

Spiral CT의 고속 영상재구성 알고리즘에 관한 연구

허창원, 진승오, 이재덕, 허영
한국전기연구소 영상응용연구그룹

A Study on the Fast Image Reconstruction Algorithm for Spiral CT

Chang-Won Heo, Seung-Oh Jin, Jae-Duck Lee, Young Huh
Applied Imaging Research Group, KERI

Abstract - X-ray CT(Computed Tomography) has been a good modality for non-invasive diagnosis and recently, Conventional CT has been replaced rapidly with Spiral CT in recent. In X-ray CT, spiral scanning has various advantages such as better image quality, reduced scan time(in a single breath-hold), a lower x-ray dose. But, it requires very fast and high performance image processing system to reconstruct slice images from spiral scanning. This paper describes the fast image reconstruction techniques with filtered back projection from the viewpoints of fast algorithm as well as hardware implementation for real-time imaging.

1. 서 론

X-ray CT(Computed Tomography, 전산화단층촬영장치)는 인체내부의 단면을 비침습적으로 촬영할 수 있는 의료영상진단장치로써 최근 Spiral X-ray CT의 등장으로 매우 빠른 시간내에 Volume Image를 획득하게 되므로써 기존의 Axial Scan 방식에 비해 환자의 Motion Artifact를 저감하게되어 보다 우수한 진단영상을 얻게되었다.

X-ray CT 진단영상의 화질은 인체의 미소 병변의 진단과 직접적으로 관련되어 매우 중요한 의미를 지니며, CT 촬영을 위하여 검출기의 특성, X-선관 및 HFG(High Frequency Generator), Gantry, DAS(Data Acquisition System)등의 시스템적인 장치의 안정적인 동작과 함께 획득한 데이터를 영상으로 재구성하기 위한 알고리즘의 역할은 매우 중요하다. 다양한 방법의 재구성 알고리즘이 개발되어왔으며, 현재, FBP(Filtered Back Projection)방법이 연산량과 영상의 화질등을 고려하여 가장 널리 사용되고 있다.

CT 영상을 촬영하는 과정에서 영상의 재구성과 관련된 요소로는 FOV(Field Of View), 검출기의 수, 피사체 단면의 투영간격, 재구성영상의 분해능, X-선관의 focal spot의 크기 및 Filter의 종류에 따라 CT 영상의 해상도에 큰 영향을 미친다.

최근 X-ray CT는 Slip-ring 기술을 이용하여 X-선 튜브 및 검출기의 연속적인 회전과 환자테이블의 연속적인 Z-축운동을 적용하여 나선 형태의 고속 촬영이 가능하게 되었으며, 이로 인하여 다량의 측정데이터가 연속적으로 발생하므로써, 실시간 영상재구성을 위해서 고속의 영상재구성 시스템을 필요로 하고 있다. 실시간 영상 재구성을 위해서는 시스템의 비용과 재구성 영상의 화질을 고려하여 알고리즘을 간략화하는 방법과 재구성 시스템의 연산성능을 향상시키는 방법을 적용할 수 있다.

본 논문에서는 FBP 재구성 방법을 실시간으로 구현하기 위하여 알고리즘 측면에서의 간략화 방법 및 범용 DSP(Digital Signal Processor)를 병렬설계하여 하드

웨어로 구현하는 방법등 다양한 측면에서의 접근 방법을 서술하고 각각의 방법의 장단점을 분석함으로써 X-ray CT의 실시간 영상재구성 시스템을 최적화하고자 한다.

2. FBP 영상재구성

2.1 Filtered Back Projection

X-ray CT는 X-선관과 검출기가 FOV(Field Of View)의 중심점을 기준으로 일회전하는 동안 일정한 각도로 피사체를 통과하여 검출된 X-선의 감약 정보를 X-선관과 검출기등의 기하학적인 구조를 참고하여 재구성 알고리즘을 적용함으로써 단면영상을 얻게된다. X-선관과 검출기가 연속회전하며 촬영하는 3세대이상의 CT에서는 Fan Beam 형태의 X-선을 주사하여 환자를 투과한 X-선의 감약정보를 검출하게 된다. 본 절에서는 Fan Beam mode의 기하구조를 바탕으로 FBP 재구성 알고리즘 및 수학적 모델링을 설명하고 FBP 재구성법에서 필터의 역할을 서술하고자 한다.

