

目 錄

目錄.....	1
表目錄.....	3
圖目錄.....	4
中文摘要.....	7
英文摘要.....	8
參考文獻.....	72
附錄.....	92

第一章 緒 論

1-1 前 言.....	10
1-2 研究目的.....	12

第二章 文 獻 回 顧

2-1 鈦金屬.....	13
2-1-1 鈦的製成.....	13
2-1-2 鈦的性質.....	15
2-1-3 商業用純鈦.....	18
2-1-4 鈦合金.....	19
2-1-5 鈦金屬的鑄造.....	21
2-1-6 鈦金屬之牙科臨床應用.....	22
2-2 焊接與熔接.....	25
2-3 雷射.....	29
2-3-1 雷射之基本特性及應用.....	29
2-3-2 雷射之種類.....	32
2-3-3 釹-鈮鋁石榴石雷射 (Nd:YAG laser).....	35
2-3-4 雷射熔接.....	35
2-3-5 雷射熔接應用於牙科.....	37
2-3-6 雷射熔接應用於鈦金屬.....	38
2-3-7 雷射熔接後鈦金屬之硬度變化.....	40
2-3-8 雷射熔接後鈦金屬之顯微組織.....	40

第三章 材料與方法

3-1	鑄造純鈦金屬試棒.....	42
3-2	熔接部位的製備.....	45
3-3	雷射熔接.....	45
3-4	抗拉試驗.....	47
3-5	統計分析.....	48
3-6	破斷面分析.....	48

第四章 結果

4-1	統計分析之結果.....	49
4-2	雷射參數對抗拉強度之影響.....	51
4-3	雷射參數對伸長百分率之影響.....	53
4-4	雷射參數對韌性之影響.....	55
4-5	電子顯微鏡觀察之結果.....	57

第五章 討論.....60

第六章 結論.....70

表 目 錄

表 1.	鈦之物理性質.....	15
表 2.	CP Ti 之分類及其機械性質.....	19
表 3.	純鈦金屬和金與鈷鉻合金之性質比較.....	24
表 4.	第二級商業用純鈦金屬錠之性質.....	44
表 5.	純鈦金屬鑄造條件.....	44
表 6.	雷射熔接組別及參數.....	46
表 7.	Laser Star 之規格.....	46
表 8.	低溫陶瓷燒附之加熱過程.....	47
表 9.	抗拉強度及伸長百分率之平均值.....	49
表 10.	Two-way ANOVA 分析各組抗拉強度之結果.....	51
表 11.	Two-way ANOVA 分析各組伸長百分率之結果.....	53
表 12.	Two-way ANOVA 分析各組韌性之結果.....	55

圖目錄

圖 1. 壓克力試棒之尺寸.....	42
圖 2. 固定於鑄造圓錐台上之三根壓克力試棒.....	79
圖 3. 脫蠟程序表.....	43
圖 4. 電弧熔化自動鑄造機.....	79
圖 5. 鑄造後之試棒.....	80
圖 6. 修磨完成之鈦金屬試棒.....	80
圖 7. 將鈦金屬試棒固定於標準夾具上切成兩半.....	80
圖 8. 固定於特殊熔接用夾具上之試棒.....	81
圖 9. Laser Star.....	81
圖 10. 置於車床上修磨熔接處之試棒.....	81
圖 11. 修磨完成之試棒.....	82
圖 12-a. 試棒置於萬能試驗機上進行抗拉試驗.....	82
圖 12-b. 試棒之近觀.....	82
圖 13. 各組之平均抗拉強度.....	51
圖 14. 脈衝 1 次與 2 次之抗拉強度.....	52
圖 15. 各組之平均伸長百分率.....	53
圖 16. 脈衝 1 次與 2 次之伸長百分率.....	54
圖 17. 各組之平均韌性.....	55
圖 18. 脈衝 1 次與 2 次之韌性.....	56
圖 19. 各組試棒破斷位置比例.....	57
圖 20. 斷於熔接處及斷於母金屬處試棒數之比例.....	58
圖 21. 斷於熔接處及斷於母金屬處之 SEM 顯微組織比較.....	58
圖 22. Beam 1 及 Beam 2 組別之氣孔數比較.....	59

圖 23. As cast, base metal, x40.....	83
圖 24. As cast, base metal, x300.....	83
圖 25. 1_290_9_1, base metal, x40.....	83
圖 26. 1_290_9_1, base metal, x300.....	83
圖 27. 1_290_9_2, base metal, x40.....	84
圖 28. 1_290_9_2, base metal, x200.....	84
圖 29. 1_290_9_2, weld joint, x30.....	84
圖 30. 1_290_9_2, weld joint, x300.....	84
圖 31. 1_300_9_1, base metal, x50.....	85
圖 32. 1_300_9_1, base metal, x300.....	85
圖 33. 1_300_9_1, weld joint, x30.....	85
圖 34. 1_300_9_1, weld joint, x300.....	85
圖 35. 1_300_9_2, base metal, x40.....	86
圖 36. 1_300_9_2, base metal, x300.....	86
圖 37. 1_300_9_2, weld joint, x30.....	86
圖 38. 1_300_9_2, weld joint, x300.....	86
圖 39. 1_310_9_1, base metal, x40.....	87
圖 40. 1_310_9_1, base metal, x300.....	87
圖 41. 1_310_9_1, weld joint, x30.....	87
圖 42. 1_310_9_1, weld joint, x300.....	87
圖 43. 1_310_9_2, weld joint, x30.....	88
圖 44. 1_310_9_2, weld joint, x300.....	88
圖 45. 2_400_10_1, base metal, x40.....	88
圖 46. 2_400_10_1, base metal, x300.....	88
圖 47. 2_400_10_2, base metal, x40.....	89

圖 48. 2_400_10_2, base metal, ×300.....	89
圖 49. 2_400_10_2, weld joint, ×30.....	89
圖 50. 2_400_10_2, weld joint, ×300.....	89
圖 51. 2_410_10_1, base metal, ×35.....	90
圖 52. 2_410_10_1, base metal, ×300.....	90
圖 53. 2_410_10_2, base metal, ×40.....	90
圖 54. 2_410_10_2, base metal, ×300.....	90
圖 55. 2_410_10_2, weld joint, ×30.....	91
圖 56. 2_410_10_2, weld joint, ×300.....	91

中文摘要

鈦金屬因有許多之優點，故近年來被廣泛應用於各個領域，亦為牙科材料中相當熱門的一種，但於牙科鑲復方面，卻面臨到將鈦相連之問題。在前位實驗者之研究中，已針對數組雷射熔接參數，觀察其表面凹陷、貫穿深度、表面硬度及顯微結構，而本研究則根據該雷射熔接機廠商所提供之建議雷射參數及前位研究者所用之雷射熔接參數，將 60 根商業用純鈦金屬試棒分成 12 組，其中一組為作為控制組之未熔接之母金屬，其餘 11 組進行熔接，之後進行抗拉試驗，比較其抗拉強度、伸長百分率及韌性。結果先以 One-way ANOVA 進行統計分析，看各組之結果是否有所差異，若有顯著差異，則再以 Tukey test 作進一步之分析，此外，並以 Two-way ANOVA 及 Tukey test 進行分析，觀察光束_電壓_時間及脈衝分別對抗拉強度、伸長百分率及韌性有何影響，之後並以電子顯微鏡觀察破斷面之顯微結構。

因廠商所提供參數之組別，在本實驗中均未測試即斷於車床上，因此推測此參數並不適用於熔接本實驗所討論之情況，故不列入本實驗之比較，而其餘各組參數所得之結果，不論在抗拉強度、伸長百分率及韌性方面，其結果都與控制組沒有統計學上顯著差異 ($p>0.05$)，故可見本實驗所用之雷射參數均可得到與母金屬相似之機械性質，這表示這幾組參數均可達到我們的要求，但在電子顯微鏡觀察下，比較光束 1 及光束 2 組別之顯微結構可發現，光束 2 的氣孔會比光束 1 的小且少，故建議使用光束 2 應會比光束 1 來得理想，但仍須進一步作其他之試驗，以期得到真正符合各方要求之雷射熔接參數。

關鍵詞：商業用純鈦、雷射熔接、抗拉強度、伸長百分率、韌性

Abstract

Titanium and its alloys are very useful materials that have been used in various fields due to its extraordinary properties. The pure metal has a relatively low density and a high melting point. Titanium alloys are remarkable strong, highly ductile and easily forged and machined. It is also a very popular material widely used for dental applications. However, in the field of dental prosthesis, some problems have been encountered during the laser welding process of titanium. Concavity, penetration, microhardness and microstructure have been reported in previous researches and different laser welding parameters have been selected and studied to find the optimal laser welding parameters. In this research, the optimal laser welding parameter provided by the manufacturer of the laser welding machines as well as the parameters resulted from the previous studies are investigated. To evaluate the effects of laser welding, 55 commercial pure titanium rods were welded together to form the tensile specimens for the subsequent tensile tests. During the tensile tests, the tensile strength, the percentage elongation and the toughness were examined and recorded. The results were then compared to those of the control group that is composed of the as-cast rod without welding.

One-way ANOVA was used for statistic analysis. It was followed by Tukey test provided that significant differences have been found. Furthermore, two-way ANOVA and Tukey test, were also carried out in order to observe the influences of the beam_voltage_time and pulse on tensile strength, percentage elongation, and toughness. SEM was then

used to examine the microstructure of the cross sections of the broken specimens.

In this study, it was found the "optimal" parameters provided by the laser welding machine manufacturer resulted in very poor mechanical properties. On the other hand, the rest sets of the laser welding parameters show satisfactory results. Compared with the control group, there were no statistical significant differences ($p>0.05$) found in either tensile strength or percentage elongation in the welding groups. The similar mechanical properties of the welding groups suggested that all laser welding parameters adopted in this study may be suitable for clinical usage. Among the sets of the parameters, it was found that the amounts of porosities were less and the sizes of the porosities were also smaller by using Beam 2. This implies that Beam 2 may be more suitable than Beam 1. However, further researches are still required to confirm the findings of this study and to obtain even better laser welding parameters for future clinical applications.

Key words: C.P. Ti, laser welding, tensile strength, percentage elongation, toughness

第一章 緒論

1-1 前言

鈦金屬是現今牙科材料中，相當熱門的一種，因為其結合了貴金屬與基底金屬的優點，包括相當優異的生物相容性，抗腐蝕性佳，高強度，重量輕，延展性佳，熱傳導性低，膨脹係數和齒質接近等理想的機械性質，且其與貴金屬相較之下，價錢較為合理，所以近年來在牙醫學領域上已有極廣泛的運用，例如，人工牙根種植體、義齒補綴用金屬、矯正用鋼線、手術固定用骨釘骨架等等，且在現今更被廣泛研究，期許其能更加廣泛地被運用在臨床上^{1,2,3}。但在使用鈦金屬做為牙科補綴物時，卻面臨到須將鈦相互連接在一起的問題。

因為鈦的化學活性高，所以其在連結的過程中容易吸入一些氣體，像是氧，氫，氮等，而這些溶入其中的氣體，會使得鈦的機械性質變得較差，使得連結後的補綴物變得較脆，較易斷裂，而傳統焊接的作業方式是使用火燄與瓦斯等，由於在焊接過程中，並無提供保護氣氛，因此容易在焊接時造成空氣中不純物之溶入，使得結構氧化而產生變化，進而造成機械性質之改變，所以傳統之牙科焊接方式並不適用於鈦金屬之連接^{4,5,6}。

使用雷射熔接時，由於是將兩母材直接結合在一起，沒有其他金

屬介入，因此較不易發生不同金屬間之電化學腐蝕反應，亦較不易於熔接處產生應力集中而造成破折斷裂，且因熔接時只需預留少許必要之熔接空間，再加上加熱的部位較集中，因此接合後之尺寸亦較精密^{7,8,9}。

由於雷射熔接具備許多之優點，因此在近年來被廣泛研究用於連接鈦金屬，目前在牙科上發展最快的是 Nd:YAG 雷射，其最大之優點是其熱導率高，且其可連續運轉及作高重複率之脈衝運轉，而亦因這些特點使得 Nd:YAG 雷射被廣泛運用。

因為雷射熔接是雷射光束和材料間相互作用所產生之加工法，因此需考慮熔接物之材質與熔接位置及目的而選擇適當之雷射光束來做照射。在牙科領域中，因為材料之因子大部分是固定的，因此須配合材料去設定雷射參數，而雷射參數中，可被操作人員所控制之參數為：電壓[V]（或電流[A]）、脈衝（Pulse）寬度[ms]、焦點距離、Spot 直徑[mm]、及脈衝頻率，而其他則是各廠牌之雷射機由各自廠商所設定¹⁰。

雷射熔接時，使用之參數會影響雷射之照射條件，決定其結果；而即使是相同的參數，當材料不同時，雷射熔入之形狀及熔入深度也會隨之改變¹¹，因此使用雷射來熔接金屬時，選擇適當之雷射熔接參數是極為重要的，其必須配合使用金屬之不同，大小、條件之不同，

而選擇不同之雷射參數，唯有使用之參數適當，才能得到理想之結果^{10,11}，而熔接後之金屬，其機械性質能和母金屬相似是最理想的結果。

1-2 研究目的

在熔接鈦金屬方面，由以前至今已有許多的研究在探討究竟何種方法適合用來連接鈦金屬，而近年來，雷射熔接成為連接鈦金屬之熱門方法，然而在使用上，仍有許多待解決之問題，如，必須選擇適當之雷射參數才能得到好的熔接結果，但究竟何種雷射熔接參數較適合用於熔接鈦金屬，雖至目前為止已有許多之研究在探討這方面的問題，但現今尚無定論。在前一位研究者的實驗中¹²，已針對數組雷射熔接參數，觀察雷射熔接後鈦金屬之表面凹陷、貫穿深度、表面硬度及顯微結構，並發現這些組別均有不錯之結果，而本研究之目的在就前位實驗者所用之雷射參數，進行更進一步之抗拉試驗，找出較適合牙科臨床上熔接鈦金屬鑲復物之雷射熔接參數，以提供牙科臨床上操作者做為參考。

第二章 文獻回顧

2-1 鈦金屬

由於鈦金屬擁有許多良好的性質，所以目前被廣泛運用在許多領域中，像是航太工程、化學工業、醫療領域上，甚至目前生活中的一些用品，也都漸漸開發出以鈦為原料的製品，鈦金屬已成為目前熱門的材料之一，而其也被各界所深入研究探討中¹³。

鈦金屬具有極佳的耐蝕性質，高強度，重量輕，延展性佳，且具有優異的生物相容性等。因其具有以上這些特質，所以早期在航太及化學工業方面被運用得最為廣泛，後因鈦金屬所擁有的良好生物相容性，故其亦被運用於醫療上。

在牙科領域方面，因為鈦金屬的這些特質，且其膨脹係數和齒質接近^{4,14}，而價錢又比貴金屬來得便宜，所以鈦金屬亦為目前熱門的牙科材料之一。

以下先就鈦金屬做一簡單之介紹：

2-1-1 鈦的製成

鈦在地球上的蘊藏豐富，據估計，其蘊藏量約佔金屬元素中之第四位，僅次於鋁、鐵、鎂；而鈦礦存在地球上的形式主要可分為金紅

石 (Rutile, TiO_2) 及鈦鐵礦 (Ilmenite, $\text{FeO} \cdot \text{TiO}_2$) 兩種，由於其豐富的蘊藏量，使得鈦在許多用途方面成為極重要的材料。

但因為鈦的活性極強，容易與其他元素產生反應而生成化合物，造成冶煉鈦的困難度極高，除此之外，由於其冶煉的過程十分的複雜，因此所需的冶煉經費也隨之非常的龐大，使得鈦合金的價格非常昂貴，故鈦的發現雖然很早，但在早期其使用並不普遍¹⁵。

直到 1940 年，美國 W. Kroll 在惰性氣體的保護下，利用鎂將四氧化鈦還原，而獲海棉鈦，此法稱為 Kroll 法，而因此製煉法的開發，才開始為鈦金屬的生產奠定了有利的基礎；而鈦製品即是將 Kroll 法製造的海棉鈦熔解鑄造後而得鈦鑄塊，再以此加工製成^{15,16}。

在美國，鈦金屬是 1947 年開始被生產來作為工業用材料，而後逐年增加其產量。

鈦金屬的化學活性極強，熔點約為 1700℃，必須使用特殊的熔爐方能將之熔解，所使用為電弧熔解爐；鈦金屬因其化學活性強，故不能在大氣中熔解，熔爐中必須抽真空或以氫氣類的惰性氣體來提供保護¹⁶。

2-1-2 鈦的性質

鈦的原子序為 22，位於周期表上的 d - s 族，屬於過渡元素。表

1 中所示為鈦之物理性質：

表 1. 鈦之物理性質

<u>原子量</u>	47.9
<u>比重</u>	
-Ti	4.507
-Ti(885)	4.350
<u>結晶構造</u>	
-Ti	$a = 2.9503 \text{ \AA}$ $c = 4.6831 \text{ \AA}$ $c/a = 1.5873$
-Ti(900)	$a = 3.32 \text{ \AA}$
<u>變態點</u> ()	882.5 ± 0.5
<u>熔點</u> ()	1668 ± 10
<u>比熱</u> (cal/g)	0.1218 ± 0.0002
<u>熱膨脹係數</u> (20) ($^{-1}$)	8.41×10^{-6}
<u>熱傳導度</u> (cal/cm s)	0.035
<u>電阻係數</u> ($^{-1}\text{-cm}$)	42.0×10^{-6}

在其物理性質方面，鈦之比重小，其比重為 4.5，介於鋁 (2.70) 與鐵 (7.87) 之間，熱傳導性及導電性不佳，質量輕，高強度重量比；與其他元素相較之下，純鈦的熔點高，約為 1670 ，其楊氏係數及熱膨脹係數均比鋼小，高溫性質佳^{15,17}。

882 為其相轉換溫度 (Phase transformation temperature)，其在 882 時結晶構造會開始產生變化，而在此溫度時熱膨脹曲線也會開始變化，低於此溫度的結晶構造為六方最密堆積的 β 相，而比此溫度

為高的構造則為體心立方堆積的 β 相；低溫型的 α Ti 在加熱到約 882 時會變態成高溫型的 β Ti，而不論將高溫型 β Ti 如何急冷處理，也無使 Ti 在常溫時為 β 相，其會成為針狀 β Ti 組織。此種結晶構造的變化，會使得在製作金屬燒附陶瓷的瓷牙時，造成不良的影響，因此當使用鈦金屬來作為瓷牙的材料時，所使用的燒附陶材都用低融陶材^{12,15,16}。

