

# 放射診斷工具 在疾病診治的新進展

| 吳輔榮醫師 | 高雄榮民總醫院放射線部呼吸循環科主任

## 大綱

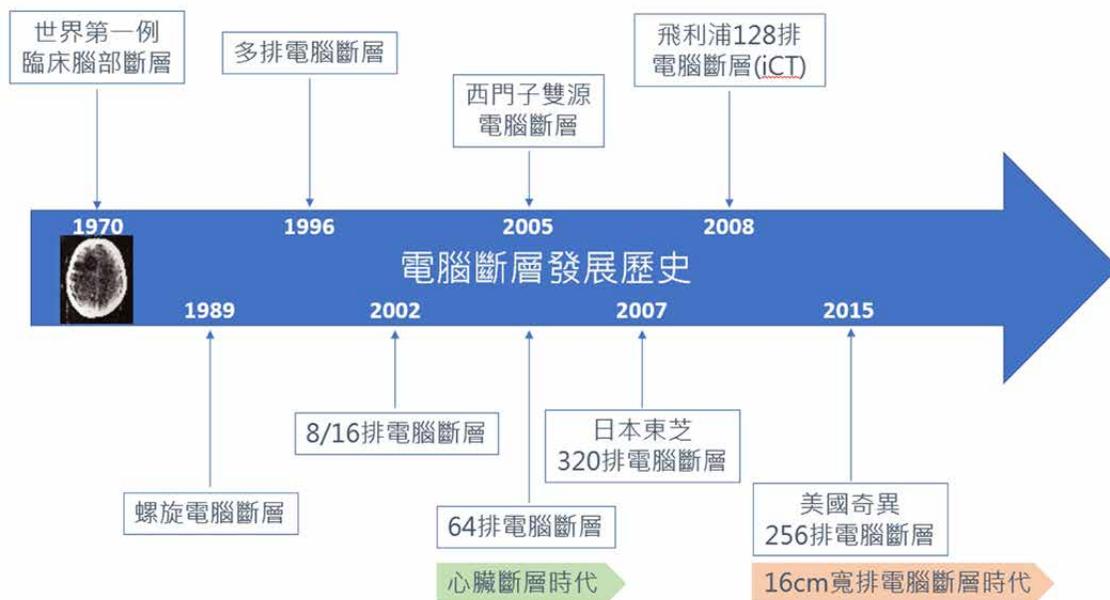
近年來醫學影像在機器設備、影像技術、臨床應用和疾病診斷上均有突破式的發展。特別是在人工智慧和影像定量的大數據分析技術性突破後，對於放射醫學影像從檢查流程的優化、影像品質的進步、輻射劑量的降低和個人精準影像醫療實踐上均有重要的進展。本文著重在近年來電腦斷層機器設備發展和人工智慧技術進步在心血管、腦中風和腫瘤影像分析領域的臨床應用和發展，以提供更好的個人化精準影像生物資訊。在臨床疾病的精準診斷提供更佳的診斷工具參考和預後評估策略。

## 近年來電腦斷層放射技術的進展

### 寬排電腦斷層 (CT) 的發展

1998 年隨著“4 排探測器”及多排電腦斷層 (CT) 的發展，科學家開始對電腦斷層在冠狀動脈成像中的應用產生興趣。然而早期的多排探測器電腦斷層 (4 排或 16 排) 在進行冠狀動脈造影時顯示出的掃描局限性。因此當時在心臟檢查應用僅限於運用電子光束電腦斷層 (electron beam

