Chung Shan Medical Journal 2011; 22: 53-60

Original Article

氧化鋁披覆蠟型併用磷酸鹽系包埋材之鈦鑄造物的表面性質

楊春全[1]　高嘉澤[2]　燕敏[3*]

[1]寶鈺生技股份有限公司 牙模事業部
[2]中山醫學大學 牙醫學研究所
[3]中山醫學大學 口腔生物暨材料科學研究所

目的：本研究使用氧化鋁披覆技術以探討鈦鑄造物的表面性質。

方法：本實驗使用氧化鋁粉末與專用磷酸液體Begosol®(100%及50%)配成泥狀物分別披覆於蠟型表面，再使用市售磷酸鹽系包埋材以二次包埋法進行包埋，使用市售氧化鎂包埋材配合傳統包埋法作為對照組，然後以市售純鈦金屬進行鑄造；測量鈦鑄造物表面粗糙度和維氏硬度，並利用光學顯微鏡觀察及分析鈦鑄造物表面的微細結構。

結果：實驗組之鈦鑄造物表面粗度值(Ra)為0.16~2.02μm，對照組結果為0.22~1.37μm，二者間沒有顯著的差異且鈦鑄造物的表面反應層厚度皆約為150μm。

結論： 本研究所使用的氧化鋁披覆技術具有鑄造鈦金屬之可行性。

關鍵詞：鈦、氧化鋁、牙科鑄造

前言

鈦及鈦合金擁有良好的生物相容性、耐腐蝕性及高比強度等優點，因而是人工牙根種植體、牙科矯正線及義齒修復用的理想材料[1]。但是，由於純鈦的熔點較高(約1668℃)，並且在高溫中鈦的化學性質十分活潑，若使用一般牙科鑄造方法，也就是說以普通的高熔點合金用磷酸鹽系包埋材包埋，在大氣壓下利用一般的傳統式鑄造機進行鑄造鈦金屬的話，鈦金屬很容易與空氣中的氧、氮、碳、氫等元素及包埋材料中的耐火材成分二氧化矽(SiO_2)產生劇烈的化學反應，導致包埋材料中的Si、O、P等元素擴散到鈦金屬表面[2,3]，形成一層硬而脆厚度為數百μm的氧化層[3]，文獻報告這些反應層的厚度與鑄造模型(簡稱鑄型)的溫度有關[4]，溫度愈高反應層愈厚，直接會影響到鈦的表面性質，並使鈦鑄造物的精密度及機械性質下降[5-7]。因此，利用傳統式鑄造機及磷酸鹽系包埋材鑄造出具有良好品質的鈦金屬贋復物是相當困難的事。

對於牙科鈦金屬專用鑄造機和包埋材來說，

* 通訊作者：燕敏
通訊地址：40201台中市南區建國北路一段110號
聯絡電話：04-24718668 分機55523
電子信箱：yan@csmu.edu.tw

從上世紀80年開始，經過不斷的研發和改良，在鈦鑄造機方面，主要是採用抽真空、併用惰性氣體氬氣的加壓式或離心式的鑄造方式，改善鑄造環境及提升鈦金屬鑄造的成功率[8-11]；在包埋材料方面，則是選用氧化鎂、氧化鋁、氧化鈣、氧化鋯或氧化釔等在高溫中化學性質較為穩定的氧化物，作為耐火材取代二氧化矽[12-14]，減少包埋材與鈦金屬表面的反應，使鈦鑄造物獲得較為平滑的表面與良好的品質，因此，現在鈦金屬在牙科臨床的應用也愈來愈多。一些學者還嘗試利用上述安定的氧化物材料直接披覆(coating)於蠟型表面，再併用傳統的牙科包埋材料鑄鈦，試圖達到改善鈦表面性質的效果[5,15,16]。但是，他們發現利用這些氧化物的披覆方法始終無法尋找到適當的結合劑(binder)，在實際操作上，由於這些氧化物不易與結合劑發生反應，其凝固時間較長[12]，為了加熱乾燥其操作繁瑣，並且硬化後披覆材料本身的強度不足、體積收縮，使得鑄造後的鈦鑄造物具有形態不完整[15]及尺度變小[16]等缺點。因此，儘管使用各種氧化物披覆材料在研究上獲得了成果，實驗證實可以減少牙科包埋材與鈦金屬的反應層，但在實際應用上卻不能擺脫各種因素的影響和限制，到目前為止這種披覆技術仍無法普及使用。

