

허혈성 심질환의 다검출기 CT 영상 진단¹

최 병 육

다검출기 CT(Multidetector CT, multislice CT)의 등장은 영상 진단 기구로서의 30년에 걸친 CT발전사에서 큰 획을 그으며 영상 진단의 품격을 한 단계 향상 시켰다. 컴퓨터 하드웨어와 소프트웨어의 발전은 매우 빠른 속도로 매우 높은 해상도의 인체 단면영상을 활용할 수 있게 하였고, 이와 더불어 PACS 시스템 및 3차원 영상 재구성 시스템이 실용화되면서 많은 수의 영상을 효과적으로 처리할 수 있게 되었다. 이러한 기술적 발전의 혜택은 특히 심장 질환의 영상 진단에 지대한 변화를 야기시키고 있다. CT는 유독 심장 질환에 있어서 최근 까지 실제적인 임상 적용이 이루어지지 못하였는데 그것은 단순히 심장이 지속적으로 비교적 빠르게 움직이고 있는데 기인하였다(1). 그러나 현재 가장 발전된 CT중 하나인 검출기가 16개인 다검출기 CT는 단 5초 만에 1 mm 두께의 단면영상을 200개 이상 촬영 가능하도록 발전하였다. 심장 영상에 있어서 다검출기 CT의 장점은 시간 해상도의 향상으로 심전도 동기화된 영상을 얻을 수 있게 된 것과 숨을 한 번 참는 동안 심장 전체의 영상을 얻을 수 있게 된 것으로 요약될 수 있다. 이러한 기술적 발전은 매우 짧은 시간 안에 이루어졌으며, 그 임상적 용 또한 매우 짧은 기간 안에 동시적으로 세계에 보급되고 있다. 그럼에도 불구하고 우리가 이해해야 할 것은 아직까지 진단적 가치를 지니기에 충분한 공간 해상도 또는 시간 해상도를 동시에 만족하는 영상을 얻기가 힘들다는 것이며, 심장이 규칙적으로 움직인다는 전제에 전적으로 의존하는 영상 기법을 사용하고 있다는 것이다. 따라서 심장 박동의 주기가 불규칙하거나, 매우 빠르게 움직일 때 진단적이지 못한 영상을 얻기 쉽다. 하지만 다음의 세가지 점에서 CT가 심장 질환의 진단에서 차지하는 비중은 매우 커질 것으로 예상할 수 있다. 첫째는 가속화되는 기술 개발의 속도이며, 둘째는 이 검사들이 기본적으로 비관절적 검사이고, 셋째로 CT가 지금까지 가능하지 않았던 새로운 것을 가능하게 하기 시작했다는 것이다.

CT를 이용한 허혈성 심장질환의 평가에서 가장 활발히 연구되고 있는 두 분야는 관상동맥 혈관 조영술과 관상동맥 석회수 치 검사이다. 그러나 발전된 CT는 관상동맥의 취약 죽상경화반(vulnerable plaque)의 영상, 심장기능의 영상 진단도 가능하리라 전망된다. 다음에서 현재 허혈성 심장질환의 진단에 있어서 다검출기 CT를 중심으로 CT의 역할을 이해하고 어

떻게 임상에 적용되고 있으며 그 전망은 어떠한지 알아보도록 하자.

심장 CT 발달의 역사

기존 나선식 CT(spiral or helical CT)가 심장을 촬영할 수 없었던 이유는 시간해상도가 낮은데 원인이 있었다. 나선형 CT에서 캔트리의 회전 속도는 일반적으로 1초이며 하나의 단면 영상을 얻는 시간이 1초이므로 움직이는 심장을 찍기에는 너무 느렸다. 이를 개선한 획기적인 CT가 전자선 CT (Electron Beam CT or Ultrafast CT)이며 다검출기 CT가 각광을 받기 시작한 최근 1~2년을 제외한 지난 10여 년간 CT를 이용한 심장 영상의 중심에 있었다. 심장 전용이라 부를 수 있는 전자선 CT는 나선형 CT와 달리, 회전하는 캔트리를 쓰지 않는 독특한 설계를 이용하여 1초의 1/10인 100 milliseconds의 높은 시간해상도로 심전도에 동기화(ECG synchronization)된 선명한 심장영상을 얻을 수 있었다(2). 시간해상도를 높이면 심장 운동이 상대적으로 작은 이완기 중간에 영상을 얻을 수 있으며 이를 최적화할 수 있도록 ECG동기를 이용할 수 있게 된다. 전자선 CT는 심장전용으로 사용되며 심장 영상의 연구에 매우 공헌하였다. 그러나 검출기가 하나라는 단점 때문에 한 번의 호흡 정지 가능 시간에 심장 전체 영상을 얻으려면 z축 해상도가 떨어지고, z축 해상도를 높이기 위하여 여러 번 숨을 참는 방법으로 촬영하면 오동록 인공물(misregistration artifact)이 발생할 뿐 아니라 조영제의 주입 양이 많아져서, 관상동맥 협착을 진단하는 목적으로 사용하기에는 한계가 있었다. 1998년 4개의 절편을 동시에 얻을 수 있는 다검출기 CT가 선을 보였다. 이것은 이론적으로 보통 한 개 검출기를 가진 나선형 CT보다 8배 이상의 기능 향상을 보여주는 것이었다(3-5). 2003년 말 현재 시장에 출시된 가장 진보된 형태의 다검출기 CT는 검출기를 16개 장착한 것이며, 기존 나선식 CT의 캔트리 회전 속도를 개선하여 시간 해상도를 높여 ECG동기화를 더욱 효율적으로 하면서, 숨을 한번 참는 동안 심장 전체를 고해상도로 촬영할 수 있게 하였다(Fig. 1).

심장영상 획득에서 다검출기 CT의 특징

다검출기 CT는 심장 영상이 가능할 만큼의 시간 해상도 향

¹연세대학교 의과대학 진단방사선과
이 논문은 2003년 12월 26일 접수하여 2004년 3월 15일에 채택되었음.