在鈦的化學性質方面，鈦的化學活性強，當置於氧化性的水溶液中時，表面會產生安定的 TiO_2 或水和的 TiO_2 保護膜，成為不動態，因而具有良好的耐蝕性；鈦的優異耐蝕性之一是不會被氟以外的鹵素離子所作用，其會生成鈍化膜，而不發生孔蝕^{15,16}。

在對無機酸的耐蝕性方面，鈦對於硝酸有極佳的耐蝕性，但對鹽酸及硫酸的耐蝕性則不佳；而在有機酸方面，鈦對於各種有機酸通常有極佳的耐蝕性，但卻會被高濃度的蟻酸、草酸、及三氯醋酸等所侵蝕。

鈦金屬雖然對潮濕的氯氣可以完全的耐蝕，但其與乾燥的氯氣卻會產生激烈的反應。

對於氯化物水溶液，鈦金屬很耐蝕，但對於高溫高濃度的氯化鋅及氯化鋁等等水溶液，耐蝕性卻不佳；此外，鈦不容易發生應力腐蝕

破裂的情況¹⁶。

鈦在空氣中加熱到高溫的時候，其會吸收空氣中之氮與氧，使之與鈦固溶，使得鈦的表面層發生硬化作用，而產生脆性，其會有害於延展性，而在不同溫度下加熱時，其表面層的硬度分佈亦不相同，因此需特別注意^{15,16}。

在機械性質方面，鈦的機械性質極易受到不純物的影響，即使只有微量亦然。以 Kroll 所製煉出之鈦亦含有氧、氮、碳、鐵等不純物質，純鈦也因為所含微量元素含量之不同而加以分類及決定其機械性質^{1,12,18,19}。在其中特別容易影響鈦的機械性質的元素為：氧及氮，這是因為氮及氧在鈦中的溶解度很高，其會使得鈦的相轉換溫度升高，因而可將 β 相安定化，而鐵、氧、氮則會提昇鈦的強度；因此，在熔解鑄造純鈦時，需謹慎小心控制其微量元素^{12,15,16,20}。

在室溫下，純鈦為 β 相，為了改善鈦的機械性質，可添加一些其他的元素，使其固溶於純鈦中，而成為合金，這些可添加的元素有：鋁、鐵、鉻、錫、錳、鉬、鈮等。而若再仔細以其功能來分，則可分為 β 相及 α 相的安定化元素， β 相安定化元素有：鋁、銦、氧、碳、氮等，而 α 相安定化元素有：鐵、銅、鈷、鉻、錳、鎳、鉬、鈮、鈹、鈳等。形成 α 相的鈦合金，不具熱處理性，有良好的強度的鈦合金，

不具熱處理性，有良好的強度、韌性，以及抵抗高溫氧化的能力，但成形性較不佳；而 β 相的鈦合金具熱處理性，可以藉由熱處理來改善其強度，且具有良好之成形性（熱、冷均佳），但其缺點是在高溫時容易受氧所污染，此外，由於密度較高，因此強度密度比較低； $\alpha + \beta$ 相的鈦合金，其成形性及冷作強度佳，但熱作強度差^{15,16}。

2-1-3 商業用純鈦（CP Ti）

沒有經過合金化的鈦，稱作純鈦，但即使稱作純鈦，其亦含有少量的不純物，只是該不純物小於 1%。而所謂的商業用純鈦（CP Ti）即是 Commercial Pure Titanium 的簡稱，而因為稱「純」鈦易造成一些不必要的誤解，因此近來的世界潮流是趨向以「CP Ti」來稱呼此種未經合金化的鈦^{12,18}。

近來的日本工業規格（JIS H 4600），JIS 為 Japanese Industrial Standard（日本工業標準）的簡稱，而 H 則是代表非鐵材料的規格，將 CP Ti 依其不純物的含量而區分為四種（表 2）¹⁹，當不純物的含量較少時，為第 1 種，而隨著不純物的增加，則為第 2、3、4 種；其主要的差別是在於氧及鐵的含量不同，當隨著不純物的含量增加，其抗拉強度及硬度會增加，但伸長率卻會減少，表 2 中所示即為 CP Ti 之分類及其機械性質。

表 2. CP Ti 之分類及其機械性質

種類	不純物元素濃度			材料機械性質		
	N max	Fe max	O max	Tensile strength (MPa)	Yield strength (MPa)	Elongation (%)
Ti 板及柱條 (JIS H 4600)						
第 1 種	0.05	0.20	0.15	270~410	165 以上	27 以上
第 2 種	0.05	0.25	0.20	340~510	215 以上	23 以上
第 3 種	0.07	0.30	0.30	480~620	345 以上	18 以上
第 4 種	0.07	0.50	0.40	550~750	483 以上	15 以上

第 1 種的鈦，因為其太軟，因此除了特殊用途外，市面上並不常見；牙科常用的是第 2 種的 CP Ti，當其在熔解鑄造過程中時，易因吸收入不純物元素，而使得鑄造出之鈦變為第 3 種^{12,18}。

2-1-4 鈦合金

為了改善鈦的性質，我們添加一些合金元素，使其固溶於鈦中，而成為合金，這些添加的合金元素主要是影響 之變態；目前工業中所開發出之鈦合金種類極多，而依其合金元素之不同，主要可分為以下四大類：

1) 合金

此類合金的代表為 Ti-5Al-2.5Sn 合金，其機械性質極佳，具有良好之耐蝕性、耐溫性、抗氧化性及焊接性。

2) Near 合金

含少量 相，而大部分為 相。

3) + 合金

在常溫中呈現 相及 相混合在一起之結構，其種類有很多，而應用得最為廣泛的為 Ti-6Al-4V 合金，其具有極佳之強度、耐蝕性及韌性，抗拉強度高達 900 Mpa，主要應用於噴射引擎、壓力槽、壓縮機葉片，並應用於醫療上，作為外科的植入體。

雖然在美國材料試驗學會 ASTM 及很多其他規格中均有採用 Ti-6Al-4V 合金做微生物植體及人工關節的材料²¹，但其中所含之 V 是否具有毒性卻是令人質疑的，因此近來研究以 Nb 來取代 V，開發出 Ti-6Al-7Nb 合金，以做為生物植體之用。

4) 合金

因為其結構為體心立方，因此具有良好之加工性，而熱處理亦表現良好之力學性質，因此主要用於加工性高、強度高之物品

之製造，如飛彈的外殼、鍛造之物件、蜂巢結構之板等。

合金亦可開發做為生物體之用，如 Ti-13Zr-13Ta 合金；其特徵是彈性率比一般之鈦低 2/3 左右。

鈦合金的種類繁多，目前在很多領域中都已漸漸被開發應用，而使用得最為廣泛的仍是在工業上的應用；在牙科方面，目前較常使用的為 Ti-6Al-7Nb 合金。

除了以上所提這些鈦合金外，近來也有一些具特殊性質的鈦合金，如 Ni-Ti 合金，其具有形狀記憶的特性，且有超彈性，此為傳統金屬材料所沒有的特性，目前在牙科的應用主要是做為矯正線的製作及根管治療方面^{12,17,20,22}。

2-1-5 鈦金屬的鑄造

由於純鈦的熔點很高，在高溫下極易與包埋材之成分及氧氣起劇烈之化學反應，而在表面產生極厚之反應層^{12,23}，且當其在空氣中加熱到高於 750 時，也容易吸收氧、氮、碳、氫，使得純鈦受到污染而變脆，因此純鈦的鑄造不適合使用牙科傳統的技術，其必須使用特殊的包埋材及機械設備，採用特殊之金屬熔融過程，使得所鑄造出之鈦金屬能達到所要求之品質^{12,24}。

鑄造後之鈦金屬，由於其表面之氧的含量會增加，因此在鑄造物之表面會有一層厚度約 50~200 μm 之硬化層，其結構全為 α 相，我們稱此層為 α - case，其會造成材料組織局部之不均，而影響其性質，與內部之材料相比時，其會有較大之硬度及較小的延展性^{12,25,26,27}。

雖然在鑄造過程中會提供鈍性氣體氬氣以保護金屬避免氧化，但包埋材中所含之氧、氮、氬卻會與熔融之金屬進行化學反應，而造成鑄造物之表面的硬度增加^{12,28}，而鈦金屬的微硬度會隨著吸收之氧量的增加而成比例地增高^{12,29}。

鑄造後之鈦金屬，其硬度及強度會增加，但延展性卻會變得較差³⁰，而之所以在鑄造及熱處理後，會改變其材料機械性質，主因可能是由於這些過程會造成相的轉換，晶粒大小及結構的改變，及氧的擴散，因此造成機械性質之改變³¹。

鑄造溫度亦會影響鑄造物之性質，當鑄造溫度愈高，反應層之厚度會隨之愈大，其硬度也會愈大；而溫度愈低時，反應層之厚度及硬度也會愈小³²；鑄造後之鈦金屬其硬度值會由表面向內逐漸遞減，內層 500 μm 以內之部分則呈現均質性之硬度表現^{31,32,33}。

2-1-6 鈦金屬之牙科臨床應用

1959 年 Beder 及 Plogerg 這兩位學者最早將傳統鑄造之鈦金屬植

入狗的口內，而在這之後，陸續有學者發現鈦金屬與骨質之密合性良好，能不與結締組織結合而直接與骨頭結合，且其生物相容性佳，不會導致過敏與免疫反應³⁴。

1965 年 Brånemark 引用鈦金屬做為人工植體材料，將第一個植體植入人體口腔中，此後鈦金屬在生物醫學上的應用逐漸為學者們所重視³⁵；而從 60 年代開始至今，陸續進行了許多的研究及臨床實驗，鈦金屬在牙科上的應用也漸趨成熟³⁶。

1985 年 Parr 在研究報告中指出，純鈦和鈦合金均具有極佳之機械性質，是很理想的植體金屬材料，且鈦金屬在空氣中極易形成一薄而緻密的氧化層，此氧化層在生物體中相當穩定且不會產生電化學的腐蝕³⁷，且其有助於口腔內牙菌斑及牙結石之移除，因此有利於口腔衛生之維持^{24,38}；因為鈦金屬集合了貴金屬合金及基底金屬合金之優點（表 3）¹⁴，如強度高、抗腐蝕性佳、質量輕（金之 1/4）、生物相容性佳、熱傳導性低、延展性佳等良好的機械性質，且其與貴金屬相較之下價錢較合理等，這些性質均符合牙科鑲復物之要求^{1,2,3}，此外，其在口腔內無金屬異味、因熱傳導性低故對牙周組織刺激性小、與原來存在口腔內之其他金屬共用不易產生不良之反應，且以牙科常用之 X 光攝影即可檢查出鑄造物內部之缺陷³⁹，因此鈦金屬成為近來鑲復牙科學中熱門之材料，而由於鈦金屬的這些優點，所以近年來

被廣泛地應用在牙科臨床方面，像是牙科植體，矯正線及牙科鑲復物等，而目前亦不斷地進行其他之研究，以期使鈦金屬的使用能夠更為理想及廣泛。

表 3. 純鈦金屬和金與鈷鉻合金之性質比較

性質	純鈦金屬	金	鈷鉻合金
比重 (克/立方厘米)	4.5	16.3	8.4
熔點 (攝氏)	1720	1063	1450
抗拉強度 (MPa)	240-550	480	896
熱導度 (卡/立方厘米)	0.04	0.71	0.16
伸長度 (%)	15-24	28-36	2-10
硬度數 (Brinell)	160-190	135-150	365

2-2 焊接與熔接

連接兩金屬材料的方法可分為機械式及冶金式這兩大類，近年來機械式連接法較少使用，而冶金式連接法是使金屬間能充分接近，再利用原子間引力之接合方法，此法又可分為壓接、焊接及熔接這三種方法⁴⁰，以下分別敘述之：

壓接：

在「壓力熔接」中，其連接方式是加熱固體金屬使其軟化後，再加壓使之接合，但其部位並不被熔化，而是利用經過兩者之間交界面再結晶而相連接的^{4,40}。

焊接（Soldering）：

焊接是所知的金屬聯接方式中，最古老的方法，已經普遍地被使用了許多年。在牙科方面，當在聯接一整體的各個部分，例如，在組合一個牙橋，而構成一個整體，或將某一結構加到另一結構，以構成一結構體時，所使用的方法，即為焊接。例如，在相鄰牙齒的嵌體和牙冠上，加上適當的接觸部分，而此時所使用的焊接劑，有時稱為「構成焊接劑（building solder）」⁴。而除此之外，「焊接術」也用於聯接金屬線夾和牙齒矯正裝置。

雖然說，焊接是最老的聯接方法，而且已經被普遍使用了許多

年，但過去的使用者，在想要適當地定義它時，卻發現了困難，對於牙科的目的而言，一般使用的定義如下：

焊接，即是將金屬利用填充劑金屬來將之互相連接起來，而填充劑金屬或焊劑則被熔於連接的部位。總而言之，焊接是利用滋潤而形成鍵結，且此種鍵結不須擴散，也不須金屬組體之熔化。

在工業焊接中，若焊劑熔點高於 450 ，則其過程稱為硬焊 (brazing)，而熔點低於 450 則稱為軟焊 (soldering)，不過，在牙科中，不論焊劑之溫度為何均不加以區別，而稱所有這種操作為焊接 (soldering)^{4,5,6}。

熔接 (Welding) :

熔接，亦是一種用來連接金屬的過程，其通常是用熱「熔融熔接」，亦即加熱到適當溫度，使局部區域合併成一體，而方法包括了：

「瓦斯」，「雷射」，和「電弧熔接」，依出現次序先後為氧乙炔熔接(gas welding)、塗料金屬電弧熔接 (flux-shielded metal-arc welding)、惰性氣體保護鎢極電弧熔接 (tungsten inert gas welding, TIG)、惰性氣體保護金屬極電弧熔接 (inert gas metal arc welding, MIG)，其他尚有電漿電弧熔接 (plasma arc welding)、超音波熔接 (ultrasonic welding)、電子束熔接 (electron beam welding)、雷射熔接 (laser welding) 等多

種，主要是加熱的來源不同而已。利用這些方法，將須要被連接之處熔化掉，且不須使用焊劑，就將之融在一起^{4,5,6,20,40}，而最好的熔接當然是分辨不出熔接處，但是熔接本身是將高熱輸入，所以一定會造成材質的變化，此範圍稱為熔接熱影響區(heat-affected zone)²⁰。以下簡單介紹幾種常用之熔接法：

惰性氣體電弧熔接，不以塗料來屏障電弧，而用惰性氣體來保護電弧及金屬。在 TIG，惰氣常用氬氣所以也叫氬氣熔接，其常用於鋁、鈦等在空氣中熔接時易氧化之材料，鋁合金、鈦金屬等活性金屬可說因本法之出現才可以熔接法連接之；在 MIG，惰氣則使用氬氣或較便宜的 CO₂，所以也叫 CO₂ 熔接^{5,6,20}。

電漿電弧熔接(plasma arc welding)，其是以電漿（經過高溫電離化之氣體）作為熱源，將熔接物熔解之熔接法，其特色是熔接時加熱範圍集中，熔接速度快；熔接加熱的控制範圍廣泛，可用於熔接薄板；電弧柱細，熔珠之寬度小，融入深度深。因其具備這些特色，故可用於適用 TIG 法之範圍，亦適用於 TIG 法不易熔接之 0.1 mm 以下薄板，及 100 mm 程度之中板的熔接，當然，亦適用於鈦金屬之熔接^{5,40}。

電子束熔接法(electron beam welding)，即是利用在高真空中高速加速之電子束衝撞被熔接物，使其運動能量變成熱能而進行熔接。此法之

特色是因在真空中熔接，故熔接處不受大氣污染，其熔接控制範圍大，由薄箔到厚板均可熔接，熔入之深度深，施加於熔接處之熱量小，所以熱影響區小，變形少；此法亦可熔接鈦金屬及鈦合金⁵。

雷射熔接法(laser welding)，即是利用雷射光的輸出來進行熔接，其特色是能量密度高，所以可用於熔接高熔點金屬；其施加於熔接處之熱量小，所以熱影響區範圍小；其熱源為光束，故可通過透明之材料而在理想的保護氣氛中進行熔接。由於其具備良好之特性，故近來成為熔接的熱門方法之一，其亦可熔接鈦金屬⁵。

2-3 雷射

雷射(Laser)全名為「受激輻射之光放大」(Light amplification by stimulate emission of radiation), 雷射本是光之放大的抽象概念, 顧名思義, 雷射即為利用原子或分子在能階間之躍遷以產生輻射, 此輻射再藉光學鏡腔之回饋作用(feedback), 使光回到原場所, 以激發雷射介質產生更多之光子^{41,42}。

受誘導所輻射之光子與入射光子, 因具有相同之頻率、相位及方向, 而成為同調光(coherence light)。此同調光之振幅可小至約數百萬赫茲, 而其呈高斯束分佈之發散角度亦可小至 0.5° 以下。因此, 雷射光極易被用來做遠距離傳播, 將高功率之雷射光聚焦於一微點處及產生干涉現象⁴¹。

2-3-1 雷射之基本特性及應用

雷射之所以被廣泛運用, 是因為它並不同於以往任何一種普通的光源, 其突破了所有光源的種種局限性, 如低方向性、低亮度、低單色性等, 而造成現代應用光學技術的變革性發展, 其主要有以下四個基本特性⁴³:

- 1) 高方向性 (Directionality):

光束的方向性即為光束之平行性，而一般光束的擴散程度，是以光束之擴散角來表達。普通光源之方向性均不佳，其發散角範圍廣，分佈在很大之空間內，若要把光傳送到較遠的地方，則需使用定向聚光之光學系統；而雷射光束之定向性極佳，一般雷射之輸出光束即可達到 1 豪弧度之平面發散角，如果再配合高性能之發散望遠鏡，則雷射光束之發散角可達到 $< 10^{-3}$ 。

2) 高亮度 (Brightness) :

亮度之定義為單位發光面積向空間單位立體角 (Solid angle) 內所發射出之光功率的大小，其為光源發光能力大小之一個重要綜合指標。

雷射出現前，所有光源之發光亮度均很低，如太陽只有 10^3 瓦/ (厘米² 立體角) 量級左右，而普通 1mW 的氦氖雷射，其亮度便可達到 10^5 瓦/ (厘米² 立體角) 量級，採用 Q 開關技術的大功率脈衝固體雷射，其輸出亮度更可高達 $10^{14} \sim 10^{17}$ 瓦/ (厘米² 立體角) 量級以上，比太陽之亮度高幾千億倍以上。

