

Development of Quality Assurance Software for PRESAGE^{REU} Gel Dosimetry

Woong Cho*, Jaegi Lee[†], Hyun Suk Kim[†], Hong-Gyun Wu[†]

*Department of Radiation Oncology, Boramae Hospital, [†]Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital, [†]Program in Biomedical Radiation Sciences, Department of Transdisciplinary Studies, Graduate School of Convergence Science and Technology, Seoul National University, Seoul, Korea

The aim of this study is to develop a new software tool for 3D dose verification using PRESAGE^{REU} Gel dosimeter. The tool included following functions: importing 3D doses from treatment planning systems (TPS), importing 3D optical density (OD), converting ODs to doses, 3D registration between two volumetric data by translational and rotational transformations, and evaluation with 3D gamma index. To acquire correlation between ODs and doses, CT images of a PRESAGE^{REU} Gel with cylindrical shape was acquired, and a volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan was designed to give radiation doses from 1 Gy to 6 Gy to six disk-shaped virtual targets along z-axis. After the VMAT plan was delivered to the targets, 3D OD data were reconstructed from 512 projection data from VistaTM optical CT scanner (Modus Medical Devices Inc, Canada) per every 2 hours after irradiation. A curve for converting ODs to doses was derived by comparing TPS dose profile to OD profile along z-axis, and the 3D OD data were converted to the absorbed doses using the curve. Supra-linearity was observed between doses and ODs, and the ODs were decayed about 60% per 24 hours depending on their magnitudes. Measured doses from the PRESAGE^{REU} Gel were well agreed with the TPS doses at central region, but large under-doses were observed at peripheral region at the cylindrical geometry. Gamma passing rate for 3D doses was 70.36% under the gamma criteria of 3% of dose difference and 3 mm of distance to agreement. The low passing rate was resulted from the mismatching of the refractive index between the PRESAGE gel and oil bath in the optical CT scanner. In conclusion, the developed software was useful for 3D dose verification from PRESAGE gel dosimetry, but further improvement of the Gel dosimetry system were required.

Key Words: PRESAGE^{REU} Gel, 3D dose verification, 3D gamma index method, Optical CT scanner

서 론

방사선 치료에 있어서 치료 전 치료계획 검증은 방사선의 정확한 전달을 보장하고, 의도하지 않은 방사선 피폭에 의한 사고를 방지하기 위한 중요한 과정이다.^{1,2)} 세기변조

방사선치료(intensity modulated radiation therapy)와 입체조형 방사선치료(volumetric modulated arc therapy)가 도입되면서, 방사선 치료계획의 복잡도는 크게 증가하였으며, 기존의 1차원 및 2차원 방사선 분포 측정을 통한 전달 선량 검증 방법은 선량의 정확도를 검증하는 데에 있어서 점차 한계를 보이고 있다.^{3,4)} 이러한 한계를 극복하기 위하여 최근에 3차원 적으로 방사선량 분포를 측정하거나 시뮬레이션 하고, 이를 치료계획에서의 선량 분포와 비교하여, 방사선량 분포 검증의 신뢰성을 높이는 연구들이 활발히 진행되고 있다.⁵⁻⁷⁾ 지금까지 연구된 3차원 방사선량 분포 검증 기술로는 2차원의 빔 플루언스 분포를 얻어 이를 3차원 선량 분포로 재구성하는 기술과, 겔 선량계를 이용하여 직접 3차원 선량 분포를 얻어내고 이를 예측된 선량 분포와 비교하여 검증하는 기술 등이 연구되고 있다.⁵⁻¹¹⁾ 이중 3차원 선량 분포 재구성 기술은 3차원 선량을 실측하는 것이 아니라 독립적인 선량 계산 알고리즘을 이용하여 재구성하는 것이기 때

This research was supported by a grant from the National Research Foundation of Korea (NRF), which is funded by the Korea government (MEST, Grant No. 2014M2A2A7055063) and by a grant of the Korea Health Technology R&D Project through the Korea Health Industry Development Institute (KHIDI), which is funded by the Ministry of Health & Welfare of the Republic of Korea (Grant: H13C19640000). Received 23 September 2014, Revised 21 October 2014, Accepted 27 October 2014

Correspondence: Hong-Gyun Wu (wuhg@snu.ac.kr)

Tel: 82-2-2072-3177, Fax: 82-2-765-3317

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

문에, 겔을 이용하는 검증 기술만이 3차원 선량 분포를 실측하는 방법이라 할 수 있다.

지금까지 가장 많은 연구가 되어온 겔 선량계로 중합체 (Polymer) 겔 선량계가 있다.¹²⁻¹⁵⁾ 이는 보통 사용자가 직접 Kit를 이용하여 여러 액체 중합체를 교반하여 만들어서 제작 후 사용하며, 방사선 조사 후 MRI 장비나 혹은 광학 CT 장비 등을 이용하여 3차원 선량 분포 데이터를 획득한다. 그러나 중합체 겔은 그 종류에 따라, 제조 시 매번 정확한 함량을 유지해서 사용하는 어려움과, 겔 전체를 균일하게 교반해야 하는 어려움, 제작 과정에서의 산소와의 접촉을 최소화해야 하는 점, 온도에 따른 민감도의 변화 등의 취급상의 어려움이 따른다.¹⁵⁻¹⁷⁾ 중합체 겔의 이러한 취급상의 어려움을 극복하고자 고체형태로 완성하여 보급되는 PRESAGE 겔(Heuris Inc., Skillman, NJ)이 주목을 받고 있다.⁹⁻¹¹⁾ PRESAGE 겔은 radio-chromic 필름과 유사한 물질로 제작되며, 방사선에 대한 물리적 성질 역시 radio-chromic 필름과 유사한 것으로 알려져 있다.¹⁸⁾ PRESAGE 겔은 여러 번에 걸쳐서 재사용이 가능한 PRESAGE^{REU} 겔로 개선되어 보급되면서 사용면에서의 경제적 효용성이 더욱 증대되었다.¹⁹⁾

PRESAGE^{REU} 겔 선량계를 이용하여 방사선량 분포를 검증하기 위해서는 방사선이 조사된 겔로부터 획득한 3차원 선량 분포 데이터를 치료계획 선량과 비교 분석하기 위한 기술들이 필요하다. 그러나 아직까지 이에 특화되어 개발된 정도 관리 도구가 제공되지 않기 때문에, 선량 분석상에 많은 제약이 따른다. 본 연구에서는 PRESAGE^{REU} 겔을 대상으로 3차원 방사선량 분포를 계산하고, 이를 계획된 선량 분포와 정확하게 검증할 수 있는 정도 관리 소프트웨어를 개발하였다. 이를 위하여 먼저 PRESAGE^{REU} 겔의 흡수 선량에 대한 민감도를 조사 후 경과시간에 따라 분석하였고, 측정된 선량을 치료계획 선량과 매칭시키기 위한 도구를 개발하였으며, 이후 3차원 감마 인덱스 방법을 구현하여 선량 분포 일치도를 평가하는 기능을 구현하였다.

