

明新科技大學 校內專題研究計畫成果報告

應用於中醫脈診之電容式壓力感測器的微結構探討
Investigation of the Micro Structure on a Capacitive Pressure
Sensor Applied on the Diagnosis by Feeling the Pulse in
Chinese Medicine

計畫類別：任務型計畫 整合型計畫 個人計畫

計畫編號：MUST-97 光電-02

執行期間：97 年 3 月 1 日至 97 年 9 月 30 日

計畫主持人：蔡健忠

共同主持人：

計畫參與人員：張簡嘉靖
李家榮
林宗煌
陳紀佑

處理方式：公開於校網頁

執行單位：工學院 光電系

中 華 民 國 97 年 10 月 30 日

中文摘要

本研究計畫中醫脈診之電容式壓力感測器微結構(Micro Structure of a Capacitive Pressure Sensor Applied on the Diagnosis by Feeling the Pulse in Chinese Medicine)元件，主要是仿中藥醫學上脈搏把脈的原理，設計一電容式壓力感測元件來做為體外式脈搏量測器，經由此感測器量測所取得之資訊，透過無線網路或無線傳輸的方式，交由資訊部門進行身體狀況分析，並進一步傳回使用者之健康手錶，以提供即時的健康資訊給予使用者，使其在沒有醫師的環境下也能瞭解身心狀態，當身體異常時，進一步前往醫院就醫，同時在就醫時提供醫生病徵歷程，讓醫生能更瞭解病人的身體狀態，以對病人做最有效率的治療。

研究中擬利用積體電路輔助設計軟體(L-Edit)，設計出壓力薄膜幾何尺寸、形狀與固定臂，並依其空腔高度 $0.64\mu\text{m}$ 與鋁材料之降伏及拉伸應力作為設計的限制，並利用微機電模擬軟體(IntelliSuite)，進行元件特性模擬，歸納其結果後，依最佳設計委託國家晶片系統設計中心依 TSMC $0.35\mu\text{m}$ 2P4M 製程製作電容式壓力感測器。

本計畫主要是開發日後應用於隨身健康器材之相關設備的關鍵元件，並整合 CMOS-MEMS 共用製程元件設計準則，以利日後微生醫元件(BioMEMS)之發展，其能符合業界低開發成本及高性能之要求，進而達到商品化的目標。

關鍵詞：電容、感測器、壓力、CMOS-MEMS、BioMEMS

Abstract

The sensing micro structure on a capacitive pressure sensor, applied on the diagnosis by feeling the pulse in Chinese medicine, fabricated by CMOS-MEMS process is investigated in this paper. Intensity and frequency of the pulse are main factors when a doctor diagnoses the condition of a patient in Chinese medicine. According to the concepts of the maximum sensing area and the successfully releasing guideline of post process, $100\mu\text{m}\times 100\mu\text{m}$ sensing area is adopted. The effects of jigsaw and square types of the sensing micro structure, and the length of the fixed arm on the maximum displacements and the variation of deformation of top plate of the capacitor varied with operation pulse pressure are investigated. The device is fabricated by Taiwan Semiconductor Manufacture Cooperation, TSMC $0.35\mu\text{m}$ 2P4M mixed signal model, based upon CMOS-MEMS process and its mechanical performance analysis will be shown in the paper. The thickness of Metal 3 layer is $0.64\mu\text{m}$ adopted as the cavity of the capacity and will be sacrificed during the releasing process. The reasonable operation pulse pressure will be limited by the yield point and the tensile stress of the material of metal in process. The results demonstrate a jigsaw type for the sensing micro structure with $20\mu\text{m}\times 20\mu\text{m}$ fixed arm is the optimum design for the device. The maximum operation pulse pressure is achieved to 60 mmHg, which is three times of maximum detective pressure of the human pulse.

The study mainly develops the device which would be portable healthy application. And integrate the basis of design for the device fabricated by CMOS-MEMS process that advantage will enhance the development of BioMEMS. The device can achieve the goal of low cost and high capability, then commercialization.

Keywords : Diagnosis by feeling the pulse, Chinese Medicine, CMOS-MEMS

目 錄

中文摘要.....	I
Abstract.....	II
目 錄.....	III
圖 目 錄.....	IV
表 目 錄.....	V
第一章 緒論.....	1
1.1 前言與研究動機.....	1
1.2 文獻回顧.....	5
1.2.1 壓阻式壓力感測器.....	5
1.2.2 光學式壓力感測器.....	6
1.2.3 電容式壓力感測器.....	7
1.2.4 內植壓力感測器之銑型微電極.....	7
1.2.5 微型心血管壓力感測器.....	8
第二章 製程概要與設計規範.....	9
2.1 製程簡介.....	9
2.2 製程概要.....	9
2.3 微壓力感測器之設計.....	10
2.3.1 結構設計與作動原理.....	10
2.3.2 微壓力感測元件各層光罩之繪製.....	11
第三章 微壓力元件分析模型的建立.....	13
3.1 分析模型建立.....	13
3.2 應用軟體工具介紹.....	14
3.3 積體電路 (Integrated Circuit, IC) 佈局編輯 (L-Edit) 的簡介.....	14
3.4 微機電設計模擬軟體(IntelliSuite)的介紹.....	14

3.5 製程模型之建立.....	14
第四章 模擬結果.....	16
4.1 受脈衝壓後之應力分析.....	16
4.1.1 拼圖型.....	17
4.1.2 方塊型.....	18
4.2 最大位移量分析.....	18
4.3 表面彎曲度之分析.....	20
4.4 操作電壓之影響.....	22
4.5 電容變化量之分析.....	23
4.6 與四邊固定之四方平板薄膜之比較.....	24
第五章 實體元件測試.....	25
第六章 結果與討論.....	27
參考文獻.....	28

圖 目 錄

圖 1 結合電容式壓力微感測元件之類中醫脈診系統示意圖.....	5
圖 2 SINTEF 公司之壓阻式壓力感測器.....	6
圖 3 CNM 公司之壓阻式壓力感測器.....	6
圖 4 光學式壓力感測晶片.....	6
圖 5 空腔結構型電容式壓力感測器.....	7
圖 6 五層結構電容式壓力感.....	7
圖 7 具壓力感測器之銜型電極實體照片圖.....	8
圖 8 微型心血管壓力感測器 SEM 圖.....	8
圖 9 壓力薄膜幾何形狀尺寸.....	10
圖 10 固定臂幾何形狀尺寸.....	10

圖 11 壓力薄膜幾何形狀與固定臂結合.....	11
圖 12 微感測器動作示意圖.....	11
圖 13 Metal 2 光罩圖.....	12
圖 14 Metal 3 光罩圖.....	12
圖 15 Metal 4 光罩圖.....	12
圖 16 光罩完成圖與下線光罩圖.....	13
圖 17 利用 IntelliFab 建立 CMOS MEMS 共用製程.....	15
圖 18 拼圖型不同固定臂長度下脈衝壓最大應力變化.....	17
圖 19 方塊型不同固定臂長度下脈衝壓最大應力變化.....	18
圖 20 拼圖型不同固定臂長度下 Z 軸位移量.....	19
圖 21 方塊型不同固定臂長度下 Z 軸位移量.....	20
圖 22 上平行板彎曲度分析.....	21
圖 23 方塊型與拼圖型表面彎曲度的比較.....	22
圖 24 電容響應度與脈衝壓在不同操作電壓下的關係圖.....	23
圖 25 不同薄膜形狀對電容響應度的變化.....	24
圖 26 去光阻後結構示意圖.....	26
圖 27 微感測器 OM 圖.....	27

表 目 錄

表一. 常見共用製程表.....	1
表二. 脈診與聽診比較表.....	2
表三. 六種脈網所統的脈名、脈象與主病.....	3
表四. CMOS-MEMS 製程步驟.....	9
表五. 預計規格列表.....	26

第一章 緒論

1.1 前言與研究動機

隨著技術的日新月異微機電系統技術之應用領域已相當廣泛，舉凡通訊、製造、醫療【1】、航太、汽車及生物科技等領域皆有其重要應用，尤其在生物醫學領域發展出許多高精度與品質優良之醫療用微感測元件，如：植入式感測器(Implantable Sensor System)代表的元件有壓力計和血液參數量測【2-4】、內視鏡(Endoscope)、植入型投藥系統(Implantable Dosing Systems)、顯微手術(microsurgery)與神經替代品(Neuronal Prosthesis)【5】。這些都是 MEMS 在生物醫療(Bio medical)上重要的突破。

微機電共用製程常見的有面型微加工共用製程，以及積體電路相容微機電加工技術(CMOS-MEMS)共用製程；其製程規範依台灣積體電路股份有限公司(Taiwan Semiconductor Manufacturing Company Limited, TSMC)所提供之 0.35 μ m 混合信號製程(TSMC 0.35 μ m 2P4M Mixed Signal Model Process)設計元件。國內外常見之共用製程如表一所示。目前國內晶圓代工廠亦有提供共用製程，稱為多用戶製程晶片 MPW (Multi-Project Wafer)【6】。

表一. 常見共用製程表

	製造公司	製程名稱	層
面型微加工 共用製程	MEMSCAP	PolyMUMPs	3P1M
	MEMSCAP	MetalMUMPs	1P1M
	Sandia National Laboratories, SNL	SUMMiT V	5P1M
	Touch Micro-system Technology, tMt	SMart	3P1M
	Taiwan Semiconductor Manufacturing Company Limited, TSMC	TSMC 0.35	2P4M

研究中使用積體電路設計輔助軟體(Tanner L-Edit)【7】和微機電模擬分析軟體(IntelliSuite)，設計電容式壓力感測器應用於類中醫壓力測元件模型，制定研究參數並分析其結果，將最佳性能之設計，再經由國家晶片設計中心(Chip

Implementation Center, CIC), 以 TSMC 0.35 μ m 2P4M Mixed Signal (CMOS-MEMS) 製程製作。元件經性能測試並建立模組資料庫，以驗證最佳設計的數據後，並能進一步探討 CMOS-MEMS 製程，是否可利用其微機電技術推展作為製造微機電之整合元件。

本文主要是針對應用在中醫脈診之電容式壓力感測器微結構(Micro Structure of a Capacitive Pressure Sensor Applied on the Diagnosis by Feeling the Pulse in Chinese Medicine)進行設計研究，其主要目的為利用中醫脈診觀念改善聽診對於身體各處雜音的誤判，造成過度診斷或未診斷出疾病等問題，表二為脈診與聽診的比較。

表二. 脈診與聽診比較表

	脈 診	聽 診
量測位置	身體主要脈搏	需針對患者敘述病情，才能進行觀察
優點	能藉由脈搏情形，診斷出複雜病因	對於輕微病情判斷，很有效果
缺點	醫生本身對於脈搏判別需有很高素質	對於脾、肝、心、肺的複雜病變難以判別

在各型式的壓力感測元件中，電容式壓力感測元件有高靈敏度、線性工作區易取得與抗熱雜訊能力佳等優點，為近年來微機電在壓力感測元件發展中常用的型式。利用已設計完成的電容式壓力感測元件，作為中醫診脈系統中接受訊號的媒介，由中醫所定義之橈動脈為脈衝壓力源，可感測中醫脈象中由浮脈類、沉脈類、遲脈類、數脈類、虛脈類與實脈類 6 種脈綱所統的 28 脈，如表三所示，不同的脈象藉由訊號轉換電路可產生不同的波形，轉換後得到的訊號再與事先做好的資料庫比對而找尋對應的主病，可提供準確且具有效率的醫學診斷。

