



中國醫藥大學

醫學研究所

臨床牙醫學組

碩士學位論文

V-primer 的使用對於矯正器與不同
金屬合金假牙黏著強度之影響

The effect of bonding strength
using V-primer upon metal brackets
and metal alloy crowns

指導教授： 余建宏 博士

研究生： 賴怡妏 撰

中華民國九十七年七月

中文摘要

隨著時代的進步，矯正治療已經愈形普及，接受矯正的患者之年齡層也遍及各階層。在成人的矯正過程中，常會遇到矯正器需要黏著於金屬假牙的情形，而臨床工作上，時常因為黏著強度的不足，而屢屢遇到矯正器脫落的難題，不但增加患者的不適與不便，也會耗費醫師臨床操作的時間。因此，如何增加矯正器與金屬假牙的黏著強度，便成為一個待解決的問題。

本研究使用 SuperBond C&B(4META/MMA-TBB)樹脂做為矯正器的黏著劑，並以兩種臨床上常用的金屬假牙：Au-Pt alloy 以及 Ni-Cr alloy，進行探討。使用成分為 VBATDT 的 V-primer，實驗分組分為合金假牙的種類、V-primer 的使用與否、V-primer 的使用方式與水浴的處理與否，共計 10 組，並且每組有 5 個樣本，合計樣本為 50 個樣本。每一個樣本均為同樣形狀大小的右下第一大白齒金屬假牙，矯正器亦選擇右下第一大白齒金屬矯正器。將矯正器以 SuperBond C&B 黏著於金屬假牙後，透過材料試驗機進行黏著強度的測試。矯正器脫落後，量測假牙表面的樹脂殘留量，以 PIA 影像分析軟體做分析計測，並且以 one-way ANOVA 以及 Bonferroni test 進行統計分析。

實驗結果顯示，Ni-Cr alloy 假牙與樹脂的黏著強度表現較

Au-Pt alloy 假牙為優；而 V-primer 對於 Au-Pt alloy 假牙與樹脂的黏著有顯著的效果，但使用於 Ni-Cr alloy 假牙則無差異；V-primer 的使用方式，無論是否等待其揮發，其使用上的黏著強度皆無明顯差異；經過水浴後，各組的黏著強度皆有顯著的下降。

V-primer 能顯著的提升 SuperBond C&B 與 Au-Pt alloy 的黏著強度，但無法抵抗水浴處理後的強度弱化，日後研究可著重於臨床上簡便使用又能有效提供足夠的黏著強度之金屬表面處理方式，便能解決金屬假牙與樹脂不易黏著的困擾。

關鍵詞：金屬假牙、黏著強度、V-primer



Abstract

Introduction

As the quality of life gets better and better, the need of orthodontic treatment is increasing nowadays. In adult orthodontics, we often encountered a problem that the bonding strength of metal bracket and metal crown is not sufficient for clinical use. There are many surface treatment ways to increase the bonding strength of resin cement and metal crown. This study was to find out which factor affect the bonding strength when resin bonding to metal crowns.

Materials and Methods

50 lower right first molar metal crowns were fabricated, half of which were Au-Pt alloy and the other half were Ni-Cr alloy. 25 samples were divided into 5 groups respectively including control (group 1 and 6), after V-primer application we waited for 1 minute for bonding process (group 2 and 7), after V-primer application the bracket immediately bonded with SuperBond C&B(group 3 and 8) , control group with water bath for 24 hours(group 4 and 9), V-primer application and water bath for 24 hours(group 5 and 10).

The bonding strength was measured by JSV H1000 Testing Machine and the crosshead speed was 1mm/min. The bonding strengths and the adhesive remnants percentage were analyzed by one-way ANOVA and Bonferroni test.

Results

The bonding strength was higher in Ni-Cr alloy groups than in Au-Pt alloy groups. When V-primer application was used, the bonding strength increased in Au-Pt alloy groups. However, Ni-Cr alloy groups did not show such increase when V-primer applied on metal crown surface. The bonding strength did not show significant difference whether V-primer was completely dried or not. Significant decrease in bonding strength was shown when the samples were water bathed.

The bonding strengths results were as follows: Group 1,

4.4412±0.5326 MPa; Group 2, 7.2238±0.3378 MPa; Group 3, 6.2990±0.2780 MPa; Group 4, 3.6738±0.1625 MPa; Group 5, 4.5623±0.4610 MPa; Group 6, 10.8898±1.0416 MPa; Group 7, 10.8034±0.2272 MPa; Group 8, 9.8598±0.4725 MPa; Group 9, 7.3544±0.5790 MPa; Group 10, 8.3492±0.4759 MPa.

The 4META/MMA-TBB resin remnants were shown on Ni-Cr alloy crowns but not on Au-Pt alloy crowns. Group 6, 7 and 8 had more resin remnant than Group 9 and 10.

Discussion

V-primer application as a surface treatment method is efficient when bonding bracket on to gold crown using 4META/MMA-TBB. Comparing Group 1 and Group 2, the bonding strength showed a significant increase. Apply V-primer on Ni-Cr alloy crown did not increase bonding strength. According to the results of Group 2 and 3, Group 7 and 8, the using method of V-primer did not affect the bonding strength. After the water bath, the bonding strength significantly decreased.

Resin remnant percentage showed a relation with bonding strength. Group 6, 7 and 8 had more resin remnant than Group 9 and 10. And the bonding strength of Group 6, 7 and 8 were higher than Group 9 and 10.

Key words: metal crown, bonding strength, V-primer

誌謝

兩年的研究所生涯，終於要告一段落，感謝指導教授余建宏老師的一切照顧，讓我在研究所的緊湊生活中，還能如願的完成許多人生大事，包括結婚、生女以及接受完整的矯正訓練。沒有老師的包容，我無法在繁忙的生活中，還能兼顧學業、工作與家庭；沒有老師的提攜，我無法在矯正領域中，獲得長足的進步與成長。

這篇論文的完成，要感謝余建宏老師與黃恆立、許瑞廷老師一路上指導，以及林志杰學長在實驗設計上的建議與幫忙，另外也要感謝矯正科全體（麗君、琬真、梨文、馨文、佳陞、冠綾、枕緯、長陽、亭延、柏翰）的照顧與鼓勵，更要感謝老公的支持與體諒，以及在我遇到實驗瓶頸時的加油打氣。

兩年來奔波於學校、工作、醫院與家庭之間，為了完成研究所的學業，而不得不犧牲陪伴女兒的時間，如今終於要畢業了，今後除了專注於臨床工作，更要好好陪伴寶貝女兒一甜心。最後，真的要很高興的說，我終於做到了！

目錄

中文摘要.....	I
英文摘要.....	III
誌謝.....	V
目錄.....	VI
圖目錄.....	IX
表目錄.....	XIII
第一章 序論.....	1
1.1 前言.....	1
1.2 齒顎矯正器的介紹.....	5
1.3 齒顎矯正器黏著劑 4-META/MMA-TBB.....	9
1.4 齒顎矯正器的黏著.....	12
1.5 金屬假牙的種類.....	13
1.6 V-primer.....	15
1.7 表面處理方法之文獻回顧.....	21
1.8 研究目的.....	28
第二章 材料與方法.....	29

2.1	試片的製備.....	30
2.1-1	材料的製作與選擇.....	30
2.1-2	試片的處理.....	35
2.2	實驗的設計與分組.....	43
2.3	材料試驗機.....	46
2.4	電腦軟體—QC Force.....	51
2.5	PIA 影像分析軟體.....	52
2.6	統計學分析.....	54
第三章	實驗結果.....	55
3.1	材料試驗機測試結果.....	55
3.2	實驗結果統計資料.....	61
3.3	樹脂殘留面積之分析結果.....	64
第四章	討論.....	67
4.1	實驗設計探討.....	67
4.2	實驗樣本的選擇與探討.....	73
4.3	黏著強度實驗結果探討.....	76
4.4	樹脂殘留比例的探討.....	81
4.5	實驗檢討.....	83
第五章	結論.....	86

第六章 未來展望.....	87
參考文獻.....	88
作者簡歷.....	93



圖目錄

圖 1-1	矯正器直接黏著於牙齒表面.....	2
圖 1-2	矯正器黏著在陶瓷假牙、金屬假牙.....	3
圖 1-3	金屬矯正器、強化樹脂矯正器.....	6
圖 1-4	矯正器各部位說明.....	7
圖 1-5	第一大臼齒矯正器的 tie wing 及 tube.....	8
圖 1-6	第一大臼齒矯正器的 hook 部位.....	8
圖 1-7	黏著層示意圖.....	12
圖 1-8	VBATDT 合成化學反應式.....	15
圖 1-9	VBATDT 由 thione 變 thiol type 時的結構式.....	19
圖 2-1	右下第一大臼齒 Ni-Cr alloy 金屬假牙.....	30
圖 2-2	金屬假牙上的刻痕記號.....	31
圖 2-3	右下第一大臼齒矯正器.....	31
圖 2-4	SuperBond C&B.....	33
圖 2-5	SuperBond 內容物.....	33
圖 2-6	V-primer.....	34
圖 2-7	Index 製作步驟.....	36
圖 2-8	包埋好的試片.....	37
圖 2-9	使用 pin-cutter 將矯正器的 hook 剪掉.....	39

圖 2-10 清潔假牙表面所使用的表面研磨劑及慢速手機.....	39
圖 2-11 以小棉球沾取 V-primer.....	39
圖 2-12 將 V-primer 塗抹於假牙表面.....	40
圖 2-13 單聚體與催化劑以 3:1 混合.....	40
圖 2-14 以筆積法先沾取液體再沾取 PMMA 粉末.....	40
圖 2-15 將黏著劑塗在矯正器底部.....	41
圖 2-16 矯正器黏著定位.....	41
圖 2-17 恆溫水槽.....	42
圖 2-18 試片置於恆溫水槽中.....	42
圖 2-19 實驗流程圖.....	45
圖 2-20 JSV H1000 材料試驗機.....	46
圖 2-21 施力裝置.....	47
圖 2-22 夾治置設計圖.....	48
圖 2-23 鐵塊放置處.....	49
圖 2-24 試片位置的記號.....	49
圖 2-25 施力裝置施力於假牙與矯正器的黏著層.....	50
圖 2-26 QC Force 的操作介面.....	51
圖 2-27 於 PIA 中讀取拍攝好的假牙照片.....	52
圖 2-28 圈選出黏著矯正器的區域.....	53

圖 2-29 去掉其他背景.....	53
圖 2-30 記算出此選取區域的面積.....	53
圖 2-31 選取樹脂殘留區域.....	53
圖 2-32 計算樹脂殘留區域面積.....	53
圖 3-1 第 1 組實驗結果.....	55
圖 3-2 第 2 組實驗結果.....	56
圖 3-3 第 3 組實驗結果.....	56
圖 3-4 第 4 組實驗結果.....	57
圖 3-5 第 5 組實驗結果.....	57
圖 3-6 第 6 組實驗結果.....	58
圖 3-7 第 7 組實驗結果.....	58
圖 3-8 第 8 組實驗結果.....	59
圖 3-9 第 9 組實驗結果.....	59
圖 3-10 第 10 組實驗結果.....	60
圖 3-11 Au-Pt alloy 假牙表面無樹脂殘留.....	64
圖 3-12 Ni-Cr alloy 假牙表面樹脂殘留情形.....	64
圖 4-1 wire-loop 型式的黏著強度測試實驗.....	68
圖 4-2 Paul W. Major et al. 使用的實驗設計.....	68
圖 4-3 Tanaka et al. 的實驗設計.....	69

圖 4-4	Hiroki Ohno et al. 的實驗設計.....	69
圖 4-5	使用刀狀的測試頭.....	70
圖 4-6	Keiichi Yoshida et al. 的實驗設計.....	70
圖 4-7	本實驗的測試設計方式.....	71
圖 4-8	將樣本製作成桿狀及 disc 狀.....	73
圖 4-9	在假牙的欲黏著矯正器的區域做上記號.....	74



表目錄

表 1-1	各合金的組成(重量百分比).....	13
表 2-1	JSV H100Y FORCE GAUGE 規格表.....	47
表 3-1	ANOVA 統計結果.....	61
表 3-2	Bonferroni Test 統計結果.....	62
表 3-3	Ni-Cr alloy 假牙表面樹脂殘留面積百分比之 ANOVA 統計結果.....	65
表 3-4	Ni-Cr alloy 假牙表面樹脂殘留的 Bonferroni Test 分析結果.....	66



第一章 序論

1.1 前言

隨著時代的進步，現代人對於牙科治療，不再只是牙痛了才求診，除了定期的洗牙，口腔檢查保健，以及牙周病蛀牙等等的治療，越來越多人對於牙齒的整齊美觀有著更大的重視，也因此，許多關於改善牙齒美觀的牙科治療，需求量大增。許多牙齒排列不整齊、咬合不正影響咀嚼功能等問題，都可以藉由齒顎矯正解決，甚至能對於臉型上的不完美處進行美化的修正，所以齒顎矯正在美容牙科中，已廣為大眾所接受。

齒顎矯正利用牙齒的移動來達到改變咬合及牙齒排列的目的，而施力於牙齒的動作，則需要藉由矯正器(orthodontic bracket)來充當矯正醫師施力的控制點。矯正器藉由黏著劑黏附在牙齒表面上，並且將矯正所需要的力量傳遞於牙齒，而矯正時所產生的扭力、推力、拉力、及來自各方的力量，都會經由矯正器傳遞至牙齒；此外，矯正器還可能需抵抗咬合壓力，因此矯正器被要求在矯正治療期間，必須牢固地黏著在牙齒表面上，方能有效地提供矯正治療使用。然而往往在矯正治療期間，偶爾會有矯正器脫落的現象，因此如何使矯正器有效地達到足夠黏著強度，便成了臨床上重要的課題。

最早期的矯正器，必須焊接在金屬套環(band)，再套於每顆牙齒上，此種做法相當費時費工，並且也造成患者的不適與衍生蛀牙、牙周病的問題，同時因為使用金屬環拆除後產生的齒間縫隙也常令矯正醫師困擾不已。1971年Miura發明了矯正器直接黏著系統(Direct Bonding System, DBS)¹，矯正器只需要以黏著劑直接黏著在牙齒琺瑯質表面即可(圖1-1)，大幅地簡化了矯正器黏著於牙齒表面的步驟。



圖 1 - 1 矯正器直接黏著於牙齒表面

現代人接受矯正治療的年齡，已不再侷限於年紀小的患者，許多成人也開始接受齒顎矯正治療，而成人的口腔內，常常會有假牙等贖復物，其中金屬假牙及陶瓷假牙皆是常見的選擇，因此在成人矯正中，矯正器常需要黏著在假牙表面上(圖1-2)。可

是一般矯正器的黏著劑，原始的設計是使用來黏著矯正器與自然牙表面，而如果要將矯正器與假牙黏著在一起，便需要額外的處理才能得到足夠的黏著強度。欲增加黏著強度，可以使用的方法在文獻中提到許多種類²，例如增加機械固著力（Mechanical retention）、化學固著力（Chemical retention）、Primer塗佈等等，而其中以表面處理後再黏著的形式，較能有效達到臨床足夠使用的黏著強度。



圖 1 - 2 矯正器黏著在陶瓷假牙（左圖）

矯正器黏著在金屬假牙（右圖）

臨床上，常常遇到矯正器與假牙黏著時容易脫落的問題，這不但造成患者的不舒服，也會因重覆黏著矯正器而浪費臨床上操作的時間，並且增加材料的成本與醫病雙方的困擾。矯正器若時常脫落，也會影響矯正治療的進度，因此如果能有效增強矯正器

與假牙的黏著強度，便可以使醫師與患者在矯正治療中，免除許多不必要的麻煩。有鑑於此，本研究特別針對金屬矯正器與金屬假牙的黏著強度，比較表面處理方式及金屬假牙種類在黏著強度的表現上，有無差異。



1 · 2 齒顎矯正器的簡介

齒顎矯正器 (Orthodontic bracket)，是設計來黏著在牙齒表面上，傳達矯正時移動牙齒所需要的力量。牙齒藉由矯正器所傳遞的扭力、推力、拉力等，造成齒槽骨在壓力側 (pressure side) 吸收，並且在張力側 (tension side) 生長的生理特性，產生牙齒移動的反應。齒顎矯正器在矯正治療的過程中，扮演著極為重要的角色，若沒有矯正器，則很難達成矯正治療所需要的效果，因此，矯正器必須要在承受各種力量的情況下，仍能穩固地黏著在牙齒表面上，方能有效達到矯正治療的目的。

齒顎矯正器的材質分為幾種：金屬（不銹鋼）、強化樹脂及陶瓷（圖 1—3）。金屬矯正器在前牙及後牙皆有，而強化樹脂及陶瓷矯正器，則是為了美觀要求而發明，主要使用在前牙區域。由於強化樹脂及陶瓷等材質，可以製作成透明或是接近牙齒顏色的外觀，所以黏著在前牙表面時，在視覺上較不醒目，可以達到美觀的目的。在後牙區域，因為沒有美觀上的考量，所以只有金屬的材質，而沒有強化樹脂或陶瓷材質的矯正器。金屬矯正器較耐磨耗，並且強度足夠，又不會造成自然牙的磨損，所以適用於後牙的矯正器。

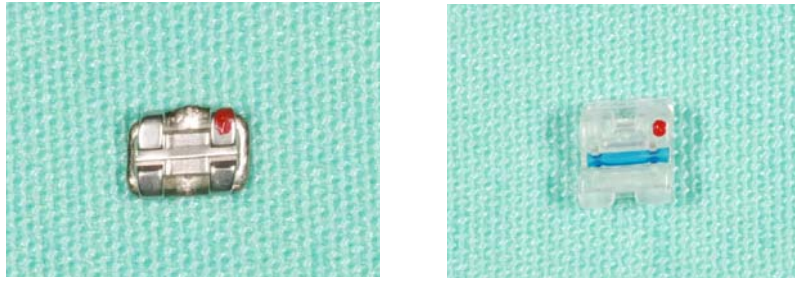


圖 1 - 3 金屬矯正器 (左圖)

強化樹脂矯正器 (右圖)

在外觀上，前牙的齒顎矯正器分為幾個部分³ (圖 1 - 4)：

1. Tie Wings: 用來放置O-ring、矯正結紮線 (Ligature wire) 或橡皮彈力鏈 (elastic chains)
2. Slot: 位於矯正器主體中的凹槽，用於矯正牙弓主線(main archwire)的放置，可以提供牙齒移動的軌道。
3. Bonding Base: 位於矯正器的底面，是與牙齒表面接著的部位。會隨著不同牙齒部位而有不同的曲度設計，為可以符合牙齒表面的曲面。通常為一粗糙的網狀表面，藉以產生機械性固著力，使黏著劑可以較容易附著在矯正器底面，進而與牙齒表面產生有效的黏著。