CT) 冠狀動脈鈣化積分。隨著 64 排電腦斷層的推出，電腦斷層冠狀動脈攝影影像診斷準確性得到提高，高解析度的探測器 (0.5-0.625 毫米) 和更快的旋轉時間 (350-420 毫秒)，使之成為临床上可行的技術。儘管 64 排電腦斷層比傳統電腦斷層技術上有顯著改進，但仍然無法實現單一心跳 (1-beat) 心臟掃描且輻射劑量仍然過高。為了克服這個缺點，日本東芝醫療公司於 2005 年開發了原型 256 排探測器電腦斷層，並於 2007 年 11 月發展了全世界第一台商用寬排電腦斷層 [1]。它一次性旋轉即可涵蓋 16cm (0.5mm \* 320 排)，轉速高達 350 毫秒 / 圈。這種配置允許在一個 R-R 波間隔的心臟舒張期間取得完整的三維 (3D) 體積全心臟影像。隨著技術的不斷提升，最新一代的寬探測器則允許以 137 毫秒的時間分辨率與 640 張影像之同步獲取。美國奇異醫療集團也在 2015 年發布 256 排電腦斷層 (Revolution CT)，同時解決了高心率、心率不整和閉氣困難三個難題，實現了無限制單一心跳下 (1-Beat) 心臟成像，所有心臟掃描都是通過簡單的一圈軸掃完成，病人不再需要嚴格控制心率下完成檢查 [1]。除此之外，近幾年來低劑量影像疊代法技術 (Iterative Reconstruction) 也獲得突破性的發展，可大幅降低至少 50% 病人接



圖一 多排電腦斷層技術發展史

受的輻射劑量（與不使用疊代技術相比較）。高時間分辨率技術、寬排電腦斷層探測器的發展和低劑量影像疊代法技術的發展開啟了新的電腦斷層時代（圖一），也對冠狀動脈心臟影像和腦中風腦部血流灌注影像學的發展奠定了重要基石。

### 能譜電腦斷層技術 (Spectral CT)

能譜電腦斷層運用多能譜 X 射線中的能量信息來優化組織表徵以分辨正常組織與腫瘤辨識 [2]。目前雙能量採集的臨床電腦斷層可以分為兩大類：一是以能量來源 (source-based) 區分；另一種則是以探測器種類 (detector-based) 來區分。能量來源之雙能應用指使用具有不同能譜的 X 射線束進行影像分析。該功能可以透過 2 種方式完成：(a) 同時使用兩個獨立 X 光管球來實現，每個 X 光管球在不同的管電壓下工作，如西門子雙源雙能技術 [3]；(b) 採用低電壓和高電壓之間快速切換 (fast kV switching) 的 X 光管球，如美國奇異醫療集團寶石電腦斷層應用 [4]。探測器種類之雙能應用則依靠 X 光探測器的能量分辨能力將與低能 X 射線光子對應的信號與高能光子相關的信號分開。這種分離可以通過使用光子計數探測器或每層具有不同 X 射線阻止能力的雙層能量積分探測器來實現。能譜電腦斷層可以利用其單能量圖像、基物質圖像、能譜曲線、有

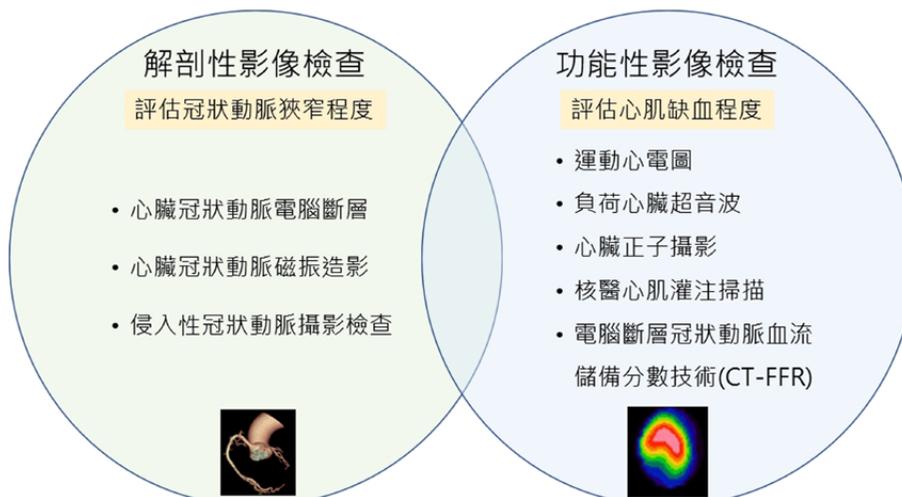
效原子序數等多種參數進行疾病的診斷及定量分析，對於腎結石成分分析、痛風性關節炎的早期探測、冠脈動脈斑塊成分的分析、良惡性腫瘤的鑑別提供更安全、迅速、準確、可靠的臨床診斷信息。

