

뇌혈류 SPECT에서 감마카메라 불응시간보정과 정규화 감산영상을 이용한 뇌혈류 비축능의 정량화

이재성·곽철은*·박광석**·이동수*·정준기*·이명철*·고창순*

= Abstract =

Quantification of Cerebral Perfusion Reserves using Deadtime Correction of Gamma Camera and Normalized Difference Ratio Image in Brain SPECT

Jae Sung Lee, Cheoleun Kwark*, Kwang Suk Park**, Dong Soo Lee*, June-Key Chung*, Myung Chul Lee*, Chang-Soon Koh*

Sequential brain SPECT imaging has been used to assess the cerebral perfusion reserve(CPR) in cerebrovascular diseases(CVD). We have realized parametric images of CPR using deadtime correction of gamma camera and normalized difference ratio. For the anatomical localization of CPR, the parametric images were registered to the contours of the cerebral regions using optimal threshold method, which showed to reflect the CPR more reliably and distinctively than the simple subtraction. We conclude that the quantitative estimation of CPR using normalized difference ratio image could be useful for the diagnosis and prognostic assessment of CVD.

Key words : Brain SPECT, Cerebral perfusion reserve(CPR), Quantification, Deadtime, Normalized difference ratio(NDR)

서 론

정상 뇌에서는 뇌관류압(cerebral perfusion pressure) 변화에 대해서 뇌혈류량을 일정하게 유지하려는 기전이 존재하여 뇌의 각종 대사에 적합한 혈류가 항상 유지, 공급되는 것으로 알려져 있다. 이러한 뇌혈류 공급양상을 뇌혈류비축능(cerebral perfusion reserve;CPR)이라 하여 허혈성 뇌혈관질환 등의 진단에 유용한 지표로 사용되어 왔다. 뇌혈류비축능의 감소는 허혈성 뇌혈관질환의 특이적인 현상으로 뇌혈류비축능, 즉 혈류공급양상의 평가는 디아목스(Diamox)와 같은 뇌혈관확장제에 대한 국소 뇌혈류 반응을 관찰하므로써 가능하다[1].

뇌혈류 단일광자단층촬영(single photon emission com-

puted tomography;SPECT)에 널리 이용되고 있는 방사성의약품인 ^{99m}Tc -HMPAO는 사람 뇌에서 주사 후 1분 이내에 최대섭취에 도달하며, 주사 후 2분 이내에 투여량의 약 5%가 뇌 조직에 안정되게 분포하여 정체되므로 이상적인 뇌혈류영상제제이다[1,2]. 일반적으로 사용되는 영상촬영방법으로 환자가 누워있는 상태에서 촬영 위치 보정없이 기저상태의 ^{99m}Tc -HMPAO SPECT 영상(basal image, 기저영상)과 디아목스부하후영상(post-Diamox image)을 연속적으로 얻는 방법을 사용하면, ^{99m}Tc -HMPAO가 뇌조직에 정체되는 성질때문에 디아목스부하후영상이 기저상태의 뇌혈류영상을 포함하고 있으므로 디아목스부하후영상에서 기저영상을 빼서 순수한 디아목스부하영상(Diamox image)을 얻을 수 있다. 지금까지는

서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학

Interdisciplinary Program in Medical and Biological Engineering Major

*서울대학교병원 핵의학과

*Department of Nuclear Medicine

**서울대학교 의과대학 의공학교실

**Department of Biomedical Engineering, Seoul National University

통신저자 : 곽철은, (110-744) 서울 종로구 연건동 28번지, Tel.(02)760-2803, Fax.(02)766-9083

이 연구는 1994년도 서울대학교병원 일반연구비(04-94-028)의 보조로 이루어졌음.

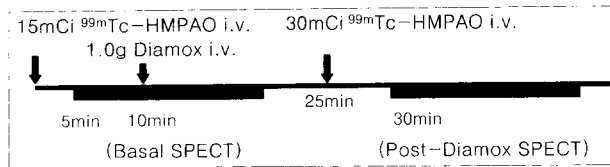


그림 1. 기저/디아목스부하 뇌혈류 SPECT 촬영 프로토콜
Fig. 1. Scan protocol of basal/Diamox brain SPECT

기저영상과 디아목스부하영상의 차이를 시각적으로 판단하는 정성적 방법으로 뇌혈류비축능을 평가하였으며, 준정량적인 방법으로 양쪽 뇌반구의 비대칭계수(asymmetry index)를 쓰기도 하였다. 정량적인 평가방법으로 디아목스부하영상에서 기저영상을 뺀 감산영상을 만들면 부하에 의한 뇌혈류의 증가정도를 관찰할 수 있다고 생각되지만 단순한 감산영상은 여러 요인에 의해 디아목스부하후에 혈류의 증가정도를 반영하지 못 한다는 보고가 있다[3,4,5].

