

양성자 치료계획에서 Iterative Metal Artifact Reduction(IMAR) Algorithm 적용의 유용성 평가

국립암센터 양성자치료센터

한영길·장요종·강동혁·김선영·이두현

목적: CT(computed tomography) 영상에서 Metal Artifact로 인해 왜곡된 영상을 보정하는 Iterative Metal Artifact Reduction(IMAR) Algorithm의 정확성을 평가하고 양성자 치료계획에서 IMAR Algorithm 적용의 유용성을 평가하고자 한다.

대상 및 방법: CT simulator를 이용하여 CIRS Phantom 내에 금속을 삽입한 것과 삽입하지 않은 영상을 각각 촬영하였다. Phantom 내의 동일한 위치에 ROI1, ROI2를 설정하여 금속이 없는 경우의 영상과 금속으로 인한 Artifact가 발생한 영상, IMAR Algorithm을 적용한 영상에서 CT Number값의 차이를 비교하였다. 또, 금속 주변에 위치한 조직등가물질의 CT Number값을 비교하였다. 척추에 임플란트 시술을 시행한 환자를 가정하여 Rando 팬텀의 척추 부위에 Titanium 봉을 삽입하여 CT 촬영을 하였다. IMAR Algorithm 적용 전과 후의 영상에서 같은 부위에 ROI 1, ROI 2를 설정하여 CT Number값을 측정하고, 각각의 영상에 동일한 양성자 치료계획을 세워 세 지점에서 양성자선의 비정(Range)의 차이를 비교하였다.

결과: CIRS Phantom 평가에서 금속이 없는 경우의 평균 CT number값은 ROI 1에서 -6.5 HU, ROI 2에서 -10.5 HU였다. 금속이 있는 경우 Fe, Ti, W 순으로 ROI 1에서 -148.1, -45.1, -151.7 HU였으며 IMAR Algorithm을 적용 하였을 때는 -0.9, -2.0, -1.9 HU로 증가하였다. ROI 2에서는 금속이 있는 경우 171.8, 63.9, 177.0 HU였으며 IMAR Algorithm 적용 후에는 10.0, 6.7, 8.1 HU로 감소하였다. 조직등가물질의 CT Number값은 가장 멀리 위치한 폐를 제외하고 모두 원래의 CT Number값에 가깝게 보정이 되었다. Rando Phantom 평가는 금속이 없는 경우와 금속이 있는 경우, IMAR Algorithm을 적용하였을 때 평균 CT Number값은 각각 ROI 1에서 9.9, -202.8, 35.1 HU였으며 ROI 2에서 9.0, 107.1, 29 HU였다. 치료계획에서 금속이 없을 때와 양성자선의 Range의 차이는 IMAR Algorithm을 적용하였을 때 1번 지점에서 평균 0.26 cm 감소하였으며 2번 지점에서 평균 0.20 cm 감소하였다. 3번 지점에서는 평균 0.12 cm 감소하였다.

결론: IMAR Algorithm을 적용함으로써 CT Number값은 금속이 없을 때의 원래의 값에 가깝게 보정되었다. 또, 양성자 치료계획의 Beam Profile에서 IMAR Algorithm 적용 후 비정의 차이가 0.01에서 최대 3.6 mm 줄어 들었다. Artifact가 존재하지 않는 영상과 비교하여 약간의 차이는 존재하지만 양성자의 비정에 따른 선량의 급격한 변화를 고려한다면 금속이 있는 환자에게 IMAR Algorithm의 적용은 유용할 것으로 사료된다.

▶ **핵심용어:** Iterative Metal Artifact Reduction, IMAR, Metal Artifact, 양성자 치료

서론

책임저자: 한영길, 국립암센터 양성자치료센터
경기 고양시 일산동구 일산로 323(마두1동 809번지)
양성자치료센터, 410-769
Tel: 031)920-0485, Fax: 031)920-0149
E-mail: yghan0001@gmail.com

전산화단층촬영(Computed Tomography, CT)은 원형의 Gantry에 환자를 통과시키며 연속적으로 X-선을 조사하여 데이터를 획득하는 의료 장비이다. 이렇게 획득된 데이터는 재구성 작업을 통해 단면 또는 3차원적인 영상으로

변환이 가능하다. 일반 X선 영상과는 달리 인체를 횡단면 영상으로 보여줌으로써 내부 장기와 구조의 형태를 명확하게 나타내는 장점이 있다.⁽¹⁾ CT 장비가 방사선 치료계획에 적용되면서 보다 입체적이고 정밀한 치료계획을 가능하게 하였다.

