

# 양전자방출단층촬영기의 비행시간정보를 이용한 반복적 감쇠보정 및 영상재구성

이 남 용\*

## Iterative Attenuation Correction and Image Reconstruction Using Time-Of-Flight Positron Emission Tomography

Nam-Yong Lee<sup>\*</sup>

### ABSTRACT

In this paper, an iterative method is proposed to perform attenuation correction and image reconstruction simultaneously for positron emission tomography, by using the time-of-flight information. Numerical simulation results are presented to demonstrate an improved performance of the proposed method in attenuation correction and image reconstruction.

**Key words:** Positron Emission Tomography, Time-Of-Flight, Attenuation Correction

### 1. 서 론

양전자방출단층촬영기(Positron Emission Tomography, PET)는 인체에 주사 또는 흡입된 방사성의 약품의 체내분포를 영상의 형태로 표현하는 의료기기로, 악성종양, 뇌신경계 및 심장 질환의 진단에 중요한 정보를 제공한다[1]. PET는 방사성동위원소에서 양전자가 방출직후에 전자와 결합하여 쌍소멸하며 거의 180도 반대방향으로 두 개의 감마선을 방출하는 현상을 이용한다. 구체적으로, 두 개의 검출기  $b_1, b_2$ 가 각각  $t_1, t_2$  시간(이를 비행시간(Time-Of-Flight, TOF)정보라 한다)에 동일한 양전자방출에서 기인한 감마선을 검출하였다면, 그 두 개의 검출기를 연결하는 어느 중간부분에 양전자가 하나 존재했다는 것을 의미하게 된다. 이러한 관측정보 ( $b_1$ 의 위치,  $t_1$ ,  $b_2$ 의 위치,  $t_2$ )가 나열된 데이터를 list mode 데이터라고 하는데, 여기서, 주어진 검출기 쌍

$b = (b_1, b_2)$ 에 대응하는 list mode 데이터의 수  $n_b$ (이를 Raw Data라 하자)는 두 개의 검출기  $b_1, b_2$ 를 잇는 반응선상에 분포한 양전자의 밀도를 의미하게 된다. PET는 검출기를 여러 곳에 배치하여 얻은 이러한 데이터를 이용하여 양전자의 분포를 영상의 형태로 재구성한다[2].

비행시간정보를 이용하여 PET의 영상재구성을 향상시키는 것은 PET의 개발초기부터 논의되었으나, 당시의 PET의 낮은 시간분해능하에서는 어려운 일이었다. 현재 각급 병원에 있는 PET 기기는 약 3ns의 시간분해능을 가지고 있어 9cm이내로 양전자의 위치를 추적할 수 있다. 수년 내에 병원에 활발히 보급될 것으로 예상되는 PET 기기는 100~300 ps의 시간분해능을 가져 하나의 list mode 데이터를 가지고 3~9mm이내로 양전자 위치를 추적할 수 있을 것으로 예상된다. 이러한 PET의 시간분해능의 향상은 비행시간정보를 이용한 PET의 영상재구성

\* Corresponding Author: Nam-Yong Lee, Address: (50834) 197 Inje-ro, Gimhae-Si, Gyeongsangnam-Do, Korea, TEL: +82-55-320-3860, FAX: +82-55-320-3254, E-mail: nylee@inje.ac.kr  
Receipt date: Jul. 27, 2016, Approval date: Aug. 10, 2016

\* Department of Applied Mathematics, Inje University  
\* This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education (2015R1D1A1A01057520)

향상의 가능성을 높여주고 있다[1].

PET는 관측데이터를 영상재구성에 사용하기에 앞서 우연계수보정, 산란보정, 감쇠보정 등의 데이터의 정확성을 높이는 전처리 과정이 필요하다[2]. 모든 보정이 중요하지만, 본 논문에서는 감쇠보정만 고려하고자 한다. 감쇠는 감마선이 검출기에 의해 측정되지 못하고 인체 조직 내에 흡수되는 현상인데, 보정하는 방법의 하나는 X-ray CT(Computerized Tomography) 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 기기를 이용하여 감쇠를 일으키는 인체장기에 대한 해부학적 영상을 동시에 측정하는 것이다. 그러나, 부가 장비의 사용은 PET기기의 가격을 높이는 단점이 있다[1].

