



數位X光平板感測器

Digital X-ray Flat Panel Detector

呂慧歆 H. H. Lu

工研院生醫所(BDL/ITRI) 資深研究員/經理

X光檢測應用非常廣泛，隨著數位科技的進展，X光影像也進入了數位化時代，其中最重要的莫過於數位X光平板感測器。本文首先對數位X光平板感測器之發展歷史與種類作初步介紹，接著將平板感測器的架構細分為材料種類、像素陣列等，說明材料種類、物理特性、設計考量、發展趨勢與相關應用，提供對數位X光領域有興趣的讀者概略性的介紹與了解。

X-ray inspection is an extensively used technique in a diversity of applications. As the progress of digital technologies, X-ray imaging also has ushered into a new era of digitization thanks to the invention of digital X-ray flat panel detectors (FPD). This article starts from the history of the developments of X-ray FPD and introduces different categories. It also sheds light on the structures of FDP, including the materials of X-ray conversion layers and the types of pixel array. Relevant physical properties, design concerns, tendency of developments and related applications will also be presented in this article so that readers of interest can use it as an introductory reference in the field of digital X-ray technologies.

關鍵詞/Key Words

數位X光(Digital X-ray)、平板感測器(Flat Panel Detector; FPD)、數位放射造影(Digital Radiography; DR)、碘化銫(Cesium Iodide; CsI)、非晶硒(Amorphous Selenium; a-Se)

前言

從工業用非破壞性檢測到非侵入式醫學影像，數位X光(Digital X-ray)一直扮演非常重要的角色。高穿透力的特性能夠在不破壞檢測物的狀況下進行檢查，因此在我們的日常生活中應用相當廣泛，小至個人體檢之胸腔X光檢查、機場的行李檢查與安全掃描，大到在進/出口海關的貨櫃

掃描檢查；以物品來說，大到飛機、船身或是太空船的金屬裂縫檢查或是小到奈米等級的先進製程等的成像。X光的應用涵蓋範圍甚廣，與日常生活及科技應用環環相扣，已成為現代科技不可或缺的一部分。

數位X光平板感測器技術介紹

隨著數位科技的進步，從傳統相機走向數位相機的變革中，同步也帶動X光



▼表一 醫用數位放射造影(DR)的分類

類別	(A) 電腦放射造影CR	(B) 間接數位放射造影 Indirect DR (IDR)	(C) 間接數位放射造影 Indirect DR (IDR)	(D) 直接數位放射造影 Direct DR
X光轉換或擷取元件 Capture Element	BaF PSP 轉換成可見光	CsI 轉換成可見光	CsI/ GdOS 轉換成可見光	a-Se 轉換成電荷
耦合或連接元件 Coupling Element	透鏡或光學導光 Lens/Fiber Optics	光纖導光 Fiber Optics	光纖板導光Fiber Optical Plate或直接沉積轉換層於 收集元件	無 直接為收集元件接收
收集元件 Collecting Element	光二極體 (Photo-diode)	感光耦合元件 CCD/CMOS	a-Si TFT/CMOS	TFT

註：B與C的IDR影像感測器的差別在於C所使用a-Si TFT/CMOS通常是指大尺寸的平板感測器，其感測器的尺寸與照野是1:1，現有商品從13 cm × 8 cm到43 cm × 43 cm；而B所指的感測元件通常是經由光纖束導光到較小尺寸的CCD或COMS的感測元件，多用在動態取像。

影像從底片的時代跨入數位化的年代。約1980年前後，電腦放射造影(Computed Radiography; CR)使用磷光(Phosphor)物質儲存潛像(Latent Image)，接著光學式掃描機(Reader)可以對轉換層激發並讀取，由光纖導光到光二極體讀取訊號以轉換成數位影像，用來取代傳統的X光底片。在1987年，非晶硒(Amorphous Selenium; a-Se)的影像感測器首度出現，但那時數位影像感測器並不成熟，非晶硒的數位光感測器也沒能商品化。進入九〇年代，感光耦合元件(Charged Coupled Device; CCD)的成熟商品廣泛應用，才成就了最早直接放射造影技術(Direct Radiography)，是以線掃描(Slot-scan)的方式成像。1995年，由於薄膜電晶體(Thin Film Transistor; TFT)製程趨向成熟，因應而產生第一片平板感測器(Flat Panel Detector)，可分為非晶矽碘化銫平面感測器(Amorphous Silicon-Cesium Iodide Scintillator Flat Panel Detector)與非晶硒平面感測器(Amorphous Selenium-based Flat Panel Detector)。2000年以後，陸陸續續出現更為實用方便的可移式(Portable)平板感測器與具無線傳輸功能的輕量型平面感測器，