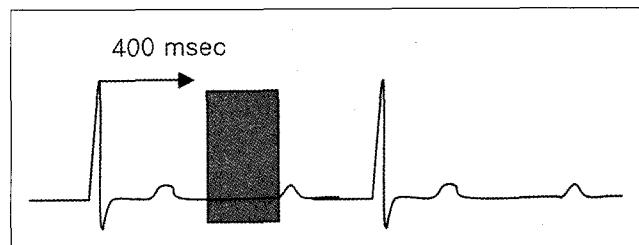
상과 숨을 한번 참을 수 있는 정도의 시간에 심장 전체를 고해상도로 영상화할 수 있다는 장점을 특징으로 한다. 그럼에도 불구하고 움직이는 심장의 영상을 얻기란 쉽지 않다. 특히 시간해상도가 충분히 높지 못하기 때문에 더욱 그러하다. 그래서 심장이 덜 움직이는 이완기에 영상을 얻어야 비교적 움직임에 의한 인공물이 없는 영상을 얻을 수 있다. 그러므로 심전도 동기화가 필수적이다. 심전도의 동기화는 전향적 동기화(prospective gating)와 후향적 동기화(retrospective gating)의 방법이 있지만 전향적 동기화는 심장주기의 변화에 적응하지 못하여 관상동맥 석회 수치 검사 외에는 일반적으로 잘 사용되지 않는다(6). 후향적 동기화는 심장 전체 또는 일부를 포함하는 영상을 ECG신호와 함께 연속적으로 촬영하여 촬영이 끝난 후 ECG신호를 바탕으로 일정한 심장 주기의 데이터를 모아 영상을 만드는 방법이다. 후향적으로 영상을 만들기 때문에 어떤 심장 주기의 선택도 가능하여 심 기능의 평가에도 사용 가능하다. 하지만 매우 빨리 움직이는 심장 주기에서는 좋은 영상이 얻어질 수 없다. 그래서 가장 움직임이 작은 심장 주기를 선택하여 영상을 만들어야 한다. 이렇게 영상을 만들기 위해 심장 주기를 선택하는 방법은 R-wave로부터의 절대적 시간(ms)으로 표현되는 방법과 RR interval의 %로 표현되는 방법이 있다(Fig. 2). 그러나 이 두 방법 모두 심한 심장 주기의 변동성(variation)에 최적화되지는 않아 심박동수가 빠르거나 불규칙하면 진단적 영상을 얻기 어려운 문제점이 있다.

다검출기 CT를 사용하여 심장 영상을 얻을 때 반드시 고려해야 될 사항은 방사선 피폭선량이다(7, 8). 한 연구에 의하면 다검출기 CT를 이용한 관상동맥 석회 수치 측정에서 방사선 피폭선량은 남자 1.5~5.2 mSv, 여자 1.8~6.2 mSv이나, 조영 중강 관상동맥 조영술에서는 남자 6.7~10.9 mSv, 여자 8.1~13.0 mSv로 고식적 관상동맥 조영술의 피폭선량인 남자 2.1 mSv, 여자 2.5 mSv에 비하여 약 3~5배 높다(7). 그러므로 피폭선량을 줄이기 위한 방법이 강구되고 있는데 이에는 공간적 조정(spatial modulation)과 시간적 조정(temporal modulation)의 방법이 있다. 공간적 조정은 신체의 구조와 밀도에 따라서 선량을 조절하는 방법으로(attenuation-based online tube current control) 영상의 질을 저하시키지 않고

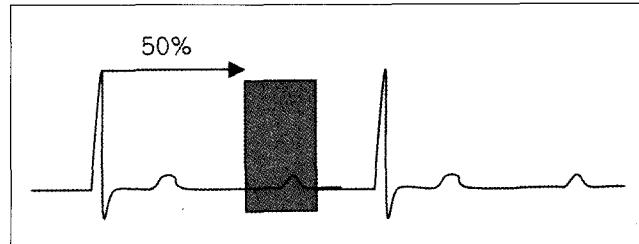
가장 효율적으로 피폭선량을 감소시킬 수 있다고 보고되었다(9). 시간적 조정은 후향적 ECG동기화를 이용한 촬영에서 영상을 구성할 심장 주기가 아닌 데이터 획득 시간에는 선량을 감소시키는(ECG-controlled tube current modulation) 방법으로 45~48%의 피폭선량을 감소시킬 수 있다고 보고되었다(10). 이 두 방법이 조합되면 더 효율적인 피폭량 감소 효과를 볼 수 있을 것이다. 특히 소아에서는 방사선 피폭량을 감소시키기 위한 세심한 주의가 필요하다.

관상동맥 CT 조영술

관상동맥 협착의 진단에 있어서 엑스선 투시영상을 이용한 혈관 조영술이 금과옥조 검사법으로 수십 년 간 그 자리를 지켜왔으나, 최근 컴퓨터의 발달과 더불어 CT 영상과 이의 3차원 재구성 영상을 이용한 진단 방법이 대두되었다(3, 11, 12).



A



B

Fig. 2. Optimizing window of retrospectively ECG-gated reconstruction. Absolute time delay from the R-peak (**A**) or percentage of R-R interval (**B**) can be set for image reconstruction.

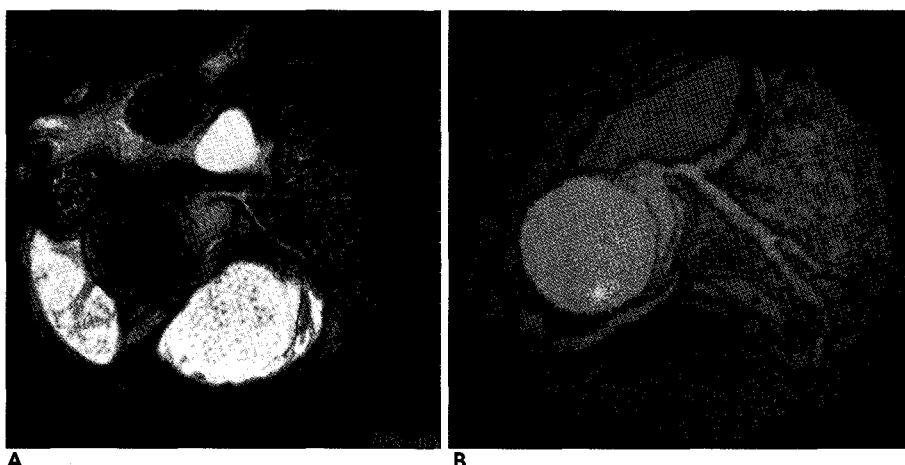


Fig. 1. Three-dimensional volume-rendered images. Z-axis resolution is much higher in multislice CT image (**A**) than in electron-beam CT scan image (**B**).

