

Tc-99m-MIBI 심근 SPECT 영상에서 재구성 필터에 의한 인위적 관류결손에 관한 연구

서울대학교병원 핵의학과, 내과*

곽철은 · 이경한 · 이동수 · 박용우
정준기 · 이명철 · 서정돈* · 고창순

= Abstract =

Artifactual Perfusion Defects due to the Parameters of Reconstruction Filter in Tc-99m-MIBI Myocardial SPECT Images

Cheoleun Kwark, Ph.D., Kyung Han Lee, M.D., Dong Soo Lee, M.D., Yongwoo Park, B.S.
June-Key Chung, M.D., Myung Chul Lee, M.D., Joungdon Seo, M.D.*
and Chang-Soon Koh, M.D.

*Department of Nuclear Medicine and Internal Medicine**
Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Tc-99m-MIBI(Sestamibi) myocardial SPECT along with Tl-201 tomographic imaging has demonstrated wide application and high image quality sufficient for the diagnosis of myocardial perfusion defect, which consequently reflects regional myocardial blood flow. The qualitative values of myocardial SPECT with Tc-99m-MIBI as well as the quantitative cases depend in some degree on the reconstruction techniques of multiple projections. Filtered backprojection(FBP) is the common standard for reconstruction rather than the complicated and time-consuming arithmetic methods. In FBP it is known that the distribution of radioactivity in reconstructed transverse slices varies with the selected filter parameters such as cutoff frequencies and order(Butterworth case). The cutoff frequencies basically remove and decrease the true radioactive distribution and alter the pixel counts, which lead to underestimation of true counts in specific myocardial regions.

In this study, we have investigated the effect of cutoff frequencies of reconstruction filter on the artifactually induced perfusion defects, which are often demonstrated near inferior and/or inferoseptal cardiac walls due to the intense hepatic uptake of Tc-99m-MIBI. A computerized method for identifying the relative degree of artifactual perfusion defect and for comparing those degrees along with the relative amount of hepatic uptake to myocardium was developed and patient images were studied to observe the quantitative degree of underestimation of myocardial perfusion, and to propose some reasonable threshold of cutoff frequency in the diagnosis of perfusion defect quantitatively.

We concluded that from the quantitative viewpoint cutoff frequencies may be used as high as possible with the sacrifice of homogeneity of image quality, and those frequencies lower than the common 0.3 Nyquist frequency would reveal severe degradation of radio-

이 연구는 1994년도 서울대학교병원 지정진료연구비(02-94-200)의 보조로 이루어졌음.

active distribution near inferior and/or inferoseptal myocardium when applying Butterworth or low pass filter.

Key Words: Tc-99m-MIBI myocardial SPECT, Filtered backprojection, Artifactual perfusion defect, Cutoff frequency

서 론

단일광자방출 전산화단층촬영(single photon emission computed tomography, SPECT)은 보통 1-3 개의 회전형 감마카메라에서 촬영된 일련의 투사상(projection)들을 이용하여 단층상을 재구성하며 단층상구성을 위한 역투사(backprojection)방법으로는 역과후역투사(filtered backprojection)방법이 가장 보편적으로 사용된다. 여러종류의 여과기(filter)를 사용할 수 있는 역과후역투사방법은 단순히 투사상을 역투사하는 방법(simple backprojection)과 비교할 때 여과기 함수가 공간영역(spatial domain)에서 부분적으로 음의 값(negative value)을 갖기 때문에 성상효과(star effect)를 충분히 제거할 수 있는 장점이 있다. 반면 여과기 함수가 공간영역에서 음의 값을 갖는다는 것은 여과되는 화소(pixel)의 주변방사능, 즉 화소계수를 비선형적으로 제거하는 것과 동일한 효과를 나타내므로 여과기 변수인 차단주파수(cutoff frequency)의 설정에 따라 재구성되는 단층상의 화질이 크게 달라짐은 이미 보고된 바 있다¹⁻³⁾. 또한 역과후역투사과정은 선형처리(linear process)가 아니기때문에 차단주파수가 변화함에 따라 제거되는 계수도 선형적이지 못하다. 따라서 투사상 수집각(acquisition angle)의 간격이 충분히 작지 못하면 역투사시 주변부위보다 단층상의 중앙부위인 감마카메라의 회전중심(center of rotation, COR)부근에 투사프로필이 과도하게 누적되듯이, 여과되는 화소의 계수가 충분히 높으면 이 화소에 인접한 화소에서 차단주파수에 의하여 제거되는 계수 또한 과도하게 많아진다. 이러한 비선형적 영향은 계수분포가 국부적으로 균일하지 못한 단층상 재구성시 두드러지는데, 최근 널리 사용되고 있는 Tc-99m-MIBI 심근 SPECT와 같이 심근조직에 비하여 간섭취(hepatic uptake)가 상대적으로 높고 이들이 서로 가까이 위치해 있는 경우 위와 같은 인위적 계수제거 효과는 쉽게 관찰되며 그 결과 단축단면상(short axis

