

기저/아세타졸아미드 부하 연속 촬영 뇌관류 SPECT 최적화

서울대학교 의과대학 핵의학교실, 방사선의학연구소*

이동수 · 이태훈 · 김경민* · 정준기 · 이명철 · 고창순

= Abstract =

Optimization of Subtraction Brain Perfusion SPECT with Basal/Acetazolamide Consecutive Acquisition

Dong Soo Lee, M.D., Tae Hoon Lee, B.S., Kyeong Min Kim, M.S.*, June-Key Chung, M.D.
Myung Chul Lee, M.D. and Chang-Soon Koh, M.D.

Department of Nuclear Medicine, College of Medicine, Institute of Radiation Medicine,
Seoul National University, Seoul, Korea*

This study investigated the method to adjust acquisition time(a) and injection dose (i) to make the best basal and subtraction images in consecutive SPECT. Image quality was assumed to be mainly affected by signal to noise ratio(S/N). Basal image was subtracted from the second image consecutively acquired at the same position. We calculated S/N ratio in basal SPECT images(S_1/N_1) and subtraction SPECT images(S_s/N_s) to find a(time) and i(dose) to maximize S/N of both images at the same time.

From phantom images, we drew the relation of image counts and a(time) and i(dose) in our system using fanbeam-high-resolution collimated triple head SPECT. Noise by imaging process depended on Poisson distribution. We took maximum tolerable duration of consecutive acquisition as 30 minutes and maximum injectible dose as 1,850MBq(50 mCi)(sum of two injections) per study. Counts of second-acquired image(S_2), counts(S_s) and noise(N_s) of subtraction SPECT were as follows. C_1 was the coefficient of measurement with our system.

$$S_2 = S_1 \cdot \left(\frac{30-a}{a}\right) + \text{background} \cdot \left(1 - \frac{30-a}{a}\right) + C_1 \cdot (30-a) \cdot \epsilon \cdot (50-i)$$

$$S_s = S_2 - \left\{ S_1 \cdot \frac{(30-a)}{a} + \text{background} \cdot \left(1 - \frac{(30-a)}{a}\right) \right\}$$

$$N_s = \sqrt{N_2^2 + N_1^2 \cdot \frac{(30-a)^2}{a^2}} = \sqrt{S_2 + S_1 \cdot \frac{(30-a)^2}{a^2}}$$

In case of rest/acetazolamide study, effect(ϵ) of acetazolamide to increase global brain uptake of Tc-99m-HMPAO could be 1.5 or less. Varying ϵ from 1 to 1.5, a(time) and i(dose) pair to maximize both S_1/N_1 and S_s/N_s was determined. 15 mCi/17 min and 35mCi/13min was the best a(time) and i(dose) pair for rest/acetazolamide study(when ϵ were 1.2) and came to be used for our clinical routine after this study.

이 연구는 KIST2000 07-97-001연구비의 지원으로 이루어졌음.

책임저자: 이동수 (우)110-744 서울시 종로구 연건동 28번지 서울대학교병원 핵의학과

Tel: 760-2501 Fax: 766-9083 E-mail: dsl@plaza.snu.ac.kr

We developed simple method to maximize S/N ratios of basal and subtraction SPECT from consecutive acquisition. This method could be applied to ECD/HMPAO and brain activation studies as well as rest/acetazolamide studies.

Key Words : Subtraction SPECT, Optimization, Rest/acetazolamide study, Signal to noise ratio

서 론

기저 SPECT와 아세타졸아미드(acetazolamide : Diamox^R: 이하 디아목스라 함) 부하 뇌관류 SPECT로 기저 관류와 부하 관류의 차이를 보려할 때 테크닉을 쓰면 반감기가 길어 둘 중 하나를 다음날 다시 촬영하여야 한다. 서로 다른 날 촬영한 영상은 위치가 비슷하면서도 조금이라도 다르기 때문에 육안으로 비교하기 어려우며, 컴퓨터를 이용하여 위치를 보정(registration)하여 위치를 일치시켜, 육안으로 판단하기 쉬운 감산 영상을 만들기는 더욱 어렵다. 삼중헤드 SPECT로 뇌관류 SPECT를 한 번 촬영하는 시간은 10-15분 쯤이고 환자가 보통 30분 내외의 시간 동안은 움직이지 않고 있을 수 있음을 고려하면 같은 위치에서 2회 주사하고 연속 촬영하여 감산 영상을 얻어 기저 상태와 부하기의 뇌 혈류를 동시에 평가하는 것이 바람직하다.

두 번 이어서 촬영한 영상으로 뒤의 것에서 앞의 것을 뺀 영상을 만들 때 두 영상을 각각 같은 양의 방사성동위원소를 주사하고 같은 시간 촬영하여 뺀 영상을 만들면 이 감산 영상은 잡음이 많아 판독하기 어렵다¹⁾. SPECT 영상이 판독하기 적절인지 여부는 영상의 화소 대조도와 각 화소 신호가 식별하기에 충분한지에 달려 있다. 화소 신호가 클수록 대조도가 좋을수록 영상이 좋다. SPECT를 촬영할 때 촬영 시간을 충분히 늘일수록 또 주사량을 늘일수록 화소당 신호가 많아진다. 그러나 촬영시간이 늘어나면 환자가 가만히 견디지 못하고 움직이며 움직임에 따른 인공산물과 잡음이 늘어 판독하는데 오히려 불리하다. 더구나 주사량은 매 검사 검사 받는 사람에 대한 방사선 흡수선량 제한 때문에 함부로 늘일 수 없다. 이런 이유로 방사성동위원소 주사량과 촬영 시간을 조정하여 판독에 적절한 영상을 얻는 방법을 최적으로 조절할 필요가 크다.

