

◆특집◆ 의료영상 기술동향

의료용 컴퓨터 단층촬영 시스템 기술 동향

인지혜*, 김호경**

Computed Tomography Systems in Medicine: Past, Present and Future

Zhye Yin* and Ho Kyung Kim**

Key Words: Computed tomography(컴퓨터단층촬영), Cone-beam CT(원추형빔 시티), Inverse geometry CT(역구조 시티), Multi-source CT(다선원 시티), Dual energy CT(듀얼에너지 시티)

1. 서론

1972 년 EMI 연구소에서 개발된 첫 번째 컴퓨터 단층촬영(CT: computed tomography) 시스템을 시작으로 CT 는 지난 30 여 년간 영상의학 분야에서 독보적인 위치를 차지하며 발전해 왔다. 5 분에 달하던 EMI CT 의 주사(scan) 시간은 지금은 0.35 초로 단축 되었으며, 80 × 80 픽셀 수에 불과하던 단층영상의 해상도는 512 × 512 픽셀 수에 이르게 되었다.

Tomography 라는 영단어는 본래 그리스어의 층(slice) 혹은 단면(cross-section)을 의미하는 $\tau\omicron\mu\omicron\varsigma$ 와 그림을 그리는 것(graph)을 의미하는 $\gamma\rho\alpha\phi\epsilon\iota\nu$ 로부터 유래하였다. 단층영상의 재구성(tomographic image reconstruction)에 대한 수학적 이론은 이미 오래 전부터 논의 되어 왔으며,¹ 현대적인 컴퓨터의 도움 없이는 영상재구성을 하는 것이 불가능하

다고 여겨져 왔다. 1972 년 EMI 연구소의 Hounsfield 박사는 처음으로 단층촬영을 할 수 있는 실험 장치를 개발하고 컴퓨터를 이용하여 최초의 단층영상을 얻었다. 현재 컴퓨터 화면에 디스플레이 되는 단층영상의 픽셀 값은 시스템간의 차이를 없애기 위해 캘리브레이션된 값이 이용되는데, Hounsfield 박사의 업적을 기리기 위해 그 단위를 HU (Hounsfield unit)라 한다.

Fig. 1 은 제 1 세대부터 제 5 세대까지의 CT 시스템을 간단한 모식도를 이용하여 설명하고 있다.^{2,3} Fig. 1(a)는 제 1 세대 CT 시스템으로 단일 선원(source)에 단일 채널 센서를 이용한 평행 빔(parallel-beam) 주사방식을 택하고 있다. 선원과 센서가 임의의 한 각도에서 대상체에 대해 수평 방향으로 이동하면서 주사를 한 후, 다시 일정 각도 회전하여 다른 각도에서 수평 주사를 반복하기 때문에 단층영상을 얻기 위한 총 계측 시간이 매우 길다. Fig. 1(b)는 제 2 세대 CT 시스템으로 제 1 세대와 유사하나, 다채널 영상센서를 채택하고 있기 때문에 총 계측 시간을 줄일 수 있다. Fig. 2(c)는 제 3 세대 CT 시스템으로 현재 개발·판매되는 거의 모든 시스템이 여기에 해당한다. 더욱 넓어진 다채널 영상센서는 선원을 중심으로 호를 이루고 평행 빔 주사방식은 부채꼴 빔(fan-beam) 주사방식으로 바뀌었다. Fig.1(d)는 제 4 세대 CT 시스템으로 완벽한 원을 이루는 영상센서는 회전하지 않고, 선원만이 회전하여 단층 정보를 획득한다. Fig. 1(e)

* CT System and Application Laboratory, GE Global Research Center, NY, USA

Tel. 1-518-387-5536

Email: yin@research.ge.com

컴퓨터 단층촬영 시스템, 특히 영상재구성 알고리즘 개발에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

** 부산대학교 기계공학부

Tel. 051-510-3511, Fax. 051-518-4613

Email: hokyung@pusan.ac.kr

방사선 영상계측 시스템, 특히 시스템 설계 및 특성 평가, 영상재구성 알고리즘 등에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

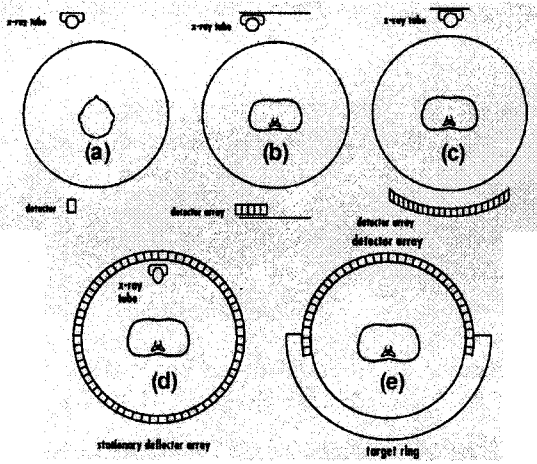


Fig. 1 The evolution of CT: (a) 1st generation with parallel-beam acquisitions, (b) 2nd generation CT with multiple-channel detector, (c) 3rd generation CT, (d) 4th generation CT with stationary detector ring, and (e) 5th generation CT with electric beam gun and scan target

는 제 5 세대 시스템으로 전자총(electron beam gun)에서 발생하는 전자 빔을 전자장을 이용해 링으로 배열된 타겟을 차례로 주사하여 엑스선을 발생시킨다. 그 결과로 선원과 영상센서 모두 회전하지 않아 총 계측 시간을 더욱 더 단축할 수 있다.

