

國立成功大學  
醫學工程研究所

碩士論文

微壓電積層陶瓷電容陣列感測器於咬合力量測

**Pilot Evaluation of Multilayer Ceramic Capacitor  
Sensor Array in Bite Force Measurement**

研究生：劉子玄

指導教授：張志涵

林哲信

中華民國九十八年七月

# 博碩士論文授權書

(國科會科學技術資料中心版本 93.2.6)

本授權書所授權之論文為本人在 國立成功 大學(學院) 醫學工程 系所

生物力學 組 97 學年度第 2 學期取得 碩 士學位之論文。

論文名稱：微壓電積層陶瓷電容陣列感測器於咬合力量測

同意  不同意

本人具有著作財產權之論文全文資料，授予行政院國家科學委員會科學技術資料中心（或其改制後之機構）、國家圖書館及本人畢業學校圖書館，得不限地域、時間與次數以微縮、光碟或數位化等各種方式重製後散布發行或上載網路。

本論文為本人向經濟部智慧財產局申請專利(未申請者本條款請不予理會)的附件之一，申請文號為：\_\_\_\_\_，註明文號者請將全文資料延後半年再公開。

同意  不同意

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

上述授權內容均無須訂立讓與及授權契約書。依本授權之發行權為非專屬性發行權利。依本授權所為之收錄、重製、發行及學術研發利用均為無償。上述同意與不同意之欄位若未鈎選，本人同意視同授權。

指導教授姓名：張志涵 林哲信

研究生簽名：

劉子天

學號：P86961017

(親筆正楷)

(務必填寫)

日期：民國 98 年 8 月 22 日

1. 本授權書（得自 <http://sticnet.stic.gov.tw/sticweb/html/theses/authorize.html> 下載或至 <http://www.stic.gov.tw> 首頁右下方下載）請以黑筆撰寫並影印裝訂於書名頁之次頁。
2. 授權第一項者，請確認學校是否代收，若無者，請個別再寄論文一本至台北市(106-36)和平東路二段 106 號 1702 室 國科會科學技術資料中心 黃善平小姐。(本授權書諮詢電話：02-27377606 傳真：02-27377689)

國立成功大學

碩士論文

微壓電積層陶瓷電容陣列感測器於咬合力量測  
Pilot evaluation of multilayer ceramic  
capacitor sensor array in bite force  
measurement

研究生：劉子玄

本論文業經審查及口試合格特此證明

論文考試委員：

林峻立 張志涵

李惠斌 林鼎勝

指導教授：張志涵

系(所)主管：張志涵

中華民國 98 年 7 月 8 日

## 中文摘要

牙齒負責咀嚼食物，是為消化系統之最前線。然而過大或不正常之咬合力，容易造成牙冠及齲齒填充物之破壞，或對人工植體產生過大之彎曲應力，最終導致植牙的失敗。因此以臨床牙科之觀點，得知咬合力之大小固然重要，但對於咬合力之方向及作用位置亦是值得深入探討之議題。

由於當前文獻中，並無咬合力分佈之參考數據，亦沒有能量測咬合力分佈之器械，有鑑於此，本研究的目的為探討以市售積層陶瓷電容(multilayer ceramic capacitor, MLCC)作為力量感測元件之可行性，並結合微機電製程技術製作陣列式感測器，用以校正咬合力量測初步評估。

首先，針對單顆MLCC之壓電特性及力學強度進行量測，實驗結果顯示，MLCC電荷輸出量與受力關係呈高度線性( $R^2=0.998$ )，在所評估的試件尺寸中，其具有450N以上承壓能力，證明此器材強度足以承受咬合力作用而不致於發生破壞。在陣列式感測器校正方面，受力分佈結果雖受MLCC本身高度所影響，但整體受力總和可有效反應MTS所施加之合力(error<6%)。將陣列感測器置於牙冠面下量測時，感測MTS施力之合力結果，準確率高達98.75%，故推估以此感測方式量測咬合力具高度之可行性。

關鍵字：咬合力、積層陶瓷電容、微機電製程、陣列式感測器

## Abstract

One of the important functions of tooth is to provide force for food chewing. The quantified force information in human occlusion or mastication was incompletely recorded in past study, especially concerning how these forces are distributed on the dental crown. From a biomechanical point of view, the distribution of the occlusal force is not less important than the force magnitude for estimating most dental treatments such as crown or post restoration in a long term success. Therefore, the main purpose of this study is to justify the feasibility of using multilayer ceramic capacitor (MLCC) act as a force sensor, as well as to calibrate the accuracy of using the MLCC as a sensor array to measure the occlusal force.

The result reveals that the relationship in piezoelectric charge versus loading force of a single MLCC shows high linearity ( $R^2=0.998$ ), and it possesses the capacity to withstand 450N normal force. This suggested that strength of a single MLCC can survive from bite force. In sensor array calibrating, although the result of force distribution depends on the varied height of each MLCCs, the total force measured by this homemade sensor array can effectively report the MTS applied total force (error < 6%). Putting

the sensor array under the crown surface, this array also provides high accuracy response (error < 2%). To conclude, the MLCC is an acceptable force sensor component and is possible for bite force measurement.

Keywords: Bite force, Multilayer ceramic capacitor(MLCC), Micro-Electro-Mechanical Systems(MEMS), Sensor array



# 目錄

中文摘要 .....	i
Abstract .....	ii
目錄 .....	iv
表目錄 .....	vii
圖目錄 .....	ix
第 1 章 緒論 .....	1
1.1 前言 .....	1
1.2 研究背景 .....	2
1.2.1 咬合力 .....	2
1.2.2 積層式陶瓷電容 ( Multilayer Ceramic Capacitors) .....	3
1.2.3 壓電材料 .....	5
1.3 文獻回顧 .....	7
1.4 研究動機與目的 .....	10
第 2 章 材料與方法 .....	12
2.1 儀器與元件 .....	13
2.1.1 積層式陶瓷電容 .....	13
2.1.2 材料試驗機(MTS) .....	15
2.1.3 Charge Meter .....	16

2.1.4	資料擷取系統.....	18
2.2	微機電製程 (MEMS).....	19
2.2.1	銅箔電極製作流程.....	19
2.2.2	陣列式感測器製作.....	22
2.3	實驗設計.....	23
2.3.1	量測系統.....	23
2.3.2	單顆 MLCC 特性量測方式.....	24
2.3.3	陣列式感測器量測方式.....	25
2.3.4	陣列式感測器於牙冠下量測方式.....	27
第 3 章	結果.....	28
3.1	單顆 MLCC 壓電特性.....	28
3.1.1	力量作用與電壓輸出之關係.....	28
3.1.2	MLCC 破壞強度.....	29
3.1.3	同規格 MLCC 之壓電靈敏度.....	30
3.1.4	不同施力速率對 MLCC 電荷輸出之影響.....	31
3.1.5	MLCC 不同面受力壓電靈敏度測試.....	32
3.1.6	不同型號 MLCC 之壓電靈敏度.....	37
3.1.7	MLCC 於循環負載測試.....	42
3.1.8	MLCC 於長時間穩定性測試.....	43



3.2 陣列式壓力感測元件測試.....	45
3.2.1 2×2 陣列式感測器測試結果 .....	45
3.2.2 3×3 陣列式感測器測試結果 .....	49
3.3 陣列式感測器於牙冠下量測力量分佈.....	55
3.3.1 單顆 MLCC 於牙冠切面下之壓電係數校正 .....	55
3.3.2 陣列式感測器於牙冠下量測之輸出結果.....	60
第 4 章 討 論.....	61
4.1 MLCC 之壓電特性結果討論 .....	61
4.2 同規格及不同規格 MLCC 壓電特性差異比較 .....	63
4.3 不同負載條件對 MLCC 電荷輸出之影響 .....	65
4.4 陣列感測之結果討論 .....	66
第 5 章 結 論.....	68
參考文獻.....	69

# 表目錄

表 2-1 MLCC-0805F105Z500CT 規格.....	14
表 2-2 CHARGE METER 5015A 規格.....	16
表 3-1 施力速率 20N/s 於 100N 時之電荷輸出量.....	31
表 3-2 施力速率 100N/s 於 100N 時之電荷輸出量.....	31
表 3-3 以(A)方式受力之電荷輸出量(0805).....	33
表 3-4 以(B)方式受力之電荷輸出量(0805).....	34
表 3-5 以(C)方式受力之電荷輸出量(0805).....	34
表 3-6 以(A)方式受力之電荷輸出量(0603).....	35
表 3-7 以(B)方式受力之電荷輸出量(0603).....	35
表 3-8 以(C)方式受力之電荷輸出量(0603).....	36
表 3-9 MLCC0805-4.7pF 受力 200N 時之電荷輸出量.....	37
表 3-10 MLCC0805-1mF 受力 200N 時之電荷輸出量.....	38
表 3-11 MLCC0603-1mF 受力 200N 時之電荷輸出量.....	39
表 0-12 紀錄於循環負載時 MTS 施力及 MLCC 電荷輸出之極大....	52
表 0-13 MLCC 於長時間穩定性測試電荷輸出量之結果.....	54
表 3-14 2×2 陣列式感測器校正結果.....	48
表 3-17 牙冠面下 3×3 陣列感測器校正結果.....	60

表 4-1 2×2 陣列式感測器順時針旋轉 90° 量測之結果..... 67

表 4-2 2×2 陣列式感測器順時針旋轉 180° 量測之結果..... 67



## 圖目錄

圖 1-1 (A) 上顎白齒顎側咬頭斷裂(B)植體變形(X-RAY 攝影).....	2
圖 1-2 積層式陶瓷電容 .....	4
圖 1-3 $\text{BaTiO}_3$ 單位晶胞非對稱結構展現出自發性極化.....	4
圖 1-4 (A)正壓電效應(B)逆壓電效應 .....	6
圖 1-5 (A)OCCLUSAL FORCE-METER(B)於人體口腔內量測.....	7
圖 1-6 多點式 SHEET SENSOR.....	8
圖 1-7 (A)3 軸壓電感測器(B)結合人工牙根進行 3 軸向力量感測 .....	9
圖 1-8 FLEXIFORCE 感測器於咬合力量測之系統 .....	9
圖 2-1 實驗流程圖 .....	12
圖 2-2 (A)不同規格之 MLCC(B)MLCC 之結構.....	13
圖 2-3 (A)材料試驗機(MTS)(B)LOAD CELL-1KN(C)MTS 控制軟體.....	15
圖 2-4 CHARGE METER 5015A.....	16
圖 2-5 雙 BNC 接頭同軸電纜 RG-58U .....	17
圖 2-6 同軸電纜 RG-58U 內部構造 .....	17
圖 2-7 資料紀錄器 INSTRUNET 硬體與連接示意圖 .....	18
圖 2-8 資料紀錄器 INSTRUNET 軟體介面 .....	18
圖 2-10 銅箔(THKS050513).....	20
圖 2-12 旋塗 .....	20

圖 2-14 曝光 .....	20
圖 2-9 稀硫酸去除氧化銅 .....	20
圖 2-11 軟烤 .....	20
圖 2-13 顯影 .....	20
圖 2-16 硬烤 .....	21
圖 2-15 濕蝕刻 .....	21
圖 2-17 3×3 陣列式銅箔電極 .....	21
圖 2-18 3×3 陣列式感測器製作流程 .....	22
圖 2-19 量測系統 .....	23
圖 2-20 MLCC 電荷訊號量測方式 .....	24
圖 2-21 MLCC 於陣列上之編號及相對位子 .....	26
圖 2-22 自製頻道切換器 .....	26
圖 2-23 MTS 壓頭範圍涵蓋陣列感測器(CCD 影像) .....	26
圖 2-24 陣列式感測器於牙冠下量測製作流程 .....	27
圖 3-1 MTS 施力及 MLCC 電荷輸出之關係 .....	28
圖 3-2 MLCC(0805F105Z500CT)破壞強度及其破壞前電荷輸出之關係 ..	29
圖 3-3 同型號 MLCC 之壓電靈敏度 .....	30
圖 3-4 (A)施力方向與內電極平行(B)施力方向與內電極垂直(C)直立 .....	32
圖 3-5 MLCC0805-4.7PF 受力 200N 時之電荷輸出量 .....	40

圖 3-6 MLCC0805-1MF 受力 200N 時之電荷輸出量 .....	40
圖 3-7 MLCC0603-1MF 受力 200N 時之電荷輸出量 .....	41
圖 3-8 同步紀錄 MTS 施加循環負載及 MLCC 電荷輸出之類比訊號 ....	42
圖 3-9 MLCC 於長時間穩定性測試電荷輸出量之結果.....	43
圖 3-10 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.1) .....	45
圖 3-11 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.2) .....	46
圖 3-12 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.3) .....	46
圖 3-13 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.4) .....	47
圖 3-14 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.1) .....	49
圖 3-15 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.2) .....	50
圖 3-16 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.3) .....	50
圖 3-17 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.4) .....	51
圖 3-18 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.5) .....	51
圖 3-19 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.6) .....	52
圖 3-20 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.7) .....	52
圖 3-21 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.8) .....	53
圖 3-22 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.9) .....	53
圖 3-23 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.1).....	55
圖 3-24 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.2).....	56

圖 3-25 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.3).....	56
圖 3-26 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.4).....	57
圖 3-27 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.5) .....	57
圖 3-28 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.6) .....	58
圖 3-29 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.7) .....	58
圖 3-30 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.8) .....	59
圖 3-31 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.9) .....	59
圖 4-1 MLCC(0805F105Z500CT)3 種受力面之電荷輸出結果比較 .....	62
圖 4-2 MLCC(0603F105Z500CT)3 種受力面之電荷輸出結果比較 .....	62
圖 4-3 編號 No.2、16 及 28 之壓電靈敏度 .....	64
圖 4-4 不同規格 MLCC 之壓電靈敏度平均值及標準差 .....	64

# 第1章

# 緒論

## 1.1 前言

在日常生理機能中，牙齒咀嚼食物的功能為人體養份攝取扮演極重要的角色，食物受到牙齒咬合力(occlusal force)作用而破碎，能減少食物顆粒大小，增加食物表面積使與人體酵素有更好的作用，以利腸胃道系統消化吸收。然而，以臨床牙科的觀點而言，過大咬合力除了容易造成牙齒齒冠面破裂之情形外，對於人工牙冠與人工牙根等補綴物設計而言若能有更趨近真實情況的咬合力條件將能對其研究帶來莫大的助益。因此，咬合力的量測嚴然已成為國內外牙科生物力學學者所矚目的問題。

目前為止，對於咬合力研究已有相當多的參考文獻，但大部分皆僅止於量測咬合之合力，故無法提供力量在牙冠面上分佈的量化數據，然而以破壞力學的角度，這些非平均作用力的量測，在牙科生物力學領域中，或許才是最重要卻仍欠缺的環節。

因此本篇研究藉由積層式陶瓷電容(multilayer ceramic capacitor)本身所具之壓電效應(the piezoelectric effect)結合微機電製程技術(Micro-Electro-Mechanical Systems)製作陣列式壓力感測器，目的為量測咬合力量於齒冠面的大小及分佈情形。



## 1.2 研究背景

### 1.2.1 咬合力

咬合功能的建立，牽涉到上下齒列的牙齒排列、上顎與下顎間的相對位置、顳顎關節(temporomandibular joint)與關節窩(glenoid fossa)的型態、顏面部咀嚼肌群的協調、頰唇肌群與舌頭甚至咽部肌肉對食團的運動控制等等因素。調控咀嚼的機制複雜且敏感，經由人體精妙的控制咬合迴路，已達成牙齒咀嚼之功能，而這些因咀嚼食物或磨牙等產生於牙齒上的作用力，均可稱為咬合力。

適當之咬合力可以減少腸胃道的負擔，以利營養物質的吸收，然而過大或不均的咬合力易對牙冠結構造成破壞或人造植體的損毀(圖 1-1)，因此咬合力分佈的量測於臨床牙科的重要性不言可喻。

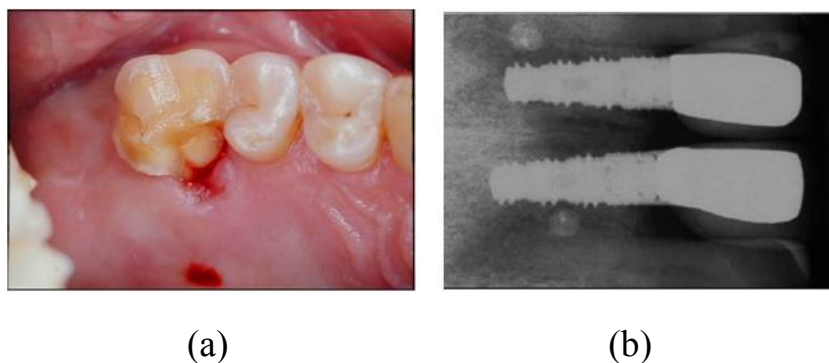


圖 1-1 (a) 上顎白齒顎側咬頭斷裂(b)植體變形(x-ray攝影)

## 1.2.2 積層式陶瓷電容 ( Multilayer Ceramic Capacitors)

近年來由於 3C 產業的蓬勃發展，各種電子產品為迎合大眾消費需求，產品皆以要求高效率實用性以及輕薄短小作為開發的重點，如筆記型電腦、行動電話、隨身碟等，也由於這些產品體積的縮小，因而帶動了其被動元件的進步與發展。這些被動元件包括電感器、電容器及電阻器，其中積層式陶瓷電容(MLCC)(圖 1-2)體積小、材料強度高且具有壓電效應，這是由於此被動元件介電質(dielectric)部分為鈣鈦礦(Perovskite)類電子陶瓷材料—鈦酸鋇(Barium Titanate, BaTiO<sub>3</sub>)。

鈦酸鋇為一種常見的鐵電體(ferroelectrics)，鐵電體的電特性為產生自發性極化(spontaneous polarization)，因此具有極高的介電常數(dielectric constant)及良好的壓電效應[3]。高介電常數促使電容器在微小化的情況下能保有足夠大的電容值，以利表面黏貼技術(Surface Mount Technology)於電路板上使用時，增加使用空間效率。然而，唯本實驗利用 MLCC 之壓電效應作為感測原理，設計陣列式力量感測器於咬合力之量測。

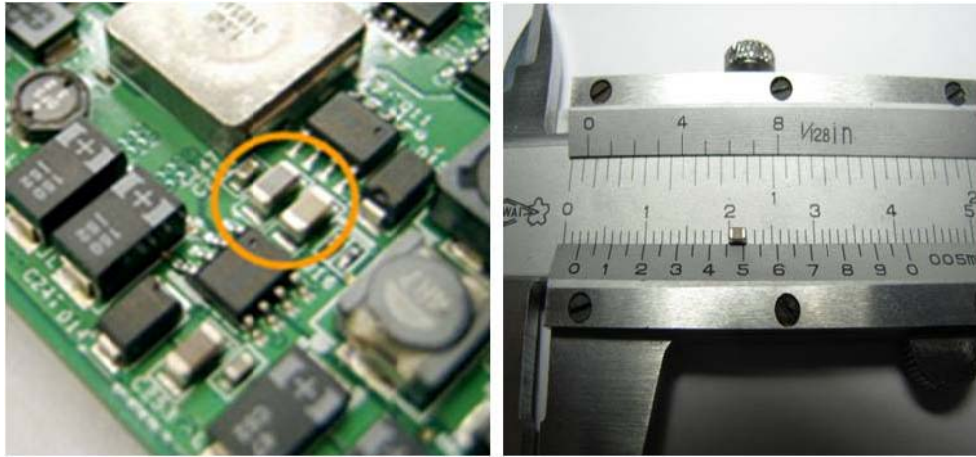


圖 1-2 積層式陶瓷電容

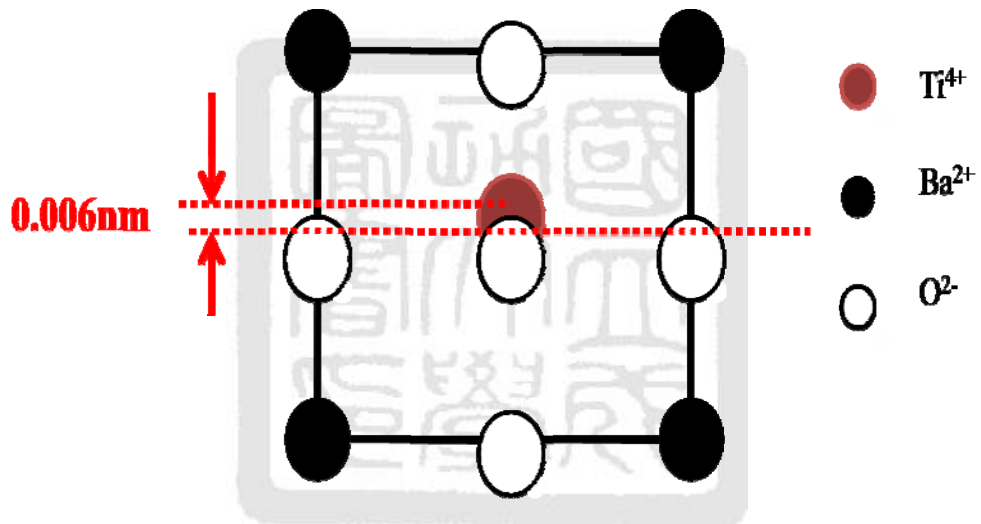


圖 1-3  $\text{BaTiO}_3$  單位晶胞非對稱結構展現出自發性極化

### 1.2.3 壓電材料

早於 1880-1881 年，Jacques Curie 及 Piere Curie 於石英中發現壓電效應，由於天然材料取得不易，1947 年，麻省理工學院發展出人工合成之壓電材料鈦酸鋇(barium titanate) ( $\text{BaTiO}_3$ )，發展至今，鈦鋯酸鉛(lead-zirconite titanate,PZT)已成為目前適用性最廣且溫度相依性低之壓電陶瓷。

壓電材料主要可分為單晶片(single crystal)、薄膜(thin film)、聚合物(polymer)、陶瓷(ceramic)、複合材料(composite)等五大類，其中陶瓷類如：鈦酸鋇、鈦鋯酸鉛等具有壓電敏感性佳、耐酸鹼，由於可由人工製造，因此可製作成各種形狀，增加應用範圍且價格較為低廉。

