

컴퓨터단층촬영(CT) 기술 동향

Computed Tomography Technology

IT 융합 기술의 미래 전망 특집

이정원 (J.W. Lee)	유헬스연구팀 선임연구원
이수열 (S.Y. Lee)	유헬스연구팀 팀장
유동훈 (D.H. Yoo)	유헬스연구팀 연구원

목 차

-
- I. 서론
 - II. CT의 구성
 - III. CT 촬영 기술
 - IV. 영상 재구성 기술
 - V. 결론

CT는 종래의 엑스선 촬영 기법으로 얻은 인체 내부의 투영 데이터를 컴퓨터로 재구성하여 단층영상을 만들어 내는 기술이다. 1972년 최초의 상용화 CT가 개발된 이후로 촬영 속도 개선의 측면에서 비약적인 발전을 이루었다. 겐트리 구동 방식의 발전과 Spiral CT, MDCT 기술의 도입이 스캔 시간 단축에 큰 역할을 하였다. 특히 MDCT의 개발로 다양한 임상적 활용이 가능해졌다. 한편 O-arm CT 기술은 CT를 공간적 제약에서 벗어나게 하였다. 이는 CT가 수술실 현장에서 활용될 수 있다는 임상적 의미를 가진다. O-arm CT는 즉석에서 활용되어야 하므로 촬영과 동시에 영상이 실시간으로 재구성되는 것도 중요하다. 최근에 도입되기 시작한 GPU 프로그래밍 기술은 고성능 GPU 하드웨어의 발전을 등에 업고 실시간 CT 재구성을 가능하게 할 것으로 보인다.

I. 서론

CT는 컴퓨터단층촬영을 일컫는다. 종래의 엑스선 촬영 기법으로 얻은 인체의 투영 데이터를 컴퓨터로 재구성하여 단층영상을 만들어 내는 기술이다. 켈트겐의 엑스선 발견 이후 1917년 Radon이 피사체의 여러 방향에서 얻은 투영데이터로부터 2차원 영상을 재구성할 수 있다는 이론이 증명되면서 CT 기술이 싹트기 시작했다. 1961년 Oldendorf는 CT 스캐너의 기본 원리를 연구하였고, 1967년 Hounsfield의 연구로 1969년 최초로 CT 장치가 제작되었다. 1972년 EMI사에서 computed axial transvers scanning이라는 실용적인 CT가 처음 발표된 이래 CT는 임상분야에서 활용을 넓혀가고 있다. 우리나라에는 1977년 경희의료원에 EMI brain CT가 최초로 도입되었다.

최초의 CT는 하나의 단면 영상을 재구성하기 위해 필요한 투영데이터를 촬영하는 시간만 해도 수십 분 정도였다. 또한 투영 데이터로 삼차원 영상을 재구성하는 데에도 수십 분이 걸렸다. 지난 40여 년간 CT 발전의 역사는 큰 축으로 보아 촬영 시간 단축의 역사였다. 현재의 128채널 MDCT는 흉부 전체를 촬영하는 데 수 초 정도면 충분하며, 흉부 전체 영상을 삼차원으로 재구성하는 데 필요한 시간은 수 분 이내이다. CT가 비약적인 발전을 통해 시간의 굴레를 벗어 던지면서 임상적 적용 범위도 넓어졌다. 폐종양과 같은 지름 2mm 정도의 인체내 작은 구조물도 호흡에 의한 흔들림 없이 촬영할 수 있게 된 것이다.

MDCT가 시간적 제약을 벗어 던진 기술이라면 CT에 공간적 해방을 가져온 기술은 최근에 사용화되기 시작한 O-arm CT이다. O-arm CT는 C-arm 형태의 투시영상장치와 CT의 장점을 결합한 장치이다. O-arm CT는 이동이 가능하여 주로 수술실에서 활용된다. 수술 중 누워 있는 환자에게 O-arm CT가 접근하여 촬영하는 것이 가능하게 되었다. 기존에는 수술을 받은 환자가 수술 후 촬영실에 가서 CT를 찍어보고 수술 결과를 확인해야 했지만, O-

arm CT를 활용하면 수술실에서 수술 도중이라도 수술 상황을 확인할 수 있게 된 것이다.

CT가 촬영실을 벗어나 수술실 현장에서 사용되기 시작하면서 촬영과 동시에 영상이 재구성되어 나오는 실시간 영상 재구성이 이슈가 되었다. CT를 마치 폴라로이드 사진기처럼 즉석에서 사용할 수 있다면 수술실에서의 효용은 더욱 커질 것이다.