本研究的目的是使用氧化鋯披覆技術，探討鈦鑄造物的表面性質，評估應用氧化鋯披覆併用磷酸鹽係包埋材於牙科臨床鑄造鈦金屬的可行性。

材料與方法

實驗材料

本實驗中披覆材料是由粉末與液體混合製成，粉末為99.9%氧化鋯(Zirconium Oxide, Showa chemical Co. Ltd., Japan)，液體選用磷酸鹽系包埋材之專用液體(BegoSol®, Bego, Germany)。披覆材料依據使用的液體不同，將實驗組分為二組，即100%溶液組(簡稱B100)和50%溶液組(簡稱B50)，100%溶液為磷酸鹽系包埋材之專用液，而50%溶液則是在專用液體中添加了50wt%的蒸餾水而製成之液體。B100與B50披覆材料的粉液比分別是10:3與11: 3比例，調拌方法是將粉液混合，利用調拌刀用手攪拌30秒，呈均勻泥狀後使用。

外層包埋，即第二次包埋材料選用磷酸鹽系包埋材(Bellasun, Bego, Germany)及100%專用液體BegoSol®，液粉比(Liquid/Powder ratio, L/P)為0.24，攪拌方法是以手攪拌15秒後，再使用真空調拌機(Prodent Lab. System, Taiwan)調拌60秒。

對照組包埋材選用鈦專用包埋材(Titavest CB, Morita, Japan)(簡稱CB)，液體為100%專用液，L/P為0.135，攪拌方法及時間與上述的磷酸鹽系包埋材相同。

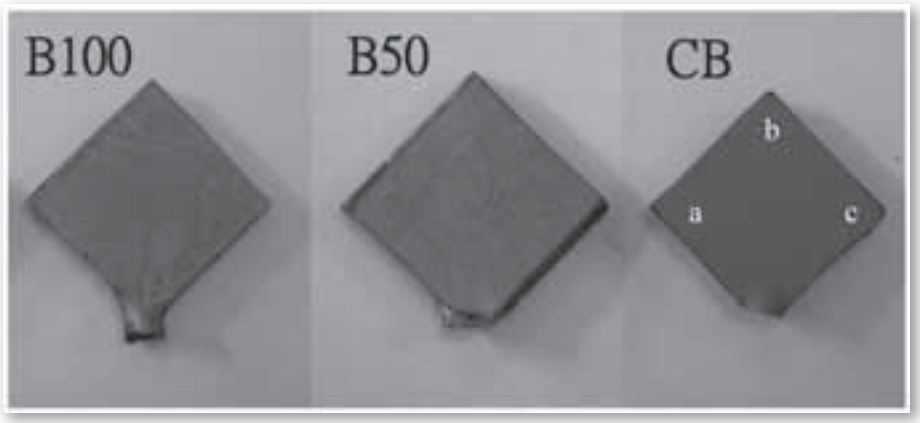
鑄造

使用牙科石蠟質蠟片(Paraffin wax, Perfect dental Mfg Co., Taiwan)製成之正方形蠟試片(長度10 mm、寬度10 mm及厚度1.7 mm)，並黏接直徑3.0 mm和長度5 mm之鑄道蠟線，將蠟試片黏接於鑄道成型器(sprue former)上，各實驗組試片數量為3(n＝3)。

實驗組之包埋，首先將氧化鋯粉末與專用液按照需要之比例調拌成均勻泥狀，然後將披覆材料完整均勻披覆於蠟型表面，靜置於室溫環境下60分鐘，待披覆材料表面微乾，之後放入內襯有一層石綿紙的直徑為3.8cm，高度4.7cm的金屬鑄造環(ring)內，使用磷酸鹽系包埋材Bellasun進行外層包埋。對照組則是將固定於鑄道成型器上的蠟試片，放入同樣內襯有一層石綿紙的金屬鑄造環內，直接使用鈦專用包埋材Titavest CB包埋。

