Journal of Radiological Science and Technology, 45(4), 313-320 ISSN 2384-1168(On-line) ISSN 2288-3509(Print)

<원저>

# 삼차원 뇌혈관조영술에서 테이블 높이와 확대율 조절에 따른 수정체 선량 감소에 대한 연구

윤종태[1)]·이기백[2)]

[1)]서울아산병원 영상의학과·[2)]충북보건과학대학 방사선과

# Radiation Dose Reduction of Lens by Adjusting Table Height and Magnification Ratio in 3D Cerebral Angiography

Jong-Tae Yoon[1)]·Ki-Baek Lee[2)]

*[1)]Department of Radiology, University of Ulsan College of Medicine, Asan Medical Center*

*[2)]Department of Radiologic Technology, Chungbuk Health & Science University*

**Abstract** Both angiography and interventional procedures accompanied by angiography provide many diagnostic and therapeutic benefits to patients and are rapidly increasing. However, unlike general radiography or computed tomography using the same X-ray, the amount of radiation is quite high, but the dose range can vary considerably for each patient and operator. The high sensitivity of the lens to radiation during cerebral angiography and neurointervention is already well known, and although there are many related studies, it is insufficient to easily reduce radiation in diagnosis and treatment. In this situation, in particular, by adding three-dimensional rotational angiography (3D-RA) to the existing two-dimensional (2D) angiography, it is now possible to make an accurate diagnosis. However, since this 3D-RA acquires images through projection of more radiation than before, the exposure dose of the lens may be higher. Therefore, we tried to analyze whether the radiation dose of the lens can be reduced by moving the lens out of the field range by adjusting the table height and magnification ratio during the examination using 3D-RA. The surface dose was measured using a rando phantom and a radiophotoluminescent glass dosimeter (PLD) and the radiation dose was compared by adjusting the table height and magnification ratio based on the central point. As a result, it was found that the radiation dose of the lens decreased as the table height increased from the central point, that is, as the lens was out of the field of view. In conclusion, in 3D-RA, moving the table position of about 2 cm in height will make a significant contribution to the dose reduction of the lens, and it was confirmed that adjusting the magnification ratio can also reduce the surface dose of the lens.

**Key Words:** 3D Cerebral Angiography, Table Height Adjustment, Magnification Radio Adjustment, Lens Radiation Dose, Surface Dose

**중심 단어:** 3D 뇌혈관조영술, 테이블 높이 조절, 확대율 조절, 수정체 방사선량, 표면선량

## Ⅰ. 서 론

신경중재란 뇌, 두경부 및 신경혈관 질환에 대해 비수술적 접근을 통해서 진단 및 치료하는 영역이며, 이를 위해서는 방사선을 이용한 투시 및 촬영이 필수적이다[1,2]. 이런 방사선을 이용하여 신경혈관을 보는 것을 혈관조영술(Angiography)

Corresponding author: Ki-Baek Lee, Department of Radiologic Technology, Chungbuk Health & Science University, 10, Deogam-gil, Naesu-eup, Cheongwon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do, 28150, Republic of Korea / Tel: +82-42-210-8204 / E-mail: beall34@chsu.ac.kr

Received 21 July 2022; Revised 4 August 2022; Accepted 13 August 2022

Copyright ⓒ2022 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

그리고 혈관조영술과 함께 외과적 치료 외 카테터를 이용하여 치료하는 시술을 중재시술(Interventional therapy)이라고 한다[3]. 현재, 혈관조영술과 혈관조영술을 동반으로 하는 중재시술 모두 환자에게 진단과 치료상의 많은 이익을 제공하며 급격히 증가하는 추세인데 일반촬영(X-ray) 또는 컴퓨터단층촬영(Computed tomography; CT)과는 상대적으로 다르게 환자 그리고 시술자마다 방사선 사용량이 매우 달라질 수 있다. 그 이유는 일반촬영과 CT는 일정 범위의 검사조건에 몇 번 검사하는지 명확한데, 혈관조영술과 중재시술에는 환자의 상황에 따라서 시술자가 선호하는 방식에 따라서 방사선량이 달라질 수 있기 때문이다. 그래서 전리 방사선의 사용 빈도 또는 양의 조절에 의한 피폭선량 관리가 다른 검사보다 더 중요하며 임상적으로 유용하게 방사선량을 감소시킬 방법의 도입은 늘 필요한 것이 사실이다.

사람의 장기는 장기마다 방사선 민감도가 다른데 신경중재 시 많이 노출되는 수정체는 특히 방사선 민감도가 큰 장기이다. 이와 관련하여 국제방사선방호위원회(International commission on radiological protection; ICRP)는 몇 년 전에 인체조직과 기관에 대한 방사선의 영향에 대한 보고서를 발표했으며[4], ICRP 60 보고서에서 15 mSv－50 mSv의 연간 등가선량한도를 보고하였고 ICRP 103 보고서에서는 특별히 수정체와 관련해서는 추가적인 검토 및 판단이 필요할 수 있음을 ICRP가 인지하고 있다는 보고도 하였다. 이러한 수정체의 높은 민감성은 이미 널리 알려진 사실이기에 이와 관련된 수정체의 방사선 피폭량과 관련된 연구들도 이미 상당히 수행되었다[5-8]. 하지만 이 연구들은 시술자 관점에서 방사선 선량을 체계적으로 줄일 수 있는 방법이 아니었기 때문에 체계적인 방법을 통한 프로토콜의 적립은 이뤄지지 않았다.

