

듀얼에너지 CT(kvp switching)의 임상 적용: MAR(Metal Artifact Reduction) 알고리즘의 적용

김명성, 정종성, 김명구
국립암센터 영상의학과

2011년 3월 8일 접수 / 2011년 5월 4일 1차 수정 / 2011년 6월 14일 2차 수정 / 2011년 6월 15일 채택

본 논고의 목적은 듀얼 에너지 시스템의 금속 인공물 감약 (MAR) 기법을 팬텀과 환자를 대상으로 적용하여보고 그 유용성에 대해서 알아보려고 한다. 사용한 장비는 GE社의 750HD CT이고 AW 4.5 볼륨 share 4 워크스테이션에서 영상 분석을 하였다. 팬텀으로는 victoreen社의 사람 모형 흉부팬텀을 사용하였고 사람 대상은 2010년 12월 20일부터 2011년 2월 10일까지 금속물질이 삽입된 환자 25명을 대상으로 목 부위와 복부 부위에 MAR 알고리즘을 적용하였다. 사용한 파라미터는 복부검사의 경우 GSI-4Body-Large 0.9 sec 40 mm이고 목 부위에서는 GSI-3Body-Medium 0.5 sec 40 mm를 선택하여 시행하였다. 영상시험은 국립암센터 CT영상실에서 기본적으로 시행하고 있는 프로토콜에 MAR 옵션을 적용하여 동일하게 시행하였다. 영상분석은 MAR기법을 적용한 영상과 적용하지 않은 영상에서 검은색 인공물과 줄무늬 인공물이 있는 부위에 관심부위 (ROI)를 설정한 후 hounsfield unit(HU)과 노이즈를 이용한 정량적 평가를 하였고 임상 경험이 풍부한 의사와 방사선사가 CT영상에 대한 평가를 하여 MAR 알고리즘에 대한 유용성을 비교하였다. 환자 대상 시험 결과 MAR 알고리즘을 적용함으로써 금속 인공물이 있는 부위에서의 검은색 인공물(금속이 있는 부위) 과 줄무늬 인공물이 있는 영상에서 HU의 p값이 각각 $p=0.01$ 과 $p=0.04$ 를 보였지만 금속 인공물의 영향에서 벗어난 부위에서의 노이즈는 오히려 증가하는 모습을 보였다($p=0.05$). 그리고 그 외의 영상(금속이 있는 부위에서 1 cm 떨어진 단면 영상)에서 검은색 인공물과 줄무늬 인공물 부위의 HU와 노이즈의 p값에 대해서는 통계적 유의성은 만족하지 못하였지만 대체적으로 MAR알고리즘을 적용함으로써 금속인공물 발생이 감약 되는 결과를 보였다. 결론적으로 금속 물질이 삽입된 환자의 경우에 MAR 알고리즘을 적용함으로써 조직의 선예도가 적용하지 않았을 때 보다 증가하였고 검은색 인공물 발생 또한 개선되는 모습을 보였다.

중심어 : 금속인공물, 금속인공물 감약, 듀얼에너지 CT, 인공물 발생

1. 서론

Computed Tomography(CT) 영상은 물질을 투과한 Hounsfield Unit(HU) 값 계수를 이용하여 영상화한다. 따라서 인체 내에 X선원 감약계수가 현저한 차이를 가진 금속 물질(뼈: +300 ~ +500 HU, 금속: +500 ~ +1000 HU)이 삽입되어 있는 경우라면 금속 물체가 X선원을 약화시키고, 이로 인해 투사 측면에 중대한 오류를 일으켜 영상정보를 상실(black-hole artifact)하거나 선속 경화(streak artifact) 인공물을 발생시킨다[1]. 이러한 CT영상 정보의 변형은 많은 방사선량을 감수하며 병변이 무엇인지를 알고자 한 환자들에게 무의미한 검사를 하게 된 결과를 낳을 수도 있게 된다. 이와 같은 금속 인공물 발생은 주로 다색 에너지 파형 (단색 에너지 파형 X선원) 방식의 CT 장비에서 주로 발생하고 있다. 이를 극복하기 위

한 방법으로 본 논고에서는 듀얼에너지 선원 CT 장비에서 MAR(Metal Artifact Reduction) 알고리즘을 이용한 금속 인공물 발생 감약 정도와 CT영상 평가를 해보고자 한다.