view)에서 하위벽(inferior wall) 또는 하위중격벽(inferoseptal wall)에 인위적인 관류결손이 종종 관찰된다. 이러한 영향은 단축단면상뿐만 아니라 심근극성지도(polar map)에서도 관찰될 수 있는데 극성지도가 단축단면상의 원주프로필(circumferential profile)로부터 계산되어지기 때문이다.

Tc-99m-MIBI 심근 SPECT에서의 간섭취와 같이 심근단층상에서 계수분포가 균일하지 못하고 특정부위에 집적도가 높은 경우 지방식(fatty meal)을 사전에 섭취하여 Tc-99m-MIBI의 간담도배설(hepatobiliary excretion)을 억제함으로써 이러한 인위적 계수제거효과를 줄일 수 있는 촬영 전처리 방법이 고안된 바 있으나⁴⁾, 본 연구에서는 인위적 계수제거과정이 재구성시 사용되는 여과기의 변수, 특히 차단주파수에 기인함을 고려하여 동일한 단층상에 대한 여과기 및 변수의 영향을 조사하고 이들이 정량화에 미치는 인위적 오차를 분석하고자 하였다. 또한 보편적으로 사용되는 범위의 차단주파수에 대하여 정량화 오차를 평가하고 정량적, 정성적 관점에서 적절한 차단주파수 설정방법을 제안하고자 하였다.

대상 및 방법

Dipyridamole 부하후 Tc-99m-MIBI 10mCi를 주사하고 3중헤드 SPECT 감마카메라(Prism 3000, Picker)를 이용하여 3도 간격으로 120개의 투사상을 얻었다. 연구에 사용된 SPECT 감마카메라에서 제공되는 여과기는 전처리여과기(preprocessing filter)와 후처리여과기(postprocessing filter)가 있으며, 투사상(projection)에 2차원 여과기를 적용하여 잡음등을 억제한 후 여과된 투사상을 역투사하는 전처리방법보다 여과없이 역투사된 투사상, 즉 재구성된 횡단면상에 3차원 여과기를 적용하는 후처리방법이 역투사시 발생할 수도 있는 불확실한 잡음등에 둔감하기 때문에 이 연구에서는 후처리여과를 시행하였다. 분석대상 선정은 이미 촬영된 각 환자의 단축단면상에서

간섭취방사능이 보이는 경우와 보이지 않는 경우를 구분하고, 간섭취방사능이 보이는 경우에는 간과 심근영역에 각각 4x4 화소매트릭스의 관심영역을 그려 관심영역내 총 화소계수를 구한 후 이들 간의 비율 구하여 간-심근 방사능비(hepatic to myocardial uptake ratio ; HMR)로 사용하였다. 간-심근 방사능비는 환자영상에 따라 서로 다르므로 각각의 환자영상에서 계산된 간-심근 방사능비를 $HMR < 1$, $1 \leq HMR < 2$, $2 \leq HMR$ 의 3군으로 구분하여 비교하였다. Nyquist 차단주파수를 0.5, 0.4, 0.3, 0.2, 0.15, 0.1로 설정하여 여과없이 역투사된 동일한 환자의 횡단면상(transaxial slice)에 적용, 차단주파수에 따른 6개의 횡단면상과 단축단면상을 각각 구성하고, 동일수준의