各包埋條件之鑄模(casting mold)在經過60分鐘凝固硬化後，分別放入電爐開始加熱，實驗組的加熱程序是以7℃/ min的升溫速率，從室溫升溫至250℃保持溫度30分鐘，之後再升溫至900℃保持溫度30分鐘，然後爐冷至室溫進行鑄造；對照組的加熱程序是以7.5℃/ min的升溫速率，從室溫升溫至250℃保持溫度20分鐘，然後升溫至900℃保持溫度30分鐘，再降溫至廠商指示的鑄造溫度650℃保溫30分鐘，之後進行鑄造。

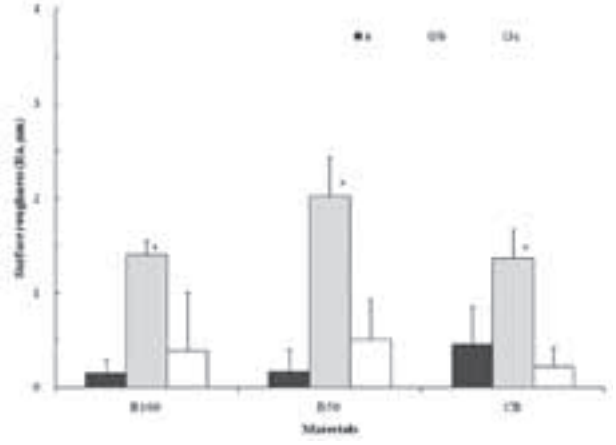
鑄造是利用具有抽真空、加壓及離心式鑄造機(Vulcan-T, Shofu, Japan)，鈦金屬為牙科用二級純鈦(Titanium A, Morita, Japan)，待鑄造物完全冷卻後，對鈦鑄造物進行表面噴砂處理，再以超聲波去離子水洗淨。



圖一：表面粗糙度各測量點及鈦鑄造物。

表面粗糙度

使用表面粗度儀(Surfcoder SE-40G, Kosaka, Laboratory Ltd., Japan)測量鈦鑄造物的表面粗糙度(Ra)，測試條件traverse length與cut-off分別為2.4mm與0.8mm。測量部位於鑄造物表面的三個部位(圖一)，在每一測量部位再分別任選三個測試點進行測量，之後求出平均數值(圖二)。



圖二：各實驗條件下鈦鑄造物表面粗糙度。

硬度

使用慢速切割機切斷鈦試片，將試片截斷面鑲埋於環氧樹脂中，利用碳化矽水砂紙由100＃開始，經過240、320、400、600、800、1000、1200及1500＃研磨，最後使用拋光布以0.3 μm氧化鋁粉拋光。

硬度測量是利用微小維氏硬度儀(HMV-2000, Shimadzu, Japan)以負荷100克，持續作用15秒鐘作為測試條件，各測量點是由距離鈦鑄造物表面深度50μm處開始至鈦鑄造物內部500μm處，每測量點的間隔距離為50μm，每一試片分別測量三次，之後求出平均數值。

X光繞射分析

將經過加熱，脫水乾燥處理後的磷酸鹽系包埋材之專用液BegoSol®的結晶物及實驗組B100加熱前、後之披覆材料做成粉末，利用X光繞射儀(XD-D1, Shimadzu, Japan)以Cu-K_α射線，速度為2°/min 之條件進行各材料組成元素的分析。

微結構觀察

對硬度測試後之鈦鑄試片進行表面酸蝕處理[17]後，使用光學顯微鏡(BH2-UMA, Olympus, Japan)觀察鈦鑄造物表面反應層之形態結構。

統計分析

以JMP軟體(JMPIN5, Cary, NC, USA)作統計分析，利用無母數分析Kruskal-Wallis Test比較各組鈦試片在不同部位的粗糙度及硬度，探討披覆材料是否對鈦鑄造物表面之粗糙度及硬度產生影響。

