

國立成功大學
醫學工程研究所

碩士論文

微壓電陣列感測於力量量測之探討



**Investigation of Piezoelectric Sensor Array
in Force Measurement**

研究生：鄭文傑

指導教授：張志涵

林哲信

中華民國九十六年七月

授權書

(博碩士論文)

本授權書所授權之論文為本人在 國立成功大學 醫學工程 研究所 生物力學組
九十五 學年度第 二 學期所撰 碩士 學位論文。

論文名稱：微壓電陣列感測於力量量測之探討

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、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佈發行或上載網路。本論文為本人向經濟部智慧財產局申請專利的附件之一，請將全文資料延後兩年後再公開。(請註明文號：)

同意

不同意

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

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

研究生簽名：

鄭文傑

學號：P86944015

(親筆正楷)

(務必填寫)

日期：民國 九十六 年 八 月 二十 日

1. 本授權書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，請再交論文一本予畢業學校承辦人員或逕寄 106-36 台北市和平東路二段 106 號 1702 室 國科會科學技術資料中心 王淑貞。(本授權書諮詢電話：02-27377746)
3. 本授權書已於民國 85 年 4 月 10 日送請內政部著作權委員會(現經濟部智慧財產局)修正定稿。
4. 本案依據教育部國家圖書館 85. 4. 19 台(85)圖編字 712 號函辦理。

簽署人須知

1. 依著作權法的規定，任何單位以網路、光碟與微縮等方式整合國內學術資料，均須先得到著作財產權人授權，請分別在兩種利用方式的同意欄內鈎選並填妥各項資料。我國博碩士論文八十二學年度以前摘要資料庫及八十四學年度以後全文資料微片目錄資料庫已上載於行政院國家科學委員會科學技術資料中心網站 www.stic.gov.tw，八十一學年度以後摘要資料庫以上載於教育部國家圖書館網站 www.ncl.edu.tw。
2. 所謂非專屬授權是指被授權人所取得的權利並非獨佔性的使用權，授權人尚可將相同的權利、重複授權給他人使用；反之即為專屬授權，如果您已簽署專屬授權書予其他法人或自然人，請勿簽署本授權書，著作人日後不可以主張終止本授權書，但您仍可授權其他法人或自然人上述的行為。
3. 全國博碩士論文全文資料微縮片整合計畫的宏觀效益：
在個人方面，您的論文將可永久保存(微縮技術在理論上可保存八百年，證實已逾百年)，也因為您的授權，使得後進得以透過電腦網路與光碟多管道檢索，您的論文將因而被充分利用。在國家總體利益方面，紙本容易因影印而造成裝訂上的傷害，圖書館中孤本的公開陳列與外借也有破損之虞，唯有賴政府全面性的整合，借助科技設備才能一舉完成保存與利用的全方位效益，回憶您過去尋找資料之不便經驗，學弟與學妹確實需要您的論文與授權書。

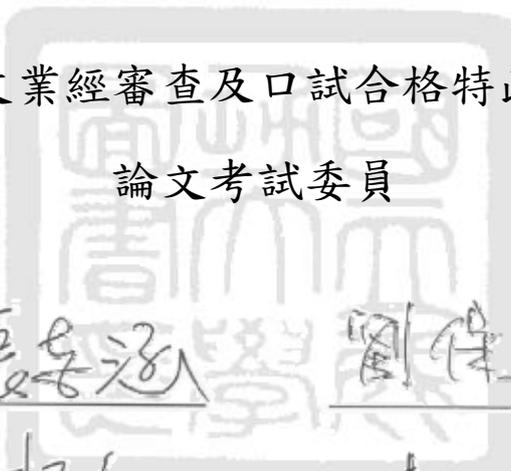
國立成功大學
碩士論文

微壓電陣列感測於力量量測之探討

研究生：鄭文傑

本論文業經審查及口試合格特此證明

論文考試委員



張志涵 劉偉興
林哲信 陳文斌
林哲信

指導教授：張志涵

林哲信

所 長：張志涵 張志涵

中華民國九十六年七月二十八日

Investigation of Piezoelectric Sensor Array in Force Measurement

By

Wen-Chien Cheng

A Thesis Submitted to
the Institute of Biomedical Engineering
National Cheng Kung University
Tainan, Taiwan, R.O.C.

July 28, 2007

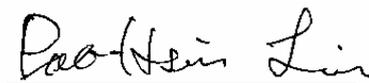
in partial Fulfillment of Requirements
for the Degree of Master Science

Approved by :



Yang-Li Huang

Che-Hsin Lin



Waf-Shi Chen

中文摘要

牙齒主要功能為傳遞咬合力至食物，現階段牙科生物力學之研究中，量測咬合力量大小皆僅侷限在咬合力之合力，目前為止尚無適用之量測元件可量測咬合或咀嚼時力量在牙冠表面上之分佈情形，而咬合力於齒冠分佈是影響牙科臨床補綴成功與否的重要依據，另外在牙科力學分析上給定牙冠上之分佈力也無明確數據參考。

本實驗利用壓電陶瓷材料設計微小化之力量感測元件及陣列式壓力感測元件，利用微機電製程(MEMS)製造厚度為150微米之電極，藉此微小化其壓力感測元件，利用材料試驗機對力量感測元件進行壓力給定，以量測元件受壓後電荷釋放之情形，利用電荷與力量之關係設計可用之力量感測元件。研究使用高頻量測方法，利用高頻量測可有效排除訊號漂移現象(Drift)，利用此方式擷取訊號後再將高頻訊號積分轉換，可將高頻訊號轉成實際代表力量之訊號，由此量測方法可對於咬合力進行量測，但其限制為對靜態負載之低頻訊號，訊號失真程度將過大將造成量測誤差增加。此外對於陣列式壓力感測元件初步實驗發現，本壓力感測元件並無Cross Talk現象，不會對量測時造成影響。

關鍵字:壓電陶瓷材料、咬合力、微機電製程、陣列式壓力感測元件
訊號漂移

Abstract

One of the primary functions of tooth is to provide bite force for food chewing. However, in dental biomechanics, currently, the only available force data is the maximal occlusive force. There is no device accurately enough to reflect the bite force on the crown not to mention the measuring of the distribution of bite force on the crown, which is important for many clinical dental treatments. The development of a device to measure the bite force, as well as its distribution on the crown, is thus an important issue needs to be addressed in dental biomechanics.

The ultimate purpose of this study was to construct a micro force sensor array system to measure the bite force. In this thesis, the characteristic of using piezoelectric material as the sensor array was evaluated. By using micro-electro-mechanical system approach, 150 μ m-thick copper foil electrode was fabricated in order to reduce size of the system. By using material testing system, the force calibration curve of the piezoelectric sensor was obtained with high frequency sampling method which excluded the Drift effect. By integration the high frequency sampled signals the applied force signals can be measured with acceptable accuracy as long as the static loading mode is minimal. For the sensor array system, the Cross Talk effect did not occur and the force summation is acceptable provided that the spacing between sensors is small enough.

Key words: Piezoelectric Material, Bite Force, micro-electro-mechanical system, Force Sensor Array, Drift

致謝

研究所-我求學生涯成長最多的一個階段，經歷過這段酸甜苦辣，深感自己是受上天眷顧，若有能那麼一絲絲的成長，全都歸功於我身旁親愛的各位。

由衷感謝指導教授張志涵老師在這段時間對於我的細心指導，不僅僅在學術上受益良多，私底下的諄諄教誨，每字每句都將銘記在心，老師我真的很謝謝您。同時也感謝陳文斌老師、林哲信老師、劉保興老師、以及黃恆立老師於口試時給予的建議與指正，使本碩士論文更充實而完整。

感謝世偉學長在中山大學製程實驗上的指導與幫忙，以及恆立學長、瑞廷學長、薇清學姐、文杰學長、柱龍學長、佳文學長、郁仁學長、劉澄醫師、莊淑芬醫師、國誌學長、崇德學長、江諭學長，在實驗室對我的照顧；也感謝同窗，感謝奕苓在這段日子對我的照顧，常提醒我生活及課業上之瑣事，著實幫了我很多忙，另外耀德、雙蘊雖然都是我幫你們忙，但是我在你們身上看到很多我該學習的地方，而嘉穗雖然相處時間不多，但依舊感謝你不介意我常將你冰箱的飲料變成銅板，感謝學弟耕任與補丁的陪伴，一同共度美好時光；另外感謝鍾鳴、志在、揚凱、豆子、宜肪，威任、小毛、志中、老蔡、林怡、立杰學長、超獻等等，平時與我一起打球切磋學問，另外感謝慶澤與薯餅在我碩一時的陪伴，同你們大家相處的日子將是我此生最美好的回憶。

最後，要感謝我摯愛的老爸、老媽、老姊、你們對我的照顧與支持，是我最強力的後盾及精神力量的來源，也感謝馥子在過去陪伴我走過生命中每一個低潮，妳的純真使我也跟隨妳一起純真，在此將這份成就與喜悅與親愛的你們一同分享。得到的太多而付出的太少的我，謹以此文感謝在求學生涯中曾經幫助我的各位。

目錄

中文摘要	I
Abstract.....	II
致謝	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 壓電材料.....	2
1.3 文獻回顧.....	4
1.4 研究動機與目的.....	7
第二章 材料與方法	8
2.1 儀器與元件.....	8
2.1.1 材料試驗機(MTS).....	9
2.1.2 壓電材料.....	10
2.1.3 MEMS電極製程.....	11
2.1.4 Charge Meter.....	17
2.1.5 訊號輸出量測系統.....	18
2.2 建立量測方法與系統.....	19

第三章 結果與討論	22
3.1 MTS慢速給力量測結果與討論	23
3.2 MTS快速給力量測結果	33
3.3 陣列式壓力感測元件測試	38
3.3.1 Sensor Array 校正	39
3.3.2 Sensor Array分力量測	40
3.3.3 Cross Talk	45
3.4 壓電材料破裂之探討	46
3.5 Limitation	48
第四章 結論與未來展望	49
4.1 結論	49
4.2 未來展望	50
參考文獻	51
附錄	52
附錄 1	52
附錄 2	53

表目錄

表 2.1 陶瓷壓電材料規格	10
表 3.1 施加壓力之速度固定 增加至壓力之峰值不同	24
表 3.2 Load cell等速給壓力至不同壓力峰值之量測結果	26
表 3.3 施加壓力之速度不同，增加至壓力之峰值固定	28
表 3.4 Load cell不同速度給壓力至固定壓力峰值之量測結果	29
表 3.5 靜態力量之比較最大量測壓力值	32
表 3.6 模擬咀嚼咬合力量測結果	34
表 3.7 模擬咀嚼咬合力量測結果	35
表 3.8 不同頻道之PZT材料校正電荷與壓力之關係	39
表 3.9 圓形墊片同時受力個別Sensor 量測壓力值	41
表 3.10 方形墊片同時受力個別Sensor 量測壓力值	41
表 3.11 方形墊片同時受力個別sensor 量測壓力值	43
表 3.12 破裂後PZT量測結果	47

圖目錄

圖 1.1 (a)正壓電效應[1] (b)逆壓電效應[1].....	3
圖 1.2 3-component force sensor built into a dental implant [2, 3].....	4
圖 1.3 壓電力學感測器in vivo量測 1996 Mericske-Stern R [3].....	5
圖 1.4 2003 S.OKIYAMA 咀嚼果膠(jelly)量測咀嚼性能 [5].....	5
圖 1.5 2006 V.A.Bousdras 測量咬合力之系統[6].....	6
圖 2.1 General Flow Chart.....	8
圖 2.2 MTS材料試驗機.....	9
圖 2.3 壓電材料PZT-5A.....	10
圖 2.4 去除表面氧化銅.....	12
圖 2.5 旋塗.....	12
圖 2.6 軟烤.....	12
圖 2.7 曝光機.....	12
圖 2.8 顯影.....	12
圖 2.9 利用超音波震盪機蝕刻.....	12
圖 2.10 等向性(Isotropic)蝕刻及非等向性(Anisotropic)蝕刻 [7].....	13
圖 2.11 單顆PZT電極規格.....	14
圖 2.12 單顆PZT平面電極.....	14
圖 2.13 陣列式PZT電極.....	15
圖 2.14 陣列式電極接入Channel Switch.....	16
圖 2.15 KISTLER Charge meter 5015A [11].....	17
圖 2.16 訊號擷取系統.....	18
圖 2.17 高低頻訊號量測示意圖.....	20
圖 2.18 單顆PZT電極在MTS平臺受測及後端Charge Meter.....	21
圖 3.1 MTS與Charge meter 訊號經由Data-Logger同步擷取.....	22

圖 3.2 MTS Load cell訊號(上) & Charge meter 訊號積分結果(下).....	23
圖 3.3 壓力感測元件訊號經校正後訊號與Load cell訊號比較	25
圖 3.4 不同給力速度至峰值達 400N	27
圖 3.5 控制MTS施加靜態負載力量 3sec	30
圖 3.6 維持壓力 3sec之測試	31
圖 3.7 量測低頻訊號失真之情況	31
圖 3.8 模擬咀嚼力量(300N).....	33
圖 3.9 模擬咀嚼測之給力方式(150N/s).....	36
圖 3.10 模擬咀嚼測之給力方式(200N/s)	36
圖 3.11 模擬咀嚼測之給力方式(300N/s).....	36
圖 3.12 陣列式壓力感測元件(4 Channel)	38
圖 3.13 不同墊片放至在Sensor Array受力區	40
圖 3.14 縮小壓電陶瓷材料置入電極之間之距離示意圖	43
圖 3.15 Cross Talk影響之量測	45
圖 3.16 壓電材料受壓後X-Ray圖	46

第一章 緒論

1.1 前言

在牙科臨床上補綴為常見之用來修補蛀牙窩洞之手術，然而補綴後之牙冠形狀往往影響到牙齒咬合力之大小，過大之咬合力容易造成補綴後牙齒之損壞，但到目前為止在牙科臨床上還並不清楚咬合時力量如何分佈在牙冠上，因此無法做最有效的臨床補綴治療。

然而目前在國內外牙科生物力學對於此方面之研究已經投入許多年之努力，但至今為止全部之相關研究都只侷限在量測牙齒之最大咬合總力，卻無法提供實際咬合時牙冠上力量之分佈情況。

因此量測牙齒咬合時力在牙冠上之分佈情況為目前牙科生物力學此研究領域上未解決之部分，本實驗希望利用壓電材料設計製造出壓力感測元件，有效減少量測元件之尺寸以利於置入假牙之牙冠內，量測咬合時牙冠表面之分佈力。故本研究之終極目的為建立一套量測系統，可有效量測人類咀嚼食物時在牙冠表面上之分佈力之量測系統。現階段研究目標為利用壓電陶瓷材料製造力量感測元件，探討其效能及可用性，進而設計陣列式力量感測元件，藉由陣列式感測元件使元件可量測咬合力之分佈力。

