

Original Article

Flash 3D 재구성을 적용한 뇌 혈류 부하 단층 촬영 시 LEAP 검출기의 적용에 관한 연구: One Day Subtraction Method

서울아산병원 핵의학과
최종숙 · 정우영 · 류재광

The Study about Application of LEAP Collimator at Brain Diamox Perfusion Tomography Applied Flash 3D Reconstruction: One Day Subtraction Method

Jong Sook Choi, Woo Young Jung, Jae Kwang Ryu
Department of Nuclear Medicine, Asan Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: Flash 3D (pixon® method; 3D OSEM) was developed as a software program to shorten exam time and improve image quality through reconstruction, it is an image processing method that usefully be applied to nuclear medicine tomography. If performing brain diamox perfusion scan by reconstructing subtracted images by Flash 3D with shortened image acquisition time, there was a problem that SNR of subtracted image is lower than basal image. To increase SNR of subtracted image, we use LEAP collimators, and we emphasized on sensitivity of vessel dilatation than resolution of brain vessel. In this study, our purpose is to confirm possibility of application of LEAP collimators at brain diamox perfusion tomography, identify proper reconstruction factors by using Flash 3D. **Materials and methods:** ① The evaluation of phantom: We used Hoffman 3D Brain Phantom with ^{99m}Tc . We obtained images by LEAP and LEHR collimators (diamox image) and after 6 hours (the half life of ^{99m}Tc : 6 hours), we use obtained second image (basal image) by same method. Also, we acquired SNR and ratio of white matters/gray matters of each basal image and subtracted image. ② The evaluation of patient's image: We quantitatively analyzed patients who were examined by LEAP collimators then was classified as a normal group and who were examined by LEHR collimators then was classified as a normal group from 2008. 05 to 2009. 01. We evaluate the results from phantom by substituting factors. We used one-day protocol and injected ^{99m}Tc -ECD 925 MBq at both basal image acquisition and diamox image acquisition. **Results:** ① The evaluation of phantom: After measuring counts from each detector, at basal image 41~46 kcount, stress image 79~90 kcount, subtraction image 40~47 kcount were detected. LEAP was about 102~113 kcount at basal image, 188~210 kcount at stress image and 94~103 at subtraction image kcount were detected. The SNR of LEHR subtraction image was decreased than LEHR basal image about 37%, the SNR of LEAP subtraction image was decreased than LEAP basal image about 17%. The ratio of gray matter versus white matter is 2.2:1 at LEHR basal image and 1.9:1 at subtraction, and at LEAP basal image was 2.4:1 and subtraction image was 2:1. ② The evaluation of patient's image: the counts acquired by LEHR collimators are about 40~60 kcounts at basal image, and 80~100 kcount at stress image. It was proper to set FWHM as 7 mm at basal and stress image and 11mm at subtraction image. LEAP was about 80~100 kcount at basal image and 180~200 kcount at stress image. LEAP images could reduce blurring by setting FWHM as 5 mm at basal and stress images and 7 mm at subtraction image. At basal and stress image, LEHR image was superior than LEAP image. But in case of subtraction image like a phantom experiment, it showed rough image because SNR of LEHR image was decreased. On the other

- Received: June 15, 2009. Accepted: July 13, 2009.
- Corresponding author: **Jong Sook Choi**
Department of Nuclear Medicine, Asan Medical Center,
388-1 Pungnap-2dong Songpa-gu, Seoul, 138-736, Korea
Tel: (02) 3010-2104 Fax: (02)3010-4588
E-mail: echo37@amc.seoul.kr

서론

기저 SPECT와 아세트아미드(acetazolamide: Diamox[®]:
이하 부하라 함) 부하 뇌 관류 SPECT는 기저 관류와 부하 관

hand, in case of subtraction LEAP image was better than LEHR image in SNR and sensitivity. In all LEHR and LEAP collimator images, proper subset and iteration frequency was 8 times. **Conclusions:** We could archive more clear and high SNR subtraction image by using proper filter with LEAP collimator. In case of applying one day protocol and reconstructing by Flash 3D, we could consider application of LEAP collimator to acquire better subtraction image.

