

메가볼트 에너지 전산화 단층 촬영을 이용한 치료계획의 유용성 연구

— A Study of Usefulness for Megavoltage Computed Tomography on the Radiation Treatment Planning —

연세의료원 암센터 방사선종양학과 · 을지대학교 방사선학과¹⁾ · 원광보건대학 방사선과²⁾

조정희 · 김주호 · 강현수¹⁾ · 이종석²⁾ · 유병규²⁾

— 국문초록 —

고밀도 물질의 존재에 따른 킬로볼트 및 메가볼트 에너지 전산화 단층촬영(kilovoltage & megavoltage-computed tomography, KVCT & MVCT) 영상의 아티팩트 차이를 비교하기 위하여 Cheese 팬텀을 사용하여 KVCT와 MVCT로 얻은 영상자료를 통해 밀도변화에 따른 HU값의 변화를 비교하였다. 또한 각 영상의 sinogram 자료를 치료계획 장비에 입력 후 시행하여 치료선량에 변화 여부와 조사면내 계산값과 실측값간의 차이를 r값으로 비교분석하였으며 이에 대한 실제 환자에 적용하여 임상적용에 관한 유용성을 검증하였다.

KVCT와 MVCT간에 HU값 차이는 KVCT의 밀도 3.0에서 역치를 보여 변화가 없었으나 MVCT에서는 밀도 5.0 이상도 구별하는 것을 관찰할 수 있었다. 각 방법의 Sinogram 정보를 통해 일반팬텀으로 계산한 결과 r값이 허용오차인 1보다 낮은 비율은 KVCT와 MVCT에서 각각 94.92%, 93.87%로 큰 차이를 보이지 않았으나 고밀도팬텀을 이용해 아티팩트가 존재하는 자료를 이용한 선량계산의 결과는 KVCT와 MVCT에서 각각 88.25%와 93.77%로 다소 차이를 보였다.

MVCT 이용 시에는 아티팩트가 거의 나타나지 않았고 고밀도 물질의 윤곽을 정확히 알 수 있었으며 상대적으로 선량계산의 정확성이 향상되어 척추궁 절제술 후 인공보형물이 삽입된 척추종양과 같이 결정장기와 종양이 인접한 환자에 있어서도 MVCT영상자료를 이용하여 선량 계산 시 보다 정확한 치료계획이 가능하리라 사료된다.

중심 단어: KVCT, MVCT, 아티팩트, r값, 선량계산

I. 서 론

현재 방사선 치료계획은 거의 모든 환자에 있어서 킬로볼트 전산화 단층촬영(kilovoltage-computed tomography,

KVCT)을 기반으로 종양을 묘사하고, 정상장기와 종양간의 관계를 파악하는 해부학적 도구로 이용될 뿐만 아니라 선량계산을 위한 기초 자료로 활용하고 있다. 이는 KVCT 촬영상이 가진 우수한 해부학적 대조능 뿐만 아니라 체내의 모든 장기들, 예를 들어 공기와 유사한 폐 용적, 밀도가 높은 뼈 구조물, 물과 유사한 조직들이 전산화 단층촬영 영상에 나타난 3차원 voxel 정보를 이용하여 전자밀도(electron density) 또는 물리적 밀도(Physical density)로 변환함으로써 조직 내 불균일한 선량 흡수치를 정확하게 계산함으로써 가능하다. 즉 $HU = 1,000 * (M/Mw - 1)$,

*접수일(2010년 10월 31일), 심사일(2010년 11월 9일), 확정일(2010년 12월 8일)
- 이 논문은 2009년도 원광보건대학 교내연구비 지원에 의해서 수행됨.

교신저자: 유병규, (570-750) 전북 익산시 신용동 344-2
원광보건대학 방사선과
TEL: 063-840-1236, CP: 010-6255-9783
FAX: 063-840-1239, E-mail: bkyou@wkhc.ac.kr

여기에서 M과 Mw는 물질과 물의 선 흡수 계수이다. 일반적으로 Hounsfield Unit(HU)는 조직 내에서의 방사선 흡수 감약의 차이를 통해 얻을 수 있으나 관전압(kVp), X선 경화 현상, 사용되는 필터의 종류, 영상 재구성 알고리즘 등과 같은 외부 요인이 각 voxel의 HU에 영향을 미칠 수 있어 CT 영상 내 물질 아티팩트(artifact)를 유발할 수 있다.

임상에서 사용하는 KVCT영상의 경우 현실적인 문제는 금속등과 같은 고밀도 물질의 존재로 인한 영상 왜곡(metallic artifact)이 빈번하고, 이러한 영상왜곡은 잘못된 조직밀도를 반영함으로써 전산화 단층촬영 영상을 기반으로 하는 치료계획 전반에도 부정확성을 증가 시키고 있다는 것이다.

더욱이 방사선 치료를 목적으로 하는 환자의 경우 환자 자세 고정용 기구가 스캔영역에 포함되는 경우가 많고, 뼈 전이 환자에서 수술 후 삽입된 고정물이나 두경부 환자에서 치아 보형물 등이 대표적이며, 자궁 경부 암의 근접 치료 시 강 내에 삽입된 금속 물질등도 이러한 인공물의 의한 영상왜곡을 일으키는 요인으로 작용하는데 이는 양자잡음(quantum noise)과 산란선(scatter ray) 그리고 방사선 경화현상 (beam hardening) 때문에 발생한다¹⁾.

Constantinou(1988) 등은 조직의 불균질 보정 없이 치료계획을 수립하거나 왜곡된 영상을 이용하여 치료 계획을 수립할 경우 사용하는 알고리즘에 따라서는 처방선량에 30% 이상의 차이가 발생할 수 있다는 연구 결과를 보고 한 바 있다²⁾. 뿐만 아니라 현재 방사선 선량 계획 시 사용되고 있는 몬테카를로 방법이나 collapsed cone kernels³⁾, pencil beam kernels 등의 방법, 조직의 차이에 따른 보정으로 O' Connor(1957) 등이 제시한 등가경로 길이 보정법(equivalent path length model)⁴⁾, Henson과 Fox(1984) 등이 치료에너지에서의 감약계수를 계산하기 위해 CT simulator에서 얻은 자료를 계수화한 농도표(density table)를 이용한 방법들 또한 CT 영상 내에 물질 아티팩트가 존재하지 않음을 전제하므로 CT 영상에서의 왜곡은 방사선 치료 계획 시 선량 계산 오류를 유발하는 주요 요인이다.

