



國立臺北科技大學  
機電整合研究所  
碩士學位論文

# 超音波應用於牙齒與陶瓷義齒之 材料性質與缺陷檢測

Ultrasonic Technique for Material Characterization  
and Defect Detection of Natural and Ceramic  
Artificial teeth

研究生：柳慶孝

指導教授：楊哲化

中華民國 104 年 7 月

# 摘要

論文名稱：超音波應用於牙齒與陶瓷義齒之材料性質與缺陷檢測

校所別：國立台北科技大學研究所

頁數：77

畢業時間：一百零四學年度第二學期

學位：碩士

研究生：柳慶孝

指導教授：楊哲化教授

關鍵詞：牙齒、缺陷檢測、雷射超音波技術、非破壞檢測

人類牙齒因長時間的使用以及人體機能的老化，會逐漸地產生磨損以及脆化的現象，而導致牙齒的強度不足，因而促使義齒材料的蓬勃發展。近年來積層製造的發展應用於義齒材料也伴隨而生，然而目前義齒材料尚無檢測強度之技術與規範，而彈性係數值(elastic modulus)與材料之強度有著直接的關係，因此本研究希望利用雷射超音波技術、超音波顯微鏡與超音波掃描成像系統，探討人體牙齒與義齒材料之材料性質與聲學參數，並針對積層製造之義齒材料進行缺陷檢測，以提供相關訊息幫助齒科醫生在診斷上有效地為病患進行治療。

首先本研究利用超音波顯微鏡技術，取得義齒材料的表面波速，並經由波傳原理，求得該材料的彈性係數。接著利用雷射超音波技術同樣針對義齒材料進行非破壞性檢測後，搭配反算系統取得義齒材料的彈性係數。最後透過破壞性實驗-三點抗彎所得之彈性係數，驗證超音波顯微鏡與雷射超音波反算結果的正確性。研究結果顯示，雷射超音波搭配反算系統所得之彈性係數，與三點抗彎實驗相比對，其誤差值約在 5% 以內，而超音波顯微鏡與三點抗彎實驗的比對誤差值在 15% 以內。另外，也透過超音波掃描成像系統，針對積層製造之義齒材料試片進行缺陷檢測，以確立積層製造之陶瓷義齒的完整性，而超音波掃描成像系統可檢出缺陷的精度約小於 200um。因此本研究透過非破壞性超音波檢測，成功量測出義齒之材料性質、聲學參數與缺陷檢測，在舉在齒科醫學量測上具有相當潛力，為義齒材料之檢測與製程上提供有效的訊息。

# ABSTRACT

Title: **Ultrasonic Technique for Material Characterization and Defect Detection of Natural and**

**Ceramic Artificial teeth**

School: National Taipei University of Technology

Pages: 77

Department: Mechanical Engineering

Time: July, 2015

Degree: Master

Researcher: Ching-Hsiao Liu

Advisor: Che-Hua Yang

Keywords: **Laser Ultrasound Technique, Non-destructive Testing, Defect Detection, Natural and**

**Ceramic Artificial Tooth**

Tooth tissue due to long period of use and the aging of the human body functions, it will gradually be worn and embrittlement phenomenon. Wear and embrittlement will lead to insufficient strength of the teeth. Which has prompted the rapid development of dental materials. In recent years, the development of additive manufacturing technology in dental materials are more wildly. However, currently there are no technology and specifications to detection intensity in natural and ceramic artificial tooth. Strength value of materials and elasticity modulus has a direct relationship. Therefore, this study will use Laser Ultrasound Technology, Acoustic Microscope and Ultrasonic Imaging System to dental materials for nondestructive testing. And provide relevant information to help dentist in treatment for patients.

In this study, using Acoustic Microscope to obtain surface velocity in dental materials. And pass through the wave principle, to obtain the elastic coefficient of the dental material. And then we using Laser Ultrasound Technique for non-destructive testing to detect the dental materials which made by additive manufacturing. And base on surface and lamb wave theory, to using Inversion System to obtain the material properties. Finally, obtained elasticity through the destructive test-Three Point Bending Test, verify Acoustic Microscope and Laser Ultrasound Technique correctness of the results. The results show that Laser Ultrasound Technique with Inverse System obtained elastic modulus and compare with Three Point Bending Test. The error % is about 5%. And Acoustic Microscope and three-point bending test alignment error values less than 15%. Further, using Ultrasonic Imaging System to do defect detection for the additive manufacture of the denture material. The Ultrasonic Imaging System can detect defect in the precision of less than about 200um. Therefore, in this study we use the non-destructive ultrasonic testing, measure the success of the material properties, acoustic parameters and defect detection of the dental materials and tooth. In this study, it has has considerable potential in the dental medical measurements, to provide effective information to detect and process of the dental material.

## 誌 謝

感謝恩師 楊哲化教授 在學生的研究過程中不斷的殷切指導與敦敦教誨，謝謝老師對於我的提攜與啟蒙，不論是在做研究的方法，或是為人處世的應對進退；以及感謝蘇程裕老師與汪家昌老師在學生的研究過程間給予諸多的幫助，使吾人獲益匪淺，也使得學生之研究得以順利完成，謹致上最誠摯的謝意。

此外，在研究生涯中，感謝實驗室的學長博賢、聖博、岱杰與冠霖，謝謝學長們對我不吝嗇的教導，也感謝已經畢業的學長昭國、隆益、明彥、建翔與善硯，同時，也要感謝兩年來同甘共苦同學柏穎、育宏、博凱、元鼎、Van 與家航在研究所生活中相互扶持，還要感謝實驗室的學弟與所有幫助過我的所有同學及朋友，在研究所生涯中，有賴許多人的從旁協助與指導，才得讓我事半功倍，在此要鄭重地向他們表達感謝之意，謝謝他們陪我走過這段研究旅程。

最後，僅以此論文獻給辛苦養育我的父親 柳源成先生與母親 潘秋香女士，與照顧與陪伴我的家人們，另外也要感謝我的女朋友冠婷，因為您們的支持，使我能順利完成學業，願與你們分享這份榮耀與喜悅。

柳慶孝 謹誌於

國立台北科技大學 雷射超音波實驗室

中華民國一百零四年七月

# 目 錄

中文摘要 .....	i
英文摘要 .....	ii
誌謝 .....	iii
目錄 .....	iv
表目錄 .....	vi
圖目錄 .....	vii
第一章 緒論 .....	1
1.1 前言 .....	1
1.2 研究背景 .....	2
1.3 文獻回顧 .....	3
1.3.1 牙齒與義齒檢測之發展 .....	3
1.3.2 導波理論 .....	6
1.3.3 雷射超音波技術 .....	7
1.3.4 超音波顯微鏡 .....	8
第二章 理論基礎 .....	9
2.1 波傳理論 .....	9
2.1.1 蘭姆波 .....	9
2.1.2 表面聲波 .....	11
2.2 理論模型正向解 .....	12
2.2.1 全域灰階法 .....	13
2.2.2 爬尋法 .....	13
第三章 反算技術 .....	15
3.1 理論模型之正向解 .....	16
3.2 洗牌複合演算法 .....	17
3.3 誤差函數 .....	21
3.4 收斂條件 .....	23
第四章 實驗方法 .....	24
4.1 雷射超音波技術 .....	24
4.1.1 訊號激發 .....	25
4.1.2 訊號接收 .....	27
4.2 超音波顯微鏡量測系統 .....	28
4.2.1 超音波顯微鏡原理 .....	29
4.2.2 表面波量測法原理 .....	29
4.3 超音波 C 掃描系統 .....	33
4.3.1 掃描取樣與解析度 .....	34
4.3.2 超音波探頭 .....	34

4.3.3	信號取樣頻率 .....	35
4.3.4	脈衝產生/接收器 .....	35
4.4	破壞性三點抗彎實驗 .....	36
4.5	試片準備與製作設備 .....	38
4.5.1	人體牙齒試片 .....	38
4.5.2	人工義齒試片 .....	39
4.5.3	3D 列印設備介紹 .....	40
4.5.4	3S 製程介紹 .....	40
4.5.5	3S 製程之漿料配方與燒結參數 .....	43
4.5.6	3D 列印人工義齒試片之設計 .....	45
第五章	結果與討論 .....	47
5.1	雷射超音波實驗測試 .....	47
5.2	超音波顯微鏡實驗測試 .....	49
5.3	人體牙齒試片之實驗結果 .....	54
5.3.1	牙齒-雷射超音波實驗 .....	54
5.3.2	牙齒-超音波顯微鏡實驗 .....	57
5.4	人工義齒試片之實驗結果 .....	59
5.4.1	人工義齒-超音波顯微鏡實驗 .....	59
5.4.2	人工義齒與牙齒之表面波速比較 .....	61
5.5	3D 列印人工義齒試片之實驗結果 .....	62
5.5.1	3D 列印人工義齒試片-雷射超音波實驗 .....	62
5.5.2	3D 列印人工義齒試片-超音波顯微鏡實驗 .....	65
5.5.3	3D 列印人工義齒試片-三點抗彎強度實驗 .....	67
5.5.4	3D 列印人工義齒試片-實驗比較 .....	71
5.5.5	3D 列印人工義齒試片-超音波 C 掃描實驗 .....	72
第六章	結論 .....	75
參考文獻	.....	76

## 表目錄

表 4-1	牙齒試片規格 .....	38
表 4-2	人工義齒試片規格 .....	39
表 4-3	氧化釷部份穩定氧化鋁粉末之化學成份 .....	43
表 4-4	漿料配方之重量百分比與體積百分比 .....	43
表 4-5	三點抗彎實驗 3D 列印試片規格 .....	45
表 4-6	雷射超音波實驗與超音波顯微鏡實驗之試片規格 .....	45
表 4-7	超音波 C 掃描實驗之缺陷試片規格 .....	46
表 5-1	黃銅試片反算測試結果 .....	49
表 5-2	不銹鋼試片之表面波速量測與比較 .....	53
表 5-3	牙體試片反算結果 .....	56
表 5-4	人工義齒與人體牙齒之表面波速比較 .....	61
表 5-5	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _1 之反算結果 .....	64
表 5-6	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _0.5 之反算結果 .....	64
表 5-7	3D 列印人工義齒試片之彈性係數結果 .....	66
表 5-8	生坯翹曲程度之量測結果 .....	68
表 5-9	燒結後翹曲程度之量測結果 .....	68
表 5-10	氧化鋁試片燒結後三點抗彎強度與楊氏係數 .....	70
表 5-11	三點抗彎實驗與雷射超音波實驗之材料性質比較 .....	71
表 5-12	三點抗彎實驗與超音波顯微鏡實驗之材料性質比較 .....	71

# 圖目錄

圖 1-1	牙齒咬合面及其結構圖 .....	2
圖 1-2	平均斷裂韌性質 .....	3
圖 1-3	不同部位與年齡之牙齒波速圖 .....	4
圖 1-4	超音波掃描缺陷與無缺陷示意圖 .....	4
圖 1-5	單點牙齒時域訊號(E) 琺瑯質(D)象牙質(P)牙髓 .....	5
圖 2-1	單層蘭姆波與波傳方向範例圖 .....	9
圖 2-2	表面聲波示意圖 .....	12
圖 2-3	頻散關係曲線灰階圖 .....	13
圖 2-4	爬尋法示意圖 .....	14
圖 3-1	反算技術架構圖 .....	16
圖 3-2	洗牌複合演算法之流程圖 .....	17
圖 3-3	CCE 流程圖 .....	19
圖 3-4	理論值與實驗值間最小距離 .....	21
圖 4-1	雷射超音波系統架設圖 .....	25
圖 4-2	雷射超音波激發示意圖 .....	26
圖 4-3	雷射超音波產生機制: (a)熱彈式, (b)消融式 .....	27
圖 4-4	超音波顯微鏡實驗架設圖 .....	28
圖 4-5	超音波 C 掃描系統架構圖 .....	33
圖 4-6	PR5900 脈衝產生/接收器 .....	35
圖 4-7	萬能材料試驗機 (HT-8116L, 弘達) .....	37
圖 4-8	三點抗彎實驗示意圖 .....	37
圖 4-9	牙齒試片 .....	38
圖 4-10	人工義齒試片 .....	39
圖 4-11	3D 列印機 .....	40



圖 4-12 建立犧牲層步驟示意圖 .....	42
圖 4-13 疊層加工法示意圖 .....	42
圖 4-14 積層製造後處理示意圖 .....	42
圖 4-15 燒結設備示意圖 .....	44
圖 4-16 燒結升溫曲線圖 .....	44
圖 4-17 三點抗彎實驗 3D 列印試片 .....	45
圖 4-18 超音波 C 掃描實驗之 3D 列印缺陷試片 ZrO <sub>2</sub> _defect_1 .....	46
圖 4-19 超音波 C 掃描實驗之 3D 列印缺陷試片 ZrO <sub>2</sub> _defect_2 .....	46
圖 5-1 黃銅時域波形訊號圖 .....	47
圖 5-2 B 掃描之時間與空間訊號堆疊圖 .....	48
圖 5-3 黃銅薄板與理論之波速-頻率的關係曲線圖 .....	48
圖 5-4 顯微鏡探頭聚焦點激發訊號示意圖 .....	50
圖 5-5 顯微鏡探頭聚焦點訊號圖 .....	50
圖 5-6 顯微鏡探頭離焦點激發訊號示意圖 .....	51
圖 5-7 顯微鏡探頭離焦點訊號圖 .....	51
圖 5-8 z 軸掃描之訊號堆疊與擷取圖 .....	52
圖 5-9 直接反射波之時移轉置圖 .....	52
圖 5-10 F26 人體牙齒之時域訊號圖 .....	54
圖 5-11 M45 人體牙齒之時域訊號圖 .....	54
圖 5-12 牙齒試片之時間與空間訊號灰階圖 .....	55
圖 5-13 牙齒試片之實驗頻散曲線圖 .....	56
圖 5-14 F26 人體牙齒琺瑯值之時移轉置訊號圖 .....	57
圖 5-15 F26 人體牙齒象牙值之時移轉置訊號圖 .....	57
圖 5-16 F40 人體牙齒琺瑯值之時移轉置訊號圖 .....	58
圖 5-17 F40 人體牙齒象牙值之時移轉置訊號圖 .....	58

圖 5-18	鎳鉻合金試片之時移轉置訊號圖 .....	59
圖 5-19	陶瓷象牙值之時移轉置訊號圖 .....	60
圖 5-20	陶瓷琺瑯值之時移轉置訊號圖 .....	60
圖 5-21	陶瓷雙層材料之時移轉置訊號圖 .....	60
圖 5-22	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _1 之時域訊號圖 .....	62
圖 5-23	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _0.5 之時域訊號圖 .....	62
圖 5-24	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _1 之實驗頻散曲線圖 .....	63
圖 5-25	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _0.5 之實驗頻散曲線圖 .....	63
圖 5-26	陶瓷氧化鋁塊材之時移轉置訊號圖 .....	65
圖 5-27	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _1 之時移轉置訊號圖 .....	65
圖 5-28	3D 列印人工義齒試片 $ZrO_2$ _0.5 之時移轉置訊號圖 .....	66
圖 5-29	(a)標註試片 (b)定義試片之量測範圍 (c)量測翹曲值 .....	67
圖 5-30	氧化鋁燒結後試片應力—應變曲線 .....	70
圖 5-31	拾元硬幣掃描結果圖 .....	72
圖 5-32	3D 列印人工義齒缺陷試片 $ZrO_2$ _defect_1 之掃描結果 .....	73
圖 5-33	3D 列印人工義齒缺陷試片 $ZrO_2$ _defect_2 之規格與掃描方式 ...	73
圖 5-34	3D 列印人工義齒缺陷試片 $ZrO_2$ _defect_2 之掃描結果 .....	74
圖 5-35	3D 列印人工義齒缺陷試片燒結彎曲圖 .....	74

# 第一章 緒論

## 1.1 前言

隨著醫藥衛生科技不斷的進步與普及，及預防保健科技的蓬勃發展，人類的壽命也因此隨之增長，然而現代醫學科技的進步卻沒有辦法為人類帶來更加健康的生活，反而病痛、衰老、意外事故的發生，則間接或直接造成人體某些器官或組織機能產生障礙，情況較輕微者，可藉由人體本身的免疫再生系統以及藥物而復原，但情況較重者則仍需以醫療方式等行為來取代或修補原有的組織或器官，以恢復其應有的機能。因而促使人類開始發展各種生醫材料(Biomaterials)，而生醫材料的發展與人類工業的進步習習相關，在 18 世紀隨著工業革命而使金屬器械的生醫材料蓬勃發展，特別是人體中的牙齒與骨骼等，然而 20 世紀因為世界大戰使金屬資源缺乏，因此陶瓷生醫材料的應用與發展也伴隨而生，其中牙科材料(Dental materials)的發展即扮演相當重要的一環。

現今牙科醫療技術檢測牙齒的方式大多使用全口 X 光攝影(X-Ray)或電腦斷層掃描(CT Scan)。全口 X 光攝影或電腦斷層掃描都是利用 X 光具有穿透人體組織的優勢進行量測，準確度高，但 X 光具有放射性，會對人體造成不可回復之傷害性，且機器價格昂貴與龐大不利於移動等缺點。另一種正在開發中的檢測方式為超音波技術運用於牙體組織與陶瓷材料，超音波可以針對牙齒或陶瓷材料上激發導波，以非破壞的方式檢測牙齒組織；此外超音波為非接觸式且具備穿透性，不會破壞外部組織，也不傷及內部組織，且超音波目前已普及的使用於其他醫療，比如像超音波成像系統已廣泛應用於人體組織與胎兒成像，且對於孕婦體內的胎兒檢查並不會對胎兒的成長造成傷害。

## 1.2 研究背景

擁有健康的牙齒對每個人來說都是非常重要的，隨著時代的發展與演進，人們也越來越注重牙齒的清潔與保健，儘管如此，人們齲齒的比例卻始終居高不下，因此人們對於牙齒的填補材料與保健產品的需求量是十分驚人的。

人類齒科治療醫學主要可分為兩大類，包含牙周組織與牙齒。牙周組織主要是由牙周韌帶、齒槽骨與牙齦，並由人體產生之唾液涵蓋其周圍組織。牙齒的結構可區分為牙冠與牙根兩部分，主要是由琺瑯質、象牙質、牙髓及牙骨質所構成。而口腔的老化就可由這兩部分來看，其中唾液裡含有可抑制細菌生長的成分，健康的人每天約分泌 1.5 公升的唾液，而當年齡逐漸增加時，唾液的分泌量隨之減少，就更容易感染細菌或病毒。一但口中細菌變多不只會產生口臭，也更容易蛀牙與罹患牙周病。牙周的牙齦組織流失後，牙齦也會跟著萎縮使得肌肉對牙根支撐力不足，造成牙齒脫落的現象。而牙齒分為生理性和病理性磨損。生理性磨損中，牙齒組織生理性磨耗的程度與年齡是相稱的，垂直向的牙齒磨耗可通過根尖牙骨質增生代償。而臨床上，常由某種因素引起個別牙或一組牙，甚至全口牙的磨損不均或過度磨損，即為病理性磨損。牙齒磨耗、牙齒鬆動、牙齒移位、牙齒變脆等都是屬於老化的現象。

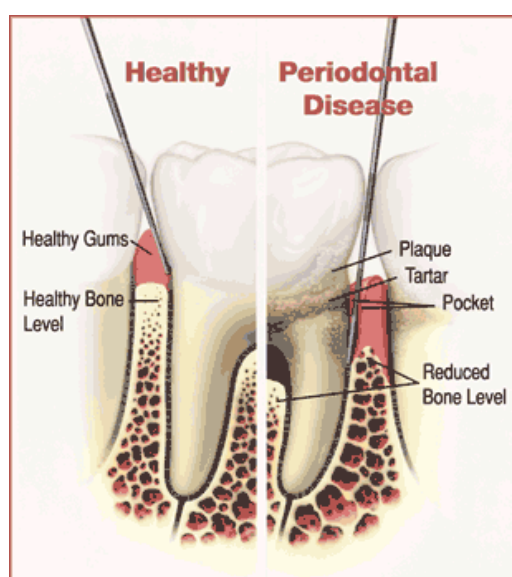


圖 1-1 牙齒咬合面及其結構圖

## 1.3 文獻回顧

### 1.3.1 牙齒與義齒檢測之發展

2003 年，加州大學 J.H. Kinney [1] 等人提出牙齒機械性質，會隨著飲食習慣、生活作息，相關疾病及後天基因等影響，需要重新對複合材料力學及牙本質進行定義，例如楊氏模數和剪力模數應分別為 20-25GPa 和 7-10GPa 之間；而在部分生理反應下黏彈性效應則會產生衰減，此外這項模數會因非等向性材料的因素而產生變異，此結果可根據 Weibull 分佈函數進行定量。最後，此篇論文也針對破壞力學和疲勞力學進行討論。牙本質具疲勞極限，對於一顆完整無缺陷的牙齒來說，約小於一般咀嚼時產生的正向應力(30MPa)。因此根據疲勞裂紋擴展速率較保守的估計，若在原有尺寸大小為 0.3~1 毫米的缺陷下施加 30MPa 內的硬力，此缺陷會呈現線性的延伸。

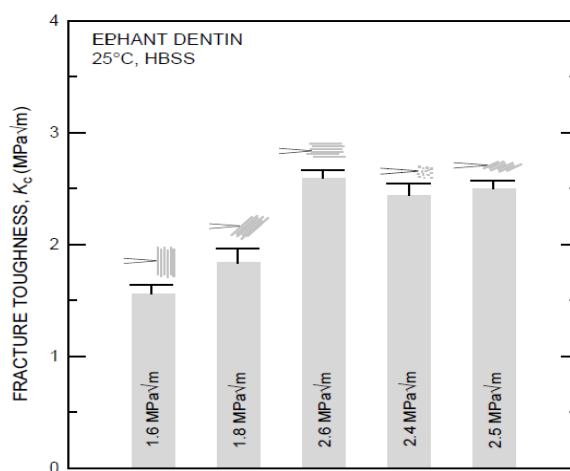


圖 1-2 平均斷裂韌性質

2004 年波蘭盧布林醫科大學的 H.Gawda [2]，分析 118 位捐贈者不同部位牙齒的超音波波速與晶體粒子大小之關係，文中利用超音波縱波探頭緊貼牙齒磨平之表面以得到縱波波速，根據結果量測結果發現，門牙的波速大於虎牙與白齒，並且人體的牙齒會隨著年紀的衰老而使波速變慢，另外使用 X-ray diffraction 檢測法發現其越硬的牙齒晶粒大小越大。

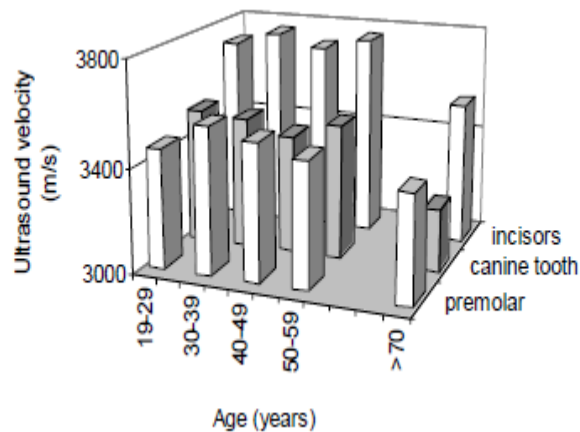


圖 1-3 不同部位與年齡之牙齒波速圖

2005 年，由 UCLA 的 MO Culjat 和 RS Singh [3]兩位學者率領研究團隊，利用超音波檢測牙仿體的缺陷。文中提到目前牙齒內部隱裂的檢測通常依賴整體的臨床診斷，並無直接的方法去檢驗裂縫，因此他們利用高頻超音波探頭具有短波長的特性，偵測牙體組織內部的缺陷。同時他們製作了一個聲學性質與天然牙釉質和牙本質相近的均勻仿體，根據量測結果發現，使用超音波可成功量測出缺陷與牙釉質界層間的回波訊號，並計算缺陷與表面間的距離，在臨床應用上提供相當可靠的資訊。

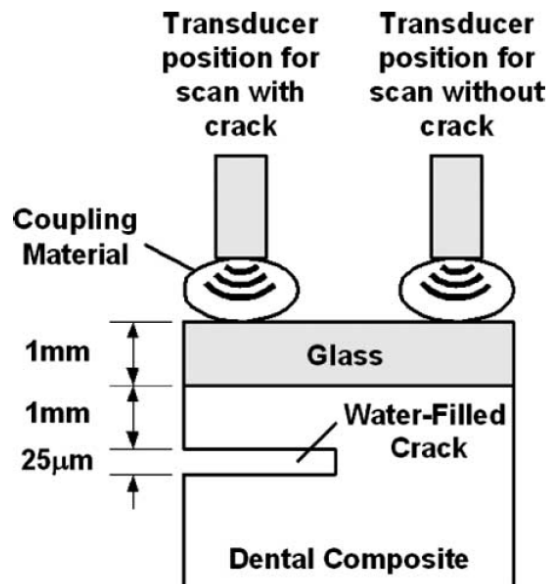


圖 1-4 超音波掃描缺陷與無缺陷示意圖

2013 年，賀福斯塔大學(Hofsta Univ.)的 Sleiman R. Ghorayeb [4]於 Journal of Therapeutic Ultrasound 發表關於牙體組織的相速度與群速度量測。由於牙體組織是一多層次複合材料，當激發超音波導波在牙體時會受到阻礙。此研究的目的為根據牙體結構內部各方向彈性常數的定義來獲得牙體的波傳速度。由於波速是從材料本身的機械性質去界定，因此我們也可以利用這項結果反算出各牙體試片的材料參數，這將有助於新型牙科醫學在非侵入式的治療與檢測。

