

出國報告（出國類別：其他）

赴南韓參加醫學與生物工程國際研討 會出國報告

服務機關：核能研究所

姓名職稱：沈煜翔 技術員

派赴國家：南韓

出國期間：106年7月10日~106年7月15日

報告日期：106年8月7日

摘要

本次IEEE醫學與生物工程國際研討會(39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society)之主題為智慧科技之應用讓世界更健康(Smarter Technology for a Healthier World)；由IEEE EMBC協會主辦，並由南韓生醫工程協會(International Biomedical Engineering Conference of KOSOMBE)協辦。舉辦地點於南韓濟州島之國際會議中心(International Convention Center)，從106年7月11日舉辦至106年7月15日，為期5天。

本屆邀集來自60多個國家之專家學者投稿及演講，約有1500件海報發表，算是相當盛大之醫學與生物工程會議。會議演講場次由多個會議廳同時進行，議題包含生醫檢測技術、穿戴式感應器、生醫影像等領域。筆者針對放射醫學領域相關研究、新興技術於精準醫療應用之演講與海報進行蒐集與了解，讓現行計畫推展及後續規劃有較大的助益。

目 次

(頁碼)

摘 要	i
一、目 的	1
二、過 程	2
三、心 得	35
四、建 議 事 項	37
五、附 錄	38

一、目的

希望藉由參加南韓主辦之IEEE醫學與生物工程國際研討會(39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society)，瞭解放射影像應用於醫學成像技術與醫學應用領域之相關最新技術與國際發展趨勢，以及相關技術在新興市場的技術發展與能量，為本所未來醫用與生物工程領域提供研究之參考方向。所獲資訊除滿足特別額度計畫之臨床研究需求，並可在會議期間與專家學者進行學術與技術交流，對現行計畫推展及後續規劃有莫大助益。

於會議中發表放射醫學影像假影抑低技術之海報一篇，闡述本所自行研發之放射儀器影像技術成果，增進本所之國際能見度。最後，藉由蒐集國際放射影像相關產業及應用領域的最新資料，提供計畫在未來發展方向的修訂參考。

二、過 程

本次出差前往第 39 屆醫學與生物工程國際研討會(IEEE EMBC 2017)，自 106 年 7 月 10 日出發，迄 7 月 15 日返國，共計 6 天，公差行程如表 1，11 日為會前導覽，12 日至~15 日中午全程參加課程，重要節目列在工作紀要中。

表 1 行程表

出席2017年第39屆IEEE醫學與生物工程國際研討會		
日期	地點	工作紀要
7/10(一)	台北=>南韓濟州島	去程：金浦轉機。
7/11(二)~7/15(六)	南韓濟州島國際會議中心	參加IEEE EMBC 2017研討會，7/11(二)大會安排會議前導覽行程，7/12(三)大會開幕，並於7/13(四)進行口頭報告與海報展覽。
7/15(六)	南韓濟州島=>台北	返程：釜山轉機。

(一) 大會開幕式

1.開幕式與會場介紹

第 39 屆醫學與生物工程國際研討會(IEEE EMBC 2017)舉辦於濟州島國際會議中心 (中心外觀與歡迎海報如圖 1 及圖 2 所示)，進入大會場地後進行報到與相關資料領取(如圖 3 及圖 4)，其會議主軸包含醫學成像(核磁共振、超音波、放射成像、熱學影像、太赫茲成像)與其他生醫工程相關之輔助檢測原理及應用等議題。由於多數場次為平行式進行，因此筆者將針對放射醫學研究領域相關與新興技術於精準醫療應用相關之場次與海報進行蒐集，開幕當天之議程、各會議細節之照片如圖 5，此章節後續內容將節錄重點進行介紹。



圖 1 ICC 濟州島國際會議中心外觀



圖 2 IEEE EMBC 歡迎海報外觀



圖 3 IEEE EMBC 報到處

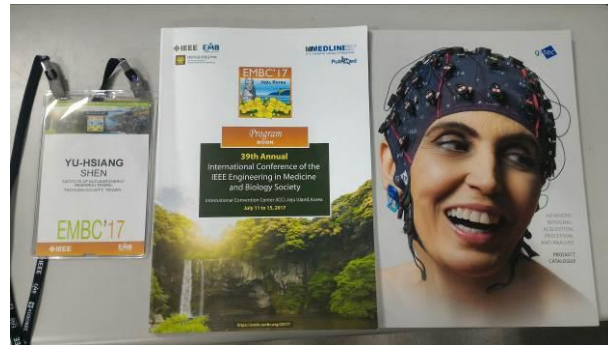


圖 4 IEEE EMBC 會議資料

DAY 1-Wednesday, July 12, 2017	
08:00-09:30	Oral Sessions
09:30-09:40	Break
09:40-10:30	Theme Keynote
10:30-10:50	Coffee Break
10:50-12:20	Opening Ceremony & Plenary Talk
12:20-13:20	Lunch
13:20-14:10	Plenary Keynote
14:10-14:20	Break
14:20-15:50	Theme Keynote and Oral Sessions
15:50-16:10	Coffee Break
16:10-17:10	Ignite Sessions
17:10-17:20	Break
17:20-18:50	Poster Sessions
19:00-20:30	Welcome Reception

Wednesday, July 12	
08:00-09:30	Oral Sessions WUA11: [Topic], [Author] WUA12: [Topic], [Author] WUA13: [Topic], [Author] WUA14: [Topic], [Author] WUA15: [Topic], [Author] WUA16: [Topic], [Author] WUA17: [Topic], [Author] WUA18: [Topic], [Author] WUA19: [Topic], [Author] WUA20: [Topic], [Author] WUA21: [Topic], [Author] WUA22: [Topic], [Author] WUA23: [Topic], [Author] WUA24: [Topic], [Author] WUA25: [Topic], [Author] WUA26: [Topic], [Author] WUA27: [Topic], [Author] WUA28: [Topic], [Author] WUA29: [Topic], [Author] WUA30: [Topic], [Author]
09:40-10:30	Keynote Session Keynote 1: [Topic], [Author] Keynote 2: [Topic], [Author]
10:50-12:20	Opening Ceremony & Plenary Talk Plenary 1: [Topic], [Author]
13:20-14:10	Plenary Session Plenary 2: [Topic], [Author]
14:20-15:50	Oral Sessions WUB1: [Topic], [Author] WUB2: [Topic], [Author] WUB3: [Topic], [Author] WUB4: [Topic], [Author] WUB5: [Topic], [Author] WUB6: [Topic], [Author] WUB7: [Topic], [Author] WUB8: [Topic], [Author] WUB9: [Topic], [Author] WUB10: [Topic], [Author] WUB11: [Topic], [Author] WUB12: [Topic], [Author] WUB13: [Topic], [Author] WUB14: [Topic], [Author] WUB15: [Topic], [Author]
16:10-17:10	Ignite Session Ignite 1: [Topic], [Author]
17:20-18:50	Poster Sessions Poster 1: [Topic], [Author] Poster 2: [Topic], [Author]

圖 5 IEEE EMBC 開幕當天議程

開幕式會場如圖 6，由協辦之會議主席進行相關議程解說，並邀請現任 EMBC 主席 Nigel Lovell 進行演說(如圖 7)。主席介紹 EMBC 會議之歷史沿革，由 1952 年開始到目前已累積 12000 個會員，會員來自 97 個國家(數據如圖 8)。其相關衍生的會議與學生團體之研討會更是廣泛。

於主席交接後，大會將去年年度之得獎人員進行相關介紹與頒獎，分享榮耀。頒獎過程中也進行演說與感言發表，如圖 9。



圖 6 開幕式會場



圖 7 主席 Nigel Lovell 進行演說

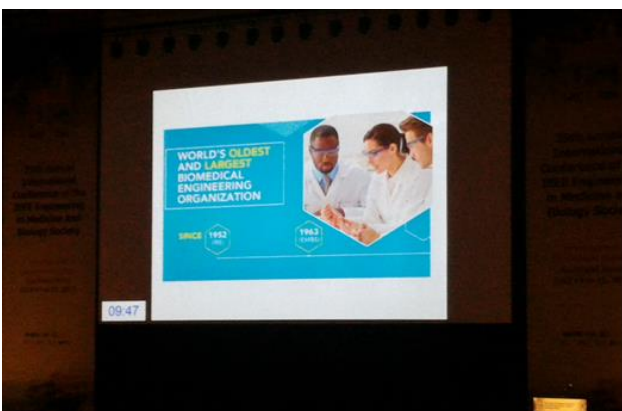


圖 8 EMBC 之會議歷史與組織成員



圖 9 EMBC 頒獎儀式

2.開幕式主題演講

第一場演講由大會邀請南韓科學與技術學院的 Myung-Chul Lee 主席進行開幕的主題演講，演講主題為南韓科學技術發展的過去、現在與未來，如圖 10。過去南韓醫療歷史主要以中醫問診為主，其時間掌握於病人發病後之相關病徵；在未來工業 4.0 之發展趨勢，預期將會使用聯合的跨領域技術，如圖 11。在病人異常徵象被偵測及連結到相關醫療儀器、健康評估等互聯網，進行即時性的監測與回饋，採取主動性的健康診斷。



圖 10 南韓科學與技術學院 Myung-Chul Lee 主席演講

病患利用行動醫療程式回饋相關之健康資訊給醫院端，由互聯網傳送大量之健康醫療資訊；大量醫療訊息形成巨量資料時也需有完整的個人資訊保全；這些巨量資料也將透過相關分析軟體進行運算產生更多的診斷數據。每塊拼圖與環節都息息相關，也將串聯南韓未來的科技業之發展。筆者認為，台灣也須融入趨勢，才可與國際醫療工程接軌。

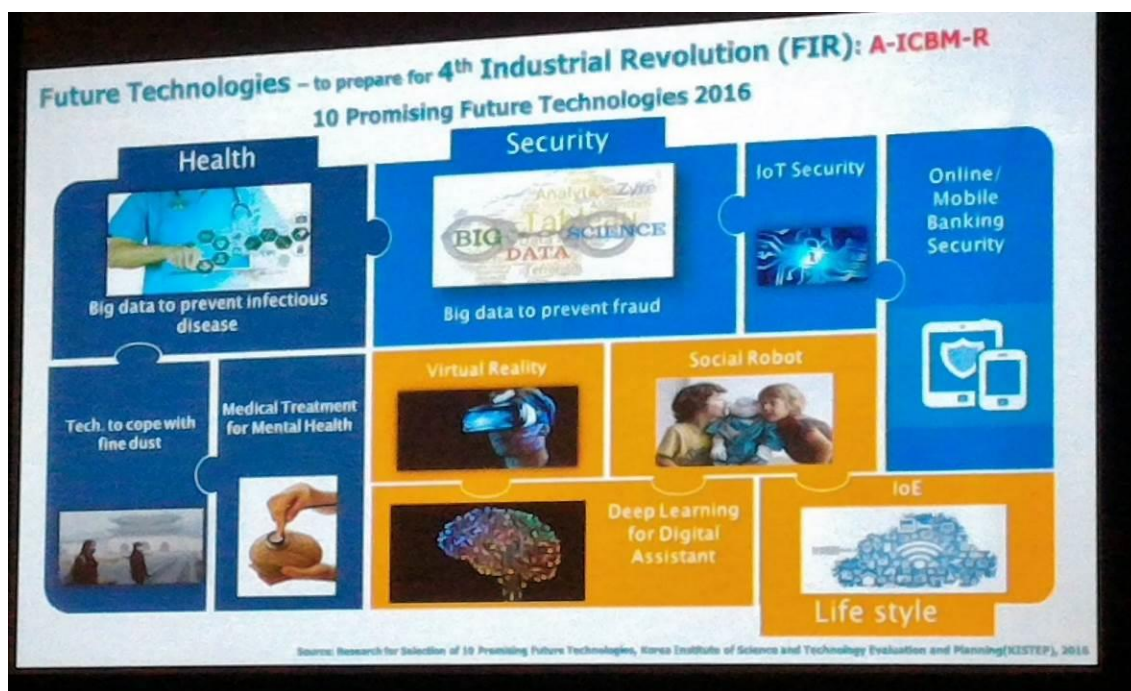


圖 11 工業 4.0 未來參與之跨領域技術

第二場演講大會邀請到匹茲堡大學的 Kyong-Tae Bae 教授演講，如圖 12。其演講內容關於放射領域於近年發展會遇到之問題與預測，將重點節錄如下段。

X 光影像歷經幾個演進的階段：

- 數位化的演進：從傳統底片改為數位化 PACS 系統傳輸。(過去)
- 資訊的民主化與共享。(過去)
- 資訊的標準化與精準醫療。(現在)
- 巨量數據的應用(Big Data) (現在)
- 人工智慧與機器學習(現在)

X 光影像於近期發展中需要產生更細緻的診斷影像，例如電腦斷層影像等三維空間成像時會有更多診斷切面大大增加醫生診斷之負擔。因此需要藉由人工智慧的輔助軟體(CAD, Computer aided detection)來達到階段性的輔助診斷，而醫生針對有較高風險的影像切面，進行更完整的診斷分析。因此使用 CAD 可以有效提升診斷科醫生之表現。

而比 CAD 輔助診斷更進階之影響為機器學習(Machine learning)，其藉由人類訓練電腦進行診斷。一般人常見的疑問電腦診斷是否會威脅到診斷科的生態？教授認為人工智慧相關的發展仍有其限制，預測到 2036 年仍然是由診斷科醫師搭配電腦診斷，兩者並行；教授之結論與期許如圖 13。



圖 12 Kyong-Tae Bae 教授演講



圖 13 Bae Kyong-Tae 教授對放射診斷之預測與期許

(二) 會議投稿與演說

此次 IEEE EMBC 會議要求海報投稿之會員皆須準備口說內容，在 ignited session 進行演說(如圖 14)，並於會後至海報現場(如圖 15)進行 poster session，與現場來賓進行實質討論。筆者投稿之主題為邊緣假影抑低方法對數位斷層合成造影系統影像品質評估；不完整的掃描角度與投影資訊會造成數位斷層重建影像假影，利用邊緣假影抑低方法去降低影像假影，同時針對其他影像品質進行定量影響評估。最後與傳統方法進行影像品質比較，如腫瘤訊雜比、器官邊緣等評估。其結果發現此方法不僅能有效減緩邊緣假影於目視診斷之影響，也能維持好的腫瘤訊雜比與邊緣保留能力。INER TomoDR 系統可以在造影時搭配邊緣假影抑低，讓病人在相同劑量下提供更好的影像細節。



