

化學成份對牙科用Ni-Cr-Mo合金耐蝕性質之影響

林茂欽、黃何雄

Compositional Influence on the Corrosion Resistance of Ni-Cr-Mo Dental Alloys

Mau-Chin Lin and Her-Hsiung Huang

摘要

本研究的目的是探討化學成份對牙科用Ni-Cr-Mo鑄造合金耐蝕性質的影響。利用循環動電位測試 (cyclic potentiodynamic test) 和定電位測試 (potentiostatic test) 評估不同Ni-Cr-Mo合金在除氧人工唾液 (pH 5/37°C) 中的耐蝕性質。循環動電位測試後，利用光學顯微鏡觀察試片表面腐蝕型態。定電位測試後，利用X光光電子能譜及歐傑電子能譜分析試片表面鈍化膜的化學成份及結構。耐蝕性質測試結果顯示：Ni-Cr-Mo合金的耐蝕性質與表面生成的鈍化膜 (包括Ni(OH)₂、NiO、Cr₂O₃及MoO₃) 有關。含較高Cr (約21%) 及Mo (約8%) 含量的Ni-Cr-Mo合金，因表面鈍化膜含有高Cr (最大值約31-35%) 及高Mo (最大值約12%)，故其極化曲線中有較寬廣的鈍化範圍，並對孔蝕免疫。添加少量的鈦 (<4%) 對Ni-Cr-Mo合金的耐蝕性質並無影響。當抗孔蝕當量 (pitting resistance equivalent) 達到49時，Ni-Cr-Mo合金便有良好抗孔蝕能力。

關鍵詞：成份，腐蝕，鈍化膜，孔蝕，Ni-Cr-Mo合金。

ABSTRACT

The objective of this investigation was to study the compositional influence on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys in acidic artificial saliva. Cyclic potentiodynamic and potentiostatic tests were used to evaluate the corrosion behavior of different Ni-Cr-Mo dental casting alloys in deaerated artificial saliva with pH 5 at 37°C. Optical microscope observations were carried out after the cyclic potentiodynamic tests. Surface chemical analyses were

* 中山醫學大學牙科材料研究所
Institute of Dental Materials, Chung Shan Medical University

characterized by X-ray photoelectron spectroscopy (XPS) and Auger electron spectroscopy (AES) after potentiostatic tests. The results of corrosion tests showed that the corrosion resistance of Ni-Cr-Mo casting alloys was associated with the formation of passive film, containing Ni(OH)₂, NiO, Cr₂O₃ and MoO₃, on the surface. The Ni-Cr-Mo alloy with higher Cr (≈21 %) and Mo (≈8 %) contents had much larger passive region in the polarization curve and was immune to pitting corrosion, which was due to the presence of high Cr (maximum ≈31-35 %) and Mo (maximum ≈12 %) contents in the surface passive film. The presence of Ti lower than 4 % in the Ni-Cr-Mo casting alloy had no effect on the corrosion resistance. A pitting resistance equivalent (PRE) of about 49 could provide the Ni-Cr-Mo alloy with a good pitting corrosion resistance.

Key words: composition, corrosion, passive film, pitting, Ni-Cr-Mo alloy.

一、前言

Ni-Cr-Mo 合金因具有優良的機械性質（如硬度高、密度低、抗張力強、良好的彈性係數等）、低廉的價格及製作容易，因此早已被廣泛應用於牙科固定贗復物（fixed prosthodontic appliance）。Ni-Cr-Mo 合金通常被應用在固定贗復體陶瓷鑲面的背架（backing）或是金屬牙冠牙橋（crown and bridge），因此牙科用 Ni-Cr-Mo 合金在口腔內的耐蝕性質便是值得重視。

因為口腔的環境是容易誘發材料發生腐蝕，所以口腔中腐蝕的過程是持續不斷的在進行，而金屬離子的釋放則是腐蝕過程的結果。牙科材料在口腔中發生腐蝕的結果對生物體便可能會產生不利的影響。雖然 Ni-Cr-Mo 合金中的金屬離子濃度超過某一臨界值時可能會引起組織過敏或發炎，然而這些合金目前仍然是普遍被使用的牙科材料之一。曾有研究指出，Ni-Cr-Mo 合金腐蝕的產物並不會影響細胞的形態（morphology）或生存能力（viability），但會減低細胞的增生能力（proliferation）⁽¹⁾；牙科用 Ni-Cr-Mo 鑄造合金的金屬離子釋放也會影響細胞的新陳代謝能力（energy metabolism）⁽²⁾。因此，從生物相容性的觀點而言，牙科用 Ni-Cr-Mo 合金是否擁有良好的耐蝕能力是值得重視的。

