

795032

481
7/444B
71

Skinner 氏

牙科材料學

RALPH W. PHILLIPS 著

高資彬 • 翁秀和 • 譯



448

合記圖書出版社

Skinner 氏

牙科材料學

RALPH W. PHILLIPS 著

高資彬 • 翁秀和 • 譯

合記圖書出版社發行

中 國、臺北市

局版臺業字第 0698 號

著作權註冊內版著字第 9525 號

中華民國 66 年 5 月初版

牙 科 材 料 學

譯 者：翁 秀 和 • 高 資 彬

發 行 所：合 記 圖 書 出 版 社
發 行 人：吳 富 章
總 經 銷：合 記 書 局

地 址：臺 北 市 吳 興 街 209 號

郵政匯款：劃撥 6919 號 電話 7019404 號

印 刷 廠：三 文 印 書 館

地 址：臺 北 市 和 平 西 路 三 段 二 巷 十 九 號

電 話：3 6 1 4 1 0

銘謝

首先，我衷心感激所有同仁經常在我需要時，不吝惜犧牲時間、精力和學識，賜予協助；其中，特別感謝 **M.L. Swartz** 氏，**R.D. Norman** 氏，**R.J. Schnell** 氏，和 **R.V. Mehra** 氏。

在牙科材料學和相關學科方面，我們曾竭力徵求無數專家、研究人員和數學者的意見；雖然，本版限於篇幅，無法容納全部建議；假如本版在科學正確性方面有所長進，其好評應歸屬這些學者、專家。他們對於我所提，某種知識上的徵詢暨瑣碎的問題，都立即而熱心地回覆。熟悉牙科文獻的學者們對於所列的人名，應當久仰其名、耳熟能詳、如雷貫耳的了。

這些人士為：**C. W. Fairhurst** 氏，**E. J. Molnar** 氏，**G. M. Brauer** 氏，**D. C. Smith** 氏，**A. R. Docking** 氏，**J. F. Glenn** 氏，**D. B. Mahler** 氏，**J. P. Nielsen** 氏，**C. E. Ingersoll** 氏，**A. D. Wilson** 氏，**J. J. Tuccillo** 氏，**R. Neiman** 氏，**R. L. Bowen** 氏，**M. Braden** 氏，**J. W. Mclean** 氏，**M. J. Ridge** 氏，**F. H. Freeman** 氏，**K. H. Strader** 氏，**G. Wing** 氏，**J. M. Gardell** 氏，**J. W. Stanford** 氏，**J. Autian** 氏，**J. Gresson** 氏，**D. Waller** 氏，**W. B. Eames** 氏，**J. M. Powell** 氏，**W. Lefkowitz** 氏，**R. Y. Barolt** 氏，**M. R. Lund** 氏，**P. Binon** 氏，**G. Ryge** 氏，**D. L. Smith** 氏，以及 **H. Wm. Gimore** 氏。

Mr. R. C. Scott 氏暨其同僚也曾不憚其煩地參與新插圖的製作工作。

本書的再版，是一件令人興奮却非常艱苦的工作；假如沒有我的秘書 **Mrs. Edith Gladson** 氏過人的才華和耐性，本書必定不能夠付梓。她不倦而且以必要之正確性從事打字、校樣和索引的準備工作。**W. B. Saunders** 公司的 **Mrs. Mlee Walters** 所提改革編排方面的建議，毫無疑問地，將使本書更具可讀性；而同屬該公司的 **Mr. George W. Laurie** 氏，對稿樣的正確暨版面的悅目與否，也一再提出必要的指正。

3. 8. 11 / 101

牙 科 材 料 學

——目 次——

第 一 章 緒論.....	1
第 二 章 物質的構造黏着力.....	7
第 三 章 牙科材料的物理性質生物學性事項.....	23
第 四 章 生石膏生成物：硬化的化學基本原則.....	45
第 五 章 生石膏生成物：技術事項.....	61
第 六 章 印模膠.....	69
第 七 章 氧化鋅——丁香醇 印模糊.....	77
第 八 章 水膠性印模材料：可塑性水膠體理論上之討論.....	87
第 九 章 水膠性印模材料（繼續）不可逆性水膠體技術事項.....	97
第 十 章 彈性橡膠類印模材料	115
第十一章 合成樹脂之化學	138
第十二章 義齒床基樹脂：技術事項	153
第十三章 義齒床基樹脂；技術事項（續）其他樹脂和其術式	169
第十四章 修復用樹脂	185
第十五章 金屬：固化暨結構	206
第十六章 鍛製金屬：變形應變硬化 再結晶與晶粒的成長	217
第十七章 合金的組成.....	225
第十八章 固態反應 熱處理.....	241
第十九章 光澤消失（生銹）與侵蝕.....	245

牙科材料學下冊目次

第二十章	牙科用汞齊合金、汞齊的金相學.....	255
第二十一章	牙科用汞齊：尺寸變化、強度、流動與潛變.....	267
第二十二章	牙科用汞齊：技術事項.....	283
第二十三章	直接充填用金鑲其操作法.....	307
第二十四章	牙科鑄造用金合金.....	319
第二十五章	嵌體鑄製用臘.....	333
第二十六章	嵌體鑄製程序用生石膏包埋劑.....	343
第二十七章	金嵌體的鑄製程序：理論性事項，包埋劑膨脹術式，包埋程序.....	356
第二十八章	金嵌體鑄製程序（續）：蠟的燒除與鑄製不完全鑄製件.....	373
第二十九章	密封和絕熱用之牙科水門汀，水門汀基質.....	391
第三十章	矽酸水門汀，窩洞漆和襯裏劑暫時修復體.....	417
第三十一章	牙科陶瓷.....	439
第三十二章	牙科黃金合金線.....	463
第三十三章	黃金合金焊接劑焊接程序.....	469
第三十四章	碳鋼：其成份和加熱處理.....	487
第三十五章	牙科鑄型所用之鎢鎢基本合金.....	493
第三十六章	用牙科牙鑽切割之力學.....	505
第三十七章	磨蝕和磨光牙粉.....	519
第三十八章	銀基本金屬合金——焊接和熔接.....	533
附 錄		547
索 引		549

