

Fast Calculation Algorithm for Line Integral on CT Reconstruction

Kwon Su Chon[†] · Joon-Min Gil^{††}

ABSTRACT

Iterative reconstruction of CT takes a long time because projection and back-projection are alternatively repeated until taking a good image. To reduce the reconstruction time, we need a fast algorithm for calculating the projection which is a time-consuming step. In this paper, we proposed a new algorithm to calculate the line integral and the algorithm is approximately 10% faster than the well-known Siddon method (Jacobs version) and has a good image quality. Although the algorithm has been investigated for the case of parallel beams, it can be extended to the case of fan and cone beam geometries in the future.

Keywords : CT Reconstruction, Iterative Reconstruction, Projection, Line Integral

CT 영상재구성을 위한 빠른 선적분 알고리즘

천 권 수[†] · 길 준 민^{††}

요 약

CT의 반복재구성법은 투영과 역투영을 번갈아 가며 최적의 단면 영상을 얻을 때까지 반복 수행하기 때문에 계산 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. 영상재구성 시간을 단축하기 위하여 계산 시간이 많이 소요되는 투영을 빠르게 수행할 수 있는 알고리즘이 필요하다. 본 논문은 Siddon 알고리즘을 개선한 Jacobs 버전보다 대략 10% 빠른 알고리즘을 제안하였다. 제안한 알고리즘은 기존의 Jacobs 버전의 루프 횟수를 줄임으로써 계산 시간을 줄이도록 하였다. 제안한 방법은 계산속도뿐만 아니라 영상 품질 측면에서도 우수한 성능을 보였다. 평행빔의 경우에 대해 조사되었지만 향후 부채살빔 및 콘빔의 경우로 확장이 가능하다.

키워드 : CT 영상재구성, 반복재구성법, 투영, 선적분

1. 서 론

CT(computed tomography)는 환자를 중심으로 엑스선 관(X-ray tube)과 검출기를 회전시키면서 얻은 많은 수의 투영 영상 또는 데이터를 재구성하여 환자의 단면 사진을 얻는다. 영상재구성은 투영 영상을 이용해서 단면을 얻는 과정을 컴퓨터로 처리하기 때문에 컴퓨터 관련 분야 연구자들이 관심을 가지는 의료영상 처리 분야 중의 하나이다. 컴퓨터의 연산으로 얻어진 단면 영상은 인체의 해부학적 구조물의 겹침이 없기 때문에 병변 진단에 매우 유용하다.

CT의 우수한 단면 영상에도 불구하고 환자에게 많은 양의 엑스선이 피폭되는 단점이 지적되어 왔다[1]. 최근 CT 검사

에서 방사선 피폭에 의한 2차 피해 발생으로 환자의 방사선 피폭선량을 줄이기 위한 노력이 진행되고 있다. 이를 위해 환자에게 노출되는 엑스선(X-ray)을 줄이는 것이 필수적이다 [2, 3]. 이 경우 CT 검출기에서 획득되는 투영 영상에 잡음이 증가한다[4]. 잡음에 강한 특성을 갖는 반복재구성법이 영상 재구성으로 주목받고 있다[5].

반복재구성법은 투영과 역투영을 반복하면서 최적의 단면 영상을 찾아가는 수치계산 방법이다. 투영은 엑스선을 대상(object)에 노출시켜 대상의 내부 구성 물질에 의해 감약(attenuation)된 엑스선을 검출기를 통해 얻는 과정이고 역투영은 검출기에 기록된 픽셀 값을 통해 대상의 내부 구성 물질에 대한 선감약계수(linear attenuation coefficient)를 찾는 과정이다. 반복재구성법은 최적의 해를 찾을 때까지 투영과 역투영을 반복하기 때문에 계산 시간이 오래 걸린다는 단점이 있다[6, 7]. 이러한 단점을 극복하기 위해 반복 횟수를 줄이거나, 투영-역투영의 계산속도를 향상시키는 등 여러 방법이 시도되고 있다[8-11].