단축단면상에서 전면부(anterior) 심근영역으로부터 시계방향으로 균일하게 45도씩 8개의 심근영역에 4x4의 관심영역을 그려 각 관심영역에서의 총화소계수를 구하였다. 8개의 관심영역의 심근내 위치는 심실외벽(epicardial wall)과 심실내벽(endocardial wall)의 중앙에 4x4 매트릭스의 중앙이 위치하도록 하였으며, 서로 다른 차단주파수로 재구성된 6개의 단면상에 동일하게 적용하여 원주프로필(circumferential profile)을 구하였다. 동일한 환자 영상에서 구해진 차단주파수별 8개의 원주프로필을 각각의 최대치로 정규화하고 이들을 동일 그래프상에 그려 하위부(inferior)와 하위중격부(inferoseptal) 심근에서의 정규화된 화소계수를 비교하였다.

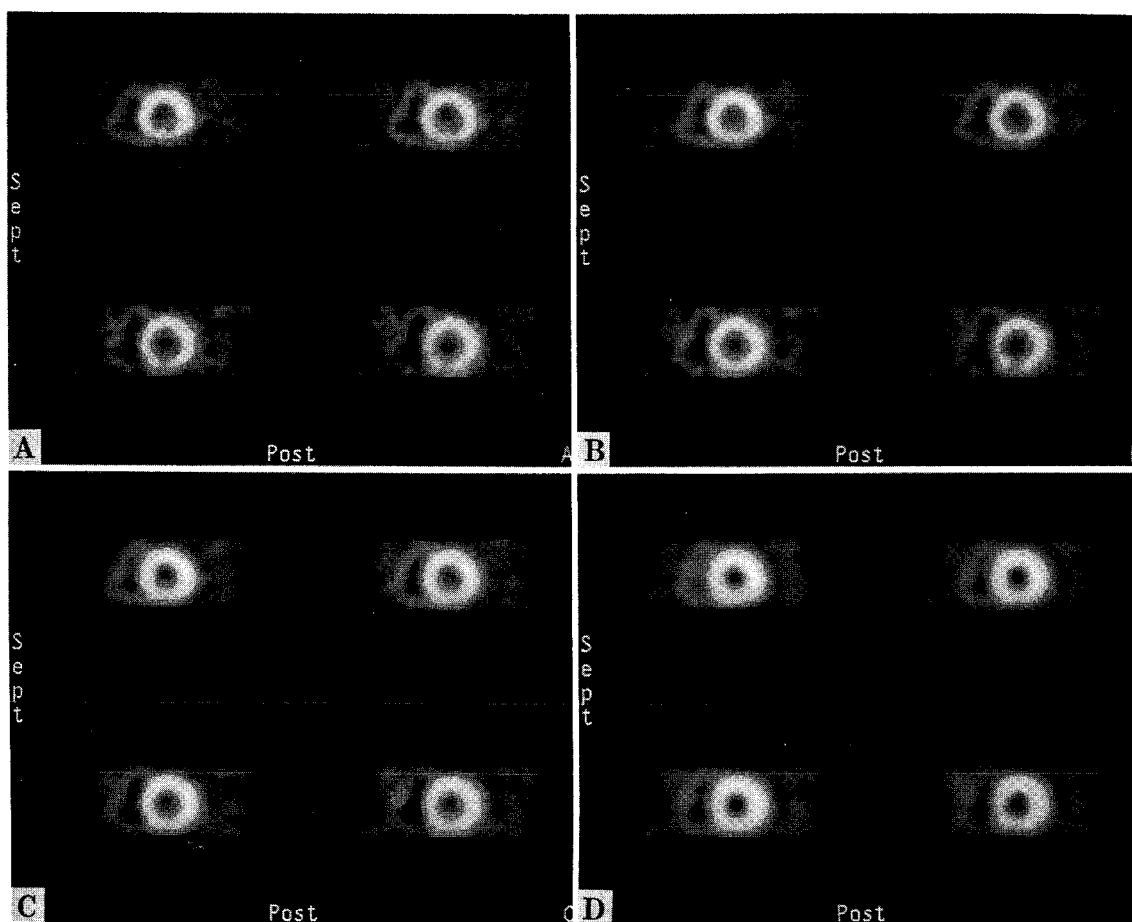


Fig. 1. Reconstructed short axis views of Tc-99m-MIBI myocardial SPECT with cutoff frequencies (A) 0.4 (B) 0.3 (C) 0.2 (D) 0.15 for HMR=0.