재료 및 방법

1. PRESAGE^{REU} 겔 선량계의 특성

PRESAGE 겔은 투명한 폴리우레탄 매트릭스 기반의 고체형 선량계이며, trihalomethane 개시제(initiator)에 약 1~2% 정도의 triarylmethane 백색 염료(leuco dye)를 첨가하여 성형된다.¹¹⁾ 방사선적 성질은 radio-chromic 필름과 유사하기 때문에 광학 스캔을 할 경우 약 630 nm 파장의 빛에서 가장

효과적으로 데이터 획득이 가능하다. RESAGE 겔 중 재사용 가능한 겔의 경우는 방사선이 조사된 직후에는 청녹색으로 색상이 변화하며, 장 시간에 걸쳐 다시 원래의 투명한 색으로 돌아오는 특성을 가진다. 색상 감쇄 반감기는 23.9 시간으로 알려져 있으며, 상온에서 약 10일이 경과하면 원래 색상의 0.04%까지 낮아지면서 비로소 재사용이 가능해진다. RESAGE reusable 겔의 유효 원자번호(Z_{eff})는 8.1, 밀도는 1.07 g/cm^3 , CT에서의 HU값은 약 $130 \pm 20 \text{ HU}$ 로 알려져 있다.¹⁹⁾ 측정 가능한 선량 범위는 최대 50 Gy까지 알려져 있으나,²⁰⁾ 1 Gy 이하의 선량에서는 SNR이 좋지 않기 때문에 SRS 및 SBRT등의 고선량 치료계획의 검증에 더 적합하다.

2. 3차원 선량 분포 획득 과정

본 연구에서 이용한 RESAGE^{REU} 겔은 직경 6.5 cm, 길이 8 cm의 실린더 형태이다. PRESAGE^{REU} 겔은 자체가 투명하여서 얼룩에 민감한 허상(artifact)을 만들기 때문에, 겔 표면의 조사부위에 잉크를 이용한 표식을 할 수 없다. 대신 방사선 조사 후 광학 CT 스캐너 장비에 맞물리기 위한 더브테일(dove tail) 부품을 겔의 평평한 부위에 부착하기 때문에, Dove tail 표면 쪽에 치료실 레이저 기반 셋업을 위한 표식 선을 그려주었다. 또한 겔 표면을 따라 방사선을 조사하기 위하여, 겔을 안정적으로 위치시키기 위한 스탠드를 제작하였다. PRESAGE^{REU} 겔을 스탠드에 고정 후 X-선 전산화 단층촬영 장비(Brilliance CT Big Bore, Philips, Cleve-

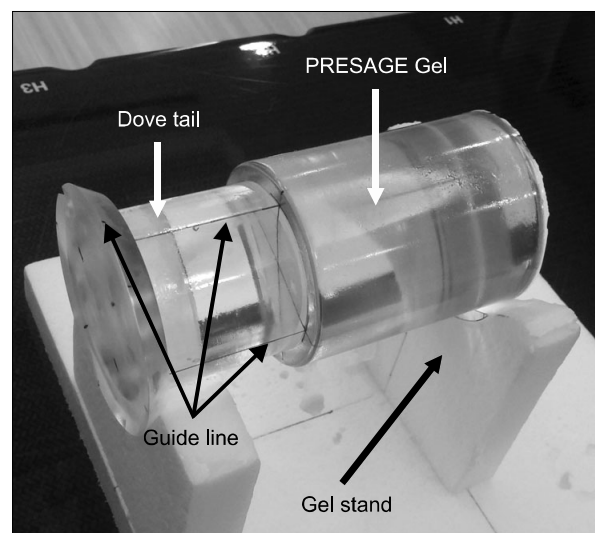


Fig. 1. Setup of PRESAGE^{REU} gel dosimeter: Guide lines were drawn on the dose tail only rather than to gel body.

land, OH)로 영상을 획득하였다. Fig. 1은 더브테일이 부착된 PRESAGE^{REU} 젤이 스탠드에 고정된 모습을 나타낸다.

방사선량 조사 전, 광학 CT 스캐너를 이용하여 기준 투영 (projection) 데이터를 획득해야 한다. 이 기준 투영 데이터는 방사선 조사 후 다시 광학 스캔을 할 때 방사선 조사 전의 광학 신호를 제거하는데 이용된다. 본 연구에서는 VistaTM 광학 CT 스캐너(Modus Medical Devices Inc, Canada)를 이용하여 기준 투영 데이터를 획득하였다. VistaTM 광학 CT 스캐너는 내부에 광학 소스와 평면형 측정 패널을 탑재하고 있으며, 측정 대상을 스텝 모터에 물린 후, 천천히 회전시키면서 매 회전 각도마다의 투영 영상을 획득한다(Fig. 2). 투영 영상들을 획득한 후 Cone beam CT 영상 재구성 방식과 유사하게 3차원 볼륨 영상을 재구성하였다. 영상 획득 시 촬영 인자로서 셔

터 속도는 22 ms, Minimum gain은 0 dB, 카메라 프레임 율은 3.75 fps, 프로젝션 수는 512장으로 설정하였다.

흡수선량 분포의 검증 및 광학밀도(Optical density:OD)와 흡수선량 간의 관계를 분석하기 위하여, Eclipse (Varian, Palo Alto, CA) 방사선 치료계획 시스템을 이용하여 방사선 치료계획을 생성하였다. 빔 축교점(isocenter)은 젤과 더브테일의 접합부로부터 실린더 축 방향으로 4 cm 아래에 정의하였으며, 젤 내부에 1 cm 두께의 소형 실린더 형태의 가상 표적을 1 cm 간격으로 총 6개를 생성하였다. 이후 6 MV 광자선으로 입체조형방사선치료 기법을 이용하여 6개의 표적에 각각 1 Gy 부터 6 Gy 까지 1 Gy 단위의 선량이 전달되도록 최적화를 수행하였다. Fig. 3은 최적화가 완료된 후의 젤에서의 선량 분포를 나타낸다. 치료계획이 완성된 후, 젤



Fig. 2. VistaTM optical CT scanner. dove tail on the gel can be attached to the rotational motor, and gel body is immersed into oil tank.

