

SPECT 회전중심 측정에 있어서 콜리메타의 영향

원광보건전문대학 방사선과
이 만 구

Abstract

The Influence of Collimators on SPECT COR Measurements

Man Koo Lee

Dept. of Radiotechnology, Wonkwang Public Health College

Misalignment between the electronic and mechanical axes of rotation will result in artifact generation and image degradation during single photon emission computed tomography(SPECT) reconstruction. Acceptance and quality control testing procedures have not emphasized the variability in center of rotation(COR) measurements caused by collimators and the need to verify uniformity across the full collimator field of view (FOV). Variation from the mean COR across the FOV was tested in four different collimators using multiple point source acquisitions. The mean COR was different for each collimator and one of the four had a > 0.5 pixel difference from the mean COR on some area of the FOV. This variation makes this collimator unacceptable for SPECT acquisition. Thus, initial acceptance testing of SPECT collimators should verify a uniform COR across the full FOV and collimators with a variability from the mean COR > 0.5 pixels should be rejected.

I. 서 론

감마카메라-Gantry-컴퓨터화상 시스템의 최상의 성능은 전자적 또는 컴퓨터디지털 화상 matrix 및 기계적인 회전축(AOR)¹⁻⁶⁾ 사이의 정확한 일치성을 요구한다. 이들의 불일치는 정량분석시 artifact, 화질저하 및 오차를 일으키게 된다. 전자적인 일치성은 X, Y voltage offset의 적절한 조절과 컴퓨터 matrix 중앙에 카메라

결정의 중심에 놓기 위한 위치상의 증폭기의 gain의 조절에 달려있다. 기계적인 일치성은 더욱더 복잡하며 system base의 level, detector head와 회전축의 평행일치, gantry의 굴곡결합 또는 과도한 굴곡, 평행다공형 콜리메타에 있어서 콜리메타 hole과 콜리메타면 사이의 수직적으로 일치성^{1,8,9)}을 필요로 한다.

또한 기계적 및 전자적 회전축이 일치되었다면 단 하나의 COR 측정은 전 FOV에 대하여

*이 논문은 1995년도 원광보건전문대학 교내 연구비 지원에 의해 연구되었음.

적용할 수 있다. 그러나 일치성의 확인은 정규적으로 COR의 점선원 계산을 시행하는 것 보다 더욱더 복잡한 검사 절차가 필요하다.

본 연구에서는 우선 artifact가 없는 재구성 화상을 만드는 COR에서 최대 허용할 수 있는 pixel 오차를 결정하였다. 다음으로 콜리메타면에서 재구성되는 슬라이스 위치가 이와 같이 허용할 수 있는 범위 내에서 COR 값을 확인하기 위한 방법을 검토하였다. 이러한 방법은 4종류의 각기 다른 콜리메타를 사용하였다.

II. 방 법

모든 검사는 400 mm FOV, 61개 PM tube의 단층촬영 감마카메라 시스템을 가지고 시행하였다. 장치의 기계적 및 전자적 구성은 maker의 설명서에 따라 검사하였다. 추가적인 검사도 이미 발표된 권고에 따라 시행하였다¹⁾. 콜리메타를 검사하는 동안 시스템에는 어떠한 기계적 또는 전자적인 변화가 없었다.

1. COR 오차 및 artifact 생성

Fig. 1과 같이 ^{99m}Tc 한방울을 $2 \times 3 \text{ mm}$ 의 capillary tube에 넣고 이 점선원을 회전축에 따라 FOV의 중앙에 놓고 회전반경, 20 cm 전방 180° acquisition, 각 10 sec씩 64 view, 하나의 view당 7,000~22,000 counts, 128×128

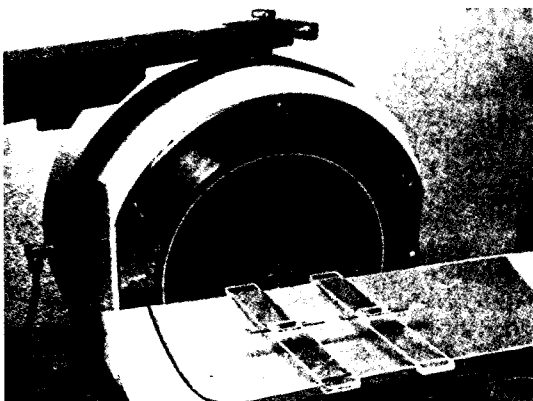


Fig. 1. The three-point source phantom for routine COR calculations.

