

發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 94129432

H01L 21/00

※ 申請日期： 94.8.29

※IPC 分類：

H01L 21/772; H01L 21/00

一、發明名稱：(中文/英文)

(2006.01)

奈米線場效電晶體裝置及作為奈米線生物感測與調控元件，及其製造

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

國立交通大學

NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY

代表人：(中文/英文)

張俊彥/CHANG, CHUN-YEN

住居所或營業所地址：(中文/英文)

新竹市大學路 1001 號

1001 Ta-Hsueh Rd., Hsinchu, Taiwan R.O.C.

國 籍：(中文/英文)

中華民國/R.O.C

三、發明人：(共 5 人)

姓 名：(中文/英文)

1. 李政哲/LEE, CHENG-CHE

2. 林鴻志/LIN, HORNG-CHIH

3. 蘇俊榮/SU, CHUN-JUNG

4. 楊裕雄/YANG, YUN-SHYONG

5. 黃調元/HUANG, TIAO-YUAN

國 籍：(中文/英文)

1. ~ 5. 中華民國/R.O.C

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項 第一款或 第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

本案未在國外申請專利

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

國 籍：(中文/英文)

1. ~ 5. 中華民國/R.O.C

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項 第一款或 第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

本案未在國外申請專利

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

五、中文發明摘要：

本發明係關於奈米線場效電晶體裝置及作為奈米線生物感測與調控元件之應用；其中矽奈米線場效電晶體裝置，包括：一基板，於基板表面形成之一層熱氧化物，及於熱氧化物層表面成長之多晶矽閘極元件，其特徵在於多晶矽閘極元件因含有奈米之邊襯而形成多晶矽奈米線通道；利用奈米線場效電晶體裝置所提供之高靈敏度特性，配合調控電晶體電性參數之方式以調控生物活性，而可製作不同之奈米生物感測元件或生物仿生系統。

六、英文發明摘要：

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 1 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

01	閘極
02、04	汲極
03、05	源極
06	NW 通道

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於奈米線場效電晶體（FET）裝置及製造，特別是作為奈米線生物感測與調控元件及其應用。

【先前技術】

生物感測元件（bio-sensor）係指元件中含有一固定化的生物性或生化性成分，其中藉與待分析物形成交互作用，在選用適當之感測元件或稱轉換器（transducer）下而產生與該待分析物數量上或活性上呈對應比例關係之效果；感測元件依其感測機構（mechanism）及感測物質區分之，至今已陸續發展出如光學式、質量量測式、電化學式、半導體式、場效電晶體式等多種。然而，隨著半導體製程的成熟發展及生醫臨床分析的大量需求，其中之場效電晶體式因其感測機構特別具備可微小化、均一化、且大量製備等特性，而成為最具開發潛力的生物感測方式之一。

有關過去十年中之場效電晶體生物感測元件（利用離子選擇性（ion-selective）及酵素固定化（enzyme immobilized））已被開發，然而近年來奈米技術的蓬勃發展，配合著奈米結構及性質的掌握，例如奈米具有高的表面積/體積比，在某一管徑範圍內奈米線及奈米管具有一維的高電導性，以及將奈米線或奈米管應用於場效電晶體的閘極材料時將可獲得高靈敏度的場效電晶體感測元件等，例如 Yi Cui, Qingqiao Wei, Hongkun Park, Charles M. Lieber 等人所發表之文獻，“Nanowire Nanosensors for Highly Sensitive and

Selective Detection of Biological and Chemical Species” (SCIENCE VOL 293 17 August, 2001)，已將奈米技術應用於生物感測元件而使前述效果更為顯著。不過類似上述所指出的技術尚有待解決之問題，包括：無法有效對奈米線〈或奈米碳管〉作定位操控及數量控制，且所製元件之電性及再現性並不理想。

專利前案，如 US. Patent 6,780,584 (Aug 24, 2004), “Electronic systems and component devices for macroscopic and microscopic molecular biological reactions, analyses and diagnostics”揭示利用超距力，例如離心力、電場、磁場來操控生物分子的分布、移動、結合、脫除、甚至間接地控制生化反應的進行。另外，如 Ronald G. Sosnowski, Eugene Tu, William F. Butler, James P. O'Connell, and Michael J. Heller 等所發表之文獻，“Rapid determination of single base mismatch mutations in DNA hybrids by direct electric field control” (Proc. Natl. Acad. Sci. USA Vol. 94, pp. 1119-1123, February 1997, Biochemistry.) 係揭示利用電場加速 Target DNA 與 Capture Probe 的雜合 (hybridization) 速率，並提高 Single Base Pair Mismatch 的鑑別效率；又如 R. Hirsh, E. Katz, I. Willner, (J. Am. Chem. Soc. 2000, 122, 12053-12054) 利用磁場控制輔媒所固定化的磁性粒子移動、聚集，改變輔媒在酵素周圍的局部濃度，進而啟動或停止酵素的催化反應。儘管如此，若要將這些操控生物分子的技術微型化並結合奈米製程，其需要能與半導體積體電路製程相容，那麼以目前的