而更高階的平板感測器也因臨床的需求被推出，用以取代傳統X光影像增強器(Image Intensifier)，因其具有更高階讀取電路與像素陣列，可連續取像作為螢光攝影(Fluoroscopy)，使得X光檢查影像不會因為光纖束導光過程造成物體邊緣影像的變形。從數位光學掃描儀、CCD、TFT與CMOS等影像感測元件的技術突破，再加上多種可大面積製程的X光感光材料，像是碘化銫(Cesium Iodide; CsI)、非晶硒(a-Se)與氧化釷(Gd₂O₃)等，使得數位X光平板感測器漸漸變成X光影像的主流發展方向，就像過去二十年數位相機取代掉傳統的光學底片一般，發展至今，我們所謂的DR大多指數位放射造影(Digital Radiography)，其相關分類如表一所示。

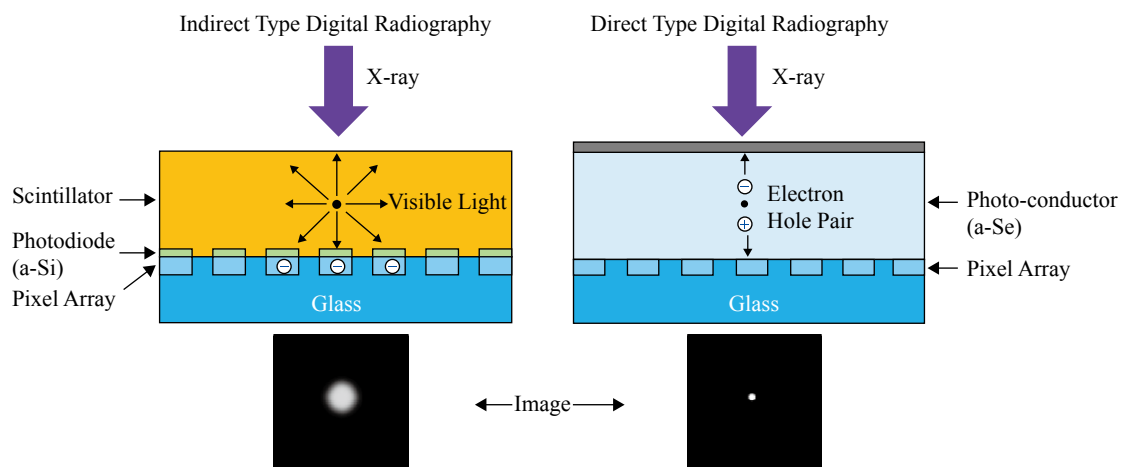
一般數位X光平板感測器的架構大致可區分成X光轉換層、耦合層(不一定有，如表一所述)、像素陣列(Pixel Array，通常指CCD、CMOS與TFT)以及讀取電路。X光的轉換層長久以來都是很受歡迎的研究材料，用於X光非破壞性檢測或是X光的醫學影像檢查時，都要求要與成像物體至少1:1或是放大影像的成像比例，而X光光子



屬於高能光子，除非在X光顯微鏡領域裡使用非常特殊的X光專用光學元件（利用特殊材料的晶格結構來折射X光光子路徑），才能如同可見光成像系統一般，利用透鏡組來調整光路；因此，一般光學照相機可用小於一吋感光元件成像，但在X光成像卻是不可行。直到現今，絕大多數X光成像應用都因X光光子的直線物理特性，無法縮短光路或是縮小影像。所以，X光轉換材料能否執行大面積製程以及在大面積製程是否還能提供足夠高的轉換效率，以降低X光照射的劑量，這些限制條件使得現有轉換層材料商品化的種類變得寥寥無幾。在IDR的平板感測器最常用的是碘化鉍晶體，為了提高解析度與降低成像劑量，用於臨床醫學用的碘化鉍感光層，也常被稱作閃爍體(Scintillator)，製作技術需要可滿足43 cm × 43 cm大小的平板感測器，厚度需達500微米以上的胸腔用數位X光平板感測器；其中每個晶柱直徑約5~10微米，能有助於提高解析度。由於檢測用X光光子是相當高能（通常10~150 keV），與間接轉換層的閃爍體作用時，會轉換成可見光光子(1~2 eV)，但會散開(Expansion)，因此解析度在光轉換層就會被影響。閃爍體的厚度越厚，轉換效益越高，但是散開的效應越嚴重；若厚度越薄，會得到較好的解析度，但照射劑量就會提高。另外，轉換層材料的原子序也是關鍵，通常原子序越大，對X光的阻擋本領(Stopping Power)越好，轉換效率越高。閃爍體轉換的可見光光子最後由二維像素陣列上的光二極體轉換成電子儲存在TFT/CMOS的電容中，最後由讀取電路讀出訊號轉換成像。

