

&lt;원저&gt;

## 적층 제조형 방식의 3D 프린터로 제작한 뇌 팬텀의 유용성

이용기<sup>1)</sup>·안성민<sup>2)</sup><sup>1)</sup>충북보건과학대학교 방사선과·<sup>2)</sup>가천대학교 방사선학과

## Usefulness of Brain Phantom Made by Fused Filament Fabrication Type 3D Printer

Lee Yong-Ki<sup>1)</sup>·Ahn Sung-Min<sup>2)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiological Technology, Chungbuk Health & Science University<sup>2)</sup>Department of Radiological Science, Gachon University

**Abstract** The price of the Brain phantom (Hoffman 3D brain phantom) used in nuclear medicine is quite expensive, it is difficult to be purchased by a medical institution or an educational institution. Therefore, the purpose of present research is to produce a low-price 3D brain phantom and evaluate its usefulness by using a 3D printer capable of producing 3D structures. The New 3D brain phantom consisted of 36 slices 0.7 mm thick and 58 slices 1.5 mm thick. A 0.7 mm thick slice was placed between 1.5 mm thick slices to produce a composite slice. ROI was set at the gray matter and white matter scanned with CT to measure and compare the HU, in order to verify the similarity between PLA which was used as the material for the New 3D brain phantom and acrylic which was used as the material for Hoffman 3D brain phantom. As a result of measuring the volume of each Phantom, the error rate was 3.2% and there was no difference in the signal intensity in five areas. However, there was a significant difference in the average values of HU which was measured at the gray and white matter to verify the similarity between PLA and acrylic. By reproducing the previous Hoffman 3D brain phantom with a 100 times less cost, I hope this research could contribute to be used as the fundamental data in the areas of 3D printer, nuclear medicine and molecular imaging and to increasing the distribution rate of 3D brain phantom.

**Key Words:** Fused Filament Fabrication, 3D Printer, Brain Phantom, Hoffman Phantom, PET/CT, Nuclear Medicine

**중심 단어:** 적층 제조형, 3D 프린터, 뇌 팬텀, 호프만 팬텀, 양전자방출단층촬영, 핵의학

## I. 서 론

양전자 방출 단층촬영기(Positron Emission Tomography; PET)의 효시는 1951년 메사추세츠 종합병원(Massachusetts General Hospital)의 William H. Sweet 박사와 Gordon L. Brownell 박사에 의해 한 쌍의 NaI(Tl)검출기로 뇌중양의 위치를 검출한 것이다[1]. 그러나 당시 영상재구성의 기술이 발달하지 못하여 더 이상의 개발은 이루어지지 못하였다. 이후 1972년 Hounsfield 박사는 2차원의 일반 X선 촬영 영상을 3차원 영상으로 볼 수 있는 CT(Computed Tomography,

컴퓨터 단층촬영기)를 개발하여 당시의 의학계를 흥분시켰고 인류의 질병 진료에 엄청난 공헌을 하였다[2, 3]. CT의 개발 이후 1975년 UCLA 교수로 있던 조장희 박사에 의해 원형 PET가 개발되었고[4], 같은 해 Washington 대학의 Phelps와 Ter-Pogossian 박사팀이 육각형 PET를 연구 개발하였다[5]. 현재의 PET는 이 두 모델이 원형(Prototype)이 되어 생산되고 있다. 방사성동위원소를 특정 리간드에 결합하여 인체의 해당 영역에서의 분자 과학적 변화를 3차원적으로 관찰할 수 있는 PET는 인체의 작용기전을 분자 및 유전 공학적인 면에서 이해하는 데 큰 공헌을 하였다[6, 7]

Corresponding author: Ahn Sung-Min, Department of Radiological Science, Gachon University, 191 Hambakmoe-ro, Yeonsu-gu, Incheon, 21936, Republic of Korea / Tel: +82-32-820-4180 / E-mail: sman@gachon.ac.kr

