

¹³N-암모니아 PET에서 반정량적 심근관류 점수와 절대적 심근혈류량의 상관관계

전남대학교병원 핵의학과¹, 순환기내과², 서울대학교 의과대학 핵의학교실³
이병일¹ · 김계훈² · 김정영¹ · 김수진³ · 이재성³ · 민정준¹ · 송호천¹ · 범희승¹

Correlation between Semiquantitative Myocardial Perfusion Score and Absolute Myocardial Blood Flow in ¹³N-Ammonia PET

Byeong-il Lee, Ph.D.¹, Kye-Hun Kim, M.D.², Jung Young Kim, M.S.¹, Su Jin Kim, M.S.³,
Jae Sung Lee, Ph.D.³, Jung-Joon Min, M.D.¹, Ho-Chun Song, M.D.¹, and Hee-Seung Bom, M.D.¹

¹Department of Nuclear Medicine, Chonnam National University Hospital,

²Department of Cardiovascular Medicine, Chonnam National University Medical School, Gwangju, Korea,

³Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

Purpose: ¹³N-ammonia is a well known radiopharmaceutical for the measurement of a myocardial blood flow (MBF) non-invasively using PET-CT. In this study, we investigated a correlation between MBF obtained from dynamic imaging and myocardial perfusion score (MPS) obtained from static imaging for usefulness of cardiac PET study. **Methods:** Twelve patients (11 males, 1 female, 57.9±8.6 years old) with suspicious coronary artery disease underwent PET-CT scan. Dynamic scans (6 min: 5 sec X 12, 10 sec X 6, 20 sec X 3, and 30 sec X 6) were initiated simultaneously with bolus injection of 11 MBq/kg ¹³N-ammonia to acquire rest and stress image. Gating image was acquired during 13 minutes continuously. Nine-segment model (4 basal walls, 4 mid walls, and apex) was used for a measurement of MBF. Time activity curve of input function and myocardium was extracted from ROI methods in 9 regions for quantification. The MPS were evaluated using quantitative analysis software. To compare between 20-segment model and 9-segment model, 6 basal segments were excluded and averaged segmental scores were used. **Results:** There are weak correlation between MBF (rest, 0.18-2.38 ml/min/g; stress, 0.40-4.95 ml/min/g) and MPS (rest 22-91%, stress, 14-90%), however the correlation coefficient between corrected MBF and MPS in rest state was higher than stress state (rest r=0.59; stress r=0.80). As a thickening increased, correlation between MBF and MPS also showed good correlation at each segments. **Conclusions:** Corrected and translated MPS as its characteristics using ¹³N-ammonia showed good correlation with absolute MBF measured by dynamic image in this study. Therefore, we showed MPS is one of good indices which reflect MBF. We anticipate PET-CT could be used as useful tool for evaluation of myocardial function in nuclear cardiac study. (Nucl Med Mol Imaging 2007;41(3):194-200)

Key Words: myocardial blood flow, perfusion, cardiac PET, ¹³N-ammonia

서 론

최근 PET/CT 및 사이클로트론이 널리 보급됨에 따라 과

거에 비해 PET의 이용이 매우 용이해졌다. 그러나 PET 이
용에서 중양학 분야의 비중이 압도적이며,¹⁾ 심장질환에 대
한 이용은 여전히 크게 활성화되지 못하고 있다. 이는 심근
관류 SPECT가 훌륭한 검사법으로 기능하고 있다는 점에
주로 기인하지만 심장질환에서 PET 이용에 대한 관심이 부
족한 데서도 기인한다. 그러나 아직 SPECT/CT의 도입이
미미한 상황에서 PET은 감쇠보정을 통해 진단능을 향상
시키고, PET/CT를 통해 해부학적 구조와 연계 판독이 가능
하고, 양전자방출핵종의 짧은 반감기를 이용해 검사시간을
단축함으로써 환자 편의를 개선시키는 등, 심장질환에서 향
후 이용이 증가할 수 있는 잠재가치를 충분히 가지고 있다.²⁾

- Received: 2006. 11. 30. • Accepted: 2007. 4. 13.
- Address for reprints: Hee-Seung Bom, MD, PhD., Department of Nuclear Medicine, Chonnam National University Medical School, 160 Ilsim-ri, Hwasun, Jeonnam 519-809, Korea
Tel 82-61-379-7270, Fax: 82-61-379-7280
E-mail: hsbom@jnu.ac.kr
- ※ 이 논문은 2005년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음. (KRF-2004-037-E00005)