圖 14 ignited session 口頭報告

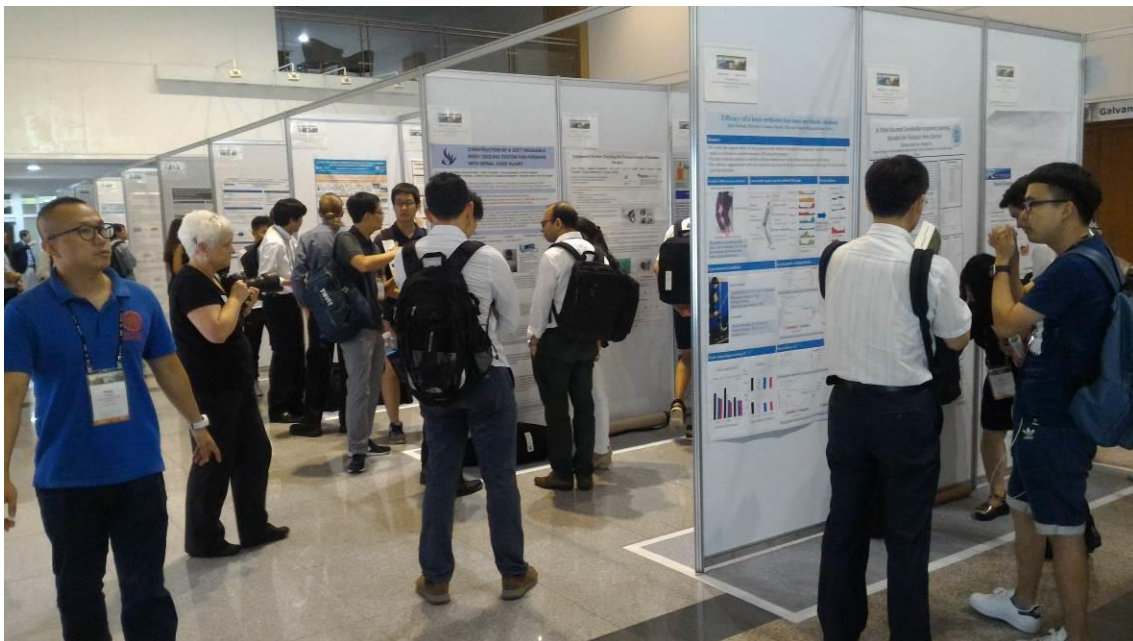


圖 15 poster session 實質討論

Poster session 期間進行廠商討論，這次多為島津醫療儀器(Shimatsu)廠商來提問，其與會來賓為 Tomonori Sakimoto 先生，負責金屬假影抑低程式之開發 (T-SMART, Tomosynthesis-Shimadzu Metal Artifact Reduction Technology)。Tomonori Sakimoto 先生詢問關於單軸與雙軸之議題與影像表現，並對於台灣有能力自行完成此機器感到驚艷；後續也討論到相關偵檢器規格，而其目前所選用之偵檢器型號與我們相同。圖 16 為筆者與島津醫療儀器工程師之合照。

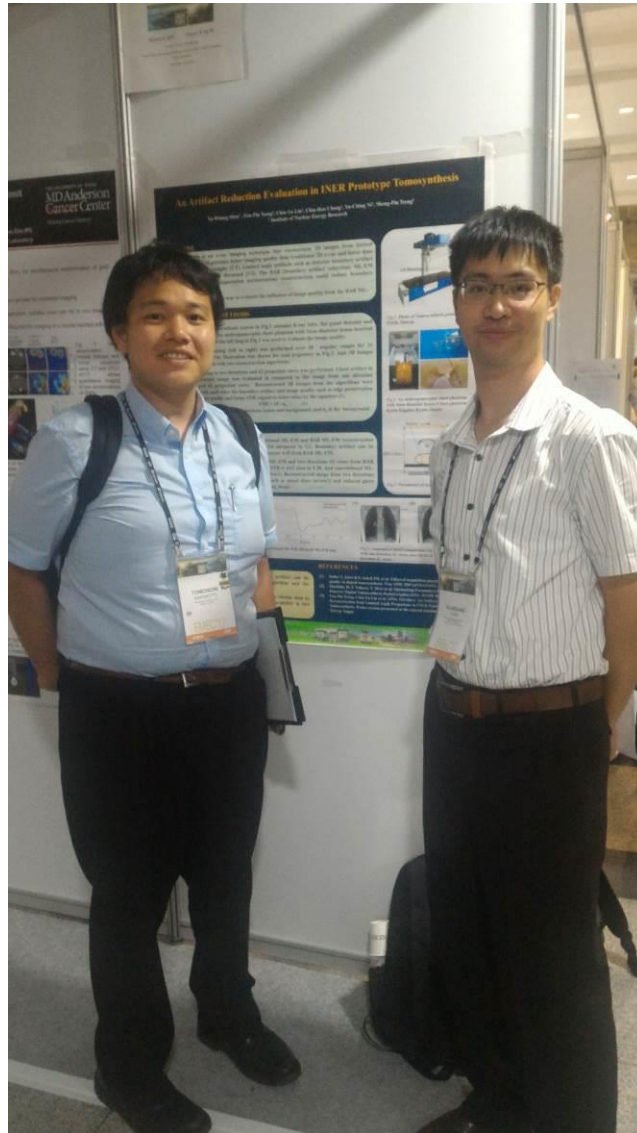


圖 16 島津醫療儀器(Shimatsu)廠商討論

(三) 參展廠商與研討會邀稿

此次會議邀集了幾家生醫工程相關之軟體廠商與後續生醫工程研討會之主辦協會擺攤，進行軟體行銷與邀稿。廠商布置於海報張貼場地中央，如圖 17 的黑色區塊。

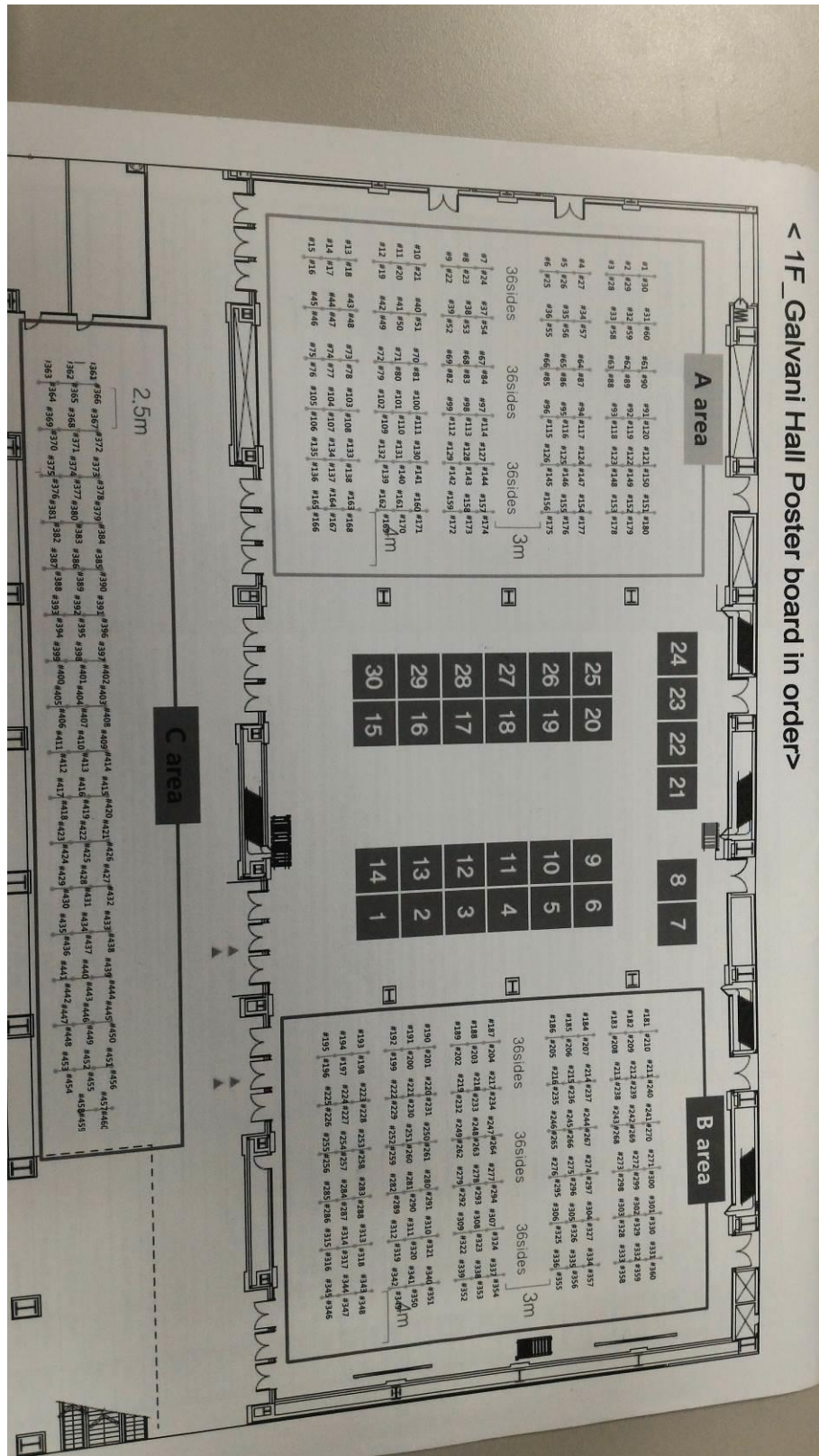


圖 17 海報展覽編號與儀器商展覽地圖

其較相關之醫療軟體為 NEUROPHET 公司製作的腦部刺激模擬軟體(如圖 18)。主要功能為利用 MRI 影像為基礎，建立腦部模組(白質、灰質、頭骨等資訊皆可自動模組化)，並提供不同之腦部刺激來進行相關測試，其功能與畫面如圖 19。



圖 18 NEUROPHET 公司展覽



圖 19 NEUROPHET 軟體介面與功能示範

2018EMBC 也在邀稿的現場發放邀請，明年將舉辦在夏威夷會議中心，邀請函內容與日期請參閱圖 20。

The poster features a scenic background of a beach and mountains in Honolulu, HI. The top section includes the conference title, IEEE logo, and a small EMBC'18 logo. The middle section lists the venue (Hilton Hawaiian Village Waikiki Beach Resort) and dates. The main body contains the 'CALL FOR PAPERS' heading and a detailed paragraph about the conference theme and program. The bottom section highlights submission deadlines and provides a website link.

40th International Conference
of the IEEE
Engineering in Medicine
and Biology Society

EMBC'18
Honolulu, HI
July 17-21
2018

Honolulu, HI

IEEE Hawaii Convention Center
Hilton Hawaiian Village Waikiki Beach Resort
Honolulu, Hawaii, USA
July 17-21, 2018

EMB

CALL FOR PAPERS

Learning from the Past, Looking to the Future

The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society is pleased to announce the **40th International Engineering in Medicine and Biology Conference, to be held in Honolulu, Hawaii from July 17-21, 2018**. The theme of the meeting is "Learning from the Past, Looking to the Future", inspired by the 40th anniversary of the world's largest international biomedical engineering meeting. Consistent with our theme, we have arranged plenary keynotes from leading industrial and academic scientists, who will give forward looking visions as well as historical perspectives on our field. A broad array of scientific tracks will cover diverse topics of cutting-edge research and innovation in biomedical engineering, healthcare technology R&D, translational clinical research, technology transfer and entrepreneurship, and biomedical engineering education. In addition to the high-profile keynotes, the conference program will feature mini symposia, workshops, invited sessions, oral and poster sessions, sessions for students and young professions, sessions for clinicians and entrepreneurs, and exhibits from vendors and universities.

Paper Submission Opens: 1 August 2017
Contributed Paper Submission Deadline: 10 January 2018
Final Paper Submission Deadline: 7 April 2018

<http://embc.embs.org/2018/>

圖 20 EMBC2018 邀請函

(四) 研討會演講與海報彙整

本節將歸納不同議題之演說與海報，分成 7 個主題來彙整。每個議題都會與放射醫學精準醫療的主軸相結合，簡述作者之概念與重點，並可應用於何種領域的適用病症。

1. 深度學習與機器學習(Deep learning and Machine learning)

深度學習相關在此次會議中非常熱門，聆聽與討論之人數也是最多。第一場演講邀請南韓大學的 Joon-Kyung Seong 博士來演講(如圖 21)，主題為機器學習應用於神經影像分析。深入淺出地介紹深度學習與機器學習的差異(如圖 22)。機器學習可以簡單想像電腦的老師由人類來擔任，因此需要人先想好需要訓練的項目與特徵才能給予機器學習適合的演算效益。而深度學習則是模仿神經網路的運算模式(CNN, convolution neural networks)，以多個節點、不同層面的運算來分析出圖片上的特徵。每個影像最低層的節點們可能只計算每一個像素上的黑白差異，第二層的節點則根據第一層的資料、以連續的像素值來分辨出線條與邊界；隨著層級越來越高、累積的計算資訊將更複雜，提供圖片中的各項特徵辨認與分類(如圖 23)。