하지만 CT 영상은 체내에 금속이 존재할 경우 금속으로 인한 Artifact가 발생한다. 최근 Dental Implant 나 Spine Implant 등의 금속을 사용해 시술을 시행한 환자들이 많아짐에 따라 치료계획을 위한 CT 영상에서도 이러한 Metal Artifact로 인해서 영상이 왜곡되는 경우가 빈번히 발생하고 있다. 이러한 Artifact는 Beam Hardening effects, 산란, Edge effect 등 복잡한 현상으로 인해 발생하며 주위에 밝은 줄무늬(bright streaks)를 만들거나 감약이 큰 두 물체 사이에서 어두운 줄무늬(dark streaks)의 형태로 나타난다.⁽²⁾ 이는 Target과 정상 조직 등 해부학적 구조의 구분을 어렵게 할 뿐만 아니라 CT number값에도 오류를 일으켜 선량 계산에도 영향을 미치게 된다. 이에 각 장비 회사에서는 이러한 Metal Artifact를 줄이기 위해서 여러 가지 Algorithm을 개발해왔다.^(3,4)

그 중 Siemens사의 Iterative Metal Artifact Reduction(IMAR) Algorithm은 기존의 Normalized Metal Artifact Reduction(NMAR)과 Frequency-split Metal Artifact Reduction(FSMAR)을 결합한 Algorithm으로 정규화 작업과 주파수 분할 계산을 반복적으로 수행하면서 기존 영상의 Artifact를 줄여가는 방식이다.^(5,6)

기존의 X-선을 이용한 방사선 치료에서 Metal Artifact는 영상을 왜곡시켜 방사선 치료계획의 선량계산에 영향을 미치는 것이 연구를 통해 입증되었다.^(7,8) 특히 양성자 치료는 기존의 X선 치료와는 달리 특정 범위에서만 에너지를 집중적으로 발산시킨 후 에너지가 급격하게 감소하는 Bragg peak라는 특성을 지닌다. 그렇기 때문에 Bragg peak의 집합인 SOBP(Spread-out Bragg Peak)가 치료계획에서 중요한 파라미터 중의 하나이며 이는 CT 영상의 해상도 및 주변 불균질 물질에 의해 영향을 받는다.⁽⁹⁾ 이러한 SOBP의 위치는 양성자선의 비정(Range)에 의해 결정된다.

본 연구에서는 Artifact가 없는 원래의 영상과 Artifact 영상에 IMAR Algorithm을 적용한 영상을 비교하여 AI-

gorithm의 보정 정도를 알아보고 각 영상에 동일한 양성자 치료계획을 세워 Range를 비교함으로써 양성자 치료에서 IMAR algorithm의 유용성을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

1. CIRS 062 Phantom Study

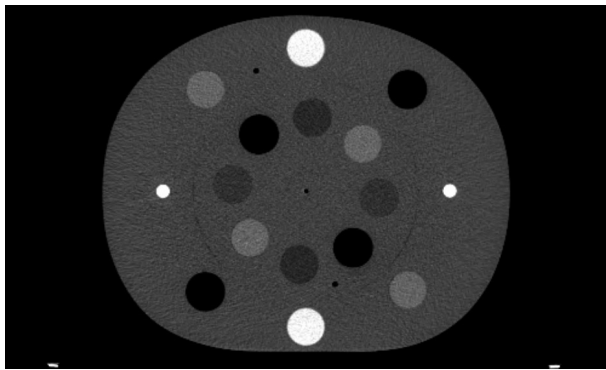
Phantom은 Electron Density Reference Phantom(Model 062, CIRS, USA)을 사용하였다(Fig. 1). CIRS Phantom는 다양한 조직의 CT Number와 전자 밀도 사이의 관계를 파악할 때 사용된다. Phantom은 32 × 27 cm의 원형 형태로 지름 3 cm의 구멍이 17개가 뚫려 있어 각각의 구멍에는 조직 등가 물질을 삽입할 수 있는 형태



