

目錄

目錄	1
表目錄	3
圖目錄	4
中文摘要	5
英文摘要	6
參考文獻	37

第一章緒論

1-1 前言	7
1-2 研究目的	9

第二章文獻回顧

2-1 鈦金屬及應用	10
2-1-1 鈦金屬的分類與機械性質	11
2-1-2 鈦金屬之鑄造	11
2-1-3 鈦鑄造物之表面反應	13
2-2 包埋材	14
2-2-1 牙科用包埋材	14
2-2-2 包埋材之組成	15
2-2-3 包埋材之分類	17
2-2-4 鈦用包埋材	19
2-3 披覆技術之應用	22
2-3-1 氧化物之簡介	23
2-3-2 氧化物之應用	24

第三章 材料與方法

3-1 材料	26
3-2 試片製作	27
3-2-1 蠟型 (Wax pattem)	27
3-2-2 披覆 (實驗組)	27
3-2-3 外層包埋	27
3-2-4 加熱去蠟與鑄造	27
3-2-5 對照組	28
3-2-6 鑄造試片處理	28
3-3 硬度測試	29
3-4 XRD 元素分析	29
3-5 OM 表面觀察	29
3-6 SEM 及 EDS 分析	30
3-7 統計分析	30
第四章 結果	
4-1 鑄造物之形態及表面觀察	31
4-2 硬度測試	31
4-3 XRD 元數分析	31
4-4 OM 觀察	32
4-5 SEM 及 EDS 分析	32
第五章 討論	33
第六章 結論	36
參考文獻	37

表目錄

表 1. 元素週期表及鈦之基本物理性質	42
表 2. 商業用純鈦以 JIS 之分類及其機械性質	43
表 3. 商業用純鈦以 ASTM 之分類及其機械性質	43
表 4. 各式牙科純鈦鑄造機之比較	44
表 5. 鈦鑄造物表面顏色與氧化程度	45
表 6. 不同溫度下鈦的氧化膜顏色	45
表 7. 石膏包埋材的 ADAS 規格要求	46
表 8. 磷酸鹽包埋材的 ISO 規格要求	46
表 9. 市售之鈦用包埋材料	47
表 10. 幾種常見氧化物的基本性質	48
表 11. 氧化鋯粉末之成份含量	48
表 12. Bellasun 及 BegoSol®之性質介紹	49
表 13. Vicker's 硬度測試結果	49

圖目錄

圖 1. 牙科用金屬之機械性質	50
圖 2. 氧含量對鈦金屬機械性質之影響	50
圖 3. 鈦鑄造機之鑄造示意圖	51
圖 4. 白矽土 (SiO_2) 之晶格結構及熱轉變	51
圖 5. 二氧化矽之熱轉變	52
圖 6. 二氧化矽之熱膨脹曲線	52
圖 7. 硫酸鈣分解反應式	53
圖 8. 磷酸鹽系包埋材之主要化學凝結反應	53
圖 9. 液態鈦與二氧化矽接觸形成之反應式	53
圖 10. 各種氧化物形成的標準自由能與溫度間之關係	54
圖 11. 披覆處理示意圖	54
圖 12. 氧化鋯、BegoSol®液體及 Bellasun 包埋材	55
圖 13. Titavest 包埋材及專用液	55
圖 14. Titavest 包埋材之收縮及膨脹曲線	55
圖 15. Morita 二級純鈦	56
圖 16. 蠟型黏接於鑄道成型器及鑄造環	56
圖 17. 完成披覆之蠟型	56
圖 18. 加熱去蠟前之實驗組鑄模	57
圖 19. 加熱去蠟完成之實驗組鑄模	57
圖 20. X 光繞射儀 XD-D1	58
圖 21. 掃描式電子顯微鏡 S-3000N	58
圖 22. 維氏硬度測試儀 HVM2000	58
圖 23. 未噴砂處理之各組鑄造物	59
圖 24. 各組經噴砂處理後之鑄造物	59
圖 25. 各組鈦鑄造物之表面硬度	60
圖 26. XRD 分析之結果	61
圖 27. 未噴砂處理的表面之 OM 觀察結果	63
圖 28. B100 噴砂處理的表面 Line scanning 分析結果	64
圖 29. B100 噴砂處理的表面 Mapping 分析結果	64
圖 30. B50 噴砂處理的表面 Line scanning 分析結果	65
圖 31. B50 噴砂處理的表面 Mapping 分析結果	65
圖 32. CB 噴砂處理表面 Line scanning 分析結果	66
圖 33. CB 噴砂處理表面 Mapping 分析結果	66

中文摘要

鈦金屬是一個較新的金屬且已被應用於牙冠及牙橋、金屬燒附陶瓷的固定補綴物及活動牙架等牙科裝置。鈦在高溫中極易氧化及發生反應，而造成鑄造困難，且鑄造時鈦表面易與包埋材產生燒結，常導致鑄造物的表面及機械性質變差。本研究主要使用氧化鋁應用披覆技術，探討鈦鑄造物的表面反應層及表面元素擴散的情形。

使用氧化鋁粉末與 100% 及 50% 兩種濃度的專用磷酸液體配成泥狀，分別披覆於蠟片表面，再以市售磷酸鹽系包埋材進行包埋，並以純鈦金屬鑄造。使用市售鈦用氧化鎂系包埋材進行鈦鑄造作為對照。利用 OM、SEM 及 EDS 針對鈦鑄造物表面進行觀察及元素分析，以維氏硬度測試鈦鑄造物表面硬度，再以雙向 ANOVA 針對結果進行統計分析。

結果顯示：實驗組所得之鈦鑄造物無明顯的缺陷且形態完整，表面之披覆材料及包埋材可輕易去除，硬度測試結果顯示其表面反應層厚度約為 $150\mu\text{m}$ ，與對照組並無顯著性差異。OM 觀察鑄造物的結構可見層的燒結層，內層的 α -case 及最裡層結晶較長的針狀結構。經 Line scanning 及 Mapping 分析結果顯示實驗組鑄造物表面無元素擴散進入的情形，而對照組鑄造物表面則有明顯鋁元素擴散進入金屬表面的情形。

結論：本實驗所用氧化鋁披覆技術可應用於鈦金屬鑄造，透過氧化鋁的披覆可以隔絕或減少包埋材成份擴散至鈦表面，對於減少鈦金屬表面反應是有效果的。

關鍵詞：鈦、氧化鋁、披覆、鑄造、磷酸鹽系包埋材

Abstract

Titanium is a relatively new metal for cast dental prostheses and has been used for crown and bridge, metal–ceramic restorations, and partial framework. Titanium is high reactive and oxidize easily at high temperature, resulting in the technological difficulties in casting it. During casting, the greater adhesive phenomenon was obtained between titanium surface and the investment; and the surface and mechanical properties of the casting became poor. In this study, the zirconium oxide was applied with coating technique. To analyze the element diffusion and surface reaction layer of titanium castings.

The mixed slurry of zirconium oxide powder and commercial Begosol® (100% and 50%) liquid was coated on the wax pattern respectively, and the commercial phosphate-bonded investment was invested. The commercial pure titanium was used for casting. The commercial magnesium oxide investment was as control. The surface of castings were observed and analyzed by OM, SEM, EDS. The Vicker's hardness test was performed and the results were evaluated by Two-way ANOVA.

The results show the obtained castings from experimental groups were non-defect and intact. The coating material and mold was removed easily. The results of HVN shown: the thickness of surface reactive layer was about 150 μ m, there was no significant difference with the control group. The layer structures of casting (the outer sintering layer, α -case layer, and inner acicular structure) were observed by OM. There was not element of the coating material and mold detected on the surface of castings by line scanning and mapping, and aluminum was detected obviously on the surface of castings obtained from the control group.

In this study, the used coating material applied to titanium casting can obtain good results of reduce surface reaction and avoid elements of mold diffusing into the surface of titanium casting.

Key words: Ti, zirconium oxide, coating, casting, phosphate-bonded investment

第一章緒論

1-1 前言

由於純鈦金屬擁有良好的機械性質：比重輕、延展性佳，高強度，耐腐蝕性佳、低熱傳導係數、熱膨脹係數與齒質接近，良好的生物相容性、易於使用機械或電化學的程序來成形及修整、對 X 射線呈半阻射性、且價格與貴金屬相較之下，較為合理低廉等優點，因此鈦金屬近年來在醫學領域中已有相當廣泛的應用，例如手術固定用骨釘骨架、牙科矯正用線、人工牙根種植體、義齒復形用金屬等等[1]。

然而純鈦金屬熔點相當高，在高溫下化學性能活潑，與氧、氮、碳、氫等元素的親和性極強，所以於鑄造的過程中鈦易與其接觸之物質如坩堝及包埋材料產生反應。目前於臨床上主要應用於高熔點合金的包埋材料多數以磷酸鹽系包埋材為主，如將磷酸鹽系包埋材料應用於鈦金屬鑄造時，因為其主要成分是石英以及白砂土作為耐火材，所以在鑄造過程中會產生激烈的化學反應，致使包埋材料中的元素擴散至鈦金屬表面[2,3]，形成硬度較大且較厚的反應層，而且這些反應層，也會隨著鑄造溫度上昇，產生厚度增加的現象[4]。進而影響了鈦的表面性質也導致影響了鑄造物的精密度及機械性質[5-7]。因此欲利用傳統的鑄造機及包埋材料來鑄造鈦金屬是相當困難的。

自 1980 年代起純鈦金屬鑄造機被製造及不斷地改良，在鑄造過程中應用抽真空，並注入氬氣或氬氣等惰性氣體的方式，防止鈦金屬產生過度氧化的現象。就鑄造方式而言，在純鈦金屬鑄造機中應用了抽真空、氬氣加壓或離心等三種方式來產生鑄造壓力，許多學者經測試後皆指

出，以離心力來鑄造是最能達到良好鑄造性的方式[8,9]。利用電弧作為熱源，並使用銅或石墨材質的坩堝以避免與鈦金屬產生反應。一些學者就氬氣對鈦的鑄造性的影響進行了多探討，指出氬氣注入的壓力大小是影響鑄造物機械性質及鑄造物完整性的因素之一[10,11]。在市售的鈦金屬鑄造機類型中已有將抽真空、加壓及離心這三種方式合併使用的機型。

目前市售鑄鈦金屬專用包埋材料中，為了解決鈦金屬與包埋材料產生反應的問題，根據熱力學的理論，應用幾種在高溫時性質穩定的氧化物，如氧化鎂、氧化鋁、氧化鈣、氧化鋯或氧化釔 (Yttrium oxide) 等作為耐火材，將其加入包埋材料中[12]以取代氧化矽。理論上，在高溫鑄造的過程中，可降低包埋材料與鈦金屬間反應的機會，使鈦鑄造物表面獲得較平順且反應層較薄的效果[13]。

許多學者也嘗試將某些安定的氧化物，例如：氧化鋁、氧化鎂、氧化鈣、氧化鋯、氧化釔等材料[14-16]，進行蠟型表面披覆 (Coating) 的處理，以防止高溫鑄造過程中鈦金屬與包埋材料間的接觸，並達到減少鈦鑄造物表面反應層的目的[4,17,18]。

當欲為上述氧化物粉末尋找適當的黏結劑或專用液體時，通常選用水及磷酸類液體或醋酸類液體作為黏結劑，但就披覆材料而言於實際操作時發現，這些氧化物通常不易與上述液體起反應或需等待較長的硬化時間，且硬化後披覆材料本身的強度也不理想，無法承受加熱及鑄造的壓力導致鑄造物無法完整的呈現出蠟型之形態，所以對於一個適合的披覆材料（氧化物及其黏結劑）應達到滿足臨床上應用的要求，如操作性、強度、精密度及價格等因素，但這方面的研究仍是個相當複雜且困

難的課題。所以研發出一套鈦金屬專用的包埋材料或披覆材料來配合鑄造設備，即是現今及未來繼續研究的方向[19,20]。

1-2 研究目的

本研究的主要目的是藉由鑄型內部蠟型表面披覆一層氧化鋯的包埋技術，改善、減少鈦金屬與一般磷酸鹽黏結劑包埋材的反應，達到降低鈦鑄造物表面反應層的厚度，以獲得較好的鈦鑄造物表面性質。試驗將蠟型表面披覆一層氧化鋯，再利用市售磷酸鹽系包埋材進行外層包埋後進行純鈦金屬鑄造，探討經氧化鋯披覆包埋鑄造所得鈦鑄造物的表面性質，暨與包埋材料間之反應情形，對鈦鑄造物的表面反應層厚度、元素擴散的情況進行研究分析和評估。

第二章文獻回顧

2-1 鈦金屬及應用

於1791年英國人W.Gregor首先發現Ti元素，鈦的原子序為22，位於周期表上的4A族，屬於過渡元素。表1元素週期表中顯示為鈦之基本物理性質。

由於鈦金屬及其合金擁有質量輕、高強度、低彈性模數及優異的耐蝕性等特性，所以於 1950 年代起即成為航太工業上重要的材料。它的優點包括了：比重輕、其密度為 4.5g/cm^3 、與人體骨頭密度相似、硬度適中介於牙本質和牙釉質的硬度之間、抗拉強度又高，且擁有優異的生物相容性因此不會引起局部或全身不良反應，熱傳導性低可使組織免受冷熱刺激等，再者易於局部的點焊處理及易於利用數位機械或電化學加工及成型，這些性質均符合牙科補綴物之要求，於是鈦金屬開始被應用於牙科[1]，例如：植體或鑄造補綴物，近年來隨著鈦在牙科臨床方面的應用日益增加，所以就牙科而言，鈦金屬利用仍將在現在及未來佔有一席之地[21]，因此許多學者預測鈦金屬將成為 21 世紀口腔修復的主要材料。但是就鈦在牙科的應用方面仍有許多需要再研究改善的部份，例如：研發理想的鈦用包埋材料、陶瓷燒附系統、設備儀器設計與控制生物反應等。

2-1-1 鈦金屬的分類與機械性質

所謂的商業用純鈦（Commercial Pure Titanium；CP Ti），根據日本工業標準（Japanese Industrial Standard；JIS）及美國測試及材料學會（ASTM），可將商業用純鈦依其氧、氮、氫、鐵及碳等微量成分的含量而區分成四個等級，其主要的差別是在於氧及鐵的含量不同，當隨著不純物的含量增加，其抗拉強度及硬度會增加，而伸長率相對的減少，表2顯示為商業用純鈦以JIS之分類及其機械性質，表3 顯示為商業用純鈦以ASTM之分類及其機械性質。

就牙科用金屬而言，二級純鈦金屬其機械性質方面，如抗拉強度、伸長率、硬度都相當牙科用金合金（圖1）之機械性質[22]。純鈦金屬因其所含微量元素，如氧、鐵、氮等元素的含量不同而決定其分類及機械性質，由此可知在熔解鑄造純鈦時這些微量元素的控制，對於鑄造物的機械性質及其後續處理程序是極為重要。圖2 顯示氧含量對純鈦金屬之機械性質變化影響[22]。而在加熱或鑄造過程中，當鈦接觸空氣中的氮或氧時，便會在鈦的表面形成反應層，使得鈦產生硬且脆的表面，並降低其延展性，因此鈦鑄造的過程不同於一般牙科金屬之鑄造，需有特別之鑄造設備及條件[23]。