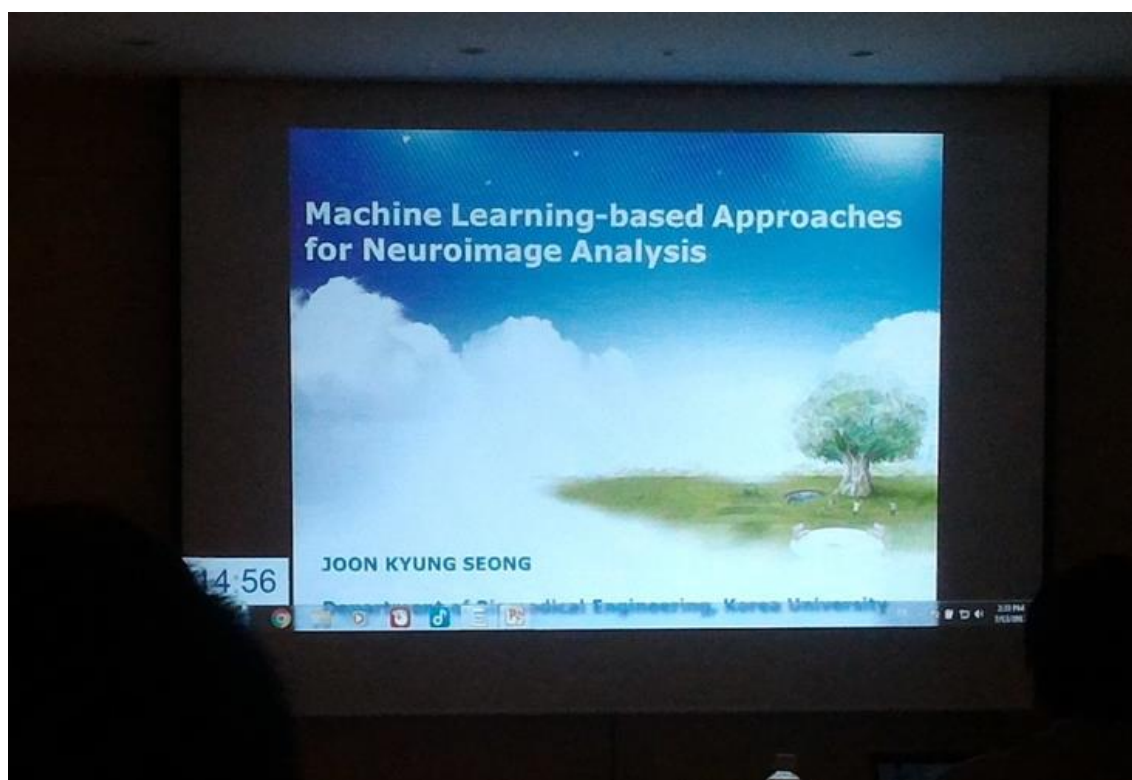
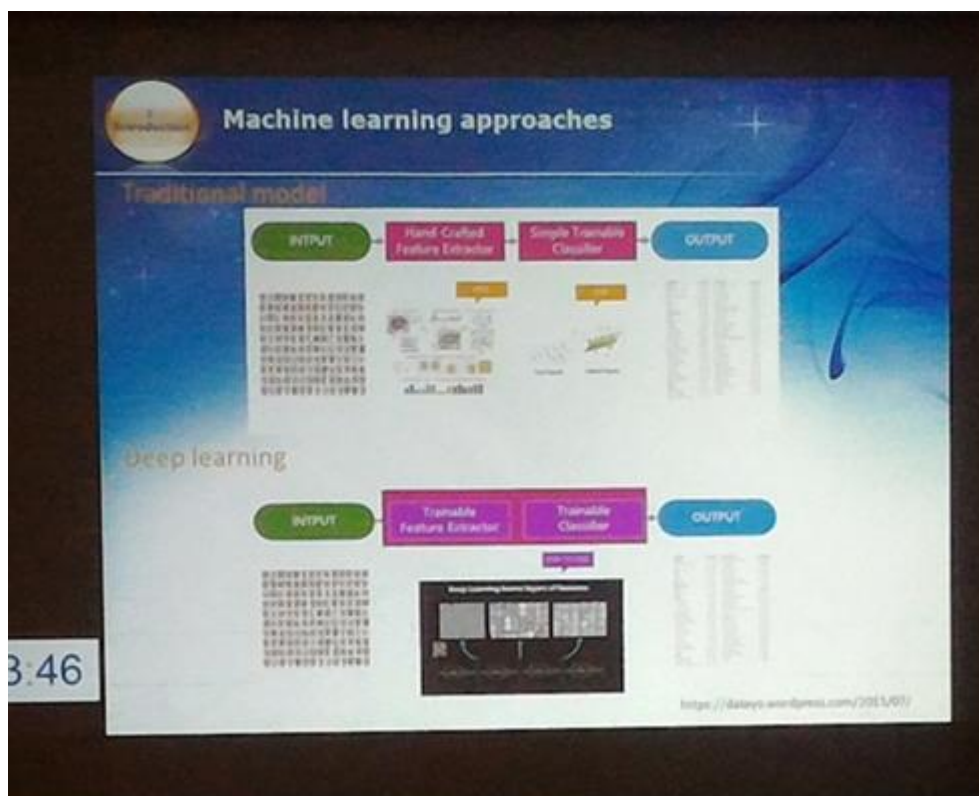
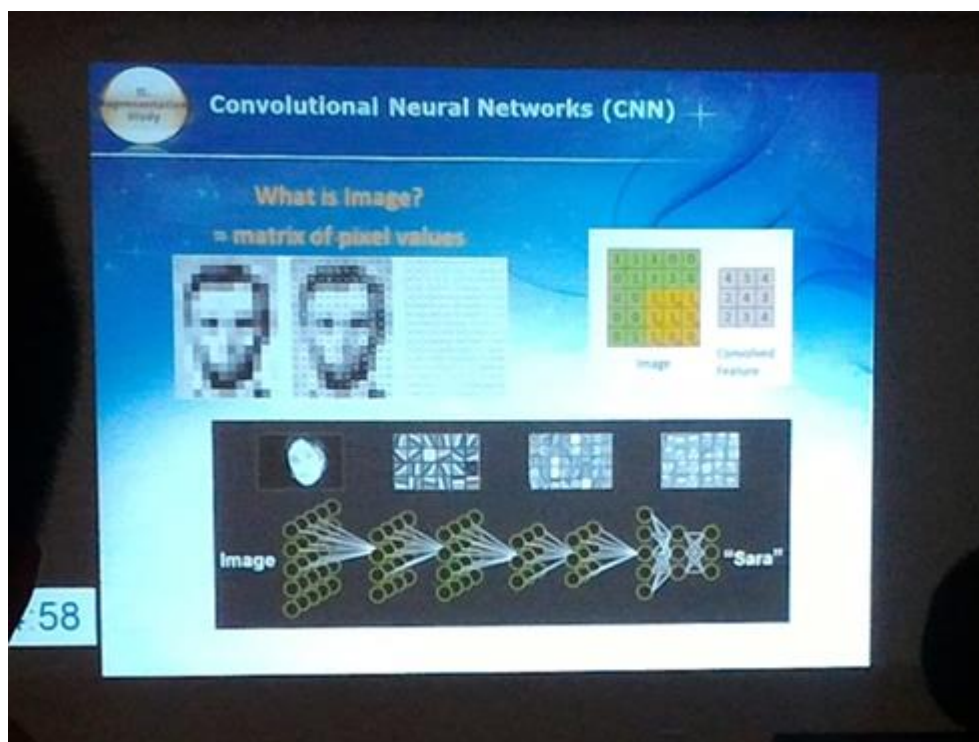


圖 21 Joon-Kyung Seong 博士關於機器學習之演講照片



3.46

圖 22 機器學習與深度學習之差異



58

圖 23 神經網路的運算模式(convolution neural networks)

第二場演講邀請北卡羅來納大學的 Dinggang Shen 教授演講，其主題為深度學習於醫學影像領域之應用(如圖 24)。而一般機器學習應用於醫學影像的過程中，需先經過影像處理，如分群(Segmentation)、定位與標記(label)等才能方便人類選擇訓練特徵，順利進入機器學習模式進行訓練與分類(如圖 25)。



圖 24 Dinggang Shen 教授演講：深度學習於醫學影像領域之應用

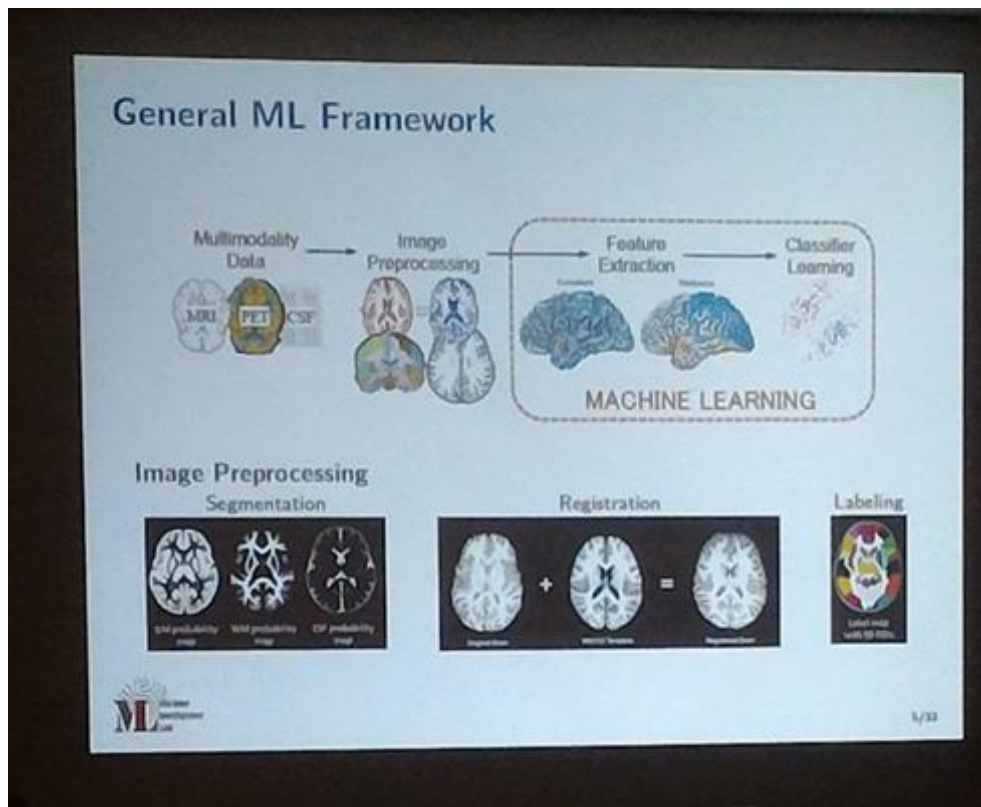


圖 25 一般機器學習的流程架構

而深度學習可以避免上述情形，讓 CNN 網絡在分層分節的情況找出特徵，完成腦部疾病與失調的醫學診斷分類(如圖 26)。

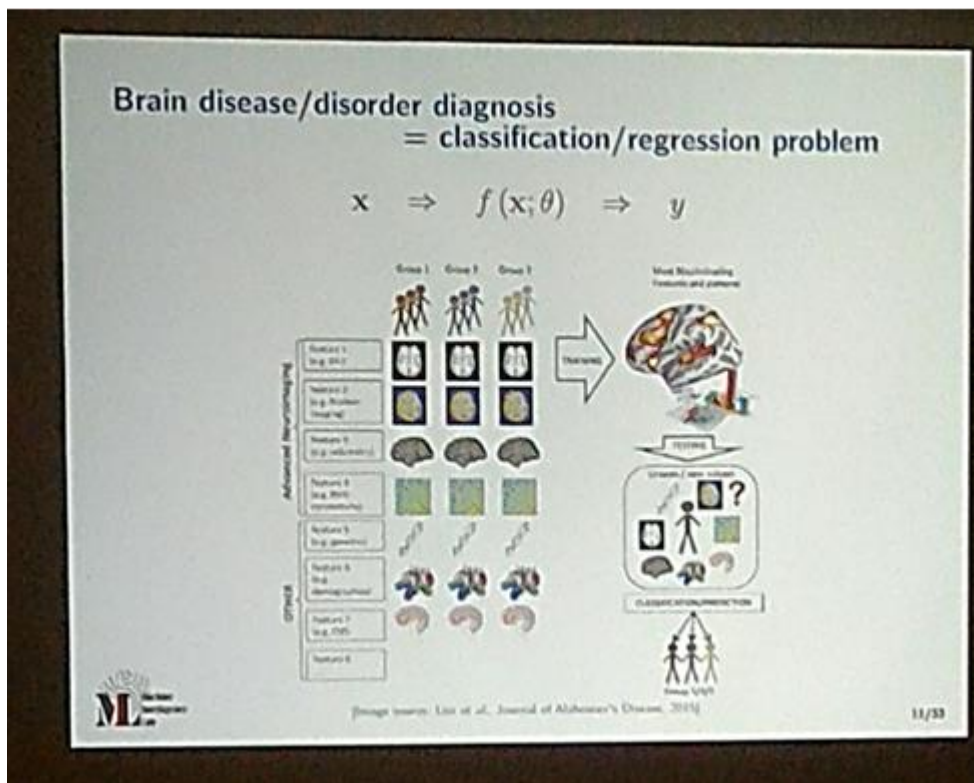


圖 26 深度學習於腦部疾病與失調的醫學診斷分類應用

第三場演講邀請蔚山科學技術院(Ulsan National Institute of Science and Technology)的 Tran Minh Quan 博士演講深度學習於醫學影像重建的案例(如圖 27)。演講中提到深度學習之重建時間相當快速，約只需耗費 50 毫秒，並且不需要像迭代方法中進行重複演算的過程；因此深度學習的引入對於大量數據運算中的影像重建領域是相當值得嘗試的。而在低劑量影像重建中也是相當有效，例如低劑量的電腦斷層造影、有限角度電腦斷層造影、稀疏投影電腦斷層造影等(如圖 28)。演講中之範例以應用深度學習之 FBPCNN 演算法為範例，此實驗應用 50 張投影的 FBP 影像(圖 29，第二欄)與 20 張投影的 FBPCNN 影像(圖 29，第四欄)進行比較，可以看到 SNR 有明顯提升，數值從 13 提升至 28。