Table 1. Demographic Data of the Patients

Number	Sex/Age	EF (%)	Diagnosis
1	M/43	47	Fixed perfusion defect in lateral wall
2	M/69	46	Fixed perfusion defect in anterior wall
3	M/66	20	Reversible perfusion defect in anterior wall
4	M/69	46	Large reversible perfusion defect in anterior and septal wall
5	M/58	47	Fixed perfusion defect in apex
6	M/56	62	No significant perfusion defect
7	M53	67	No significant perfusion defect
8	M/47	53	No significant perfusion defect
9	M/50	57	No significant perfusion defect
10	F/59	40	Fixed perfusion defect in anterior wall
11	M/59	43	Fixed perfusion defect in anterior wall
12	M/66	21	Reversible perfusion defect in anteroseptal wall

EF, ejection fraction

심장학 분야 PET에서 심근관류 영상에 이용되는 방사성 의약품에는 ^{15}O - H_2O , ^{13}N -암모니아, ^{82}Rb 등이 있다. 이 가운데 ^{15}O - H_2O 는 확산형 추적자로서 혈류측정을 위한 구획 모델을 만들기에 편리하지만 낮은 영상 대조도로 인해 입력함수 및 좌심실 심근 관심영역을 확보에 어려움이 있어 좀더 복잡한 영상처리기법을 요한다.³⁻⁵⁾ 반면 ^{13}N -암모니아와 ^{82}Rb 는 섭취형 추적자로서 높은 영상해상도를 보이기 때문에 입력함수와 관심영역 확보가 편리한 장점이 있으며, 특히 ^{13}N -암모니아는 동적 PET을 이용해 심근혈류량(myocardial blood flow: MBF)을 측정하는 추적자역학 방법이 잘 개발되어 있으며,⁶⁻⁹⁾ 동시에 심근관류 SPECT와 같은 정적 섭취 영상을 얻는 데도 편리하게 이용할 수 있어 널리 쓰이고 있는 추적자이다.¹⁰⁾

심장학 분야 PET의 가장 큰 장점으로서 MBF에 대한 절대값을 측정할 수 있다는 점을 들 수 있지만, 이를 위해서는 동적 PET을 시행하고 추적자 역학에 바탕해 분석하는 것이 필요하기 때문에 장비와 인력의 현실 상 널리 시행하기에는 아직 제한점이 많다. 이에 대해 최근 심근관류 SPECT 분석에 널리 쓰이고 있는 반정량적 분석 소프트웨어를 PET에서도 같이 이용할 수 있다는 점에 주목할 필요가 있다. 심근 분절 내 각 픽셀들의 섭취값을 최대 섭취 픽셀에 대한 상대값으로 구해 평균하여 심근관류점수(myocardial perfusion score: MPS)로 표시하는 소프트웨어는 현재 임상적으로 유용하게 이용되고 있다.¹⁰⁾ PET에서도 심장분석용 소프트웨어를 이용할 수 있기 때문에, MBF에 바탕해 MPS를 해석할 수 있다면 심장학 분야에서 PET의 활용도를 높일 수 있을 것으로 기대된다.

이 연구에서는 ^{13}N -암모니아 PET에서 동적 PET을 이용해 측정되는 MBF와 정적 PET을 이용해 측정되는 MPS를 동시에 구하여 그 상관관계를 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

1. 대상

심혈관 질환이 의심되어 핵의학 심근관류 검사를 의뢰 받은 환자 가운데 무작위로 12명을 선정하여 환자의 동의를 구하고 대상에 포함시켰다. 대상군은 남자 11 명, 여자 1 명이었으며 평균 나이는 57.9 ± 8.6 세였다. 실험을 전후하여 실시된 관상동맥조영술 또는 부하 심근관류 SPECT에서 심혈관 질환이 있는 것으로 진단받은 환자는 8명, 정상으로 판정된 환자는 4명이었다.(Table 1)

2. 영상획득

환자는 4 시간 이상의 금식과 24 시간 이상의 카페인 제한 후 검사를 시행하도록 하였고, 팔을 머리 위로 올리고 바로 누운 자세를 취하여 영상을 얻었다. 먼저 CT를 이용한 투과 스캔을 실시하고 이어 11 MBq/kg의 ^{13}N -암모니아를 순간 주사한 뒤 6 분에 걸쳐 27 프레임의 동적영상을 얻었다(5 s \times 12, 10 s \times 6, 20 s \times 3, 30 s \times 6). 동적영상을 시행한 후 바로 이어 게이트 관류 영상을 13 분에 걸쳐 얻었다. 휴식기 영상 촬영 후 ^{13}N 의 충분한 반감기를 두기 위하여 50 분간 휴식을 취하고 부하기 관류 영상을 촬영하였다. 부하검사를 위하여 아데노신(0.14 mg/kg/min)을 6 분간 정주하였고, 정주 3 분째 ^{13}N -암모니아를 순간주사한 후 휴식기와 같은 방식으로 부하기 동적 영상 및 게이트 관류 영상을 얻었다.