Received 7 December 2020; Revised 14 December 2020; Accepted 27 December 2020

Copyright ©2020 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

PET/CT는 PET 영상에서 나타나는 해부학적 불선예함을 보완하기 위해 뛰어난 해부학적 영상을 제공하는 CT와의 융합 영상장치이다. PET/CT는 보다 높은 해상력과 해부학적 묘출 능력이 뛰어난 영상을 통해 양질의 진단정보를 제공할 수 있다[8]. PET/CT의 보급이 늘어남에 따라 PET/CT에 대한 성능평가 및 품질관리를 위한 정도관리의 관심도 높아지고 있다[9]. PET/CT의 정도관리는 미국전기공업회(National Electric Manufacturers Association; NEMA)에서 제안한 NU 2-1994와 NU 2-2001, 미국의학물리학회(American Association of Medical Physicist; AAPM)와 유럽핵의학회(European Association of Nuclear Medicine; EANM)와 같은 유관학회에서 제안하고 있으며, 각각의 방법을 측정하기 위해 제작된 Phantom을 이용하고 있다[10]. 그러나 타원체나 평행 육면체와 같은 단순한 물체는 뇌의 해부학적 구조를 반영하지 않기 때문에 인간 두뇌의 사실적인 구조를 반영한 Phantom을 필요로 한다. 핵의학에서 사용되는 Brain phantom(Hoffman 3D brain phantom)은 뇌의 해부학적 구조를 반영하여 제작되었기 때문에 새로운 의료 영상처리 알고리즘을 테스트하거나, 전 임상 단계에서 시뮬레이션 된 데이터를 이용한 실험이 가능하다[11]. 그러나 Hoffman 3D brain phantom의 가격은 상당히 고가이므로 의료기관과 교육기관에서 구비하기엔 어려움이 있다. 이에 3차원 구조물을 만들 수 있는 3D 프린터를 이용하여 저렴한 가격의 3D brain phantom을 제작하고 그 유용성에 대해 평가하고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 장치 및 재료

본 연구에서는 저렴한 가격으로 Phantom을 제작하는 것이 목적이므로 가정용으로 구입 가격이 저렴한 보급형 적층제조형(Fused Filament Fabrication; FFF) 방식의 3D 프린터인 CR-10S4(Creality, China)를 사용하였으며(Fig. 1), 필라멘트의 재료는 PLA(PolyLactic Acid)를 사용하였다.

기존 Hoffman 3D brain phantom을 분석하고 3D 모델링하기 위해 사용된 전산화 단층촬영장치(Computed Tomography; CT, Light speed RT16, General Electric, USA)를 사용하였으며, 만들어진 Brain phantom의 유용성을 평가하기 위하여 양전자 방출 전산화 단층촬영기인 Biograph 6(Siemens Healthcare, Erlangen, Germany)를 사용하였다.

