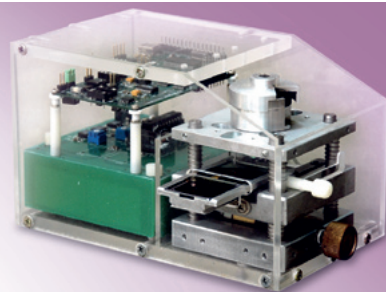


■ 專題企劃

從微機電技術到 微型生醫檢測儀器



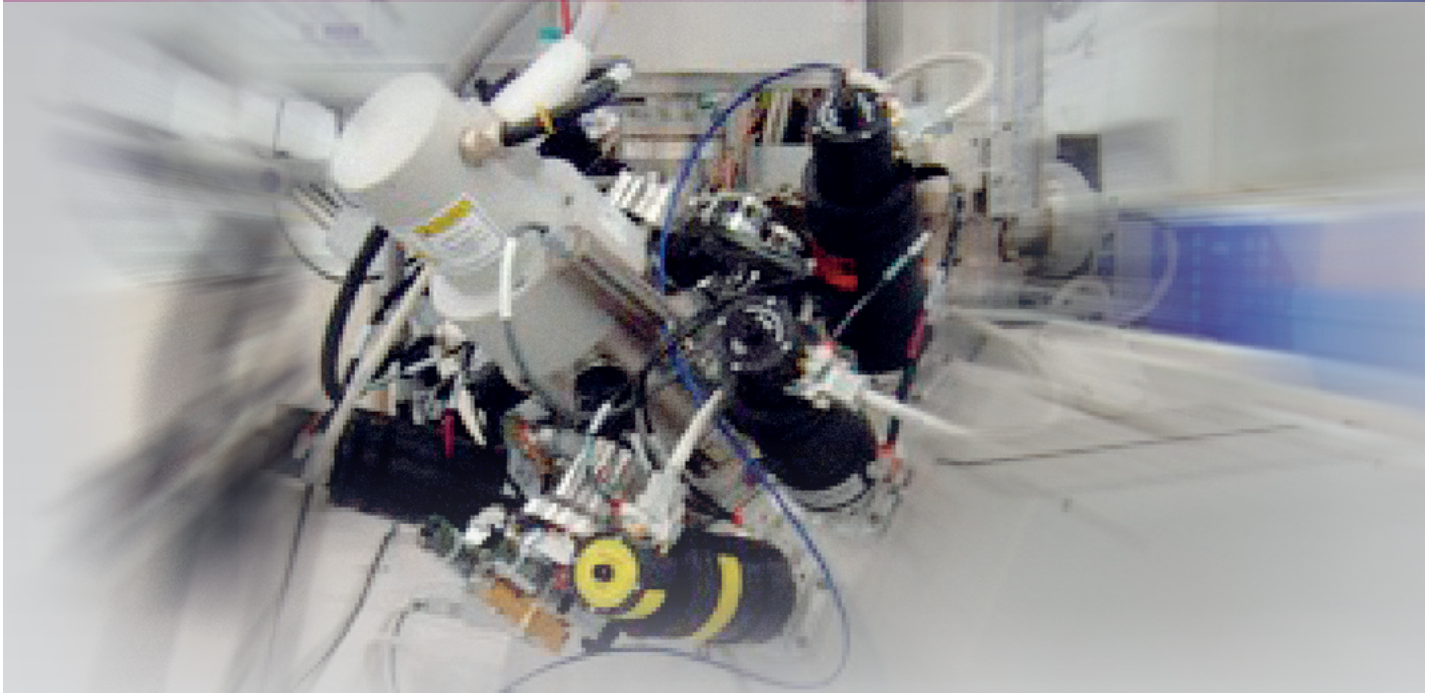
- 儀科中心在微型生醫儀器的最新成果
- 生化感測數位流體晶片
- 生醫晶片檢測平台
- 以微流體晶片製備均一微粒之技術
- 神經細胞分化導引晶片技術發展



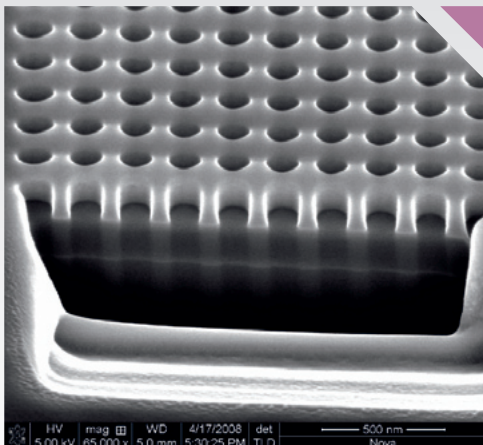


國家奈米元件實驗室 National Nano Device Laboratories

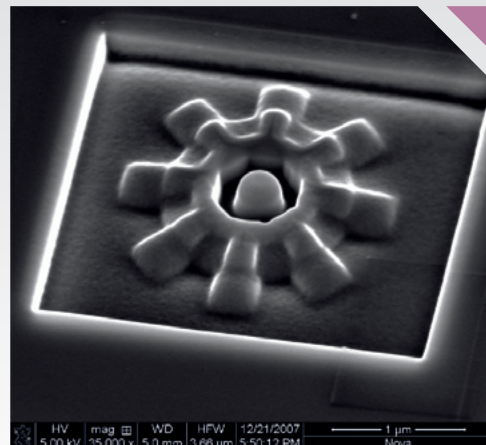
SEM/FIB 雙束系統



國家奈米元件實驗室 SEM/FIB 雙束系統擁有極佳的製程分析能力，除了截面觀測與 TEM 樣品製備外，更能利用 FIB 與 GIS (Gas Injection System) 切割與沉積奈米等級的結構，提供工程師與研究人員彈性的製程分析與結構開發的能力。



■ FIB切割截面接觸洞結構分析

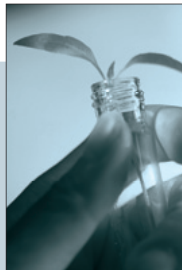


■ Bitmap灰階3D 結構製造



編輯室報告

- 台灣已邁入高齡化社會，而具有高專一性、高靈敏度之快速個人化小型生醫感測器亦隨之成為極具商機之產品。為發展我國自主性生醫儀器，儀器科技研究中心於2008年10月開始參與國研院積極推動之「生物電子微系統應用研發平台」前瞻科技計畫，本期「專題企劃」單元，即由儀科中心主筆，藉由一系列篇章來介紹該中心如何致力於各式微型生醫檢測儀器之開發，以及其他微流體生醫晶片上的最新成果，讓讀者了解儀科中心為我國自主性生醫儀器的發展所投注的一份心力。
- 本院為國科會「延攬海外資深科技人才計畫」（簡稱伯樂計畫）執行機構，透過海外科技組的推薦，讓旅居國外的人才返國服務，將其科技長才與豐富的管理經驗帶回台灣。本刊日前專訪藉由伯樂計畫返國任教於國立中央大學化學工程與材料工程學系的林瑞陽講座教授，並報導其藉返國服務機會實現其教學與回饋社會的心願。
- 本期「美藝鑑賞」單元展出為油畫作品，創作者為國家地震工程研究中心洪祥瑗小姐，作品名稱為向日葵。她試圖藉由黃澄澄、充滿生命力的花朵，向讀者表達一種溫暖、幸福洋溢的感覺。
- 感謝各位同仁踴躍投稿，我們才得以呈現每期內容多元且豐富的「國研科技」，再次感謝您的支持與鼓勵，如有任何建議，尚請不吝來函指正。





轉眼間，又是新的一年，國家實驗研究院也邁入第六個年頭，過去這一年，在所有同仁的努力下，我們交出了一張漂亮的成績單，無論在推動工作或是管理工作上，國研院都往前邁出一大步。

在推動工作上，完成了「太空中程計畫」、「新海洋船興建」、「海科中心成立」、「3D 醫療影像技術推動」、「校舍安全補強推動」、「橋梁安全補強及監測技術」、「成立動物中心南部設施」；在院部管理層面也建立起標準流程與制度，包含「全院共通性採購」、「建置計畫管理資訊化平台」、「開發 ABC 管理系統上線」、「推動全院工時系統」、「全院通過 ISO 9001、ISO 27001 認證」、「推動與各大學建立夥伴關係」。

其中，在全院通過ISO9001、27001認證，是由跨中心的專案推動小組，歷經一年的規劃、評估、建置、施行檢討改善，在全體同仁的熱忱支持及推導下，各實驗單位在2008年9月間相繼完成 ISO 9001 品質管理及 ISO 27001 資安管理制度之建置作業，全面落實ISO國際管理精神，並經過台灣檢驗科技股份有限公司（SGS）驗證通過。對全體同仁而言，雖然很辛苦，但卻是一次難得的經驗，在推導建置的過程中也看到大家具體展現對品質管理、資訊安全及作業程序與制度標準化的重視，這對國研院而言是一次美好的經驗收成，更是一個邁入提升管理效能的里程碑。

2008年，國研院延續著自2003年成立以來服務學研界的使命，在相同的任務下重新思考，從過去「研究設施提供者」逐漸轉型成「創新系統整合者」，國研院秉持著核心價值NARL（Novel Achievements for Reaching better Life），在創新能力與整合能力的光譜上，將服務往兩軸延伸，提供學術研究領域高品質的整合平台，期待結合國研院與學術界的能量，激盪出更有創見更燦爛的火花。

過去一年，實驗動物中心南部設施啟用及「台灣海洋科技研究中心」正式掛牌成立，是國研院在研究推動工作上相當重要的成果。海洋中心是台灣第一個實體化的海洋科技研究中心，她的成立是為了促進我國身為一個海洋國家的永續發展，並以建立卓越的海洋科技研究中心，發展成為亞洲頂尖的海洋科學與技術研發重鎮為願景。

回顧2008，大家的努力與付出像是甜美的果實，在快樂豐收的同時，我們也展望2009，期待新的一年，我們能夠表現的更好，再往目標邁進一大步，為台灣打造一個世界級的實驗室。

院長

吳志雄

NO. 21



封面故事

儀科中心自1996年起開始投入於微奈米科技的技術研發，先後構建了微奈米製程服務平台與微奈米檢測服務平台，提供學術界及產業界微奈米尺度加工與特性檢測之服務，更於2008年分別通過電子顯微鏡、掃描探針顯微鏡標準校正實驗室 TAF 認證。2001年開始運用類 LIGA 技術聚焦於生醫微流體晶片的開發，如心肌梗塞檢測晶片、快速免疫晶片、微粒子均一化流體晶片、細胞分化導引晶片、蓮葉效應液珠操控晶片及數位式液珠操控晶片等流道式與液珠式晶片；並結合光機電儀器整合技術開發出各式生醫檢測儀器，先後獲得國內外多項重要獎項及專利。2008年則參與國研院前瞻科技計畫，致力於高靈敏度之傳染性病毒感測儀之開發，為我國自主性生醫儀器的發展投注一份心力。

院長的話.....	01
-----------	----

專利上架

電漿處理之阻障層之製造方法.....	04
—吳文發	

專題企劃

從微機電技術到微型生醫檢測儀器

儀科中心在微型生醫儀器的最新成果.....	07
—高健薰	

生化感測數位流體晶片.....	12
—王俊勝、胡一君、游智勝、陳順源	

生醫晶片檢測平台.....	16
—胡一君、游智勝、陳順源	

以微流體晶片製備均一微米粒子之技術.....	26
—林永昇、徐名瑩、黃耿祥、楊智惠	

神經細胞分化導引晶片技術發展.....	31
—盧彥蓓、楊肇嘉、林明瑜、何符漢	

尖端科技

嵌入式系統驅動程式開發概論.....	37
—張家榮	

科技交流

日本前瞻對於未來跨領域技術融合趨勢之預測.....	51
—殷正華	

結構物倒塌數值模擬分析程式之開發.....	59
—王仁佐、蔡克銓、莊明介	

醫學影像表現型分析技術服務平台之建置.....	63
—謝靜宜	

DE-QPSK在衛星通訊上的應用.....	66
—李清宏	

人物專訪

盡己之力，回饋故里

—專訪中央大學化學工程與材料工程學系林瑞陽講座教授..... 76

—林宜怡

科技小百科

最新檢測技術-MFIA與目前ELISA比較..... 78

—匡芷慧

活動報導

共同學習邁向國際—

國研院「品質與資安管理制度推導建置專案」歷程..... 82

—陳月筵

SC2008國際高速計算會議觀察..... 91

—魏孟秋

政大參訪國研院盼互補合作研究..... 94

—國家實驗研究院

本院儀科中心於德國紐倫堡國際發明展榮獲兩面銀牌佳績..... 97

—廖泰杉

各實驗室動態

國家實驗研究院..... 98

國家奈米元件實驗室..... 98

國家實驗動物中心..... 99

國家地震工程研究中心..... 99

國家太空中心..... 100

國家高速網路與計算中心..... 100

國家晶片系統設計中心..... 101

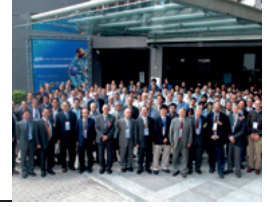
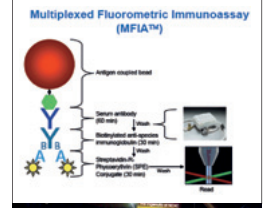
儀器科技研究中心..... 101

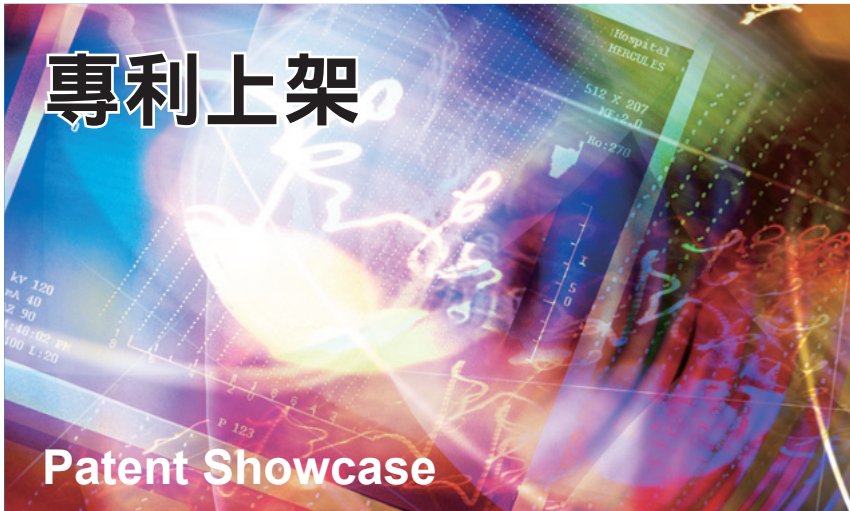
科技政策研究與資訊中心..... 102

國家災害防救科技中心..... 102

台灣海洋科技研究中心..... 103

颱風洪水研究中心籌備處..... 103





國研院改制財團法人後，研發成果之推廣亦益形重要，本專欄將定期報導本院最新研發成果資訊與內容，以期建構本院與國內各界技術媒合平台，落實本院研發成果之應用及商品化。

對本專欄之專刊技術有興趣者，請連絡國研院業務推廣室－蔡智華小姐 chtsai@narl.org.tw。

電漿處理之阻障層之製造方法

文/圖 吳文發 國家奈米元件實驗室

由於具有高溫熱穩定性及良好的導電性，耐火金屬材料（鈦、鉭、鎢、鉬…等）是現今積體電路製程中常用之擴散阻障層材料，但一般耐火金屬材料所沉積之薄膜，容易形成如圖1之柱狀晶結構，此柱狀晶體結構為欲阻障金屬之快速擴散通道，容易造成阻障層阻障能力降低，元件特性破

壞。而將N、O等元素，摻雜於耐火金屬材料中，有助於加強其擴散阻障特性，因此在製程上常見利用反應式濺鍍以形成TaN、TaON、WN等，但隨著N或O含量之增加，所沉積出的金屬薄膜的電阻率將會顯著快速地增加，因此將使導線整體電阻上升，圖2所示即為反應式濺鍍TaN_x及WN_x的

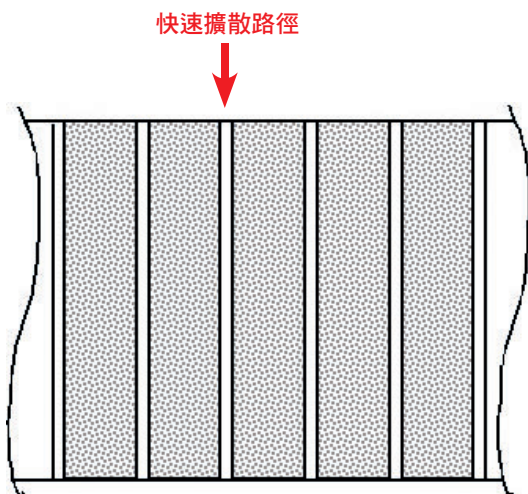


圖1 耐火金屬層所形成的柱狀晶體結構示意圖。

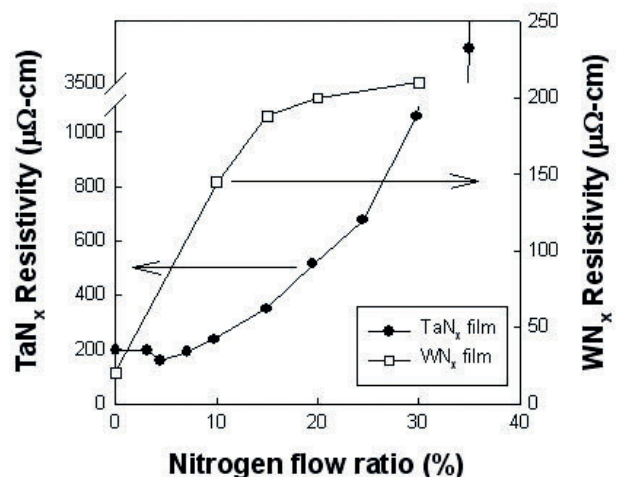


圖2 反應式濺鍍TaN_x及WN_x之電阻率隨濺鍍過程中氮流量比例增加而改變的情形。

電阻率隨濺鍍過程中氮流量比例增加而改變的情形，由圖2結果，我們可清楚發現，隨濺鍍過程中氮流量增加，所沉積出的薄膜電阻率將會呈現急速增加情形，如 WN_x 薄膜電阻率由W的 $20 \mu \Omega\text{-cm}$ 快速昇至 $210 \mu \Omega\text{-cm}$ ，而 TaN_x 薄膜電阻率則由Ta的 $\sim 190 \mu \Omega\text{-cm}$ 提昇至 $3500 \mu \Omega\text{-cm}$ 以上。另外，此種耐火金屬材料的氮（氧）化物（如氮化鈦TiN），仍相當容易形成柱狀晶結構，因而導致阻障層阻障能力不佳。

電漿處理之阻障層之製造方法，主要乃提出一藉由氮（氧）化電漿表面處理，而於原耐火金屬薄膜上形成一N、O元素摻雜之擴散阻障層，即形成如Ta/ TaN_xO_y 、Ti/ TiN_xO_y ，…等層狀結構。圖3所示即為Ta經過 N_2 電漿處理後之穿透式電子顯微鏡分析照片，由圖中可發現一氮化層於原Ta薄膜表面形成，進一步以高解析度穿透式電子顯微鏡分析可得其為一奈米晶質化（nanocrystalline）之顯微結構，此種奈米晶質化效應，主要是由於電漿處理過程中，電漿中離子或自由基對薄膜表面的轟擊或作用所致。此種氮（氧）化電漿處理之擴散阻障層，將較反應式濺鍍沉積的耐火金屬材料的氮化物，如TaN、WN、TiN，或Ta/TaN，W/WN，Ti/TiN等，擁有更低的電阻率。圖4所示即是以氮化電漿處理Ta為例，經過電漿處理後的Ta/ TaN_x 只有 $\sim 5\%$ 左右之電阻率變化，遠低於圖2所示之反應式濺鍍 TaN_x 薄膜電阻率。

電漿處理之阻障層之製造方法，首先主要乃是利用物理氣相沉積法沉積一鈦、鉭、鎢、鉬、鉍、鈮或銻之耐火金屬薄膜，之後再藉由 N_2 、 NH_3 、 N_2O 、NO或 O_2 之氮（氧）化電漿表

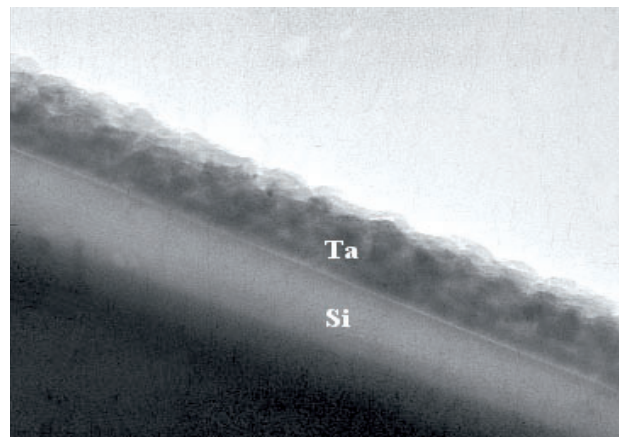


圖3 Ta經過 N_2 電漿處理後之穿透式電子顯微鏡分析照片。

面處理，而於原先之金屬層形成一如 TaN_xO_y 、 WN_xO_y 、 TiN_xO_y …等之奈米晶質化氮（氧）化金屬表層，亦即形成Ta/ TaN_xO_y 、Ti/ TiN_xO_y ，…等層狀結構，此層狀結構具有與原先單層金屬層相當接近之電阻值，而有遠較一般反應式濺鍍沉積 TaN_x 、 WN_x 、 TiN_x ，…等耐火金屬氮化物薄膜低的電阻率，復由於經氮（氧）化電漿表面處理後，乃形成一奈米晶質化之氮（氧）化金屬表層，因此較多晶結構之擴散阻障層具備有最佳的擴散阻障效果。圖5所示為以不同氮流量所沉積出之 TaN_x 為阻障層之銅/阻障層/ n^+ -p界面二極體

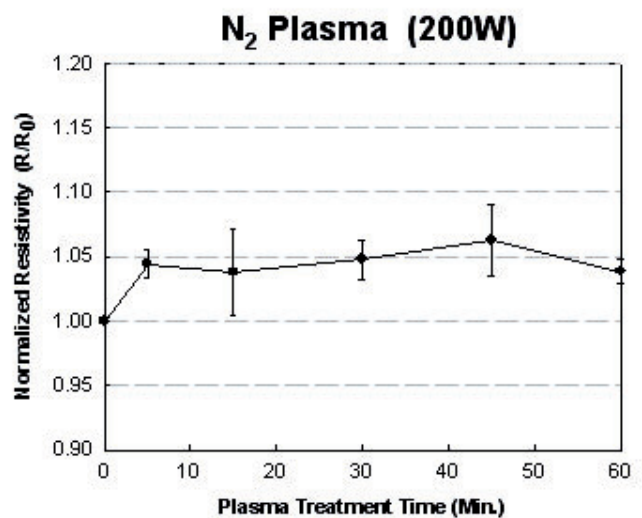


圖4 不同時間 N_2 電漿處理後之Ta/ TaN_x 之電阻率變化圖。

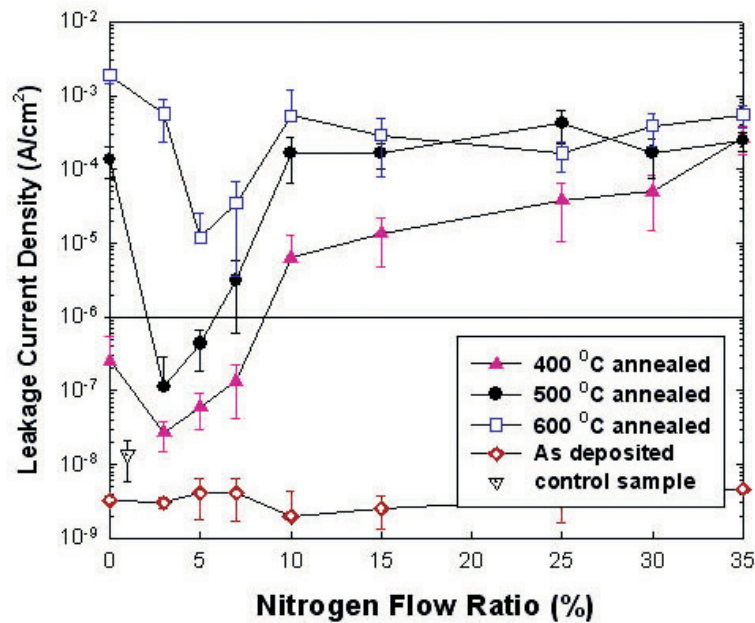


圖5 以不同氮流量所沉積出之 TaN_x 為阻障層之銅/阻障層/ n^+ -p接面二極體之漏電流分析圖。

之漏電流分析圖，由接面漏電流的分析顯示，大部分之接面二極體於 500°C 之退火熱處理破壞考驗後，即產生相當大的漏電流（大於 10^{-6} Amp/ cm^2 ），而對所有之接面二極體，於 600°C 之退火熱處理破壞考驗後，都產生大於 10^{-6} Amp/ cm^2 漏電流，顯示大量的銅擴散至矽基材中，因而造成接面二極體元件的嚴重破壞。圖6所示則

為以氮氣電漿處理之Ta（即形成Ta/Ta N_x ）為阻障層之銅/阻障層/ n^+ -p接面二極體之漏電流分析圖，圖形顯示，此接面二極體於 600°C 之退火熱處理破壞考驗後，仍維持著相當低之漏電流，顯示其阻障能力之明顯提昇，此技術可應用於積體電路製造之金屬化製程，提升積體電路連線的可靠度與品質。

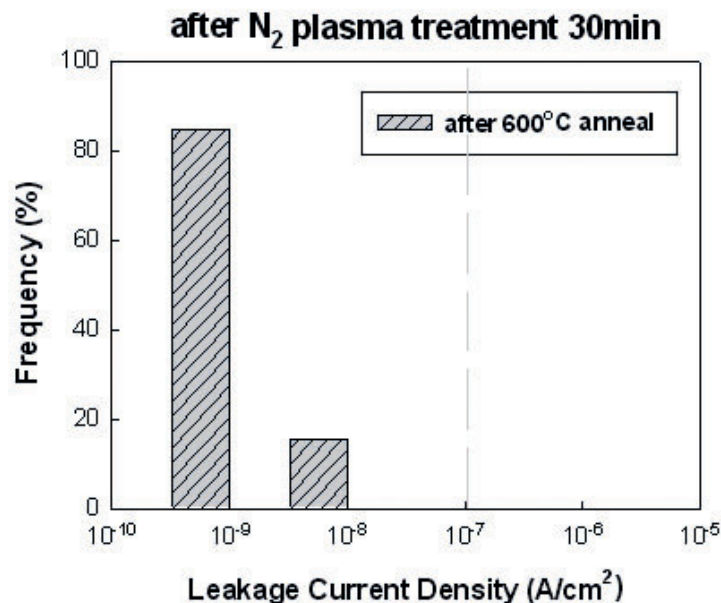


圖6 以氮氣電漿處理之Ta（即形成Ta/Ta N_x ）為阻障層之銅/阻障層/ n^+ -p接面二極體之漏電流分析圖。



圖 1 奈微米製程與檢測實驗室。

針對光學與光電半導體材料的微加工系統。自此涵蓋高分子、矽、玻璃、光電半導體等材料的奈微米尺度元件的加工技術被完整的架構，並作為微奈米元件製程服務平台，提供予學術界與產業界使用。在奈米表面檢測設施方面，自1996年起陸續建置了原子力顯微鏡、近場光學顯微鏡、場發射掃描式

電子顯微鏡，建構完成奈微米檢測服務平台，提供各界檢測服務，圖1為儀科中心之奈微米製程與檢測實驗室。鑑於我國高科技產業在ISO 標準的需求，更於2008年7月分別取得電子顯微鏡標準實驗室與掃描探針顯微術標準實驗室之全國認證基金會（TAF）認證，為各界提供奈米尺度的線距標準件校正服務，圖2為TAF認證校正實驗室證書。未來將再增加放大倍率、階高、表面粗糙度等標準件校正及電性、磁性、力學特性等標準檢測的認證項目，以達到TAF認可項目多元化目的。



圖2 電子顯微鏡與掃描探針顯微鏡標準校正實驗室 TAF 認證證書。

微機電技術已廣泛地應用在各產業，為有效聚焦研發方向與集中研究資源，儀科中心將技術能量投注於光學與生醫領域。光學一向為儀科中心重點發展領域，因此微光學元件之製造技術遂成為目標之一，除了以微機電技術開發各式微透鏡外，主要在發展繞射光學元件之微奈米加工技術，所建立重要核心技術包括應用於平面顯示器

產業面板切割雷射加工機之光束平頂整型器、退火用線型光束整型器，以及次波長抗反射光柵結構元件之設計、製造與量測技術。生技產業被列為我國重點發展產業之一，根據我國最具競爭力的高科技產業之特徵可以發現，輕薄短小、高品質量產的技術顯然是我國能脫穎於世界列強之重要關鍵。去年台灣在醫療器材上之產值即達690億，規模不可謂不大，然多屬低階產品，廠商亦多屬中小企業。不過，值得注意的是歸屬於微型儀器的體溫計及血壓計產量名列世界第一，足見我國在微小化生醫儀器確實是深具潛力的。依據工研院發表於今年「醫療器材領域發展藍圖規劃」中所列台灣最具發展潛力十五項產品，微型生醫儀器即佔五項，包括植入性電池、體外分子檢測診斷技術、體外檢測之個人化床邊照護、連續偵測系統與藥物傳遞及病人偵測系統等。有鑑於此，儀科中心運用現有微奈米製程技術於各式生醫晶片之製造，結合長久以來所建立特有之光

機電整合儀器技術，投注在生醫微流體晶片與微型生醫檢測儀器的研發。

生醫檢測晶片概分為兩大主流－微陣列晶片（microarray）與實驗室晶片（lab-on-a-chip）。在技術本質上，前者係以同樣檢測方式同時處理多個樣本，後者則是將需要不同檢驗方法的不同檢測儀器，彙整在同一晶片上處理，其技術門檻比前者高。儀科中心在生醫檢測晶片的發展則鎖定在實驗室晶片的開發上，於2002年開始進行微型全程分析系統（micro total analysis system， μ TAS）技術的研發，針對的是位列國人三大死因之一，心臟疾病中的心肌梗塞的快速篩檢。一般而言，心肌梗塞病患的黃金搶救時間為3小時，其傳統的診斷需靠抽血檢查，過程繁複約需3小時以上，若使用昂貴的自動化生化儀器診斷亦需30分鐘以上。儀科中心所開發的微型心肌梗塞檢測儀（圖3），係利用微機電製程技術開發出價廉、可

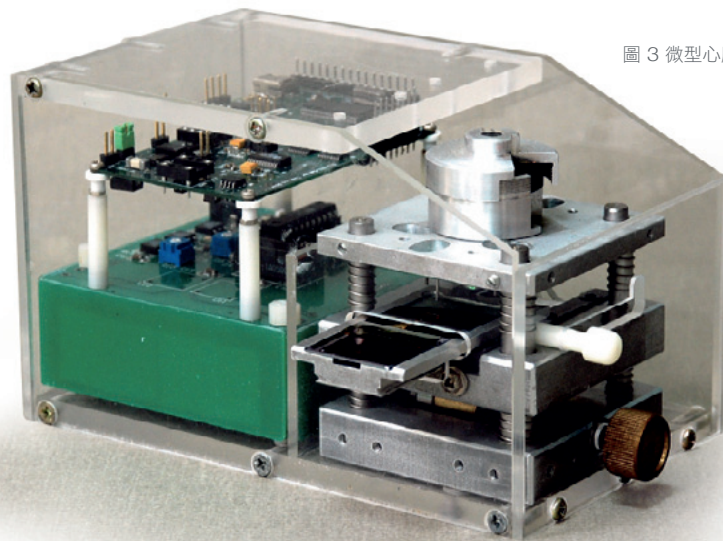


圖3 微型心肌梗塞檢測儀。

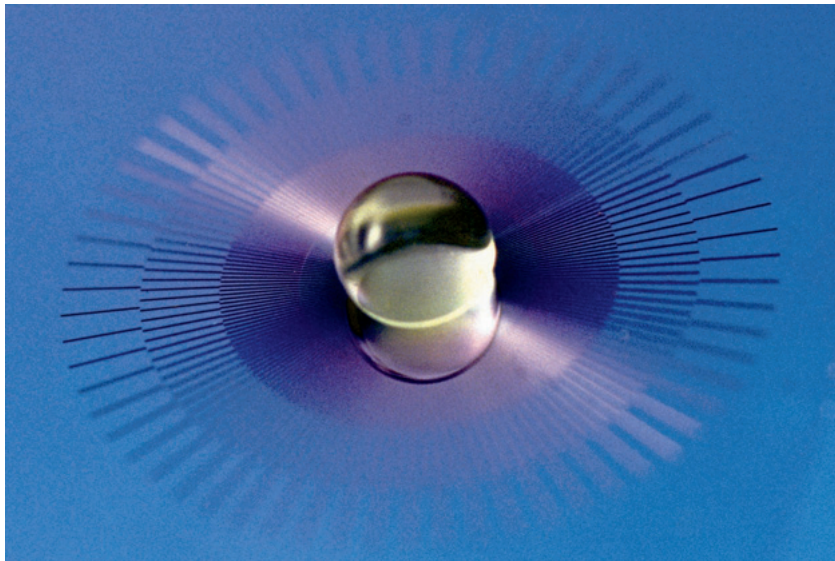


圖4 蓮葉效應液珠生醫晶片。

拋棄式生醫微流體晶片，並結合光機電整合技術將螢光顯微系統微小化，僅需 0.2 cc 的血量，在微流道中經由微小化螢光偵測系統，便能即時檢測心肌梗塞指標濃度，篩檢出心肌梗塞病患，使得心肌梗塞檢查不再被限制在大型醫院，在中小型醫院亦能在 30 分鐘內快速確認出病情。

在傳統流道式生醫微流體晶片的開發方面，儀科中心主要係運用紫外光微影與反應式離子蝕刻兩項類 LIGA 核心技術進行製作母模與大量壓印製造。重要研發成果包括心肌梗塞檢測晶片、快速免疫篩檢晶片、神經細胞分化導引晶片，以及與成功大學化學系黃耿祥教授、義守大學生物科技系楊智惠教授共同開發用於製備均一化微米粒子之微流體晶片。然而流道式實驗室晶片為了時序控制、自動傳輸試劑與樣本，往往需要製作許多像溝渠般的微流道與閥門結構，甚且需外接或內置幫浦動力源加以驅動流體，這些繁複的製程往往侷限了實驗室晶

片的發展，為了解決這些困難，液珠微流體操控概念遂被提出。運用蓮葉效應原理，儀科中心與當時任教於清華大學動力機械系楊鏡堂教授共同開發出類似荷葉表面蓮花效應的微條紋結構（圖4），使液體能在此條紋表面形成液珠狀。此液珠操控晶片具有無需外加動力、無需流道與閥門、節省試劑與快速反應等優點，而液珠在運用反應式離子蝕刻類 LIGA 技術所製作的晶片上，可以按照所設定的條紋密度漸變其表面梯度能，由此精確的控制試劑液珠與樣本液珠之自我定位、相對移動與相互混合，即使是沾黏性極強的血液樣本亦能自由操控。此拋棄式晶片可採用壓模或射出成型等量產製程，大量製造成本低廉。為量化檢測液珠操控晶片上樣本的呈色反應，特別發展出一套結構簡單的透光度量測儀器（圖5），可精確檢測出試劑與樣本液珠混合後的呈色透光度。此液珠呈色檢測儀適用於會發生透光變化的生化反應、免疫反應、藥物檢測、食品檢測及水質檢測等領域。為了不需要任何流道



圖5 雙光束蓮葉效應晶片生化檢測儀。

與幫浦等複雜裝置，即可讓液珠在晶片上達到可數位程式化驅動的目標，儀科中心更與清華大學楊鏡堂教授、葉哲良教授整合微奈米條紋結構與電濕潤液珠操控技術，共同開發出液珠式數位流體操控生醫晶片。另外也與葉教授合作導入奈微米磁珠與改進晶片驅動電極，使液珠不但能沿預設軌跡移動，進行多次的結合、分離，並能上下、左右、旋轉的振盪，大幅縮減樣本與試劑混合時間。此晶片具有極大的彈性，對於不同檢測項目，只需在電腦上直接改變液珠傳輸路徑與反應時序，不需重新設計、製作品片。結合此晶片及前述之呈色反應量測系統所開發之多功能生化檢驗儀，可以快速檢驗多項生化指標，如心血管疾病相關的膽固醇、三酸甘油脂、尿酸、肌酐酸等。

臺灣已邁入高齡化社會，慢性病與預防醫學已然成為國家醫療體系所需面對的嚴肅課題，對疾病的早期診斷與即時監控則是其中的關鍵，因此具有

高專一性、高靈敏度之快速個人化小型生醫感測儀器亦隨之成為極具商機的產品。為發展我國自主性生醫儀器，儀科中心特別加入國研院今年十月開始推動的前瞻科技計畫—生物電子微系統應用研發平台，初期發展目標在開發一高靈敏度之傳染性病毒感測系統。生醫感測系統近年來已然形成一個新的技術領域，在技術本質上與我國最專長之半導體製程、微機電製程與電子元件相契合，正可作為我國切入生醫儀器產業的一項利基技術。以目前生醫檢測之需求而言，必須具有易標定生物分子、可直接並即時偵測等優點，其中以奈米線場效電晶體作為生物感測之方式，被認為是目前最靈敏的檢測方法之一。此計畫之研究團隊運用先前所開發出之矽奈米線場效電晶體，其不僅符合前述生物感測之需求，更能與半導體製程整合，利於大量製造、降低成本，因此可發展為大量篩選及個人化的生醫電子檢驗儀器，具有極高市場價值。

生化感測數位流體晶片

文/圖 王俊勝、胡一君、游智勝、陳順源 儀器科技研究中心

電濕潤數位流體晶片

電濕潤 (electrowetting) 的液珠操控技術主要利用微機電之製程，於上下基材上製作出數個控制電極，並在電極上覆蓋上一電容層及一斥水阻絕層 (hydrophobic insulation) 形成一個組合裝置 (device)，如圖1所示。利用液體不易濕潤斥水層的特性，在上下基板內形成一高接觸角度的液珠。當不施加驅動的動力源時，液體將停滯在斥水面上；而為了讓液珠在上下基板內任意的移動，將透過電極產生電場改變液珠的性質，迫使液珠的接觸角度改變。在液珠接觸角改變的過程中，液珠與斥水層的接觸界面將從斥水性轉為易濕潤基材表面

的親水性 (hydrophilicity)，因此液珠接觸底部斥水層的面積將會加大，當它擴大至足以跨越另一組電極時，此時有關的接觸界面驅動機制則切換到另一組相鄰電極，繼續進行牽引液珠移動。

由於以電濕潤原理發展之數位流體式生醫檢測晶片具有前述多工平行處理、高度程序控制能力等優點，對於不同檢測項目，只需在電腦上即可改變液珠傳輸軌跡與反應時序，不需重新設計晶片。儀科中心整合微奈米條紋結構與電濕潤液珠操控技術，同時與清華大學動力機械系楊鏡堂教授、微機電研

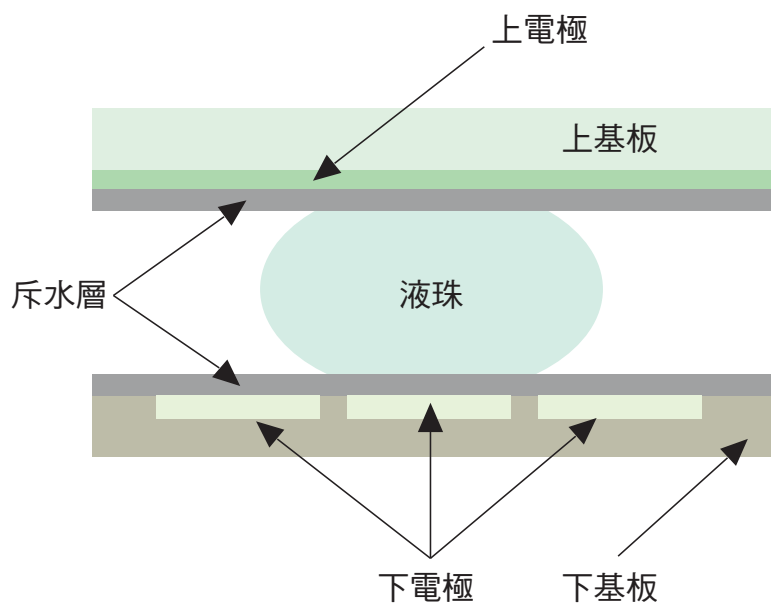


圖1 電濕潤技術結構。

究所葉哲良教授合作開發出以電濕潤操控技術的數位流體晶片，再結合光吸收度量測技術，研製完成提供作為生醫檢測平台之電濕潤數位流體晶片多功能生化檢測儀，如圖2所示，此儀器可提供一極有效率的增進液珠混合方法，大幅縮短生化呈色反應時間，加快檢測流程。此平台不僅適用於生物醫學檢測，更可應用於食品、環境等各方面的檢測用途。



圖2 儀器科技研究中心數位流體式多功能生化儀。

根據電濕潤此項技術所發展出的數位流體晶片，係利用微影製程技術，在玻璃晶片上進行鍍膜與蝕刻製程，製作出長寬各為1.5 mm、間距為100 μm 的微小電極，利用高分子光阻劑 SU-8 作為晶片上之斥水絕緣層，然後在上蓋玻璃表面上做斥水處理，如圖3所示。此一數位流體晶片可運用電腦程式自動控制各微小電極施加電流的時序，由此驅動樣本液珠及試劑液珠沿著所期望的電極鋪排路徑傳送，到達偵測點進行混合及呈色反應，如圖4所示。