논문 [3]의 연구결과는 PET의 TOF 정보는 영상재구성의 향상과 함께 감쇠보정에 쓰일 수 있는 가능성을 보여주고 있다. 그러나, 제안한 TOF PET 데이터를 이용한 감쇠보정 방법은 실제 데이터의 다양한 물리적 특성을 고려하지 않고 수학적 함수의 해석적 특성을 고려하여, PET의 시간분해능의 향상에 의한 장점을 충분히 활용할 수 없는 단점이 있다.

이 논문에서는 PET의 TOF 정보를 이용한 기존의 감쇠보정 방법[3]의 문제점을 살펴보고 그 문제점을 극복하면서 영상재구성을 동시에 수행하는 반복법을 제안하고자 한다.

## 2. 이 론

PET 영상재구성은 list mode 데이터를 분석하는 방법에 따라 다음 2가지 방법으로 나눌 수 있다.

A) Raw Data  $n_b$ 를 그대로 사용하는 경우

이 경우에는 관측된 list mode 데이터를 Raw Data  $n_b$ 로 재배열하고, 재구성하고자 하는 방사성의약품의 체내분포영상  $f_v$ (여기서,  $v$ 는 화소 인덱스로  $f_v$ 는 화소  $v$ 에서의 방사성의약품의 체내분포밀도라는 의미)와의  $n_b$ 와의 선형관계

$$n_b = \sum_v P_{b,v} f_v \quad (1)$$

를 정의하는 시스템 행렬  $P_{b,v}$ 를 미리 계산한 후에, 반복적 영상재구성을 적용하여  $f_v$ 를 추정한다.

이 방법은 관측된 데이터와 재구성하려는 영상과의 관계를 정확히 구현할 수 있다는 장점이 있으나,

관측된 데이터와 재구성하고자 하는 영상과의 관계를 결정하는 PET의 설계적 특징과 물리적 현상을 많이 고려하면 할수록 영상재구성에 더 많은 계산이 필요로 한다는 단점이 있다[2].

B) Raw Data  $n_b$ 를 재배열한 데이터  $l_c$ 를 사용하는 경우

이 경우에는 관측된 list mode 데이터  $(b_1, t_1, b_2, t_2)$ 를 검출기 쌍  $(b_1, b_2)$ 를 잇는 반응선을 기준으로 재배열하여 얻은 데이터  $l_c$ 를 사용한다. 이 때, 반응선은 각도, 원점으로부터의 거리, 높이, 횡단면에 대한 기울어짐을 기준으로 분류하여 재배열한다. 재배열된 데이터  $l_c$ 와 재구성하고자 하는  $f_v$ 와의 선형관계

$$l_c = \sum_v K_{c,v} f_v \quad (2)$$

를 이용하여 방사성의약품의 체내분포영상  $f_v$ 를 직접적(Filtered Backprojection, FBP) 또는 반복적으로 추정한다. 여기서, 시스템 행렬  $K_{c,v}$ 는 미리 계산하여 저장한 것을 사용하기보다는 필요할 때 마다 계산하여 사용하는 방식을 이용한다[2].

이 논문에서 제안하고자 하는 반복적 감쇠보정 및 영상재구성 알고리즘은 (2)의 방법에 따라 재배열된 데이터에 적용되어 2차원 또는 3차원 영상재구성에 사용되는 것이다. 그러나, 설명의 편의를 위해 지금부터의 설명은 2차원 영상재구성에 한정하고, 이산화된 인덱스  $c, v$  대신 연속변수  $(\theta, u)$ (여기서,  $\theta$ 는 각도변수를  $u$ 는 원점으로부터의 거리를 나타내는 변수이다),  $(x, y)$ 를 사용하고자 한다. 이 논문에서 사용하고자 하는 수학적 기호들과 그 의미를 Table 1에 정리하였다.

