

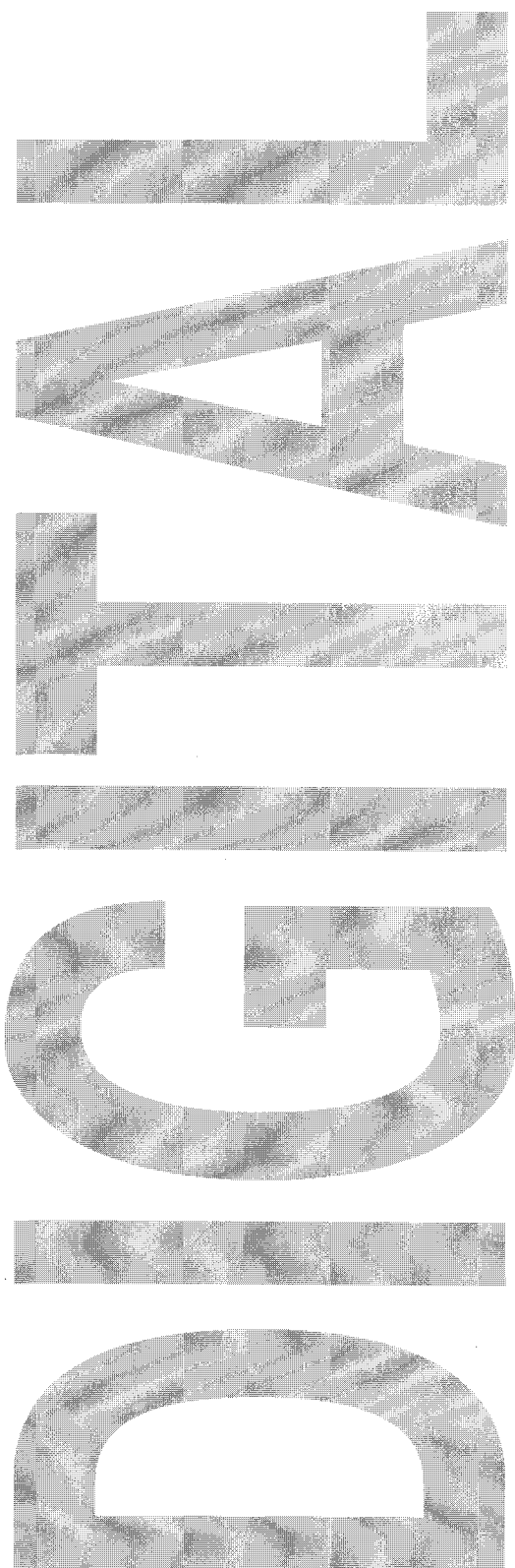
의료영상시스템의 디지털영상 재구성 특성 (SPECT를 중심으로)

전 성 준
국립경찰병원 방사선과

제장 서 론

..... 현대의학에서 의료영상정보의 비중은 과학기술과 컴퓨터등의 비약적인 발달과 더불어 매우 커졌으며 이러한 의료영상정보 시스템의 디지털영상처리는 매우 중요한 문제이다. 따라서 본 연구에서는 의료분야에서 널리 이용되고 있는 디지털 영상의 재구성 특성에 관하여 연구 하고자 한다.

일반적으로 단층영상은 디지털 영상정보의 재구성 과정을 거쳐 이루어지며, 평면영상에서 소실되는 깊이의 정보를 판별가능하게 해준다. 그러나 영상의 재구성 과정에서 배후방사능과 산란선등의 영향으로 왜곡되어 나타날 수 있는 잡음이 불필요한 인공적 가공물로 나타나거나 해상력 저하등 화질을 저하시키는 요인으로 작용하게 되므로 이러한 영상의 재구성 전, 후처리에서 기본데이터의 근본적 변화없이 잡음만을 제거하여 영상 재구성을 이루어야 하는데 본 연구에서는 이러한 방법으로 널리 사용하고 있는 필터를 이용한 역투영(filtered - backprojection, FB)법에 관하여 각 필터의 특성을 파악하였으며 그 필터의 주파수 절단값 변화에 대한 영향을 평가하고 이 결과를 분석하여 재구성된 영상의 감도, 대조도 등 화질의 변화를 고찰 하였다.