由於這個特性，意味著雷射可在時間上和空間上高度集中，因而可應用於：雷射輻射飛彈、核融合反應及雷射加工等方面。

3) 高單色性 (Monochromatity) :

色，就是光的頻率（波長），而單色性就是頻率（波長）的單一性。世界上並沒有絕對純的單色，只有單色性好一點及差一點的區別，而單色性的高低用（ $\Delta\lambda/\lambda$ ）或（ $\Delta\nu/\nu$ ）的大小來描述。

雷射光出現以前，單色性最好的光源為氪（ Kr^{86} ）燈，其發光波長為橙色， $\lambda = 649.096 \text{ nm}$ ，而現在之穩頻氬雷射為紅光，單色性達到 $\Delta\lambda/\lambda = 10^{-12} \sim 10^{-13}$ ，提高了 6 個至 7 個數量級。

因雷射具高單色性，故可應用於：精密測量、標準長度、時間，頻率的建立、通信應用、超高分辨率光譜分析技術、及分離同位素等各方面。

4) 高相干性 (Coherence) :

相干性即為光在時間及空間上關連的程度。普通光源之相干性極差，在一般之條件下，自然普通光源幾乎是沒有相干的，而雷射則具高度之相干性，在一般之情況下，也極易觀察到雷射的干涉現象。

其高度相干性為整個干涉測量及干涉儀之發展帶來了極大之影響，而在光學信息處理及全像攝影術的發展中，其亦扮演極關鍵之角色⁴³。

2-3-2 雷射之種類

雷射的種類很多，可由各種不同方面進行分類，以下大致從雷射之工作物質、運轉方式、激勵方式及輸出波長來分類介紹：

➤ 依工作物質分類：

依工作物質之特性不同，雷射可分為固體、氣體、液體、半導體這幾大類。

1) 固體雷射

以固體作為工作物質，把具有產生受激發射作用之離子摻入晶體或玻璃基質中，以人工方法製成。

晶體雷射以紅寶石雷射及釹-鈮鋁柘榴石雷射 (Nd:YAG laser) 為典型代表，而玻璃雷射則是以釹玻璃雷射 (Nd:Glass laser) 為代表。

2) 氣體雷射

以氣體為工作物質，其可以為原子氣體、分子氣體和離子氣體 (電漿)。

原子氣體雷射所採用之氣體主要是以惰氣為主，而分子氣體雷射所用之氣體以 CO_2 及 N_2 為典型代表，而離子氣體雷

射是以電離化之氣體離子產生雷射，主要有惰性氣體離子及金屬蒸氣離子，而典型代表是氫離子、氮離子和鎘（Cd）金屬離子。

3) 液體雷射

以液體為工作物質，主要有兩類，一類是有機染料溶液，另一類是含稀土金屬離子之無機化合物溶液。

4) 半導體雷射

以半導體材料作為工作物質，其激勵方式主要有三種，電注入式、光泵式和高能電子束激勵式。

➤ 依運轉方式分類：

- 1) 單脈衝式雷射
- 2) 連續式雷射
- 3) 重複脈衝式雷射
- 4) 調制式雷射

➤ 依激勵方式分類：

- 1) 光泵式雷射

幾乎包括全部之固體雷射和液體雷射，及少數氣體和半導體雷射。

2) 電激勵雷射

包括大多數之氣體半導體雷射。

3) 化學反應激勵式雷射

利用工作物質中發生化學反應之能量來激勵。

4) 熱激勵式雷射

氣動 CO₂ 雷射為其典型代表。

5) 核能激勵式雷射

以核裂變反應放出之能量激勵工作物質。

➤ 依輸出波長分類：

1) 紅外雷射

此類雷射種類最多，常見如 Nd:YAG 雷射、Nd:Glass 雷射、半導體雷射及 CO₂ 雷射等。

2) 可見光雷射

3) 紫外雷射

4) X 射線雷射⁴³

2-3-3 釹-鈮鋁柘榴石雷射 (Nd:YAG laser)

Nd:YAG 雷射是將釹離子摻雜在 $Y_3Al_5O_{12}$ 之晶體內做介質，其波長為紅外光 $1.0641\mu m$ ，此種雷射為四階雷射，其增益比三階之紅寶石雷射約大 75 倍^{41,42,46}。

Nd:YAG 雷射誕生於 1965 年，但發展很快，其最大優點在於熱傳導率高及雷射振盪閾值對溫度的不敏感性，因此可以連續運轉及作高重複率之脈衝運轉，也因為這些特點，故目前已被廣泛運用於工業、國防、醫學及科學研究中^{43,44,45,47}。

2-3-4 雷射熔接

在今日，雷射已被廣泛應用於工業上，而雷射加工及熔接則是將高功率雷射聚焦後，以其強大之能量，在物質表面或邊緣作加熱⁴¹。雷射熔接所使用之雷射有連續輸出雷射（主要為 CO_2 雷射）及脈衝輸出雷射（主要為脈衝式 Nd:YAG 雷射）這兩種^{43,48}。

雷射熔接的優缺點如下所示：

➤ 優點

- 1) 雷射能把能量集中於很小之區域內，因此可在非常小的區

域內工作而不影響鄰近區域。

- 2) 雷射作用時間短，因此不易改變整個元件之機械性能。
- 3) 可達到超淨熔接，不發生熔接工具對元件之污染，且其不需使用焊料，因此可得到高純度之工件。
- 4) 一般方法無法焊接之金屬，以及不同金屬間之焊接皆可藉由改變雷射參數來完成。
- 5) 由於雷射熔接所輸入之熱能比其他加工方法都少，因此幾乎不會引起工件之變形。
- 6) 熔接所需預留之空間很小，因此外形較完美。
- 7) 熔接後之物件強度高。
- 8) 容易實現快速生產自動化。

➤ 缺點

- 1) 因為材料在熔接過程中經歷急速加熱及急速冷卻，因此易造成熔接處產生裂縫。
- 2) 需要高投資，但相對於其高加工品質及高加工速率，且維修費低，應還是值得投資⁴³。

2-3-5 雷射熔接應用於牙科

雷射熔接用於接合牙科補綴物時有許多的優點，如⁷：

- 1) 連接強度比焊接後之強度高 2.6 倍。
- 2) 較易修正鑄造缺陷。
- 3) 熔接時之氧化範圍很小。
- 4) 不需包埋材。
- 5) 將相同母材固定即可熔接。
- 6) 可縮短作業時間。

Wang 等學者亦提到雷射熔接用於牙科補綴上之優點有⁸：

- 1) 因為熱源是光束，故不直接接觸熔接區。
- 2) 能提供準確及定義明確之熔接。
- 3) 熱影響區範圍小，故在接合時能維持尺寸之正確性⁶¹。

Yamagishi 等學者亦提到，鈦金屬使用雷射熔接時，因能聚焦於一小點，比起傳統之焊接，其熱影響之效果較小，且因不需包埋材，故較節省時間⁹。

使用雷射熔接，因是母金屬相接在一起，沒有其他金屬介入，故

可降低腐蝕之問題的發生。

因為雷射熔接是雷射光束和材料間相互作用所產生之加工法，因此需考慮熔接物之材質與熔接位置及目的而選擇適當之雷射光束來做照射。在牙科領域中，因為材料之因子大部分是固定的，因此須配合材料去設定雷射參數，而雷射參數中，可被操作人員所控制之參數為：電壓[V]（或電流[A]）、脈衝（Pulse）[ms]、焦點距離、Spot 直徑[mm]、及脈衝頻率，而其他則是各廠牌之雷射機由各自廠商所設定¹⁰。

雷射熔接時，使用之參數會影響雷射之照射條件，決定其結果；而即使是相同的參數，當材料不同時，雷射熔入之形狀及熔入深度也會隨之改變¹¹。

2-3-6 雷射熔接應用於鈦金屬

因鈦之導熱度較差，且熔點高，因此進入固體材料內部的雷射能量會愈來愈少，多餘的能量會在材料表面經由氧化而消失，因此當雷射用於鈦金屬時，即使增加單一脈衝雷射之能量，熔化深度並不改變⁸。

熔化深度 = 貫穿深度 - 表面凹陷

(Depth = Penetration - Concavity)

1998 年 Wang 等學者指出,使用多重脈衝雷射能改善鈦金屬之貫穿並減少表面之損害⁸;另有學者發現多重脈衝雷射能改善在鈦金屬上之貫穿力與接合點之結構,並能改善其機械強度^{49,50,62}。

1993 年 Yamagishi 等學者提到當假牙用雷射熔接將其相連時,雷射光束須重疊 (overlapped),否則會有小部分之未熔融區,而形成微裂縫,使接合點變弱,咀嚼時易受到疲勞負荷之影響⁹。

接縫設計、是否有足夠之能量傳達到連結區、能量傳達之方法、冷卻速率、及連結過程中之污染總數等因素均會影響鈦金屬之連結;因為鈦很容易吸收氧等元素,進而導致機械性質變差,因此在進行熔接之過程中,需提供一完整供應氬氣之保護室,以使氧氣和氬氣之污染減至最小⁵³。

如果有最理想之能量及雷射脈衝之連續使用,則可完成最理想之結果,但目前仍有許多關於雷射熔接之參數需要更進一步之研究^{51,52},如脈衝能量 (Pulse energy)、脈衝連續 (Pulse duration)、重疊比率 (Overlap ratio)、接合點表面處理、及接點結構等¹²。

2-3-7 雷射熔接後鈦金屬之硬度變化

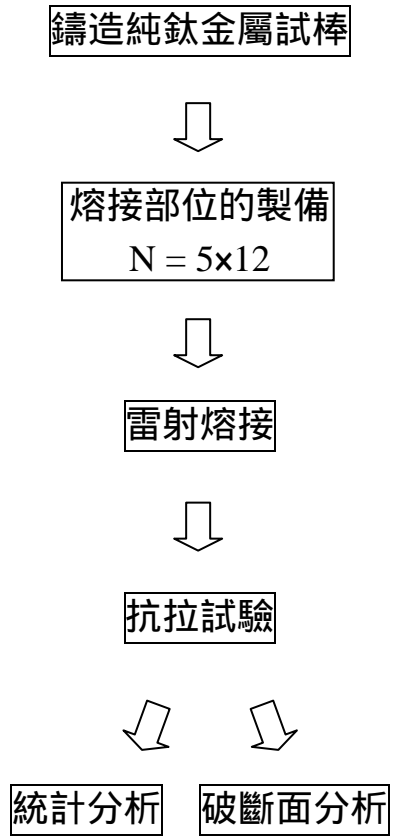
熔接過程會影響鈦金屬補綴物之物裡性質及準確性，雷射熔接接合點往往會比母金屬脆，耐久性及延展性亦會較差，但硬度卻會增加，這些可能與熔接過程中吸收入一些雜物，且晶粒大小與組織結構均會改變有關^{54,55}。

2-3-8 雷射熔接後鈦金屬之顯微組織

鈦金屬經鑄造後，溫度降低，晶相由 β 變為 α ，而 α 相晶粒之大小與冷卻速率有關，當冷卻速率愈快時，其晶粒會愈小。當進行雷射熔接時，因其為局部迅速加溫，而熔融區旁之未熔融區則快速冷卻，所以該處結構在 α 相上停留之時間很短，馬上冷卻後，形成針狀 α 相之麻田散鐵 (Martensitic α - type structure) 結構，此結構最易發生在受熱變質區 (Heat-affected zone)^{12,68}，至於熔融區則會產生針狀或條狀之 費德曼組織 (Widmanstätten structure)，而母金屬部分則是呈現等軸晶粒 (Equiaxed grains) 之結構^{9,12,13}。

第三章 材料與方法

實 驗 流 程



3-1 鑄造純鈦金屬試棒

1) 製作試棒：

利用塑膠射出成形製造啞鈴狀壓克力材質之試棒，其形狀及大小根據 ADA specification No. 14 之規格，如圖 1 所示：

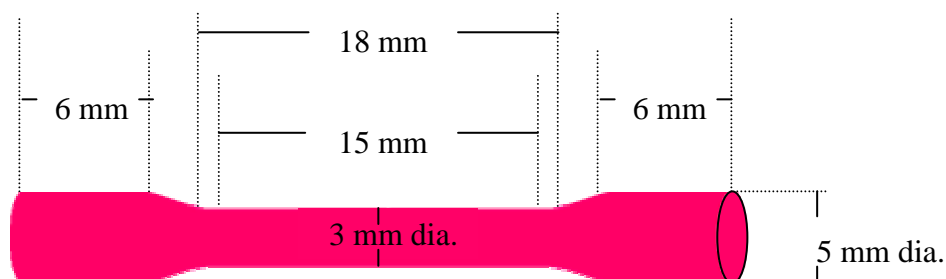


圖 1. 壓克力試棒之尺寸

2) 包埋 (Investing)：

將三根壓克力試棒固定於鑄造圓錐台 (Casting former) 上 (圖 2)，使用單層石棉襯墊 (Ceramic liner, J. Morita Co. Osaka, Japan)，上方空出 3mm，兩端對接，貼在圓形金屬鑄造環內側，將其浸濕，用鈦金屬專用包埋粉 (Titavest CB. J. Morita Co. Tokyo, Japan) 包埋，粉液比 (Powder-liquid ratio) 為 100 gm/13.5 cc，用真空混合機 (Vacuum Mixer J. Morita Co., Osaka, Japan) 調拌一分鐘後，以震盪器將包埋材灌注入鑄造環內，包埋完後放在室溫下 (約 70 – 80) 約 40 分鐘，待完全凝固硬化後，將表面光滑的那一層包埋材刮除，以利鑄造過程中通氣性之良好。

3) 去蠟 (Burnout):

取下鑄造圓錐台，將包埋材已完全凝固硬化之鑄造環置於冷卻之去蠟爐 (Furnace; Vulcan™ 3-550, Ney Co., Bloomfield CT, USA) 中央，使其獲得均等之熱膨脹效應，脫蠟程序如圖 3 所示：

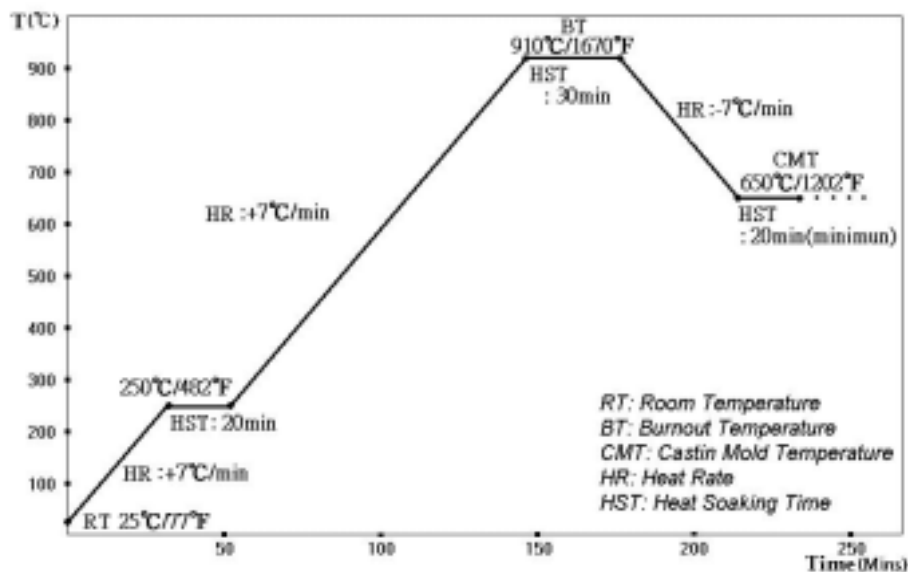


圖 3. 脫蠟程序表

4) 鑄造 (Casting):

在鑄造環維持溫度 650 時，用電弧熔化自動鑄造機 (Arc type automatic casting machine; Cyclarc , J. Morita Co., Osaka, Japan) (圖 4) 鑄造，鑄造過程依據廠商指示，在真空環境下，通入氬氣，以二個 10 克商業用純鈦 Grade Ingot (Pure Ti A, J. Morita Co. Osaka, Japan) 進行鑄造，表 4 為第二級商業用純鈦金

屬錠之性質，而表 5 中則為其鑄造條件⁵⁶：

表 4. 第二級商業用純鈦金屬錠之性質

	Pure Ti A (grade)
成分	Ti >99.5% Fe: 0.15% O: 0.15% N: 0.03% H: 0.01%
比重	4.5 g/cm ³
熔點	1672
抗拉強度	345 MPa
熱膨脹係數	8×10 ⁻⁶ /
熱傳導度	0.16 cal cm/sec cm ²
伸長度	20 %
硬度數	220 KHN

表 5. 純鈦金屬鑄造條件

鑄造用金屬	20g 的 Pure Ti A
Crucible	Copper Crucible “ S ”
Passage	M2
Arc Current	180 A
Melt Time	40 sec
Arc Gap	5 mm
Argon Adjusted Pressure	1.2 kgf/cm ²
Casting Timing	Automatic

5) 去除包埋砂及修磨 (Divesting and polishing)：

將鑄造完之鑄造環置於水中使其驟冷，再以石膏剪及高壓噴砂機 (Sandblasting machine; Jeleko Co., Armonk, NY, USA) 用 50 μm 的 Al_2O_3 噴砂去除包埋材 (圖 5)。之後以碳化矽切片用慢速手機將鈦金屬試棒切下，並修整鑄道入口處，接著再以 50 μm 的 Al_2O_3 進行噴砂，並以超音波清潔震盪 15 分鐘後，用 X-ray 篩檢鑄造缺陷的試片，最後製得 60 根鈦金屬試棒 (圖 6)。

3-2 熔接部位的製備

將鑄造出來的鈦金屬棒固定在一個標準的夾具上 (圖 7)，利用 7/8" 的超薄 carbide discs，垂直其長軸將鈦金屬棒切為兩半，然後用 400 grit 碳化矽水砂紙將橫切面輕輕地磨除約 0.1 mm 之厚度以去除氧化層。在熔接之前，先以 50 micron 的 Al_2O_3 噴砂處理，以製造一較鈍的表面，再以熱蒸汽清除表面之噴砂，接著以二次水在超音波下震盪十五分鐘。最後再將這兩個切開的部分對接固定在一特殊設計的夾具上 (圖 8)，準備進行熔接。

3-3 雷射熔接

將固定好鈦金屬試棒之夾具置於固定高度之壓克力片上，放入 Laser Star (BEGO Co., Bremen, Germany) 之操作室內 (圖 9)，用 Nd:YAG 雷射，參照各組所使用的雷射參數 (表 6)，分別將各鈦金

