

## 정상 뇌혈류 영상에서 재구성 알고리즘 적용에 따른 섭취율 차이 : 통계적 파라미터 지도를 사용한 분석

이효영<sup>1</sup>, 김윤진<sup>2\*</sup>, 신성규<sup>3</sup>

<sup>1</sup>부산대학교병원 핵의학과, <sup>2</sup>부산대학교병원 가정의학과, <sup>3</sup>동아의료원 영상의학과

### The changes of cerebral blood flow by brain imaging algorithm in the Normal Brains

### : Analysis by Statistical Parametric Mapping

Hyo-Yeong Lee<sup>1</sup>, Yun-Jin Kim<sup>2\*</sup> and Sung-Gyu Sin<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Nuclear Medicine, Pusan National University Hospital

<sup>2</sup>Department of Family Medicine, Pusan National University Hospital

<sup>3</sup>Department of Radiology, Dong-A University Medical Center

**요 약** 뇌 영상분석 알고리즘 적용에 따른 뇌혈류의 변화를 관찰하기 위해 정상 성인 13명(평균연령 39세)을 대상으로 뇌혈류 단 광자 단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)을 시행하였다. 획득된 영상을 여과후 역투영법(Filtered Back Projection, FBP)과 반복적 방법(Ordered Subset Expectation Maximization, OSEM)으로 영상을 재구성하여 통계학적 파라미터 뇌지도법으로 비교하여 방사성 의약품의 뇌 분포양상을 확인하였으며, 혈류의 변화는 클러스터(Cluster)로 표시시켰다. 이에 대한 결과로는 여과후 역투영법이 반복적 방법보다 섭취가 증가된 부위는 우측 전두엽, 대뇌회전하부, 외핵, 좌측대뇌 변연과 대상이랑이며, 섭취가 감소된 부위는 좌측전두엽, 중간전두이랑, 하측전두이랑, 중심전두이랑, 하측전두이랑, 중심전두이랑이었다. 이는 영상재구성시 적용되는 알고리즘에 따라 뇌 혈류분포가 다르게 나타난 것을 클러스터(Cluster)로 표시시켰고, 명확한 시각적 표시가 가능하도록 뇌 확률 지도로 보여주는데 의의가 있다.

**Abstract** Single Photon Emission Computed tomography(SPECT) was performed on 13 healthy adults (average age: 39) to investigate the changes of cerebral blood flow according to brain imaging analysis algorithm. The acquired images were filtered and reconstructed through Filtered Back Projection (FBP) and Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM). The brain distribution data of radiopharmaceuticals were compared using Statistical Parametric Mapping (SPM), and the changes of blood flow was expressed in Cluster. As a result, uptake rate was increased in Sub-gyral, Sub-Lobar, Extra-Nuclear, Limbic lobe and Cingulate Gyrus, while uptake rate was decreased in Middle frontal gyrus, Inferior Frontal Gyrus and Precentral Gyrus. The discriminable SPM was shown according to cerebral blood flows in Cluster by the reconstruction algorithm.

**Key Words** : SPECT, Brain, Algorithm, SPM

### 1. 서론

뇌혈관 질환은 한국인에서 암에 이어 두 번째 사망원인이며, 2010년도 통계청의 사망원인 통계 연보에 의하

면 인구 10만 명당 사망자수 53.2명으로 2000년의 73.1명에 비해 19.9명이 감소된 것으로 조사되었다[1]. 이는 의학의 발전과 보건환경의 개선에 따라 각종질환으로 인한 사망 등이 줄어들었기 때문이다. 특히, 남녀 모두 뇌혈관

\*Corresponding Author : Yun-Jin Kim

Tel : +82-10-076-9961 email: whiteshirt@naver.com

접수일 12년 08월 17일

수정일(1차 12년 09월 11일, 2차 12년 09월 14일)

게재확정일 12년 11월 08일

질환으로 인한 사망이 줄어들었기 때문이다.