第廿章 牙科用汞齊合金、汞齊的金相學

DENTAL AMALGAM ALLOYS. METALLOGRAPHY OF AMALGAM

汞齊是一種以汞為其構成成分之一的特殊合金。由於汞在室溫時為液體，它能與其他固態金屬形成合金；這種合金的製法，稱之為：混汞法 (amalgamation)。

雖然汞能與許多金屬化合，然而，在牙科方面比較重要的是，汞與銀—錫合金（其內經常含微量的銅與鋅）的結合。這種合金學術上稱為：牙科用汞齊合金 (dental amalgam alloy)。通常，汞齊合金均以粉末銼屑 (filings) ——以金屬削切器自鑄錠 (ingot) 削得——的形式，調配至牙醫師手中。有將銼屑秤量過後，裝在塑膠包內者；也有將一定重量的銼屑，加壓製成小球 (pellet)、或藥丸 (pill) 者。在後者的情況下，除了必須施予足夠壓力於微細的合金粒子，使其能够在球形的外層形成一層微與內部附着的「皮層」(skin) 之外，此一附着力不可大到用正確方式混汞時，粒子不易分離的程度。本合金也被製成球狀粒子 (spherical particle) 的製品應市。

牙科用汞齊 (Dental Amalgam)：銀—錫—汞汞齊，比任何其他牙科材料都常用在腐復喪失的牙齒結構方面。由每年大約裝載1600萬個汞齊腐復件一事，不難想像其廣用的程度；此數約等於單齒腐復案例的百分之八十。

汞齊合金與汞，是由牙醫師、或主要助手 (chair assistant) 調合的；此一調合過程，學術上稱為：研磨 (trituration)。研磨的生成物為可塑性質塊，此質塊正如同其他合金在介於液線 (liquidus) 與固線 (solidus) 溫度時呈現的熔融體。再利用特殊器械，透過所謂壓聚 (condensation) 的程序，將可塑性質塊壓入已預備窩洞內；整個術式將詳論於次章。

壓聚之後，會發生某些金相學上的改變，形成新相。這些新相，能够在高於正常狀況下口腔可能出現的任何溫度，充分固化，造成汞齊的凝固 (setting)、或硬化 (hardening)。從化學與冶金學的立場看來，金屬間如此低溫下的反應，是極其獨特的。

臨床修復 (The Clinical Restoration)：汞劑是一種卓越的修復材料；儘管其他較美觀的體系，如：黏著性聚合樹脂 (adhesive composite resin) 等，勢必有取代其地位的一天，然而，以目前說來，就應力—承載 (stress—bearing) 修復體方面而言，它仍保持其最受廣用的地位。

臨床作業記錄所以特別優異的原因之一，可能在於汞齊修復能減低邊緣的漏泄（marginal leakage）至最少的緣故。前述諸章屢屢指稱：窩壁與修復物之間可能發生的微泄（microleakage），是臨床修復上最令人困擾之一項。而正如一再申述的，還沒有能够真正黏着牙齒結構的修復材料，所以，窩緣附近液體與食渣的浸滲，或可說是齦齒再發與修復失敗最主要的原因。充其量汞齊也只不過能比較密接於已預備窩洞的窩壁，因此，還是需要利用窩洞漆劑（cavity varnishes），減低可能發生於新修復物四周的較大漏泄。

不過，使用這種修復材料所造成小量的漏泄，仍是他種材料所無法比擬的。事實上，只要正確地鑲接修復體，漏泄會隨修復體在口腔內時間的增長變小。圖20所示的牙齒，乃分別按圖上所註時間間隔拔除者。於密封汞齊修復件外層邊緣區域以外的所有表面以後，若將浸漬於 ^{45}Ca 溶液的牙齒薄片置於放射線軟片上，可得一感光片；片上的黑線部分，就是同位素浸滲修復體四周造成的。正如所見，使用過一、二、六個月的修復體，被所謂放射性同位素浸滲的程度，遠小於只使用48小時者。漏泄減少的原因，或許是由於汞齊的侵蝕生成物堆積在該部位的緣故。類蛋白質物質與其他食渣，也會積聚於牙齒—汞齊的交界面。無論如何，透過經驗，這種材料之所以能在臨床上獲得好評，理應歸功於它能減少漏泄的重要特性。

然而，在日常牙科門診，經常可見汞齊的失敗例；可由再發性齦蝕、斷裂、體積改變、過度銹化與侵蝕等確證。

自從公認美國牙醫師協會第一條規格為汞齊合金的規格以後，很難得看到較差的牙科用合金上市；因此，上述失敗例應歸因於材料本質以外的其他因素。成敗取決於掌握暨留意許多可變因素；從窩洞預備到打磨修復體的每一操作程序，對汞齊的物理、化學性質暨修復體的良窳，都有絕對的影響。