2-1-2 鈦金屬之鑄造

鑄造對於牙科補綴物的製作是重要的步驟之一，當欲選用的金屬應用於牙科補綴物時，除了考量金屬本身生物相容性及機械性質是否符合

人體口腔之需求外，另一重要之考量即是此金屬是否方便於被加工或成型，是否可達到一定的精密度。因此一個難以鑄造的高熔點合金，儘管它擁有許多的優點，可能還是不適合被應用於牙科補綴物。而所謂牙科鑄造或牙科精密鑄造除了要能恢復牙齒原有之外形、且表面細緻，沒有缺陷的鑄造物外，基於精密度之要求，金屬鑄造物需能完全與牙齒吻合才能真正恢復患者的牙體形態和行使咀嚼功能，以及保證長期使用的療效。

對於熔點較低的牙科金屬如金合金、鈮銀合金等的鑄造，只需較為簡單的鑄造設備，通常以瓦斯-氧氣及離心鑄造的方式即可完成，熔點較高的合金，如鈷鉻合金及鎳鉻合金則常以高周波為熱源及離心力來進行鑄造，近年來鈦金屬的應用以成為醫學界及牙科的關注，但由於鈦金屬本身的特性，熔點高且在高溫下的化學性能活潑，極易與氧、氮、碳、氫等元素形成氧化物，且高溫下又易與包埋材之成分產生化學反應形成反應層，致使鑄造物機械性質及表面產生劣化的現象，所以為了達到鑄造品質之要求，鈦金屬的鑄造條件及設備都不同於一般牙科傳統的鑄造方式，而必須使用特殊的包埋材料及機械設備。

就鈦鑄造而言，在鑄造過程中除了利用抽真空之外，還會通入保護性惰性氣體以避免金屬氧化，而一般以氬氣及氮氣為主[8,9,24,25]，但氮氣價格較為昂貴所以較少被使用，由於鈦金屬的熔點高，傳統的加熱方式並不適用，所以採用電弧加熱作為熔解的熱源。由於鈦金屬比重輕，鑄造時流動性差，學者也指出鈦金屬之鑄造完整性成功率與其使用之包埋材料通氣性有明顯關係，當包埋材料的通氣性較為不佳時，則可加上通氣道來增加鑄造物的成功率[26,27]，所以鑄造壓力方面在鑄造機的設

計上除了利用抽真空的吸引力及通入氬氣的壓力外，還可配合離心力來增加鑄造的精密度及成功率。於鑄造機的設計方面，採用金屬熔解室及鑄造室兩室的結構，使得金屬更不易於熔解過程中發生氧化的情形，且利用抽真空的吸引力及通入氬氣的壓力產生壓力差使鑄造壓力充分發揮，如果再加上使用離心力的話，則可得到更大的鑄造壓力，即使是較薄或網狀的蠟型也能夠達到良好的鑄造成功率[10,28]。表4 即是市售鈦鑄造機之基本介紹。圖3 則為鈦鑄造機之鑄造示意圖。而為了減少熔融的鈦金屬與坩堝接觸產生反應，在坩堝方面也不同于傳統的鑄造坩堝，而是採用了銅、石墨、陶瓷或含鋇為材質的坩堝。

2-1-3 鈦鑄造物之表面反應

鈦金屬在空氣中極易形成一薄而緻密且相當穩定的氧化層，此氧化層能阻止氧化向金屬內部擴散具有保護的作用，可使鈦金屬達到良好的生物相容性及耐蝕性[29]。但鈦金屬在加熱的過程中，氧化膜分解氧原子進入金屬晶格，鈦金屬表面如產生過厚的氧化層，其表面下之氧的固溶量增加生成高氧濃度的反應層，由於此反應層鈦結構全為 α 相，硬度相對較高，因此將此層通稱為 α -case。而熔鑄的過程中液態鈦在高溫中與包埋材料接觸產生反應，致使鑄造物表面變的粗糙。在表層下的反應層最厚之處可達數百微米，在顯微鏡觀察下可見多層結構，此結構會造成材料組織局部之不均，進而影響其性質，使鑄造物硬度增加、彈性及延長性降低，常易造成脆裂的現象[2-6,13]。

鑄造時鑄模溫度亦會影響鑄造物之性質，當鑄模溫度愈高，鈦表面

反應層之厚度會隨之增加，其硬度也會愈大；相反鑄模溫度愈低時，反應層之厚度及硬度也會愈小，並且鈦鑄造金屬的硬度值會由表面向內逐漸遞減，所以可藉由表面硬度來瞭解其氧化程度及反應層厚度[7,30]。通常除了從表面硬度來瞭解其氧化程度及反應層厚度外，也可從鑄造物表面顏色的觀察來推測其氧化程度（表5）。表6 則顯示鈦金屬在不同溫度下之氧化膜顏色。如氧化程較輕時鈦金屬表面色澤則為橙黃色，氧化嚴重時則為黑色。

2-2 包埋材

2-2-1 牙科用包埋材

包埋材料為參與牙科鑄造的主要材料之一，成份多以無機材料為主，擁有複製成形精確並可應用的模型空間的能力，滿足精密鑄造之基本要求，即金屬鑄造物需能完全與模型吻合，金屬於鑄造完成後冷卻時的收縮必須由埋材料來補償，所以它關係著鑄造物的尺寸精密度。

一般對包埋材料之性質要求如下[31-33]：

1. 容易使用操作，有適當的流動性能完整地覆蓋於蠟型上並且在適當的時間內凝結硬化。
2. 能精確地將蠟型的形態，特別是細緻和邊緣較薄部位完整地複製成模。
3. 在脫蠟 (Burn out) 加熱時，不會產生分解情形或生成副產物影響鑄造物之品質。
4. 應有足夠的通氣性，能讓模型內的氣體在鑄造時能順利逸出。
5. 鑄造完畢後，需能輕易拆除且不會影響鑄造物之品質。

6. 在室溫或高溫處理時都應具備足夠強度，不易破碎或變形。
7. 應具備足夠膨脹量以補償蠟型或金屬在處理或鑄造過程中可能產生之收縮現象。
8. 於加熱過程中，其熱膨脹溫度範圍應較廣且熱膨脹量不易產生劇烈之變化。
9. 成份來源應易取得且成本低廉為宜。

2-2-2 包埋材之組成

一般而言包埋材料主要是以下三種不同材料所組成：

(一) 耐火材料 (Refractory Material)

此類的成分主要是二氧化矽 (SiO_2) 和衍生物，如石英 (Quartz)、鱗石英 (Tridymite)、白矽土 (Cristobalite)或是以上三種的混合物，這些加入於包埋材料中的成份通常具有高熔點可以抵抗融熔金屬的熱襲，而應用於牙科包埋材料時，尚可達到補償金屬冷卻時收縮的效果。

石英 (六方單位晶胞) 及白矽土 (立方單位晶胞) 為二氧化矽之同質多晶性 (Polymorphism) 物質，於結構上同為四個氧 (O) 原子圍繞著一個矽 (Si) 原子，鏈結成三度空間 (3D) 之網眼結構但擁有不同之重覆晶格，除此之外，兩者皆有相轉變之特性，當石英或白矽土加熱至相轉變溫度 (石英： 573°C ；白矽土： 220°C) 時，矽-氧-矽鍵結角度會約由 140° 轉變為 180° ，如圖4。這過程即稱熱轉變，其低溫時為 α 相之結構隨著熱轉變溫度而轉變為 β 相之結構，如圖5。熱轉變使得鍵結角度增大致使體積變大，石英的線性膨脹量約為0.7%，白矽土則有較高的線性膨脹量約為1.0% (圖6)。石英或白矽土於加熱時產生體積膨脹的現象，而當其

於冷卻過程時體積則有收縮產生，但加熱前與加熱後的總體體積則仍有膨脹的現象。

耐火材料應用於精密鑄造時之基本特質要求如下：

1. 熔點需高於鑄造金屬之熔點
2. 與金屬及包埋材料間需不起化學反應
3. 能夠完成細緻之金屬表面
4. 良好的通氣性
5. 足夠的強度以抵抗金屬鑄造之壓力
6. 有足夠膨脹以補償金屬冷卻時所產生之收縮

(二) 黏結材料 (Binder Material)

由於上述耐火材料無法自行凝結成固態物體形狀，因此，必須藉由其他黏結材的加入幫忙成形，增力加強度具有抵抗鑄造的壓力，最常作用於石膏系包埋材的黏結材料為半水硫酸鈣（石膏），而其它種類包埋材料如磷酸鹽系包埋材所使用的黏結劑 (Binder Agents) 則是磷酸氫氨 ($\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$) 及氧化鎂 (MgO)，矽酸鹽系埋材的黏結劑通常是矽酸乙酯 (Ethyl Silicate)，其它被使用的黏結劑則有矽酸鈉 (Sodium Silicate)、硫酸氨 (Ammonium Sulfate)、磷酸鈉 (Sodium Phosphate)等材料或其他類似材料。

(三) 其他化學劑

通常單獨只有耐火材和黏結材的混成並不能滿足包埋材料性質的要求，往往須添加其他化學物質如氯化鈉、硼酸、硫酸鉀、石墨(Graphite)、銅粉或氧化鎂以調整所配成的包埋材料性質來符合實際應用的須要，如：對石膏系包埋粉添加少許硼砂或鹽酸將增加其膨脹的效應。

2-2-3 包埋材之分類

包埋材料一般依在牙科使用的金屬熔點或黏結材的不同，將包埋材可分類為低溫包埋材及高溫包材，常見為石膏結合包埋材 (Gypsum-bonded investment) 或磷酸結合包埋材 (Phosphate-bonded investment)。而於臨床技工室中，依用途一般可分為活動床用包埋材、固定牙冠及牙橋用包埋材及焊接用包埋材。

(一) 石膏結合包埋材

此類包埋材料多數應用於低中熔點合金的鑄造，其主要成份含 60 至 65% 的石英或白砂土作為耐火材，半水硫酸鈣作為黏結材和少量的化學添加物。

由於石膏耐熱性不高，因此此類包埋材料於加熱脫蠟時最高溫度不能超過 700°C，當溫度超過 700°C 時包埋材料會產生分解反應 (圖 7)，如將此類材料應用於高熔點之合金時，包埋材中內含硫酸鈣分解反應形成三氧化硫氣體，三氧化硫或二氧化硫氣體會自材料表面逸出而造成金屬鑄造物表面污染之現象，且包埋材強度降低及體積收縮。

石膏結合包埋材主要膨脹來源可分為硬化膨脹、吸濕性膨脹及熱膨脹，用以補償鑄造過程中可能發生的金屬收縮現象。表 7 為石膏包埋材的 ADAS 規格要求。

(二) 磷酸結合包埋材

此類型的包埋材料之耐火材大多以石英和白砂土兩者的混合物，約佔包埋材料成分的 80%，其目的為提供高溫加熱時的耐熱及膨脹來源；而黏結材料一般為氧化鎂 (MgO) 與磷酸氫 ($\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$) 為主材料，目前

多數的磷酸結合包埋材所使用的攪拌專用液體，成份為二氧化矽與水混合成矽土懸浮液體 (Colloidal Silica Suspension)。

此類型的包埋材料其化學凝結反應作用可以用公式說明 (圖 8)，主要的反應成分為黏結材料部份，其中生成物磷酸氨鎂 ($\text{NH}_4\text{MgPO}_4 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$) 以一聚合體形式將成分中之氧化鎂及二氧化矽包圍而凝結成一個固態物體。此凝結反應之包埋材料於加熱過程中，當加熱約 160°C 時會有脫水現象及氨氣 (NH_3) 產生， $300\text{-}700^\circ\text{C}$ 間仍有氨氣產生，而反應最終生成物為焦磷酸鎂 ($\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$) [34]，其反應過程歸納如下 (圖 8)。

包埋材在加熱過程中會產生熱收縮現象，主要是由於黏結劑的分解及氨氣的逸出，但是由於此種收縮現象比耐火材料因為加熱而發生的膨脹量小，所以實際測得的是體積膨脹效果。而包埋材的膨脹量因使用專用液中矽土的含量而有明顯的影響，一般此種類的包埋材其熱膨脹量約在 0.8 至 1.2% 之間。由於此類包埋材料於操作及加熱過程會有氨氣的產生，危害了使用者的健康及工作環境，所以有學者尋求不同的黏結材料以研發無氨氣產生的包埋材 [35]。

由於包埋材在凝固反應初期是一項放熱反應，所以在調拌混合過程中溫度對於包埋材的反應速度的影響相當明顯，較高的水溫或環境溫度可使凝結將較為快速，縮短硬化時間，而使用液體與粉末的比例 (L/P) 若增加則可減緩硬化時間，延長操作時間 [36]，一般如操作時間不足除了增加液粉比例外，尚可將液體先行冷凍降溫以獲得較長的操作時間。此外於臨床使用中建議使用真空調拌裝置可得到較理想的調拌效果及較佳的硬化膨脹及強度 [37]。表 8 為磷酸鹽系包埋材的 ISO 規格要求。

2-2-4 鈦用包埋材

如前所述鈦金屬具有很高的熔點和活潑的特性，如果將傳統的磷酸鹽系包埋材應用於鈦金屬之鑄造，在鑄造過程中當熔融的液態鈦與二氧化矽接觸時，鈦將置換二氧化矽中的氧形成氧化物使氧固溶於鈦金屬內，形成矽-鈦化合物（圖9），此反應可在500~1800℃間發生[33]。而這些存在於金屬表面的不純物質往往影響著金屬的表面及機械性質。

為了解決鈦金屬與包埋材料產生反應的問題，根據熱力學的理論，利用氧化物形成之標準自由能的差異，圖 10 顯示各種氧化物形成的標準自由能與溫度間之關係，發現可以應用幾種自由能均較鈦氧化物（二氧化鈦）低的耐火氧化物，如氧化鎂、氧化鋁、氧化鈣或氧化鋯等氧化物作為耐火材，在高溫中十分安定可減少鑄造時熔融鈦與包埋材產生反應，進而獲得較完美的鑄造物表面及機械性質。

鈦用包埋材料之性能應有以下要求：

1. 化學穩定性高 不與熔融鈦發生反應。
2. 能補償鈦金屬冷卻時的收縮，不影響鑄造的精密度。
3. 材質需細緻，能充分再現鑄模，形成表面清晰光澤的鑄型。
4. 耐熱性及抗熱衝擊能力高，在熔融鈦的高溫作用下不變形與破裂。
5. 吸附氣體與水分的能力小，避免加熱時釋放出大量氣體。
6. 低的導熱性，以減少鑄造物因急速冷卻而造成缺陷。
7. 操作簡單且易拆除

由於純鈦有 1668 °C 的高熔點和高溫下易氧化的特性，傳統的包埋材已不能滿足鈦鑄造的要求，近年來研發採用具有高度耐熱性的氧化物作為包埋材料的耐火材，應用於鈦金屬之鑄造。鈦用包埋材料主要組成

