

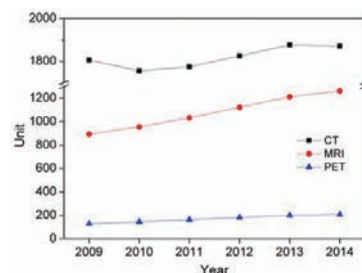
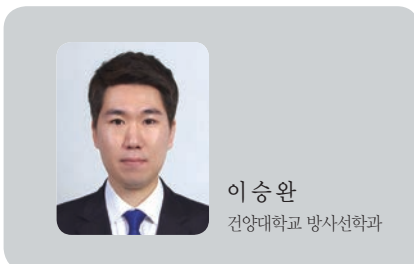
전산화단층촬영의 발전 및 전망

I. 서론

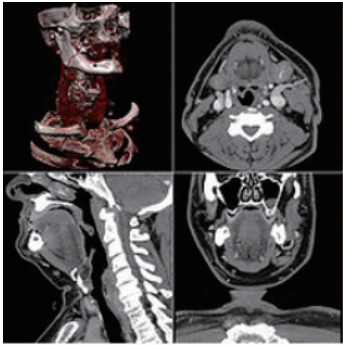
1972년 Godfrey N. Hounsfield가 최초의 상업용 전산화단층촬영 (computed tomography; CT) 장치를 개발한 이후로 발전을 거듭해왔고, 현재 의료 및 산업 분야에서 필요성과 유용성을 인정받아 사용빈도가 급증하고 있다. 건강보험심사평가원이 보고한 자료에 따르면 <그림 1>과 같이 2014년 7월까지 국내에 설치된 전산화단층촬영 장치는 1,858대로 자기공명영상장치(magnetic resonance imaging; MRI) 및 양전자방출단층촬영장치(positron emission tomography; PET)보다 그 수가 2배 많으며, 앞으로도 계속해서 증가할 것이라고 예측하였다^[1].

특히 2011년 의료 진단 목적의 전산화단층촬영 검사는 600만 건 이상이었으며, 장비 보유수 증가와 함께 검사 횟수도 기하급수적으로 증가할 것이라고 전망할 수 있다. 또한 고령화 시대가 도래함에 따라 양질의 의료서비스에 대한 수요가 증가하고 있고, 산업용 기자재 및 부품에 대한 고정밀 검사가 중요해짐에 따라 전산화단층촬영의 중요성은 더욱 증가할 것이라 예상할 수 있다.

전산화단층촬영은 <그림 2>와 같이 피사체의 해부학적 구조를 3차원 정보로 제공하는 X-선 영상화 기술 및 장치이다^[2].



<그림 1> 국내 연도별 의료진단기기 보유현황



〈그림 2〉 전산화단층촬영영상의 예

일반 X-선 촬영은 2차원 평면 영상을 제공하기 때문에 피사체 내부 구조물의 중첩 문제를 해결할 수 없는 반면, 전산화단층촬영은 여러 장의 얇은 단면 영상으로 피사체의 정보를 제공하기 때문에 구조물의 중첩 문제를 해결할 수 있다. 전산화단층촬영은 X-선원과 검출기가 피사체 주변을 회전하며 다양한 각도에서 수 백장의 2차원 평면 영상을 획득한 후, 재구성 과정을 통해 단면 영상을 구현하고, 영상의 값을 기준 물질에 대한 상대적인 수치로 나타내는 원리를 갖는다. 이와 같은 원리를 통해 일반 X-선 촬영에 비해 양질의 영상을 제공할 수 있는 장점을 갖는다. 하지만 수 백장의 2차원 평면 영상을 획득하는 과정에 의해 방사선 피폭량이 증가하고 인체를 대상으로 시행할 경우 방사선 피폭에 의한 부작용을 초래할 수 있다. 또한 앞서 언급한 바와 같이 전산화단층촬영은 양질의 해부학적 정보를 제공할 수 있지만 기능적 자기공명영상(functional MRI) 및 양전자방출단층촬영과 같이 피사체 및 특정 물질에 대한 기능적 정보를 제공하는데 한계가 있다.