^{13}N -암모니아 PET 영상은 BGO 섬광결정과 8-절편 CT를 장착한 PET/CT 스캐너(GE Discovery ST, GE Healthcare, USA)를 이용하여 2 차원 모드로 시행하였고 여과후역투사 방식으로 영상을 재구성하였다.

3. 영상분석

MBF의 측정은 기저부 4 분절, 중간부 4 분절, 그리고 심

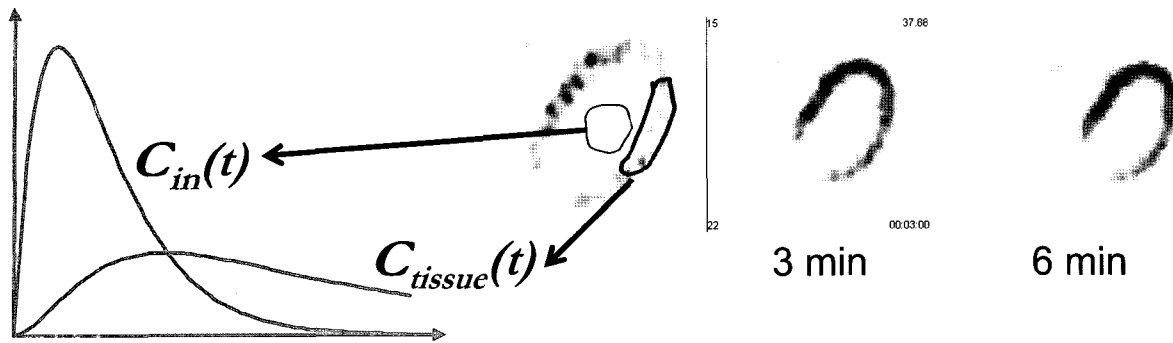


Fig. 1. Time-activity curves were extracted from the ROIs of left ventricle and myocardium, respectively. Static image until 3 minutes and 6 minutes showed good image contrast. ROIs for kinetic analysis were easily drawn on cardiac images. ($C_{in}(t)$: input function, $C_{tissue}(t)$: tissue time-activity curve).

침부로 구성된 9 분절 모델을 이용하였고, 각 분절에 관심영역을 그려 시간-방사능 곡선을 추출하고 이를 텍스트 형식의 파일로 저장하였다. 입력함수는 좌심실 혈액몰에 관심영역을 그려 얻었으며 심침부에서 기저부 사이 각기 다른 3 개의 슬라이스에서 값을 얻어 그 평균값을 이용하였다. 심근혈류량의 계산은 최 등이 제안한 수정된 2-구획 추적자 모델을 사용하였다.(Fig. 1)⁸⁾

MPS 및 심기능 지표는 게이트 관류 영상으로부터 QPS 및 QGS 소프트웨어(Cedars-Sinai Medical Center, Los Angeles, USA)를 이용하여 구하였다. QPS에서는 가장 높은 섭취를 보이는 픽셀을 100으로 하여 각 분절 내 픽셀의 계수 평균값을 해당 분절의 MPS로 표시하며, QGS에서는 심근 내벽과 심근 외벽의 경계선을 그려 게이트 영상으로부터 수축기 심벽두꺼워짐(systolic wall thickening)을 계산해 확장기말 심근 두께에 대한 백분율로 표시한다.¹¹⁻¹³⁾ QPS와 QGS의 20 분절 모델 값을 9 분절 모델에서 얻어진 MBF와 비교하기 위하여, 9 분절 모델에서 제외된 최기저부에 해당하는 기저부 6 분절은 제외하고, 인접 분절의 값을 평균하여 해당 분절의 값으로 사용하였다.

4. 데이터 분석

각 개인의 영상에서 최대섭취계수를 보이는 픽셀에 대한 상대적 섭취계수로 표시되는 MPS와 절대값으로 측정된 혈류량인 MBF를 비교하기 위하여, 각 개인 별 최대섭취에 대하여 보정된 MPS 값(corrected MPS)인 MPS^* 를 다음과 같이 정의하였다.

$$MPS^* = MPS \times MBF_{max}$$

(MBF_{max} : 각 개인의 휴식기 또는 부하기 영상 각각에서 최대 MBF 값)

또한 MBF로부터 계산되는 관상동맥 혈류예비능(coronary

flow reserve: CFR)과 비교하기 위하여 MPS로부터 계산되는 혈류예비능 지표인 CFR_{MPS}^* 를 다음과 같이 정의하였다.

$$CFR = MBF_{stress}/MBF_{rest}$$

$$CFR_{MPS} = MPS_{stress}/MPS_{rest}$$

$$CFR_{MPS}^* = MPS^*_{stress}/MPS^*_{rest}$$

$$= CFR_{MPS} MBF_{max_stress}/MBF_{max_rest}$$

(아랫첨자의 stress와 rest는 각각 부하기와 휴식기를 표시함.)

