



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0122930
(43) 공개일자 2020년10월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/00 (2006.01) G06T 11/00 (2006.01)
G06T 5/00 (2019.01)
(52) CPC특허분류
A61B 6/5205 (2013.01)
A61B 6/4085 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0046355
(22) 출원일자 2019년04월19일
심사청구일자 2019년04월19일

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
백중덕
인천광역시 연수구 해송로 143, 121동 1003호(송도동, 송도웰카운티1단지)
한철희
서울특별시 노원구 공릉로41나길 10, 501호(공릉동)
(74) 대리인
오위환, 나성곤, 정기택

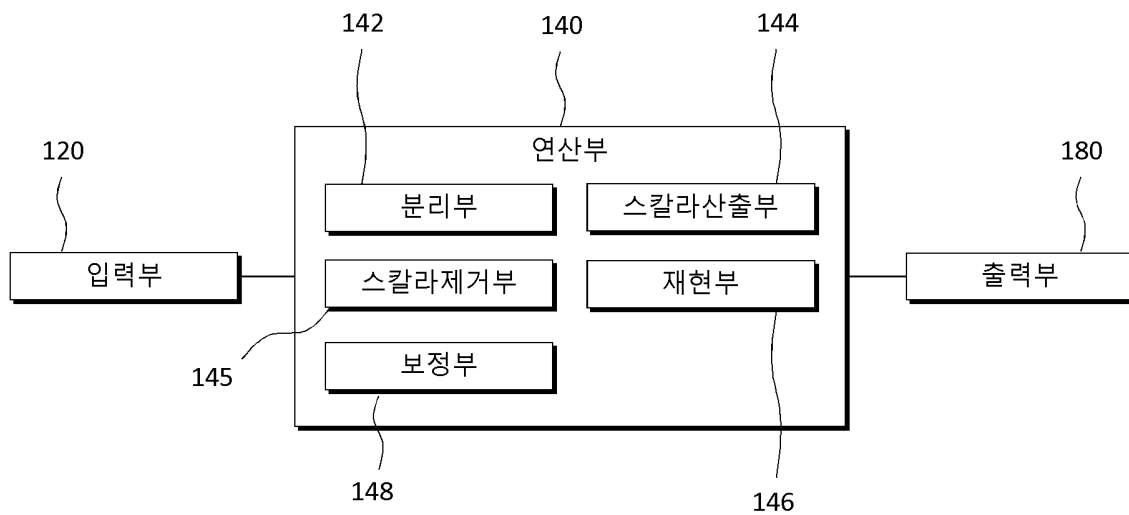
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 발명의 명칭 **콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법 및 장치, 그것을 포함하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 장치**

(57) 요약

본 발명은 콘빔 CT 시스템에서 대형 볼륨에 대한 CT 촬영 시간을 단축하기 위해 대면적 X-선 검출기를 사용하는 경우, CT 영상에서 발생하는 콘빔아티팩트를 빼 부위 및 연부조직 부위를 고려하여 신속히 제거 보정하는 방법에 관한 기술로서, 콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상을 수신하는 입력부, 입력부에서 수신된 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리, 저밀도 물질 영상을 이용하여 콘빔아티팩트가 재현된 재현 영상을 생성, 및 시작 영상에서 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정 과정을 실행하고, 보정 영상을 시작 영상으로 이용하여 보정 과정을 반복하는 연산부, 연산부에서 생성된 최종 보정 영상을 출력하는 출력부를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

G06T 11/005 (2013.01)

G06T 5/006 (2018.01)

G06T 2207/10081 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상을 수신하는 입력부;

상기 입력부에서 수신된 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리, 상기 저밀도 물질 영상을 이용하여 콘빔아티팩트가 재현된 재현 영상을 생성, 및 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정 과정을 실행하고, 상기 보정 영상을 시작 영상으로 이용하여 상기 보정 과정을 반복하는 연산부; 및

상기 연산부에서 생성된 최종 보정 영상을 출력하는 출력부를 포함하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 연산부의 보정 과정은 상기 재생 영상의 평균 제곱 오차(Mean-Squared Error, MSE) 값이 기 설정된 수렴 기준을 만족할 때까지 반복되는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 연산부의 보정 과정의 반복은 5회 이하인 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 연산부는,

상기 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 분리부;

상기 분리부에서 생성된 저밀도 물질 영상을 이용하여 평균화된 스칼라값을 연산하는 스칼라산출부;

상기 분리부에서 생성된 고밀도 물질 영상에서 상기 스칼라연산부가 연산한 스칼라값을 차감하여 고밀도 변환 오브젝트를 생성하는 스칼라제거부;

상기 스칼라제거부에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트를 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하고, 상기 고밀도 변환 오브젝트에서 상기 고밀도 변환 영상을 차감하여 재현 영상을 생성하는 재현부하는 재현부; 및

상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정부부를 포함하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 분리부는 스레숄드(Threshold) 방법을 이용하여 시작 영상을 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상으로 분리하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 분리부는 고밀도 물질 영역의 복셀(voxel) 최대값의 90% 이상에 해당되는 복셀의 평균값을 연산하고, 상기 복셀의 평균값의 55% 내지 75%에 해당되는 값을 스레숄드 방법의 최초 문턱값으로 설정하는 것을 특징으로 하는

콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 분리부는 보정 과정이 반복될 때마다 스레숄드 방법의 문턱값을 증가시키는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 보정 과정이 반복될 때마다 증가하는 문턱값은 일정하게 증가되는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 문턱값은 2.5% 내지 5%씩 증가되는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 문턱값은 상기 보정 과정의 반복이 3회를 초과하면 과다분할(oversegmentation)을 방지하기 위해 더 이상 증가되지 않는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 11

제4항에 있어서,

상기 분리부는 분리한 고밀도 물질 영상에 메디안필터(Median filter)를 적용하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 12

제4항에 있어서,

상기 스칼라산출부는 스칼라값 $\mu_{\tau(1)}$ 을 수학식

$$\mu_{\tau(1)} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f_{tissue, \tau(1)}(n)$$

(이때, $f_{tissue, \tau(1)}$ 는 저밀도 물질 영상, N은 저밀도 물질 구성 요소의 수, i는 보정 과정 프로세스의 동작 회차)

을 이용하여 산출하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 13

제4항에 있어서,

상기 재현부는 전방 투사법(Forward projection) 및 FDK 영상 복원 알고리즘을 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치.