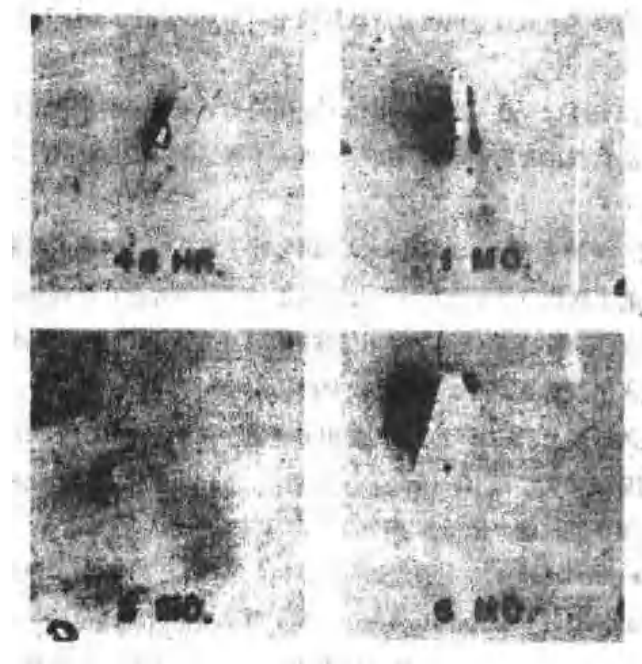


圖20—1 示 ^{45}Ca 浸滲裝載於口腔不同時間的汞齊修復物四周的情景。已裝載48小時試料上的黑線，正描繪出汞齊修復物的外形，顯示完全浸滲。至於裝載六個月的修復物，則僅見些微浸滲於邊緣部分。

繼發性齦蝕與斷裂最主要的原因在於：不適當的窩洞預備設計。臨床調查顯示，所有汞齊失敗例當中，至少有56%起因於違背汞齊窩洞預備的基本原則，諸如：汞齊準備量不足、固持形態（retention form）不適當，未將窩緣擴大到相當免疫的區域等等；而有40%可歸因於操作法的錯誤、或鑲掛時污染所致。茲針對此40%論述於次：

將影響牙科汞齊修復體的因素分成兩類，或較便利；可由牙醫師控制者與可由廠商控制者。

可由牙醫師控制的因素有：(1)汞—合金率（mercury-alloy ratios），(2)研磨的時間與方法，(3)壓緊的術式，(4)邊緣密封性與解剖上的特性，以及(5)最後的修飾（final finish）。

廠家則控制：(1)合金的組成，(2)汞與合金反應的速率，(3)晶粒的大小、形狀，以及(4)合金應市的形式。

一般為牙醫師責無旁貸的因素，擬敘述於以下兩章，至於廠商所控制的因素，則有待詳細討論合金本身有關冶金學特性方面的問題。在進入本題以前，列出能够影響汞齊修復體使用時間的重要物理、機械性質，或較妥當。這些性質也就是廠商開發新合金、以及製造過程中測定暨控制合金性質的指南。

物理性質（Physical Properties）：牙科用汞齊最常做的例行測試之一為，硬化時尺寸的變化；依其組成暨操作方式而異，硬化時牙科用汞齊可以收縮也可以膨脹。在這一方面，合金的組成頗為重要，然而，正如即將敘述的，還有許多能够影響尺寸變化的其他因素。

儘管在某些情況下，牙科用汞齊的張力強度（tensile strength）或較重要，通常都在壓縮載重（compressive load）下，測試其強度。汞齊可在極輕的載重下流動（flow）、或潛變（creep）；這種流動的性質，或許是由於它無法應變硬化（strain harden）的緣故。流動暨強度受組成的影響，此類性質同時也受牙醫師的控制。下一章將廣泛地詳論，操作上影響汞齊強度的可變因素。

假如牙醫師不能澈底履行研磨暨壓緊的程序，最好的汞齊合金也會被製成最差的修復體。他，瞭解操作的基本原則以及原則對物理性質的影響與否，是極其重要的事。

汞齊合金的組成（Composition of Amalgam Alloys）：美國牙醫協會規格1當中列有組成的限制，主要是由於沒有令人滿意的光澤消失、或侵蝕試驗法可供採用的緣故；目前已知的侵蝕試驗法，尚無法與臨床施術充分配合。因此，組成限制對抗侵蝕方面提供了某些準繩，同時也嚴禁含有諸如鉛等有害的金屬。

且將注意力集中在組成對牙科用汞齊的影響。表20—1列示，1965年美國牙醫協會所審定83種上市合金的平均組成。這類組成與早先 G. V. Black 氏所訂銀三份、錫一份的比例，相去不遠。許多最近的研究，業已證實主要成分維持此一基本比例的功效。

然而，現代汞齊合金的製造，不單是以3與1的比例熔合銀與錫。大多數廠商為了謀求處理特性暨物理性質的最適當條件，都添雜其他合金。以下討論的重點，將放在此類變質劑（modification）暨變質劑對合金所獲得性能的影響。

開始時，先將純銀、錫、銅（通常再加上微量的鋅）熔合，鑄成鑄塊（ingot）。在鑄製過程中，必須注意維持無氧化狀態，而正如17章所敘述的，由於鑄塊冷卻得頗為迅速，會有非平衡

分佈 (non-equilibrium distribution) 合金相的存在。直徑達 2 吋、長度 16 吋的鑄塊，同時含有大、小兩種晶粒。而在鑄塊邊緣晶粒的組成，勢必不同於位於中央部位、或另一端者。為謀求組成一致的晶粒，必須經過即將敘述所謂勻相熱處理 (homogenizing heat treatment) 的處理。

