

Lung SABR plan시 AAA의 Calculation resolution 변화에 의한 Target dose 영향 연구

서울대학교병원 방사선종양학과

김대일 · 손상준 · 안범석 · 정치훈 · 유숙현

목 적 : Lung SABR plan 에서 AAA의 calculation grid를 변화시켜 선량변화를 분석하고 그에 따른 영향을 연구하여 적절한 적용 방안에 대해 고찰한다.

대상 및 방법 : 모든 plan에 이용된 4D CT image는 Brilliance Big Bore CT(Philips, Netherlands)에서 촬영되었으며 10 건의 Lung SABR plan(Eclipse™ ver 10.0.42, Varian, the USA)에서 anisotropic analytic algorithm (AAA, ver. 10, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)을 이용하여 각각 1.0, 3.0, 5.0 mm의 calculation grid로 계산하였다.

결 과 : 10 건의 Lung SABR plan에서 1.0 mm calculation grid를 사용한 경우 V98이 각각 처방선량의 약 99.5±1.5% 였으며 Dmin이 각각 처방선량의 약 92.5±1.5% 였고 Homogeneity Index(HI)는 약 1.0489±0.0025로 나타났다. 3.0 mm calculation grid를 사용한 경우 V98이 각각 처방선량의 약 90±4.5%였으며, Dmin이 각각 처방선량의 약 87.5±3% 였고 HI가 약 1.07±1로 나타났다. 5.0 mm calculation grid를 사용한 경우 V98이 각각 처방선량의 약 63±15% 였으며, Dmin이 각각 처방선량의 약 83±4% 였고 HI가 약 1.13±0.2로 나타났다.

결 론 : 1.0 mm calculation grid의 계산 시간이 3.0 mm, 5.0 mm 보다 오래 걸렸지만 grid의 간격이 좁을수록 상대적으로 작은 PTV를 갖는 plan의 정확성을 향상시키는 것으로 나타났다. 또한 Lung과 같이 비교적 넓게 퍼져 있으며 밀도가 낮은 장기의 작은 PTV를 치료해야 하는 경우에는 1.0 mm 의 calculation grid를 사용하는 것이 좋을 것으로 사료된다.

핵심용어 : Lung SABR plan, AAA calculation grid, 선량 분포

서 론

Stereotactic Ablative Radiotherapy(SABR)는 정상 조직에 불필요한 조사를 최소화하면서 종양 제어에 충분한 처방선량을 전달할 수 있는 최첨단 방사선 치료 기술이다¹⁾. 여러 가지 이유에서 SABR는 상당히 매력적이다. 첫째, 일반적인 방사선 치료에 비해 조사 횟수가 적고 치료 시간도 짧으며 환자와 병원에 비용, 효율성면 두 가지의 모두가 보장된다²⁾. 둘째, 조사 횟수 당 방사선량이 증가함에 따라 국소적인 종양의 조절이 가능해질 수 있다³⁾. 마지막으로 4D CT와 IGRT(Image Guided Radiation Therapy)를 이용하여 종양에 대한 조사 오차 범위를 최소한으로 할 수 있기 때문에 종양을 둘러싸고 있는 정상 조직의 조사 면적을 최소화 할 수 있다. 이러한 모든 이유들은 정확한 SABR에 의해 가능

한 것이다⁴⁾.