(Korean J Nucl Med Technol 2009;13(3):102-109)

Key Words : Flash 3D, SNR, LEHR, LEAP, Subtraction

류의 차이를 평가하기 위해 둘 중 하나의 검사는 다음날 다시 촬영하여야 한다. 서로 다른 날 촬영한 영상은 정확하게 동일한 위치로 조정하기 어렵기 때문에 육안으로 비교하기 어려우며, 컴퓨터를 이용하여 위치 보정으로 위치를 일치시켜, 육안으로 판단하기 쉬운 감산 영상을 만들기는 더욱 어렵다.¹⁾

One-day protocol을 이용하는 Brain Diamox SPECT는 동일 용량의 $^{99m}\text{Tc-ECD}$ 를 환자에게 주사하여 기저와 부하를 순차적으로 획득하고, 장비 자체의 소프트웨어 프로그램으로 감산 영상을 만들어내 기저 영상과 비교하여 뇌 혈류의 증가율을 평가하는 검사이다. 이는 하루에 검사를 마무리하기 때문에 환자의 검사 만족도를 증가시킬 수 있고, 동일 위치에서 검사를 시행하므로 위치 보정을 일치시켜 육안으로 판단하기 쉬운 감산 영상을 만들어 낼 수 있다. 그러나 감산 영상은 잡음이 많아 판독하기 어려운 단점이 있다.¹⁾

SPECT 영상이 판독하기 적절한지 여부는 영상의 화소 대조도와 각 화소 신호가 식별하기에 충분한지에 달려 있다. 화소 신호가 클수록, 대조도가 좋을수록 우수한 영상이다. SPECT를 촬영할 때 촬영 시간을 충분히 늘이거나 주사량을 늘이면 화소 당 신호가 많아진다. 그러나 촬영시간이 늘어나면 환자가 가만히 견디지 못하고 움직이게 되어 움직임에 따른 인공산물과 잡음이 늘어 판독하는데 오히려 불리하다. 또한 주사량은 검사를 받는 사람에 대한 방사선 흡수선량 제한 때문에 함부로 늘일 수 없다.²⁾

SPECT 영상을 판독할 때 재구성된 영상에 나타난 각 화소의 신호 밀도가 최소 식별 가능한 병변의 크기와 대조도에 영향을 미친다. 병변을 식별하려 하면 신호를 무작위 잡음과 구별하여야 하므로 잡음과 대조도가 일정 수준 이상이어야 한다. 잡음 대조도는 신호 밀도와 관련 있고 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio; S/N ratio)가 클수록 좋다.¹⁾

본원에 새로 도입된 Siemens사의 Symbia T2는 검출기의 수가 두 개이다. 따라서 기존에 사용되었던 Trionix사 Triad-XLT인 세 개의 검출기에 비해 동일시간에 대한 계수 효율이

낮게 측정되었다. 최근에 Siemens사에서 제공된 Flash 3D (Pixon® method)는 half time 영상 획득으로도 재구성을 통해 full time으로 획득한 영상의 질과 가까워질 수 있도록 개발된 소프트웨어 프로그램이다. 검사자는 계수 효율을 높이고자 검사 시간 및 방사성동위원소 투여량을 늘이지 않아도 Flash 3D 재구성을 통해 영상의 질을 향상시킬 수 있게 되었다. 그러나 감산된 영상을 Flash 3D로 재구성하여 시행하는 뇌 혈류 부하 검사 시에 영상 획득시간을 짧게 하여 검사를 시행하면 재구성된 감산 영상의 신호 대 잡음비(SNR, signal to noise ratio) 기저 영상에 비해 낮아 보이는 문제점을 발견했다. 감산 영상의 SNR을 높이기 위해 LEAP 검출기를 사용하였고, 뇌혈관의 해상력보다는 혈관 확장의 예민도에 더 중점을 두었다. 본 실험은 뇌 혈관 부하 단층 촬영 시 LEAP 검출기의 적용 가능성을 확인하고, Flash 3D를 이용한 적정 수준의 재구성 매개 변수를 파악하는 데 목적이 있다.

실험재료 및 방법

뇌 관류 SPECT를 핵의학의사가 판독할 때 느끼는 영상의 질을 신호 대 잡음의 비가 반영한다고 가정하고 팬텀 실험을 시행하였다. 팬텀 평가를 통해 검출기에 따른 신호 대 잡음비를 구하였다. 또한 LEAP 검출기로 촬영 하였을 경우 영상에 왜곡이 발생하는지 알아보고자 검출기에 따른 백질과 회백질의 비율을 구하였다. 환자 영상 평가를 위해 정상 뇌 관류 영상으로 판독된 LEAP 검출기에서 촬영한 15명과 LEHR 검출기에서 촬영한 13명의 영상을 재구성 한 뒤 정성평가 하였다.

카메라는 Siemens사의 Symbia T2 SPECT/CT를 사용하였다. 검출기 한 대 당 32 frame으로, 총 64 frame을 step and shoot 방식으로 획득하였으며, 128×128 matrix size로 1 frame 당 15초씩 획득하였다. 기저와 부하 SPECT 촬영 후 감쇠 보정을 하기 위해 CT (computed tomography)를 촬영하였다.

