2001 춘계학술발표회 논문집
한국원자력학회

방사선원과 감마카메라 사이에 위치한 산란매질이 소형 감마카메라 영상에 미치는 영향 연구

Effect of Scatter Media on Small Gamma Camera Imaging Characteristics

서현관, 최 용, 임기천, 우상근, 이준수, 송태용, 최연성, 이경한, 김상은, 김병태, 최영일

성균관대학교
서울시 강남구 일원동 50
삼성서울병원
서울시 강남구 일원동 50

요 약

방사선원과 감마카메라 사이에 위치한 산란매질의 종류, 두께 그리고 조준기 종류가 감마카메라 영상에 미치는 영향을 고찰하기 위하여 실험과 시뮬레이션을 수행하였다. 감마카메라는 조준기, NaI(Tl) 섬광결정($60\times60\times6$ mm^3), 위치민감형 광전자증배관(PSPMT), NIMs, 제어용 컴퓨터를 사용하여 개발하였다. 시뮬레이션은 산란매질(아크릴매질/공기)의 두께 변화(0 8 cm)와 조준기의 종류(평행구멍형조준기/확산형조준기) 변화에 따라 계산하였으며 실험 역시 시뮬레이션과 같은 조건으로 수행하였다. 시뮬레이션 결과를 보면, 매질의 두께가 0 cm 에서 8 cm 로 증가하면, 계수율은 평행구멍형조준기의 경우 17%(공기), 60%(아크릴) 감소하였으며 확산형 조준기의 경우 감소율이 더 심하여 각각 86%(공기), 98%(아크릴)의 계수율 감소를 보였다. 실제 실험 결과도 시뮬레이션 결과와 비슷하게 매질의 두께가 0 cm 에서 8 cm 로 증가하면 평행구멍형조준기의 경우 계수율은 10%(공기), 54%(아크릴) 감소하였으며 확산형조준기의 경우 36%(공기), 63%(아크릴)의 계수율 감소를 보였다. 영상의 공간분해능 역시 매질의 두께가 증가할수록 저하되었다. 연구결과 소형 감마카메라를 임상적으로 사용하고자 할 때 감마카메라를 질환 부위에 최대한 밀착시키고 산란매질 두께를 최소화해야 고효율, 고분해능 영상을 얻을 수 있음을 확인하였다.

Abstract

Effect of scatter media materials and thickness, located between radioactivity and small gamma camera, on imaging characteristics was evaluated. The small gamma camera developed for breast imaging was consisted of collimator, NaI(Tl) crystal ($60\times60\times6$ mm^3), PSPMT (position sensitive photomultimplier tube), NIMs and personal computer. Monte Carlo simulation was performed to evaluate the system sensitivity with different scatter media thickness (0 8 cm) and materials (air and acrylic) with parallel hole collimator and diverging collimator. The sensitivity and spatial resolution was measured using the small gamma camera with the same condition applied to the simulation. Counts was decreased by 10% (air) and 54% (acrylic) with the parallel hole collimator and by 35% (air) and 63% (acrylic) with the diverging collimator. Spatial resolution was decreased as increasing the thickness of scatter media. This study substantiate the importance of a gamma camera positioning and the minimization of the distance between detector and target lesion in the clinical application of a gamma camera.

1. 서 론

방사선붕괴에 의해 방출한 감마선을 검출하여 영상화하는 의료용 감마카메라는 1953년 앵거(Hal Anger)에 의해 처음 개발된 후 생체현상 측정과 질병진단을 위해 널리 사용되고 있다[3]. 의료용 감마카메라는 질환 부위에 선택적으로 분포하는 방사선 의약품에서 방출된 감마선을 섬광결정(scintillation crystal)을 사용하여 저 에너지 광자로 변환시켜 검출위치를 영상화한다.

현재까지 개발된 의료용 감마카메라는 부피가 크며 임상 적용 시 환자의 신체를 전체적으로 촬영하기 때문에 국소적 위치의 종양을 찾기에는 비효율적이며 비경제적이다. 이러한 비효율성을 개선하기 위해 소형 감마카메라의 개발과 연구를 진행 중에 있다[1-3, 6-23]. 감마선은 환자의 몸 속을 통과하여 나오면서 감마카메라에 검출되어 영상화되는 과정에서 광전효과, 컴프턴산란, 등 복잡한 상호작용을 일으킨다. 이러한 상호작용을 최소화시키기 위해서는 매질의 두께를 최소화시켜야하므로 감마카메라를 질환 부위에 최대한 밀착하여 감마선의 산란과 감쇠를 최소화하여야 한다. 특히 유방암 진단을 목적으로 하는 감마카메라는 소형화가 필요하며 이러한 필요성에 의해 소형 감마카메라를 개발, 연구하고 있다[1-3, 6-23].

