

R
608.8
4426-1

中山醫學院口腔醫學研究所碩士論文

Master Thesis, Institute of Stomatology,
Chung Shan Medical and Dental College

指導教授：徐啟智 博士
Advisor : Chii-Chih Hsu, DDS, DSc

4-META 黏著用黏合劑與純鈦金屬及鎳-鉻-鈹合
金之撕裂強度比較及其金屬表面分析

Metal surface analysis and comparison of shear bond strength of 4-
META luting cement with pure Titanium and Ni-Cr-Be alloy



研究生：黃傳恩
Graduate Student : Chuan-En Huang

中華民國八十六年七月

參考書恕不外借

July, 1997

中山醫學院圖書館



C046170

授權書

(博碩士論文)

本授權書所授權之論文為本人在 中山醫學院 口腔醫學研究所
膺復學 組 85 學年度第 2 學期所撰 碩士學位論文。

論文名稱：4-META黏著用黏合劑與純鈦金屬及鎳-鉻-鈹合金之撕裂強度比較及其金屬表面分析

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文提要，授予國家圖書館、本人畢業學校及行政院國家科學委員會科學技術資料中心，得重製成電子資料檔後收錄於該單位之網路，並與台灣學術網路及科技網路連線，得不限地域時間與次數，以光碟或紙本重製發行。

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文全文資料，授予行政院國家科學委員會科學技術資料中心，得不限地域時間與次數以微縮、光碟重製後發行，並得享該中心微縮小組製作之研究報告、獎勵代表作、博碩士論文三檔資料等值新台幣伍佰元之服務。本論文因涉及專利等智慧財產權之申請，請將本論文全文延後至民國 __ 年 __ 月後再公開。

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文全文資料，授予教育部指定送繳之圖書館及本人畢業學校圖書館，為學術研究之目的以各種方法重製，或為上述目的再授權他人以各種方法重製，不限時間與地域，惟每人以一份為限。

上述授權內容均無須訂立讓與及授權契約書。依本授權之發行權為非專屬性發行權利。依本授權所為之收錄、重製、發行及學術研發利用均為無償。

指導教授姓名：徐啟智

研究生簽名：黃傳恩 學號：R84402
(親筆正楷)

日期：民國 86 年 7 月 29 日

- 備註：1. 上述同意與不同意之欄位若未勾選，本人同意視同授權。
2. 授權第二項者，請再交論文一本予承辦人員。
3. 本授權書已於民國85年4月10日送請著委會修正定稿。

簽署人須知

1. 依著作權法的規定，任何單位以網路、光碟與微縮等方式整合國內學術資料，均須先得到著作財產權人授權，請分別在三種利用方式的同意欄內鈎選並填妥各項資料。
2. 所謂非專屬授權是指被授權人所取得的權利並非獨占性的使用權，授權人尚可將相同的權利重複授權給他人使用；反之即為專屬授權，如果您已簽署專屬授權書予其他法人或自然人，請勿簽署本授權書。
3. 授權人的權利與義務：
在美國授權博碩士論文予UMI公司(博碩士論文全文資料發行公司)製作發行，須交付美金45元的出版費，銷售年逾七件以上時得享收入10%的權利金約美金20元；在國內本計畫之經費全數由政府支應，收入亦應歸國庫，為答謝您的支持，科資中心特為您提供新台幣500元的等值資料服務(以研究報告、獎勵代表作、博碩士論文三檔為限)，請逕洽本案聯絡人，地址電話詳如第5項。義務方面唯一要注意的是，著作人日後不可以主張終止本授權書，但您仍可以授權其他自然人或法人上述的行為。
4. 全國博碩士論文全文資料微縮片整合計畫的宏觀效益：
在個人方面，您的論文將可永久保存(微縮技術在理論上可保存八百年，實證已逾百年)，也因為您的授權，使得後進得以透過電腦網路與光碟多管道檢索，您的論文將因而被充分利用。在國家總體利益方面，紙本容易因影印而造成裝訂上的傷害，圖書館中孤本的公開陳列與外借也有破損之虞，唯有賴政府全面性的整合，借助科技設備才能一舉完成保存與利用的全方位效益，回憶您過去尋找資料之不便經驗，學弟與學妹確實須要您的論文與授權書。
5. 本案聯絡電話：(02)7377746 江守田、王淑貞
地址：台北市和平東路二段106號17樓1702室

研究生姓

地址：

中山醫學大學圖書館

學生黃傳恩論文題目為4-META黏著用黏合劑與純鈦金屬及鎳-鉻-鈹合金之撕裂強度比較及其金屬表面分析,其論文已經中山醫學院口腔醫學研究所碩士論文考試委員會審查合格及口試通過,並由其指導教授核閱後無誤。

指導教授：徐啟智 博士

簽名：徐啟智

中華民國八十六年七月二十九日

本論文為中山醫學院授予牙醫學碩士學位之必備條件之一，經中山醫學院口腔醫學研究所碩士論文考試委員會審查合格及口試通過。

口試委員

私立高雄醫學院牙醫學系副教授

洪昭民 博士

洪昭民

私立中山醫學院牙醫學系副教授
(論文共同指導教授)

呂毓修 博士

呂毓修

私立中山醫學院牙醫學系副教授
(論文指導教授)

徐啟智 博士

徐啟智

中華民國八十六年七月

誌 謝

對於指導與幫助我完成這篇論文的師長、同事和朋友，我都要致上最誠摯的感謝，您們的關懷永誌於心。

研究所的學習過程中，在恩師徐啟智博士不厭其煩嚴格訓練下，不論在學識上的邏輯推理、實驗設計、實驗技術及組織分析能力的培養或待人處世方面上，均獲益良多。

文稿初成，復蒙高雄醫學院洪昭民博士撥冗審閱，對本論文細心審查、詳加斧正，並提供諸多寶貴意見，以及電顯室廖克剛老師對於電顯技術的教導，陽明大學衛生福利研究所萬育維所長、病理科蔡崇弘老師對於實驗數據統計分析的協助，使本論文得以更臻完善，在此致上誠摯謝意。

研究期間，感謝實驗室秀鈴對於實驗技術的協助，世煌兄對於實驗數據統計分析的切磋討論與製圖，行政部翠霞、士芳對論文不眠不休的謄打、排版、美工、完稿以及牙科小姐們的校稿，而使得本論文得以順利完成。由衷的感激您們為我所作的一切。

最後，謹以此論文獻給我的雙親、家人及內人靜宜，感謝他們的關懷與體諒，讓我在研究期間能夠無後顧之憂，勇往向前。願以此微薄之成果與他們共享之。

黃傳恩 謹誌於

中山醫學院口腔醫學研究所
中華民國八十六年七月二十九日

目 錄

表次.....	III
照片次.....	IV
圖次.....	VII
附錄.....	X
中文摘要.....	XI
英文摘要.....	XIII
壹、緒論.....	1
貳、文獻整理.....	4
一、樹脂黏合式固定局部義齒(RBFPDs).....	4
二、樹脂黏合劑.....	7
三、Superbond C&B 詳論.....	11
(一)聚合物成分.....	11
(二)鍵結單體.....	12
(三)催化劑.....	13
四、Superbond C&B 的鍵結性質.....	14
(一)與牙本質的鍵結.....	14
(二)與牙釉質的鍵結.....	14
(三)與金屬的鍵結.....	15

五、義齒網架金屬.....	16
(一)基底金屬合金.....	16
(二)鈦金屬與其合金.....	23
參、材料與方法.....	28
一、實驗方法.....	28
(一)牙齒標本的製備.....	28
(二)金屬試片的製備.....	29
(三)金屬表面處理.....	34
(四)表面粗糙度檢測.....	35
(五)黏著作用.....	36
(六)撕裂強度之測試.....	38
(七)掃描電子顯微鏡術.....	40
二、實驗材料.....	42
三、藥品.....	44
四、儀器設備.....	45
五、統計分析.....	47
肆、結果.....	48
伍、討論.....	51
陸、結論.....	62
柒、參考文獻.....	63

表 次

表 1. 不同種類金屬試片之分組及表面處理情形.....	75
表 2. 基底金屬合金之成分與熔解溫度範圍.....	76
表 3. 鎳-鉻-鈹金屬合金的陶瓷烘烤週期.....	77
表 4. 商用純鈦金屬的陶瓷烘烤週期.....	78
表 5. 金屬試片之粗糙度.....	79
表 6. 實驗標本的粗糙度.....	80
表 7. Two-way ANOVA for roughness.....	80
表 8. Student-Newman-Keuls test for roughness.....	80
表 9. 實驗標本之撕裂強度.....	81
表 10. 實驗標本的撕裂強度.....	82
表 11. Two-way ANOVA for shear bond strength.....	82
表 12. Student-Newman-Keuls test for shear bond strength.....	82
表 13. 實驗標本之撕裂強度與斷裂形式.....	83
表 14. 實驗標本斷裂形式統計表(1).....	84
表 15. 實驗標本斷裂形式統計表(2).....	84

照片次

- 照片 1. 牙齒由 Epoxide resin 包埋於固持環(Holder ring)中.....85
- 照片 2. 用來鑄造鎳-鉻-鈹金屬合金的鑄道設計(側面觀).....85
- 照片 3. 用來鑄造純鈦金屬的鑄道設計(側面 45°觀).....86
- 照片 4. 用來鑄造純鈦金屬的鑄道設計(鳥瞰圖).....86
- 照片 5. 用以進行脫蠟程序的烤爐 VULCAN3-550.....87
- 照片 6. 用以製備金屬試片的鑄塊金屬材料.....87
- 照片 7. 用以鑄造鎳-鉻-鈹金屬合金的鑄造機器 ARGONCASTER-T.....88
- 照片 8. 用以鑄造商用純鈦金屬的鑄造機器 CYCLARC II.....88
- 照片 9. 商用純鈦金屬鑄造體產生氣泡.....89
- 照片 10. 商用純鈦金屬鑄造體產生缺陷(X光透視).....89
- 照片 11. 使用研磨機 METASERV 以精確修磨鑄造金屬試片.....90
- 照片 12. 使用數位化測量尺規以統一規格化金屬試片(長寬).....90
- 照片 13. 使用數位化測量尺規以統一規格化金屬試片(高).....91
- 照片 14. 經鑄造與修磨的金屬試片.....91
- 照片 15. 使用切割機 ISOMET 以薄切鑄塊純鈦金屬(ITi).....92
- 照片 16. 劃格等分鑄塊純鈦金屬薄切圓片成 16 小格.....92
- 照片 17. 金屬試片排列在金屬烘烤托盤預作陶瓷烘烤.....93
- 照片 18. 用以進行金屬試片陶瓷烘烤週期的烤爐 SUNfire 10PLUS.....93

照片 19. 使用噴砂機MINIBLASTER對金屬試片作表面噴砂處理.....	94
照片 20. 使用 V-primer 塗佈金屬試片表面.....	94
照片 21. 欲將金屬試片浸潤到過錳酸鉀溶液，進行金屬試片表面 氧化處理.....	95
照片 22. 用來檢測粗糙度的 Surface Profilimeter.....	95
照片 23. 受測中的金屬試片.....	96
照片 24. 本實驗所採用的樹脂黏合劑 Superbond C&B.....	96
照片 25. 金屬試片與牙齒在恒定荷重下進行聚合反應.....	97
照片 26. 實驗標本置於 shear assembly 中接受 shear guillotine 的剪力.....	97
照片 27. 實驗標本置於萬能測試機中接受施力.....	98
照片 28. 實驗標本作縱剖面切割.....	98
照片 29. 實驗標本作電子顯微鏡觀察前的修形與磨光.....	99
照片 30. 修形磨光後的鏡檢標本.....	99
照片 31. 使用 ion sputter 為鏡檢標本作 Au coating.....	100
照片 32. 已完成 Au coating 的鏡檢標本.....	100
照片 33. NCB No. 6(not treated)撕裂面放大圖, 350 倍.....	101
照片 34. NCB No. 14(sandblasted)撕裂面放大圖, 1000 倍.....	101
照片 35. NCB No. 27(sandblasted+V-primer)撕裂面放大圖, 2000 倍.....	102
照片 36. CTi No. 5(not treated)撕裂面放大圖, 350 倍.....	102

照片 37. CTi No. 16(sandblasted)撕裂面放大圖, 350 倍.....	103
照片 38. CTi No. 21(sandblasted+V-primer)撕裂面放大圖, 2000 倍.....	103
照片 39. ITi No. 5(not treated)撕裂面放大圖, 350 倍.....	104
照片 40. ITi No. 16(sandblasted)撕裂面放大圖, 1000 倍.....	104
照片 41. ITi No. 26(sandblasted+V-primer)撕裂面放大圖, 350 倍.....	105
照片 42. NCB No. 15(not treated)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	106
照片 43. NCB No. 16(sandblasted)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	106
照片 44. NCB No. 17(sandblasted+V-primer)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	107
照片 45. NCB No. 18(sandblasted+KMnO ₄)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	107
照片 46. CTi No. 11(not treated)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	108
照片 47. CTi No. 12(sandblasted)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	108
照片 48. CTi No. 13(sandblasted+V-primer)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	109
照片 49. CTi No. 14(sandblasted+KMnO ₄)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	109
照片 50. ITi No. 12(not treated)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	110
照片 51. ITi No. 13(sandblasted)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	110
照片 52. ITi No. 14(sandblasted+V-primer)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	111
照片 53. ITi No. 15(sandblasted+KMnO ₄)縱剖面放大圖, 2000 倍.....	111

圖 次

圖 1. 實驗設計及流程圖.....	112
圖 2. 鑄造純鈦金屬的三階段烘烤時間表.....	114
圖 3. 鑄造鎳-鉻-鈹金屬的二階段烘烤時間表.....	114
圖 4. 鎳-鉻-鈹金屬合金鑄造機 ARGONCASTER-T 的各部名稱.....	115
圖 5. 純鈦金屬鑄造機 CYCLARC II 的各部名稱.....	115
圖 6. CYCLARC II 熔融腔室的細部名稱.....	116
圖 7. CYCLARC II 鑄造腔室的細部名稱.....	116
圖 8. Ni-Cr-Be No. 63 金屬試片(not treated)粗糙度測量圖.....	117
圖 9. Ni-Cr-Be No. 67 金屬試片(sandblasted)粗糙度測量圖.....	118
圖 10. Ni-Cr-Be No. 73 金屬試片(sandblasted+V-primer)粗糙度 測量圖.....	119
圖 11. Ni-Cr-Be No. 77 金屬試片(sandblasted+KMnO ₄)粗糙度 測量圖.....	120
圖 12. Casted Ti No. 65 金屬試片(not treated)粗糙度測量圖.....	121
圖 13. Casted Ti No. 68 金屬試片(sandblasted)粗糙度測量圖.....	122
圖 14. Casted Ti No. 74 金屬試片(sandblasted+V-primer)粗糙度 測量圖.....	123
圖 15. Casted Ti No. 77 金屬試片(sandblasted+KMnO ₄)粗糙度 測量圖.....	124

圖 16. Ingot Ti No. 65 金屬試片(not treated)粗糙度測量圖.....	125
圖 17. Ingot Ti No. 66 金屬試片(sandblasted)粗糙度測量圖....	126
圖 18. Ingot Ti No. 73 金屬試片(sandblasted+V-primer)粗糙度 測量圖.....	127
圖 19. Ingot Ti No. 77 金屬試片(sandblasted+KMnO ₄)粗糙度測 量圖.....	128
圖 20. 不同種類金屬經不同表面處理的粗糙度長條圖.....	129
圖 21. Ni-Cr-Be No. 17(not treated)應力-應變曲線圖.....	130
圖 22. Ni-Cr-Be No. 30(sandblasted)應力-應變曲線圖.....	131
圖 23. Ni-Cr-Be No. 42(sandblasted+V-primer)應力-應變曲線圖	132
圖 24. Ni-Cr-Be No. 72(sandblasted+KMnO ₄)應力-應變曲線圖...	133
圖 25. Casted Ti No. 1(not treated)應力-應變曲線圖.....	134
圖 26. Casted Ti No. 22(sandblasted)應力-應變曲線圖.....	135
圖 27. Casted Ti No. 43(sandblasted+V-primer)應力-應變曲線 圖.....	136
圖 28. Casted Ti No. 64(sandblasted+KMnO ₄)應力-應變曲線圖	137
圖 29. Ingot Ti No. 11(not treated)應力-應變曲線圖.....	138
圖 30. Ingot Ti No. 29(sandblasted)應力-應變曲線圖.....	139

圖 31. Ingot Ti No. 47(sandblasted+V-primer)應力-應變曲線圖
.....140

圖 32. Ingot Ti No. 67(sandblasted+KMnO₄)應力-應變曲線圖
.....141

圖 33.不同種類金屬經不同表面處理的撕裂強度長條圖.....142

中文摘要

純鈦金屬已逐漸應用於牙科領域中。本實驗之目的乃比較純鈦金屬與基底金屬經不同表面處理後之表面粗糙度，同時並比較與牙釉質黏著後之撕裂強度。

實驗中採用 120 顆人類後牙，經切除於牙骨質牙釉質交界處後，再將牙冠包埋於環氧樹脂中。金屬試片共分有三組，每組有 60 片：1) 鎳-鉻-鈹合金 2) 鑄造純鈦金屬 3) 鑄塊(Ingot)純鈦金屬。其中以鎳-鉻-鈹合金金屬試片組為對照組。所有金屬試片經六階段陶瓷烘烤循環後，每組再分成四個次組群：①不經表面處理②以 50 micron Al_2O_3 噴砂③以 50 micron Al_2O_3 噴砂後塗以 V-primer(Sun Medical Co., Ltd. Japan)④以 50 micron Al_2O_3 噴砂後再以(3% H_2SO_4 +1% $KMnO_4$)浸潤。在每一次組群中任意選取五塊金屬試片，以粗糙度測量儀(Surfcorder SE-40G, Kosaka Laboratory Ltd. Japan)檢測粗糙度。在本實驗中，以 Superbond C&B(4-META/MMA-TBB)(Sun Medical Co., Ltd. Japan)樹脂黏合劑來黏著金屬及酸蝕之牙釉質，然後測量其撕裂強度。

統計分析顯示：1)在三種不同種類金屬試片組中，粗糙度與撕裂強度並無顯著差異($p>0.05$) 2)未經金屬表面處理之粗糙度及撕裂強度顯著低於經過處理之試片組($p<0.05$)。由本實驗中發現：金屬表面處理會影響純鈦金屬與(4-META/MMA-TBB)樹

附 錄

附錄 1. 鎳-鉻-鈹合金金屬試片尺寸規格.....	143
附錄 2. 鑄造純鈦金屬試片尺寸規格.....	144
附錄 3. 鑄塊純鈦金屬試片尺寸規格.....	145
附錄 4. 過錳酸鉀氧化劑配製.....	146
附錄 5. 25°C 標準還原電位.....	147
附錄 6. 撕裂實驗標本電子顯微鏡觀察統計表.....	148
附錄 7. 黏著實驗標本縱剖面電子顯微鏡觀察統計表.....	149

脂黏合劑之黏著強度。

純鈦金屬與基底金屬鎳-鉻-鈹合金在粗糙度與撕裂強度上並無顯著差異，同時純鈦金屬並具有良好的物性與生物相容性；所以，臨床上純鈦金屬可考慮作為樹脂黏合式贖復體之替代金屬。

Abstract

Resin-bonded fixed prostheses have been extensively used in dentistry. The purpose of this study is to evaluate the metal surface roughness and compare the shear bond strength of base metal alloy and commercially pure titanium (cp Ti) with different metal surface treatments.

There were 120 extracted human posterior teeth sectioned at cemento-enamel junction and embedded in epoxy resin. The exposed lingual or palatal enamel surfaces were flattened and polished. In total, 120 metal specimens were divided into three groups as follows: Group I: casted Ni-Cr-Be ; Group II: casted cp Ti ; Group III: premachined made cp Ti and Group I was selected as the control group. All specimens have been subjected to porcelain firing cycles. And then each group was divided into four subgroups for different metal surface treatment as follows: a) not treated b) blasted with 50 μm Al_2O_3 c) blasted with 50 μm Al_2O_3 and then applied with V-primer (Sun Medical Co., Ltd. Kyoto, Japan) d) blasted with 50 μm Al_2O_3 and then dipped into (3% H_2SO_4 + 1% KMnO_4). Five metal specimens were randomly selected from each subgroup to examine the surface roughness with a surface profilometer (Surfcorder SE-40G, Kosaka, Japan).

The 4-META resinous cement were selected to bond the metal surface on the etched enamel and the shear bond strength were tested and recorded. A Two-way ANOVA followed by a Student-Newman-Keuls was used to analyze the data. There were no statistically significant difference of the roughness and shear bond

strength among casted Ni-Cr-Be, casted cp Ti and premachined made cp Ti ($p>0.05$). The surface roughness (Ra) of specimens without sandblasted treatment showed significant smoother than metal surface blasted with Al_2O_3 or blasted with Al_2O_3 then applied with V-primer or blasted with Al_2O_3 then dipped into ($3\%H_2SO_4 + 1\%KMnO_4$) ($p<0.05$). The shear bond strength of sandblasted specimens were stronger than specimens without sandblasted treatment ($p<0.05$). Fracture surface and bonding surface were evaluated by SEM (JSM-T300, JEOL, Japan).

It was concluded that metal surface treatment will have influence on the surface roughness and bonding strength with 4-META luting cement. Clinically, cp Ti could be an alternative metal for resin-bonded fixed prostheses.

壹、緒論

樹脂黏合式鑲復體應用在臨床鑲復上，約有二十年的歷史。此種形式的鑲復體由於對齒質的修磨較少，因而降低了因修磨牙齒而造成對牙髓產生的傷害。同時又比一般傳統鑲復體節省臨床操作時間與技工材料成本。

Rochette(1973)利用複合樹脂黏合劑來黏著穿透金屬網架與酸蝕過的牙釉質。Livaditis 與 Thompson 等人(1982)則因將金屬網架電解酸蝕而獲致更強的結合強度。但是此項電解酸蝕技術的操作，不論對技工操作或臨床操作而言，都是較費時且又需要具有特殊的裝置。近來，則有諸如 phosphate ester 與 4-META(4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride) (Tanaka et al.,1981)之類的化學黏著劑被引介使用。此類化學黏著劑較之電解酸蝕有更多優點。

在 70 年代，由於費用成本的降低與製備技術的進步，基底金屬合金(base metal alloy)被廣泛使用。但是基底金屬合金所含之鎳、鉍元素對人體健康潛在威脅性(Kelly,1983)，因而學者便急欲尋求具有相似物性之金屬合金替代物。自 1965 年 Branemark 引用鈦金屬作為人工植體的材料後，鈦金屬及其合金逐漸成為人們所熟悉的牙科材料。鈦金屬被用來作為植體的材料，乃因其具有生物相容性(Adell et al.,1981 ; Gould TR et al.,1981 ; Albrektsson,1983 ; Hansson et al.,1983 ; Gould RL et

al.,1984 ; Toth,1985)。由於商用純鈦金屬具備質輕、低密度，並有良好的抗腐蝕性及機械物性(Craig,1993 ; Ida,1983)，而這些特性符合固定及活動鑲復體材料的要求標準。

雖然鈦金屬在作為固定補綴物製備過程中是不易鑄造的，而近來則有許多方法被發展出來，利用鈦金屬作為牙科鑲復材料(Arrango et al.,1990 ; Blackman et al.,1992 ; Chai et al.,1995)。經車床製作加工的鈦金屬合金網架，也被用來替代鑄造金鉻合金，以作為人工植體承載式鑲復物(Jemt et al.,1992)。

樹脂黏合式鑲復體的成功，大部份受金屬次級結構與黏合劑間的結合所影響。Kern 與 Thompson(1993)指出鎳-鉻基底金屬合金表面會有形態與成分上的改變。Givan 等人(1995)提出改良氧化層的化學鍵結或者噴砂的形式，皆可造成較佳的黏著表面。4-META 黏合劑會伴隨氧化層的增加而有較佳的鍵結力，所以不同金屬合金的表面氧化層再形成速率，會影響鍵結能力的差異(Tanak et al.,1981 ; 1988)。Bumgardner 與 Lucas(1994)指出鎳-鉻-鈹合金的氧化層是非連續性的，而且其表面完全再鈍化的速度比不含鈹的鎳-鉻合金為慢。有研究報告指出，4-META 黏合樹脂與基底金屬合金氧化層間會產生氫鍵鍵結，而結論出鉻氧化層適合以 4-META 黏合樹脂來作黏著(Tanaka et al.,1986 ; Ohno et al.,1986 ; Salonga et al.,1994)。

純鈦金屬會形成多種氧化物，諸如： TiO ， TiO_2 與 Ti_2O_3 等。其中在受物理變化影響下，最穩定且最普通會生成的氧化

物是 TiO_2 ，當鈦金屬於空氣中暴露百萬分之一秒後，即會約有 10 nm(100Å)厚度的氧化層形成。在室溫及體溫下，此氧化層具有優異的生物相容性及良好的抗腐蝕能力；同時此氧化層亦說明在純鈦金屬鑲復體上可容易地移除牙菌斑及牙結石(Hruska et al.,1991； Wolinsky et al.,1989)。

目前對於商用純鈦金屬與 4-META 黏合劑黏著耐受性間之相關資訊所知有限。另外，有關商用純鈦金屬氧化層與 4-META 黏合劑間之化學鍵結的相關性仍舊未明。本實驗的目的即欲評估不同金屬合金經不同表面處理後，其表面形態的變化；同時並測試不同金屬合金與 4-META 樹脂黏合劑黏著後的撕裂強度比較。爾後並對金屬撕裂面與黏合縱剖面作鏡檢並記錄之。

貳、文獻整理

一. 樹脂黏合式固定局部義齒

(Resin-Bonded Fixed Partial Dentures ; RBFPDs)

1980年，馬利蘭大學牙醫學院發展出了經由酸蝕、鑄造等步驟所製備而成的樹脂結合式固定局部義齒(Resin-Bonded Fixed Partial Dentures ; RBFPDs)(Morton et al.,1996)。此類型的膺復體具有如下的優點：(1)少量的齒質修磨，故牙本質、牙髓不受波及 (2)可避免使用麻醉藥或排齦線 (3)採用可逆的步驟 (4)使用薄且高度磨光的牙齦上固位體 (5)改善美觀 (6)減少費用。但是，不可諱言的，此類型膺復體亦有如下缺點：(1)無法像傳統的固定膺復體可暫行黏著試戴，因此無從評估咬合、外形或是美觀等問題 (2)為了抵抗金屬曲撓，需體積稍大的固位體外形(Livaditis,1982)。

傳統的固定膺復技術，一般並不適用於年輕的患者。原因來自於患者本身維持清潔不當，具有較大的牙髓組織，參與激烈運動等。近來由於技工與臨床操作技術的改進，RBFPDs並且已擴及到成人前牙與後牙的缺損重建(Stephen,1995)，此種膺復技術可大大簡化繁雜的治療計畫。雖然此種樹脂黏合式膺復體操作方便，卻也會因為運用在不當的環境下，而易導致失敗。樹脂黏合式膺復體抵抗位移的能力不如傳統的固定膺復體，因

此並不適用在有異常側方咬合功能的患者。支台齒的臨床牙冠過短，則不易提供足量的牙釉質面積來獲得固位性。曾經大量復形過或齒質損壞太大的牙齒也不適拿來作為支台齒。齒楔隙間體積外形過大的固位體或連接體則易引起牙周方面的疾病；因支台齒過薄而引起固位體金屬色澤的外現亦是在美觀上須注意並排除的。

樹脂黏合式鑲復體黏著在牙齒上的機制包含有三部份：(1)牙釉質-樹脂間的鍵結 (2)複合樹脂的內聚性鍵結 (3)樹脂-金屬網架間的鍵結。自從 Rochette 引介使用複合樹脂將穿透式金鑄造固位體結合到支台齒舌側面製備成此形式的固定部份鑲復體後，70 年代早期乃開始將複合樹脂應用在鑲復術程(Rochette, 1978)。

RBFPDs 固位性之取得，基本上端賴存在於金屬網架與酸蝕後牙釉質的倒凹區域。為了改善與加強此種形態鑲復體的結合機制，各種技術遂為學者研究發展而提出。Dunn 與 Reisbick (1976)報告指出，利用化學電解酸蝕鈷-鉻合金來獲得與陶瓷植體間的機械鍵結。Tanaka(1979)等人則發展出在鎳-鉻-銅合金上作凹蝕(pitting corrosion)來獲取與樹脂鑲面牙冠間的機械固位性。Livaditis 與 Thompson 等人利用化學電解酸蝕鎳-鉻合金來提昇複合樹脂與合金間的鍵結(Tay,1992)。1986 年，Veen 等人發展出鍍錫(tin-plating)的方法，利用電化學方式將錫電鍍在金屬網架上，而得到比電解酸蝕金屬網架更強的鍵結。

1984年，Musil與Tiller等人發展Silicoater技術，藉由中間氧化矽層的產生，即所謂的“SiO_x-C”層，而使得樹脂與金屬間產生化學鍵結(Tay,1992)。

根據有關RBFDPs的患者術後追蹤回診記錄研究與文獻上的報告(Chang et al.,1991)，所提出的臨床建議有：(1)RBFDPs適應症應限制在取代單顆缺失牙，並且在缺牙區旁邊各留存一顆支台齒 (2)支台齒應該是良好的牙周狀況 (3)利用RBFDPs作為患有牙周疾病牙齒的長期固定裝置是不恰當的 (4)在設計固位體時須考量到能預防舌側與牙齦方向的位移 (5)所採用的金屬合金及酸蝕方法應該與文獻報告一致(Zidan,1985) (6)在黏合的術程中，必須要注意防止水氣 (7)注意裝置下顎RBFDPs所受的限製：不當的受力、水氣的控制、修形鄰接溝時牙釉質的厚度範圍 (8)定期的術後追蹤回診以檢查是否產生鬆脫與齶齒。

二. 樹脂黏合劑

牙科用黏合劑是各項臨床治療工作常應用的材料。一般牙科黏合劑的用途包括：(1)作為復形體與矯正裝置的黏合劑 (2)牙體復形過程中作為底墊和基底材料以保護牙髓 (3)直接作為復形材料(鍾國雄,1994)。理想牙科黏合劑應具備以下的性質(Combe,1992)：(1)對牙髓與其他組織不具毒性，不具刺激性 (2)能黏結到牙齒的牙釉質、牙本質、牙科陶瓷與鑄造金屬合金 (3)在唾液與所食用液體中是不溶的 (4)適當的機械性質，尤其是對由顯微機械固位所形成的結合 (5)良好的光學性質 (6)夠低的材料黏度而能形成低的薄膜厚度；在口溫下能裝置好復形體的適度工作時間。目前所使用的各種黏合劑並無法能完全滿足臨床的需求，因此，因應實際的需要與臨床因素，可折衷地選擇符合效果最佳的黏合劑使用。

對用來作為樹脂黏合式固定局部義齒的樹脂黏合劑而言，基本上除了符合上述性質外，並應符合此形態復體的特性。其理想性質應包括有：(1)良好的流動性(flow)以能濕潤(wet)酸蝕後牙釉質與金屬表面 (2)在有氧或無氧的情況下皆能快速並充分凝固 (3)與金屬表面產生的化學鍵結不受口腔環境的影響(4)高的勁度(stiffness)與強度(strength) (5)不溶解性：黏合劑不因吸收水份而改變物性(Tay,1992)。

到目前為止，雖尚無一種樹脂黏合劑可完全滿足以上的要求，而實際上仍有許多黏合劑被發展出來使用在臨床上，如下表。

樹脂黏合固定局部義齒 (RBFPDs) 所使用之黏合樹脂	
Dimethacrylate cements	
Paste-paste systems:	Comspan(Caulk/Dentsply) EpoxyLite 9080(Lee Pharmaceuticals) Maryland Bridge Cementation Kit (Den-Mat) Maryland Bridge Cement (Teledyne Getz) Nimetic Grip (ESPE)
Paste-primer systems:	Duralingual Bonded Bridge Cement (Unitek) Maryland Bridge Cement (Lee Pharmaceuticals)
Dual-curing systems:	Dual Cement (Ivoclar/Vivadent) Duo-Cure (Terec) Microfill Pontic C (Kultzer) Ultra Bond (Den-Mat)
Chemically adhesive cements	
Bis-GMA with active phosphate ester:	ABC Cement (Ivoclar/Vivadent) Clearfil New Bond (Kuraray) Panavia-EX(Kuraray)
Bipolyester with zinc oxide:	F-21 (Voco)
Epoxy resin , acrylic modified:	Lee Metal Primer (Lee Pharmaceuticals)
4-META , methyl methacrylate:	Super-Bond C&B (Sun Medical)
Methacrylate terpolymer:	Gold Link 2 (Den-Mat)
Glass-ionomer , methacrylate:	Geristore (Den-Mat)

Rochette(1973)提出用複合樹脂黏合劑將穿透式金屬網架黏著到酸蝕過的牙釉質。Livaditis與Thompson(1982)提出將樹脂黏著到經電解酸蝕過的金屬合金可得到更強的鍵結強度，因此而導引「馬利蘭牙橋」的發展。在鑲復體製備中，鑄造金屬合金與樹脂的組合是很普遍的。臨床上，樹脂經由機械性固位而黏著到鑄造金屬合金。在口內使用過程中，鑲復體易承受過度荷重與溫度循環。這些因素單獨或合併影響，都會超出機械性固位的範圍而造成樹脂-金屬界面間的分離(Ishijima et al.,1992)。此類型鑲復體實際上存在有鬆脫的問題，因此有必要改善樹脂與金屬間的鍵結(Creugers,1991)。

可用來增加機械性固位的方法被發展使用：無鹽類包埋材、固位小珠(retentive beads)、化學酸蝕、多孔性金屬覆蓋(porous metal coating)與網狀(mesh pattern)金屬網架等(Tanaka et al.,1981 ; 1986 ; 1988 ; Omura,1984 ; Thompson,1985)。樹脂與金屬間的化學性鍵結則會對抗分離而使鑲復體有較長的使用壽命(Ishijima et al.,1992)。利用化學鍵結來提昇結合強度的方法也被發展使用：矽烷覆蓋(silicon oxide coating)金屬合金，磷酸酯類(phosphate ester)單體，與 4-methacroloxyethyl trimellitate anhydride(4-META)(Tanaka et al.,1981 ; Wada, 1985 ; Rheinberger et al.,1985 ; Musil et al.,1984)。

有三種黏合系統發展出來形成複合樹脂與鑄造金屬合金間的化學性固位。這些商用產品分別為：(1)Silicoater system

(Kulzer Inc; Irvine , Calif) , 由 Musil 與 Tiller 所發展出(1984) 。基本上屬於複合樹脂與矽烷黏合劑的黏著，亦包含有在金屬上覆蓋一層 $\text{SiO}_x\text{-C}$ 中間層。(2)Panavia EX (Kuraray Co. , Ltd. Okayama , Japan) , 由 Omura 等人(1984)所發展出，是一種 BIS-GMA 磷酸酯類黏合劑的改良物，可用來黏著牙本質、牙釉質、金屬合金與陶瓷。(3)Superbond C&B (Sun Medical Co. , Ltd. Kyoto Japan) , 含有促進黏著的合成單體 4-META , 為 Tanaka 等人(1981)所發展出，可改善對基底金屬合金與經表面處理過的貴金屬之黏著。4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride (4-META)單體同時含有親水基與疏水基成份，可促成與牙齒組織的結合(Nakabayashi,1982)。研究者也提出 4-META 單體可提昇與某些基底金屬合金的黏著強度(Watanabe et al., 1988 ; Jacobson et al.,1988)。

三、Superbond C&B 詳論(Sunmedical,1996)

(一) 聚合物成分

Superbond C&B 的主聚合物成分是聚甲基丙烯酸甲酯(polymethyl methacrylate)，長年來一直為牙科所廣泛使用。其組成不包含非有機填料如玻璃、矽酸鹽等。與複合樹脂相比，Superbond C&B 具有較低的抗壓強度、抗張強度與稍高的吸水性。因其不加填料，故黏合劑薄膜具有彈性且是高黏性的，其對抗撞擊與扭力的鍵結強度比加填料的樹脂強。

Superbond C&B 的主要成份

Major composing element	Main component
Monomer	MMA+4-META
Polymer (Clear) (Ivory) (Opaque pink) (Opaque ivory)	PMMA PMMA+pigment PMMA+capsuled pigment PMMA+capsuled pigment
Catalyst	TBB
Surface treatment agent (Red)	65% Phosphoric acid solution
Surface treatment agent (Green)	10% Citric acid + 3% Ferric chloride solution

(三) 催化劑

Tri-n-butylborane (TBB) 用來作為 Superbond C&B 聚合作用之催化劑。起始機制如下：TBB 與空氣或水中的氧反應生成過氧化物，過氧化物進一步分解生成自由基，自由基再起動 MMA 的聚合作用。



(R= n-Butyl)

TBB 催化 MMA 的聚合作用

四、Superbond C&B 的鍵結性質(Sunmedical,1996)

Superbond C&B 依其所黏著的物質如：牙本質、牙釉質、金屬等，而有不同的鍵結機制。

(一)與牙本質的鍵結

Superbond C&B 與 dentin 有良好的鍵結，其原因來自於：

- (1)牙本質表面經由表面處理劑處理。表面處理劑為檸檬酸(citric acid)與氯化鐵(ferric chloride)之混合物。
- (2)經由 4-META 對牙齒組織良好的親和力，樹脂與牙本質表面有完全的浸透(resin-impregnated dentinal layers)。
- (3)TBB 需有氧與水來起動聚合作用，故在濕潤水氣的組織環境中，可行充分的聚合作用。如此造成牙本質組織內與牙齒-樹脂界面間的完全聚合。

(二)與牙釉質的鍵結

Superbond C&B 鍵結到經由 65% phosphoric acid 酸蝕後牙釉質稜柱造成的鱗狀樣不規則表面上。其良好的濕潤(wetting)性質與牙釉質稜柱間物質充分浸透而形成高黏性的牙釉質鍵結。

五、義齒網架金屬(FRAMEWORK METALS)

純金屬(pure metals)在牙科應用領域十分有限，大多利用其穩定的化學性質和優良的物理性質(鍾國雄,1994)。諸如金、鉑、鉻、鈦等金屬能抵抗口腔環境中化學變化所造成的生銹與腐蝕；金屬具有高的勁度(stiffness)以抵抗彎曲，高的強度(strength)以抵抗斷裂(Tay,1992)。為求保有金屬的特性和調配出某些應用上更佳的性能，常常將多種不同的金屬熔融在一起，冷卻後成為固化的金屬混成物，即為合金(alloys)。對具有薄細構造的樹脂黏合式贖復體而言，穩定的化學性質與優良的物理性質是不可或缺的。

(一)基底金屬合金(Base Metal Alloy)

1. 成分

非貴金屬或基底金屬，即不含有金、銀、鉑或鈮之合金，據 NIH Conference Proceeding, 1977，依主成分將基底金屬分成四大類：Type I 鎳(75%~80%)-鉻(11%~15%)，Type II 鈷(40%~70%)-鉻(20%~30%)，Type III 鐵(59%)-鉻(26%)，Type IV 鈦與銅。每一類合金主成分的比例依各種適用情形而有所調整。鎳、鈷合金為最常用的商用合金，而加入鉻則可抵抗氧化與幫助使固態液體硬化(Everhart,1971)。

微量元素比鎳-鈷-鉻的相對比例對合金機械性質更具影響力(Philips,1973)。大體上，微量元素用來改善鑄造、操作性、陶瓷鍵結力與抵抗腐蝕。鈹(Beryllium)在鑄造中用來助熔以保持成分合金化，同時在陶瓷鍵結中提供氧化物。此外，鈹能提高鑄造的耐受性，而改善展性(malleability)與延性(ductility)，降低熔融溫度等。

2. 物性(Physical properties)

基底金屬合金於鑄造時產生的冷卻收縮比金合金大出甚多(Buchanan,1981)。根據 Weiss(1977)的報告，鎳-鉻合金的包埋材需有 3.4%的膨脹率來補償冷卻收縮。基底金屬合金由於擁有較高的熔融範圍，所以在陶瓷烘烤循環時，比貴金屬合金更能抵抗自重下垂(sag)的現象。Buchanan(1981)等人提出貴金屬合金比基底金屬合金有較小的陶瓷金屬邊緣變形。鎳的熱傳導比金約小四倍，所以在相同的溫度下熔融合金時，基底金屬合金比較不易轉化熔解能量(Weast, 1974)。

基底金屬合金的比重約為金合金的二分之一，所以需要能產生較高起始推力(thrust)的鑄造機器來形成相當於模具內的壓力(Moffa,1977)。Preston 與 Berger(1977)提出為了要能完全的鑄滿模具，故必須有較高模具溫度與鑄造溫度。Wight 等人(1980)則提出

使用適當大小尺寸的排空道(vents and sprues)可以減少鑄造模具時的壓力問題。雖然硬度的增加，造成許多種基底金屬鑄復體不易修形(Craig,1980)；但卻為陶瓷提供了更堅硬的結構基底。

基底金屬中大部分的元素在鑄造過程中會發生化學反應。熔融的鎳合金對碳易起反應，當溫度大於1200°C時，會形成鎳的碳化物；鈹合金在溫度大於500°C至750°C時則會形成鈹的碳化物。其他成分的元素在鑄造過程中也會生成碳化物與(或)氮化物。當溫度大於400°C時，鋁與鎳皆會形成氧化物(Kubashewski, 1962)。隨著溫度的增加，氧化還原反應會很快的進行。氧化還原反應也會改變合金的機械性質(Tuccillo et al., 1974)。

3. 生物效應(Biologic effect)

在某些非牙科的工業應用與環境中，基底金屬合金被認為對活組織器官有毒性，同時亦潛在有致癌性。由於牙科普遍使用基底金屬，所以也引起對牙醫師、技工與患者在安全上的疑慮(Lewis,1989)。鎳、鉻、鈹與其他重金屬常被歸類為是致癌的、危險的，以及毒性污染源。

(1) 鎳(Nickel)