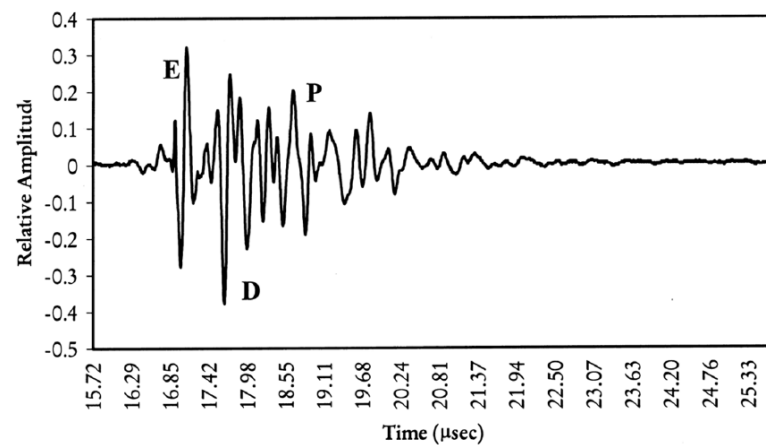


圖 1-5 單點牙齒時域訊號(E) 琺瑯質(D)象牙質(P)牙髓



### 1.3.2 導波理論

導波分為表面波、平板波及圓管導波，是由於不同外型的結構所定義。而關於表面波的理論模型，1885 年 Rayleigh [5]發現固體中除了橫波與縱波存在外，還存在著另一種型式的波。此波會沿著半無限彈性體的表面傳遞，能量集中於表面下一至兩個波長範圍內，且隨著深度遞減，此稱為表面聲波(Surface Acoustic Wave, SAW)，又稱為雷利波(Rayleigh wave)。而將模型簡化為平板，波的傳遞主要為蘭姆波(Lamb wave)，又稱平板波，是 Lamb [6]在 1889 年，推導出等向性材料在自由邊界條件下的平板波理論關係式。1953 年，Haskell [7]利用矩陣法建立雷利波(Rayleigh wave)與洛夫波(Love wave)波傳行為在多層固體介質的理論解。1960 年，Mindlin [8]透過混和邊界的方法，求得等向性材料的蘭姆波波傳行為理論解，並繪製出頻散關係曲線。1964 年，Jones [9]提出當上層平板厚度與總厚度的比值不同時，對頻散關係所造成的影響。推導雙層平板的特徵解，發現隨著上層平板厚度比例的增加，除了 A0 模態之外，其他模態都會朝上層材料的表面波(Rayleigh surface wave)靠近。此現象被 Mindlin [10]命名為「階梯效應」(Terracing)。



### 1.3.3 雷射超音波技術

雷射超音波技術為非破壞、非接觸式，其應用於材料特性量測的研究也日益廣泛。

2001 年，Hurley [11] 等人利用雷射超音波表面聲波之光譜法，求得薄膜材料的彈性材料參數。他利用線聚焦脈衝雷射激發超音波訊號，而接收訊號則是使用麥克森干涉儀接收表面波訊號。其結果顯示反算所得之鉬薄膜彈性係數略小於鉬塊材彈性係數，而反算所得之普松比與文獻上相當一致。而反算的薄膜厚度與使用破壞性的方法所得到的真實薄膜厚度，兩者的結果也是相當雷同。

2001 年，Flannery [12] 等人利用雷射激發超音波訊號，求得矽氣凝膠等此種多孔膜材料的密度與孔隙率。在研究中的薄膜試片厚度大約在 300~900nm，使用的頻寬在 20~200MHz，而其研究也指出，E 值與 $\rho$ 值兩者若能固定其中一個參數，能夠提昇反算的速度與精準度。

2005 年，黃敏峰[13]等人利用雷射超音波技術並使用雙層板波理論，探討矽晶圓鍍鑽石薄膜之頻散關係。也利用演算法進行靈敏度與收斂性分析探討。在研究中發現蘭姆波進行材料參數的反算其速度與準確度皆優於表面波理論。在單層等向性材料參數反算方面，若僅考慮兩變數則會獲得較高之準確度與速度。

2005 年，蔡坤義[14]等人利用傳遞矩陣法建立多層蘭姆波理論模型，並搭配雷射超音波技術探討單層壓電材料及多層壓電薄膜之超音波波傳行為，並發現單層壓電晶體與多層壓電薄膜的理論頻散曲線與實驗量測結果有相當高的一致性，同時證明此多層理論模型適用於多層導波之模擬。

2009 年，湯盛瑋[15]等人利用多層蘭姆波理論模型配合雷射超音波探討固態氧化物燃料電池層狀結構之頻散關係。並利用簡單體演算法進行收斂性與靈敏性之探討。研究中指出利用此方法對於三層 SOFC，若已知兩層材料參數的情況下，反算電解質層密度與厚度，其反算誤差可達 10% 以下，其中厚度的誤差小於 1 $\mu\text{m}$ 。但是對於多層材料結構，若反算的參數過多時，容易造成無法收斂之現象。

### 1.3.4 超音波顯微鏡

1970 年最早是由美國應用超音波顯微鏡系統(A.M.)作超音波干涉實驗，但是後來日本接著引用該技術來發展線聚焦型之超音波顯微鏡，並證明其在非等向性表面波波速之量測皆有良好的成效。

1980 年，Kushibiki [16] 等人發展超音波顯微鏡之線聚焦探頭，用以量測複合材料等之非等向性材料的表面波波速。且建立定量性的方法以量測材料的特性並應用在研究上。因此線聚焦超音波顯微鏡在非破壞檢測上，扮演很重要的角色。

1996 年 Xiang [17] 等人設計了一套鏡頭式超音波探頭，其探頭材料使用 PVDF 壓電薄膜，以產生頻率在 10MHz 左右的超音波訊號，並發展出量測表面波波速的方法及應用，對於量測之結果均具有高度的準確性。

1997 年 Hsu 等製造出透鏡式線聚焦(PVDF)超音波換能器並且也提出相關理論，即 Z 軸之離焦量測法可求出超音波沿試片表面傳播時之表面波波速，同時針對不同試片進行測試，均能達到一定之準確度。

1998 年 Yang [18] 等人利用線聚焦超音波量測系統量測出等向性厚板及鈮酸鋰壓電材料之洩漏性表面波波速，利用時域之波形作快速傅利葉轉換來得到  $V(z)$  曲線進而求出洩漏性表面波波速。

1999 年李永春博士[19]等人針對材料包括矽晶體、石英及 BK-7 玻璃等試片進行研究，並利用線聚焦式超聲波換能器對表面波量測與進行分析。

2000 年李永春博士[20]等人其研究生所作的碩士論文為「聚焦式超聲波換能器之藍姆波量測分析與應用」針對鍍層薄膜及複合板材料進行頻散之研究。

最近在 2001 年由李永春博士所發表在超音波期刊的論文中[21]，說是利用鏡頭式線聚焦超音波探頭來量測洩漏性蘭姆波的頻散曲線，材料試片包括鋁及不銹鋼等材質。同時也利用點聚焦 PVDF 探頭來作各種不同厚度的黃銅頻散實驗量測，最後得到近似理論解的實驗值結果。

## 第二章 基礎理論

本研究的目的為利用蘭姆波理論與表面聲波理論來探討牙齒與陶瓷義齒之材料參數，因此陶瓷義齒試片先選用較為簡易之平板狀試片。

### 2.1 波傳理論

#### 2.1.1 蘭姆波

蘭姆波(Lamb wave)又可以稱為平板波(Plate wave)，在 1889 年最先由 Lamb 所發現。平板波是指平板在上下平行表面的邊界條件為自由狀態(traction free)時，波在有限厚度之平板傳遞的波傳現象。接著 Lamb 推導出蘭姆波在等向材料的平板中所傳遞的理論關係式。1960 年，Mindlin 利用混合邊界的方式，推導出蘭姆波在等向材料平板中傳遞的波傳理論解。

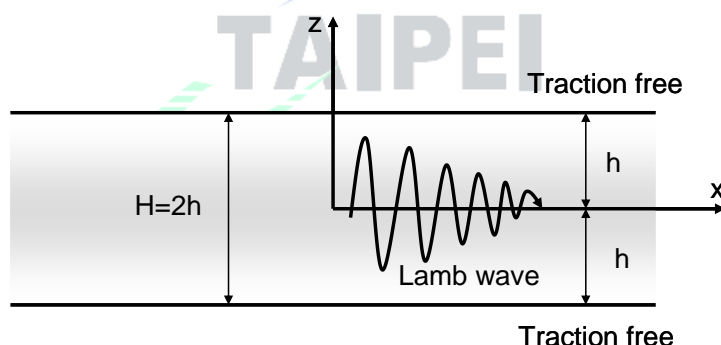


圖 2-1 單層蘭姆波與波傳方向範例圖

首先假設平板波是一種合成波，結合 SV 波與 P 波，其對應之波動勢能方程式(Wave potential function)可以假設為

$$\begin{aligned}\phi &= \Phi(z)e^{i(\xi x - \omega t)} \\ \psi_2 &= \Psi(z)e^{i(\xi x - \omega t)},\end{aligned}\quad \text{公式(2-1-1)}$$

同時必須滿足以下兩個方程式

$$\begin{aligned}C_l^2 \nabla^2 \phi &= \ddot{\phi} \\ C_t^2 \nabla^2 \psi &= \ddot{\psi}\end{aligned}\quad \text{公式(2-1-2)}$$

將公式(2-1-1)與(2-1-2)化整，則可以得到以下二個偏微分方程式

$$\begin{aligned}\Phi''(z) + (k_l^2 - \xi^2)\Phi(z) &= 0, \\ \Psi''(z) + (k_t^2 - \xi^2)\Psi(z) &= 0\end{aligned}, \quad \text{公式(2-1-3)}$$

其中  $k_l^2 = \omega^2/C_l^2$ ， $k_t^2 = \omega^2/C_t^2$ 。進一步令  $\alpha_1 = \sqrt{k_l^2 - \xi^2}$ ， $\alpha_3 = \sqrt{k_t^2 - \xi^2}$ ，

可將公式(2-1-3)改寫成

$$\begin{aligned}\Phi''(z) + \alpha_1^2\Phi(z) &= 0, \\ \Psi''(z) + \alpha_3^2\Psi(z) &= 0.\end{aligned} \quad \text{公式(2-1-4)}$$

利用微分方程式解公式(2-1-4)，可以得到以下之通解

$$\begin{aligned}\Phi(z) &= A\sin(\alpha_1 z) + B\cos(\alpha_1 z), \\ \Psi(z) &= C\sin(\alpha_3 z) + D\cos(\alpha_3 z)\end{aligned}, \quad \text{公式(2-1-5)}$$

其中  $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$  都為常數。將公式(2-1-5)代入公式(2-1-1)中，P 波與 SV 波的方程式即改寫為

$$\begin{aligned}\phi &= [A\sin(\alpha_1 z) + B\cos(\alpha_1 z)]e^{i(\xi x - \omega t)} \\ \psi_2 &= [C\sin(\alpha_3 z) + D\cos(\alpha_3 z)]e^{i(\xi x - \omega t)}.\end{aligned} \quad \text{公式(2.1.6)}$$

因為平板的上下邊界皆為 traction free，因此在  $z = \pm h$  的位置， $\sigma_{13} = \sigma_{33} = 0$ 。代入邊界條件至公式(2-1-6)中，經過整理後可得到矩陣式

$$[\Delta] \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad [\Delta] = \begin{bmatrix} a & b & c & d \\ -a & b & c & -d \\ e & f & g & \hat{h} \\ e & -f & -g & \hat{h} \end{bmatrix}, \quad \text{公式(2-1-7)}$$

$$\begin{aligned}a &= (-\lambda\alpha_1^2 - 2\mu\alpha_1^2 - \lambda\xi^2)\sin(\alpha_1 h) & e &= 2i\xi\alpha_1\cos(\alpha_1 h) \\ b &= (-\lambda\alpha_1^2 - 2\mu\alpha_1^2 - \lambda\xi^2)\cos(\alpha_1 h) & f &= -2i\mu\xi\alpha_1\sin(\alpha_1 h) \\ c &= 2i\mu\xi\alpha_3\cos(\alpha_3 h) & g &= (\alpha_3^2 - \xi^2)\sin(\alpha_3 h) \\ d &= 2i\mu\xi\alpha_1\sin(\alpha_1 h) & \hat{h} &= (\alpha_3^2 - \xi^2)\cos(\alpha_3 h)\end{aligned}.$$

其中

令  $[\Delta]$  矩陣之行列式為零，即可求得公式(2-1-7)的非奇異解，故即可求出單層平板的導波頻散曲線關係。

## 2.1.2 表面聲波

表面聲波(surface wave)是由 Rayleigh 在 1885 年所發現，又可以稱為雷利波(Rayleigh wave)。表面波是一種在自然界中常見的導波波傳，例如：海浪或是地震等都是有關於表面聲波的波傳現象。而無論是在哪一種材質中的表面聲波，其所存在的特徵皆為大部分的能量集中並傳遞在物質表面，而能量傳遞的範圍大部分在一個波長的範圍內。表面聲波的主要是由縱波與橫波在特定的條件下所混合而形成的，因此在計算表面聲波模態時，必須要同時考慮縱波與橫波的特性。假設波傳方程式為公式(2-1-8)與公式(2-1-9)。

$$P \text{ wave} = \phi(x, y, z) = \Phi(z)e^{i(\xi x - \omega t)} \quad \text{公式(2-1-8)}$$

$$SV \text{ wave} = \phi(x, y, z) = \psi(z)e^{i(\xi x - \omega t)} \quad \text{公式(2-1-9)}$$

為了滿足波動方程式  $C_L^2 \nabla^2 \phi = \ddot{\phi}$  與  $C_S^2 \nabla^2 \psi = \ddot{\psi}$ ，可以改寫公式(2-1-8)與公式(2-1-9)。

$$\Phi''(z) + (k_L^2 - \xi^2)\Phi(z) = 0 \quad \text{公式(2-1-10)}$$

$$\psi''(z) + (k_S^2 - \xi^2)\psi(z) = 0 \quad \text{公式(2-1-11)}$$

此外，假設  $\gamma_1 = \sqrt{\xi^2 - k_L^2} > 0$  以及  $\gamma_3 = \sqrt{\xi^2 - k_S^2} > 0$ ，並帶入公式(2-1-12)至公式(2-1-15)中所示之應變-位移方程式(Strain-displacement relation)、本構方程式(Constitutive equation)以及平衡方程式(Equilibrium equation)，藉以解公式(2-1-8)與公式(2-1-9)極為表面聲波方程式。

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad \text{公式(2-1-12)}$$

$$\sigma_{ij} = \lambda \epsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu \epsilon_{ij} \quad \text{公式(2-1-13)}$$

$$\sigma_{ij,j} + F_i = \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} \quad \text{公式(2-1-14)}$$

$$(\xi^2 + \gamma_3^2) - 4\gamma_1 \gamma_3 \xi^2 = 0 \quad \text{公式(2-1-15)}$$

如上面公式，表面波主要是由縱波與橫波模態兩種波傳現象結合而成。因為存在於彈性體表面的非對稱力(Asymmetric force)，表面波的表面直點震盪形態會

呈現橢圓形對稱的方式作動，如圖 2-2 所示。而由於科學的快速發展，雷射激發超音波的發展也日益蓬勃，因此有關表面波的研究越來越多。而雷射的超音波激發方式，可以令表面波輕易且有效的被產生，而讓表面聲波的應用研究可以更廣泛，包括缺陷檢測與其他學術領域上。

## Rayleigh Wave

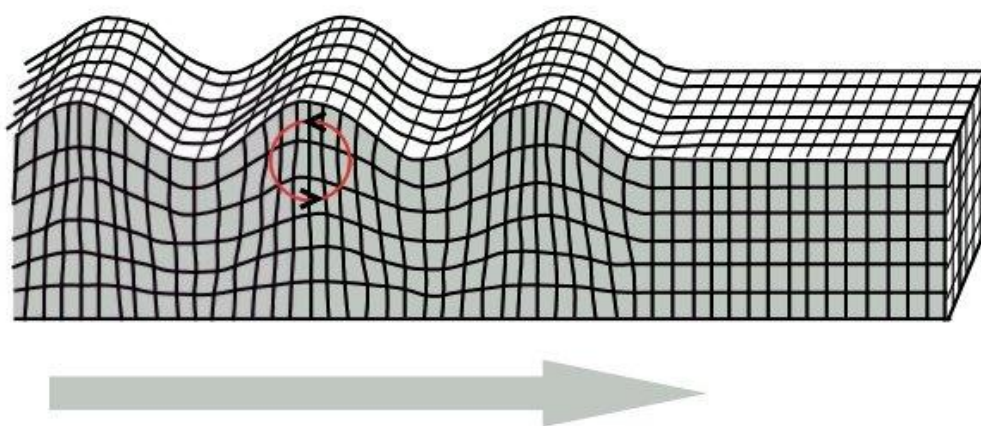


圖 2-2 表面聲波示意圖

## 2.2 理論模型正向解

在空間座標中，理論頻散關係曲線是由頻率與波數( $f-k$ )座標或波速與頻率( $c-f$ )座標所組成。平板波理論，藉由一組任意的材料參數主要有彈性係數( $E$ )、蒲松比( $\nu$ )、密度( $\rho$ )以及厚度( $h$ )置入導波理論中，尋找頻散關係式之根，並在空間中將根的軌跡繪製出，即可得到理論頻散關係曲線。在這邊尋根的方法有全域灰階法與爬尋法兩種，以下分別介紹這兩種方法。



### 2.2.1 全域灰階法

全域灰階法是依據求解的範圍與空間的解析度，按照排列之順序，將空間座標代入導波頻散特徵方程式中，求解得範圍內的頻散關係曲線圖，如圖 2-3 所示。再利用波峰值檢測(peak detection)的方式，找出特徵解接近零值時的波速與頻率或頻率與波數，此時就代表著空間上的座標軌跡滿足導波頻散特徵方程式，繼而得到頻散關係圖。

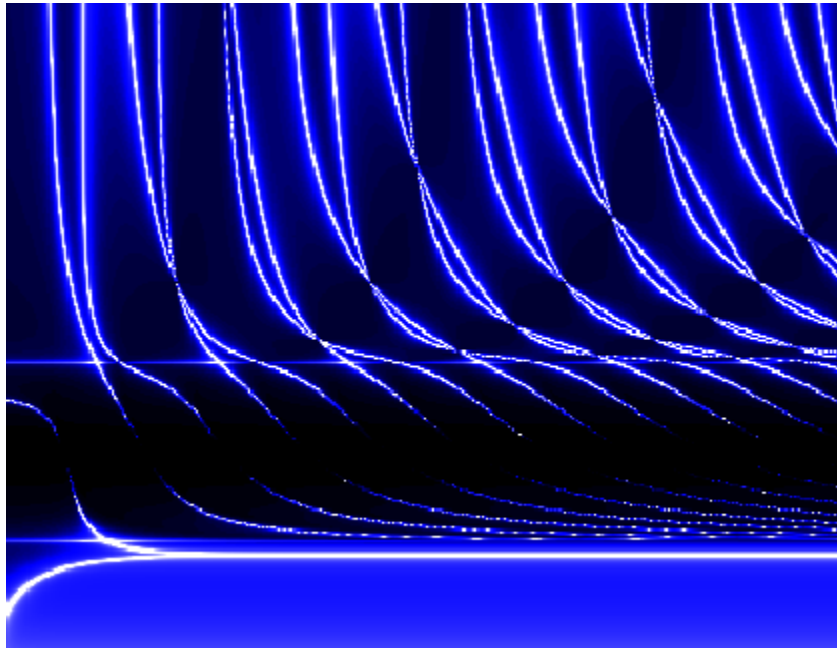


圖 2-3 頻散關係曲線灰階圖

### 2.2.2 爬尋法

因為灰階法在獲取高解析度的理論頻散關係曲線必須花費大量的時間，並不適用於反算技術。有別於全域灰階法，爬尋法僅在特徵解的周圍進行搜尋與計算，節省掉在空間中非解部份運算花費的時間。因此本研究採用爬尋法作為取得理論頻散關係曲線之方法。

首先設定求解之二維度空間的範圍與解析度，在二維空間的維度上固定一個軸向維度的座標並在另一軸向維度上搜尋特徵解，將此維度上找到之特徵解作為

爬尋之起始點，例如在波速與頻率座標上固定頻率值，在相同的頻率值上根據所設定之空間範圍與解析度代入波速軸上所有的波速值計算特徵解。此軸上符合特徵解近似於 0 或等於 0 的部份會形成波谷或波峰。因此藉由峰值搜尋法將符合特徵解近似於 0 或等於 0 的部份取出，作為爬尋法之起始點。

取得起始點後，令起始點為圓心，設定尋找半徑、尋找方向、扇形開口度數以及扇形內的解析度，使用扇形作為掃描區域，在起始點周圍進行搜尋符合特徵解的根。例如假設扇形邊上線上的解析度為  $1^\circ$ ，扇形開口大小為  $10^\circ$ ，則扇形邊線上會產生 11 個座標點。則將 11 個座標點分別代入導波理論中計算特徵解，扇形邊線上符合特徵解近似於 0 或等於 0 的部份會形成波谷或波峰，同樣使用峰值搜尋將此座標點取出作為下一次收尋時新起始點。其中，搜尋方向定義為新起始點與原起始點的方向向量。若在弧線上找不到符合特徵解近似於 0 或等於 0 的根時，則調整搜尋半徑或弧形開口大小，直到找到根為止。重複以上的步驟後，即可得到理論頻散關係曲線。圖 2-4 為爬尋法之示意圖。

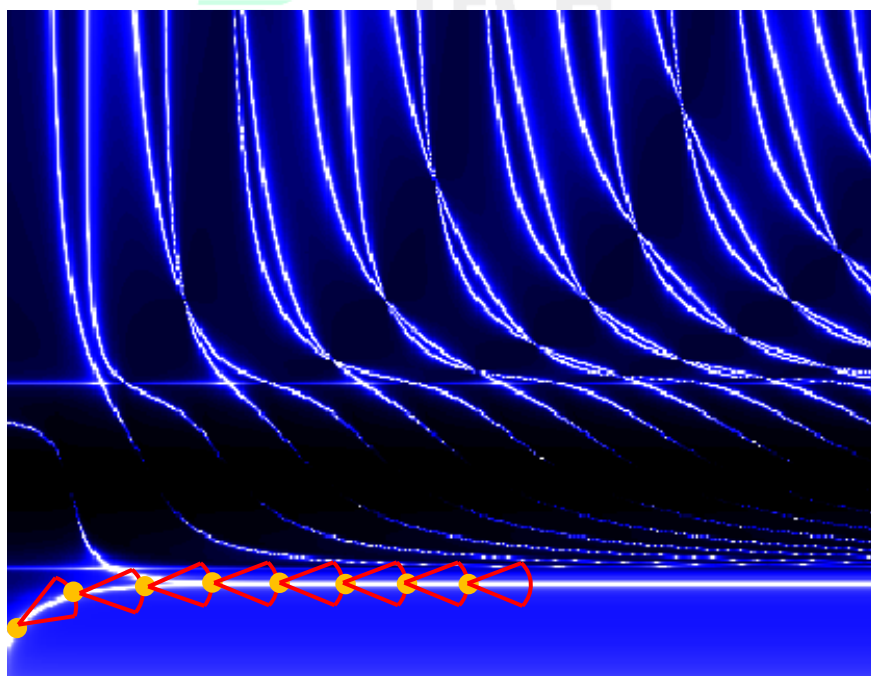


圖 2-4 爬尋法示意圖



### 第三章反算技術

試片經由雷射超音波實驗取得實驗頻散關係曲線後，若想更進一步瞭解牙齒與陶瓷義齒之特性，可以利用反算技術得到定量材料參數，藉由定量的材料參數來探討不同義齒製程之材料特性。

如圖 3-1 為反算法技術之流程圖。首先，利用雷射超音波技術獲得一組實驗試片的實驗的解並經由數學轉化為頻散關係曲線，並藉由一組任意的材料參數，包含有楊氏係數( $E$ )、蒲松比( $\nu$ )、密度( $\rho$ )與厚度( $h$ )等，代入導波理論模型而獲得理論的頻散關係曲線，然而其材料參數會根據理論模型的不同而會有所差異。下一步，將理論頻散關係曲線與實驗頻散關係曲線代入至誤差函數中，期望理論頻散關係曲線與實驗頻散關係曲線具有最小的差異，當有差異時就視為誤差值。當誤差值小於所設定的收斂條件時，表示此組材料參數的理論頻散曲線與實驗頻散曲線在實驗容許的範圍內，因此就可求得該組材料參數，而該材料參數即為此待測物的材料參數。但若誤差值大於收斂條件時，則會回到前面重新尋找新的一組材料參數，並在代入導波理論模型產生新的理論頻散曲線，且重新計算新的實驗頻散曲線與理論頻散曲線之誤差值。本研究採用全域最佳化的 SCE-UA 演算法進行找尋。使用全域最佳化演算法是為了避免在尋找材料參數的過程中，落入了誤差函數中的區域極值，造成尋找材料參數的誤判。根據以上的反算架構，即可藉由實驗頻散曲線間接獲取試片的材料參數。