表三. 六種脈綱所統的脈名、脈象與主病【8】

脈 綱	脈 名	脈 象	主 病
浮脈類	浮脈	輕取即得，重按稍弱而不空	表證，亦主虛證
	洪脈	洪脈極大，狀若波濤洶湧，來盛去衰	氣分熱盛
	濡脈	浮而細軟	諸虛，又主濕
	散脈	浮散無根，至數不齊	元氣離散
	孔脈	浮大中空，如按蔥管	失血，傷陰
	革脈	脈來弦急中空，如按鼓皮	亡血，失精，半產，漏下
沉脈類	沉脈	輕取不應，重按始得	裏證
	伏脈	重手推筋按骨始得	邪閉，厥證，痛極，又主陽衰
	牢脈	沉按實大弦長	陰寒內實，疝氣徵瑕
	弱脈	極軟而沉細	氣血不足
遲脈類	遲脈	一息三至，脈來遲慢	寒證
	緩脈	一息四至，來去怠緩	主濕，脾胃虛弱
	澀脈	遲細而短，往來艱澀，與滑脈正反	傷精，血少，氣滯血瘀
	結脈	脈來緩慢而有不規則的間歇	陰盛氣結，寒痰血瘀
數脈類	數脈	一息脈來五至以上	熱證
	促脈	脈來急促而有不規則的間歇	陽熱亢盛，氣滯血瘀
	疾脈	脈來急疾，一息七八至	陽極陰竭，元氣將脫
	動脈	脈形如豆，滑數有力	主驚，主痛
虛脈類	虛脈	三部脈舉之無力，按之空虛	虛證
	細脈	脈細如線，但應指明顯	氣血兩虛，諸虛勞損，主濕
	微脈	極細極軟，按之欲絕，若有若無	陽衰少氣，陰陽氣血諸虛
	代脈	脈來有規律的間歇，間歇時間較長	臟氣衰微，跌打損傷
	短脈	首尾俱短，不能滿部	有力為氣鬱，無力為氣損
實脈類	實脈	三部脈舉按皆有力	實證
	滑脈	往來流利，如盤走珠，應指圓滑	痰飲，時滯，實熱
	緊脈	脈來繃急，狀如牽繩轉索	主寒，主痛，主宿食
	長脈	首尾端直，超過本位	肝陽有餘，陽盛內熱等有餘之證
	弦脈	端直以長，如按琴弦	肝膽病，諸痛，痰飲，瘧疾

此微感測元件構造簡單、容易製造與體積小可增加其可攜性，未來之應用可裝置在各式隨身數位 3C 產品中，以提供使用者隨時監測自己身體狀態的功能，如在後端搭配一完整脈搏健康資訊傳遞流程與病情處理情形流程，如圖 1 所示，可形成一類中醫檢測(Mimicked the Diagnosis of Chinese Medicine)完整系統。當使用者的脈搏被感應後經由無線傳輸，傳輸至遠端電腦上進行脈搏分析與比對相關病因，處理分析後回傳至使用者健康手錶，顯示與儲存相關脈搏訊息，提醒使用者是否前往醫院就診，此部份屬於使用者在日常生活中健康手錶資訊交換，建構於健康手錶與遠端電腦之交流。使用者前往就醫時，健康手錶則先與醫生進行交流，經由醫生手邊的資訊設備讀取健康手錶內部儲存資料，先行瞭解病人這一段時間生理脈搏情形與電腦分析的病因，藉由這些資訊進行初步醫療動作，並在就醫後更新健康手錶資訊，並建立患者電子病歷，使病患前往不同醫院時也能經由健康手錶內部資料，提供下一位醫生上次診斷出的病因與處理方式，並針對上次病因與新資料進行治療上的調整。經由訊號處理流程與醫院處理流程兩大流程就能減少患者就醫時間，並提高治療準確度，尤其在提供上次就診紀錄與電子病歷這方面，更能讓患者在治療上越來越準確與及時，這對日後醫療的檢測系統可說是極有前瞻性的發展，同時也是本研究終極目標之所在。

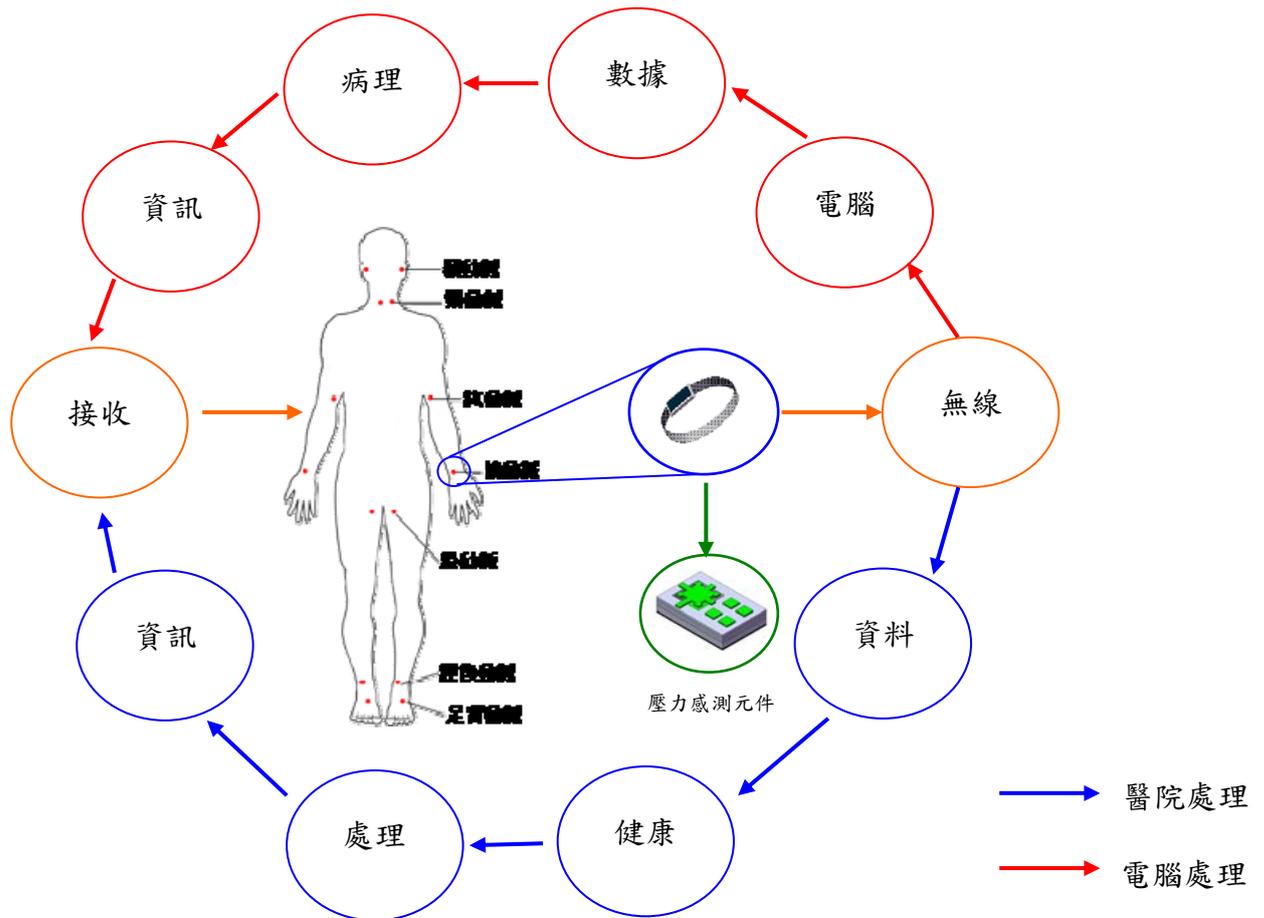


圖 1 結合電容式壓力微感測元件之類中醫脈診系統示意圖

1.2 文獻回顧

1.2.1 壓阻式壓力感測器 (Piezoresistive Pressure Sensors)

用摻雜或離子佈植方式製作出壓阻，配合惠氏電橋靈敏度高，精確度及穩定度不錯，最重要的是其製作成本低，但亦受外界應力及溫度影響且耗電。SINTEF 公司發展出之壓阻式壓力感測器與CNM公司所發展出之壓阻式壓力感測器，如圖2，圖3所示。Royal Institute of Technology所製作的壓阻式壓力感測晶片【9】晶片總體積為 $100 \times 150 \times 1300 \text{ m}^3$ ，其中壓力感測薄膜面積為 $103 \times 103 \text{ m}^2$ ，所量測之壓力感測度及最佳解析度分別為 $2\mu\text{V/V/mmHg}$ 及 2 mmHg 【10-12】。

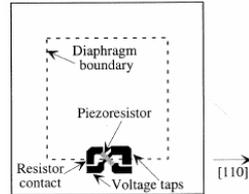
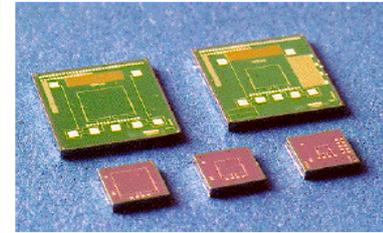
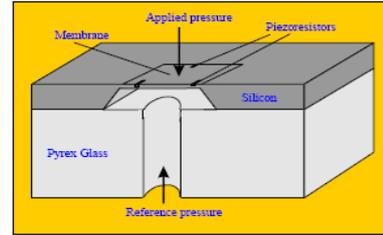
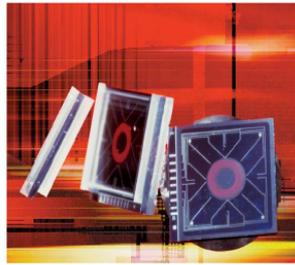
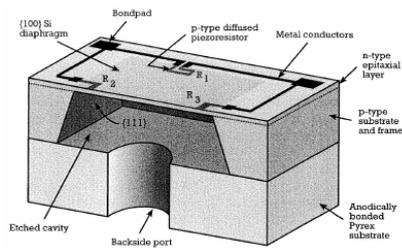


圖 2 SINTEF 公司之壓阻式壓力感測器

圖 3 CNM 公司之壓阻式壓力感測器

1.2.2 光學式壓力感測器 (Piezoresistive Pressure Sensors)

利用薄膜作為光學干涉偵測處，當薄膜受力變形時，會造成干涉條紋變化。靈敏度高，但須大體積、成本高。由 Royal Institute of Technology 所製作的光學式壓力感測晶片，如圖 4 所示【13】，以電容方式驅動薄膜($100 \times 150 \times 2 \text{m}^3$)至共振頻率 700 kHz，薄膜經雷射光源照射及採用光感測器接收反射光，可感測光強度隨振動頻率、亦即壓力之變化，所獲致的頻率感測度為 3.2%/bar。【14、15】