이러한 시스템 자체의 진화와는 별개로 CT 시스템을 구성하는 각 요소 역시 변화를 거듭하고 있다. 가장 큰 변화로는 나선형 주사방식 시스템(helical 혹은 spiral CT)과 다배열 영상센서를 이용한 시스템(MSCT: multi-slice CT 혹은 MDCT: multi-detector CT)을 들 수 있다.^{2,3} 나선형 주사방식은 다배열 영상센서와 함께 환자에 대한 전신 촬영 시간을 크게 단축시켰으며, 다배열 영상센서를 이용한 축 방향 주사방식은 중요한 신체기관 전체에 대한 단층영상재구성을 서너 번의 주사를 통해 가능케 하고 있다.

본 논고에서는 현재의 의료용 컴퓨터 단층촬영 시스템의 구성에 대한 새로운 기술동향 및 응용을 소개하고자 한다. 30 여 년 전과는 달리 현대 의료용 CT 시스템은 구석구석마다 첨단 기술로 가득 차 있다. 엑스선을 효율적으로 발생시키고 제어하는 엑스선관(X-ray tube) 및 발생장치(generator), 영상센서와 더욱 더 작아진 데이터 획득

시스템(DAS: data acquisition system), 800 kg 에 달하는 갠트리(gantry)를 진동없이 회전 시키는 기계 구동부, 일 회전당 200 MB 에 달하는 데이터를 병렬 처리하여 초당 10 장의 단층영상을 재구성해 내는 전산처리 영역 등이 그 대표적인 예이다.

2 장에서는 위에서 서술한 의료용 단층촬영 시스템의 구성 요소와 그 원리에 대해 간단하게 소개한다. 3 장에서는 2 장에서 서술하는 기본 구성 요소를 바탕으로 최근 몇 년간 새롭게 소개되었거나, 주목을 받고 있는 새로운 CT 시스템에 대해서 설명한다. 3 장 1 절과 2 절에서 각각 소개하는 CT 시스템은 기존의 아이디어를 첨단 기술을 이용하여 실용화한 경우이다. 3 장 3 절에서는 기존의 3 세대 CT 시스템을 혁신적으로 재구성한 역구조(inverse geometry) CT 시스템을 소개한다. 3 장 4 절에서 소개되는 여러 CT 시스템들은 회색의 단층영상을 다차원적으로 분석할 수 있는 기회를 제공한다. 3 장 5 절과 6 절에서는 미래의 CT 시스템을 바꿔 놓을 수 있는 엑스선원과 영상센서 기술에 관하여 기술한다.

2. 의료용 단층촬영 시스템의 구성

2.1 엑스선원

Fig. 2 는 현대 의료용 CT 시스템의 갠트리 내부를 보여주고 있다. 엑스선관은 일종의 진공관으로 음극의 필라멘트에 전압 및 전류를 인가하여 열전자를 방출시키고, 음극 필라멘트에 대해 양극의 타겟에 고전압을 인가하여 방출된 전자들을 가속시켜 타겟과 반응, 엑스선을 방출한다. 전자선이 타겟과 반응하여 엑스선이 반사 방향으로 방출되도록 설계하여 이를 이용하는 경우를 굴절(reflection) 선원, 투과하여 방출되도록 설계하여 이용하는 경우를 투과(transmissions) 선원이라 한다. 이때 일반적으로 금속 타겟에서 엑스선이 발생하는 효율은 1% 이하이며, 대부분의 전자선 에너지는 열로 변환된다. 이로 인해 금속 타겟이 녹는 것을 방지하기 위해 타겟을 빠른 속도로 회전시키는 베어링과 냉각을 위한 장치 등이 더해진다. 엑스선관에 인가하는 전압과 전류를 일정 시간 동안 안정적으로 유지하기 위한 발전기와 제어기도 필요하다.