Table 1의 일부 수학적 기호들은 수식을 통해 설명하는 것이 더 분명하다. 예를 들어,

$$A(\theta, u) = \int \mu(u \cos \theta - s \sin \theta, u \sin \theta + s \cos \theta) ds \quad (3)$$

$$y(\theta, u, t) = \int f(u \cos \theta - s \sin \theta, u \sin \theta + s \cos \theta) w(t - s) ds \quad (4)$$

$$M(\theta, u) = \int m(\theta, u, t) dt \quad (5)$$

로 설명할 수 있다[4]. 한편, TOF 정확도를 가리키는 점확산함수  $w$ 가

$$w(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{t^2}{2\sigma^2}\right), \quad \sigma > 0 \quad (6)$$

Table 1. List of mathematical notations and their meanings

$f(x,y)$	Positron density at $(x,y)$
$\mu(x,y)$	Attenuation coefficients at $(x,y)$
$\ell_{\theta,u}$	Line defined by $x \cos \theta + y \sin \theta = u$
$A(\theta,u)$	Line integral of $\mu$ over $\ell_{\theta,u}$
$m(\theta,u,t)$	Observed data of $f$ at $(\theta,u,t)$ , $t$ : TOF
$M(\theta,u)$	Observed data of $f$ at $(\theta,u)$
$y(\theta,u,t)$	Ideally observed data of $f$ at $(\theta,u,t)$ without attenuation
$Y(\theta,u)$	Ideally observed data of $f$ at $(\theta,u)$ without attenuation
$w$	Point spread function of TOF measurement

의 형태의 가우스 함수라고 가정한다. 이 조건을 (4)에 적용하면

$$Y(\theta,u) = \int y(\theta,u,t) dt \tag{7}$$

을 얻을 수 있음은 자명하다.

실제 관측데이터  $m(\theta,u,t)$ 는 보통 관측 잡음, 감쇠, 산란, 재배열과정에서의 오차 등 다양한 원인에 의해 왜곡된다[2]. 그러나, 만약, 왜곡이 감쇠에 의해서만 이루어지는 경우에는 실제 관측데이터  $m(\theta,u,t)$ 와 이상적인 데이터  $y(\theta,u,t)$ 의 관계는

$$m(\theta,u,t) = \exp(-A(\theta,u))y(\theta,u,t) \tag{8}$$

로 기술할 수 있다[4]. 동일한 이유로  $M(\theta,u)$ 와  $Y(\theta,u)$ 의 관계는

$$M(\theta,u) = \exp(-A(\theta,u))Y(\theta,u) \tag{9}$$

로 기술할 수 있다.

이 논문에서 제안하고자 하는 반복적 감쇠보정 방법은 반복법은 물론, FBP와 같은 직접법에도 사용될 수 있으나, 설명의 편의를 위해 FBP를 이용하여 제안하는 방법을 설명하고자 한다. FBP 영상재구성은 다음과 같은 수학적 정리에 근거를 두고 있다[4].

$$f(x,y) = \int_0^\pi F(\theta, x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta, \tag{10}$$

$$F(\theta,u) = \int_{-\infty}^\infty G(\theta,\xi) \xi \exp(2\pi i \xi u) d\xi, \quad G(\theta,\xi) = \int_{-\infty}^\infty Y(\theta,s) \exp(-2\pi i \xi s) ds. \tag{11}$$

여기서, 푸리에 변환의 실제 계산은 FFT(Fast Fourier Transform)를 이용하여 계산한다[4].

PET의 TOF를 이용한 감쇠보정과 관련된 가장 대표적인 연구 [3]의 핵심내용은

$$\frac{\partial A}{\partial u} = -\frac{J_u H_{\theta\theta} - J_\theta H_{u\theta}}{H_{uu} H_{\theta\theta} - H_{u\theta}^2}, \quad \frac{\partial A}{\partial \theta} = -\frac{J_\theta H_{uu} - J_u H_{u\theta}}{H_{uu} H_{\theta\theta} - H_{u\theta}^2} \tag{12}$$

의 공식을 이용하여 감쇠를  $A(\theta,u)$ 의 편미분을 계산할 수 있다는 것이다. 여기서,

$$H_{uu} = \int (mt + \sigma^2 \frac{\partial m}{\partial t})^2 dt, \quad H_{u\theta} = \int m(mt + \sigma^2 \frac{\partial m}{\partial t}) dt, \tag{13}$$

$$H_{\theta\theta} = \int m^2 dt,$$

$$J_u = \int D(mt + \sigma^2 \frac{\partial m}{\partial t}) dt, \quad J_\theta = \int Dm dt, \tag{14}$$

$$D = t \frac{\partial m}{\partial u} + \frac{\partial m}{\partial \theta} - u \frac{\partial m}{\partial t} + \sigma^2 \frac{\partial^2 m}{\partial u \partial t}$$

이다.