1.2 壓電材料

18 世紀壓電材料特性已被發現，1824 年 Brewster 及發現電氣石 (Tormaline) 的焦電效應，1880 年 Piere Curie 及 Jacques Curie 從石英 (Quartz) 中發現壓電效應 (Piezoelectricity effect)，亦發現對石英施以不同方向的力會產生不同的壓電效應，但由於天然壓電材料取得與加工不易，1920 年開始開始研發人工合成之壓電材料，1947 年麻省理工學院發展出人工合成之壓電材料鈦酸鋇 (BaTiO_3)，研發至今壓電材料已被充分運用在各個領域 [1, 2]。

大致上可將壓電材料分類成幾個部份

- (1) 單晶片 (Single crystal): 石英、電氣石
- (2) 薄膜類 (Thin film): ZnO、PLZT
- (3) 聚合物類 (Polymer): 聚偏二氟乙烯
- (4) 陶瓷類 (Ceramic): 鈦鋯酸鉛 (PZT)
- (5) 複合材料類 (Composite): 鈦鋯酸鉛與矽

上述各類各有優缺點，但其中的壓電陶瓷類具有耐酸鹼，耐高溫，且易製成任何形狀，因此應用範圍最為廣泛。壓電材料當在外加電場下，材料內部的正負電荷載體受到電場的作用而產生相對位移，因此形成電偶極 (Electric dipole)，使材料內部存在有雙極的現象稱之為極化 (Polarization)。

壓電材料除了可以由電場產生其特性，亦可以藉著機械力產生極化現象，使材料兩端表面產生正負電荷，而電荷密度的多寡與所加之外力成一定之比例。此壓電材料之壓電性稱為(a)正壓電效應(b)負壓電效應(圖 1-1)

(a) 正壓電效應:

當壓電材料受到負載力時，在壓電材料兩側產生電位差，而負載力移除之後壓電材料又恢復成電中性的狀況，且電荷大小與負載力量成正比之關係。故正壓電效應是將機械能轉換成電能之效應，一般應用在力量感測或震動感測等等之感測元件。

(b) 負壓電效應:

當施予壓電材料外加電場時，會在特定方向上產生變形，而當外加電場移除時，機械變形也隨之消失，而其應變量與外加電場強度大小成正比。故負壓電效應是將電能轉換成機械能之效應，一般應用在致動器，超音波產生器等驅動元件。[1]

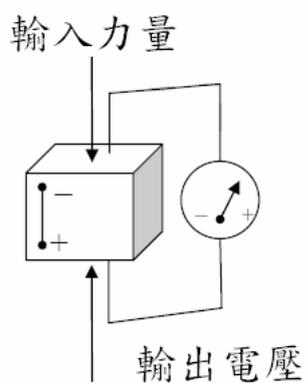
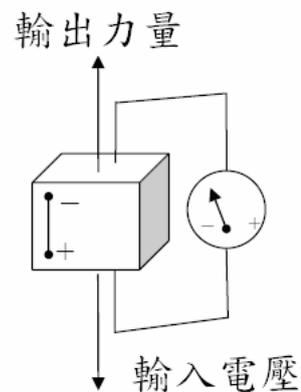


圖 1.1 (a)正壓電效應[1]



(b)逆壓電效應[1]

在本研究目的上希望利用上述壓電材料之壓電效應(Piezoelectric effect)設計一可用力學感應器，由於壓電材料可製成小尺寸元件，且為主動性感測元件(active sensor)，藉由以上材料特性可縮小感測元件尺寸，搭配微機電製程製造微小電極架構出可量測分佈力之微型力量陣列感應器(Sensor array)。

1.3 文獻回顧

在牙科生物力學上，咬合力為臨床上人工植牙或補綴後破壞之重要因素，從早期簡單咬合板，一直到壓力感測器元件慢慢發展進而有微型壓力感測器對咬合力進行量測，如 Mericske-Stern R 利用微型壓電感測器置入 ITI-implants 進行 3 軸向咬合力之量測，圖 1.2 之右圖為三軸向力量感測器，左圖為置入 Implants 之示意圖。[2, 3]

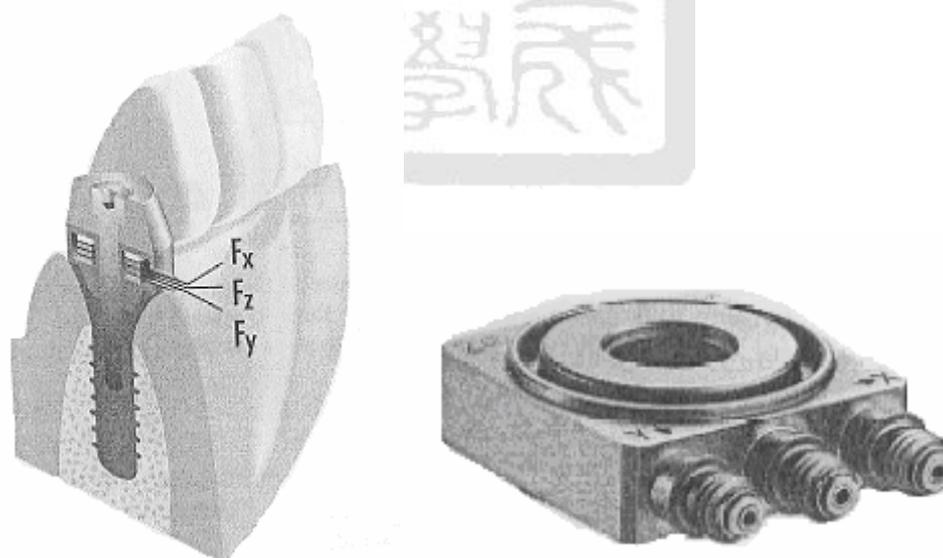


圖 1.2 3-component force sensor built into a dental implant [2, 3]

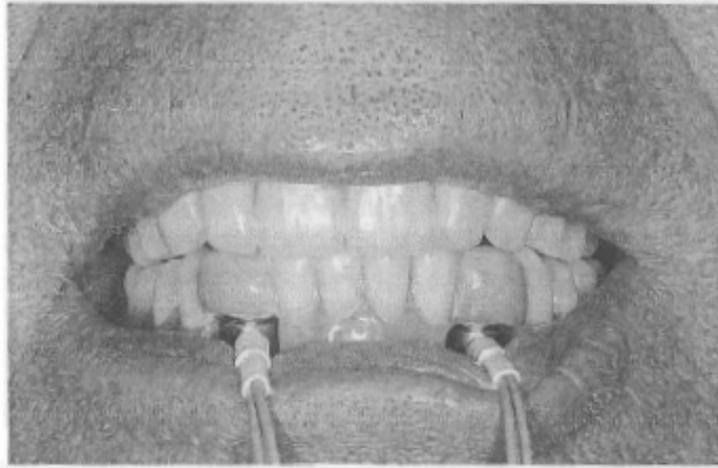


圖 1.3 壓電力學感測器 in vivo 量測 1996 Mericske-Stern R [3]

2004年 H.KARIBE 利用咬合板搭配EMG訊號探討日本學齡前兒童咬合之情況[4]，2003年 S.OKIYAMA 利用不同之果膠(jelly)與壓力感測板(pressure sensitive sheets)進行量測咀嚼性能(masticatory performance) 與咀嚼物相關性[5]。

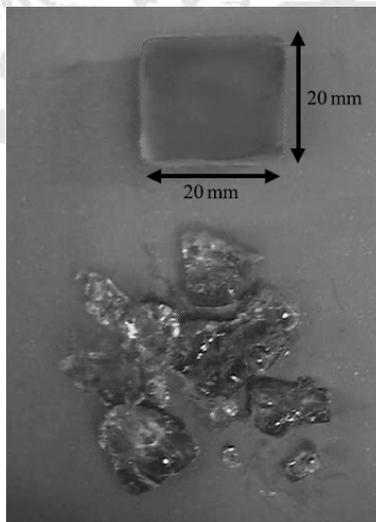


圖1.4 2003 S.OKIYAMA 咀嚼果膠(jelly)量測咀嚼性能 [5]

2004年 V.F.FERRARIO 使用應變規為量測元件，在全口假牙上進行量測，結果發現最大與最小咬合力分別在齒列上門牙與第一大白齒[4]，2006年 V.A.Bousdras 利用臨床牙科技術製造sensor splint 置入活體豬進行量測咀嚼力，而咀嚼時最大咬合力為200N~560N[6]。



圖 1.5 2006 V.A.Bousdras 測量咬合力之系統[6]

1.4 研究動機與目的

由於目前所有牙科生物力學所探討關於咬合力之文獻，皆侷限於牙冠上咬合之總力，但牙冠上之咬合總力並不足以提供臨床補綴醫師或是製造假牙之技術人員任何有效之參考數據，甚至在牙科生物力學之有限元素模擬分析亦無法輸入較與真實情況較相符之給力方式，因此咀嚼時牙冠上力量之分佈將是未來在牙科生物力學上相當值得研究探討的部份，若能明確瞭解咀嚼咬合時在牙冠上力量的分佈情況，對於臨床補綴假牙設計甚至任何有限元素力學分析邊界條件給定都將可提供更有效之資訊。

有鑑於此，本研究希望可以建立咀嚼時可量測牙冠表面分佈力之力學感測器。利用壓電材料之特性(正壓電效應)，將壓電材料輸出電荷反算力量，並且由於利用壓電材料能有效縮小元件尺寸，因此可將力學感測器內部擴充為陣列式壓力感測器，如此即可量測出牙冠上之分佈力，由於量測元件尺寸過小，訊號傳輸時使用之一般線材已不敷使用，且一般線材與壓電材料做導通接觸時易產生應力集中造成對壓電材料之破壞，因此利用微機電製程製造出適用之平面電極，可有效縮小量測系統，最終希望可以藉此設計出微型陣列式壓力感測元件再搭配嵌入假牙之牙冠部分，量測咀嚼時牙冠面上之分佈力。

在本實驗室 2007 林江諭學長之研究[7]因 Drift 現象無法排除，造成量測上之困難，且力量感測器尚未陣列化，故無法量測分佈力量，因此現階段本研究目標為建立可排除 Drift 現象之量測方法，且希望可以設計製造陣列式力量感測元件以利於量測分佈力。

第二章 材料與方法

本實驗主要是要利用陶瓷壓電材料 PZT 作為力學感測元件，因此首先要先建立量測模式與方法，不但要符合口內環境尺寸設計上的局限，還要考慮 PZT 對於力量與電荷之間的轉換關係之特性。由於尺寸縮小與量測環境的限制在本實驗上之電極設計需要特別利用 MEMS 製程設計，此外壓電材料輸出之電荷也需要特別之電荷量測器進行量測，另外需要控制力量之材料試驗機進行材料特性之校正，以上之量測方法與儀器元件以及製程都將在下面一一介紹。

2.1 儀器與元件

本實驗流程如下圖 2.1:



圖2.1 General Flow Chart

分別使用之儀器為下:

訊號輸入: MTS(材料試驗機)、壓電材料片、電極

量測儀器: Charge Meter

訊號輸出: Data logger、PCMCIA Card、Laptop Computer

2.1.1 材料試驗機(MTS)

本實驗之材料試驗機為 AG-I、SHIMADZU、JAPEN(圖 2.2)，搭配荷重單元(Load cell)為最大給力為 1000N，有效控制範圍為 2.5%，本實驗使用 1KN 之 Load cell 因此解析度為 25N，藉由 MTS 給予控制力量在陶瓷壓電材料上，藉此找出壓電材料輸出之電荷與壓電材料受壓力之相對關係[8]。



圖 2.2 MTS 材料試驗機

2.1.2 壓電材料

本實驗使用壓電材料為陶瓷壓電材料 PZT-5A

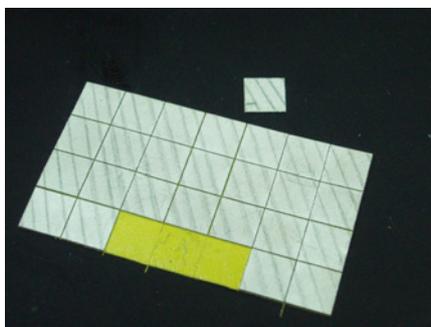


圖 2.3 壓電材料 PZT-5A

表 2.1 陶瓷壓電材料規格

材料尺寸	
面積:	$5 \times 5 \text{ mm}^2$
厚度:	0.2 mm
材料特性	
靜態電容 (C_p)	$C_p = 115 \text{ nF} \pm 10\%$
相對介電常數(ϵ_0)	$\epsilon_0 = 2300$

在感測元件使用壓電材料多是選擇 PVDF 或是 PZT 兩種壓電材料，而本實驗預計將壓力感測元件嵌入牙冠內，藉以量測牙冠上之壓力，而 PZT 材料在剛體表面上機電性較 PVDF 優異，且較適合擷取低頻之訊號，而 PVDF 較適合用在量測高頻訊號(附錄 1)[9]，因此本實驗選擇具有高壓電應變常數之壓電材料鋯鈦酸鉛(PZT) 為感測元件之壓電材料。

2.1.3 MEMS 電極製程

本實驗之平面式電極需利用微機電製程製作，由於因為量測元件尺寸需要微小化，因此平面式電極也需要跟隨著量測元件微化，故需要利用微機電製程製作合適之電極，由於微機電製程可將線寬縮減到 $100\mu\text{m}$ 以下，因此當將來開始設計陣列式感測器(Sensor Array)時可以有效解決尺寸過大，而電極設計為平面式電極是因為當電極與壓電材料接觸面為平整表面時，受力較不易因應力集中而產生壓電材料之損毀。

I. 單顆 PZT 電極製程流程

平面式電極製作主要利用 MEMS 製程，製程如下

- 一.將電極基材銅箔置入稀硫酸腐蝕表面氧化層(圖 2.4)
- 二.旋塗 (Spin):利用旋塗機在銅箔基材上上 AZ 光阻劑 (圖 2.5)
- 三.軟烤 (Pre-Exposure Bake): 加熱至 100°C 去除多餘水分 (圖 2.6)
- 四.曝光 (Exposure): 使用曝光機對光阻劑進行曝光(圖 2.7)
- 五.顯影 (Development):使用 AZ400K 顯影劑進行顯影(圖 2.8)
- 六.硬烤 (Hard Bake): 顯影後加熱至 300°C ，強化光阻性質(圖 2.9)
- 七.濕蝕刻 (Wet Etching):使用氯化鐵對銅箔基材進行蝕刻(圖 2.10)