이 외에도 실제 촬영 시, 필요없이 방출되는 엑스선의 영역을 차단하기 위한 콜리메이터

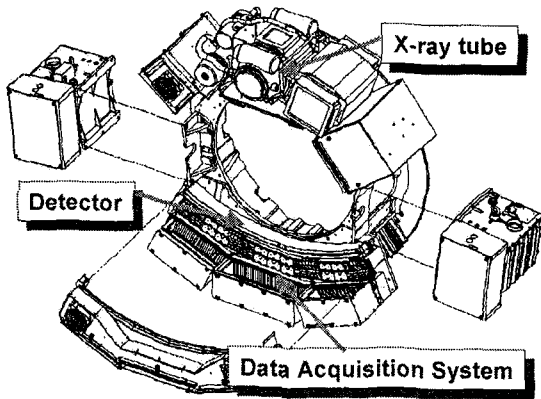


Fig. 2 The internal view of modern CT scanner gantry:
The total gantry weight is about 800 kg and it rotates in 0.35 sec/rotation speed

(collimator), 검사 대상체(환자)의 단면이 타원형인 것을 감안하여, 중앙으로 향하는 엑스선의 세기는 유지시키고, 영상센서의 양 끝으로 향하는 엑스선의 세기를 약화시키기 위한 나비형 필터(bowtie filter) 등도 엑스선관의 중요한 구성 요소 중의 하나이다.

최근 들어 영상센서의 해상도를 증가시키기 위해 엑스선의 초점을 전자장 등을 이용해 움직이는 기술(focal spot wobble)이 많이 쓰이고 있다. 영상센서의 채널 크기를 줄이거나, 채널 수를 늘리지 않고도 더 많은 데이터를 측정할 수 있는데, 예를 들어 다배열 영상센서를 이용할 경우, 32 배열 영상센서에 z 방향의 focal spot wobble 기술을 적용하면 64 배열의 데이터를 획득할 수 있다.

일반적으로 대조도(contrast)와 같은 단층영상의 화질은 이용하는 엑스선의 광자 수에 의해 결정된다. 엑스선의 세기는 엑스선관에 인가하는 전압과 전류를 이용하여 조절할 수 있으며, 특히 엑스선 광자의 수는 전류를 통해 조절한다. 인가하는 전류를 낮출수록 필라멘트에서 방출되는 전자의 수가 적어져 타겟에서 방출되는 엑스선의 광자 수가 적어지게 되며, 따라서 재구성된 단층영상에 잡음이 나타나게 된다.

2.2 영상센서와 데이터 획득 모듈

영상센서와 그에 따르는 신호처리 모듈은 Fig. 2 에서 나타낸 바와 같이 갠트리 내에 가장 큰 공

간을 차지한다. 영상센서의 효율은 얼마나 효율적으로 입사하는 엑스선을 검출하는가(DQE: detective quantum efficiency), 얼마나 채널의 크기가 작고 채널간의 간섭이 적은가(MTF: modulation-transfer function) 등으로 결정된다. 최근 들어 영상센서의 면적이 커짐에 따라 불규칙하게 산란하는(scatter) 광자가 단층영상의 화질을 떨어뜨리는 경우가 생긴다. 이를 막기 위해 영상센서 표면에 그리드(grid)를 설치하는데, 이 때문에 영상센서 각각의 채널이 일부 가려져 실제 이용 가능한 면적이 줄어들게 되는 단점이 있다.

영상센서에서 발생한 신호를 변환하는 데이터 획득 모듈은 얼마나 빨리 신호를 읽어 낼 수 있나(view rate)와 얼마나 작게 만들 수 있나(packaging)에 따라 성공 여부가 결정된다. 최신 의료용 CT의 데이터 획득 모듈은 영상센서를 일 초에 2 만 번 이상 읽는 것이 가능하다. 영상센서의 채널이 작아짐에 따라, 채널마다 연결된 데이터 획득 모듈을 작게 만들지 않으면 안 된다. 더 나아가 영상센서 자체에 데이터 획득 모듈을 부착하려는, 즉 아날로그와 디지털 회로를 한 칩에 집적하려는 연구도 계속되고 있다.

2.3 갠트리

최신 의료용 CT 시스템에서 엑스선원과 영상센서, 데이터 획득 모듈 등이 부착되는 갠트리는 단순한 물리적 지지대 이상의 역할을 한다. 먼저 고속으로 회전하는 갠트리에 전원을 공급하고, 빠르게 측정되는 데이터를 컴퓨터로 보내기 위한 슬립 링(slip ring)이 갠트리와 고정 거치대 사이에 존재한다. 엑스선원과 영상센서, 데이터 획득 모듈과 평형추(counter balance) 등 갠트리에 부착되는 모든 장비를 합치면 800 kg 에 달하는 데, 이러한 갠트리를 일 회전당 0.35 초의 고속으로 안정적으로 회전시켜야 하기 때문에 무게 배분과 진동 분석이 꼭 필요하다. 시간해상도(temporal resolution)를 증가시키기 위해서는 회전 속도를 올려야 하나, 현재 기술의 엑스선원과 영상센서로는 그 무게를 줄이는데 한계가 있다.

한편 현대인의 비만 등으로 검사 대상체의 단면이 커지는 경향에 따라, 환자가 들어가는 갠트리 입구(bore)의 크기를 늘리기 위한 기술 개발 또한 계속되고 있다.

2.4 영상재구성을 위한 컴퓨터

영상센서를 통해 데이터 획득 모듈에서 계속된 데이터는 슬립 링을 통해 영상재구성을 위한 컴퓨터로 보내지는데 여러 가지 주사방식(scan protocol)에 따라 영상재구성 방식이 정해진다.