## 近年醫學影像技術 對於冠心病和腦中風診斷的進展

### 冠心病

冠狀動脈血管電腦斷層近年來因侵襲性低，且具有較高的敏感性 (96%) 和陰性預測值 (98%)，已成為臨床篩檢和診斷冠心病最主要的檢查手段。近年來廣泛運用寬排電腦斷層技術實現了高品質影像無限制單一心跳下 (1-Beat) 於冠狀動脈心臟相關疾病的診斷。心臟冠狀動脈電腦斷層目前被認定為最佳的非侵入性評估冠狀動脈解剖狹窄性影像診斷工具 (圖二) [5]。電腦斷層冠狀動脈血流儲備分數 (CT-FFR) 技術是通過對影像數據的進一步處理和計算對缺血做出功能性血流缺氧評估，並且在 2014 年發展出利用模擬計算流體動力學和基於影像的建模來評估功能性冠狀動脈血流缺氧的情況。近年大型研究顯示使用 CT-FFR 技術來評估冠狀動脈狹窄可以降低傳統解剖性心臟冠狀動脈電腦斷層所造成的高偽

## 心臟影像檢查



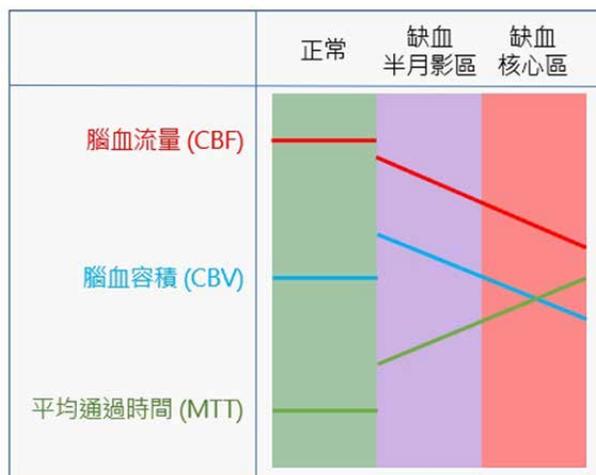
圖二 心臟影像學檢查可區分為解剖性和功能性影像檢查。解剖性影像檢查目前臨床上最實用為心臟冠狀動脈電腦斷層，可以評估冠狀動脈狹窄程度。而功能性影像檢查也發展出電腦斷層冠狀動脈血流儲備分數技術(CT-FFR)，可以評估冠狀動脈血流缺血狀況。

陽性率和檢測血流動力學相關的冠狀動脈狹窄準確度高達 84% (和傳統解剖性心臟冠狀動脈電腦斷層影像精準度 59% 相比較) [6, 7]。未來隨著人工智能等技術的發展相信在未來冠心病診斷將扮演重要角色。

範圍。與 4 公分傳統電腦斷層技術相比更能發現更多可能的缺血半月影區，對於顱內動脈取栓手術的術前評估提供更精準的影像診斷和治療計劃評估 [8]。

### 腦中風

腦中風是臺灣地區第三大死因。缺血性腦中風是由血栓形成或梗塞引起的。中心細胞死亡區被稱為缺血核心區 (ischemic core)，此區塊神經受損是不可逆的；但環繞缺血核心區的周圍細胞尚未完全死亡，被稱為缺血半月影區 (ischemic penumbra)，若能及早搶救這區塊，就能減輕神經功能受損程度。因此早期診斷腦中風並正確評估腦缺血時間、分布和血流影響將對於臨床診斷和治療評估有重要臨床依據。電腦斷層腦部血流灌注分析 (CT Perfusion) 是一種使用顯影劑和連續性採像以量化通過腦實質的血流量，能夠在早期鑑別診斷腦缺血程度和時間，通過定量分析可以分辨缺血核心區 (ischemic core) 和缺血半月影區 (ischemic penumbra)。近年來由於寬排電腦斷層技術的發展，電腦斷層腦部血流灌注成像可以在同一時間完成全腦同步血流灌注情形 (圖三)。研究發現採用 16 公分寬排電腦斷層技術可以更精準地區分缺血核心區和缺血半月影區