최근에 신경중재를 위해 뇌혈관 영상 획득 시 기존의 2D 방법 외에 현재는 삼차원 뇌혈관조영술(Three-dimensional rotational angiography; 3D-RA)을 통한 3D 데이터와 볼륨 렌더링 기법을 이용하여 기존의 2D 방식보다 정확한 진단을 할 수 있게 되었다. 그런데 이는 기존보다 더 많은 방사선의 투사(Projection)를 통해 영상을 획득하기 때문에 수정체의 피폭량은 더 높아질 수 있다. 3D-RA를 통한 검사 및 시술의 빈도도 증가하면서 높아진 방사선량을 감소시키기 위하여 3D-RA 시 저선량을 이용하는 방법에 관한 연구도 있었지만[9], 이 연구도 특정 장비에서 적용한 것이기 때문에 우리는 모든 장비에서 적용할 수 있으면서 시술자가 임상에서 간편히 적용할 수 있는 방법을 도입해 보고자 하였다.

결과적으로 3D-RA를 이용한 검사 시 혈관조영 및 중재시술에 영향을 주지 않는 범위에서 테이블 높이와 확대율의 조절을 통해 수정체를 조사야 범위에서 벗어나게 함으로써 수정체 방사선량을 줄일 수 있는지를 알아보고자 하였고[10], 이를 통해 임상에서 신경중재 시 수정체 선량을 쉽게 감소시킬 방법 및 프로토콜을 제시하고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 연구재료 및 사용기기

본 연구는 혈관조영장치인 Artis Zee(Siemens Healthineers, Forchheim, Germany)를 사용하였고(Fig. 1a), 3D-RA를 시행하면서 테이블 높이와 확대율 조절에 따른 표면선량(Surface dose)의 변화를 관찰하였다. 표면선량은 인체모형팬텀(Rando phantom)의 머리 부분(Fig. 1b)과 형광유리선량계(Radiophotoluminescent glass dosimeter; PLD)를 사용하여 측정하였다. PLD는 진단용 X선 발생장치의 선질과 선량범위에 적합한 GD-352M을 사용하였다.

(a) (b)

**Fig. 1.** Equipment and utilized phantom
(a) Bi-plane C-arm scanner (b) Head part of Rando phantom

### 2. 연구방법

#### 1) 영상획득조건

3D-RA 획득을 위해 frontal plane을 5초 동안 회전하였다. 방사선 조사선량은 자동노출장치(Automatic exposure control; AEC)를 기반으로 자동 조절되었으며, 관전압은 70 kV, 200°의 회전각도(Rotation angle)를 이용하여 133개의 투사 영상을 획득하였다. 또한, 5개의 파라메터(kV, mA, ms, focal spot size, 구리필터두께)를 조절하여 프레임 당 0.24 μGy까지 조사하였다.

#### 2) PLD 선량측정

수정체에 노출된 방사선량을 측정하기 위한 PLD의 선량측정 순서는 캘리브레이션(Calibration), 열처리(Annealing),

X-ray 조사 전 선량 측정(Pre-dose reading), X선 조사(X-ray exposure), Pre-heating, Reading의 순서로 측정하였다(Fig. 2). 열처리를 위해서 Oven NEW-1C(Hayashi Denko Co., Ltd, Tokyo, Japan) 장비를 사용하여 PLD 소자에 이미 누적된 선량을 초기화하였으며, PLD 소자를 홀더에서 꺼낸 후 Oven에 넣어 400℃에서 열처리하여 8시간 동안 실온으로 냉각시켰다. 그 후, PLD를 판독시스템 FGD-1000(Asahi Techno Glass Co., Ltd, Shizuoka, Japan) 판독기에서 백그라운드 선량인 조사 전 선량을 측정하고, X선을 조사한 후 다시 선량 측정(Reading)을 하였다[11].