元素態的鎳與其他的鎳化合物，尤其是Ni(CO)₄，

容易引致橫紋肌肉瘤(rhabdomyosarcoma)。鎳精鍊廠的工人容易罹患肺癌與鼻咽癌(Doll,1958)。鎳比其他金屬更易引發皮膚炎。有報告提出，部份義齒金屬網架僅含少量1.5%的鎳，就會引起接觸性皮膚炎。身體對鎳過敏的位置，在口內位於鄰近金屬處；其他在口外則發生在鍍有鎳或不銹鋼製的珠寶附近。其反應包括：眼瞼水腫、嘴唇腫脹裂開以及臉頰手掌的慢性濕疹(Wood,1974)。

Jacobsen(1977)證實在組織培養中，2.5mg/ml濃度的鎳即對人類牙齦細胞有毒性。Woody等人(1977)證實合金中所含的鎳對組織培養的成纖維母細胞有毒性。鎳的致癌性與其溶解度及存在組織中的形式有關， $Ni(CO_4)$ ， Ni_3S_2 與 NiS 具有致癌性(Sunderman,1976)。由於 $Ni(CO_4)$ 對脂質具溶解性，不必經代謝轉換即可穿透細胞膜，實則說明其致癌機轉。

(2) 鉻(Chromium)

鉻的鹽類會引起皮膚過敏與皮膚炎，原因來自於基底金屬合金的腐蝕，有關於口內接觸鉻而引起的過敏，很少被報告出(NIDR,1985)。有報告指出與呼吸道的癌症有關(Lehmann,1932)。鉻對動物的致癌性實驗研究(Sunderman,1971)指出，有機化合物氧化生成的鉻六價($Cr VI$)離子在低濃度便很容易穿透細胞，故潛在有

致突變性與致癌性。鉻的粉末與六價鉻(Cr VI)的化合物會引起老鼠的局部肉瘤(Roe et al.,1969)。

Kuschner 與 Laskin(1971)發現 CaCrO_4 對呼吸道最具有致癌性。Venitt 與 Levy(1974)調查鉻鹽對細菌的致突變性，發現在致突變原中，六價(Cr VI)鉻鹽經由直接修飾 DNA 鹼基而使得之後進行的細胞分裂中發生鹼基對的錯誤而造成突變。

1984 年 ADA 就有關牙科用金屬生物相容性指出(NIDR,1985)，對鉻的過敏來自於接觸鉻合金腐蝕產生的鉻鹽。在某些案例，持續性皮膚炎會引起嚴重的美觀問題。因口腔接觸而造成相關的對鉻過敏較少被報告。

(3) 鈹(Beryllium)

鈹被加入許多基底金屬合金而改善合金的物性，它被用來當作硬化劑、合金顆粒結構的精鍊劑與降低合金的熔點。

在牙科領域中，基於工作環境中會吸入鈹與鈹的粉塵而將之列入安全考量(Moffa et al.,1973)。當鈹在空氣中的濃度為 $0.002\text{mg}/\text{m}^3$ 時則具毒性且是致癌原，在某些化合物狀態(如 BeO_4)(NIOSH,1978)亦是具有致癌性的。在鑄造過程中，有部分的鈹會被蒸發，然後反應凝結為粉塵。在通風排氣不良的工作區域對工作者的健康造成莫大的威脅。

對人體，鉍會以急性或慢性的形式影響皮膚、眼睛、肺與鼻通道。造成急性傷害的方式包括：急性皮膚炎、結膜炎與支氣管炎。由鉍所引發的急性呼吸道傷害可由鼻黏膜、咽與氣管支氣管的發炎到嚴重的化學性肺炎 (Tepper et al.,1961)。暴露在鉍環境下多年，可能不會表現出慢性症狀；當持續一年以上時，則會發生肝臟生化不正常與血清蛋白、尿酸、尿中鈣成分的改變。

4. 黏著強度(Bonding strength)

為了增加樹脂黏合式固定局部義齒的黏著能力，有許多方法諸如：固位體穿孔，金屬表面覆蓋矽烷 (silicoating system)、金屬表面電解覆蓋氧化錫(OVS system)、電解酸蝕固位體、對固位體表面噴砂等方法皆被推薦。不同的固位方法有不同的黏著強度被測量到。

Ischak 與 Michael 等人(1988)使用三種金屬合金與 4-META 黏合樹脂作黏著，得到撕裂強度分別為：Litecast B (Ni-Cr-Be 成分合金) 9.98 ± 1.88 MPa；Ticonium(Ni-Cr-Be 成分合金) 9.99 ± 1.70 MPa；Vitallium(Co-Cr 成分合金) 8.64 ± 2.50 MPa。同樣的金屬，表面經氧化處理後所得撕裂強度為： 7.89 ± 1.23 MPa， 6.48 ± 2.39 MPa， 8.32 ± 2.06 MPa。

Franklin 等人(1991)將 Rexillium III(Ni-Cr-Be

成分合金)與 Litecast B(Ni-Cr-Be 成分合金)以電解酸蝕或噴砂作表面處理後，再用 Panavia Ex 或 Comspan Opaque 黏合樹脂與牙齒黏著。得到撕裂強度範圍由 Litecast B-sandblasted/Comspan(15.40 ± 5.23 MPa)到 Rexillum III-etched/Panavia(38.38 ± 7.66 MPa)。Harold 等人(1992)將 Ticonium(Ni-Cr-Be 成分合金)作噴砂或砂覆蓋的表面處理後，以 Panavia Ex 作黏著，得到撕裂強度分別為： 12.6 ± 4.4 MPa， 14.2 ± 3.6 MPa。

Ishijima 等人(1992)用四點撓曲測試法(four-point flexure test)來評估三種黏合樹脂：Silicoater, Panavia Ex 及 Superbond C&B 與多種鑄造合金間的黏著強度。其中 Omni(Ni-Cr-Be 成分合金)與 4-META 的黏著強度在不同的實驗條件下，分別為： 37°C 食鹽水中 7 天， 14.89 ± 3.68 Kg；500 週期 5°C / 55°C 溫度循環， 12.58 ± 4.09 Kg；1500 週期 5°C / 55°C 溫度循環 12.67 ± 2.32 Kg。又，Panavia Ex 與 Superbond C&B 無明顯差異。

Jose 等人(1995)將不同成分的多種金屬合金表面噴砂處理，再以黏合樹脂黏著。經測試其中二種 Ni-Cr-Be 成分的合金，得到抗張強度為 6.66 ± 0.40 MPa， 7.67 ± 0.69 MPa。Claudia 等人(1996)將含 Ni-Cr 成分合金金屬表面以 $50\mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ 噴砂或再加上酸性過錳酸鉀

氧化處理，然後以 Panavia Ex 黏合樹脂黏著，經測試抗張強度為： 6.97 ± 1.34 MPa， 7.50 ± 0.99 MPa。

(二) 鈦金屬與其合金(Titanium and Titanium Alloy)

由於質輕、強度高、低彈性模數與極佳的抗腐蝕性，自 50 年代起，鈦金屬及其合金遂成為航太工業的重要材料。又因其他的優點：具有良好的生物相容性，局部可點焊性與藉由機械及電化學方式可容易改形及修磨，而被運用在植體與鑄造層復體。

1. 成分

地殼中富含鈦，約 0.63%。鈦並不以元素態存在，大部分以 TiO_2 或 $FeTiO_3$ 的形式存在。經由 Kroll process 或 iodide process 而提煉出牙科應用的鈦原料(Nutt,1976)。純鈦在 $883^\circ C$ 時，會由 α 相的六方最密堆積轉形成 β 相的體心立方。此晶相可維持直到 $1672^\circ C$ 而溶解(Collings,1984)。鈦金屬可加入許多種元素來合金化以改變性質，主要用來改善強度、高溫性能、抗潛變性與可焊性以便能應付熱處理後金屬的老化，以及增加可塑性。

Al、Ga、Sn 成分元素與內在元素 C、O、N，這兩組元素單獨或合併使用可安定 α 相，而使鈦合金適合於低溫操作。V、Nb、Ta 與 Mo 則用來安定 β 相。有些

合金在室溫下的組成是 α 相與 β 相的混成物，其中最普遍使用的是Ti-6Al-4V(即重量百分率為Ti 90%，Al 6%，V 4%)。

最常用的純鈦金屬與鈦合金Ti-6Al-4V之等級及組成分如下表(Storer,1989)。

Alloy	Element							
	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
Grade 1 titanium	0.03	0.10	0.015	0.02	0.18	-	-	balance
Grade 2 titanium	0.03	0.10	0.015	0.03	0.25	-	-	balance
Grade 3 titanium	0.05	0.10	0.015	0.03	0.35	-	-	balance
Grade 4 titanium	0.05	0.10	0.015	0.05	0.40	-	-	balance
Ti 6Al 4V(ELI)	0.05	0.08	0.012	0.25	0.13	5.5-6.5	3.5-4.5	balance

2. 物性(Physical properties)

經由電弧熔融的方法得到純鈦金屬的熔點為 1720°C (3640°F)。熔融態的鈦非常活潑，與氮、氧元素或包埋材內的矽化物皆會發生反應。當從熔融態冷卻到低於 883°C 時會形成 α 晶相。 α 相的機械性質與TypeIII、IV的金合金相似。當溫度大於 883°C 臨界溫度時，則轉形成 β 晶相，此時脆性與強度增加。因此鑄造全程溫度控制是重要的。

鈦的原子量為 47.90，是鎳-鉻合金的二分之一，金合金的四分之一。因為質輕，故採用一般的離心鑄造方式是困難的(Ronald et al.,1991)。

為了改善鑄造後的物理性質，鈦合金 Ti-6Al-4V 被高度發展應用(Ids et al.,1982)。此種合金與純鈦金屬目前被用來當作牙科骨內植體之用。鈦金屬的高熔點與低比重物性在陶瓷燒結過程中，表現良好的抵抗自重下垂。純鈦鑄造的 RPD 與 Type IV 金合金鑄造的 RPD 有相似的使用壽命年限。

用來製備鈦金屬復體的方法有三種：(1)利用電蝕(sparking)與研磨二級商用純鈦棒而製備單顆牙冠(Andersson et al.,1989) (2)車床製作鈦金屬片為組成元件，然後連結之使成為植體承載式固定局部義齒的金屬網架(Jemt et al.,1992) (3)利用脫蠟技術將商用純鈦鑄造成牙冠、嵌體、根柱與活動假牙(Blackman et al.,1992)。

3. 生物效應(Biologic effect)

直至目前尚無報告指出商用純鈦或鈦合金(Ti-6Al-4V)具毒性反應(Underwood,1977)。鈦無全身性的毒性反應；當局部的濃度超過 2000 ppm 時，只發現有局部組織變色但並無臨床毒性反應。當鈦鍵結到酵素的硫氫基時可能會產生毒性，高濃度的鋁可能與病理性骨折及大腦病變有關，但並無特別的報告指出連結在鈦上的鈦或鋁會發生相關上述

的情形。鈦與鈮的致癌性沒有被提出過，只有在實驗上曾指出鋁箔與氧化鋁陶瓷片會引起腫瘤(Ferguson et al.,1960)。可能是因為金屬鈍化使離子被釋出的濃度太低或是釋出離子非常局限化，而沒有引發免疫反應。所以到目前並沒有報告指出純鈦金屬或鈦合金會引發過敏反應(Smith et al., 1982)。

鈦金屬及其合金具有極佳的生物相容性乃因其有優異的抗腐蝕性，而此性質是由貼附在金屬表面上形成無化學活性的氧化層所造成的鈍化現象(passivation)而來。鈦金屬在大氣中受到如車床製作、研磨或切割時，於十億分之一秒(10^{-9} 秒)內就開始形成氧化層，一秒後就會有2~5nm厚度的氧化層形成(Kasemo et al.,1985)。氧化層的主成分是 TiO_2 ，因為有很高的反應熱($\Delta H=-912$ KJ/mole)(West,1986)，所以氧化層很容易形成。

在鈦金屬或鈦合金的表面， TiO_2 是最普遍生成且是最穩定的氧化物。鋁、鈮氧化物在表面氧化層的濃度雖然很低，但鈦合金氧化層的性質也包含了此二種氧化物的性質表現。氧化層是化學鈍性的，但其具有較高的 dielectric constant(50-170)(Hodgman,1962)，使 TiO_2 比其他氧化物有更強的凡得瓦爾鍵結。

4. 黏著強度(Bonding strength)

Yohsuke 與 Yohji(1995)將銀-鈮合金、金-銀合金、鈷-

鉻合金及鈦金屬施用不同的底劑(primer)後，再與壓克力棒間以 Superbond C&B 黏合樹脂作黏著。經 2000 週期冷熱循環，測試抗張強度。其中鈦金屬為： 22.1 ± 1.7 MPa。

Taira 與 Matsumura(1995)將鈦金屬間以不同的黏合樹脂黏著後，再測試其撕裂強度。在第 0 週期時，分別為：Superbond C&B， 39.3 ± 1.3 MPa；Panavia Ex， 45.8 ± 3.1 MPa。

參、材料與方法

一、實驗方法(圖 1)(表 1)

(一)牙齒標本的製備(Teeth Preparation)

1. 選擇牙齒(Teeth selection)

收集包括小白齒與大白齒的人類後牙。室溫下，於臨床口腔外科術程中，將拔除的牙齒隨即置入生理食鹽水保存液中。經篩檢選取無齲齒的牙齒 120 顆。

2. 切割牙齒(Sectioned)

將篩檢所選取牙齒，施予清潔程序：刮除黏附於牙齒表面的牙結石與殘留組織。以 Seperating disks 於牙骨質牙釉質交界處(cementoenamel junction)橫斷之，丟棄牙根部分不用，留存牙冠部分，並置於生理食鹽水(45g NaCl+5000ml D₂H₂O)^[1]中貯存在冰箱。

3. 研磨牙齒(Flattened)

使用貼附有砂紙 Grit 180 ,silicone carbide grinding paper^[1]的 METASERV(grinder-polisher)^[1]來研磨牙齒的頰側或舌側面，以暴露適當的牙釉質平面。其研磨而成的表面積略大於 4.0 mm × 4.0 mm。研磨過程須加水冷卻，避免牙釉質因高溫過熱脫水；同時應避免暴露到牙本質。研磨過的牙齒再以超音波清洗 5 分鐘後，靜

置風乾表面水氣。

4. 包埋牙齒(Mounting)

將經暴露牙釉質的牙冠部分以 Utility Wax Strip (HYGENIC Co., /AKRON, OHIO 44310 U. S. A)^[C]定位於固持環(Holder ring)中。使用水平元件調整已暴露牙釉質的牙冠平面，使其與水平面平行一致。調配適當比例的環氧樹脂(Epoxy Resin)^[R]，灌流入已裝有牙齒標本的固持環中，並靜置俟其凝固硬化(照片 1)。避免因灌流過量環氧樹脂而超出固持環的高度，造成實驗標本於測試時產生錯誤的阻力。再將包埋完成的牙齒標本置於生理食鹽水內並貯存在冰箱中。

(二)金屬試片的製備(Metal Preparation)

1. 蠟型製作(Wax pattern)

裁割 Extra Hard Pink Base Plate Wax(HYGENIC Co., /AKRON, OHIO 44310 U. S. A)^[A] 成為金屬試片鑄造原型。以尺規量度其尺寸大小為：長 × 寬 × 高 = 4.0 mm × 4.0 mm × 1.5 mm。

2. 開鑄道(Spruing)

本實驗使用的金屬合金為鎳-鉻-鈹金屬合金與純鈦金屬，考量其金屬性質、可鑄造性(Castability)，故採用不同的鑄道設計(照片 2-4)。鑄道設計以求讓熔融的金

屬直接灌注入模具空間內，不致產生漩渦或迴流等不正常流向，造成空氣陷入或氣孔存在鑄造體內部，影響成品的品質。

3. 包埋(Investing)

將蠟型以鑄道蠟 REWAX 2.5mm, 3.5mm, 4.0mm; blue medium hard(Renfert GmbH 78247 Hilzingen)^[E]固定於鑄道成型器上，選擇適當大小鑄造環並加上濕潤的石棉襯墊。依廠商指示將包埋粉以適當的水/粉比(liquid / powder ratio)進行調拌和灌模。

	鎳-鉻-鈹合金	純鈦金屬
包埋材	UNI VEST NON-PRECIOUS ^[G] SHOFU Inc., Kyoto JAPAN	Titavest CB ^[H] J. MORITA Co.,
水/粉比	17ml 液體/100g 包埋粉 專用液：水 = 2 : 1; 調配液體	13.5ml 液體/100g 包埋粉
熱膨脹	2.5%	1.5%

為減低氣泡出現於蠟模空間的內壁，蠟型噴以表面清潔劑 Wax Cleaner Spray(SHOFU Inc., Kyoto JAPAN)^[F]以增加包埋材料的濕潤性(Wetting)。當表面清潔風乾後，以真空調拌包埋機 Vacuum Mixer(J. MORITA Co., JAPAN)^[B]來調拌包埋材料，再藉助振盪器灌注模具。於室溫下待其

凝固硬化。

4. 脫蠟(Burn-out)

將包埋材已凝固硬化的鑄造環，置入烤爐 VULCAN3-550(NEY U. S. A)^[e](照片 5)以加熱處理脫蠟。烤爐可顯示出加熱速率，脫蠟溫度、熱浸時間與鑄造模具溫度。本實驗依採用不同的二種金屬，純鈦金屬與鎳-鉻-鈹金屬合金而有其個別應依循的烘烤時間表(圖 2,3)。

5. 鑄造(Casting)

(1)鎳-鉻-鈹金屬合金(表 2)的鑄造取量為每一鑄造環取用 Rexillum III(Jeneric/Pentron Inc., U. S. A)^[f](照片 6)共 $5.35\text{g} \times 4$ 顆。鑄造機器為 ARGONCASTER-T (SHOFU Inc., JAPAN)^[f](照片 7;圖 4)以高周波出力 1.5KW，發振周波數 100KHZ 的高周波誘導加熱方式溶解金屬，吸引氬氣加壓鑄造方式來鑄造金屬。

(2)純鈦金屬(表 2)的鑄造取量為每一鑄造環取用 Rematitan Ti2/022 31(Dentaurum, Germany)^[j](照片 6) $31.89\text{g} \times 1$ 顆。鑄造機器 CYCLARC II (J. MORITA Co., JAPAN)^[g](照片 8;圖 5,6,7)屬於 Arc and Pressure Differential Casting Apparatus。電弧溶解金屬後，組合真空與氬氣加壓作用而產生壓力差，由此產生的力量將熔融的金屬推入模具，完成鑄造。

6. 鑄造體的清洗和修磨(Cleaning and finishing)

當熔融的金屬充滿模具後，將模具從鑄造機器取下。靜置於室溫緩慢冷卻 30 分鐘後，再將模具浸入水中冷卻。小心敲出鑄造環內的模具，用石膏鉗拆除大部分的包埋材料後，將鑄造體浸入含有 SUPER MELT (SHOFU Inc., JAPAN)^[M]的超音波洗淨杯內，振盪清洗 15 分鐘，之後再改換成用清水振盪清洗 15 分鐘。

經過清除包埋材料，清洗乾淨後，則可進行修磨。鑄道的切離與金屬試片的粗略修磨依金屬性質不同，鎳-鉻-鈹金屬合金使用 Separating Discs(BEGO-Trennschelben, GERMANY)^[K]，而純鈦金屬則使用 Abrasive Disks (National Keystone Products Co., U.S.A)^[L]。初步檢視鑄造金屬試片，若無突出異物或缺陷者，則保留選用作進一步更精密的修磨。

將初步篩檢所得的鑄造金屬試片作精確修磨。使用貼附有砂紙 Grit 180 Silicone Carbide, grinding paper^[U]的研磨機 METASERV/grinder-polisher(BUEHLER UK Ltd., COVENTRY ENGLAND)^[J](照片 11)加水研磨金屬試片鑄造體。其間並輔以使用數位化測量尺規 Digimatic Caliper(MITUTOYO JAPAN)^[I](照片 12,13)，來統一規格化金屬試片尺寸大小為：長 × 寬 × 高 = 4.0 mm × 4.0 mm × 1.5 mm(附錄 1,2)(照片 14)。

經過以上的製備過程，可得到兩組金屬試片，分別為：Group I：鑄造鎳-鉻-鈹合金(Casted Ni-Cr-Be; NCB)60片。Group II：鑄造商用純鈦金屬(Casted c.p Titanium;CTi)60片。而將被分組為Group III：鑄塊商用純鈦金屬(Ingot c.p Titanium; ITi)的製備方式則不同於以上兩組。

7. 鑄塊商用純鈦金屬試片的製備(Ingot c.p. titanium)

本組金屬試片的製備使用切割與研磨的方式。將鑄塊純鈦圓柱體，直徑 25.10mm，高度 14.30mm，重量 31.89g (照片 6)架設固定於切割機 ISOMET/low speed saw(BUEHLER U. S. A)^[h]的固持環中，設定切割厚度 1.5mm，切割速率 7，進行切割。過程中，鋸片與鑄塊純鈦金屬皆需接觸到切割油 ISOCUT FLUID(BUEHLER U. S. A)^[Q]作為潤滑(照片 15)。鑄塊純鈦金屬經裁製成數片厚度約為 1.5mm 的薄切圓片。每一圓片經尺規劃分成 16 個正方小格，每一小格約為 4.0 mm × 4.0 mm(照片 16)。除了用 Abrasive Discs 切割使成為每一小格金屬試片外，再使用研磨機與 Grit 180 砂紙來精確研磨使符合 Digimatic Caliper 規格化的金屬試片大小：長 × 寬 × 高 = 4.0 mm × 4.0 mm × 1.5 mm。利用此方法製備 60 片金屬試片待用(附錄 3)(照片 14)。

8. 陶瓷烘烤週期(Porcelain firing cycle)

精確研磨後的三組金屬試片，置入超音波振盪機以水

清洗 3 分鐘後，撈出自然風乾。模擬臨床鑲復體製作過程，將金屬試片放到烤爐 SUNfire 10PLUS(NEY U. S. A)^[m] 接受六階段陶瓷烘烤循環(照片 17,18)。依廠商指示操作，每一循環階段有其特定的溫度、加熱速率與時間。二種不同金屬鎳-鉻-鈹合金(表 3)與純鈦金屬(表 4)，各有其不同的烘烤時間表。

(三)金屬表面處理(Metal Surface Treatment)

1. 噴砂處理(Sandblasting)(照片 19)

將噴嘴垂直置於離金屬試片 5 mm 處，使用噴砂機 MINIBLASTER(DELDENT Ltd., Petach Tikva, ISRAEL)^[o] 以 60psi 的壓力噴以 50 μ m 氧化鋁 Renfert Strahlmittel Abrasives, Al₂O₃ (Renfert GmbH · Industriegebiet Hilzingen GERMANY)^[o]，每一金屬試片持續噴砂 30 秒。金屬試片經噴砂後置入超音波振盪機以丙酮 Acetone, CH₃COCH₃(SHOWA Chemical Inc., Japan)^[p] 清洗 3 分鐘，清除可能陷入金屬表面的氧化鋁粒子。

2. 塗抹 V-primer^{*} (照片 20)

以小海綿粒蘸取 V-primer 溶液塗抹在表面經噴砂處理的金屬試片，待其自然乾燥後，準備與牙齒作黏著。

* 說明：V-primer 本來是作為貴金屬合金的 adhesive primer，溶液含有 6-(4-vinyl benzyl-n-propyl)amino-1,3,5-triazine-2,4-dithiol，其中硫醇基與貴金屬合金反應且乙烯基與 Superbond C&B 反應以改善其鍵結的耐受性。

3. 浸泡過錳酸鉀氧化劑(KMnO₄ oxidizing agent)^[11](照片 21)

將經過表面噴砂處理的金屬試片浸泡在配製好的過錳酸鉀溶液中(附錄 4)10 秒後，撈出再用超音波振盪機以水清洗 3 分鐘，然後準備與牙齒作黏著。

(四)表面粗糙度檢測(Surface Roughness Examination)

從三大不同種類金屬分組 Group I Casted Ni-Cr-Be , Group II Casted Titanium, Group III Ingot Titanium 的每一次組群 Subgroup A(not treated), Subgroup B (Al₂O₃ 噴砂), Subgroup C(Al₂O₃ 噴砂+V-primer), Subgroup D(Al₂O₃ 噴砂+KMnO₄)中各隨機選取 5 片金屬試片，總共得 60 片作粗糙度檢測。

用來檢測的粗糙度測量儀為 Surface Profilometer (Surfcorder, SE-40G, Kosaka, Japan)^[12](照片 22)。依操作指示，將金屬試片以雙面膠固定於檢測台上，受測面朝向 skid 測量元件(照片 23)。設定檢測距離為 1.0mm，檢測速率為 0.1mm/s 來測量每一金屬試片的粗糙度。每一金屬試片依不同路徑作三次檢測，而可得到三個 Ra 值(Arithmetical mean deviation of the profile ; Arithmetical average roughness height)。

$$Ra = 1/L \int_0^L |f(x)| dx, \quad L : \text{受測距離}$$

f(x) : 粗糙度曲線

(五)黏著作用(Cementation)

1. 牙齒標本清洗(Cleaning)

取出貯存於冰箱內已包埋完成的牙齒標本，用浮石粉Pumice Fine(MOYCO Industries Inc. Philadelphia, PA 19132 U. S. A)^[N]及磨光刷來清除欲作黏著的牙齒表面，之後用水沖洗並使之乾燥。

2. 酸蝕處理^{*}(Etching)

經清洗過且乾燥的牙齒標本，用小海綿粒蘸取綠色表面活化劑塗抹在修磨過的牙齒表面進行酸蝕30秒後，以自來水沖洗乾淨。

沖洗乾淨的牙齒標本再用不含壓縮機油及濕氣的乾淨氣體吹乾。因為濕氣水份會破壞黏著力，所以再用吹風機熱空氣吹乾，使保持乾燥。

3. 操作步驟^{**}

本實驗採用 Superbond C&B^[T](照片 24)作為黏合樹脂，為求得正確的單體-催化劑-聚合體比例，以 Bulk-mix technique 來調拌。

* 說明：Superbond C&B 有紅色與綠色兩種表面活化劑(activator)。紅色活化劑為 65%磷酸(phosphoric acid)水溶液，其適用在未經修磨的牙釉質表面或經淺層修磨但牙本質未暴露的牙釉質表面。綠色活化劑為 10%檸檬酸(citric acid)加 3%氯化鐵(ferric chloride)的水溶液，其適用在牙釉質與牙本質皆暴露的牙齒表面。當修磨區太小而無法明確分辨出那些區域應該使用何種適當的活化劑時，操作說明則建議使用綠色活化劑酸蝕 10 秒至 30 秒。

** 說明：Superbond C&B 有兩種操作步驟用來進行黏著：① Bulk-mix technique 與② Brush-dip technique。術者需視實際情形而選擇適當的方法。一般而言，Brush-dip technique 適用於較小區域範圍而 Bulk-mix technique 則適用於較大區域範圍。

(1) 冷卻調配盤

先將調配盤放入冰箱冷卻待用。拿出使用時應先拭乾凝集於其上的水分。於進行以下(2)、(3)步驟時，控制調配盤的溫度約 14°C。

(2) 製備活化液(activated liquid)

將 monomer 瓶口垂直朝下，擠壓 4 滴於調配盤凹槽內，再將 catalyst 注射筒垂直握住旋扭出 1 滴於同一凹槽內，攪拌成活化液。用刷子將活化液塗抹在金屬試片，預作黏著。金屬試片此時已先用 Acetone 擦拭過，去除可能沾附其上之污染物。

(3) 調拌聚合體

依混合比例之指示將一小平匙的 polymer 粉末放入另一有活化液的凹槽內，以調拌刀調拌。

混合比例

Monomer liq.	Catalyst liq.	Polymer powder
4 drops	1 drop	1 small cup
8 drops	2 drops	1 large cup

(4) 塗佈黏合劑

將剛混合好的(粉末-液體)黏合劑用調拌刀塗抹在金屬試片上。剛混合好的黏合劑不黏稠，是一種流質混

合液。要在此狀態下迅速塗上去。稍後變黏稠就不好施用。

(5) 金屬試片定位(seating)

將已塗佈黏合劑的金屬試片安放在已修磨過的牙齒表面，並施予恒定的重量 2.3 公斤(照片 25)；其重量組成：compress head(small)41.5g , active rod 58.5g , stabilizer 450g , compress head (large) 1800g 。

在聚合反應開始一分鐘後移去荷重裝置，用尖銳的探針沿著金屬試片周圍刮除邊緣突出的黏合樹脂(flash)，以避免金屬試片受測時，遭遇多餘的阻力。然後再恢復荷重狀態，於室溫下待其凝固 10 分鐘。

(6) 貯存標本

將已完成黏著的實驗標本：(牙齒+金屬試片)置入常溫生理食鹽水玻璃皿內，待 24 小時後作撕裂強度測試。

(六) 撕裂強度之測試(Shear Bond Strength Measuring)

(1) 安裝實驗標本

24 小時後取出完成黏著的實驗標本，固定在測試裝置 BENCOR MULTI-T(Danville Engineering Inc. 1901 San Ramon Valley Blvd, San Ramon, CA 94583, USA)^[9]中。將此包埋有(牙齒+金屬試片)的標本固持環栓緊於 Shear

assembly 內，預備接受由 Shear guillotine 傳達下來的撕裂 (shear) 力量 (照片 26)。

(2) 測試撕裂強度

將安置有牙齒標本的 BENCOR MULTI-T 放在萬能測試機的中心位置，再經由 BENCOR MULTI-T 中 Stabilizer weight 元件的作用而平衡承接傳達自 Universal testing machine AUTOGRAPH AG-1000E (Shimadzu, Japan)^[1] 的垂直施力 (照片 27)。AUTOGRAPH AG-1000E 測試條件設定為：

Test Mode	Stroke Compression Up-Start
Test Speed 1	1 mm/min
Test Speed 2	.005 mm/min
Speed Change Point	off mm
Max Position	5 mm
Load Cell Capacity	1000 Kgf
Full-scale Load	50Kgf(*20)(Auto-Range)
Data Processing Mode	Load-Stroke
Crosshead Action at Break	Return
Break Criteria	5 %

實驗標本承受施力達到斷裂強度後，金屬試片與牙齒發生剝離而脫落。

(七)掃描電子顯微鏡術(Scanning Electron Microscopy)

本實驗使用掃描式電子顯微鏡 JEOL JSM-T300 scanning microscope (JEOL technics Co., Ltd. Tokyo Japan)^[x]來觀察兩種結果。

1. 撕裂面(Fracture surface)

經過撕裂強度測試後，金屬試片與牙齒發生剝離而脫落。選取不同種類金屬，不同表面處理的剝離金屬試片共 9 片作鏡檢(附錄 6)。

2. 黏著縱剖面

(1)標本的製備

依循製備撕裂強度標本的步驟，完成不同種類金屬，不同表面處理的實驗標本共 12 組。

(2)標本的包埋與切割

將固持環中的實驗標本取出，使用 Epoxide Resin 將其包埋於較大的環氧樹脂包埋環中。取出已包埋好的柱狀體再架設固定於 ISOMET 上，使鋸片沿金屬試片-黏合劑-牙齒作縱剖面的切割(照片 28)。

(3)標本的研磨

標本包埋柱狀體經切割後一分為二，取其中的一片用研磨機 AUTOMET 2 [power head]^[s] / ECOMET 3 [variable speed grinder-polisher]^[t](BUEHLER U. S. A)配合研磨液 MASTERPOLISH [polishing

三、藥品

藥品名稱	實驗室配製
i. 生理食鹽水 (Normal Saline)	45g NaCl + 5000ml D ₂ H ₂ O
ii. 過錳酸鉀氧化劑 (3% H ₂ SO ₄ + 1% KMnO ₄)	0.4ml 97% H ₂ SO ₄ + 200ml D ₂ H ₂ O + 4g KMnO ₄ (附錄 1)

suspension]^[U]/METADI [diamond suspension 9
micron]^[V](BUEHLER U. S. A)來修形磨光成鏡檢標本
(照片 29,30)。

(4)標本的金覆蓋(Au coating)

將鏡檢標本固定於覆蓋檯上，使用 FINE COAT ion
sputter JFI-1100(JEOL Tokyo Japan)^[W](照片 31)作
金覆蓋 8 分鐘後(照片 32)，然後進行掃描式電子顯微
鏡觀察(附錄 7)。

二、實驗材料

材料名稱	製造廠商、國別
A. Extra Hard Pink Base Plate Wax	HYGENIC Co., /AKRON , OHIO 44310 U. S. A
B. New Sticky Wax	GC Co., TOKYO JAPAN
C. Utility Wax Strips	HYGENIC Co., /AKRON , OHIO 44310 U. S. A
D. Tai Yan Paraffin Wax	TAI YAN Dental Mfg. Co., TAIWAN R. O. C
E. rewax NO. 678-2025 2.5 mm NO. 678-2035 3.5 mm NO. 678-2040 4.0 mm	blue, medium hard Renfert GmbH 78247 Hilzingen GERMANY
F. Wax Cleaner Spray	SHOFU Inc., KYOTO JAPAN
G. UNI VEST (Non-Precious)	SHOFU Inc., KYOTO JAPAN
H. Titavest CB	J. MORITA Co., JAPAN
I. Rexillium III	Jeneric / Pentron Inc., U. S. A
J. Rematitan Ti2 / 022 31	DENTAURUM , GERMANY
K. Seperating Discs	BEGO-Trennschelben GERMANY
L. Abrasive Disks	National Keystone Products Co., U. S. A

M. SUPER MELT	SHOFU Inc. JAPAN
N. Pumice Fine	MOYCO Industries Inc. Philadelphia , PA 19132 U. S. A
O. Renfert Strahlmittel Abrasives (Al ₂ O ₃)	Renfert GmbH· Industriegebiet Hilzingen GERMANY
P. Acetone (CH ₃ COCH ₃)	SHOWA Chemical Inc., JAPAN
Q. ISOCUT FLUID	BUEHLER U. S. A
R. EPOXIDE Resin	BUEHLER U. S. A
S. EPOXIDE Hardner	BUEHLER U. S. A
T. Superbond C&B	SUN MEDICAL Co., Ltd. JAPAN
U. MASTERPOLISH (polishing suspension)	BUEHLER U. S. A
V. METADI (diamond suspension 9 micron)	BUEHLER U. S. A

四、儀器設備

儀器設備名稱	製造廠商、國別
a. METTLER AE240	Mettler-Toledo AG. SWITZERLAND
b. VACUUM MIXER	J. MORITA Co., JAPAN
c. ATLAS'S VIBRATOR	ATLAS Industry Co., Ltd. U. S. A
d. Jelcraft LFC	JELENKO U. S. A
e. VULCAN 3-550	NEY U. S. A
f. ARGONCASTER-T	SHOFU Inc. JAPAN
g. CYCLARC II	J. MORITA Co., JAPAN
h. ISOMET (Low speed saw)	BUEHLER U. S. A
i. EWL K9	KAVO GERMANY
j. METASERV (grinder-polisher)	BUEHLER UK Ltd., COVENTRY ENGLAND
k. BANDELIN SONOREX SUPER RK102P	BANDELIN electronic W. GERMANY
l. Digimatic Caliper	MITUTOYO JAPAN
m. SUNFire 10PLUS	NEY U. S. A
n. VD1010(max. pressure 8kg/cm ² , 115psi)	雷虎牌空氣壓縮機 TAIWAN R. O. C
o. MINIBLASTER	DEL DENT Ltd., Petach Tikva, ISRAEL

p. Surfcoorder SE-40G	KOSAKA Laboratory Ltd. JAPAN
q. BENCOR MULTI-T	DANVILLE Engineering Inc. U. S. A
r. AUTOGRAPH AG-1000E	SHIMADZU JAPAN
s. AUTOMET 2 (power head)	BUEHLER U. S. A
t. ECOMET 3 (variable speed grinder-polisher)	BUEHLER U. S. A
u. BUEHLER-MET II (silicone carbide, grinding paper)	BUEHLER U. S. A
v. BUEHLER-microcloth 0.3 μ m	BUEHLER U. S. A
w. FINE COAT ion sputter JFI-1100	JEOL TOKYO JAPAN
x. JEOL JSM-T300 scanning microscope	JEOL TECHNICS Co., Ltd. TOKYO JAPAN

五、統計分析

本實驗採用二因子變異數分析(Two-way analysis of variance ; Two-way ANOVA)來分析表面粗糙度與分析撕裂強度，信賴水準設定為 95%。

若變異數分析結果，F 達到顯著水準，則再利用 Student-Newman-Keuls 多重比較，進行事後比較(unplanned comparisons)，信賴水準設定為 95%。

肆、結果

本實驗使用的純鈦金屬為 Rematitan Ti2/022 31(表 2)，經檢視其鑄造體後，發現比另一實驗金屬 Rexillium III(Ni-Cr-Be 成分合金)(表 2)，有較高的鑄造缺陷(照片 9,10)。

經不同方式的表面處理後，利用粗糙度測量儀 Surfcoorder SE-40G(Kosaka Laboratory Ltd. Japan)來檢測金屬試片的表面粗糙度，共得到 180 組粗糙度測量值(表 5)與 12 張記錄圖(圖 8~19)。經計算其平均值±標準差(表 6)再繪製統計長條圖(圖 20)於後。

利用 Two-way ANOVA 來統計分析表面粗糙度(表 7)，得到結果：

- 1) 金屬種類間的粗糙度達到顯著差異。
- 2) 金屬表面處理方式間的粗糙度達到顯著差異。
- 3) 金屬種類與表面處理方式無交互作用存在。
- 4) 以上顯著水準皆為 $\alpha = 0.05$

再進一步利用 Student-Newman-Keuls test 作事後檢定(表 8)得到結果：

- 1) 金屬種類進一步進行 Student-Newman-Keuls 事後檢定，結果任兩組間並無顯著差異。
- 2) 金屬表面處理方式進一步進行 Student-Newman-Keuls 事後檢定：

- ① subgroup A(not treated)與 subgroup B(sandblasted)的粗糙度達顯著差異。
- ② subgroup A(not treated)與 subgroup C(sandblasted +V-primer)的粗糙度達顯著差異。
- ③ subgroup A(not treated)與 subgroup D(sandblasted +KMnO₄)的粗糙度達顯著差異。
- ④ subgroup B(sandblasted)與 subgroup C(sandblasted +V-primer)的粗糙度達顯著差異。
- ⑤ subgroup B(sandblasted)與 subgroup D(sandblasted +KMnO₄)的粗糙度達顯著差異。
- ⑥ subgroup C(sandblasted+V-primer)與 subgroup D (sandblasted+KMnO₄)的粗糙度達顯著差異。

以萬能測試機 AUTOGRAPH AG-1000E(Shimadzu , Japan)測試實驗標本的撕裂強度，並描繪其應力-應變曲線圖。經測試共得到 120 組撕裂強度值(表 9)與 12 張應力-應變曲線圖(圖 21~32)。經計算其平均值±標準差(表 10)再繪製統計長條圖(圖 33)於後。

利用 Two-way ANOVA 來統計分析撕裂強度(表 11)，得到結果：

- 1)金屬種類間的撕裂強度無顯著差異。
- 2)金屬表面處理方式間的撕裂強度達到顯著差異。
- 3)金屬種類與表面處理方式無交互作用存在。
- 4)以上顯著水準皆為 $\alpha = 0.05$

再進一步利用 Student-Newman-Keuls test 作事後檢定(表 12) 得到結果：

1) 金屬種類間無顯著差異不必做事後檢定。

2) 金屬表面處理方式進一步進行 Student-Newman-Keuls 事後檢定：

① subgroup A(not treated)與 subgroup B(sandblasted) 的撕裂強度達到顯著差異。

② subgroup A(not treated)與 subgroup D(sandblasted +KMnO₄)的撕裂強度達到顯著差異。

同時，對撕裂的實驗標本作撕裂形式歸類並統計(表 13、14、15)。

黏著的金屬試片經撕裂測試後，金屬試片與牙齒發生剝離而脫落。選取不同種類、不同表面處理的剝離金屬試片(附錄 5)，以掃描式電子顯微鏡 JEOL JSM-T300 scanning microscope (Jeol Technics Co., Ltd. Tokyo Japan)觀察其撕裂面(照片 33~41)。

12 組不同種類金屬，不同表面處理方式的實驗標本(附錄 6)經縱剖面切割後，再利用掃描式電子顯微鏡來觀察其金屬試片-黏合劑-牙齒的黏著情形(照片 42~53)。

伍、討論

為了使 RBFPDs 有更好的黏著力，許多方法被發展出來應用。其中用來增加機械性固位的方法有：1981 年 McLaughlin 與 Thompson 由凹蝕(pitting corrosion)改良而成的化學酸蝕金屬、1986 年 McLaughlin 提出的電化學酸蝕金屬、1986 年 Stokes 與 Tidmarsh 提出的多孔性金屬覆蓋(porous metal coating)、噴砂處理等。近來由於黏合樹脂的發展，某些雙功能基的黏合樹脂同時可與金屬及牙齒組織產生化學性鍵結。在施用此種黏合樹脂前，金屬表面只需使用 50-250 μm 的 Al_2O_3 作噴砂處理即可。此種處理方式會在金屬表面造成微小的不規則區域，增加接觸表面積，而改善 micromechanical bonding。Wiltshire(1986)報告指出，用 110 或 250 μm 的 Al_2O_3 噴砂處理後，可以得到相等於用電解酸蝕效果的固位性表面。1990 年 Atta 等人提出，用 250 μm Al_2O_3 噴砂處理可得到很高的鍵結強度。在造成金屬合金表面的粗糙時，用 Al_2O_3 噴砂處理比用電解酸蝕來得容易操作，而且機械性地移除金屬表面的殘渣碎屑也能改善施用黏合樹脂時的濕潤性(wetting)。這種方法不但是價格低廉同時也可省卻酸蝕法的許多相關問題(Lin et al.,1990)。

本實驗對兩種不同成分的金屬(表 2)經不同的製備方法得到的金屬試片作粗糙度檢測。經 Two-way ANOVA 統計分析，雖然金屬種類間的粗糙度達到顯著差異，但進一步進行 Student-