imaging matrix를 사용하여 시행하였다. 64×64 matrix, 180° acquisition은 일반적으로 cardiac acquisition에 대하여 정규적으로 실시하고 있는 임상환자의 imaging parameter로 접근하기 위해 선택하였다. 화상은 ramp filter를 사용하여 재구성하였다. 재구성 화상은 대부분의 negative 값이 되도록 0으로 설정하였다. 점선원 슬라이스 위치는 최대계수를 갖는 슬라이스로 확인하였으며 이어서 재구성은 128×128 matrix에 대하여 COR 오차(Δ) 0.5, 1.0, 2.0 pixels에서 시행하였다. 각 point의 중심을 통하여 activity profile은 점선원을 포함하는 각 재구성된 슬라이스에 대하여 작성하였다.

2. 전체 FOV에 대한 COR 측정

360° acquisition하는 동안 AOR을 벗어난 점선원의 화상은 공간 감마카메라 영향과 FOV의 가장자리는 검사되지 않기 때문에 변화가 생기므로 저자는 AOR상의 전체 점선원 acquisition을 시행하였다. AOR상의 수평성분은 0° 에 카메라 head를 놓고 화상테이블의 중앙에 점선원을 놓아 점이 FOV의 중심이 될 때까지 테이블을 수평으로 조절하고 수평위치에서 기록하여 결정하였다. 점선원을 움직이지 않고 카메라 head를 90° 회전하여 테이블을 점선원 중심까지 수직으로 조절하여 수직위치에서 기록하였다. 모든 일련의 실험은 이와 동일한 수평과 수직 화상 테이블 위치를 이용하여 시행하였다. 점선원 팬텀은 AOR상의 FOV 선단으로부터 5 cm에 놓고 회전반경 20 cm, 360° acquisition, 각 10 sec씩 30 views, view당 7,000~22,000 counts, 128×128 image matrix로 시행하였다. Fourier 분석법을 적용하기 위하여 360° acquisition을 사용하였으며 즉시 acquisition을 한 후 점선원 팬텀을 AOR상에서 5 cm 이동 즉 FOV 선단으로부터 10 cm에 놓고 acquisition을 반복하였다. AOR을 따라 전체 7개의 점선원과 전체 FOV에서 acquisition하였다. 이러한 일련의 acquisition은 4종류의 콜리메타(LEHR, LEGP, MEGP, I-123 parallel hole collimator)에 대하여 시행하였다.

III. 결 과

64 × 64 matrix로 180° 이상 수집한 데이터를 재구성하는 동안 분기 artifact를 일으키는 COR에서의 pixel 오차를 실제 COR에서의 오차를 증가시킴으로서 결정하였다. 발생한 오차는 128 × 128 matrix에서 pixel로 나타냈으며 1 pixel은 3.0 mm이다. 점선원 중앙을 통한 activity profile을 각각의 image에 대하여 작성하였다. 점선원의 최소의 시각 왜곡은 $\Delta = 0.5$ pixel이고 activity profile은 peak 전후가 좁고 균일하였다. COR오차가 1 pixel 또는 그 이상일 때 점선원이 점차 넓어지고 분산되는 것이 image에 나타나며 activity profile은 이러한 변화를 반영한다. 64 × 64 matrix로 수집한 데이터는 128 × 128 matrix에서와 같이 0.5 pixel 또는 그 이상의 오차가 있으면 fork artifact가 나타나게 된다. 이것은 또한 64 × 64 matrix로 재구성한 128 × 128 acquisition data에 대하여도 실제적으로 나타난다¹⁾. 따라서 0.5 pixel은 최대 허용되는 COR 오차이다. 이것은 어떠한 콜리메타에서도 평균치 또는 콜리메타 전체면에서의 COR측정으로부터 최대한의 변화는 artifact가 없는 재구성상을 얻기 위하여는 반드시 0.5 pixel 이하이어야 한다는 의미이다.