TrueBeam STx™는 SABR에 특화되어 있는 선형가속기다. TrueBeam STx™에서 발생하는 Flattening Filter Free Photon Beam(FFF beam, 선속 평탄 여과판 제거 광자선)은 1400 MU/min 또는 2400 MU/min의 고선량을 치료가 가능하지만 선속 중심축의 주변부 즉, 조사야 크기 7×7 cm² 미만에서 선속이 비교적 평탄하기 때문에 치료 시 조사야는 일반적으로 5×5 cm² 미만인 경우가 대부분이다. 따라서 FFF Beam은 SABR의 경우처럼 선속의 중심축에 있는 작은 대상에 대해서 유용하다⁵⁾. 이렇듯 종양에 대한 조사 오차 범위를 최소화 시키고 조사야 범위가 작기 때문에 Lung SABR plan에 쓰이는 4D CT image와 calculation이 세밀하게 구성되어진다. SABR 같은 RapidArc™(Varian Medical Systems, Palo Alto)는 2008년 소개된 eclipse treatment planning system에 있는 volumetric modulated arc therapy의 한 형태다⁶⁾. Eclipse는 RapidArc의 선량 계산을 위해 anisotropic analytical algorithm(AAA)를 사용한다^{7, 8)}. 불균질한 물질에 대한 AAA 정확성에 대한 자세한 연구나

본 논문은 2014년 5월 30일 접수하여 2014년 12월 2일 채택되었음.
책임저자 : 김대일, 서울대학교병원 방사선종양학과
서울시 중로구 대학로 101번지, 110-744
Tel : 02) 2072-4941
E-mail : jjaga98@snuh.org

발표는 드물었으며 대부분의 경우 환자들의 치료 plan은 lung과 같은 불균질한 물질에 대해서도 균질한 팬텀으로 시행하였다^{9,10)}.

본 연구는 Lung SABR plan을 대상으로 AAA를 이용하여 다양한 크기의 PTV에서 calculation grid의 크기에 따라 나타나는 Lung과 같은 불균질한 조직에 대한 plan의 정확성을 알아보고 적절한 calculation grid에 대한 고찰을 하였다.

대상 및 방법

본 연구는 본원의 TrueBeam STx™에서 치료를 받은 10명의 Lung cancer 환자를 대상으로 실시하였다. 치료 부위

는 Lung이었으며 Brilliance Big Bore CT(Philips, Netherlands)를 이용하여 4D CT를 촬영하였다. 여기서 얻어진 CT영상을 기초로 치료 계획 시스템(Eclipse ver 10.0.42, Varian, USA)으로 Lung SABR plan을 하였으며 각각의 plan마다 적용되는 anisotropic analytic algorithm (AAA, ver. 10, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)의 calculation grid를 1.0 mm, 3.0 mm, 5.0 mm로 각각 계산하였다.

Lung SABR plan은 TrueBeam STx™에서 치료할 수 있도록 Rapid Arc™로 plan하였고 PTV의 해부학적 위치로 인해 clearance를 고려하여 두 개의 Half Arc beam을 사용하였으며 optimization algorithm과 calculation algorithm은 progressive resolution optimizer 3 (PRO3, ver. A10,

Table 1. Variation of the V98 as calculation grid size 1, 3, 5 mm

		calculation grid size		
		1 mm	3 mm	5 mm
V98 of PTV	case 1	98.8%	87.8%	53.9%
	case 2	99.2%	90.5%	68.3%
	case 3	99%	92.7%	72.7%
	case 4	97.5%	88.9%	61.8%
	case 5	98.3%	86.9%	51.8%
	case 6	99%	94.3%	74.4%
	case 7	97.4%	86.3%	51.4%
	case 8	99.1%	89.8%	70.1%
	case 9	99.2%	91.9%	76.4%
	case 10	99.5%	88.2%	64.8%
average		98.70%	89.73%	64.56%

Table 2. Variation of Dmin as calculation grid size 1, 3, 5 mm

		calculation grid size		
		1 mm	3 mm	5 mm
Dmin of PTV	case 1	92%	87.1%	79.4%
	case 2	94.2%	87.2%	77.9%
	case 3	93.4%	91%	86.2%
	case 4	91.5%	90.1%	84%
	case 5	91%	87%	81.2%
	case 6	93.9%	90.5%	79.7%
	case 7	93%	86.7%	78.8%
	case 8	94.1%	87%	80.1%
	case 9	94.1%	90.6%	87.1%
	case 10	91%	85.2%	78.1%
average		93%	88.24%	81.25%