제2장 의료영상 재구성의 원리

영상재구성은 장비의 특성에 따라서 일반적으로 우리가 얻고자 하는 결과적인 영상을 만들수 있는 변형된 개체정보의 처리로 생각할 수 있으며 이는 곧 획득된 투영에 대한 공간정보의 조정으로서 공간영역의 활용으로 생각할수 있고, 따라서 영상의 재구성은 컨벌루션과 같은 수학적 처리에 의해서 Fourier변환으로 얻어진 투영으로 부터 영상재구성 과정을 거치게 된다. 이 Fourier변환은 주기적이든 비주기적이든 각 진동의 특정한 진폭이나 위상을 가지는 다양한 주파수에서 정현파 함수의 체계를 이루는 시간과 공간의 함수로 나타낼 수 있으며, 만일 그 함수가 주기적이면 그것의 주파수 스펙트럼은 단지 DC로 불리는 Zero frequency와 기본 주파수의 완전한 배수에서만 값을 가지는 정현파 함수로 나누어지고, 비주기적이면 그 스펙트럼은 모든 주파수에서 연속적으로 값을 가지게 되며, 이러한 재구성 방법으로 초기에는 역투영이 이용되었는데 이 개념의 수학적 모델을 X,Y좌표체계를 사용하여 선원의 단면적 분포표사로 나타내면 그림2.1과 같고 이를 전개하면 각 θ 에서 검출기는 투영 경로 t를 따라 각각의 화소 $f(x,y)$ 에 대한 총합과 같은 계수들을 수집한다.

만일 $f(x,y)$ 와 점 (x,y) 에서의 방사능값이라면 $t=[x\cos(\theta)+y\sin(\theta)]$ 가 되며, 함수 $p(t,\theta)$ 를 투사된 데이터나 각 θ 에서 선적분 t에 대한 방사능의 총합으로 나타내면

$$p(t, \theta) = \int f(x,y) (x\cos\theta + y\sin\theta - t) dx dy \dots \dots \dots (1)$$

여기서 선을 $t=x\cos\theta+y\sin\theta$ 로 제한하면 역투영은 $p(t,\theta)$ 로 나타나며,

그 $p(t,\theta)$ 는 (t,θ) 의 경로를 따라 각각의 화상요소에 할당되고, 획득경로를 산출하면

$$f(x,y) = \int p(t,\theta) d\theta \dots \dots \dots (2)$$

결국 역투영은 각 방향에서의 모든 감마선의 합이고, 섬광계측기로 얻어질수 있는 2차원 영상이 필름, 종이, CRT 모니터등과 같은 영상면위에 투사되었을때의 겹침은 그 각각의 각에 투사된 감마선의 합의 결과로서 횡단면상 이며, 또한 본래선원의 또다른 영상이 된다.

그러나 이러한 역투영방법은 많은 인공적가공물을 발생시키고 영상 재구성에 원천적인 Brute force등이 가해졌기 때문에, 현재는 작동과 수행이 용이하고 인공적 가공물의 감소가 향상된 FB법이 대부분의 의료영상 재구성 방법으로 사용되고 있으며, 여러 종류의 정교하고 세련된 필터들이 있지만 대표적인 것이 윈도우 차단 특성(Window-off)을 가지는 램(Ramp)필터인 것이다.

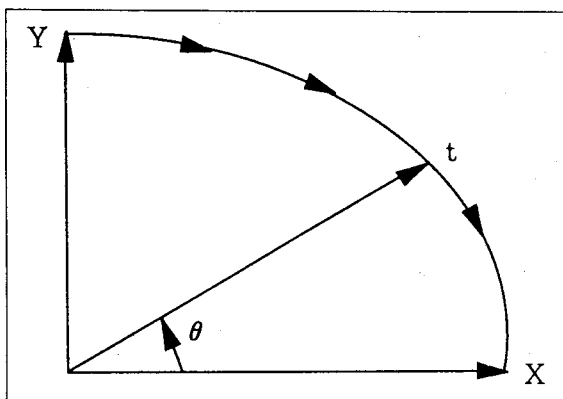


그림 2.1 X,Y좌표상에 나타낸 회전형 감마 카메라의 획득경로

제3장 팬텀(Phantom)의 구성과 영상정 보획득

3.1 팬텀의 구성

직경 20cm, 농도 0.25mCi/ml(Background activity)의 규질한 방사성 동위원소 Tc-99m 으로 채워진 원통 내부에, 요량이 25ml이고, 직경이 2cm인 액체 형광계수 검출이 용이한 유리관 6개를 방사능의 농도비가 1:1, 2:1, 3:1, 4:1, 5:1, 6:1 이되도록 하여 원통의 가장자리