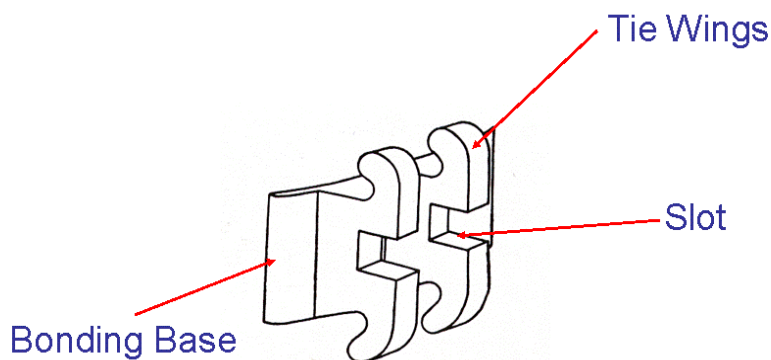
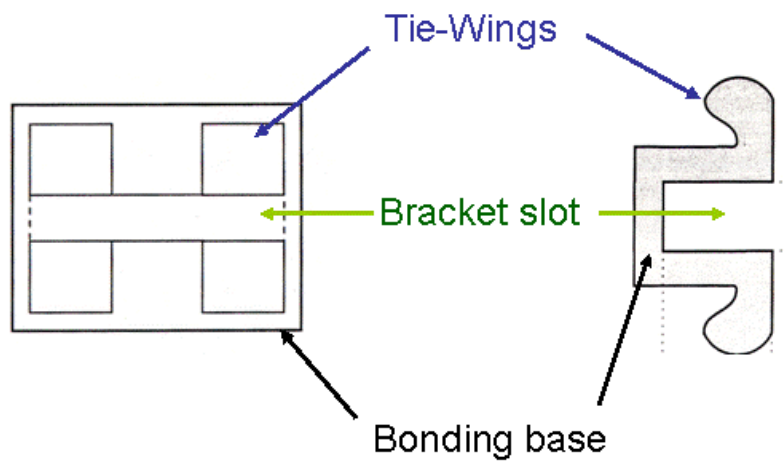


圖 1-4 矯正器各部位說明

後牙的矯正器則型態上有部分不同，第一大白齒仍有Tie wings的部分，而第二大白齒則沒有，主要是一個管狀的Tube(圖 1-5)，讓矯正主線可以穿過並保持主線的位置。第一大白齒矯正器則有兩種設計，可以是凹槽形式的slot，也可以是tube，端看使用上的需求為何。而第一、二大白齒的矯正器，皆有hook，可以將彈簧(Spring)或橡皮彈力鏈(Elastic chain)鉤掛

於其上（圖 1-6）。

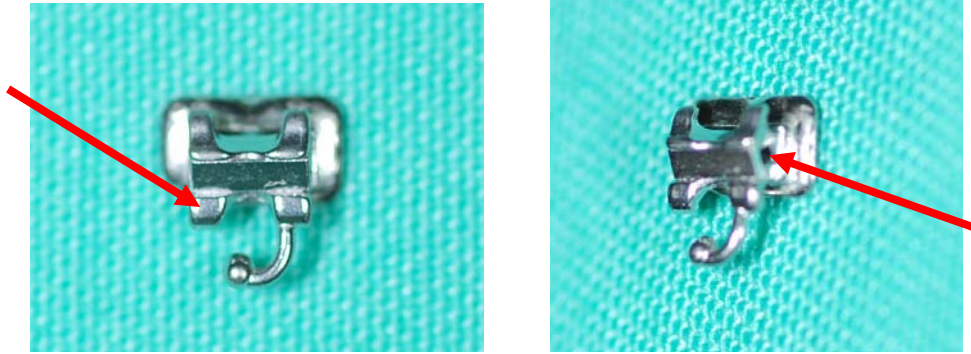


圖 1-5 第一大臼齒矯正器的tie wing(左圖)

第一大臼齒矯正器的tube (右圖)



圖 1-6 第一大臼齒矯正器的hook部位，可以用來鈎掛彈簧

(closed coil spring)

1 · 3 齒顎矯正器黏著劑 4-META/MMA-TBB

齒顎矯正器的黏著劑有許多種類，目前市面上較常使用的有：光聚合複合樹脂類 (Light cured composite resin)、玻璃離樹脂型 (Glass ionomer cement)、自聚式複合樹脂 (Self-cured composite resin) 以及 4-META/MMA-TBB (4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride/ methyl methacrylate -tri-n-butyl borane) resin。而本研究使用的黏著劑，即屬 4-META/MMA-TBB 樹脂，它可以提供極優異的黏著強度，並且可以與金屬或陶瓷假牙有良好的黏著度，使用方法容易，拆除矯正器後，牙齒表面的黏著劑便於清除不易殘留。1998 年 Sunna 提出⁴，當齒顎矯正器黏著於牙齒表面，置於口腔內時，必須抵抗多方的力量，才能穩固地維持在牙齒表面上，以有效傳導矯正力量，達到齒顎矯正治療的目的。一個良好的黏著劑，應該具有以下特點：操作簡便、不易造成齲齒、黏著強度足夠但不致於過大，以免拆除時損傷牙齒表面、並有合理的價格等等。

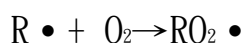
4-META/MMA-TBB 樹脂於 1978 年 Nakabayashi (Institute for Medical and Dental Engineering, Tokyo Medical and Dental University) 及 Takayama 所提出^{5、6}。將 5% 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride) 加入

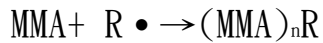
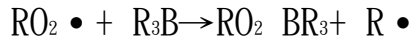
MMA(Methymethacrylate) 單體之中，並且使用 TBB (partially oxidized tri-n-butyl borane) 為聚合反應的催化劑，來達成與 PMMA(poly-MMA)粉末的聚合。

在自然界中 4-META為白色結晶物質，熔點約 95~96°C，在實驗室中可藉由 2-hydroxyethyl methacrylate及trimellitic anhydride chloride 來合成。4-META為一同時具有親水基及厭水基的分子⁷，正因其雙重的特性，使其得以增強厭水性MMA樹脂與親水性的牙齒表面間的黏著強度，4-META藉由親水端塗佈於牙齒表面，使得親水性的牙齒表面轉變為一厭水的介面，如此可令 MMA monomer更有效地流入經酸蝕處理後的牙齒表面微細凹槽中，產生良好的機械鍵結。

而TBB(tri-n-butyl borane)則為催化劑 (catalyst)，在此樹脂中扮演MMA聚合反應的起始劑 (polymerization initiator)。當TBB未被氧化時，是沒有催化能力的，而當TBB與牙齒表面的水 (H₂O) 及氧 (O₂)形成輔酶(co-catalyst)，才能催化整個聚合反應的進行。

TBB 催化 MMA 聚合的反應如下：





(R=n-Butyl)

4-META/MMA-TBB 樹脂是屬於 PMMA 類樹脂，其幾乎沒有多餘的添加物，MMA 單體聚合完成後是單純的 PMMA (polymethyl methacrylate) 聚甲基丙烯酸甲酯，俗稱壓克力樹脂。PMMA 硬度在熱塑性塑膠中最高；對人體也無害，因此可應用在人體假牙和骨骼中。PMMA 特色如下：無色透明，可依需要自由著色、材質硬且韌、表面光澤良好、機械加工性良好、無毒性、具有吸濕性、抗化學藥品性佳、加熱至 200°C 左右開始熱分解，裂解為 MMA 單體、熱變性溫度介於 74~102°C⁸。

現今的臨床材料都已經有一定水準，而每一種黏著劑也都能達到臨床上可使用的黏著強度，4-META/MMA-TBB 樹脂黏著劑，也因其優異的黏著強度而廣泛被使用⁹。

1 · 4 齒顎矯正器的黏著

齒顎矯正器與牙齒之間的黏著，需要靠黏著劑的幫助。1955年Buonocore以 85%磷酸酸蝕牙釉質表面 30 秒，使得壓克力樹脂材料得以與牙釉質表面黏結^{10、11}。牙釉質若未經處理，是一個光滑的表面，無法與樹脂有良好的接著，而若經過酸蝕 (Etching) 的處理步驟，牙釉質表面變得粗糙，牙釉質表面的菱柱狀結構中心會被移除，呈現出一層多孔性構造的區域¹²，可以對樹脂黏著劑有良好的附著能力。因為樹脂黏著劑會穿透入經酸蝕處理過的牙釉稜柱的內部形成樹脂的懸垂物 (resinous tag)，以及形成樹脂-牙釉質混合區 (resin-enamel interdiffusion zone) 產生有效的機械結合 (mechanical bonding)，進而增加黏著強度¹³。

矯正器與牙齒黏著後，可分為牙釉質與黏著層間以及黏著層與矯正器間，其示意圖 (圖 1-7) 如下¹⁴：

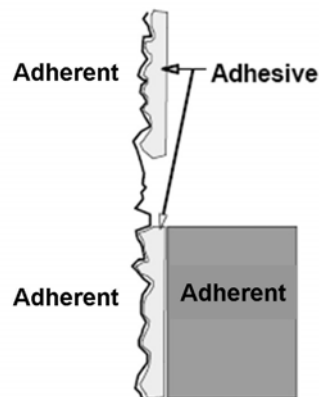


圖 1-7 黏著層示意圖

1 · 5 金屬假牙的種類

牙科合金種類，依照Academy of Dental Materials (ADA, 1986)的分類如下¹⁵，各組分類依照所含合金的重量百分比做為區分標準：

1. 高貴金屬合金 (High Noble alloys) : $\geq 60\%Au$, Pt, Pd
and $\geq 40\%Au$
2. 貴金屬合金 (Noble alloys) : $\geq 25\%Au$, Pt, Pd
3. 賤金屬合金 (Predominantly base metal alloys): $< 25\%Au$,
Pt, Pd

而金屬假牙的合金種類約有下列幾種 (表 1-1)：

表 1-1 各合金的組成 (重量百分比)

alloy	Ag	Au	Cu	Pd	Zn	Pt	Others
Au-Pt		85.9			1.5	11.7	In
Au-Pd		51.5		38.4			Ga 8.5, In 1.5
Pd-Cu-Ga		2.0	6.9	78.5			Sn 2.0, Ga 5.5, In 4.5
Pd-Ag	24.5			61.5	2.0		Sn 10.0, In 2.0
Au-Cu-Ag	13.7	72.0	9.8			3.6	In
Au-Ag-Cu	25.0	56.0	11.8	5.0	1.7	0.4	Ir
Ag-Pd	65.0	3.0	6.5	23.0			In 2.0, Ir
Ni-Cr							Be 1.8, Cr 15.0, Mo 5.0, Ni 76.0

單位：(%)

本實驗為了比較貴金屬與賤金屬的區別，因此選擇的貴金屬為含黃金成分最高的高貴金屬 (high noble alloys)，其合金為Au-Pt alloys，所含的黃金重量百分比約 85.9%。而賤金屬的選擇則為 Predominant base metal alloys，其合金為Ni-Cr alloys，成分主要為鎳及鉻金屬。此兩種合金皆為臨床上常用的合金種類，也是常用來做為金屬假牙的材料。

一般在後牙的假牙選擇，在以前的年代，因為陶瓷的強度尚不足，所以常發生陶瓷假牙因承受不住咬合壓力的結果，而導致陶瓷破裂，所以在後牙的假牙時常選擇用金屬假牙，而選擇何種材質的金屬假牙，則端看患者的選擇、費用的考量及醫師的建議。含黃金成分較高的high noble alloys 及 noble alloys，因為黃金的延展性較好，所以可以使假牙有較好的精密度，可以將牙齒包覆較緊密，降低再次蛀牙的風險。而賤金屬的材質，則因為含鎳的成分高，某些患者會有對鎳過敏的現象，無法使用含鎳成分的合金，對於不會對鎳過敏的患者而言，則可以安心使用。2005年，James C. Setcos et al. 指出¹⁶，鎳是一種中度的過敏原，欲得知是否對鎳過敏，可以使用貼片測試 (patch test) 即可測得有無接觸過敏。沒有證據顯示使用含鎳成分的牙科材料，會導致鎳的過敏，而使用含鎳成分的牙科材料，也不會有致癌的風險。

1 · 6 V-primer

V-primer (Sun-Medical Co. Ltd., Shiga, Japan) 是臨床上常用來做為金屬表面處理的primer。V-primer的主要成分為6-(*N*-(4-vinylbenzyl)propylamino)-1,3,5-triazine-2,4-dithione (VBATDT)，並且以acetone為溶液。VBATDT在1987年由Kojima et al. 合成出來¹⁷，並且證實可以有效地增進貴金屬以及MMA-PMMA/TBB樹脂的黏著。

VBATDT之合成(圖 1-8):

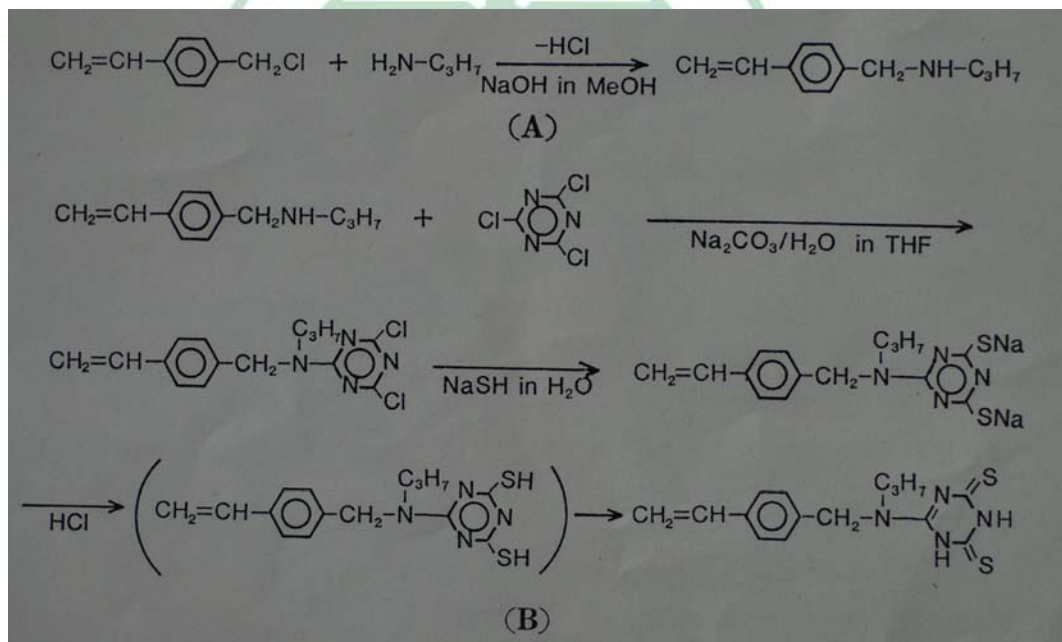
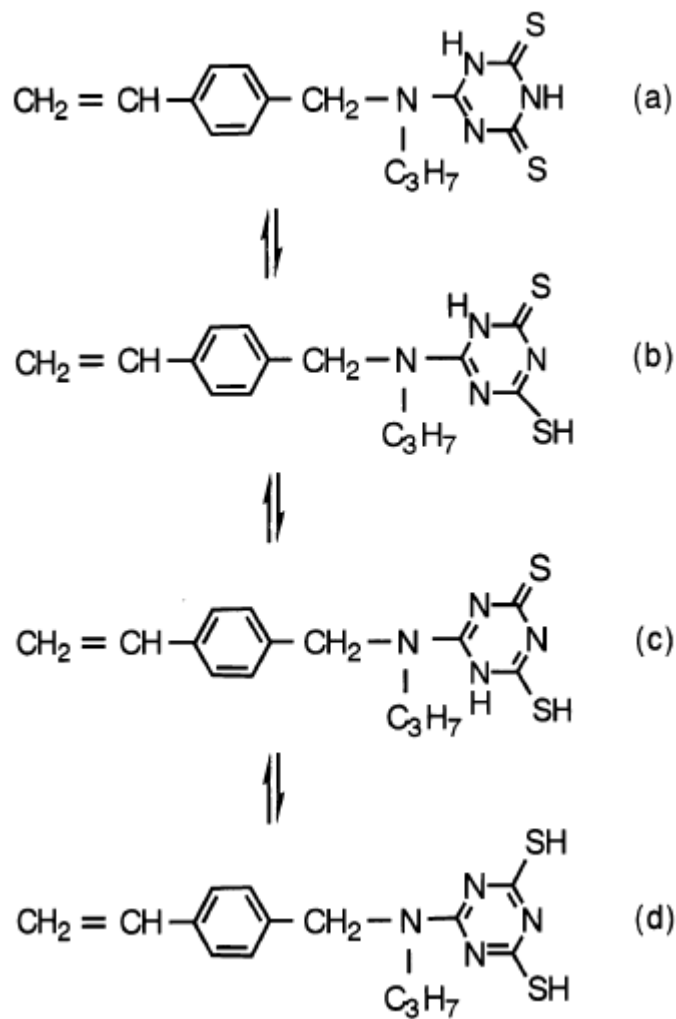


圖 1-8 VBATDT合成化學反應式

Kojima et al. 使用下列幾種金屬黃金 (Au)、鉛 (Pd)、鉑 (Pt)、銀(Ag)、鐵(Fe)、銅(Cu)來比較單純使用 4META/MMA-TBB 樹脂黏著與加上VBATDT處理後，其黏著強度有無不同。結果發現，以上幾種金屬，在塗佈VBATDT之後，其黏著強度大幅增加。因此，下了一個結論，VBATDT可以增加貴金屬與 4-META/MMA-TBB 樹脂的黏著強度。

1997 Kojima et al. 提出，VBATDT與純金 (99.99%) 可以得到很好的黏著強度¹⁸，而與銀或銅則無法得到良好的黏著強度。1999 年，M. Suzuki et al. 則以表面增強拉曼散射光譜 (SERS) 來研究VBATDT與黃金之間的反應關係¹⁹。VBATDT有以下幾種異構物 (Tautomers) 形態：



(a) Thione type

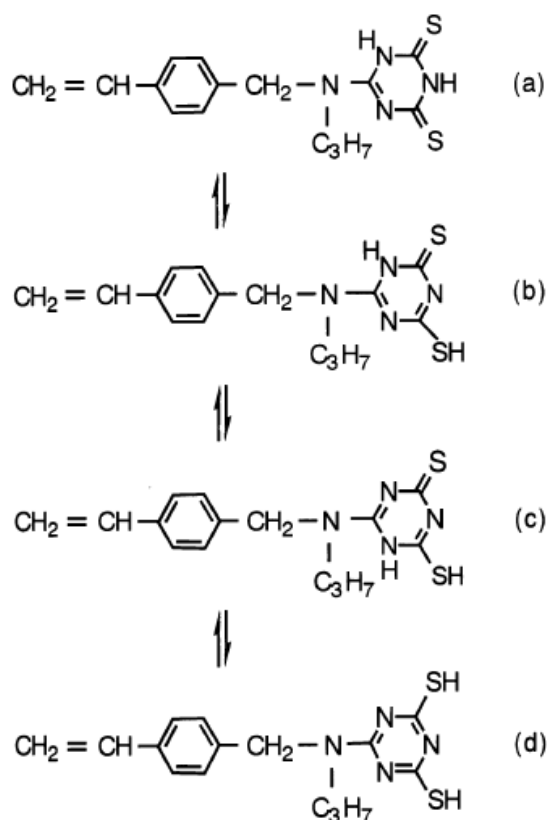
(b) .(c) Thione-thiol type

(d) Thiol type

VBATDT在固體及液體形態時，是以thione-type存在，而能與黃金產生良好反應的異構物，則為thiol-type，因此Kojima判斷，當VBATDT與黃金作用時，是由thione-type轉變成

thiol-type。經由SERS的鑑定，可以發現VBATDT的分子結構為 thione-type，而當與黃金接觸時，其吸附結構（adsorption structure）則為thiol-type²⁰。