包含了氧化矽、氧化鋁、氧化鎂、氧化鈣、氧化鋯等，黏結劑則包含了磷酸鹽、矽酸乙酯、醋酸鎂、氧化鋁黏膠等材料。

而此類埋材料依其膨脹方式則可分為三類：

1. 以氧化矽於加熱時晶相轉變產生膨脹的包埋材料。
2. 以金屬鋯 (Zr) 粉末於加熱程中氧化產生膨脹之包埋材料。
3. 以氧化鎂及氧化鋁加熱形成尖晶石 (Spinel, $MgAl_2O_4$) 產生膨脹之包埋材料。

黏結劑也是鈦用包埋材中的關鍵材料，因此良好的鈦用包埋材料中的黏結劑應有下列要求：

1. 室溫下具有良好的黏結性能，獲得理想的強度。
2. 加熱後強度適當且體積收縮小。
3. 與耐火材料結合程度良好，無多餘化學反應。
4. 加熱後之生成物有較高的穩定性不易與熔融液態鈦產生反應。
5. 硬化時間適宜。

隨著鈦金屬鑄造的技術進步，這些矽系、鎂系、鋯系和鋁系等鈦用包埋材的研究工作也有了不少的發展並且開發出許多新的產品 (表 9)。

鈦用包埋材料依其耐火材料種類則可分為以下四類：

(一) 矽系鈦用包埋材

是以氧化矽為主要材料的包埋材料，由於加熱過程中可以多種型態的晶態存在，並相應產生不同的體積和密度的變化，且此種晶相轉在較低的溫度，約 $700-900^{\circ}\text{C}$ 以下，達到體積轉變容易，因此成為在包埋材料中應用最廣泛且用量最大的原料。

氧化矽 (石英及白矽土) 在包埋材料中一直是佔有絕大比例的成

份，但由於鑄造過程中易與鈦金屬產生反應，從1990年學者Takahashi J.[13]利用傳統磷酸鹽氧化矽包埋材料來鑄造純鈦金屬指出就鑄造性、精密度或反應層等而言是絕不可行的。而這類材料的應用從鈦金屬鑄造的報告中發現鑄造時鑄模的溫度愈高時，鑄造物的表面硬度及其反應層厚度都有增加的現象，同時降低了金屬的延展性[7]。所以學者Mori [39]指出鑄造高熔點的鈦金屬時，應使用氧化鎂或氧化鋁來取代氧化矽。

雖然目前還不能避免氧化矽與熔融鈦的反應，但利用其特性和良好的操作性能學者採用矽酸鋯作內層包埋[4]或在包埋材料中再添加適量的氧化鋁、氧化鋯等均可減少氧化矽和熔融鈦接觸的機會，以獲得良好的鑄造物品質[12]。

(二) 鎂系鈦用包埋材

目前以電熔方式處理的氧化鎂作為主要耐火材料，晶體大、結構致密、高溫下體積和化學穩定性好；選用磷酸鹽類或醋酸鹽類作為黏結劑，操作簡便，應用此包埋材料之鑄造物表面細緻、污染少、鑄模拆除容易；但熱膨脹量小、且鑄模強度較低。

應用此類包埋材時，為提高熱膨脹量，可添加少許金屬鋯 (Zr)粉末或碳化鋯 (ZrC) 及氮化鋯 (ZrN)[38]，利用其加熱後的氧化膨脹或添加適量的尖晶石，利用加熱時的體積膨脹來解決熱膨脹量不足的問題。鎂系包埋材目前是市售產品中臨床應用較為廣泛且鑄造品質較為良好的產品。

(三) 鋯系鑄態包埋材

氧化鋯是一種以矽酸鋯 (ZrSiO_4) 為主要成分的礦物分解而成，在 1540°C 時矽酸鋯開始分解為氧化鋯及氧化矽；氧化鋯具有極高的耐熱性

與熱傳導性，在高溫狀態下具有很高的安定性，不易與酸或熔融金屬發生反應作用且用途廣泛。

此類材料以醋酸類材料作為黏結劑，適合使用於內層包埋，應用鋁系包埋材之鑄造物表面細緻、污染少、鑄模拆除容易，但熱膨脹小、操作時硬化時間長，價格較貴，此類包埋材是目前學者極力研究的新型包埋材料。

(四) 鋁系鈦用包埋材

此類材料以氧化鋁及氧化鎂為主，高溫時穩定、不易龜裂、抗酸鹼性強、在氧化劑或還原劑或各種金屬液體作用下不發生變化。採用磷酸鹽或矽膠溶液作為黏結劑，利用加熱後產生尖晶石的體積膨脹可以補償鈦金屬的冷卻收縮；其缺點是操作硬化須較長時間，且鑄模堅硬不易拆除。

對鈦金屬鑄造物的品質而言，除了包埋材料的要求之外，實際上在鑄造過程中受到多種因素影響，包括了鈦及其合金在鑄造過程中所呈現的鑄造性、冷卻收縮量及與包埋材反應的程度，以及形成內部氣孔的部位與方向等等。合理選擇並正確使用各種耐火材料，提高鈦用包埋材料的品質也是提高鈦鑄造物的品質，關係著鈦金屬在口腔修復後的效果或成功率。

2-3 披覆技術之應用

為了使鈦金屬能更加廣泛的應用於牙科的補綴物，鑄造的設備及鈦用包埋材料的研究一直是首要問題，為了克服包埋材料與熔融鈦的反應，許多學者開始對於包埋材料及應用方式進行探討與改進，披覆的技

術便因應而生，所謂披覆技術便是利用二次包埋的方式，將較安定的耐火材料披覆於蠟型表面，再包埋上傳統的包埋材料，以減少包埋材與金屬產生反應的機會，改善鑄造物的品質，得到較良好的表面及性質，進而也減少工作的成本。圖 11 為披覆處理之示意圖。

目前於市售的牙科包埋材料中之細緻包埋材 (Fine investment)，如 RK3 及 RK-Dur (Dentaurum, Germany) 即是一種應用於鈷鉻合金或鎳鉻合金的披覆用包埋材料，可預防鑄造過程中金屬與包埋材發生反應，在金屬表面形成燒結反應層進而防止金屬的機械性質劣化，減少金屬表面的反應層及降低表面硬度；除此之外，也可減少鑄造物後續處理所需之繁瑣加工與時間。

2-3-1 氧化物之簡介

為達到鈦鑄造物良好的表面性質，於是使用安定的氧化物作為耐火材，表 10 為幾種常見氧化物的基本介紹與性質。目前在鈦用包埋材中常將各種氧化物應用於包埋材中時，就各種成份的比較而言，氧化矽為主的包埋材操作較為簡單，但鑄造物易與鈦反應而影響鈦鑄造物的性質及精密度。氧化鋁為主的包埋材於硬化過程中則有收縮的現象；氧化鎂為主的包埋材因強度較不足，所以需較長之硬化時間且鑄造物容易發生缺陷；增加氧化鈣的包埋材穩定性最好，但膨脹量不足，於使用時需再加入熱膨脹劑，且氧化鈣不易保存其鑄模的耐久性差，氧化鋇與氧化釷則可得到良好的鑄造物表面，但價格較為昂貴，而氧化釷的使用也不及氧化鋇普遍。

2-3-2 氧化物之應用

Mueller HJ.[40] (1989) 檢測兩種磷酸結合包埋材及一種實驗性的氧化鋯包埋材，發現氯化鈣 (calcium chloride) 及矽酸鈣 (calcium silicate) 有益於包埋材的初期硬化強度，建議利用氯化鈣 (calcium chloride) 配合氧化鋯使用將可增加包埋材的初期硬化強度，且經由實驗性的氧化鋯包埋材證實不同耐火材料在加熱後，因晶體的轉變所造成的膨脹率並不相同，所以各耐火材添加的比例如果調配不當，將因加熱膨脹不均勻而造成包埋材料發生龜裂或破裂的情形。所以當利用二次包埋時，必須考量兩種包埋材料的膨脹量是否相當，對於鑄造物精密度的考量，學者則指出外層包埋材料的膨脹量將明顯的影響著鑄造的精密度[41]。

也有學者利用碳酸鈣 (CaHCO_3) 結合氧化鋯包埋材進行硬化膨脹及熱膨脹的測試，發現氧化鈣也可成為一種良好的黏結劑應用於包埋材料中[42]。而為了應用氧化鈣的高安定性，學者嚐試將其添加進入氧化鎂系包埋材料中，以氧化鎂配合氧化鈣可以改善之前氧化鈣不易操作的缺點，鑄造物的反應層厚度雖優於傳統磷酸結合包埋材料，但包埋材的熱膨脹量有不足的現象，所以鑄造物的鑄造性及精密性仍須再改善[43]。Nakai [16] (2002) 則將樹脂材料加入氟化鈣 (CaF_2) 當成黏結劑調拌氧化鈣粉末，以添加鈦粉末當做膨脹劑改善包埋材膨脹量不足的問題。

Luo[4] (2002) 利用矽酸鋯 ($\text{SiO}_2 \cdot \text{ZrO}_2$) 調拌醋酸鋯 (Acetic zirconium) 液體後披覆於蠟型表面，再以傳統磷酸鹽系包埋材進行包埋；而Wang [17] (1998) 則利用市售的披覆包埋材料及噴塗氧化鈮的產品來進行披覆，結果顯示反應層厚度皆有減少的情形，但仍無法預防氧元

素擴散進入金屬內部，且披覆層材料因無良好的黏結劑致使硬化的情形及強度有不理想的現象。由此可見尋求適當的黏結劑來配合上述的各種氧化物，對於披覆技術而言或鈦用包埋材料的改良是相當重要的課題。

在本實驗中選用較安定的耐火材料（氧化鋯）作為披覆內層，及利用傳統磷酸鹽系包埋材作為外層包埋，應用於純鈦金屬之鑄造，除可得到上述之優點部份，也能利用較廉價的傳統磷酸鹽系包埋材料做為外層包埋材，即可減少鑄造鈦金屬專用包埋材料所需之成本。

第三章材料與方法

3-1 材料

本實驗所使用的材料如下所列：

(一) 披覆材料

粉末：氧化鋯 (Zirconium Oxide, Showa, Japan) (圖 12)，其成份含量如表 11。

液體：BegoSol® (Bego, Germany) (圖 12)，為 BEGO 包埋材料之調拌專用液體。利用添加蒸餾水配製 100% 及 50% 二種濃度的比例，作為披覆材料之專用液，簡稱 B100 及 B50。

(二) 外層包埋材料

選用磷酸鹽系包埋材 Bellasun (Bego, Germany) (圖 12)，此種包埋材為高熔點合金之固定補綴物（牙冠及牙橋）鑄造所使用的材料，其專用液體為 BegoSol® 並可藉由液體濃度調配其膨脹率，操作及性質如表 12。

(三) 對照組材料

選用鈦用氧化鎂系包埋材 (Titavest CB, Morita, Kyoto, Japan)，簡稱 CB。其專用液為 Titavest Spinel Liquid (圖 13)，此種包埋材是以氧化鋁及氧化鎂為主要耐火材，可適用於純鈦金屬或鈦合金之固定補綴物（牙冠及牙橋）鑄造；其膨脹性質如圖 14。

(四) 鑄造之鈦金屬

JIS 規格二級純鈦 (Dental pure titanium A, Morita, Japan) (圖 15)，成份含量：Ti: 99.66%, O: 0.15 %, others: 0.19 %，其重量約為 10 公克。

3-2 試片製作

3-2-1 蠟型 (Wax pattern)

利用三級蠟片 (Paraffin wax, Perfect Dental Mfg Co., Ltd., Taiwan)，製成長度 10 厘米、寬度 10 厘米、厚度 1.7 厘米之正方形，並黏接直徑 3.0 厘米、長度 5 厘米之鑄道蠟 (N0.40085, Bego, Bremen, Germany)；再將兩片蠟片黏接於鑄道成型器 (Sprue former) 上，且試片最小間距應儘量加大 (圖 16)。每組數量為 3 (N=3)。

3-2-2 披覆 (實驗組)

將氧化鋯粉末與 BegoSol® 液體 (100% 及 50%) 分為 B100 及 B50 兩組，分別以 10:3 及 11:3 之比例，利用拌刀以手攪拌成均勻泥狀，然後將披覆材料完整均勻披覆於蠟型表面 (圖 17)，並靜置由室溫環境中。

選用直徑 38 厘米，高度 47 厘米的鑄造環 (Ring)，襯入一層石棉紙，如圖 16。

3-2-3 外層包埋

待披覆材料表面微乾，使用市售磷酸鹽系包埋材 Bellasun 以液體/粉末比 (Liquid / Powder ratio) 為 0.24 之比例，以手攪拌 15 秒並使用真空調拌機 (Prodent Lab. System, Taiwan) 進行調拌 60 秒，然後倒入鑄造環中，將鑄模 (Mold) 靜置 60 分鐘。

3-2-4 加熱去蠟與鑄造

將鑄模 (圖 18)置入烤爐中，加熱程序為每分鐘上昇 7°C 之昇溫速

率，從室溫昇溫至 250°C 停留 30 分鐘，再昇溫至 900°C 停留 30 分鐘，之後關閉烤爐電源並打開爐門，使鑄模自然冷卻至室溫，等待鑄造，圖 19 為加熱去蠟完成之鑄模。

使用離心式、真空、加壓式純鈦鑄造機 (Vulcan-T, Shofu, Kyoto, Japan)，以 3.0×10^{-1} MPa 的氬氣注入壓力、電流 280 安培、熔解時間 9 秒的條件進行鑄造純鈦。

3-2-5 對照組

蠟型直接以市售鈦用氧化鎂系包埋材 Titavest CB 進行包埋，液體/粉末之比例為 0.135，以手攪拌 15 秒並利用真空調拌機進行調拌 60 秒，然後倒入鑄造環中。

鑄模靜置 60 分鐘後，將其置入烤爐中，加熱程序為每分鐘 7.5°C 的昇溫速率，從室溫昇溫至 250°C 停留 20 分鐘，再昇溫至 900°C 停留 30 分鐘，最後於爐中冷卻至 650°C 再行停留 30 分鐘，鑄模以溫度 650°C 進行鑄造。

3-2-6 鑄造後試片處理

將鑄造完成之鑄模置於室內，待其自然冷卻至室溫；之後利用石膏剪小心將包埋材及披覆材料去除，以用於觀察鑄造物之形態及表面情形。

利用噴砂機 (Jeleko Co., Armonk, NY, USA) 使用 50 μ m 氧化鋁砂以 5 Kg/cm² 之壓力，任選試片的一面進行噴砂處理，再將其置於超音波洗淨器 (RK 102 P, Bandelin, Germany) 以蒸餾水洗淨，觀察其表面情形。

將超音波洗淨之試片斷面鑲埋於環氧樹脂 (Long-Curing Epoxy Kit,

Leco Corporation, Michigan, USA) 中；待其硬化，再利用碳化矽水砂紙 (3M, St. Paul, Minnesota, USA) 以自動研磨機 (Ecomet 3, Buehler, England) 及手動研磨機 (Metaserv, Buehler, England) 由100號開始研磨，經240號、320號、400號、600號、800號、1000號、1200號、1500號，並使用拋光布以0.3 μm 氧化鋁粉拋光。