金屬試片 subgroup A(not treated) $0.33\mu\text{m}$ 的粗糙度明顯低於其他做過噴砂及後續處理的金屬試片。

金屬試片單獨只做噴砂處理 subgroup B(sandblasted) $0.60\mu\text{m}$ 的粗糙度明顯高於再做後續處理的 subgroup C(sandblasted +V-primer) $0.53\mu\text{m}$ 與 subgroup D(sandblasted+KMnO₄) $0.49\mu\text{m}$ 。subgroup C 金屬試片可能是因為經過塗抹 V-primer 後反而在金屬試片上覆蓋(coating)上一層薄膜而降低其粗糙度。subgroup D 金屬試片噴砂後再浸潤到過錳酸鉀氧化劑內，經氧化作用而在金屬試片表面形成氧化層。造成粗糙度降低的原因可能是此氧化層薄膜降低了金屬試片表面粗糙度。由於氧化劑與金屬合金成分元素進行氧化-還原化學作用，而導致金屬表面實質上發生成分與形態的改變，而對表面粗糙度的影響更甚於 V-primer 對金屬試片的 coating 作用。

以 Student-Newman-Keuls 事後檢定比較得知 subgroup D (sandblasted+KMnO₄) 的粗糙度低於 subgroup C(sandblasted +V-primer)；Group II(Casted Ti)與 Group III(Ingot Ti)的粗糙度符合這種趨勢，而 Group I(Casted Ni-Cr-Be)則相反於此趨勢。Bumgardner 與 Lucas(1994)曾指出鎳-鉻-鈹合金的氧化層表面是不連續的，而且其表面完全再鈍化(repassivation)會比不含鈹的鎳-鉻合金慢。Daniel 等人(1995)提出，以 C&B Metabond(4-META)黏著的鎳-鉻-鈹合金比鎳-鉻合金有較高的 median fatigue limits。此可能因為氧化層中鈹的成分而改

Newman-Keuls 事後檢定，結果任兩組間並無顯著差異。表示未經表面處理前，金屬試片並不因成分不同而造成粗糙度會有所差異。

V-primer(Sun Medical Co.,Ltd. Kyoto Japan)溶液含有 6-(4-vinyl benzyl-n-propyl)amino-1,3,5-triazine-2,4-dithiol，其中硫醇基(mercapto group)與貴金屬合金作用且乙烯基(vinyl group)與 Superbond C&B 作用而產生強又有耐受性的鍵結。V-primer 本來是作為貴金屬合金的 adhesive primer，在黏著前塗抹可省卻熱處理或鍍錫的繁雜步驟。本實驗將金屬試片塗抹 V-primer 除了檢測其對金屬表面粗糙度的影響外，另外並測試其鍵結強度，觀察其對基底金屬合金是否亦有改善鍵結強度的作用。

常見的氧化劑有重鉻酸鉀 $K_2Cr_2O_7$ ，硝酸 HNO_3 ，過錳酸鉀 $KMnO_4$ 。本實驗所使用的氧化劑：過錳酸鉀酸性溶液(附錄 4)及金屬各成分元素的標準狀態還原電位列於(附錄 5)。無論在溶液中的反應或包括兩個特定半電池組合而成的電池反應，氧化還原反應的電位值為正的，表示反應可依所寫的方向自然發生；電位值為負的，表示所寫的方向的反應不會自然發生(曾國輝，1995)。由本實驗計算出的 E° 值皆為正，表示氧化還原反應可自然發生。

金屬表面使用 Al_2O_3 作噴砂處理，會在金屬表面造成微小不規則(minute irregularities)的現象而增加粗糙度。本實驗

善了化學鍵結。基本上，在週期表裡鈹屬於第二族金屬(Group II metal)，鈦屬於 3d 過渡系列金屬(3d-transition series)，二者的化學性質並不相同。上述的相反趨勢，可能歸因於此兩種不同化學性質的氧化層所造成的差異。

Nakamuchi 等人(1983)實驗指出複合樹脂與牛的牙釉質及人類牙釉質的鍵結強度在統計上並無顯著的差異。Zardiackas 等人(1988)採用牛的牙釉質來製備表面積更大且更具實驗一致性的實驗標本。許多學者嘗試在體外來模擬製備金屬-黏合樹脂-牙齒的複合體(Brady et al.,1985)。將人類牙齒與基底金屬合金用複合黏合樹脂 Comspan(L. D. Caulk Co., Div. of Dentsply Intl., Milford, Del.)來作黏著。如此得到的鍵結強度比金屬-金屬間的鍵結強度低。Aksu 等人(1987)測量多種樹脂黏合劑黏著到人類已酸蝕牙釉質的抗張強度，由 7.3~15.26 (MN)/m²。本實驗經收集臨床上人類後牙作為實驗材料，並在貯存與測試過程中盡量使其能處於生理狀況。選取人類後牙作為實驗材料除了因臨床上取得方便外，更可模擬臨床術程中應具備的考量。

首先被報告用來測試於體外以黏合樹脂黏著鑄造合金與酸蝕牙釉質的鍵結強度為抗張強度。抗張強度之所以較為人所採用乃是因其可容易測得黏合樹脂與其他物質間純粹的抗張強度(Donna et al.,1994)。由於測試方法的設計會對實驗造成很大的影響，所以對撕裂強度的測試容易引起爭議(Van et al.,

1989)。大部分撕裂試驗的測試值來自於黏著物質或黏合劑之抗剪、抗壓與抗張強度的組合值，這種測試值實質上會受到對界面間的施力方法與施力角度的影響。這種變數會造成在實驗中產生很大的標準差值，而無法比較組內與組間的值。在口腔中，樹脂黏合式贖復體最主要受到的是來自於功能性與副功能性的壓縮與撕裂力量而不是張力，本實驗使用 Universal testing machine 對實驗標本施予撕裂 (shear) 力量，測試其 shear strength。

由於患者對於基底金屬合金中的某些成分如鎳，會產生過敏的現象，所以便有許多研究嘗試能找到其他的替代金屬。Imbery 等人(1992)曾測試貴金屬間與基底金屬間分別以 Panavia Ex 黏著後的抗張強度。其中以鍍錫處理過的貴金屬表現較高的抗張強度。純鈦金屬因其具有極佳的生物相容性與優異的抗腐蝕性，近來已廣為牙科領域採用。Taira 等人(1995)曾測試純鈦金屬間以 Superbond C&B 黏著後的撕裂強度為 39.3 ± 1.3 MPa。

本實驗採用 Rexillium III(Ni-Cr-Be 成分合金)與 Rematitan Ti2(Ti > 99.5%)兩種不同成分的金屬(表 2)，測試與人類牙齒以 Superbond C&B(4-META/MMA-TBB)黏著後的撕裂強度。經統計分析得知金屬種類間的撕裂強度並不因成分的不同而有所差異。

撕裂強度的統計分析顯示， subgroup C(sandblasted+V-

primer)的撕裂強度 15.97 MPa 並沒有顯著高於其他兩組 subgroup B(sandblasted)與 subgroup D(sandblasted+KMnO₄)，反而有低於此兩組的趨勢。其可能的原因來自於雖然 V-primer 中的乙烯基可以與 Superbond C&B 鍵結，而硫醇基並無法與基底金屬合金作用，如此反而形成一種鍵結干擾，造成較低的撕裂強度。

鎳-鉻合金的表面經過氧化反應後便處於鈍化狀態，由一層含有氧化物的保護性薄膜所覆蓋。氧化反應的結果使黏著耐受性獲得明顯的改善。這種現象提示黏合樹脂(4-META/MMA-TBB)具有鍵結到氧化層比鍵結到金屬本身還強的能力。氧化層可經由電鍍或氧化劑浸潤而形成，強氧化劑 HNO₃ 可以成功的形成氧化層(Tanaka et al.,1981)。Tanaka 等人(1986)使用過錳酸鉀酸性溶液當氧化劑，而測試到 Orthomite Superbond(4-META)與經噴砂處理的鎳-鉻合金有很強的黏著強度。結論出氧化劑與噴砂的組合使用比其他方法可得到更高的鍵結強度。Izchak 等人(1988)嘗試評估 Tanaka 的方法，將鎳-鉻合金以 KMnO₄ 氧化劑浸潤處理後再施用 Superbond C&B。結果經氧化的鎳-鉻合金比不經氧化的鎳-鉻合金有較弱的鍵結強度，因此結論出氧化處理是不需要的。

在大氣環境下純鈦金屬表面經常覆蓋著穩定的鈦金屬氧化物。金屬氧化物可以與羧酸或磷酸衍生物形成化學鍵結。黏合劑會黏著到鈦金屬氧化物而不是純鈦金屬本身。Superbond

C&B(4-META/MMA-TBB)因具有羧基，故可以採用作為黏合劑(Taira et al.,1995)。因為TiO₂氧化層是不易穿透的，一旦此鈍化的薄膜形成後，其他的氧就會被阻擋在外而無法滲入到下層的鈦金屬，故氧化層的加厚便很快的停止下來。氧化層的成分、結構與確實的厚度，因氧化層形成的相關因素，諸如：機械處理的種類、表面粗糙度等而定(Eugene et al.,1993)。在烘烤過程中，會有厚約100至1000nm的界面間氧化層形成；而氧化層愈厚，鈦金屬與陶瓷之間的鍵結就愈弱(Hautaniemi et al.,1992)。因為黏合樹脂(4-META/MMA-TBB)的鍵結強度會伴隨著氧化層增加而加強，而不同的實驗組條件其表面氧化層形成的速率也不同，此則說明了鍵結強度相異的原因(Tanaka et al.,1988)。根據其他的實驗，一致認為氧化處理會有較高的標準差，由此可知此一步驟為 technique-sensitive 而不易操作(Claudia et al.,1996)。雖然經由化學性鍵結到氧化層可改善黏合樹脂的黏著力，但是金屬表面性質對結合特性有更大的影響(Daniel et al.,1995)。

本實驗使用50 μ m Al₂O₃，以60psi的壓力對金屬試片表面作噴砂處理。Two-way ANOVA統計分析結果顯示，金屬表面處理方式間的撕裂強度達到顯著差異。對金屬表面處理方式進一步進行Student-Newman-Keuls事後檢定，其中 subgroup A(not treated)13.53 MPa的撕裂強度顯著低於 subgroup B(sandblasted)17.90 MPa、 subgroup D(sandblasted+KMnO₄)18.28 MPa的撕

裂強度；而 subgroup B 與 subgroup D 的撕裂強度並未達到顯著差異。

據報告指出，最常發生的斷裂形式有兩種：黏合樹脂-金屬界面間的斷裂與黏合樹脂本身的內聚性斷裂(cohesive fracture)(Zidan et al.,1985)。然而經驗上，臨床發生的黏著失敗大部分是混合式內聚性斷裂(mixed cohesive fractures)，同時伴有樹脂懸垂物(resin tags)沾連在金屬網架上(Creugers et al.,1990)。

Drummond 與 Khalaf(1989)指出，於撕裂實驗中，在聚合反應後 24 小時內產生的斷裂會穿透黏合樹脂本體。若在稍後的時間，則斷裂會發生在牙釉質-黏合樹脂或黏合樹脂-金屬界面間。Meirs 等人(1985)提出，並不存在有所謂的純粹的黏著性斷裂(true adhesive fracture)，因為會有樹脂懸垂物存留在斷裂面。

實驗標本經過撕裂強度測試，金屬試片與牙齒發生撕裂而剝離脫落。收集剝離脫落的金屬試片共 120 片，經檢視其斷裂形式而歸類分組為(表 14,15)。在斷裂形式中，以 mixed fracture : (adhesive+cohesive)fracture 占有最大比例 80.83%；adhesive fracture 占有 14.17%；另外尚有 5%比例的實驗標本發生金屬試片黏著有牙齒碎片而被撕裂。其中，占全部(adhesive+cohesive) fracture 最大比例的為 subgroup D(sandblasted+KMnO₄)27/97；占全部 adhesive fracture 最大比例的為 subgroup A(not treated)8/17。這種比例關係與撕裂強度大小似乎有某種程度

的關連性。金屬試片上黏著有牙齒碎片而被撕裂下來，原因可能是牙齒標本在製備過程中發生脫水致使牙齒表面組織變得脆性或是酸蝕操作過程不當造成過度的脫鈣所致。其他可能的原因是 Superbond C&B 與牙釉質稜柱間物質充分浸透(impregnated)而形成高黏性的牙釉質鍵結。此可由黏著實驗標本縱剖面電子顯微鏡(照片 42~53)觀察到黏合樹脂與牙釉質的界限很難分辨得知。因此當受到施力時，黏合樹脂與牙齒組織一併被拔出(pull out)。

實驗標本經撕裂測試後，隨機選取共 9 片金屬試片(附錄 6)作掃描式電子顯微鏡觀察(照片 33~41)。

照片 33，黏合樹脂散佈在不規則的金屬表面，而且可以看到有 dentin indentation，其上還有進入 dentinal tubule orifice 的 resin tags。表示斷裂的位置在此部分非常接近牙釉質-黏合樹脂界面。黏合樹脂斷裂邊緣顯示其因受力而被撕裂的景觀。照片 34，薄膜狀的黏合樹脂覆蓋在部分金屬表面出現 mixed fracture : (adhesive+cohesive)fracture。未覆蓋黏合樹脂的區域表示斷裂位置在此部分非常接近黏合樹脂-金屬界面。照片 35，聚合反應後未直接承受施力的黏合樹脂部分，其中包埋有小氣泡(microvoids)，可能來自調拌黏合樹脂過程中空氣的混入。照片 36，調拌過程中，因為空氣的大量混入，除了在 fracture border 內可觀察到有大量的小氣泡，同時在黏合樹脂本體上亦會有氣泡(pores)產生。這些氣泡或小氣泡會

形成壓力集中區而造成斷裂的發生。相同的景觀也出現在照片 39。照片 38，左上角呈堆疊狀的為黏合樹脂聚合反應後未直接受力的部分，而右下角呈波浪狀(dimpling)的乃是受力的部分，尤其在中間 fracture border 可觀察到因受施力而使浪距加大造成的斷裂。此種相似的景觀也呈現在照片 40。照片 41，同時觀察到未受力的黏合樹脂(C)，因受力而被撕裂的黏合樹脂與印記有 dentin indentation 的黏合樹脂表面。

選製 12 片黏著實驗標本縱剖面(附錄 7)，以掃描式電子顯微鏡觀察，照片 42~53。在照片裡很難劃清黏合樹脂(4-META)與牙釉質的界限，表示二者有非常緊密的接觸。黏合樹脂(4-META)與牙釉質稜柱間物質充分浸透形成鍵結。不同種類與不同處理方式的金屬表面不規則性(irregularities)並無太大的差別。黏合樹脂與金屬的交接面，有非常緊密的接觸照片 42,43,51；也有產生縫隙的情形，照片 45,48。接觸緊密與否會影響到鍵結強度。在本實驗中，並沒有很明顯的觀察到表面氧化層在不同種類金屬，不同處理方式下有顯著差異的變化。照片 53，呈現平坦的金屬表面，可能的原因是鑄塊純鈦金屬並未經鑄造(casting)過程而發生激烈的溫度變化，同時又加以過錳酸鉀氧化劑浸潤而致，此與粗糙度檢測的結果有一致性。

在大部分與本實驗相似性質的研究報告中，測試值會有較大範圍的變異。其可能的原因來自於實驗過程中許多的因素。諸如：實驗的設計、應變比率、黏合劑薄膜厚度、金屬種類、

表面處理方式、金屬粗糙度與黏著後到測試間的時間長短等。
因此，如何控制實驗結果的一致性，將是有待累積更多精進的
技術才能達成。

陸、結論

經由本實驗條件操作下，可獲得以下的結論：

1. 粗糙度與撕裂強度並不因金屬種類的不同而有顯著的差異 ($p > 0.05$)。
2. 對粗糙度或撕裂強度而言，金屬種類與表面處理方式間無交互作用存在 ($p > 0.05$)。
3. 不同的金屬表面處理方式會產生不同的粗糙度 ($p < 0.05$)。其中只單獨使用 Al_2O_3 噴砂處理的金屬試片組表面會產生較大的粗糙度，而再加以塗抹 V-primer 或浸潤到過錳酸鉀氧化劑的金屬試片組，其表面粗糙度皆會降低。
4. 不同的金屬表面處理方式會產生不同的撕裂強度，經過表面處理的金屬試片組比未經過表面處理的金屬試片組具較強的撕裂強度 ($p < 0.05$)。其中以經 Al_2O_3 噴砂後再浸潤到過錳酸鉀氧化劑作氧化處理的金屬試片組具有較大撕裂強度的趨勢。
5. 商用純鈦金屬與基底金屬鎳-鉻-鈹合金，在粗糙度與撕裂強度上並無顯著差異。同時，純鈦金屬並具有質輕、高強度、低彈性模數、良好的抗腐蝕性與極佳的生物相容性，所以純鈦金屬在臨床上可考慮作為樹脂黏合式鑲復體的替代金屬。
6. 樹脂黏合式固定局部義齒 (RBFDPs) 作為鑲復選擇時，除了選用適當的黏合樹脂-金屬合金搭配組合外，更需要有正確的金屬表面處理，如此才可以提供更長的使用壽命。

柒、參考文獻

Adell R, Lekholm U, Rockler B and Branemark PI : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surgery* 1981 ; 10 : 387-416.

Aksu MN, Powers JM, Lorey RE and Kolling JN : Variables affecting bond strength of resin-bonded bridge cements. *Dent Mater* 1987 ; 3 : 26-8.

Albrektsson T : Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* 1983 ; 50 : 255-61.

Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P and Nilson H : Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989 ; 47 : 279-86.

Arrango J, Stein RS and Millstein PL : Castability and marginal fit of pure titanium castings. Master's Thesis, Boston University School of Graduate Dentistry, 1990.

Blackman R, Baez R and Barghi N : Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992 ; 67 : 435-40.

Brady T, Doukoudakis A and Rasmussen ST : Experimental comparison between perforated and etched-metal resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent* 1985 ; 54 : 361-5.

Buchanan WT, Svare CW and Turner KA : The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent* 45 : 502, 1981.

Bumgardner JD and Lucas LC : Corrosion and cell culture evaluations of nickel-chromium dental casting alloys. *J Appl Biomater* 1994 ; 5 : 203-13.

Chai T and Stein RS : Porosity and accuracy of multiple unit titanium dental castings. *J Prosthet Dent* 1995 ; 73 : 534- 41.

Chang HK and Zidan O : Resin-bonded fixed partial dentures : A recall study. *J Prosthet Dent* 1991 ; 65 : 778-81.

Claudia MPC, Jose HR and Luiz FP : Tensile bond strength of a resinous cement to a nickel-chromium alloy modified with five surface treatments. *J Prosthet Dent* 1996 ; 76 : 246-9.

Collings EW : The physical Metallurgy of Titanium Alloys. pp3-5. Metals Park, OH : The American Society for Metals, 1984.

Combe EC : Notes on dental materials. Churchill livingstone 6th ed, 1992.

Craig RG : Restorative Dental Materials, 6th ed, St.Louis, 1980, The C.V.Mosby Co.,pp327.

Craig RG : Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book, Inc.,9th ed, 1993.

Creugers NH and Van't Hof MA : An analysis of clinical studies on resin-bonded bridge. *J Dent Res* 1991 ; 70 : 146-149.

Creugers NH, Snoek PA, Van ' t Hof MA and Käyser AF : Clinical performance of resin-bonded bridges : a 5-year prospective study, part III : failure characteristics and survival after rebonding. *J Oral Rehabil* 1990 ; 17 : 179-86.

Daniel AG, James GF, Leon A and Lyle DZ : Tensile fatigue of 4-META cement bonding three base metal alloys to enamel and comparison to other resin

cements. J Prosthet Dent 1995 ; 73 : 377-85.

Doll R : Cancer of the lung and nose in nickel workers. Br J Ind Med 15 : 217, 1958.

Donna LD, Larry CB, Merrie LH and Jana SB : Comparison of shear bond strengths of two resin luting systems for a base and a high noble metal alloy bonded to enamel. J Prosthet Dent 1994 ; 72 : 457-61.

Drummond JL and Khalaf MA : Shear strength and filler particle characterization of Maryland(acid etch)bridge resin cements. Dent Mater 1989 ; 5 : 209-12.

Dunn B and Reisbick MH : Adherence of ceramic coatings on chromium-cobalt structure. J Dent Res 1976 ; 55 : 328-32.

Eugene PL and Peter M : Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 1993 ; 43, 245-53.

Everhart JL : Engineering Properties of Nickel and Nickel Alloys. New York ,1971, Plenum Press, Inc.

Ferguson AB, Laine PG and Hodge ES : The ionization of metal implants in living tissues. J Bone Joint Surg 42 : 77, 1960.

Franklin GG, David AK, William FP and Gregory H : Shear bond strength of two resin adhesives for acid-etched metal prostheses. J Prosthet Dent 1991 ; 65 : 787-9.

Givan DA, Fitchie JG, Anderson L and Zardiackas LD : Tensile fatigue of 4-META cement bonding three base metal alloys to enamel and comparison to other resin cement. J Prosthet Dent 1995 ; 73 : 377-85.

- Gould RL, Westbury L and Brunette DM** : Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. J Prosthet Dent 1984 ; 52 : 418-20.
- Gould TR, Brunette DM and Westbury L** : The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. J Periodont Research 1981 ; 16 : 611-6.
- Hansson HA, Albrektsson T and Branemark PI** : Structure aspects of the interface between tissue and titanium implant. J Prosthet Dent 1983 ; 50 : 108-13.
- Harold K Jr., Aaron DP, Mundy SB, Kendra LP and David LL** : Shear bond strengths of prosthodontic adhesives systems to a nickel-chromium-beryllium alloy. Quintessence Int 1992 ; 23 : 65-69.
- Hautaniemi JA, Hero H and Juhanaja JT** : On the bonding of porcelain on titanium. J Mat Science Materials in Medicine 1992 ; 3 : 180-91.
- Hodgman CD(ed)** : Handbook of Chemistry and Physics. 44th ed. pp2625. Cleveland : The Chemical Rubber Publishing Co.,1962.
- Hruska AR and Borelli P** : Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated casting. J Prosthet Dent 1991 ; 66 : 561-5.
- Ida K** : Application of titanium in dental field. Quintessence 1983 ; 2 : 114-27.
- Ida K, Togaya T, Tsutsumi S and Takeuchi M** : Effects of magnesia investments in the dental casting of pure titanium or titanium alloys. Dent Mater J 1982 ; 1 : 8-21.
- Imbery TA, Burgess JO and Naylor WP** : Tensile strength of three resin cement following two alloy surface treatments. Int J Prosthodont 1992 ; 5 : 59-67.

Ishijima T, Caputo AA and Mito R : Adhesion of resin to casting alloys. J Prosthet Dent 1992 ; 67 : 445-9.

Izchak B, Michael LM, Lyndon BC and Gerald NG : Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces. J Prosthet Dent 1988 ; 59 : 131-7.

Jacobsen N : Epithelial-like cells in culture derived from human gingiva : response to nickel. Scan J Dent Res 1977 ; 85 : 567.

Jacobson TE, Chang JC, Keri PP and Watanabe LG : Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. J Prosthet Dent 1988 ; 60 : 570-6.

Jemt T and Linden B : Fixed implant-supported prostheses with welded titanium framework. Int J Periodontics Restorative Dent 1992 ; 12 : 177-84.

Jose HR and Luiz FP : Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. J Prosthet Dent 1995 ; 74 : 230-4.

Kasemo B and Lausmaa J : Metal selection and surface characteristics. In : Tissue-Integrated Prostheses. P I Branemark, GA Zarb, T Albrektsson (eds). P.101-102. Chicago : Quintessence Publishing Co. Inc.,1985.

Kelly JR and Rose TC : Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics : A literature review. J Prosthet Dent 1983 ; 49 : 363-70.

Kern M and Thompson VP : Sandblasting and silics-coating of dental alloys : volume loss, morphology and changes in the surface composition. Dent Mater 1993 ; 9 : 155-61.

Kubashewski O and Hopkins BE : Oxidation of Metals and Alloys, 2nd ed, New York, 1962, Academic Press, Inc.

Kuschner M and Laskin S : Experimental models in environmental carcinogenesis. Am J Pathol 1971 ; 64 : 183-91.

Lehmann GB : Ist Grund zu einer besonderen Beunruhigung wegen des Auftretens von Lungenkrebs bei chromatarbeitern vorhanden ? Zentrabl Gewerbehyg 1932 ; 19 : 168.

Lewis HP and Richard JG : A status report of possible risks of base metal alloys and their components. J Prosthet Dent 1989 ; 62 : 234-7.

Lin TH, Chang HJ and Chung KH : Interfacial strengths of various alloy surface treatments for resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1990 ; 64 : 158-62.

Livaditis GJ : Cast metal resin-bonded retainer for posterior teeth. J Am Dent Assoc 101 : 927, 1982.

Livaditis GJ and Thompson VP : Etched castings : an improved retentive mechanism for resin-bonded retainers. J Prosthet Dent 1982 ; 47 : 52-8.

Meirs JC, Jenson ME and Mayclin T : Effect of surface treatments on the bond strength of etched-metal resin-bonded retainers. J Prosthet Dent 1985 ; 53 : 185-90.

Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT and Lilly GE : An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. J Prosthet Dent 30 : 432, 1973.

Moffa JP : Physical and mechanical properties of gold and base metal alloys in dentistry. January 1977, pp81-93.

Morton and Thompson VP : Resin-bonded fixed partial dentures.II. Clinical findings related to prosthodontic characteristics after approximately 10 years. J Prosthet Dent 1996 ; 76 : 368-73.

Musil R and Tiller HJ : Die molekulare Kopplung der Kunststoff-Verblendung an die Legierungsoberfläche [Molecular coupling of resin veneers to alloy surfaces]. Dent Labor 1984 ; 32 : 1155-61.

Musil R and Tiller HJ : The adhesion of dental resin to metal surfaces. The Kulzer Silicoater technique. 1st ed. Wehrheim : Kulzer & Co. GmbH, 1984 : 9-53.

Nakabayashi N, Kojima K and Masuhara E : The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982 ; 16 : 265-73.

Nakamuchi I, Iwaku M and Fusayama T : Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. J Dent Res 1983 ; 62 : 1076-81.

National Institute of Dental Research. Workshop : Biocompatibility of metals in dentistry. J Am Dent Assoc 1985 ; 109 : 469-71.

NIOSH : Registry of Toxic Effects of Chemical Substances. HEW(NIOSH)Publ. No.79-100. Cincinnati, 1978.

Nutt MC : Metallurgy and Plastics for Engineers. pp14. Phoenix : Associated Lithographers, 1976.

Ohno H, Araki Y and Sagara M : The adhesion mechanism of dental adhesive resin to the alloy : relationship between Co-Cr alloy surface structure analyzed by ESCA and bonding strength of adhesive resin. Dent Mater J 1986 ; 5 : 46-65.

Omura I, Yamauchi J and Harada I : Adhesive and mechanical properties of a new dental adhesive [Abstract]. J Dent Res 1984 ; 63 : 23.

Phillips RW : Science of Dental Materials. Philadelphia, 1973, W.B.Saunders Co.

Preston JD and Berger R : Laboratory variables affecting ceramometal alloys. Dent Clin North Am 21 : 717, 1977.

Rheinberger V and Beham G : Adhesive bridges-New Prosthetic Possibilities, Ivoclar-Vivadent Report No.2 FL-9494, Schaan, Liechtenstein : Ivoclar AG, 1985.

Rochette AL : Attachment of splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent 1973 ; 30 : 418-23.

Roe FJC and Carter RL : Chromium carcinogenesis : calcium chromate as a potent carcinogen for the subcutaneous tissue of the rat. Br J Cancer 1969 ; 23 : 172-6.

Ronald B, Nasser B and Christopher B : Dimensional changes in casting titanium removable partial denture framework. J Prosthet Dent 1991 ; 65 : 309-15.

Salonga JP, Matsumura H, Yasuda K and Yamabe Y : Bond strength of adhesive resin to three nickel-chromium alloys with varying chromium content. J Prosthet Dent 1994 ; 72 : 582-4.

Smith DC and Williams DF : Biocompatibility of Dental Materials. Boca Raton ,Fla, 1982, CRC Press Inc. vol 4.

Stephen FR, Martin FL and Fujimoto J : Contemporary Fixed Prosthodontics 2nd ed, 1995, Mosby-Year Book Inc.

Storer RA (ed) : Annual Book of ASTM Standards : Medical Devices.

Volume 13.01, Standards F136 and F137. Philadelphia : American Society for Testing and Materials, 1989.

Sunderman FW : Metal carcinogenesis in experimental animals. Food Cosmet Toxicol 1971 ; 9 : 105-20.

Sunderman FW : A review of the carcinogenicities of nickel, chromium and arsenic compounds in man and animals. Prev Med 1976 ; 5 : 279-94.

Sunmedical Products & Practical Information Vol.1 : Superbond C&B, Their basics and clinical applications, 1996.

Taira Y and Matsumura H : Adhesive bonding of titanium with a methacrylate-phosphate primer and self-curing adhesive resins. Journal of Oral Rehabilitation 1995 ; 22 : 409-412.

Tanaka T, Atsuta M, Nakabayashi N and Masuhara E : Surface treatment of gold alloys for adhesion. J Prosthet Dent 1988 ; 60 : 271-9.

Tanaka T, Atsuta M, Uchiyama Y and Kawashima L : Pitting corrosion for retaining acrylic resin facings. J Prosthet Dent 1979 ; 42 : 282-91.

Tanaka T, Fujiyama E, Shimizu H, Takaki A and Atsuta M : Surface treatment of nonprecious alloys for adhesion-fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1986 ; 55 : 456-62.

Tanaka T, Hiarano M, Kawahara M, Matsumura H and Atsuta M : A new ion-coating surface treatment of alloys for dental adhesive resins. J Dent Res 1988 ; 67 : 1376-80.

Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, Nakabayashi N and Masuhara E :

4-META opaque resin-a new resin strongly adhesive to nickel-chromium alloy. J Dent Res 1981 ; 60 : 1697-1706.

Tay WM : Resin-Bonded Bridges. A Practitioner's Guide. Martin Dunitz Ltd. 1992. pp13-57.

Tepper LB, Hardy HL and Chamberlin RI : Toxicology of beryllium compounds. New York : Elsevier Publishing Co., 1961.

Thompson VP, Grolman KH and Liao R : Bonding of adhesive resins to various nonprecious alloy [Abstract]. J Dent Res 1985 ; 64 : 314.

Toth RW, Parr GR and Gardner LK : Soft tissue response to endosseous titanium oral implants. J Prosthet Dent 1985 ; 54 : 564-7.

Tuccillo JJ, Lichtenberger H and Nielsen JP : Composition stability of gold base dental alloys for different melting techniques. J Dent Res 53 : 1127, 1974.

Underwood EJ : Trace Elements in Human and Animal Nutrition, 4th ed, New York, 1977, Academic Press.

Van NR, Noroozi S, Howard IC and Cardew G : A critique of bond strength measurements. J Dent 1989 ; 17 : 61-7.

Venitt S and Levy LS : Mutagenicity of chromates in bacteria and its relevance to chromate carcinogenesis. Nature 1974 ; 250 : 493-5.

Wada T : Development of a new adhesive material and its properties. In : Gettleman L, Vrijhoef MMA, Uchiyama Y, eds. Proceedings of the International Symposium of Adhesive Prosthodontics Cavex, Holland : Academy of Dental Materials, 1985 : 9-18.

- Watanabe F, Powers JM and Lorey RE** : In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys. J Dent Res 1988 ; 67 : 479-83.
- Weast RC** : Handbook of Chemistry and Physics, 55th ed, Cleveland, 1974, Chemical Rubber Co.
- Weiss PA** : New design parameters : Utilizing the properties of Ni-Cr super alloys. Dent Clin North Am 21 : 749, 1977.
- West JM** : Basic Corrosion and Oxidation. 2nd ed, pp27. London : John Wiley & Sons Ltd.1986.
- Wight TA, Grisius RJ and Gaugler RW** : Evaluation of three variables affecting the casting of base metal alloys. J Prosthet Dent 43 : 415, 1980.
- Wiltshire WA** : Tensile bond strengths of various alloy surface treatments for resin bonded bridges. Quintessence Dent Tech 1986 ; 101-32.
- Wolinsky LE, de Camargo PM, Erard JC and Newman MG** : A study of in vitro attachment of streptococcus sanguis and actinomyces viscosus to saliva-treated titanium. Int J Oral & Maxillofacial Implants 1989 ; 4 : 27-31.
- Wood JF** : Mucosal reaction to cobalt-chromium alloy. Br Dent J 1974 ; 136 : 423.
- Woody RD, Huget EF and Horton JE** : Apparent cytotoxicity of base metal casting alloys. J Dent Res 1977 ; 56 : 739-43.
- Yohsuke T and Yohji I** : Primer for bonding resin to metal. Dent Mater 1995 ; 11 : 2-6.
- Zardiackas LD, Caldwell DJ and Caughman WF** : Tensile fatigue of resin cements to etched metal and enamel. Dent Mater 1988 ; 4 : 163-168.

Zidan O : Etched base-metal alloys : comparison of relief pattern, bond strengths and fracture modes. Dent Mater 1985 ; 1 : 209-13.

曾國輝：化學下冊 第二版 藝軒圖書出版社 1995.pp611-41.

鍾國雄：牙科材料學 合記圖書出版社 1994. pp407-36.

表

表 1 不同種類金屬試片之分組及表面處理情形

金屬種類及分組	次組群	金屬表面處理	片數	後續處理
Group I Casted Ni-Cr-Be	Subgroup A	無處理	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup B	Al ₂ O ₃ 噴砂	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup C	Al ₂ O ₃ 噴砂 塗 V-primer	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup D	Al ₂ O ₃ 噴砂 浸 KMnO ₄ 氧化劑	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
Group II Casted Titanium	Subgroup A	無處理	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup B	Al ₂ O ₃ 噴砂	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup C	Al ₂ O ₃ 噴砂 塗 V-primer	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup D	Al ₂ O ₃ 噴砂 浸 KMnO ₄ 氧化劑	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
Group III Ingot Titanium	Subgroup A	無處理	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup B	Al ₂ O ₃ 噴砂	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup C	Al ₂ O ₃ 噴砂 塗 V-primer	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著
	Subgroup D	Al ₂ O ₃ 噴砂 浸 KMnO ₄ 氧化劑	5	測量粗糙度
			10	與牙齒黏著

表 2 基底金屬合金之成分與熔解溫度範圍

Metal	Type	Ingredient	Melting Range	Manufacture
Rematitan	Ti 2	Ti >99.5%		Dentaurum Germany
		Fe 0.15%	1,650-1,700 °C	J.P. Winkelstroeter KG
		N 0.03%		
		H 0.01%	(3000-3090 °F)	Turnstraße
		O 0.15%		31-752281 springen
Rexillium III	Ni-Cr	Ni 74-78%		
		Cr 12-14%	1,155-1,250 °C	Jeneric/Pentron Inc.,
		Co 0.15-0.5%		
		Be 1.8%	(2110-2280 °F)	Wallingford, CT
		Ti 0.15-0.5%		
		Mo 3-9%		
		Al 2-3%		
W 0-10%				

表3 鎳-鉻-鈹金屬合金的陶瓷烘烤週期

	LO T	DRY	RATE	HI T	HOLD	COOL
program 1	620°C	0.5 min	37°C	990°C	0.0 min	2.0 min
program 2	620°C	0.5 min	37°C	980°C	0.0 min	5.0 min
program 3	620°C	0.5 min	37°C	960°C	0.0 min	2.0 min
program 4	620°C	0.5 min	37°C	910°C	0.0 min	2.0 min
program 5	620°C	0.5 min	37°C	910°C	0.0 min	5.0 min
program 6	620°C	0.5 min	37°C	910°C	0.0 min	2.0 min

表4 商用純鈦金屬的陶瓷烘烤週期

	LO T	DRY	RATE	HI T	HOLD	COOL
program 1 (Haftbond)	450°C	4.0 min	100°C	830°C	3.0 min	4.0 min
program 2 (Goldpaste)	450°C	4.0 min	55°C	755°C	1.0 min	6.0 min
program 3 (Opaque)	450°C	4.0 min	55°C	725°C	1.0 min	5.0 min
program 4 (Dentin)	450°C	9.0 min	55°C	725°C	1.0 min	5.0 min
program 5 (Dentin)	450°C	9.0 min	55°C	725°C	1.0 min	5.0 min
program 6 (Glazing)	450°C	4.0 min	55°C	710°C	3.0 min	4.0 min

表5 金屬試片之粗糙度

金屬種類	Casted Ni-Cr-Be				Casted Ti				Ingot Ti			
	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄
表面處理方式	0.5	0.6	0.6	0.6	0.6	0.7	0.7	0.6	0.4	0.8	0.5	0.6
	0.5	0.7	0.5	0.6	0.3	0.6	0.5	0.6	0.4	0.6	0.5	0.6
	0.4	0.7	0.6	0.6	0.4	0.7	0.6	0.7	0.3	0.6	0.5	0.5
	0.4	0.6	0.5	0.6	0.4	0.8	0.6	0.7	0.4	0.6	0.6	0.5
	0.4	0.7	0.5	0.6	0.5	0.6	0.6	0.5	0.3	0.6	0.6	0.5
	0.4	0.5	0.6	0.5	0.3	0.5	0.6	0.6	0.3	0.6	0.5	0.5
	0.3	0.5	0.5	0.5	0.4	0.8	0.6	0.5	0.3	0.5	0.6	0.4
	0.5	0.6	0.5	0.5	0.3	0.6	0.5	0.4	0.3	0.6	0.5	0.4
	0.3	0.6	0.5	0.5	0.4	0.6	0.6	0.5	0.3	0.6	0.6	0.4
	0.3	0.5	0.5	0.5	0.3	0.6	0.5	0.4	0.3	0.5	0.5	0.4
	0.2	0.6	0.5	0.5	0.3	0.5	0.6	0.5	0.3	0.6	0.5	0.4
	0.2	0.6	0.4	0.5	0.3	0.7	0.6	0.5	0.2	0.6	0.5	0.4
	0.2	0.5	0.4	0.4	0.2	0.6	0.5	0.4	0.3	0.5	0.5	0.3
	0.2	0.5	0.4	0.5	0.3	0.5	0.6	0.4	0.2	0.5	0.4	0.3
	0.2	0.6	0.4	0.5	0.3	0.5	0.6	0.5	0.2	0.7	0.6	0.3
	平均值±標準差	0.33±0.12	0.59±0.07	0.49±0.07	0.53±0.06	0.35±0.10	0.62±0.10	0.58±0.06	0.52±0.10	0.30±0.07	0.59±0.08	0.53±0.06

粗糙度
(μm)

表 6 實驗標本的粗糙度(Ra) Mean(μm) \pm S.D.

SURFACE TREATMENT	METAL		
	Casted Ni-Cr-Be	Casted Ti	Ingot Ti
not treated	0.33 \pm 0.12	0.35 \pm 0.10	0.30 \pm 0.07
sandblasted	0.59 \pm 0.07	0.62 \pm 0.10	0.59 \pm 0.08
sandblasted+V-primer	0.49 \pm 0.07	0.58 \pm 0.06	0.53 \pm 0.06
sandblasted+KMnO ₄	0.53 \pm 0.06	0.52 \pm 0.10	0.43 \pm 0.10

表 7 Two-way ANOVA for roughness

Source of variation	Sum of squares	DF	Mean square	F	Significance of F
Main effect	1.889	5	.378	53.319	.000
Metal	.092	2	.046	6.498	.002
Surface treatment	1.797	3	.599	84.533	.000
2-way interactions	.078	6	.013	1.826	.097
Model	1.967	11	.179	25.232	.000
Residual	1.191	168	.007		
Total	3.158	179	.018		

表 8 Student-Newman-Keuls test for roughness

Surface treatment	N	Mean	SNK Grouping*
(A)not treated	45	.3289	P
(B)sandblasted	45	.6000	M
(C)sandblasted+V-primer	45	.5333	N
(D)sandblasted+KMnO ₄	45	.4933	O

* 英文字母相同表示無顯著差異

表9 實驗標本之撕裂強度

金屬種類	Casted Ni-Cr-Be				Casted Ti				Ingot Ti							
	not treated	sandblasted	+ sandblasted V-primer	+ sandblasted KMnO ₄	not treated	sandblasted	+ sandblasted V-primer	+ sandblasted KMnO ₄	not treated	sandblasted	+ sandblasted V-primer	+ sandblasted KMnO ₄	not treated	sandblasted	+ sandblasted V-primer	+ sandblasted KMnO ₄
表面處理方式	23.1	23.92	22.75	30.1	22.78	30.34	22.66	29.14	20.5	23.21	24.56	26.78				
	20.93	23.81	23.04	24.59	19.73	24.66	22.11	27.33	14.08	20.93	20.2	23.18				
	20.7	22.62	18.28	24.14	19.35	21.88	21.27	24.24	12.37	19.51	18.68	21.36				
	18.07	21.61	17.19	20.41	16.85	20.42	19.2	19.77	12.34	17.75	16.66	20.82				
	15.69	21.02	16.8	19.64	15.95	17.03	18.56	19.02	11.88	17.2	14.8	17.22				
	13.14	19.06	15.38	17.12	14.21	15.91	18.03	16.51	11.78	16.99	13.83	14.98				
	10.59	17	14.05	14.62	13.78	15.36	15.85	14.18	10.75	14.77	13.47	13.79				
	6.96	14.8	11.64	12.38	10.86	14.9	12.61	14.1	9.33	11.61	11.45	13.16				
	6.69	13.71	7.24	11.5	7.75	13.62	11.23	12.7	7.16	10.93	11.02	12.68				
	5.68	12.36	6.86	9.32	7.04	9.34	9.98	11.71	5.95	10.62	9.75	11.95				
平均值 ± 標準差	14.11 ± 6.49	18.99 ± 4.28	15.32 ± 5.59	18.38 ± 6.63	14.83 ± 5.18	18.35 ± 6.08	17.15 ± 4.57	18.87 ± 6.20	11.61 ± 4.00	16.35 ± 4.32	15.44 ± 4.42	17.59 ± 5.13				

表 10 實驗標本的撕裂強度 Mean(MPa)± S.D.