SPECT 영상을 판독할 때 재구성된 영상에 나타난

각 화소의 신호밀도가 최소 식별가능한 병변의 크기와 대조도에 영향을 미친다²⁾. 병변을 식별하려 하면 신호를 무작위 잡음과 구별하여야 하므로 잡음과 대조도(noise contrast)가 적정수준 이상이어야 한다. 잡음 대조도는 신호밀도와 관련있고 신호 잡음 비(signal to noise ratio : S/N ratio)가 클수록 좋으며, 신호잡음 비의 역수로 나타낸 계수 표준편차($1/\sqrt{S}$)는 작을수록 좋다. 병변의 대조도가 잡음 대조도의 3-5배가 되어야 육안으로 식별할 수 있다²⁾.

이 연구에서 우리는 뇌관류 SPECT를 핵의학 의사가 판독할 때 느끼는 영상의 질을 신호 대 잡음의 비가 반영한다고 가정하고 임상예에 응용할 수 있는 최적 촬영조건을 찾기 위해 Tc-99m-HMPAO 기저/디아목스 부하 뇌관류 SPECT 연속 촬영에 의해 얻은 기저/감산영상에서 두 영상의 신호 대 잡음 비를 가장 크게 만드는 촬영 시간과 투여량을 산출할 모사시험(simulation study)을 하였다. 모형(phantom)을 이용하여 주사량과 촬영 시간에 따라 영상 신호가 어떻게 변하는지 알아낸 후, 순차 촬영한 두 촬영에 들어간 시간의 합을 30분으로 정하고 두 번에 걸친 Tc-99m-HMPAO 주사 총량을 1850MBq(50mCi)로 제한하여 신호 대 잡음 비를 최적으로 만드는 촬영시간과 주사량의 조합을 산출하였다.

이 연구로 우리는 실제 임상에서 기저/디아목스 부하 SPECT를 할 때 간편하게 쓸 수 있는 촬영시간/주사량 조합을 얻었다. 이렇게 최적화된 촬영방법 산출법은 기저/부하 SPECT뿐 아니라 HMPAO/ECD 연속 촬영이나 SPECT를 이용한 뇌활성화 검사에 응용할 수 있을 것이다.

대상 및 방법

1. 기기와 방법

부채살 조준기를 붙인 삼중헤드 감마카메라(Prism 3000, Picker Co., USA)를 사용하여 기저 및 디아목

스 부하 SPECT영상을 연속하여 얻기 위해 그림 1과 같은 프로토콜을 이용하여 촬영을 하였다. 헤드 하나가 움직이는 120도를 40단계로 3도마다 멈춰 촬영하는 (Step and Shoot) 방식으로 영상을 얻을 때 64×64 매트릭스를 사용하였다. 사용한 카메라의 공간 해상도 (FWHM)는 12.5mm이었다. 두 번 주사하는 Tc-99m-HMPAO 주사총량을 1,850MBq(50mCi)로, 연속 촬영 시 환자가 자세를 유지할 수 있는 한계 시간을 30분으로 하여 30분 안에 둘을 모두 촬영하는 것으로 하였다.

Tc-99m-HMPAO를 1차 주사한 후 충분히 섭취되도록 5분 지난 후에 기저영상을 촬영하고 촬영시작한 후 바로 디아목스를 주사하였다. 디아목스 주사 후 15분 후에 다시 Tc-99m-HMPAO를 2차 주사한 후 5분 후 부하 영상을 촬영하였다. 2차 획득한 SPECT로부터 먼저 획득한 기저 SPECT를 뺀 감산영상을 얻어 디아목스 부하 SPECT로 삼았다.

2. 모형 실험

모형(phantom)으로 촬영 시간과 방사성의약품 주사량에 따른 우리 시스템의 화소당 신호의 크기를 측정하였다. Hot Insert, Cold Insert와 Linearity Insert의 3개 층이 있는 원통형 탱크인 Performance Phantom 76-824(Set of 3 Inserts, Nuclear Associates)을 이용하여 Tc-99m을 18.5, 37, 55.5, 74, 129.5MBq(0.5mCi-2.5mCi)를 넣고 각각의 방사능 농도에 따른 영상 신호를 얻었다.

환자에게 740MBq를 주사하면 주사량의 5%가 뇌에 모인다고 할 때 37MBq이 뇌에 모인다고 보았다. 1500ml인 뇌용적에 37MBq-74MBq이 모이면 뇌내 단위용적의 방사능은 25-50KBq/ml이므로 모형내의

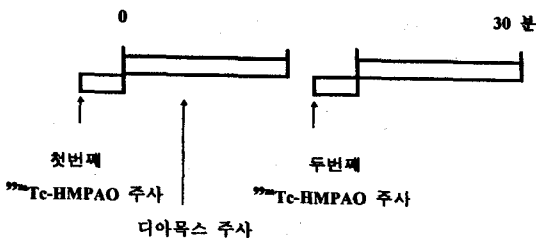


Fig. 1. 순차 검사 프로토콜.

방사능 농도도 비슷하도록 희석하여 넣고 방사능을 계수하였다.

방사능 계수와 촬영시간, 주사량과의 관계를 선형 회귀분석하여 배후 방사능을 산출하고 촬영시간과 Tc-99m 주사량에 따른 화소당 영상신호 사이의 비례 계수를 구하였다.