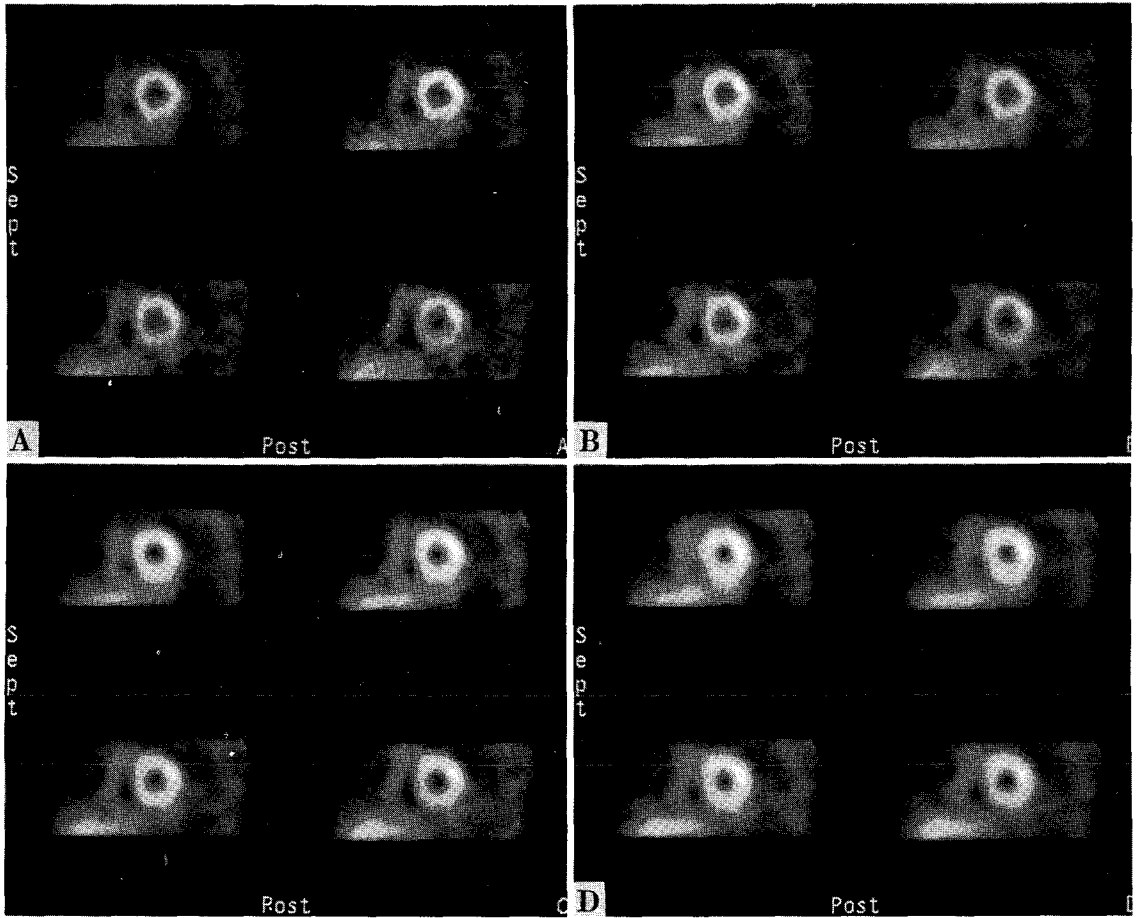


Fig. 2 Reconstructed short axis views of Tc-99m-MIBI myocardial SPECT with cutoff frequencies (A) 0.4 (B) 0.3 (C) 0.2 (D) 0.15 for HMR=1.7.