투영과 역투영에서 엑스선은 직선으로 표현될 수 있고 광선과 이에 대응하는 검출기 픽셀의 투영 값 및 영상 어레이

※ 이 결과물은 2020년도 대구가톨릭대학교 융합연구지원에 의한 것임.
※ 이 논문은 2022년 한국정보처리학회 ASK 2022에서 "CT의 투영을 위한 빠른 선적분 계산 방법"의 제목으로 발표된 논문을 확장한 것임.
† 정 회 원 : 대구가톨릭대학교 방사선학과 교수
†† 종 신 회 원 : 대구가톨릭대학교 컴퓨터소프트웨어학부 교수
Manuscript Received : July 20, 2022
First Revision : September 13, 2022
Accepted : September 14, 2022
* Corresponding Author : Joon-Min Gil(jmgil@cu.ac.kr)

(array) 픽셀을 행렬로 표현할 수 있다. 역투영은 투영의 전치행렬(transpose matrix)로 표현되기 때문에 투영에서 빠른 속도가 보장되면 역투영도 빠르게 계산할 수 있다. 투영-역투영의 속도를 높이기 위해서는 투영에서 계산 시간이 오래 걸리는 선적분 계산을 빠르게 수행할 수 있는 알고리즘이 요구된다. 선적분을 효과적으로 계산하는 방법이 Siddon에 의해 제안되었고[12], 현재 개선된 Siddon 방법(Jacobs 버전)[13]이 CT뿐만 아니라 핵의학[14] 및 방사선치료[15] 분야에서도 광범위하게 활용되고 있다. 그러나 현재 반복재구성법은 계산 시간 때문에 해석적 영상재구성법인 필터보정역투영법(filtered back-projection)의 보조적인 수단으로 사용되고 있다. 반복재구성이 임상에 실질적으로 사용되기 위해서는 보다 효과적으로 투영과 역투영을 수행할 수 있는 알고리즘의 개선이 필요하다. 본 연구는 투영의 속도를 더욱 빠르게 계산할 수 있는 알고리즘을 제안한다. 평행빔의 경우로 제한하여 알고리즘을 검증하고 제안한 알고리즘으로 재구성된 영상의 품질을 조사하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안하는 선적분 알고리즘을 자세히 설명하고 3장에서는 Jacobs 버전과 비교하여 시간 성능을 살펴본다. 특히 제안한 방법을 적용한 반복재구성법을 통한 영상의 품질을 정량적으로 평가한다. 4장에서는 성능 향상을 알고리즘의 루프 횟수에 기반하여 살펴보고 마지막으로 5장에서 결론에 대해 논의한다.

2. CT 영상 어레이에 대한 광선의 선적분

CT에 사용되는 엑스선은 직선으로 묘사된다. 직선이 CT 영상 어레이를 지나갈 때 픽셀과 만나는 선분의 길이와 그 픽셀 값을 곱한 것을 직선이 지나는 모든 픽셀에 대하여 누적하면 하나의 광선에 대한 선적분(line integral)이 계산된다. 특정 각도에서 선적분을 모든 광선에 대해 모으면 투영이 얻어진다. 선적분을 빠르게 수행하면 곧 투영을 빠르게 수행할 수 있게 된다.

$N_x \times N_y$ 크기를 갖는 CT 영상 어레이에서 하나의 광선에 대한 선적분은 다음과 같이 계산된다.

$$line_sum = \sum_{(i,j \in l)} l(i,j)\rho(i,j) \quad (1)$$

여기서 i 와 j 는 영상의 폭과 높이 방향의 인덱스(index)이고 $l(i,j)$ 는 (i,j) 픽셀과 광선이 만나는 길이를 나타내고 $\rho(i,j)$ 는 그 픽셀 값을 나타낸다. Fig. 1은 직각 좌표계에 두꺼운 선분으로 표시한 CT 영상 어레이와 얇은 직선으로 표시한 그리드(grid)를 겹쳐서 동시에 나타낸 것이다. 직선이 통과하는 CT 영상 어레이를 일정한 간격으로 배치된 X 및 Y 축에 평행한 직선으로 구성된 그리드 위에 겹침으로써 광선과 CT 영상 어레이의 픽셀이 만나는 인덱스 (i,j) 와 $l(i,j)$ 을 광선과 X 및 Y 축 그리드들을 통해 계산할 수 있다.