본 기고에서는 먼저 CT 장치의 구성을 간략히 살펴보고, 촬영 속도를 개선하기 위한 기술적 발전, O-arm CT의 특징, 영상 재구성 시간을 단축하기 위한 기술적 해결방법을 소개한 다음, 결론에서 다시 실시간 영상 재구성의 의미와 필요성을 강조하고자 한다.

II. CT의 구성

우선 CT 장치의 구성을 간략히 살펴보자. CT 장치는 엑스선 발생 장치, 데이터 수집 장치, 영상 구성 장치, 디스플레이 장치로 구성된다.

1. 엑스선 발생 장치

진공 튜브 내의 필라멘트에서 열 방출된 전자를 텅스텐, 볼리브덴, 구리 등의 금속 사이에서 고전압으로 가속시키고, 가속된 전자를 금속타킷에 충돌시켜 엑스선을 발생시키는 장치이다. CT에 사용되는 엑스선 튜브는 매우 큰 열용량을 요구하므로 열교환기가 반드시 필요하다. 고전력을 감당하기 위해서 focal spot의 크기도 크며, 중량이 수십 kg에 달하는 ultra high cooling과 같은 대형 튜브를 사용하기도 한다.

2. 데이터 수집 장치

데이터 수집 장치는 검출기와 DAS로 이루어진다. 검출기의 종류에는 gas-ionization 검출기, scintillation crystal 검출기, electronic 검출기가 있다. Gas-ionization 검출기는 인체를 투과한 엑스선의

양에 비례하여 안정된 Xe-gas를 이온화하는 단계를 거쳐서, 양극과 음극의 플레이트를 이용하여 이온화된 전자들을 잡아들여 전기적 신호로 바꾼다. Scintillation crystal 검출기는 인체를 투과한 엑스선의 양에 비례하여 형광으로 변환하고 포토 다이오드를 이용하여 형광을 전기신호로 바꾼다. Electronic 검출기는 고체의 물질을 투과한 엑스선이 이온화된 것을 바로 전기적 신호로 변환한다.

DAS는 검출기와 컴퓨터 사이에 위치하며 엑스선 검출기에서 변환된 전기적 신호를 증폭하고, 증폭된 신호를 디지털 영상 신호로 변환하는 역할을 한다. DAS에서 변환된 데이터는 영상 재구성을 위하여 IPU으로 보내진다.

3. 영상 구성 장치

영상 구성 장치는 데이터 수집 장치로부터 얻은 데이터를 재구성하기 위한 장치이다. 영상 재구성 과정은 pre-processing, convolution, back-projection의 3단계로 이루어진다. 각각의 단계에 대한 자세한 소개는 생략한다.

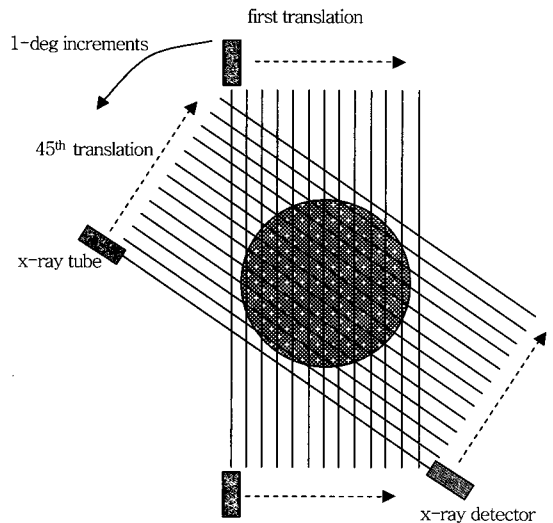
4. 디스플레이 장치

영상 구성 장치에서 만들어진 삼차원 영상은 모니터에 출력된다. 이 단계에서는 재구성된 삼차원 영상을 여러 형태로 가시화하는 방법이 적용된다. 인체 내 관심 부위의 대조도를 높이기 위해서는 WW, WL 파라미터를 활용한다.

CT와 MDCT가 개발되면서 촬영 속도가 비약적으로 개선되었다.