屬棒熔接起來。Laser Star 之規格如表 7 所示。

表 6. 雷射熔接組別及參數

Group	Beam_Voltage_Time	Pulse	No.	Overlap
A	As cast titanium		5	2/3
B1	1_290_9	1		
B2		2		
C1	1_300_9	1		
C2		2		
D1	1_310_9	1		
D2		2		
E1	2_400_10	1		
E2		2		
F1	2_410_10	1		
F2		2		
G	2_290_9	1		

表 7. Laser Star 之規格

Technical data:	
Laser Star	50Hz Order No.26030 / 60Hz Order No.26031
Laser type	Nd:YAG
Wave length	1064 nm
Pulse energy	50 joules
Pulse length	0.5-20 ms
Mean power	20 w
Peak power min.	4 kw
Spot size	Adjustable to 0.3 mm, 0.8 mm, 2.0 mm
Microscope	Leica

在熔接時，第二點要打在第一點的對側，以避免熔接時應力集中，且雷射熔接的過程需在 5L/min 氬氣的保護下進行。熔接完成

後，將每一鈦金屬棒放置在室溫下冷卻。

3-4 抗拉試驗

在進行抗拉測試前，先將熔接好之鈦金屬試棒放入牙科用瓷爐中，模擬低熔點陶瓷燒附之加熱過程（表 8），待處理完後，用車床將所有的鈦金屬棒熔接處之表面凹陷磨去（圖 10），磨後在此區域內任意找三個地方，分別以電子的測量器測量其直徑，取其平均值，使熔接後試棒中線兩旁各 4mm 範圍內之直徑為 2.5 mm（圖 11）。

之後，將試棒置於萬能試驗機（Universal testing machine; AG-1000, Shimadzu Co., Kyoto, Japan）上，以 0.5 mm/min 之速率進行抗拉試驗（圖 12），測量所有樣本的極限抗拉強度（Ultimate tensile strength）、伸長百分率（Percentage elongation）及韌性（Toughness）並記錄之。

表 8. 低溫陶瓷燒附之加熱過程

Degassing	×1 (850)
Bonder + Opaque	×1 (780)
Opaque	×1 (770)
Body	×2 (750)
Glazing	×1 (740)

(Number of firing = 6)

3-5 統計分析

比較各組間之差異：將 12 組所之極限抗拉強度、伸長百分率及韌性先用 One-way ANOVA 統計分析其是否有顯著差異，若有顯著差異，則再以 Tukey test 做進一步的比較，觀察顯著差異存在於何處。

分別比較 Beam_Voltage_Time 及 Pulse 之影響：用 Two-way ANOVA 分別比較 Beam_Voltage_Time 及 Pulse 對結果是否有影響，若有顯著差異，再用 Tukey test 做進一步的比較，找出差異存在何處。

3-6 破斷面分析

電子顯微鏡觀察：以電子顯微鏡 (Scanning electron microscope, SEM) 觀察試棒的破斷處，並拍攝其顯微結構以分析之。

第四章 結果

4-1 統計分析之結果

在本次實驗中，使用光束_電壓_時間 (Beam_Voltage_Time) : 2_290_9，脈衝 (Pulse) : 1 次這一組雷射參數進行熔接之試棒均在熔接完，放置到車床上時即斷裂，故推斷此組雷射參數並不適用於熔接鈦金屬試棒，因此這組雷射參數所得之結果不併入本實驗之統計分析中。

其他 11 組共 55 根試棒所得之詳細結果列於附錄中，表 9 中為各組之抗拉強度、伸長百分率及韌性的平均值：

表 9. 各組抗拉強度、伸長百分率及韌性之平均值

Beam_Voltage_Time	Pulse	Group	Ultimate tensile strength (MPa)	Percentage elongation (%)	Toughness (MPa)
As cast titanium		A	479.42 ± 51.84	19.11 ± 2.48	105.64 ± 8.40
1_290_9	1	B1	454.17 ± 49.14	19.77 ± 3.39	104.99 ± 12.93
	2	B2	566.73 ± 21.74	14.15 ± 1.95	103.22 ± 8.08
1_300_9	1	C1	526.40 ± 64.11	17.60 ± 2.89	99.29 ± 13.89
	2	C2	484.67 ± 42.23	12.56 ± 4.10	98.29 ± 12.74
1_310_9	1	D1	477.34 ± 23.12	16.27 ± 5.82	85.75 ± 37.70
	2	D2	495.19 ± 85.34	15.47 ± 5.43	80.67 ± 31.88
2_400_10	1	E1	487.75 ± 49.16	18.98 ± 1.87	80.66 ± 32.47
	2	E2	556.54 ± 90.55	13.95 ± 4.65	80.24 ± 13.23
2_410_10	1	F1	483.81 ± 51.23	18.89 ± 2.69	74.97 ± 22.82
	2	F2	573.44 ± 19.97	13.11 ± 2.99	63.32 ± 23.52

(* N=5; 2/3 overlap)

將各組之結果以 One-way ANOVA 及 Tukey test 進行分析，可得結果如下所示：

1) 在抗拉強度方面：

結果在統計學上有顯著差異，而進一步以 Tukey test 分析差異存在何處，結果發現：

2_410_10, 2 次與 1_290_9, 1 次這兩組之間在統計學上有顯著差異。

2) 在伸長百分率方面：

由 Oneway ANOVA 及 Tukey test 分析之結果為各組之間並無顯著差異存在。

3) 在韌性方面：

由 Oneway ANOVA 及 Tukey test 分析之結果為各組之間並無顯著差異存在。

4-2 雷射參數對抗拉強度之影響

各組之平均抗拉強度由大到小如圖 13 所示：

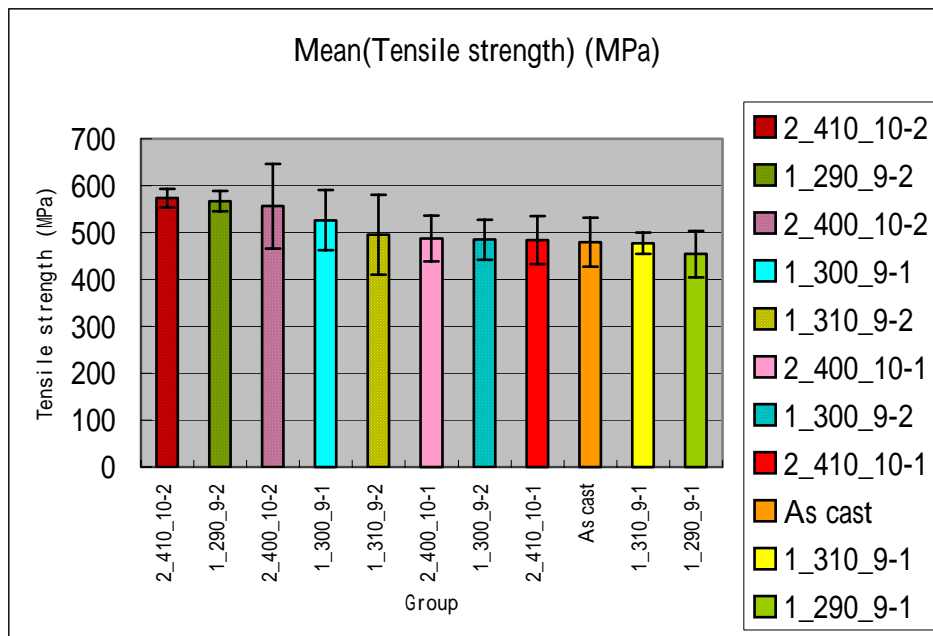


圖 13. 各組之平均抗拉強度

由圖中可知，抗拉強度最大為 2_410_10_2，最小為 1_290_9_1，而未經雷射熔接之鈦金屬（控制組）的抗拉強度則在此二者之間，抗拉強度比控制組小的只有 1_310_9_1 及 1_290_9_1 這兩組。

以 Two-way ANOVA 進行分析，結果如表 10 所示：

表 10. Two-way ANOVA 分析各組抗拉強度之結果

Source	Nparm	DF	Sum of Squares	F Ratio	Prob > F
Beam_Voltage_time	4	4	10758.792	0.8895	0.4791
Pulse	1	1	30533.356	10.0977	0.0029
Beam_Voltage_time*Pulse	4	4	38209.233	3.1591	0.0239
Error		40	120951.53		
C. Total		49	200452.91		0.0093

整體來說， p 值 (0.0093) <0.05 ，所以統計學上有顯著差異，再進一步以 Tukey test 分析差異存在何處，結果發現：

1) 就 Beam_Voltage_time 而言：

p 值 (0.4791) >0.05 ，統計學上沒有顯著差異。

2) 就 Pulse 而言：

p 值 (0.0029) <0.05 ，統計學上有顯著差異，脈衝 2 次的組別，

抗拉強度大致上會大於脈衝 1 次的組別，如圖 14 所示：

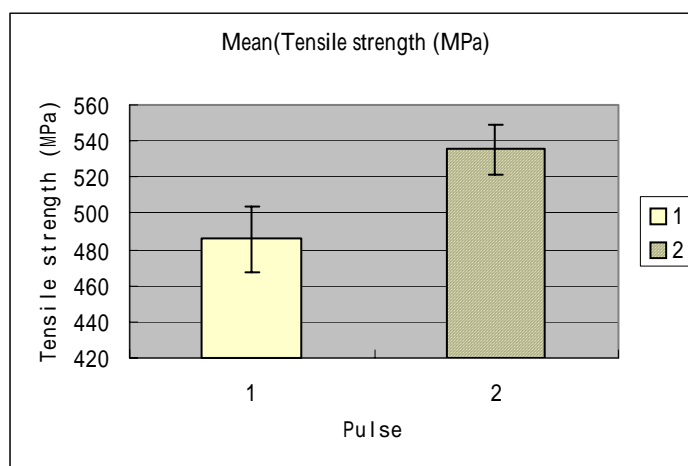


圖 14. 脈衝 1 次與 2 次之抗拉強度

3) 就 Beam_Voltage_time 與 Pulse 之交互作用而言：

p 值 (0.0239) <0.05 ，統計學上有顯著差異，差異存在於

2_410_10_2 與 1_290_9_1 次這兩組之間，抗拉強度 2_410_10_2

大於 1_290_9_1。

4-3 雷射參數對伸長百分率之影響

各組之平均伸長百分率由大到小如圖 15 所示：

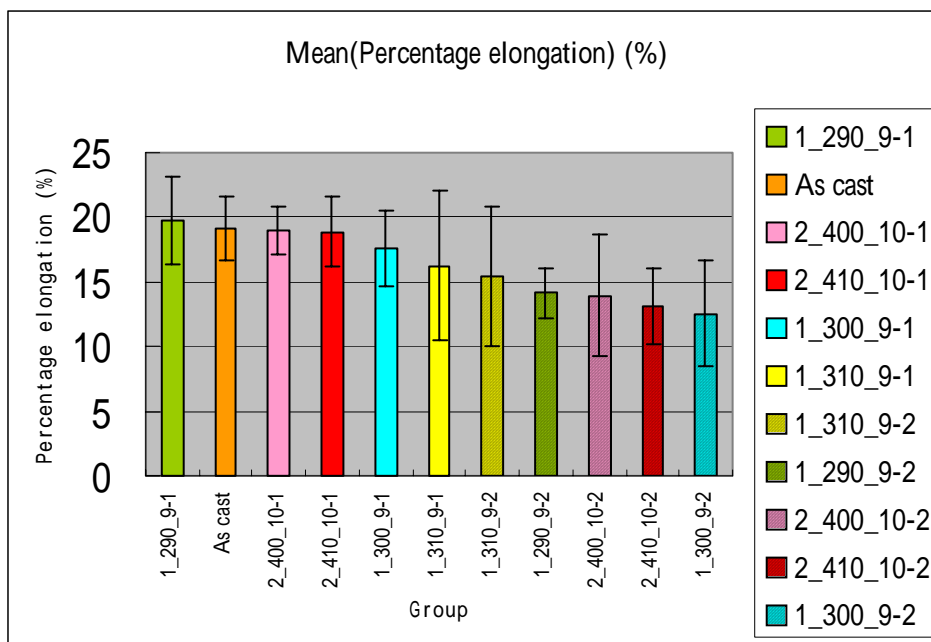


圖 15. 各組之平均伸長百分率

由圖中可知，伸長百分率最大為 1_290_9_1，未經雷射熔接之鈦金屬（控制組）的伸長百分率次之，最小為 1_300_9_2。

以 Two-way ANOVA 進行分析，結果如表 11 所示：

表 11. Two-way ANOVA 分析各組伸長百分率之結果

Source	Nparm	DF	Sum of Squares	F Ratio	Prob > F
Beam_Voltage_time	4	4	19.72208	0.3400	0.8494
Pulse	1	1	248.02099	17.1017	0.0002
Beam_Voltage_time*Pulse	4	4	43.10121	0.7430	0.5684
Error		40	580.10903		
C. Total		49	890.95331		0.0290

整體來說， p 值 (0.0290) < 0.05 ，所以統計學上有顯著差異，再

進一步以 Tukey test 分析差異存在何處，結果發現：

1) 就 Beam_Voltage_time 而言：

p 值 (0.8494) >0.05 ，統計學上沒有顯著差異。

2) 就 Pulse 而言：

p 值 (0.0002) <0.05 ，統計學上有顯著差異，脈衝 1 次的組別，

伸長百分率均大於脈衝 2 次的組別，如圖 16 所示：

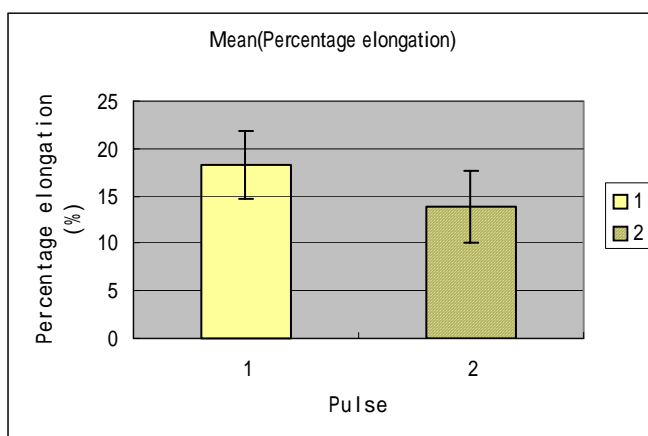


圖 16. 脈衝 1 次與 2 次之伸長百分率

3) 就 Beam_Voltage_time 與 Pulse 之交互作用而言：

p 值 (0.5684) >0.05 ，統計學上沒有顯著差異。

4-4 雷射參數對韌性之影響

各組之平均韌性由大到小如圖 17 所示：

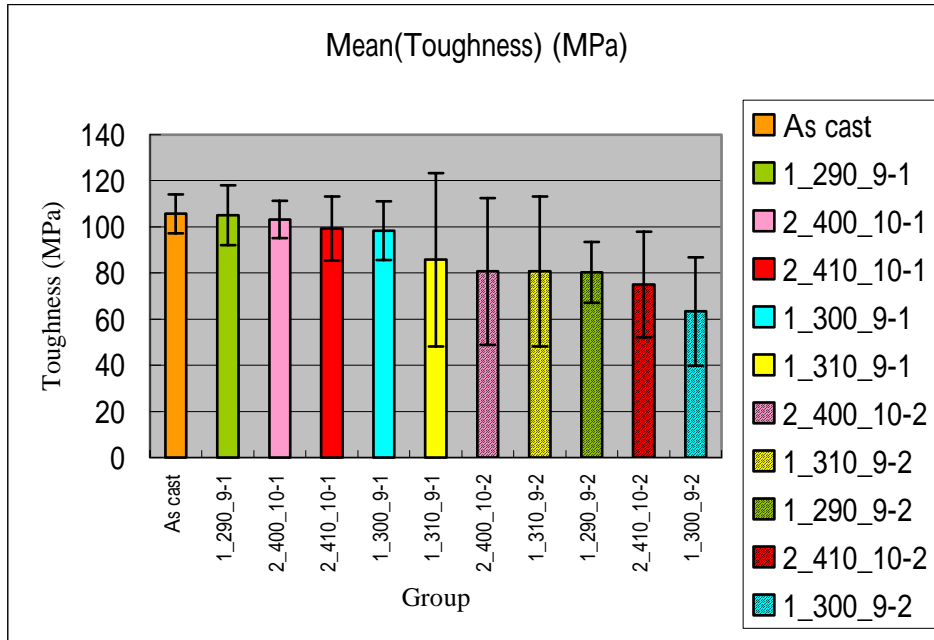


圖 17. 各組之平均韌性

由圖中可知，韌性最大為未經雷射熔接之鈦金屬（控制組），最小為 1_300_9_2。

以 Two-way ANOVA 進行分析，結果如表 12 所示：

表 12. Two-way ANOVA 分析各組韌性之結果

Source	Nparm	DF	Sum of Squares	F Ratio	Prob > F
Beam_Voltage_time	4	4	1086.8902	0.5099	0.7287
Pulse	1	1	6234.6478	11.7002	0.0015
Beam_Voltage_time*Pulse	4	4	1167.2704	0.5476	0.7018
Error		40	21314.580		
C. Total		49	29803.389		0.1048

整體來說， p 值 (0.1048) >0.05 ，所以統計學上沒有顯著差異。

再進一步以 Tukey test 分別分析 Beam_Voltage_Time、Pulse 及 Beam_Voltage_Time 與 Pulse 之交互作用，結果發現：

