*
- d) The posterior palatal seal distortion after decasting is not significant between the two different curing methods. ($P > 0.05$)*
- e) In quick cured denture bases, the net change of distortion between which is after curing and after decasting is greater than the conventional cured denture bases. ($P < 0.05$)*

Key words: Distortion, denture bases, curing methods.

School of Dentistry, Taipei Medical College.

Received for Publication: April 14, 1984.