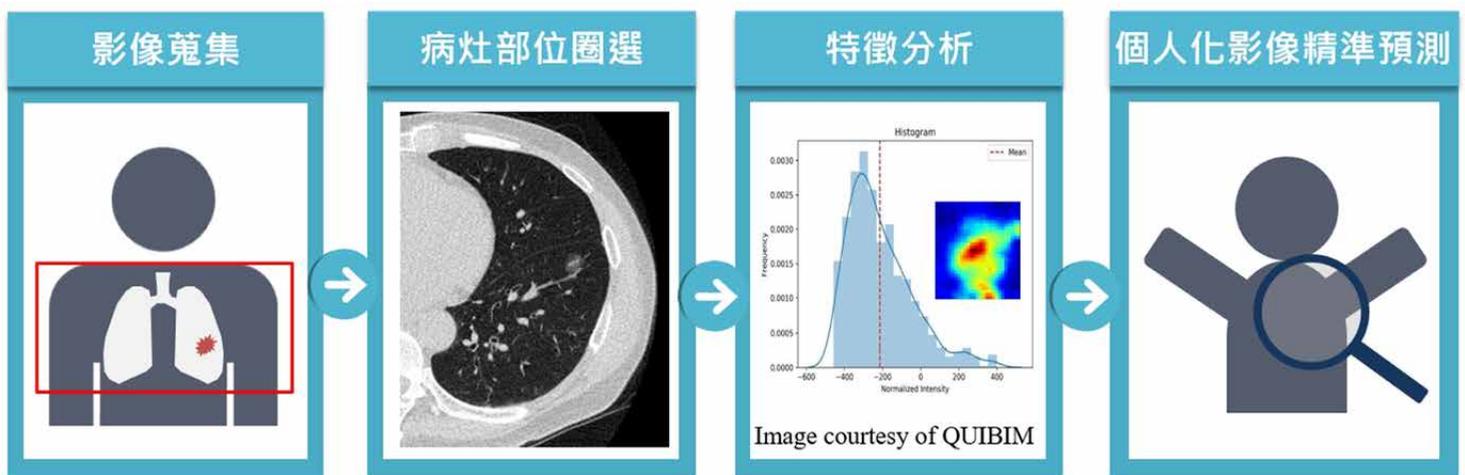
圖三 將電腦斷層動態灌注影像傳輸到影像工作站後，可以得到灌注參數，包含腦血流量 (CBF)、腦血容積 (CBV) 和平均通過時間 (MTT)。缺血核心區腦血流量和腦血容積重度下降，平均通過時間延遲明顯，而病灶周邊區域腦血流量輕度或中度下降，腦血容積有輕度升高，平均通過時間輕度延遲，其血流逐漸增加，呈階梯樣改變。根據腦血容積來分辨缺血核心區和缺血半月影區，若腦血流量、腦血容積的均降低，則為缺血核心區；若腦血流量輕度下降，腦血容積正常或輕度升高，則為缺血半月影區，此時若能明確診斷給予溶栓治療，可以盡快恢復缺血腦組織的血流灌注，改善患者的預後情況。

## 近年人工智慧 在醫學影像上的進展和應用

人工智慧在近年來開始迅速發展，目前已經有超過 3000 篇以上的科學論文針對人工智慧與深度學習在放射線影像學的應用上進行發表。目前絕大多數的議題、研究及應用主要是著重在電腦輔助診斷(CAD)的模式，較為知名的應用包含：胸部X光自動判讀、乳房攝影及MRI的乳癌偵測、腦腫瘤、攝護腺腫瘤的偵測等[9-11]。另外影像組學分析是一種非侵入性影像後處理分析程序，來量化與病變異質性相關的影像特徵。影像組學的分析過程包括影像蒐集、病灶部位圈選、圖像分割、特徵值定義及特徵提取、特徵值分析和模型構建等(圖四)。基於臨床資訊及影像量化特徵所構建的影像組學模型，可應用於疾病診斷、腫瘤分型、評估疾病預後因子等方向。影像組學透過機器學習方式來建立預測模型，並選取最佳參數以確保預測模型的精準度和可驗證度，來避免模型發展中可能產生的模型擬合過度的情況發生[12]。

