


## 第五章 結論與未來展望

### 5.1 結論

以下簡單描述本文實驗的結論：

#### 一、 蝕刻石英條件

若是嘗試進行濕式蝕刻石英，可以利用階段式蝕刻的方式進行。意即先採用DHF蝕刻達成快速蝕刻的目的，再更換蝕刻液，以BOE進行較緩和的蝕刻，期以減小蝕刻後的表面粗糙度。



在乾蝕刻石英時，condition D為一適當的蝕刻條件，但須找到適合的hard mask材料（例如：W），或是採用分次蝕刻的方式進行，每蝕刻一小時，取出wafer另外進行限定蝕刻區域pattern的製程。而condition C 不適合做為進行深蝕刻的條件，但其可以考慮做為深蝕刻後，緩和表面粗糙度，做為表面修飾的條件。

#### 二、 電極結構不同對頻率的影響

若比較其感測面積與頻率之關係，可以發現其震盪頻率與感測面積恰為反比關係，意即「當感測面積越小，其震盪頻率越大」。

### 三、 軸向轉換對頻率的影響

利用軸向轉換的處理能得到較佳的感測元件與結果。做了軸向轉換的處理後，其穩定度高於未做軸向轉換的震盪器。軸向轉換之後雖然其靈敏度提高了，但是相對於其雜訊亦相對的提高了，因此若要得到更好的檢測結果，則應該考慮減少外在環境的影響（例如：恆溫、恆濕箱），以及對於震盪器本體做封裝的動作，借強化其機械結構的方式，達成更穩定的感測條件，期以完全發揮感測器的感測極限。

### 四、 生物分子感測結果



利用及時偵測的方式得到GA的理想吸附時間為600秒。另外，st- $\beta$ -Gal 抗體經歷3400秒可得到理想的固定化時間。而實際感測時，與空片量測時頻率的差異，主要是因為量測時的flow cell需要對wafer施壓，並且在flow cell中亦存在液相給予感測器的壓力。需要由電路設計著手，減小以上所產生的誤差。

## 5.2 未來展望

對於生物感測器的製作，本文做出了大致的程序以及結論，而未來在整合檢測器的系統方面，應該朝幾個目標加以進行：

#### 一、 ICP 蝕刻石英參數的最佳化：

由於QCM頻率的大小以及穩定度，高度取決於蝕刻步驟後表面的粗糙度以及結構，未來應該將尋找ICP蝕刻石英的最佳化參數。

#### 二、 限定區域的軸向轉換處理：

由於在利用熱處理石英軸向轉換的過程中，不易控制軸向轉換擴散的現象，進而影響感測區域內的震動模式。因此，之後應該在鍍完鉻之後，多做一次限定區域的蝕刻動作；或是直接運用雷射處理來做限定區域的動作，將可以達到更好的效果。



#### 三、 感測器的本體與微流道在製程上的結合：

利用PDMS鑄模技術可以簡單做出適合QCM檢測結構之微流道，亦減少了直接在QCM蝕刻出微流道的困難，尤其是應用在陣列感測器時更是明顯。

#### 四、 感測器的封裝：

QCM感測器在生醫檢測應用方面由於對穩定度以及靈敏度的要求，應該盡量避免環境對於感測時的影響，因此，在感測器

結構完成時，應該將感測器做一封裝，以達到與外界環境隔絕的作用；此外，更可以提高感測器的機械強度，避免感測器的損壞。

#### 五、 生物檢測方式：

在本實驗過程中，感測時的生物緩衝溶液為純的PBS，因此在感測時的變化量除了確定為生物分子結合所造成以外，另外也有可能受微量的溶液密度與黏度影響靈敏度。因此，實驗設計時，應該以PBS加上不會與目標DNA雜交的DNA序列做為緩衝溶液；這樣才可以避免上述提到的影響，進而提高靈敏度。最後加入含有glycine 的還原劑溶液將多餘的胺基反應掉，同時把反應生成的imine 鍵還原為穩定的二級胺鍵結