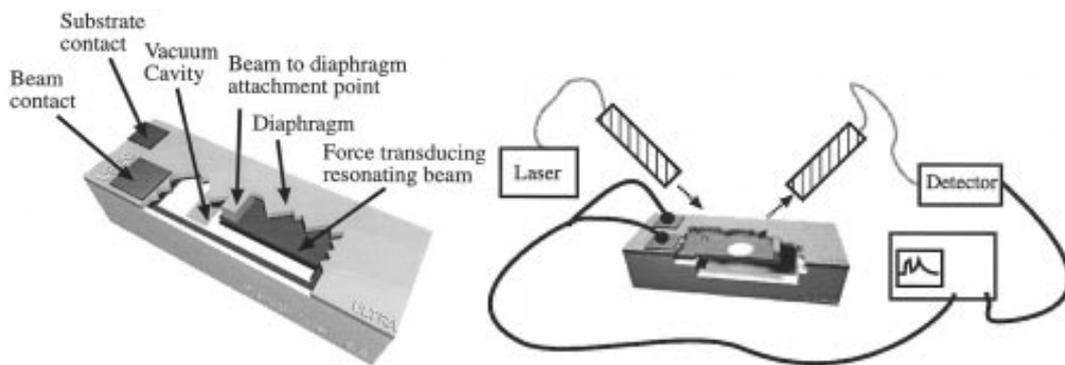


圖 4 光學式壓力感測晶片

1.2.3 電容式壓力感測器 (Capacitive Pressure Sensor)

主要是將壓力的變化量轉變成電容的變化量，利用平行板電容原理製作方式，偵測位移量受應力之變化，故較不受外界溫度干擾。靈敏度相當高且較不耗電，但會受響應的非線性及易受寄生電容影響。其應用於人體脈搏週期感測 (Pulse-Period)，心血管壓力感測，胎壓量測等。Sander等人提出，如圖5所示，靈敏度為壓阻式的20倍大，且只需1%的能量，更沒有壓阻式感測器的漂移(drift)現象，適合在醫學上應用的壓力感測器【16】。Habibi 等人提出以玻璃為基材，面型微細加工技術所製造出之電容式絕對壓力感測器陣列【17】。Casey 等人提出應用於IVRA (Intravenous Regional Anaesthesia)的壓力感測器，如圖6所示【18-22】。

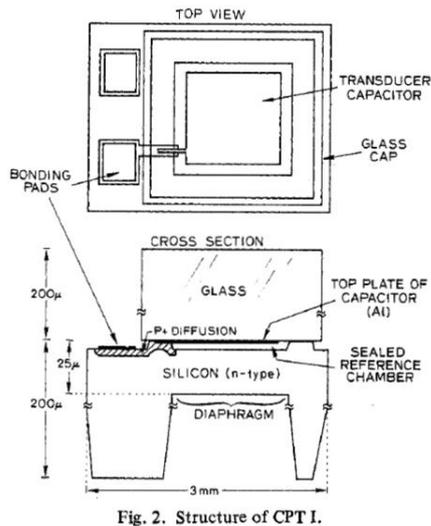


圖 5 空腔結構型電容式壓力感測器

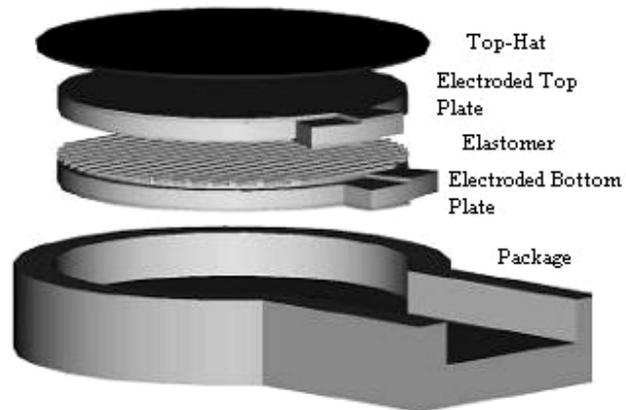


圖 6 五層結構電容式壓力感測器

1.2.4 內植壓力感測器之銜型微電極

內植壓力感測器之銜型微電極，如圖7所示，主要利用微機電系統技術設計並製作壓力感測器，並與銜型電極整合，以用於量測電極在植入後對神經組織之影響。為了配合銜型電極製程，採用電容式壓力感測器，結合陣列電極與壓力感測之銜型神經電極。感測電極大小為7mm×7mm，介電層厚度為4µm，量測範

圍在 0 ~ 100 mmHg，其靈敏度為 1.81×10^{-4} pF / mmHg · pF。並量測電容平均誤差皆在 9 % 以內。

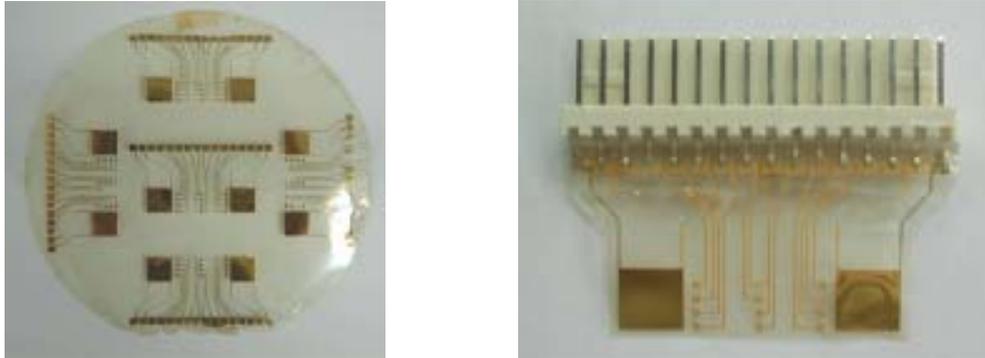


圖 7 具壓力感測器之銑型電極實體照片圖

1.2.5 微型心血管壓力感測器

微型心血管壓力感測器，如圖8所示，利用CMOS MEMS製程製作微型壓力感測器、並配合微小化的感測電路，以達到直接在血管內進行壓力量測的目的。其結構部份僅佔 $214 \times 60 \times 1.5 \text{ m}^3$ ，並採用以電容式感測以RC振盪電路的頻率作輸出，提供 $> 140 \text{ Hz/mmHg}$ ($\sim 420 \text{ kHz/fF}$)的壓力感測度。

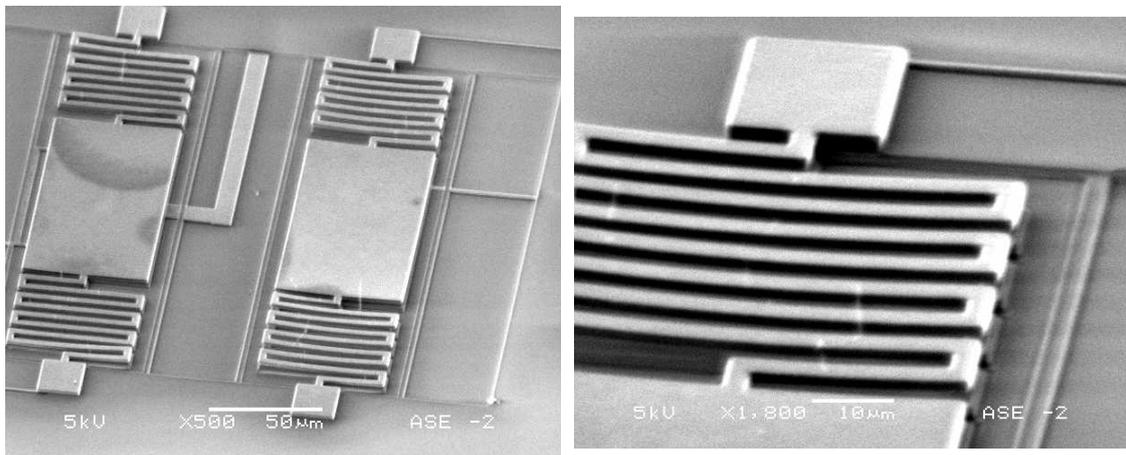


圖 8 微型心血管壓力感測器SEM圖

第二章 製程概要與設計規範

2.1 製程簡介

國家晶片系統設計中心(National Chip Implementation Center, CIC)所使用的 TSMC 0.35 UM Mixed-Signal 2P4M Polycide 3.3/5V 之共用製程，此共用製程是成本低、快速標準的 2P4M 面型微加工製程技術，且是一個可在各方面技術應用的共用製程，無論是工業、商業、政府機關或學術研究。

2.2 製程概要

CIC 所提供的 CMOS-MEMS 製程是由 TSMC 所提供代工，除了 TSMC 提供設計規範手冊和一些電路模擬模型的資料外，CIC 還特別提供一份針對 MEMS 結構所使用的設計規範【23，24】，但並沒有對外提供製程中材料所使用的沉積方式和蝕刻方式，只有說明沉積的順序和層的厚度，所以在建立製程檔時，是根據 CIC 所提供參考的材料參數和層厚度，建立 IntelliFab 3D 分析模型，如表 4 所示。

表四. CMOS-MEMS製程步驟

層次名稱	光罩(Dark : D, Clear : C)	厚度(Å)
Field Oxide	—	2900
Poly 1	D	2750
Poly 2	D	1800
Contact	C	5450
Metal 1	D	6650
Via 12	C	10000
Metal 2	D	6400
Via 23	C	10000
Metal 3	D	6400
Via 34	C	10000
Metal 4	D	9250
Passivation	C	14500

2.3 微壓力感測器之設計

2.3.1 結構設計與作動原理

電容式壓力感測器主要的微結構，為一上下電極板，藉由上電極板受脈衝壓後，與下電極板的距離產生變化，因而改變其電容量，而承受脈衝壓之上電極板又稱壓力薄膜，為我們主要設計的對象。在元件最佳化設計過程中，分為三個階段進行設計，第一階段為壓力薄膜幾何形狀之設計，本次提出兩種幾何形狀分別為拼圖型與方塊型，壓力薄膜其相對位置與幾何尺寸圖，如圖 9 所示。

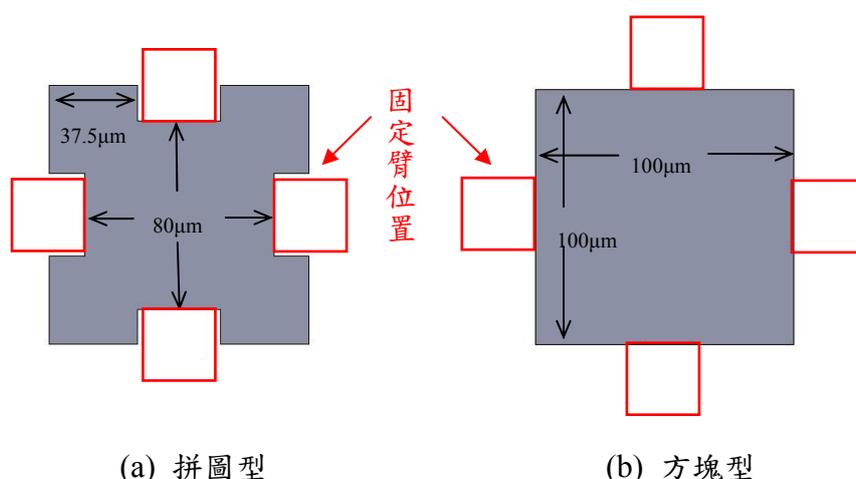


圖 9 壓力薄膜幾何形狀尺寸

第二階段為固定臂幾何形狀之設計，固定臂主要功能在於支撐壓力薄膜，且固定臂長度與壓力薄膜上所承受的力量，兩者的變化呈現反比，也就是說長度越長之固定臂所能支撐的壓力薄膜力量就越小，而這正是第二階段探討的重點，如何設計出一適當之固定臂長寬比，以配合壓力薄膜尺寸與空腔高度，在此提出兩種形式矩型與T型，如圖10所示。