以下為其反應結構式：



(a) Thione type

(b) .(c) Thione-thiol type

(d) Thiol type

由VBATDT的結構式來看，可分為triazine rings（三氮六環）以及vinyl benzyl groups（乙烯苯甲基）。而當VBATDT與黃金反應時，主要以三氮六環的改變為主，而乙烯苯甲基則沒有改

變²¹。

其反應式如下(圖 1-9)：

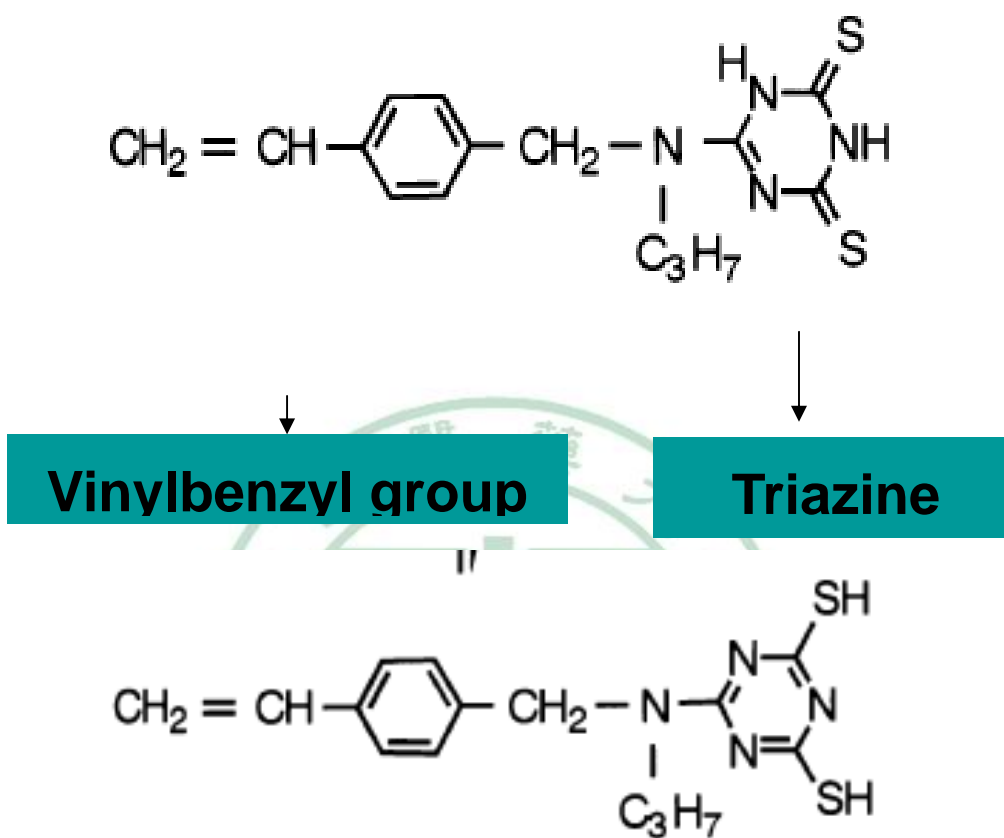


圖 1-9 VBATDT由thione變thiol type時的結構式

VBATDT在primer中的角色，於固體及液體中，為 thione-type，此種異構物因為具有化學穩定的特性，因此可以使VBATDT存放在primer中。而當VBATDT與黃金接觸時，結構中的硫醇基(mercapto groups)就會產生化學反應，並且與黃金作用，在黃金與硫原子間，產生鍵結。VBATDT具有在primer中可以穩定存在，而又具有與黃金的親和性，因此，使得VBATDT成為幫

助樹脂與黃金黏著的材料。

本實驗所使用的V-primer (Sun-Medical Co. Ltd., Shiga, Japan)，即是含有VBATDT以及acetone的溶液，於臨床上使用時，當需要將矯正器與金屬假牙黏著，便可以在金屬表面塗佈適量的V-primer，再以樹脂黏著劑將矯正器黏著於金屬表面。



1 · 7 表面處理方法之文獻回顧

欲增加樹脂與金屬表面的黏著強度，必需先在金屬表面做表面處理 (surface treatment) 的動作²²，而表面處理在文獻中提到許多方式，並且針對各種表面處理方法進行黏著強度的比較，以下分別介紹各種常用的表面處理方法：

(1) Green-stone polishing

用慢速手機以Green-stone bur 於金屬表面做粗糙化的動作，以增加機械性固著力的方法來增加黏著強度，使用此種方法旨在增加macromechanical retention，但是這個方式有許多缺點^{23、24}：對於黏著強度的增加無太大助益、且易造成假牙表面的裂痕損壞。

(2) Diamond bur polishing

用高速手機以鑽石鑽頭 (Diamond bur) 在金屬表面拋光，也可以增加金屬表面的粗糙度，產生macromechanical retention，且臨床操作簡單便利，但是無法達到足夠的臨床使用黏著強度，且經過修磨的金屬表面，會破壞假牙的結構，造成破損或使結構弱化的後果^{25、26}。由於矯正治療結束，矯正器拆除後，假牙仍然可以繼續使用，如果為了增加黏著強度而損壞假牙的表面，或是破壞假牙的結構，則會縮短假牙的使用壽命。因

此，儘可能不要因為過度的修磨而破壞假牙的表面完整性^{27, 28, 29}。

(3) 噴砂 (Sandblasting technique)

使用微細的氧化鋁(Al_2O_3)粒子來噴砂，可以清除金屬表面的氧化物以及妨礙黏著的油漬物質，並且產生微細的粗糙度 (fine roughness)，增加micromechanical retention³⁰。但是此方法並無法獲得足夠的黏著強度，尤其是經過水浴溫度循環 (thermocycling) 處理後，無法有良好的黏著^{31, 32}。

(4) Silane coupling agent

Silane (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (MPTMS)) 可以增加化學接著力，在聚合反應中，silane會與樹脂monomer 中的methacrylate groups反應³³。但是silane coupling agent 與金屬的反應不若與陶瓷的好，所以仍需要加上其他的處理程序，才能得到良好的黏著力。

(5) Silica coating

Silica coating是將氧化鋁粒子以silica acid處理過後，再經由噴砂的壓力，將silica 粒子埋入金屬表面中，如此處理之後，再塗佈上silane coupling agent，便可以與silica粒子產生良好的化學鍵結³⁴。這個方式可以得到很好的黏著強度，並且可以免受金屬成分或氧化物形成的影響。此方法在牙科臨床上常

用，例如使用於修復破裂的陶瓷假牙，當金屬表面裸露時，則需要藉由此方法來增加樹脂與金屬的鍵結，不過目前並無使用於矯正臨床工作上^{35、36}。

(6) 鍍錫 (Tin-plating)

1984年Yamashita以及1993年Gates等人提出，使用Adlloy來電鍍於黃金合金表面，Adlloy的成分為75%Ga及25%Sn，以電鍍方式可在黃金合金表面產生gallium and tin oxide，為一層針狀的結晶 (needle-like crystal)，可以增加固著力，進而加強與樹脂的黏著強度。但是要將電鍍的過程在口內操作，有其困難性，並且尚未通過FDA的認可³⁷。

(7) Ion-coating

1988年T. Tanaka et al.提出ion-coating的方式，以ion-coater(Eiko Engineering Co., Tokyo, Japan)將金屬氧化物產生於欲黏著的金屬表面³⁸，因為有了氧化物的附著，可以增加樹脂的黏著強度，經過實驗證實，有ion-coating處理的金屬，其與樹脂的黏著強度有顯著的增加³⁹。

(8) Primer application

上述的表面處理方式，有些無法達到足夠的黏著強度，而能增加黏著強度的方式，操作使用上又有失其方便性，且有些方式

並無法實際在口內操作，因此使用primer的塗佈來進行表面處理，是較有效且方便簡易的。

目前市面上的primer有數種，以下將分別介紹。1987年Kojima et al. 合成出6-(4-binylnbenzyl-n-propyl) amino-1, 3, 5-triazine-2, 4- dithiol (VBATDT)，並且發表其可以使用來將MMA-TBB 樹脂與貴金屬 (Noble metals) 進行黏著，市售商品如：V-Primer、Alloy Primer。另外還有10-methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate (MDP) 成分⁴⁰，亦可以與貴金屬有很強的黏著強度。其它市售商品如：Metal Primer II 其成分為thiophosphate methacryloyloxyalkyl 的衍生物、Metaltite 其成分為6-methacryloyloxyhexyl-2-thiouracil-5-carboxylate (MTU-6)皆為目前常見的primer種類。

樹脂與金屬合金的黏著強度，亦會因為金屬合金的種類而異，一般來說，金屬合金的分別以貴金屬 (Noble metals) 與賤金屬 (Base metals) 為分類。在牙科常使用的合金裡面，貴金屬有以下幾種：金 (Au)、銅 (Cu)、銀 (Ag)、鈀 (Pd)、銦 (In)、鎳 (Ga)。而賤金屬則有以下幾種：鎳 (Ni)、鉻 (Cr)、鈦 (Ti)、鈷 (Co)、錳 (Mo)、鈹 (Be) 等等。

在鑲復牙科的使用中，時常需要將金屬與樹脂黏著，而賤金屬是最常使用的材料，因為賤金屬與樹脂有很好的黏著強度^{41,42}。研究顯示，Ni-Cr-Be 合金經過酸蝕與噴砂的處理，便可以獲得極高的黏著強度^{43,44}。酸蝕的處理使用的是含有 12% hydrochloric acid and 4% nitric acid (Met-Etch)成分的酸蝕凝膠，在 1997 年，Darunee P. NaBadalung et al. 的實驗中⁴⁵，比較使用 Met-Etch 與 Silica coating 的方式來處理 Ni-Cr-Be 表面，發現使用 Met-Etch 的這一組，獲得最高的黏著強度。1981 年，T. Tanaka et al. 以 Ni-Cr 合金做表面處理的黏著強度比較⁴⁶，發現以 36% HCl 酸蝕 48 小時，或加入 20% FeCl₃ 加速反應只需酸蝕 15 小時，再經過 61% HNO₃ 於室溫下氧化處理 15 分鐘，可以獲得良好的黏著強度。氧化處理使得金屬合金表面產生氧化物，是增進與樹脂黏著力的重要因素，因此可以得知，氧化對於金屬與樹脂的黏著強度是很重要的，為了獲得良好的氧化，有許多方式可以來達成，例如 Heat treatment⁴⁷，以火爐高溫氧化或是浸入 oxidative liquid，不過在 1996 年，Ana M. Diaz-Arnold et al. 的實驗中發現⁴⁸，以火爐高溫氧化處理所得到的黏著強度，在統計上並無顯著差異。

事實上，賤金屬在空氣中，原本就有容易氧化的特性⁴⁹，而

樹脂可以直接與金屬合金表面的氧化物黏著⁵⁰。也因此，Yasuda et al. 指出⁵¹，4-META/MMA-TBB樹脂與賤金屬有極佳的黏著力。而在1999年，P. Moulin et al. 的實驗中⁵²，也發現在未經水浴的實驗組中，Ni-Cr-Be 合金只需經過Al₂O₃噴砂處理，便可以獲得比Silica coating處理過後，相當的黏著強度。許多文獻都有提到^{53, 54, 55}，4-META類的樹脂，與Ni-Cr合金以及Co-Cr合金，有很好的化學鍵結。

上述提到的表面處理方法，例如酸蝕、熱處理等等，皆不適宜於臨床上實行，因為矯正器是需要在口內黏著於金屬假牙表面的，故雖然上述方法可以有效增加黏著強度，但是卻無法於口內操作。1973年，Rochette首次提出，以silane coupling agent來增加樹脂與金屬的黏著強度⁵⁶。1993年，Hansson and Moberg發表一種silica coating系統——Rocate system，先以Rocatec unit將金屬表面噴砂處理，再以Rocatec-Post將silica particle以壓力噴入金屬表面，最後再塗上silane agent——Rocatec-Sil，以此方法可以增強樹脂與金屬的黏著強度。其它市面上可見的silica coating系統，如Cojet-Sand systemt，Silicoater MD等等，皆是利用相同的原理。

而貴金屬方面，則以使用primer application為較常用的表

面處理方式。2001年，K. Yoshida et al. 使用三種常用的 primer⁵⁷：Alloy primer（成分VBATDT）、Metal primer II（成分MEPS）、Metaltite（成分MTU-6）分別塗在Ag-Pd-Cu-Au合金上，進行與樹脂的黏著強度測試，發現有經過primer表面處理過的金屬表面，其與樹脂的黏著強度可以達到比未經處理的金屬表面更好。1987年，Kojima et al. 合成出的VBATDT的thione-type結構，其在與樹脂結合時，它的mercapto groups會與貴金屬產生化學反應。而1991年，Imai也提出MEPS能與貴金屬反應。而MTU-6則有VBATDT中的thiol-type 結構。



1.8 研究目的

1. 臨床上時常遇到矯正器與金屬假牙黏著強度不足的問題，對於患者來說，矯正器脫落會造成不舒服，並且還需要花時間求診解決問題，而對醫師來說，又需花費臨床上操作的時間，並且增加矯正器的額外成本費用，所以對於如何增加矯正器與假牙的黏著強度，便成為一門必須正視的課題。

2. 研究臨床上目前所使用的金屬表面處理方式，是否能達到足夠的黏著強度，以供臨床上使用。

3. 牙科常用的金屬假牙的材質有許多種，本實驗在貴金屬與賤金屬中各選擇一種為代表，藉此研究貴金屬與賤金屬於黏著強度上的表現有無差異。

4. Primer application為目前臨床操作最方便簡易的表面處理方式，本實驗使用V-primer進行研究，測試其是否能有效增加黏著強度。

5. 臨床上使用V-primer時，在塗佈後數秒，待V-primer揮發乾燥之後，會在金屬假牙表面產生白色霧狀的現象，因此欲找出此現象是否影響黏著強度。

6. 測試水浴後，是否會影響黏著強度。

第二章 材料與方法

本實驗的目的在於探討V-primer的使用與否以及使用方式，對於樹脂與金屬假牙的黏著強度是否有影響，並且探討貴賤金屬合金的金屬假牙，在黏著強度方面的表現是否有差異。另外並增加水浴的條件，來比較經過水浴後，是否弱化黏著強度。經過拉伸試驗機測試之後，再比較殘留樹脂的量。



2 · 1 試片的製備

2 · 1 - 1 材料的製作與選擇

本實驗所使用的材料有：右下第一大白齒之金屬假牙，材料分別為貴金屬與賤金屬各一種、右下第一大白齒之金屬矯正器 (Tomy Micro-arch)、SuperBond C&B (4-META/MMA-TBB resin)、V-primer(VBATDT)。

1 · 右下第一大白齒之金屬假牙 (圖 2 - 1)：本實驗選擇的金屬假牙材質，為臨床上常用的金屬假牙種類

(1) 貴金屬：Au-Pt alloy

(2) 賤金屬：Ni-Cr alloy

兩種金屬假牙以同一個右下第一大白齒模型，以翻模的方式製作出各 25 顆金屬假牙，以期每顆製作出來的金屬假牙皆為一樣的大小形狀。



圖 2 - 1 右下第一大白齒 Ni-Cr alloy 金屬假牙

為了使每一個金屬矯正器黏著的位置一致，先於原始的牙齒模型上，將矯正器放置於臨床上黏著的正確位置，再以鑽針刻出金屬矯正器黏著位置的記號在上方兩個角落（圖 2-2），因此每一個製作出的金屬假牙模型，皆在相同位置有相同的記號。

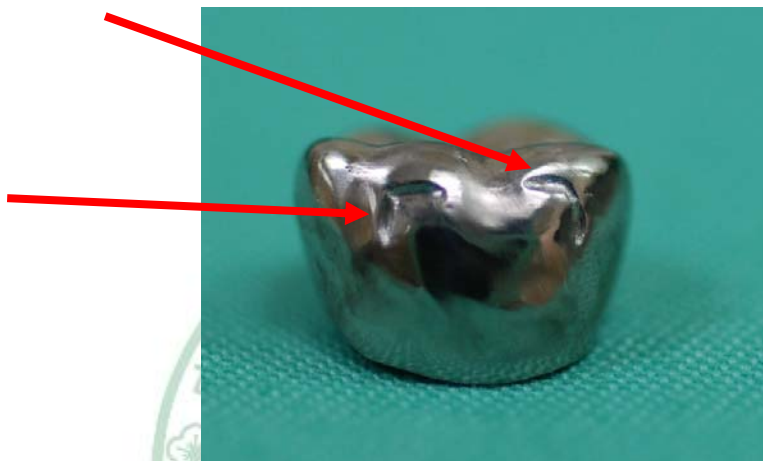


圖 2-2 金屬假牙上的刻痕記號

2 · 金屬矯正器（圖 2-3）：Preadjusted Brackets, Micro-arch, Roth type, 0.018 slot 金屬矯正器 (Tomy company, Tokyo, Japan), 矯正器的底面積為 14.8564 mm^2

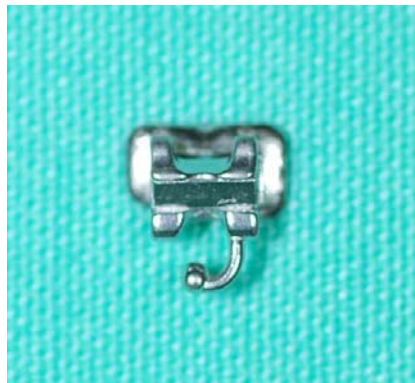


圖 2-3 右下第一大白齒矯正器

3 · 矯正器黏著劑：SuperBond C&B(Sun Medical Company, Kyoto, Japan)(圖 2-4)，屬於 4-META/MMA-TBB system 樹脂。

其內容包含(圖 2-5)：

- a. 牙釉質酸蝕劑(enamel etchant)：其成分為磷酸(phosphoric acid)
- b. 牙本質酸蝕劑(dentin activator solution)：其成分為 citric acid/ferric chloride
- c. 聚合單體(monomer)：成分含 4-META 以及 MMA 單體
- d. 催化劑(catalyst)：成分為 tributyl borane (TBB)
- e. 聚甲基丙烯酸甲酯粉末(tooth colored and clear powders)：分成透明無色及齒質顏色兩類，其成分為 PMMA 粉末。



圖 2-4 SuperBond C&B



PMMA 粉末



MMA 單體



TBB 催化劑



酸蝕劑

圖 2-5 SuperBond 內容物

4 · V-primer (圖 2 - 6) : 主要成分為 VBATDT , 以 acetone 為其溶液



圖 2 - 6 V-primer

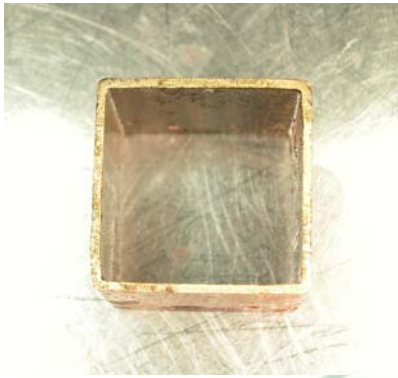


2 · 1 - 2 試片的處理

為了使金屬假牙能夠穩固地固定在材料試驗機上，必須將金屬假牙包埋之後，才能在材料試驗機上進行測量，並且測得黏著強度的數值。為了使包埋的金屬假牙位置及角度皆一致，先製作一個包埋的 index，其步驟如下（圖 2 - 7）：