SURFACE TREATMENT	METAL		
	Casted Ni-Cr-Be	Casted Ti	Ingot Ti
not treated	14.11 ± 6.49	14.83 ± 5.18	11.61 ± 4.00
sandblasted	18.99 ± 4.28	18.35 ± 6.08	16.35 ± 4.32
sandblasted+V-primer	15.32 ± 5.59	17.15 ± 4.57	15.44 ± 4.42
sandblasted+KMnO ₄	18.38 ± 6.63	18.87 ± 6.20	17.59 ± 5.13

表 11 Two-way ANOVA for shear bond strength

Source of variation	Sum of squares	DF	Mean square	F	Significance of F
Main effect	514.5	5	102.9	3.618	.005
Metal	89.090	2	44.545	1.566	.214
Surface treatment	425.4	3	141.8	4.986	.003
2-way interactions	35.498	6	5.916	.208	.974
Model	550.0	11	49.999	1.758	.070
Residual	3071	108	28.440		
Total	3621	119	30.432		

表 12 Student-Newman-Keuls test for shear bond strength

Surface treatment	N	Mean	SNK Grouping*
(A)not treated	30	13.5330	M
(B)sandblasted	30	17.8963	N
(C)sandblasted+V-primer	30	15.9717	M N
(D)sandblasted+KMnO ₄	30	18.2813	N

* 英文字母相同表示無顯著差異

表 13 實驗標本之撕裂強度與斷裂形式

metal	Casted Ni-Cr-Be				Casted Ti				Ingot Ti			
	no	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄	no	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄	no	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄
treatment												
撕裂強度	23.1	23.92	22.75	30.1	22.78	30.34	22.66	29.14	20.5	23.21	24.56	26.78
斷裂形式	a+c	*	a+c	a+c	a	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c
撕裂強度	20.93	23.81	23.04	24.59	19.73	24.66	22.11	27.33	14.08	20.93	20.2	23.18
斷裂形式	a+c	a+c	a+c	a+c	a	a+c	a+c	a+c	a+c	*	a+c	a
撕裂強度	20.7	22.62	18.28	24.14	19.35	21.88	21.27	24.24	12.37	19.51	18.68	21.36
斷裂形式	a+c	a+c	a	a+c	a	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c
撕裂強度	18.07	21.61	17.19	20.41	16.85	20.42	19.2	19.77	12.34	17.75	16.66	20.82
斷裂形式	a+c	a+c	a+c	a	a+c	a	a+c	a+c	a+c	*	a+c	a+c
撕裂強度	15.69	21.02	16.8	19.64	15.95	17.03	18.56	19.02	11.88	17.2	14.8	17.22
斷裂形式	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	*	a+c	a+c	a+c	a+c	*
撕裂強度	13.14	19.06	15.38	17.12	14.21	15.91	18.03	16.51	11.78	16.99	13.83	14.98
斷裂形式	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c
撕裂強度	10.59	17	14.05	14.62	13.78	15.36	15.85	14.18	10.75	14.77	13.47	13.79
斷裂形式	a+c	a+c	a+c	a+c	a	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c
撕裂強度	6.96	14.8	11.64	12.38	10.86	14.9	12.61	14.1	9.33	11.61	11.45	13.16
斷裂形式	a	a+c	a+c	a+c	a	a+c	a	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c
撕裂強度	6.69	13.71	7.24	11.5	7.75	13.62	11.23	12.7	7.16	10.93	11.02	12.68
斷裂形式	a+c	a	a	a+c	a	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c
撕裂強度	5.68	12.36	6.86	9.32	7.04	9.34	9.98	11.71	5.95	10.62	9.75	11.95
斷裂形式	a	*	a	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a+c	a	a+c

a: adhesive fracture

c: cohesive fracture

*: 表示金屬試片黏著有牙齒碎片而被撕裂

表 14 實驗標本斷裂形式統計表(1)

		Casted Ni-Cr-Be	Casted Ti	Ingot Ti	N	%
not treated	a+c	8	4	10	22	18.33
	a	2	6	0	8	6.67
	*	0	0	0	0	0
sandblasted	a+c	7	9	8	24	20
	a	1	1	0	2	1.67
	*	2	0	2	4	3.33
sandblasted + V-primer	a+c	7	8	9	24	20
	a	3	1	1	5	4.17
	*	0	1	0	1	0.83
sandblasted + KMnO ₄	a+c	9	10	8	27	22.5
	a	1	0	1	2	1.67
	*	0	0	1	1	0.83

表 15 實驗標本斷裂形式統計表(2)

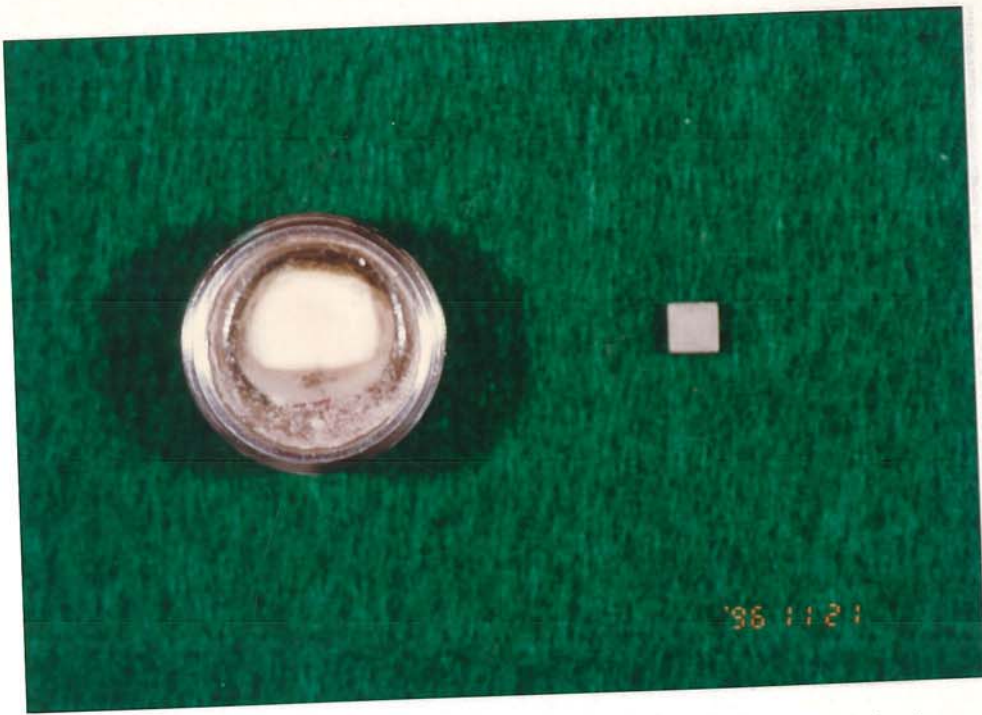
Fracture mode	N	%
a+c	97	80.83
a	17	14.17
*	6	5

a : adhesive fracture

c : cohesive fracture

* : 表示金屬試片黏著有牙齒碎片而被撕裂

照 片



照片 1 牙齒由 Epoxide resin 包埋於固持環 (Holder ring) 中



照片 2 用來鑄造鎳-鉻-鈹金屬合金的鑄道設計 (側面觀)

牙科材料學



照片 3 用來鑄造純鈦金屬的鑄道設計 (側面 45° 觀)



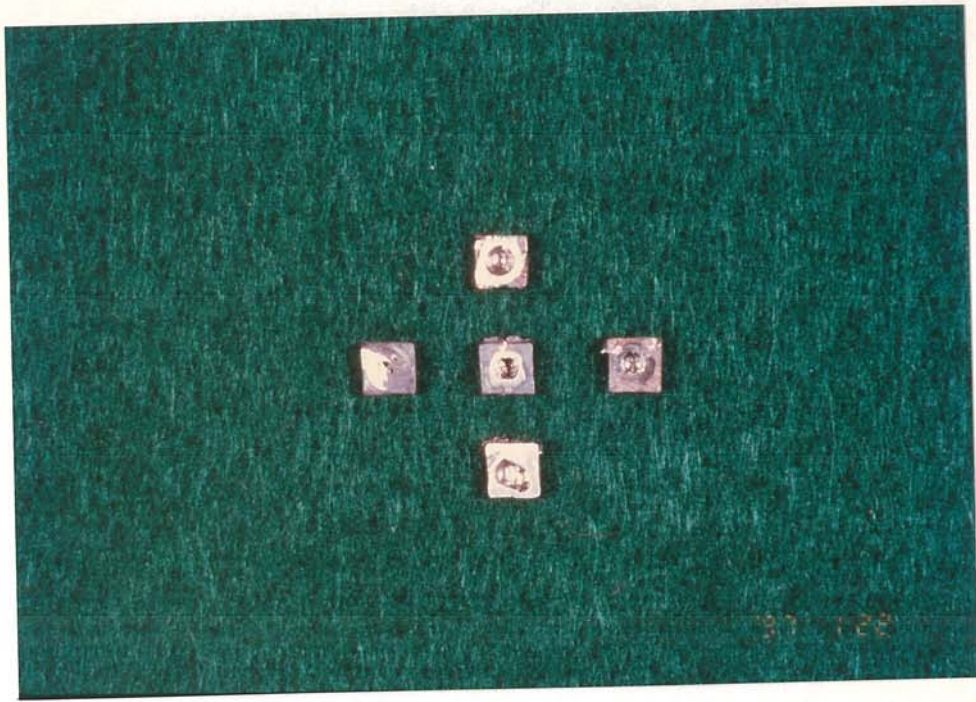
照片 4 用來鑄造純鈦金屬的鑄道設計 (鳥瞰圖)



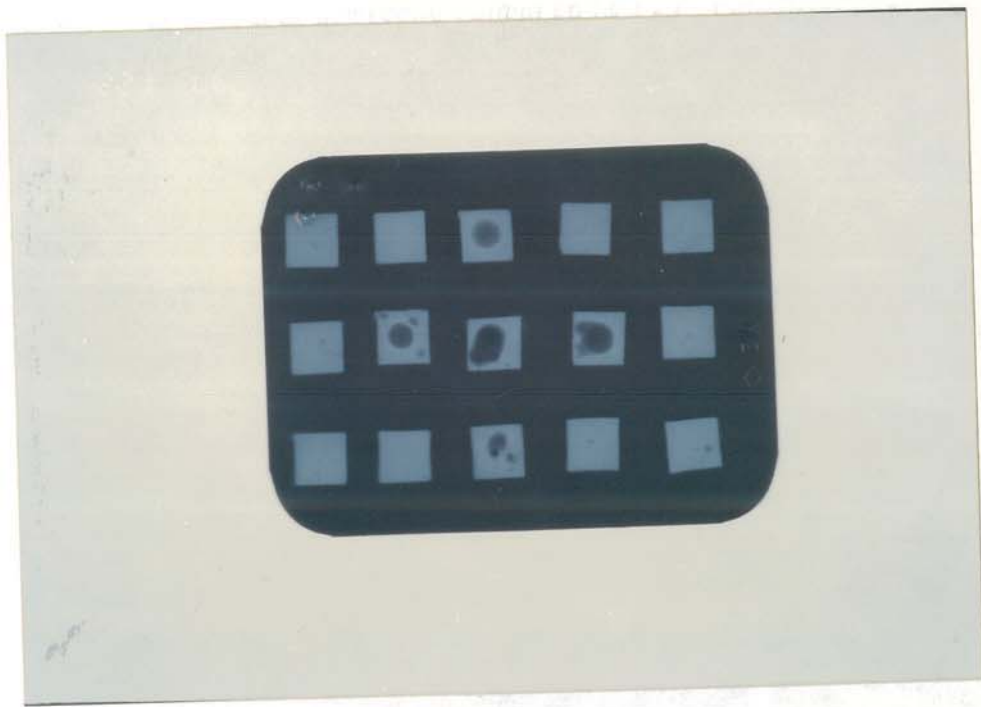
照片 7 用以鑄造鎳-鉻-鈹金屬合金的鑄造機器 ARGONCASTER-T (SHOFU Inc., Japan)



照片 8 用以鑄造商用純鈦金屬的鑄造機器 CYCLARC II (J. MORITA Co., Japan)



照片 9 商用純鈦金屬鑄造體產生氣泡



照片 10 商用純鈦金屬鑄造體產生缺陷 (X 光透視)



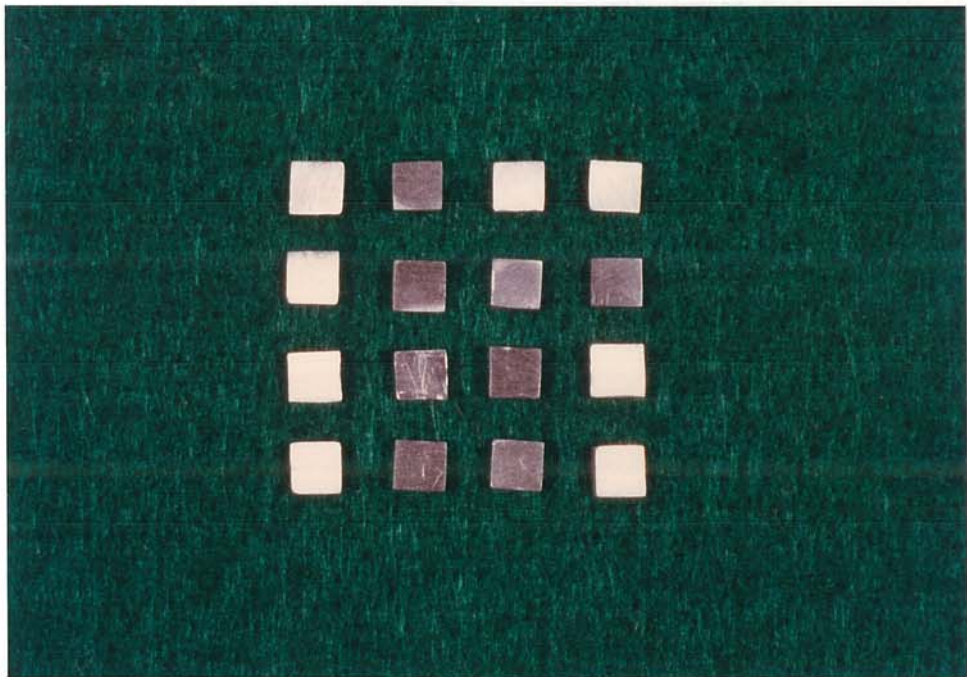
照片 11 使用研磨機 METASERV (BUEHLER UK Ltd., Coventry England)
以精確修磨鑄造金屬試片



照片 12 使用數位化測量尺規 Digimatic Caliper (Mitutoyo Japan)
以統一規格化金屬試片，長寬皆為 4.00 mm



照片 13 使用數位化測量尺規 Digimatic Caliper (Mitutoyo Japan) 以統一規格化金屬試片，高為 1.50 mm



照片 14 經鑄造與修磨的金屬試片



照片 15 使用切割機 ISOMET (BUEHLER U. S. A) 以薄切鑄塊純鈦金屬 (ITi)



照片 16 劃格等分鑄塊純鈦金屬薄切圓片成 16 小格



照片 17 金屬試片排列在金屬烘烤托盤預作陶瓷烘烤



照片 18 用以進行金屬試片陶瓷烘烤週期的烤爐 SUNfire 10PLUS
(NEY U. S. A)



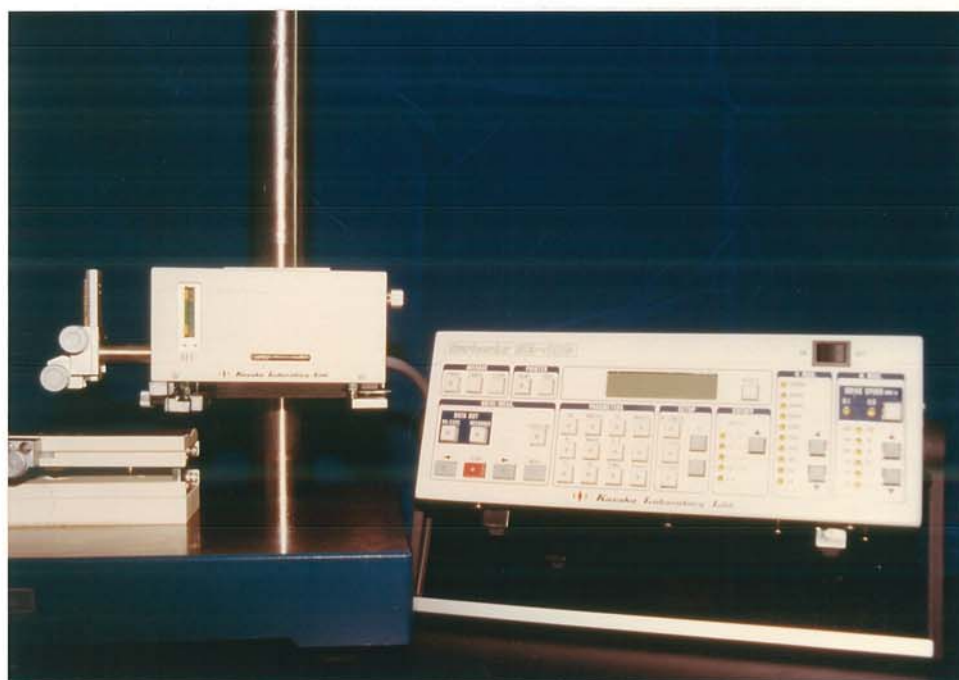
照片 19 使用噴砂機 MINIPLASTER (DELDENT Ltd., Petach Tikva, ISRAEL) 對金屬試片作表面噴砂處理



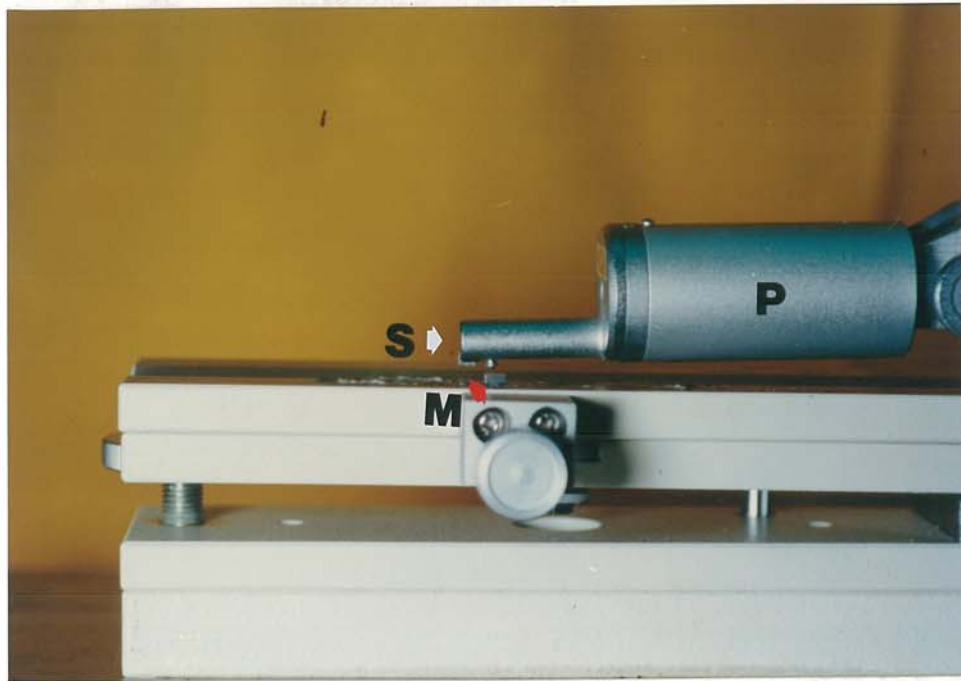
照片 20 使用 V-primer (SUN MEDICAL Co., Ltd. Kyoto Japan) 塗佈金屬試片表面



照片 21 欲將金屬試片浸潤到過錳酸鉀溶液，進行金屬試片表面氧化處理



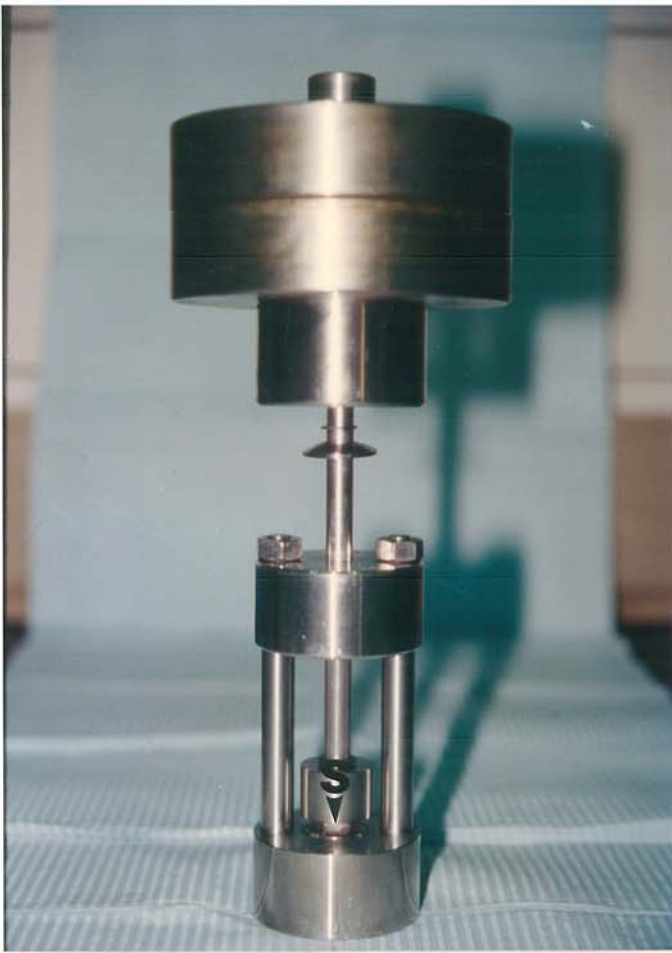
照片 22 用來檢測粗糙度的 Surface Profilometer (Surfcorder, SE-40G, Kosaka, Japan)



照片 23 受測中の金屬試片(M)，測量元件 Pick-up(P) Skid(S)



照片 24 本實驗所採用的樹脂黏合劑 Superbond C&B (Sun Medical Co., Ltd. Kyoto Japan)



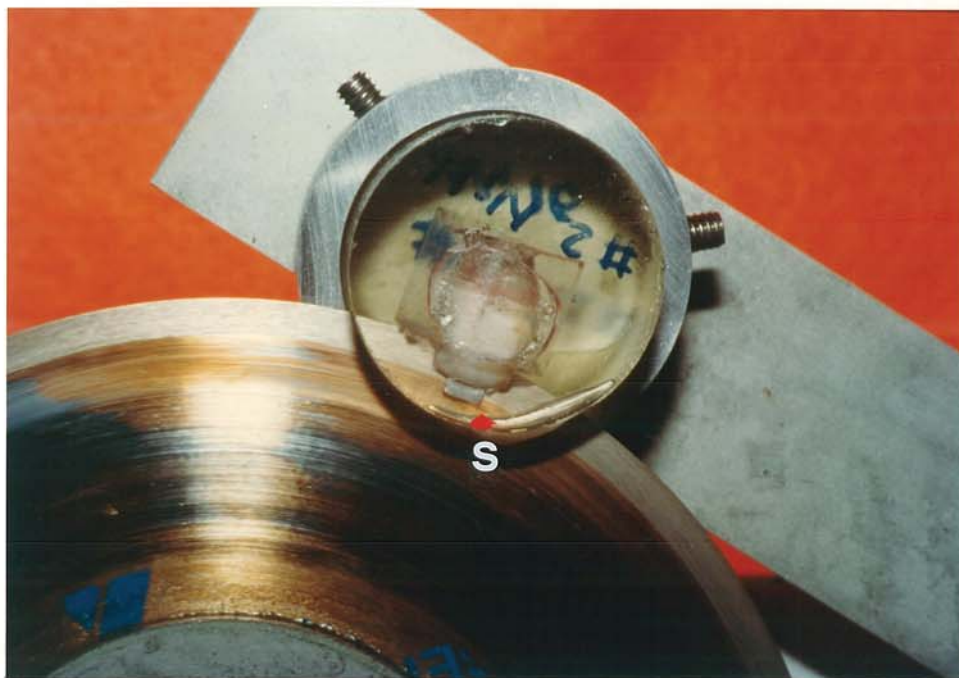
照片 25 金屬試片與牙齒
(S)在恒定荷重
下進行聚合反應



照片 26 實驗標本(S)置於
shear assembly
(A)中將接受 shear
guillotine(G)
的剪力



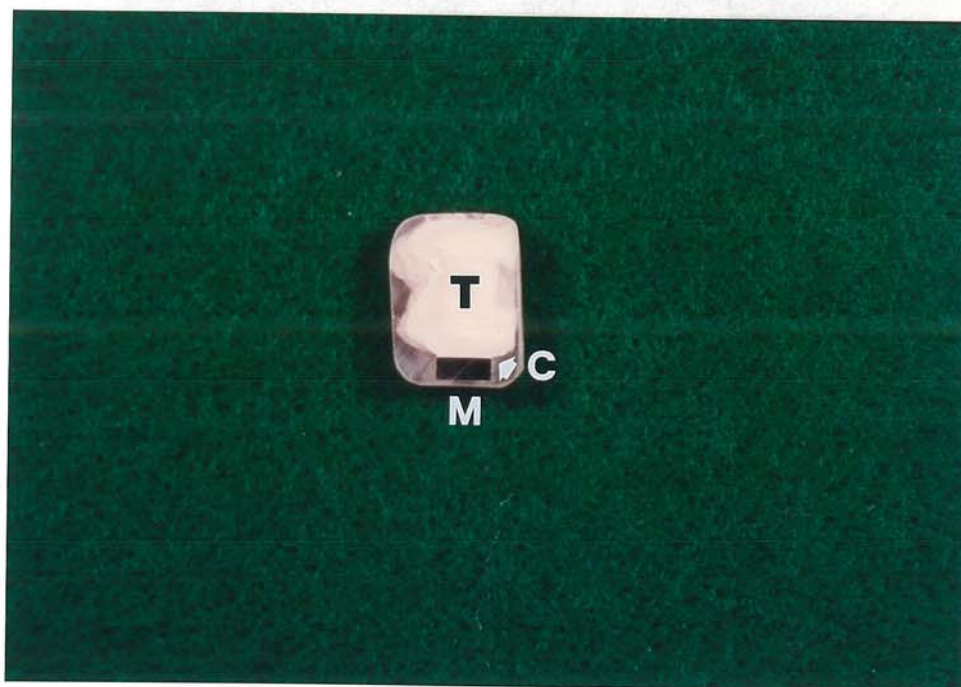
照片 27 實驗標本(S)置於 BENCORMULTI-T(B)中接受萬能測試機的施力



照片 28 實驗標本(S):金屬試片-黏合劑-牙齒作縱剖面切割



照片 29 實驗標本(S)作電子顯微鏡觀察前的修形與磨光



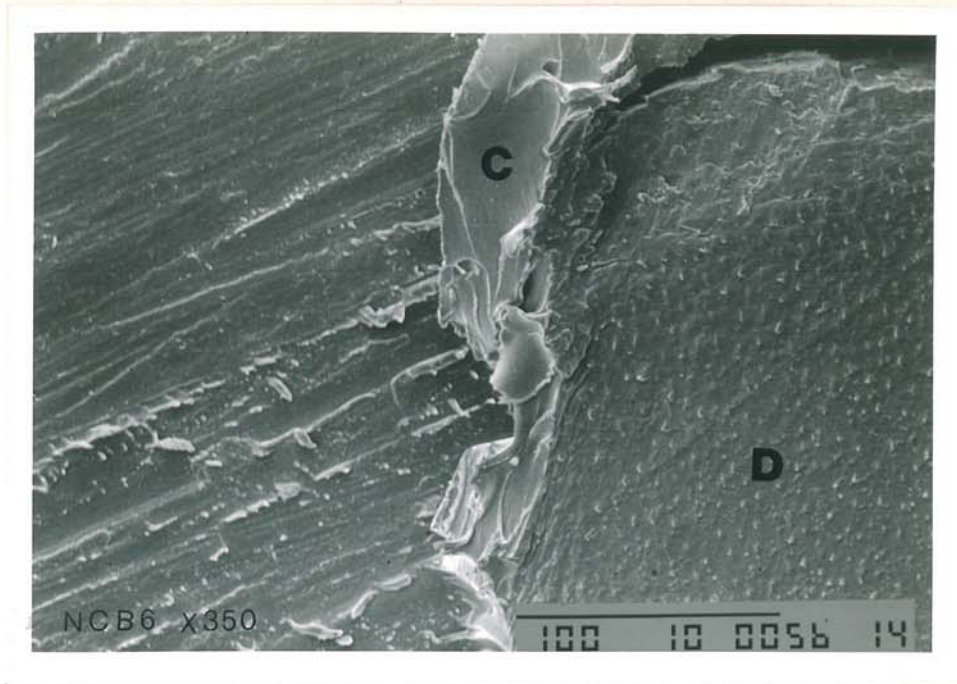
照片 30 修形磨光後的鏡檢標本: Metal(M)-Cement(C)-Tooth(T)



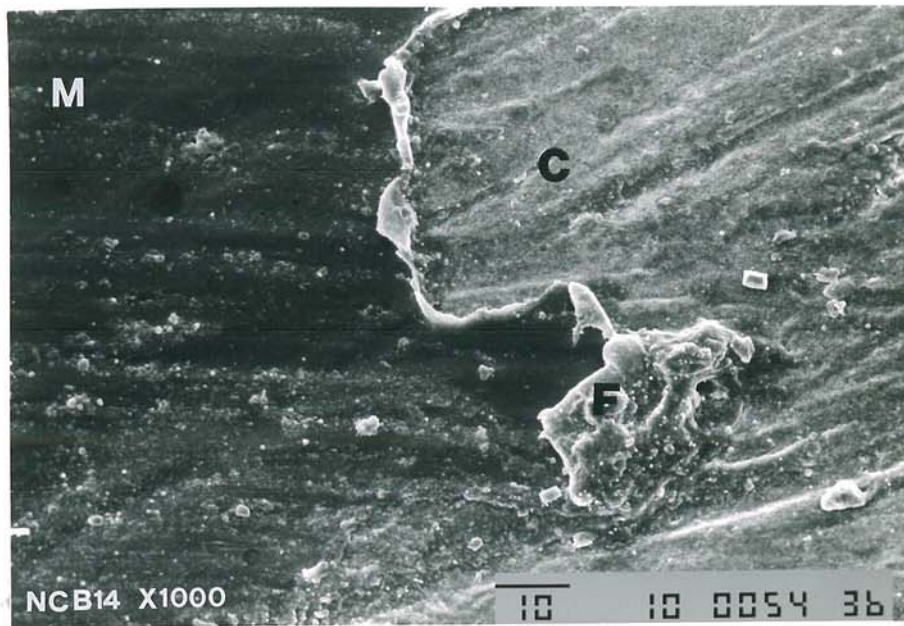
照片 31 使用 FINE COAT ion sputter JFI-1100 (JEOL Tokyo Japan)
為鏡檢標本(S)作 Au coating



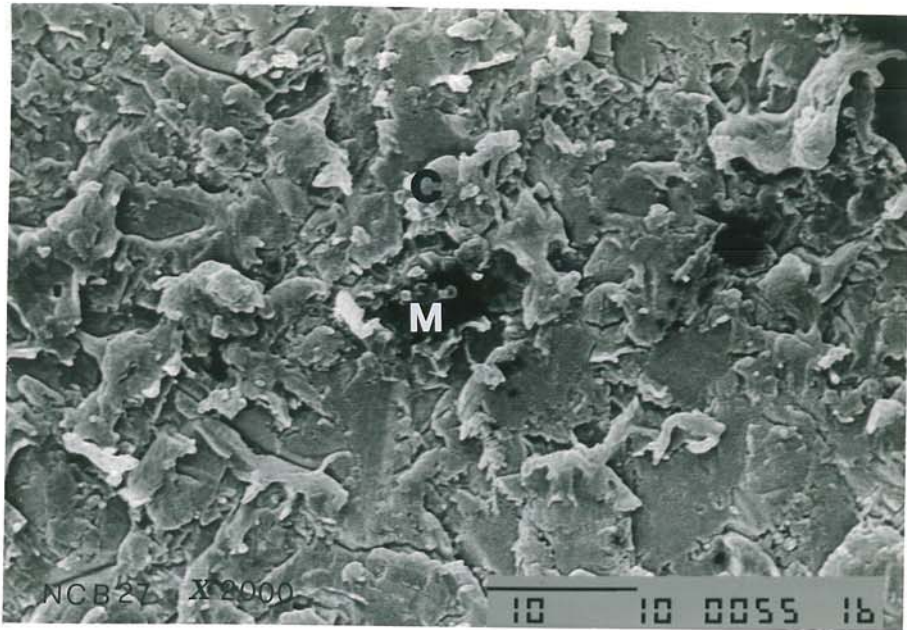
照片 32 已完成 Au coating 的鏡檢標本，Tooth(T) Metal(M)



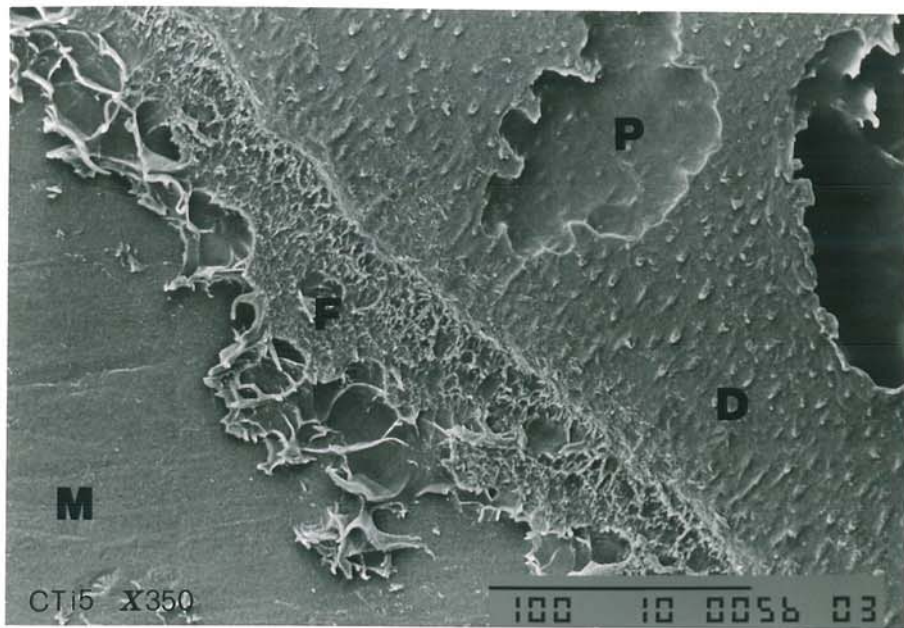
照片 33 NCB No.6 (not treated) 撕裂面放大圖，350 倍
C:Cement fracture D:Dentin indentation



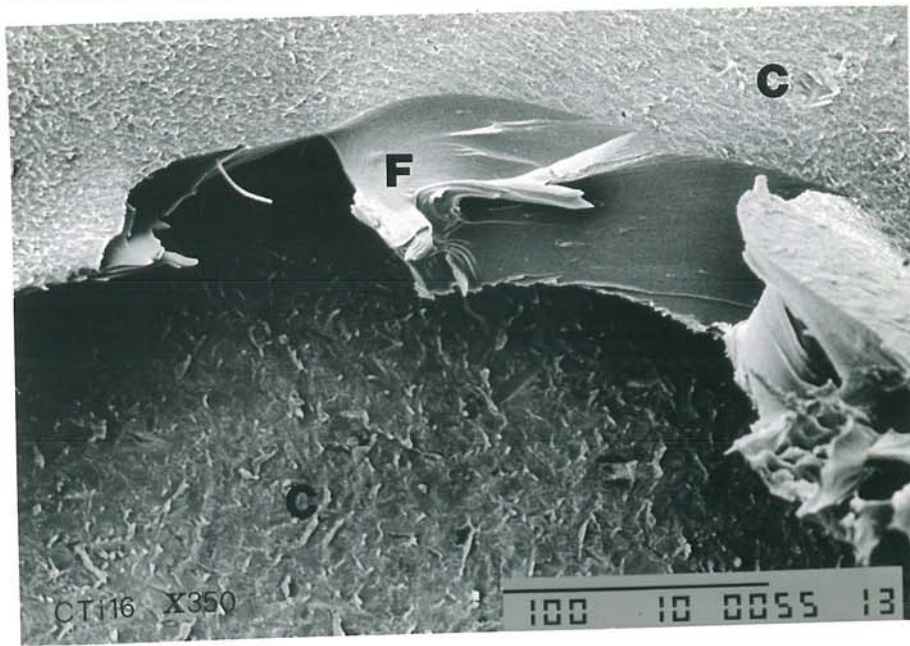
照片 34 NCB No.14 (sandblasted) 撕裂面放大圖，1000 倍
M: Metal surface F: Fracture border of cement
C: Cement



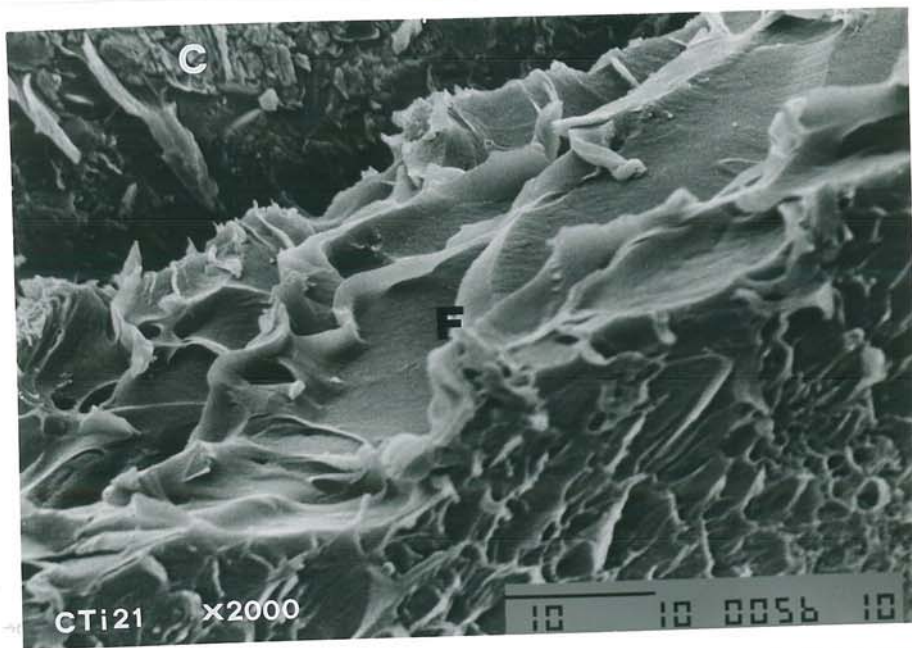
照片 35 NCB No. 27 (sandblasted+V-primer) 撕裂面放大圖，2000 倍
 C:Cement layer M:Microvoids



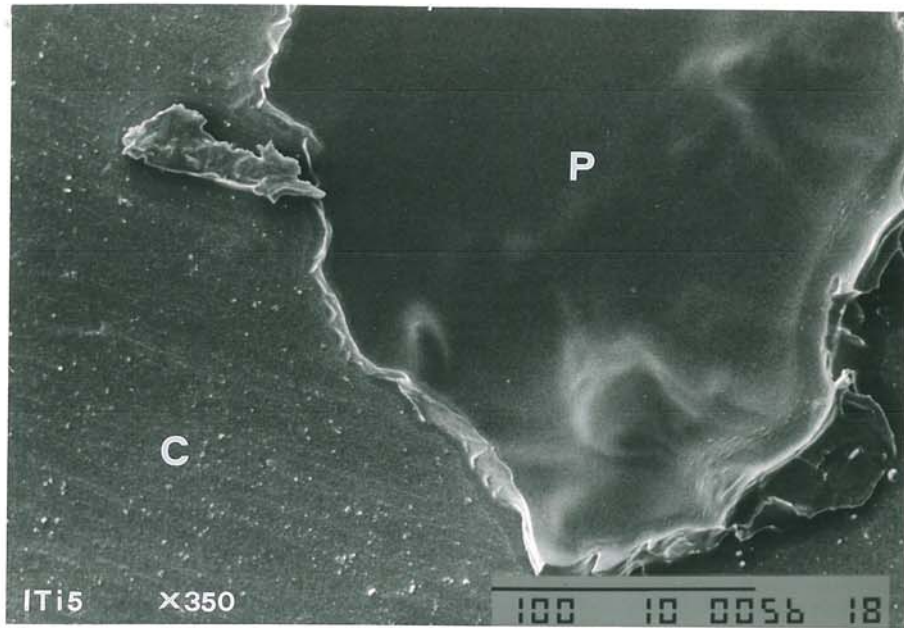
照片 36 CTi No. 5 (not treated) 撕裂面放大圖，350 倍
 M: Metal surface F: Fracture border of cement
 D: Dentin indentation P: Pores