### 3. 제안한 방법

논문 [3]에서는 (12), (13), (14)을 이용하여 감쇠보정할 수 있음을 수학적으로 증명하였다. 그러나, 이 방법은 잡음에 오염된 데이터에 적용하는 경우에는 수치미분의 불안정성 때문에 만족할 만한 결과를 얻기 힘들다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 본 논문에서는 미분과정을 푸리에 변환을 이용하여 계산하는데, 특정주파수이하의 정보만 절단하여 사용하는 방법을 제안한다. 구체적으로,

$$\frac{\partial m}{\partial t}(\theta,u,t) = \int_{-\Omega}^\Omega 2\pi i \xi \left( \int_{-\infty}^\infty m(\theta,u,s) \exp(-2\pi i \xi s) ds \right) \exp(2\pi i \xi t) d\xi \tag{15}$$

와 같이 수치미분은 푸리에 해석으로 대체하고 잡음에 의한 영향을 주파수영역  $|\xi| > \Omega$ 에 대한 정보를 제거함으로써 극복하고자 한다. 동일한 방법으로, 편미분  $\frac{\partial m}{\partial u}$ 과 2차 편미분  $\frac{\partial^2 m}{\partial u \partial t}$ 은

$$\frac{\partial m}{\partial u}(\theta, u, t) = \int_{-\Omega}^{\Omega} 2\pi i \xi \left( \int_{-\infty}^{\infty} m(\theta, s, t) \exp(-2\pi i \xi s) ds \right) \exp(2\pi u \xi) d\xi \quad (16)$$

$$\frac{\partial^2 m}{\partial t \partial u}(\theta, u, t) = \int_{-\Omega}^{\Omega} 2\pi i \xi \left( \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial m}{\partial u}(\theta, u, s) \exp(-2\pi i \xi s) ds \right) \exp(2\pi t \xi) d\xi \quad (17)$$

의 방법으로 계산한다. 변수  $\theta$ 에 대한 주기함수에 대한 편미분  $\frac{\partial m}{\partial \theta}$ 은

$$\frac{\partial m}{\partial t}(\theta, u, t) = \sum_{n=-N}^N 2\pi i n \int_{-\pi}^{\pi} m(s, u, t) \exp(-2\pi i n s) ds \exp(2\pi i n \theta) \quad (18)$$

와 같이 절단 푸리에 급수전개를 이용하여 계산한다. 여기서,  $2\pi$  주기함수  $m(\theta, u, t)$ 가

$$m(\theta, u, t) = \frac{1}{2\pi} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \int_{-\pi}^{\pi} m(s, u, t) \exp(-2\pi i n s) ds \exp(2\pi i n \theta) \quad (19)$$

으로 표현됨을 이용하였다.

식 (15), (16), (17), (18)의 결과를 (12), (13), (14)에 대입하여  $\frac{\partial A}{\partial u}$ ,  $\frac{\partial A}{\partial \theta}$ 을 계산한 후에 다음의 최소자승법을 이용하여  $A$ 를 계산한다.