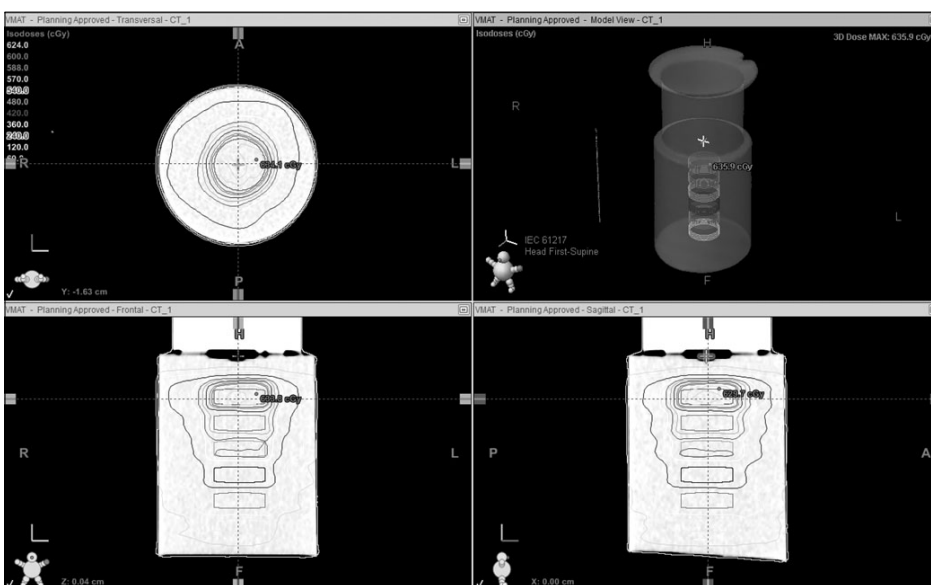


Fig. 3. Radiation dose distributions in PRESAGE gel at the treatment planning system. Six virtual treatment targets were delineated along the cylinder axis, and absorbed doses from 1 Gy to 6 Gy was delivered to each targets.

을 고정하고, 선형가속기 TureBeam (Varian, Palo Alto, CA)을 이용하여 치료계획대로 방사선을 조사하였다.

PRESAGE^{REU} 겔의 경우 시간에 따라 광학밀도가 서서히 감소하기 때문에 매 사용시 동일한 시간이 경과 후에 광학 CT 스캐너를 이용하여 데이터를 획득하여야 한다. 기존 투영영상을 획득할 때와 동일한 스캔 조건 하에, 빔 조사 후 2시간이 경과된 후 첫 투영 데이터를 획득하였고, 시간에 따라 광학밀도가 감소하는 경향을 추가적으로 분석하기 위하여 매 2시간 간격으로 투영 데이터를 획득하였다. 이후 앞서 획득한 기존 투영 데이터를 적용하여 3차원 볼륨 데이터를 재구성 하였다. 재구성된 데이터는 vff 파일 포맷이기 때문에, 데이터 활용의 융통성을 높이기 위하여 MicroView (ver. 2.5.0.2546, Parallax Innovation Inc., CANADA) 영상처리 소프트웨어를 이용하여 DICOM 포맷으로 변환하였다.

3. 선량 분포 검증 소프트웨어 개발

방사선 치료계획 시스템에서 추출한 흡수선량 분포 데이터와 광학 CT 스캐너에서 획득한 광학밀도 데이터를 비교 분석하기 위하여 전용 소프트웨어를 개발하였다. 우선 DICOM 형태로 정의되는 두 영상 데이터를 입력 받는 인터페이스를 구현하고, 각각의 영상을 횡단면 영상을 기준으로 동일한 물리 좌표 scale에 맞추어 화면에 출력하는 인터페이스를 C++언어 기반 Windows Microsoft Foundation Class (MFC) 라이브러리를 이용하여 구현하였다.

광학 CT 스캐너에서 얻은 3차원 데이터는 광학밀도로 정의되며, 흡수선량이 아니다. 또한, 광학 CT 스캐너에서 얻은 데이터는 치료계획 셋업에 사용되었던 기하학적 좌표 정보를 가지고 있지 않기 때문에 이를 매칭하는 작업이 필요하다. 우선 광학밀도와 흡수선량 간의 대응 관계를 구하기 위하여, 실린더 형태의 겔의 중심 축을 따라 계산된 흡수선량 프로파일과 광학밀도 프로파일을 획득하였다. 두 프로파일 간의 축 좌표가 일치하지 않기 때문에 프로파일이 가장 최적으로 일치하도록 광학밀도 프로파일을 이동시켰다. 이후 앞서 정의한 1 Gy에서 6 Gy까지의 선량 값에 대응되는 광학밀도 값을 테이블로 생성하였다. 광학밀도 값을 선량 값으로 변환시키는 관계는 다음 식으로 정의된다.

$$Does(0,0,z) = [Raw_value(0,0,z+z_{off}) \times Rescale_Slope + Rescale_Interept] \times R_{ODtoDose}$$

단 여기서, Z_{off} 는 광학밀도 프로파일을 흡수선량 프로파일에

매칭시키기 위하여 이동한 축 방향 offset 값이며, $Rescale_Slope$ 와 $Rescale_Intercept$ 는 DICOM파일의 raw데이터를 광학 밀도로 변환시키기 위한 변환계수들이며, $R_{ODtoDose}$ 는 광학밀도 값을 흡수선량으로 변환시키기 위한 변수이다. $Rescale_Slope$ 와 $Rescale_Intercept$ 는 DICOM 파일 헤더 내에 기록되어 있는 값으로서, DICOM 파일이 Raw_value를 unsigned short형 데이터로 기록하기 때문에 $Rescale_Slope$ 를 곱하고 $Rescale_Intercept$ 를 곱해야 광학 밀도 값으로 변환할 수 있다. 생성된 테이블은 본 연구에서 개발한 선량 분석 소프트웨어에서 다시 읽어 들인 후, 3차원 볼륨상의 모든 광학밀도 데이터를 3차원 흡수 선량 분포 데이터로 변환 시켰다.

