

기관고유연구사업 결과 보고

결	과제 책임자	과 장	부 장
재			

※ 협조 :

- 사업단 소속 연구직의 경우 국가암관리사업단장
- 연구(의사직), 의사직, 의학물리학직의 경우 소속 센터장

본인이 수행한 2008~2010년도 기관고유연구사업 과제 연구결과를 붙임과 같이 보고합니다.

과제명	큰빔 CT 기법을 이용한 양성자치료의 환자 위치 보정 시스템 개발
과제 책임자 (소속, 성명)	양성자치료센터, 박성용
총연구비	213,000 천원 (2008년: 71,000, 2009년: 71,000, 2010년: 71,000)
총연구기간	2008. 01. 01 ~ 2010. 12. 31

붙임 : 기관고유연구사업 최종보고서 1부

2010년 12월 31일

과제 책임자 박성용

제 출 문

국립암센터 원장 귀하

이 보고서를 기관고유연구사업 “콘빔 CT 기법을 이용한 양성자치료의 환자 위치 보정 시스템 개발” 과제의 최종보고서로 제출합니다.

2010. 12. 31

국립암센터

과제책임자 : 박성용

목 차

< 요약 문 > -----	4
(한글) -----	4
(영문) -----	6
1. 연구의 최종목표 -----	7
2. 연구의 내용 및 결과 -----	8
3. 연구결과 고찰 및 결론 -----	60
4. 연구성과 및 목표달성도 -----	61
5. 연구결과의 활용계획 -----	68
6. 첨부서류 -----	69

< 요약 문 >

연구분야(코드)		과제번호	0810210
과제명	콘빔 CT 기법을 이용한 양성자치료의 환자 위치 보정 시스템 개발		
연구기간/연구비 213,000 (천원)	합계	2008년 1월 1일 ~ 2010년 12월31일	213,000
	1차년도	2008년 1월 1일 ~ 2008년 12월31일	71,000
	2차년도	2009년 1월 1일 ~ 2009년 12월31일	71,000
	3차년도	2010년 1월 1일 ~ 2010년 12월31일	71,000
과제책임자	성명	박성용	주민등록번호
	전화번호	031-920-1728	전자우편
색인단어	국문	양성자치료, 콘빔 CT, 환자 교정 알고리즘	
	영문	Proton Therapy, Cone-Beam CT, Patient alignment algorithm	

◆ 연구목표

<최종목표>

- 양성자 치료용 환자의 의료영상 분석 및 환자의 position 보정 알고리즘 및 시스템의 개발
 - 콘빔 CT (Cone-Beam CT) 알고리즘 개발 및 검증
 - 양성자치료기와 연동 가능한 콘빔 CT 시스템의 하드웨어 개발
 - 양성자치료를 위한 콘빔 CT의 의료 영상 분석

<당해년도 목표>

- 양성자 치료용 환자의 의료영상 분석 및 환자의 position 보정 알고리즘 및 시스템의 개발
 - 콘빔 CT (Cone Beam CT) 알고리즘 개발 및 검증
 - 디지털 영상합성법 (Digital Tomosynthesis) 알고리즘 개발, 검증 및 최적화
 - 양성자치료기와 연동 가능한 콘빔 CT 시스템의 하드웨어 개발
 - 양성자치료를 위한 콘빔 CT의 의료 영상 분석

◆ 연구내용 및 방법

- 원추형빔을 이용한 단층 영상재구성에서 결함 저감 기법 개발 및 모듈화
 - Cone-beam CT/Short-beam 알고리즘
 - 디지털 영상합성 알고리즘
 - 영상재구성 알고리즘의 라이브러리/모듈화
 - 필터링과 역투사 방법의 최적화 및 일반화
 - 단층영상재구성 알고리즘의 다양한 결함의 저감 기법 개발

- 단층영상재구성 알고리즘의 가속화
 - CPU, GPU 기반 연산 최적화
 - 각 알고리즘별 연산횟수 정량화
 - 최적화 및 multi-threading 구현
- 영상획득 시스템 구축 및 성능평가
 - CT 시스템의 모델링 및 검증
 - 정량적 성능평가
- 사용자 친화적 그래픽 기반 임상적용 소프트웨어 개발
 - 영상획득, 영상재구성, CT 정합
 - 환자 위치 리포팅 기능 탑재

◆ 연구성과

-정량적 성과

구분	달성치/목표치 ¹⁾	달성도(%)
SCI 논문 편수	6/3	200%
IF 합	12.1/9	134%
기타 성과		

1) 총연구기간내 목표 연구성과로 기 제출한 값

-정성적 성과

- CBCT/CBDT 영상재구성 알고리즘 개발 및 검증으로 향후 다양한 연구 분야로 확장 가능
- 양성자를 이용한 단층영상 촬영기법의 SPIE medical imaging 학회의 keynote 세션 발표, 현재 학계에서 상당한 관심을 보이고 있음.
- 알고리즘의 최적화를 통해 시간을 단축하고 영상의 질을 개선하여 임상적으로 적용이 가능한 프로그램을 발표함으로써 학계에서의 인지도를 향상시킬 수 있을 것으로 기대됨.
- 세계 최초 영상유도 양성자 치료기 설계 및 적용 가능.
- 양성자 단층영상 촬영시스템까지 확장 가능하며, 보다 정확한 양성자 치료계획 및 치료 가능.

◆ 참여연구원
(최종연도 참여인원)

성 명	김태현, 이세병, 신동호, 윤명근, 이두현, 조민국
주민등록번호	

Project Summary

Title of Project	Development of patient positioning system for proton therapy using cone-beam computed tomography
Key Words	Proton Therapy, Cone-Beam CT, Patient alignment algorithm
Project Leader	Sung-Yong Park
Associated Company	-

Final goal

- Development of patient positioning system for proton therapy
 - Development and verification of cone-beam CT reconstruction algorithm
 - Compatible with proton therapy
 - CT volume resigtration with planning CT

Material & Methods

- Image pre-processing algorithm
 - Gain-offset correction & dead pixels correction
- Performance evaluation of x-ray radiography system
- Development and verification of cone-beam CT reconstruction algorithm
 - Feldkamp cone-beam CT reconstruction algorithm
 - Design and optimization of filter
 - Acceleration of CT reconstruction using optimizing the calculation load
- Geometric error correction of CT system
 - Measurement of geometric error in proton therapy room
- Feasibility test of CBCT using humanoid phantom
- Performance evaluation of CT using AAPM CT QC phantom
- Development and verification of cone-beam digital tomosynthesis algorithm
- CT volume resigtration with planning CT

1. 연구의 최종목표

- 양성자 치료용 환자의 의료영상 분석 및 환자의 position 보정 알고리즘 및 시스템의 개발
 - 콘빔 CT (Cone-Beam CT) 알고리즘 개발 및 검증
 - 양성자치료기와 연동 가능한 콘빔 CT 시스템의 하드웨어 개발
 - 양성자치료를 위한 콘빔 CT의 의료 영상 분석 및 임상적용 시스템 개발

2. 연구의 내용 및 결과

2.1 연구 내용

(1) 콘빔 CT 시스템 개요

- (a) 환자 위치 보정 시스템 (엑스선원과 대면적평판형 검출기)
- 90도를 이루는 두 x선 영상 시스템으로 구성 (그림 1과 Table 1 참고)
 - 기준 영상: 치료계획에 사용된 CT 영상으로 만든 DRR 영상
 - 치료단계 영상: 양성자치료기에 부착된 x선 영상 시스템으로 획득
 - 위치 보정 프로그램에서 기준과 치료단계 영상을 수동으로 보정 (그림 1 참고)



그림 1. 현재의 양성자치료시스템에서 환자의 위치를 교정하는 프로그램. 90도를 이루는 두 영상을 가지고 치료계획에 사용된 CT 블록데이터를 이용해서 만든 DRR 영상과 위치의 비교를 통해 가장 최적의 환자의 치료위치를 결정한다. 현재 모든 과정이 수동으로 진행된다. 우측의 사진은 90도로 회전되어 있는 두 디텍터를 나타낸다.

Table 1. 엑스선원과 대면적 평판형 검출기의 사양

x-ray source		flat-panel detector	
Tube voltage	40 - 150 [kVp]	Type	a-Si + DRZ screen
Tube current	1 - 500 [mAs]	Pixel pitch	127 [μ m]
Target	W	Array	2304 x 3200
Focal spot size	0.6 - 1.0 [mm]	# of amp.	18 (128 channels)
Target angle	7 [degree]	AD conversion	14 [bits]
Inherent filter	0.7 [mmAl @ 75kVp]	Frame rate	1 [fps]

(b) Gantry

- 현재 하드웨어 제어 컴퓨터로부터 회전각도 입력 후, hand 컨트롤러로 구동
- 소수 둘째자리 까지 오차 측정 가능
- 두 x선 영상 시스템의 확대율 차이 (gantry에서 x선원의 위치 차이 때문임.)
- 360도 회전 시, 최소 1분 최대 2분의 시간 필요

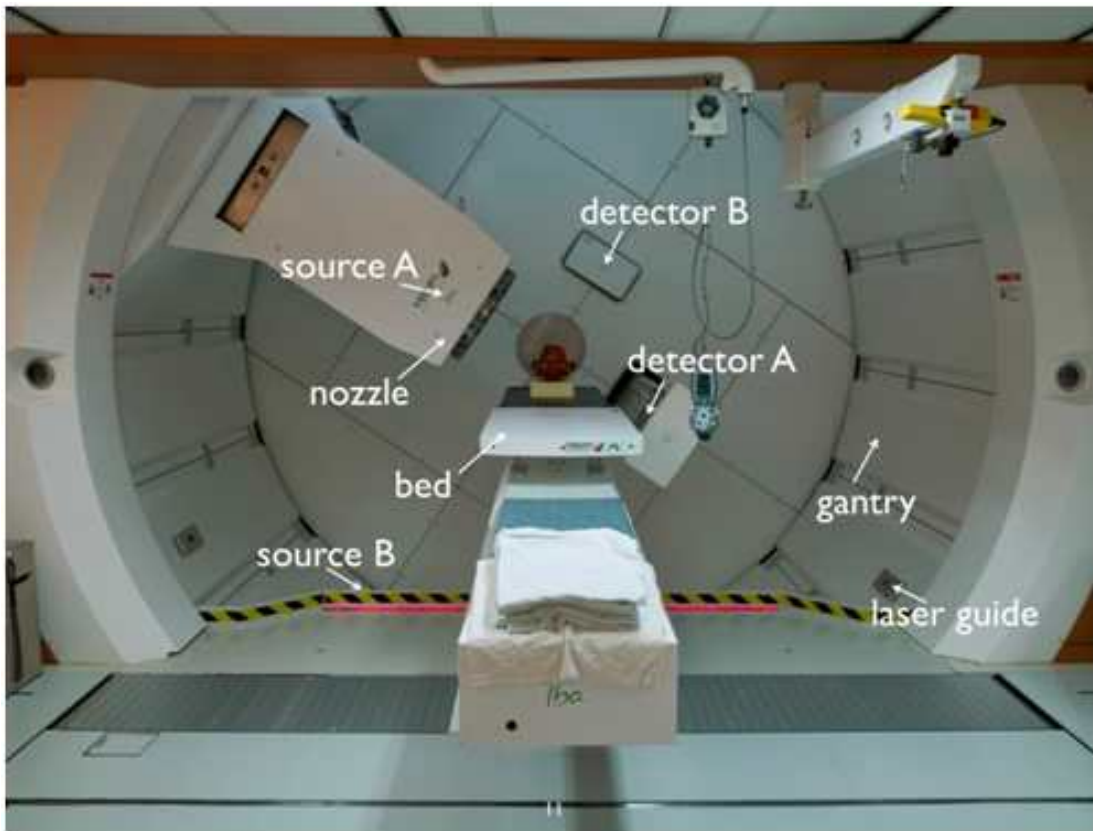


그림 2. 양성자치료센터의 회전치료실 내부. 양성자 빔이 나오는 노즐에 엑스선 발생장치 A가 설치되어있으며, gantry 회전 중심을 기준으로 90도 회전된 gantry 표면에 엑스선 발생장치 B가 있다. 디텍터는 회전 중심을 기준으로 엑스선 발생장치의 반대편에 위치하고 있다.

(2) 영상전처리 알고리즘

- 검출기는 2차원 배열 형태의 다수의 수광 소자로 구성
- 각 수광 소자의 특성이 다르며, 동작하지 않는 소자도 있기 때문에 최초 획득영상의 보정이 필요
- Gain-offset 보정: 포토다이오드의 빛에 대한 이득(gain)과 암전류(dark current, offset) 보정
- 검출기에서 획득한 정보가

$$\bar{P}(x,y) = g(x,y) \times P(x,y) + d(x,y)$$

라면, 궁극적으로 구해야 할 $P(x,y)$ 는 다음의 알고리즘을 통해 계산할 수 있다.

$$P(x,y) = \frac{\tilde{P}(x,y) - \langle d(x,y) \rangle}{\langle w(x,y) \rangle - \langle d(x,y) \rangle} \overline{g(x,y)}$$

여기서, $d(x,y)$ 는 엑스선 미조사 시 검출기의 획득 영상,

$w(x,y)$ 는 엑스선 조사 시 검출기의 획득 영상,

$P(x,y)$ 는 실제 피검사체의 데이터,

$\tilde{P}(x,y)$ 는 피검사체에 대한 투과영상,

$g(x,y)$ 는 엑스선에 의한 증가 신호(),

$\langle \rangle$ 는 평균 영상, $\bar{\quad}$ 는 영상의 평균을 나타낸다.

- Dead-pixels 보정: 동작하지 않는 픽셀과 라인의 보정, 주위 값들의 평균을 이용해서 보정함.

(3) Radiography 성능평가

- 방사선영상 기술에서 정도관리는 의료영상 기기의 성능관리, 영상의 화질관리, 조사선량(피폭선량 관리)라고 하는 의미를 포함.
- 새로운 modality나 영상 처리가 개발된 경우, 일반적으로 그 진단의 유용성을 평가하는 제1단계로서 특성곡선이나 MTF, Wiener Spectrum (WS), 나아가서 NEQ, DQE라는 물리적인 성능을 측정.
- 물리적인(기술적) 성능이 얼마나 우수한가를 평가 목적으로 함.

- 선질(Radiation Quality)의 결정
 - 일반적으로 사용되는 x선원은 제조사에 따라서 그 특성이 달라 시스템의 성능평가에 사용되는 정확한 입력의 기준이 될 수 없음
 - IEC (International Electrotechnical Commission) 에서 의료용 엑스선 영상 시스템의 엑스선원에 대한 기준을 제시
 - > 알루미늄 반가층 기반의 엑스선 선질(RQA; radiation quality based on aluminum)
 - RQA시리즈의 정해진 튜브 전압에 해당하는 두께의 알루미늄 필터를 사용했을 때, 측정되는 1st 반가층이 같다면, 해당 RQA시리즈의 선질은 같다고 가정
 - 반가층에 차이가 날 경우, 인가되는 전압을 조정하거나 추가되는 알루미늄의 두께를 수정함.

- 영상시스템의 특성평가는 대조도, 해상도, 노이즈 등의 물리적인 특성의 조합인 MTF (modulation transfer function), NPS (noise power spectrum), DQE (detective quantum efficiency) 등으로 주로 이뤄짐.

- MTF (Modulation Transfer Function)
 - 영상의 공간주파수에 대한 대조(contrast)의 특성
 - 이상적인 시스템의 경우, 모든 주파수 영역에서 1이 나와야함.
 - PSF (Point Spread Function): x선원의 point 입력에 대한 응답함수
 - PSF의 1차원 Fourier 변환 후, 0 주파수 성분으로 일반화
$$MTF(f) = \frac{\mathcal{F}[PSF(x)]}{\mathcal{F}[PSF(x)]_{f=0}}$$
 - MTF(f)의 결과는 해당하는 공간 주파수 성분이 입력으로 주어졌을 때, 시스템을 거치면서 대조도를 얼마나 표현하는가를 나타냄.

- NPS (Noise Power Spectrum)

- 영상의 공간주파수에 대한 노이즈(noise)의 특성.
- 이상적인 시스템의 경우, MTF^2 의 형상을 다름.
- X선의 입력을 받았을 때, 나타나는 노이즈를 주파수 영역에서 해석
 - > white 영상에서 관심영역(ROI) 추출
 - > 신호와 노이즈 구별(신호는 영상의 평균적인 밝기 정보)
 - > 신호의 제거(노이즈만 남김.)
 - > 2차원 Fourier 변환, 픽셀의 크기와 ROI 크기에 대한 보정
 - > 약 100장의 ROI에 대해서 수행 후 평균
- NNPS (Normalized Noise Power Spectrum)
 - > 영상시스템의 gain을 구하기 어렵기 때문에, white 영상의 평균값을 이용해서 신호의 크기와 무관하게 일반화 시킴.
- NPS와 NNPS의 관계

$$NNPS(f) = \frac{NPS(f)}{q^2 \times G^2},$$

- q, G 는 photon fluence와 검출기의 게인
- NPS(f)의 결과는 공간주파수에서 노이즈 성분의 크기를 나타냄.

- DQE (Detective Quantum Efficiency)

- 검출양자효율, 엑스선의 신호로부터 얼마나 효과적으로 최종영상을 얻었는지를 평가하는 요소
- 출력과 입력의 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio)의 제곱의 비율로 정의

$$DQE(f) = \frac{SNR_o^2}{SNR_i^2}$$

- 입력의 신호는 입사하는 photon fluence q 로 정의할 수 있고, 노이즈는 푸아송 분포를 따르므로 \sqrt{q} 이다. 따라서 입력의 신호 대 잡음비의 제곱은

$$SNR_i^2 = \left(\frac{q}{\sqrt{q}} \right)^2 = q.$$

- 출력의 신호 대 잡음비의 제곱은

$$SNR_o^2 = \left(\frac{\bar{q} \times \bar{G} \times MTF(f)}{\sqrt{NPS(f)}} \right)^2 = \frac{\bar{q}^2 \times \bar{G}^2 \times MTF^2(f)}{NPS(f)}$$

$$DQE(f) = \frac{SNR_o^2}{SNR_i^2} = \frac{\frac{\bar{q}^2 \times \bar{G}^2 \times MTF^2(f)}{NPS(f)}}{q} = \frac{\bar{q} \times \bar{G}^2 \times MTF^2(f)}{NPS(f)}$$

$$= \frac{MTF^2(f)}{\bar{q} \times NNPS(f)}$$

- DQE가 클수록 선명한 영상을 획득할 수 있으며, 영상획득 시 필요한 엑스선의 조사량은 감소

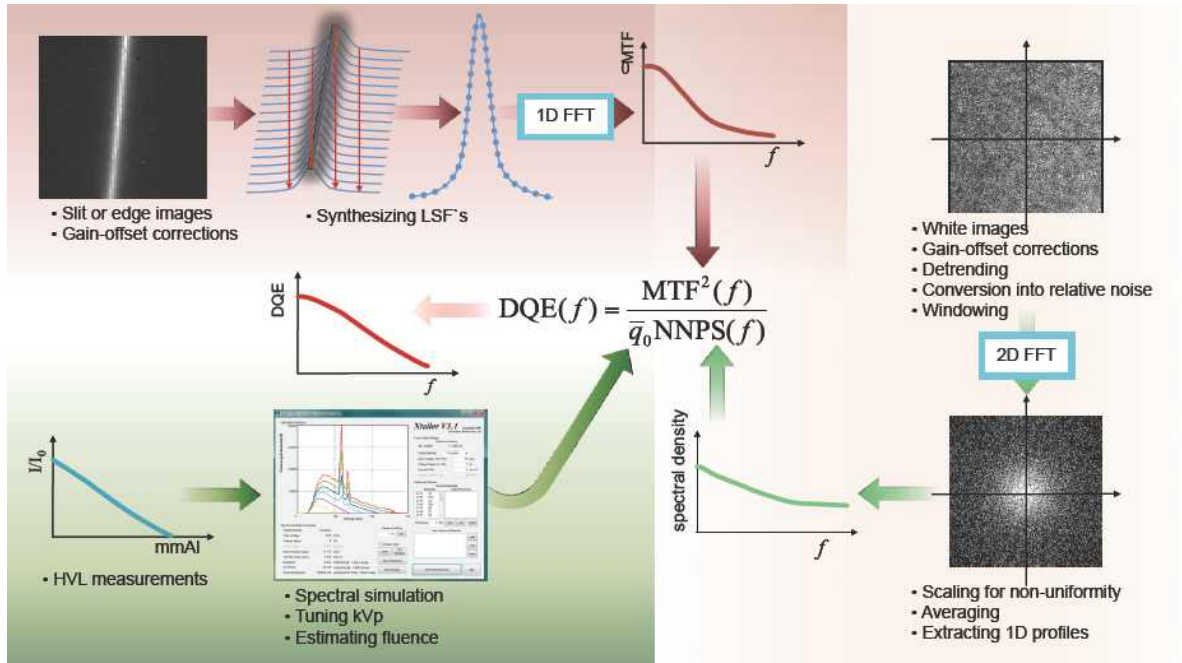


그림 3. Radiography 성능평가(NPS, MTF, DQE) 절차 개략도.