1. 팬텀 평가

팬텀 평가를 위해 Hoffman 3D Brain PhantomTM을 이용하였다. 환자에게 대략 1850 MBq의 ^{99m}Tc-ECD를 투여하면 LEHR 검출기의 경우 PPM (patient positioning monitor)에서 대략 8~10 kcount 정도가 측정된다. 1200cc의 용적인 phantom을 LEHR 검출기로 촬영했을 때 8~10 kcount 정도가 PPM에서 측정될 수 있도록 감안하여 259 MBq의 동위원소를 사용하여 팬텀을 제작하였다. 물 1200 cc를 큰 통에 따른 후 ^{99m}Tc 259 MBq를 넣어 균일하게 섞고, 공기가 들어가지 않도록 물통에 있는 ^{99m}Tc을 팬텀 안에 주의하여 넣는다. 테이블의 높이는 검출기 1번과 2번이 가장 가까이 접근되는 15.5 cm에 맞추었고, 팬텀을 head holder에 고정시켜 LEHR, LEAP 순서로 부하 영상에 해당되는 첫 번째 검사를 시행했다. ^{99m}Tc의 반감기인 6시간이 지난 후, 첫 번째와 동일한 위치에 팬텀을 놓고 기저 영상에 해당되는 두 번째 촬영을 하였다. 첫 번째 영상의 총 계수치는 두 번째 영상 총 계수치의 두 배가 될 것이고, 첫 번째 촬영에서 두 번째 촬영을 감산하면 감산 영상이 생성될 것이다. LEHR 검출기에서 얻은 첫 번째, 두 번째, 감산 영상을 Flash 3D로 재구성 하여 정성평가를 하면서 적절한 매개 변수를 구하였고, 대조도 평가를 위해 재구성된 두 번째 영상과 감산 영상을 신호대 잡음 ROI (region of interest)를 그려 비율을 산출하였다(Fig. 1). 또한 영상의 왜곡 여부를 파악하기 위해 백질과 회백질의 비율을

구하였다. LEAP 검출기에서 얻은 영상도 LEHR과 같은 방식으로 적절한 재구성 매개 변수를 구하고, 신호 대 잡음비 및 백질과 회백질의 비율을 산출하였다.

2. 환자 영상의 평가

2008년 5월부터 9월까지 LEHR 검출기로 검사한 환자 중 정상으로 판독된 13명과 같은 해 9월부터 12월까지 LEAP 검출기로 검사한 정상 환자 15명을 대상으로 정성분석을 하였다. 모든 환자들은 One-day subtraction method 방식으로 검사를 하였다. ^{99m}Tc-ECD (Ethyl cystine dimer)를 순간 주사 하여 2분 동안 영상을 획득하고 8분 후 기저 영상을 10분 20초 동안 촬영을 하였다. 기저 촬영 시작 후 바로 acetazolamide를 천천히 2분 동안 주사하였다. 기저 영상이 끝나면 ^{99m}Tc-ECD를 2차 주사하고 10분 후 부하 영상을 10분 40초 동안 촬영하였다(Fig. 2). 환자에게 1차와 2차의 투여량이 비슷하게 투여하는 것이 좋으나, 주사량의 차이가 있을 경우 차이 만큼 보정을 하였다. 또한 1차 검사와 2차 검사의