나선형 주사방식과 다배열 영상센서의 덕택으로 데이터 양은 크게 늘어나고, 검사마다 바로바로 결과를 확인해야 할 필요성이 커짐에 따라, 영상재구성 컴퓨터에 대한 기대치도 상승했다. 최신 의료용 CT의 경우, 일 회전당 200 MB에 달하는 데이터를 이용하여 한 장의 단층영상(512 × 512 픽셀 수)을 재구성하는 데 걸리는 시간은 현재 10분의 일 초 가량으로 총 64 장의 단층영상을 재구성하는 데는 총 6 초 가량이 걸린다. 영상재구성 속도를 단축하기 위해서 영상재구성 알고리즘 중 가장 널리 쓰이는 필터보정 역투사(filtered backprojection) 알고리즘에서는 연산 과정 중 가장 크게 차지하는 역투사 과정(backprojection routine)을 따로 주문형 반도체(ASIC)로 설계하여 하드웨어적으로 수행하거나, 서너 개의 컴퓨터를 연결하여 병렬형 클러스터를 구축하여 수행하기도 한다.

최근에는 컴퓨터의 그래픽 보드를 개별적으로 제어하는 데 쓰이는 GPU (graphic processing unit)나, 여덟 개의 서브프로세서를 탑재한 CELL 프로세서 (cell broadband engine) 등을 영상재구성 컴퓨터로 이용하는 연구도 활발하다. 특히 GPU는 게임 산업에 힘입어 그 성능이 빠르게 발전하고 있으며, 비교적싼 가격으로 구할 수 있기 때문에 크게 환영 받고 있다. 반면 CELL 프로세서는 영상재구성 알고리즘을 구축함에 있어서 하위 레벨까지 제어가 가능하고, 어느 정도 독립성이 보장된다는 데 있어서 GPU와는 다르다.⁴

3. 의료용 단층촬영 시스템의 최근 동향

3.1 Two-tube two-detector CT system

정상인의 경우 분당 60 회에서 100 회 이상 빠르게 박동하는 심장을 제대로 촬영하기 위한 노력의 일환으로 개발된 two-tube two-detector CT 시스템은 Fig. 3 과 같이 하나의 갠트리에 두 개의 엑스선원과 두 개의 분리된 영상센서로 구성된다.⁵ 기존의 CT 시스템의 경우에는 심장 관련 진단 시 시간해상도를 증가시키기 위해 360° 회전 대신 180° + fan-angle 회전의 데이터만을 측정하여 영상

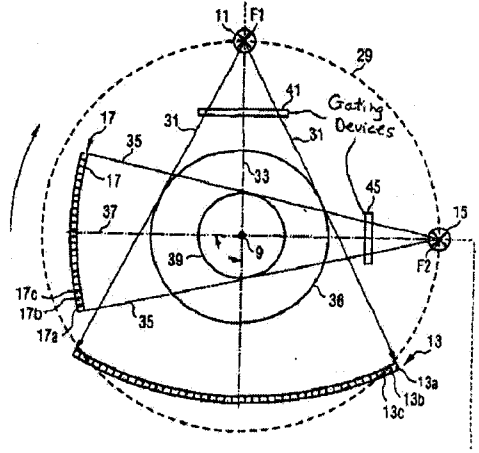


Fig. 3 The geometry of two-tube two-detector system.. Note that the second X-ray tube-detector pair is located 90° off from the first pair. Also the second detector only covers the cardiac filed of view, ~35 cm

재구성, 총 촬영시간을 줄이는 방식을 취하고 있다. Two-tube two-detector CT 시스템의 경우에는 90° 만큼 떨어져 설치된 엑스선원이 동시에 검사 대상체를 조사하여 120° 회전의 데이터만으로도 검사 대상체를 성공적으로 재구성할 수 있다. 이러한 시스템이 도입된 것은 최근이나 시스템의 실용성에 대한 논의는 오래 전부터 꾸준히 계속 되어 왔다. 먼저 두 개의 엑스선원과 두 개의 영상센서를 탑재한 갠트리의 크기, 무게와 안정성이 가장 큰 문제로 대두 되었고, 시스템의 가격 또한 실용화를 늦추게 된 원인 중의 하나로 작용하였다. 그 외에도 두 엑스선원이 두 영상센서를 동시에 조사함으로써 생기는 cross-scatter 문제, 두 엑스선원을 동시에 사용해야 하는 데서 오는 전력 문제 등이 우려되고 있다.

Fig. 3의 CT 시스템은 갠트리의 무게를 줄이고 two-tube two-detector CT 시스템의 장점을 최대한 강조하기 위해 두 번째 영상센서의 크기를 줄였다. 작은 두 번째 영상센서를 첫 번째 영상센서와 동시에 주사하면 검사 대상체의 심장 부위를 120° 회전만으로 완벽하게 재구성할 수 있다.