얼마 전까지만 해도 CT장비의 발전은 하나의 X선원 당 많은 검출기 수를 가짐으로서 기존보다 더 빠르고 넓은 검사 범위를 가능케 하는 검출기 수의 경쟁이라 하여도 과언이 아니었다. 이에 반해 최근 CT 장비의 추세는 검출기 개수가 아닌 X선원의 변화를 보이고 있다. 즉, GE社 장비의 경우 80 kVp와 140 kVp 두 개의 X선원을 이용하여 서로 다른 물질 투과 감약 정보를 이용하여 영상화를 하고 있다. 따라서 기존의 단일 선원 CT에서는 에너지 분리가 불가능하여 물질을 투과한 모든 스펙트럼이 중첩된 영상(polychromatic image)을 만들었던 것과는 달리 듀얼 에너지 CT에서는 서로 다른 X선원이 물질을 투과하고 감약 한 에너지를 선택적으로 재구성하여 에너지 파형에 따른 단일 에너지 파형의 CT영상 (Monochromatic image)획득이 가능해졌다[2].

듀얼 에너지를 이용한 응용기법으로는 금속물질로 인

책임저자 : 김명성, cock6656@hanmail.net
경기도 고양시 일산동구 마두동 897-11

한 X선속 경화 (Beam-hardening) 인공물을 줄일 수 있는 MAR와 요오드, 물 성분만을 분리시켜 영상화한 물질 분해 (Material decomposition) 기법 그리고 에너지 세기에 따른 HU 변화 커브를 들 수가 있다[3]. 그 중에서도 본 논고에서 주제로 다루고자하는 금속 인공물 감약 방법 중 에서 그동안 소개되었던 방식을 간단히 언급해보겠다. 먼저, mA나 kVp를 높이는 방식(대조도가 낮아지는 단점이 있음)과 연부 조직(low frequency) 재구성 필터를 적용하는 방식과 같은 단순한 방식에서부터 금속 인공물 감약에 효과적 방식인 재구성 알고리즘에 초점을 둔 "적정 필터링"(adaptive filtering) 방법, 보정 알고리즘을 이용한 "반복 재구성(iterative reconstruction) 방법 그리고 원시 프로젝션 데이터에서 금속을 대체하는 방식인 "프로젝션 보 간법"(projection interpolation)을 들 수가 있다[4]. 본 실험에서 사용된 금속 인공물 감약 방법은 금속 데이터가 있는 원시 데이터에 (금속 정보는 역치 값으로 설정되어 자동으로 인식됨) 다차원 데이터 공간을 이용한 대리 감 약 지수(surrogate attenuation value)를 사용하는 방식이다[5].

한편 미국의 NCRP(National Council on Radiation protection & Measurements) report No 160에 따르면 2006년 미국인이 의료용 방사선 기기로부터 노출된 방사 선량이 1980년 초반의 7배 정도 된다고 말하고 있으며 원 인이 되는 피폭량 비율에서도 주변 환경(37%) 다음으로 CT에 의한 원인이 두 번째를 차지하고 있다. 이처럼 정 당화된 의료용 방사선 피폭을 경감하기 위해서는 직접적인 선량 감소법 마련이외에도 한번의 CT검사에서 환자에 대 한 해부학적 영상 정보를 충분히 제공 해줌으로서 소모적 인 추가검사 (반복적인 X선원 노출) 횟수를 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

따라서 본 논고에서는 듀얼 에너지를 이용하여 목 부 위와 복부 CT검사 시 MAR 알고리즘을 적용한 다색 에너 지 파형 CT영상과 적용하지 않은 영상을 비교·분석해보 고, 복부영상에서 신체조직(혈관, 정상, 병변조직)의 특성 구분 능력과 임상적 유용성을 알아보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 사용 장비

CT장비는 두 개의 에너지 (80 kVp와 140 kVp)로 빠르 게 교차하며 X선원을 조사하는 특성을 가진 Discovery

CT750 HD(GE Healthcare, Wisconsin, USA)이고, 영상 분석 장비로는 AW 4.5 Volume Share 4(GE Healthcare) 를 사용하였다.

사용한 팬텀은 Victoreen社의 조직 등가물질로 구성된 사람 모형 흉부 팬텀(Model: 76-683-3000, 22.6 kg)이다.

2. 대상

본 연구는 2011년 1월 3일부터 2월 26일까지 국립암센 터를 방문하여 목 부위와 복부 CT 검사를 목적으로 한 환 자 중 금속이 삽입되어 있는 25명을 대상으로 MAR 알고 리즘을 적용하여 시행하였다.

3. 검사 방법

팬텀을 대상으로 하여 MAR 알고리즘을 적용한 CT검 사는 복부 검사 프로토콜을 적용하여 시행하였다. CT검 사 시행도 금속물질을 올려놓지 않은 상태로 시행하였다. 그 이유로는 실제로 인체에 적용되는 금속 이식물질의 다 양한 특성 (스텐트나 클립류 - 주 성분이 티타늄, 치아에 사용되는 금속 - 은, 티타늄, 금 등 합금 성분)과 인체에 삽입된 위치, 적용된 검사 프로토콜(X-선원 에너지 크기) 에 따라서 X-선원이 투과하는 감약 계수가 달라질 수 있 어서 자칫 환자를 대상으로 한 결과와 다른 양상으로 나 타날 가능성이 있어서 배제하였다. 또한 MAR 알고리즘 을 적용함에 따른 영상 질(quality) 평가의 기준으로 삼고 자 함이다.

