

Analytical Anisotropic Algorithm을 사용한 폐암 치료 시 MU 검증 프로그램 적용에 관한 고찰

서울아산병원 방사선종양학과

김종민 · 김대섭 · 홍동기 · 백금문 · 박정원

목적: Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)을 사용하여 계산된 폐 부위 방사선치료계획은 Pencil Beam Convolution (PBC) Algorithm 기반의 MU 검증 프로그램을 이용하였을 때 MU의 오차가 발생하여 MU 검증 프로그램 사용에 어려움이 있다. 본원에서는 AAA를 사용하여 계산된 치료계획을 검증할 방법에 대하여 연구하였다.

대상 및 방법: Eclipse treatment planning system (Version 8.9, Varian, USA)을 사용하여 폐 부위 정위적체부방사선치료 (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT) 7건에서의 총 57개 조사야(Field) 각각에 대하여 선량계산 알고리즘으로 PBC와 AAA를 사용하여 계산하였다. 수립된 치료계획의 MU를 자체 개발하여 사용 중인 MU 검증 프로그램의 MU와 비교 분석하였다. PBC 알고리즘과 AAA에서 발생한 오차에 영향을 미칠 수 있는 조사야크기(Field size), 방사선이 폐 조직을 통과한 거리, 방사선이 중앙 조직을 통과한 거리, 유효깊이(Effective depth) 등 4가지 변수에 대하여 오차와의 상관관계를 상용 프로그램을 이용하여 분석하였다.

결과: PBC 알고리즘의 오차는 $0.2 \pm 1.0\%$ 로 나타났으며 AAA의 오차는 $3.5 \pm 2.8\%$ 로 나타났다. 또한, 오차에 영향을 미칠 수 있는 4가지 변수에 대해 분석한 결과, 방사선이 폐 조직을 통과한 거리와 MU의 오차와의 관계에서 상관계수 0.648 ($P=0.000$)로 유의하게 증가하였고, $\Delta_{AAA} = L.P \cdot 0.00903 + 0.02048$ 이라는 MU 보정인자를 산출해 낼 수 있었으며 MU 보정인자를 MU 검증 프로그램에 적용한 결과, 적용 전 $3.5 \pm 2.8\%$ 의 오차는 $0.4 \pm 2.0\%$ 이내로 줄어들었다.

결론: 본 연구에서는 방사선이 폐 조직을 통과한 거리가 커질수록 MU 검증 프로그램과의 오차가 커짐을 알아냈으며, MU 보정인자라는 간단한 방법을 통해 AAA 알고리즘의 MU를 검증할 수 있게 되었다.

핵심용어: PBC, AAA, MU 검증 프로그램, 폐 부위 방사선치료

서론

암 치료 효율을 높이기 위하여 새로운 방사선치료 기술들이 개발되어 임상에서 적용되고 있다. 이러한 최신의 방사선 치료 기술들은 체부에서 호흡에 의한 움직임을 조절하면서 많은 방사선을 한 번에 조사하는 정위적체부방사선치료 (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT)가 보편적으로 임상에서 적용할 수 있도록 하였다.¹⁾ 특히 온보드영상장치 (On-Board Imager system, OBI)를 이용한 영상유도방사선치료 (Image Guided Radiation Therapy, IGRT)는 정밀한 환자 위치 잡이(Set-up)를 가능하게 하였고, 호흡연동방사선치료 (Respiratory Gating Radiation Therapy, RGRT)는 호흡의 조절을 통하여 움직임을 있는 폐(Lung)와 간(Liver)에서도

SBRT를 가능하게 하여 효과적인 암 치료 방법으로 사용하게 되었다.²⁾ 이러한 정확한 치료를 위하여 더욱 더 정확한 선량 계산에 대한 이해와 구현이 중요하였으며 지난 10여 년 간의 Dosimetric 연구에서의 주된 관심사 중 하나였다.