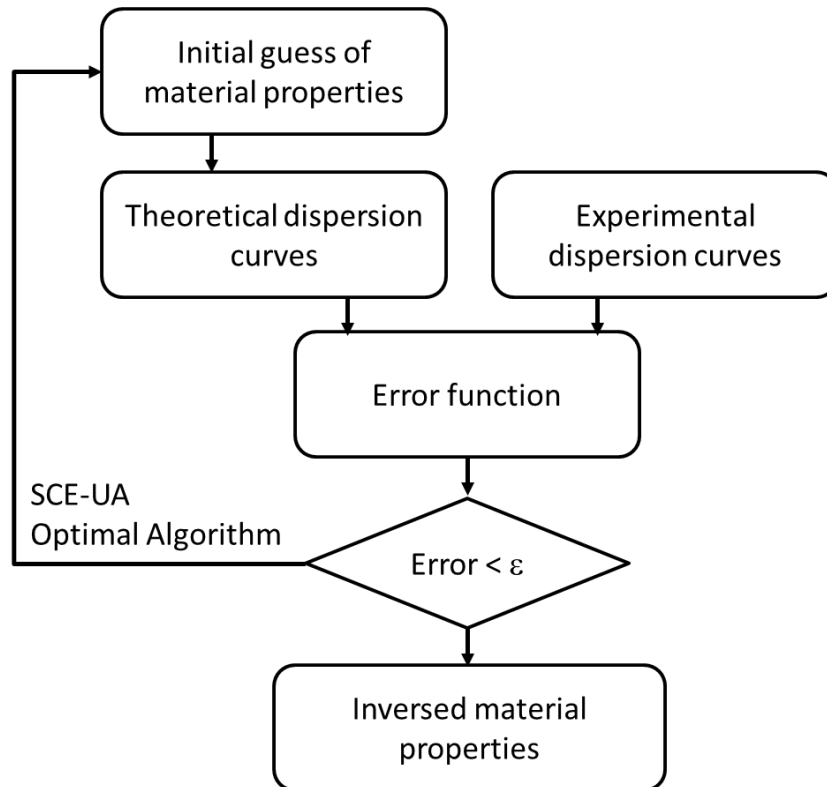


圖 3-1 反算技術架構圖

### 3.1 理論模型之正向解

在二維空間座標中，理論頻散關係曲線是由波速與頻率(c-f)座標或頻率與波數(f-k)座標所構成。根據前面章節中所提到之平板波理論，藉由一組任意的材料參數主要有楊式係數(E)、蒲松比( $\nu$ )、密度( $\rho$ )以及厚度(h)等帶入至導波理論中，尋找頻散關係式之解，並在空間中將每個解的軌跡繪製出來，所得之圖形即為理論的頻散關係曲線。本研究尋解的方法利用全域灰階法與爬尋法兩種，其說明在前面章節 2.2.1 與 2.2.2 中所提到之全域灰階法與爬尋法，故在此不多加說明。

## 3.2 洗牌複合演算法

1993 年 Duan 等人提出一套全域最佳化演算法，稱為洗牌複合演進演算法 (Shuffled Complex Evolution Method, SCE-UA)。SCE-UA 演算法除了具有全域最佳化之優點外，其演算速度較傳統知名全域最佳化的基因演算法 (genetic algorithm) 快速，因此常用於複雜的水文模型最佳化運算。SCE-UA 演算法包含了以下四種不同概念，包含(a)組合的機率與確定性方法，(b)群集(cluster)，(c)在散佈空間內的點集合進行系統演化以及(d)競爭演變。配合圖 3-2 之流程圖，SCE-UA 演算法於執行可以大致歸納程為 6 個主要步驟：

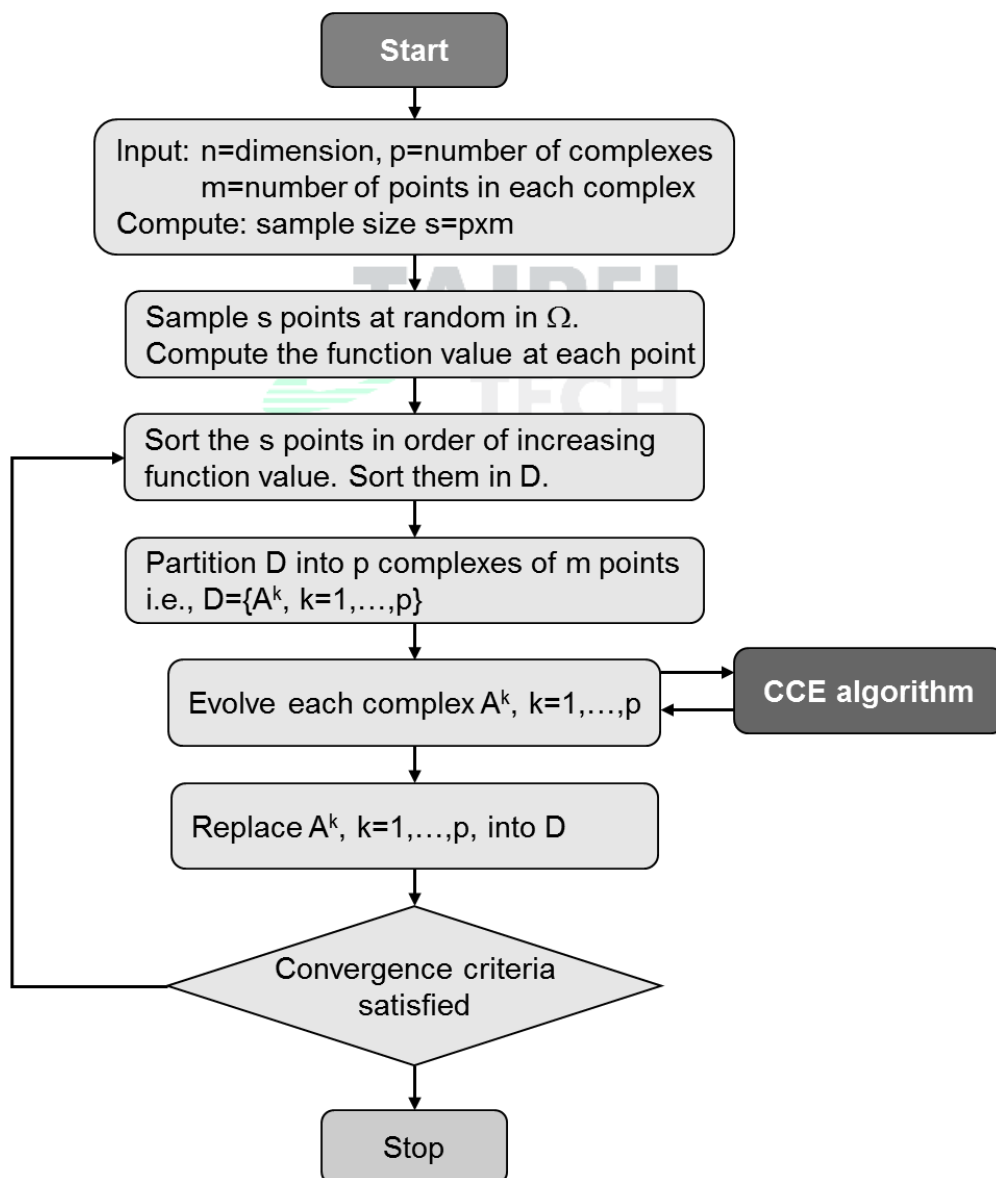


圖 3-2 洗牌複合演算法之流程圖

步驟1：如果有  $n$  個變數時，先建立  $p$  組群體，每一組群體內有  $m$  個樣本數，其中  $p \geq 1$  且  $m \geq n+1$ 。因此根據群體組數  $p$  與組內樣本數  $m$  即可得到總樣本數大小為  $s$  的樣本，其中  $s = p \times m$ 。

步驟2：再利用均勻分佈法，在空間範圍  $\Omega$  中根據總樣本大小  $s$  產生樣本  $x_1$ 、 $x_2$ 、...、 $x_s$  等  $s$  個點，並計算每一點的誤差函數值，其中  $\Omega$  為變數可存在的空間範圍，而  $n$  除了是變數個數外亦代表維度，因此在二變數的情況下即  $n=2$  時，空間範圍  $\Omega$  是在二維空間中。

步驟3：將樣本  $x_1$ 、 $x_2$ 、...、 $x_s$  依照目標函數值的大小，由小到大排序並儲存於陣列  $D$  中，

$$D = \{x_i, f_i, i=1, \dots, s\}, i=1 \text{ 即為最小函數值。} \quad \text{公式(3-2-1)}$$

步驟4：而根據步驟1所設定之群體數  $p$ ，將陣列  $D$  分割為  $p$  組群體形成  $A^1, \dots, A^p$ ，每一組群體內有  $m$  個樣本，因此每一組群體

$$A^k = \{x_j^k, f_j^k | x_j^k = x_{k+p(j-1)}, f_j^k = f_{k+p(j-1)}, j=1, \dots, m\}。 \quad \text{公式(3-2-2)}$$

步驟5：根據群組競爭演化法(Competitive Complex Evolution，簡稱 CCE)，將每一組群體  $A^k$  進行演化，其中  $k=1, \dots, p$ 。

步驟6：將演化後群體  $A^1 \sim A^p$  的總樣本  $x_j^k$  依照大小排序重新放回陣列  $D$  中進行樣本的洗牌，其中  $k=1, \dots, p, j=1, \dots, m$ 。檢查樣本是否滿足收斂準則，如果滿足則結束演算法；反之，則重回步驟3。

在步驟5中所提及的 CCE 演算法，主要是將每一組群體  $A^k$  進行演化，演化的過程是以機率的大小隨機抽選群體內的樣本，將群體內的樣本進行演化。配合圖3之流程圖，CCE 演算法也包含了以下6個主要步驟：

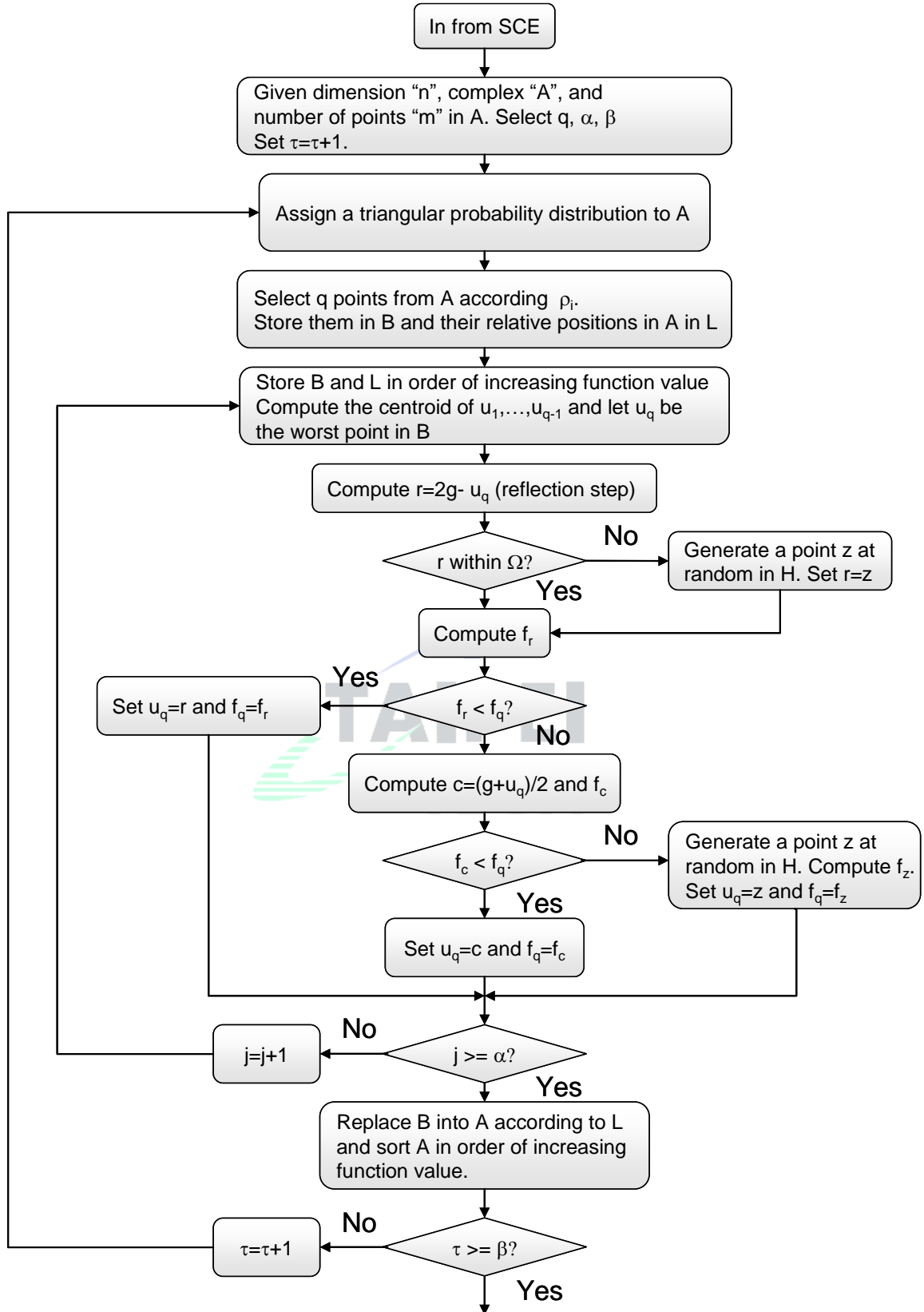


圖 3-3 CCE 流程圖

步驟1： 首先設定  $q$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$  的數值，而且  $2 \leq q \leq m, \alpha \geq 1, \beta \geq 1$ ，其中  $q$  為在群體  $A^k$  中隨機選取的相異點個數， $\alpha$  為進行後代演化的次數， $\beta$  為進行 CCE 迭代的次數。

步驟2： 接著設定權重。假設  $A^k$  為三角形機率分佈，因此

$$\rho_i = \frac{2(m+1-i)}{m(m+1)}, \quad i=1, \dots, m, \quad \text{公式(3-2-3)}$$

其中點  $x_1^k$  具有最高的機率， $\rho_1 = 2/m+1$ 。而點  $x_m^k$  具有最低的機率， $\rho_m = 2/m(m+1)$ 。

步驟3： 依照上述的機率分佈，從  $A^k$  中隨機選取  $q$  個相異點  $u_i$ ，其中  $i=1, \dots, q$ 。計算  $u_i$  的誤差函數值  $v_i$ ，並將這  $q$  個相異點  $u_i$  與誤差函數值  $v_i$  儲存於陣列 B 中，因此  $B = \{u_i, v_i, i=1, \dots, q\}$ 。而各點相對於  $A^k$  的索引位置(index)儲存於陣列 L 中。

步驟4： 進行群體內的樣本後代演化，下面為後代演化步驟：

(1) 將陣列 B 與陣列 L 進行排序。並且計算型心：

$$g = [1/(q-1)] \sum_{j=1}^{q-1} u_j. \quad \text{公式(3-2-4)}$$

(2) 計算一個新點  $r = 2g - u_q$  (反射步驟)。

(3) 若此新點  $r$  在定義的可行空間範圍  $\Omega$  中，則計算點  $r$  的目標函數值  $f_r$ ，並進行步驟(d)；反之，則在  $A^k$  所組合而成的集合  $H$  中，隨機產生任一點  $z$ ，並計算點  $z$  的目標函數值  $f_z$ ，且令  $r=z, f_r=f_z$ ，此步驟稱為突變。

(4) 若  $f_r < f_q$ ，則以  $r$  點取代  $u_q$ ，並進行步驟(6)；反之，計算點

$c = (g + u_q)/2$  與  $f_c$ ，此步驟稱為收縮。

(5) 若  $f_c < f_q$ ，則以  $c$  點取代  $u_q$ ，並進行步驟(6)；反之，在  $H$  集合中

任意產生一點  $z$ ，並計算點  $z$  的目標函數值  $f_z$ ，此步驟稱為突變。

(6) 重複步驟(1)~(5)  $\alpha$  次，其中  $\alpha \geq 1$ 。

步驟5：以下一代取代上一代，根據陣列  $L$  中所紀錄陣列  $B$  於  $A^k$  的相對索引位置，將陣列  $B$  中所演化的下一代取代相對位置內的  $A^k$ ，並且重新排序  $A^k$ 。

步驟6：進行迭代，重複(1)~(5)  $\beta$  次，其中  $\beta \geq 1$ 。

### 3.3 誤差函數

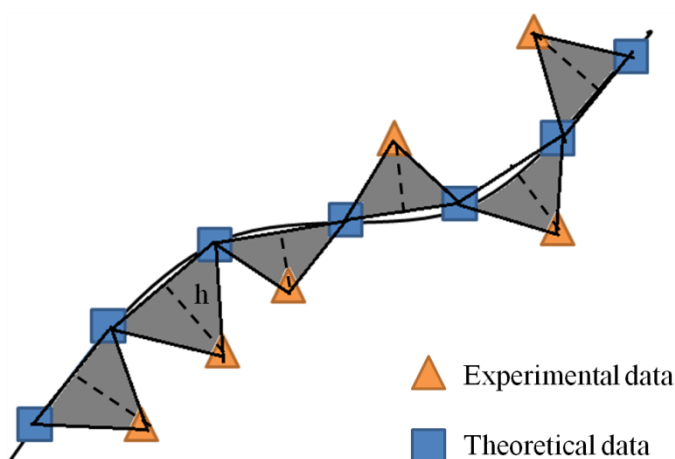


圖 3-4 理論值與實驗值間最小距離

並由圖 3-4 觀察到，實驗點與其兩個最接近的理論座標的點會形成三角形。若要求得實驗點與理論頻散曲線的最小距離平方倍( $h^2$ )，可以利用海龍(Heron)公式計算三角形面積，在已知理論兩點座標點之間的距離得到三角形底邊長，進而得到三角形的高並取平方倍( $h^2$ )，如下式

$$\begin{aligned}
 S &= \frac{(a+b+c)}{2} \\
 A &= \sqrt{S(S-a)(S-b)(S-c)} \quad , \quad \text{公式(3-3-1)} \\
 h^2 &= \left(\frac{2A}{a}\right)^2
 \end{aligned}$$

其中 A 為三角形的面積，a 為理論兩點座標點之間的距離，b 為第一個理論座標點至實驗值的距離，c 為第二個理論座標點至實驗值的距離，S 為三角形周長的一半，h 為實驗點至理論頻散曲線的最小距離值。

因為一組實驗頻散關係曲線中，會有 m 組模態，每組模態內有 n 個實驗值，為了使誤差函數呈現理論頻散關係曲線與實驗頻散關係曲線整體平均的差異量，因此本研究的誤差函數為

$$f_{error} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n h_i^2, \quad \text{公式(3-3-2)}$$

其中 n 為每個模態中的實驗值數量，m 為實驗頻散關係曲線的模態數。





### 3.4 收斂條件

收斂的條件設定為反算架構中的最後一個重要的步驟，因為反算精度與反算所需花費的時間都取決於收斂條件。而收斂條件必須在精度與時間上取得一個平衡，例如收斂條件若越嚴苛，會增加反算求解的精確度，但運算過程也較為費時；反之，收斂條件越寬鬆，反算的精度越粗糙，運算時間也越短。而設定收斂條件的方法有以下幾種方，例如誤差函數的數值大小、最佳化運算次數與誤差函數的差異等。為了使材料參數的反算精度以及運算時間達到平衡。本研究收斂條件為同一組反算運算中最小誤差函數值的反算變數數值與最大誤差函數值的反算變數數值之間的差異，分別如以下公式

$$\varepsilon_1 = N > 20, \quad \text{公式(3-4-1)}$$

$$\varepsilon_2 = |(x_{\min} - x_{\max})/x_{\min}| \leq 0.001, \quad \text{公式(3-4-2)}$$

其中  $N$  為最佳化運算次數， $x_{\min}$  為最小誤差函數值的反算變數數值， $x_{\max}$  為最大誤差函數值的反算變數數值， $x$  為反算變數如楊氏係數、蒲松比、厚度等。

## 第四章 實驗方法

本研究利用雷射超音波技術(Laser Ultrasound Technique, LUT)，超音波顯微鏡(Acoustic Microscope, AM)技術與超音波 C 掃描系統(C-Scan System)，針對牙齒、人工義齒試片與 3D 列印之人工義齒試片進行非破壞性檢測，並探討牙齒與人工義齒之機械性質與進行缺陷檢測。由三點抗彎試驗、雷射超音波技術與超音波顯微鏡實驗所得之材料參數值相互佐證本實驗之正確性。另外，也透過超音波掃描成像系統，針對積層製造之義齒材料試片進行缺陷檢測，以確立積層製造之陶瓷義齒的完整性。以下將逐步介紹雷射超音波技術、超音波顯微鏡技術、超音波 C 掃描系統與三點抗彎實驗：

### 4.1 雷射超音波技術

雷射超音波技術(laser ultrasound technique)是一種非接觸、非破壞性之檢測技術，具有高能量、高同調性、高方向性與高同色性之優點，常用於不規則物體進行量測，例如非平整曲面、圓管或彎管等。雷射超音波技術主要分為訊號激發(excitation)與訊號接收(detection)兩大部份，利用 Q-switch 脈衝雷射於極短時間內使雷射能量聚集於試片上，並於試片上激發出超音波訊號，藉由都普勒干涉儀進行訊號接收。本研究雷射超音波系統架設圖，如圖 4-1 所示。

本研究使用 Nd:YAG 脈衝雷射作為超音波之訊號激發源，其具有 532 nm 波長之雷射脈衝光，能量為 200 mJ，持續作用時間為 6.6 ns。利用 Nd:YAG 脈衝雷射所激發出之脈衝雷射配合反射鏡組的配合，便可於試片表面激發出超音波，並藉由電腦同步控制步進馬達便可達到線性掃描之效果，再利用干涉儀於試片表面進行訊號接收，所接收到之訊號便可儲存於電腦中，後續再進行訊號處理便可取得實驗試片之頻散關係曲線。

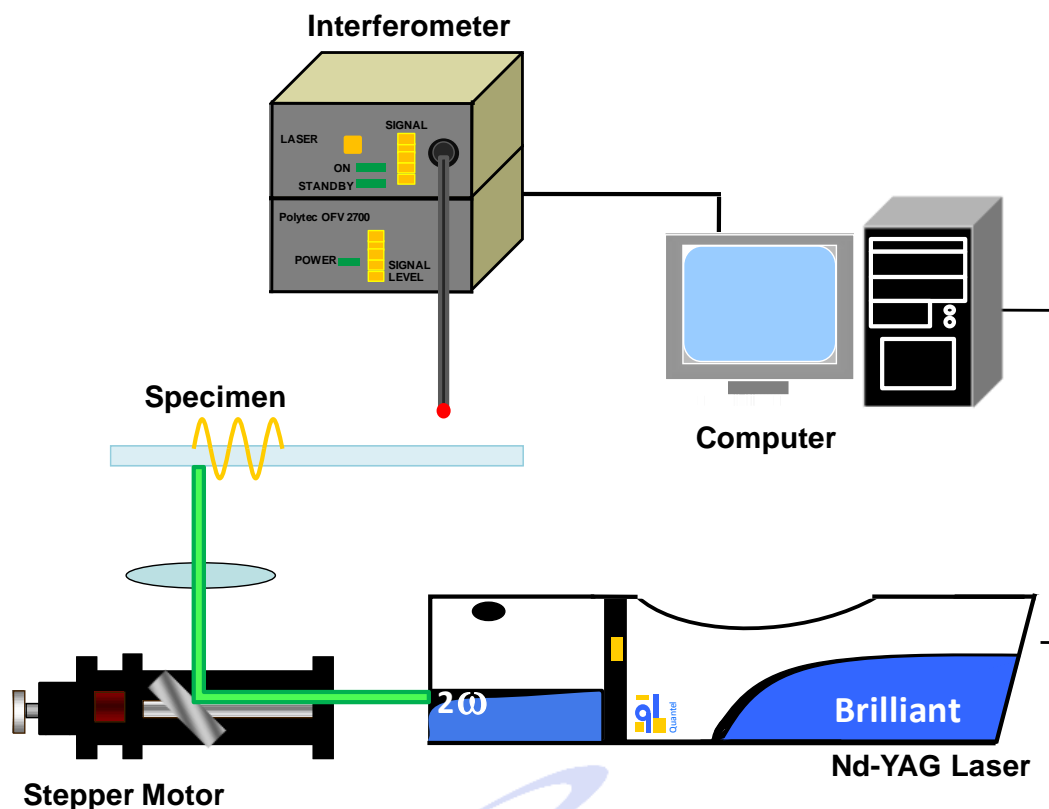


圖 4-1 雷射超音波系統架設圖

#### 4.1.1 訊號激發

雷射超音波訊號之激發是在不接觸待測物表面的情況下，利用雷射光於試片表面產生超音波。藉由能量密度較高的脈衝雷射在極短的時間內打擊試片表面，脈衝雷射所觸及之試片表層吸收了雷射之電磁輻射能量且將其轉換為熱能，在表層之後因為受到熱能之影響而產生了物體的熱膨脹效應，快速的熱膨脹效應也造成物體內部之彈性波，因此產生了超音波訊號，如圖 4-2 所示。