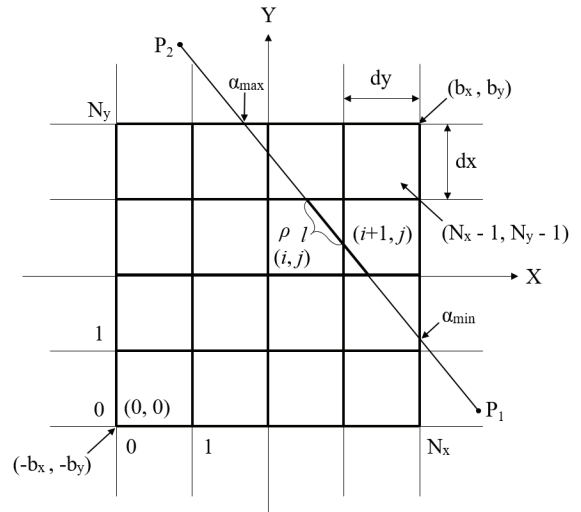


Fig. 1. Overlap of CT Array and Linear Grids

점 $P_1(p_{1x}, p_{1y})$ 에서 출발한 엑스선은 $P_2(p_{2x}, p_{2y})$ 에서 검출되고 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$p_x = p_{1x} + \alpha(p_{2x} - p_{1x}) \quad (2)$$

$$p_y = p_{1y} + \alpha(p_{2y} - p_{1y}) \quad (3)$$

여기서 α 는 직선 위의 위치를 결정하는 매개변수로 두 점 사이의 상대적인 위치를 나타낸다. 광원(P_1)과 검출기의 픽셀 하나(P_2)를 나타내는 두 점은 CT 영상 어레이 외부에 위치한다고 가정한다. X 축에 수직인 그리드와 Y 축에 수직인 그리드를

$$g_x = -b_x + i \times dx \quad (4)$$

$$g_y = -b_y + j \times dy \quad (5)$$

로 나타낼 수 있다. 여기서 i 와 j 는 그리드를 나타내는 인자로 $i = 0, 1, \dots, N_x$ 와 $j = 0, 1, \dots, N_y$ 의 범위를 갖는다. i 와 j 가 $N_x - 1$ 와 $N_y - 1$ 까지 사용될 경우 CT 영상 어레이의 픽셀을 나타내는 인자로 사용될 수 있다. 광선을 나타내는 Equation (1)과 Equation (2)가 X 및 Y 축 그리드와 만날 때의 직선 매개변수는 다음과 같이 정리된다.

$$\alpha_x(i) = \frac{(-b_x + i \times dx) - p_{1x}}{p_{2x} - p_{1x}} \quad (6)$$

$$\alpha_y(j) = \frac{(-b_y + j \times dy) - p_{1y}}{p_{2y} - p_{1y}} \quad (7)$$

여기서 $p_{2x} = p_{1x}$, $p_{2y} = p_{1y}$ 경우는 제외한다. 광선이 CT 영상 어레이의 처음과 마지막으로 만나는 직선 매개변수 ($\alpha_{min}, \alpha_{max}$)을 결정할 수 있고 이때의 픽셀을 각각 (x_F, y_F) 와 (x_L, y_L) 라 하고 $\alpha_x \leftarrow \alpha_x(x_F + sign_x)$ 와 $\alpha_y \leftarrow \alpha_y(y_F + sign_y)$ 로

대입한다. 여기서 $p_{1x} < p_{2x}$ 이면 $sign_x = 1$ 이고, 반대이면 $sign_x = 0$ 이다. $sign_y$ 도 비슷하게 결정된다. $sign_x$ 와 $sign_y$ 를 도입함으로써 처음과 마지막 픽셀을 빠르게 결정할 수 있다. 그리고 다음과 같은 X 축 직선 매개변수의 증감 인자를 추가하면 X 축 방향의 픽셀 이동을 쉽게 결정할 수 있다.

$$\alpha_{xu}(i) = \frac{dx}{|p_{2x} - p_{1x}|} \quad (8)$$

Y 축 방향의 직선 매개변수의 증감 인자도 비슷하게 표현된다. X 축 방향의 픽셀의 증감은

$$i_u = \begin{cases} 1, & p_{1x} < p_{2x} \\ -1, & p_{1x} > p_{2x} \end{cases} \quad (9)$$

로 나타낼 수 있다. Y 방향의 픽셀 증감도 비슷하게 표현된다.

