

PET/CT Hybrid System에서 CT Technology

연세의대 핵의학과 유영훈

유영훈

PET/CT hybrid 시스템이 처음으로 도입된 이후 이전의 software만을 이용한 영상 융합의 제한점을 뛰어 넘게 되고 핵의학 영상 해석에 있어 획기적인 변화를 가져오게 되었다. 또한 해부학적인 영상인 CT 자체의 기능적 정보 결여에 의한 한계와 공간 해상도에 제한이 있는 PET 스캐너의 제한점을 PET/CT hybrid 시스템이 상호 보완할 수 있어 두 영상 방법의 장점만을 융합 할 수 있게 되었고 특히 종양분야의 영상 해석과 진단 정확도의 향상에 있어 많은 도움을 받을 수 있게 되었고 불필요한 침습적인 진단방법을 시행할 필요를 없앨 수 있어 cost-effectiveness 측면에서도 효용이 있음이 증명되고 있다. 또한 임상적 유용성이 충분히 입증된 두경부 및 종격동 그리고 수술 후 해부학적 위치가 변한 경우 등의 종양 분야 이외에도 뇌신경계나 심장의 기능적 및 해부학적 영상의 융합으로 가능한 여러 방면의 연구가 진행 중이다. 심장 분야의 경우 PET/CT hybrid 시스템 하나만으로도 cardiac motion, coronary calcification, myocardial perfusion 과 myocardial viability에 관한 모든 정보를 얻을 수 있다. 이러한 PET/CT hybrid 시스템의 유용성에도 불구하고 장비 자체가 PET만을 구매하는 것보다 고가일 수밖에 없고 어떤 종류의 CT 스캐너를 PET 스캐너에 붙이는가에 관한 논란이 있을 수 있다. 또한 CT 자체를 attenuation에만 사용할 경우와 융합 영상으로의 해석을 위하여 사용하는 경우에 따를 수 있는 검사 수가의 문제 및 조영제 사용 여부와 조영제를 사용할 경우 조영 증강 시기를 언제로 맞추어야 할 것인가 등의 문제는 아직 정립이 되어 있지 않은 상태이다. 본 연수교육에서는 여러 종류의 CT scanning hardware에 관하여 4 slice 및 16 slice

CT 스캐너에 주안점을 두어 비교하여 보고 간단한 CT에서의 영상 획득 및 재구성 원리와 나타날 수 있는 인공물에 대하여 다루어 보고 앞으로 가능한 PET/CT hybrid 시스템에서의 임상 응용에 관하여 알아보기로 하겠다.

▶ Introduction of the development of CT scanning hardware & Review of advances in data collection

역사적으로 CT는 1917년 이탈리아의 수학자 J. Radon은 이 같은 1차원적인 투영상의 집합체로부터 2차원적인 영상의 재구성상의 가능성을 설명한 이후, 의학 분야에서는 1952년 일본의 Takahasi가 제안한 회전횡단 단층촬영법이 알려졌으며, 1963년 A.M.Cormack의 Fourier 변환 방정식의 수학적 계산 방식 제안, 1968년 D.E.Kurl의 동위원소에 의한 횡단 단층상 재구성 등이 연구되었고, 최초의 실용적인 CT 장치는 1967년~1970년 영국의 EMI 회사의 G.Hounsfield 박사에 의해 처음 CT가 고안되어, 1971년 영국의 Atkinson Morley 병원에 두부전용 스캐너가 설치되었고, 미국에서는 1973년 두부전용 장치가 설치되었으며 1974년 전신용 장치가 설치되었으며, 국내에는 1974년 전신용 장치가 설치되었다. CT는 한쪽에서 투사된 X-Ray를 반대편의 특수한 검출기를 이용하여 신호를 검출한 후에 이 신호를 컴퓨터에 보내 여러 가지 수학적 기법을 이용하여 인체의 내부구조물과 같은 모양으로 표현되게 만드는 방법을 이용하였다. 1987년에는 CT 영상 획득 속도가 1초단위로 빨라진 스캐너가 도입되었고 1994년에는 1초 이내에 영상 획득이 가능한 나선형 (spiral) CT 스캐너가 개발되었으며 1998년에는

<표 1 >

	16 slice MDCT	4 Slice MDCT	Single CT
초당 영상획득 수	32장	8장	1장
Minimum Rotation Time	0.42초	0.5초	1초
Routine Slice Thickness	0.75mm	5mm	8~10mm
영상 구성 시간	6장/초	2장/초	1장/초
Heart Scan Time	18~20초	35~40초	불가능

minimum rotation time이 0.5초 이내인 4 slice multislice CT 스캐너가 개발되었으며 2000년 RSNA 에서 minimum rotation time이 0.42초 이내인 16 slice multidetector row CT (MDCT)스캐너가 처음으로 소개되었고 이는 현재까지 상업적으로 사용가능한 가장 우수한 (특히 심장 분야에 있어) 스캐너이다. 각각의 single slice 스캐너와 4 slice 및 16 slice MDCT의 개략적인 비교는 제조사별로 약간의 차이가 있을 수는 있지만 요약하면 아래의 표1과 같다.