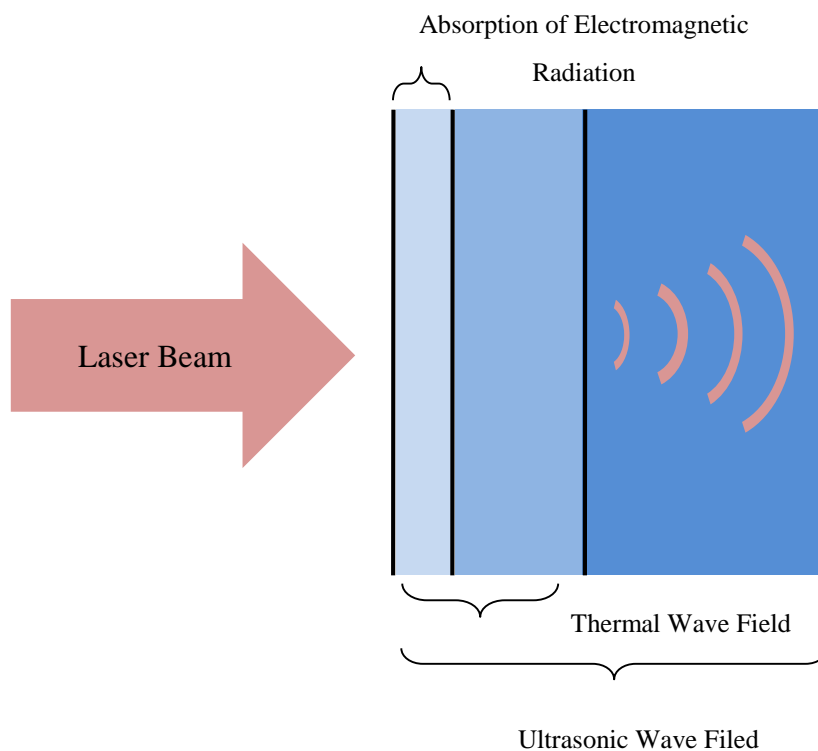


圖 4-2 雷射超音波激發示意圖

依雷射的單位面積能量之大小又可分為熱彈(thermoelastic)與消融(ablation)兩種。其中熱彈效應是以未聚焦之雷射激發，因此利用單位面積能量較小之光源照射到試片表層，表層吸收了雷射之電磁輻射能量且將其轉換為熱能，熱膨脹產生熱應變，熱應變所造成的應力會平行於物體表面並向四周膨脹而產生彈性波，如下圖所示。

不同於熱彈效應，消融效應則是利用了雷射聚焦之激發端，因此使用單位面積能量較大之光源照射到試片表層，試片表層一樣吸收了雷射之電磁輻射能量且將其轉換為熱能，但是試片表面有極小區域之材料產生氣化的情況，材料本身為了抵抗氣化所造成的作用力，造成了與試片表面垂直方向的反作用力並產生超音波，如圖 4-3 所示。

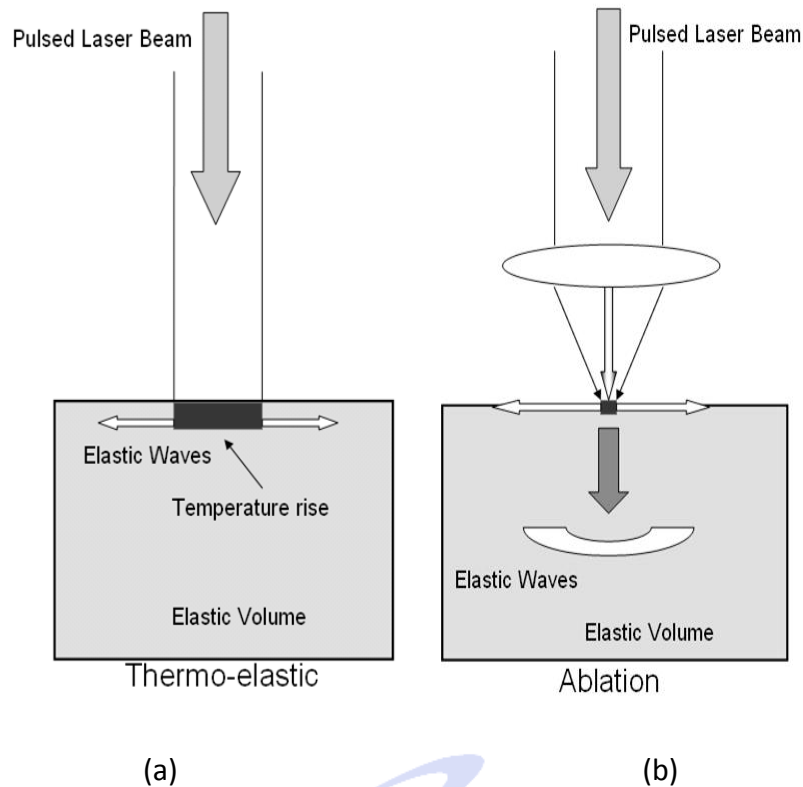


圖 4-3 雷射超音波產生機制：(a)熱彈式，(b)消融式

#### 4.1.2 訊號接收

本研究在量測端使用非接觸式光學接收訊號-雷射都普勒干涉儀。干涉儀以氦氖雷射(He-Ne Laser)將雷射光到試片後產生反射，透過反射的雷射光與原入射之雷射光作干涉，進而獲得試片振動時所產生的波動，以量測超音波傳送時質點位移頻率以及振幅，最後由雷射都普勒干涉儀量得的訊號經由資料擷取卡將訊號作類比/數位之轉換，儲存於電腦進行後處理。由於超音波質點位移尺度約為奈米等級，而且波傳的值點位移頻率也相當高，所以接收機制要具有良好的響應與解析度。

## 4.2 超音波顯微鏡量測系統

超音波顯微鏡 (Acoustic Microscope, AM) 技術，是超音波檢測技術的一種，假若頻率在 0.2~2GHz 範圍時，其超音波解析度可高達  $5\sim 0.5\mu\text{m}$ ，並可調整觀察的深度距離。超音波顯微鏡與一般的顯微鏡比較，最大的不同是它能穿透物體之內部而不破壞其內部組織結構，來觀察物體表面下的狀態和結構，因此具有非破壞檢測之能力。故對非破壞檢測技術提供了重要的應用價值。

在高頻超音波實驗方面，對於傳統超音波非破壞檢測所使用的頻率，可提昇至 2GHz 的範圍，目的是使檢測的解析度能夠提高。尤其是在固體材料很小區域上，來偵測材料表面和測量薄膜厚度等超音波特性。其最小的解析度可看到幾個 nano 的範圍。其主要優勢是利用高頻、短波長之超音波，執行高解析度之定性以及定量檢測。

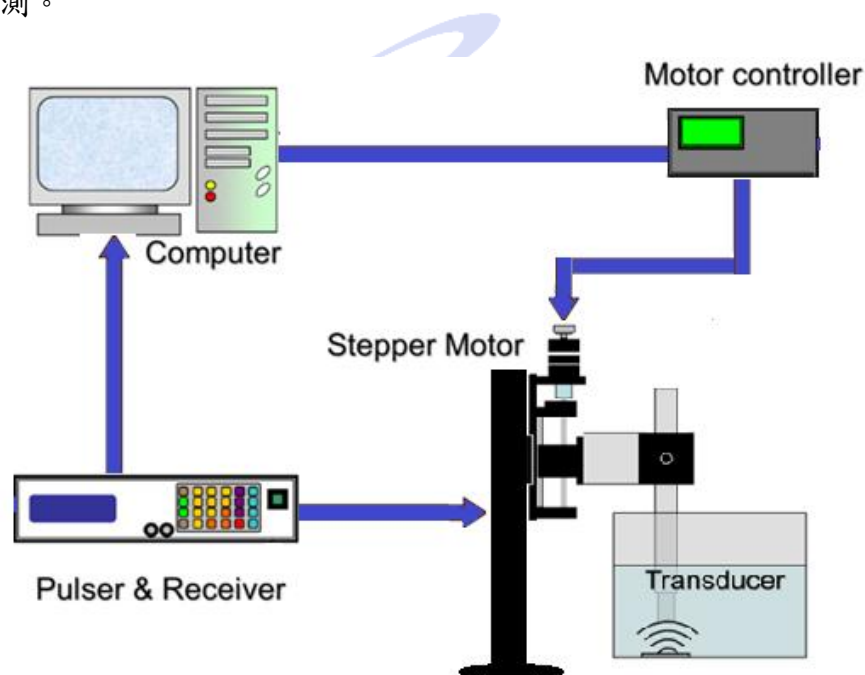


圖 4-4 超音波顯微鏡實驗架設

### 4.2.1 超音波顯微鏡原理

利用音波可以在試片內部傳遞的原理，透過接收反射回來的訊號，來了解該試片的材料特性等狀況。當超音波探頭向材料試片發射超音波時，有兩個主要的反射回波被探頭所接收。一個是垂直入射經由試片表面直接反射的分量，記為 D；另一個主要回波則是經由表面波臨界角入射至試片之分量，在試片表面激發表面波再由反射臨界角傳回至探頭中，記為 R。

當 D 與 R 兩分量間有相差存在時，其換能器的輸出電壓為兩分量相互干涉的結果。本量測系統主要的應用基礎是利用超音波的反射與折射原理，以達到波的傳遞訊息。利用聲波在不同的材料介質中傳遞時，所產生不同強度的反射，再經由電腦的應用軟體處理，將物體內部的結構加以分析。

### 4.2.2 表面波速度量測法原理

實驗必須以水當作傳導介質，因此超音波顯微鏡量測系統(AM)屬於浸水式，所以量測到的表面波是洩漏表面波。也就是表面波一方面向水釋放能量造成衰減外，另一方面則沿著波傳方向直線前進。線聚焦超音波探頭提供兩個不同路徑傳播的波，由振幅-時域圖形上可清楚區分出兩者的回波訊號之延遲。隨著 Z 軸離焦的距離增加，兩個回波間的時間間隔也成比例的增加，因此提供了一個量測表面波的方法。

波傳行進路徑，主要有兩種型式，分別為垂直試片的直接反射波 D 與入射角必須等於臨界角的洩漏表面波 R。其兩者波傳行進路徑與所到達的時間差，可以經由以下的推導過程得到所要的波速公式。

中探頭中間，所產生的直接反射波來回所經歷時間，可得到公式(4-2-1)

$$t_D = \frac{2(F - z)}{V_w} \quad \text{公式(4-2-1)}$$

同樣地由旁邊所產生的洩漏表面波，其行走路徑所需時間，可得到公式(4-

2-2)

$$t_n = \frac{2(F - \frac{z}{\cos \theta_n})}{V_w} + \frac{2z \tan \theta_n}{V_n} \quad \text{公式(4-2-2)}$$

其中洩漏表面波入射角必須等於臨界角

$$\theta_n = \sin^{-1}(\frac{V_w}{V_n}) \quad \text{公式(4-2-3)}$$

因此公式(4.2.3)中  $\theta_n$  為探頭之臨界角

$$t_n = \frac{\frac{2F \cos \theta_n - z}{\cos \theta_n}}{V_w} + \frac{2z \frac{\sin \theta_n}{\cos \theta_n}}{\frac{V_w}{\sin \theta_n}} \quad \text{公式(4-2-4)}$$

$$= \frac{\frac{2F \cos \theta_n - z + 2z \sin^2 \theta_n}{\cos \theta_n}}{V_w} \quad \text{公式(4-2-5)}$$

$$= \frac{\frac{2F \cos \theta_n - z(1 - 2 \sin^2 \theta_n)}{\cos \theta_n}}{V_w} \quad \text{公式(4-2-6)}$$

$$= \frac{\frac{2F \cos \theta_n - z(-1 + 2 \cos^2 \theta_n)}{\cos \theta_n}}{V_w} \quad \text{公式(4-2-7)}$$

$$= \frac{2F + \frac{z}{\cos \theta_n} - 2 \cos \theta_n z}{V_w} \quad \text{公式(4-2-8)}$$

$$= \frac{2(1 - \cos \theta_n)z}{V_w} \quad \text{公式(4-2-9)}$$

其中公式(4-2-4)至(4-2-9)則經由三角幾何及代數運算，最後由距離與時間微小之斜率關係可得到公式(4-2-10)，其中 F 為探頭焦長，z 為離焦量， $V_n$  試片



表面波波速，

$$\frac{dz}{dt} = \frac{V_w}{2(1 - \cos \theta_n)} \quad \text{公式(4-2-10)}$$

再將公式(4-2-2)中幾何三角運算化成公式(4-2-11)，其中  $V_w$  為水波波速 1480m/s。

$$t_n = \frac{2(F - \frac{z}{\cos \theta_n})}{V_w} + \frac{2z \frac{\sin \theta_n}{\cos \theta_n}}{V_n} \quad \text{公式(4-2-11)}$$

經由一般運算，可得到公式(4-2-12)

$$= \frac{2z - 2z \cos \theta_n - 2F + \frac{2z}{\cos \theta_n}}{V_w} = \frac{2z \frac{\sin \theta_n}{\cos \theta_n}}{V_n} \quad \text{公式(4-2-12)}$$

再化成公式(4-2-13)式

$$= \frac{\frac{2z \cos \theta_n - 2z \cos \theta_n - 2F \cos \theta + 2z}{\cos \theta_n}}{V_w} = \frac{\frac{2z \sin \theta_n}{\cos \theta_n}}{V_n} \quad \text{公式(4-2-13)}$$

$$= \frac{\cos \theta_n - \cos^2 \theta_n - \frac{F}{z} \cos \theta_n + 1}{V_w} = \frac{\sin \theta_n}{V_n} \quad \text{公式(4-2-14)}$$

經由公式(4-2-13)及公式(4-2-14)代換運算後，可得到公式(4-2-15)之試片表面波波速  $V_n$ 。

$$V_n = \frac{\sin \theta_n}{\frac{\cos \theta_n - \cos^2 \theta_n - \frac{F}{z} \cos \theta_n + 1}{V_w}} \quad \text{公式(4-2-15)}$$

然後再對公式(4-2-15)作化整運算

$$V_n = \frac{\frac{V_w}{V_n}}{\frac{1 + \cos \theta_n - \cos^2 \theta_n - \frac{F}{z}}{V_w}} \quad \text{公式(4-2-16)}$$

$$V_n^2 = \frac{V_w}{1 + \cos \theta_n - \cos^2 \theta_n - \frac{F}{z}} \quad \text{公式(4-2-17)}$$

$$V_n^{-2} = \frac{1 + \cos \theta_n - \cos^2 \theta_n - \frac{F}{z}}{V_w^2} \quad \text{公式(4-2-18)}$$

$$V_w = -2 \frac{\Delta z}{\Delta t_D} \quad \text{公式(4-2-19)}$$

再將公式(4-2-15)至公式(4-2-19)式之三角幾何運算關係化整後，最後將得到公式(4-2-20)

$$V_n = \left[ \frac{1}{V_w \left( \frac{\Delta z}{\Delta t} \right)} - \frac{1}{4} \frac{1}{\left( \frac{\Delta z}{\Delta t} \right)^2} \right]^{-\frac{1}{2}} \quad \text{公式(4-2-20)}$$

當中  $\theta_n$ 、 $V_w$  是常數。在時域圖形的測量法中縱軸代表離焦距離，橫軸則為時間。可得到斜率關係，其比值是材料試片表面波波速的函數， $\Delta z$  離焦距離變化量， $\Delta t$  時間間隔。

探頭焦長  $F$ 、離焦量  $z$  與探頭臨界角  $\theta_n$  之間的幾何三角關係經由公式(4-2-1)推導，最後得到公式(4-2-20)的結果，這就是所謂的非頻散時域表面波的波速公式。使其應用在 LabVIEW 電腦軟體程式當中，可以直接計算出洩漏表面波波速之值。

### 4.3 超音波 C 掃描系統

超音波檢測是一種常用於非破壞檢測的一種方法，依訊號顯示方式可分為：A-掃描（A - Scan）、B-掃描（B - Scan）、和 C-掃描（C - Scan）。A-掃描是指單純以回音訊號量測單一位置的不同深度之資訊訊號，而 B-掃描是以一直線的方式作影像模式呈現，而 C-掃描是一個水平面上的平面掃描。本研究中所設計的掃描系統為一超音波 C 掃描系統(C-Scan System)，使用高頻超音波探頭配合精密掃描器針對試片作掃描成像，並經由電腦進行全自動控制與信號處理。高頻超音波具有較高之解析度，能提供更為清晰的掃描影像，高頻超音波可產生較小的波束直徑，波束半徑=波長×焦距/探頭孔徑。故波束直徑與波長與焦距成正比，而與頻率則成反比，代表頻率越高表示波束直徑越小，在影像掃描中可以得到較高的解析度。超音波影像掃描主要用來檢測、解析製造成品內部不同位置的脫層、孔洞、裂痕等缺陷。

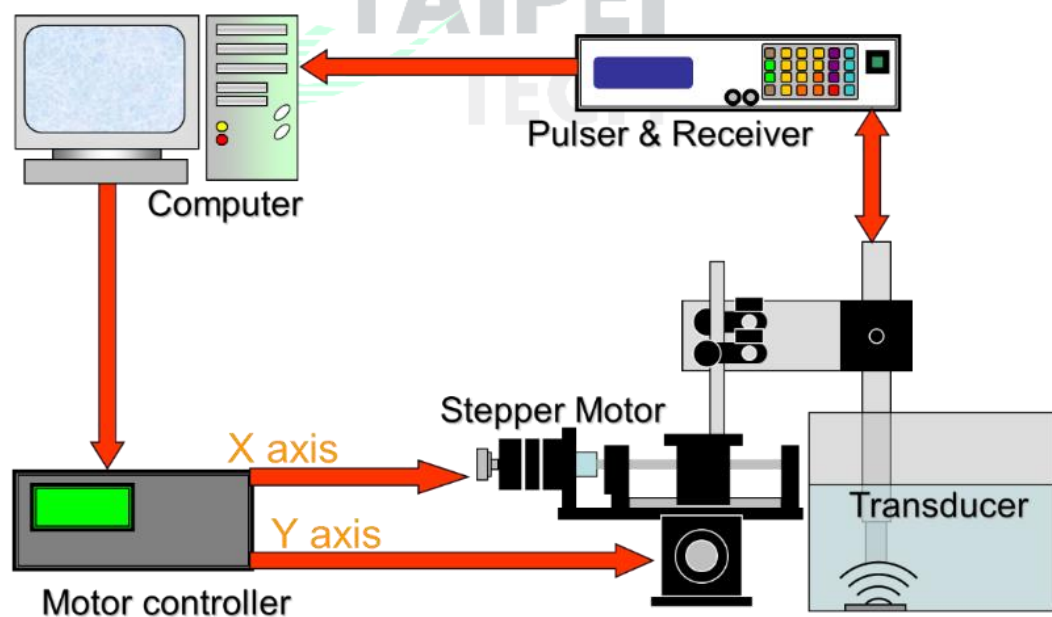


圖 4-5 超音波 C 掃描系統架構

### 4.3.1 掃描取樣與解析度

為了系統取樣完成並避免影像扭曲變形，移動與取樣的匹配方是就顯得極為重要。因此當訊號由超音波探頭激發後，經由耦合液至待測物，在回傳至超音波探頭，需要一段延遲時間，等確定接收到回波訊號後，再將回波訊號資料傳至電腦，接著程式才會再下指令驅動步進馬達移動到下一步，代表馬達的移動與取樣是分開進行的兩個工作，避免超音波的回波訊號受到干擾而扭曲變形。每一次取樣所得到之資料經由相關訊號處理後，依照先後順序不斷疊加，直到掃描工作完成，掃描結束後，馬達自動回到原點，而擷取到之資料存於電腦內，經過進一步影像處理後便可得 C 掃描之圖解。

超音波影像系統的穩定性等因素對影像品質的解析度有極大的影響，因此影響解析度的因素包括有馬達的定位精確度、掃描最小步進距離、超音波探頭頻率與聚焦點大小與掃描時之取樣點數等等。本系統的 X 軸與 Y 軸掃描之步進馬達使用精密 CNC 鋼材車製之滾珠螺桿線性平台，高剛性的特質可以確實將步進馬達旋轉的角度完全轉換成移動的距離，而掃描最小的移動距離為  $2.5\ \mu\text{m}$ ，遠小於高頻超音波探頭的聚焦點大小，因此本系統之馬達解析度可符合需求。

### 4.3.2 超音波探頭

本實驗使用 OLYMPUS 之高頻率超音波縱波探頭，它的頻率為 30MHz，而超音波探頭的聚焦點大小容易受到探頭本身的頻率、孔徑、聚焦深度所影響，可用來表示影像的橫向解析度，而探頭所激發出的脈衝波長則受到探頭頻率的頻寬所影響，表示為影像的縱向解析度。假設聲速為 1480 m/s，而超音波探頭本身的聚焦深度為 32mm，孔徑為 6mm 則再聚焦點的波束直徑為：

$$\frac{1.02 \times 1500\text{m/s} \times 0.032\text{m}}{30\text{MHz} \times 0.006\text{m}} = 272\ \mu\text{m}$$

### 4.3.3 信號取樣頻率

數位信號處理的取樣原理中 Nyquist 的取樣頻率最為重要。如果信號擷取頻率小於 2 倍之超音波信號頻率，建立超音波的波形時會有頻率訊號被壓縮的情形，我們稱之為交疊誤差(aliasing)效應。而取樣頻率過低對擷取的電壓極大值亦有相當大的影響，如果取樣頻率過低，程式會對經過數位化的資料擷取極大值，但這並非是真正反射信號的極大值，因此會直接影響到掃描影像的精確性，故本研究選擇高於 Nyquist 頻率多倍的 250MHz 取樣頻率。

### 4.3.4 脈衝產生/接收器

本實驗所使用之脈衝產生/接收器為 Panametric PR5900，可輸出電子信號頻寬為 0 至 200MHz。此頻寬範圍內可確保高頻信號的穩定度，此外在高頻系統運用上也可維持足夠的頻率響應。PR5900 內部觸發及外部觸發兩種方式，內部觸發模式是會利用一觸發信號由觸發信號輸出端輸出，可由內部的計時器作為參考時間。外部觸發模式則由出發信號輸入端，輸入觸發訊號，其發出的 PRF 為 200Hz 至 10KHz 六種等級與外部觸發等選擇，輸出信號為 1 至 32  $\mu$ J 六種能量階段，並可調整內部阻抗以修正各種電子儀器之匹配，而在發出與接收信號端，有同一輸入/輸出端作發送與接收的動作，也有分別接收與激發端作分別接收與激發之動作。在取得訊號後，可以運用內建之放大器或衰減器作信號的放大與衰減，並透過高通與低通濾波器作類比訊號處理。



圖 4-6 PR5900 脈衝產生/接收器

## 4.4 破壞性三點抗彎實驗

本研究之陶瓷材料的脆性行為使其難以利用拉伸試驗來瞭解材料的破壞強度，主要的原因在於難以準備所需要形狀的試片，以及有效挾持試片之裝備，因此若要瞭解陶瓷材料的破壞強度時，最常用的方法即為三點或四點抗彎試驗。

本實驗是依據 ASTM (American Society for Testing & Materials): 編號 C1161, 量測名稱: Standard Test Method for Flexural Strength of Advanced Ceramics at Ambient Temperature 之規範來量測燒結後所成形之試片的抗彎強度。標準試片的長、寬、高分別為 25mm、2mm、1mm，放置於跨距 20 mm 桌上型台座上，壓測頭以 0.2 mm/min 之速度下壓，如圖 4-7 為本實驗所使用之萬能材料試驗機，圖 4-8 為三點抗彎實驗示意圖，抗彎強度 (Flexural Strength) 計算公式如公式 (4-4-1) 所示。


$$S = \frac{3PL}{2bh^2}$$

公式 (4-4-1)

而楊氏係數 (Young's modulus) 計算公式如公式 (4-4-2) 與公式 (4-4-3) 所示。

$$\sigma = \frac{My}{I} \text{ and } \delta = \frac{PL^3}{48EI}$$

公式 (4-4-2)

由上述公式即可得知:

$$E = \frac{PL^3}{48\delta I} \text{ and } I = \frac{bh^3}{12}$$

公式 (4-4-3)