工程技術要微型化可調控磁場顯然是較為困難的，因為這些牽涉到移動磁性物質的機械動作或提供瞬間大電流的改變。因此，直接測量生物分子與電子元件介面之間所傳遞的電訊號，以及由電訊號操控生化反應的技術開發，一直都是生物電子研究領域的重要核心課題。

關於奈米線電晶體之製造技術主要分為由上而下（Top-down）與由下而上（Bottom-up）：兩大類；（1）由上而下包括微影蝕刻（photolithography）、電子束微影（e-beam lithography）以及未來的奈米蝕痕（nanoimprint lithography）等。其中微影蝕刻常需搭配熱流（thermal flow）、化學微縮（chemical shrink）或邊襯圖樣化（spacer patterning）等方式來間接完成奈米線結構；電子束繪圖（E-beam writing）的解析度高且可直接產生出奈米級結構，但有著速度慢、生產率低和電荷累積效應之缺點；如果使用深紫外線微影（deep ultraviolet lithography, DUV）和未來的遠紫外線微影（extreme ultraviolet lithography, EUV）設備直接來曝光奈米級線寬，則其價格相當的昂貴。因此就現況而言，利用由上而下的方式，雖可任意產生奈米線形狀和定位，但其製程技術門檻和設備成本價格相當高，致為其量產化之最大阻礙；（2）由下而上，包括雷射削切催化成長法（laser ablation catalyst growth）、無催化氧化輔助成長法（oxide-assisted catalyst-free method）和溶液浸泡法（solution techniques）等方式。其中雷射削切催化成長法首推由哈佛大學 C. M. Lieber 團隊所研發出的雷射催化

金屬介質氣固液成長法 (laser-catalytic metal-mediated vapor-liquid-solid ,VLS) (詳見其發表之文獻, “Direct Ultra sensitive Electrical Detection of DNA and DNA Sequence Variations Using Nanowire Nanosensors” (Nano Lett. Vol. 4 pp. 51, 2004), 係利用金屬粒子的媒介來成長奈米線, 並發現奈米線的直徑會與金屬粒子的大小成正比, 進而可控制奈米線的尺寸; 其奈米線的排列和組合是利用電場、微流道 (micro fluidic channel) 或壓縮法 (compression process) 來完成的。其中電場法是藉由兩電極與奈米線極性彼此作用力而規範出排列方向, 但受限於兩電極若太近會因靜電力干擾而無法縮放 (scalable), 並且仍需利用電子束來產生電極; 微流道法, 常用 PDMS 聚雙甲基矽氧烷 (poly-dimethylsiloxane) mold 來排列奈米線, 可形成積層 (layer-by-layer) 組合, 進而可完成較複雜的排列形式, 但此法會因微流道的尺寸而限制奈米線的排列; 壓縮法主要是利用 LB 法 (Langmuir-Blodgett method) 來組合大面積非等向性排列的奈米線, 但僅侷限於單層之奈米線。然而, 這些方法的排列方式再現性不高, 並且奈米線尺寸大小之控制、金屬污染、奈米線雜質摻雜以及如何與電極形成良好的歐姆接觸 (Ohmic contact) 等, 皆是由下而上 (bottom-up) 法急需解決的課題。

【發明內容】

本發明首要目的在於提供新穎的矽奈米線場效電晶體裝置及其製造方法。

關於本發明之裝置及其製作，係利用以一般製作氧化層邊襯 (oxide spacer) 之概念，來形成多晶矽邊襯 (poly-Si spacer)，故可藉由閘極高度和蝕刻時間，來控制此邊襯之直徑至 20 奈米以下，巧妙地將之作成多晶矽奈米線通道 (poly-SiNW channel)，並於製作奈米線之同時，定義出汲極和源極，完成一多晶矽奈米線場效電晶體 (poly-Si NW FETs)。

本發明之矽奈米線場效電晶體裝置，包括：一基板，於該基板表面形成之一層熱氧化物 (thermal oxide)，或其它可供絕緣的介電材質 (dielectrics)，及於該熱氧化物層表面成長之多晶矽閘極元件；其中，多晶矽閘極元件因含有直徑約 20 奈米之邊襯而形成多晶矽奈米線通道，其奈米線通道係自我對準汲極與源極而形成的，關於多晶矽奈米線通道之形成，係由定義汲極和源極之同一道光罩及製程，由非等向性乾蝕刻 (如第 2 圖所示) 來形成多晶矽奈米線通道，亦即，在定義汲極和源極時，以自我對準產生矽奈米線通道。

本發明之矽奈米線場效電晶體裝置之製造方法，如第 2 圖所示，步驟為：(1) 提供一基板，包括矽晶圓；(2) 在該基板上沉積一層氧化層以作為遮蓋氧化物 (buried oxide)；(3) 沉積多晶矽並使形成閘極；(4) 以化學氣相沉積法沉積介電層當作閘極介電層；(5) 沉積多晶矽；(6) 以乾蝕刻法產生多晶矽奈米線通道，並同時形成汲極和源極。

本發明之新穎多晶矽奈米線電晶體製作方法，相較於目前一般奈米線製備方式，主要優點在於利用現有之標準製程

設備，以簡易製程步驟而可達到：(1)可直接控制奈米線直徑和長度；(2)可以精準產生奈米線位置；(3)同時自我對準形成汲極和源極；(4)無金屬污染；(5)再現性高。