3. 기저영상과 감산영상의 신호와 신호 잡음 비의 표현

영상의 화소당 방사능 계수와 촬영 시간, Tc-99m-HMPAO 주사량 사이의 관계가 다음과 같다. 계산의 편의상 MBq대신 mCi를 사용하였다.

$$\text{신호 (방사능계수)} = \frac{\text{비례계수} \cdot (\text{시간} \cdot \text{주사량}) + \text{배후방사능}}{\text{비례계수}} \quad (1)$$

시간(최대값=30분): 1차 촬영시간=a분,
2차 촬영시간=(30-a)분
주사량(최대값=50mCi): 1차 주사량=i mCi, 2차 주사량=(50-i)mCi
비례계수(C₁): 촬영시간과 주사량에 따른 화소당 영상신호 사이의 비례계수

신호에 따른 배경 잡음(계의 잡음)의 크기가 포아송 분포를 따른다고^{3, 4, 5)} 하면 잡음의 크기는 다음과 같다.

$$\text{잡음(방사능 계수)} = \sqrt{\text{신호}} \quad (2)$$

1차 영상 신호(S₁)와 2차 영상 신호(S₂) 그리고 감산영상의 신호(S_s)는 다음 식으로 표현하였다. Fig. 2 처럼 주사량과 시간에 따른 방사능 계수가 (1)식으로 회귀되고 시간과 주사량이 동등하게 계수에 영향을 미치는 것으로 보아 배후방사능은 한 번 영상을 획득할

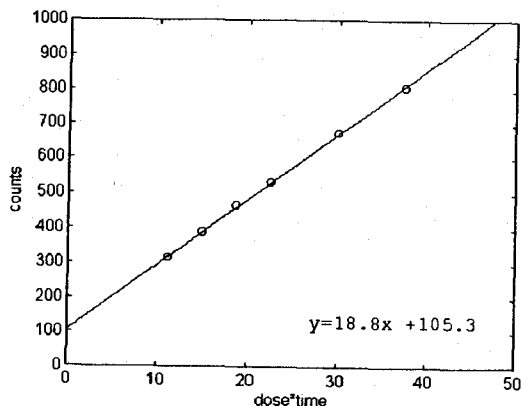


Fig. 2. 촬영시간과 주사량의 곱에 따른 화소당 계수.

때 화소에 측정되는 계수에서 주사량과 측정시간을 늘려도 상관없이 일정하다고 가정하였다. 즉, Fig. 2의 y 축과 만나는 점으로 잡았다.

$$S_1 = C_1 \cdot (a \cdot i) + \text{배후방사능} \quad (3)$$

$$S_2 = S_1 \cdot \left(\frac{30-a}{a} \right) + \text{배후방사능} \cdot \left(1 - \frac{30-a}{a} \right) + C_1 \cdot (30-a) \cdot \epsilon \cdot (50-i) \quad (4)$$

ϵ 은 두 번째 주사한 Tc-99m-HMPAO가 디아목스의 효과에 의해 뇌에 더 많이 섭취된다고 보고 디아목스를 주사하기 전의 주사량 대 섭취량의 비와 디아목스 약효가 있을 때 주사량 대 섭취량의 비의 비(ratio)로 정하였다.

2차 영상의 신호(S_2)는 디아목스 약효가 있을 때 2차 주사[(50-i)mCi]하여 (30-a)분 동안 섭취된 방사능과 기저영상이 겹쳐 촬영된 효과를 반영하기 위해 촬영시간이 다른[(30-a)/a] 만큼을 보정한 기저영상의 계수(S_1)를 더한 합이다.

이 때 2차 영상 획득도 한번 촬영한 것이므로 배후방사능이 한 번 가산되도록 S_1 에 의해 포함된 신호를 배후방사능 $\cdot \left(1 - \frac{30-a}{a} \right)$ 으로 조정하였다.

디아목스 부하에 의해 분포한 방사능은 2차 획득영상에서 1차 획득영상을 뺀 감산영상으로 얻을 수 있다. 감산영상의 신호는 2차 획득 영상과 1차 획득 영상의 차이 만큼인데 감산에 의해 배후방사능은 사라진다고 보았다. (3), (4) 식과 같이 배후방사능은 한 번 영상을 획득할 때마다 같은 양 만큼이도록 정의하였으므로 감산영상의 신호에는 배후 방사능이 배제되었다.

$$S_s = S_2 - \left\{ S_1 \cdot \frac{(30-a)}{a} + \text{배후방사능} \cdot \left(1 - \frac{(30-a)}{a} \right) \right\} \quad (5)$$

이 식은 디아목스 약효가 있을 때 즉 2차 주사하였을 때 Tc-99m-HMPAO가 분포하여 이룬 신호의 크기를 나타낸다.

잡음은 포아송 분포를 보이므로 방사능계수의 제곱근과 같고 감산할 때 전개되어 합산되어야 한다고 보았다.

$$N_s = \sqrt{N_2^2 + N_1^2 \cdot \frac{(30-a)^2}{a^2}} \quad (6)$$

$$= \sqrt{S_2 + S_1 \cdot \frac{(30-a)^2}{a^2}}$$

1차영상의 신호 잡음 비

$$\frac{S_1}{N_1} = \frac{N_1^2}{N_1} = N_1 = \sqrt{S_1} \quad (7)$$

$$= \sqrt{C_1 \cdot (a \cdot i) + \text{배후방사능}}$$

감산영상의 신호 잡음 비

$$\frac{S_s}{N_s} = \frac{S_2 - \left\{ S_1 \cdot \frac{(30-a)}{a} + \text{배후방사능} \cdot \left(1 - \frac{(30-a)}{a} \right) \right\}}{\sqrt{S_2 + S_1 \cdot \frac{(30-a)^2}{a^2}}} \quad (8)$$

4. 기저영상과 감산영상의 신호 잡음 비가 최대인 조건 산출

영상의 신호가 분명하고 대조도가 최고이려면 신호 대 배후방사능의 강도 비가 최고인 때이므로 S_1/N_1 , S_s/N_s 가 모두 최대가 될 때이고 이 때는 두 비의 합도 최대이다. 우선 두 값의 합이 같은 시간(a분)과 주사량(i mCi)의 쌍을 구하여 분포를 보았다.