팬텀 대상 CT검사는 사람 대상에서 사용한 복부 프로 토콜을 동일하게 적용하였다.

MAR 알고리즘은 추가되는 재구성 개념이므로 한번의 CT검사로 다색 에너지 파형 영상과 단색 에너지 파형 영 상을 동시에 얻을 수 있다.

환자를 대상으로 한 모든 CT검사는 똑바로 누운 자세 에서, 복부 CT의 경우에는 갠트리(Gantry)에 다리먼저 그 리고 목 부위에서는 머리가 먼저 들어가는 방향으로 실시 하였다. 각 검사는 조영제 (요오드 성분)를 주입하기 전 과 후 두 번 검사를 하였다. 본 논고에서 사용한 750HD 장비의 듀얼 에너지 CT는 시야범위(FOV), 간격 그리고 검사 범위를 제외한 대부분의 파라미터가 미리 설정되어 있는 방식이어서 저자는 Table 1의 프로토콜을 선택하여 시행하였다. 재구성 모드는 MAR 알고리즘 적용 유무를 떠나서 모두 플러스 모드(신호 대 노이즈 비를 향상 시키 는 모드)를 적용하였다.

Table 1. Using Preset Parameters of MAR Algorithm.

Body-part	Abdomen	Neck
scan type	Helical	Helical
preset Body-part	Abdomen	Neck
GSI preset selection	GSI-4Body-Large 0.9sec 40mm	GSI-3Body-Medium 0.5sec 40mm
Thickness	2.5mm	2.5mm
pitch & speed	0.984:139.37, Rotation time 0.9	0.984:139.37, Rotation time 0.5

4. 영상 평가

MAR알고리즘 사용에 따른 영상 평가는 사람 모양 흉부 팬텀과 사람 대상 모두 MAR를 적용한 것과 적용하지 않은 CT영상 중 금속인공물이 발생한 부위에 동일한 크기의 ROI(region of interest)를 설정하고 HU와 노이즈의 변화를 평가하였다. 금속인공물에 대한 영상 평가도 금속인공물이 발생 특성에 따라서 영상 정보가 소실된(black hole artifact) 부위와 X선원 산란선으로 줄무늬 인공물(white streak artifact)부위로 나누어 ROI를 설정하여 평가 하였다. 금속인공물 발생 강도에 따라서도 가장 심하게 발생한 부위, 그로부터 4개 단면영상을 이동 한 후의 영상(중간 정도의 인공물) 그리고 또 4개 단면영상을 이동 한 후의 영상(최소 발생 인공물) 3가지로 분류하여 영상을 평가 하였다.

MAR 알고리즘을 적용한 영상에서의 에너지는 70 keV로 하여 알고리즘을 적용하지 않은 영상과 비교하였다. 그 이유로는 단색 에너지 파형 영상 (120 kVp)의 평균 에너지가 70 keV와 근사치 하기 때문이다.

금속 인공물의 정성적 평가는 영상의학과 의사 2명과 CT영상실에서 5년 이상 근무한 방사선사 5명을 대상으로 영상의 노이즈(noise), 병소 구분능력(accuracy), 연부 조직 분해능(spatial resolution) 그리고 인공물 발생(artifact) 정도에 대해서 평가를 하였다.

5. 통계

MAR 알고리즘 적용 유·무에 따른 영상의 정량적 평가는 spss statistics (ver 17) 프로그램을 이용하였고 MAR 알고리즘 적용 이외에 다른 변수들은 동일하게 적용하여 CT검사를 시행 하였으므로 paired sample t-test를 이용하여 통계적 유용성을 평가하였다.

III. 결과

1. MAR(Metal Artifact Reduction)

1) 팬텀 결과

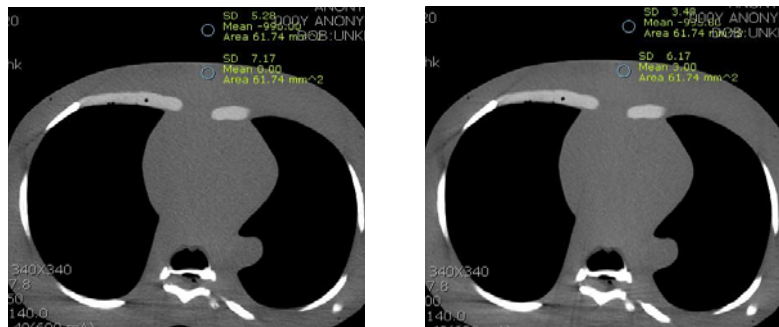
팬텀 대상 결과(Figure 1)는 MAR알고리즘을 적용하지 않은 영상에서 배경의 HU이 -990이었고 MAR알고리즘을

사용한 것에서는 -995를 보여서(공기 표준 HU값 -1,000) 큰 차이를 보이지는 않았다. 노이즈에 대한 비교도 알고리즘을 사용하지 않은 영상의 HU이 5.28, 사용한 쪽이 3.48로 사용한 쪽에서 다소 낮은 수치를 보였고 팬텀 내부의 노이즈 비교에서도 알고리즘을 적용한 쪽에서도 마찬가지로 결과를 보였다. 또한 영상의 질적인 면에서도 맹검 시험에 참여한 사람들의 판단에 따르면 대체적으로 조직의 공간 분해능이 더 좋다는 결과가 많았다.