3.2 320-slice CT system

지금까지 개발된 기존의 CT 시스템은 나선형

주사방식을 택해 필요한 체적을 재구성하는 방식을 취하고 있다. 그러나 뇌, 심장 등의 관류(perfusion) 검사의 경우에는 큰 체적을 최대한 짧은 순간에 주사한 후, 재구성해야 하기 때문에 나선형 주사방식은 적절치 않다. 현재의 CT 시스템이 가진 4 cm 의 축 방향 주사범위(axial scan coverage)로는 뇌나 심장의 관류 검사를 일 회전에 수행하기는 어렵다. 인간의 심장은 대략 12 - 13 cm, 뇌의 경우에는 약 15 - 16 cm 의 축 방향 주사범위가 필요하기 때문이다. 따라서 환자를 조금씩 움직여 측정한 여러 번의 축 방향 주사를 이어 붙이는 알고리즘이 널리 쓰이고 있다.

최근 들어 더 넓은 영상센서를 이용하여 16 cm 이상의 축 방향 주사범위를 얻으려는 연구가 계속되고 있다.⁶ 이차원 영상센서의 면적이 넓어지면 넓어질수록 기존의 부채꼴 빔은 원추형 빔(cone-beam)에 가까워 지기 때문에 기존의 이차원 축 방향 영상재구성 알고리즘, 또는 근사적 삼차원 축 방향 영상재구성 알고리즘 등을 이용하여 재구성할 경우 중앙에서 벗어난 단층영상들은 심한 원추형 빔 아티팩트(cone-beam artifact)를 보이게 된다. 한편, 영상센서의 면적이 커짐에 따라 산란선의 영향 역시 비례하여 커져 영상의 질을 떨어뜨리게 된다. 또 엑스선관의 타겟 각도에 따른 각도효과(heel effect)때문에 공간해상도는 위치에 따라 균일하지 않게 되는데, 원추형 빔의 각도가 커지면 커질수록 공간해상도는 더욱 더 불균일하게 된다.

3.3 Inverse geometry CT system

기존의 3 세대 CT 시스템은 작은 엑스선 초점과 엑스선원을 중심으로 호를 그리는 영상센서로 이루어져 있다. 이러한 시스템으로 주사가 가능한 영역(FOV: field of view)은 선원과 영상센서의 양끝을 잇는 직선에 내접한 원으로 나타낼 수 있다. Fig. 4 에서 제일 왼쪽에 그려진 CT 시스템이 이에 해당한다. 이러한 FOV 는 반대로, 하나의 채널로 이루어진 영상센서와 이 영상센서를 중심으로 호를 그리는 영역 선원(area source)을 이용하여 주사할 수 있다. Fig. 4 에서 제일 오른쪽에 그려진 CT 시스템이 이에 해당한다. 이렇게 영상센서가 선원보다 커야 한다는 고정관념을 깨고 역으로 구성된 CT 시스템을 역구조(inverse geometry) CT 시스템(IGCT) 라고 부른다. 이러한 CT 시스템을 구성하는 데에는 사용하는 선원에 따라 연속적인 영역

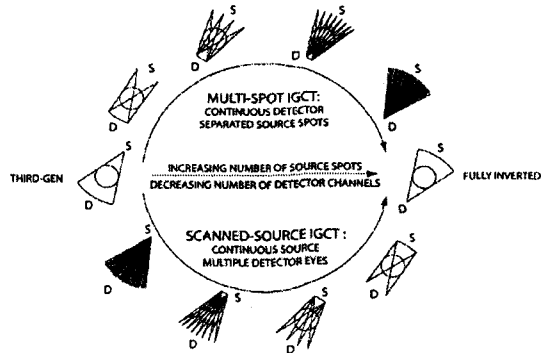


Fig. 4 The family of the inverse geometry CT (IGCT) architecture: Ultimate IGCT will have wide and continuous X-ray sources and one channel detector. Intermediate IGCT can be achieved either by increasing the number of source spots or decreasing the number of detector channels

선원을 이용하고 여러 개의 작은 영상센서를 사용하는 scanned-source IGCT⁷ 와 독립적인 점 선원을 사용하고 작은 단일 영상센서를 사용하는 multi-spot IGCT 로 구분할 수 있다. IGCT 시스템은 xy 방향으로 짧지만 z 방향으로 긴 영상센서를 사용하기 때문에 같은 면적으로 더 넓은 체적(scan coverage)을 주사할 수 있어 가격 면에서 경쟁력이 있으며, 선원당 주사 체적이 줄어들어 산란선의 영향이 감소하는 장점이 있다.