겔에서 측정된 3차원 흡수선량 분포를 방사선 치료계획 시스템으로부터 추출한 흡수선량 분포 데이터에 매칭시키기 위하여, 측정된 데이터의 임의의 x, y, z 방향의 이동 변환 및 횡단면 방향 축을 중심으로의 회전 변환을 구현하였다. 매칭 정도는 3차원 흡수선량 분포의 중심을 관통하는 3개의 직교 축 상의 프로파일을 그래픽상에 보여줌으로써 최적의 일치 조건을 찾을 수 있게 하였다. 매칭이 끝난 후에는 계산된 3차원 흡수선량 분포와 측정된 흡수선량 분포 간에 일치도를 분석하기 위하여 3차원 감마 인덱스(gamma index) 방법을 구현하였다. 3차원 전체 볼륨상에서의 감마 인덱스 분석을 통하여 전체 볼륨에 대한 통과율(passing rate)과 z축 방향의 각 슬라이드 별 통과율을 계산하였으며, 일치도를 공간적으로 파악하기 위하여 감마 통과 지도(gamma passing map)과 선량 차이 지도를 구현하였다.

결 과

1. 광학밀도 대 흡수선량 대응 관계 분석

Fig. 4는 실린더 형태의 겔의 중심축을 따라 광학 CT 스캐너에서 획득한 흡수선량 분포와 방사선 치료계획 장치에서 추출한 흡수선량 분포를 나타낸다. 겔에서의 흡수선량 분포는 OD값에 단일한 흡수선량 변환 계수($R_{ODtoDose}$)를 일괄적으로 곱하여 얻은 측정된 흡수선량 분포이며, 광학 CT 스캐너로부터 얻은 데이터에는 좌표 계 정보가 없기 때문에 Z축 방향으로 데이터가 어긋나 있음을 확인할 수 있다 (Fig. 4 Gel Dose with no Z-shift). 이 경우 Z축 방향으로 2.9 cm정도를 이동시켜주면 두 흡수선량 분포가 잘 매칭되었다. 흡수선량 변환 계수($R_{ODtoDose}$)는 0.03429 Gy/OD를 적용하였으나, 1 Gy에서 6 Gy까지의 치료계획 선량과 정확하게 일치하지는 않았다(Table 1). 이는 광학밀도와 흡수선량 간에 정확한 선형 관계가 보장되지 않기 때문이며, 더욱 정

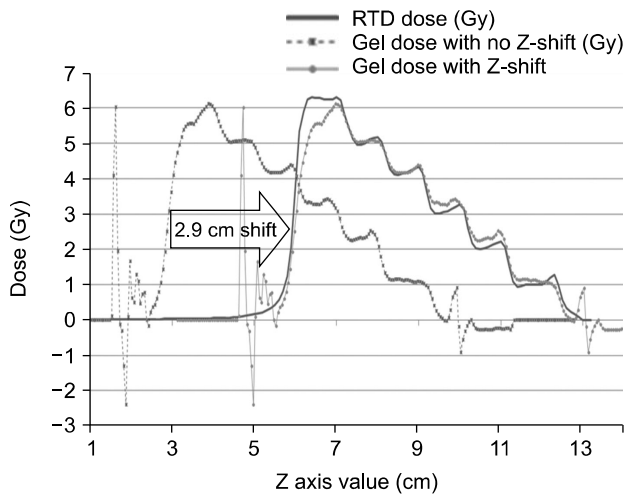


Fig. 4. Dose profiles along cylindrical axis from TPS doses and PRESAGE gel doses. The PRESAGE gel doses were calculated by applying a single OD to Dose converting factor. Proper shift along z-axis of the gel dose make two profiles correctly matched.

확한 변환을 위하여, 광학밀도의 구간별 흡수선량 변환계수를 Table 1에서 제시하는 선량 차이(deviation) 정도로 보정하여 구간별로 다르게 정의하여 적용하였다. Fig. 5는 단일한 흡수선량 변환계수를 적용할 경우의 광학밀도 대 흡수선량 관계와 광학밀도 구간에 따라 각각 다른 흡수선량 변환계수를 적용할 때의 흡수선량과의 관계를 나타낸다.

Fig. 6은 PRESAGE^{REU} 겔의 시간에 따른 광학밀도 값의 변화를 흡수선량으로 변환한 결과를 나타낸다. 광학밀도가 높을수록 감쇄 정도가 분명하게 나타나며, 6 Gy 지점의 경우 약 24시간 후에는 처음 신호의 57%로 감소하였으며, 48시간 후에는 약 27%로 감소하였다. 그러나 감소율은 초기 광학밀도 값에 따라서 5 Gy 지점의 경우 24시간 및 48시간 경과 후 62%, 31%로 감소, 4 Gy지점의 경우 65%, 34%로 감소, 3 Gy 지점의 경우 65%, 30%로 감소, 2 Gy 지점의 경우 62%, 25%로 감소, 1 Gy 지점의 경우 41%, 0%로 감소하는 등 큰 편차를 보였다. 이는 기존 연구에서 선량에 관계없이 처음 광학밀도 값이 약 절반으로 감소 하는 데에 약 41시간이 소요되었던 결과와는 다르다.¹⁹⁾

2. 선량 분포 검증 소프트웨어

Fig. 7은 본 연구에서 개발한 RESAGE 겔 선량계용 선량 검증 소프트웨어를 나타낸다. 소프트웨어 좌측 창에는 방사선 치료계획 시스템으로부터 추출한 방사선량 분포이며, 우측에는 광학 CT 스캐너로부터 획득한 겔의 흡수선량 분포이

Table 1. Optical density, expected dose from treatment planning system, measured absorbed dose using single OD to dose converting factor.