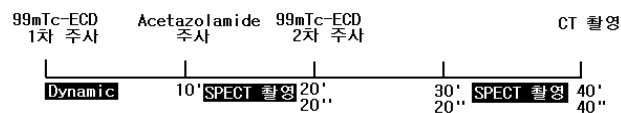


Fig. 2. Protocol for One-day Subtraction Method

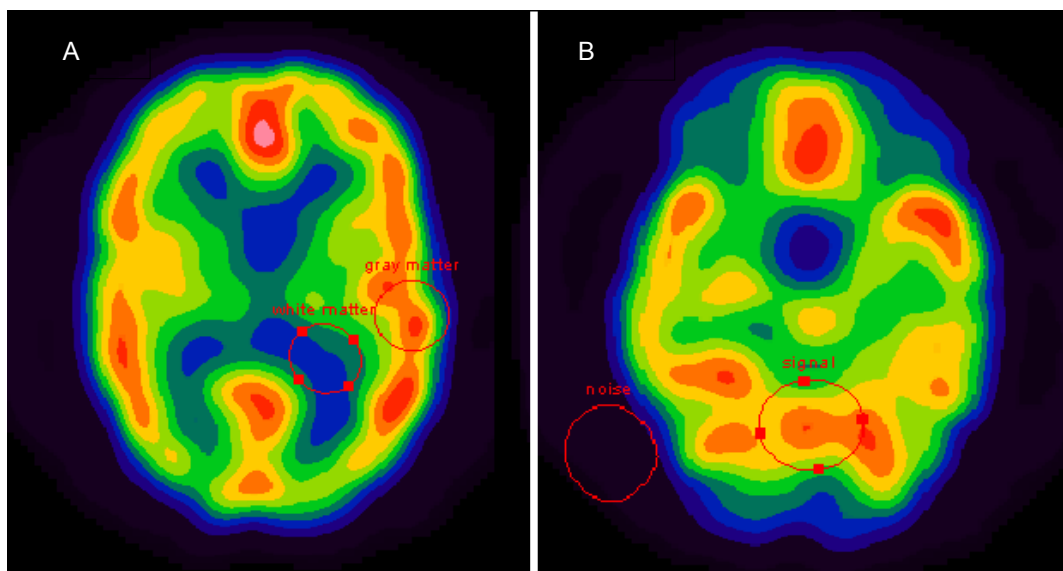


Fig. 1. Gray-to-White matter ratios (A) and Signal-to-Noise ratios (B) were analyzed using Hoffman Brain phantom. Circular ROI in hot spherical lesion was used to define signal activity, whereas circular ROI out of Brain was used to define noise activity.

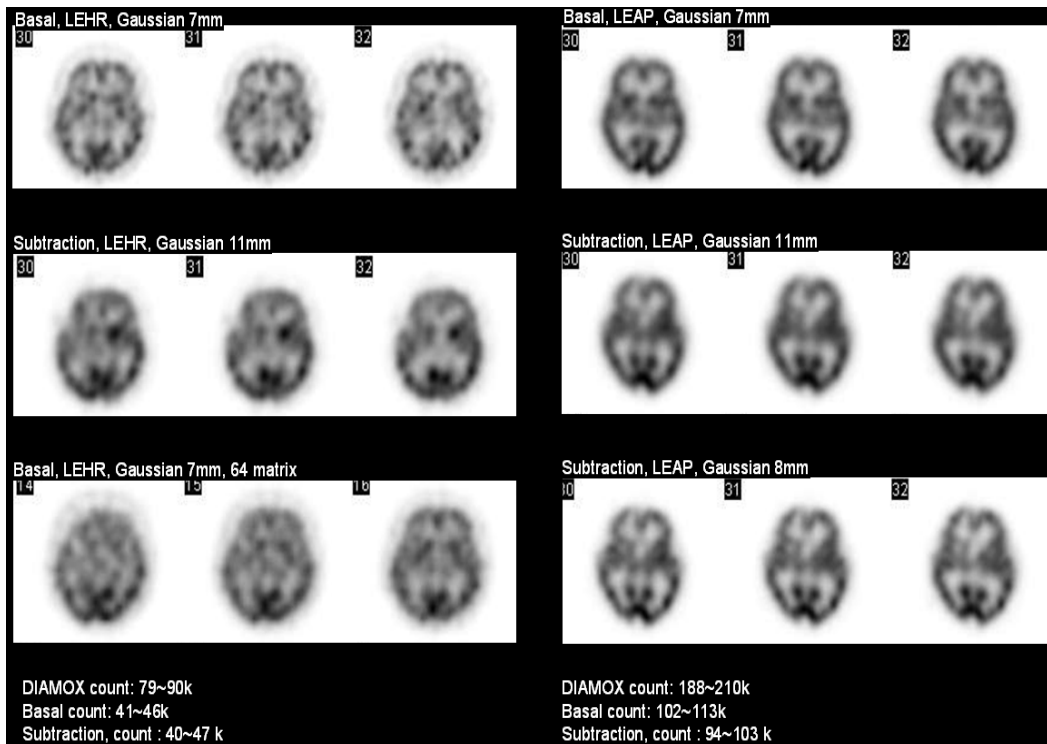


Fig. 3. Hoffman 3D Brain Phantom Imaging were acquired LEHR and LEAP collimators.

시간 차이 만큼 ^{99m}Tc 의 붕괴 상수로 보정을 해 주었다. 팬텀에서 얻은 적정 수준의 재구성 매개 변수를 바탕으로 환자 영상을 재구성을 하여 정성 평가하였다.