表20—1 近代汞齊合金的典型組成

金屬	平均 (%)	範圍 (%)
銀	69.4	66.7—74.5
錫	26.2	25.3—27.0
銅	3.6	0.0— 6.0
鋅	0.8	0.0— 1.9

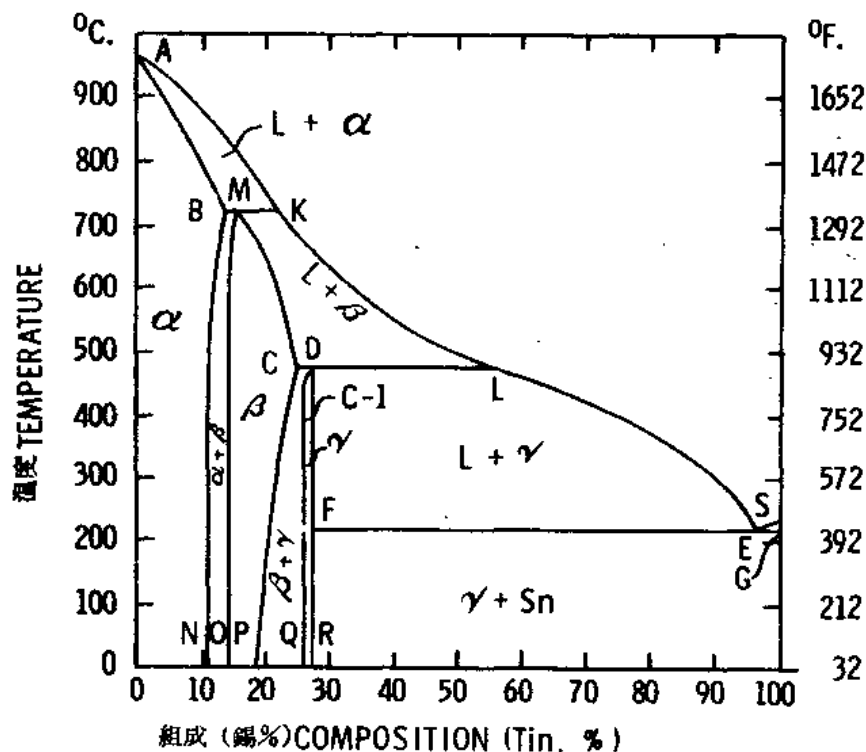


圖20—2 銀—錫系的構成圖。

銀—錫系 (Silver—Tin System)：欲澈底瞭解以下的敘述，檢視圖 20—2 是不可或免的；本構成圖 (constitutional diagram) 為牙科用汞齊合金系的簡圖，雖然圖上未標示銅、鋅的含量，業已符合我們的需要。

大多數牙科用汞齊合金都有一狹窄的組成範圍，恰位於圖 20—2 所示構成圖的 $\beta + \gamma$ 暨 γ 兩區；此二區域由線 PGDFR 封閉。位於點 D 者為，由高於其上的液 (L) 暨 β 區，透過高錫反應 (peritectic reaction) 形成的金屬間化合物 (intermetallic compound) Ag_3Sn ；稱之為：

γ —相。 β —相是錫溶於銀的固態溶液。

大多數上市的合金，都分佈在C到D無限的組成範圍內，並非恰位於高鎔組成。按今日的臨床醫療看來，僅由 γ —相 (Ag_3Sn) 組成的合金，硬化極為緩慢。必須適當地混合 γ —暨 β —相，方可改進合金的性質；將銀—錫的混合率微向C提昇，即可奏效。然而，若欲獲得所冀的結果，在這一溫度所做的勻相熱處理，具有決定性的重要性。

試以銀—錫合金的組成C—1（其重量比錫佔25.8%）為例，推論之。此合金組成位於相圖（phase diagram）上C至D的範圍內，當合金C—1的液狀熔融體逐漸冷却至接近液線（liquidus）時，有一部液狀熔融體會在 675°C （ 1250°F ）固化，最先形成的固相為 β —固態溶液。此相的含銀量最初極高，略超過80%。隨着熔融體更進一步的冷却，會析出更多的 β —相固體，而漸次形成的樹狀突（dendrite）的含銀量會降低。應該還記得這是核化現象（coring phenomenon），說明了「類鑄製」（as cast）固態溶液的未勻相結構。

本系冷却至固線（solidus）（構成圖上的線CDL）時，剩下的液體固化成 β 與 γ 的混合相。混合相中屬於金屬間化合物（ Ag_3Sn ）的 γ 部分，就組成而言，是均質的，然而， β 部分却由於核化效應，是非均質的。在固線溫度（對 γ 的形成而言，為高鎔溫度）混合物內 β 與 γ 的比例，與熔融體最初的組成暨冷却速率成函數。隨熔融體最初的組成而異，在平衡狀態下，低於高鎔溫度冷却時，可獲得已知 $\beta+\gamma$ 的混合物、或純 γ 。

假如最初的合金熔融體具有高鎔合金組成，「類鑄製」結構仍如同圖20—3所繪示，為 γ 圍繞於外的、 β 相的虬枝樣晶體。以同一高鎔合金來說，在熱勻相後，可獲得相當於平衡狀態的情況， β 相消失，僅留有純 γ 的晶粒（圖20—4）。