본 글에서는 전산화단층촬영의 장점을 확대하고, 단점을 해결할 수 있는 방법에 대하여 알아본다. 2장 1절에서는 다중검출기(multi-detector) 및 나선형(spiral) 전산화단층촬영의 원리 및 특징, 2절에서는 전산화단층촬영 기반 융합 의료장비의 구조 및 특징에 대하여 설명한다. 3절과 4절에서는 재구성 기술의 발전과 다중에너지(multi-energy) 전산화단층촬영의 특징 및 연구동향에 대하여 알아보고, 마지막으로 3장에서 향후 전망 및 결론으로 끝을 맺는다.

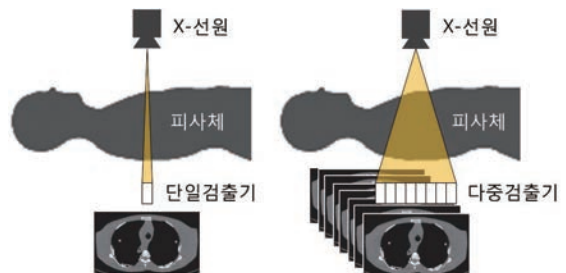
II. 발전 동향

1. 다중검출기 및 나선형 전산화단층촬영

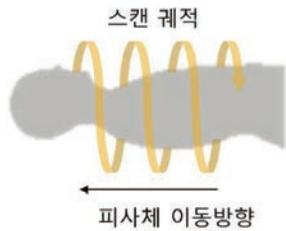
최초의 전산화단층촬영 기기는 〈그림 3(좌)〉과 같이 한 개의 검출기 픽셀이 피사체 횡축 방향으로 선형 배열되어 있는 검출기로 구성되어 있으며 단일한 단면 영상을 제공하는 구조를 갖는다. 이와 같은 구조는 피사체가 클 경우 한 번의 스캔으로 포함할 수 있는 면적이 작기 때문에 촬영 시간을 증가 시키고 효율을 저하시킨다. 이러한 단점을 해결하기 위해 다중검출기 전산화단층촬영 시스템이 고안되었다. 다중검출기 전산화단층촬영 시스템은 〈그림 3(우)〉과 같이 피사체 종축으로 수~수십 개의 검출기가 배열되어 있으며, 산란선의 영향을 줄이고 단면 영상의 두께를 결정하기 위한 조준기가 검출기 전면에 위치하고 있다.

따라서 한 번의 스캔으로 포함할 수 있는 면적이 크기 때문에 촬영 시간을 줄일 수 있고, 피사체 움직임에 의한 인공물(artifact)의 발생을 억제할 수 있다. 이와 같은 다중검출기 전산화단층촬영 시스템은 1990년대 후반부터 본격적인 개발이 이루어져 왔고, 최근에는 한 번 스캔에 최대 640장의 단면 영상을 제공하고, 피사체 종축으로 16cm까지 포함할 수 있는 시스템이 개발되었다³⁾.

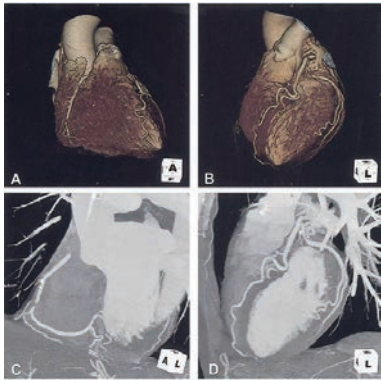
다중검출기 전산화단층촬영 시스템에 의해 일회 스캔으로 포함할 수 있는 면적이 증가했지만 고압 케이블, 데이터 전송용 케이블 등의 제한에 의해 연속 스캔은 불가능했다. 이러한 단점은 스캔과 스캔 사이에 지연을 발생시키고 결과적으로 촬영 시간 단축에 한계를 가져왔다. 또한 별도의 스캔을 수 회 진행함에 있어 부분적인 누락