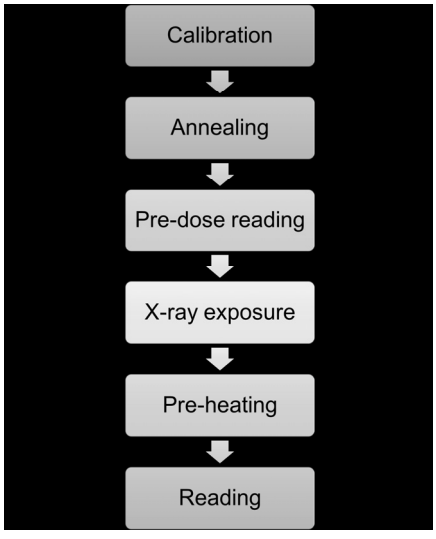


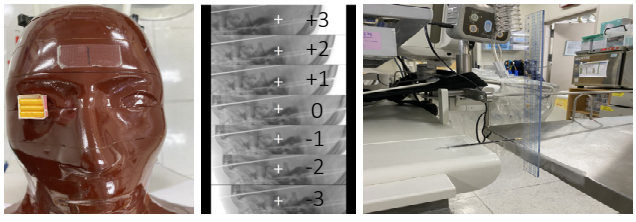

**Fig. 2.** Steps of radiation dose measurement with the PLDs for lens dose

### 3) 테이블 높이 조절을 통한 수정체 표면선량의 측정

Rando phantom의 수정체 위치 표면에 PLD를 올려놓을 수 있는 크기의 포켓을 두고 3개의 PLD를 올려놓아서 수정체의 표면선량을 측정하였다(Fig. 3a). PLD로 측정된 선량은 판독기에서 한 조건당 10번씩 측정하여 총 30개 데이터의 평균을 선량값으로 분석하였다.

Dose area product(DAP)는 진단 X선 검사 및 투시 검사에서 방사선 위험을 평가하는데 사용되는 양이며, 흡수선량에 조사된 면적을 곱한 값으로 정의되어 단위는 Gy·cm$^2$, mGy·cm$^2$ 또는 cGy·cm$^2$으로 표시된다[12]. Kinetic energy released in material(Kerma)는 비하전 이온화 방사선에 의해서 생성된 단위 질량당 하전 입자의 초기 운동에너지로서 Air Kerma는 X선 또는 γ선을 공기에 조사했을 때 유리되는 하전 입자의 초기 운동에너지를 공기 1 kg에 대하여 나타낸 조사량으로서 단위는 그레이(Gy)이다[13]. 이 DAP와 Air kerma(AK)는 장비의 Dose report에 표시되는데 이 수치들도 함께 비교하였다.

테이블의 높이 조절은 일반적으로 3D-RA 시 등중심점(Isocenter)를 기준으로 위로 1 cm 씩 높이를 변경하여 1, 2, 3 cm 그리고 아래로 -1, -2, -3 cm로 조절하였다. 3D-RA를 시행할 때 등중심점은 뇌하수체(pitutary gland)로 설정하였다(Fig. 3b). 장비에 표시되는 테이블 높이 정보는 1 cm 단위로만 표시되어 정확한 높이 조절이 어렵기 때문에 1 mm 단위가 표시되는 자를 설치하여 테이블 높이의 정확성을 높였다(Fig. 3c). 또한 장비의 모니터에 마커를 표시하여 모든 테이블 포지션 스캔범위가 일정하게 조절되게 하였다.

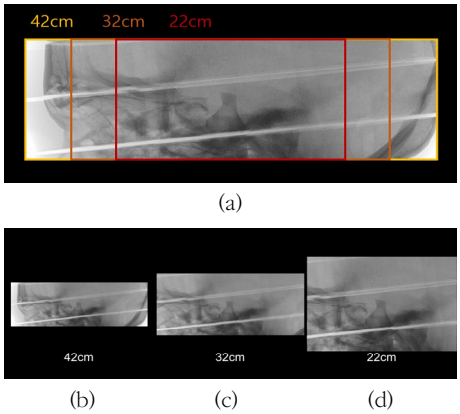



(a) (b) (c)

**Fig. 3.** Dosimetry of the lens using the PLDs
(a) A pocket was placed on the phantom's eye to place the PLD
(b) The table height was adjusted by 1 cm up and down in the isocenter
(c) The accuracy of table heights has been improved by installing a ruler with 1 mm increment

### 4) 확대율 조절을 통한 수정체 표면선량 변화

테이블 조절 시와 동일한 방법으로 테이블을 등중심점에 맞춰두고, 확대율을 42 cm, 32 cm, 22 cm으로 조절하여(Fig. 4a), 각각의 PLD를 이용한 표면선량을 측정하였다. Fig. 4를 보면 42 cm에서 22 cm으로 갈수록 등중심점의 위치인 뇌하수체와 그 주변의 해부학적 구조는 확대되어 보이지만 전두엽과 후두엽 위치의 시야(Field of view; FOV)는 줄어들게 된다. 즉, 22 cm으로 갈수록 수정체는 검사범위에 포함되지 않는다.




(a)

(b) (c) (d)

**Fig. 4.** Changes of field of view (FOV) through magnification adjustment

### 3. 통계 분석

테이블 높이 조절을 통한 수정체 표면선량 수치를 등중심점을 기준으로 비교 시 그리고 확대율에 따른 비교 시 독립표본 t-test를 이용하여 비교하였다. 연속적인 데이터의 수치들은 평균 ± 표준편차(Standard deviation; SD)로 표시하였고, $p$-value는 0.05를 사용하였다. 통계프로그램은 SPSS(Version 18, SPSS, Chicago, IL, USA)를 이용하였다.