圖 2.4 去除表面氧化銅



圖 2.7 曝光機



圖 2.5 旋塗

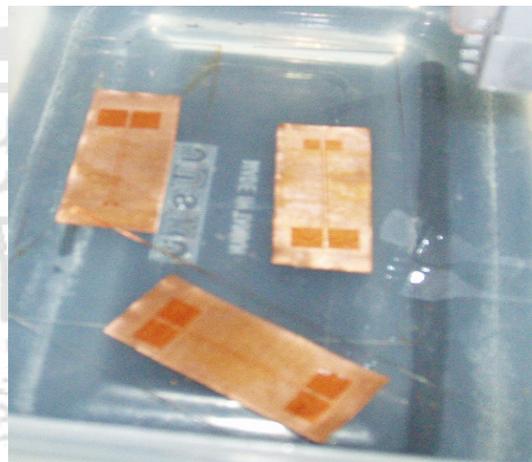


圖 2.8 顯影



圖 2.6 軟烤



圖 2.9 利用超音波震盪機蝕刻

製程方面需要特別注意在濕蝕刻(Wet Etching)時容易有 Undercut 現象[10]，造成製程上的 Failure。在薄膜經蝕刻之後所呈現的截面輪廓如圖 2.10，蝕刻有分為等向性(Isotropic)蝕刻及非等向性(Anisotropic)蝕刻，本實驗蝕刻方式為利用氯化鐵進行濕蝕刻，銅箔遭受每一個方向均等量性之蝕刻，這種等向性蝕刻通常會造成光阻底下的部份薄膜被侵蝕，此現象稱為切底(Undercut)(圖 2.10)。

實驗基材銅箔之厚度將是影響 Undercut 重要因素，故在製程前將基材銅箔片置入稀硫酸，除了可以將表面氧化物去除之外，更可減少銅箔厚度，降低蝕刻時發生 Undercut 之現象，有利於提昇濕蝕刻之良率。

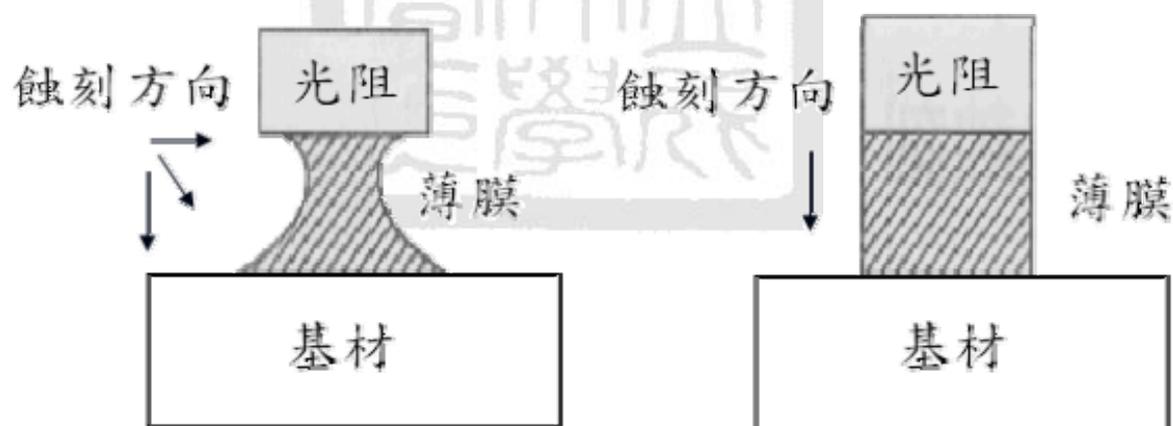


圖 2.10 等向性(Isotropic)蝕刻及非等向性(Anisotropic)蝕刻 [7]

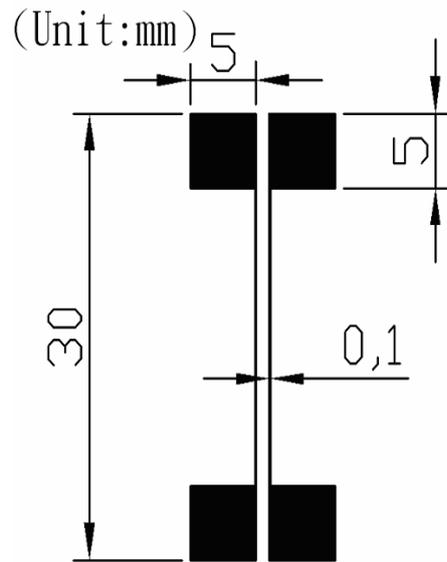


圖 2.11 單顆 PZT 電極規格

圖 2.11 為單顆 PZT 電極之設計圖，兩端外接面積 5×5 mm 為擺放電極區與及外接訊號區，線寬可縮小到 0.1mm，全長 30mm，在另一端平面電極預留壓電材料 PZT 擺放位置，最後利用膠帶封裝及絕緣即完成單顆 PZT 壓電力學感測器電極(圖 2.12)。

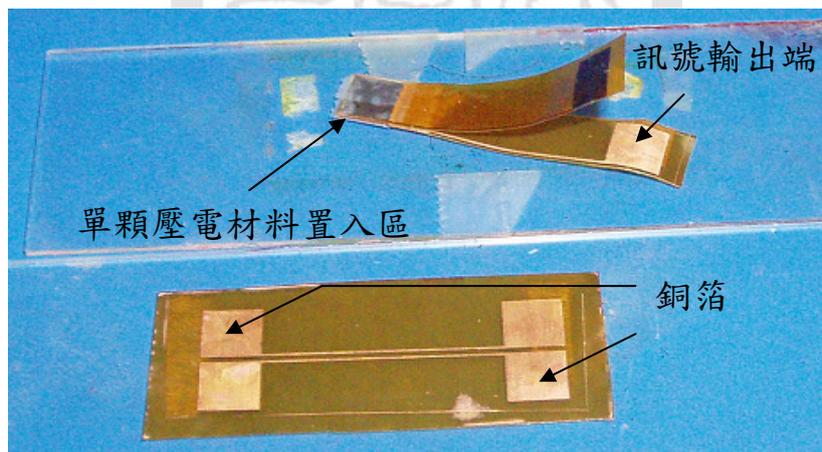


圖 2.12 單顆 PZT 平面電極

II.陣列式 PZT 電極製程流程

陣列式 PZT 電極與單顆 PZT 電極製造流程大致上相同，皆為利用 MEMS 製程，而陣列式 PZT 電極與單顆 PZT 電極設計上較為不同為電極長度及預留 PZT 置入電極之數量和電極後端排座設計。

由於在本實驗之陣列式壓力感測元件將要置入牙冠內進行量測，因此從口內再經由電極傳輸訊號至外部需要較長之距離，因此在此階段平面電極之設計總長將增加至 91 mm(圖 2.13)。

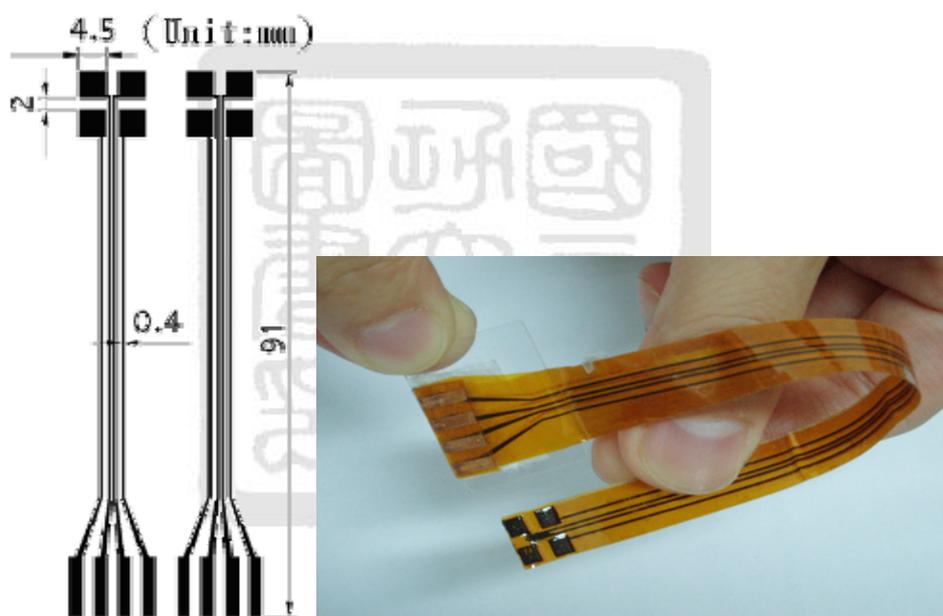


圖 2.13 陣列式 PZT 電極

圖 2.13 為本實驗設計之 2×2 陣列壓電材料電極規格，由於量測元件將從口內白齒輸出到口腔外部，因此電極導線長度需增長至 91 mm，在 PZT 壓電材料放置區面積為 $4.5 \times 4.5 \text{ mm}^2$ ，減少些許電極與壓電材料接觸之面積 ($5 \times 5 \text{ mm}^2$ 縮小成 $4.5 \times 4.5 \text{ mm}^2$)，可避免元件受壓後壓電材料破裂導致正負兩端電極誤觸產生短路之情形，由於單顆 PZT 電極實驗常遭遇此情況，因此在陣列式電極 PZT 接觸面積縮為

4.5×4.5 mm²，藉此改善此問題，壓電材料片面積為 5×5 mm²，其餘部份再進行絕緣，此外線寬部份增加至 0.4 mm，增加線寬可降低濕蝕刻發生斷線之情況，藉以增加良率，由於僅藉由單顆PZT並不無法達成量測牙冠上之分佈力，因此需要陣列式壓力感測器來達到量測分佈力之目的，本實驗設計之 2×2 陣列式壓力感測器之電極具有四通道可同時載配四顆PZT壓電陶瓷材料，達到可同時量測四個區域之壓力分佈，本陣列式壓力感測器量測面積範圍為 12×12 mm²。

利用膠帶貼合在平面電極做電極絕緣，而陣列式感測器後端導通處電極利用雙面膠固定在裁好之玻璃片，以方便連結 Slot 之後再連結 Charge Meter，即完成陣列式壓電陶瓷材料壓力感測元件電極，此電極除了具有可載配四顆 PZT 壓電陶瓷材料之特性，更具有可撓曲之特性，利於未來置入口腔內電極外拉時可撓曲變形。

陣列式電極後端輸出端接 Slot(圖 2.14)設計，上有 Channel Switch，可關閉不同位置之 PZT 感測元件之頻道，此設計利於後端訊號多頻輸出之控制，且對於整個系統架設簡化電極後端與 Charge Meter 連結，希望藉此陣列式壓電感測元件系統可以初步量測較真實白齒之模擬假牙受力時牙冠上之分佈力。

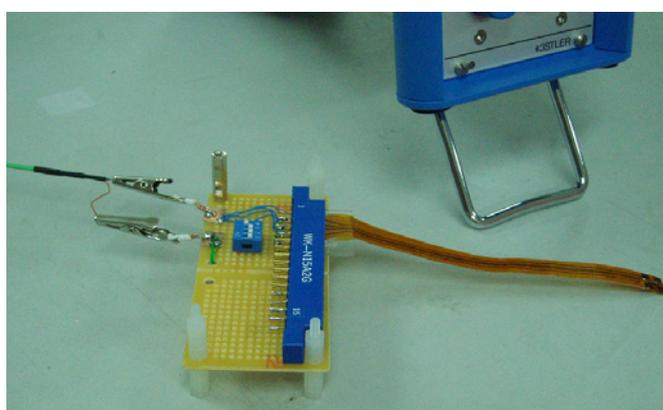


圖 2.14 陣列式電極接入 Channel Switch

2.1.4 Charge Meter

Charge meter 主要是將壓電材料的正壓電效應輸出之電荷轉變成電壓值，並且顯示在儀器上，可量化壓電感測元件之正壓電效應。

KISTLER Charge Meter 5015-A (Switzerland):

Single-channel charge amplifier

Range: $\pm 2 \text{ pC} \sim \pm 2,200,000 \text{ pC}$

Drift $< 0.03 \text{ pC/s}$



圖 2.15 KISTLER Charge meter 5015A [11]

2.1.5 訊號輸出量測系統

資料擷取器: InstruNET-100HC

資料擷取盒具有類比訊號讀入頻道，可以直接擷取 Voltage、Thermocouple、Strain Gage、Current、Resistance 等感測器訊號，而本實驗利用資料擷取器擷取 MTS 輸出之類比電壓訊號及 Charge Meter 轉換電荷之電壓訊號。

PCMCIA card: IntruNet-230 (PCMCIA 介面)

資料傳輸量:100kbits/sec to 4000kbits/sec
環境條件:工作溫度 0~70°C，相對濕度:可達 90%

Laptop computer: IBM X24



圖 2.16 訊號擷取系統

2.2 建立量測方法與系統

本實驗分成兩部份，第一部分為設計單顆壓電陶瓷材料 PZT 量測元件進行實驗，確定本實驗使用壓電陶瓷材料 PZT 之正壓電效應之特性可適用在本研究目的上，此外希望可以將 Drift 現象排除，設計出可用之量測系統，第二部份為設計出微陣列式壓力感測器，利用第一部份實驗製程之經驗與技術，進一步有效地將感測元件微型化後，在設計成陣列式壓力感測器，不但可達到量測實驗目的所求之牙冠均佈力，且元件微小化後，在未來可嵌入牙冠內進行實際量測咀嚼量測。

2007 年林江諭學長研究中之 DC mode 量測模式中有無法克服之訊號漂移現象(Drift)，此電荷偏移現象造成量測數據失真且由於 Charge Meter 量測 range 有其極限最終造成量測系統錯誤(system error)，在此研究成為一大瓶頸[12]。

Drift 現象(附 2)在先前量測模式一直無法有效解決，為本研究帶來量測上之困擾，在本研究發現可利用 AC Mode 量測，由於 AC Mode 量測模式是利用交流訊號來描述待測訊號，因此可因量測模式改變為 AC Mode 而有效排除利用 DC Mode 量測會表現出 Drift 之現象，因此在本實驗量測模式皆改用 AC Mode(設定 Charge Meter 之濾波頻率為 HF-10Hz、LF-50Hz)藉此改善上述無法克服之量測問題。

但雖使用 AC mode 可排除 Drift 現象，但截取訊號頻帶卻無法有效表現出極低頻的咬合力之情況，理論上此類極低頻之訊號需要利用 DC mode 量測，下列為簡單的 AC mode 以及 DC mode 量測示意圖。

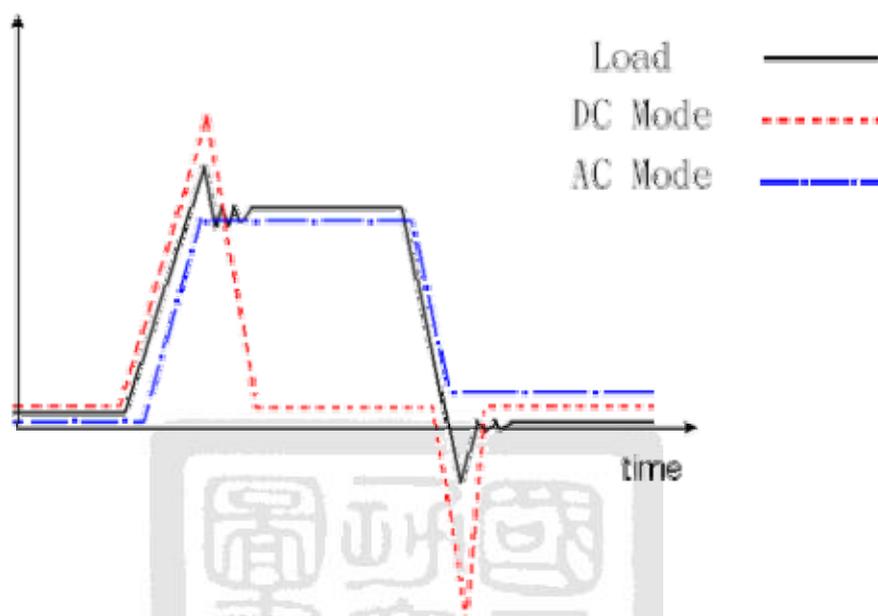


圖 2.17 高低頻訊號量測示意圖

上圖直線表示給力方式，而虛線表示 AC mode 量測，明顯可知量測之頻帶在高頻之部分，量測時將損失低頻訊號，反之折線表示理想 DC mode 量測訊號(理想狀況，無 Drift 現象)，量測頻帶為極低頻部份，但將損失高頻的訊號。