특히 금속 이물질로 인한 X선 경화에 의한 줄무늬 형태의 아티팩트는 임상에서 가장 빈번하고 진단 영역에서 사용되는 kilovoltage 에너지에서 광전 효과(photoelectric Effect)로 인한 피할 수 없는 영상 왜곡으로 Wang(2000) 등은 엑스선 영상에서 metallic artifact를 제거하기 위해 modified iterative method를 이용하였고⁵⁾

Zhao(2000) 등은 wavelet reconstruction technique를 이용하는 등 영상 재구성 방법을 달리하였으나⁶⁾ 이전 W. A. Kalender(1987) 등이 연구하였던 여과 후 역 투사법(filtered back projection)이나 여과기법(filtering techniques) 등과 유사하여 영상 내에서 발생한 아티팩트 정보를 제거하거나 재설정하는 2차적인 과정을 진행하였다⁷⁾.

그러나 본 연구에서 사용하고자 하는 메가볼트 전산화 단층촬영(Megavoltage computed tomography, MVCT)은 이러한 2차적인 영상 재구성 방식을 거치지 않고, 콤프톤효과(Compton effect)가 지배적인 치료영역의 에너지(~3.5 MeV)를 이용하여 조직 내의 흡수 감약에 따른 HU 정보를 얻어냄으로써 KVCT에서 나타나는 고밀도 물질 아티팩트를 보다 효과적으로 쉽게 아티팩트를 줄일 수 있는 장점이 있다.

따라서 본 연구의 목적은 CT simulator를 이용해 얻은 KVCT와 Tomotherapy의 MVCT 영상으로 얻은 자료를 이용하여 조직 밀도에 따른 HU 값에 차이를 검정하고 각각의 sinogram 자료를 이용해 선량계산 및 치료계획을 시행하고 팬텀을 이용해 KVCT와 MVCT 간의 선량의 차이를 실제 측정값을 통하여 비교 분석하였다. 또한 인공 보형 물질을 삽입해 금속왜곡 영상이 있는 환자의 치료 계획 시 두 영상을 이용하여 KVCT에서 계산된 선량분포 값과 MVCT에서 계산된 값의 차이를 분석하고자 하며 방사선 치료 계획 시 선량적 부정확성을 유발하는 고밀도 물질 아티팩트 경감을 위한 메가볼트 에너지 전산화 단층촬영(MVCT)의 유용성을 연구하는데 그 목적이 있다.

II. 방법 및 재료

1. KVCT와 MVCT 농도표(density table) 작성

체내 조직밀도에 대한 영상의 HU 값(Image Value-Density Table, IVDT)을 얻기 위하여 전산화 단층촬영 모의치료기(CT Simulator, PQ5000, Phillips, co, 2002)와 토모테라피 치료기(tomotherapy, TomoTherapy, co., 2009)를 이용하였으며 KVCT는 120 kVp, 400 mAs, 3 mm 간격의 조건으로, MVCT는 3.5 MeV, 10 sec/rotation, 4 mm 조건으로 cheese phantom을 이용하여 영상 촬영하였으며 여기서 얻은 KVCT와 MVCT의 sinogram 정보를 치료계획 장비(Plan Adaptive software ver. 3.1.2.6 Tomotherapy Co, Madison, USA, 2008)에 입력 후 이 자료를 이용하

여 모든 계산을 진행하였다.

토모테라피 치료기는 slip ring technique를 적용하고 있으며 방사선원 맞은편에 Xenon ion chamber 검출기가 위치한 구조로 되어 있다. MVCT는 치료 전 환자의 위치와 자세 등을 확인하며 해부학적 구조의 변화와 자세 재현성을 검증하기 위하여 활용되고 있으며 MVCT 영상은 치료와 동일한 LINAC에서 발생한 X선을 이용해 얻게 되는데 치료 시 이용하는 엑스선 에너지는 6 MeV이나 MVCT 시 명목에너지는 3.5 MeV이다.

CT number에 대한 조직밀도 증가표(Intensity Value Density Table, IVDT) 정보를 얻기 위해 Fig. 1의 Cheese phantom을 이용해 측정했으며 Cheese phantom은 다양한 밀도를 갖고 있는 20개의 slab을 삽입하여 촬영하였다. 물의 HU값은 실제 물로 구성된 팬텀을 이용하여 달리 측정하였고 Cheese 팬텀의 각 slab에 대한 물리적 밀도

(physical density)값과 전자밀도(electron density)는 Table 1과 같다. 팬텀의 반경은 15 cm이고 18 cm 길이의 원통형으로 중심축에 필름을 놓을 수 있도록 반 원통형 팬텀 2개로 구성되었다. 또한 Extradin A1SL(Standard imaging, Middleton, WI) 이온전리함을 삽입할 수 있도록 등 간격으로 여러 개의 구멍이 있으며 측정기를 삽입하지 않는 구멍에는 물 등가물질의 막대로 채워 놓았다(Fig. 1).

Extradin A1SL은 0.056 cm³의 적은 측정용적을 갖고 있으며 이온함의 두께는 1.1 mm이고 중심전극(central electrode)과 전리함벽(chamber wall)은 공기등가 물질인 C⁵⁵²로 제작된 측정기로 소조사면 및 점선량(point dose) 측정에 적당하다. 치료 전 적합성 판정을 위한 정도 관리(delivery quality assurance, DQA)시 측정기의 위치는 방사선측정의 민감도를 줄이기 위해 등선량 곡선 상에서 선량분포가 평탄한 중앙 부위 입사점을 선택하였다.