## Ⅲ. 결 과

### 1. 테이블 높이 조절을 통한 수정체 표면선량 변화

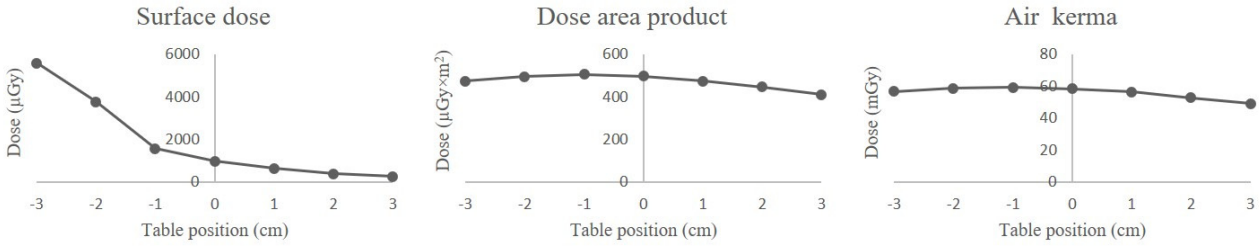
등중심점에서 PLD로 측정된 인체모형팬텀의 수정체의 표면선량은 960 ± 42 μGy로 측정되었다. 그 후, 테이블 높이를 1 cm 높였을 때 선량은 625 ± 18 μGy로 35% 감소하였고, 2 cm 높였을 때 379 ± 12 μGy, 3 cm 높였을 때 260 ± 4 μGy로 각각 61%, 73%의 선량 감소율을 보였다. 반대로 테이블 높이를 1 cm 낮췄을 때 선량은 1,565 ± 14 μGy로 63% 증가하였고, 2 cm 낮췄을 때 3,762 ± 91 μGy, 3 cm 낮췄을 때 5,581 ± 81 μGy로 각각 292%, 481%의 선량 증가율을 보였다(Table 1). 등중심점을 기준 선량으로 모든 높이에서의 표면선량과 비교 시 모든 조건에서 P<0.05로 통계적으로도 유의한 차이도 있었다(Table 1). 수정체의 표면선량이 가장 낮은 높이는 3 cm이었고, 수정체의 표면선량이 가장 높은 높이는 마이너스 3 cm이었다. 가장 높은 높이와 낮은 높이의 차이는 약 21.4배였다(Fig. 5a).

DAP와 AK의 테이블 높이에 따른 수치는 Table 2에 나타내었다. 차이를 비교해보면 DAP는 등중심점에서 테이블을 1 cm 높였을 때 약 4%의 감소세를 보였고, 2 cm을 높였을 때 10%, 3 cm을 높였을 때 17% 감소하였다. 등중심점에서 테이블을 1 cm 낮췄을 때 약 2%의 증가하였고, 2 cm을 낮췄을 때 0.4%, 3 cm을 낮췄을 때 5% 감소하였다(Fig. 5b). Air Kerma 역시 등중심점에서 테이블을 1 cm 높였을 때 약 3%의 감소세를 보였고, 2 cm을 높였을 때 10%, 3 cm을 높