과거 수작업으로 선량을 계산하여 치료에 적용하던 2 차원 방사선 치료와 달리 진보된 방사선 치료에서 치료계획 시스템(Treatment Planning System, TPS)의 도입은 필수적이라 할 수 있고, 현재 대다수의 방사선 치료기관에서 TPS를 도입하여 사용하고 있다. TPS는 복잡하고 다양한 알고리즘을 사용하여 뛰어난 계산능력과 정확한 선량계산을 제공한다. 하지만 환자 치료계획을 수립하는 과정에서 선량설계사(Dosimetrist)의 사소한 실수에 의한 계산오류의 위험이 항상 존재하기 때문에 개개 환자의 치료조건을 고려하여 제3자에 의한 독립적인 Monitor Unit (MU)를 교차 검증하는 것은 방사선 치료의 안전과 정확성을 위해 매우 중요한 과정이라 할 수 있다.^{3,4)} TPS에서 사용하는 알고리즘들의 특성을 비교하는

이 논문은 2012년 1월 27일 접수하여 2012년 3월 5일 채택되었음.
책임저자 : 김종민, 서울아산병원 방사선종양학과
Tel: 02)3010-2783, Fax: 02)3010-6950
E-mail: never-2-2@hanmail.net

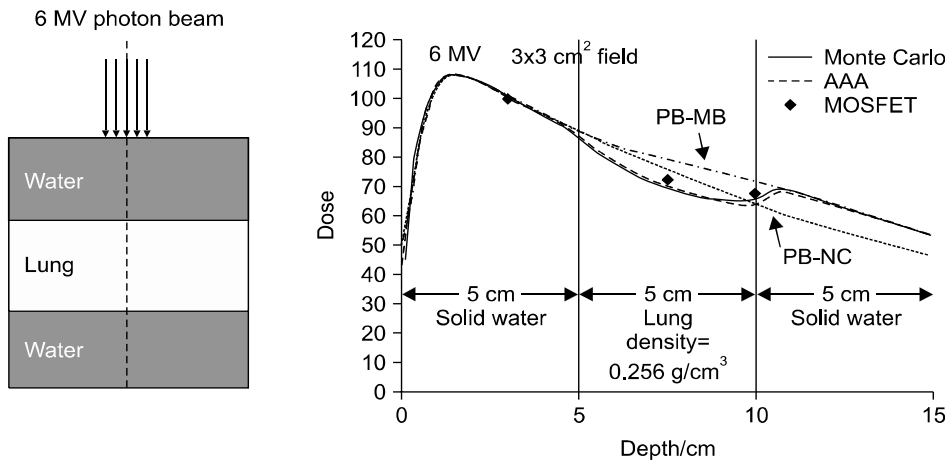


Fig. 1. Comparisons between calculated and measured dose distributions in a 5 cm lung slab sandwiched between two 5 cm solid water slabs for small incident 6 MV photon beams, respectively. The SSD of the incident beams is 87.5 cm in both cases.

연구들은 이미 선행 되었으며, Pencil Beam Convolution (PBC) 알고리즘과 Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)의 비교 또한 많이 선행되었다.⁵⁻⁷⁾ 특히 폐 부위에 방사선치료를 적용하는 환자는 연부조직과 폐 조직, 종양 조직 등 불균질한 매질로 구성되었기 때문에 불균질 매질에 대한 보정이 필요하며, 폐 부위 SBRT는 치료용적이 작고, 고 선량을 조사하기 때문에 선량계산 알고리즘에 의한 오차가 치료 효과에 큰 영향을 미칠 가능성이 크다. 그러므로 폐 부위 SBRT에서의 불균질 매질에 대한 보정이 더욱 강조되고 있다. Fig. 1에서 확인할 수 있듯이 PBC와 AAA는 선량계산의 차이가 발생한다.⁸⁾ AAA와 Monte Carlo system은 이차전자의 산란들을 비교적 근접하게 묘사하는 모델이며 불균질 매질에서의 선량 전달이 정밀하게 묘사되고 있다. Fig. 1에서 물속에 조사된 방사선이 2차 전자 평형을 이루고 선량이 서서히 감소하다가 공기와의 경계에서 전자들의 퍼짐이나 2차 전자 평형이 깨지는 현상으로 선량이 감소하는 현상을 보이고 있으며 다시 물과의 경계 부분에서 2차 전자 재 평형을 이루며 선량이 증가하는 모습을 나타내고 있다. AAA의 이러한 현상은 MOSFET 소자를 이용한 측정에서도 유사한 양상을 보인다. 하지만 PBC 알고리즘은 광자선(photon)에 의한 영향만이 고려되고 2차 산란선에 의한 영향이 고려되지 못하기 때문에 AAA와 선량계산의 차이를 보이고 있다.⁹⁻¹¹⁾ 특히 PBC 알고리즘의 modified batho 방법을 통해 불균질 보정을 한 그래프에서 물속에 조사된 방사선이 공기층을 만나기 전까지는 유사한 양상을 보이고 있지만, 공기층을 지나 선량이 증가하는 것으로 나타나고 있다. 이러한 선량계산의 차이는 PBC 알고리즘의 불균질 매질에 대한 보정 방법이 불균질 매질의 유효깊이(effective depth)를 사용하였기 때문이다. 이러한 현상은 AAA와 반대되는 양상이며 이러한 선량계산의 차이는 공기층을 지나 물과의 경계 부분에서 문제