청구항 14

입력부가 콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상을 수신하는 단계;

분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계;

스칼라산출부가 상기 분리부에서 생성된 저밀도 물질 영상을 이용하여 평균화된 스칼라값을 연산하는 단계;

스칼라제거부가 상기 분리부에서 생성된 고밀도 물질 영상에서 상기 스칼라연산부가 연산한 스칼라값을 차감하여 고밀도 변환 오브젝트를 생성하는 단계;

재현부가 상기 스칼라제거부에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트를 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 단계;

상기 재현부가 상기 분리부에서 생성된 고밀도 물질 영상에서 상기 고밀도 변환 영상을 차감하여 재현 영상을 생성하는 단계;

보정부가 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 단계;

출력부가 최종적인 보정 영상을 출력하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 보정부가 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 단계 후,

상기 보정부가 상기 재생 영상의 평균 제곱 오차(Mean-Squared Error, MSE) 값을 연산하고, 상기 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 수렴 기준을 만족하는지 확인하는 단계;

상기 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 기준을 만족하지 않으면, 상기 보정부가 상기 보정 영상을 시작 영상으로 적용하는 단계를 더 포함하고,

상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계 내지 상기 보정부가 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 단계는 상기 보정 영상의 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 기준을 만족할 때까지 반복되는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는,

스레숄드(Threshold) 방법을 이용하여 시작 영상을 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상으로 분리하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 17

제16항에 있어서, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는,

고밀도 물질 영역의 복셀(voxel) 최대값의 90% 이상에 해당되는 복셀의 평균값을 연산하고, 상기 복셀의 평균값의 55% 내지 75%에 해당되는 값을 스레숄드 방법의 최초 문턱값으로 설정하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는,

보정 영상의 생성이 반복될 때마다 스레숄드 방법의 문턱값을 증가시키는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 19

제18항에 있어서, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는,

상기 문턱값은 일정하게 증가되는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는,

상기 문턱값은 2.5% 내지 5%씩 증가되는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 21

제19항에 있어서, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는, 상기 문턱값은 보정 영상의 생성 반복이 3회를 초과하면 과다분할(oversegmentation)을 방지하기 위해 더 이상 증가되지 않는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 22

제14항에 있어서, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계 후, 상기 분리부가 분리된 고밀도 물질 영상에 메디안필터(Median filter)를 적용하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 23

제14항에 있어서, 상기 스칼라산출부가 상기 분리부에서 생성된 저밀도 물질 영상을 이용하여 평균화된 스칼라값을 연산하는 단계는,

상기 스칼라값 $\mu_{\tau(1)}$ 을 수학적식

$$\mu_{\tau(1)} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f_{tissue, \tau(1)}(n)$$

(이때, $f_{tissue, \tau(1)}$ 는 저밀도 물질 영상, N은 저밀도 물질 구성 요소의 수, i는 보정 과정 프로세스의 동작 회차)

을 이용하여 산출하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 24

제14항에 있어서, 상기 재현부가 상기 스칼라제거부에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트를 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 단계는,

전방 투사법(Forward projection) 및 FDK 영상 복원 알고리즘을 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법.

청구항 25

콘빔 컴퓨터 단층 촬영 장치에 있어서,

콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상을 수신하는 입력부;

상기 입력부에서 수신된 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리, 상기 저밀도 물질 영상을 이용하여 콘빔아티팩트가 재현된 재현 영상을 생성, 및 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정 과정을 실행하고, 상기 보정 영상을 시작 영상으로 이용하여 상기 보정 과정을 반복하는 연산부; 및

상기 연산부에서 생성된 최종 보정 영상을 출력하는 출력부를 포함하는 것을 특징으로 하는 콘빔 컴퓨터 단층 촬영 장치.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법 및 장치, 그것을 포함하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 장치에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 콘빔 CT 시스템에서 대형 볼륨에 대한 CT 촬영 시간을 단축하기 위해 대면적 X-선 검출기를 사용하는 경우, CT 영상에서 발생하는 콘빔아티팩트를 빠리 부위 및 연부조직

[0001]

부위를 고려하여 신속히 제거 보정하는 방법에 관한 기술이다.