化學成份的差異是影響合金耐蝕性質的一個主

要因素，許多關於化學成份對 Ni-Cr-Mo 合金耐蝕性質影響的研究已被提出⁽³⁻⁸⁾。含不同化學成份的 Ni-Cr-Mo 合金在 0.1M 乳酸和 0.1M 氯化鈉溶液中一星期的平均腐蝕速率有不同的範圍：0.54 ~ 3.22mg/cm²⁽⁶⁾。合金中含有 Fe 和 Cu 在酸性溶液中較容易腐蝕，相反地，合金添加 Cr、Ni 和 Mo 可提高耐蝕性⁽⁷⁾。Gil 等人⁽⁸⁾發現 Ni-24Cr-10Mo-2Be 合金在人工唾液中顯示嚴重的腐蝕且有大量的離子釋放。上述的文獻即表示牙科用 Ni-Cr-Mo 合金的耐蝕能力是與化學成份的不同有密切關係。

綜合上述文獻資料，有關化學成份對牙科用 Ni-Cr-Mo 合金耐蝕性質的影響仍然有待更進一步研究，因此本研究將探討化學成份對牙科用 Ni-Cr-Mo 鑄造合金耐蝕性質的影響，並利用各種表面分析技術探討 Ni-Cr-Mo 合金的耐蝕機構。

二、材料與方法

(1) 實驗材料

本實驗使用六種市售牙科臨床常用之 Ni-Cr-Mo 合金。合金中所含化學成份利用輝光放電分光儀（glow discharge spectrometer, GDS）分析，結果如表 1 所示。六種 Ni-Cr-Mo 合金經氬氣鑄造機（Argoncaster-C, Shofu, Japan）鑄造後，利用光學顯

微鏡觀察金屬材料之金相微觀組織，然後再探討各種合金的耐蝕性質。

(2) 試片備製

將厚度0.8mm 活動牙架用緩壓蠟片 (sheet wax, Dentaaurum, Germany)，裁成60片長10mm、寬10mm的規格，以做為金屬試片鑄造之原型（每種金屬各鑄造十片）。

將蠟型以鑄道蠟固定與鑄道成型器 (sprue former) 上，選擇合適之鑄造環 (casting ring) 加上潤濕的石棉襯墊 (ring liner, Jelenko, USA)，包埋材依廠商指示之粉/水比 (100g/25cc) 混合，用真空攪拌機 (vacuum mixer, Jelenko, USA) 調伴90秒後灌注。將包埋好之鑄造環置於室溫一小時，待其完全固化後準備進爐去臘。將鑄造環置入脫臘爐 (Programix 50, Ugin, France) 加熱至900°C脫臘，然後進行鑄造。鑄造時使用氬氣鑄造機依廠商指示進行鑄造，在真空環境下，加入氬氣並利用電弧熔化金屬後，利用氬氣加壓作用與真空產生的壓力差，將熔融的金屬吸引入模具，進行鑄造。鑄造後將鑄造環置放於室溫下待其卻冷，用石膏剪 (plaster nipper) 去除大部份的包埋材，剩餘包埋材用125 μ m 氧化鋁 (alumina, Al₂O₃) 將之去除。

用碳化矽切盤 (silicon carbide disk) 將樣本切下，依序用碳化矽水砂紙 #120、#240、#400、#800、#1200 及 #1500 依序研磨，最後用1 μ m 氧化鋁粉研磨拋光，拋光後之試片用蒸餾水及酒精清洗，吹風機冷風吹乾。將所有Ni-Cr-Mo鑄造試片以10 mL HF+100 mL HNO₃ 溶液浸蝕60秒，利用光學顯微鏡觀察金相組織，結果均顯示樹枝狀結構 (dendrite structure) 及層狀共晶 (eutectic) 組織。腐蝕試驗的試片是將拋光後之金屬片背面連接銅導線，然後利用環氧樹脂將金屬片背面及四周塗裝絕緣，即完成腐蝕試驗用之試片（曝露之金屬面積為1cm²）。

(3) 耐蝕性質評估

(a) 循環動電位測試

本研究的腐蝕試驗電解液是採用人工唾液（見表2）。試驗前先用高純度氮氣通入電解液中除氧一小時，電解液的pH值為5，且保持在37°C。分別使用飽和甘汞電極 (saturated calomel electrode, SCE) 和白金薄片當作參考電極 (reference electrode) 和相對電極 (counter electrode)。將試片浸入電解液待穩定二小時後開始進行循環動電位量測。以1mV/s速率從-700mV向陽極方向掃描，當陽極電流密度達到1mA/cm²時，所外加的陽極電位開始反向掃描直到與鈍化區相交。循環動電位極化曲線的量測使用AUTOLAB PGSTAT 30 (Eco Chemie BV, Utrecht, The Netherlands) 電位儀。每個腐蝕測試條件使用五個試片(n=5)。

(b) 定電位測試

為了瞭解Ni-Cr-Mo合金表面鈍化膜的特性，將所有試片保持在-0.125V (SCE) 的陽極鈍化電位下2小時，然後取出試片進行表面鈍化膜性質分析。

(c) 表面觀察及化學分析

循環動電位測試後，利用光學顯微鏡觀察Ni-Cr-Mo合金的表面腐蝕型態。定電位測試後，將試片從電解液中取出，利用去離子水沖洗，再以氮氣吹乾，然後用XPS (ESCA 210, Kevex Instrument Inc., USA) 和AES (Microlab 310D, Kevex Instrument Inc., USA) 分析Ni-Cr-Mo合金表面鈍化膜的結構及化學成份。