筆者在此次會議中看到目前於醫學領域之演算法研究趨勢，漸漸都與機器學習與深度學習做結合，不論在時間、投影需求的降低幅度及參數調整都做了大幅度的進步。

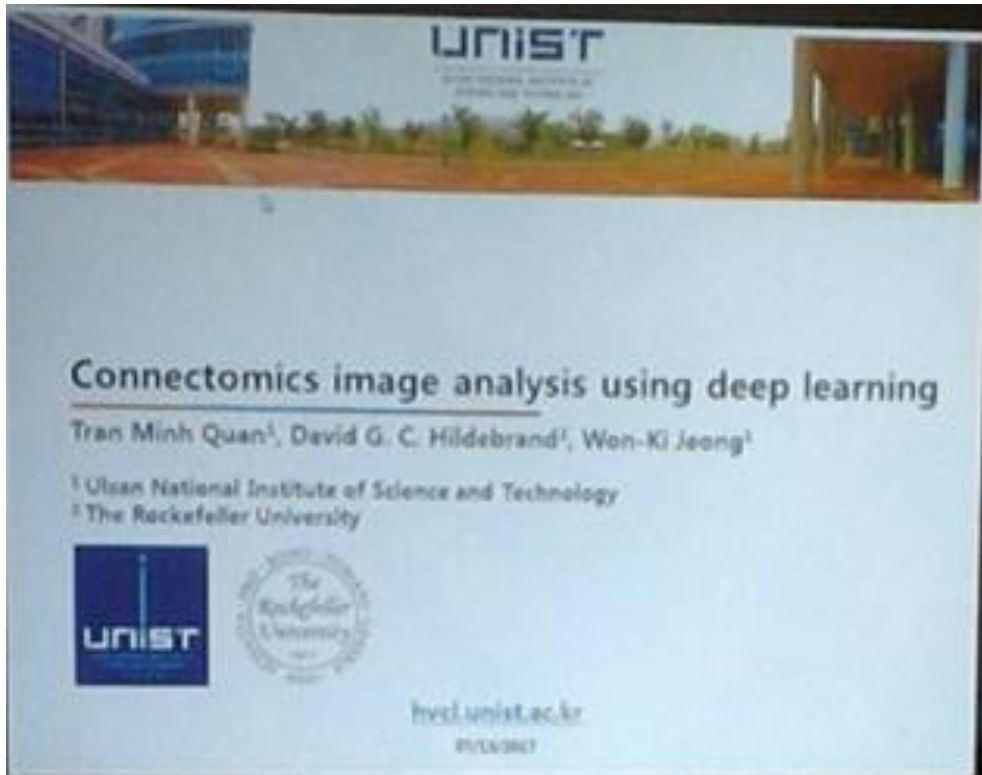


圖 27 Tran Minh Quan 演講：深度學習應用於影像分析

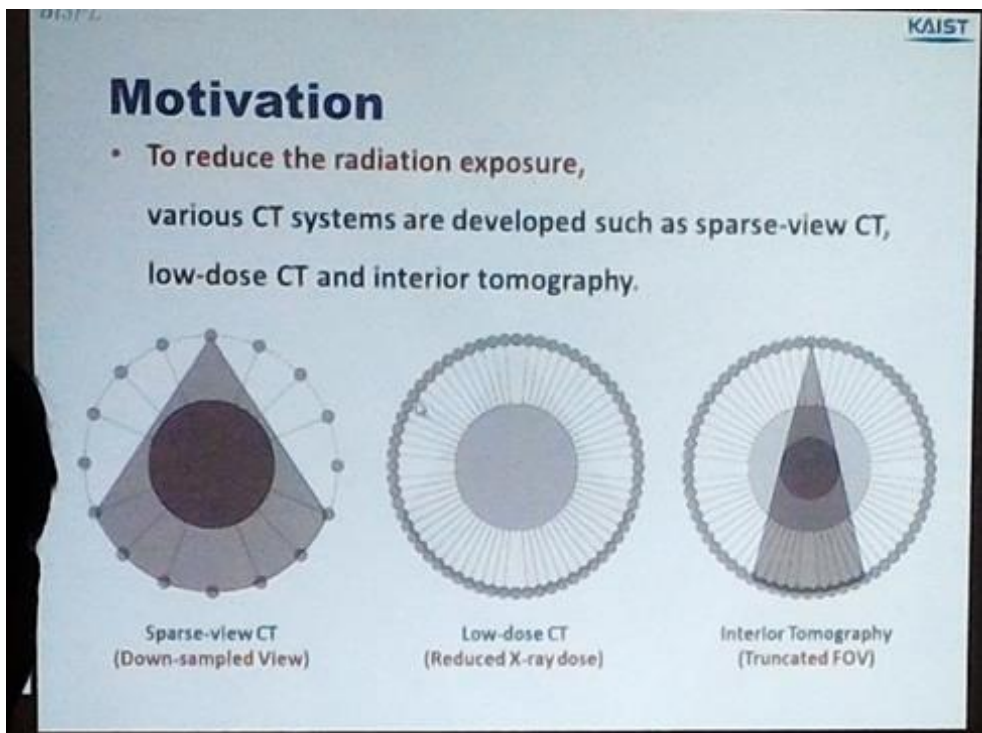


圖 28 低劑量影像重建需求

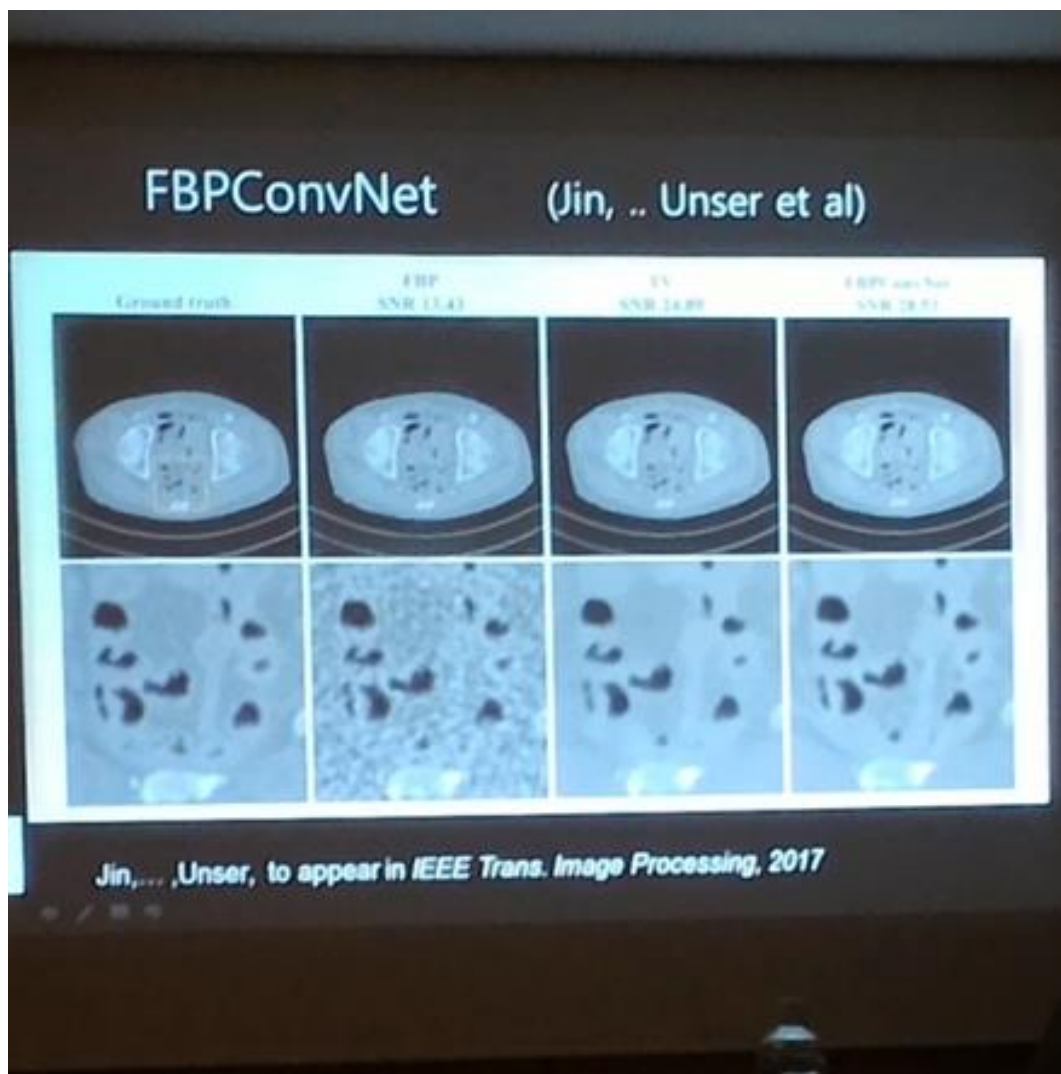


圖 29 FBPConvNet 在稀疏投影的應用

2. 精準醫療-自動影像校正

影像不論應用於診斷與治療領域，其儀器都會受硬體端的精準度、靈敏度、晶體損壞與否或物理現象等影響重建影像的準確度，造成後續影像判讀與治療位置上的誤差。因此針對這些需要校正的部分進行蒐集整理，此部分將針對三篇海報做介紹。筆者觀察近期的趨勢，在儀器校正的步驟中由於需要決定之參數相對較多，因此目前校正方法傾向自動化選擇校正參數，最後導入儀器或軟體進行調校。

第一篇為慶熙大學生醫工程系團隊- Ji-Mun Yang 所發表之海報，針對射束硬化(beam hardening)物理現象影響重建之問題進行討論與自動化校正的最佳化過程。此校正過程藉由自動的 ROI 辨識圈選與 EHBC 校正法完成；然而使用 EHBC 演算法須帶入許多參數，造成使用者相當大的困擾，因此校正過程需要自動選擇出最佳參數。作者提供成本函數的概念，計算熵(Entropy)在最低值的時候得到最適當的參數，回饋給 EHBC 完成自動校正(圖 30)。

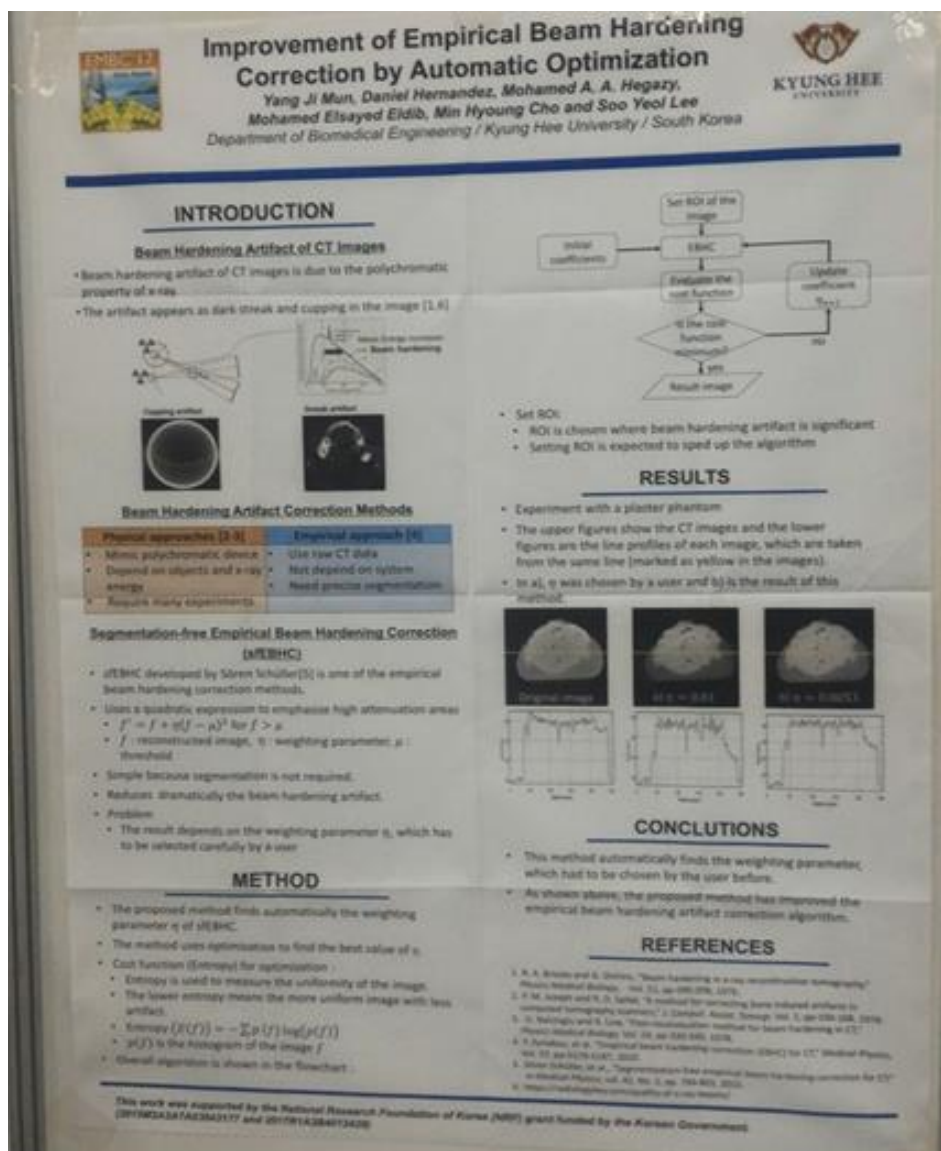



圖 30 射束硬化假影自動化校正的參數最佳化海報

第二篇為慶熙大學生醫工程系的醫學影像實驗室團隊-Daniel Hernandez 所發表之海報，針對硬體的幾何校準影響重建之問題進行討論並進行自動化校正。針對硬體端成像偵檢器會有位移、偏心、傾斜等幾何變動參數，因而導入參數調整於重建過程中，完成更正確的影像重建。而這些修正因子的最佳化，由重建影的品質來做決定，當修正錯誤時會造成影像假影，此時的熵(Entropy)就會提升；反之熵越低則影像品質越好。即利用最小化熵的概念得到最佳的修正因子，完成自動化校正幾何的成效(如圖 31)。



경희대학교
KYUNG HEE UNIVERSITY

Automatic Geometric Calibration for Cone Beam Micro-CT

Daniel Hernandez, Mohamed Elsayed Eldib, Mohamed Hegazy, Yang Ji Mun, Min Hyoung Cho, Soo Yeol Lee

Medical Imaging Systems Laboratory, Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Gyeonggi-do, Korea

Objectives

- We propose a method to find the correct geometric parameters for CT reconstruction:
 - By optimizing the image reconstruction parameters and,
 - Minimizing the entropy of the reconstructed image.
- It is intended to be a fast and accurate method, which does not require external devices to perform calibration.

Introduction

- The geometric parameters needed for image reconstruction are:
 - Detector center off set,
 - Detector tilt angle with reference to the three axis, x, y and z.
- Misalignments of this parameters will cause artifacts, blurring and lower resolution in the reconstructed image.
- Image entropy is used to measure the quality of the reconstructed image.

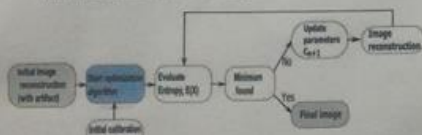
Calibration parameters	Entropy	Optimization routine
$c = \{\Delta x, \Delta \theta\}$	$E(X) = -\sum P(x) \log(P(x))$	$H = \min_{c} E(X_c)$
Δx - Detector translation in x axis $\Delta \theta$ - Detector rotation angle around y axis	$P(x)$ - Normalized histogram of the image x. • Entropy measure the randomness of the image. • Artifact free images have low entropy.	• Minimization of the image entropy. • Updating the calibration parameters. • Bounded constrain optimization by quadratic approximations.

Results

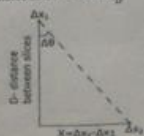
- The proposed method was applied to a resolution phantom and dental data.
- We used a bounded constrain optimization by quadratic approximation (BOBYQA) as the minimization algorithm.
- Left and right columns show the results before and after calibration, respectively:
 - Center offset calibration (a-b). The value found after calibration was 0.938, the mean value between different slices was 0.9379 with standard deviation of 0.000152.
 - Center offset and angle calibration (c-d), output value 0.985°.
 - Center offset and angle calibration for dental CT data. (e-f). The value of the detector translation after optimization was 5 and angle 0°.

Methods

- The proposed method is intended to estimate the detector off center in the x axis and detector tilt angle around the y axis, since misalignment of these parameters have a bigger impact in image artifact.
- To find the translation in Δx_1 :
 - We select one slice of the reconstructed image
 - Run the algorithm as shown in the diagram:



- To find the rotation angle $\Delta \theta$:
 - Another slice is selected, separated from first one by a distance D.
 - The algorithm in the diagram above is run again to find a second Δx_2 translation.
 - Upon optimization of the two slices the translation difference $\Delta X = \Delta x_2 - \Delta x_1$ is computed.
 - The angle is calculated as $\Delta \theta = \arctan(\frac{\Delta X}{D})$.