결 과

간-심근 방사능비가 각각 0과 1.7인 Tc-99m-MIBI 심근 SPECT의 투사상을 차단주파수 0.5, 0.4, 0.3 및 0.2로 재구성한 단축단층상을 Fig. 1과 2에 보였다. Fig. 1에서와 같이 간-심근 방사능비가 0으로 간섭취 방사능이 거의 없는 경우 차단주파수가 낮게 재구성되어도 전반적인 영상둔화(smoothing) 효과는 보이지만 심근의 하위부 또는 하위중격부에 국한된 인위적 관류결손은 관찰되지 않았다. 그러나, Fig. 2에서와 같이 간섭취 방사능이 있는 경우 재구성시 차단주파수가 낮아짐에 따라 영상둔화는 물론 하위중격부에 과도한 인위적 관류결손이 관찰되었다. 인위적 관류결

손의 정도를 정량화하기 위한 사전 조사로 단층상 재구성시의 전처리여과와 후처리여과의 차이를 비교하여 Fig. 3, 4 및 5에 보였다. 전처리여과를 사용한 Fig. 3과 후처리여과를 사용한 Fig. 4에서와 같이 단축단층상의 원주프로필은 동일환자의 영상인 경우에도 간-심근 방사능비가 높을수록 차단주파수가 낮아짐에 따라 하위부 또는 하위중격부의 계수가 과도하게 감소되어 있음을 알 수 있었으며, 간-심근 방사능비가 0, 0.8, 1.7 및 2.3인 경우에는 각각 심근하위부에서 최대 5%, 13%, 11%와 30%의 인위적 관류결손효과를 보였다. 전처리여과와 후처리여과에 의한 차이는 Fig. 5와 같이 관심영역에 따라 약간의 변화는 있었으나 최대편차가 5% 이내로 여과방법에 의한 차이는 유의하지 않았다.

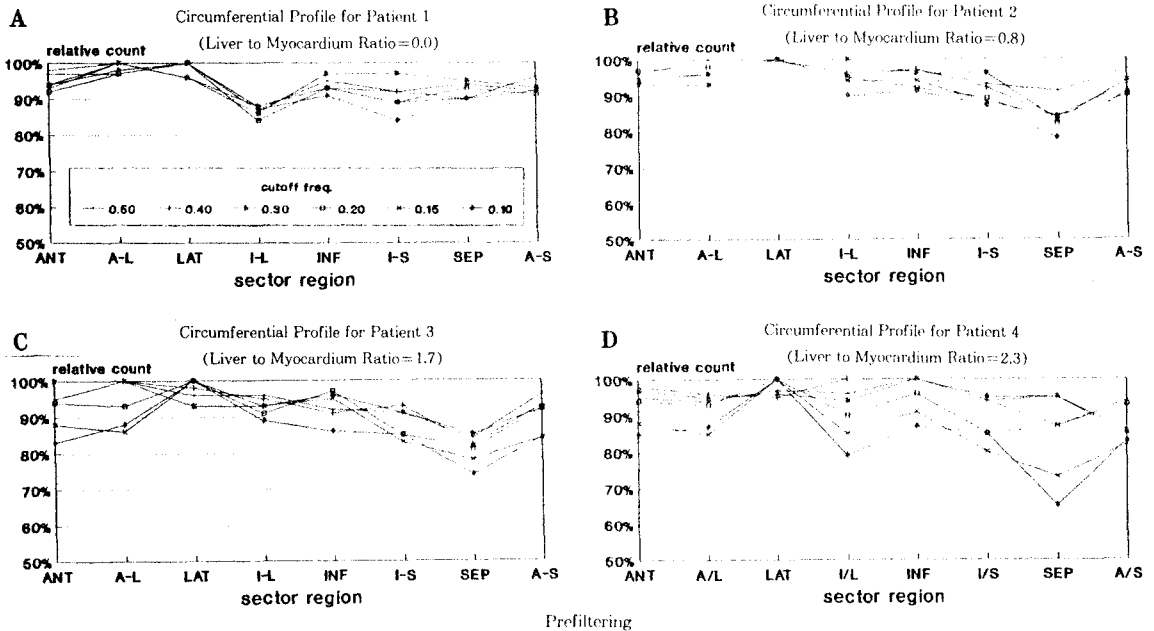


Fig. 3. Circumferential profiles of short axis views for liver-to-myocardial uptake ratios (A) 0.0 (B) 0.8 (C) 1.7 (D) 2.3 with the prefiltering reconstruction (ANT : anterior, A-L : anterolateral, LAT : lateral, I-L : inferolateral INF : inferior, I-S : inferoseptal, SEP : septal, A-S : anteroseptal).