1) 就 Beam_Voltage_Time 而言：

p 值 (0.7287) >0.05 ，統計學上沒有顯著差異。

2) 就 Pulse 而言：

p 值 (0.0015) <0.05 ，統計學上有顯著差異，脈衝 1 次的組別，

韌性均大於脈衝 2 次的組別，如圖 18 所示：

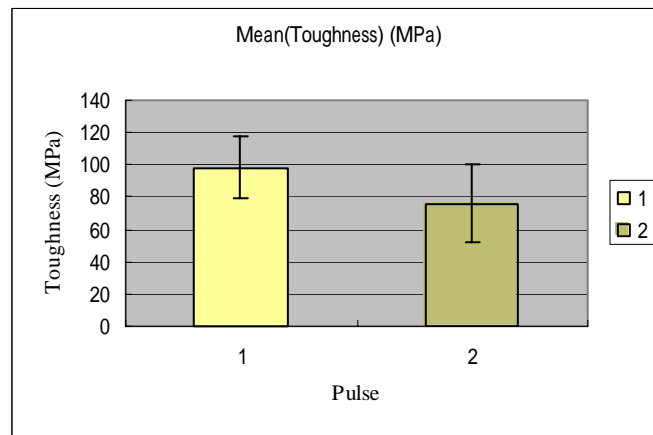


圖 18. 脈衝 1 次與 2 次之韌性

3) 就 Beam_Voltage_Time 與 Pulse 之交互作用而言：

p 值 (0.7018) >0.05 ，統計學上沒有顯著差異。

4-5 電子顯微鏡觀察之結果

進行抗拉試驗之後，各組試棒破斷位置之比例如圖 19 所示：

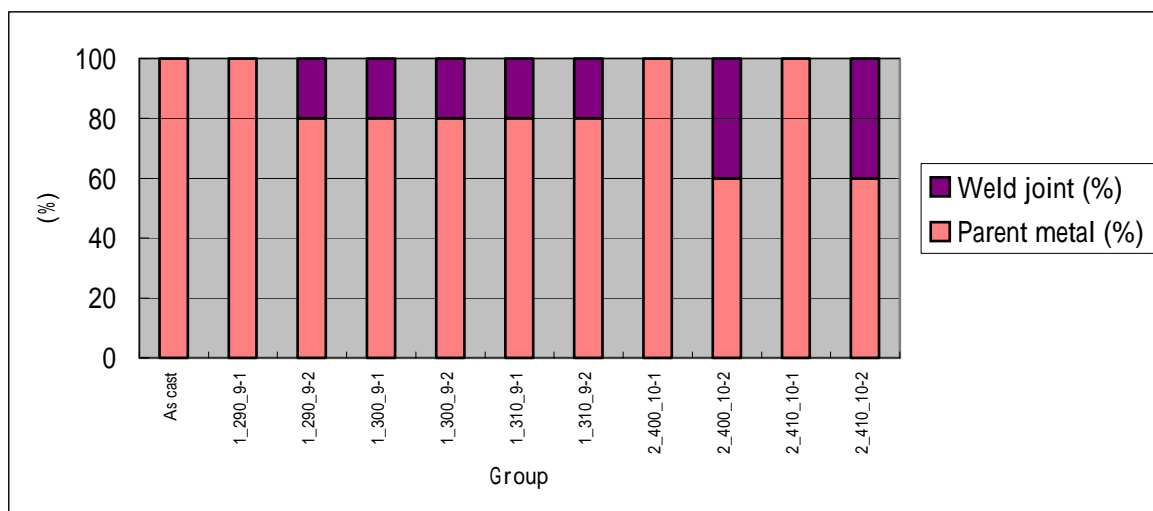


圖 19. 各組試棒破斷位置比例

在雷射熔接之組別中，1_290_9_1、2_400_10_1 及 2_410_10_1 這三組均斷於母金屬處；1_290_9_2、1_300_9_1、1_300_9_2、1_310_9_1 及 1_310_9_2 這五組則各有一根試棒斷於熔接處，佔各組之 20%；至於_400_10_2 及 2_410_10_2 這兩組則是各有兩根試棒斷於熔接處，佔各組之 40%。

55 根試棒中，斷裂於熔接處的試棒共 9 根，佔所有試棒的 16%，其餘 46 根試棒均斷於母金屬處，佔 84%，如圖 20 所示。

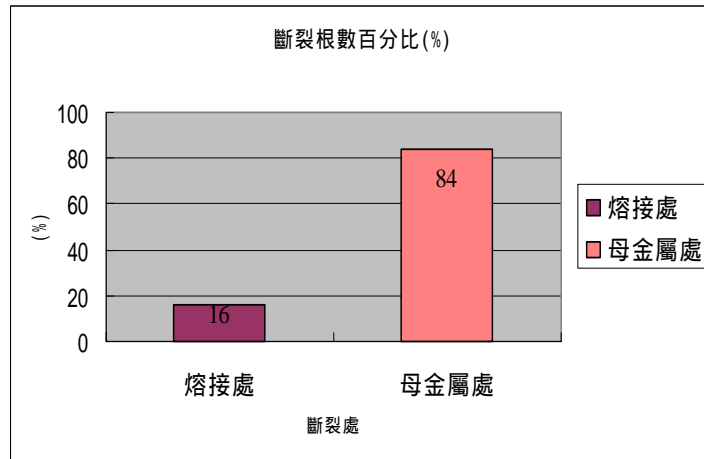


圖 20. 斷於熔接處及斷於母金屬處試棒數之比例

SEM 觀察之結果，如圖 21 所示，可發現斷於熔接處之試棒，其表面結構為較脆之層狀組織，而斷於母金屬處之試棒，其斷面結構為延展性較佳之波浪狀組織。再將顯微結果與抗拉強度之結果相比較，可發現斷於熔接處之試棒，其表面結構為較脆之層狀組織，而這些組別之伸長百分率亦較小。

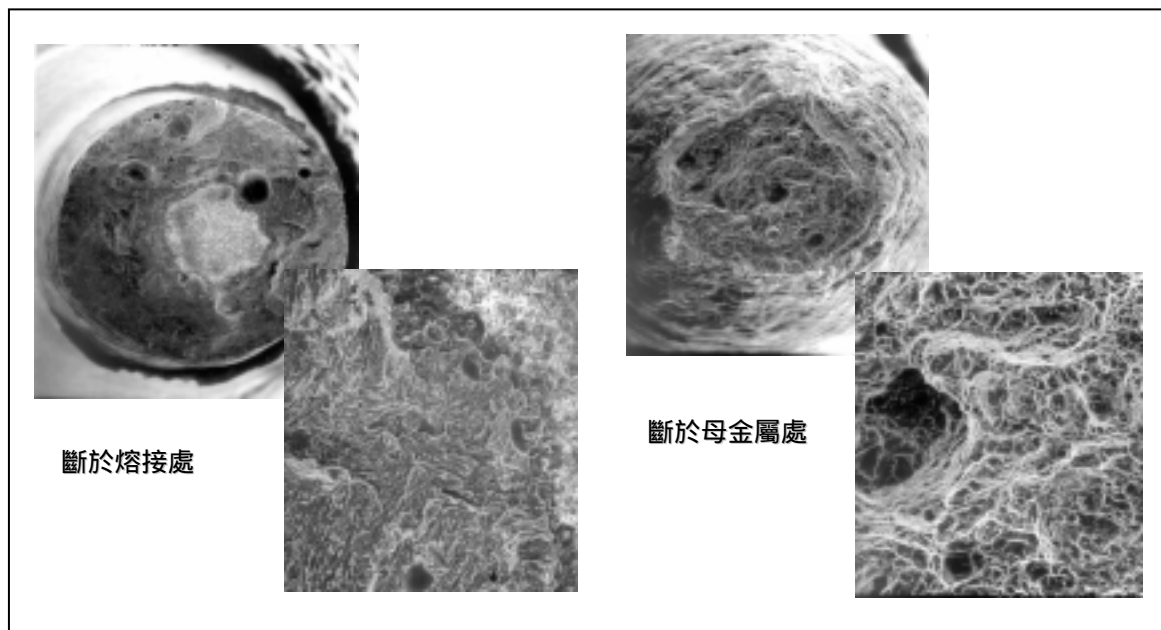


圖 21. 斷於熔接處及斷於母金屬處之 SEM 顯微組織比較

進一步比較 Beam 1 及 Beam 2 組別之顯微組織，如圖 22 所示，可發現使用雷射熔接參數 Beam 1 之組別，其斷裂面所觀察到之氣孔會比較大且比較多，而使用 Beam 2 之組別，其氣孔則相對的來得比較小且比較少。

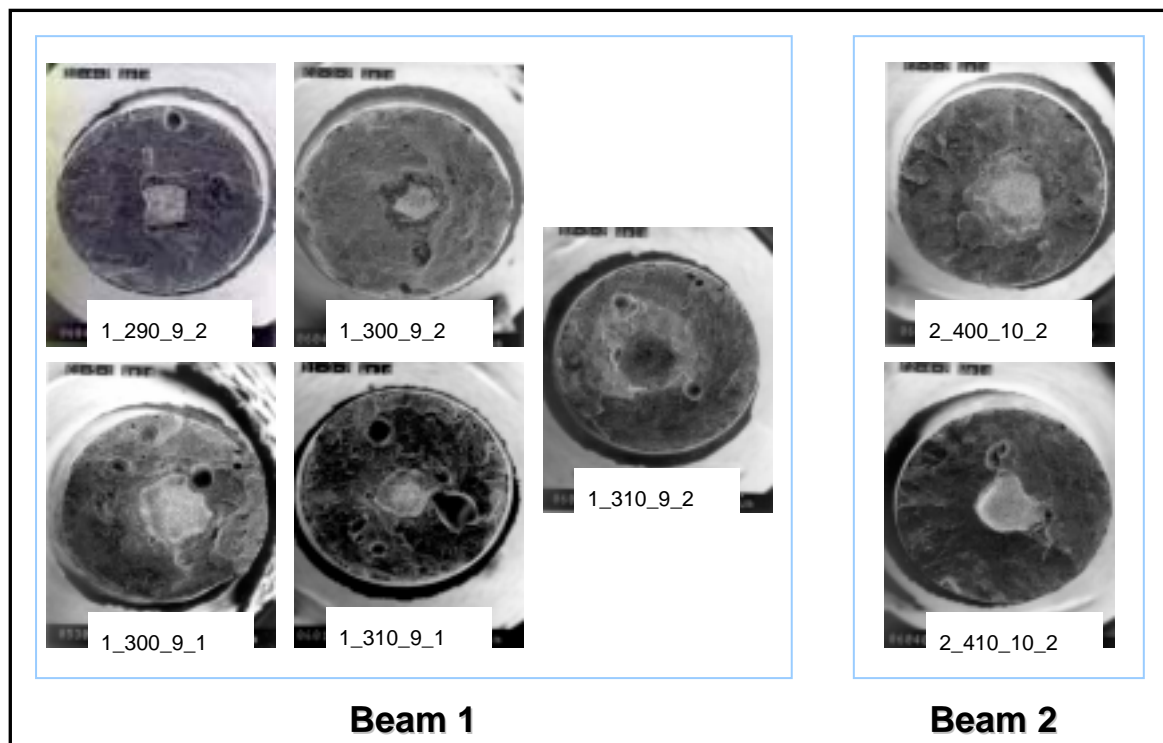


圖 22. Beam 1 及 Beam 2 組別之氣孔數比較

第五章 討論

多數報告曾指出，純鈦金屬經過鑄造後，其抗拉強度及硬度會比鑄造前之鑄錠大，但伸長率卻會減少，原鑄錠之伸長率為 25~36%，使用氧化鎂系包埋材時，其伸長率約為 16~18%，而當使用磷酸鹽系包埋材時，其伸長率更只降低至約 1.5%^{12,57,58,59,60}。本實驗則採用氧化鎂系包埋材。

1988 年 Sjogren 等學者的研究中，用 Grade 2 & 4 的純鈦金屬，與 Type 3 casting gold alloy 這三種金屬，將純鈦金屬用不同的雷射能量去焊接，而鑄造金合金以傳統方法焊接，結果得到抗拉強度都比未雷射焊接前來得強，只是強度增加得多或少與所用的雷射能量有關，而伸長百分率都比未焊接的來得少，由於這篇研究中雷射焊接鈦金屬與傳統金合金焊接的結果相比，性質還不錯，所以應可將其發展應用在牙科上²⁹。

在這之後，許多學者以雷射熔接鈦金屬之研究中，亦得到類似之結果，即：因為雷射熔接後微結構會改變，故其機械性質會與未熔接之母金屬有所不同，其抗拉強度會相當或優於母金屬，但伸長百分率會降低^{51,52}。

但在 1995 年 Wang 等學者之研究中，雷射熔接第四級純鈦金屬，

卻得到抗拉強度及伸長百分率均變小之結果⁵³。

1995 年 Berg 等學者將雷射熔接鈦金屬與焊接金合金之性質相比，熔接後之鈦金屬，其抗拉強度會接近於焊接後之金合金，而延展性則會比母金屬小⁵⁵。

1997 年 Yung 等學者使用 Ti6Al4V 金屬進行雷射熔接，結果發現，熔接時輸入之熱量較大，晶粒尺寸也會相對的增加，而晶粒尺寸變大，抗拉強度及延展性均會變差；至於熔接時冷卻速率加快，則抗拉強度會變大，延展性也會變佳⁶³。

2001 年 Wiskott 等學者之研究中，使用 0.74J 之雷射能量，所得抗拉強度為 488 ± 23 MPa，而其中亦提出，增加熔接熱量，晶粒尺寸也會相對的增加⁶⁴。

在純鈦金屬之基本性質中，其抗拉強度介於 240~550 MPa 之間¹⁴，第二級商業用純鈦金屬之抗拉強度則約為 345 MPa⁵⁶，而本次實驗所得之抗拉強度則介於 405~639 MPa 之間，符合之前各學者所提出鑄造後及雷射熔接後，抗拉強度均會變大之結果。

在本實驗中，控制組之抗拉強度介於 405~552 MPa 之間，其結果在標準範圍內，平均值為 479.42 ± 51.84 ，其抗拉強度僅大於 1_310_9_1 及 1_290_9_1 這兩組；在統計學上只有最大的 2_410_10_2

與最小的 1_290_9_1 這兩組之間有顯著差異存在，但控制組與最大及最小這兩組間均無顯著差異存在，表示各組之抗拉強度與控制組間均無顯著差異存在，而將兩金屬連接之後，最佳之情況是使連接後之機械性質愈接近母金屬越理想，因在本實驗中，各組之抗拉強度均與母金屬相近，故可知在本實驗中所使用之各雷射參數就抗拉強度而言，應都算理想。

在延展性方面，本實驗所得之伸長百分率在 6~25% 之間，伸長百分率較小之幾根試棒，其斷裂處位於熔接處，控制組之伸長百分率則介於 16~24%，平均值為 $19.11 \pm 2.48\%$ ，各組中只有 1_290_9_1 之 $19.77 \pm 3.39\%$ 大於控制組，其餘各組延展性在雷射熔接後均變小，符合之前各學者之結果；而在統計學上，各組間均無顯著差異存在，故可知在本實驗中，經過雷射熔接後各組之延展性與母金屬相似，因此在延展性方面，本實驗所採用之雷射參數應都算符合我們的要求。

在本實驗中，分別比較了 Beam_Voltage_Time 及脈衝數對抗拉強度、伸長百分率及韌性之影響，結果發現，脈衝數對於此三結果均有顯著之影響，故在此針對脈衝數對結果之影響進行探討，而在本實驗中之所以採用脈衝 2 次來進行雷射熔接是因為，雷射能量加大，則貫穿深度亦會加大，但直接加大能量卻會破壞金屬結構，因

此我們希望藉由脈衝 2 次來使貫穿深度變大。

在脈衝數對抗拉強度之影響方面，由統計結果可發現，脈衝 2 次之組別的抗拉強度會比脈衝 1 次之組別大，此結果符合使用脈衝 2 次會使貫穿深度變大，因而增強抗拉強度之預期結果。

但雖然脈衝 2 次與脈衝 1 次在統計學上有顯著差異，但在綜合各項因素之後，其影響並不大，這可能是因為鈦金屬之熱傳導性較差，故可能雖然熱量雖大，但已在表面散失，實際傳入鈦金屬內部的熱量並不多，且因為此雷射機器若無間隔兩秒鐘即進行第二次脈衝會造成能量之減少，因此可能實際上增加之貫穿深度差距並不大。

故綜合各項雷射參數比較之結果，各組與控制組間無顯著差異存在，因此可知本實驗中所使用之參數，不論是脈衝 1 次或脈衝 2 次，均已符合本實驗之要求，而基於希望使用最小能量以達到我們要求之原則，使用脈衝 1 次應以足夠。

再來，關於脈衝數對伸長百分率之影響，由統計結果可發現，脈衝 1 次之組別的伸長百分率會比脈衝 2 次之組別大，這可能是因為脈衝 2 次的組別輸入之雷射能量比脈衝 1 次之組別大，因此熔接處之結構亦被破壞得較大，造成機械性質顯得較脆而延展性較差。

雖然脈衝 2 次與脈衝 1 次在統計學上有顯著差異，但綜合各項雷

射參數比較之結果，各組與控制組間無顯著差異存在，這表示本實驗中所使用之參數，不論是脈衝 1 次或脈衝 2 次，均已符合本實驗之要求，但因為脈衝 1 次組別之延展性會較佳，且基於希望使用最小能量以達到我們要求之原則，應無必要使用脈衝 2 次。

綜合以上所言，本實驗較不建議使用脈衝 2 次，因為使用脈衝 1 次所得結果已與母金屬類似，若使用能量較高之脈衝 2 次反而會造成熔接處之金屬結構被破壞得較嚴重，且使用脈衝 2 次，在操作技術上必須比較嚴謹，一致性亦較難控制，故無使用脈衝 2 次之必要。

而在脈衝數對韌性之影響方面，由統計結果可發現，脈衝 1 次之組別的韌性會比脈衝 2 次之組別大，此結果與延展性之結果相似，故亦證實了韌性與延展性之間具有密切之關連性。

雖然脈衝 2 次與脈衝 1 次在統計學上有顯著差異，但綜合各項雷射參數比較之結果，各組與控制組間無顯著差異存在，這表示本實驗中所使用之參數，不論是脈衝 1 次或脈衝 2 次，均已符合本實驗之要求，但因為脈衝 1 次組別之韌性會較佳，且基於希望使用最小能量以達到我們要求之原則，應無必要使用脈衝 2 次。

我們再將結果對照電子顯微鏡觀察所得之顯微結構可發現，抗拉試驗中，試棒的斷裂面幾乎都有大小及多寡不一之氣泡缺陷存在，由

於不論斷於母金屬處或熔接處，其抗拉強度大小均相似，故我們可推測熔接後，熔接處及母金屬處之抗拉強度是相似甚至大於母金屬的，而此時試棒並不一定由母金屬或熔接處斷裂，而是何處有較大之缺陷，便由該處斷裂，造成此缺陷之原因可能是鑄造時所留下之小缺陷，或熔接時造成之氣泡⁶⁵，1995年 Berg 等學者亦提出，熔接區內所存在之大孔洞是影響抗拉強度之主因⁵⁵。在伸長百分率方面，可發現斷於熔接處之試棒，其伸長百分率會較小，此乃因熔接過後之結構本就較脆，而熔接時造成之缺陷會使得應力更容易集中於該處，因此便由該處斷裂。