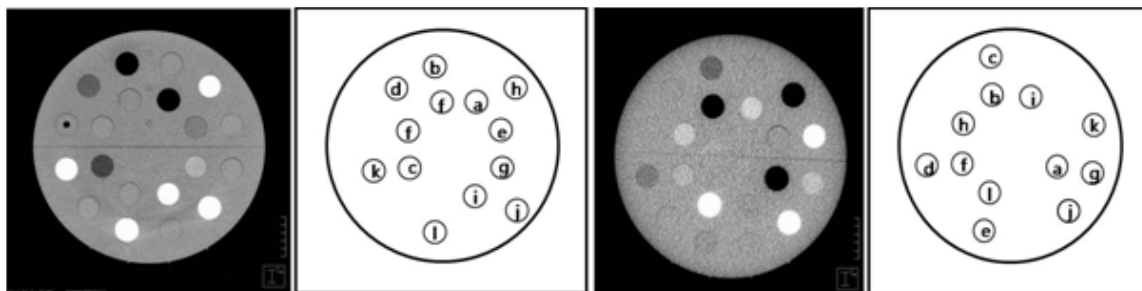


Fig. 1. Cheese phantom image sets involved density slot in KVCT(left) and MVCT(right)

Table 1. The physical density and Houns field unit of each slot in cheese phantom

	batch number	Rod type substitute	physical Density ^b (g/cm ³)	Electron density Relative to water
a	16584-7	LN-300 Lung	0.28	0.274
b	16499-21	LN-450 Lung	0.45	0.436
c	16519	AP6 Adipose	0.943	0.926
d	16524	BR-12 Breast	0.983	0.96
e	6282	CT Solid water	1.019	0.99
	water_phantom	water	1	1
f	16475	BRN-SR2 Brain	1.053	1.049
g	16354	LV1 Liver	1.094	1.062
h	16406	IB Inner bone	1.129	1.082
i	16421	B200 Bone Mineral	1.146	1.099
j	16474	CB2-30%CaCO ₃ ^a	1.334	1.279
k	16583	CB2-50%CaCO ₃ ^a	1.559	1.469
l	16446	SB3 Cortical Bone	1.821	1.693

a) Calcium Carbonate content as percent by weight in CB2 Resin Mix

b) This is the measured physical density for the indicated batch

2. 불균질 팬텀을 이용한 KVCT와 MVCT의 비교

KVCT와 MVCT를 이용한 선량 계산의 정확성을 검증하기 위하여 동일한 치료 계획을 설정한 후 토모테라피 치료 전 적합성 판정을 위한 조사 전 선량보증(Delivery Quality Assurance, DQA)을 위한 선량 계산을 실시하였다.

팬텀은 두 가지 경우로 나누어 고밀도 물질의 아티팩트가 존재하지 않은 상태에서 불균일한 조건을 만든 경우와 고밀도 물질 아티팩트가 발생하도록 경화된 바륨(BaSO_4 , density= ~ 3.2)을 팬텀 내에 삽입한 경우에서 KVCT와 MVCT를 이용하여 각각 촬영한 영상을 이용하였다(Fig. 7).

토모치료를 위한 치료 전 적합성 판정을 위한 방법은 필름선량측정과 ion chamber를 이용한 점선량(point dose)을 측정하는 2단계로 진행된다. 본 연구에서 또한 필름을 이용한 선량 측정은 치료 시와 동일한 사이노그램(sinogram) 파일을 생성한 후 사전에 촬영된 물 등가 팬텀에서 선량계획 시와 동일한 선량 계산알고리즘을 이용하여 계산 한 값과 실제 팬텀에 조사된 치료선량 측정 값 간에 일치정도를 평가하는 Daniel Low 등(1998)이 제시한 Gamma function을 이용해 감마 테스트(gamma test)와 ion chamber의 선량값을 비교하는 점 측정법(point dose measurement)을 통해 비교 했다⁸⁾. 본 연구에서 이용한 Gamma function 식은 다음과 같다.

$$r(rm) = \min\{\Gamma(rm,rc)\} \forall \{rc\} \text{로}$$

여기서

$$\Gamma(rm,rc) = \sqrt{r^2(r_m, r_c) / \Delta d_M^2 + \delta^2(r_m, r_c) / \Delta D_M^2}$$

$$\delta(rm,rc) = ((D(rm) - D(rc)) / D_{max}(\text{calculated})) \times 100\%$$

$$r(rm) \leq 1 \text{ 일 경우 통과,}$$

$$r(rm) > 1 \text{ 일 경우 탈락으로 재계산함.}$$

단, rc=계산된 선량 pixel의 위치

rm=측정된 선량 pixel의 위치

D(rc)=rc에서의 계산값

D(rm)=rm에서의 측정값

Δd_M =일치 거리에 대한 기준값

ΔD_M =선량 차이에 대한 기준값임

Gamma test는 토모테라피 치료 조사면내에 선량분포가 치료 계획시스템을 이용한 계산 값과 필름을 이용한 측정값 간에 차이를 검정하여 선량분포의 일치 정도를 확인하는 방법이며 또한 선량분포 일치 거리 기준(distance to agreement, DTA criteria)과 선량 차이 기준(dose

discrepancy criteria)을 설정하여 감마 값(gamma(r) value)을 측정하였고, 허용오차는 ICRU 42에서는 장비의 정도 관리 시 DTA와 dose를 2mm와 2%의 기준으로 하였으나, 실제 치료 시 다양한 변수들을 고려하여 임상적으로 유의한 차이로 인정되는 3mm와 3% 오차(r value=1) 기준으로 정해 결과를 비교하였다.

측정은 IVDT에 필요한 영상 획득에서와 같은 GAFCHROMIC®EBT Dosimetry Film(EBT)과 VIDAR VXR film digitizer(VIDAR Systems, Co.)를 이용 했다.