Optical Density	Expected dose from TPS [Gy]	Measured gel dose without correction [Gy]	Deviation (Measured dose/expected dose)
0.0337	1.01	1.15	12.6%
0.0682	2.06	2.34	11.8%
0.0982	3.08	3.37	8.6%
0.1235	4.06	4.23	4.0%
0.1477	4.99	5.07	1.5%
0.1783	6.30	6.11	-3.1%

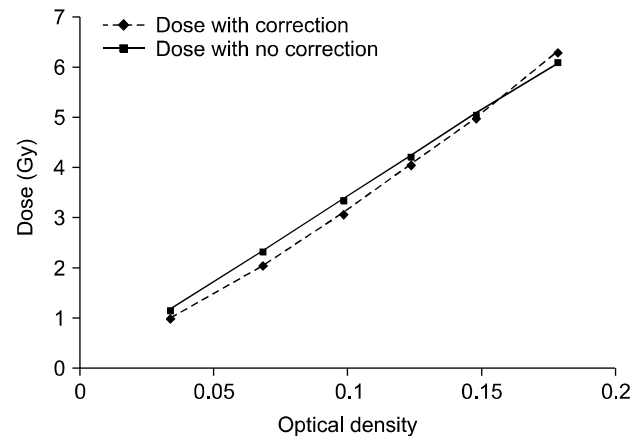


Fig. 5. The correlation between optical density (OD) and absorbed doses. The curve of "Dose with correction" means that variable OD to dose converting factor is used to calculated doses from OD. The curve of "Dose without correction" used only a single OD to dose converting factor.

다. 두 영상간의 픽셀당 거리를 정확히 같게 스케일 해주었으며, 흡수선량 분포는 6 Gy를 100%로 정규화 하였다. 아직 x, y, z 방향 및 영상 중심 축을 기준으로 회전 변환에 의한 매칭 작업 전이기 때문에, 선량 분포가 다소 다르게 보임을 알 수 있다. PRESAGE 겔로 측정된 흡수선량의 경우 가장자리에 고리형 허상이 2줄에 걸쳐 뚜렷하게 나타나고 있다.

Fig. 8은 두 선량 분포를 매칭하고 비교 분석하기 위한 인터페이스를 보여준다. Fig. 8a와 8b 우측의 각 x, y, z 축 방향의 프로파일 성분을 살펴 보면, 초기에 치료계획 시스템으로부터 추출한 흡수선량(적색 그래프)과 PRESAGE 겔로부터 측정된 흡수선량(적색 그래프)간에 매칭이 아직 안되었지만, 겔 흡수선량을 x, y, z 방향으로 이동 변환을 하고, 중심축을 따라 회전변환을 함으로써 매칭 작업이 완료됨을

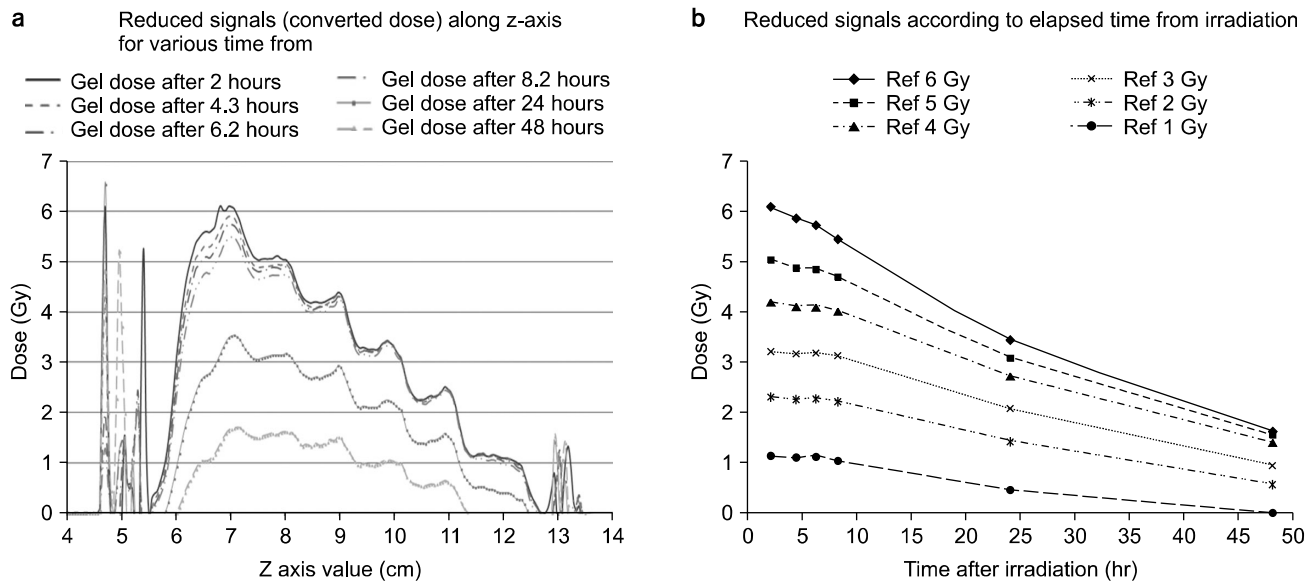


Fig. 6. Decay of the optical densities (or converted doses) along the time after irradiation.

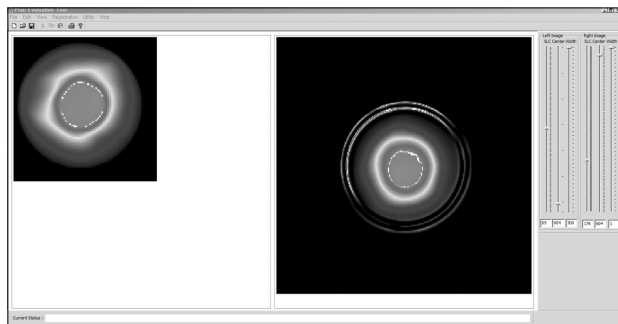


Fig. 7. Graphic User Interface of the developed software tool: left window shows calculated dose distribution from TPS, right window shows measured dose distributions from gel dosimeter. Slide bars at right side can control the current slice of the 3D volume, minimum and maximum threshold of the dose normalization.

확인할 수 있다. Fig. 9는 치료계획 시스템의 흡수선량 분포와 PRESAGE 겔의 측정된 흡수선량 분포를 3D 감마 인덱스 방법으로 분석한 결과를 보여준다. Fig. 9a는 감마 통과 지도를 보여주며, 청색일수록 감마 값이 0에 가깝고, 1로 커질수록 녹색이 되며, 1을 초과하면 바로 적색이 되며, 이후 흰색으로 변화하도록 설정하였다. Fig. 9b 감마 통과 지도로서 중심부의 녹색 영역은 통과 영역(감마 인덱스<1), 주변부의 적색부위는 실패 영역(감마 인덱스>1)을 보여준다. Fig. 9c는 치료계획 선량에서 겔 측정 선량을 뺀 차이를 나타내며 적색 계열은 초과 선량, 청색계열은 미달 선량 영역을 나타낸다. 감마 인덱스 분석 인자로서 선량 차이 정도

와 거리상 일치도(distance to agreement)를 각각 3%, 3 mm로 설정하고 처방선량 기준 10% 이하 선량은 분석에서 제외할 경우, 주변 부 방향으로 갈수록 측정된 선량의 차이가 커지기 때문에 통과율은 70.36%로 분석되었다.