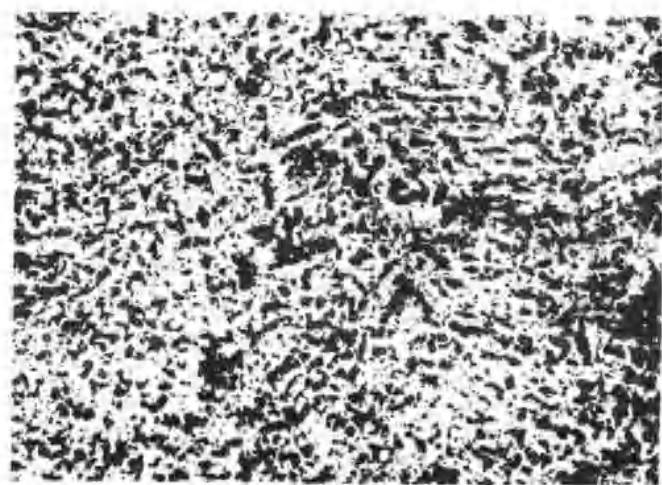


圖20—3 鑄製時 Ag_3Sn 相的光學顯微照。 $\times 75$

勻相性燒純（Homogenizing Anneal）：由於「類鑄製」迅速冷却的條件，係假設汞齊合金C—1含有由 β —與 γ —相混合物組成的、大小迥異的未勻相晶粒。為重建平衡狀態的關係，必須進行勻相性熱處理。將鑄塊放入烤爐內在低於固線的溫度下加熱，時間必須足夠

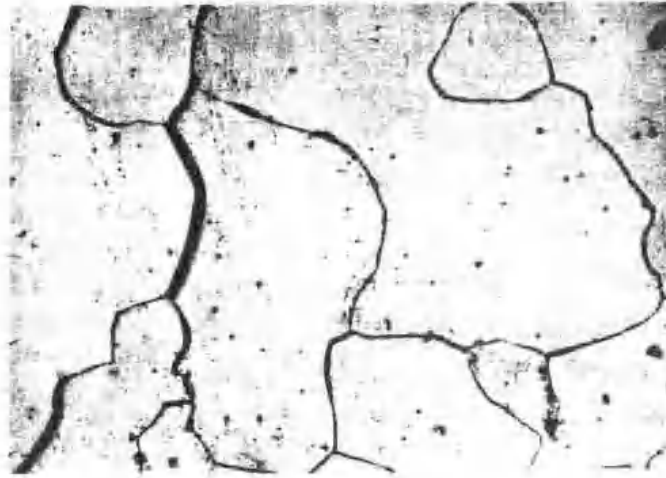


圖20—4 與圖20—3 所示者相同的合金，於 427°C (800°F) 勻相24小時後，所呈的景相。結構極為均勻，有相當寬的晶粒界面。×75。

讓原子發生擴散作用，使得相達到平衡狀態。雖然固線為480°C (900°F)，然而在高於450°C (840°F) 的溫度，鑄塊內就有發生不智熔融的危險，因此，勻相在熱處理通常在低於 450°C (840°F) 的溫度進行。熱處理的時間，取決於所採用的溫度與鑄塊的大小，不過，在特定的溫度燒鈍24小時，亦不足為奇。

在熱循環結束以後，將鑄塊冷卻至室溫，以便接受製造上的各種處置。冷卻後鑄體內 β —暨 γ —相的比例，亟受冷卻方式的影響；假如自熱處理烤爐取出鑄體後，隨即迅速驟冷 (quench) 之，則相的分佈能夠維持不變；另一方面，若使鑄體極其緩慢地冷卻， β —與 γ —相的比率，會不斷地調整至在室溫平衡時的比率。

於是乎獲得一結論：將合金鑄塊驟冷，可獲得最多的 β —相；反之逐漸冷卻，可獲得最多的 γ —相。

β —相對合金與汞反應的影響，表現在促進（縮短）硬化時間與減少硬化膨脹； γ —相增加時，情形正相反。此外，當合金由 γ —相組成時，可獲很最大的抗壓強度 (compressive strength)——調合時間差異的影響極小。由於這種相的效應極其明顯，就製造性質一致的合金而言，它的控制極為重要。

合金成分的影響 (Effect of the Alloy Constituents)：銀，最主要的成分，可增加強度、減少流動性。在實用合金組成範圍內，合金的含銀量較高者比含銀量較低者更具活性。它的一般效用為，增加汞齊的膨脹性。

錫，次要的重要組成，具有減少汞齊膨脹、或增加收縮的傾向，同時也降低了強度與硬度。在混汞過程中，錫與汞會結合成錫—汞相（以下即將敘述）；這是牙科用汞齊中最脆弱的一環，為張力強度低、流動性高、易被侵蝕的最主要原因。在膨脹暨反應速率的實用限制下，合金的含錫量愈少愈好。

銀—錫合金非常脆弱而且難以均勻粉碎，除非含有少量取代銀原子的銅。這種原子取代的程度，僅限於百分之四到五左右，否則在冶金學的切片上，可見多餘的銅呈一分離相 (separate phase) ——或許是 Cu_3Sn 。在銅的溶解極限內，其含量的增加可硬化並強化銀—錫合金，而且減少合金的流動性，不過，硬化膨脹却有增加的傾向。然而原始合金當中，萬一含有超過其溶解極限的銅，會得到恰恰相反的效果；汞齊的強度減少，流動性增高。

以上的記述，是有關銀—錫合金內含銅量的效應。而正如稍後即將敘述的，也有含銅量頗高的合金上市，這種情況下所加的銅，其作用正如同加在一般銀—錫合金系裏面的隔離低鎔合金粒子。