Table 1. COR statics expressed in pixels using four collimators.

	LEHR	LEGP	MEGP	I-123 PAR
Mean COR	62.53	62.58	62.64	62.63
S. D.	0.214	0.057	0.083	0.098
Range	0.67	0.17	0.24	0.27
Maximum difference from mean	0.50	0.09	0.13	0.17

Table 1은 4종류의 각각의 콜리메타를 이용하여 측정된 각 점에 대한 COR 통계치를 나타낸 것이다. 화상 시스템의 전자적 및 기계적인 성분은 콜리메타를 제외하고는 일정하기 때문에 평균에서 관찰된 변화는 콜리메타 자체 때문에 차이가 있을 수 있다. MEGP와 LEHR 콜리메타의 평균 COR 사이의 최대 COR 차이는 0.11 pixel이다. 또한 각각의 콜리메타에 대한 7 point의 각각에 대한 COR 범위는 약간의 차이가 있었다. LEGP는 7 point에 대한 COR에서 0.17 pixel로 가장 적은 변화를 보였으며, LEHR은 0.67 pixel로 변화가 가장 컸다. 따라서 단일점선원에 대한 COR은 콜리메타면상에서 그의 위치에 달려있음을 알 수 있다.

Fig. 2. A-D는 4종류의 콜리메타 각각에

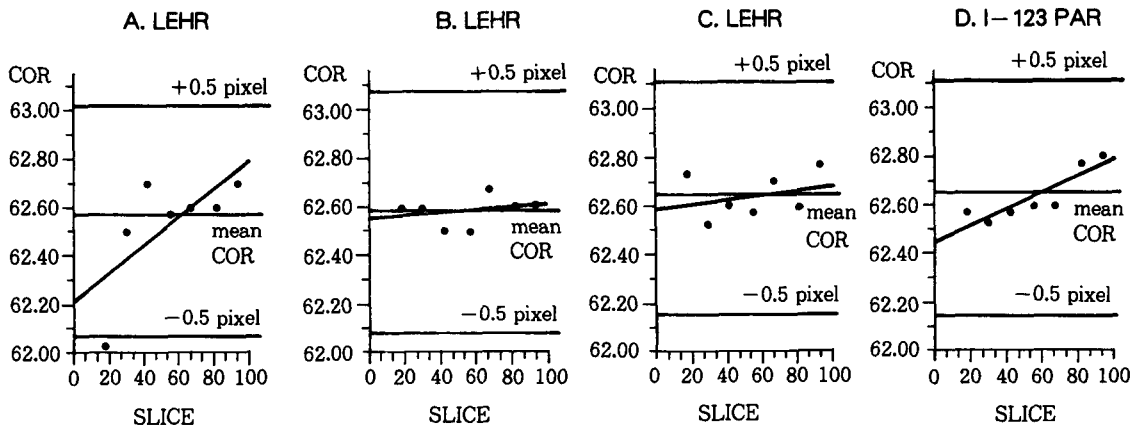


Fig. 2. A-D : For each collimator the COR of multiple individual point source acquisitions is shown as a function of slice number in the imaging matrix.

Table 2. Slice location, COR, and difference from the mean COR for 7 separate point source acquisitions using the four collimators.

Point	Slice location				COR				Difference from Mean COR			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
1	92	94	94	94	62.70	62.60	62.77	62.80	-0.17	-0.02	-0.13	-0.17
2	79	82	80	79	62.60	62.60	62.60	62.77	-0.07	-0.02	+0.04	-0.14
3	67	67	67	67	62.60	62.57	62.70	62.60	-0.07	-0.09	-0.06	+0.04
4	54	56	55	55	62.57	62.50	62.57	62.60	-0.04	+0.08	+0.07	+0.04
5	43	42	44	42	62.70	62.50	62.60	62.57	-0.17	+0.08	+0.04	+0.06
6	31	30	30	30	62.50	62.60	62.53	62.53	+0.03	-0.02	+0.11	+0.10
7	18	15	14	18	62.03	62.60	62.73	62.57	+0.50	-0.02	-0.09	+0.06