결 과

1. 팬텀 평가

각 검출기에서 획득한 계수치를 측정한 결과 LEHR 첫 번째 촬영 영상에서는 41~46 kcount, 두 번째 촬영 영상에서는 79~90 kcount의 계수치가 측정되었다. 여기서 첫 번째 촬영은 부하에 해당되고, 두 번째 촬영은 기저에 해당된다. 감산 프로그램을 이용하여 부하에서 기저를 감산한 자료의 계수치는 40~47 kcount가 측정되었다. LEAP의 경우 기저에서 102~113 kcount, 부하에서 188~210 kcount, 감산에서 94~103 kcount가 측정되었다.

팬텀에서 얻은 영상을 Flash 3D에 Gaussian 필터를 사용하여 재구성을 하였다. LEHR의 경우 기저 및 부하 영상에서는 FWHM을 7 mm로(타 장비의 경우 Cutoff 수에 해당), 감산 영상에서는 11 mm로 설정 했을 때 영상이 거칠지 않았다. LEAP의 경우 기저 및 부하 영상에서는 FWHM을 5 mm를,

감산 영상에서는 8 mm로 설정 했을 때 영상이 흐림은 줄어들고, 선예하였다(Fig. 3).

LEHR, LEAP 감산과 기저 횡단 영상 19개의 단면에서 SNR을 구하고, 백질과 회백질 비를 산출하기 위해 횡단 영상 10장에서 ROI(region of interest)를 그렸다(Fig. 3). 모든 횡단 영상은 5 mm의 두께로 재구성을 하였다.

SNR은 LEHR 기저 영상과 비교하면 37% 감소하여 나타났다, LEAP 감산 영상의 SNR은 LEAP 기저 영상과 비교하면 17% 감소하여 나타났다(Table 1, 2).

회백질과 백질의 비는 LEHR 기저 영상에서 2.2:1 감산 영상에서 1.9:1로 측정되었고, LEAP 기저 영상에서는 2.4:1 감산 영상에서 2:1로 측정되었다.

2. 환자 영상의 평가

본원 핵의학 물리학자 및 판독의를 대상으로 정성 분석을 하였다. LEHR 검출기로 획득한 13명 환자 영상의 평균 계수는 기저에서 대략 40~60 kcount, 부하에서 80~100 kcount 사이였다. 기저 및 부하 영상은 FWHM을 7 mm로, 감산 영상은 FWHM을 11 mm로 설정하는 것이 적절하였다. LEAP 검출기로 획득한 15명 환자 영상의 평균 계수는 기저에서 대략

Table 1. For Phantom Imaging Gamma Camera equipped with a LEAP/LEGP be used. These Numbers are Signal to Noise Ratios of Basal and Subtraction Imaging

LEAP Basal SNR			LEHR Subtraction SNR		
signal	noise	Ratio	signal	noise	Ratio
18138	1188	15.3	19391	1827	10.6
16705	1258	13.3	19252	1925	10.0
16231	1351	12.0	19412	1972	9.8
17036	1499	11.4	19895	2001	9.9
18741	1711	11.0	20643	2031	10.2
20539	1931	10.6	21413	2090	10.2
21764	2097	10.4	21842	2188	10.0
22072	2215	10.0	21692	2321	9.3
21503	2272	9.5	2097	2488	0.8
20357	2268	9.0	19953	2619	7.6
19098	2203	8.7	18857	2699	7.0
18100	2111	8.6	17865	2710	6.6
17541	2041	8.6	17160	2667	6.4
17430	2055	8.5	16981	2630	6.5

Table 2. For Phantom Imaging Gamma Camera equipped with a LEHR be used. These Numbers are Signal to Noise Ratios of Basal and Subtraction Imaging

LEHR Basal SNR			LEHR Subtraction SNR		
signal	noise	Ratio	signal	noise	Ratio
11372	450	25.3	10640	650	16.4
11046	419	26.4	11218	715	15.7
11050	386	28.6	11297	789	14.3
11114	418	26.6	10952	866	12.6
10607	497	21.3	10267	919	11.2
9607	599	16.0	9495	926	10.3
8917	690	12.9	8940	922	9.7
9074	757	12.0	8854	959	9.2
9793	790	12.4	9250	1043	8.9
10543	821	12.8	9912	1172	8.5
11076	874	12.7	10524	1295	8.1
11499	939	12.2	10849	1382	7.9
11814	993	11.9	10839	1422	7.6
11774	1005	11.7	10606	1432	7.4
11193	1009	11.1	10229	1431	7.1

80~100 kcount, 부하에서 180~200 kcount로 측정되었다. LEAP 영상은 기저 및 부하에서 FWHM을 5 mm로, 감산에서 7 mm로 설정해야 영상의 흐림을 줄일 수 있었다. 기저 및 부하 영상은 LEHR 영상이 LEAP 영상보다 해상력이 우수했다. 그러나 감산 영상의 경우 팬텀 실험과 같이 LEHR 영상이 LEAP 영상에 비해 SNR이 떨어져 거칠게 보였다. 감산 영상은 LEAP 영상이 LEHR 영상에 비해 SNR 및 예민도가 높게 평가되었다. LEHR과 LEAP 검출기의 모든 영상에서 subset과 iteration은 8회가 적절하였다(Fig. 4, 5).