Table 3. Homogeneity index of calculation grid 1 mm, 3 mm, 5 mm

	calculation grid size			
	1 mm	3 mm	5 mm	
HI*	case 1	1.049	1.077	1.153
	case 2	1.051	1.077	1.14
	case 3	1.051	1.073	1.123
	case 4	1.057	1.074	1.133
	case 5	1.044	1.072	1.163
	case 6	1.047	1.059	1.101
	case 7	1.043	1.079	1.186
	case 8	1.05	1.079	1.122
	case 9	1.048	1.075	1.13
	case 10	1.048	1.076	1.134
average	1.0488	1.0741	1.1385	

*HI(Homogeneity index) = D5%/D95%

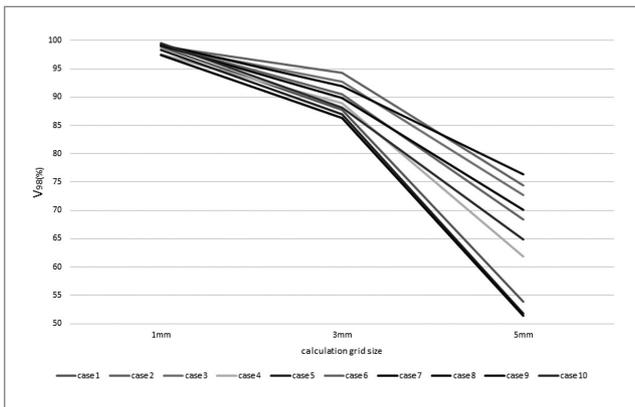


Figure 1. Variation of the V98 as calculation grid size 1, 3, 5 mm

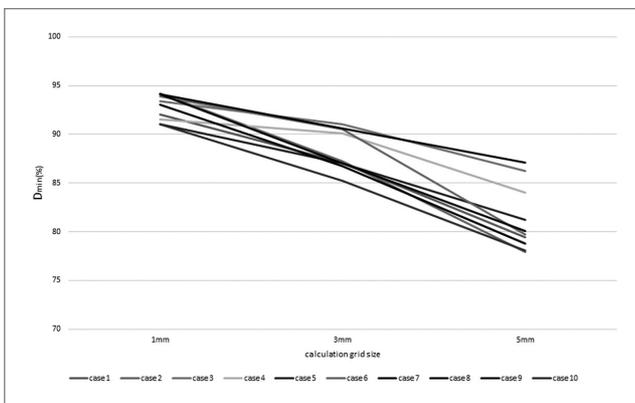


Figure 2. Variation of the Dmin as calculation grid size 1, 3, 5 mm

Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)와 AAA를 이용하였다. 또한 TrueBeam STx™는 isocenter를 중심으로 2.5 mm 두께의 HD-MLC가 장착되어 계산과 측정의 검증 시 이용되었다. planning system의 beam data인 HD-MLC dosimetric leaf gap과 transmission factor는 1.2 mm와 0.6% 였으며 plan normalization mode는 100%로 하였다. Calculation grid 크기에 따라 PTV의 V98, Dmin를 각각 비교 하였다. 각각의 SABR plan은 Target의 95% 볼륨과 5% 볼륨에서의 dose를 분석하고 계산해 uniformity를 알 수 있는 Homogeneity Index (HI)로 나타내었다. HI는 다음과 같은 식으로 계산한다[식 1].

$$\text{Homogeneity index (HI)} = D5\%/D95\% \quad [\text{식 1}]$$

D5% : Target volume의 5%에 대한 선량

D95% : Target volume의 95%에 대한 선량

결 과

10건의 Lung SABR plan에서 1.0 mm calculation grid를 사용한 경우 V98 선량이 각각 처방선량의 98.8%, 99.2%, 99%, 97.5%, 98.3%, 99%, 97.4%, 99.1%, 99.2%, 99.5% 이 었고 Dmin선량은 각각 처방선량의 92%, 94.2%, 93.4%, 91.5%, 91%, 93.9%, 93%, 94.1%, 94.1%, 91% 였으며 Homogeneity Index(HI)가 각각 1.049, 1.051, 1.051, 1.0575, 1.0442, 1.047, 1.043, 1.050, 1.048, 1.048로 나타났