- 1 · 先將包埋用的模具內部以牙科用的石蠟(paraffin wax)填至 2/3 滿。
- 2 · 再將金屬假牙以石蠟固定，並且調整其位置於模具的中央，角度則為頰側垂直於地面。
- 3 · 使石蠟表面與模具頂端齊平，並且無凹凸不平的表面，以酒精噴燈使表面平滑。
- 4 · 準備一個塑膠圓罐，大小約為包埋模具直徑之 2 倍，高度則約包埋模具之一半。
- 5 · 在圓罐周圍鑽孔 3 個，並且鎖入 3 根螺絲，以固定印模材，防止其脫出。
- 6 · 將圓罐內以牙科印模材——silicone impression material 注入約 2/3 滿，再塗佈少許於固定好的假牙表面。
- 7 · 接著將金屬假牙以及包埋模具置入灌了印模材的圓罐內，然後放置 6 分鐘，待印模材硬化。

- 8. 硬化後，將包埋模具取出，即完成包埋用的 index
- 9. 以此方式，再複製數個，以供使用。使用 index 來包埋，可以使每個試片，其金屬假牙的位置與角度一致。



包埋用的模具



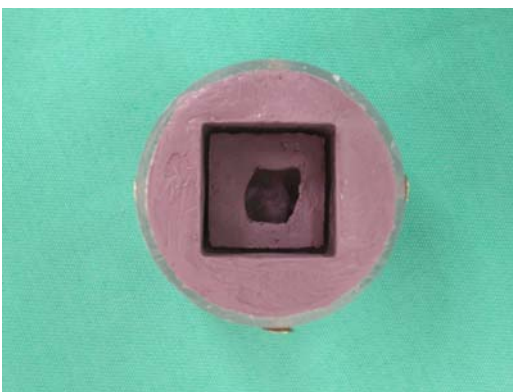
以石蠟固定假牙



塑膠罐鑽入螺絲



印模材灌入塑膠



取出模具，即得包埋用的index

圖 2 - 7 Index 製作步驟

接下來，便可以開始製作試片，操作步驟如下（圖 2－8）：

1. 先將模具內部以分離劑塗抹均勻
2. 將金屬假牙放置於 index 中，再將模具放入
3. 環氧樹脂與硬化劑以 100:1 調置混合，並緩緩倒入模具中
4. 環氧樹脂硬化後，即可將模具取出，再將模具與包埋好的試片分離，便得到製作好的試片



圖 2－8 包埋好的試片

此包埋過程最主要為利用樹脂模擬人體口腔中牙齒固定於齒槽骨中的真實情況，並且避免於實驗中因材料試驗機施力而導致試片移動造成誤差。

金屬假牙包埋好之後，即可開始進行金屬矯正器黏著的步驟，由於本實驗所使用的右下側第一大白齒金屬矯正器其 hook

的部分會卡住包埋用的環氧樹脂，影響材料試驗機的測試，所以在黏著前，需要先用矯正器械——pin cutter，將 hook 剪去（圖 2-9），接下來便可以將剪好的矯正器依照正常的臨床程序黏著，所有操作步驟皆由同一操作者，並且依照廠商說明指示進行，其步驟如下：

1. 清潔金屬假牙表面（圖 2-10）：以慢速手機，接上毛刷，再沾取適量研磨劑，將金屬假牙表面進行研磨的動作約 30 秒，然後以清水沖洗並吹乾。

2. 以 V-primer 處理金屬假牙表面：依照商品說明，在欲黏著的區域，先以小棉球沾取適量（圖 2-11），再均勻塗佈於金屬假牙表面（圖 2-12）。本實驗有塗佈 V-primer 者分為兩組，一組在 V-primer 塗佈後，待其自然乾燥 1 分鐘，另一組則在 V-primer 塗佈後立即使用 SuperBond C&B 進行黏著動作。

3. 使用 SuperBond C&B 的步驟如下：

a. 先將單聚體（monomer）與催化劑（catalyst）以 3:1 的比例滴於瓷鉢中混合（圖 2-13）。

b. 於瓷鉢中倒入適量的 PMMA 粉末

c. 使用廠商所附的毛刷，以〔筆積法〕先沾取混合好的液體，再沾取粉末（圖 2-14），然後塗在矯正器的底面（圖 2-15）。

- d. 將塗好黏著劑的矯正器放在金屬假牙上已做好記號的區域，並且將矯正器的上方兩個角落對齊記號（圖 2-16）。
- e. 施力於矯正器上，使矯正器與金屬假牙表面貼合。
- f. 以探針將溢出的多餘黏著劑移除乾淨，再以毛刷沾取混合液體，在矯正器四周塗抹，進行”密封”（sealing）的動作。
- g. 靜置 7 分鐘，使黏著劑完成硬化反應。



圖 2-10 使用 pin-cutter 將矯正器的 hook 剪掉



圖 2-11 清潔假牙表面所使用的表面研磨劑及慢速手機



圖 2-12 以小棉球沾取 V-primer

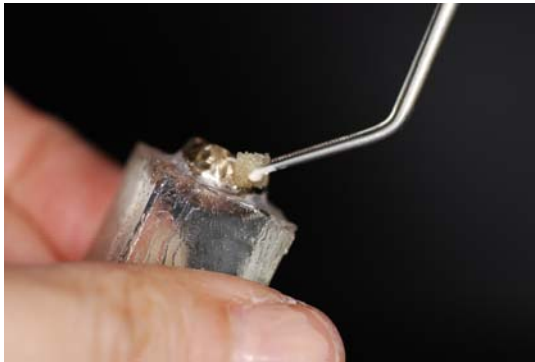


圖 2-1 2 將 V-prime 塗抹
於假牙表面



圖 2-1 3 單聚體與催化劑
以 3 : 1 混合



圖 2-1 4 以筆積法先沾取
液體再沾取 PMMA 粉末



圖 2-15 將黏著劑塗在矯正器底部



圖 2-16 矯正器黏著定位

本實驗另外會探討到水浴的影響，水浴的處理程序如下：

1. 先將欲進行水浴的試片準備好
2. 使恆溫水槽（圖 2-17）的水溫維持於攝氏 37 度
3. 將試片放置於水槽中，由於試片較輕，會隨著水的波動而翻滾，所以需要將試片靠放在水槽的壁上（圖 2-18），以固定試片的位置，避免因為試片移動而撞擊到矯正器，影響黏著強度的實驗結果。
4. 水浴的時間為 24 小時



圖 2-17 恆溫水槽



圖 2-18 試片置於恆溫水槽中

2 · 2 實驗設計與分組

本實驗要探討的部分為：金屬合金的種類、V-primer 的使用與否、V-primer 的使用方式、及水浴的影響。以下個別說明：

1 · 金屬合金的種類：在回顧以往的文獻之後，可以發現，4-META/MMA-TBB 類型的樹脂對於賤金屬合金有良好的黏著強度，而貴金屬合金則需要額外的處理才能得到良好的黏著強度，因此就合金的種類，本實驗選擇了臨床上常用的貴金屬與賤金屬種類來進行研究黏著強度的差異。

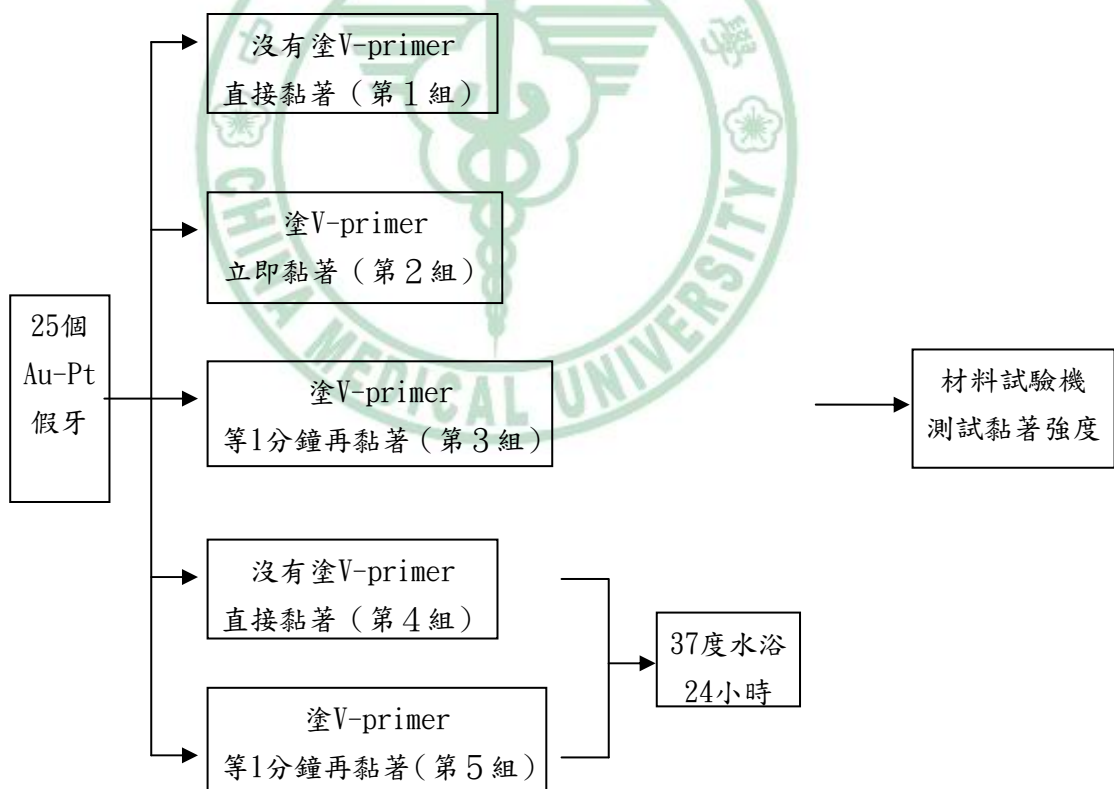
2 · V-primer 的塗佈：V-primer 的使用說明書上提到，可以增進貴金屬的黏著強度，並且可以搭配 4-META/MMA-TBB 或其它種類的樹脂黏著劑。而 1987 年 Kojima 合成出 VBATDT 時，也提到其可以增進貴金屬與樹脂的黏著強度。1997 年 Kojima 也提出 VBATDT 與黃金接觸時，會發生化學的反應。因此本實驗將貴金屬與賤金屬都分別塗上 V-primer 來測試，觀察是否賤金屬亦有增加黏著強度的效果。

3 · V-primer 的使用方法：V-primer 的使用方法為塗佈後，由於 V-primer 的揮發性極高，因此可以立即揮發完畢並且立即使用樹脂黏著劑黏著。實際在臨床操作時，可以觀察到 V-primer 塗抹後，會在數秒後金屬表面變成白色霧狀，而這個現象是否為

V-primer 產生反應的結果，是否需要等到霧狀表面產生後，進行黏著程序，才能真正得到較好的黏著強度，便是此一變因要探討的。

4. 水浴：口腔是一個潮溼的環境，而矯正器黏著之後，置入潮溼的環境，是否會影響其黏著強度，也是本實驗探討的方向。

本實驗共準備 25 個 Au-Pt 合金假牙以及 25 個 Ni-Cr 合金假牙，以及 50 個右下第一大白齒的金屬矯正器，其實驗分組與流程圖如下所示(圖 2-19)：



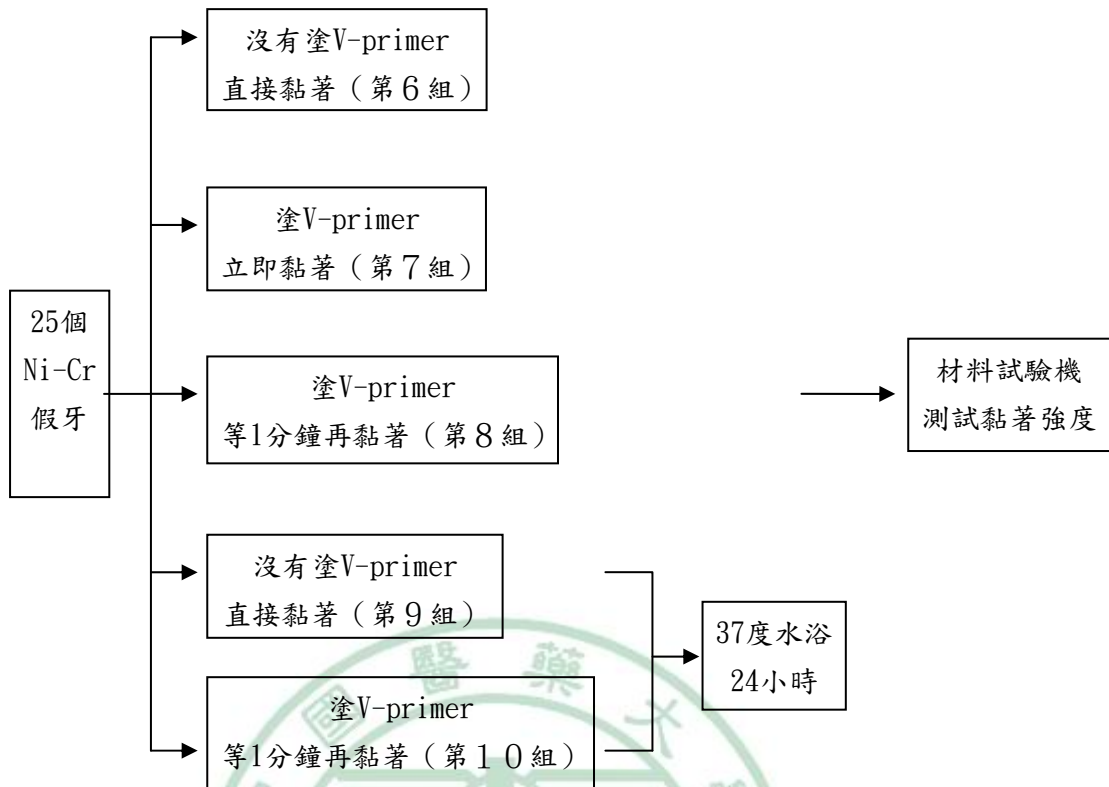


圖 2-19 實驗流程圖

2.3 材料試驗機

本實驗所使用的材料試驗機型號為 J S V H 1 0 0 0 立式自動測試台(圖2-20)搭配HANDY FORCE GAUGE(HF-100) (表2-1)，其最大荷重容量1000N，最小解析度達到 1/10000。這套系統具簡易使用的簡單模式、可預先設定測試的試驗條件的詳細模式，也可以設定保持時間、間隔時間，進行重複性的試驗。此外，使用數位方式，可以正確且簡單的設定試驗速度、測試範圍。可以即時看負荷的變化，不必擔心荷重元發生過負荷而損壞。測試結果可以傳送到電腦，配合QCForce軟體進行數據分析處理。



圖 2-20 JSV H1000 材料試驗機

表 2-1 JSV H100Y FORCE GAUGE 規格表

JSV H100Y FORCE GAUGE(HF-100)

名 稱	立式自動測試台
型 式	JSV-H1000
最 大 荷 重	1000N (100kgf)
試 驗 速 度	1 ~ 600 mm/min
試 驗 行 程	250mm (包含治具尺寸)
工 件 空 間	W220×D140mm
外 型 尺 寸	W220×D340×H540
重 量	約 18 kg
電 源	AC100V ~ AC240V

夾治具的設計如圖(圖 2-2 1)(圖 2-2 2)，其可以固定在 JSV H1000 立式自動測試台上。將試片放置於夾治具上，並且可以調整左右兩旁的調節鈕，以將試件緊緊夾住。材料試驗機的施力裝置如圖，給予一個由上往下的推力。



圖 2-2 1 施力裝置

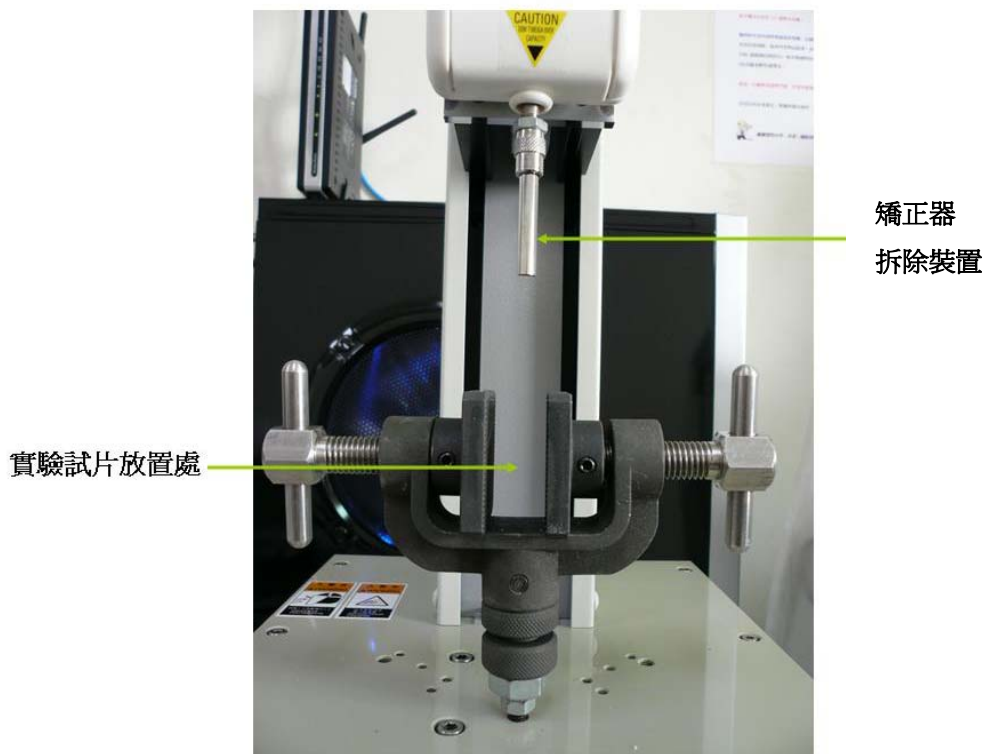


圖 2-22 夾治具設計圖

為了避免試片在受測時，施力裝置往下施力，而造成試片往下方滑動，因此於試片底部放置一鐵塊，抵抗試片向下方移動而造成實驗誤差（圖 2-23）。另外，為了標準化每一個試片於受測時施力的方向與角度，因此每一次試片放置的位置角度皆需一致，所以在夾治具的兩旁夾片上做記號，標記試片放置的位置（圖 2-24）。試片夾於夾治具上時的圖片如下：