고 찰

겔 선량계는 현재 3차원 흡수선량 분포를 실측할 수 있는 유일한 방법이다. PRESAGE 겔의 경우 사용법에 있어서 기존의 겔에 비하여 편리하게 개선되었으나, 흡수선량의 정확한 계측을 하기에는 많은 보완이 필요하다. 우선 광학 CT 스캐너로 3차원 광학밀도 데이터를 획득하는 과정에서, 방사선 치료계획상의 기하학적 좌표 정보를 전혀 고려하지 않는다. 이는 계측자가 PRESAGE 겔에 좌표정보를 인식시키기 위한 별도의 수단을 취해야 하지만, 겔 자체의 투명한 성질로 인하여 표면에 표식을 남길 경우 심각한 허상을 남기게 된다. 충분한 크기의 PRESAGE 겔을 이용하여 방사선이 거의 도달하지 않는 영역에 한하여 셋업 정보를 위한 마킹을 추가하는 것은 가능하지만, 광학 CT 스캐너로 획득한 영상에 충분한 정밀도로 마킹이 재현되기는 어렵다. 또한 광학 CT 스캐너로 PRESAGE 겔을 스캔할 경우 겔을 회전시키는 모터 회전축에 대하여 스캔 시작 각도를 지정할 수 없기 때문에, 스캔을 마치고 재구성한 영상에 대하여 사용자가 직접 회전 변환을 해주어야 한다. 겔 선량계로 측정된 선량 분포를 치료계획장치로부터 얻어낸 예상 선량 분포와

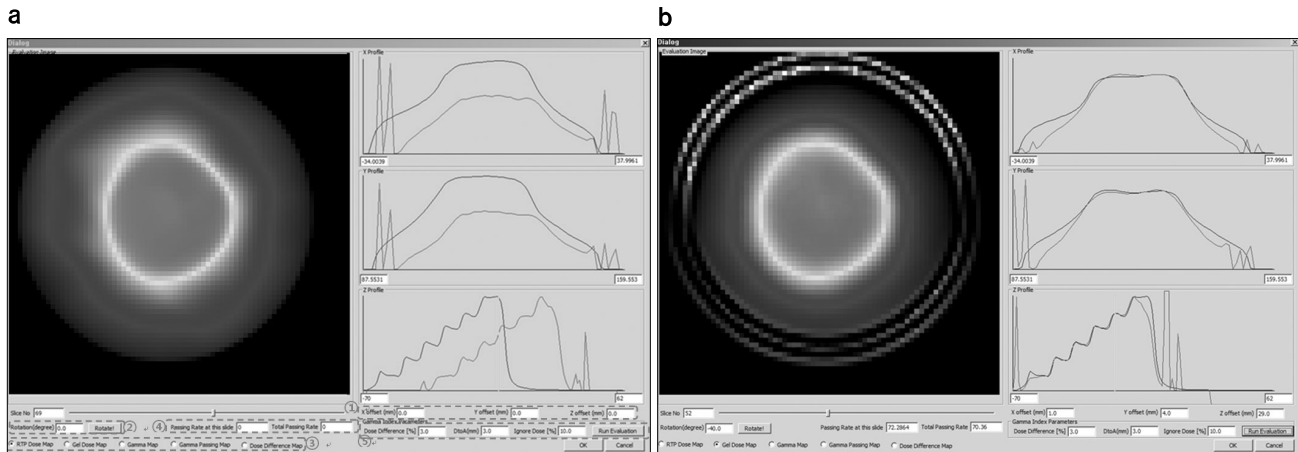


Fig. 8. The tool for the alignment of 3D gel dose to the TPS doses and evaluation of tow dose distributions: (a) before alignment (b) after alignment by x, y, z translational and rotational transformation. There are some interfaces for ① x, y, z offset [mm] ② rotational offset [degree], ③ Display mode option ④ Passing rates from 3D Gamma index method ⑤ Criteria of the gamma index method.

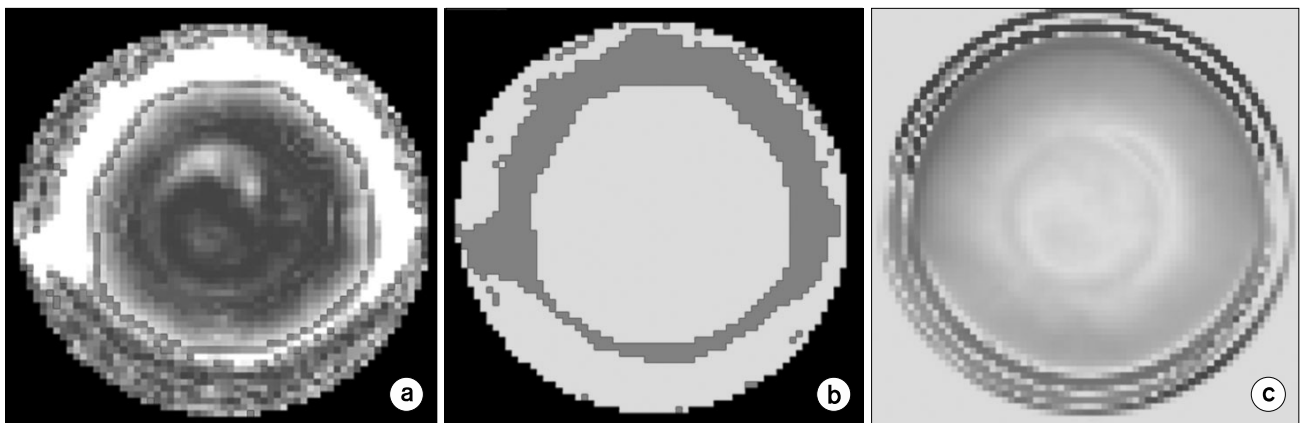


Fig. 9. Example of the comparison between TPS doses and gel doses: (a) Gamma index map, (b) Gamma pass map, (c) dose difference map.