三、結果

圖1為六種Ni-Cr-Mo合金在酸性人工唾液中的循環動電位極化曲線。所有Ni-Cr-Mo合金均顯示活性到鈍態 (active to passive) 的轉變行為。BB和W99試片均顯示較寬廣的鈍化區範圍，約其他試片的二倍。除了BB和W99試片外，其他Ni-Cr-Mo合金在極化曲線中均顯示出一個大的磁滯環

(hysteresis loop)。

圖2 為從圖1 所求得的各项耐蝕性質參數：(a) 腐蝕電位， E_{corr} ；(b) 孔蝕電位， E_{pit} ；(c) 保護電位， E_{prot} ；(d) 孔蝕電位和保護電位之電位差； $E_{pit}-E_{prot}$ ；(e) 鈍化區範圍 (passive range)；(f) 鈍化電流密度， I_{pass} 。

圖3 為六種 Ni-Cr-Mo 合金經循環動電位試驗後表面利用光學顯微鏡觀察結果。圖3 顯示大部份的 Ni-Cr-Mo 合金 (除了 BB 和 W99 試片) 皆有孔蝕的發生。

圖4 為 Ni-Cr-Mo 合金 ((a) BB, (b) TIT, (c) NiTi8 試片) 經定電位測試 (-0.125V/2 小時) 後表面 XPS 分析結果。結果顯示：BB、TIT 及 NiTi8 試片表面均可發現 $Ni(OH)_2$ 、 NiO 、 Cr_2O_3 及 MoO_3 的存在。W99、VB 及 TA 試片經 XPS 分析也有相同的結果。圖4(c) 也顯示 NiTi8 試片表面除了上述所提到的氧化物和氫氧化物之外，還發現有 TiO_2 的存在。

圖5 為 Ni-Cr-Mo 合金 ((a) BB, (b) TIT, (c) NiTi8 試片) 經定電位測試 (-0.125V/2 小時) 後表面 AES 縱深分析結果。結果顯示：BB 試片的表面鈍化膜內含有高 Cr (接近 35%) 和高 Mo (接近 12%) 含量 (圖 5(a))，W99 試片也有相似的結果 (Cr 接近 31%；Mo 接近 12%)。另一方面，TIT (Mo < 10%) 和 NiTi8 (Mo < 6%) 兩種試片則顯示表面鈍化層含有較低的 Cr (< 20%) (圖 5(b) 和 (c))。VB (Cr < 9%；Mo < 5%) 和 TA (Cr < 18%；Mo < 9%) 試片也有相似的結果。此外，在 NiTi8 試片表面的鈍化膜內也有偵測出 Ti (< 6%) 的存在 (圖 5(c))。

本研究利用抗孔蝕當量 (pitting resistance equivalent, $PRE = Cr\% + 3.3 \times Mo\%$) 來評估 Ni-Cr-Mo 合金孔蝕抵抗能力，結果如下：BB = 48.89；W99 = 49.03；VB、NiTi8、TA 及 TIT = 26.60 ~ 40.21。

四、討論

從圖 1 可看出所有 Ni-Cr-Mo 合金在酸性人工唾

液中的極化曲線均顯示從活性到鈍態 (active to passive) 的轉變行為。有研究指出⁽⁹⁾：含 Cr 的 Ni 基合金在酸性溶液中經陽極極化後表面可以變得更鈍性。另一方面，也有研究指出 Ni-Cr-Mo 合金中不僅所含的 Cr 和 Mo 元素對耐蝕性有重大影響，其表面氧化層的成份也對耐蝕性扮演重要角色⁽¹⁰⁾。在本研究中，所使用的 Ni-Cr-Mo 合金表面鈍化膜的結構包括 $Ni(OH)_2$ 、 NiO 、 Cr_2O_3 和 MoO_3 (如圖 4 所示)。

由圖 2 (e) 可知，BB 和 W99 試片有一相當大的陽極鈍化範圍 (約 1.2V)，大約是其它四種 Ni-Cr-Mo 合金的二倍大。Roach 等人⁽¹¹⁾ 曾提出 Ni-Cr-Mo 合金至少必需含 16-22% 的 Cr 和 9-14% 的 Mo，才可以形成一穩定的鈍態氧化層，以提供良好的耐蝕性質。 $Cr_2O_3/Cr(OH)_3$ 的鈍化膜比 $NiO/Ni(OH)_2$ 的鈍化膜之耐蝕性強 10 倍⁽¹²⁾。若 Ni-Cr-Mo 合金含低 Cr 和 Mo 時，則會有較高的腐蝕速率⁽¹³⁾。在本研究中，BB 和 W99 的試片較其它四種 Ni-Cr-Mo 合金呈現較大的鈍化範圍，這主要歸因於試片表面所生成的鈍化膜含有較高的 Cr 及 Mo (圖 5(a))。