실험에 사용한 소형 감마카메라는 검출부와 신호처리부로 구성되어 있으며, 검출부에서 검출된 광자는 위치정보를 가진 전기적 신호로 변환되어 신호처리부로 들어간다. 검출부는 조준기, NaI(Tl)섬광결정 그리고 위치민감형 광전자증배관(PSPMT, R3941 Hammatsu, Japan)으로 구성하였으며 평행구멍형조준기와 확산형조준기를 소형 감마카메라에 맞게 제작하였다.

이 연구에서는 소형 감마카메라의 임상 적용에 앞서 산란매질의 종류와 두께가 유방암 진단을 위해 개발한 소형 감마카메라 영상의 분해능과 민감도에 미치는 영향을 고찰하기 위하여 몬테카를로(Monte Carlo) 시뮬레이션과 실험을 수행하였다. 또한 평행구멍형조준기와 확산형조

준기를 사용하였을 때의 기하학적 검출효율 특성을 몬테카를로 시뮬레이션과 실험으로 고찰하였다.

2. 재료 및 방법

1) 소형감마카메라의 구성과 영상획득 방법

소형 감마카메라 검출기로는 NaI(Tl)섬광결정과 위치민감형 광전자증배관(PSPMT)을 사용하였다. 섬광결정에서 검출된 감마선은 위치민감형 광전자증배관에서 위치정보를 가진 16+18 개의 전기적 신호로 변환되고 표준저항분배회로에 의해 다시 4 개의 위치신호(X^+, X^-, Y^+, Y^-)로 축소된다. 4 개의 위치신호는 증폭기에서 증폭된 후 아날로그디지털변환기(ADC)로 입력되며, 증폭된 4 개의 신호는 또한 가산 및 전도 증폭기(dual sum & invert amplifier)에서 합하여진 후, ADC 의 트리거 신호로 이용된다. ADC 를 거쳐 디지털화된 신호들은 컴퓨터를 통해 제어 및 영상화된다. 이러한 전기적 신호처리 시스템을 통하여 얻어진 신호에 식(1)과 같은 앵거로직(Anger logic)을 적용하여 평면영상을 획득한다[1-2].

$$X = \frac{X^+ - X^-}{X^+ + X^-}, \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Y^+ + Y^-} \qquad (1)$$

2) 소형감마카메라에 사용한 조준기 종류와 기하학적 효율

원하는 방향에서 입사하는 감마선만을 투과시키는 조준기의 재질은 방사선 투과를 최소화하기 위해 밀도가 높은 납으로 하였으며, 평행구멍형조준기(parallel hole collimator)와 확산형조준기(diverging collimator) 두 가지를 설계, 제작하였다. 평행구멍형조준기는 구멍모양 육각형, 구멍크기 1.3 mm, 격벽두께 0.16 mm, 구멍길이 40 mm 로 하였고, 확산형조준기는 구멍모양 육각형, 구멍크기 1.5 mm, 격벽두께 0.2 mm, 구멍길이 30 mm, 초점길이 60 mm 로 하였다.

평행구멍형조준기의 경우 이론적 기하학적 효율(G_p)은 다음과 같다[24].

$$G_p = \frac{A_{open}}{4\Pi l_e^2} \cdot \frac{A_{open}}{A_{unit}}, \quad l_e = l - 2\mu^{-1} \qquad (2)$$

l_e :조준기의 유효구멍 길이
l:조준기의 구멍길이
μ:격벽재질의 선형감쇠계수

여기서 구멍모양을 육각형으로 할 경우 A_{open}과 A_{unit}는 다음 식으로 주어진다.

$$A_{open} = \frac{3\sqrt{3}}{2}a^2, \quad A_{unit} = \frac{3\sqrt{3}}{2}\left(a + \frac{s}{\sqrt{3}}\right)^2 \qquad (3)$$

a: 조준기 구멍의 폭, s: 격벽두께

확산형조준기의 기하학적 효율(G_d)은 다음과 같다[24].