壓電材料由於晶格內離子低對稱的特殊排列方式，使得材料有電場與應力場耦合的現象，即所謂壓電效應。壓電效應隨著作用方式，主要分為(a)正壓電效應(direct piezoelectric effect)及(b)逆壓電效應(converse piezoelectric effect)(圖 1-4)[4,5]。

#### (a) 正壓電效應：

當壓電材料受到機械負載時，材料體內產生極性之偶極距因而縮短或延伸，此時壓電體為了抵抗此趨勢，因而在材料表面釋出正比於負載力之電荷量。故正壓電效應可將機械能轉換成電能，是一般壓力感測

或震動感測等常用之感測原理。

(b) 逆壓電效應:

反之，當對壓電材料施以外加電場時，電偶極距會沿著電場方向伸長，而當電場移除時，機械變形也會隨著消失，而壓電材料之應變量亦隨著外加電場的強度成比例關係。故逆壓電效應可將電能轉換成機械能，是致動器及超音波產生器等之驅動元件。

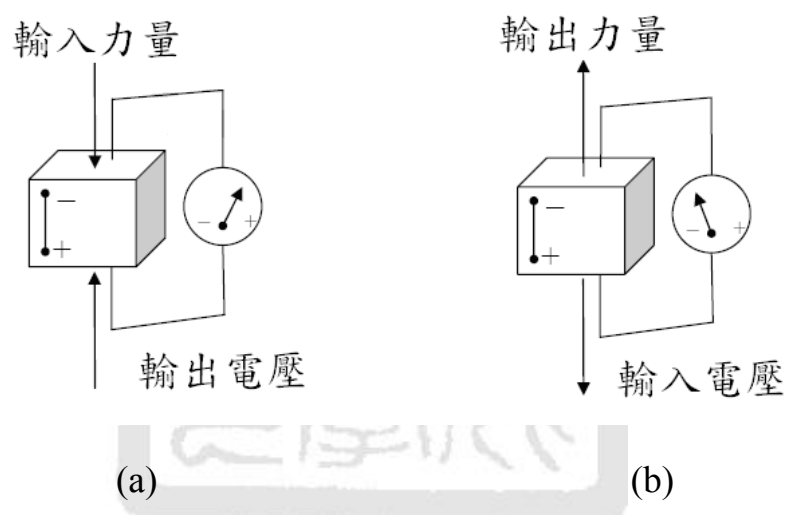


圖 1-4 (a)正壓電效應(b)逆壓電效應

### 1.3 文獻回顧

於牙科生物力學領域中，口腔牙齒之咬合力的量測與定義一直是相關領域學者探討之主要議題。以臨床牙科的觀點，過大的咬合力易造成齒槽骨收縮以及植體的破壞，對於已補綴後的牙齒，咬合力分佈情形影響牙冠的健全甚鉅。

回顧文獻，學者們對於量測咬合力已使用過多種方法及設備，從早期的咬合叉及咬合板，發展至今已有相關研究利用數位型 occlusal force-meter 運用在臨床於判斷咬合機制之優劣[6]，但由於感測方式之限制，量測時增加了咬合之垂直高度且僅止於合力的量測，無法獲得更多咬合力分布之資訊。

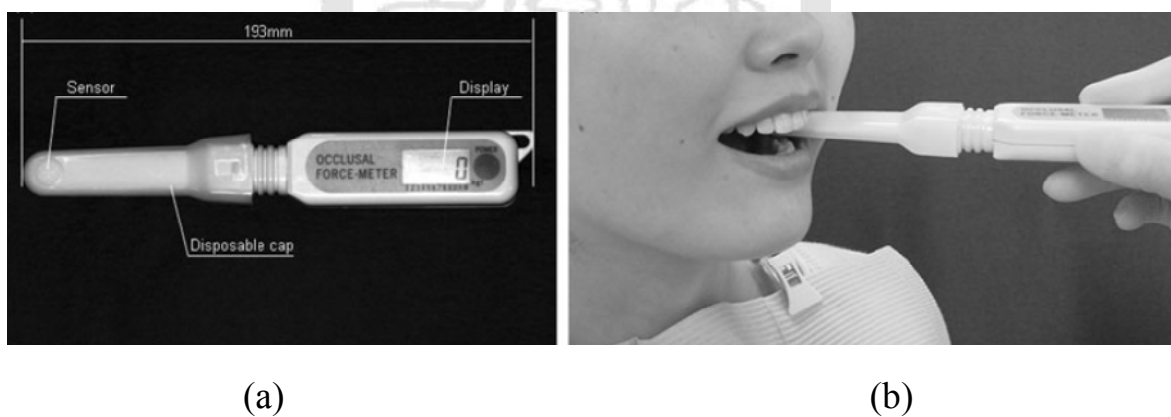


圖 1-5 (a)occlusal force-meter(b)於人體口腔內量測[6]

利用具橡膠外膜之多點式 sheet sensor 於人體咬合力分布之研究 {2004K.Kohyama & a novel sensor} 雖可得到齒列上牙齒之作用力[7]，但僅止與量測垂直感測器面上之受力，無法進一步得知單顆牙齒受力之資訊。

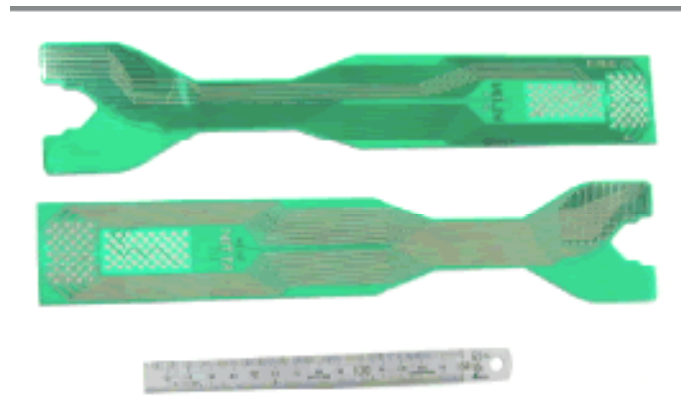


圖 1-6 多點式 sheet sensor[7]

Mericske-Stern R. 利用微小型壓電感測器置入 ITI-implants 進行 3 軸向咬合力之量測[8,9]，減少了量測咬合力下垂直高度增加所造成的影響，但對於咬合力於齒冠分佈之情形仍無法得知。V.A.Bousdras 與 P.W. Freeman 皆利用 FlexiForce 壓阻式可繞曲感測器於動物體咬合力之量測[10,11]，缺點是不僅需要大量的電腦計算校正，由於感測元件與牙齒間硬度有很大的差距，故機電信號的傳遞相對於硬感測元件也較為薄弱。

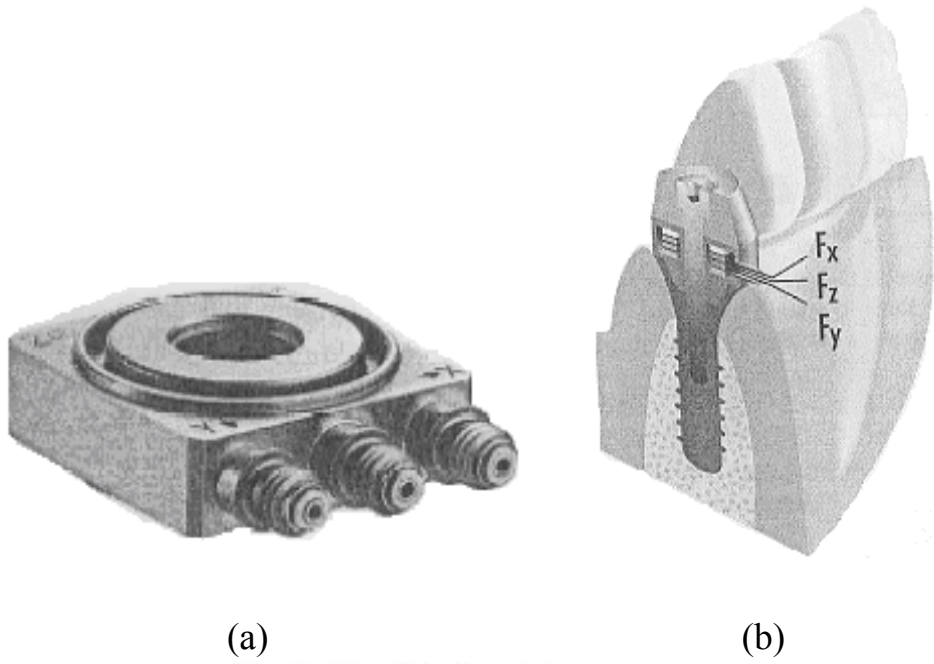


圖 1-7 (a)3 軸壓電感測器(b)結合人工牙根進行 3 軸向力量感測[8,9]

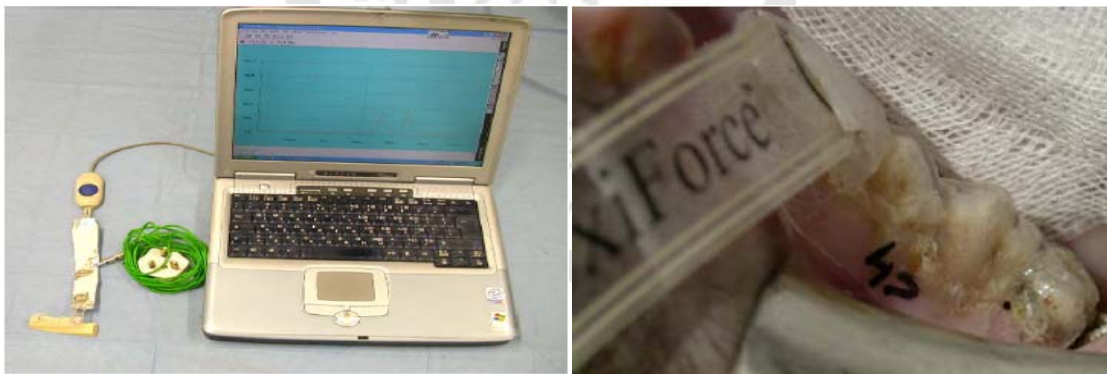


圖 1-8 FlexiForce 感測器於咬合力量測之系統[10]



## 1.4 研究動機與目的

根據目前探討咬合力之文獻，大部分侷限於量測牙齒咬合之總力，缺乏利用有效之量測方法量測咬合力於齒冠分布情形。然而，對於臨床補綴醫師而言，獲得牙冠上咬合力之分布之資訊會比僅量測到咬合之總力來的有幫助，這是由於牙尖受力易有高應力的集中而造成健全的牙齒形成裂縫，或已補綴過之牙齒再次造成剝落。因此，若能掌握牙冠上咬合力之分佈，我們將可以更了解影響牙冠破壞之因子且提高臨床補綴之成功率。此外，在牙科植體設計的部分，無論是對於幾何外型或是材料選用的議題，可以預期的是，正確的咬合力分布情形將會為設計者帶來更可靠的分析依據與結果。

本研究考慮咬合時之力量強度可能對感測器造成永久破壞[1,2]，而無法得到準確之數值，因此利用市面上之電子被動元件—積層式陶瓷電容，結合微機電製程技術設計微壓電製程陣列感測器，將感測器置入於牙體中，施加力量經牙冠傳遞於自製感測器上，再經壓電效應所產生之電荷訊號得知咬合力之分佈。層積式陶瓷電容器目前於半導體元件上被作為電容使用，高介電常數的特性使其在此角色上能發會極高的特性，然而層積式陶瓷電容器使用鈦酸鋇作為介電質，鈦酸鋇除了本身為優秀的介電質之外也是一種標準的壓電材料，並且多層的結構更能抵抗較大

之力量負載，適合使用在本論文研究環境中。之所以選用壓電效應作為感測之原理，其理由為壓電材料對力量的反應呈高度線性關係且敏感性高，穩定性及再現性佳，具有廣大的量測範圍，也由於以壓電材料製作之感測器為主動型感測器，無須外部提供電壓得以有效減少感測器之體積。

由於先前並無使用積層陶瓷電容作為感測元件之紀錄可循，故本研究著手測試 MLCC 壓電特性，並建立以 MLCC 構成之壓電感測器模型，以利提供日後以 MLCC 作為壓電感測元件之相關資料。



## 第2章

## 材料與方法

本篇實驗流程如下：

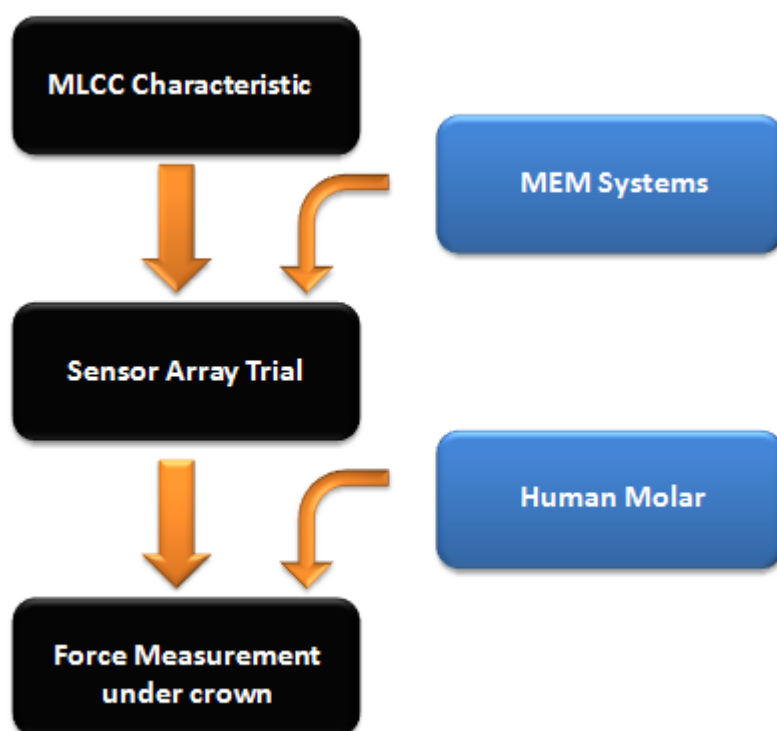


圖 2-1 實驗流程圖

於實驗初步，量測 MLCC 之壓電特性、破壞強度及其影響參數，主要目的在於找出 MLCC 受負載作用與電荷輸出之間的關係以及單一 MLCC 材料強度。結合微機電製程技術製作陣列式感測器，之後對 MLCC 陣列式感測器進行評估，並配合 MLCC 特性校正，最後，將其放置於牙冠面下進行量測，評估以此方式量測咬合力分佈之可行性。

## 2.1 儀器與元件

### 2.1.1 積層式陶瓷電容

一般 MLCC 的運用僅限於利用表面黏貼技術將其焊接於電路板上，本實驗有別於將 MLCC 當成電容器來使用，而是利用其壓電效應製作壓力感測器。

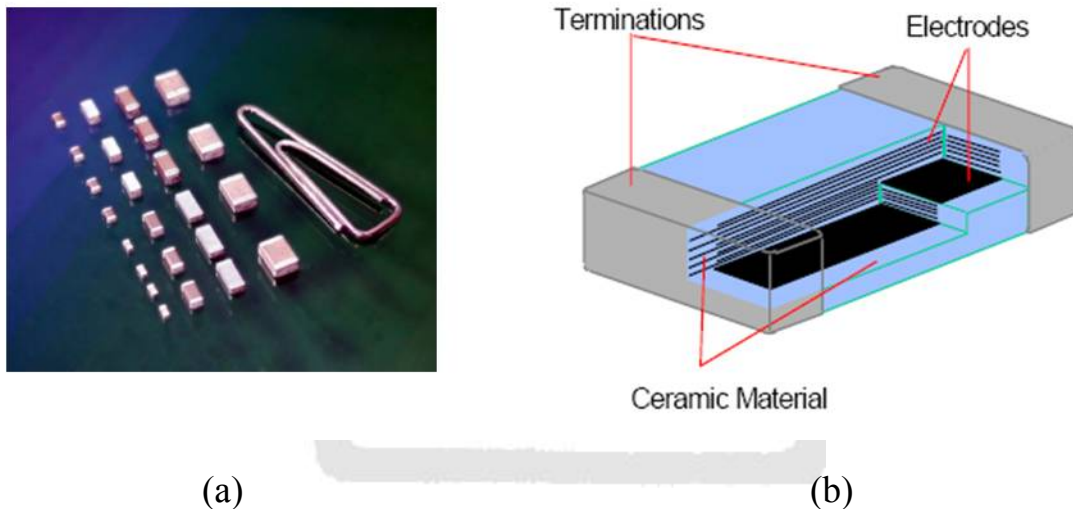
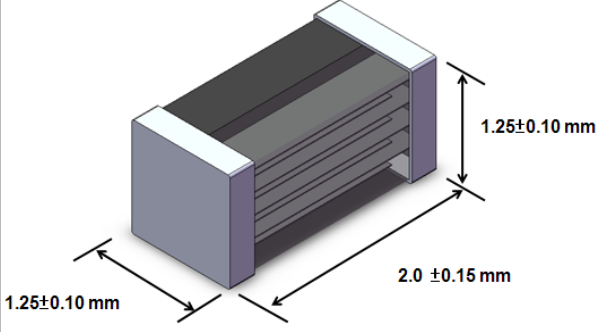


圖 2-2 (a)不同規格之 MLCC(b)MLCC 之結構

由於市面上有多種不同規格與體積之積層式陶瓷電容可供選擇，為符合製成陣列式感測器後置入於牙齒內之空間有限，因此主要選用 General Purpose Capacitor 0805F105Z500CT, Walsin Technology Corporation，作為主要量測之元件，其詳細規格如下：

表 2-1 MLCC-0805F105Z500CT 規格

	Size(inch)	0805
	Dielectric	Y5V
	Capacitance	1 $\mu$ F
	Rated Voltage	50V DC
	Termination	Cu/Ni/Sn



## 2.1.2 材料試驗機(MTS)

材料試驗機(圖 2-3(左))為 AG-I, SHIMADZU, JAPAN, 搭配使用負載上限為 1000N 之 Load Cell(圖 2-3(右上)), 有效控制範圍 2.5%, 在以軟體控制(圖 2-3(右下))負載條件。在本篇研究中, 主要藉由材料試驗機給予已知負載再經由比較 MLCC 輸出電荷找出兩者之相對關係。

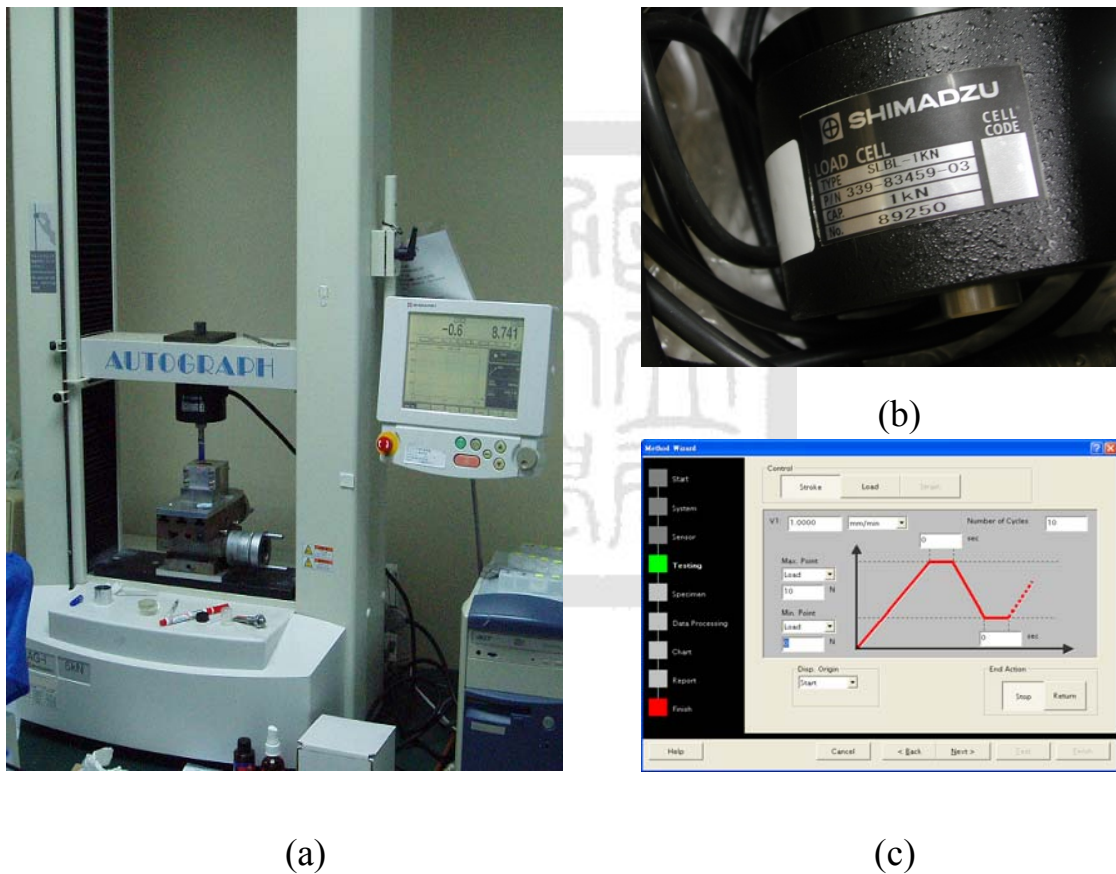


圖 2-3 (a)材料試驗機(MTS)(b)Load cell-1kN(c)MTS 控制軟體

### 2.1.3 Charge Meter

本實驗使用 KISTLER Charge Meter 5015A，Tokyo，Japan 量測由壓電材料所產生之電荷。其量測原理由 W.P. Kistler 於 1949 年提出，以單一電容器做為回饋電容結合運算放大器的組合，目的為獲得與壓電輸出電荷成正比之電壓及低輸出阻抗。



圖 2-4 Charge Meter 5015A

表 2-2 Charge Meter 5015A 規格

Type	5015A
Channel	Single
Range	$\pm 2\text{pC} \sim \pm 2,200,000\text{pC}$
Drift	$< 0.03\text{pC/s}$

為了減少量測壓電訊號時所產生之干擾及降低 Drift 的影響，若使用一般接頭或傳輸線容易造成訊號的失真，故本實驗採用具雙 BNC 接頭之同軸電纜 RG-58U，其具有高絕緣阻抗及低靜電容量，因此可以真實地傳遞壓電訊號。