Beam 1 為熔接樣式中之氣洞穴型 (Keyhole mode welding)，而 Beam 2 為熱傳導型 (Conduction mode welding)⁶⁶，Beam 1 光束之直徑只有 0.3mm，所以能量容易集中，在氣洞穴形成過程中其熔融之深度較深，表面起伏也較大，故表面凹陷會較深；而 Beam 2 之光束直徑為 0.8mm，能量擴散不易集中，熔融深度較淺，表面也較平滑，所以表面凹陷也就較小。當能量愈大時，表面凹陷也會愈明顯，同點重複 2 次照射，表面凹陷亦會較 1 次照射來得深 而也因為 Beam 1 與 Beam 2 之熔接樣式不同，故 Beam 1 之貫穿深度會大於 Beam 2；Beam 1 重複 2 次照射之貫穿深度會比 1 次大，但 Beam 2 則無明顯差異¹²。

1998 年 Wang 等學者指出，因鈦金屬熱傳導性低，無法承受大的

熱流量，故高能量無法傳達至材料內部，於是過剩之能量便於材料表面透過氧化而失去。而當單一脈衝能量增大時，熔化深度之改變並不明顯；而當連續之較高能量發射時，貫穿深度會輕微增大，但因表面凹陷亦會增加，故對熔化深度並無明顯幫助。

在本實驗中，由 SEM 觀察可知，斷於熔接處之試棒，其表面結構為較脆層狀組織，而抗拉試驗之結果，這些試棒之延展性亦較差；斷於母金屬處之試棒，表面結構為延展性較佳之波浪狀組織，而抗拉試驗之結果，這些試棒之延展性亦較佳。

比較 Beam 1 及 Beam 2 組別之顯微結構可發現，Beam 1 熔接時造成之氣孔會比 Beam 2 來得多且大。而 Beam 1 之貫穿深度雖比 Beam 2 之貫穿深度大，但抗拉強度卻未隨著貫穿深度之變大而變強可能與這些熔接時造成之氣孔有關，故雖然深度變大，但氣孔卻使抗拉強度變小，兩相抵銷之下，造成結果之間無顯著差異存在。

當使用 Beam 1 進行雷射熔接時，熔接處因能量集中，熔融之液體會四處飛濺，因此每根試棒熔融後之差異會較大，表面凹陷亦較大，而 Beam 2 無此情形，表面凹陷較少。

在本實驗之結果中，脈衝 2 次之抗拉強度會比 1 次的大，但伸長百分率卻會比 1 次的小，這是因為使用多次脈衝對鈦金屬而言可以改

善貫穿並減少表面之損害⁸，故可使得抗拉強度變強，但因為多次脈衝造成熔接能量較大，故會使得伸長百分率下降。

雷射熔接時，由於熔接處會有表面凹陷產生，若熔接後不經處理，其會造成試棒之半徑不均勻，而影響抗拉試驗之結果，所以在進行抗拉試驗之前，必須先將表面凹陷之部分除去，使試棒中間部分之直徑大小一致，而在本實驗中，因為不同之雷射熔接參數導致各試棒之表面凹陷均不相同，故雖原本預定每根試棒均統一修掉 0.5mm，但因許多試棒修掉 0.5mm 後仍有表面凹陷存在，為了使試棒中央處能沒有凹陷存在，因此每根試棒處理後之直徑亦均不同，這樣的情形對結果之影響並不大，因為若為了使得直徑統一而造成有些試棒上仍有凹陷存在，應力會集中於凹陷處，使得斷裂由該處發生，結果亦受影響。

但雖然為了降低對實驗之影響而選擇將每一根試棒之表面凹陷均除去，結果得到使用 Beam 1 或 Beam 2 之差異並不大，但實際在牙科臨床應用上，鑲復物所須之大小是固定的，因此若表面凹陷大，會造成修磨後熔接處變小，而因為該處較小，故強度相對也會變得較小。

由於上述各項原因，因此較建議使用 Beam 2 的參數進行雷射熔

接。但有時考慮到待熔接處之大小，若過小時，則使用 Beam 1 較不會傷害到其周圍之結構。

在臨床上，雷射熔接時以 Overlap 之連結方式是有其必要性的，因為在雷射熔接中，未熔接之部分易產生微裂縫，而其會造成強度減弱，腐蝕亦由此處發生，而適當之 Overlap 可避免此種情況，除此之外，其亦可幫助減少表面凹陷，增加強度，有助於臨床補綴方面鈦金屬之連接⁶⁷。在之前的研究中，得到較佳結果的是 2/3 及 3/4 的 Overlap，因其第二個雷射照射點的半徑範圍會蓋過第一點之表面凹陷底部，其再次熔融推擠，無形中會堆高第一點之表面凹陷底部，而使得表面凹陷變淺¹²。1998 年 Darunee 等學者亦建議 Overlap 至少要 60% 以上⁶⁵。

由於鈦金屬之活性極強，在熔接過程中很容易受到大氣中空氣之污染，而這些溶入鈦金屬中之不純物會影響其機械性質，故進行鈦金屬之熔接時須在具保護氣氛之環境內操作，以避免操作過程受氧氣之污染⁶⁹。

2_290_9_1 為廠商建議之參數，但按照其條件打處之雷射點，表面凹陷小於 0.01mm，熔化深度小於 0.3mm¹²，且在本實驗中，熔接完放到車床上車削時便斷裂，其強度明顯不夠，因此推測此組參數並

不適用於本實驗所探討之情形，故不列入比較。

綜合以上所言，由於本實驗中所使用之各組雷射參數在抗拉強度、伸長百分率及韌性方面均符合我們的要求，因此尚須進行更多其他之測試，如疲勞測試，腐蝕測試等，以找出究竟何組雷射參數最符合理想。

第六章 結論

根據本實驗，我們可得到下之結論：

- 1) 在抗拉強度方面，本實驗中所採用的各組雷射熔接參數所得之抗拉強度均與母金屬相近，故本實驗所用之雷射參數就抗拉強度而言，應能符合“熔接後性質改變不大”之要求。
- 2) 在延展性方面，經過雷射熔接後各組之延展性與母金屬相似，因此就延展性而言，本實驗所採用之雷射參數應能符合“熔接後性質改變不大”之要求。
- 3) 在韌性方面，經過雷射熔接後各組之韌性與母金屬相似，因此就韌性而言，本實驗所採用之雷射參數應能符合“熔接後性質改變不大”之要求。
- 4) 單就脈衝數對於抗拉試驗結果之影響進行統計分析，可發現其有統計學上之顯著差異，在抗拉強度方面，脈衝 2 次會比 1 次之結果大，但脈衝 2 次之伸長百分率及韌性卻會比 1 次的小。
- 5) 在顯微結構方面，Beam 1 熔接後，熔接處之氣孔會有比 Beam 2 來得多且大之趨勢，故就此方面而言，使用 Beam 2 亦比 Beam 1 來得理想。

6) 綜合本實驗中所得各項結果，較建議使用之參數為 Beam 2，脈衝 1 次之組別。

7) 臨床上在進行雷射熔接時，須依據待熔接物之大小、直徑及形狀等實際情況，而選擇一適當之雷射熔接參數，以得到較佳之熔接結果。

參考文獻

1. **Wang RR, Fenton A:** *Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature*, Quintessence Int, 1996; 27: 401~408.
2. **Lautenschlager EP, Monaghan P:** *Titanium and titanium alloys as dental materials*, Int Dent J, 1993; 43(3): 245~253.
3. **Roggensack M, Walter MH, Boning KW:** *Studies on laser and plasma welded titanium*, Dent Mater, 1993; 9: 104~107.
4. **Ralph W. Phillip 著, 高資杉, 翁秀和譯:** *牙科材料學*, 合記, 1987; 四版.
5. **賴耿陽:** *熔接技術—熔接原理、設備及 管理技術*, 復漢出版社, 1998; 初版.
6. **栗林十四正著, 賴耿陽編譯:** *熔接熔斷作業法*, 建宏出版社, 1995; 初版.
7. **Kajiwara T:** *How to use a laser welding machine on practice rationalization of soldering process*, J. QDT, 1998; 23(1): 40~46.
8. **Wang RR, Chang CT:** *Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations*, J. Prosthet Dent, 1998; 79: 335~342.
9. **Yamagishi T, Michio I, Fujimura Y:** *Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus*, J. Prosthet Dent, 1993; 70: 264~273.
10. **Togaya T, Shinosaki T:** *Introduction to laser welding in dentistry (2)*, J.QDT, 1999; 24(7): 52~63.

11. **Togaya T, Shinosaki T:** *Introduction to laser welding in dentistry (1)*, J.QDT, 1999; 24(6): 42~51.
12. **洪純成:** *雷射熔接參數變化對鑄造純鈦金屬熔接點之影響*, 中山醫學院碩士論文, 2001; June.
13. **Qi Yunlian, Deng Ju, Hong Quan, Zeng Liying:** *Electron beam welding, laser beam welding and gas tungsten arc welding of titanium sheet*, Materials Science and Engineering A280 (2000); 177~181.
14. **鍾國雄:** *牙科材料學*, 合記, 1994; 初版二刷.
15. **王木琴:** *機械材料*, 台灣復文興業, 1998; 初版: 533~541.
16. **賴耿陽編譯:** *非鐵金屬材料*, 復漢出版社, 1993; 192~219.
17. **賴耿陽:** *金屬鈦 (理論與應用)*, 復漢出版社, 1998; 一版.
18. **Hamanaka H:** *Kinds and uses of titanium alloys in dentistry J. Quintessence of Dental Technology Extra issue*, 1999; 140~145.
19. **JIS (日本工業標準) handbook 2: 非鐵材料**, 599, 日本工業規格協會, 1997.
20. **劉國雄, 林樹均, 李勝隆, 鄭晃忠, 葉均蔚:** *工程材料科學*, 全華科技圖書, 1994; 499~580.
21. **Annual book of ASTM Standard: Medical Devices and Services**, 1996; 13, 01.
22. **花田修治:** *Titanium, Zirconium 及兩者的合金*, 金屬便覽, 日本金屬協會, 1990; 636~643.

- 23. Luchsinger E, Meyer JM, Susz CP:** *Titanium casting alloys for dental application*, J. Dent Res 63 (spec iss), 1984; 540.
- 24. Hruska AR, Borelli P:** *Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings*, J. Prosthet Dent 1990; 66: 561~565.
- 25. 楊政憲,** *不同氬氣供應的燒瓷環境對鈦金屬硬度及氧化程度的影響*, 中山醫學院碩士論文, 2000; june.
- 26. Donachie M J:** *Titanium-a technical guide*, ASM international 1989.
- 27. Weber H, Pröbster L:** *Geis-Gerstorfer J. Titan als Prothetischer Werkstoff (titanium as a prosthetic material)*, Dtsch Zahnztl Z 1992; 47: 473~481.
- 28. Takahaski J, Kimura H, Lautenschlager EP, Chern JH, Moser JG:** *Casting pure titanium into commercial prosthodontic bonded SiO₂ investment molds*, J. Dent Res 1990; 69: 1800~1805.
- 29. Sjogren G, Andersson M, Bergman M:** *Laser welding of titanium in dentistry*, Acta Odontol Scand 1988; 46: 247~253.
- 30. Berg E, Odont D, Davik G, Hegdahl T, Gjerdet NR:** *Hardness, strength, and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns*, J. Prosthet Dent 1996; 75: 419~425.
- 31. King A, Lautenschlager E, Chai J, Gilbert J:** *A comparison of the hardness of different types of titanium and conventional metal ceramics*, J. Prosthet Dent 1997; 72: 314~319.

32. 林文吉: *The study of precise casting of pure titanium in dentistry*, 高雄醫學院牙醫學碩士論文, 1997; 5.
33. **Ida K:** *Titanium or titanium alloys for dental castings*, IADR, 58th General Session, 1980.
34. **Meachim G and Pedley R B:** *CRC fundamental aspects of biocompatibility*, Vol 1, edited by Williams D F, (CRC Press, Boca Raton, FL, 1981), 107.
35. 彭兆年, 雷天文: 鈦金屬在牙科植體的特性, 中華牙醫學雜誌 (J. Dent Sci), 1993; 13: 43~47.
36. **Miura I, Ida K:** *Use of titanium in dentistry*, 1st ed. Tokyo, Quintessence, 1988; 28~34.
37. **Parr GR, Gardner LK, Toth RW:** *Titanium: the mystery metal of implant dentistry, dental materials aspects*, J. Prosthet Dent 1985; 54(4): 410~414.
38. **Wolinsky LE, de Camargo PM, Erard JC, 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.
39. **Wang RR, Boyle AM:** *A method for inspection of porosity in titanium casting*, J. Prosthet Dent, 1993; 70: 275~277.
40. 歐陽渭城編譯: 圖解熔接技術, 全華科技圖書, 1995; 初版.
41. 呂助增: 雷射原理及應用, 聯經出版事業公司, 1987, 初版.
42. 賴耿陽: 雷射光學基礎, 復漢出版社, 1999; 一版二刷.

43. 丁勝懋: *雷射工程導論*, 中央圖書出版社, 1993; 第三版.
44. 蘇品書: *雷射原理與實用技術*, 復漢出版社, 1993; 初版.
45. 高堅志編譯: *實用雷射技術*, 文笙書局, 1994; 再版.
46. 賴耿陽: *雷射光工學*, 台灣復文興業, 1994; 初版.
47. 劉容生: *半導體蝕刻術之雷射光顯微製造系統*, 行政院國科會光電小組, 1992.
48. Samuel L. marshall 著, 張去疑譯: *雷射技術與應用*, 國立編譯館, 1973; 初版.
49. Adrian JC, Huget EF: *Laser welding of nichel-chromium dental alloy*, Military Medicine, 1997; 299~301.
50. Taylor JC, Hondrum SO, Prasad A, Brodersen CA: *Effects of joint configuration for the arc welding of cast TI-6Al-4V alloy rods in argon*, J.Prosthet Dent, 1998; 79: 291~297.
51. Neo TK, Chia J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ: *Mechanical properties of titanium connectors*, Int J. Prosthodont, 1996; 9: 379~393.
52. Chai T and Chou CK: *Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions*, J. Prosthet Dent, 1998; 79: 477~483.
53. Wang RR, Welsch GE: *Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing*, J. Prosthet dent, 1995; 74: 521~530.
54. Roggensack M, Walter MH, Böning KW: *Studies on*

laser-welded and plasma-welded titanium, Dent Mater, 1993; 9: 104~107.

55. Berg E, Wagner WC, Davik G and Dootz ER: *Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium*, J. Prosthet Dent, 1995; 74: 250~257.

56. 蘇英芳: *氬氣供應之燒瓷過程與純鈦陶瓷結合強度之探討*, 中山醫學院碩士論文, 1999; June.

57. Ida K: *Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium or titanium alloys*, Dent Mat J., 1(1), 1982; 8~21.

58. 井田一夫: *有關Ti 合金方面齒科鑄造的研究 (第二報)*, 齒材器誌, 1980; 37(2): 145~153.

59. 都賀谷紀宏: *有關 Ti 合金方面齒科鑄造的研究 (第四報)*, 齒材器誌, 1981; 38(3): 461~467.

60. Ida K: *An outline and applications of titanium — from space engineering to biomaterials*, J. QDT, 1988; 13(1), 43~50.

61. Zhang Li, S.L. Gobbi, I. Norris, S. Zolotovskiy, K.H. Richter: *Laser welding techniques for titanium alloy sheet*, J. Materials Processing Technology, 1997; 65: 203~208.

62. S. Sundaresan, G.D. Janaki Ram, G. Madhusudhan Reddy: *Microstructural refinement of weld fusion zones in — titanium alloys using pulsed current welding*, Materials Science and Engineering, 1999; A262: 88~100.

63. Winco K.C. Yung, B. Ralph, W.B. Lee, R. Fenn: *An*

investigation into welding parameters affecting the tensile properties of titanium welds, J Materials Processing technology, 1997; 63: 759~764.

64. H.W. Anselm Wiskott, Thierry Doumas, Susanne S. Scherrer, Urs C. Belser: *Mechanical and structural characteristics of commercially pure grade 2 Ti welds and solder joints*, J Materials science: Materials in medicine, 2001; 12: 719~725.

65. Darunee P, Jack I: *Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy*, J Prosthet Dent 1998; 79: 285~290.

66. Kakimoto K, Gonda Y: *Laser welding mechanism and application of dental alloy —problem and solution*, J. QDT, 1998; 23(1): 28~35.

67. Hoffmann A: *Laser — Eine neue technologie in der Zahntechnik*, J. QDT, 1997; 22(5): 53~66.

68. J.L. Barreda, F. Santamaría, X. Azpiroz, A.M. Irisarri, J.M. Varona: *Electron beam welded high thickness Ti6Al4V plates using filler metal of similar and different composition to the base plate*, Vacuum, 2001; 62: 143~150.

69. Zhiyue Xu, Ken Natesan, Claude B. Reed, Dale L. Smith: *Procedure development of laser welding of V-4Cr-4Ti alloy*, International Journal of Refractory Metals & Hard materials, 2000; 18: 231~236.