가. 1세대 방식

최초의 CT는 1972년 EMI사에서 Hounsfield에 의해 개발된 방식을 따른다. 엑스선빔은 연필형(pencil beam) 형태를 가지며 맞은 편에 검출기가 붙은 형태이다. 주사방식은 여러 번의 translation 구동 후 일정 각도로 엑스선튜브와 검출기를 회전시키고, 다시 translation 구동을 하는 방식이다. 이 방식은 80×80 픽셀의 단면 영상 하나 당 획득 시간이 약 5분 정도로 길었으며, 공간분해능도 3×3mm 정도로 좋지 않았다((그림 1) 참조).



(그림 1) 1세대 CT

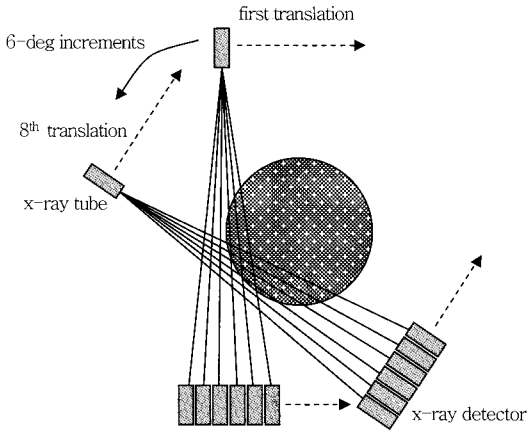
나. 2세대 방식

2세대 방식은 1974년 Ledley에 의해 개발되었다. 엑스선빔은 약 10도 각도의 좁은 부채꼴 선속(narrow fan beam)의 형태이며, 약 20개의 검출기로 구성되었다. 이 방식은 1세대 방식에서의 translation 구동을 생략하고 fan beam으로 대체하여 스캔 시간을 슬라이스 당 약 20초 정도로 단축하였다((그림 2) 참조).

Ⅲ. CT 촬영 기술

1. 세대별 구분

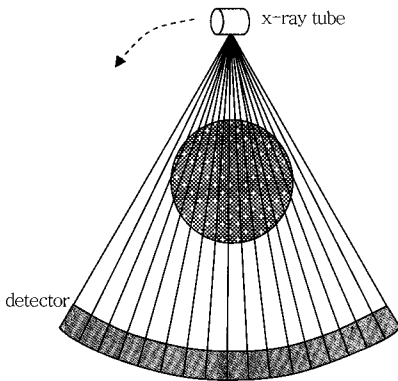
CT 장치의 세대별 구분은 겐트리(gantry) 구동 방식, 선속(x-ray beam)의 형태, 검출기(detector) 채널의 수 등에 의해 구분되며 구동 방식에 뚜렷한 차이를 보인다. 1세대에서 4세대로 발전하고 Spiral



(그림 2) 2세대 CT

다. 3세대 방식

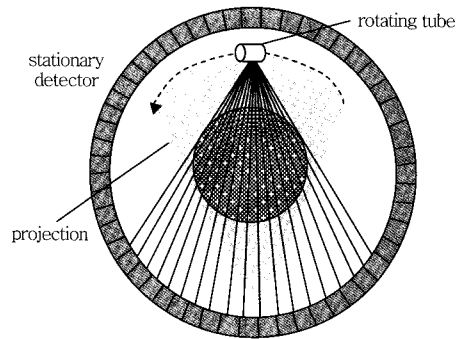
3세대 방식은 2세대 방식의 좁은 부채꼴 선속(narrow fan beam)을 넓은 부채꼴 선속(wide fan beam)으로 대체하여 스캔 시간을 더욱 단축하였다. 검출기의 수가 250~520개 정도로 늘어나면서 무게 때문에 회전 속도가 느려졌지만, 넓은 영역을 한꺼번에 영상화하므로 스캔 시간은 9초 이내로 더욱 짧아졌다. 또한 이 방식은 상용화하기에 까다로운 면이 있었는데 검출기의 검출효율에 대단히 민감하기 때문이었다. 검출효율 0.1%의 오차에도 링 아티팩트(ring artifact)가 발생하여 검출기 효율을 균일하게 하고, 링 아티팩트를 제거하는 소프트웨어 기법을 개발한 GE, Siemens에서 먼저 상용화에 성공하였다(그림 3) 참조.