뇌혈관질환의 일반적인 영상진단 검사법으로는 컴퓨터단층촬영(Computerized tomography, CT)과 자기공명영상(Magnetic resonance image MRI), 단 광자 단층촬영(Single photon emission computerized tomography, SPECT)으로 구분된다. 이중 SPECT는 환자의 증상발현 직후부터 비교적 높은 예민도(61-75%)와 특이도(88-98%)로 혈류의 변화를 반영할 수 있으며 혈류결손 부위의 크기와 정도가 환자의 임상결과를 반영하며 혈류감소 정도에 따라 치료 후 예후 예측도 가능한 것으로 보고된다[2]. SPECT검사는 CT, MRI에서의 병변이나 혈관촬영에서보다 많은 혈류의 결손을 나타낸다. 이러한 현상은 이환된 혈관분지에 의해 혈관공급을 받는 부위의 혈관감소 이외에도 뇌혈관 수축과 무관한 일차적 뇌대사 저하 및 이에 따른 혈류감소, 해리현상에 의한 이차부위의 혈류 및 대사저하, 혈관촬영에서 잘 볼 수 없는 작은 혈관의 혈류감소 등에 의한[3]. SPECT로 획득된 뇌 기능 영상은 CT나 MRI등의 해부학적 영상에 비하여 해상도가 떨어져 영상 처리가 더 필요한 부분이다. 이렇게 획득된 뇌 기능 영상은 전문가가 아니고는 판독이 쉽지가 않아 일반사람들에게 많은 정보를 제공하지 못하는 제한점이 있었다. 또한, 기능 영상을 판독할 때도 사람에 따라 다르게 판독할 수 있어 경험이 많은 전문가가 아니면 진단의 정확도가 떨어지는 단점이 있다.

따라서 뇌 기능영상은 정량분석을 통하여 방사성 의약품의 섭취정도를 수치화하여 객관적인 정보를 제공할 수 있는 방법들이 개발되었는데, 이 중 반정량 적으로 분석하는 통계적 파라미터지도(Statistical Parametric Mapping, SPM)방법이 개발되었다. 이 방법은 모든 뇌 기능 영상을 표준 뇌 지도에 정규화한 후에 정상인과 진단 대상인과의 방사성 의약품 섭취정도를 통계적으로 비교하여 의미 있게 차이가 있는 부분을 추출하는 방법이다[4,5]. 처음에는 뇌 활성화를 통하여 의미 있게 차이가 있는 부분을 찾고자 개발되었지만 오늘날 뇌 기능영상을 분석하는데 일반적으로 사용되고 있다.

뇌 관류 SPECT는 혈류의 변화를 잘 반영해야 하기 때문에 사용되는 방사성 의약품은 뇌의 해부학적구조와 기능과의 관계, 그리고 정신 병태생리에 따라 섭취되고 영상화되어야 한다. 하지만, SPECT를 통해 획득된 정보는 시각적인 혈류 분포로 나타내기 위해 영상 재구성처리과정을 거치게 되는데 이때 사용되는 것이 영상 재구성 알고리즘(Imaging reconstruction algorithm)이다. 이러한 영상 재구성 알고리즘은 물리적 현상 및 과정을 통계학적 차원에서 모델링하는 방법이 각각 달라 알고리즘별 특성을 가진다[6].

이에 본 연구는 뇌관류 SPECT에서 획득되어진 데이터는 영상분석에 적용되는 재구성 알고리즘(FBP, OSEM)에 따라 뇌혈류 분포의 변화가 있을 것으로 생각되어 뇌 확률 지도를 가지고 영상분석을 해보고자 한다.

## 2. 연구대상 및 방법

### 2.1 연구대상

뇌혈관질환, 고혈압, 당뇨 등의 임상적 질환이 없고 신경·정신학적으로 정상을 판정받은 지원자중 성인 13명(남자 4명, 여자 9명, 평균연령 39±4세)을 대상으로 하였으며, 본 연구는 부산대학교병원 윤리위원회 규정에 따라 시행하였다.

### 2.2 영상획득 및 분석

정상인에서 <sup>99m</sup>Tc-Ethylcysteine dimer(ECD)(Neurolite, DuPont Pharma, USA)를 사용하여 뇌혈류 SPECT를 시행하였다. 촬영용 검사대에 누운 상태에서 상지정맥에 카테터를 삽입하고 약 10분간 안정을 취했다. <sup>99m</sup>Tc-ECD(740MBq)을 주사하고 5분 뒤에 고 해상력 조준기가 장착된 이중헤드 회전형 감마카메라(Vertex-EPIC, Philips ADAC, USA)를 이용하여 영상을 획득하였다. 각 영상의 재구성을 위해 컴퓨터에 수록된 자료를 가지고 Butterworth여과기(order:5, cutoff frequency:0.22)를 사용하여 여과후 역투사법으로 황단면상을 구하였다.