가 될 수 있다. 공기와 물의 경계는 인체에서 폐와 종양조직의 경계로 생각하여 볼 수 있다. 폐와 종양조직과의 경계 부분에서 AAA에 보다 PBC의 선량계산이 과대평가되어 나타나고 있다. 만약 PBC 알고리즘을 사용하여 폐 부위의 선량계산을 하게 된다면 선량이 과대평가되는 현상에 의해 처방 선량을 낮추고 MU를 낮추어 전달하는 문제가 발생할 수 있으며 계획용표적체적(Planning Target Volume, PTV) 가장자리에 의도하는 선량보다 적은 선량이 전달되는 문제가 발생할 수 있다. PBC 알고리즘의 이러한 문제점이 있기 때문에 AAA가 개발되기 전 Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) 0236에서는 폐 부위에 SBRT를 적용할 때 불균질 매질에 대해 보정을 하지 않고 선량계산을 하기를 권고하고 있었다.¹²⁾ 그 이유는 PBC 알고리즘의 불균질 매질에 대한 보정 방법이 유효깊이를 사용하고 있기 때문에 PTV 경계에서의 선량이 과대평가 되는 현상 때문이었다. 불균질 매질에 대한 보정을 하지 않고 선량계산을 하게 되면 PTV 안에서 고 선량 영역이 나타나는 단점이 있기는 하지만 PTV 가장자리에서 나타나는 저 선량 영역을 방지할 수 있기 때문에 PBC 알고리즘에서 불균질 매질에 대해 보정을 하지 않기를 권고하고 있었다. 하지만 AAA처럼 불균질한 매질에 대해 선량 보정이 비교적 정확한 알고리즘이 개발되면서 RTOG 0915와 AAPM Task Group 101 Report에서는 폐 부위에 SBRT를 적용할 때 불균질 매질에 대한 선량 보정이 비교적 정확한 AAA와 같은 알고리즘을 사용하기를 권고하고 하였다.^{13,14)}

하지만 AAA를 사용하여 선량을 계산한 폐 부위 치료계획에서는 MU 검증 프로그램을 사용하여 MU를 검증하는 과정에서 오차가 크게 발생하는 것을 확인하였다. 기존 사용하고 있는 MU 검증 프로그램이 PBC 알고리즘을 기반으로 하고 있고 불균질 매질에 대한 보정 또한 유효깊이를 사용하고 있기 때문에 PBC 알고리즘을 사용한 치료계획의 MU 검증

에는 오차가 적지만 선량계산 방식이 PBC와 다른 AAA의 MU 검증에서는 오차가 발생하였다. 이러한 오차는 MU 검증 과정에서의 혼란을 발생시키고 치료계획의 신뢰성을 저하하기 때문에 AAA를 사용한 치료계획에서도 MU를 검증할 수 있는 방법에 대한 연구가 필요하였다. 본원에서는 MU 검증과정에서 발생하는 오차의 원인이 될 수 있는 4가지 변수에 대하여 분석하였고, AAA를 사용한 폐 부위 방사선 치료계획에서도 MU 검증 프로그램을 사용하여 MU를 검증할 방법에 대하여 연구하였다.