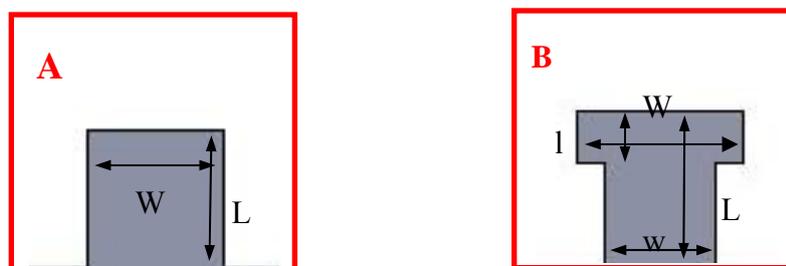


圖 10 固定臂幾何形狀尺寸

第三階段為結合前兩項之最佳條件再加以分析，如圖11所示，這部分為分析最佳固定臂結構與壓力薄膜結合後，總感測面積影響，主要模擬分析項目為壓力薄膜應力變化、最大位移量、薄膜彎曲度與穩態的電容值，並依鋁的降伏應力及拉伸應力作為限制條件，經由模擬數據的分析後，以尋求最佳壓力薄膜幾何尺寸形狀與固定臂結構。由以上三階段之分析結合後，其壓力感測器薄膜之運動方向如圖12所示。

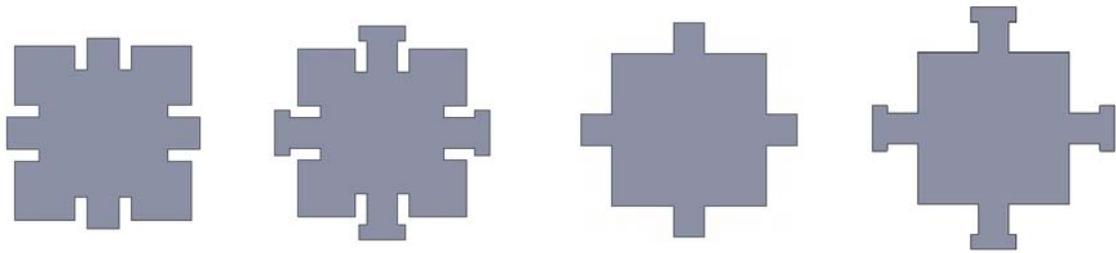


圖 11 壓力薄膜幾何形狀與固定臂結合

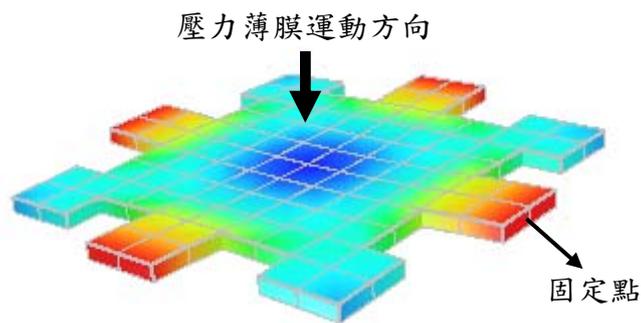


圖 12 微感測器動作示意圖

2.3.2 微壓力感測元件各層光罩之繪製

以下為性能模擬主要光罩繪製步驟：

步驟一、繪製微壓力感測器下電極板與固定端結構

使用 Metal 2 繪製微壓力感測器下電極與固定端結構，如圖 13 所示。

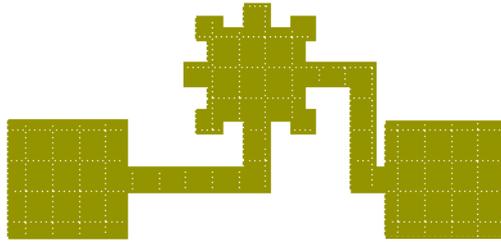


圖 13 Metal 2 光罩圖

步驟二、繪製感測器之電容空腔夾層與固定端結構

使用 Metal 3 繪製微壓力感測器之電容空腔夾層結構，如圖 14 所示。

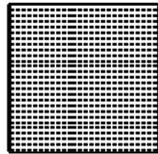


圖 14 Metal 3 光罩圖

步驟三、繪製微壓力感測器上電極板與固定端結構

使用 Metal 4 繪製微壓力感測器下電極與固定端結構，如圖 15 所示。

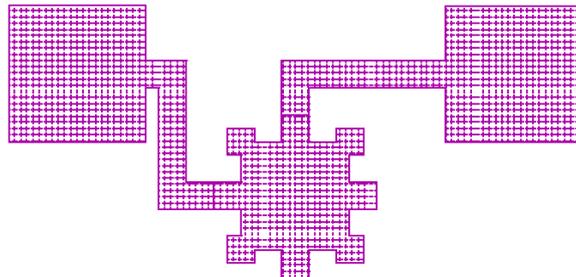


圖 15 Metal 4 光罩圖

光罩完成

光罩繪製完成圖及 CIC 下線之光罩圖，如圖 16(a)、(b)所示。

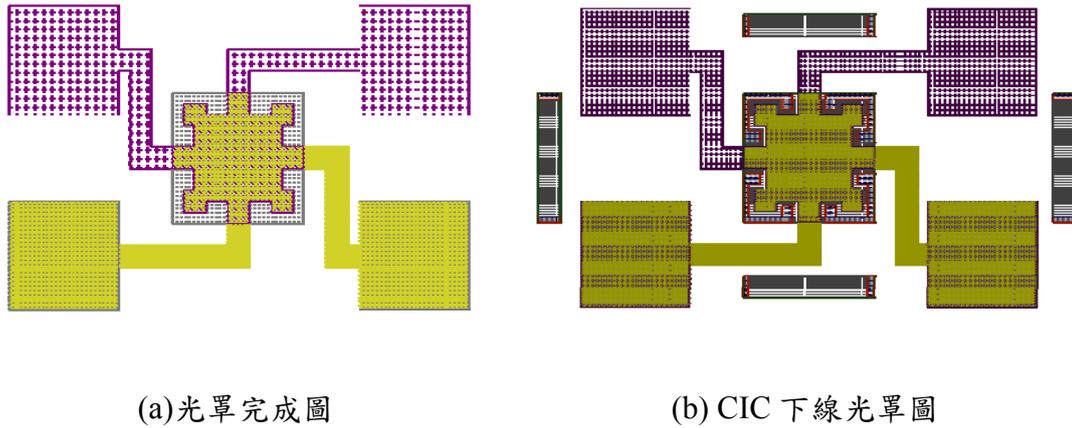


圖 16 光罩完成圖與下線光罩圖

第三章 微壓力元件分析模型的建立

3.1 分析模型建立

為瞭解設計的微壓力感測器的性能和製造的可行性，需透過積體電路佈局編輯繪製軟體(L-Edit)繪製光罩，及配合微機電模擬軟體 IntelliSuite 之 IntelliFab 建立符合實際製程之製程檔案後，轉入機械分析模組(Mechanical Analysis Module)進行模擬，其模擬分析過程如下列所示：

第一步驟：使用 L-Edit 繪製出設計之光罩。

第二步驟：使用微機電模擬軟體 IntelliSuite 之 IntelliFab 建立符合實際製程之製程檔案，配合光罩之 GDS II 檔案，轉入 Mechanical Analysis Module 建構分析模型。

第三步驟：對模型作切割網格(mesh)動作，本研究設定最大 Mesh Size 為 $10\mu\text{m}$ 。

第四步驟：完成切割動作接著設定邊界條件，如設定元件之輸入電壓之大小、起始溫度、固定端以及壓力量。

第五步驟：將邊界條件設定完成，元件開始進行「應力-位移」分析。

3.2 應用軟體工具介紹

在競爭的世代中，科技的發展已無法將軟體工具排除在外，相反的，有效地應用軟體工具的協助，可使科技的發展更省時而效果卻更具體，新興科技如微機電領域更是如此，以下將本次研究所會使用到的軟體工具做介紹。

3.3 積體電路 (Integrated Circuit, IC) 佈局編輯 (L-Edit) 的簡介

L-Edit 是一套完全針對微機電系統的光罩設計軟體並以 PC 為架構。此軟體具有設計微系統結構光罩的功能，此功能包括系統模擬、光罩設計和驗證等功能。主要功能為具有模擬微機電元件和半導體元件之系統，並具備設計微機電元件光罩的功能與顯示製程幾何之剖面圖，可定義使用者所需之製程條件和步驟，並且可與不同的軟體相結合，如 AutoCAD 和 IntelliSuite 等軟體。例如設計一個微結構，首先利用 L-EDIT 繪製其光罩圖形，再由 IntelliSuite 進行結構的各種模擬分析。

3.4 微機電設計模擬軟體(IntelliSuite)的介紹

IntelliSuite 一套專為微機電系統設計、製程與分析的模擬軟體，從前級半導體製程模擬，包括製程之資料庫、製程建立模組、製程模擬模組、製程之檢驗、及與其他設計圖結合之能力，到設計結構模型的建立及後級的有限元素分析，提供各種領域耦合的分析功能，讓使用者能分析微機電元件的各種特性，包括靜電場分析、熱與應力(含自然振頻與接觸)耦合分析、暫態熱分析、電熱耦合分析、壓阻材料特性模擬、電磁場分析、壓電特性分析、元件操作環境的阻尼與彈簧特性分析等等，使用 IntelliSuite 模擬微陣列式熱致動器過程。

3.5 製程模型之建立

使用微機電軟體 IntelliSuite 中的 IntelliFab 建立符合台灣積體電路(半導體)製造公司 (Taiwan Semiconductor Manufacturing Company, TSMC)的面型微細加

工平臺之共用製程的製程檔，再使用 IntelliSuite 中 Mechanical Analysis Module 進行模擬，並將 CMOS 製程步驟製成表格【24】。

CIC CMOS MEMS 共用製程是一個 2P4M 的共用製程，其中以 Poly1、Poly2 為主結構，再於 Poly1 與 Poly2 之間，加上低溫氧化矽 LTO 為犧牲層，其 Dimple 可防止懸浮結構產生沾黏(sticking)現象，Anchor 1 可用於蝕刻 Poly1 與 Poly2 之間低溫氧化矽 LTO，最後一層為金屬層，金屬層於本研究中，作為微光學元件之微面鏡及微陣列式熱致動器之電極。SMart 製程一共八道光罩、八道蝕刻手續和其他類似半導體製程的步驟，例如：上光阻、顯影、曝光、軟硬烤等步驟，構成一個完整的製作過程，IntelliFab 所建立的製程與共用製程相當吻合，如圖 17 所示。