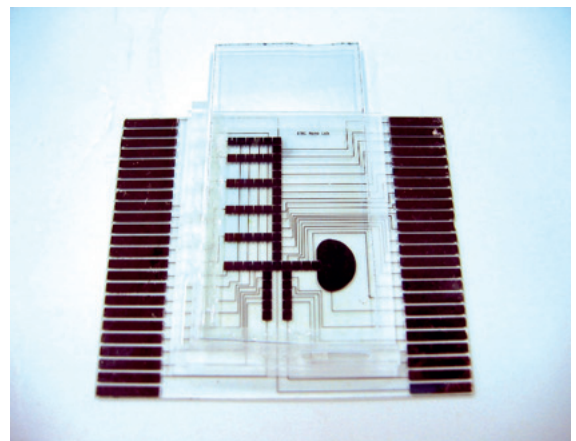


圖3 儀器科技研究中心數位流體晶片。

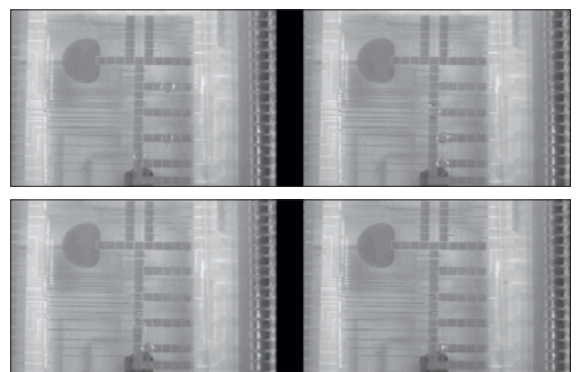


圖4 液珠於晶片內移動的情形。

儀科中心在數位流體晶片的研究基礎上，開發出可同時檢驗多項血液生化指標的生化設備。在生化檢測為主的醫院臨床實驗室內，為應付即時且大量的生化檢驗工作，通常都需配備數台生化檢驗儀，每台儀器均得處理數十至近百等不同檢驗項目，因此如何即時快速且正確無誤地得到每種檢驗結果報告，有賴於生化儀器本身同步而多功能的運作。而藉由數位流體可同時操控多顆液珠獨立運動的特性，儀科中心所開發的多功能生化儀具有快速反應、方便攜帶、節省試劑、同步多工而售價相對便宜之優點。此多功能生化儀應用在檢測包括三酸甘油酯 (triglyceride)、總膽固醇 (total cholesterol)、高密度脂蛋白膽固醇

(high density lipoprotein cholesterol, HDL-C) 與低密度脂蛋白膽固醇 (low density lipoprotein cholesterol, LDL-C) 等，於心血管生化指標檢驗、保健食品中兒茶素 (catechines) 之多酚類與分析 DMPD 自由基消除試驗等等均獲成功驗證。

生化感測數位流體晶片

上述的檢測皆是以呈色配合吸收光學系統進行分析，然而為達成多功能生化儀的廣泛應用性及降低其生產成本與體積，本中心致力於進行電化學檢驗模式的整合。電化學分析模式可採安培法、電位法或循環伏安法等，其中又以安培法偵測模式所得之訊號較為靈敏且易實現儀器微小化的要求，而數位流體之檢測體積只有微升的體積量（ μL ），以較靈敏的電化學安培法作為檢測模式相較於光學檢測模式是相當有利基的。研究方式選定以安培法作為電化學分析模式後，初步研究決定以過氧化氫作為分析樣品，其原因是在流體晶片上若能順利分析過氧化氫，便能衍生分析許多與氧化酶酵素相關的反應，除上述提及的總膽固醇、高密度脂蛋白膽固醇與低密度脂蛋白膽固醇，還可分析血糖與許多臨床上須檢測的項目。以血糖的反應為例，血液中的葡萄糖經葡萄糖氧化酶氧化，並伴隨氧氣還原的反應而產生過氧化氫，如圖5，此時檢測過氧化氫的生成量即可定量出血液中的葡萄糖含量，而其他氧化酶酵素的反應也是如此，如膽固醇、尿酸等，因此準確分析過氧化氫後，再配合含特定酵素試劑的反應，就可以完成發展生化感測數位流體晶片的概念。

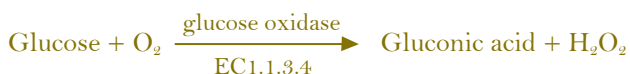


圖 5 葡萄糖氧化酶產生過氧化氫之反應。

使用生化感測器上測量實際樣品如血液、尿液時，干擾物的存在是另一項需要克服的問題。以氧化酶為例，當酵素將分析物氧化，其活性中心得到

電子後，因酵素上蛋白質 polypeptide 的巨大分子結構，使得電子不易在酵素的活性中心與電極間直接傳遞而具有絕緣的性質，使得在一般水溶液可操作的電位範圍內無法偵測到分析物的訊號；或必須施加更大的電位以克服此一障礙。但施加較大的電位將使得血液中易氧化物如 ascorbic acid、uric acid、acetaminophen、tyrosine、cysteine、galactose 等和分析物一起被氧化，造成定量上重大的誤差。此外生化樣品上巨大的蛋白質分子會吸附在電極面造成電極的毒化現象。

在生化感測器的發展上要解決上述毒化現象方法有很多，如降低偵測時的氧化還原電位所使用的催化劑或酵素，以及使用可將干擾物排除在外的阻隔薄膜或高分子等。由於高分子薄膜具有不同的孔徑、正負電荷以及極性，因此選擇適當的物質與操作條件便可以阻止這些干擾物的進入，甚至可防止蛋白質分子吸附在電極表面所造成的毒化現象。但是在電極面上覆蓋一層薄膜將使得測量時背景電流和雜訊一起增加，而且由於薄膜所造成的阻礙效應，使分析物的靈敏度下降，造成偵測極限提高，故僅適用於較高濃度的分析，而不適用於低濃度的分析；但同時亦可能因此而延長偵測的線性範圍，另外薄膜在偵測系統中的穩定性亦直接影響到測量的精確度與再現性。反應的辨識選擇性除利用酵素來提升外，還需有效降低偵測過氧化氫還原時所需的施加電位，一般可使用修飾催化劑的方式來解決。在曾進行的研究中，以修飾普魯士藍做催化劑來驗證電化學數位流體晶片的可行性，主要原因是其修飾的方法簡單且其穩定性高。修飾完成的數位流體晶片以電化學伏安法來確定其修飾

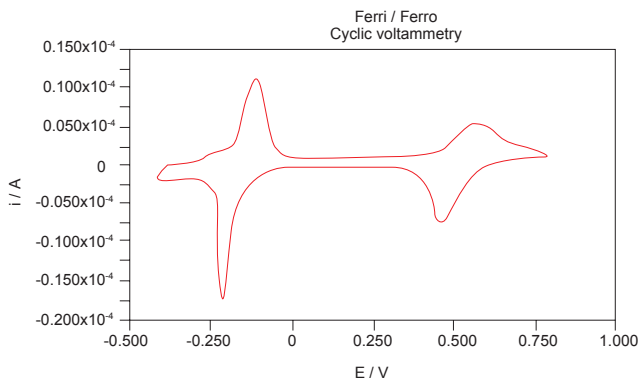


圖6 已修飾普魯士藍數位流體晶片之循環伏安圖。

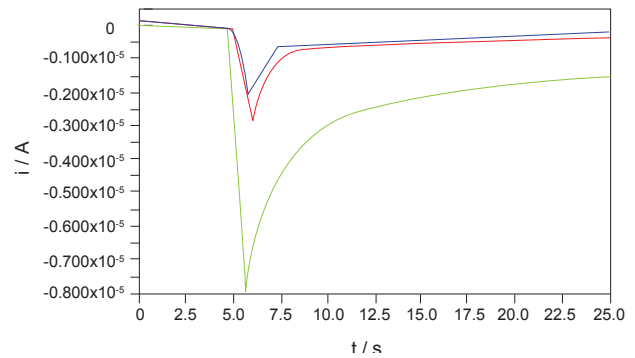


圖7 數位流體晶片之過氧化氫濃度檢測。

結果，如圖6所示，明顯的兩對峰為普魯士藍典型的伏安圖，可證實電化學數位流體晶片已成功的修飾上催化劑普魯士藍。接下來在此數位流體晶片上利用時間—安培法（chrono-amperometry）來分析不同濃度的過氧化氫，在 -0.2 V 的電位下如圖7，可分辨不同濃度的過氧化氫，也代表電化學與數位流體晶片的整合是相當成功的。

上述提及的催化劑、酵素或高分子薄膜要適當的固定在電極表面，免不了要利用各種修飾電極的方法來進行，這也是發展電化學感測器中重要的一環。所謂修飾電極是指將化學物種固定在電極表面，其目的在於固定辨識元、電子傳遞子或催化劑等，使感測器適於各種分析的需求。有時為了因應不同的需要，固定單一酵素不足以提供需求時，便發展出各種多重酵素固定的方法，如酵素與輔酶（coenzyme）一起固定。除了緊密的固定辨識元於電極外，辨識元與電極間傳導介面的結合與固定亦是一重要的關鍵問題，這些因素直接影響到感測器的穩定性和訊號傳遞的速度。一般修飾電極的方法大致分為物理吸附法、嵌入法、化學鍵結法及生物結合法，細分則有利用分子間的凡得瓦力、偶極力與靜電力來修飾，或陷阱法、混合法、電沉積法、電聚合法、共價鍵法、交聯法與抗原—抗體結

合等等，若要在電化學感測有一定的成果，修飾電極這方面的鑽研是不可或缺。基於過去在電化學感測與修飾電極方面的研究經驗，將接續發展出各式生化感測數位流體晶片。

結論

微型生醫實驗室晶片的快速發展，有個美好的遠景。未來的生醫檢驗、食品安全控管或是環境檢測，將因流體晶片的開發而提供更準確、更快速與便利的功能。數位微流體式晶片是實驗室晶片邁入實用化的重要里程碑。儀科中心結合學界能量投入此領域研究多年，已有六項相關專利，目前正以相關技術研發多功能生化檢測儀器，在生化感測數位流體晶片的成功開發後，使生醫檢測平台的應用更加廣泛，而在儀科中心的同仁持續努力開發各種應用領域後，將使多功能生化檢測儀進入更為普及與實用的階段。

參考資料

1. 陳順源，游智勝，胡恆蒼，胡一君，科儀新知，28（4），50（2007）。
2. 游智勝，精儀中心簡訊，67，10（2005）。
3. 王俊勝，陳順源，游智勝，胡一君，國研科技，19，85（2008）。
4. A. A. Karyakin and E. E. Karyakina, Sensors and Actuators B, 57, 268（1999）。

生醫晶片檢測平台

文/圖 胡一君、游智勝、陳順源 儀器科技研究中心

本文簡介儀科中心所發展用於醫療診斷的生醫晶片檢測儀器，有別於常見的試紙式檢驗儀器，這個檢測儀器試劑在晶片上形成液珠，以微電極或微結構控制液珠傳輸與混合反應，並完成檢測動作。液珠式實驗室晶片在操控的技術上不需要切換的閥門及幫浦等可動元件，具有極大的彈性，不同檢測項目，只需在電腦操控便可改變液珠傳輸軌跡與反應時序，不需重新設計晶片，可望成為生醫晶片發展之重要里程碑。

自1989年德國Manz教授提出微全程分析系統(micro total analysis system)概念以來，生物晶片已被認為是近代生物科技的革命性發展，並給生醫、化學及環境等相關領域帶來爆發性的成長。生物晶片的主要特點為：分析結果的專一性及靈敏度高、分析速度快、所使用的樣品及試劑少、可獲得整體性的實驗數據、無需後送到實驗室，同時可節省實驗室空間與成本，減少人為操作的誤差等。

廣義來說，生物晶片是指根據生物化學、分子生物學、分析化學及生物工程等實驗的需要，進行晶片流程設計，運用各種適合的材質，如玻璃、矽晶片及高分子材料等，同時結合精密的微機電製造技術與生物工程技術，製成可應用於各種分析的產品，作用對象包含了基因、蛋白質或細胞組織等，可偵測的性質變化則包括了物理性、化學性或者是生物性等。

根據原理及應用領域的不同，生物晶片又可區分成實驗室晶片(lab-on-a-chip)及微陣列晶片(microarray)兩類。微陣列晶片是指在小面積的晶片上植入各類探針，並於短時間內獲得大量的生物資訊。實驗室晶片則是利用微機電技術，將取樣、混合、分離、反應、加熱、培養及檢測等各種原本各自分開執行的實驗室流程整合在同一晶片上，取代傳統的人工操作，將之應用於臨床疾病檢測、新藥研發、法學檢定、基因及蛋白質分析、生物及醫學研究、環境及食品檢驗等實驗室的工作。由於微流體生物晶片(microfluidics bio-chip)具有製程簡單、可大量複製、不需重複使用的優點，是目前應用範圍最廣的實驗室晶片。

生物晶片應用端相當廣泛，茲就生物晶片的市場分析做介紹，如表1所示，依據Helmut Kaiser Consultancy 2004預計全球生物晶片市場到西元2010年可達一百億美元的產值，而到了西元2020年其產值更高達四百億美元，十年便有四倍的驚人產值。當前政府將生物科技列為本世紀重點科技，再結合微機電系統的純熟技術，兩者搭配而成的生物晶片產業是必然要走且較容易達成之路。而目前生物晶片應用的領域在於新藥開發、生物醫學研究方面，不過這方面的市場較小，未來如果應用在健診及疾病檢測、血液篩檢等臨床檢驗，市場規模會比較大。

表1 生物晶片之技術市場分析

生物晶片產業市場 2001-2020 (依應用領域) 單位：百萬美元						
應用領域	2001	2002	2005	2010	2015	2020
Biomedical / Gene Research	801	1118	3081	6820	14560	20090
Disease Treatment / Management	27	52	234	1430	3640	6650
Pharmacogenomics	9	13	78	660	1820	3690
Diagnostics / Testing	54	104	390	1760	4420	8200
Agricultural Biotechnology	0	0	39	110	260	410
Environmental Industries	9	13	39	220	520	820
Forensics & Military	0	0	39	110	520	410
Others	0	0	0	0	260	410
Total	900	1300	3900	11110	26000	40680

Source : Helmut Kaiser Consultancy 2004

微流體操控的方法

在微流體實驗室晶片的技術發展中，如何讓流體在微管道 (microchannel) 中正確無誤地執行各種實驗流程，需要相當精密的技術與複雜的計算。目前所發展出的微流體操控技術原理大致可分為下述幾種。

離心力 (centrifugal force)

此概念係由光碟機發展出來，將佈滿微流道的碟片型晶片放置於光碟機內，利用旋轉碟片時所產生的離心力來驅動微流體。由於電子產業的發達，加上光碟機驅動技術已臻成熟，因此科學家們可就現有之技術來進行各項實驗。但需要精密的計算，包括離心力、閥門控制及流體作動等。

毛細力 (capillary force)

此方法不需要外部的驅動元件，僅靠本身的毛細吸力即可拉動液體，是一種相當方便且實用的技術。但如果進行不一樣控制時序的實驗時，流道就必須重新規劃設計，所以在實際應用上仍有相當大的限制。

外部元件驅動 (external actuation)

外部元件驅動是目前最常見也是應用最多的驅動方式，主要藉由外部元件所產生的壓差來推動或拉動流體，包括使用幫浦 (pump)、壓電 (piezoelectric) 材質、磁力或超音波 (magnetic force or acoustical method) 等。但由於液體在微流道內是屬於連續流體的形

式，因此如何精準地控制每道程序，包括閥門的應用、動力的控制與晶片的設計等，都是進入此項技術平台所不可忽視的門檻。

外部電場 (external electric field)

應用外部電場的技術，包括了電泳 (electrophoresis)、介電泳 (dielectrophoresis)、電濕潤 (electrowetting) 等。其中電泳或介電泳主要是運用於溶液或介質間粒子的移動，與驅動流體較無直接相關。而電濕潤技術的應用，則是開啟了微流體應用的另一扇門。

液珠操控技術

在微流體晶片驅動的方式上，液珠操控 (droplet controlling) 是一門新興的微流體工作平台。相較於微流道中之連續流體驅動，單一液珠操控因具有反應體積小、可自由操控、不需切換的閥門與幫浦等可動元件等，遂逐漸受到生醫相關領域研究人員的矚目。這項技術包括利用電濕潤 (electrowetting on dielectric, EWOD) 牽引、運用可變斥水結構與傾斜試片於特定角度，以及熱梯度場驅動等方式。

液體除了形成水珠之外，類似荷葉的表面還使得滾落的水珠可以清除其上吸附的灰塵和細菌。1997年，德國波昂大學的植物學家 Wilhelm Barthlott 針對這個特殊現象進行了一系列的實驗，科學家進而將這種現象稱之為荷葉的「自清潔效應 (self-cleaning)」或「荷葉效應 (lotus effect)」。在電子顯微鏡 (scanning electron microscope, SEM) 下可以清晰看到荷葉的表面具有微米及奈米的結構，一個一個突

出的小山丘表面還具有奈米的絨毛，此天然的結構會使得液體形成水珠的形式，當然還有一個重要的成分，那就是存在表面的一層薄薄的不沾水材料，蠟 (wax)。如此完美的天然設計，造就了荷花出淤泥而不染的美稱。

儀科中心利用仿生科技結合微奈米科技製作出前所未見的液珠操控晶片，並以此晶片結合微光學檢測技術開發出生醫檢測儀器。主要的原理與水滴不會沾溼荷葉、可以在荷葉上自由滴動的「荷葉效應」類似，製作出類似荷葉效應的微絨毛結構，使液體同樣可以在條紋表面形成液珠狀。不僅如此，液珠操控晶片毋須外加動力，也不需要流道與閥門，就可以讓液珠在晶片上依據設定的條紋密度，精確地自行移動、定位及混合，即使是沾黏性極強的血液也能夠自由被操控。

為方便液珠操控晶片樣本呈色反應的量化檢測，又研發結構簡單的透光度量測儀器，量測與試劑混合後的液珠透光度，藉由顏色變化進行生化反應、免疫反應、藥物、食品及水質等檢測。利用尿液與試劑液珠混合後的呈色反應顏色變化，在數十秒內就可以量測出尿液裡的自由基含量，只要比較服用抗自由基等健康食品前後所量得自由基含量，就可以知道健康食品對降低人體自由基的效果。若搭配不同試劑使用，也可以檢測食品是否有漂白劑殘留，或是假酒或化妝品水楊酸含量等。

液珠晶片原理

此晶片是與清華大學動機系楊鏡堂教授所共同開發。當液體被放置於一固體材料表面時，根據 Young's 方程式中可以得知，會有一個接

觸角的產生，此接觸角度可用以判斷此表面是親水性（hydrophilic）或是疏水性（hydrophobic）。

根據1805年Thomas Young所提出的關係式（1）用以判斷表面特性的基礎：

$$\cos \theta = \frac{\gamma_{SV} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LV}} \quad (1)$$

其中 θ 為接觸角度，

γ_{SV} 為固體（solid）與氣體（vapor）的表面張力能

γ_{SL} 為固體（solid）與液體（liquid）的表面張力能

γ_{LV} 為液體（liquid）與氣體（vapor）的表面張力能

當表面是屬於疏水性時其接觸角度會大於 90 度，如圖1（b），而若表面是親水性時則角度會低於90度，如圖1（a）。實驗出來的結果圖，可以參考圖2（a）及（b）的實驗結果。

然而接觸的表面並不完全是光滑的表面，因此Wenzel在1944年提出粗糙表面時的關係式（2）。

$$\cos \theta_r = f_1 \cos \theta_1 + f_2 \cos \theta_2 \quad (2)$$

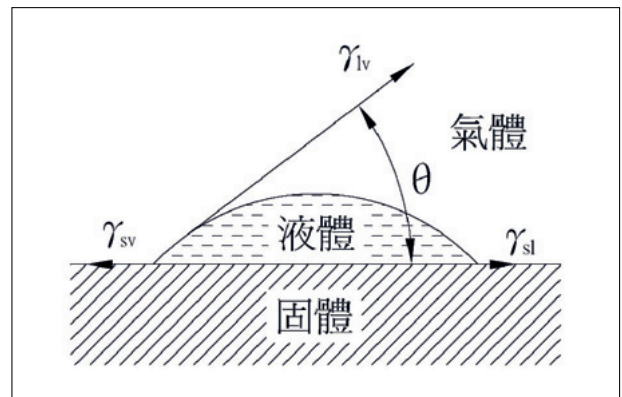
其中 θ_r 為粗糙表面下的接觸角度

f_1 為固體與液體介面佔總面積的比例

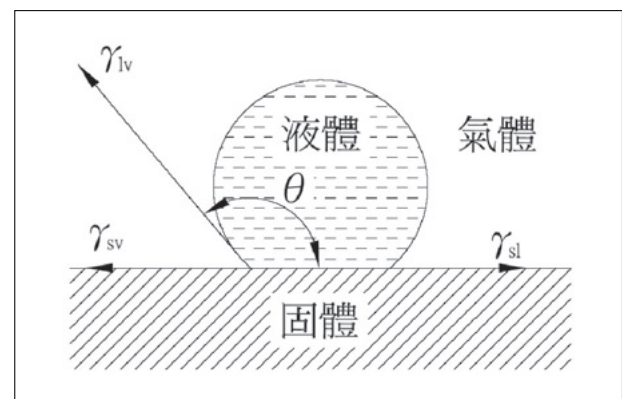
θ_1 為固體與液體之接觸角度

f_2 為液體與氣體介面佔總面積的比例

θ_2 為液體與氣體之接觸角度

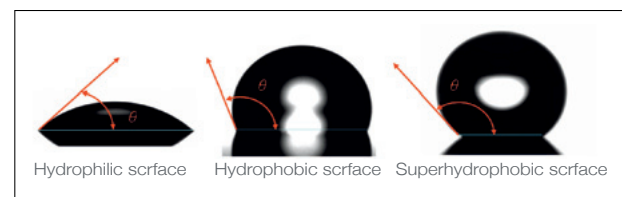


(a) 親水性表面



(b) 疏水性表面

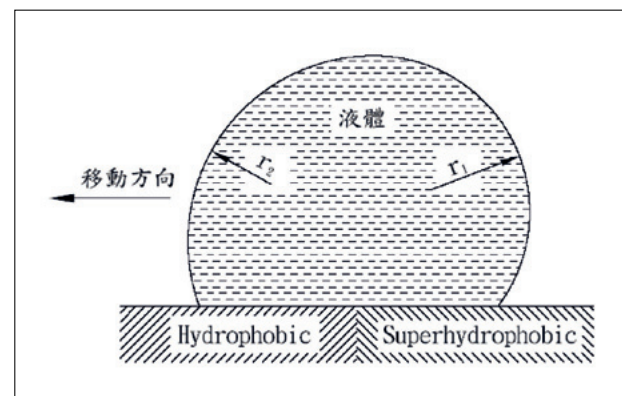
圖1 Young's 方程式的定義。



(a)

(b)

(c)



(d) 疏水性表面

圖2 不同表面時的液體特性。

根據此方程式得到的結果，可以得知當液體在疏水的表面時會使得接觸角度增加，如圖2 (c) 的超級疏水表面 superhydrophobic 結果。

$$\Delta P = \gamma_{LV} \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right) \quad (3)$$

其中 r_1 為 r_2 分別為在不同面上的曲率半徑

然而驅使液動的移動的原理為 Laplace-Young 方程式 (3)。當液體在不同的界面時會有不同的接觸角度，相對來說，其液體的半徑也相對不同，因此根據 Laplace-Young 方程式 (3) 可以得知，會產生一壓力差 ΔP 來驅使液珠

移動，如圖2 (d) 所示。

所以當液珠放置於兩不同表面張力能之界面時，將直接改變到液珠內部的曲率，進而產生一個不平衡的壓力差，驅使液珠移動。利用此設計原理，將數區具有不同之表面張力能的微奈米結構設計於同一晶片表面時，使其表面產生一表面張力能的梯度 (gradient) 變化，液珠將可在無加任何動力源的條件下做自我移動 (self-transportation)、自我定位 (self-position)、自我混合 (self-mixing) 及自我對準 (self-alignment) 等動作，上述的操控技術項目，仍是目前微流體技術中不易完成的項目，但是利用此技術可以輕易的完成。

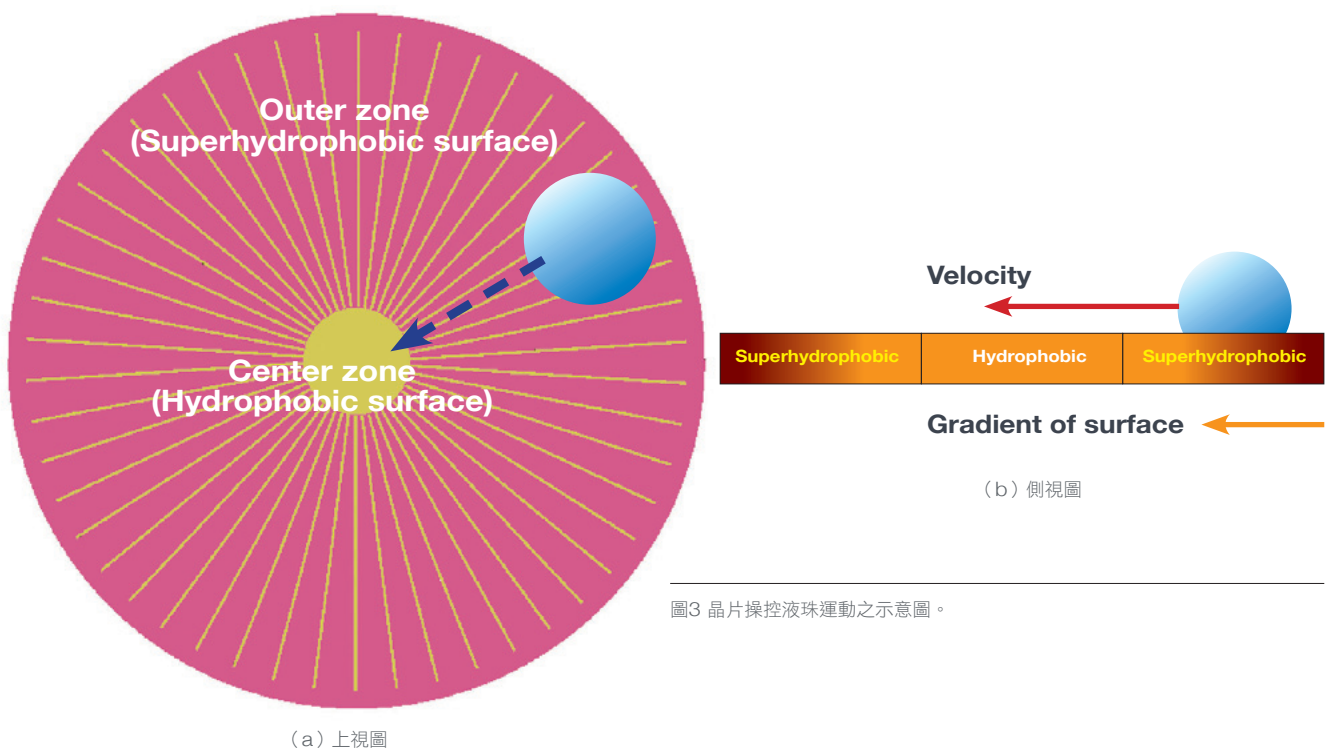


圖3 晶片操控液珠運動之示意圖。

圖3為液珠操控晶片操控液珠的示意圖，利用放射狀的結構來產生表面能的梯度變化，驅使液珠由最外圍區域（outer zone）的超級疏水表面（super hydrophobic surface），進而往中間區域（center zone）的疏水表面（hydrophobic surface）移動。根據Laplace-Young 方程式中可以得知，此壓力差會使得液珠產生一速度，進而往中心點移動。

當生物檢測晶片設計為圓形放射狀的結構時，更具有下述之優點：一、由於有自我對準及定位之功能，因此不需精確定位的儀器系統，即可將液珠傳送至檢測區檢測。二、可在不加任何動力源的條件下，使液珠自發性地產生一移動速度，

到達檢測區停止並相互碰撞，使生物試劑完成混合程序。三、由於生物液珠都會在檢測區停滯，因此當生物試劑開始反應的同時，其訊號也被即時的監測。

由於此晶片之表面是漸變的微奈米結構，因此其接觸角度是隨著外圍往中心變化。在高速攝影機的拍攝之下，可以清楚的看出液珠在移動時的角度差異，如圖4所示，而圖5是實際分析出來的結果。

在上述的優點當中，微流體混合（mixing）是一個容易達成的程序。一般來說要在微流體的尺度中達到混合的效果並不容易，因為流體中的

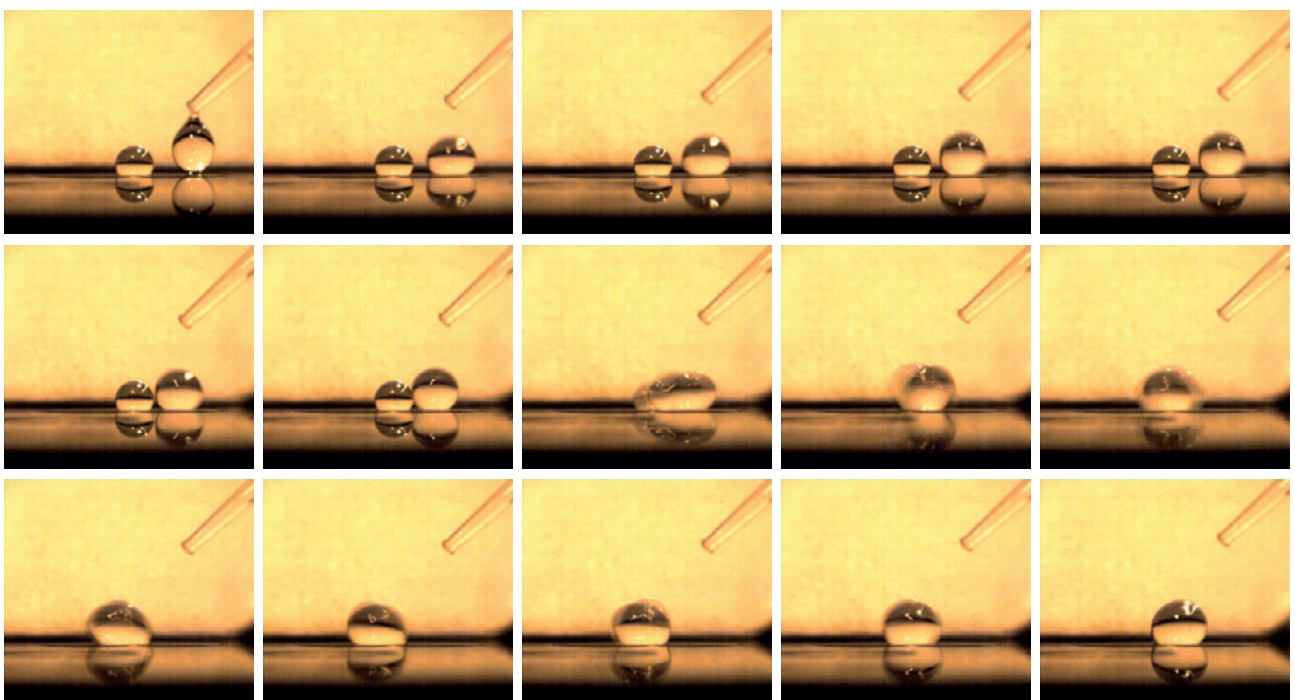


圖4 高速攝影機所拍攝的結果。

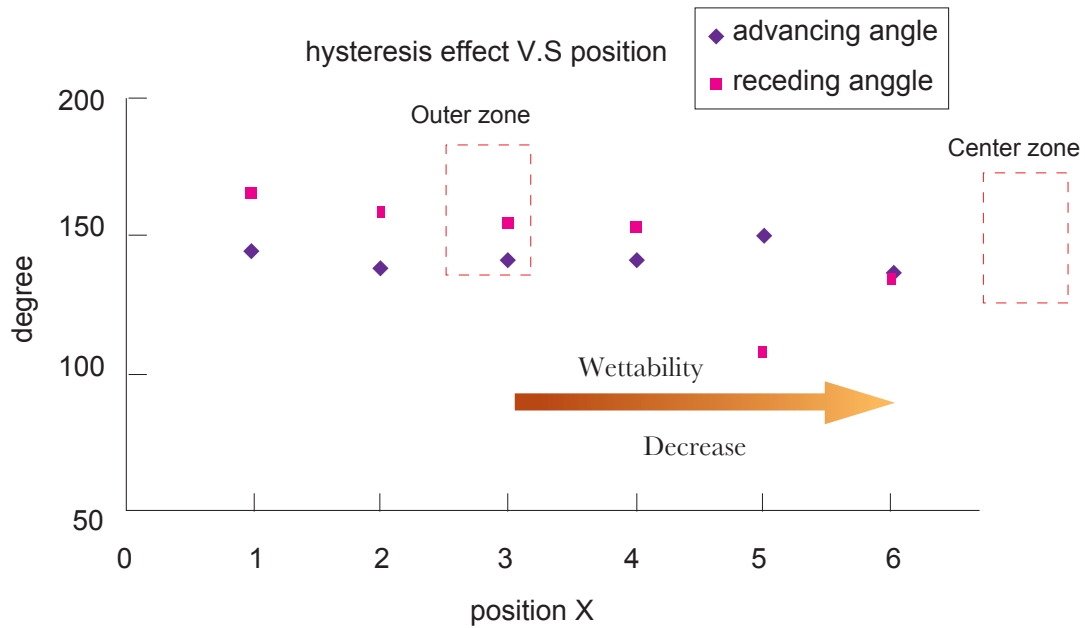


圖5 分析出來的結果。

物理量，雷諾數是慣性力及黏滯力的比值。當雷諾數大時，慣性力是主要的力量，所以容易達到混合的效果，但是在微尺度中，幾乎是低雷諾數的條件，因此會變得很不容易混合。但是利用微奈米結構所提供給液珠的速度，可讓液體相互碰撞，使其混合效率增加。圖6則是兩種液體利用液珠操控晶片所完成的混合程序。

以液珠晶片為基礎的條件下，配合光吸收的方式完成一個前所未見的新穎檢測儀器。根據比爾蘭伯特定律（Beer-Lambert law）；

$$A = \log \frac{I_0}{I} = \varepsilon \cdot b \cdot c \quad (4)$$

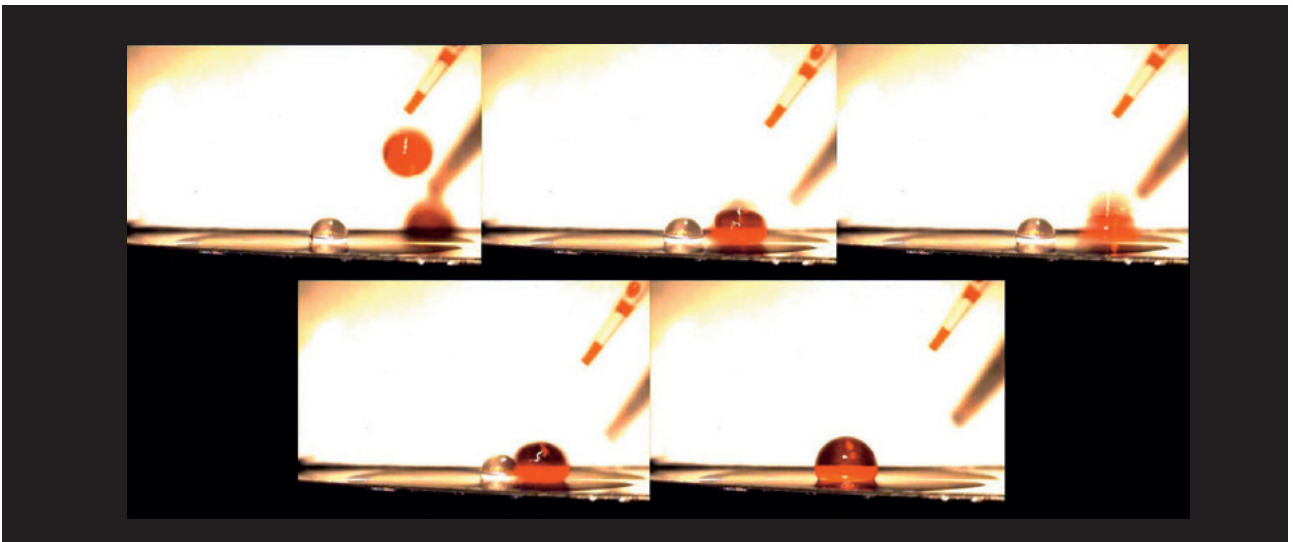


圖6 高速攝影機所拍攝之液珠混合圖。

式(4)中， A 為吸收度， I_0 為入射光 (incident light) 強度， I 為透射光 (transmitted light) 強度， ϵ 為消光係數 (extinction coefficient)，或莫耳吸收度 (molar absorptivity)， b 為光路徑長度 (light path)，通常以公分 (cm) 為單位， c 為待測樣品的莫耳濃度 (molar concentration)，由此可知，吸收度與物質濃度成正比。

利用液珠的自我精確定位之功能，放置於已設定好的儀器系統之下，如圖7的系統架構，此系統包括LED光源、液珠晶片及感測器 (photodiode) 三個主要架構。圖8則是實際測試條件下所拍攝的圖片。

由於是利用液珠本身作為檢測的對象，而液珠表面將形成一個類似透鏡，光線將被聚焦，因

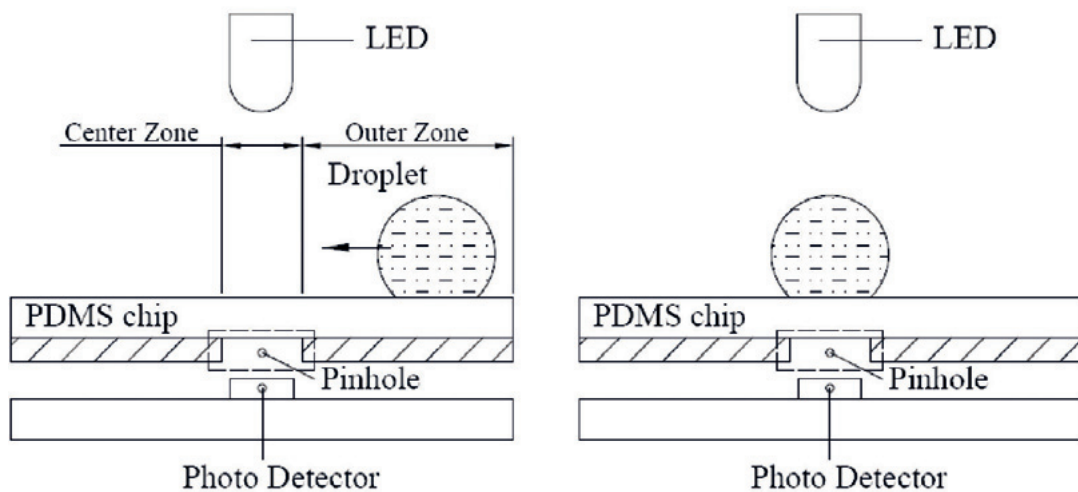


圖7 系統架構。

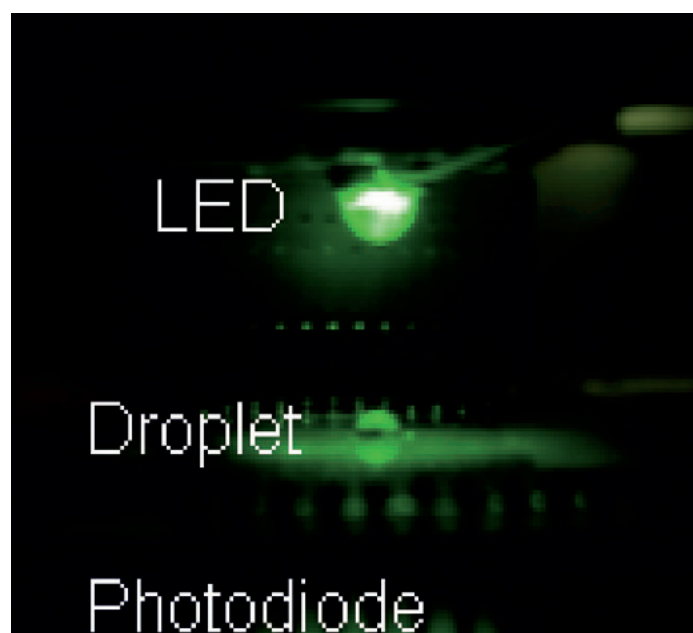


圖8 檢測裝置。

此自我聚焦也是其特性之一，由圖9可以得知，利用液珠在進行檢測時，由於形成一個透鏡的樣子，因此訊號強度會被增強，使得在微型化的儀器中更具優勢。

圖10為此技術所發展出一項重要的檢測儀器，大致上包含了下列幾個關鍵項目：生物試劑（bio reagent）、晶片製作（chip fabrication）、光源（light source）、檢測（detection）及訊號輸出（reader），及最後的機構設計組裝（assembly）。目前可完全掌控此關鍵技術，大致上的說明如下。

機構設計組裝

在完成了上述的工作之後，組裝將是一個最後且重要的工作，因為要將所有的元件組合於一個機構中。圖11系統組裝的概念雛形，而圖12則是將所有元件整合於一系統中的最後完成圖。