本發明之另一目的在於構築一高靈敏度之奈米生物感測元件，其提供改善多晶矽導電特性不如單晶矽之問題。本發明奈米生物感測元件之製作，係利用金屬誘發側向結晶(MILC)和準分子雷射退火(ELA)兩種方式，將非晶矽再結晶化，改善結晶特性，使其晶粒變大；由於奈米線尺寸小，若晶粒足夠大，在奈米線中便可視為準單晶矽(quasi-single-crystal Si)，因此其電導特性將大幅地提升。

為能構築出一種高靈敏度之奈米感測元件，除了藉由改善材料本身性質，以提高感測靈敏度，本發明進一步提出利用側閘(side-gate)來當作 V_{th} 控制的新概念，依工業規格或客戶需求之感測範圍，改變側閘的施加偏壓來調整多晶矽奈米線通道的 V_{th} ，進而調變感測靈敏度。此一概念最大之優點在於製作出來的感測元件，不論其 V_{th} 大小，皆可利用側閘極來調整其感測靈敏度。

本發明之生物分子感測元件，包括一基板，於該基板表面形成之一層熱氧化物(thermal oxide)，及於該熱氧化物層表面成長之多晶矽閘極元件；其中多晶矽閘極元件因含有直徑約20奈米之邊襯而形成多晶矽奈米線通道，再將生物感測分子固定化在此多晶矽的奈米線表面，利用生物系統配對原理(如antigen - antibody, biotin - avidin, substrate - receptor 或 enzyme)，達到高專一性與高靈敏度的生物分子感測。

例如第 4 圖所示之奈米線電晶體生物分子感測元件，對於利用生物素 (biotin)-卵白素 (avidin) 的生物分子配對系統而言，將生物素選擇性地固定化在奈米線上，可用以偵測溶液中卵白素的含量。本發明之生物分子感測系統其中之感測元件，係在奈米級之局部區域中，選擇性地固定一特定之生物分子而形成感測機構，該感測元件之製造則是前述矽奈米線場效電晶體裝置之進一步應用。

生物素是生物體內重要的酵素輔酶 (cofactor)，可協助蛋白質、脂肪、醣類之代謝，及 DNA、RNA 構造單元之合成；卵白素是一個分子量約 60 k Da 的蛋白質，對於生物素有良好的專一性，所形成的生物素-卵白素錯合物 (avidin-biotin complex)，其結合常數 (Ka) 可高達 10^{15}M^{-1} ，十分穩定不易解離，故利用生物素-卵白素專一配對系統以提升奈米線電晶體生物分子感測系統的性能獲得確認，其原理可應用在類似的組合，以製造更多種類之高靈敏度的生物分子感測元件，該相似的組合例如：抗體-抗原、蛋白質-受質 (例如：生長激素、神經傳導物質等)，及蛋白質-細胞 (例如：癌細胞、病毒等)，其能運用至各種臨床醫學上的診斷步驟。

本發明之生物分子感測元件，可解決習知奈米技術應用於生物感測元件之問題，包括無法有效對奈米線 (或奈米碳管) 作定位操控及數量控制，致所製元件之電性及再現性不佳，及影響該生物分子感測系統之靈敏度與選擇性等。

本發明之生物調控元件為該生物感測元件之進一步應

用，係藉著前述矽奈米線場效電晶體裝置之製造方法，利用電場來調控酵素活性，第 3 圖所示為其元件的佈局圖；此元件可用以調控並分析生物分子的活性與結構的關聯性，也可改變在奈米尺度範圍內的金屬離子濃度，進而調控酵素的活性，如第 4 圖所示。其原理乃將奈米線元件佈局在局部增強電場中，利用電場改變已固定化於奈米線上的酵素之構形，或改變在奈米尺度範圍內的金屬離子濃度。這樣的調控機制將具有直接、溫和、且有效率的特點，這構想的具體實踐，將直接對醫檢與生化工程帶來革命性的進步；且又因為場效調控酵素活性的資訊，可以提供研究有關「序列」突變對「構形」及「活性」的微觀分析與模型建構，對於研究生化蛋白質工程有重大的幫助。

藉由本發明之該生物分子感測與調控元件亦可用以形成一種生物分子感測系統，如第 5 圖所示，其整合高靈敏度生物感測元件與高效率的生化調控系統，而成爲一仿生系統。該仿生系統之製作方式，首先，分開製作奈米電子元件及通道；奈米元件的表面先以連結物（linker）分子，例如 APTMS，將連結物接到該奈米元件之表面，此時表面會有 $-NH_2$ 官能基，在預期不接連結物的地方以高分子保護，將連結物分子選擇性地接到作用的區域；而在通道的製作方面，將以 PDMS 爲基板而製得流體通道，然後再以電漿處理改變表面的特性，再與電子元件接合，製得雛形之系統，接著以前述系統爲基礎，於 $37^\circ C$ 下進行流體中生物分子的反應、固著、偵測、沖洗、再固著、偵測等循環步驟；最後，