**Table 1.** Changes of surface dose of PLDs according to table height adjustment

| Table Position (cm) | PLD ID | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | Dose (μGy) | *P*-value |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 502 | 256 | 258 | 259 | 258 | 257 | 255 | 258 | 257 | 256 | 258 | | |
| 3 | 503 | 258 | 260 | 260 | 259 | 258 | 258 | 260 | 258 | 261 | 259 | 260 ± 4 | P<0.05 |
| | 504 | 265 | 262 | 267 | 268 | 264 | 252 | 264 | 264 | 265 | 263 | | |
| | 299 | 394 | 393 | 391 | 393 | 392 | 391 | 390 | 388 | 391 | 390 | | |
| 2 | 300 | 382 | 384 | 383 | 383 | 382 | 382 | 383 | 381 | 383 | 385 | 379 ± 12 | P<0.05 |
| | 501 | 364 | 363 | 364 | 363 | 361 | 362 | 362 | 363 | 362 | 361 | | |
| | 296 | 606 | 606 | 605 | 608 | 606 | 607 | 605 | 603 | 605 | 607 | | |
| 1 | 297 | 649 | 650 | 645 | 648 | 648 | 649 | 648 | 647 | 647 | 645 | 625 ± 18 | P<0.05 |
| | 298 | 621 | 620 | 623 | 621 | 624 | 622 | 623 | 619 | 617 | 624 | | |
| | 284 | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | | |
| 0 | 285 | 1,002 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,003 | 1,003 | 999 | 999 | 997 | 1,001 | 960 ± 42 | P<0.05 |
| | 286 | 925 | 922 | 919 | 919 | 921 | 919 | 918 | 919 | 916 | 917 | | |
| | 287 | 1,581 | 1,585 | 1,582 | 1,578 | 1,582 | 1,574 | 1,578 | 1,579 | 1,577 | 1,572 | | |
| -1 | 288 | 1,569 | 1,568 | 1,573 | 1,569 | 1,571 | 1,568 | 1,569 | 1,567 | 1,569 | 1,568 | 1,565 ± 14 | P<0.05 |
| | 289 | 1,554 | 1,546 | 1,540 | 1,551 | 1,546 | 1,549 | 1,544 | 1,545 | 1,541 | 1,543 | | |
| | 290 | 3,870 | 3,870 | 3,875 | 3,870 | 3,864 | 3,871 | 3,870 | 3,869 | 3,862 | 3,855 | | |
| -2 | 291 | 3,773 | 3,770 | 3,772 | 3,775 | 3,777 | 3,769 | 3,767 | 3,770 | 3,763 | 3,769 | 3,762 ± 91 | P<0.05 |
| | 292 | 3,660 | 3,648 | 3,656 | 3,648 | 3,653 | 3,643 | 3,645 | 3,643 | 3,646 | 3,643 | | |
| | 293 | 5,695 | 5,700 | 5,697 | 5,692 | 5,697 | 5,689 | 5,692 | 5,684 | 5,685 | 5,687 | | |
| -3 | 294 | 5,556 | 5,546 | 5,542 | 5,535 | 5,546 | 5,539 | 5,536 | 5,535 | 5,537 | 5,531 | 5,581 ± 81 | P<0.05 |
| | 295 | 5,518 | 5,504 | 5,517 | 5,514 | 5,525 | 5,515 | 5,505 | 5,513 | 5,516 | 5,493 | | |

9*N/A = Not applicable, An independent sample t-test was performed between the two groups (i.e., isocenter vs 1 cm, and isocenter vs −1 cm)




(a) (b) (c)

**Fig. 5.** Changes of lens dose of PLDs, Dose area product (DAP), and Air kerma (AK) according to table height adjustments

**Table 2.** Changes of DAP and AK by table height adjustments

| Table Position | DAP(μGy×m²) | AK(mGy) |
|---|---|---|
| 3 cm | 410 | 49 |
| 2 cm | 446 | 53 |
| 1 cm | 473 | 56 |
| 0 | 495 | 58 |
| -1 cm | 505 | 59 |
| -2 cm | 494 | 59 |
| -3 cm | 472 | 57 |

**Table 3.** Surface dose of lens by adjusting the magnification

| Magnification (cm) | PLD ID | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | Dose (μGy) | *P*-value |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 42 | 511 | 759 | 760 | 757 | 761 | 758 | 758 | 757 | 756 | 758 | 755 | 702±41 | P〈0.05 |
| | 512 | 669 | 668 | 666 | 668 | 669 | 668 | 668 | 665 | 665 | 668 | | |
| | 513 | 681 | 682 | 683 | 681 | 680 | 679 | 682 | 683 | 682 | 679 | | |
| 32 | 514 | 257 | 256 | 255 | 255 | 258 | 254 | 256 | 257 | 256 | 256 | 245±10 | P〈0.05 |
| | 515 | 232 | 233 | 233 | 233 | 233 | 234 | 233 | 233 | 232 | 233 | | |
| | 516 | 248 | 246 | 247 | 247 | 247 | 249 | 247 | 247 | 247 | 248 | | |
| 22 | 517 | 164 | 164 | 165 | 165 | 165 | 163 | 164 | 164 | 164 | 164 | 161±6 | P〈0.05 |
| | 518 | 155 | 155 | 150 | 153 | 153 | 153 | 153 | 152 | 152 | 152 | | |
| | 519 | 164 | 166 | 164 | 165 | 165 | 164 | 165 | 164 | 165 | 165 | | |

*An independent sample t-test was performed between the two groups (i.e., 42 cm vs 32 cm, and 42 cm vs 22 cm)

였을 때 16% 감소하였다. 반대로 테이블을 1 cm 낮췄을 때 약 2%의 증가하였고, 2 cm을 낮췄을 때 0.5% 증가, 3 cm을 낮췄을 때 3% 감소하였다(Fig. 5c).

### 2. 확대율 조절을 통한 수정체 표면선량 변화

확대율 조절을 통한 수정체의 선량변화는 Table 3과 같은 결과를 얻었다. FOV 42 cm에서 702 ± 41 μGy로 가장 높은 표면선량을 기록했고, 32 cm에서 245 ± 10 μGy, 22 cm에서 161 ± 6 μGy를 기록했다. 42 cm를 기준으로 32 cm과 22 cm의 표면선량 수치의 통계적인 비교 모두 유의한 차이를 보였다(All $p$〈0.05)(Table 3). 결과적으로 확대율 조절을 통해서 22 cm FOV로 갈수록 선량은 낮아짐을 보였다.