최근의 16-검출기 CT의 출현은 CT를 이용한 관상동맥 영상 진단을 임상에 활용할 수 있는 단계로 위상을 끌어올렸다(13, 14). 다검출기 CT는 현재 비 침습적 관상동맥 협착을 평가하는 여러 가지 방법 중에서 가장 각광 받고 있다. 그 이유는 촬영이 쉽고 의숙하며, CT에 대한 경험이 풍부히 쌓여있기 때문이다. CT를 이용한 진단법은 기존의 혈관 조영술에 비하여 비관혈적 검사법이 가지는 모든 장점을 가지고 있다. 비용이 저렴하고 입원이나 침상 안정 등을 요하지 않아 환자가 겪는 불편과 고통도 덜어줄 수 있다. 그러므로 정확한 진단만 가능하다면 치료목적이 아닌 진단만을 위하여는 관혈적 관상동맥 혈관 조영술 대신 CT를 이용하는 것이 합리적일 것이다. 그러나 현재 수준의 다검출기 CT 기술은 아직 많은 문제점을 가지고 있으며 관상동맥 촬영술의 정확성은 아직까지 더 검증되어야 할 숙제로 남아있다.

관상동맥 촬영의 특수성과 필요 조건

관상동맥의 다검출기 CT영상이 힘든 점은 심장의 움직임, 작은 혈관 직경, 구불거리는 주행이다. 심장의 움직임은 ECG 동기화를 통하여, 작은 혈관 직경은 고해상도를 통하여, 구불거리는 주행은 전체 심장의 부피 영상을 얻음으로써 해결할 수 있다. 그럼에도 불구하고 불충분한 시간 해상도와 심장 주기 변화에 적응하지 못하여 심장 박동의 주기가 불규칙하거나, 매우 빠르게 움직일 때 진단적 영상을 얻기 어렵다.

심장 박동수 조절의 필요성과 심장 주기 선택

심장 박동이 빠를 때, 단면 영상에서는 영상의 흔들림이 나타나고, 3차원 영상을 재구성하였을 때 계단 모양의 인공물(artifact)을 보인다(Fig. 3). 이 인공물은 때로 심각하여 협착 유무를 판단할 수 없도록 만든다(15-17). 해결 방법은 다검출기 CT의 시간 해상도를 높이거나 심장 박동을 낮추어 줌으로써 해결할 수 있다. 다검출기 CT의 해상도를 높이는 방법으로 소위 segmented reconstruction algorithm이 있으나 심장 박동수를 낮추어 주는 것만큼 효과적이지 못하다(18, 19). 심장박동을 낮추기 위하여 베타차단제를 사용하는데 목

표 심장 박동 수는 분당 65회 이하이다. 심장박동수가 분당 65회 이하일 때 진단적 가치가 손상되지 않는 영상을 얻을 수 있다(15). 저자의 경험에 의하면 82명을 대상으로 하여 propranolol이나 atenolol 40-80 mg을 사용하였을 때, 75%의 환자에서 심장 박동수를 분당 65회 이하로 유지시켜 촬영할 수 있었다.

비단 부정맥이 없더라도 다검출기 CT촬영을 하는 동안 심장이 계속 똑 같은 박동수를 보이지는 않는다. 특히 숨을 오래 참고 있을수록 심장박동수가 빨라지는 경향이 있다. 심장 박동수가 빨라지면 시간 해상도의 제한 때문에 인공물이 생기게 되며 심장의 수축기에 비하여 상대적으로 이완기가 더 짧아지게 된다. 따라서 심장 주기 중 가장 천천히 움직이는, 그래서 영상의 표적이 되는, 등용적 이완기(isovolumetric relaxation)의 위치가 이동하게 된다. 이 문제는 심장 박동수의 변화로 인한 심장 주기(RR interval)의 변화에도 불구하고 항상 등용적성이 완기에 영상을 만들려면 이를 제대로 찾아 주는 방법이 필요함을 시사한다(20). 저자의 경험으로, 60명의 환자에서 4-검출기 CT(시간해상도 250 ms)를 이용하여 관상동맥을 촬영한 결과 촬영시간 동안 심장 박동수의 변동이 10 bpm 이상 차이가 있으면 영상의 질이 현저히 떨어지는 것을 관찰하였다. 심장 주기 선택의 방법은 R파로부터의 절대적 시간(ms)으로 선택하는 방법과 RR-interval의 %로 선택하는 방법이 있다(Fig. 4). 그러나 이 두 방법 모두 심장 박동의 변동성(variation)에 완벽히 적응하지 못하며, 각각의 혈관에 따라, 혈관의 위치에 따라 운동이 가장 작은 시기가 서로 다르다(21-23). 따라서 가장 좋은 영상을 얻기 위한 심장 주기의 선택이란 주제가 최근의 연구에서 관심거리이다(20, 22, 23). 현재 이 문제를 해결할 수 있는 가장 신뢰할만한 방법은 베타차단제로 심박동수를 충분히 낮추는 것이다.

관상동맥 협착 질환 평가의 정확도

검출기가 4개인 다검출기 CT를 이용한 Nieman 등(11)의 연구에서 31명의 환자를 대상으로 고식적 혈관 조영술과 비교하였다. 237 근위부와 중간 부위 분절 중 173분절(73%)에서 평가가 가능하였고 21예의 50% 이상 협착 중 17예를 정확히

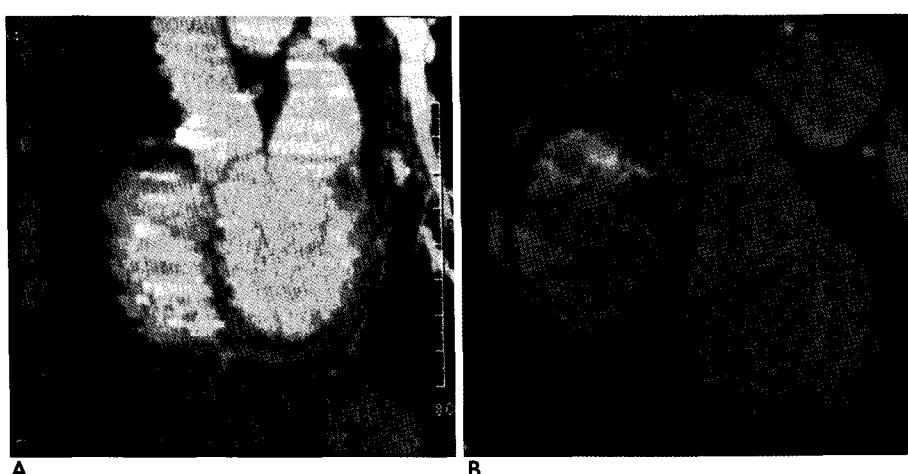


Fig. 3. Motion artifact due to fast heart rate. Step-like motion artifact is noted along the Z-axis in 4-detector CT (**A**) and 16-detector CT (**B**). The motion artifact is more severe at the right side of the heart.