배경 기술

- [0002] 평면 패널 검출기(flat-panel detectors)의 기술적 진보는 콘빔 컴퓨터 단층 촬영(Cone-Beam Computed Tomography, CBCT) 시스템의 단일 갱트리 회전으로 큰 부피 범위를 촬영 가능하게 하였다. CBCT 시스템에 사용되는 대형 2D 검출기 어레이는 $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ 이상의 시야각을 가진 고해상도 이미지를 제공한다. 따라서, CBCT 시스템은 영상 유도 방사선 요법, 흉부 내막 영상, 근관 촬영 및 두부 계측 분석과 같은 다양한 영상 진단 공정에 널리 사용되고 있다.
- [0003] CBCT 시스템은 3차원 용적 데이터를 가지는 환자의 양호한 형태의 정보를 제공하지만, 원형 궤도 콘빔 형상으로 데이터를 획득하는 방식은 정확한 재구성을 위한 충분한 샘플링을 제공하지 못하고 있다. 현재 이용되는 Feldkamp, Davis 및 Kress (FDK) 알고리즘을 이용하여 재구성된 이미지는 콘 각이 증가함에 따라 더욱 심해지는 콘빔아티팩트가 포함된다. 콘빔아티팩트는 진단을 방해하기 때문에, 적절한 교정 방법이 필요하다.
- [0004] 콘빔아티팩트를 저감하기 위한 몇 가지 알고리즘이 제안되었다. Grass는 데이터 재배치 프로세스를 사용하여 콘빔을 병렬 (P-FDK) 및 텐트 (T-FDK) 형상으로 재배치하여 객체 샘플링 밀도를 높이는 수정된 FDK 알고리즘을 제안하였다. Chen은 FDK 알고리즘의 강도 저하를 보상하기 위해 역투영 전에 각 광선에 대해 코사인 함수의 역수를 곱한 가중 필터링된 역투영 알고리즘을 제안했다. MaaB은 콘빔아티팩트를 추정된 다음 FDK 이미지에서 추출된 콘빔아티팩트를 줄이기 위한 반복 접근 방식을 제안했다. 수정된 FDK 이미지는 수정 전 FDK 이미지에서 차감한 콘빔아티팩트 이미지를 추정하는 데 사용되었으며, 이 절차를 반복하여 콘빔아티팩트를 감소시켰다. 이 접근법은 콘빔아티팩트 감소에 효과적이지만, 400회 이상의 반복이 필요하기 때문에 영상처리에 과도한 시간이 필요하여 실제 임상 어플리케이션에서는 적용되지 않고 있다.
- [0005] Hsieh가 제안한 투패스(two-pass) 알고리즘은 한 차례의 반복으로 콘빔아티팩트를 줄이기 때문에 연산시간이 축소되었다. FDK 이미지에서 콘빔아티팩트를 생성하기 위해 고밀도의 물질을 지배적인 요인으로 취급한다. 따라서 먼저 고밀도 물질을 분할하고, 분할된 고밀도 물질에서 콘빔아티팩트를 재생한 다음, 원본 FDK 이미지에서 재생 영상을 차감한다. 투패스 알고리즘은 5° 미만의 콘 각에서 매우 효과적이지만, 각도가 더 크거나 뼈의 밀도가 높지 않은 영역에서는 보정 성능이 저하되는 문제가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0006] (특허문헌 0001) 일본 공개특허공보 제2015-117772호

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0007] 이에 본 발명은 상기와 같은 종래의 제반 문제점을 해소하기 위해 제안된 것으로, 본 발명의 목적은 콘빔 CT 시스템에서 대형 볼륨에 대한 CT 촬영 시간을 단축하기 위해 대면적 X-선 검출기를 사용하는 경우, CT 영상에서 발생하는 콘빔아티팩트를 뼈 부위 및 연부조직 부위를 고려하여 신속히 제거 보정하는 방법에 관한 기술을 제공하는 것을 과제로 한다.

과제의 해결 수단

- [0008] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명의 기술적 사상에 의한 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치는, 콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상을 수신하는 입력부; 상기 입력부에서 수신된 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리, 상기 저밀도 물질 영상을 이용하여 콘빔아티팩트가 재현된 재현 영상을 생성, 및 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정 과정을 실행하고, 상기 보정 영상을 시작 영상으로 이용하여 상기 보정 과정을 반복하는 연산부; 및 상기 연산부에서 생성된 최종 보정 영상을 출력하는 출력부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0009] 또한, 상기 연산부의 보정 과정은 상기 재생 영상의 평균 제곱 오차(Mean-Squared Error, MSE) 값이 기 설정된

수렴 기준을 만족할 때까지 반복되는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0010] 또한, 상기 연산부의 보정 과정의 반복은 5회 이하인 것을 특징으로 할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 연산부는, 상기 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 분리부; 상기 분리부에서 생성된 저밀도 물질 영상을 이용하여 평균화된 스칼라값을 연산하는 스칼라산출부; 상기 분리부에서 생성된 고밀도 물질 영상에서 상기 스칼라연산부가 연산한 스칼라값을 차감하여 고밀도 변환 오브젝트를 생성하는 스칼라제거부; 상기 스칼라제거부에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트를 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하고, 상기 고밀도 변환 오브젝트에서 상기 고밀도 변환 영상을 차감하여 재현 영상을 생성하는 재현부; 및 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정부 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0012] 또한, 상기 분리부는 스레숄드(Threshold) 방법을 이용하여 시작 영상을 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상으로 분리하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0013] 또한, 상기 분리부는 고밀도 물질 영역의 복셀(voxel) 최대값의 90% 이상에 해당되는 복셀의 평균값을 연산하고, 상기 복셀의 평균값의 55% 내지 75%에 해당되는 값을 스레숄드 방법의 최초 문턱값으로 설정하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 분리부는 보정 과정이 반복될 때마다 스레숄드 방법의 문턱값을 증가시키는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 보정 과정이 반복될 때마다 증가하는 문턱값은 일정하게 증가되는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 문턱값은 2.5% 내지 5%씩 증가되는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0017] 또한, 상기 문턱값은 상기 보정 과정의 반복이 3회를 초과하면 과다분할(oversegmentation)을 방지하기 위해 더 이상 증가되지 않는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0018] 또한, 상기 분리부는 분리한 고밀도 물질 영상에 메디안필터(Median filter)를 적용하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0019] 또한, 상기 스칼라산출부는 스칼라값 $\mu_{\tau(1)}$ 을 수학식

$$\mu_{\tau(1)} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f_{tissue, \tau(1)}(n)$$