$$G_d = \frac{A_{open}}{4\pi l_e^2} \cdot \frac{A_{open}}{A_{unit}} \cdot \left(\frac{F + l_e + b}{F + l_e + z + b}\right)^2 \qquad (4)$$

b: 영상이 맺히는 곳에서부터 조준기까지의 거리
z: 방사선원으로부터 조준기까지의 거리

3) 몬테카를로 시뮬레이션

몬테카를로 시뮬레이션으로 산란매질의 종류와 두께가 영상에 미치는 영향과 민감도를 고찰하였다. 시뮬레이션에 사용한 모형은 지름 60 mm, 높이 10 mm 인 아크릴로 설정하였으며 섬광결정은 60 mm x 60 mm x 6 mm 의 NaI(Tl)로하였다. 산란매질은 아크릴매질과 공기매질로 하였으며 검출되어지는 감마선의 방향성과 영상의 공간분해능에 영향을 주는 조준기는 평행구멍형조준기와 확산형조준기로 설정하였다.

그림 1 과 같은 장치도를 시뮬레이션 하였으며 먼저 검출부 앞에 모형을 밀착하여 영상을 얻은 후 아크릴과 공기 각 매질의 두께를 1 cm 부터 8 cm 까지 1 cm 씩 늘려가며 영상을 얻어 산란매질과 두께에 대한 영상과 민감도의 변화를 관찰하였다. 그리고 조준기 종류에 따른 영상변화도 관찰하였다.

4) 실 험

실험을 위해 시뮬레이션과 동일조건인 그림 1 과 같은 장치를 구성하였다. 실험의 수행은 시뮬레이션과 같은 조건으로 검출부 앞에 모형을 밀착하여 영상을 얻은 후 아크릴매질과 공기매질을 1 cm 부터 8 cm 까지 1 cm 씩 늘리면서 영상을 획득하였다. 공간분해능은 원형 아크릴판에 지름이 2 mm 부터 7 mm 까지 각기 다른 체적을 갖는 원형 구멍을 내어 그곳에 동위원소(Tc-99m, 140keV) 44 μCi/cc 를 채워 공간분해능을 측정, 비교할 수 있게 하였다. 섬광결정은 시뮬레이션과 똑같은 60 mm × 60 mm × 6 mm NaI(Tl)을 사용하였으며 외벽처리는 검정흡수체 처리를 하여 섬광결정안에서 외벽 방향으로 산란되는 광자가 흡수되게하여 공간분해능의 저하를 방지하였다[2]. 또한 섬광결정 NaI(Tl)를 밀봉하고 있는 유리와 굴절률이 같은 광학용 그리