한편 심근관류에 따른 MBF와 MPS 간의 상관관계를 알아보기 위하여 심근 분절을 휴식기 MPS 80% 이상, 65% 이상 80% 미만, 65% 미만의 세 군으로 나누고 각각의 군에서 MBF와 MPS를 비교하였다. 또 심기능에 따른 상관관계를 알아보기 위하여 심벽두꺼워짐 값에 따라 40% 이상, 20% 이상 40% 미만, 20% 미만의 세 군으로 나누고 각각의 군에서 MBF와 MPS를 비교하였다. 심근관류 또는 심벽두꺼워짐에 따라 CFR이나 CFR_{MPS}^* 의 차이가 있는지도 함께 분석하였다.

상관분석을 위하여 Pearson 상관계수와 p -값을 구하였고 심근관류 또는 심벽두꺼워짐에 따른 CFR이나 CFR_{MPS}^* 의 변화 유의성을 알아보기 위하여 ANOVA 분석을 시행하였다. 통계분석에는 MedCalc 6.0 (MedCalc software, Belgium)을 이용하였다.

결 과

1. MBF와 MPS^* 의 상관관계

각 환자에서 9개씩, 총 108개 영역의 MBF와 MPS가 분석에 포함되었다. MBF는 휴식기에 0.18-2.38 (평균 0.81±0.36) ml/min/g, 부하기에 0.4-4.95 (평균 2.16±1.07) ml/min/g으로 측정되었고, MPS는 휴식기에 22-91 (평균 71.7

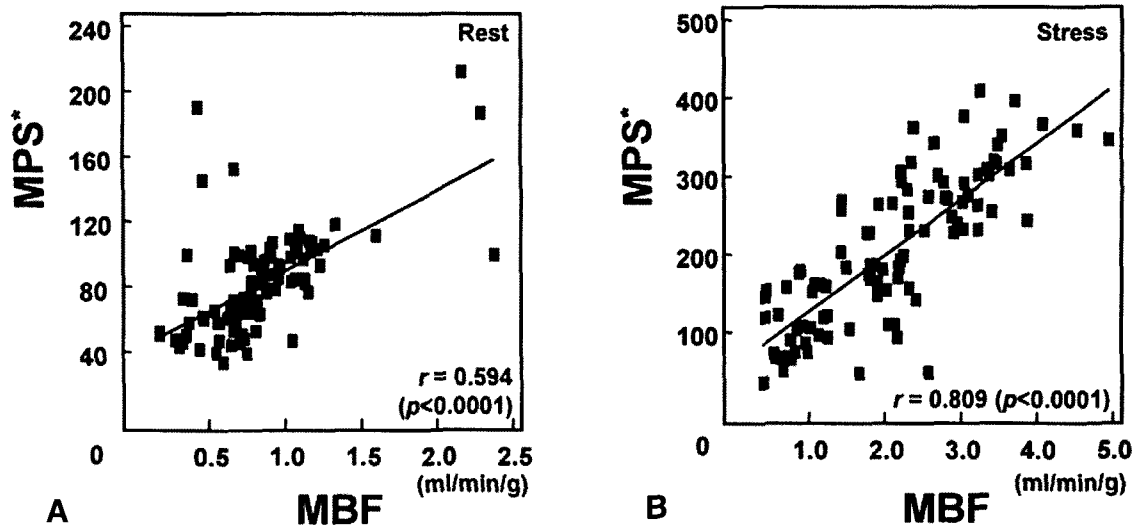


Fig. 2. MBF and MPS* showed significant correlation both at rest (A) and at stress (B).

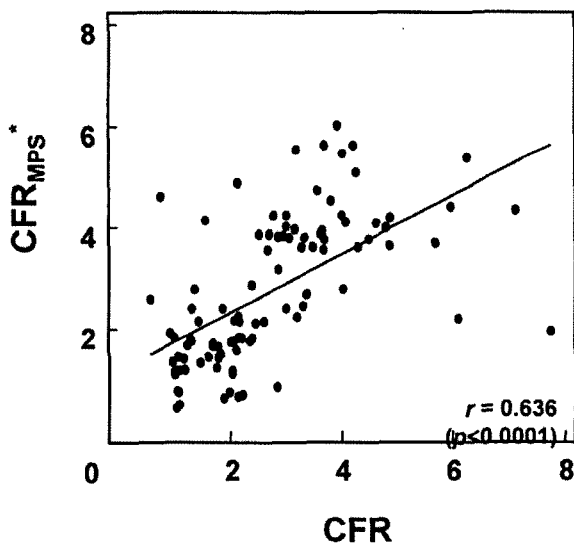


Fig. 3. CFR and CFR_{MPS*} showed significant correlation.