대상 및 방법

본원에 폐 부위 SBRT를 시행한 7명의 환자를 대상으로 Eclipse treatment planning system (Version 8.9, Varian, USA)을 사용하여 치료계획을 수립하였으며, 총 57개 조사야에 대하여 선량계산 알고리즘으로 PBC와 AAA를 사용하여 계산하였다. MU 검증 프로그램은 본원에서 자체 개발하여 사용 중인 RO 프로그램을 사용하였다(Fig. 2). RO 프로그램은 MU를 계산하기 위하여 종양선량, 에너지, 조사야, 유효깊이, 췌기각도 등 간단한 정보들을 입력하면 미리 입력된 빔 데이터들에 의해서 심부선량 백분율, 콜리메이터 산란계수, 팬텀 산란계수, 췌기 투과계수 등이 자동으로 입력되어 MU를 계산해 주는 간편한 MU 검증 프로그램이며, 최근 동적췌기필터에 대한 보정 또한 가능하도록 수정되었다. RO 프로그램을 사용하여 MU를 검증하는 과정에서 발생하는 오차를 확인하기 위하여 PBC 알고리즘으로 치료계획을 수립하여 얻어진 MU와 MU 검증 프로그램으로 얻어진 MU의 평균 오차와 표준편차를 계산한 후, PBC 알고리즘으로 계산된 치료계획을 모든 조건을 동일하게 설정하고 알고리즘을 AAA로 변환

하여 얻어진 MU를 MU 검증 프로그램의 MU와 비교하여 평균오차와 표준편차를 계산하였다. 또한, PBC 알고리즘과 AAA에서 발생한 오차에 영향을 미칠 수 있는 여러 가지 변수 중 조사야 크기(field size), 방사선의 입사지점에서부터 중심점까지의 거리 중 방사선이 폐 조직을 통과하는 거리(lung path distance), 방사선의 입사지점에서부터 중심점까지의 거리 중 종양 조직을 통과하는 거리(tumor path distance), 유효깊이, 4가지 변수에 대하여 오차와의 상관관계를 분석하였다.

첫 번째, 조사야 크기(field size)와 MU의 오차와의 상관관계는 각각의 조사야에서 조사야 크기의 변화에 대하여 MU의 오차 값의 변화를 분석하였다. 조사야 크기의 적용은 불규칙한 조사야를 정사각형 조사야로 변환하여 적용하였다.

두 번째, 방사선의 입사지점에서부터 중심점까지의 거리 중 방사선이 폐 조직을 통과하는 거리와 MU의 오차 값의 상

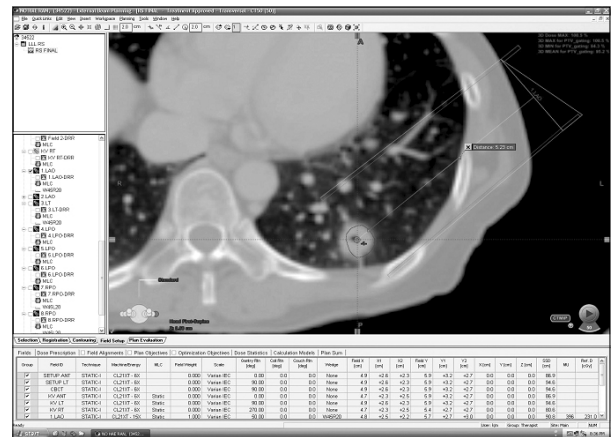


Fig. 3. Lung path distance measured with digital measure distance tool in eclipse planning system.

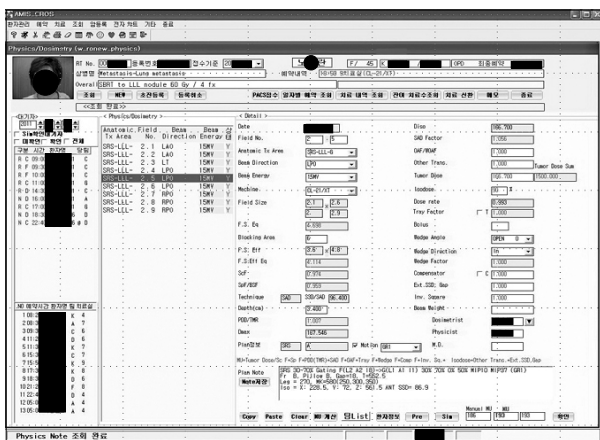


Fig. 2. Manual calculation program using in Asan Medical Center.



Fig. 4. Tumor path distance measured by digital measure distance in eclipse planning system.

관관계를 분석하였다. 치료계획시스템을 이용하여 치료계획된 전산화단층촬영모의치료(Computed Tomography simulation) 영상의 횡단면(transverse plane) 영상에서 전자 거리계(digital measure distance)를 이용하여 방사선이 폐 조직을 통과한 거리를 측정하였다(Fig. 3). 측정거리는 흉벽(Chest wall)의 안쪽과 폐의 경계지점부터 폐와 종양조직의 경계지점까지의 거리로 지정하였다.