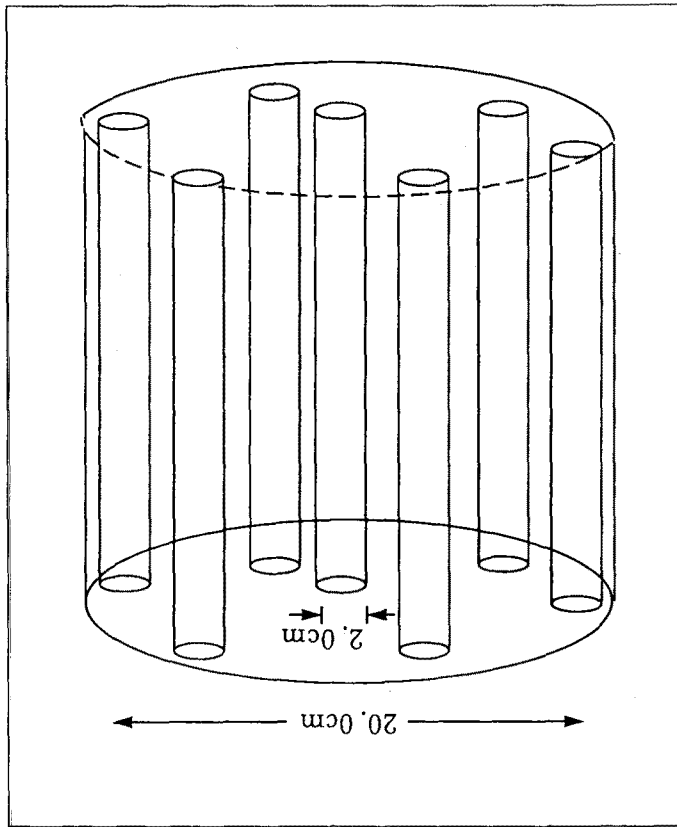


그림 3.1 팬텀 (Phantom)

에 차례로 배열시키고, 가운데에는 비방사성 물을 담은 유리관1개를 위치시켜 그림 3.1과 같은 팬텀을 구성하였다.

3.2 영상정보 획득(Acquisition)

영상정보의 입력은 실제 환자의 검사에서 사용되는 조건이나 매개변수를 가지고 형성되어야 하는데 영상의 해상력에 직접적인 영향을 미치게되는 투영수 및 검사 시간등은 각 제조회사의 장비마다 회전가능한 각에 따라(360도, 180도등)다르므로 본 연구에서는 회전형 감마 카메라를 사용하여 360도 회전하면서 약 5.6도 간격의 회전폭을 가졌고, 다음식

$$N = (\pi \times 2r/x) / 100 \dots\dots\dots (3)$$

N : 회전폭(투영수)

π : 3.14

r : FOV의 반지름

x : 화소크기

에 의해 64개의 투영수를 얻었으며, 이 때 각각의 투영입력 시간은 계수율가 32비트의 컴퓨터용량 등을 고려하여 15sec/projection 이었다. 또한 행렬은 화소의 크기가 장비의 반치폭(FWHM: full width half maximum)이 12.5mm의 1/2이하인 약 6.25mm가 되므로 64×64 행렬을 선택하였다. 그리고 조준기는 저에너지, 고분해능의 HRPC조준기를 선택 하였다.