±13.6) %, 부하기에 14-90 (평균 66.5±15.9) %로 측정되었다. MPS*는 휴식기에 33.6-211.8 (평균 80.4±30.0), 부하기에 36.0-408.4 (평균 209.1±94.7)로 계산되었다. MBF와 MPS*는 휴식기($r=0.5939$; $p<0.0001$)와 부하기($r=0.8085$; $p<0.0001$) 모두에서 서로 유의한 상관관계가 있었으며, 특히 부하기에서의 상관관계가 더욱 두드러졌다(Fig. 2).

2. CFR과 CFR_{MPS*}의 상관관계

분석된 108개 영역에서 CFR은 0.57-7.75 (평균 2.89±1.57)로 측정되었으며, CFR_{MPS}는 0.39-1.50 (평균 0.93±0.17)으로, CFR_{MPS*}는 0.43-6.01 (평균 2.84±1.43)로 측정되었다. CFR과 CFR_{MPS*} 사이에는 유의한 상관관계가 있었다($r=0.6359$; $p<0.0001$)(Fig. 3).

심근관류에 따른 CFR과 CFR_{MPS*} 간 상관관계의 영향을 알아보기 위하여 휴식기 MPS에 따라 군을 나누고 상관관계를 조사하여 보았을 때, 휴식기 관류가 좋을수록 더 뛰어난

Table 2. Correlations between CFR and CFR_{MPS*} according to Rest MPS

Rest MPS	CFR	CFR _{MPS*}	r	p
≥ 80% (n=36)	2.97±1.67	2.72±1.17	0.8285	<0.0001
65 - 80% (n=46)	3.18±1.47	3.15±1.33	0.6924	<0.0001
< 65% (n=26)	2.27±1.52	2.46±1.83	0.3823	0.0539

MPS, myocardial perfusion score; CFR, coronary flow reserve

Table 3. Correlations between CFR and CFR_{MPS}* according to Rest Thickening

Rest Thickening	CFR	CFR _{MPS} *	r	p
≥ 40% (n=33)	3.49±1.17	3.38±0.98	0.7943	<0.0001
20-40% (n=47)	2.83±1.66	2.86±1.67	0.7363	<0.0001
< 20% (n=20)	2.29±1.64	2.17±1.20	0.1657	0.3993

CFR, coronary flow reserve

상관관계를 보였으나(Table 2), 휴식기 MPS에 따라 CFR 또는 CFR_{MPS}*가 증가 또는 감소하는 등의 유의한 경향성은 나타내지 않았다. 수축기 심근두꺼워짐 정도에 따라 군을 나누고 상관관계를 조사하였을 때는 수축기 심근두꺼워짐이 좋을수록 CFR과 CFR_{MPS}* 사이의 더 좋은 상관관계를 보였고 또한 CFR과 CFR_{MPS}*의 유의한 증가(각각 p=0.010, p=0.004)도 보였(Table 3).

고 찰

이 연구에서는 정적 ¹³N-암모니아 PET에서 구한 반정량적 관류값인 MPS를 그 특성에 따라 보정하고 해석하였을 때 동적 영상에서 절대값으로 구한 MBF와 좋은 상관관계를 가짐을 보임으로써 MPS가 MBF를 잘 반영하는 심근 관류 지표임을 보였다. 이를 통해 심장질환에서 PET을 보다 간편하게 활용하면서도 유용하게 해석할 수 있을 것으로 기대된다.

심혈관질환에서 가장 핵심적인 평가 자료인 MBF를 측정하는데 있어 비침습적 측정법 가운데 가장 신뢰할만한 방법은 여전히 PET이다.¹⁰⁾ PET을 통해 측정된 MBF 및 CFR 등은 관상동맥질환 및 혈관 반응 평가 등에서 유용하게 이용되고 있다.¹⁴⁾ PET에서 MBF를 측정하기 위해 여러 방사성 의약품이 사용되고 있지만 모두 기본적으로 동적 PET을 시행하고 추적자역학에 따른 분석을 하여야 한다.²⁾ 그러나 이는 동적 PET을 지원하는 장비와 숙련된 의학물리학자를 필요로 하기 때문에 일상적으로 시행하는 데는 제한점이 되고 있다. 반면 ¹³N-암모니아 또는 ⁸²Rb 등 섭취형 추적자를 이용한 정적 PET 영상은 심근관류 SPECT처럼 시행하기 쉬운 장점은 있으나 MBF를 정량적으로 측정할 수 있는 PET의 특성을 살리지 못한다는 단점이 있다. 이에 대한 보완책으로 이 연구에서는 최근 심근관류 SPECT에서 널리 쓰이고 있는 반정량적 심근관류 분석 소프트웨어인 QPS를 ¹³N-암모니아 PET에 적용해 보았다. QPS는 각 픽셀의 방사능 계수를 최대섭취 픽셀에 대한 백분율로 표시한 뒤 각 분절에