〈그림 3〉 (좌) 단일검출기 전산화단층촬영 시스템, (우) 다중검출기 전산화단층촬영 시스템



〈그림 4〉 나선형 전산화단층촬영의 스캔 방법

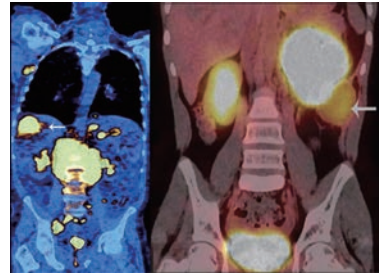


〈그림 5〉 나선형 전산화단층촬영을 이용한 심혈관 영상의 예

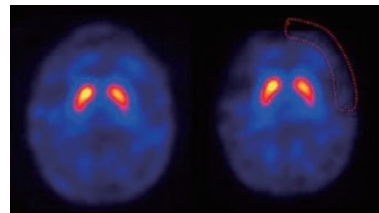
이 발생할 수 있고, 이는 전산화단층촬영의 정밀도 감소를 초래한다. 이와 같은 한계점을 극복하기 위해 나선형 전산화단층촬영 시스템이 개발되었다. 나선형 전산화단층촬영 시스템은 동력 및 데이터 전달을 위해 사용하는 케이블을 slip ring과 brush로 대체함으로써 〈그림 4〉와 같이 시간 지연이 없는 연속적인 스캔이 가능하다. 나선형 전산화단층촬영 시스템은 1990년대 초반 개발되었으며 다중검출기 전산화단층촬영 시스템과 결합되어 그 중요성이 증대되었다. 특히 연속 스캔에 의해 동적 검사가 가능해짐에 따라 〈그림 5〉와 같이 혈관계 검사에 유용하게 사용되고 있다^[4]. 이처럼 다중검출기 및 나선형 전산화단층촬영 시스템은 전산화단층촬영의 효율성 및 임상적 활용성을 증대시켰다.

2. 전산화단층촬영 기반 융합 의료장비

다중검출기 및 나선형 전산화단층촬영 시스템에 의해 그 활용도가 증가함에 따라 타 시스템과 결합된 융합 의료장비가 개발되었다. 전산화단층촬영 시스템을 방사선 진단 및 치료기와 융합하여 사용함으로써 진단 및 치료 정확도 향상을 위한 상승효과를 가져왔다. 대표적



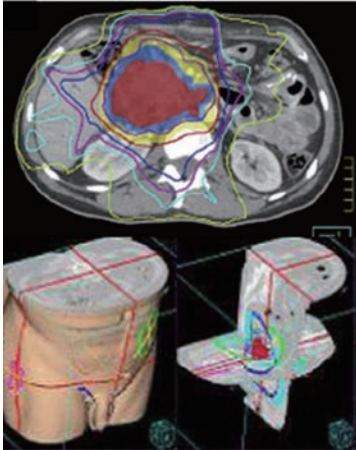
〈그림 6〉 (좌) PET/CT 및 (우) SPECT/CT 영상의 예



〈그림 7〉 (좌) SPECT 영상, (우) 전산화단층촬영상을 통해 감쇄보정된 SPECT 영상

인 융합 진단장비는 PET/CT와 SPECT(single-photon emission computed tomography)/CT이다. 앞서 언급한 바와 같이 전산화단층촬영은 피사체의 해부학적 정보를 제공하는 반면 PET과 SPECT는 피사체의 기능적 정보, 즉 생리학적 및 생화학적 정보를 제공할 수 있다. 종전에는 각 촬영을 통해 개별적인 정보를 획득하였지만, PET/CT 및 SPECT/CT 등의 융합 진단장비 개발을 통해 〈그림 6〉과 같이 해부학적 및 기능적 정보를 결합시켜 진단의 정밀도를 향상시킬 수 있다^[5-6]. 뿐만 아니라 전산화단층촬영을 통해 획득한 단면 영상을 〈그림 7〉과 같이 PET과 SPECT 영상의 감쇄보정을 위해 사용하여 기능적 정보의 정확도를 향상시킬 수 있다^[7]. 최근 PET/CT와 SPECT/CT는 전산화단층촬영만을 통해 진단하기 어려운 암의 악성 여부, 미세한 골절, 대장암, 췌장암, 임파선 전이 등의 질병 검사에 활발히 사용되고 있으며 앞으로 임상적 활용성은 더욱 증가될 것이다.