진단하지 못한 4예는 평가가 불가능한 분절에 병변이 있던 예였다. 잘못 판독된 예는 심한 석회화가 있거나 스텐트 삽입한 분절이었다. 그러나, 4-검출기 CT에서 문제가 되었던 과도한 칼슘 경화반이나 작은 혈관에 대하여는 16-검출기 CT에서도 진단의 정확성을 높이지 못하였다. 관상동맥 석회화는 관상동맥경화증의 지표로서 활용될 수 있는 반면 협착의 정도를 평가하는 데에는 방해가 된다(11). 심한 석회화는 실제 크기보다 훨씬 커 보이는 이른바 'blooming artifact' 때문에 석회화 총점이 300이상이면 평가가 어렵다고 한다. 그러나 육안적 판단에서는 음영창의 조절이 도움이 되며, 음영프로필(density profile)을 이용한 객관적 측정이 도움이 될 전망이다(24). 16-검출기 CT를 이용한 Ropers 등(25)의 연구에서는 관상동맥 협착 진단의 민감도 92%, 음성예측도 92%, Nieman 등(14)의 연구에서는 민감도 91%, 음성예측도 91%로 매우 높은 정확도가 보고되었지만, 실제 평가가 불가능하였던 증례를 포함하여 전체의 정확도를 계산하면 약 70~80%에 불과하다(Table 1). 그러므로 현재는 다검출기 CT의 높은 음성예측도를 활용하는 것이 가장 효율적이라고 생각된다. 이렇게 정확도가 떨어지는 원인은 심장의 운동에 의한 인공물이 가장 심각한 원인이다.

관상동맥 스텐트 내 재협착 평가

관상동맥 스텐트의 평가는 개존성과 스텐트 내부에서 재협착이 일어나는 것을 평가하는데 목적이 있다. 관상동맥처럼 내경이 작은 혈관에서는 스텐트의 금속 재질 때문에 일어나는 고밀도 인공물이 나타나 스텐트 내강이 거의 보이지 않는 경우가 대부분이다. 한 생체 외 연구에 의하면 Wiktor stent, Wallgraft stent, Nir Royal stent에서는 내강이 전혀 보이지 않았고, 다른 종류의 스텐트에서는 일부 내강이 보였으나 작게는 V-Flex stent에서는 62%, 크게는 Bx Velocity stent에서 94%만큼 원래보다 내강이 좁아 보였다(26). 이는 stent의 종류와 규격에 따라 달라지며 부분용적효과(partial volume effect)와 빔경화효과(bean hardening effect) 때문이

다(27). Nieman 등(11)의 연구에서 스텐트의 개존성은 스텐트 원위부 혈관이 보이는 걸로 평가가 가능하다고 하였으나 실제 막힌 스텐트의 원위부 혈관에도 측부 순환을 통한 조영제가 차 들어와서 마치 개존성이 있는 것처럼 보일 수 있어 주의를 요한다. 저자의 경험에 의하면 스텐트 내부에서 측정되는 낮은 밀도가 스텐트 내강의 협착 및 폐쇄를 진단하는데 매우 도움이

Table 1. Diagnostic Accuracy of Coronary CT Angiography with 16-detector CT to Detect Significant Stenosis

	Nieman et al. (14)	Ropers et al. (25)
Sensitivity	95%	92%
Specificity	86%	93%
PPV ¹	80%	79%
NPV ²	97%	97%
Accuracy	90%	93%

¹Positive predictive value, ²Negative predictive value



Fig. 5. Occluded stent. Multislice CT shows a stent at the left circumflex artery (arrow) and the lumen shows lower attenuation compared to the opacified vessel lumen.

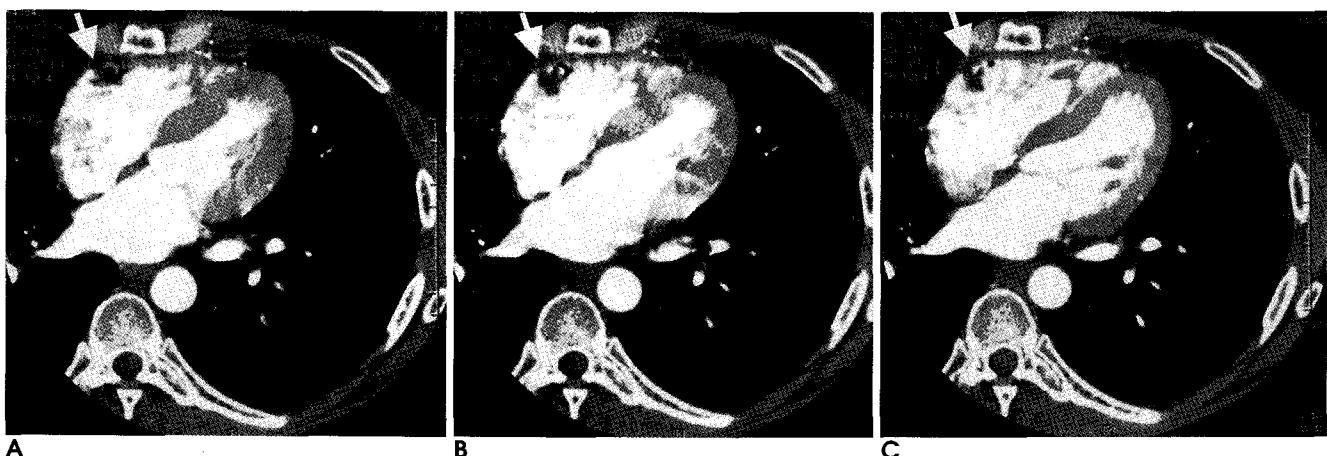


Fig. 4. Optimized reconstruction window. CT images were reconstructed in different cardiac phases of 40% (A), 50% (B), 70% (C). Right coronary artery (arrow) is more clearly defined in the image reconstructed at 70% RR-interval (c) than in the images reconstructed at 40% (A) and 50% (B) RR-interval respectively.

된다(Fig. 5). 그러나 스텐트 내강의 협착 정도를 확인할 수 있는 방법은 아직까지 연구된 바가 없다. 그러므로 근본적으로는 스텐트의 재질을 CT 밀도가 낮은 합금으로 대체하는 것이 중요하리라 생각된다.

관상동맥 다검출기 CT의 장점

투시영상에서 측정된 혈관의 직경이 최소 직경보다 크고 최대 직경보다는 작게 측정되는 경향이 있으며 좁아진 형태에 따라 실제 혈역학적 정보를 제대로 반영할 수 없는 측정결과를 낼 수 있다. 그러나 관상동맥 다검출기 CT는 혈관에 수직인 단면을 재구성하여 관찰할 수 있으므로(Fig. 6) 실제 좁아진 영역의 넓이를 측정하여 실제 혈역학적으로 중요한 협착을 판단하는데 도움을 준다.