3-3 硬度測試

利用維氏硬度測試儀 Vicker's hardness tester (HMV2000, Shimadzu, Japan) (圖 20) 進行表面硬度測試，以荷重 100 克的力量，作用時間為 15 秒之條件，將拋光完成的試片，由鑄造物已噴砂之表面邊緣，以每次間隔 50 μm 之距離，往鑄造物內部測至 500 μm 之深度，且每片試片進行三次測試。

3-4 XRD 元素分析

將本實驗所使用之磷酸鹽系包埋材 Bellasun 粉末、BegoSol® 液體室溫乾燥物及相同於實驗組條件加熱後之物質，以及分別依實驗條件加熱前後之實驗組 B100 披覆材料，製成粉末，利用 X 光繞射儀 X-ray diffractometer (XD-D1, Shimadzu, Japan) (圖 21) 以 $\text{Cu-K}\alpha$ 放射線，測試速度為 2°/min 之條件進行材料組成元素分析。

3-5 OM 表面觀察

將拋光完成之試片經超音波洗淨器以去離子水洗淨，酒精清潔後予以乾燥，再以 H_2O 、 H_2O_2 、 HNO_3 、 HF 體積比為 3：3：3：1 混合液酸蝕 15 秒；再用去離子水洗淨，酒精清潔，冷風吹乾後，使用光學顯微鏡 Optical

microscopy (BH2-UMA, Olympus, Japan) 觀察鑄造物表面反應層之形態結構。

3-6 SEM及EDS分析

將拋光後之試片，利用掃描式電子顯微鏡 Scanning electron microscope (S-3000N, Hitachi, Japan) (圖22) 及能量散佈光譜儀 (Energy dispersive spectrometer) 針對鈦鑄造物表面及氧化物披覆之部份，進行元素擴散分析，以瞭解表面反應層厚度及表面元素分佈情形。

3-7 統計分析

利用雙向 ANOVA 對各組的硬度測試數據，以可信度百分之九十五之條件進行組間的差異性檢定。探討披覆材料是否對鈦鑄造物表面之硬度產生影響。

第四章結果

4-1 鑄造物之形態及表面觀察

圖 23 顯示各組鑄造物經剝除包埋材及披覆材料後之形態及表面狀態，在實驗組 B100 及 B50 兩組之披覆材料及包埋材可輕易去除，尤其以 B50 這組鑄造物最為明顯表面沒有任何黏結，且表面顏色為橙黃及藍色；而對照組 (CB) 之鑄造物表面黏結白色包埋材無法完全去除，需要利用噴砂處理才可將燒結於鑄造物表面的包埋材去除。

實驗組鑄造物噴砂前表面有少許微小凹陷及裂紋，經噴砂處理後之鑄造物，則表面無明顯的缺陷且形態完整 (圖 24)。

4-2 硬度測試

表 13、圖 25 顯示鈦鑄造物的 Vicker's 硬度測試結果，實驗發現經披覆處理的實驗組及對照組之鑄造物表面硬度最高數值為 CB 組 553Hv，隨著往鈦金屬內部移動硬度則有逐漸降低的趨勢，而到達 150 μ m 之深度後，鈦鑄造物的硬度數值三組平均約為 210Hv，實驗組與對照組各組表面反應層約為 150 μ m，以雙向 ANOVA 統計分析證明在 150 μ m 深度的表面硬度三組間並無顯著性之差異。

4-3 XRD 元素分析

經 X 光繞射儀進行元素分析，由分析結果中顯示 Bellasun 的主要成份為二氧化矽 (SiO_2 ; Quartz)。BegoSol® 液體加熱前含有矽 (Si)、氧化鋁及氧化矽之化合物 ($\text{Al}_2\text{Si}_2\text{O}_5(\text{OH})_4$)、磷酸鋁 (AlPO_4)、氧化鈣 (CaO)；加熱後則可觀察到二氧化矽 (SiO_2 ; Cristobalite)。而實驗組 B100 的披覆材料加熱前及加熱後經 XRD 分析後有相同的結果，顯示除觀察到氧化鋯 (ZrO_2) 外，未觀察到其它成份 (圖 26)。

4-4 OM 觀察

試片經由光學顯微鏡的觀察，發現鈦鑄造物的結構上表面與內層的結構不同，明顯可見不同層次。由三組試片之未噴砂處理表面觀察可見多層結構，包含了最表層的燒結層，內層為結晶較短的片狀結構 (α -case layer)，最裡層則是結晶較長的針狀結構。實驗組的燒結層及 α -case layer 有明顯的斷裂，而 CB 組則較緻密、平整 (圖 27)。

4-5 SEM及EDS分析

利用線掃描 (Line scanning) 及 Mapping 分析經噴砂處理的各組試片，發現可偵測出碳、氧、鋁等元素，B100組及B50組試片表面並無元素擴散進入的情形，而CB組鑄造物表面，則有明顯鋁元素擴散進入金屬表面的情形 (圖28-33)。

第五章討論

學者 Kuroiwa [7] 及 Kikuchi [24] 指出較低的鑄模溫度可減少鈦鑄造物的表面反應，但過低的鑄模溫度則可能導致金屬急速冷卻而造成鑄造缺陷，如鑄造不完全或表面粗糙等。本實驗利用室溫的鑄模搭配離心式、真空、加壓式純鈦鑄造機可完整的呈現出蠟型形態，且鈦鑄造物表面顏色呈現為氧化程度較輕的橙黃色及藍色，優於對照組鑄造物表面的灰黑色，實驗證明所用的氧化鋁披覆處理及室溫的鑄模可減少鈦金屬表面氧化的程度。但對於鑄造物表面呈現有細微裂痕，雖經噴砂處理後已不明顯，此現象應是披覆材料於強度上仍有不足所造成。

學者 Miyakawa [3] 指出包埋材料在加熱的過程中，會因成份分解而造成了元素擴散進入鈦金屬表面形成反應層，在他的研究中採用傳統高溫的磷酸鹽系 ($\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$) 包埋材鑄造鈦金屬，針對鑄造物表面利用電子探針微分析儀 (Electron probe micro-analyzer; EPMA) 進行研究，發現鑄造物表面由外向內形成的反應層具有四層結構：1. 反應結燒層；2. 含氧和鋁的穩定 α case 層；3. 矽、磷、氧、碳等元素集中層及 4. 針狀或板狀的鈦結晶層。而學者 Luo [4] 的研究中，利用矽酸鋁進行披覆，也指出了相同的結果，且利用 Knoop's 硬度測試鑄造物表面，證實鈦鑄造物表面反應層厚度約為 $75\ \mu\text{m}$ ，鑄造物大於 $75\ \mu\text{m}$ 之深度內部的硬度與原來的鈦金屬硬度相同。學者 Oda [5] 的研究中使用多種不同耐火材的市售包埋材料進行鈦金屬鑄造，實驗發現在以氧化鋁、氧化鋁或尖晶石為耐火材的包埋材料進行鑄造時，鑄造物表層也會偵測出鋁及鋁元素；而以氧化

鎂為主的包埋材料其鑄造物表面只偵測出的鋁元素而無鎂元素，且具有較低的表面硬度、最少的元素擴散以及最薄的反應層，並指出鈦鑄造物表面的硬度與反應層厚度並無絕對相關性。而學者Ban [2] 則指出反應層內元素的集中則與元素的擴散速率有關。在本實驗的CB組鑄造物經由線掃描及Mapping分析的結果發現鋁元素擴散進入金屬，與學者Oda [5]之實驗結果相同，推測應是鋁元素的擴散速率較快所致。硬度測試結果顯示其表面反應層厚度約為 $150\ \mu\text{m}$ ，與對照組鈦用氧化鎂系包埋材的鑄造物表面硬度並無顯著差異。由此證實利用元素擴散的深度來判斷反應層的厚度或由硬度測試結果來判斷反應層的厚度，兩者之間並無明顯關聯。

實驗組所用外層包埋材（磷酸鹽系包埋材）成份中的矽元素，並未擴散至鈦金屬，證明了氧化鋁披覆層可以隔絕鈦金屬與包埋材之間的接觸。

由於披覆材料並未廣泛被使用，所以對於此類材料的基本性質要求並未有詳細的資料與說明，基於臨床上使用的要求，披覆材料應具備如同包埋材料的基本性質。並且由於鑄造時金屬熔點相當高，披覆材料於鑄造時直接與高溫的金屬接觸，所以披覆材料在加熱前後的抗壓強度應要能夠承受實際鑄造時金屬之溫度及鑄造壓力。實施披覆處理時應力求能有均勻披覆厚度，以達到足夠的披覆材料強度，且披覆面積除了蠟型以外，應包含任何於鑄造過程將與金屬接觸之部位，如鑄道及成型器。待披覆材料表面失去光澤、具備初期強度 (Green strength)、不具流動性時，應進行第二層包埋材料之包埋動作，不宜待披覆材料完全硬化或表面完全乾燥時進行第二層包埋，因為兩種材料有可能因水份含量不同，而造成表面龜裂或結合不佳的情形，且披覆材料與外層包埋材間的結合程度對於鑄模的抗壓強度也是重要的影響因素之一。

從學者 Wang[17]的實驗中發現披覆材料配合包埋材料的應用於鈦金屬的鑄造時，披覆材料的操作性並不理想，如硬化時間過長或強度不足，致使需較長的作時間或鑄造物不完整。於本實驗中披覆材料硬化時間大約是 60 分鐘，雖稍長於一般包埋材料要求的硬化時間 5-30 分鐘，但披覆材料可在 60 分鐘時達到滿意的強度，如果欲縮短硬化時間，則需再嚐試加入其它化學添加物。

就披覆材料與包埋材料的強度而言，由於本實驗披覆材料與包埋材料使用同一種液體，BegoSol®與氧化鋁有良好的親合性，容易攪拌，有適當的流動性易披覆於蠟型表面，硬化後兩種材料間有良好的結合，且不受加熱的高溫所影響而可達到良好的強度，本實驗兩組披覆材料於加熱前後也未因膨脹因素而產生分離破裂的情形，推測兩種材料都有能足夠的強度和接近的膨脹係數，且鑄造物能完整的呈現出與蠟型一樣的形態。本實驗是利用片狀試片，較不能完整比擬於牙科補綴物的形態，如利用形態較不規則之臨床牙冠或牙橋形態，針對較薄的邊緣或細微的部位是否可完整且精密的呈現則需再嚐試。

第六章結論

根據本實驗可得以下之結論：

1. 以氧化鋯披覆技術應用於鈦金屬之鑄造，可獲得形態完整之鑄造物，且表面無包埋材料黏結的情形。
2. 經噴砂處理後的鑄造物表面並未偵測出披覆材料或包埋材料的組成元素，證實無元素擴散進入金屬表面的情形。且所得之鑄造物表面反應層厚度約為 $150\text{ }\mu\text{m}$ ，與使用鈦用氧化鎂系包埋材所得鑄造物作比較，並無顯著性差異。
3. 本實驗所使用氧化鋯披覆材料應用於鈦金屬之鑄造，對於減少鈦金屬表面與包埋材料間之反應可發揮良好的效果。

参考文献

- [1] Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993;43(3):245-53.
- [2] Ban S, Watanabe T, Mizutani N, Fukui H, Hasegawa J, Nakamura H. Interfacial oxidations of pure titanium and titanium alloys with investments. *Dent Mater J*. 2000;19(4):352-62.
- [3] Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S, Nakano S, Kobayashi M, Shiokawa N. Layered structure of cast titanium surface. *Dent Mater J*. 1989;8(2):175-85.
- [4] Kuroiwa A, Wada K, Hibino Y, Yoshida O, Kakumoto Y, Kouchi H, Nagayama K, Hashimoto H. Studies on titanium casting. (1) Influence of the mold temperature on titanium castings. *Shika Zairyo Kikai*. 1990;9(2):279-88.
- [5] Luo XP, Guo TW, Ou YG, Liu Q. Titanium casting into phosphate onded investment with zirconite. *Dent Mater*. 2002;18: 512-15.
- [6] Oda Y, Kudoh Y, Kawada B, Yoshinari M, Hasegawa K. Surface reaction between titanium castings and investments. *Bulletin of Tokyo Dental College*. 1996;37:129-36.
- [7] Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental casting. *Dent Mater*. 1989;5:45-50.
- [8] Takahashi J, Zhang JZ, Okazaki M. Effect of casting methods on

- castability of pure titanium. *Dent Mater J.* 1993;12(2):245-52.
- [9] Watanabe K, Okawa S, Miyakawa O, Nakano S, Shiokawa N, Kobayashi M. Molten titanium flow in a mesh cavity by the flow visualization technique. *Dent Mater J.* 1991;10(2):128-37.
- [10] Sunnerkrantz PA, Syverud M, Hero H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. *Scand J Dent Res.* 1990;98(3):268-72.
- [11] Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res.* 1997;76(3):773-9.
- [12] Hung CC. Hou GL. Tsai CC. Huang CC. Pure titanium casting into zirconia-modified magnesia-based investment molds. *Dent Mater.* 2004;20(9):846-51.
- [13] Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Chern-Lin JH, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO₂ investment molds. *J Dent Res.* 1990;69:1800-5.
- [14] Luk HWK, Darvell BW. Effect of burnout temperatures on strength of phosphate-bonded investments - Part II: Effect of metal temperature. *J Dent.* 1997;25:423-30.
- [15] Nishimura F, Watari F, Nomoto S. Setting characteristics of calcia-bonded investments by hydration. *Shika Zairyo Kikai.* 1989;8(4):559-66.
- [16] Nakai A. Study of resin-bonded calcia investment: part 2. Effect of titanium content on the dimensional change of the investment. *Dent*

Mater J. 2002;21(2):191-9.

- [17] Wang RR, Welsch GE, Castro-Cedeno M. Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. *Inter J Prosth.* 1998;11:33-43.
- [18] Fukumoto R. Development of dental quick casting with zircon-phosphoric acid investments. *Shika Zairyo Kikai.* 1990;9:336-56.
- [19] Okabe T, Her H. The use of titanium in dentistry. *Cells Mater.* 1995;5:211-30.
- [20] Wang R, Fenton A. Titanium for prosthodontics applications: A review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27:401-8.
- [21] Autenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. [Review] [38 refs] *Int Dent J.* 1993;43(3):245-53.
- [22] 西山實，根本君也，長山克也等：スタンダード歯科理工学（第2版），學建書院株式會社，1999年10月，154-190頁。
- [23] Bessing C, Bergman M. The castability of alloyed titanium in three different machines. *Swed Dent J.* 1992;16:109-113.
- [24] Hruska AR.. A novel method for vacuum casting titanium. *Int J Prosth.* 1990;3(2):142-5.
- [25] Sunnerkrantz PA, Syverud M, Hero H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. *Scand J Dent Res.* 1990;98(3):268-72.
- [26] Hero H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater.* 1993;9(1):15-8.
- [27] Syverud M, Hero H. Mold filling of Ti castings using investments with

different gas permeability. Dent Mater. 1995;11(1):14-8.