### 2.3 영상획득 및 분석

감마카메라에서 획득한 DICOM형태의 파일을 MRICro(<http://www.mricro.com>)를 이용해 SPM2 소프트웨어(Statistical Parametric Mapping. The Wellcome Department of Cognitive Neurology. University College London, UK)에서 분석이 가능한 파일 형식(analyzer file format)으로 변환했다. MATLAB version 2010a(Mathworks, Inc.,MA, USA)를 기반으로 동일 환자의 뇌관류 변화를 SPM을 이용하여 분석하였다. 모든 영상들에 대해 SPM이 제공하는 뇌 SPECT표준판을 기준으로 공간정규화 과정을 거친 뒤, 16mm의 반치폭(Full width at half maximum, FWHM)을 갖는 가우시안 커널(Gaussian kernel)로 중첩 적분하여 편평화를 하였다. FBP와 OSEM의 영상재구성 알고리즘을 적용하고 얻어진 영상을 비교하여 각 영상에서 국소 뇌 관류가 증가한 뇌 영역과 감소한 뇌 영역을 찾았다. 뇌관류의 변동에 전체 혈

류값이 독립변인으로 영향을 미친다고 보고 비례계수 (proportional scaling : 50) 방법으로 전체 뇌관류의 간섭을 보정하였다. 각 화소의 방사능 계수는 뇌피질 전체 관류, 각 군에 따른 특정효과, 그리고 오차의 선형결합으로 이루어진다는 일반선형모델(general linear model)을 가정하여 선형회귀분석하고 오차효과를 최소화하는 변수의 가중치 행렬( $\beta$ )을 찾았다. 두 알고리즘을 적용하여 나타난 영상간의 국소 계수차이에 대하여 t-test를 시행하고 용이한 해석을 위해 t값들을 표준 정규분포로 변환하여 Z값으로 나타내었다. t-test 결과 국소 계수차이에 의한 유의수준이 특정 기준 이상인 3차원화소(voxel)들을 유의한 것으로 평가되었다. 유의한 화소들의 위치는 Talairach(Talairach and Tournoux, 1988)좌표계를 이용하여 표시하였다.

모든 자료는 윈도우용 SPSS 소프트웨어(version 12.0, SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA)를 이용하였고 FBP와 OSEM의 알고리즘간의 뇌 혈류 분포의 차이는 paired t-test를 이용하였다. 모든 통계적 검정에서 p값은 0.05미만인 경우를 유의하다고 평가하였다.

### 3. 결과

정상인에서 FBP과 OSEM의 영상은 유의수준의 변화에 따른 영상 재구성 알고리즘 변화에 대한 뇌 혈류량의 분석 결과는 크러스터의 크기, 좌표에 해당하는 뇌의 해부학적 명칭과 Brodmann Area(BA), Z-value, P-value로

나타내었다.

1) FBP와 OSEM의 비교시 뇌 혈류량이 증가된 영역에서 P value의 threshold를 0.05( $p < 0.05$ ), voxel의 extent threshold 수는 0(extent threshold;  $kE = 0$  voxel)으로 맞추어 섭취의 증가와 감소량의 변화가 모두 표현되도록 하였다. 뇌 혈류의 섭취가 증가된 부위는 다음과 같다.