2) 환자 결과

사람을 대상으로 한 영상 평가 결과로는 Figure 2의 맨 오른쪽 열에 위치한 (인체 내 금속이 삽입되어 있어서 금속 인공물이 가장 심하게 발생한 영상) 영상에서 육안으로 보았을 때 MAR를 적용한 두 번째 행 영상이 적용하지 않은 첫 번째 행 영상보다 금속 인공물이나 줄무늬 인공물 발생이 훨씬 적게 나타났음을 알 수 있다. 줄무늬 인공물이 발생한 부위에서 정량적 결과를 보면 MAR 알고리즘을 적용한 영상에서 HU 이 191.36 노이즈가 29.6을 보였고 MAR 알고리즘을 적용하지 않은 영상의 HU, 노이즈가 434, 83 이라는 수치를 보여 큰 대조를 보이고 있다. 하지만 금속의 영향으로부터 멀어진 영상을 보면 MAR 알고리즘을 적용하였을 때에는 HU와 노이즈가 조금씩 감소하여 변화의 폭이 적은 모습을 보인 반면에 MAR 알고리즘을 적용하지 않은 영상에서는 HU와 노이즈가 급감하는 모습을 Figure 2의 맨 좌측 열 영상에서는 오히려 알고리즘을 적용하지 않음으로서 영상의 질이 더 좋은 것으로 나타났다.

다음은 대상자 25명에 대한 정량적 평가 결과를 표로 정리해 보았다 (Table 2~5). 금속물질이 삽입된 부위에서의 MAR 알고리즘 사용 유·무에 따른 검은색(Table 2)과 줄무늬 인공물 (Table 4) 부위의 HU 차이에 따른 p값이 각각 0.01과 0.04로 나타나서 통계적으로도 유용성 있는 차이를 보였다. 이에 반해 금속물질로부터 거리가 떨어져 있어서 인공물 발생이 낮은 영상에서 노이즈 차이에 따른 검은색 (Table 3)과 줄무늬 인공물 (Table 5)부위에서는 오히려 MAR 알고리즘을 사용함으로써 노이즈가 더 발생하였고 p값 또한 각각 0.05와 0.04를 보여서 통계적 유용성을 만족하였다.



(a) without MAR

(b) with MAR

Figure 1. Axial rando chest phantom CT image with Abdomen protocol scan. A Comparison of quantitative value with MAR(right figure) and without MAR(left figure) algorithm.

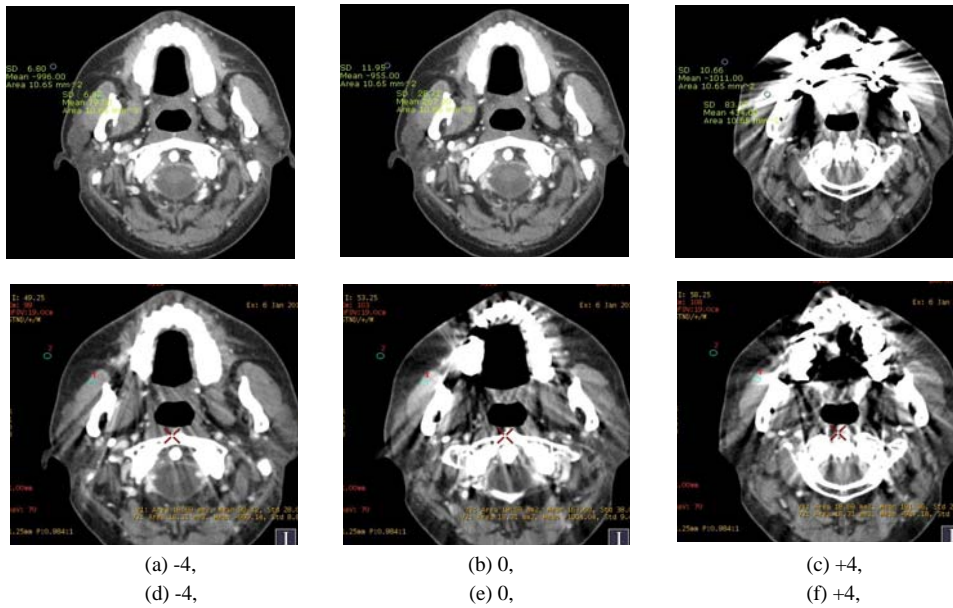


Figure 2. Axial routine Neck contrast-enhanced CT image. Comparing results from the metal artifact status of the using MAR against the non using MAR algorithm. first row figures are without MAR images and second row figures are MAR images. To the right side figure, showing severe metal artifact and MAR algorithm images is showing mild metal artifact than without MAR images.