저자들은 디아목스 부하검사시에 발생 가능한 오류중 모형실험을 통해 보정이 가능한 감마카메라의 불응시간에 의한 계수손실(deadtime loss)을 측정하여 이를 보상함으로써 SPECT의 화소계수가 뇌혈류변화를 정확히 반영하도록 하였다. 연속 촬영 프로토콜[6]에서 나타나는 계수손실을 보정하기 위한 모형(phantom)실험을 시행하여 촬영 프로토콜에 사용되는 범위의 방사능에 대한 계수손실을 측정하여 보정하였으며, 보정한 계수영상으로 디아목스부하영상에서 기저영상을 감산하고 정규화하여 정규화감산영상(normalized difference ratio image)을 구성하였다.

방사능 계수손실을 보정하여 얻은 정규화감산영상은 뇌혈류의 변화량을 정량적으로 표시하여 주나 뇌피질의 형태는 서로 상쇄되어 보이지 않으므로 뇌혈류비축능의 국소화가 어렵다. 이러한 문제를 해결하기 위해 뇌피질 부분의 경계를 기저영상에서 최적역치방법(optimal threshold method)으로 구하여[7] 정규화감산영상에 중첩시킴으로서 국소화를 쉽게 만들었다.

재료 및 방법

1. SPECT 촬영

뇌혈관질환 환자를 대상으로 기저영상과 디아목스부하영상을 연속적으로 얻었다. ^{99m}Tc -HMPAO 15mCi 투여 후 15분간 기저영상을 얻었으며, 디아목스 1g을 주사한 후 디아목스의 작용이 최대가 될 때(약 15분 후) ^{99m}Tc -HMPAO 30mCi를 다시 투여하여 15분간 디아목스부하후영상을 얻었다(그림 1). 디아목스부하후영상은 99m

Tc -HMPAO가 뇌조직에 정체되고, 방사성동위원소인 ^{99m}Tc 의 반감기가 약 6시간으로 촬영시간에 비해 충분히 길기 때문에 기저영상을 얻기 위해 투여한 15mCi ^{99m}Tc -HMPAO의 분포까지 포함하여 총 45mCi의 ^{99m}Tc -HMPAO에 대한 영상이 된다.

SPECT 촬영은 3중헤드 감마카메라(Prism3000, Picker, spatial resolution : 12.5mm)를 이용하였으며 투사상당 20초씩, 128×128 매트릭스로 총 120개의 투사상을 얻었다. LEHR(low energy high resolution) 평행다중구멍조준기(parallel hole collimator)를 사용하였으며, 재구성에는 역과후역투사(filtered backprojection), Metz필터(x=1.5~2.0)를 사용하였고 Chang 방법에 의한 감쇠보정을 하였다. 횡단면에 대해 안와외이공선(orbitomeatal line ; OM선)에 평행하게 대뇌의 가장 윗부분부터 소뇌의 아래 끝까지 40~50개의 단면으로 재구성하였다. 각 단면의 두께는 2.3mm이며 크기는 128×128 화소이다. 모든 과정은 기저영상과 디아목스부하후영상에 대해 동일하게 실시하였다.

2. 정규화감산영상

재구성된 기저영상과 디아목스부하후영상을 데이터분석 워크스테이션(SUN SPARCStation 10)으로 전송한 후 Matlab ver 4.2c(MathWorks, Inc.)를 이용하여 각각 30개의 횡단면단층상으로 재구성하였으며 모형실험 결과를 이용하여 정규화감산영상을 구성하였다.