圖 2-5 雙 BNC 接頭同軸電纜 RG-58U

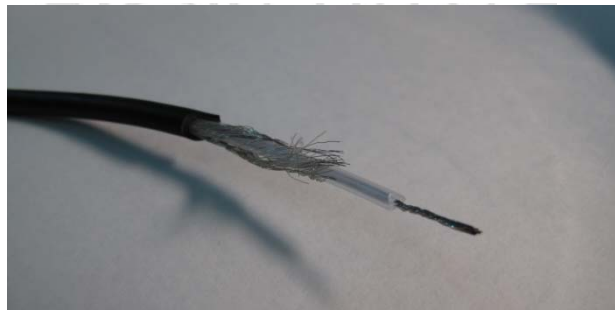


圖 2-6 同軸電纜 RG-58U 內部構造



## 2.1.4 資料擷取系統

本實驗利用資料擷取器具有讀取類比訊號之功能，擷取由 MTS 輸出之類比電壓訊號以及 Charge Meter 轉換電荷之電壓訊號。本系統包含資料擷取盒與 PCMCIA 卡。

資料擷取器：**InstruNET-100HC**

PCMCIA card: **InstruNET-230**

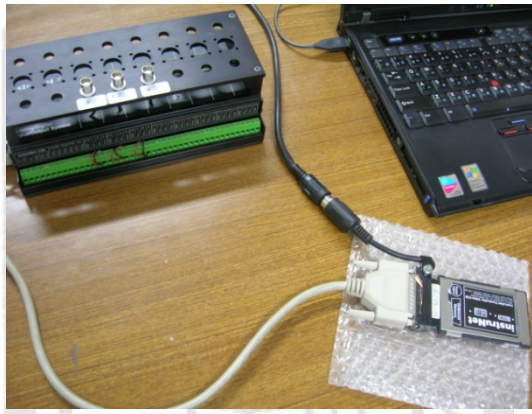


圖 2-7 資料紀錄器 instruNET 硬體與連接示意圖

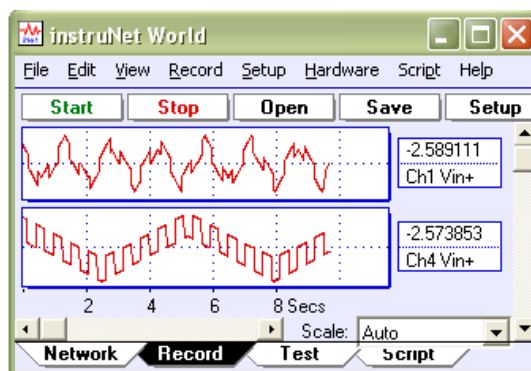


圖 2-8 資料紀錄器 instruNET 軟體介面

## 2.2 微機電製程 (MEMS)

考慮 MLCC 於兩端電極差距約小於 2mm，且欲在牙冠底下約  $1\text{cm}^2$  的可用範圍內放置 3x3 陣列感測器，因此平面式銅箔電極設計也必須微小化。本實驗使用微機電製程技術製作 3×3 陣列式銅箔電極，用於傳輸由壓電元件 MLCC 所產生之電訊號，因此銅箔接頭端為連接 Slot 的插板設計，目的為強化 connector 的接觸效果及方便實驗操作。

### 2.2.1 銅箔電極製作流程

- 一、 選用附有 PI 膜之銅箔 THKS050513(圖 2-9),TAIFLEX, Taiwan
- 二、 將銅箔基材置於 1mole 濃度之稀硫酸中腐蝕表面氧化層(圖 2-10)
- 三、 利用旋塗機在加熱過的銅箔上旋塗(spin)上 AZ 光阻劑(圖 2-11)
- 四、 進行軟烤(soft bake)加熱至  $100^{\circ}\text{C}$ ，3 分鐘以去除多餘水分(圖 2-12)
- 五、 在軟烤後的銅箔上蓋上光罩，以玻璃緊壓密合後進行曝光  
(exposure)(圖 2-13)
- 六、 使用 AZ400K 顯影劑進行顯影(development)(圖 2-14)
- 七、 將銅箔進行硬烤(hard bake)，加熱至  $150^{\circ}\text{C}$ ，10 分鐘以強化光阻特性(圖 2-15)
- 八、 使用氯化鐵( $\text{FeCl}_3$ )對銅箔進行濕蝕刻(wet etching)(圖 2-16)

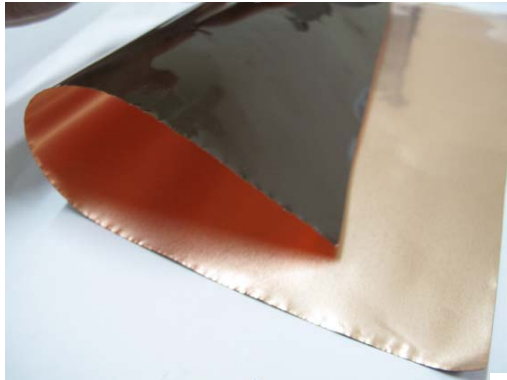


圖 2-10 銅箔(THKS050513)

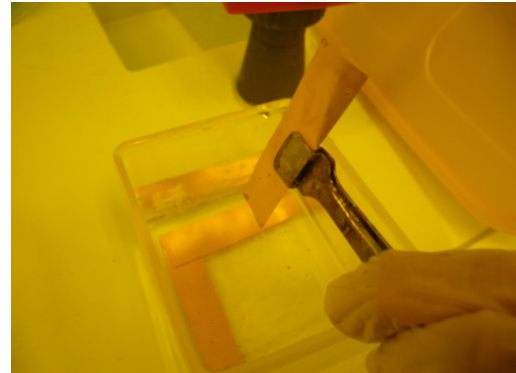


圖 2-9 稀硫酸去除氧化銅



圖 2-12 旋塗

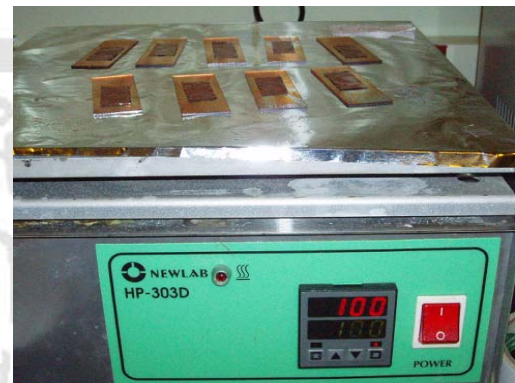


圖 2-11 軟烤



圖 2-14 曝光

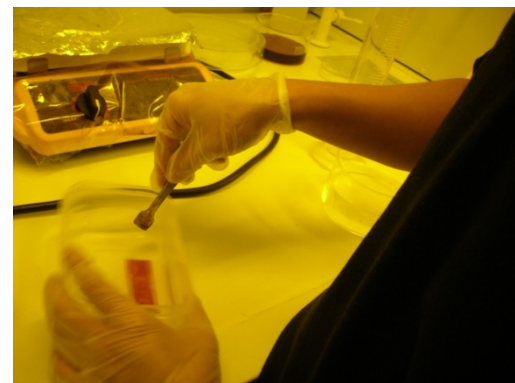


圖 2-13 顯影



圖 2-16 硬烤



圖 2-15 濕蝕刻

在濕蝕刻後，即可完成  $3 \times 3$  陣列式銅箔電極。電極總長度 93.2mm、寬度 13.3mm(圖 2-17)。

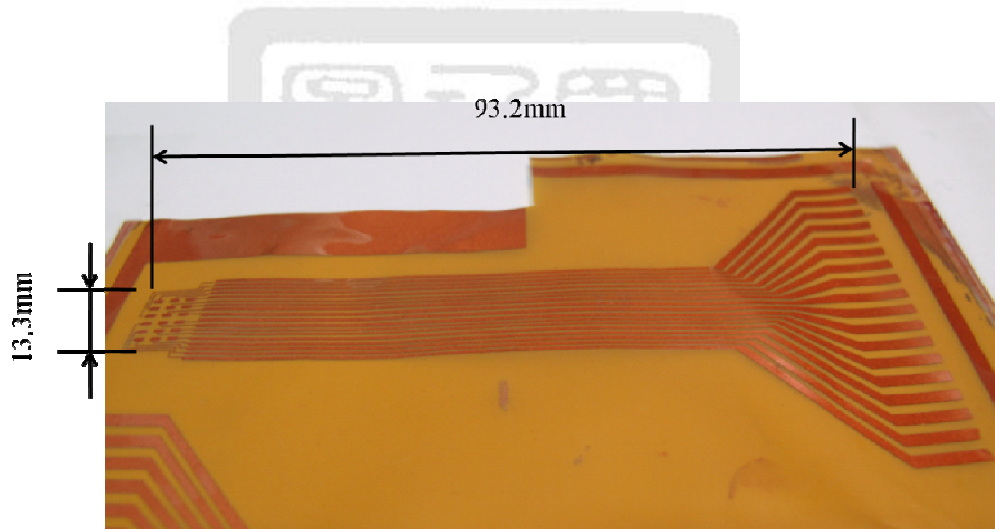


圖 2-17  $3 \times 3$  陣列式銅箔電極

### 2.2.2 陣列式感測器製作

將製作完成之銅箔之連接 slot 端及 MLCC 放置的地方以酒精擦拭，用以去除光阻薄膜，沒有接觸的地方可以不用以有機溶劑分解薄膜，使其形成銅箔的保護層。

再以 Z 軸導電雙面膠帶(Z-Axis electrically conductive tape 9703, 3M, USA)貼附於銅箔陣列處，作為銅箔基材與 MLCC 的連接方式。

最後將以測試過壓電特性之 MLCC 放置於銅箔上，即完成陣列式壓電感測器，製作之流程如圖。

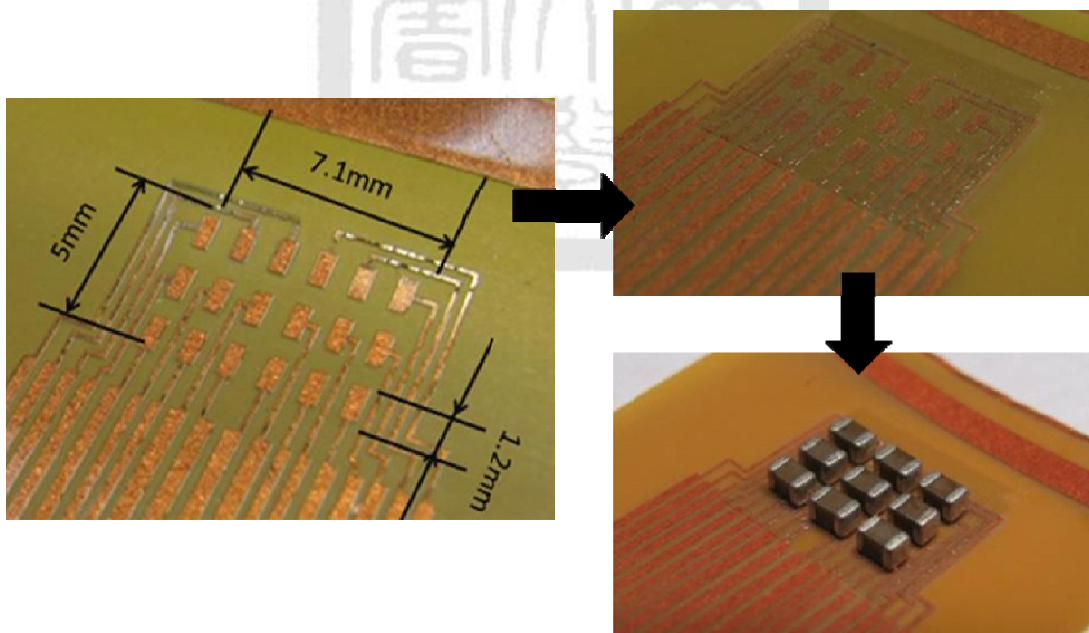


圖 2-18 3×3 陣列式感測器製作流程

## 2.3 實驗設計

### 2.3.1 量測系統

本實驗量測系統架設如圖 2-19 所示，使用軟體控制 MTS 施力參數對感測器施加負載，而壓電材料在受到附載的情況下產生電荷訊號，其電荷訊號之由 BNC 接頭之同軸電纜連結到 Charge Meter 5015A 之訊號輸入端，並以 InstruNET 同時紀錄由 Charge Meter 所產生之電壓訊號以及 MTS 輸出之相對應類比電壓訊號，以達到同步的狀態下以不同頻道紀錄訊號的效果。

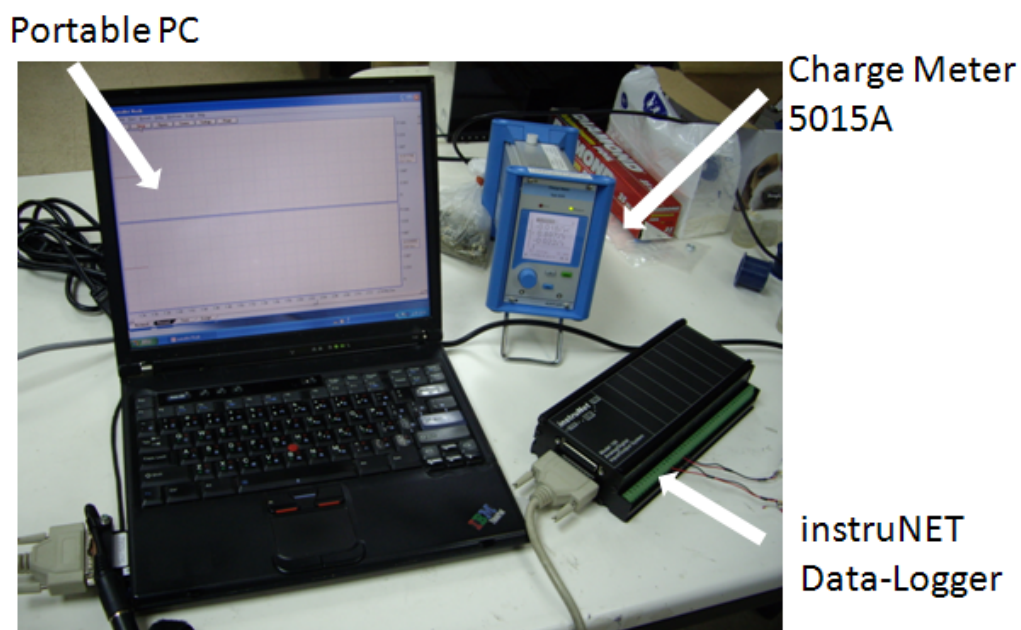


圖 2-19 量測系統

### 2.3.2 單顆 MLCC 特性量測方式

單顆 MLCC 之壓電特性量測，依照擺放的方式不同主要分為兩類：橫躺式及直立式。兩種方式在其 MLCC 之 terminal end 端皆有銅箔電極作為電荷傳導之路徑，當 MTS 負載作用時，MLCC 產生變形且將壓電訊號傳遞至 Charge Meter。其中在橫躺式的量測方式中，由於壓頭的材質為鋼材，若直接與 MLCC 接觸將形成短路，導致量測系統出現錯誤訊息，因此在此兩者之間墊上玻璃纖維布，作用為絕緣以及使力量的傳遞較為平滑之用。

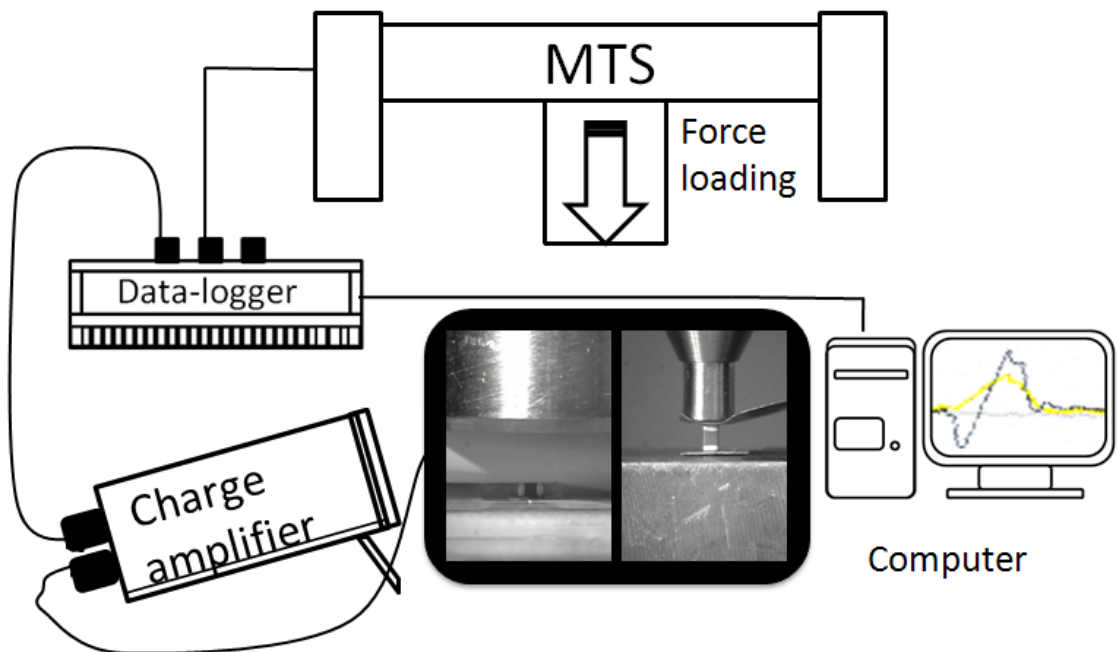


圖 2-20 MLCC 電荷訊號量測方式

### 2.3.3 陣列式感測器量測方式

製作陣列式感測器前須先選擇作為感測元件之 MLCC，首先篩選出橫躺垂直高度落差不大之 MLCC，減小受力時力量分佈差異太大之可能。使用 MLCC 之內電極平面垂直施力方向之擺放方式，除可增加其對力量之敏感度且減少擺放方式不等向造成的影響。本研究受到 Charge Meter 5015A 僅能量測單一頻道之限制，因此需重複相同條件下測試，以自製之指撥開關器作為頻道切換的方式(圖 2-22)，輪流擷取每一顆 MLCC 之感測訊號。在此，由於 MLCC 之感測特性中可發現在多次同條件之測試下，其輸出結果並無任何差異，因此顯示以此方式進行量測是被允許的。故本研究在 MTS 壓頭可以一次壓到所有陣列 MLCC 的條件下(圖 2-23)，設定施力參數，固定其動態負載之大小、preload 及速率，重複動作直至陣列式感測器所有頻道皆量測完為止。



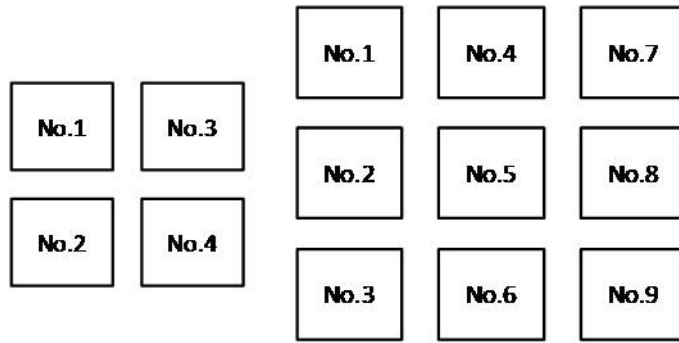


圖 2-21 MLCC 於陣列上之編號及相對位子

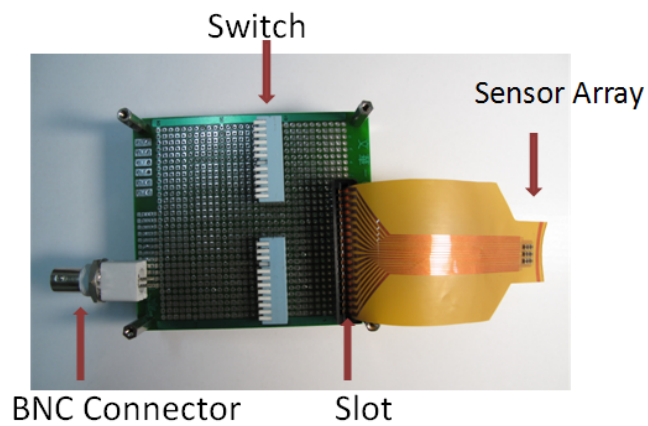


圖 2-22 自製頻道切換器



圖 2-23 MTS 壓頭範圍涵蓋陣列感測器(CCD 影像)

### 2.3.4 陣列式感測器於牙冠下量測方式

牙齒的選用為人類白齒，牙根部包埋於硬化樹脂後平行牙冠面以鑽石切割機銷切。再以切除牙冠後之牙齒下半部位為基座貼上 3×3 陣列銅箔電極，並於其上進行每顆 MLCC 對力量敏感度測試及校正。之後將牙冠貼附於陣列式感測器上，以另一顆已包埋的白齒透過 MTS 施加負載將作用力傳遞至下白齒的牙冠上，因此我們可以從各頻道 MLCC 的電壓輸出量得知力量的分布情形(圖 2-24)。