있는 픽셀들의 값을 평균해 그 분절의 관류점수로 표시해 주는 소프트웨어로서, 자동화에 의한 뛰어난 재현성을 가지고 있고 심근관류 SPECT에서는 전문가의 판독과 높은 일치도를 보인다.¹¹⁻¹²⁾ 분석 결과 심근관류 PET을 QPS로 분석하였을 때 얻어지는 반정량적 값인 MPS가 동적 PET을 시행해 얻어지는 MBF를 잘 반영함을 보임으로써, 정적 심근관류 PET을 시행하여도 유용한 자료로 활용할 수 있음을 증명한 것이다.

MBF의 생리학적 특성을 고려한다면 MPS의 가치는 더욱 높아진다. MBF는 절대적이고 생리학적인 값이기는 하지만 다양한 연구에서 정상 변이가 작지 않은 것으로 보고되었기 때문이다.¹⁵⁻¹⁹⁾ Chareonthaitawee 등은 심장질환이 없는 169명의 정상 성인을 대상으로 ¹³N-암모니아 PET을 이용해 MBF를 측정하여 휴식기에 0.590-2.050 (평균 0.985±0.230) ml/min/g, 부하기에 1.110-5.990 (평균 3.542±1.010) ml/min/g의 넓은 정상 변이를 보인다고 보고하였다.¹⁹⁾ 이에 따르면 MBF가 절대적 측정값이기는 해도 이를 바탕으로 어떤 기준값을 정하는 것에는 제한이 따르며 각 개인 별로 상대적 평가가 필요함을 알 수 있다. 이 연구에서 사용한 MPS*는 MBF 자료를 이용해 보정한 값이기는 하지만, MPS×MBF_{max}의 계산식에서 MBF_{max}는 각 개인에게 있어 상수이기 때문에 개인별 상대적 평가를 하는 데는 MPS만으로도 무리가 없다. 따라서 MPS는 각 개인별 상대적 평가에서 MBF를 잘 반영하는 지표라고 할 수 있다.

MBF의 정상 변이는 개인 사이에서만 발생하는 것이 아니라 개인 안에서도 발생하기 때문에 MBF 자체 보다는 CFR이 심혈관질환 평가에서 더 유용한 지표로 이용된다.¹⁴⁾ 이 연구에서도 그러한 특성이 단적으로 보였는데 휴식기 MPS에 따라 군을 나누었을 때 CFR은 휴식기 관류가 좋을수록 좋은 상관관계를 보였으나 각 군 별로 유의한 차이가 나지 않았다. 부하기 MPS에 따라 나누었을 때도 마찬가지로 각 군 별 차이가 없었는데(결과에 제시되지 않음) 이는 휴식기 또는 부하기의 관류값 자체는 각 개인 안에서도 분절별 정상 변이가 있기 때문이라고 생각할 수 있다. 반면 심기

능을 나타내는 심근두꺼워짐 값이 낮을수록 CFR은 감소하였으며, 유의미한 증가를 보여주어, CFR이 심혈관질환 및 그에 따른 허혈성 심근기능장애와 밀접한 연관이 있는 지표임을 확인하였다. 이러한 CFR 평가에 있어서 CFR_{MPS} 가 CFR_{MPS} 에 각 개인별 상수만을 곱한 값임을 감안한다면 개인별 평가에서 MPS와 같이 CFR_{MPS} 를 이용하는 것 역시 무리가 없을 것이다. 다만 세 혈관질환 환자와 같이 병변에 포함되지 않는 원위 심근을 기준으로 하는 개인별 상대평가의 의미가 제한적인 환자에서는 MBF로부터 CFR을 측정할 필요성이 여전히 남는다.