在汞齊合金內加入鋅，是引起爭論的焦點。它在合金內份量很少超過 1%，既然它的份量這麼小，對汞齊的強度與流動性的影響應當不大。不過，它對合金的冶金性質，却有深厚的影響。不含鋅的合金，其鑄塊較脆，而且形成的汞齊比較不具彈性。

無論如何，鋅主要是用作還原劑 (deoxidizer)；其作用就如同清潔劑一樣，熔融時，能與氧、或其他既存的雜質結合，減少其他氧化物的形成。錫可能也具有類似作用。

不幸的是，即使是極微量的鋅，在濕氣的存在下，也會造成汞齊的異常膨脹。所以會造成這種效應的原因，將詳述於次章。

歐洲有幾種預汞合金 (pre-amalgamated alloy) 上市，不過在美國的銷售未見普及。現行美國牙醫協會規格 1，准許牙用汞齊合金可含高達 3% 的水銀。汞能使混汞效用增快。除了這一點之外，這類合金與一般組成合金的操作方式並無二致。

雖然規格訂有合金銀、錫、銅、鋅與汞含量的限制，只要廠家能够提出臨床暨生物學性數據，顯示它的製品能在口中安全使用，可以任意改變其成分、甚或加入其他元素。

合金粒子的製造 (Manufacture of the Alloy Particle)：正如前面所言，合金彼此間組成上的差異極小。牙醫師所接觸上市汞齊合金性質方面的差異，幾乎應該完全歸因於製作程序的不同。這類製作程序極其精細而又準確，所獲得優良的產品，經常在其後的操作方面，獲得牙醫師的偏愛。

合金鑄塊於適當的熱勻相處理而且冷卻至室溫以後，需予以削切、或粉碎 (comminution) 成銼屑。可將鑄塊放在車床、或研磨機器上，輸送到切割器、或刃部即可。輸送速率——亦即削切器與鑄塊接觸的速率——可決定牙醫師所接受最終合金粒子、或晶粒的基本大小。合金的鑄體極脆，削切取出的粒子通常都是針狀碎片。

完成削切之後，可藉珠磨法 (ball milling)，更進一步減小所收集合金碎片的大小。珠磨作業可將針狀碎片碎裂成形狀更均勻的粒子。然後，用篩子篩濾合金粉末，才能够在預備包裝以前，分出最終粒子的等級。

粒子的大小 (Particle Size)：必須密切注意合金粒子的大小。削切速率每一轉雖然只有 1/1000 吋的差異，對合金粒子表面比 (specific surface) 的影響，可高達 25%。廠家必須瞭解粒子的實際大小暨其分佈於合金粉末內的情形，同時詳載於說明書上。雖然合金經常以「精削」 (fine cut)、或「微削」 (micro-cut) 等名詞標誌，這類名詞的意義並不明確。一般現代合金的大小約為 35 微米 (micrometer) 加上數微米的偏差，以現在的名詞來說，這類合金都屬精

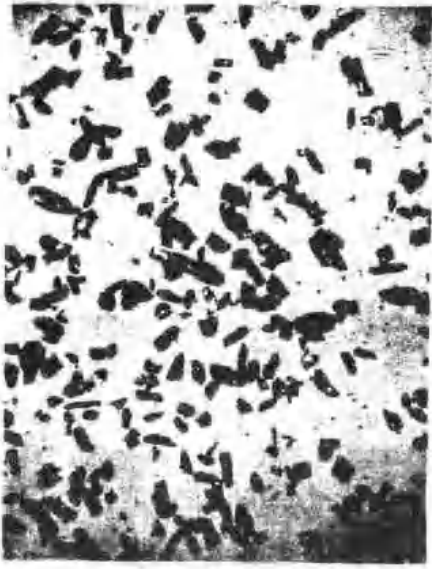


圖20—5 一般銼屑狀牙科用汞齊合金的小粒子
• ×90

削品。平均大小減至26微米左右時，即為微削品。

最重要的差異，並不在於粒子的平均大小，而是大小在平均值左右如何散佈。有大量非常微細的粒子（小2或3微米）時，能够大量增加合金的表面比，混汞時需要較多的汞。假如能够預先適切控制粒子的平均大小與散佈情形，使用較小的粒子，也能獲得絕佳的合金。典型汞合金較小的粒子示於圖20—5。

現代的汞齊術式具有選用小粒子的趨向，無論這種小粒子是來自製作，抑或調合程序。其他條件相若時，使用小粒子比大粒子更易產生早期強度較大、硬化較快的汞齊。另一個反對使用大粒子的原因在於：汞與合金的最後混成物比較缺乏平滑性，可能造成壓緊時汞齊難以貼合窩壁的結果。

此外，大多數已完成的修復體是由被汞、汞—錫、汞—銀相包圍着的原始合金粒子組成，原始晶粒的大小可改變已修飾表面的性質。在汞齊半硬化之際，需用尖銳的器具彫出牙齒的解剖形態，萬一所用合金的粒子較大，易自基質拉出銼屑，造成表面粗糙的結果。這種表面易受侵蝕。

正如前面所述，這些合金銼屑可壓成錠形，以便於調劑與混汞。

時效作用 (Aging)：一旦將合金鑄塊削成屑狀後，大多數廠家都會對粒子施予某種表面處理 (surface treatment)。雖然處理粒子的細節屬於專利，無可否認的，用酸處理合金粒子，是數年來製造上不可避免的一項過程。這種處理的真正效用雖未完全明朗，可能與自合金選擇性地溶解某些特殊組成有關。