3.3.1 Multi-source inverse geometry CT system

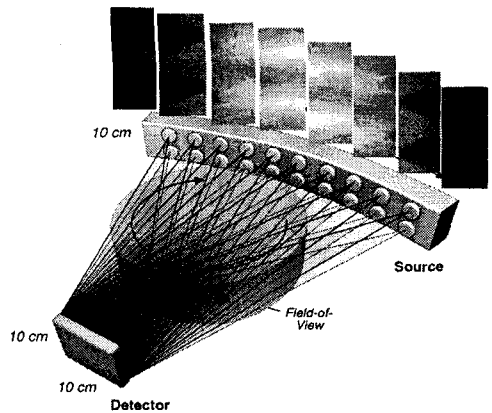


Fig. 5 Multi-source IGCT geometries with 2 × 10 sources: Each sub-sinogram can be rebinned to conventional 3rd generation sinogram

IGCT 계열 시스템 중의 하나인 MS-IGCT (multi-source inverse geometry CT)는 독립적인 엑스선원들을 넓은 영역에 걸쳐 분포시키고 상응하는 작은 단일 영상센서를 장착하는 구조를 가지고 있다. Fig. 5 는 xy 방향으로 10 개, z 방향으로 두 개의 distributed focal spot 을 가진 MS-IGCT 시스템을 보여준다.⁸ 각각의 선원은 FOV 의 작은 부분만을 주사하지만 360° 회전이 이루어진 후에는 기존의 3 세대 CT 시스템 형식의 데이터로 손실없이 변환시킬 수 있다.

MS-IGCT 는 z 방향으로 분포한 여러 개의 선원과 비교적 작은 영상센서를 이용하여 원추형 빔 아티팩트 없이 효과적으로 z 방향 주사범위를 늘릴 수 있어 3 장 2 절에서 설명한 대영역 CT 시스템에 비해 우월하다고 볼 수 있다. 또 하나의 장점으로는 독립적인 엑스선원들을 각각 조절하여 실제로 검사 대상체를 지나 영상센서에서 검출되는 엑스선 플루언스(flueunce)를 균일하게 만들어 환자의 피폭선량을 줄일 수 있다. 즉, 검사 대상체의 두터운 부분을 지나는 선원에는 높은 전류를, 얇은 부분을 지나는 선원에는 낮은 전류를 인가하는 등, 피폭선량을 최소화할 수 있도록 최적화할 수 있다. 그러나 아직은 검증되지 않은 반도체를 이용한 distributed 엑스선원을 이용하고, 시스템 자체가 복잡하여 설계 및 제작이 어려운 단점이 있다.

3.4 Dual energy CT system

단층영상에서 검사 대상체의 특징을 구별할 수 있는 이유는 대상체를 구성하고 있는 물질의 구성 성분에 따라 엑스선의 세기가 다르게 감소되어 영상센서에 검출되기 때문이다. 이와 같이 엑스선이 어떤 물질과 반응하여 감소되는 정도를 기술하는 확률 파라미터를 그 물질의 감쇠계수(attenuation coefficient)라 하며, 이는 엑스선의 에너지 및 물질의 원자번호 등에 의존한다. 엑스선관에서 방출되는 엑스선 빔은 인가하는 전압에 따라 최대 에너지가 인가전압을 넘지 않으면서 다양한 에너지를 가지는 엑스선 광자의 분포(spectrum)로 이루어진다. 따라서 궁극적으로는 임의의 물질과의 반응은 엑스선 스펙트럼 에너지에 대한 가중효과가 있다.

한 종류의 엑스선 스펙트럼을 이용할 경우, 서로 다른 물질임에도 불구하고 유효 원자번호(effective atomic number)가 비슷할 경우 서로를 구

분하는 것이 어려운 경우가 있다. 듀얼 에너지(dual energy) CT 시스템은 두 가지 서로 다른 에너지의 엑스선(엄밀히 말하여, 엑스선관의 전압이 달라 엑스선 에너지 스펙트럼이 서로 다름)을 주사한 후 재구성한 영상을 수학적으로 분리하여 두 물질을 쉽게 구분할 수 있도록 도와준다. 대표적인 응용 예로, 심장의 관상동맥을 진단할 때 동맥에 흡착한 칼슘과 주입한 요오드(iodine) 조영제를 구분해야 하는 경우가 있다. 기존의 CT 시스템으로는 구분에 어려움이 있지만, 두 가지 에너지의 엑스선원으로 주사 후 재구성, 분리한 영상에서는 그 차이를 관찰할 수 있다.⁹