Conclusion

- We have shown, that by minimizing the image's entropy the geometric parameters can be estimate correctly, improving the quality of the reconstructed image.
- Overall this method is simple and doesn't require extra devices as compared to other techniques.

Contact

Daniel Hernandez: thuanhxmoyn@gmail.com

圖 31 微型電腦斷層幾何參數自動化校正方法

第三篇為慶熙大學生醫工程系的醫學影像實驗室團隊-Mohamed Elsayed Eldib 所發表之海報，針對成像偵檢器的晶體損壞之問題，造成電腦斷層影像環狀假影(Ring Artifact)的現象進行自動化校正。成像偵檢器若有少許的壞點，經過 360 度掃描與重建時，就會在重建結果造成一圈一圈的假影。而受假影干擾之影像會造成熵(Entropy)的提升。因此在校正過程中，利用影像重建中的迭代過程運算熵，在前一次與當次迭代中的熵做比較；若熵已無法再低，即已到最小值時，就停止修正影像重建，得到最佳的修正後影像(如圖 32)。

Department of Biomedical Engineering

Ring Artifact Correction using Entropy Minimization

Mohamed Elsayed Eldib, Mohamed A. A. Hegazy, Daniel Hernandez, Jeong Seok Lee, Yang Ji
Mun, Myung Hye Cho, Min Hyoung Cho, Soo Yeol Lee
Dept. of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Yongin, S. Korea
e-mail: eldib@khu.ac.kr

Abstract

Due to mis-calibration of detector elements and some manufacturer defects in X-ray detectors, non-uniformities are produced causing stripe artifacts in sinogram domain which generate ring artifacts in the reconstructed CT images. We present a method for evaluating correction factor for each detector element using reconstructed CT image entropy minimization. The proposed method was applied on Shepp-Logan phantom, and the results showed a great suppression for both stripe artifacts in the sinogram domain and ring artifacts in the reconstructed image.

Methods

Non-uniformity of detector elements generates stripe patterns in the sinogram domain of a slice. Our goal is to remove these patterns by estimating the appropriate correction vector (CV) which has the same width of the detector. After that each element in the correction vector is multiplied by the corresponding detector element in the sinogram. Correction vector is estimated using CT image entropy minimization.

$$CV = \min_{CV} \text{Entropy}(\mathcal{R}[CV - 1D \text{ Detector array}])$$

Entropy is a statistical measure of randomness that can be used to characterize the texture of the image. So, entropy is a good indicator for the degree of image distortion, so it can be used as a cost function to find the correction vector that gives the minimal CT image entropy, and therefore the result is a CT image free of ring artifacts. For the sinogram of a certain slice, the correction steps are summarized in Fig. 1.

Fig. 1. Flow chart shows the entire procedure of the proposed method.

Fig. 2. Iterations of entropy minimization.

Results

For simulation correction, some stripe patterns of random values were added to sinogram of Shepp-Logan phantom to represent the non-uniformity of detector elements generating ring artifacts in the reconstructed image, while the proposed method has shown significant reduction of stripes in sinogram domain, thus reconstructed image free of ring artifacts as shown in Fig. 3.

Fig. 3. Ring artifacts correction of Shepp-Logan phantom for simulation.

Discussion

Evaluation of the final corrected CT image corresponding to the ideal one is given as mean square error $MSE = 2.899 \times 10^{-6}$ while only the stripe patterns and rings remain as a difference between the distorted and corrected cases.

Entropy values of the ideal and corrected CT images are close to each other.

CT image	Ideal	Distorted	Corrected
Entropy	4.415	5.553	4.420

Conclusion

PCD elements have non-uniformity which causes stripe artifacts in the acquired sinogram causing severe ring artifacts in the reconstructed image. We applied a technique which is based on estimating a correction factor for each detector element using CT image entropy minimization, then using this estimation to correct non-uniformity in the distorted sinogram.

References

- M. E. Eldib, M. Hegazy, Y. J. Mun, M. H. Cho, and M. H. Cho, "A Ring Artifact Correction Method: Validation by Micro-CT Imaging with Flat-Panel Detectors and a 2D Photon-Counting Detector," *Sensors*, vol. 17, no. 2, p. 249, 2017.
- R. A. Krishnan, "New algorithms for ring artifact removal," *Proc. SPIE*, vol. 6316, p. 63160C-63160C-7, 2006.
- E. M. Abu-Asos, S. Y. Lee, and M. A. Hossain, "Removal of ring artifacts in CT imaging through detection and correction of stripes in the sinogram," *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 22, pp. 6911-20, 2010.
- J. Sjöberg and A. Pasternak, "Reduction of ring artifacts in high resolution micro-CT reconstructions," *Phys. Med. Biol.*, vol. 49, no. 14, pp. N247-N253, 2004.
- D. Prok, Y. Kyriakou, and W. A. Kalender, "Comparison of ring artifact correction methods for flat detector CT," *Phys. Med. Biol.*, vol. 54, no. 11, pp. 3061-65, 2009.
- Y. Kyriakou, D. Prok, and W. A. Kalender, "Ring artifact correction for high-resolution micro-CT," *Phys. Med. Biol.*, vol. 54, no. 17, pp. N385-N391, 2009.

圖 32 微型電腦斷層技術-環狀假影自動化校正方法

3. 精準醫療-自動分群辨識(segmentation)

在進行電腦輔助或是機器學習前如何給予正確的邊界、數值是非常重要的步驟；如何讓軟體經過演算，自動辨識我們需要評估的位置、特徵也是此次會議相當重要之議題之一，達到有效分群才能針對目標進行精準治療。而其演算之方法主軸也是由深度學習中的神經網路運算有關；自動辨識功能不會侷限在某個醫療領域，後續會介紹與臨床領域相關之應用。

第一篇為來自伯明翰大學的醫學影像團隊- Shuo Wang 在肺部病變的應用，其提供三種面向-軸狀(Axial)、冠狀(Coronal)與矢狀(Sagittal)之 CNN 演算法帶入分群辨識，最後得到適當的肺部結節邊界，方法的流程節錄自大會電子檔，如圖 33。

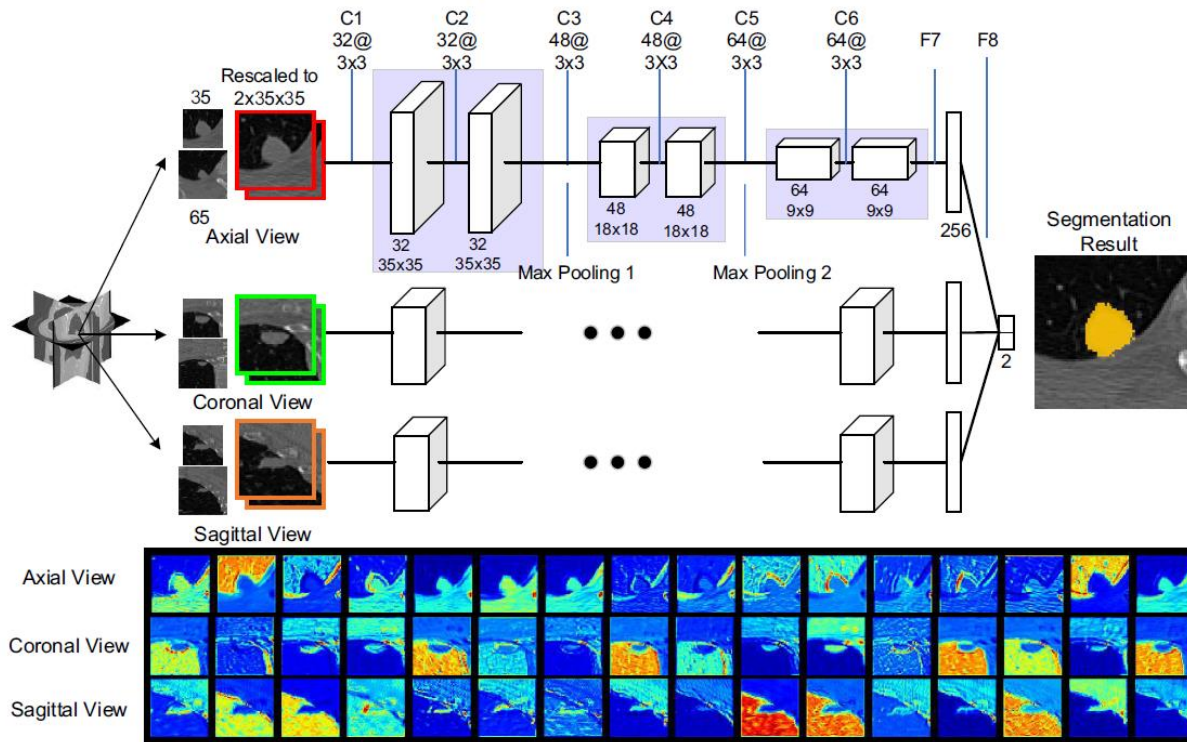


圖 33 多面向 CNN 之流程圖與結果

第二篇為來自首爾國際大學的融合技術與科學系所團隊-Chul Kyun Ahn，應用於 X 光乳房攝影。雖然 X 光乳房攝影仍為常用之乳癌風險的評估，但由於對比不佳，逐漸被其他技術所取代。此團隊希望能利用 CNN 方法去精進辨識分群能力，提高乳房密度的計算精準度，帶給 X 光乳房攝影於評估上的效益提升。其應用在四組傳統乳房攝影的分群結果如圖 34，純灰階為傳統 X 光影像；多色階為緻密組織可能分布之區域；紅色遮罩(mask)則為分群出的邊界結果。

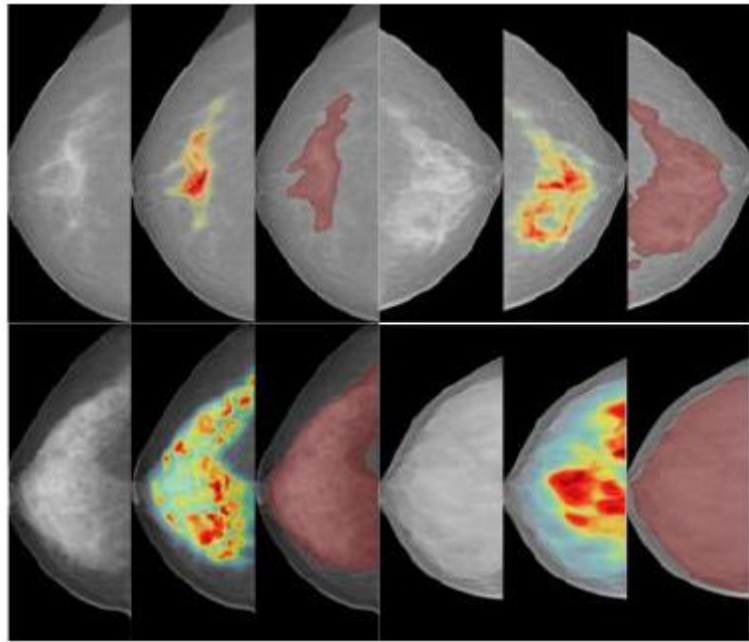


圖 34 乳房攝影結果、緻密組織分布結果與 CNN 分群邊界

第三篇為來自巴基斯坦塔的工程技術學院(University of Engineering and Technology) Saddam Hussain 發表，應用於腦部腫瘤-神經膠質瘤的診斷。此種腦瘤致死性高，是目前腦部影像診斷中相當重要的目標之一。辨識神經膠質瘤的困難度來自於腫瘤不規則的生長，因此傳統方法之辨識能力有限。此團隊引進 CNN 方法精進辨識分群能力，提高運算的準確度。其分群的流程如圖 35，並與標誌藥物結果做比較(如圖 36)。其團隊成果發現邊界已可完整分辨，但少數不同惡性階段的區域還需要增加機器學習的訓練資料庫達到更好的辨識效益。因此未來若需研發 CNN 於不同領域之應用，測試分群所需的訓練資料庫是重要因子。

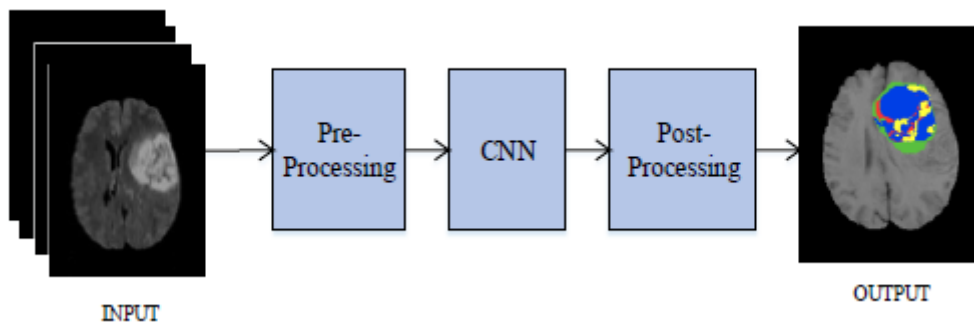


圖 35 CNN 分群應用於腦部腫瘤

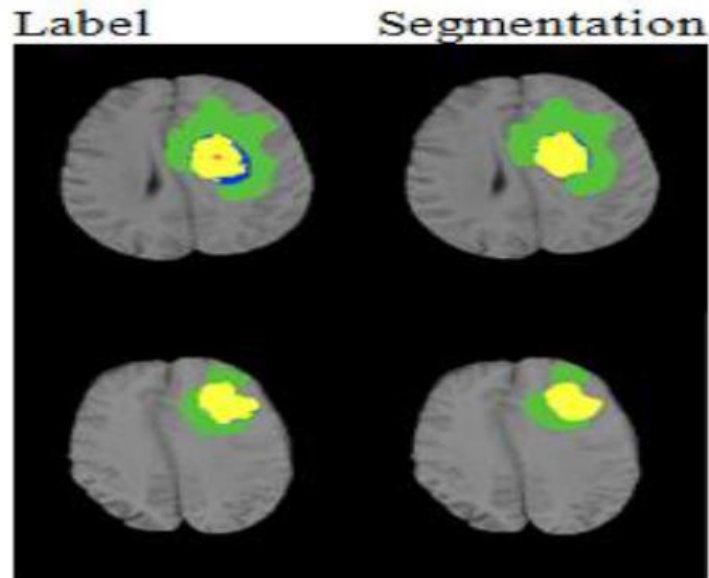


圖 36 CNN 分群應用於腦部腫瘤之分布結果

第四篇為來自南韓慶熙大學 Mohamed A.A. Hegazy 發表，講述由雙能 X 光於金屬分群的應用，並將其成果運用在金屬假影抑低。牙科電腦斷層時常會遇到金屬物質，如補牙及植牙所用之金屬材質，都會造成嚴重的影像假影。此團隊執行分為兩個階段：金屬物質分群、金屬物質置換。雙能 X 光利用高能、低能在一般牙齒穿透結果相似；但在穿透金屬上的表現有所差異；所以導入權重去調整出兩者最大的差異，進而找出金屬物質的邊界。從海報節錄之結果如圖 37，可以發現雙能與單能相比是金屬物質的輪廓變得相當清晰。最後將找出的金屬範圍填入附近之物質密度，進行重建得到金屬假影抑低後之影像，成果如圖 38 之右欄。