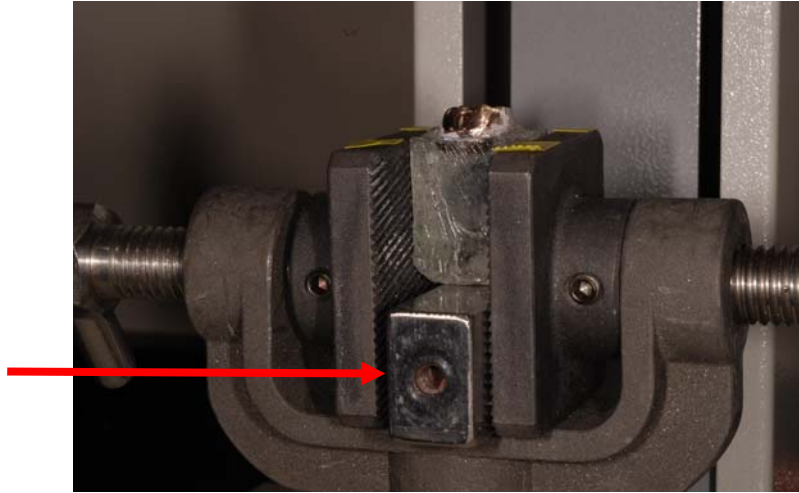


圖 2-23 鐵塊放置處

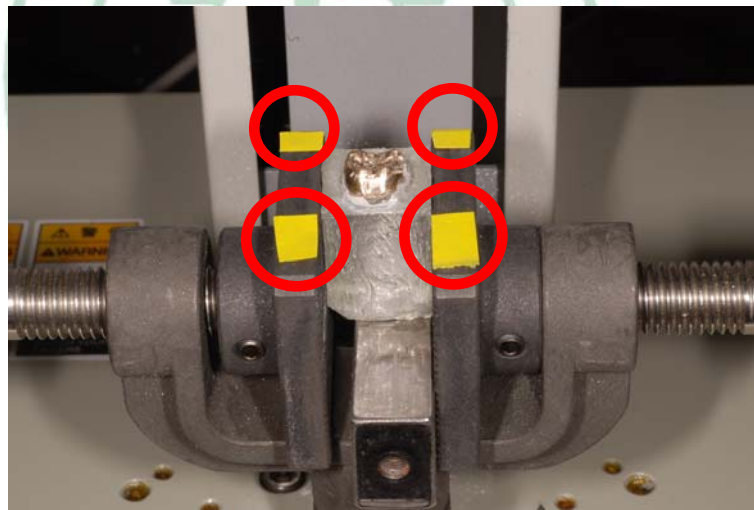


圖 2-24 試片位置的記號

本研究以剪力 (Shear force) 來測試黏著強度，所使用的 crosshead speed 為 1mm/min，大部分的文獻中使用的 crosshead speed 為 1mm/min 或 2mm/min。施力裝置以 1mm/min 的速度往下，施力於矯正器與金屬假牙表面的交接面 (圖 2-25)，直到矯正器脫離金屬假牙便停止，然後由電腦軟體同步紀錄矯正器脫離時，所施力的大小，此大小以牛頓 (N) 為單位，本實驗以此施力的強度數值做為各組間黏著強度的比較。

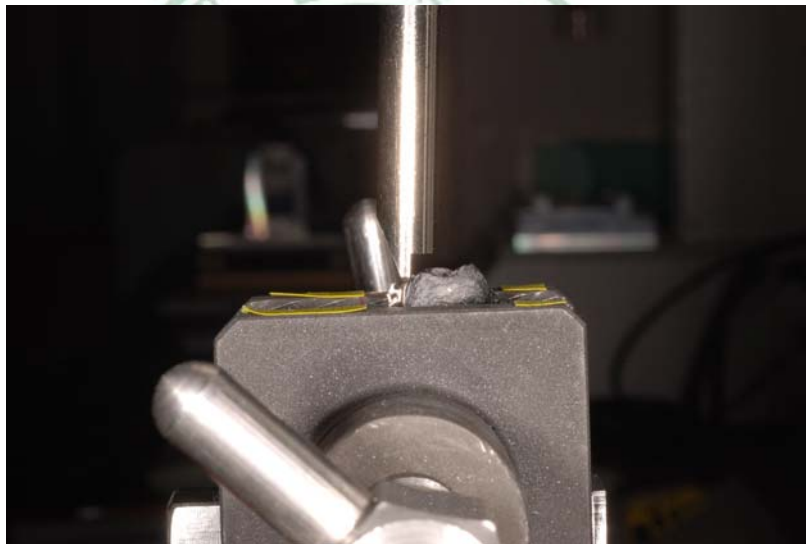


圖 2-25 施力裝置施力於假牙與矯正器的黏著層

2 · 4 電腦軟體——QC Force

本實驗用來紀錄矯正器脫離時的力量所使用的軟體為 QC Force (圖 2 - 2 6)，此軟體可以與 JCV H1000 搭配使用，能同步紀錄施力大小，並且有統計及曲線分析的功能，方便實驗操作與分析。

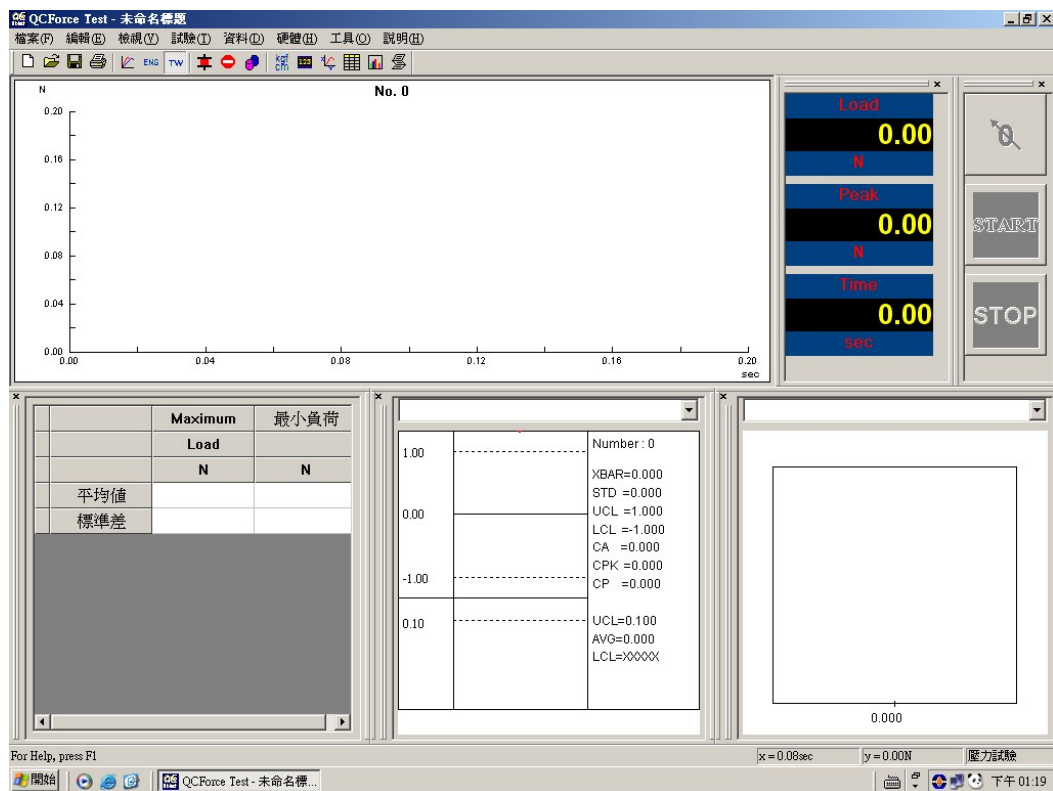


圖 2 - 2 6 QC Force 的操作介面

2.5 PIA 影像分析軟體

所有的樣本經過實驗後，將金屬假牙的表面以數位相機拍攝下來，並且經由PIA 影像分析軟體來計測殘留樹脂所占的面積百分比。PIA 影像分析軟體的操作步驟如下：

1. 先拍攝拆除矯正器後的金屬假牙表面（圖 2-27）
2. 將矯正器黏著區域圈選出來（圖 2-28）
3. 去掉圈選區域以外的背影（圖 2-29）
4. 計算圈選區域的面積（圖 2-30）
5. 將樹脂的區域標示出來（圖 2-31）
6. 計算樹脂所占的面積（圖 2-32）
7. 計算樹脂所占的面積百分比

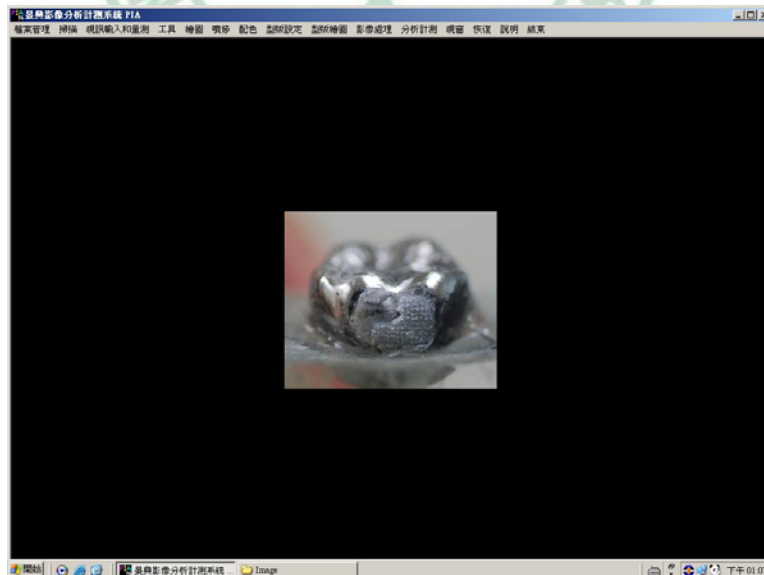


圖 2-27 於 PIA 中讀取拍攝好的假牙照片

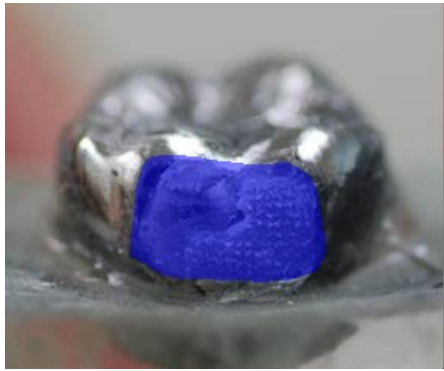


圖 2-28 圈選出黏著矯正器的區域



圖 2-29 去掉其他背景

Masked Area=63.978367mm²



圖 2-30 計算出此選取區域的面積

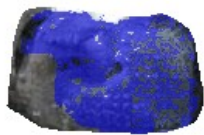


圖 2-31 選取樹脂殘留區域

Masked Area=36.974836mm²

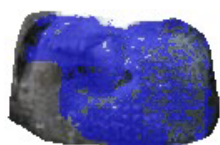


圖 2-32 計算樹脂殘留區域面積

2 · 6 統計學分析

本實驗的統計分析使用的軟體為 SPSS 13.0 for windows，並且採用以下兩種統計方法進行分析：

- 1 · 敘述性統計分析 (descriptive statistics)：本實驗採用 one-way ANOVA (ANalysis Of Variance, 變異數分析) 進行各組數據的統計分析。以此方式計算各組黏著強度的平均值 (mean) 與標準差 (standard deviation)，以及各組樹脂殘留百分比的平均值與標準差。
- 2 · Post Hoc Test：採用 Bonferroni test 來進行各組間的檢定，以分析各組數據的差異是否有顯著的統計差異 (significant difference)，本實驗以 $P < 0.05$ 代表具有統計上之顯著性，以 “*” 表示之。

第三章 實驗結果

各組所測得的黏著強度以 QC Force 軟體紀錄，並且比較各組的差異。各組的殘留樹脂情形，以 PIA 軟體分析並且計算百分比，其結果分別於下說明。

3.1 材料試驗機測試結果

各組於材料試驗機上測試時，當矯正器脫落時，材料試驗機會停止增加施力，而於 QC Force 軟體紀錄曲線中，可以看到曲線的最高點，即施力的最大值，通常在矯正器的黏著強度測試中，即以此最大值為代表來進行黏著強度的比較。材料試驗機所使用力量單位為牛頓(N)，再除以矯正器的面積 (mm^2) 即可以得黏著強度的單位 (MPa)。

各組所測得的材料試驗機最大施力強度 (N)，以 QC Force 軟體紀錄後，其結果分別顯示如下 (圖 3-1~10)：

	最大施力強度 (N)
1	62.5
2	70.1
3	56
4	64.4
5	76.9

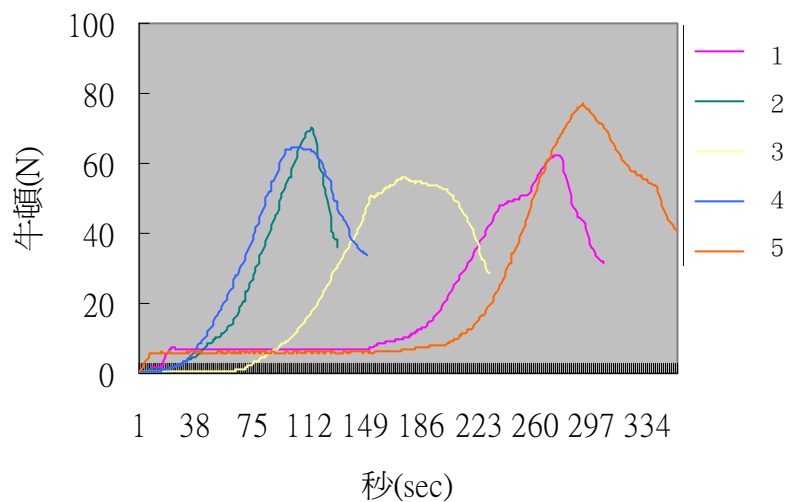


圖 3-1 第 1 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	110.9
2	113.3
3	101.8
4	107.9
5	102.7

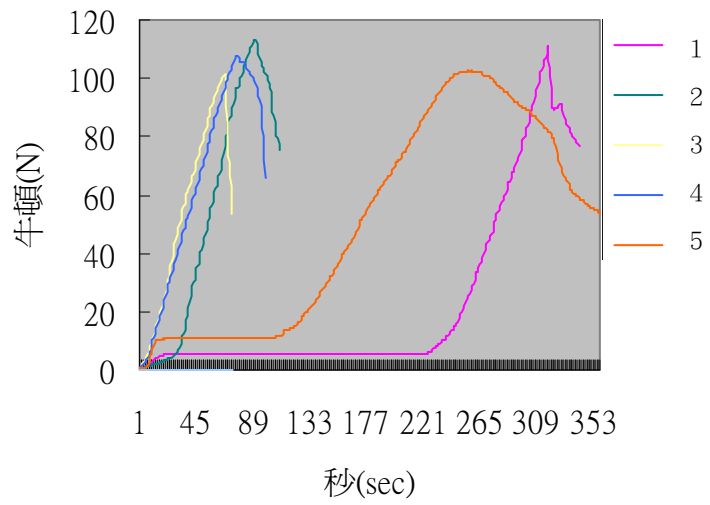


圖 3-2 第 2 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	88.9
2	90.9
3	96.4
4	93.3
5	98.8

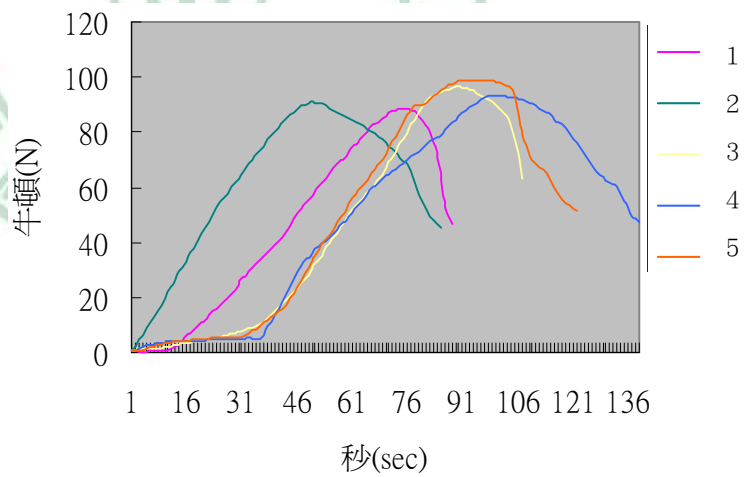


圖 3-3 第 3 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	56.2
2	55.5
3	50.3
4	55.4
5	55.5

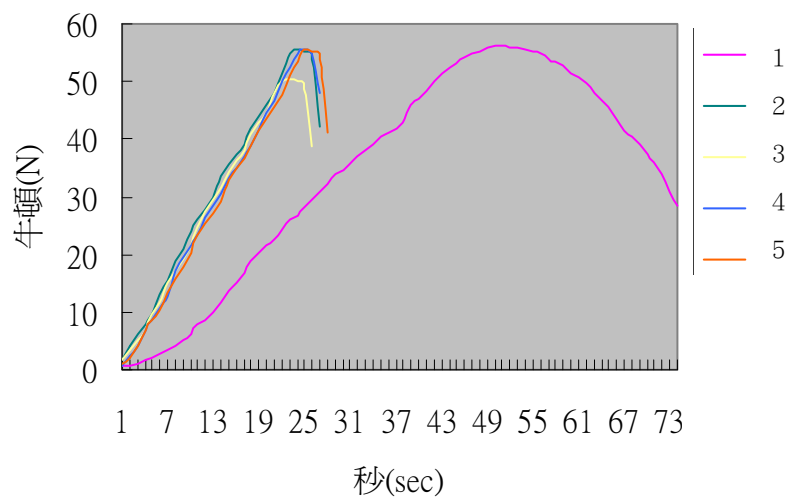


圖 3-4 第 4 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	70.1
2	77.9
3	65.6
4	66.0
5	59.3

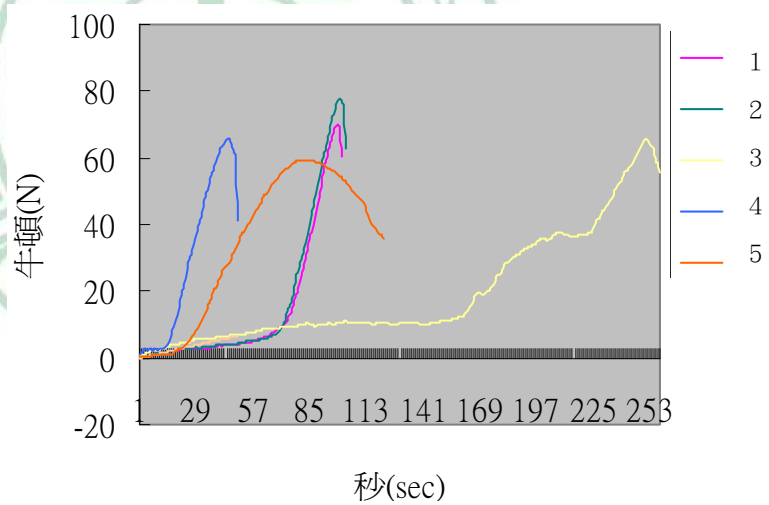


圖 3-5 第 5 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	147.2
2	155.0
3	178.3
4	149.8
5	178.6