(그림 3) 3세대 CT

라. 4세대 방식

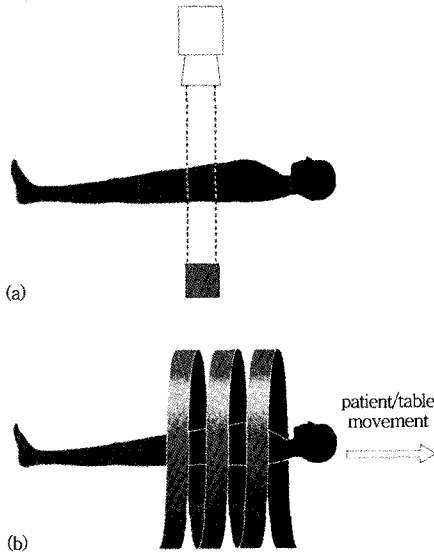
4세대 방식은 3세대 방식의 느려진 회전 속도를 개선한 방식이다. 3세대 방식에서 검출기 무게가 늘어나면서 회전속도가 느려진 문제를 해결하기 위해서 수천 개의 검출기를 360° 돌아가며 겐트리에 고정하는 방식이다. 겐트리가 fan beam을 주사하면서 고속으로 회전하므로 스캔 시간이 슬라이스 당 1초 정도로 빨라졌다. 이 방식은 링 아티팩트를 줄일 수 있는 장점을 가지지만 장비 가격이 높고, 산란엑스선에 의한 공간분해능이 저하되는 단점도 가진다(그림 4) 참조.



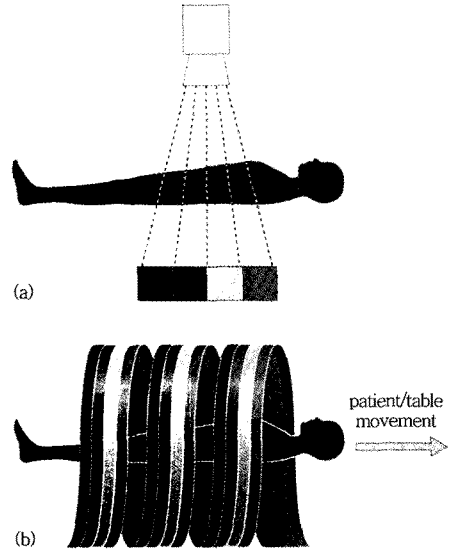
(그림 4) 4세대 CT

마. Spiral CT

1987년 Siemens와 Toshiba에서는 세계 최초로 slip ring 기술을 도입하여 한 방향으로 연속하여 회전하며 스캔할 수 있는 장비를 개발하였다. 나선형 CT 이전의 CT는 겐트리가 360° 회전하는 동안 겐트리 회전축인 z축 방향으로 이동을 하지 않는 방식이었다. 나선형 CT는 엑스선 튜브가 회전하면서 투영영상을 얻는 동안 환자가 위치한 테이블이 z축 방향으로 연속적으로 움직인다. 그러므로 환자 입장에서 엑스선 튜브를 보면 나선운동을 하게 된다. 3세대와 4세대 방식의 CT에 각각 나선형 CT 방식을 적용할 수 있다. 엑스선 튜브의 회전운동과 수평운동을 교대로 반복하던 것을 나선형 회전운동을 대체함으로써 스캔시간이 획기적으로 단축되었다. 스캔 후 영상재구성 부위를 원하는 대로 재편집이 가능하다는 장점도 있다(그림 5) 참조.



(그림 5) Single-slice System(a)과 Single-slice Spiral CT(b)



(그림 6) Multidetector System(a)과 Multidetector Spiral CT(b)

바. MDCT 방식

MDCT는 multi detector row CT를 일컬으며 multi-detector CT, multi-slice CT라고도 한다. 1992년 이스라엘의 ELSCINT사에 의해서 개발된 MDCT는 나선형 CT 이후 또 한번의 획기적인 기술적 진보를 이루었다. MDCT는 기계적 운동은 나선형 CT와 동일하면서 검출기를 다수 연결하여 배열한 형태이다. 이 방식의 장점은 나선형 CT에 비해서도 스캔 속도가 획기적으로 개선되었다는 것이다. 기존의 CT는 회전 당 한 개의 영상을 획득하였는데 4채널 MDCT가 개발되면서 회전속도가 2배 빨라졌을 뿐만 아니라 회전 당 4개의 영상 획득이 가능해져 스캔 속도가 8배 빨라졌다. 현재는 128개의 검출기 열을 가진 MDCT가 개발되어 스캔 속도에서 혁명적인 개선을 이루었다. Siemens에서 개발된 128채널 MDCT(Definition AS+)는 0.24mm의 해상도 성능과 0.3초의 고속 촬영 성능을 보인다.