直接轉換式數位X光平板感測器的原理

是將X光光子直接轉換成電子-電洞對，在轉換層上/下兩側施加一電場，使電子-電洞對分開，為兩側的電極所收集，再轉換成電訊號；通常上層電極為具有高X光穿透特性的單一導電電極，下層電極為像素陣列中的像素電極，因此在直接式平板感測器所用的TFT或CMOS並沒有光二極體結構，而是直接以電極用來收集電荷，再儲存於像素中的電容，經由讀取電路讀出為數位影像。直接轉換X光為電子-電洞對的材料有很多種，如非晶硒、碲化鎘(CdTe)、碘化鉛(PbI₂)或碘化汞(HgI₂)等。礙於施加偏壓會在感測層與電極之間產生不必要電流（所謂漏電流），造成影像的背景訊號增高，若用於實際醫學影像的用途，將導致成像劑量的增加。因此，非晶硒本身再加上一些阻斷層(Blocking Layers)的設計，可以讓轉換材料與電極間的漏電流降低，且兩者皆可大面積製程，使得非晶硒成為大尺寸直接轉換數位平板感測器商品的最佳選擇。直接轉換感測層因施加的偏壓電場會使得電子/電洞直接往兩側電極漂移，因此，影像解析度優於間接轉換平板感測器。如圖一所示，間接轉換層中由X光產生的可見光因為會散開，通常會一起由鄰近的像素所接收，而直接轉換的光所產生的電訊號大都可集中在對應產生位置的像素裡，因此解析度較高。另外，如果只將閃爍體貼附在TFT或CMOS上，這之間間隙也會使轉換效率減低；因此，有些商品會將閃爍體沉積於光纖板上(Fiber Optical Plate; FOP)，將所產生的可見光導向像素陣列以增加轉換效率。近年來，為了提高間接轉換式X光平板感測器的解析度，新一代的感測器商品多改採用直接沉積於TFT或CMOS像素上的



▲圖一 間接轉換(IDR)與直接轉換(DDR)之數位X光平板感測器的轉換示意圖

方式，取代傳統長晶在一層光纖板上；也有研究作一與像素陣列吻合的中空格子陣列，將碘化鉍長晶於其內，希望限制轉換成可見光散開範圍，但現階段研究所提出之方法製作成本過高、費時、且長晶柱不易，尚無法突破技術限制走向商品端。

數位X光平板感測器在發展的過程中，首要條件是取代傳統底片，尤其在醫學影像上的應用，因此在尺寸上必須能先與底片的大小一致，接著是感光的效益必須優於傳統底片，才能降低照射劑量。最後是解析度，由於傳統底片是類比式訊號呈現，而在數位感測板是由轉換層物理特性與像素電極尺寸決定。由於製程條件上，TFT相較於矽半導體更能實踐大尺寸製作且成本便宜，因此在醫用數位X光平板感測器為主要採用的像素陣列基板，用來個別接收來自轉換層的訊號，以形成二維的電訊號，由讀取電路的類比數位轉換器(ADC)對每一個像素的電訊號作數位化，最後輸出在軟體端呈現成數位影像。近十幾年來，由於CMOS影像感測器在製程技術上的突