結果

表面粗糙度

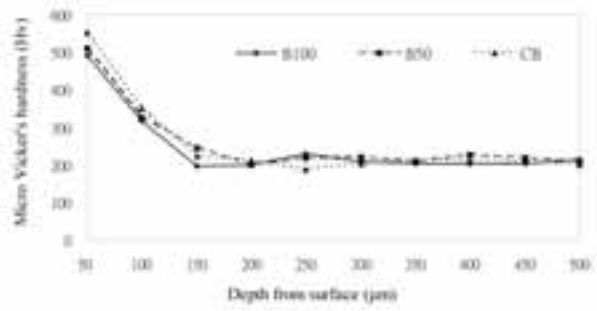
鑄造後經噴砂處理，實驗組B100與B50鈦鑄造物表面的披覆材料可以輕易被去除，圖一顯示各實驗組的鈦鑄造物表面形態完整，除了在實驗組B100及B50鈦試片表面可以觀察到少許微淺的溝紋以外，未發現有明顯的鰭狀突起樣之鑄造缺陷。

測量表面粗糙度的結果顯示，B100各測量

點的表面粗糙度值(Ra)為0.16至1.40μm，B50為0.17至2.02μm，對照組CB為0.22至1.37μm，經過統計分析披覆-包埋材料的種類對鈦鑄造物的表面粗糙度沒有影響($P > 0.05$)；但實驗結果也發現不管使用哪一種材料所得的鈦鑄造物，在b測量點的表面粗糙度均明顯大於a與c點的粗糙度值，b測量點的表面粗糙度與a點和c點的結果有顯著的差異($P < 0.05$)。

硬度

圖三為鈦鑄造物的Vicker's硬度測試結果，實驗結果顯示距鈦試片表面深度50μm處，經過披覆處理的B100與B50鈦試片硬度值為490～509Hv稍小於對照組CB的硬度553Hv，沒有統計學差異($p > 0.05$)。之後隨著測量點由鈦表面向內部移動，無論是實驗組還是對照組的硬度值均呈現遞減的趨勢，當深度超過150μm後，試驗組B100與B50的硬度值減少到195～244Hv，與對照組的224Hv沒有統計學差異($p > 0.05$)，而且三者於150μm至500μm的各深度的硬度值也都沒有統計學上的差異($p > 0.05$)。



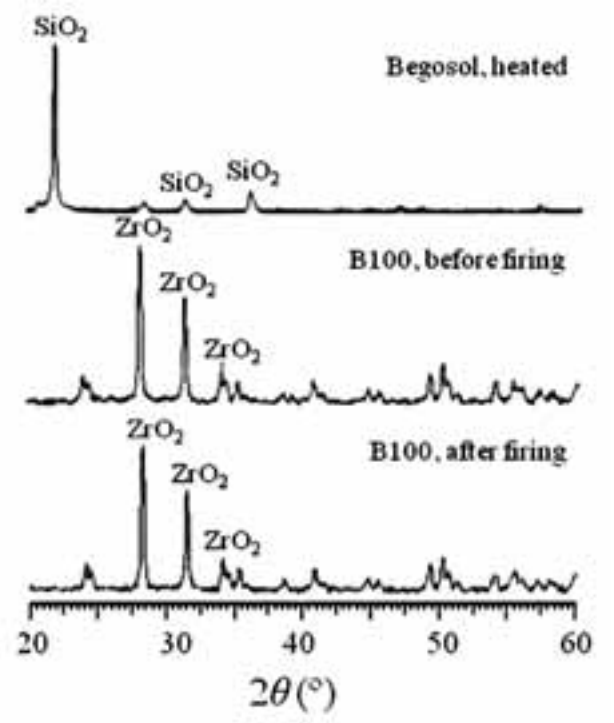
圖三：鈦鑄造物截斷面之微小硬度。

XRD分析

在X光繞射分析結果(圖四)顯示BegoSol®液體加熱後可觀察到二氧化矽衍生物白矽土(cristobalite)的繞射峰；而在實驗組B100的結果顯示，披覆材料加熱前、後的X光繞射圖相同，除僅有觀察到氧化鋯(ZrO_2)的繞射峰之外，未發現其它成份。