3.3 감약보정(Attenuation correction)

본 연구에 이용된 방사선은 전자과 방사선중 감마(γ)선 으로 이는 물질을 통과하면서 물질과 상호작용을 일으켜

$$I = I_0 e^{-\mu l} \dots\dots\dots (4)$$

I : 계측기에 다다른 광자수의 강도

I_0 : 선원의 초기 광자수의 강도

e : 자연흡수계수(2.718)

μ : 조직의 단위길이당 광자의 흡수계수,

140kev Tc-99m 에서

물의 경우 : 0.15, 사람의 뇌: 0.11

l : 피검체의 두께

의 감약이 발생하며 사용되는 핵종에 따라 감약과 함께 산란선을 발생시키므로 영상의 질을 저하시키고 데이터의 정량화에 오차를 가져오게 된다. 따라서 이러한 감약을 보상하기 위해서 감약보정법을 이용하는데 이러한 방법들은 일정한 흡수계수를 사용하므로 인체의 흥

부와 같은 부위에 적용하기는 어렵고 비교적 뇌 단층촬영의 경우에 많이 이용된다.

3.4 영상의 재구성

획득된 투영상은 일차적으로 조준기에 의해서 여과(convolved/filtered)되며, 2차적으로 시스템의 소프트웨어인 디지털 필터(Ramp, Butter-worth 등)를 사용하여 더욱 convolve하였는데, 이때 컨볼루션의 수학적 전개는 매우 복잡하다. 그러나 개체내의 주파수가 영상에서 재 생성되는지 않되는지의 여부를 검토함으로써 해서 전체적인 처리과정은 보다 쉽게 나타낼 수가 있으며, 이때의 공간 정보는 Fourier변화를 통하여 주파수정보로 변화되고 투영상으로 나타나는데 공간 컨볼루션과 주파수영역 필터링은 동가이므로 공간 데이터 보다도 오히려 공간 주파수를 참조함으로써 FB개념도 단순화할 수 있다. 따라서 수학적 함수대신 공간 데이터의 컨볼루션을 가지고 역투영 재구성처리를 하는 동안 투영데이터의 주파수를 필터링 함으로서 영상의 재구성을 이루었으며, 또한 이런 재구성 과정에서 배후방사능과 산란선등이 영상에 불필요하게 영향을 줌으로서 나타날 수 있는 왜곡의 양상인 잡음이 인공적 가공물로 나타나거나 해상력 저하

등 영상의 질을 저하시키는 요인으로 작용하게 되므로 이들 영상의 재구성 전후 처리에서 이런 인공적가공물을 제거하여 원래 영상과 유사한 묘사를 이룰수 있는 이상적인 재구성을 이루도록 FB법을 이용하여 각각의 투영에 필터를 적용하였으며, 여과된 영상을 재투영하여 Negative value을 효과적으로 상쇄시킬 수 있으나 합쳐진 방사선의 높은 감도의 일부도 지워지게 되므로 반복되는 실험을 통하여 기준치를 설정하고 이를 활용한다.

제4장 결과 및 고찰

4.1 결과

그림 4.1은 $\mu\text{Ci/ml}$ 의 배후방사능에 대한 방사능의 비가 각각 0:1에서 6:1까지인 여러 선원의 회상배열을 나타내는 팬텀의 기본 데이터를 각각의 Ramp, Butterworth, Ramp/Hann(0.5), Ramp / Hann (0.25) filter를 이용하여 재구성해서 얻은 팬텀의 횡단면상이며, 그림 4.2는 재구성된 영상에 통상적인 ROI(region of interest) 소프트웨어 패키지를 이용하여 ROI를 설정