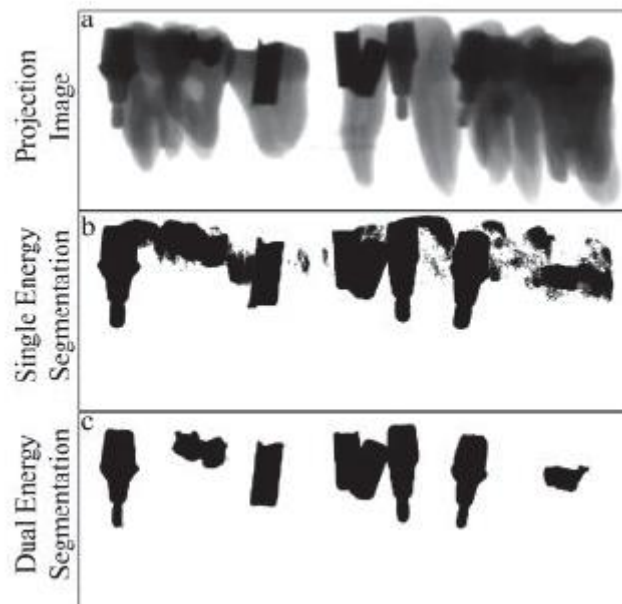


圖 37 雙能 X 光於金屬分群的應用之金屬投影區域比較

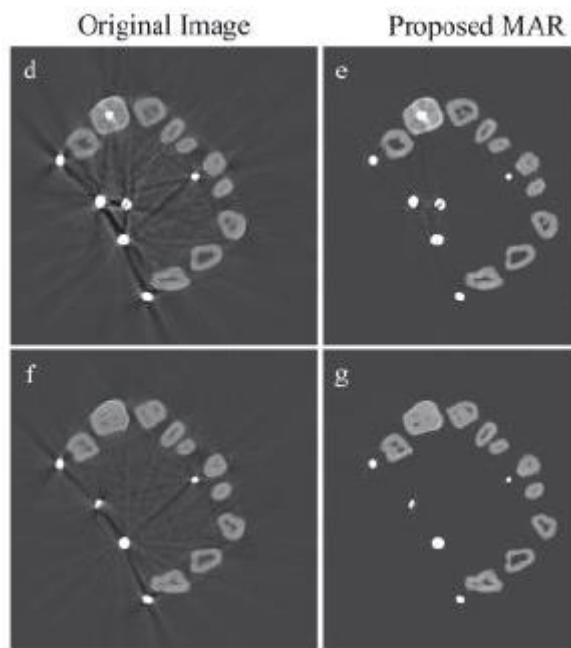


圖 38 雙能 X 光於金屬分群的應用之金屬假影比較

4. 精準醫療-治療中影像輔助

傳統的診斷影像為短時間的造影，如同是靜態照片一樣無法預測真實腫瘤在活體上運作的情況。因此如何精準提供醫生在放射治療中的腫瘤模擬就是一項重要的任務。第一篇為上海交通大學影像實驗室的 Dong Chen 發表。每位病人在呼吸的幅度與速度均不同，因此如何得到個人化的呼吸移動模型是關鍵，此團隊利用大量的模擬數據輸入運算模型，去產生各式各樣速率變化的可能情況，最後藉由輸入的 CT 影像去模擬與比對不同移動模式之影像，完成病人肺部呼吸移動影像之預測，如圖 39。

Patient-specific Respiratory Motion Estimation Using Sparse Motion Field Presentation

Dong Chen¹, Hongzhi Xie², Shuyang Zhang², Weisheng Chen¹ and Lixu Gu¹

¹ Shanghai Jiao Tong University, Shanghai, P.R.China
² Peking Union Medical College Hospital, Beijing, P.R.China
³ Affiliated East Hospital of Xiamen University, Fuzhou, P.R.China

Introduction

- Respiratory motion potentially introduces uncertainties of the tumor location and difficulties in the calculation of the dose distribution in the radiation therapy.
- A large amount of approaches have been proposed for the respiratory statistical model formulation, such as the Mean Motion Model (MMM) and Principal Component Analysis (PCA) model. However, when the local motion information was only contained in a minority of training samples and is not statistically significant, it might not be reflected in the MMM. Similarly, the discarded eigenvectors in the PCA model were statistically insignificant, but contained important local motion details.
- In this paper, we propose a novel Sparse Motion Field Presentation (SMFP) method to provide an approximate motion model by a sparse linear combination of a sub-subject in the motion repository, which is regarded as the prior knowledge for the Adaptive Variative Coefficient (AVC) motion prior based registration to extract the lung respiratory motion field.

Methodology

Figure 1. The framework of the lung respiratory motion estimation.

Adaptive Variative Coefficient Motion Prior registration

- The AVC motion prior registration method comprehends the influence of the prior knowledge and intensity information of images to solve the challenge in registering whole images to partial images. The cost function is formulated as:

$$E = \sum_{i,j} (1 - \delta_{ij}) \left[\mu(x_i) - \mu(x_j) + \lambda_{11} \mu(x_i) + \lambda_{12} \mu(x_j) + \beta(x_i) \right]^2 + \sum_{i,j} \mu(x_i)^2 + \mu \sum_{i,j} (\mu(x_i) - \mu(x_j))^2 \quad (1)$$
 where, D represents an image patch for the similarity term, $\mu(x_i)$ is the initial prior motion information generated by the statistical motion model, $\mu(x_j)$ is the deformation field achieved by the registration, μ is the weight of the regularization term and λ_{11} is a variable coefficient matrix for controlling the influence of control nodes.
- SMFP based Lung Motion Model**
 - The landmarks motion y_j of patient j can be approximated by an optimization problem as:

$$\arg \min_{y_j} \|y_j - M_j\|_2^2 = A_j y_j + b_j, \quad (2)$$
 where A_j denotes sparse linear coefficients for the training data, A and b_j control the sparseness of μ and μ . The input landmark motion y_j is approximately represented by an optimized sparse linear combination of M .
 - The displacement $d(x)$ of each voxel in the newly input floating images, which regarded as the respiratory motion prior in the registration process, can be approximated as:

$$d(x) = \sum_{i=1}^n \alpha_i \mu(x_i) \quad (3)$$
 where $D(x)$ is the deformation vector field of subject p .

Result

- The lung respiratory motion estimation result for the proposed method ($\lambda = 5, \mu = 0.2$), the MMM and the PCA method are shown in Figure 2, respectively.
- Visual comparisons of the accurate motion estimation results of the SMFP method and the result combined the AVC motion prior registration method with $\mu = 0.2$ are shown in Figure 3.
- Details of the sum of squared intensity difference (SSD) and the average symmetric surface distance (ASSD) of the algorithm are summarized in Table 1.

Figure 2. Visualization of computed deformation vector field between EE and EI phase.

Figure 3. Visual comparisons of results using the SMFP and the AVC method.

Table 1. The SSD and ASSD (mm) of the vessel tree surface model between EE and EI phase.

Method	Breath type			
	Diaphragmatic	Thoracic	Mixed	
PCA	SSD	66.2	77.0	63.4
	ASSD(mm)	4.9(1.7)	5.8(2.8)	4.8(2.7)
SMFP	SSD	61.8	65.3	58.1
	ASSD(mm)	4.3(1.5)	5.1(2.1)	4.4(2.1)
AVC	SSD	5.0	6.1	5.6
	ASSD(mm)	1.9(0.9)	2.4(1.1)	2.2(1.0)

Conclusion

- An AVC statistical motion prior based registration method proposed in this paper aiming to compromise influences of the prior knowledge and the intensity information in the ROI during the registration process.
- The statistical motion prior knowledge is extracted from the respiratory motion repository using a SMFP-based method which can better represent the complex organ motion caused by respiratory and preserve local motion details.
- The experimental results show that the proposed framework effectively preserved the local motion details and achieved more accurate motion estimations compared to the MMM and PCA model.

Reference

- [1] L. A. Dawson et al., "Advances in Image-Guided Radiation Therapy," *J. Clin. Oncol.*, vol. 25, no. 8, pp. 935-948, 2007.
- [2] J. Chhabria et al., "Statistical modeling of 4D respiratory lung motion using deformable image registration," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 30, no. 2, pp. 251-265, 2011.
- [3] R. Li et al., "Real-time volumetric image reconstruction and 3D tumor localization based on a single x-ray projection image for lung cancer radiotherapy," *Med. Phys.*, vol. 37, no. 8, pp. 2822-2828, 2010.
- [4] K. Murphy et al., "Semi-automatic reconstruction of coherence graphs for evaluation of image registration," *Med. Image Anal.*, vol. 15, no. 1, pp. 71-84, 2011.

圖 39 個人化的呼吸移動模型建置

第二篇為首爾國際大學-生醫放射學系團隊的 Min-Hyuk Choi 發表，講述正顎手術 (Orthognathic surgery) 所需之術中影像定位輔助系統(如圖 40)。一般若只使用電腦斷層進行定位時，會與術中的角度、擺法有差異；為了達到更好的手術治療，就需要增進頭部的擺位精準度。團隊使用 3D 的雷射掃描儀去做術中的擺位分析，並利用定位點與電腦斷層影像進行比對，確認其自然頭部重複擺位之精準度。目前在進行放射治療時，也會有相關輔助系統去進行治療時的擺位調整，而不是只有電腦斷層影像定位。

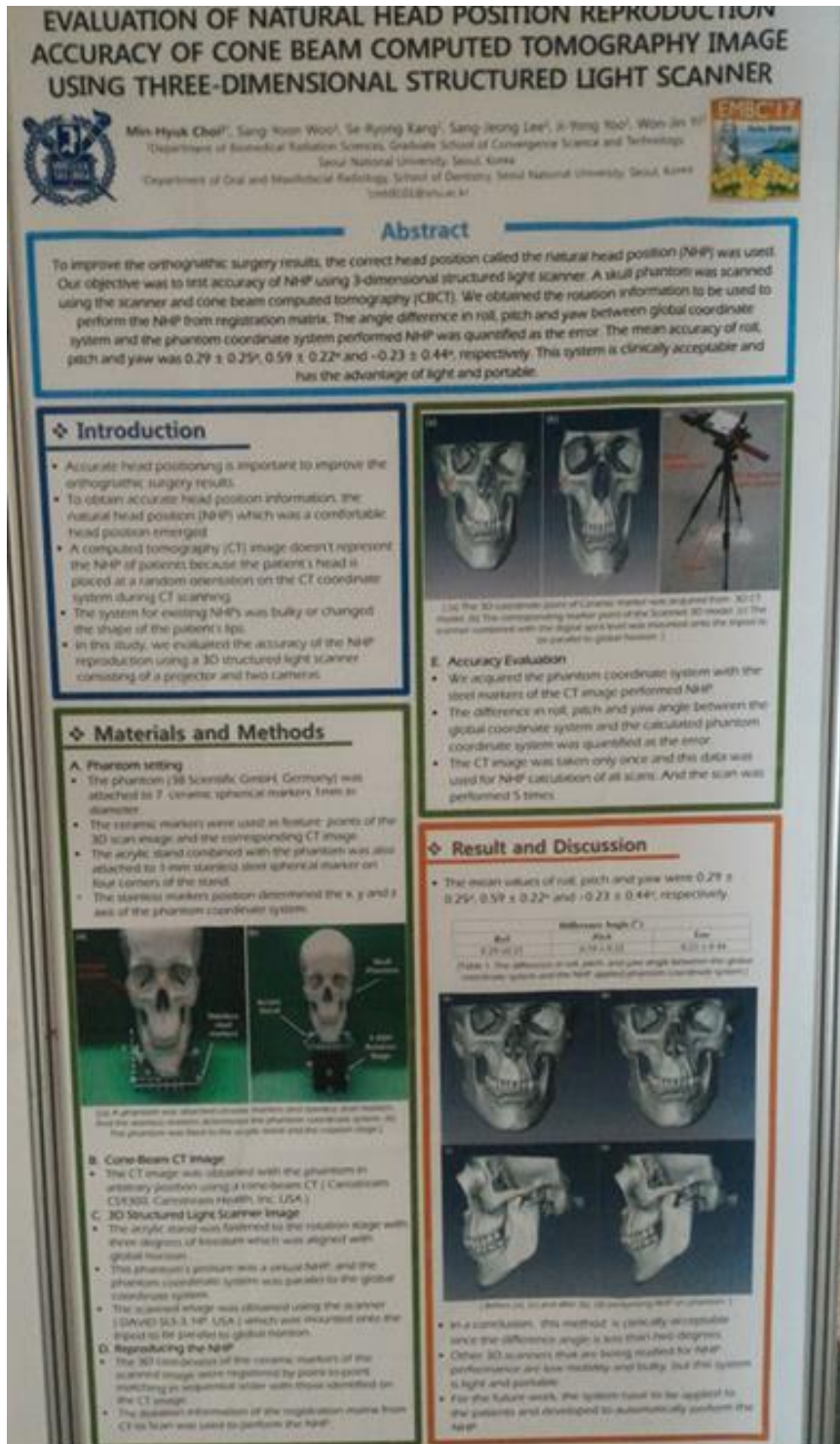


圖 40 自然頭部擺位之精準度驗證

5. 精準醫療-智慧型奈米纖維

此場演講較為特殊，為醫療材料領域；調整使用材質提高治療癌症的精準度。講者來自國際奈米材料結構中心(International Center for Materials Nanoarchitectonics)的 Ebara Mitsuhiro 教授，主題為智慧型奈米纖維對於未來醫學發展的應用(如圖 41)。在傳統治療中會依據病人的癌症分期等，在不同的適應症去選擇手術開刀、放射治療、化學治療等三方面的治療方法；但這三種方法無法有效區分好壞細胞，治療時也會對健康細胞造成負擔，形成很大的副作用，(如圖 42)。而在藥物傳輸的過程中，也都有不同考慮的要點，因此如何達到藥物傳輸的最大效益就是目前藥物治療的最大挑戰。