X-ray CT의 투영데이터를 얻는 과정은 수식(1)과 같이 Radon Transform과 같이 모델링된다. X-선이 FOV의 center를 중심으로 일회전하면서 검출되는 X-선의 감약데이터는 FOV 평면에 대해서 Radon Transform을 적용한 것이며 이로부터 원래 영상을 재구성하기 위해서는 검출된 데이터를 Inverse Radon Transform을 적용하여야 한다. 투영데이터를 얻기 위한 시스템의 기하구조는 그림 1과 같다.

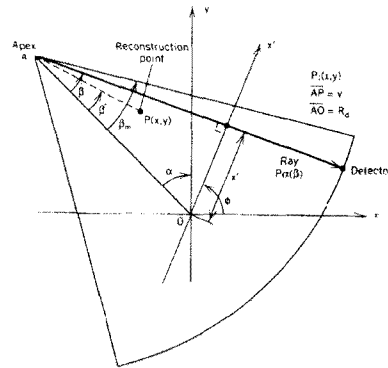


그림 1. X-Ray CT의 영상재구성의 Geometry

검출된 투영데이터를 sinogram이라고하고 이로부터 단면영상을 얻기 위해서는 수식(2)와 수식(3)으로부터 수식(4)와 같은 결과를 얻을 수 있다. 수식(4)에서 $h(v\sin(b'-b))$ 는 filter kernel로서 back projection 과정에서의 deblurring을 목적으로 사용하며 전형적으로 Ram-Lak, Shepp-Logan, Hamming window를

사용한다.

$$P_{\phi}(x') = \mathcal{R}\{f(x, y)\}$$

$$= \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(x' \cos \phi - y' \sin \phi, x' \sin \phi + y' \cos \phi) dy'$$

where,

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$x' = R_d \sin \beta \quad (2)$$

$$\phi = \alpha + \beta$$

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} d\phi \int_{-\infty}^{\infty} dx P_{\phi}(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') \quad (3)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} d\alpha \int_{-\beta_m}^{\beta_m} d\beta p_{\alpha}(\beta) h(v \sin(\beta' - \beta)) |J| \quad (4)$$

where,

$$|J| = \left| \frac{\theta(x', \phi)}{\theta(\alpha, \beta)} \right| = R_d \cos \beta$$

$$v = \sqrt{(x \cos \alpha + y \sin \alpha)^2 + (x \sin \alpha - y \cos \alpha + R_d)^2}$$

$$\beta' = \tan^{-1} \left[\frac{x \cos \alpha + y \sin \alpha}{x \sin \alpha - y \cos \alpha + R_d} \right]$$

위와 같이 CT영상을 재구성하기 위한 과정을 기능적으로 도식화하면 그림 2와 같다.

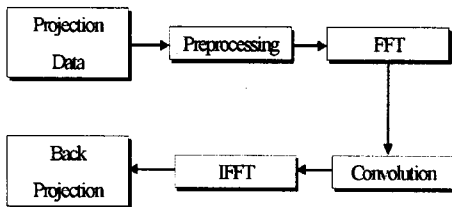


그림 2. 영상재구성의 Flow Chart

우선 CT 시스템에서 얻어진 투영정보를 검출기의 특성, 기계적 영향, 기하학적 구조등을 고려하여 전처리한 후, 연산량을 감소시키기 위하여 각각의 투영정보를 FFT-Convolution을 적용하여 필터링하고 이를 역투영 과정을 적용하여 영상을 재구성하게 된다. 특히 Spiral CT에서는 투영정보를 얻는 과정이 Axial Scan 방식과는 달리 연속적인 정보를 얻게되므로 실시간 영상재구성을 위해서는 연산량을 최소화하는 것이 매우 중요하다.

2.2 FAN BEAM 영상재구성법의 연산량

이와 같이 Fanbeam 방식을 적용한 CT에서 FBP방법을 사용하여 영상을 재구성할 경우에는 매우 많은 양의 연산을 필요로 하며, 이는 실시간 영상재구성에 많은 부담을 준다. 그림 2에서 나타난 영상재구성 과정에서의 주요 연산량을 표 1에서의 조건으로 계산하면 다음과 같다.

우선, 768개의 검출데이터를 FFT 알고리즘을 적용하기 위하여 1024points로 zero-padding을 한 후, FFT를 하는 과정에서 각각의 view에 대해서 5120개의 complex multiplication과 10240개의 complex addition을 필요로 한다. 또 convolution을 적용하기

위해서는 2048개의 multiplication을 하게되며, Inverse FFT 에서는 FFT의 연산량에 1024 multiplication이 더해지게 된다.