관상동맥우회술 평가

관상동맥 우회로 이식술에의 다검출기 CT적용은 CT가 처음 임상에 도입된 이후 꾸준히 연구되었고 전자선 CT의 정확성이 매우 높게 보고되었다(28). 대부분 초기의 연구에서는 몇 개의 단면에서 보이거나 조영제가 차있는 모습으로 진단을 했으며, 한 단면에서 역동적 영상을 얻어 조영제가 지나가는 시간-밀도 곡선을 분석하여 개존성을 판단하기도 하였다. 관상동맥 바이пас 이식 혈관은 내경이 크고 대개 심장의 움직임에

그다지 큰 영향을 받지 않아서 관상동맥 영상을 얻을 때 문제 가 되는 빠른 심장 박동수, 호흡에 의한 심장 박동의 변화, 후향적 영상 재구성시의 심장 주기 선택에 비교적 영향을 받지 않는다. 그러므로 분당 75회 이상의 심박동을 보이더라도 심박동 수를 줄이기 위한 약물을 사용할 필요성이 거의 없으며, 심장의 움직임이 가장 적은 이완기 중간(약 50-70%)에 영상을 재구성하면 좋은 질의 영상을 얻을 수 있다(Fig. 7). 재구성된 단면 영상만을 가지고 분석할 때, 좌 관상동맥의 분지와 정맥들에 의해 작은 이식 혈관의 추적이 힘든 경우가 있지만 3차원 영상으로 재구성하면 쉽게 그 방향을 추적할 수 있다.

3차원 영상 재구성 시 인공물을 만드는 가장 흔한 원인은 촬영 중 불규칙한 심박동 수의 변화와 호흡이다. 대부분의 환자에서 30초 이상 숨을 잘 참지 못하고 심장 하부나 심 첨부 쪽을 촬영할 때쯤 호흡에 의한 인공물을 만든다. 또 대개의 환자에서 촬영 중 5-10 bpm 정도의 심박동 변화가 생기는데 10 bpm 이상의 변화가 생기거나 급작스런 심박동의 변화는 3차원 영상에서 전반적으로 또는 일부에서 계단 모양의 인공물을 만든다. 이러한 계단 모양의 인공물은 심박동이 빠를 때 나타나는 양상과 구별이 어렵다. 그러나 이러한 인공물 때문에 개존성 평가가 불가능한 경우는 거의 없다. 단, 인공물의 영향으로 그 부위의 협착을 판단하기 어려울 경우가 있다. 운동에 의한 인공물은 심전도 동기화에 문제가 되는 여러 인공물들과 구분이 쉽지 않으며 모두 이웃 절편간의 심장 주기가 맞지 않아

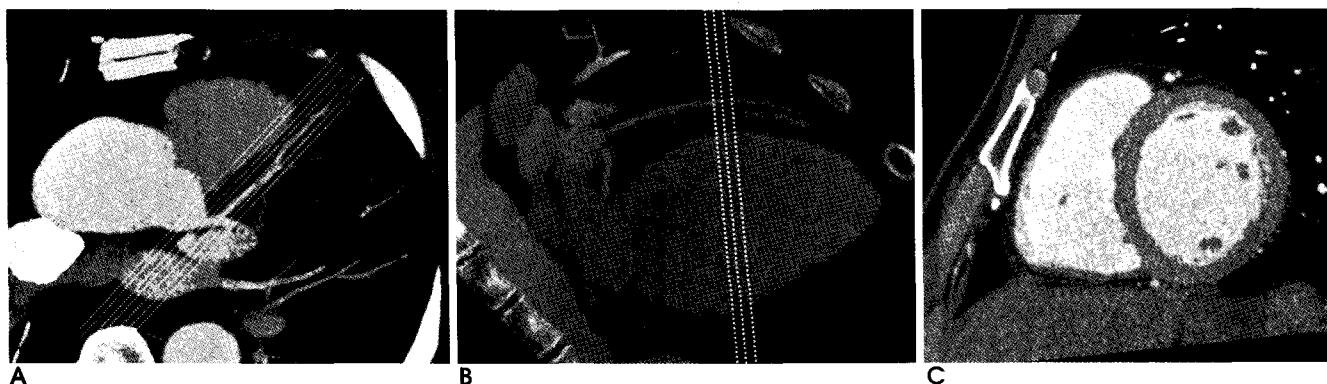


Fig. 6. Visualization of vessel lumen. Double oblique reformation (**A, B**) results in a cross-sectional image of coronary artery (**C**).

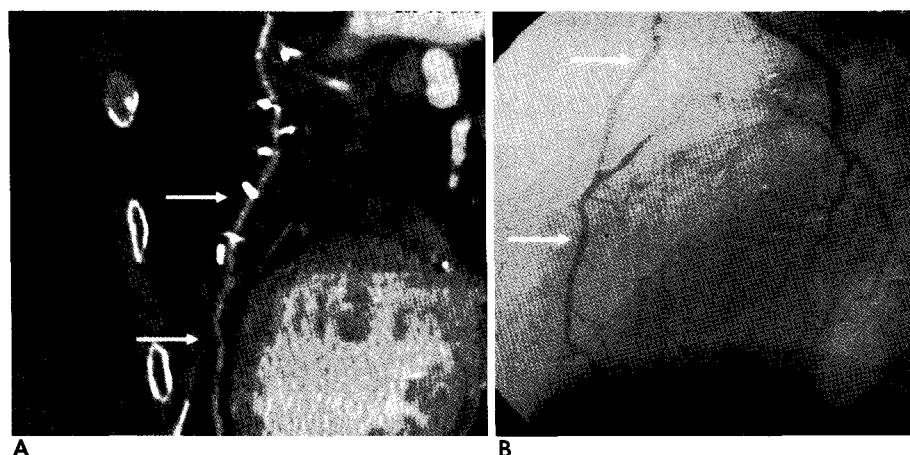


Fig. 7. Patent coronary artery bypass graft. Left internal thoracic artery anastomosed with left anterior descending artery (arrow) is patent on curved multiplanar reformatted maximal intensity projection image (**A**). The graft patency was confirmed on conventional angiography (**B**).

계단 모양의 인공물을 나타낸다. 금속에 의한 인공물은 질이 좋은 영상에서도 금속에 가려진 구역에서는 혈관을 직접 관찰할 수 없기 때문에 협착 등을 평가할 수 없다. 16-다검출기 CT에서도 심장 박동수에 의한 인공물은 배제하기 어렵다. 따라서 개존성에 더하여 협착을 정확히 판단하고자 하거나, 원래의 관상동맥의 병변을 확인하려면 베타차단제를 투여하여 심장 박동수를 낮추는 것이 좋다(29).