破，已經逐漸取代數位相機所採用的CCD感光元件，現在不論是手機的相機，或是至單眼數位相機的感光元件都是CMOS感測器為主。CMOS感測元件其實也被運用到數位X光平板感測器，像是牙科用的X光機，照單顆牙齒用，或是3D成像/側顱影像（大多用在矯正牙齒評估）用的數位X光平板感測器多半採用CMOS影像感測器。另外，也因為矽半導體的晶圓尺寸越開越大，以COMS為主的數位X光平板感測器也逐漸成為工業檢測用或是實驗用櫃型X光系統的發展主流，可達成連續取像之目的。

新一代的X光感測器使用更複雜的電路設計晶片來製作像素陣列，如光計數器(Photon Counting Detector)，內部的電路系統會依據接收到的電訊號強度設定閾值(Threshold)，而電訊號的強度會正比於X光能量的高低，所以，在一次取像中，藉由晶片電路快速掃描，即可獲得不同物質對不同能量X光作用的影像，達到類似於頻譜的效果，因此，使用X光光計數器的數位X光影像系統又稱為頻譜式X光成像(Spec-



troscopic X-ray Imaging)或是彩色X光成像(Color X-ray Imaging)。商用X光光計數感測器最常使用的材料為碲化鎘或是矽，兩者皆是直接轉換X光光子為電訊號，矽因為原子序低，因此用於較低能量的X光檢測，而碲化鎘因高原子序，轉換效率高，應用範圍相對廣，但為了應付各種應用的能量範圍，雖其商品的厚度可達1 cm，然而受限於

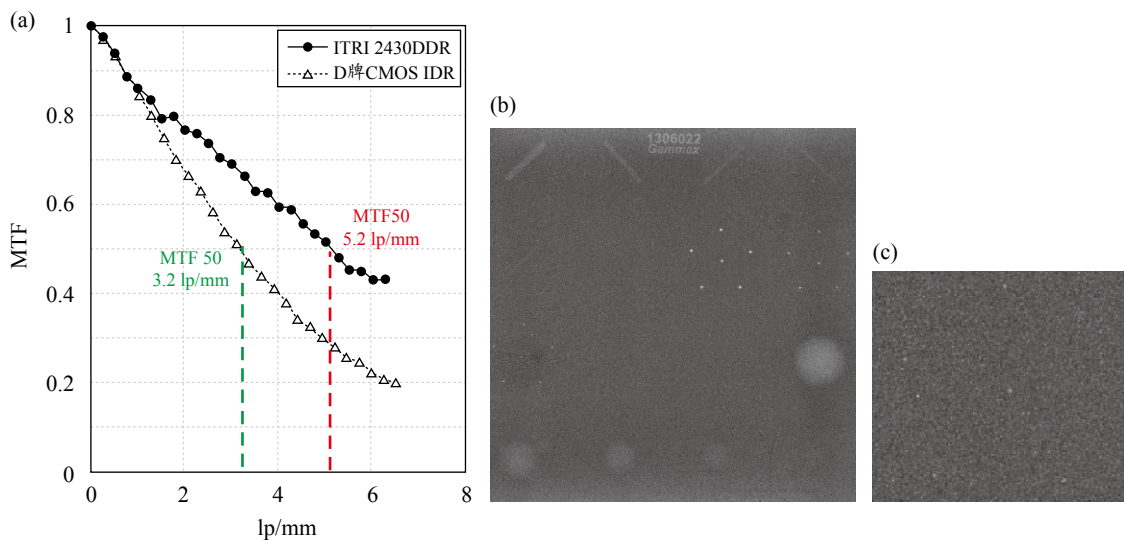
製程技術瓶頸，目前轉換層面積仍為小於2 inch × 2 inch，只能用於特殊用途，尚無法取代現有TFT或CMOS為主的數位X光平板感測器。

工研院於數位X光平板感測器之現有能量

工研院生醫所自行開發的大尺寸直接式數位X光平板感測器，發展非晶矽作為轉換層材料，雛型品如圖二所示，上層覆蓋碳纖維板作為保護殼。套用合乎國際標準之解析度假體測試調制轉換函數(Modulation Transfer Function; MTF)架設下，在MTF50時，與像素尺寸同規格的IDR商品一起進行成像比較，在相同的X光劑量下，MTF50為5.2 lp/mm，高於市售商品的結果3.2 lp/mm，顯示直接式平板感測器的高解析度優點，如圖三(a)。在臨床醫學影像的應用層面，我們以乳房攝影用之數位X光平板感測