광선과 CT 어레이 영상이 만나는 최초의 직선 매개변수를 $\alpha_c \leftarrow \alpha_{\min}$ 로, 픽셀을 $i \leftarrow x_p$ 와 $j \leftarrow y_p$ 로 초기화하고 $\alpha_x < \alpha_y$ (Fig. 1)은 이 조건이 만족)의 검사를 통해 첫 번째 픽셀을 지나가는 광선의 길이

$$l(i, j) = (\alpha_x - \alpha_c)d \quad (10)$$

를 계산할 수 있다. 여기서 d 는 P_1 과 P_2 사이의 거리이다. 픽셀을 지나가는 선 길이와 픽셀 값의 곱

$$l(i, j)\rho(i, j) \quad (11)$$

을 다음 픽셀에 대해 반복 계산하여 누적하면 선적분이 계산된다. 다음 픽셀에 대해 반복하기 전에

$$i \leftarrow i + i_u \quad (12)$$

$$\alpha_c \leftarrow \alpha_x \quad (13)$$

$$\alpha_x \leftarrow \alpha_x + \alpha_{xu} \quad (14)$$

와 같이 픽셀과 직선 매개변수를 업데이트한다. 만약 $\alpha_x > \alpha_y$ 인 경우에는

$$j \leftarrow j + j_u \quad (15)$$

$$\alpha_c \leftarrow \alpha_y \quad (16)$$

$$\alpha_y \leftarrow \alpha_y + \alpha_{yu} \quad (17)$$

로 업데이트한다.

픽셀 값과 선분의 곱이 계산되는 루프의 횟수는 다음과 같다.

$$N = \begin{cases} x_L - x_F + 1, & |p_{2x} - p_{1x}| > |p_{2y} - p_{1y}| \\ y_L - y_F + 1, & |p_{2x} - p_{1x}| < |p_{2y} - p_{1y}| \end{cases} \quad (18)$$

어떤 조건에서도 루프의 최대 횟수는 N_x 또는 N_y 를 넘지 않는다. 계산 알고리즘을 (Algorithm 1)에 유사코드로 나타내

Algorithm 1. Fast algorithm for calculating line integrals

Input: $\rho[.]$, p_{1x} , p_{2x} , p_{1y} , p_{2y} , d , α_{\min} , x_F , y_F , x_L , y_L , $sign_x$, $sign_y$, α_{ux} , α_{uy} , i_u , j_u

Output: $line_sum$

Initialize $\alpha_c = \alpha_{\min}$, $i = x_F$, $j = y_F$, $sum = 0$, $line_sum = 0$
 $\alpha_x = \alpha_x(x_F + sign_x)$, $\alpha_y = \alpha_y(y_F + sign_y)$

if $|p_{2x} - p_{1x}| > |p_{2y} - p_{1y}|$ **then**

Initialize $n = x_F$

while $n \leq x_L$ **do**

if $\alpha_y < \alpha_x$ **then**

$sum \leftarrow sum + (\alpha_y - \alpha_c) * \rho(i, j)$

$j \leftarrow j + j_u$, $\alpha_c \leftarrow \alpha_y$, $\alpha_y \leftarrow \alpha_y + \alpha_{uy}$

end if

$sum \leftarrow sum + (\alpha_x - \alpha_c) * \rho(i, j)$

$i \leftarrow i + i_u$, $\alpha_c \leftarrow \alpha_x$, $\alpha_x \leftarrow \alpha_x + \alpha_{ux}$

end while

else

Initialize $n = y_F$

while $n \leq y_L$ **do**

if $\alpha_x < \alpha_y$ **then**

$sum \leftarrow sum + (\alpha_x - \alpha_c) * \rho(i, j)$

$i \leftarrow i + i_u$, $\alpha_c \leftarrow \alpha_x$, $\alpha_x \leftarrow \alpha_x + \alpha_{ux}$

end if

$sum \leftarrow sum + (\alpha_y - \alpha_c) * \rho(i, j)$

$j \leftarrow j + j_u$, $\alpha_c \leftarrow \alpha_y$, $\alpha_y \leftarrow \alpha_y + \alpha_{uy}$

end while

end if

$line_sum \leftarrow sum * d$

었다. 광선의 입사를 기울기를 기준으로 구별하였다. 이렇게 구별하면 X 또는 Y 축 방향의 반복 루프를 통해 선적분을 쉽게 계산할 수 있다. 광선이 지나가는 조건에 따라 2개의 픽셀을 지나거나 1개의 픽셀을 지난다. 제시한 알고리즘은 주어진 X 또는 Y 축에 포함된 광선이 CT 영상 어레이와 만나는 픽셀을 하나의 루프 안에서 계산한다. Fig. 1은 (i, j) 로 표시된 픽셀과 $(i+1, j)$ 픽셀이 한 번의 루프 속에서 차례로 계산된다.