표 1. 시뮬레이션 조건

항 목	설정치
영상의 크기	256 x 256
Sampling 간격	0.5°
일회전시 View 수	720 views
검출기의 수	768
Fan Angle	44°

최종단계의 back projection에서는 256x256 영상의 경우 trigonometric function을 많이 사용하게 되므로 연산량이 급격히 증가하나, 이를 index table 형태로 변환하면 각각의 view에 대해서 256x256x24 instruction이 소요되게 된다. 따라서 720view를 사용하는 경우 1.132Giga Instructions를 요구하게 된다.

2.3 Resorting Algorithm의 적용

위에서 설명한 바와 같이 fan beam으로 촬영한 데이터를 다른 변환없이 직접 재구성하는 경우 수식(4)에서와 같이 ray sum index와 weighting vector의 값을 구하는데 매우 많은 연산량이 요구되므로 실시간으로 처리하기에는 어려움이 따르므로 fan beam으로 촬영한 데이터를 parallel beam으로 촬영한 데이터로 변환하는 기법인 resorting 알고리즘을 적용하였다.

임의의 α, β 의 경로에서 검출된 데이터는 parallel beam으로 촬영한 경우, 임의의 ϕ, x 에서의 검출한 데이터와 일치하는 점을 이용하여 수식(5)와 같은 관계식을 이용하여 fan beam mode에서의 sinogram을 parallel beam으로 sinogram으로 mapping시키는 방법이다.

$$x' = R_d \sin \beta \quad (5)$$

$$\phi = \alpha + \beta$$

예를 들면, Fan beam mode에서 $\alpha=0^\circ$ 에서 768개의 검출기에 측정된 데이터들은 그림 3.에서와 같이 각각의 β 값에 따라 Fan beam sinogram 영역에 저장되고, 이는 resorting 알고리즘에 따라 수식(5)에 의해서 parallel beam sinogram 영역으로 옮겨진다.

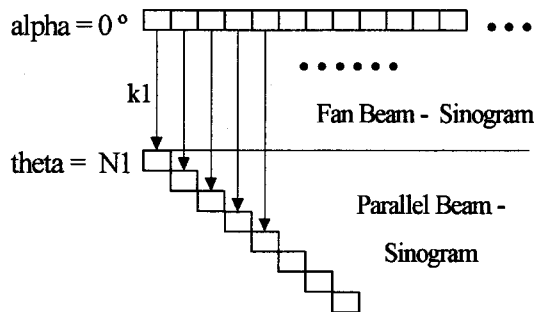


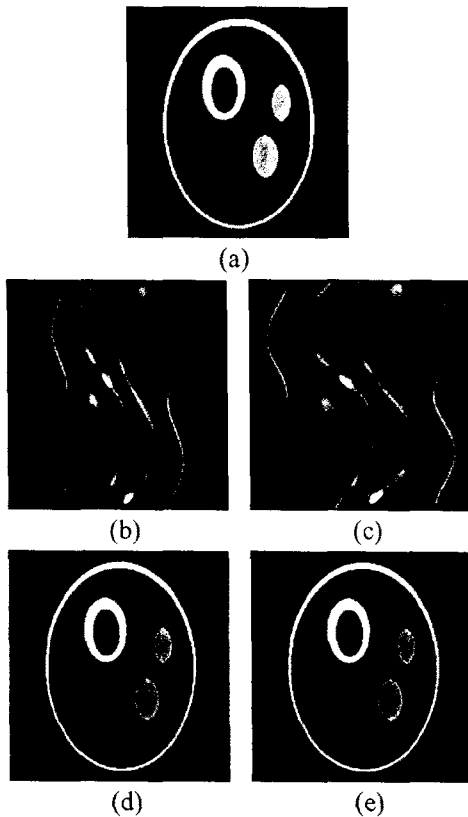
그림 3. Resorting 알고리즘의 개념도

이때, 첫 번째 β 값인 경우 ϕ 는 β 값과 일치하게 되므로 그림 3의 $k1$ 연결선과 같이 값이 옮겨지게 된다.