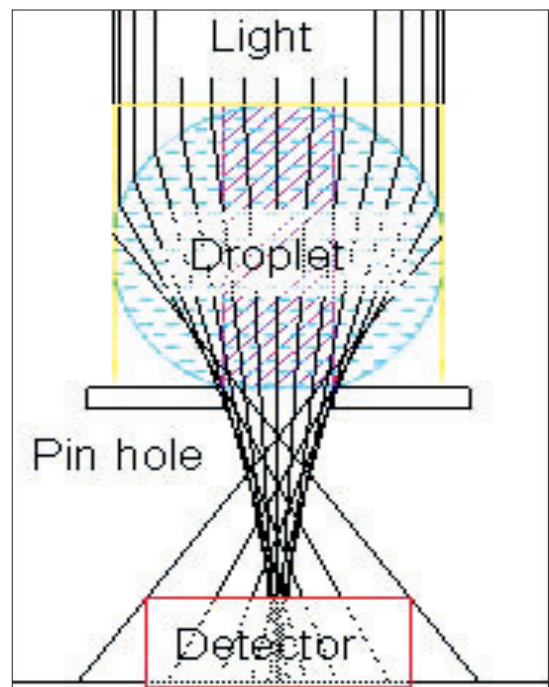


圖9 液珠檢測示意圖。

微型生醫實驗室晶片的快速發展已蔚為趨勢，未來的微流體晶片亦將提供生醫檢驗更精準、快速、便利的平台選擇。液珠式晶片與數位微流體式晶片是實驗室晶片邁入實

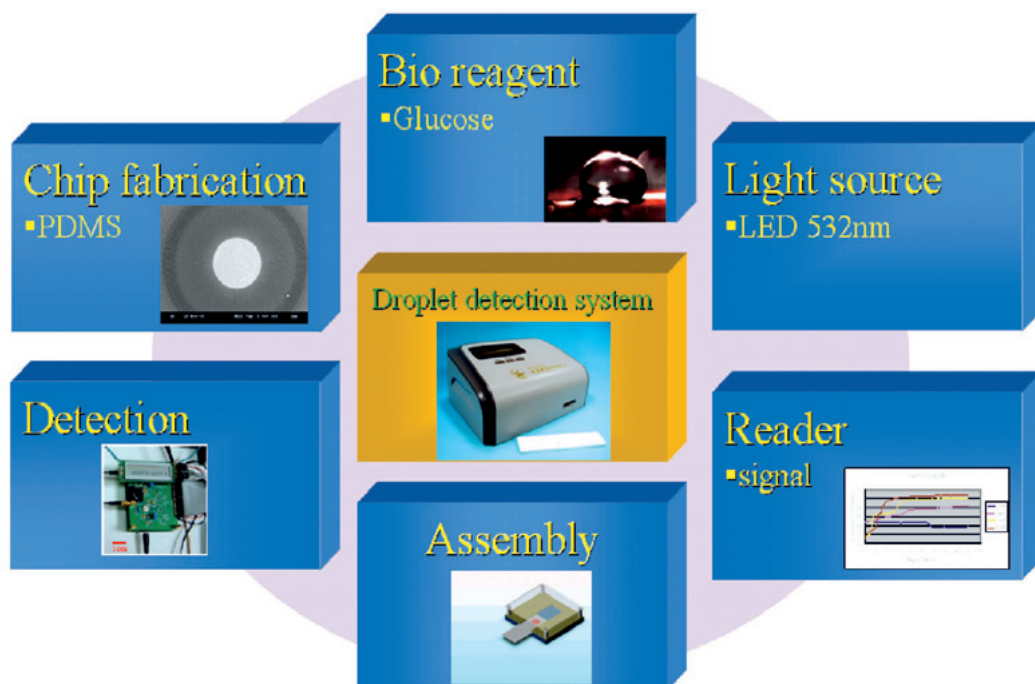


圖10 液珠式生醫檢測儀。

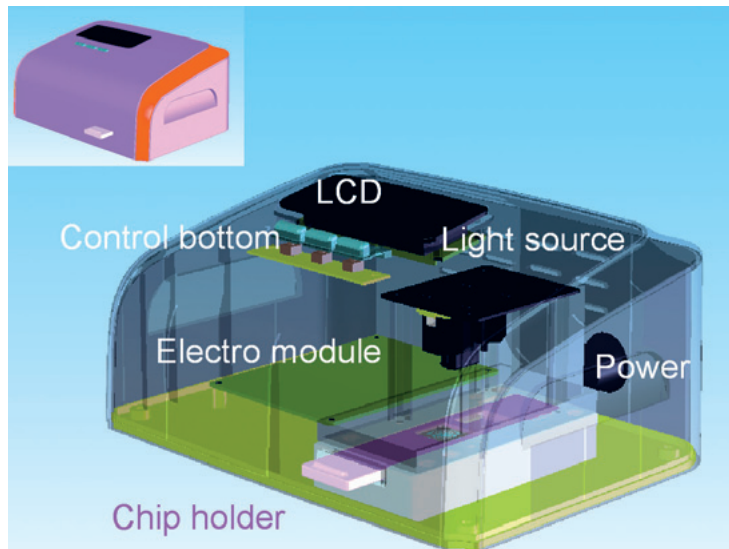


圖11 儀器系統之內部概略架構。

用化的重要里程碑，儀器科技研究中心結合學界能量投入此領域研究多年，已獲得國內外多項相關專利，目前正以相關技術研發應用於生醫、食品、化粧品及水質等不同檢測領域的各型檢測儀器，預料未來將開發出更多相關之技術與儀器，為我國儀器自製能力再添新力。

參考資料

1. 陳順源，游智勝，胡恆蒼，胡一君，科儀新知，28（4），50（2007）。
2. 游智勝，精儀中心簡訊，67，10（2005）。
3. <http://www.itrc.org.tw/Bulletin/News/nanosphere.php>
4. C. S. Yu, M. Y. Lin, Y. C. Hu, T. L. Fu, and H. Y. Chou, Proceedings of IEEE Sensors 2004 Conference, Vienna, Austria, 1026（2004）。



圖12 液珠式生醫檢測平台。

以微流體晶片製備 均一微米粒子之技術

文/圖 林永昇、徐名瑩 儀器科技研究中心
黃耿祥 成功大學、楊智惠 義守大學

微流體晶片

微流體已發展二十多年^[1]，近年來在ISI-Web of Knowledge 資料庫中，關於「微流體」研究報導文章之數目有大幅增加趨勢^[2]。微流體應用上最大之特色是能以少量之樣品及較短之時間，取代傳統實驗室裡所做的事情，優點是可節省人力，進而降低人為操作上之誤差。液滴式微流體 (droplet-based microfluidics)，或稱數位式微流體 (digital microfluidics)，是微流體研究熱門領域之一，其重點在研究獨立分離之液滴。科學家在執行大量數目之平行實驗時，連續式微流體 (continuous-flow based microfluidics) 會遭遇系統放大 (scaling up) 之問題。然而液滴式微流體系統能在不增加系統尺寸下克服此問題，只要增加液滴數目即可。液滴式微流體具有能精準控制微量液滴體積、高再現性及穩定性等優點，因此近年來液滴式微流體蓬勃發展！舉凡藥物傳輸、居家診斷晶片、化學反應器及影像顯示器，甚至具有簡單布林邏輯功能朝向微流體電腦晶片等研究，皆可見其足跡，應用方向極為廣泛^[1-3]。

微米粒子製備技術

傳統上常見製備微米粒子的方法有乳化法、相分離法及噴霧乾燥法等。這些方法所製備微粒過程因環境條件不一，易造成廣粒徑分布及性質不均一之缺點。近來有多位學者以液滴式微流

體晶片來製備尺寸及性質均一之微粒，但眾所周知的缺點是在液/液乳化成球過程中，子液滴 (satellite droplet) 常伴隨母液滴 (parent droplet) 而生成。因此需有一分離機構來分離這些不要的子液滴。由文獻回顧可知，以電、光、磁或機械式等主動分離 (active sorting) 之方法，因需額外添加此具分離功能之機件而使系統複雜，不利系統微小化，也不具成本優勢。相反的，以重力或常見之 Y 型或迴圈結構等被動分離 (passive sorting) 之方法，則有分離效果不佳之缺點^[4]。鑑於上述缺點，我們設計了一雙 T 型且含漸闊之微流體晶片結構來分離母子液滴，用以製備均一微米粒子。

雙T型且含漸闊微流體晶片

本微流體晶片之材質為聚甲基丙烯酸甲酯 (polymethylmethacrylate, PMMA)，我們利用雷射加工技術製成同側雙T型且含漸闊設計之微流道晶片，此晶片結構如圖1所示。第一個T型結構之功能在於以液/液乳化作用形成液滴，而第二個T型結構之功能在於分離不要之液滴，讓主流道收集之液滴能完全排除子液滴，進而達到液滴之均一性。此外，雙T結構中間之流道需搭配漸闊之設計如圖2所示，用以增加子液滴與母液滴間之距離，確保在第二個T型結構處之分離效果，同時可避免子液滴與母液滴追撞而團聚之機會。

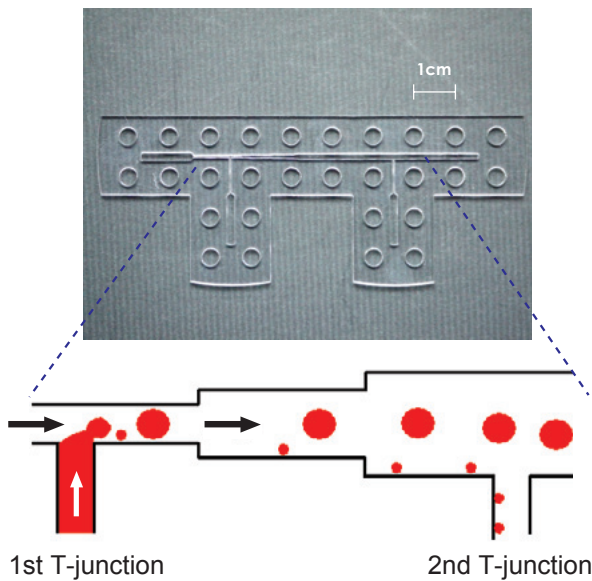


圖1 雙 T 型且含漸闊微流體晶片，第一個 T 型結構處以液/液乳化作用形成液滴，第二個 T 型結構處可分離子液滴與母液滴。

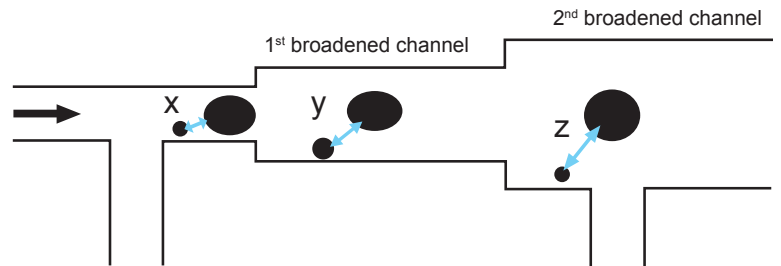


圖2 雙 T 結構間之漸闊通道設計，可增加子液滴與母液滴間之距離 ($z > y > x$)。

我們以CFD-ACE+ (ESI CFD, Huntsville, USA) 軟體模擬此微流體晶片在第二個T型結構處附近之流場，如圖3所示。由於在第一個T型結構處產生子液滴之位置，極靠近主流道之管壁，其流線完全指向側流道。因此，子液滴在第二個T型結構處即可很順利地流向側流道，不會移向主流道方向。母液滴所處位置則位於主流道之中央，但經第二個T型結構改變流場後，流線稍微往下移，離側流道越近的其下移量越大。因此，母液滴受此流場作用後，其移動方向會往下偏移一

些，但還是沿主流道前進，不會掉進側流道。圖4乃簡單示意圖，說明第二個T型結構處，子液滴與母液滴分別往側流道與主流道移動之情形。

應用於均一幾丁聚醣微粒之製備

我們將此微流晶片應用於幾丁聚醣 (chitosan, 又名甲聚醣) 微粒之製備。由第一個T型結構之側流道注入分散相 (1% 幾丁聚醣溶於1% 醋酸溶液)，主流道則是注入含1% span 80之葵花子油當連續相，span80為此乳化系

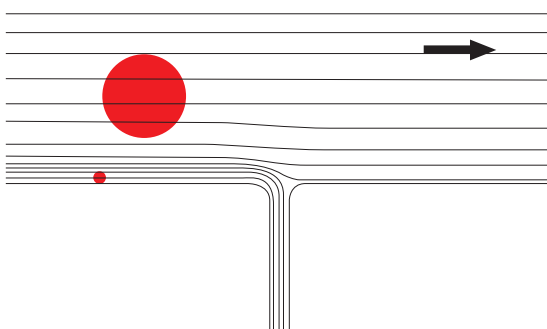


圖3 第二個 T 型結構處之流場分布及子液滴與母液滴之位置。



圖4 子液滴與母液滴於第二個 T 型結構處之分離現象。

統之界面活性劑，可穩定分散相之液滴。在第一個T型結構處，連續相流動時之剪切力可將分散相斷裂成液滴型態。但常見斷裂不完全之情形，所以母液滴之後還會伴隨子液滴之產生。生成液滴之大小會受連續相與分散相流速之影響。為了收集側流道與主流道之液滴，我們各在側流道與主流道之出口處放置收集槽，其內裝有三聚磷酸（tripolyphosphate, TPP）溶液，目的是利用三聚磷酸根帶負電及幾丁聚醣帶正電之特性，以離子鍵之方式來交聯幾丁聚醣液滴，使其固化，最後形成固體微粒。因此，最後收集槽所收集之子液滴與母液滴，其組成成分為三聚磷酸-幾丁聚醣（TPP-chitosan），但幾丁聚醣液滴在交聯固化前後之粒徑變化不大。

圖5是光學顯微鏡下所觀察之母液滴與子液滴。

由圖5 (a) 及5 (b) 可知，主流道收集之母液滴其均一性極佳，液滴彼此間差異不大。然而圖5 (c) 及5 (d) 由側流道所收集之子液滴，其彼此間之粒徑差異就比較大。原因是在子液滴成型時，流體剪力是一極端不穩定（Rayleigh instability）之狀態。每次子液滴從母液滴斷裂所得之尺寸及數目都不一定，因此造成子液滴彼此間之差異。圖6乃母液滴與子液滴之尺寸統計分析結果，此結果與圖5相呼應，母液滴之窄粒徑分布說明其具極佳之均一性，然子液滴之廣粒徑分布則是反應了子液滴斷裂成型時之不穩定性。

圖7整理探討液滴尺寸大小由受連續相與分散相流速之影響。此處實驗之連續相流速為 0.15–0.30 mL/min，而分散相流速為 0.002–0.007 mL/min。在子液滴方面，其尺寸隨連續相與分

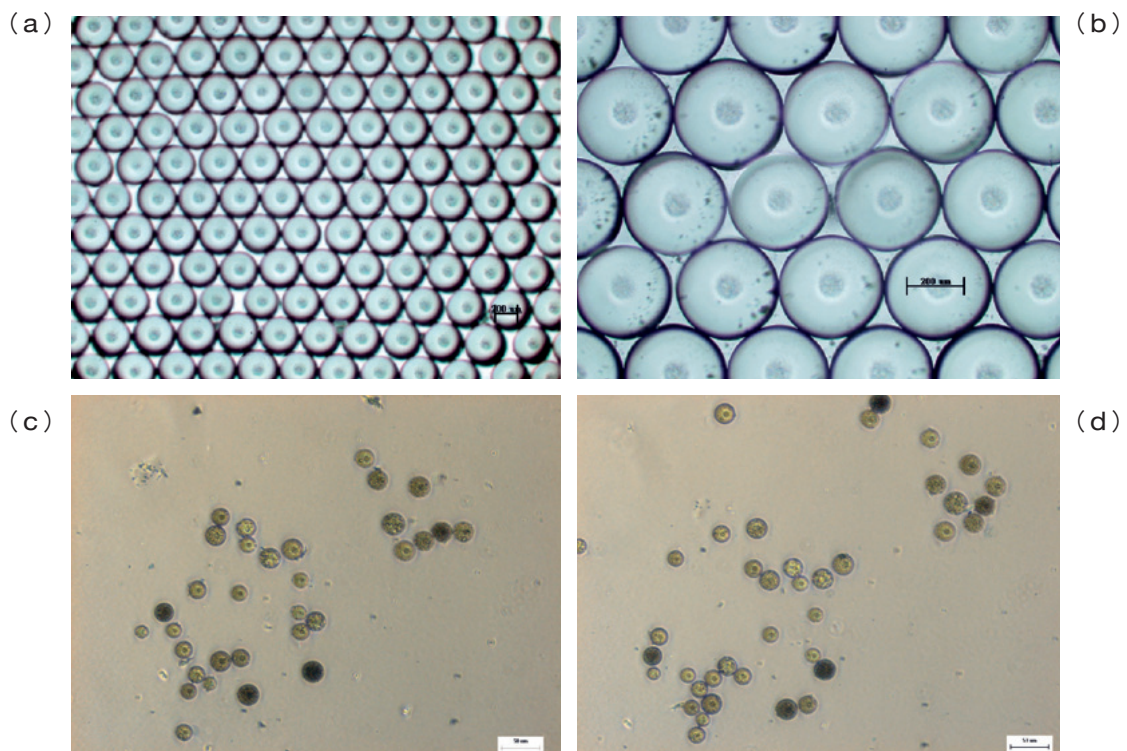


圖5 主流道與側流道所收集之母液滴 (a、b) 與子液滴 (c、d) 光學影像圖。

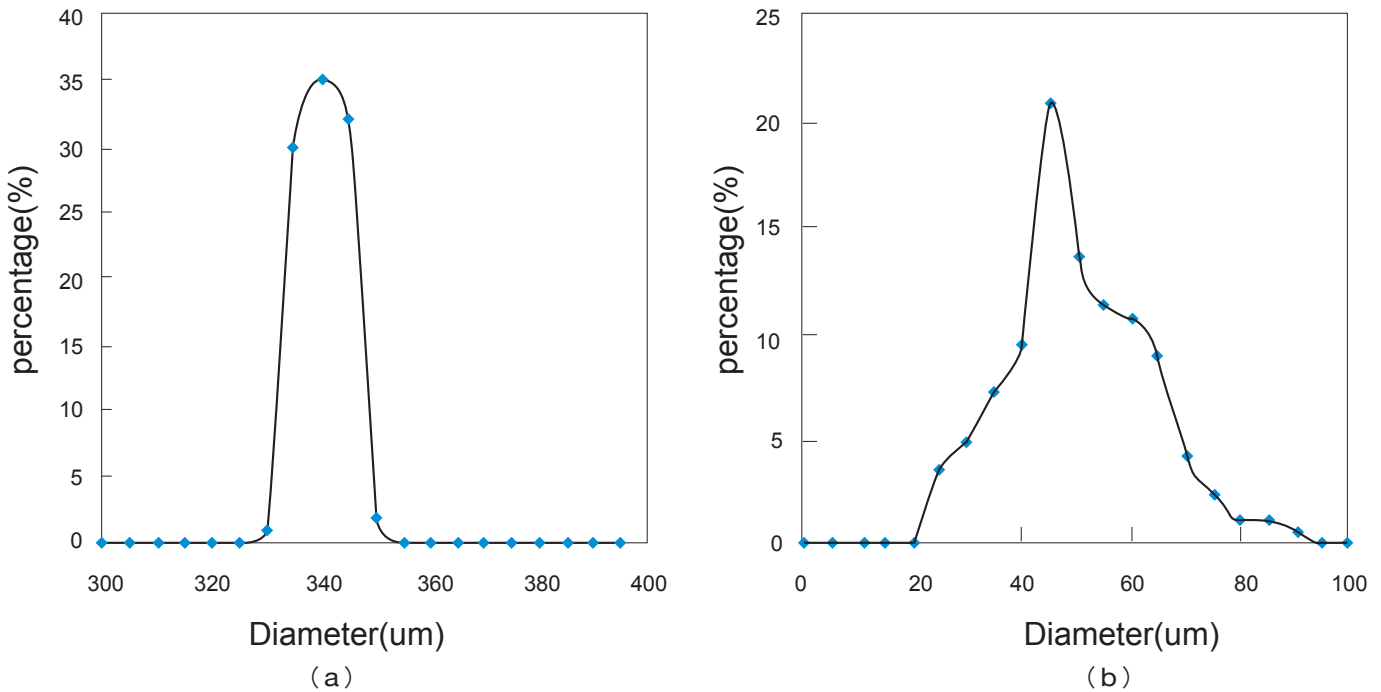


圖6 主流道與側流道所收集之母液滴 (a) 與子液滴 (b) 粒徑分布圖。

散相速度改變之變化並無顯著趨勢，原因是子液滴之成型是一極端不穩定之狀態，因此無尺寸變化之趨勢。在母液滴方面，其尺寸隨兩相流速之變化就顯得有規律。母液滴粒徑隨連續相流速增加而減少，其原因乃在較高之連續相流速時會擁有較大之剪切力，較容易切斷分散相而形成一顆顆之液滴，因此液滴尺寸會較小。在分散相流速則是相反之效應，母液滴粒徑隨分散相流速增加而增加。原因在於相同液滴成型機制條件下，液滴之體積與分散相流速及液滴成型時間成正比，流速越快或液滴成型時間越久，皆會造成較大之液滴尺寸，但此現象只會發生於較低分散相流速之環境條件。液滴成型之體積尺寸研究已是一門傳統研究，理論預測也發展很成熟，本實驗母液滴尺寸隨連續相與分散相速度改變之變化趨勢與

文獻之預測相符合^[5]。

比較圖7 (a) 及7 (b) 兩圖可知，子液滴尺寸標準誤差 (standard deviation) 遠大於母液滴，此反映了子液滴尺寸之極端不均一。然母液滴之尺寸標準誤差相當小，亦即說明了母液滴之尺寸均一性。在圖7中24組實驗連續相與分散相流速搭配中，其最大相對標準誤差 (relative standard deviation) 只有 1.57%，符合文獻上對均一尺寸微粒需小於10% 之要求^[6]。圖7之尺寸統計數字再次呼應圖5與圖6之結果，三個圖之內容皆反映了子液滴之不均一，而母液滴是相當均一的實驗結果，也說明了本微流體晶片製備均一微粒之優越性^[7]。

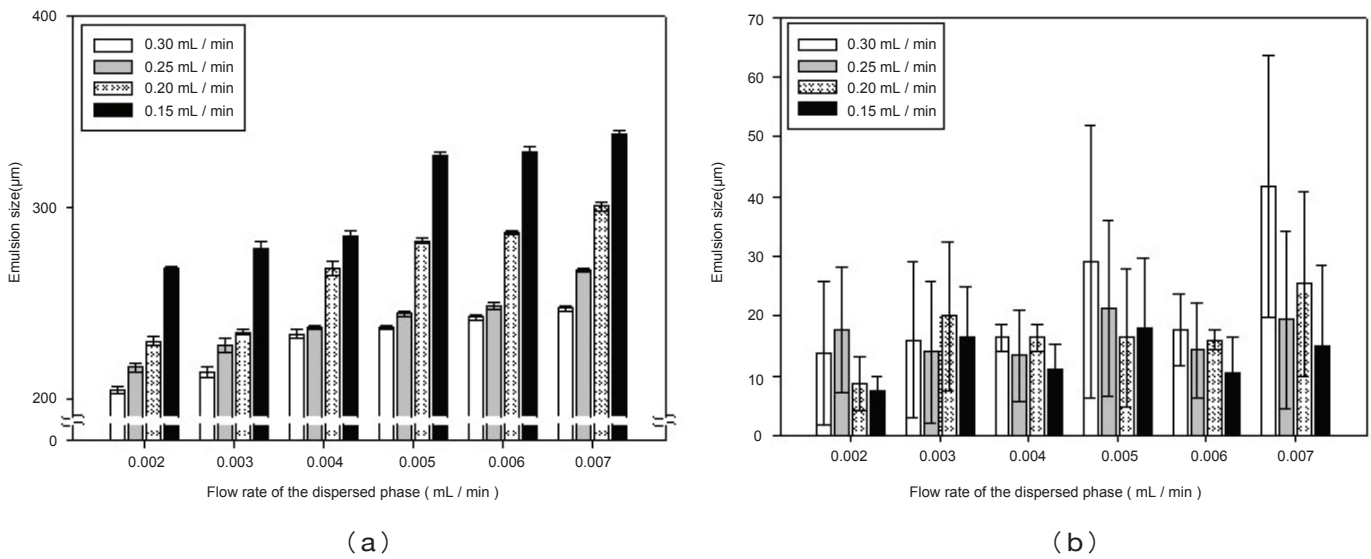


圖7 連續相與分散相流速對母液滴 (a) 與子液滴 (b) 尺寸大小之影響。

結論

本實驗應用雷射加工技術製成同側雙T型且含漸闊設計之微流道晶片，並藉由油水兩相不溶之特性，使雙T型前端產生流體力學的鞘流現象，進而製成均一的微乳化母球與伴隨而生的微乳化石子球。另外利用雙T型後端使微乳化母球與微乳化石子球在流道內產生分離，進而達到收集粒徑均一之微乳化母球。微乳化石子球產品之均一特性，可應用於臨床藥物控制釋放劑型設計。

參考資料

1. S.-Y. Teh, R. Lin, L.-H. Hung, and A. P. Lee, Lab on a Chip, 8, 198 (2008).
2. P. Abgrall and A.-M. Gue, Journal of Micromechanics and Microengineering, 17, R15 (2007).
3. (a) M. J. Fuerstman, P. Garstecki, and G. M. Whitesides, Science, 315, 828 (2007); (b) M. Prakash and N. Gershenfeld, Science, 315, 832 (2007); (c) L. F. Cheow, L. Yobas, and D.-L. Kwong, Applied Physics Letters, 90, 054107 (2007).
4. Y.-C. Tan, J. S. Fisher, A. I. Lee, V. Cristini, and A. P. Lee, Lab on a Chip, 4, 292 (2004).
5. (a) G. F. Scheele and B. J. Meister, AIChE Journal, 14, 9 (1968); (b) J. A. Izzard, AIChE Journal, 18, 634 (1972).
6. (a) S. Inukai, T. Tanma, S. Orihara, and M. Konno, Chemical Engineering Research and Design, 79, 901 (2001); (b) S. Gu, T. Mogi, and M. Konno, Journal of Colloid and Interface Science, 207, 113 (1998); (c) Y. Hong and F. Wang, Microfluidics and Nanofluidics, 3, 341 (2007).
7. C.-H. Yang, Y.-S. Lin, K.-S. Huang, Y.-C. Huang, E.-C. Wang, J.-Y. Jhong, and C.-Y. Kuo, Lab on a Chip, 9, 145 (2009).

神經細胞分化導引晶片 技術發展

文/圖 盧彥蓓、楊肇嘉、林明瑜、何符漢 儀器科技研究中心

摘要

本研究之目的在於發展出神經方向性導引晶片，同時探討分化良好之神經細胞跨越溝槽的能力，希望能應用於神經系統之修復，並期待能進一步解決將來植入晶片與人體原有神經組織介面形成有效連結的問題。研究中利用微米壓印技術，製成具微米溝槽及凸起結構的 Polydimethylsiloxane (PDMS) 高分子特殊晶片，再以氧電漿及生物分子固定方法形成自我組裝膜，改變材料表面特性以提供神經細胞長期生長導引之環境。此技術與傳統的光顯影或熱壓方法不同，能改善晶片製作效率、簡化繁瑣製程及降低製造成本。實驗選用癌化神經細胞株 PC12，培養於含有神經生長因子之微結構上，以螢光染色方法，觀察細胞生長情形。由其結果發現，PDMS 上不同的溝槽尺寸會影響神經細胞之生長，若 PC12 細胞生長在溝槽間距 $10\ \mu\text{m}$ 以下之結構上，神經軸突仍可越過溝槽結構生長，且會趨向另一神經元形成極化式之生長。但若細胞生長在溝槽間距大於 $10\ \mu\text{m}$ 以上之結構，其生長受限制及導引。此觀察結果同時認為神經細胞能在 $10\ \mu\text{m}$ 的交界處自然的形成神經網路，希望此結果對於受損神經再生所製作的多功能性生物晶片研究有所幫助^[3, 4]。

前言

神經系統乃是人體重要之調節機構，使身體

能夠因應外在環境的變化而產生適當的生理反應，也因而擁有思考、記憶以及情緒之能力。人體中樞神經系統之主要基本處理單元為神經細胞，藉由神經細胞間彼此相互連結之複雜神經網路，經一連串訊息傳導等作用，能夠快速傳遞各種訊息。神經細胞之基本構造，可分為細胞本體 (soma) 與突起 (neurite)。而突起又分為負責接收訊息至神經細胞的樹突 (dendrite) 和負責將訊息傳遞出去的軸突 (axon)。兩神經細胞交界面彼此藉由電訊號及化學分子傳遞於突觸 (synapse) (圖1) 以形成功能性神經網路^[1]。在神經受傷時，造成神經網路間的訊息傳遞中斷，此時人體內將自動進行神經網路修復之功能，然而不同系統的神經網路修復與重建的方式有所差異。中樞系統之神經細胞本體可藉由增加突觸間連結來重新建立神經網路。周邊系統之神經細胞除了增加突觸間連繫外，尚可藉由周邊神經纖維再生，將神經軸突導引至中斷的神經網路，以恢復並產生有效之傳遞系統。然而倘若神經網路破壞區域過大，有效且具方向性的神經導引至受傷區域變得極為重要，因此相關研究人員嘗試發展多功能性生物晶片，應用至植入人體受損的神經網路區，並藉由晶片特殊方向性來導引正常神經細胞至受損處生長並修補^[2]。

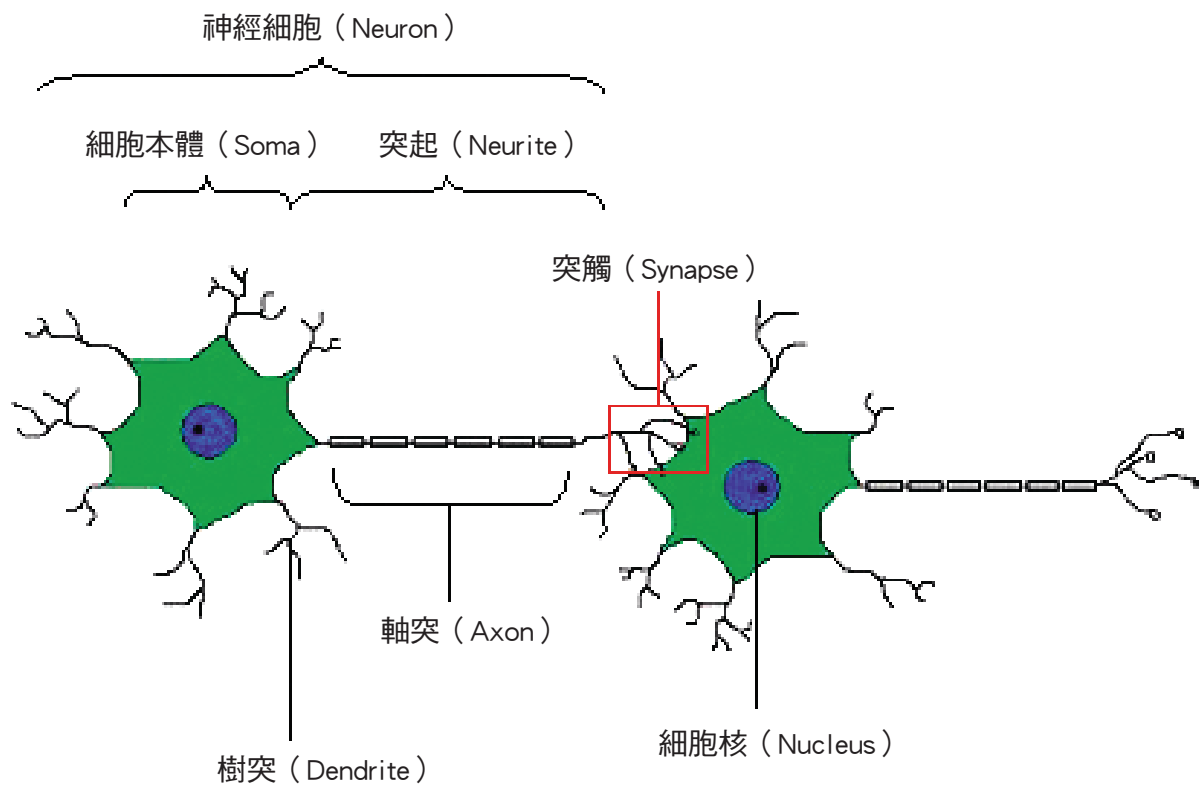


圖1 神經細胞構造圖。

神經細胞分化導引晶片介紹

近年來導引細胞運動被認為是組織工程學中的關鍵議題，晶片上基板的微結構，其幾何特徵、尺寸及距離，能控制培養細胞的移動、位向、生長與分化^[5]。儀科中心所發展之神經細胞分化導引晶片，乃藉由可重複大量製作的高分子生物晶片上之微結構方向性來導引神經細胞，試圖影響分化神經細胞的行為，並藉由觀察神經細胞於不同尺寸的微米結構生長、分化與邊界的現象，來評估神經細胞可以跨越何種溝槽尺寸之生長能力，連接植入生物晶片與現有神經組織之間的間距，以解決未來植入晶片與現有神經組織形成有效性神經網路界面的連結問題。

PC12 細胞培養及細胞固定

嗜鉻性神經細胞瘤細胞株 (pheochromocytoma cells, PC12) 為1976年Greene與Tischler由大白鼠腎上腺髓質嗜鉻細胞瘤 (rat adrenal pheochromocytoma) 選殖出的單株細胞株，與交感神經細胞 (sympathetic neuro) 同源，於胚胎發育過程中，皆由外胚層 (ectoderm) 細胞所分化而來。以神經成長因子 (nerve growth factor, NGF) 處理可造成細胞分化，PC12細胞因而可表現出成熟交感神經細胞特性，稱之為 differentiated PC12細胞；而不以 NGF 處理之未分化細胞，則稱為naïvePC12細胞。在加入NGF於naïvePC12細胞一個星期後，會造成PC12細胞停止增生並轉而開始分化，宛如初級培養 (primary cell culture) 的

交感神經細胞，突起分枝伸展延伸，於突起的中、末端上，累積許多小液泡（vesicles），可合成並且儲存兒茶酚胺（catecholamine）類的神經傳導介質（neurotransmitters），例如多巴胺（dopamine）及正腎上腺素（norepinephrine）^[6]。故PC12細胞是一種常用來研究神經分化行為的細胞株，同時具備癌細胞適合在實驗室持續生長之特性，又具備未分化神經細胞之特性，經由NGF刺激即可進一步分化成神經細胞，分化出樹突、軸突並與鄰近細胞形成突觸及神經網路的能力，可作為神經細胞之增生、分化及存活等的研究模式。

本研究所用PC12細胞源自台灣食品工業發展研究所（ATCC），將儲存在93% culture medium及7%DMSO培養液之冷凍細胞回溫至37°C後做消毒的動作，移至無菌環境下，加入至10mL已回溫之培養液（85% RPMI 1640 medium，10% heat-inactivated horse serum，5% fetal bovine serum及1% antibiotic）。將PC12培養於37°C、5%CO₂之細胞培養器中24小時後，更換培養液，以避免

DMSO對細胞之傷害，之後每二到三日進行細胞繼代。未分化PC12細胞在加入神經生長因子 neuron growth factor（NGF，2.5S）50ng/mL後24小時，可刺激PC12細胞分化形成有效之軸突樹突網（neuritis）。

一般PC12細胞培養於polystyrene之塑膠盤，其神經細胞生長及分化不具方向性（圖2）。利用細胞螢光染色技術，以Alexa Fluor 488 phalloidin 螢光染劑可針對細胞骨架中微絲（microfilaments）構造染色，在螢光顯微鏡下觀察呈現綠色（圖3），另以Dapi染色法針對細胞核進行觀察。細胞染色過程中，為避免細胞骨架遭受破壞及變性，須以3.7% formaldehyde 固定PC12。染色方法為先以PBS沖洗細胞培養液，浸泡於3.7% formaldehyde solution 中10分鐘，再以PBS洗去殘存formaldehyde。接著細胞以0.1% TritonX100 solution 作用5分鐘，以PBS沖洗後再浸入1% BSA中約25分鐘。之後取出細胞並以134 nM Alexa Fluor 488 phalloidin螢光染劑中作用20分鐘，再以PBS沖洗去殘存染劑後即可於螢光顯微鏡下觀察細胞型

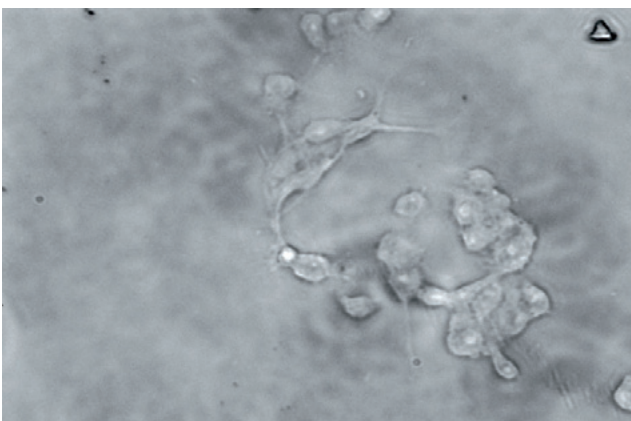


圖2 PC12 生長於一般細胞培養盤，不具方向性分化生長。

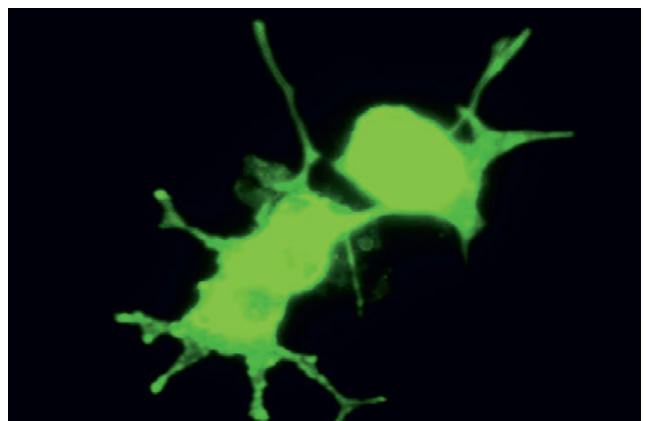


圖3 PC12 經神經生長因子刺激分化，以螢光染劑專一性染細胞骨架。

態及結構。細胞核染色步驟同上，而染劑部分改以 300 nM 之Dapi作用 4 分鐘。

PC12細胞屬於懸浮型細胞，因此無論是PDMS細胞導引晶片，或是塑膠細胞培養盤（polystyrene），表面都須經過特殊處理後，神經細胞才能貼附於表面及生長。本實驗中以 poly-D-lysine 進行表面處理，poly-D-lysine 是合成之細胞外基質（extra cellular matrix，ECM），具有大量的NH₃ group的胺基酸，在 pH7環境下，NH₃會靠靜電力附著在材料表面，並同時和細胞反應，因此可促進細胞之貼附、生長及分化。首先將晶片於UV燈下照射5小時以上，之後加入足夠之poly-D-lysine覆蓋於要固定的細胞表面5分鐘，吸出poly-D-lysine，風乾至少2小時即完成晶片滅菌與表面活化。

微米結構 PDMS 晶片製作

在微結構晶片製作方面，主要方法有熱壓法（hot embossing）以及光顯影蝕刻（photolithography）技術。然而熱壓法有高溫而產生熱膨脹的問題與對準的問題，光顯影蝕

刻之製程則較為繁複及昂貴，無論就效率及成本上都較無優勢。而PDMS微結構晶片，可塑性極高，能製造出細胞運送及分離之流道，或是各種不同的特殊微結構例如淺溝槽、柱與孔洞等，並能利用翻模的方法大量製作細胞晶片^[5]。本實驗使用 SYLGARD® 184 之 silicon elastomer，首先將 silicon elastomer 與其硬化劑以10：1之比例混合均勻，並抽真空將氣泡移除。接著將混合液倒至具有微結構的矽晶圓上，再抽真空直到氣泡完全移除為止，之後放入100°C烤箱1小時使其溶液固化，取出冷卻後，即可將其輕輕自矽晶圓上剝離。

PDMS屬於一聚矽氧烷類高分子聚合物，含有一連串的-O-S(CH₃)₂-長鏈，由於不具任何親水基，因此其表面為疏水性性質，不利於細胞附著生長。在經過氧電漿的處理後，PDMS結構表面轉為附有SiOH基團而變成親水性，可進一步接上 poly-D-lysine，而形成自我組裝膜（self-assembled monolayers，SAM），解決傳統疏水性高分子與生物細胞介面問題，成功使材料表面轉為親水性的結構，建構培養神經細胞於導

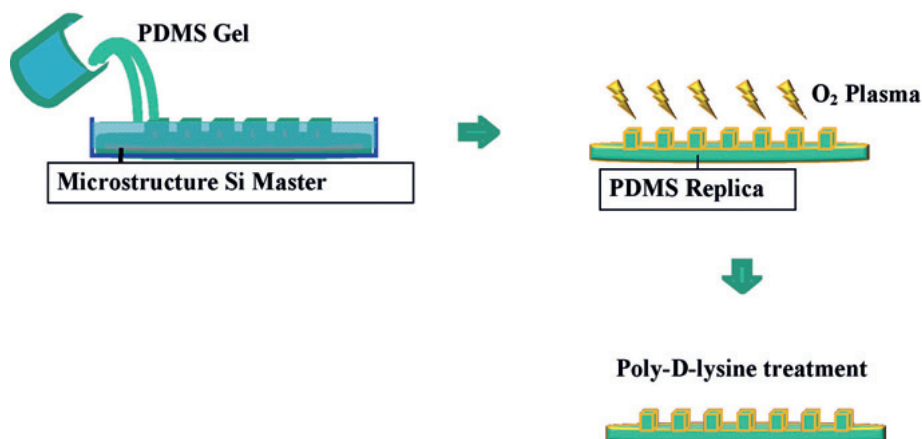


圖4 微結構晶片製備流程圖。

引晶片上之簡易的方法（圖4）。圖5為PDMS微結構之實體照，在晶片製作方面，利用PDMS所製作出的微結構模具，L和G分別代表其線距及線寬並記為 LXGX，而微米結構高度均為 $10\mu\text{m}$ （圖5）。此製程在低成本且製作快速的優勢下，仍可保有實驗所需之要求。