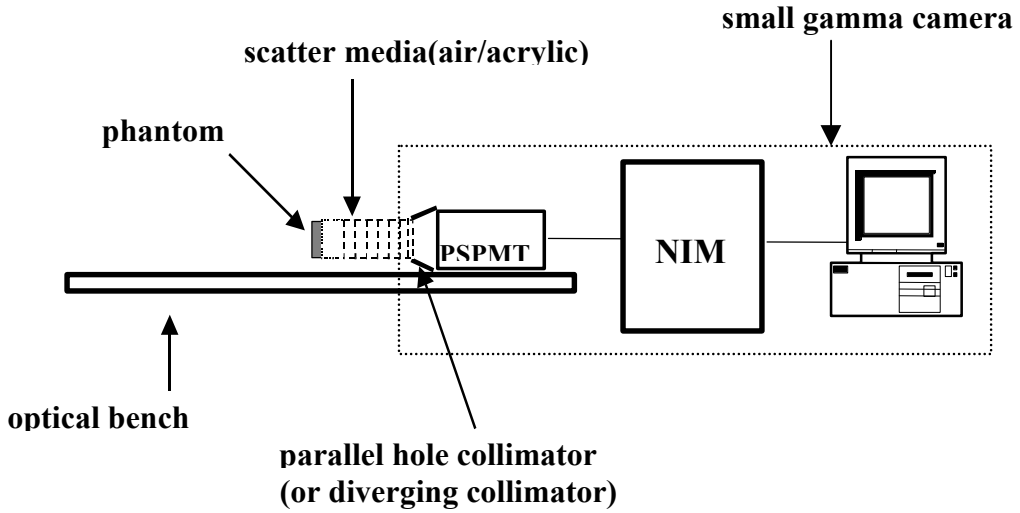


그림 1. 산란매질이 소형 감마카메라 영상에 미치는 영향 연구를 위한 실험장치도

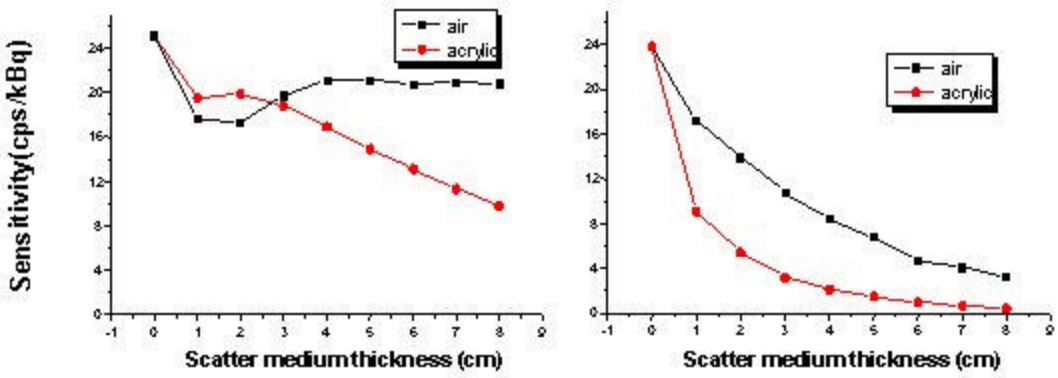
스를 사용하여 섬광결정과 검출기의 최적 광학적 결합을 구현하였다[8-13]. 영상획득 시간을 300 초로 하였으며 시간경과에 따른 방사성 붕괴는 보정하였다.

3. 결 과

몬테카를로 시뮬레이션 결과 그림 2 와 같은 민감도 변화가 관찰되었다. 그림 2 는 평행구멍형조준기를 장착했을 때[그림 2(a)]와 확산형조준기를 장착했을 때[그림 2(b)]의 민감도 변화를 산란매질의 종류(공기, 아크릴)와 거리에 따라서 보여준다. 아크릴 산란매질의 경우 거리에 따른 민감도 감소율이 공기보다 큼을 볼 수 있다.

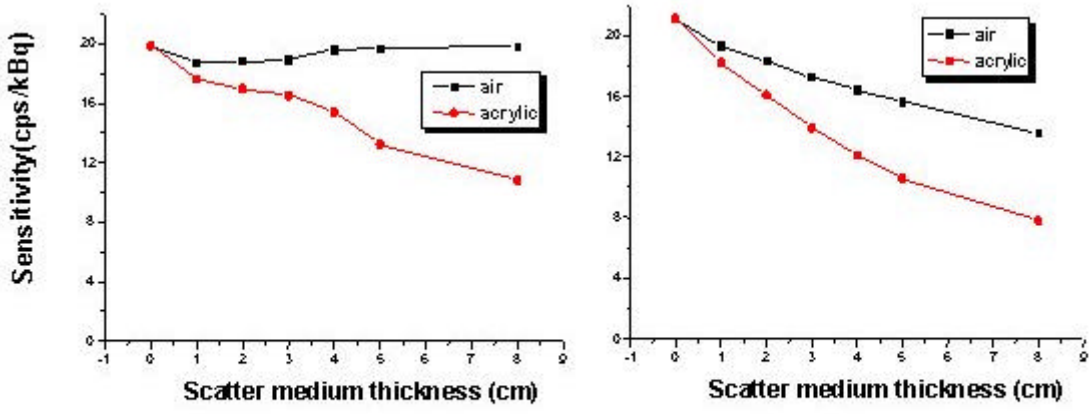
실험으로 얻은 민감도 변화 결과는 그림 3 에 나타난 것처럼 시뮬레이션 결과와 유사한 경향을 나타내었다. 시뮬레이션 결과와 같이 산란매질이 아크릴일 때 거리에 따른 민감도의 변화가 공기일 때보다 큰 것을 볼 수 있다. 산란매질의 두께에 따른 민감도 변화율은 매질의 종류와 조준기에 따라 다르게 나타났다.

평행구멍형조준기를 장착한 소형 감마카메라 실험의 경우 매질차이에 따른 영상변화는 그림 4 에 보였으며 확산형조준기를 이용하여 얻은 영상은 그림 5 에 보였다. 두 조준기 모두 매질의 두께가 두꺼워질수록 영상의 공간분해능은 떨어졌으며, 매질이 공기일 때 보다 아크릴일 때 공간분해능이 저하되었다. 확산형조준기의 경우 선원과 검출기사이의 거리가 멀어질수록 영상의 크기가 작아지는 것이 관찰되었다.