微結構觀察

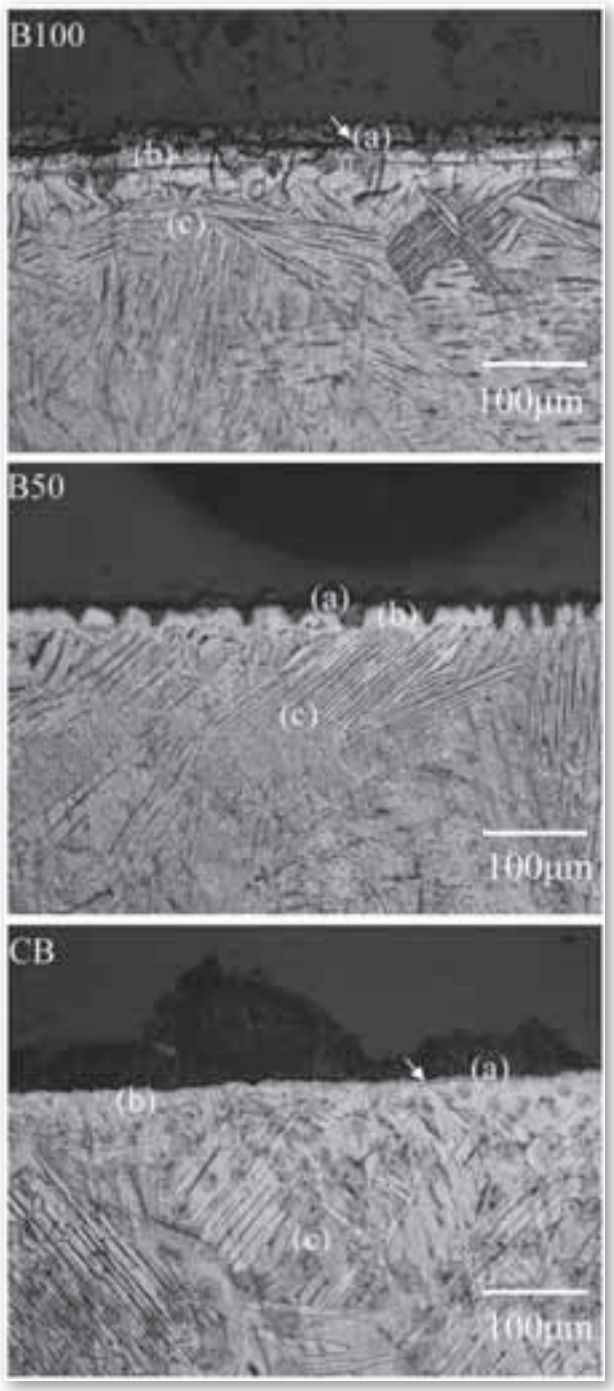
圖五為各實驗條件下的鈦鑄造物之反應層微結構，透過光學顯微鏡觀察結果顯示，在鈦鑄造物的表面結構與內部結構有所不同，表面結構呈現為多層結構，尤其以B100之鈦鑄造物表現明顯，多層結構包含最表層的燒結層、其次的結晶較短的片狀結構即α-case層及最裡面的結晶較長呈針狀結構層；在B50的鈦鑄造物表面燒結層較不明顯，其α-case層有明顯的斷裂現象，使整個表層呈不連續的鋸齒狀；而在對照組CB的鈦鑄造物的表面燒結層也同樣不明顯，α-case層呈現較為緻密而且平整。



圖四：經過加熱之披覆材料專用液乾燥物，以及B100加熱前、後的XRD繞射圖。

討論

一些研究報告[18-19]指出許多因素會影響鑄造物的表面性質，如：合金種類、表面部位、鑄型溫度、鑄造溫度以及表面噴砂處理等因素。關於鑄型溫度對於鈦鑄造物性質的影響也有許多研究，文獻指出降低鑄型溫度可以減少鑄型與鈦金屬表面的反應，提升鈦鑄造物的品質，但是若鑄型溫度過低，包埋材透氣性不佳，也會因鈦金屬急速冷卻，鑄造物很容易產生鑄造不完整或表面粗糙等缺陷[4,11,20]。在本研究中，鑄造時實驗組即