P: 最大負載荷重      L: 跨距      b: 試片寬度      h: 試片厚度       $\delta$ : 伸長量

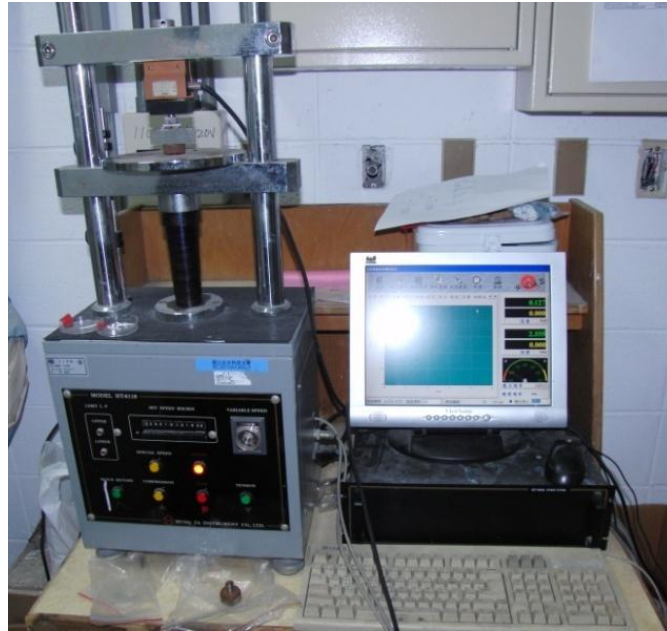


圖 4-7 萬能材料試驗機 (HT-8116L，弘達)

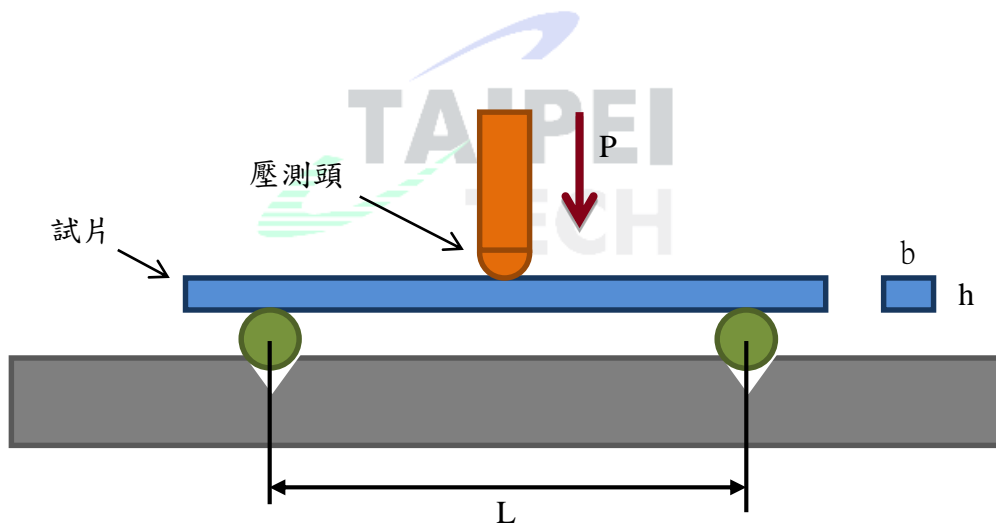


圖 4-8 三點抗彎實驗示意圖



## 4.5 試片準備與製作設備

### 4.5.1 人體牙齒試片

本研究人體牙齒試片是由牙齒整形醫師所提供之真實人體健康牙齒，如表 4-1 牙齒試片規格，包括有男性 45 歲、女性 26 歲與女性 40 歲，並將表面磨出平整面，如圖 4-9 牙齒試片。

試片編號	性別	年齡
M45	Male	45
F26	Female	26
F40	Female	40

表 4-1 牙齒試片規格



圖 4-9 牙齒試片 (a)M45 (b)F26 (c)F40

## 4.5.2 人工義齒陶瓷材料試片

人工義齒材料是使用鎳鉻合金當基底，鎳鉻合金耐腐蝕，價格低廉，常運用於人工瓷牙之內襯，並在鎳鉻合金上方鍍上實際用於人體之陶瓷材料模擬琺瑯質與象牙質，如表 4-2 人工義齒試片規格，共分為四種，包含鎳鉻合金試片、鎳鉻合金鍍陶瓷象牙質、鎳鉻合金鍍陶瓷琺瑯質、鎳鉻合金鍍陶瓷象牙質與琺瑯質，如圖 4-10 人工義齒試片。

試片編號	試片組成	厚度
NC	Ni-Cr	0.5mm
NCD	Ni-Cr with Dentin	1mm
NCE	Ni-Cr with Enamel	1mm
NCDE	Ni-Cr with Dentin and Enamel	1.5mm

表 4-2 人工義齒試片規格



圖 4-10 人工義齒試片 (a)鎳鉻合金 (b)陶瓷象牙質 (c)陶瓷琺瑯質  
(d)陶瓷象牙質與琺瑯質

### 4.5.3 3D 列印設備介紹

本研究所使用之設備為北科大汪家昌老師的 3D 列印科技實驗室製作之機臺，外形尺寸為 98×53×103.5(cm)，成型區域尺寸 76.8×43.2(mm)。其列印技術為溶劑型漿料法光硬化法(Solvent-based Slurry Stereolithography, 3S)，每層列印的厚度為 20  $\mu\text{m}$ ，由於本研究使用之漿料中含有光硬化樹脂，為了使製程不受環境光源的影響，特別採用遮光之深色壓克力進行機臺的封閉，如圖 4-11 所示為本實驗機臺



圖 4-11 3D 列印機

### 4.5.4 3S 製程介紹

3S 積層製造系統為北科大汪家昌老師實驗室所開發的設備。溶劑型漿料法光硬化積層製造系統又稱為 3S 製程，其製程原理是利用陶瓷粉末加上光硬化樹脂及高揮發性的溶劑調配成具有流動性佳與揮發性的漿料。流動性良好的漿料可以使刮刀在成型板上順利鋪出薄薄的層厚，層厚越薄，所製出的工件精細度相對越高；鋪層後希望漿料能快速乾燥，故採用具有高揮發性的甲醇(Methyl Alcohol)當作溶劑，乾燥後之漿料會變成不具流動性的半固態狀，再進行光照加工，使光罩圖形硬化，而未照光的區域仍維持半固態狀，由於已不具流動性，因此可成為工件良好的支撐結構，也不需額外製作工件的支撐。

3S 之製程原理說明如下圖所示，如圖 4-12(a)，在成型板上鋪上數層的漿料作為犧牲層，目的在於完成後的工件不會黏在成型板上，可以容易將工件清出，且若平台粗糙度大或是不平整時，犧牲層可作為基準平面；圖 4-12(b)為使用風扇吹風加速將漿料中的溶劑揮發，讓新鋪層的溶劑因虹吸現象而向下層滲透，新鋪層厚度就會跟著變薄，粉末相對也更密集且與下層緊密結合，此時的漿料會乾燥成半固態狀，而具揮發溶劑的氣體經過活性碳濾網再排到室外，一段時間後，大部分溶劑會揮發；圖 4-12(c)，鋪上的漿料變得黏稠，接近於生坯，具有一定強度，目的就是希望尚未硬化的成型區不會因下次鋪平時被刮刀刮過而破壞，所以溶劑需要選擇具有高揮發性，揮發時間不能太久，才可加快製程的時間。重複(a)到(b)步驟，完成一定厚度且穩固的犧牲層。

接著開始工件的鋪層階段，如圖 4-13(a)，Z 軸下降一層厚度後，由 X 軸帶動刮刀將新的漿料鋪上，並等待漿料中的溶劑揮發，使漿料乾燥形成如圖 4-13(b)的半固態狀；緊接著由圖 4-13(c)進行光照步驟，由上方的 DLP 投射動態光罩，切層圖像投影在黏稠的漿料上，照射處之光硬化樹脂就會因吸收光源產生化學反應而硬化成型，無照射處則無變化，保持具有支撐工件的功能，這樣就完成了第一層硬化。如圖 4-13(d)，重複(a)到(c)步驟，直至鋪層完成。

最後進行後處理的階段，圖 4-14(a)為完成後將其放入溶劑中進行除料，硬化成型的部份不會被溶劑所崩解，只有未硬化的部份會被清理去除，留下已經硬化的工件，如圖 4-14(b)；圖 4-14(c)表示生坯在高溫燒結的過程中，作為黏結劑的樹脂會被氣化而消失；圖 4-14(d)為燒結完成之工件，因粉末顆粒間有較高之表面積，而有高度的分子力，能產生緻密收縮，因而得到較高的強度。

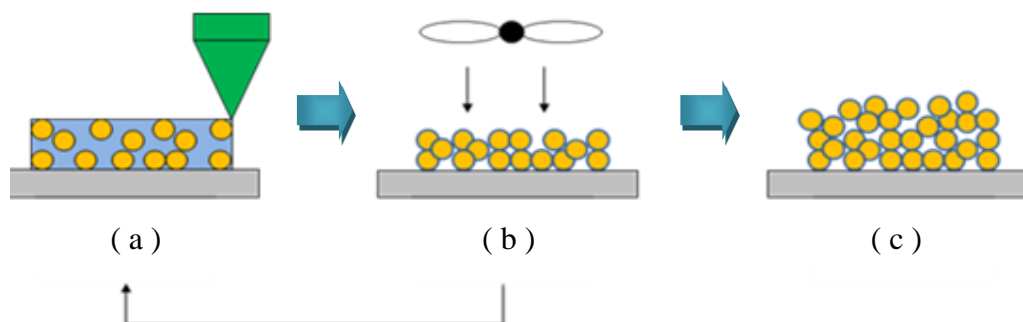


圖 4-12 建立犧牲層：(a)下降一層厚度並鋪層 (b)使用風扇烘乾

(c)穩固的犧牲層

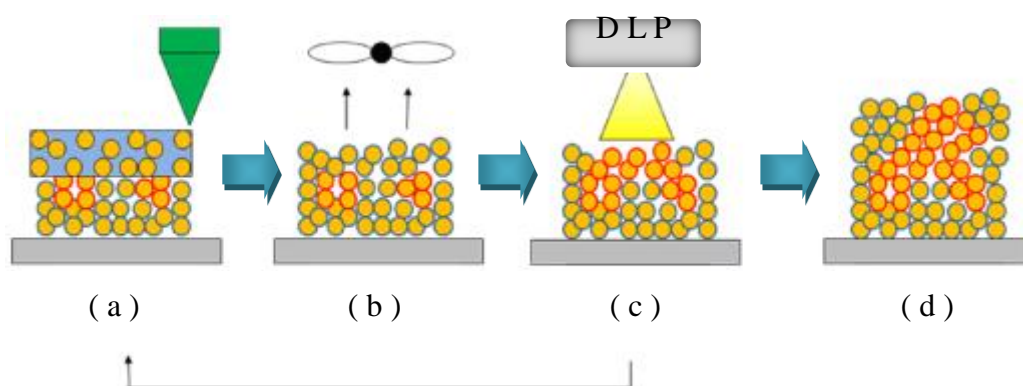


圖 4-13 疊層加工：(a)下降一層厚度並鋪層 (b)使用風扇烘乾

(c)動態光罩投影 (d)鋪層完成

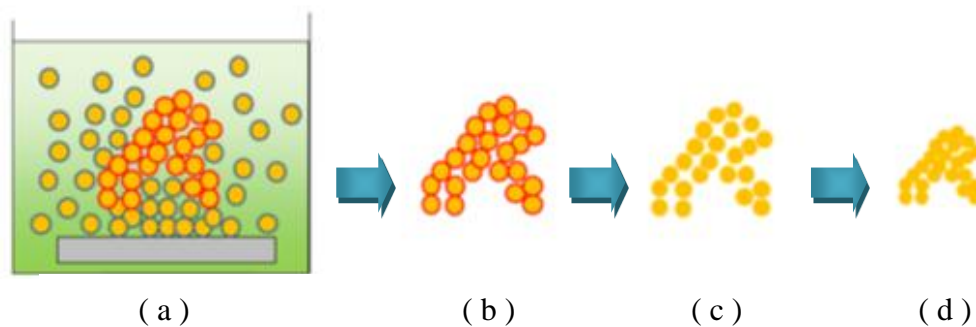


圖 4-14 後處理：(a)將生坯浸泡於溶劑，溶解未硬化部份 (b)3D 工件生坯完成

(c)黏結劑燒結後氯化 (d)燒結完成，獲得高緻密度的陶瓷工件

註：橘色為陶瓷粉末，淺藍色為光硬化樹脂與溶劑混合之漿料，深藍色為溶劑揮發後之漿料，紅色為照光硬化之樹脂。

#### 4.5.5 3S 製程之漿料配方與燒結參數

自1980 年代開始，積層製造系統隨著其發展與材料多樣性及修改的便利性，伴隨而來的應用越來越多元化。積層製造應用於生醫材料也伴隨而生，本研究是利用北科大汪家昌老師實驗室所開發之3S積層製造之製程，其材料為陶瓷氧化鋁運用於製造陶瓷義齒牙冠。本研究所使用之陶瓷氧化鋁粉末，其化學性能穩定，耐酸鹼、耐高溫，燒結後其機械强度高、硬度高及擁有韌性等優點，廣泛應用於複合材料、耐高溫材料。成分如表4-3所示，平均粒徑 $0.3\ \mu\text{m}$ ，密度為  $6.05\ \text{g/cm}^3$  (型號：EZ3Y-1，達邑應用材料)。在漿料加入氧化鋁粉末、甲醇與光硬化樹脂使其成為本實驗3S積層製造之漿料，表4-4為本實驗漿料配方重量及體積比例。

元素及性質		品名
		鈮部份穩定氧化鋁粉末 3Y-TZP powder
化學組成	ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> (%)	$94.5 \pm 0.5$
	Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%)	$5.4 \pm 0.2$
	SiO <sub>2</sub> (%)	$< 0.02$
	Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%)	$< 0.002$
	Na <sub>2</sub> O(%)	$< 0.005$
	TiO <sub>2</sub> (%)	$< 0.002$
平均粒徑(D50, $\mu\text{m}$ )		$0.3 \pm 0.15$
燒結密度( $\text{g/cm}^3$ )		6.05
表面積(BET, $\text{m}^2/\text{g}$ )		14~18

表 4-3 氧化鈮部份穩定氧化鋁粉末之化學成份

	重量百分比	體積百分比
氧化鋁粉	72%	28.6%
甲醇	12%	36.5%
光硬化樹脂	16%	34.9%

表 4-4 漿料配方之重量百分比與體積百分比

試片製作完成後再經由緻密燒結，藉由高溫燒結處理後的陶瓷工件，具有高緻密度與高強度的特性。本研究以 Lindberg 公司所生產的 STF-54434C 1700 °C 高溫管形爐進行高溫燒結，圖 4-15 為示意圖，為了避免試片燒結後產生翹曲，將以緩慢升溫與均勻加熱方式來進行試片燒結，燒結溫度的設定如圖 4-16 所示，初始溫度設定為 30°C，以 2 °C/min 作為升溫速率分別加熱至 310 °C 與 590 °C 持溫 30 分鐘與 1 小時，將生坯中的樹脂完全燒失，再以 4 °C/min 升溫速率加熱至 1500 °C 持溫 2 小時讓氧化鋁顆粒有足夠時間收縮結合，最後在爐中慢慢冷卻至室溫即可完成陶瓷工件的緻密燒結處理。

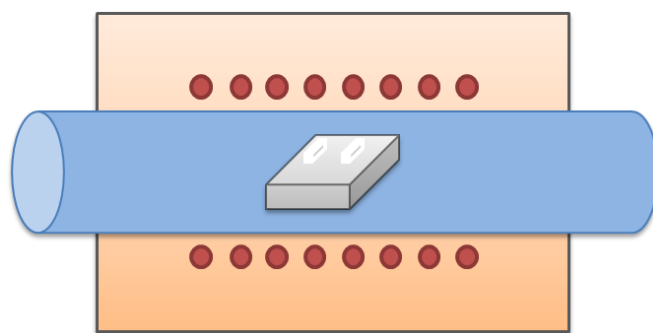


圖 4-15 燒結設備示意圖

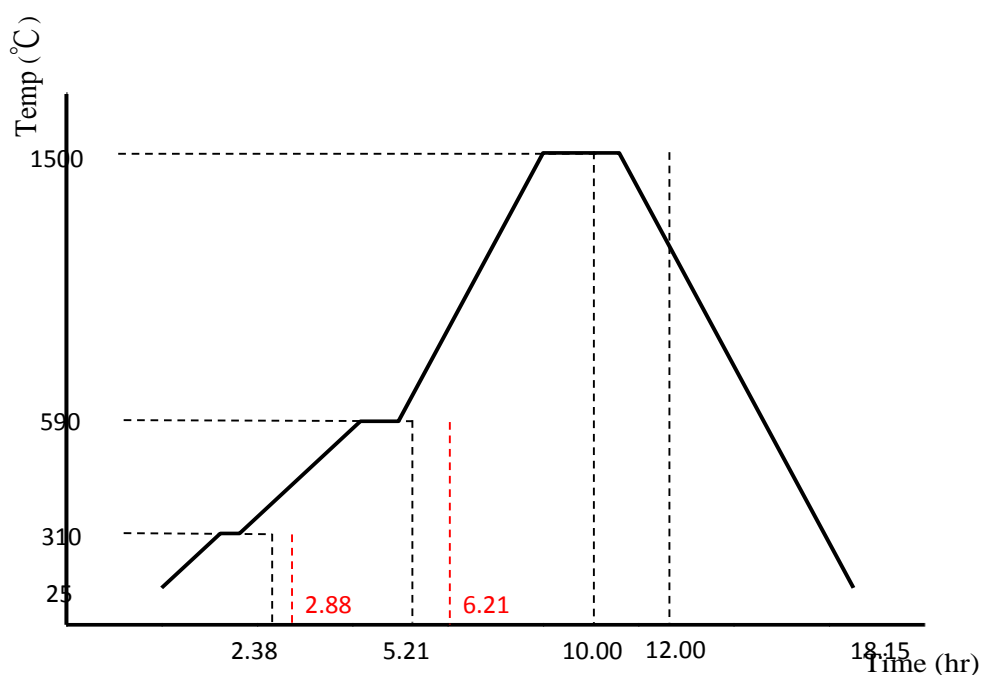


圖 4-16 燒結升溫曲線圖



### 4.5.6 3D 列印人工義齒試片之設計

而本研究利用3S積層製造之製程，製作實驗試片，其試片規格如下，三點抗彎試片之規格是依據ASTM編號C1161之標準試片，如表4-5三點抗彎實驗3D列印試片規格與圖4-17三點抗彎實驗3D列印試片。

試片編號	長(mm)	寬(mm)	厚(mm)
1	24.12	1.96	1.09
2	24.13	1.89	1.10
3	24.15	1.93	1.11
4	23.99	2.00	1.10
5	24.07	2.00	1.14

表4-5 三點抗彎實驗3D列印試片規格

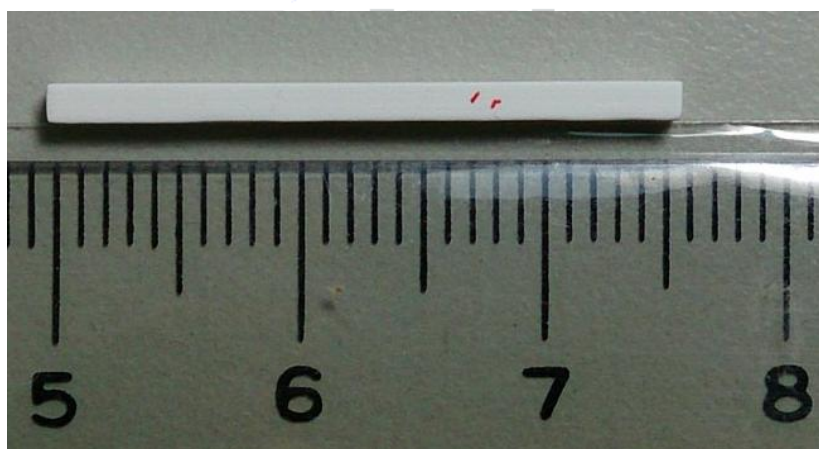


圖4-17 三點抗彎實驗3D列印試片

也利用3D列印之製程，製作符合雷射超音波實驗與超音波顯微鏡實驗的試片，試片規格如表4-6雷射超音波實驗與超音波顯微鏡實驗之試片規格。

試片編號	長(mm)	寬(mm)	厚(mm)
ZrO <sub>2</sub> _1	36.50	4.76	1.03
ZrO <sub>2</sub> _0.5	36.70	4.96	0.51

表4-6 雷射超音波實驗與超音波顯微鏡實驗之試片規格



接著也利用3D列印機台，印製超音波C掃描系統所需之試片，並針對試片進行缺陷檢測之實驗，其試片規格如表4-7超音波C掃描實驗之缺陷試片規格，實際試片如圖4-18 超音波C掃描實驗之3D列印缺陷試片ZrO<sub>2</sub>\_defect\_1與圖4-19 超音波C掃描實驗之3D列印缺陷試片ZrO<sub>2</sub>\_defect\_2。

試片編號	長(mm)	寬(mm)	厚(mm)	缺陷寬(mm)				
ZrO <sub>2</sub> _defect_1	11.0	11.0	1.0	1.0				
ZrO <sub>2</sub> _defect_2	15.0	15.0	1.5	2.0	1.0	0.8	0.5	0.2

表4-7 超音波C掃描實驗之缺陷試片規格

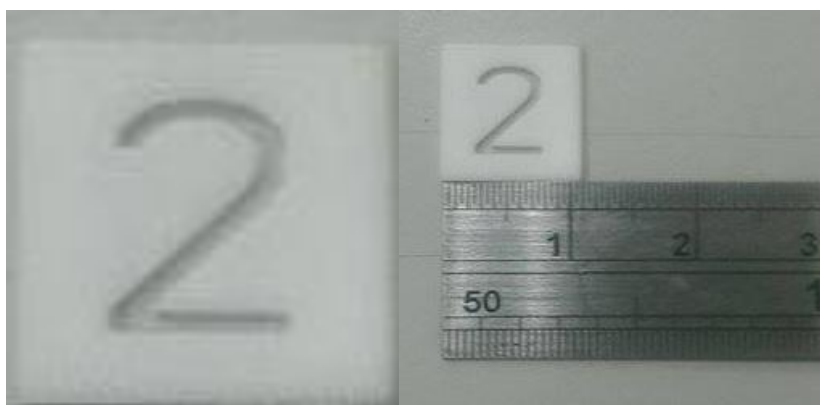


圖4-18 超音波C掃描實驗之3D列印缺陷試片ZrO<sub>2</sub>\_defect\_1

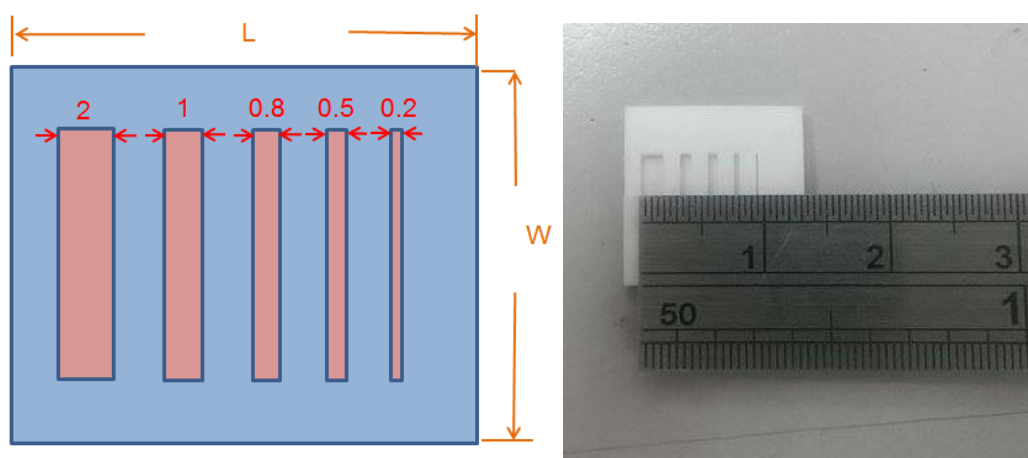


圖4-19 超音波C掃描實驗之3D列印缺陷試片ZrO<sub>2</sub>\_defect\_2

## 五、結果與討論

本研究先以黃銅薄板與不鏽鋼薄板等進行實驗，確認雷射超音波實驗之雷射系統的激發、干涉儀的接收、實驗架設與反算系統，並同樣的確認超音波顯微鏡系統的訊號激發與接收與實驗架設。並確認系統正確後，再針對牙齒、人工義齒與 3D 列印義齒試片進行非破壞性超音波檢測實驗。藉由非破壞性實驗-雷射超音波實驗與超音波顯微鏡實驗，取得實驗試片之材料參數，並比對破壞性實驗-三點抗彎實驗所得之材料參數，最後透過超音波 C 掃描系統針對 3D 列印義齒試片進行缺陷掃描。

### 5.1 雷射超音波實驗測試

使用雷射超音波技術對黃銅薄板激發導波進行實驗，目的是為了確認實驗架設之正確性。實驗架設如前章節圖所示，以雷射為訊號激發源、干涉儀做為接收端，配合步進馬達每間隔為 0.05mm 對黃銅做 10mm 之線性掃描進行檢測。圖 5-1 所示為雷射每激發一次可得到之單點時域訊號圖。