Siemens 장비를 이용해 One-day subtraction method로 뇌 혈류 부하 검사를 하는 경우에는 감산 영상에서 잡음이 증가하는 단점이 있다. 이는 voxel 단위로 데이터를 감산하는 소프트웨어 알고리즘 문제로 생각된다. Siemens 측에서 감산 알고리즘 문제에 대한 해결 방안을 제시하지 못하여 감산 영상의 질을 높일 수 없었다. 이에 대한 차선택으로 환자에게 동위원소 투여량을 높이거나 검사 시간을 늘려 감산 영상이 확연히 좋아지는 것을 확인 할 수 있었다. 그러나 투여량 및 검사 시간은 제한되어 있기 때문에 재구성을 통해 LEHR 검출기로 검사한 감산 영상의 질을 높이는데는 한계가 있었다. 감산 영상의 감도를 높이기 위해 LEAP 검출기를 사용하였

고 찰

고, 동일한 조건으로 검사를 한 팬텀 실험을 통해 LEHR 검출기가 LEAP 검출기를 사용했을 때 보다 감산 영상 잡음이 더 증가하는 것을 확인 할 수 있었다. 영상의 왜곡이 있는지 판별하기 위해 회백질과 백질의 비율을 측정 하였으나 검출기에 따른 비율의 유의한 변화는 없는 것을 확인 할 수 있었

다. 해상력보다 뇌 혈관 확장의 예민도에 중점을 둔다면 SNR을 높일 수 있는 LEAP 검출기로 보다 선명한 뇌 혈관 감산 영상을 획득할 수 있을 것으로 생각된다.

결 론

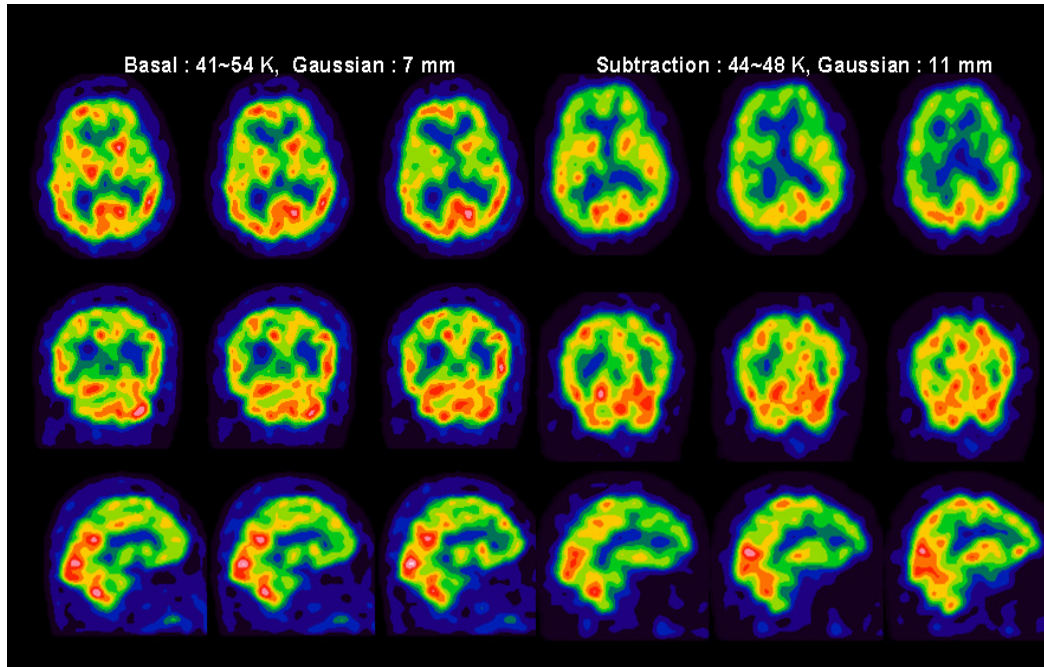


Fig. 4. Brain Diamox scans be used LEHR collimator.