在一個即時電偵測訊號的模式下，確認分子間作用的機制並改進該系統。

【實施方式】

本發明揭示如下列之實施例，但不受該實施例所侷限。依據本發明揭示所獲之奈米線生物感測與調控元件，至少包括如第 6 圖中所示的三種實施態樣：

< 實施態樣一 >

第一介電層之沉積步驟一，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 980°C 下，使矽晶圓上沉積一層厚度約 1000Å~10000Å 之濕氧化層 (Wet Oxide) 當作埋藏氧化層 (Buried Oxide)。

第二介電層之沉積步驟一，同樣於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 980°C 下，在該埋藏氧化層上沉積一層厚度約 1000Å 之濕氧化層 (Wet Oxide)；或者，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 780°C 下，以低壓化學氣相沉積法 (LPCVD)，沉積氣體採 Si_3N_4 ，沉積厚度約 1000Å。

階段定義步驟一，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G-線步進機 (ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 進行曝光微影之步驟。

階段蝕刻步驟一，採 TEL model TE-5000，以 CHF_3 ， CF_4 ，Ar， O_2 為反應氣體，控制壓力在 0.1 Torr 至 1.0 Torr 之間，且設備輸出功率 < 1000 W。

通道及源極/汲極之沉積步驟一，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 620°C 下，以低壓化學氣相沉積法

(LPCVD)，沉積多晶矽 poly-Si 約 $500\text{\AA}\sim 1000\text{\AA}$ ；或在 550°C 下沉積非晶矽 (amorphous Si) 約 $500\text{\AA}\sim 1000\text{\AA}$ 。

源極/汲極之離子植佈步驟－，(1) 製作 n 型電晶體，採 Varian E220 型植佈機， P^+ －能量為 $10\sim 15\text{KeV}$ ，劑量為 $1\times 10^{15}\text{cm}^{-2}$ ；(2) 製作 p 型電晶體，採 Varian E220 型植佈機， BF^{2+} －能量為 $10\sim 20\text{KeV}$ ，劑量為 $1\times 10^{15}\text{cm}^{-2}$ 。

通道定義步驟－，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G-(ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影之步驟。

通道蝕刻步驟－，採 LAM TCP 9400SE 蝕刻機定義出 $500\text{\AA}\sim 1000\text{\AA}$ 之深度，係以 Cl_2 ， O_2 ， HBr ， SF_6 為反應氣體，控制壓力在 $5\sim 20\text{mTorr}$ ，晶片溫度約 65°C ，且設備輸出功率，源功率： $200\sim 400\text{W}$ ，偏壓： $0\sim 200\text{W}$ 。

非晶矽通道之再結晶步驟－，包括非晶矽通道和汲極與源極，分別以下列三種方式進行：

(1) 採 ASM/LB45 爐管系統，於氮氣氛圍、 600°C 下進行固態再結晶約 24 小時；或

(2) 於 $500^\circ\text{C}\sim 750^\circ\text{C}$ 下，進行金屬誘發側向結晶 (Metal Induced Lateral Crystallization)，使用之退火方式可為：
(I) ASM/LB45 爐管系統；(II) RTA HEATPULSE 610 快速退火爐；或

(3) 採 Exitech LPX210i Excimer Laser 進行準分子雷射退火。

保護層沉積步驟－，採 ASM/LB45 爐管系統，於 700°C

下，進行低壓化學氣相沉積（LPCVD TEOS）厚度約 500~2000Å。

接觸電洞定義步驟－，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G-（ASM PAS 2500/10 G-line Stepper）或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影之步驟。

接觸電洞開通步驟－，以 B.O.E.蝕刻 TEOS 約 10~20 秒，或 TEL model TE-5000 進行，其操作條件為：（1）反應氣體：CHF₃, CF₄, Ar, O₂；（2）壓力：0.1 Torr < pressure < 1.0 Torr；（3）功率：< 1000 W。

< 實施態樣二 >

第一介電層之沉積步驟－，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 980℃ 下，使矽晶圓上沉積一層厚度約 1000Å~10000Å 之濕氧化層（Wet Oxide）當作埋藏氧化層（Buried Oxide）。

上閘極之沉積步驟－，於 ASM A-400 Vertical Furnace System 之爐管中，沉積 n 型多晶矽於埋層氧化層上當作上閘極，形成現址 (In-situ)P⁺－摻雜多晶矽約 1000Å。

上閘極之定義步驟－，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G-線步進機（ASM PAS 2500/10 G-line Stepper）或 Canon FPA 3000 i5+ I-線步進機進行曝光微影之步驟。

上閘極之蝕刻步驟－，採 LAM TCP 9400SE 蝕刻機進行閘極蝕刻，Cl₂, O₂, HBr, SF₆ 為反應氣體，控制壓力在 5~20

mTorr 之間，晶片溫度約 65°C ，源功率約 $200\sim 400\text{W}$ ，偏壓約 $0\sim 200\text{W}$ 。

閘極氧化層之沉積步驟一，於 ASM/LB45 Furnace System 之爐管中，控制爐內溫度在 700°C 下，以 LPCVD TEOS 法沉積一層厚度約 $100\sim 500\text{\AA}$ 之閘極氧化層或其他種類介電層。