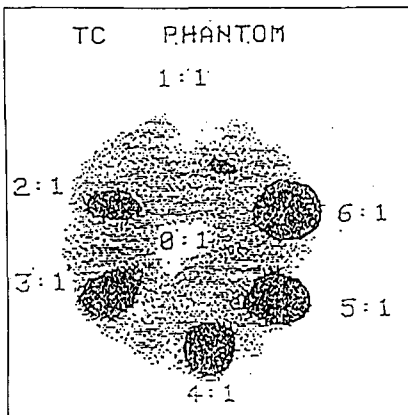


그림 4.1 재구성된 팬텀의 횡단면상

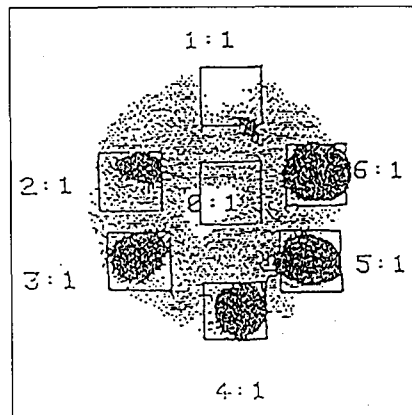


그림 4.2 ROI (Regions Of Interest) 설정

표 4.1 방사능 농도비에 대한 Ramp filter 특성

| 선원 \ 분류 | 0:1 | 1:1 | 2:1 | 3:1 | 4:1 | 5:1 | 6:1 |
|--------------|------|------|------|------|-------|------|-------|
| Pixel counts | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 |
| Total counts | 1.4k | 3.9k | 6.4k | 8.7k | 11.6k | 14k | 18.7k |
| Mean counts | 151 | 421 | 691 | 940 | 1254 | 1513 | 2022 |

표 4.2 방사능 농도비에 대한 Butterworth filter 특성

| 선원 \ 분류 | 0:1 | 1:1 | 2:1 | 3:1 | 4:1 | 5:1 | 6:1 |
|--------------|------|------|------|------|------|-------|-------|
| Pixel counts | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 |
| Total counts | 1.8k | 3.8k | 6.2k | 8.5k | 11k | 12.6k | 17.7k |
| Mean counts | 194 | 140 | 670 | 918 | 1189 | 1362 | 1913 |

표 4.3 방사능 농도비에 대한 Ramp/Hann(cut off: 0.5) filter 특성

| 선원 \ 분류 | 0:1 | 1:1 | 2:1 | 3:1 | 4:1 | 5:1 | 6:1 |
|--------------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Pixel counts | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 |
| Total counts | 1.9k | 3.6k | 6.1k | 7.3k | 9.9k | 11k | 15.6k |
| Mean counts | 205 | 389 | 659 | 789 | 1070 | 1189 | 1686 |

표 4.4 방사능 농도비에 대한 Ramp/Hann(cut off: 0.25) filter 특성

| 선원 \ 분류 | 0:1 | 1:1 | 2:1 | 3:1 | 4:1 | 5:1 | 6:1 |
|--------------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Pixel counts | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 | 9,25 |
| Total counts | 3.3k | 3.8k | 5.2k | 6.1k | 6.9k | 8k | 10.5k |
| Mean counts | 357 | 410 | 562 | 660 | 745 | 864 | 1135 |

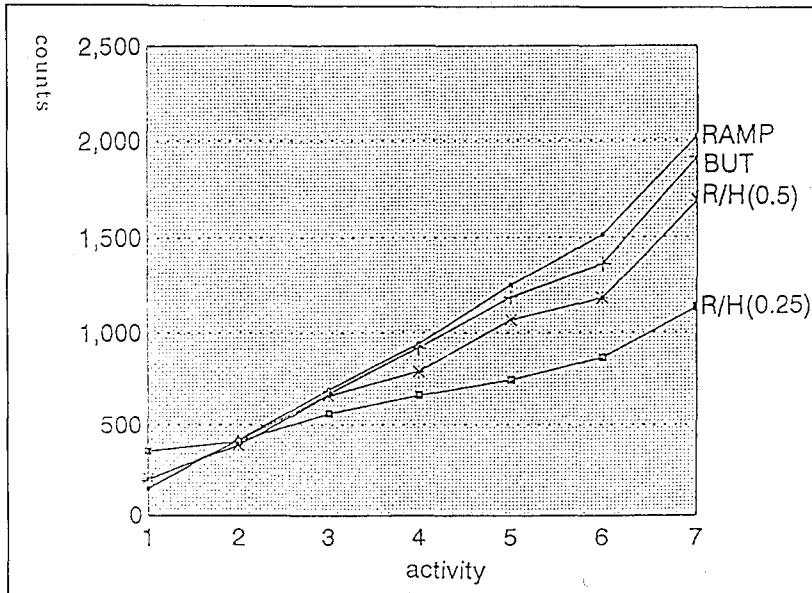


그림 4.3 선원의 방사능과 계수의 비

한 영상이다. 그림 4.2에서 그 각각의 ROI에 대한 화소 수, 총계수치, 평균계수치등을 각각의 필터링된 영상에 대해서 나타내면 표4.1-4.4와 같고 이 표에 나타난 계수치를 각 선원에 대하여 그래프로 나타내면 그림4.3과 같다.