정규화감산영상을 구하는 식은 다음과 같다.

$$I_{PD,C} = k \times I_{PD}$$

$$I_{D,C} = (I_{PD,C} - I_B) / 2$$

$$I_{NDR} = (I_{D,C} - I_B) / I_B \times 100$$

I_B : ^{99m}Tc -HMPAO 15mCi 투여후 영상(기저영상)

I_{PD} : ^{99m}Tc -HMPAO 30mCi 투여후 영상(디아목스부하후영상)

$I_{PD,C}$: 계수손실보정된 디아목스부하후영상

$I_{D,C}$: 계수손실보정된 디아목스부하영상

I_{NDR} : 정규화감산영상

k : ^{99m}Tc -HMPAO 45mCi에 대한 계수 손실 보정 계수

촬영 시간 동안 ^{99m}Tc -HMPAO 투여량의 5%가 뇌조직에 분포하고, 뇌의 용적이 1.3l라고 가정하여 15mCi에 대해서는 0.58mCi/l(15mCi×0.05/1.3l), 45mCi에 대해서는 1.73mCi/l(45mCi×0.05/1.3l)의 농도로 분포한다고 보았다. ^{99m}Tc -HMPAO 45mCi 투여 후 영상에 대한 계수손실 보정계수를 모형실험을 통해 구하였다. 디아목스부하에 의한 효과를 보기 위하여 디아목스부하후 영상에서 기

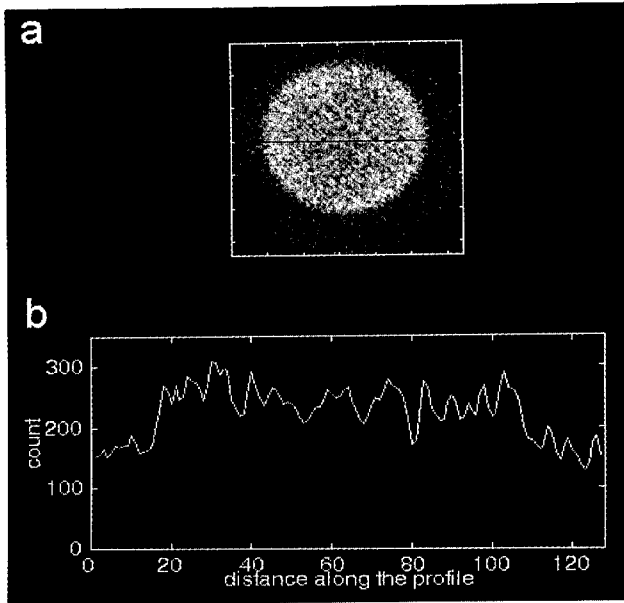


그림 2. 모형의 횡단면단층상과 중앙선에서의 횡방향 계수 프로파일
 (a) 횡단면단층상 (b) 횡방향 계수 프로파일
 Fig. 2. Transverse image of phantom and count profile along the center line
 (a) transverse image (b) count profile

저영상을 빼서 기저영상 촬영시 주사된 ^{99m}Tc -HMPAO의 영향을 제거한 후 다시 기저영상을 뺀 영상을 구하였다. 정규화감산영상은 변화율을 0% 이하, 0~10%, 50% 이상의 7단계로 구분하고 hot metal 계열의 색들로 각 단계를 표시하여 뇌혈류비측능의 매개변수영상(parametric image)으로 만들었다.

3. 모형실험

촬영 프로토콜에 사용되는 범위의 방사능에 대한 계수 손실을 측정하기 위해 모형실험을 시행하였다. 모형실험에 사용된 모형은 SPECT 정도관리에 사용되는 원통형 모형(Performance Phantom 76-824 Set of 3 Inserts, Nuclear Associates)으로 hot insert, cold insert, linearity insert의 3개 층으로 구성되어 있다. 모형에 세 개층을 삽입한 후 6525cc의 물을 채우고 디아목스부하후영상에 해당하는 ^{99m}Tc -HMPAO 11.3mCi(1.73mCi/l \times 6.525l)에 대한 보정계수를 얻기 위해 최초 촬영시 ^{99m}Tc -HMPAO 12mCi를 넣어 충분히 쉬었다. 최초 촬영 후 2, 3, 6시간 간격으로 15분간 10회 촬영하여 0.2mCi 부터 12mCi까지에 대한 모형 영상을 얻었다. 모형실험에서 얻은 영상에서 계수 분포가 가장 균일한 단면에 모형 부분만 포함되도록 원형 관심영역을 그려서 총 계수를 구하였다. 그림 2의 (a)는 실험에 사용된 균일한 단면의 영상이고 (b)는