고 찰

Tc-99m-MIBI 심근 SPECT에서 간섭취방사능에 의한 인위적 관류결손효과는 O'Connor등에 의하여 보고된 바 있으며³⁾, Germano등은 모형실험을 통하여 간-심근 방사능 섭취비에 따른 인위적 관류결손의 정도를 정량화하고자 하였다⁶⁾. 그러나 Tc-99m-MIBI의 간섭취정도는 지방식의 섭취등으로 조절할 수 있으며, 환자영상에서는 모형실험영상에서는 존재하지 않는 감마선 감쇠가 상당히 높기 때문에 감쇠보정을 사용하지 않는 보통의 심근 SPECT 촬영상에서 간-심근 방사능비가 변함에 따라 차단주파수가 야기하는 인위적 관류결손을 정량적으로 조사해 볼 필요가 있을 것이다. 또한 단층상구성을 위한 여과후 역투사방법은 선형적(linear)이지 못하므로 간섭취방사능은 물론 간과 심근 하위부 또는 하위중격부와의 거리에 따라 야기되는 인위적 관류결손의 정도는 각각 다를 것으로 보인다. 모형실험에 의한 연구에서는 이러한 변수들이 고려되지 않았기 때문에 간-심근 모형의 방사능 섭취비에 따

른 원주프로필이 더욱 선형적인 결과를 보였으며, 심근 하위부에서의 인위적 관류결손도 상대적으로 적게 나타났으나, 환자영상을 분석한 본 연구의 결과는 감마선 감쇠등의 비선형적 요인이 추가적으로 반영되어 원주프로필이 심근영역에 따라 다소 중첩되었으나 인위적 관류결손효과는 상대적으로 높아 더욱 정확한 관류결손예측이 가능하리라 생각된다.

원주프로필을 산출하는 방법으로는 부채꼴 관심영역 내에서의 최대화소계수(maximal pixel count)를 이용하는 방법과 총화소계수(total pixel count) 또는 평균화소계수(mean pixel count)를 이용하는 방법이 이용되어 왔으나, 최대화소계수는 대조도가 높을 때 반해 잡음등의 선형적, 비선형적 요인에 민감하기 때문에 여과기의 차단주파수에 따른 인위적 관류결손을 평가하기 위해서 요구되는 관심영역의 대표값으로는 적당하지 않을 것이며, 동일한 크기의 관심영역을 사용하면 총화소계수방법과 평균화소계수방법은 결국 같게 되므로 본 연구에서는 총화소계수방법을 이용하였다.