PC12 神經細胞於生物晶片生長之情形

將PC12細胞培養於具微結構、經生物分子表面處理的PDMS生物晶片上，培養24小時後，於培養皿中加入 50ng/mL NGF誘導神經細胞分化形成軸突樹突，並於Nikon TE2000螢光顯微鏡下觀察PC12細胞在PDMS微結構上之生長情形。當微結構線寬度各為 $15\mu\text{m}$ （L15G15）或者 $10\mu\text{m}$ （L15G10）時，線寬（G）和線距（L）差異不大，此時PC12細胞會受到結構之導引，限制細胞僅在結構凹處（溝槽）或凸出處（結構線）生長，即PC12會選擇性生長於位在同一平面之結構（圖6、圖7）。另一方面，當線寬（G）加大後，神經細胞則選擇於較大的平面生長（結構線），而對於較小的線距（L），則採取將軸突跨越溝槽的形式生長。由實驗結果發現，神經細胞可以輕易的跨越 $5-10\mu\text{m}$ 的線距（L）。由此觀察也許可以進一步推論線距若在 $10\mu\text{m}$ 以下，細胞將自然趨向鄰近細胞並形成突觸，此可進一步提供未來植入晶片與現有神經組織形成有效性神經網路介面連結的解決方法。此外，神經細胞軸突之生長方向性會朝向另一鄰近神經元本體趨近，形成極化生長之現象，其間是否涉及神經元間化學物質傳遞及相互訊息傳導作用，則必須要再進一步實驗證明。圖8為細胞生長在L5G40的微結構上，圖9為細胞生長在L10G40的微結構上，很明顯的PC12選擇在

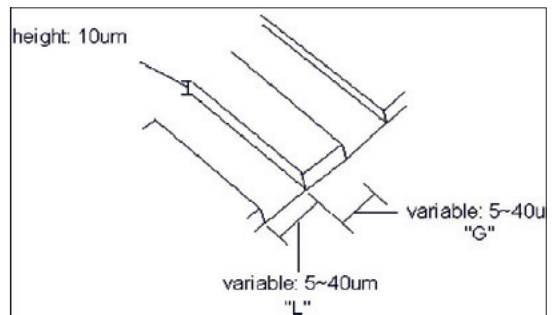
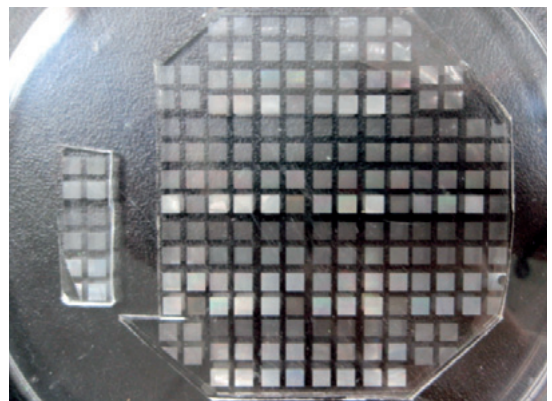


圖5 PDMS實體照及尺寸示意圖。

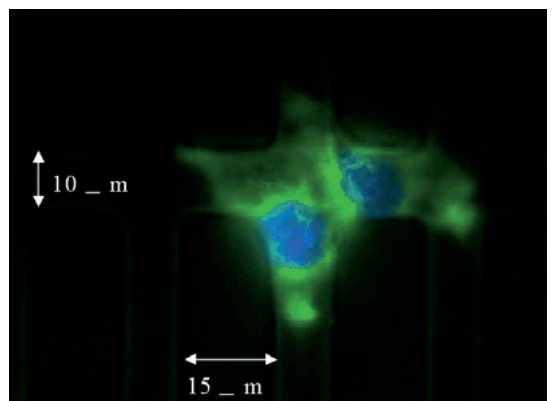


圖6 分化之神經細胞生長於線寬 $10\mu\text{m}$ 突出的微結構晶片上（L15G10），圖中藍色位置為細胞核，綠色為細胞骨架的微絲（microfilaments）染色。

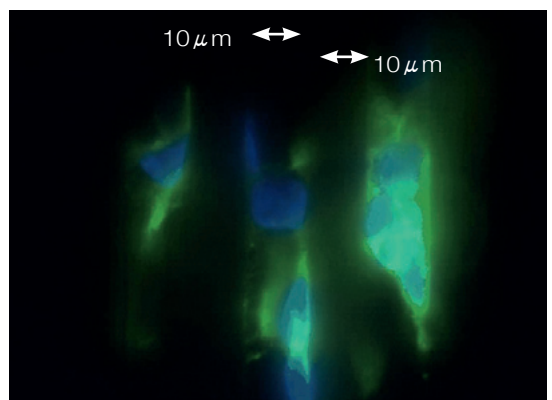


圖7 分化之神經細胞生長於線寬 $15\mu\text{m}$ 突出的微結構晶片上（L15G15），圖中藍色位置為細胞核，綠色為細胞骨架的微絲（microfilaments）染色。

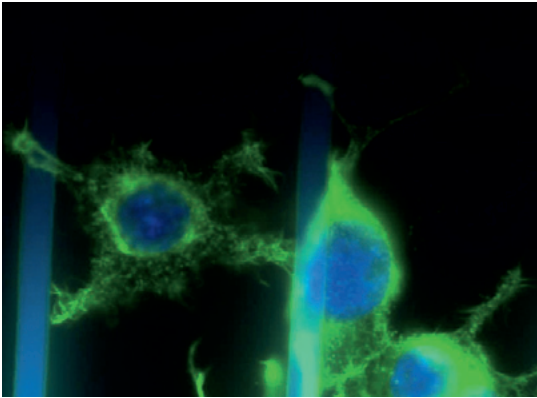


圖8 分化之神經細胞生長於40 μm 的微結構晶片上 (L5G40)，圖中藍色位置為細胞核，綠色為細胞骨架的微絲 (microfilaments) 染色。

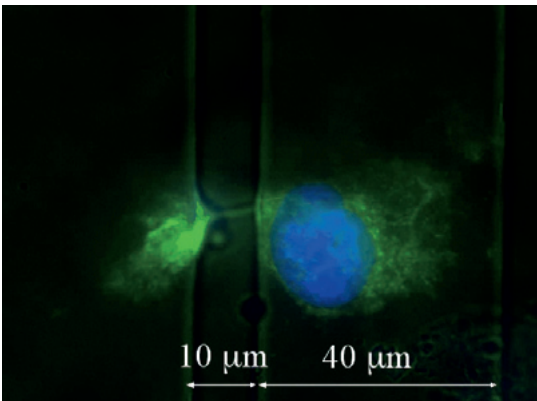


圖9 分化之神經細胞生長於40 μm 的微結構晶片上 (L10G40)，圖中藍色位置為細胞核，綠色為細胞骨架的微絲 (microfilaments) 染色。

較大的平面上生長，並會跨越較小的線距 (L)。

結論

本實驗利用微米壓印技術，並且結合氧電漿製程使PDMS模具轉為親水性，能提供一簡易、高效率及低成本的神經細胞導引晶片製程方法。螢光染色觀察結果顯示，PDMS上不同之尺寸微結構會影響PC12神經細胞生長及分化，本實驗採用之PC12細胞大小約5 μm ，分化的PC12細胞生長在溝槽間距為5 μm 、10 μm 之結構上時，軸突仍然可以越過溝槽結構生長，且會往另

一神經元方向極化式生長；在線寬 (G) 和線距 (L) 約為10 μm – 15 μm 的結構下，神經細胞傾向選擇其中一平面結構附著並被導引生長；當細胞培養於線距 (L) 大至40 μm 之結構時，細胞會選擇較大的平面結構附著，並且可跨越至少10 μm 以下的線距生長。此觀察結果對於控制神經元生長、神經再生的資訊以及針對受損神經再生所製作的多功能性神經導引生物晶片研究將有所幫助。同時，在實驗中觀察已分化之神經細胞在距離10 μm 以下具有跨越鴻溝障礙 (分化之神經細胞尺寸約10 μm)，趨向與周邊神經元自然形成神經網路，此觀察提供未來植入晶片與現有神經組織介面連結問題之解決方法之一。

誌謝

本研究感謝國科會2008侯鳥計畫成員陳明威、陳奕如、蘭宜錚、鄭瀚的共同參與。

參考資料

1. I. Nagata, A. Kawana, and N. Nakatsuji., Development, 117, 401 (1993) .
2. M. Mahoney, R. Chen, J. Tan, and W. Saltzman, Biomaterials, 26, 771 (2005) .
3. M.Y. Lin, Y. H. Lin, and I. C.Hu., Proceeding of 2nd ASM-IEEE EMBC Conference on Bio, Micro and Nanosystems, California (2006) .
4. Y. J. Chen, M. W. Chen, E. I. Lan, H. Chen, M. Y. Lin, Y. H. Lin, C. C. Yang, and F. H. Ho, Proceeding of 40 Years Anniversary of Materials Research Conference and Society, Taiwan (2008) .
5. T. H. Park and M. L. Shuler, Integration of Cell Culture and Microfabrication Technology. Biotechnol. Prog., 19, 243 (2003) .
6. L. A. Greene and A. S. Tischler, Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 73, 2424 (1976) .



嵌入式系統驅動程式開發概論

文/圖 張家榮 國家晶片系統設計中心

簡介

嵌入式系統硬體由早期微控制器（MCU）與周邊控制器（Peripheral controllers）的整合，漸漸成為整合處理器與各類矽智產元件（IP）的系統單晶片（SOC）。為使嵌入式系統內各元件能有效發揮其功能，須透過適當的軟體驅動程式來控制元件，隱藏元件實際的控制內容，使得軟體對元件的控制能獲得最大的彈性。透過驅動程式，將使程式設計者無需在硬體複雜的控制方式，更容易進行硬體的應用，也可避免由於不當操作所造成的硬體損壞。也因此，開發嵌入式系統中各元件的驅動程式，成為了非常重要的課題。

本文將對嵌入式系統驅動程式開發過程，進行一概念性的介紹，期使讀者對嵌入式系統驅動程式開發，有一概觀的了解。

本節為本文簡介，並簡述本文其他各節內容，

以提供讀者對內文進行索引；第二節介紹嵌入式系統驅動程式發展概念，並以簡單的C語範例對嵌入式系統的內部控制方式進行解說；第三節說明本文的實作平台；第四節將針對此平台與DCT/IDCT元件開發簡易的驅動程式；第五節擴充此驅動程式，以符合Linux系統的驅動程式介面；第六節示範Linux應用程式如何使用開發完成之DCT/IDCT Linux驅動程式；第七節為本文結論。

驅動程式發展概念

對嵌入式系統各元件的控制過程，是由處理器/微控制器對元件/周邊控制器發出位址、資料及相對應的控制信號（SEL、ENABLE、RST、WR、RD...），若這些信號符合元件/周邊控制器內部的定義需求，則元件/周邊控制器會依其內部設計運作，同時回應相關的資料或信號給處理器/微控制器。

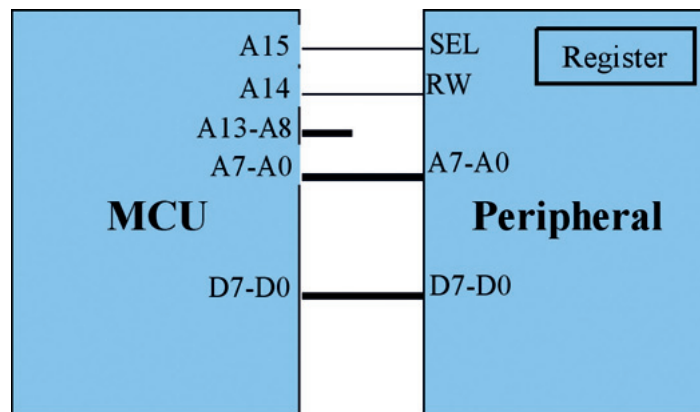


圖1 微控制器讀寫周邊控制器內暫存器示意圖。

以一個微控制器對周邊控制器的暫存器讀寫為例（圖1）。

1. 微控制器的位址和資料線各為16位元（A15-A0）及8位元（D7-D0）。
2. 周邊控制器的位址和資料線均為8位元（A7-A0，D7-D0）。
3. 微控制器的位址線A7-A0與周邊控制器的A7-A0相連接。
4. 微控制器資料線D7-D0與周邊控制器的D7-D0相連接。
5. 周邊控制器的SEL腳位與微控制器的位址線A15相連。
6. 周邊控制器的R/W腳位與微控制器的位址線A14相連。
7. 假定周邊控制器的SEL信號輸入為1時，會使得周邊控制器被enable，可以接受外界來的信號（位址、資料、R/W）。
8. 假定周邊控制器在enable的狀態下，R/W腳位接受到低電位時，會參考A7-A0的位址，將周邊控制器內部此位址的資料放在D7-D0供外界讀取；當R/W腳位接受到高電位時，會參考A7-A0的位址，將D7-D0的資料，放置到內部此位址的地方。

因此，若周邊控制器內部有一個8位元暫存器位於其內部位址0x0，當微控制器需要對此暫存器寫入0xAA的值，只須將0xC000的位址放到A15-A0上，使得周邊控制器的SEL腳位為高電位（A15為1），R/W為高電位（A14為1），則周邊控制器會被enable，同時參考A7-A0的位址（0x0），並將D7-D0的資料寫入此位址。

利用簡單的C語言程式來看，上述動作可以用下列的程式來完成：

```
(volatile char*)(0xC000) = 0xAA;
```

上述程式，將微控制器的A15-A0設定為0xC000（二進位 1100 0000 0000 0000），D7-D0設定為0xAA（二進位 1010 1010），則此時周邊控制器被enable（SEL=A15=1），且為寫入（RW=A14=1），則周邊控制器抓取D7-D0的資料0xAA，存入A7-A0的位址（0x00）。

其中volatile宣告是告訴編譯器，勿將變數最佳化，以免數值被暫存於暫存器中；而每次存取此變數時，直接存取此變數所在的記憶體位址內容。這在嵌入式系統程式設計時是常用的技巧，用來避免

存取周邊控制器的暫存器或記憶體中變數時，因編譯器最佳化，而存取到暫存於微控制器暫存器的值，使得讀取或寫入結果不正確。因此，驅動程式的發展只須要利用簡單的語言特性，配合周邊控制器的硬體控制信號，即可完成。

多數的系統單晶片，以一組多根的信號線提供處理器與各元件溝通，此信號線組統稱為匯流排（bus），一般包含位址線、資料線，以及其他的控制信號。通常會有幾個匯流排專屬的元件來協助匯流排的正常使用，例如：仲裁器（arbiter）是用來確認匯流排的使用權限，使得只有一個主要設備（一般是處理器及DMA）可利用匯流排來控制其他元件或傳送、讀取資料，而解碼器（decoder）是用來解釋匯流排上主要設備所發出的位址信號是指向那一個元件，並enable該元件，使得該元件可利用匯流排讀取或傳送資料。經由仲裁器與解碼器的合作，使得同一時間只能有一個主要設備和元件利用匯流排交換資訊，而不會發生多組元件同時使用匯流排的混亂情形（圖2）。

由於解碼器會將不同的位址區段解釋為不同元件的使用，因此，處理器對系統的記憶體位址的存取，經由解碼器解釋，不同的記憶體區段位址將啟用不同元件，這稱為記憶體對應（memory-mapped）。

在各區段位址中，元件會將控制其動作的信號，利用對映到此區段的暫存器來儲存。如此，處理器對元件的控制就可以利用對記憶體位址上暫存器的存取來達成。以圖3為例，若UART的狀態暫存器在UART元件的位址0x4，其大小為32位元。則UART狀態暫存器在記憶體位址上為0x90000000（使解碼器指向UART IP）並加上位址0x4，也是就0x90000004的位址。因此，將可用下列程式來存取UART的狀態暫存器。

```
unsigned int UART_STATUS =
*(volatile unsigned int*)(0x90000004);
```

在上述程式中，處理器透過匯流排對位址0x90000004讀取32位元寬度的值，存放至32位元無號整數變數UART_STATUS中。此時解

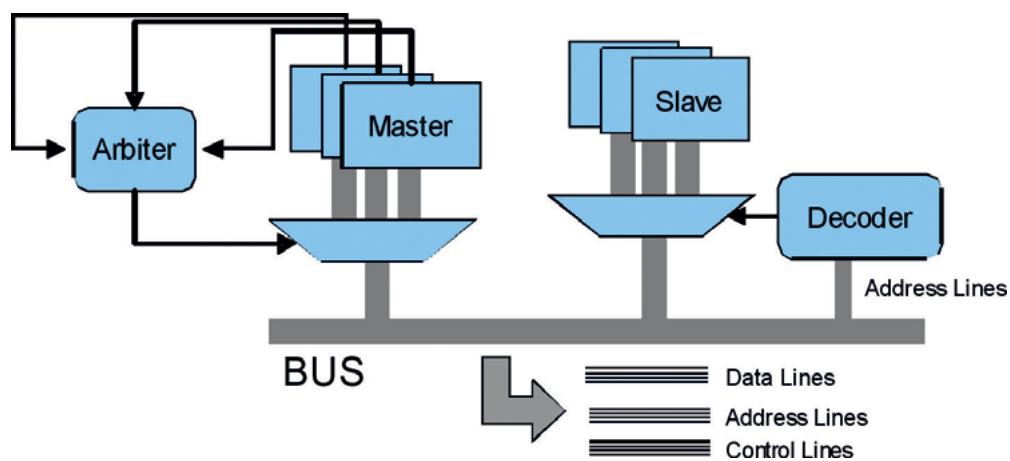


圖2 系統單晶片內匯流排、仲裁器及解碼器工作示意圖。

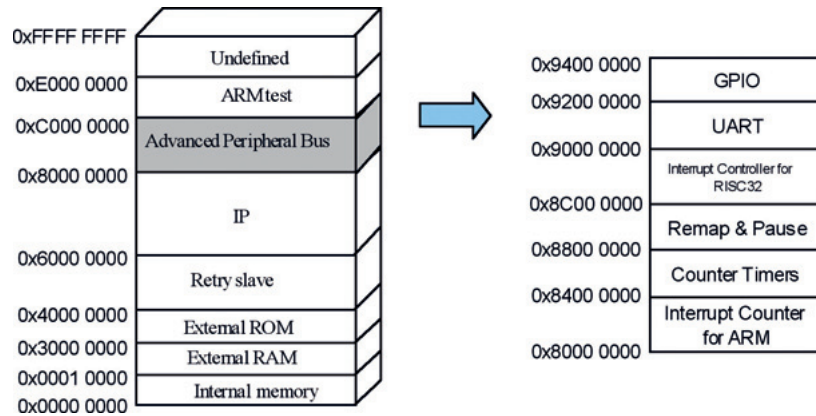


圖3 單晶片Memory Map示意圖(以CIC MPSOC-II [1]為例)。

碼器將確認此位址區塊為UART元件所在位址，enable此元件，並對元件位址0x4進行32位元寬度值的讀取，而後透過匯流排將此值送到處理器。接下來，處理器再透過匯流排將此值儲存至UART_STATUS變數的記憶體位址。

驅動程式開發實作平台-DCT/IDCT controller on RealviewEB

為了將上述概念實作在嵌入式系統中，本文將採用一實際系統，以實現處理器對元件的驅動程式開發。

本文所採用的嵌入式開發平台為ARM公司生產的RealViewEB開發板[2][3][4]。此開發板為一整合開發平台，由Emulation Board、Core Tile和Logic Tile三個部份組成（圖4）。Core Tile部份為ARM核心整合板，可依需求採用不同核心，本文使用ARM926-EJS；Emulation Board為周邊連接板，其中以FPGA實作AMBA bus matrix以連接Core Tile及Logic Tile，並可於其中實作元件，如UART及LCD controller；Logic Tile為一FPGA板，可實作不同的元件，透過Emulation Board的bus matrix與Core Tile的CPU核心連接，作為SOC開發初期的雛型驗證。

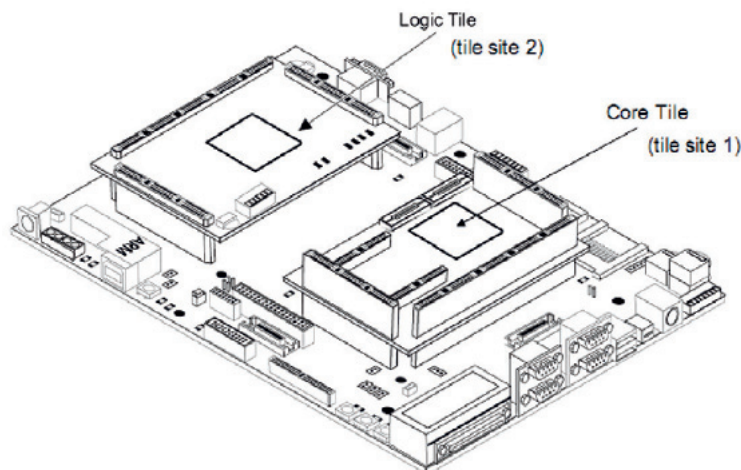


圖4 ARM RealView Emulation Board。

本文同時採用CIC實作的DCT/IDCT (Inversed Discrete Cosine Transform) 元件[5]。此元件將實作於Logic Tile的FPGA上，透過AMBA介面與ARM 926-EJS相連接(圖5)。

當DCT/IDCT元件實作於Logic Tile，並與Core Tile及 Emulation Board連接後，此系統便成為一系統單晶片。可針對此系統寫作驅動程式，由ARM core通過Emulation board所實作的匯流排系統來存取和控制DCT/IDCT元件。

程式寫作前，必須先知道欲控制硬體在系統中與處理器核心的介面及相關控制參數，以便利用處理器核心透過匯流排發出相對應的信號，如同第二節內容所述。在ARM SOC中，元件與處理器核心是以AMBA匯流排相連接，絕大部份的腳位控制已由匯流排系統完成。因此對使用者而言，在AMBA上的周邊控制可簡化為對系統上不同位址的暫存器進行讀寫、設定。

DCT/IDCT元件暫存器及位址空間的配置如表1所示：

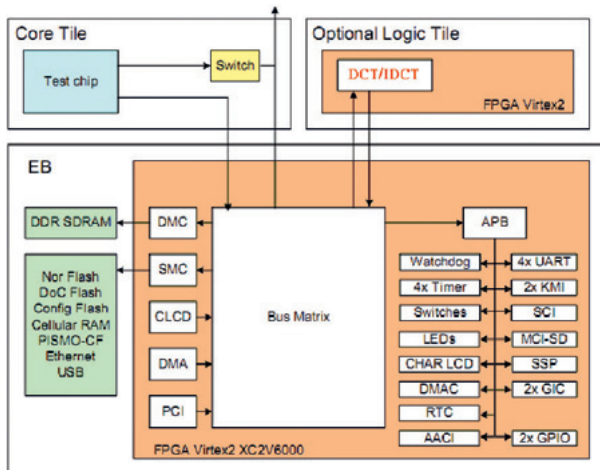


圖5 DCT/IDCT on RealViewEB Logic Tile。

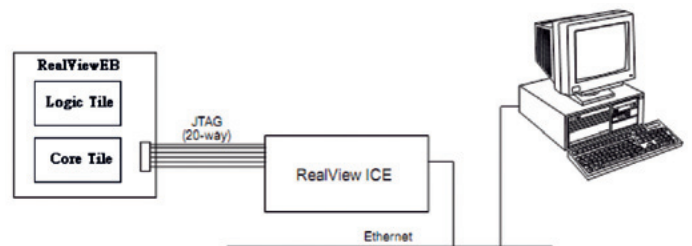


圖6 RVDS發展環境設定。

簡單驅動程式應用軟體開發

一般驅動程式的開發流程，會先於目標板上實作簡單、無作業系統的應用程式，對目標板上的元件進行測試和驗證。經過驗證確認功能正確後，再為目標板開發或移植作業系統，而後開發符合作業系統介面需求的驅動程式。

以下將先在RVDS的開發環境中設計簡單的應用程式，透過RealView ICE來驗證DCT/IDCT元件的功能及其正確性。

以DCT的運算為例，若欲以一次一個block (8x8個2byte DCTData) 傳輸，則須設定DCTCtrl暫存器為0x0004 (bit2為1, bit1-bit0為00)，而後對DCTData暫存器寫入64次2byte的資料，再從DCTData暫存器讀出64次2byte的資料，來完成一個block (8x8) 的DCT運算。

以上敘述，可轉換成下列程式，控制DCT/

表1 DCT/IDCT元件暫存器位址、功能表

Register	Type	Bytes	Address	Function
DCTData	RW	2	0xC000_0000	<ol style="list-style-type: none"> 1. Write the DCT/IDCT data after setting DCTCtrl The number of data block to be written was designed by DCTCtrl bit1-bit0 2. Read the data back after above step The number of data block to be read back was designed by DCTCtrl bit1-bit0
DCTCtrl	RW	2	0xC000_0004	<ol style="list-style-type: none"> 1. Writing DCTCtrl will also reset the circuit 2. Write bit2 to select DCT/IDCT function 0 : IDCT function 1 : DCT function 3. Write bit1-bit0 to select the transfer mode 00 : 1 block per DCT/IDCT processing 01 : 2 block per DCT/IDCT processing 10 : 3 block per DCT/IDCT processing 11 : 4 block per DCT/IDCT processing 1 block means 8x8 2 byte data. 4. Read the DCTCtrl will get the current state

IDCT元件進行DCT運算。

```
#define DCTData *(volatile short)(0xC0000000)
#define DCTCtrl *(volatile short)(0xC0000004)
short index, result[64], input[64]={...};
DCTCtrl = 0x0004;
for (index=0;index<64;index++) { DCTData = input [index]; }
```

同時可藉由擴充上述程式，來測試DCT/IDCT元件功能及驗證其運算結果是否正確。

首先，取得一組DCT的輸入及運算結果，如下：

原始輸入：

```
70, 71, 71, 71, 72, 70, 70, 70,
71, 72, 72, 72, 72, 70, 71, 71,
72, 72, 72, 72, 72, 71, 71, 72,
72, 72, 72, 72, 72, 72, 72, 72,
72, 72, 72, 72, 72, 72, 72, 73,
71, 71, 72, 73, 74, 74, 74, 74,
72, 72, 73, 74, 75, 74, 74, 74,
73, 73, 74, 75, 76, 74, 74, 74
```

理想結果：

```
576, -2, -2, -2, 1, -1, -1, 0,
-10, 3, 1, -2, -1, -2, -1, 0,
0, 0, -3, -1, 0, -1, -2, 0,
-4, -2, -1, 0, -1, 0, -1, -1,
-2, 1, 0, -1, -1, -1, 0, 0,
-2, -1, -1, 0, -1, -1, -1, 0,
-2, -2, 0, 0, 0, -1, 0, 0,
-2, 0, 1, -1, 0, -1, -1, -1
```

以下利用擴充的程式及上述資料對DCT/IDCT元件進行測試。首先，設定DCT/IDCT元件進行DCT運算，並將DCT運算結果與上述理想結果相比較；進一步，可將DCT運算結果進行IDCT運算，並將IDCT運算結果與原始輸入進行比較。

程式碼如下頁所示：

```
#include <stdio.h>

typedef volatile short *vshort;

#define Do1BlkDCT 4 //3'b100 // DCT control word for DCT mode
#define Do1BlkIDCT 0 //3'b000 // DCT control word for iDCT mode
#define LT_BASE 0xc0000000 // LT base address
#define LT_DCT0 0x00 // DCT Control Register Offset
#define LT_DCT1 0x04 // DCT data input/output Offset

#define DCTData *(vshort)(LT_BASE + LT_DCT1)
#define DCTCtrl *(vshort)(LT_BASE + LT_DCT0)

void show_8X8_array(short *array)
void setting_pattern(short *input)
void reading_pattern(short *output)

const short pattern[64]=
{
70, 71, 71, 71, 72, 70, 70, 70,
71, 72, 72, 72, 72, 70, 71, 71,
72, 72, 72, 72, 72, 71, 71, 72,
72, 72, 72, 72, 72, 72, 72,
72, 72, 72, 72, 72, 72, 73,
71, 71, 72, 73, 74, 74, 74, 74,
72, 72, 73, 74, 75, 74, 74, 74,
73, 73, 74, 75, 76, 74, 74, 74
};

int main(int argc, char *argv[])
{
int index;
short buffer[64];

printf("Do DCT mode\n\n");

for(index=0;index<4;index++)
{
// Write Control Word to DCT/iDCT to set work in DCT or iDCT mode
DCTCtrl = Do1BlkDCT;
// Write Data to DCT
setting_pattern((short *)pattern);
// Read Data from DCT
reading_pattern(buffer);

// Show Data
printf("-----Loop %d-----\n",index);
printf("DCTCtrl=0x%X\n\n",DCTCtrl);
printf("Input pattern:\n");
show_8X8_array((short *)pattern);
printf("Got output:\n");
show_8X8_array(buffer);
printf("iDCT the output:\n");
DCTCtrl = Do1BlkIDCT;
setting_pattern(buffer);
reading_pattern(buffer);
show_8X8_array(buffer);

void show_8X8_array(short *array)
{
int row,col;
for(row=0;row<8;row++)
{
for(col=0;col<8;col++)
printf("%4d ",array[row*8+col]); // write data in column at first
printf("\n");
}
printf("\n");
}

void setting_pattern(short *input)
{
int row,col;
for(row=0;row<8;row++)
{
for(col=0;col<8;col++)
DCTData = input[row*8+col]; // write data in column at first
}
}

void reading_pattern(short *output)
{
int row,col;
for(row=0;row<8;row++)
{
for(col=0;col<8;col++)
{
output[row*8+col] = (short)DCTData; // write data in column at first
}
}
}
}
```

結果如下頁所示，此DCT/iDCT運算結果與理想結果大致相同，因此可確認此元件設計功能正確。在此同時，我們也完成了一個簡單的硬體驅動及測試程式。

作業系統下的驅動程式開發

要為作業系統開發驅動程式，首先必須要知道作業系統對於驅動程式的界面API要求與限制，以便將簡單的驅動程式軟體，擴充為支援該作業系統的驅動程式。本文選用Linux作業系統，以前一

```

DCTCtrl=0x4
Input pattern:
70 71 71 71 72 70 70 70
71 72 72 72 72 70 71 71
72 72 72 72 72 71 71 72
72 72 72 72 72 72 72 72
72 72 72 72 72 72 72 73
71 71 72 73 74 74 74 74
72 72 73 74 75 74 74 74
73 73 74 75 76 74 74 74

Got output:
577 -2 -3 -1 1 -1 -1 1
-9 3 0 -1 -1 -1 -1 0
0 0 -3 0 0 -1 -1 0
-3 -2 -1 0 -1 -1 0 0
-1 0 0 0 -1 -1 0 0
-1 -1 -1 0 -1 0 0 0
-1 -1 -1 0 0 -1 0 -1
-1 0 0 -1 0 -1 0 -1

IDCT the Output:
65 72 69 71 71 70 69 70
70 71 72 71 72 69 71 70
69 72 71 72 72 70 71 71
71 72 71 71 72 71 72 72
70 72 71 72 72 71 71 73
70 71 72 73 73 74 73 73
70 72 73 73 74 73 73 74
72 73 73 75 75 73 74 74

```

節程式為基礎，來為DCT/IDCT元件開發Linux驅動程式。Linux驅動程式相關資訊，請自行參考相關資料^[6]。

在正式開發前，假設已完成下設定：^[7-13]

1. 完成設定Linux host的工作環境，並在其上架設tftp及nfs 伺服器，同時準備好cross toolchain、ARM Linux kernel、U-Boot、

busybox（用以製作rootfs）。

2. 在Linux host 上完成支援RealViewEB的Linux kernel、U-Boot及busybox移植。
3. 將Linux host與RealViewEB透過ethernet相連接，RealViewEB並藉由Uart連接與Linux host傳送除錯資訊。
4. 在RealViewEB上安裝U-Boot，並設定重啟時執行U-Boot。
5. 設定U-boot藉由tftp protocol向Linux host 下載kernel開機，而後透過nfs protocol把Linux host的nfs目錄mount為rootfs。

如此設定方式，可使RealviewEB中Linux相關程式的開發，完全在Linux host上。但透過nfs的存取，使得RealviewEB可直接執行開發的程式，藉以縮短開發時程。相關設定，請參考圖7示例。

由於本文所使用的DCT/IDCT設計，其IO及控制方式較為簡單，且資料的讀取動作為循序式讀取，也不牽涉到DMA及中斷的控制，因此，將設計此驅動程式為簡單的character device driver。另外，為了發展及測試的方便，採用kernel module的方式來實作此驅動程式，而不以直接修改kernel程式碼的方式進行。根據Linux

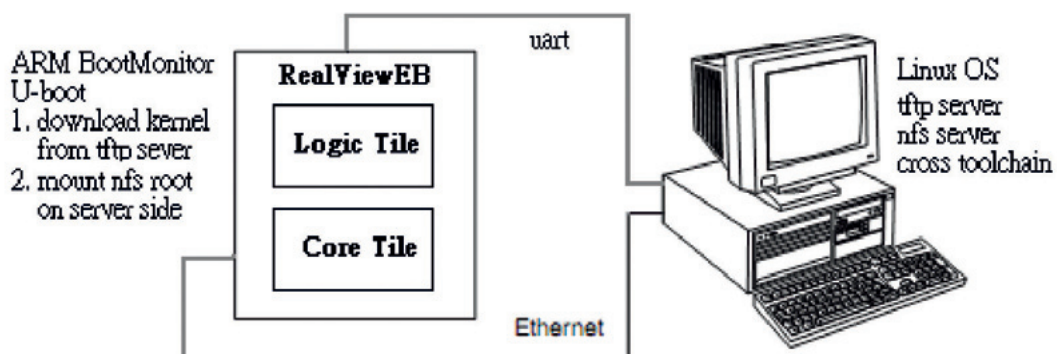


圖7 RealViewEB Linux發展環境。

Kernel函式呼叫規定，將上節程式擴充實作為dct_mod.c（詳細程式碼，請參考Appendix A.1 DCT/IDCT Linux驅動程式-dct_mod.c）。

由於文中RealViewEB中使用支援MMU的ARM926-EJS，且RealViewEB上的Linux核心亦使用MMU功能，故存取DCT/IDCT元件的register位址時必須考慮到memory remapping的情形，不能直接使用表一的位址。須在module初始化時，先向Linux核心註冊且取得ioremap的位置，而後利用此位址來存取暫存器，控制DCT/IDCT元件的功能（如表2所示）。

而Linux系統中，所有的設備都被視為特殊的設備檔案（device node）。須先為驅動程式取得一major number，並以此major number創建此設備檔案。如此，當應用程式或使用者存取此設備檔案時，便可正確對應到驅動程式，存取此設備。我們將採用動態配置的方式，在kernel module初始化時，向Linux kernel註冊，由Linux kernel分配major number給驅動程式（如表3所示）。

DCT/IDCT的讀取和寫入是以block（8x8）來進行，在此，將驅動程式module的read及write功能簡化設計為一個block的讀取及寫入。同時也實作ioctl提供使用者設定及讀取DCTCtrl暫存器，察看其目前狀態。

當module編譯完成，即可利用insmod指令將其載入，由於設備檔案尚未建立，可同時查看driver被kernel分配的major number值來建置設備檔案（如表4所示）。

表2

```
#define REALVIEW_CHAR_DCT_BASE 0xc0000000
unsigned int DCT_CTRL = 0;
...
int dct_init_module(void)
{
    ...
    /* got the needed resources */
    if(!request_mem_region(REALVIEW_CHAR_DCT_BASE, 8,
"dct"))
    {
        return -ENODEV;
    }
    ...
    LT_BASE = (unsigned long)ioremap(REALVIEW_CHAR_DCT
_BASE, 8);
    ...
}
```

表3

```
#include <linux/ioctl.h>
#define DCT_IOCTL_MAGIC 'Z'
#define DCT_IOCTL_SCTRL_IOW(DCT_IOCTL_MAGIC, 0, unsigned int)
#define DCT_IOCTL_GCTRL_IOR(DCT_IOCTL_MAGIC, 1, unsigned int)
static int major;
...
int dct_init_module(void)
{
    int result;
    dev_t dev_id;
    ...
    /*registering device*/
    result = alloc_chrdev_region(&dev_id, 0, 1, "dct");
    major = MAJOR(dev_id);
    if(result<0)
    {
        printk("<1> memory: cannot get major number %d\n",major);
    }
    ...
    cdev_add(&dct_cdev, dev_id, 1);
    ...
}
```

表4

```
# insmod dct_mod.ko
init REALVIEW_CHAR_DCT_BASE = 0xc0000000
init LT_BASE = 0xc881c000
dct_init_module

# more /proc/devices
Character devices:
 1 mem
...
254 dct

Block devices:
31 mtdblock

# mknod dct c 254 0
```


最後，可寫作應用程式，利用存取的檔案的方式來存取/dev/dct，設定DCT/iDCT元件進行DCT運算，並與第三節的結果作比對，證明驅動程式功能正確。（詳細程式碼，請參考Appendix A.2 DCT/iDCT Linux驅動程式- dct_test.c）

```
# dct_test
DCT
70 71 71 71 72 70 70 70
71 72 72 72 72 70 71 71
72 72 72 72 72 71 71 72
72 72 72 72 72 72 72 72
72 72 72 72 72 72 72 73
71 71 72 73 74 74 74 74
72 72 73 74 75 74 74 74
73 73 74 75 76 74 74 74
```

```
577 -2 -3 -1 1 -1 -1 1
-9 3 0 -1 -1 -1 -1 0
0 0 -3 0 0 -1 -1 0
-3 -2 -1 0 -1 -1 0 0
-1 0 0 0 -1 -1 0 0
-1 -1 -1 0 -1 0 0 0
-1 -1 -1 0 0 -1 0 -1
-1 0 0 -1 0 -1 0 -1
```

```
iDCT
577 -2 -3 -1 1 -1 -1 1
-9 3 0 -1 -1 -1 -1 0
0 0 -3 0 0 -1 -1 0
-3 -2 -1 0 -1 -1 0 0
-1 0 0 0 -1 -1 0 0
-1 -1 -1 0 -1 0 0 0
-1 -1 -1 0 0 -1 0 -1
-1 0 0 -1 0 -1 0 -1
```

```
65 71 70 70 71 70 69 68
71 71 71 71 72 69 71 70
70 72 71 72 71 70 70 71
71 71 72 71 72 71 72 71
71 71 71 71 72 72 71 73
70 70 71 72 74 73 73 73
71 71 72 73 74 73 74 73
72 73 73 74 75 74 73 74
```

DCT/iDCT於Linux下的應用

DCT/iDCT是JPEG codec中重要的一個步驟，因此可用DCT/iDCT元件的運算能力，取代純軟體的DCT/iDCT運算，達到軟、硬體合作以

加速算運的功效。

舉例而言，軟體ejpgl（Embedded JPEG Codec Library）^[10]提供了完整的純軟體JPEG Codec，可以將其中DCT/iDCT的部份，由對設備檔案/dev/dct存取，以運用DCT/iDCT驅動程式控制元件運算來取代。便可完成一個利用硬體DCT/iDCT的bmp2jpg轉換程式。

```
# bmp2jpg test.bmp test.jpg
```

```
Image width: 432 pixels
```

```
Image height: 288 pixels
```

```
Using hardware iDCT
```

以下列出ejpgl中修改過的部份程式碼以供參考。

```
Modified dct.c in ejpgl
```

```
#include <stdio.h>
#include <fcntl.h>
#include "ejpgl.h"
...
#include <linux/ioctl.h>
#define DCT_IOC_MAGIC 'Z'
#define DCT_IOCSCCTRL_IOW(DCT_IOC_MAGIC, 0, unsigned int)
#define DCT_IOCSCCTRL_IOR(DCT_IOC_MAGIC, 1, unsigned int)

int DCT_PORT;
...
int dct_init_start() {
    DCT_PORT = open("/dev/dct", O_RDWR);
    printf("\nUsing %s iDCT\n", (DCT_PORT >= 0) ? "hardware" : "software");
    return 0;
}

int dct_stop_done() {
    if (DCT_PORT >= 0) close(DCT_PORT);
    return 0;
}

void dct(signed short pixels[8][8], int color)
{
    ...
    if (DCT_PORT >= 0) {
        unsigned int dct_ctrl = 0x4;
        ioctl(DCT_PORT, DCT_IOCSCCTRL, &dct_ctrl);
        write(DCT_PORT, pixels, 64 * sizeof(short));
        read(DCT_PORT, dctresult, 64 * sizeof(short));
    } else {
        {
            ... //original software dct operation
        }
        zsq_encode(dctresult, color);
        return;
    }
    ...
}
```

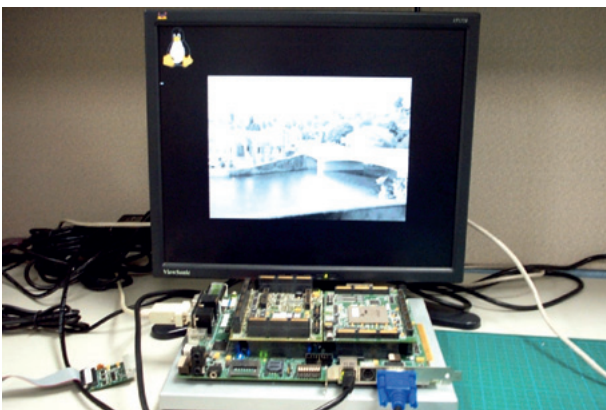
接下來更可利用移植的fbv (FrameBuffer Viewer) 程式^[10]，來顯示及驗證圖形轉換是否成功。

```
# fbv test.jpg
```

fbv - The Framebuffer Viewer

```
test.jpg
```

```
432 x 288
```



由此可知，驅動程式可將硬體的資訊和控制方式包裝及隱藏起來，提供外界更便利的硬體存取方式，讓應用程式的發展更為便利簡化。以Linux的驅動程式而言，應用程式發展者只要知道設備檔案的存取及介面 (read, write, ioctl 等) 即可使用硬體元件，而無需在意複雜的硬體控制信號和腳位，而且可由作業系統管理而多個程式共用此硬體，不需每一支應用程式自行負責硬體的 control。

結論

驅動程式是硬體和軟體發展的介面。軟體驅動程式可控制硬體周邊，並提供相關的函式呼叫，以便隱藏硬體實際的控制內容，使得程式發展者無需關心底層的硬體詳細控制狀況，而能在應用程式中經由對驅動程式的函式呼叫而使用硬體。

從系統的角度來看，對周邊硬體的 control，是由中央處理器對周邊發出相對應的控制信號。而AMBA將此 control 轉化為對周邊暫存取的存取。

一般而言，驅動程式的發展先由簡單的硬體測試應用程式，對硬體功能進行測試和驗證。而後以此為基礎，將控制的程式碼改寫為符合作業系統介面規格的驅動程式。

驅動程式最終的目的是要隱藏複雜硬體的 control 資訊，提供給使用者一個更易於使用硬體的方法。

參考資料

1. C.-M. Huang, K.-J. Lee, C.-C. Yang, W.-H. Hu, S.-S. Wang, J.-B. Chen, L.-D. Van, C.-M. Wu, W.-C. Tsai, and J.-Y. Jou, "Multi-Project System-on Chip (MP-SoC): A Novel Test Vehicle for SoC Silicon Prototyping," Proc. of IEEE SoC Conference, pp.137-140, 2006.
2. DUI0155E_rvi_user_guide.pdf, ARM RealView ICE and RealView Trace V1.5 User Guide
3. AN148_Core_tiles_with_EB.pdf, ARM Application Note 148, Using a CT7TDMI, CT926EJ-S or CT1136JF-S Core Tile with an Emulation Board
4. ARM_DUI_0303_A_EB_UserGuide.pdf, ARM RealView Emulation Baseboard HB1-0140 User Guide.
5. A. Madisetti and A. N. Willson, "A 100MHz 2-D 8x8 DCT/IDCT Processor for HDTV applications," IEEE Trans. Circuits and Systems for Video Technology, vol5, Apr. 1995".
6. <http://lwn.net/Kennel/LDD3>, Linux Device Drivers, Third Edition
7. <http://www.debianhelp.co.uk/tftp.htm>, tftp server Configuration in Debian.
8. <http://www.debianhelp.co.uk/nfs.htm>, Network File System (NFS) Configuration in Debian.
9. <http://www.kegel.com/crostoool/>, Building and Testing gcc/glibc cross toolchains
10. http://www.arm.com/products/os/linux_download.html, Linux Operating System Download
11. <http://www.busybox.net/>, BUSYBOX

12. <http://www.arm.com/linux/ARM-Linux-Notes.pdf>,
Running Linux on ARM Development Platforms

13. <http://tldp.org/HOWTO/NFS-Root.html>, NFS-Root
mini-HOWTO.