Ropers등의 연구에서는 4-다검출기 CT를 이용하여 베타차단제를 투여하고 촬영한 결과, 이식 혈관의 개존성에 대한 평가 가능도 100%, 정확도는 98%, 협착에 대한 평가 가능도 62%, 정확도는 88%로 나타났다(30). Yoo등의 보고에 의하면 4-다검출기 CT를 이용하여 총 125개의 이식 혈관에서 개존성을 평가하였는데, 민감도, 특이도가 각각 98%, 100%로 베타차단제를 투여하지 않았으나 정확도의 차이는 없었다. 의양성의 예는 원래의 질환이 있는 관상동맥의 혈류와 개존성이 있는 이식 혈관의 혈류 사이에 압력 차이가 거의 없어 (competitive flow) 혈류의 흐름이 관찰되지 않았고, 이식 혈관의 선택적 조영술에 의해서만 개존성이 확인된 예였다(31). 이런 경우 다검출기 CT를 이용한 역동적 혈류 검사를 병행하면 도움이 될 수 있을 것이다(32).

관상동맥 석회화

관상동맥의 석회화를 평가하는 것은 비전형적 흉통이 있는 환자에서 관상동맥 질환이 있는지를 알 수 있는 방법으로 사용되었다. 그러나, 관상동맥 석회화 발견 자체로는 나이가 들수록 관상동맥 석회화의 유병률과 그 양이 많아 해석에 한계를 가지고 있었다. 이러한 한계를 극복하기 위하여 석회화의 정량화는 Agatston 등에 의해 최초로 시도되었다(33). 이 방법은 전자선 CT를 이용하여 각 절편에서 따로 관심영역을 그리고, Hounsefield Unit 130 이상의 영역 넓이에 최고 밀도치에 해당된 점수로 곱하여 모든 슬라이스에서 측정된 석회 수치를 더하여 주는 방법으로, 역시 반정량적인 방법이라는 한계가 있었다. 최근의 연구는 관상동맥 경화반의 부피 측정이 Agatston

의 방법으로 측정된 석회 수치의 정량화보다 더 재현성이 높다는 결과가 보고되었으며, 부피를 측정하는 방법으로 HMG-CoA reductase inhibitor로 치료 받은 환자에서 석회화 경화반의 부피가 감소하는 것을 증명한 연구도 있었다(34). 나선형 CT로 측정한 석회화 수치와 전자선 CT로 측정한 석회화 수치 사이에는 매우 높은 상관성이 증명되었다. 그러나 어떤 CT를 사용하든지, 새로운 영상 후처리 시스템으로 종래의 2차원 분석뿐 아니라 3차원 알고리즘을 통해 경화반의 부피, 질량, 밀도를 계산할 수 있게 되었다. 이러한 반자동적인 정량화 방법의 개발은 관찰자간 일치도를 향상 시킬 것으로 기대된다. CT scanner calibration은 향후 석회화 질량과 밀도의 절대적인 수치를 구하여 정량화하는데 매우 도움이 될 것이다. 즉, 부피와 질량, 밀도의 측정이 재현성이 높으므로 Agatston에 의해 제안된 석회 수치 정량화 방법을 대체하게 될 것이다.

관상동맥 석회화의 발견과 정량화가 건강한 성인에서 관상

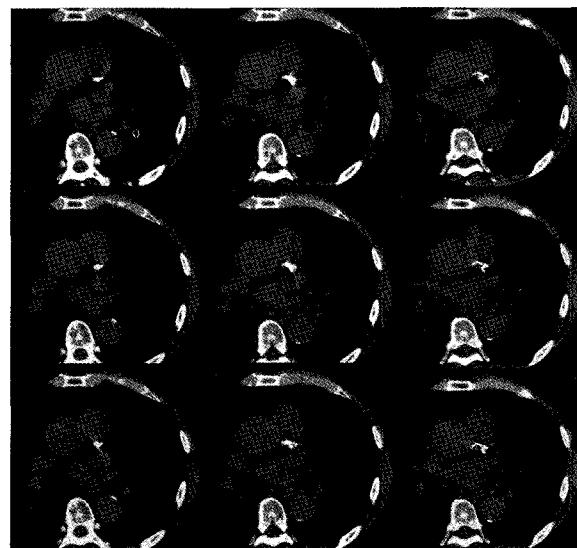


Fig. 8. Coronary artery calcium scoring. Noncontrast prospective ECG-gated images by multislice CT show dense calcifications in proximal left coronary artery.



Fig. 9. Multiplanar reformation for various cardiac views to evaluate cardiac function. Left ventricular volume, wall thickness, and ejection fraction can be calculated simply with vertical long axis (A) or horizontal long axis view (B) or with axial view (C) using Simpson's method.



Fig. 10. Fibrous plaque with small calcification. Coronary artery wall thickening and fibrous plaque are noted in left anterior descending artery. Small calcification is noted in the plaque (arrow).

동맥 질환이나 동맥경화증 위험 인자 측정 등에 선별 검사로 사용될 수 있기 때문에 피폭량에 대한 문제가 제기될 수 있다. 다검출기 CT를 이용한 전향적 ECG 동조화 영상을 얻으면 전자선 CT와 비교하여 비슷한 수준의 방사선 피폭으로 같은 질의 영상을 얻을 수 있다(Fig. 8). 그러나 후향적 심전도 동조화 영상을 얻으면 oversampling을 하게 되므로 피폭량이 많아질 수밖에 없다. 다른 한편, 부정맥이 있거나 석회화의 양이 적은 사람의 경우 전자선 CT에서 재현성이 떨어지는 문제가 있는데 이는 같은 방법으로 스캔을 두 세 번 반복하여 극복될 수 있다. 그러나 이러한 방법은 방사선 피폭량을 증가시킨다. 다검출기 CT를 이용하면 얇은 절편 두께를 이용하여 재현성을 높일 수 있는데 전자선 CT의 반복적인 스캔에 비교하여 비슷한 정도의 피폭량을 보인다. 그러나 피폭량을 늘려서 영상 잡음을 줄여주면 미세한 석회화를 발견하는데 도움을 주므로 적당한 비만이 있는 환자 등에서 작은 석회화가 발견이 어려울 것으로 예상되는 경우에는 이렇게 방사선량을 증가시키는 방법도 고려해 보아야 하겠다. 최근에는 관상동맥 석회 수치 검사를 예방적 검사로 활용하기 위하여 저선량을 이용한 연구가 활발히 진행되고 있다.