이어서 1차 영상과 감산 영상의 S/N비가 모두 최대가 되는 시간과 주사량의 쌍 즉 최적조건을 구하였다.

결 과

촬영시간과 Tc-99m 주사량에 따른 화소당 영상신호 사이에는 화소당 계수=18.8×(시간·주사량)+105.3의 선형관계를 보였다(Fig. 2). 이 관계식에 의한 촬영시간과 Tc-99m 주사량에 따른 화소당 영상신호 사이의 비례계수(C_1)는 18.8이었고, 배후방사능은 화소당 105이었다.

1. 기저영상과 감산영상의 신호 잡음 비의 합을 같도록 하는 주사량과 촬영시간의 쌍

기저영상과 감산영상의 신호 잡음 비의 합을 일정한 수준으로 유지하면서 주사량과 영상획득시간을 다르게 하였을 때 신호 잡음 비의 합이 같은 주사량과 촬영시간의 쌍을 그림으로 표시하였다. 신호 잡음 비의 합이 클수록 안쪽 동그라미 형태의 등반응곡선이 그려졌다(Fig. 3가).

2. 디아목스의 효과 ϵ 에 따른 차이

디아목스 효과에 의하여 주사량 중 뇌에 Tc-99m-HMPAO가 더 섭취되는 효과(ϵ)를 1.0, 1.1, 1.2, 1.3, 1.4, 1.5으로 변화시켜 신호 잡음 비의 합이 같은 등반

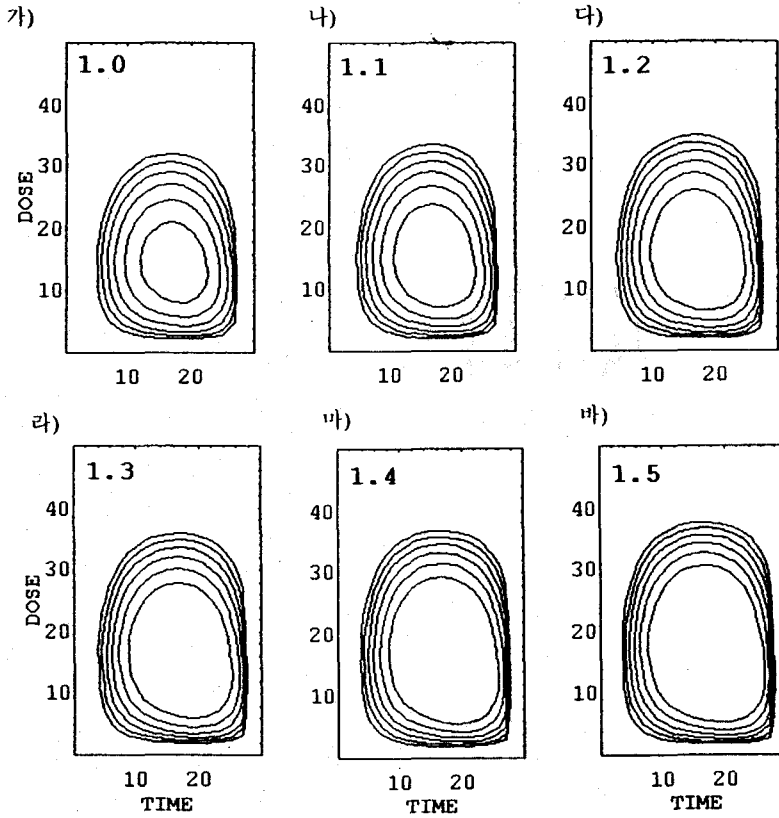


Fig. 3. 기저 영상과 감산 영상의 신호 잡음 비의 합을 같도록 하는 주사량과 촬영 시간의 쌍. 아세타졸아미드의 효과에 의해 주사량 대비 뇌 섭취율의 증가 효과를 ϵ 로 놓고 1.0부터 1.5까지 달리 하였다.

응곡선을 각각 구하였다(Fig. 3. 가-마).

3. 기저 영상과 감산 영상의 신호 잡음 비 모두를 최대로 하는 주사량과 영상 획득 시간의 쌍

기저 영상의 신호 대 잡음 비(S_I/N_I)와 감산 영상의 신호 대 잡음비(S_S/N_S)의 합을 가장 크게 만드는 주사량과 촬영시간의 쌍을 표시한 것이 Fig. 4이다.

이어서 기저 영상의 신호 대 잡음 비(S_I/N_I)를 최대로 하는 주사량과 촬영시간의 쌍과 감산 영상의 신호 대 잡음비(S_S/N_S)를 최대로 하는 주사량과 촬영시간의 쌍을 찾았다. 각각의 신호 잡음 비를 같게 만드는 선들을 연결하여 곡면을 구성하였다(Fig. 4가). 두 곡면의 평면과의 접선이 등반응곡선이 되고 두 곡면의 오목한 부분의 가장 아래점이 최적점이라 보았다(Fig. 4나).