必須消釋削切及琢磨時加諸粒子中的微應力。否則，它會於一段時間漸次消釋，造成合金性質的改變，尤其是混汞速率以及硬化時體積的改變等。此過程稱之為：時效作用，包括一個在中等溫度下的弛緩循環。通常，經過適當時效處理的合金，於儲存一段長時間之後，仍能保持其活性與性質方面的穩定。

球狀合金 (Spherical Alloys)：合金粒子除了製成常見的削片狀之外，還可製成微圓球狀。雖然有許多能够達成這種目的的製作法，最知名的還是一種包括將合金融熔體原子化 (atomization) 的方法。圖20—6 示，這種合金的粒子。

正如一般銼屑狀合金，自球狀合金所製得汞齊的物理性質，亦受粒子大小的影響。可藉劃分粒子的大小的等級，獲得最佳品質與操作上的特性。因此，散見於市面的合金，其粒子有直徑自5至50微米不等。當然須要對這類球狀粒子施予適當的熱處理。

球狀汞齊合金的種類，直線上升，在諸如日本等國家中，受到異乎尋常的賞用。

在削片狀與球狀合金之間，有某些先天性差異值得注意。以球狀合金粒子製成汞齊的初期（一小時）抗壓強度，比以銀—錫系為主削片狀合金製成者，高出25%；雖然在球狀合金問世以後，市面上也陸續出現了幾種初期強度能够相提並論的削片狀合金。有報告指出¹⁰：球狀合金的最後抗壓、張力強度較大，邊緣強度亦然¹¹。

這些強度上的差異與顯微結構有關。就車床削切的合金而言，與汞之間的反應取決於創造無氧化膜的表面；氧化膜經常發生於剛製成的銼屑上。在混汞過程中，由於粒子的斷裂與磨損，可造成潔淨的表面，然而，由於粒子間的物理連結性有礙氧化膜的完全去除，易使合金與汞的接觸陷於不完全。球狀粒子汞齊所發生的情形並非如此，雖然在操作過程中並沒有粒子的斷裂，能够完全除去表層的氧化膜，最後的結果是，粒子周圍都發生較完全的汞齊化。

由是知，使用球狀合金時，可選用較低的汞—合金率（汞約佔48%）；然而，使用車床削切合金時，上述汞—合金的比率，汞最少需佔52、或53%。

這類合金最重要的優點或許在於汞—合金比例與壓緊壓力雖有不同，顯微結構與物理性質所

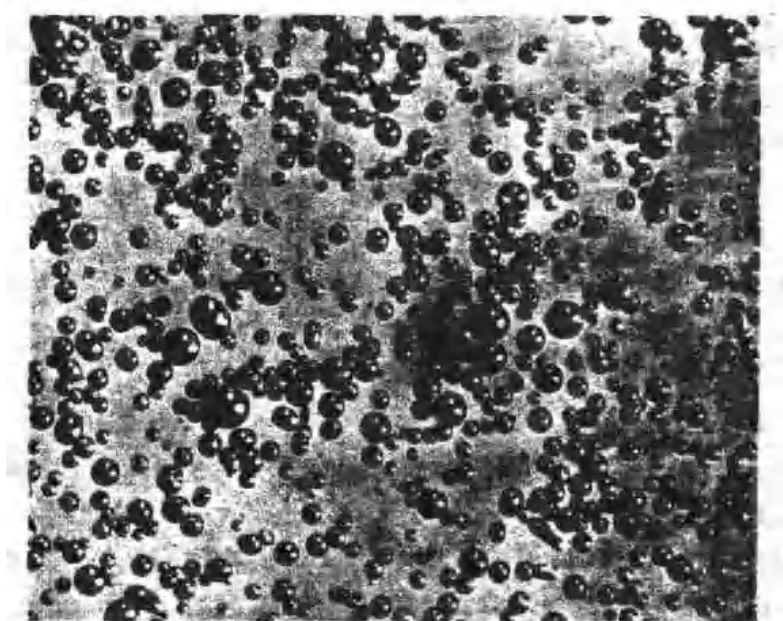


圖20—6 球狀汞齊合金的粒子。×180。與圖 20—5 所示的銼屑狀粒子比較時，應注意本圖的放大倍數較高。

受的改變並不大；例如用一種低的壓緊力，就能維持同樣的強度，而壓緊自車床削切合金製作的汞齊時，在相當小的充填器（condenser）上，正如次章即將敘述者，仍需要極大的力量，以獲得適當的強度。假如使用真正球狀合金，與銲屑狀合金相形之下，只要用上10/1的壓緊力，就可獲得同樣的張力強度¹³。換言之，球狀合金對許多就銲屑狀合金來說不適切的術式，比較不敏感。

潤飾後修復體的表面比較平滑，受顯微間隙槽塌的情形較少；上述顯微間隙（microscopic voids）為使用典型合金製成修復體的特徵。

以適當方式經手時，一般球狀合金的硬化膨脹都較小，甚至於可能有收縮的現象。正如即將敘述於22章者，這種程度的體積變化，在臨床診療上並不具積極意義。

值得注意的是，球狀汞齊需要在間隔術式（matrix technic）方面發費額外的費用。由於汞齊的實質極小，端類壓緊壓力無法建立正確輪廓的緣故。必須依據外形預備個人專用的、以木楔楔牢的帶環（band），否則會造成牙頸緣過長、鄰接面扁平、接觸不良等結果。極其自然的，無論合金的形式如何，任何汞齊修復都需要用到此種間隔。