另外，BB 和 W99 試片在極化曲線中並無明顯的磁滯環 (圖 1)，這表示 BB 和 W99 這兩種 Ni-Cr-Mo 合金有良好的抗孔蝕能力，從圖 3(b) 和 (c) 亦可看出。另外四種 Ni-Cr-Mo 合金則顯示出大的磁滯環，以致於容易發生孔蝕 (圖 3(a)、(d)、(e)、(f))。因為 BB 和 W99 試片含有較高的 Cr (約 21%) 和 Mo (約 8%)，以致於表面鈍化膜也含有較高的 Cr (約 31~35%) 和 Mo (大約 12%) (圖 5(a))，進而導致對孔蝕免疫。有關 BB 和 W99 試片表面鈍化膜中 Cr/Mo 含量 (31~35/ ≈ 12%) 較底材合金含量 (≈ 21/ ≈ 8%) 為高的現象，可能是與鈍化膜中 Cr_2O_3 及 MoO_3 為主要的成份有關。另一方面，TIT、NiTi8、VB 和 TA 試片表面的鈍化膜含較低的 Cr (< 20%) 和不同含量的 Mo (5-10%) (圖 5(b) 及 (c))，因此鈍化膜較易被破壞，故無法提供良好的抗孔蝕能力。另外，TIT 試片雖然含有約 8% 的 Mo，但 Cr 含量只有 14% 左右，所以仍然會發生孔蝕。換言之，Ni-Cr-

Mo合金中Cr含量只有14%時，對孔蝕抵抗能力並無明顯改善，即使有高Mo(8%)含量的存在。此外，含有約4% Ti的NiTi8試片，雖然表面鈍化膜有TiO₂的存在(圖4(c))，同時鈍化膜內也偵測到Ti(<6%)的存在(圖5(c))，但仍然會發生孔蝕(圖3(d))。

圖1中TIT、NiTi8、VB和TA試片顯示回掃的陽極極化曲線沿著活性路徑行進，並形成一大的磁滯環，此回掃的極化曲線與鈍化區的交點定義為保護電位(Protection potential, E_{prot})。當電位低於 E_{prot} 時，材料表面的孔洞不會再繼續發展下去；當電位高於 E_{pit} 時，新的孔洞才會開始發展；在 E_{prot} 和 E_{pit} 之間，新的孔洞並不會產生，但舊的孔洞則會繼續成長。口腔中金屬質復物與牙齦或周圍牙齒間的縫隙，便可視為已預先存在的孔洞。因此， E_{pit} 與 E_{prot} 的差值可用來評估材料抗縫隙腐蝕的指標⁽¹⁴⁾。本研究中，Ni-Cr-Mo合金孔蝕或間隙腐蝕敏感度之順序如下：TA > TIT > NiTi8 > VB > > BB和W99(BB和W99試片沒有孔蝕電位)。

Khamis和Seddik⁽¹⁵⁾發現Ni-Cr鑄造合金對孔蝕顯示高的敏感度。另一方面，Metwally等人⁽¹⁶⁾研究指出，Ni-Cr合金在除氣環境下有良好的抗蝕能力。另外，也有研究指出Ni-Cr合金在體內或體外試驗皆有良好的抗蝕能力⁽¹⁷⁾。在本研究中，圖2(b)~(d)所示Ni-Cr-Mo合金的腐蝕參數顯示，從抗孔蝕能力而言，含較高Cr(約21%)和Mo(約8%)的Ni-Cr-Mo合金(也就是BB和W99試片)，是牙科用Ni-Cr-Mo合金較佳的選擇。另外，由圖2可知，Ni-Cr-Mo合金的 E_{corr} 值都在-0.57和-0.65V(SCE)之間(圖2(a))； I_{pass} 值約在1.1~6.2 $\mu A/cm^2$ 之間(圖2(f))。

已有許多研究指出，以Ni基為主的牙科用合金中，Cr和Mo的成份在抗腐蝕方面扮演著重要角色^(10,12,13)。然而，至目前為止，文獻上並沒有適當的定量表示方法可被用來描述Cr和Mo成份對抗腐蝕方面的影響。就Fe-Ni-Cr-Mo不銹鋼而言，通常可使用抗孔蝕當量(pitting resistance equivalent, PRE)來評

估Cr和Mo成份在抗孔蝕或間隙腐蝕的效能($PRE = Cr\% + 3.3 \times Mo\%$)⁽¹⁸⁾。就牙科用Ni-Cr-Mo合金而言(環境pH: 4~7)，PRE最少需要超過43才能避免孔蝕的發生⁽⁵⁾。本研究中，根據上述的PRE公式可得：對孔蝕免疫的BB和W99試片之PRE值分別為48.89和49.03，其他四種Ni-Cr-Mo合金之PRE值則在26.60~40.21之間。此結果表示當Ni-Cr-Mo合金之PRE值達到49時，孔蝕便不會發生。