14. <http://sourceforge.net/projects/mb-jpeg>,
Embedded JPEG Codec Library

Appendix A.1 DCT/IDCT Linux 驅動程式- dct_mod.c

```
#include <linux/mm.h>
#include <linux/cdev.h>
#include <linux/platform_device.h>
#include <linux/init.h>
#include <linux/module.h>
#include <asm/io.h>
#include <asm/uaccess.h> /* copy_from/to_user */
#include <linux/ioctl.h>

#define DCT_IOC_MAGIC 'Z'
#define DCT_IOCCTRL _IOW(DCT_IOC_MAGIC, 0, unsigned int)
#define DCT_IOCGCTRL _IOR(DCT_IOC_MAGIC, 1, unsigned int)

MODULE_LICENSE("Dual BSD/GPL");

static int major;
unsigned int DCT_CTRL = 0;
unsigned long LT_BASE = 0;

/*****
#define REALVIEW_CHAR_DCT_BASE 0xc0000000
// dct Internal Register addresses
#define Do1BlkDCT 4 //3'b100 // DCT control word for
DCT mode
#define Do1BlkIDCT 0 //3'b000 // DCT control word for iDCT mode
#define LT_DCT0 0x00 // DCT Control Register Offset
#define LT_DCT1 0x04 // DCT data input/output Offset
*****/

static struct cdev dct_cdev;
typedef volatile int *vint;

/* dct_open() */
int dct_open(struct inode *inode, struct file *filp)
{
    //success
    return 0;
}

/* dct_release() */
int dct_release(struct inode *inode, struct file *filp)
{
    //success
    return 0;
}

/* dct_write() */
ssize_t dct_write(struct file *filp, const char __user *buf, size_t count,
loff_t *f_pos)
{
    short dct_buf[64];
    unsigned long err;
    int x, y;
    ssize_t retval = 0;
    err = copy_from_user(&dct_buf, buf, 64*2);
    iowrite32(DCT_CTRL, LT_BASE);

    for (y=0;y<8;y++)
    for (x=0;x<8;x++)
        iowrite32(dct_buf[y+8*x], LT_BASE +
LT_DCT1);

    return retval;
}

/* dct_read() */
ssize_t dct_read(struct file *filp, char __user *buf, size_t count, loff_t
*f_pos)
{
    ssize_t retval = 0;
    short dct_buf[70];
    unsigned long err;
    int x, y;

    for (y=0;y<8;y++)
    {
        for (x=0;x<8;x++)
        {
            dct_buf[8*y+x] = (short)
ioread32(LT_BASE + LT_DCT1);
        }
    }
    err = copy_to_user(buf, dct_buf, 64*2);
    return retval;
}

/* dct_ioctl () */
int dct_ioctl(struct inode *inode, struct file *filp, unsigned int ioctl_num,
unsigned long ioctl_param)
{
    unsigned int *temp;
    unsigned int ctrl;

    switch(ioctl_num)
    {
        case DCT_IOCCTRL:
            temp = (unsigned int *)ioctl_param;
            get_user(ctrl, temp);
            DCT_CTRL = ctrl;
            break;

        case DCT_IOCGCTRL:
            put_user(DCT_CTRL, (unsigned int
*)ioctl_param);
            break;

        default:
            return -EINVAL;
    }

    //success
    return 0;
}

/* the common file access functions */
struct file_operations dct_fops = {
    .owner = THIS_MODULE,
    .read = dct_read,
    .write = dct_write,
    .ioctl = dct_ioctl,
    .open = dct_open,
    .release = dct_release,
};
```

Appendix A.1 DCT/IDCT Linux 驅動程式- dct_mod.c

```
//static int __init dct_init_module(void)
int dct_init_module(void)
{
    int result;
    dev_t dev_id;

    /* got the needed resources */
    if(!request_mem_region(REALVIEW_CHAR_DCT_BASE, 8, "dct"))
    {
        printk("dct: cannot get I/O mem address %d\n",REALVIEW_CHAR_DCT_BASE);
        return -ENODEV;
    }

    LT_BASE = (unsigned long)ioremap(REALVIEW_CHAR_DCT_BASE, 8);
    printk ("init REALVIEW_CHAR_DCT_BASE = 0x%X\n", (unsigned int)REALVIEW_CHAR_DCT_BASE);
    printk ("init LT_BASE = 0x%X\n", (unsigned int)LT_BASE);

    /*registering device*/
    result = alloc_chrdev_region(&dev_id, 0, 1, "dct");
    major = MAJOR(dev_id);

    if(result<0)
    {
        printk("<1> memory: cannot get major number %d\n",major);
    }
    printk("<1> dct_init_module\n");

    cdev_init(&dct_cdev, &dct_fops);
    cdev_add(&dct_cdev, dev_id, 1);

    return 0;
}

//static void __exit dct_cleanup_module(void)
void dct_cleanup_module(void)
{
    dev_t dev_id = MKDEV(major, 0);

    iounmap((void __iomem *)LT_BASE);
    printk ("terminal LT_BASE = 0x%X\n", (unsigned int)LT_BASE);
    release_mem_region(REALVIEW_CHAR_DCT_BASE, 8);
    printk("<1> dct_cleanup_module\n");

    cdev_del(&dct_cdev);
    unregister_chrdev_region(dev_id,1);
}

module_init(dct_init_module);
module_exit(dct_cleanup_module);
```

Appendix A.2 DCT/IDCT Linux 驅動程式- dct_test.c

```

#include <stdio.h>
#include <fcntl.h>
#include <linux/ioctl.h>
#define DCT_IOC_MAGIC 'Z'
#define DCT_IOCSCCTRL_IOW(DCT_IOC_MAGIC, 0, unsigned int)
#define DCT_IOCSCCTRL_IOR(DCT_IOC_MAGIC, 1, unsigned int)

void showarray(short *buffer)
{
    int row,col;
    for (row = 0; row < 8 ; row ++){
        for (col =0 ; col < 8 ; col ++){
            printf("%4d ",buffer[row*8 + col]);
        }
        printf ("\n");
    }
}

int main(int argc, char **argv)
{
    int DCT_PORT;
    unsigned int dct_ctrl;

    short buffer[64]=
    {
        70, 71, 71, 71, 72, 70, 70, 70,
        71, 72, 72, 72, 72, 70, 71, 71,
        72, 72, 72, 72, 72, 71, 71, 72,
        72, 72, 72, 72, 72, 72, 72, 72,
        72, 72, 72, 72, 72, 72, 72, 73,
        71, 71, 72, 73, 74, 74, 74, 74,
        72, 72, 73, 74, 75, 74, 74, 74,
        73, 73, 74, 75, 76, 74, 74, 74
    };

    DCT_PORT = open("/dev/dct", O_RDWR);
    if(DCT_PORT<0)
    {
        printf("open /dev/dct error\n");
        return -1;
    }

    dct_ctrl = 0x4;
    ioctl(DCT_PORT,DCT_IOCSCCTRL,&dct_ctrl);

    printf("DCT\n");
    showarray(buffer);
    write(DCT_PORT, &buffer, 64*sizeof(short));
    printf("\n");
    read(DCT_PORT, &buffer, 64*sizeof(short));
    showarray(buffer);
    printf("\n");

    dct_ctrl = 0x0;
    ioctl(DCT_PORT,DCT_IOCSCCTRL,&dct_ctrl);

    printf("IDCT\n");
    showarray(buffer);
    write(DCT_PORT, &buffer, 64*sizeof(short));
    printf("\n");
    read(DCT_PORT, &buffer, 64*sizeof(short));
    showarray(buffer);
    printf("\n");
    close(DCT_PORT);
}

```



科技交流

Technology Promotion

日本前瞻對於未來跨領域 技術融合趨勢之預測

文/圖 殷正華 科技政策研究與資訊中心

經濟學家Fritz Machlup早在1962年的研究中即觀察到，美國34.5%的國內生產毛額是由資訊財所產生。到了九十年代後，由於資訊技術及其他高科技對於產業及社會結構產生鉅大的衝擊，同時全球化的貿易競爭也正式宣告經濟發展將循一種全新的模式發展。過去傳統的知識生產方式，是由專家引領從單一學科的理論出發，因此具有同質性、學術本位、供應導向等特質。Michael Gibbons等人在1994年提出一種全新有別於傳統模式的知識生產方式，其所研究與待解決的問題多是跨領域的知識問題，因此需要由跨學科領域專家來評鑑，由於是在經濟脈絡下所衍生出需求導向的商業應用，所以強調的是跨領域組織變革、異質、融合與績效評估等。如此一來，大大縮短生產到應用的距離，更適合急速變遷轉型中的現代社會。接著OECD也在1996年所提出「以知識為本的經濟」報告書中，便強調未來經濟的發展是建立在知識的生產、分配和應

用上。因而知識經濟遂掀起一股國際風潮。

融合的形式與技術發展途徑

由於傳統的學科領域邊界逐漸模糊，新的整合型學科領域遂成為未來的學科主流。依融合的過程可區分為三個階段；首先是科學上的融合，不同學科領域之間的知識交流與應用，例如融合了量子化學與生物學的分生生物學。接下來隨著不同學科領域知識的擴散、滲透與外溢，促使許多新的技術組合並產生新的效應，此即進入技術的融合，例如生物資訊學（Bioinformatics）即是結合生物技術（Biotechnology）與資訊科技（Informatics）所產生的新興領域。技術相互融合後，原有技術之間的壁壘逐漸消失，遂發展出新的技術，也可能改變原有的研發組織結構，以配合新技術或產品的開發，甚至在管理上也必須有所創新，此時便進入產業的融合。雖然技術融合並不必然發展為產業融合，但是

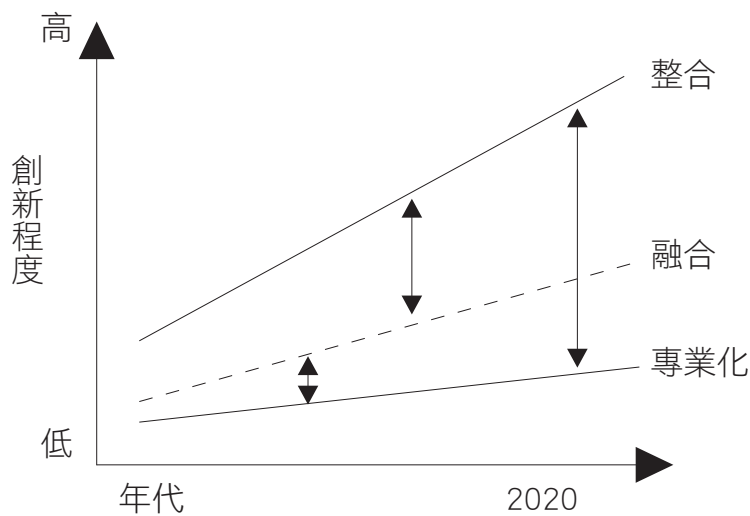
目前已有相當多產業融合成功的案例，其中3C產業就是一個成功整合電腦（Computer）、消費電子（Consumer electronics）與通訊（Communication）的最佳典範。

事實上融合並不只侷限於技術，若依融合的形式則可以區分為功能性融合、技術性融合、經濟性融合、政策性融合以及地理性融合等。功能性融合是結合不同功能所衍生的產品，例如結合通訊、照相、資料傳輸的照相手機。技術性融合如前述所言，是不同技術的跨領域結合與應用。經濟性融合在產業有寡占現象時最容易發生，當個別組織因為網路關係改變而傾向於集結的情形，此時產業邊際開始模糊，透過併購等動作，會開拓一個有別於傳統的新市場，例如電信公司融合網路服務。而在全球化時代，透過通訊及資訊技術，在衛星的助力下，國與國的界限也跨越地理上的距離限制，但根據專家預測，由於經濟、文化或通訊上的區隔，最後還是會形成地理上的區域現象，就形成所謂地理性的融合。一旦發生地理性融合後，勢必要有相關政策配套來進行管理，必須這時必須由單一管理組織進行規範與控管（例如WTO對於通訊的規範指南）。而在同一國家之中，不同的管理部門也必須協調出一個新的部門或是新的管理法規，以因應各種融合所衍生出的管理問題，此乃所謂政策性的融合。（Nettel, 2008）

在歐盟一份對於提昇未來歐洲製造業競爭力的研究報告（FUTMAN, FUTure of MANufacturing）中，將解決未來全球性問題的技術發展路徑劃分三個階段——專業化、融合、整合。以材料科技為例，目前的發展是由傳統材

料技術出發，講求每一基礎學科獨立的研發與深化，此即技術的專業化，如：陶瓷、金屬、高分子等的專精化；專業化發展到了2020年以後，不同傳統領域間的橫向整理將更為緊密以期改善特定的問題，此時關鍵技術將是金屬合金化合物、結構陶瓷等。迥異於專業化的技術融合，強調的是異領域思維的結合，以創造出新的研究領域及所衍生與企業的應用新界面，因此發展出替代性的生產系統與高附加價值的產品，如複合或混合材料的開發，製程技術成為取代性新材料開發時之重點；到了2020年以後，關鍵技術將是多材料複合、高分子複合材料、有機/無機材料、新製程技術等。至於進入整合階段後則必須對應到一個全球性新典範的轉移，傳統技術將式微，取而代之的是結合多領域競爭力的新整合型研究組織與企業界面，以因應未來市場與社會應用，如仿生、奈米、智慧型多功能材料，此時智慧型製程將是主要議題，而到了2020年以後，關鍵技術將是碳奈米管、奈米複合生物材料、智慧型製程等。

如圖1所示，若要跨越不同的技術發展途徑，以專業化要跨越到融合的鴻溝最小，其次是由融合到整合，而由專業化直接躍升整合的鴻溝最大。因為專業化是專精於一個產業的獨立性研發的最基本研發策略。如在此策略上再加入相關研發範疇及產業領域的連結性考量，再聚焦於本身產業需要的技術開發，就成為融合型的聚焦策略，當然其投入的資源要比眼光狹窄的專業化多許多，但是成效也比只以專業本身範圍規劃的大得多。至於整合型的作法，是先訂出技術的優先次序，然後將可動用的研究資源，以及可互相協力的產業全部納入於某一專業研發計畫的規劃與



資料來源：FuTMan，2003。

圖1 不同技術策略的創新程度與發展鴻溝。

執行。因為規劃的深度與廣度最大，當然其投入的資源最多，所得技術的層次也最高、效益也最大。

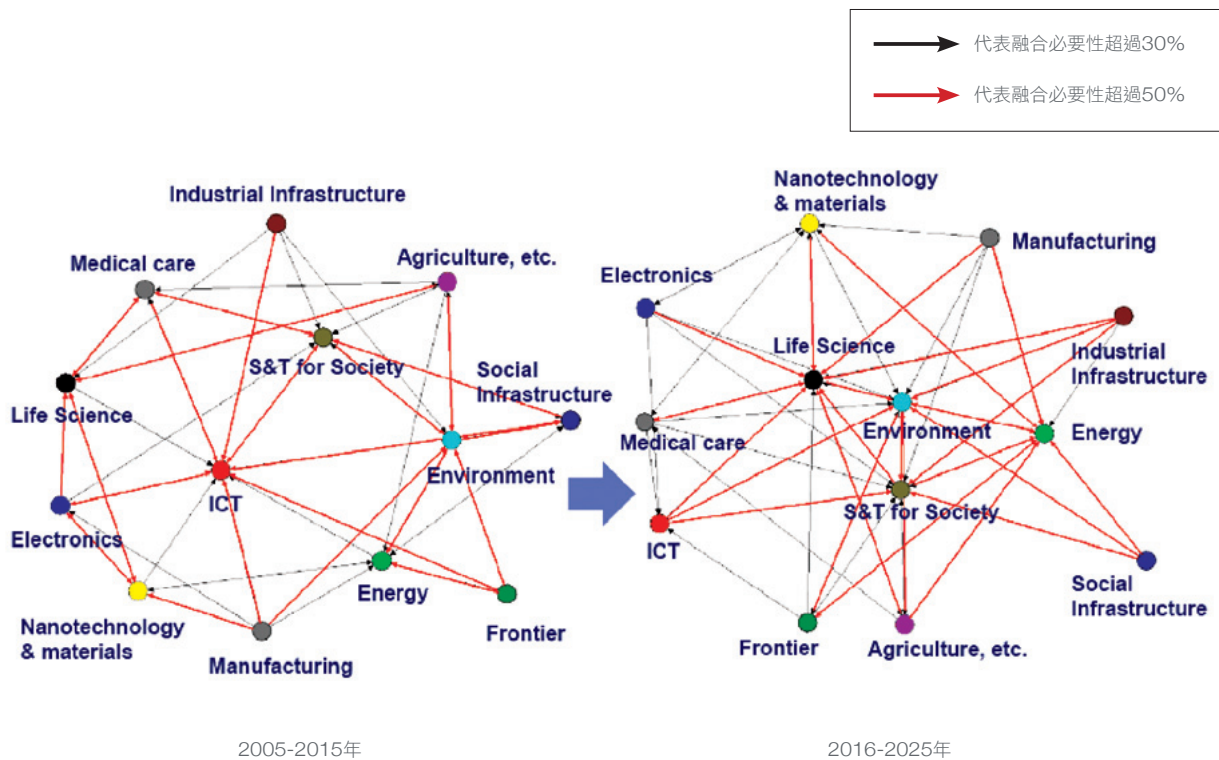
日本前瞻所預測的技術融合趨勢

日本由於自1970年代起便以科技預測進行長期的觀察，其後每隔五年重新更新其預測，並修正、擴充其執行方法，遂逐漸演變為科技前瞻調查。在長期對科技研發與應用的觀察下其方法逐漸成熟，並在回溯早期一至四回的全領域前瞻調查成果，發現有高達七至八成的實現率，遂於2004年進行的第八次前瞻調查中加入專家群對技術融合的看法。

在其所調查的13項領域（資訊與通訊、電子、生命科學、保健醫療及福祉、農林水產與食品、前沿技術、能源與資源、環境、奈米與材料、製造、產業基礎建設、社會基礎建設以及安全安心之社會技術）中，請受調查領域的專家於問卷中，分別就2005-2015年以及2016-2025年兩個時期，圈選出三項極待與該領域融合的技術領域，並以相鄰矩陣法計算出彼此的融合必要性，

最後以百分比的方式呈現計算結果（圖2）。其中日本特有而比較特殊的領域，如：前沿產業基礎建設主要指產業的流通、經營管理等；社會基礎建設包括都市建設、土木、交通等；社會技術泛指安全安心社會所需的技術，包括災害、犯罪、全球服務、生活照護、教育學習、藝文保存技術等，前沿技術主要包含海洋、地球、宇宙的尖端研究。其餘技術領域範疇大致與一般所定義的領域範圍接近。（NISTEP，2005）

調查結果顯示，在2005-2015年整體技術應用與整合的焦點集中在資訊與通訊、環境、社會技術等三項技術領域，其次依序為能源與資源、生命科學、保健醫療。至於歐美國家近年來極力倡導的NBIC融合，未來四種最被看好且發展速度最快的領域，包括：奈米科技與材料（N）、生物技術與生物醫學（B，包括基因研究、遺傳工程到生命科學與健康應用）、資訊技術（I，包括電腦、通訊與網路到日常生活應用）、C代表認知科學（C，包括認知神經科學到人工智慧應用），許多國家認為這四種科技如果發展出彼此轉換的界面，並以新



資料來源：NISTEP，2005。

圖2 不同領域間積極融合或整合的脈絡關係。

的融合工具與方法發揮相乘效應，將對人類生活福祉與尊嚴發揮最大的效益。但以日本的角度來看，NBIC的融合重心在未來10年間以資訊通訊為主，奈米與生命科學的關聯性較高，但兩者都亟需資訊與通訊技術的融入。

而到了2016-2025年後情況將有些改觀，技術融合的重心已轉變為生命科學、環境、社會技術、能源與資源，資訊與通訊技術則不再成為融合的焦點。反觀生命科學的重要性大增，亟需與奈米、電子、製造、資訊與通訊、農林水產與食品、環境等技術融合。另一方面，環境技術的重要性也大幅躍升，對於資訊與通訊、生命科學、能源與資源等技術融合的重要性提高；而能源與資源也不遑多讓，必須與農林水產與食品、前沿、環境、製造等領域進行融合。如以NBIC融

合而言，到2016年以後的融合重心轉移到生命科學，換言之，生命科學領域對於奈米、資訊與通訊領域的重要性將大為提高。

如果將上述網路關係圖以表格方式重整後，可以更清楚顯示其間的脈絡關係（如表1）。縱向欄可以代表技術重心，表示被需要融入的技術；橫向列代表應用重心，表示整合後應用的方向。在今後幾年當中，資訊、環境、社會技術是最被需要的技術領域，能源也是不容小覷的技術領域，生命科學則略遜一籌，但對於電子、醫療、農業、奈米仍相當重要。應用面最廣且最需要被融入的是資訊與通訊技術，亟需與電子、保健醫療及福祉、前沿、製造、產業基礎建設、社會基礎建設、社會技術融合，必要性超過50%以上；其次則對於能源與資源、奈米與材料、生命科學等

表1 近期優先融合的技術領域

■ 表示必要性高於30% ■ 表示必要性高於50%

應用領域	近期 (2005-2015) 正在融入的技術												
	資通	電子	生科	醫療	農業	前沿	能源	環境	奈米	製造	產業	社會基礎	社會技術
資通		■		■									■
電子	■		■						■				■
生科	■			■	■				■				
醫療	■		■										■
農業			■	■			■	■					■
前沿	■						■	■					
能源	■											■	
環境					■		■					■	■
奈米	■	■	■				■						
製造	■	■					■	■	■				
產業	■		■					■					■
社會基礎	■			■			■	■					■
社會技術	■			■				■					

資料來源：菊田隆，2005；NISTEP，2005；本研究整理。

表2 未來亟需高度融合的領域

■ 表示必要性高於30% ■ 表示必要性高於50%

應用領域	2016年以後亟需融入的領域												
	資通	電子	生科	醫療	農業	前沿	能源	環境	奈米	製造	產業	社會基礎	社會技術
資通			■					■					■
電子	■		■					■	■				■
生科				■	■		■	■	■				
醫療	■		■					■	■				■
農業			■	■			■	■					■
前沿	■		■				■	■					■
能源						■		■	■				■
環境			■		■	■	■						■
奈米		■	■	■			■	■					
製造			■				■	■	■				■
產業			■				■	■					■
社會基礎							■	■					■
社會技術			■	■			■	■					

資料來源：菊田隆，2005；NISTEP，2005；本研究整理。

領域的必要性也相當重要，超過30%以上。而環境領域對於農業、前沿、能源、製造、社會基礎建設、社會技術的融合必要性皆高於50%。

其中，比較令人意外的是在近十多年國際間熱門的奈米科技，同時也是日本第二次科技基本計畫所訂定四大重點領域之一，其被需要的程度在本次調查中並未如預料中的高。反觀另一重點領域——環境成為融合的重心，可以看出日本對於此領域所包含的地球環境、生態保育、防災及水資源管理等議題的重視程度。此外在最尖端的前沿領域及最傳統的製造領域，對其他領域的融合必要性較低，反而需要其他的技術給予該領域技術支援。

而在橫向列的部分可以看出，農業及製造等被視為較傳統的技术領域，確實是需要注入新興技術以協助其轉型，也是其他技術最能發揮應用的領域。以農業而言，迫切需要生命科學及環境技術的融合，其次是醫療保健、能源及社會技術。對生命科學及環境技術的需求主要建立在糧食安全及環境永續的功能需求，對保健、能源及社會技術的需求則是建立在國民健康、生質能源及食品安全等功能面上。對於製造領域而言，資訊與通訊、環境、奈米的融合較為迫切，其次是電子與能源領域。

至於到了2016年以後，技術融合的趨勢又有所改觀，如表2所示，技術融合的重心轉移到生命科學、能源、環境及社會技術，前三者的重要性較前幾年大幅提昇，尤其是環境領域對於其他12領域的融合必要性都超過30%；生命科學的應用層面漸廣，反而資訊與通訊的重要性不再，電子領

域也只對奈米領域重要。但若以橫向列來觀察可以發現，技術融合的應用面因分散而變得較為廣泛。生命科學、農業、前沿、環境、奈米都是可以發揮的應用面，其中農業的改變不大，只有能源/資源對環境技術的融合必要性昇高到83%，主要原因除了各界對於生質能源的期待增加之外，日本政府對於資源所大力推動的3R（reduce-減少廢棄物，reuse-資源再利用，recycle-物質循環利用）也是重要因素。

總括而言，2015年以前雙方融合必要性都很高的領域是「資通-電子」、「生科-醫療」、「電子-奈米」、「環境-能源」，彼此融合必要性皆超過70%。這種關係從2016年之後可能就改觀了，彼此的關聯性下降，但是資訊/通訊、電子、醫療對於生命科學的技術需求仍屬重要，奈米之於能源、製造之於生命科學也有相同情形。

技術對技術彼此間的融合需求與依賴度並不是對等的關係，表3整理出彼此融合必要性差距較大的技術領域。在2015年以前，差距較大的是前沿對於資通與環境的需求，遠超過資通與環境對前沿的需求。同樣地，資通與奈米對製造很重要，但製造對於奈米及資通卻不重要。到了2016年以後，電子與生命科學、農業與能源也有類似情況發生。

由表3中更容易印證領域重心移轉的現象，即2015年以前，資訊與通訊技術多位於領域2的位置（也就是被需要融入的領域），但到了2016年以後，資訊與通訊成為領域1（需要他種技術融入的應用領域）。而產業基礎建設、社會基礎建設、社會技術理所當然是被廣泛應用的領域，而

表3 融合與被融合必要性差距較高的領域

表示必要性高於30% 表示必要性高於50%

	領域1	←融合	融合→	領域2
2015以前	農/林/水產/食品	39	6	社會技術
	前沿	71	3	資訊/通訊
	前沿	6	15	能源/資源
	前沿	72	17	環境
	能源/資源	43	8	資訊/通訊
	製造	74	3	資訊/通訊
	製造	34	14	能源/資源
	製造	52	6	環境
	製造	73	11	奈米/材料
	產業基礎建設	72	10	資訊/通訊
	產業基礎建設	34	0	生命科學
	產業基礎建設	43	2	環境
	產業基礎建設	49	9	社會技術
	社會基礎建設	56	10	資訊/通訊
	社會基礎建設	72	31	社會技術
2016以後	資訊/通訊	61	25	生命科學
	資訊/通訊	53	17	環境
	資訊/通訊	59	14	社會技術
	電子	78	16	生命科學
	電子	39	8	社會技術
	前沿	43	13	生命科學
	奈米/材料	78	40	生命科學
	保健/醫療/福祉	43	7	環境
	農/林/水產/食品	60	6	能源/資源
	農/林/水產/食品	65	30	環境
	奈米/材料	44	8	環境
	製造	54	2	生命科學
	製造	60	4	能源/資源
	製造	38	3	環境
	製造	48	11	奈米/材料
	產業基礎建設	61	0	生命科學
	產業基礎建設	66	3	能源/資源
	產業基礎建設	53	3	社會技術
	社會基礎建設	65	25	環境
社會基礎建設	58	25	社會技術	
社會技術	67	24	生命科學	

←融合：表示領域1極需領域2的融入 融合→：表示領域2極需領域1的融合

資料來源：菊田隆，2005；NISTEP，2005；本研究整理。

非要被積極導入的領域。檢討必要性差距較大的原因，很可能是某些技術應用的領域具有特殊用途，例如：深海機器人、製造用軟體、生體用微乳劑等；因此融入技術對應用領域很重要，但反之應用領域對於融入的技術領域而言，重要性就大為減弱。

結論與建議

面對上述融合的未來趨勢，應以重視多領域教育為優先考量，增加對融合領域技術的認識，以跨越異領域知識的障礙，養成同時兼具多重技術專長的研究人才。另一方面，對於這些融合議題的知識傳播、利於研究者變更專長領域的研究資助、跨領域資訊資料庫的建構、充實異領域交流的機會或平台，都是未來值得努力與檢討的方向。

除了知識的流通以外，高融合性的產業容易有創新產品出現，意味可能有新的商機出現，甚至可能創造出新的產業，因此相關的教育、技術移轉、法規，甚至宣導與教育等配套措施都需要及早規劃，以迎戰這些新的挑戰。

以產業發展效益來說，整合型由於先訂出優先發展技術領域，再動員相關產業與研發資源進行規劃與執行，因此整合型效益遠高於專業化及融合型，因此美國與日本的研發多已由融合走向整合，但歐洲許多產業仍停留在傳統的單一產業內單打獨鬥，現已亟欲效法美國與日本研發系統與產業鏈整合為一體的規劃策略，以強化其產業競爭力，我國更應該順應此潮流發展，才跟得上未來發展的腳步。

參考資料

1. 殷正華、王碧玲（2007）技術創新與融合之未來趨勢。科技報導，31，8-11。
2. 菊田隆（2005）デルファイ調からみた分野融合・連携の重要性。上網日期：2008年6月15日，取自http://iftech.or.jp/info/051022/2F05_kikuta.pdf
3. 菊田隆、大竹裕之、横田慎二（2005）デルファ調査からみた分野融合・連携の重要性。上網日期：2008年6月15日，取自http://www.jaist.ac.jp/coe/library/jssprm_p/2005/pdf/2005-2F05.pdf
4. Bruland, K. (2004) Understanding Convergence. Foresighting the New Technology Wave Conference。上網日期：2008年6月15日，取自http://cordis.europa.eu/foresight/ntw_conf2004.htm
5. FuTMan: The future of manufacturing in Europe 2015-2020, the challenge for sustainability。上網日期：2008年6月15日，取自http://ec.europa.eu/research/industrial_technologies/pdf/pro-futman-doc1-final-report-16-4-03.pdf
6. Nettel (2008) , Module 2: Global Trends in ICT/ Telecoms Sector—Convergence。上網日期：2008年6月15日，取自<http://cbdd.wsu.edu/kewlcontent/cdoutput/TR501/page29.htm>
7. NISTEP (2005) 科技術の中長期発展に係る俯瞰的予測調査：デルファイ調。上網日期：2008年6月15日，取自<http://www.nistep.go.jp/achiev/results01.html>

結構物倒塌數值模擬 分析程式之開發

文/圖 王仁佐、蔡克銓、莊明介 國家地震工程研究中心

摘要

本研究主要開發一套以向量式有限元 (Vector Form Intrinsic Finite Element, VFIFE或V-5) 為計算核心之視窗程式介面, 目的希望能經由此視窗程式介面的開發, 提供V-5分析程式的使用者建立各種空間結構數值分析模型及檢視分析結果的整合型平台, 建立一套能構模擬結構物倒塌之數值分析軟體。視窗程式之基本架構源自國家地震工程研究中心 (National Center for Research on Earthquake Engineering) 所開發之GISA3D非線性結構分析程式使用者圖形介面。GISA3D是為支援PISA3D所開發而成的使用視窗介面程式, V-5與PISA3D程式計算核心兩者主要之差異在於, V-5不但可分析連續體之非線性大變形行為, 亦可分析結構物碰撞與斷裂行為, 因此如何擴充GISA3D架構以整合V-5, 是本研究之課題。最後以崩塌數值分析算例來驗證, 經由擴增後的視窗介面GISA3D其可行性。

前言

由歷史經驗可發現, 結構物倒塌常造成人員傷亡與設備損毀, 例如在1964發生於臺灣的台南白河大地震與1999年南投縣集集大地震中, 許多建築結構因為構件承載力不足而倒塌。1968年5月16日發生於英國倫敦得Ronan Point公寓倒塌事件, 也引起人們對高樓建築因部份結構或構件破壞而導致整體結構破壞受到廣泛注意。

有鑑於此, 國家地震工程研究中心近年來不斷致力於鋼筋混凝土結構之極限崩塌行為的研究與實驗, 同時在數值計算研究方面, 更以向量式有限元 (Vector Form Intrinsic Finite Element, VFIFE, 或稱為V-5) 方法^[1], 配合損傷指標定義作為構件斷裂與否判斷之依據, 並結合V-5可模擬碎裂的特性來更真實模擬鋼筋混凝土結構倒塌過程。

非線性結構靜動態分析程式的開發著重「分析執行效率」, 當視窗介面普遍應用於各項應用程式之際, 國家地震工程研究中心亦從善如流, 針對結構分析程式PISA3D^[2]開發GISA3D (The Graphical Interface of Inelastic Structural Analysis for 3D Systems)^[3]使用者圖形介面, 透過物件導向設計思維與應用Design Pattern]的實作方式, 實現具有彈性與擴充性之系統架構, 除了充分支援PISA3D外, 亦與V-5分析程式進行整合, 可以由此驗證GISA3D的擴充性以及軟體再利用的價值, 更能進一步發展出能模擬結構物倒塌之數值分析軟體。

向量式有限元簡介

向量式有限元是以計算為考量的物理計算模式, 而非數學分析模式, 因此V-5方法不依循以

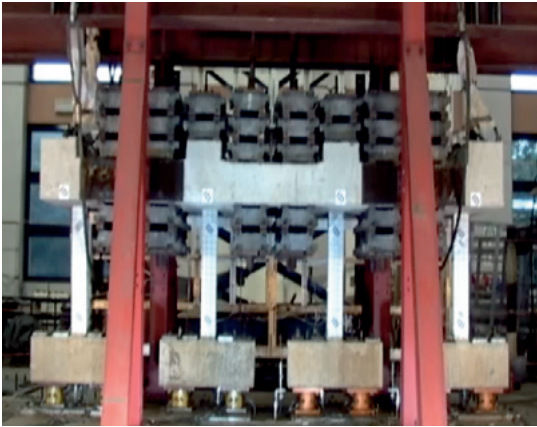


圖1 振動台崩塌實驗試體2003^[4]。

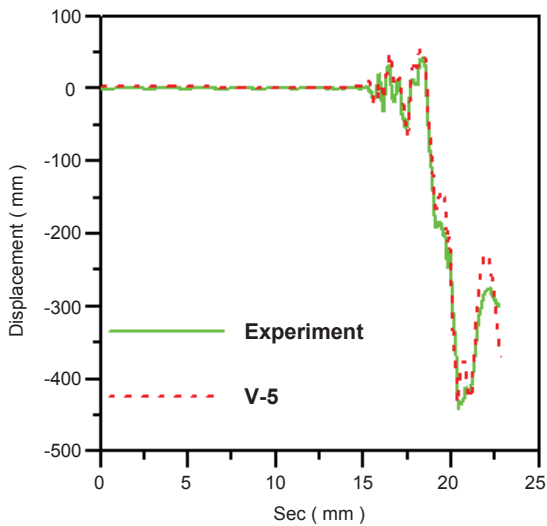


圖2 頂層位移與時間曲線（發生崩塌）。

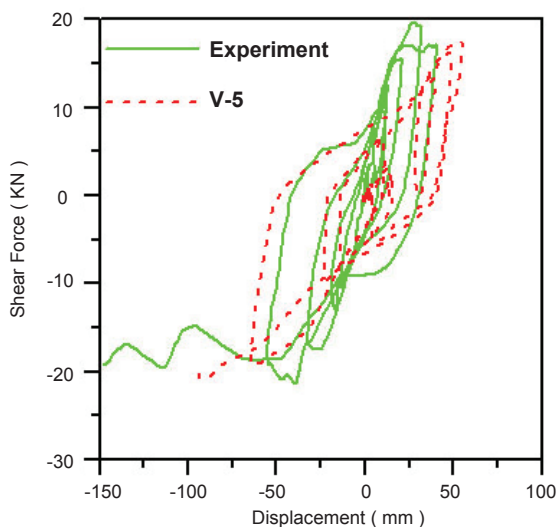


圖3 柱子頂層位移與剪力遲滯回圈（發生崩塌）。

微分數學將方程式離散化的模式，而是直接依照對力學或物理現象行為進行評估、工程應用的需要及計算的精度建構結構的離散模式。力學行為可對問題的需要建構近似的理論，不用建立成完整的數學理論描述。V-5方法將結構系統定義為一群離散質點之組合的基本假設，推導質點的運動方程式，並使用顯式時間積分（explicit time integration）來解析質點運動程式。此外V-5方法將一般質點運動軌跡為連續位移軌跡為離散化為離散位移軌跡。

國家地震工程研究中心之研究團隊，為驗證V-5方法確實能有效模擬結構物倒塌行為，以振動台崩塌試驗結果作為V-5數值模擬分析結果比較之對象。圖1為振動台崩塌實驗試體，柱子斷面積為 $150 \times 150 \text{mm}^2$ 。將實驗試體放置於振動台上，並於振動台上施加一地震歷時記錄。由圖2與圖3可得知，V-5在不調整任何迭代參數下，就能有效預估鋼筋混凝土結構崩塌行為，同時也有預測出鋼筋混凝土構件斷裂的時間與斷裂之順序。

GISA3D與V-5整合式平台之開發

GISA3D研發之際預見了來日需求的增加，特別是Model部分，故此導入物件導向的設計思維與實作技術，希望追求當下的執行效率更能兼顧日後系統的維護成本。在有限元素分析程式的系統中，散佈著許多用來定義結構模型的類別，除了需要考量分析引擎（PISA3D或V-5）與日俱增的材料模型與分析方法，而GISA3D此類互動式的使用者圖形介面更是需要考量各類物件於執行期的互動行為，以梁柱接頭系統圖4為例，移除元素E1時，「同步移除節點N1的必要性」成為開發者必須正視的問題，而處理此類物件之間的互動關係，物件

導向的程式架構無疑是最好的解決方案，而設計模式Design Pattern更是實現物件導線系統架構的一大利器，而在GISA3D系統架構裡，吾人援引Observer Pattern成功實作「節點」與「元素」的繫屬關係圖5，使其在執行期充分掌握彼此的資訊。

物件導向架構設計

GISA3D使用Design Pattern構築完整的系統架構，成功支援分析引擎PISA3D，提供視覺化前後處理的整合式平台，為PISA3D使用者大開善門，而今，欲更進一步的整合採用V-5作為分析理論的運算核心，又考量目前V-5所支援的分析元素項目可為既有的PISA3D所涵蓋，就使用者圖形介面的開發角度而言，V-5與GISA3D的整合工作，首先需要處理輸入與輸出檔案格式的問題，因此，GISA3D系統架構援引Strategy Pattern的手法，透過實作V-5輸入檔案專屬之類別圖6，以「多型」的方式執行V-5輸入檔案讀檔動作，達成與PISA3D共享使用者圖形介面系統的目標，而同樣的方式也應用在讀取V-5的後處理檔案。

視覺化後處理模組之實作

本研究透過Strategy Pattern，可以解決GISA3D在V-5分析程式輸入與輸出檔案相容性上的架構問題，然而解決架構性的問題後，尚有其他整合上的問題有待解決，由於V-5分析方式可以進行崩塌級的大變形分析，而大變形下的崩塌行為導致元素的斷裂發生，因此就後處理模組而言，V-5專屬後處理模組與PISA3D的既有方式存在著些許邏輯上的差異。GISA3D顯示PISA3D分析結果時，由於PISA3D的分析過程「節點數

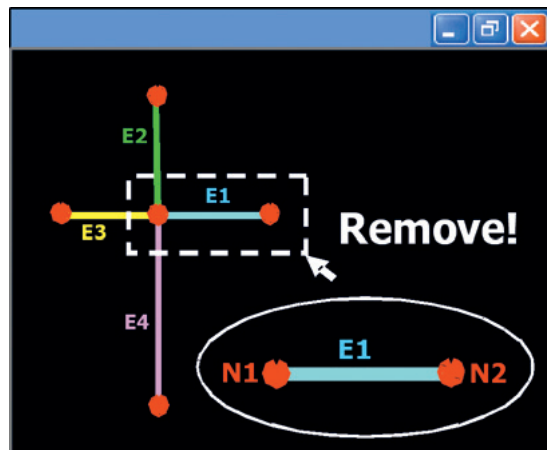


圖4 梁柱接頭。

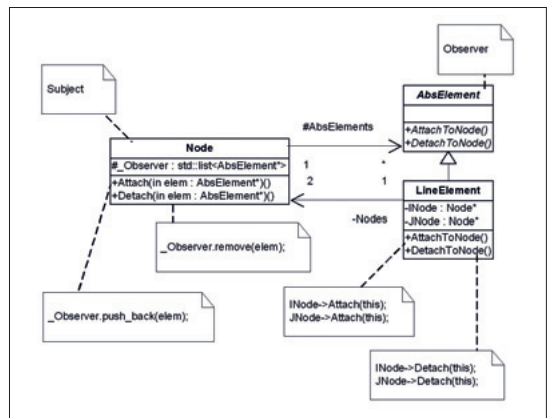


圖5 Observer Pattern應用實例。

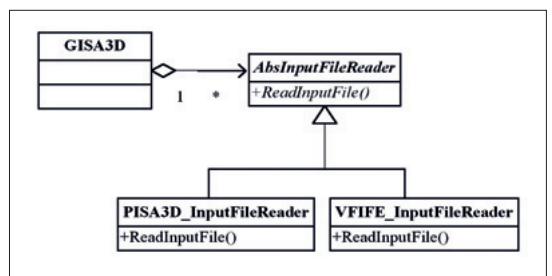


圖6 Strategy Pattern應用實例。

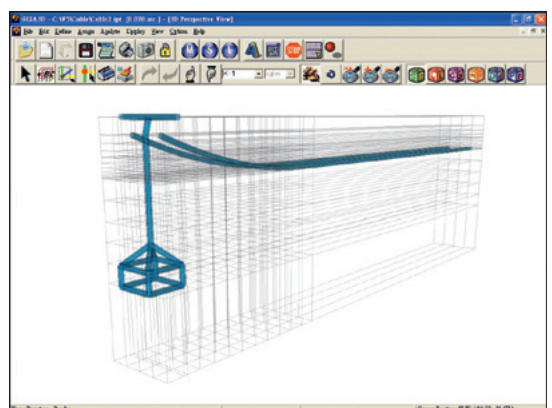


圖7 空中纜車計算範例。

目（自由度）」不變，因此GISA3D與PISA3D的溝通方式是以「節點」作為基本單元進行讀檔與寫檔的動作，而這樣的運作機制，在與V-5的整合過程中卻遭面臨問題，因為動力分析的歷程中，節點數目（自由度）會在斷裂行為發生時，發生改變的情況，因此改採V-5的不變量「元素數目」作為讀檔的最小單元，即是V-5在運算完成產出GISA3D專屬的分析結果檔案時，是以分別描述「每個時程」的「每個元素」其所對應到的節點座標，如此在繪製結構受震崩塌反應的問題，即可以迎刃而解。

本文在此以兩個V-5計算範例驗證GISA3D的整合成果，如圖7所示，首先是空中纜車運動範例，可於GISA3D完成模型建構，並且顯示V-5分析結果圖8，另一個分析案例使採用三維空間構架圖9，受震後發生崩塌，由圖10可以驗證，GISA3D經修正後可以支援V-5繪製結構受震之崩塌反應。

結論

透過物件導向系統架構的擴增與些許修改，GISA3D即可成功整合V-5分析引擎，並且跳脫舊有藩籬，顯示結構崩塌反應，充分顯示GISA3D軟體可再利用的價值所在及NCREE已經成功發展出一套能模擬結構物倒塌之數值分析軟體。未來本中心將以更先進的3D繪圖技術，持續規劃更完整與更有效率的圖形介面，與增強V-5中的各項有限元與材料之功能。

參考資料

1. Wang, R. Z., Wang, C. Y., and Tsai K. C., "Vector form intrinsic finite element method of the failure and collapse of space frame under seismic," The Eighth Taiwan-

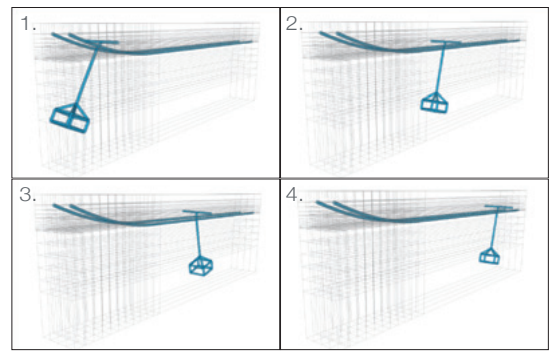


圖8 空中纜車V-5分析結果。

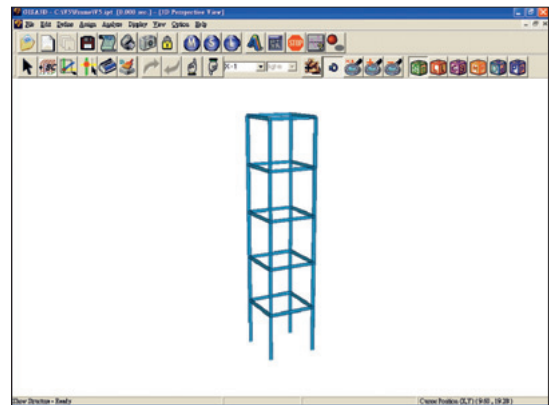


圖9 三維構架計算範例。

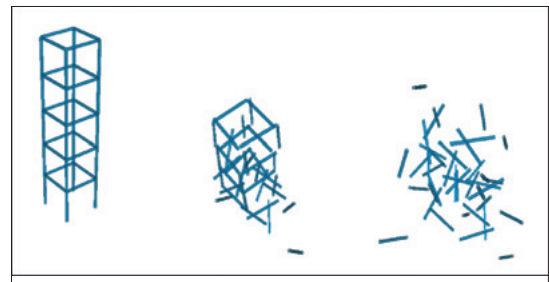


圖10 三維構架崩塌反應。

Korea-Japan Joint Seminar on Earthquake Engineering for Building Structures, SEEBUS 2006, Nagoya, Japan, (2006).