本研究希望可以藉由 AC mode 排除 Drift 現象又能將訊號轉成 DC mode 訊號，只需要將高頻訊號積分後，將可表現出 DC mode 量測到之低頻訊號，但若給力方式為長時間變動量小之訊號，則利用 AC Mode 量測之訊號將失真，積分後也將造成極大誤差，原因在於 AC mode 只能量測到變動量較大之訊號，若在單位時間內變動量過小，此 AC 訊號轉換 DC 訊號之方式則越失真。

將 PZT 壓電陶瓷置入製作完成之電極，電極外部再利用膠帶封合並絕緣，此即為一完整壓力感測元件，此元件受壓後平面電極可將壓電材料之正壓電效應之輸出電荷訊號傳送到 Charge meter 進行量化，最後利用 Data Logger 擷取數據進行分析。

利用上述之 MTS 控制已知負載，將壓力感測元件利用膠帶固定在 MTS 受測平臺上(圖 2.18)，受壓之壓電材料將表現出壓電材料之正壓電效應之特性，輸出電荷經由電極將訊號傳送至 Charge meter 最後輸出電壓經過 Data Logger 紀錄至電腦，最後利用上述之利用 AC Mode 量測訊號再藉由積分轉換訊號之方式做訊號處理。

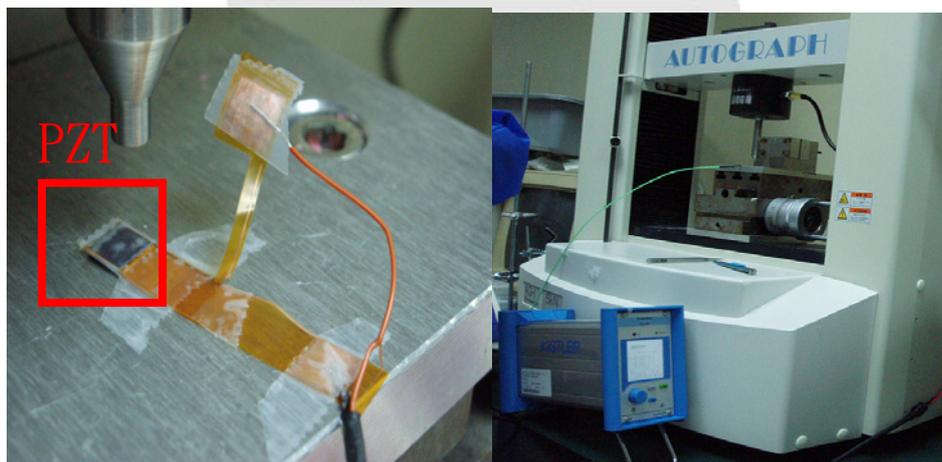


圖 2.18 單顆 PZT 電極在 MTS 平臺受測及後端 Charge Meter

本實驗探討單顆 PZT 以及 Sensor Array 兩部分：

單顆 PZT： Low Frequency Loading Mode

High Frequency Loading Mode

Static Force

Sensor Array: Array 分力測試，探討有無 Cross Talk 現象，壓

電材料破裂後之探討

第三章 結果與討論

本實驗經由套裝軟體控制 MTS 不同之給力模式，設定 MTS 給力模式完畢之後，利用前述之儀器 InstruNET 之訊號擷取系統 Data-Logger 連接 SHIMADZU AG-I 桌上型材料試驗機之類比輸出訊號，以擷取 MTS Load cell 給力之訊號，訊號擷取系統亦可同時接入 Charge meter，故壓力之訊號與壓力感測元件受壓力後釋出電荷經由 Charge meter 量測到之訊號為同步收取。

而 Load cell 給與壓力之大小由 MTS 類比輸出接頭輸出訊號，以及 Charge meter 量測之壓電感測元件之電荷輸出經由 Data-logger 同步記錄(圖 3.1)，皆以電壓值表示(訊號滿載 $\pm 5V$)。同步擷取 MTS 給力之訊號以及壓力感測元件量測之訊號，儲存在筆記型電腦中，再利用 Matlab 軟體做後續處理可經由數據處理觀察瞭解壓電壓力感測元件受力後釋放出之電荷與受力之相互關係。



圖 3.1 MTS 與 Charge meter 訊號經由 Data-Logger 同步擷取

3.1 MTS 慢速給力量測結果與討論

I. 施加壓力之速度固定 增加至壓力之峰值不同

利用 MTS 控制給力方式相較於咀嚼時較為慢速，本組實驗主要為測試高頻率響應之壓電陶瓷材料對於較慢速之負載訊號響應是否有效工作。控制 MTS 給力方式為 50N/s，分別加力到 200N、300N、400N、500N，再依等速釋放壓力至無任何負載，進行 3 個 cycle，此實驗可測試此壓力感測元件對於等速施加壓力到不同力量值。

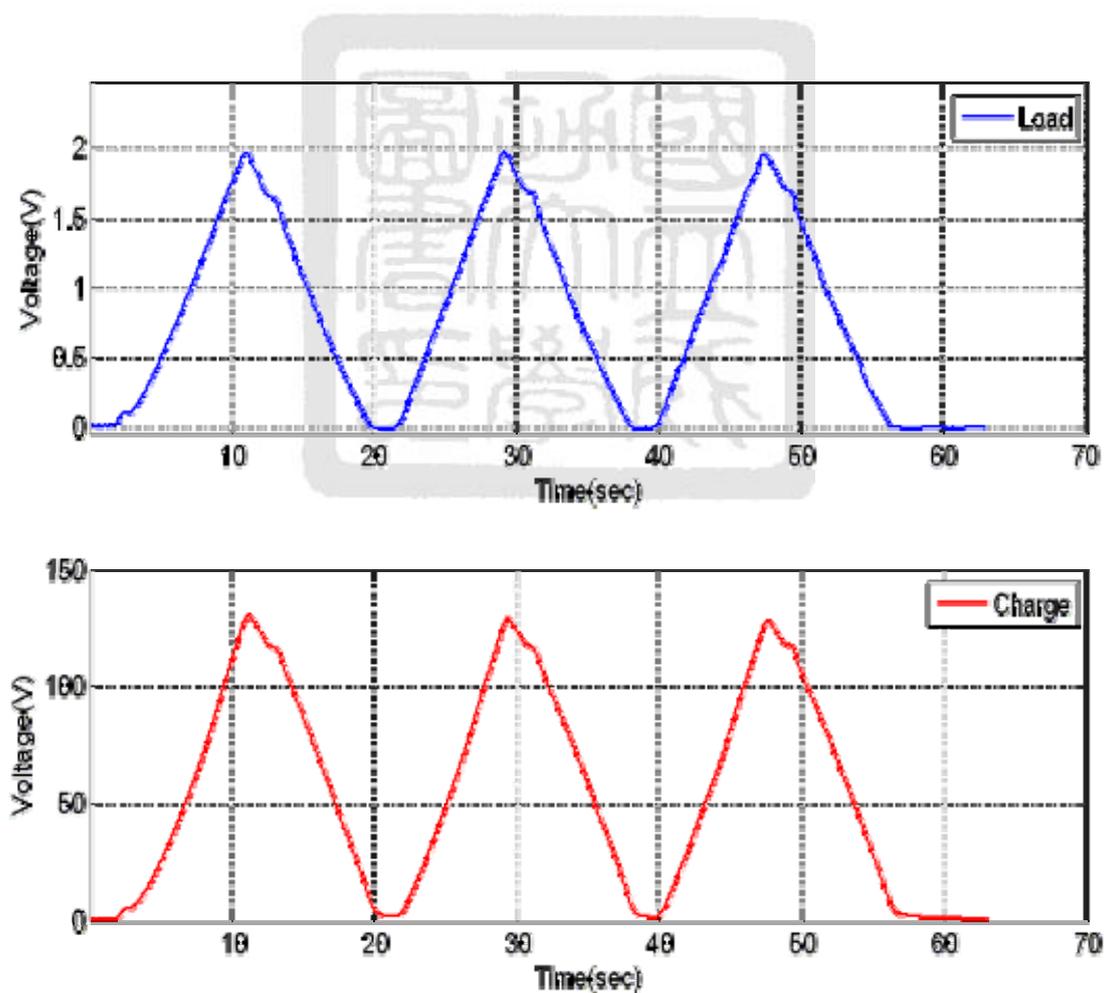


圖 3.2 MTS Load cell 訊號(上) & Charge meter 訊號積分結果(下)

圖 3.2 給力模式為控制 Load cell 給力速度為 50N/sec，上升至峰值 400N 再等速釋放壓力，可從圖觀察得知壓電材料感測元件訊號與 MTS 給予壓力感測元件之訊號有一定的關係，經由撰寫程式找出 Charge 訊號以及 MTS 施加 Loading 訊號，每個 cycle 之峰值，並互相比較峰值出現之時間，以及峰值之大小，可藉此找出感測元件釋放出電荷與壓力互相之關係表(3.1)。

表 3.1 施加壓力之速度固定 增加至壓力之峰值不同

Load speed 50N/sec	MTS Force Peak		Charge Meter Peak		Time delay (sec)	Force/charge
	Time(sec)	Force(N)	Time(sec)	Charge(V)		Ratio
200N	7.780	218.829	7.960	53.561	0.18	4.086
	18.290	217.563	18.320	54.329	0.03	4.005
	28.520	219.556	28.680	55.056	0.16	3.988
300N	9.880	316.898	9.950	91.497	0.07	3.463
	24.040	328.564	24.270	87.125	0.23	3.771
	38.380	325.933	38.630	88.277	0.25	3.692
400N	10.990	441.252	11.190	130.450	0.2	3.383
	29.260	443.741	29.440	129.078	0.18	3.438
	47.380	440.960	47.690	127.843	0.31	3.449
500N	13.730	504.753	14.040	179.812	0.31	2.807
	36.100	499.029	36.340	177.659	0.24	2.809
	58.440	505.189	58.660	179.974	0.22	2.807

註：表內 Charge Meter 欄中數據皆已轉為類比訊號之電壓值，滿載輸出電荷為±5V

Force 訊號及 Charge meter 積分後訊號比較峰值出現之時間，皆有 Time delay 出現，Charge Meter 積分後訊號峰值將會延遲於 Force 訊號，將峰值出現之時間相減即為表格中定義之 Time delay

由表 3.1 可得知 Charge 之峰值訊號都將會延遲於 Loading 之峰值訊號，而延遲最大之時間為 0.31sec，平均延遲時間為 0.158sec，而表中之 Force/Charge 的 Ratio 值可以得知本實驗設計之壓電感測元件之壓力與電荷之間的關係，Ratio 之平均值為 3.321。

將表 3.1 類比訊號轉換成實際 Load cell 給負載之大小再將壓力感測元件與 Load cell 類比訊號校正完之比例關係(Ratio)考慮進感測元件之量測訊號進行校正，校正後 Load cell 壓力表現與感測元件量測到之壓力訊號表示為圖 3.3。

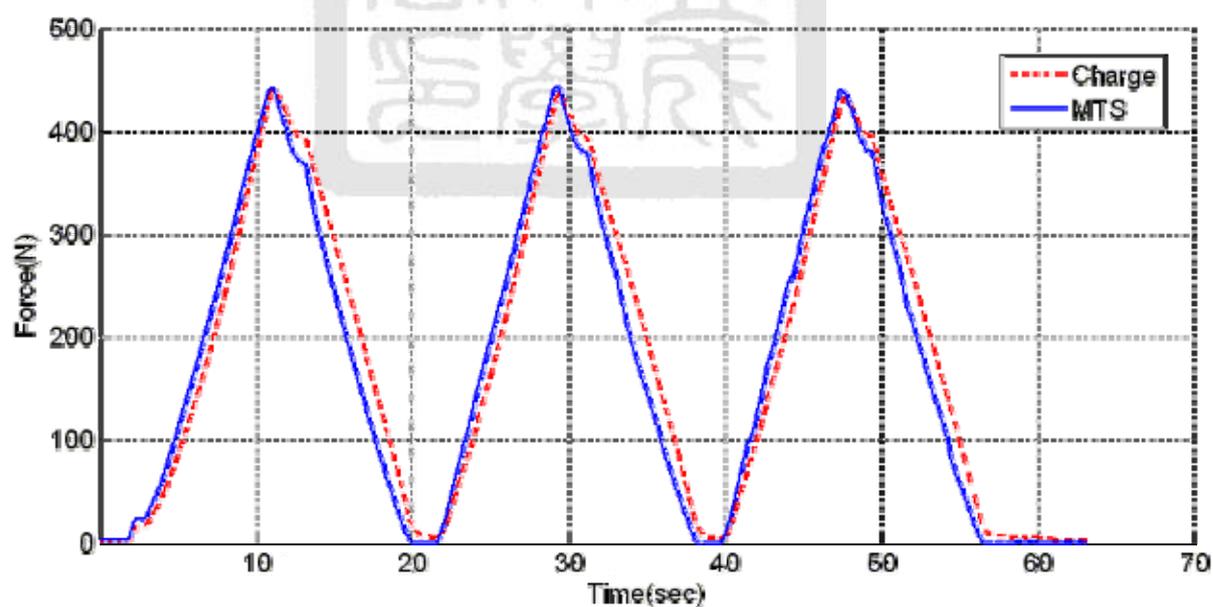


圖 3.3 壓力感測元件訊號經校正後訊號與 Load cell 訊號比較

圖 3.3 中縱軸已從 Voltage(V)類比訊號換算成 Force(N)之單位，圖表中虛線表示 Charge meter 經校正過之訊號，實線表示 MTS 實際給力大小之訊號，由圖可見感測元件對於力量趨勢與大小之判別與真實情況相當吻合，而圖中不平滑之線段係因由 MTS 本身控制動態給力時並無法完全精確造成，但本實驗設計之壓力感測元件亦可完全將力量不平滑之區段表現出來，在感測靈敏度上已足夠應用在牙齒咬合力上，表 3.2 顯示出，經由後續之處理可量化壓力感測元件量測之訊號，結果表示本實驗設計之壓力感測元件量測壓力值與實際壓力在峰值在之誤差約最大為-18.71%，最小為-1.82%。