ϵ 가 1일 때는 14mCi 17분-36mCi 13분이고 ϵ 가

1.5일 때는 17mCi 18분-33mCi 12분이었다. ϵ 가 1.2일 때는 1차 Tc-99m-HMPAO를 15mCi 투여하고 17분 촬영하고 2차 Tc-99m-HMPAO 35mCi 투여하고 13분 촬영하였을 때가 최적점이었다(Fig. 5).

4. 기저영상과 감산영상의 예

Tc-99m-HMPAO로 기저 아세타졸아미드 부하영상을 만들었을 때 Oku 등의 보고¹⁾와 같이 1차, 2차 영상의 주사량 1:4(합 50mCi) 촬영시간 3:1(시간 합 30분)로 만들어 영상을 얻었을 때 감산 영상의 질은 낮았다(Fig. 6가). 이 모사실험 결과에 따라 1차, 2차 영상의 주사량 15mCi:35mCi 촬영 시간 15분:15분으로 하였을 때 영상은 Fig. 6나와 같았다.

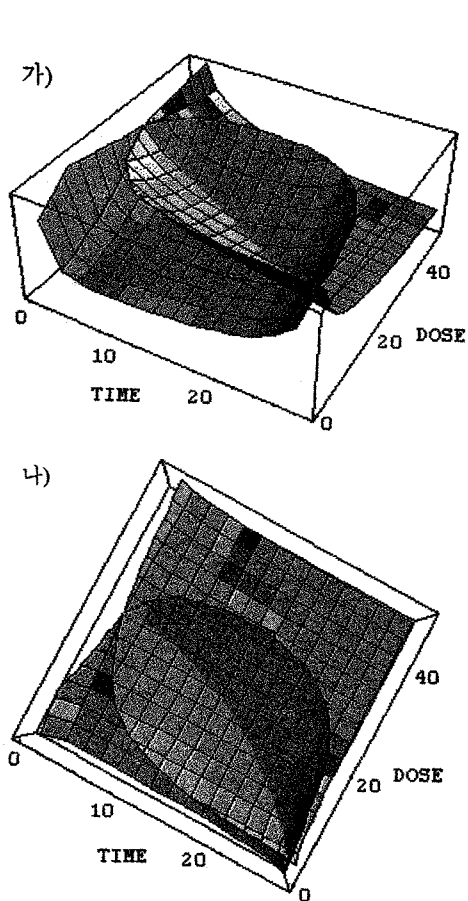


Fig. 4. 기저 영상의 신호 잡음 비가 촬영 조건에 따라 달라지는 것을 표현한 곡면과 감산영상에 대한 곡면(가). 두 곡면의 교선은 기저 영상과 감산 영상의 신호 대 잡음비가 같은 점으로 이루어져 있다. 아세타졸아미드 효과에 의해 주사량 대비 뇌 섭취율의 증가 효과 ϵ 를 1.2로 놓았을 때이다.

고 찰

영상의 판독 식별 가능성은 병변의 대조도가 잡음 대조도의 4배는 되어야 한다²⁾. 잡음이 영상의 신호를 읽는데 방해가 되는데 이 잡음이 영상획득과 재구성 과정에 더해진다. 잡음의 크기를 줄이는 일이 영상의 판독가능성을 높이는 데 중요한 과제이다. 잡음의 크기가 영상의 판독가능성을 나타낸다는 생각을 바탕으로 잡음을 최소화하면 영상획득 방법이 최적화된다는 생각이 널리 퍼져 있다. 잡음이 많으면 신호를 해독하기 어

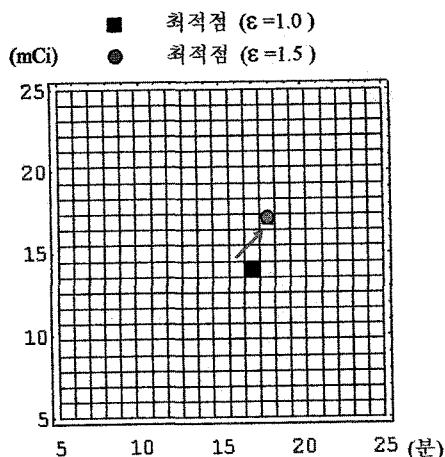


Fig. 5. 기저영상의 신호 잡음 비와 감산 영상의 신호 잡음 비가 모두 가장 작은 주사량과 촬영 시간의 쌍.

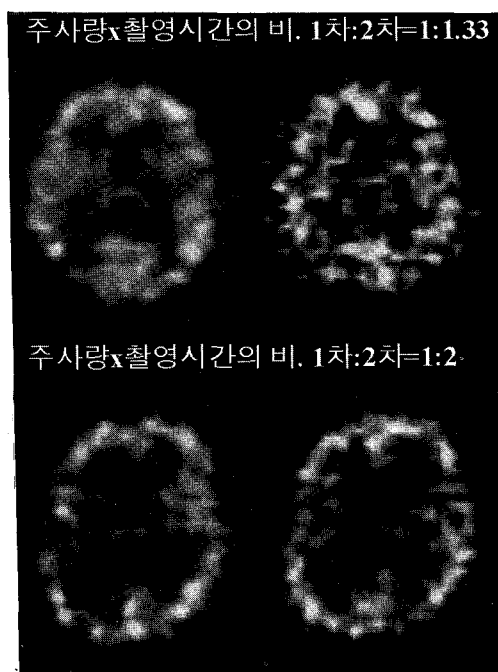


Fig. 6. 기저영상과 감산 영상의 예. 기저 아세타졸아미드 부하 영상을 만들었을 때 1차 2차 영상의 촬영조건에 따른 영상의 차이.