한편 관류 또는 심기능에 따라 군을 나누었을 때 관류 값이 낮을수록 또 수축기 심근두꺼워짐 값이 낮을수록 CFR과 CFR_{MPS} 간 상관관계가 나빠지는 것으로 나타났다(Table 2, 3). 관류 값이 떨어진다는 것은 동적, 정적 영상 모두에서 방사능계수가 낮아 신호대잡음비가 높아지는 것을 의미하고 그에 따라 측정오차가 크게 발생하는 것으로 이해할 수 있다. 수축기 심근두꺼워짐 값이 나빠지는 것도 대개 나쁜 관류 상태와 얇은 심근 두께를 동반하기 때문에 그에 따른 신호대 잡음비의 저하, 부분체적효과 등에 의한 측정오차 발생으로 이해할 수 있다.²⁰⁾ 또 이런 심근 분절의 경우 대개 CFR 값이 낮아 상대적으로 오차가 크게 평가되는 효과도 있을 것이다. 그러나 전체적으로 CFR_{MPS} 가 CFR을 잘 반영하고 있기 때문에 임상적 이용에 있어 이러한 문제가 큰 장애요인이 되지는 않을 것으로 판단된다.

^{13}N -암모니아는 ^{82}Rb 과 더불어 대표적인 심근관류 PET 검사용 섭취형 추적자이다. 일반적으로 ^{82}Rb 은 발생기에서 생산되기 때문에 이용이 편리하고 반감기가 76초로 짧기 때문에 반복검사가 용이한 점 등이 장점으로 제시되고 있다.^{10,2)} 그러나 이 연구와 같은 연구설계에서는 ^{82}Rb 를 이용해 동적 PET을 시행하고 추적자역학에 의해 MBF를 구하는 것이 어렵기 때문에 ^{13}N -암모니아를 이용하였다. 또한 심근관류 PET 검사가 일상화되어 있지 않고 상대적으로 사이클로트론 보급율이 높은 우리나라 현실에서는 ^{13}N -암모니아가 심근관류 PET용 추적자로서 오히려 유용한 측면이 많은 점도 고려되었다.

이 연구에서는 ^{13}N -암모니아 PET에서 정적 PET을 통해 얻은 MPS를 편리하게 구할 수 있으면서도 MBF를 잘 반영하는 지표로 이용할 수 있음을 보였다. 이를 바탕으로 MPS 및 게이트 영상에 의한 심기능 지표 등을 이용해 심장질환 분야에서 PET의 임상적 유용성을 증명하는 연구를 향후 진행할 수 있을 것으로 기대한다.

요 약

목적: ^{13}N -암모니아는 심근혈류 측정에 유용한 방사성의약품으로 최근 국내에 도입된 PET/CT를 이용하여 비침습적으로 정량적인 검사를 시행할 수 있다. 이 연구에서는 ^{13}N -암모니아를 이용한 동적 영상으로부터 얻은 심근혈류정보와 정적 영상으로부터 얻은 심근관류정보의 상관관계를 살펴봄으로써 심장핵의학 검사의 유용성을 알아보고자 하였다. **방법:** 심혈관질환이 의심되어 핵의학 심근관류 검사를 시행한 12명(남 11명, 여 1명, 평균나이 57.9 ± 8.6 세)을 대상으로 ^{13}N -암모니아 검사를 시행하였다. 휴식기와 부하기에서 영상획득을 위하여 ^{13}N 암모니아 0.3 mCi/kg를 15초간 순간주사하면서 동시에 동적영상을 6분간(5초씩 12회, 10초씩 6회, 20초씩 3회, 30초씩 6회) 획득하고 이어서 게이트 영상을 13분간 각각 획득하였다. 심근혈류의 측정은 기저부 4분절, 중간부 4분절, 그리고 심첨부로 구성된 9분절 모델을 이용하였으며, 추출한 시간-방사능곡선과 추적자 모델을 사용하여 정량화 하였다. 심근관류는 정량화 분석 소프트웨어를 사용하여 구하였다. 20분절 모델을 9분절 모델과 비교하기 위하여 최기저부 6분절은 제외하고 인접분절의 값을 평균하여 사용하였다. **결과:** 심근혈류량(휴식기, 0.18-2.38 ml/min/g; 부하기, 0.4-4.95 ml/min/g)과 심근섭취율(휴식기, 22-91%; 부하기, 14-90%) 간에는 약한 상관관계가 있었으며, 휴식기 보정된 심근관류와 혈류의 상관성이 부하기에서보다 더 컸다(휴식기 $r=0.59$, 부하기 $r=0.80$). 수축기 심근두꺼워짐이 좋을수록 보정된 관상동맥 혈류예비능과 심근관류 예비능이 상관관계를 보였다. **결론:** ^{13}N -암모니아를 이용한 관류값을 특성에 따라 보정하고 해석하였을 때, 동적영상에서 절대값으로 구한 심근혈류와 좋은 상관관계를 보였다. 따라서 심근관류가 심근혈류를 잘 반영하는 지표임을 보였으므로 심장질환에서의 PET-CT 검사를 유용하게 활용할 수 있을 것으로 기대한다.

Acknowledgement

본 연구의 진행을 위해 영상획득 및 처리에 도움을 주신 GE Healthcare의 신희순 차장님과 자료 해석 및 원고 작성에 도움을 주신 국군수도병원 핵의학과 팽진철 선생님께 감사드립니다.