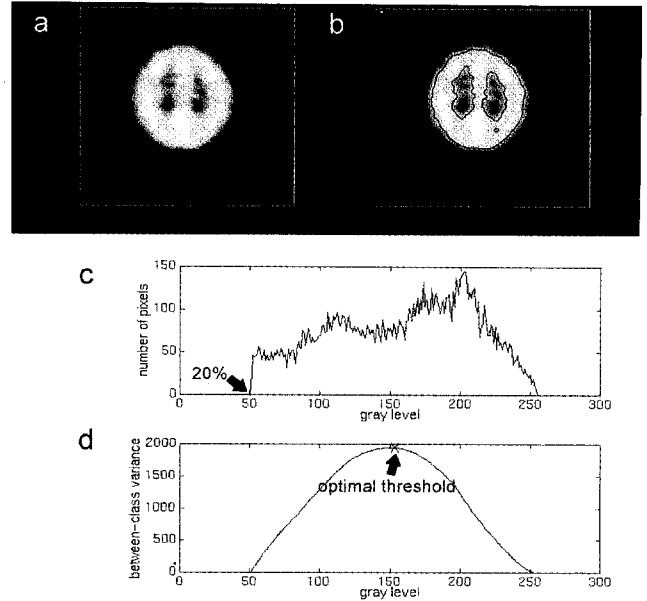


그림 3. 최적역치방법을 이용한 뇌혈류 SPECT에서 뇌피질의 경계부분 추출
 (a) 원 영상 (b) 최적역치방법으로 추출된 경계를 중첩시킨 영상
 (c) 최대화소값의 20%이하인 배경잡음을 제거한 원래 영상의 히스토그램
 (d) 히스토그램에서 역치화소값을 경계로한 두 영역사이의 분산분포도
 Fig. 3. Extraction of the boundary of the cerebral cortex in brain SPECT using optimal threshold method
 (a) original image
 (b) image superimposed with extracted cortical boundary
 (c) image histogram with the background noise below 20% removed
 (d) threshold vs. variance between two regions separated by threshold

(a)영상에서 모형의 중심을 지나가게 그은 직선에 대한 프로파일이다. 모형실험으로 얻은 단위체적당 방사능과 계수의 관계 곡선은 방사능이 증가됨에 따라 측정계수의 증가율이 감소하여 곡선의 뒷부분의 기울기가 점차 감소하는 포물선의 형태를 보였다. 이러한 단위체적당 방사능과 계수의 관계를 구하기 위해 2차 함수로 회귀분석하였다.

4. 뇌 SPECT 영상의 관심영역분할

정규화감산영상에서 뇌혈류비측능의 국소화를 위해 기저영상에서 뇌피질부분의 경계를 추출하여 정규화 감산영상에 중첩시켰다. 경계를 추출하기 위해 영상의 히스토그램으로부터 최적역치를 구하는 최적역치법을 사용하였다 [7]. 최적역치는 히스토그램에서 역치를 경계로 하는 두 영역간의 분산을 최대화하는 역치 값으로 정의하였으며,

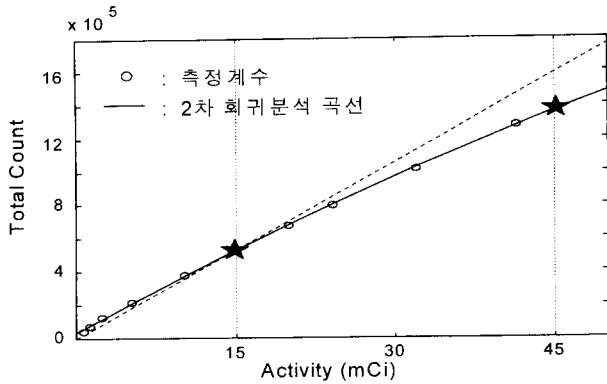


그림 4. 방사능과 총계수의 관계. 방사능증가에 따라 계수손실이 있음을 알 수 있다. (방사능은 ^{99m}Tc -HMPAO 투여량으로 환산하였다.)
 Fig. 4. Relationship of activity and count. Deadtime loss is shown as activity increases. (Activity is converted to the amount of dose)