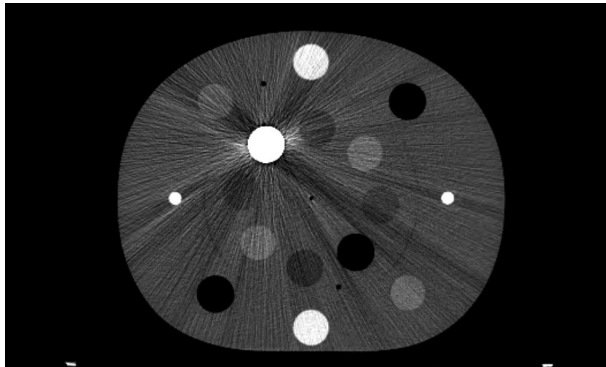
Fig. 1. CIRS 062 Phantom

Table 1. Proprietary Epoxy Resin

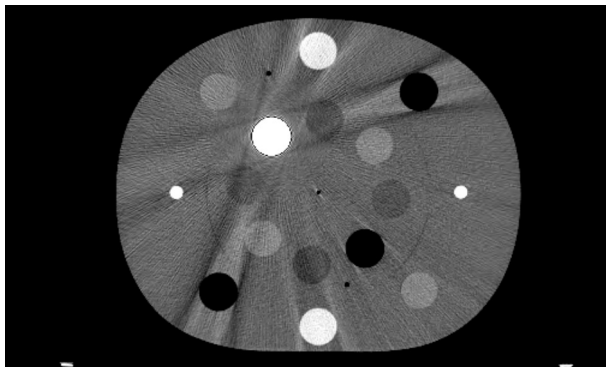
물질의 종류	Physical Density	Electron density relative to H ₂ O
H ₂ O	1,000	1,000
Lung	0,495	0,489
Breast (50/50)	0,991	0,976
Dense bone	1,609	1,512
Trabecular bone	1,161	1,117
Liver	1,071	1,052
Muscle	1,062	1,043
Adipose	0,967	0,952



(1) No Metal



(2) Without IMAR



(3) With IMAR

Fig. 2. CIRS 062 Phantom

로 되어 있다. 조직 등가 물질로는 폐, 지방, 간, 근육, 지방, 해면골, 치밀골이 있다(Table 1). 이 실험을 통하여 IMAR Algorithm의 적용으로 Artifact 영상의 CT number값이 보정되는 정도의 정확성을 확인하고자 하였다. CT Simulator는 SIEMENS 사의 SOMATOM Definition AS를 사용하였으며 촬영은 120 kV에 Eff.mAS 350, Slice thickness는 2 mm, FOV는 500 mm로 촬영하였으며 Kernel은 B31s medium smooth+를 사용하였다.

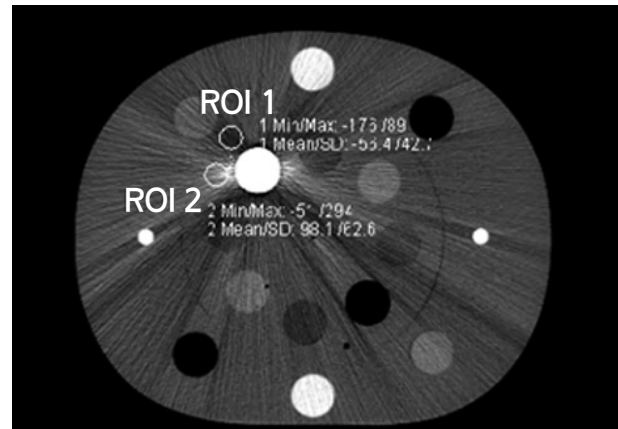


Fig. 3. ROI 1(Dark Streaks), ROI 2(Bright Streaks)

1) CT Number값의 변화

Phantom 내에 금속을 삽입하지 않고 촬영을 한 후에 같은 방법으로 Phantom에 금속을 삽입하여 Metal Artifact가 발생하도록 촬영을 하였다. 총 두 번의 촬영으로 Phantom 내에 금속이 없는 영상과 Metal Artifact가 발생한 영상, 그리고 IMAR algorithm을 적용하여 Artifact를 보정한 영상, 총 세 가지 영상을 획득하였다(Fig. 2). 각각의 영상에서 같은 위치에 ROI 1, ROI 2(2.0 cm²)를 설정하여 CT number값을 측정하였다. ROI 1은 Artifact가 발생한 영상에서 Dark Streak 부분을 설정하였고 ROI 2는 Bright Streak 부분에 설정하였다(Fig. 3). 금속의 종류는 철(Fe), 티타늄(Ti), 텅스텐(W)을 사용하였다.