(4) CT 영상재구성 알고리즘

- Parallel-Beam 영상재구성 알고리즘

- Radon 변환(경로를 따르는 물성치의 합)의 확장 (그림 4 참고)

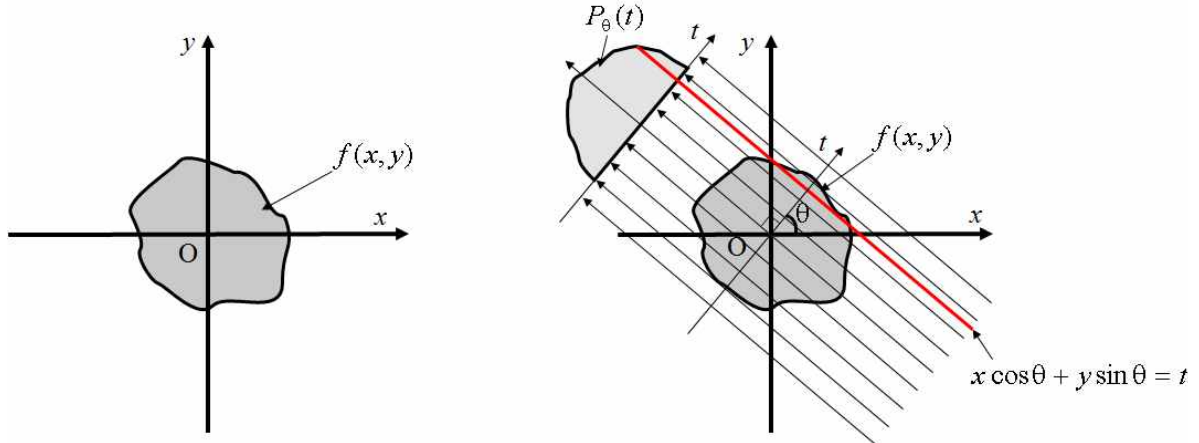


그림 4. Radon 변환, 패러럴빔의 경로에 따른 물성치의 합(투과정보)

- 물성치의 누적 정보(투과정보)

$$P_{\theta}(t) = \iint f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy$$

- Filter

직교좌표계에서 원통형좌표계로 변환되는 과정에 대한 보상

$$\begin{aligned} f(r, \theta) = f(x, y) &= \iint F(u, v) e^{j2(u x + v y)} du dv \\ &= \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(\omega, \theta) e^{j2\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} du dv \\ &= \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(\omega, \theta) e^{j2\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} \begin{vmatrix} \frac{\partial u}{\partial \omega} & \frac{\partial v}{\partial \omega} \\ \frac{\partial u}{\partial \theta} & \frac{\partial v}{\partial \theta} \end{vmatrix} d\omega d\theta \\ &= \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(\omega, \theta) e^{j2\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} \left| \frac{\partial u}{\partial \omega} \frac{\partial v}{\partial \theta} - \frac{\partial v}{\partial \omega} \frac{\partial u}{\partial \theta} \right| d\omega d\theta \\ &= \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(\omega, \theta) e^{j2\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} |\omega \cos^2 \theta + \omega \sin^2 \theta| d\omega d\theta \\ &= \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(\omega, \theta) e^{j2\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} |\omega| d\omega d\theta \end{aligned}$$

- Ramp 형태의 필터
- 고역통과필터와 유사

- 고주파 감쇠를 위한 다양한 필터 설계 (그림 5, 6 참고)
 - > Ram-Lak, Cos, Shepp-Logan filters 등
- Ram-Lak filter (그림 6 참고)
 - > Nyquist 주파수 보다 큰 주파수의 차단
- Shepp-Logan filter
 - > Ramp filter에 sinc함수 고려

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} P_\theta(t) * h(t) d\theta$$

- $h(t)$ 는 설계한 필터

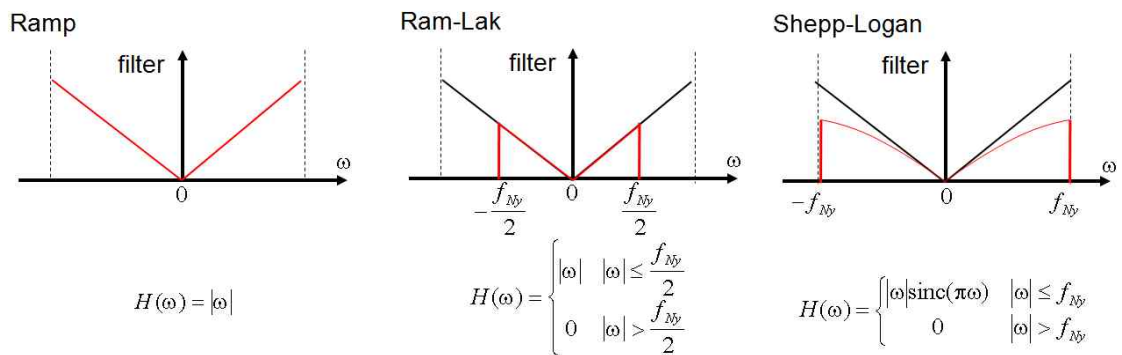


그림 5. Filter의 설계, Ramp filter, Ram-Lak filter (Ramp filter에서 Nyquist 주파수 고려), 및 Shepp-Logan filter (고주파 감쇠를 위한 sinc 함수를 이용한 가중치 적용)

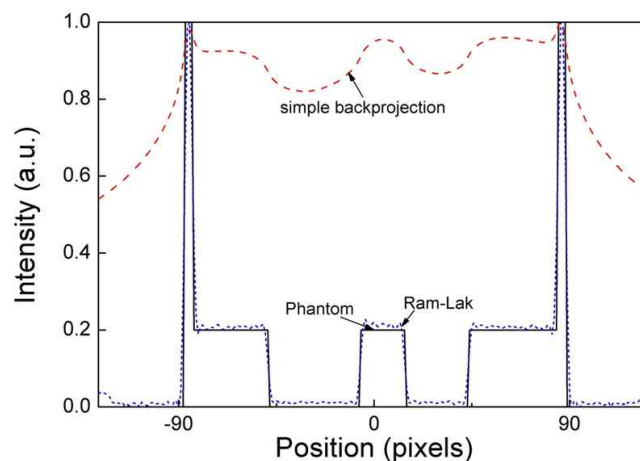
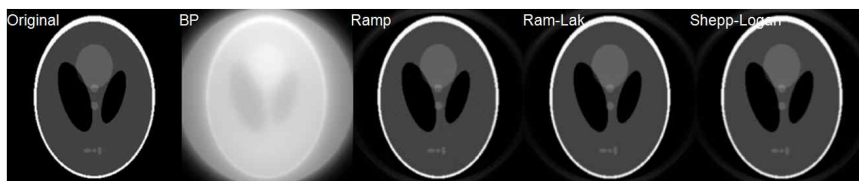


그림 6. Ram-Lak filter 적용 후 Shepp-Logan phantom의 중심 프로파일

- Fan-Beam 영상재구성 알고리즘

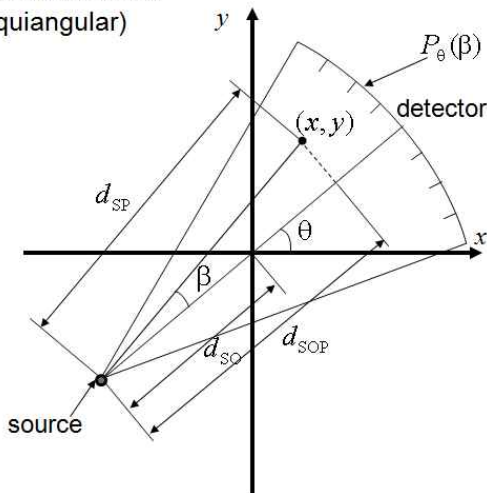
- 1차원으로 확장된 검출기
- 확대율 발생
- 패러럴빔으로 가정하기 위한 가중치
- 검출기의 구조에 따른 가중치의 보정 차이
 - > 등각도, 등간격 픽셀 구조
- 등각도 픽셀 구조
 - > 곡률반경을 갖는 일반적인 slice CT 시스템
 - > 같은 슬라이스라도 각도마다 확대율이 달라짐

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{d_{SO}^2}{d_{SP}^2} [P_\theta(t) \cos \beta]^* \left[\left(\frac{\beta}{\sin \beta} \right)^2 h(\beta) \right] d\theta$$

- 등간격 픽셀 구조
 - > line 검출기를 이용한 slice CT 시스템
 - > 같은 슬라이스 내에서는 확대율 동일 > filter 적용이 쉬움

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{d_{SO}^2}{d_{SOP}^2} \left[P_\theta(t) \frac{d_{SO}}{\sqrt{d_{SO}^2 + t^2}} \right]^* h(t) d\theta$$

Focus detector
(equiangular)



Planer detector
(equidistance)

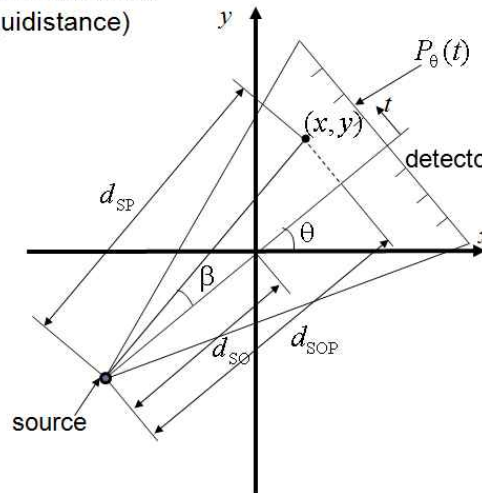


그림 7. Fan-Beam 시스템의 기하학적 개략도, 등각도(좌), 등간격(우) 픽셀 구조

- Felkamp Cone-Beam 영상재구성 알고리즘

$$f(x,y,z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} W_1 [P_\theta(s,t) * h(t)] d\theta$$

여기서, $f(x,y,z)$ 는 피검사체의 내부정보를 의미한다. θ 만큼 회전했을 때, 피검사체의 내부정보는 영상검출기에서 찾을 수 있다.

- 팬빔 (Fan-Beam) x선에 대한 CT 영상재구성 알고리즘에 가중치를 부여
- 피검사체 내부 각 위치의 확대율을 보정하는 가중치,

$$W_1 = SOD^2/SOP^2$$

- 종축방향(검출기의 s방향)으로 기울어진 각도를 고려하는 가중치,

$$W_2 = SOD/\sqrt{SOD^2+s^2+t^2}$$

- 가중치를 제외한 역투사 알고리즘은 고전적인 CT 알고리즘과 동일하며, 그림4와 같이 수집한 검출기의 데이터를 역으로 x선원 방향으로 데이터를 나열하고 모든 360도 방향의 데이터를 중첩
- 회전 중심과의 거리에 따라서 샘플링되는 빈도가 달라 영상이 흐려지며, 이를 보정하기 위해 보통 고역통과필터 $h(t)$ 를 적용. 본 연구에서는 Ramp, Ram-Lak, Shepp-Logan, Cos 필터를 이용함.

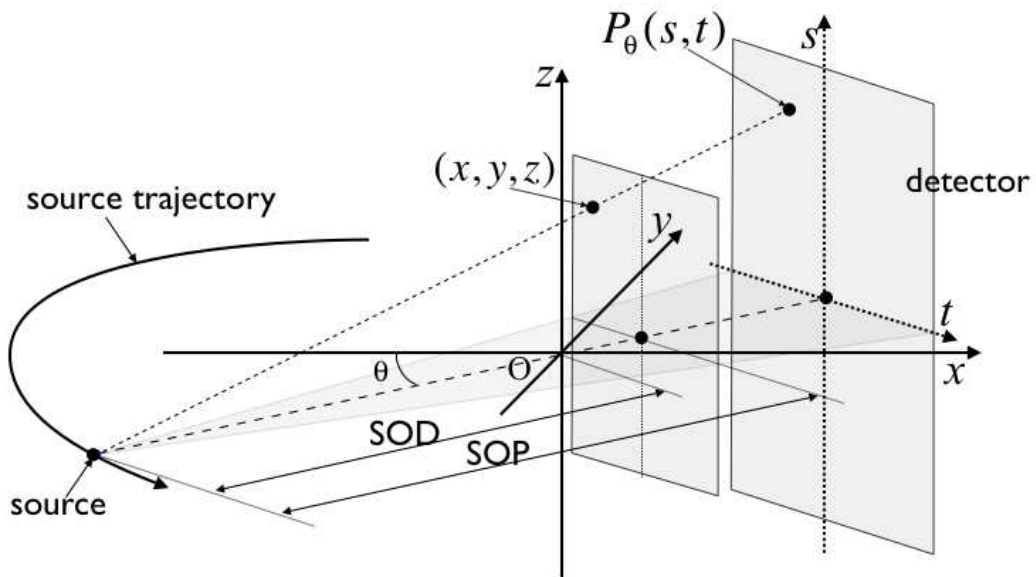


그림 8. Cone-Beam CT 영상재구성 알고리즘을 위한 개략도.

(5) 기하학적 보정

- 정확하고 정밀한 단층영상획득을 위해서는 하드웨어적으로 극소의 가공오차와 정렬이 요구.
- 하드웨어적으로 오차를 완전히 없애는 것은 불가능 하고, x선원과 검출기의 위치정보가 부정확하면 잘못된 투과영상의 조합을 참조하게 된다. 최종적으로 단층영상의 질을 저하시킨다.
- 기하학적으로 엑스선원의 위치, 회전 중심축의 위치 및 영상검출기의 위치를 고려해야 함.
 - 엑스선원과 영상검출기에서 회전 중심축까지의 거리에 따라서 확대율이 정의
 - 회전 중심축에서는 엑스선원의 방향으로 기울어진 것을 제외한 나머지 방향에 대한 기울임은 영상검출기에 종속적이기 때문에 고려하지 않아도 됨.
 - 영상검출기에서 각 축방향의 기울임(그림 9의 Roll, Pitch, 및 Yaw)
가장 중요한 요인은 엑스선원 방향 축에 대한 회전(yaw)이다. 이외의 경우는 3° 이내의 회전에 대해서는 재구성 과정에서 최고 픽셀 하나 정도의 차이도 생기지 않아서 콘빔 CT 영상재구성에 큰 영향을 주지 않는다.

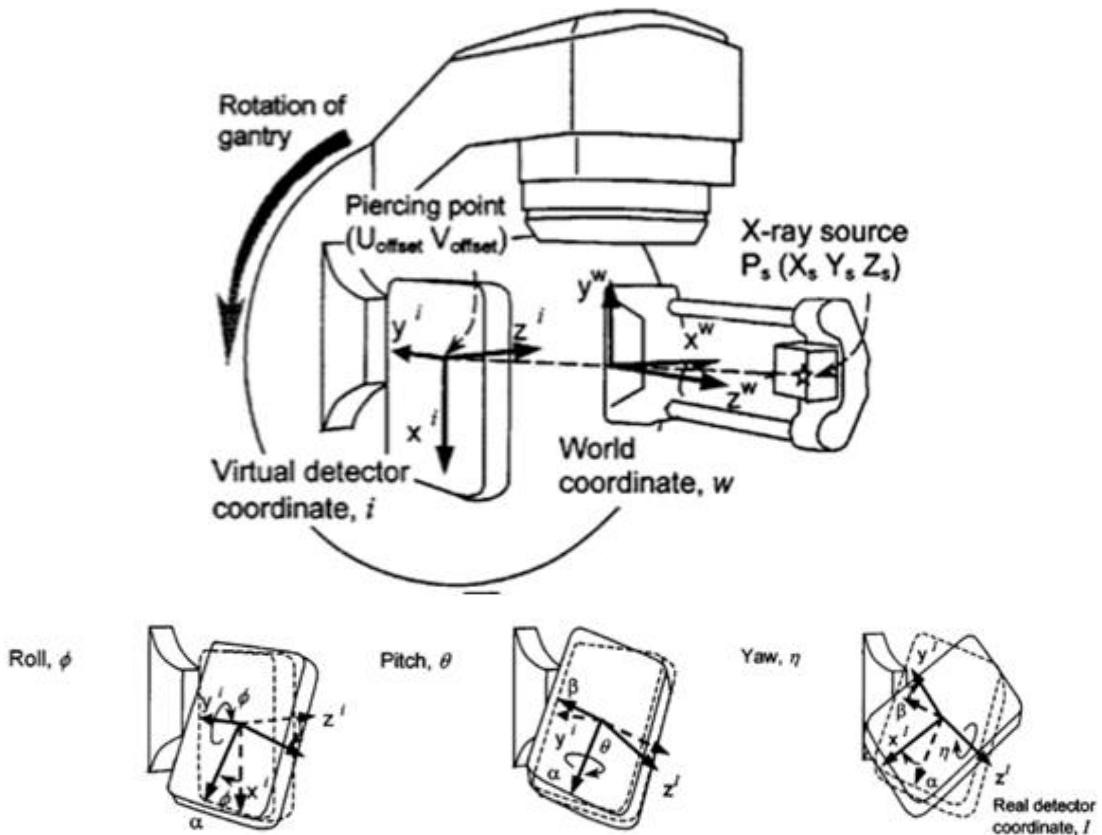


그림 9. CT 시스템에서 좌표와 기하학적 오차 정의. 아래는 영상검출기에서 각 축방향의 기울임(Roll, Pitch, 및 Yaw)

- 기하학적 오차 정도를 ball phantom을 이용해서 360도 방향에서 투과영상 획득.
- 투과영상에서 ball의 좌표를 자동으로 인식 후, 검출기와 x선원과의 거리 및 회전 시 생기는 기하학적인 오차를 측정.
- 측정한 오차를 바탕으로 역투사 단계에서 좌표변환을 통해서 보정함.

$$- \begin{bmatrix} s' \\ t' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{yaw} & -\sin\theta_{yaw} \\ \sin\theta_{yaw} & \cos\theta_{yaw} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s \\ t \end{bmatrix}$$

(그림 8의 검출기 좌표계 s, t 의 변환)

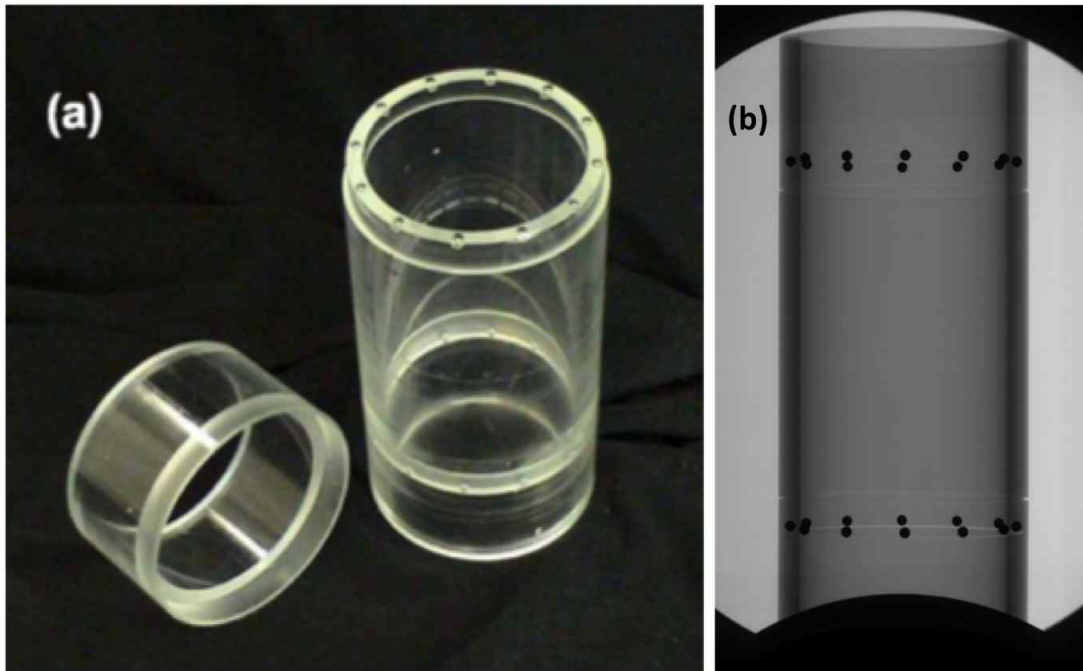


그림 10. (a)기하학적 오차 측정을 위해 사용된 ball phantom. (b) ball phantom을 이용해서 양성자치료기의 x선 영상시스템으로 획득한 투과영상

(6) Tomography 성능평가

- 미국 의학물리학자 협의회(AAPM)에서 고안된 CT 성능평가용 팬텀(그림 11 참고)

- 직경이 21.6 cm인 아크릴 재질의 원통형
- CT number calibration 블록
 물의 CT number, 노이즈, 균일도, 및 중심선정렬의 측정이 가능한 부분과 CT number의 직선성 측정이 가능한 2부분으로 나누어져 있다. 직선성 측정이 가능한 부위에는 직경이 2.0 cm이며 원형인 폴리에틸렌, 폴리스티렌, 나일론, 펙산, 아크릴 성분의 핀 5개가 장착되어 있으며 주 위에는 증류수로 채워져 있다. 각 핀의 밀도는 각각 0.95 g/cm^3 , 1.05 g/cm^3 , 1.10 g/cm^3 , 1.20 g/cm^3 , 1.19 g/cm^3 이다.
- 슬라이스 두께측정 블록
 45도로 기울어진 금속판이 있으며, 슬라이스 두께와 같은 폭이 측정되어야 한다.
- 공간분해능 측정용 블록
 4.3 mm의 간격으로 공기구멍이 5개씩 그룹화 되어 있으며 총 8그룹의 구멍들로 구성되어 있다. 고대조도 공간분해능을 측정할 수 있는 8세트의 공기구멍의 직경은 1.75 mm, 1.50 mm, 1.25 mm, 1.00 mm, 0.75 mm, 0.60 mm, 0.50 mm, 0.40 mm의 8단계로 제작되어 있다. 그리고 공간분해능을 측정할 수 있는 블록에는 아크릴블록 바깥에 line spread function 측정이 가능하도록 스테인레스 스틸 재질의 금속 줄이 삽입되어 있다.
- 대조도 분해능 측정용 블록
 직경이 1인치, 3/4인치, 1/2인치, 3/8인치, 1/4인치, 1/8인치의 6단계로 구분 제작되어 있는 2.25인치 깊이의 구멍이 있다.

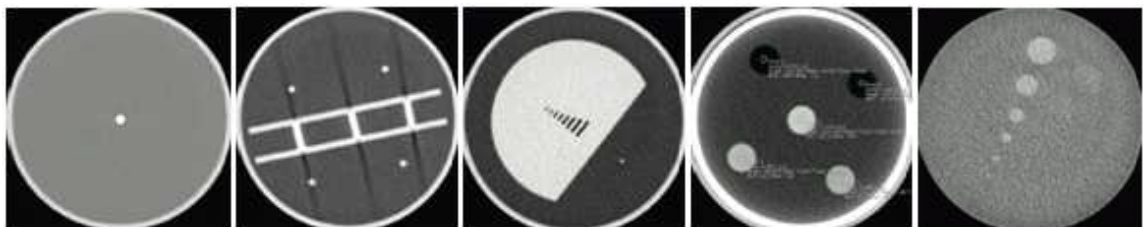
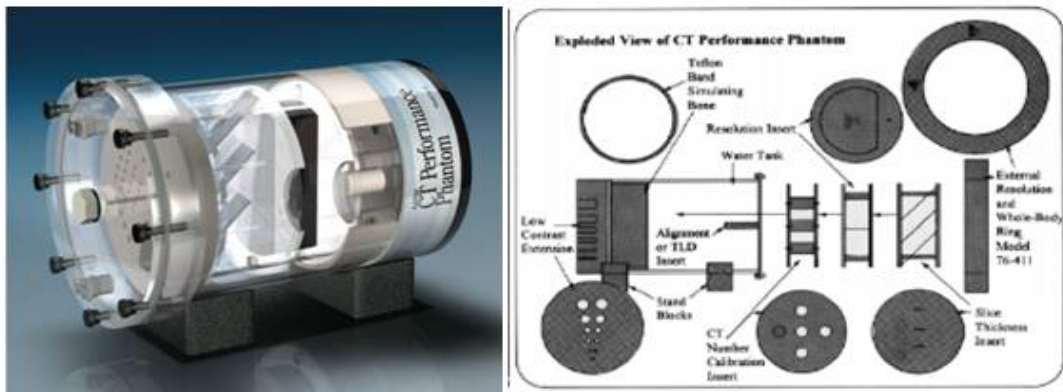


그림 11. Cone-Beam CT의 재구성을 확인할 AAPM CT phantom. Phantom 내에 다양한 조합의 실린더형 블록을 넣을 수 있어서 Noise, Spatial resolution, Sensitivity (low contrast resolution), Absorbed dose, Size dependence, Contrast scale, Alignment, Linearity 등을 측정할 수 있다.

(7) 디지털 영상합성 알고리즘 개발

- CBCT (Cone-Beam Computed Tomography) 알고리즘

- 360도 혹은 180도 스캔을 통해서 영상재구성
- 오랜 영상획득과 재구성 시간
- 상당한 환자 피폭
- 환자의 움직임 등으로 인한 모션결함 발생 빈도 증가

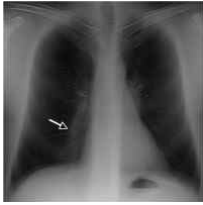
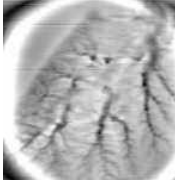
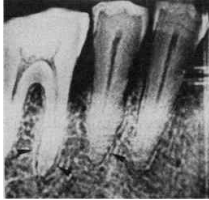
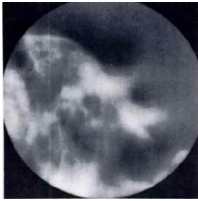
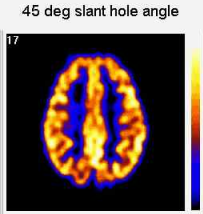
- CBDT (Cone-Beam Digital Tomosynthesis) 알고리즘

- 제한된 일부 각도 스캔을 통해 재구성 (그림 18 참고)
- 짧은 영상획득과 재구성 시간
- 환자의 움직임 등으로 인한 모션결함 발생 빈도 감소
- CBDT 결과영상 (그림 19 참고)

- 영상합성법

- Tomosynthesis 방법을 이용하여 현재 개발되고 있거나 혹은 개발을 진행 중인 제품은 GE, SIEMENS와 같은 기업에서 대학 혹은 연구소와 공동으로 개발을 진행.
- 하지만 국내에서는 개발하고자 하는 기술에 대한 연구가 미비한 상태.
- 그러므로 순수 국내 기술을 이용하여 기술을 개발할 경우 외국의 대기업과 비슷한 수준의 기술이 개발 될 수 있을 것이라 사료.
- 또한 tomosynthesis 방법은 유방조영술에서 가장 많이 개발되고 있지만 다른 분야에 적용한다면 상대적으로 기술의 우위를 점할 수 있을 것이라 사료.