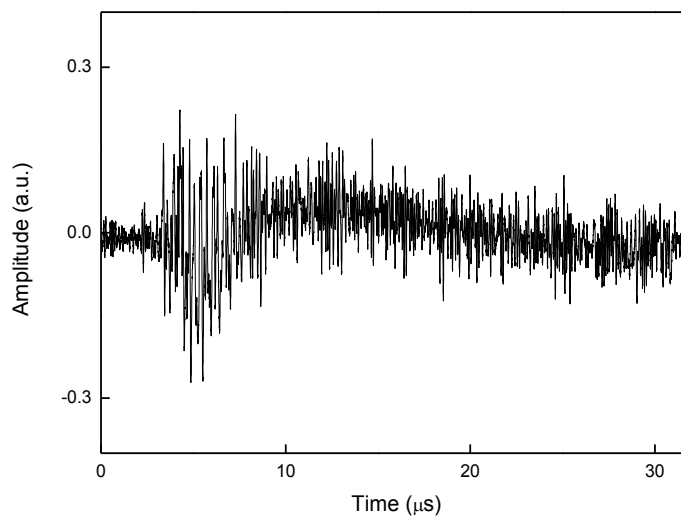


圖 5-1 黃銅時域波形訊號圖

經由 B 掃描將單點時域訊號疊加成時間與空間訊號的 B 掃描堆疊圖，如圖 5-2。再利用二維快速傅立葉轉換(2D-FFT)將掃描影像轉換成波速-頻率(c-f)的關係圖。

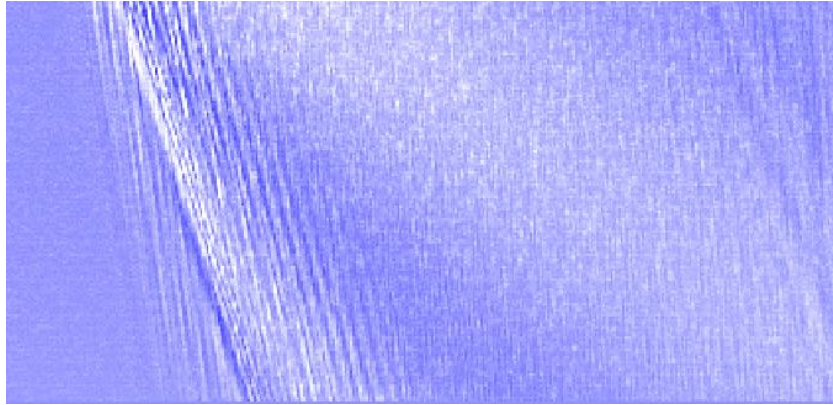


圖 5-2 B 掃描之時間與空間訊號堆疊圖

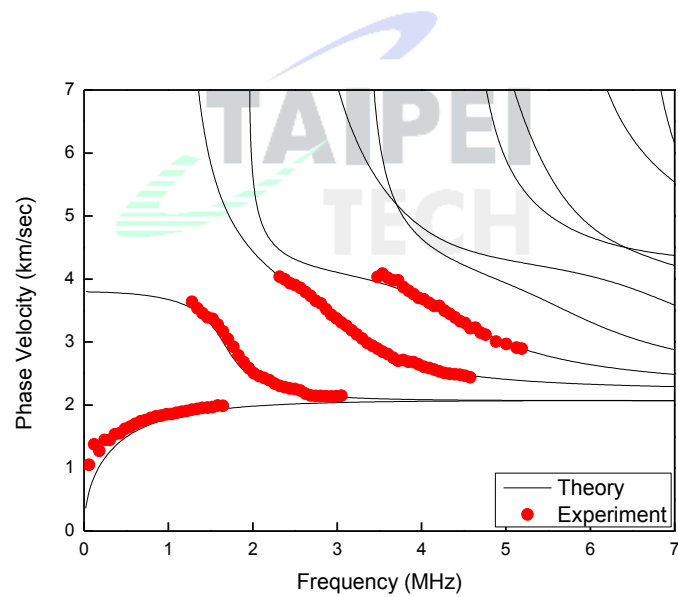


圖 5-3 黃銅薄板與理論之波速-頻率的關係曲線圖

利用實驗所得之頻散關係曲線圖帶入演算法中進行材料參數的反算，並將反算出來的黃銅材料參數與文獻作比對後確認反算機制之可使用性。黃銅反算結果如下表所示。

	彈性係數(GPa)	普松比
文獻	82-117 GPa	0.28-0.375
反算測試 1	111.5	0.316
反算測試 2	111.5	0.316
反算測試 3	111.3	0.312
反算測試 4	111.2	0.313
反算測試 5	111.1	0.311

表 5-1 黃銅試片反算測試結果

## 5.2 超音波顯微鏡實驗測試

利用超音波顯微鏡之超音波探頭針對不鏽鋼薄片激發超音波訊號進行實驗，目的是為了確認實驗架設之正確性。實驗架設如前章節所示，以顯微鏡探頭作為訊號激發與接收端，顯微鏡探頭會激發兩種不同傳導路徑之傳導波，一個是垂直入射經由試片表面直接反射波，另一個主要回波則是經由表面波臨界角入射至試片之分量，在試片表面激發表面波再由反射臨界角傳回至探頭中，如圖 5-4 顯微鏡探頭聚焦點激發訊號示意圖，其訊號圖如圖 5-5 顯微鏡探頭聚焦點訊號圖。

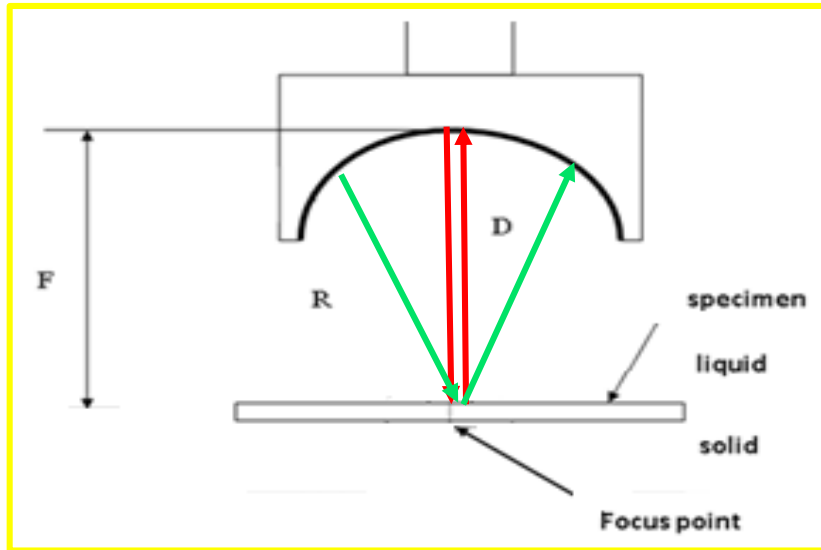


圖 5-4 顯微鏡探頭聚焦點激發訊號示意圖

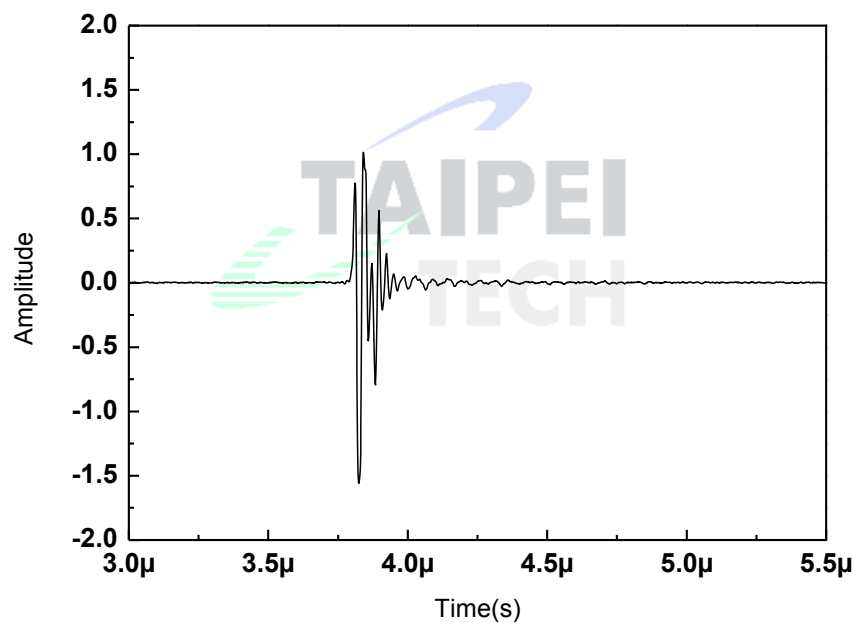


圖 5-5 顯微鏡探頭聚焦點訊號圖

配合步進馬達每間隔為 5  $\mu\text{m}$  對不銹鋼薄板進行 z 軸的線性掃描其檢測距離為 3.5 mm，因此馬達設定為 700 步，當探頭隨著 z 軸離焦距離的增加，兩個回波的時間間隔也成比例增加，其圖 5-6 為顯微鏡探頭離焦激發訊號示意圖，其訊號圖如圖 5-7 顯微鏡探頭離焦點訊號圖。

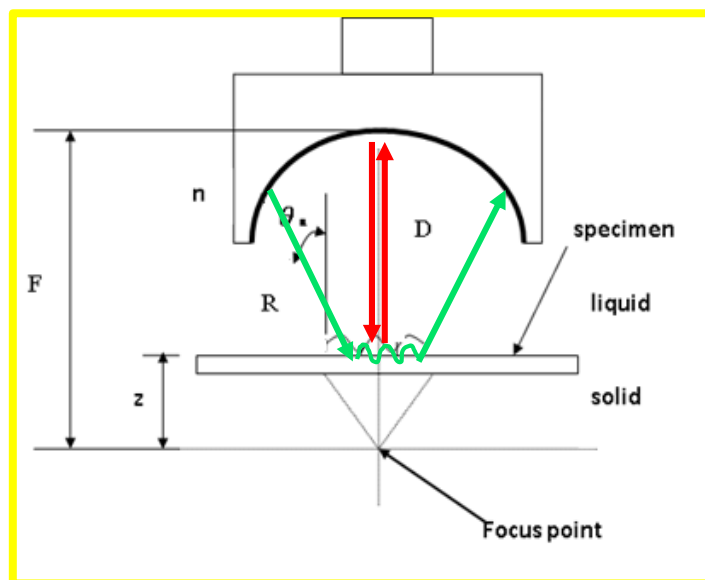


圖 5-6 顯微鏡探頭離焦點激發訊號示意圖

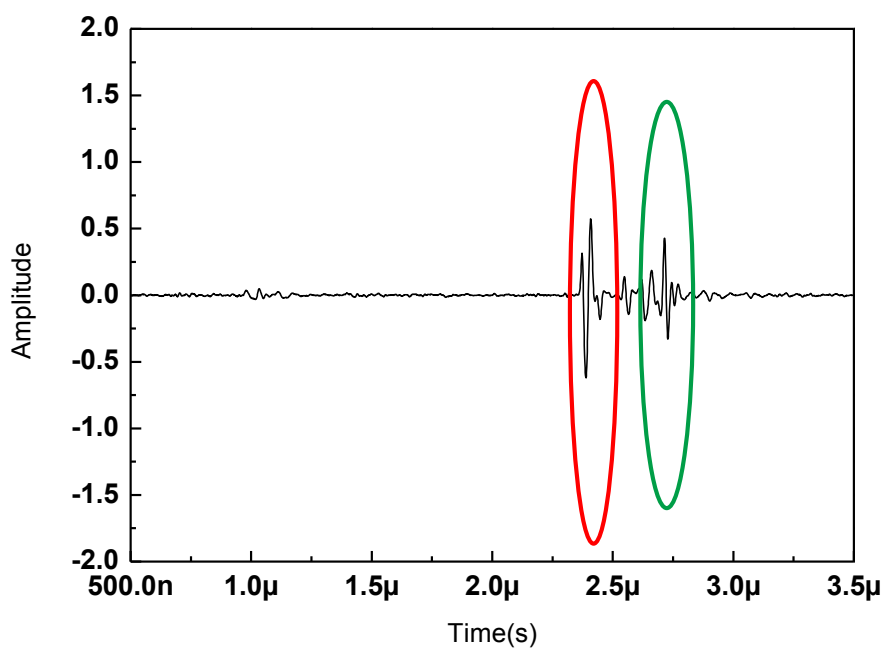


圖 5-7 顯微鏡探頭離焦點訊號圖

經由 Z 軸線性掃描將單點時域訊號堆疊成 B 掃描之時間與空間訊號強度圖，並擷取 X 軸時間區間之訊號，如圖 5-8 Z 軸掃描之訊號堆疊與擷取圖。

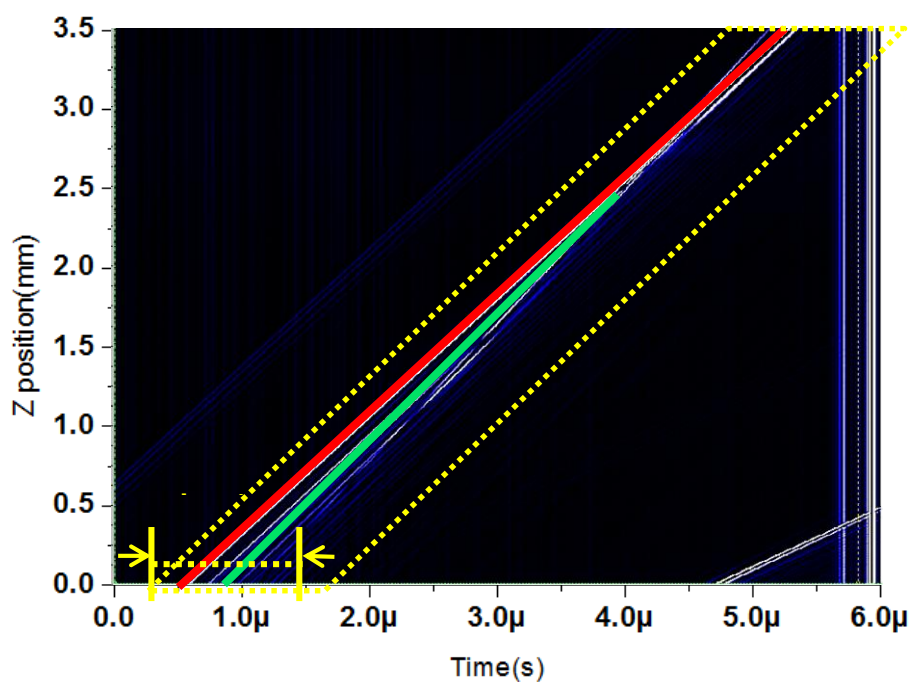


圖 5-8 Z 軸掃描之訊號堆疊與擷取圖

並利用時移法，將直接反射波的訊號轉置為與 X 軸成直角之訊號，如圖 5-9 直接反射波之時移轉置圖。

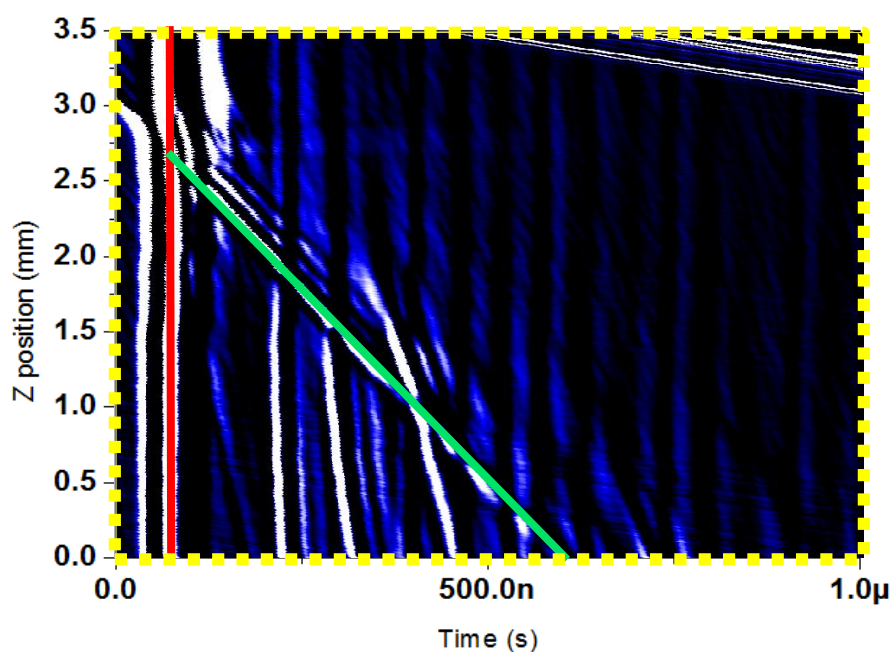


圖 5-9 直接反射波之時移轉置圖

將直接表面波所得之訊號轉正後，可得與洩漏表面訊號所夾之角度，計算斜線之斜率，在由前章節所得之表面波公式，即可計算求得試片之表面波速。

$$V_R = \left[ \frac{1}{V_w \left( \frac{\Delta z}{\Delta t} \right)} - \frac{1}{4} \frac{1}{\left( \frac{\Delta z}{\Delta t} \right)^2} \right]^{-\frac{1}{2}}$$

當中  $\theta_n$ 、 $V_w$  是常數。在時域圖形的測量法中縱軸代表離焦距離，橫軸則為時間。可得到斜率關係，其比值是材料試片表面波波速的函數， $\Delta z$  離焦距離變化量， $\Delta t$  時間間隔，利用常見材料不銹鋼試片進行測試實驗，其結果如表 5-2 不銹鋼試片之表面波速量測與比較。

測試試片	文獻之表面波速(m/s)	量測之表面波速(m/s)
不銹鋼試片	2900	2869

表 5-2 不銹鋼試片之表面波速量測與比較



## 5.3 人體牙齒試片之實驗結果

利用前章節所述之人類牙齒試片進行雷射超音波實驗與超音波顯微鏡實驗，其結果如下：

### 5.3.1 牙齒-雷射超音波實驗

本實驗針對女性 26 歲與男性 45 歲之牙齒，經由雷射激發能量與干涉儀接收訊號所得之單點時域訊號，如圖 5-10 F26 人體牙齒之時域訊號圖與圖 5-11 M45 人體牙齒之時域訊號圖。

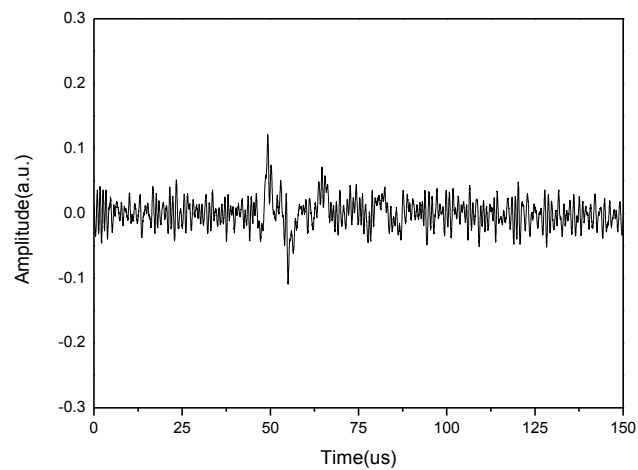


圖 5-10 F26 人體牙齒之時域訊號圖

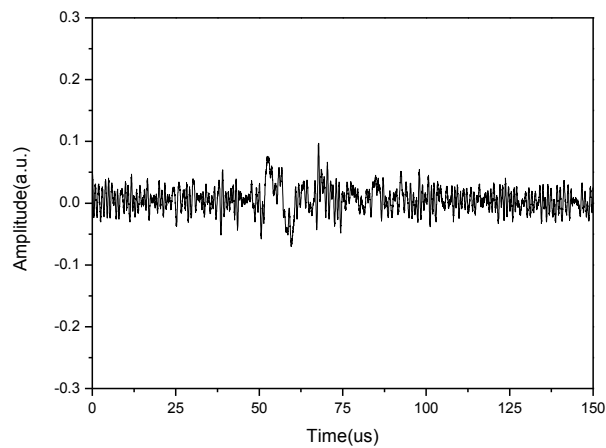


圖 5-11 M45 人體牙齒之時域訊號圖

對牙齒試片做線性且等間距的掃描，結合所有訊號接收位置的時域波形訊號後，便可以得到包含時間與空間訊息的 B 掃描訊號灰階圖(B-Scan image)，如圖 5-12 牙齒試片之時間與空間訊號灰階圖。

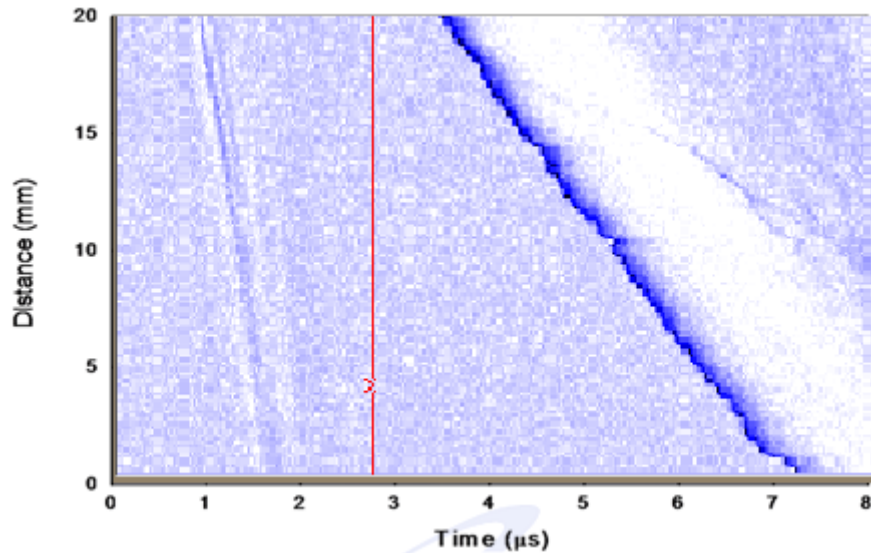


圖 5-12 牙齒試片之時間與空間訊號灰階圖

利用二維快速傅立葉轉換(2D-FFT)將掃描影像圖轉換成頻率-波速(c-f)之關係圖，如圖 5-13 牙齒試片之實驗頻散曲線圖。

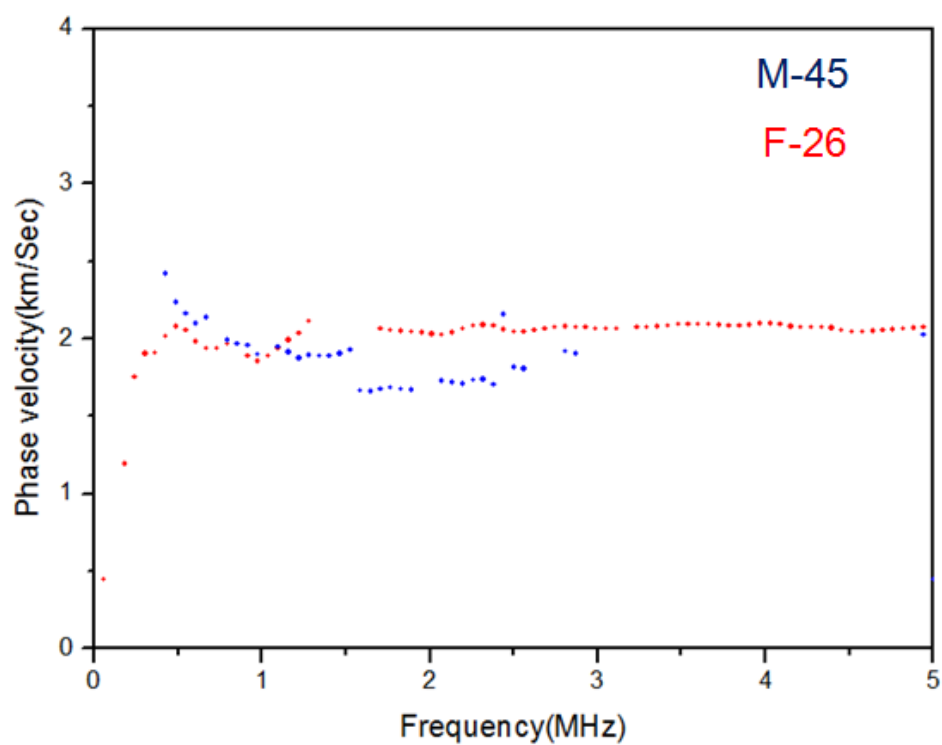


圖 5-13 牙齒試片之實驗頻散曲線圖

接著將牙齒試片的實驗頻散曲線圖代入反算系統中進行反算，針對不同試片分別作 5 次反算，反算所得之彈性係數值如表 5-3 所示。

試片編號	F26	M45
	彈性係數(MPa)	
文獻	18000-25000MPa	
反算測試 1	19934	19688
反算測試 2	19579	19489
反算測試 3	19210	19693
反算測試 4	20245	19661
平均值	19742	19632