(a) Parallel Hole Collimator (b) Diverging Hole Collimator

그림 2. 산란매질이 소형 감마카메라의 민감도에 미치는 영향 시뮬레이션 결과



(a) Parallel Hole Collimator (b) Diverging Hole Collimator

그림 3. 산란매질이 소형 감마카메라의 민감도에 미치는 영향 실험 결과

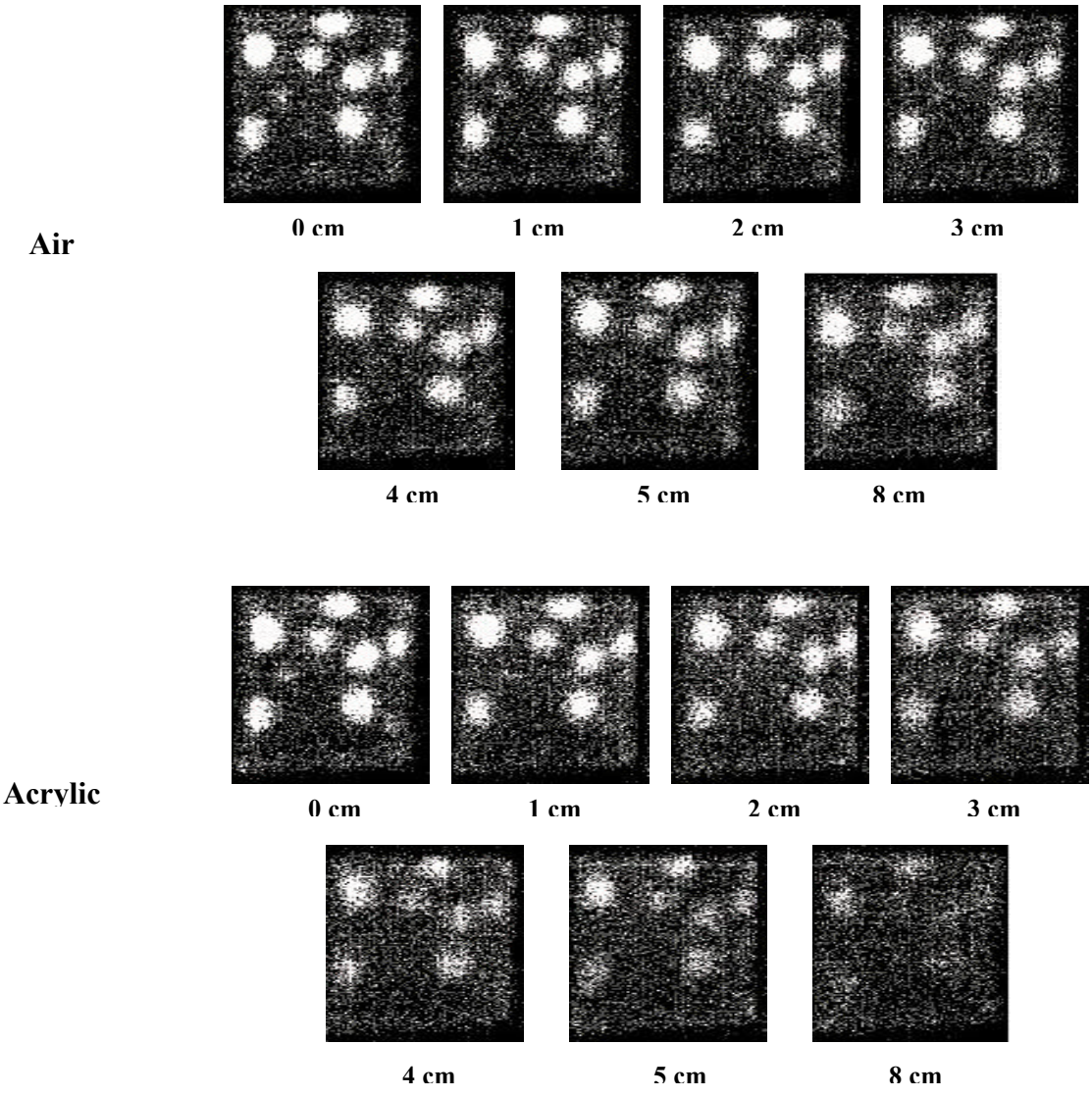


그림 4. 산란매질이 소형 감마카메라 영상에 미치는 영향 실험 결과(평행구멍형조준기 사용)