- 기존 영상합성법 연구현황

연구기관 및 방법	알고리즘 내용 및 특징		비고
Duke Advanced Imaging Laboratories (Matrix inversion Tomosynthesis)	<ul style="list-style-type: none"> • 선형 대수 방법 • 공간 도메인에서 각각의 평면에 대한 노이즈를 행렬형태로 만들어 노이즈 제거 		<ul style="list-style-type: none"> • 높은 공간 주파수에 대해서 좋은 결과를 얻음
Biomedical Technology Unit (Wavelet-based Method)	<ul style="list-style-type: none"> • 2D 웨이블릿 필터를 사용하여 노이즈 제거 		<ul style="list-style-type: none"> • 혈관 조영법이나 시뮬레이터를 기반으로 한 방사선요법에 탁월한 효과를 가짐
Simens AG (Filtered Backprojection)	<ul style="list-style-type: none"> • 3D 푸리에 도메인에 대해 4단계로 필터 설계 적용, 노이즈 제거 		<ul style="list-style-type: none"> • 높은 공간 해상도를 가짐
National Institutes of Helth, Bethesda (Iterative restoration)	<ul style="list-style-type: none"> • 반복법을 이용,공간 도메인 상에서 각각의 평면에 대한 비선형식을 풀어 노이즈 제거 		<ul style="list-style-type: none"> • High-pass Filter 적용하여 더 좋은 영상을 얻음
University of Albama School of Medicine (Self-Masking Subtraction)	<ul style="list-style-type: none"> • X-ray Tube 모션 방향으로 일차원 선형 필터를 적용해 노이즈 제거 		<ul style="list-style-type: none"> • 높은 공간 주파수에 대해서 좋은 결과를 얻음
University of Linkoping (Ectomography)	<ul style="list-style-type: none"> • X-ray Tube 방향으로 High-pass Filter를 적용하고 High-pass Filter의 직교 방향으로 Low-pass Filter 적용 		<ul style="list-style-type: none"> • Gamma 영상에 적용

- Shift-and-add

- 가장 고전적인 tomosynthesis 알고리즘으로써 각도별로 구해진 영상의 기하학적 정보를 바탕으로 영상을 이동 및 회전하여 더하는 방법

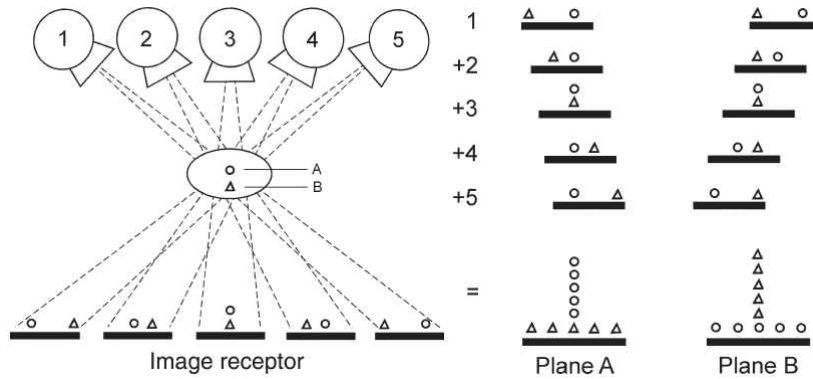


그림 12. shift-and-add 알고리즘

- Iterative ART

- 임의의 초기 재구성 볼륨의 forward projection과 실제 projection data의 차를 error function으로 하여 반복적으로 해를 찾아나가는 방법
- Weighting function을 고려한 reconstruction equation을 hyperplane으로 가정하고 Kaczmarz method를 통해 해를 구한다.

- Matrix inversion tomosynthesis

- 시스템 응답함수인 blurring function과 실제구조와의 길쌈적분으로 이루어진 재구성 결과에서 blurring function을 역으로 곱해 실제구조를 얻는 알고리즘

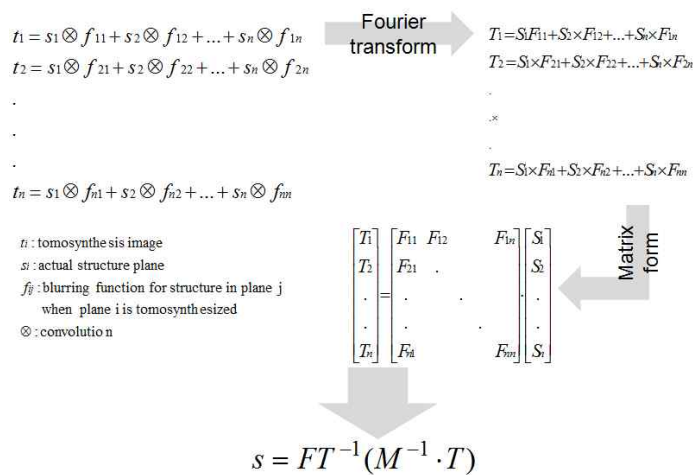


그림 13. matrix inversion tomosynthesis의 기본 과정

- FDK method

- CT영상 재구성을 위해 가장 보편적으로 사용되는 알고리즘
- 원추빔에 의해 발생하는 artifact를 기하적 보정을 통해 근사적으로 해결
- 가장 빠른 속도를 구현할 수 있음

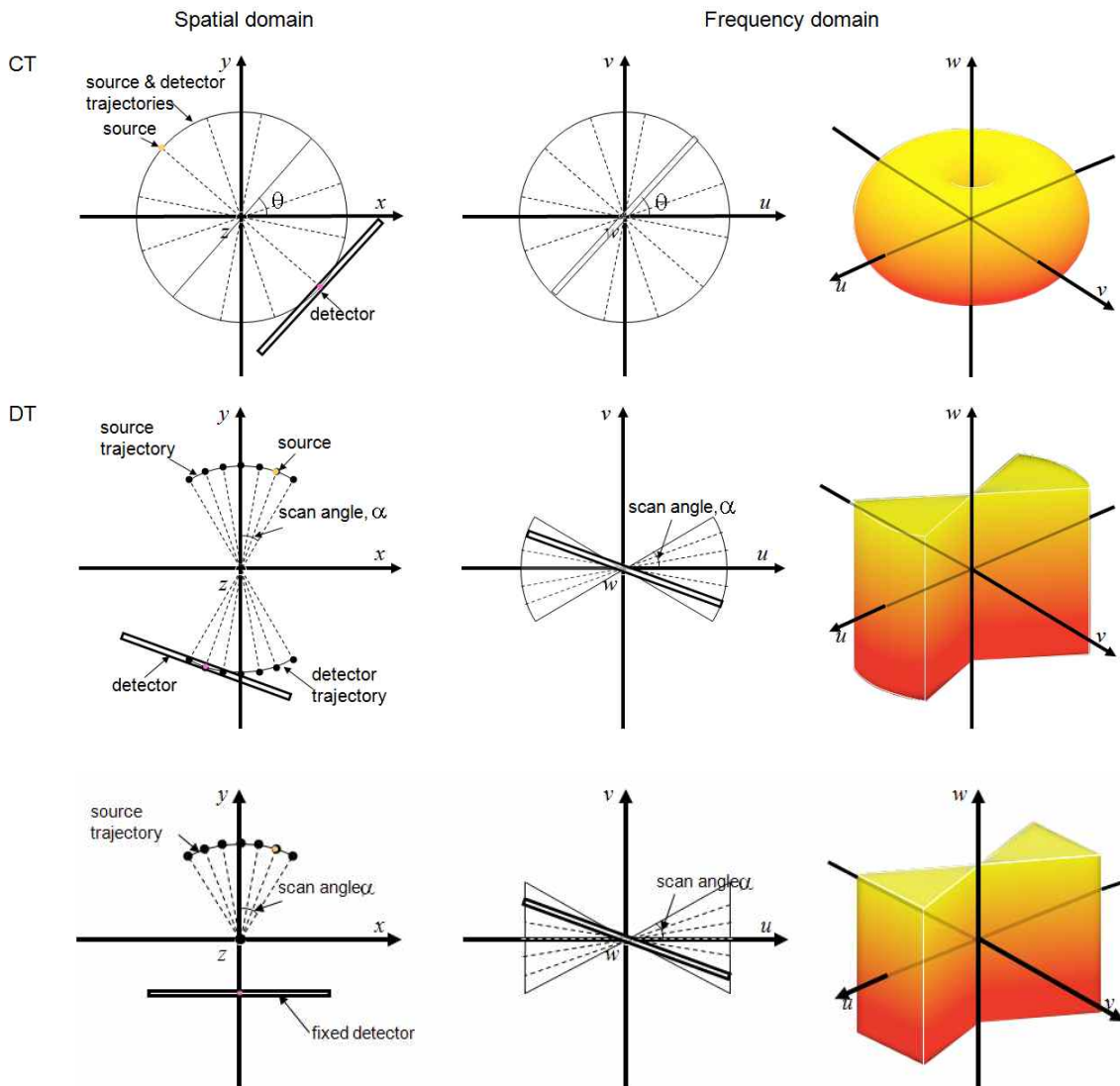


그림 14. Cone-Beam CT와 DT의 공간영역과 주파수 영역의 비교. Fourier slice 이론에 따라, 스캔 각도 범위에 따라 주파수 영역에 국소적으로 나타나는 투사정보의 위치. CT의 경우, 360도 스캔이기 때문에 모든 영역을 포함. DT에서는 제한된 각도만큼 주파수 영역의 범위만 신뢰할 수 있음. DT 재구성 알고리즘에서는 제한된 영역 외부를 차단.

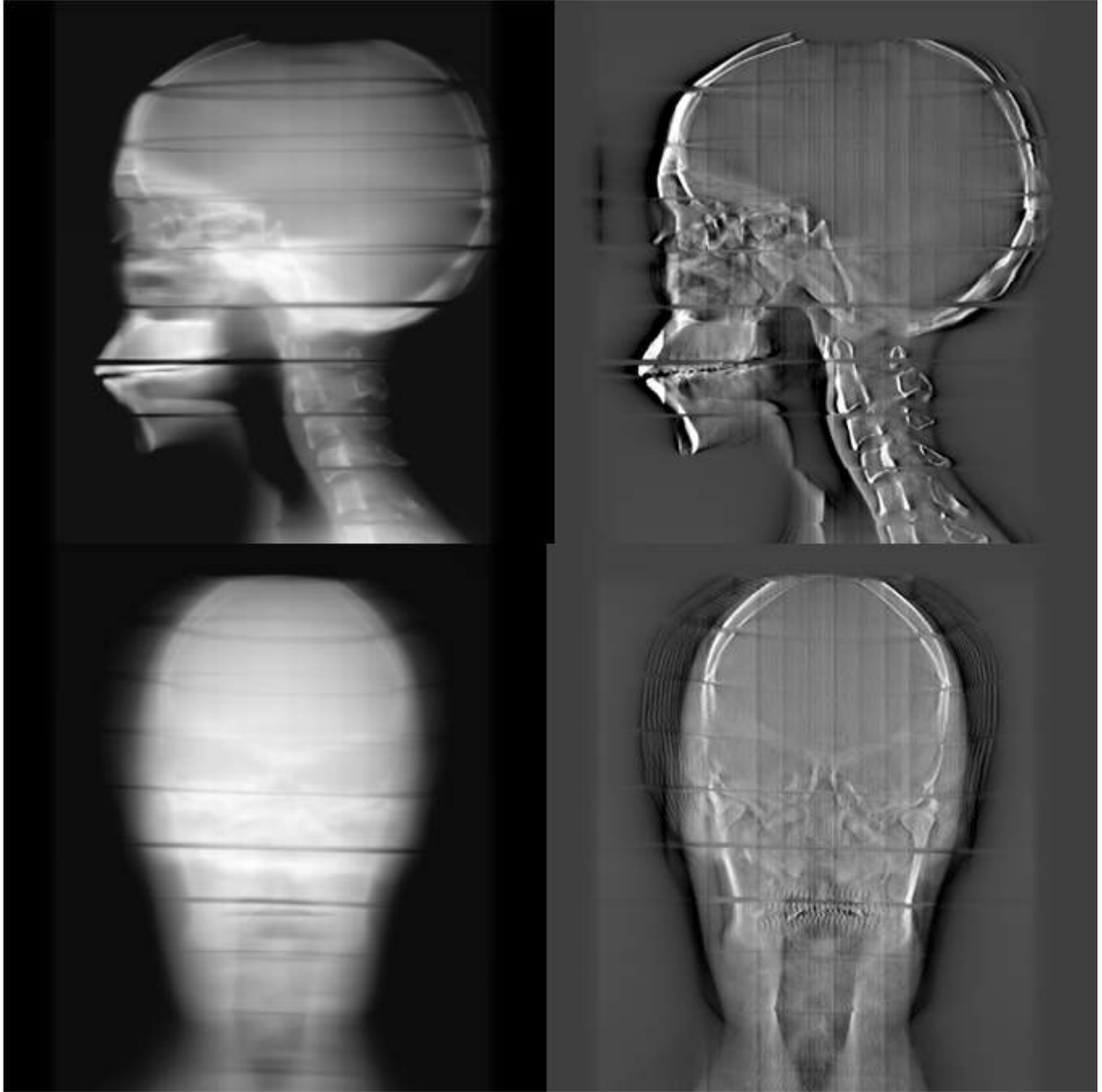


그림 15. CDBT (Cone-Beam Digital Tomosynthesis) 결과 영상, 좌측부터 두 영상씩 각각 sagittal, coronal view 영상이다. 각 영상의 좌측 영상은 필터를 고려하지 않는 단순 역투사 영상이며, 두 번째 영상은 본 연구에서 개발한 CDBT 알고리즘을 이용해서 재구성한 결과이다. 모두 21장의 투과영상이 사용되었으며, 총 40도의 각도에서 획득한 영상이다. CBCT와 비교하였을 때, 1/9의 투과영상과 스캔각도에서의 결과이며, 그림 11과 비교해서 기하학적인 오차는 전혀 없다.

- 디지털 영상합성법의 모델링

- 본 연구에서는 DTS 알고리즘으로 기존의 FDK 알고리즘을 기반으로 하여 단층영상을 재구성하였다. FDK 알고리즘은 CT에서 널리 사용되는 알고리즘으로써 역투사 과정에서의 저주파 성분의 증첩에 기인하는 단층영상의 흐려짐을 고주파 통과필터를 이용해 제거한다.
- 일반적으로 CT에서 정의되는 필터는 램프필터이지만 DTS의 경우 부족한 데이터를 이용해 영상재구성을 수행하므로 단순한 램프필터에 여러 가지 보상을 취하여 필터를 조작한다.
- 역투사 알고리즘은 푸리에 슬라이스 정리로부터 유도될 수 있는데, 이는 공간 영역 x, y 에서 주어진 각도만큼 얻어진 데이터를 주파수 영역의 u, v 공간에 α 도만큼 기울어진 직선으로 매핑하는 정리이다. 따라서 CT의 경우 주파수 영역의 원점에 대해 원형으로 데이터가 매핑된다. 하지만 일반적인 CT와 영상획득 시스템이 다른 본 연구에서는 이러한 매핑 과정을 다시 정리할 필요가 있으며, 데이터의 매핑 과정을 그림 14에 도식적으로 정리하였다. 먼저 피검사체의 복셀 정보는 각각의 스캔 각도에 대해 식 (1)과 같이 고정된 디텍터에 투사된다.

$$p_0 = p \cos \theta \quad (1)$$

- 따라서 디텍터에 조사되는 데이터는 각 각도에 대해 사용가능한 영상의 길이가 식 (2)와 같이 달라지게 되며 이때 샘플링 각도에 따른 Nyquist 주파수 역시 식 (3)과 같이 각도에 따른 함수가 된다.

$$l_0 = l \cos \theta \quad (2)$$

$$f_{Ny,0} = \frac{1}{2p_0} = \frac{1}{2p \cos \theta} \quad (3)$$

- 이때 전체 시스템의 Nyquist 주파수는 각도별로 $\cos \theta$ 가 보상되므로 식 (4)와 같이 구할 수 있다.

$$f_{Ny} = f_{Ny,0} \cos \theta = \frac{1}{2p \cos \theta} \cos \theta = \frac{1}{2p} \quad (4)$$

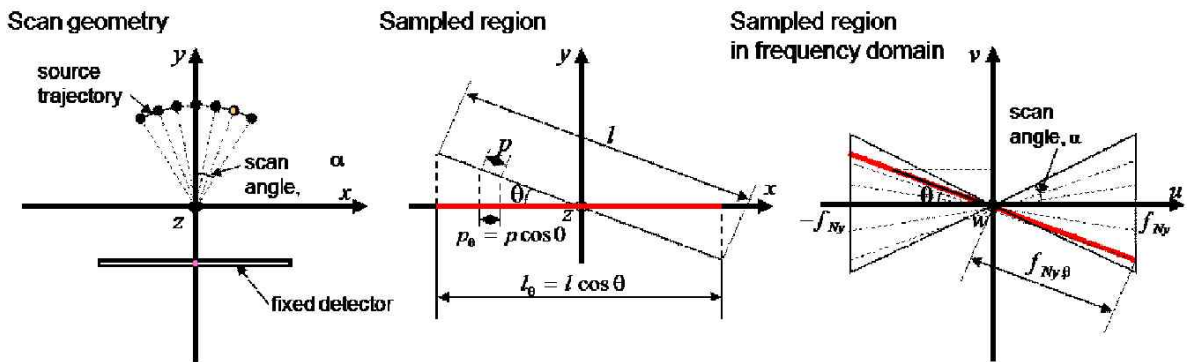


그림 16. 고정된 디텍터와 회전하는 X선원을 가진 구조에서 역투사 알고리즘의 주파수 매핑 과정.

- 따라서 데이터를 공간주파수 영역으로 변환하게 되면 썩기 모양으로 매핑되는 원형 움직임의 DTS와는 달리 본 연구의 경우에는 나비넥타이 모양으로 매핑되며 이와 같은 차이는 필터 적용 시 그림 17(b)와 같은 영역에 적용되게 되므로 u 에 대해 독립적인 필터가 생성되고 필터적용이 간편해 진다.
- 필터링은 푸리에 변환을 통해 공간주파수상에서 수행되며 주파수 매핑을 위해 디텍터에 입사하는 X선 빔은 평행하다고 가정한다. 이러한 가정은 디텍터와 선원의 거리가 충분히 멀 경우 오차는 무시할 만하며 푸리에 슬라이스 정리에 의해 그림 13과 같이 1:1 매핑이 가능하게 된다. 본 연구에서 적용하고 있는 필터함수는 다음과 같다.

$$G(w_x, w_y) = H_{ramp}(w_x, w_y) \times H_{profile}(w_x, w_y) \times H_{spectrum}(w_y) \quad (5)$$

- 여기서 $H_{ramp}(w_x, w_y)$ 는 기존 CT에서 사용되고 있는 램프필터이며, 고주파 신호의 전달에 의한 잡음을 제거하기 위해 $H_{profile}(w_x, w_y)$ 가 사용되었다. 또한 촬영되지 않은 각도에서 발생하는 급격한 데이터 변화에 의한 줄무늬 현상을 줄이기 위해 $H_{spectrum}(w_y)$ 가 사용되었으며, 이는 깊이에 따른 잔상의 발생을 억제하는 효과가 있다. 상기 추가의 두 필터는 모두 본 연구에서는 다음의 Hann 윈도우 함수로 구현되었다.

$$H_{Hann} = \begin{cases} \frac{1}{2} \left[1 + \cos\left(\frac{\pi w}{B \times W}\right) \right], & |w| < B \times W \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \quad (6)$$

- 본 연구에서는 각 필터를 실제 컴퓨터로 구현 시 1차원 어레이로 정의하였다. 일반적으로 필터의 형태를 결정하는 변수는 대역폭과 크기인데, 필터의 면적은 1로 정규화 되어야 하므로 결국 대역폭을 결정함으로써 필터 최적화를 꾀할 수 있다. 이는 식 (6)에서 보인 Hann 윈도우의 밴드폭을 의미하는 $B \times W$ 에서 Nyquist 주파수의 배수로 정의되는 상수 값인 B 의 최적 값을 찾는 것을 의미한다.

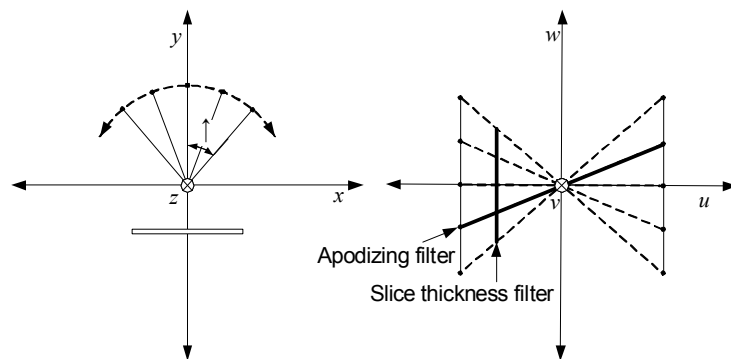


그림 17. 공간 영역에서의 데이터 획득 구조를 주파수 영역으로 매핑한 경우 본 연구에서 적용한 필터의 방향을 나타낸 모식도. 본 연구에서는 필터를 Spectrum방향과 Profile방향 양쪽으로 적용하였다.

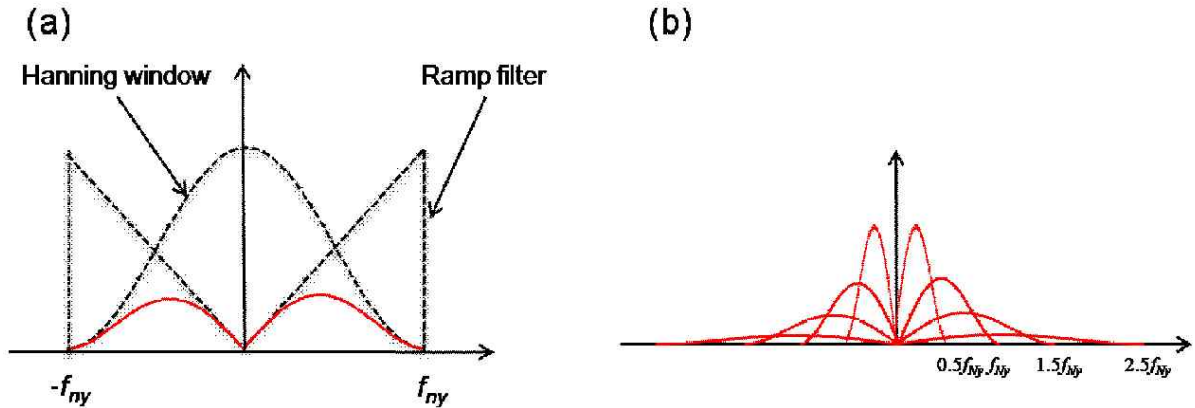


그림 18. 본 연구에서 적용된 필터의 개략도. (a) 일반적인 램프필터와 Hanning 윈도우를 함께 적용하여 필터를 적용하였고 (b) 밴드폭을 변경하면서 필터의 구조를 최적화 하였다. 필터의 경우 밴드폭이 변하면서 필터의 크기 역시 정규화 되었다.

- 그림 18는 본 연구에서 사용된 필터의 형상과 밴드폭에 의한 필터의 형상 변화를 도식적으로 나타낸 그림이다. 일반적으로 필터의 대역폭이 넓어지면 영상 획득 방향으로 부드러운 단층을 얻게 되고 좁아지면 선명한 단층을 획득할 수 있다. 따라서 최적의 필터를 얻기 위해서는 선명함과 부드러움을 적절히 표현하는 최적의 대역폭을 결정하는 것이 중요하다. 이때 선명함과 부드러움은 각각 단점을 가지게 되는데 선명함의 경우 영상의 선명도가 높아짐에 근거하여 데이터의 급격한 변화에 의한 노이즈 발생의 원인이 되기도 한다. 또한 부드러운 영상을 위해 대역폭을 조절하게 되면 역시 노이즈를 억제하는 영향이 존재하지만 반대급부로써 영상의 선명도가 떨어지게 된다. 본 연구에서는 최적의 필터 대역폭을 구하기 위해 볼(ball)팬텀을 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

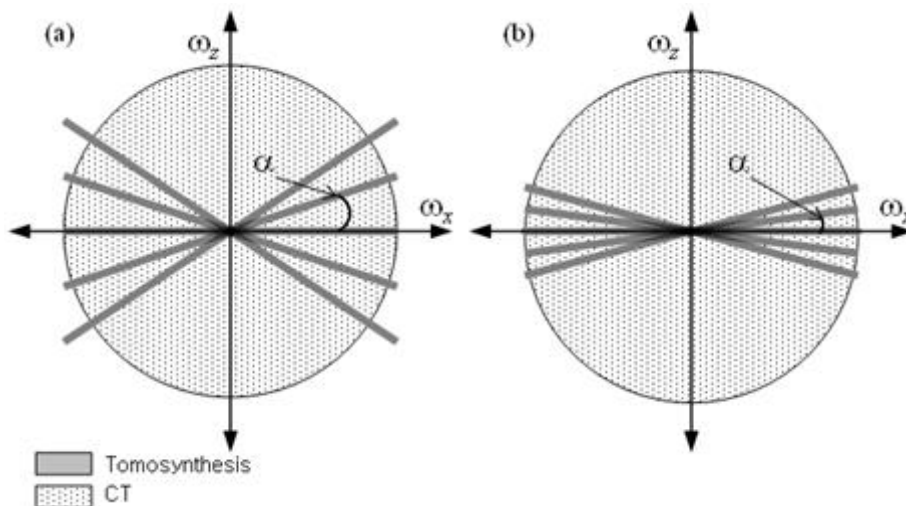


그림 19. 스캔각도에 따른 DTS 시스템의 데이터 매핑 변화. 각도가 넓은 경우[(a)] 깊이 방향으로 많은 데이터가 존재하지만 데이터 사이사이의 간격이 넓어져 artifact가 유발되며 스캔 각도가 좁은 경우 [(b)] 데이터 사이사이의 간격이 줄어들면서 데이터 부족으로 인한 artifact는 줄어들지만 깊이 방향의 데이터 부족을 인해 수직해상도가 좋지 않게 된다.