이와같이 resorting 알고리즘에 의해 fan beam sinogram을 parallel beam sinogram으로 옮기는 경우에는 옮겨진 데이터를 간단한 좌표계 보간을 하고, 이를 수식(6)과 같이 parallel beam 재구성 알고리즘을 적용할 수 있게 된다.

$$\hat{f}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi d\phi \int_{-\infty}^{\infty} dx P_\phi(x) h(x \cos \phi + y \sin \phi - x) \quad (6)$$

Parallel beam 재구성 알고리즘을 적용하는 경우, 앞서 설명한 바와 같이 가장 연산량을 증가시키는 부분인 ray sum index 와 weighting vector 값을 계산하는 부분이 제거됨으로써 연산량을 급격히 감소할 수 있으며 실제 프로그래밍을 하는 경우, fan beam 재구성법에서 back-projection에서 소요되는 연산량에 parallel beam 재구성법에서는 각각의 view에 대해서 256x256x6 instruction이 소요됨으로써 연산량을 75% 감소시킬 수 있다.



(a) phantom 영상
(b) fan beam mode sinogram
(c) resorting을 적용한 sinogram
(d) (b)의 fan beam 재구성 결과
(e) (c)의 parallel beam 재구성 결과
그림 4. 시뮬레이션 결과

본 연구에서는 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 실제 프로그램을 작성하여 사용된 코드의 명령어수를 통하여 연산량을 계산하고 분석하였다. 그림 4에서는 모델링된 phantom을 이용하여 원영상, fan beam mode에서의 sinogram, resorting algorithm을 적용한 경우의

sinogram, 직접 fan beam 재구성법을 통하여 재구성된 영상, resorting 방법을 적용한 sinogram을 parallel beam 재구성법을 적용한 경우에 대하여 결과를 나타내었다.

2.4 병렬 DSP 시스템의 구현

Fan beam으로 촬영한 데이터를 앞에서 설명한 방법으로 resorting한 후, 이를 parallel beam 재구성방법을 적용하기 위해서 본 연구에서는 8개의 DSP processor를 채용하는 병렬 DSP 시스템을 설계하였다. 본 연구에서는 shared memory 구성이나, 외부 버스의 arbitration을 위하여 다른 glue logic을 설계할 필요가 없고, 또한 parallel 통신포트를 통하여 240byte/sec의 속도로 데이터를 송수신할 수 있는 Analog Device사의 ADSP-21062(40Mhz)를 채용하였다. 시스템에서는 그림 5와 같이 4Mbyte SRAM과 4개의 DSP를 한 개의 그룹으로 하고, 외부시스템과 인터페이스를 위하여 PC19054 chip을 적용하여 시스템을 설계하였다.

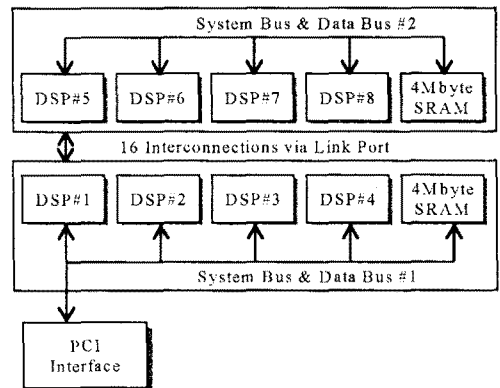


그림 5. 실시간 영상재구성을 위한 병렬 DSP 시스템

3. 결 론

본 연구에서는 X-ray CT의 실시간 영상재구성을 위하여 알고리즘을 간략화하는 방법과 병렬 DSP 시스템을 이용하는 방법으로 접근하였다. 측정된 데이터를 재정렬하고 보간함으로써 직접 재구성 방법에 비해 매우 연산량을 감소할 수 있었으며, 간략화된 알고리즘을 병렬 프로세서 시스템에 적용함으로써 실시간 연산이 가능한 시스템을 구현하고자 하였다.

향후 본 연구의 내용을 기반으로 다양한 접근법에서의 영상의 화질을 자세히 분석하여 알고리즘 간략화에 의한 문제점들을 깊이 있게 검토하고, 실제 측정된 데이터를 적용하여 시스템을 안정성있게 구축하고자 한다.

(참 고 문 헌)

- [1] T. M. Peters and R.M.Lewitt, "Computer tomography with fan beam geometry", J. Comput. Assisted Tomography, vol. 1., pp.429-436, 1977
- [2] C.R. Crawford and K.F.King, "Computed tomography scanning with simultaneous patient translation.", Med. Phys., vol 17, pp.967-982, 1990
- [3] Steven W. Smith, "The Scientist and engineer's Guide to DSP", California Technical Publishing, pp 423-450, 1996.