表 3.2 Load cell 等速給壓力至不同壓力峰值之量測結果

Loading Speed	MTS Force peak		Charge Meter Peak		Error (%)
	Time(s)	Real Force (N)	Time(s)	Measure Force (N)	
50N/sec	7.78	218.829	7.96	177.881	18.71
	18.29	217.563	18.32	180.433	-17.07
	28.52	219.556	28.68	182.846	-16.72
200N	9.88	316.898	9.95	303.871	-4.11
	24.04	328.564	24.27	289.352	-11.93
	38.38	325.933	38.63	293.178	-10.05
300N	10.99	441.252	11.19	433.239	-1.82
	29.26	443.741	29.44	428.683	-3.39
	47.38	440.960	47.69	424.582	-3.71
400N	13.73	504.753	14.04	597.177	18.31
	36.1	499.029	36.34	590.026	18.23
	58.44	505.189	58.66	597.716	18.32

II. 施加壓力速度不相同 增加到最大壓力值相同

本組實驗主要為測試壓力感測元件之表現是否能在各種不同施壓速度保持穩定之效能，控制 MTS 給力速度為分別 20N/s, 30N/s, 40N/s, 皆施加壓力到峰值為 400N, 再依等速釋放壓力至無任何負載，進行 3 個 cycle(圖 3.4)。

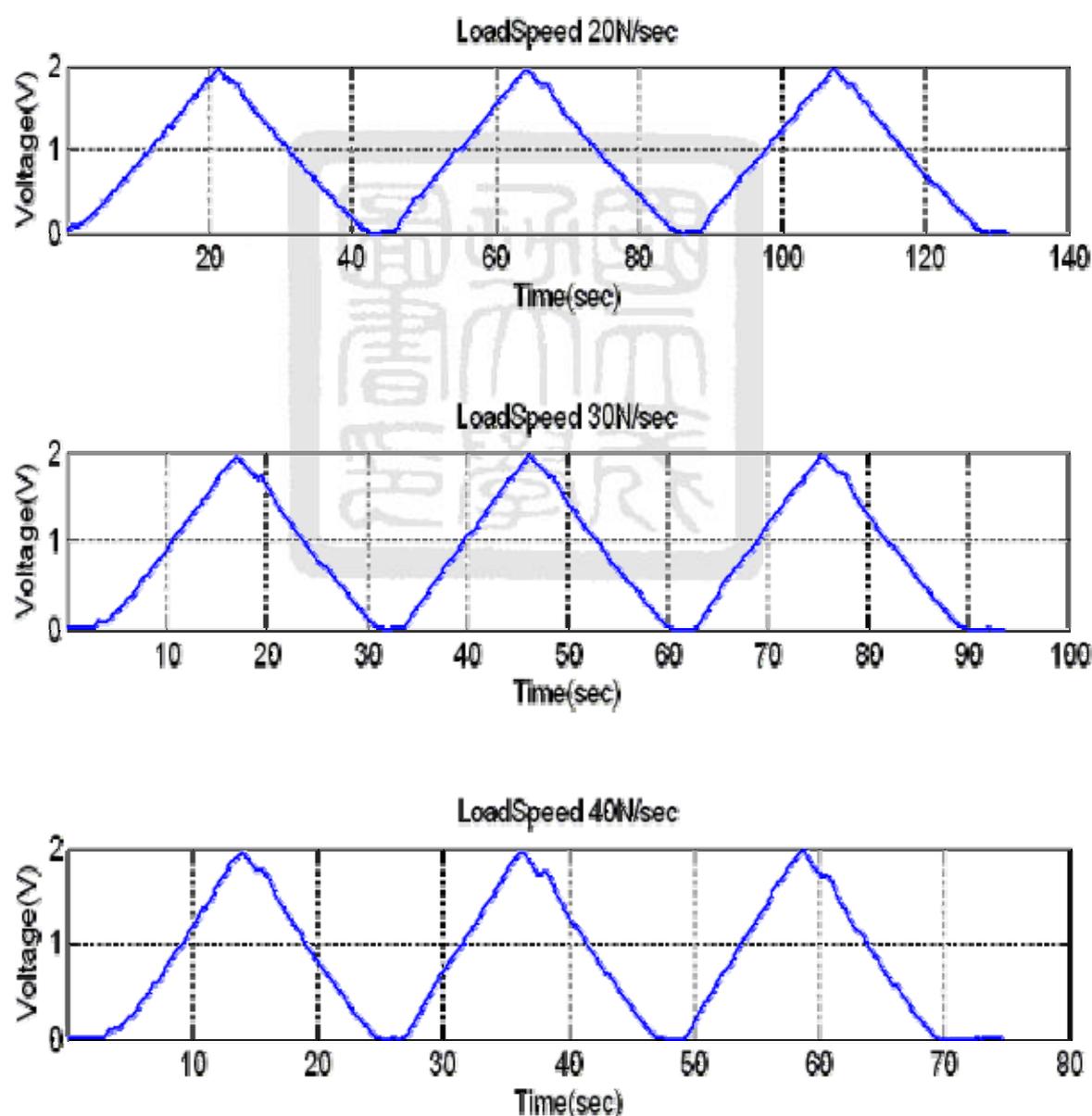


圖 3.4 不同給力速度至峰值達 400N

表 3.3 施加壓力之速度不同，增加至壓力之峰值固定

Peak Force 400N	MTS Force Peak		Charge Meter Peak		Time Delay (sec)	Force/charge
	Time(sec)	Force (N)	Time(sec)	Charge(V)		Ratio
20N/s	21.440	441.257	23.890	131.023	0.114	3.368
	64.410	435.061	66.660	125.394	0.035	3.470
	107.180	440.727	109.560	122.950	0.022	3.585
30N/s	17.020	437.28	17.250	128.870	0.014	3.393
	46.290	441	46.400	128.323	0.002	3.437
	75.250	440.844	75.630	125.580	0.005	3.510
40N/s	14.000	437.088	14.080	129.493	0.006	3.375
	36.310	439.645	36.480	129.844	0.005	3.386
	58.800	445.1	58.810	130.579	0.000	3.409

註: 表內 N 欄及 Charge Meter 欄中數據皆已轉為類比訊號之電壓值，滿載輸出電荷為±5V

由表 3.3 可得知 Charge 之峰值訊號都將會延遲於 Loading 之峰值訊號，而延遲最大之時間為 0.035sec，而表中之 Load/Charge 的 Ratio 值可以得知本實驗設計之壓電感測元件之壓力與電荷之間的關係，Ratio 之平均值為 3.437。

將表 3.3 類比訊號轉換成實際 Load cell 給負載之大小再將壓力感測元件與 Load cell 類比訊號校正完之比例關係(Ratio)考慮進感測元件之量測訊號進行校正，校正後 Load Cell 壓力表現與感測元件量測到之壓力訊號整理成表 3.4，最大誤差為-4.12%。

表 3.4 Load cell 不同速度給壓力至固定壓力峰值之量測結果

For peak 400N	MTS Force Peak		Charge Meter Peak		Error (%)
	Time(sec)	Real Force (N)	Time(sec)	Measure Force (N)	
20N/s	21.440	441.000	23.890	450.305	2.05
	64.410	435.061	66.660	430.958	-0.94
	107.180	440.728	109.560	422.560	-4.12
30N/s	17.020	437.280	17.250	442.907	1.29
	46.290	441.000	46.400	441.028	0.01
	75.250	440.844	75.630	431.598	-2.10
40N/s	14.000	437.008	14.080	445.047	1.84
	36.310	439.646	36.480	446.254	1.50
	58.800	445.000	58.810	448.781	0.83

III. 評估靜態負載力量之表現

所謂靜態負載力量是指施加力量在感測元件上至固定值後，保持力量一段時間再等速釋放壓力，其保持力量一段時間即為靜態負載，藉此實驗觀察維持壓力時，本壓力感測元件是否能完全的表現出力量維持之情況，MTS 負載給定之情況可以由圖 3.5 表示，控制壓力負載給定之速度為 20N/sec 給定時間為 5sec，將壓力上升至 100N 後維持其壓力值數秒(1sec、3sec、5sec)，再依其等速度釋放壓力(圖 3.5)。

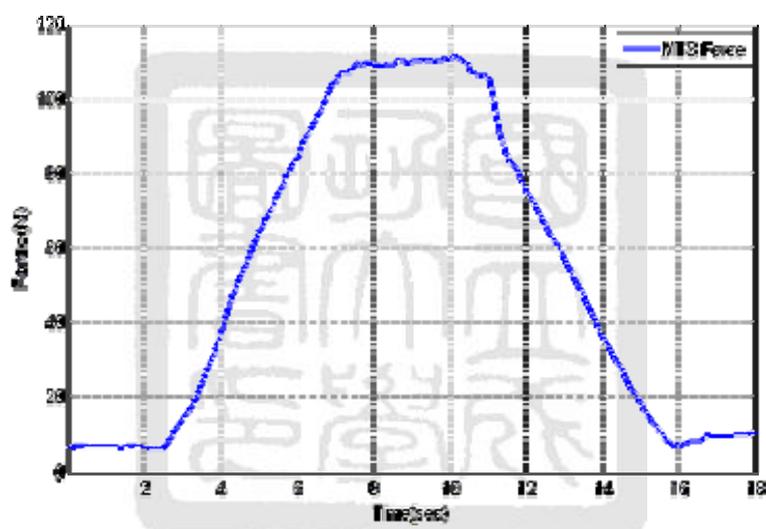


圖 3.5 控制 MTS 施加靜態負載力量 3sec

在壓力感測元件量測之訊號與 MTS 給予負載之訊號圖中，可以明顯觀察出在壓力維持之時間內，將損失部分訊號，原因係由於採用高頻模式進行量測，此模式適用於量測高頻訊號，即為瞬間變化量值較大之訊號，靜態負荷屬於較低頻之訊號，而本量測方法並無法準確量測低頻訊號，因此量測結果將會造成量測力量之結果失真(圖 3.6)。

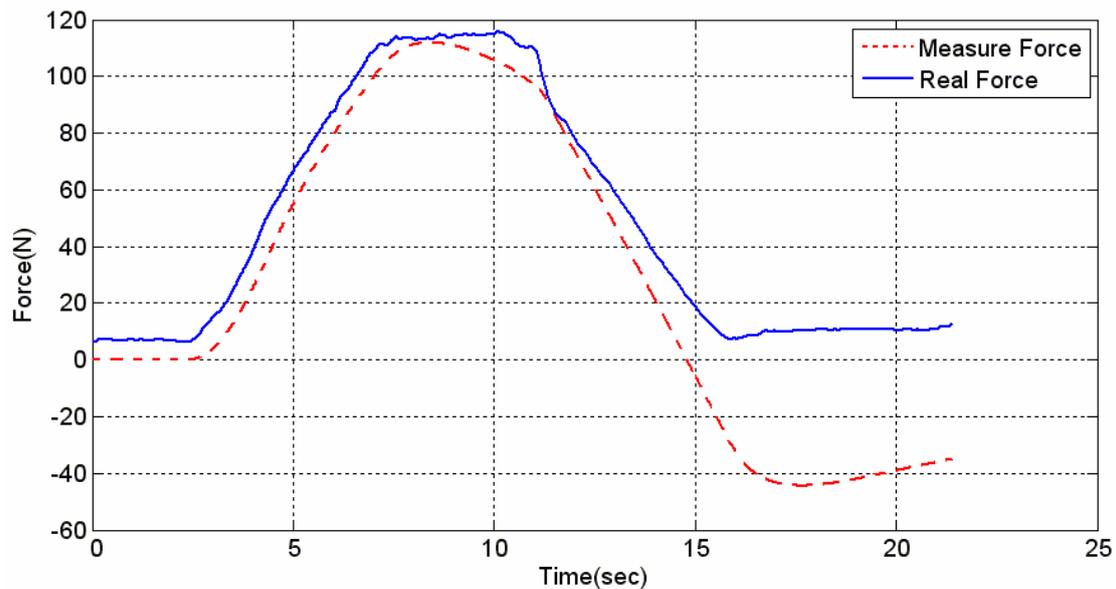


圖 3.6 維持壓力 3sec 之測試

在本實驗中，並無拉伸力(Tensile Force)，因此 Measure Force 為負值並不合理，原因係由於在高頻模式下量測時將會產生量測失真訊號(圖 3.7 圈選部份)，因而造成積分結果上較大的誤差。

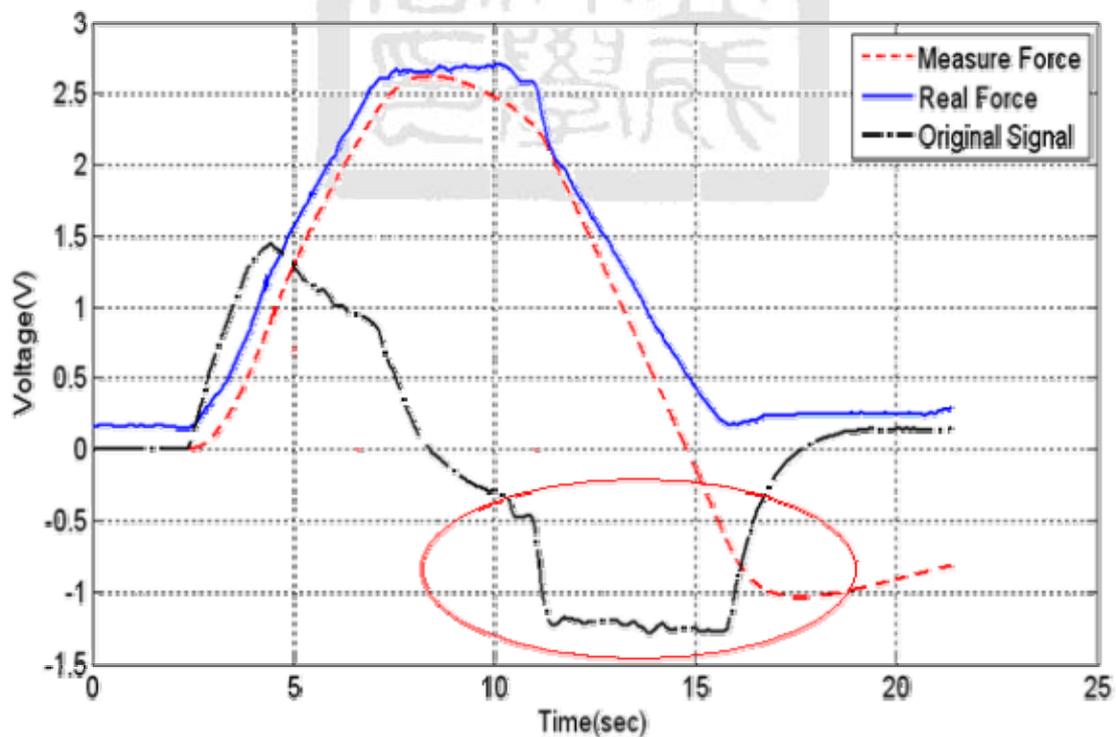


圖 3.7 量測低頻訊號失真之情況

表 3.5 靜態力量之比較最大量測壓力值

Hold Time (sec)	MTS Force Peak		Charge Meter Peak		Error (%)
	Time(sec)	Force (N)	Time(sec)	Force (N)	
1s	10.26	115.444	11.12	107.018	-7.299
3s	11.91	117.581	12.47	86.055	-26.812
5s	9.92	117.456	11.55	157.893	34.427