## Ⅳ. 고 찰

신경중재에서 수정체에 불필요한 X선 노출을 줄이는 것은 그간 중요한 관심사였다. 신경중재를 위한 혈관조영술 및 중재시술 동안 환자가 받은 수정체 선량에 관한 이전 연구에서, Moritake T 등은 뇌동맥류 코일 색전술 시 환자 눈

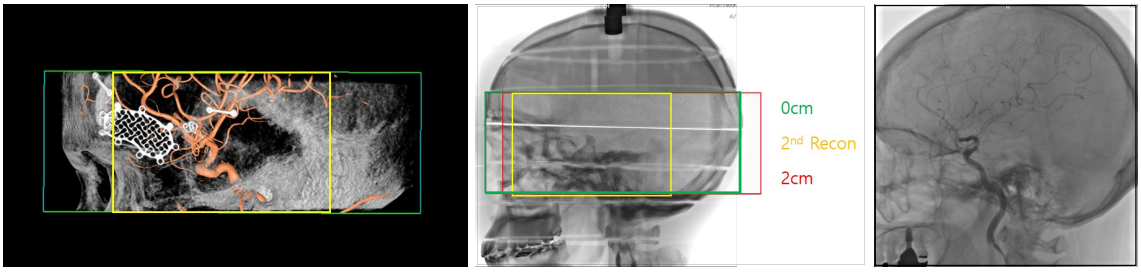
의 평균 선량을 380 mGy로 보고하면서 최대 2079 mGy로 ICRP에서 권장하는 임곗값 500 mGy의 4배라고 밝혔으며[2], Sandborg M 등은 뇌동맥류 코일 색전술 동안 눈의 평균 및 최대 선량은 각각 71 mSv 및 515 mSv로 보고하였다[8]. 또한, ICRP는 최대 누적 피부선량이 3 Gy 이상(반복되는 경우는 1Gy 이상)일 것으로 예상되는 경우 입사 피부선량과 그 위치를 기록해야 한다고 조언하였다[4]. 그러나 입사 피부선량의 분포를 PLD를 이용하여 임상 현장에서 바로 제시하기에는 어려움이 있는 것도 사실이다. 이런 상황에서 방사선에 민감한 장기인 수정체의 방사선 피폭을 ALARA(As low as reasonably achievable) 원칙에 맞게 관리하기 위해서는 정형화된 방법이 필요하다. 이를 위해서 영상획득 시 저선량 조건을 사용하는 것도 바람직하지만 모든 병원에서 동일한 장비를 사용하는 것은 아니고 장비에 따라 성능의 차이로 인해 선량을 많이 줄일 수 없음을 고려해야만 한다. 따라서 본 연구에서는 어떤 장비를 사용하든 시술자가 수정체의 선량을 줄이는 방법에 대하여 제시하였고, 신경중재 시 대부분 뇌하수체가 중심임을 고려하면 환자 테이블 높이 및 확대율을 조절하여 수정체의 선량을 줄일 수 있음을 확인하였다.

뇌혈관조영술은 CT나 MRA에서 뇌혈관질환이 발견되었을 때, 정확한 병변 확인 또는 치료 방법을 설계하기 위해 시행한다. 그 순서를 보면 먼저 2D 디지털감산혈관조영술(Digital subtraction angiography) 영상을 이용하여 전체적인 뇌혈관 영상을 획득 및 확인하고, 병변 부위의 정밀한 관찰을 위해 3D-RA 영상을 획득하게 된다.

3D-RA를 자세히 살펴보면 1차 영상획득 시에는 X선 조사야에 머리 전체를 포함하여 영상을 획득하지만, 1차 영상획득 후 필요한 부분을 2차로 재구성하여 삼차원 뇌혈관 영상을 획득한다(Fig. 6a). 그러므로 1차 영상획득 시 2차 재구성 범위가 포함된다면 진단을 위해 필요로 하는 혈관의 손실 없이 삼차원 영상을 획득할 수 있다. 본 연구에서 테이블을 2 cm 올렸을 때의 범위는 2차 재구성 범위를 벗어나지 않았다(Fig. 6b).

결과적으로 중심점에 해당하는 테이블 높이일 때의 수정체 표면선량과 비교 시 높이 2 cm일 때 표면선량은 약 61% 감소하였다. 뇌혈관조영술 전체로 봤을 때 일반적으로 3D-RA를 최대 3번 획득하고 검사모드에 따라 X선 튜브의 회전 횟수로는 최대 6회까지 시행한다고 봤을 때 테이블 높이 조절만으로도 높은 수정체의 선량 감소의 효과를 볼 수 있을 것이다. 확대율 측면에서도 확대율을 42 cm에서 32 cm로 줄였을 때 안정적으로 2차 재구성 범위가 포함되는 것으로 판단되었으며, 이때 표면선량도 65% 감소가 있는 것으로 보였다.