상력 감소등 영상의 질을 저하시키는 용인이며 이는 측정값의 통계적 변동치와 같다. 따라서 식

$$T-B/B \dots \dots \dots (5)$$

(T:target, B:background)에 의해서 얻어지는 영상의 대조도는 표 4.5와 같다.

4.2 고찰

변환영상에서 배후방사능과 산란선은 불필요한 신호 잡음이 되어 영상에 인공적 가공물로 나타나면 결국 해

또한 영상의 대조도와 각 선원의 방사능값의 함수를 도표로 나타내면 그림 4.4와 같다. 이상의 결과에서 나타난 것과 같이 낮은 계수의 임상검사에 Ramp filter만

표 4.5 방사능 농도비에 대한 각 필터의 영상의 대조도

| 선원 \ 분류 | 0:1 | 1:1 | 2:1 | 3:1 | 4:1 | 5:1 | 6:1 |
|--------------|------|------|------|------|------|------|------|
| Ramp | 2.3 | 8.2 | 14.1 | 19.6 | 26.5 | 32.2 | 43.3 |
| Butter worth | 3.23 | 7.97 | 13.6 | 19 | 24.9 | 28.6 | 40.6 |
| R/H(0.5) | 3.42 | 7.4 | 13.2 | 16 | 22 | 24.6 | 35.4 |
| R/H(0.2) | 6.6 | 7.8 | 11 | 13.1 | 14.9 | 17.5 | 23.2 |

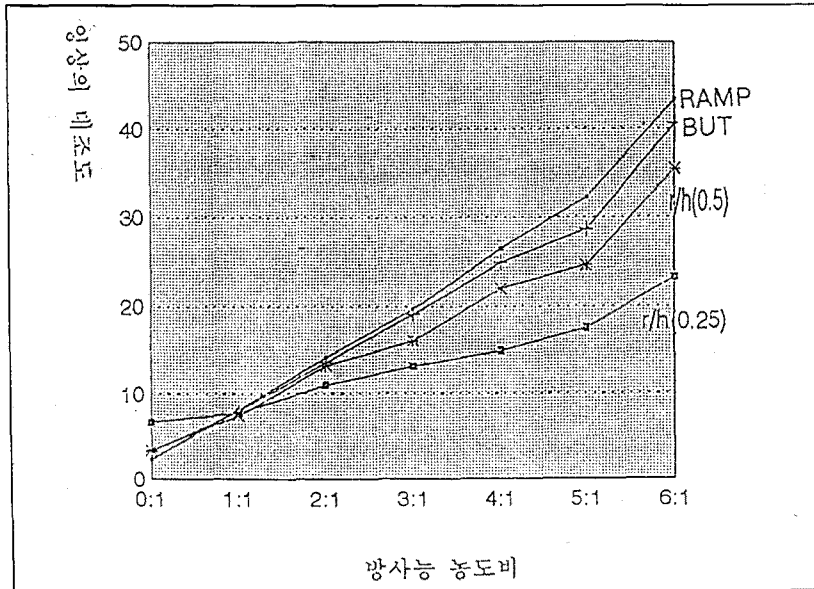


그림 4.4 재구성된 영상의 대조도

을 사용하기에는 잡음이 너무 많아 실상을 판단(해석)하기가 어렵고 따라서 어떠한 평활화나 윈도우 기능이 요구되는데 Butterworth의 경우는 Ramp filter의 특성들이 거의 유지되면서 Hann window의 과도한 평활화를 피하는 것으로 나타났고, 비교적 극단적인 0.25 roll off(cut off)를 가지는 Ramp-Hann의 경우는 계수를 거의 절반까지 감소시키는 한편 선원이 가지는 방사능의 선형성에도 변화를 줄뿐만 아니라 잡음은 물론이고 유용한 영상데이터도 제거되는 경향을 보였다. 또한 같은 필터에서도 Roll off 값의 변화에 따라서 영상의 대조도와 검출가능성의 다양함을 나타냈으며, Butterworth와 0.5 cut off를 가지는 Ramp/Hann의 경우는 Ramp에 거의 근접한 대조도를 유지하고 있고, 표적의 유용한 데이터도 격심하게 감소시키지 않으며 잡음 감소도 적정한 것으로 보였다.