圖五：利用光學顯微鏡觀察各鈦鑄造物表面反應層的微結構，a.燒結層；b.α-case層；c.針狀結晶結構。

採用氧化鋯披覆的B100與B50的鑄型溫度設定為室溫，而對照組CB的鑄型溫度是依照廠商指定的溫度650ºC，此外，選用具有抽真空、加壓及離心力高效能的鈦鑄造機。實驗結果顯示B100與B50的鑄型可以完整的再現出蠟型的形態，鑄造物沒有明顯的缺陷，證明實驗用氧化鋯披覆材料具有一定的強度，不僅可以抵抗鈦金屬鑄造時的熱衝擊壓力，還可以隔絕鈦金屬與外層包埋材間的接觸。在表面粗糙度的結果顯示，B100與B50的表面粗糙度稍大於對照組CB，而相近或略小於先前有關鈦表面粗糙度研究的粗糙度數值1.63至2.50 μm的程度[14,21-22]，這些差異考慮可能與披覆或包埋材料的成分不同[13]以及反應層有關。對於無論使用哪種材料在鈦鑄造物的b點的表面粗糙度值均較大於在a與c點的結果方面，分析原因可能是鑄造時，融化的金屬液體在鑄造壓力下流入到鑄型內後，由於b點所處鑄型部位正是金屬液體流過路徑上之首當其衝的部位，所以該部位相對受到較大和較長時間的熱衝擊作用，導致相應的鈦金屬鑄造物表面粗糙度增大的緣故。此外，在實驗組B100與B50鈦鑄造物的表面觀察到有一些微淺的細溝紋，這一現象可能來源於鑄造時熔融的鈦金屬注入鑄型內後，由於金屬與鑄型溫度差距極大，金屬急速冷卻凝固所形成的緣故[23]，若適當升高鑄型溫度，或許可以得到改善，為今後進一步研究的課題。

一些學者使用磷酸鹽系(Al_2O_3 / SiO_2)包埋材[3]或利用矽酸鋯披覆技術[5]鑄造鈦金屬，指出包埋材在加熱過程中，會因成分分解而造成了元素擴散，進入鈦金屬表面形成反應層，使鈦鑄造物表面由外向內形成多層結構，在本實驗的微結構觀察也發現鈦金屬表層具有多層結構，與上述文獻一致。Luo[5]報告以矽酸鋯($SiO_2 \cdot ZrO_2$)與醋酸鋯(Acetic zirconium)液體混合製作成披覆材料，其鈦鑄件表面反應層的厚度較薄約75μm；而Taira[7]報告利用氧化鋯披覆技術所得的鈦鑄造物表面反應層的厚度約400μm；Hung[14]報告在氧化鎂為主的包埋材料中添加4.5-6%的氧化鋯，可以降低鈦金屬表面的硬度，其鈦鑄造物的表面反應層厚度約150μm。其他一些學者使用多種不同耐火材料的商品化包埋材料進行鑄鈦的研究，實驗發現以氧化鎂為主的包埋材料的鈦鑄造物表面硬度較低，具有最少的元素擴散和最薄的反應層，指出反應層內存在的元素與元素的擴散速率有關[2]，並且強調鈦鑄造物表面的硬度與反應層厚度並無絕對相關性[6]。在本研究中由鈦鑄造物表面硬度的結果證實，使用

氧化鋁披覆材料鑄造的鈦金屬表面反應層的厚度為150μm，與對照組鈦專用氧化鎂系包埋材的結果相同，並與部分文獻的結果一致[14] 或較好[7]，這些在反應層厚度上的差異性可能與披覆或包埋材料本身成分不同有關[13]。在實驗組的披覆材料中，雖然使用的磷酸鹽系包埋材專用液體內含有二氧化矽成分(圖四)，但是因為在披覆材料中使用的液體量極少，XRD分析證實在加熱前、後的B100中沒有發現到二氧化矽的繞射峰存在。儘管在鈦鑄造物表面微結構的觀察結果顯示，實驗組B100、B50與對照組CB有所不同，但是對於鑄造物的硬度及反應層的厚度並沒有明顯的影響，因此，說明本研究使用的氧化鋁披覆材料對於減少鈦鑄造物表面反應層的厚度是有效的。