表 3.5 發現最大值之誤差較為不理想，最大誤差高達約 34%，由此可說明此本實驗設計之壓力感測元件之量測系統，不適合對於低頻訊號給力模式之量測。

由此慢速給力量測實驗中發現，若給力速度不變，而之力量峰值改變時，最終電荷與力量之間的 Ratio 變動較大，因此在 Ratio 取平均之換算成量測力量之後，與實際給力之誤差會偏大，而若給定峰值力量固定，而施加不同之給力速度，則電荷與力量之間的 Ratio 變動較小，因此訊號轉成力量後與實際給力之誤差較小，因此本力量感測元件對於不同峰值大小之給定，對於最終之 Ratio 是有所影響，這點需要再深入做研究與探討。

而靜態負荷之實驗誤差可以說明本實驗建立之量測系統對於低頻訊號之量測表現，相當不理想，且訊號越低頻量測誤差越大，此為利用高頻量測轉低頻訊號之缺點之一，無法精確量測準靜態或是靜態力量，本實驗建立之量測方法較適合對於動態量測，也就是給定不斷變動之力量，若有力量維持靜態之給力方式，本量測方式將失真造成極大之誤差。

3.2 MTS 快速給力量測結果

然而在牙科臨床上，咬合或咀嚼時瞬間壓力皆 100N 以上，因此上述之實驗測試給定壓力之速度明顯不足，因此再利用 MTS 控制 Load cell，給予較快速之壓力在壓力感測元件上，再進行量測。

分別利用三種不同施加壓力之速度，控制 MTS 分別一秒鐘內將壓力提昇至 150N、200N、300N，再等速將壓力釋放一共 5 個 cycle(圖 3.8)。

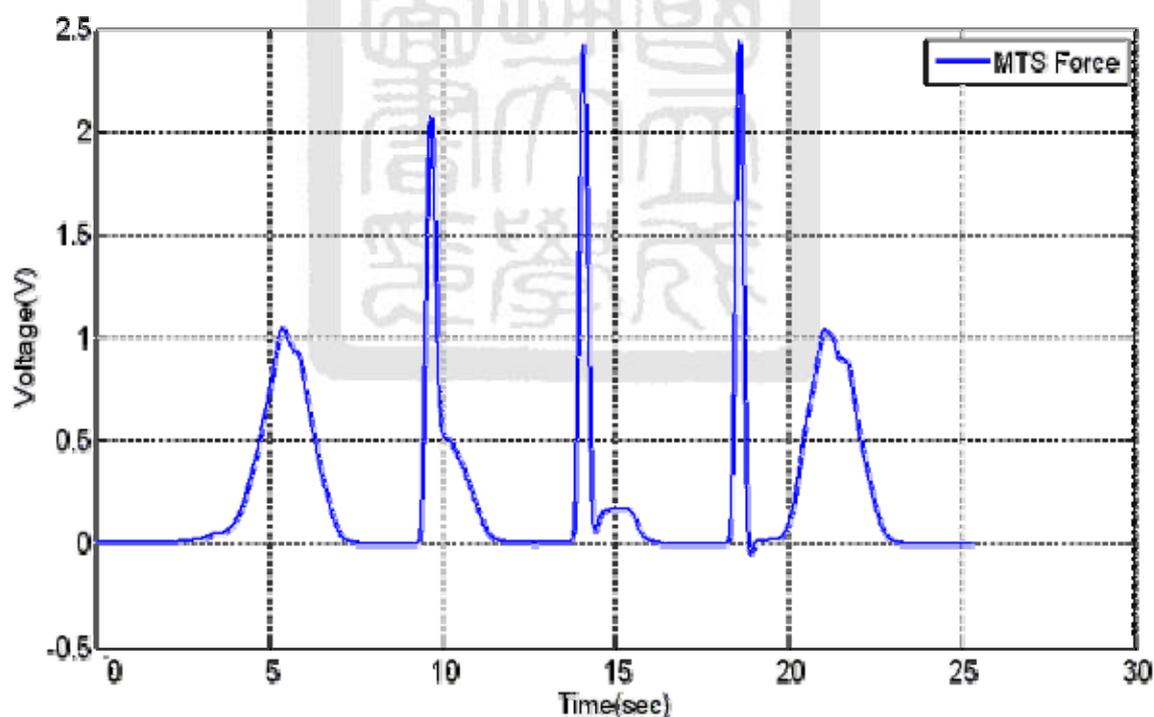


圖 3.8 模擬咀嚼力量(300N)

SHIMADZU AG-I MTS 對於動態控制上較不穩定，因此控制負載壓力單位時間變動量過大時並無法精確控制所要求之力量(圖 3.8)。然而 Load Cell 依然可以實際的記錄下真正的壓力值，因此依然可以找出壓力感測元件量測值與實際給壓力互相之關係(表 3.6)，來評估此壓力感測元件在於較施加壓力速度較大，近乎於實際咬合咀嚼時之情況，是否能有效量測壓力值。

表 3.6 模擬咀嚼咬合力量測結果

Simulation Chewing (N/sec)	MTS Force Peak		Charge Meter Peak		Delay Time (sec)	Force/Charge
	Time(sec)	Force(N)	Time(sec)	Charge(V)		Ratio
150	6.930	140.774	7.020	46.070	0.013	0.036
	10.210	149.161	10.330	50.122	0.012	0.035
	13.540	147.376	13.660	50.365	0.009	0.034
	16.890	135.322	17.020	46.256	0.008	0.034
	20.240	144.042	20.360	51.409	0.006	0.033
200	5.390	90.384	5.540	30.133	0.028	0.035
	9.670	179.033	9.690	60.629	0.002	0.034
	14.080	208.352	14.080	72.548	0.000	0.033
	18.590	210.010	18.590	74.968	0.000	0.032
	21.060	89.950	21.160	36.164	0.005	0.029
300	4.030	140.994	4.080	51.787	0.012	0.032
	7.510	312.751	7.510	87.928	0.000	0.041
	9.180	198.110	9.260	69.971	0.009	0.033
	12.760	287.033	12.760	99.255	0.000	0.034
	14.340	143.260	14.460	62.616	0.008	0.027

延遲時間約在 0~0.013 秒，而壓電材料與壓力之關係比約在 0.03 左右，將電荷訊號轉成實際量測壓力值整理成表 3.7。

表 3.7 模擬咀嚼咬合力量測結果

Simulation chewing (N/s)	Force Peak		Charge Peak		Delay Time (sec)	Error %
	Time (sec)	Real Force (N)	Time (sec)	Measure Force (N)		
150	6.930	140.774	7.020	132.340	-1.5	-5.99
	10.210	149.161	10.330	143.979	0.6	-3.47
	13.540	147.376	13.660	144.677	2.2	-1.83
	16.890	135.322	17.020	132.874	2.3	-1.81
	20.240	144.042	20.360	147.676	6.8	2.52
200	5.390	90.384	5.540	86.559	1.2	-4.23
	9.670	179.033	9.690	174.162	2.8	-2.72
	14.080	208.352	14.080	208.400	5.7	0.02
	18.590	210.010	18.590	215.351	8.4	2.54
	21.060	89.950	21.160	103.884	22.1	15.49
300	4.030	140.994	4.080	148.762	9.9	5.51
	7.510	312.751	7.510	252.580	-15.7	-19.24
	9.180	198.110	9.260	200.997	5.7	1.46
	12.760	287.033	12.760	285.118	3.5	-0.67
	14.340	143.260	14.460	179.869	30.8	25.55

在量測結果中發現 5 個 Cycle 中前 4 個 Cycle，壓力感測元件量測之峰值與實際給力之峰值誤差不大，但最後之峰值誤差卻偏差相當大，將壓力感測元件量測 Pattern 與 Load Cell 給力之 Pattern 同時繪出做討論(圖 3.9~圖 3.11)。

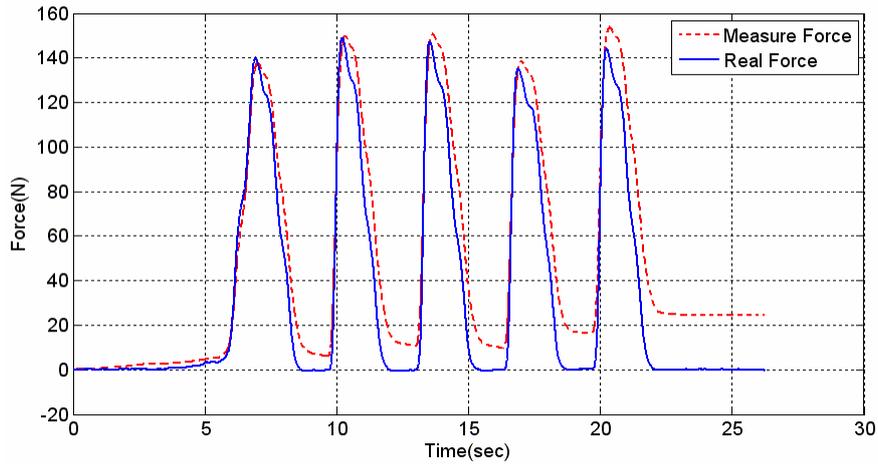


圖 3.9 模擬咀嚼測之給力方式(150N/s)

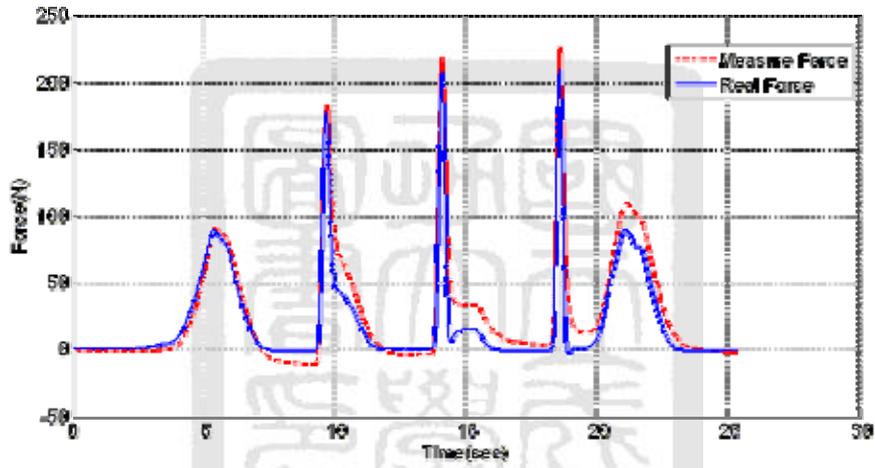


圖 3.10 模擬咀嚼測之給力方式(200N/s)

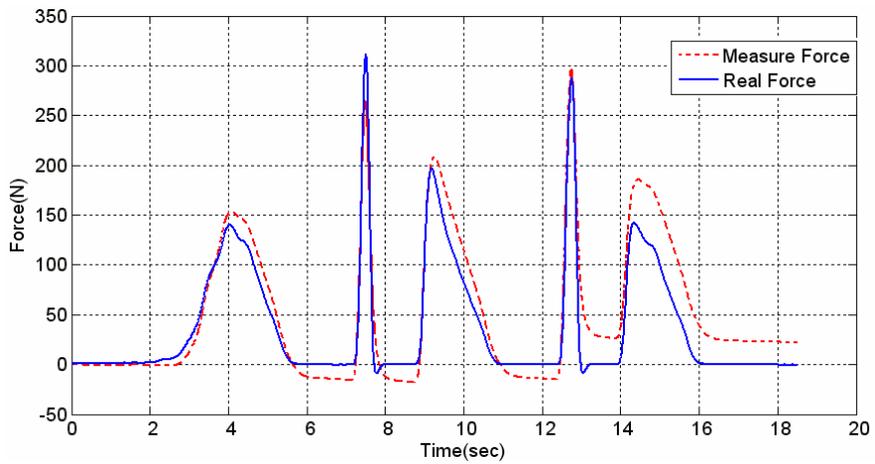


圖 3.11 模擬咀嚼測之給力方式(300N/s)

由圖 3.9~圖 3.11 中觀察可得知在前幾個 Cycle 給壓力後量測之值相當準確，誤差值再各組都相當小，而越後面之 Cycle 量測之峰值誤差越大，在 150N/s、200N/s、300N/s 中皆有相同情況，且施加壓力速度越大時量測誤差值將越大。

誤差在實驗測試中顯示出在越後面 Cycle 之峰值誤差越大，主要原因在於累積誤差，從第二章之材料方法有提到，本實驗量測模式為了避免 Drift 現象出現，因此使用高頻模式擷取訊號，然而在將高頻訊號利用自己撰寫之程式積分後，將高頻訊號轉成力量訊號，而此訊號即可描述出在本實驗主要需要量測之咬合力，如此可以避免低頻模式量測時將發生之 Drift，但在實驗中每次量測值都將會跟實際給定壓力有所誤差，因此在做訊號轉換時之積分也會同時把誤差一起累計進去下一個量測訊號，因此待測訊號在本實驗量測模式之下，將會產生誤差累計之情況，此為本實驗建立之量測方法另一缺點。

3.3 陣列式壓力感測元件測試

本實驗製造出陣列式壓力感測元件(圖 3.12)，可同步收取 4 個受壓區域之壓力值，但由於目前礙於設備只能同步收取一個頻道之訊號，因此無法做同步四個頻道訊號之擷取，但可藉由 Channel Switch 更改頻道，可以選擇量測特定量測區域。