1. Definition Si Czochralski 100	31. Deposition Al Evaporate E-Be...	61. Etch SiO2 RIE LAM490
2. Etch Si Clean RCA	32. Definition UV Contact Suss	62. Etch SiO2 Clean RCA
3. Deposition SiO2 PECVD TEOS	33. Etch Al Wet PAN	63. Deposition Al Evaporate E-Be...
4. Definition UV Contact Suss	34. Etch Si Clean RCA	64. Definition UV Contact Suss
5. Etch SiO2 RIE LAM490	35. Deposition SiO2 PECVD TEOS	65. Etch Al Wet PAN
6. Etch SiO2 Clean RCA	36. Definition UV Contact Suss	66. Etch Si Clean RCA
7. Deposition PolySi LPCVD Stand...	37. Etch SiO2 RIE LAM490	67. Deposition SiO2 PECVD TEOS
8. Definition UV Contact Suss	38. Etch SiO2 Clean RCA	68. Definition UV Contact Suss
9. Etch PolySi Dry SF6-Plasma	39. Deposition W Bulk Standard	69. Etch SiO2 RIE LAM490
10. Etch PolySi Clean RCA	40. Definition UV Contact Suss	70. Etch SiO2 Clean RCA
11. Deposition SiO2 PECVD TEOS	41. Etch Au Wet Iodide_Etch	71. Deposition W Bulk Standard
12. Definition UV Contact Suss	42. Etch Si Clean RCA	72. Definition UV Contact Suss
13. Etch SiO2 RIE LAM490	43. Deposition SiO2 PECVD TEOS	73. Etch Au Wet Iodide_Etch
14. Etch SiO2 Clean RCA	44. Definition UV Contact Suss	74. Etch Si Clean RCA
15. Deposition PolySi LPCVD Stan...	45. Etch SiO2 RIE LAM490	75. Deposition SiO2 PECVD TEOS
16. Definition UV Contact Suss	46. Etch SiO2 Clean RCA	76. Definition UV Contact Suss
17. Etch PolySi Dry SF6-Plasma	47. Deposition Al Evaporate E-Be...	77. Etch SiO2 RIE LAM490
18. Etch PolySi Clean RCA	48. Definition UV Contact Suss	78. Etch SiO2 Clean RCA
19. Deposition SiO2 PECVD TEOS	49. Etch Al Wet PAN	79. Deposition Al Evaporate E-Be...
20. Definition UV Contact Suss	50. Etch Si Clean RCA	80. Definition UV Contact Suss
21. Etch SiO2 RIE LAM490	51. Deposition SiO2 PECVD TEOS	81. Etch Al Wet PAN
22. Etch SiO2 Clean RCA	52. Definition UV Contact Suss	82. Etch Si Clean RCA
23. Deposition W Bulk Standard	53. Etch SiO2 RIE LAM490	83. Deposition SiO2 PECVD TEOS
24. Definition UV Contact Suss	54. Etch SiO2 Clean RCA	84. Definition UV Contact Suss
25. Etch Au Wet Iodide_Etch	55. Deposition W Bulk Standard	85. Etch SiO2 RIE LAM490
26. Etch Si Clean RCA	56. Definition UV Contact Suss	86. Etch SiO2 Clean RCA
27. Deposition SiO2 PECVD TEOS	57. Etch Au Wet Iodide_Etch	87. Etch SiO2 RIE LAM490
28. Definition UV Contact Suss	58. Etch Si Clean RCA	88. Etch Si Wet KOH
29. Etch SiO2 RIE LAM490	59. Deposition SiO2 PECVD TEOS	
30. Etch SiO2 Clean RCA	60. Definition UV Contact Suss	

圖 17 利用 IntelliFab 建立 CMOS MEMS 共用製程

本研究計劃是使用 IntelliSuite 之 IntelliFab 及 Mechanical Analysis Module 軟體為主，IntelliFab 軟體主要是依照下線的廠商的製程，建立模擬實際製程的製

程檔案，再配合 IntelliSuite 之 Mechanical Analysis Module 軟體，建立模擬元件之模型，並輸入討論參數，例如：輸入電壓、環境溫度或材料的特性等等，再進行分析模擬，此可讓模擬結果更加的趨近於實際的情況。

第四章 模擬結果

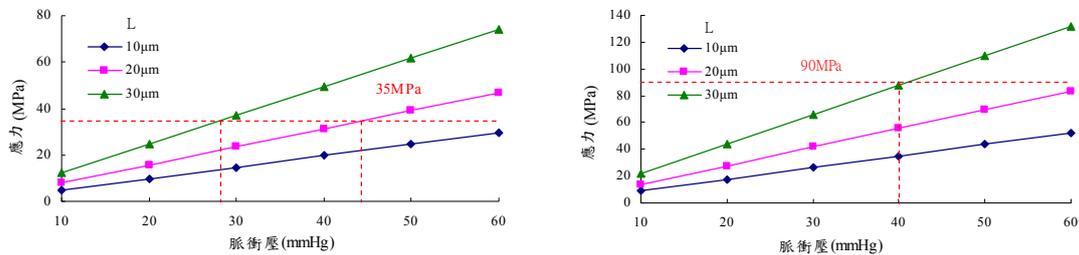
本節針對所設計之元件，以微機電模擬軟體 IntelliSuite 為工具並匯入元件材料特性，進行壓力薄膜的應力、位移量、表面彎曲度與受脈衝壓之電容值變化做模擬分析。然人體指尖受器域約為 $2\text{mm}\times 2\text{mm}$ ，較本元件感測薄膜幾何尺寸 $87.2\mu\text{m}\times 87.2\mu\text{m}$ 大許多，經由指尖輕壓撓動脈可感受到之脈動，可視為一平均分佈的脈衝壓力【25】，另因人體脈搏屬於一種動態變化，包含了強弱及頻譜分佈，因此本研究僅就脈搏強弱的部分進行分析，並提供相當於脈搏強弱之脈衝壓，以靜力的受力-變形之觀念結合模擬軟體進行模擬。

4.1 受脈衝壓後之應力分析

電容式壓力感測元件主要是因金屬薄膜受壓時造成形變進而產生電容變化，故本節主要是對微元件在考慮拉伸極限應力與降伏應力的限制下進行固定臂微結構尺寸的探討。拉伸極限應力決定壓力薄膜在承受脈衝壓時是否能支撐金屬薄膜，若超過材料所能負荷之應力則會造成金屬薄膜與固定臂之間斷裂。降伏應力的影響在於當材料承受超過所能負荷之應力時，會造成固定臂與金屬薄膜呈現彈性疲乏而永久變形。拉伸極限應力與降伏應力的最大差別在於前者會造成元件損毀，後者則是造成金屬薄膜永久變形無法回復到初始型態，導致元件在使用時造成性能的誤差。所以固定臂幾何尺寸之設計必須考量金屬薄膜材料受脈衝壓時，產生的應力必須符合拉伸極限應力與降伏應力的規範【26】。

4.1.1 拼圖型

在拼圖型之微結構受脈衝壓後之應力模擬，令固定臂寬度為 $20\mu\text{m}$ 不變，改變固定臂長度 L 分別為 $10\mu\text{m}$ 、 $20\mu\text{m}$ 和 $30\mu\text{m}$ ，模擬結果如圖 18 所示。鋁材所能承受之降伏應力為 35MPa 【27】，當固定臂長度為 $10\mu\text{m}$ 時，元件不永久變形下所能承受之脈衝壓大於 60mmHg ，相較於人體最大脈衝壓 20mmHg ，大了 3 倍，此種固定臂長度之設計可適用於量測如運動選手運動時較大之瞬時脈衝壓輸出。固定臂長度為 $20\mu\text{m}$ 時，所能承受的最大脈衝壓為 44mmHg ，是人體所能產生最大脈衝壓的 2.2 倍，相較於固定臂長度 $10\mu\text{m}$ 雖然量測範圍不大，但其靈敏度高，較利於一般人體量測，而固定臂長度為 $30\mu\text{m}$ 能承受之脈衝壓為 28mmHg 僅有人體最大脈衝壓 1.4 倍，與前兩者相比雖量測範圍最小，但因其直線斜率最大具有最佳之靈敏度，而感受脈衝壓之靈敏度越佳，訊號上通常會越難以掌握，在設計訊號轉換電路時將會增加其難度。綜合以上分析知，固定臂長度為 $20\mu\text{m}$ 較適用於一般人體，其特性擁有較大量測範圍，同時具備較適當的靈敏度，如圖 18(a)所示。另一方面在鋁材的拉伸破壞應力為 90MPa 的條件下，在固定臂長度為 $10\mu\text{m}$ 時，元件不破壞下能承受之脈衝壓遠大於 60mmHg ，表示此設計可用於量測較大的脈衝壓，但靈敏度就明顯不足，在固定臂長度為 $20\mu\text{m}$ 時，所能承受之脈衝壓為 60mmHg ，此種設計之靈敏度與量測範圍用於一般人體較為合適，而固定臂長度為 $30\mu\text{m}$ 只能承受不到 40mmHg 之脈衝壓元件即被破壞，因此固定臂長度在 $20\mu\text{m}$ 時，元件應有最佳特性，即經由降伏應力與拉伸極限應力限制條件下之分析比較後，結果說明瞭固定臂長度 $20\mu\text{m}$ 運用在量測一般人體時，擁有適中的量測範圍與較良好的靈敏度。



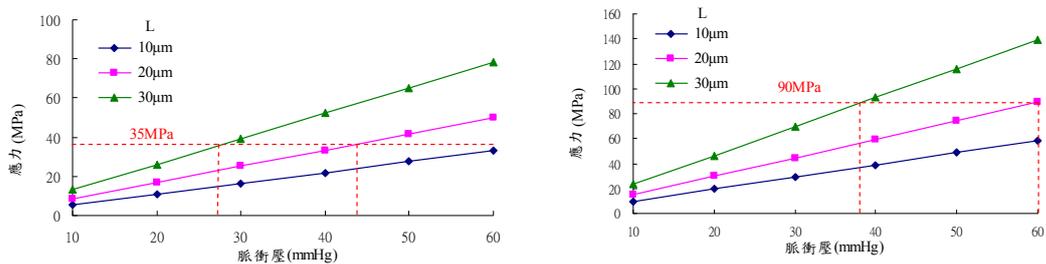
(a) Z 軸方向應力(降伏應力限制)

(b) X 與 Y 軸方向應力(拉伸應力限制)

圖 18 拼圖型不同固定臂長度下脈衝壓最大應力變化

4.1.2 方塊型

在方塊型微結構受脈衝壓後之應力探討，同上固定其臂寬，改變固定臂長度 L 分別為 $10\mu\text{m}$ 、 $20\mu\text{m}$ 和 $30\mu\text{m}$ ，其模擬結果如圖 19 所示，固定臂長度為 $10\mu\text{m}$ 時，元件不永久變形下能承受之脈衝壓為 60mmHg ，是人體所能產生最大脈衝壓的 3 倍，此種設計其性能與拼圖型可承受之脈衝壓相仿，固定臂長度為 $20\mu\text{m}$ 能承受的最大脈衝壓為 43mmHg ，此種設計相較拼圖型可承受之脈衝壓為拼圖型的 0.98 倍，固定臂長度為 $30\mu\text{m}$ 能承受之脈衝壓為 27mmHg ，此種設計相較拼圖型可承受之脈衝壓為拼圖型的 0.96 倍，如圖 19(a)所示。另在鋁材的拉伸破壞應力的限制條件下，固定臂長度為 $10\mu\text{m}$ 時，元件不被破壞下所能承受之脈衝壓大於 60mmHg ，固定臂長度為 $20\mu\text{m}$ 時，所能承受脈衝壓約為 60mmHg ，與拼圖型可承受之脈衝壓相仿，最後固定臂長度為 $30\mu\text{m}$ 時，所能承受之脈衝壓約為 38mmHg ，為拼圖型可以承受之脈衝壓 0.95 倍。如圖 19(b)所示，經由依鋁之降伏應力與拉伸極限應力為限制條件下之分析比較後，結果說明瞭在相同固定臂長度時，拼圖型與方塊型可承受的脈衝壓範圍相差不多，這同時也驗證了，即使在微小尺寸世界下，在相同材質且相同面積下並施予相同的力，在其降伏應力與拉伸破壞應力的限制條件下，元件所能承受的脈衝壓應很接近。