전산화단층촬영 시스템은 진단뿐만 아니라 방사선 치료와도 결합되어 사용되고 있다. 방사선 치료는 X-선, 전자선 및 입자선을 특정 부위에 조사하고 해당 부위의 유전적 변이를 통해 질병을 치료하는 방법이다. 방사선 치료는 고에너지의 방사선을 사용하기 때문에 정상 조직의 부작용을 억제하기 위해서 치료 전 정밀한 계획이 중



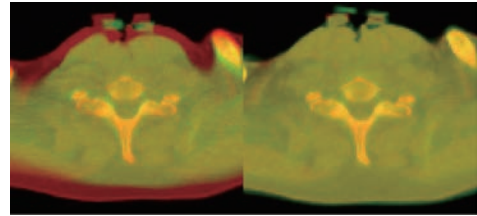
〈그림 8〉 전산화단층촬영상을 통해 수립한 (위) 2차원 및 (아래) 3차원 방사선 치료 계획



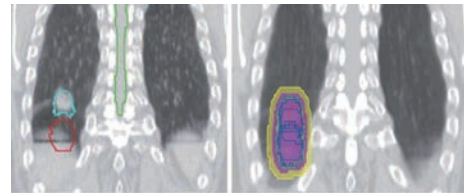
〈그림 9〉 방사선 치료기와 결합된 전산화단층촬영 시스템

요하며 치료 위치를 지속적으로 확인하는 과정이 필요하다. 이러한 필요성을 충족시키기 위해서 전산화단층촬영을 통해 획득한 영상을 사용한다. 〈그림 8〉과 같이 전산화단층촬영상의 해부학적 정보를 이용하여 2차원 및 3차원 치료 계획을 세울 수 있고 최적화 과정을 통해 그 효과를 극대화시킬 수 있다^[8-9].

전산화단층촬영은 광자(photon) 에너지에 대한 물질의 감약 정도를 기반으로 하고 있고, 이는 방사선 치료에 사용되는 대부분의 선원과 그 상호작용 형태가 유사하다. 따라서 치료계획 시 우수한 정밀도를 제공할 수 있다. 하지만 양자선 및 중하전입자선의 경우 물질과의 상호작용 형태가 전산화단층촬영 선원과 다소 차이를 보이기 때문에 입자선을 이용한 치료계획 시 보정 및 치료 후 검증이 필요하며 이와 관련된 연구가 활발히 진행되고 있다^[10-11]. 방사선 치료 전 및 치료 도중 목표 위치를 확인하기 위하여 전산화단층촬영을 시행한다. 이 때 사용하는 시스템



〈그림 10〉 방사선 치료를 위한 영상정합 (좌) 전, (우) 후



〈그림 11〉 전산화단층촬영을 통해 획득한 4차원 해부학적 정보

은 〈그림 9〉와 같이 방사선 치료기와 기하학적으로 결합되어 있으며 피사체 주변을 회전하며 단면 영상을 제공할 수 있다^[12]. 또한 평판형 검출기를 사용하기 때문에 단일 스캔에 넓은 면적을 포함할 수 있다. 방사선 치료 계획 및 실제 치료 전 획득한 전산화단층촬영상을 〈그림 10〉과 같이 정합하여 비교하고, 위치를 보정함으로써 치료의 정확도를 향상시킬 수 있다^[13]. 그리고 치료 도중 전산화단층촬영을 시행하여 〈그림 11〉과 같은 4차원 정보를 획득할 수 있고, 호흡 등의 움직임을 추적하여 방사선 치료를 시행, 치료 정확도를 향상시킬 수 있다^[14]. 이와 같이 전산화단층촬영은 진단뿐만 아니라 방사선 치료와 결합하여 다양한 용도로 사용되고 있다.

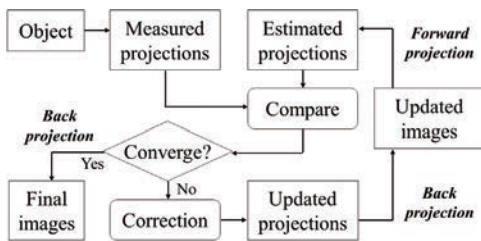
3. 재구성 기술의 발전

전산화단층촬영의 단면 영상 재구성을 위해 현재 가장 많이 사용하는 방법은 필터링후역투영(filtered back-projection; FBP) 기법이다. 이 기법은 피사체 주변 다양한 각도에서 획득한 2차원 평면 영상, 즉 투영 영상을 필터 보정을 통해 변환한 후 획득한 방향으로 다시 역투영하는 방법이다. 이 때 사용하는 필터는 일반 역투영법으로 재구성된 단면 영상의 흐림 현상을 제거하기 위해 사용되며, 그 종류에 따라 단면 영상의 공간해상도 향상 또는 잡음 제거 효과를 획득할 수 있다. 하지만 필터링후역투영법의 경우 고화질 영상을 위해 수 백장의 투영 영상이 필요하며 그에 따라 피사체에 대한 방사선 피