16 slice MDCT는 single spiral CT와 비교에서 영상 구성 면에서만 비교해 보아도 약 32배 정도의 차이를 보이며 4 slice MDCT와 비교해 볼 때 약 4배 정도의 차이를 보이고 있다. 뿐만 아니라 촬영 시간과 직접적으로 연관되어 있는 튜브의 rotation time도 0.42초로 많은 발전이 있었고 또한 현재의 16 slice MDCT에서는 영상의 재구성에 있어서도 실시간으로 영상의 재구성이 가능해짐에 따라 환자의 촬영하고 있는 해당 부위에 대한 영상을 실시간으로 확인이 가능하기 때문에 환자의 상태뿐 아니라 조영의 정도를 실시간으로 볼 수 있어 이전의 CT에서 환자 촬영 후 영상이 구성되는데 까지 걸리던 많은 시간을 단축시킬 수 있다는 편리한 점이 있다. 이러한 많은 장점들은 전체적인 편리함을 위한 개발이었다면 slice thickness의 감소는 영상의 질을 높여주는 가장 중요한 요소로서 기존의 CT에서 routine slice thickness가 5~10 mm의 두께를 가지고 영상 구성이 이루어졌다면 초근의 16 slice MDCT모델에서는 1 mm이하의 slice thickness 구성이 가능하기 때문에 routine isotropic resolution을 구현 할 수 있다는 큰 장점을 가지고 있어 이전에 정확하게 볼 수 없었던 많은 부분들의 진단을 더욱 정확하게 할 수 있게 되었고 이를 이용하여 새로운 많은 application들이 개발되었다.

Sensation 16 : 24 Rows, 16 Slices

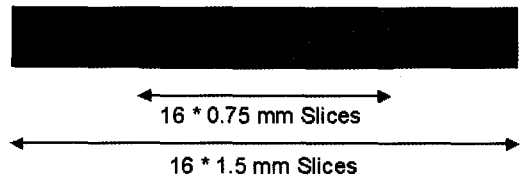


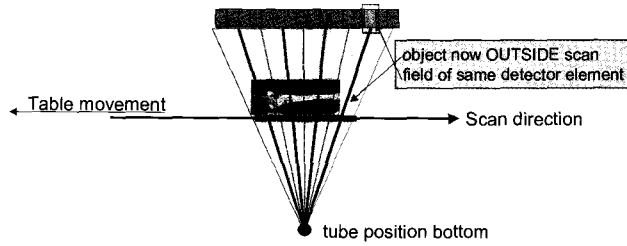
그림 1. 16 slice MDCT의 detector 배열 (SIEMENS사의 SOMATOM Sensation 16모델)

▶ 16 slice MDCT의 detector 배열 및 영상 획득 및 영상의 재구성

각각의 제조 회사 별로 약간의 차이를 보이고 있지만 SIEMENS사와 PHILIPS사의 16 slice MDCT를 기준으로 살펴보기로 하겠다.

SIEMENS사의 SOMATOM Sensation 16의 경우 한 rotation 당 16장의 이미지를 만들어 내기 때문에 지금까지 사용되었던 detector 구조를 벗어나 새로운 Design 으로 선보였는데 위 그림에서 나와 있듯이 가운데 16개의 Row는 0.75 mm의 크기로 배열되어 있으며 양쪽 끝 부분에 붙어있는 조금 더 넓은 row의 경우 1.5 mm의 크기로 구성되어 전체적으로 24 row, 24 mm의 크기로 구성되어 있고, 4 slice MDCT와 비교해 볼 때 약 4 mm 정도 확장된 크기를 가지고 있으며 8 row에서 24 row의 변화가 있다. 이러한 구조로 Sensation 16을 사용할 경우 routine 16 X 0.75 mm와 16 X 1.5 mm의 collimation 선택이 자유로우며 넓어진 detector 크기로 더욱 빠른 환자의 촬영이 가능해 졌다. 이와 같은 detector 구조의 변화는 영상의 질과 수에 있어서 많은 변화를 가져왔고 이러한 부분은 바로 CT Protocol의 변화로 이어지게 되었다.