Hoffman 3D brain phantom(Biodex Medical Systems,

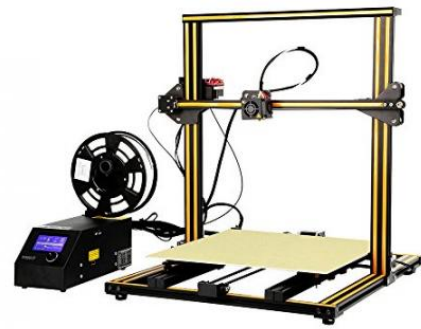


Fig. 1. Used 3D printer device

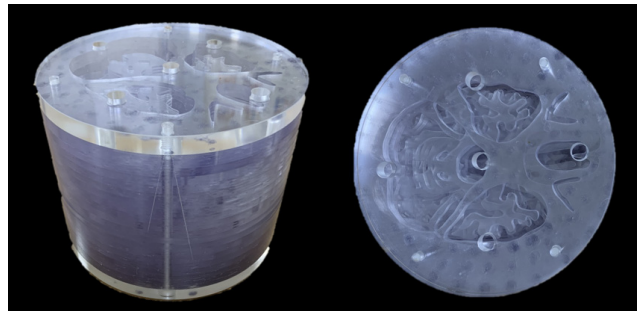


Fig. 2. Hoffman 3D brain phantom

Shirley, NY)은 정상적인 뇌에서 보이는 방사성동위원소 분포의 3차원 시뮬레이션 영상을 제공한다. Hoffman 3D brain phantom은  $^{18}\text{F}$ -FDG를 사용하여 양전자 방출 컴퓨터 단층 촬영을 하여 3차원 이미지를 획득할 수 있다. 산란 감쇠의 양적 및 질적 연구가 가능하며, 회색질과 백색질에서 4 : 1 섭취 비율을 시뮬레이션한다. 방사성 물질이 정상적으로 존재하지 않는 심실이 존재한다. Hoffman 3D brain phantom의 19개의 독립적인 플레이트는 쉽게 분해 및 조립을 위해 원통형 케이스 내에 쌓을 수 있다. 사용자는 자신의 맞춤형 결함을 쉽게 추가하여 실험할 수 있다. 또한, 적합한 방사성동위원소 및 조영제를 사용하여 단일광자방사형컴퓨터 단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography; SPECT) 또는 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging; MRI)에 응용할 수 있다(Fig. 2).

### 2. 연구 방법

Hoffman 3D brain phantom과 동등한 Phantom을 제작하기 위하여 정확한 내부를 알기 위해 Hoffman 3D brain phantom을 CT scan 하였고(Table 1), scan 후 얻어진 DICOM영상을 치료계획시스템(TPS; Treatment planning system, eclipse 8.6, Varian Medical system, USA)을 이용하여 Phantom을 분석하였다. 그리고 3D Slicer program

**Table 1.** CT scan parameters

Parameter	Value
kVp	120
mA	149
D-FOV (mm)	320
matrix size (mm)	512 × 512
Slice thickness (mm)	1,25
Reconstruction Kernel	standard
Pitch	0,938

**Table 2.** PET/CT scan parameters

Parameter	Value
kVp	130
mAs	240
D-FOV (mm)	300
CT matrix size (mm)	512 × 512
Slice thickness (mm)	3
Reconstruction Kernel	H10s very smooth
Pitch	0,55
Radioisotope	18F
Dose (MBq)	37
PET matrix size (mm)	256 × 256
Iterations	8
Subsets	16
Filter (mm)	Gaussian 2,0

(SlicerRT 4.4.0)을 이용해 STL(Stereo lithography)로 저장하였다. STL로 저장된 파일은 3D 프린터로 출력하기 위해 Simplify 3D program(ver 4.1.1)을 사용하여 G-coding 한 후 프린터로 데이터를 전송시켜 새로운 3D brain phantom을 제작하였다. 3D 프린터로 제품을 출력할 때 주의할 사항으로는 사용된 필라멘트인 PLA가 다른 물질에 비해 수축이 잘 안 되는 특징이 있으나 1 mm 이하의 얇은 두께를 0° 이하의 추운 날씨에서 출력하게 되면 수축 현상이 발생하므로 3D 프린터가 있는 공간의 온도를 적정 수준으로 높여 출력할 필요가 있다. Hoffman 3-D brain phantom과 New 3D brain phantom의 차이를 비교·분석하기 위해 방사성동위원소인 <sup>18</sup>F을 37 MBq 넣어 15분간 교반한 뒤 양전자 방출 컴퓨터 단층촬영기를 이용하여 유용성을 평가하였다(Table 2).

### 3. 영상 분석방법

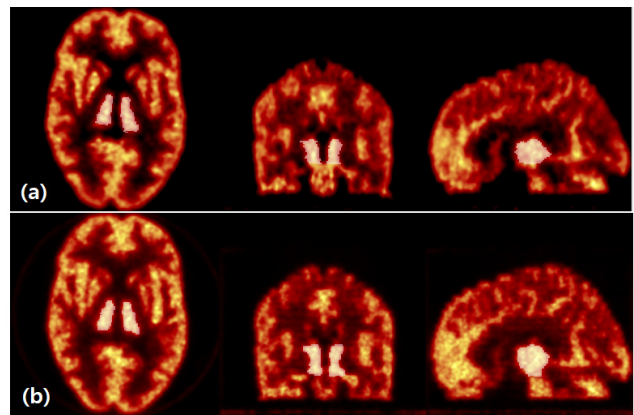
#### 1) 볼륨 측정

Hoffman 3D brain phantom의 재현성을 검증하기 위해

Vinci 2,54 (MAx-Plank-Institute for Neurological Research Cologne)를 통하여 Hoffman 3D brain phantom과 New 3D brain phantom의 시상에 VOI(Volume of Interest)를 설정하여 볼륨을 측정하고 오차율을 계산하였다(Equation 1). VOI는 횡단면상을 기준으로 시상이 나타나는 모든 단면에 VOI를 그려 측정하였다(Fig. 3).