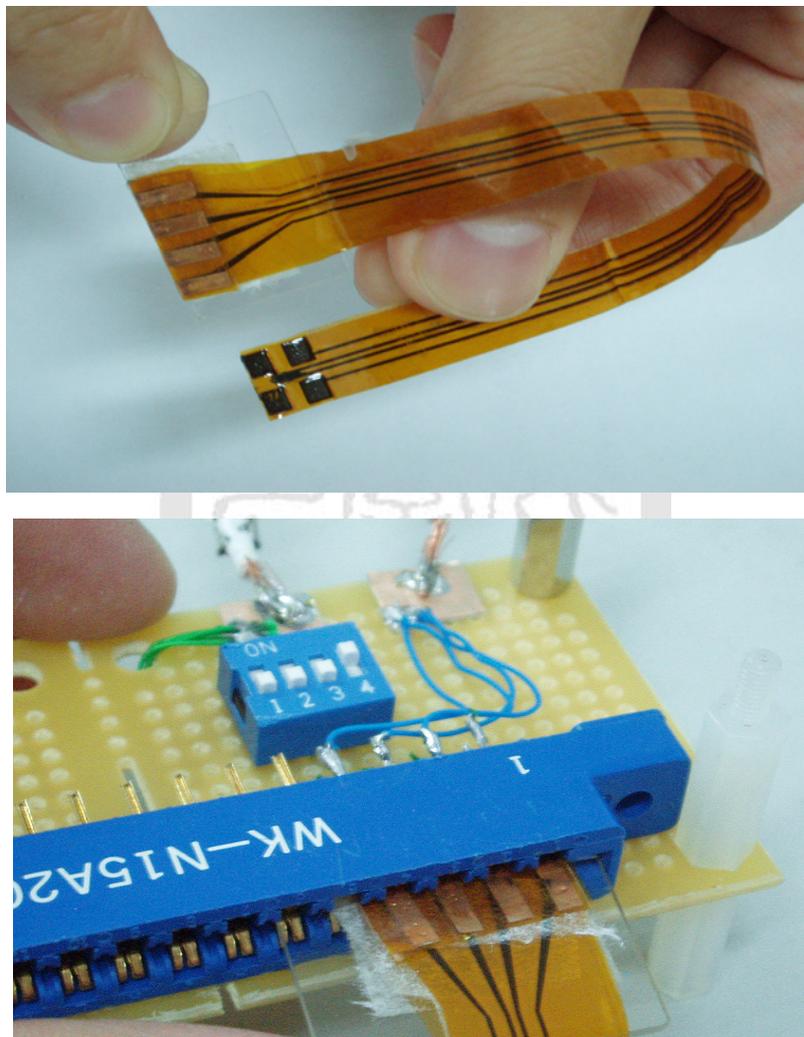


圖 3.12 陣列式壓力感測元件(4 Channel)

3.3.1 Sensor Array 校正

陣列式壓力感測元件載入之 PZT 壓電材料在製造完成後需要先做校正，找出電荷與力量相互關係之比值，方能使用，因此在完成後之 Sensor Array 需要個別校正。

使用 MTS 施加在個別壓電材料上簡單之壓力，給壓力速度 50N/sec，壓力增加至 150N 後等速釋放壓力，作 3 次 Cycles，記錄 Charge Meter 量測到之峰值及 MTS 施給壓力之峰值製成表 3.8

表 3.8 不同頻道之 PZT 材料校正電荷與壓力之關係

Channel	Charge Meter Peak		MTS Force Peak		Error (%)
	Time (sec)	Measure Force (N)	Time (sec)	Real Force (N)	
C1	6.51	194.248	6.27	154.147	3.03
	16.05	193.890	15.94	158.125	0.25
	25.63	184.182	25.46	155.375	-3.09
C2	6.99	150.840	6.8	158.500	2.45
	16.16	149.219	16.07	160.547	0.06
	25.24	143.353	25.14	158.109	-2.39
C3	8.25	147.491	8.12	155.006	-0.60
	15.8	148.982	15.7	155.731	-0.07
	23.3	149.525	23.1	155.137	0.68
C4	6.62	156.657	6.48	157.25	5.73
	15.66	147.466	15.51	155.922	0.37
	24.58	141.559	24.5	158.938	-5.47

訊號皆會有延遲之現象，但由於只探討峰值且延遲時間相當小，不影響量測結果，而量測誤差最大為-5.47%。

3.3.2 Sensor Array 分力量測

利用不同墊片放置在陣列式壓力感測器上(圖 3.13)，希望藉此可將 Load Cell 施加壓力均勻分佈在個別 Sensor 上，希望藉此探討給予一總力在受力區表面，各個頻道分別量測之值是否能與總力相吻合，利用上述已做完測試後量測出電荷與壓力相互關係之比值，將個別 Sensor 之訊號轉換成壓力值進行比較分析(表 3.9、表 3.10)。

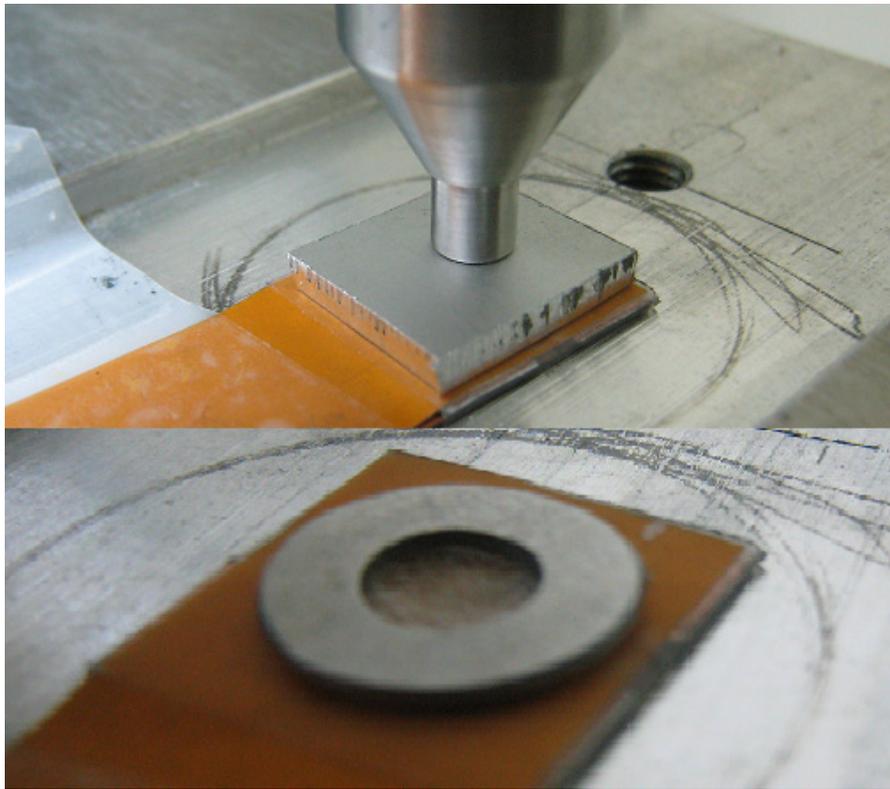


圖 3.13 不同墊片放至在 Sensor Array 受力區

表 3.9 圓形墊片同時受力個別 Sensor 量測壓力值

Channel	Charge Meter Peak		MTS Force Peak	
	Time(sec)	Measure Force (N)	Time(sec)	Real Force (N)
C1	4.11	25.181	4.07	154.406
	13.95	23.169	13.86	156.250
	23.85	24.547	23.83	157.250
C2	7.18	15.087	7.03	158.172
	17.07	19.100	16.8	158.109
	26.8	16.773	26.61	159.484
C3	6.61	10.275	6.6	155.641
	16.53	11.334	16.49	157.328
	26.33	15.424	26.31	156.453
C4	6.19	4.224	6.99	155.375
	17.36	11.155	16.9	160.859
	28.22	16.264	26.61	155.500

表 3.10 方形墊片同時受力個別 Sensor 量測壓力值

Channel	Charge Meter Peak		MTS Force Peak	
	Time(sec)	Measure Force (N)	Time(sec)	Real Force (N)
C1	6.36	10.124	5.78	155.969
	13.66	9.012	13.59	155.047
	21.46	9.925	21.39	158.875
C2	5.49	13.316	5.37	154.297
	13.17	14.548	13.08	157.531
	20.76	14.732	20.68	155.172
C3	5.31	29.081	5.22	156.031
	12.86	30.448	12.82	158.125
	20.41	30.684	20.38	159.266
C4	5.69	30.239	5.61	154.141
	13.35	30.154	13.32	159.297
	20.96	29.017	20.89	156.234

圓形墊片

進行量測結果顯示，MTS 控制峰值壓力之平均約為 157N，而每次 Cycle 各受力區之壓電材料量測峰值總和個別為，54.767N，64.758N，73.008N，平均值為 64.177N，遠小於 MTS 給定之 157N，Sensor Array 量測之總力約為實際給力之 40.86%。

方型墊片

MTS 控制峰值壓力之平均約為 156N，而每次 Cycle 各受力區之壓電材料量測峰值總和個別約為，82N，84N，84N，平均值約為 83N，遠小於 MTS 給定之 156N，Sensor Array 量測之總力約為實際給力之 53.46%。

不管採用何種墊片量測總力都不如預期，原因係由力量傳遞時並無法完全傳遞在 PZT 壓力量測感測區上，部份壓力會藉由 Sensor 其他(絕緣膠帶)部分承受，因此造成力量總和不及 MTS 施加之力量，經由縮小 Sensor Array 中 PZT 置入之相互距離(圖 3.14)，縮減壓電材料之間之間隙，使力量不會經由其他絕緣膠帶及 PI 膜分散，給定相同給力模式再探討其結果是否能改善量測合力不及實際給力之情況(表 3.11)。

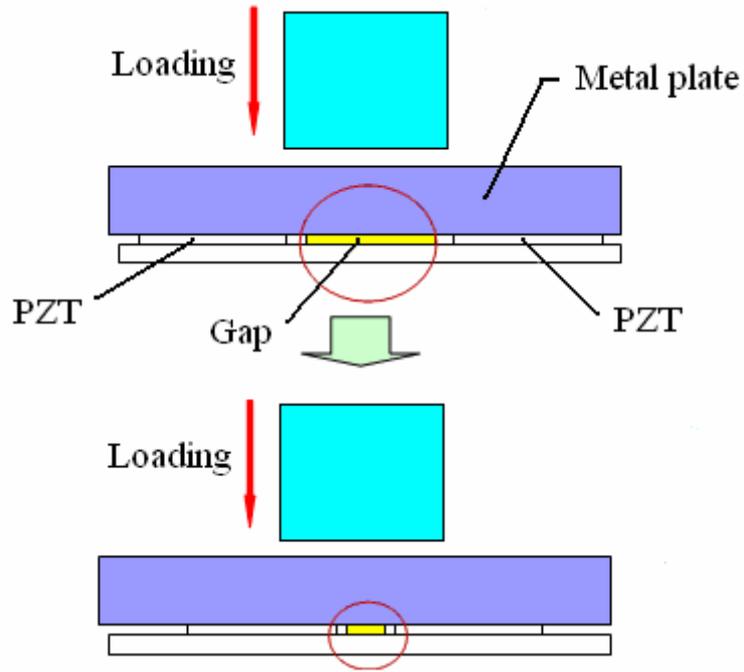


圖 3.14 縮小壓電陶瓷材料置入電極之間之距離示意圖

表 3.11 方形墊片同時受力個別 sensor 量測壓力值

Channel	Charge Meter Peak		MTS Force Peak	
	Time(sec)	Measure Force (N)	Time(sec)	Real Force (N)
C1	5.6	51.735	5.51	158.297
	13.44	55.926	13.28	157.109
	21.23	53.226	21.11	156.203
C2	5.64	37.556	5.56	156.703
	13.35	41.5	13.3	155.141
	21.12	44.550	21.06	159.469
C3	5.57	22.008	5.49	157.328
	13.25	22.496	13.19	158.438
	20.91	22.711	20.86	159
C4	5.56	31.665	5.46	157.172
	13.15	28.792	13.07	155.063
	20.84	33.031	20.75	157.25

由實驗數據得知 MTS 控制峰值壓力之平均約為 157N，而每次 cycle 各受力區之壓電材料量測峰值總和個別約為，142N，148 N，153N，平均值約為 148N，遠小於 MTS 給定之 156N，Sensor Array 量測之總力約為實際給力之 94%。

由此可見，壓電材料置入電極間距將會有所影響壓力是否完全由壓電材料承受力量，壓電材料若間隔太大時部份壓力會藉由絕緣膠帶分擔些許力量，造成 Sensor Array 量測失真，因此壓電材料置入電極之間之距離也將是本研究未來需要討論之問題。



3.3.3 Cross Talk

訊號線在傳輸時有一特性：兩條平行的電線之間在訊號傳輸時會產生幹擾，這種現象稱為"Cross Talk"，而當導線互絞後可以減少這種幹擾現象。

在本實驗電極之設計並無互絞，是否在電荷傳輸時亦會造成"Cross Talk" 現象將做以下實驗討論，在 Sensor Array 受壓區上，給定特定頻道力量，而對其他三個頻道進行量測，觀察未受壓力之區域是否有訊號產生，觀察 Cross Talk 現在是否會對本量測元件造成影響。

由圖 3.15 觀察得知在進行量測中，Cross Talk 並未對量測產生太大影響，各組實驗結果皆相同，證明此電極傳輸訊號時並未有明顯之 Cross Talk 現象而對訊號產生干擾。

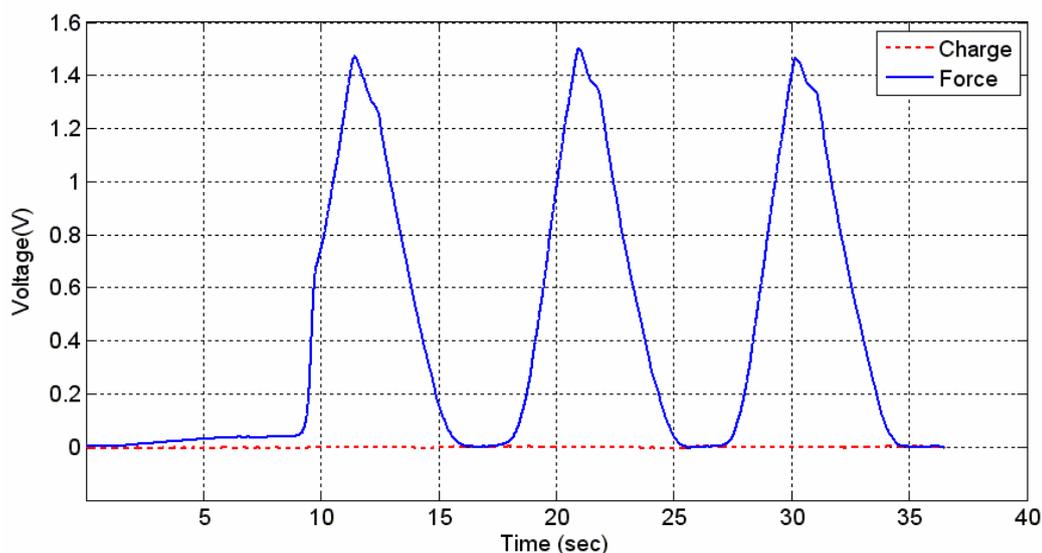


圖 3.15 Cross Talk 影響之量測

3.4 壓電材料破裂之探討

本實驗使用之壓電材料為壓電陶瓷材料，因此受壓時容易因為應力集中產生破裂，本實驗簡單探討壓電陶瓷破碎之後是能保持其正壓電效應之穩定性。

利用 MTS 給定 20N/sec 到力量峰值 100N 重複 3 Cycles，相同實驗方法分別測試 100N、200N、300、400，實驗後對 Sensor Array 進行 Micro CT 掃描，藉此觀察壓電材料在封入電極後情況(圖 3.16)，得知在 100N 時壓電陶瓷已有裂痕，只是整體材料結構尚未瓦解，而至 300N 之後，壓電陶瓷結構破裂情況較為嚴重許多。