2) 조직등가물질의 CT Number값의 변화

Artifact로 인한 조직등가물질의 CT number값의 변화를 알아보기 위하여 Phantom 내에 금속을 삽입하지 않고 촬영한 후 티타늄(Ti)을 삽입한 후 촬영을 하였다. 두 번의 촬영으로 Phantom 내에 금속이 없는 영상과 금속을 삽입하여 artifact가 발생한 영상, IMAR Algorithm을 적용하여 Artifact를 보정한 영상, 총 세 가지 영상을 획득하였다. 각각의 영상에서 조직등가물질의 CT number값을 측정하였다(Fig. 4).

2. Rando Phantom Study

Spine Implant 시술 환자를 가정하기 위해서 Rando Phantom 내 척추 부위에 티타늄 봉(7 \varnothing × 25 mm)을 삽

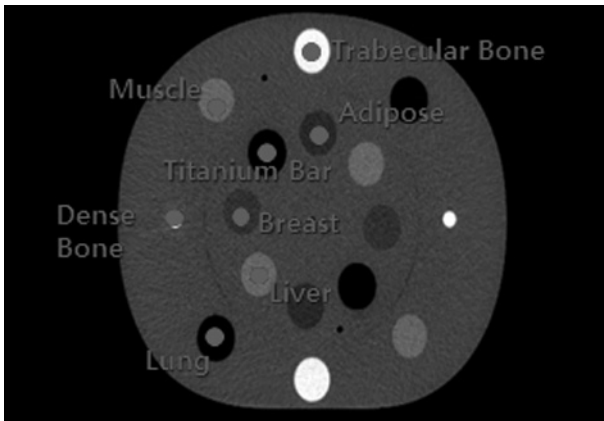


Fig. 4. Tissue Equivalent Material image(CIRS Phantom)

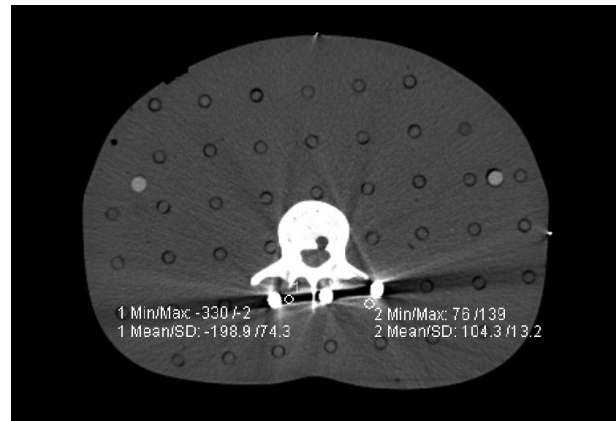


Fig. 6. Rando Phantom Artifact Image



Fig. 5. Titanium Bar, Rando Phantom

입하였다(Fig. 5). Rando phantom은 Alderson radiation therapy phantom(RANDO: rsdphantoms, USA)을 사용하였으며 촬영은 120 kV에 Eff.mAS 300, Slice thickness는 3 mm, FOV는 400 mm로 촬영하였으며

Kernel은 B31s medium smooth+를 사용하였다. 영상은 티타늄 봉을 삽입하지 않고 Phantom만 촬영한 영상과 티타늄 봉을 삽입한 후 Artifact가 발생한 영상, IMAR algorithm을 적용하여 Artifact를 보정한 영상 세 가지 영상을 획득하였다.

1) CT number값의 변화

각각의 영상에서 CT number값의 변화를 관찰하기 위하여 Artifact가 발생한 영상에서 Dark Streaks 부분(ROI 1)과 Bright Streaks 부분(ROI 2)을 설정하여 CT Number값을 측정하였다. ROI의 크기는 0.4 cm²로 동일하게 설정하였다(Fig. 6). 각 Slice에서 CT Number값을 바탕으로 최대값과 최소값 그리고 평균 CT number값을 구하여 IMAR Algorithm의 적용으로 인한 CT number값의 변화를 비교하였다.

2) Range의 변화

양성자 치료계획을 위해 Eclipse Proton Planning System(Version 13.7, Varian, USA)을 사용하였고 선량 계산을 위하여 Proton Convolution Superposition 알고리즘을 사용하였다.