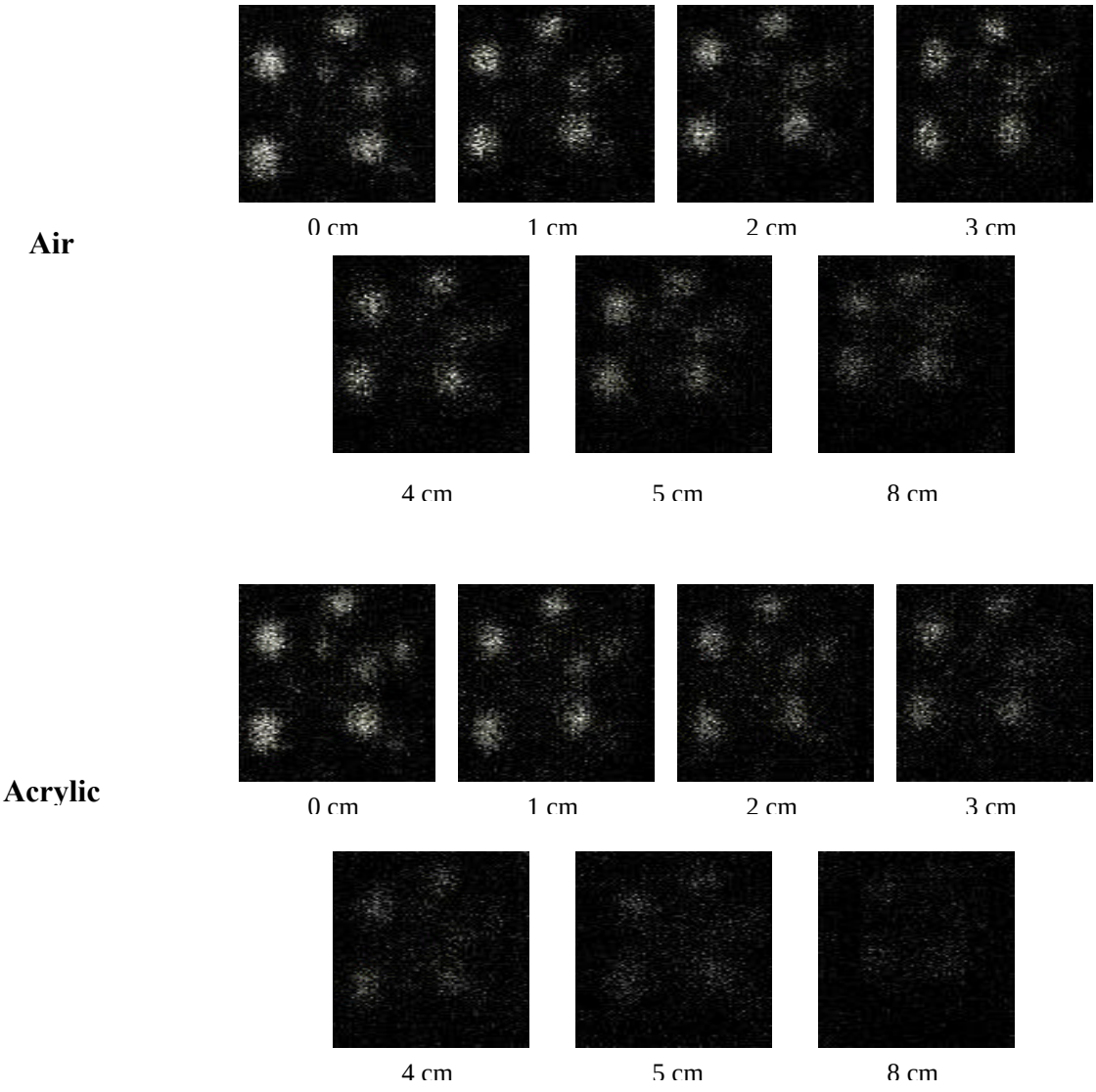


그림 5. 산란매질이 소형 감마카메라 영상에 미치는 영향 실험 결과(확산형조준기 사용)

4. 고 찰

개발중인 소형 감마카메라 시스템을 이용하여 검출기와 방사선원 사이에 위치한 산란매질의 종류와 두께에 따른 감마카메라의 민감도와 영상 변화를 고찰하였다. 시뮬레이션과 실험으로 매질의 종류와 두께가 영상에 많은 영향을 미치며 산란과 감쇠로 인해 민감도의 변화가 나타남을 볼 수 있었다. 평행구멍형조준기의 경우 산란매질이 공기일 때는 매질의 두께에 따른 민감도의 변화가 거의 없었지만, 산란매질이 아크릴일 때는 매질의 두께에 따라 민감도가 감소함을 볼 수 있었다. 확산형조준기의 경우 산란매질이 공기일 때와 아크릴일 때 모두 매질의 두께에 따라 민감도가 감소함을 보였지만, 감쇠계수가 큰 아크릴일 때가 공기일 때보다 감소율이 더 큰 것으로 나타났다.