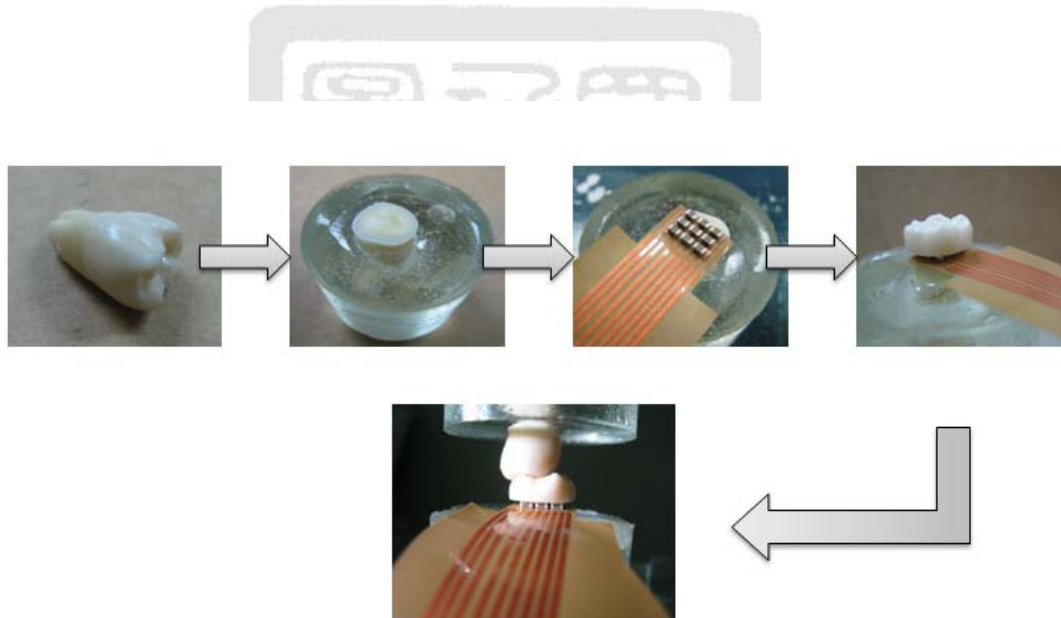


圖 2-24 陣列式感測器於牙冠下量測製作流程

## 第3章

## 結果

### 3.1 單顆 MLCC 壓電特性

#### 3.1.1 力量作用與電壓輸出之關係

藉由控制 MTS 給力之方式，作用動態負載於 MLCC (0805F105Z500CT)，放置方式為橫躺式(作用力方向與內電極面垂直)，圖 3-1 為負載大小與 MLCC 輸出電荷量之關係。其中，最大作用負載為 150N，等速給力速率為 20N/s。

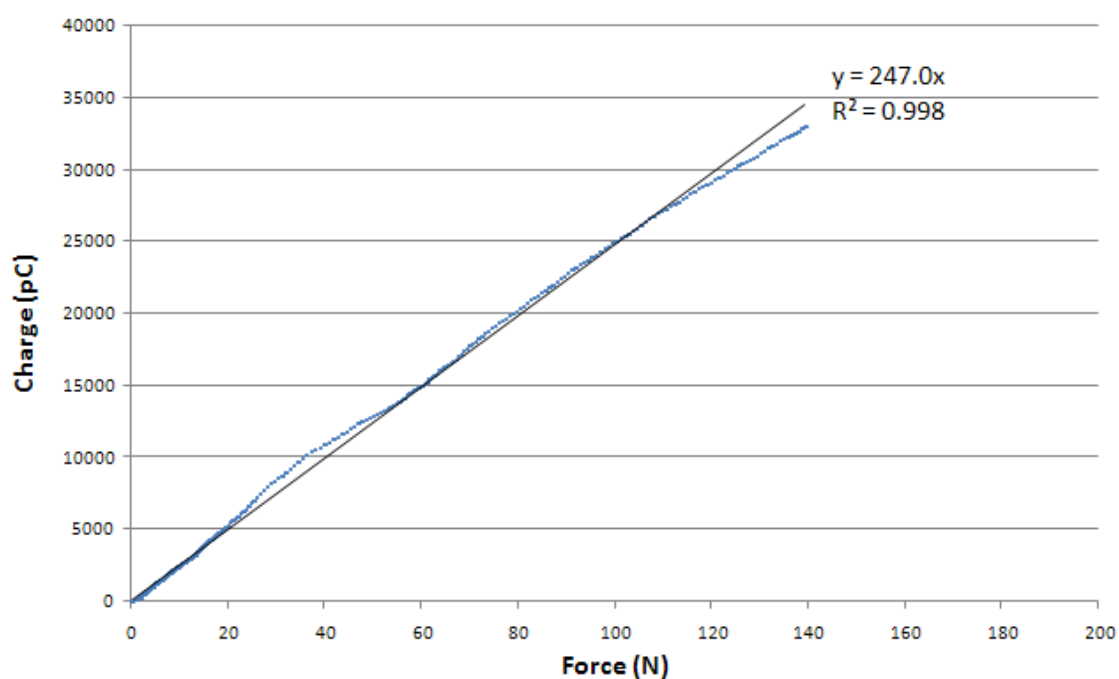


圖 3-1 MTS 施力及 MLCC 電荷輸出之關係

### 3.1.2 MLCC 破壞強度

在控制MTS作用動態負載於MLCC(0805F105Z500CT)直至破壞的實驗中，觀察 MLCC 至破壞之前電荷輸出之情況及其所能承受之作用力，其結果如圖 3-2 所示。

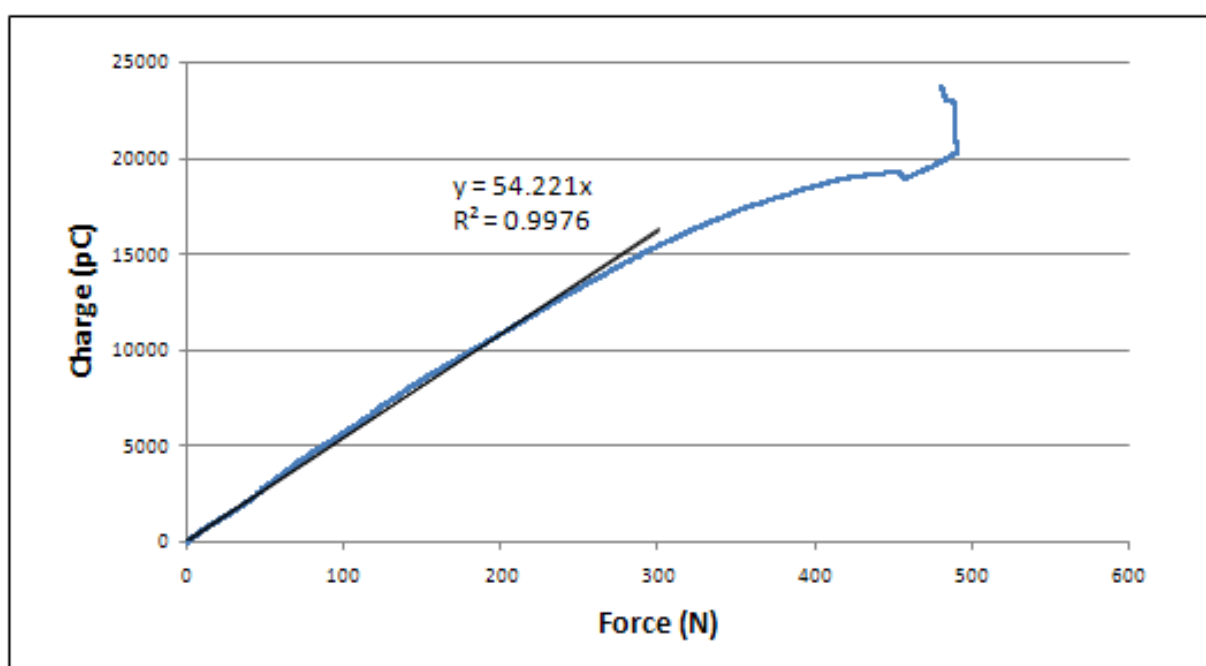


圖 3-2 MLCC(0805F105Z500CT)破壞強度及其破壞前電荷輸出之關係

單顆 MLCC 所能承受之作用力高達 450N 以上，此強度足以承受咬合之作用力而不至於因感測元件的破壞致使量測數值失真。

### 3.1.3 同規格 MLCC 之壓電靈敏度

當作用負載固定為 100N，量測同型號 MLCC(0805F105Z500CT)之電荷輸出量最大值，其結果如圖 3-3 所示。



圖 3-3 同型號 MLCC 之壓電靈敏度

50 顆 MLCC 的最大電荷輸出值中，編號 No.50 之 MLCC 具有最大值 34150pC 的電荷輸出量，編號 No.14 僅有 1420pC 的電荷輸出量。整體平均值為 10693.9pC，標準差為 7111.5pC。

### 3.1.4 不同施力速率對 MLCC 電荷輸出之影響

比較在相同作用負載值為 100N 時，不同施力速率 20N/s 與 100N/s 對 MLCC(0805F105Z500CT)電荷輸出量之關係(表 3-1 及 3-2)。受測 MLCC 共有 5 組(編號 No.1 至 No.5)，量測次數為 3 次。

表 3-1 施力速率 20N/s 於 100N 時之電荷輸出量

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	4618	4560	4580	4586.00	24.06	0.52%
No.2	13170	12900	12440	12836.67	301.37	2.35%
No.3	7160	7020	7010	7063.33	68.48	0.97%
No.4	3570	3660	3660	3630.00	42.43	1.17%
No.5	2890	2930	2970	2930.00	32.66	1.11%

表 3-2 施力速率 100N/s 於 100N 時之電荷輸出量

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	4515	4504	4860	4626.33	165.29	3.57%
No.2	13130	13280	13270	13226.67	68.48	0.52%
No.3	7340	7320	7370	7343.33	20.55	0.28%
No.4	3630	3820	3810	3753.33	87.31	2.33%
No.5	3070	3100	3080	3083.33	12.47	0.40%

### 3.1.5 MLCC 不同面受力壓電靈敏度測試

針對 MLCC 三個面的受力情形，比較壓電靈敏度。施予負載為 100N，  
施力速率 20N/s，量測不同面受力 MLCC 之電荷輸出量。

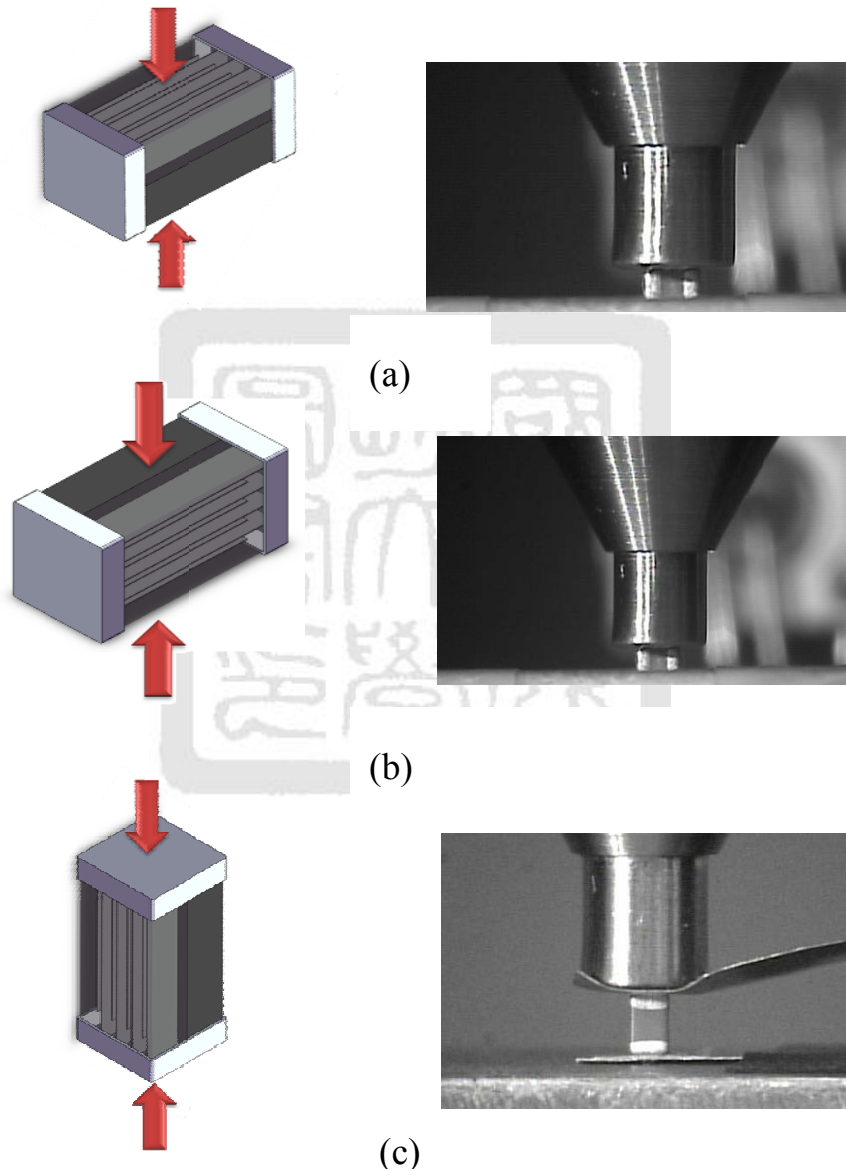


圖 3-4 (a)施力方向與內電極平行(b)施力方向與內電極垂直(c)直立  
式擺放施力

I. MLCC 受測型號 0805F105Z500CT，共分為 9 組(編號 No.1 至 No.9)，重複量測次數為 3 次。3 面受力後 MLCC 電荷輸出之結果(pC)示於表 3-3、3-4 及 3-5 所示。

表 3-3 以(a)方式受力之電荷輸出量(0805)

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	3800	3710	3800	3770.00	42.43	1.13%
No.2	1610	1610	1520	1580.00	42.43	2.69%
No.3	4520	4920	4600	4680.00	172.82	3.69%
No.4	856	932	843	876.87	39.63	4.52%
No.5	5670	5800	5790	5753.33	59.07	1.03%
No.6	1390	1270	1300	1320.00	50.99	3.86%
No.7	1100	950	1100	1050.00	70.71	6.73%
No.8	1850	1930	1910	1896.67	33.99	1.79%
No.9	2530	1830	1960	2106.67	304.01	14.43%



表 3-4 以(b)方式受力之電荷輸出量(0805)

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	13500	13470	12770	13246.67	337.28	2.55%
No.2	3620	3720	3860	3733.33	98.43	2.64%
No.3	14190	14280	14060	14176.67	90.31	0.64%
No.4	4490	4590	4490	4523.33	47.14	1.04%
No.5	16520	16690	16090	16433.33	252.50	1.54%
No.6	3100	3270	3100	3156.67	80.14	2.54%
No.7	4450	4470	4570	4496.67	52.49	1.17%
No.8	2990	2980	2650	2873.33	157.97	5.50%
No.9	6860	7320	7170	7116.67	191.54	2.69%

表 3-5 以(c)方式受力之電荷輸出量(0805)

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	9560	9330	9240	9376.67	134.74	1.44%
No.2	5510	5380	5260	5383.33	102.09	1.90%
No.3	9980	10150	10110	10080.00	72.57	0.72%
No.4	1950	2000	2090	2013.33	57.93	2.88%
No.5	14230	13930	14240	14133.33	143.84	1.02%
No.6	3110	3170	3260	3180.00	61.64	1.94%
No.7	2110	1940	1940	1996.67	80.14	4.01%
No.8	1970	1920	2120	2003.33	84.98	4.24%
No.9	5810	5830	5980	5873.33	75.87	1.29%

II. MLCC 受測型號 0603F105Z500CT，共分為 10 組(編號 No.1 至 No.10)，重複量測次數為 3 次。3 面受力後 MLCC 電荷輸出之結果(pC)示於表 3-6、3-7、3-8 所示。

表 3-6 以(a)方式受力之電荷輸出量(0603)

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	7280	7340	7390	7336.67	44.97	0.61%
No.2	4770	4850	4950	4856.67	73.64	1.52%
No.3	5860	5930	6090	5960.00	96.26	1.62%
No.4	2400	2630	2580	2536.67	98.77	3.89%
No.5	4740	4710	4660	4703.33	33.00	0.70%
No.6	6750	7100	6980	6943.33	145.22	2.09%
No.7	7220	7210	7160	7196.67	26.25	0.36%
No.8	5530	5760	5950	5746.67	171.72	2.99%
No.9	5500	5350	5650	5500.00	122.47	2.23%
No.10	9880	10130	10360	10123.33	196.02	1.94%

表 3-7 以(b)方式受力之電荷輸出量(0603)

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	19260	19690	20510	19820.00	518.52	2.62%
No.2	13300	13330	13650	13426.67	158.39	1.18%
No.3	16770	17040	16900	16903.33	110.25	0.65%
No.4	6980	6960	7090	7010.00	57.15	0.82%
No.5	12340	12030	12370	12246.67	153.70	1.25%
No.6	19170	19050	19620	19280.00	245.36	1.27%
No.7	19670	20080	19830	19860.00	168.72	0.85%
No.8	16930	17110	17150	17063.33	95.68	0.56%
No.9	15500	15940	15990	15810.00	220.15	1.39%
No.10	27660	27620	27620	27633.33	18.86	0.07%

表 3-8 以(c)方式受力之電荷輸出量(0603)

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	14390	13850	13720	13986.67	290.10	2.07%
No.2	9180	9710	9680	9523.33	243.08	2.55%
No.3	12270	12390	12290	12316.67	52.49	0.43%
No.4	3520	3630	3180	3443.33	191.54	5.56%
No.5	8600	9010	9360	8990.00	310.59	3.45%
No.6	13250	14040	13990	13760.00	361.20	2.63%
No.7	13530	14690	14850	14356.67	588.18	4.10%
No.8	12030	12310	12590	12310.00	228.62	1.86%
No.9	11980	12120	11870	11990.00	102.31	0.85%
No.10	18090	18460	18620	18390.00	221.96	1.21%



### 3.1.6 不同型號 MLCC 之壓電靈敏度

比較不同型號之 MLCC 在相同作用力 200N 時電荷輸出之最大值，以 20N/s 之給力速率重複量測 3 次，結果紀錄於表 3-9、3-10 及 3-11。

III. 長度:  $2\pm 0.15\text{mm}$

寬度:  $1.25\pm 0.10\text{mm}$

電容值:  $4.7\text{pF}$

受測 MLCC 顆數: 9(編號 No.1 至 No.9)

表 3-9 MLCC0805-4.7pF 受力 200N 時之電荷輸出量

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	33020	32610	32520	32716.67	217.61	0.67%
No.2	13030	13140	13130	13100.00	49.67	0.38%
No.3	33040	33050	33330	33140.00	134.41	0.41%
No.4	28880	28840	29170	28963.33	147.04	0.51%
No.5	4014	3837	4061	3970.67	96.44	2.43%
No.6	45400	45280	45250	45310.00	64.81	0.14%
No.7	26710	27320	27130	27053.33	254.86	0.94%
No.8	7190	7475	7560	7408.33	158.24	2.14%
No.9	36250	36490	36420	36386.67	100.77	0.28%

編號 No.6 之 MLCC 具有最大的電荷輸出量，平均值為 45310pC。

No.5 有最小的電荷輸出量 3970.67pC 且具有最大之變異係數 2.43%。

II. 長度:2±0.15mm

寬度:1.25±0.10mm

電容值:1  $\mu$ F

受測 MLCC 顆數: 9(編號 No.11 至 No.19)

表 3-10 MLCC0805-1  $\mu$ F 受力 200N 時之電荷輸出量

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.11	33340	33660	34230	33743.33	368.09	1.09%
No.12	24200	24180	24330	24236.67	66.50	0.27%
No.13	29480	29750	29770	29666.67	132.25	0.45%
No.14	4005	4083	4052	4046.67	32.07	0.79%
No.15	22330	22300	22040	22223.33	130.21	0.59%
No.16	32990	32600	32850	32813.33	161.31	0.49%
No.17	32540	32650	32300	32496.67	146.14	0.45%
No.18	10600	10660	10630	10630.00	24.49	0.23%
No.19	10250	10050	10400	10233.33	143.37	1.40%

No.11 MLCC 具最大電荷輸出值，平均值為 33743.33pC。No.14 具有最低電荷輸出量，平均值為 4046.67pC。No. 19 有最大變異係數 1.40%。

III. 長度: 1.6±0.10mm

電容值: 1  $\mu$ F

受測 MLCC 顆數:10(編號 No.1 至 No.10)

表 3-11 MLCC0603-1  $\mu$ F 受力 200N 時之電荷輸出量

MLCC No.	1st	2nd	3rd	AVG	S.D	C.V
No.1	20760	20700	20700	20720.00	28.28	0.14%
No.2	9340	9330	9190	9286.67	68.48	0.74%
No.3	23680	23010	22590	23093.33	448.88	1.94%
No.4	49540	49400	48980	49306.67	237.95	0.48%
No.5	46400	46000	46080	46160.00	172.82	0.37%
No.6	25840	25420	25460	25573.33	189.27	0.74%
No.7	9920	9664	9750	9778.00	106.37	1.09%
No.8	17130	17240	17220	17196.67	47.84	0.28%
No.9	13400	13160	13170	13243.33	110.86	0.84%
No.10	5120	5090	4824	5011.33	133.03	2.65%