Eclipse의 External planning system을 이용하여 PAN치료 환자를 가정하여 세 개의 영상에 PA 방향 1 Port의 동일한 치료계획을 세웠다. PAN치료를 위한 가상의 PTV를 설정했으며 Double scatter mode로 PTV에 0.7 cm의 Block Margin으로 Plan하였다. 그리고 치료계획용

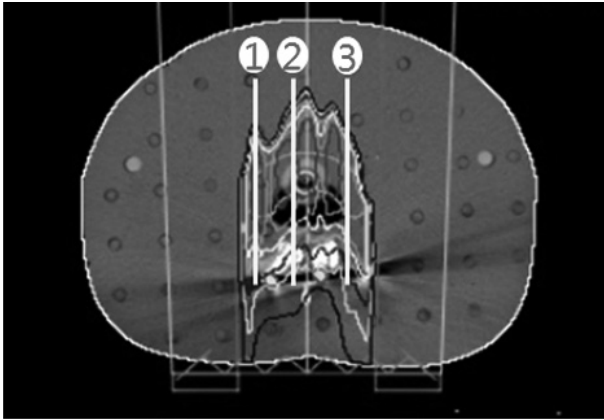


Fig. 7. Rando Phantom Study(Beam Profile)

컴퓨터의 Dose Line Profile Tool을 이용하여 각 영상의 같은 지점에서 Beam Profile을 측정하였다. IMAR Algorithm을 적용함으로써 Beam Profile의 변화를 알아보기 위하여 각각의 그래프에서 90 % 선량 지점에서 Range의 길이를 측정하였다. 그리고 IMAR Algorithm을 적용하기 전 후의 Range의 길이와 Artifact가 없을 때 영상에서의 Range 길이의 차이를 각각 계산하여 Algorithm 적용으로 인해 줄어든 차이를 구하였다. 측정 지점은 Artifact가 발생한 선상의 1번, 2번, 3번 세 지점에서 측정하였으며 각 지점에서의 최대값, 최소값, 평균값을 구하였다(Fig. 7).

결 과

1. CIRS 062 Phantom Study

1) CT Number값의 변화

각각의 영상에서 ROI 1, ROI 2의 최대값, 최소값, 평균 CT number값을 구하여 IMAR Algorithm을 적용함으로써 그 값이 얼마나 변화하였는지를 측정하였다.

금속이 없을 때 평균 CT Number값은 ROI 1에서는 -6.5 HU이었다. 금속을 넣고 촬영하였을 때 평균 CT Number값은 금속별로 철(Fe), 티타늄(Ti), 텅스텐(W) 순으로 -148.1, -45.1, -151.7 HU이었으며 IMAR Algorithm을 적용하였을 때 평균 CT Number값은 -0.9, -2.0, -1.9HU이었다(Fig. 8). ROI 2에서 금속이 없을 때 평균 CT Number값은 -10.5 HU이었다. 금속을 넣고 촬

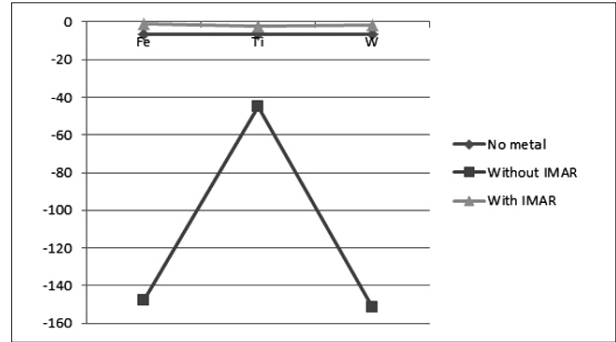


Fig. 8. ROI 1 Mean CT Number(CIRS Phantom)

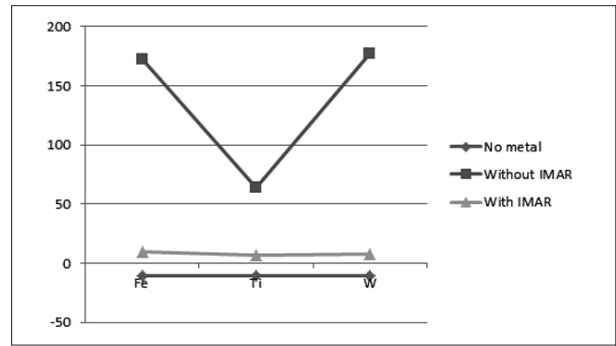


Fig. 9. ROI 2 Mean CT Number(CIRS Phantom)

영하였을 때 평균 CT Number값은 금속별로 철(Fe), 티타늄(Ti), 텅스텐(W) 순으로 171.8, 63.9, 177.0 HU이었으며 IMAR Algorithm을 적용하였을 때는 ROI 2에서 평균 CT Number값은 10.0, 6.7, 8.1 HU이었다(Fig. 9).