$$Error\ percentage = \frac{Ture\ value - Measure\ value}{Ture\ value}$$

Equation 1. Equation of error percentage



**Fig. 3.** VOI of PET image. Hoffman 3-D brain phantom(a), New 3-D brain phantom(b)

#### 2) 신호강도 측정

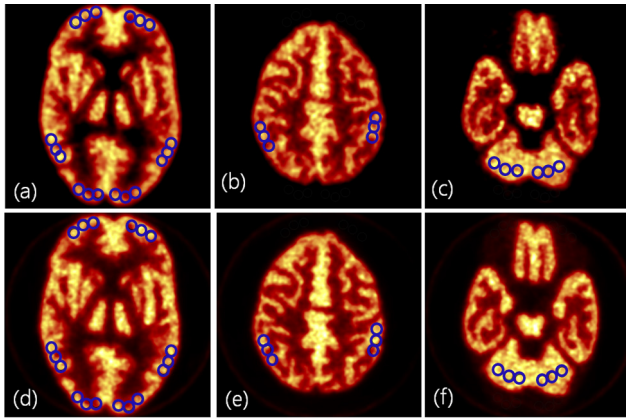
Hoffman 3D brain phantom과 New 3D brain phantom에서 전두엽, 두정엽, 측두엽, 후두엽, 소뇌에 해당하는 5개 영역에 243 mm<sup>2</sup> 크기의ROI(Region of Interest)를 좌우 각각 3개씩 설정하여 신호강도(SI, Signal Intensity)를 측정하고 그 평균값을 비교 분석하였다(Fig. 4).

#### 3) 회색질과 백색질의 Hounsfield unit 측정

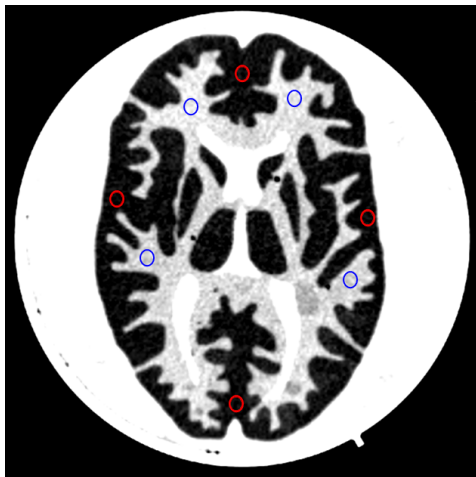
New 3D brain phantom의 재료로 사용된 PLA와 Hoffman 3D brain phantom의 재료인 아크릴과의 유사성을 검증하기 위해 CT로 촬영한 영상의 회색질과 백색질에 88 mm<sup>2</sup> 크기의 ROI를 설정하여 HU(Hounsfield unit)를 측정하여 비교 분석하였다(Fig. 5).

### 4. 통계적 분석방법

자료처리 방법은 통계프로그램 Statistical Package for the Social Sciences(version 24; Chicago, IL, USA)가 이



**Fig. 4.** ROIs drawn on frontal lobe, temporal lobe and occipital lobe in Hoffman 3D brain phantom (a). Parietal lobe in Hoffman 3D brain phantom (b). Cerebellum in Hoffman 3D brain phantom (c). Frontal lobe, temporal lobe and occipital lobe in new 3D brain phantom (d). Parietal



**Fig. 5.** The red areas are ROIs drawn on grey matter. The blue areas are ROIs drawn on white matter

용되었다. Hoffman 3-D brain phantom과 New brain phantom에서 측정된 신호강도 및 HU의 평균값을 비교하기 위하여 독립표본 *t* 검정을 하였다.