* (-),(+) : upward and downward image number at center image 0.

Table 2. Statistically Significant Results. Comparison of HU at Black Hole Artifact Area.

	WoM-x-HU	WM-x-HU	WoM-u-HU	WM-u-HU	WoM-n-HU	WM-n-HU
Mean	-362,42	-162,35	-122,75	-69,69	30,48	43,50
Standard deviation	272,58	155,42	183,22	131,57	32,18	58,78
Mean difference	200,06		53,05		13,02	
Two-tailed probability	p=0,01		p=0,43		p=0,43	

* WoM: without MAR, WM: with MAR, HU: Hounsfield unit
x : maximum artifact, u: medium artifact, n: minium artifact

Table 3. Results of Statistically Significant. Comparison of Noise at Black Hole Artifact Area.

	WoM-x-no	WM-x-no	WoM-u-no	WM-u-no	WoM-n-no	WM-n-no
Mean	110,17	96,96	64,86	84,45	19,37	44,36
Standard deviation	78,70	52,34	57,18	64,67	9,57	36,96
Mean difference	13,21		19,59		24,98	
Two-tailed probability	p=0,51		p=0,38		p=0,05	

* WoM: without MAR, WM: with MAR, no: noise
x : maximum artifact, u: medium artifact, n: minium artifact

Table 4. Results of Statistically Significant. Comparison of HU at the White Streak Artifact Area.

	WoM-x-HU	WM-x-HU	WoM-u-HU	WM-u-HU	WoM-n-HU	WM-n-HU
Mean	449,25	222,12	143,08	103,98	64,25	60,99
Standard deviation	374,37	115,82	121,63	85,71	50,01	43,68
Mean difference	227,12		39,10		3,25	
Two-tailed probability	p=0,04		p=0,41		p=0,84	

Table 5. Results of Statistically Significant. Comparison of Noise at the White Streak Artifact Area.

	WoM-x-no	WM-x-no	WoM-u-no	WM-u-no	WoM-n-no	WM-n-no
Mean	157,31	71,23	46,32	58,99	27,31	41,95
Standard deviation	220,59	51,31	47,82	34,44	22,38	29,79
Mean difference	86,07		12,66		14,64	
Two-tailed probability	p=0,21		p=0,43		p=0,04	

이번에는 영상의 정성적 평가를 종합하면 금속 인공물이 발생한 부위에서의 인공물 감약 효과는 탁월하였고 영상의 흐림 발생 또한 감소하였으며 전체 CT 영상의 공간 분해능이 향상되어 병소 확인 능력이 향상되었다는 (accuracy) 평이 많았다(6,7,9). 하지만 줄무늬 인공물이 곳곳에 남아 있는 것은 단점 이었다.

IV. 고찰

인체 내 금속물질이 삽입된 경우 삽입된 부위에서는 물론 금속이 있는 영상단면 대부분에서는 해부학적 구조물을 제대로 확인할 수 없었다. 하지만 듀얼 에너지 CT의 MAR알고리즘을 적용 하였을 경우 인체 내 금속이 있는 부위에서 금속 인공물 발생은 현저히 줄어들었음을 보였다. 하지만 금속의 영향으로부터 떨어진 부위에서 여전히 줄무늬 인공물이 남아있는 점에 대해서는 단점으로 꼽히지만 금속 인공물로 인해 CT 영상 구분 전혀 할 수 없었던 것과 비교한다면 진일보한 결과라 할 수 있다.

물론 CT 영상에서 금속 인공물 발생은 금속의 특성과 밀도차이, 인체에 삽입된 위치, X-선원 에너지 사용 방식 그리고 본 논고의 비교-평가에서 ROI 설정을 어느 부위로 하느냐에 따라서 HU 과 노이즈 값은 분명 많은 차이를 보일 것이다. 이와 같은 변수가 시험 결과에 미치지 않도록 하기위해서 동일 환자에서 MAR 알고리즘 재구성 옵션을 적용하여 위치 변화 없이 한번의 X-선 노출로 검사를 시행하였다.

듀얼 CT는 두 개의 다른 X-선원 에너지를 사용하여 물질 투과 감약 정도 차이를 이용하여 물질마다의 특성 차이를 구분하고 우리가 원하는 물질만(물 감약 정보 또는 조영제 감약 정보 영상화)을 영상화가 가능할 뿐만 아니라 40 ~ 140 keV 까지 100 개의 단색과 에너지 영상을 만들 수 있 수 있게 된다. 이제 그동안 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 장비에서 여러 펄스 시퀀스를 사용하여 물질의 특성을 알 수 있던 것을 Dual 에너지 CT에서도 물질 분석이 가능할 수 있는 길을 열었다.