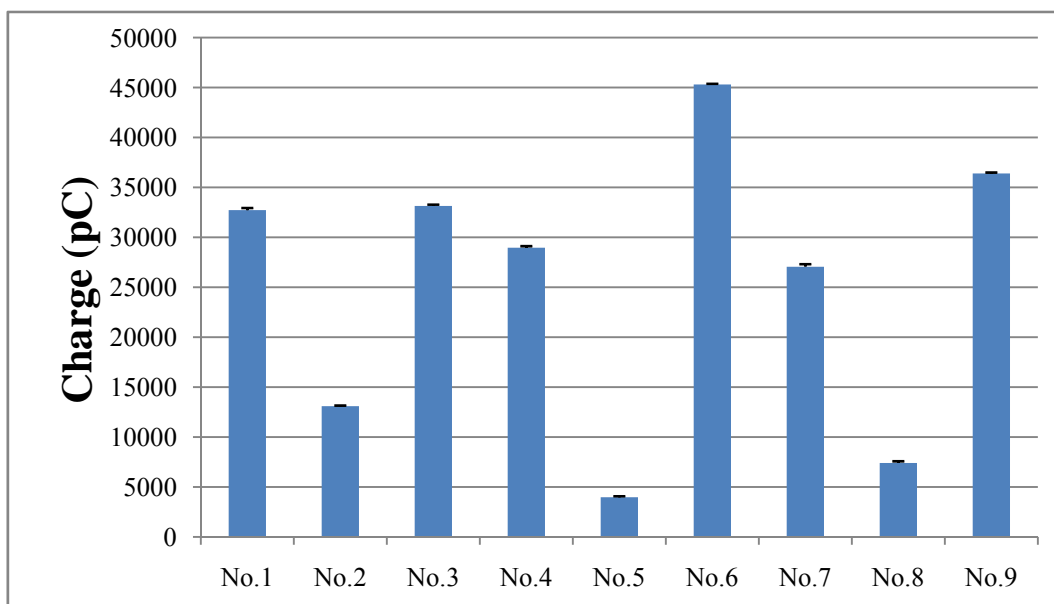


圖 3-5 MLCC0805-4.7pF 受力 200N 時之電荷輸出量

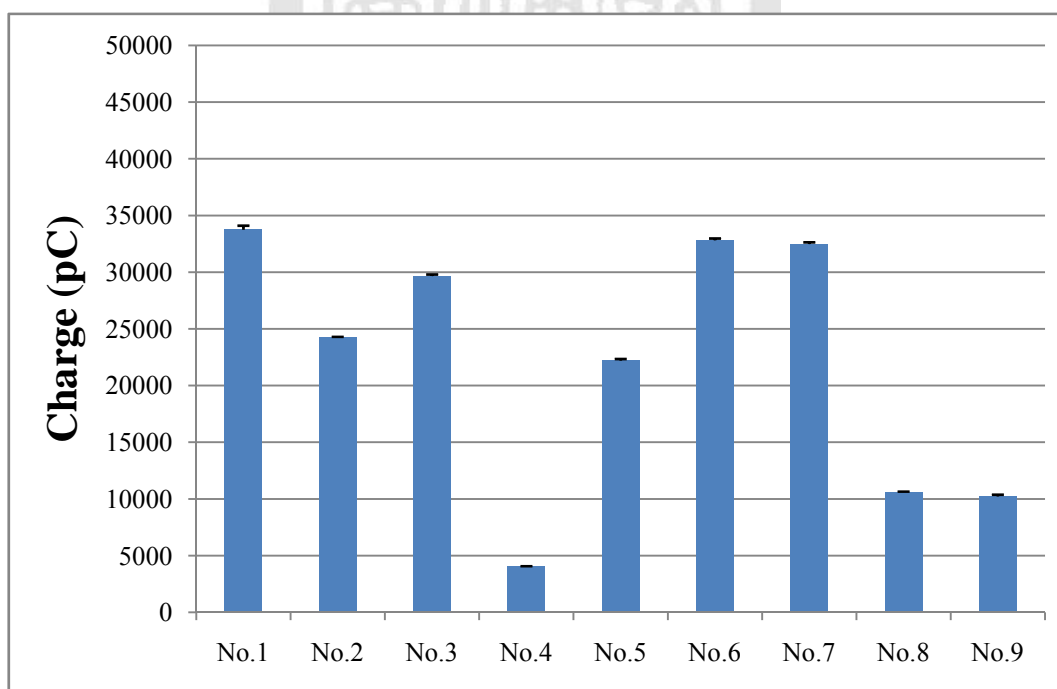


圖 3-6 MLCC0805-1  $\mu$ F 受力 200N 時之電荷輸出量

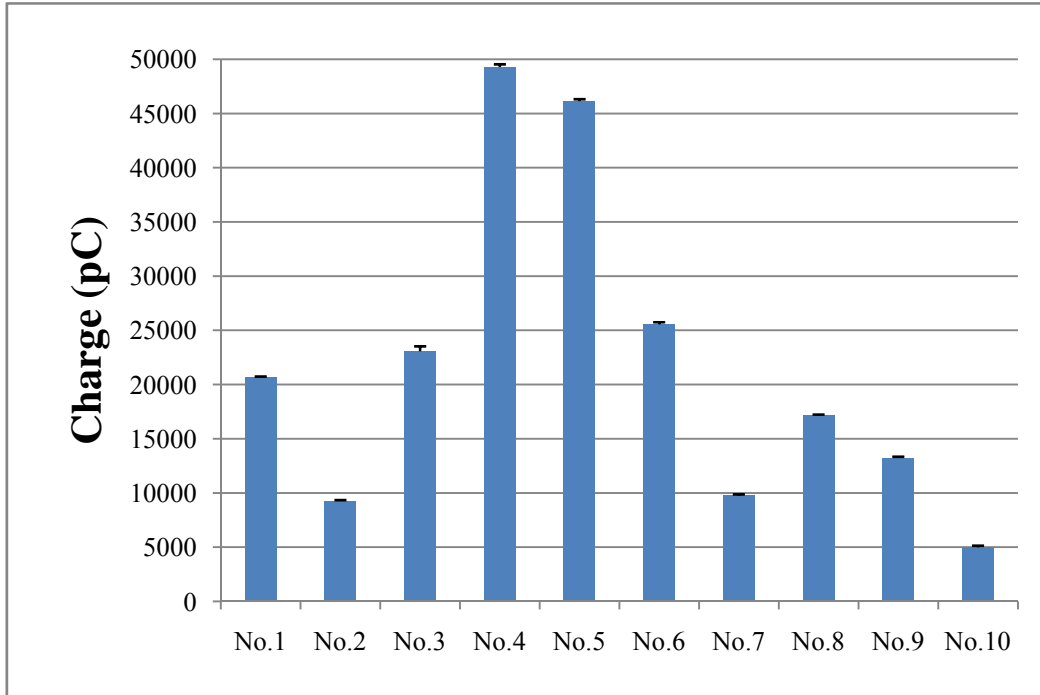


圖 3-7 MLCC0603-1  $\mu\text{F}$  受力 200N 時之電荷輸出量



### 3.1.7 MLCC 於循環負載測試

控制 MTS 作用動態循環負載於 MLCC，設定以 5mm/min 之等速給力達最大負載為 100N 後停留 1 秒，再以同等速率卸載至 0N，重複 5 個循環負載，時間間隔為 1 秒。結果如圖 3-8 所示。

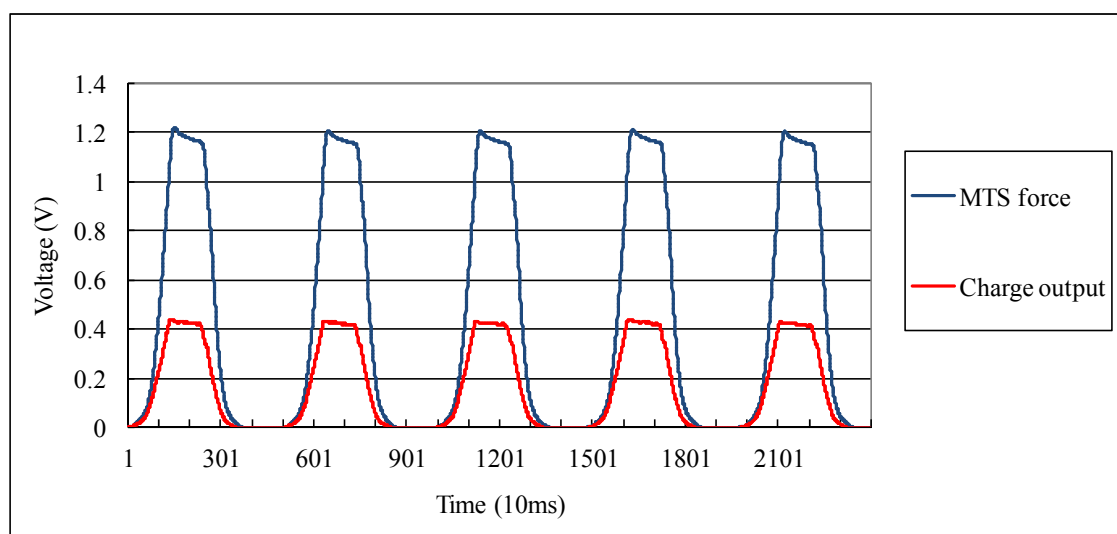


圖 3-8 同步紀錄 MTS 施加循環負載及 MLCC 電荷輸出之類比訊號

表 3-12 紀錄於循環負載時 MTS 施力及 MLCC 電荷輸出之極大值

Cycle No.	MTS Force Peak (V)	Charge Meter Peak (V)	Force/Charge Ratio
#1	1.218	0.4398	2.7694
#2	1.207	0.4311	2.7998
#3	1.205	0.4291	2.8082
#4	1.210	0.4372	2.7676
#5	1.203	0.4273	2.8154
Average	1.2086	0.4329	2.7921

5 次循環負載 MTS 所施以最大力量與 MLCC 輸出電荷之比例平均值為 2.7921，標準差為 0.01986，變異係數為 0.7114%。

### 3.1.8 MLCC 於長時間穩定性測試

考慮 MLCC 電荷輸出會隨時間產生變異，因此進行時間階段性之量測。受測 MLCC 顆數為 10 顆(編號 No.1 至 No.10)，最大 MTS 輸入負載為 150kgf。

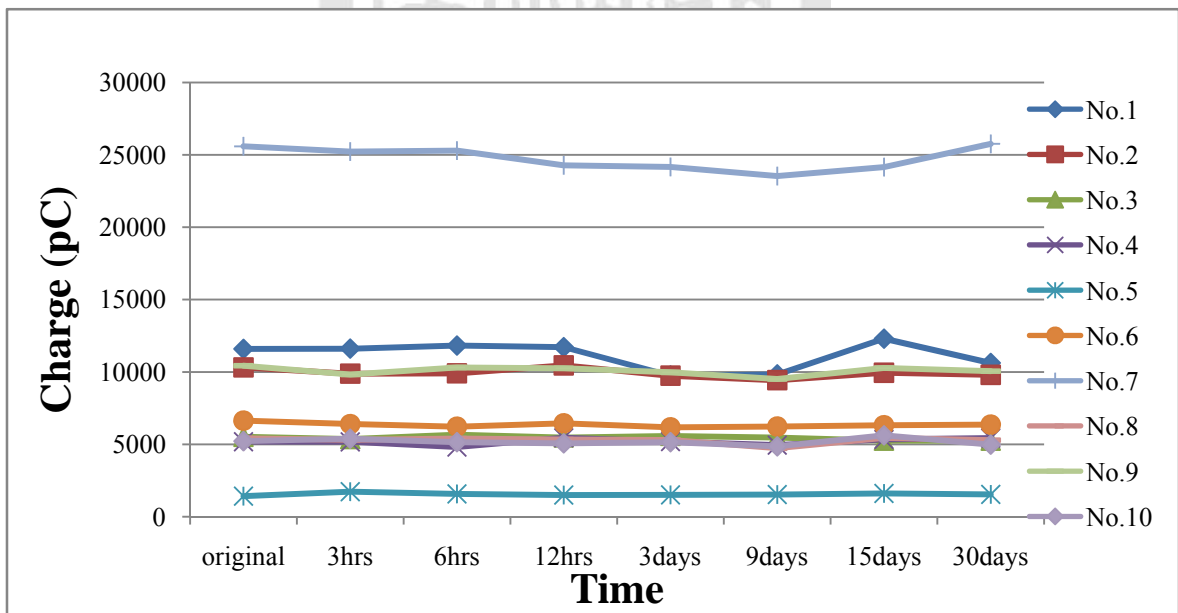


圖 3-9 MLCC 於長時間穩定性測試電荷輸出量之結果

MLCC	original	3hrs	6hrs	12hrs	3days	9days	15days	30days	AVG	S.D	C.V
No.1	11590	11610	11820	11710	9750	9830	12300	10620	11153.75	899.54	8.06%
No.2	10310	9880	9900	10450	9740	9430	9940	9800	9931.25	300.27	3.02%
No.3	5520	5360	5670	5470	5580	5470	5250	5250	5446.25	140.97	2.59%
No.4	5180	5170	4810	5450	5190	4940	5340	5430	5188.75	210.68	4.06%
No.5	1420	1730	1580	1500	1510	1530	1610	1540	1552.50	85.40	5.50%
No.6	6640	6400	6220	6450	6170	6230	6320	6360	6348.75	141.99	2.24%
No.7	25590	25230	25300	24280	24170	23540	24160	25760	24753.75	760.59	3.07%
No.8	5410	5310	5400	5330	5300	4730	5440	5290	5276.25	213.07	4.04%
No.9	10430	9820	10310	10250	9970	9510	10270	10050	10076.25	284.12	2.82%
No.10	5220	5390	5150	5070	5150	4860	5620	4980	5180.00	222.37	4.29%

表 3-13 MLCC 於長時間穩定性測試電荷輸出量之結果

## 3.2 陣列式壓力感測元件測試

### 3.2.1 2×2 陣列式感測器測試結果

#### 3.2.1.1 單顆 MLCC 壓電係數校正

在製作 2×2 陣列感測之前，先對單顆 MLCC(No.1 至 No.4)進行受力與電荷輸出關係之校正，結果如圖 3-10 所示。

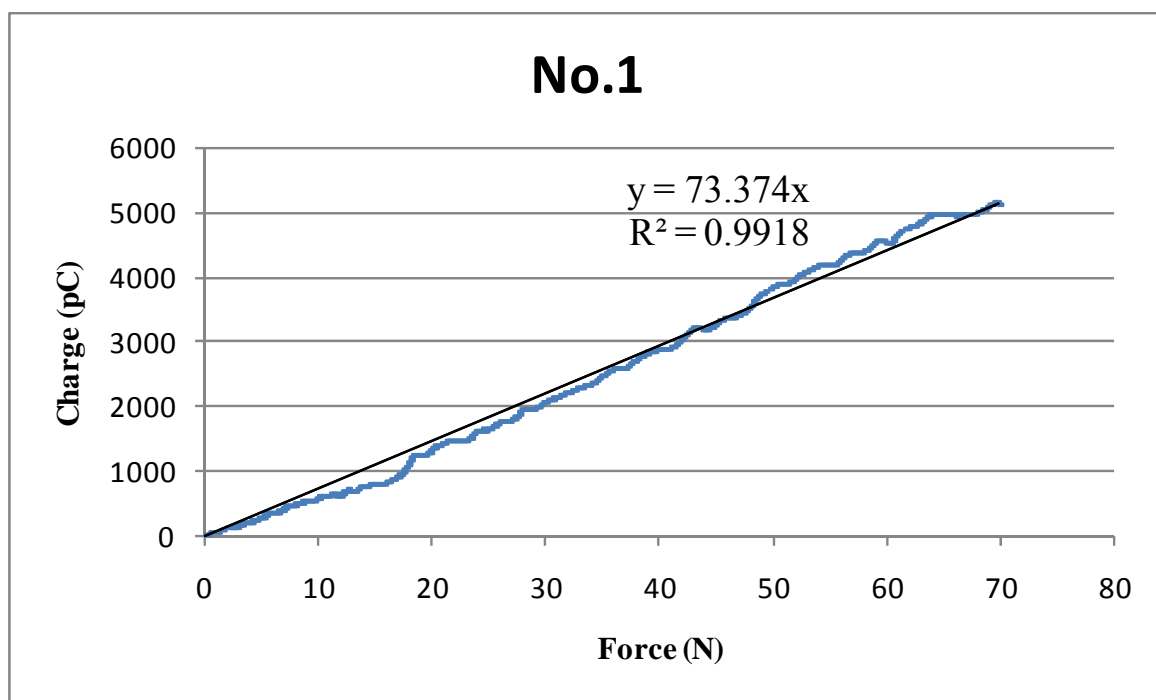


圖 3-10 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.1)

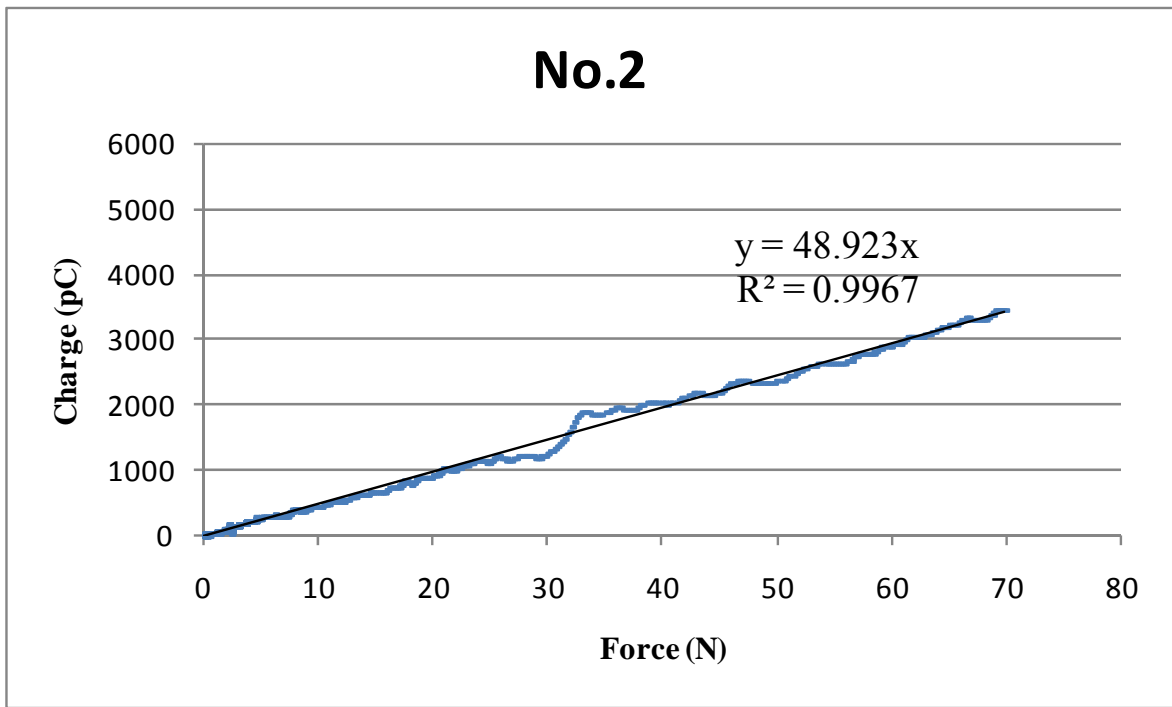


圖 3-11 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.2)

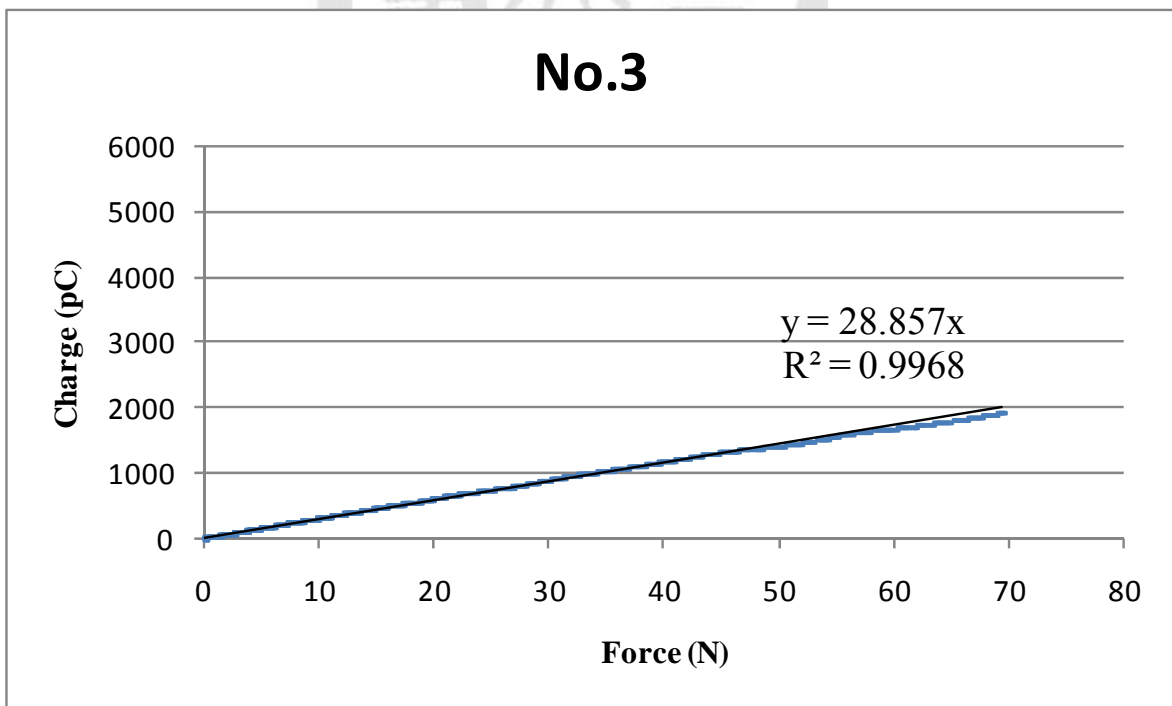


圖 3-12 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.3)

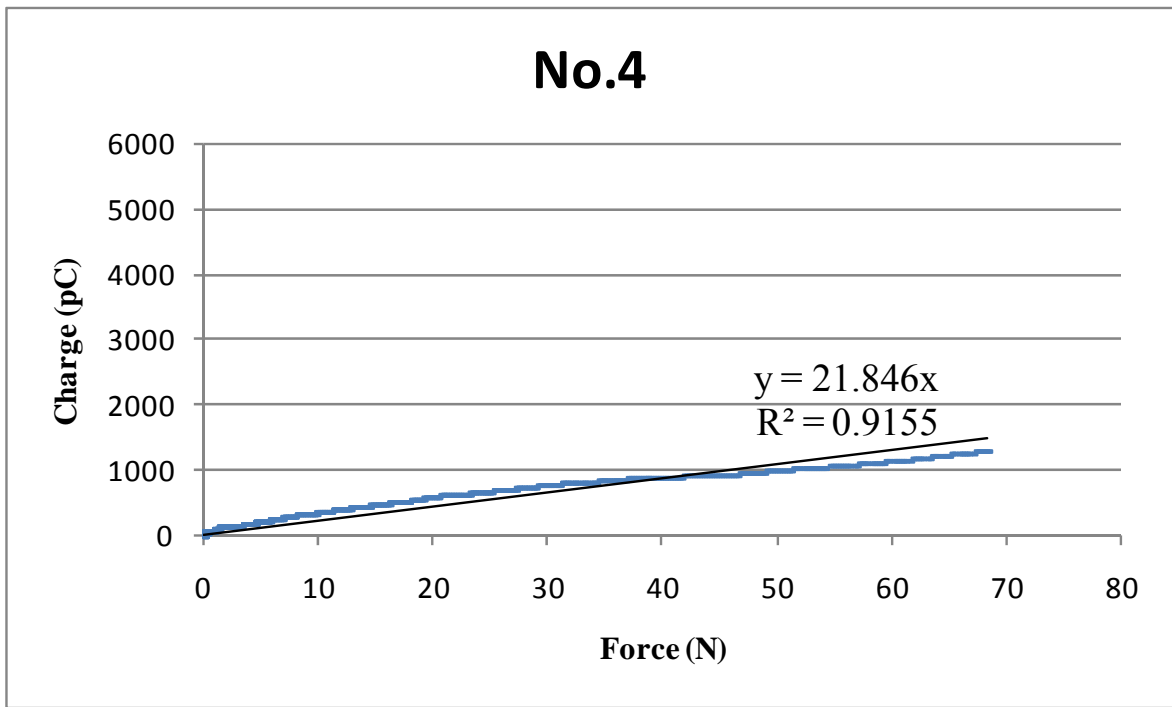


圖 3-13 2×2 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.4)