- 스캔각도의 경우 동일한 수의 투과영상을 이용한다고 가정했을 경우 공간주파수 상에 데이터가 존재하지 않는 범위가 달라진다. 주파수 영역에서 데이터가 존재하지 않는 영역에서 artifact가 발생하지 않는다고 가정한다면 그림 15 에서와 같이 스캔각도가 넓은 경우 각 투과영상 사이의 데이터 부족이 영상의 결함으로 나타나게 되고 반대로 스캔각도가 좁을 경우 수직 방향의 데이터가 전혀 존재하지 않게 되어 수직방향의 결함이 발생하게 될 것이다. 이는 한 장의 투과영상이 매핑할 수 있는 주파수 영역의 공간은 한정되어 있고, 픽셀 크기 즉, 샘플링 간격에 의해 발생하는 과정으로써 결국 최적의 영상을 얻기 위해서는 스캔각도에 대한 최적의 값이 도출되어야 한다. 일반적으로 스캔각도가 넓고 영상의 수가 공간주파수를 모두 채울 수 있다면 그 결과영상이 가장 좋을 것으로 생각되지만, 앞서 설명한 바와 같이 투과영상의 수는 환자의 피폭선량에 의존하며, 나아가 CT의 촬영 조건을 의미하므로 본 연구에서는 한정된 각도 내 한정적인 투과영상에 대해서만 시뮬레이션을 수행하였다.

(8) 영상 획득 조건별 측정 정확도 분석

- 알고리즘에서 사용되는 최적의 제한된 각도와 사용되는 영상 수의 결정
 - 다양한 각도와 영상재구성에 사용되는 영상에 따른 디지털 영상합성법의 3차원 영상 재구성 알고리즘이 개발이 된 이후에는 사용하게 될 영상의 장수와 영상을 획득하는 각도의 간격, 즉 스캔하는 회전 각도의 결정이 필요함.
 - 이것을 결정하기 위해서는 기존의 문헌들을 참조하고 또한 양성자치료기의 영상시스템에서 획득한 영상들을 조합하여 최적의 재구성 조건을 찾는 과정이 필요함.
 - 기존의 문헌에서는 44도의 스캔에서 총 81장의 영상을 이용해서 재구성한 것이 가장 좋은 결과를 보인다고 이야기하고 있음.
- 영상의 artifact reduction
 - 예비 연구 결과에 나타난 영상의 artifact 제거작업이 필요하며 이는 다양한 시도로 이루어질 수 있을 것으로 예상된다.
 - 가장 먼저는 영상 검출기의 성능평가를 통한 2차원 중첩 영상의 교정 과정을 통해 기본적인 영상의 랜덤 노이즈와 패턴 노이즈를 해결함으로써 이루어질 것임.
 - 영상을 획득할 때 갠트리의 회전의 기하학적인 오차로 인해 생기는 영상의 artifact을 기하학적인 교정을 통해 보완할 수 있을 것으로 예상함.
 - 영상 획득 시에 사용된 검출기의 FOV(Field of view)가 크지 않음으로 생기는 영상의 artifact들은 FOV보다 작은 영역만으로 재구성에 사용하는 알고리즘을 구성하여 보완 예정임.

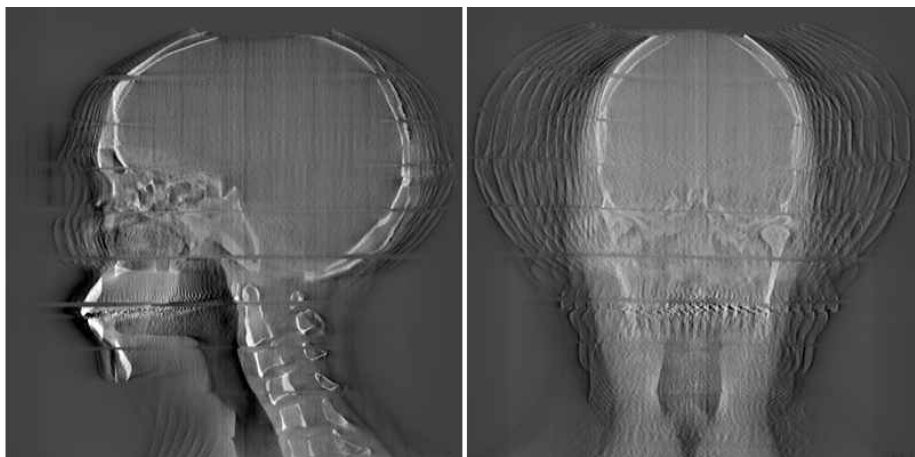


그림 20. 디지털 영상합성법으로 재구성된 예비 결과. 다양한 artifact들로 인해 보완이 필요하다.

- 정량적 평가

- 시스템의 성능을 평가하기 위해 전산 볼 팬텀(ball phantom)을 사용하였다. 볼 팬텀은 시스템을 정량적으로 평가하기 위해 선정된 팬텀으로써 각 조건에 따른 시스템의 임펄스 입력으로 가정할 수 있다. 따라서 임펄스 입력에 대해 시스템의 응답을 평가하기 위해 제안된 개념이 아래의 식 (7)로 정의되는 ASF (artifact spread function)이다.

$$ASF(z) = \frac{CNR(z)}{CNR(z_0)} \quad (7)$$

- ASF는 DTS시스템의 가장 중요한 인자인 수직해상도를 평가하는데 사용되며 배경과 볼 사이의 CNR (contrast to noise ratio)의 비를 통해 계산된다. 일반적으로 ASF는 DTS시스템의 성능을 평가할 수 있는 척도로써 가장 널리 사용되고 있으며 일반적인 CT의 평가 척도인 SNR과 CNR의 개념을 포함하고 있으므로 DBT 시스템의 평가인자로써 최적으로 판단된다.

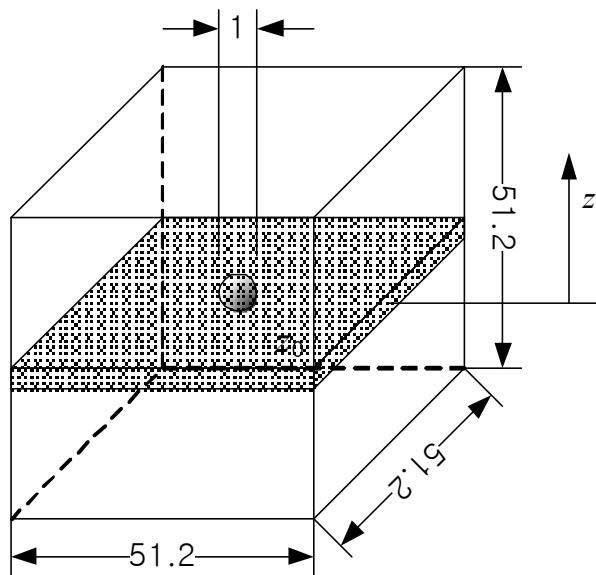


그림 21. 정량적 성능평가를 위해서 설계된 볼 팬텀

(9) 단층 영상재구성 연산의 고속화

- 연산 부하 계산을 통한 최적 알고리즘 개발
 - 현재 속도면에서 가장 유리한 알고리즘은 필터링을 통한 역투사 방법(FDK)임.
 - 반복적으로 재구성해나가는 방법의 경우 forward projection과 backward projection을 반복적으로 수행하므로 현재 실용적으로 사용하기에는 부적합함.
 - matrix inversion tomosynthesis역시 matrix inversion과정에서 매우 방대한 연산량을 필요함
 - 필터링을 통한 방법 이외에는 하드웨어적 가속화 방법이 필요함
- 하드웨어를 이용한 연산의 가속화 방법: 연산하는 주체에 따라서 크게 세 가지 정도로 구별할 수 있다.
 - CPU를 수천 개를 사용하거나 컴퓨터를 클러스터링 하는 방법
 - CPU보다 빠른 클럭 속도와 대역폭을 갖는 GPU를 이용한 방법
 - 해당 연산을 위해 특성화 된 하드웨어를 따로 제작
- 각 가속화 방법마다 장단점이 있겠지만, 가격 및 향후 발전 속도를 고려하여 시스템의 업데이트 가능성을 고려하면 현재 GPU를 이용한 가속화 방법이 가장 현실적
 - GPU는 계산능력과 메모리 대역폭이 우수하면서, 가격 측면에서도 경제적
 - 현재 개발된 상용 CPU의 최고가격은 200 만원 정도 하는 반면, GPU는 150 만원 정도
 - 계산능력은 약 8배 정도 빠르며, 메모리 대역폭도 3배 정도 넓음

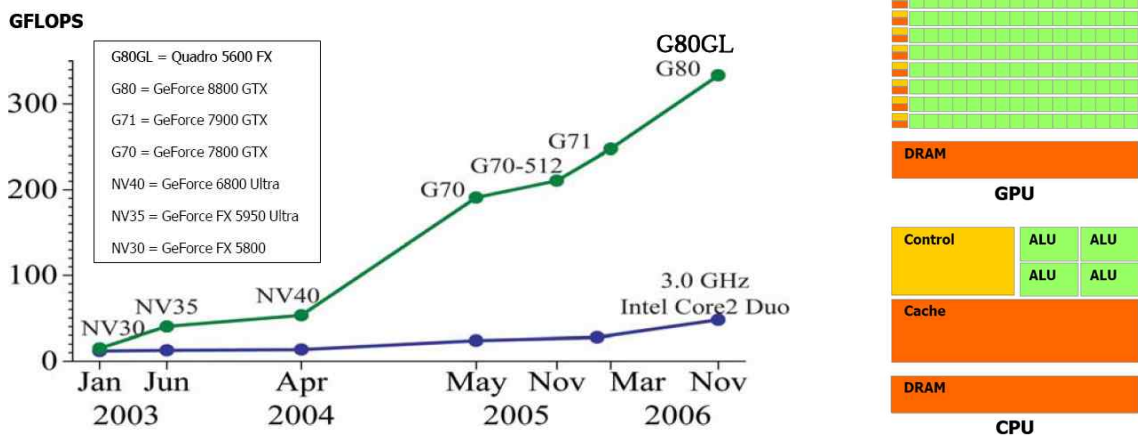


그림 22. 현존하는 CPU와 GPU의 성능을 비교한 그래프와 CPU와 GPU의 내부적 구조를 나타낸 그림

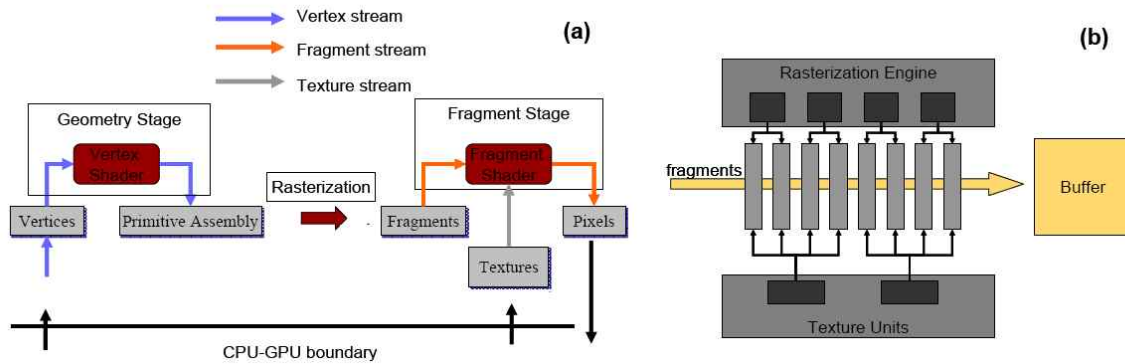


그림 23. GPU components : (a) graphics pipeline (b) rasterization and fragment processing stage

- GPU는 이차원 이미지를 다루기 위한 전용 pipeline을 가지고 있음.
 - 영상을 부분 조각들의 조합으로 고려하며 각 조각들을 개별 프로세싱으로 처리하여 가속화
 - 영상재구성에서는 이런 조각들의 병렬 연산으로 가속화 가능

- GPU의 역할 자체가 관심 물체를 유저가 원하는 시점, 광원과 재질의 차이를 고속으로 연산하여 모니터에 출력하도록 하는데 있다.
 - 즉, GPU는 가상의 3차원의 물체를 2차원의 이미지로 만드는 것에 특성화되어있다. 따라서 시점과 가상의 물체 사이의 관계를 역으로 이용하는 방법을 영상재구성에 적용할 수도 있다.

(10) 볼륨 정합 알고리즘 개발

- 이미지 정합 알고리즘

- 영상의 밝기 기반과 특징 기반 정합, 공간상 혹은 주파수 영역에서 방법으로 나뉨.
- 단순 이차원 영상의 비교는 쉬움.
영상의 2자유도의 이동 및 1자유도의 회전만 연산
- 본 연구에선 3차원 영상의 비교
따라서, 3자유도의 이동 및 3자유도의 회전에 의해 이뤄짐.
- 같은 모달리티에서 획득한 영상의 경우, 결과 영상의 조건이 비슷하기 때문에 상당히 쉬움.
- 치료계획을 세우기 위한 CT 데이터(기준 CT 데이터)와 치료실 내부에서 획득한 CT데이터 사이의 정합이 필요
- 두 CT 데이터의 형태가 완전 다름.

- 제안하는 볼륨 정합 과정

- 전처리 과정으로 두 데이터를 정방 복셀의 형태 및 같은 크기로 재가공
- 볼륨의 크기가 크기 때문에, 가우시안 피라미드를 이용한 작은 크기의 볼륨을 가공
- 작은 크기의 볼륨의 3축의 단층을 이용해서 정합 및 1차 수렴값 추출
- 추출된 1차 수렴치로 보다 큰 볼륨을 변형시키고 다시 정합
- 2차 수렴은 보다 작은 tolerance 적용
- 원하는 tolerance까지 가우시안 피라미드의 영상을 사용 후 최종 검증

- 3차원 영상의 부분인 각 축의 단층을 이용해서 2차원 이미지 정합으로 단순화

- 수렴속도를 향상시키기 위해서 가우시안 피라미드를 적용

- 이미지 정합은 주파수영역에서 상관계수의 최대점을 찾는 방법을 사용

(11) CBCT 시스템 설계 및 실험

- Cone-beam CT 용 대면적 평판형 검출기의 가격

- 고속 영상획득 가능한 17인치 이상 크기의 평판형 검출기는 현재 1대당 1억~1억5천만원에 거래되고 있다. 본 연구만으로 구축하기란 어려운 실정이다.
- 본 연구에서는 12인치 크기의 평판형 검출기를 이용해서 cone-beam의 반만 투과한 영상을 이용하는 알고리즘을 개발하였다.
- 아래의 네 영상은 겐트리가 0, 90, 180와 270도에서 획득한 인체모사 팬텀의 투과영상이다. 겐트리의 회전 중심이 영상검출기의 중심에 있지 않고 우측으로 이동되어 있는 것을 알 수 있다. 이렇게 영상을 획득하면 작은 검출기의 크기로 큰 영역을 촬영할 수 있다.

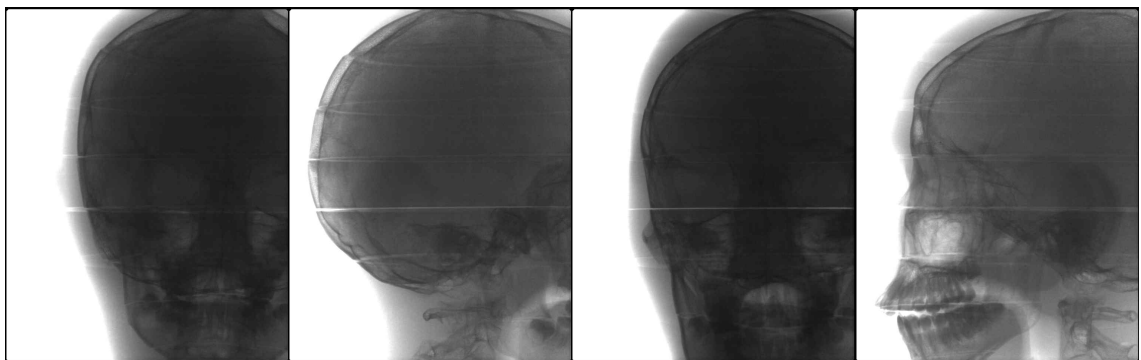


그림 24. 검출기에 투영되는 회전 중심축을 검출기의 중심에 두지 않고 우측으로 이동하여 획득한 영상

- 양성자 치료실의 겐트리에 설치하기 전에 치료 시뮬레이션실에서 선형가속기에 부착해서 가능성을 확인



그림 25. 현재 varian에서 적용하고 있는 선형가속치료기의 환자위치보정 시스템

2.1 연구 결과

(1) Radiography 성능평가

- 특성곡선

- IEC (International Electrotechnical Commission)에서 정한 의료용 x선 영상시스템의 표준선질
- RQA (radiation quality based on aluminum) 5, 9
- 추가되는 필터 21 mmAl에서 반가층 7.1 mmAl 측정
- 선형의 응답특성

- MTF (Modulation Transfer Function)

- 영상의 공간주파수에 대한 대조(contrast)의 특성
- Edge camera를 이용한 edge spread function 측정(그림 26.A,B,C)
 - > Edge spread function을 미분 > Point spread function
 - > FFT 후 0 주파수의 값으로 일반화
- 검출기의 픽셀크기 127 um을 고려했을 때, 약 4 lp/mm 이상 계측 못함.
- 스크린을 이용한 간접방식으로 인해서, 빛의 퍼짐 발생
이론적인 픽셀크기와 fill factor을 고려한 sinc 함수보다 낮은 값이 측정
- 10% MTF가 3.37 lp/mm > 사람 눈으로 판단 가능한 최소 크기
 - > 약 300 um 정도의 크기에 대해서는 구별 가능
- 다른 상용 검출기와 비교했을 때, 비슷한 결과를 보임.

- NPS (Noise Power Spectrum)

- 공간주파수에 대한 노이즈(noise)의 특성
- 측정된 white 영상에서 신호성분 제거 (영상의 평균값을 제거)
 - > 측정된 신호의 크기로 일반화.
 - > 2D FFT 변환으로 주파수 영역으로 변환
 - > data, gate 방향으로 0 주파수 근처 값을 보간법을 이용해서 샘플링
- 이론적으로 MTF의 형상과 비슷하게 고주파에서 낮은 값을 보임.
- data, gate 방향으로 저주파에서는 비슷한 값을 보이지만 고주파에서는 차이가 발생
 - > x선 영상시스템의 전처리 알고리즘 보완 필요

- DQE (Detective Quantum Efficiency)

- 엑스선의 신호로부터 얼마나 효과적으로 최종영상을 얻었는지를 평가하는 요소
- 앞서서 측정된 MTF, NPS를 이용해서 계산
- 입사하는 fluence 계산을 위해서, x선 스펙트럼 시뮬레이터의 표준 라이브러리를 이용
 $> 7.1 \text{ mmAl}$ 의 반가층이 나오도록 수정 후 계산
 $> 210,188 \text{ \#/mm}^2 @ 50 \text{ mAs}$, 2108 mm (source-to-detector distance)
- 0 주파수에서 약 50%의 검출양자효율을 보임.
- 검출기의 기본 스펙과 비슷한 결과를 보임.

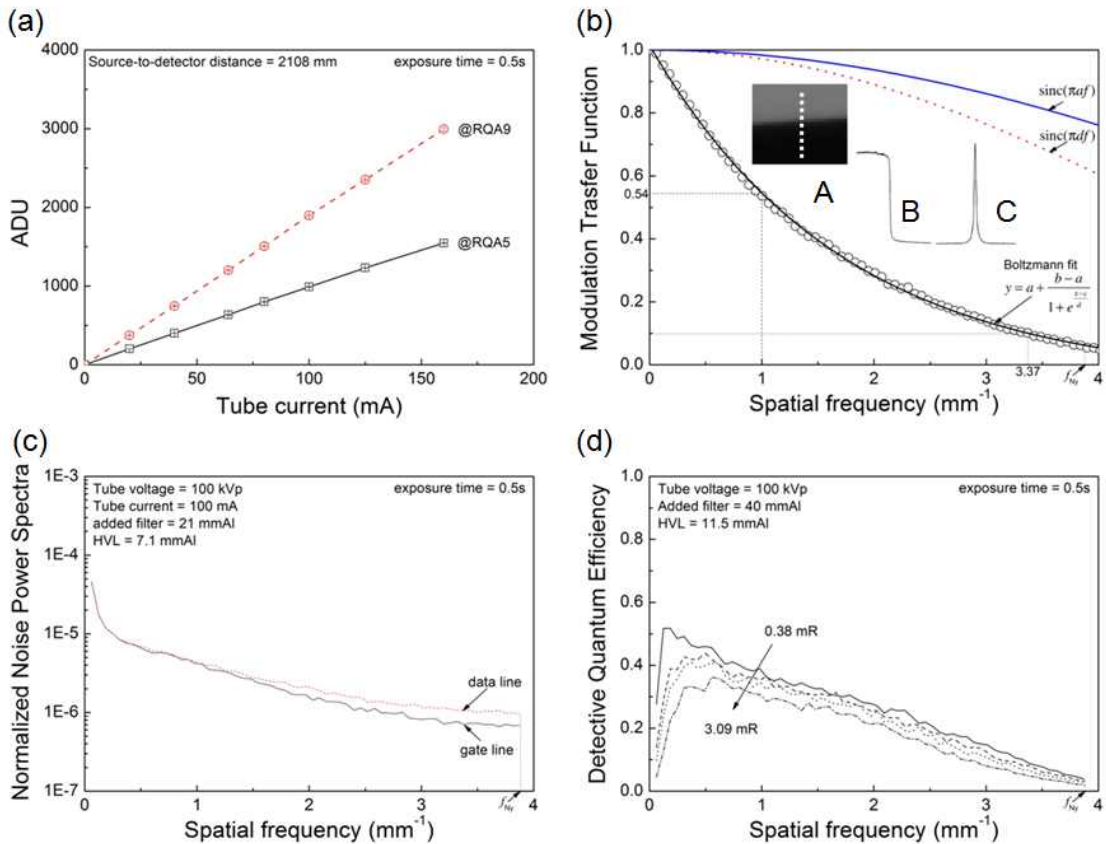


그림 26. Radiography 성능평가 결과. (a) 표준 x선질에 따른 검출기의 응답곡선, (b) 해상도와 공간주파수의 특성을 나타내는 MTF곡선(A는 edge 카메라를 이용한 투과영상, B는 A 점선의 프로파일, C는 B를 미분한 point-spread function), (c) 노이즈와 공간주파수의 특성을 나타내는 NPS, (d) x선 영상시스템의 DQE.