五、結論

- (1) Ni-Cr-Mo合金在酸性模擬人工唾液環境中的耐蝕機構主要是因表面生成鈍化膜： Cr_2O_3 、NiO、 MoO_3 及 $Ni(OH)_2$ 。
- (2) 含較高Cr(≈21%)及Mo(≈8%)成份的Ni-Cr-Mo合金有較佳的耐蝕性質：對孔蝕免疫及更寬廣的鈍態範圍。
- (3) 添加少量的Ti(<4%)對於Ni-Cr-Mo合金抗孔蝕能力並無提升作用，即使在合金表面可偵測到少量的TiO₂存在。
- (4) Ni-Cr-Mo合金的抗孔蝕當量(PRE)值達到49左右時，即能抵抗孔蝕的發生。

六、誌謝

本研究感謝國科會經費支持(NSC 89-2815-C-040-019R-B)。

七、參考文獻

1. Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *J Dent Res*, 74 (1995) 1521-7.
2. Bumgardner JD, Doeller J, Lucas LC. Effect of nickel-based dental casting alloys on fibroblast

- metabolism and ultrastructural organization. *J Biomed Mater Res*, 29 (1995) 611-7.
3. Goff AHL, Joiret S, Abourazzouk D, Raman investigation of crevice corrosion in nickel-chromium dental alloys containing Beryllium. *Electrochim Acta*, 43 (1998) 53-62.
 4. Geis-Gerstorfer J, Passler K. Studies on the influence of Be content on the corrosion behavior and mechanical properties of Ni-25Cr-10Mo alloys. *Dent Mater*, 9 (1993) 177-81.
 5. Geis-Gerstorfer J, Greener EH. Effect of Mo content and pH value on the corrosion behavior of Ni-20Cr-Mo dental alloys. *Dtsch Zahnärztl Z*, 44(1989) 863-6.
 6. Geis-Gerstorfer J, Sauer KH, Passler K. Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. *Int J Prosthodont*, 4 (1991) 152-8.
 7. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, Bayramoglu G, Gokdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil*, 25 (1998) 800-8.
 8. Gil FJ, Sanchez LA, Espias A, Planell JA. In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int Dent J*, 49 (1999) 361-7.
 9. Kawashima A, Asami K, Hashimoto K, XPS study of anodic behavior of amorphous nickel-phosphorus alloys containing chromium, molybdenum or tungsten in 1 M HCl. *Corros Sci*, 24 (1984) 807-23.
 10. Bumgardner JD, Lucas LC. Surface analysis of nickel-chromium dental alloys. *Dent Mater*, 9 (1993) 252-9.
 11. Roach M, Parsell D, Gardner S, Bumgardner JD, Correlation of corrosion and surface analyses for Ni-Cr alloys. *Crit Rev Biomed Eng*, 26 (1998) 391-2.
 12. Marcus P, Grimal JM. The anodic dissolution and passivation of Ni-Cr-Fe alloys studies by ESCA. *Corros Sci*, 33 (1992) 805-14.
 13. Bumgardner JD, Roach M, Scheel T, Gardner S. Corrosion and XPS surface evaluation of nickel-chromium based dental casting alloys. *South Biomed Eng Conf Proc*, IEEE, Piscataway, NJ, USA, (1998) 45.
 14. Wilde BE. A critical appraisal of some popular laboratory electrochemical tests for predicting the localized corrosion resistance of stainless alloys in sea water. *Corrosion*, 28 (1972) 283-91.
 15. Khamis E, Seddik M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. *Int Dent J*, 45 (1995) 209-17.
 16. Metwally WA, Habib AN, Katamish HA. Corrosion and metallurgical study of some porcelain fused to metal alloys. *Egypt Dent J*, 41 (1995) 1159-66.
 17. Benatti OFM, Miranda WG Jr, Muench A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium and copper-aluminum-based alloys. *J Prosthet Dent*, 84 (2000) 360-3.
 18. Glover TJ. Recent developments in corrosion-resistant metallic alloys for construction of seawater pumps. *Mater Performance*, 27 (1988) 51-6.

表 1 牙科用Ni-Cr-Mo鑄造合金化學成份

Table 1 Chemical compositions of Ni-Cr-Mo dental casting alloys used in this study.

	Cr	Mo	Ti	Al	Cu	Si	Fe	Mn	Be	Co	Nb	Ni
VB*	12.4	4.9		2.9					1.6	0.4		Bal
BB	21.10	8.42	0.10	0.07			1.00				3.52	Bal
W99	21.71	8.28		0.01		0.85		0.33			0.83	Bal
NiTi8	13.68	3.80	3.63	1.88	3.1	0.85		1.02		0.44		Bal
TA	12.96	5.23	0.26	2.17						0.14		Bal
TIT	13.65	8.05	0.25	2.43						0.11		Bal

note*: according to the data provided by manufacturer.