EBT는 17 μm 크기의 2개의 활성층(active layer)으로 이루어졌으며 활성층은 6 μm 의 표면층(surface layer)에 의해 나누어지며 97 μm 크기의 폴리에스터판(polyester sheet)으로 감싸여져 있어 안전하게 취급 가능하도록 되었으며 자외선의 영향을 최소화 할 수 있도록 제작되었다. 따라서 일반 전등 밑에서 작업이 가능하며 방사선 에너지에 대한 의존성이 기존 선량측정용 필름에 비해 현저히 낮고 에너지에 따른 반응도의 차이가 10% 이내로 우수하기 때문에 kV에너지에서 MV영역의 에너지까지 다양한 에너지의 방사선 측정에 적합하다. EBT film은 방사선 조사 후 스스로 현상이 진행되며 필름면에 은이 함유되어 있지 않기 때문에 활성층이 진한 하늘색으로 변하는데 100 kV 정도의 에너지에서 최고의 반응을 보여 6 MV에 비해 5% 이상의 선량이 측정되는 것으로 알려져 있으며 50 kV와 250 kV에서 가장 낮은 반응을 보이는 것으로 나타나지만 그 차이가 적어 일반적으로 0.01~8 Gy까지 광범위한 방사선에너지 영역의 선량 측정이 가능하다. EBT의 유효원자번호는 6.98로 물의 유효원자번호 7.3과 거의 유사하다⁹⁾.

필름은 제조사의 권고에 따라 조사 후 필름 농도가 고정 될 수 있는 시간, 즉 필름을 실온에서 약 24시간 보관 후 세로방향으로 동일하게 측정했다. 이는 필름을 가로와 세로방향으로 스캔하는 방향에 따라 동일한 선량에서 측정값이 다르게 나타나기 때문이며 가로방향으로 위치시키고 스캔 했을 때 일반적으로 측정값이 약 10% 정도 높게 나타는데 이는 EBT 필름에 코팅된 작은 바늘모양의 활성층 때문에 생기는 빛의 이방성산란이 원인이다.

측정은 VIDAR® DosimetryPRO®Advantage(Red)를 이용했고 EBT 필름이 600~700 nm의 파장에 강한 흡수성을 갖으며 678 nm에서 최고 흡수성을 갖는 특성이 있기 때문에 적색 광원의 스캐너를 이용 시 50 kVp에서 10 MV까지의 에너지에 따른 차이가 약 6.5%로 조사 에너지에 대한 의존성이 낮기 때문이다.

또한 스캔 시 vidar scanner가 갖고 있는 특성인 예열

효과(warm up)를 없애기 위해 3번을 측정하여 3번째 측정값을 이용하였고, EBT film 측정 시 이온전리함의 위치는 필름으로부터 1 cm 이상 거리를 두어 위치 시켜서 이온전리함에서 발생할 수 있는 선량이 필름에 영향을 미치지 않게 하였다.

Film calibration은 토모치료기의 6 MV 엑스선을 이용해 10 cGy, 50 cGy, 100 cGy, 300 cGy, 500 cGy, 1,000 cGy를 조사해 얻은 필름농도를 조사량으로 환산하였다 (Fig. 2).

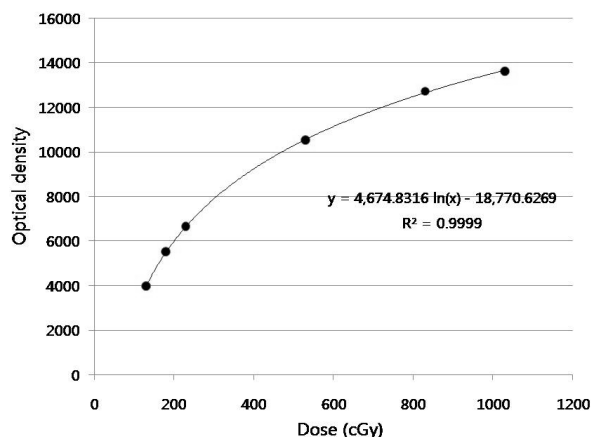


Fig. 2. The correction with the dose/optical density levels used to calibrate the treatment film

3. 인공 보형 물질이 삽입된 환자의 KVCT와 MVCT를 이용한 치료계획 비교

직장암을 주소로 내원한 환자 중 척추에 전이되어 T3 하단에서 T5 상단에 척추궁 절제술(laminectomy)을 시술 받은 환자로 Vac-lock을 사용하여 환자를 최대한 편안한 자세로 바로 눕힌 후 고정시키고 CT-simulator를 이용하여 영상 절편 5 mm 간격의 KVCT 영상을 획득한 후 3차원 치료 계획 장비(pinacle ver 8.0.m, Philips Co)에서 중앙 부위와 척수를 묘사하였다. 토모테라피 치료 계획은 토모테라피 치료 계획 장비를 이용하여 중앙부위 (gross tumor volume, GTV)에 8 Gy씩 3회를 조사하여 총 조사선량 24 Gy로 계획하였다.

치료 전 위치 검증을 위한 MVCT 영상을 획득하여 KVCT와 MVCT 영상을 영상 중첩(image fusion)하였고 고밀도 물질 아티팩트가 존재하는 KVCT를 MVCT로 대체하는 융합영상(merge image)을 생성하였다(Fig. 3, 4).

융합영상을 이용하여 선량 검증 계산(adaptive planning)

을 실시하였고, 고밀도 물질 아티팩트가 존재하는 KVCT 영상에서의 치료계획을 고밀도 물질 아티팩트가 없는 MVCT 영상을 이용하여 중앙용적과 인접장기의 선량 분포의 차이를 비교하였다.

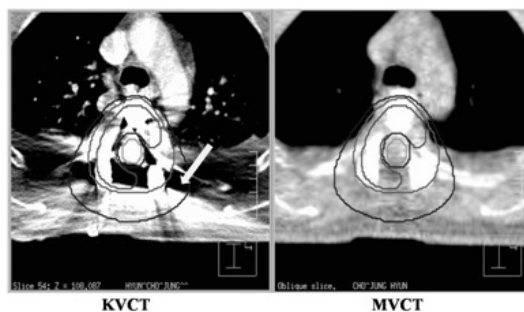


Fig. 3. KVCT image with CT simulator(left) and MVCT image with tomotherapy(right), arrow ismetallicdue to laminectomy

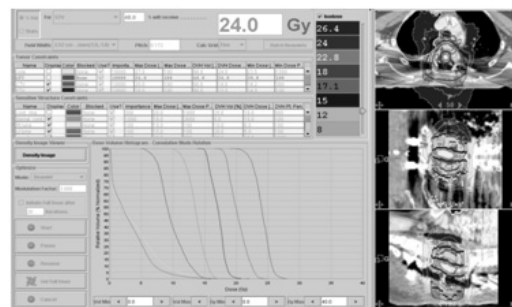


Fig. 4. Tomotherapy planning in T-spine bone metastasis post operative laminectomy

III. 결 과

1. KVCT와 MVCT간 Hounsfield값의 변화 비교

Cheese phantom을 이용하여 체내 조직밀도에 대한 영상의 HU 값(Image Value-Density Table, IVDT)을 얻기 위하여 KVCT와 MVCT 영상에서 각 slab의 HU 값을 직경 10mm내 pixel의 평균값으로 정의하였으며 이에 대한 결과는 Table 2와 같다.