(a) Z 軸方向應力(降伏應力限制) (b) X 與 Y 軸方向應力(拉伸應力限制)

圖 19 方塊型不同固定臂長度下脈衝壓最大應力變化

4.2 最大位移量分析

壓力薄膜最佳化設計中，除了要針對材料拉伸極限應力與降伏應力之限制進

行分析外，還必須考慮各元件受脈衝壓後所產生之薄膜位移量，因為本元件空腔是以 CMOS-MEMS 共用製程的 Metal3 作為犧牲層，蝕刻後所形成之空腔高度只有 $0.64\mu\text{m}$ ，當脈衝壓的變化要求在 0 至 60mmHg 之範圍時，經由模擬後 Z 軸位移量的變化，在拼圖型固定臂長度 $20\mu\text{m}$ 時，能在空腔高度 $0.64\mu\text{m}$ 範圍內，有最明顯的 Z 軸位移變化量，固定臂長度為 $10\mu\text{m}$ 時，最大位移量雖在空腔範圍內，但相較於固定臂長度 $20\mu\text{m}$ 之最大位移量，靈敏度略顯不足，將不利於輸出訊號的大小，固定臂長度為 $30\mu\text{m}$ 時最大位移量已超過空腔範圍，如圖 20 所示，Z 軸變化量越明顯或說直線斜率大小越大時，代表此電容式壓力感測元件有較高的靈敏度，因此由此分析拼圖型固定臂最佳結構為 $20\mu\text{m} \times 20\mu\text{m}$ 正方型的尺寸。

另方塊型微元件受脈衝壓 0 到 60mmHg 下之 Z 軸位移量進行分析，因為此設計的空腔同樣是以 CMOS-MEMS 共用製程的 Metal3 蝕刻後所成，其結果如圖 21 所示，得知方塊型在 $10\mu\text{m}$ 的固定臂長度時，雖然能在空腔高度 $0.64\mu\text{m}$ 範圍內作動，但其位移量變化不夠明顯，而 $20\mu\text{m}$ 和 $30\mu\text{m}$ 的固定臂長度分別在受到約 50mmHg 和 26mmHg 脈衝壓時，其位移即會超過空腔高度，因此相較於拼圖型微結構之 Z 軸位移量變化，方塊型微結構 Z 軸之位移量明顯不足。

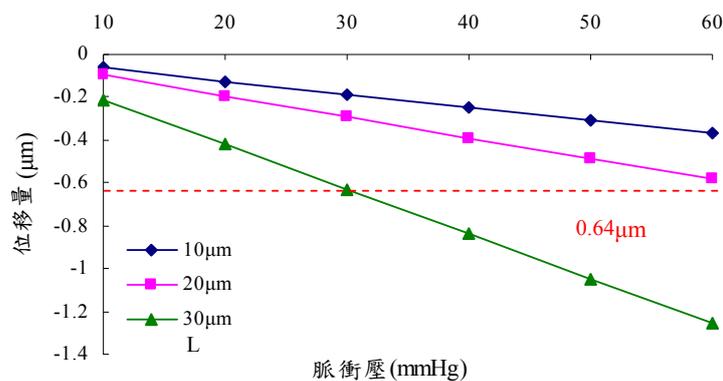


圖 20 拼圖型不同固定臂長度下 Z 軸位移量

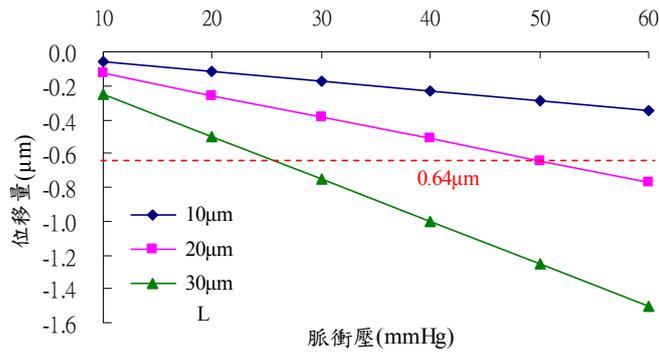
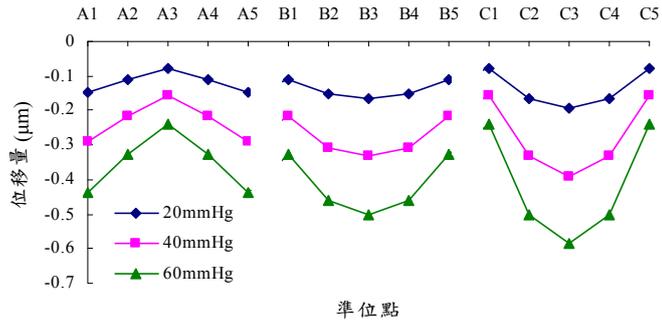
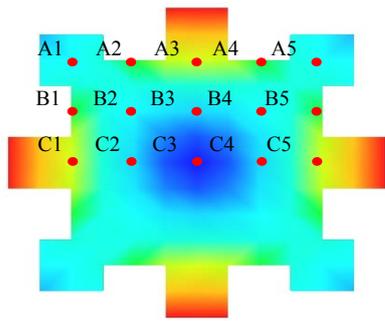


圖 21 方塊型不同固定臂長度下Z軸位移量

4.3 表面彎曲度之分析

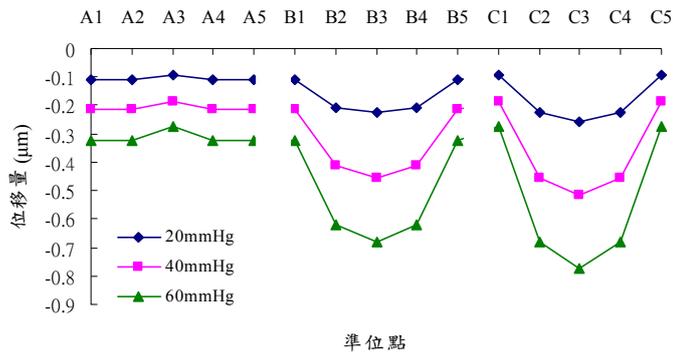
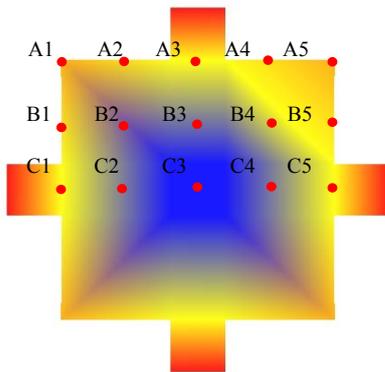
經上述性能模擬後確立其固定臂的尺寸結構為 $20\mu\text{m} \times 20\mu\text{m}$ 下，進一步分析上平行板在不同脈衝壓下表面彎曲度的變化。在上平行板上不同的三個位準上設定等距的五個點，共十五個點，其相對位置如圖 22(a) (c) 所示，分別施予上平行板 20mmHg、40mmHg 和 60mmHg 之脈衝壓，並截取脈衝壓施加時，三個位準上各五個點的位移。經由三個位準上承受脈衝壓後，分析表面的彎曲度情形，比較其上平行板彎曲度，如圖 22(b) (d) 所示。

拼圖型經由模擬後，其表面彎曲度如圖 22(b) 所示，受壓薄膜端面與固定臂接觸位準之表面彎曲度變化，均有中央小，兩邊大的情形如 A1 至 A5 點之位移變化。而非端面位準之表面彎曲度變化，則有中央位移大，兩邊位移小之特點。方塊型經由同樣方式分析，其表面彎曲度如圖 22(d) 所示，受壓薄膜端面與固定臂接連位準之表面彎曲度之變化，亦呈現出中央小，但兩邊則只有略微下降情形，非端面處則呈現與拼圖型相似之曲線，另由圖 22(a) (c) 得知 A3、C1、C5 為其固定臂連接受壓薄膜之位置，受到較大的牽制，導致位移量較小。方塊型則由於形狀因素導致在 A1 至 A5 所受到牽制更為嚴重。



(a) 拼圖型比較點位置示意圖

(b) 拼圖型各點位移量變化圖



(c) 方塊型比較點位置示意圖

(d) 方塊型各點位移量變化圖

圖 22 上平行板彎曲度分析

比較方塊型與拼圖型表面彎曲度的變化情形，如圖 23 所示，為方塊型與拼圖型在 40mmHg 脈衝壓之下，兩者之彎曲度比較，經由三個位準之最低點連線中，方塊型在 A1 至 A5 呈現較均勻的位移，B1 至 B5 與 C1 至 C5 則呈現大幅度的位移，由此可以發現方塊型在承受脈衝壓時主要改變量只出現在薄膜中央，周圍則被固定臂牽制限制其位移變化量。拼圖型經由形狀上的設計，減少了壓力薄膜周圍端面被固定臂的牽制，由各位準的最大位移點之連線，呈現出較為緩和的下降。壓力薄膜上各位準的最大彎曲度主要決定其平均電容量變化大小並影響整體的線性度，由三個位準的最低點連線可以很明顯發現拼圖型，在承受相同壓力下比方塊型有較均勻的整體位移量。

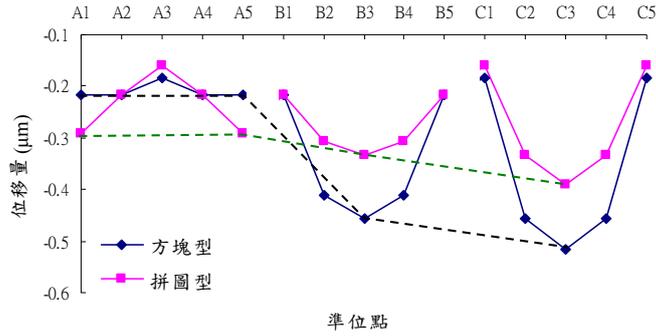
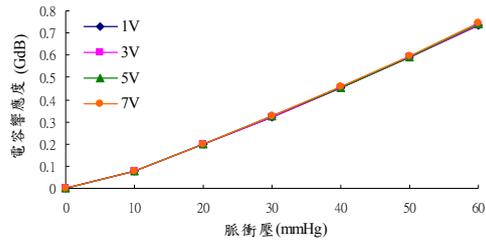