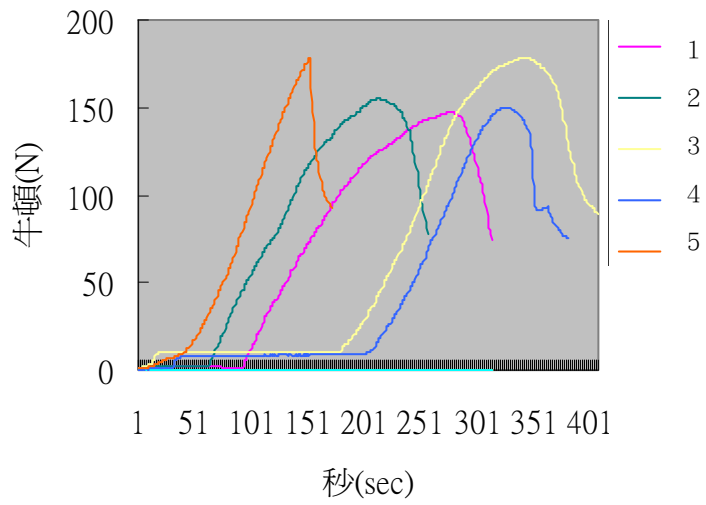


圖 3-6 第 6 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	160.1
2	155.2
3	161.9
4	164.4
5	160.9

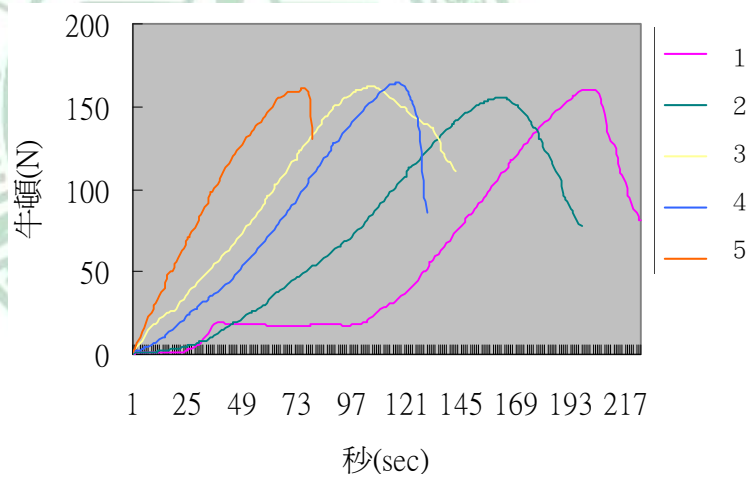


圖 3-7 第 7 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	146.8
2	154.3
3	152.3
4	141.1
5	138.0

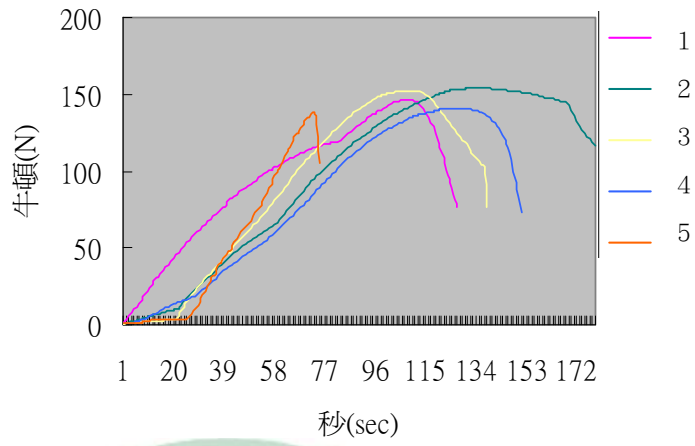


圖 3-8 第 8 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	104.6
2	113.8
3	99.3
4	107.1
5	121.5

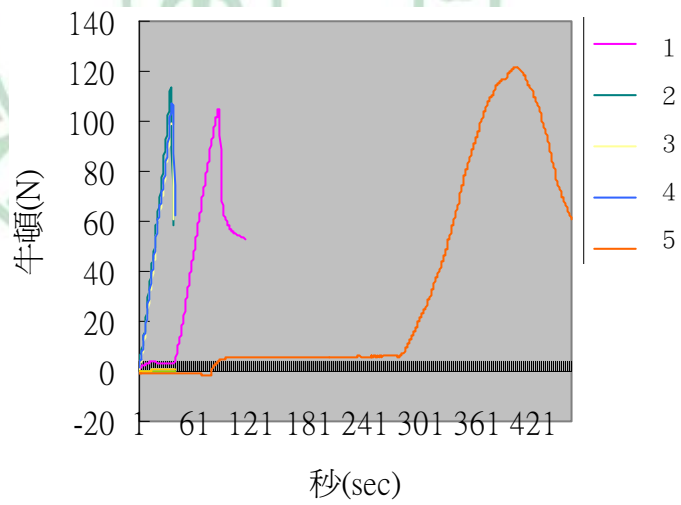


圖 3-9 第 9 組實驗結果

	最大施力強度 (N)
1	124.4
2	113.1
3	132.9
4	124.6
5	125.2

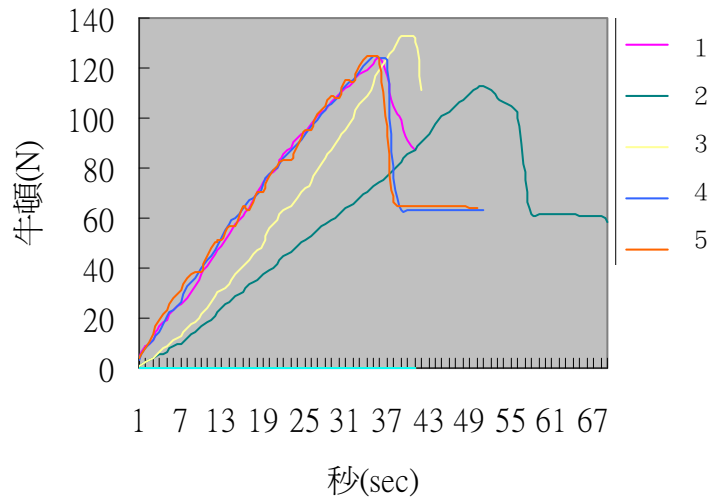


圖 3-10 第 10 組實驗



3.2 實驗結果統計資料

黏著強度的單位為 MPa，而材料試驗機的測試結果，其力量單位是牛頓 (N)，欲換算為黏著強度 (MPa) 時，其公式為：

$$\text{黏著強度 (MPa)} = \frac{\text{最大施力 (N)}}{\text{矯正器表面積 (mm}^2\text{)}}$$

各實驗組的黏著強度數值經過 SPSS 進行 ANOVA 分析之後，所得結果如下表 (表 3-1)：

表 3-1 ANOVA 統計結果

Descriptives

Mpa

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	5	4.4411820	.53259961	.23818578	3.7798722	5.1024918	3.76941	5.17622
2	5	7.2238180	.33777892	.15105933	6.8044101	7.6432259	6.85226	7.62634
3	5	6.2989760	.27804485	.12434544	5.9537377	6.6442143	5.95711	6.65031
4	5	3.6738340	.16248495	.07266548	3.4720823	3.8755857	3.38574	3.78288
5	5	4.5623420	.46100652	.20616838	3.9899268	5.1347572	3.99154	5.24353
6	5	10.8895780	1.04163247	.46583220	9.5962205	12.1829355	9.90818	12.02175
7	5	10.8034220	.22721800	.10161498	10.5212936	11.0855504	10.44667	11.06593
8	5	9.8597920	.47246773	.21129399	9.2731458	10.4464382	9.28891	10.38609
9	5	7.3543960	.57904720	.25895778	6.6354139	8.0733781	6.68398	8.17829
10	5	8.3492440	.47592255	.21283904	7.7583081	8.9401799	7.61288	8.94563
Total	50	7.3456584	2.56999277	.36345186	6.6152745	8.0760423	3.38574	12.02175

ANOVA

Mpa

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	313.096	9	34.788	131.992	.000
Within Groups	10.543	40	.264		
Total	323.638	49			

本研究實驗數據的 Post Hoc Test 採用 Bonferroni 法來進行

各組之間的比較，以下為使用 SPSS 進行統計分析的結果（表 3 - 2）：

表 3 - 2 Bonferroni Test 統計結果

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Mpa
Bonferroni

(I) Group	(J) Group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-2.78263600*	.32469334	.000	-3.9237148	-1.6415572
	3	-1.85779400*	.32469334	.000	-2.9988728	-.7167152
	4	.76734800	.32469334	1.000	-.3737308	1.9084268
	5	-.12116000	.32469334	1.000	-1.2622388	1.0199188
	6	-6.44839600*	.32469334	.000	-7.5894748	-5.3073172
	7	-6.36224000*	.32469334	.000	-7.5033188	-5.2211612
	8	-5.41861000*	.32469334	.000	-6.5596888	-4.2775312
	9	-2.91321400*	.32469334	.000	-4.0542928	-1.7721352
	10	-3.90806200*	.32469334	.000	-5.0491408	-2.7669832
	2	1	2.78263600*	.32469334	.000	1.6415572
3		.92484200	.32469334	.311	-.2162368	2.0659208
4		3.54998400*	.32469334	.000	2.4089052	4.6910628
5		2.66147600*	.32469334	.000	1.5203972	3.8025548
6		-3.66576000*	.32469334	.000	-4.8068388	-2.5246812
7		-3.57960400*	.32469334	.000	-4.7206828	-2.4385252
8		-2.63597400*	.32469334	.000	-3.7770528	-1.4948952
9		-.13057800	.32469334	1.000	-1.2716568	1.0105008
10		-1.12542600	.32469334	.057	-2.2665048	.0156528
3		1	1.85779400*	.32469334	.000	.7167152
	2	-.92484200	.32469334	.311	-2.0659208	.2162368
	4	2.62514200*	.32469334	.000	1.4840632	3.7662208
	5	1.73663400*	.32469334	.000	.5955552	2.8777128
	6	-4.59060200*	.32469334	.000	-5.7316808	-3.4495232
	7	-4.50444600*	.32469334	.000	-5.6455248	-3.3633672
	8	-3.56081600*	.32469334	.000	-4.7018948	-2.4197372
	9	-1.05542000	.32469334	.105	-2.1964988	.0856588
	10	-2.05026800*	.32469334	.000	-3.1913468	-.9091892
	4	1	-.76734800	.32469334	1.000	-1.9084268
2		-3.54998400*	.32469334	.000	-4.6910628	-2.4089052
3		-2.62514200*	.32469334	.000	-3.7662208	-1.4840632
5		-.88850800	.32469334	.415	-2.0295868	.2525708
6		-7.21574400*	.32469334	.000	-8.3568228	-6.0746652
7		-7.12958800*	.32469334	.000	-8.2706668	-5.9885092
8		-6.18595800*	.32469334	.000	-7.3270368	-5.0448792
9		-3.68056200*	.32469334	.000	-4.8216408	-2.5394832
10		-4.67541000*	.32469334	.000	-5.8164888	-3.5343312

5	1	.12116000	.32469334	1.000	-1.0199188	1.2622388
	2	-2.66147600*	.32469334	.000	-3.8025548	-1.5203972
	3	-1.73663400*	.32469334	.000	-2.8777128	-.5955552
	4	.88850800	.32469334	.415	-.2525708	2.0295868
	6	-6.32723600*	.32469334	.000	-7.4683148	-5.1861572
	7	-6.24108000*	.32469334	.000	-7.3821588	-5.1000012
	8	-5.29745000*	.32469334	.000	-6.4385288	-4.1563712
	9	-2.79205400*	.32469334	.000	-3.9331328	-1.6509752
	10	-3.78690200*	.32469334	.000	-4.9279808	-2.6458232
	6	1	6.44839600*	.32469334	.000	5.3073172
2		3.66576000*	.32469334	.000	2.5246812	4.8068388
3		4.59060200*	.32469334	.000	3.4495232	5.7316808
4		7.21574400*	.32469334	.000	6.0746652	8.3568228
5		6.32723600*	.32469334	.000	5.1861572	7.4683148
7		.08615600	.32469334	1.000	-1.0549228	1.2272348
8		1.02978600	.32469334	.131	-.1112928	2.1708648
9		3.53518200*	.32469334	.000	2.3941032	4.6762608
10		2.54033400*	.32469334	.000	1.3992552	3.6814128
7		1	6.36224000*	.32469334	.000	5.2211612
	2	3.57960400*	.32469334	.000	2.4385252	4.7206828
	3	4.50444600*	.32469334	.000	3.3633672	5.6455248
	4	7.12958800*	.32469334	.000	5.9885092	8.2706668
	5	6.24108000*	.32469334	.000	5.1000012	7.3821588
	6	-.08615600	.32469334	1.000	-1.2272348	1.0549228
	8	.94363000	.32469334	.267	-.1974488	2.0847088
	9	3.44902600*	.32469334	.000	2.3079472	4.5901048
	10	2.45417800*	.32469334	.000	1.3130992	3.5952568
	8	1	5.41861000*	.32469334	.000	4.2775312
2		2.63597400*	.32469334	.000	1.4948952	3.7770528
3		3.56081600*	.32469334	.000	2.4197372	4.7018948
4		6.18595800*	.32469334	.000	5.0448792	7.3270368
5		5.29745000*	.32469334	.000	4.1563712	6.4385288
6		-1.02978600	.32469334	.131	-2.1708648	.1112928
7		-.94363000	.32469334	.267	-2.0847088	.1974488
9		2.50539600*	.32469334	.000	1.3643172	3.6464748
10		1.51054800*	.32469334	.002	.3694692	2.6516268
9		1	2.91321400*	.32469334	.000	1.7721352
	2	.13057800	.32469334	1.000	-1.0105008	1.2716568
	3	1.05542000	.32469334	.105	-.0856588	2.1964988
	4	3.68056200*	.32469334	.000	2.5394832	4.8216408
	5	2.79205400*	.32469334	.000	1.6509752	3.9331328
	6	-3.53518200*	.32469334	.000	-4.6762608	-2.3941032
	7	-3.44902600*	.32469334	.000	-4.5901048	-2.3079472
	8	-2.50539600*	.32469334	.000	-3.6464748	-1.3643172
	10	-.99484800	.32469334	.175	-2.1359268	.1462308
	10	1	3.90806200*	.32469334	.000	2.7669832
2		1.12542600	.32469334	.057	-.0156528	2.2665048
3		2.05026800*	.32469334	.000	.9091892	3.1913468
4		4.67541000*	.32469334	.000	3.5343312	5.8164888
5		3.78690200*	.32469334	.000	2.6458232	4.9279808
6		-2.54033400*	.32469334	.000	-3.6814128	-1.3992552
7		-2.45417800*	.32469334	.000	-3.5952568	-1.3130992
8		-1.51054800*	.32469334	.002	-2.6516268	-.3694692
9		.99484800	.32469334	.175	-.1462308	2.1359268

*. The mean difference is significant at the .05 level.

3.3 樹脂殘留面積之分析結果

經過材料試驗機的測試後，將假牙表面殘留的樹脂情形，以數位相機拍照，以進行殘留面積百分比的分析計測，經過矯正器拆除的測試後，發現使用 Au-Pt alloy 的實驗 1-5 組，其假牙表面皆無殘留樹脂（圖 3-1-1），而其餘使用 Ni-Cr alloy 的實驗 6-10 組則皆有樹脂殘留於假牙表面的現象，將假牙表面進行拍照後所得照片如下（圖 3-1-2）：



圖 3-1-1 Au-Pt alloy 假牙表面無樹脂殘留



圖 3-1-2 Ni-Cr alloy 假牙表面樹脂殘留情形

以 PIA 影像分析軟體計算 Ni-Cr alloy 假牙表面樹脂殘留情形，並且以 ANOVA 進行各組的統計分析：

表 3 - 3 Ni-Cr alloy 假牙表面樹脂殘留面積百分比之

ANOVA 統計結果

Descriptives

Percentage

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	5	67.101840	2.0196690	.9032234	64.594090	69.609590	64.3786	69.3546
2	5	66.408040	1.5996212	.7153723	64.421848	68.394232	64.3529	68.3987
3	5	66.916940	2.3517672	1.0517423	63.996835	69.837045	63.5894	69.3328
4	5	49.238460	.8124566	.3633416	48.229662	50.247258	48.3569	50.3785
5	5	49.458880	1.7890507	.8000878	47.237480	51.680280	46.5892	51.3987
Total	25	59.824832	8.8851381	1.7770276	56.157227	63.492437	46.5892	69.3546

ANOVA

Percentage

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1830.579	4	457.645	142.751	.000
Within Groups	64.118	20	3.206		
Total	1894.696	24			

(表格中的第 1 組為實驗第 6 組，第 2 組為實驗第 7 組，第 3 組為實驗第 8 組，第 4 組為實驗第 9 組，第 5 組為實驗第 10 組)

Post Hoc Test 同樣以 Bonferroni Test 進行各組的結果比較，所得結果如下 (表 3 - 4)：

表 3 - 4 Ni-Cr alloy 假牙表面樹脂殘留的

Bonferroni Test 分析結果

Post Hoc Test^a

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Percentage

Bonferroni

(I) Group	(J) Group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	.6938000	1.1324115	1.000	-2.877147	4.264747
	3	.1849000	1.1324115	1.000	-3.386047	3.755847
	4	17.8633800*	1.1324115	.000	14.292433	21.434327
	5	17.6429600*	1.1324115	.000	14.072013	21.213907
2	1	-.6938000	1.1324115	1.000	-4.264747	2.877147
	3	-.5089000	1.1324115	1.000	-4.079847	3.062047
	4	17.1695800*	1.1324115	.000	13.598633	20.740527
	5	16.9491600*	1.1324115	.000	13.378213	20.520107
3	1	-.1849000	1.1324115	1.000	-3.755847	3.386047
	2	.5089000	1.1324115	1.000	-3.062047	4.079847
	4	17.6784800*	1.1324115	.000	14.107533	21.249427
	5	17.4580600*	1.1324115	.000	13.887113	21.029007
4	1	-17.8633800*	1.1324115	.000	-21.434327	-14.292433
	2	-17.1695800*	1.1324115	.000	-20.740527	-13.598633
	3	-17.6784800*	1.1324115	.000	-21.249427	-14.107533
	5	-.2204200	1.1324115	1.000	-3.791367	3.350527
5	1	-17.6429600*	1.1324115	.000	-21.213907	-14.072013
	2	-16.9491600*	1.1324115	.000	-20.520107	-13.378213
	3	-17.4580600*	1.1324115	.000	-21.029007	-13.887113
	4	.2204200	1.1324115	1.000	-3.350527	3.791367

*. The mean difference is significant at the .05 level.