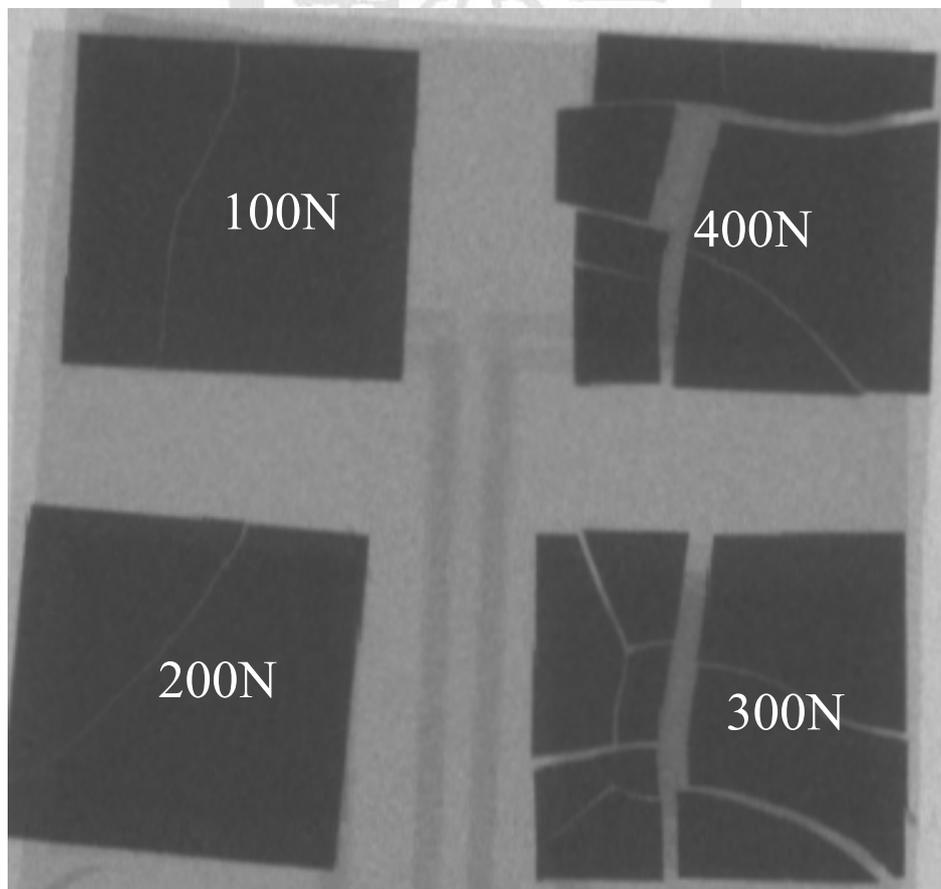


圖 3.16 壓電材料受壓後 X-Ray 圖

圖 3.21 破裂情況，可以說明在 300N、400N 此兩受力區無法正常量測之原因，原因係由於壓電陶瓷在電極中受壓後破裂，而 PZT 並無有效黏貼在電極上，因此受壓後破裂，PZT 脫離電極後造成 sensor 再次受壓力時，電極之正負兩極將接觸產生短路，產生量測時無法解釋之錯誤，此也為實驗常遇到之情況，壓電陶瓷常在於受壓之後，即便無法繼續使用，原因即為壓電材料破裂之後導致電極之正負極接觸產生短路，因此 Charge Meter 則造成 Error 無法量測，而 100N 以及 200N 破裂較不嚴重且 PZT 尚未脫離電極，再進行一次量測，比較破裂後 PZT 正壓電效應是否穩定或是將有所影響。

將量測結果製成表 3.12，由表可知若破裂程度不大(圖 3.16:施力 100N、施力 200N)，其力量感測元件量測結果誤差並不大，雖然破裂但仍為可用之力量感測器，但若破裂過大，則將造成短路則無法量測。

表 3.12 破裂後 PZT 量測結果

Peak Force	Charge Meter		MTS Force		
	Time(sec)	Measure Force (N)	Time(sec)	Real Force (N)	Error (%)
100N(New PZT)	9.090	107.203	9.010	108.656	-1.34%
	17.050	109.740	16.960	109.953	-0.19%
	24.970	109.319	24.850	107.625	1.57%
100N(Crack PZT)	11.890	102.954	11.730	104.172	-1.17%
	19.810	109.507	19.680	106.172	3.14%
	27.810	105.764	27.690	107.734	-1.83%
200N(New PZT)	7.850	206.656	201.570	206.656	-2.46%
	20.600	206.750	208.190	206.75	0.70%
	33.320	210.281	214.204	210.281	1.87%
200N(Crack PZT)	10.400	204.188	212.678	204.188	4.16%
	23.150	207.000	211.028	207	1.95%
	35.960	206.313	194.818	206.313	-5.57%

3.5 Limitation

本實驗使用之 MTS Load Cell 控制力量選用 Range 為 1000N，有效力量控制範圍在 25N 內，解析度為 $\pm 12.5\text{N}$ ，對於本實驗而言略顯不足，且本實驗使用之 MTS 機台本身不適合作動態測試，因此控制動態給力時，常無法控制到所要求。此外目前使用 Charge Meter 只能做單一頻道量測，無法多頻同步量測，因此在分力測試實驗中，只能進行單一量測之後再取平均值進行比較合力，此實驗步驟將會有所誤差。

目前將 PZT 置入自製之電極皆為手工置入，因此若將來希望將力量感測元件尺寸繼續減少，則將 PZT 壓電陶瓷材料置入電及難度將越高，而是否能將 PZT 擺入正確之電極位置將影響實驗結果，因為若擺放位置有偏差，力量測元件受壓後容易產生正負極皆處而產生短路現象，最終造成無法量測，因此手工將 PZT 置入電極在將來欲縮小力量感測元件尺寸時，也將成為另外之挑戰。

第四章 結論與未來展望

4.1 結論

本實驗利用壓電材料製造出可用之壓力感測元件，並且搭配高頻量測再藉程式轉換成低頻訊號，建立一套壓力量測系統，可有效排除利用 DC mode 量測產生之 Drift 現象，此量測系統之建立在實驗中證明為可行之量測系統。然而此量測系統亦有其限制，即為無法量測低頻之訊號，對於量測低頻訊號將造成失真，對於高頻之訊號則較為精準，由於高頻模式量測低頻訊號能力不佳，因此量測此類訊號之結果將會造成一定程度上之誤差，原始訊號轉換後將會與實際壓力情況有所誤差，原因在於程式主要轉換為利用積分方式使原始訊號轉成低頻訊號，但若利用高頻量測模式對低頻訊號進行量測，則在轉換前訊號已失真，轉換後當然也將隨之失真，且因訊號轉換是利用積分方法，因此將會有累積誤差之情況產生。

實驗中發現，陣列式力量感測元件 PZT 置入電極時，若 PZT 之間之間隙過大時，將造成量測之力量遠低於實際給定力量，原因是在感測器受力時部分力量將會由間隙中之絕緣膠帶及 PI 膜之基材承受，因此在設計製造陣列式力量感測元件時，PZT 之間之間隙之寬度不宜過大。

而破裂情況不嚴重之 PZT 依舊可以保持其量測效能，但一旦破裂嚴重造成短路後，此力量感測元件則再也無法使用，因此如何保護 PZT 避免受力後產生嚴重破裂，也是本實驗需要更深入探討之問題。

4.2 未來展望

目前製程已可製造出 2×2 之陣列式壓力感測元件，在未來量測咬合時牙冠上力之分佈力需要更加縮小感測元件之尺寸，但目前只有單頻之 Charge Meter，無法同步量測不同 PZT 之訊號，此部分需要從儀器方面著手，設法建立可同步量測多頻訊號之 Charge Meter。

此外對於壓電材料之保護，將需要更理想之設計，藉此保護壓電材料避免破壞使其可重複使用，而若可以將壓電材料與傳訊之線材做有效之遮蔽之包裝，即可去除 Drift 現象，如此可突破此量測系統無法量測低頻訊號之瓶頸。

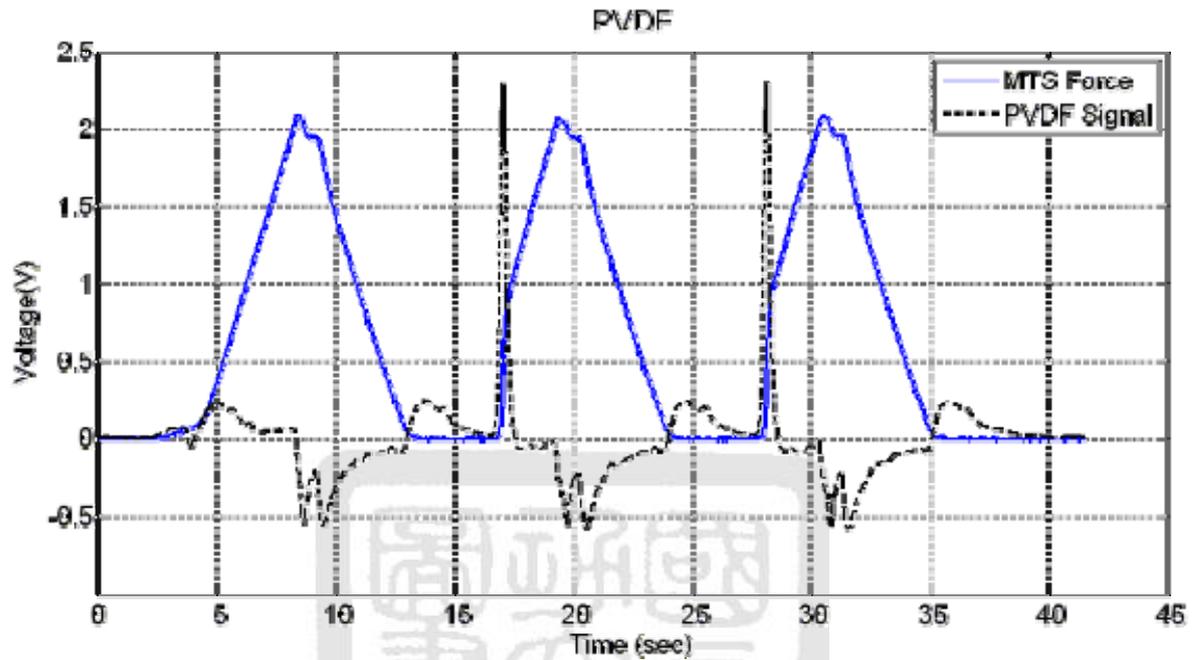
最終希望將壓力感測元件置入牙冠內，因此最終希望未來可以導入無線傳輸訊號。

參考文獻

- [1] 周卓明. 壓電力學. 2003 全華出版社.
- [2] G.Gautschi. "Piezoelectric Sensorics"2001 Springer.
- [3] Mericske-Stern R, Assal P, Buergin W. "Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo."A methodological study. Clin Oral Implants Res 1996;7: 378-86.
- [4] Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. "Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography."J Dent 2004;32: 451-7.
- [5] Okiyama S, Ikebe K, Nokubi T. "Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men." J Oral Rehabil 2003;30: 278-82.
- [6] Bousdras VA, Cunningham JL, Ferguson-Pell M, Bamber MA, Sindet-Pedersen S, Blunn G, Goodship AE. "A novel approach to bite force measurements in a porcine model in vivo." Int J Oral Maxillofac Surg 2006;35: 663-7.
- [7] 林江諭. 微壓電感測器系統於咬合力量測之探討. 2007.
- [8] 萬能材料試驗機 AG-I 系列操作說明書.
- [9] 黃清弘. PVDF 壓電陣列感測器之製作、校正；及應用. 2005.
- [10] 莊達人. VLS 製造技術. 2003 高立出版社.
- [11] Kistler Charge meter 5015-A Manual.
- [12] 林江諭. 微壓電感測器系統於咬合力量測之探討. 2006.

附錄

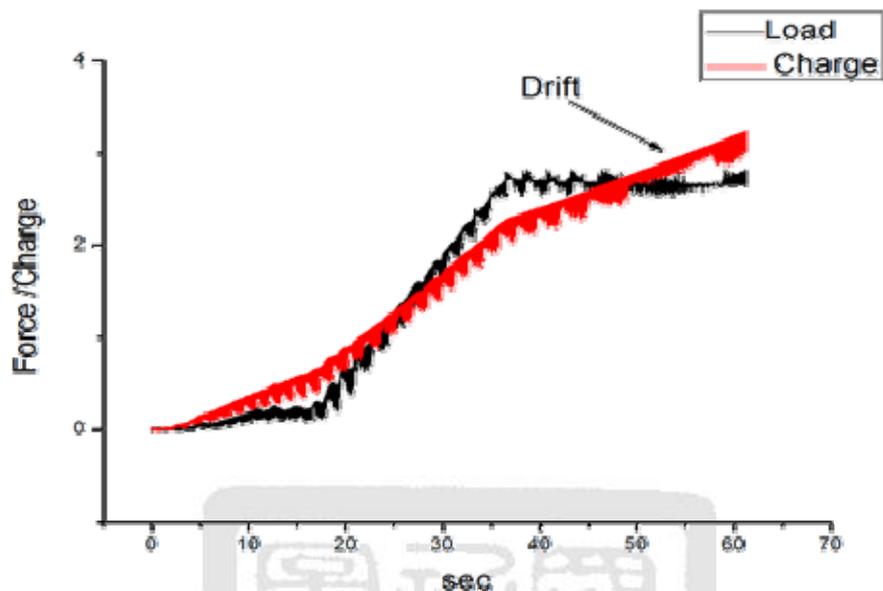
附錄 1



上圖為 PVDF 壓電薄膜材料，給定簡單之壓力探討其可用性，由於 PVDF 材料特性之介電常數較低，因此不適合量測低頻訊號，量測低頻訊號時會造成相當大之誤差，由上圖可清楚發現，此材料不適用在本實驗。

附錄 2

Drift 現象



上圖箭頭所指示之現象即為 Drift 現象，也就是說當力量沒有持續增加時，Charge Meter 量測仍會持續有電荷累積，此現象將造成量測上之誤差，其現象是由於環境、導線、Charge Meter、壓電材料等原因造成，此現象是無法完全避免，只能盡量減低其現象發生，本實驗使用之 Charge Meter 依其說明書說明亦有 Drift 現象(Drift < 0.03pC)，但若將 Sensor 給予適當包裝(Package)，如一般商用之 Sensor 可將其降低到可忽略之值。

比較本實驗設計製造出 Force Sensor 與市售之 Force Sensor 最大差別為包裝，市售 Sensor 外部有包裝不銹鋼保護以及提供隔絕外界幹擾，可降低 Drift 現象，但由於本實驗之壓電材料置入電極後並無妥善包裝，因此嚴重之 Drift 現象即有可能為此原因造成。

著作權聲明

本人就本論文之著作權特聲明如下：

本論文同意部分影印

本論文同意全部影印

本論文不得影印



簽名：_____

鄭文傑