비교하기 위하여, 측정된 선량 분포 데이터를 적절하게 이동 및 회전 변환을 통한 매칭 작업이 필요한데, 이러한 작업은 방사선 치료계획 검증 차원에서 치료계획상의 셋업 오차를 내포할 가능성을 검증하지 못하는 문제를 만든다.

PRESAGE^{REU} 겔에서의 광학밀도 대 흡수선량 변환 계수 [Gy/OD]는 기존 연구^{11,19)}와는 달리 하나의 상수로 표현할 수 없는 것으로 분석되었다. 이는 기존의 radio-chromic film과 유사하게 광학밀도와 흡수선량간의 관계가 정확한 선형관계가 보장되지 않기 때문이며, 광학밀도 값의 구간에 따라 다른 변환 계수를 적용해야 함을 의미한다. 또한 PRESAGE^{REU} 겔의 경우 시간에 따라 광학밀도가 감쇄를 하기 때문에, 방사선 조사 후 항상 일정한 시간 후에 광학밀도 데이터를 읽

어야 하며, 광학밀도의 시간에 따른 감쇄율은 선량에 따라 편차가 크기 때문에 다른 시간에 읽어 들인 광학 밀도 값을 시간을 고려하여 후 처리로 역 보정할 수는 없다.

PRESAGE^{REU} 겔을 이용하여 흡수선량 분포를 측정할 결과 실린더 영역 바깥 영역에 2개의 고리 형태의 허상이 관측되었으며, 중심에서 주변부로 갈수록 선량이 치료계획 시스템의 기대치보다 크게 감소하는 경향을 보였다. 광학 CT 스캐너로 겔을 스캔할 때 630 nm의 스캔용 광선이 굴절되지 않도록 겔을 오일이 담긴 수조에 넣게 되는데, 광선의 경로에 따라 Oil과 겔 경계면 사이에서의 굴절률을 최소화 시키도록 굴절률(refractive index) 매칭이 필요하다.^{11,16,20,21)} 굴절률이 정확히 매칭되지 않을 경우 광선의 겔 표면 입사

각도가 커질수록 굴절이 심하게 일어나서 의도하지 않은 디텍터 영역에 광선이 도달하게 되며, 이는 본 연구에서 나타나는 바와 같이 광학밀도 값이 주변부로 갈수록 크게 떨어지는 결과를 가져옴과 동시에, 특정 디텍터 영역에 광선이 집적되어 고리 형태의 허상을 만들게 된다. PRESAGE 겔에서의 굴절률은 약 1.48로 알려져 있으며 이와 동일한 굴절률을 가지는 오일을 사용하기 위하여, 본 연구에서는 제작사에서 권고하는 오일로서 Octyl Silylate 91%와 Octyl-p-Methoxy Cinnamate 9%를 교반한 오일과 일반 미네랄 오일 (Johnsons Baby Oil, Johnson & Johnson Consumer Companies, Inc. U.S.A.)을 각각 이용하였으나, 굴절률 매칭이 크게 개선되지는 않았다. 이는 RESAGE 겔이 reusable 겔로 개선되면서 굴절률의 변화가 발생한 것으로 사료된다. 정확한 계측을 위해서는 이용자가 시행 착오를 겪으면서 정확하게 매칭되는 굴절률을 가지는 oil을 합성할 수 밖에 없으며, 이는 PRESAGE^{REU} 겔 사용상의 가장 큰 문제점이다. 직경이 큰 겔을 이용하는 것은 바깥쪽 경계면에서의 굴절률 왜곡 정도를 완화시키는 것이 가능하지만, 광학 CT 스캐너 내에 삽입 가능한 겔의 최대 직경이 11 cm임을 고려하면, 이 역시 한계가 있다.

결 론

본 연구에서는 3차원 선량분포 검증의 한 방법으로서, PRESAGE^{REU} 겔 이용 시, 겔로부터 흡수선량 분포 데이터를 이용하기 위하여 거쳐야 할 과정들을 기술하였고, 3차원 선량 분포의 비교 분석을 위한 전용 검증 소프트웨어를 개발하였다. PRESAGE^{REU} 겔은 기존의 겔에 비하여 사용상 편의가 개선되었지만, 사용 방법 면에서의 정확도 향상을 위한 기술적 개선이 필요하다. 본 연구에서 개발한 선량 검증 소프트웨어는 3D 겔을 이용한 정도 관리에 있어서 활용상의 문제점을 상당 부분 해결하였으며, 3차원 감마인텍스 방법을 구현함으로써 흡수 선량 일치 정도를 정량적으로 보여줄 수 있는 유용한 도구로 평가되었다. 후속 연구에서 겔 자체의 광학 CT 스캐너에서의 굴절률 매칭 문제를 해결한다면, 충분히 임상에서 사용할 수 있을 만한 정확도를 보장할 수 있을 것으로 사료된다.