▲圖二 工研院生醫所自行開發的直接式數位X光平板感測器外觀



▲圖三 (a)解析度測試；(b)乳房攝影用國際標準假體(ACR-156)使用工研院生醫所自行開發之數位X光平板感測器成像；(c)第四群鈣化點放大圖



器為標的，使用國際標準假體ACR-156對此平板感測器的解析能力與對軟組織的分辨能力進行測試；此假體有纖維(Fiber)、鈣化點與腫塊(Mass)三種類型圖案，分別對應到乳房軟組織的組成成分。醫療法規規定，若要用於臨床，則至少需要可以辨識出4條纖維、3群鈣化點、3個腫塊成像；工研院開發之數位X光影像板雜型品的測試結果如圖三(b)所示，可辨識5條纖維、4群鈣化點、4個腫塊成像，對應到此影像可量到的最小尺寸為0.54 mm的纖維、0.24 mm鈣化點與0.5 mm厚度的腫塊，甚至連最薄的腫塊，厚度0.25 mm，也依稀可辨識(圖三(b)右下角)。圖三(c)將第四群鈣化點放大，雖然背景的雜訊也隨著明顯提高，但仍可清楚看到每個鈣化點所構成的五角形狀。後續工研院生醫所將會持續優化製程等相關條件，預期可得到更好的結果。

結 論

數位X光影像感測器在現今先進國家的醫院用途已成為主流。我們從影像專科的成本來看，一開始採購一台有數位X光平板感測器的X光造影系統與一台使用傳統底片的X光機(含洗片機/片箱等)，在第一年的價格可能會高出一倍以上。但由於傳統底片需要洗片機、藥水與儲片空間等，每年皆有逐漸增高成本的支出；相較於數位X光平板感測器，自第一年採購後，僅需少量的維修費用，儲存數位影像的硬碟空間也相對小上許多，反而在使用期間內的支出總成本相對較低。另外，相較於傳統底片，數位X光平板感測器對X光劑量反應較靈敏，且對影像灰階反應範圍也較寬，影像可以比較多層次的呈現。因此，除了可

降低劑量的優點，對曝光稍不足或過多的影像也可用數位影像處理的方式作事後彌補，降低病人得再次接受檢查的機率(Recall Rate)。除了醫學影像的應用，數位X光平板感測器在非破壞檢測的工業應用更為廣泛，市場價值更大，例如產線的抽樣檢測。不論是傳統產業中的塑膠件缺損，不透光的藥水、藥罐、藥盒有無填充藥品或是有無異物雜質，鋁/鐵罐飲料的液面檢測，中央廚房出餐的餐點重金屬檢測，到科技產業中對電路板、IC元件的製程品質檢測，或是公共場所與機場的安規檢查等等，應用層面相當廣泛，相關市場值得各界的持續關注與投入。☞

參考文獻

1. Harrell G. Chotas, James T. Dobbins III, Carl E. Ravin, Principles of Digital Radiography with Large-Area, Electronically Readable Detectors: A Review of the Basics, Radiology, 210, pp.595-599, 1999
2. J. Anthony Seibert, Digital radiography: The bottom line comparison of CR and DR technology, Applied Radiology, May 25, pp. 21-29, 2009
3. Ho Kyung Kim, Ian Alexander Cunningham, Zhye Yin and Gyuseong Cho, On the Development of Digital Radiography Detectors: A Review, International Journal Of Precision Engineering And Manufacturing, 9, pp. 86-100, 2008
4. Ho Kyung Kim, Seung Man Yun, Jong Soo Ko, Gyuseong Cho, Thorsten Graeve, "Cascade Modeling of Pixelated Scintillator Detectors for X-Ray Imaging", IEEE Transactions On Nuclear Science, 55, 3, pp. 1357-1366, 2008
5. S.O. Kasap and J.A. Rowlands, Direct-conversion flat-panel X-ray image detectors, IEE Proc.-Circuit Devices Syst., 149, pp.85-96, 2002
6. R. Ballabriga, J. Alozya, M. Campbell, E. Frojdha, E.H.M. Heijne, T. Koenig, X. Llopart, J. Marchald, D. Pennicard, T. Poikela, L. Tlustosa, P. Valerio, W. Wonga and M. Zuber, Review of hybrid pixel detector readout ASICs for spectroscopic X-ray imaging, Journal of Instrumentation, 11, P01007, 2016