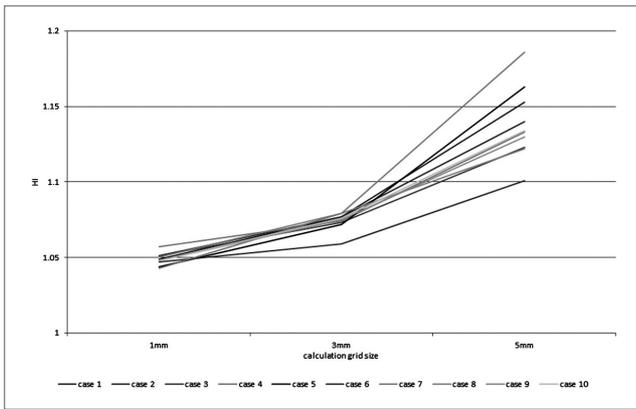


Figure 3. Variation of the HI as calculation grid size 1, 3, 5 mm

다. 대체적으로 1.0 mm calculation grid를 사용한 경우는 PTV의 크기나 면적에 영향을 거의 받지 않음을 알 수가 있었다. 3.0 mm calculation grid를 사용한 경우 V98 선량이 각각 처방선량의 87.8%, 90.5%, 92.7%, 88.9%, 86.9%, 94.3%, 86.3%, 89.8%, 91.9%, 88.2% 였으며, Dmin선량이 각각 처방선량의 87.1%, 87.2%, 91%, 90.1%, 87%, 90.5%, 86.7%, 87%, 90.6%, 85.2% 였으며 HI가 각각 1.077, 1.077, 1.073, 1.074, 1.072, 1.059, 1.079, 1.079, 1.075, 1.076로 나타났다. 이렇듯 3.0 mm calculation grid를 사용한 경우부터는 PTV의 크기나 면적에 영향을 받아 PTV가 작을수록 처방선량에 대한 상대적인 값의 차이가 커지기 시작하는 것을 알 수가 있었다. 마지막으로 5.0 mm calculation grid를 사용한 경우 V98 선량이 각각 처방선량의 53.9%, 68.3%, 72.7%, 61.8%, 51.8%, 74.4%, 51.4%, 70.1%, 76.4%, 64.8% 였으며, Dmin선량이 각각 처방선량의 79.4%, 77.9%,

86.2%, 84%, 81.2%, 79.7%, 78.8%, 80.1%, 87.1%, 78.1% 였으며 HI가 각각 1.153, 1.140, 1.123, 1.133, 1.163, 1.101, 1.186, 1.122, 1.130, 1.134로 나타났다. 앞선 3mm calculation grid와 비슷하지만 5.0 mm calculation grid를 사용한 경우에 PTV의 크기가 작을수록 처방선량에 대한 상대적인 값의 차이가 더욱 커짐을 알 수가 있었다[Table 1][Table 2][Table 3][Figure 1][Figure 2][Figure 3].

또한 실제 치료에 적용하기 위해 plan normalization을 할 경우 PTV 주변 penumbra 영역의 dose가 저평가되어 V95=100%로 설정할 경우 plan normalization value의 차이가 발생하는 것을 알 수가 있었다[Figure 4][Figure 5].