뇌SPECT영상은 두 부분으로 나뉜다고 가정하였다. 그러나, 실제로 뇌 SPECT 영상의 히스토그램은 크게 세영역으로 나뉘는데 이는 각각 1)회백질(gray matter) 2)백질(white matter) 3)뇌실(ventricle), 뇌척수액(CSF) 및 배경잡음(background)에 해당하는 부분이다. 최적역치법을 이용하여 세부분에 대한 영역분할이 가능하지만 나누어야 할 영역이 많을수록 오류가 커지는 방법상의 특성을 고려하여 영상에서 최대화소값의 20%이하인 부분(배경잡음에 해당)을 제외하여 히스토그램을 양극화(bimodal shaping)한 후 두 부분으로의 영역분할을 실시하였다. 이와 같은 방법으로 두영역간의 경계가 되는 역치 값을 찾아 회백질부분만을 분리해낸 뒤 가장 바깥의 테두리를 추출하여 뇌피질부분의 경계를 찾아내었다. 그림 3은 최적역치법을 이용한 경계 추출 과정을 보여주는 것으로 (a)는 경계 추출이 필요한 원래 영상이고 (b)는 최종적으로 얻어진 뇌피질의 경계를 원래 영상에 중첩시킨 영상이다. (c)는 원래 영상의 최대화소값을 255로 정규화한 영상의 히스토그램으로 두 정점을 중심으로 하여 두 부분으로 구분되는 것을 알 수 있다. 이는 최대화소값의 20%이하부분을 제거하므로써 가능하였다. (d)는 역치 값을 0에서 255로 변화시켰을 때 각 역치 값을 경계로한 두영역 사이의 분산을 나타낸 것으로 최적역치가 150 부근에서 구해졌으며, 이 값과 (c)의 히스토그램에서 두 영역이 나뉘는 부분과 일치함을 알 수 있다.

결 과

그림 4는 모형실험으로 얻은 단위체적당 방사능과 감마선계수의 관계이다. x축은 ^{99m}Tc -HMPAO 투여량으로

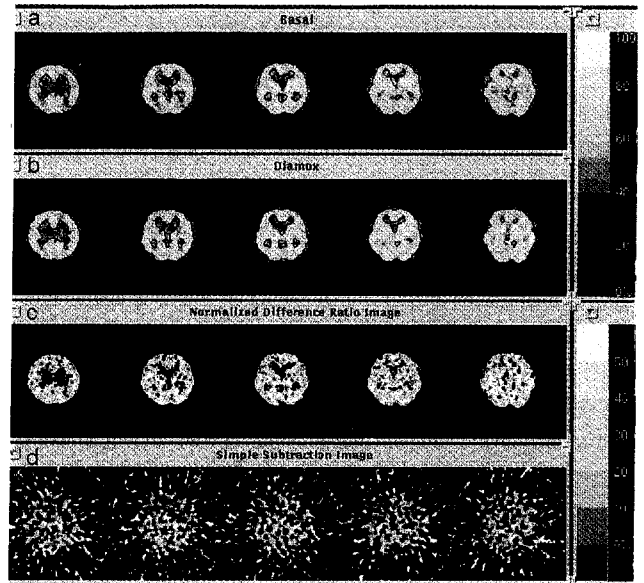


그림 5. 정상인에서 정규화감산영상과 단순감산영상의 비교
 (a) 기저영상
 (b) 디아목스부하후영상
 (c) 정규화감산영상
 (d) 단순감산영상

Fig. 5. Comparison of normalized difference ratio image and simple subtraction image in normal subject
 (a) basal image
 (b) post-Diamox image
 (c) normalized difference ratio image
 (d) simple subtraction image