References

1. Lee MC. Current status and future perspective of PET. *Korean J Nucl Med* 2002;36:1-7.

2. Machac J. Cardiac positron emission tomography imaging. *Semin Nucl Med* 2005;35:17-36.
3. Ahn JY, Lee DS, Lee JS, Kim SK, Cheon GJ, Yeo JS, et al. Quantification of regional myocardial blood flow using dynamic H₂¹⁵O PET and factor analysis. *J Nucl Med* 2001;42:782-7.
4. Lee JS, Lee DS, Ahn JY, Cheon GJ, Kim SK, Yeo JS, et al. Blind separation of cardiac components and extraction of input function from H₂¹⁵O dynamic myocardial PET using independent component analysis. *J Nucl Med* 2001;42: 938-43.
5. Lee BI, Lee JS, Lee DS, Kang WJ, Lee JJ, Kim SJ, et al. Development of quantification methods for the myocardial blood flow using ensemble independent component analysis for dynamic H₂¹⁵O PET. *Korean J Nucl Med*, 2004;38: 486-91.
6. Schelbert HR, Phelps ME, Huang SC, MacDonald NS, Hansen H, Selin C et al. N-13 ammonia as an indicator of myocardial blood flow. *Circulation* 1981;63:1259-72.
7. Hutchins GD, Schwaiger M, Rosenspire KC, Krivokapich J, Schelvert H, Kuhl DE. Noninvasive quantification of regional blood flow in the human heart using N-13 ammonia and dynamic positron emission tomographic imaging. *Circulation* 1992;86:1004-17.
8. Choi Y, Huang SC, Hawkins RA, Kuhle WG, Dahlbom M, Hoh CK, et al. A simplified method for quantification of myocardial blood flow using nitrogen-13-ammonia and dynamic PET. *J Nucl Med* 1993;34:488-97.
9. Kim JY, Choi Y, Lee KH, Kim SE, Choe YS, Ju HK, et al. A refined method for quantification of myocardial blood flow using N-13 ammonia and dynamic PET. *Korean J Nucl Med* 1997;31: 73-82.
10. Cuocolo A, Acampa W, Imbriaco M, De Luca N, Iovino GL, Salvatore M. The many ways to myocardial perfusion imaging. *Q J Nucl Med Mol Imaging* 2005;49:4-18.
11. Germano G, Kavanagh PB, Waechter P, Areeda J, Van Kriekinge S, Sharir T, et al. A new algorithm for the quantitation of myocardial perfusion SPECT. I: technical principle and reproducibility. *J Nucl Med* 2000;41:712-9.
12. Sharir T, Germano G, Waechter PB, Kavanagh PB, Areeda JS, Gerlach J, et al. A new algorithm for the quantitation of myocardial perfusion SPECT. II: validation and diagnostic yield. *J Nucl Med* 2000;41:720-7.
13. Germano G, Erel J, Jewin H, Kavanagh PB, Berman DS. Automatic quantitation of regional myocardial wall motion and thickening from gated technetium-99m sestamibi myocardial perfusion single-photon emission computed tomography. *J Am Coll Cardiol*. 1997;30:1360-7.
14. Vassalli G, Hess OM. Measurement of coronary flow reserve and its role in patient care. *Basic Res Cardiol* 1998;93: 339-53.
15. Czernin J, Muller P, Chan S, Brunken RC, Porenta G, Krivokapich J, et al. Influence of age and hemodynamics on myocardial blood flow and flow reserve. *Circulation* 1993;88:62-9.
16. Uren NG, Melin JA, De Bruyne B, Wijns W, Baudhuin T, Camici PG. Relation between myocardial blood flow and the severity of coronary artery stenosis. *N Engl J Med* 1994; 330:1782-8.
17. Camici PG, Gropler RJ, Jones T, L'Abbate A, Maseri A, Melin JA, et al. The impact of myocardial blood flow quantitation with PET on the understanding of cardiac diseases. *Eur Heart J* 1996;17: 25-34.
18. Koskenvuo JW, Sakuma H, Niemi P, Toikka JO, Knuuti J, Laine H, et al. Global myocardial blood flow and global flow reserve measurements by MRI and PET are comparable. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:361-6.
19. Chareonthaitawee P, Kaufmann PA, R++imoldi O, Camici PG. Heterogeneity of resting and hyperemic myocardial blood flow in healthy humans. *Cardiovasc Res* 2001;50: 151-61.
20. Hoffman EJ, Huang SC, Phelps ME. Quantitation in positron emission computed tomography: 1. Effect of object size. *J Comput Assist Tomogr* 1979;3:299-308.