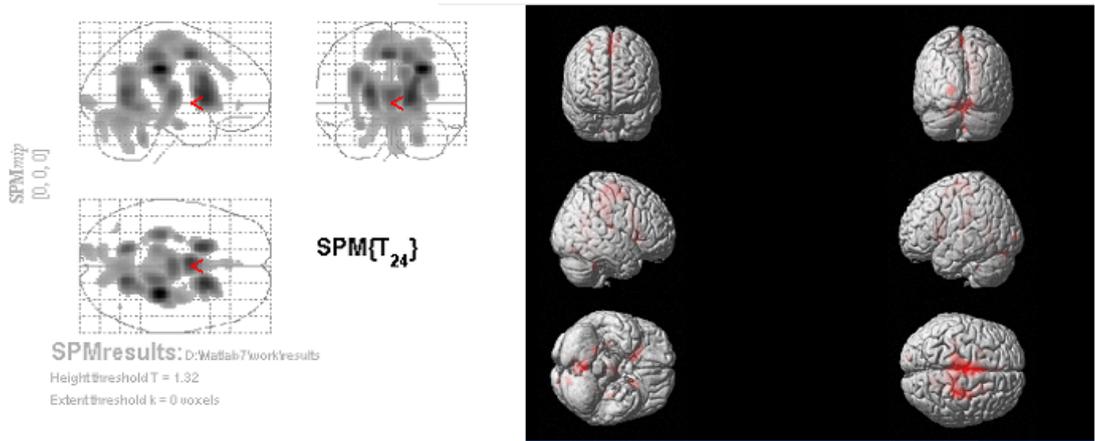
FBP에 비해 OSEM의 뇌혈류가 증가한 부위는 우측대뇌 전두엽의 대뇌회전하부(Sub-gyral), 뇌부엽(Sub-lobar), 외핵(Extra-Nuclear), 변엽(Limbic lobe), 대상이랑(Cingulate Gyrus)에서 16211voxels( $kE = 16211$ ; BA24)로 가장 의미있는 섭취의 증가가 나타났으며, 좌측대뇌 소엽(Sub-lobe)과 외핵(Extra-Nuclear)에서 1197voxels( $kE = 1197$ ), 좌측전두엽과 대뇌회전하부(Sub-gyral), 좌측대뇌 변엽(Limbic lobe), 해마 옆이랑(Parahippocampal Gyrus), 측두엽 대뇌회전하부(Sub-gyral)에서 997voxels( $kE = 997$ ), 좌측소뇌 후엽과 소뇌편도(Cerebellar Tonsil)에서 34voxels( $kE = 34$ ), 좌측변엽(Limbic lobe)과 전방대상(Anterior Cingulate)에서 18voxel( $kE = 18$ ; BA32), 좌측대뇌 두정엽(Parietal Lobe), 각이랑(Angular Gyrus)에서 9voxels( $kE = 9$ ), 우측대뇌부엽(Sub-lobar) 섬엽(Insula lobe)에서 1voxel( $kE = 1$ )로 증가하였다.(Table1, Fig.1).

2) FBP와 OSEM의 비교시 뇌 혈류가 감소된 영역에서 P value의 threshold를 0.05( $p < 0.05$ ), voxel의 extent threshold 수는 0(extent threshold ;  $kE = 0$  voxel)으로 맞추어 섭취의 증가와 감소량의 변화가 모두 표현되도록 하였다. 뇌 혈류의 섭취가 감소된 부위는 다음과 같다.

**[표 1]** 뇌에서 섭취가 증가된 부위(FBP과 OSEM 비교)  
**[Table 1]** Increased uptake in the brain regions( Comparison FBP and OSEM)

Number of voxel	Brain regions includes in cluster	Side	Coordinate (x y z)	Peak Z value	P value (uncorrected)	Brodmann Area(BA)
16211	Cerebrum, Frontal Lobe, Sub-Gyral	RT	28,-26,33	3.46	0.063	24
	Cerebrum, Sub-lobar, Extra-Nuclear	RT	18,14,5	2.94		
	Cerebrum, Limbic Lobe, Cingulate Gyrus	LT	-4,2,46	2.77		
1197	Cerebrum, Sub-lobar, Extra-Nuclear	LT	-20,10,11	2.77	0.615	
997	Cerebrum, Frontal Lobe, Sub-Gyral	LT	-32,-26,27	2.40	0.650	
	Cerebrum, Limbic Lobe, Parahippocampal Gyrus	LT	-28,-11,-18	1.85		
	Cerebrum, Temporal Lobe, Sub-Gyral	LT	-32,-22,-9	1.54		
34	Cerebellum, Posterior Lobe, Cerebellar Tonsil	LT	-26,-42,-32	1.43	0.956	
9	Cerebrum, Parietal Lobe, Angular Gyrus	LT	-36,-64,33	1.42	0.982	
18	Cerebrum, Limbic Lobe, Anterior Cingulate	LT	-2,43,-4	1.37	0.971	32
5	Cerebrum, Occipital Lobe, Sub-Gyral	LT	-42,-64,2	1.36	0.987	
1	Cerebrum, Sub-lobar, Insula	RT	42,-6,6	1.33	0.996	

Side(LT/RT)=left or right hemisphere ; (x, y, z) = Talairach coordinates in mm  
 kE = cluster in voxels ; BA = Brodmann area