圖



圖 2. 固定於鑄造圓錐台上之三根壓克力試棒



圖 4. 電弧熔化自動鑄造機



圖 5. 鑄造後之試棒



圖 6. 修磨完成之鈦金屬試棒



圖 7. 將鈦金屬試棒固定於標準夾具上切成兩半



圖 8. 固定於特殊熔接用夾具上之試棒



圖 9. Laser Star



圖 10. 置於車床上修磨熔接處之試棒



圖 11. 修磨完成之試棒



圖 12a. 試棒置於萬能試驗機上進行抗拉試驗



圖 12-b. 試棒之近觀

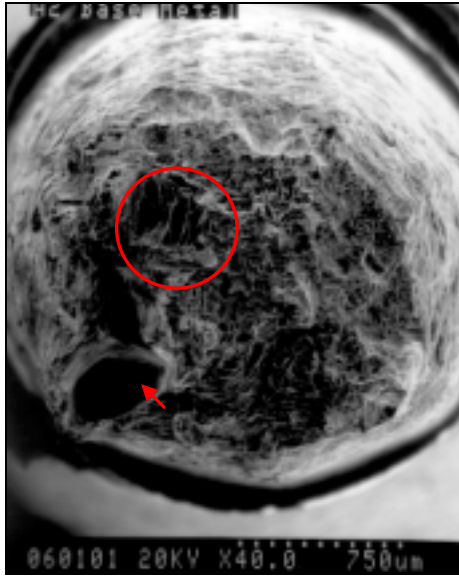


圖 23. As cast, base metal, x40

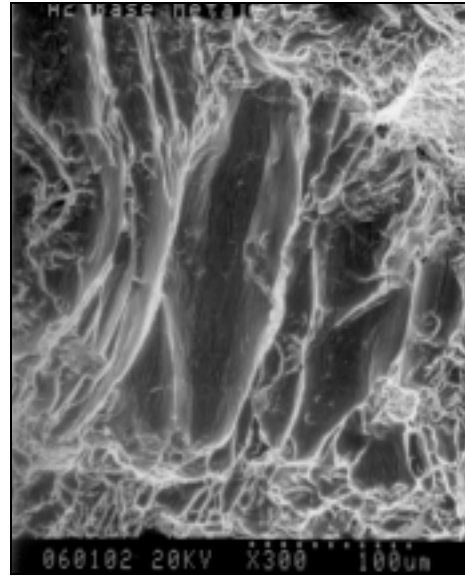


圖 24. As cast, base metal, x300

As cast 組，圖 23 為放大 40 倍，圖 24 為圖 23 圈選範圍放大 300 倍，因此組未經熔接，故均斷於母金屬處，可見其表面呈現較大之波浪狀，故可知其延展性較佳。圖中箭頭處可見一較大之氣泡。



圖 25. 1_290_9_1, base metal, x40

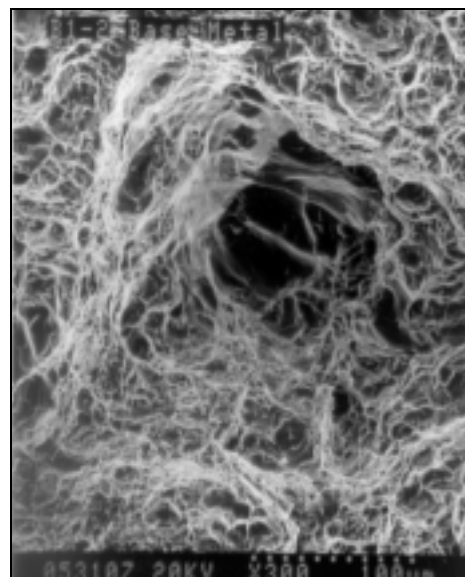


圖 26. 1_290_9_1, base metal, x300

圖 25、26 為 1_290_9_1 組，斷於母金屬處之試棒，可見其顯微結構為明顯之波浪狀 (dimple)，圖 26 為圖 25 中較大氣泡處之放大。

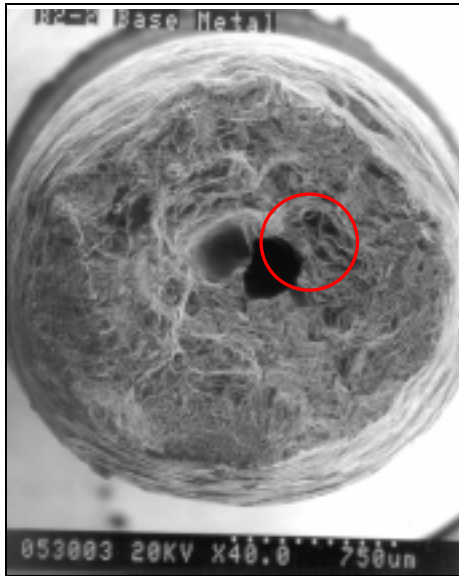


圖 27. 1_290_9_2, base metal, x40

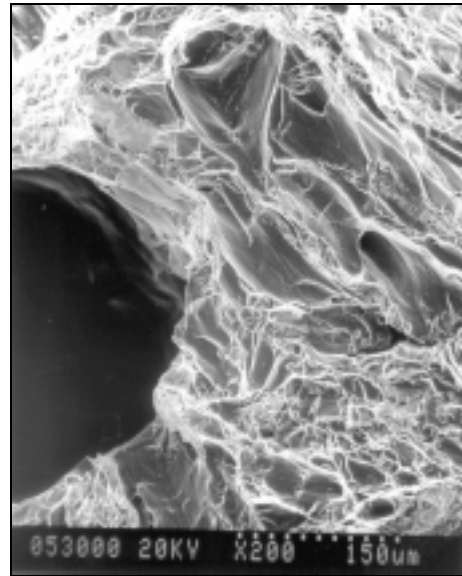


圖 28. 1_290_9_2, base metal, x200

圖 27、28 為 1_290_9_2 組，斷於母金屬處之試棒，可見其顯微結構為明顯之波浪狀，中央有二較大之氣泡，圖 28 為圖 27 中圈選處之放大。



圖 29. 1_290_9_2, weld joint, x30
a. 雷射熔接區, b. 未熔接區

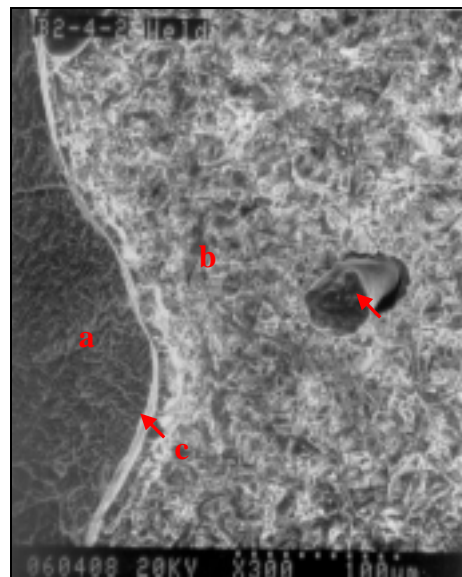


圖 30. 1_290_9_2, weld joint, x300
c. 熔接區與未熔接區交界處

圖 29、30 為 1_290_9_2 組，斷於熔接處之試棒，可見其斷面為較脆之層狀結構，箭頭指向處為熔接時造成之大氣泡，正中間處為未熔接之區域，圖 30 為圖 29 中圈選處之放大，箭頭處為鑄造造成之氣泡。

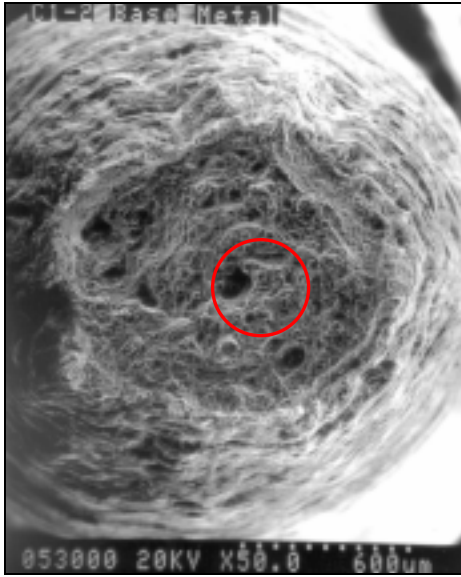


圖 31. 1_300_9_1, base metal, x50

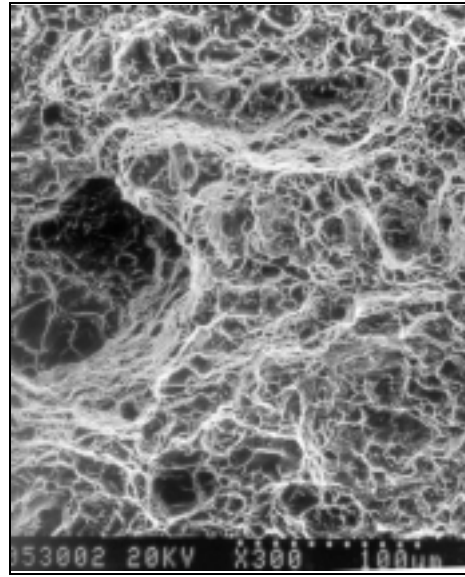


圖 32. 1_300_9_1, base metal, x300

圖 31、32 為 1_300_9_1 組，斷於母金屬處之試棒，其顯微結構為明顯之波浪狀，可見許多大小不一之氣泡，圖 32 為圖 31 中圈選處之放大。

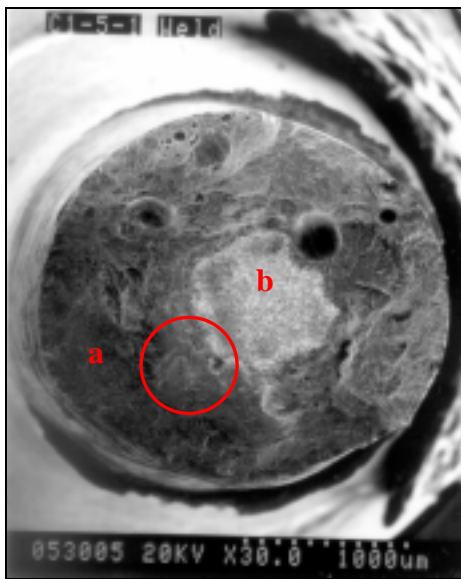


圖 33. 1_300_9_1, weld joint, x30

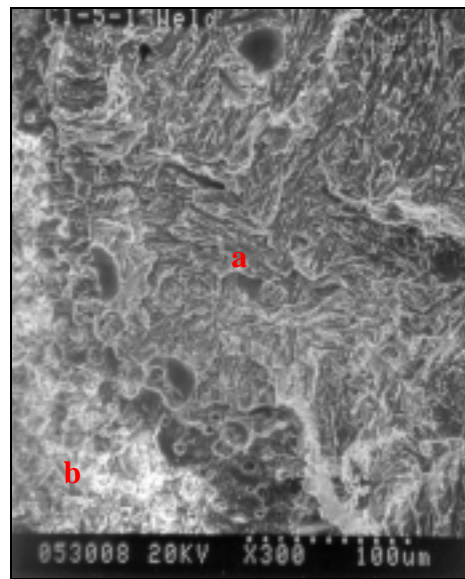


圖 34. 1_300_9_1, weld joint, x300

a. 雷射熔接區，b. 未熔接區

圖 33、34 為 1_300_9_1 組，斷於熔接處之試棒，其斷面為較脆之層狀結構，可見許多熔接時造成之大小氣泡，正中間處為未熔接之區域，圖 34 為圖 33 中圈選處之放大。

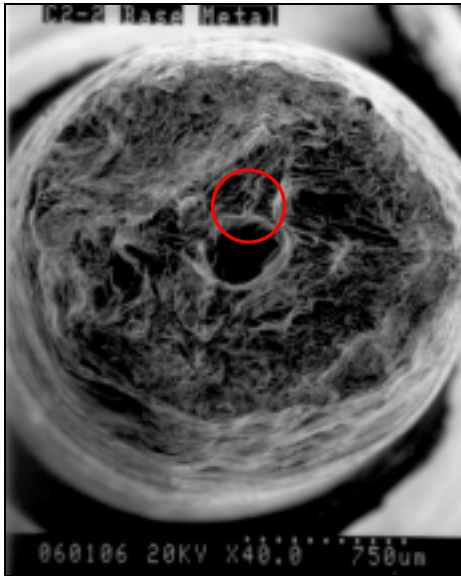


圖 35. 1_300_9_2, base metal, x40

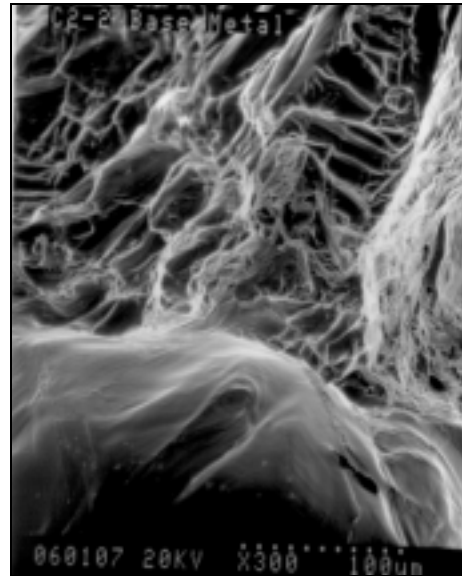


圖 36. 1_300_9_2, base metal, x300

圖 35、36 為 1_300_9_2 組，斷於母金屬處之試棒，其顯微結構為明顯之波浪狀，中央有一較大之氣泡，圖 36 為圖 35 中圈選處之放大。

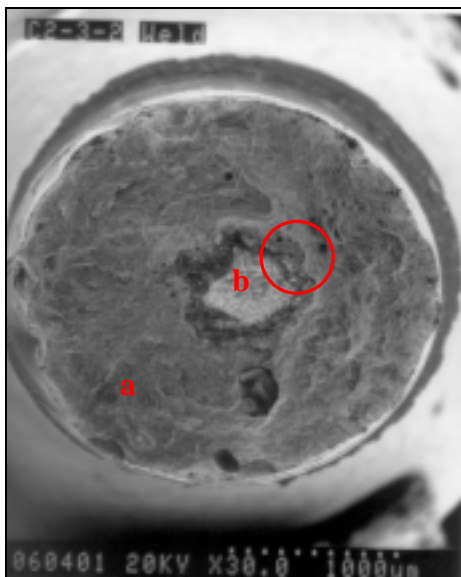


圖 37. 1_300_9_2, weld joint, x30

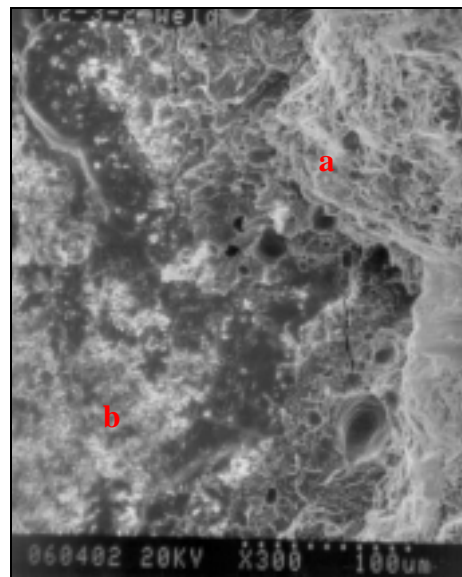


圖 38. 1_300_9_2, weld joint, x300

a. 雷射熔接區，b. 未熔接區

圖 37、38 為 1_300_9_2 組，斷於熔接處之試棒，其斷面為較脆之層狀結構，可見一些熔接時造成之大小氣泡，正中間處為未熔接之區域，圖 38 為圖 37 中圈選處之放大。

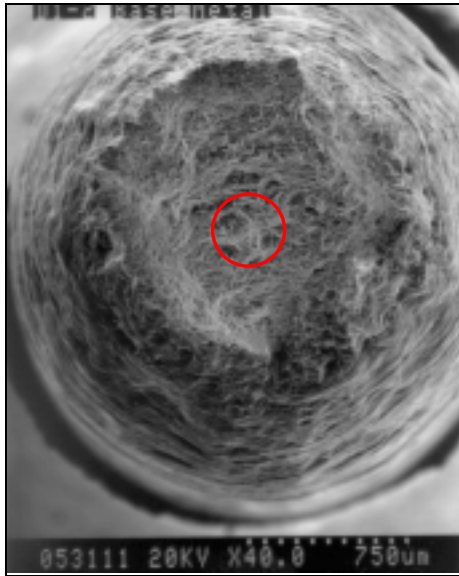


圖 39. 1_310_9_1, base metal, x40

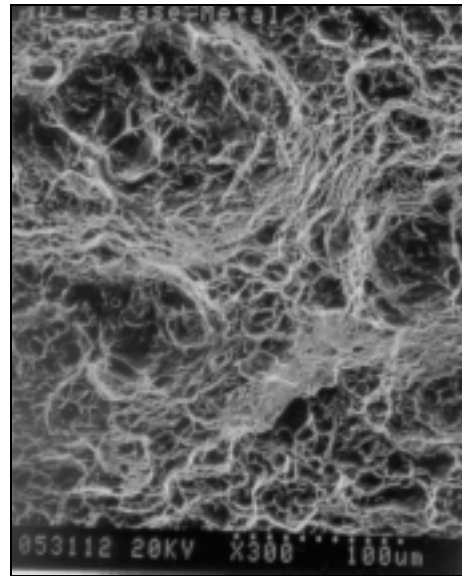


圖 40. 1_310_9_1, base metal, x300

圖 39、40 為 1_310_9_1 組，斷於母金屬處之試棒，其顯微結構為明顯之波浪狀，圖 40 為圖 39 中圈選處之放大。

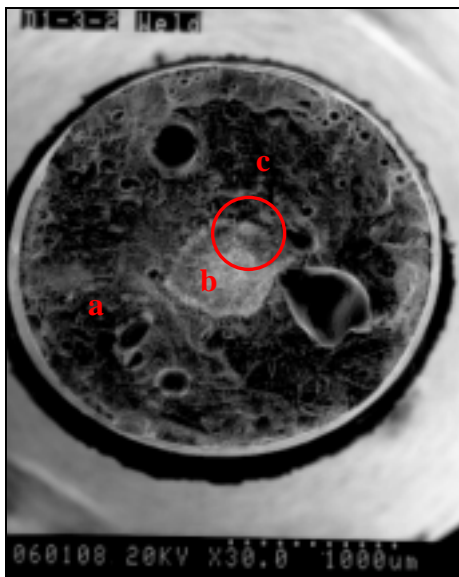


圖 41. 1_310_9_1, weld joint, x30

a. 雷射熔接區, b. 未熔接區

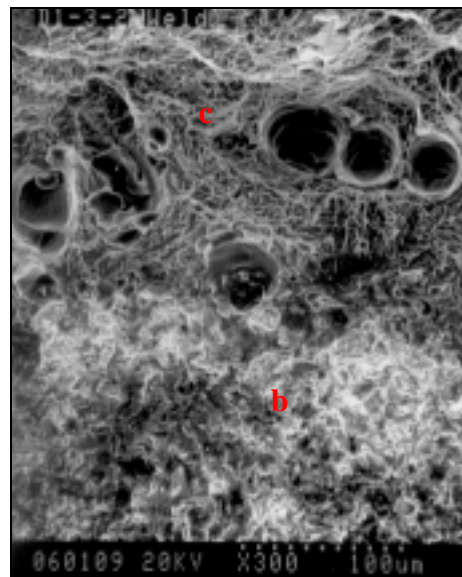


圖 42. 1_310_9_1, weld joint, x300

c. 波浪狀結構，為斷於母金屬處

圖 41、42 為 1_310_9_1 組，斷於熔接處之試棒，其斷面一部分為較脆之層狀結構，可見許多熔接時造成之大氣泡，但其有部分斷於母金屬處，如 c 所示即為波浪狀之結構，而正中間處為未熔接之區域，圖 42 為圖 41 中圈選處之放大。