圖 23 方塊型與拼圖型表面彎曲度的比較

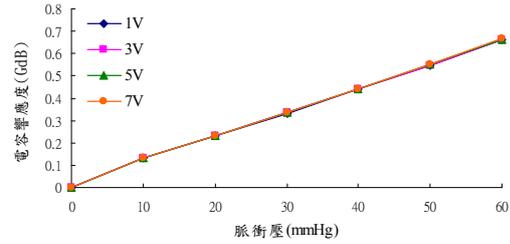
4.4 操作電壓之影響

經由不同電壓的施加，分析電壓對本元件所造成之影響，並作為選擇工作電壓之考量。依據公式(1)將輸出電容值 C 轉換成響應度，其中 G_{dB} 是輸出電容響應度， C_0 為初始電容值，表未加任何脈衝壓下之電容值，另由電荷等於電容與電壓的乘積基本定律，相同面積下之微元件，不同電壓時其電容值應相同，經模擬軟體計算各電壓初始電容值，分別為 1V 時 34.095fF、3V 時 34.105fF、5V 時 34.13fF 與 7V 時 34.165fF，均很接近。另一方面脈衝壓施加後電容值 C ，經由 1V、3V、5V 與 7V 操作電壓模擬取得之數據，代入公式(1)整理得到如圖 24(a) (b) 之結果，由結果可得知操作電壓不論是對拼圖型或方塊型之電容量變化影響並不大，電容值變化僅與所施之脈衝壓及感測面形狀有關，唯在固定感測面積下，感測面形狀對輸出電容值的影響遠不如脈衝壓的影響。考慮目前大部分之電子元件所採用之額定電壓為 3 至 5V，製造時可設定本元件之工作電壓為 5V，以利本元件在各項電子用品都能輕易的被整合使用，並減少設置電源轉換電路所需空間與電源損耗，進而達到系統整合微小化，功率損耗低，能源節約等優點。

$$G_{dB} = 10 \text{Log} \frac{C}{C_0} \quad (1)$$



(a) 方塊型



(b) 拼圖型

圖 24 電容響應度與脈衝壓在不同操作電壓下的關係圖

4.5 電容變化量之分析

通常一優良的壓力感測元件必須工作在線性區，因為壓力感測元件若不在線性區時，代表每區間變化量不一，這樣輸出後之訊號也會無法達到精準的效果，尤其本元件將應用於類中醫電容式壓力感測元件之醫療晶片，故感測元件若無法在線性區作動，必會產生一定的誤差，而無法精確取得所要的醫療資訊。藉由圖 25，能夠明顯看出拼圖型與方塊型受脈衝壓時電容值變化之情形，拼圖型的線性區範圍約 10mmHg 到 60mmHg，反觀方塊型的線性範圍僅有 20mmHg 到 40mmHg。在拼圖型與方塊型兩者的線性區比較，發現拼圖型雖然在受到 30mmHg 之脈衝壓時，電容值比方塊型的稍小，但此日後可以放大電路予以提高，又其線性區範圍寬廣，亦有利於日後放大電路的設計，以提高整體元件實用的可行性。

綜觀上述所有分析，以拼圖型為類中醫電容式壓力感測元件之感測薄膜的幾何形狀，應比習知的方塊形感測薄膜有其較優越的性能。

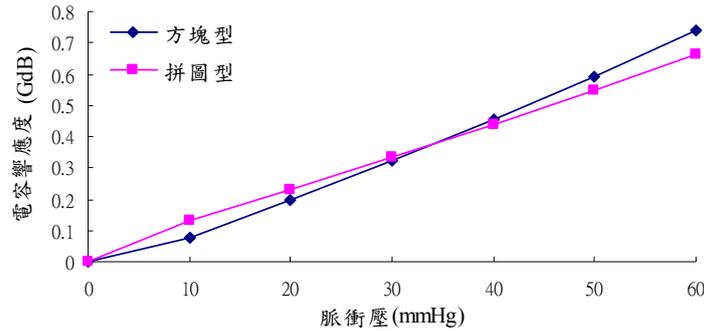


圖 25 不同薄膜形狀對電容響應度的變化

4.6 與四邊固定之四方平板薄膜之比較

許多微壓力感測器的原理是藉由薄膜受到壓力後變形，再變形量轉換成電訊號輸出。大部分情況下，這些壓力薄膜不管是圓形、方形或矩形皆可以視為薄板，承受均勻壓力而產生彎曲。四邊均固定之薄板彎曲解析可由文獻【28】中找到，由文獻中得知，令矩形板長寬相等，即可由公式(2)和(3)得到方形板的最大應力發生於每邊的中心和最大位移量發生於板的中心。

$$\sigma_{\max} = \frac{0.308pa^2}{h^2} \quad (2)$$

$$\omega_{\max} = -\frac{0.0138pa^4}{Eh^3} \quad (3)$$

以本元件之尺寸， $a=87.2 \times 10^{-6} \text{m}$ 、 $h=0.925 \times 10^{-6} \text{m}$ ，所承受之最大壓力 $p=7.998 \times 10^3 \text{Pa}=60 \text{mmHg}$ 以及鋁材楊氏係數 $E = 70000 \text{MPa}$ 分別帶入公式(2)與(3)。根據公式(2)計算後可得出最大應力為 $\sigma_{\max}=22 \text{MPa}$ 。亦即遠小於鋁材拉伸應力 $(\sigma_U)_{Al}=90 \text{MPa}$ ，表示在承受 60mmHg 時元件仍在材料破壞的安全範圍內。

根據公式(3)計算後可得出最大位移量為 $\omega_{\max}=0.114 \mu\text{m} < 0.64 \mu\text{m}$ (空腔之高度)。由公式(3)可以發現四邊固定所可以承受之最大位移量比上板以拼圖形設計時可以承受之模擬值小，這將會造成日後訊號更不易取得，此也說明拼圖形設計

之優點所在，即可在相同感測面積下得到較大的位移，將有利於訊號輸出。另一方面，由於拼圖形受壓時僅四邊中點處 $20\mu\text{m}$ 固定，非全邊固定，相同脈衝壓施予上板時，其中點之最大應力 σ_{max} 應大於四邊全固定之 σ_{max} ，此將影響到負荷應力之範圍，因此須有最佳中點固定臂之設計，以求得相對較大之受壓範圍。

第五章 實體元件測試

元件依供應電壓、環境溫度、金屬薄膜位移量、電容值變化等，預計元件規格與趨勢，規格詳列於表 5。由於 CIC 委託工研院(ITRI)製作之後製程是先利用 CF_4/O_2 電漿非等向性蝕刻，去除後製程光罩所定義區域之介電層、場氧化層，再經由濕蝕刻的方式將其空腔之金屬夾層加以蝕刻，讓上電極板與下電極板之間呈現懸空狀態，其結構層上下方尚有 SiO_2 及 Passivation 層，而本設計在元件結構性能模擬時，並不考慮其結構層之間的 SiO_2 及 Passivation 層，所以需使用乾蝕刻或濕蝕刻將存在於結構上的 SiO_2 及 Passivation 層去除。以下為晶片處理的步驟：

1. 先觀察結構是否有製作後製程，並初步觀察元件結構
2. 去除光阻，並利用 OM 觀察元件是否成功去除
3. 利用濕蝕刻去除金屬空腔夾層與結構上的 SiO_2 及 Passivation 層

去光阻後觀察整體元件之 OM 圖，如圖 26 所示，可看出元件的後製程所蝕刻氧化層的輪廓相當清楚，第一道後製程是 CF_4/O_2 電漿氣體非等向性蝕刻，垂直蝕刻後製程所定義區域內的 SiO_2 ，以便讓元件內的金屬空腔夾層經由後續濕蝕刻方式去除，而元件主要結構也確實完整，重要的是經由一旁的蝕刻尺來明確的知道元件之金屬夾層的蝕刻程度，以便斷定金屬層是否蝕刻完全。

表五. 預計規格列表

規格	結果
電源供應電壓	5V
環境溫度	25 °C ~ 27° C
電容式壓力感測元件可承受的壓力變化	-60 ~ 60 mmHg
電容式壓力感測元件之平行板位移量	0 ~ 0.584218 μm
最大位移量	0.584218 μm

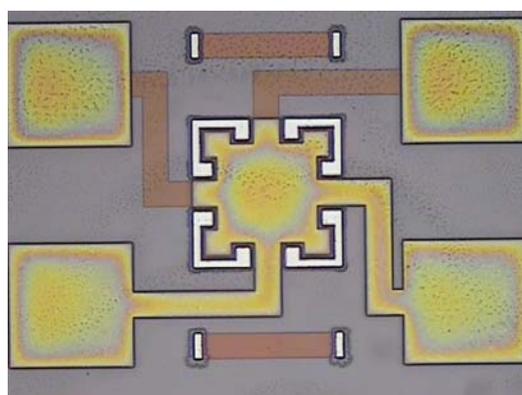


圖 26 去光阻後結構示意圖

利用光學顯微鏡做初步觀察後得知元件確實完整，接下來由濕蝕刻的方式，經過 30 分鐘的蝕刻液浸泡後，如圖 27(a)明顯的看出空腔內金屬層已被蝕刻液侵蝕，再經由圖 27(c)與圖 27(d)對照後，蝕刻尺內的金屬層也都完全蝕刻，由此可知，空腔內金屬確實有被蝕刻乾淨。而 Passivation 的部份也將由 Silox Vapox III 蝕刻液將其去除，連帶元件週遭的 Oxide 也同步做蝕刻，整體去除完畢之後如圖 27(d)所示，由此可見，Passivation 的材質相當硬，導致蝕刻速率非常緩慢，因此也破壞上平行板表面的結構，電極板的部分也因為蝕刻液浸泡，導致邊緣有些微損壞的狀況發生，如圖 27(b)所示。為了保持受壓力平面結構的完整性，未來將改用其他蝕刻液進行後製程，以提高日後元件量測的精確度。

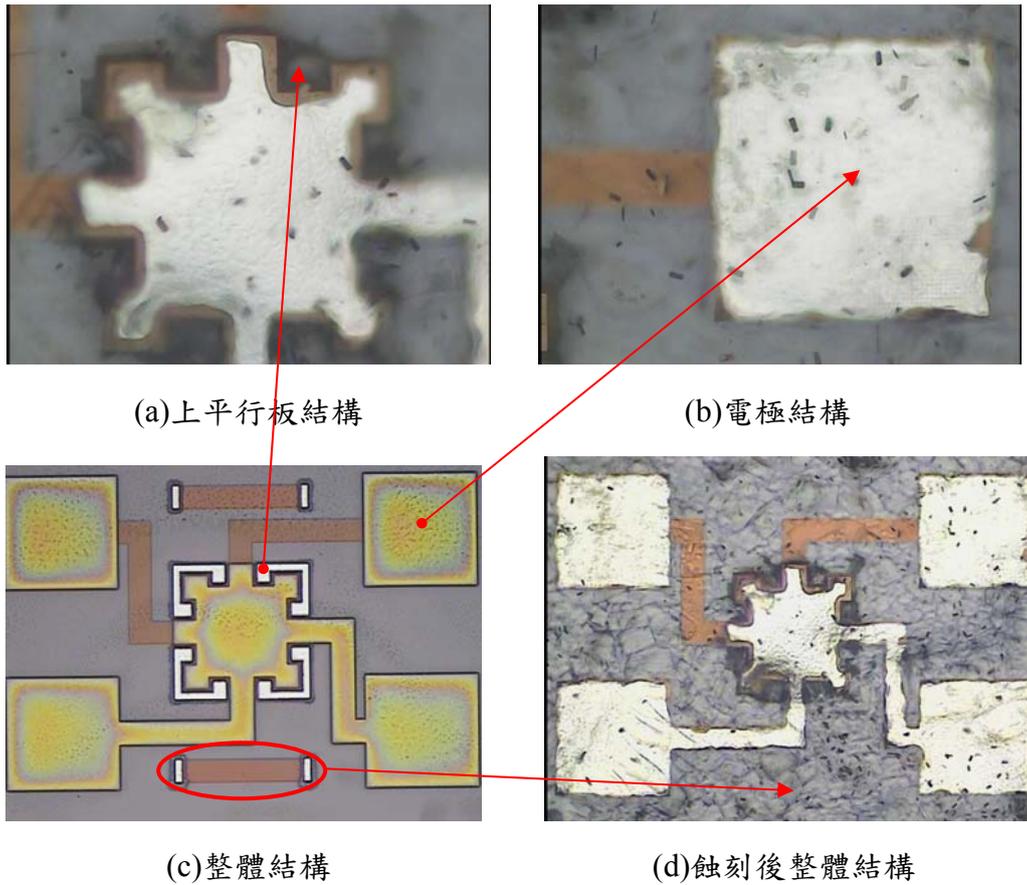


圖 27 微感測器OM圖

第六章 結果與討論

本文藉由微機電分析軟體 IntelliSuite 建立類中醫電容式壓力感測元件之性能分析模型，藉以探討不同固定臂長度之金屬薄膜所能承受最大脈衝壓之極限與最大位移量，再經由拼圖型與方塊型兩種形狀之金屬薄膜分析不同形狀金屬薄膜對整體位移量的影響。拼圖型與方塊型微結構經改變固定臂長度模擬分析後，比較拼圖型與方塊型在相同固定臂長度 $20\mu\text{m}$ 時，在空腔 $0.64\mu\text{m}$ 範圍內，拼圖型有最明顯之 Z 軸位移變化量，Z 軸變化量越明顯代表此電容式壓力感測元件在適中的量測範圍內具有較高的靈敏度。