(2) 몬테칼로 시뮬레이션

- Cone-beam CT 영상재구성 알고리즘의 확률론적 분석을 위해서 contrast phantom을 이용한 실험을 모사하였다.
 - MCNPX 2.4
 - 시스템 조건
 - 선원에서 검출기까지의 거리 200 mm
 - 선원에서 피검사체까지의 거리 140 mm
 - 선원 조건: 40 kVp, 1 mA, 0.5 mmAl 필터
 - 영상재구성 조건
 - FDK 알고리즘 적용
 - Ram-Lak filter, zero-padding x3 width, voxel size = 59 microns

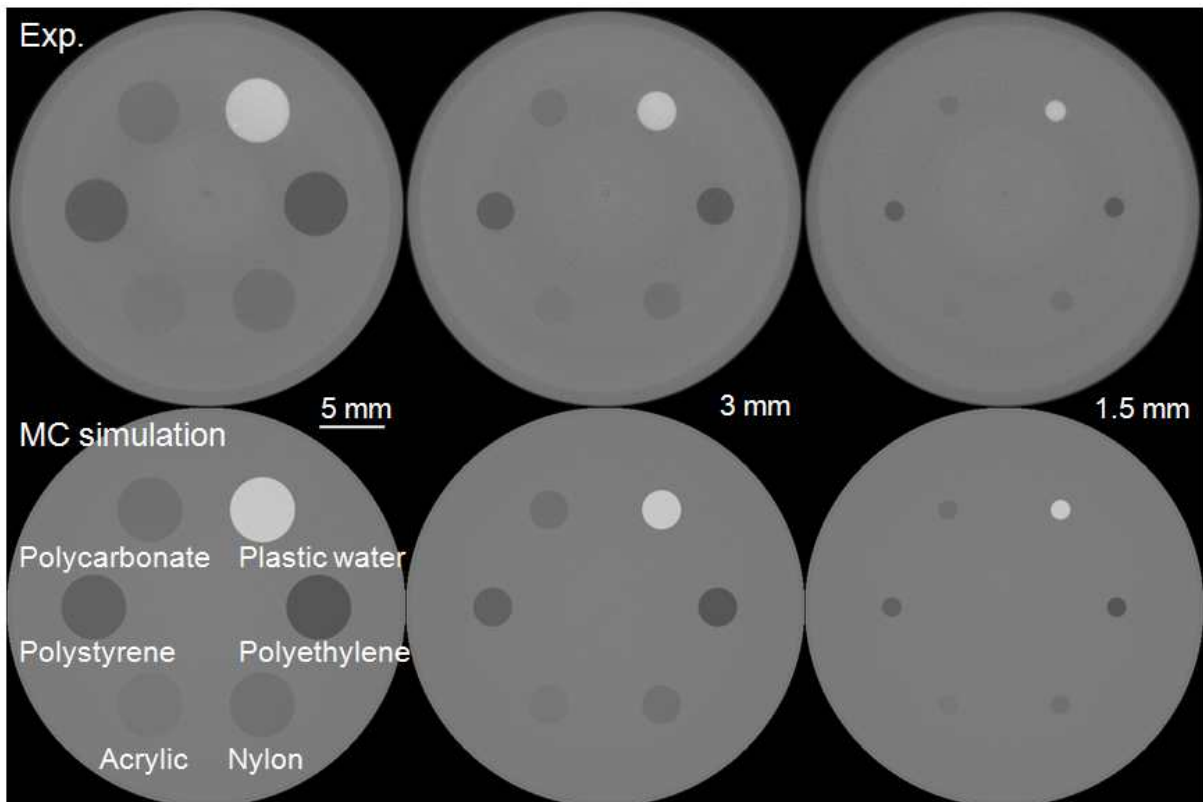


그림 27. 몬테칼로 시뮬레이션과 실험을 통한 콘트라스트 팬텀의 결과 영상. 위의 영상은 실험결과이고 아래는 시뮬레이션 결과이다. 좌측에서부터 5, 3, 1.5 mm의 직경의 콘트라스트 팬텀의 결과영상이다.

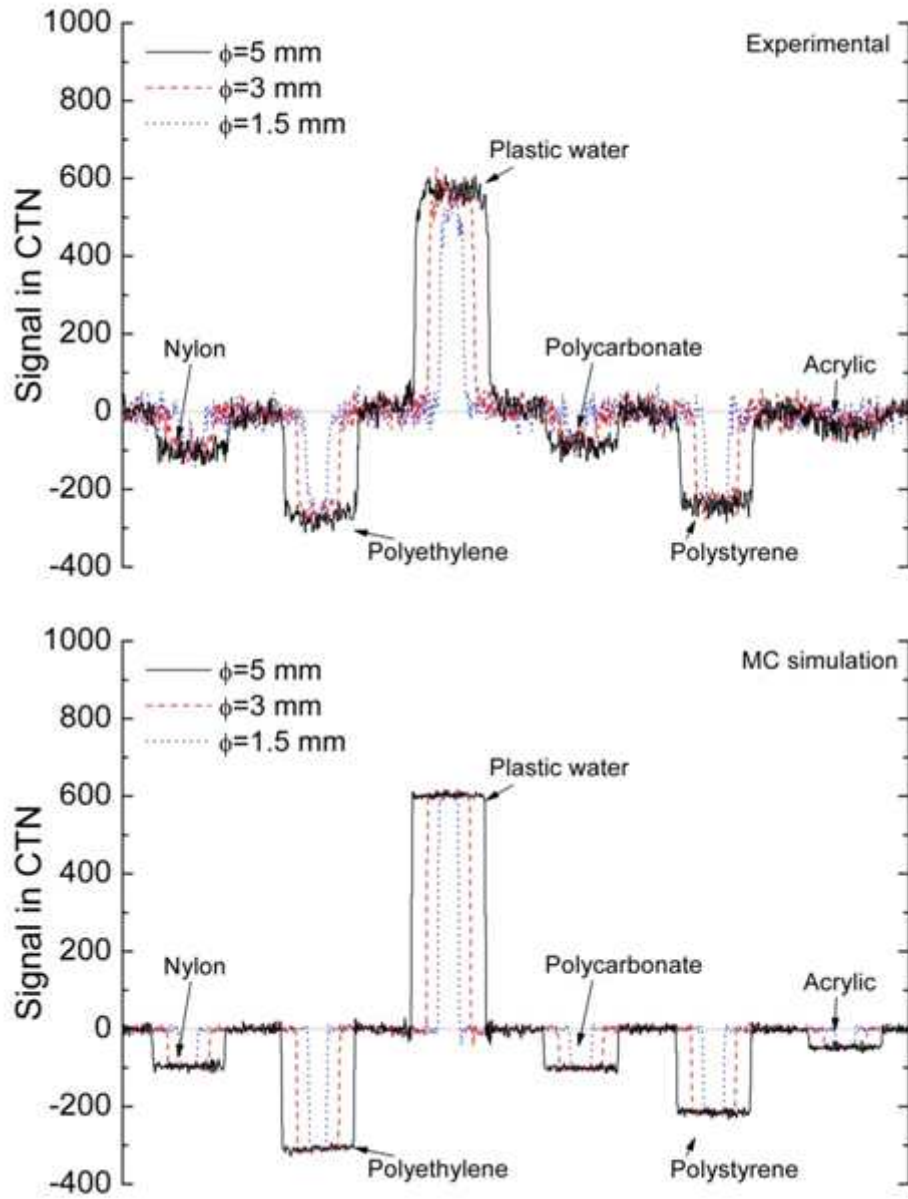


그림 28. 몬테칼로 시뮬레이션과 실험을 통한 콘트라스트 팬텀의 profile. 위는 실험결과이고 아래는 시뮬레이션 결과이다.

(3) 기하학적 오차 보정

- Ball phantom을 이용한 기하학적 오차측정 결과
 - x선원에서 회전 중심까지의 거리는 1517.5 mm
 - 회전 중심에서 검출기까지의 거리는 591.12 mm (± 12 mm)
 - 검출기의 축방향 기울기(그림 5 참고)에 대한 평가 결과
 - > roll과 pitch 방향의 경우 ± 1 도 정도의 오차가 측정
 - > yaw 방향의 경우 0.25도의 오차 발생
- roll과 pitch 방향의 틀어짐은 재구성된 영상에 크게 영향을 끼치지 않음.
 - roll과 pitch 방향의 틀어짐은 투사되는 경로에 거의 영향을 주지 않기 때문
 - 선원과 검출기의 거리가 충분히 멀기 때문에, roll과 pitch 방향의 기울임에 의한 확대율의 차이가 없음.
- yaw 방향의 기하학적 오차는 작음에도 불구하고 영상의 해상도에 영향을 많이 줌.
 - yaw 방향 0.25도의 오차는 측정된 영상의 상단의 회전중심과 하단의 회전중심의 불일치
 - 360방향에서 역투사를 수행하면서 잘못된 위치에서 투과정보를 참고
 - 영상의 선명도를 저하, 피검사체의 내부정보를 왜곡
- 기하학적 보정 전후의 결과 영상 비교(그림 29 참고)
 - (a,b)는 AAPM 해상도측정 블록의 결과
 - (c,d) Pelvis humanoid phantom의 결과
 - (a) 기하학적 보정 전 결과이며 phantom 내부의 홀을 구별하기 어려움
 - (b) 기하학적 보정 후 결과 영상으로 선명한 홀을 확인할 수 있고 5번째 홀 배열인 0.75 lp/mm까지 구별 가능
 - (c) 보정 전의 결과영상으로 화살표를 보면 뼈가 중첩되어 정확한 형상(d)을 알기 어려움.

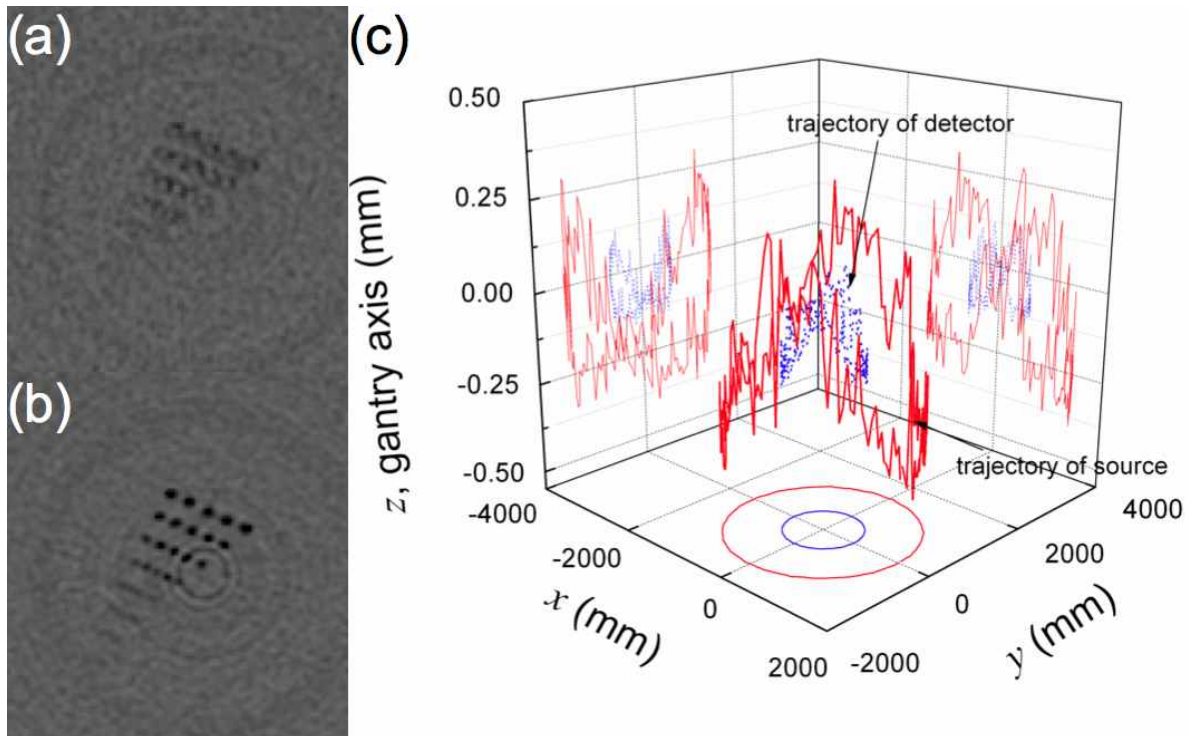


그림 29. 기하학적 보정 전후 결과 영상. (a,b) AAPM phantom의 해상도측정 블록의 결과, (c) 측정된 선원과 검출기의 궤적. (a) 기하학적 보정 전 결과이며 phantom 내부의 홀을 구별하기 어려움, (b) 기하학적 보정 후 결과 영상으로 선명한 홀을 확인할 수 있고 5번째 홀 배열인 0.75 lp/mm까지 구별할 수 있다.

(4) CBCT

- Head & neck, pelvis humanoid phantom의 투과영상(그림 30 참고)

- Head & neck는 85 kVp, 40 mAs, pelvis는 90 kVp, 80 mAs의 조건으로 획득
- 360도를 2도씩 간격으로 180장 획득
- 일반 radiography x선 영상획득 시스템을 이용
> 투과영상 획득 > gantry 회전 > 투과영상 획득 과정을 거침.
- 검출기의 수직방향 128픽셀씩 하나의 앰프에 속해져 있어서 게이트 방향으로 물결무늬가 발생
- 영상의 전처리 후 없어져야 하지만 충분한 white 영상을 이용한 보정이 아니었기 때문에 게인 보정을 추가 수행해야 함.
- 이런 결과는 이후 재구성된 단층에 ringing 결함으로 나타남.

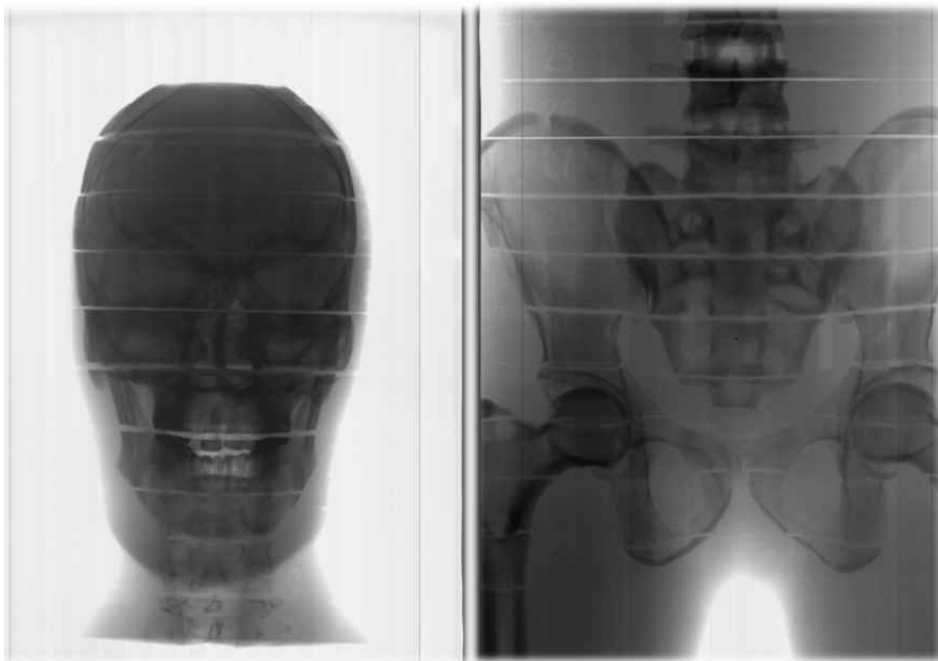


그림 30. Head & neck (좌), pelvis (우) humanoid phantom의 투과영상. 검출기의 수직방향 128픽셀씩 하나의 앰프에 속해져 있어서 게이트 방향으로 물결무늬가 발생, 영상의 전처리 후 없어져야 하지만 충분한 white 영상을 이용한 보정이 아니었기 때문에 게인 보정을 추가 수행해야 함. 이런 결과는 이후 재구성된 단층에 ringing 결함으로 나타남.

- Head & neck, pelvis humanoid phantom의 단층영상 (그림 31,32 참고)

- 180장의 투과영상 사용
일반적인 CBCT의 경우 약 720장의 투과영상을 사용
- Feldkamp CBCT 알고리즘 적용
- Ram-Lak filter 적용
- 512 x 512 x 512 의 볼륨데이터 재구성
- 약 2분의 재구성 시간, 연산한 컴퓨터의 사양은 3.0 GHz Intel™ quad core CPU, 4G RAM.
- 각 그림에서 (a), (b) 및 (c)는 axial, coronal, sagittal view 영상
- (d)와 (e)는 임의의 각도에서 재구성한 경사진 영상(oblique view)
- (f) 3차원으로 볼륨 렌더링된 영상

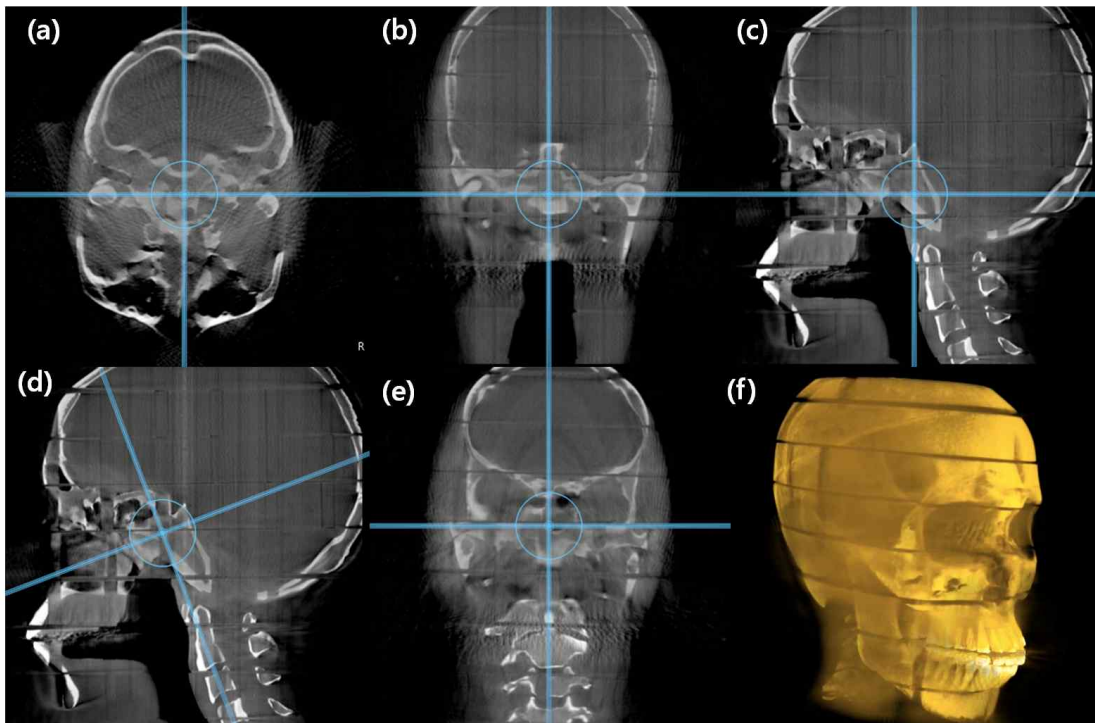


그림 31. Head & neck humanoid phantom의 CT 결과 영상. (a) axial (b) coronal, (c) sagittal view, (d) 경추를 보기 위한 임의로 기울인 영상의 sagittal view, (e) 임의로 기울인 경추의 coronal view, (f) 3차원 렌더링된 볼륨 영상.

- 관심영역의 크기

- 검출기가 세로로 길게 고정되어 있음
- 큰 폭을 갖는 피검사체의 경우, 피검사체가 검출기 밖으로 나감.
> 좁은 관심영역 (약 200 mm)
- 일반적인 CBCT 장비의 경우 가로로 길게 고정되어 있음.
> 넓은 관심영역 (약 300 mm)
- 또는 가로로 검출기가 이동가능해서 half scan을 이용한 재구성을 수행함.
> Varian의 CBCT 장비
> 이론상 관심영역을 2배로 확대 가능
> 실제로 약 1.8배 정도 확대 가능 (약 500 mm)

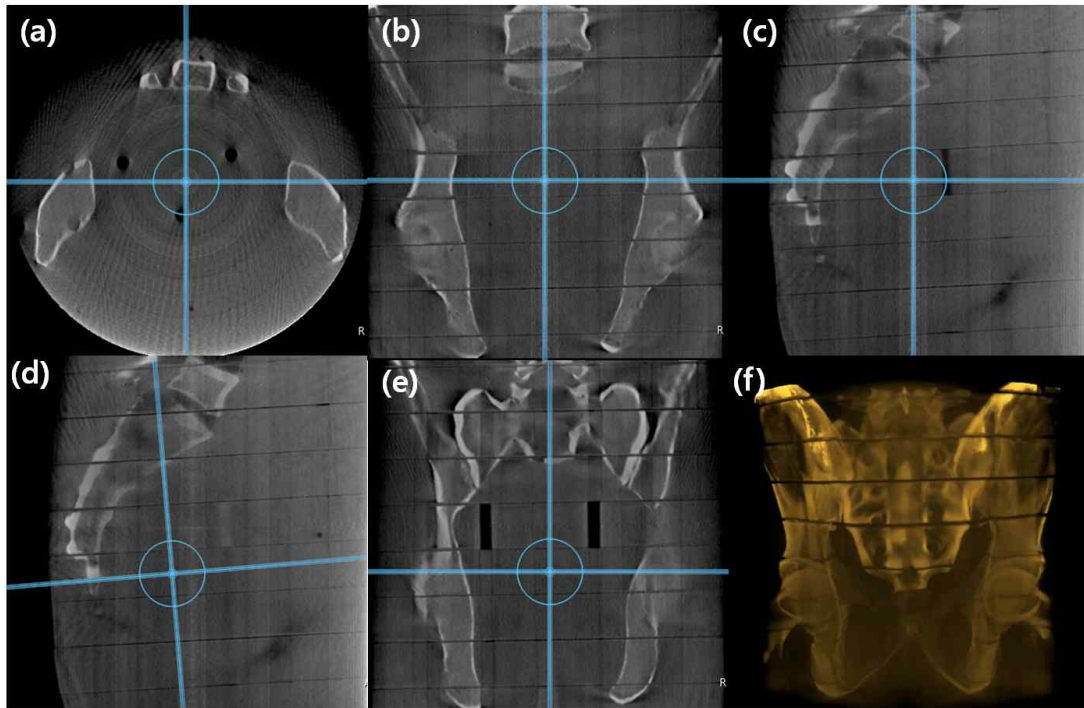


그림 31. Pelvis humanoid phantom의 CT 결과 영상. (a) axial (b) coronal, (c) sagittal view, (d) 임의로 기울인 영상의 sagittal view, (e) 임의로 기울인 경추의 coronal view, (f) 3차원 렌더링된 볼륨 영상.

(5) CT 성능평가

- 미국 의학물리학자 협의회(AAPM)에서 고안된 CT 성능평가용 팬텀을 이용한 영상재구성

- 직경이 21.6 cm인 아크릴 재질의 원통형
- 슬라이스 두께측정 블록
> 20, 10, 5 mm 의 두께로 재구성한 결과 0.1% 정도의 오차 발생
- 공간분해능 측정용 블록
0.75 mm 까지 구별 가능
- CT number calibration 블록
Nylon: 91.5 (CT#), polyethylene: -91.1, acrylic: 112.1, polystyrene: -23.2, polycarbonate: 103.4
- 대조도 분해능 측정용 블록

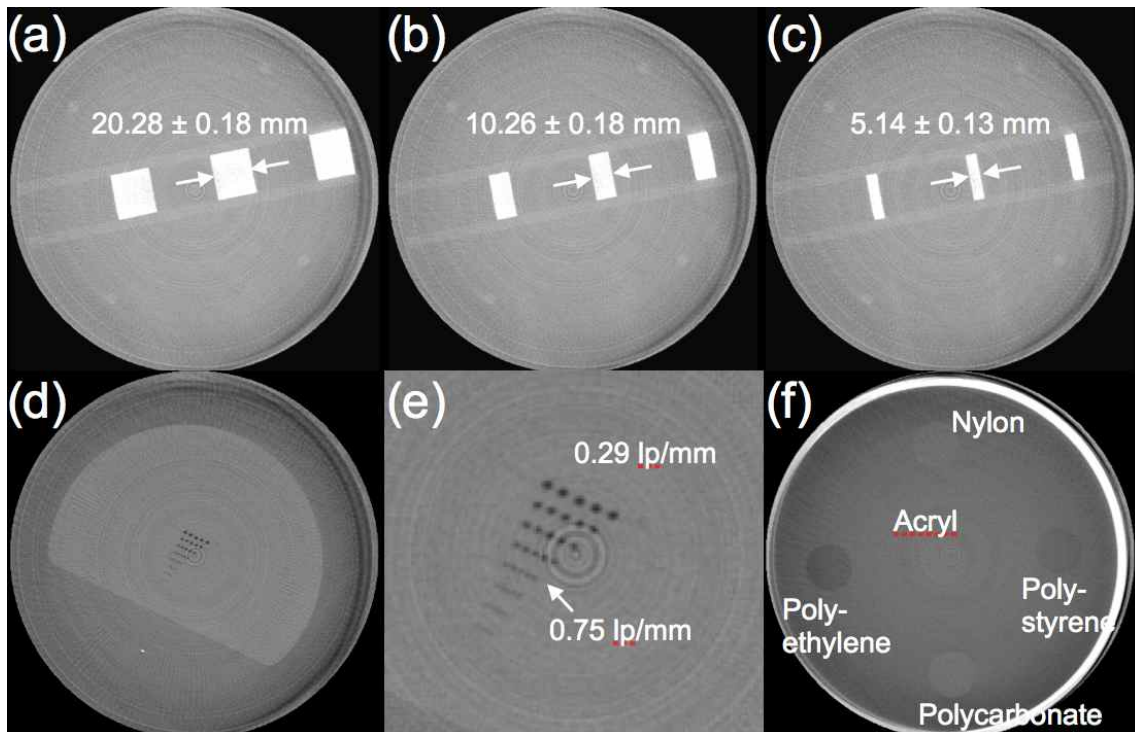


그림 32. Cone-Beam CT의 재구성을 확인할 AAPM CT phantom 결과. 좌측에서부터 슬라이드 두께 측정 결과(20, 10, 5 mm), 공간해상도 측정 결과, 선형성측정 결과(물질별 CT#), 대조도 분해능 측정용 블록의 결과

(6) 디지털 영상합성법의 최적화

- 스캔각도 및 촬영 수

- 전체적인 시스템의 최적변수는 크게 스캔각도 및 필터의 최적화로 나누어진다.
- 투과영상의 수는 환자의 호흡주기 및 디텍터의 성능 등 외부요인에 매우 종속적인 인자이므로 본 연구에서는 스캔각도에 따른 물결무늬를 억제하는 정도로 투과영상의 수를 결정하였다.
- 스캔각도에 따른 ASF 결과는 그림 33(a)와 같다. 결과에 의하면 스캔각도가 넓어질수록 ASF는 좋아지는 경향을 보인다. 이는 넓은 스캔각도를 가지게 될수록 주파수 영역상에서 포함하게 되는 수직방향 데이터 범위가 많아지게 되는 결과를 보이기 때문이다.
- 하지만 제한된 데이터 내에서는 각도가 넓어지면 주파수 영역에서 포함할 수 있는 면적이 넓어지게 되므로 데이터 부족으로 인한 물결모양의 잔상이 발생하게 된다.
- 그림 33(b)의 경우 데이터 부족으로 인한 잔상효과를 더욱 효과적으로 확인하기 위해 불의 반지름을 15복셀로 설정한 경우이다. 또한 여기서 $\alpha = 90^\circ$ 인 경우는 실제 스캔각도가 90° 가 아니며 DPD와 SPD와의 관계에 의해 실제 스캔각도는 62.5° 를 의미한다.
- 그림 34는 스캔 각도가 30° 인 경우에 대해 투과영상의 수를 달리하여 계산된 시스템의 종단면 영상이다. $n = 3$ 일 경우 부족한 데이터로 인해 역투사 과정 시 빈틈이 보이는 것을 알 수 있다. 이는 촬영수가 늘어날수록 완화되는 경향을 보이다가 $n = 9$ 이상일 경우 모두 동일한 결과를 보인다. 즉 30° 에서 최적의 투과영상의 수는 9이다. 9장 이상의 스캔은 환자의 피폭을 증가시키고 투과영상 한 장의 질을 저하시키므로 무의미하다고 할 수 있다.