가장 쉽게 dual energy CT 시스템의 장점을 이용하려면, 검사 대상체를 각각 다른 에너지의 엑스선, 즉 관전압을 달리하여 두 번 주사하는 방법이 있다. 다만 첫 번째와 두 번째 주사 사이의 검사 대상체의 움직임 때문에 정확한 진단 결과를 얻기 어려운 단점이 따른다. 3 장 1 절에서 기술한 two-tube two-detector CT 시스템을 이용하면 두 엑스선원을 서로 다른 에너지로 동시에 검사 대상체를 주사할 수 있기 때문에 위에서 언급한 움직임에 의한 영향(motion artifact)을 피할 수 있다. 그러나 두 엑스선원이 동시에 주사되기 때문에 일어나는 cross scatter 가 우려되고 현실적으로 시스템 자체가 크고 무거우며, 비싸지는 단점이 있다. 이 두 방법의 장점을 절충하는 방법으로 매번 투사영상을 획득할 때마다 혹은 일정 투사영상을 획득한 후에 엑스선원의 에너지를 바꾸어 측정하는 방법이 있다. 이러한 방법은 CT 시스템 전체 설비를 바꾸지 않으면서도 검사 대상체의 움직임을 최소화할 수 있으나, 매번 투사영상을 획득할 때마다 엑스선의 에너지를 바꾸기 위해서는 엑스선원 제어를 위한 고급 기술이 필요하다. 또 다른 방법으로는 두 가지 다른 에너지의 엑스선원을 구별해서 검출할 수 있도록 두 영상 센서를 접합하여 만든 dual layer detector 를 사용하는 방법이 있다.

3.5 Photon counting 영상센서

기존의 CT 영상센서는 입사하는 엑스선 광자(photon)의 에너지를 일정 시간 동안 누적하여 검출(energy integrating)한 후 총 검출량을 전기적 신호로 바꾸어 출력한다. 앞서 설명하였듯이 엑스선원에서 방출되는 엑스선은 단일 에너지(monochromatic)의 엑스선 광자가 아니라 다양한

에너지(polyenergetic)의 엑스선 광자로 이루어져 있으며, 따라서 영상센서에서 누적되어 검출되는 엑스선의 에너지 역시 스펙트럼을 이루며, 매 누적 시간 동안 검출되어 출력되는 전기적 신호는 변동을 하게 되며, 이는 영상에서 잡음으로 나타난다(Swank noise 라고 함).

양자 계수형(photon counting) 영상센서는 엑스선원에서 방출되는 모든 광자를 하나씩 하나씩 구분하여 검출, 펄스신호로 출력한다. 따라서 펄스높이 구별기(discriminator)를 이용하면 특정 에너지 이상 및 이하의 양자 에너지에 대한 신호를 구분하여 검출할 수 있다. 이러한 영상센서를 이용하면 한 에너지의 엑스선원을 사용하더라도 dual energy CT 의 효과를 낼 수 있다. 예를 들어 양자 계수형 영상센서가 80 keV 이하의 에너지를 가진 광자와 80 keV 이상의 에너지를 가진 광자를 따로 분류할 수 있다면, 3 장 4 절에서 설명한 바와 같이 두 가지 에너지의 선원을 이용하지 않고도 검사 대상체의 에너지별 정보(spectral information; K-edge imaging)를 얻을 수 있다.¹⁰ 만약 다채널 구별기를 적용할 수 있다면 하나의 엑스선원을 이용하여 다양한 에너지에 대한 영상의 결과를 얻을 수도 있을 것이다.

이러한 영상센서의 개발이 가능하려면 센서를 구성하는 소재의 개발과 센서의 전기신호를 처리하는 신호처리회로(signal processing electronics)의 개발이 병행되어야 할 것이다. 이상적인 경우에는 첫 번째 광자가 검출될 때 발생하는 펄스신호가 다음 번에 검출되는 광자의 신호와 겹치지(pulse pileup) 않아야 하므로 센서 소재의 차단주파수(cutoff frequency)가 커야 하겠다. 또 검출된 펄스신호의 폭이 작을 경우에는 신호처리회로에서의 잡음을 처리하기 어려운 문제점도 발생한다.

3.6 반도체를 이용한 엑스선원

기존의 CT 에서 사용되고 있는 엑스선관은, 2 장 1 절에서 설명한 바와 같이 진공 상태에서 필라멘트에 전압 및 전류를 인가해 고속의 전자를 방출한 후 그 전자가 양극의 타겟을 때려 엑스선을 방출한다. 이러한 엑스선원은 진공과 고온, 고전압을 유지할 수 있도록 설계된 외벽과 금속 타겟 때문에 무겁고 부피를 많이 차지하게 된다. 더불어 금속 타겟을 냉각하기 위한 부대 장치까지 더해져 하나의 CT 시스템에 하나 이상의 선원을

사용하기가 어렵다.

3 장 3 절 1 항에서 설명한 바와 같이 수십 개의 선원을 사용하는 CT 시스템이라든가 서론에서 소개한 5 세대 CT 시스템은 위에서 설명한 기존의 엑스선원으로는 구현이 불가능하다. 이러한 CT 시스템들은 전자총을 이용하여 전자의 흐름을 발생시킨 후 전자장을 가해 원하는 방향으로 방향을 바꾼 후 가까이 위치한 여러 개의 타겟과 순차적으로 충돌하게 하는 방식을 이용하여 구현할 수 있다. 문제는 전자총 자체의 부피가 매우 커서 결국은 기존의 CT 시스템의 4 - 5 배의 자리를 차지하게 된다.