[0020] (이때, $f_{tissue, \tau(1)}$ 는 저밀도 물질 영상, N은 저밀도 물질 구성 요소의 수, i는 보정 과정 프로세스의 동작 회차)을 이용하여 산출하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0022] 또한, 상기 재현부는 전방 투사법(Forward projection) 및 FDK 영상 복원 알고리즘을 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0023] 한편, 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명의 기술적 사상에 의한 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔 아티팩트를 보정하는 방법은, 입력부가 콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상을 수신하는 단계; 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계; 스칼라산출부가 상기 분리부에서 생성된 저밀도 물질 영상을 이용하여 평균화된 스칼라값을 연산하는 단계; 스칼라제거부가 상기 분리부에서 생성된 고밀도 물질 영상에서 상기 스칼라연산부가 연산한 스칼라값을 차감하여 고밀도 변환 오브젝트를 생성하는 단계; 재현부가 상기 스칼라제거부에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트를 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 단계; 상기 재현부가 상기 분리부에서 생성된 고밀도 물질 영상에서 상기 고밀도 변환 영상을 차감하여 재현 영상을 생성하는 단계; 보정부가 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 단계; 출력부가 최종 보정 영상을 출력하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0024] 또한, 상기 보정부가 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 단계 후, 상기 보정부가 상기 재생 영상의 평균 제곱 오차(Mean-Squared Error, MSE) 값을 연산하고, 상기 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 수렴 기준을 만족하는지 확인하는 단계; 상기 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 기준을 만족하지 않으면, 상기 보정부가 상기 보정 영상을 시작 영상으로 적용하는 단계를 더 포함하고, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계 내지 상기 보정부가 상기 시작 영상에서 상기 재현 영상을

차감하여 보정 영상을 생성하는 단계는 상기 보정 영상의 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 기준을 만족할 때까지 반복되는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0025] 또한, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는, 스레숄드(Threshold) 방법을 이용하여 시작 영상을 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상으로 분리하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0026] 또한, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는, 고밀도 물질 영역의 복셀(voxel) 최대값의 90% 이상에 해당되는 복셀의 평균값을 연산하고, 상기 복셀의 평균값의 55% 내지 75%에 해당되는 값을 스레숄드 방법의 최초 문턱값으로 설정하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0027] 또한, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는, 보정 영상의 생성이 반복될 때마다 스레숄드 방법의 문턱값을 증가시키는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0028] 또한, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는, 상기 문턱값은 일정하게 증가되는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0029] 또한, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는, 상기 문턱값은 2.5% 내지 5%씩 증가되는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0030] 또한, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계는, 상기 문턱값은 보정 영상의 생성 반복이 3회를 초과하면 과다분할(oversegmentation)을 방지하기 위해 더 이상 증가되지 않는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0031] 또한, 상기 분리부가 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 단계 후, 상기 분리부가 분리된 고밀도 물질 영상에 메디안필터(Median filter)를 적용하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0032] 또한, 상기 스칼라산출부가 상기 분리부에서 생성된 저밀도 물질 영상을 이용하여 평균화된 스칼라값을 연산하는 단계는, 상기 스칼라값 $\mu_{\tau(1)}$ 을 수학적

$$\mu_{\tau(1)} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f_{tissue, \tau(1)}(n)$$

[0033] (여기서, $f_{tissue, \tau(1)}$ 는 저밀도 물질 영상, N은 저밀도 물질 구성 요소의 수, i는 보정 과정 프로세스의 동작 회차를)을 이용하여 산출하는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0035] 또한, 상기 재현부가 상기 스칼라제거부에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트를 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 단계는, 전방 투사법(Forward projection) 및 FDK 영상 복원 알고리즘을 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하는 것을 특징으로 할 수 있다.

발명의 효과

[0036] 본 발명에 의한 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법 및 장치, 그것을 포함하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 장치에 따르면,

[0037] 첫째, 본 발명은 종래 제안 기술과 대비하여 현재 사용되고 있는 CT 시스템에 즉각 적용이 가능하여 보급이 용이하고, CT 시스템을 효과적으로 개선할 수 있다.

[0038] 둘째, 본 발명은 종래 콘빔아티팩트 보정 기술과 대비하여 콘빔아티팩트의 보정 성능이 우수하며, 연산속도가 신속하다. 따라서, 대형의 콘 각도(Cone angle)를 발생시키는 대면적 X-선 검출기에서도 적용이 가능하다.

[0039] 셋째, 본 발명은 콘빔아티팩트를 발생시키는 주 원인인 고밀도 물질을 메디안필터(Median filter)를 이용하여 정확히 추정하고, 저밀도 물질도 연산에 고려하기 때문에 노이즈가 심한 환경 및 여러 물질이 혼합된 환경에서도 종래 기술보다 더 우수한 보정 성능을 가진다.

도면의 간단한 설명

[0040] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치의 구성을 나타

낸 블록도.

도 2는 임계밀도의 함수(function of threshold percentage)를 이용하여 서로 다른 골밀도를 가지는 5개의 팬텀을 정규화 평균제곱 오차(Normalized Mean-Squared Error, NMSE)를 연산한 그래프.

도 3은 분리부에서 스레슬드 방법으로 분리된 고밀도 물질 영상을 나타낸 도면.

도 4는 도 3에 메디안필터가 적용된 영상을 나타낸 도면.

도 5 및 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법의 동작 순서를 나타낸 순서도.

도 7은 실험을 위해 구성된 콘빔 CT 시스템 기하 구조를 구성을 개략적으로 나타낸 도면.