현재까지 명확한 결론을 내리지 못한 것은 증상이 없는 동맥경화증 위험 인자를 가진 환자에서 과연 CT 석회화 측정은 미래의 심장 사고를 예측할 수 있느냐는 것이다. 지금까지의 결론은 관상동맥 석회화 수치가 특히 젊은 무증상 환자에서 미래 심장 사고의 위험도를 과대평가한다는 것이다. O'Malley 등에 의한 문헌 분석 자료에 의하면 관상동맥 석회화의 심근 경색이나 죽음에 이르는 사고의 위험도가 4.2:1이다(35). 이 위험도는 다른 위험 인자들의 위험도보다 약간 높은 수치이다. 그러나 그 동안의 연구들은 환자군도 달랐고 연구 방법도 달랐다.

그러므로 이 문제는 앞으로 더 많은 환자 군을 대상으로 장기간 전향적 연구가 시행되어야 한다. 지금까지 대부분의 연구는 백인을 대상으로 한 연구이며 한국인에서는 관상동맥 석회 침착 유병률과 평균 수치가 낮, 여 모두 연령별로 미국보다 10내지 20년씩 뒤늦은 양상을 보인다고 보고되었다(36). 그러므로 식습관 등 생활양식이 다른 인종간에는 직접 연구결과를 대입할 수 없기 때문에 주의를 요한다.

심장기능의 평가

심장 기능을 나타내는 여러 가지 인자들에는 좌심실과 우심실의 이완기밀과 수축기밀 용적, 좌심실 박출량, 좌심실 박출률, 좌심실 심근질량, 좌심실 심근두께 등이 있다. 심초음파가 이러한 심기능 인자들을 비침습적으로 쉽게 평가할 수 있기 때문에 기능적 평가만을 위하여 다검출기 CT를 이용하는 것에는 한계가 있다. 그러나 다검출기 CT를 이용하여 후향적 심전도 동기화시켜 조영증강 관상동맥 촬영을 시행하면 관상동맥의 평가와 함께 심장의 기능 평가가 동시에 가능하다. 다검출기 CT의 얇은 절편 두께 영상은 심장의 단축영상으로 재구성하여도 영상의 질 저하가 없으며, 수축기와 이완기밀 영상을 재구성하여 심장 기능을 나타내는 인자들을 평가할 수 있다(Fig. 9).

심초음파와는 달리 용적의 측정에서 기하학적 전제에 의존하지 않기 때문에 매우 정확한 측정이 가능하며 재현성이 높다(37). 하지만 다검출기 CT를 이용한 심 기능의 평가는 따로 많은 영상들을 재구성해야 하므로 많은 시간과 인력이 소모되며, 측정을 위한 소프트웨어가 필요하다. 그러므로 심초음파나 MRI 등의 비 침습적인 방법이 불가능하거나 어려운 경우로 적응증을 한정시켜야 할 것이다. 심기능 인자의 측정에서 고려하여야 하는 것은 촬영 중 환자가 숨을 참고 있으며, 관상동맥 촬영을 위해 베타 차단제를 사용할 수 있어 측정치에 영향을 줄 수 있다는 점이다. 다검출기 CT를 이용하여 심근 관류 영상, 관상동맥예비력(coronary perfusion reserve) 검사, 지연 조영증강을 이용한 심근 생존력 평가 등이 시도되고 있으나, 다검출기 CT의 단점인 방사선 피폭량과 다른 검사에 비한 검사의 정확성 등을 고려해 보면 아직까지 실제 임상에의 적용에는 한계가 있다.

취약 관상경화반 영상(Imaging of Vulnerable Atherosclerotic Plaque)

전자선 CT는 관상동맥 석회 수치를 평가함으로써 관상동맥의 경화반의 총량을 예측하고 그에 따른 심장 질환의 위험도를 예측하는데 기여하였다. 그러나 이 것은 단순히 경화반이 많으면 취약한 경화반도 많을 것이라는 전제에 기초한 것으로, 취약한 경화반 자체를 영상화하고 정량화하는 방법은 아니다. 급성 관상동맥 증후군을 일으키는 취약 경화반(vulnerable plaque)을 직접 영상화하는 방법은 일반적으로 안정화되어 있다고 알려져 있는 석회화된 경화반을 영상화하는 것보다 임상

적으로도 훨씬 흥미 있는 일이다. MRI와 혈관내초음파(intravascular ultrasound)가 취약 경화반을 영상화할 목적으로 연구되어 왔으나, MRI는 하드웨어와 소프트웨어가 심장박동 및 호흡운동을 보정하면서 고행상도의 영상을 얻기에 아직 역부족이며, 혈관내초음파는 침습적이고 고비용 검사여서 일차예방을 위한 임상적 검사로서 시행되지 못했다. 다검출기 CT의 출현은 관혈적 관상동맥 조영술과 달리 관상동맥의 혈관벽과 죽상경화반을 보여주며 죽상경화반의 밀도를 측정함으로써 그 성분을 예측할 수 있는 가능성을 보여준다. 혈관내초음파에서 판별된 경화반과 다검출기 CT를 비교한 연구에서 연경화반(soft or lipid plaque)은 14 ± 26 HU, 섬유성 경화반(fibrous plaque)은 91 ± 21 HU, 석회화 경화반은 419 ± 194 HU로 밀도가 측정되었다(38). 그러나 경화반의 크기에 비해 낮은 공간해상도와 심장박동에 따른 운동에 의한 영상의 흐림에 의해 경화반의 정확한 밀도 측정이 영향을 받기 쉽다.

전망

다검출기 CT의 현재 수준은 간트리 회전 속도 420 ms, 시간해상도 210 ms정도가 가능하며 이는 심장 박동수가 분당 65회 이하에서만 항상 진단적 가치가 있는 영상 획득을 보장한다는 의미이다. 그러므로 관상동맥 협착을 진단하기 위하여는 베타차단제의 사용이 필수불가결의 요소이다. 간트리 회전 속도가 370 ms인 새 기종이 이미 시장에 출시 되고 있고, 소프트웨어적으로 시간해상도를 간트리 회전 속도의 1/4-8/1까지 향상 시킬 수 있는 방법이 개발되어 있으나 이의 적용에는 심장 박동수의 변동성에 따른 심장 주기의 정확한 선택이 무엇보다도 중요하다. 최근 새로운 심전도 동기화 기술과 심전도가 아닌 심장의 움직임에 직접 동기화하는 방법들도 연구되고 있다. Z-축 해상도도 0.5-0.75 mm로 얇아져 비교적 isovoxel에 가까운 영상을 얻을 수 있게 되었다. 석회화와 석회화 되지 않고 지방을 함유한 취약 경화반의 정량화 및 정성 분석도 가능하리라 기대된다. 검출기가 최고 256개인 다검출기 CT의 개발, 또는 평판 검출기(flat panel detector)를 장착하여 마치 카메라와 같이 단 한 번의 회전만으로 심장을 모두 포함하여 촬영할 수 있는 신개념 CT가 개발 중이므로 관상동맥 협착 질환을 포함한 허혈성 심장 질환의 진단에서 있어서 비관혈적 검사로서의 CT에 거는 기대가 크다(39, 40).