$$\text{To minimize } \left\| \begin{pmatrix} \frac{\partial A}{\partial u} \\ \frac{\partial A}{\partial \theta} \end{pmatrix} - PA \right\|^2 + \lambda \|A\|^2,$$

$$\text{where } \lambda > 0 \text{ and } P = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial u} \\ \frac{\partial}{\partial \theta} \end{pmatrix}, \quad (20)$$

$$\text{subject to } \int A(\theta, u) du = \text{Constant for all } \theta \quad (21)$$

$$\text{and } A(\theta, u) = 0 \text{ for } |u| \geq r_0. \quad (22)$$

여기서, (20)의  $\begin{pmatrix} \frac{\partial A}{\partial u} \\ \frac{\partial A}{\partial \theta} \end{pmatrix}^t$ 은 (12), (13), (14)에 의해 관측데이터로부터 계산된 결과이고, 미분연산자를 표현하는 행렬  $P$ 는 중앙차분법에 의하여 이산화하였다[5]. 식 (20)의 정규화항  $\lambda \|A\|^2$ 은 최소자승법이 잡음에 강건하게 만들기 위해 제안되었다. 식 (21)의 제한조건은 감쇠계수  $\mu(x, y)$ 에 대한 일관성 조건[4]을, 그리고, (22)는 감쇠계수  $\mu(x, y)$ 가  $x^2 + y^2 < r_0^2$ 에서만 존재한다는 가정을 이용하였다.

이 논문의 시뮬레이션에서는  $A$ 는 (20)에서 유도되는 정규방정식(Normal Equation)에 공역기울기

법(Conjugate Gradient Method, CGM)을 5회 적용하여 계산하였다[5,6,7].

지금까지 설명한 내용은  $m(\theta, u, t)$ 에서  $A(\theta, u)$ 를 추정하는 과정으로, 이것이 정확히 수행되었다면, (9)를 이용하여 감쇠보정된 데이터  $Y(\theta, u)$ 를  $A(\theta, u)$ 로부터 계산하고, 최종적으로 (10), (11)을 이용하여 영상  $f(x, y)$ 를 재구성할 수 있다. 그러나, 이 일련의 과정들은 주어진 관측데이터  $m(\theta, u, t)$ 의 부정확성, 수치미분, 수치적분 과정의 불안정성 등에 의한 어려움을 내포하고 있다. 이러한 문제점들을 해결하기 위해, 이 논문에서는 감쇠보정과 영상재구성을 교차적으로 진행하는 다음의 반복법을 제안한다.

### Iterative Attenuation Correction and Image Reconstruction

Starting with all-one image  $f^0$ :

for  $n = 0, 1, 2, \dots, N$

Compute

$$A^n(\theta, u) = \log \frac{\int f^n(u \cos \theta - s \sin \theta, u \sin \theta + s \cos \theta) ds}{M(\theta, u)}$$

Compute  $A^{n+1/2}(\theta, u)$  by using CGM on (20) with

$$A^n(\theta, u) \text{ as initial guess}$$

Compute  $Y^{n+1}(\theta, u) = \exp(A(\theta, u))M(\theta, u)$

Compute  $f^{n+1}(x, y)$  by using FBP on  $Y^{n+1}(\theta, u)$

end

### 4. 실험 결과

Fig. 1은 시뮬레이션에 사용된 영상  $f(x, y)$ 로 그 크기는  $201 \times 201$ 이다. 영상  $f(x, y)$ 의 화소의 크기는  $2 \times 2 \text{ mm}^2$ 라고 가정하였다.

Fig. 2(a)는 시뮬레이션에 사용된 감쇠계수  $\mu(x, y)$ 로 그 크기는  $201 \times 201$ 이고, Fig. 2(b)는 감쇠계수  $\mu(x, y)$ 를 식 (3)에 적용하여 계산한 감쇠를  $A(\theta, u)$ 를 보여주고 있다. Fig. 2(b)의 감쇠를  $A(\theta, u)$ 의 크기는  $200 \times 201$ 로 하였는데, 이는 각도  $\theta$ 의 수를 200개(즉, 각도를  $0.9^\circ$  씩 변화시켜가며 관측)로, 그리고, 원점으로부터의 거리  $u$ 의 수를 201개로 함을 의미한다.