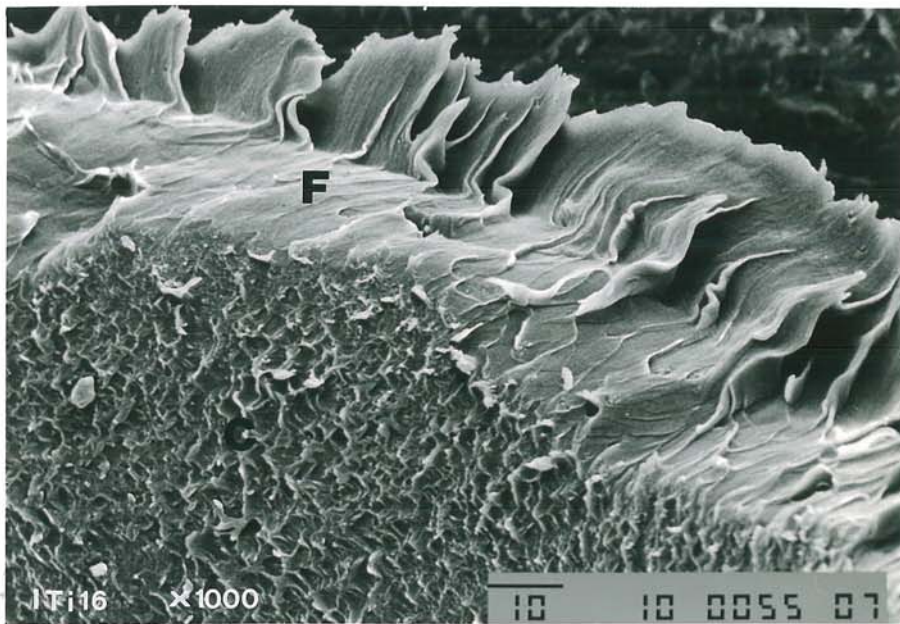
照片 37 CTi No.16 (sandblasted) 撕裂面放大圖，350 倍
 C:Cement layer F:Fracture border



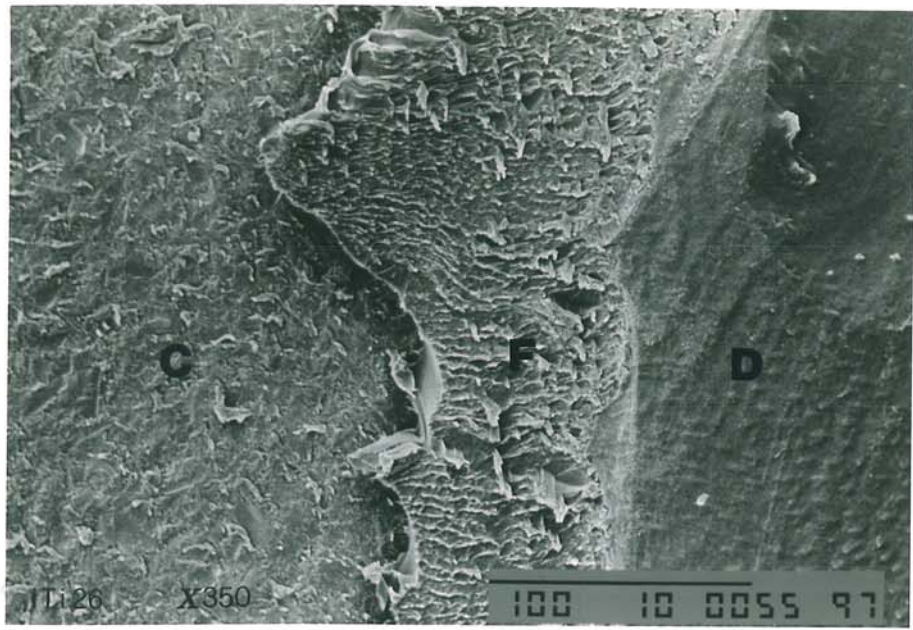
照片 38 CTi No.21 (sandblasted+V-primer) 撕裂面放大圖，2000 倍
 C:Cement layer F:Fracture border



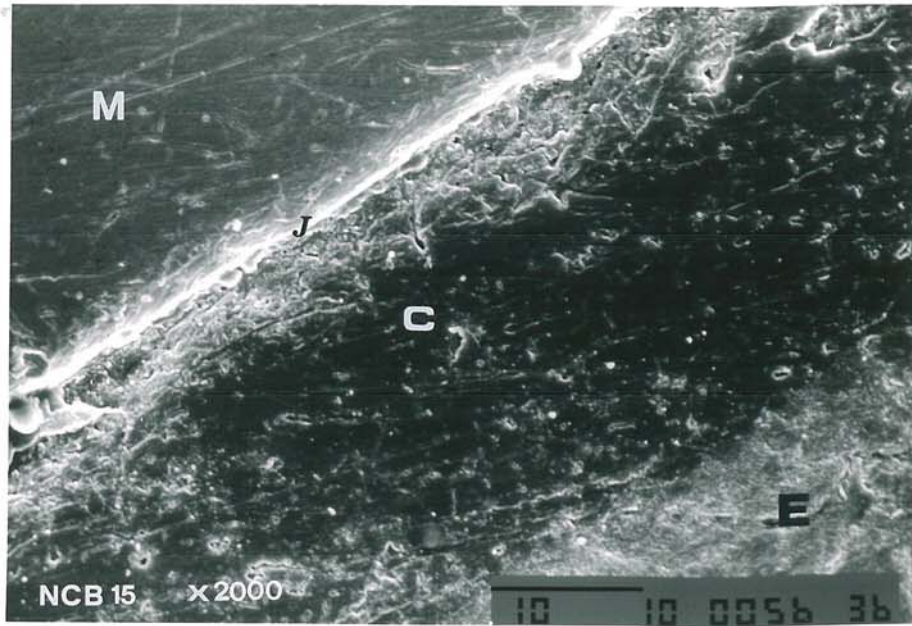
照片 39 ITi No.5 (not treated) 撕裂面放大圖，350 倍
 C:Cement layer P:Pores



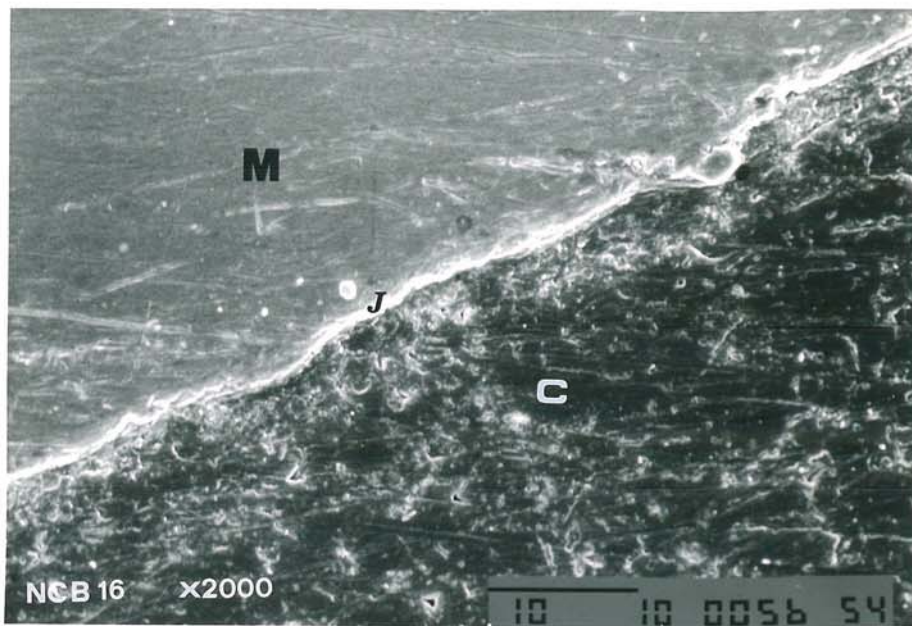
照片 40 ITi No.16 (sandblasted) 撕裂面放大圖，1000 倍
 C:Cement layer F:Fracture border



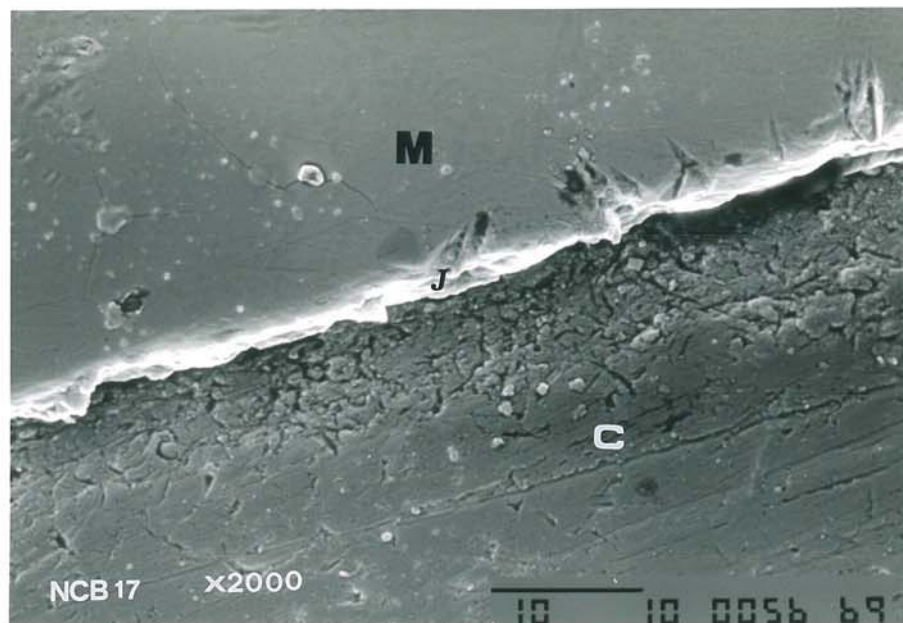
照片 41 ITi No. 26 (sandblasted+V-primer) 撕裂面放大圖，350 倍
C:Cement layer F:Fracture border D:Dentin indentation



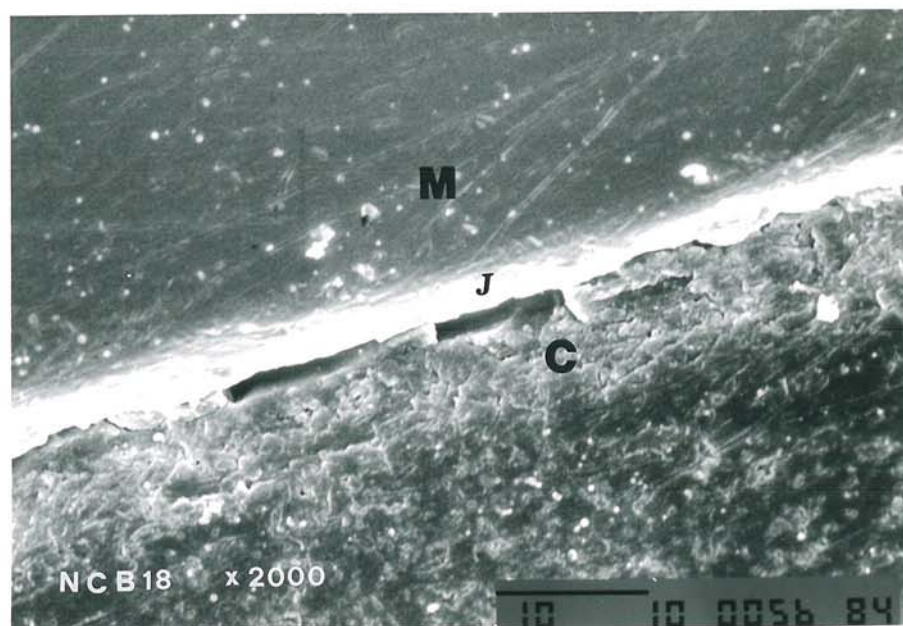
照片 42 NCB No.15 (not treated) 縱剖面放大圖，2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement E: Enamel



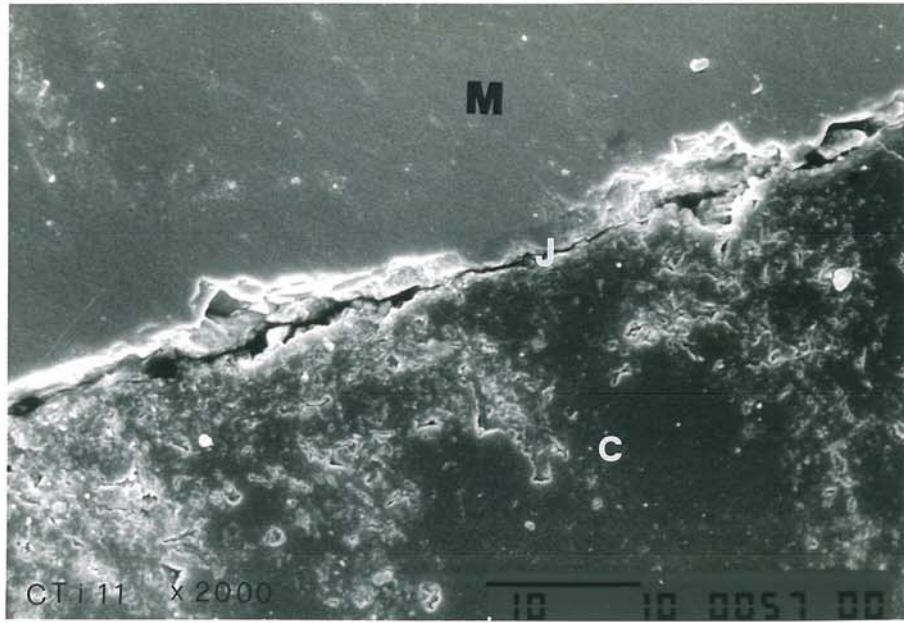
照片 43 NCB No.16 (sandblasted) 縱剖面放大圖，2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement



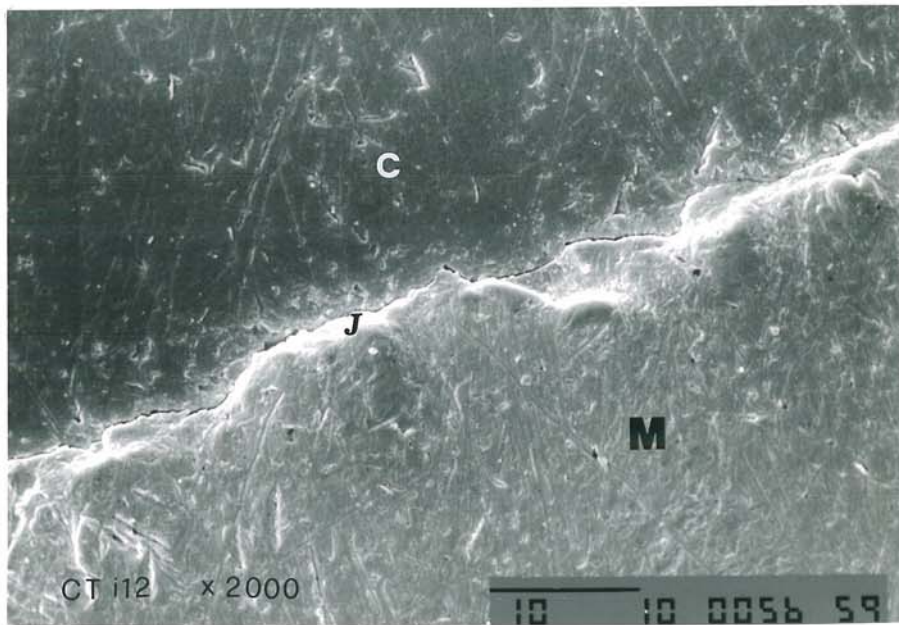
照片 44 NCB No. 17 (sandblasted+V-primer) 縱剖面放大圖，2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement



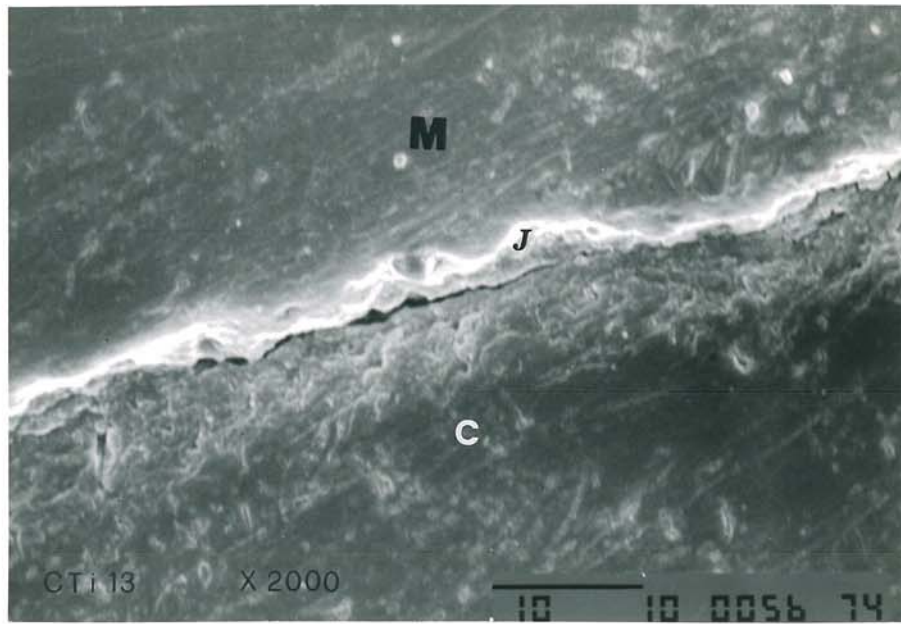
照片 45 NCB No. 18 (sandblasted+KMnO₄) 縱剖面放大圖，2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement



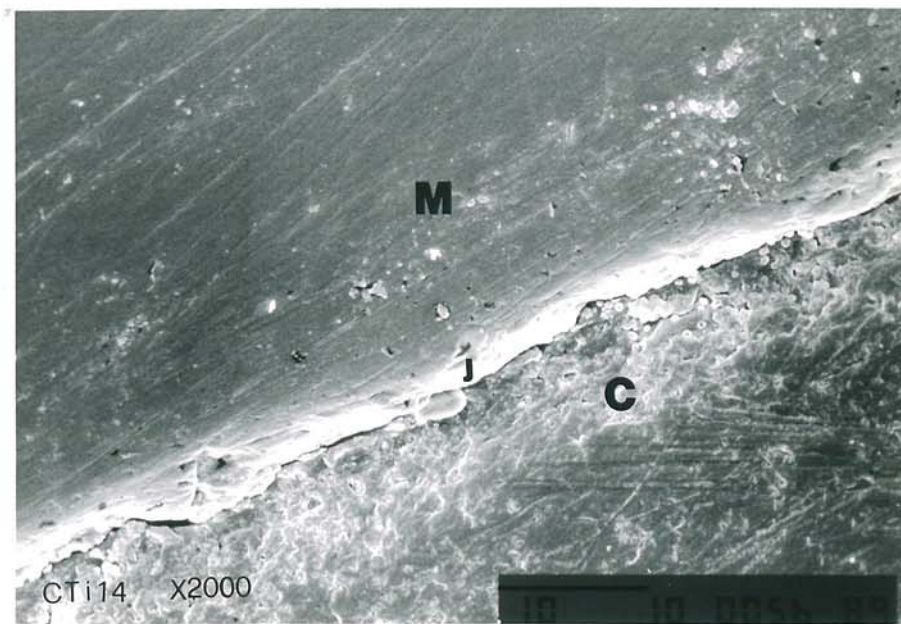
照片 46 CTi No.11 (not treated) 縱剖面放大圖 , 2000 倍
 M: Metal J: Junction C: Cement



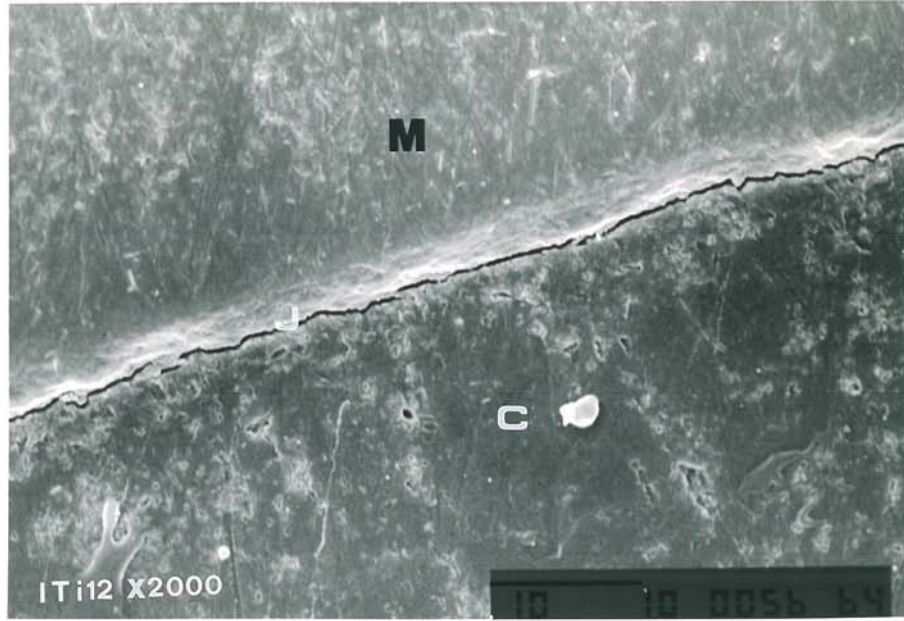
照片 47 CTi No.12 (sandblasted) 縱剖面放大圖 , 2000 倍
 C: Cement J: Junction M: Metal



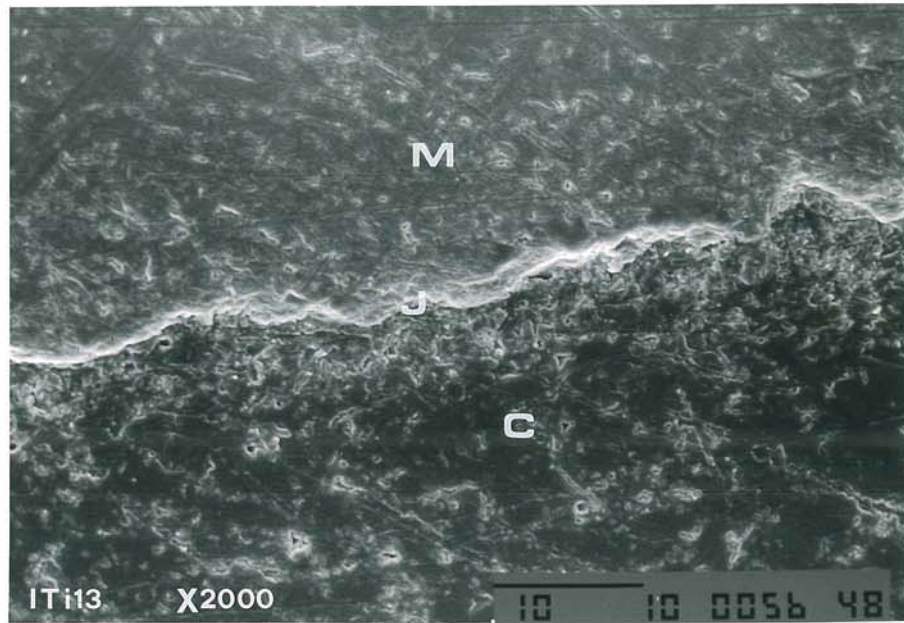
照片 48 CTi No.13 (sandblasted+V-primer) 縱剖面放大圖 , 2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement



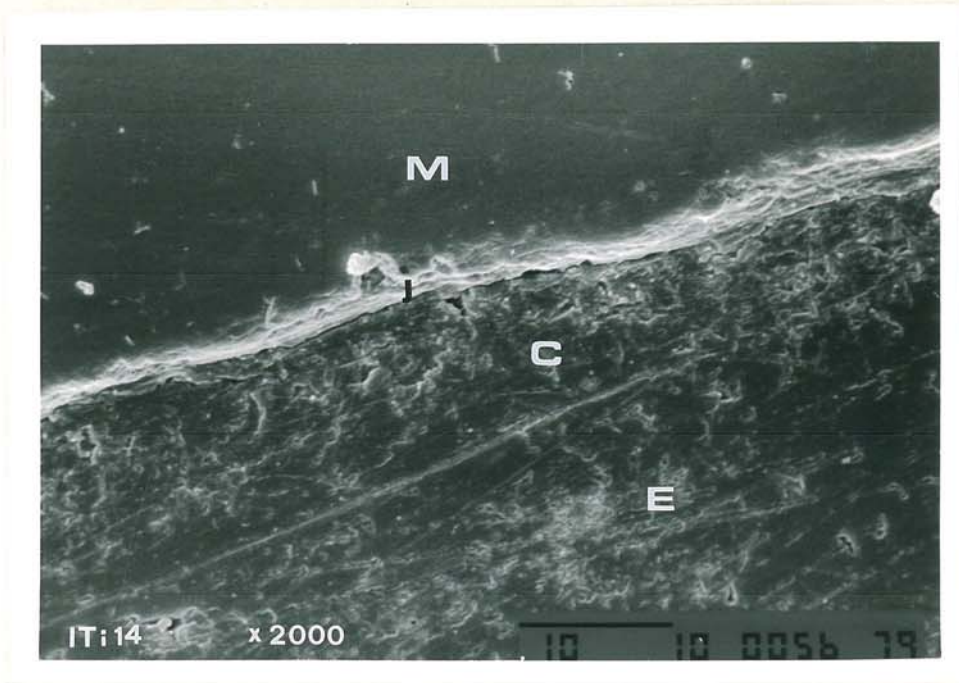
照片 49 CTi No.14 (sandblasted+KMnO₄) 縱剖面放大圖 , 2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement



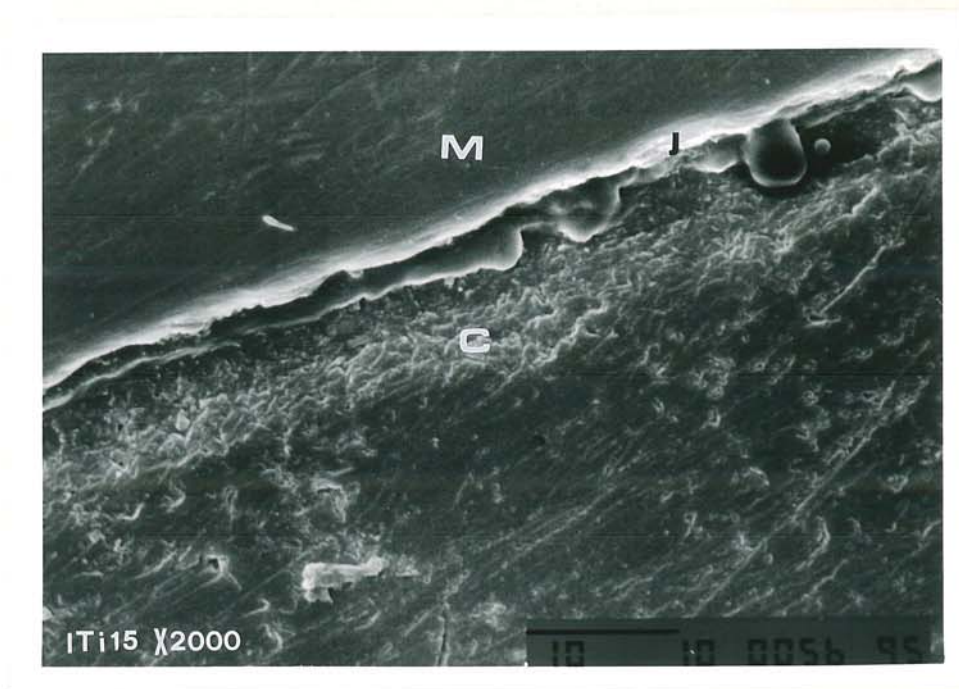
照片 50 ITi No.12 (not treated) 縱剖面放大圖，2000 倍
 M: Metal J: Junction C: Cement



照片 51 ITi No.13 (sandblasted) 縱剖面放大圖，2000 倍
 M: Metal J: Junction C: Cement



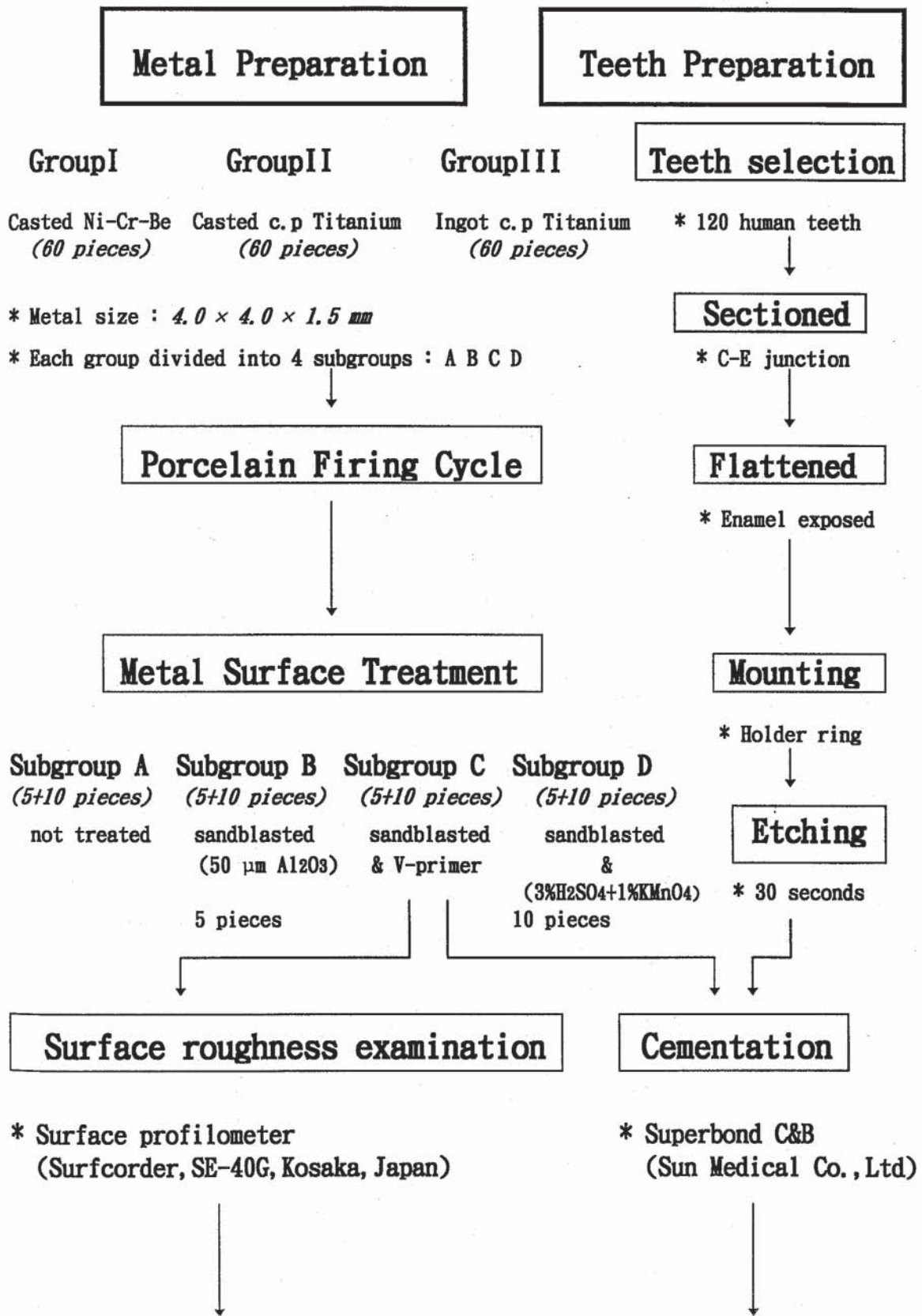
照片 52 ITi No. 14 (sandblasted+V-primer) 縱剖面放大圖，2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement E: Enamel



照片 53 ITi No. 15 (sandblasted+KMnO₄) 縱剖面放大圖，2000 倍
M: Metal J: Junction C: Cement

圖

圖 1 實驗設計及流程圖



```
graph TD; A[ ] --> B[Statistical Analysis]; A --> C[Shear Bond Strength Measuring]; B --> D[Fracture Surface Observation]; C --> E[Statistical Analysis];
```

Statistical Analysis

- * Two-way ANOVA
- * Student-Newman-Keuls

Shear Bond Strength Measuring

- * Universal Testing Machine
(AG-1000E, Shimadzu, Japan)
- * Crosshead speed : 1.0mm/min

Fracture Surface Observation

- * SEM(JSM-T300, Jeol, Japan)

Statistical Analysis

- * Two-way ANOVA
- * Student-Newman-Keuls

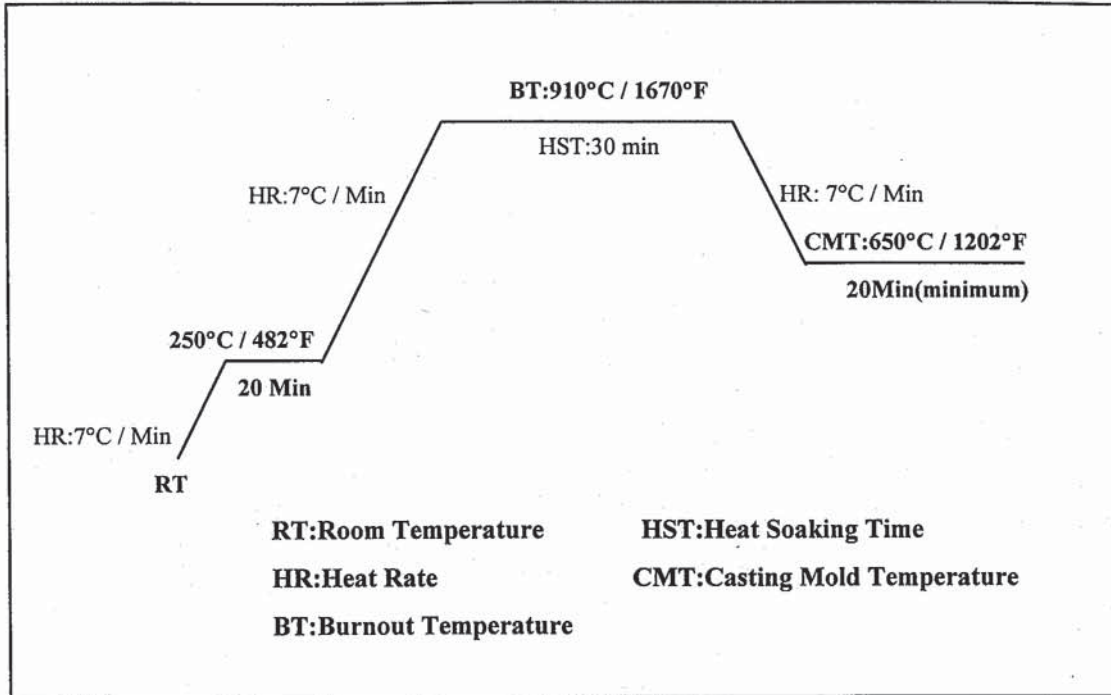


圖 2 鑄造純鈦金屬的三階段烘烤時間表(Titavest CB 包埋材)

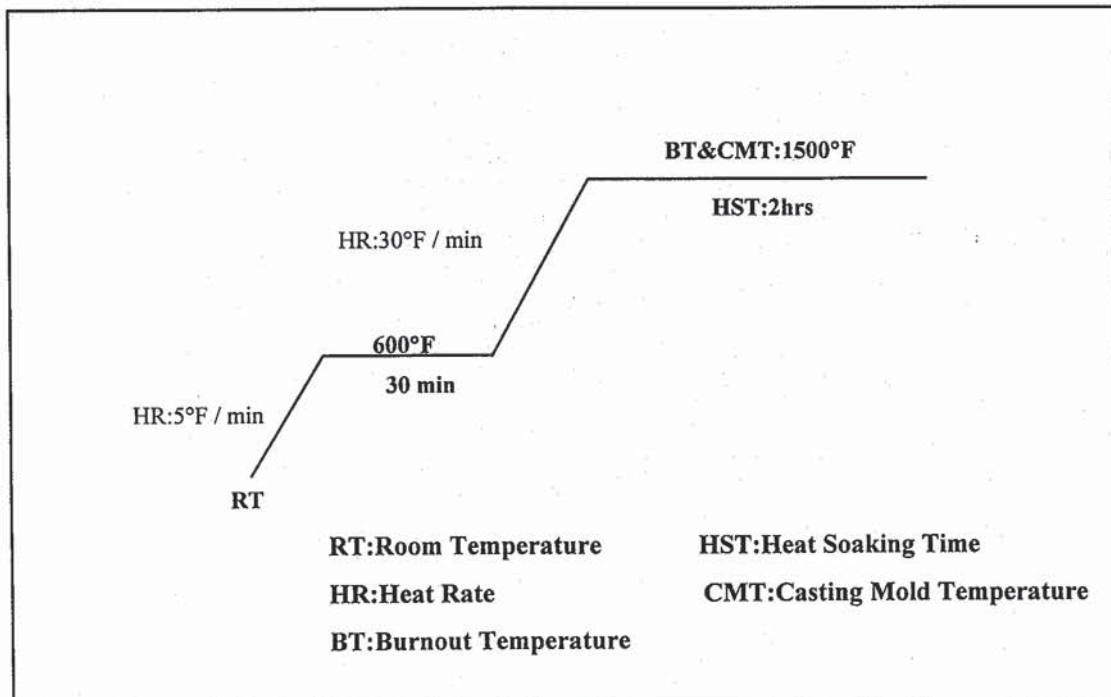


圖 3 鑄造鎳-鉻-鈷金屬的二階段烘烤時間表(UNI VEST 包埋材)