圖 43. 1_310_9_2, weld joint, x30

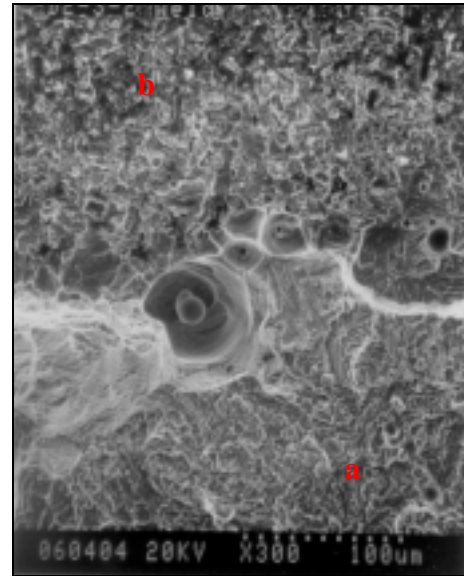


圖 44. 1_310_9_2, weld joint, x300

a. 雷射熔接區, b. 未熔接區

圖 43、44 為 1_310_9_2 組，斷於熔接處之試棒，其斷面為較脆之層狀結構，可見一些熔接時造成之大小氣泡，正中中間處為未熔接之區域，圖 44 為圖 43 中圈選處之放大。

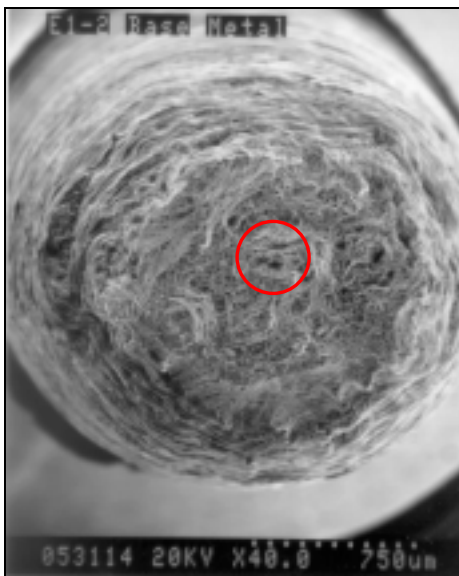


圖 45. 2_400_10_1, base metal, x40

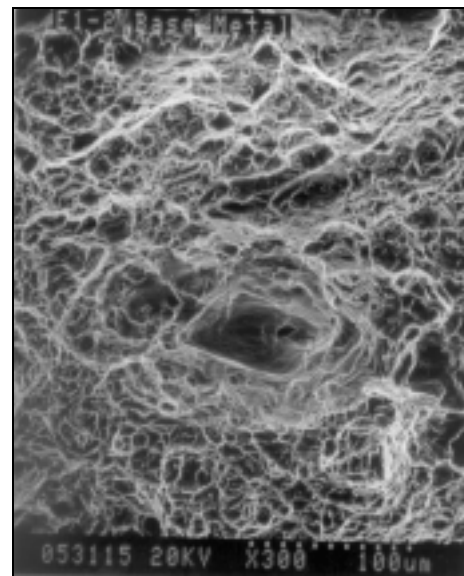


圖 46. 2_400_10_1, base metal, x300

圖 45、46 為 2_400_10_1 組，斷於母金屬處之試棒，其顯微結構為明顯之波浪狀，可見一些小氣泡，圖 46 為圖 45 中圈選處之放大。

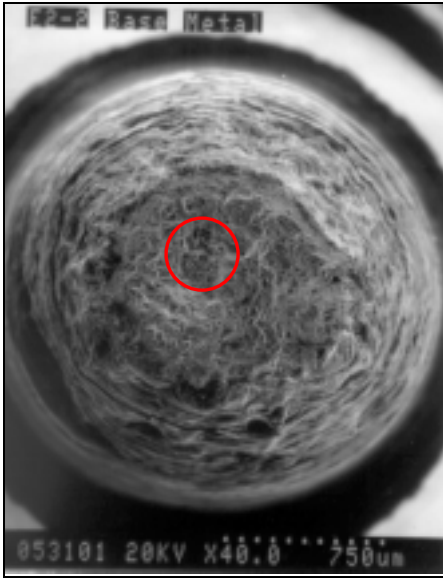


圖 47. 2_400_10_2, base metal, x40

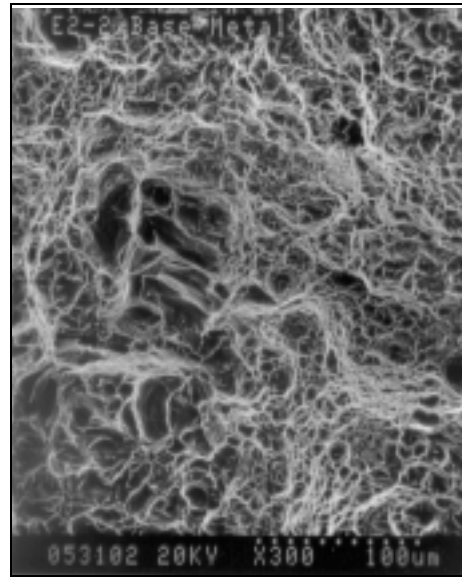


圖 48. 2_400_10_2, base metal, x300

圖 47、48 為 2_400_10_2 組，斷於母金屬處之試棒，其顯微結構為明顯之波浪狀，可見一些小氣泡，圖 48 為圖 47 中圈選處之放大。

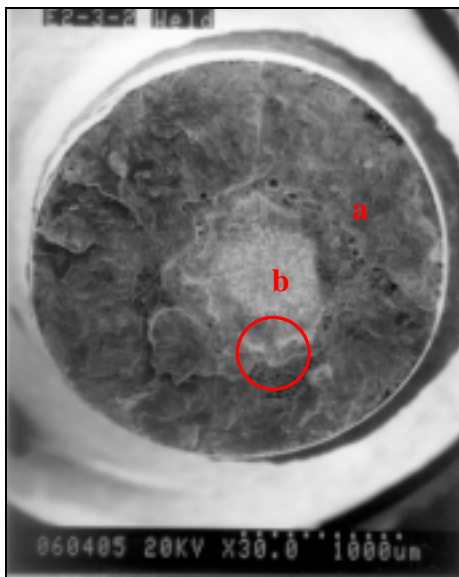


圖 49. 2_400_10_2, weld joint, x30

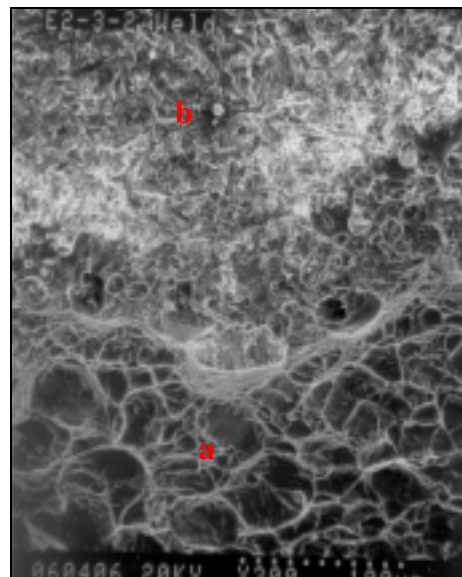


圖 50. 2_400_10_2, weld joint, x300

a. 雷射熔接區，b. 未熔接區

圖 49、50 為 2_400_10_2 組，斷於熔接處之試棒，其斷面為較脆之層狀結構，可見一些熔接時造成之小氣泡，正中間處為未熔接之區域，圖 50 為圖 49 中圈選處之放大。

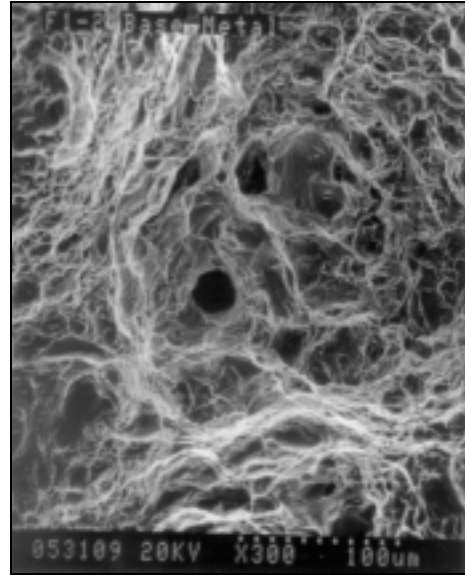
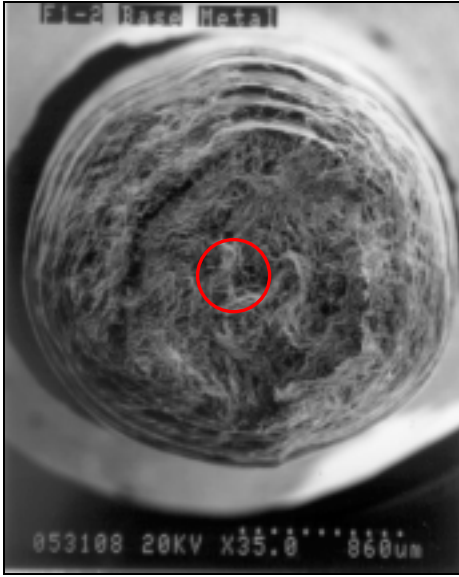


圖 51. 2_410_10_1, base metal, x35

圖 52. 2_410_10_1, base metal, x300

圖 51、52 為 2_410_10_1 組，斷於母金屬處之試棒，其顯微結構為明顯之波浪狀，可見一些小氣泡，圖 52 為圖 51 中圈選處之放大。

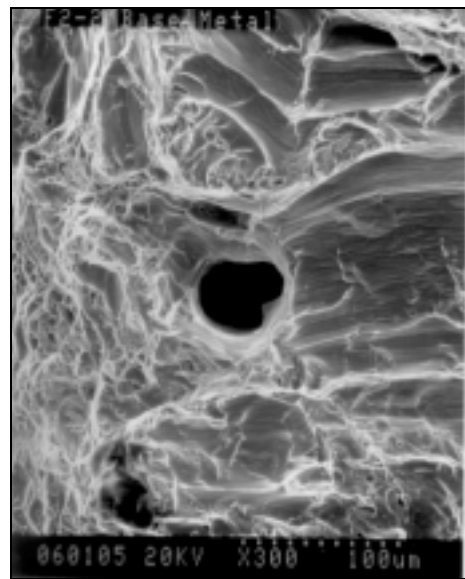
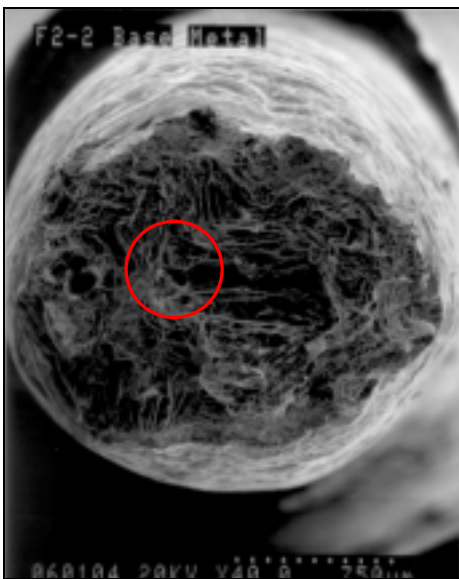


圖 53. 2_410_10_2, base metal, x40

圖 54. 2_410_10_2, base metal, x300

圖 53、54 為 2_410_10_2 組，斷於母金屬處之試棒，其顯微結構為明顯之波浪狀，可見一些大小不一之氣泡，圖 54 為圖 53 中圈選處之放大。

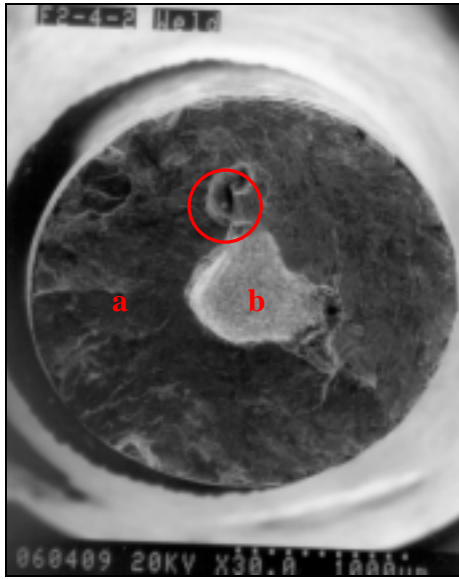


圖 55. 2_410_10_2, weld joint, x30

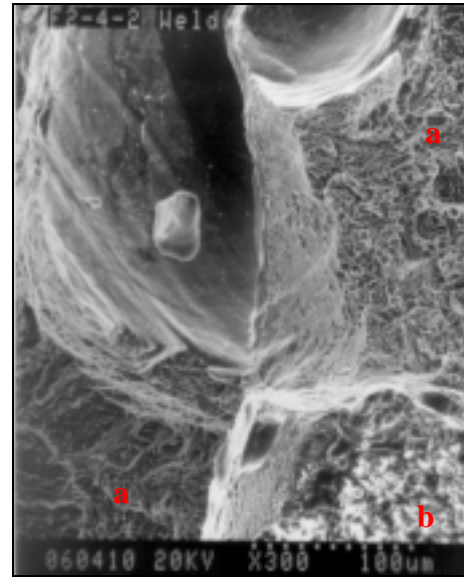


圖 56. 2_410_10_2, weld joint, x300

a. 雷射熔接區, b. 未熔接區

圖 55、56 為 2_410_10_2 組，斷於熔接處之試棒，其斷面為較脆之層狀結構，可見一些熔接時造成之大小不一氣泡，正中間處為未熔接之區域，圖 56 為圖 55 中圈選處之放大。

附錄 抗拉試驗之結果

File	Beam_Voltage_time	Pulse	Mean diameter (mm)	Tensile strength (MPa)	Elongation (mm)	Percentage elongation (%)	Toughness (MPa)	Fracture location
A1	As cast		2.42	471.184	2.834	18.89	107.78	Base metal
A2	As cast		2.45	488.726	2.496	16.64	91.13	Base metal
A3	As cast		2.52	405.524	3.461	23.07	110.44	Base metal
A4	As cast		2.50	551.054	2.621	17.47	112.21	Base metal
A5	As cast		2.48	480.592	2.922	19.48	106.63	Base metal
B1-1	1_290_9	1	2.45	432.376	3.119	20.79	109.05	Base metal
B1-2	1_290_9	1	2.51	409.738	2.906	19.37	92.77	Base metal
B1-3	1_290_9	1	2.43	536.256	2.198	14.65	91.06	Base metal
B1-4	1_290_9	1	2.44	433.062	3.612	24.08	121.73	Base metal
B1-5	1_290_9	1	2.47	459.424	2.995	19.97	110.36	Base metal
B2-1	1_290_9	2	2.48	597.212	1.762	11.75	66.14	Base metal
B2-2	1_290_9	2	2.47	564.480	2.220	14.80	85.07	Base metal
B2-3	1_290_9	2	2.53	577.024	2.323	15.49	85.46	Base metal
B2-4	1_290_9	2	2.54	554.876	1.871	12.47	67.4	Weld joint
B2-5	1_290_9	2	2.28	540.078	2.435	16.23	97.14	Base metal
C1-1	1_300_9	1	2.43	471.282	2.684	17.89	92.64	Base metal
C1-2	1_300_9	1	2.41	447.174	3.360	22.40	120.75	Base metal
C1-3	1_300_9	1	2.54	561.638	2.499	16.66	95.66	Base metal
C1-4	1_300_9	1	2.46	553.896	2.425	16.17	92.72	Base metal
C1-5	1_300_9	1	2.47	597.996	2.234	14.89	89.66	Weld joint
C2-1	1_300_9	2	2.66	479.906	2.253	15.02	73.35	Base metal
C2-2	1_300_9	2	2.43	531.454	1.208	8.05	47.51	Base metal
C2-3	1_300_9	2	2.51	470.400	1.259	8.39	31.17	Weld joint
C2-4	1_300_9	2	2.13	424.242	2.569	17.13	89.66	Base metal
C2-5	1_300_9	2	2.37	517.342	2.131	14.21	74.92	Base metal
D1-1	1_310_9	1	2.46	463.932	2.862	19.08	104.3	Base metal
D1-2	1_310_9	1	2.46	463.148	2.859	19.06	99.67	Base metal
D1-3	1_310_9	1	2.49	474.418	1.022	6.81	22.62	Weld joint
D1-4	1_310_9	1	2.38	467.264	3.235	21.57	119.69	Base metal
D1-5	1_310_9	1	2.44	517.930	2.221	14.81	82.46	Base metal
D2-1	1_310_9	2	2.52	474.810	2.347	15.65	83.93	Base metal
D2-2	1_310_9	2	2.16	417.186	2.731	18.21	93.2	Base metal
D2-3	1_310_9	2	2.41	496.566	1.042	6.95	24.15	Weld joint
D2-4	1_310_9	2	2.37	638.372	2.249	14.99	97.39	Base metal

D2-5	1_310_9	2	2.41	449.036	3.237	21.58	104.65	Base metal
E1-1	2_400_10	1	2.48	471.674	2.732	18.21	98.07	Base metal
E1-2	2_400_10	1	2.50	470.400	3.186	21.24	115.95	Base metal
E1-3	2_400_10	1	2.55	451.486	2.863	19.09	99.23	Base metal
E1-4	2_400_10	1	2.53	574.378	2.447	16.31	96.42	Base metal
E1-5	2_400_10	1	2.39	470.792	3.007	20.05	106.41	Base metal
E2-1	2_400_10	2	2.50	488.432	2.974	19.83	105.48	Base metal
E2-2	2_400_10	2	2.37	636.510	2.362	15.75	104.88	Base metal
E2-3	2_400_10	2	2.48	437.178	1.067	7.11	27.37	Weld joint
E2-4	2_400_10	2	2.43	580.846	2.170	14.47	85.51	Base metal
E2-5	2_400_10	2	2.44	639.744	1.891	12.61	80.1	Weld joint
F1-1	2_410_10	1	2.39	488.824	3.155	21.03	118.69	Base metal
F1-2	2_410_10	1	2.44	440.902	2.775	18.50	94.24	Base metal
F1-3	2_410_10	1	2.51	569.478	2.181	14.54	82.38	Base metal
F1-4	2_410_10	1	2.52	468.636	2.885	19.23	94.24	Base metal
F1-5	2_410_10	1	2.43	451.192	3.174	21.16	106.9	Base metal
F2-1	2_410_10	2	2.44	543.606	1.494	9.96	51.83	Weld joint
F2-2	2_410_10	2	2.33	593.586	2.191	14.61	87.85	Base metal
F2-3	2_410_10	2	2.37	588.392	2.307	15.38	89.9	Base metal
F2-4	2_410_10	2	2.46	565.264	1.466	9.77	48.68	Weld joint
F2-5	2_410_10	2	2.44	576.338	2.373	15.82	96.6	Base metal