第四章 討論

4.1 實驗設計探討

本實驗以 shear bond strength test 來測試矯正器與金屬假牙表面的黏著強度，在以往研究黏著強度的文獻中，測試 shear bond strength 的實驗方法皆有不同，在樣本的設計、材料選擇、夾治具設計、材料測試機的選擇，皆有不同的設計。在材料試驗機上施予力量的實驗設計方面，最早期的設計是 {wire-loop} 的形式，此設計方式是由 Newman 所提出，其實驗方式是以 wire 將矯正器整個綁住，矯正器可以黏著在欲測試的黏著物上，或是以欲實驗的條件來進行黏著，測試 shear bond strength 時，wire 為往上垂直的方向，所以可以使測試方向與黏著層平行，如此可以以材料試驗機測出 shear bond strength，其實驗設計如下圖（圖 4-1）⁵⁸。後來的文獻，也有許多採用此種實驗設計，例如 1995 年，Paul W. Major et al. 在研究金屬矯正器與陶瓷的黏著強度時的實驗設計，亦是以此種形式來進行（圖 4-2）⁵⁹

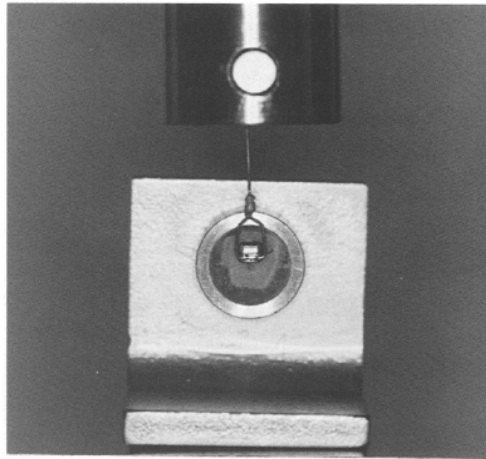


圖 4-1 wire-loop 型式的黏著強度測試實驗

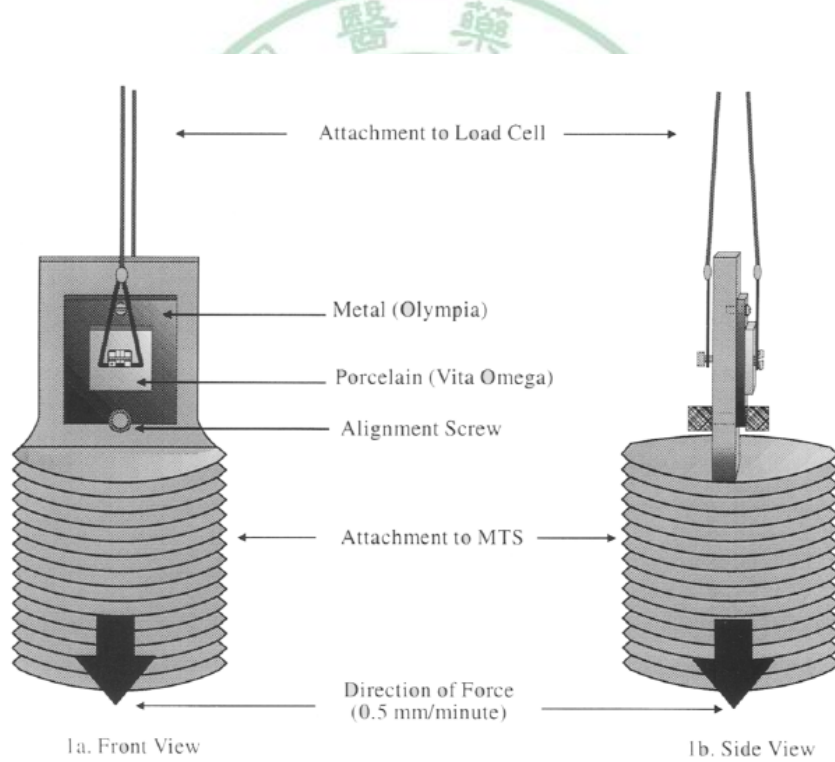


圖 4-2 Paul W. Major et al. 使用的實驗設計

另外也有將樣本做成桿狀或柱狀的形態，將兩種欲測試的樣

本以樹脂黏著，再以材料試驗機以垂直拉力的方式測試 shear bond strength，例如 1988 年，Tanaka 等人以此方式測試 Type IV gold alloy 與 Ni-Cr alloy 經過 ion-coating 後，其黏著強度是否增加⁶⁰（圖 4-3）。2004 年，Hiroki Ohno 等人⁶¹，研究樹脂與 gold alloy 的黏著強度時，亦是使用此種方法來測試（圖 4-4）。

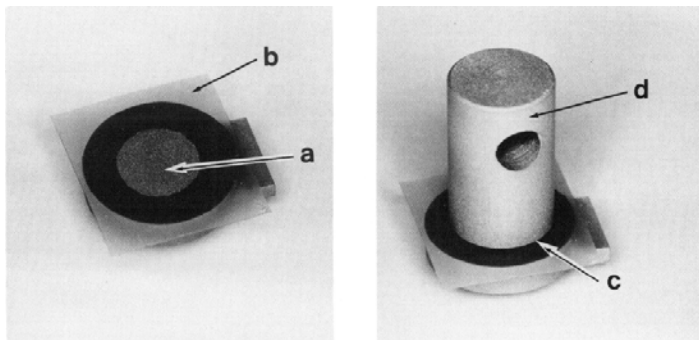


圖 4-3 Tanaka et al. 的實驗設計

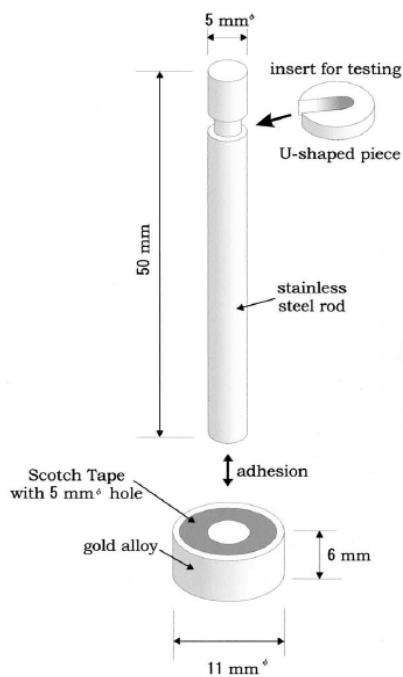


圖 4-4 Hiroki Ohno et al. 的實驗設計

還有一種方式，是以刀狀的測試頭，將 shear force 施力於

黏著層上，其設計如下圖(圖 4-5)⁶²。1996 年，Keiichi Yoshida et al 即是以此方式來測試金屬合金經過不同種 primer 處理後的黏著強度(圖 4-6)⁶³。

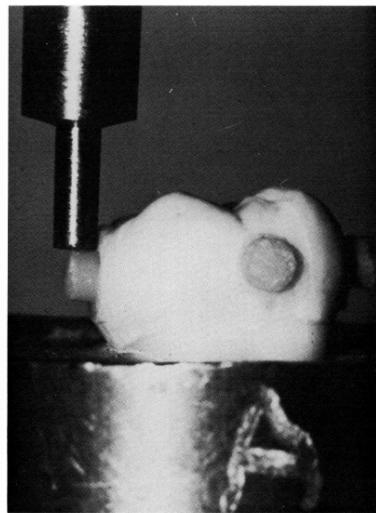


圖 4-5 使用刀狀的測試頭

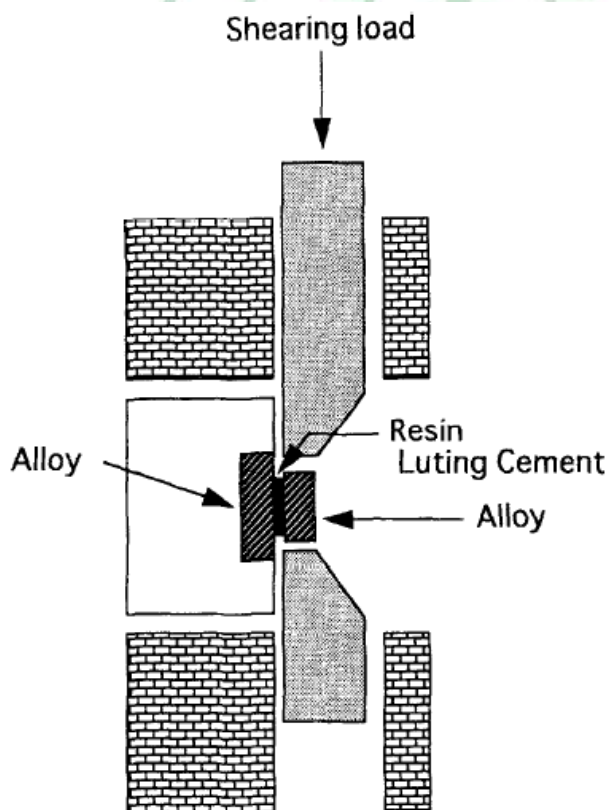


圖 4-6 Keiichi Yoshida et al. 的實驗設計

本實驗使用的方式即是類似第三種實驗設計方法，第一種 wire-loop 形式，可能因為 wire 的變形或斷裂，而導致實驗的誤差。而第二種方式則不符合本實驗，因為本實驗的樣本為牙齒形態。第三種方式則最為適宜，在本實驗中所使用的施力物件，是一個半圓形的桿狀物，但是在尖端則削磨得較為扁平，原因是施力時必須平行於黏著層，而施力的路徑上不能碰撞到矯正器的其他部位，所以將測試頭的尖端削薄，以閃避矯正器的 wing (圖 4-7)。本實驗的施力位置在矯正器與金屬假牙交接的黏著層，是大部分文獻中所使用的方式。2005 年，Klocke 等人提出⁶⁴，施力於矯正器的不同部位，其所得的 shear bond strength 會有顯著的差異。當施力在 bracket base 時，所測得的 shear bond strength 最大，施力於 ligature groove 則次之，施力於 bracket wing 最小。因此作者建議在實驗 shear bond strength 時，要注意施力的位置。



圖 4-7 本實驗的測試設計方式

本實驗使用的 crosshead speed 為 1mm/min。以往的文獻中，所使用的 crosshead speed 範圍很廣，根據 Lindemuth 及 Hagges 的統計，在 1996~1997 的黏著強度實驗中，從 0.05~50mm/min 都有，而以 0.5~5mm/min 為最多。2005 年 Arndt Klock, Barbara Kahl-Nieke 研究 crosshead speed 對於實驗結果的影響⁶⁵，結果顯示當 crosshead speed 為 0.1 mm/min、0.5 mm/min、1.0 mm/min 以及 5.0 mm/min 時，其 shear bond strength 的結果皆無顯著差異，並且大部分的學者進行黏著強度試驗時，以選擇 1mm/min 的 crosshead speed 為大多數，所以本實驗亦選擇 1mm/min 為 crosshead speed。



4.2 實驗樣本的設計與探討

回顧以往的文獻中，欲研究黏著強度時，所使用的樣本皆為 disc 形態或是柱狀、桿狀形式，而本實驗採用實際的牙齒外形所製作出來的假牙，可以更符合臨床的實際情形。使用一個固定大小與形狀的 disc 或是柱狀桿狀物體（圖 4-8）³⁴，其優點為幾何形狀容易標準化，例如在黏著的位置或是黏著劑的使用量方面，都可以便於定立一致化的條件，而使用不規則狀的牙齒外形，在實驗條件的標準化上，便需要多費功夫。本實驗的金屬假牙係以同一顆牙齒模型為基準，並且翻模鑄造而成，所以在形態、大小上皆一致。而為了使矯正器黏著的位置皆能標準化，所以先在原始模型上將矯正器的黏著位置做上記號，此記號只做於矯正器四個角的上方兩個角（圖 4-9），如此才不會影響日後測量 shear bond strength。

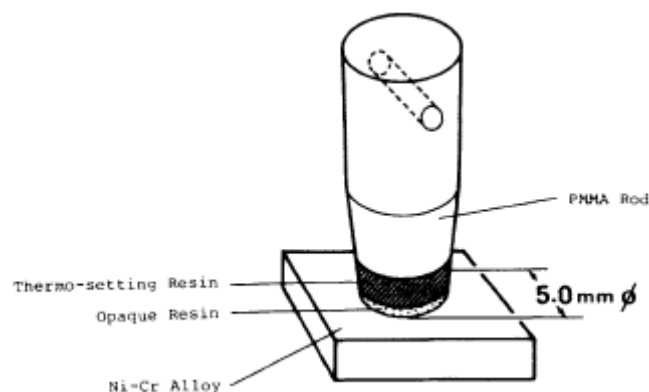


圖 4-8 將樣本製作成桿狀及 disc 狀

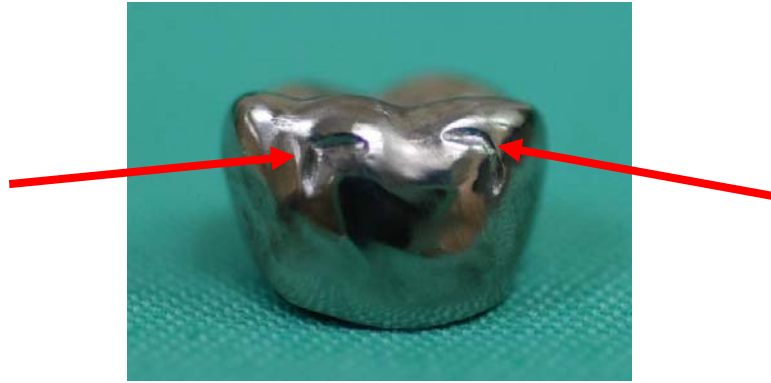


圖 4-9 在假牙的欲黏著矯正器的區域做上記號

實驗所使用的牙齒模型為右下第一大臼齒，其原因為本實驗在於研究金屬假牙，臨床上會做金屬假牙的牙齒部位只有後牙區域（第一、二大白齒及第一、二小白齒），而其中又以第一、二大白齒為最多數，所以選用右下第一大臼齒為樣本。

金屬假牙所選用的合金材質，是依照臨床上實際使用的假牙合金種類做選擇。目前假牙合金的種類有 Au-Pt、Au-Pd、Pd-Cu-Ga、Pd-Ag、Au-Cu-Ag、Ag-Pd、Ni-Cr 等等，假牙合金的選擇通常依照患者的經濟能力或是醫師的建議來做決定，在歐美等先進國家，假牙的選擇以 gold alloy 為主，較少見賤金屬的假牙。Ni-Cr-Be 合金在牙科贖復的使用上已經行之有年，然而有些人會對 Ni 過敏⁶⁶，所以需要避免使用，而 Be 的使用則有潛在的致癌風險⁶⁷。而在台灣，則仍有許多患者選擇 Ni-Cr alloy 的假

牙。本實驗的研究目的在於比較含有黃金的假牙與賤金屬假牙的黏著強度表現，因此選擇了含黃金比例最高的 Au-Pt alloy 假牙，含有 87% 黃金，另外則選擇 Ni-Cr alloy 假牙，此兩者皆為臨床上常見的金屬假牙。



4.3 黏著強度實驗結果探討

由實驗結果可以發現，第6、7組所測得的黏著強度最高，分別為 10.8898 ± 1.0416 及 10.8034 ± 0.2272 MPa，而次高的則為第8組，其黏著強度平均值為 9.8598 ± 0.4725 MPa。黏著強度最差的則為第4組的 3.6738 ± 0.1625 MPa。由各組的黏著強度平均值可以發現，第1~5組的黏著強度皆小於第6~10組，亦即，當矯正器黏著於 Ni-Cr alloy 假牙時，所獲得的黏著強度比 Au-Pt alloy 大，此現象符合 Tanaka et al.⁴⁶ 所提出 4-META/MMA-TBB 樹脂可以與賤金屬有良好的黏著強度，而因為 Ni-Cr alloy 易於空氣中產生氧化物的特性，也是造成它可以與 4-META/MMA-TBB 樹脂有很強的鍵結之因素。綜觀各組的黏著強度，可以看出因為假牙種類的不同而有強度大小的差異，以下則將分別探討 V-primer 塗佈與否及水浴的影響。

第1組的 Au-Pt alloy 假牙未經 V-primer 的表面處理，因此黏著強度僅有 4.4412 ± 0.5326 MPa，而經過 V-primer 處理過後的第2組，則可以得到較佳的黏著強度 (7.2238 ± 0.3378 MPa)。1987年，Tanaka et al. 所合成的 VBATDT 即是使用來增加貴金屬與 4META/MMA-TBB 樹脂的黏著強度¹⁷，而經過本實驗的結果，含有 VBATDT 的 V-primer 的確大幅增加了 Au-Pt alloy 假牙與

4META/MMA-TBB 樹脂的黏著強度。第 1、2 組的黏著強度經過 Post Hoc Test 統計分析後，其結果有統計上的差異。

V-primer 的說明書上指示，可以增加貴金屬的黏著強度。1999 年，Yoshida et al.⁶⁸ 使用 3 種不同起始劑的 MMA-PMMA 樹脂進行與貴金屬的黏著強度測試，結果發現 VBATDT 與以 TBB 為起始劑的 MMA-PMMA 樹脂可以達到最佳的黏著強度，而本實驗使用的 SuperBond C&B 即是屬於此類型的樹脂。由於 VBATDT 是用來增加貴金屬與樹脂的黏著強度¹⁷⁻¹⁹，所以在本實驗中，第 6、7 組的 Ni-Cr alloy 假牙，因為並不屬於貴金屬合金，所以無論是否使用 V-primer 進行表面處理，所得的黏著強度並無統計學上的差異。

依照 V-primer 的說明書指示，V-primer 的揮發性極高，塗佈後會立即揮發，因此可以立刻以樹脂黏著。不過經由實際操作發現，V-primer 塗佈後，大約等待 10 秒後才會揮發殆盡，並且使假牙表面呈現霧狀。在臨床使用時，由於發現使用 V-primer 後，會讓金屬假牙表面呈現霧狀，雖然 V-primer 會快速揮發，但常在臨床操作時，不知是否需等待假牙表面呈現霧狀後，再行黏著，因此欲藉由本實驗來比較 V-primer 塗佈之後的等待時間，是否影響樹脂與假牙的黏著表現。本實驗在塗佈方式分為兩種方

法，第 2、7 組的 V-primer 在塗佈之後，等待 1 分鐘才進行矯正器黏著的動作，而第 3、8 組則在塗佈 V-prime 之後，立刻將塗好 SuperBond C&B 的矯正器與假牙表面黏著。實驗結果顯示，第 2、3 組的黏著強度分別為 7.2238 ± 0.3378 及 6.2990 ± 0.2780 MPa，而第 7、8 組的黏著強度則分別為 10.8034 ± 0.2272 及 9.8598 ± 0.4725 MPa。根據統計結果分析，發現第 2、3 組以及第 7、8 組之間，其黏著強度皆無顯著差異。顯示 V-primer 塗佈後是否需要等待其揮發乾燥再行黏著，對於黏著強度的表現並無差別。

而在水浴後的表現方面，第 4 組的平均黏著強度為 3.6738 ± 0.1625 MPa，相較於同一個樣本處理條件的第 1 組 (4.4412 ± 0.5326 MPa)，經過水浴後的第 4 組其黏著強度有減少的現象。而第 5 組 (4.5623 ± 0.4610 MPa) 與第 2 組 (7.2238 ± 0.3378)、第 9 組 (7.3544 ± 0.5790 MPa) 與第 6 組 (10.8898 ± 1.0416 MPa)、第 10 組 (8.3492 ± 0.4759 MPa) 與第 7 組 (10.8034 ± 0.2272 MPa)，比較兩組之間的黏著強度平均值可得知，在同一個樣本處理條件下，經過 37 度恆溫水浴 24 小時之後，其黏著強度皆有減弱的趨勢，並且經過 Bonferroni 的 Post Hoc Test 檢定後發現，除了第 1 組與第 4 組之外，其餘各組之間皆有顯著統計差異。

在 1999 年，P. Moulin et al.⁵² 做了關於不同金屬與不同表

面處理方式之間的黏著強度比較，並且比較在空氣中放置一天所測得的黏著強度，與在 37 度水中浸泡一天之後所測得的黏著強度。經實驗後發現，使用 V-primer 做為表面處理的樣本，其黏著強度於未水浴前，都有良好的表現，其結果與使用 Silica coating 的表面處理方式所測得的黏著強度差不多。但是經過一天的水浴之後，使用 V-primer 的組別，其黏著強度大幅下降，僅有原來的 9-36%，因此發現，V-primer 會因為水浴（Hydro attack）而影響表現，而 Silica coating 則較不怕 hydro attack。