- VB: Verabond, Aalba Dent Inc., USA
- BB: Berabond, Bego, Germany
- W99: Wiron 99, Bego, Germany
- NiTi8: NiTi-8, Giliga Co Ltd., USA
- TA: Talladium-P, Talladium Inc., USA
- TIT: Titani, Jeneric/Pentron Inc., USA

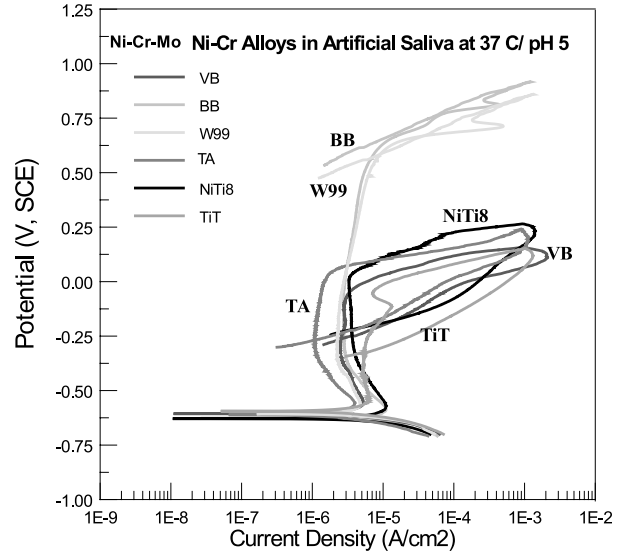


圖 1 Ni-Cr-Mo合金在人工唾液中循環動電位動極化曲線圖

Fig. 1 Cyclic potentiodynamic polarization curves of Ni-Cr-Mo alloys in artificial saliva.

表 2 人工唾液成份

Table 2 Compositions of artificial saliva used in this study.

Composition	mg/L
NaCl	400
KCl	400
CaCl ₂ · 2H ₂ O	795
NaHPO ₄ · H ₂ O	690
KSCN	300
Na ₂ S · 9H ₂ O	5
Urea	1000

* pH is 5

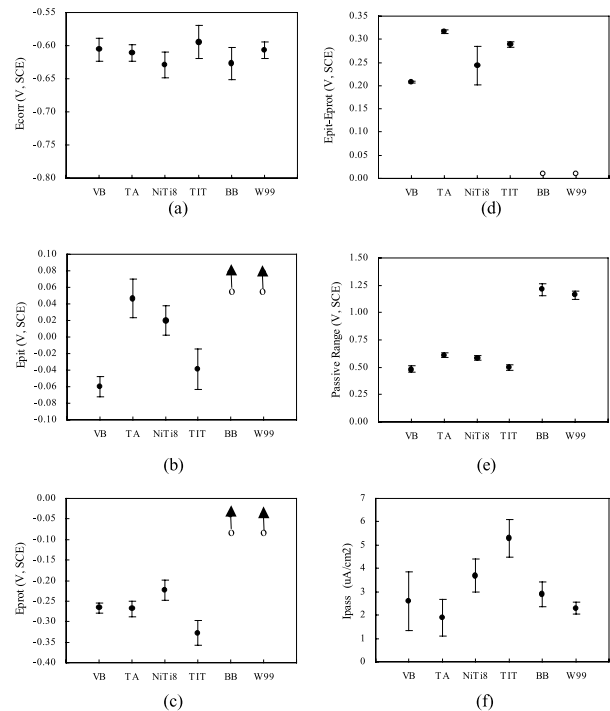
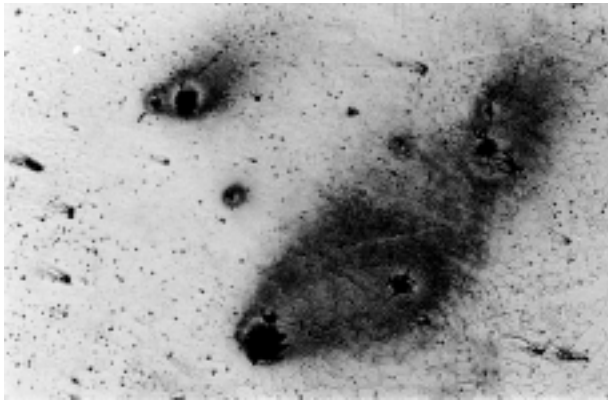


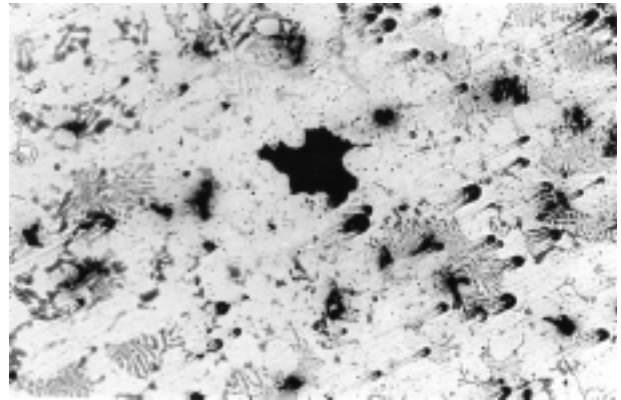
圖 2 耐蝕性質參數

Fig. 2 Corrosion resistance parameters.