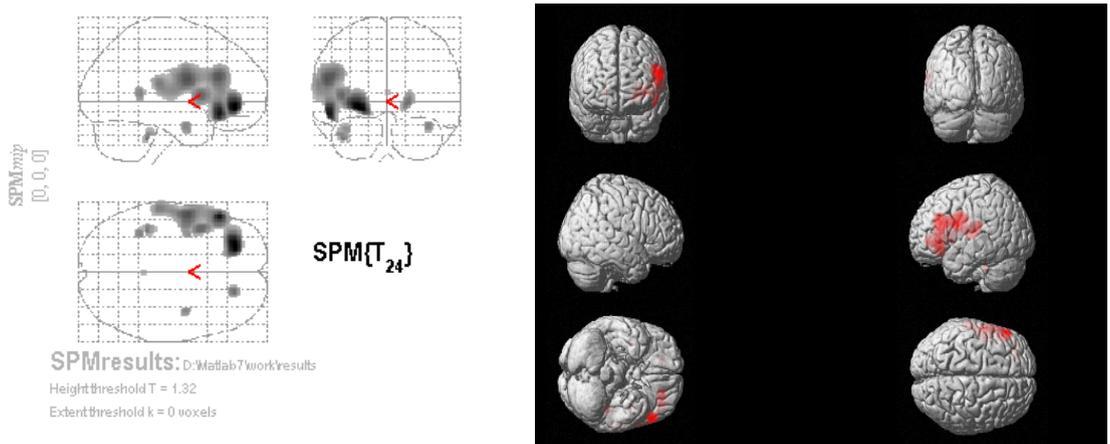
[그림 1] 뇌에서 섭취가 증가된 부위(FBP과 OSEM 비교)  
 [Fig. 1] Increased uptake in the brain regions(Comparison FBP and OSEM)

[표 2] 뇌에서 섭취가 감소된 부위(FBP과 OSEM 비교)  
 [Table 2] Decreased uptake in the brain regions(Comparison FBP and OSEM)

Number of voxel	Brain regions includes in cluster	Side	Coordinate (x y z)	Peak Z value	P value (uncorrected)	Brodmann Area(BA)
4667	Cerebrum, Frontal Lobe, Middle Frontal Gyrus	LT	-26,41,-5	2.44	0.007	
	Cerebrum, Frontal Lobe, Inferior Frontal Gyrus	LT	-53,27,-10	2.46	0.011	47
	Cerebrum, Frontal Lobe, Precentral Gyrus	LT	-55,1,20	1.94	0.026	6
140	Cerebrum, Limbic Lobe, Anterior Cingulate	RT	18,41-4	1.75	0.040	
55	Cerebellum, Anterior Lobe, Culmen	LT	-40,-38,-28	1.74	0.041	
77	Cerebrum, Temporal Lobe, Middle Temporal Gyrus	LT	-36,-42,9	1.65	0.049	
53	Cerebrum, Temporal Lobe, Sub-Gyral	RT	38,-3,-20	1.65	0.050	
53	Cerebrum, Temporal Lobe, Sub-Gyral	LT	-36,-1,-22	1.59	0.056	
8	Cerebrum, Sub-lobar, Extra-Nuclear	RT	2,-40,9	1.34	0.090	

Side(LT/RT)=left or right hemisphere ; (x, y, z) = Talairach coordinates in mm

kE = cluster in voxels ; BA = Brodmann area



[그림 2] 뇌에서 섭취가 감소된 부위(FBP과 OSEM 비교)  
 [Fig. 2] Decreased uptake in the brain regions(Comparison FBP and OSEM)

FBP에 비해 OSEM의 뇌혈류이 감소한 부위는 좌측 전두엽, 중간전두이랑(Middle Frontal Gyrus), 하측전두이랑(Inferior Frontal Gyrus), 중심전이랑(Precentral Gyrus)에서 4667voxels( $kE=4667$ ; BA47,6)로 가장 의미있는 감소를 보였고, 우측대뇌 변엽(Limbic lobe), 전대상이랑(Anterior Cingulate Gyrus)에서 140voxels( $kE=140$ )과 우측대뇌 전엽(Frontal lobe), 대뇌정상(Cerebrum Culmen), 측두엽(Temporal lobe), 중간측두이랑(Middle temporal Gyrus)에서 77voxels( $kE=77$ ), 좌,우측 측두대뇌 회전하부(Sub-Gyrus)에서 53voxels( $kE=53$ ), 우측대뇌부엽(Sub-lobe), 외핵(Extra-Nuclear)에서 8voxels( $kE=8$ )이 감소하였다. (Table2, Figure. 2).