렵다. 그러나 잡음이 절대크기가 적다고 신호를 쉽게 판독할 수 있는 것은 아니며 신호크기의 제공근이 잡음의 크기인 핵영상 시스템에서는 잡음만 독립적으로

줄어들지 않아 신호 잡음 비가 더 중요하다. 신호의 세기가 적으면 잡음의 절대 크기는 줄더라도 신호 잡음 비는 커지므로 신호 식별 가능성이 떨어진다.

영상의 판독 식별가능성은 병변의 대조도가 잡음 대조도보다 클수록 좋다. 신호 잡음 비의 역수인 계수 표준편차($1/\sqrt{S}$)로 나타난 잡음 대조도는 작을수록 좋다. 신호와 잡음의 비가 크다는 것은 잡음 대조도가 작은 것과 같아 신호의 식별가능성을 나타낸다. 포아송 분포를 보이는 방사능 계측에서 신호의 크기의 제곱근이 잡음이므로 신호의 크기 그 자체가 식별가능성을 키우는데 중요하다. 영상의 신호를 키우려면 방사성 동위원소 투여량과 계측시간을 늘이면 된다³⁾.

같은 위치에서 순차 촬영하여 영상을 얻고 나중 것에서 처음 것을 빼서 두 번째 상태의 영상을 얻으려 할 때는 한 번 촬영할 때와 상황이 조금 다르다. 감산 영상의 잡음은 전개(propagate)되기 때문이다. 잡음의 크기는 감산할 때 줄지 않고 제곱의 합으로 가산 전개되므로 오히려 늘어나게 된다. 그러나 이 때에도 감산 영상의 신호와 잡음비를 최대로 만드는 조건을 찾기 위해 신호의 크기와 잡음의 관계를 조사하여 신호 잡음 비의 적당한 상태를 모색할 수 있다. 잡음의 크기를 적절히 줄일 수 있는 신호 강도를 얻을 수 있는 조건을 찾는 작업을 Oku 등¹⁾이 수행하였다. 이들은 잡음의 크기를 주사량과 촬영시간에 따른 영상의 신호 강도로 표시하고 이를 최소화하는 조건을 찾았다. 단순하지만 여러 단계의 산술 계산 후에 주사량 비와 촬영시간 비의 최적조건을 제시하였다. 우리는 이들이 제안한 촬영조건 즉 두 번째에 4배의 방사능을 주사하고 촬영시간은 1/3로 줄이는 방법을 받아들여 영상을 구성하여 보았다. 이 방법으로 얻은 영상은 특히 감산영상의 질이 기대 이하로 매우 낮고 판독 가독성이 떨어졌다 (Fig. 7가).

우리는 우선 영상의 신호와 잡음의 비를 최대화(\sqrt{S})하고 잡음 대조도($1/\sqrt{S}$)를 최소화하였다. 디아목스 부하 검사를 할 때 서로 다른 날 촬영하면 925 MBq(25mCi)를 두 번 주사하게 되므로 같은 날 순차 촬영 때에도 1850MBq(50mCi)를 주사할 수 있다고 가정하였다. 총 촬영시간은 환자가 가만히 움직이지 않고 있을 수 있는 시간으로 대체로 30분 전후인 것으로 가정하였다. 실제 임상에서 적용한 결과 의식이 있고 섬

망(delirium)에 빠지지 않은 대부분 환자는 30-40분 동안은 촬영에 협조할 수 있었다.

포아송분포를 따르는 감마카메라는 촬영시간과 방사능 투여량에 따라 방사능 계수가 공선성(colinearity)을 지닌다. 우리가 Fig. 2에 제시한 것처럼 대부분의 다른 카메라와 같이 우리 카메라의 시스템의 직선성은 훌륭하였다. 이 연구에서 방사능 계수는 시간과 주사량 어느 변수에 대해서도 선형관계를 보였다(Fig. 2; 각각에 대한 선형관계 데이터는 따로 제시하지 않았음). 배후 방사능은 측정행위에 동반된 불가피한 것으로 그 자체가 잡음에는 기여하나 신호에는 기여하지 않는다.

병변의 대조도를 $\frac{\text{신호세기}_{\text{병변}} - \text{신호세기}_{\text{주변}}}{\text{신호세기}_{\text{병변}} + \text{신호세기}_{\text{주변}}}$ 으로 정의

할 때 배후방사능이 끼어 들면

$$\frac{\text{신호세기}_{\text{병변}} - \text{신호세기}_{\text{주변}}}{\text{신호세기}_{\text{병변}} + \text{신호세기}_{\text{주변}} + 2 \cdot \text{배후방사능}}$$

으로 바뀐다²⁾.

우리 시스템에서 배후방사능은 100이어서 계수의 크기인 300-800과 비교하여 무시할 수 없을 정도이었다. 따라서 우리는 이 연구에서 배후 방사능의 영향을 고려하였다. 신호세기_{주변}이 0일 때 1이던 대조도가 배후 방사능을 고려하면 0.6-0.8로 떨어졌다. 신호세기_{주변}을 신호세기_{병변}의 30%로 가정하면(즉 예를 들어 희백질과 백질을 식별하려면) 배후방사능이 없을 때에 0.5이던 대조도가 배후방사능을 고려하면 0.33-0.42로 떨어졌다.