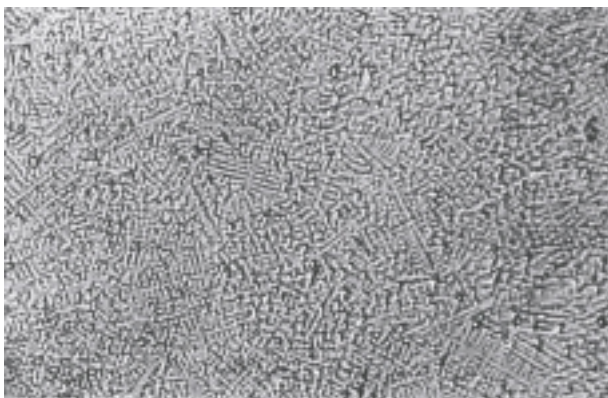
(a) VB

100 μ m



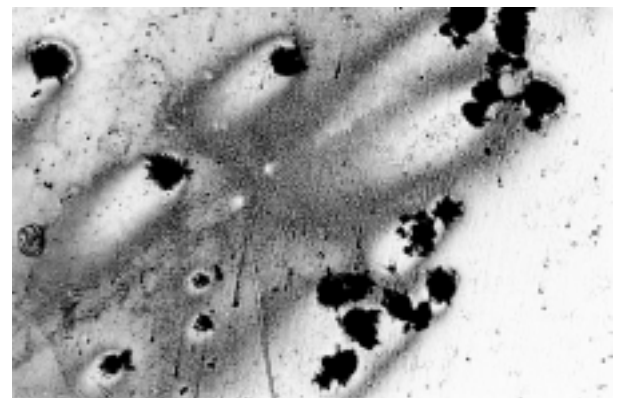
(d) NiTi8

50 μ m



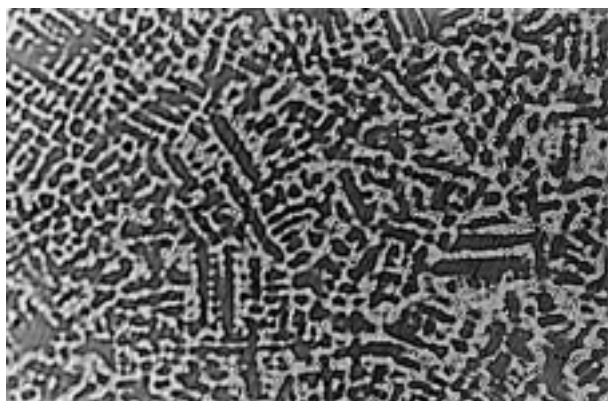
(b) BB

100 μ m



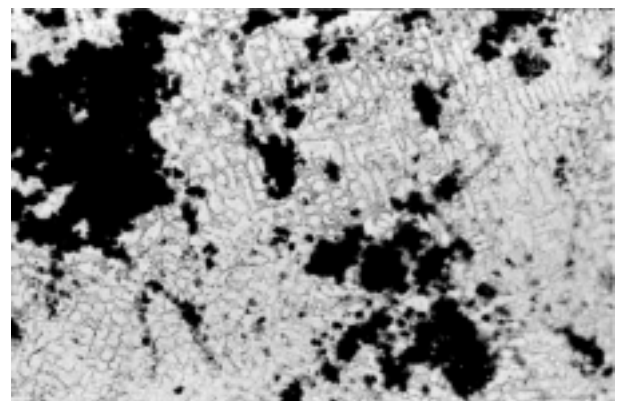
(e) TiT

100 μ m



(c) W99

100 μ m



(f) TA

100 μ m

圖 3 Ni-Cr-Mo 合金經循環動電位極化試驗後的金相觀察

Fig. 3 Optical micrographs of Ni-Cr-Mo alloys after cyclic potentiodynamic polarization tests.