#### 六、 金屬表面改質：

有相關論文提出利用多孔性的金做為生物分子鍵結的表面，可以大幅提昇感測器的靈敏度的方式；之後研究可以利用類似方式，對生物分子鍵及表面加以適當的處理，提高吸附力量及辨識度，相信也是提升感測器靈敏度的好方法。

#### 七、 以下提出以 3x3 陣列為例所設計的理想感測器結構：

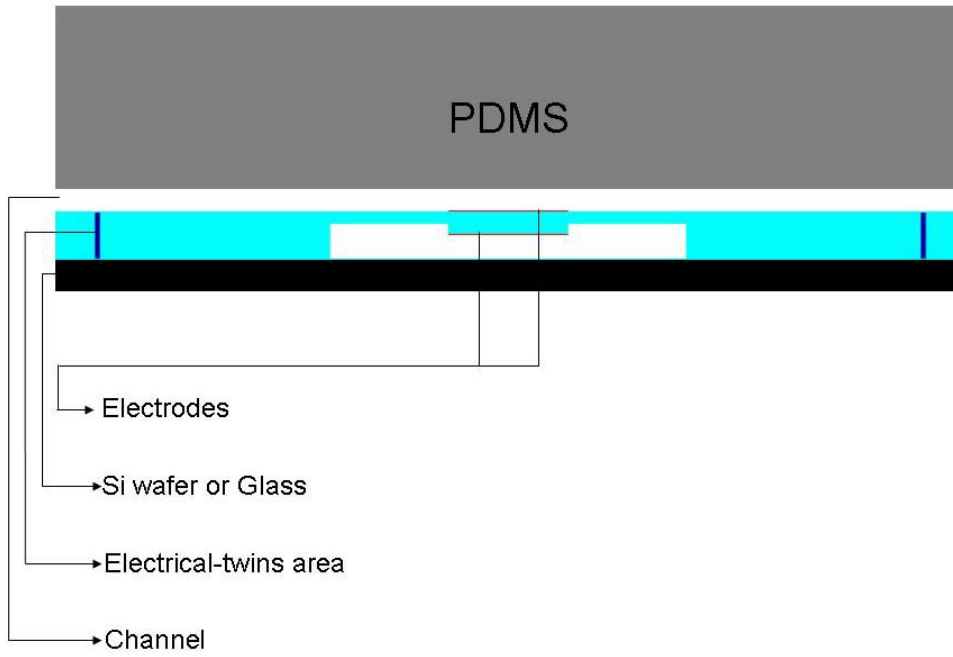


圖 5-1 單一感測器側視圖