KVCT의 경우 물리적 밀도가 3.0 이상인 경우 영상에서 정확한 HU를 구현하지 못할 뿐 아니라 고밀도 물질의 후면에서 생기는 양자잡음(quantum noise)에 의한 선형 아티팩트(streak artifact)로 인하여 영상의 왜곡이 심하게 나타났으며 이에 따라 아티팩트 주위의 고밀도로 보이

는 모든 음영들의 HU 값은 역치값인 3095로 고정되었다. 반면 MVCT 영상의 경우 밀도가 3.0일 때 1896, 밀도가 4.77과 5.88에서는 각각 HU값이 3095, 4000으로 밀도가 3.0 이상의 slab에서도 HU는 고밀도 물질에 의한 아티팩트 없이 선형적으로 증가하는 추세여서 고밀도 물질에 대한 보다 정확한 정보를 치료계획에 반영할 수 있는 것으로 나타났다(Fig. 5).

Table 2. Image-value density table for KVCT and MVCT

physical Density (g/cm ³)	KVCT H.U. ⁺	MVCT H.U. ⁺
0.00	-1024	-1024
0.28	-698	-643
0.45	-529	-502
0.94	-93	-38
0.98	-45	-9
1.00	0	0
1.05	77	79
1.09	110	97
1.13	215	117
1.15	244	124
1.33	474	296
1.56	844	484
1.82	1251	697
3.00	3095	1896
4.77	*	3095
5.88	*	4000

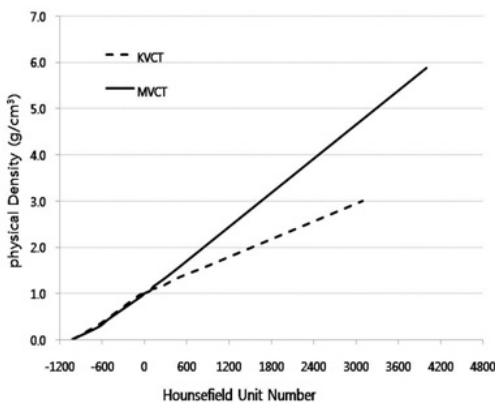


Fig. 5. IVDT histogram in KVCT and MVCT

2. 불균질 팬텀을 이용한 KVCT와 MVCT간의 r값 비교 결과

고밀도 물질의 아티팩트가 존재하지 않는 일반 팬텀을 이용한 측정된 결과 계산값과 측정값의 차이를 나타내는 r값이 1보다 적은 결과는 KVCT에서 94.92%, MVCT에서 93.87%로 거의 차이가 나타나지 않았다.

고밀도 물질 아티팩트가 존재하는 경우 r값이 1보다 적은 결과는 KVCT, MVCT 영상에서 각각 88.25%와 93.77%로 많은 차이를 보였으며, r값이 1보다 크고 2보다 적은 결과는 각각 11.14%, 5.15%로 2배에 가까운 차이를 보여 KVCT가 MVCT에 비해 계산값과 측정값 간에 더 많은 차이를 보였다. 그러나 2이상의 r값을 갖는 용적은 KVCT와 MVCT가 각각 0.61%와 1.08%로 나타나 오히려 MVCT에서 계산값과 측정값 간에 차이가 다소 많은 것으로 측정되었으나 그 차이가 유의하지 않고 두 영상간의 영상 화소(pixel)의 차이로 인한 것으로 사료된다.

위의 결과를 토대로 볼 때 전반적으로 MVCT를 사용하여 치료 계획을 하는 경우 고밀도 물질 아티팩트의 존재 유무에 따라 계산값과 측정값 간에 큰 차이가 없는 반면 KVCT를 사용하는 치료계획에서는 선량 계산의 부정확성이 증가하는 결과를 볼 수 있었다(Table 3).

Fig. 6은 고밀도의 금속물질 등이 있는 상태에서 Fig. 7과 같은 방법을 이용해 얻은 자료를 이용해 계산값과 측정값간의 차이를 보여 주는 결과이다.

Table 3. Difference r-range volume in each phantom condition

gamma range	cheese phantom_normal slab		dev	cheese phantom_high density slab		dev
	KVCT	MVCT		KVCT	MVCT	
	frequency(%) ≤0.5	75.03		74.04	-0.99	
0.5 < frequency (%) ≤1.0	19.89	19.83	-0.06	24.40	19.54	-4.86
1.0 < frequency (%) ≤2.0	4.91	5.64	0.73	11.14	5.15	-5.99
2.0 < frequency (%)	0.17	0.49	0.32	0.61	1.08	0.47

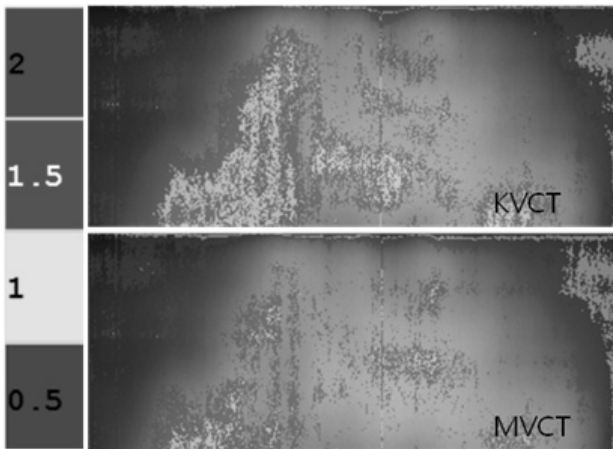


Fig. 6. GAMMA distribution between Measured film dose and calculated dose in high density artifact status