환산한 방사능이고, y축은 계수 분포가 균일한 단면에서 얻은 총 계수이다. 실제로 측정된 값은 작은 원으로 나타내었고, 점선은 15mCi를 투여하였을 때가 선형구간에 포함된다고 가정하여 얻은 직선이고, 실선은 방사능과 측정계수를 2차 함수로 회귀분석하여 얻은 곡선이다($y=ax^2+bx+c$, $a=-0.7859 \times 10^5$, $b=9.0046 \times 10^5$, $c=0.3458 \times 10^5$). 45mCi의 방사능에서 점선과 실선의 차이는 상당한 계수 손실을 의미한다. 이를 정량적으로 계산해 보면 다음과 같다. 기저영상의 단위체적당 방사능 $x_1=0.58$ 과 디아목스부하후영상의 방사능 $x_2=1.73$ 을 위의 2차함수에 대입한 결과 $y_1=5.3041 \times 10^5$, $y_2=1.3572 \times 10^6$ 을 얻었다. 즉, 방사능의 비(x_2/x_1)는 3이고 이에 대한 계수의 비(y_2/y_1)는 2.56으로 디아목스부하후 영상에서의 계수손실이 기저영상에 비해 크다는 것을 알았으며, 이를 보상하기 위해 ^{99m}Tc -HMPAO 45mCi에 대한 방사능(y_2)에 1.17($3 \div 2.56$)배를 하여 디아목스부하후영상에 대한 보정계수로 하였다.

뇌혈관질환 환자에 대해 디아목스부하후영상에 대한 불응시간을 보정을 하여 정규화감산영상을 구성하였다. 정상인에서는 정상적으로 뇌의 전 영역에 고른 뇌혈류비축

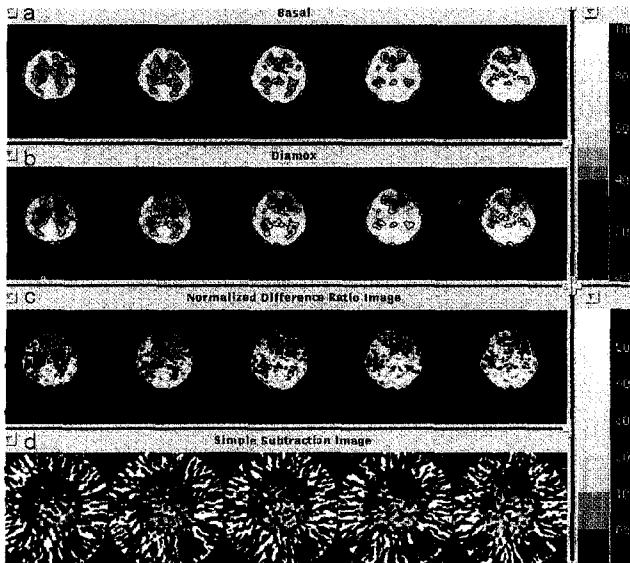


그림 6. 뇌혈류비측능이 감소된 환자에서 정규화감산영상과 단순감산영상의 비교

- (a) 기저영상
- (b) 디아목스부하후영상
- (c) 정규화감산영상
- (d) 단순감산영상

Fig. 6. Comparison of normalized difference ratio image and simple subtraction image in patient with decreased CPR

- (a) basal image
- (b) post-Diamox image
- (c) normalized difference ratio Image
- (d) simple subtraction image

능을 보였다. 부하후 부분적인 관류결손이 보인 예에서는 뇌혈류비측능이 떨어진 영역을 명확히 국소화할 수 있었다. 그림 5와 6은 각각 정상인 뇌와 부분적으로 뇌혈류비측능이 감소한 뇌에 대한 기저, 디아목스부하, 정규화감산영상, 단순감산영상이다. 정규화감산영상은 각 화소마다 디아목스부하영상과 기저영상의 차를 기저영상의 계수로 나누어서 정규화한 것으로 정상부분과 뇌혈류비측능이 감소한 부위의 대비가 명확하였다. 배경잡음을 제거하고 뇌피질영역의 경계를 중첩시켜 해부학적인 정보를 제공하여 뇌혈류비측능의 국소화를 위한 시각적 관찰에 도움이 되었다. 단순감산영상은 계수손실 보정과 영역분할을 하지 않고 디아목스부하영상과 기저영상의 차를 기저영상의 계수로 나눈 것으로 배경잡음부분과 뇌피질영역간의 구분이 어려웠다. 단순감산영상은 오히려 배경잡음 부분에 화소값이 50% 이상인 부분이 많이 나타났다. 그림 5의 뇌혈류비측능이 정상인 뇌에 대한 정규화감산영상은 20~40%의 정상적인 균일한 분포를 보이며, 그림 6의 부하후 부분적인 관류결손이 보인 예에서는 뇌혈류비측능이 떨어진 영역을 명확히 국소화하는 것을 알 수 있었다.