스캔 시간이 단축되면서 새로운 임상 응용 범위가 크게 확대되었다. 환자 움직임에 의한 아티팩트를 최소화하고 환자가 호흡을 참을 수 있는 시간 동안 흉부 전체를 촬영할 수 있게 되어 임상적으로 큰

실효성을 확보하게 되었다. 또한 혈관 조영(angio-graphy), 관류 영상(perfusion) 등의 기능적 영상기법도 가능하게 되었다. MDCT는 같은 조영제의 양으로 보다 많은 부위를 검사할 수 있고, 보다 향상된 z축 해상력으로 이전보다 좋은 삼차원 영상을 얻을 수 있게 한다(그림 6) 참조.

SDCT에서는 엑스선 빔이 부채꼴 모양의 fan beam이어서 x-y 평면과 직각을 이루었으나, MDCT에서는 검출기에 도달하는 엑스선 빔이 x-y 평면과 항상 직각이 되지 않고, detector row의 위치에 따라 경사가 질 수 있다. 이러한 엑스선 빔을 cone beam이라 하며 z축과 이루는 경사각을 cone angle이라고 한다. 검출기 중심부에 위치한 열은 cone angle이 작고 바깥쪽에 위치한 열은 cone angle이 커진다. 초기의 4채널 MDCT는 cone angle을 무시하고 엑스선 빔이 z축과 직각으로 검출기 열에 도달하는 것으로 가정하고 재구성 알고리즘을 적용했기 때문에 약간의 오차를 감수해야 했다. 그러나 2001년에 출시된 8채널 MDCT 이후로는 기존의 cone beam correction algorithm을 사용하여 오차를 개선하였다. Cone beam에 적용되는 대표적인 영상 재구성 방법으로는 FDK 알고리즘이 있다.

2. 용도별 구분

가. 진단용 CT

보통의 진단용 CT는 엑스선이 차폐된 촬영실에 고정되어 있다. 환자가 테이블에 누우면 테이블이 이동하여 머리나 흉부 등 특정 관심 부위를 겐트리 중심에 놓고 촬영하는 형태이다(그림 7) 참조.

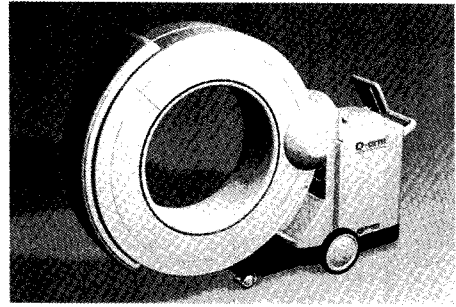


(그림 7) 진단용 CT

나. 수술용 O-arm CT

보통의 CT는 촬영실에서 진단용으로 촬영하는 경우가 대부분이지만, 수술실에서 수술 진행상황을 점검하기 위한 용도로 사용되는 CT도 있다. 수술용 CT는 환자가 움직일 수 없는 상황에서 CT를 촬영해야 하므로 CT가 이동 가능해야 한다.

O-arm CT는 C-arm 형태의 투시영상장치(fluoroscopy)와 CT의 장점을 결합한 형태의 CT이다. O자 형태로 생긴 겐트리의 한쪽이 열리면서 환자 테이블이 드나들 수 있는 형태가 된다. 환자 테이블이 겐트리 중앙에 위치하면 C자 형태의 겐트리를 닫아 O자 형태로 만들어 CT 촬영을 실시한다. 진단용 CT보다 화질이나 성능이 떨어지지만 이동 가능한 장점이 있어 수술실에서의 활용이 늘고 있는 추세다(그림 8) 참조.