세 번째, 방사선의 입사지점에서부터 중심점까지의 거리 중 종양조직을 통과하는 거리와 MU의 오차 값의 상관관계를 분석하였다. 치료계획시스템을 이용하여 치료계획된 CT 영상의 횡단면 영상에서 전자 거리계를 이용하여 방사선이 종양조직을 통과한 거리를 측정하였다(Fig. 4). 측정거리는 폐와 종양조직의 경계지점부터 치료 중심점까지의 거리로 지정하였다.

Table 1. Correlation coefficients analysis of verification MU and PBC and AAA errors using manual MU calculation program according to change of parameters (PBC error is MU error between PBC algorithm and manual calculation, AAA error is MU error between AAA algorithm and manual calculation, lung path is lung path distance, tumor path is tumor path distance, eff. depth is effective depth)

Fields	Parameters					
	1			2		
	PBC error (%)	Field size (cm)	AAA error (%)	PBC error (%)	Lung path (cm)	AAA error (%)
1	1.00	4.18	7.10	1.00	4.72	7.10
2	1.30	4.18	7.20	1.30	4.37	7.20
3	1.30	4.00	7.50	1.30	4.20	7.50
4	0.00	4.09	5.70	0.00	3.66	5.70
5	0.90	4.14	6.40	0.90	3.63	6.40
6	0.30	4.14	6.50	0.30	2.43	6.50
7	1.60	4.61	7.80	1.60	4.63	7.80
8	1.60	4.36	6.70	1.60	2.70	6.70
9	0.00	4.34	4.80	0.00	1.65	4.80
.
.
56	0.50	4.01	4.30	0.50	0.77	4.30
57	0.50	4.11	3.70	0.50	0.21	3.70
Correlation coefficient	-0.031 (P=0.816)	/	-0.223 (P=0.096)	0.463 (P=0.000)	/	0.648 (P=0.000)

Fields	Parameters					
	3			4		
	PBC error (%)	Tumor path (cm)	AAA error (%)	PBC error (%)	Eff. depth (cm)	AAA error (%)
1	1.00	1.38	7.10	1.00	1.30	7.10
2	1.30	1.09	7.20	1.30	7.40	7.20
3	1.30	0.94	7.50	1.30	5.60	7.50
4	0.00	1.43	5.70	0.00	6.30	5.70
5	0.90	1.59	6.40	0.90	6.90	6.40
6	0.30	1.95	6.50	0.30	8.40	6.50
7	1.60	1.22	7.80	1.60	5.80	7.80
8	1.60	1.13	6.70	1.60	5.60	6.70
9	0.00	1.10	4.80	0.00	4.30	4.80
.
.
56	0.50	1.18	4.30	0.50	4.00	4.30
57	0.50	1.23	3.70	0.50	3.40	3.70
Correlation coefficient	-0.336 (P=0.011)	/	-0.425 (P=0.001)	-0.211 (P=0.115)	/	-0.262 (P=0.049)

네 번째, 유효 깊이와 MU의 오차와의 상관관계를 분석하였다. 각각의 조사야에서 방사선이 통과한 거리를 조직밀도에 대하여 변환한 유효 깊이와 MU의 오차 값의 상관관계를 분석하였다. 유효 깊이는 Eclipse planning system의 Plan data에서 제공되는 유효깊이(effective depth)를 사용하였다.

각각 4가지 변수와 MU의 오차 값에 대해서 대응표본 T 검정과 Pearson 상관계수 분석 방법을 이용하여 비교하였고, 상관관계 분석은 상용 프로그램(SPSS 12.0K)을 이용하였다.

결 과

PBC 알고리즘과 AAA를 사용하여 계산된 치료계획의 MU와 MU 검증 프로그램을 이용하여 검증된 MU의 오차를 비교한 결과(Table 1), PBC 알고리즘의 오차는 $0.2 \pm 1.0\%$ 로 계산되었으며, AAA의 오차는 $3.5 \pm 2.8\%$ 로 PBC 알고리즘과 비교하여 AAA를 사용하여 계산하였을 때 MU 검증 프로그램

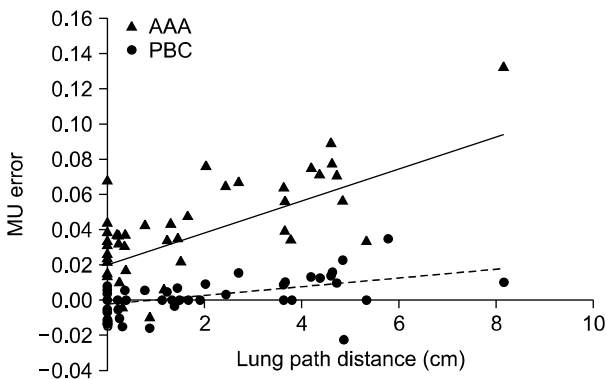


Fig. 5. Regression analysis of MU error and lung path distance using PBC and AAA.