선적분을 이용하여 재구성된 영상의 품질을 평가하는 것도 중요하다. 정량적인 영상 품질 평가를 위해 의료 영상 분야에 서 많이 사용하는

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{N_x-1} \sum_{j=0}^{N_y-1} (I_{i,j} - I_{i,j}^0)^2}{N_x \times N_y}} \quad (19)$$

$$PSNR = 20 \log_{10} \left(\frac{MAX_I}{RMSE} \right) \quad (20)$$

Table 1. Average Time for Calculating Line Integrals on 512×512 CT Array for Various Conditions

Rays	Views	Jacobs (ms)	Proposed Alogrithm (ms)	Speed up (%)
512	360	160.4±5.57	146.6±4.01	9.4
	720	317.9±5.01	291.8±4.60	8.9
	1440	637.9±5.36	582.9±6.49	9.4
1024	360	318.7±4.88	288.7±3.55	10.4
	720*	634.8±3.94	575.5±4.61	10.3
	1440	1283.0±7.66	1158.2±9.15	10.7

를 조사하였다. 여기서 $I_{i,j}$ 는 재구성된 영상을 나타내고 $I_{i,j}^0$ 는 원본 영상을 나타낸다. 그리고 MAX_I 는 재구성된 영상의 최대 픽셀 값을 나타낸다.

3. 결 과

알고리즘의 성능은 선적분에 걸리는 시간을 10회 측정하여 평균한 것으로 나타내었다. Jacobs 버전 및 제안한 알고리즘 모두 코드 최적화를 수행하지 않고 C언어로 순차 모드(sequence mode)로 작성하였고, Intel i7 990X (3.46 GHz), 16GB memory PC에서 수행하였다. Table 1은 평행빔 구조에서 광선이 균일한 간격으로 512×512 크기의 CT 어레이로 입사하는 경우 각 광선에 대한 선적분 시간을 나타내었다. 대략 10%의 속도 향상을 보였다.

제안한 알고리즘 이용하여 Shepp-Logan 머리 팬텀(phantom)에 대해 반복재구성법을 적용하여 영상을 재구성하였다. Fig. 2(A)은 원본 Shepp-Logan 머리 팬텀을 나타낸 것이고 Fig. 2(B)는 반복재구성법으로 20회 반복한 후의 영상을 나타낸 것이다. 재구성된 영상은 원본 Shepp-Logan 머리 팬텀 영상을 거의 그대로 재현해 내는 것을 육안으로 확인할 수 있다. Fig. 2(C)는 재구성된 영상에서 원본 팬텀 영상을 뺀 영상(subtraction image)이다. 회색조(gray) 차이가 거의 없다는 것을 통해 반복재구성 된 영상이 원본 영상을 정확히 복원하고 있다는 것을 알 수 있다.

원본 Shepp-Logan 팬텀 영상과 재구성된 영상을 정량적으로 비교함으로써 재구성된 영상의 품질을 조사할 수 있다. 평균 제곱근 오차(RMSE)는 0.036으로 매우 작아 Fig. 2와 같이 원본 팬텀 영상과 재구성된 영상이 매우 비슷하게 나타났다. 최대 신호대잡음비(PSNR)는 35.654로 매우 우수한 영상이 얻어졌다. 평균 계산 시간과 영상의 품질 측면에서 새로 제안한 알고리즘이 우수한 성능을 나타낸다는 것을 알 수 있다. 반복재구성법에서 반복 횟수가 증가할수록 RMSE와 PSNR은 매우 천천히 개선된다. 대략 20회 이상의 반복 횟수에서 영상의 품질은 획기적으로 개선되는 효과는 거의 없다.