回到球狀合金業經改良而凌駕於常用銲屑狀合金的物理性質，它可能被質疑的重要問題在於：是否能因此獲得較卓越的臨床作用？

有一控制良好、在可容忍的限度下利用放射線檢查修復體、為期三年的研究指出：修復件無論以球狀合金、或一般銲屑狀合金製成，在臨床作用上並無差異。因此，在建立本系的確實效用方面，仍有待一段長時間的臨床研究。

22章將述及，將銀—銅易鎔物的球狀合金粒子加在一般銀—錫合金的銲屑狀粒子，而形成的分散合金系（dispersion alloy system）。

汞齊的金相學（Metallography of Amalgam）：圖20—7示，牙科用典型汞齊結構的光學顯微照。雖然顯微結構的確認與解說尚未完全明朗，以下的敘述係以廣受認定的理論觀念為依據¹⁴。

顯然有一以 γ -相(A)為核心的核化結構。至少就涉及目前所用的牙科用合金來說，這是與汞反應銀—錫合金銲屑的主要成分。

研磨銲屑與汞時，汞與銲屑合金化，產生兩個被稱為 γ_1 與 γ_2 的新相； γ_1 結晶成分分子式為 Ag_2Hg_3 的體心立方結構。

γ_2 則呈分子式為 $Sn_{7-8}Hg$ 的六方晶格（hexagonal space lattice）。此二相可見於圖20—7；汞齊顯微結構固有的隙縫也很明顯。

此反應類似於形成高鎔物的反應；含汞的兩個新相迅速形成薄輪於，可藉阻止游離汞進一步擴散至銲屑、或 γ -相而使反應減緩的合金粒子上。

實際上，研磨、或調和程序可造成多量的初期結晶。調合 γ -相（銲屑）與汞時，由於調合過程中磨擦形成的 $\gamma_1 + \gamma_2$ 相，會從銲屑表面剝離，使得粒子與汞之間的進一步反應，得以進行。一旦將實塊壓緊於已預備窩洞內，由於此階段的薄輪變成永久性者，進一步的反應會漸次減慢。毫無疑問的是， γ_1 暨 γ_2 的產量決取於游離汞的存在量。

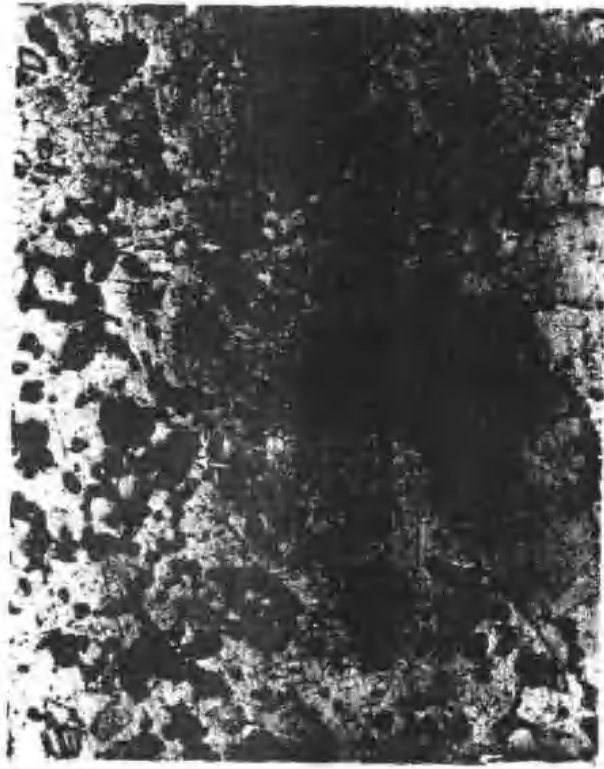
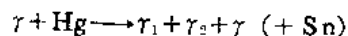


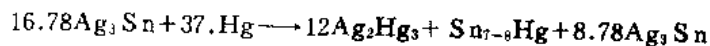
圖20—7 用碘蝕刻的牙科用汞齊的顯微結構。示：被基質——由小而不規則的 Ag_2Hg_3 (γ_1 -相) 粒子B構成——包圍的未反應 Ag_3Sn (γ -相) 粒子A，同時顯示出 Sn_{7-8}Hg (γ_2 -相) C以及隙縫D。雖然在本圖這種黑白光譜顯微照看來，隙縫與 γ_2 -相粒子極其相似，觀察實際色澤極易鑑別。

， 本反應可用符號表示如下：



假如合金的含錫量超過27%，而有 γ -錫低鎔合金存在時，會有錫的出現，必須包涵於方程式裏。

假如以方程式的方式顯示本反應，含重量比50%汞的牙科用汞齊的最近似程式為：



根據上式，硬化汞齊中未反應 Ag_3Sn 的體積比為：31%。

牙科用汞齊結構上的最主要缺陷在於它的多相性本質。這種結構使得它的張力強度差，同時抗侵蝕性也低。

相的性質 (Properties of Phases)：已硬化汞齊的物理性質，取決於組成諸相的相對百分比。強度最大的是，在原始合金佔多數的 γ -相；最終結構中此相愈多，汞齊的強度愈大。最脆弱的成分為 γ_2 -相；抗侵蝕性方面，本相也最差， γ -相屬中等，而以 γ_1 -相最穩定¹⁷。

不容置疑地， γ -相與基質之間的交界面是一個重點¹⁸。除非未反應的 γ -相牢接於基質，否則 γ -相的比例高，也不具任何效用。交界面的強度深受混汞術式暨已硬化汞齊內汞量的影響。

上述各相與汞齊的性質暨功效的關係，請參閱以下諸章。