由理論得知相同脈衝壓施予感測薄膜時，中點之最大應力 σ_{max} 應大於四邊全固定之 σ_{max} ，此將影響到負荷應力之範圍，因此須有最佳中點固定臂之設計，依金屬薄膜形狀為拼圖型並結合最佳固定臂結構為 $20\mu\text{m} \times 20\mu\text{m}$ 下，進行表面彎曲度之模擬分析，其結果證實拼圖型金屬薄膜相較於方塊型，受壓時在表面上各

位準最大位移量較相近，而相近的最大位移量表示其受到脈衝壓時電容量變化也較為線性，且拼圖型金屬薄膜較方塊型擁有廣大線性範圍，也代表著量測範圍較接近適用在量測人體的脈搏感測元件，故拼圖型電容式壓力感測元件各種模擬數據之表現正符合本研究日後將應用在類中醫體外式脈搏感測器的目標上。

此元件在未來必須克服的難題可分為後製成微元件釋放與訊號量測系統兩個方向，後製程之實驗部份，目前已取得晶片並有廠商可提供對鋁選擇比高之蝕刻液，得以快速進行犧牲層鋁的濕蝕刻，若要完全釋放元件則還必須蝕刻 Passivation，但蝕刻程式過多容易造成元件過蝕刻而損壞，為求以最少蝕刻步驟而達到元件釋放之成功率增加，未來在元件設計上將列為設計之重點，而訊號量測系統又可分為訊號輸入與訊號擷取部份，訊號輸入部份是將壓力施於感測薄膜之上，因微元件不需封裝故無法採用流體形式之壓力，故必須找非流體形式之壓力替代，預計將朝向固態碰撞的方式給予壓力，藉此製作出性能優異的壓力感測系統。

參考文獻

- 【1】 D. L. Polla, “BioMEMS applications in medicine,” *Micromechatronics and Human Science Proceedings of International Symposium on*, pp.13-15, 2001.
- 【2】 Chia-Chu Chiang, Chou-Ching K. Lin, Ming-Shuang Ju, “An implantable capacitive pressure sensor for biomedical applications,” *Sensors and Actuators A(Physical)*, vol. 134, no.2, pp. 382-388, 2007.
- 【3】 E. Kalvesten, L. Smith, L. Tener2 and G. Stemme, “The first surface micromachined pressure sensor for cardiovascular pressure measurements,” *Micro Electro Mechanical Systems Annual International Workshop on*, pp.574-579, 1998.
- 【4】 M. Elwenspoek, R Wiegink, *Mechanical microsensors*, (Berlin New York : Springer press, 1th), 2001
- 【5】 M. Badran, M. Moussa, “BioMEMS implants for neural regeneration after a spinal cord injury,” *MEMS, NANO and Smart Systems International*

Conference on, pp.89-90, 2005.

- 【6】鄭英周、張培仁。淺談 CMOS-MEMS 之發展與未來。STPI 電子月刊，90，2003。
- 【7】蔡健忠，《微光機電系統設計與模擬》，(臺北：高力圖書有限公司，初版)，2005。
- 【8】中醫藥資訊網 http://www.ccmp.gov.tw/public/public_print.asp?selno=1022&relno=1022
- 【9】E. Kalvestern et al., “The first surface micromachined pressure for cardiovascular pressure measurements,” in Proc. MEMS, pp. 574-579, 1998.
- 【10】J.M. Borky and K.D. Wise, “Integrated signal conditioning for silicon pressure sensor,” IEEE Trans. Electron Devices, vol. 26, pp. 1906-1910, 1979.
- 【11】Samaun et al., “An IC piezoresistive pressure sensor for biomedical instrumentation,” IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 20, pp. 101-109, 1973.
- 【12】W.H. Ko et al., “Development of a miniature pressure transducer for biomedical applications,” IEEE Trans. Electron Devices, vol. 26, pp. 1896-1905, 1979.
- 【13】P. Melvås et al., “A surface-micromachined resonant-beam pressure-sensing structure,” J. Microelectromechanical Syst., vol.10, no. 4, pp. 498-501, 2001.
- 【14】T. Katsumata et al., “Micromachined 125 μm diameter ultra miniature fiber-optic pressure sensor for catheter,” Trans. Inst. Elect. Eng. Jpn. E, vol. 120 E, pp.58-63, 2000.
- 【15】L. Tenerz et al., “A fiberoptic silicon pressure microsensor for measurements in coronary arteries,” in Transducers '91, 1991.
- 【16】C. S. Sander, J. W. Knutti, J. D. Meindl, “A monolithic capacitive pressure sensor with pulse-period output,” IEEE Trans. Devices ED-17, pp. 927-930, 1980.
- 【17】M. Habibi, E. Lueder, T. Kallfass, and D. Horst. Surface micromachined capacitive absolute pressure sensor array on a glass substrate. *Sensors and Actuators A (Physical)*, 46(1-3), 125-128, 1995.
- 【18】V. Casey, S. O’Sullivan, J.A. McEwen, “Interface pressure for IVRA and other biomedical applications,” Medical engineering and physics, v26, pp. 177-182, 2004.
- 【19】J. Ji et al., “An ultraminiature CMOS pressure sensor for a multiplexed

- cardiovascular catheter,” IEEE Trans. on Electron Devices, vol. 39, no. 10, pp. 2260-2267, 1992.
- 【20】 W. H. Ko et al., “A high-sensitivity integrated-circuit capacitive pressure sensor,” IEEE Trans. on Electron Devices, vol. 29, pp. 48-56, 1982.
- 【21】 C. S. Sander et al., “A monolithic capacitive pressure sensor with pulse-period output, IEEE Trans. Electron Devices, vol. 27, pp. 927-930, 1980.
- 【22】 M.S.J. Smith et al., “Analysis, design, and performance of a capacitive pressure sensor IC,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 33, pp. 163-174, 1986.
- 【23】 Chip Implementation Center, CIC User Handbook – 0.35 μ m CMOS MEMS Process v.2.0, July 2006.
- 【24】 TSMC, TSMC 0.35UM MIXED SIGNAL POLYCID E 3.3V/5V DESIGN RULE, v. 2.3, 2006
- 【25】 W. Tiefenthaler, S. Gimpl, G. Wechselberger, and A. Benzer. Touch sensitivity with sterile standard surgical gloves and single-use protective gloves. *Anaesthesia*, 69(10), 959-961, 2006
- 【26】 楊龍傑，《掌握微機電》，(台中：滄海書局，初版)，2006。
- 【27】 簡仁德、張子毅、張柳春譯，《材料科學與工程》，(臺北：學銘圖書有限公司，第二版)，2006。
- 【28】 朱銘祥譯，《微機電系統與微系統-設計與製造》，(臺北：麥格羅希爾有限公司，初版)，2003。

明新科技大學 97 年度 研究計畫執行成果自評表

計畫類別： <input type="checkbox"/> 任務導向計畫 <input type="checkbox"/> 整合型計畫 <input checked="" type="checkbox"/> 個人計畫 所屬院(部)： <input checked="" type="checkbox"/> 工學院 <input type="checkbox"/> 管理學院 <input type="checkbox"/> 服務學院 <input type="checkbox"/> 通識教育部 執行系別：光電系統工程系 計畫主持人：蔡健忠 職稱：副教授 計畫名稱：應用於中醫脈診之電容式壓力感測器的微結構探討 計畫編號：MUST-97 光電-02 計畫執行時間：97 年 3 月 1 日至 97 年 9 月 30 日	
計畫執行成效	<div style="margin-bottom: 10px;"> <p>教學方面</p> <p>1. 對於改進教學成果方面之具體成效： <u>光電多媒體研究及搭配元件量測機台輔助微光機電於生醫應用之專題研究</u></p> <p>2. 對於提昇學生論文/專題研究能力之具體成效： <u>已發表“Investigation of the Micro Structure on a Capacitive Pressure Sensor Applied in the Diagnosis by Feeling the Pulse in Chinese Medicine by CMOS-MEMS Process”, APCOT 2008</u></p> <p>3. 其他方面之具體成效：<u>於 2008 年 9 月間，培訓三位學生，成為實驗室的新血。</u></p> </div> <div> <p>學術研究方面</p> <p>1. 該計畫是否有衍生出其他計畫案 <input checked="" type="checkbox"/>是 <input type="checkbox"/>否 計畫名稱：<u>應用於類中醫脈診之電容式壓力感測器的微結構探討</u></p> <p>2. 該計畫是否有產生論文並發表 <input checked="" type="checkbox"/>已發表 <input checked="" type="checkbox"/>預定投稿/審查中 <input type="checkbox"/>否 發表期刊(研討會)名稱：<u>97 年明新學報/APCOT 2008 已被接受</u> 發表期刊(研討會)日期：<u>97 年 6 月 24 日</u></p> <p>3. 該計畫是否有要衍生產學合作案、專利、技術移轉 <input checked="" type="checkbox"/>是 <input type="checkbox"/>否 <u>專利—結合電容式壓力感測元件之類中醫脈診系統流程</u></p> </div>
成果自評	<p>計畫預期目標：</p> <p>(1) 模擬電容式壓力感測器平行板之位移變化情形 (2) 模擬電容式壓力感測器應力值變化情形 (3) 模擬電容式壓力感測器輸出電容值之變化</p> <p>計畫執行結果：</p> <p>(1) 完成模擬電容式壓力感測器平行板之位移變化情形 (2) 完成模擬電容式壓力感測器應力值變化情形 (3) 完成模擬電容式壓力感測器輸出電容值之變化</p> <p style="text-align: right;">預期目標達成率：100 %</p> <p>其它具體成效：</p> <p>完成萬邦熱能股份有限公司之產學合作之要求及目標。</p>