(그림 8) Medtronic에서 개발한 O-arm CT

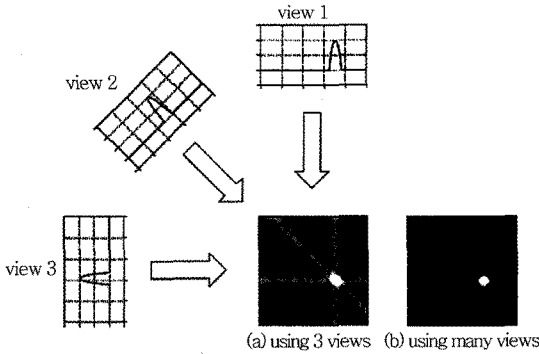
IV. 영상 재구성 기술

1. 재구성 알고리즘

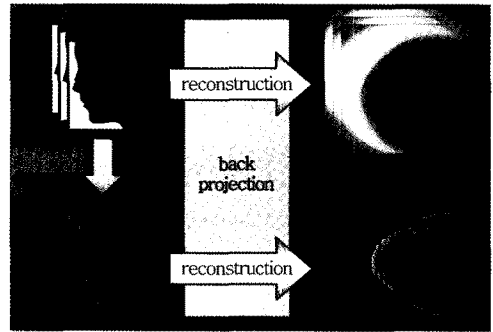
DAS로부터 IPU에 들어온 투영 데이터는 measurement data라고 하는데, 이 중 연산에 도움이 되지 않는 데이터를 제거하는 단계를 거치면 raw data가 만들어진다. 예를 들면, 오프셋 데이터나 beam-hardening effect에 관계하는 정보를 삭제하는 것이다. 이러한 pre-processing 이후에는 다양한 영상 재구성 알고리즘이 적용될 수 있다. ART, SART, DART, EM, FBP, FDK, back projection 등 여러 가지 영상 재구성 알고리즘이 있으나 본 기고에서는 널리 활용되는 back projection, FBP, FDK에 대해서만 간략히 알아보려고 한다.

가. 역투영법

역투영법(back projection)은 summation method, linear superposition method라고도 하며, 각 방향에서 얻어진 투영영상의 값을 거꾸로 되돌려서 연속해서 합산하는 방법이다. 합산이 다 된 후에 전체 픽셀 값 중에서 가장 수치가 낮은 기본 값을 각각의 픽셀 값에서 빼 다음 다시 픽셀들의 최소공배수 값으로 나누어 원래의 픽셀 값으로 재구성한다. 필연적으로 오브젝트 주위에 블러링이 생기는데, 필터링으로 약간은 보정이 가능하지만 원천적으로 번짐 현상을 막을 수는 없다(그림 9) 참조.



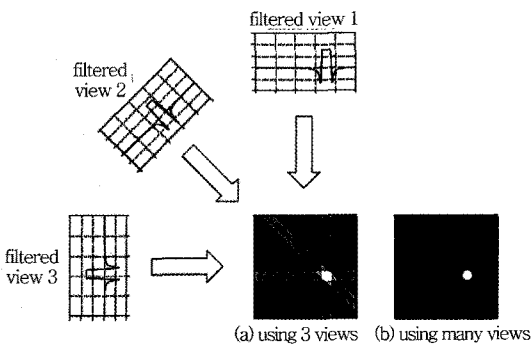
(그림 9) Back Projection 재구성 기법



(그림 11) Back Projection과 Filtered Back Projection의 비교

나. FBP

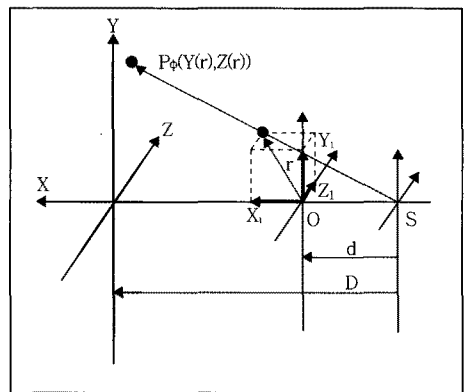
역투영법에서 발생하는 역투영 데이터의 번짐을 제거하기 위해서 필터를 먼저 처리하는 방법이다. 기존의 역투영법은 역투영상의 합산 후 필터 처리를 하는 반면에, 필터보정 역투영법은 투영영상에 대해서 필터 처리를 한 다음 역투영한다. FBP는 처리 속도가 빠르면서도 피사체와 근사한 영상을 얻을 수 있어 현재 쓰이는 CT에서 널리 사용되고 있다(그림 10) 참조). 그러나 FBP를 사용할 경우 금속재질이 재구성 영상에 강한 줄무늬로 나타나는 문제점이 생기는데, 이를 해결하기 위해서 통계학적 영상 재구성 기법이나 ART 기법 등의 순환적 방식을 사용하기도 한다. 그러나 순환적 방법은 FBP에 비하여 처리 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. (그림 11)은 단순 역투영법과 FBP에서의 화질을 비교하여 보여 준다. 필터처리를 거친 후 back projection을 실시하는 FBP의 결과영상의 해상도가 훨씬 좋다.



