

## 第四章 結論與未來工作

本研究以兩個最典型的例子，闡述微機電製程製作微探針的多樣性，並證明了與傳導線與鉅墊整合的可行性，使該元件除可供感測生物電訊號之用之外，透過整合前級放大器，以降低訊號傳遞路徑，減少雜訊耦合，將可大幅提高感測訊號的解析度。另一方面，亦將微探針整合於平板與彈簧之結構上，透過簡單的製程，避免複雜的組裝程序，即可達到微探針、運動平板與彈簧一次成形之優點。而在結構設計上，除了驅動電極當回授控制機制，當成微力感測器之載具外，亦可直接驅動該平板，作為微調控探針平台之用。

此外，本文中利用薄膜堆疊與局部氧化機制，使結構受到定義並保護。在整合傳導電路方面，利用 SOI 晶圓輔以堆疊薄膜與局部氧化技術，除可在同一平面上製作不同高度之結構外，局部氧化薄膜亦提供了電極間之絕緣。而在整合運動平板之元件方面，則藉由局部氧化薄膜，作為濕蝕刻之阻擋層，及探針之蝕刻阻擋結構，使探針形狀得以保護。

最後，本文提出整體封裝的概念，為了更簡易使用並提供電性上之絕緣，微電極陣列不但以鉅線引出訊號至電路板上，並黏附有放置細胞環境之培養皿，供水循環之用。另一個微力感測元件，則預留感測平板微量位移之光纖感測器的鑽孔，且所有電極亦皆利用鉅線之方式，和外部電訊號連接，供回授控制之用。

在元件的驗證方面，微電極陣列的部分，在應用於量測神經細胞

時，所需考慮的阻抗匹配量測及電性絕緣問題，都已得到解決，並以人工電訊號刺激初步驗證了元件性能。雖然進一步採用生物細胞給予刺激，尚無具體成果，但已找出造成雜訊之元兇，也改善了細胞與電極接觸的方式，採用微調壓力平台，藉由其上之透析膜，壓於細胞上，以量測其阻抗變化，做為未來感測器電路設計之阻抗匹配參考之用，相信不久的將來，即可真正記錄到神經電位之變化。而微力感測器的部分，為了達到接觸試片表面卻不傷害到試片原則，所以設計彈簧之等效扭轉剛性落在  $10\text{N/m}$  之下的範圍，透過靜態量測時驗可測量到有明顯的位移量變化。

在未來工作方面，希望可進一步整合微流道、傳導線和探針於同一元件上，如此可將標定的功能整合到微電極陣列上。紀錄細胞之空間分布，提供在細胞溝通方面的更多資訊，除此之外亦提供了利用不同化學溶液刺激之可能性。而在微力感測器的部分，則必須透過量測，得到更精準的扭轉彈簧剛性，以做為未來結構設計之參考。