2. Lin, B.Z and Tsai, K.C., "PISA3D R2.0 User's Manual", National Center for Research on Earthquake Engineering, (2006).
3. 莊明介、蔡克銓，「結構分析程式物件導向使用者圖形介面之研發」，國家地震工程研究中心，報告編號：NCREE-05-012 (2005)。
4. Wu, C. L., Kuo, W. W., Yang, Y. S., Hwang, S. J., Elwood, K. J., Loh, C. H., and Moehle, J. P. (2008). Collapse of a nonductile concrete frame: shaking table tests. Earthquake Engineering and Structural Dynamics (submitted).

醫學影像表現型分析 技術服務平台之建置

文/圖 謝靜宜 國家實驗動物中心

為因應世界潮流，並滿足國內研究人員未來需求，國家實驗動物中心在國研院院部及中心主管的支持下，乃仿照美國國家醫學圖書館（National Library of Medicine）「虛擬人」計畫（The Visible Human Project），嘗試以實驗小鼠為樣本，結合非侵入性醫學影像分析技術，籌建國際級之小鼠臨床診斷表現型分析技術服務平台，以提供國內產官學研界使用，讓國內生技醫藥研發能量得以居國際領導地位。

運用醫學影像分析技術所建置之表現型分析技術服務平台，其優點有：可減少動物犧牲，符合動物福祉之精神；可提供研究人員一個快速及精準的研究分析利器；運用3D電腦模擬分析軟體

所繪製醫學影像圖檔，可提供研究人員更多實驗分析之資訊；更具擴充性，本計畫建置之分析技術服務平台，未來亦可結合奈米醫學發展顯影劑技術，開發有關腫瘤發生學分析、心血管疾病分析、軟組織病變分析等技術平台。

在計畫執行之初，本研究團隊遭遇到多項技術上需克服之瓶頸，例如在圖像數位化資料之取得與演算，因為取像精細度的提高，單筆資料量也相對提高超過一般電腦軟硬體可以處理範疇，致使最終之影像成果畫質或身體器官之解析度無法獲得所預期之成效。此一瓶頸透過院部整合型新興計畫設置機制運作下，獲得國網中心科學視算實驗室之協助，目前此一瓶頸已獲解決。現本研究團隊已能利用



圖1 冷凍切片圖。

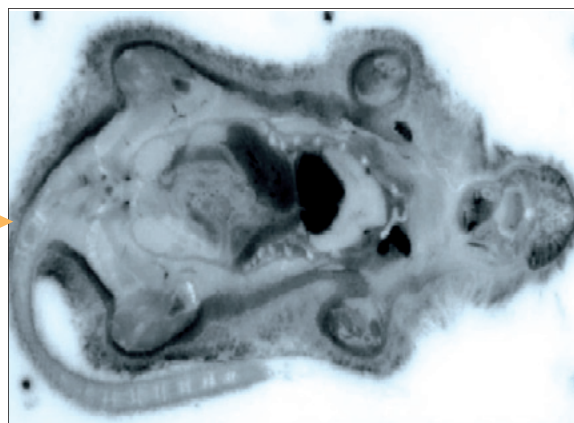


圖2 降解析處理後圖片。

國網中心所開發之圖像資訊運算軟體工具，將取像設備得到的數位化資料，在最具效率之時間進行處理、分析，與成果呈現。

在本計畫架構的過程中，本研究團隊透過與國內其他機構合作，運用醫學影像照射技術，對不同之標本進行掃描、資料取得、分析與3D模型之建置，漸漸也有些初步之成果展現。例如，就不同種類之近親及特殊品系動物，進行骨骼系統掃描，再以應用軟體程式繪製出3D立體圖檔並進行分析測量，即可得到如下圖的下顎骨型態學分析比較，可提供研究人員一虛擬立體模組進行長度、角度測量與型態學分析，未來可成為新的血緣鑑定工具。

另外，本研究團隊刻正就國內原生種哺乳動物進行骨骼系統（如頭骨、四肢骨、牙齒等）掃描，再將取得之資料以應用軟體程式繪製出3D立體圖檔並進行分析測量，此一計畫除可了解各物種間之遺傳系譜關係外，更可建立一套「台灣小

型哺乳類原生種動物數位典藏資料庫」。期盼未來在此一計畫完成後，能有一套全然不同之教學平台提供外界教育機構使用，讓教育向下紮根，也讓世界更認識台灣。

在配合政府數位典藏與數位學習國家型科技政策推動之下，本研究團隊期盼能運用此新興計畫設置之平台所得的數位資源，來推動國家數位知識應用及促進成果走向國際。預計此一平台建立完成後可有以下之效益：第一、可藉由醫學影像設備之應用，提供研究人員微分析的平台，同時透過所產生的醫學影像重組的立體模組，讓研究人員能更精準來判斷病灶及致病機制，減少動物犧牲，提供研究計畫延續性的構思，進而在實驗動物病理學上有所突破。第二、藉由軟體所重組的立體模組，研究人員可在電腦上做任意翻轉、提供更精細的角度及長度測量、並可擷取任何一截面進行觀察分析，這些都是傳統研究分析所無法提供。



圖3 台灣原生哺乳動物下顎骨系譜分析。



圖4 醫學影像經由3D軟體處理後成像。

因緣際會之下，在南部中心開幕前進入中心接下「真擬鼠」這個計畫，知道國家實驗動物中心自成立以來，一直以供應「高品質實驗動物」為目標，並持續提供研究人員動物健康監測、胚冷凍等實驗動物相關服務。為因應世界潮流，發展非侵入性醫學影像分析技術，在院部長官的支持下，預計在中心添購Mic-CT設備，其優點有：減少動物犧牲，重視動物福祉；提供研究人員一個新的研究利器等。藉由mic-CT設備所得醫學影像，加上電腦軟體分析後可以提供研究人員有關骨骼分析、未來結合奈米醫學發展顯影劑技術，可提供有關腫瘤發生學分析、心血管疾病分析、軟組織病變分析等等，在運用國家動物中心現有種原庫建置之經驗與穩健之實驗動物獸醫學與病理學基礎，期盼形成一國際級之小鼠臨床診斷表現型分析技術服務平台，以提供國內產官學研界使用，讓國內生技醫藥研發能量得以居國際領導地位。

3D，為現在世界潮流的趨勢，也是國內研究人員未來需求，國家實驗動物中心乃仿照美國國家醫學圖書館（National Library of Medicine）「虛擬人」計畫（The Visible Human Project），嘗試以實驗小鼠為樣本，開發建立出數位小鼠資料庫。

為能提供一全方位、多樣且詳盡豐富的實驗動物圖像資料庫，讓研究人員得以應用於遺傳、癌症、藥物、傳染性疾病等研究，以加速醫療技術開發進程，本計畫將延續此一構想，針對動物實體醫學影像取得（data acquisition）技術進行研發，進而完成人類疾病模式動物表現型分析技術服務平台之建構。

未來平台建立後，將提供國內產官學研界使用，期盼能應用於遺傳、癌症、藥物、傳染性疾病等研究，以加速醫療技術開發進程。

DE-QPSK 在衛星通訊上的應用

文/圖 李清宏 國家太空中心

前言

德國快眼任務 (RapidEye Mission) 為一組由五顆低軌道衛星 (高度630KM) 所組成的星系, 其彩色解析度是6.5米。其遙測照片將由X頻段以80 Mbps速率下傳至地面接收站。此五顆快眼星系已於2008年8月29日以一箭五星方式於Kazakhstan由俄羅斯的洲際彈道飛彈改裝的DNEPR-1火箭發射升空至同一個太陽同步 (Sun-synchronous) 軌道面, 如圖1所示。此星系下傳遙測照片所採用的調變方式為DE-QPSK (Differentially Encoded QPSK)。台灣原本要做一顆衛星加入其星系團隊, 成為5+1星系, 後來因故而退出。目前國家太空中心規劃一顆解析度更

高的遙測衛星, 其下傳遙測照片所採用的調變方式也將採用DE-QPSK。採用DE-QPSK有何好處呢? 本文將探討其原因。

為何採用PSK (Phase Shift Keying) 調變方式?

在衛星通訊上會採用PSK調變方式的主要原因是: PSK調變方式是所有數位調變中最有效率的調變方式, 因為其位元錯誤率 (BER) 是最小的, 如圖2所示。各種調變方式與位元錯誤率之關係比較表如表1 所示:



圖1 RapidEye 星系軌道面。

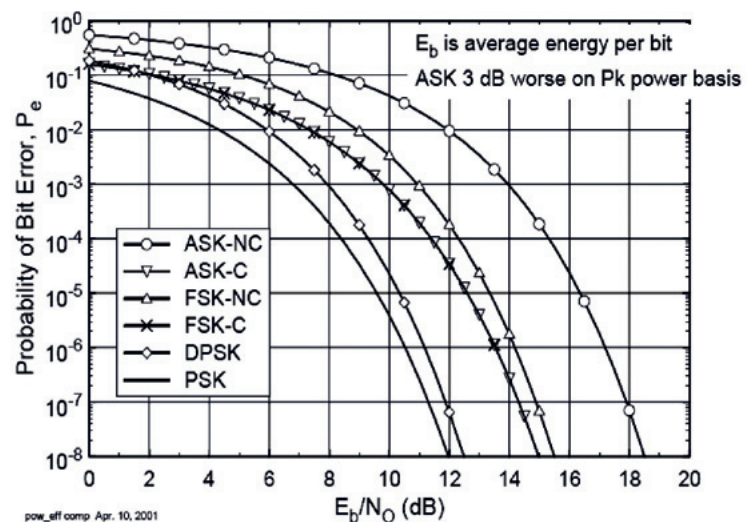


圖2 數位調變方式比較。

表1 數位調變之位元錯誤率

Modulation	BER
PSK (coherent)	$Q(\sqrt{2E_b/N_0})$
DPSK (differentially coherent)	$\frac{1}{2} \exp(-\frac{E_b}{N_0})$
Orthogonal FSK (coherent) ASK (coherent)	$Q(\sqrt{E_b/N_0})$
Orthogonal FSK (noncoherent)	$\frac{1}{2} \exp(-\frac{1}{2} \frac{E_b}{N_0})$
ASK (noncoherent)	$\frac{1}{2} \exp(-\frac{E_b}{4N_0}) + Q(\sqrt{E_b/N_0})$

其中： $Q(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_x^\infty \exp(-\frac{u^2}{2}) du = \frac{1}{2} \operatorname{erfc}(\frac{x}{\sqrt{2}})$

為何採用Differential PSK (Phase Shift Keying) 調變方式?

首先，我們來看看BPSK 的調變及解調方式。如圖3 (a) 所示，基頻訊號b (t) 將載波訊號c (t) 做調變後產生調變訊號m (t) 如下式：

$$m(t) = b(t)c(t) = Cb(t) \cos \omega_c t \quad (1)$$

其中b (t) 、c (t) 、m (t) 及s (t) 的時域

波形如圖4所示。

如果基頻訊號b (t) 的值只有+1或-1，則m (t) 可寫成下式：

$$m(t) = C \cos [\omega_c t + \theta (t)] \quad (2)$$

其中 $\theta (t) = 0^\circ$ 或 180° 。

式 (2) 即為BPSK調變訊號的數學表示法。

為了做同步解調 (coherent demodulation) ，必須在接收機端加入載波回復 (CR, carrier-

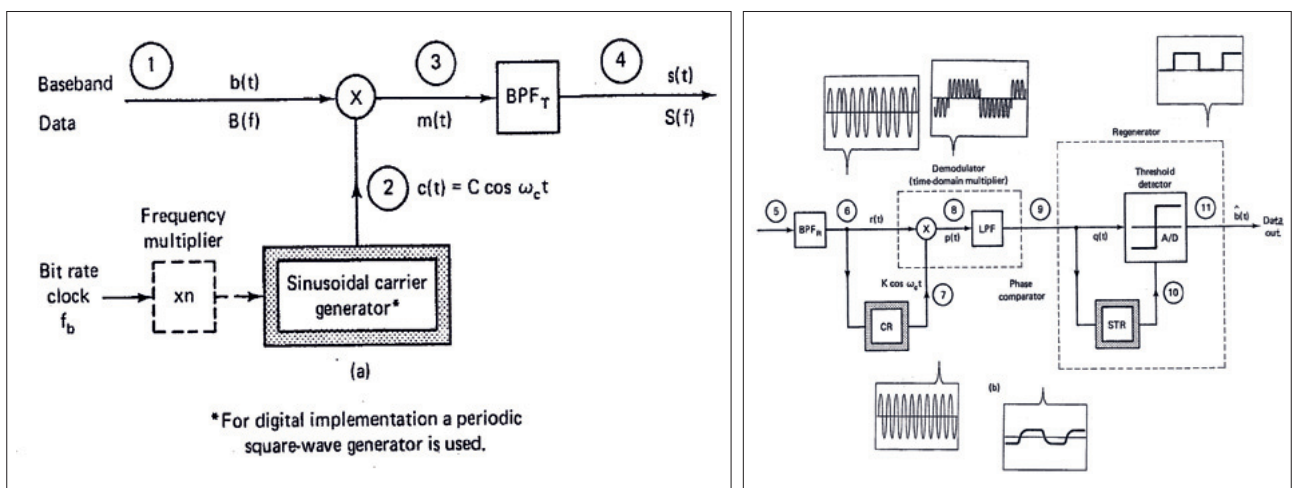


圖3 同步 BPSK方塊圖 (a) 調變器 (b) 解調器。

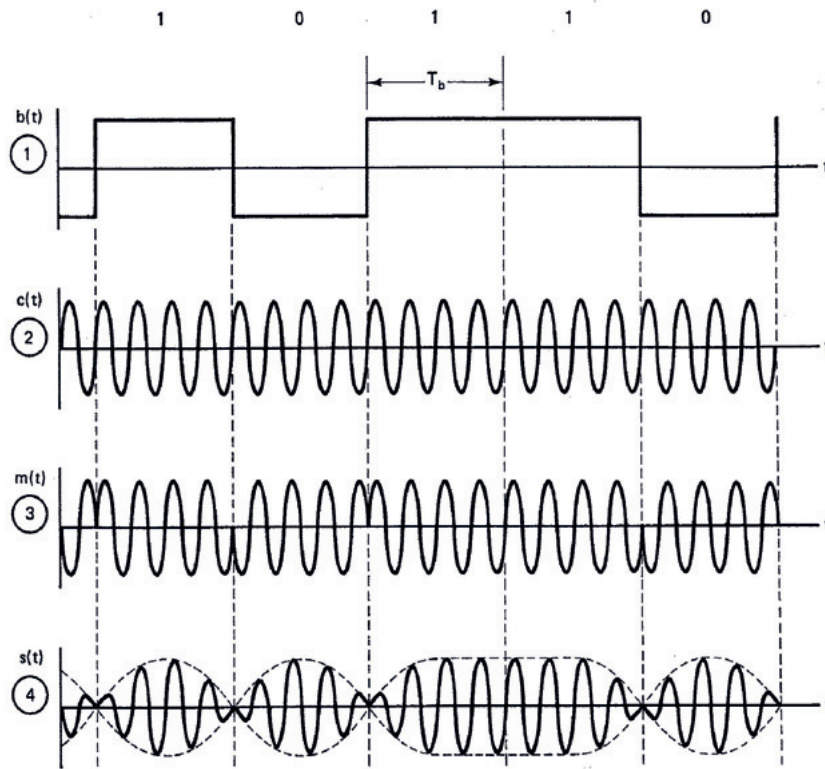


圖4 BPSK調變器時域信號圖。

recovery) 電路，以使接收機端頻率與接收到的調變訊號同步。假設通過帶通濾波器 (BPF) 的接收訊號是 $r(t)$ ，則可表示為

$$r(t) = C_r \cos[\omega_c t + \theta(t)] \quad (3)$$

其中 C_r 是調變載波之峯值。圖3 (b) 乘法器之輸出 $p(t)$ 等於

$$p(t) = r(t) K \cos \omega_c t = C_r K \cos[\omega_c t + \theta(t)] \cos \omega_c t \quad (4)$$

其波形如圖3 (b) 第8點所示。

利用三角公式

$$\cos \alpha \cos \beta = \frac{1}{2} \cos(\alpha - \beta) + \frac{1}{2} \cos(\alpha + \beta)$$

可得

$$\begin{aligned} p(t) &= \frac{1}{2} C_r K \cos[\omega_c t + \theta(t) - \omega_c t] \\ &+ \frac{1}{2} C_r K \cos[\omega_c t + \theta(t) + \omega_c t] \quad (5) \\ &= \frac{1}{2} C_r K \cos[\theta(t)] + \frac{1}{2} C_r K \cos[2\omega_c t + \theta(t)] \end{aligned}$$

而上式訊號通過低通濾波器 (LPF) 後，含有 $2\omega_c$ 的高頻成份將被濾掉而只剩下

$$q(t) = \frac{1}{2} C_r K \cos[\theta(t)] \quad (6)$$

其波形如圖3 (b) 第9點所示。其中 $C_r K/2$ 代表增益常數，而 $\cos[\theta(t)]$ 則是時變帶限 (bandlimited) 基頻訊號。就 $\theta(t) = 0^\circ$ 或 180° 而言，此訊號分別等於 +1 或 -1。此基頻訊號電壓正比於 $\cos[\theta(t)]$ ，其中 $\theta(t)$ 表示接收到的調變載波 (modulated carrier) 與回復載波

(recovered carrier) 間之相位差，即圖3 (b) 第6點與第7點之相位差。最後經由A/D轉換器提供數位輸出 $\hat{b}(t)$ ，如圖3 (b) 第11點所示，完成解調動作。

雖然理論上PSK的位元錯誤率 (BER) 是各種數位通訊方式當中最低者，然而，PSK 有個天生的缺點就是相位混淆 (phase ambiguity) 的問題，也就是說解調出來的 $\hat{b}(t)$ 和原來的輸入

資料 $b(t)$ 可能反相也可能不反相，我們無法預知它到底是否會反相，其原因可從圖5中看出來。因為PSK的訊號是以相位 180° 的變化來表示位元的變化，所以圖5中的PSK訊號可能代表“010010”，也可能代表“101101”。

為了解決PSK這種先天性的相位混淆問題，我們可以採用如圖6的NRZ-M (或稱為NRZ-I) 的編碼方式來補救。圖中之輸入信號 V_D 為NRZ-L

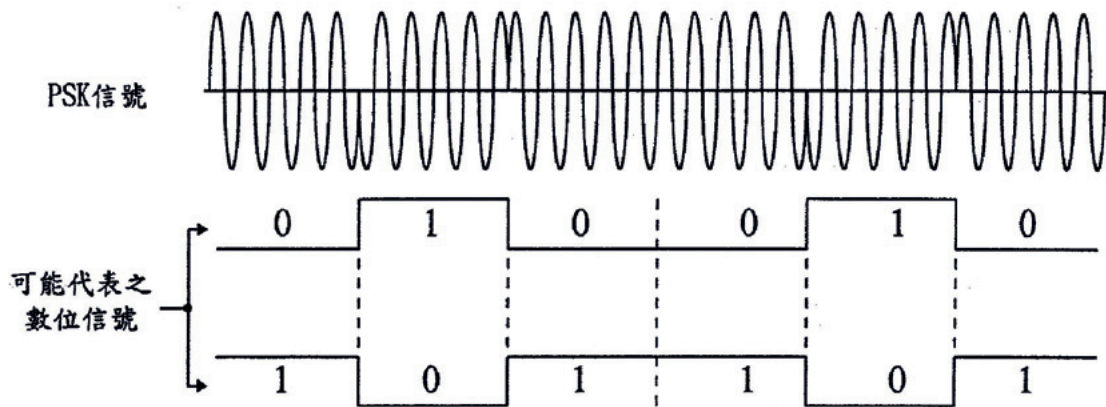


圖5 BPSK解調之相位混淆情形。

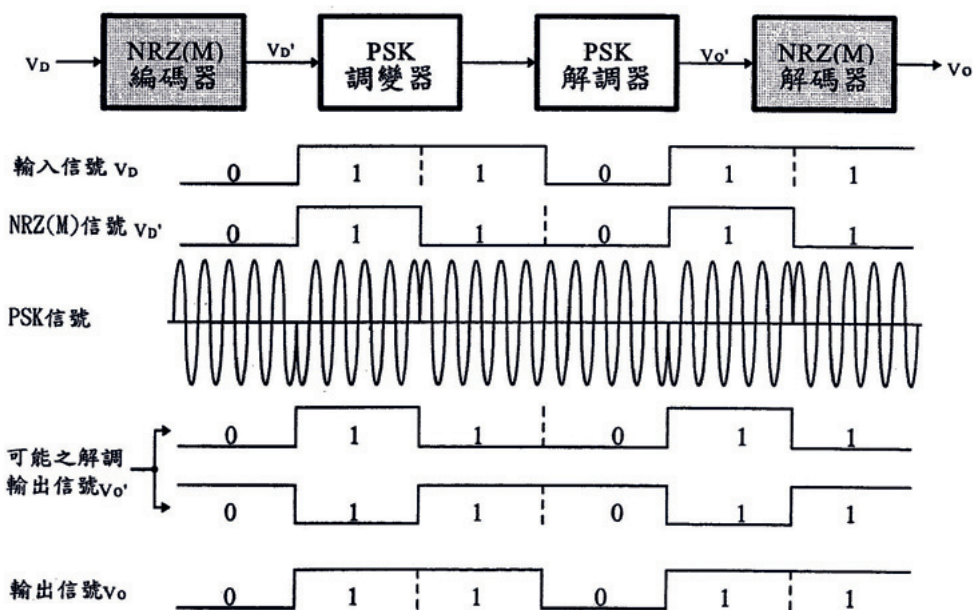


圖6 以NRZ-M編碼解決相位混淆問題。

編碼，經過NRZ-M編碼器之後得到圖中 V_D 之NRZ-M編碼波形。NRZ-M 的編碼方式是：逢“0”不變，逢“1”必反。此NRZ-M信號經過PSK調變及PSK解調，可能得到之輸出數位波形為圖6之 V_O 兩者之一。不論是上者或是下者，依據逢“0”不變，逢“1”必反的原則，都是代表“011011”的訊息，如此就不再有相位混淆的問題了。經過NRZ-M解碼後之輸出信號 V_O 又被還原成原來的NRZ-L編碼了。

NRZ-L 的編碼方式是直接用電壓的高準位代表“1”，用電壓的低準位代表“0”。至於

如何將NRZ-L 信號轉換成NRZ-M信號呢？在圖7上圖中，將輸出信號延遲一個位元後與輸入信號做XOR後即可得NRZ-M信號。此輸出信號之起始值為“0”，這種由NRZ-L信號轉換成NRZ-M信號的過程稱為差分編碼（Differential Encoding）。在圖7下圖中，將輸入信號與其延遲一個位元後之輸入信號做XOR後即可將NRZ-M信號還原成NRZ-L信號，這種過程稱為差分解碼（Differential Decoding）。

在衛星通訊上，我們會在發射端之Reed-Solomon 編碼器及亂碼器（Randomizer）

Differential Encoding/Decoding

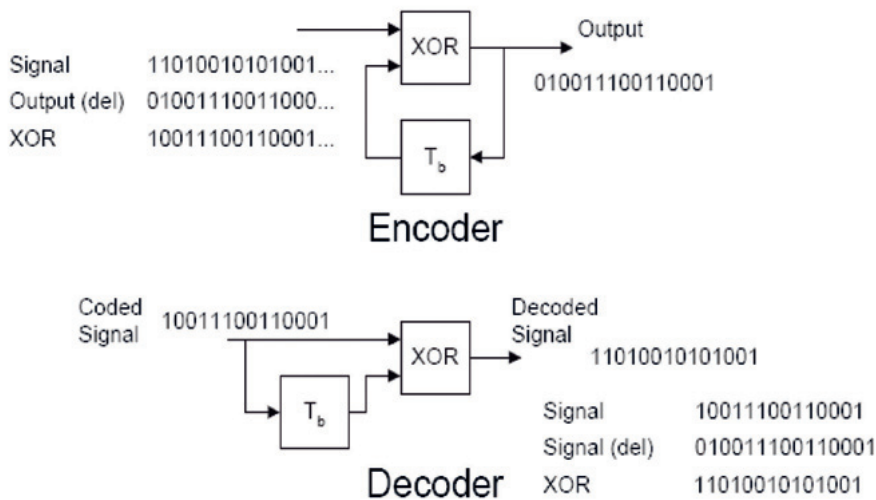


圖7 NRZ-L到NRZ-M及NRZ-M到NRZ-L的轉換。

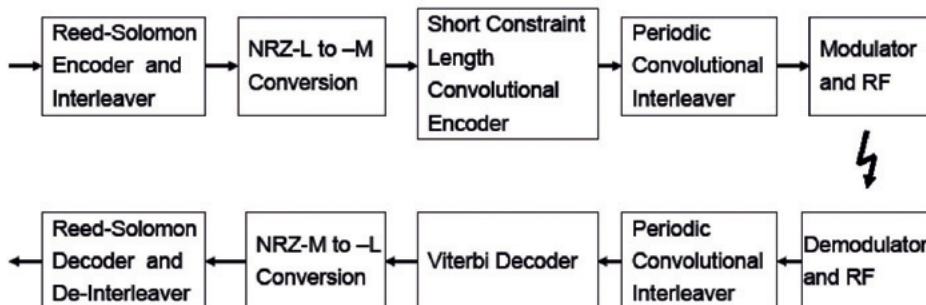


圖8 數位通訊系統方塊圖。

之後將NRZ-L信號轉換成NRZ-M信號再做Convolutional編碼及PSK調變。而在接收端之Viterbi解碼器之後及解亂碼器(Derandomizer)和Reed-Solomon解碼器之前將NRZ-M信號換成NRZ-L信號，再做後續資料處理。

DBPSK 與DE-BPSK 有何不同?

如圖9所示，數位信號經過差分編碼器(Differential encoder)後再做BPSK調變後才經過帶通濾波器傳送出去。解調方式若是經過右上方含有載波回復(CR, carrier-recovery)電路者稱為DE-BPSK解調；若是如右下方將接收到的信號直接做差分解碼者稱為DBPSK解調。

如圖10所示，DE-BPSK的BER優於DBPSK因其有載波回復電路做同步解調(Coherent demodulation)。

圖9虛線方塊內之差分編碼過程如圖11所示，其中{b_k}為訊息序列，{d_k}為差分編碼序列。d_k之初始值可設為0或1，在此例設為1。d_k之值由b_k及d_{k-1}經由XNOR產生，其數學式可寫成如下式：

$$d_k = \overline{b_k \oplus d_{k-1}} = \overline{b_k} d_{k-1} + b_k \overline{d_{k-1}} \quad (7)$$

其中⊕代表XOR運算，當b_k與d_{k-1}相同時，d_k=1；否則，d_k=0。

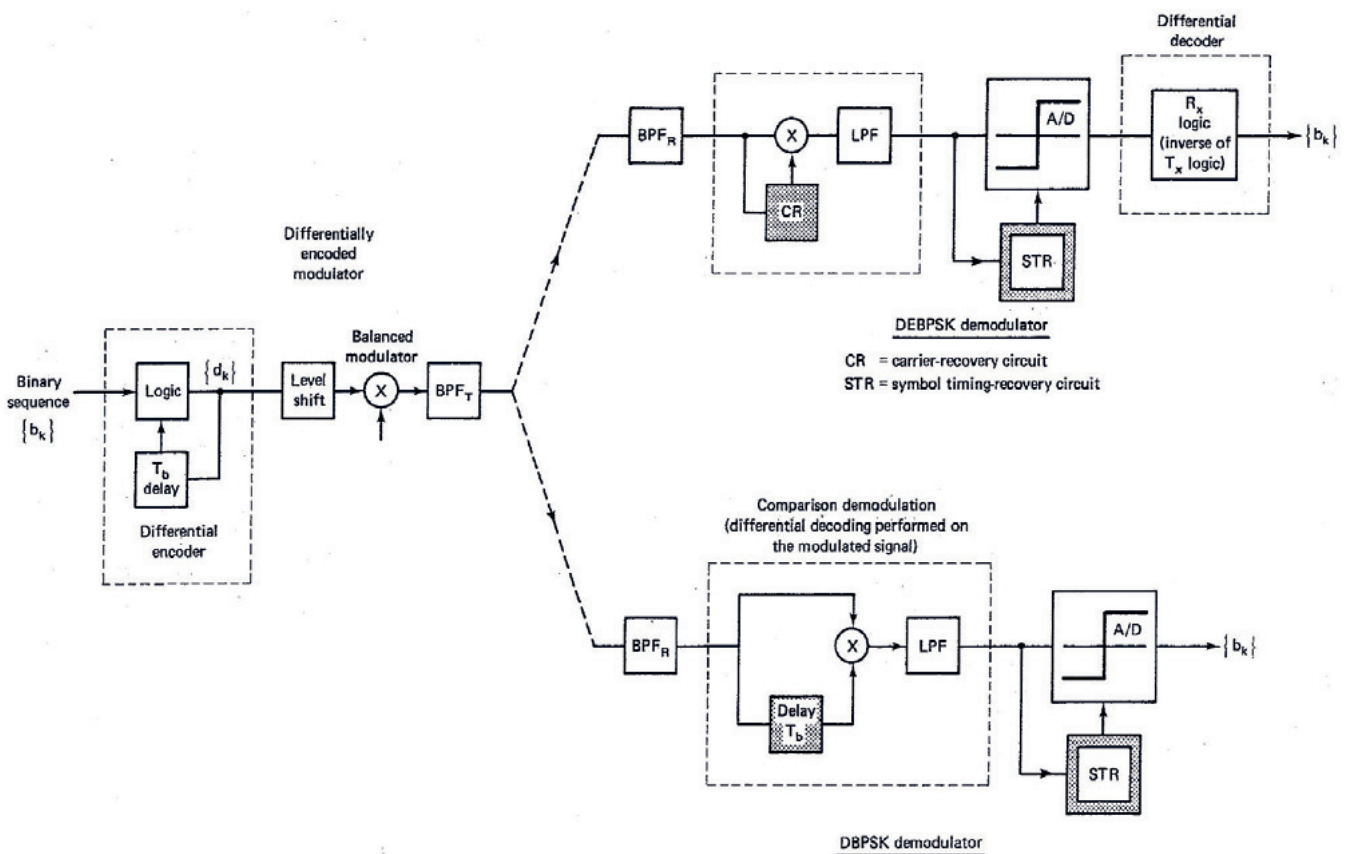


圖9 差分編碼BPSK 調變器和隨後之同步解調器及差分解碼器(DEBPSK)與差分相位解調器 (DBPSK)。

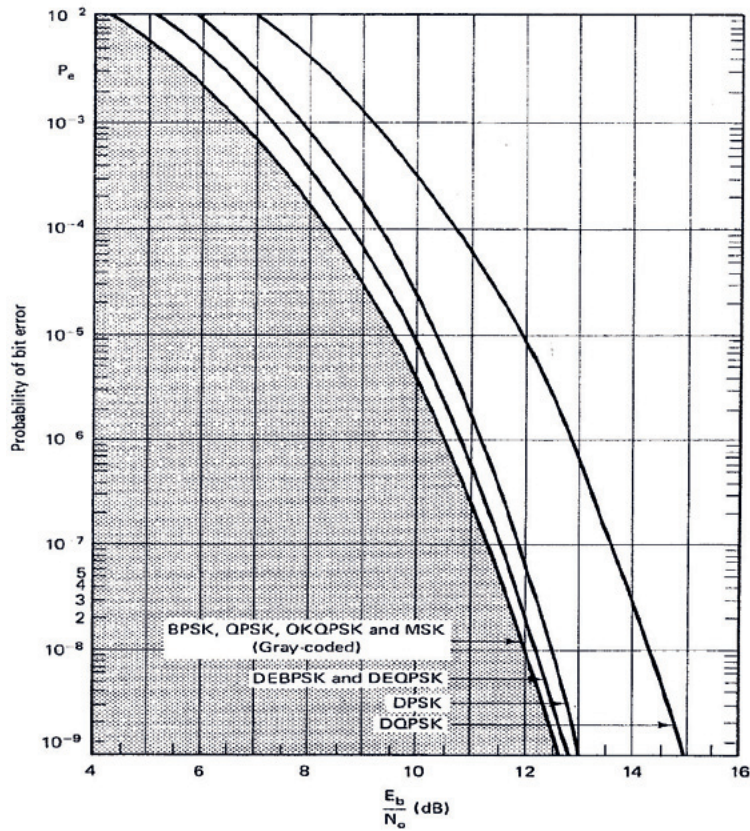


圖10 同步BPSK、DEBPSK、同步QPSK、及DQPSK調變解調器(格雷編碼)之 P_e 理論值，在加成白雜訊及無符號間干擾(intersymbol-interference-free)模式下。註：DPSK即D-BPSK。

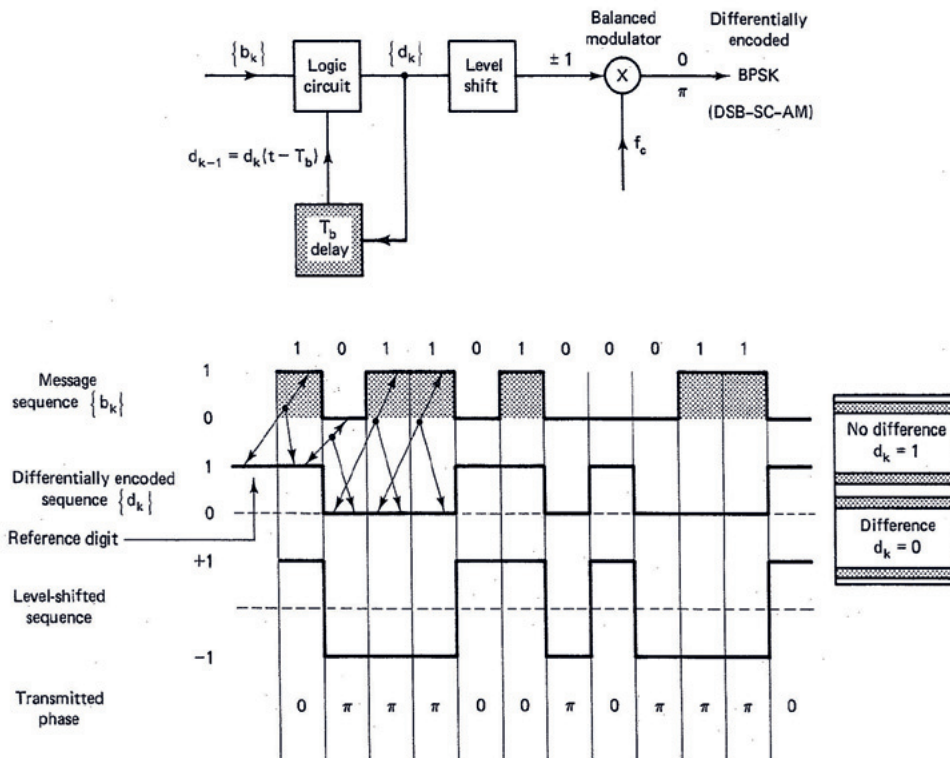


圖11 差分編碼。

DE-QPSK是如何做的?