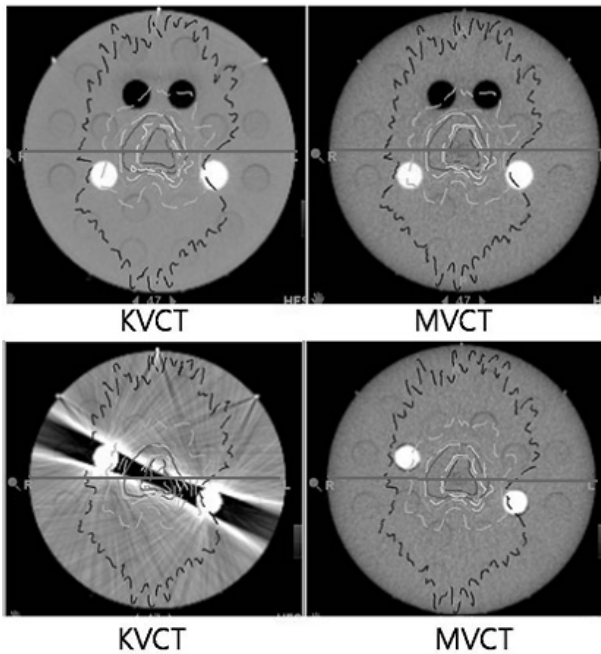


Fig. 7. Recomputation using MVCT in Inhomogeneous density status(upper) and high density status(lower). In upper case, black material is air slab, white material is 1.33(g/cm³), 1.82(g/cm³) density slab. In lower case white material is high density barium(~3.2 g/cm³) slab. Here, (—) is a gamma measure point.

3. 인공 보형 물질이 삽입된 환자에서 KVCT와 MVCT를 이용한 치료 계획 결과

앞서 보여진 Fig. 4는 실제로 척추 전이로 인해 척추 고정술을 시행하여 금속물질이 삽입된 환자를 대상으로

토모테라피 치료가 계획된 결과이다. 방사선치료는 정위적 척추 토모치료를 시행하기로 하였으며 1회에 총 8 Gy를 조사할 계획으로 KVCT 자료를 이용해 치료계획을 수립해 GTV에는 처방선량의 90%를 초과하지 않고 7.48 Gy를 초과하지 않도록 정하여 치료계획을 수립하였다. 이를 동일한 조건에서 MVCT 자료를 이용해 검증한 결과 D90%(Gy)선량이 8.06 Gy, D95%는 KVCT에서는 7.28 Gy, MVCT에서는 7.88 Gy로 계산되어 실제로는 계산값보다 더 많은 선량이 조사되는 것을 알 수 있었다. 또한 107%가 조사되는 용적비를 비교한 결과 KVCT에서는 GTV의 9.76%만이 포함되는 것으로 계산되었으나 MVCT에서는 62.37%의 용적이 107% 이상의 선량이 조사되는 것으로 나타나 고선량 영역이 높게 증가함을 알 수 있었다. 인공구조물과 인접한 척추신경에 대한 조사선량을 계산한 결과에서도 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 즉 척추신경 2 cc에 들어가는 선량을 계산한 결과 KVCT 영상자료를 이용한 계산값은 5.01 Gy였으나 MVCT 영상자료를 이용해 계산한 결과 5.37 Gy로 약 7% 정도의 선량이 증가하는 것으로 나타났다. Fig. 8의 DVH와 선량분포도 영상에서도 GTV와 척추신경에 대해 KVCT와 MVCT간에 차이를 보여 주고 있다.

Table 4는 상기의 환자에게 8 Gy씩 3회에 걸쳐 총 24 Gy를 분할 조사해 매 치료 전 MVCT를 촬영한 영상을 이용해 선량검증계산(adaptive planning)을 해 선량의 차이를 분석한 결과이다.

이 결과 GTV에서는 분할조사 기간 중 0.5~0.65%의 선량이 차이가 나는 것을 확인 할 수 있었으며 척추신경에서는 0.26~0.32%의 선량에 차이가 있는 것으로 측정되었다. 이때 발생한 총 평균선량오차는 GTV에서 1.74 ± 0.92 Gy, 척추에서는 0.89 ± 0.3으로 나타났으며 누적선량오차 및 용적의 합은 Fig. 9와 같다.

Table 4. Dose difference per fractionation in GTV and spinal cord

dose difference	GTV		SPINAL_CORD	
	mean (Gy)	std	mean (Gy)	std
1st_fraction	0.50	0.32	0.26	0.10
2nd_fraction	0.58	0.32	0.31	0.11
3rd_fraction	0.65	0.33	0.32	0.11
SUM_total_fx	1.74	0.92	0.89	0.30

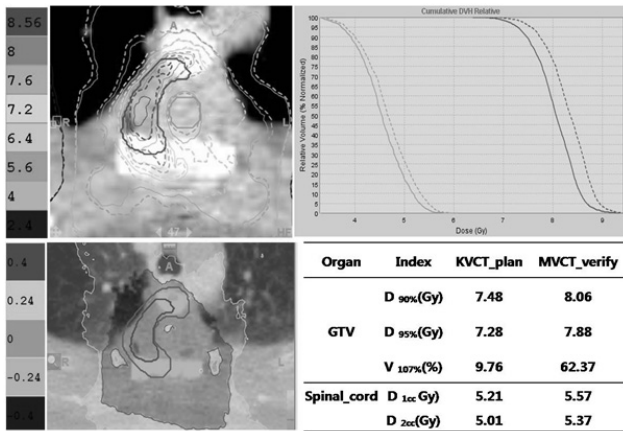


Fig. 8. Dose difference of 1fraction tomo-treatment. Solid line is planning dose, dash line is verified dose, and lower-left segment is dose difference distribution