특히, 테이블 높이 조절에서는 PLD를 통한 표면선량과 실제 장비에서 제공하는 DAP와 AK 값도 함께 비교도 했었는데, 전체 FOV 안에 들어가는 영상의 방사선량의 큰 차이가 없이 수정체 위치의 표면선량만 줄어드는 것을 확인할 수 있었다. 실제로 DAP와 AK은 환자의 피폭선량과 영상의 질을 결정하는 중요한 인자인데[14-16], 테이블 높이 조절이 관심 영역의 DAP와 AK의 변화율이 거의 비슷한 변화율을 보였기에 더욱 좋은 방법이라고 여겨진다. 하지만 본 연구의 좋은 선량감소 데이터의 제공에도 불구하고 테이블 높이 조절 또는 확대율 조절이 실제 임상에 적용되기 위해서 실현할 수 있는 높이와 확대율 조절에 대해서 언급이 필요할 것이다. 본 연구진은 이러한 내용에 대해 신경중재전문의 영상의학과 전문의 2명과 상의하여 20명의 환자의 CT와 MR 영상을 통해 실제 안구의 크기가 2-2.5 cm인 것을 조사하였고, 이 정도 높이 조절은 임상에서 충분히 가능할 것으로 파악하였다. 또한, 확대율을 기본 42 cm에서 22 cm까지 변경하는 것은 질환의 위치가 고려되어야만 하기에 신중한 접근이 필요하겠지만, 32 cm의 변경은 일반적인 신경중




(a) (b) (c)

**Fig. 6.** Feasibility explanation of adjusting table height and magnification

(a) Process of 3D image acquisition and secondary reconstruction range (yellow square box) (b) Initial scan range (0 cm: green square box), changed scan range after 2 cm adjustment (2 cm: red square box), and secondary reconstruction range (2nd Recon) among the entire scan range for 3D image acquisition (c) Lateral image of common cerebral blood vessels

재술에 크게 무리가 안 될 것이라는 사실을 파악하였다. 마지막으로 본 연구에서 스캔의 중심점을 뇌하수체로 잡은 이유는 Fig. 6(c)에서 보이는 것처럼 두 개저부에서 내경동맥(Internal carotid artery)을 포함하여 대뇌로 들어가는 뇌혈관들이 주로 앞쪽에 분포하며 이 부분에 뇌동맥류 등의 질환이 더 많이 호발하고 있기 때문에 그 정도를 고려하여 중심점을 뇌하수체로 잡았다. 만약에 이 중심점을 전체 머리뼈(Skull)의 가운데로 하게 되면 선량결과가 일부 차이가 있을 수는 있다.

위의 여러 좋은 결과적인 수치에도 불구하고 본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째로 ICRP 보고서 51에 따르면[17]. 약 투과성 방사선에 대해 눈의 수정체에 대한 선량당량은 3 mm 깊이에서 평가된 선량으로 정의하고 있다. 개인의 안구 3 mm 깊이에서 수정체 등가선량을 직접 측정하는 것이 불가능하므로 실제 측정할 수 있는 플루언스, 커마 등의 값을 이용하여 인체모형 팬텀과 몬테카를로 시뮬레이션을 이용해야만 하는데[18], 본 연구에서는 안구의 표면에 PLD를 놓고 표면선량을 측정함으로써 실제 수정체에 가해진 선량보다 과소평가 되었을 수도 있다. 둘째, 선량의 변화가 화질에 미치는 영향을 분석하지 않았다. 테이블의 높이 조절을 통해 수정체가 X선 조사야를 벗어나게 함으로써 수정체의 표면선량의 감소 결과를 얻었지만, 그로 인해 피사체가 제외된 백그라운드가 포함됨으로써 DAP 또한 근소하게 줄어들었다. 하지만 DAP 감소가 크지 않았으며 기존 화질의 변화에 관한 선행연구들에서 60% 이상의 DAP 감소에도 영상의 화질이 우수했다는 연구를 근거로 본 연구에서도 화질에 큰 영향을 미쳤을 것으로 생각하지 않는다[19]. 셋째로 중심점 즉, 테이블 높이 0 cm에서 표면선량을 측정했던 유리선량계 하나가 파손되어 0 cm의 표면선량은 유리선량계 두 개의 평균으로 결과를 얻을 수밖에 없었는데 그런데도 많은 횟수의 실험과 비슷한 수치의 도출로 결과에는 영향을 주지 않았을 것으로 판단된다.

결과적으로 본 연구에서 제시한 테이블 높이 및 확대율 조절은 실제 수정체 선량을 줄이기 위한 유의한 방법 및 검사 프로토콜이 될 수 있을 것으로 기대되며, 신경중재 후 환자에게 발생할 수 있는 백내장 및 수정체 혼탁의 위험을 ALARA 원칙에 따라 줄일 수 있을 것이다.