- [28] Watanabe K. Okawa S. Miyakawa O. Nakano S. Shiokawa N. Kobayashi M. Molten titanium flow in a mesh cavity by the flow visualization technique. Dent Mater J. 1991;10(2):128-37.
- [29] Parr GR, Gardner LK, Toth RW Titanium: the mystery metal of mplant dentistry, dental materials aspects. J Prosthet Dent. 1985; 54(4): 410-414.
- [30] Kikuchi H. Onouchi M. Hsu HC. Kurotani T. Nishiyama M. Titanium casting: the surface reaction layer of castings obtained using ultra-low-temperature molds. J Oral Sci. 2001;43(1):27-33.
- [31] 鍾國雄: 牙科材料學.合記:1994.
- [32] Lien SS : Lecture notes on practical dental materials. 合記: 1987.
- [33] Anusavice KJ. Philips' science of dental materials. 11th ed. Philadelphia: WB Saunders. Co., 2003.
- [34] Neiman R. Sarma AC. Setting and thermal reactions of phosphate investments. J Dent Res. 1980;59(9):1478-85.
- [35] Zhang Z. Tamaki Y. Miyazaki T. Experimental ammonia-free phosphate-bonded investments using $Mg(H_2PO_4)_2$. Dent Mater J. 2001;20(4):339-44.
- [36] Hutton JE. Marshall GW. Expansion of phosphate-bonded investments: Part II--Thermal expansion. J Prosthet Dent. 1995;73(2):126-31.
- [37] Taira M. Okazaki M. Takahashi J. Kubo F. Effects of four mixing methods on setting expansion and compressive strength of six

commercial phosphate-bonded silica investments. J Oral Rehab. 2000;27(4):306-11.

[38] Kitahara K. Kubo F. Takahashi J. Thermal expansion typed investments for casting titanium. Dent Mater J. 2004;23(1):1-7.

[39] Mori T. Titanium. A review of investments for high temperature casting. Aust Prosthodont J. 1993;7:31-4.

[40] Mueller HJ. Microscopy analysis of dental titanium casting investment materials. Scanning Microsc. 1989;3(3):837-41.

[41] Fukumoto R. Development of dental quick casting with zircon-phosphoric acid investments. Shika Zairyo Kikai. 1990;9(2):336-56.

[42] Nishimura F. Watari F. Nomoto S. Setting characteristics of calcia-bonded investments by hydration. Shika Zairyo Kikai. 1989;8(4):559-66.

[43] 賴珮翎：不同耐火材對純鈦鑄造性質的探討，碩士論文，高醫，2002。

表 1. 元素週期表及鈦之基本物理性質

22 鈦 Titanium 發 現 者 Gregor 1791 註 解 希臘語 Titan 巨神族																	
<u>1</u> H	原子量 47.90 熔點 氣化點(°C) 1668 3287 熱傳導率(W/mK) 22																<u>2</u> He
<u>3</u> Li	<u>4</u> Be	原子殼層 2,8,10,2 同位素 9 個										<u>5</u> B	<u>6</u> C	<u>7</u> N	<u>8</u> O	<u>9</u> F	<u>10</u> Ne
<u>11</u> Na	<u>12</u> Mg	軌道 3d2 比重 4.55										<u>13</u> Al	<u>14</u> Si	<u>15</u> P	<u>16</u> S	<u>17</u> Cl	<u>18</u> Ar
<u>19</u> K	<u>20</u> Ca	<u>21</u> Sc	<u>22</u> Ti	<u>23</u> V	<u>24</u> Cr	<u>25</u> Mn	<u>26</u> Fe	<u>27</u> Co	<u>28</u> Ni	<u>29</u> Cu	<u>30</u> Zn	<u>31</u> Ga	<u>32</u> Ge	<u>33</u> As	<u>34</u> Se	<u>35</u> Br	<u>36</u> Kr
<u>37</u> Rb	<u>38</u> Sr	<u>39</u> Y	<u>40</u> Zr	<u>41</u> Nb	<u>42</u> Mo	<u>43</u> Tc	<u>44</u> Ru	<u>45</u> Rh	<u>46</u> Pd	<u>47</u> Ag	<u>48</u> Cd	<u>49</u> In	<u>50</u> Sn	<u>51</u> Sb	<u>52</u> Te	<u>53</u> I	<u>54</u> Xe
<u>55</u> Cs	<u>56</u> Ba	<u>57</u> La	<u>72</u> Hf	<u>73</u> Ta	<u>74</u> W	<u>75</u> Re	<u>76</u> Os	<u>77</u> Ir	<u>78</u> Pt	<u>79</u> Au	<u>80</u> Hg	<u>81</u> Tl	<u>82</u> Pb	<u>83</u> Bi	<u>84</u> Po	<u>85</u> At	<u>86</u> Rn
<u>87</u> Fr	<u>88</u> Ra	<u>89</u> Ac	<u>104</u> Rh	<u>105</u> Db	<u>106</u> Sg	<u>107</u> Bh	<u>108</u> Hs	<u>109</u> Mt	<u>110</u> Uun	<u>111</u> Uuu	<u>112</u> Uub	<u>113</u> Uut	<u>114</u> Uuq	<u>115</u> Unp	<u>116</u> Uuh	<u>117</u> Uus	<u>118</u> Uuo
lanthanons 鐳系 元素		<u>58</u> Ce	<u>59</u> Pr	<u>60</u> Nd	<u>61</u> Pm	<u>62</u> Sm	<u>53</u> Eu	<u>64</u> Gd	<u>65</u> Tb	<u>66</u> Dy	<u>67</u> Ho	<u>68</u> Er	<u>69</u> Tm	<u>70</u> Yb	<u>71</u> Lu		
actinons 錒系元 素		<u>90</u> Th	<u>91</u> Pa	<u>92</u> U	<u>93</u> Np	<u>94</u> Pu	<u>95</u> Am	<u>96</u> Cm	<u>97</u> Bk	<u>98</u> Cf	<u>99</u> Es	<u>100</u> Fm	<u>101</u> Md	<u>102</u> No	<u>103</u> Lr		

表 2. 商業用純鈦以 JIS 之分類及其機械性質

JIS H 4600	N % (max)	Fe (max)	O (max)	Tensile strength (MPa)	Yield strength (MPa)	Elongation (%)
第1類	0.05	0.20	0.15	270~410	165以上	27以上
第2類	0.05	0.25	0.20	340~510	215以上	23以上
第3類	0.07	0.30	0.30	480~620	345以上	18以上
第4類	0.07	0.50	0.40	550~750	483以上	15以上

表 3. 商業用純鈦以 ASTM 之分類及其機械性質

Type	Impurity limits (wt%)					Tensile strength (Mpa)	Yield strength (0.2%)	Elongation (%)	Hardness (VHN)
	N	Fe	O	C	H				
Grade1	0.03	0.20	0.18	0.10	0.015	240	170	24	120
Grade2	0.03	0.30	0.25	0.10	0.015	340	280	20	150
Grade3	0.05	0.30	0.35	0.10	0.015	450	380	18	170
Grade4	0.05	0.50	0.40	0.10	0.015	550	480	15	200

表4. 各式牙科純鈦鑄造機之比較

機 型	氣體	熔化方式	鑄造壓力	結 構	廠 牌
Arvatron PC305T	Ar	High frequency	Pressure	One room	Asahi Roentgen (Japan)
Autocast HC-3	Ar	Arc	Pressure	One room	GC (Japan)
Castmatic S	Ar	Arc	Pressure Vacuum	Two room	Yoshida (Japan)
Cyclarc	Ar	Arc	Pressure Vacuum	Two room	J. Morita (Japan)
LZ-2	Ar	Arc	Pressure Vacuum Centrifuge	Two room	LZ (China)
Rematitan	Ar	Arc	Pressure	Two room	Dentaurum (Germany)
Ticast Super R	Ar	Arc	Centrifuge (horizontal)	Two room	Selec (Japan)
Titaniumer 2000VF	Ar	Arc	Centrifuge (Vertical)	Two room	Ohara (Japan)
Tycast3000	He	High frequency	Centrifuge (Vertical)	Two room	Jeneric/Pentron (USA)
Vulcan-T	Ar	Arc	Pressure Vacuum Centrifuge	Two room	Shofu (Japan)

表5. 鈦鑄造物表面顏色與氧化程度

鈦鑄造物表面顏色	氧化程度
銀白色	無氧化
橙黃色	氧化極輕
藍 色	輕度氧化
紫 色	中度氧化
黑 色	重度氧化

表 6. 不同溫度下鈦的氧化膜顏色

溫度 (°C)	320-540	300	400	500	600	700-800	900
顏色	銀白	淡黃	金黃	藍色	紫色	紅灰	灰色

表 7. 石膏包埋材的 ADAS 規格要求

ADAS No.2	Type I :熱膨脹用	Type II :吸水膨脹用	Type III:熱膨脹. 床用
硬化膨脹率	空氣中 水中	0.0-0.5% -	- 1.2-2.2%
熱膨脹	溫度 膨脹率	700℃ 1.0-2.0%	500℃ 0.0-0.6%
總合膨脹率		1.3-2.0%	1.3-2.7%
壓縮強度		25kg/cm ² (2.45MN/m ²)以上	50kg/cm ² (4.9MN/m ²)以上
硬化時間		5-25分	
粉末度		200mesh(74 μm):85%以上. 100mesh(149 μm):95%以上通過	

表8. 磷酸鹽包埋材的 ISO 規格要求

分 類	Type I	Type II
用 途	Inlay, Crown 固定修復物	局部義齒床 可撤性鑄造修復物
品 質	粉末：均勻，無雜質；專用液：無沈澱物	
流動性*	90mm以上	70mm以上
硬化時間	商品標示值 ±30%以內	
抗壓強度**	2.5 MPa 以上	3 MPa 以上
線性熱膨脹***	商品標示值 ±15%以內	
* ：調和開始135秒後； ** ：調和開始120 ±5分後； *** ：加熱 950℃ ±10 ℃		

表 9. 市售之鈦用包埋材料

商品名稱	耐火材料	結合劑	製造商
Titaniumvest	SiO_2 ; Al_2O_3	磷酸鹽	Ohara Co. (日本)
Titaniumvest D	SiO_2 ; Al_2O_3 ; ZrSiO_4	磷酸鹽	Ohara Co. (日本)
Selevest DM	MgO	矽酸乙酯	Selec (日本)
Selevest CB	MgO	Alumina cement	Selec (日本)
Titavest-pp	MgO	矽酸乙酯	J. Morita (日本)
Titavest-ps	MgO; Al_2O_3	矽酸乙酯	J. Morita (日本)
Titavest CB	MgO; Al_2O_3 ; ZrO_2	醋酸鎂	J. Morita (日本)
Titan Mold	SiO_2 ; Al_2O_3 ; ZrO_2	磷酸鹽	Yoshida (日本)
Rematitan plus	SiO_2 ; Al_2O_3	磷酸鹽	Dentarum (德國)
Tancovest	SiO_2 ; Al_2O_3	磷酸鹽	Bego (德國)
Tycast Mold	SiO_2	磷酸鹽	Jeneric/Pentron (美國)
T-invest	Al_2O_3 ; MgO	磷酸鹽	GC (日本)

表 10. 幾種常見氧化物的基本性質

		SiO ₂	Al ₂ O ₃	MgO	CaO	ZrO ₂	Y ₂ O ₃
分子量		60.08	101.96	40.30	56.08	123.22	225.81
晶體結構		六方	六方	立方	立方	立方	單斜
熔點 (°C)		1710	2054	2830	2900	2677	2690
沸點 (°C)		2590	3000	3600	-	-	4300
熱膨脹係數 (10 ⁻⁶ /°C)							
20 ~ 100 °C		13.9	8.6	14	13.8	7.7~8.1	-
密度 (kg/m ³)		2533	4000	3600	3340	5680	5030
元素比例 (%)	-	46.74	52.93	60.30	71.47	74.03	78.74
	氧	53.26	47.07	39.70	28.53	25.97	21.26

表 11. 氧化鋯粉末之成份含量

Zirconium Oxide ; ZrO ₂	
FW: 123.22	500g
Showa chemical Co. Ltd.; Tokyo; Japan	
ZrO ₂ +HfO ₂	Min. 99.9%
TiO ₂	Max. 0.01%
SiO ₂	Max. 0.02%
Fe ₂ O ₃	Max. 0.001%
Mesh	-200
Lot No.	SL-3225E

表 12. Bellasun 及 BegoSol® 之性質介紹

Bellasun	
Mixing liquid	BegoSol®
Processing time at 20 °C	approx. 7 min.
Processing time at 30 °C	approx. 4 min.
Shelf life in unopened bag	2 years
Characteristic values of the material according to DIN EN ISO 9694:	
BegoSol® 50%	
Beginning of solidification (Vicat time)	14 min.
Compressive strength [MPa]	7
Linear thermal expansion [%]	1.32
BegoSol® 80%	
Beginning of solidification (Vicat time)	13 min.
Compressive strength [MPa]	7.5
Linear thermal expansion [%]	1.36

表13. Vicker's 硬度測試結果

	鑄造物表面深度 (μm)									
組別	50	100	150	200	250	300	350	400	450	500
B100	490 (97)	318 (69)	195 (27)	198 (22)	231 (36)	208 (26)	203 (31)	203 (38)	202 (24)	213 (40)
B50	509 (36)	325 (39)	244 (47)	200 (20)	218 (24)	221 (17)	207 (24)	227 (14)	217 (21)	208 (13)
CB	553 (37)	351 (50)	224 (34)	211 (30)	186 (25)	202 (27)	211 (31)	212 (32)	208 (20)	198 (12)