(A) Head phantom



(B) Reconstructed image



(C) Subtraction image

Fig. 2. Shepp-Logan Head Phantom and an Image after 20 Iterations within the Iterative Reconstruction Applied to the Proposed Algorithm

4. 토 의

Siddon에 의해 제안된 최초 알고리즘에서는 $N \times N$ 크기의 CT 어레이를 지나는 광선과 X 및 Y 축 그리드와 만나는 직선의 매개변수를 Equation (6)과 (7)를 통해 각각 결정하고 집합으로 저장한다. 이 매개변수를 통해서 광선이 지나가는 픽셀의 위치와 픽셀 내의 선분의 길이를 계산한다. 광선이

지나가는 픽셀을 순차적으로 결정하기 위해 X 및 Y 축 방향의 두 개의 직선 매개변수 집합을 하나의 집합으로 오름차순으로 재정렬 하는데 $O(N^2)$ 의 복잡도를 보인다. 픽셀의 위치를 결정하는 단계가 전체 성능의 41%를 결정하고 그다음으로는 직선의 매개변수를 통합하고 정렬하는 단계가 26%를 결정하게 되어 이 두 부분의 개선이 필요하게 되었다[12]. Siddon 방법을 개선한 Jacobs 버전은 병목으로 지목된 부분을 광선의 길이와 픽셀 위치를 초기 픽셀 위치 (x_F, y_F) 로부터 업데이트하게 함으로써 계산 시간을 획기적으로 단축하여 $O(N)$ 의 복잡도의 성능을 나타내도록 개선하였다. Jacobs 버전은 광선이 픽셀을 지날 때마다 같은 계산을 반복하며 총

$$N = (x_L - x_F + 1) + (y_L - y_F + 1) \quad (21)$$

번 수행하고 최대 $2N$ 번의 계산을 실행한다. 하지만 본 논문에서 제안한 새로운 알고리즘도 $O(N)$ 복잡도를 나타내지만, 광선이 지나가는 X 또는 Y 축 방향에 해당하는 하나 또는 2개 픽셀을 동시에 계산함으로써 계산 루프 횟수를 감소시켰다. 이 알고리즘에서 하나의 광선에 대해 계산하는 반복 횟수는 Equation (18)으로 주어지며 최대 N 을 넘지 않는다.

광선과 CT 영상 어레이의 처음과 마지막 픽셀을 결정할 때 $sign_x$ 및 $sign_y$ 를 도입하였다. Siddon 알고리즘과 Jacobs 버전 모두 첫 번째 픽셀을 결정할 때 상대적으로 시간이 오래 걸리는 직선 매개변수의 평균을 이용한 방법(α_{min} 과 다음 α 를 평균하여 첫 번째 픽셀을 찾는 방법)을 사용하고 있다. 제안한 알고리즘은 하나의 투영을 구성하는 광선의 개수가 증가할수록 Siddon 알고리즘과 Jacobs 버전보다 시간 개선 효과가 우수하게 된다.

본 논문은 평행빔의 경우에 대해 계산하였다. 부채살빔(fan beam)의 경우 Table 1의 (*)조건에 대해 순수 Siddon 알고리즘과 제안한 알고리즘으로 계산하면 하나의 사이노그램(Sinogram)을 얻는데 각각 3705.1 ± 7.71 ms와 806.5 ± 7.32 ms이 소요된다. Zhang et. al.[16]은 Table 1의 (*)의 조건으로 순수 Siddon 방법과 area integral model에 대해 각각 41.53 s와 10.65 s를 얻었다. 계산에 사용된 PC 사양이 다르기 때문에 직접적인 비교는 어렵지만 순수 Siddon 알고리즘을 기준으로 비교하면 Zhang의 Area integral model은 950.1 ms가 예상되어 본 논문에서 제안하는 새로운 알고리즘이 대략 17.8% 더 빠르다.

5. 결 론

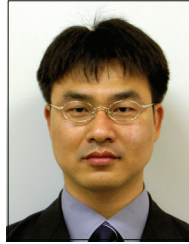
반복재구성법을 이용하는 CT에서 빠른 영상재구성을 위해 투영과 역투영을 빠르게 수행할 수 있는 알고리즘이 필요하다. 제안한 알고리즘은 평행빔 구조에서 Jacobs 버전의 Siddon 알고리즘 보다 대략 10%의 속도 향상을 보였다. 그리고 영상 품질 측면에서도 제안한 알고리즘은 우수한 성능

을 나타내었다. 제안한 알고리즘은 순차 모드에서 계산하였지만 병렬 처리에 적합한 알고리즘이다. 따라서 CPU의 다중 코어(multi-threads) 및 GPU(graphics processing unit)를 활용할 수 있도록 병렬 코드로 확장한다면 매우 높은 속도 향상을 기대할 수 있을 것이다.