과의 오차 발생이 증가함을 확인하였다.

또한, 오차에 영향을 미칠 수 있는 4가지 변수에 대해 상관관계를 분석해 본 결과,

첫 번째, 조사야 크기와 MU 오차와의 상관관계 분석은 PBC 알고리즘에서 상관계수 -0.031 ($P=0.816$)로 나타나 통계적으로 유의하지 않은 결과를 보였다. 또한 AAA에서도 상관계수 -0.223 ($P=0.096$)로 통계적으로 유의하지 않은 결과를 나타내었다.

두 번째, 방사선의 입사지점에서부터 중심점까지의 거리 중 방사선이 폐 조직을 통과하는 거리와의 상관관계 분석은 PBC 알고리즘에서 상관계수 0.463 ($P=0.000$)로 나타났으며, AAA에서 상관계수 0.648 ($P=0.000$)로 폐 조직을 통과하는 거리가 증가할수록 오차가 증가한다는 결과를 확인할 수 있었다.

세 번째, 방사선의 입사지점에서부터 중심점까지의 거리 중 종양조직을 통과하는 거리와 MU의 오차 값의 상관관계 분석은 PBC 알고리즘에서 상관계수 -0.336 ($P=0.011$)로 통계적으로 유의한 결과를 보였으며, AAA에서 상관계수 -0.425 ($P=0.001$)로 종양 조직을 통과한 거리가 감소할수록 오차가 증가한다는 다소 의미 있는 결과를 보였다.

네 번째, 유효 깊이와 MU의 오차와의 상관관계 분석은 PBC 알고리즘에서 상관계수 -0.211 ($P=0.115$)으로 통계적으로 유의하지 못하였으며, AAA에서 상관계수 -0.262 ($P=0.049$)로 통계적으로 유의하지만 다소 약한 상관관계를 보였다.

4가지 변수에 대하여 MU의 오차와의 상관관계를 분석해 본 결과 폐 조직을 통과한 거리가 증가할수록 오차 발생이 증가한다는 결과를 얻을 수 있었다(Fig. 5).

폐 조직을 통과한 거리와 MU 검증 프로그램의 오차와의

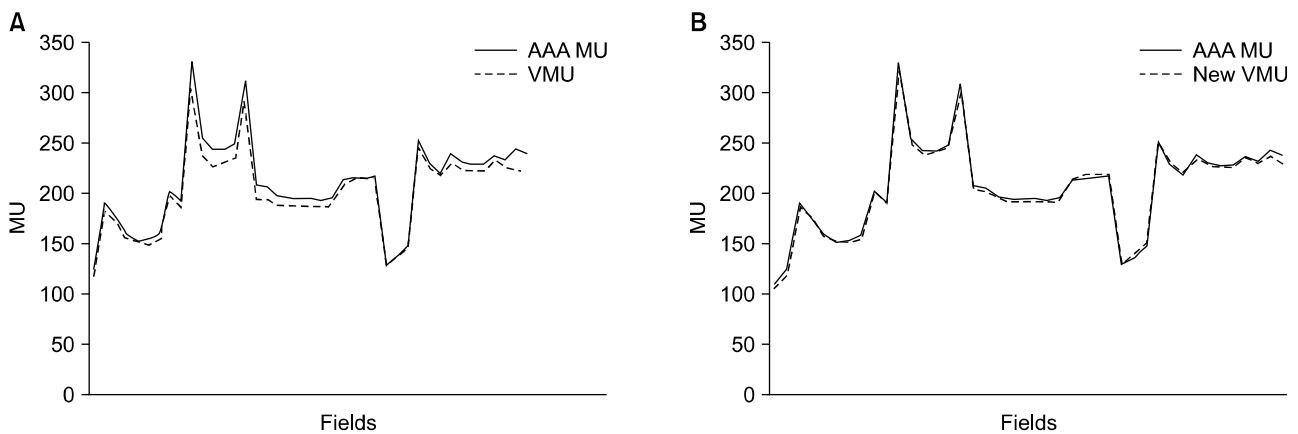


Fig. 6. Results of plan MU error analysis using AAA and verification MU of manual calculation program. (A) Before MU correction, (B) after MU correction using lung path distance.