## 結論

精準醫療的定義是指運用個人化臨床相關資訊和基因型資訊表現來考慮每位患者的遺傳基因信息、環境影響和生活習慣方式，以根據這些複雜因素來建立個人化精準醫療的具體策略。而近年來醫學影像資訊隨著人工智慧技術和大數據技術的快速進展而得以藉由醫學影像定量分析來提供個人精準醫療疾病診斷和預後評估更有效的影像生物影響因子。而目前影像分析上常見以深度學習(deep learning)或結合影像組學(radiomics)方式來找出具有診斷疾病或預測疾病預後的影像生物影響因子特徵(圖四)[12]。結合以上新的技術的快速發展，對於未來影像醫學更是全面性的改革。期待未來這些新技術將成為放射科醫師的鷹眼好幫手，減少醫療影像過度成長負荷過重所帶來的誤診和醫師過勞等壞處。透過多方面資訊與相關醫療法律配套措施，來開啟心血管預防醫學、腦中風和癌症等臨床診斷和預後評估在個人化精準影像醫學的時代。



圖四 個人化醫學影像精準醫療預測模型發展流程

# Reference

## 參考資料

1. Kang, E.J., Clinical Applications of Wide-Detector CT Scanners for Cardiothoracic Imaging: An Update. Korean J Radiol, 2019. 20(12): p. 1583-1596.
2. Patino, M., et al., Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. Radiographics, 2016. 36(4): p. 1087-105.
3. Kyriakou, Y. and W.A. Kalender, Intensity distribution and impact of scatter for dual-source CT. Phys Med Biol, 2007. 52(23): p. 6969-89.
4. Zhang, D., X. Li, and B. Liu, Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: gemstone spectral imaging mode. Med Phys, 2011. 38(3): p. 1178-88.
5. Machida, H., et al., Current and Novel Imaging Techniques in Coronary CT. Radiographics, 2015. 35(4): p. 991-1010.
6. Strisciuglio, T. and E. Barbato, The fractional flow reserve gray zone has never been so narrow. J Thorac Dis, 2016. 8(11): p. E1537-e1539.
7. Taylor, C.A., T.A. Fonte, and J.K. Min, Computational fluid dynamics applied to cardiac computed tomography for noninvasive quantification of fractional flow reserve: scientific basis. J Am Coll Cardiol, 2013. 61(22): p. 2233-41.
8. Page, M., et al., Comparison of 4 cm Z-axis and 16 cm Z-axis multidetector CT perfusion. Eur Radiol, 2010. 20(6): p. 1508-14.
9. What the radiologist should know about artificial intelligence - an ESR white paper. Insights Imaging, 2019. 10(1): p. 44.
10. Doi, K., Computer-aided diagnosis in medical imaging: historical review, current status and future potential. Comput Med Imaging Graph, 2007. 31(4-5): p. 198-211.
11. Liang, C.H., et al., Identifying pulmonary nodules or masses on chest radiography using deep learning: external validation and strategies to improve clinical practice. Clin Radiol, 2020. 75(1): p. 38-45.
12. Huang, C.Y., et al., Letter to the Editor Regarding "Long-Term Follow-Up of Ground-Glass Nodules After 5 Years of Stability." by Lee et al., J Thorac Oncol 2019;14:1370-7. Heart Lung Circ, 2020. 29(9): p. e254-e257.



## 作者

| 吳輔榮醫師

中山大學教育研究所博士班候選人 /

國立陽明交通大學部定助理教授 /

國際心臟電腦斷層協會繼續教育委員會委員 /

國際期刊副主編 (Academic Radiology, SCI 影響因子 3.173)