기존의 4 slice MDCT나 single spiral CT의 경우 special Study에 한해 3D 영상 구성을 하였으나 Sensation 16의 경우 환자 당 만들어지는 영상 수가 약 1200여장으로 이렇게 얇게 잘린 CT 영상은 coronal 또는 sagittal 영상 역시 axial 영상의 quality를 갖게 되고 Z축 방향으로의 해상도의 손실도 없는 3D 영상의 구현이 가능하게 되었다. 일반적으로 촬영하게 되는 영상의 quality가 올라감에 따라 chest, abdomen의 영상 역시 multiplanar image로 고



Con-Beam Correction

그림 2. Table feed에 따르는 영상의 왜곡

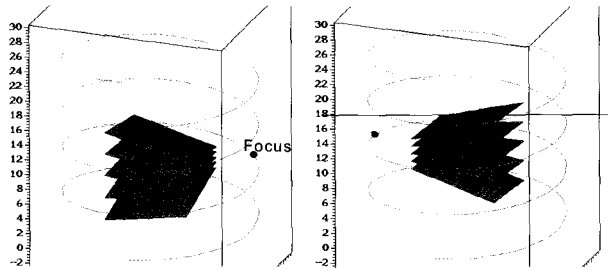


그림 3. Adaptive Multiple Plane Reconstruction(AMPR Algorithm)

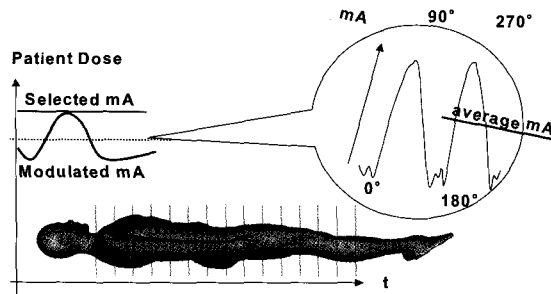


그림 4. Dose Modulation Graph

식적인 axial Image를 대신할 수 있게 됨으로써 많은 촬영 protocol의 변화를 예상할 수 있다.

하지만 16 slice MDCT의 경우 single spiral CT와는 다르게 rotation당 이미지의 숫자가 많아짐에 따라, 즉 slice thickness는 얇아지고 isocenter와의 거리는 멀어질수록 이미지의 왜곡 현상이 심하게 발생하게 된다. 따라서 MDCT에서는 single spiral CT

에서 사용하던 linear interpolation이 아닌 새로운 알고리즘 (Adaptive Multiple Plane Reconstruction, AMPR)이 새롭게 개발되어 현재 사용되고 있다.

CT Table이 점차 왼쪽으로 이동함에 따라 tube의 위치가 180도 반대방향으로 이동하면 그림2와 같이 오른쪽 끝 부분에 걸리는 영상은 원하는 위치에서 벗어나는 현상이 생기므로 영상의 왜곡을 보정

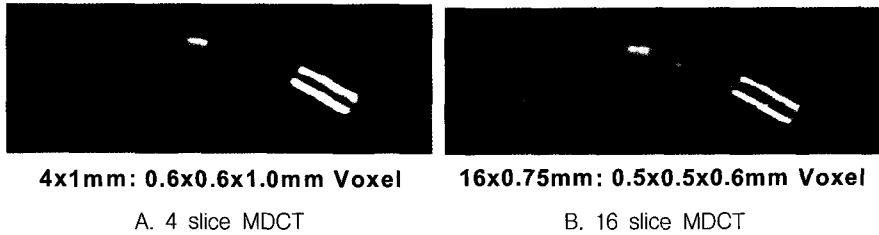


그림 5. Multiplanar reformatted 영상에서 4 slice MDCT (A)와 16 slice MDCT (B)의 resolution 차이.

해 주기 위하여 Siemens와 Philips사의 16 slice MDCT에서는 AMPR (그림 3)을 사용하고 있다.

Detector에 도달하는 데이터를 single spiral CT의 경우 하나의 단면을 참조했던 것과는 달리 AMPR에서는 부족한 Data를 더욱 보정해 주기 위해 Tube의 회전 곡선에 따른 2개의 단면 Data를 참조하기 때문에 적은 X-Ray를 이용하여 더욱 좋은 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 또한 16 slice MDCT의 경우 pitch의 자유로운 조절이 가능하고 (즉 table의 속도를 자유로이 조절할 수 있음), table 속도에 따른 영상의 왜곡이 없다.