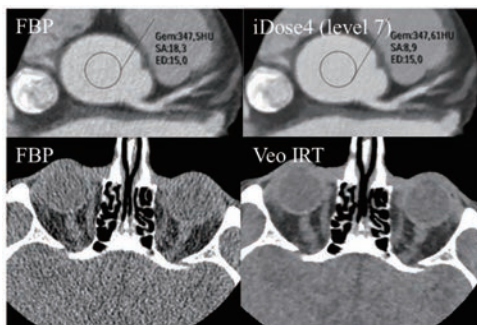
폭량을 증가시키는 단점이 있다. 또한 전산화단층촬영 시스템의 기하학적 구조 및 단면 영상 구조 변화에 유연하지 못한 한계가 있다. 이러한 단점을 극복하기 위해 개발된 방법이 반복적 재구성 기법이다. 반복적 재구성 기법은 Godfrey N. Hounsfield가 최초 전산화단층촬영 시스템을 개발했을 때 도입하였던 방법으로 당시 재구성 전산 장비의 성능 저하로 주목을 받지 못하였지만, 최근 컴퓨팅 기술의 발달로 인해 그 유용성을 인정받고 있는 기법이다. 반복적 재구성은 기본적으로 <그림 12>와 같이 투영과 역투영을 반복하여 오차를 감소시키는 원리로 작은 투영 영상으로도 고화질의 단면 영상을 제공할 수 있는 기법이다.

따라서 <그림 13>과 같이 필터링후역투영 방법에 비해 전산화단층촬영의 방사선 피폭량을 감소시킬 수 있고 진단의 정확도를 향상시킬 수 있다^[15-16]. 2000년대 초반부터 반복적 재구성 기술 개발이 활발히 이루어졌고, 효율적 오차 감소 기법 및 통계적 모델을 사용한 다양한 방법이 제시되었다.

반복적 재구성 기법은 처리에 필요한 계산량 및 데이터가 많기 때문에 재구성 시간이 오래 걸리는 단점이 있



<그림 12> 반복적 재구성 기법의 흐름



<그림 13> 필터링후역투영 및 반복적 재구성 기법을 통해 획득한 전산화단층촬영상의 예

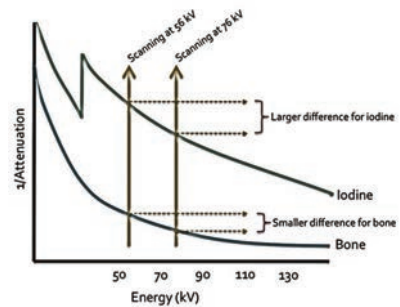
| Task | CPU time | GPU time |
|-----------------------------------|-----------|-----------|
| Assembly of system matrices | 121.97 ms | 13.83 ms |
| Solution of forward systems | 5.45 s | 461.60 ms |
| Solution of adjoint systems | 6.02 s | 508.29 ms |
| Assembly of sensitivity matrix | 16.68 s | 1.03 s |
| Computation of Gauß-Newton update | 10.87 s | 331.92 ms |
| Total reconstruction time | 5.41 min | 24.94 s |

<그림 14> GPU 기반 반복적 재구성 알고리즘 속도

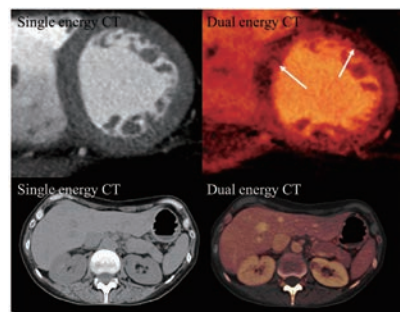
다. 최근에는 반복적 재구성의 속도를 향상시키기 위하여 컴퓨터의 중앙처리장치(central processing unit; CPU) 대신 계산 속도가 빠른 그래픽처리장치(graphic processing unit; GPU)를 기반으로 하는 알고리즘이 개발되고 있으며 <그림 14>와 같이 재구성 속도를 획기적으로 단축시킬 수 있다^[17].