실제실험을 통한 매질의 종류와 거리에 따른 영상 변화를 보면 두 조준기 모두 산란매질이 공기일 때보다 아크릴일 때 분해능이 많이 떨어짐을 알 수 있다. 평행구멍형조준기의 경우 방사선 동위원소를 채운 모형을 검출기에 밀착시켰을 때의 영상은 동위원소를 채운 위치와 분포가 선명하게 나타남을 알 수 있다. 검출기와 모형사이가 0 cm 일 때 직경이 3 mm 인 구멍을 관찰할 수 있었다. 검출기와 모형사이의 산란매질의 두께가 8 cm 일 때 분해능의 심한 저하를 보여준다. 공기매질 영상이 3 mm 의 구멍을 보인데 반해 아크릴매질 영상은 6 mm 와 7 mm 구멍을 관찰하는 데 그쳤다. 확산형조준기의 경우 평행구멍형조준기와 비슷한 경향을 보였으나 평행구멍형조준기보다 공간분해능이 떨어지는 것으로 나타났다. 그리고 확산형조준기의 기하학적 특성에 의해 모형과 검출기의 거리가 멀어질수록 영상의 크기가 작아짐을 볼 수 있었다. 평행구멍형조준기와 확산형조준기의 민감도 변화 실험결과, 시뮬레이션 결과와 유사하게 평행구멍형조준기의 경우, 매질이 공기일 때는 매질의 두께에 따라 민감도가 거의 변하지 않았으나, 매질이 아크릴일 때는 매질두께에 따라 민감도가 감소하였고, 확산형조준기의 경우, 매질이 공기일 때와 아크릴일 때 모두 매질두께에 따라 민감도가 감소하였으며, 아크릴일 때가 공기일 때보다 더 크게 감소하였다.

요약하면 산란매질의 두께가 증가할수록 영상의 분해능이 감소되며 산란매질이 아크릴일 때가 공기일 때보다 산란과 감쇠에 의해 검출효율이 감소되는 것을 시뮬레이션과 실험으로 확인하였다. 연구결과에 의하면 감마카메라를 임상적으로 사용하고자 할 때, 감마카메라를 환자신체의 질환 부위에 최대한 밀착시켜 산란매질 두께를 최소화할수록 검출효율과 영상의 공간분해능이 향상됨을 알 수 있었다. 개발중인 소형 감마카메라는 현재 사용중인 부피가 큰 감마카메라와 비교하여 영상부위에 가깝게 접근 가능하므로 영상획득에 유용할 것으로 판단되며, 산란과 감쇠에 의한 분해능의 저하를 막는 물리적 기술 개발과 다양한 보정 방법 연구가 지속되어야 할 것이다.

참고 문헌

[1] 김종호, 최 용, 권홍성, 김희중, 김희중, 김상은, 최연성, 이경한, 김문회, 주관식, 김병태, "NaI(Tl) 섬광결정과 위치민감형 광전자증배관을 이용한 유방암 진단용 소형 감마카메라 개발", ***대한핵의학회지***, Vol 32, No 4, pp 314-322, 1998

[2] 김종호, 최 용, 김준영, 임기천, 김상은, 최연성, 주관식, 김병태, "소형 감마카메라 제작에 사용되는 NaI(Tl)-광전자증배관 검출기의 민감도와 위치분해능 특성 연구를 위한 몬테카를로 시뮬레이션", ***의학물리***, Vol 8, pp 67-76, 1997

[3] 김준영, 최 용, 김종호, 임기천, 최연성, 이경한, 김상은, 김병태, "최근 핵의학 영상 기기 발전 동향", ***대한핵의학회지***, Vol 32, No 6, pp 471-481, 1998

[4] J.A. Sorenson, M.E. Phelps "Physics in Nuclear Medicine". 2nd ed, Orando, pp 56-83 298-317, 1987

[5] G.F. Knoll "Radiation Detection and Measurement", 2nd ed, John Wiley & sons, Canada, pp287-336, 1989

[6] M.B. Williams, A.R. Goode, V. Galbis-Reig, S. Majewski, A.G. Weisenberger and R. Wojcik, "Performance of a PSPMT based detector for scintimammography", *Phy. Med. Biol.* Vol 45, pp. 781-800, 2000.