이제부터는 MAR 알고리즘 기법 외에 듀얼 에너지를 이용한 몇 가지 응용 사례를 소개하고자 한다.

듀얼 에너지 CT를 이용하여 동일한 환자의 동일한 단면 영상에서 keV 변화에 따른 단색과 에너지 영상들 (Figure 3)을 나열해 보았다.

MAR 알고리즘을 적용하였기 때문에 다색과 에너지(a) 영상에서보다 단색과 에너지 영상에서 검은색 인공물이 생기지 않아 완전한 형태의 척추영상을 볼 수가 있다. 물체를 투과한 모든 스펙트럼의 에너지를 영상화한 다색과 에너지(a)에서 단색과 스펙트럼의 에너지만을 영상화한 영상들(b)~(f) 보다 금속으로 인한 검은색 인공물의 발생 정도가 크게 나타남을 알 수 있다. 그리고 keV 가 증가할 수록((b)~(f)) ROI의 HU 값은 증가하면서 노이즈 또한 감소하는 모습을 보이고 있다. 이는 에너지 세기가 클수록 물질 투과정도가 커져 영상 대조도는 감소 하지만 그만큼 산란 X-선원이 감소하므로 노이즈도 감소하게 된다 [7]. 따라서 영상의학과 관독의는 keV 를 적절히 조정하여 원하는 영상을 획득할 수 있게 된다[8].

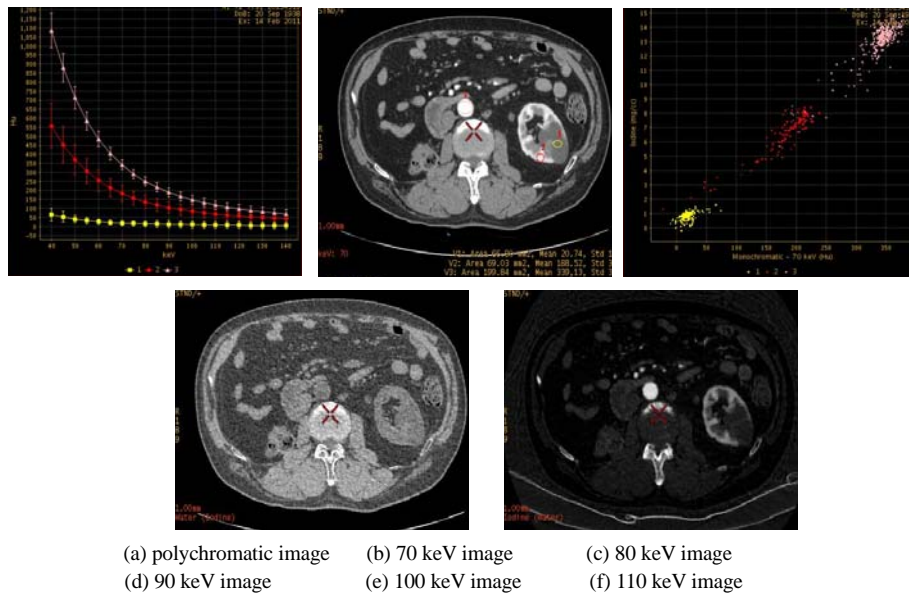


Figure 3. Axial routine Abdomen contrast-images with metal artifact appearance. Comparison of polychromatic image(a) and various keV monochromatic images(b)-(f).