### III. 결 과

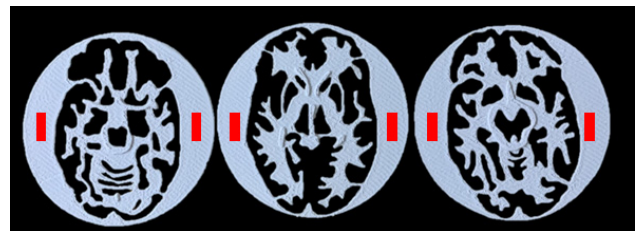
#### 1. New 3D brain phantom 제작 결과물

Hoffman 3D brain phantom은 19개의 복합 슬라이스가 있으며, 1번 복합 슬라이스는 0.06 inch(1,524 mm) 두께의 슬라이스 2장으로 구성되어 있으며, 19번 복합 슬라이스는

0.06 inch 두께의 슬라이스 5장과 0.03 inch(0.762) 두께의 슬라이스 2장으로 구성되어 있다. 나머지 2번부터 18번까지는 0.03 inch 두께의 두 슬라이스를 0.06 inch 두께 3개의 슬라이스 사이에 배치하여 복합 슬라이스로 구성하였다. 완성된 Phantom의 내부에는 1.2 liter의 물을 채울 수 있게 구성하였다. New 3D brain phantom은 3D 프린터의 특성을 반영하여 0.7 mm 두께의 두 슬라이스를 1.5 mm 두께 슬라이스 사이에 배치시켜 복합 슬라이스를 만들 수 있도록 출력하였으며, 출력된 슬라이스를 원형통에 적층하여 제작하였다. 적층된 슬라이드는 밀착이 잘되게 접착제를 이용하여 붙였으며, 물이 새는 것을 방지하기 위하여 파라핀으로 코팅하였다(Table 3), (Fig. 6, 7).

**Table 3.** Specifications of the newly manufactured Phantom and Hoffman Phantom

	Specifications	
	Hoffman 3-D brain phantom	New 3-D brain phantom
Slice thickness	1,524 mm × 58	1,5 mm × 58
	0,762 mm × 36	0,7 mm × 36
Cylinder Dimensions	17,5 x 20,8 cm	17,5 x 20,8 cm
Fillable Volume	1,2 liter	1,2 liter



**Fig. 6.** Slides created to a 3D printer. The red areas are glue coated area



**Fig. 7.** Slides in a cylindrical case

2. 시상의 볼륨 측정

Hoffman 3D brain phantom을 3-D 프린터로 재현한 New brain phantom의 재현성을 검증하기 위하여 비교적 정확하게 구분되는 시상 전체에 VOI를 설정하여 오차율을 구하였다. Hoffman 3D brain phantom에서 측정된 시상의 총 볼륨은 10939.7 mm<sup>3</sup>이며, New brain phantom에서 측정된 시상의 총 볼륨은 10590.82 mm<sup>3</sup>로 오차율 3.2 %로 나타났다.

3. 신호강도 측정

1) 기술통계

Hoffman 3D brain phantom과 New 3D brain phantom에서 전두엽, 두정엽, 측두엽, 후두엽, 소뇌에 해당하는 5개 영역에 ROI를 설정하여 신호강도(SI, Signal Intensity)를 측정된 결과는 Table 4와 같다. Hoffman 3-D brain phantom의 전두엽, 두정엽, 측두엽에서 측정된 신호강도가 각각 17963.68 ± 1238.92, 18751.51 ± 1184.28, 20561.93 ± 703.94로 나타나 New 3D brain phantom의 신호강도 보다 높게 측정되었으며, 표준편차도 작게 측정되었다. 반면 New 3D brain phantom의 후두엽과 소뇌에서의 신호강도는 각각 18316.69 ± 1003.55, 20619.29 ± 887.23로 나타나 신호강도가 높고 표준편차가 작게 측정되었다.

2) 독립표본 t 검정

Levene의 등분산 가정 검정결과, 모든 데이터의 유의확률이 0.05보다 크게 나왔으므로 두 집단의 분산은 같다고 할 수 있다. Hoffman 3D brain phantom과 New 3D brain phantom의 5가지 영역에서 나타나는 신호강도의 평균 비교 결과는 Table 4와 같다. 전두엽에서 측정된 신호강도 평균의 차이는 487.51로 나타났으며 유의확률은 0.217로 나타났다. 두정엽에서 평균의 차이는 628.20으로 나타났으며, 유의확률은 0.155로 나타났다. 측두엽에서 평균의 차이는 434.82로 나타났으며, 유의확률은 0.130으로 나타났다. 후두엽에서 평균의 차이는 499.66으로 나타났으며, 유의확률은 0.320으로 나타났다. 소뇌에서 평균의 차이는 57.35로 나타났으며, 유의확률은 0.782로 나타났다. 모든 영역에서 측정된 평균의 유의확률이 0.05보다 커 평균의 차이가 없는 것으로 분석되었다(Table 5).