2) 조직등가물질의 CT Number값의 변화

모든 조직등가물질에서 IMAR Algorithm을 적용하였을 때 원래의 CT Number값에 가깝게 보정되었다. 단, 가장 멀리 존재하고 있던 폐에서만 IMAR Algorithm을 적용한 후 조금 더 차이가 발생하였다(Table 2).

2. Rando Phantom Study

1) CT Number값의 변화

금속이 존재하지 않을 때 CT Number값은 ROI 1에서 최대값 47.3 HU, 최소값 -63.9 HU, 평균 9.9 HU으로 측정되었다. Artifact가 발생한 영상에서는 최대값 -96.5 HU, 최소값 -279.9 HU, 평균값 -202.8 HU으로 나타났

Table 2. Tissue equivalent material CT Number(HU)

mateeial	No metal	Without IMAR	With IMAR
Muscle	53.7	33.9	45.5
Trabecular Bone	234.4	225.9	227.0
Dense Bone	801.3	788.1	792.9
Breast	-31.8	-50.1	-26.1
Adipose	-50.9	-14.6	-38.2
Lung	-506.5	-492.2	-471.7
Liver	51.6	54.6	50.0

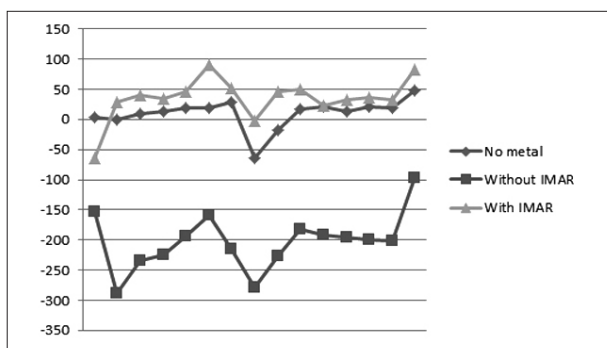


Fig. 10. ROI 1 CT Number(Rando Phantom)

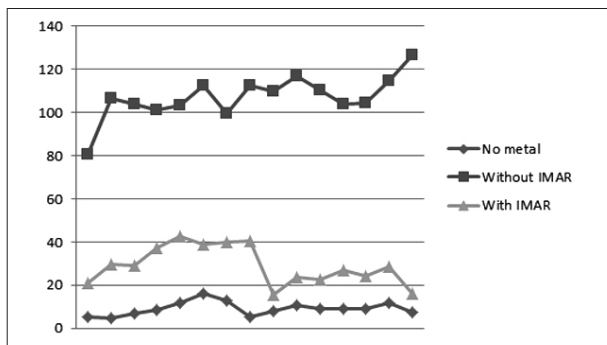


Fig. 11. ROI 2 CT Number(Rando Phantom)

다. IMAR Algorithm을 적용한 영상에서는 최대값 90.6 HU, 최소값 -65.0HU, 평균 35.1 HU으로 나타났다(Fig. 10). ROI 2에서는 금속이 존재하지 않을 때 최대값 16.3 HU, 최소값 4.7 HU, 평균 9.0 HU으로 측정되었다. Artifact가 발생한 영상에서는 최대값 126.6 HU, 최소값 80.5 HU, 평균값 107.1 HU으로 나타났다. IMAR Algorithm을 적용한 영상에서는 최대값 42.4 HU, 최소값 4.6 HU, 평균 29.0 HU으로 나타났다(Fig. 11).