(그림 10) Filtered Back Projection 재구성 기법

다. FDK

FDK는 세 연구자 Feldkamp, Davis, Kress의 이름에서 이니셜을 조합하여 이름붙인 것이다. 1984년 그들이 제안한 알고리즘은 FBP을 기본으로 하여 cone beam CT에 적용하도록 개선한 것이다. FDK 알고리즘은 재구성 연산 속도가 빠르면서도 결과가 좋아 CT 재구성 방법으로 널리 사용되고 있다. 또한 FDK 알고리즘은 재구성 연산 과정이 픽셀 하나하나 독립적으로 처리할 수 있어 병렬 연산처리에 적합한 특징이 있다. Cone beam 형태의 선속을 사용하는 MDCT 나 O-arm CT에서 널리 사용된다(그림 12) 참조).



(그림 12) FDK 알고리즘

2. 재구성 속도 개선 방법

초기의 CT 기술은 영상의 해상도가 낮고 단면 영상의 간격도 넓어서 영상 재구성을 위한 계산량이 상

대적으로 적은 편이었다. 그러나 Spiral CT나 MDCT 기술이 개발되면서 CT 촬영시간이 수 초 이내로 단축되고 영상의 해상도가 발전하여 대용량 투영 데이터를 재구성하는 시간이 비약적으로 증가하게 되었다. MDCT 기술로 촬영한 투영 데이터를 삼차원 영상으로 재구성하는 것은 최신 컴퓨터로도 수백 초 이상 걸리는 방대한 작업이 되었다.

몇몇 업체에서는 고해상도 삼차원 영상 재구성 시간을 단축하기 위해서 상용 주문제작 하드웨어 솔루션을 활용하기도 했는데, TeraRecon에서 ASIC을, Mercury Systems에서 FPGA를 사용한 예가 있다. 그러나 ASIC과 FPGA와 같은 특수 목적의 영상처리 보드는 매우 고가이고 유연성이 좋지 않아서 CT 장비의 기술적 진보에 쉽게 대처할 수 없는 문제가 있다.

최근 GPU의 발전 속도는 CPU를 앞서고 있다. 최신 상용 GPU는 한 instruction에 여러 개의 데이터를 동시에 처리하는 vector processing 기능을 갖도록 설계되어 있어서 컴퓨터 게임 등에 사용되는 대용량 영상을 초당 30 frame 정도로 처리할 수 있는 성능을 보인다. GPU가 이런 성능을 보이자 삼차원 영상 재구성 분야에서도 GPU를 돌파구로 삼아 영상 재구성 시간을 단축하는 연구가 급속히 진전되고 있다.

GPU는 back projection 알고리즘 수행 시간을 획기적으로 줄일 수 있다. 이는 back projection 알고리즘이 픽셀 간 간섭 없이 독립적으로 수행되는 구조로 되어 있어 GPU를 이용한 병렬처리에 적합하기 때문이다. 초창기의 GPU는 8비트나 12비트의 정수 연산만 수행할 수 있어서 계산의 정확도나 성능에 제한이 있었지만, 최신 GPU는 실수 연산이나 제곱근, 삼각함수 연산까지 가능해져서 GPU를 활용한 back projection 알고리즘 수행시 연산 시간을 더욱 줄일 수 있게 되었다. 2007년 이후 GPU에는 programmability가 추가되어 back projection 뿐만 아니라 필터링 단계까지 GPU 내에서 처리할 수 있게 되었다. 최신 GPU는 최대 2GB의 메모리를 장착하고 있어서 수백 장의 투영 데이터도 처리할 수

있게 되었다. GPU에서 구현한 대용량 영상 재구성 알고리즘은 CPU를 활용할 때보다 50배 이상 빠르다.

V. 결론

지난 40여 년간 CT 개발의 역사는 화질의 개선과 함께 촬영 시간 단축의 역사였다. 최초의 CT는 단면 영상 하나를 얻는 데에도 수십 분이 소요되었는데, 겐트리의 하드웨어 구동 방식이 발전되고 Spiral CT와 MDCT 등의 새로운 기술이 도입되면서 촬영 시간이 획기적으로 단축되었다. 최신의 MDCT는 흉부 전체를 수 초 내에 고해상도로 촬영할 수 있다. 이러한 촬영 시간 단축은 고해상도 영상을 얻는 데에도 기여한다. 환자의 호흡이나 심장 박동이 영상의 질을 떨어뜨리는 요인이 되는데, 시간이 단축되면서 환자가 숨을 참는 동안 촬영을 완료할 수 있게 되었기 때문이다. 또 같은 시간에 더 많은 영상을 얻을 수 있어 단면 영상의 간격도 줄어들어 x-y 평면 해상도(0.5mm 이내)와 비슷한 정도로 z축 해상도가 좋아졌다.