References

- [1] L. W. Goldman, "Principles of CT: Radiation dose and image quality," *Journal of Nuclear Medicine Technology*, Vol.35, No.3, pp.213-225, 2007.
- [2] L. Yu et al., "Radiation dose reduction in computed tomography: Techniques and future perspective," *Imaging Medicine*, Vol.1, No.1, pp.65-84, 2009.
- [3] E. P. Tamm, X. J. Rong, D. D. Cody, R. D. Ernst, N. E. Fitzgerald, and V. Kundra, "Quality initiatives: CT radiation dose reduction: How to implement change without sacrificing diagnostic quality," *RadioGraphics*, Vol.31, No.7, pp.1823-1832, 2011.
- [4] Y. Nakayama et al., "Abdominal CT with low tube voltage: Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise," *Radiology*, Vol. 237, No.3, pp.945-951, 2005.
- [5] P. Mohammadinejad et al., "CT noise-reduction methods for lower-dose scanning: Strengths and weaknesses of iterative reconstruction algorithms and new techniques," *RadioGraphics*, Vol.41, No.5, pp.1493-1508, 2021.
- [6] J. K. Kim, J. A. Fessler, and Z. Zhang, "Forward-projection architecture for fast iterative image reconstruction in X-ray CT," *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol.60, No.10, pp.5508-5518, 2012.
- [7] H. Gao, "Fast parallel algorithms for the X-ray transform and its adjoint," *Medical Physics*, Vol.39, No.11, pp.7110-7120, 2012.
- [8] L. Flores, V. Vidal, and G. Verdú, "Iterative reconstruction from few-view projections," *Procedia Computer Science*, Vol.51, pp.703-712, 2015.
- [9] A. H. Vija and A. Yahil, "Controlling the number of iterations in image reconstruction," *US Patent*, 20120076389, 2011.
- [10] G. L. Zeng, "Estimation of the optimal iteration number for minimal image discrepancy," *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, Vol.3, No.5, pp.572-578, 2019.
- [11] S. Allner, A. Gustschin, A. Fehringer, P. B. Noël, and F. Pfeiffer, "Metric-guided regularisation parameter selection for statistical iterative reconstruction in computed tomography," *Scientific Reports*, Vol.9, 6016, 2019.

- [12] R. L. Siddon, "Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array," *Medical Physics*, Vol.12, No.2, pp.252-255, 1985.
- [13] F. Jacobs, E. Sundermann, B. D. Sutter, M. Christiaens, and I. Lemahieu, "A fast algorithm to calculate the exact radiological path through a pixel or voxel space," *Journal of Computing and Information Technology*, Vol.6, No.1, pp.89-94, 1998.
- [14] P. P. Bruyant, "Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT," *Journal of Nuclear Medicine*, Vol.42, No.10, pp.1343-1358, 2002.
- [15] Photon Treatment Planning Collaborative Working Group, "Three-dimensional dose calculations for radiation treatment planning," *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, Vol.21, No.1, pp.25-36, 1991.
- [16] S. Zhang, D. Zhang, H. Gong, O. Ghasemalizadeh, G. Wang, and G. Cao, "Fast and accurate computation of system matrix for area integral model-based algebraic reconstruction technique," *Optical Engineering*, Vol.53, No.11, pp.113101, 2014.



천 권 수

<https://orcid.org/0000-0002-8261-8319>

e-mail : kschon@cu.ac.kr

1995년 건국대학교 물리학과(학사)

1997년 연세대학교 물리학과(석사)

2006년 中部大學 기계공학과(박사)

2010년 ~ 현 재 대구가톨릭대학교

방사선학과 교수

관심분야 : X-ray Imaging System, Medical Image Processing



길 준 민

<https://orcid.org/0000-0001-6774-8476>

e-mail : jmgil@cu.ac.kr

1994년 고려대학교 전산학과(학사)

1996년 고려대학교 전산학과(석사)

2000년 고려대학교 전산학과(박사)

2001년 ~ 2002년 University of Illinois at Chicago, Post-Doc.

2002년 ~ 2006년 KISTI 슈퍼컴퓨팅센터 선임연구원

2006년 ~ 2010년 대구가톨릭대학교 컴퓨터교육과 교수

2010년 ~ 현 재 대구가톨릭대학교 컴퓨터소프트웨어학부 교수

관심분야 : 클라우드컴퓨팅, 빅데이터, 인공지능, 분산시스템