그리고 최근에는 환자의 X-ray 피폭량의 감소가 또 하나의 화두가 되고 있는데 이는 일반촬영기 뿐만 아닌 CT에서도 새로운 application으로 적용이 되어 현재까지 X-축으로만 적용되던 dose modulation이 아래 그림 4와 같이 Z-축 방향으로도 적용되어 영상의 질은 높이면서 환자의 피폭량은 줄일 수 있는 새로운 Application이 도입되었다. Siemens사의 SOMATOM Sensation 16의 dose modulation의 방법은 현재까지 주로 lateral 방향에서 나오던 artifact를 줄이기 위해 lateral 방향의 mA량은 증가시켜 주는 대신 AP 방향으로의 mA값은 많이 낮춤으로써 전체적인 환자의 dose는 줄임과 동시에 영상의 질은 높이는 방법을 사용하고 있다. 이는 환자의 Z-축 방향으로도 적용되어 tube가 rotation 한 후 detector에 도달하는 Data의 양으로 조절하게 된다. 즉 shoulder의 경우 lateral 과 AP 방향의 mA양이 다르지만 abdomen의 경우 AP와 Lateral 방향의 mA값이 같아지고 다시 pelvis에 도달하면 lateral의 mA값이 올라가고 AP의 mA값이 줄어들게 됨으로써 효율적인 X-ray tube 사용과 더

불어 환자의 피폭량도 줄일 수 있게 된다.

일반적으로 CT 영상은 axial image와 비교해 볼 때 coronal, sagittal image의 resolution이 떨어지는데, 이러한 이유는 바로 Z-축에 대한 resolution이 X, Y축에 비해 길기 때문이다. 이러한 이유 때문에 현재까지 대부분의 CT영상은 axial Image 위주로 구성되고 판독이 이루어 졌다. 하지만 16 slice MDCT의 경우 Z-축의 resolution이 X, Y 축의 resolution과 거의 비슷하기 때문에 coronal, sagittal 영상의 resolution 이 axial Image의 resolution과 거의 같아졌고 이렇게 Z-축의 resolution이 X, Y 값과 같아진 resolution을 isotropic resolution이라고 한다.

▶ Advanced application of 16 slice MDCT

• Cardiac CT

MDCT가 처음 소개된 1998년, 처음으로 CT에서의 cardiac scan의 가능성을 증명한 이후, 많은 제한적인 요소 때문에 임상에 직접 적용되기가 힘들었다. 그 제한적인 요소들을 보면 환자의 scan time이 너무 길어 환자가 약 40초 동안 숨을 참아야 했고, 환자의 심박수가 빠르면 CT의 temporal resolution으로 보상하기 힘들었고 (최대 60BPM), non-calcified plaque를 검출 할 수 있을 만큼의 spatial resolution 좋지 못하였던 것 등이다. 이러한 제한적인 요소 때문에 cardiac CT의 가능성은 인정받았지만 실제 임상 적용에는 많은 부분에서 제한적이었으나 16 slice MDCT의 경우 많은 부분에서 이러한 부분이 보완되었다. 16Slice MDCT의 장점을 몇가지 살펴 보면 routine isotropic resolution이 가능하고, 빠른 심박수를 가진 환자의 촬영이 가능하며, non-calcified plaque의 이미지도 촬영이 가능하며,

환자의 숨 참는 시간이 18초 정도로 짧아졌고, heart of EF 측정 및 LV Thickness 측정 등의 functional study가 가능하게 되었다는 것 등이다. 열거된 여러 장점들이 있어 16 slice MDCT는 4 slice MDCT와 비교해 볼 때에도 많은 장점을 보이고 있다 (그림 5).

가장 큰 차이를 보이고 있는 점은 temporal resolution 부분인데 0.5 sec rotation CT (4 slice MDCT)의 temporal resolution은 0.125 sec이며 16 slice MDCT의 경우 0.42 sec rotation에 0.105 sec의 temporal resolution이 가능하다. 따라서 0.5 sec rotation CT의 경우 약 75 bpm이 그 한계점으로 보였으나 0.42 Sec, 105 msec temporal resolution의 경우 약 90 bpm의 heart rate까지 촬영이 가능하게 된다. Cardiac CT 촬영 시 또 하나의 가장 큰 제한 요소 중 하나는 imaging을 하는데 있어서 적당한 program이 아직 개발되지 않아 정확한 병변의 detection이 힘들다는 점이였으나 최근에 16 slice MDCT의 발표와 더불어 환자의 EKG signal과 image data의 통합, P to P 파의 reverse delay 미리보기 기능, EKG signal editing 기능, cardiac dose modulation 기능, coronary artery analysis 기능, EF 측정 및 LV Thickness 측정 기능 등 새롭게 소개된 많은 application program으로 손쉬운 image processing이 가능해 졌다. 각각을 자세히 보면, 환자의 signal 과 scan data가 따로 저장되던 지금까지의 기능과는 달리 직접 환자의 촬영된 시간의 EKG signal을 확인하면서 정확한 delay Time 설정이 가능하기 때문에 훨씬 정확한 coronary 또는 cardiac image를 얻을 수 있게 되었고, 각 phase에 대한 미리보기 기능의 경우 P to P 파의 delay time 에 따른 이미지의 변화 때문에 여러 delay time을 test 해 보아야 하나 많은 시간이 소요되므로 그러한 점을 보완하기 위해 각 phase에 대한 몇 장의 이미지로 image quality를 측정 해 볼 수 있다. 또한 일반적으로 환자의 빠른 heart rate는 cardiac image촬영 시 영상의 quality가 떨어지게 되는 주요한 요소로 작용하는데 이 뿐만 아니라 불규칙한 heart rate 역시 image quality에 중요한 요소 중의 하나이다. 따라서 이러한 불규칙한 signal을 editing 할 수 있는 기능이 새롭게 개발되었고, 환자 피폭량에 관련된 application으로