過去已有一些關於披覆材料和技術的文獻報告[5,7,15]，但至今這種技術卻一直仍未實際應用於牙科臨床的技工製作，其主要原因是這些氧化物材料的基本物性與操作性還無法滿足臨床上的使用需求，如流動性不佳，硬化時間過長，強度不足等因素會造成鈦鑄造物形態不完整的缺陷[12,15]。在本實驗中，實驗組披覆材料的液體選用與外層包埋材料相同的專用液，氧化鋁粉末與液體經過混合、攪拌之後具有適當的流動性，容易被披覆於蠟型表面。雖然等待凝固硬化的時間約為60分鐘，稍長於一般包埋材料要求的硬化時間5-30分鐘[24]，但披覆材料在硬化後可以達到一定的強度，並且凝固後的披覆材與外層包埋材料間也有良好的黏結性，達到一定的強度及硬度，才有可能抵抗加熱及鑄造時高溫所造成的熱力作用，鈦鑄造物表面才能完整無缺陷，表面才不會粗糙。此外，除了考慮強度因素之外，使用B100和B50之鑄造物形態完整，無明顯缺陷也可以證實披覆材料於加熱前、後未因膨脹不均勻等因素而導致產生鑄型即披覆材料與外層包埋材的分離、破裂的情形，這可能是因為披覆材料的熱膨脹性與磷酸鹽系包埋材比較接近的緣故[14, 16]，實驗結果說明披覆材料的物性對於鑄鈦的成功與否是十分重要的，因此，對於披覆材料物性的研究將是我們今後的研究課題之一。此外，本次研究中所採用的試片形態較為簡單，尚不能完整模擬出牙科補綴物之複雜形態，今後也還需要嘗試牙科臨床常用的牙冠或牙橋形態的鑄造，特別是對於具有較薄的邊緣或細微形態的部分，評估披覆技術於臨床技工應用的可行性。

結論

根據實驗結果得出以下結論：

以氧化鋁披覆材料併用磷酸鹽系包埋材包埋、鑄造鈦金屬，可獲得形態完整的鈦鑄造物。

以氧化鋁披覆包埋的B100與B50鈦鑄造物表面粗糙度為0.16至2.02μm，稍大於鈦專用氧化鎂系包埋材CB之結果0.22至1.37μm，但三者間沒有顯著的差異。

無論使用哪一種材料包埋鑄造的鈦試片，在b點上測得表面粗糙度均明顯大於其他各點的粗度值($P < 0.05$)。

利用氧化鋁披覆技術的B100與B50鈦鑄造物表面反應層厚度約為150μm，與鈦專用氧化鎂系包埋材CB之鑄造物的結果相同。

以上的結論說明氧化鋁披覆技術具有鑄造鈦金屬之可行性。

致謝

本研究獲中山醫學大學口腔醫學院院內研究計畫補助(CSMU91-10)，特此致謝。

參考文獻

1. Lautenschlager EP, Monaghan P: Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 1993; 43: 245-53.
2. Ban S, Watanabe T, Mizutani N, et al: Interfacial oxidations of pure titanium and titanium alloys with investments. Dent Mater J 2000; 19: 352-62.
3. Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S, et al: Layered structure of cast titanium surface. Dent Mater J 1989; 8: 175-85.
4. Kuroiwa A, Wada K, Hibino Y, et al: Studies on titanium casting. (1)Influence of the mold temperature on titanium castings. Shika Zairyo Kikai 1990; 9: 279-88. (in Japanese)
5. Luo XP, Guo TW, Ou YG, et al: Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite.