4. 회색질과 백색질의 Hounsfield unit 측정

1) 기술통계

New 3D brain phantom의 재료로 사용된 PLA와 Hoffman 3D brain phantom의 재료인 아크릴과의 유사성을 검증하기 위해 CT로 촬영한 영상의 회색질과 백색질에 ROI를 설정하

Table 4. Results of SPSS descriptive statistics

	Area	N	Min	Max	Mean	SD
Frontal lobe	Hoffman 3D brain phantom	30	16039.90	20498.60	17963.68	1238.92
	New 3D brain phantom	30	12702.80	19679.80	17332.97	1723.14
Parietal lobe	Hoffman 3D brain phantom	30	14789.50	20405.30	18751.51	1184.28
	New 3D brain phantom	30	14275.40	20273.50	17442.29	1786.28
Temporal lobe	Hoffman 3D brain phantom	30	19368.80	22173.40	20561.93	703.94
	New 3D brain phantom	30	12145.06	20474.48	17476.17	1745.18
Occipital lobe	Hoffman 3D brain phantom	30	13663.60	18845.20	16704.77	1656.54
	New 3D brain phantom	30	16292.85	20308.55	18316.69	1003.55
Cerebellum	Hoffman 3D brain phantom	30	11642.11	19605.10	16942.63	2062.95
	New 3D brain phantom	30	18677.35	21886.05	20619.29	887.23

N: Number, SD: standard deviation

Table 5. Results of SPSS independent samples t test

Area	t	Mean difference	p-value
Frontal lobe	1.248	487.51	.217
Parietal lobe	1.440	628.20	.155
Temporal lobe	1.534	434.82	.130
Occipital lobe	1.003	499.66	.320
Cerebellum	-.277	-57.35	.782

**Table 6.** Results of SPSS descriptive statistics

	Area	N	Min	Max	Mean	SD
Grey matter	Hoffman 3D brain phantom	32	-4.76	6.64	-1.53	2.27
	New 3D brain phantom	32	-4.01	6.64	1.57	2.75
White matter	Hoffman 3D brain phantom	32	58.74	78.65	69.23	4.68
	New 3D brain phantom	32	38.25	75.78	58.30	11.23

**Table 7.** Results of SPSS independent samples *t* test

Area	<i>t</i>	Mean difference	<i>p</i> -value
Grey matter	-4.926	3.1	.000
White matter	5.079	10.93	.000

여 HU를 측정하였다. 그 결과 회색질에서는 Hoffman 3D brain phantom은  $-1.53 \pm 2.27$ , New 3-D brain phantom은  $1.57 \pm 2.75$ 로 나타났다. 백색질에서는 Hoffman 3D brain phantom과 New 3D brain phantom 각각  $69.23 \pm 4.68$ ,  $58.30 \pm 11.23$ 으로 나타났다(Table 6).

## 2) 독립표본 *t* 검정

Levene의 등분산 가정 검정결과, 회색질의 HU는 유의확률 .069로 분산이 같다고 할 수 있다. 그러나 백색질의 HU는 유의확률 0.000으로 영가설을 기각하므로 두 집단의 분산은 다르다고 할 수 있다. 그러므로 백색질의 HU의 평균 비교는 Welch-Aspin 검정방법으로 실시하였으며 그 결과는 Table 7과 같다. 유의확률은 0.000으로서 유의수준 0.05에서 회색질과 백색질의 HU 평균값이 모두 유의한 차이가 있는 것으로 분석되었다(Table 7).

## IV. 고 찰

핵의학 영상시스템은 인체에 투여된 방사성의약품의 체내 분포를 비침습적으로 영상화할 수 있어 생리학적 현상의 측정과 질병 진단, 치료, 치료 후 예후 판정 및 치료 계획 등에 이용되고 있다[12, 13]. 그러나 핵의학 영상시스템은 전산화단층촬영이나 자기공명영상장치 등의 다른 의료 영상 장비들에 비해 해상도가 낮아 병소의 정확한 위치를 파악하기 어렵다는 단점이 있다[14].