如圖12 所示，QPSK 調變器是由兩個正交的 BPSK 調變器所組成的。如果

$$I_k = A_k \quad Q_k = B_k \quad (7)$$

則此調變器為一般之QPSK 調變器。如果

$$\begin{aligned} I_k &= I_{k-1} \bar{A}_k \bar{B}_k + \bar{I}_{k-1} A_k B_k + Q_{k-1} \bar{A}_k \bar{B}_k + \bar{Q}_{k-1} A_k B_k \\ Q_k &= I_{k-1} \bar{A}_k B_k + \bar{I}_{k-1} A_k \bar{B}_k + Q_{k-1} \bar{A}_k B_k + \bar{Q}_{k-1} A_k B_k \end{aligned} \quad (8)$$

則此調變器為DE-QPSK 調變器。上式稱為編碼器之差分方程式 (Differential Equation)。差分方程式不一定要如 (9) 式，但是解調器之差分方程式要與調變器之差分方程式相對應，才可正確解碼。

當接收端收到DE-QPSK 調變器所傳出之訊號後有兩種解調方式：第一種是沒有載波回復電路的DQPSK解調器，如圖13所示，其BER值較高，如圖10所示，但線路較簡單，容易做。另一種是有載波回復電路的DE-QPSK解調器，如圖14所示，其BER值較低，但線路較複雜。我們可用Costas Loop 來完成線路中的Carrier Synchronization Loop 以回復載波，達到同步解調 (coherent demodulation) 的目的。

圖15為在白雜訊中BPSK/QPSK、DBPSK與

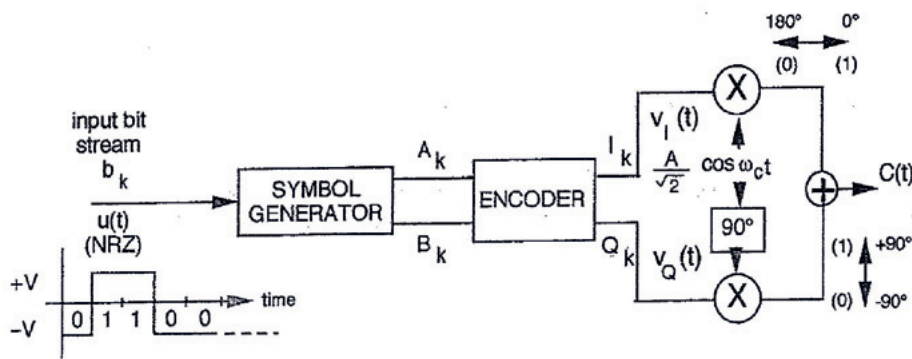


圖12 QPSK 調變器。

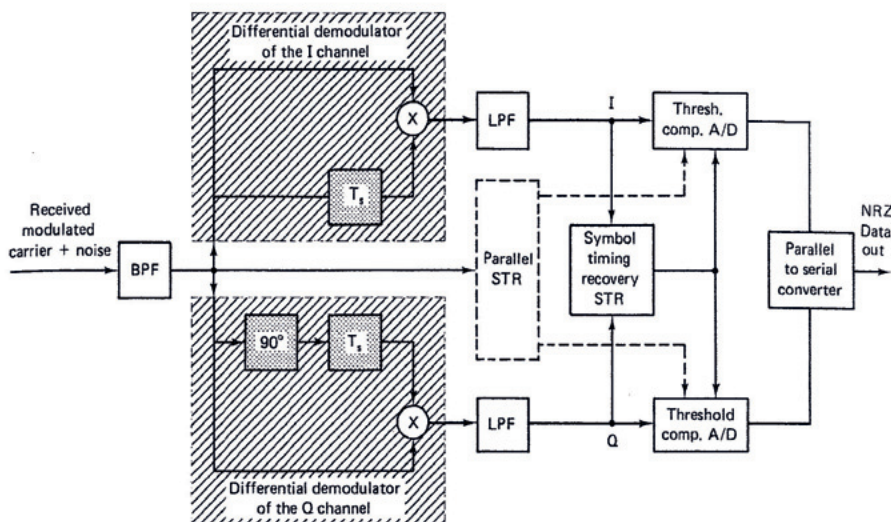


圖13 DQPSK 解調器方塊圖。

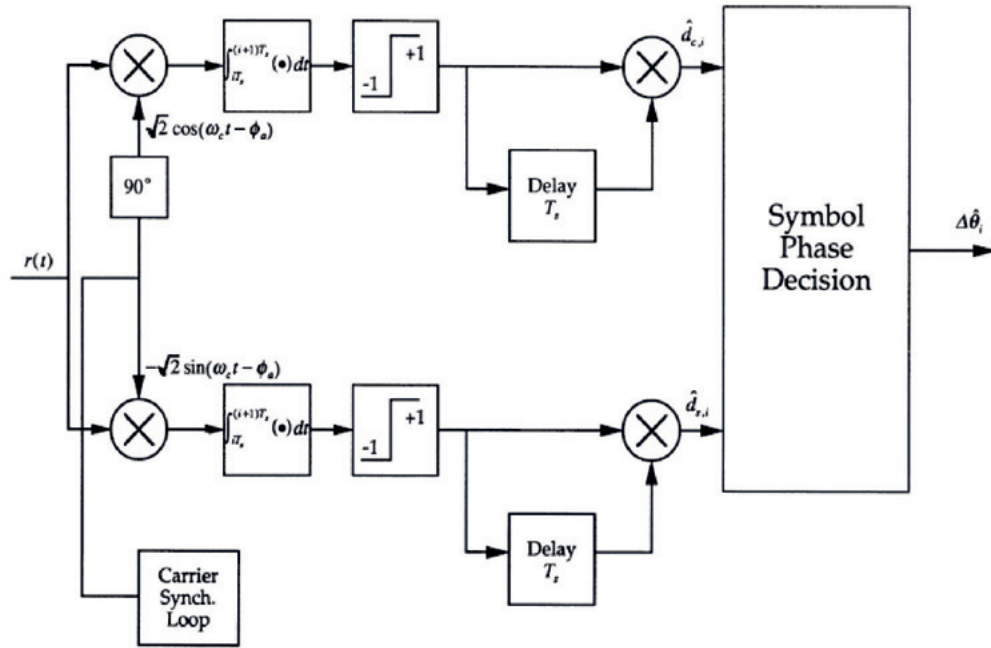


圖14 DE-QPSK之最佳I-Q接收器。

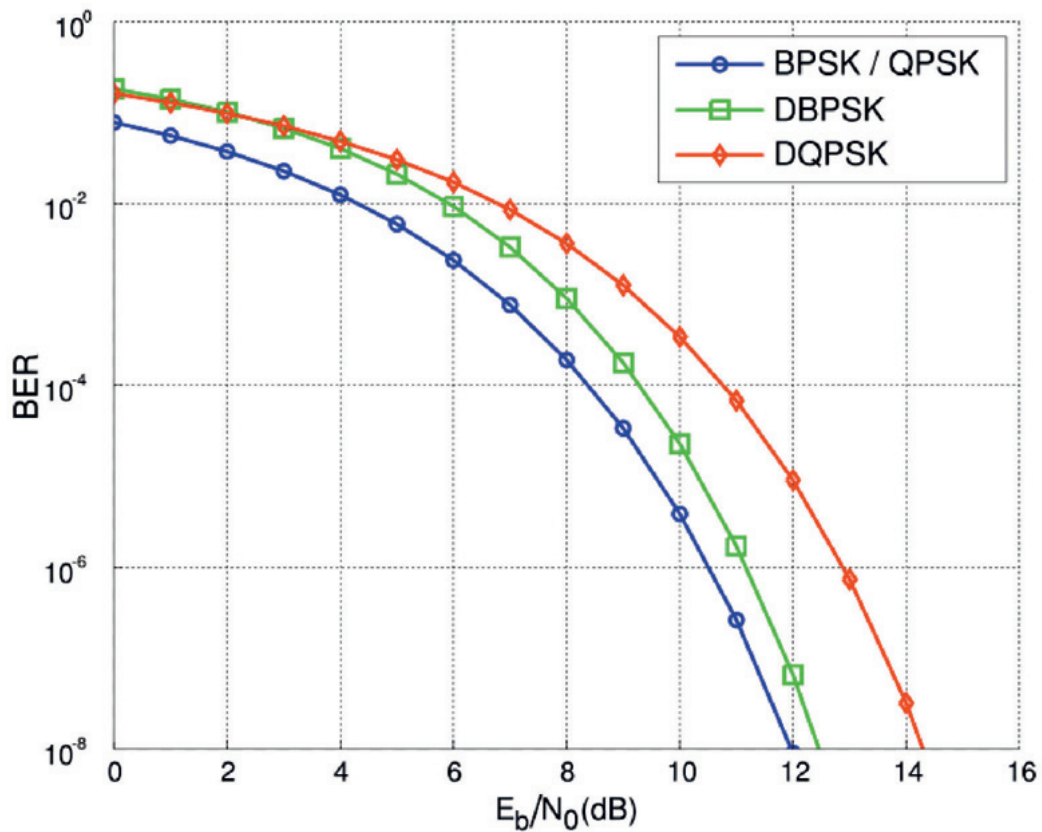


圖15 DBPSK、DQPSK及其非差分調變形式在格雷編碼 (Gray-coding) 及白雜訊下之位元錯誤率比較表。

表2 達到給定位元錯誤機率 P_e 之 E_b/N_0 理論值 Δ = 相對於 BPSK 及 QPSK 之 E_b/N_0 值之差異

P_e	BPSK QPSK	DE-BPSK(Δ) DE-QPSK	D-BPSK(Δ)	D-QPSK(Δ)
10^{-3}	6.8dB	7.4dB(0.6dB)	7.9dB(1.1dB)	9.2dB(2.4dB)
10^{-4}	8.4dB	8.8dB(0.4dB)	9.3dB(0.9dB)	10.7dB(2.3dB)
10^{-5}	9.6dB	9.9dB(0.3dB)	10.3dB(0.7dB)	11.9dB(2.3dB)
10^{-6}	10.5dB	10.8dB(0.3dB)	11.2dB(0.7dB)	12.8dB(2.3dB)
10^{-7}	11.3dB	11.5dB(0.2dB)	11.9dB(0.6dB)	13.6dB(2.3dB)
10^{-8}	12.0dB	12.2dB(0.2dB)	12.5dB(0.5dB)	14.3dB(2.3dB)
10^{-9}	12.6dB	12.8dB(0.2dB)	13.0dB(0.4dB)	14.9dB(2.3dB)

DQPSK之BER值曲線比較圖，可與圖10之無雜訊理想狀況比較，其差別並不大。

表2是根據圖10所得之各種位元錯誤率(BER)下，不同調變其所需之 E_b/N_0 值及其與BPSK/QPSK值之差異。例如在位元錯誤率為 10^{-6} 時，DE-BPSK或DE-QPSK所需之 E_b/N_0 值為10.8dB，而D-QPSK所需之 E_b/N_0 值為12.8dB，兩者相差2 dB。

結語

雖然採用DE-BPSK或DE-QPSK所需之 E_b/N_0 值較同步解調之BPSK或QPSK所需之 E_b/N_0 值多出0.2dB到0.6dB，但是卻可解決相位混淆問題。而採用DE-QPSK的資料傳輸率是採用DE-BPSK的兩倍；另外，差分方程式(Differential Equation)有加密(encrypt)的作用，這就是為何會採用DE-QPSK調變方式下傳遙測影像的原因。

參考資料

1. <http://www.rapideye.de/home/about-us/launch2008/#news>
2. Yuen, Joseph H., "Deep Space Telecommunications Systems Engineering", Plenum Press, 1983.
3. RFCM 102: Introduction to Digital Wireless Communications", Agilent Technologies, 2004.
4. Sklar, Bernard, "Digital Communications, Fundamentals and Applications", 2nd Ed., Prentice Hall, 2001.
5. Feher, Kamilo, "Digital Communications: Satellite/Earth Station Engineering", Prentice Hall, 1983.
6. Maral, Gérard, and Bousquet, Michel, "Satellite Communications Systems: systems, techniques, and technology", 4th Edition, John-Wiley, 2002.
7. 趙亮琳，范俊杰“通訊系統實驗”，全威圖書有限公司，1998。
8. 莊智清，“Tracking, Telemetry and Command.”，April, 2006。
9. http://en.wikipedia.org/wiki/Phase-shift_keying
10. M. K. Simon, "On the Bit-Error Probability of Differentially Encoded QPSK and Offset QPSK in the Presence of Carrier Synchronization," IEEE Transactions on Comm., Vol. 54, No. 5, May 2006, pp. 806-812.



盡己之力，回饋故里

專訪中央大學化學工程與材料工程學系
林瑞陽講座教授

文 林宜怡 國家實驗研究院
林瑞陽 國立中央大學

「人的能力不盡相同，但是我相信每個人都可以用不同的方式來對台灣這塊土地盡一份心力。」林瑞陽教授如是說。本著這樣的想法，任職於美國辛辛那提大學材料科學與工程系的林教授在2007年底回台灣參加伯樂計畫⁽¹⁾，後獲邀於2008年8月開始在中央大學化學工程與材料工程學系擔任講座教授。

林教授出生在以農林業為主要經濟活動的南投竹山，父母親皆為國小老師，家中有五個兄弟姊妹，他排行老二。小時候跟許多鄉下孩童一樣，奔跑阡陌田野間，敞揚於大自然的懷抱。求學過程很平順，台中一中畢業後，如願考上台大化工系。大學期間曾獲得全校1000公尺賽跑銀牌獎，自此跑步成為他幾乎每天從事的運動。因腳力不錯，主動加入學校的登山社，大學四年攀登過許多名岳山脈，當然也包括台灣第一高峰玉山。在大學畢業的那一年，因著參加中部橫貫公路健行

活動，認識嫻靜嬌美的林夫人。兩人因志趣相投一都喜愛健行，個性年紀又相仿，自然而然便開始交往。

當完兵後，林教授曾在台北亞洲水處理公司任職一年。婚後，林教授搭上七〇年代留學潮偕林夫人赴美深造，並於威斯康辛大學取得材料工程碩士。原本答應父親一取得碩士學位就立刻回台灣發展，後因獲麻省理工學院全額獎學金難得的機會，遂繼續攻讀博士。在1980年順利取得材料工程博士學位，唯一的兒子也在那一年誕生，可謂雙喜臨門。畢業後，在波士頓私人企業工作約四年的時間，因對研究與教學很有興趣，便轉至辛辛那提大學材料系任職。在學界耕耘多年，其所發明的紅外線製造技術，已在美取得專利。且過去十多年來，林教授利用紅外線製造技術，成功發展出多種金屬基複合材料，包括：鋁基、鈦基、銅基、貴重金屬等複合材料，其優點在於



「人的能力不盡相同，但是我相信每個人都可以用不同的方式來對台灣這塊土地盡一份心力。」

高強度、質密、高強化質含量、分佈均勻、製造迅速、製造成本低等。此外，林教授也發展多項材料塗膜技術，包括：真空濺鍍、無電極電鍍、化學蒸鍍等。最近幾年更擔任辛辛那提大學先進材料分析中心主任一職，與許多知名企業，如：GE、Wright Patterson空軍基地等合作研究專案。並於2001年獲選為國際材料學會（ASM International）的Fellow。

林教授在國際材料界頗為活躍。1991年擔任聯合國國際發展科技顧問、1992年參與加拿大魁北克研究中心（Fonds pour la Formation de Chercheurs et l'Aide a la Recherche）成立之專案審查委員、多次任美國NSF、DOE、NAVY、Air Force、EPA 等科研計畫評審，也擔任過美國材料學會製程基礎學術委員會主席、國際材料學會相平衡學術委員會主席、TMS-EPD傑出講座選拔委員會主席、2007年國際材料協會辛辛那提分會主席等。過去六年並負責MIT國際依里亞德講座選拔。

出國多年，林教授對培育他的台灣常感到虧欠。因此，在1990年申請回台大材料所擔任客座教授一年。返美後，回台灣貢獻的想法總是未曾停過，終於在1994年正式獲聘台大材料所專任教

授。當時兒子年紀小，林教授每二至三個月便飛往美國探望妻兒。最後，顧念進入青少年反叛期的兒子，很需要父親的陪伴與教養，林教授遂於一年後忍痛割捨台大教職工作，重返辛辛那提大學任教。雖然無法做直接的貢獻，但是自始後的每一年，林教授皆利用閒暇時間回國短期講學或參加研討會。另外，林教授對於至辛辛那提大學深造的台灣學子也都給予特別的照顧。如今，許多門生回台灣後都有很好的成就，有的在成大、北科大當教授，有的在民間企業如台積電、中鋼等公司任職，有些則是自行創業，讓他感到相當辛慰。

日前任職律師的兒子被紐約總公司派駐香港，加上林夫人也已退休，讓林教授這次終可一無掛慮回台灣服務。他談起小時候的願望就是當科學家，自己亦在不知不覺中一直朝著這樣的目標邁進。從事研究、尋找新材料已成為他一生的志業。他期許未來能在台灣整合一團隊，針對太陽能相關材料做更先進的研究，實現「取之於社會，回饋於社會」的心願。也盼望更多的海外菁英返國貢獻所長，共同為台灣打拼。

附註

1. 伯樂計畫為國科會補助本院承辦之「延攬海外資深科技人才計畫」，相關介紹請參照網址<http://www.elite.narl.org.tw>。



最新檢測技術-MFIA與目前ELISA比較

文/圖 匡芷慧 國家實驗動物中心

MFIA 檢測原理與ELISA相同，皆是抗原-抗體複合物反應。ELISA最初是在一根根試管內操作，後來研發成將這些試管整合成96孔盤操作，接下來更進步到在載玻片大小Slide上就可操作（稱microarray），目前最新為將病毒蛋白coating在beads上（MFIA），加入待測檢體（ex.血清）即可在液體中同時檢測多種病毒之抗體如圖1。

Bead直徑 $5.6\mu\text{m}$ ，共100種不同顏色，使用者自行決定何種bead顏色coating何種病毒抗原。藉由dual laser flurometer儀器，第一道雷射分析bead顏色，區分為何種病毒種類。第二道雷射則依據螢光強度進而判斷病毒抗體量多寡。檢測原理如圖2：

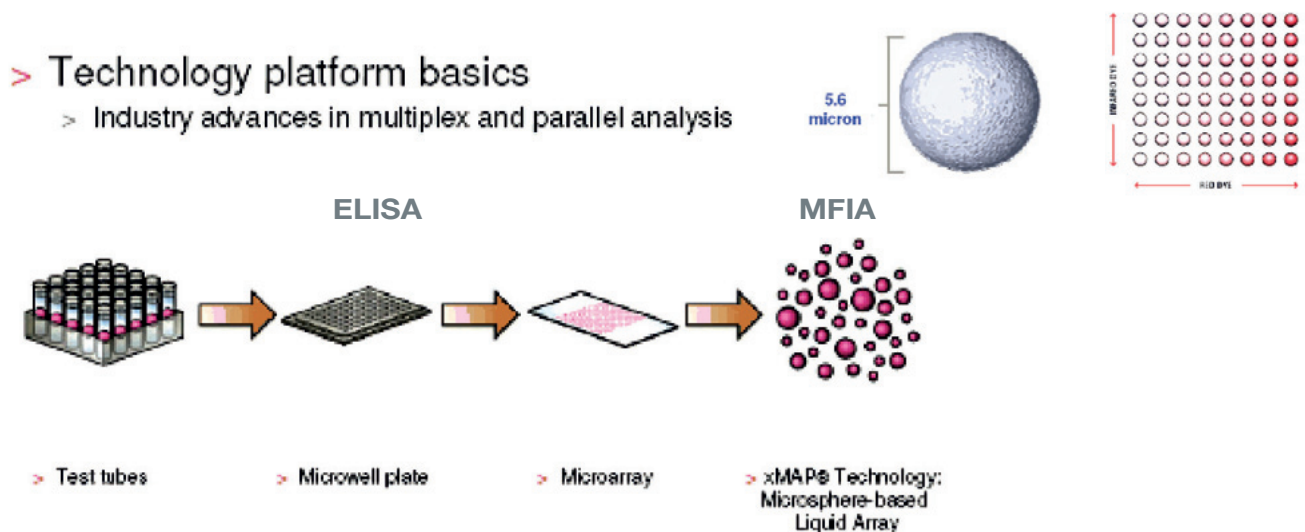


圖1 檢測技術平台流程。

Multiplexed Fluorometric Immunoassay (MFIA™)

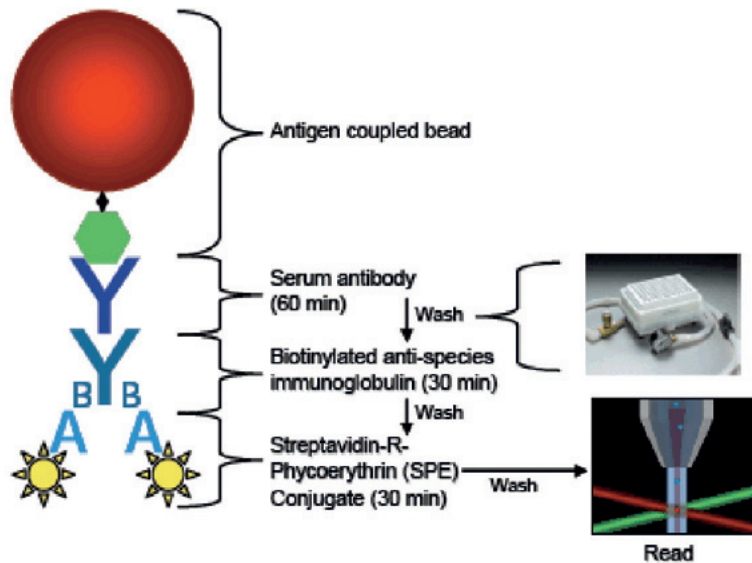


圖2 MFIA 檢測原理。

動物血清裡的抗體會結合到已攜有病毒抗原的 bead 上，之後再加入接上 Biotin 二級抗體，最後加入接上螢光的結合物，以螢光分析儀分析則可得知檢測結果。

Charles River Laboratory (CRL) 經由一連串連續比對試驗，包含大量已知陽性與陰性檢體在不同時間、不同機器、不同技術人員間與 ELISA、IFA side-by-side 比對結果一致

性，分析靈敏度與特異性。MFIA 與 ELISA 有 98.7% data 一致性（詳見表一），當 MFIA 與 ELISA 結果不相符時，以 IFA 做確診試驗。基於 IFA 為確診試驗，CRL 表示 MFIA 可以在 ELISA 呈現陽性反應前就先偵測到抗體反應，也就是可以偵測初期病毒感染。藉由一連串試驗與論證，加上實驗快速與便利性，CRL 於 2006 年全面以 MFIA 取代 ELISA。

表1 MFIA與ELISA的一致性

		MFIA		
			+	-
ELISA	+	#	154	5
		%	22.9%	0.7%
	-	#	4	509
		%	0.6%	75.7%

MFIA與ELISA最大不同除了檢體用量不同，偵測方式不同之外，在檢體對照組設計也更為精細。ELISA的檢體對照組一般為未感染的細胞coating在well中（tissue control）；MFIA除了

tissue control外，還偵測了internal control：Ig control beads、Anti-Ig control beads如表2、圖3。

表2 Ig control beads和Anti-Ig control beads對照表

	Ig control beads	Anti-Ig control beads
角色	Positive control	Positive control
功能	System suitability control	Sample suitability control
目的	確實有加入足量的BSA or SPE	<ol style="list-style-type: none"> 確實有加入serum serum並未overdiluted 檢體並非來自immunocompromised host 或wrong species

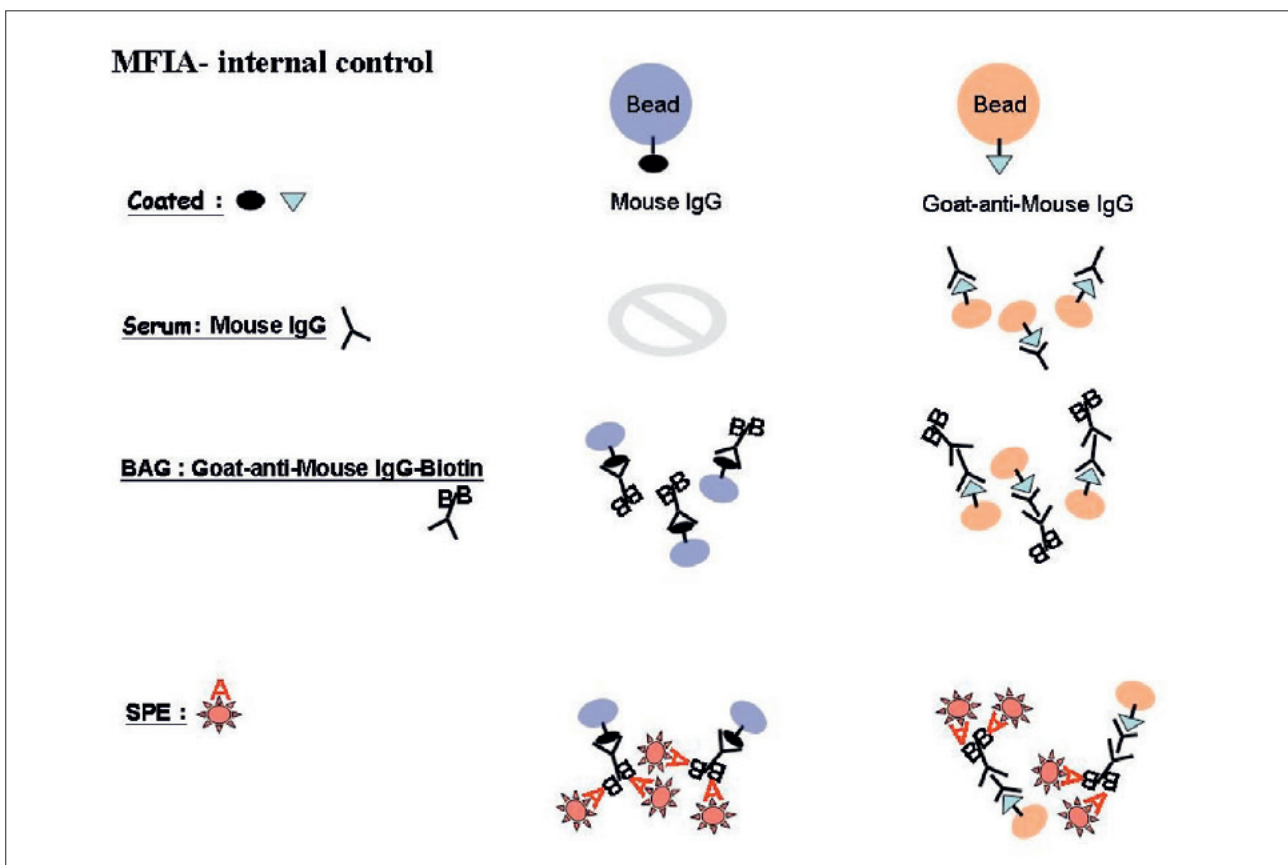


圖3 MFIA internal control。

表3 ELISA與MFIA之比較

	項目	ELISA	MFIA	總評
實驗流程（以一盤為例）				
檢體	去活化處理	NO	NO	MFIA較優，因檢體需求量少。
	96-well plate可檢測數量	45個	88個	
	血清需求量（12 items為例）	20 μ L	2 μ L	
	血清最終稀釋倍數	60倍	50倍	
實驗	一盤可檢測virus item數	1~12種 （依檢體數量而定；檢體越多可檢測item越少）	1~22種 （與檢體數量無關）	MFIA操作大量檢體較優，因可同時作項次多，耗時短。
	時間（1盤）	約150分 * 稀釋檢體-30分 * 一抗&二抗&ABTS呈色-120分 * 讀盤-15秒	約180分 * 稀釋檢體-30分 * 一抗&BSASPE-120分 * 讀盤-30分	
	時間（88檢體22items）	約11小時	約180分	
實驗技術				
	virus抗原來源	培養後萃取	萃取後加入CsCl ₄ ，使抗原純度更佳。	MFIA較優，Control組設計較完整。
	Accuracy	1.HI control 2.Lo control 3.Negative (Mouse non-immune)	1.HI control 2.Lo control 3.Negative 4.Internal control： (a) Ig control (b) Anti-Ig control	
成本分析				
	儀器	1.washer machine 2.reader machine 共約120萬	1.washer machine 2.reader machine 3.過濾serum pump 4.shaker 共約342萬	ELISA較優
	耗材	NTD 172元/item	NTD245-274元/item	



共同學習邁向國際—國研院「品質與資安管理制度推導建置專案」歷程

文/圖 陳月筵 國家實驗研究院

專案緣由

在國際潮流及趨勢下，各機關、企業為達到品質管理與保證，莫不透過第三者認證機構的驗證，以取得國際標準並透過法令規章及作業規範進行系統整合，建立合理流程及書面化文件，期使所有作業依標準程序進行，以達到國際水準之品質目標。另自資訊化時代來臨後，資通安全風險隨之提高，諸如人為疏失或操作不當、駭客攻擊與公務機密外洩等問題，皆已成為攸關社會安定、甚或國家安全之重要議題，因此，如何建置品質及資安管理制度，以提升組織服務品質並保障資訊安全，實為當前刻不容緩之議題。

有鑑於ISO認證制度逐漸成熟，產業各界皆以通過ISO之評鑑視為品質之象徵，世界潮流各行各業均爭相投入，本院亦希望藉由推動ISO建立國際級管理制度，凝聚全院共同品質及資安意

識，並透過PDCA持續改善的模式，循序漸進以達到品質至善之境界。

據此，本院遵循國科會與董事會的政策指導，將傳統管理思維提升為高度制度化科技管理理念，2007年起稽核室依院長指示，規劃並推動院級ISO 9001品質管理與ISO 27001資訊安全管理制度建置專案，以提升整體組織管理效能、建立全員共同學習國際觀及強化國研院所屬各單位制度融合為目的，希望藉由品質與資訊安全管理制度之作業標準化，建立國際級的管理機制（如圖1所示）。

專案先期規劃

在形成院級整體ISO推導建置策略之前，本院部分單位已率先完成ISO推導建置作業並取得國

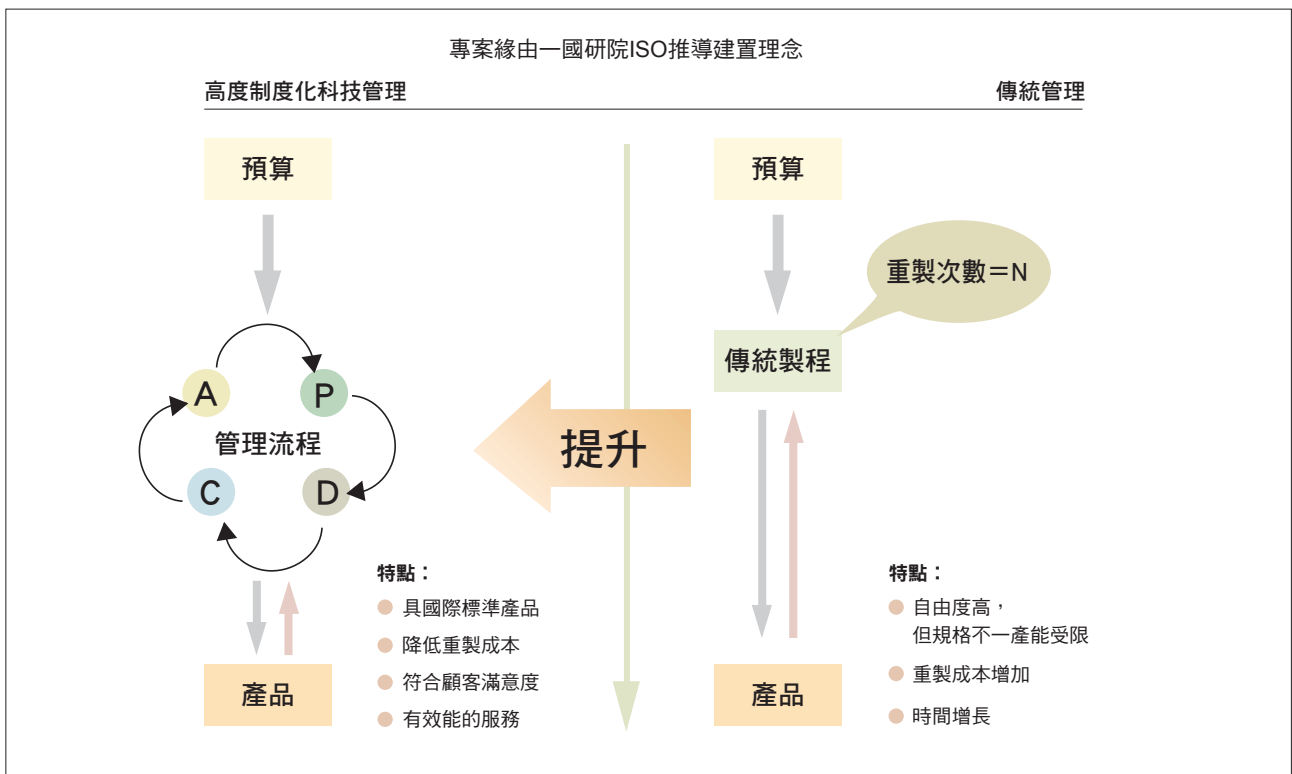


圖1 專案緣由—國研院ISO推導建置理念。

際證書，這些單位歷經推導建置過程及ISO條款鑽研之洗禮，其成功經驗不啻為本次規劃推導之參考標竿，而分佈於這些單位推導ISO的同仁，對於推動院級整體ISO制度之規劃而言，實為一個良好的基礎團隊，為借助這些先進之專業及經驗，稽核室自2007年5月以任務編組方式籌組院級ISO推動專案規劃小組，以王永和副院長為規劃小組之召集人，成員則包括太空中心代表彭鴻霖先生、國網中心代表曾賢寶先生、奈米實驗室代表楊春燕小姐、動物中心代表張維正先生、政策中心代表黃百立先生、晶片中心代表黃娟娟小姐及李雅慧小姐等人。

先期規劃在王副院長帶領下，歷經跨領域管理思維之整合，經考量本院內外環境因素及各單位制度概況後，於2007年7月完成院級ISO推導

建置綱要之訂定，包含專案架構、專案範疇、單位推動方式、推導期程，期中查核點、院級與單位之溝通機制、人員角色及權責範疇、專案執行督導等執行綱要，為後續推動作業奠定明確執行標竿。有關推動階段、ISO推導建置工作過程、國研院ISO專案推導建置時程等細節，詳見圖2、圖3及圖4。

專案執行及督導

專案規劃策略形成後，為如期如質達成專案目標，本院特別成立由莊哲男院長召集之跨中心專案推動小組，副召集人為王永和副院長，統籌督導及協調單位為稽核室，並邀先期規劃小組支援協辦，專案成員則包括所屬單位管理代表及推動負責人。各推導單位依規定於每個月檢討專案執行進度，由稽核室綜整彙報，每二個月則召開院

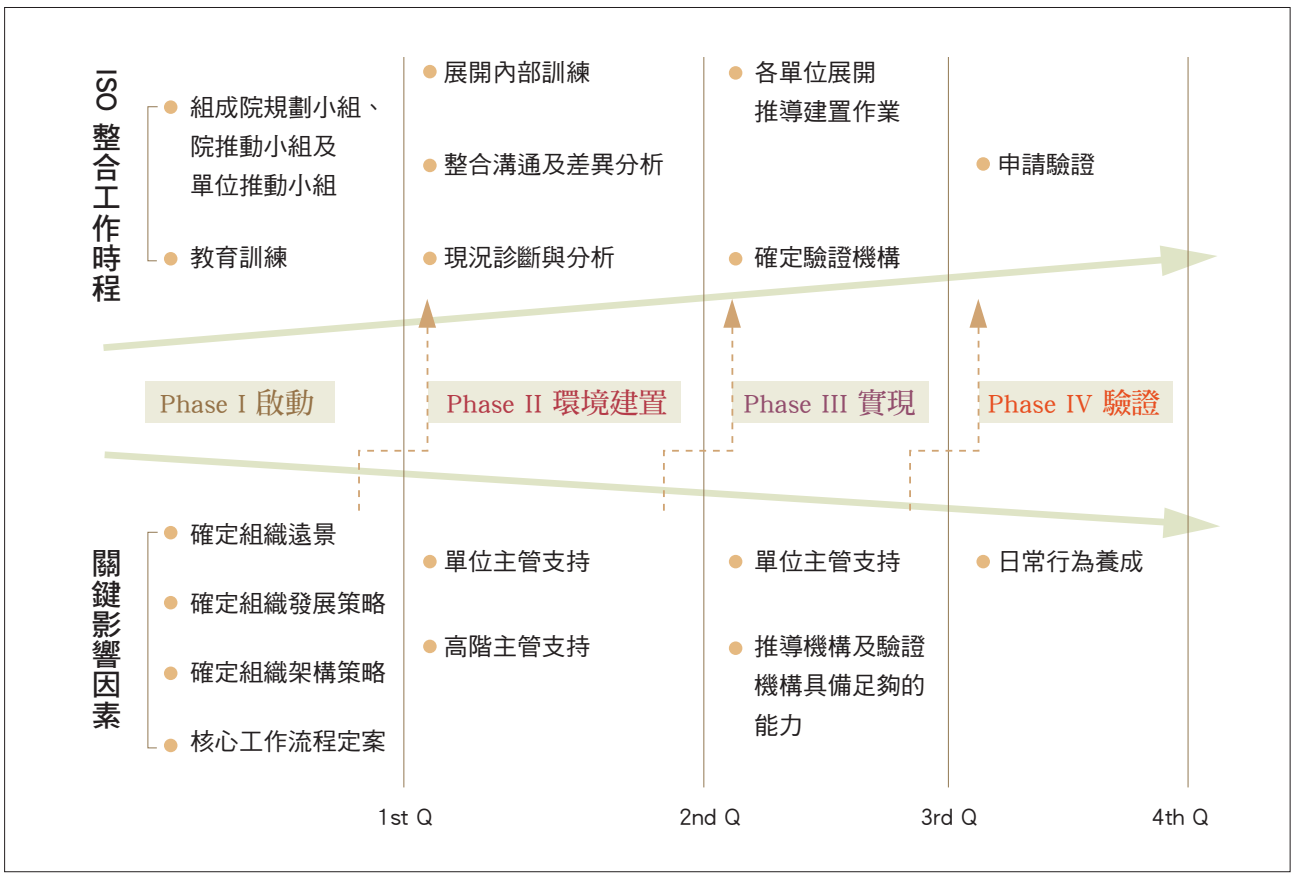


圖2 推動階段。

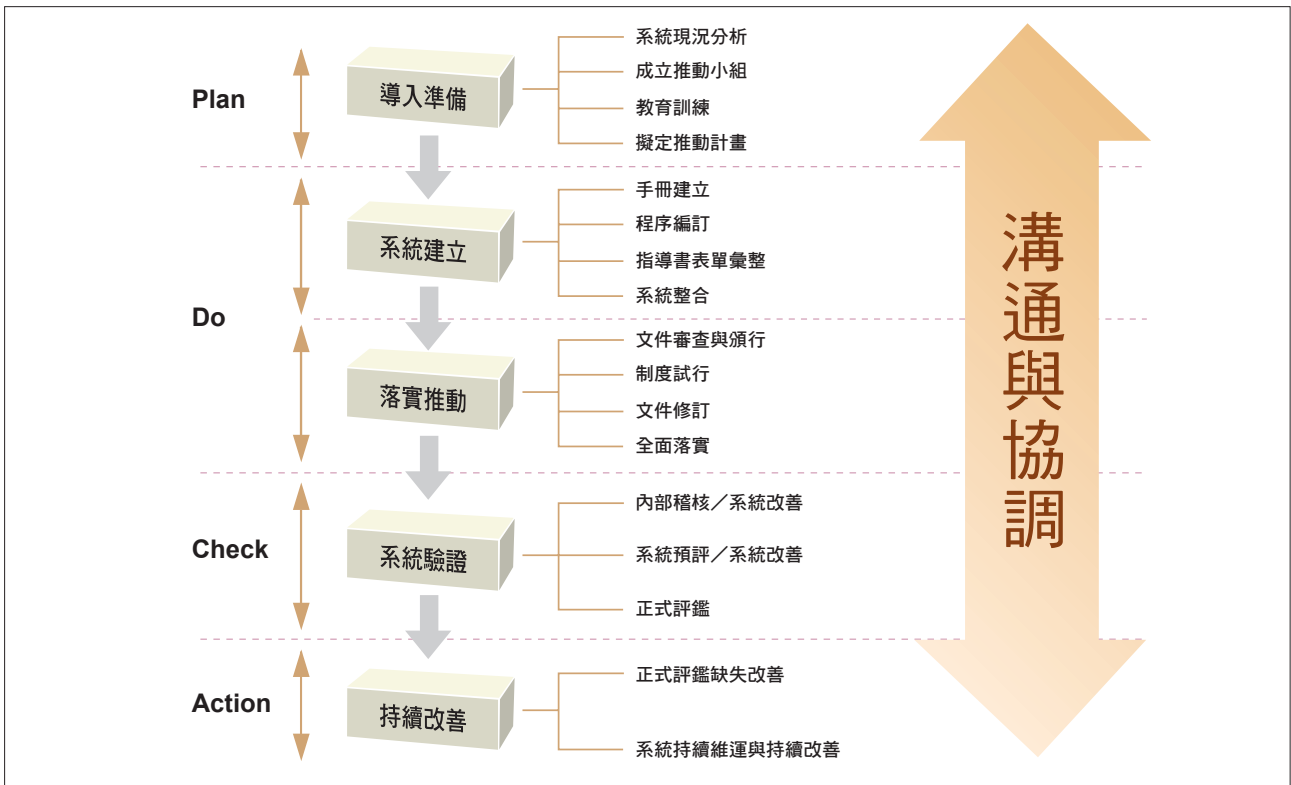


圖3 ISO推導建置工作過程。

時間 進度	2007年					2008年											
	08	09	10	11	12	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	
召開專案 起始會議	→																
現況分析		→															
制度和文件 建立文件核准			→														
內部稽核						→											
管理審查												→					
第三方稽核 預備評鑑												→					
通過第三方驗證													→				

圖4 國研院ISO專案推導建置時程。

級專案執行進度報告會議，以掌握專案執行狀況並提供諮詢服務及經驗交流分享。圖5為專案推動小組架構圖。

專案成果

本專案歷經一年多的規劃、建置、施行及檢討改善，各推導單位在高階主管、推動小組及相關同仁熱忱支持及配合下，終不負眾望如期於2008年9月間相繼完成ISO 9001品質管理與ISO 27001資安管理制度之建置，並經台灣檢驗科技股份有限公司（SGS）驗證通過。