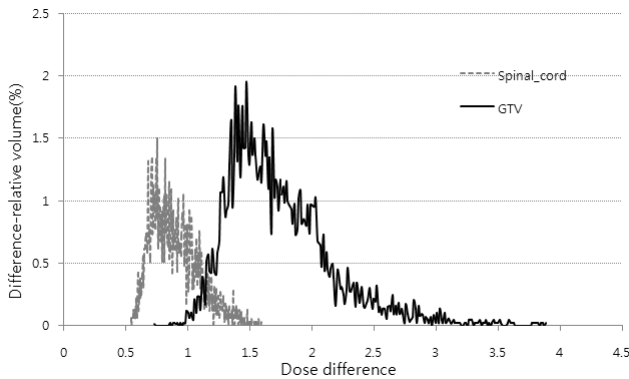


Fig. 9. Dose difference in Gross tumor volume and spinal cord

IV. 고찰 및 결론

전산화 모의단층 촬영기를 이용한 방사선치료계획 시 불균질 조직에 대한 정확한 선량 보정을 위해 HU와 보정 계수(conversion factor)에 대한 정보를 정확하게 치료 계획장치에 입력시키는 것은 매우 기초적이면서도 중요하다. 그러나 HU와 보정계수는 사용하는 장비와 팬텀, kVp, 선질, 사용하는 필터 그리고 영상 재구성 알고리즘에 따라서 값이 달라 질 수 있기에 세심한 주의를 요하게 된다. Constantinou 등에 따르면 동일한 제조사에서 제작한 다른 모델의 CT를 이용하여 촬영했을 때도 연부조직(soft tissue)과 피질성골(cortical bone)에서 HU값이 각각 4와 40의 차이를 보이며 제조사가 다른 CT를 이용했을 때 고밀도 영역에서는 200 HU 이상의 차이를 보인

경우도 있다고 보고하고 있으며 따라서 조직불균일 보정을 위해 CT number값(H.U) 이용 시에는 각 CT별로 조직밀도에 따른 HU값을 측정해 이용해야 한다고 보고하고 있고 본 연구에서 또한 KVCT와 MVCT를 이용해 촬영한 자료에서도 동일한 결과를 얻을 수 있었다.

두 장비 간 비교 결과 농도가 낮은 물질에서는 두 장비 간 HU값의 차이가 크지 않았으나 밀도가 증가 할수록, 연구 결과 2에서 본 바와 같이 고밀도 물질에서의 분해능이 매우 우수한 것을 확인하였다.

Florian Sterzing(2009) 등은 MVCT에 얻은 sinogram 자료를 이용해 치료 선량을 계산하려는 시도가 여러 연구자에 의해 제안되었으며 인공보형물 등의 금속물질이 포함된 경우 아티팩트가 발생하지 않기 때문에 더 정밀한 종양의 모양을 확인 할 수 있을 뿐더러 정확한 선량 계산이 가능하다고 보고하고 있고¹⁰⁾ A.P.Shah 등은 MVCT를 이용한 영상 획득 시에 환자가 받는 선량에 대한 연구에서 보고한 바와 같이¹¹⁾ 환자의 회당 처방 선량이 200 cGy에서 MVCT 촬영 시 2 cGy 이하로 매우 적은 양임을 고려한다면 KVCT에서 고밀도 물질 아티팩트에 의한 영상 왜곡이 있는 환자의 치료 계획 시 MVCT를 이용하는 것은 2차적인 영상 재구성 프로세스를 거치지 않으면서도 시행 할 수 있다는 점에서 적절한 임상적 응용방안으로 사료된다.

흔히 이러한 전자 밀도의 변화는 체내 삽입된 보형 물질에 의한 아티팩트, 환자의 체내 혹은 체외에 있는 고정 물질, 장비 노화에 따른 영상의 잡음(noise)의 증가 그리고 조영제의 주입여부 등에 의해서도 변하게 되나 그 차이가 크지 않음으로 인해 치료계획 시 종종 간과되어지고 있는 실정이다. 그러나 3차원 입체 조형 치료 기술, 세기 조절 방사선 치료 기술, 토모테라피 등의 정밀한 치료 계획의 발전과 더불어, 회당 선량을 획기적으로 증가시키는 단기간 방사선 치료(short course radiation therapy), 다중 처방 동시 조사기법(simultaneous integral boost), 정위적 방사선 치료(stereotactic radiotherapy) 등, 조사 선량을 높여 짧은 기간에 치료하는 방법에서는 이와 같은 작은 선량계산의 차이가 결정 장기의 손상 등 생물학적으로 치명적인 결과를 초래할 수 있으며 치료 결과에도 상당한 영향을 미칠 수 있기에 주의를 요한다.

조사선량의 정확성을 측정하기 위해 사용하는 r값 측정 결과 KVCT와 MVCT에서 각각 94.92%, 93.87%로 큰 차이를 보이지 않았으며 이는 S.D. Thomas 등이 보고한 결과값, DTA 4 mm와 선량 3% 차이를 기준으로 분석했을 때 94.53%가 일치한다는 보고와 큰 차이를 보이지

않았다¹²⁾. 그러나 ICRU report 42에서는 허용오차 범위를 DTA와 선량의 차이를 각각 2 mm와 2%를 권고¹³⁾하고 있어 본 연구의 결과에 대해 이 기준을 적용했을 경우에 한해선 다소간의 차이가 날 수 있으므로 DTA 및 선량의 허용 범위는 재 치료 여부 및 주변에 결정장기의 유무에 따라 다르게 적용하는 것이 좋으리라 판단된다. 즉 방사선치료를 시행한 원발병소에서 재발 해 추가로 방사선 조사 시에는 ICRU 42와 같이 보다 엄격한 허용오차 범위를 적용하는 것이 부작용을 최소화 하며 치료결과를 향상시킬 수 있는 방법이라 사료된다.