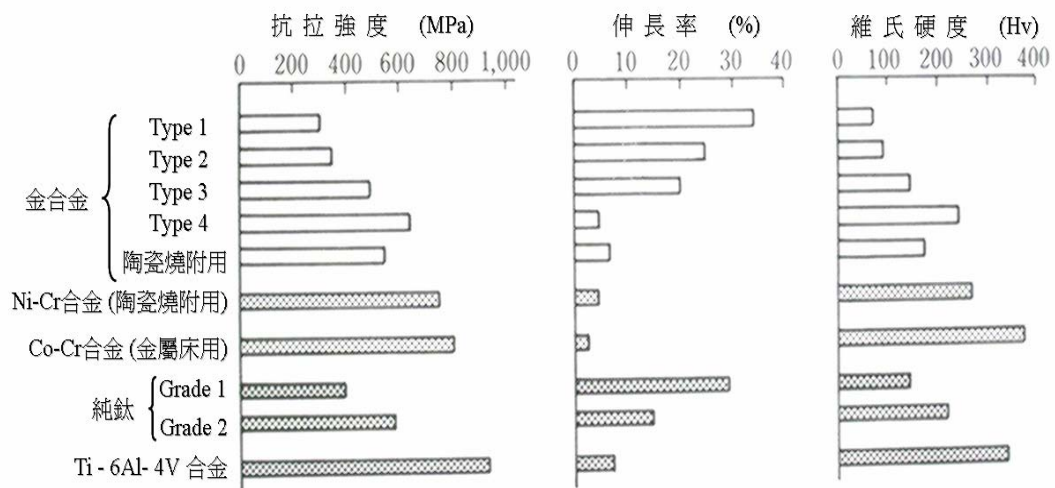


圖 1. 牙科用金屬之機械性質

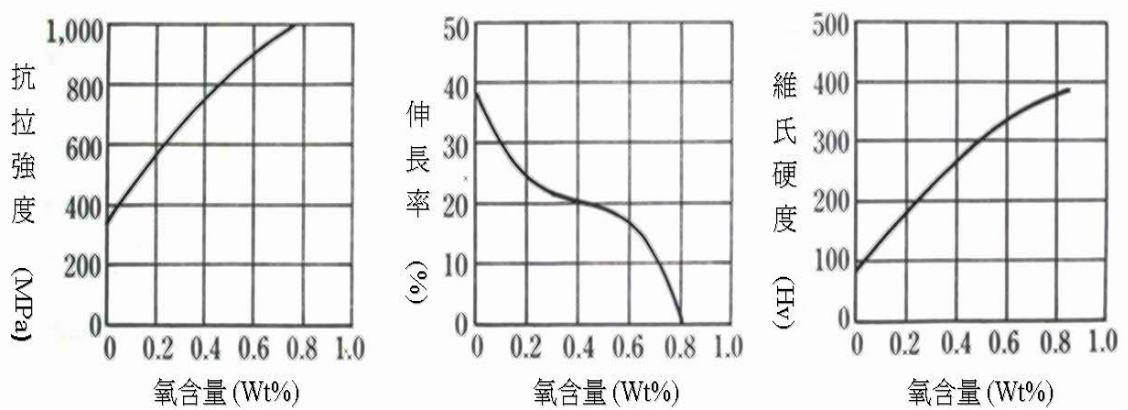


圖 2. 氧含量對鈦金屬機械性質之影響

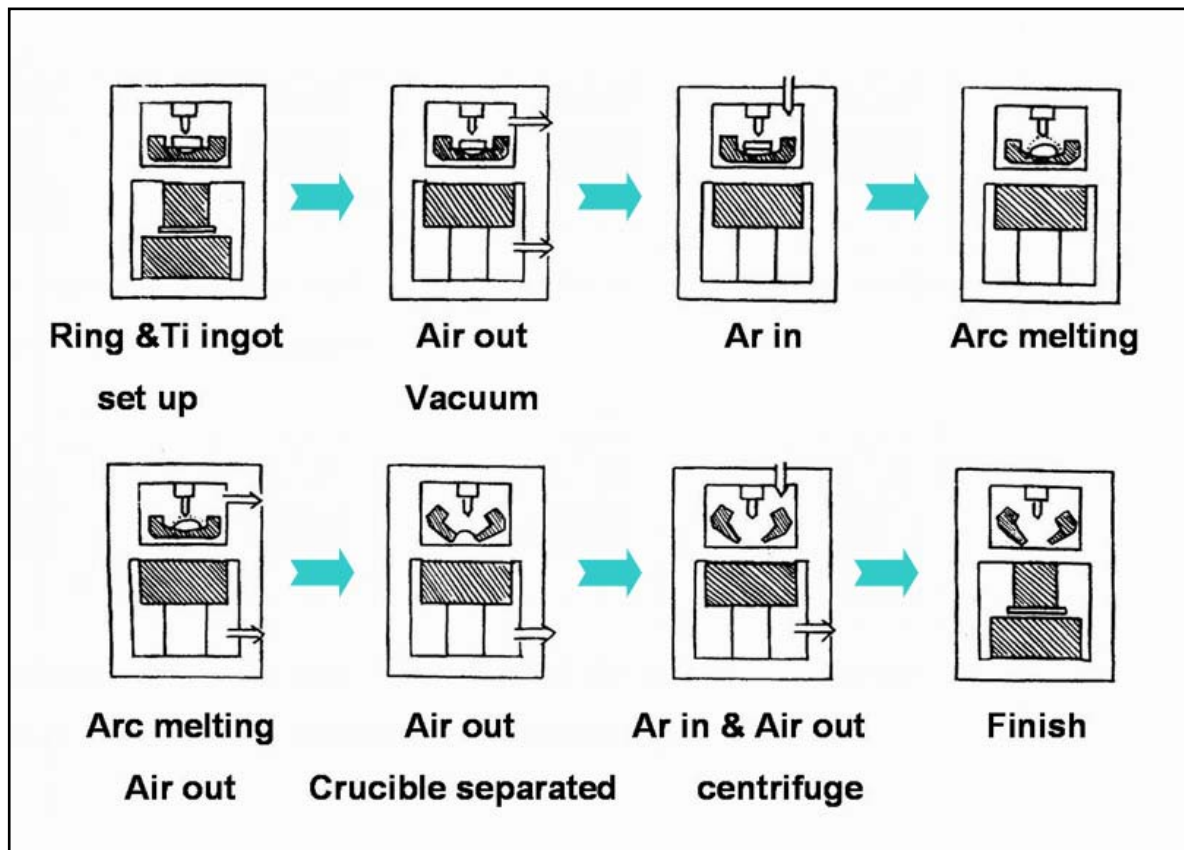


圖 3. 鈦鑄造機之鑄造示意圖

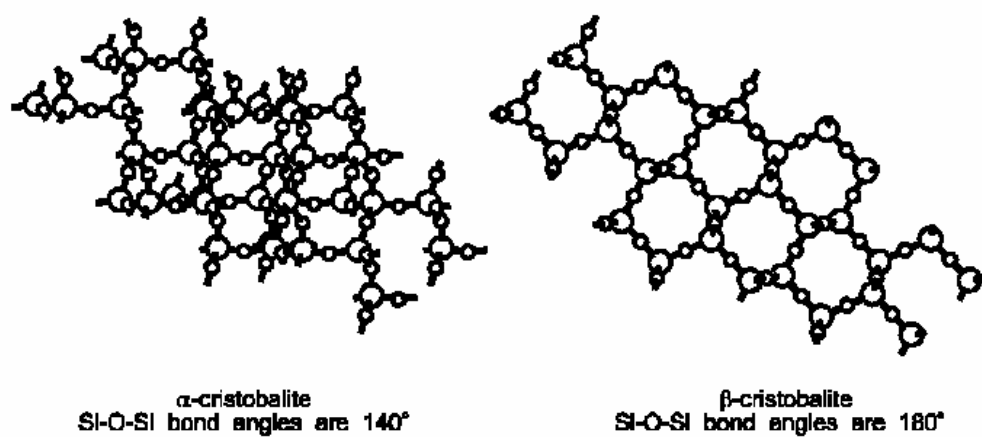


圖4. 白砂土 (SiO₂) 之晶格結構及熱轉變

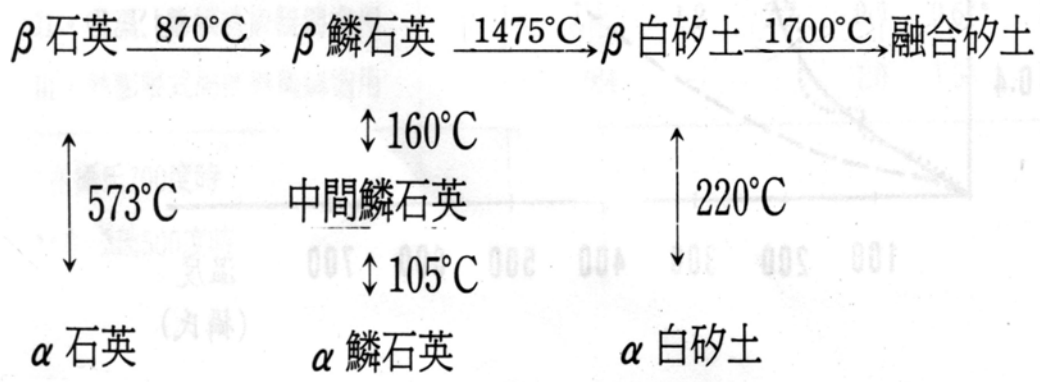


圖 5. 二氧化矽之熱轉變

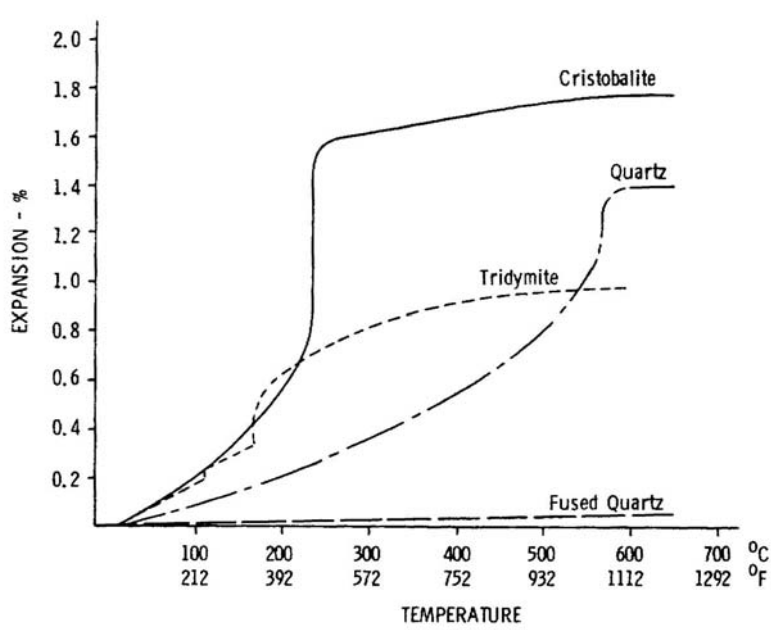


圖 6. 二氧化矽之熱膨脹曲線

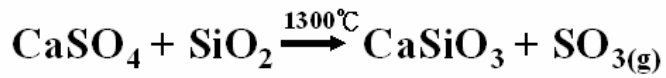
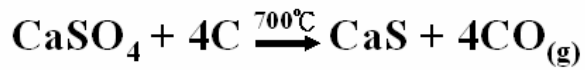


圖 7. 硫酸鈣分解反應式

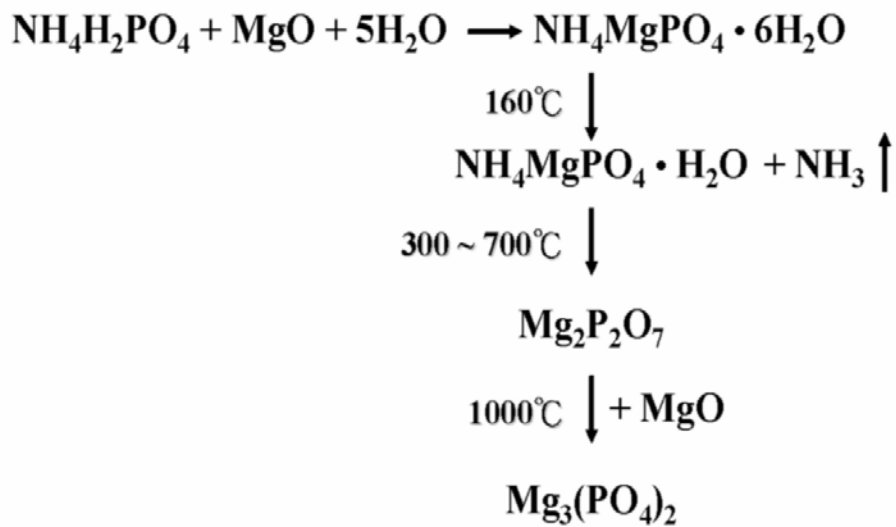


圖 8. 磷酸鹽系包埋材之主要化學凝結反應

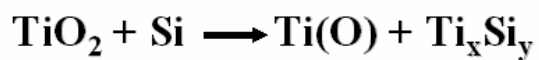
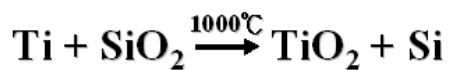