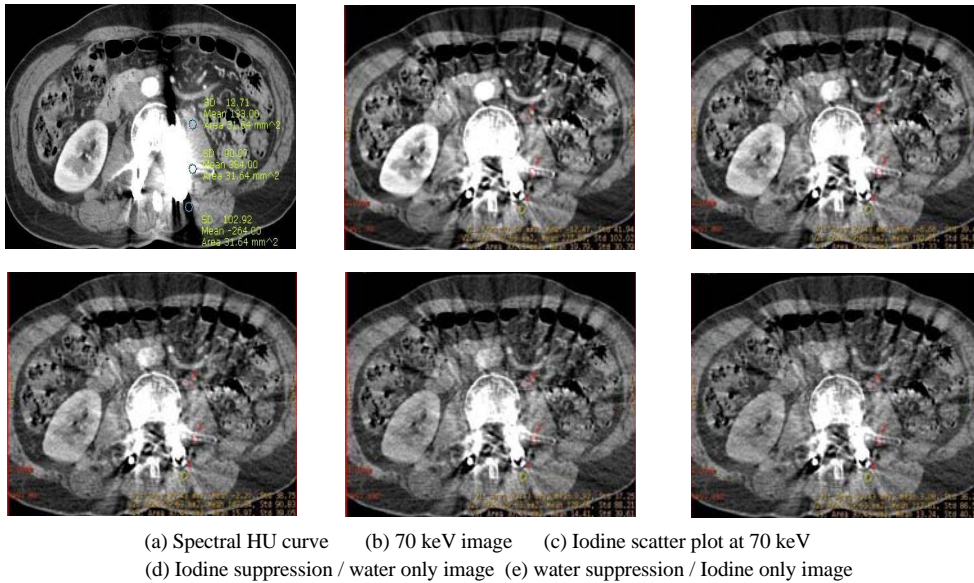


Figure 4. Axial routine Abdomen contrast-images with cyst at left kidney mid pole area. Example images of HU number per various keV energy((a) and material decomposition((d), (e)) due to Dual-Energy. Figure 4. (a) ~ (e) was performed on an workstation using AW 4.5 volume share 4(Gsi viewer, GE Healthcare) to identify characterize.

다음은 듀얼 에너지 기법의 또 다른 응용 사례로 (Figure 4) keV 에너지에 따른 HU의 변화를 그래프로 표현 가능하게 되어 정상조직과 병변의 조영 증강 변화를 정량적으로 비교·분석 가능하다. Figure 4(b)의 낭종(ROI 1)과 신장피질(ROI 2) 부위에서의 에너지에 따른 HU 관계를 그래프로(Figure 4(a)) 보여주고 있다. Figure 4(C)에서는 70 keV 단색과 에너지 영상일 때 HU 크기와 조영제(요오드) 농도 분포 관계를 ROI설정 부위별로 보여주고 있다(조영제 농도크기: 낭종→신장피질→대동맥). 이와 같은 정량적 영상 평가 수단을 통해서 Figure 4(b)에서 한눈에 알아보기 힘든 병변 일지라도 수치적으로 HU 값을 확인한 후 병변 유무를 가늠할 수 있게 된다 [2,7,9]. 또한 조영제를 사용한 후에도 요오드만을 소거하여 마치 조영제를 사용하지 않은 것처럼 영상을 재구성 (Figure 4(d))하여 가상의 비(非) 조영제 사용 영상구현이 가능 하기도하고 반대로 물을 소거하고 요오드 성분만을 남겨두어(Figure 4(e)) 마치 MRI 영상에서 조영 증강된 T1강조 영상을 보는 듯 대조도 높은 CT 영상을 보여주고 있다. Figure 4(d)와 같은 영상의 활용은 조영제 투입 후 한 번의 검사만을 통해서 비(非) 조영제 영상도 획득 가능하여 조영제 투입 전의 방사선량을 줄일 수 있게 된다 [2,10].

이상과 같은 여러 듀얼 에너지 응용기법들을 적절히 사용하게 된다면 보완적인 추가적 검사(채혈, 초음파, MRI, 핵의학과 검사 등)를 줄일 수 있을 것으로 판단된다 [11].

또한 지난 20년 동안 소개되어온 몇 가지 인공물 발생 감약 방식보다 본 논고에서 소개하고자하는 대리 데이터 계산 방식(surrogate data)이 가장 정교하고 인공물 감약 정도가 높은 것으로 소개된 바 있다[12].

V. 결론

CT 영상 검사에서 인체 내 금속 물질로 인해 인공물이 발생 하여 CT 영상 판독을 할 수 없게 된다면 다량의 방사선량을 조사 받고서 의미 없는 CT 검사를 하게 되는 경우가 된다. 이러한 경우를 방지 하기위한 듀얼 에너지의 MAR알고리즘 기법 사용은 CT 검사의 효율성을 높일 수 있게 하였다. 이상의 연구결과가 가능한 이유로는 듀얼 에너지 CT의 영상 획득 방식이 두개의 다른 X-선원 에너지(80 kVp 와 140 kVp)가 물질을 투과하여 각기 다른 감약 영상 정보(두개의 다른 선속 경화)를 가지고서 CT 영상을 만들어 낼 수 있기 때문이다. 즉, 금속물질 부위에서 나타나는 선속 경화현상을 외삽처리 하는 방식으로 금속 인공물 발생을 억제 가능하다. 따라서 기존 방식인 Filtered back projection만을 이용하여 영상을 만든 경우에는 금속으로 인한 인공물 발생이 그대로 투영 되었지만 후 처리로 MAR알고리즘을 더하여 적용한 영상에서는 비교적 금속 인공물 발생 억제되는 결과를 보였다.

또한 듀얼 에너지 X 선원사용으로 단색 에너지 파형의 영상 획득이 가능하기 때문에 관독의는 적정 에너지 수준을 조정하여 금속 인공물 제거 효과는 물론 영상의 대조도와 노이즈 수준을 변화시켜 영상 판독의 효율성 제고(提高)[7,11]를 할 수 있고 소모적인 추가 검사를 줄임으로서 경제적 비용 절감과 독성 노출(핵의학과 영상 검사 : 방사선 노출, MRI : 고 자기장 노출)을 줄여주는 효과가 있다기.