도 8은 아동 팬텀(Pediatric phantom)을 촬영하기 위해 이용된 환경(좌측)과, 아동 팬텀(Pediatric phantom) 배면(중간)과 평면(우측)을 나타낸 도면.

도 9는 제1팬텀(Defrise phantom)에 대한 (a)기본영상, (b)FDK알고리즘으로 변환된 영상, (c)투패스알고리즘으로 보정된 영상, (d)본 발명의 실시예가 1회 반복되어 보정된 영상, (e)본 발명의 실시예가 5회 반복되어 보정된 영상, (f)TV-IR로 보정된 영상을 나타낸 도면.

도 10은 제2팬텀(XCAT phantom)에 대한 (a)기본영상, (b)FDK알고리즘으로 변환된 영상, (c)투패스알고리즘으로 보정된 영상, (d)본 발명의 실시예가 1회 반복되어 보정된 영상, (e)본 발명의 실시예가 4회 반복되어 보정된 영상, (f)TV-IR로 보정된 영상을 나타낸 도면.

도 11은 아동 팬텀(Pediatric phantom)에 대한 (a)FDK알고리즘으로 변환된 영상, (b)투패스알고리즘으로 보정된 영상, (c)본 발명의 실시예가 1회 반복되어 보정된 영상, (d)본 발명의 실시예가 5회 반복되어 보정된 영상, (e)TV-IR로 보정된 영상을 나타낸 도면.

도 12는 제1팬텀에서 본 발명의 실시예의 수렴 그래프.

도 13은 제1팬텀의 수직 프로필(Vertical profile)을 나타낸 그래프.

도 14는 제2팬텀에서 본 발명의 실시예의 수렴 그래프.

도 15는 제2팬텀의 수직 프로필(Vertical profile)이고, (a)는 두정(coronal), (b)는 시상 절편(sagittal slices)을 나타낸 그래프.

도 16은 아동 팬텀에서 본 발명의 실시예의 수렴 그래프.

도 17은 아동 팬텀의 수직 프로필(Vertical profile)이고, (a)는 두정(coronal), (b)는 시상 절편(sagittal slices)을 나타낸 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0041] 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들에 의한 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법 및 장치, 그것을 포함하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 장치에 대하여 상세히 설명한다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있는바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다.

[0042] 또한, 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0043] 본 발명의 실시예에 따른 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법 및 장치, 그것을 포함하는 콘빔 컴퓨터 단층촬영 장치는 하나의 컴퓨터 장치에 설치 운영되거나, 복수의 컴퓨터 장치에 분산 설치되고 유선 또는 무선으로 각 컴퓨터가 서로 네트워크를 구성하여 연동되는 것으로 실시될 수 있다.