이에 반해 반도체를 이용한 엑스선원은 이론적으로는 모듈로 제작해 그 수를 임의로 줄일 수도 늘릴 수도 있으며, 제작비도 기존의 엑스선원에 비해 저렴할 수 있다. 반도체 공정과 MEMS (micro-electromechanical system) 기술로 제작할 수 있는 나노구조체(nano-structure) 등을 이용하여 전자를 발생시키는 필라멘트와 전자가 부딪히는 타겟 구조를 만들어 낼 수 있다.¹¹ 이러한 반도체를 이용한 엑스선원이 현실화 되기 위해서는 먼저 실제 의료영상기기에 사용할 수 있을 정도의 충분한 출력(엑스선 플루언스)이 보장되어야 하고, 각각의 선원이 안정적으로 작동할 수 있는 시간이 기존의 엑스선 선원과 비슷해야 한다.

4. 결론

본 논고에서는 엑스선 CT 시스템 전반에 관련한 기술 개발 역사와, 3 세대 CT 시스템의 구성 요소, 그리고 미래의 기술동향과 그 응용에 관하여 소개하였다. 먼저 3 세대 CT 시스템의 구성 요소인 엑스선 선원과, 영상센서, 그 외에 기계적, 전산적인 요소를 위주로 설명하였는데, 이는 앞으로의 기술동향을 이해하고 응용하는 데 필수적으로 수반되어야 할 부분이다. 의료용 단층촬영 시스템의 최근 기술동향에 관련하여서는 two-tube two-detector CT, 다배열 영상센서를 이용한 160 mm coverage CT, inverse geometry CT, multi-source inverse geometry CT, dual energy CT 등 새롭게 다양한 CT 시스템을 소개하였다. CT 시스템을 지탱하는 가장 큰 구성 요소인 엑스선원과 영상센서의 동향에 관련하여서는 photon counting 영상센서와 반도체를 이용한 엑스선원 등 아직은 실용화 단계에 이르지

는 못했지만, 미래에 충분한 가능성이 있는 기술들을 소개하였다. 본 논고에 소개된 새로운 시스템과 기술들이 기존의 CT 시스템에 적용되거나 대체하여 검사 대상체로부터 더 많은 정보를 최소의 피폭선량으로 빠른 시간 내에 얻어낼 수 있게 될 것으로 기대된다.

후 기

이 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음.

참고문헌

1. Kak, A. C. and Slaney, M., "Principles of Computerized Tomographic Imaging," IEEE, pp. 60-68, 1988.
2. Hsieh, J., "Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent advances." SPIE, pp.12-16, 265-335, 2003.
3. Kalender, W. A., "Computed Tomography. 1st Edn.," Publicis MCD Verlag, pp. 35-55, 65-81, 2000.
4. Kachelrieß, M., Knaup, M. and Bockenbach, O., "Hyperfast parallel-beam and cone-beam backprojection using the cell general purpose hardware," Medical Physics, Vol. 34, No. 4, pp. 1474-1486, 2007.
5. Flohr, T. G., McCollough, C. H., Petersilka, H. M., Gruber, K., Süß, C., Grasruck, M., Stierstorfer, K., Krauss, B., Raupach, R., Primak, A. N., Küttner, A., Achenbach, S., Becker, C., Kopp, A. and Ohnesorge, B. M., "First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system," European Radiology, Vol. 13, No. 2, pp. 256-268, 2006.
6. Mori, S., Endo, M., Tsunoo, T., Kandatsu, S., Tanda, S., Aradate, H., Saito, Y., Miyazaki, H., Satoh, K., Matsushita, S. and Kusakabe, M., "Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging," Medical Physics, Vol. 21, No. 6, pp. 1348-1356, 2006.
7. Mazin, S. R., Star-Lack, J., Bennett, N. R. and Pelc, N. J., "Inverse-geometry volumetric CT system with multiple detector arrays for wide field-of-view imaging," Medical Physics, Vol. 32, No. 6, pp. 2133-2142, 2007.
8. De Man, B., Basu, S., Bequé, D., Claus, B., Edic, P., Iatrou, M., LeBlanc, J., Senzig, B., Thomson, R., Vermilyea, M., Wilson, C., Yin, Z. and Pelc, N., "Multi-source inverse geometry CT: a new system concept for X-ray computed tomography," Proc. of SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6510, 65100H, 2007.
9. Walter, D. J., Tkaczyk, E. J. and Wu, X., "Accuracy and precision of dual energy CT imaging for the quantification of tissue fat content," Proc. of SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6142, pp. 511-522, 2006.
10. Locker, M., Fischer, P., Krimmel, S., Kruger, H., Lindner, M., Nakazawa, K., Takahashi, T. and Wermes, N., "Single photon counting X-ray imaging with Si and CdTe single chip pixel detectors and multichip pixel modules," IEEE Trans. Nuclear Science, Vol. 51, No. 4, pp. 1717-1723, 2004.
11. Zhang, J., Cheng, Y., Lee, Y. Z., Gao, B. and Qiu, Q., "A nanotube-based field emission X-ray source for microcomputed tomography," Rev. Sci. Instrum. 76, 094391, 2005.