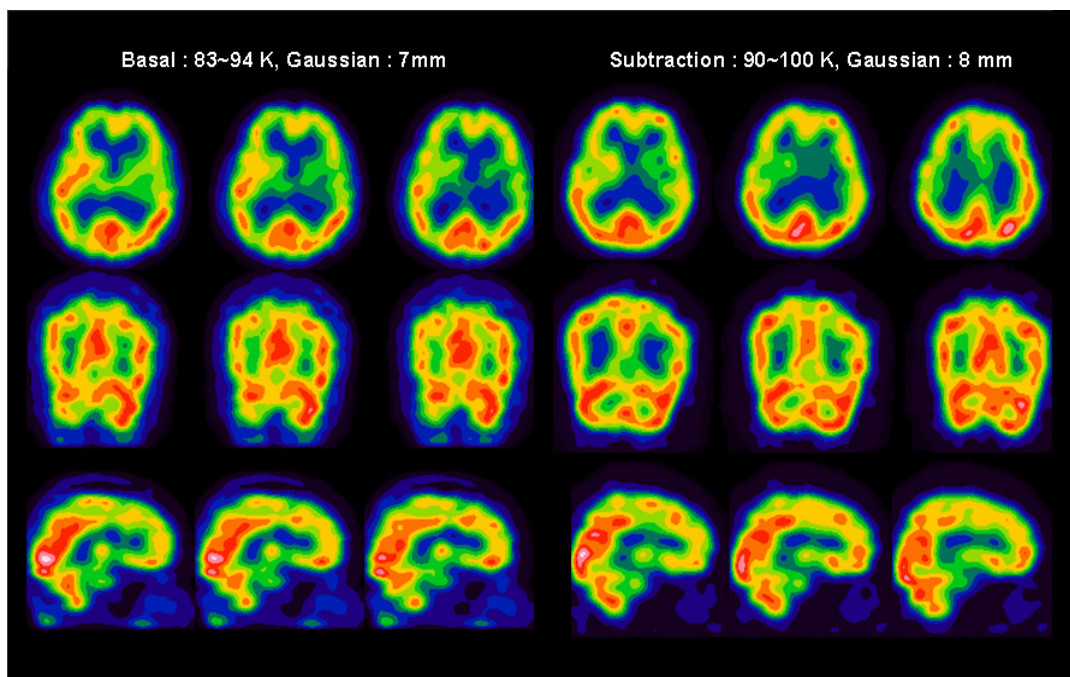


Fig. 5. Brain Diamox scans be used LEAP collimator.

Symbia T2는 검출기의 수가 두 개여서 기존에 사용되었던 Trionix사 Triad-XLT인 세 개의 검출기에 비해 동일 시간에 대한 계수 효율이 낮게 측정 되었다. Flash 3D (Pixon® method)는 계수 효율이 낮게 측정 되어도 재구성을 통해 영상의 질을 높일 수 있도록 개발된 Siemens사의 소프트웨어 프로그램으로써 핵의학 단층 촬영 시 유용하게 적용되고 있는 영상처리기법이다. 그러나 계수 효율이 낮은 감산 영상에서는 Flash 3D로 재구성을 하여도 영상의 질이 향상되지 못하는 문제점이 있었다. 감산 영상의 감도를 높이려고 검사 시간을 늘리면 환자의 움직임에 의한 재검사가 많아지게 될 것이고, 환자에게 방사선 투여량을 높이게 되면 피폭으로 인한 문제가 발생 할 것이다. 이에 대한 대안으로 LEAP 검출기를 이용하였고 적정 수준의 필터를 사용함으로써 LEHR 검출기에 비해 SNR을 높여 보다 선명한 감산 영상을 획득할 수 있게 되었다. 하루 검사 프로토콜을 적용하여 Flash 3D로 재구성하는 경우, 보다 나은 감산 영상을 얻기 위해 LEAP 검출기의 적용을 고려해 볼 수 있을 것이다.

요 약

목적 : Siemens사의 Flash 3D(Pixon® method, 3D OSEM)는 검사 시간을 단축하면서 재구성을 통해 영상의 질을 높일 수 있도록 개발된 소프트웨어 프로그램으로써 핵의학 단층 촬영 시 유용하게 적용되고 있는 영상처리기법이다. 그러나 감산된 영상을 Flash 3D로 재구성하여 시행하는 뇌 혈류 부하 검사 시에 영상 획득시간을 짧게 하여 검사를 시행하면 재구성된 감산 영상의 신호 대 잡음비(SNR, signal to noise ratio) 기저 영상에 비해 낮아지는 문제점이 있었다. 감산 영상의 SNR을 높이기 위해 LEAP 검출기를 사용하였고, 뇌혈관의 해상력보다는 혈관 확장의 예민도에 더 중점을 두었다. 본 실험은 뇌혈관 부하 단층 촬영 시 LEAP 검출기의 적용 가능성을 확인하고, Flash 3D를 이용한 적정 수준의 재구성 매개 변수를 파악하는 데 목적이 있다.