### 3.2.1.2 2×2 陣列感測器之輸出結果

設定 MTS 最大施加負載為 100N 作用於 2×2 陣列感測器，4 個陣列感測器頻道所量測之結果列於表 3-14。所量測到的力量總和為 99.66N，MTS 實際所施加之力量為 101.49N，兩者誤差值為 1.80%。

表 3-14 2×2 陣列式感測器校正結果

MLCC No.	Measured Charge (V)	Measured Force(V)	MTS Force (V)	Measured Force (N)	MTS Force (N)
No.1	0.1311	0.2761	1.0141	27.61	101.41
No.2	0.0908	0.1685	1.0260	16.85	102.60
No.3	0.1305	0.3883	1.0115	38.83	101.15
No.4	0.1073	0.1637	1.0080	16.37	100.80
		<b>SUM =0.9966</b>	<b>AVG =1.0149</b>	<b>SUM =99.66</b>	<b>AVG =101.49</b>

### 3.2.2 3×3 陣列式感測器測試結果

#### 3.2.2.1 單顆 MLCC 壓電係數校正

製作 3×3 陣列感測器之前，針對單顆 MLCC(No.1 至 No.9) 量測受力與電荷輸出之關係，結果如圖 3-14 至 3-22 所示。

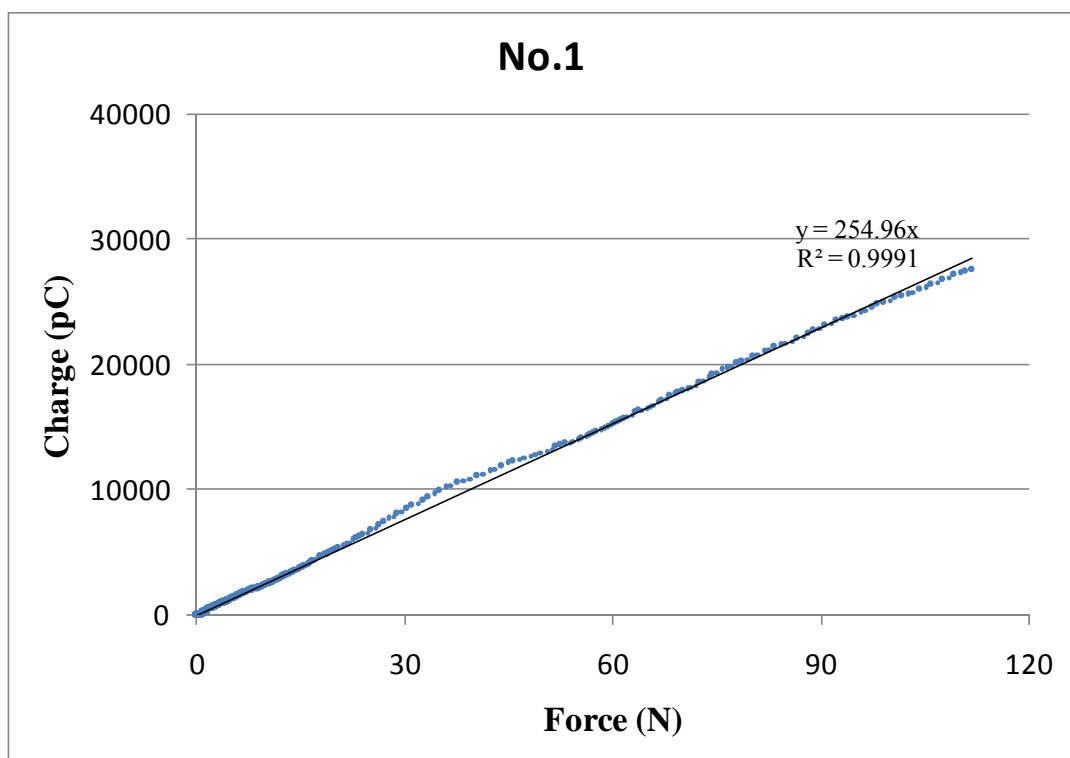


圖 3-14 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電係數校正(No.1)



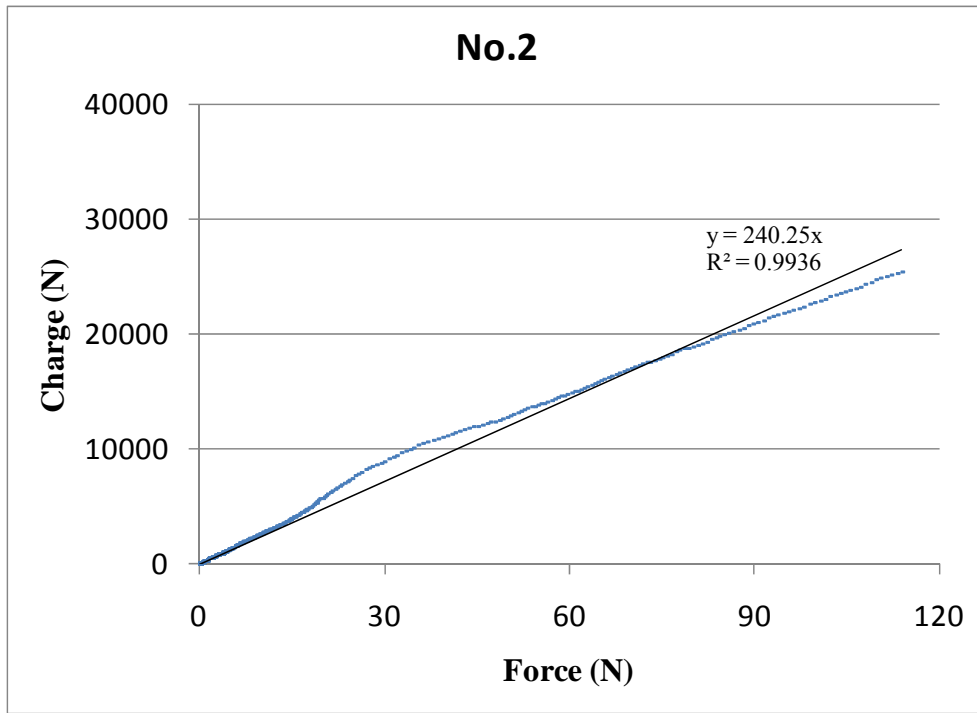


圖 3-15 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.2)

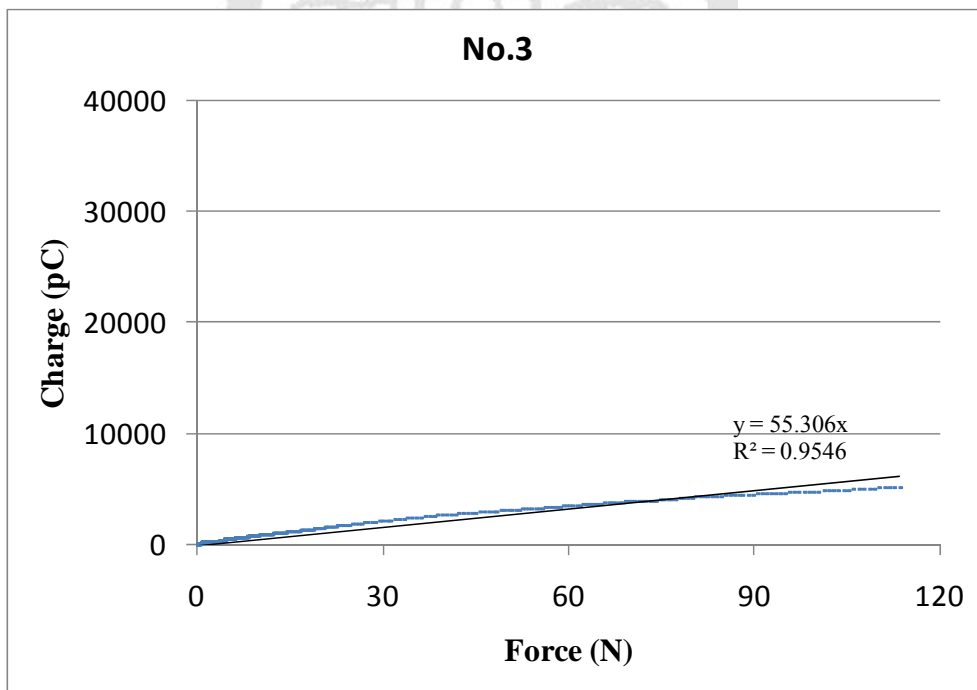


圖 3-16 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.3)

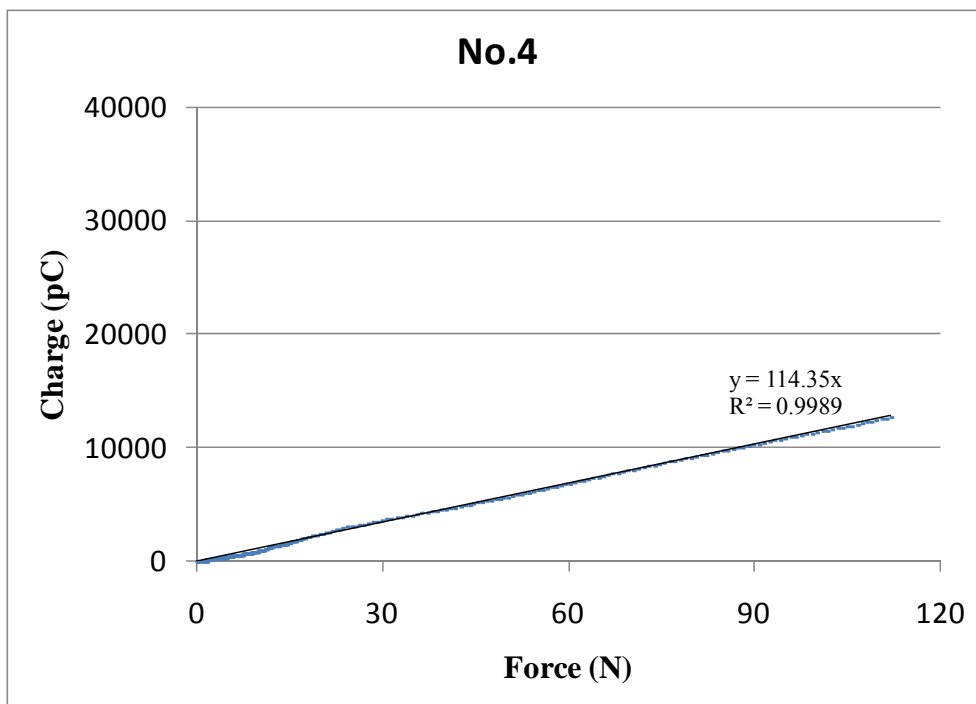


圖 3-17 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.4)

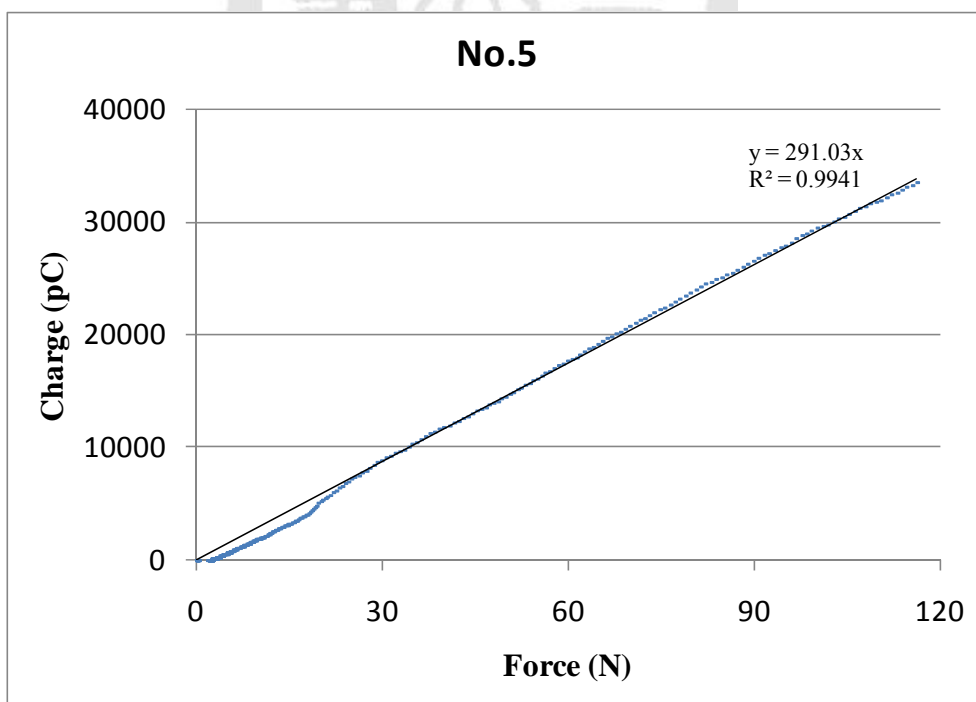


圖 3-18 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.5)

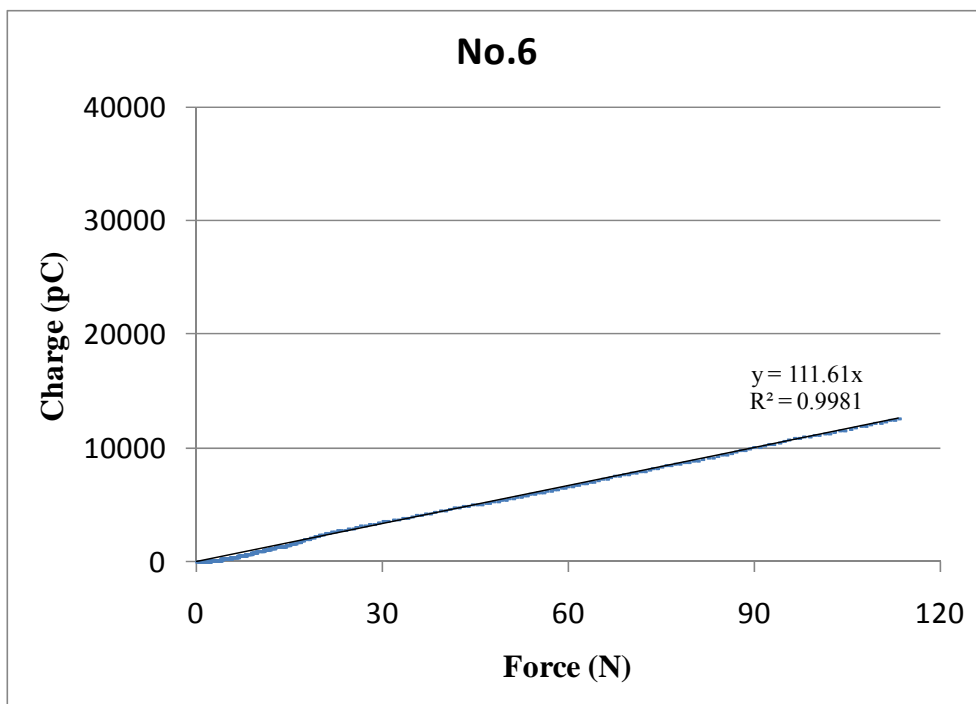


圖 3-19 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.6)

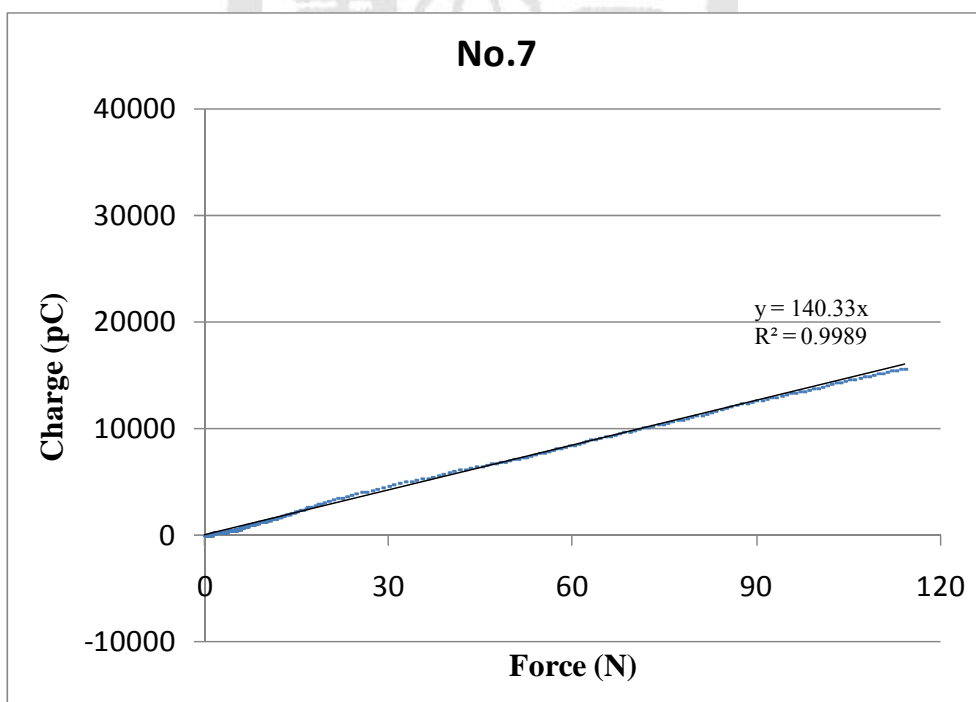


圖 3-20 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.7)

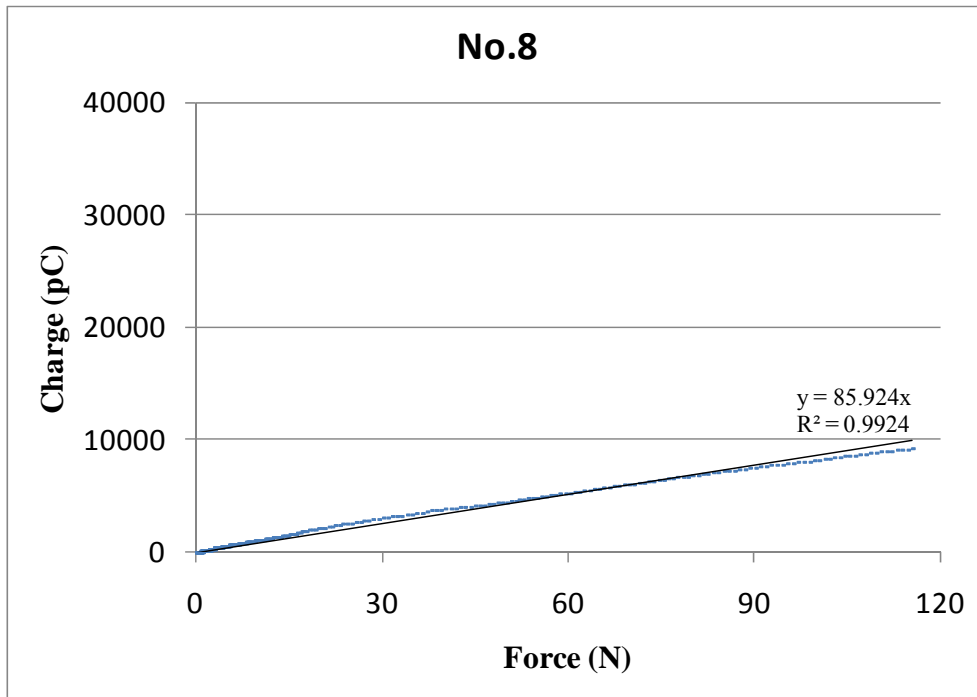


圖 3-21 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.8)

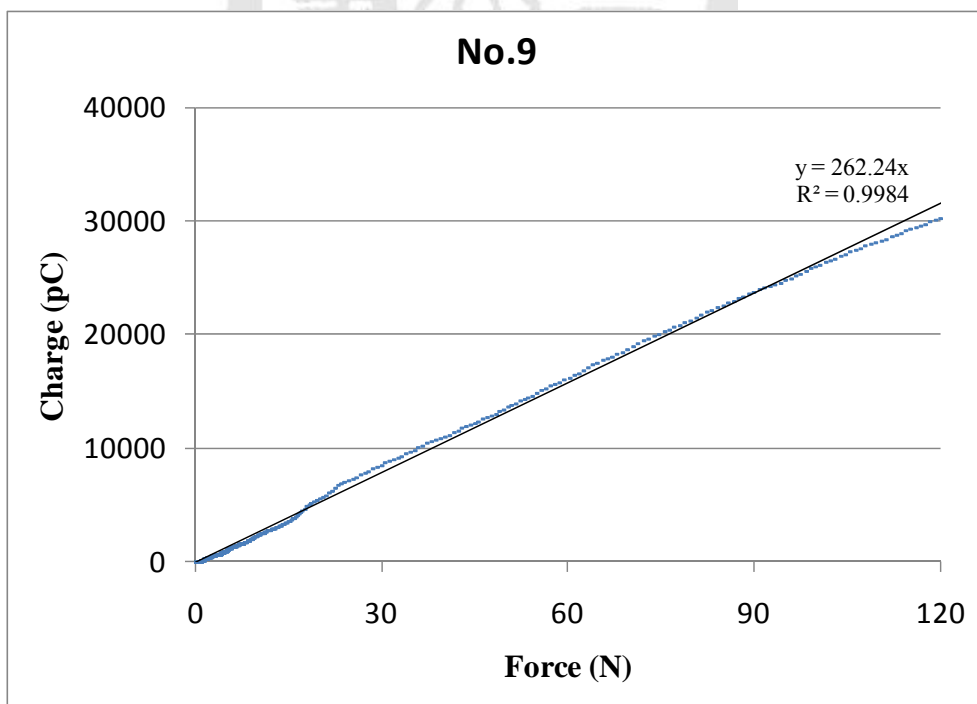


圖 3-22 3×3 陣列式感測器之單顆 MLCC 壓電系輸校正(No.9)