환자군의 비교에서 정상인의 데이터를 사용하지 않고 직접 환자군의 데이터를 사용한 것은 본 연구의

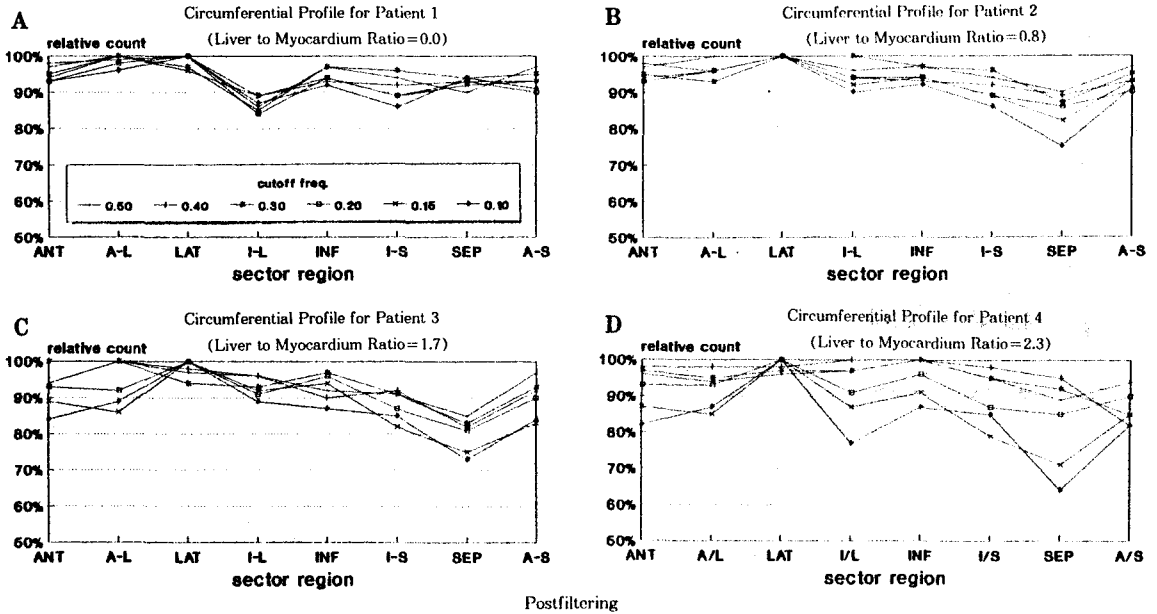


Fig. 4. Circumferential profiles of short axis views for liver-to-myocardial uptake ratios (A) 0.0 (B) 0.8 (C) 1.7 (D) 2.3 with the postfiltering reconstruction.

분석대상이 심근 관류결손의 정량화보다는 동일한 SPECT 투사상에서 차단주파수가 재구성에 미치는 영향의 상대적인 비교와 이에 따른 인위적 관류결손의 정도이기 때문이며 이로 인한 분석결과의 오차는 없었다.

인위적 관류결손에 관한 현재까지의 연구보고와 본 연구의 결과에서 인위적 관류결손이 주로 심근의 하위부 또는 하위중격부에 나타나는 것은 간의 위치에 의존하는 것으로서 영상에 포함된 방사능 섭취 간의 크기가 크면 하위부와 하위중격부에 고루 관류결손효과가 보인다. 또한 역투사방법이 영상매트릭스의 중심부를 향하여 극좌표(polar coordinate)상에서 투사상을 역투사하기 때문에 방사능 섭취 간의 상대적 위치에 따라 인위적 관류결손이 보이는 심근영역도 변화할 것이며, 그 효과는 측위부(lateral region) 또는 전면부(anterior region)로 갈수록 약해진다⁶⁾.

본 연구에서 유추되는 결론은 과도하게 낮게 설정된 여파기의 차단주파수는 정성적, 정량적 관점에서 심근 SPECT 단축단층상의 하위부 또는 하위중격부에 인위적 관류결손을 야기하게 되며, 이 효과는 저역통과여파기(low pass filter) 또는 차단주파수와 차수(order)를 갖는 Butterworth 여파기의 경우 차단주

파수가 0.3 Nyquist 이하가 되면 심각한 오류를 야기할 수 있을 것으로 예측된다. 또한 인위적 관류결손효과는 역투사방법을 사용하는 경우에만 발생할 수 있는 것으로 대수적 방법에 의한 재구성을 하는 경우에는 발생하지 않을 것이며, 심근 주변 장기나 조직이 냉소(cold spot)인 경우에는 전혀 발생하지 않는다. 따라서 인위적 관류결손을 충분히 배제하기 위해서는 다소 단층상의 균일도가 떨어지더라도 0.4 Nyquist 이상의 차단주파수를 사용하거나 충분히 간섭취방사능을 억제하여 촬영하는 것이 바람직할 것이다.

요 약

Tc-99m-MIBI 심근 SPECT에서 심근조직에 비하여 간섭취가 상대적으로 높고 이들이 서로 가까이 위치해 있는 경우 단축단면상의 하위부 또는 하위중격부에서 발생하는 인위적 관류결손의 정도와 여파기의 차단주파수의 관계를 분석하였다. 이러한 영향은 단축단면상뿐만 아니라 심근 극성지도에서도 관찰되는데, 심근단층상에서 계수분포가 균일하지 못하고 간과 같이 특정부위에 방사능의 집적도가 높은 경우 단층상 재구성시 차단주파수의 적절한 설정에 따라 이 효과를