TOF 정확도를 가리키는 점확산함수  $w$ 의  $\sigma$ (식 (6) 참조)가  $5\text{mm}$ 라고 가정하였다. 또한, 시간변수  $t$ 의 수가 101라고 가정하였고, 관측환경의 불확실성을 모사하기 위해 관측데이터  $m(\theta, u, t)$ 의 1%를 표준

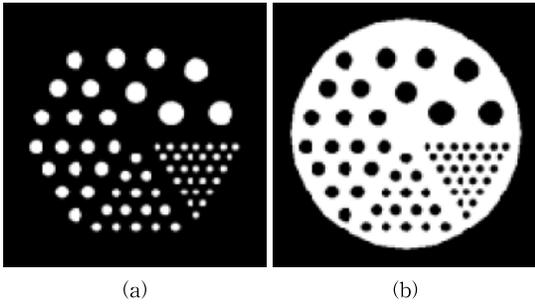


Fig. 1. Test images  $f(x,y)$  of size  $201 \times 201$ . (a) Hot Rod, (b) Cold Rod.

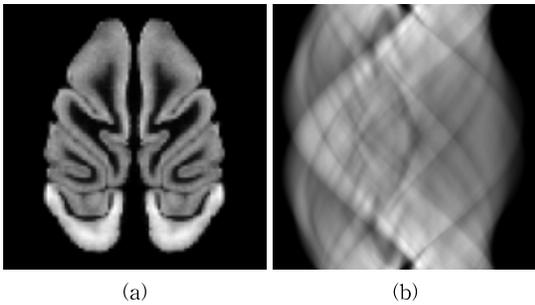


Fig. 2. (a) Test attenuation coefficients  $\mu(x,y)$  of size  $201 \times 201$ , (b) attenuation rate  $A(\theta,u)$  of size  $200 \times 201$  computed by (3) using  $\mu(x,y)$ .

편차로 갖는 정규잡음을 추가하였다. Fig. 3(a)는 Fig. 1(a)의 ‘Hot Rod’에 대한 관측데이터  $M(\theta,u)$ 를, Fig. 3(b)는 Fig. 1(b)의 ‘Cold Rod’에 대한 관측데이터  $M(\theta,u)$ 이다.

Fig. 4는 Fig. 3(a)의 관측데이터  $M(\theta,u)$ 에 FBP를 적용하여 재구성한 영상이다. FBP 시뮬레이션에는 절단주파수(Cutoff Frequency)를 0.5로 한 Hann 필터를 적용하였다. Fig. 4(a)는 감쇠보정을 하지 않은

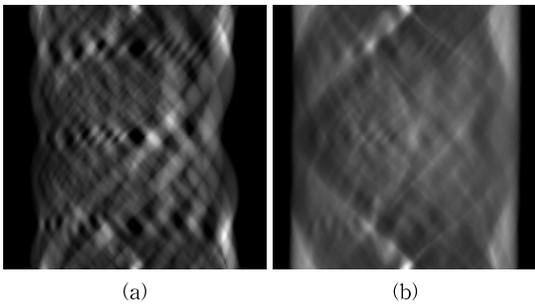


Fig. 3. Observed data  $M(\theta,u)$  (of size  $200 \times 201$ ) (a) of ‘Hot Rod’ in Fig. 1(a) and (b) of ‘Cold Rod’ in Fig. 1(b).

관측데이터  $M(\theta,u)$ 에 FBP를 적용한 결과이고, Fig. 4(b)는 제안한 반복적 감쇠보정 및 영상재구성 알고리즘을 10회 적용한 결과이다. 원영상 Fig. 1(a)와의 비교를 통해 제안한 방법의 효과가 분명함을 알 수 있다.

Fig. 5는 Fig. 3(b)의 관측데이터  $M(\theta,u)$ 에 FBP를 적용하여 재구성한 영상이다. Fig. 5(a)는 감쇠보정을 하지 않은 관측데이터  $M(\theta,u)$ 에 FBP를 적용한 결과이고, Fig. 5(b)는 제안한 반복적 감쇠보정 및 영상재구성 알고리즘을 10회 적용한 결과이다. 원영상 Fig. 1(b)와의 비교를 통해 제안한 방법의 효과가 분명함을 알 수 있다.