[7] N. Schramm, A. Wirrwar, F. Sonnenberg and H. Halling, "Compact High Resolution Detector for Small Animal SPECT", *IEEE MIC Rec,* 1999.

[8] A. Wirrwar, N. Schramm, H. Vosberg, H.-W. Muller-Gartner, "Influence of crystal geometry and wall reflectivity on scintillation photon yield and energy resolution", *IEEE MIC Rec,* 1999.

[9] Scopinaro F. Pani R. De Vincentis G. Soluri A. Pellegrini R. Porfiri LM. "High-resolution scintimammography improves the accuracy of technetium-99m methoxyisobutylisonitrile scintimammography: use of a new dedicated gamma camera", *European Journal of Nuclear Medicine*. 1999:26(10):1279

[10] Wojcik R, Majewski S, Kross B, Steinbach D and Weisenberger A G, "High spatial resolution gamma imaging detector based on a 5 diameter R3292 Hamamatsu PSPMT", *IEEE Trans. Nucl. Sci,* vol 45, pp. 487-491, 1998.

[11] Weisenberger AG, Kross B, Majewski S, et al, "Design features and performance of a CsI(Na) array based gamma camera for small animal gene research", *IEEE Trans. Nucl. Sci,* vol 45, pp. 3035-3058, December 1998.

[12] Pani R, Vincentis GD, Scopinaro F, et al. "Dedicated gamma camera for single photon emission mammography(SPEM)", *IEEE Transactions on Nuclear Science.* 1998;45:1513

[13] Majewski S. Farzanpay F. Goode A. Kross B. Steinbach D. Weisenberger A. Williams M. Wojcik R. "Development of an application specific scintimammography detector based on a crystal scintillator array and a PSPMT", *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section A-*

Accelerators Spectrometers Detectors & Associated Equipment. 1998:409 (1-3) :520

[14] Pani R. Pellegrini R. Soluri A. Devincentis G. Scafe R. Pergola A. "Single photon emission imaging by position sensitive PMT", *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section A-Accelerators Spectrometers Detectors & Associated Equipment.* 1998:409(1-3):524

[15] R. Pani, F. Scopinaro, R. Pellegrini, A. Soluri, A. Pergola, G.De Vincentis, M. Ierard, and I.N. Weinberg, "Single Tube Gamma Camera for Scintimammography", *Anticancer Res*, vol 17, pp. 1651-1654, 1997.

[16] R. Pani, F. Scopinaro, R. Pellegrini, A. Soluri, I.N. Weinberg, G. De Vincentis, "The role of Compton background and breast compression on cancer detection in scintimammography", *Anticancer Rec,* vol 17, pp. 1645-1650, 1997.

[17] G. De Vincentis, F. Scopinaro, R. Pani, R. Pellegrini, A. Soluri, M. Ierardi, L. Ballesio, I.N. Weinberg, A. Pergola, "99mTc MIBI scintimammography with high resolution single tube gamma camera: preliminary study", *Anticancer Res,* vol 17, pp. 1627-1630, 1997.

[18] Weisenberger A.G, Kross B, Majewski S & Wojick, "Design features and performance of a CsI(Na) array based gamma camera for small animal gene research", *IEEE Nuclear Science Symposum Conference Record* 1997.

[19] Pani R, Pellegrini R, Scopinaro F, et al. "Portable gamma camera for clinical use in nuclear medicine" *IEEE MIC Record*. 1997;1170

[20] Ordonez CE, Mintzer RA, Aarsvold JN, et al. "Simulation of imaging with sodium iodide crystals and position-sensitive photomultiplier tubes", *IEEE Trans on Nucl Sci*. 1994;41:1510

[21] Guru SV, He Z, Ferreria JC, et al. "A high energy gamma camera using a multiple hole collimator and PSPMT". *Nucl Inst & Meth.* 1994;A:328

[22] A. Truman, A.J. Bird, D. Ramsden and Z. He, "Pixellated CsI(Tl) arrays with position-sensitive PMT readout", *Nucl. Instrum. Methods*, vol 353, pp.375-78, 1994

[23] M. Ljiungberg, S. Strand "A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics", *Com Meth & Prog in Biomed*, 29, pp.257-272, 1989

[24] Guy H. Simmond “The Scintillation Camera”, The Society of Nuclear Medicine, New York, pp 17-45, 1988