결론

이 연구는 비교적 세밀한 calculation grid가 AAA의 선량 계산의 정확성을 높여주는 것으로 나타났다. 또한 Ching Loon Ong 등이 쓴 Impact of the calculation resolution of AAA for small field and RapidArc treatment plans에서는 1.0 mm grid로 계산한 선량이 Monte Carlo simulation과 실제 측정값에 가까운 것으로 나타났으며 본 실험에서 실제 측정된 결과도 이와 같은 양상으로 나타났다¹¹⁾. 또한 본 실험에서도 3 mm, 5 mm grid를 사용할 경우 실제 측정값과 오차가 커짐을 알 수가 있었다. 또한 grid size가 커질수록 DVH 곡선의 기울기와 normalization 값의 차이도 커졌다. 따라서 폐와 같이 불균질한 조직은 AAA에서 1 mm의 calculation grid가 필요할 것으로 사료된다.

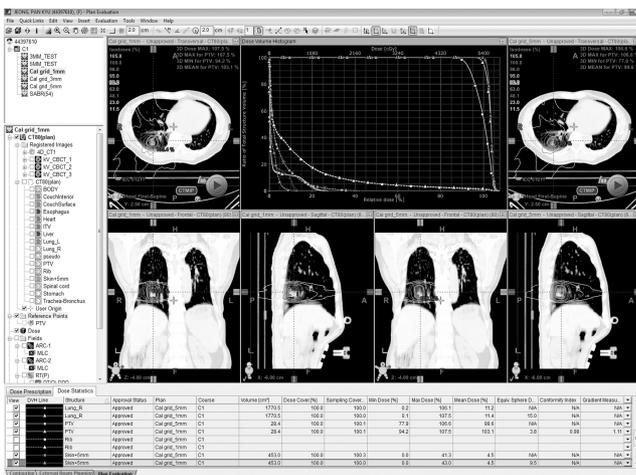


Figure 4. Comparison DVH and Isodose curve of 1 mm and 3 mm calculation grids

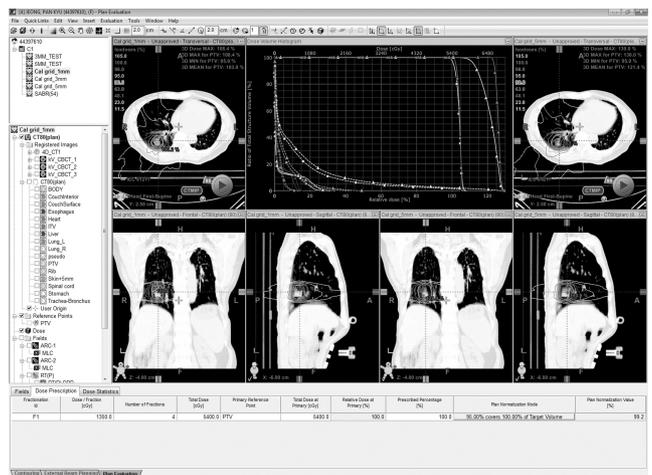


Figure 5. Comparison DVH and Isodose curve of 1 mm and 5 mm calculation grids

고 찰

본 연구를 시작하게 된 계기는 SABR plan 시 calculation time이 오래 걸리는 것에 착안하여 calculation time이 오래 걸리는 요인이 무엇인지 조금 더 빠른 방법을 찾아보고자 하였다. calculation grid의 크기가 시간에 가장 큰 영향을 주는 것에 대한 대안으로 calculation grid의 크기를 증가시켜가며 그에 따른 시간단축과 plan의 유용성을 평가하였지만 calculation grid의 크기가 큰 것은 실제 임상에 적용하기 위한 것으로는 적당하지 못한 것으로 판명되었다. 본 연구를 하며 극단적으로 작거나 큰 PTV에 대해 실행하지 못한 점과 lung이외의 다른 치료부위에 대한 연구나 통계적인 자료를 내지 못한 점이 아쉬웠다. 이는 다음의 연구에서 더 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Otto, K., Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*, 2008. 35(1): 310-7.
2. Y. Nagata et al., "Stereotactic radiotherapy of primary lung cancer and other targets: Results of consultant meeting of the International Atomic Energy Agency," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 79, 660-669 (2011)
3. R. Timmerman et al., "Optimizing dose and fractionation for stereotactic body radiation therapy. Normal tissue and tumor control effects with large dose per fraction," *Front. Radiat. Ther. Oncol.* 40, 352-365 (2007).
4. R. W. Underberg et al., "Use of maximum intensity projections (MIP) for target volume generation in 4DCT scans for lung cancer," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 63, 253-260(2005)
5. Mesbahi, A., et al., Dosimetric properties of a flattening filter-free 6-MV photon beam: a Monte Carlo study. *Radiat Med*, 2007. 25(7): 315-24.
6. K. Otto, "Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc," *Med. Phys.* 35, 310-317 (2008).
7. A. Van Esch, L. Tillikainen, J. Pyykkonen, M. Tenhunen, H. Helminen, S. Siljamai, J. Alakuijala, M. Paiusco, M. Lori, and D. P. Huyskens, "Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation," *Med. Phys.* 33, 4130-4148 (2006).
8. C. M. Bragg, K. Wingate, and J. Conway, "Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification," *Radiother. Oncol.* 86, 276-284 (2008).