通道及源極/汲極之沉積步驟一，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 620°C 下，以低壓化學氣相沉積法 (LPCVD)，沉積多晶矽 poly-Si 約 $500\text{\AA}\sim 1000\text{\AA}$ ；或在 550°C 下沉積非晶矽 (amorphous Si) 約 $500\text{\AA}\sim 1000\text{\AA}$ 。

源極/汲極之離子植佈步驟一，(1) 製作 n 型電晶體，採 Varian E220 型植佈機， P^+ 能量為 $10\sim 15\text{KeV}$ ，劑量為 $1\times 10^{15}\text{ cm}^{-2}$ ；(2) 製作 p 型電晶體，採 Varian E220 型植佈機， BF^{2+} 能量為 $10\sim 20\text{KeV}$ ，劑量為 $1\times 10^{15}\text{ cm}^{-2}$ 。

通道定義步驟一，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G- (ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影之步驟。

通道蝕刻步驟一，採 LAM TCP 9400SE 蝕刻機定義出 $500\text{\AA}\sim 1000\text{\AA}$ 之深度，係以 Cl_2 ， O_2 ， HBr ， SF_6 為反應氣體，控制壓力在 $5\sim 20\text{ mTorr}$ ，晶片溫度約 65°C ，且設備輸出功率，源功率： $200\sim 400\text{W}$ ，偏壓： $0\sim 200\text{W}$ 。

非晶矽通道之再結晶步驟一，包括非晶矽通道和汲極與源極，分別以下列三種方式進行：

(1) 採 ASM/LB45 爐管系統，於氮氣氛圍、 600°C 下

進行固態再結晶約 24 小時；或

(2) 於 500°C~750°C 下，進行金屬誘發側向結晶 (Metal Induced Lateral Crystallization)，使用之退火方式可為：

(I) ASM/LB45 爐管系統；(II) RTA HEATPULSE 610 快速退火爐；或

(3) 採 Exitech LPX210i Excimer Laser 進行準分子雷射退火。

保護層沉積步驟一，採 ASM/LB45 爐管系統，於 700°C 下，進行低壓化學氣相沉積 (LPCVD TEOS) 厚度約 500~2000Å。

接觸電洞定義步驟一，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G- (ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影之步驟。

接觸電洞開通步驟一，以 B.O.E.蝕刻 TEOS 約 10~20 秒，或 TEL model TE-5000 進行，其操作條件為：(1) 反應氣體：CHF₃, CF₄, Ar, O₂；(2) 壓力：0.1 Torr < pressure < 1.0 Torr；(3) 功率：< 1000 W。

< 實施態樣三 >

第一介電層之沉積步驟一，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 980°C 下，使矽晶圓上沉積一層厚度約 1000Å~10000Å 之濕氧化層 (Wet Oxide) 當作埋藏氧化層 (Buried Oxide)。

第二介電層之沉積步驟一，同樣於 ASM/LB45 之爐管

中，控制爐內溫度在 980°C 下，在該埋藏氧化層上沉積一層厚度約 1000Å 之濕氧化層(Wet Oxide); 或者，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 780°C 下，以低壓化學氣相沉積法 (LPCVD)，沉積氣體採 Si_3N_4 ，沉積厚度約 1000Å。

階段定義步驟一，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G-線步進機 (ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影。

階段蝕刻步驟一，採 TEL model TE-5000，以 CHF_3 , CF_4 , Ar, O_2 為反應氣體，控制壓力在 0.1 Torr 至 1.0 Torr 之間，且設備輸出功率 < 1000 W。

通道及源極/汲極之沉積步驟一，於 ASM/LB45 之爐管中，控制爐內溫度在 620°C 下，以低壓化學氣相沉積法 (LPCVD)，沉積多晶矽 poly-Si 約 500Å~1000Å；或在 550°C 下沉積非晶矽 (amorphous Si) 約 500Å~1000Å。

源極/汲極之離子植佈步驟一，(1) 製作 n 型電晶體，採 Varian E220 型植佈機， P^+ —能量為 10~15KeV，劑量為 $1 \times 10^{15} \text{ cm}^{-2}$ ；(2) 製作 p 型電晶體，採 Varian E220 型植佈機， BF^{2+} —能量為 10~20KeV，劑量為 $1 \times 10^{15} \text{ cm}^{-2}$ 。

通道定義步驟一，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G-(ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影之步驟。

通道蝕刻步驟一，採 LAM TCP 9400SE 蝕刻機定義出 500Å~1000Å 之深度，係以 Cl_2 , O_2 , HBr, SF_6 為反應氣體，控制壓力在 5~20 mTorr，晶片溫度約 65°C，且設備輸出功

率，源功率：200~400W，偏壓：0~200W。

非晶矽通道之再結晶步驟一，包括非晶矽通道和汲極與源極，分別以下列三種方式進行：

(1) 採 ASM/LB45 爐管系統，於氮氣氛圍、600℃下進行固態再結晶約 24 小時；或

(2) 於 500℃~750℃下，進行金屬誘發側向結晶 (Metal Induced Lateral Crystallization)，使用之退火方式可為：

(I) ASM/LB45 爐管系統；(II) RTA HEATPULSE 610 快速退火爐；或

(3) 採 Exitech LPX210i Excimer Laser 進行準分子雷射退火。

第二介電層之去除定義步驟一，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G- (ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影之步驟。