References

1. Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al: American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med. Phys. 25(10):1773-1829 (1998)
2. Schreibmann E, Dhabaan A, Elder E, Fox T: Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment delivery. Med. Phys. 36(10):4530-4535 (2009)
3. Zhen H, Benjamin EN, Wolfgang A, Tomé: Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pre-treatment dose QA. Med. Phys. 38 (10):5477-5489 (2011)
4. Benjamin EN, Zhen H, Wolfgang A, Tomé: Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. Med. Phys. 38 (2): 1037-1044 (2011)
5. Wu C, Kelly E, Hosier, Kristen E, Beck, et al: On using 3D γ -analysis for IMRT and VMAT pretreatment plan QA. Med. Phys. 39 (6):3051-3059 (2012)
6. Carrasco P, Jornet N, Latorre A, Eudaldo T, Ruiz A, Ribas M: 3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification. Med. Phys. 39 (8): 5040-5049 (2012)
7. Visser R, Wauben DJL, Groot M, et al: Efficient and reliable 3D dose quality assurance for IMRT by combining independent dose calculations with measurements. Med. Phys. 40 (2): 021710-1-6 (2013)
8. Fredh A, Scherman JB, Fog LS, Rosenschöld PM: Patient QA systems for rotational radiation therapy: A comparative experimental study with intentional errors. Med. Phys. 40:031716 (2013)
9. Juang T, Newton J, Niebanck M, Benning R, Adamovics J, Oldham M: Customising PRESAGE® for diverse applications. Journal of Physics: Conference Series, 444:1-5 (2013)
10. Qian X, Adamovics J, Wu C: Performance of an improved first generation optical CT scanner for 3D dosimetry. Phys. Med. Biol. 58: N321-N331 (2013)
11. Juang T, Grant R, Adamovics J, Ibbott G, Oldham M: On the feasibility of comprehensive high-resolution 3D remote dosimetry. Med. Phys. 41 (7): 071706-1-11 (2014)
12. Cho SJ, Chung YL, Lee SH, et al: A Study of Optimized MRI Parameters for Polymer Gel Dosimetry, Korean J Med Phys 23(2):71-80 (2012)
13. Jang JS, Kwon SI: 3-Dimensional Dosimetry of Small Field Photon Beam, Korean J Med Phys 23(1): 54-61 (2012)
14. Lee KN, Lee DJ, Suh TS: 3-Dimensional Verification Technique for Target Point Error, Korean J Med Phys 22(1): 35-41 (2011)
15. Jung JY, Lee CI, Min JH, Kim YL, Lee SY, Suh TS: A Study on Dose Response of MAGAT (Methacrylic Acid, Gelatin Gel and THPC) Polymer Gel Dosimeter Using X-ray CT Scanner. Korean J Med Phys 21(1): 1-8 (2010)
16. Lopatiuk-Tirpak O, Langen KM, Meeks SL, Kupelian PA, Zeidan OA, Maryanski MJ: Performance evaluation of an improved optical computed tomography polymer gel dosimeter system for 3D dose verification of static and dynamic phantom deliveries, Med. Phys. 35 (9): 3847-3859 (2008)
17. Jirasek A: Experimental investigations of polymer gel dosimeters, Journal of Physics: Conference Series 56: 23-34 (2006)
18. Jordan K: Review of recent advances in radiochromic materi-

- als for 3D dosimetry, Journal of Physics: Conference Series 250: 1-7 (2010)
19. Pierquet M, Thomas A, Adamovics J, Oldham M: An investigation into a new re-useable 3D radiochromic dosimetry material, Presage^{REU}, Journal of Physics: Conference Series 250: 1-4 (2010)
 20. Adamovics J, Maryanski MJ: CHARACTERISATION OF PRESAGETM: A NEW 3-D RADIOCHROMIC SOLID POLYMER DOSEMETER FOR IONISING RADIATION, Radiation Protection Dosimetry, 120(1-4): 107-112, (2006)
 21. Doran SJ, Krstajic N, Adamovics J, Jenneson PM: Optical CT scanning of PRESAGETM polyurethane samples with a CCD-based readout system, Journal of Physics: Conference Series 3: 240-243 (2004)

PRESAGE^{REU} 겔 선량계의 분석 및 정도 관리 도구 개발

*서울특별시 보라매병원 방사선종양학과, †서울대학교병원 방사선종양학과
 †서울대학교 융합과학기술대학원 융합과학부 방사선융합의생명전공 과정

조 웅* · 이재기[†] · 김현석[†] · 우흥균[†]

본 연구에서는 PRESAGE^{REU} 겔을 이용하여 방사선 치료계획 시 3차원 흡수선량 분포 검증을 위한 정도 관리 소프트웨어를 개발하여 겔을 이용한 3차원 선량분석 방법을 제시하고자 한다. 우선 치료계획상의 3차원 흡수선량 데이터와 측정된 겔 광학밀도 데이터의 입출력 기능을 구현하였고, 변환 테이블을 이용하여 광학밀도를 흡수선량으로 변환하는 기능을 구현하였다. 겔에서 측정된 흡수선량과 치료계획상의 흡수선량 분포간의 기하학적 매칭을 위하여 3D 볼륨 데이터의 x, y, z 방향 및 회전 변환을 구현하였다. 매칭이 완료된 두 선량 분포간에 일치도를 검증하기 위하여 3차원 감마 인덱스 알고리즘을 구현하였고, 감마 통과 지도(gamma passing map) 기반의 일치도 확인 기능을 구현하였다. 광학밀도와 흡수선량간의 관계를 분석하기 위하여 원기둥 형태의 PRESAGE^{REU} 겔을 대상으로 X-선 전산화 단층촬영기를 이용하여 CT 영상을 획득하였고, 방사선 치료계획 시스템(Eclipse, Varian, Palo Alto)을 이용하여 원반 형태의 6개의 가상 표적을 생성하여, 각각에 1 Gy에서 6 Gy까지 선량이 전달되도록 입체조형 방사선 치료계획을 수립하였다. 다음으로 광학 CT 스캐너(VistaTM, Modus Medical Devices Inc, Canada)를 이용하여 기준 투영 영상들을 획득하였고, 치료계획과 동일하게 겔에 방사선을 조사하였다. 조사2시간 후 매 2시간 간격으로 광학 CT 스캐너로 투영 영상 셋을 획득 후 3차원 광학밀도 데이터로 재구성하였다. 실린더 중심축을 따라 치료계획상의 흡수선량 프로파일과 광학밀도 프로파일을 추출하여 광학선량 대비 흡수선량 대응 테이블을 정의하였다. 이후 본 연구에서 개발한 소프트웨어를 이용하여 3차원상의 선량 분포의 일치도를 평가하였다. 광학밀도와 흡수선량간에는 supra-linear 관계가 나타났으며, 광학밀도는 그 크기에 따라 24시간당 60% 전후로 감쇄하였다. 측정된 흡수선량은 중심축 부근에서는 치료계획 선량과 잘 일치하였으나, 주변부로 갈수록 크게 낮아짐을 확인할 수 있었으며, 이로 인하여 3D 감마 통과율은 선량 차이율과 DtoA 각각 3%/3 mm의 조건하에 70.36%로 낮게 나타났다. 이러한 결과는 광학 CT 스캐너 내부의 오일과 PRESAGE^{REU} 겔간의 굴절률이 정확하게 매칭되지 않아서 광학 스캔 시 빔이 굴절되어 부정확한 데이터를 만들어 내는 것으로 분석되었다. 본 연구에서 개발한 정도 관리 소프트웨어는 3차원 겔 선량을 비교 분석하기에 유용한 것으로 평가되었으나, PRESAGE^{REU} 겔로부터 정확한 흡수선량 데이터를 획득하기 위해 겔 선량측정 과정의 많은 개선이 요구된다.

중심단어: PRESAGE^{REU} 겔, 3차원 선량 검증, 3D 감마 인덱스, 광학 CT 스캐너