圖 41 Ebara Mitsuhiro 教授演講：智慧型奈米纖維。



圖 42 傳統治療癌症遇到之困難

團隊希望能發明一種材料，對於溫度有反應上的差異，可以在熱治療時才在癌細胞附近釋放藥物。熱治療與化學藥物治療在單獨使用時，藥物釋放控制的成效都不好，但應用智慧型奈米纖維對於不同溫度的反應，就可以擁有控制藥物釋放之效果(如圖 43)；此種概念與精準醫療是相當一致。圖 44 為整個實作的過程，第一步為利用內視鏡移除惡性的細胞；移除主要病灶後，第二步去植入智慧型細胞網於病灶附近；最後搭配微波去產熱形成熱源去控制藥物釋放。

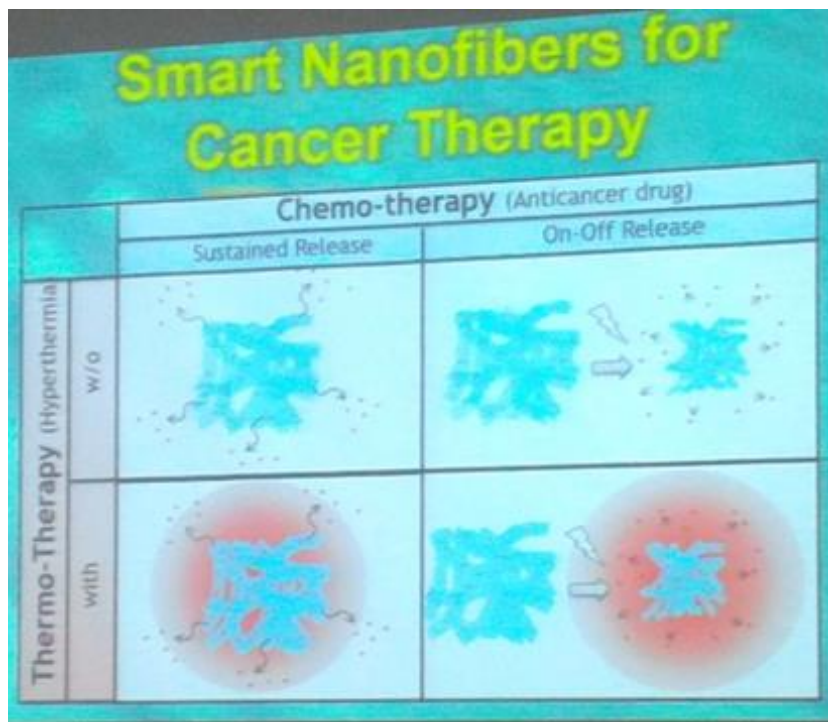


圖 43 熱治療與化學藥物治療的單一與混和醫療

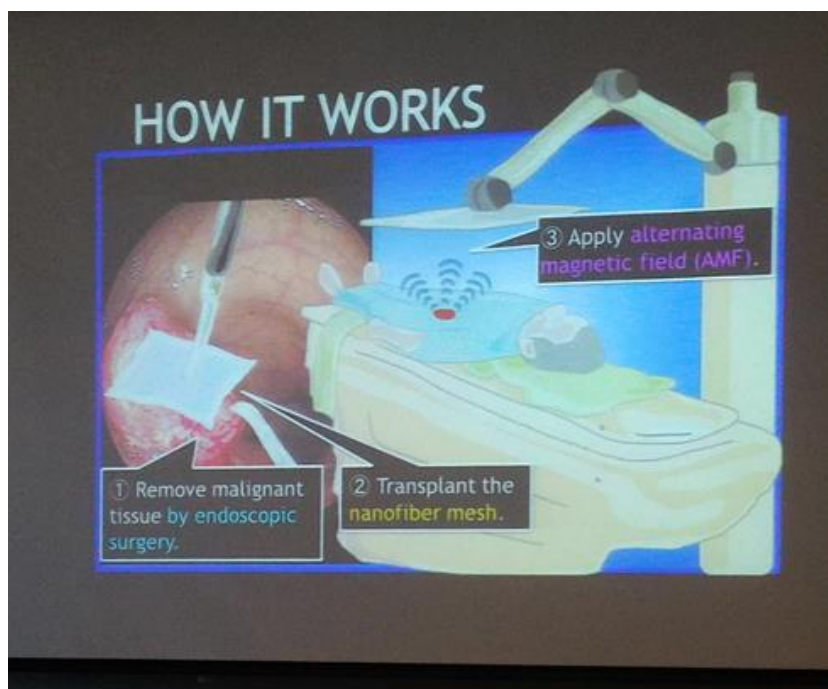


圖 44 智慧型纖維的醫療應用

6. 太赫茲影像(Terahertz imaging)

太赫茲是一種近期發展且有很多獨特點的輻射源，主要指頻率在 0.1THz 到 10THz 範圍的電磁波，波長大概在 0.03 到 1mm 範圍，介於微波與紅外線之間。目前許多團隊也有利用其成像特性觀察淺部腫瘤如舌頭、口腔、皮膚與乳房的應用，下面簡單說明其臨床應用。由延世大學(Yonsei University) 的 Jae-Oh Seung 教授演講，主要討論到近年來太赫茲在醫學影像上之應用與進步(如圖 45)；而太赫茲的能譜也可分辨材質，應用於海關檢查(如圖 46)。



圖 45 Jae-Oh Seung 教授演講：太赫茲輻射於醫學影像之近期發展

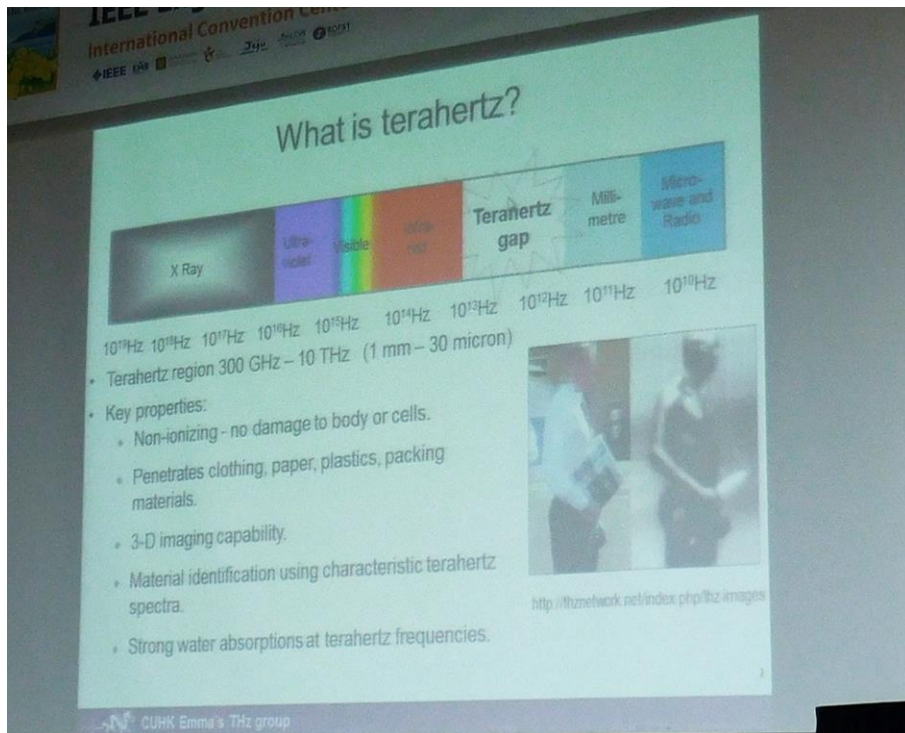


圖 46 太赫茲的波長範圍與海關檢查範例

教授指出目前醫學研究及應用主要包含淺層的病徵，像是胃部表面的癌症可使用胃視鏡搭配太赫茲成像；也可應用於腦部腫瘤、中耳炎、舌癌的檢查(如圖 47)，然而整體的重要性還不足。為了延伸應用於更深層的位置，已有團隊著手進行顯影劑的開發(如圖 48)，達到更廣泛的應用。近期有開發手持式探頭偵檢器，以乳癌的輪廓作為目標，進行術前與術後分析。

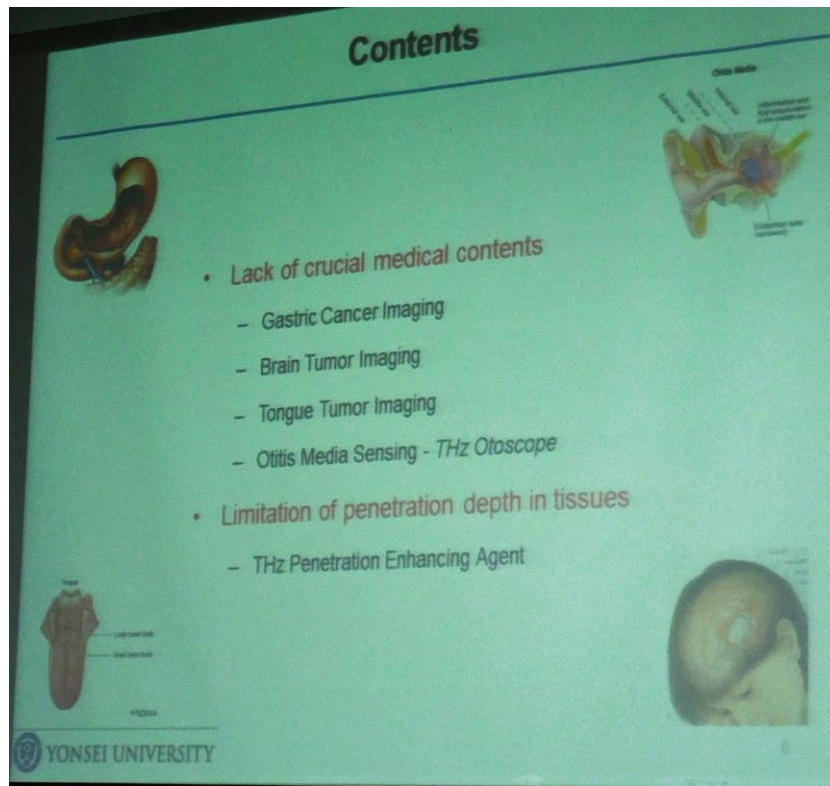


圖 47 太赫茲目前臨床應用領域

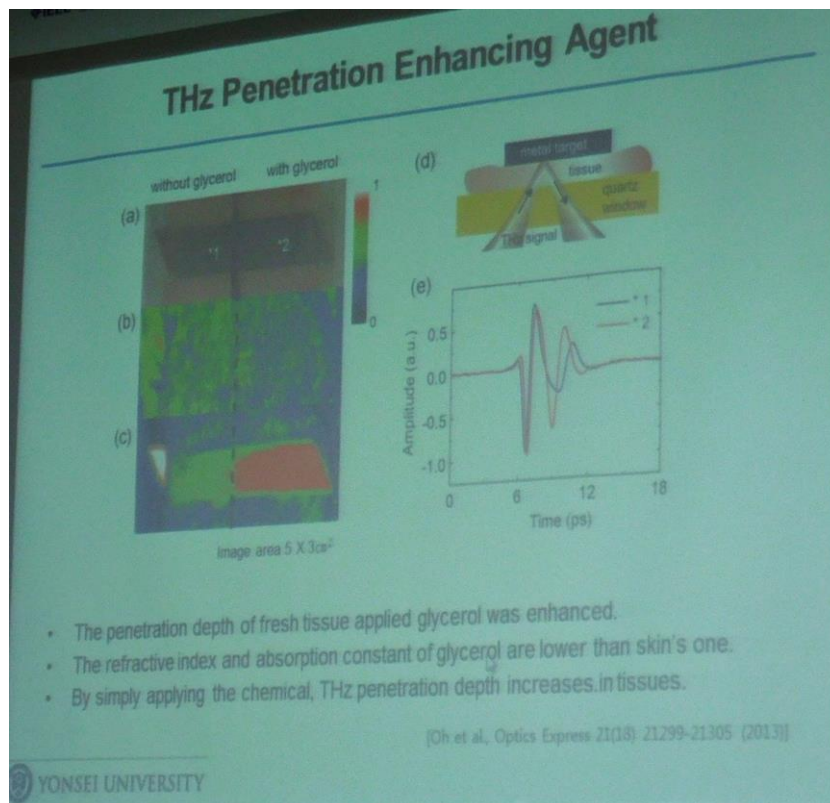


圖 48 太赫茲顯影劑的開發提高穿透度

在腦部手術中的腫瘤邊界的定義是相當重要：電腦斷層影像對於軟組織的解析度不佳；MRI 對於表層組織的分辨能力也不夠好；太赫茲影像則可以清楚劃分在癌症分期較低期別的腦部腫瘤，提供更早更及時的診斷。圖 49 最左欄上方的紅色區塊就是太赫茲影像的腫瘤位置，並與切片病理影像對照可以確定病灶輪廓是可信的。