A : LEHR, B : LEGP, C : MEGP, D : I-123 PAR

대하여 각 점선원 COR을 컴퓨터 matrix상에서 슬라이스에 대한 하나의 함수로 나타낸 것이다. 또한 평균 COR 최대오차 한계 0.5 pixel을 나타낸 것이다. 평균 COR은 각 콜리메타 사이에 변화가 있으며 각각의 콜리메타에 대한 위치에 있어서 변화는 컴퓨터 matrix에서의 위치와 관련된다. LEHR 콜리메타만이 평균 COR로부터 0.5 pixel 이상에서 점이 나타났으며, 평균 COR을 사용하여 재구성하는 동안 이 영역 내에서 artifact가 생기게 된다. LEGP, MEGP, I-123 PAR는 0.5 pixel 오차범위 내에서 모든 점이 나타났으며 SPECT acquisition을 허용할 수 있다(Table 1).

각 콜리메타에 있어서 7 points의 각각에 대한 슬라이스 위치, COR, 평균 COR로부터의 차이는 Table 2와 같다. 만일 재구성을 하기 위하여 평균 COR(62.53)를 사용하였다면 점 1의 영역에서 artifact가 일어날 것이다. 예를 들어, 만일 단일 점선원 COR acquisition에서 FOV 중앙 근처의 점 3 또는 4를 사용하였다면 artifact는 단일 점선원 COR acquisition (point 3 or 4)으로부터 0.5 pixel이기 때문에 점 1영역에서 일어날 것이다.

IV. 고 찰

전체 imaging FOV에서 RI의 공간분포의 정량성 및 artifact 없는 고분해능의 SPECT 재

구성상은 전자적 및 기계적인 AOR 사이의 정교한 일치성을 요구한다.

앞에서 기술하였듯이 SPECT 시스템의 초기 acceptance test는 detector-gantry의 알맞은 기계적인 일치와 gantry 내에서 camera head의 회전 및 imaging table의 수평을 확인해야 한다¹⁾. 다음으로 기계적 및 전자적 AOR 사이에 일치성을 검사해야 한다. COR 오차 내에서 단층 재구성상은 COR 오차가 0.5 pixel 이상일 때는 화질저하와 artifact를 일으키게 된다. 따라서 본 연구결과는 COR이 SPECT acquisition하는 동안 전체 FOV에서 일정하지 않았고 콜리메타와 콜리메타 사이에 차이가 있음을 알 수 있다. 장치의 전자적 및 기계적인 구성이 안정하기 때문에 하나의 콜리메타에 대하여는 재현성 실험으로 증명할 수 있었고, COR에서 나타난 차이는 콜리메타 때문이었다. 이러한 콜리메타 변화성에 대한 하나의 원인은 콜리메타 구멍과 감마카메라면 사이의 비수직적인 일치성 때문인 것으로 생각된다.

그러나 많은 연구에서 콜리메타 구멍과 감마카메라면 사이에 오차 허용도를 0.50°로 수직적인 일치성의 필요성을 강조하였다⁷⁻⁹⁾. 본 연구에서 나타난 단층데이터를 재구성하는 동안 화질저하는 COR 오차가 0.5 pixel 또는 그 이상이었을 때 나타난다. 심혈관 화상을 위해 널리 사용되는 180° acquisition은 fork artifact의 원인이 되며, 360° acquisition에서는 COR pixel

오차가 작을 때는 화질저하와 분해능 손실의 결과를 가져오고, 오차가 클 때는 ring 또는 annular artifact를 초래한다.

본 연구에 사용한 4종류의 콜리메타에서 1종류는 SPECT acquisition에서 허용될 수 없는 전체 FOV에서 COR의 변화가 있었다. 만일 평균 COR이 0.5 pixel 이하의 오차를 갖는 FOV의 부분에서 관심장기의 위치를 피할 수 있다면 이러한 콜리메타는 임상화상을 수행하는데 사용될 수 있다.

SPECT 화상시 추가적인 콜리메타와 관련된 문제점을 당면할 수 있다. Detector의 고유공간왜곡을 보정하기 위하여 사용되는 공간왜곡 보정은 몇몇 제작자들에 의해 정밀한 slit 팬텀으로 두 가지 acquisition을 사용하여 시행하였으며 이들 보정은 각 카메라에 대하여 일정하게 되었다.