### 3.2.2.2 3×3 陣列感測器之輸出結果

MTS 設定 preload 為 100N 以等速 20N/s 施加力量上升至峰值為 300N，9 個 channel 的電荷輸出結果如表 3-15，由校正曲線回推力量變化量總和為 197.05，而 MTS 施力峰值與 preload 差為 209.31，兩者誤差值為 5.86%。

表 3-15 3×3 陣列式感測器校正結果

MLCC. No.	Measured Charge (V)	Measured Force (V)	Measured Force (N)	MTS Force Outset (N)	MTS Force Peak (N)
No.1	0.2543	0.1184	11.84	96.86	303.78
No.2	0.5110	0.2626	26.26	99.16	306.30
No.3	0.0976	0.1130	11.30	95.50	306.80
No.4	0.2512	0.2457	24.57	95.03	306.41
No.5	0.2683	0.1538	15.38	97.94	304.00
No.6	0.3463	0.3320	33.20	94.02	305.52
No.7	0.1315	0.3050	30.50	100.50	306.29
No.8	0.1191	0.1283	12.83	94.81	306.99
No.9	0.7062	0.3117	31.17	94.17	305.70
			SUM=197.05	AVG=96.44	AVG=305.75

### 3.3 陣列式感測器於牙冠下量測力量分佈

#### 3.3.1 單顆 MLCC 於牙冠切面下之壓電係數校正

在切除牙冠後的牙體平台上進行單顆 MLCC(No.1 至 No.9)之壓電係數校正，結果如圖 3-23 所示。

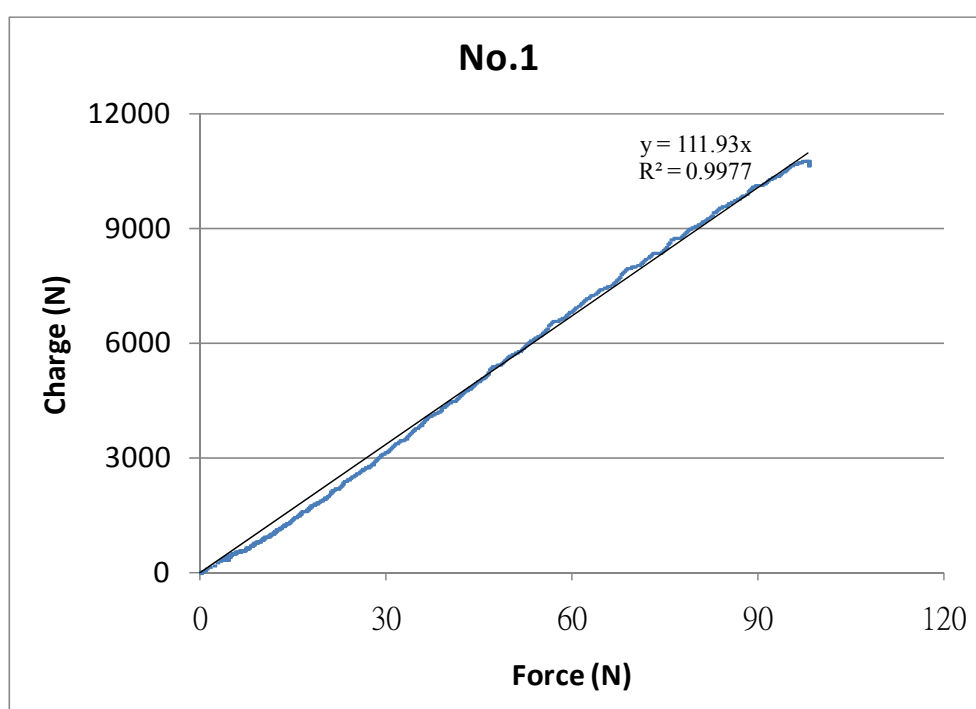


圖 3-23 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.1)

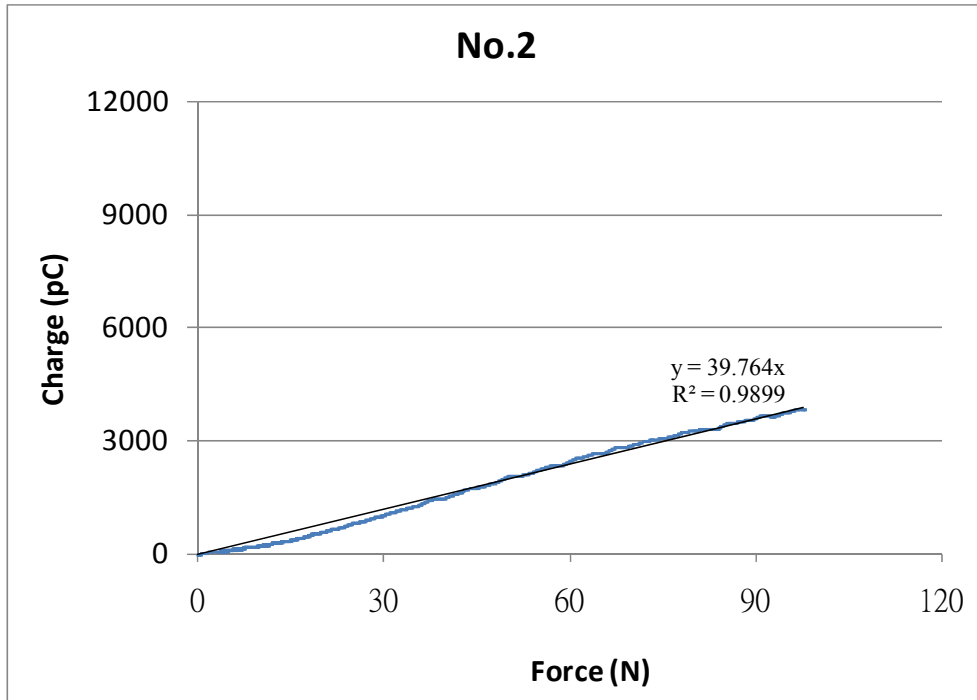


圖 3-24 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.2)

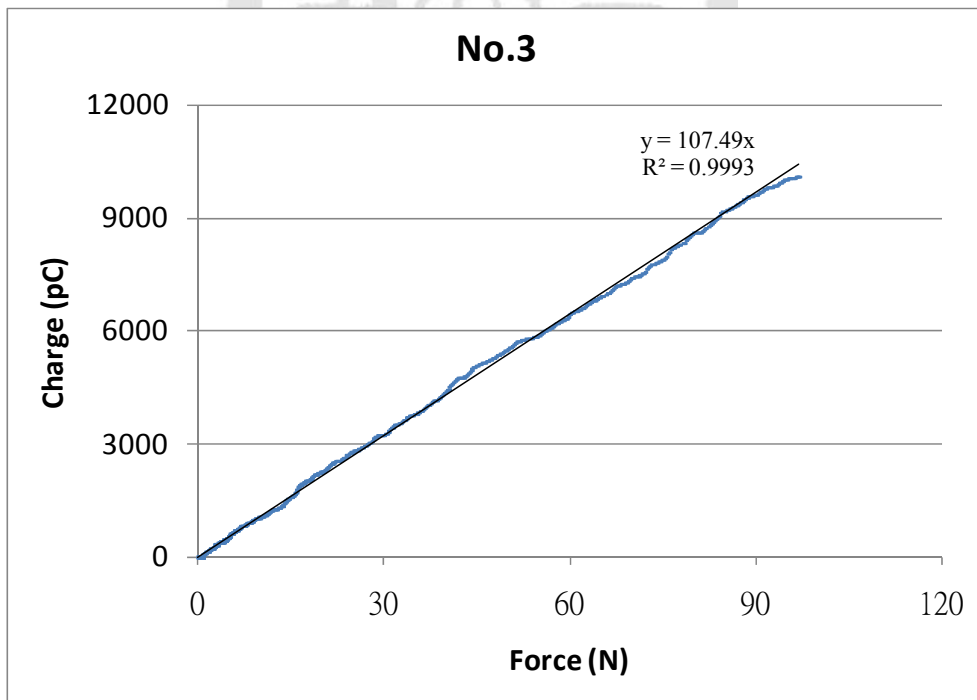


圖 3-25 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.3)

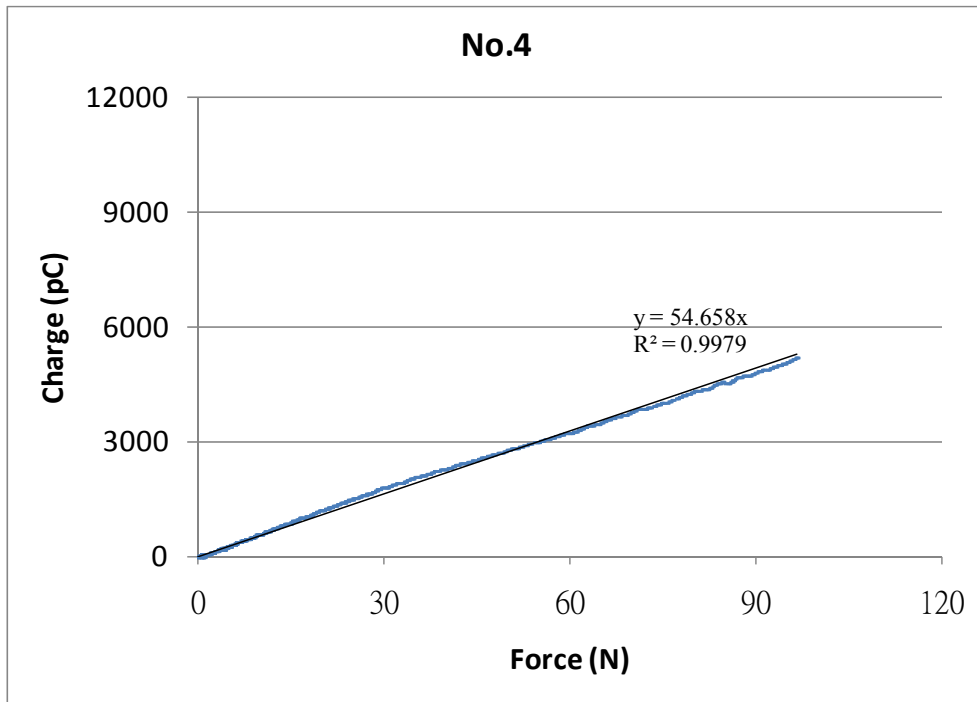


圖 3-26 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.4)

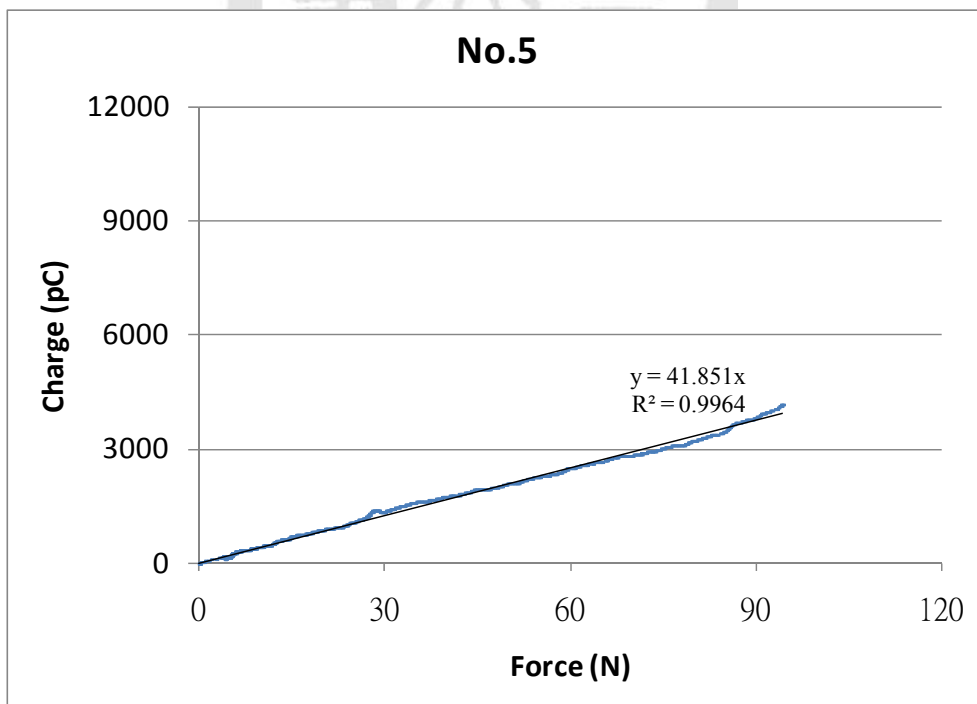


圖 3-27 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.5)



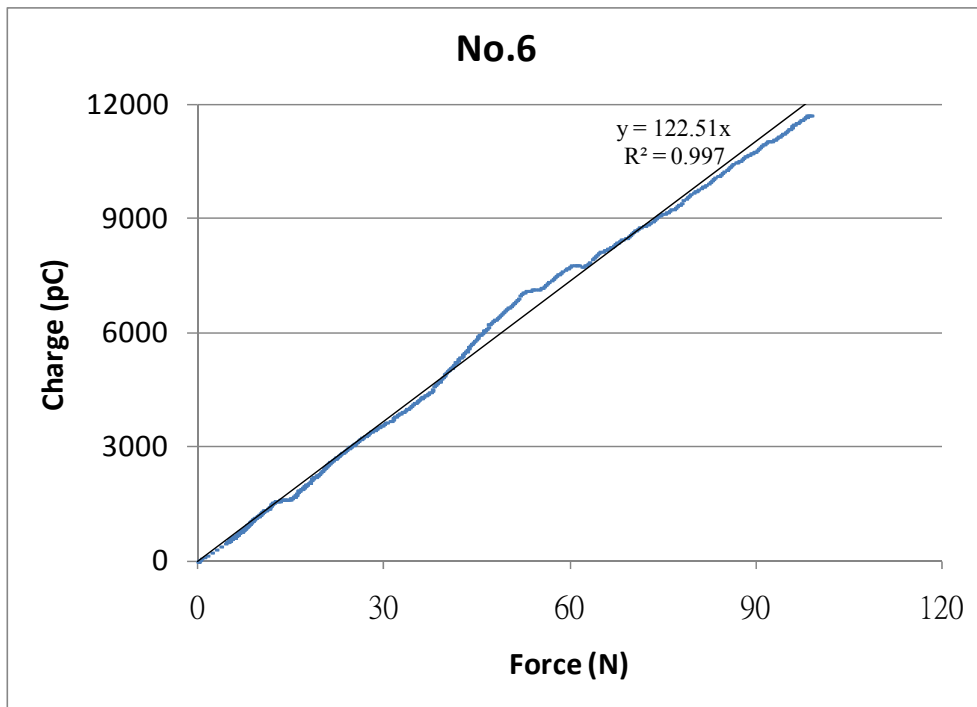


圖 3-28 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.6)

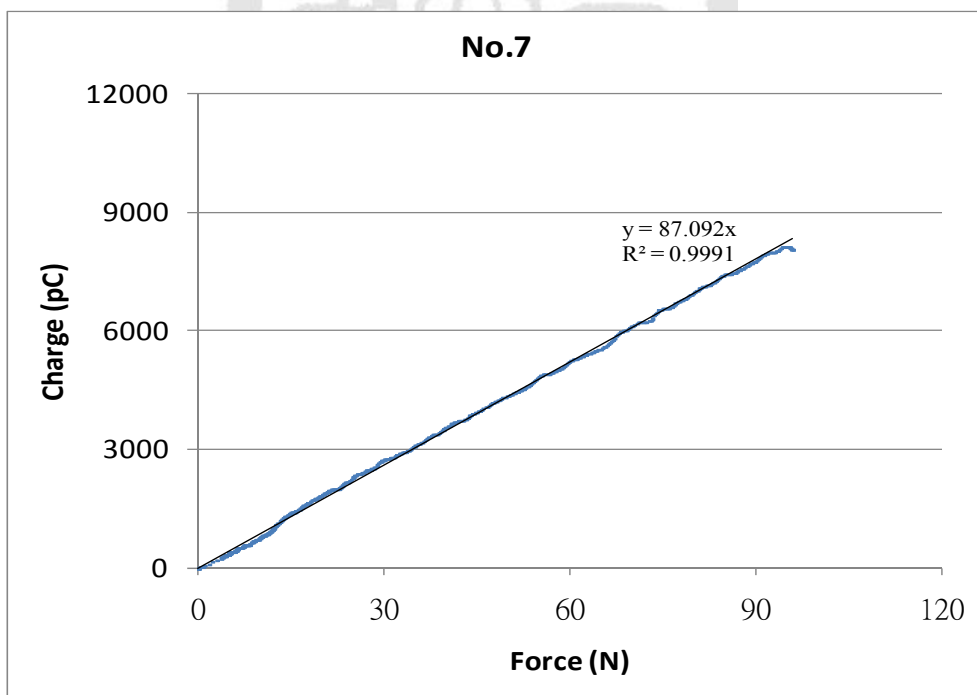


圖 3-29 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.7)

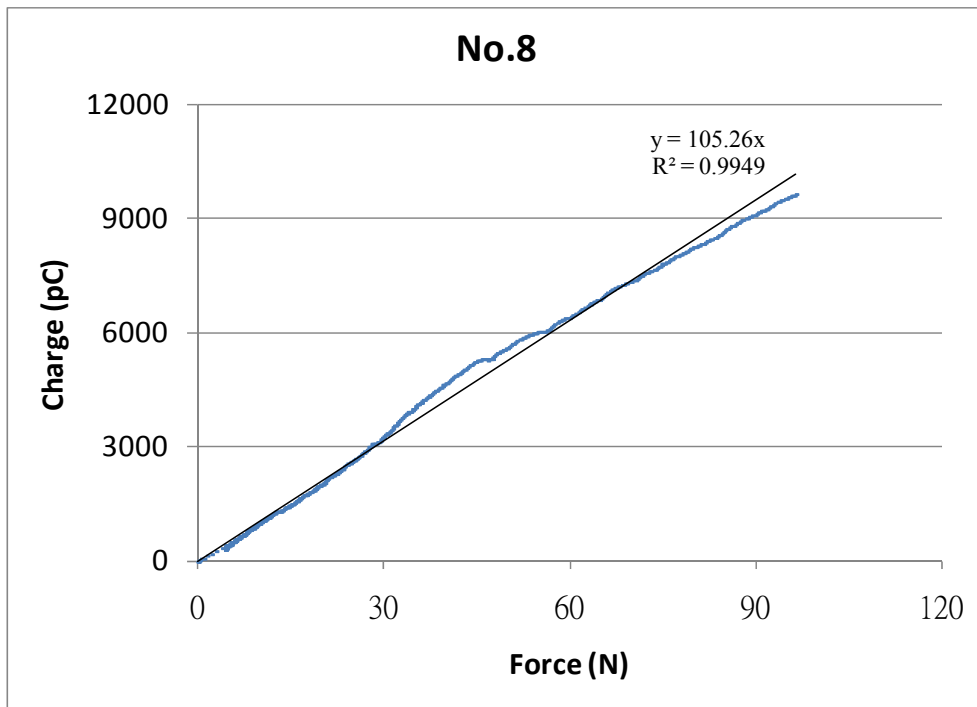


圖 3-30 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.8)

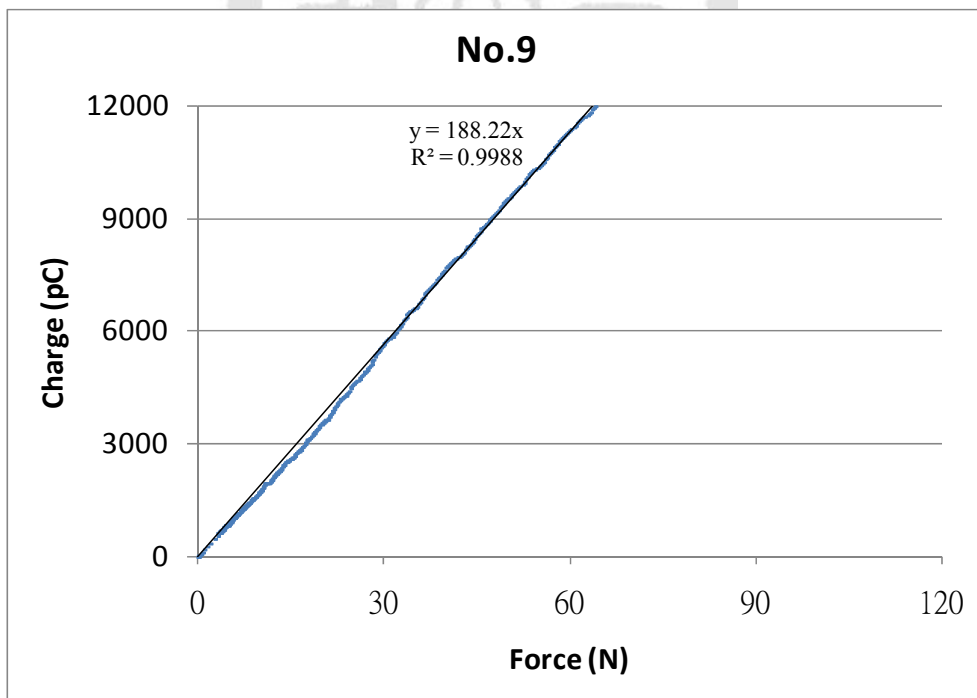


圖 3-31 牙冠面下 3×3 陣列感測器之單顆 MLCC 校正(No.9)

### 3.3.2 陣列式感測器於牙冠下量測之輸出結果

MTS 設定 preload 為 100N 以等速施力速率 20N/s 直至峰值 300N，3×3 陣列式感測器壓電輸出結果如表 3-1。所量測到之力量變化總合為 196.72N，MTS 峰值與 preload 的差值為 199.2N，兩者誤差值為 1.24%。