- [0044] 도 1을 참조하면, 이 실시예는 콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상을 수신하는 입력부(120)와, 입력부(120)에서 수신된 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리, 저밀도 물질 영상을 이용하여 콘빔아티팩트가 재현된 재현 영상을 생성, 및 시작 영상에서 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정 과정을 실행하고, 보정 영상을 시작 영상으로 이용하여 보정 과정을 반복하는 연산부(140)를 포함한다. 또한, 연산부(140)에서 생성된 최종 보정 영상을 출력하는 출력부(180)도 포함한다.
- [0045] 입력부(120)가 수신하는 시작 영상은 콘빔 컴퓨터 단층촬영 장치에서 촬영된 FDK 영상이다.
- [0046] 고밀도 물질은 뼈로 판단되는 영역이고, 저밀도 물질은 뼈 외의 연부조직으로 판단되는 영역이다.
- [0047] 콘빔아티팩트는 고밀도 물질(뼈)과 저밀도 물질(연부조직) 모두에서 발생되므로, 이 실시예는 종래기술과 차별되게 저밀도 물질에 의한 콘빔아티팩트도 제거한다.
- [0048] 이 실시예는 연부조직에서 발생하는 콘빔아티팩트도 보정에 고려함으로써 콘 앵글(cone angle) 10도 이상이 되는 환경에서도 콘빔아티팩트가 대부분 제거된 보정 영상을 획득할 수 있게 된다.
- [0049] 입력부(120)가 입력받는 최초의 시작 영상은 콘빔 컴퓨터 단층 촬영(Cone-Beam Computed Tomography, CBCT) 시스템에서 촬영된 영상이다.
- [0050] 연산부(140)는, 입력부(120)에서 수신된 시작 영상에서 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상을 분리하는 분리부(142), 분리부(142)에서 생성된 저밀도 물질 영상을 이용하여 평균화된 스칼라값을 연산하는 스칼라산출부(144), 분리부(142)에서 생성된 고밀도 물질 영상에서 스칼라연산부(140)가 연산한 스칼라값을 차감하여 고밀도 변환 오브젝트를 생성하는 스칼라제거부(145), 스칼라제거부(145)에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트를 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성하고, 고밀도 변환 오브젝트에서 고밀도 변환 영상을 차감하여 재현 영상을 생성하는 재현부(146), 시작 영상에서 재현 영상을 차감하여 보정 영상을 생성하는 보정부(148)를 포함한다.
- [0051] 분리부(142)는 스레숄드(Threshold) 방법을 이용하여 시작 영상을 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상으로 분리한다. 스레숄드 방법은 설정된 문턱값을 기준으로, 문턱값 이상의 정보와 문턱값 미만의 정보를 분리한다.
- [0052] 이 실시예의 분리부(142)는 고밀도 물질 영역의 복셀(voxel) 최대값의 90% 이상에 해당되는 복셀의 평균값을 연산하고, 복셀의 평균값의 55% 내지 75%에 해당되는 값을 스레숄드 방법의 최초 문턱값으로 설정한다.
- [0053] 도 2는 임계밀도의 함수(function of threshold percentage)를 이용하여 서로 다른 골밀도를 가지는 5개의 팬텀을 정규화 평균제곱 오차(Normalized Mean-Squared Error, NMSE)를 연산한 것이다. 문턱값의 적합하지 않을 때 미치는 영향을 조사하기 위해, 콘빔아티팩트가 있는 영상을 이용하여 NMSE를 연산하였다. 실험결과, 중간 정도의 밀도를 가지는 뼈($0.4 \times 120 \text{cm}^{-1}$)는 55% 내지 75%의 정도의 문턱값 범위에서 가장 작은 NMSE를 가지는 것을 확인할 수 있었다. 따라서, 바람직하게는 중간 정도인 65%에 해당되는 값을 최초 문턱값으로 설정할 수 있다.
- [0054] 또한, 분리부(142)는 보정 과정이 반복될 때마다 스레숄드 방법의 문턱값을 증가시킨다.
- [0055] 보정 과정이 반복될 때마다 증가하는 문턱값은 일정(linear)하게 증가된다.
- [0056] 실험결과, 문턱값은 2.5% 내지 5%씩 증가될 때 양호한 성능을 나타내었다. 보정 과정이 반복될수록 골 밀도가 증가하여 작은 NMSE 영역이 증가하게 되므로, 보정 과정이 반복되어 문턱값이 설정될 때 더 큰 허용 오차를 제공한다.
- [0057] 특히, 문턱값은 보정 과정의 반복이 3회를 초과하면 과다분할(oversegmentation)을 방지하기 위해 더 이상 증가되지 않는다.
- [0058] 분리부(142)는 분리된 고밀도 물질 영상에 메디안필터(Median filter)를 적용한다. 메디안필터는 중간값을 이용하는 필터로서, 영상에서 발생한 노이즈 영역을 평활화(smoothing)하고, 아웃라이어(outlier)를 연산하여 제거하는 기능을 한다. 메디안필터는 스레숄드를 이용하여 고밀도 물질을 분리하는 과정에서 콘빔아티팩트 및 노이즈에 의한 분할오류(segmentation error)를 저감할 수 있다.
- [0059] 콘빔 컴퓨터 단층 촬영 장치의 촬영부재는 보통 촬영되는 영상의 중심부위에 위치하는데, 촬영 각도가 z방향으로 멀어질수록, 즉 촬영범위의 가장자리로 갈수록 촬영부재와 마주보는 영역보다 상대적으로 왜곡이 더 발생하게 된다. 도 3은 분리부(142)에서 스레숄드 방법으로 분리된 고밀도 물질 영상이다. 도면을 참조하면, 고밀도 물질 영상 하부에 왜곡에 의해 척추 뼈 사이에 복수의 흰색 점이 밀집된 분할오류(segmentation error)가 발생

된 것을 알 수 있다(붉은색 화살표). 도 4는 도 3에 메디안필터를 적용한 영상이다. 도면을 참조하면, 고밀도 물질 영상에 메디안필터를 적용할 때 척추 뼈 사이에 존재하던 흰색 점이 상당히 제거된 것을 관찰할 수 있다.

[0060] 고밀도 물질 영상에 분할오류가 발생된 영역이 계속 존재하면, 보정 과정이 여러 차례 반복되더라도 보정 영상에는 분할오류를 발생시키는 영역이 남아있어 보정에 방해가 된다. 하지만, 이 실시예와 같이 분리부(142)가 고밀도 물질 영상을 분리한 후 메디안필터를 적용하면 분할오류가 제거되어 보정 과정이 반복될수록 분할오류가 없는 깨끗한 영상을 획득할 수 있게 된다.

[0061] 스칼라제거부(145)는 메디안필터가 적용된 고밀도 물질 영상에서 스칼라연산부(140)가 연산한 스칼라값을 차감하여 고밀도 변환 오브젝트를 생성한다.

[0062] 스칼라산출부(144)는 스칼라값 $\mu_{\tau(i)}$ 을 수학식1을 이용하여 산출한다.

[0063] [수학식1]

$$\mu_{\tau(i)} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f_{tissue, \tau(i)}(n)$$

[0065] 이때, $f_{tissue, \tau(i)}$ 는 저밀도 물질 영상, N은 저밀도 물질 구성 요소의 수이다. 또한, i는 보정 과정 프로세스의 동작 회차이다. 보정 과정이 최초 동작될 때 i=1, 두 번째 동작(1회 반복)될 때 i=2, 세 번째 동작(2회 반복)될 때 i=3이 된다.

[0066] 재현부(146)는 고밀도 변환 영상의 생성 시 전방 투사법(Forward projection) 및 FDK 영상 복원 알고리즘을 이용한다.

[0067] 연산부(140)의 보정 과정의 반복은 재생 영상의 평균 제곱 오차(Mean-Squared Error, MSE)가 일정한 값으로 수렴될 때까지 반복 수행된다.

[0068] 재생 영상의 MSE는 수학식2와 같이 연산된다.

[0069] [수학식2]

$$MSE_{f_{errors, \tau(i)}} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (f_{\tau(i)}(k) - f_{fdk}(k))^2$$

[0071] 이때, i는 반복 횟수, $f_{errors, \tau(i)}$ 은 재현 영상, $f_{\tau(i)}$ 는 보정 영상, f_{fdk} 는 시작 영상, N은 영상의 픽셀 수이다.

[0072] 재현부(146)가 생성한 재현 영상은 보정 과정이 반복될수록 MSE가 상승하게 되며, 최종 보정 영상의 생성에 이용된 재현 영상은 MSE가 최대값을 가지게 된다.