상관관계를 회귀분석을 통하여 분석하고 그 선형성에 대하여 수식으로 나타내게 되면 AAA MU의 오차를 Δ_{AAA} 라 하고 방사선이 폐 조직을 통과한 거리를 L.P라 했을 때, $\Delta_{AAA} = L.P \cdot 0.00903 + 0.02048$ 이라는 관계식을 구할 수 있다. 이 관계식을 이용하여 기존 사용하던 RO 프로그램의 MU를 보정할 수 있었으며, MU 보정인자를 MU 검증 프로그램에 적용하여 AAA의 MU를 검증한 결과, 보정 전 $3.5 \pm 2.8\%$ 로 큰 폭으로 발생하던 MU 검증의 오차를 $0.4 \pm 2.0\%$ 이내로 감소시킬 수 있었다(Fig. 6).

고안 및 결론

PBC 알고리즘과 AAA를 사용하여 치료 계획된 환자의 MU와 MU 검증 프로그램을 이용하여 검증된 MU의 오차를 비교해 보았을 때 PBC 알고리즘의 MU와 MU 검증 프로그램을 이용하여 검증한 MU의 오차는 $0.2 \pm 1.0\%$ 로 3% 이하의 오차를 보였으나, AAA의 MU와 MU 검증 프로그램을 이용하여 검증한 MU의 오차는 $3.5 \pm 2.8\%$ 로 3% 이상의 오차를 보여 폐 부위 방사선치료를 적용하는 환자에 대하여 MU 검증 프로그램의 사용이 많은 오차를 가져올 수 있음을 확인하였다.

조사야 크기, 폐 조직을 통과한 거리, 종양조직을 통과한 거리, 유효 깊이에 대한 MU의 오차와의 상관관계의 분석결과, 조사야 크기, 암 조직을 통과한 거리, 유효 깊이, 세 가지 변수에 대해서는 뚜렷한 상관관계를 발견하기 어려웠다. 하지만 폐 조직을 통과한 거리와 MU의 오차 값과의 상관관계 분석에서는 폐 조직을 통과하는 거리가 증가할수록 MU의 오차가 커지는 유의한 상관관계를 찾을 수 있었으며 이 상관관계를 통해 $\Delta_{AAA} = L.P \cdot 0.00903 + 0.02048$ 이라는 MU 보정인자를 얻을 수 있었다. MU 보정인자를 사용하여 기존 MU 검증 프로그램의 MU를 보정한 결과 보정 전 $3.5 \pm 2.8\%$ 의 오차를 보정 후 $0.4 \pm 2.0\%$ 로 줄일 수 있었다.

본 연구를 통하여 MU 보정인자라는 간단한 방법의 적용으로 AAA를 사용하는 폐 부위 방사선 치료에도 MU 검증 프로그램을 사용할 수 있게 되었다. 하지만 본 연구에 사용된 데이터들이 SBRT에 국한되어 있고 실제 환자의 데이터를 기반으로 분석하였기 때문에 조사야 크기가 컸을 때에 대한 분석이 부족하여 조사야 크기에 대한 상관관계 분석 결과에 영향을 미쳤을 것으로 생각한다. 또한, 각 환자에 따라 달라지는 폐의 밀도, 주변 장기의 구성이 선량계산에 각각 다른 영향을 미쳤을 것으로 생각한다. 추후 더욱 많은 데이터를 이용한 분석이 필요할 것으로 생각하며, 폐의 밀도, 주변장기의 영향을 동일하게 설정할 수 있는 팬텀을 사용하여 더욱

많은 변수를 고려해 준다면 더욱 정확한 MU 보정인자를 찾을 수 있을 것으로 생각한다.