배후방사능은 시간과 주사량의 곱과 계수 측정값 사이의 용량반응 곡선(dose response curve)에서 둘 모두에 대한 영점의 방사능으로 정의하였다. 주사량과 측정시간의 곱이 최소 5이었을 때까지 곱과 계수 사이에는 선형성이 유지되었다. 영점의 배후방사능은 실제 주사량이 없거나 측정하지 않은 것을 의미하므로 물리적 의미가 있는 것은 아니다. 그러나 배후방사능은 한번 측정할 때마다 언제나 일정(constant)한 특성이 있다. 배후 방사능이 그 화소의 신호로부터 추정된 값보다 크거나 작을 수 있음은 고려하지 않았다.

배후방사능의 이런 특성을 고려하면 배후방사능이 감산영상의 신호와 잡음에 미치는 영향이 서로 달라진다. 배후방사능은 측정행위의 횟수와 상관있고 측정시간이나 주사량과 무관하기 때문이다. 감산영상의 신호에는 배후방사능이 배제되어야 하고 대신 잡음에는 기여한다. 이것이 식 (5)에 보이는 배후방사능의 보정항

배후방사능 $\cdot (1 - \frac{(30-a)}{a})$ 을 넣은 이유이다.

만일 이 보정항을 빼고 계산하면 2차 촬영시간이 짧은 경우 실제보다 배후 방사능을 덜 감소하게 되어 신호가 과대 평가된다. 과대 평가된 감소 영상의 신호를 이용하여 신호 대 잡음 비를 극대화 할(잡음 대조도를 최소화할) 주사량과 촬영시간을 추정하면 2차 주사량과 촬영시간이 최적치보다 작게 추정된다. 이것이 Oku 등의 보고¹⁾에 주사량과 촬영시간의 곱의 최적치가 1차 영상과 2차영상 사이에 1:4/3으로 나온 이유라 생각한다. 이들도 배후방사능을 고려하였으면 우리가 산출한 1:1.96에 가까워졌을 것으로 생각한다. 이들의 산출에는 잡음을 산출할 때 배후방사능을 따로 산정하지 않고 계수 전체를 잡았다. 이 연구에서는 배후방사능을 고려하여 방사능의 신호 대 잡음비가 기저 영상과 감소 영상 모두 최대로 만드는 조건을 찾았다.

주사량과 촬영시간이 서로 같은 차원에서 신호에 대해 선형관계를 보이며 그 조합이 일정한 관계를 가지므로 기저 영상과 감소 영상의 신호 대 잡음 비의 합이 일정한 주사량과 촬영시간의 조합을 구하면 등반응곡선을 구할 수 있다. 등반응 곡선의 절정(peak)에 해당하는 점이 기저 영상과 감소 영상의 신호 대 잡음 비의 합을 최대로 만드는 주사량과 촬영시간의 짝이었다(Fig. 5).

이어서 기저 영상의 신호 대 잡음 비를 최대로 하는 주사량과 촬영시간의 짝을 나타내는 곡면과 감소 영상의 신호 대 잡음비를 최대로 하는 주사량과 촬영시간의 짝을 표현하는 곡면을 표현하였다. 두 곡면이 만나는 곡선상에 해당하는 주사량과 촬영시간의 짝은 기저와 감소 영상의 신호 대 잡음 비가 같은 점을 이은 것이다. 이 곡선 중 가장 낮은 점이 기저와 감소 영상의 신호 대 잡음 비를 최대로 하는 점이라 판단하였다. 이렇게 찾은 최적점이 ϵ 가 1.2일때는 1차 Tc-99m-HMPAO를 15mCi 투여하고 17분 촬영하고 2차 Tc-99m-HMPAO 35mCi 투여하고 13분 촬영하는 조건이었다.

같은 자리에서 2회 이상 촬영하여 영상을 얻는 경우는 뇌활성화 시험, Tc-99m-ECD, Tc-99m-HMPAO SPECT와 이 연구에 인용한 기저 디아목스부하 SPECT 등이 있다. 그 중 디아목스 부하때는 뇌혈류가 절대값으로 보아 1.3-1.7배가량 증가한다는 것이

알려져 있다. 주사량대비 Tc-99m-HMPAO 섭취%가 증가될 것에 대비하여야 할 필요 때문에 비례지수 ϵ 를 도입하였다. 실제로 디아목스를 주사하였을 때 주사량 대비 뇌섭취량의 비는 1.5배에 이르지 않는다. 디아목스가 뇌혈류량 뿐 아니라 전신혈류량도 증가시키므로 뇌에 도달하는 Tc-99m-HMPAO가 비례적으로 줄기 때문이다. 전신혈류량(심박출량)이 Vanninen 등⁶⁾의 보고대로 10% 증가한다면 뇌에 도달하는 양은 1.5/1.1 즉 1.36배이다. 혈류 증가에 대한 Tc-99m-HMPAO의 구부러진 직선형(curvilinear) 반응관계도 뇌 섭취량을 줄인다. 따라서 실제 임상 루틴에서는 ϵ 가 1일 때로 가정하는 것이 감소 영상의 신호 대 잡음 비를 유지하는 데 유리하다. 1.2일 때 15mCi와 35mCi를 순차적으로 주사하고 17분, 13분 촬영하는 것이 최적이었으므로 실제 임상에서는 감소 영상의 영상의 질을 보장할 수 있도록 15mCi와 35mCi를 주사하고 15분, 15분 촬영하는 것으로 단순화하였다.