Dent Mater 2002; 18: 512-5.
6. Oda Y, Kudoh Y, Kawada B, et al: 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: 245-52.
9. Watanabe K, Okawa S, Miyakawa O, et al: Molten titanium flow in a mesh cavity by the flow visualization technique. Dent Mater J 1991; 10: 128-37.
10. Hruska AR: A novel method for vacuum casting titanium. Int J Prosth 1990; 3: 142-5.
11. Herø H, Syverud M, Waarli M: Mold filling and porosity in castings of titanium. Dent Mater 1993; 9: 15-8.
12. Yan M, Takahashi H: Effects of Magnesia and Potassium Sulfate on Gypsum-bonded alumina dental investment for high-fusing casting. Dent Mater J 1998; 17: 301-13.
13. Yan M, Takahashi H, Nishimura F: Dimensional accuracy and surface property of titanium casting using gypsum-bonded alumina investment. Dent Mater J 2004; 23: 539-44.
14. Hung CC, Hou GL, Tsai CC, et al: Pure titanium casting into zirconia-modified magnesia-based investment molds. Dent Mater 2004; 20: 846-51.
15. Wang RR, Welsch GE, Castro-Cedeno M: Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. Inter J Prosth 1998; 11: 33-43.
16. Fukumoto R: Development of dental quick casting with zircon-phosphoric acid investments. Shika Zairyo Kikai 1990; 9: 336-56.(in Japanese)
17. Boyer R, Welsch G, Collings EW: in "Titanium alloys. Material properties handbook.'' Materials Park, OH: ASM International 1994; 1057.
18. Meng Y, Nakai A, Goto S, et al: Study of resin-bonded calcia investment. Part 3: Hardness of titanium castings. Dent Mater J 2004; 23: 46-52.
19. Ogura H, Asgar K: Inner surface roughness of complete cast crowns made by centrifugal casting machines. J Prosthet Dent 1981; 45: 529-35.
20. Kikuchi H, Onouchi M, Hsu HC, et al: Titanium casting: the surface reaction layer of castings obtained using ultra-low-temperature molds. J Oral Sci 2001; 43: 27-33.
21. Takahashi J, Kitahara K, Kubo F: Phosphate-bonded $ZrSiO_4$ investments added with ZrC and ZrN for casting titanium. Dent Mater J 2004; 23: 314-20.
22. Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, et al: Casting accuracy of experimental Ti-Cu alloys. Dent Mater J 2001; 20: 16-23.
23. Anusavice KJ: Philips' science of dental materials. 11^{th} ed. Philadelphia: WB Saunders. Co., 2003: 295-350.
24. JIS T 6601-1989 Gypsum-bonded dental investment for casting.

Surface Property of Titanium Casting Using Phosphate-bonded Investment with Zirconia Coating on Wax Pattern

Chun-Chuan Yang[1], Chia-Tze Kao[2], Min Yan[3*]

[1] *Pou Yu Biotechnology Co., Ltd. Changhua, Taiwan*
[2] *Graduate School of Dentistry, Chung Shan Medical University, Taichung, Taiwan*
[3] *Institute of Oral Biology and Biomaterials Science, Chung Shan Medical University, Taichung, Taiwan*

Purpose: In this study, the zirconia coating technique was applied to analyze surface properties of titanium castings.
Methods: The mixed slurry of zirconia powder and commercial phosphate liquid Begosol® (100% and 50%) was coated on the wax pattern respectively, and the commercial phosphate-bonded investment material was invested using a double-investing method. The commercial MgO investment material with traditional investing method was as control. Then, the commercial pure titanium alloy was used for casting. The surface roughness and Vicker's hardness test were performed on the titanium castings, and the surface microstructure of titanium castings were observed and analyzed by optical microscope.
Results: The surface roughness (Ra) of titanium castings obtained from experimental group and control group were 0.16 ~ 2.02 μm and 0.22 ~ 1.37 μm respectively. There is no significant difference between experimental group and control group. The thickness of titanium surface reactive layer was about 150 μm.
Conclusion: The zirconia coating technique used in this study can be applied to cast titanium alloy.

Keywords: Titanium, Zirconia, Dental casting

* Reprints and Corresponding Author: Min Yan
Address: No. 110, Sec. 1, Jianguo N. Rd, Taichung 40201, Taiwan
Tel: 886-4-24718668 ext 55523
E-mail: yan@csmu.edu.tw