第二介電層之蝕刻步驟一，採 TEL model TE-5000 蝕刻，係以 CHF_3 ， CF_4 ，Ar， O_2 為反應氣體，壓力約 0.1 Torr 至 1.0 Torr，且設備功率 < 1000 W。

保護層沉積步驟一，採 ASM/LB45 爐管系統，於 700℃下，進行低壓化學氣相沉積 (LPCVD TEOS) 厚度約 500~2000Å。

接觸電洞定義步驟一，採用 TEL Clean Track MK-8 進行光阻劑塗覆及顯影，及 G- (ASM PAS 2500/10 G-line Stepper) 或 Canon FPA 3000 i5 I-線步進機進行曝光微影之

步驟。

接觸電洞開通步驟一，以 B.O.E.蝕刻 TEOS 約 10~20 秒，或 TEL model TE-5000 進行，其操作條件為：(1) 反應氣體： CHF_3 , CF_4 , Ar, O_2 ；(2) 壓力： $0.1 \text{ Torr} < \text{pressure} < 1.0 \text{ Torr}$ ；(3) 功率： $< 1000 \text{ W}$ 。

本發明已參考較佳具體實施例而敘述。熟悉此技藝者在讀取此揭示後可了解不背離如上述或以下申請專利範圍之本發明之範圍及精神之變化或修改。

【圖式簡單說明】

第 1 圖 係本發明之多晶矽奈米線場效電晶體之俯視圖 (a)、斜視圖 (b)。

第 2 圖 係本發明之多晶矽奈米線製備過程之剖面示意圖；該剖面係相對於第 1 (a)圖中之 A--B 方向。

第 3 圖 係矽奈米線場效電晶體生物分子感測及活性調控元件之光罩佈局示意圖。

第 4 圖 為電場調控酵素活性示意圖，其中綠色分子表示已被固定化於下電擊的酵素，當電場改變酵素的結構，從而改變其生化活性，達到調控的目的。

第 5 圖 係本發明之仿生系統示意圖；(a)圖顯示仿生系統取代(bypass)了一段有缺陷的生化調控機能；(b)圖表示一仿生系統之動態感測與調控的配置。

第 6 圖 係根據本發明實施之三種態樣。

【主要元件符號說明】

01 閘極

02、04 汲極

- 03、05 源極
- 06 NW 通道
- 07 基板
- 08 熱氧化層
- 09 CVD 氧化層
- 10 多晶矽（蝕刻步驟）
- 11 階段高度（奈米線路）
- 12 金屬層
- 13 接觸層
- 14 多晶矽層
- 15 n^+ 或 p^+ 層
- 16 負載窗框
- 17 局部增強電場
- 18 人工感測元件
- 19 人工調控元件
- 20 生物反應物入口
- 21 1 號奈米反應器
- 22 1 號奈米感測元件
- 23 2 號奈米反應器
- 24 2 號奈米感測元件
- 25 生物產物出口
- 26 1 號生物活性調控元件
- 27 2 號生物活性調控元件
- 28 調控系統