결론

모형실험에 의한 단위체적당 방사능과 계수의 관계를 조사하여 디아목스부하후영상의 계수손실이 17%임을 확인하였고, 디아목스부하후영상에 대한 계수손실을 보정하여 뇌혈류비측능 매개변수영상을 구성하여 보았다. 계수손실 보정 및 정규화감산방법을 이용하고 기저영상에서 추출한 뇌피질부분의 경계를 중첩시키므로써 뇌혈류비측능의 정상적인 평가는 물론 시각적으로 판단이 어려운 국소화가 가능하였다. 따라서 현재까지 사용된 뇌혈류비측능의 정량적 평가방법으로서 시각적 관찰에 의한 문제점을 해결할 수 있었으며 혈류감소부위의 정확한 국소화가 가능하여 정확한 뇌혈관질환의 진단과 수술후 뇌혈류 회복의 예후평가가 가능하였다.

고찰

디아목스부하 후에 뇌혈류량은 기저상태에 비해 30~70% 정도 증가하는 것으로 알려져 있다. 그러나 디아목스부하 전후 ^{99m}Tc -HMPAO 뇌 SPECT 영상간의 단순한 감산영상은 혈류변화량을 실제보다 작게 반영함은 물론 디아목스 부하에 따른 계수를 충분히 수용하지 못하기 때문에 정상 뇌의 영상에서조차 디아목스부하후에 혈류가 감소된 영역이 증가된 영역에 비해 크게 나타나는 경향을 보여 뇌혈류비측능의 평가에 있어 객관적인 방법으로써의 역할을 하지 못하였다. 디아목스부하후영상에서 뇌혈류가 과소측정되는 원인으로는 혈류증가에 따른 뇌세포의 ^{99m}Tc -HMPAO 섭취율 감소와 디아목스의 약리적인 효과에 의한 심박출량증가에 따른 뇌동맥에서의 ^{99m}Tc -HMPAO 농도 감소에 의한 뇌혈류의 과소측정 등 생물학적인 요인에 의한 오류가 주로 제기되어 왔다. 이러한 요인들의 보정은 3차구획모델(three compartment model)에 기초한 동력학적 분석(kinetic analysis)에 의해서 가능하나 모델 분석을 위해 뇌동맥에서 ^{99m}Tc -HMPAO 농도를 측정해야 하는 어려움과 신호대잡음비가 낮아 배경잡음에 의한 영향이 큰 동적촬영(dynamic imaging)을 해야하는 문제점이 있다[7]. 그러나 감마카메라의 기지적인 특성에 의한 오차요인은 실험을 통한 정확한 보정이 가능함에도 불구하고 지금까지 간과되어 왔다. SPECT 감마카메라는 섬광 검출기에 의해 생성되는 펄스를 계수하므로써 방사능을 측정하는 데 한 번의 펄스를 계수하기 위해서는 수~수십 μsec 이 필요하며, 이 시간동안 발생한 펄스는 무시되어 버린다. 이러한 기기의 불응시간에 의한 계수손실은 방사능이 증가될수록 심해져서 방사능이 증가됨에 따라 측정계수의 증가율이 점차 감소하여 결국은 측정계수

일정한 값으로 수렴하거나 오히려 감소하는 계수불능상태(paralysis)를 초래한다(8). 현재의 기저/디아목스부하 SPECT 연속 촬영 프로토콜은 배경잡음이 포아송분포(Poisson distribution)를 따른다는 가정하에 최적의 신호대잡음비를 보이는 촬영시간과 투여량으로 결정된 것이다. 이러한 프로토콜을 사용하면 신호대잡음비는 좋아지나 디아목스부하후에 방사능이 기저상태에 비해 3배 이상이 되어 감마카메라의 선형계수범위를 벗어나기 때문에 계수손실을 초래하는 문제점이 발생하므로 이에 대한 보정이 필요하다. 본 연구에서는 모형실험을 통해 촬영 프로토콜 범위의 방사능에 대한 SPECT 감마카메라의 계수손실을 사전조사하고 정량적으로 분석하여 이를 보정함으로써 기기적 요인과 촬영 프로토콜에 기인한 뇌혈류 과소 측정의 문제점을 보완하고자 하였으며, 그 결과 시각적 관찰에 의한 비교, 분석이나 단순한 감산영상이 주는 혈류과소평가의 문제점을 해결할 수 있었다.