4. 다중에너지 전산화단층촬영

특정 물질의 감약은 <그림 15>와 같이 입사되는 광자의 에너지에 따라 그 정도가 다르며, 물질 종류마다 고유한 감약 특성을 지니고 있다^[18]. 이러한 성질을 이용한 영상화 방법이 다중에너지 전산화단층촬영이다. 에너지가 서로 다른 X-선을 피사체에 조사하고, 물질의 감약 차이



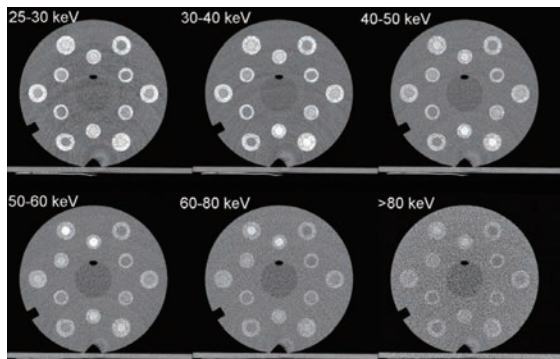
<그림 15> 다중에너지 전산화단층촬영법의 원리



<그림 16> 다중에너지 전산화단층촬영상의 예

를 이용하여 특정 물질에 대한 정보만을 추출할 수 있다. 따라서 <그림 16>과 같이 물질 분리된 영상을 획득할 수 있고, 특정 물질의 피사체 내 분포정도를 파악할 수 있으며 결과적으로 진단의 정확도를 높일 수 있다^[19-20]. 다중에너지 전산화단층촬영은 크게 감산법과 교정법으로 구분할 수 있으며 시행의 편의성과 정확도 측면에서 장, 단점이 있다. 현재 임상적으로 다중에너지 전산화단층촬영은 뼈와 연부조직의 분리, 혈관의 강조, 결석 존재 여부의 확인 등을 위해 시행되고 있으며 일반적인 전산화단층촬영과 함께 사용되어 그 활용범위는 더욱 증가할 것이라 예상된다.

일반적인 전산화단층촬영 시스템을 이용한 다중에너지 영상법은 추가적인 방사선 피폭이 수반되기 때문에 피사체의 방사선 피폭선량을 증가시킬 우려가 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 시스템 하드웨어의 개발이 이루어지고 있으며 그 중 새로운 검출기에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 전산화단층촬영을 위해 사용되는 방사선발생장치는 연속에너지를 갖는 X-선을 발생시킨다. 즉, 피사체에 입사되는 각 광자가 서로 다른 에너지를 갖고, 피사체를 투과하는 광자 역시 그 에너지 준위에 따라 물질과 반응하여 각기 다른 정보를 포함하고 있다. 이러한 특징에도 불구하고 현재 전산화단층촬영 시스템에 사용되는 검출기는 검출되는 전체 광자의 에너지를 적분한 정보를 제공하기 때문에 각 광자의 특징을 반영하는데 한계가 있다. 최근 개발된 광자계수검출기는 검출기에 입사되는 각 광자의 에너지 정보를 측정할 수 있기 때문에 연속에너지 X-선의 특성을 반영할 수 있고, <그림 17>과



<그림 17> 광자계수검출기 기반 다중에너지 전산화단층촬영상의 예

같이 추가적인 방사선 피폭 없이 다중에너지 영상을 구현할 수 있다^[21].

또한 에너지 문턱값 설정을 통해 전기적인 잡음을 제거할 수 있으며, 대조도 상승 효과, 물질 분리의 정확도 향상, 여러 조영제에 대한 동시 전산화단층촬영 영상 획득 등 다양한 잠재력을 지니고 있는 검출기이다. 하지만 그 잠재력을 충분히 이용하기 위해서는 검출기 내부 픽셀들 간의 전하 공유 문제, 펄스 신호의 겹침 문제 등이 해결되어야 한다.