만일 이러한 하나의 acquisition이 detector와 결합된 하나의 콜리메타로 시행하였다면 공간왜곡보정은 임상화상시 각각 다른 콜리메타를 사용하였을 때 정확하지 못하다.

따라서 결국 SPECT Camera-Gantry-Computer system의 모든 구성에 대하여 검사가 이루어져야 하며 전체 FOV에 대한 다점선원 COR측정은 단층촬영에 사용되는 각 콜리메타에 대하여 이루어져야 한다. 일단 이들에 대한 초기 검사는 이루어져야 하고 콜리메타는 전체 FOV에서 평균 COR로부터 0.5 pixel 이하의 변화가 있는가를 확인하고, 이어서 QC프로그램에서 몇 개의 점선원을 사용하여 다점선원 COR 측정이 포함되어야 한다.

V. 결 론

SPECT에서 전자 및 기계적 회전축 사이의 불일치는 SPECT 화상재구성시 artifact와 화질저하의 원인이 된다. 성능검사와 정도관리(QC)는 콜리메타에 의한 원인이 되는 COR측정에 있어 그 변화성과 콜리메타의 FOV의 uniformity를 증명할 그 필요성을 강조하지 않는다. FOV에 대한 평균 COR로부터 변화에 대하여 다점선원 acquisition을 이용하여 4종류의 colli-

mator에 대하여 측정된 결과 평균 COR은 각 콜리메타마다 약간의 차이가 있었으며 4종류 중 하나는 FOV의 어떤 영역에서는 평균 COR로부터 0.5 pixel 이상의 차이가 있었다. 이러한 변화는 SPECT acquisition할 때 이러한 콜리메타를 사용할 수 없다. 따라서 SPECT 콜리메타의 초기 acceptance test는 전체 FOV에서 균일한 COR을 확인해야 하며 평균 COR이 0.5 pixel 이상의 차이가 있는 콜리메타는 사용하지 않아야 한다.

참 고 문 헌

1. Williams DL, Ritchie JL, Harp GD, et al. Preliminary characterization of the properties of a transaxial whole-body single-photon tomograph: Emphasis on future application to cardiac imaging. In: Esser PD, ed. Functional mapping of organ systems and other computer topics. New York: The Society of Nuclear Medicine, 149-157, 1981.
2. Cerqueira MD, harp GD, Ritchie JL. Evaluation of myocardial perfusion and function by single photon emission computed tomography. Semin Nucl Med 22: 200-213, 1987.
3. Jaszczak RJ, Greer K, Coleman RE. SPECT system misalignment: comparison of phantom and patient images. In: Esser PD, ed. Emission computed tomography current trends. New York: The Society of Nuclear Medicine, 57-70, 1983.
4. Areeda J, Chapman D, Train KV, et al. Methods for characterizing and monitoring rotational gamma camera system performance. In: Esser PD, ed. Emission computed tomography current trends. New York: The Society of Nuclear Medicine, 81-90, 1983.
5. Halama JR, Henkin RE. Quality assurance in SPECT imaging. Appl Radiol 41

- 50, 1987.
6. Croft BY. Single-photon emission computed tomography. Chicago, London : Year Book Medical Publishers, Inc., 1986.
 7. Farrell TJ, Craddock TD, Chamberlain RA. The effect of collimators on the center of rotation in SPECT [Letter]. J Nucl Med 25 : 632–633, 1984.
 8. Craddock TD, Teresinska A. Head tilt and its effect on resolution orthogonal to transverse slices in SPECT [Abstract]. J Nucl Med 27 : 960, 1986.
 9. Busemann–Sokole E. Measurement of collimator hole angulation and camera head tilt for slant and parallel hole collimators used in SPECT. J Nucl Med 28 : 1592–1598, 1987.
 10. Budinger TF, Gullberg GT, Huesman RH. Emission computed tomography. In : Hermon GT, ed. Topics in applied physics. Image reconstruction from projections, vol. 32 Berlin Heidelberg, New York : Springer–Verlag 147–246, 1979.