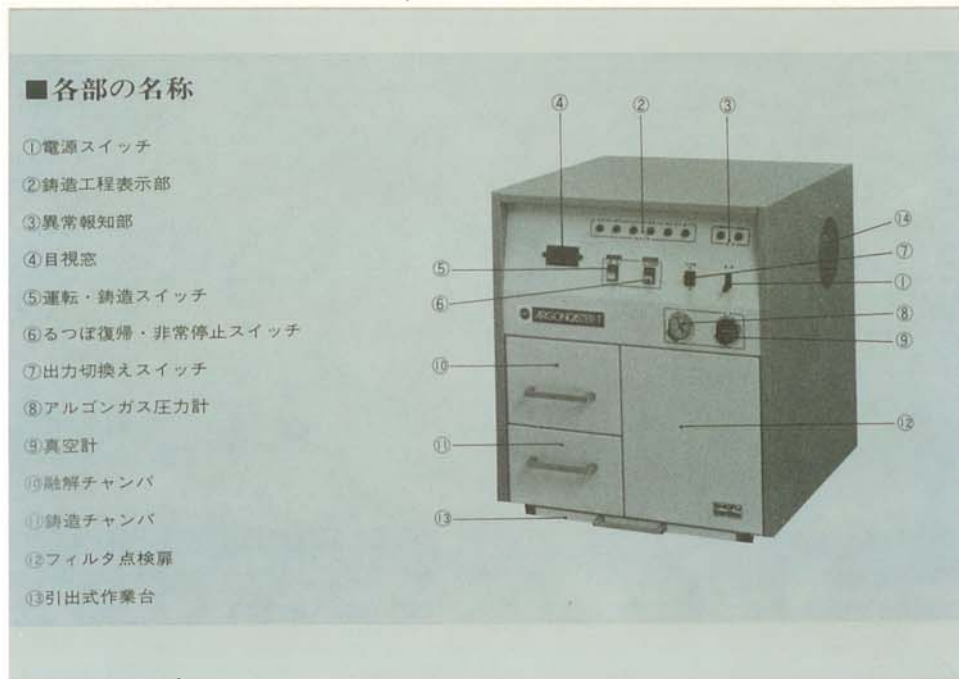


圖 4 鎳-鉻-鈹金屬合金鑄造機 ARGONCASTER-T (SHOFU Inc. Japan) 的各部名稱

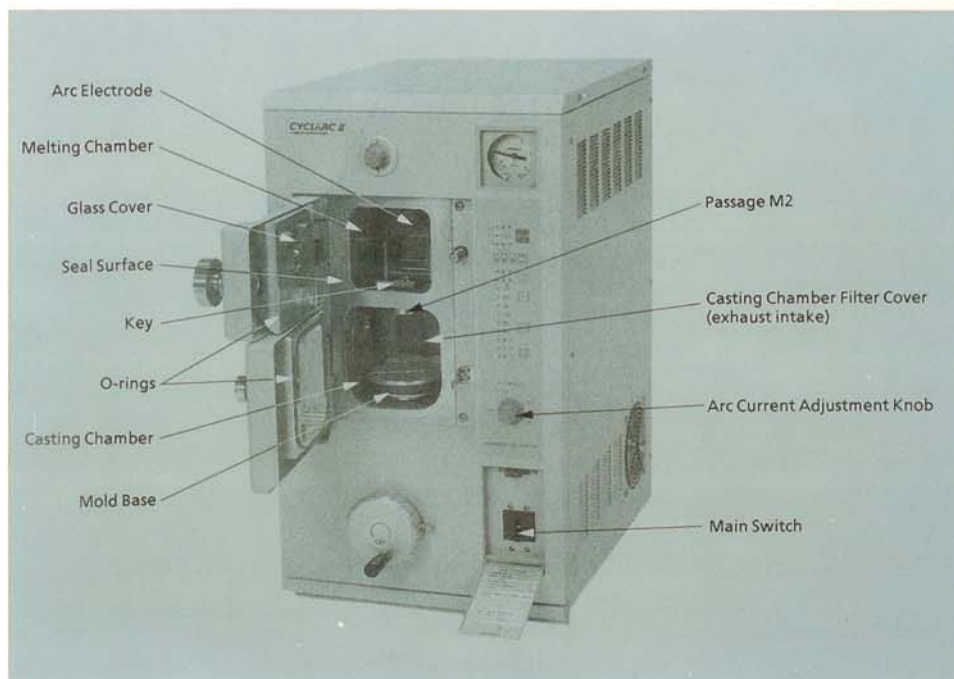


圖 5 純鈦金屬鑄造機 CYCLARC II (J. MORITA Co., Japan) 的各部名稱

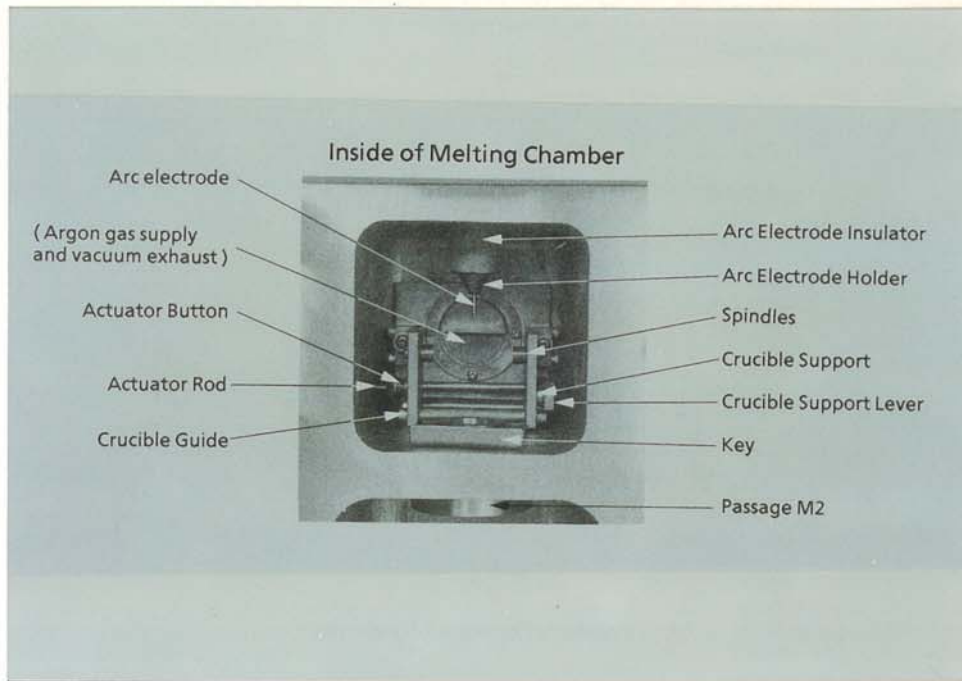


圖 6 CYCLARC II 熔融腔室的細部名稱

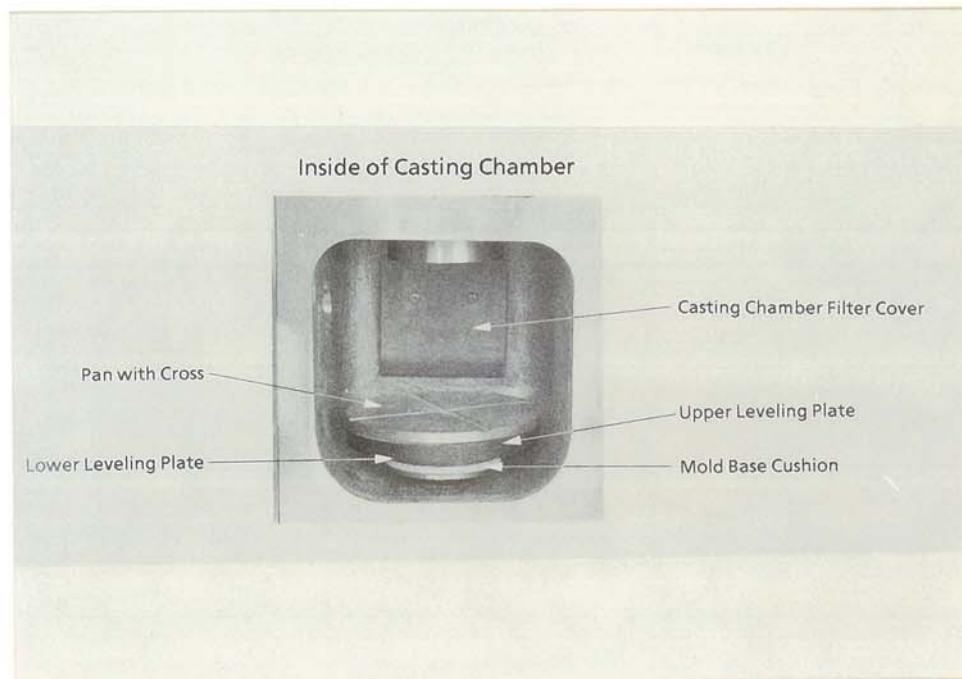


圖 7 CYCLARC II 鑄造腔室的細部名稱

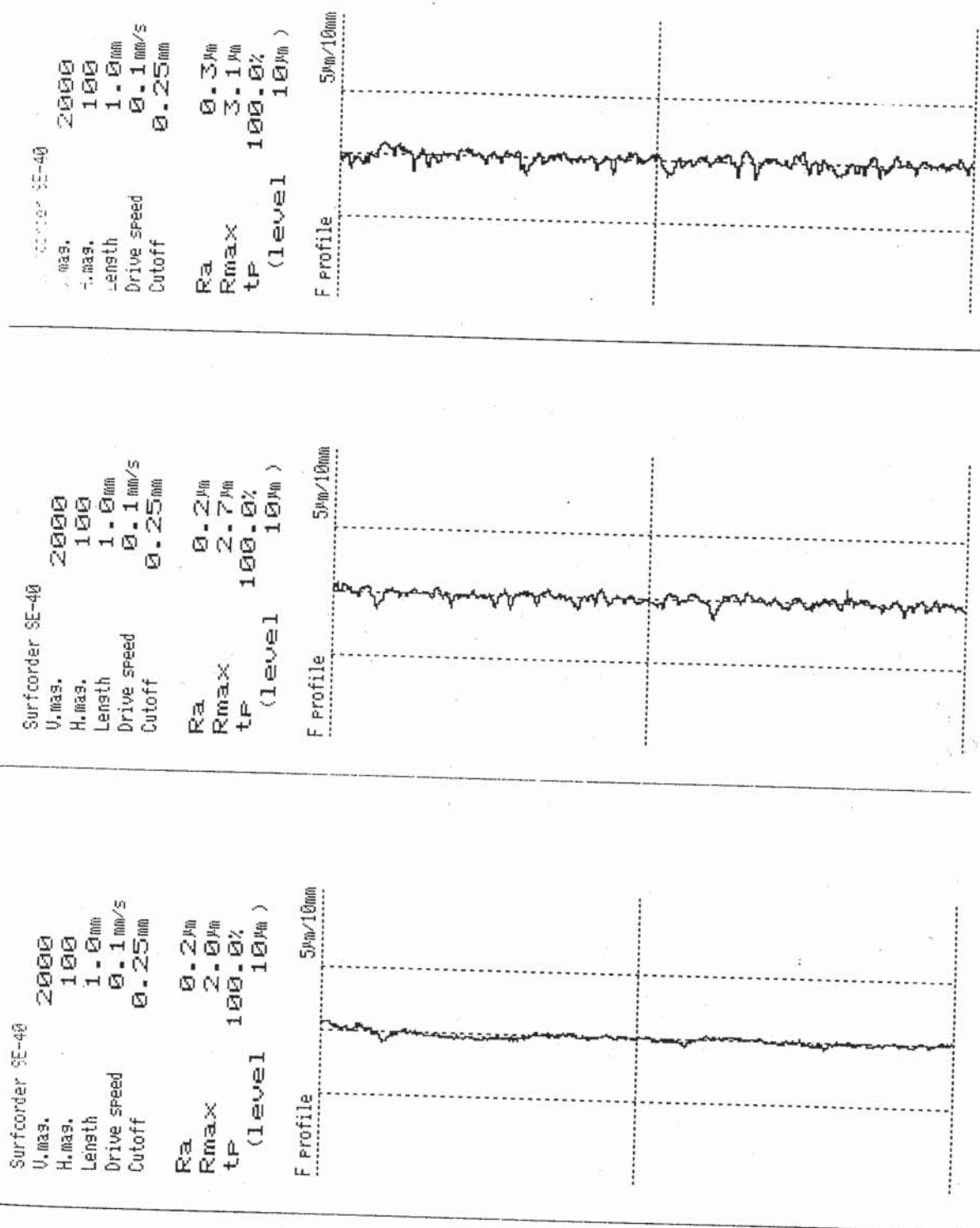


圖 8 Casted Ni-Cr-Be No. 63 金屬試片(not treated)粗糙度測量圖
 測量值：A, 0.3µm；B, 0.2µm；C, 0.2µm

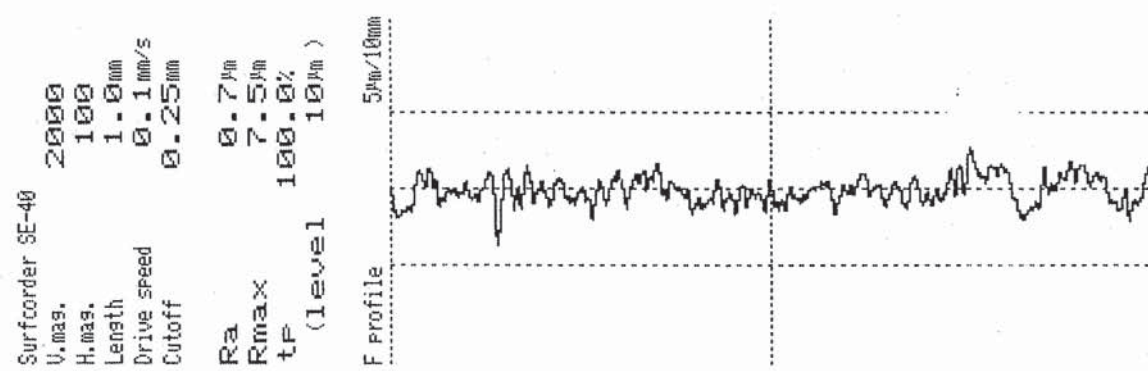
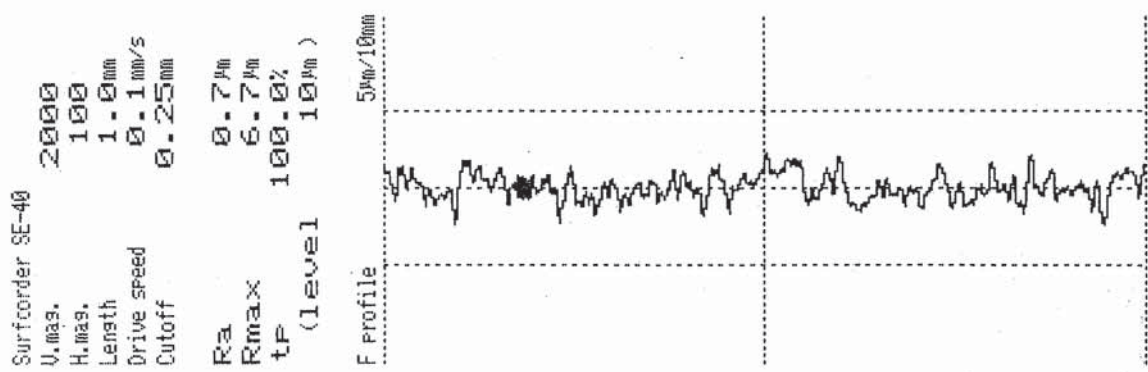
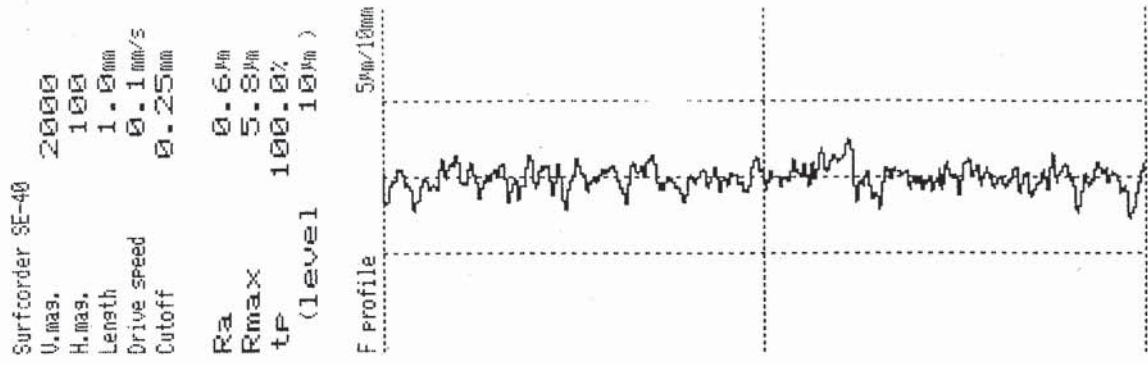


圖 9 Casted Ni-Cr-Be No. 67 金屬試片 (sandblasted) 粗糙度測量圖
 測量值：A, 0.6 μ m ; B, 0.7 μ m ; C, 0.7 μ m

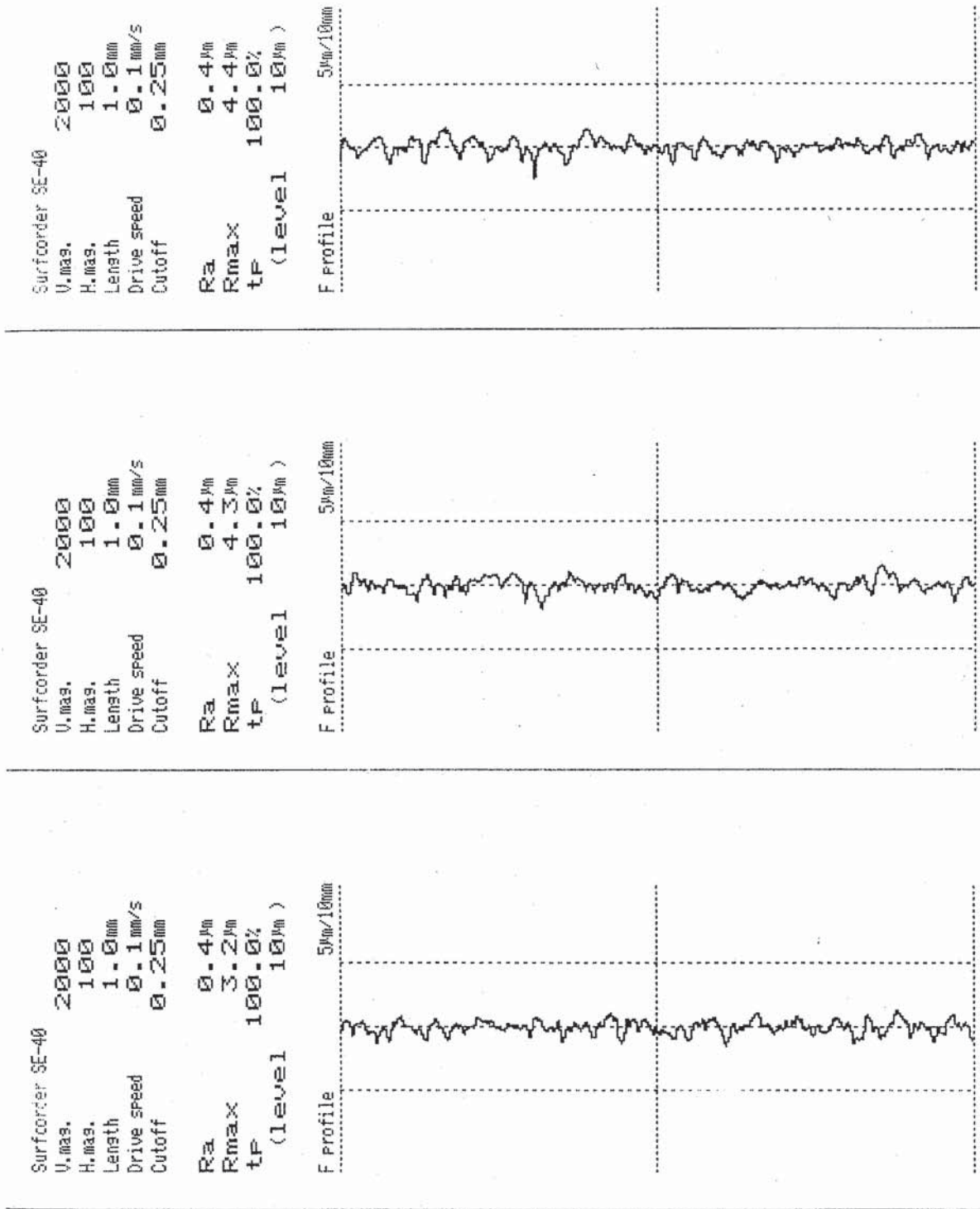


圖 10 Casted Ni-Cr-Be No. 73 金屬試片(sandblasted+V-primer)粗糙度測量圖 測量值：A, 0.4 μ m ; B, 0.4 μ m ; C, 0.4 μ m

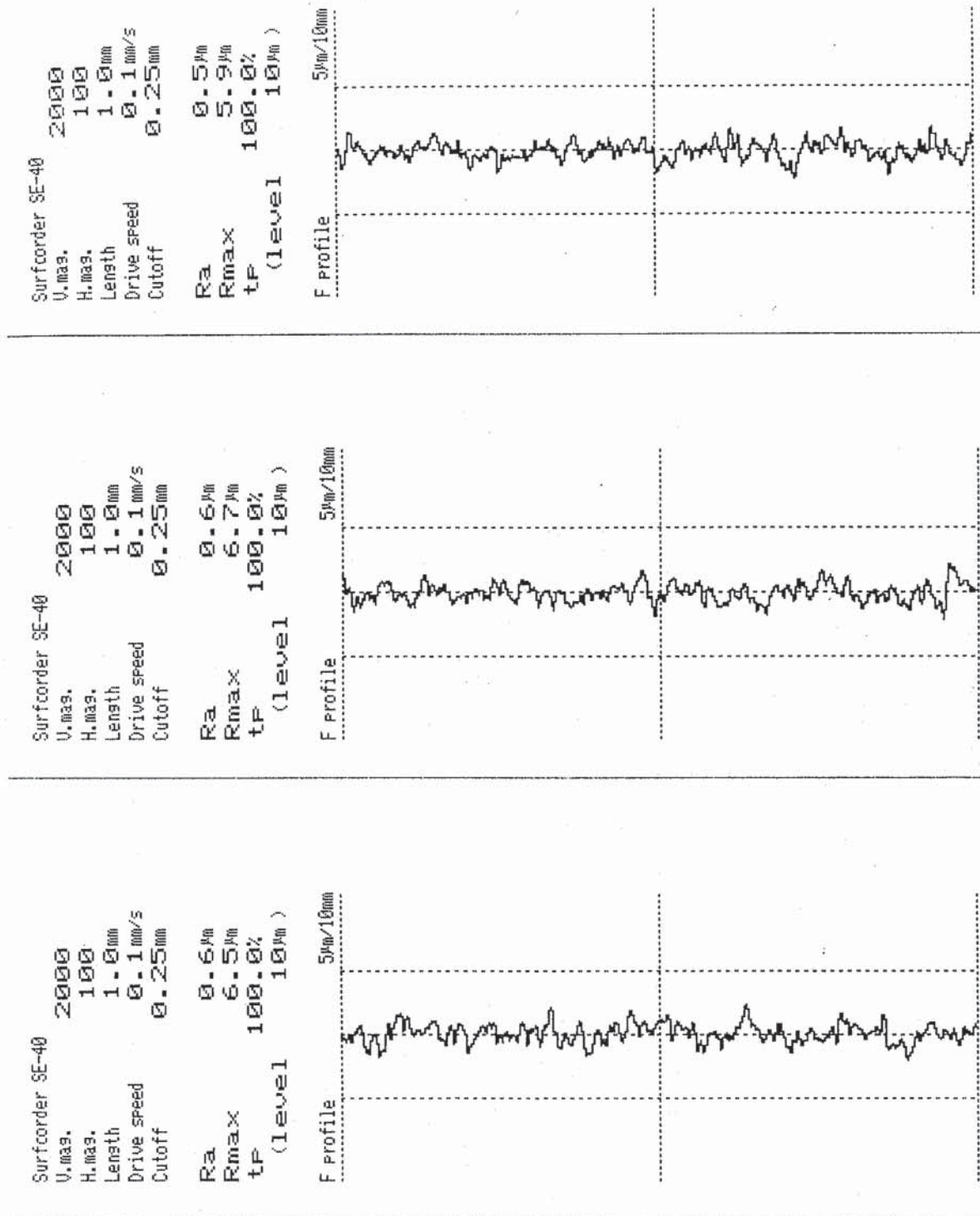


圖 11 Casted Ni-Cr-Be No. 77 金屬試片 (sandblasted+KMnO₄) 粗糙度
測量圖 測量值：A, 0.5μm ; B, 0.6μm ; C, 0.6μm

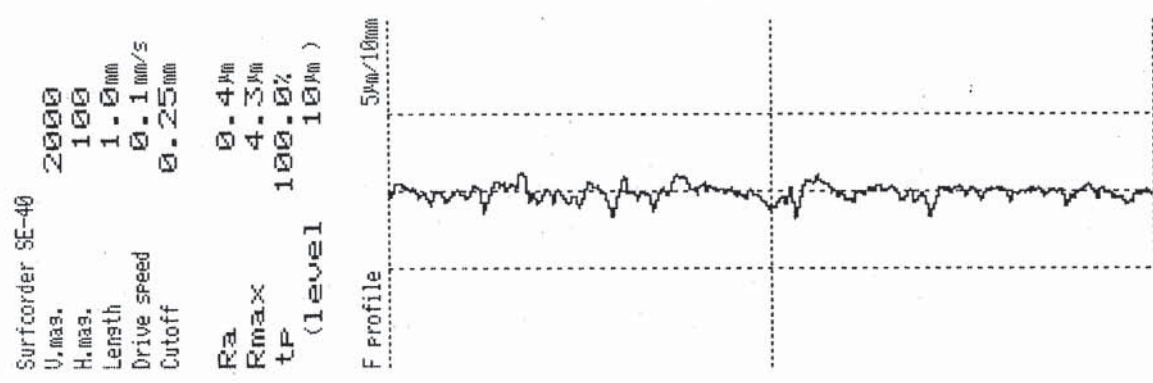
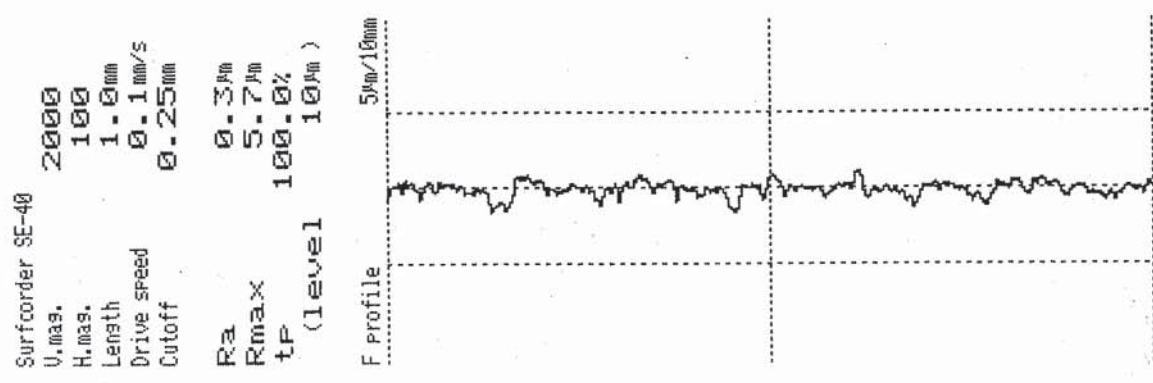
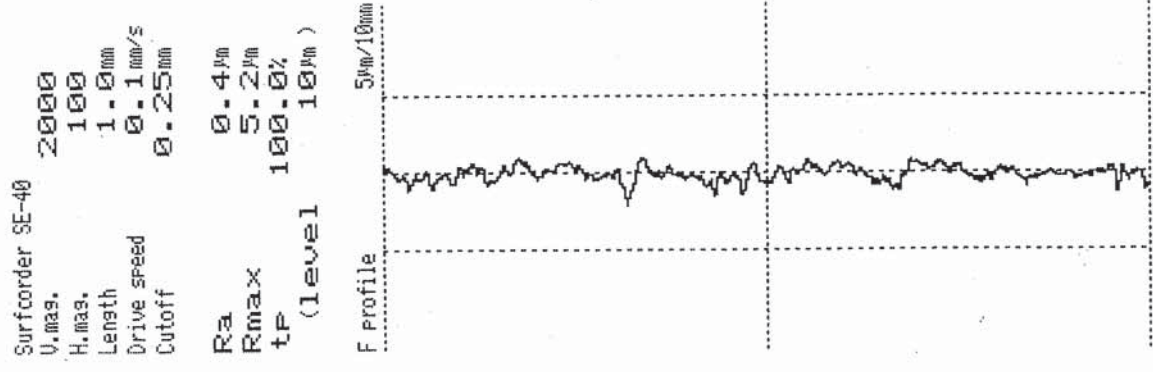


圖 12 Casted Ti No. 65 金屬試片(not treated)粗糙度測量圖
 測量值：A, 0.4μm ; B, 0.3μm ; C, 0.4μm

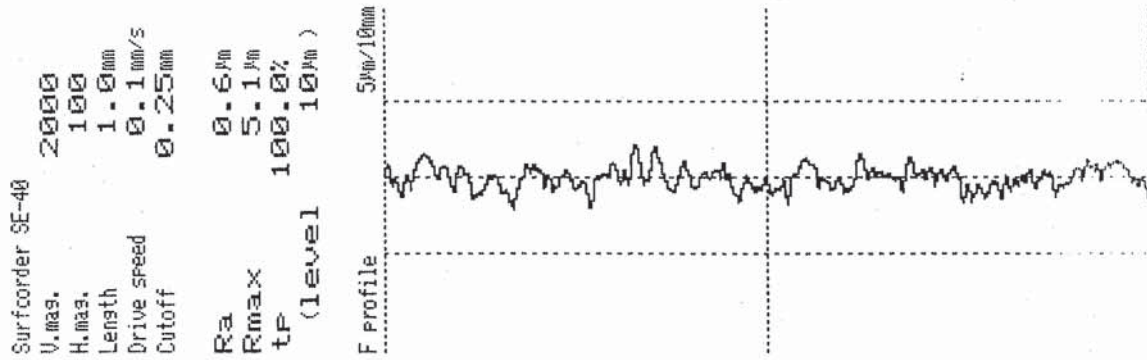
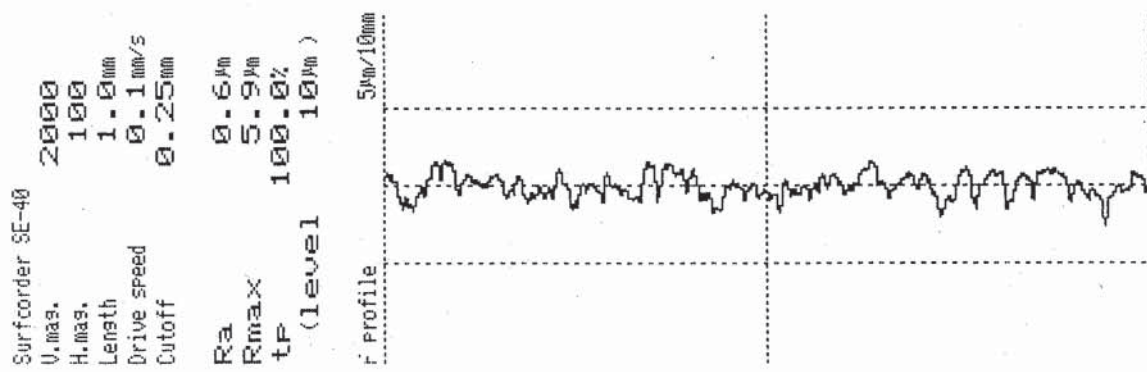
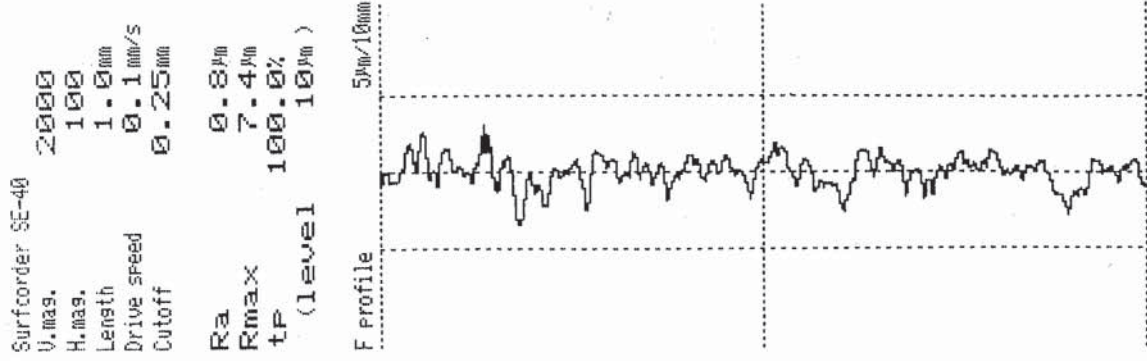


圖 13 Casted Ti No. 68 金屬試片(sandblasted)粗糙度測量圖
 測量值：A, 0.8μm；B, 0.6μm；C, 0.6μm

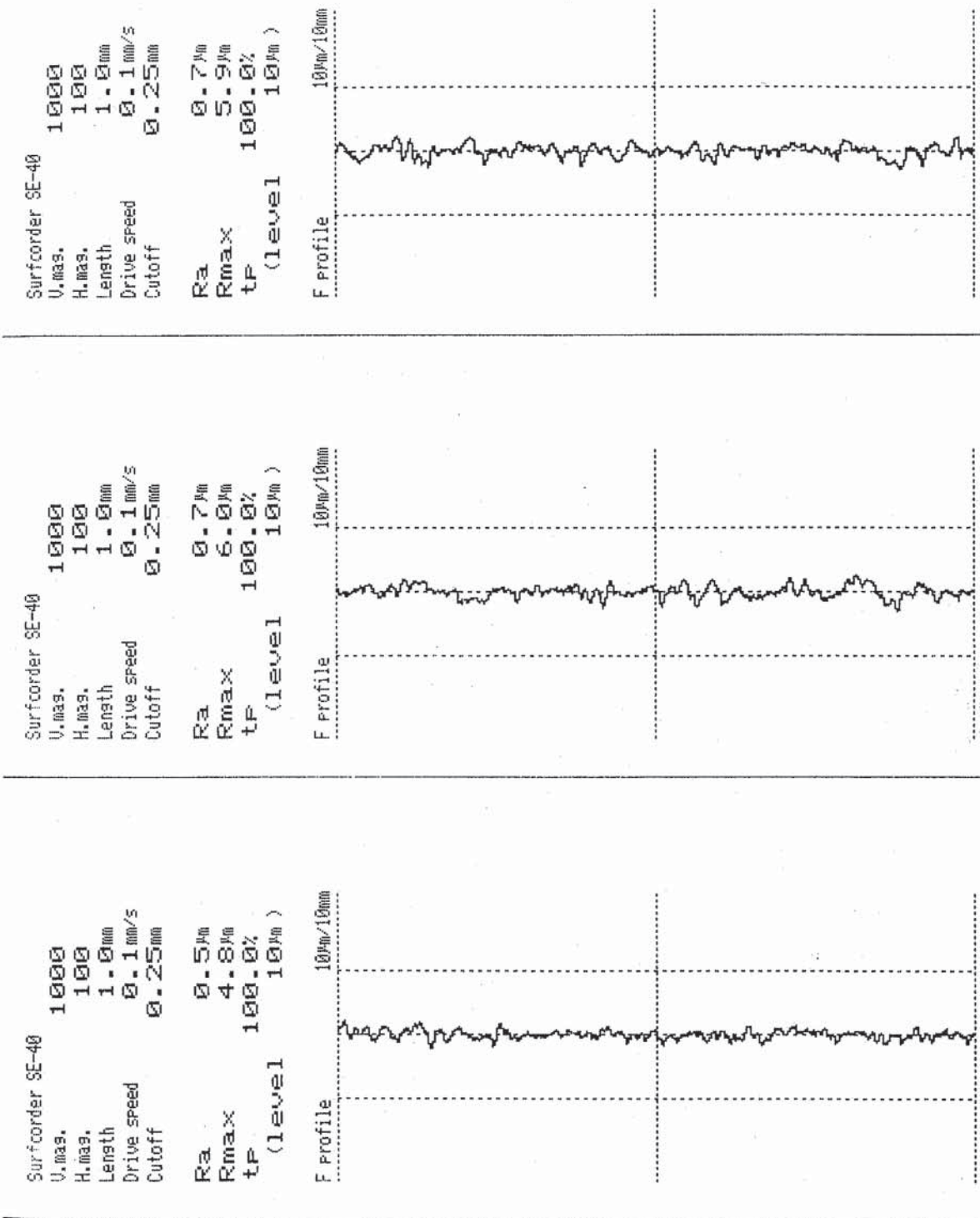


圖 14 Casted Ti No. 74 金屬試片(sandblasted+V-primer)粗糙度測量圖
 測量值：A, 0.7 μ m ; B, 0.7 μ m ; C, 0.5 μ m

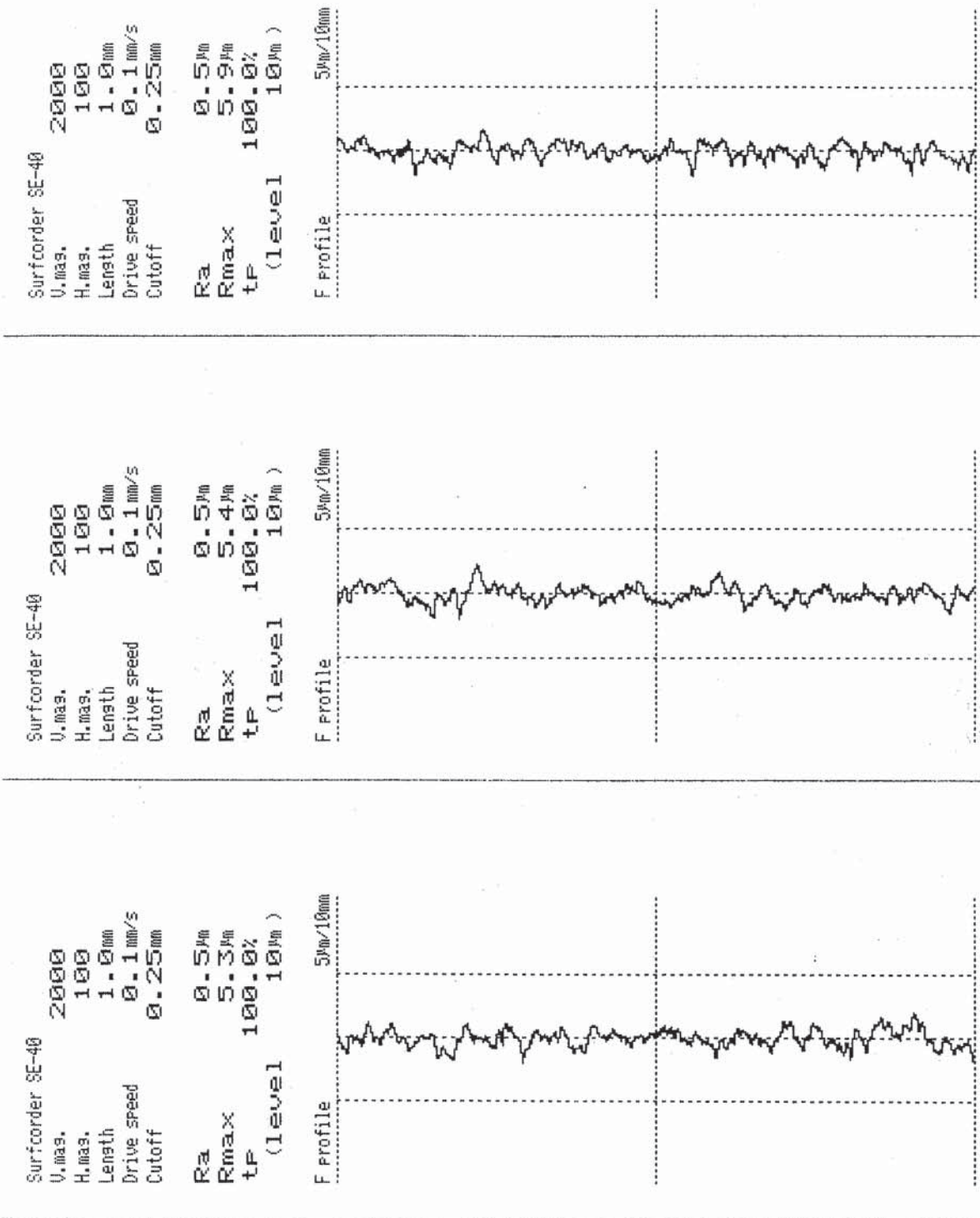
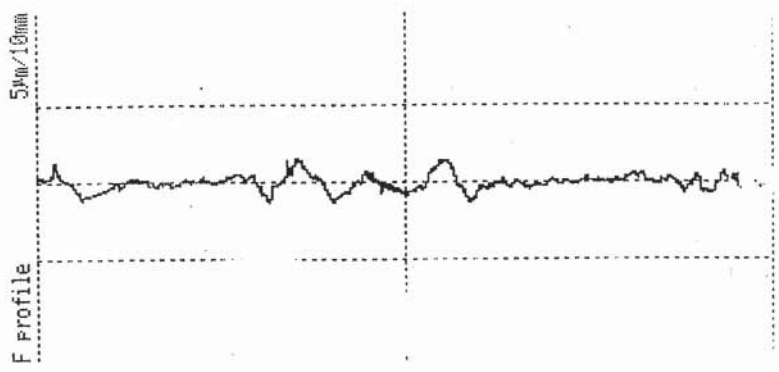
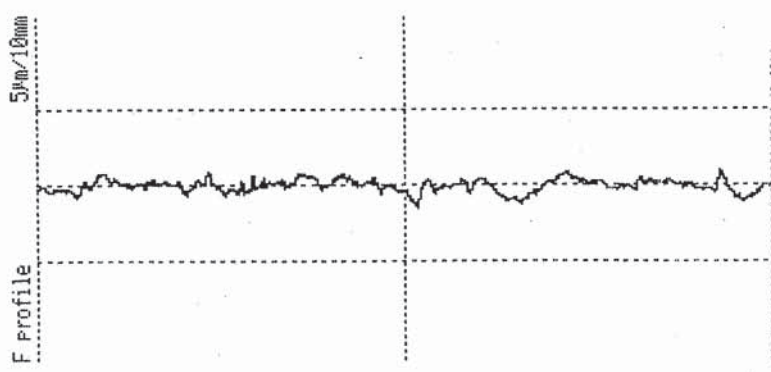


圖 15 Casted Ti No. 77 金屬試片(sandblasted+KMnO₄)粗糙度測量圖
 測量值： A, 0.5µm ; B, 0.5µm ; C, 0.5µm

Surfcorder SE-40
 V.mas. 2000
 H.mas. 100
 Lenath 1.0mm
 Drive speed 0.1mm/s
 Cutoff 0.25mm
 Ra 0.4 μ m
 Rmax 3.5 μ m
 tP 100.0%
 (level 10 μ m)



Surfcorder SE-40
 V.mas. 2000
 H.mas. 100
 Lenath 1.0mm
 Drive speed 0.1mm/s
 Cutoff 0.25mm
 Ra 0.3 μ m
 Rmax 4.3 μ m
 tP 100.0%
 (level 10 μ m)



Surfcorder SE-40
 V.mas. 2000
 H.mas. 100
 Lenath 1.0mm
 Drive speed 0.1mm/s
 Cutoff 0.25mm
 Ra 0.3 μ m
 Rmax 3.4 μ m
 tP 100.0%
 (level 10 μ m)

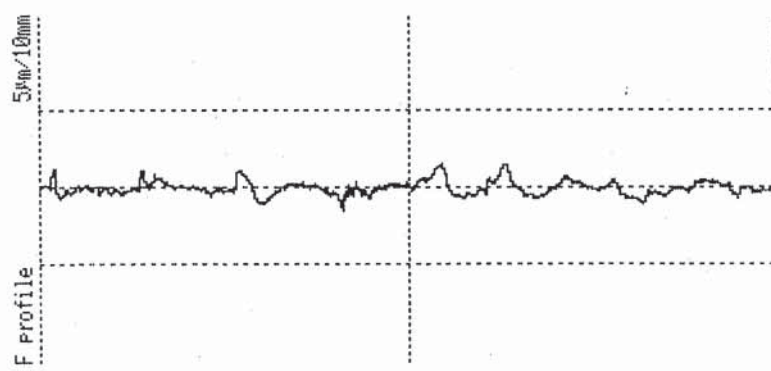
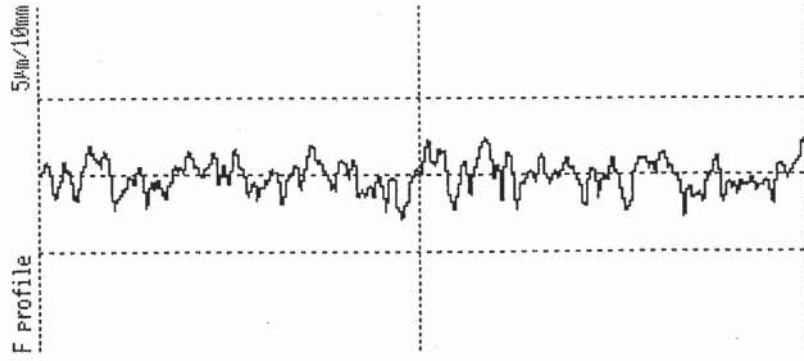
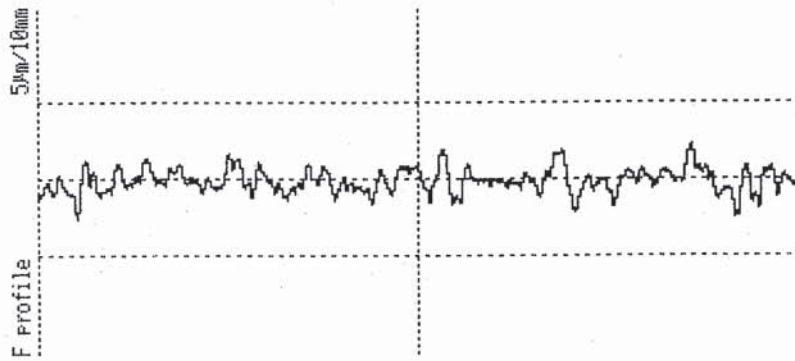


圖 16 Ingot Ti No.65 金屬試片(not treated)粗糙度測量圖
 測量值： A, 0.4 μ m ; B, 0.3 μ m ; C, 0.3 μ m