此舉對國研院每位同仁而言，是一段辛苦的學

習過程也是一次難得的經驗，對國研院管理制度整體而言則是一次美好的經驗收成，更是一個邁入提升管理效能的里程碑。

頒證典禮

為象徵本院管理制度新里程碑之開始，本院特別安排於2008年10月27日舉辦一場全院通過ISO驗證之頒證儀式，席間除頒證單位代表及受證單位代表外，特別邀請國科會主管、媒體貴賓、國研院院部主管、所屬各單位主任及ISO推導相關同仁共襄盛舉，為本院管理制度新里程碑共同揭開序幕。

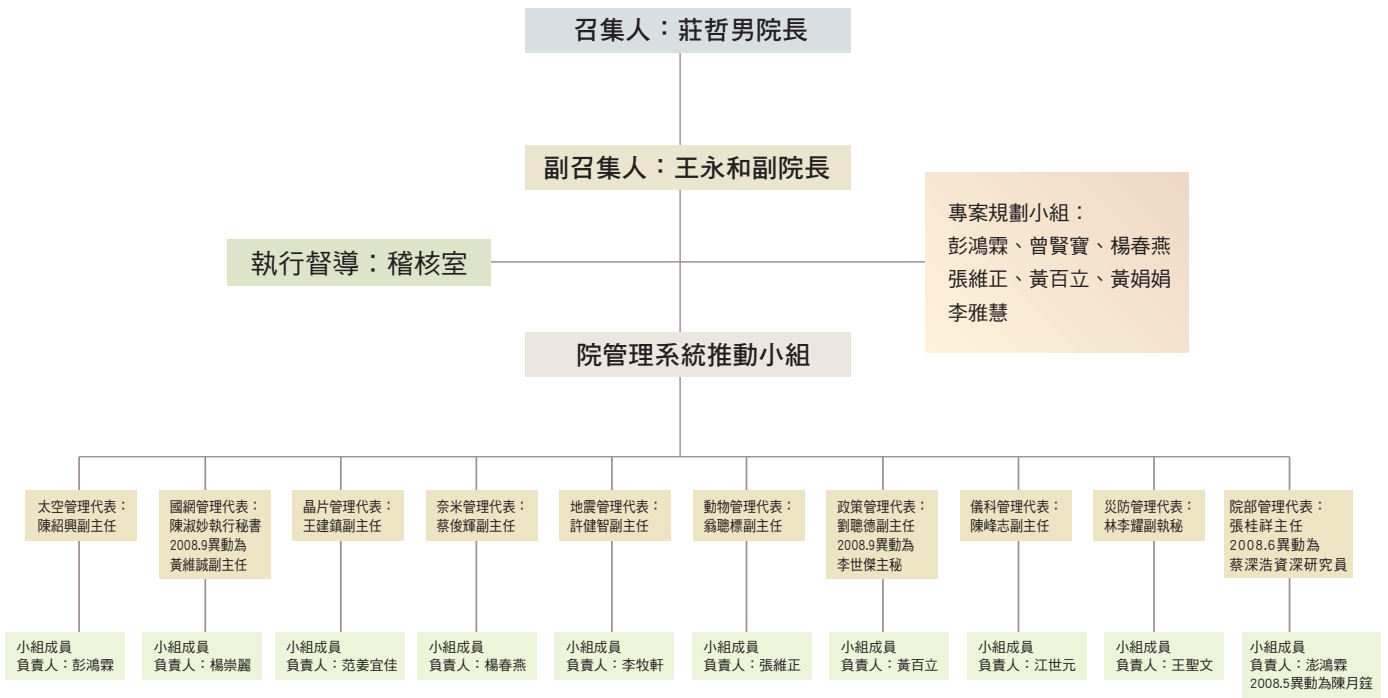


圖5 專案推動小組架構圖（2007年7月3日第89次主管會報核定版）。



圖6 莊前院長（前排中）、吳代理院長（前排左2）、洪主任（後排左1）、SGS黃副總裁（前排右3）及推動小組合照。



圖7 各中心宣導海報。

典禮特別邀請李羅權董事長及SGS代表上台致詞，並在李羅權董事長見證下，由SGS黃世忠副總裁將證書頒予國研院代表莊哲男前院長，後續所屬單位則在莊前院長見證下，由SGS黃副總裁逐一頒證予ISO 9001品質管理與ISO 27001資安管理之受證單位，整體頒證流程在主持人李穎昀小姐的引導及串場下，順利圓滿成功。

本次推導建置成功獲頒ISO 9001證書之受證單位有院本部、政策中心、地震中心、儀科中心及災防中心等五個單位；獲頒ISO 27001證書之受證單位有院本部、太空中心、奈米實驗室、動物中心、地震中心、儀科中心及災防中心等七個單位，共計頒發12張證書；其中太空中心ISO 9001及BS 7799（註：現已轉版為ISO 27001）已分別

於2004年及2005年通過驗證並取得證書，本次係屬ISO 27001之重新驗證。

本院除太空中心外，先前已通過ISO認證之其他單位說明如後：國網中心之ISO 9001及ISO 27001已於2005年、2006年分別通過驗證並取得證書；晶片中心亦於2006年、2007年分別通過



圖8 李董事長見證SGS黃副總裁暨東亞區國際驗證服務處總監頒證予國研院代表莊前院長。

國研院ISO 9001 & ISO 27001認證狀況

先前通過認證單位

ISO 9001：

太空、國網、晶片、奈米、動物

ISO 27001：

太空、國網、晶片、政策

本次推導通過認證單位

ISO 9001：

院部、地震、儀科、災防、政策

ISO 27001：

院部、地震、儀科、災防、
奈米、動物
太空-重新驗證

2008年9月本次推導建置完成並通過驗證
2008年10月27日集體獲頒ISO國際證照

圖9 國研院ISO 9001 & ISO 27001認證狀況。



圖10 國科會參與典禮之主管與本院莊前院長（中）合照。



圖11 獲頒ISO國際證照單位之合照。

ISO 9001及ISO 27001並取得證書；奈米實驗室於2006年通過ISO 9001驗證並取得證書；動物中心於2004年通過ISO 9001驗證並取得證書；政策中心亦於2005年通過BS 7799-2驗證取得證書並於2007年完成ISO 27001之轉版。

本院李董事長於典禮致詞時特別表示，國研院全院各單位通過國際最高規格的ISO 9001品質管理與ISO 27001資安管理的認證，這是邁向國際化的重要指標，也應是國內公設財團法人的首例，實屬不易，對此深具代表性的突破，值得嘉許與祝賀。對於全體同仁的努力與堅持，亦給予高度肯定。李董事長同時指出，國際ISO認證的取得，不但象徵業務的嚴謹與高標準自我要求獲得國際肯定與認同，也賦予國研院未來在各項業務的執行上，更為任重道遠的目標及責任，期勉

同仁秉持ISO的精神，藉由標準化、合理化的作業程序，持續改善，不斷追求卓越，更有效率地辦理服務、研發、育才等實驗研究業務，藉由全員參與過程，凝聚全員共識，累積能量與綜效，共同為打造國際級之國家實驗研究室而努力。

莊前院長致詞時亦表示，很欣慰看到本院品質與資訊安全管理制度順利通過國際驗證並獲推薦為ISO合格單位，尤其院本部作業流程之全面推導驗證，除獲得SGS高度肯定外，亦為管理之一大突破。相信這是提供客戶優質服務的一個最高承諾；而受證儀式只是象徵另一個新里程碑的開始，是一個共同學習、共同成長、共同邁向國際及顧客導向的開始。對每位同仁而言，是一段辛勞的過程，對全院而言，則是一個邁入提昇管理效能、逐步落實本院「強化運作效率、降低營運



圖12 李董事長於典禮致詞中，高度肯定全體同仁的努力與堅持。

成本、同步作業品質」及持續改善的一個信賴保證。莊前院長除感謝全體同仁努力、認真積極的推動外，同時希望持續以專業的態度，有紀律地落實流程的執行，進而達成品質與資訊安全管理制度導入的目標。

通過認證後，ISO國際品質與資訊安全管理精神都將融入國研院內部文化，共同創新屬於國研院最佳實務的標準流程，以專業的態度，有紀律的落實執行，發揮整體管理綜效，改善國研院管理制度體質，並透過國際級管理評鑑機制持續改善營運績效，提高顧客服務滿意度，增進國際競爭力並符合本院管理制度精進之策略，具體展現對客戶服務品質及資訊安全保障的承諾。



圖13 莊前院長致詞勉勵同仁持續落實流程的執行，進而達成品質與資訊安全管理制度導入的目標。

SC2008國際高速計算會議觀察

文/圖 魏孟秋 國家高速網路與計算中心



圖1 國網中心於SC08的booth，以綠色IT為概念，呈現在兼顧環保的概念下，發展高科技，為人類創造美好的生活。

國際高速計算會議（SuperComputing Conference，SC2008）於12月15至21日在美國德州奧斯汀展開，這個以討論高速計算（HPC）、網路、儲存為主的會議，至1988年首次舉辦至今，已堂堂邁入第二十個年頭！國網中心自1999年起即代表台灣參與此盛會，今年也不例外，除觀摩未來高速計算趨勢外，也展示年度重要成果，如延伸高速計算技術所開發的DRBL&Clonezilla軟體、溝通合作平台Co-Life、Grid Widget，及醫療計算、果蠅腦神經資料庫與環境觀測格網等高速計算

應用。展出方面更獲得國家實驗研究院與動物中心的共襄盛舉，讓整合三方資源的展示內容更加多元化、更具力量。

GPU竄起 CUDA相關中介程式開發盛行

SC盛會中，最令人引頸關心的就是高速計算發展趨勢。每年SC大會皆吸引IBM、Intel、AMD、Cray、SGI、HP、Fujitsu等各高速計算硬體大廠，及上百個單位廠商參與，其所展示的內容，某



圖2 國研院陳明智博士簡介國研院任務與計畫。



圖3 國網中心曾子彞博士解說國網中心「Biomedical」的研發成果。



圖4 國網中心蕭志愷組長以輕快有趣的解說，讓現場觀眾能輕鬆走入DRBL/Clonozilla的世界。

種程度而言代表著科技發展趨勢及其產品之應用價值。今年高速計算中最令人注目的焦點，就是GPU運算（Graphic Processing Unit，圖形處理器）的竄起，從各大廠有志一同的推出GPU叢集，及多家廠商紛紛投入開發CUDA相關的中介程式，種種端倪，皆可看出GPU運算極可能成為取代CPU運算的超級新星。

國網中心洞燭機先，看見GPU發展的契機，自2007年便及早投入GPU硬軟體架構的開發、與CUDA大量平行處理器程式設計研究，目前國網中心已完成有五套個人電腦的測試平台，分別安裝有2到4張的GPU卡，供學術界及研究單位申請使用。明年國網中心也將建置完成16+2個節點的GPU叢集電腦，每個節點的伺服器由4張GPU所組成，每張卡理論值接近1Teraflops（單精度浮點運算），理論值總效能可達64Teraflops。相信藉由GPU應用的成功開發，將促使台灣研發成果及科技能量大幅增長。

Bio Computing成為顯學

高速計算應用方面，特殊現象就是生物計算（Bio Computing）的盛行。會場中除商業大廠的展示外，來自全美國、歐洲、亞洲的高速電腦計算中心、國家實驗室、各級學研大學、及先進國家學研單位的研發與應用展示，也是與會者觀摩的重頭戲，有趣的是，可以發現生物計算相關應用（如：



圖5 環太平洋格網應用與中介軟體聯盟（PRAGMA）於國網中心SC booth發表成果。



圖6 SC會議圓滿成功。

分子、生物、醫療），及產品化的生物計算軟體平台處處可見，似乎成為高速計算應用的顯學。

國網中心發展生物計算不落人後，多年來除參與清華大學果蠅腦神經基因體計畫研究外，針對醫療領域，專門提供高速計算模擬協助的專業團隊也已成形。近幾年國網中心醫療計算團隊與長庚醫院密切合作，已成功開發「顱骨修補平台」並完成技轉，提供醫師在手術前透過平台，即可快速備置專屬該患者的補骨植入物，以縮短手術時間及達到美觀與極高密合度的效果。近期，更完成「睡眠呼吸中止影像診斷平台」之開發，使結合高速計算科技的醫療應用，再添一成功案例。

HPC進入Peta世代 亞洲中印崛起

一如往常，SC2008發表了TOP500 全球超級電腦的排行，其中美國能源部六月發表的「Roadrunner」仍蟬連全球超級電腦龍頭寶座，其運算效能為每秒1.105千兆次運算（Petaflops）。值得關注的是中國與印度勢力的崛起，中國最優排名晉升為第10名、印度為第13名，入榜機器數也分別成長為15及8台。而國網中心的IBM Cluster 1350退為第180名，由此可見台灣投資HPC的急迫性。

台灣的高速計算正面臨著挑戰，美國、日本、英國、中國均已將高速計算列為國家科技長期計畫，因此國網中心也積極溝通、整合科學應用的專家，期望為台灣在HPC方面，催生出一適當的HPC科學應用與計算技術總體的長程規劃，以使台灣的競爭力增加。

政大參訪國研院 盼互補合作研究

文/圖 國家實驗研究院

為增進對國家實驗研究院（以下稱國研院）的瞭解，國立政治大學由周麗芳研發長率隊共27人在2008年11月26日參訪科技政策研究與資訊中心、國研院院本部、國家高速網路與計算中心、國家奈米元件實驗室以及國家太空中心。政治大學是本院在召開「台灣前瞻科技交流會議」以來，第一所正式全面性拜會本院的大學院校，全院各單位都非常重視，希望透過這次的參訪，開創雙方未來合作的方向與議題。

首站先到科技政策中心，除了聽取簡報與討論合作議題，雙方更就科技政策研究、政策中心研究人員的在職訓練與研究生培育方法等方面，有積極的討論。接著大家來到院本部，在觀看完國研院三分鐘影片後，由前院長莊哲男全程解說本院的使命、任務、願景、與SCOTT營運策略，除了期待本院能成為跨領域的創新科技整合者外，更盼望為台灣找到量子跳躍式（quantum jump）的前瞻科技產業，為了達到上述的目標，國研院將與各大學在一般（general purpose）研究或特定（domain specific）研究上，循序依設施服務（facility service）、研發服務（R&D service）、協同研究（collaboration research）等不同模式合作。政治大學雖



圖1 本院政策中心王主任接受政大周研發長致贈紀念品。

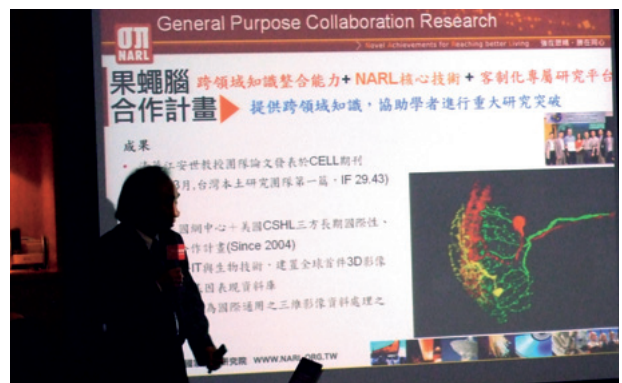


圖2 莊前院長向政大參訪貴賓簡報本院之使命、任務、願景、與SCOTT營運策略。

然沒有工程學院，但其強大的文、法、商、管理以及傳播學院，正可在科技管理、科技政策、科技法規、科技智財、甚至災難心理學等領域，與本院進行互補式的合作研究。著有「平衡計分卡」的知名學者政大會計系吳安妮教授，也參與本次的拜會。在參訪前一週，吳教授應邀到國研院演講，與大家分享「平衡計分卡」科技管理推動經驗。



圖3 與會貴賓專心聆聽莊前院長簡報。

第三站來到國家高速網路與計算中心參觀，其中幾個重大的應用成果讓貴賓們留下深刻印象，包括墾丁海底與鴛鴦湖生態格網，全台河川監測防災格網，國網中心與清華大學、美國冷泉港實驗室跨國合作之3D果蠅腦部基因表現資料庫、Co-Life遠距教學平台，與頭骨快速修補醫療合作等。莊前院長表示，3D立體影像可能是台灣未來重要的產業，國研院將繼續在其中扮演要角。另外國研院非常重視服務導向研發，歡迎政大共提具創新性與未來發展的研發合作計畫，期能對社



圖4 政大周研發長致贈本院莊前院長紀念品。



圖5 政大與會貴賓與本院主管在奈米元件實驗室公共藝術品前合影留念。



圖6 本院太空中心吳副主任致贈紀念品給政大周研發長。

會經濟或民生科技能有所貢獻。

國網中心之後，來到國家奈米元件實驗室參觀100、1000及10000級無塵室。隨後雙方進行交流討論，楊富量主任特別提及業界現階段以12吋晶圓廠完成了45奈米的製程技術，相對而言，奈米實驗室將準備以低廉百倍的6吋晶圓設施進行15奈米元件之研究，此將使奈米實驗室成為全球研究中心在奈米元件製作之創舉與典範，也是奈米實驗室的願景之一。另外，楊主任也表示，在他上任之後便師法（benchmark）比利時IMEC研究中心，將原來的副主任一職改為技術長與國際長，並增設廠長，盼能藉著廠長總理整體核心設施的營運，使奈米元件實驗室具有國際研發代工的能量與績效。政大周研發長更建議雙方未來合作可朝著智財管理、技術行銷與工業工程等方式進行。

最後一站參訪太空中心，在吳岸明副主任詳細的解說下，大家對於我國目前的太空科技發展有更進一步的認識，包括福衛二號是當今世上唯一可以每日對全球任何同一地區取像（daily revisit）的衛星，以及福衛三號是全世界最穩定精準的太空溫度計等。隨後政治大學貴賓實地走訪衛星操控中心，瞭解福爾摩沙衛星整體之操控、遙測與科學資料的處理等，也看了國內唯一擁有完整且符合國際太空標準的人造衛星組裝和測試廠房，包括電磁干擾與相容設備、音震測試設備、振動測試設備、熱真空測試設備、質量特性量測設備等。

結束參訪行程後，政治大學周研發長對於國研院的軟硬體設施、跨領域的整合計畫、以及管理行銷等方面的表現都十分讚賞，也表示雙方可就彼此的專長進行互補式的研究合作，期待雙方能夠藉著長期的合作激盪出人文與科技最美的火花。

本院儀科中心於德國紐倫堡 國際發明展榮獲兩面銀牌佳績

文/圖 廖泰杉 儀器科技研究中心

本院儀器科技研究中心長期致力於光機電儀器技術整合與創新發展，2008年再度選派2件研發與服務創新成果「光電式煙霧偵測器靈敏度調整裝置」與「發光體檢測裝置及其方法」參加年德國紐倫堡國際發明展，榮獲兩面銀牌佳績。

「光電式煙霧偵測器靈敏度測試調整裝置」為一革命性檢測設備。傳統光電式煙霧偵測器出廠前，必須在煙霧室模擬火災發生時煙霧狀況，經重複進煙與排煙，並以手動方式調整靈偵煙器靈敏度，需時5分鐘以上，而且不易控制測試發煙狀況且易造成環境污染與二氧化碳減量趨勢相悖。本次獲獎之「光電式煙霧偵測器靈敏度測試調整裝置」以紅外發光二極體為光源，搭配內部塗佈硫酸鋇、可使紅外光強度均勻化並控制光強度之的控制盒，構成紅外線可調式衰減裝置，可配合光電式煙霧偵測器靈敏度測試所需，自由調整紅外線強度。量產檢測時可先設定紅外光強度，搭配自動化裝置，調整偵煙器可調電阻，達到偵煙器靈敏度期望值，自動啟動偵煙器警告之燈號，而完成光電式煙霧偵測器靈敏度測試調整。本發明提供光電式偵煙器製造業者1分鐘內快速完成煙霧偵測器靈敏度調整，完全取代傳統方法。

「發光體檢測裝置及其方法」則為因應以背光模組為光源的平面顯示器，在傳統背光模組量測時多數採用逐一單點量測，效率低落。為解決產業界



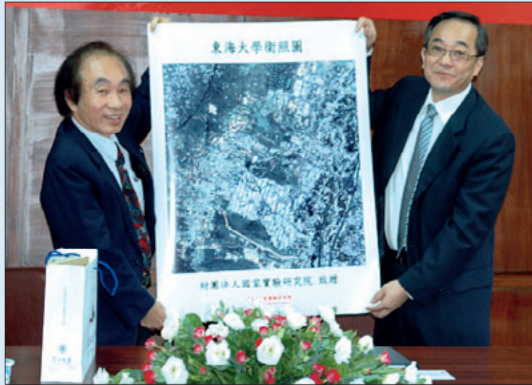
快速量測的問題，儀科中心運用已發展出的遙測空照儀建立之校正技術為核心，搭配面型CCD為量測工具，發展出可直接作為中小尺寸背光源生產線上全面檢測技術與系統。隨著背光源往大尺寸發展，近來大於60吋的平面顯示器產品已逐漸成為主流，量測方法必須隨之因應。進行背光源檢測時，產業規範對於收光視角限制於±10度範圍，因此量測10吋以上背光源無法以單一CCD進行。儀科中心以過去研發成果為基礎，利用多個CCD影像模組陣列加一維移動軸方式開發系統，配合影像鑲嵌與衍射幾何校正技術，進行快速背光模組的檢測，可解決此問題。此方法可對任意尺寸的背光源進行量測，並且具高低反差檢測能力，取樣1萬點可在10秒內完成檢測。

本次獲獎專利「光電式煙霧偵測器靈敏度測試調整裝置」已經技術移轉給國內光電科技公司使用，而「發光體檢測裝置及其方法」發明專利正與國內光電設備廠商洽談推廣與後續技術移轉事宜。

各實驗室動態 Laboratories

國家實驗研究院

國家實驗研究院與東海大學 攜手推動前瞻 共創新見



國研院前院長莊哲男（左）致贈東海大學福衛二號衛照圖給東海大學程海東校長（右）以茲紀念。

國家實驗研究院與東海大學於2008年10月9日簽訂學術合作協議書，未來雙方將在大型設施共用、科技研究合作、研究生訓練、合聘

東海大學辦學特色及發展，程校長表示國研院的研究資源與能量相當豐沛，這對東海大學師生的研究發展來說具有相輔相成的效益，期待透過這項學

人員等方面進行交流，期待透過彼此的合作，結合雙方的優勢與能量，為台灣創造下一個跳躍性的新興產業。

簽約儀式由本院莊哲男前院長及東海大學程海東校長共同主持，程校長除了歡迎國研院遠道而來，也簡略地為大家介紹東

術合作簽署，使具有濃厚人文氣息的東海大學與有科技研發專長的國研院互補，讓東海的實驗室往外擴展，雙方資源、知識整合，共同研究創新，提升學術研究成果，共創雙贏。

簽約過程雙方氣氛融洽，也都對未來合作深具信心並充滿期待，莊前院長稱讚東海大學除了有美麗的校園、十分具有特色的建築物之外，在學術方面也有相當傑出的貢獻。儀式過程中，莊前院長特別致贈由本院國家太空中心福衛二號所拍攝的東海大學衛照圖，期待國研院與東海大學前瞻未來，一起攜手向前行，為台灣社會做出貢獻！

國家奈米元件實驗室

「奈米影像與量測技術組」通過ISO 17025測試領域之國際實驗室認證



國家奈米元件實驗室「奈米影像與量測技術組」為因應奈米科技發展之需要，近年來在組長張茂男博士帶領下，致力於各項奈米檢測技術研發，特別是在奈米電性與奈米物性量測應用方面，該組奈米量測實驗室於2007年底通過全國認證基金會（TAF）評鑑，取得兩項ISO 17025:2005測試實驗室認

證的合約簽署，2008年7月再度取得三項量測技術認證，通過認證的服務項目為AFM線距量測、TEM線距量測以及SEM表面影像觀測。該組的總體目標為加強實驗室運作品質與效能、強調實驗室專業性與提升測試結果的公信力。未來並將秉持可靠、精確與迅速的品質政策，持續提升分析服務能力、培訓奈米

量測分析人才、支援先導型與應用型的研發工作，以厚實我國在奈米科技的競爭力。並於2008年1月3日完成國際實驗室認證聯盟相互承認協議（ILAC MRA）

量測分析人才、支援先導型與應用型的研發工作，以厚實我國在奈米科技的競爭力。

「奈米影像與量測技術組」主要任務為提供高品質的量測分析服務、進行前瞻性量測技術與方法之研發、人才培育、量測儀器維護，以及提供學界師生穩定而可靠的使用環境，期能發揮資源共享與資源整合的目的，並能有效支援國內產學界進行奈米科技研發與相關人才培育。透過ISO 17025認證，以國際級標準提供量測服務，藉此提升奈米量測研究品質，並積極將奈米實驗室推向世界舞台，與國際接軌。

國家實驗動物中心

貼近USER第一步國家實驗動物中心對外服務說明會活動在中研院起跑!



說明會現場聽眾高度參與座無虛席。

國家實驗動物中心為加強宣導中心對外服務項目，2008下半年策劃了一系列對外服務說明會，期望以此機制了解客戶實際問題，持續改善服務品質。鑑於中央研究院生醫研究發展成效卓著，故選擇於中研院生醫所舉辦第1場（2008年8月19日）對外服務說明

會，其餘場次亦已於國防醫學院（2008年10月6日）、成大醫學院（2008年11月12日）舉辦，並已圓滿落幕。

說明會主要對象為動物訂購與技術服務重要客戶。主題結合種原庫之宣導及中心內產銷及對外服務說明安排各服務項目負責人簡介該服務方式與訂購動物或申請技術服務應注意事項，共分7個主題以深入淺出的說明為客戶提供最重要的訊息。項目負責人與主題分別為：王繼廣「國家小鼠種原庫及FIMRe簡介」、戴文玉「訂購實驗動

物流程業務說明」、林宗德「動物接收及照護」、林玉華「南部設施代養與其他服務」、周傳凱「螢光鼠及胚冷凍服務介紹」、施艾「診斷實驗室與病理獸醫師服務項目」、以及黃彥智「無菌鼠一般應用」。

現場發問熱烈，對於客戶疑慮與建議，現場專家亦給予最切實的回應，動物中心積極向外主動了解客戶需求的態度獲得客戶高度肯定。活動現場準備國家實驗動物中心問卷，其意見可作為日後動物中心提供技術服務項目或動物出貨參考。中心主動積極建立與客戶意見交流網絡，以提供客戶動物訂購最省事、技術服務零誤差之服務。

說明會主要對象為動物訂購與技術服務重要客戶。主題結合種原庫之宣導及中心內產銷及對外服務說明安排各服務項目負責人簡介該服務方式與訂購動物或申請技術服務應注意事項，共分7個主題以深入淺出的說明為客戶提供最重要的訊息。項目負責人與主題分別為：王繼廣「國家小鼠種原庫及FIMRe簡介」、戴文玉「訂購實驗動

國家地震工程研究中心

建築物耐震設計國際訓練班（ITP2008）



2008年ITP2008訓練課程參訓學員合照。

今年度耐震設計國際訓練班（ITP2008）在國家科學委員會國際合作處支持下，於2008年10月20日到24日假國家地震工程研究中心盛大舉行。本次共有13個國家共46名與會，參與人數為歷年來最高。由此可見地震中心所舉辦耐震設計國際

各國學員介紹該國地震工程發展，達到各國間與地震中心彼此之間的交流，對於未來學員回國後與我國及地震中心之進一步聯絡與發展，更具有重大之意義。第二至四日安排一般課程，深入瞭解我國在地震工程上之研究成果與發展現況及參觀地震中心的

訓練班活動，已在國際間逐漸獲得良好評價與聲譽，也確實達到提升友邦國家耐震分析與設計等相關專業知識之實質訓練目的。本次訓練課程規劃上，首日安排

實驗設備。除上述課程外，今年適逢台灣大學土木系新館落成，亦安排其結構設計簡介與現地參觀，分享國內最新「建築物中間層隔震技術」之經驗與應用實例。此外，本屆課程於第五日特別安排兩項工程參觀活動，前往台中「石岡壩」及「921地震教育園區」參訪，提供學員親身感受車籠埔斷層錯動造成水壩及校舍結構的破壞。參訪過程中學員對於921震害結構的保存與地震工程教育的重視與推廣，無不表示推崇與讚許之意。許多學員在課程結束後，均表示願意與我國及地震中心繼續保持密切連絡，持續分享彼此在地震工程方面的最新研究訊息與成果，也願意考慮未來可以任何合作型式來進行交流。

國家太空中心

第四屆亞洲太空研討會暨福衛三號國際科學研討會



「第四屆亞洲太空研討會暨福衛三號國際科學研討會」團體照。

本院太空中心於2008年10月1日至3日假台北福華國際文教會館舉辦第四屆亞洲太空研討會暨福衛三號國際科學研討會。這次研討會國內外包括美國、德國、西班牙、奧地利、巴西、加拿大、澳洲、孟加拉、伊朗、印度、日本、韓國、新加坡及中國等15國約300人參與。與

「第四屆亞洲太空研討會」為國際研討會，目的為邀集國內外太空領域專家學者及廠商，共襄盛舉，進行科學性論文研討及國際先進之太空產業交流。「福衛三號國際科學研討會」為2年定期舉行的台美雙邊研討會，目的為邀集

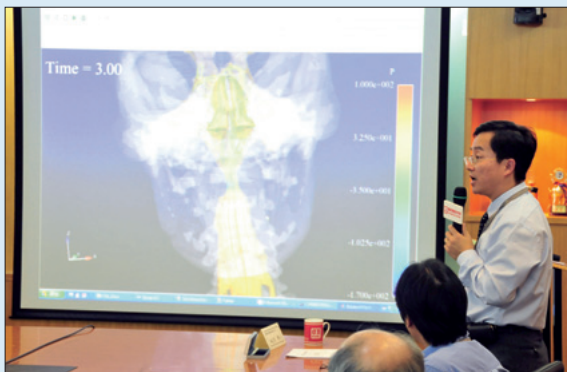
會的貴賓為張進福政務委員、國科會李羅權主任委員、中研院副院長劉兆漢院士、美國國家基金會Dr. Jarvis Moyers。

國內外學者及學生，發表福衛三號衛星發射後的資料研究及氣象預報改善的新發展。

福衛三號自成功發射後，業已屆滿二年，截至目前累積的全球大氣有效資料點已突破1,310,000點，超過科學任務的預期點數。福衛三號資料吸引國際科學界注意，目前已有47個國家及842位研究人員與單位註冊使用，歐美亞等重要的氣象中心已正式納入其氣象預報系統，這次福衛三號研討會著重在氣象預報方面的改善實例與討論後續研究發展。

國家高速網路與計算中心

「睡眠呼吸中止症影像診斷平台」成果發表會



國網中心姚志民博士展示睡眠呼吸中止模擬示意。

國家高速網路與計算中心將成功開發之「顱骨破損之補骨製作系統」技轉給長庚醫院後，再一次運用高速計算模擬技術，與長庚睡眠中心合作，結合醫療影像、高速計算與睡眠中心

降低國家的醫療成本。目前平台上成功案例已有10多例。2008年12月4日，國網中心與長庚醫院於國家實驗研究院舉辦成果發表記者會，獲得媒體記者們熱烈迴響。

之臨床數值，開發出「睡眠呼吸中止症影像診斷平台」，此平台可協助醫生快速檢驗睡眠呼吸中止症患者的病情，給予適當治療，不僅可減輕患者的痛苦，也可

該平台開發，主要整合多位跨領域的專家、技術人員、及長庚醫院的醫生們之專業知識與臨床經驗等共同努力而成的，而平台內之計算流體與三維醫療影像處理技術，主要由國網中心醫療計算及視算兩個團隊負責。國網中心累積近二十年高速運算技術，除了擁有全台第一的超級電腦與龐大的計算資源，最重要是數十名跨領域（固力、熱流、光電、計算化學、計算物理、醫療影像、視算、資訊科學）的高速計算專家，以創新的思維，協助醫生快速診斷病情，不僅減輕病人的痛苦，亦可節省國家之醫療成本。

國家晶片系統設計中心 清雲科技大學參訪晶片中心



清雲科技大學-SoC商管學程參訪團合影留念。

來自清雲科技大學晶片系統 (SoC) 商管學程的34位同學，於2008年11月20日上午在該校林仲廉博士帶領下，前來晶片中心進行戶外教學及參訪。此行主要目的係為了讓該學程成員，進一步認識晶片中

心，同時對晶片應用系統相關知識有所瞭解。

首先清雲科技大學師生，收看了介紹晶片系統設計之相關影片，接著同仁以投影片簡報，向師生介紹晶片中

心歷史背景、成立宗旨、內部組織、業務範圍及願景展望。隨後來訪的師生依序參觀其他樓層各項設施，並由同仁分別向師生介紹Agilent 93000 SoC tester與解說晶片測量實驗室與晶圓設計各項原理，在參訪過程中，師生亦向同仁詢問各項設備功能，透過完整的解說下，教授及學生們均對各項測試儀器有了基本的概念，而整個參訪活動，即在大眾合影留念後圓滿落幕！

期盼舉行此項活動，能將IC科技種子廣泛散播於校園，並於日後吸引更多優質菁英人才，陸續投入IC相關產業行列，進而提昇前瞻科技研發水準、開創我國IC產業璀璨光明的未來。

儀器科技研究中心 儀科中心成功推動科技外交－國際科學儀器研習班圓滿閉幕



國際科學儀器研習班結業合影。

儀器科技研究中心於2008年10月20日至31日舉辦國際科學儀器研習班，主題為「生醫微型化檢測儀器技術」。這次參與學員是由亞洲科技合作協會 (ASCA) 會員國推薦，包括印度、越南、泰國、印尼、菲律賓

中央大學、中國醫藥大學、成功大學、交通大學、長庚大學、陽明大學、國家衛生研究院、清華大學、美國 UC Davis、德國Friedrich-Schiller-University、韓國Park Systems Corp. 與知名生技公司等多位經驗豐

等國教授、政府研發部門主管與研究人員等各國科技精英，共計26名。

儀科中心為求研習課程理論與實務並重，本次特邀請中央研究院、中

富的科技專家擔任講師，分別就工程技術、臨床需求與生醫檢測相關技術與學員進行研討。

儀科中心近年來在奈米生醫領域有極為傑出的表現，曾先後獲得台北國際發明獎、德國紐倫堡發明獎與國家新創獎，同時與國內外產學研各界皆有密切合作。隨著台灣逐步邁入高齡化社會，與居家照護密切相關的微型生醫感測器與微型生醫光電檢測技術益形重要。儀科中心藉由多年來深耕於此的厚實技術能力，不僅對國人健康醫療多所貢獻，並積極拓展與東南亞國家的合作交流，以期提升區域性醫療照護水準。

科技政策研究與資訊中心 CONCERT第十屆年會暨國際研討會



研討會國內、外講者與科技政策中心王丕承主任（右六）合影。

「2008年學術電子資訊資源國際研討會」於2008年11月12、13兩日假台灣大學應用力學研究所國際會議廳舉辦。此一活動除由12位美、韓、新及國內的專家學者，就Web 2.0的發展趨勢與應用、書目計量學的應用、引用文獻索引系統的比較研究，以及電子資源應

全國學術電子資訊資源共享聯盟（CONCERT）是1999年起，科技政策中心以國家總體資源有效運用的角度，號召全國學術研究圖書館所成立的聯盟，並以引進研究所需要的電子資訊資源，提供學研人員服務為主要宗旨。

用效益評估等議題進行研討外，另於會場週邊安排國內、外重要學術研究參考資料庫展示，俾使所有出席的圖書資訊從業人員在知識與資訊的饗宴中，滿載而歸。

發展至今，會員數已達202個，涵蓋全國所有的大學校院及重要研究機關與機構；在制度化的運作下，年引進電子資源，由1999年的7個系統22個資料庫，增加至2008年的41個系統110個資料庫。聯盟的成立，不僅大幅地縮短學研人員獲取所需參考資訊的時間，同時節省國家資訊資源購置在人力與經費的成本，不僅是我國學研資訊服務全面數位化的分水嶺，更是強化我國科研基礎建設最重要的工作。此項業務最近被國科會列為50項科學成就之一，再次地凸顯其重要性，未來科技政策中心將持續的推動，以促進我國科學與技術的發展。

國家災害防救科技中心 中心五週年暨防災科技合作協議備忘錄



行政院邱正雄副院長親臨現場致詞並與在場貴賓合影。

2008年11月5日於新店大坪林聯合開發大樓16樓，舉行災防中心五週年慶祝茶會，邀請行政院邱副院長正雄親臨開幕致詞，並與美國太平洋防災中心（Pacific Disaster Center, PDC）簽訂台美雙邊防災合作科技協議備忘錄。活動主題為

家學者共百餘人蒞臨指導。

本次活動邀請行政院 邱正雄副院長親臨指導。於活動致詞中，邱副院長表示：「這幾年來，災害防救體系的工作，及各地區災害防救計畫一直持續推動當中並臻健全，然而今

「建置防災科技夥伴關係，提昇社會整體防災能量」，結合成果發表海報展，以研發推動、技術支援乃至落實應用三大主軸呈現中心歷年來各項成果。與會之產、官、學界等防災專

（2008）年的幾次颱風所帶來的體認，顯示我們的努力仍有不足之處。對於災害防救整體工作面向，除重視緊急應變階段外，更應擴及至平時減災工作之規劃、推動與落實，以服膺世界潮流。」

此次重點活動為中心與PDC簽訂台美雙邊防災科技合作協議備忘錄。有鑑於美國太平洋防災中心在國際舞臺上，一直以多面向進行防災領域各項實質交流推動之工作，基於凝聚雙方能量之共識，並一致認為發展全方位合作關係，將有助於促進未來防災各項研發之推動與落實，在互惠互惠的基礎下及眾多嘉賓見證下，正式開啟台美防災科技研發互動之門。

台灣海洋科技研究中心

海洋中心與成功大學合辦2008年「台灣海洋科技國際研討會」



全體與會學者於會場外合影留念。

甫於半年前才正式成立的台灣海洋科技研究中心為積極規劃朝向全球性發展並成為世界頂尖之海洋科技研究中心，邀請成功大學於2008年10月30、31日兩天在台南成大機械系館共同舉辦了一場2008年「台灣海洋科技國際研討會」。會中邀請到來自美國、日本與香港等地資深華裔海洋

科學家、俄羅斯國家科學院之海洋研究學者、以及國內海洋領域的專家，以論文發表演講及現場討論的方式，提出對海洋研究相關議題的報告。議程包括中央大學黃譔院士、美國康乃爾及中央大學劉立方教授的兩場主題演講，28篇論文發表以及綜合座談。藉由此一學術交流平台，凝聚國內、國外學者對海洋科技研究新思維之共識，並增進未來相互合作爭取國際合作計畫的機會。

科學家、俄羅斯國家科學院之海洋研究學者、以及國內海洋領域的專家，以論文發表演講及現場討論的

在與會學者共聚一堂，就六大議題：海洋環境科學、台灣海域長期觀測與研究、海洋資源能源與海洋災防研究、海洋探測科技發展、海洋生化科技研發等領域相互切磋後，已然對促進台灣未來在海洋科技之永續發展，及提升海洋中心之國際聲譽有了具體的方向及共識。由於有相當多的年輕學子參與此次研討會，同時也激發了年輕一代對海洋科學的熱情，厚實了未來台灣在海洋科技研究的珍貴人才資源。會後的11月1日，海外學者一行並參訪了成大水工試驗所以及海洋中心位於興達港的預定基地。

颱風洪水研究中心籌備處

颱洪中心籌備處現況及「颱洪前瞻研究國際研討會」



吳代理院長光鐘於颱洪中心籌備處主辦之「颱風與洪水前瞻研究國際研討會」開幕致詞。

颱風洪水研究中心於2008年11月14日召開颱洪中心籌備處諮詢委員會議審查修訂版之新設台灣颱風洪水研究中心作業計畫書，與會委員認為修訂版計畫書兼顧了前瞻科研所需與當前

轉呈國科會審核設置計畫書。

颱洪中心於2008年12月18、19日主辦颱風與洪水前瞻研究國際研討會。颱風與洪水前瞻研究國際研討會於台

實務面，已充分顯示颱洪中心之完整任務，應盡快讓中心正式成立、運作順利。預計於年底前由工作小組針對委員意見將修正版設置計畫書修改

完成後，送至院部

大集思會議中心舉辦，會中邀請國內、外知名學者專家進行專題演講，會中就許多颱洪相關重要議題進行討論，包括：(1) 熱帶氣旋動力；(2) 與熱帶氣旋生成、移行、降水相關的物理過程；(3) 海氣交互作用；(4) 熱帶氣旋的特殊觀測(如衛星、雷達與飛機)；(5) 熱帶氣旋於數值模擬與資料同化的新知；(6) 與熱帶氣旋相關之大尺度現象與氣候；(7) 集水區洪水模擬；(8) 洪水預報與降水估計整合；(9) 洪水預警技術。

國研科技徵稿啟示

主要目的：增進本院各實驗研究單位間之互相了解與交流、對外提昇本院知名度與形象

徵稿內容：與本院任務相關之通識性科技文章或活動報導

徵稿對象：國研院同仁及參與本院計畫人員，文章刊登後依本院「稿酬給付辦法」致贈稿酬

出版：每年1月、4月、7月、10月出刊，每季截稿日期為出刊前二個月

聯絡人：稿件請以電子檔寄至院本部蔡智華小姐 chtsai@narl.org.tw

敬請支持、踴躍投稿

國研科技  January 2009 No. 21
NARL Quarterly

榮譽發行人：李羅權

發行人：吳光鐘

副發行人：王永和

編審委員：邱逢琛、苗君易、陳亮全、梁善居、葉俊雄、楊富量、
蔡克銓、蔡定平、蔡惠峰、魏慶隆
余憲政、陸璟萍、張培仁、蔡俊輝

總編輯：陳明智

執行編輯：蔡智華

編輯小組：杜佳穎、吳佳穎、何鳳珍、吳靜文、邵守麗、施美合、
洪駿之、黃心寧、蔡杰廷、謝家平、魏孟秋

設計印刷：肯迪思創意有限公司

發行所：財團法人國家實驗研究院

地址：台北市(106)和平東路二段106號3樓

電話：02-2737-8000

傳真：02-2737-8044

網址：<http://www.narl.org.tw>

中華郵政台北誌字第317號執照登記為雜誌交寄