핵의학 영상시스템의 성능평가 및 품질관리를 위해 제작된 Phantom은 횡축방향 공간분해능, 축방향 공간분해능, 산란분획, 민감도, 계수율 손실, 계수율 보정, 균일도 보정, 감쇠보정 등이 가능하도록 제작되었다[15]. 그러나 이러한 품질관리용 phantom은 뇌의 해부학적 구조를 반영하지 않

기에 전 임상 단계에서의 연구나 교육용으로 사용하긴 어려움이 있다[11]. 핵의학 분야에서 사용되는 Hoffman 3D brain phantom은 백질과 회백질의 표현뿐만 아니라 뇌실 및 시상 등 뇌의 해부학적 구조를 반영하여 제작되었다. 이러한 Phantom은 핵의학 영상시스템의 재구성 알고리즘과 감쇠지도 모델링, 영상의 SNR 측정 등 다양한 연구를 수행할 수 있다[16, 17].

그러나 Hoffman 3D brain phantom은 수입에 의존하고, 높은 가격으로 인해 기관에서 구비하는데 어려움이 있다. 이러한 문제점을 개선하고자 보급형인 FFF 방식의 3D 프린터로 기존의 Hoffman 3D brain phantom과 동등한 Phantom을 저 비용으로 제작하고 그 유용성을 평가하였다.

제작된 New 3D brain phantom에 방사성동위원소를 주입한 후 양전자 방출 컴퓨터 단층촬영을 하여 뇌실질의 신호강도를 측정한 결과 5개의 영역 모두에서 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 전두엽과 두정엽, 측두엽에서 측정된 신호강도의 표준편차에서 New 3D brain phantom이 높게 나왔다. 이는 FFF방식의 3D 프린터 출력물의 표면이 매끈하지 않아 생긴 현상이다. 시상에 VOI를 설정하여 phantom의 주요 구조물의 볼륨 검증한 결과 오차율 3.2%로 기존의 Hoffman 3D brain phantom의 재현이 잘 이루어진 것을 알 수 있었다.

반면 New 3D brain phantom의 재질인 PLA와 Hoffman 3D brain phantom 재질인 아크릴과의 유사성을 보기 위해 회색질과 백색질의 HU를 측정한 결과에서는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이는 아크릴보다 PLA가 밀도가 낮으며, FFF 방식의 3D 프린터의 한계점인 표면이 고르게 출력되지 않는 문제점으로 나타난 현상으로 볼 수 있다. 그러나 Phantom의 회색질은 물로 채워져 있기 때문에 물의 HU 값인 0과 차이를 보이지 않았다.

하지만, 본 연구의 몇 가지 제한점을 생각해 보면 다음과

같다.

첫 번째, FFF방식의 3D프린터는 표면이 고르지 못하고 정밀도가 떨어져 1 mm 이하의 슬라이스를 표현하는데 어려움이 있었다. 실제 얇은 두께의 슬라이스는 0.7 mm로 출력되어야 하지만 그보다 두껍게 출력되어 후처리 작업에 많은 시간이 소요되었다.

두 번째, 3D 프린터에 사용된 재질인 PLA는 추운 날씨에 수축현상이 나타날 수 있으며 아크릴 보다 밀도가 낮다. 인체의 연부조직과는 비슷한 밀도를 보이고 있으나 인체 뼈와는 상당한 차이가 있다.

위에 언급한 것처럼 FFF 방식의 3D 프린터보다 정교한 방식의 3D 프린터와 다양한 재질을 이용하여 추가적인 연구가 이루어진다면 보다 정밀한 Phantom을 제작할 수 있을 것이다.