#### 4. 고찰

FBP과 OSEM를 가지고 재구성된 영상을 관찰하여 보면 OSEM방법은 높은 계수율 범위에서 낮은 계수율의 영상 획득을 이용하는 고해상력 시스템에서 여과후 투사방법보다 더 정확성을 제공한다. 또한, FBP와 OSEM를 가지고 재구성된 영상을 관찰하여 보면 저 계수율로 영상 획득된 경우 OSEM 알고리즘으로 영상처리하면 FBP보다 노이즈 증폭이 없음을 볼 수 있었다[7]. OSEM의 장점은 데이터 획득에 수반되는 물리적 요소들과 계수에 수반되는 노이즈 특성 등을 고려할 수 있는 것이고 단점은 재구성하는 시간이 많이 걸리고 몇 번을 반복한 후 재구성을 끝내야 하는지에 대한 이론 정립이 어렵다는 것이다.

Lai k. Leong, Randall L.등은 SPECT에서 요구되는 FBP와 OSEM알고리즘간의 균일성의 차이는 포착하기 어려운 정도로 미묘하며, 시각적으로 분별하기는 어렵다. 하지만, OSEM에서 Iteration의 조절을 통하여 노이즈나 Ring artifact를 감소시킬 수 있다고 한다[8].

Flavio Nobili등은 팬텀 스터디에서 영상을 분석하여 판독하는데 는 영향을 미치지지는 않지만 뇌의 심부구조를 묘사하는 공간해상력(spatial resolution)은 OSEM이 FBP보다 향상됨을 보고하였다[9].

Walter Koch등은  $^{123}\text{I-FP-CIT}$  SPECT의 임상연구에서 영상재구성 알고리즘인 OSEM을 일반적 영상 재구성 처리에 사용도록 권고하였다. 미상핵(Caudate nucleus)와 피각(Putamen)의 묘사를 FBP보다 OSEM에서 더 나은 영상을 제공하였다[10].

Jack L등은 통계적 파라미터에 의한 뇌지도 작성법(SPM)은 뇌 질환에 대한 통계학적 분석을 위한 방법의 하나로 많이 이용되고 있으며, 통계적 파라미터에 의한

분석으로 한 집단에 대한 다른 집단을 비교 한 경우 국소적으로 나타나는 특이변화 부위는 비정상적으로 유의성이 있는 것으로 판단하고 있다[11].

이 연구는 정상인의 동일한 뇌에서 얻은 횡단면상을 가지고 FBP와 OSEM의 재구성 알고리즘을 사용하여 뇌혈류량의 차이를 비교하였다. 이 비교에서 유의한 섭취가 보이는 영역은 통계의 작은 변화가 허용되어 작은 활성화되는 것을 볼 수 있었다.

FBP와 OSEM로 재구성된 이미지에서 SPM의 결과는 OSEM으로 재구성하였을 때가 Z-score가 높았다. ( $Z>2.0$ ) 정상인의 뇌 SPECT에서 통계학적으로 섭취의 증가가 높은 영역은 우측대뇌 전두엽의 대뇌회전하부(Sub-gyral), 뇌부엽(Sub-lobar), 외핵(Extra-Nuclear), 변엽(Limbic lobe), 대상이랑(Cingulate Gyrus)에서 16211voxels( $kE=16211$  ; BA24)로 가장 의미있는 섭취의 증가가 나타났고, 통계학적으로 섭취의 감소가 보인 영역은 좌측 전두엽, 중간전두이랑(Middle Frontal Gyrus), 하측전두이랑(Inferior Frontal Gyrus), 중심전이랑(Precentral Gyrus)에서 4667voxels( $kE = 4667$  ; BA47,6)로 가장 의미있는 감소를 보였다.

이러한 결과는 영상재구성 알고리즘의 특성상 뇌의 각 부위에서 방출되는 방사능의 강도와 검출된 방사능을 처리하는 과정에서 발생하는 것으로 생각할 수 있다.

먼저, 방출되는 방사능의 강도 차이는 영상 프로세싱 과정에서 감쇄보정을 하여 보상시켜준다. 검출된 방사능으로 영상을 재구성 할 때 사용되어지는 재구성 알고리즘이나, 필터에 의해 낮은 계수율 부분과 높은 계수율 부분의 차이에서 발생되어짐을 알 수 있었다.