表 3-13 牙冠面下 3×3 陣列感測器校正結果

MLCC No.	Measured Charge (V)	Measured Force (V)	Measured Force (N)	MTS Force Outset(N)	MTS Force Peak (N)
<b>No.1</b>	0.1012	0.1136	11.36	103.74	303.85
<b>No.2</b>	0.0411	0.1584	15.84	101.60	302.46
<b>No.3</b>	0.1444	0.1396	13.96	104.27	302.60
<b>No.4</b>	0.1323	0.2169	21.69	101.77	300.90
<b>No.5</b>	0.0968	0.2326	23.26	104.98	302.11
<b>No.6</b>	0.2493	0.2067	20.67	102.72	301.17
<b>No.7</b>	0.341	0.3859	38.59	100.31	301.20
<b>No.8</b>	0.2874	0.2688	26.88	103.10	302.22
<b>No.9</b>	0.4433	0.2447	24.47	101.59	300.48
			<b>SUM=196.72</b>	<b>AVG=102.69</b>	<b>AVG=301.89</b>

## 第4章

# 討論

### 4.1 MLCC 之壓電特性結果討論

由 3.1 單顆 MLCC 特性之實驗結果可知，MLCC 之電荷輸出量能有效反應出受力的大小且有足夠的再現性，證明利用 MLCC 作為力量感測元件之可行性。

於林江諭(2007)、鄭文傑(2007)利用 PZT 之壓電材料製作咬合力感測器的研究經驗指出，PZT 之材料強度在承受約 300N 之力量作用時易遭破壞而使量測數值失真。故本研究特別對 MLCC 之材料強度作探討，實驗結果顯示單一顆 MLCC 之複合材料特性使其足以承受約 450N 之力量而不至於破壞，故製作成陣列式感測器後之耐壓強度適合於 450N 以上咬合力之量測。

在 3.1.5 MLCC 不同面受力壓電靈敏度測試試驗中，發現兩種規格 (0805F105Z500CT 及 0603F105Z500CT) 之 MLCC 大部分以受力方向垂直內電極面(圖 3-4(b))之受力方式輸出較大電荷量，比較結果如圖 4-1 及 4-2 所示，故製作陣列式感測器時皆是以此面承受壓力，藉以提高感測元件對力量的靈敏度且可避免材料因非等向應變而造成誤差。

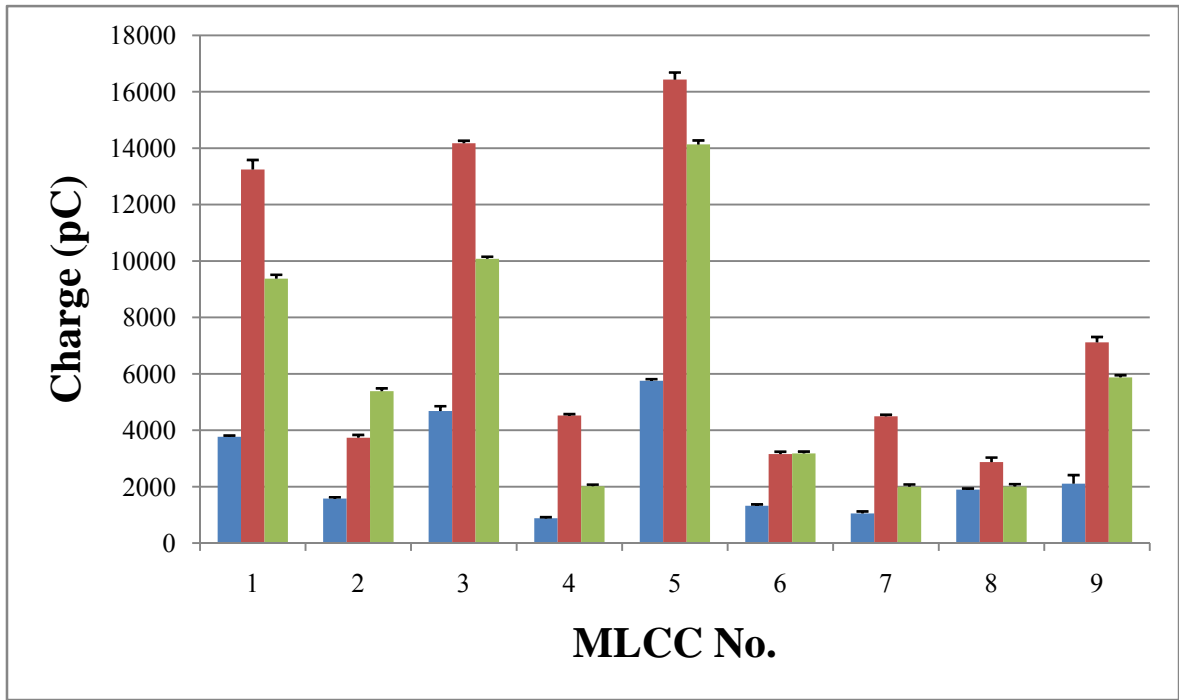


圖 4-1 MLCC(0805F105Z500CT)3 種受力面之電荷輸出結果比較

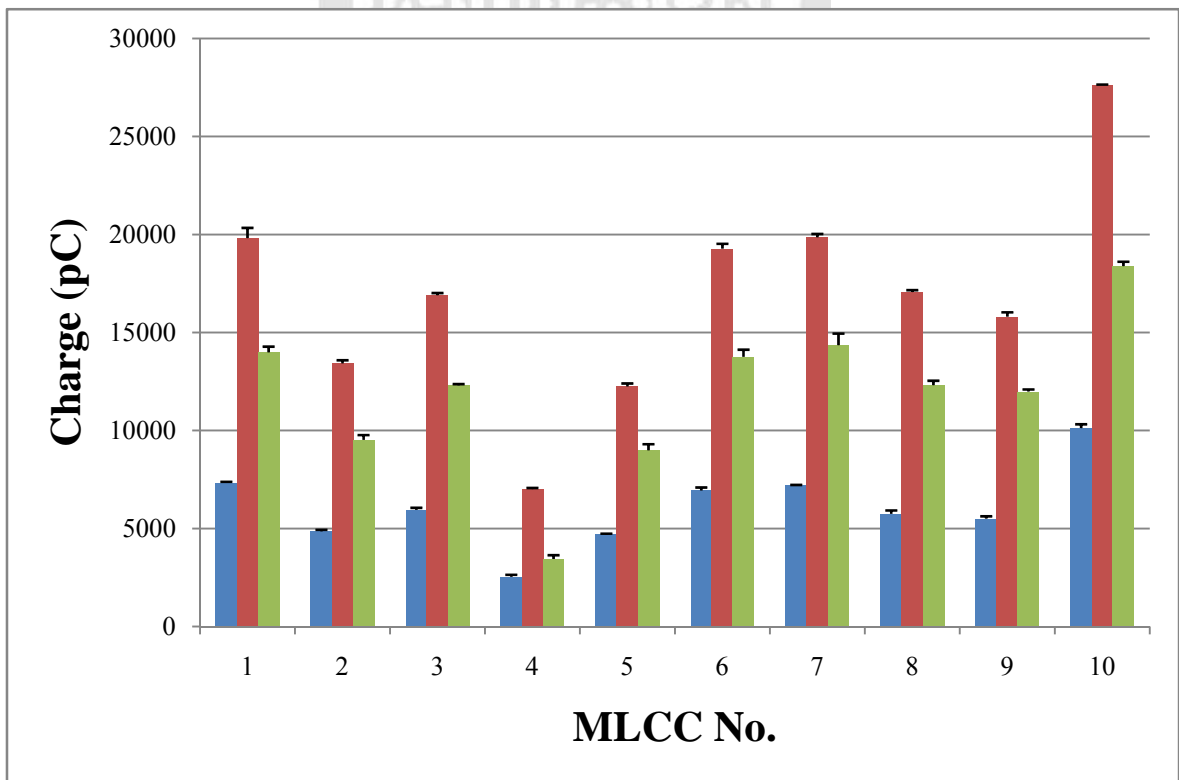


圖 4-2 MLCC(0603F105Z500CT)3 種受力面之電荷輸出結果比較

## 4.2 同規格及不同規格 MLCC 壓電特性差異比較

探討同規格及不同規格 MLCC 於力量感測之可利用性，由實驗 3.1.3 及 3.1.6 之結果顯示，相同規格之 MLCC(805F105Z500CT)，其個別壓電靈敏度有明顯之差異(C.V=66.50%)，但其所受之力與電荷量輸出呈線性關係並未受壓電靈敏度所影響。如圖 4-3 所示，編號 No.2、16 及 28 受力 100N 時靈敏度雖有明顯之差異，但其電荷輸出均以線性反應出受力的大小。在於本實驗陣列感測測試時，MLCC 為個別校正，故不受 MLCC 靈敏度差異影響。

而不同規格之 MLCC 其體積及電容值有所差異性，但各組間其對力量反應之靈敏度並無顯著差距(圖 4-4)。故本研究選用規格為 805F105Z500CT 之 MLCC 為感測元件，其目的為此規格 MLCC 製成之 3×3 陣列感測器適於牙冠切面下有限空間之使用。

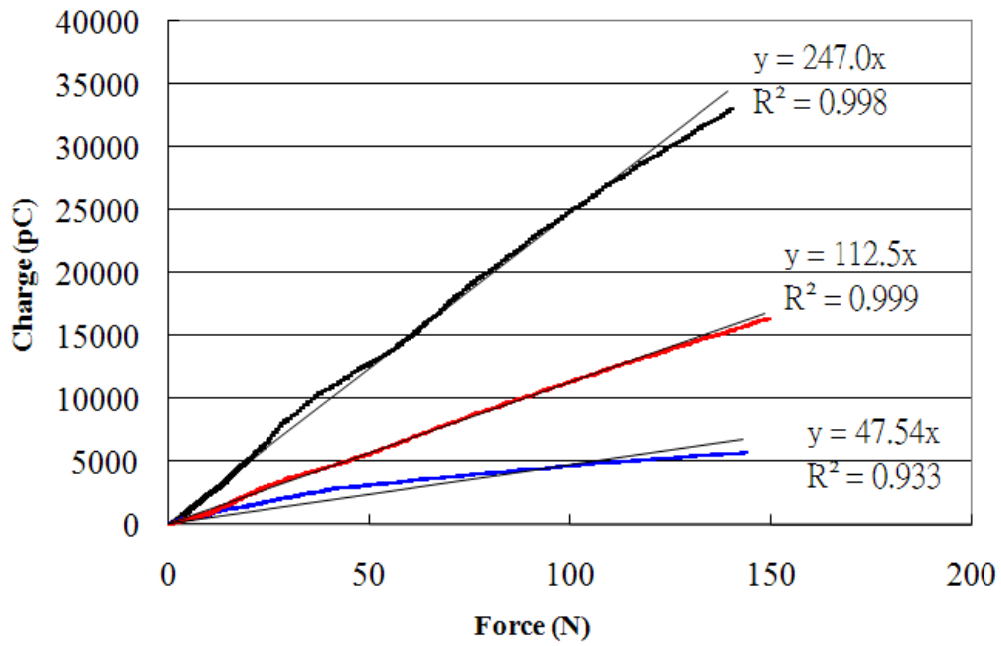


圖 4-3 編號 No.2、16 及 28 之壓電靈敏度

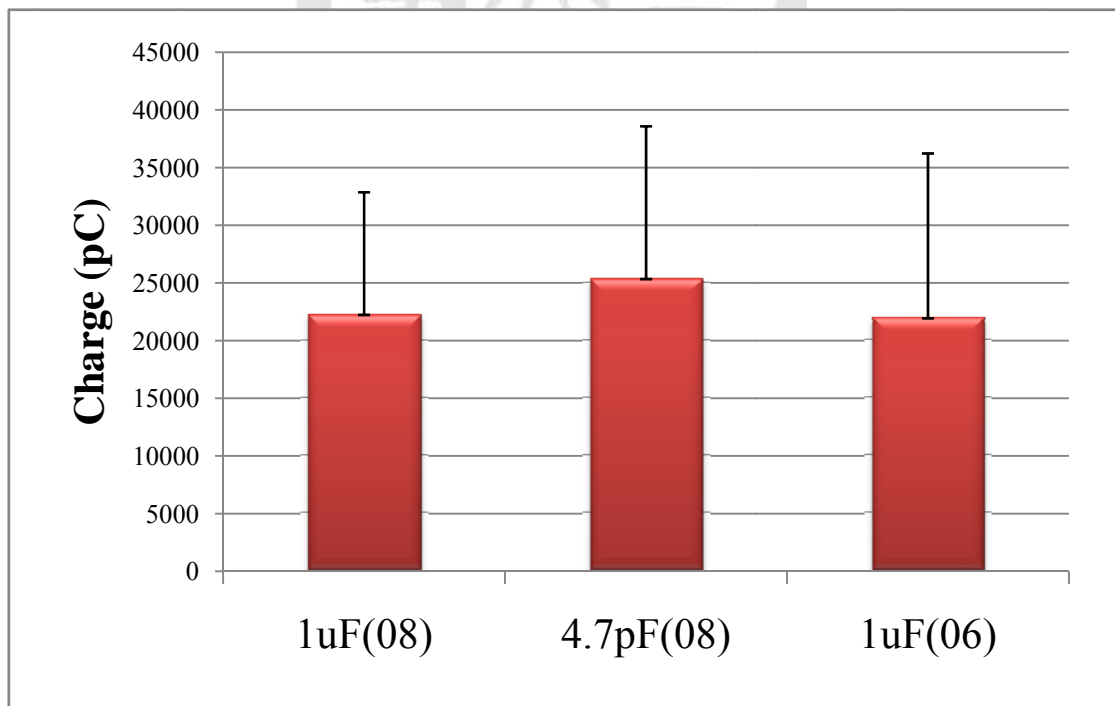


圖 4-4 不同規格 MLCC 之壓電靈敏度平均值及標準差

### 4.3 不同負載條件對 MLCC 電荷輸出之影響

探討實際咬合或咀嚼時，牙齒承受高速負載，因此對施力速率與電荷輸出間之關係進行比較，於 3.1.4 之實驗結果顯示，相同 MLCC 在施力速率 100N/s 的分組中皆有較高之電荷輸出量，其影響電荷輸出之差距於 5% 以內。故咬合速率之差異對於 MLCC 力量之感測並無太大之影響。

經由 3.1.7 及 3.1.8 MLCC 電荷輸出之穩定性測試結果顯示，MLCC 在承受高頻負載時，仍能保持其靈敏度且確實反應其受力情形。於林江諭(2007)、鄭文傑(2007)實驗中，壓電量測系統常有 drift 之現象，尤其於循環負載測試時更為明顯，而在本實驗初期亦有類似之情形，但於使用 BNC 接頭之高絕緣阻抗同軸電纜作為傳導線及延長微機電製程時對銅箔濕之蝕刻時間，drift 現象有顯著改善，能進一步減少量測誤差值。

由於在本實驗中，發現 MLCC 之壓電靈敏度時常因放置及移除於 Z 軸導電膠的重複動作中發生有 20%~50% 改變，故在不將 MLCC 於電極上移除的條件下進行長時間的穩定性測試，實驗結果指出相較於短時間內之測試結果，長時間之測試具有較大之變異係數，其最大值達 8.06% 最小值 2.24%，但是已無重複放置及移除時之如此大差異，故推測壓電係數之改變為人為因素所導致，與時間因素無關，也證明了長時間的條件，下 MLCC 作為感測元件亦有其可靠度。而為了避免製作陣列感測時，壓電



係數發生改變現象影響感測之準確性，本實驗於單顆 MLCC 壓電係數校正時，在相同施力條件下，重複確認受測 MLCC 並無壓電係數改變之可能，且於陣列感測量測結束後，以單顆壓電係數校正之方法，再次確認單顆 MLCC 之壓電係數是否發生變異。

#### 4.4 陣列感測之結果討論

在陣列感測方面， $2\times 2$  及  $3\times 3$  陣列感測結果顯示，由不同 channel 上 MLCC 電荷輸出推算受力總合之值，均能表現由 MTS 所施加之力量，故推測以 MLCC 製作陣列式感測器於力量之量測具有極高之可信度。由於陣列中 MLCC 有受力分佈不均之情形，故對此現象進行探討，考慮 MLCC 之高度差及施力壓頭下擺放位子之差異是造成受力不平均之主要因素，進行陣列式感測器相對於壓頭下之擺放位子不改變，僅以順時針將感測器旋轉  $90^\circ$  及旋轉  $180^\circ$  之試驗，結果如表 4-1 及 4-2 所示，均以編號 No.1 及 No.3 之 MLCC 承受較大之負載，對此 4 顆 MLCC 進行垂直高度之比較，結果發現編號 No.1 及 No.3 之垂直高度均高於另外兩顆 MLCC，約有  $15\mu\text{m}$  以上之差異。因此本實驗在陣列式感測器製作之前，雖有進行 MLCC 垂直高度之篩選，卻仍無法避免因高度差異造成受力分布不均之結果。

表 4-1 2×2 陣列式感測器順時針旋轉 90° 量測之結果

MLCC No.	Measured Charge (V)	Measured Force(V)	MTS Force (V)	Measured Force (N)	MTS Force (N)
<b>No.1</b>	0.1244	0.2598	1.0291	25.98	102.91
<b>No.2</b>	0.1018	0.1872	1.0300	18.72	103.00
<b>No.3</b>	0.1006	0.3010	1.0312	30.10	103.12
<b>No.4</b>	0.1482	0.2370	1.0298	23.70	102.98
		<b>SUM =0.9850</b>	<b>AVG =1.0300</b>	<b>SUM =98.50</b>	<b>AVG =103.00</b>

表 4-2 2×2 陣列式感測器順時針旋轉 180° 量測之結果

MLCC No.	Measured Charge (V)	Measured Force(V)	MTS Force (V)	Measured Force (N)	MTS Force (N)
<b>No.1</b>	0.1238	0.2611	1.0268	26.11	102.68
<b>No.2</b>	0.1128	0.2130	1.0159	21.30	101.59
<b>No.3</b>	0.1067	0.3230	1.0259	32.30	102.59
<b>No.4</b>	0.1103	0.1692	1.0240	16.92	102.40
		<b>SUM =0.9663</b>	<b>AVG =1.0232</b>	<b>SUM =96.63</b>	<b>AVG =102.32</b>

3×3 陣列式感測器置於牙冠下進行量測之結果顯示，以此量測方式，陣列式感測器仍能有效反應 MTS 之施力變化，且誤差值僅為 1.24%，綜合以上之結果可以確認 MLCC 製作陣列式感測器置於牙冠下量測咬合力分布之可行性。

## 第5章

## 結 論

本研究之目的為探討 MLCC 作為力量感測及製作成陣列式感測器於咬合力量測之可行性。由目前實驗之結果可知，MLCC 電荷輸出量與其受力關係呈高度線性，就同類 MLCC 之壓電靈敏度而言，差異大致在於 4% 以內，故有良好再現性。且單顆 MLCC 可承受之力量達 450N，此材料強度足以承受牙齒咬合之作用力，而不至於因破壞導致量測失真。對於不同給力速率之反應，在較高速條件下有較大之電荷輸出量，其差異在 5% 以內。且在承受高頻率負載時，亦能保持壓電靈敏度 (C.V=1.82%)。故可將 MLCC 視為良好之力量感測元件。

MLCC 結合微機電製程技術所製作之陣列式感測器，雖受 MLCC 本身之垂直高度影響受力之分佈，但其總合力均能反應 MTS 所施之力 (error=5.86%)，故此感測器適於量測小面積上之高強度負載。而以同樣方式所製作之感測器置於牙冠下量測力量分佈時，試驗初步結果顯示，即使不同於在 X-Y table 上進行試驗，其感測值亦能反應出施加之力量大小 (error=1.24%) 而感測元件不至於破壞，故推測以此方式量測牙齒咬合力之分佈具有極高之可行性。

## 參考文獻

- [1] 林江諭(2007), 微壓電感測器系統於咬合力量測之探討, 國立成功大學醫學工程研究所碩士論文。
- [2] 鄭文傑(2007), 微壓電陣列感測於力量量測之探討, 國立成功大學醫學工程研究所碩士論文。
- [3] William D. Callister, JR.(1995), *Materials Science and Engineering an Introduction*, New York: John Wiley & Sons Inc.
- [4] Gautschi, G.(2001), *Piezoelectric Sensorics: Force, strain, pressure, acceleration and acoustic emission sensors, materials and amplifiers*, New York: Springer.
- [5] Ramon Pallás-Areny, John G. Webster(2001), *Sensors and Signal Conditioning*, 4th edition, New York: John Wiley & Sons Inc.
- [6] Usui T, Uematsu S, Kanegae H, Morimoto T, Kurihara S(2007), *Change in maximum occlusal force in association with maxillofacial growth*, *Orthod Craniofacial Res* 10, 2007; 226–234.
- [7] Kohyama, K., Sakai, T., Azuma, T., Mizuguchi, T. and Kimura I(2001), *Pressure distribution measurement in biting surimi gels with molars using a multiple-point sheet sensor*, *Biosci. Biotechnol. Biochem.*, 2001;

65: 2597-2603.

- [8] Mericske-Stern R, Assal P, Buergin W(1996), *Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo: A methodological study*, Clin Oral Impl Res, 1996; 7: 378-386.
- [9] Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, and Bürgin W(2000), *In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: A pilot study*, The Journal of Prosthetic Dentistry, 2000; 84: 537-547.
- [10] Bousdras VA.(2006), *A novel approach to bite force measurements in a porcine model in vivo*, International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, 2006; 16:474-480.
- [11] Patricia W. Freeman, Cliff A. Lemen(2008), *Measuring bite force in small mammals with a piezo-resistive sensor*, Journal of Mammalogy, 2008; 89:513-517.

## 自述

姓名：劉子玄

籍貫：臺灣省高雄縣

學歷：國立成功大學 醫學工程研究所

國立中興大學 生物產業暨機電工程學系

### 研究經歷：

1. 第十一屆工程科技與中西醫藥應用研討會，2008 壁報

“阿基里斯腱延長術分析”

2. 生物醫學工程年會暨科技研討會，2008 口頭報告

“PILOT EVALUATION of MULTILAYER CERAMIC  
CAPACITOR SENSOR ARRAY in BITE FORCE  
MEASUREMENT”

## 著作權聲明

本人就論文之著作權特聲明如下：

- 本論文同意全部影印
- 本論文同意部分影印
- 本論文不得影印

簽章： 劉子玄