cardiac 촬영 시 오랜 시간동안 X-ray에 노출되어 있는 환자를 위하여 실제 임상적으로 가치 있는 diastolic phase 에 100%의 tube mA를 걸어주고 systolic phase에는 20%정도의 mA 만 걸어줌으로써 절반 이상의 환자 피폭량을 줄일 수 있게 되었다. 또한 coronary artery analysis program을 비롯해 LV of EF측정 및 LV의 thickness를 측정 할 수 있는 Program이 개발되었다. Coronary artery의 경우 아주 얇은 vessel이기 때문에 하나의 MPR 단면만으로 진단에 부족한 부분이 많아 coronary artery만 따로 automatic segment하여 모든 단면에서 정확한 진단에 도움이 될 수 있는 application이 개발되었다.

- CT colonography
- Brain perfusion CT
- Advances in CT angiography
- CT myelography
- Virtual endoscopy

참고 문헌

1. Berland LL, Smith JK. Multidetector-array CT: once again, technology creates new opportunities. *Radiology* 1998;209:327-329.
2. Dawson P, Lees WR. Multi-slice technology in computed tomography. *Clin Radiol* 2001;56:302-30.
3. Fuchs T, Kachelriess M, Kalender WA. Technical advances in multi-slice spiral CT. *Europ J Radiol* 2000;36:69-73.
4. Blum A, Walter F, Ludig T, et al. Scanners multicoupes: principes et nouvelles applications scanographiques. *J Radiol* 2000;81:1597-1614.
5. Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, et al. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Europ J Radiol* 1999;31:110-124.
6. Wang G, Vannier MW. The effect of pitch in multislice spiral/spiral CT. *Med Physics* 1999;26:2648-2653.
7. Hu H. Multi-slice spiral CT: scan and reconstruction. *Med Physics* 1999;26:5-18.
8. Kalender WA, Sissler W, Klotz E, et al. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990;176: 181-183.
9. Brink JA, Heiken JP, Wang G, et al. Spiral CT: principles

- and technical considerations. *Radiographics* 1994;14:887-89
10. McCollough CH, Morin RL. The technical design and performance of ultrafast computed tomography. *Radiol Clin N Am* 1994;32:521-36.
 11. Kalender WA. Thin-section three-dimensional spiral CT: is isotropic imaging possible? *Radiology* 1995;197:578-80.
 12. Fox SH, Tanenbaum LN, Ackelsberg S, He HD, Hsieh J, Hu H. Future directions in CT technology. *Neuroimaging Clin N Am* 1998;8:497-513.
 13. Ell PJ, von Schulthess GK. PET/CT: a new road map. *Eur J Nucl Med* 2002;29:719-720.
 14. Jager PL, Slart RHJA, Cprstens F, Oyen WJG, Hoekstra, Tenille J. PET-CT: a matter of opinion? *Eur J Nucl Med* 2003;30:470-471.
 15. Guy MJ, Castellano-Smith IA, Flower MA, Flux GD, Ott RJ, Visvikis D. DETECT Dual Energy Transmission Estimation CT for improved attenuation correction in SPECT and PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 1998;45:1261-1267.
 16. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 1998;25:2046-2053.
 17. Burger C, Goerres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AHR, von Schulthess GK. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511 keV attenuation coefficients. *Eur J Nucl Med* 2002;29:922-927.
 18. Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, Marshall LT, Links JM, Kohlmyer S, Wahl RL. PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between germanium and CT transmission attenuation corrected images. *J Nucl Med* 2002;43:1137-1143.