圖 9. 液態鈦與二氧化矽接觸形成之反應式



圖 12. 氧化鋯、BegoSol®液體及 Bellasun 包埋材



圖 13. Titavest 包埋材及專用液

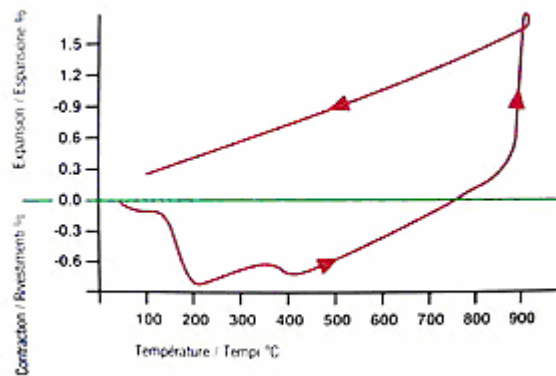


圖 14. Titavest 包埋材之收縮及膨脹曲線



圖 15. Morita 二級純鈦

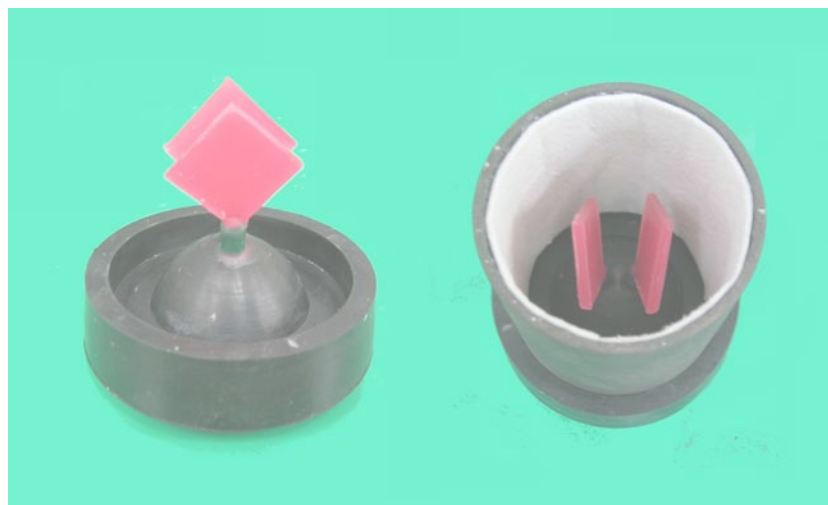


圖 16. 蠟型黏接於於鑄道成型器及鑄造環



圖 17. 完成披覆之蠟型



圖 18. 加熱去蠟前之實驗組鑄模



圖 19. 加熱去蠟完成之實驗組鑄模



圖 20. 維氏硬度測試儀 HMV2000



圖 21. X 光繞射儀 XD-D1



圖 22. 掃描式電子顯微鏡 S-3000N

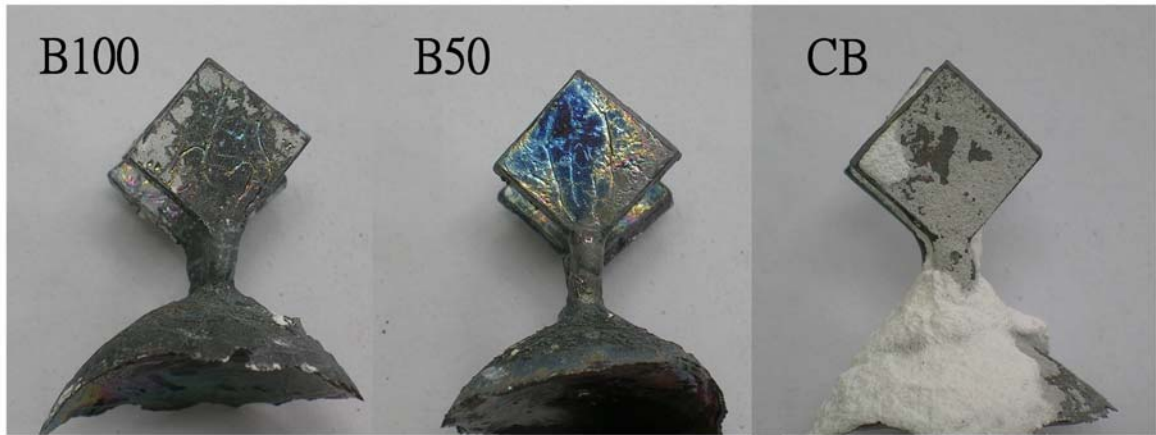


圖 23. 未噴砂處理之各組鑄造物

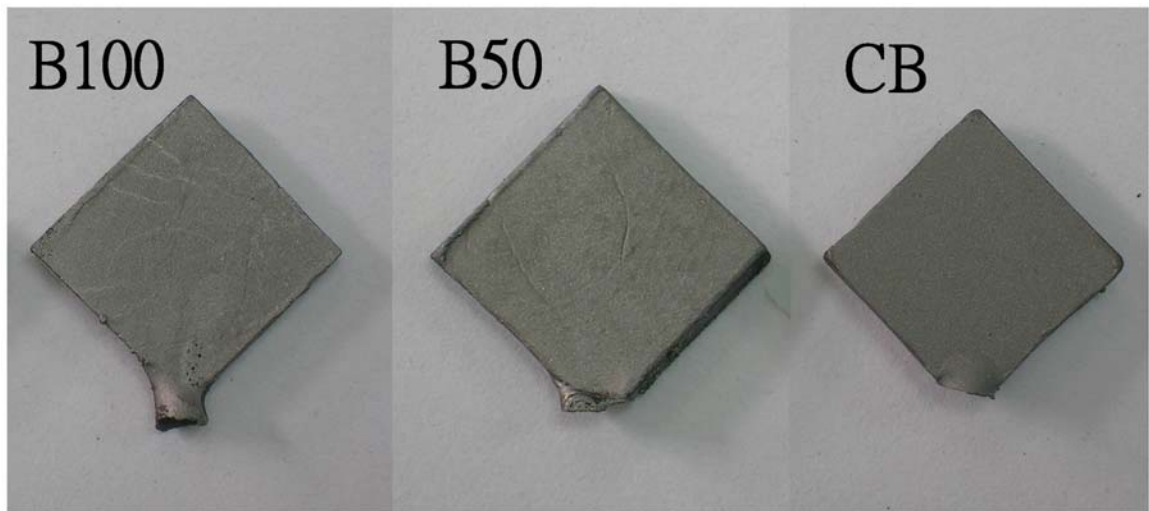


圖 24. 各組經噴砂處理後之鑄造物

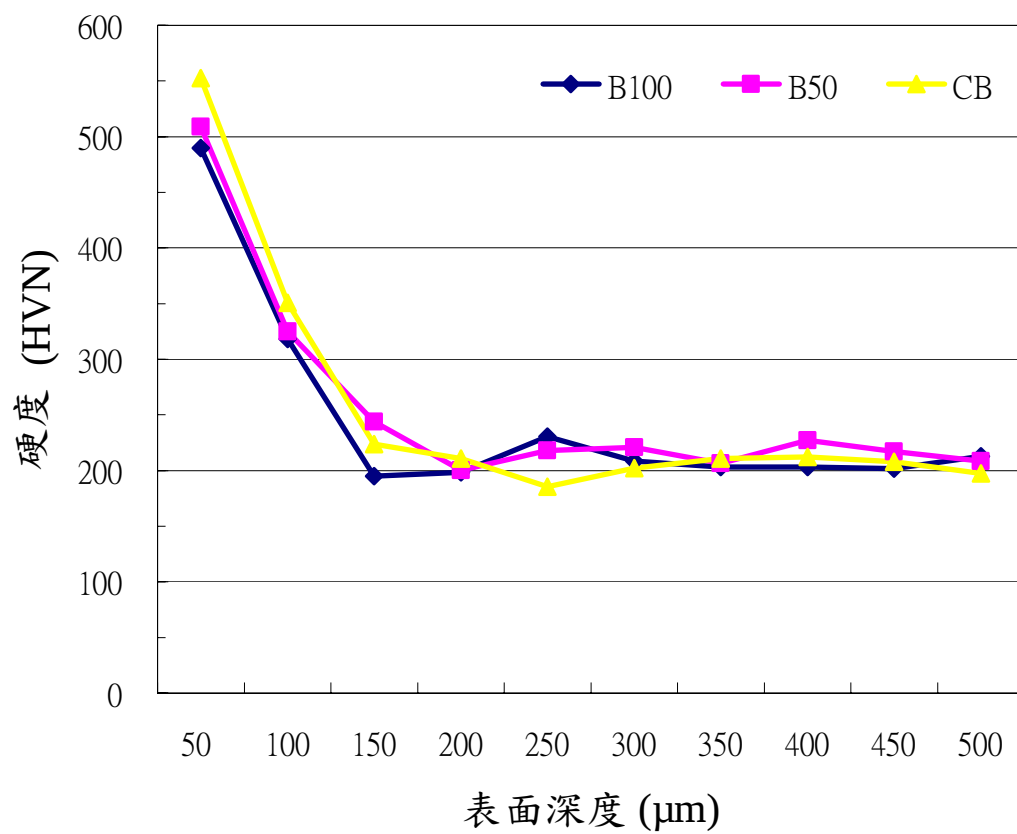
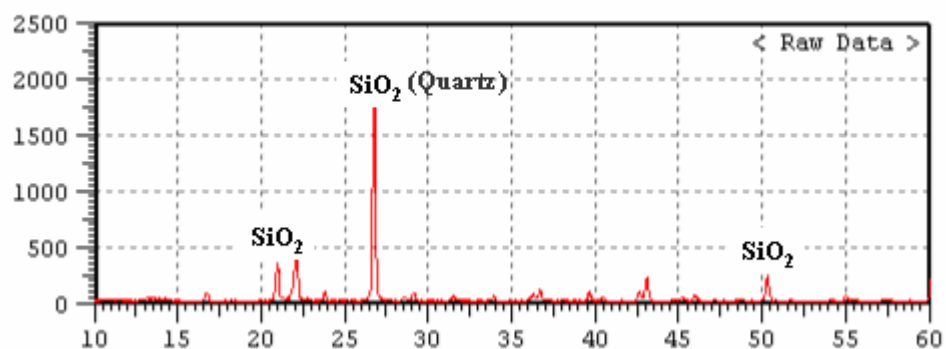


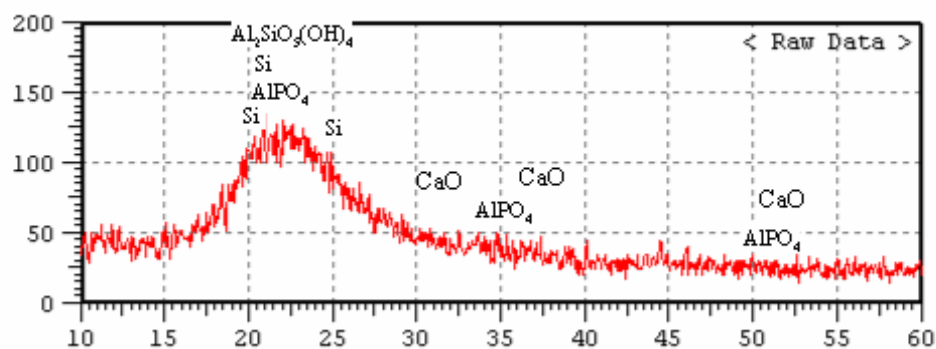
圖 25. 各組鈦鑄造物之表面硬度結果

[GroupName] Std [DataName] Bellasun [Date/Time] 08-11-04 08:10:58



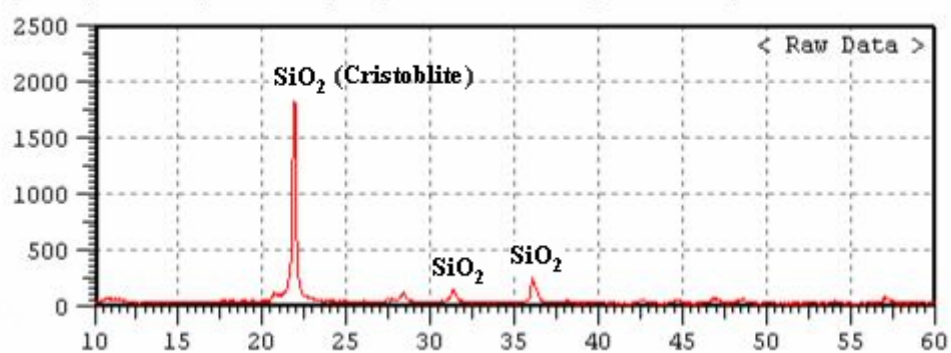
Bellasun 粉末

[GroupName] Std [DataName] Begosol [Date/Time] 08-11-04 06:18:18

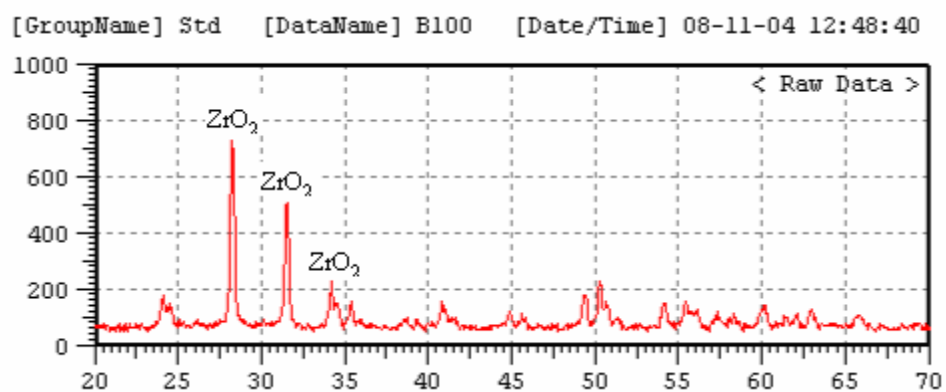


Begosol 未加熱處理

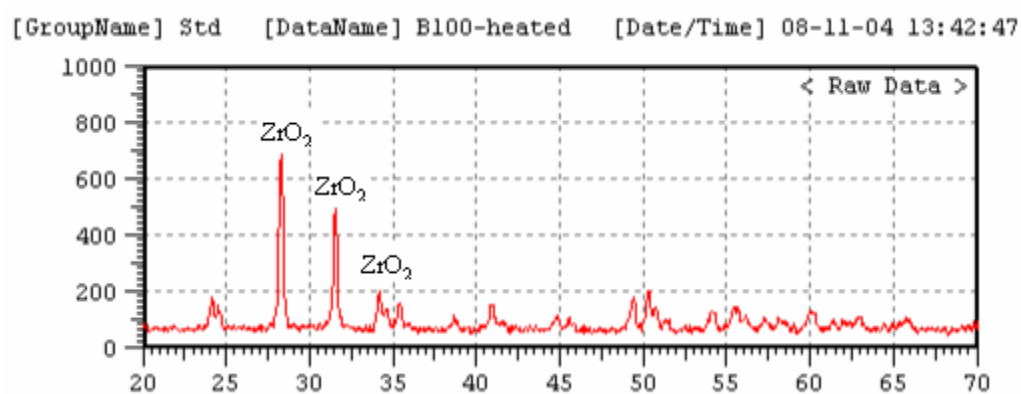
[GroupName] Std [DataName] Begosol-heated [Date/Time] 08-13-04 11:09:35



Begosol 經加熱處理



B100 未加熱處理



B100 經加熱處理

圖 26. XRD 分析之結果

①: 燒結層

②: α -case layer

③: acicular structure

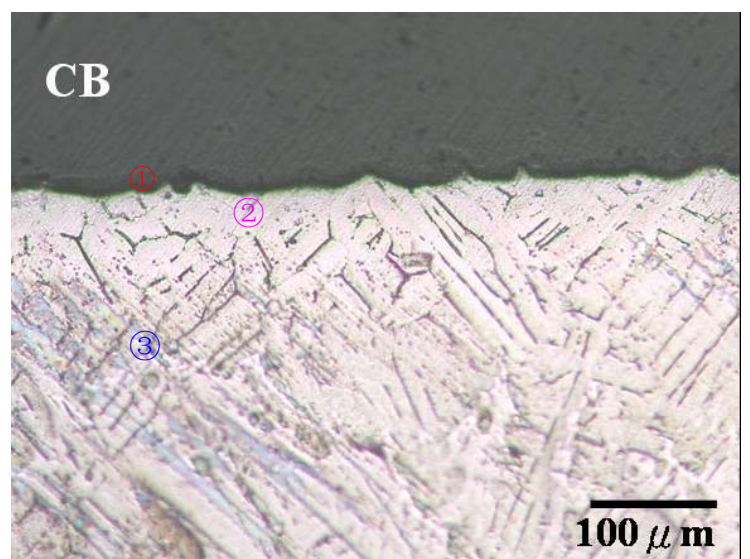
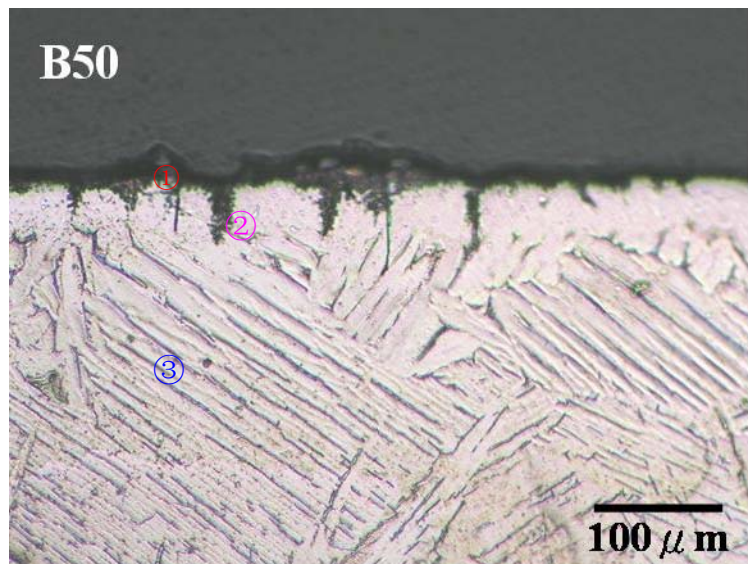
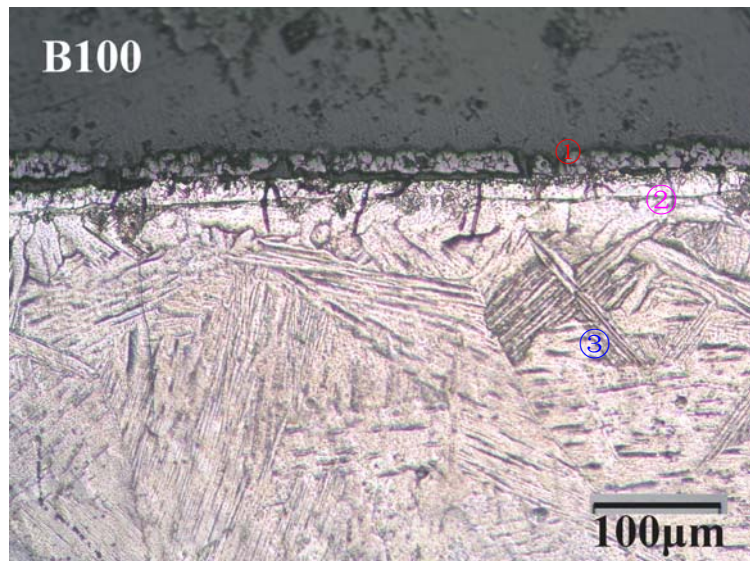