참고문헌

1. 임홍선, 김기홍, 김명구, 김승철, 김영근, 김정삼, 김현수, 대창민, 민관홍, 박병래 외 15명. Scan Protocol. 아카데미아, 2009.
2. Brown CL, Hartman RP, Dzyubak OP, Takahashi N, Kawashima A, McCollough CH, Bruesewitz MR, Primak AM, Fletcher JG. Dual-energy CT iodine overlay technique for characterization of renal masses as cyst or solid a phantom feasibility study. *European Journal of Radiology* 2009;19(5):1289-1295.
3. Joshi M, Aluri S, Procknow K, Langan DA, Sahani DS. Effective atomic number accuracy for kidney stone characterization using spectral CT. *Medical Imaging 2010 : Physics of Medical Imaging 2010; Proc. SPIE 7622:76223K1-76223K12.*
4. Liu PT, Pavlicek WP, Peter MB, Spanghehl MJ, Roberts CC, Paden RG. Metal artifact reduction image reconstruction algorithm for CT implanted metal orthopedic devices a work in progress. *Skeletal Radiol.* 2009;38(8):797-802.
5. Prell D, Kalender WA, Kyriakou Y. Development, implementation and evaluation of a dedicated metal artefact reduction method for interventional flat-detector CT. *British Journal of Radiology* 2010; 83(996):1052-1062.
6. Yanagawa M, Tomiyama N, Honda O, Kikuyama A, Sumikawa H, Ionoue A, Tobino K. Multi-detector CT of the Lung: Image Quality with Garnet-based Detectors. *Radiology* 2010;255:944-954.
7. Alberto Santamaria-pang, Sandeep Dutta, Sokratis Makroqiannis, Amy Hara, William Pavlic다, Alvin Silva, Brian Thomsen, Scott Robertson, Darin Okerlund, David A, Langan. Automated liver lesion characterization using fast kvp switching dual energy computed tomography imaging. *Medical Imaging.* 2010;doi:10.1117/12.844059.
8. Naveen C and David AL. Gemstone Detector: Dual Energy Imaging via Fast kvp Switching. *Medical Radiology* 2011;35-41.
9. Sablayrolles JL, Feignoux J, Izzilio R, Barrau V, Rodallec M, Ayestaran P. CT Spectral imaging in cardio vascular imaging. *AFIM* 2010.
10. Takahashi N, Hartman RP, Vrtiska TJ, Kawashima A, Primak AN, Dzyubak OP, Mandrekar JN, Fletcher JG, McCollough CH. Dual-Energy CT iodine-subtraction Virtual Unenhanced Technique to Detect Urinary Stones in an Iodine-Filled Collecting System: A Phantom Study. *AJR.* 2008;190(5):1169-1173.
11. Karacaaltincaba M, Aktas A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. *Diagn. Interv. Radiol.* 2010;doi:10.4261/1305-3825.
12. Muller J, Buzug TM. Spurious structures created by interpolation-based CT metal artifact reduction. *Medical Imaging 2009 : Physics of Medical Imaging 2009;Proc.SPIE 7258:72581Y1-72581Y8.*

Clinical Apply of Dual Energy CT (kVp switching) : A Novel Approach for MAR (Metal Artifact Reduction) Method

Myeong-Seong Kim, Jong-Seong Jeong, and Myeong-Goo Kim
Department of Diagnostic Radiology, National Cancer Center

Abstract - OThe purpose of this article was to measure and compare the value of the metal artifact reduction (MAR) algorithm by Dual energy(kVp switching) CT (Computed Tomography) for non using MAR and we introduced new variable Dual energy CT applications through a clinical scan. The used equipment was GE Discovery 750HD with Dual-Energy system(kVp switching). CT scan was performed on the neck and abdomen area subject for patients. Studies were from Dec 20 2010 to Feb 10 2011 and included 25 subject patients with prosthesis. We were measured the HU (Hounsfield Unit) and noise value at metal artifact appear(focal loss of signal and white streak artifact area) according to the using MAR algorithm. Statistical analyses were performed using the paired sample t-test. In patient subject case, the statistical difference of showing HU was $p=0.01$ and $p=0.04$ respectively. At maximum black hole artifact area and white streak artifact area according to the using MAR algorithm. However noise was $p=0.05$ and $p=0.04$ respectively; and not the affected black hole and white streak artifact area. Dual Energy CT with the MAR algorithm technique is useful reduce metal artifacts and could improve the diagnostic value in the diagnostic image evaluation of metallic implants area.

Keywords : Metal implant, Dual-energy CT, MARs, Metal artifact