表 5-3 牙體試片反算結果

### 5.3.2 牙齒-超音波顯微鏡實驗

本實驗針對女性 26 歲與女性 40 歲之牙齒的琺瑯值與象牙質進行量測，經由顯微鏡探頭激發與接收，在經由時移轉置訊號處理，並代入表面波方程式中計算出其表面波速，F26 琺瑯值表面波速為 3108 m/s，結果如圖 5-14 F26 人體牙齒琺瑯值之時移轉置訊號圖；F26 象牙值表面波速為 2259 m/s，結果如圖 5-15 F26 人體牙齒象牙值之時移轉置訊號圖；F40 琺瑯值表面波速為 3079 m/s，結果如圖 5-16 F40 人體牙齒琺瑯值之時移轉置訊號圖；F40 象牙值表面波速為 2135m/s，結果如圖 5-17 F40 人體牙齒象牙值之時移轉置訊號圖。

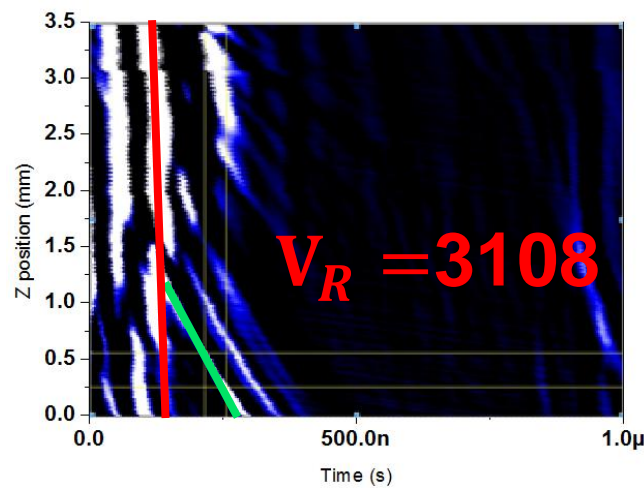


圖 5-14 F26 人體牙齒琺瑯值之時移轉置訊號圖

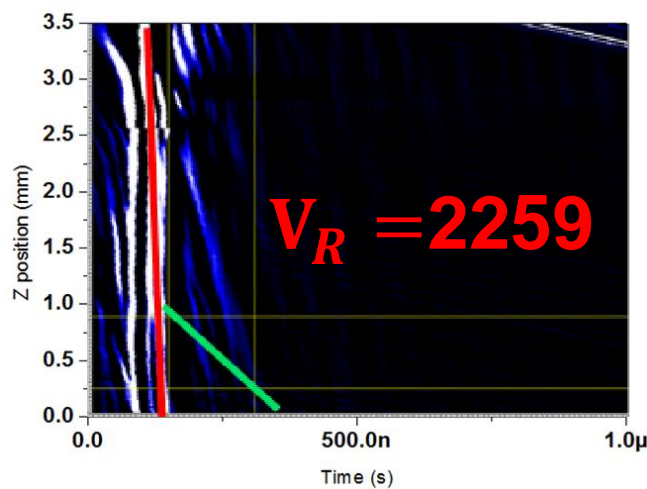


圖 5-15 F26 人體牙齒象牙值之時移轉置訊號圖

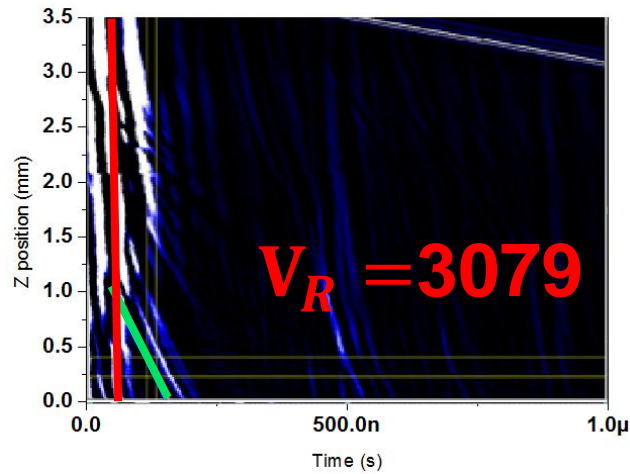


圖 5-16 F40 人體牙齒琺瑯值之時移轉置訊號圖

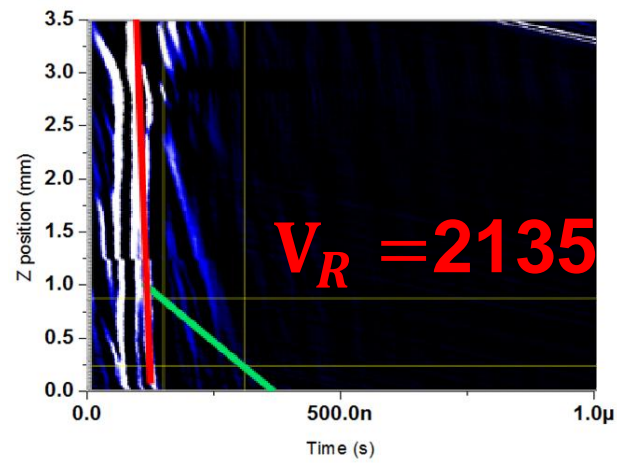


圖 5-17 F40 人體牙齒象牙值之時移轉置訊號圖

由結果可以得知人體牙齒琺瑯值的表面波速遠大於人體牙齒象牙質的表面波速，而由 F26 與 F40 的象牙值波速進行比較，其結果顯示人的牙齒會隨著年齡的增加而表面波速會下降，也代表著牙齒的機械性質下降。

## 5.4 人工義齒試片之實驗結果

利用前章節所述之人工義齒試片進行超音波顯微鏡實驗並與人類牙齒進行比較，其結果如下：

### 5.4.1 人工義齒-超音波顯微鏡實驗

本實驗針對常用於人工義齒之鎳鉻合金內襯、陶瓷材料象牙值與琺瑯值進行量測，經由顯微鏡探頭激發與接收，在經由時移轉置訊號處理，並代入表面波方程式中計算出其表面波速，鎳鉻合金內襯之表面波速為 2903 m/s，結果如圖 5-18 鎳鉻合金試片之時移轉置訊號圖；陶瓷象牙值表面波速為 3094 m/s，結果如圖 5-19 陶瓷象牙值之時移轉置訊號圖；陶瓷琺瑯值表面波速為 3188 m/s，結果如圖 5-20 陶瓷琺瑯值之時移轉置訊號圖；陶瓷雙層材料之表面波速為 3222m/s，結果如圖 5-21 陶瓷雙層材料之時移轉置訊號圖。

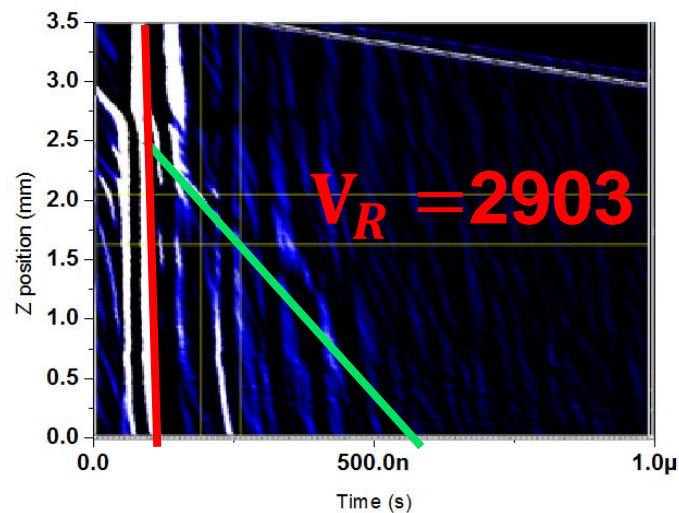


圖 5-18 鎳鉻合金試片之時移轉置訊號圖

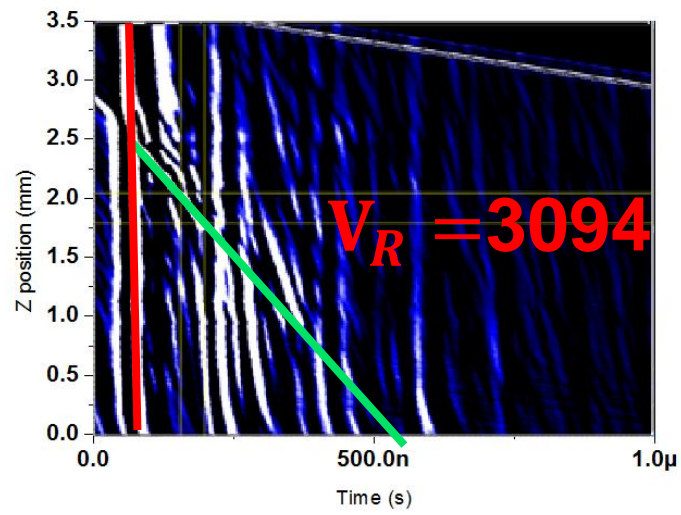


圖 5-19 陶瓷象牙值之時移轉置訊號圖

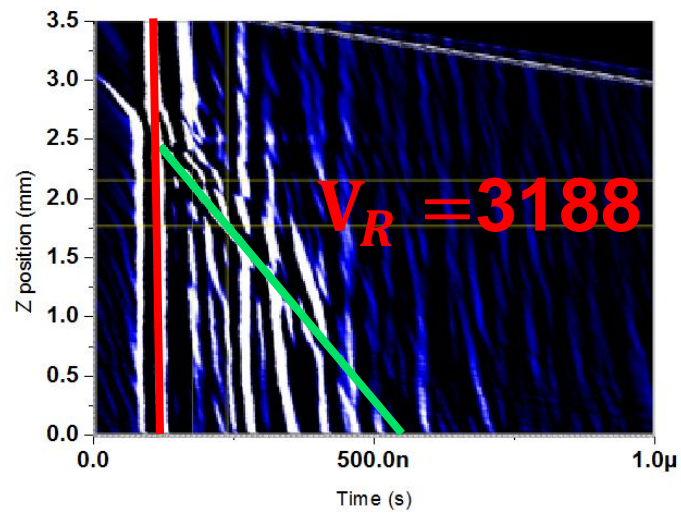


圖 5-20 陶瓷琺瑯值之時移轉置訊號圖

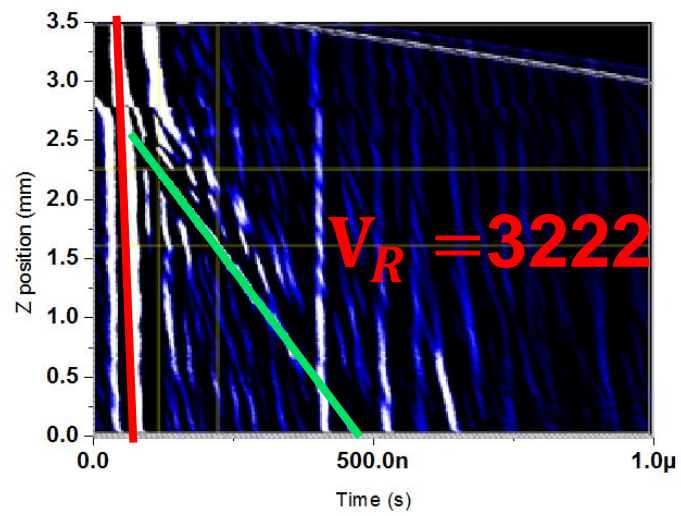


圖 5-21 陶瓷雙層材料之時移轉置訊號圖



### 5.4.2 人工義齒與牙齒之表面波速比較

將所得到人工義齒之實驗結果與人體牙齒進行比較，如表 5-4 人工義齒與人體牙齒之表面波速比較，由結果中可以發現，其人工義齒象牙質的表面波速遠大於人體牙齒的表面波速，而人工義齒琺瑯質的波速則與人體牙齒的波速相近。雖然人工義齒象牙質較硬，但不影響口腔咀嚼時緩衝的咬合力，其力量會由植牙的植入體螺絲進行緩衝，而由結果也可以得知人工義齒琺瑯質的硬度與人體牙齒相當，因此在咀嚼時不會去傷到我們原本牙齒的琺瑯質。

m/s	牙齒		人工義齒
	F26	F40	
象牙質	2259	2135	3094
琺瑯值	3108	3079	3188

表 5-4 人工義齒與人體牙齒之表面波速比較



## 5.5 3D 列印人工義齒試片之實驗結果

利用前章節所述之 3D 列印人工義齒試片進行雷射超音波實驗、超音波顯微鏡實驗、破壞性三點抗彎實驗與超音波 C 掃描，其結果分別如下：

### 5.5.1 3D 列印人工義齒試片-雷射超音波實驗

本實驗針對 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  與  $\text{ZrO}_2_0.5$ ，經由雷射激發能量與干涉儀接收訊號所得之單點時域訊號，如圖 5-22 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  之時域訊號圖與圖 5-23 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_0.5$  之時域訊號圖。

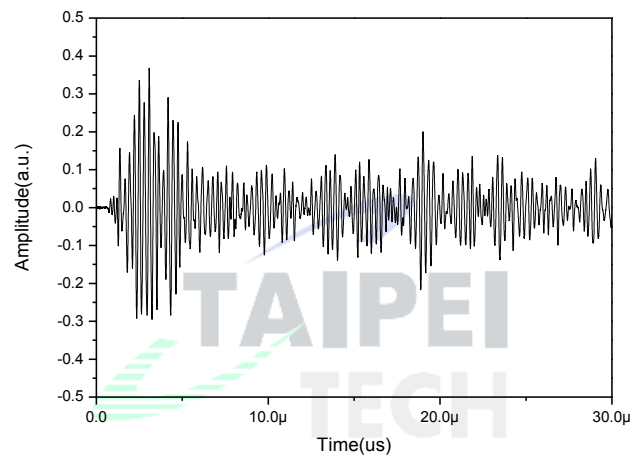


圖 5-22 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  之時域訊號圖

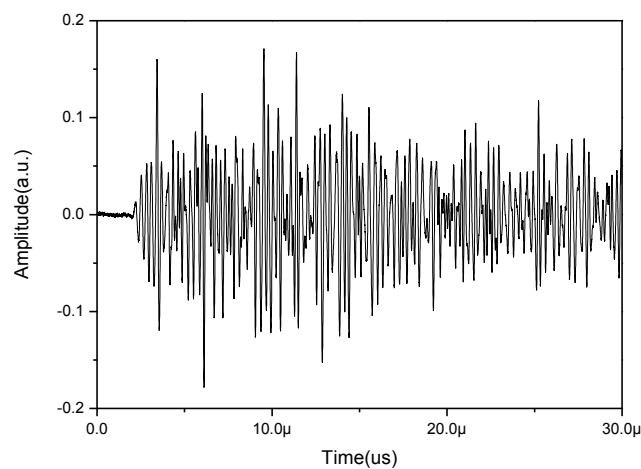


圖 5-23 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_0.5$  之時域訊號圖

對牙齒試片做線性且等間距的掃描後，利用二維快速傅立葉轉換(2D-FFT)將掃描影像圖轉換成頻率-波速(c-f)之關係圖，如圖 5-24 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  之實驗頻散曲線圖與圖 5-25 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_0.5$  之實驗頻散曲線圖。

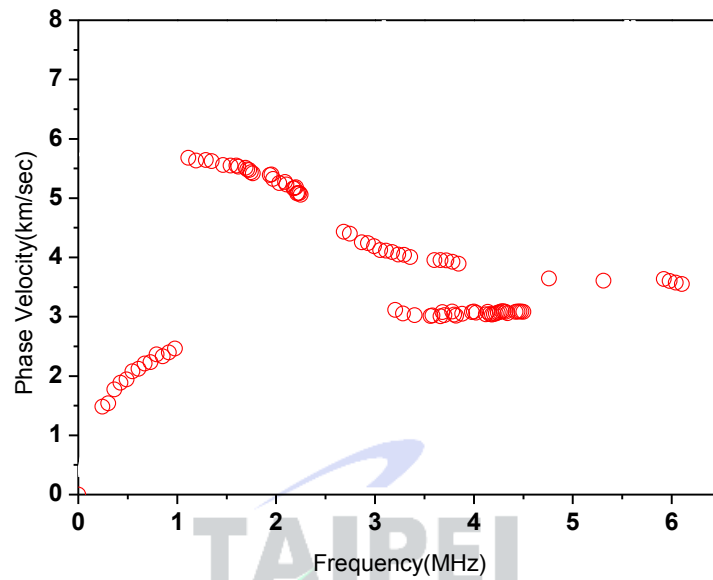


圖 5-24 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  之實驗頻散曲線圖

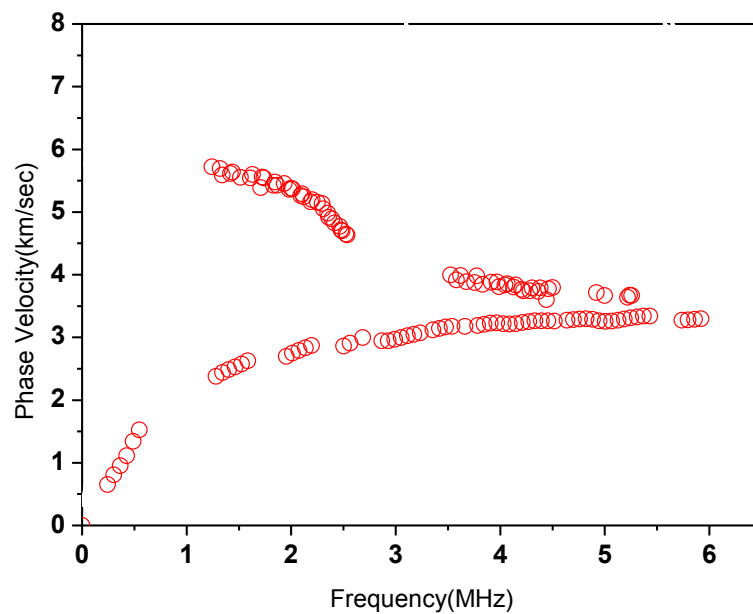


圖 5-25 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_0.5$  之實驗頻散曲線圖

接著將 3D 列印人工義齒試片的實驗頻散曲線圖代入反算系統中進行反算，針對不同試片分別作 5 次反算，反算所得之彈性係數值如表 5-5 3D 列印人工義齒試片 ZrO<sub>2</sub>\_1 之反算結果與表 5-6 3D 列印人工義齒試片 ZrO<sub>2</sub>\_0.5 之反算結果所示。

ZrO <sub>2</sub> _1(厚度 1mm)	彈性係數(GPa)	普松比
反算 1	179.27	0.31
反算 2	176.69	0.29
反算 3	179.61	0.31
反算 4	178.12	0.30
反算 5	179.06	0.31
平均值	178.55	0.30
ZrO <sub>2</sub> 塊材文獻	210.00	0.30

表 5-5 3D 列印人工義齒試片 ZrO<sub>2</sub>\_1 之反算結果

ZrO <sub>2</sub> _0.5(厚度 0.5mm)	彈性係數(GPa)	普松比
反算 1	183.31	0.30
反算 2	185.44	0.30
反算 3	182.81	0.30
反算 4	181.11	0.30
反算 5	181.36	0.30
平均值	182.81	0.30
ZrO <sub>2</sub> 塊材文獻	210.00	0.30

表 5-6 3D 列印人工義齒試片 ZrO<sub>2</sub>\_0.5 之反算結果

### 5.5.2 3D 列印人工義齒試片-超音波顯微鏡實驗

本實驗針對陶瓷氧化鋁塊材與 3D 列印人工義齒氧化鋁試片進行量測，經由顯微鏡探頭激發與接收，在經由時移轉置訊號處理，並代入表面波方程式中計算出其表面波速，陶瓷氧化鋁塊材之表面波速為 3392 m/s，結果如圖 5-26 陶瓷氧化鋁塊材之時移轉置訊號圖；3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  的表面波速為 3218 m/s，結果如圖 5-27 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  之時移轉置訊號圖；3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_{0.5}$  的表面波速為 3326 m/s，結果如圖 5-28 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_{0.5}$  之時移轉置訊號圖。

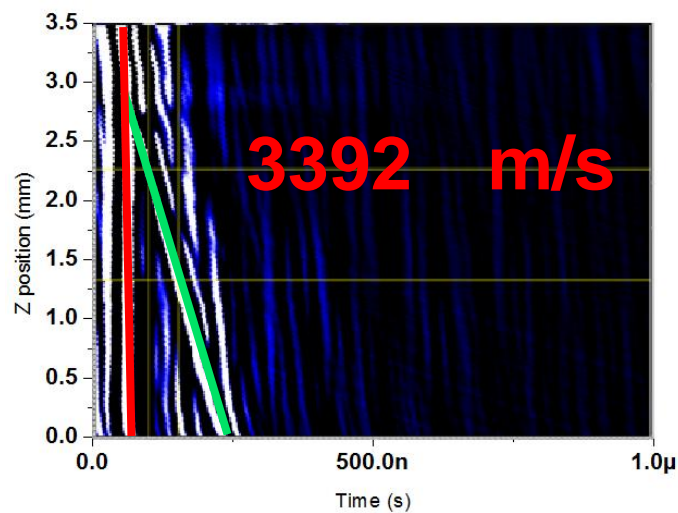


圖 5-26 陶瓷氧化鋁塊材之時移轉置訊號圖

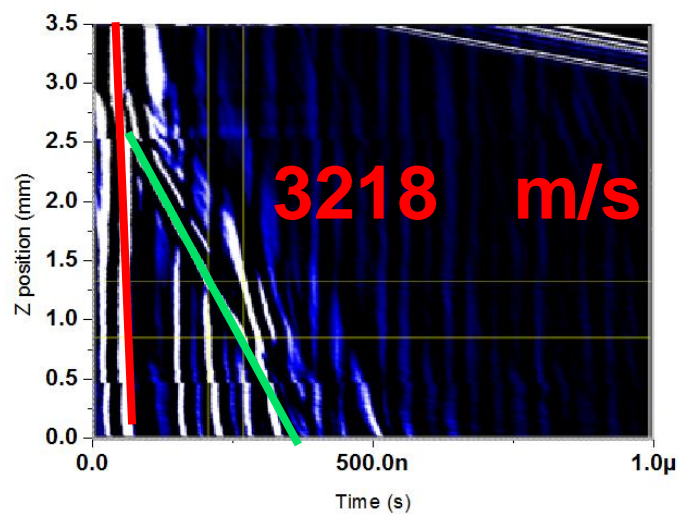


圖 5-27 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_1$  之時移轉置訊號圖

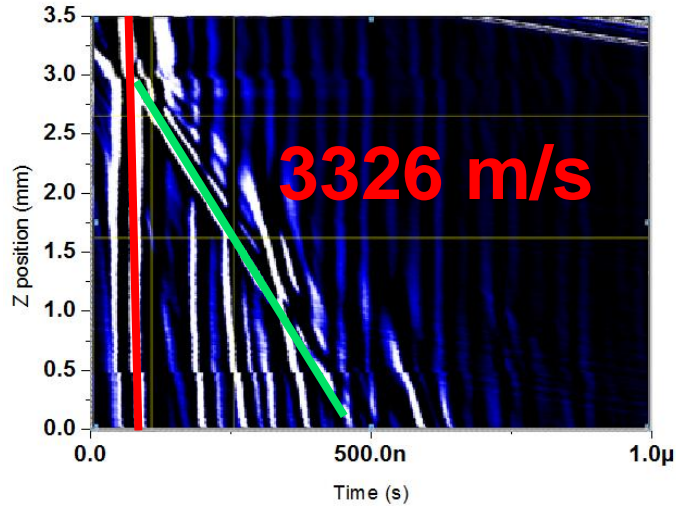


圖 5-28 3D 列印人工義齒試片  $\text{ZrO}_2_{0.5}$  之時移轉置訊號圖

接著利用雷射超音波技術搭配反算程式所得之普松比，與超音波顯微鏡實驗所得之表面波速，並透過阿基米德原理量測試片之密度，經由超音波原理公式-表面波速與橫波波速之關係式，求得 3D 列印人工義齒試片之材料參數，如公式(5-5-1)。

$$\frac{C_R}{C_t} = \frac{0.87 + 1.12\nu}{1 + \nu}$$

公式(5-5-1)

而橫波波速之原理公式，如公式(5-5-2)。

$$C_t = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

公式(5-5-2)

而公式中， $\mu$ 與 $E$ 關係式為 $\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$ ，因此我們就可以利用上述之公式，求得積層製造之陶瓷氧化鋁實驗試片與氧化鋁塊材的彈性係數結果，如表 5-7。

試片編號	彈性係數(GPa)
塊材 $\text{ZrO}_2$	210.29
$\text{ZrO}_2_{1.0}$	189.27
$\text{ZrO}_2_{0.5}$	202.19

表 5-7 3D 列印人工義齒試片之彈性係數結果

### 5.5.3 3D 列印人工義齒試片-三點抗彎強度實驗

依據ASTM編號C1161之規範製作標準試片，為了獲得正確的量測結果，於檢測抗彎強度前，將燒結前與燒結後之試片定義其翹曲程度，如圖5-29為示意圖及實際量測圖，首先將試片頂面及左側面和右側面，由A、B、C三個面分別定義試片有效測量範圍，因試片兩端可能有誤差或者圓角，所以選擇試片長度之5/6的區域形容翹曲程度，即可量測其最高與最低點之翹曲值。表5-8為生坯量測結果，其量測長度範圍為28 mm，表5-9為燒結後之量測結果，其量測長度範圍為21 mm，可觀察到生坯及燒結後試片其翹曲程度皆低於0.1 mm以下，顯示無加壓燒結下也可將試片控制精準，於後續測量三點抗彎較為準確。