29	下閘極
30	第一介電層
31	第二介電層
32	FET 奈米線路
33	生物接受器
34	上閘極
35	介電層

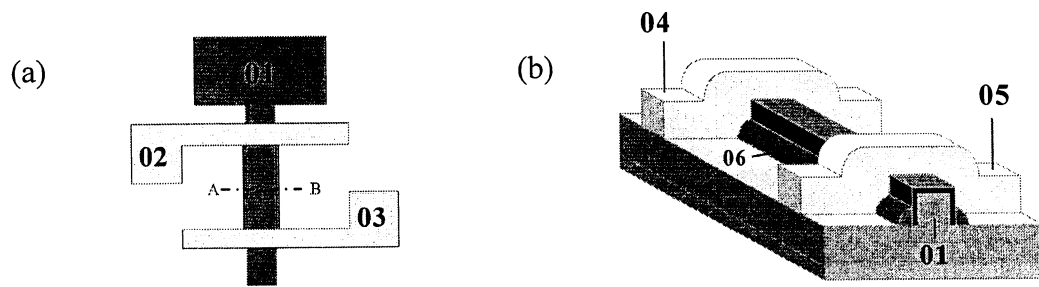
十、申請專利範圍：

1. 一種矽奈米線場效電晶體裝置，包括：一基板，於該基板表面形成之一層熱氧化物，及於該熱氧化物層表面成長之多晶矽閘極元件；其特徵在於多晶矽閘極元件因含有奈米之邊襯而形成多晶矽奈米線通道，且此奈米線通道係自我對準汲極與源極而形成的。
2. 如申請專利範圍第 1 項之場效電晶體裝置，其中多晶矽奈米線通道直徑可達 20 奈米。
3. 一種矽奈米線場效電晶體裝置之製造方法，步驟包括：(1) 提供一基板，包括矽晶圓；(2) 在該基板上沉積一層氧化層以作為遮蓋氧化物；(3) 成長多晶矽並使形成閘極；(4) 以化學沉積法沉積介電層當作閘極介電層；(5) 沉積多晶矽；(6) 以乾蝕刻法產生多晶矽奈米線通道，並同時形成汲極和源極。
4. 一種高靈敏度之奈米生物感測元件，利用金屬誘發側向結晶 (MILC) 和準分子雷射退火 (ELA) 兩種方式，將非晶矽再結晶化，改善結晶特性，使其晶粒變大；其中大的晶粒在奈米線中可視為準單晶矽 (quasi-single-crystal Si) 狀態，而使其電導特性大幅地提升。
5. 如申請專利範圍第 4 項之奈米生物感測元件，更包括利用側閘 (side-gate) 來當作 V_{th} 的控制；其中改變側閘的施加偏壓以調整多晶矽奈米線通道的 V_{th} ，進而調變感測靈敏度。
6. 一種高靈敏度之奈米生物感測元件，其包括一基板，於

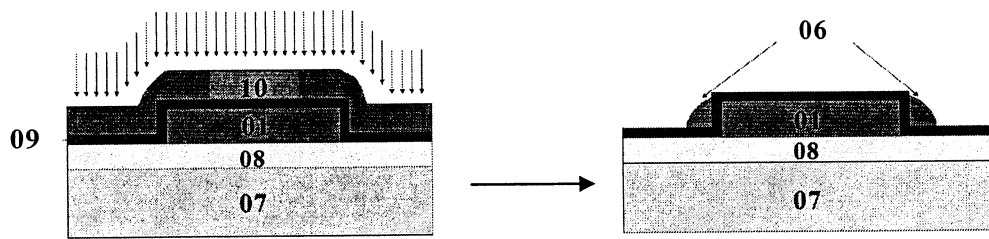
該基板表面形成之一層熱氧化物 (thermal oxide) ，及於該熱氧化物層表面成長之多晶矽閘極元件；其中多晶矽閘極元件因含有直徑約 20 奈米之邊襯而形成多晶矽奈米線通道，而生物感測分子被固定化在此多晶矽的奈米線表面，利用生物系統配對原理，達到高專一性與高靈敏度的生物分子感測。

7. 一種生物調控元件，係藉著如申請專利範圍第 3 項之矽奈米線場效電晶體裝置之製造方法，利用電場來調控酵素活性，並分析生物分子的活性與結構的關聯性，或改變在奈米尺度範圍內的金屬離子濃度，進而調控酵素的活性。
8. 一種生化調控系統之製造方法，其係整合高靈敏度生物感測元件與高效率的生化調控系統，包括：
 - 通道的製作步驟；將以 PDMS 為基板而製得流體通道，然後再以電漿處理改變表面的特性；
 - 奈米電子元件之製作步驟；將連結物接到該奈米元件之表面，該表面有了 $-NH_2$ 官能基，在預期不接連結物的地方則以高分子保護著，將連結物分子選擇性地接到作用的區域；
 - 通道與奈米電子元件之接合步驟；
 - 該接合通道與奈米電子元件之反應步驟；於 $37^\circ C$ 下進行流體中生物分子的反應、固著、偵測、沖洗、再固著、偵測等循環；及
 - 在一個即時電偵測訊號的模式下，進行分子間作用的機制並改進該系統之步驟。