### 5. 결 론

제안한 방법은 PET의 TOF 정보를 이용하여 감

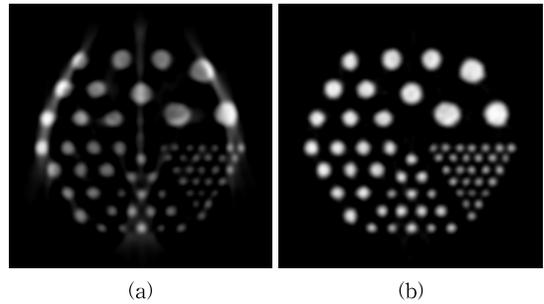


Fig. 4. FBP Reconstruction using observed data  $M(\theta,u)$  in Fig. 3(a). (a) reconstructed image without attenuation correction, (b) reconstructed image with the attenuation correction by the proposed method.

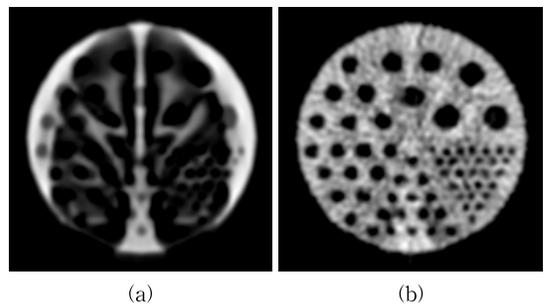


Fig. 5. FBP Reconstruction using observed data  $M(\theta,u)$  in Fig. 3(b). (a) reconstructed image without attenuation correction, (b) reconstructed image with the attenuation correction by the proposed method.

최보정과 영상재구성을 동시에 반복적으로 진행하는 것으로, 그 핵심은 정확히 추정된 감쇠정보가 향상된 영상재구성을 제공하듯이 정확한 영상재구성이 정확한 감쇠보정을 유도할 수 있다는 사실을 이용한 것이다. 제안한 방법의 가능성은 4장의 실험 결과를 통해 확인할 수 있었다.

TOF 정보를 이용한 영상재구성의 응용방향의 하나는 TOF 정보를 이용한 영상재구성의 향상이 관측에 필요한 방사능 피폭량의 감소를 유도하는 것이다[8,9]. 본 논문에서 제안한 방법이 별도의 CT 또는 MRI 측정 없이 TOF 정보를 이용한 감쇠보정과 저선량 방사능 피폭으로도 가능한 영상재구성 알고리즘을 개발에 기여하기를 기대한다.

REFERENCE

[ 1 ] S. Vandenberghe, E. Mikhaylova, E. D’Hoe, P. Mollet, and J.S. Karp, "Recent Developments in Time-Of-Flight PET," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, Vol. 3, No. 3, pp. 1-30, 2016.

[ 2 ] F.H. Fahey, "Data Acquisition in PET Imaging," *Journal of Nuclear Medicine Technology*, Vol. 30, No. 2, pp. 39-49, 2002.

[ 3 ] M. Defrise, A. Rezaei, and J. Nuyts, "Time-of-flight PET Data Determine the Attenuation Sinogram up to a Constant," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 57, No. 4, pp. 885-899, 2012.

[ 4 ] F. Natterer and F. Wubbeling, *Mathematical Methods in Image Reconstruction*, Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, 2001.

[ 5 ] Y. Saad, *Iterative Methods for Sparse Linear Systems*, Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, 2003.

[ 6 ] H.W. Engl, M. Hanke, and A. Neubauer, *Regularization of Inverse Problems*, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 2000.

[ 7 ] M.R. Hestenes and E. Stiefel. "Methods of Conjugate Gradients for Solving Linear Systems," *Journal of Research of the National Bureau of Standards*, Vol. 49, No. 6, pp. 409-436, 1952.

[ 8 ] Nam-Yong Lee, "Aperture Correction using Distance-Dependent Backprojection for SPECT Images," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 11, No. 4, pp. 434-442, 2008.

[ 9 ] Young-Seung Lee, Heung-Kook Choi, "A Hippocampus Segmentation in Brain MR Images using Level-Set Method," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 15, No. 9, pp. 1075-1085, 2012.



이 남 용

1992년 9월 ~ 1997년 12월 Purdue University, Ph.D.  
 2002년 9월 ~ 현재 인제대학교 응용수학과 부교수  
 관심분야: 영상복원, 의료영상처리