而在另一個研究中，P. Moulin⁶⁹ 將水浴時間延長至 20 天，並且逐天觀察黏著強度的變化，實驗結果發現，黏著強度的減少在第一天的變化最大，而第 2-20 天則趨緩，另外也研究樣本的裂隙（crack）的產生速度，發現亦是在第一天有最大的變化，接下來則呈現較平緩的增加，因此本實驗選擇水浴的時間為一天，應足以看出黏著強度減弱的變化。

2002 年，C. W. BARCLAY⁷⁰ 等人對臨床上常用的樹脂黏著劑做了黏著強度與水浴關係以及熱循環（thermocycling）的比較，發現 SuperBond C&B（4-META/MMA-TBB）經過水浴後的黏著強度雖然稍有下降，但表現仍比其他種類樹脂優異，不過經過了 3000 次的 thermocycling 之後，其黏著強度便有顯著的降低。由此可知，

4-META/MMA-TBB 樹脂不太容易受 hydro attack 的影響，因此本實驗結果顯示經過水浴後，黏著強度降低的結果，應是 V-primer 受到水浴影響後，所造成黏著強度減弱。



4 · 4 樹脂殘留比例的探討

本實驗在矯正器脫落後，將假牙表面黏著區域，進行樹脂殘留百分比的計算分析，結果發現，使用 Au-Pt alloy 假牙的第 1 ~ 5 組，矯正器在材料試驗機測試並且脫落後，假牙表面均無殘留的樹脂，此結果可以由 Au-Pt alloy 假牙的各組黏著強度較弱來推論，由於樹脂無法與 Au-Pt alloy 假牙有良好的黏著，導致矯正器黏著後容易脫落。因此，所測量的樹脂殘留量分析，只有針對第 6 ~ 10 組做測量，而其樹脂殘留量的百分比分別如下：67.1018%、66.4080%、66.9169%、49.2385%、49.4589%。由數據可以看出，第 6 ~ 8 組的樹脂殘留量比第 9、10 組的多，並且經過 Bonferroni test 顯示有統計上的差異，對照此結果與第 6 ~ 10 組的黏著強度比較，可以發現第 6 ~ 8 組的黏著強度比第 9、10 組大，並且具有統計上的差異，由此可以推論，因為樹脂與假牙表面的鍵結較強，所以黏著強度大，並且拆除矯正器後，所殘留在樹脂表面的量也較多。

本實驗所使用來測量樹脂殘留量的方法，先將假牙表面以數位相機拍攝，再以 PIA 影像分析軟體進行分析計測。大部分的文獻在進行樹脂殘留量的分析時，多以 Adhesive remnant index (ARI) score 做為測量的方式，ARI score 是 1984 年 Artun 及

Bergland 所發明的方法，主要在看殘留樹脂分布情形，其共分為 4 個分數(0~3)：

0 : no adhesive left on the tooth

1 : less than half of the adhesive left on the tooth

2 : more than half of the adhesive left on the tooth

3 : all adhesive left on the tooth, with distinct impression of the bracket mesh

本實驗不選擇以 ARI score 做為測量方式的原因為，若以 ARI score 來計算，第 6 ~ 10 組的結果均為 2，如此較難精確的分析各組之間的差異，使用 PIA 的影像分析，可以計算出各樣本的樹脂殘留面積比例，對於樹脂殘留量的評估可以更精細。

4 · 5 實驗檢討

本實驗可檢討之處，分述為以下幾點：

- 1 · SuperBond C&B 樹脂的厚度：本實驗使用的 SuperBond C&B 樹脂是採筆積法將樹脂堆疊於矯正器底部，而所使用的樹脂量可能每個樣本不同，而影響實驗結果。本實驗採用單一操作者的方式，並且在矯正器黏著上假牙時，加壓於矯正器上，使多餘的樹脂溢出，並且以探針將多餘樹脂清除，以期控制樹脂的量，並且減少誤差值。
- 2 · 樣本測試時的放置位置：本實驗在將樣本放置於材料試驗機上的測試位置時，在欲放置位置的四個角落做上記號，以確認每次樣本的位置皆固定，但記號對齊時，可能會有誤差。本實驗所使用的夾治具僅有兩面的固定側，若能設計為四面皆可以調整固定，應可以更確認每次樣本位置的標準化。
- 3 · 本實驗以 V-primer 的表面處理為主，而實驗結果顯示，以 Ni-Cr alloy 假牙的黏著強度表現較好，但 Au-Pt alloy 假牙所測得的黏著強度，於臨床使用並不足夠，所以應可以增加其他的表面處理方式，搭配 V-primer 使用，例如，經過表面氧化鋁粒子噴砂後或用高速手機以鑽針將假牙表面

粗燥化再塗上 V-primer，並研究是否能增加黏著強度，以利用於臨床使用。

4. 增加 Thermocycling 處理：本實驗以水浴的方式來模擬人體口腔中的潮溼環境，而實際上，矯正患者的口腔一天會經過多次的進食，而造成溫度上的變化，以往的文獻大多會加上 thermocycling 數千至數萬次的循環後，再行測量黏著強度，以期更接近實際的口腔環境，期望未來能有足夠的儀器以使實驗條件更充足。
5. 施力位置：於材料試驗機測試時，施力的位置在矯正器與假牙的黏著交界面，2005 年的 A. Klocke⁶⁴ 學者研究於矯正器的不同部位施力時，所測得的結果有所不同，施力於 bracket base 所測得的力量較 ligature groove 以及 bracket wing 來得大，而本實驗施力於 bracket base。事實上，當矯正器黏著於牙齒上進行咀嚼運動時，矯正器所承受的力量應是來自四面八方不同方向的，所以實驗中所測得的黏著強度，僅能做為實驗上的比較之用。
6. 假牙材料的選擇：本實驗僅選擇貴金屬與賤金屬各一種類做為實驗的樣本，而臨床上使用的金屬合金尚有許多種，本實驗僅製作兩種金屬合金各 25 顆，若為較理想的實驗設

計，應可以加入更完整的假牙種類，並且將樣本數增加。



第五章 結論

本實驗的結果，可以歸納出以下幾點：

- 1 · 當使用 4-META/MMA-TBB 將金屬矯正器黏著於金屬假牙上時，Ni-Cr alloy 假牙的黏著強度，比 Au-Pt alloy 假牙來得高。
- 2 · 使用 V-primer 能有效的增加 4-META/MMA-TBB 與 Au-Pt alloy 假牙的黏著強度。
- 3 · 對於 Ni-Cr alloy 假牙而言，無論是否使用 V-primer，對於其與 4-META/MMA-TBB 的黏著強度均無差異。
- 4 · V-primer 的使用，無論在尚未揮發或是揮發至乾燥的情況下再行使用樹脂黏著，皆不影響黏著強度的表現。
- 5 · 37 度水浴 24 小時後，黏著強度呈現顯著的降低。

第六章 未來展望

臨床上經常發生矯正器與金屬假牙黏著強度不足的現象，造成醫病雙方的困擾，本實驗試著找出不同金屬合金與使用 V-primer 的黏著強度之差異，但實驗結果顯示黏著強度仍需要提高才能更符合臨床使用，雖然以往的文獻已告訴我們數種表面處理方式（Silica coating、tin-plating、ion-coating 等等）能獲得臨床上足夠使用的黏著強度，但是於臨床操作上皆不如 V-primer 的使用來得簡便，因此未來希望能找出改良的方式，或是找出不同的處理方式來增進 V-primer 的效用，以期解決臨床操作的難題。



參考文獻

- ¹ Hotta K, Mogi M, Miura F, Nakabayashi N. Effect of 4-MET on bond strength and penetration of monomers into enamel. *Dental Material*, 1992 May;8(3):173-5.
- ² Petra Schmage, Ibrahim Nergiz, Wolfram Herrmann, Mutlu Özcan. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2003;123:540-6.
- ³ Ping-Ting Chen, Chen-Sheng Chen, Yih-Wen Gung. Failure analysis of enamel after removing orthodontic bracket. National Yang-Ming University, Institute of Rehabilitation Science and Technology, Master Thesis.
- ⁴ Mandall NA, Hickman J, Macfarlane TTV, Mattick RCR, Millett DT, Worthington HV. Adhesives for fixed orthodontic brackets (Review). *The Cochrane Library* 2007, Issue 1
- ⁵ Nobuo Nakabayashi. Adhesive Bonding with 4-META. *Operative Dentistry*, 1992, 125~130
- ⁶ Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002; 87:216~24
- ⁷ S. A. Clark, P. H. Gordon and J. F. McCabe. An ex vivo investigation to compare orthodontic bonding using a 4-META-based adhesive or a composite adhesive to acid-etched and sandblasted enamel. *Journal of Orthodontics*, 2003;30:51–58.
- ⁸ 許智淵, 劉英麟. The reactivities of nanoscale colloidal silica toward epoxy compounds and their applications. 私立中原大學, 化學工程學系, 碩士學位論文
- ⁹ Saito K, Sirirungrojying S, Meguro D, Hayakawa T, Kasai K. Bonding Durability of Using Self-Etching Primer with 4-META/MMA-TBB Resin Cement to Bond Orthodontic Brackets. *The Angle Orthodontist*. 2005 Mar;75(2):260-5
- ¹⁰ John W. Nicholson. Adhesive dental materials and their durability. *International Journal of Adhesion & Adhesives* 20 (2000) 11}16
- ¹¹ Robert P. Kusy. Orthodontic Biomaterials: From the Past to the Present. *Angle Orthodontist*, 2002 Dec;72(6):501-12.
- ¹² Faust JB, Grego GN, Fan PL, Powers JM. Penetration coefficient, tensile strength, and bond strength of thirteen direct bonding orthodontic cements. *American journal of orthodontics*, 1978 May;73(5):512-25.
- ¹³ Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: Scientific and clinical aspects, Thieme, New York, pp.190-191, 2001.
- ¹⁴ Conservative Operative Dentistry. Lecture: Bonding Systems (Enamel, Dentin, Compomer, Amalgam, Resin Cement). 2005-2006, Stephen C. Bayne, Chapel Hill, NC 27514.
- ¹⁵ Gottfried Schmalz, Pauline Garhammer. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dental materials*, 18(2002)396-406

- ¹⁶James C. Setcos, Amir Babaei-Mahani, Lucy Di Silvio, Ivar A. Mjor, Nairn H.F. Wilson. The safety of nickel containing dental alloys. *Dental materials*, 22(2006)1163-1168
- ¹⁷Kojima K, Kadoma Y, Imai Y. Adhesion to precious metals utilizing triazine dithione derivative monomer. *Journal of Japan Dental Materials*, 1987;6:702-7
- ¹⁸Kojima K, Kadoma Y, Yamauchi J. Study on adhesive primer to dental metal used for composite type resin cement. *Journal of Japan Dental Materials*, 1997;16:316-21
- ¹⁹M. Suzuki, A. Fujishima, T. Miyazaki, H. Hisamitsu, K. Kojima, Y. Kadoma. A study on the adsorption structure of an adhesive monomer for precious metals by surface-enhanced Raman scattering spectroscopy. *Biomaterials*, 20(1999)839-845
- ²⁰Mizuno A, Toda Y, Itoh M, Kojima K, Kadoma Y. NMR analysis of tautomerization of triazine derivative in solid and acetone solution. *Journal of Molecular Structure*, 1998;441:149-153
- ²¹Bryant MA, Pemberton JE. Surface Raman scattering of self-assembled monolayers formed from 1-alkanethiols
- ²²Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. *Journal of Clinical Orthodontics*. 1993;27:661-675
- ²³Eames WB, Rogers LB, Feller PR, Price WR. Bonding agents for repairing porcelain and gold. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1977;2:118-21
- ²⁴Andreasen GF, Stieg MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1988;93:341-5
- ²⁵Diaz-Arnold AM, Wistrom DW, Aquilino SA, Swift EJ. Bond strengths of porcelain repair adhesive systems. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1993;6:291-4
- ²⁶Kocadereli I, Canay S, Akca K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 2001;119:617-20.
- ²⁷Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Bu`yu`kyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1996;109:420-30.
- ²⁸Akin-Nergiz N, Nergiz I, Behlfeld K, Platzer U. Shear bond strength of a new polycarbonate bracket—an in vitro study with 14 adhesives. *European Journal of Orthodontics*, 1996;18:295-301
- ²⁹Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1988;94:421-5.
- ³⁰Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to

- porcelain—bond strength and refinishing. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1988;94:245-52.
- ³¹ Wood DJ, Bubb NL, Millar BJ, Dunne SM. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etchresistant dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997;78:275-80.
- ³² Peterson IM, Pajares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical characterization of dental ceramics by Hertzian contacts. *Journal of Dental Research*, 1998;77:589-602
- ³³ Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1996;109:431-6.
- ³⁴ Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997; 78:267-74.
- ³⁵ Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dental Materials* 1991;7:118-23.
- ³⁶ Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994;72:121-7.
- ³⁷ Gloria Nollie.Timothy F. F.Orthodontic bonding to Adlloy-treated type IV gold. *Angle Orthodontics* 1997;67(3) 183-188
- ³⁸ T. Tanaka, M. Hirano, M. Kawahara, H. Matsumura, M. Atsuta, A New Ion-coating Surface Treatment of Alloys for Dental Adhesive Resins. *Journal of Dental Research*, 1988;67(11):1376-1380
- ³⁹ Watanabe, F.; Powers, J.M.; and Lorey, R.E.: In vitro Bonding of Prosthodontic Adhesives to Dental Alloys, *Journal of Dental Research*, 1988;67:479-483.
- ⁴⁰ Yoshida, K., Kamada, K., Tanagawa, M. & Atsuta, M. Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996;75:254.
- ⁴¹ Lin TH, Chang HJ, Chung KH: Interfacial strengths of various alloy surface treatments for resin-bonded fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1990;64:158-162
- ⁴² El-Sherif MH, El-Messery A, Halhoul MN: The effects of alloy surface treatments and resins on the retention of resin-bonded retainers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991;65:782-786
- ⁴³ Watanabe F, Powers JM, Lorey RE: In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys. *Journal of Dental Research*,1988; 67:479-483
- ⁴⁴ Rubo JH, Pegoraro LF, Ferreira PM: A comparison of tensile bond strengths of resin-retained prostheses made using five alloys. *International Journal of*

Prosthodontics,1996;9:277-281

⁴⁵ Darunee P. NaBadalung, John M. Powers, Mark E. Connelly. Comparison of bond strengths of denture base resins to nickel-chromiumberyllium removable partial denture alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry*;1997;78:566-73

⁴⁶ T. Tanaka,K. Nagata,M. Takeyama,M. Atsuta,N. Nakabayashi,E. Masuhara, 4-META Opaque Resin-A New Resin Strongly Adhesive to Nickel-Chromium Alloy. *Journal of Dental Research*, 1981;60(9):1697-1706

⁴⁷ Tanaka, T., Atsuta, M., Nakabayashi, N. & Masuhara, E. Surface treatment of gold alloys for adhesion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988;60:271

⁴⁸ Ana M. Diaz-Arnold , John C. Keller, James P. Wightman, Vincent D. Williams, Bond strength and surface characterization of Ni-Cr-Be alloy, *Dental Materials*,1996;12:58-63

⁴⁹ Cognard, J. Quantitative measurement of the energy of fracture of an adhesive joint using the wedge-test. *Journal of Adhesion*, 1987;22:97.

⁵⁰ White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontics, resin composite luting agents *International Journal of Prosthodontics*, 1993;6:384-389.

⁵¹ Yasuda, N.; Sasaki, M.; Mogi, T.,Ai, M., Nakabayashi, N. Interface Between Metal and Resin on the Finishing Line of Co-Cr Denture. *Journal of Japan Prosthetic Dentistry*, 1978;22:525

⁵² P. Moulin, M. Degrange B. Picard, Influence of surface treatment on adherence energy of alloys used in bonded prosthetics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999;26:413-421

⁵³ Tanaka T, Fujiyama E, Shemey H, Takaki A, Atsuta M. Surface treatment of nonprecious alloys for adhesion fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986;55:456-62.

⁵⁴ Jacobson TE. The significance of adhesive denture base resin. *International Journal of Prosthodontics*, 1989;2:163-72.

⁵⁵ Hamada T, Shigato N, Yanagihara T. A decade of progress of the adhesive fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1985;54:24-9.

⁵⁶ Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1973;30:418-23

⁵⁷ K. Yoshida, K. Kamada, Y. Taira, M. Atsuta. Effect of three adhesive primers on the bond strengths of four light-activated opaque resins to noble alloy. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001;28:168-173

⁵⁸ Chamda RA, Stein E. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: An in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1996;110:378-82

⁵⁹ Paul W. Major, James R. Koehler, Kieth E. Manning 24-hour shear bond strength

of metal orthodontic brackets bonded to porcelain using various adhesion promoters. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 1995;108:322-9

⁶⁰T. Tanaka, M. Hirano, M. Kawahara, H. Matsumura, and M. Atsuta A New Ion-coating Surface Treatment of Alloys for Dental Adhesive Resins *Journal of Dental Research*, 1988;67(11):1376-1380

⁶¹Hiroki Ohnoa,, Kazuhiko Endoa, Masanori Hashimoto New mechanical retention method for resin and gold alloy bonding *Dental Materials*, 2004;20:330-337

⁶²V.D. WILLIAMS¹ and C.W. SVARE. The Effect of Five-year Storage Prior to Bonding on Enamel/Composite Bond Strength. *Journal of Dental Research*, 1985; 64(2):151-154.

⁶³ Keiichi Yoshida, Kohji Kamada, Mika Tanagawa, Mitsuru Atsuta Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;75:254-61

⁶⁴ Arndt Klocke, Ba`rbel Kahl-Nieke Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing *Dental Materials*, 2005; 21:391–396

⁶⁵ Arndt Klocke, Ba`rbel Kahl-Nieke. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental Materials*, 2005; 21:139–144.

⁶⁶T.K. Jones, C.A. Hansen, M.T. Singer, H.P. Kessler. Dental implications of nickel hypersensitivity *Journal of Prosthetic Dentistry* ,1986;56 :507–509.

⁶⁷J.P. Moffa, A.D. Guckes, M.T. Okawa, G.E. Lilly An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility *Journal of Prosthetic Dentistry* 1974; 30:432–441.

⁶⁸K. Yoshida, M. Atsuta Effect of MMA–PMMA resin polymerization initiators on the bond strengths of adhesive primers for noble metal. *Dental Materials*, 1999;15:332-336

⁶⁹P.Moulin, B. Picard, M. Degrange Water resistance of resin-bonded joints with time related to alloy surface treatment *Journal of Dentistry* 1999;27:79-87

⁷⁰C. W. Barclay, E. L. Boyle, R. Williams, P. M. Marquis The effect of thermocycling on five adhesive luting cements *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002; 29:546–552

作者簡歷

- 1 · 姓名：賴怡妉
- 2 · 性別：女
- 3 · 生日：民國69年7月3日
- 4 · 學歷：中山醫學大學牙醫系第40屆（87.9~93.6）
中國醫藥大學醫學研究所牙醫學組（95.9~97.6）
- 5 · 經歷：中國醫藥大學附設醫院住院醫師（93.7~94.6）