촬영 시간이 수 분 이내로 단축되면서 수술실에서도 CT 활용이 가능해졌다. 수술실에서는 이동이 가능한 O-arm CT가 활용되는데, O-arm CT는 수술 계획 수립단계나 수술결과를 즉석에서 확인하기 위한 목적으로 사용된다. O-arm CT는 진단용 CT에 비해서 촬영 속도가 수십 초 정도로 느리고 영상의 화질도 떨어지지만 환자가 움직이지 않아도 촬영이 가능하다는 장점 때문에 수술실에서의 활용이 늘고 있다.

진단용 CT의 촬영 시간이 줄어 수 초 내에 대용량 데이터 수집이 가능해지고, 수술실에서 O-arm CT가 수술 결과를 즉석에서 확인하는 목적으로 사용되면서 영상 재구성 시간 단축이 새로운 이슈로 떠올랐다. 기존에 활용되던 ASIC이나 FPGA는 유연성이 떨어지고 고가여서 활용이 줄 것으로 예상된다. 반면에 GPU는 고속병렬처리가 가능하여 GPU 프로그래밍으로 FBP나 FDK 영상 재구성 알고리즘을 구현하면 대용량 삼차원 데이터도 수 초 내에 재구

성이 가능하다. GPU는 최신의 고성능 GPU도 100만원 이내로 가격이 책정될 정도여서 ASIC이나 FPGA에 비해 비용도 저렴하다.

O-arm CT가 촬영과 동시에 투영 데이터를 영상으로 재구성하는 것도 가능하다. O-arm CT 촬영에 걸리는 시간이 십여 초인데 GPU를 활용한 영상 재구성 시간이 수 초이므로, 촬영 종료와 동시에 재구성이 완료되는 실시간 재구성이 가능한 셈이다. 폴라로이드 사진기처럼 수술실 현장에서 즉석으로 CT를 활용하게 될 날도 머지 않았다.

● 용어해설 ●

O-arm CT: C-arm 형태의 투시영상장치와 CT의 장점을 결합한 형태의 CT이다. 이동이 가능하여 수술실에서 수술을 계획하거나 수술 결과를 즉석에서 확인하는 용도로 사용된다.

FDK: Feldkamp, Davis, Kress가 FBP(Filtered Back Projection)을 기본으로 하여 cone beam CT에 적용한 영상 재구성 알고리즘이다.

GPU: Graphics Processing Unit의 약어이다. 컴퓨터의 CPU처럼 연산 기능을 수행하는 유닛으로서 그래픽 응용에 적합한 고속 병렬 처리를 지원한다.

약어 정리

ART	Algebraic Reconstruction Technique
ASIC	Application Specific Integrated Circuit
CPU	Central Processing Unit
CT	Computer Tomography

DART	Discrete Algebraic Reconstruction Technique
DAS	Data Acquisition System
EM	Expectation Maximization
FBP	Filtered Back Projection
FPGA	Field-Programmable Gate Array
GPGPU	General-Purpose computing on Graphics Processing Units
GPU	Graphics Processing Unit
IPU	Image Processing Unit
MDCT	Multi Detector row CT
SART	Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique
SDCT	Single Detector CT
WL	Window Level
WW	Window Width

참고 문헌

- [1] 정경일, "CT의 역사와 장치 구성," 전산화단층기술헌회 연수강좌, 1999년 6월.
- [2] 유희선, "Data Acquisition & Data Processing," 전산화단층기술헌회 연수강좌, 1999년 6월.
- [3] 정우진, "Display of the Computed Tomography," 전산화단층기술헌회 연수강좌, 1999년 6월.
- [4] 임흥선, "Principle of Spiral CT," 전산화단층기술헌회 연수강좌, 1999년 6월.
- [5] 김문찬, "3-D Reconstruction Methods," 전산화단층기술헌회 연수강좌, 1999년 6월.
- [6] 하동윤, "16 MDCT의 기본 물리와 AMC Heart Protocol," 대한전산화단층기술헌회지.