이 연구에서 우리는 주사량과 촬영 시간에 따른 신호 방사능 세기의 선형관계를 확립하고 배후 방사능을 정의하여 포아송분포를 가정하였을 때 화소당 방사능의 세기와 잡음을 수식화하여 표현할 수 있음을 보였다. 신호 잡음 비를 최대화하는, 특히 기저 영상과 감소 영상 모두의 신호 잡음 비를 최대화하는, 주사량과 촬영시간의 짝을 등반응곡면의 최저점으로 가시화하여 쉽게 알아볼 수 있게 제시하였다. 두 번째 주사한 Tc-99m-HMPAO 주사량 대 섭취량의 비에 대한 첫 번째 주사량대 섭취량의 비와 비(ϵ)를 고려하여 기기의 직선성에 대한 모형결과만 얻으면 이 연구에서 제안한 방법으로 쉽게 최적점을 구할 수 있다. 기기와 방사성 동위원소의 종류와 양에 따라 배후방사능의 양이 차이가 나고 이에 따라 최적조건도 조금씩 달라질 것이다⁷⁻⁹⁾. 이 연구의 결과에 따라 주사량과 촬영 시간을 정하여 기저 부하 SPECT와 Tc-99m-ECD, Tc-99m-HMPAO SPECT에 적용하여 널리 쓰고 있다⁹⁻¹²⁾.

요 약

기저와 부하 뇌관류 SPECT를 순차적으로 촬영하여 2차영상에서 1차영상을 감소하여 부하 영상을 얻으면 신호가 줄어들고 잡음은 더해지므로 영상의 질이 나빠졌다. 촬영시간과 주사량에 대해 비례적인 계수와

촬영행위와 상관있는 배후방사능을 고려하여 기저영상과 감산영상의 신호 잡음 비가 최대가 되도록 하는 주사량과 촬영시간의 짝을 찾았다. 순차 촬영 시간을 30분으로 하고 주사총량이 1850MBq(50mCi)이며 아세타졸아미드의 부하에 의해 뇌의 주사량대비 섭취가 1.2배일 때 기저영상과 감산영상의 신호 잡음 비가 최대인 조건은 1차 주사량/촬영시간이 15mCi/17분, 2차 주사량/촬영시간이 35mCi/13분이었다.

참고 문헌

- 1) Oku N, Matsumoto M, Hashikawa K, Moriwaki H, Okazaki Y, Seike Y, Handa N, Uehara T, Kamada T, Nishimura T: *Carbon dioxide reactivity by consecutive Technetium-99m-HMPAO SPECT in patients with a chronically obstructed major cerebral artery.* *J Nucl Med* 1994;35:32-40
- 2) Sorenson JA, Phelps ME: 18. *Image quality in nuclear medicine.* in *Physics in nuclear medicine.* Second edition pp362-383, Orlando, Grune & Stratton, Inc, 1987
- 3) Sorenson JA, Phelps ME: 6. *Nuclear counting statistics.* in *Physics in nuclear medicine.* Second edition pp115-131, Orlando, Grune & Stratton, Inc, 1987
- 4) Hendee WR, Ritenour ER: 11. *Probability and statistics.* in *Medical Imaging Physics Third Edition* pp283-290, Mosby Year Book, 1992
- 5) William Jr. AG, Eckel CG: *Practical Computer Applications in Radionuclide Imaging.* pp 10-11, Churchill Livingstone, 1987
- 6) Vanninen E, Kuikka JT, Tenhunen EM, Vanninen R, Mussalo H: *Haemodynamic effects of acetazolamide in patients with cardiovascular disorders: correlation with calculated cerebral perfusion reserve.* *Nucl Med Commun* 1996;17:325-330
- 7) Nishizawa S, Yonekura Y, Tanaka F, Fujita T, Tsuchimochi S, Ishizu K, Okazawa H, Tamaki N, Konishi J: *Evaluation of a double-injection method for sequential measurement of cerebral blood flow with Iodine-123-Iodoamphetamine.* *J Nucl Med* 1995;36:1336-1345
- 8) Moretti JL, Caglar M, Weinmann P: *Cerebral perfusion imaging tracers for SPECT: Which one to choose?* *J Nucl Med* 1995;36:359-363
- 9) Lee DS, Hyun IY, Kim SK, Song HC, Yoon BW, Ha CG, Lee IG, Chung J-K, Lee MC, Koh C-S: *Mismatched uptake of Tc-99m-ECD and Tc-99m-HMPAO in subacute cerebral infarction: Tc-99m-ECD for viability and Tc-99m-HMPAO for flow restoration.* *J Nucl Med(Abstr)* 1997;38:275P
- 10) Song HC, Lee DS, Chung J-K, Wang KC, Cho BK, Lee MC, Koh C-S: *Ribbon EDAS improved perfusion and reserve in the territory of anterior cerebral artery better than EDAS in childhood Moyamoya disease: rest/diamox Tc-99m HMPAO brain SPECT.* *J Nucl Med(Abstr)* 1997;38:276P
- 11) Lee MC, Lee DS, Hyun IY, Chung J-K, Wang KC, Cho BK, Koh C-S: *Evaluation of surgical outcome with pre- and post-operative rest/diamox Tc-99m-HMPAO SPECT on children with moyamoya disease.* *J Nucl Med(Abstr)* 1996;37:89P
- 12) Hyun IY, Lee DS, Yoon BW, Chung J-K, Lee MC, Koh C-S: *Significance of middle cerebral artery stenosis in terms of rest perfusion and reserve assessed by rest/diamox brain SPECT.* *J Nucl Med(Abstr)* 1996;37:274P