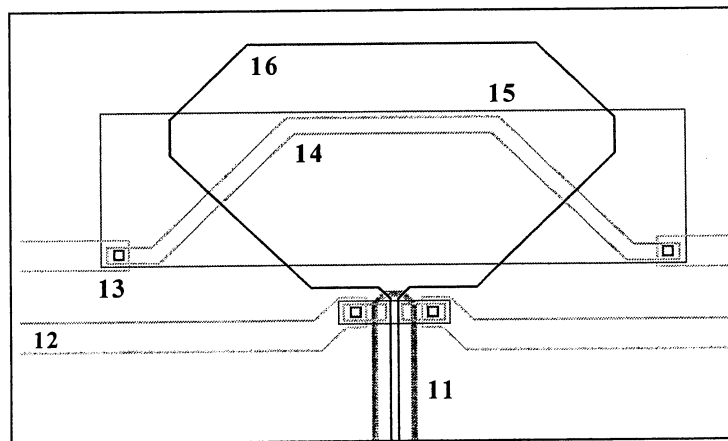
十一、圖式：



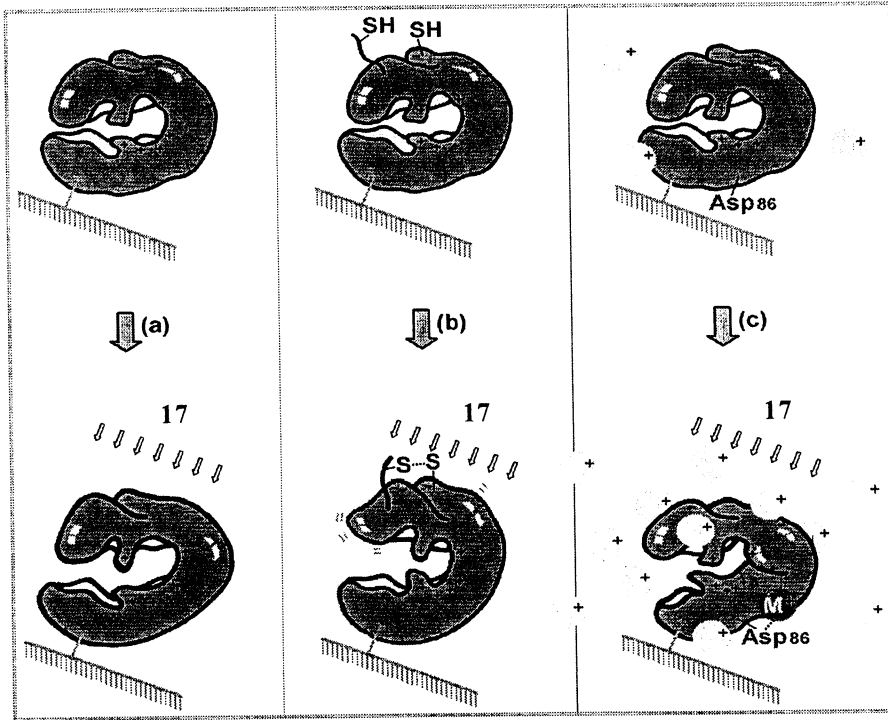
第 1 (a) 、 1 (b) 圖



第 2 圖

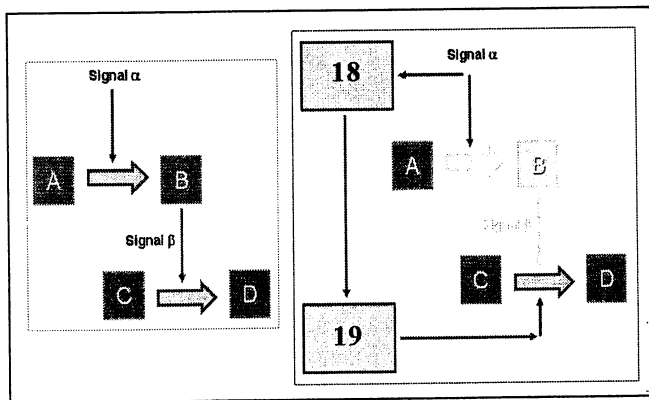


第 3 圖

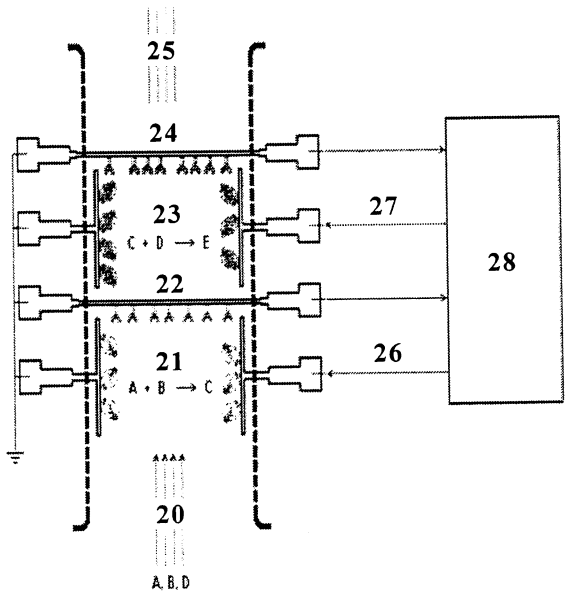


第 4 圖

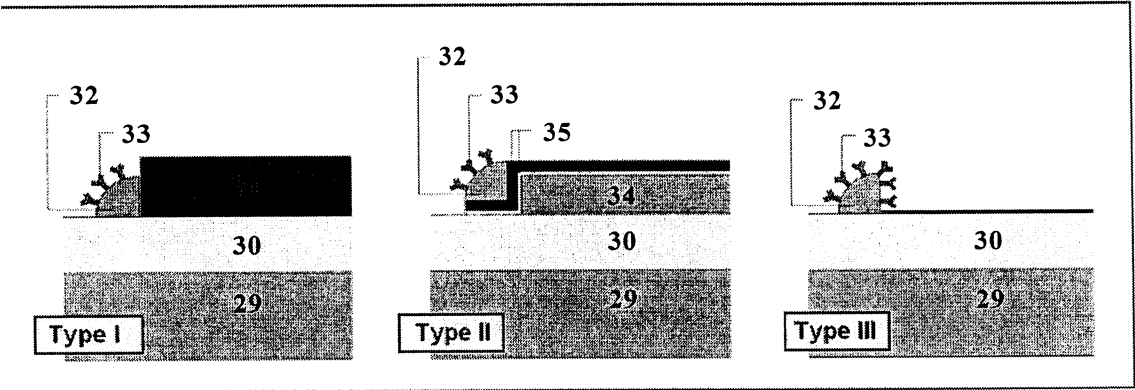
(a)



(b)



第 5 (a) 、 5 (b) 圖



第 6 圖