Surfcorder SE-40
 U.mas. 2000
 H.mas. 100
 Length 1.0mm
 Drive speed 0.1mm/s
 Cutoff 0.25mm
 Ra 0.8μm
 Rmax 7.1μm
 tp 100.0%
 (level 10μm)



Surfcorder SE-40
 U.mas. 2000
 H.mas. 100
 Length 1.0mm
 Drive speed 0.1mm/s
 Cutoff 0.25mm
 Ra 0.6μm
 Rmax 6.9μm
 tp 100.0%
 (level 10μm)



Surfcorder SE-40
 U.mas. 2000
 H.mas. 100
 Length 1.0mm
 Drive speed 0.1mm/s
 Cutoff 0.25mm
 Ra 0.6μm
 Rmax 6.6μm
 tp 100.0%
 (level 10μm)

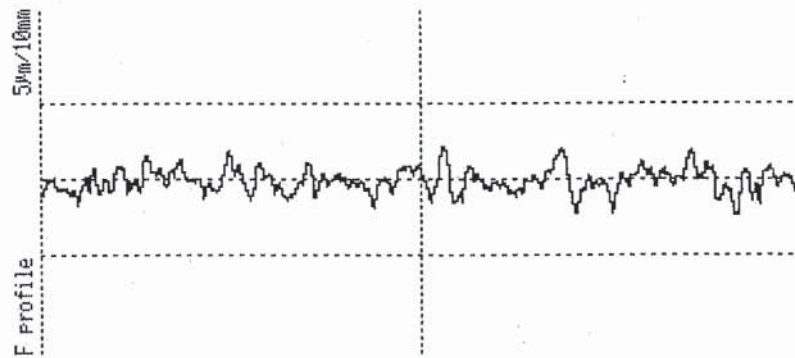


圖 17 Ingot Ti No.66 金屬試片(sandblasted)粗糙度測量圖
 測量值： A, 0.8μm ; B, 0.6μm ; C, 0.6μm

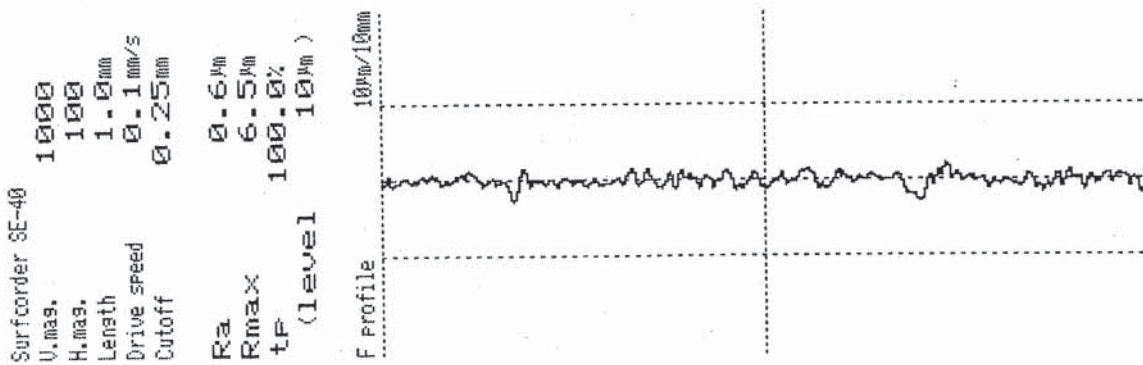
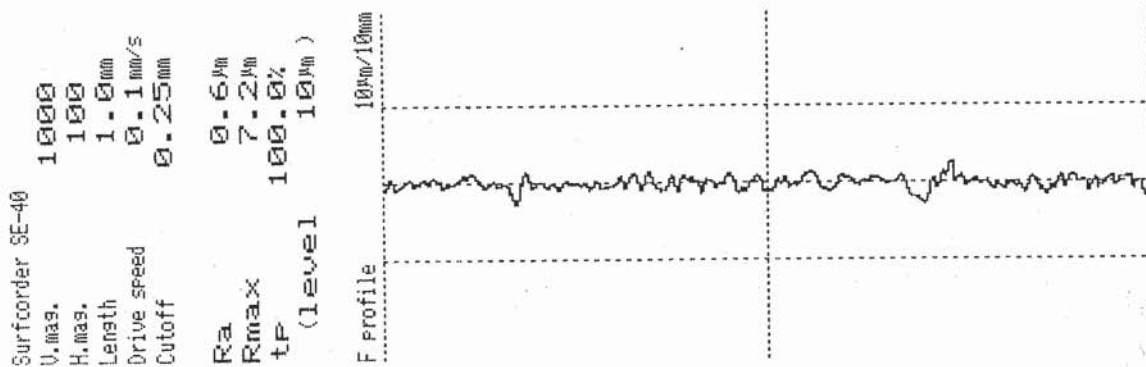
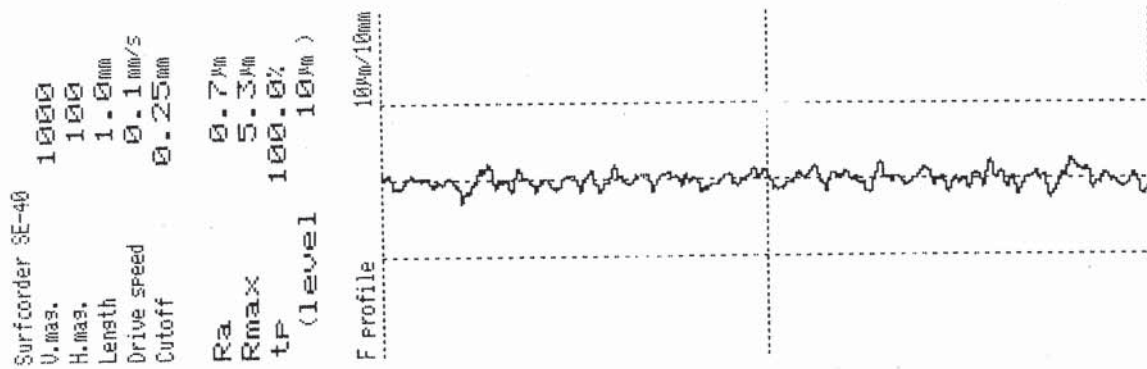


圖 18 Ingot Ti No.73 金屬試片(sandblasted+V-primer)粗糙度測量圖
 測量值：A, 0.7 μ m ; B, 0.6 μ m ; C, 0.6 μ m

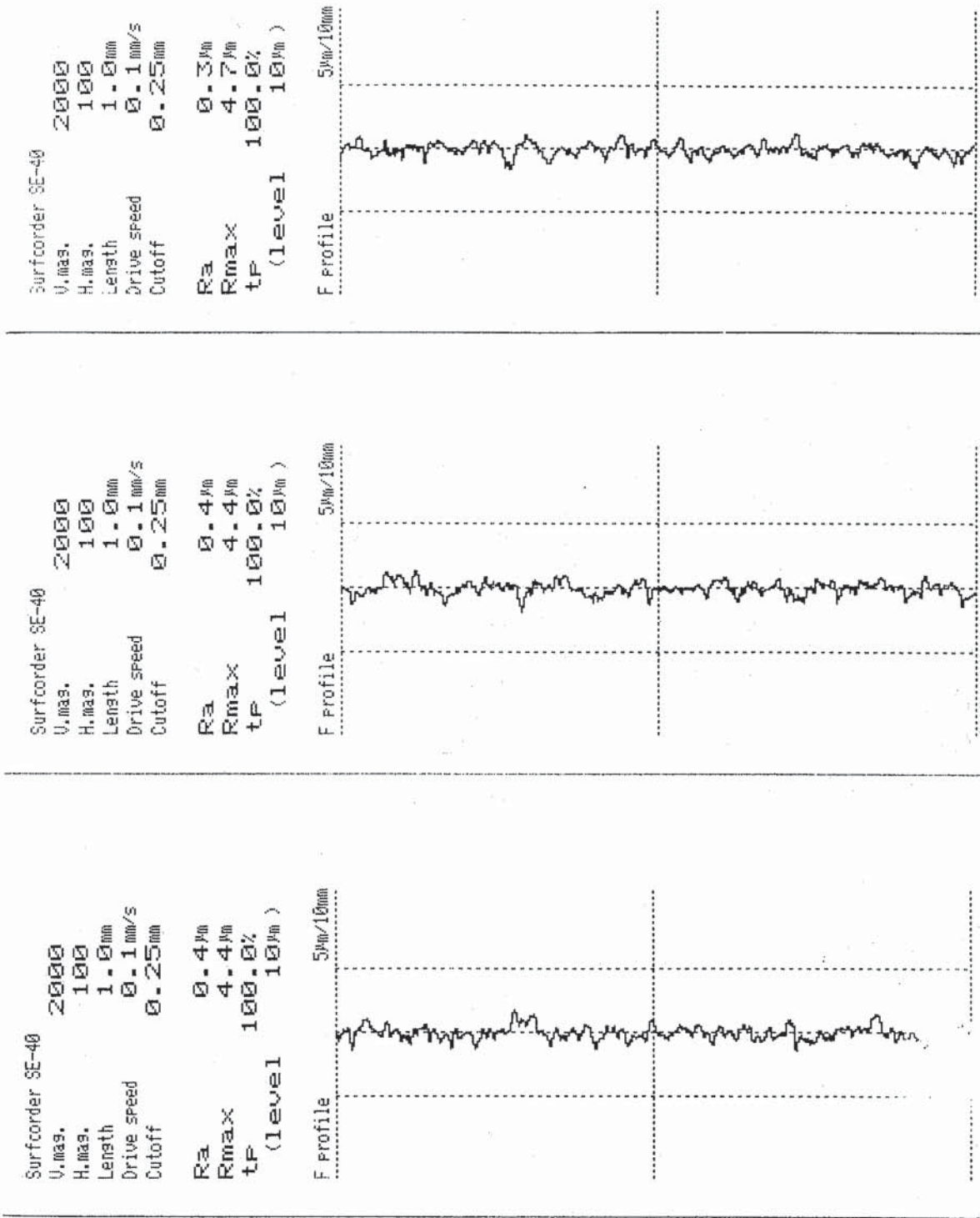


圖 19 Ingot Ti No.77 金屬試片(sandblasted+KMnO₄)粗糙度測量圖
 測量值：A, 0.3µm ; B, 0.4µm ; C, 0.4µm

Surface Roughness
with Different Metal Surface Treatment

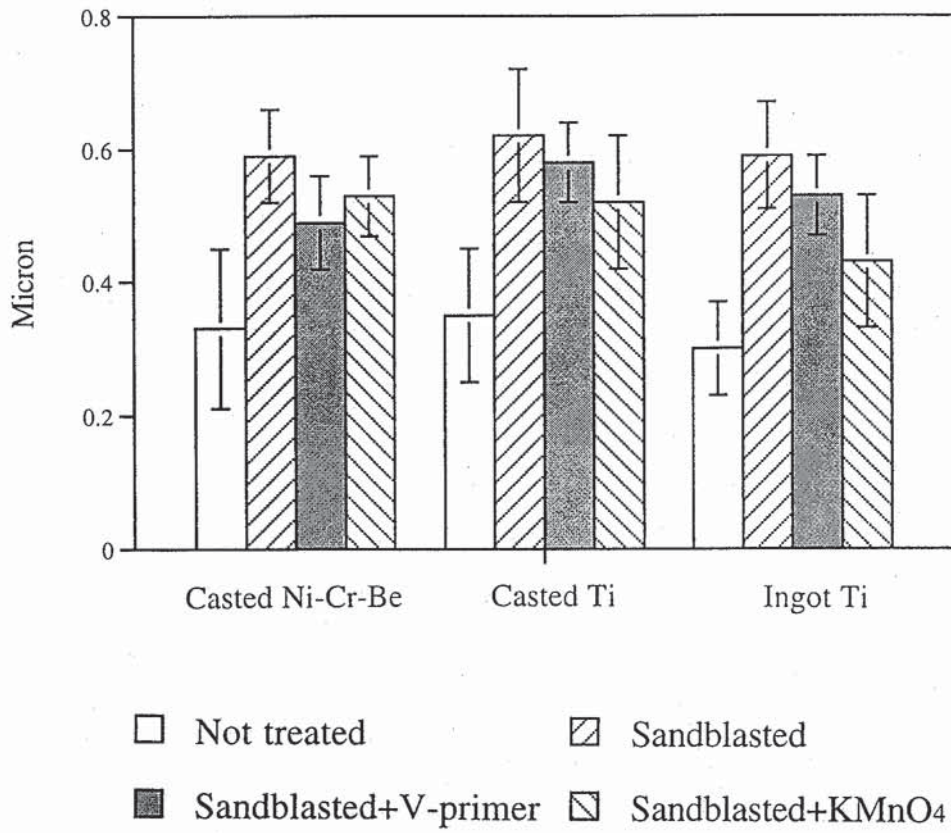


圖 20 不同種類金屬經不同表面處理的粗糙度長條圖

Specimen Name NCB 17 860309

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	28.66200	0.620	4.77700	12.39000
Break	6.62500	0.636	1.10417	12.72000

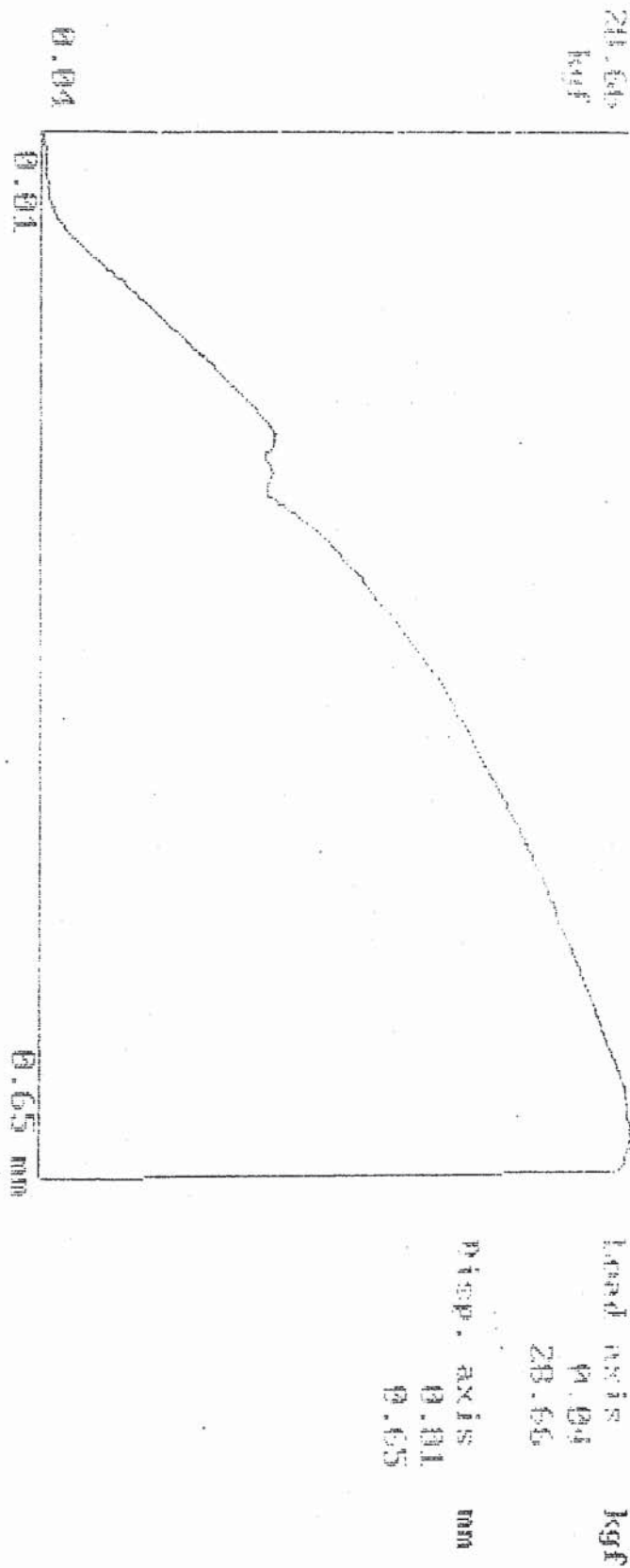
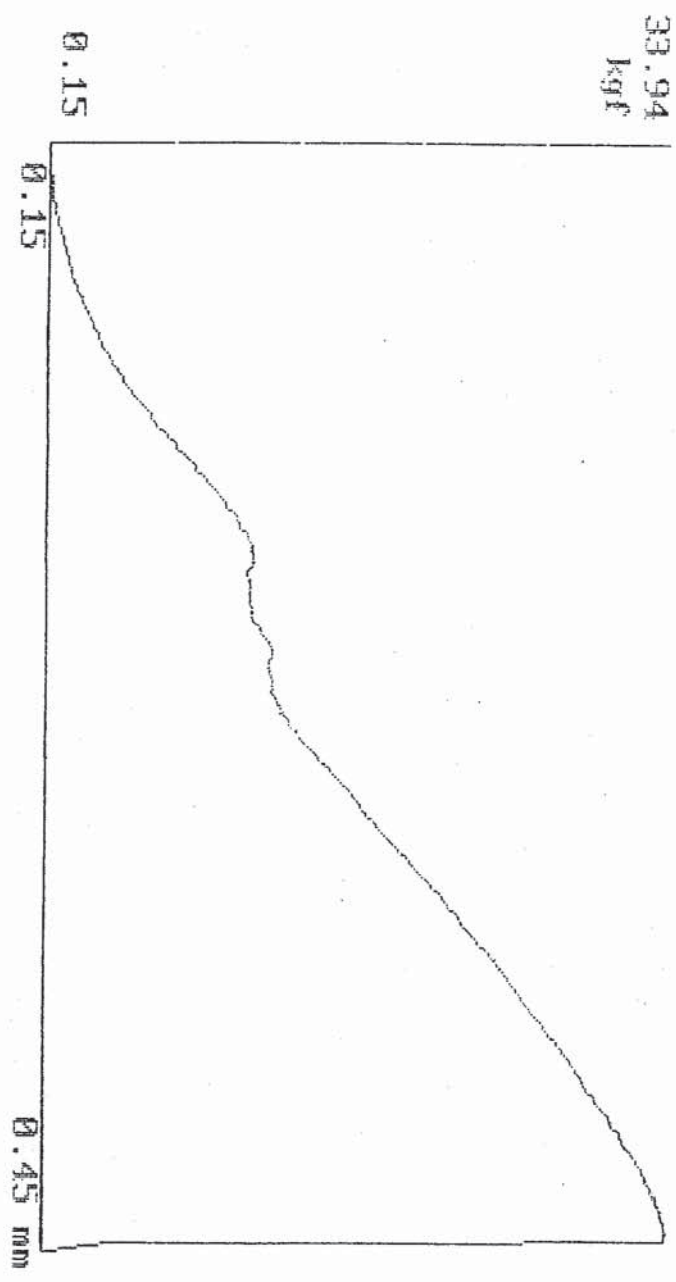


圖 21 Casted Ni-Cr-Be No.17 (not treated)應力-應變曲線圖

Specimen Name NCB 30 860303

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	33.93700	0.295	5.65617	5.89000
Break	3.42500	0.301	0.57083	6.02000



Plotting data

Load : 0.16 kgf

Position : 0.15 mm

Load axis
0.15
33.94
kgf

Disp. axis
0.15
0.45
mm

圖 22 Casted Ni-Cr-Be No. 30 (sandblasted)應力-應變曲線圖

Specimen Name NCB 42 860303

	Load kgf	Disp: mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	25.40000	0.203	4.23333	4.06000
Break	4.06250	0.205	0.67708	4.10000

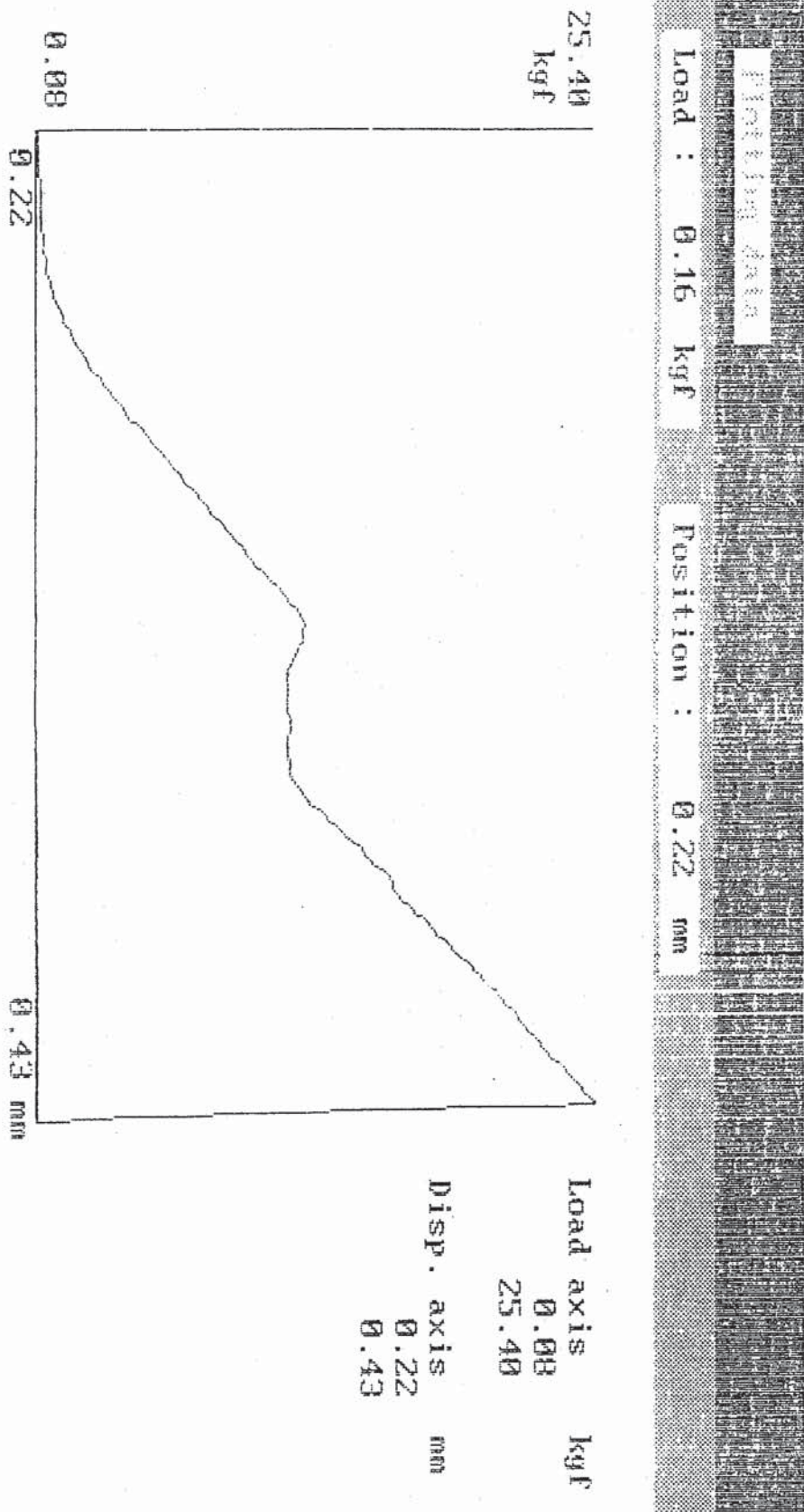


圖 23 Casted Ni-Cr-Be No. 42 (sandblasted+V-primer)應力-應變曲線圖

Specimen Name NCB 72 860307

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	32.27500	0.735	5.37917	14.70000
Break	31.28700	0.746	5.21450	14.92000

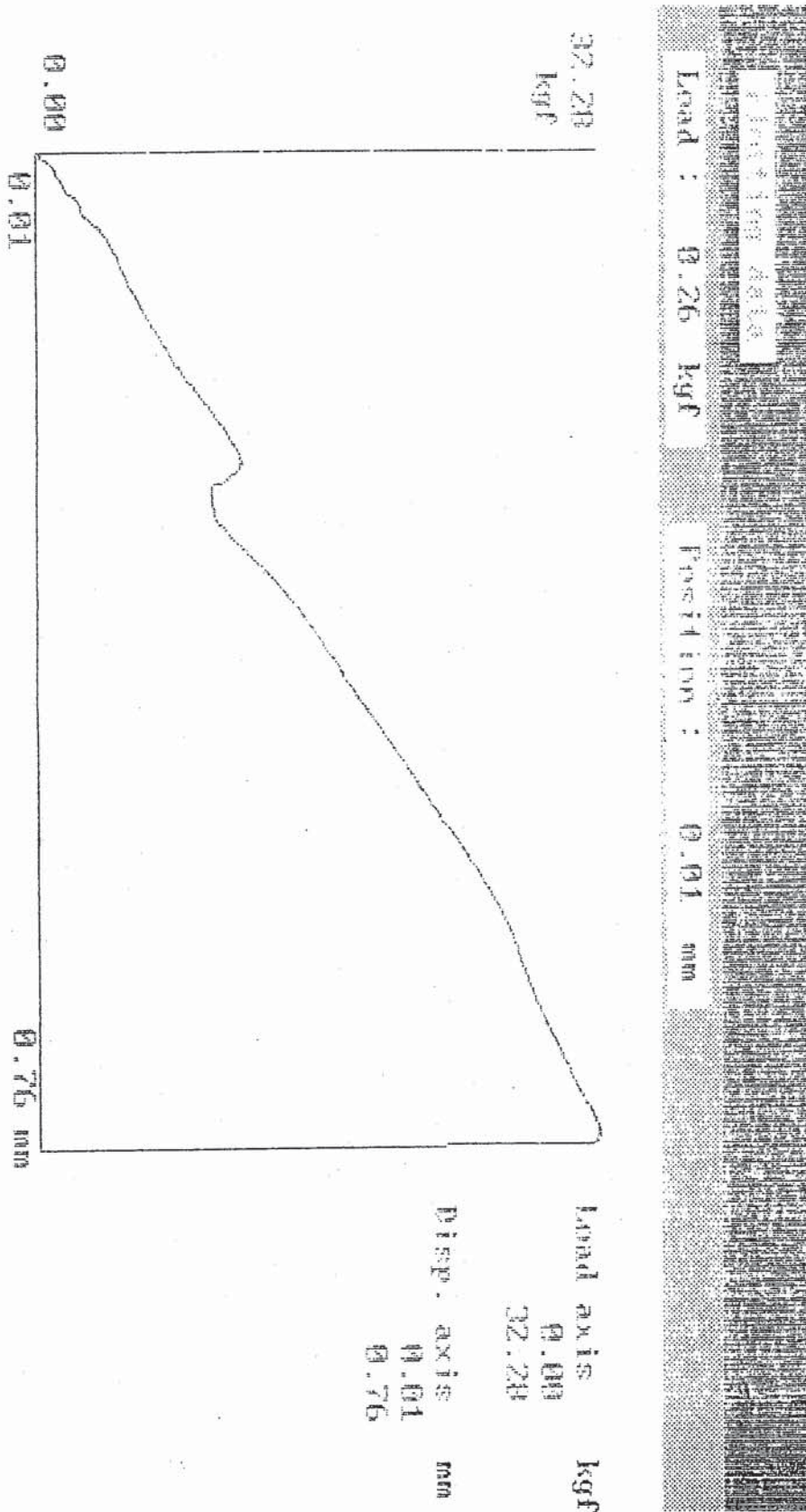
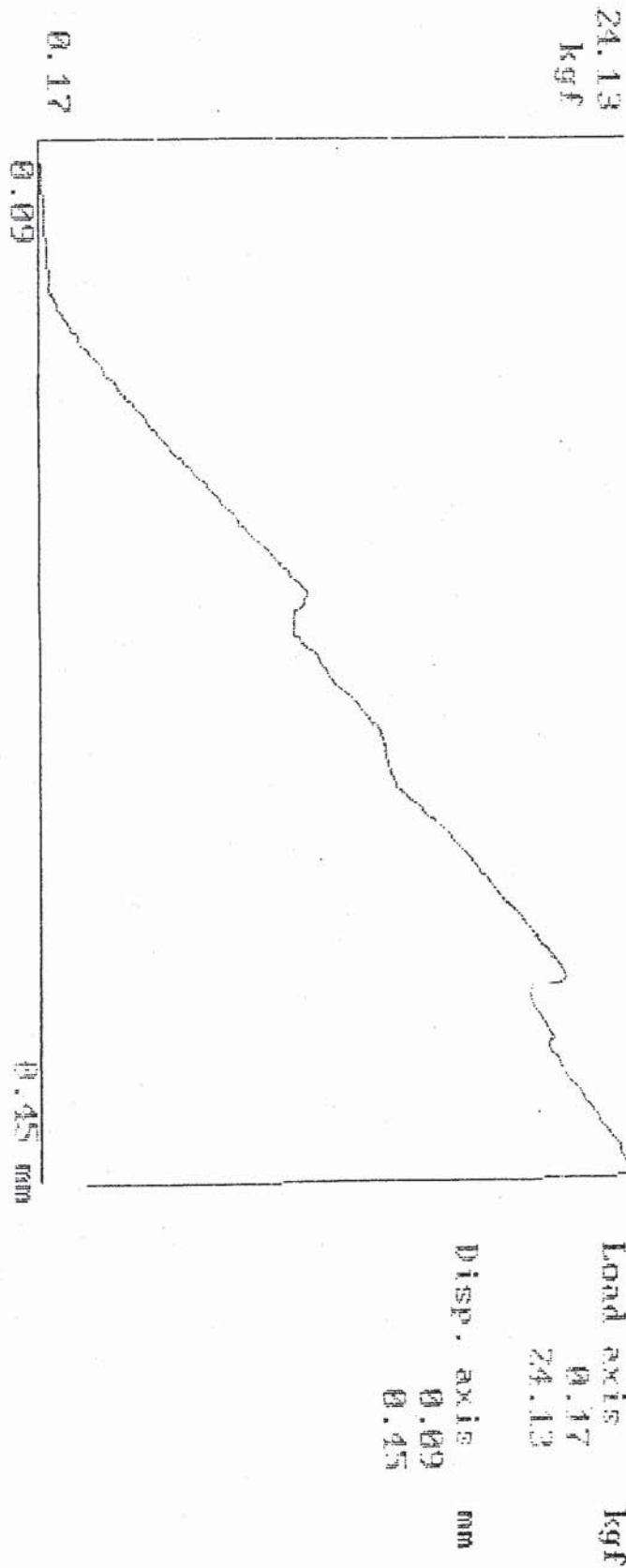


圖 24 Casted Ni-Cr-Be No. 72 (sandblasted+KMnO₄)應力-應變曲線圖

Specimen Name CTi 1 860305

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	24.12500	0.353	4.02083	7.05000
Break	23.23700	0.358	3.87283	7.16000



Plotting data

Load : 0.17 kgf

Position : 0.09 mm

圖 25 Casted Ti No.1 (not treated)應力-應變曲線圖

Specimen Name CTi 22 860305

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	43.30000	1.239	7.21667	24.78000
Break	5.16250	1.312	0.86042	26.24000

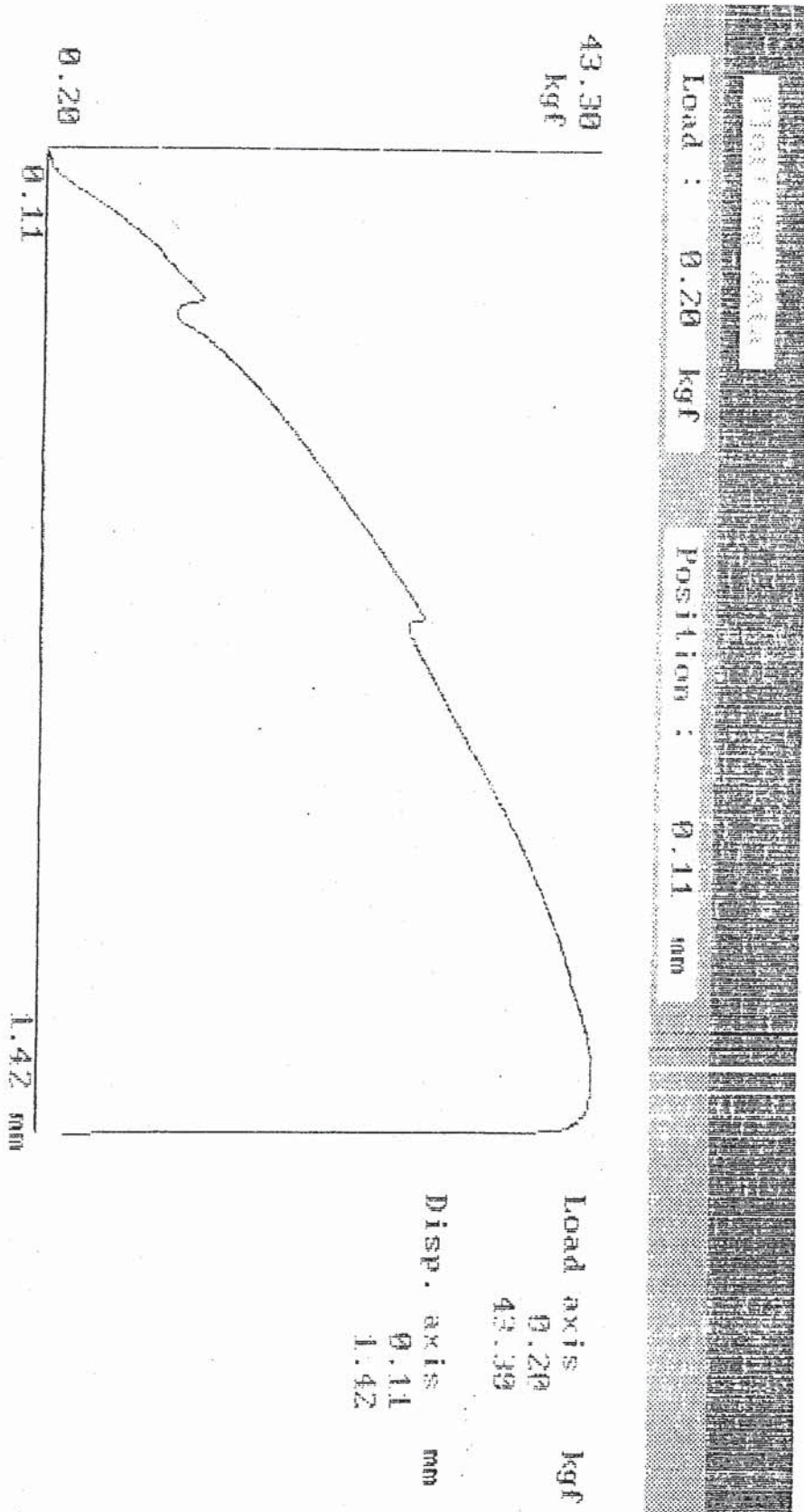


圖 26 Casted Ti No. 22 (sandblasted)應力-應變曲線圖

Specimen Name CTi 43 860308

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	31.46200	0.313	5.24367	6.26000
Break	17.53700	0.342	2.92283	6.84000

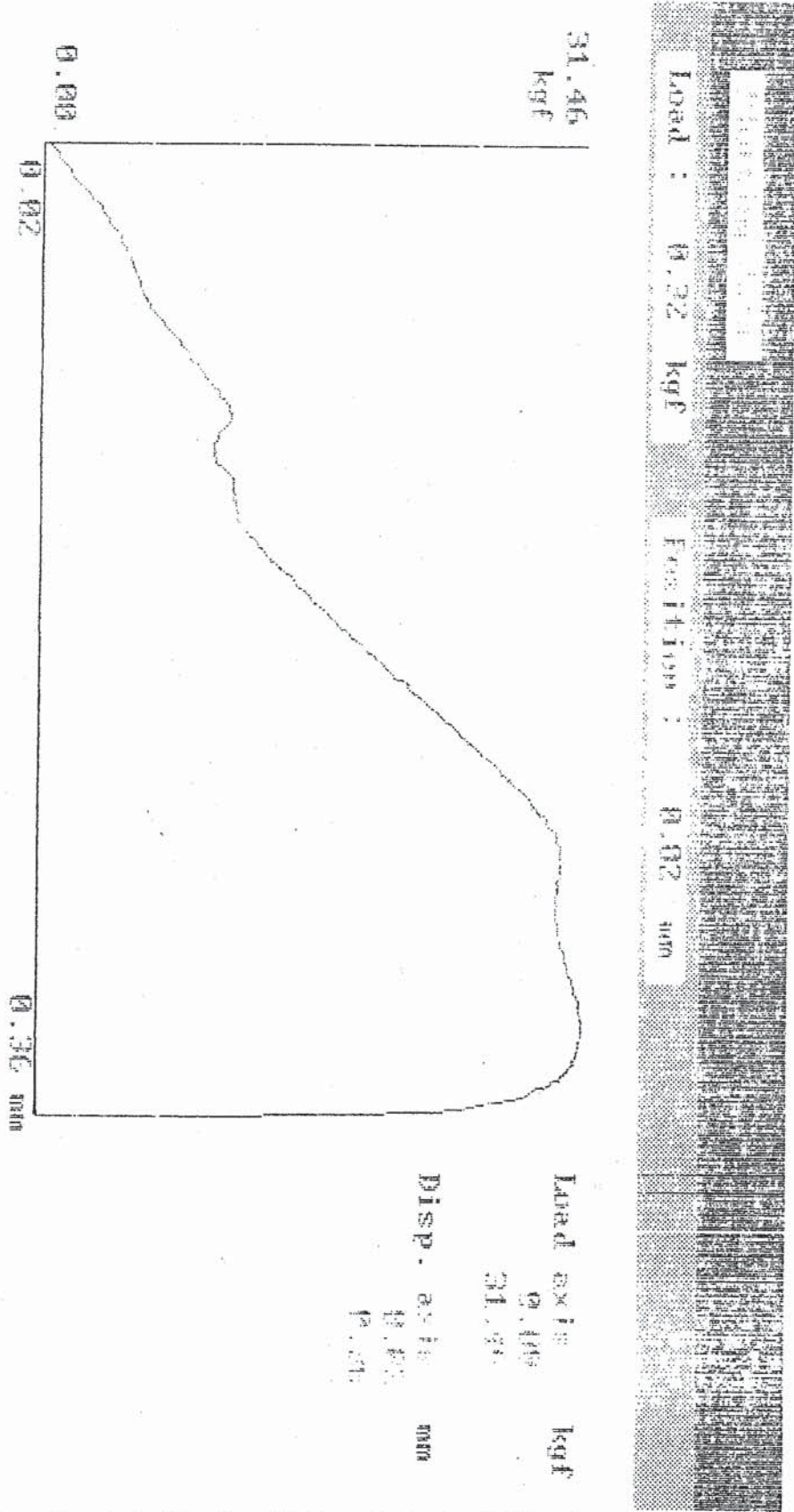


圖 27 Casted Ti No. 43 (sandblasted+V-primer)應力-應變曲線圖

Specimen Name CTi 64 860307

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	39.83700	1.732	6.63950	34.64000
Break	2.52500	1.780	0.42083	35.60000

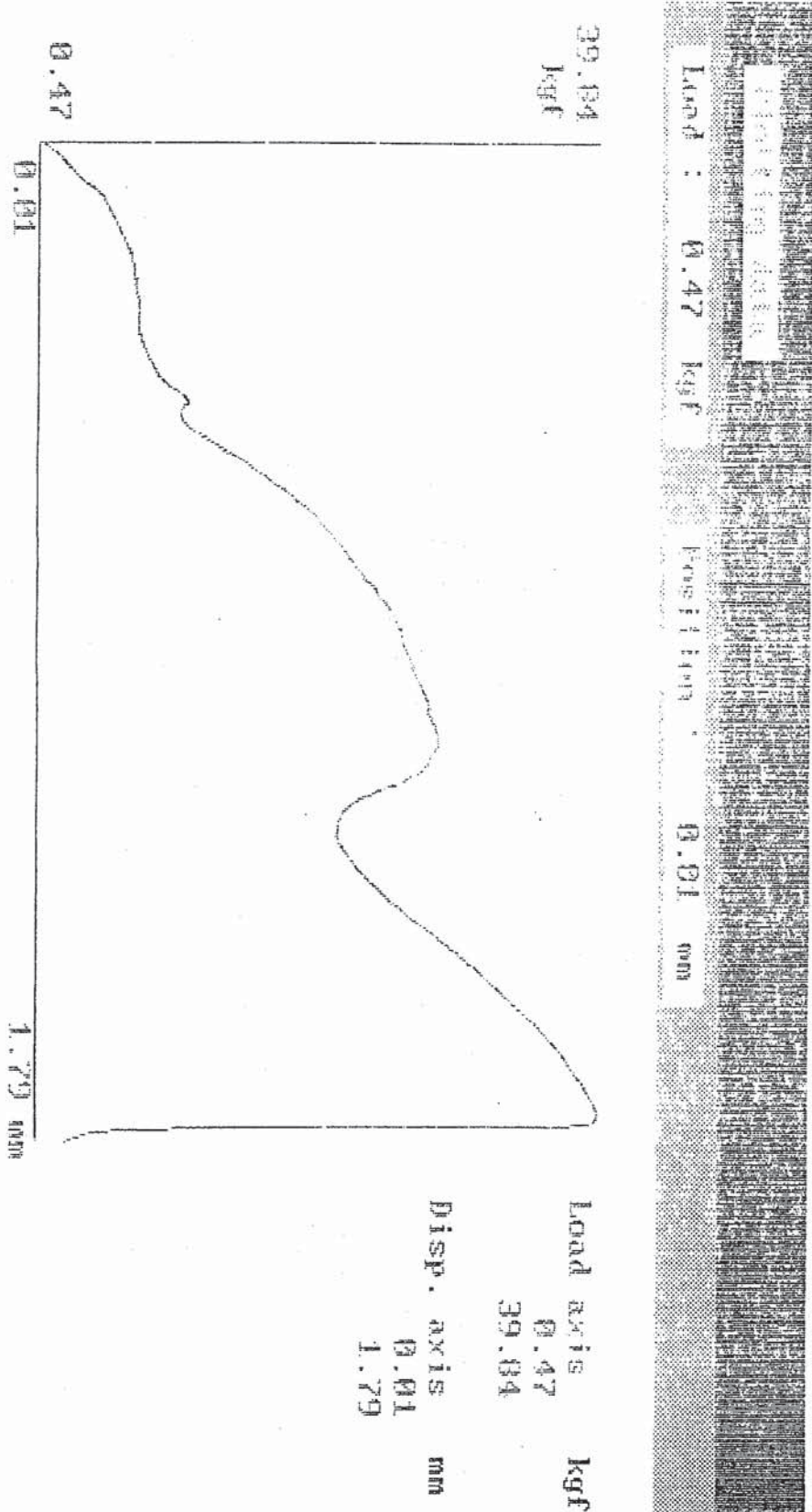


圖 28 Casted Ti No. 64 (sandblasted+KMnO₄)應力-應變曲線圖

Specimen Name ITi 11 860306

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	18.97500	0.279	3.16250	5.57000
Break	7.88750	0.315	1.31458	6.30000