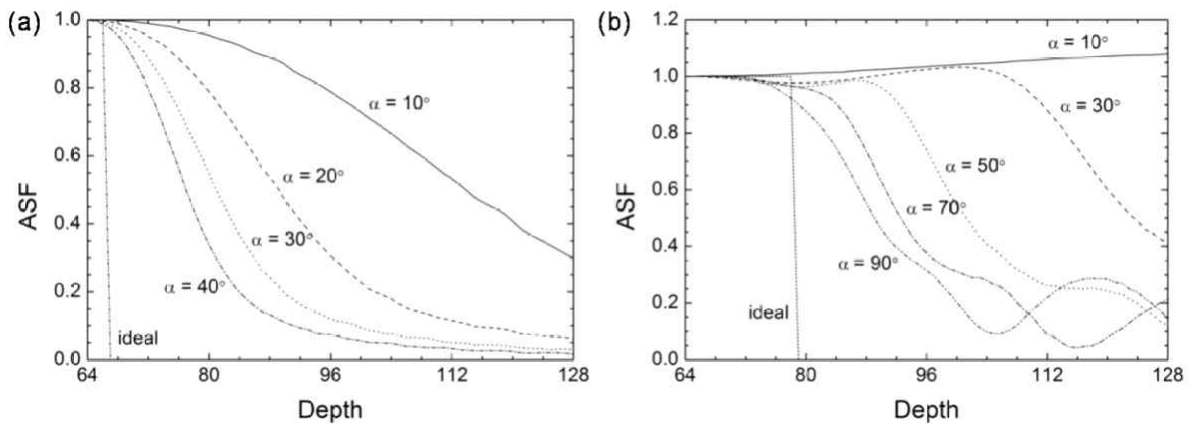


그림 33. 스캔 각도에 따른 ASF결과. (a)는 21장의 투과영상을 사용한 결과이며 (b)는 11장의 투과영상을 사용한 결과이다. (b)의 경우 투과영상의 부족으로 인한 물결모양의 artifact가 발생한다.

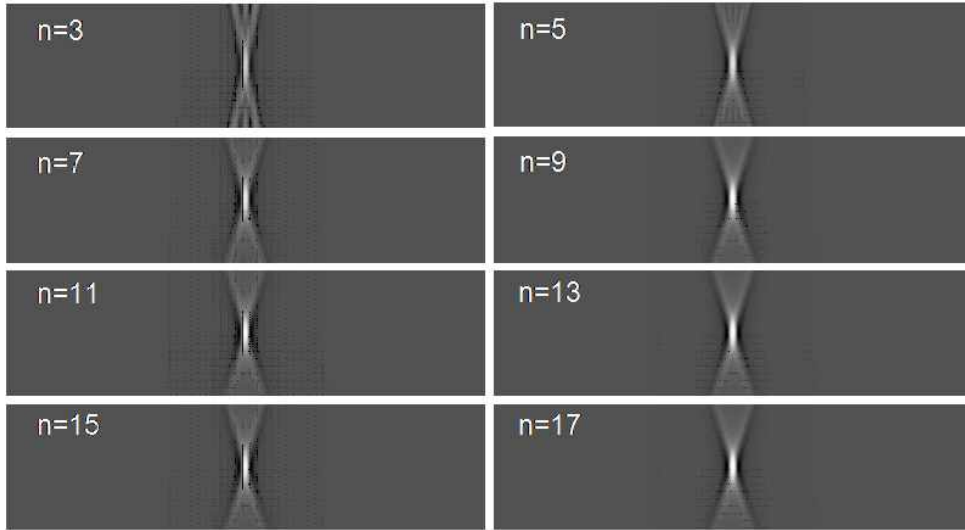


그림 34. 스캔 각도가 30도인 경우에서 투과영상의 수 n 을 달리한 경우의 종단면 영상. 투과영상의 수가 많아질수록 깨끗한 영상을 얻을 수 있다.

- 최적 필터 대역폭

- 필터의 대역폭에 대한 결과의 경우 Spectrum 방향은 깊이 방향을 의미하고 Profile 방향은 영상의 수평방향을 의미하므로 두 방향의 필터에 대해 각각 다른 경향을 보인다.
- 그림 35(a)와 같이 Spectrum 방향의 필터는 수직 해상도에 직접적으로 관련이 있는 인자로서 대역폭에 따라 큰 차이의 결과를 보인다. 전체적인 그래프의 추이를 살펴보면 원래의 대역폭에 0.2배의 가중치를 둔 경우 매우 나쁜 수직 해상도를 보이거나 가중치가 커질수록 수직 해상도가 좋아지는 경향을 보임을 알 수 있다. 하지만 0.8 이상의 값에서는 수렴하다가 점점 나빠지는 결과를 보임을 알 수 있다. 따라서 수직방향의 해상도 증가를 위해서는 Spectrum 방향의 필터 대역폭을 0.8BW_{Ny}으로 결정하는 것이 최적인자로 보인다. 하지만 Profile 방향 대역폭의 경우 수직해상도 개선에는 전혀 효과가 없음을 확인 할 수 있었으며, 그림 35(b)와 같이 단층의 Profile을 통해 그 효과를 확인 할 수 있다. 결과를 통해 필터 대역폭의 가중치가 1.5일 경우 주변 배경과의 구분이 가장 명확하며 수렴한 것을 알 수 있다.

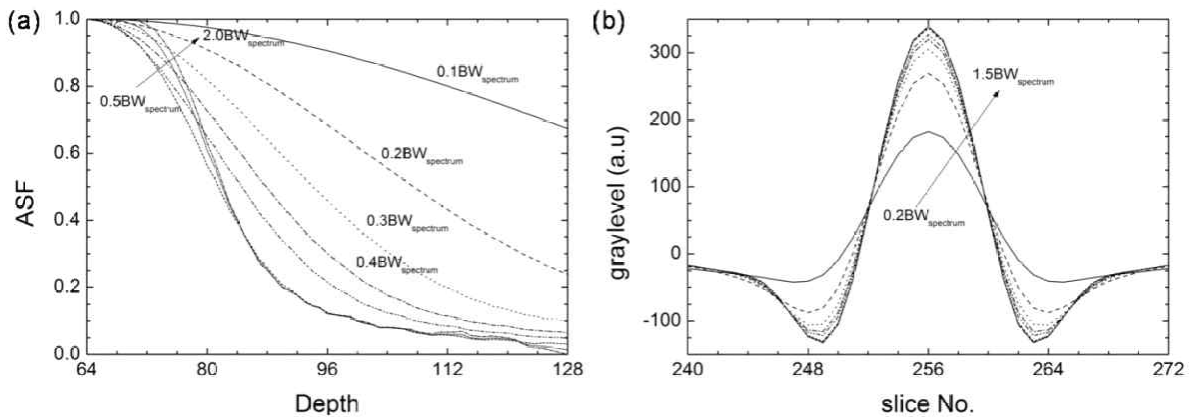


그림 35. 필터 최적화 결과. (a) Spectrum 필터의 대역폭을 조절한 경우의 ASF와 (b) Profile 필터의 대역폭을 조절한 경우에 대해 얻은 중심 단면의 profile.

- 인체모사팬텀

- Head & neck는 85 kVp, 40 mAs, pelvis는 90 kVp, 80 mAs의 조건으로 획득
- Cone-beam CT를 위한 투과영상에서 부분적으로 사용
- 사용된 투과영상의 수가 11장 이상 되어야 충분히 사용가능
- 좁은 각도 범위에서 획득한 영상의 선명도가 좋지만, 슬라이스 두께 방향으로 해상도가 나쁨.

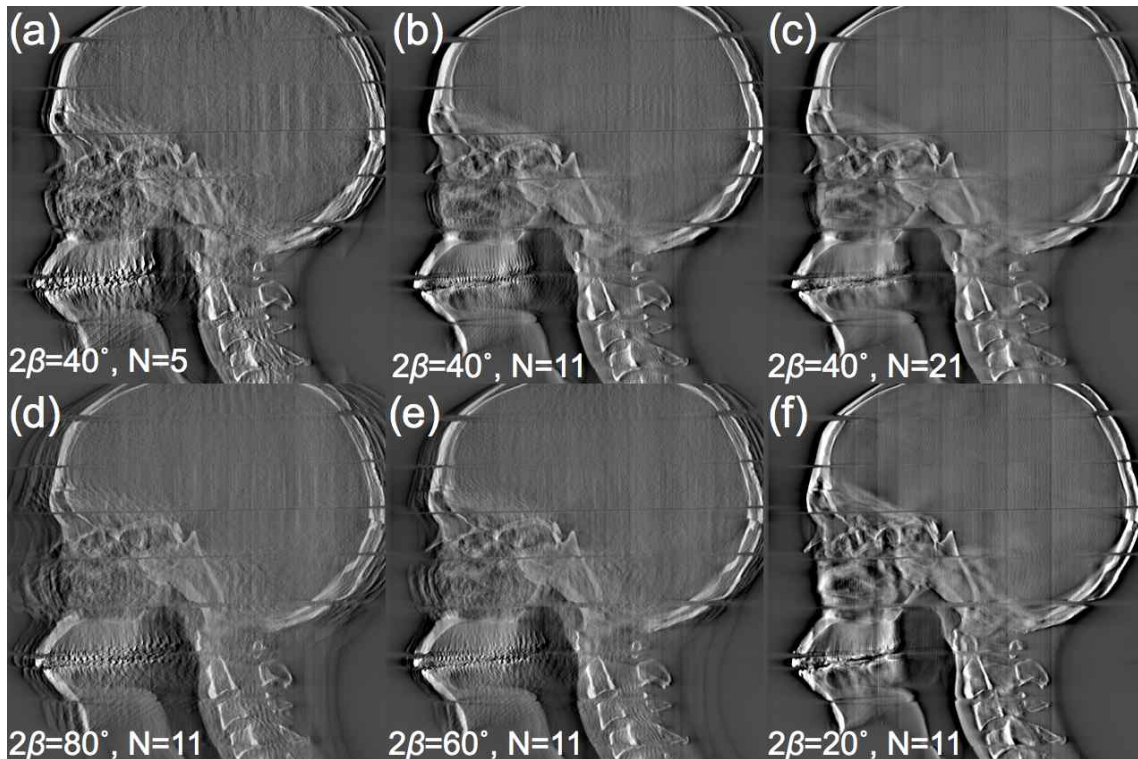


그림 36. 디지털 영상합성법을 적용한 결과영상. (a~c) 40도 영상 획득범위에서 사용된 투과영상에 따른 결과, (d,e,b,f) 11장의 투과영상을 사용했을 때, 영상 획득범위에 따른 영향

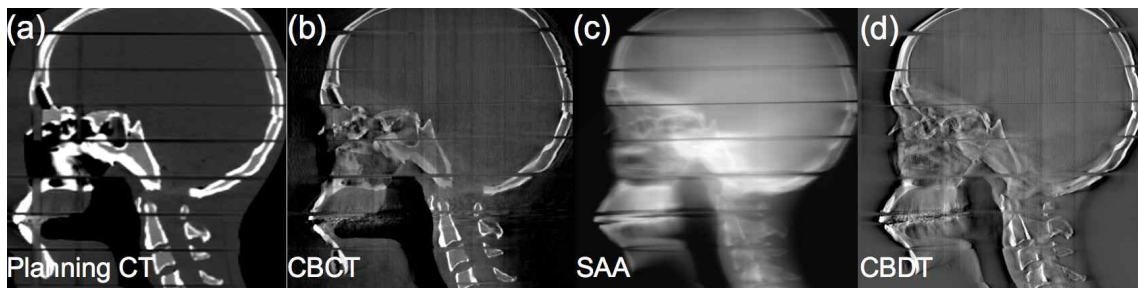


그림 37. 인체모사 팬텀의 sagittal 영상. (a) 치료계획 수립을 위한 CT, (b) 치료실에서 획득한 CBCT, (c,d) 11장의 투과영상으로 디지털 영상합성법을 적용한 단층영상, (c) 필터가 없을 때, (d) 본 연구에서 제안한 필터 적용.

- 치수 정확도 분석

- 치료계획을 위한 CT (기준 볼륨 데이터)
- 양성자 치료실에서 획득한 cone-beam CT (180장의 투과영상 사용)
- 11장의 투과영상으로 디지털 영상합성법을 적용한 단층영상 (필터적용유무)
- 치수 정확도 분석을 위한 기준 길이는 인체모사 팬텀의 세 번째 블록에서 두부 최대 직경
 - 167.87 mm, 복셀크기: 0.87891 mm
- 치료실에서 측정된 CBCT에서 측정된 길이는 168.20 mm이며, 기준길이와의 오차는 0.33 mm 만큼 생겼다. CBCT의 복셀의 크기가 0.40 mm임을 고려할 때, 충분히 수용가능한 범위의 오차이다.
- 디지털 영상합성법을 적용했을 때, 사용된 투과영상의 수, 영상획득 범위에 따른 측정된 치수

# of views	scan angle	measured	error [mm]	error [pixel]
5	8	166.80	1.07	1
	16	167.20	0.67	1
	24	168.00	0.13	0
	32	168.00	0.13	0
	40	168.40	0.53	1
	48	168.40	0.53	1
	56	171.20	3.33	4
	64	171.20	3.33	4
	72	171.20	3.33	4
	80	171.20	3.33	4
11	88	171.60	3.73	4
	20	167.20	0.67	1
	40	167.20	0.67	1
	60	168.40	0.53	1
21	80	169.20	1.33	2
	40	167.60	0.27	0
31	80	168.00	0.13	0
	60	167.60	0.27	0
41	80	167.60	0.27	0

- 5장의 투과영상을 사용했을 경우에는 정확한 뼈의 경계치 추출이 어려워 분석오차가 큼
- 11장의 영상이상 사용했을 경우, 넓은 각도의 획득범위를 제외하고는 1 픽셀 보다 적은 오차를 보이며, 21장 이상 사용하면 오차는 거의 생기지 않았다.

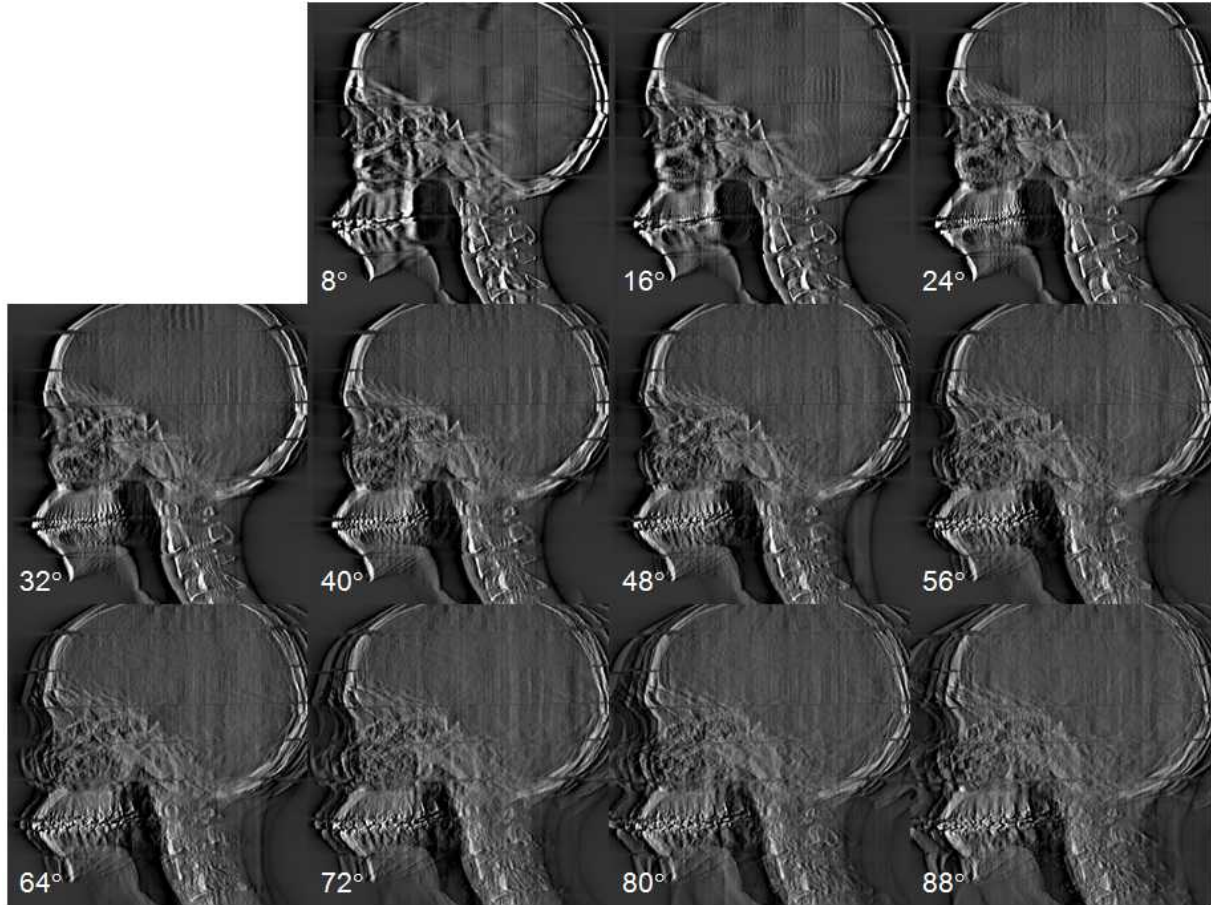


그림 38. 인체모사 팬텀의 sagittal 영상. 5장의 투과영상을 이용한 디지털 영상합성의 결과영상. 각 영상에 표기된 수치는 영상을 획득한 각도 범위이다. 좁은 각도에서 획득한 영상이 가장 선명함을 보이지만 슬라이스 두께가 두껍기 때문에 층간 해상도가 낮다. 8도의 각도 범위의 영상을 보면 단층영상이지만 전 치아가 다 나온다. 실제 위치에서는 전치만 존재한다.

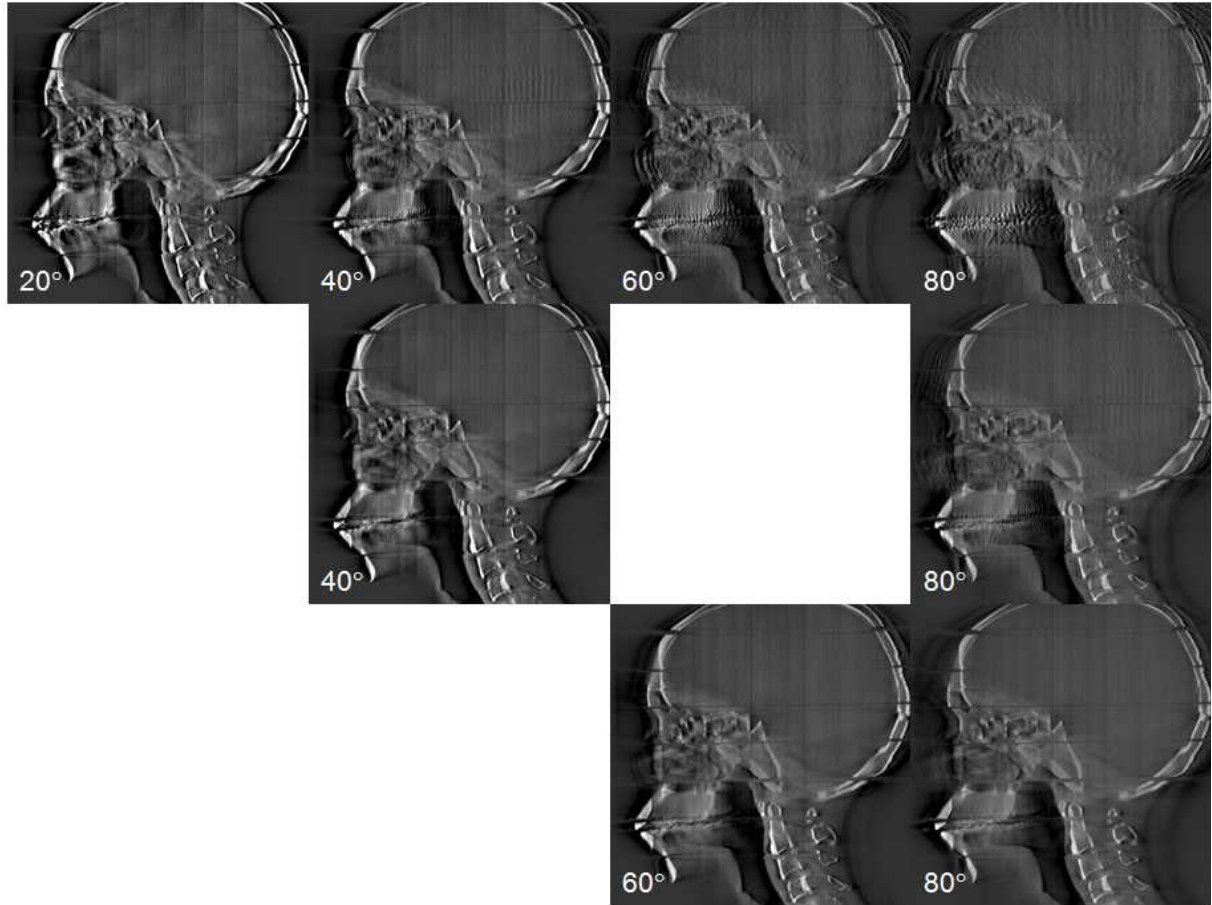


그림 39. 인체모사 팬텀의 sagittal 영상. 위에서부터 차례로 11, 21, 31, 좌측하단은 41장의 투과영상을 이용한 디지털 영상합성의 결과영상. 40도 이상의 각도에서 획득한 영상은 거의 CBCT의 영상과 비견된다. 사용된 투과영상 수가 많을수록 노이즈가 적다.

(7) 볼륨 정합

- 3차원 데이터의 정합을 위한 변수

- Yaw, roll, pitch 방향으로 아래와 같이 정의하였으며, 각 축방향으로 영상 중심이 이동된 것을 고려하면, 총 6가지 변수가 생긴다.