## V. 결 론

수정체의 선량은 테이블 높이가 중심점에서 높아질수록 즉, 수정체가 조사야 범위에서 벗어날수록 감소함이 나타났다. 삼차원 영상을 획득하기 위해서는 이미지 획득 후 원하는 범위를 지정하여 영상을 재구성할 수 있는데, 본 실험에서 2 cm의 높이의 영상까지 수정체가 관심 영역에서 벗어나지 않았기 때문에 결론적으로 표준적인 3D-RA 시 중심점에서 2 cm 높이의 테이블 위치의 이동과 확대율 조절이 수정체의 표면선량의 감소 효과에 도움이 될 수 있는 것을 확인하였다.

## REFERENCES

[1] Song Y, Kim Y, Han S, Kim TI, Choi JH, Maeng JY, et al. Estimated radiation dose according to the craniocaudal angle in cerebral digital subtraction angiography: Patient and phantom study. J Neuroradiol. 2019;46:345-50.

[2] Moritake T, Matsumaru Y, Takigawa T, Nishizawa K, Matsumura A, Tsuboi K. Dose measurement on both patients and operators during neurointerventional procedures using photoluminescence glass dosimeters. AJNR Am J Neuroradiol. 2008;29(10):1910-7.

[3] Lakhan SE, Kaplan A, Laird C, Leiter Y. The interventionalism of medicine: Interventional radiology, cardiology, and neuroradiology. Int Arch Med. 2009;2(1):27.

[4] Stewart, FA, Akleyev AV, Hauer-jensen M, Hendry JH, Kleiman NJ, MacVittie TJ, et al. ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs-threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. Annals of the ICRP. 2012;41:1-322.

[5] Sandborg M, Rossitti S, Pettersson H. Local skin and eye lens equivalent doses in interventional neuroradiology. Eur Radiol. 2010;20(3):725-33.

[6] Van Strijen MJ, Gr nhagen T, Mauti M. Evaluation of a noise reduction imaging technology in iliac digital subtraction angiography: Noninferior clinical image quality with lower patient and scatter dose. J Vasc Interv Radiol. 2015;26(5):642-50.e1.

[7] Safari MJ, Wong JHD, Kadir KAA, Thorpe NK, Cutajar DL, Petasecca M, et al. Real-time eye lens

dose monitoring during cerebral angiography procedures. Eur Radiol. 2016;26(1):79-86.
[8] Sanchez RM, Vano E, Fernadez JM, Rosati S, Lopez-Ibor L. Radiation Doses in Patient Eye Lenses during Interventional Neuroradiology Procedures. AJNR Am J Neuroradiol. 2016;37(3):402-7.
[9] Song Y, Han S, Kim BJ, Oh SH, Kim JS, Kim TI, et al. Low-Dose Fluoroscopy Protocol for Diagnostic Cerebral Angiography. Neurointervention. 2020;15(2):67-73.
[10] Anam C, Fujibuchi T, Toyoda T, et al. The impact of head miscentering on the eye lens dose in CT scanning: Phantoms study. Journal of Physics: Conference Series. 2019;1204(1):012022
[11] Kweon DC. Buildup Characteristics of Radiophotoluminescent Glass Dosimeters with Exposure Time of X-ray. Journal of Biomedical Engineering Research. 2017;38:256-63.
[12] Kim S, Toncheva G, Anderso-Evans C, Huh BK, Gray L, Yoshizumi T. Kerma area product method for effective dose estimation during lumbar epidural steroid injection procedures: Phantom study. AJR Am J Roentgenol. 2009;192(6):1726-30.
[13] Büermann L, Burns DT. Air-kerma cavity standards. Metrologia. 2009;46(2):S24.
[14] Guenego A, Mosimann PJ, Pereira VM, Nicholson P, Zuber K, Lotterie JA, et al. Proposed achievable levels of dose and impact of dose-reduction systems for thrombectomy in acute ischemic stroke: An international, multicentric, retrospective study in 1096 patients. Eur Radiol. 2019;29(7):3506-15.
[15] Joo YC, Jung YJ. Evaluation of Relationship between Radiation Dose and Image Quality according to Source to Image Receptor Distance in Rib Series Radiography. Journal of Radiological Science and Technology. 2018;41(5):391-6.
[16] Schernthaner RE, Haroun RR, Nguyen S, Duran R, Sohn JH, Sahu S, et al. Characteristics of a New X-Ray Imaging System for Interventional Procedures: Improved Image Quality and Reduced Radiation Dose. Cardiovasc Intervent Radiol. 2018;41(3):502-8.
[17] ICRU Report 51. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. ICRU, Bethesda; 1993.
[18] Lee NR, Han SJ, Lee BI, Cho KW. A Feasibility Study on the Lens of Eye Dose Assessment Using the System of Multi-Element TLD. Journal of Radiation Protection. 2012;37(2):96-102.
[19] Kim KS, Kim SC. Comparison of image quality and effective dose by additional filtration on digital chest tomosynthesis. Journal of Radiological Science and Technology. 2015;38(4):347-53.


| 구분 | 성명 | 소속 | 직위 |
|---|---|---|---|
| 제1저자 | 윤종태 | 서울아산병원 | 연구원 |
| 교신저자 | 이기백 | 충북보건과학대학교 | 교수 |