실험재료 및 방법 : ① 팬텀 평가: ^{99m}Tc 을 넣은 Hoffman 3D Brain PhantomTM을 이용하였다. LEAP와 LEHR 검출기로 첫 번째 영상을(부하 영상에 해당) 획득하고 ^{99m}Tc 의 반감기인 6시간 후 동일한 방법으로 두 번째 영상을(기저 영상에 해당) 획득하였다. 또한, 각각의 기저 영상과 감산 영상의 SNR 및 백질과 회백질의 비를 측정하였다.

② 환자 영상의 평가: 2008년 5월부터 2009년 1월까지 LEAP 검출기로 촬영하여 정상으로 판독된 15명과 LEHR 검

출기로 촬영하여 정상으로 판독된 13명의 환자를 대상으로 영상을 정성분석 하였다. Phantom에서 얻은 재구성 매개 변수를 대입하여 평가하였다. 하루 검사 프로토콜로 시행하였으며 기저에서 925 MBq, 부하에서 925 MBq의 ^{99m}Tc -ECD를 투여하였다.

결과 : ① 팬텀 평가: 각 검출기에서 획득한 계수치를 측정한 결과 LEHR 기저에서는 41~46 kcount, 부하에서 79~90 kcount, 감산에서 40~47 kcount가 측정되었다. LEAP의 경우 기저에서 102~113 kcount, 부하에서 188~210 kcount, 감산에서 94~103 kcount가 측정되었다. LEHR 감산 영상의 SNR은 LEHR 기저 영상과 비교하면 37% 감소하여 나타났고, LEAP 감산 영상의 SNR은 LEAP 기저 영상과 비교하면 17% 감소하여 나타났다. 회백질과 백질의 비는 LEHR 기저에서 2.2:1 감산에서 1.9:1로 측정되었고, LEAP 기저에서는 2.4:1 감산에서 2:1로 측정되었다.

② 환자 영상의 평가: LEHR 검출기로 획득한 계수는 기저에서 대략 40~60 kcount, 부하에서 80~100 kcount 사이였다. 기저 및 부하 영상은 FWHM을 7 mm로 (타 장비의 Cutoff에 해당), 감산 영상은 FWHM을 11 mm로 설정하는 것이 적절하였다. LEAP는 기저에서 대략 80~100 kcount, 부하에서 180~200 kcount로 측정되었다. LEAP 영상은 기저 및 부하에서 FWHM을 5 mm로, 감산에서 7 mm로 설정해야 영상의 흐림을 줄일 수 있었다. 기저 및 부하 영상은 LEHR 영상이 LEAP 영상보다 해상력이 우수했다. 그러나 감산 영상의 경우 팬텀 실험과 같이 LEHR 영상의 SNR이 떨어져 영상이 거칠게 보였다. 감산 영상은 LEAP 영상이 LEHR 영상에 비해 SNR 및 예민도가 높게 평가되었다. LEHR과 LEAP 검출기의 모든 영상에서 subset과 iteration은 8회가 적절하였다.

결론 : LEAP 검출기를 이용해 적정 수준의 필터를 사용함으로써 SNR을 높여 보다 선명한 감산 영상을 획득할 수 있게 되었다. 하루 검사 프로토콜을 적용하여 Flash 3D로 재구성하는 경우, 보다 나은 감산 영상을 얻기 위해 LEAP 검출기의 적용을 고려해 볼 수 있을 것으로 판단된다.

REFERENCES

1. 이동수, 이태훈, 김정민, 정준기, 이명철, 고창순. 기저/아세타졸아미드 부하 연속 촬영 뇌관류 SPECT 최적화. **대한핵의학회** Vol 31:(3):1997.
2. ACR Practice Guideline for The Performance of Single Photon Emission Computed tomography (SPECT) Brain Perfusion and Brain Death Studies 2007;823-828.

3. Masuo Hayashi1, Jun D, Keita U, Makoto Y, Tsuyoshi K. Comparison of Methods of Attenuation and Scatter Correction in Brain Perfusion SPECT. *Nucl Med Technol* 2005;33:224-229.
4. Gina N Morano, John P. Technical Overview of Brain SPECT Imaging ;Improving Acquisition and Processing of Data. *J Nucl Med Technol* 2003;31:191-195.
5. Comparison of Methods of Attenuation and Scatter Correction in Brain Perfusion SPECT. *J Nucl Med Technol* 2005;33:224-229.