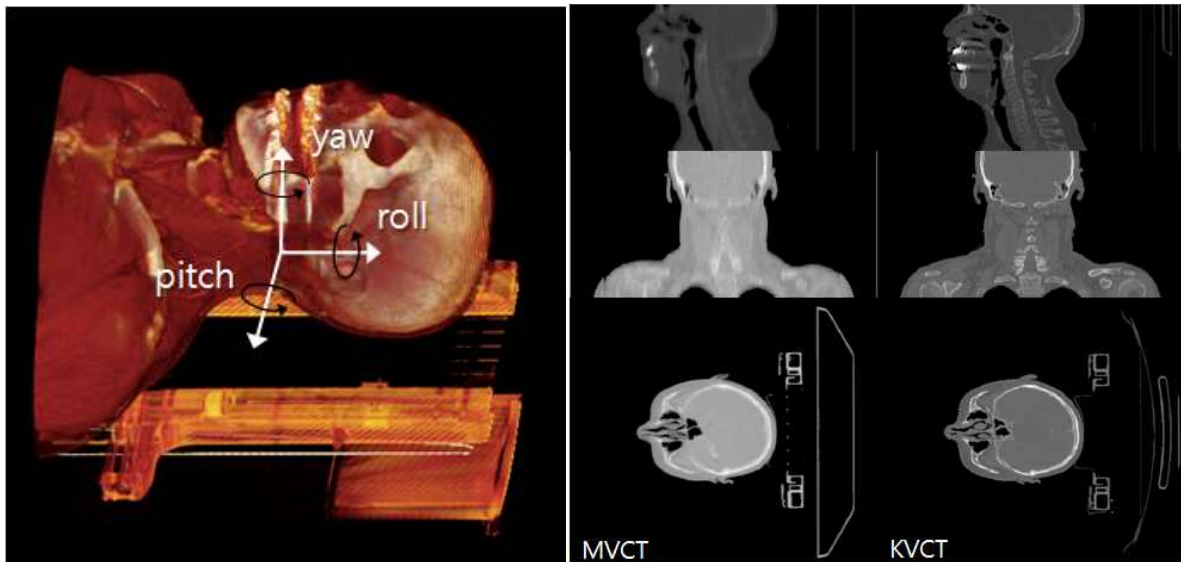


그림 40. 좌측은 CT데이터를 3차원 볼륨 렌더링한 영상에서 나타낸 좌표계, 우측은 비교하고자 하는 두 CT 데이터의 sagittal, coronal, axial 단층 영상

- 볼륨 데이터의 정보

- KVCT

- 512(W) x 512(D) x 144(H)
- Slice thickness: 2.5 mm, pixel size: 0.97 mm

- MVCT

- 256(W) x 256(D) x 144(H)
- Slice thickness: 2.5 mm, pixel size: 1.95 mm

- 정방형의 복셀이 아니기 때문에 3차원 볼륨의 복셀 인덱스만을 이용한 회전 및 이동을 위해서는 영상의 형태를 변환할 필요가 있다. 본 연구에서는 이차원 선형보간 방법을 이용해서 영상을 정방형의 복셀로 구성되도록 변환하였다.

- 기본적인 이미지 정합은 주과수영역에서 상호상관계수의 최대가 되는 조건을 찾는 방법을 사용하였다. 2차원적인 비교를 3차원으로 확장하기 위해서, 세 축방향의 단층영상을 기준 CT 볼륨에서 회전하면서 찾는 방법을 적용하였다.

- 또한 영상의 빠른 수렴 속도를 위해서, 가우시안 피라미드를 이용한 작은 크기에서부터 큰 크기의 영상까지 순차적으로 정합하여 수렴하도록 하였다.

- Sagittal 영상의 정합

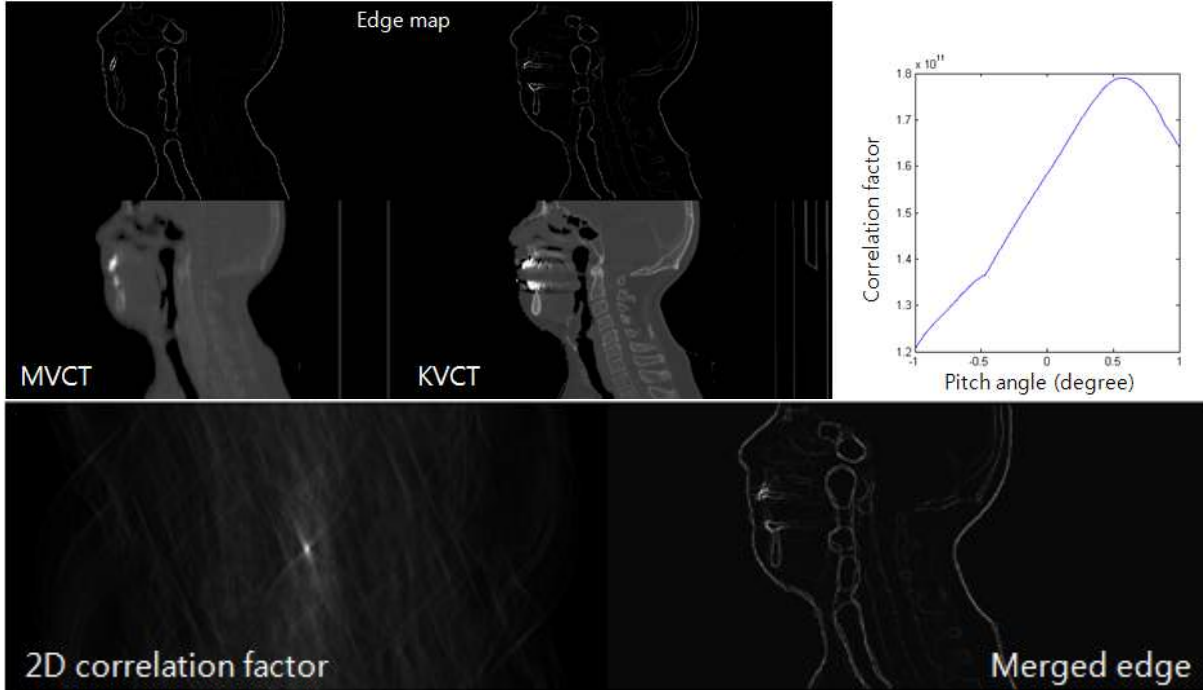


그림 41. 각 CT 데이터의 sagittal 영상과 추출된 경계치와 이를 이용해서 구한 이차원 상호연관인자 그림과 이를 토대로 정합한 경계치 그림이다. 우측 상단의 그래프는 영상을 회전시켜가며 상호연관인자를 출력한 것으로써, 0.55도 만큼 회전했을 때, 두 영상이 정확하다는 것을 뜻한다.

- Coronal 영상의 정합

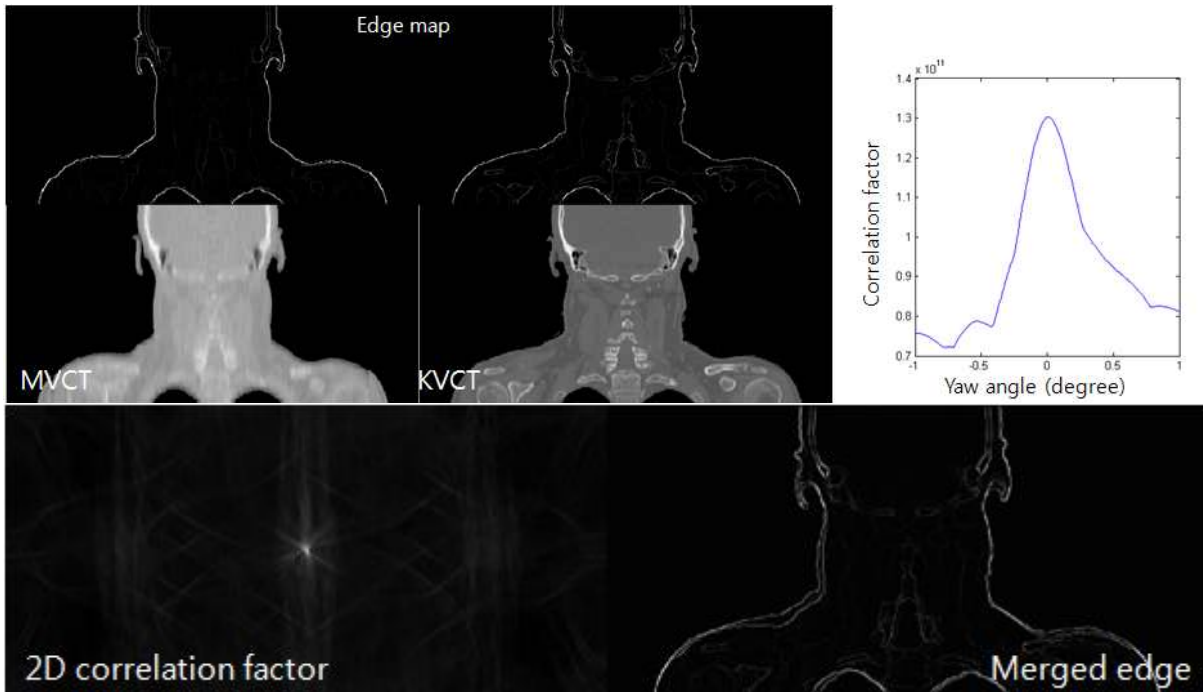


그림 42. Coronal 단층영상에서의 결과

- Axial 영상의 정합

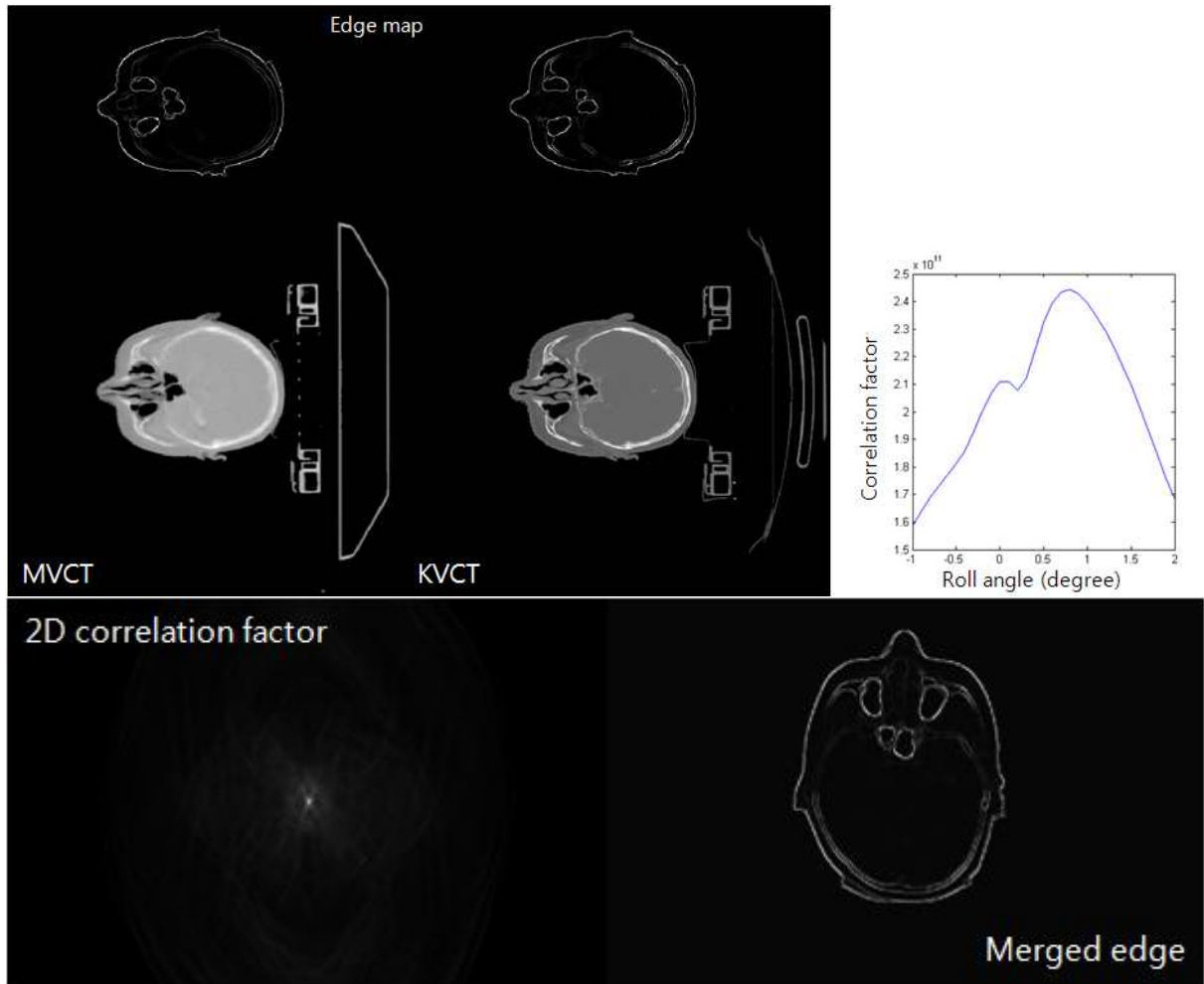


그림 43. Axial 단층영상에서의 결과

(8) X선 영상시스템과 gantry 회전 속도

- X선 영상시스템의 용도

: 현재 양성자치료기에 구축된 시스템은 일반 투과영상을 위한 시스템

- Pulse 타입의 일반 x선원 (radiography 용)

- 연속적인 조사가 어려움
- 발열 문제 및 부가적인 냉각장치가 없음. 단순 공랭식이며 양성자치료기의 노즐 내 위치 함.
- 연속적인 선원일 경우, gantry 회전과 동시에 동작 가능

- Radiography용 대면적 평판형 검출기

- 영상획득 속도: 1 fps (frame per second)
- 실제로는 선원과 영상센서의 read out 준비로 더 긴 시간이 필요
- 127 um의 픽셀 크기, 500 um 해상도의 CT 재구성을 위해서는 지금 보다 커도 괜찮음.
 - > 일반적인 CBCT 용 검출기의 경우 대다수 200 um 정도의 픽셀 크기.
 - > 여러 픽셀을 묶어서 획득하는 binning 모드의 경우 픽셀 크기는 400 um임.
- 일반적인 CBCT 용 검출기의 영상획득 속도는 7.5 fps이며, binning 모드의 경우 30 fps의 동 영상획득이 가능

- 30 fps과 연속적인 선원으로 교체할 경우, 현 gantry 시스템으로 4D CT 구축 가능

- 양성자치료기의 위치보정 x선 영상시스템의 수직의 두 선원과 두 검출기를 동시에 구동하여 보정할 경우 보다 향상 가능

(9) Proton Stopping Power 측정

- 양성자는 x-ray와 기본적인 물질과의 반응 메커니즘이 다르기 때문에 기존 x-ray 를 사용하던 방사선치료와 구분되어야 하는 점이 몇가지 존재한다. 그 중에서 가장 큰 것이 물질에 대한 저지능비에 관한 것인데 실제 양성자치료계획을 할 때 x-ray가 투과되어 나온 정보를 가지고 있는 CT 영상을 사용하여 양성자의 저지능비를 고려하여 종양에 대한 치료계획을 수립한다. 이러한 과정에 있어서 인체의 조직의 정확한 양성자 저지능비를 고려하지 않을 경우에는 필요이상으로 선량을 많이 주거나 혹은 계획한 것보다 적게 전달하여 치료에 지장을 줄 수 있는 여지가 있다.
- 현재 임상적으로 중요한 가장 큰 문제 중에 하나인데, 환자에게 양성자를 조사하려고 할 때 인체의 조직내에 다른 물질, 특히 수술 후 고정을 위한 장치나 기타 인체 조직과 차이가 많이 나는 물질을 체내에 삽입이 되어 있을 때에는 직접 해당하는 물질을 양성자로 조사해 본 후 정확한 특성을 고려하여 치료계획을 수립하고
- 이러한 문제를 해결하기 위해서는 양성자를 통해 CT를 촬영하여 해당하는 조직의 양성자의 투과정도, 즉 저지능비를 계산하여 치료계획에 고려하는 것이 정답이다. 본 과제에서는 x-ray의 영상 뿐 아니라 양성자선의 영상을 획득하여 이러한 문제를 해결할 수 있는 가능성을 예비연구를 통해 살펴보았다.
- 예비연구의 결과를 가지고 x-ray를 이용한 콘빔 CT 뿐아니라 양성자를 이용한 콘빔 CT의 영상을 획득하여 가장 정확한 치료를 할 수 있는 토대를 마련할 수 있는 것이다.

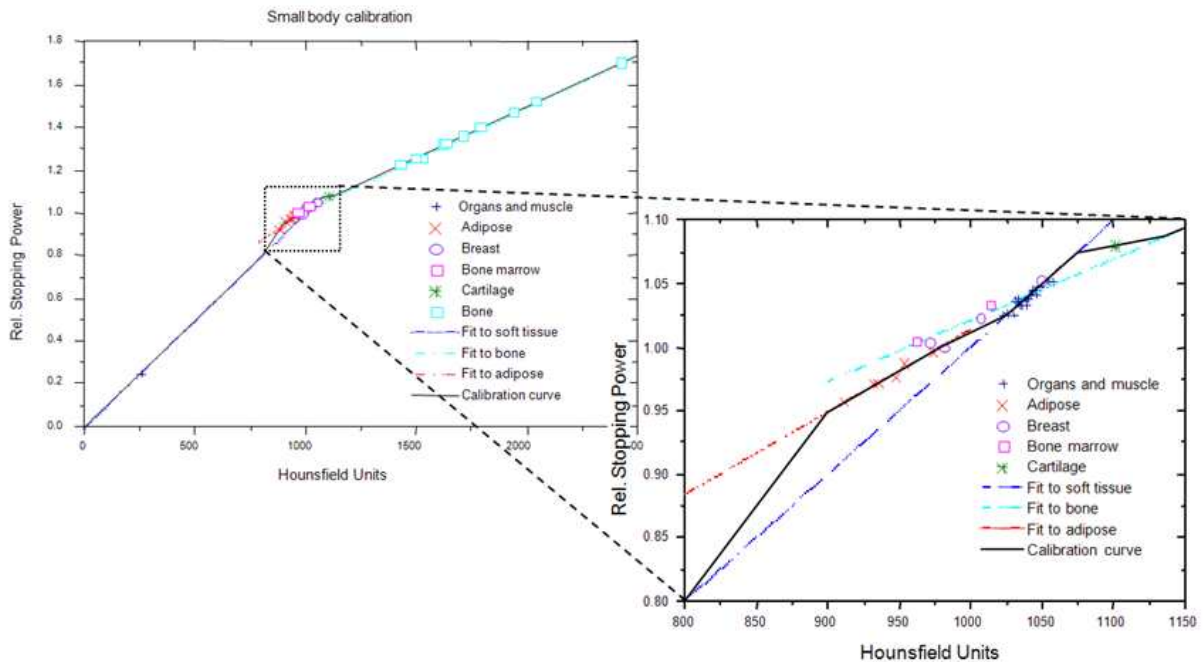
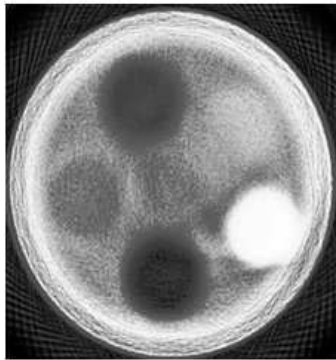
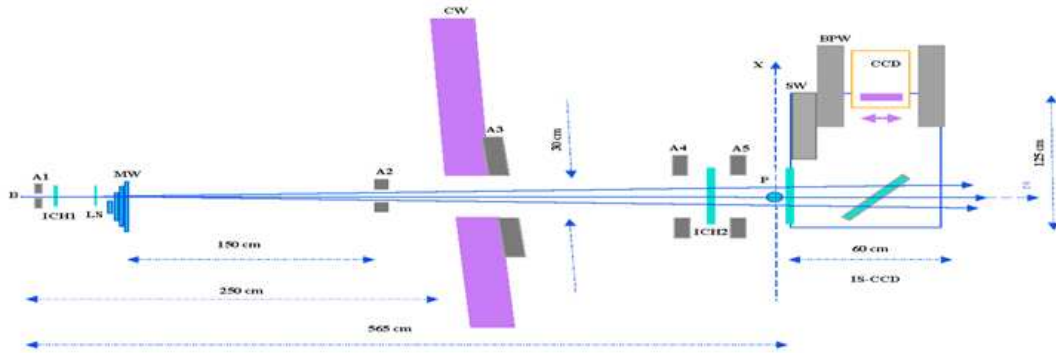


그림 44. CT의 Hounsfield value와 Relative stopping power와의 관계 그래프. 가장 중요한 부분에서 보면 선형적인 관계도 아닌 각 조직의 특성에 맞는 모양으로 그려진다.



Material	PCB-CT	X-ray CT†	X-ray CT‡	ICRU 49	Faraday cup
Water	1.00 ± 4%	0.99 ± 0.3%	1.00 ± 0.3%	—	—
PMMA	1.17 ± 3%	1.08 ± 0.3%	1.08 ± 0.3%	1.16	1.17 ± 0.4%
Air	0.095 ± 47%	0.014 ± 0.3%	0.014 ± 0.3%	0.001	—
Artificial bone	1.59 ± 2%	1.78 ± 1%	1.74 ± 1%	—	1.67 ± 0.2%
Vegetable oil	0.95 ± 4%	0.88 ± 0.3%	0.92 ± 0.3%	—	0.97 ± 1.7%

그림 45. . Proton CT에 관한 기본적인 구조와 기존 선행연구들의 저지능비의 계산결과

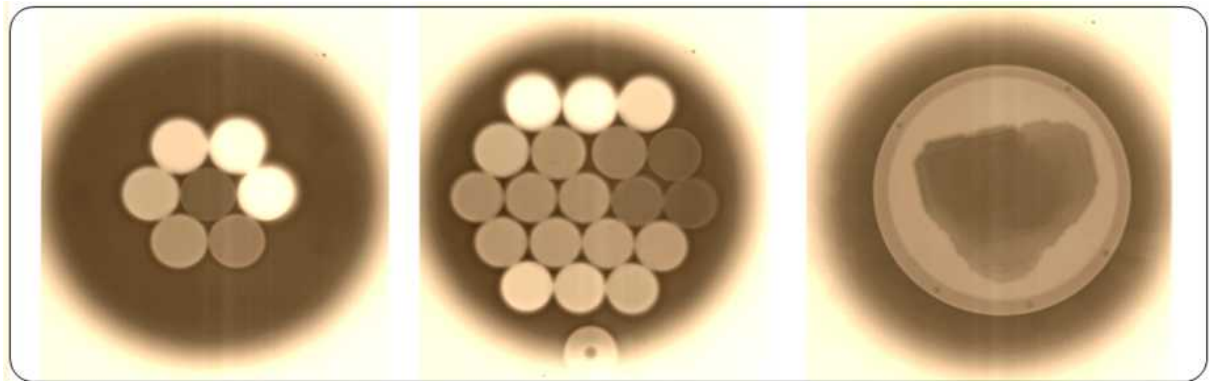


그림 46. . Proton CT를 위한 기본적인 팬텀 촬영

- 본 과제에서 위의 그림에서 보이는 몇가지 다른 물질들로 구성된 팬텀을 이용해서 양성자 CT를 찍는 연구를 수행하였다. 디지털 영상 검출기로 양성자를 찍을 수는 없어서 필름을 이용하였으며 많은 각도에서 실험을 수행하지 못하고 디지털 영상합성법인 DTS 방법을 이용해서 총 11장의 영상을 획득하였다.
- 양성자로 필름을 찍은 동시에 x-ray로 영상을 획득하여 두가지의 연구결과를 비교하였다.