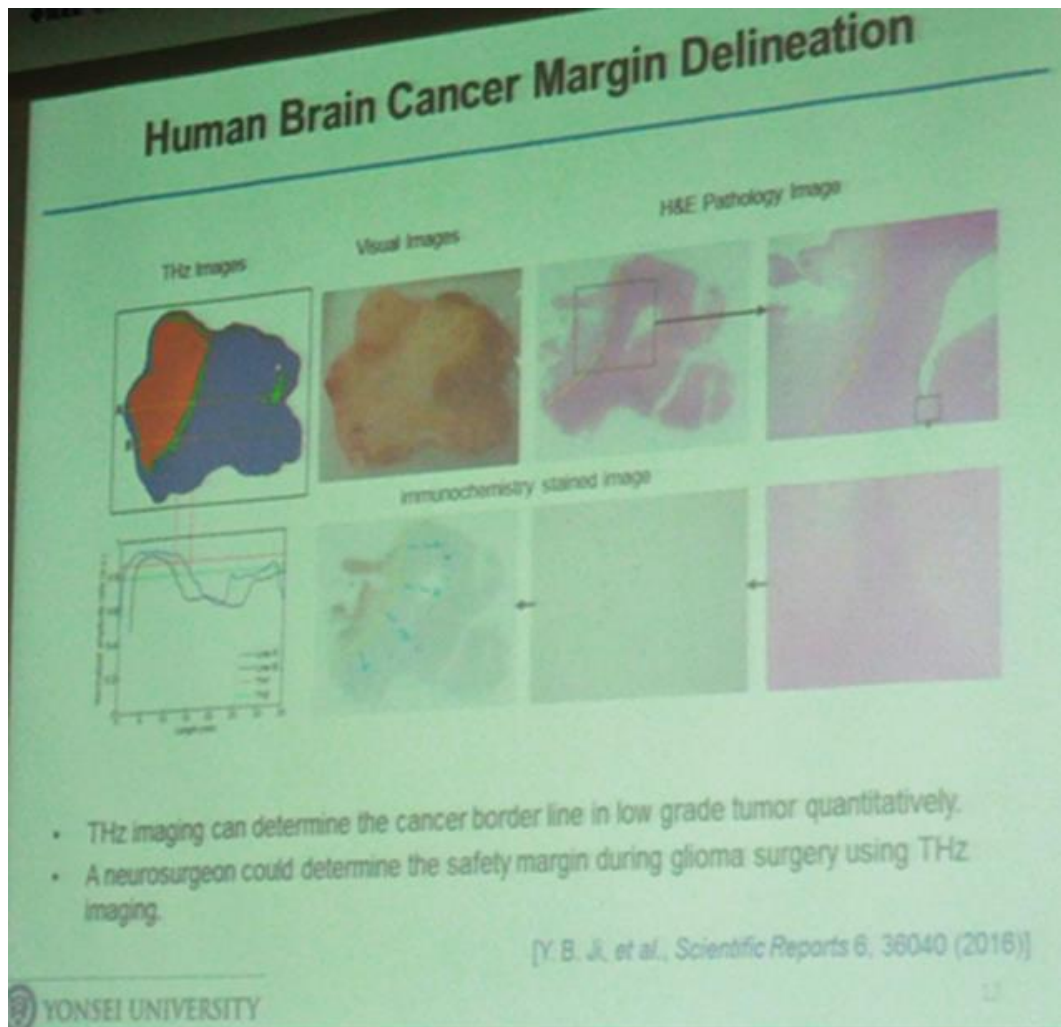


圖 49 太赫茲影像於腦部腫瘤的邊界區分

而在乳癌的應用中，教授也整理了傳統 X 光、超音波、冷凍切片與穿刺檢驗的限制。

- 傳統 X 光：診斷上只適合鈣化點的分析，在非鈣化點的腫瘤無法應用。
- 超音波：在非鈣化點的腫瘤應用效益不好，且操作上需要經驗豐富之放射師。
- 冷凍切片：分析時間長(大於 30 分鐘)，人力成本高，且只能對小範圍做切片分析。
- 穿刺檢驗：只能進行穿刺點的分析，缺乏腫瘤邊緣的資訊。
- 手持式太赫茲影像偵檢器可以清楚劃分乳房淺層腫瘤，而深層的部分仍待顯影劑的發展。

7. 謝倫可夫輻射線於核醫影像的應用

核醫治療應用之核種其放出之輻射能量屬於高能輻射(1~10MeV)，然而傳統偵檢器對高能粒子的能力效率不彰；因此為了進入高能的核醫醫療影像領域，有團隊開始進行相關研究，希望在進行核醫治療時也能藉由成像系統去輔助。

此篇研究來自於德國錫根大學(Siegen)之電機工程與電腦科學系所之實驗團隊-Matthias Mielke 所發表。主要利用可以偵測康卜吞光子的康卜吞偵檢系統，及與散射電子與介質產生的謝倫可夫輻射(Cherenkov Radiation)。謝倫可夫輻射為荷電粒子在透明介質中，以較介質中的光速更快的速度進行時產生的藍光。藉由其發散的頂點可以回推出光子的來源，其整個系統的建置概念如圖 50，節錄自海報電子檔。

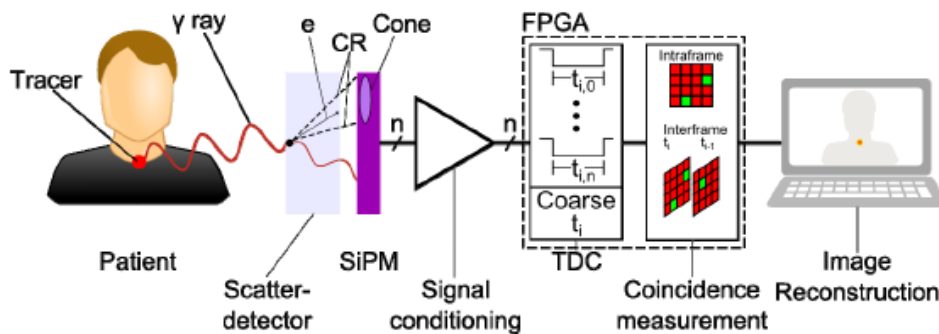


圖 50 核醫治療的成像偵檢系統概念

然而此方法之謝倫可夫輻射產量不高，因此需使用高靈敏度的偵檢系統 SiPM，外觀如圖 51。為了同時使用單光子與謝倫可夫耦合事件來去除雜訊，其系統上搭配 FPGA 做訊號辨識，提高應用效率，其團隊提供之海報內容如圖 52。

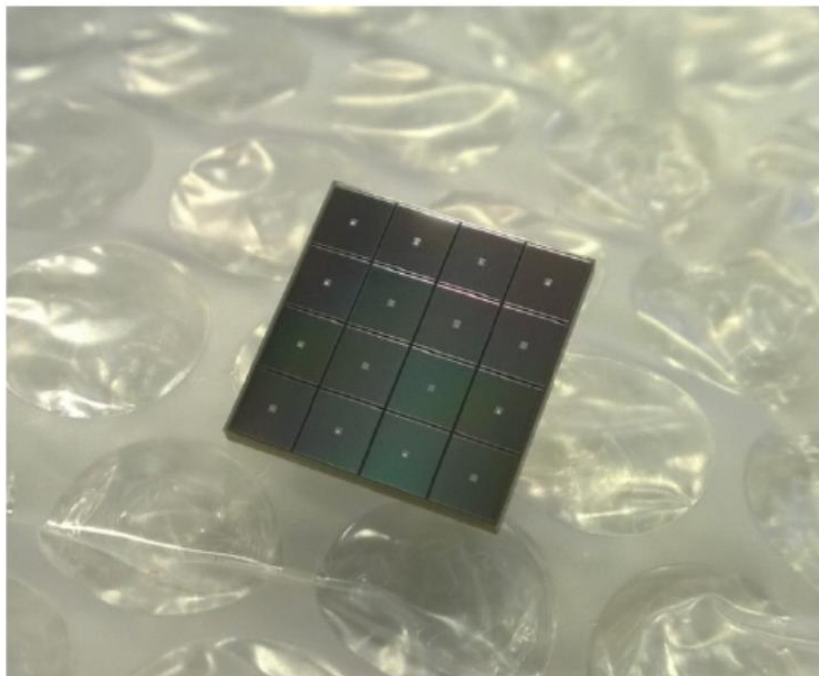


圖 51 高靈敏度的偵檢晶體 SiPM 外觀

Using Cherenkov Radiation for Vertex Detection in a Compton Camera Setup for Nuclear Imaging


Matthias Mielke, Stefan Heidbrink, Jens Winter, Michael Ziolkowski, Reimund Bayerlein, Rainer Brück and Ivor Fleck

Abstract

Conventional detectors for nuclear therapy and imaging are inefficient for high energy Gamma radiation (1-10MeV), limiting the range of usable radioactive isotopes. A Compton Camera setup can be used to detect high energy Gamma radiation, but is inefficient for these energies. By exploiting the well defined characteristics of Cherenkov Radiation (CR) generated by a Compton scattered electron e , its vertex can be determined allowing to calculate the origin of the generating photon. In this contribution a concept and frontend for using CR for vertex detection in a Compton Camera for medical applications is presented.


Concept

- Compton Camera setup
 - Scatter plane
 - generation of electron e
 - inelastic collision
 - Detector plane
 - detection of photons generated by interaction of e and material




Scatter plane

- Scatter plane
 - Material to generate Cherenkov Radiation
 - Optical transparent
 - Low Z \rightarrow less electron scattering
 - High n \rightarrow more Cherenkov photons
 - High spectral transmission (down to 300nm)

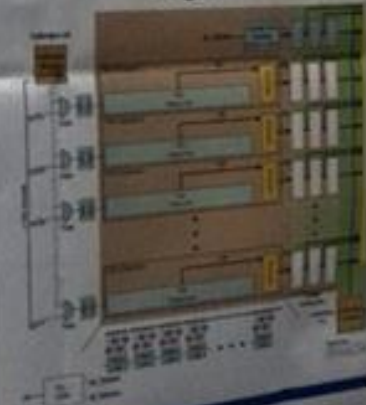


Detector plane

- Silicon Photo Multiplier (SPM)
 - High spectral sensitivity
 - Low cross talk
 - "Low" operating voltage (-50 V)
 - High dark count rate
 - Hamamatsu S13361-3075AS-04




Digital frontend



Filtering

- Second level filtering
 - Select all frames with "enough" hits
 - Candidates for coincidence
 - Discard all frames with "low" hits
 - No coincidences possible
- "Enough" hits in
 - single frame
 - Coincidence frames \rightarrow better positioned



Medical Informatics & Microsystems Engineering
 35108 Siegen, Germany

圖 52 謝倫可夫輻射線於核醫影像的應用

三、心得

此次參加 IEEE 醫學與生物工程國際研討會，旨在瞭解放射影像應用於醫學成像技術與醫學應用領域之相關最新技術與國際發展趨勢，以及相關技術在新興市場的技術發展與能量，為本所未來醫用與生物工程領域提供參考研究方向。筆者將參加會開幕式與專題演講、技術論文發表等心得條列式整理如下：

(一)大會開幕式與專題演講

1.開幕式的專題演講，邀請到南韓科學與技術學院 Myung-Chul Lee 主席對南韓的醫學工程產業趨勢進行演講，工業 4.0 將會使用許多跨領域技術，民眾使用行動裝置感應到生命徵象數值異常時，即可連結到相關醫療軟體做巨量分析，並以互聯網等方式回傳給醫療單位，進行即時性的監測與提醒，採取主動式的健康管理。國內各研究單位在相關領域上都有相當成果，我們可以將互聯網、行動裝置、資訊安全、健康防護、資料共享、軟體研發技術與能量進行了解與盤點，確保台灣研發能量於每個領域都有一定基礎，才能有效發揮資料庫功能，與國際趨勢接軌。

2.匹茲堡大學的 Kyong-Tae Bae 教授演講，讓大家了解整體 X 光成像技術的發展及未來趨勢，雖然機器學習與深度學習是近 20 年來的研究趨勢，但其發展不會讓放射診斷醫生消失，反而是提高診斷效益的輔助技術。

(二) 會議投稿與演說

1.在本次會議中筆者將所內的研發成果進行口頭演說報告與海報論文發表一篇。並於張貼海報的過程中與 X 光斷層合成造影相關技術的研發作者島津醫療儀器(Shimatsu)-Tomonori Sakimoto 先生進行討論，也了解到目前日本品牌在軟體上應用已經專攻迭代影像；而金屬假影抑低議題在臨床應用上的重要性。

2.此次會議中的演講與海報中可以觀察到主題包含相當廣泛領域的應用，也著重在跨領域的成像技術應用、醫療儀器輕量化與互聯網資訊傳輸等趨勢。學研醫工不同領域都要連結與整合的相當緊密，才能完成相當程度的成果展現。

(三)研討會演講與海報彙整

1. 深度學習與機器學習(Deep leaning and Machine leaning)

- 機器學習需要人類給予訓練的項目與特徵才能給電腦進行演算。而深度學習則是模仿神經網路的運算模式(convolution neural networks)，以多個節點、多層次的運算來分析出影像上的特徵。每個影像最低層的節點只計算每一個影像像素上的黑白對比，而下層的節點會根據上層的資料、以連續的像素值來辨識出線條與邊界。隨著層級越來越高、累積的計算資訊越來越複雜，就可以對影像中的各種特徵進行辨認與分群。
- 深度學習中的 CNN 模組需要依照不同領域的影像複雜程度去選擇節點數或分層數量，因此在不同領域中的參數仍需要最佳化過程。
- 歸納出幾個應用領域，包含放射醫學影像重建、不同領域生醫影像的影像分群(乳房攝影、皮膚癌、腦腫瘤、胸腔結節、心血管輪廓、心臟容積等)；在相同觀念上也可應用在工業用的影像分辨系統。

2. 精準醫療中儀器需要確保影像之準確性，因此自動的影像校正技術是相當重要步驟。現階段推展全自動化的參數調整，主要針對自己影像及想抑低之假影發展出影像評分技術，如慶熙大學團隊以熵(Entropy)作為調整評分的回饋項目，當熵最小時就可以確認調整到影像品質

最好的情況。

3. 精準醫療中治療的準確性來自於病灶正確的圈選與評分，因此自動分群辨識(segmentation)是需要的，此次以深度學習的應用為大宗；但有部分團隊是以數位影像模型作為基礎，並以標記物作為運算目標，將器官輪廓隨病人的標記物調整，圈選出適合的器官邊界。

4. 治療中影像輔助系統需求來自治療時與診斷人體上的移動差異，除了應用雷射定位輔助之外，還有運用大數據的影像模擬病人的呼吸移動模型，進而找到治療時腫瘤移動的分布模型，提高放射治療準確度。

5. 此次跨領域會議也包含了醫療材料的進步，像是智慧型纖維就是因應不同溫度而有不同的物理特性。整合熱學醫療與化學藥物醫療，在治療的過程中，大幅提高了化學藥物釋放的準確性；未來也可以應用在神經復原的敷料應用。國內醫療材質的相關演進也是我們值得討論的議題，相信未來相關發展也會對現有治療有重大突破。

6. 太赫茲輻射的成像應用，以能譜可以分辨材質，應用在海關檢測；而搭配不同儀器可以在淺層的器官上做出很好的組織分群效果。目前有進行顯影劑的發展與探頭成像系統，未來可能應用在更深層的器官。

7. 謝倫可夫輻射線可以應用於高能的核醫影像，提高了核醫治療時應用之高能量光子成像的效率，在治療時也能產生藥物的影像分布。其偵檢系統與成像技術是否有精進與發展效益，也是所內可以研討的議題。

四、建議事項

(一) 建議所內持續派員參與國內外醫學與生物工程的相關會議與展覽，以快速蒐集並持續關注放射成像於生醫影像與訊號處理之技術發展與市場趨勢，有助於本所未來發展生醫領域之放射成像技術。

(二) 建議所內未來派員參加較大型之放射成像相關國際會議時，研討會可能會遇到平行式演講與討論的情形，若有足額預算可增派一員或整合國內相關領域之團隊前往，以利完整蒐集資訊。

(三) 建議所內應建立足夠的軟體實力，藉由此種場合上吸引學研及系統商的注意，進而提高合作開發與技術轉移的意願。而此種軟體應用絕對不局限於生醫領域，在有基礎實力下推展不同領域之應用也會更有競爭力。

五、附 錄

(一) IEEE EMBC 2017 會議摘要與行程書籍封面



(二) Advanced Biosignal Acquisition Processing And Analysis 產品型錄封面