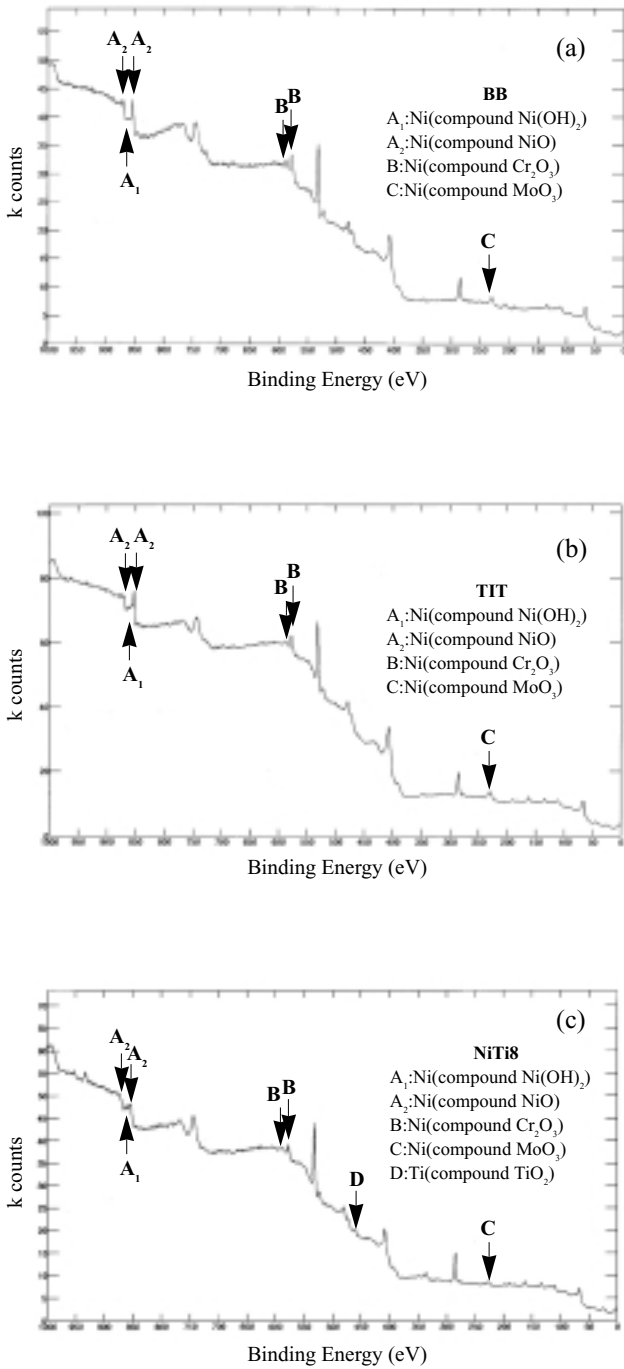


圖 4 Ni-Cr-Mo合金經定電位試驗 (-0.125 V (SCE) / 2小時) 後表面XPS分析結果
Fig. 4 XPS analyses of Ni-Cr-Mo alloys after potentiostatic tests at -0.125 V (SCE) for 2 h.

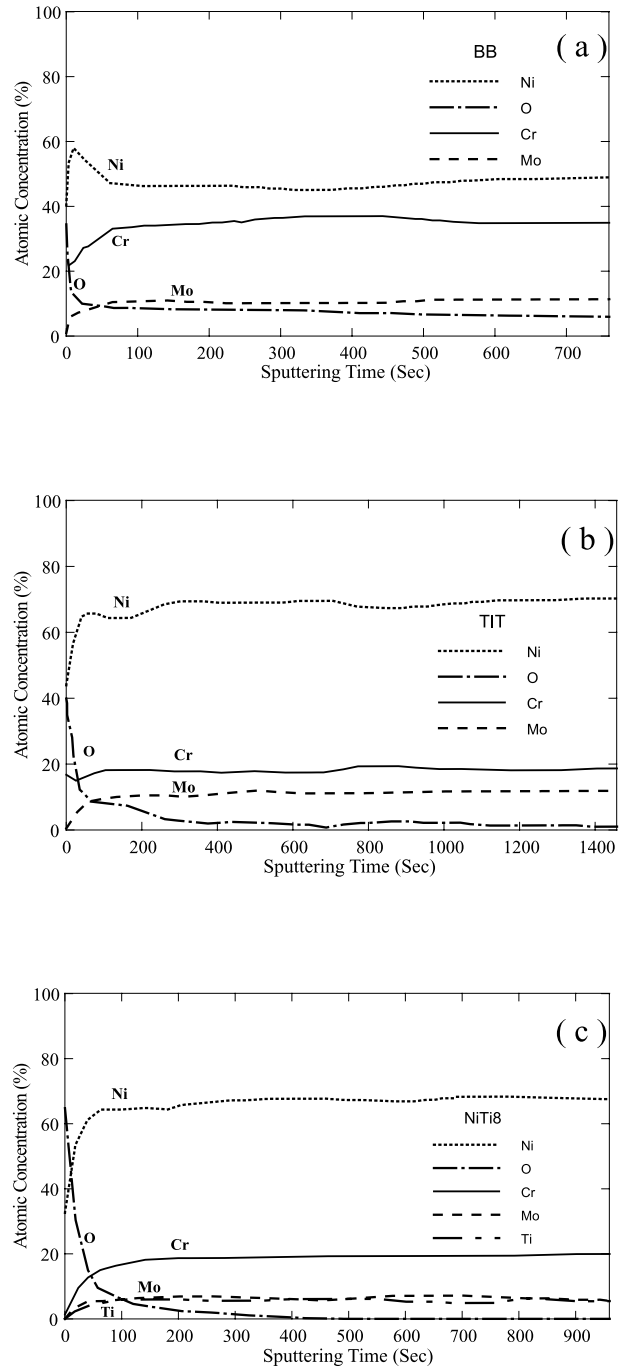


圖 5 Ni-Cr-Mo合金經定電位試驗 (-0.125 V (SCE) / 2小時) 後表面AES縱深分析結果
Fig. 5 AES depth profiles analyses of Ni-Cr-Mo alloys after potentiostatic tests at -0.125 V (SCE) for 2 h.