9. W. F. Verbakel, J. P. Cuijpers, D. Hoffmans, M. Bieker, B. J. Slotman, and S. Senan, "Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 74, 252-259 (2009).
10. D. Hoffmans, and W. Verbakel, "Patient specific QA for 54 clinical RapidArc plans, a retrospective evaluation," *Radiother. Oncol.* 92, S23 (2009).
11. Chin Loon Ong, Johan P. Cuijpers, Suresh Senan, Ben J. Slotman and Wilko F. A. R. Verbakel "Impact of the calculation resolution of AAA for small fields and RapidArc treatment plans," *American Association of Physicists in Medicine*, 21-26, 4474 (2011)

Abstract

Target dose study of effects of changes in the AAA Calculation resolution on Lung SABR plan

Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Dae Il Kim · Sang Jun Son · Bum Seok Ahn · Chi Hoon Jung · Suk Hyun Yoo

Purpose : Changing the calculation grid of AAA in Lung SABR plan and to analyze the changes in target dose, and investigated the effects associated with it, and considered a suitable method of application.

Materials and Methods : 4D CT image that was used to plan all been taken with Brilliance Big Bore CT (Philips, Netherlands) and in Lung SABR plan(Eclipse™ ver10.0.42, Varian, the USA), use anisotropic analytic algorithm(AAA, ver.10, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) and, was calculated by the calculation grid 1.0, 3.0, 5.0 mm in each Lung SABR plan.

Results : Lung SABR plan of 10 cases are using each of 1.0 mm, 3.0 mm, 5.0 mm calculation grid, and in case of use a 1.0 mm calculation grid V_{98} of the prescribed dose is about $99.5\pm 1.5\%$, D_{min} of the prescribed dose is about $92.5\pm 1.5\%$ and Homogeneity Index(HI) is 1.0489 ± 0.0025 . In the case of use a 3.0 mm calculation grid V_{98} dose of the prescribed dose is about $90\pm 4.5\%$, D_{min} of the prescribed dose is about $87.5\pm 3\%$ and HI is about 1.07 ± 1 . In the case of use a 5.0 mm calculation grid V_{98} dose of the prescribed dose is about $63\pm 15\%$, D_{min} of the prescribed dose is about $83\pm 4\%$ and HI is about 1.13 ± 0.2 , respectively.

Conclusion : The calculation grid of 1.0 mm is better improves the accuracy of dose calculation than using 3.0 mm and 5.0 mm, although calculation times increase in the case of smaller PTV relatively. As lung, spread relatively large and low density and small PTV, it is considered and good to use a calculation grid of 1.0 mm.

Keyword : Lung SABR, plan, AAA calculation grid, dose distribution