圖 5-2 陣列式感測器側視圖

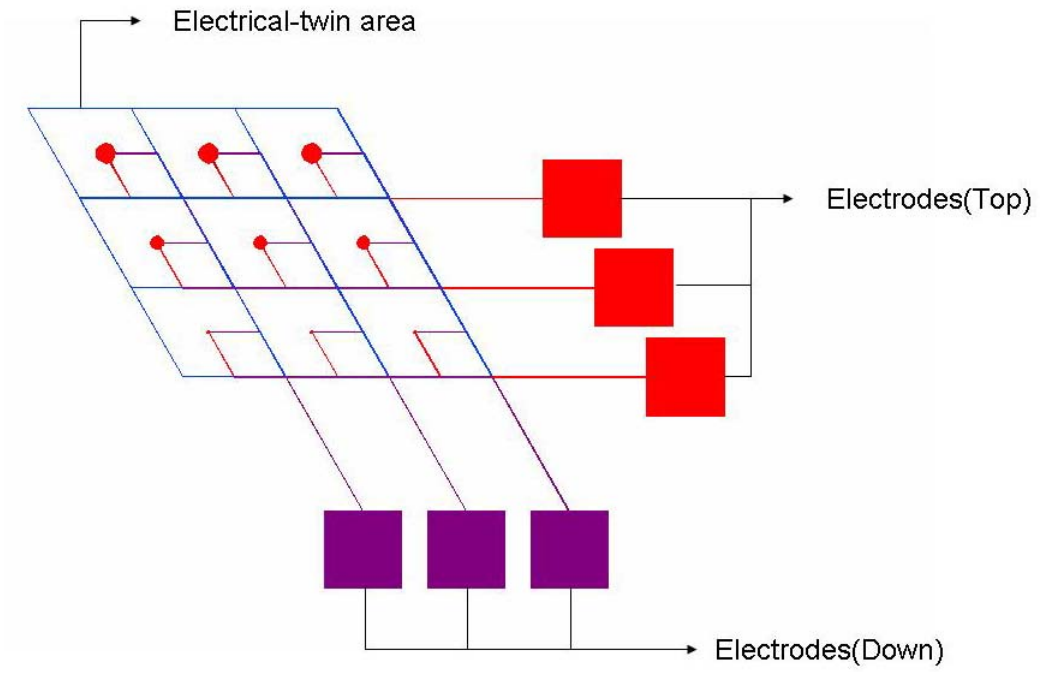


圖 5-3 陣列式感測器電極分佈與軸向轉換示意圖

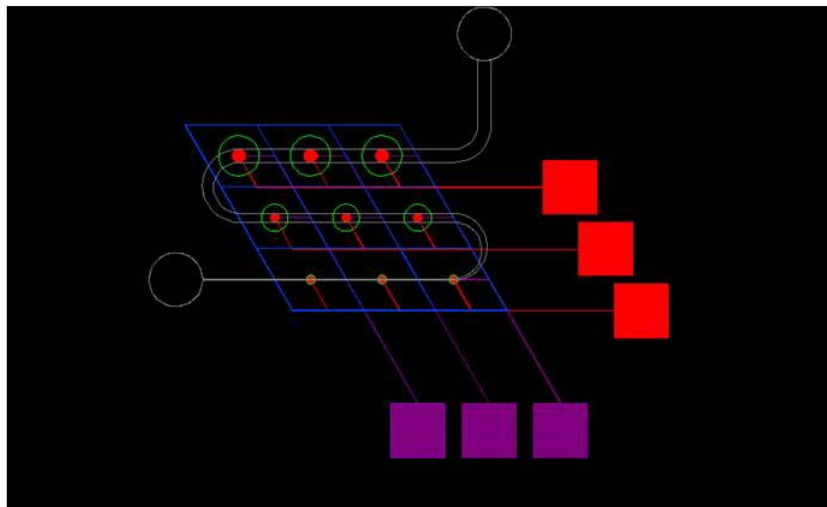


圖 5-4 陣列式感測器俯視圖

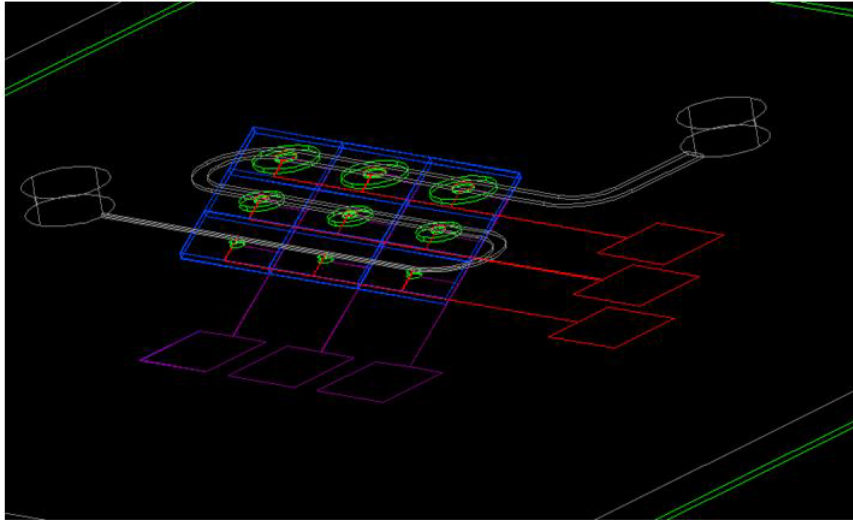


圖 5-5 陣列式感測器斜視圖