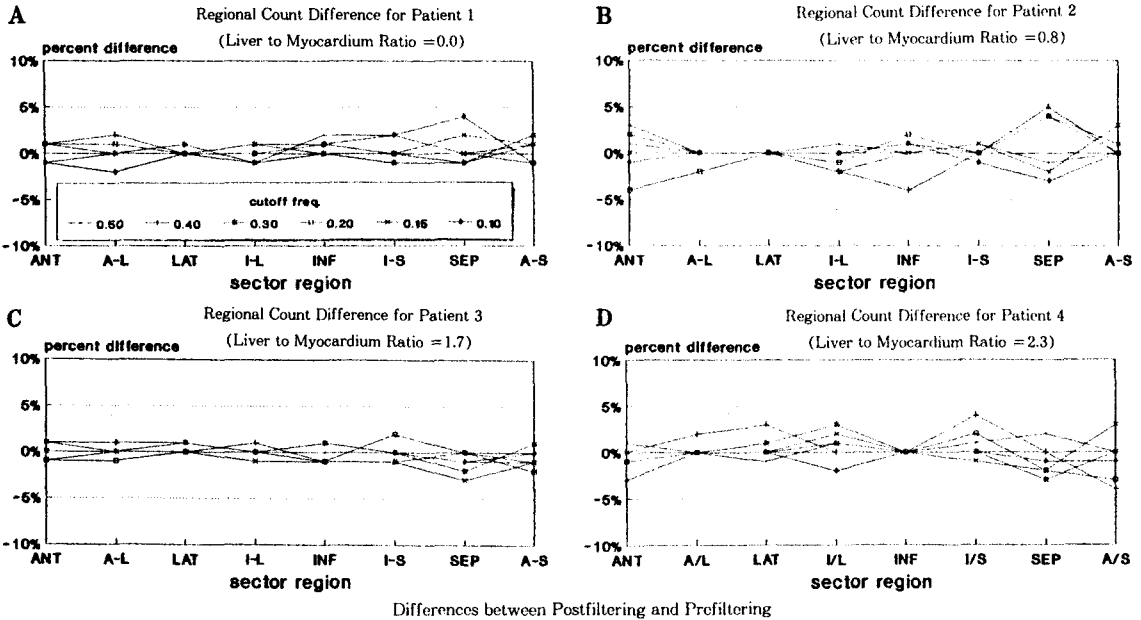


Fig. 5. Percent differences in circumferential profiles of short axis views for liver-to-myocardial uptake ratios (A) 0.0 (B) 0.8 (C) 1.7 (D) 2.3 between the prefiltering and postfiltering reconstruction methods.

줄일 수 있는 방법을 제안하였다. 본 연구에서 분석에 사용된 여과기는 저역통과여과기로 이를 사용하는 경우에는 차단주파수를 0.4 Nyquist 이상으로 하면 인위적 관류결손의 정도를 충분히 줄일 수 있었다. 그러나 높은 차단주파수에서는 심근영상의 균일도가 떨어지고 배후방사능 및 기타 잡음요인이 효과적으로 제거되지 않기 때문에 적절한 차단주파수의 설정이 중요하며, 본 연구에 사용된 영상에서 여과방법에 따른 원주 프로필의 변화가 미세하여 후처리방법을 사용하여 분석하였다. 또한 역투사방법이 비선형적이므로 특정 영상보다는 다양한 간-심근 방사능비에 따른 영상을 분석하여 비선형성을 배제한 연구가 향후 진행되어야 한다.

REFERENCES

- 1) Rosenfeld A and Kak AC: *Digital picture processing*. New York, Academic Press, 1982
- 2) Sorenson J, Phelps M: *Physics in nuclear medicine*. 2nd ed. Orlando, FL, Grune & Stratton, 1987
- 3) O'Connor M, Kelly B: *Evaluation of techniques for the elimination of "hot" bladder artifacts in SPECT of the pelvis*. *J Nucl Med* 31:1872-1875, 1990
- 4) O'Connor M, Cho D: *Rapid radiotracer washout from the heart; Effect on image quality in SPECT performed with a single-headed gamma camera system*. *J Nucl Med* 33:1146-1151, 1992
- 5) Watkins C, Sadun A, Marenka S: *Modern image processing; Warping, morphing, and classical techniques*. Boston, Academic press professional, 1993
- 6) Germano G, Chua T, Kiat H, Areeda JS, Berman DS: *A quantitative phantom analysis of artifacts due to hepatic activity in technetium -99m myocardial perfusion SPECT studies*. *J Nucl Med* 35:356-359, 1994