현재 다검출기 CT의 관상동맥 촬영술은 현재 상용화되어 있는 자기공명영상을 이용한 관상동맥 촬영술에 비하여 여러 가지 면에서 우수하다. 촬영시간이 매우 짧으며, 해상도가 우수하고, 심장 전체의 3차원 부피 영상을 얻을 수 있다. 그러나 CT가 방사선 피폭과 조영제 합병증의 위험성을 가지고 있기 때문에 자기공명영상의 기술이 더 진보되면 자기공명영상이 관상동맥의 비침습검사로서의 경쟁에서 우위를 차지할 수도 있을 것이다.

참고문헌

- Stehling MK, Turner R, Mansfield P. Echo-planar imaging: magnetic resonance imaging in a fraction of a second. *Science* 1991;254: 43-50
- Leber AW, Knez A, Becker C, et al. Non-invasive intravenous coronary angiography using electron beam tomography and multi-slice computed tomography. *Heart* 2003;89:633-639
- Kachelriess M, Kalender WA. Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart. *Med Phys* 1998;25:2417-2431
- McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 1999;26:2223-2230
- Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215:55-62
- Ohnesorge BM, Becker CR, Flohr TG, Reiser MF. *Multi-slice CT in cardiac imaging*. Berlin: Springer, 2002:24-47
- Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, et al. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003;226:145-152
- Morin RL, Gerber TC, McCollough CH. Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation* 2003;107:917-922
- Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. *Med Phys* 1999;26:2248-2253
- Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, et al. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol* 2002;12:1081-2086
- Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, et al. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet* 2001;357:599-603
- Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, et al. Accuracy and reliability of quantitative measurements in coronary arteries by multi-slice computed tomography: experimental and initial clinical results. *Clin Radiol* 2001;56:466-474
- Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, et al. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J* 2002;23:1714-1725
- Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, de Feyter PJ. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2002;106:2051-2054
- Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, et al. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging* 2002;26:106-111
- Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, et al. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002;88:470-474
- Giesler T, Baum U, Ropers D, et al. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR Am J Roentgenol* 2002;179:911-916
- Lembcke A, Rogalla P, Mews J, et al. Imaging of the coronary arteries by means of multislice helical CT: optimization of image quality with multisegmental reconstruction and variable gantry rotation time. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2003;175:780-785
- Stierstorfer K, Flohr T, Bruder H. Segmented multiple plane recon-

- struction: a novel approximate reconstruction scheme for multi-slice spiral CT. *Phys Med Biol* 2002;47: 2571-2581
20. Vembar M, Garcia MJ, Heuscher DJ, et al. A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT. *Med Phys* 2003;30:1683-1693
 21. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W. In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology* 2000;216:457-463
 22. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, et al. Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. *Radiology* 2001;221:683-688
 23. Hong C, Becker CR, Huber A, et al. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology* 2001;220:712-717
 24. Funabashi N, Kobayashi Y, Perlroth M, Rubin GD. Coronary artery: quantitative evaluation of normal diameter determined with electron-beam CT compared with cine coronary angiography initial experience. *Radiology* 2003;226:263-271
 25. Ropers D, Baum U, Pohle K, et al. Detection of coronary artery stenosis with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003;107:664-666
 26. Maintz D, Juergens KU, Wichter T, Grude M, Heindel W, Fischbach R. Imaging of coronary artery stents using multislice computed tomography: in vitro evaluation. *Eur Radiol* 2003;13: 830-835
 27. Kruger S, Mahnken AH, Sinha AM, et al. Multislice spiral computed tomography for the detection of coronary stent restenosis and patency. *Int J Cardiol* 2003;89:167-172
 28. Ha JW, Cho SY, Shim WH, et al. Noninvasive evaluation of coronary artery bypass graft patency using three-dimensional angiography obtained with contrast-enhanced electron beam CT. *AJR Am Roentgenol* 1999;172:1055-1059
 29. Nieman K, Pattynama PM, Rensing BJ, Van Geuns RJ, De Feyter PJ. Evaluation of patients after coronary artery bypass surgery: CT angiographic assessment of grafts and coronary arteries. *Radiology* 2003;229:749-756
 30. Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, et al. Investigation of aortocoronary artery bypass grafts by multislice spiral computed tomography with electrocardiographic-gated image reconstruction. *Am J Cardiol* 2001;88:792-795
 31. Yoo KJ, Choi D, Choi BW, Lim SH, Chang BC. The comparison of the graft patency after coronary artery bypass grafting using coronary angiography and multi-slice computed tomography. *Eur J Cardiothorac Surg* 2003;24:86-91
 32. Tello R, Hartnell GG, Costello P, Ecker CP. Coronary artery bypass graft flow: qualitative evaluation with cine single-detector row CT and comparison with findings at angiography. *Radiology* 2002;224:913-918
 33. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M Jr, Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990;15:827-832
 34. Callister TQ, Raggi P, Cool B, Lippolis NJ, Russo DJ. Effect of HMG-CoA reductase inhibitors on coronary artery disease as assessed by electron beam computed tomography. *N Engl J Med* 1998;339:1972-1978
 35. O'Malley PG, Taylor AJ, Jackson JL, Doherty TM, Detrano RC. Prognostic value of coronary electron-beam computed tomography for coronary heart disease events in asymptomatic populations. *Am J Cardiol* 2000;85:945-948
 36. 최규옥, 김민정, 최병숙, 등. 긴장한 한국 중년층의 관상동맥 석회 수치 분포. *대한방사선의학회지* 1999;41:885-591
 37. Juergens KU, Grude M, Fallenberg EM, et al. Using ECG-gated multidetector CT to evaluate global left ventricular myocardial function in patients with coronary artery disease. *AJR Am J Roentgenol* 2002;179:1545-1550
 38. Leber AW, Knez A, White CW, et al. Composition of coronary atherosclerotic plaques in patients with acute myocardial infarction and stable angina pectoris determined by contrast-enhanced multi-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2003;91:714-718
 39. Ning R, Tang X, Conover D, Yu R. Flat panel detector-based cone beam computed tomography with a circle-plus-two-arcs data acquisition orbit: preliminary phantom study. *Med Phys* 2003;30: 1694-1705
 40. Mahesh M. Next-generation x-ray CT units will provide <500 msec images with 3D resolution comparable to today's projection radiography. *Med Phys* 2003;30:1543-1544