III. 향후 연구 및 결론

지금까지 전산화단층촬영 및 그 시스템의 발전 동향 및 최신 연구에 대하여 알아보았다. 다중검출기 및 나선형 시스템, 융합 의료장비 시스템, 반복적 재구성 기술, 다중에너지 영상화 방법 등의 개발로 기존 전산화단층촬영의 단점이 보완되고 있고, 발전을 거듭하고 있다. 또한 의료 뿐만 아니라 산업 용도로 이용됨에 따라 그 유용성이 부각되고 있다. 따라서 전산화단층촬영의 시행은 향후 더욱 증가하고, 그 활용범위는 계속해서 확대될 것이다.

참고 문헌

- [1] 건강보험심사평가원, 국내 첨단의료진단기기 보유현황, 2014
- [2] Wikipedia, https://en.wikipedia.org/wiki/CT_scan
- [3] J. M. Norris, et al., Comparison of 640-slices multidetector computed tomography versus 32-slices MDCT for imaging of the osteo-odonto-keratoprosthesis lamina, *Cornea* 34, 888, 2015
- [4] G. L. Raff, et al., Diagnosis accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography, *J. Am. Coll. Cardiol.* 46, 552, 2005
- [5] J. F. Bruzzi, et al., Detection of Richter's transformation of chronic lymphocytic leukemia by PET/CT, *J. Nucl. Med.* 47, 1267, 2006
- [6] R. S. Jung et al., Hybrid SPECT/CT as a diagnostic modality in suspected urinoma with ambiguous planar Tc99m EC renal scintigraphy, *Indian J. Nucl. Med.* 28, 254, 2013



- [7] A. K. Buck, et al., SPECT/CT*, J. Nucl. Med. 49, 1305, 2008
- [8] M. D. Chuong, et al., Adjuvant chemoradiation for pancreatic cancer: what does the evidence tell us?, J. Gastrointest. Oncol. 5, 166, 2014
- [9] 강세식 외, 방사선치료학(청구문화사), 2014
- [10] B. Schaffner, et al., The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power, Phys. Med. Biol. 43, 1579, 1998
- [11] J. M. Verburg, et al., Proton range verification through prompt gamma-ray spectroscopy, Phys. Med. Biol. 59, 7089, 2014
- [12] Varian Medical System, <https://www.varian.com/>
- [13] W. Lu, et al., Deformable registration for the planning image (kVCT) and the daily images (MVCT) for adaptive radiation therapy, Phys. Med. Biol. 51, 4357, 2006
- [14] C. K. Glide-Hurst, et al., Improving radiotherapy planning, delivery accuracy, and normal tissue sparing using cutting edge technologies, J. Thorac. Dis. 6, 303, 2014
- [15] M. J. Willeminck, et al., Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principle, Eur. Radiol. 23, 1623, 2013
- [16] J. M. Hoxworth, et al., Radiation dose reduction in paranasal sinus CT using model-based iterative reconstruction, AJNR 35, 644, 2014
- [17] K. Bredies, et al., The Agile library for biomedical image reconstruction using GPU acceleration, Computing in Science & Engineering 15, 34, 2013
- [18] J. G. Fletcher, et al., Dual-energy and dual-source CT: Is there a role in the abdomen and pelvis?, Radiol. Clin. N. Am. 47, 41, 2009
- [19] S. M. Ko, et al., Myocardial perfusion imaging using adenosine-induced stress dual-energy computed tomography of the heart: comparison with cardiac magnetic resonance imaging and conventional coronary angiography, Eur. Radiol. 21, 26, 2011
- [20] T. R. C. Johnson, et al., Material differentiation by dual energy CT: initial experience, Eur. Radiol. 17, 1510, 2007
- [21] J. P. Schlomka, et al., Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography, Phys. Med. Biol. 53, 4031, 2008



이승완

- 2009년 8월 연세대학교 방사선학과, 학사
- 2015년 2월 연세대학교 방사선학과, 이학박사
- 2012년 3월~2012년 11월
Massachusetts General Hospital & Harvard
Medical School, Research Scholar
- 2013년 9월~2013년 2월 연세대학교 방사선학과,
시간강사
- 2014년 9월~2015년 1월 연세대학교 방사선학과,
시간강사
- 2015년 3월~현재 건양대학교 방사선학과, 조교수

〈관심분야〉
의학물리 및 영상