제5장 결론

일반적인 평면적 영상에서는 크게 문제되지 않는 신호잡음이 입체적 영상구성에서는 심각한 오차 요인으로 작용하게 된다. 따라서 영상의 재구성 과정에서 이들 신호잡음의 제거와 평활화를 위한 Form을 적용할 필요를 확신하지만 그 정도나 시기에 대한 의문은 아직 여전하며 또한 각 시스템들이 그 각각의 특성에 따라서 다르게 응답되기 때문에 영상의 대조도, 선형성, 감도등의 요소들은 더욱 향상된 영상의 질을 유지하기 위하여 일정지표로 활용하는 것이 바람직하다 하겠다.

참고문헌

1. Z.H Cho, Joie P. Jones, Manbir Singh "Foundation of Medical Imaging", John Wiley & Sons, Inc. 1993.
2. 설현옥, "단일광자방출 전산화단층촬영을 이용한

- 주요정 신병에서의 국소뇌혈류변화에 대한 연구”, 정신의학 별책 제16권 2호, pp.1-13, 1991.
3. “핵의학 영상기술”, 대한핵의학기술연구학회, 1992.
 4. Robert J. English, Susan E. Brown, “SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)”, The society of Nuclear Medicine, New York, 1990.
 5. “Orbit 75 series SPECT 시스템 운영지침서 (Operating Manual)”, Siemens Co.
 6. “Tc99m -HMPAO를 이용한 정상인 국소뇌혈류의 정량적 분석”, 대한핵의학회지 제23권, pp.155-163,1989.
 7. Michael J. Gelfand, Stephen R. Thomas, “Effective use of Computers in Nuclear Medicine”, McGraw-Hill Book Co. 1988.
 8. 양승오, 송군식, 오용호 외 2인. “Basic physics in diagnostic Radiology”, 1993.
 9. 畔津 明仁 著, 권순도 譯, “영상신호처리”, 기전연구사.
 10. 강민호, 임국환외의 6인, “전기통신기술개론”, 제 단법인 한국전자 통신연구소. 청문각.
 11. 김남현, 윤형로의 4인, “의용공학 입문.” 신광출판사, 1992.
 12. R.A Brooks, G. Di Chiro, “Principles of computer assisted tomography(CAT) in radiographic and radioisotopic imaging”, Phys. Med. Biol., vol.5, pp. 689-732, 1976.
 13. L.T. Chang, “A methode for affenuation correction in radionuclied computed tomography”, IEEEA trans. Nucl. Sci. vol.NS--25, pp.638-643, 1978.
 14. T.L. Faber, M.H. Lewis, J.R. Corbett, et al, “Attenuation correction for SPECT:An evaluation of hybrid approaches.” IEEE Trans. Med. Img., vol.MI-3, pp.101-107, 1984.
 15. G.T. Gullberg, J.A. Malko, R.L. Eisner, “ Boundary determination methods for attenuation correction in SPECT. In : Esser PD,ed, Emission Computed Tomography Current Trends”, New York, The Society of Nuclear Medicine, pp.33-53, 1983.
 16. 고창순. “핵의학”, 고려의학, 1992.
 17. 이문호. “임상핵의학”, 여문각, 1982.
 18. M.L. Goris, S.G. Daspit, J.P. Melaughlin, “Interpolative Background Subthaction”, J. Nucl Med. vol.17, pp.744, 1976.
 19. M.A King, P.W Doherty, R.B. Schwingeh, et al., “Fast Count-dependent digital filtering of Nuclear Medicine Images : Concise Communication”, J Nucl Med, vol.24, pp.1039, 1983.
 20. K. Greer, R. Jaszczak, C. Harris, et al., “Quality control in SPECT”, J. Nucl Med Technol, vol.13, pp.76-85, 1985.
 21. B.A Harkness, W.L. Rogers, N.H. Clinthorne, et al., “SPECT:Quality control procedures and artifact identif-ication”, J Nucl Med Technol, vol.11, pp.55-60, 1983.
 22. R.J. Jaszczak, R.E. Coleman, “Selected Processing techques for scintillation camera based SPECT system. In: Single Photon Emission Computed Tomography and Other Selected Computer Topics.” New York: The Society of Nucl Med, pp.45-59, 1980.