[0073] 따라서, 비교 대상이 되는 정상 영상이 없는 실제 의료 환경에서도 보정 영상이 정상 영상과 인접하게 보정 된다.

[0074] 연산부(140)의 보정 과정의 반복은 5회 이하로 이루어져도 충분히 양질의 보정 영상을 획득할 수 있다.

[0075] 한편, 본 발명의 다른 실시예에 따른 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 장치는 콘빔 컴퓨터 단층 촬영(Cone-Beam Computed Tomography, CBCT) 장치 내에 포함되는 것으로도 실시될 수 있다.

[0076] 이어서, 본 발명의 실시예에 따른 콘빔 컴퓨터 단층촬영 영상에서 콘빔아티팩트를 보정하는 방법을 설명한다.

[0077] 도 5 및 도 6을 참조하면, 이 실시예는 입력부(120)가 콘빔아티팩트가 포함된 시작 영상(f_{fdk})을 수신하는 단계(S120), 분리부(142)가 시작 영상(f_{fdk})에서 고밀도 물질 영상($f_{bone, \tau(i)}$)과 저밀도 물질 영상($f_{tissue, \tau(i)}$)을 분리하는 단계(S142), 스칼라산출부(144)가 분리부(142)에서 생성된 저밀도 물질 영상($f_{tissue, \tau(i)}$)을 이용하여 평균화된 스칼라값($\mu_{\tau(i)}$)을 연산하는 단계(S144), 스칼라제거부(145)가 분리부(142)에서 생성된 고밀도 물질 영상($f_{bone, \tau(i)}$)에서 스칼라연산부(140)가 연산한 스칼라값($\mu_{\tau(i)}$)을 차감하여 고밀도 변환 오브젝트($f_{bone_less, \tau(i)}$)를 생성하는 단계(S145), 재현부(146)가 스칼라제거부(145)에서 생성된 고밀도 변환 오브젝트($f_{bone_less, \tau(i)}$)를 이

용하여 고밀도 변환 영상($f_{bone_less_fdk, \tau(i)}$)을 생성하는 단계(S146), 재현부(146)가 고밀도 변환 오브젝트($f_{bone_less, \tau(i)}$)에서 고밀도 변환 영상($f_{bone_less_fdk, \tau(i)}$)을 차감하여 재현 영상($f_{errors, \tau(i)}$)을 생성하는 단계(S147), 보정부(148)가 시작 영상(f_{fdk})에서 재현 영상($f_{errors, \tau(i)}$)을 차감하여 보정 영상($f_{\tau(i)}$)을 생성하는 단계(S148), 출력부(180)가 최종적인 보정 영상($f_{\tau(i)}$)을 출력하는 단계(S180)를 포함한다.

- [0078] S148 단계 후, 보정부(148)가 재생 영상의 평균 제곱 오차(Mean-Squared Error, MSE) 값을 연산하고, 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 수렴 기준을 만족하는지 확인하는 단계(S160), 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 기준을 만족하지 않으면, 보정부(148)가 보정 영상을 시작 영상으로 적용하는 단계(S162)를 더 포함한다.
- [0079] S142 단계 내지 S148 단계는 보정 영상의 평균 제곱 오차 값이 기 설정된 기준을 만족할 때까지 반복된다.
- [0080] S142 단계는, 스레숄드(Threshold) 방법을 이용하여 시작 영상을 고밀도 물질 영상과 저밀도 물질 영상으로 분리한다.
- [0081] S142 단계는, 고밀도 물질 영역의 복셀(voxel) 최대값의 90% 이상에 해당되는 복셀의 평균값을 연산하고, 복셀의 평균값의 55% 내지 75%에 해당되는 값을 스레숄드 방법의 최초 문턱값으로 설정한다.
- [0082] 보정 영상의 생성이 반복될 때마다 스레숄드 방법의 문턱값이 증가된다.
- [0083] 문턱값은 일정하게 증가될 수 있는데, 예를 들어, 문턱값은 2.5% 내지 5%씩 증가될 수 있다.
- [0084] 특히, 문턱값은 보정 영상의 생성 반복이 3회를 초과하면 과다분할(oversegmentation)을 방지하기 위해 더 이상 증가되지 않는다.
- [0085] S142 단계 후, 분리부(142)가 분리된 고밀도 물질 영상에 메디안필터(Median filter)를 적용하는 단계(S143)를 더 포함한다.
- [0086] S144 단계는, 스칼라값 $\mu_{\tau(i)}$ 을 수학식1 을 이용하여 산출한다.
- [0087] S146 단계는, 전방 투사법(Forward projection) 및 FDK 영상 복원 알고리즘을 이용하여 고밀도 변환 영상을 생성한다.
- [0088] 실험.
- [0089] 도 7을 참조하면, 실험을 위해 도면과 같은 콘빔 CT 시스템 기하 구조를 구성하였다. 시뮬레이터에는 MATLAB R2017b를 이용하였다.
- [0090] 본 발명의 실시예를 검증하기 위한 오브젝트로써 촬영부재의 중심에서 z축 방향으로의 오프셋(offset) 정도에 따라 발생하는 콘빔아티팩트를 잘 발생시키기 위해, X-선 감쇠계수 0.4 cm^{-1} 를 가지는 5개의 타원 슬랩(slab, 뼈에 해당)을 X-선 감쇠계수 0.18 cm^{-1} 의 실린더(연부조직에 해당)에 삽입한 제1팬텀(Defrise phantom)을 이용하였다.
- [0091] 또한, 더 사실적이고 복잡한 해부학적 구조를 위해, 사람의 흉부를 모델링한 제2팬텀(XCAT 팬텀)을 60keV의 에너지 대역에서 활용하였다.
- [0092] 제1팬텀 및 제2팬텀 모두 $480 \times 480 \times 540$ 행렬로 구성하고, 복셀의 크기는 $0.517 \times 0.517 \times 0.517 \text{ mm}^3$ 이며, 이산 오차(discretization error)를 방지하기 위해 복셀당 $2 \times 2 \times 2$ 서브 복셀이 할당되었다.
- [0093] 투영 영상은 Gao가 개발한 3D 포워드 프로젝터를 이용하여 획득하였다.
- [0094] 또한, 픽셀 당 10,000 광자의 균일한 노이즈를 영상에 추가하였다.
- [0095] 시뮬레이션에 사용된 시스템 파라미터는 표 1과 같으며, ± 11.5 도의 콘 앵글(Cone angle)을 가지는 시스템에서 본 발명의 실시예를 적용하였다.