## V. 결 론

본 연구에서 저렴한 가격의 FFF방식의 3D 프린터로 제작한 New 3-D brain phantom의 핵의학 분야에서의 유용성을 평가하기 위해 신호강도를 측정된 결과 Hoffman 3D brain phantom과의 유의한 차이를 보이지 않았다. 또한, 재현성을 검증하기 위해 시상에 VOI를 설정하여 볼륨을 측정한 결과 그 차이는  $348.88 \text{ mm}^3$ 로 오차율이 3.2%로 나타나 기존의 Hoffman 3-D brain phantom의 재현이 잘 이루어졌다. 그러나 회색질과 백색질에서 측정된 HU는 기존의 Hoffman 3D brain phantom보다 다르게 측정되었으며, 통계적으로도 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p < .05$ ). 이는 Phantom의 재질이 달라 나타나는 현상이며, 다양한 재질의 추가 연구의 필요성이 있음을 보여준다. 핵의학에서 장비의 성능과 소프트웨어를 평가하며, 전 임상단계에서 연구를 수행할 수 있는 Hoffman 3D brain phantom은 높은 가격으로 기관에서 구비하기에 어려움이 있었다. 그러나 3D 프린터를 이용하여 저렴한 비용으로 Phantom 제작이 가능하여 Brain phantom의 보급률이 높아질 수 있을 것으로 사료된다. 따라서 본 연구가 3D 프린터와 핵의학 및 분자영상 분야의 기초자료로 활용되고 3D brain phantom의 보급률이 높아지는데 기여할 수 있을 것으로 기대한다.

## REFERENCES

[1] Sweet WH. The uses of nuclear disintegration in the

- diagnosis and treatment of brain tumor. *New England Journal of Medicine*. 1951;245(23):875-8.
- [2] Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *British Journal of Radiology*. 1973;46(552):1016-22.
- [3] Yoon MS, Hong SM, Heo YC, Han DK. A study on the fabrication and comparison of the phantom for computed tomography image quality measurements using three-dimensions printing technology. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2018; 41(6):595-602.
- [4] Cho ZH, Chan JK, Eriksson L. Circular ring transverse axial positron camera for 3-dimensional reconstruction of radionuclides distribution. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 1976;23(1):613-22.
- [5] Hoffman EJ, Phelps ME, Mullani NA, Higgins CS, Ter-Pogossian MM. Design and performance characteristics of a whole-body positron transaxial tomograph. *Journal of Nuclear Medicine*. 1976; 17(6):493-502.
- [6] Cho JH. Fusion images of molecular imaging era PET-MRI. *Molecular and Cellular Biology News*. 2005;17(3):43-51.
- [7] Kim JS, Park CR. The study of radiation exposure reduction by developing corpus striatum phantom. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(4):595-603.
- [8] Park SO, Ahn SM. Gamma ray detection processing in PET/CT scanner. *Journal of the Korean Society of Radiological Technology*. 2006;29(3):125-32.
- [9] International Electrotechnical Commission. EC Standard 61675-1: Radionuclide Imaging Devices—Characteristics and Test Conditions. Part 1. Positron Emission Tomographs. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland; 1998.
- [10] Lee BI. Quality assurance and performance evaluation of PET/CT. *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2008;42(2):137-44.
- [11] Collins DL, Zijdenbos AP, Kollokian V, Sled JG, Kabani NJ, Holmes CJ, et al. Design and construction of a realistic digital brain phantom. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1998;17(3):463-8.
- [12] Lim GC, Jung JH, Heo YS, Choi Y. Nuclear medical

- imaging system, The Institute of Electronics and Information Engineers, 2013;40(7):29-42.
- [13] Kim IY, Lee YG, Ahn SM. Effect of glucose level on brain FDG-PET images. *Journal of Radiological Science and technology* 2017;40(2):275-80.
- [14] Ham SM. Attenuation correction for human brain PET image using a CT template [Master Thesis]. Ewha Womans University; 2017.
- [15] Lee JR, Choi Y, Choe YS, Lee KH, Kim SE, Shin SA, et al. Performance measurements of positron emission tomography: An investigation using general electric *Advance*<sup>TM</sup>. *The Korean Journal of Nuclear Medicine*. 1996;30(4):548-59.
- [16] Teuho J, Johansson J, Linden J, Saunavaara V, Tolvanen T, Teräs M. Quantitative bias in PET/MR from attenuation correction and reconstruction: A comparison with PET and PET/CT with an anatomical brain phantom and Hoffman brain phantom. *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*; 2013.
- [17] Li HJ, Votaw JR. Optimization of PET activation studies based on the SNR measured in the 3-D Hoffman brain phantom. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1998;17(4):596-605.

구분	성명	소속	직위
제1저자	이용기	충북보건과학대학교 방사선과	조교수
교신저자	안성민	가천대학교 방사선학과	교수