Table 3. Difference in Range

(Unit in cm)

Range	Max	Min	Mean
Number 1	0.33	0.14	0.26
Number 2	0.36	0.01	0.20
Number 3	0.19	0.04	0.12

2) Range의 변화

1번, 2번, 3번 세 지점에서 IMAR Algorithm으로 인한 Range의 변화를 계산한 결과 Algorithm적용 후 1번 지점에서는 최대 0.33 cm, 최소 0.14 cm, 평균 0.26 cm 감소하였으며 2번 지점에서는 최대 0.36 cm, 최소 0.01 cm, 평균 0.20 cm 감소하였다. 3번 지점에서는 최대 0.19 cm, 최소 0.04 cm, 평균 0.12 cm 감소하였다(Table 3).

고안 및 결론

본 연구에서는 CT 영상에서 발생하는 Metal Artifact를 보정하는 IMAR algorithm을 적용하여 영상의 왜곡을 줄이고 CT Number를 측정하여 그 정확성을 알아보고자 하였다. 또, Range의 변화를 측정하여 기존 Artifact로 인해 발생하는 오차를 줄일 수 있는지 확인하고자 하였다. 그 결과 CIRS Phantom Study에서 IMAR Algorithm을 적용하였을 때 기존의 보정을 하지 않은 영상보다 기준 CT Number값에 가깝게 보정이 되는 것을 알 수 있었다. 또 조직등가물질의 경우에도 거리가 먼 곳에 위치한 폐에서 약간의 차이를 보였을 뿐 나머지 물질에서도 IMAR Algorithm을 적용한 영상에서 CT Number값이 기준 CT Number값에 가깝게 보정이 되었다.

Spine Implant 시술 환자를 가정된 Rando Phantom 영상에서도 IMAR Algorithm을 통해서 CT Number값이 기준 CT Number값에 가깝게 보정되는 것을 확인할 수 있었다. 또, 양성자 치료계획을 통한 Range의 차이를 비교한 실험에서도 기존 Artifact가 있는 영상에 비해 0.01~최대 3.6 mm의 차이를 줄일 수 있는 것을 확인할 수 있었다. 양성자는 Bragg peak라는 특성으로 인해 Range의 Distal Margin에서 수 mm의 작은 차이에도 급격한 선량 변화가 발생한다.⁽¹⁰⁾ 그렇기 때문에 Range의 오차를 줄이

기 위해서는 IMAR Algorithm의 적용을 고려해볼 수 있을 것이다. 물론 본 연구에서는 Range의 변화를 극적으로 확인하기 위하여 실제 치료계획과는 거리가 있는 Beam 방향을 설정하여 그 정도를 확인해보고자 하였지만 실제 임상에서도 어쩔 수 없이 Metal Artifact가 포함되는 경우와 Beam 방향의 제한이 생기는 경우가 존재할 것이다.

또, 치료계획의 Contouring 작업에서 Target과 주변 OAR에 발생한 Artifact는 Contouring 작업을 어렵게 만드는 경우가 종종 있다. Marian Axente는 IMAR Algorithm의 적용 전 후의 영상으로 실제 Contouring 작업을 비교한 연구로 IMAR Algorithm이 Contouring 작업에 유용하게 쓰일 수 있다는 것을 증명했다.⁽¹¹⁾

본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. Artifact가 존재하지 않는 원래의 CT Number값과 비교하기 위해 실제 환자를 대상으로 한 연구를 하지 못하고 Phantom을 이용한 연구를 하였다. 또, Rando Phantom에 Spine Implant를 가정한 티타늄 봉을 삽입하였지만 Rando Phantom내의 기존 Hole에 삽입하기 위하여 실제 임상에서 사용하는 Implant 크기보다는 작은 티타늄 봉을 사용할 수밖에 없었다. 실제 크기의 Implant를 통한 연구를 했다면 본 연구 결과보다 더 큰 차이를 확인할 수 있었을 것이다.

양성자 치료가 신체 모든 부위의 치료에 적용되고 갈수록 치료 건수가 늘어나고 있으며 Beam 방향의 제한으로 인해 금속이 존재하는 부위나 혹은 그 주변에 치료계획을 실시해야 하는 경우를 대비하여 실제 환자에 적용한 연구가 요구되며 Titanium뿐만 아니라 실제 임상에서 쓰이는 금속들을 이용한 여러 연구가 추가적으로 요구된다.