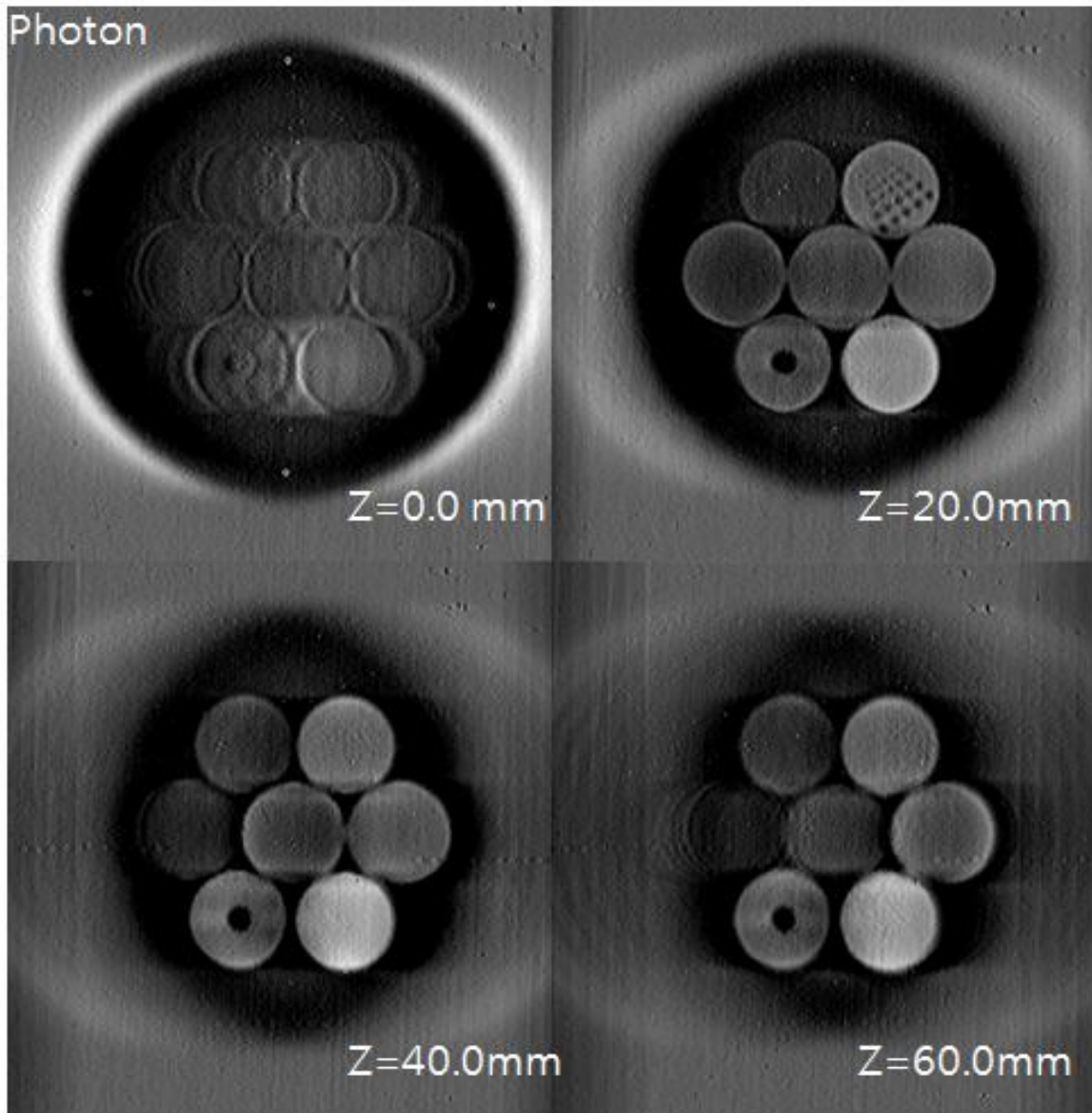


그림 47. 최종적으로 나온 x-ray DTS의 단층 영상. 앞서 연구된 알고리즘으로 재구성 하였으며 다음 그림과 비교 목적으로 재구성 되었다.

- 앞서 선행연구된 디지털 영상합성법을 이용해서 총 11장의 각도에서 각각 2도의 간격으로 촬영된 x-ray영상과 양성자 필름을 이용하여 각각의 단층 영상을 재구성한 결과를 나타내었다. 현재의 시스템으로는 11장의 영상을 획득하는 실험시간이 대략 2시간 정도 수행되며 추후 검출기의 변경과 시스템의 업그레이드로 이러한 시간을 줄 일 수 있을 것으로 기대한다.

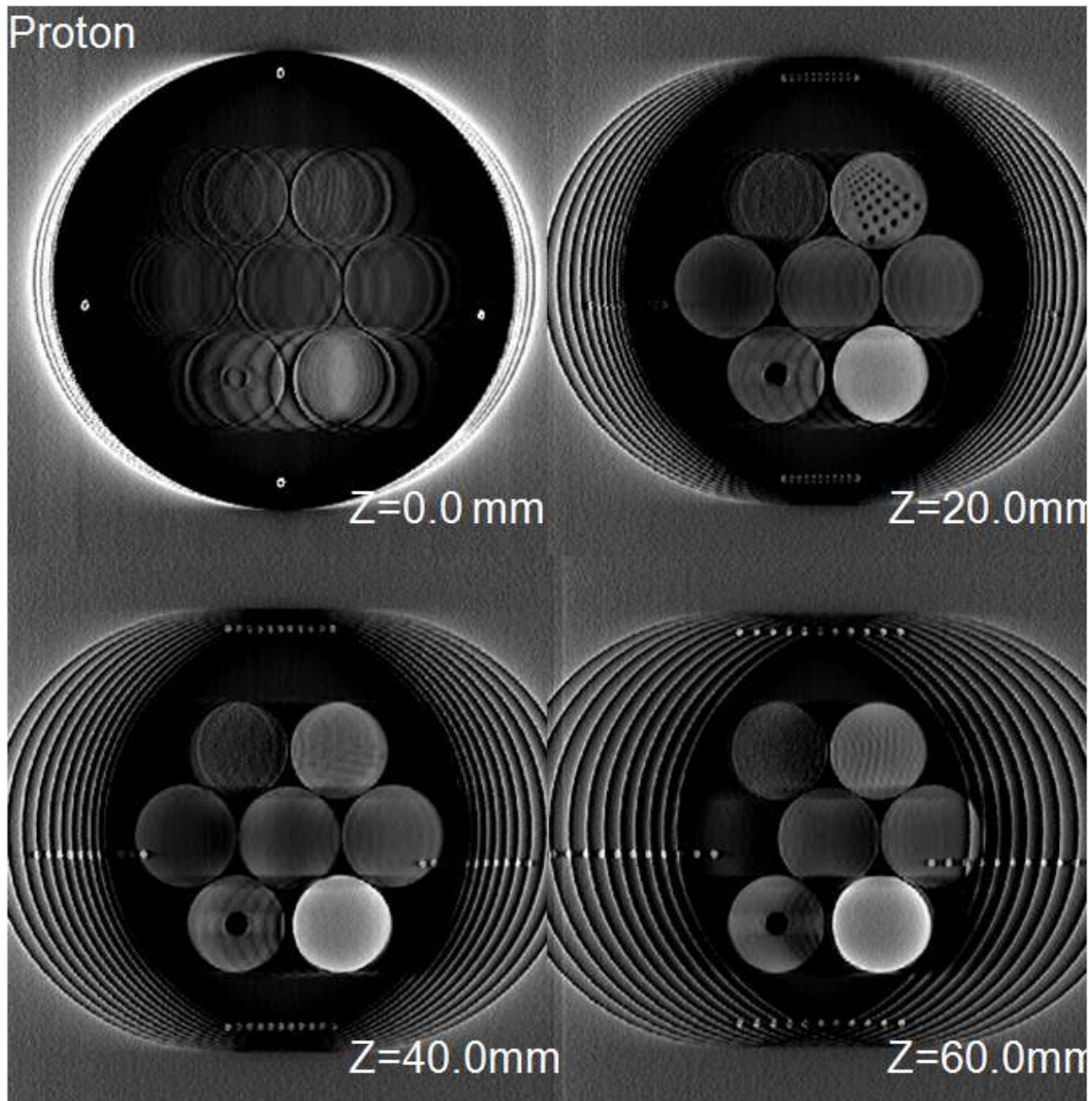


그림 48. 최종적으로 재구성된 양성자 단층영상. 앞의 그림 23과 같은 각도의 영상들로 재구성되었으며 필름영상을 스캔하여 획득한 11장의 영상을 이용하여 재구성되었다.

3. 연구결과 고찰 및 결론

- 양성자치료를 실시하고 있는 기존의 외국 연구기관/병원에서 연구되고 있는 환자의 위치 보정 방식은 2차원 시스템 중심으로 환자의 자세를 교정하고 있어 실제 환자 치료 시 필요로 하는 3차원 자세 교정은 연구가 보고 된 적은 없다. 그러나 흡수선량 분포가 매우 급격히 변하는 양성자 치료기의 경우 정확한 자세교정으로 인한 선량분포의 교정은 치료의 질을 향상시키고 이는 기존의 선형가속기 중심의 치료에도 응용가능하기 때문에 그 과급효과는 상당할 것으로 기대되고 있다. 이로 인해 국립암센터에 이러한 3차원 정보를 가지고 자세를 교정하는 시스템을 구축할 경우에 양성자치료에 있어서 선도적인 역할을 할 수 있을 것으로 기대된다.
- 방사선 치료가 기본적으로 의료영상을 바탕으로 이루어진다고 봤을 때 영상 분석의 연구 및 알고리즘 개발은 향후 이 분야의 발전에 필요한 기본적인 능력을 획득할 수 있었으며, 치료 분야뿐만 아니라 진단 영상학에서도 기술력을 가지고 향후의 연구를 진행할 수 있을 것이다.
- 양성자 치료는 미래의 방사선 치료의 주류중의 하나가 될 것이며 이는 환자에 투여 되는 선량관리의 엄격함이 점점 중요해 질 것을 의미하므로 환자의 자세교정에 관한 지속적인 연구는 앞으로 정해질 양성자 치료의 정도관리 규약(Protocol)이 형성되는데 주도적으로 기여할 수 있는 길이 될 것으로 믿어진다.
- 엑스선 단층촬영장치는 기계부품, 전자부품, 식품, 항공보안검색 분야 등의 고해상도의 고속3차원 영상을 제공함으로써 관련 산업의 경쟁력을 크게 제고 시킬 수 있으며, 본 과제에서 개발한 기술력으로 수입되는 엑스선 단층촬영장치의 가격하락 유도 및 수입 대체효과가 클 것으로 기대된다.
- 3차원 엑스선 영상을 제공하는 장비는 전락물자에 속하며, 특히 고 에너지를 적용한 CT는 인공 위성, 미사일, 항공기, 엔진 등을 촬영하는 수단으로 반드시 필요한 것이므로 국가 기간산업 발전에 크게 기여할 것으로 판단된다.
- 또한, 막대한 시장의 규모의 의료용 CT개발을 위한 기반기술을 확보함으로써 향후 국내 의료용 CBCT 개발에 초석이 될 것으로 확신한다.
- 모의 치료실과 치료실의 x-ray 이미지를 자동적으로 비교 평가해 환자가 위치를 교정하던 것을 넘어서 실제로 치료실에서 CT 영상을 획득하여서 치료계획 시의 CT 영상과 비교할 수 있다면 환자의 위치를 보정하는 것이 훨씬 쉬우며 정확한 방사선의 전달이 가능하게 됨으로 치료의 획기적인 변화가 예상된다.
- 담당의사가 일일이 환자 위치교정을 위한 모든 과정에 관여할 필요가 없어지며 자세교정 프로그램에 의해 교정된 환자의 위치가 치료하기 적절한지만 확인하면 되기 때문에 시간과 경비 문제에 있어서 장점이 있다.
- 환자의 시간에 따른 몸무게의 변화나 종양조직의 크기의 변화를 매 치료 시에 확인할 수 있으므로 치료계획을 매번 쉽게 변경할 수 있는 새로운 adaptive radiation therapy가 가능하게 됨으로 치료의 질을 극대화할 수 있다.
- 기존의 양성자치료 시스템에 최초로 구현이 되는 CBCT 이므로 세계적인 학문과 국립암센터 양성자치료센터의 홍보효과도 높일 수 있을 것으로 예상된다.

4. 연구성과 및 목표달성도

(1) 연구성과

가. 국내 및 국제 전문학술지 논문 게재 및 신청

논문명	저자 (저자구분 ¹⁾)	저널명(I.F.)	Year; Vol(No):Page	구분 ²⁾	지원과제번호 ³⁾
Clinical Application of Glass Dosimeter for in vivo Dose Measurements of Total Body Irradiation Treatment Technique	Rah JE, Hwang UJ, Jeong HJ, Lee SY, Lee DH, Shin DH, Yoon MG, Lee SB, Lee RN, Park SY. (교신)	Radiat. Meas. (1.054)	2010 in press	국외 SCI	0810210
3D CT-based High-Dose-Rate Brachytherapy for Cervical Cancer; Clinical Impact on Late Rectal Bleeding and Local Control	Kang HC, Shin KH, Park SY, Kim JY.	Radiother. Oncol. (3.990)	2010 in press	국외 SCI	0810210
Fabrication and Optimization of a Fiber-optic Radiation Sensor for Proton Beam Dosimetry	Jang KW, Yoo WJ, Seo JK, Heo JY, Moon J, Park JY, Hwang EJ, Shin DH, Park SY, Cho HS, Lee BS (공동)	Nucl. Instr. and Meth. Phys. Res. A. (1.114)	2010 in press	국외 SCI	없음
Proton Range Uncertainty Due to Bone Cement Injected into the Vertebra in Radiation Therapy Planning	Lim YK, Hwang UJ, Shin DH, Kim DW, Kwak JW, Yoon MG, Lee DH,	Med. Dosim. (2.324)	2010 in press	국외 SCI	0810210

	Lee SB, Lee SY, Park SY, Pyo HR (공동)				
Craniospinal Irradiation Techniques: A Dosimetric Comparison of Proton Beams with Standard and Advanced Photon Radiotherapy	Yoon MG, Shin DH, Kim JS, Kim JW, Kim DW, Park SY, Lee SB, Kim JY, Park HJ, Park BK, Shin SH (공동)	Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. (4.639)	2010 in press	국외 SCI	없음
Prediction of Output Factor, Range, and Spread-out Bragg Peak for Proton Therapy	Kim DW, Lim YK, Ahn SH, Shin JW, Shin DH, Yoon MG, Lee SB, Kim DY, Park SY. (공동)	Med. Dosim. (2.324)	2010 in press	국외 SCI	0810210
Accuracy of an Automatic Patient Positioning System Based on the Correlation of Two Edge Images in Radiotherapy	Yoon MG, Cheong MH, Kim JS, Shin DH, Park SY, Lee SB. (공동)	J. Digit. Imaging	2010 in press	국외 SCI	없음
Radiation-Induced Cancers from Modern Radiotherapy Techniques: IMRT vs. Proton Therapy	Yoon MG, Ahn SH, Kim JS, Shin DH, Park SY, Lee SB, Shin KH, Cho KH (공동)	Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. (4.639)	2010 Vol. 77, No. 5, pp. 1477-85	국외 SCI	없음
Dosimetry by Using EBT2 Film for Total Skin Electron Beam Therapy (TSET)	Hwang EJ, Rah JE, Jeong HJ, Ahn SH, Kim DW, Lee SY, Lim YG, Yoon MG, Shin DH, Lee SB, Park SY, Pyo HR, Chung WK (공동)	Korean J. Med. Phys.	2010 Vol. 21, No. 1, pp. 60-69	국내	없음
Fabrication and Optimization of a Fiber-optic Dosimeter for Proton Beam Therapy Dosimetry	Jang KW, Cho DH, Yoo WJ, Seo JK,	Korean J. Med. Phys.	2010 Vol. 21, No. 1, pp. 29-34	국내	없음

	Lee BS, Hwang EJ, Shin DH, Park SY (공동)				
When should an Adaptive Plan be Considered for Head-and-Neck Cancer Patients undergoing Tomotherapy Treatment	Park SA, Yoon MG, Kim TY, Kim DW, Shin DH, *Park SY, Cho KH, Cheong KH, Hwang TJ, Kang SK, Lee MY, Kim KJ, Oh DH, Bae HS (교신)	J. Korean. Phys. Soc. (1.204)	2010 Vol. 56, No. 3, pp. 897-904	국내 SCI	0810210
Reconstruction of a Fletcher Type Applicator with CT/MR Compatible Catheter using MR Imaging for Cervical Cancer Brachytherapy	Kim JS, Lee YS, Lim YK, Park SY, Kim JY (교신)	J. Korean. Phys. Soc. (1.204)	2010 Vol. 56, No. 3, pp. 880-86	국내 SCI	0810210
Monte Carlo Modeling and Simulation of a Passive Treatment Proton Beam Delivery System using a Modulation Wheel	Shin JW, Kim DW, Lim YK, Ahn SH, Shin DH, Yoon MG, Park SY, Lee SB, Kwak JW, Son DC (공동)	J. Korean. Phys. Soc. (1.204)	2010 Vol. 56, No. 1, pp. 153-63	국내 SCI	없음

나. 국내 및 국제 학술대회 논문 발표

논문명	저자	학술대회명	지역	지원과제번호
Feasibility of proton tomotherapy in proton therapy	M.K. Cho, J. Shin, H.K Kim, M. Yoon, D. Shin, S.B. Lee, S.Y. Park	SPIE medical imaging	국외	0810210
Depth dose measurement of proton therapy beam by using scintillating fiber optic dosimetry	UJ Hwang, H Jung, J Rah, SH Ahn, SY Lee, D Kim, M Yoon, D Shin, S Lee, SY Park, KW Jang DH Cho,	PTCOG49	국외	없음

	BS Lee			
Dosimetric characteristic of the use of glass dosimeter in high energy proton beam therapy	J Rah, D Shin, DH Kim, DW Kim, UJ Hwang, HJ Jeong, SY Lee, DH Lee, MG Yoon, SB Lee, SY Park	PTCOG49	국외	0810210
Estimation of imaging dose irradiated for patient-positioning verification in the proton therapy	HJ Jeong, SY Park, SB Lee, DH Shin, MG Yoon, SY Lee, DW Kim, SH Ahn, UJ Hwang, JE Rah.	PTCOG49	국외	없음
Superficial dose measurements in proton therapy	J Rah, D Shin, DH Kim, DW Kim, UJ Hwang, HJ Jeong, SY Lee, DH Lee, MG Yoon, SB Lee, SY Park	PTCOG49	국외	0810210
Study of Constant Beam Shaping Method in Tumor Tracking Radiotherapy during Respiration	S Kim, M Yoon, S Lee, S Lee, D Shin, S Park, S Ahn	AAPM	국외	없음
Determination of Proton Beam Range by using Scintillating Fiber Optic Dosimetry	U Hwang, J Rah, H Jeong, S Ahn, D Kim, S Lee, D Shin, S Lee, M Yoon, S Park, K Jang, B Lee	AAPM	국외	없음
The Effects on Parameters of Bragg Peak Curve by Inhomogeneities Location	S Park, J Rah, S Park, T Suh, W Jung, J Shin	AAPM	국외	없음
Dosimetric Evaluation of Heterogeneity Correction Algorithm for Proton Therapy	J Rah, T Suh, S Park, H Jeong, U Hwang,	AAPM	국외	0810210

	S Lee, M Yoon, D Shin, S Park			
In Vivo Measurements for Proton Therapy using a Glass Dosimeter	J Rah, D Shin, U Hwang, H Jeong, S Lee, S Ahn, M Yoon, S Lee, S Park.	AAPM	국외	0810210

1) 지역 : 국내, 국외

다. 산업재산권

없음

라. 저 서

없음

마. 연구성과의 정부정책 기여

없음

바. 기타연구성과

(2) 목표달성도

가. 연구목표의 달성도

최종목표	연차별목표		달성내용	달성도(%)	
				연차	최종
양성자 치료용 환자의 의료영상 분석 및 환자의 position 보정 알고리즘 및 시스템의 개발	1차년도	콘빔 CT 재구성 알고리즘 구현	Feldkamp 재구성 알고리즘 구현 양성자치료기의 엑스선원과 대면적 평판형 검출기로 획득한 영상으로 CBCT 재구성 알고리즘에 적용	110	30
		Phantom을 통한 콘빔 CT 재구성 알고리즘의 검증	Head & neck, Pelvis phantom을 이용한 가능성 확인 AAPM phantom을 이용한 검증		
	2차년도	콘빔 CT (Cone Beam CT), 디지털 영상합성법 (Digital Tomosynthesis) 알고리즘 개발, 검증 및 최적화	Filtered back-projection 기반의 재구성 알고리즘 구현 치수정확도 검증 디지털 영상합성법 필터 최적화	120	65
		양성자치료기에 통합이 가능한 콘빔 CT 하드웨어의 설계	중가의 검출기로 시스템 디자인 부분 데이터로 영상재구성하는 알고리즘 개발 (1억5천만원의 효과)		
	3차년도	콘빔 CT 결함 저감 기법 개발 및 모듈화/가속화	콘빔 CT의 넓은 각도의 결함 제거 및 영상 재구성 시간 단축	100	105
		영상획득 시스템 구축 및 영상획득	25x30 cm 대면적 평판형 검출기를 이용하여 영상획득시스템을 구축하고, 정량적 성능평가를 수행		

나. 평가의 착안점에 따른 목표달성도에 대한 자체평가

평가의 착안점	자 체 평 가
<ul style="list-style-type: none"> Feldkamp 알고리즘을 보완하여 cone beam reconstruction이 가능한지 여부 확인 양성자치료기의 X-ray와 flat panel detector로 획득한 영상으로 Cone beam CT 재구성 알고리즘이 작동가능한지 확인 	<p>콘빔 CT 재구성의 가능성 뿐 아니라 현재의 시스템으로 디지털 영상합성법의 획득도 가능한 것을 확인하였고 영상을 획득하였음.</p> <p>현재 양성자치료기에 설치되어있는 시스템을 이용하였을 때 검출기의 회전정도만 고려를 해서 영상재구성을 하면 충분한 영상이 재구성되는 것을 확인하였음</p>

<ul style="list-style-type: none"> • Cone Beam CT 알고리즘에 사용되는 팬텀을 사용하여 개발한 reconstruction 알고리즘의 검증(영상과 CT HU값의 일치여부) 	<p>AAPM CT 팬텀을 이용해서 평가를 수행하였고 이를 바탕으로 Proton CT의 가능성의 여부를 예비연구를 통해 확인하였음.</p>
<ul style="list-style-type: none"> • Gantry의 각도의 변화에 따라 연속적인 영상의 획득이 가능한지의 여부 • 획득된 2차원 영상들로 시간 내에 3차원적인 영상을 재구성할 수 있는지의 여부 • 10초 이내의 속도에 재구성의 가능한지 여부 	<p>25x30 cm 크기의 대면적 평판형 검출기를 구매하였으며, 획득한 영상의 전처리 과정을 일반화하여 다양한 평판형 검출기에서 적용가능하게 하였다.</p> <p>또한 투과영상으로 3차원 단층영상을 만드는 영상 재구성 알고리즘도 라이브러리화 하였다. GPU를 사용한 가속화의 경우 10초 내에 재구성이 가능하다.</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 가장 최적화된 영상의 개수와 회전 스캔하는 각도의 결정 • 20초 이내의 재구성 속도 • 3차원 영상 구성의 가능여부 	<p>투과영상의 수와 회전 스캔 각도에 의한 영향성 평가를 하였다.</p> <p>CT 알고리즘 보다 사용하는 투과영상의 수가 적기 때문에 CPU의 최적화 만으로도 10초 이내로 가능하다. GPU까지 적용할 경우, 영상획득 후 실시간으로 단층영상을 볼 수 있으며, 향후 근접치료에 적용한다면 선원과 종양의 위치 확인에 유용할 것이다.</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 실질적으로 사용되는 CT와의 비교를 통한 임상활용 가능성 여부 • CT의 Hounsfield value와의 비교를 통한 치료계획의 가능성 여부 	<p>CT 성능평가를 통해서 CT number의 균일성을 살펴보았으며, 알고리즘과 시스템의 최적화가 이뤄지면 치료계획 수립도 가능할 것으로 보인다.</p>

5. 연구결과의 활용계획

(1) 연구종료 2년후 예상 연구성과

구 분	건 수	비 고
학술지 논문 게재	2	Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.(4.639) Med. Phys.(3.198)
산업재산권 등록	1	3차원 환자 위치 오차 측정 알고리즘
기 타	1	임상적용을 위한 프로토콜 정의

(2) 연구성과의 활용계획

○ CBCT 알고리즘의 양성자치료에 적용

- 현재 동영상획득이 가능한 43 x 43 cm 이상의 디텍터는 1.5억이 넘음.
- 향후, 양성자 치료기에 기 설치된 static radiography 시스템을 동영상획득 시스템으로 변경 후, 바로 적용 가능

○ CBDT 알고리즘의 상용화

- 수백장의 영상을 이용하는 CBCT와 달리, 수장의 영상만을 이용해서 3차원 정보를 얻는 CDBT의 중요성이 부각되고 있다. 본 알고리즘을 intervention system등에 접목 가능할 것이다.
- C-arm을 이용한 동영상 근접치료시의 선원과 종양의 위치를 정확하게 모니터링 할 수 있다.

○ 개발된 CBCT/CBDT 알고리즘은 다양한 분야에서 적용 가능하며, 추가 연구가 필요할 것이다.

- Diagnosis
- Patient positioning
- Therapy planning
- Interventional radiography
- Mobile C-arm
- Proton therapy, IGRT 등

6. 첨부서류