이전의 뇌 연구에서는 FBP와 OSEM의 알고리즘을 정량화시켜 영상을 연구하였으나, 본 논문에서는 FBP와 OSEM의 영상 재구성 알고리즘 적용으로 뇌혈류가 증가되는 부위와 감소되는 부위의 변화를 voxel(Cluster)로 표현시켰고, 명확한 시각적 표시가 가능하도록 뇌 확률 지도로 보여주는데 의의가 있었다.

#### 5. 결론

정상 성인의 동일한 뇌에서 얻어진 뇌 혈류 SPECT 영상을 가지고 FBP알고리즘과 OSEM알고리즘을 각각 적용하여 비교한 결과 뇌 혈류가 증가되는 부위와 감소되는 부위가 다르게 나타남을 알 수 있었다.

따라서 뇌 영상 분석 작업자는 영상 작업시 동일한 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 핵의학 판독의와 임상에게 올바른 영상을 제공하여야 할 것이다.

## References

- [1] Statistics Korea. Cause of Death, Statistical Results 11-12:2011
- [2] Lee BC, Yu KH. Epidemiology of stroke in Korea. J Korea Med Assoc 45:1415-21;2002
- [3] Choi YY, Kim JM, Kim KM, Choi IS, Utility of Acetazolamide-Enhanced brain perfusion SPECT in predicting outcome of the patients with aneurysmal subarachnoid hemorrhage. Korea J Nucl Med 35:241-50;2001
- [4] Friston KJ, "Statistical parametric mapping. In Functional Neuroimaging" (R, W. Thatcher, M, Hallet, T. Zeffiro, E, R, John, and M.HUERTA, Eds.), Academic Press, San Diego, pp, 79-93, 1994
- [5] Friston KJ, Holmes AP, Worsley KJ, Poline J-P, et al, "Statistical parametric maps in functional imaging : A general linear approach" HBM, pp, 189-210, 1995
- [6] Hudson HM, Larkin RS, "Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data", IEEE Trans Med Imag, Vol, 13, pp. 601-609, 1994
- [7] Sheep LA, Vardi Y, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography", IEEE Trans Med Imag, Vol, MI-2, pp, 113-12, 1982
- [8] Lai K, Leong, Randall L. Kruger, and Micheal K, O' Connor "A Comparison of the Uniformity Requirements for SPECT Image Reconstruction Using FBP and OSEM Techniques" J Nucl Med Technol 2001;29:79-83
- [9] F. Nobili et al. "Nuclear Medicine and Biology 28 (2001) 627-632
- [10] Walter Koch, MD "Is iterative reconstruction an alternative to filtered backprojection in routine processing of dopamine transporter SPECT studies? J Nucl 2005;46:1804-1811
- [11] Jack L. Lancaster, Marty G, Woldorff, Lawrence M. Parsons, Mirio Liotti, Catarina S. Freitas, Lacy Rainey, Peter V. Kochunov, Dan Nickerson, Shawn A. Mikiten, Peter T. Fox, Human Brain Mapping. 10, 120-131(200)

### 이 효 영(Hyo-Yeong Lee)

[정회원]



- 1997년 8월 : 부산대학교 의공학 (석사)
- 2012년 8월 : 부산대학교 의학전문대학원 의과학과(박사수료)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 동의과학대학교 방사선학과 겸임부교수
- 1995년 10월 ~ 현재 : 양산부산대학교병원 핵의학과

<관심분야>

핵의학, 의료영상처리, 의생명공학

### 김 윤 진(Yun-Jin KIM)

[정회원]



- 1987년 2월 : 연세대학교 의과대학 대학원(의학석사)
- 1993년 2월 : 연세대학교 의과대학 대학원(의학박사)
- 1992년 10월 ~ 현재 : 부산대학교 의학전문대학원 가정의학과 교수

<관심분야>

노인의학, 항노화클리닉, 건강장수클리닉

### 신 성 규(Sung-Kyu Sin)

[정회원]



- 2009년 2월 : 고신대학교 보건학 석사
- 2011년 2월 : 고신대학교 예방의학과(의학박사)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 동의과학대학교 방사선학과 외래교수
- 1991년 2월 ~ 현재 : 동아대학교병원 영상의학과

<관심분야>

방사선학, 보건의료, 통계관리