참고문헌

- 이상태. "TEXTBOOK of Computed Tomography". 청구문화사. 2005
- F. E. Boas and D. Fleischmann,: Computed tomography artifacts: Causes and reduction techniques, Imaging in Medicine 4 (2) 2012;229-240
- Li H, Noel C, Chen H, et al.: Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy. Med Phys 2012; 39:7507-17
- Huang JY, Kerns JR, Nute JL, et al.: An evaluation of three commercially available metal artifact reduction methods for CT imaging. Phys Med Biol 2015;60:1047-67
- Morsbach F, Bickelhaupt S, Wanner GA, et al.: Reduction of metal artifacts from hip prostheses on CT images of the pelvis: value of iterative reconstructions. Radiology 2013;268:237-244
- Morsbach F, Wurnig M, Kunz DM, et al.: Metal artefact reduction from dental hardware in carotid CT angiography using iterative reconstructions. Eur Radiol 2013;23:2687-2694
- Maerz M, Mittermair P, Krauss A, et al.: Iterative metal artifact reduction improves dose calculation accuracy. Strahlentherapie und Onkologie 2016;192,6:403-413
- BÄR E, Schwahofer A, Kuchenbecker S, et al.: Improving radiotherapy planning in patients with metallic implants using the iterative metal artifact reduction (iMAR) algorithm. Biomedical Physics & Engineering Express, 2015; 1,2: 025206
- Paganetti H.: Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations. Phys Med Biol, Jun 7 2012;57(11):R99-117
- LEVIN, W. P., et al. Proton beam therapy. British journal of Cancer, 2005; 93,8: 849-854
- AXENTE, Marian, et al. Clinical evaluation of the iterative metal artifact reduction algorithm for CT simulation in radiotherapy. Medical physics, 2015; 42,3: 1170-1183

Evaluation of Usefulness of Iterative Metal Artifact Reduction(IMAR) Algorithm In Proton Therapy Planning

Department of Proton Therapy Center, National Cancer Center, Goyang, Korea

Han Young Gil, Jang Yo Jong, Kim Sun Young, Kang Dong Heok, Lee Du Hyeon

Purpose: To evaluate the accuracy of the Iterative Metal Artifact Reduction (IMAR) algorithm in correcting CT (computed tomography) images distorted due to a metal artifact and to evaluate the usefulness when proton therapy plan was plan using the images on which IMAR algorithm was applied.

Materials and Methods: We used a CT simulator to capture the images when metal was not inserted in the CIRS model 062 Phantom and when metal was inserted in it and Artifact occurred. We compared the differences in the CT numbers from the images without metal, with a metal artifact, and with IMAR algorithm by setting ROI 1 and ROI 2 at the same position in the phantom. In addition, CT numbers of the tissue equivalents located near the metal were compared. For the evaluation of Rando Phantom, CT was taken by inserting a titanium rod into the spinal region of the Rando phantom modelling a patient who underwent spinal implant surgery. In addition, the same proton therapy plan was established for each image, and the differences in Range at three sites were compared.

Results: In the evaluation of CIRS Phantom, the CT numbers were -6.5 HU at ROI 1 and -10.5 HU at ROI 2 in the absence of metal. In the presence of metal, Fe, Ti, and W were -148.1, -45.1 and -151.7 HU at ROI 1, respectively, and when the IMAR algorithm was applied, it increased to -0.9, -2.0, -1.9 HU. In the presence of metal, they were 171.8, 63.9 and 177.0 HU at ROI 2 and after the application of IMAR algorithm they decreased to 10.0, 6.7 and 8.1 HU. The CT numbers of the tissue equivalents were corrected close to the original CT numbers except those in the lung located farthest. In the evaluation of the Rando Phantom, the mean CT numbers were 9.9, -202.8, and 35.1 HU at ROI 1, and 9.0, 107.1, and 29 HU at ROI 2 in the absence, presence of metal, and in the application of IMAR algorithm. The difference between the absence of metal and the range of proton beam in the therapy was reduced on the average by 0.26 cm at point 1, 0.20 cm at point 2, and 0.12 cm at point 3 when the IMAR algorithm was applied.

Conclusion: By applying the IMAR algorithm, the CT numbers were corrected close to the original ones obtained in the absence of metal. In the beam profile of the proton therapy, the difference in Range after applying the IMAR algorithm was reduced by 0.01 to 3.6 mm. There were slight differences as compared to the images absence of metal but it was thought that the application of the IMAR algorithm could result in less error compared with the conventional therapy.

► **Key words:** Iterative Metal Artifact Reduction, IMAR, Metal Artifact, Proton Therapy