또한 정규화감산영상에 의하여 산출된 영역별 뇌혈류비 측정의 국소화를 위해 기저/디아목스영상과 정규화감산영상에 기저영상에서 추출한 뇌피질의 경계를 중첩시키므로써 혈류비측능이 특정 뇌 부위에 국한되어 있는 경우에도 매개변수영상의 시각적 관찰이 용이하도록 하였다. 경계검출에 사용된 최적역치방법은 뇌의 피질과 기타 뇌실 등의 영역을 계수농도의 히스토그램으로 분석하기 때문에 기저영상에서 부분적으로 뇌혈류가 급격히 감소되어 있는 경우 뇌피질의 정확한 경계를 얻기 어려운 문제가 있어 실제로 여러 예에서 추출된 경계가 상당히 실제와는 다르게 왜곡되어 있음을 볼 수 있었다. 또한 뇌피질의 바깥부분인 회백질(gray matter)은 다른 영역에 비하여 상대적으로 계수가 높기 때문에 뇌척수액과의 영역분할이 용이하나 안쪽부분인 백질(white matter)은 계수가 낮아 뇌실과의 구분이 잘 되지 않았다. 이 경우에 중첩된 경계는 실제의 뇌피질 경계가 아닌 상대적인 위치정보의 지표로 사용될 수 있다. SPECT 영상에서 뇌피질의 정확한 경계 추출은 앞으로 해결해야 할 문제로 역치를 이용하기보다는 경계추출연산자(edge detection operator)를 사용하는 방법에 대한 연구가 필요하다고 본다.

본 연구에서 저자들은 SPECT 감마카메라의 불응시간에 의한 계수손실에 대한 보정을 시도하였다. 계수손실을 보정하지 않고 감산영상을 만들면 일부 화소는 음의 계수값이 나타나고 이를 정규화하면 데이터 표현에 무리가 생겼다. 정규화감산영상이 이 문제를 해결하였다. 그러나,

뇌 전체의 계수를 모두 함께 복구하였기 때문에 지역에 따른 차이가 고려되지 않았다. 즉, 다른 계수를 갖는 지역마다 계수손실의 차이가 있을 수 있다. 저자들은 같은 영상 내에서의 계수 차이에 의한 영향은 뇌 전체의 계수 차이에 의한 영향에 비해 작다는 것을 기본 가정으로 삼았다.

참 고 문 헌

1. 고창순 편저, 핵의학, 서울, 고려의학, pp.201-256, 1992
2. G. B. Saha, *Fundamental of nuclear pharmacy*, New York, Springer-Verlag, pp.119-121, 1992
3. I. G. Zubal, S. S. Spencer, et al., "Difference images calculated from ictal and interictal technetium-99m-HMPAO SPECT scans of epilepsy", J Nucl Med, vol. 36, pp.684-689, 1995
4. N. Yamamoto, T. Nakagawa, I. Nochide, et al., "Usefulness of change ratio map in sequential Tc-99m-HMPAO SPECT with acetazolamide enhancement", Proc. of the 42nd ann of Nucl Med, p242
5. E. Vanninen, J. T. Kuikka, et al., "Acetazolamide induced increase in cardiac output ratio is inversely correlated with calculated cerebral perfusion reserve", Euro J Nucl Med, vol. 21, p847, 1994
6. D. S. Lee, T. H. Lee, C. Kwark, et al. "Optimization of subtraction brain perfusion SPECT with consecutive acquisition", Korean J Nucl Med (abstract), vol. 30, no. 2, p293, 1996
7. N. Otsu, "A threshold selection method from gray level histogram", IEEE Trans Syst Man Cyber, vol. SMC-9, no 1, pp.62-66, 1979
8. N. A. Lassen, A. R. Andersen, L. Friberg, et al., "The retention of ^{99m}Tc.-d,l-HMPAO in the human brain after intracarotid bolus injection : a kinetic analysis", J Cereb Blood Flow Metab, Vol. 8, pp. S13-22, 1988
9. J. A. Sorenson, M. E. Phelps, *Physics in Nuclear Medicine*, Orlando, Grune & Stratton, Inc., pp.252-255, 1987