圖 27. 未噴砂處理的表面之 OM 觀察結果

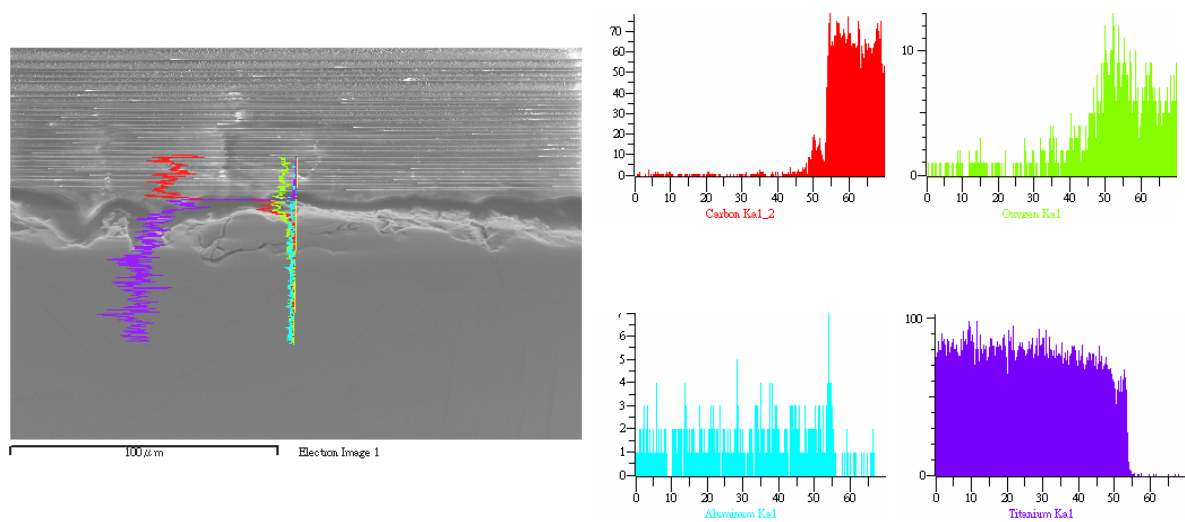


圖 28. B100 噴砂處理的表面 Line scanning 分析結果

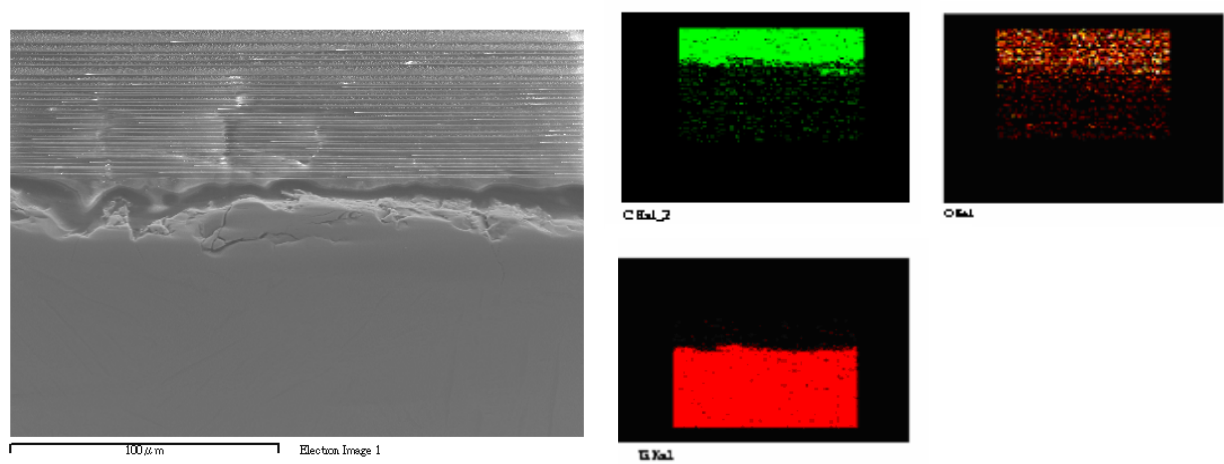


圖 29. B100 噴砂處理的表面 Mapping 分析結果

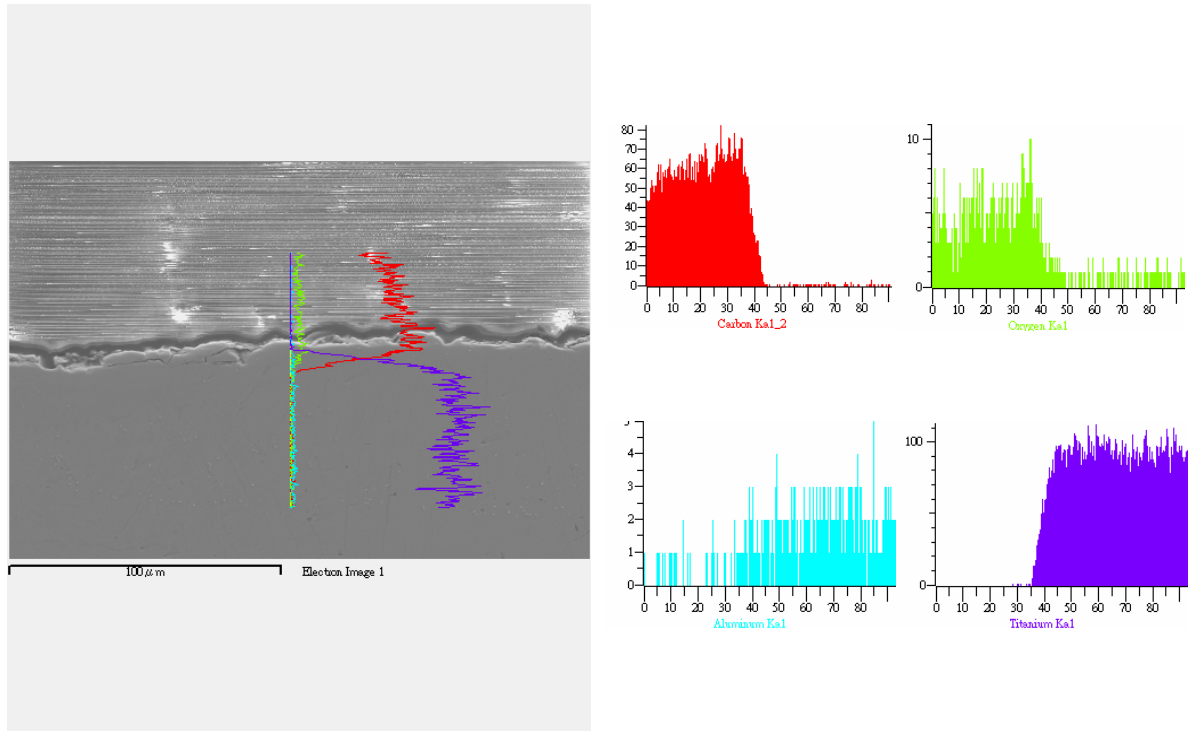


圖 30. B50 噴砂處理的表面 Line scanning 分析結果

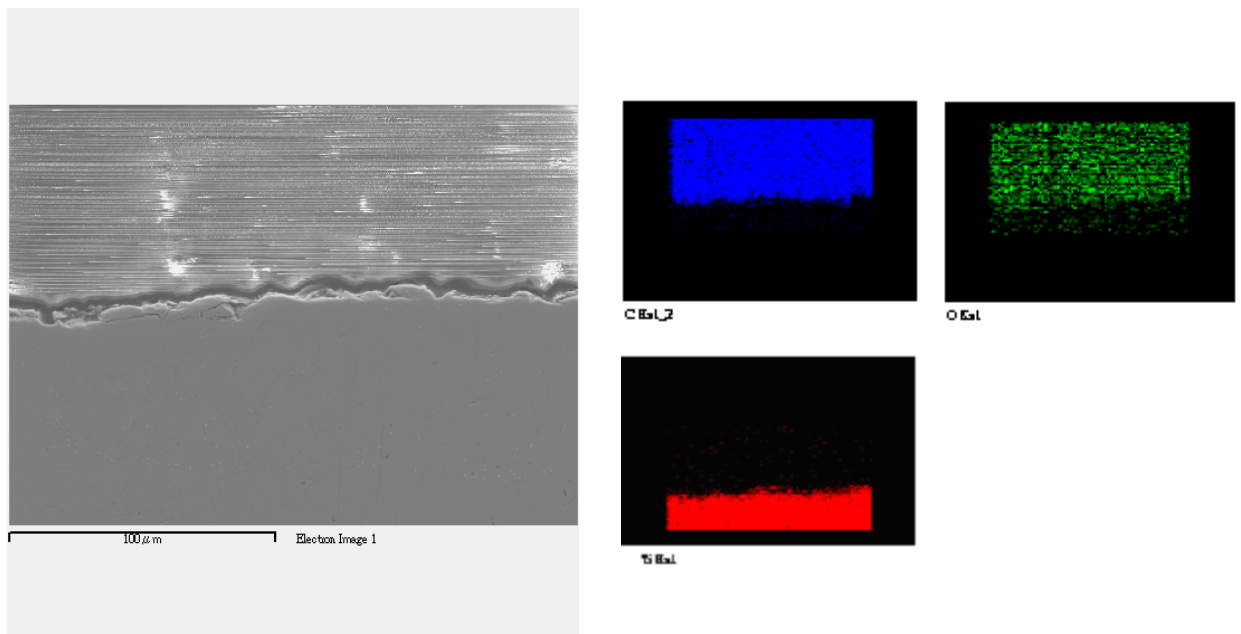


圖 31. B50 噴砂處理的表面 Mapping 分析結果

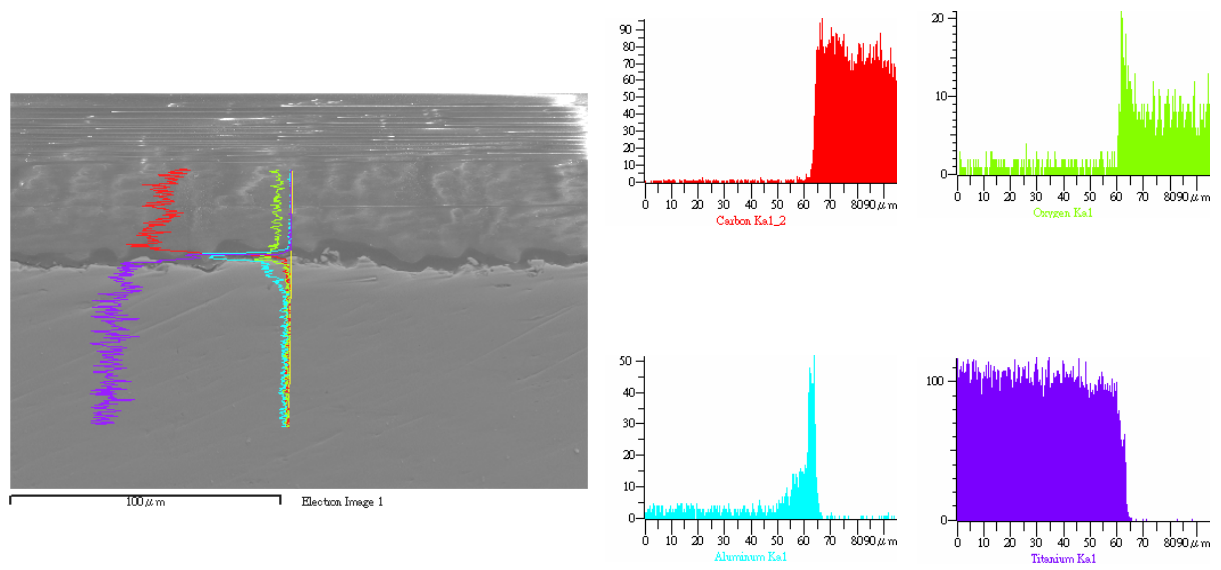


圖 32. CB 噴砂處理的表面 Line scanning 分析結果

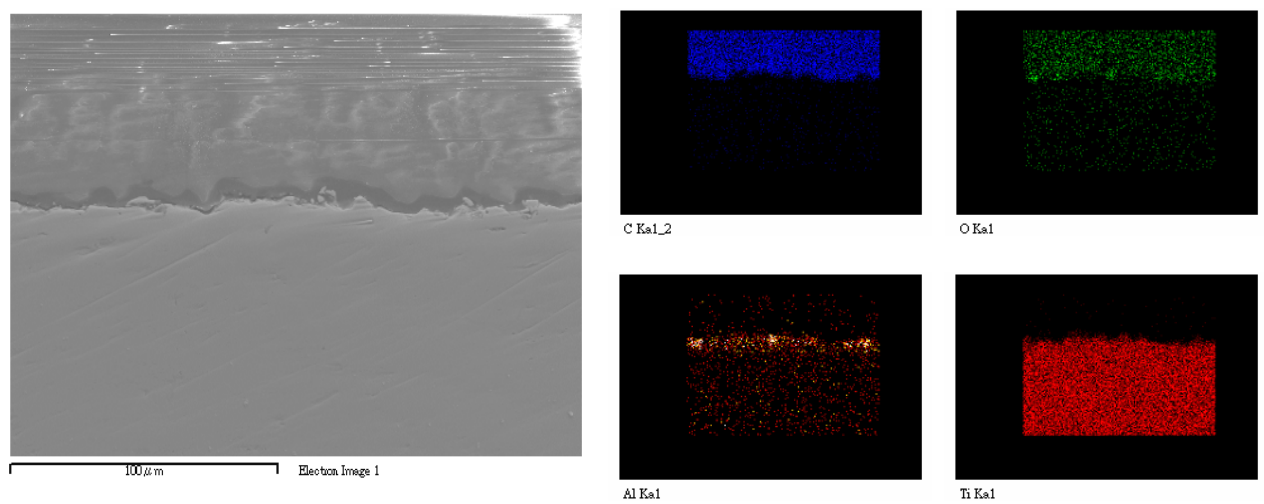


圖 33. CB 噴砂處理的表面 Mapping 分析結果