참고문헌

1. Bucci MK, Bevan A, Roach M: Advances in radiation therapy: conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond. CA Cancer J Clin 2005;55:117-134
2. Wurm RE, Gum F, Erbel S, et al.: Image guided respiratory gated hypofractionated stereotactic body radiation therapy (H-SBRT) for liver and lung tumors: Initial experience. Acta Oncol 2006;45:881-889
3. Bedford JL, Childs PJ, Hansen VN, Mosleh-Shirazi MA, Verhaegen F, Warrington AP: Commissioning and quality assurance of the pinnacle radiotherapy treatment planning system for external beam photons. Br J Radiol 2003;76:163-176
4. Starkschall D, Streadham RE, Wells NH, O'Neill L, Miller LA, Rosen II: Monitor unit calculations as part of beam commissioning for a radiation treatment planning system, proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, July 23-28 (2000)
5. Robinson D: Inhomogeneity correction and the analytic anisotropic algorithm. J Appl Clin Med Phys 2008;9:112-122
6. Van Esch A, Tillikainen L, Pyykkonen J, et al.: Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. Med Phys 2006;33:4130-4148
7. Fogliata A, Vanetti E, Albers D, et al.: On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: Comparison with Monte Carlo calculations. Phys Med Biol 2007;52:1363-1385
8. Ding GX, Duggan DM, Lu B, et al.: Impact of inhomogeneity corrections on dose coverage in the treatment of lung cancer using stereotactic body radiation therapy. Med Phys 2007;34:2985-2994
9. Shahine BH, Al-Ghazi MSAL, El-Khatib E: Experimental evaluation of interface doses in the presence of air cavities compared with treatment planning algorithms. Med Phys 1999;26:350-355
10. du Plessis FC, Willems CA, Lotter MG, Goedhals L: Comparison of the Batho, ETAR and Monte Carlo dose calculation methods in CT based patient models. Med Phys 2001;28:582-589
11. Metcalfe PE, Wong TP, Hoban PW: Radiotherapy X-ray beam inhomogeneity corrections: The problem of lateral electronic disequilibrium in lung. Australas Phys Eng Sci Med 1993;16:155-167
12. Timmerman RD, Michalski J, Fowler J, et al.: A phase II trial of stereotactic body radiation therapy (SBRT) in the treatment of patients with medically inoperable stage I/II non-small cell lung cancer, Protocol 0236, RTOG, Philadel-

- phia (2009)
13. Videtic GM, Singh AK, Chang JY, et al.: A Randomized phase II study comparing 2 stereotactic body radiation therapy (SBRT) schedules for medically inoperable patients with stage I peripheral non-small cell lung cancer, Protocol 0915, Philadelphia (2009)
 14. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al.: Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. Med Phys 2010;37:4078-4101 Philadelphia (2011)

Abstract

Examinations on Applications of Manual Calculation Programs on Lung Cancer Radiation Therapy Using Analytical Anisotropic Algorithm

Jong Min Kim, Dae Sup Kim, Dong Ki Hong, Geum Mun Back, Jung Won Kwak

Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: There was a problem with using MU verification programs for the reasons that there were errors of MU when using MU verification programs based on Pencil Beam Convolution (PBC) Algorithm with radiation treatment plans around lung using Analytical Anisotropic Algorithm (AAA). On this study, we studied the methods that can verify the calculated treatment plans using AAA.

Materials and Methods: Using Eclipse treatment planning system (Version 8.9, Varian, USA), for each 57 fields of 7 cases of Lung Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT), we have calculated using PBC and AAA with dose calculation algorithm. By developing MU of established plans, we compared and analyzed with MU of manual calculation programs. We have analyzed relationship between errors and 4 variables such as field size, lung path distance of radiation, Tumor path distance of radiation, effective depth that can affect on errors created from PBC algorithm and AAA using commonly used programs.

Results: Errors of PBC algorithm have showned $0.2 \pm 1.0\%$ and errors of AAA have showned $3.5 \pm 2.8\%$. Moreover, as a result of analyzing 4 variables that can affect on errors, relationship in errors between lung path distance and MU, connection coefficient 0.648 ($P=0.000$) has been increased and we could calculate MU correction factor that is $A.E=L.P \cdot 0.00903 + 0.02048$ and as a result of replying for manual calculation program, errors of $3.5 \pm 2.8\%$ before the application has been decreased within $0.4 \pm 2.0\%$.

Conclusion: On this study, we have learned that errors from manual calculation program have been increased as lung path distance of radiation increases and we could verified MU of AAA with a simple method that is called MU correction factor.

Key words: PBC, AAA, manual calculation, lung cancer