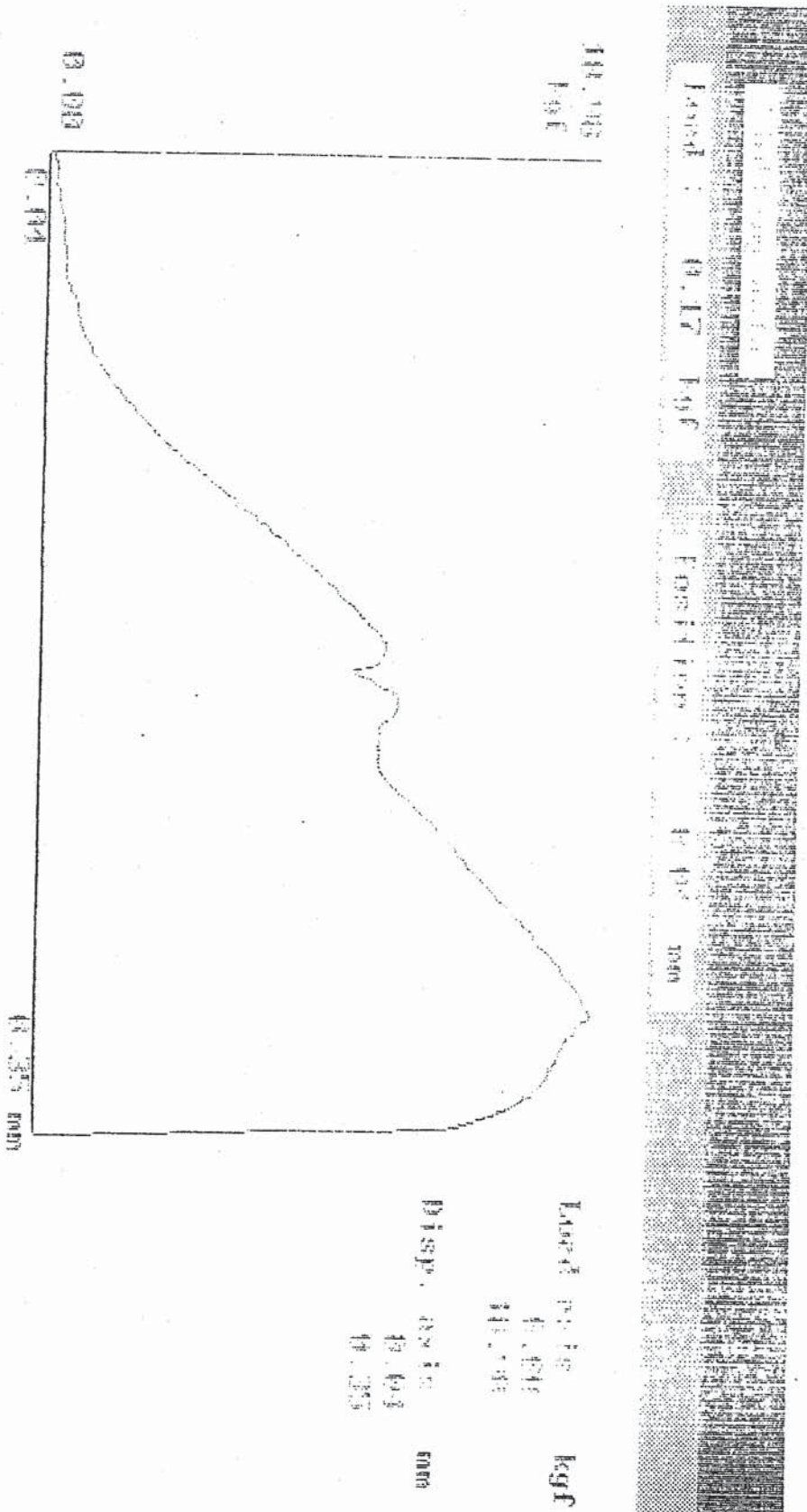
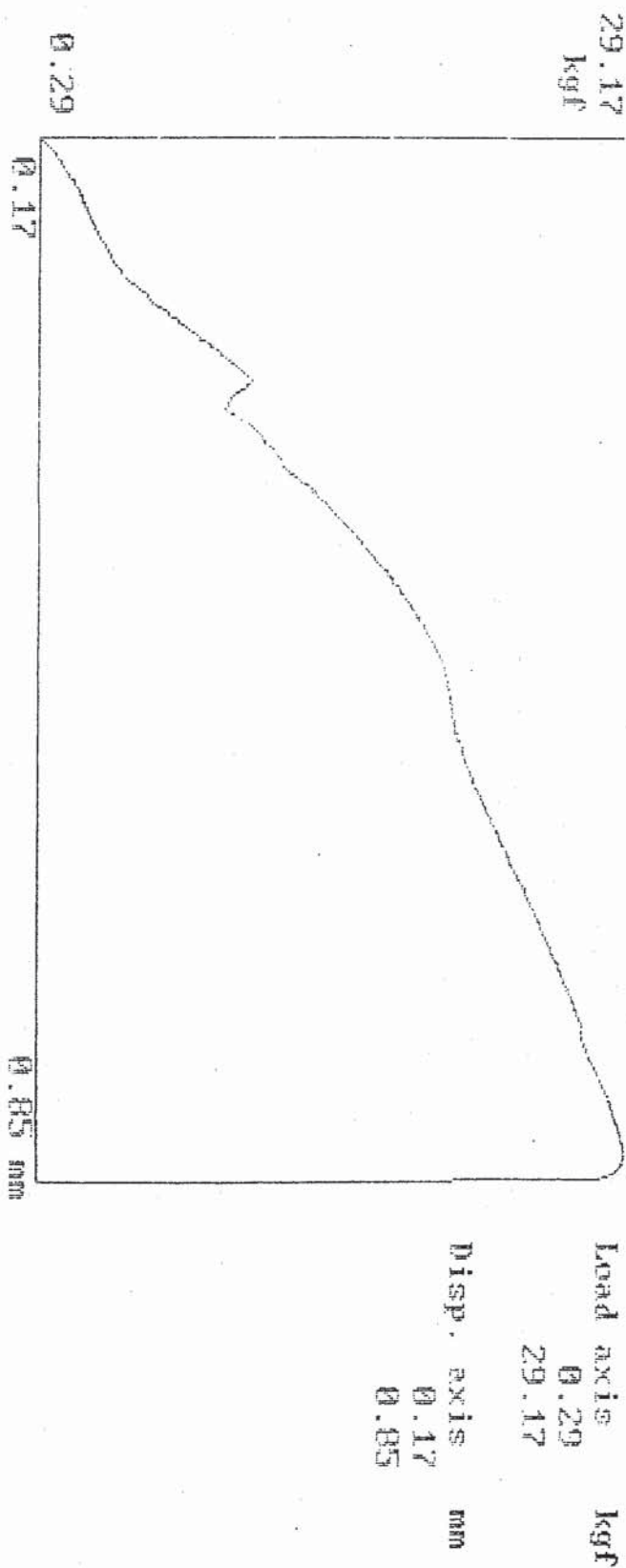


圖 29 Ingot Ti No. 11 (not treated)應力-應變曲線圖

Specimen Name ITi 29 860306

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	29.17500	0.661	4.86250	13.22000
Break	27.43700	0.679	4.57283	13.58000



Processing date

Load : 0.30 kgf

Position : 0.17 mm

圖 30 Ingot Ti No. 29 (sandblasted)應力-應變曲線圖

Specimen Name ITi 47 860307

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	30.17500	1.078	5.02917	21.56000
Break	16.68700	1.141	2.78117	22.82000

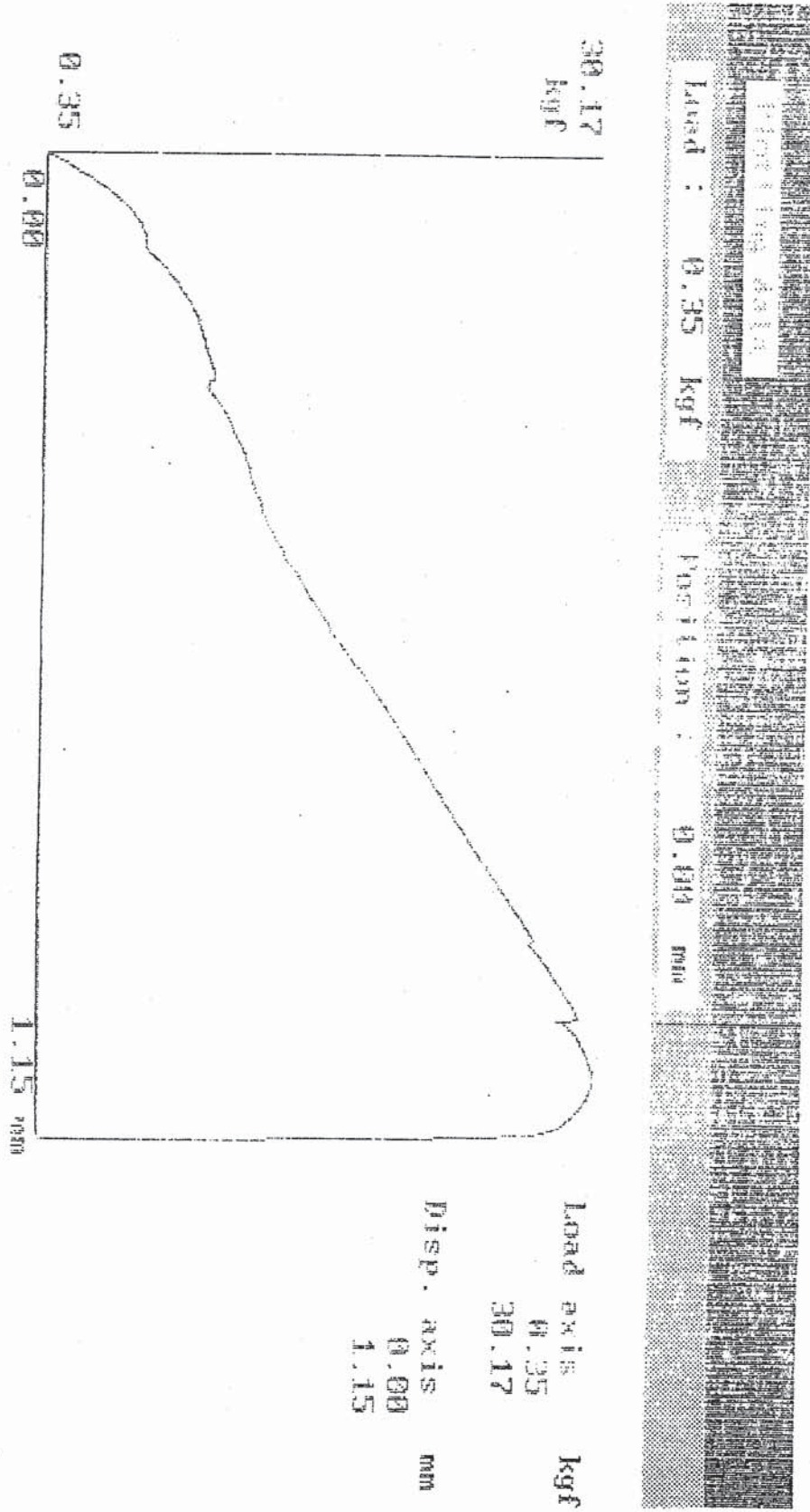


圖 31 Ingot Ti No.47 (sandblasted+V-primer)應力-應變曲線圖

Specimen Name ITi 67 860309

	Load kgf	Disp. mm	Stress kgf/mm ²	Strain %
Max	43.66200	0.453	7.27700	9.05000
Break	31.13700	0.457	5.18950	9.14000

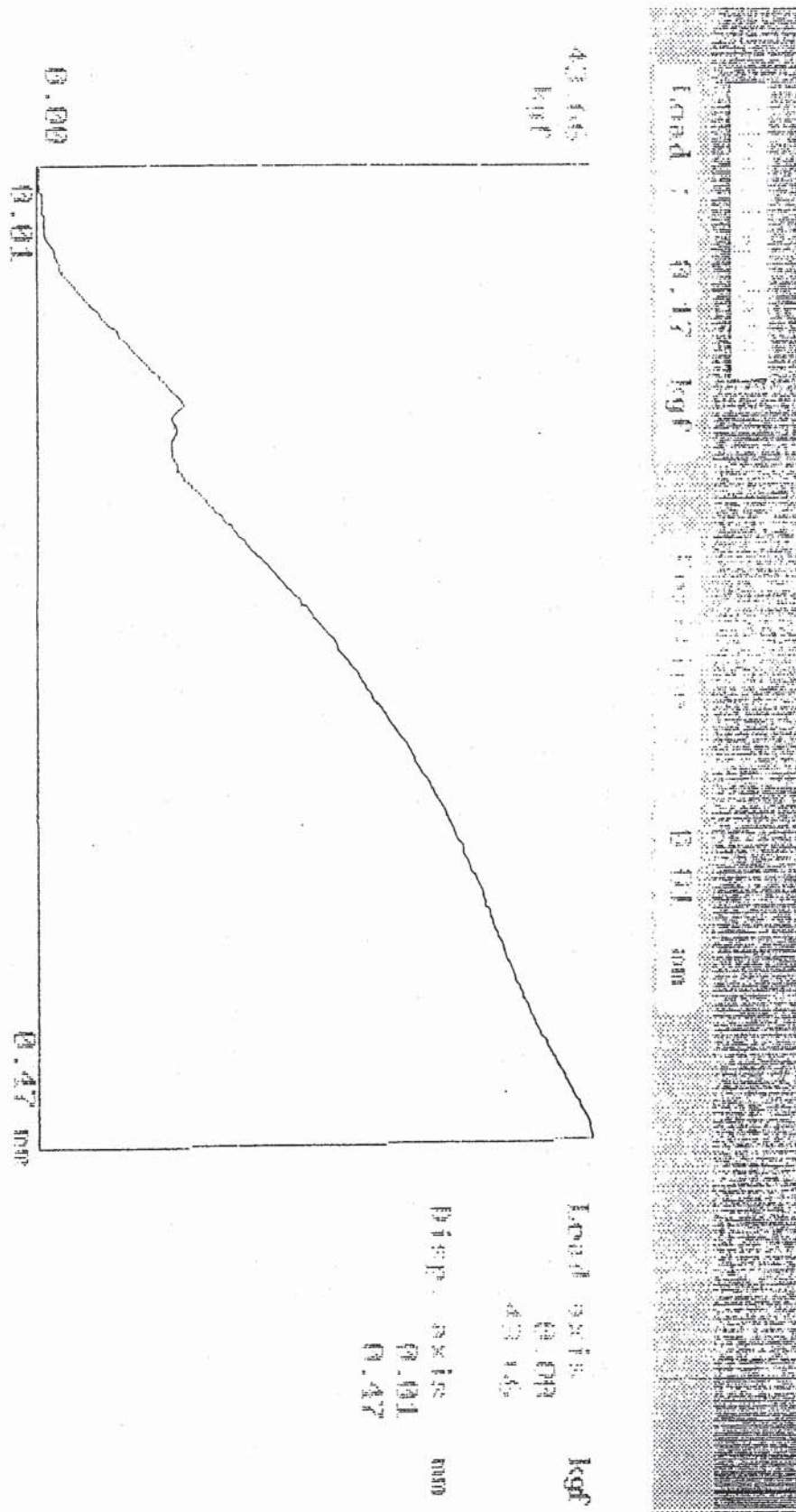


圖 32 Ingot Ti No. 67 (sandblasted+KMnO₄)應力-應變曲線圖

Shear Bond Strength
with Different Metal Surface Treatment

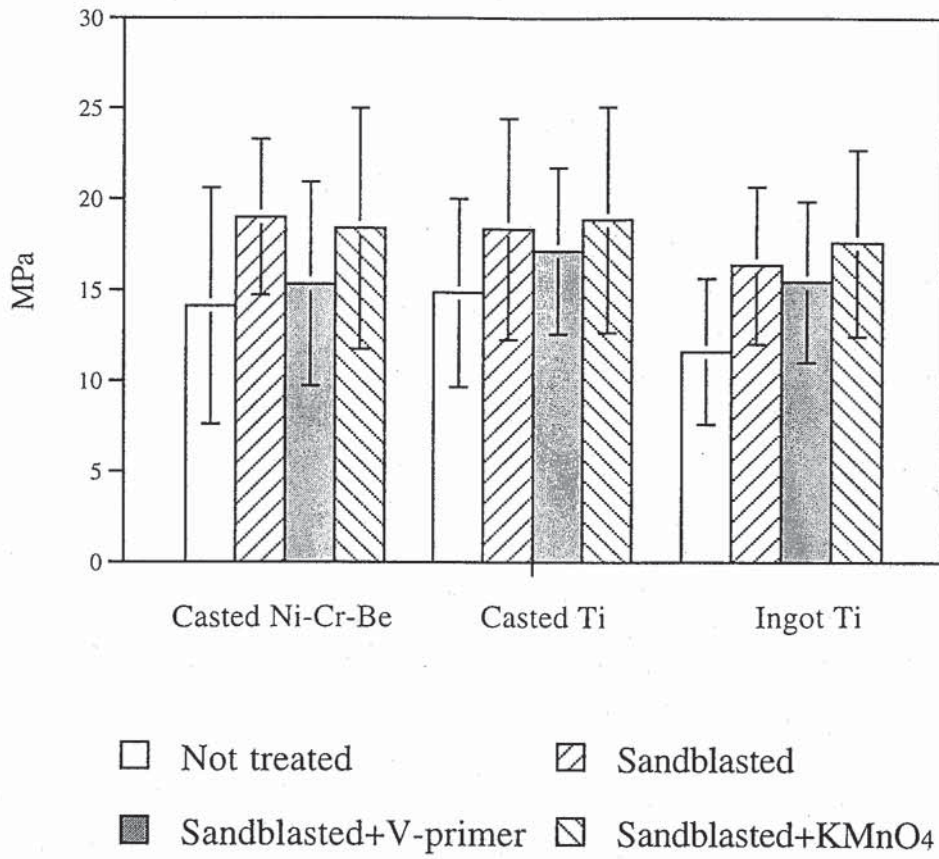


圖 33 不同種類金屬經不同表面處理的撕裂強度長條圖

附錄1 鎳-鉻-鈹合金金屬試片尺寸規格

Casted Ni-Cr-Be											
編號	not treated	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)	編號	sandblasted	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)
13	23.1	3.97	4.12	1.61	16.36	31	23.92	3.97	3.92	1.6	15.56
18	20.93	3.76	3.88	1.44	14.59	15	23.81	3.89	3.94	1.55	15.33
16	20.7	4.06	4.06	1.52	16.48	33	22.62	3.89	3.94	1.6	15.33
17	18.07	3.99	3.9	1.48	15.56	30	21.61	3.97	3.88	1.69	15.4
20	15.69	3.94	3.92	1.5	15.44	14	21.02	4.02	3.86	1.6	15.52
15	13.14	4.01	3.82	1.54	15.32	21	19.06	3.97	4.05	1.63	16.08
11	10.59	4.17	4.03	1.59	16.81	17	17	3.9	3.88	1.65	15.13
4	6.96	4.18	4.13	1.27	17.26	29	14.8	3.94	3.82	1.54	15.05
5	6.69	4.14	4.09	1.26	16.93	13	13.71	3.95	3.89	1.68	15.37
1	5.68	3.99	4.05	1.24	16.16	26	12.36	3.96	4.04	1.62	16
Casted Ni-Cr-Be											
編號	sandblasted + V-primer	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)	編號	sandblasted + KMnO4	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)
41	22.75	4.08	4.02	1.45	16.4	75	30.1	4.01	3.96	1.51	15.88
52	23.04	3.88	3.88	1.59	15.05	77	24.59	3.96	3.96	1.5	15.68
45	18.28	4.06	3.92	1.5	15.92	1	24.14	3.96	4.08	1.64	16.16
27	17.19	3.99	4.03	1.62	16.08	2	20.41	3.97	3.98	1.61	15.8
22	16.8	4.07	4.12	1.71	16.77	72	19.64	4.04	3.99	1.52	16.12
42	15.38	4	4.05	1.65	16.2	73	17.12	3.92	4	1.52	15.68
34	14.05	3.98	4.02	1.66	16	79	14.62	3.9	4.04	1.51	15.76
21	11.64	4.01	3.94	1.67	15.8	76	12.38	3.98	3.95	1.62	15.72
43	7.24	4.1	4.04	1.68	16.56	71	11.5	3.91	3.92	1.62	15.33
50	6.86	4.06	4.11	1.59	16.69	74	9.32	3.94	3.94	1.56	15.52

附錄2 鑄造純鈦金屬試片尺寸規格

Casted Ti											
編號	not treated	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)	編號	sandblasted	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)
8	22.78	4.06	4.02	1.62	16.32	14	30.34	4.04	4.09	1.24	16.52
4	19.73	4.14	4.09	1.69	16.93	22	24.66	4.15	4.15	1.71	17.22
7	19.35	4.02	4.07	1.62	16.36	34	21.88	4.23	4.1	1.23	17.34
5	16.85	4	4.14	1.21	16.56	21	20.42	4.06	4.04	1.52	16.4
10	15.95	4.1	4	1.77	16.4	24	17.03	4.08	4.11	1.55	16.77
6	14.21	3.97	3.97	1.58	15.76	16	15.91	4.17	4.23	1.23	17.64
1	13.78	4.2	4.09	1.54	17.18	23	15.36	3.99	4.02	1.62	16.04
9	10.86	3.97	3.89	1.61	15.44	13	14.9	4.12	4	1.23	16.48
7	7.75	4.09	4.02	1.24	16.44	26	13.62	4.06	4.07	1.53	16.52
2	7.04	4.01	4.04	1.22	16.2	12	9.34	4.02	3.9	1.24	15.68

Casted Ti											
編號	sandblasted + V-primer	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)	編號	sandblasted + KMnO ₄	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)
26	22.66	4.1	4.11	1.23	16.85	72	29.14	4.01	3.99	1.71	16
33	22.11	4.15	4.07	1.23	16.89	65	27.33	3.96	4.1	1.67	16.24
21	21.27	4.1	4.05	1.23	16.61	64	24.24	4.03	4	1.63	16.12
43	19.2	3.93	4.09	1.61	16.07	69	19.77	4.1	4.03	1.7	16.52
45	18.56	4.04	3.95	1.75	15.96	62	19.02	4.15	4.08	1.54	16.93
22	18.03	4.08	4.02	1.22	16.4	73	16.51	4.1	4.05	1.62	16.61
25	15.85	4.09	4.2	1.2	17.18	75	14.18	3.93	4.03	1.65	15.84
44	12.61	3.94	4.07	1.7	16.04	61	14.1	3.98	3.98	1.56	15.84
42	11.23	4.19	4.05	1.73	16.97	74	12.7	3.99	3.99	1.67	15.92
41	9.98	4.27	4.18	1.68	17.85	63	11.71	4.07	4.09	1.67	16.65

附 錄

附錄3 鑄塊純鈦金屬試片尺寸規格

Ingot Ti											
編號	not treated	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)	編號	sandblasted	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)
2	20.5	4.01	4	1.43	16.04	16	23.21	4.1	4.03	1.25	16.52
5	14.08	3.93	3.93	1.45	15.44	11	20.93	3.99	4.07	1.2	16.24
8	12.37	4	4.02	1.42	16.08	13	19.51	4.02	3.95	1.25	15.88
3	12.34	4.08	4.06	1.42	16.4	7	17.75	3.99	4.18	1.28	16.68
4	11.88	4.02	4.04	1.26	16.24	29	17.2	4.01	4.15	1.48	16.64
11	11.78	4.01	3.94	1.53	15.8	28	16.99	3.99	4.28	1.5	17.08
9	10.75	4.07	4.04	1.49	16.44	22	14.77	4	3.98	1.53	15.92
7	9.33	4.06	3.99	1.51	16.2	25	11.61	4.03	4.1	1.46	16.52
5	7.16	3.99	4.06	1.26	16.2	24	10.93	4.22	4.08	1.47	17.22
4	5.95	4.08	4.05	1.26	16.52	17	10.62	4.05	4.02	1.32	16.28
Ingot Ti											
編號	sandblasted + V-primer	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)	編號	sandblasted + KMnO ₄	長(mm)	寬(mm)	高(mm)	表面積(mm ²)
48	24.56	3.91	3.97	1.49	15.52	67	26.78	3.92	4.08	1.45	15.99
42	20.2	4.01	4.25	1.43	17.04	69	23.18	4.23	3.87	1.45	16.37
26	18.68	4.02	4	1.24	16.08	61	21.36	3.84	4.12	1.46	15.82
47	16.66	4.25	4.18	1.47	17.77	63	14.98	4.06	4.21	1.43	17.09
46	14.8	3.93	4.1	1.48	16.11	71	13.79	4.19	3.98	1.44	16.68
43	13.83	4.05	4.03	1.47	16.32	62	12.68	3.91	4.29	1.45	16.77
45	13.47	4.01	4.04	1.5	16.2	66	20.82	3.89	4.06	1.48	15.79
23	11.45	3.98	3.97	1.27	15.8	70	17.22	4.06	4.21	1.44	17.09
41	11.02	4.16	4.23	1.49	17.6	64	13.16	3.95	3.93	1.45	15.52
50	9.75	3.96	4.22	1.48	16.71	65	11.95	4.11	4	1.47	16.44

附錄 4

過錳酸鉀氧化劑 (KMnO₄ OXIDIZING AGENT)

1. Formula

3% Sulfuric acid and 1% Potassium permanganate
(3% H₂SO₄ + 1% KMnO₄)

2. 計算過程

$$97\% \text{ H}_2\text{SO}_4 \rightarrow D = 97/3 = 32.33$$

$$3\% \text{ H}_2\text{SO}_4 \rightarrow D = 3/96 = 0.03125$$

$$100\text{ml} \times 0.03125 = 3.125\text{g}$$

$$97/3 = 3.125 / X \rightarrow X = 0.096\text{ml}$$

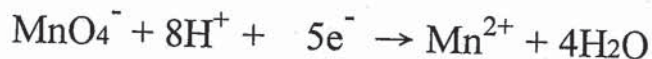
3. 製備

取 97% H₂SO₄ 0.096ml 與 KMnO₄ 1.0g 溶於 50ml H₂O 中，再加水至 100ml 即可。

4. 操作

200ml D₂H₂O + 0.4ml 97% H₂SO₄ + 4.0g KMnO₄

5. 還原半反應



6. 注意事項

- (1) 避免光照而降低氧化能力，應用深色容器於冰箱中貯存之。
- (2) 配置完備後盡量於一個月內新鮮使用。

附錄 5

在 25°C 標準還原電位

Standard Reduction Potentials at 25°C

酸性溶液 數據取自 T. Moeller, *Inorganic Chemistry*, New York: Wiley, 1982, pp. 789-803.

還原半反應	E°, V	還原半反應	E°, V
Li ⁺ + e ⁻ → Li(s)	-3.045	PbCl ₂ (s) + 2e ⁻ → Pb(s) + 2Cl ⁻	-0.268
Rb ⁺ + e ⁻ → Rb(s)	-2.925	V ³⁺ + e ⁻ → V ²⁺	-0.256
K ⁺ + e ⁻ → K(s)	-2.925	Ni ²⁺ + 2e ⁻ → Ni(s)	-0.250
Cs ⁺ + e ⁻ → Cs(s)	-2.923	AgI(s) + e ⁻ → Ag(s) + I ⁻	-0.1518
Ra ²⁺ + 2e ⁻ → Ra(s)	-2.916	Sn ²⁺ + 2e ⁻ → Sn(s)	-0.136
Ba ²⁺ + 2e ⁻ → Ba(s)	-2.906	Pb ²⁺ + 2e ⁻ → Pb(s)	-0.126
Sr ²⁺ + 2e ⁻ → Sr(s)	-2.888	P(s) + 3H ⁺ + 3e ⁻ → PH ₃ (g)	-0.063
Ca ²⁺ + 2e ⁻ → Ca(s)	-2.866	Fe ³⁺ + 3e ⁻ → Fe(s)	-0.036
Na ⁺ + e ⁻ → Na(s)	-2.714	2H ⁺ + 2e ⁻ → H ₂ (g)	0.000
La ³⁺ + 3e ⁻ → La(s)	-2.522	AgBr(s) + e ⁻ → Ag(s) + Br ⁻	+0.0713
Ce ³⁺ + 3e ⁻ → Ce(s)	-2.483	Si(s) + 4H ⁺ + 4e ⁻ → SiH ₄ (g)	+0.102
Mg ²⁺ + 2e ⁻ → Mg(s)	-2.363	Hg ₂ Br ₂ (s) + 2e ⁻ → 2Hg(l) + 2Br ⁻	+0.1397
H ₂ (g) + 2e ⁻ → 2H ⁻	-2.25	S(s) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → H ₂ S(aq)	+0.142
Sc ³⁺ + 3e ⁻ → Sc(s)	-2.077	Sn ⁴⁺ + 2e ⁻ → Sn ²⁺	+0.15
[AlF ₆] ³⁻ + 3e ⁻ → Al(s) + 6F ⁻	-2.069	Sb ₂ O ₃ (s) + 6H ⁺ + 6e ⁻ → 2Sb(s) + 3H ₂ O(l)	+0.152
Be ²⁺ + 2e ⁻ → Be(s)	-1.847	Cu ²⁺ + e ⁻ → Cu ⁺	+0.153
V ³⁺ + 3e ⁻ → V(s)	-1.798	SO ₄ ²⁻ + 4H ⁺ + 2e ⁻ → H ₂ SO ₃ (aq) + H ₂ O(l)	+0.172
Hf ⁴⁺ + 4e ⁻ → Hf(s)	-1.700	AgCl(s) + e ⁻ → Ag(s) + Cl ⁻	+0.2222
Al ³⁺ + 3e ⁻ → Al(s)	-1.662	[Hg ₂ Br ₄] ²⁻ + 2e ⁻ → Hg(l) + 4Br ⁻	+0.223
Ti ²⁺ + 2e ⁻ → Ti(s)	-1.628	Hg ₂ Cl ₂ (s) + 2e ⁻ → 2Hg(l) + 2Cl ⁻	+0.2676
Zr ⁴⁺ + 4e ⁻ → Zr(s)	-1.529	Cu ²⁺ + 2e ⁻ → Cu(s)	+0.337
V ⁴⁺ + 4e ⁻ → V(s)	-1.50	SO ₄ ²⁻ + 8H ⁺ + 6e ⁻ → S(s) + 4H ₂ O(l)	+0.3572
[SiF ₆] ²⁻ + 4e ⁻ → Si(s) + 6F ⁻	-1.24	VO ²⁺ + 2H ⁺ + e ⁻ → V ³⁺ + H ₂ O(l)	+0.359
[TiF ₆] ²⁻ + 4e ⁻ → Ti(s) + 6F ⁻	-1.191	[Fe(CN) ₆] ³⁻ + e ⁻ → [Fe(CN) ₆] ⁴⁻	+0.36
Mn ²⁺ + 2e ⁻ → Mn(s)	-1.185	H ₂ SO ₃ (aq) + 4H ⁺ + 4e ⁻ → S(s) + 3H ₂ O(l)	+0.450
V ²⁺ + 2e ⁻ → V(s)	-1.175	Cu ⁺ + e ⁻ → Cu(s)	+0.521
Cr ²⁺ + 2e ⁻ → Cr(s)	-0.913	I ₂ (s) + 2e ⁻ → 2I ⁻	+0.5355
H ₃ BO ₃ (s) + 3H ⁺ + 3e ⁻ → B(s) + 3H ₂ O(l)	-0.869	MnO ₄ ²⁻ + e ⁻ → MnO ₄ ³⁻	+0.564
SiO ₂ (s) + 4H ⁺ + 4e ⁻ → Si(s) + 2H ₂ O(l)	-0.857	Hg ₂ SO ₄ (s) + 2e ⁻ → 2Hg(l) + SO ₄ ²⁻	+0.6151
Zn ²⁺ + 2e ⁻ → Zn(s)	-0.7628	Cu ²⁺ + Br ⁻ + e ⁻ → CuBr(s)	+0.640
Cr ³⁺ + 3e ⁻ → Cr(s)	-0.744	Po ²⁺ + 2e ⁻ → Po(s)	+0.65
Te(s) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → H ₂ Te(aq)	-0.739	[PtCl ₆] ²⁻ + 2e ⁻ → [PtCl ₄] ²⁻ + 2Cl ⁻	+0.68
U ⁴⁺ + e ⁻ → U ³⁺	-0.607	O ₂ (g) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → H ₂ O ₂ (aq)	+0.6824
As(s) + 3H ⁺ + 3e ⁻ → AsH ₃ (g)	-0.607	[PtCl ₄] ²⁻ + 2e ⁻ → Pt(s) + 4Cl ⁻	+0.73
Ga ³⁺ + 3e ⁻ → Ga(s)	-0.529	Fe ³⁺ + e ⁻ → Fe ²⁺	+0.771
Fe ²⁺ + 2e ⁻ → Fe(s)	-0.4402	Hg ₂ ²⁺ + 2e ⁻ → 2Hg(l)	+0.788
Cr ²⁺ + e ⁻ → Cr ⁺	-0.408	Ag ⁺ + e ⁻ → Ag(s)	+0.7991
Cd ²⁺ + e ⁻ → Cd(s)	-0.4029	Rh ³⁺ + 3e ⁻ → Rh(s)	+0.80
Se(s) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → H ₂ Se(aq)	-0.399	2NO ₃ ⁻ + 4H ⁺ + 2e ⁻ → N ₂ O ₄ (g) + 2H ₂ O(l)	+0.803
Ti ³⁺ + 3e ⁻ → Ti ⁺	-0.369	Cu ²⁺ + I ⁻ + e ⁻ → CuI(s)	+0.86
PbI ₂ (s) + 2e ⁻ → Pb(s) + 2I ⁻	-0.365	2Hg ²⁺ + 2e ⁻ → Hg ₂ ²⁺	+0.920
PbSO ₄ (s) + 2e ⁻ → Pb(s) + SO ₄ ²⁻	-0.3588	NO ₃ ⁻ + 3H ⁺ + 2e ⁻ → HNO ₂ (aq) + H ₂ O(l)	+0.94
In ³⁺ + 3e ⁻ → In(s)	-0.343	NO ₃ ⁻ + 4H ⁺ + 2e ⁻ → NO(g) + 2H ₂ O(l)	+0.96
Tl ⁺ + e ⁻ → Tl(s)	-0.3363	Pd ²⁺ + 2e ⁻ → Pd(s)	+0.987
PbBr ₂ (s) + 2e ⁻ → Pb(s) + 2Br ⁻	-0.284	{AuCl ₄ } ⁻ + 3e ⁻ → Au(s) + 4Cl ⁻	+1.00
Co ³⁺ + 2e ⁻ → Co(s)	-0.277	Br ₂ (l) + 2e ⁻ → 2Br ⁻	+1.0652
Br ₂ (aq) + 2e ⁻ → 2Br ⁻	+1.087	MnO ₄ ⁻ + 8H ⁺ + 5e ⁻ → Mn ²⁺ + 4H ₂ O(l)	+1.51
SeO ₄ ²⁻ + 4H ⁺ + 2e ⁻ → H ₂ SeO ₃ (aq) + H ₂ O(l)	+1.15	2BrO ₃ ⁻ + 12H ⁺ + 10e ⁻ → Br ₂ (l) + 6H ₂ O(l)	+1.52
ClO ₄ ⁻ + 2H ⁺ + 2e ⁻ → ClO ₃ ⁻ + H ₂ O(l)	+1.19	Ce ⁴⁺ + e ⁻ → Ce ³⁺	+1.61
2IO ₃ ⁻ + 12H ⁺ + 10e ⁻ → I ₂ (s) + 6H ₂ O(l)	+1.195	2HClO(aq) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → Cl ₂ (g) + 2H ₂ O(l)	+1.63
Pt ²⁺ + 2e ⁻ → Pt(s)	+1.2	HClO ₂ (aq) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → HClO(aq) + H ₂ O(l)	+1.645
ClO ₃ ⁻ + 3H ⁺ + 2e ⁻ → HClO ₂ (aq) + H ₂ O(l)	+1.21	Au ⁺ + e ⁻ → Au(s)	+1.691
O ₂ (g) + 4H ⁺ + 4e ⁻ → 2H ₂ O(l)	+1.229	H ₂ O ₂ (aq) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → 2H ₂ O(l)	+1.776
MnO ₂ (s) + 4H ⁺ + 2e ⁻ → Mn ²⁺ + 2H ₂ O(l)	+1.23	Co ³⁺ + e ⁻ → Co ²⁺	+1.808
2HNO ₂ (aq) + 4H ⁺ + 4e ⁻ → N ₂ O(g) + 3H ₂ O(l)	+1.29	Ag ²⁺ + e ⁻ → Ag ⁺	+1.980
Cr ₂ O ₇ ²⁻ + 14H ⁺ + 6e ⁻ → 2Cr ³⁺ + 7H ₂ O(l)	+1.33	S ₂ O ₈ ²⁻ + 2e ⁻ → 2SO ₄ ²⁻	+2.01
Cl ₂ (g) + 2e ⁻ → 2Cl ⁻	+1.3595	O ₂ (g) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → O ₂ (g) + H ₂ O(l)	+2.07
PbO ₂ (s) + 4H ⁺ + 2e ⁻ → Pb ²⁺ + 2H ₂ O(l)	+1.455	F ₂ (g) + 2e ⁻ → 2F ⁻	+2.87
Au ³⁺ + 3e ⁻ → Au(s)	+1.498	F ₂ (g) + 2H ⁺ + 2e ⁻ → 2HF(aq)	+3.06

附錄6 撕裂實驗標本電子顯微鏡觀察統計表

金屬種類	Casted Ni-Cr-Be				Casted Ti				Ingot Ti				
	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	not treated	sandblasted	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	not treated	sandblasted
表面處理方式	6	14	27	5	16	21	5	16	5	16	26	5	26
金屬試片編號													
電顯編號	5612	5433	5514	5601	5511	5607	5617	5502	5617	5502	5595	5617	5595
放大倍數	X100	X1000	X150	X100	X2000	X100	X150	X150	X150	X150	X150	X150	X150
電顯編號	5613	5434	5515	5602	5512	5608	5618	5503	5618	5503	5596	5618	5596
放大倍數	X500	X350	X200	X350	X2000	X1000	X350	X2000	X350	X2000	X350	X350	X350
電顯編號	5614	5435	5516	5603	5513	5609	5619	5504	5619	5504	5597	5619	5597
放大倍數	X350	X150	X2000	X350	X350	X2000	X1000	X2000	X1000	X2000	X350	X2000	X350
電顯編號	5615	5436	5517	5604		5610	5620	5505	5620	5505	5598	5620	5598
放大倍數	X750	X1000	X2000	X2000		X2000	X750	X2000	X750	X2000	X1500	X750	X1500
電顯編號	5616	5437	5518	5605		5611	5621	5506	5621	5506	5599	5621	5599
放大倍數	X2000	X200	X2000	X1000		X2000	X1500	X350	X1500	X350	X1500	X1500	X1500
電顯編號		5438	5519	5606			5622		5622		5600	5622	5600
放大倍數		X750	X2000	X750			X2000		X2000		X350	X2000	X350
電顯編號		5439	5520										
放大倍數		X750	X1000										
電顯編號		5440											
放大倍數		X750											

附錄7 黏著實驗標本縱剖面電子顯微鏡觀察統計表

金屬種類	Casted Ni-Cr-Be				Casted Ti				Ingot Ti			
	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄	not treated	sandblasted	sandblasted + V-primer	sandblasted + KMnO ₄
表面處理方式	15	16	17	18	11	12	13	14	12	13	14	15
金屬試片編號	5633	5653	5668	5683	*5643	5658	5673	5688	5663	5647	5678	5693
電顯編號	X75	X350	X350	X350	X1000	X350	X350	X350	X350	X350	X350	X350
放大倍數	5634	5654	5669	5684	*5644	5659	5674	5689	5664	5648	5679	5694
電顯編號	X350	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X350
放大倍數	5635	5655	5670	5685	5645	5660	5674	5690	5665	5649	5680	5695
電顯編號	X2000	X5000	X5000	X5000	X2000	X5000	X2000	X5000	X5000	X2000	X5000	X2000
放大倍數	5636	5656	#5671	5686	5646	5661	5675	5691	5666	5650	5681	5696
電顯編號	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000	X5000	X2000	X2000	X2000	X2000	X5000
放大倍數	5637	5657	#5672	5687	5699	5662	5676	5692	5667	5651	5682	5697
電顯編號	X1000	X5000	X5000	X5000	X350	X5000	X2000	X5000	X5000	X5000	X5000	X2000
放大倍數	5638				5700		5677			5652		5698
電顯編號	X2000				X2000		X5000			X1000		X5000
放大倍數	5639				5701							
電顯編號	X7500				X5000							
放大倍數	5640				5702							
電顯編號	X5000				X2000							
放大倍數	5641				5703							
電顯編號	X10000				X5000							
放大倍數	5642											
電顯編號	X10000											
放大倍數												

* , #: double exposed