본 연구 방법을 실제 치료 환자에 적용한 결과 인체 내에 삽입된 고밀도 보형 물질로 인해 처방선량의 7.2%의 종양선량 차이를 나타냈고 인접한 장기의 선량은 약 15%의 선량차이를 나타냄으로써 방사선 치료선량 허용오차 범위를 초과할 수 있다는 것을 확인하였다. 이와 같은 문제점을 보완하고자 MVCT 자료를 이용해 치료계획을 하는 연구들이 이루어지고 있으며 Hong, K, S 등에 따르면 MVCT가 비록 고 에너지 방사선(~3.5 Mev)을 방사선원으로 사용하지만 KVCT에 비해 공간적 분해능(contrast-resolution)이나 균등도(uniformity)에서는 큰 차이를 보이지 않고 있으며 금속조형물들이 있을 경우에는 종양을 더 잘 파악할 수 있으며 역방향치료계획(inverse treatment planning) 수립 시 불확실성을 감소시키고 또한 영상유도방사선치료(image guided radiotherapy) 시에 더 정확하게 해부학적 위치를 묘사할 수 있다고 보고하고 있다¹⁴⁾.

여기에 더해 MVCT는 저속으로 회전하는 동안 영상을 얻기 때문에 호흡주기 전 과정 동안 계산된 내부종양용적에 폐암과 같이 움직이는 종양 및 주변의 정상조직의 윤곽을 파악할 수 있는 장점이 있기에¹⁵⁾ 치료 선량 계획에 MVCT가 매우 유용하게 이용될 수 있다고 볼 수 있다. 하지만 많은 연구에서도 언급되었듯이 해상도(resolution) 등의 화질이 상대적으로 떨어지기에 정상 장기 및 종양의 경계를 명확히 구분할 수 없다는 단점이 있으므로 KVCT와 기타 타 영상 자료와 융합해서 사용하는 것이 바람직할 것으로 사료되며 MVCT 영상의 화질을 높이기 위한 연구가 계속 되어야 할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Hsieh J, M: Medical CT and ultrasound current technology and application Madison, Adanced

Medical Publishing, 487-518, 1995

2. Chris Constantinou, James C, Harrington et al.: An electron density calibration phantom for C-T based treatment planning computers, Medical Physics, 19(2), 325-327, 1992

3. Ahnesj A.: Collapsed cone convolution of radi- ant energy for photon dose calculation in het- erogeneous media, Medical Physics, 16, 577-92, 1989

4. O'Connor J.: The variation for scattered x-rays with density in an irradiated body, Phys. Med. Biol, 352-69, 1957

5. Wang G, Frei T, Vannier MW: A fast iterative algorithm for metal artifact reduction in X-ray CT, Acad Radiol, 7, 607-614, 2000

6. Zhao S, Robertson DD, Wang G: X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: An ap- plication for imaging total hip prosthesis, IEEE Transact Med. Imaging, 1, 1238-1247, 2000

7. Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J: Reduction of CT artifacts caused by metallic implants, Radiology, 164, 576-577, 1987

8. Daniel A. Low, William B, Harms, S. Mutic et al.: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, Medical Physics, 25(5), 1998

9. M.J.Butson, Peter K.N.Yu, Tsang Cheung et al.: Energy response of the new E BT2 radiochromic film to x-ray radiation, Radiation measure- ments, 45, 836-839, 2010

10. Florian S, Jorn Kalz, Gabriele S. Perez et al.: Megavoltage CT in Helical Tomotherapy-Clinical Advantage and Limitations of Special Physical Characteristics, Technology in Cancer Reserch and Treatment, 8(5), 343-352, 2009

11. A.P. Shah, K.M. Langen, K.Ruchala et al.: Patient-specific Dose From Megavoltage CT Imaging With a Helical Tomotherapy Unit, Int. J. Rad. Onccol. Bio. Phys, 69(3), S193-S194, 2007

12. S.D. Thomas, M. Mackenzie, G.C. Field et al: Patient specific treatment verifications for heli- cal tomotherapy treatment plans, Med. Phys, 32(12), 3793-3800, 2005

13. ICRU 42, Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high energy photons and electrons, 1987
14. Hong T.S, Welsh, J.S, Riter et al.: Megavoltage computed tomography: an emerging tool for image guided radiotherapy, Am J Clin Oncol, 30, 617-623, 2007
15. Smeenk, C, Gaede S. Battista et al.: Delineation of moving targets with slow MVCT scans: implication for adaptive non-gated lung tomotherapy, Phys Med Biol, 52, 1119, 2007

• Abstract

A Study of Usefulness for Megavoltage Computed Tomography on the Radiation Treatment Planning

Jeong-Hee Cho · Joo-Ho Kim · Hyun-Soo Khang¹⁾ · Jong-Seok Lee²⁾ · Beong-Gyu Yoo²⁾

Department of Radiation Oncology, Yonsei Cancer Center, Yonsei University Health System ·

¹⁾*Department of Radiologic Technology, Eulji University ·*

²⁾*Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University*

The purpose of this study was to investigate image differences between KVCT vs MVCT depending on a high densities metal included in the phantom and to analyze the r values for the purpose of the dose differences between each methods. We verified the possibilities for clinical indications that using MVCT is available for the radiation therapy treatment planning.

Cheese phantom was used to get a density table for each CT and CT sinogram data was transferred to radiation planning computer through DICOM_RT. Using this data, the treatment dose plan has been calculated in RTP system. We compared the differences of r values between calculated and measured values, and then applied this data to the real patient's treatment planning.

The contrast of MVCT image was superior to KVCT. In KVCT, each pixel which has more than 3.0 of density was difficult to be differentiated, but in MVCT, more than 5.0 density of pixels were distinguished clearly. With the normal phantom, the percentage of the case which has less than 1($r \leq 1$, acceptable criteria) of gamma value, was 94.92% for KVCT and 93.87% for MVCT. But with the cheese phantom, which has high density plug, the percentage was 88.25% for KVCT and 93.77% for MVCT respectively.

MVCT has many advantages than KVCT. Especially, when the patient has high density metal, such as total hip arthroplasty, MVCT is more efficient to define the anatomical structure around the high density implants without any artifacts. MVCT helps to calculate the treatment dose more accurately.

Key Words : KVCT, MVCT, artifacts, r-value, treatment dose calculation