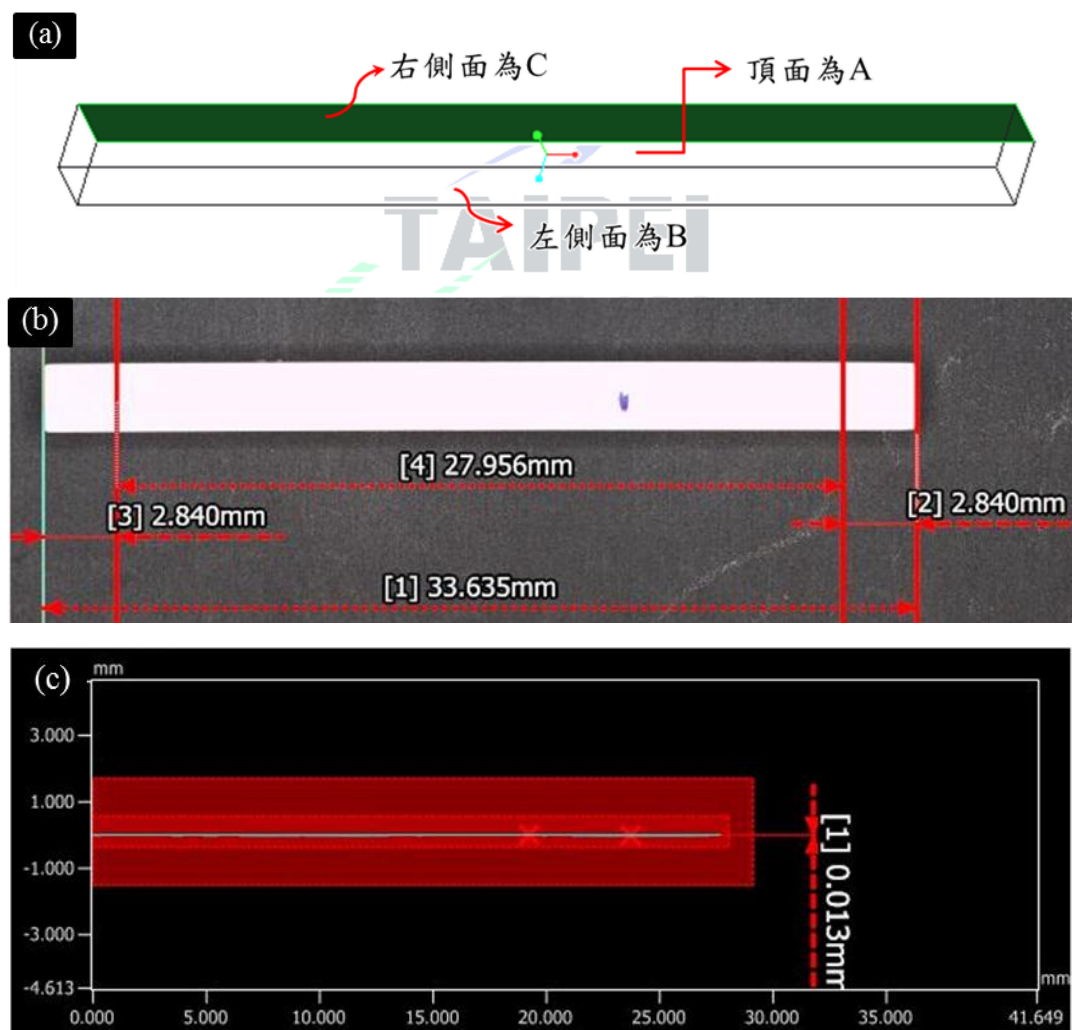


圖5-29 (a)標註試片 (b)定義試片之量測範圍 (c)量測翹曲值

	A	B	C
試片 1	13 $\mu\text{m}$	40 $\mu\text{m}$	50 $\mu\text{m}$
試片 2	11 $\mu\text{m}$	31 $\mu\text{m}$	48 $\mu\text{m}$
試片 3	56 $\mu\text{m}$	28 $\mu\text{m}$	53 $\mu\text{m}$
試片 4	36 $\mu\text{m}$	25 $\mu\text{m}$	47 $\mu\text{m}$
試片 5	41 $\mu\text{m}$	61 $\mu\text{m}$	65 $\mu\text{m}$
試片 6	65 $\mu\text{m}$	83 $\mu\text{m}$	87 $\mu\text{m}$
平均值	37 $\pm$ 30 $\mu\text{m}$	45 $\pm$ 40 $\mu\text{m}$	58 $\pm$ 30 $\mu\text{m}$

表5-8 生坯翹曲程度之量測結果

	A	B	C
試片 1	15 $\mu\text{m}$	21 $\mu\text{m}$	21 $\mu\text{m}$
試片 2	120 $\mu\text{m}$	17 $\mu\text{m}$	22 $\mu\text{m}$
試片 3	36 $\mu\text{m}$	21 $\mu\text{m}$	44 $\mu\text{m}$
試片 4	35 $\mu\text{m}$	41 $\mu\text{m}$	24 $\mu\text{m}$
試片 5	30 $\mu\text{m}$	28 $\mu\text{m}$	45 $\mu\text{m}$
試片 6	18 $\mu\text{m}$	58 $\mu\text{m}$	69 $\mu\text{m}$
平均值	42 $\pm$ 80 $\mu\text{m}$	31 $\pm$ 30 $\mu\text{m}$	38 $\pm$ 31 $\mu\text{m}$

表5-9 燒結後翹曲程度之量測結果

表5-10為氧化鋯生坯試片燒結後三點抗彎強度與楊氏係數量測結果之數據，其三點抗彎最高為809.59 MPa，平均約為731.11 MPa，且誤差可控制在 $\pm 80$  MPa以內，與先期研究相比較其平均強度值也有提升。圖5-30為氧化鋯燒結後進行三點抗彎之應力與應變關係曲線圖，可觀察初始應力增加趨於緩慢，但應變卻一直

增加，直到某一臨界值後應力迅速上升至材料斷裂，其原因為氧化鋁陶瓷材料在破壞之前會產生相變化的韌化機制而達到韌性提升，韌性是指材料在斷裂之前所吸收多少能量的能力，而一般傳統陶瓷材料在破壞前僅能吸收極少的能量，應力-應變之間在應力達到材料的斷裂強度前仍保持著良好的線性關係，韌性非常低。然而氧化鋁材料在應力-應變關係中，並非如同一般陶瓷材料所呈現出的線性關係，其在負載初期的表現為線彈性，微裂痕開始形成，但微裂痕的形成將導致相變化引起體積膨脹，使得材料應變量增大，這時應力-應變曲線出現非線性特徵，而當應變量增大至某一程度之後，由於所有微裂痕累積產生崩裂，材料的應力-應變關係才表現出一般陶瓷材料的線性關係，直至材料斷裂為止。

抗彎強度（Flexural Strength）計算公式如下述所提之公式所示。

$$S = \frac{3PL}{2bh^2}$$

而楊氏係數(Young's modulus)計算公式如下述所提之公式所示。

$$\sigma = \frac{My}{I} \text{ and } \delta = \frac{PL^3}{48EI}$$

由上述公式即可得知：

$$E = \frac{PL^3}{48\delta I} \text{ and } I = \frac{bh^3}{12}$$

P: 最大負載荷重      L: 跨距      b: 試片寬度      h: 試片厚度       $\delta$ : 伸長量



	長(mm)	寬(mm)	厚(mm)	荷重(kgf)	伸長量(mm)	抗彎強度(MPa)	楊氏係數(GPa)
試片 1	24.12	1.96	1.09	7.579	0.330	957.25	177.42
試片 2	24.13	1.89	1.10	6.083	0.245	782.33	193.53
試片 3	24.15	1.93	1.11	7.165	0.285	886.20	186.76
試片 4	23.99	2.00	1.10	5.356	0.235	650.95	167.88
試片 5	24.07	2.00	1.14	5.714	0.240	646.58	157.55
平均值						784.66	176.63

表 5-10 氧化鋅試片燒結後三點抗彎強度與楊氏係數

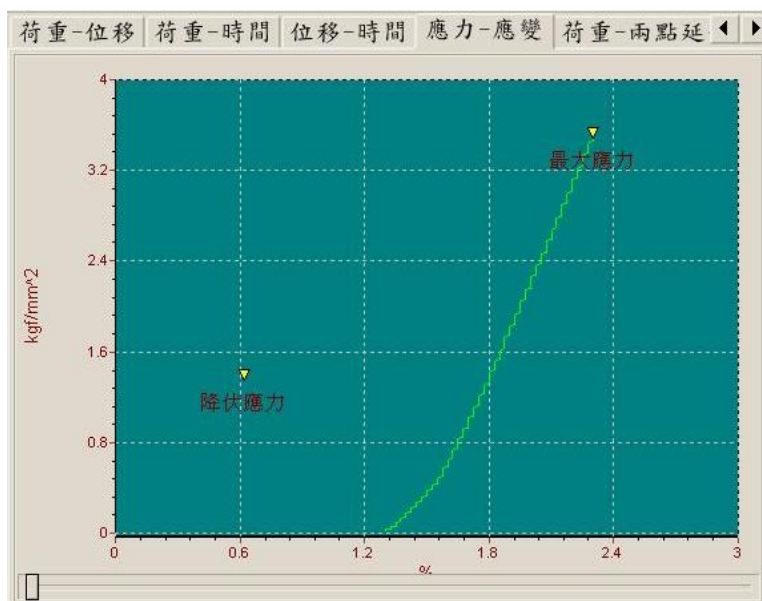


圖 5-30 氧化鋅燒結後試片應力－應變曲線

### 5.5.4 3D 列印人工義齒試片-實驗比較

實驗結果不論是三點抗彎試驗或是使用雷射超音波實驗所得到的定量材料參數，實驗結果皆為試片整體厚度均質結構所得之材料參數。並比較三點抗彎實驗與雷射超音波實驗所得到的材料參數，其誤差百分比計算公式如下，結果如表 5-11。

$$\text{Error \%} = \frac{|LUT - 3P \text{ Bending Test}|}{3P \text{ Bending Test}} \times 100\%$$

實驗方法	實驗試片	彈性係數(GPa)	誤差百分比(%)
三點抗彎實驗	平均值	176.55	1.09 % 3.49 %
雷射超音波實驗	ZrO <sub>2</sub> _1	178.55	
	ZrO <sub>2</sub> _0.5	182.81	

表 5-11 三點抗彎實驗與雷射超音波實驗之材料性質比較

而超音波顯微鏡所求得之材料參數，如前章節所示，其材料性質為試片表層之材料參數，並比較三點抗彎試驗與超音波顯微鏡實驗所得之材料參數，其誤差百分比計算公式如下，結果如表 5-12。

$$\text{Error \%} = \frac{|AM - 3P \text{ Bending Test}|}{3P \text{ Bending Test}} \times 100\%$$

實驗方法	實驗試片	彈性係數(GPa)	誤差百分比(%)
三點抗彎實驗	平均值	176.55	7.16 % 14.47 %
超音波顯微鏡實驗	ZrO <sub>2</sub> _1	189.27	
	ZrO <sub>2</sub> _0.5	202.19	

表 5-12 三點抗彎實驗與超音波顯微鏡實驗之材料性質比較

### 5.5.5 3D 列印人工義齒試片-超音波 C 掃描實驗

超音波 C 掃描技術是非破壞性檢測(Nondestructive Testing, NDT)中相當廣泛應用的一項技術。本實驗先以拾元硬幣進行實驗，目的是為了確認實驗架設與程式系統之正確性，實驗架設如前章節圖所示。再針對不同缺陷試片進行超音波 C 掃描。以聚焦超音波探頭為訊號激發與接收端，配合步進馬達進行平面掃描，其掃描頻率為 250MHz，橫向與縱向掃描範圍皆為 36mm，而掃描之步距為 10 $\mu$ m，如圖 5-31 為拾元硬幣之掃描結果。



圖 5-31 拾元硬幣掃描結果圖

接著針對 3D 列印人工義齒缺陷試片 ZrO<sub>2</sub>-defect\_1 進行缺陷平面掃描，以確定超音波 C 掃描系統可在 3D 列印試片上進行檢測，其掃描頻率 250MHz，橫向與縱向掃描範圍皆為 15mm，而掃描之步距為 10 $\mu$ m，如圖 5-32 為 3D 列印人工義齒缺陷試片 ZrO<sub>2</sub>-defect\_1 之掃描結果，試片之長寬為 12mm 之正方形，厚度為 1mm，缺陷寬度為 1mm。

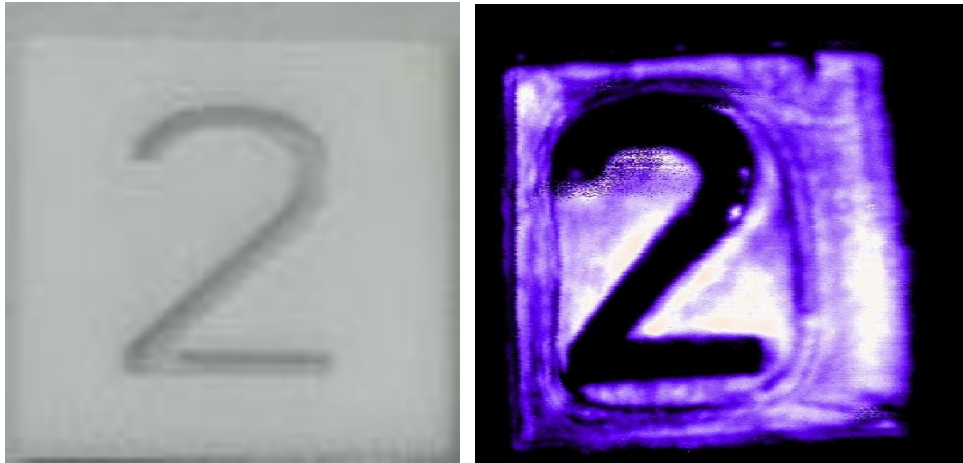


圖 5-32 3D 列印人工義齒缺陷試片  $\text{ZrO}_2\text{-defect}_1$  之掃描結果

接著針對 3D 列印人工義齒缺陷試片  $\text{ZrO}_2\text{-defect}_2$  進行缺陷平面掃描，其規格與試片背面掃描方式如圖 5-33 3D 列印人工義齒缺陷試片  $\text{ZrO}_2\text{-defect}_1$  之規格與掃描方式，試片之長寬為 15mm 之正方形，厚度為 1.5mm，缺陷寬度為 2mm、1mm、0.8mm、0.5mm 與 0.2mm，其結果如圖 5-34 3D 列印人工義齒缺陷試片  $\text{ZrO}_2\text{-defect}_2$  之掃描結果。

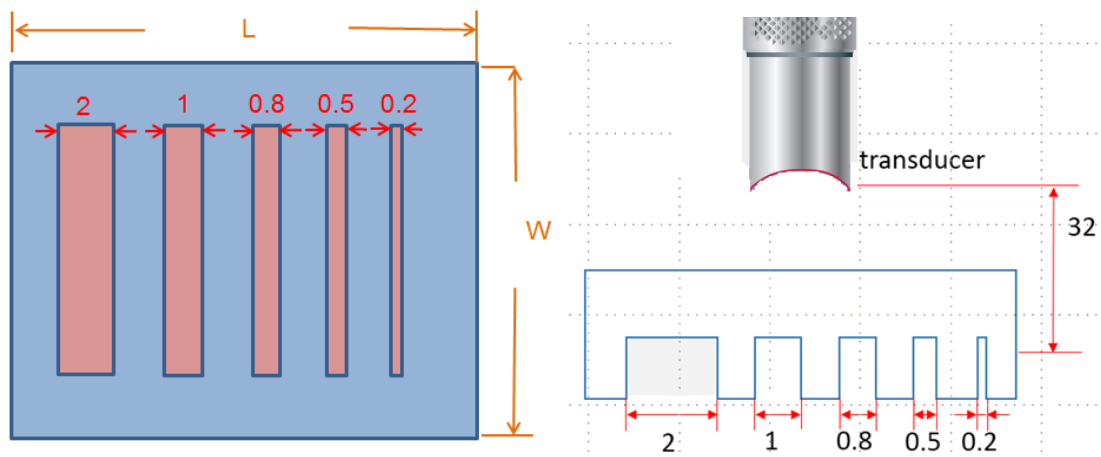


圖 5-33 3D 列印人工義齒缺陷試片  $\text{ZrO}_2\text{-defect}_2$  之規格與掃描方式

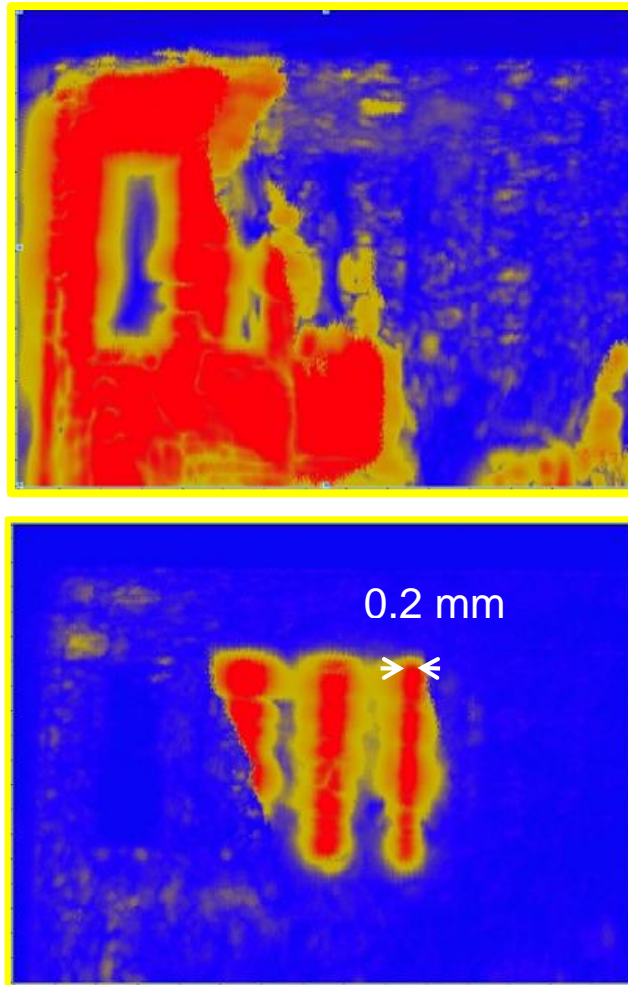


圖 5-34 3D 列印人工義齒缺陷試片  $\text{ZrO}_2$ \_defect\_2 之掃描結果

掃描方式為利用超音波探頭針對試片之背面進行掃描，以模擬內缺陷之量測，缺陷量測結果最小可量測到 0.2mm，因為 0.2mm 為目前製程上可製作之最小缺陷。結果圖中為兩組不同聚焦深度之結果，因為試片燒結過後產生彎曲現象，如圖 5-35 3D 列印人工義齒缺陷試片燒結彎曲圖。



圖 5-35 3D 列印人工義齒缺陷試片燒結彎曲圖

## 第六章 結論

本研究結合雷射超音波技術、超音波顯微鏡技術、超音波導波理論與反算技術，成功探討出牙齒、陶瓷義齒與積層製造義齒材料中的材料性質與聲學參數，並比對破壞性-三點抗彎實驗，其量測結果皆有相當高的準確性。另外，也透過超音波 C 掃描實驗，針對 3D 列印之人工義齒材料試片進行缺陷檢測，以確立積層製造義齒試片的表面形貌與缺陷特徵。綜合以上研究成功的歸納出以下結論：

1. 利用雷射超音波實驗搭配反算程式與超音波顯微鏡技術，成功探討出牙齒、人工義齒與 3D 列印之人工義齒試片中的聲學參數與材料參數。
2. 超音波顯微鏡經由超音波的反射或穿透等的作用，求出材料的洩漏表面波速，發現人工義齒象牙質的表面波波速遠高於真實牙齒象牙質之表面波波速。
3. 雷射超音波與超音波顯微鏡檢測技術，可以取代傳統之破壞性三點抗彎實驗，由實驗結果可以得知雷射超音波搭配反算程式與三點抗彎實驗間的彈性係數差異值小於 5%，而超音波顯微鏡技術與三點抗彎實驗間的彈性係數差異值小於 15%，其超音波顯微鏡誤差較大的原因為超音波顯微鏡技術所得到的結果是反映試片較表層的材料參數，而雷射超音波實驗與三點抗彎實驗所得之結果為試片整體的均質材料參數。
4. 3S 製程之 3D 列印人工義齒試片的緻密度可達到氧化鋁塊材的 99%，然而本研究量測 3D 列印人工義齒試片的彈性係數約為氧化鋁塊材的 85%，因此 3D 列印製程中除了結構緻密度外，還要考慮試片的材料性質。
5. 利用超音波掃描成像系統針對積層製造之義齒試片進行缺陷檢測，缺陷量測結果最小可量測到 0.2mm，因為 0.2mm 為目前製程上可製作之最小缺陷。



## 參考文獻

- [1] J. H. Kinney , “Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin: the role of toughening mechanisms,” *National Institutes of Health, National Institute for Dental and Craniofacial Research, CA94720, USA, 2003*
- [2] H. Gawda , “In vitro examination of human teeth using ultrasound and X-ray diffraction,” *Acta of Bioengineering and Biomechanics Vol. 6, No. 1, 2004*
- [3] M. Culjat, “Ultrasound crack detection in a simulated human tooth,” *Dentomaxillofacial Radiology (2005) 34, 80–85*
- [4] Sleiman R. Ghorayeb, “Immersing Teeth in Ultrasound,” *Director of Industry Relations Department of Engineering. 2013*
- [5] L. Rayleigh, “On waves propagated along the plane surface of an elastic solid,” *Proceeding London Mathematical Society*, vol.17, 1885, pp. 4-11.
- [6] H. Lamb, “On the flexure of an elastic plate,” *Proceedings London Mathematical Society*, vol.21, 1889, pp. 70-91.
- [7] N.A. Haskell, “The dispersion of surface waves on multilayered media,” *Bulletin of the Seismological Society of America*, vol. 43, 1953, pp. 17-34.
- [8] R. D. Mindlin, “Waves and vibrations in isotropic, elastic plates,” *Pergamon Press*, 1960, pp.199-232.
- [9] J.P. Jones, “Wave propagation in a two-layered medium,” *Journal of Applied Mechanics*, vol. 31, 1964, pp. 213-222.
- [10] R. D. Mindlin, *An introduction to the mathematical theory of vibrations of elastic plates*, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2006.
- [11] D. C. Hurley, V. K. Tewary and A. J. Richards, “Thin-film elastic-property measurements with laser-ultrasonic SAW spectrometry,” *Thin Solid Films*, vol. 398-399, 2001, pp. 326-330.
- [12] C. M. Flannery, C. Murray, I. Streiter and S. E. Schulz, “Characterization of thin-film aerogel porosity and stiffness with laser-generated surface acoustic waves,” *Thin Solid Films*, vol. 388, 2001, pp. 1-4.
- [13] 黃敏峰，雷射超音波技術於化學汽相沈積鑽石薄膜材料參數之量測，博士論文，長庚大學，桃園縣， 2005。
- [14] 蔡坤義，雷射超音波技術於壓電材料特性之量測，博士論文，長庚大學，桃園縣， 2005。
- [15] 湯盛璋，固態氧化物燃料電池層狀結構之非破壞量測技術開發，博士論文，台北科技大學，台北市，2009。
- [16] J. Kushibiki and N. Chubachi, 1985 , “Material characterization by line-focus-beam acoustic microscope,” *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, Vol. SU-32.



- [17] D. Xiang N. Hsu and G. V. Blessing, 1996 “The design construction and applications of a large aperture lens-less line-focus PVDF transducer,” Ultrasonics, 34.
- [18] Che-Hua Yang, 1998 ,“Characterization of Piezoelectrics using Line-Focus-Beam Transducer,” Proceedings of the 15th National Conference on Mechanical Engineering The Chinese Society of Mechanical Engineers.
- [19] 柯馨蘋，1999，線聚焦式超聲波換能器之表面波量測與分析，成功大學碩士論文，臺灣，台南市。
- [20] 鄭勝文，2000，聚焦式超聲波換能器之藍姆波量測分析與應用，成功大學碩士論文，臺灣，台南市。
- [21] Yung-Chun Lee, 2001, “Measurements of dispersion curves of leaky Lamb waves using a lens-less line-focus transducer,” Ultrasonics39.
- [22] 賴昱安，結合雷射超音波與反算技術於多層圓管之材料參數量測，博士論文，長庚大學，桃園縣， 2007。
- [23] 黃國恩，以塑膠漿料為基材之快速原型系統開發，碩士論文，國立台北科技大學，2007。
- [24] 葉承鴻，以雷射超音波技術建立高溫材料性值量測平台及其應用，博士論文，國立台北科技大學，2012
- [25] 謝季軒，雷射超音波技術反算檢測骨板參數，碩士論文，國立台北科技大學，2013
- [26] 詹昭國，積層製造工件材料性質之探討，碩士論文，國立台北科技大學，2014