표 1

Phantom	Defrise, XCAT
Source to iso-center distance	800 mm
Detector to iso-center distance	400 mm
Number of views	720
Number of incident X-ray photons per detector cell	10,000
Reconstruction algorithm	FDK
Detector cell size	$0.776 \text{ mm} \times 0.776 \text{ mm}$
Detector array size	768 (row) \times 512 (column)
Cone angle	$\pm 11.5^\circ$
Reconstructed matrix size	$480 \times 480 \times 540$
Reconstructed volume size	$248 \times 248 \times 279 \text{ mm}^3$
Reconstructed voxel size	$0.517 \times 0.517 \times 0.517 \text{ mm}^3$

[0096]

[0097]

또한, 아동 팬텀(Pediatric phantom, 도 8 참조)을 이용하여 $\pm 7.5^\circ$ 의 콘 앵글을 가지는 bench-top CT 시스템에 대해서도 본 발명의 실시예를 검증하였다. 세부 파라미터는 표 2와 같다.

표 2

Phantom	Pediatric
Source to iso-center distance	800 mm
Detector to iso-center distance	400 mm
Focal spot size of X-ray source	$0.6 \times 0.6 \text{ mm}^2$
X-ray source operating mode	90 kVp, 8 mA
Number of views	720
Detector cell size	$0.776 \text{ mm} \times 0.776 \text{ mm}$
Detector array size	384 (row) \times 512 (column)
Cone angle	$\pm 7.5^\circ$
Reconstructed matrix size	$480 \times 480 \times 343$
Reconstructed volume size	$248 \times 248 \times 178 \text{ mm}^3$
Reconstructed voxel size	$0.517 \times 0.517 \times 0.517 \text{ mm}^3$

[0098]

[0099]

이 실험에서는 제1팬텀, 제2팬텀, 아동 팬텀을 이용하여 본 발명의 실시예와 종래의 투패스(Two-pass) 알고리즘, Total-variation minimization-based iterative reconstruction(TV-IR)의 결과를 비교하였다.

[0100]

투패스 알고리즘은 고밀도 물질 추정을 위한 문턱값을 제1팬텀은 0.26 cm^{-1} , 제2팬텀은 0.27 cm^{-1} , 아동 팬텀은 0.26 cm^{-1} 로 설정하는 것으로 최종 보정 영상을 획득하였다.

[0101]

도 9는 제1팬텀(Defrise phantom)의 영상, 도 10은 제2팬텀(XCAT phantom)의 영상, 도 11은 아동 팬텀(Pediatric phantom)의 영상이다.

[0102]

도 9(c), 도 10(c), 및 도 11(b)를 참조하면, 종래 투패스 알고리즘은 콘빔 각도가 큰 z축에서 오프셋이 많이

된 뼈 물체의 경우, 콘빔아티팩트의 영향을 많이 받는다. 특히, 투패스 알고리즘은 연부조직에서 발생하는 콘빔 아티팩트를 고려하지 않기 때문에 기준영상(Reference)과 비교하여 심한 왜곡이 발생하게 된다. 또한, ROI 1, ROI 5 영역의 고밀도 부위를 보면, 분할오류를 처리하지 못해 경계선이 불안정한 것으로 나타났다.

[0103] 한편, 본 발명의 실시예의 반복 횟수에 따른 보정 성능을 비교하기 위해 3가지 팬텀에 대해 1회 반복된 보정 영상 및 MSE가 수렴될 때까지 반복된 보정 영상을 준비하였다.

[0104] 도 9(d), 도 10(d), 및 도 11(c)를 참조하면, 본 발명의 실시예를 1회 반복하는 과정에서 투패스 알고리즘과 동일한 문턱값을 적용하였다. 본 발명의 실시예가 1회만 반복되었음에도 불구하고, 3D 메디안필터에 의해 뼈의 분할 오류가 저감되고, 연부조직을 고려함에 따라 종래 투패스 알고리즘 대비 더 나은 영상을 획득할 수 있음을 확인하였다.

[0105] 또한, 도 9(e), 도 10(e), 및 도 11(d)를 참조하면, MSE가 수렴될 때까지 반복한 경우, 제1팬텀은 보정 과정이 반복될 때마다 문턱값을 $0.26cm^{-1}$, $0.27cm^{-1}$, $0.28cm^{-1}$ 순서로 발전시킨 후 4회차에서는 문턱값을 마지막 값으로 고정하였다. 제2팬텀은 보정 과정이 반복될 때마다 문턱값을 $0.27cm^{-1}$, $0.28cm^{-1}$, $0.29cm^{-1}$ 순서로 발전시킨 후 4회차에서는 문턱값을 마지막 값으로 고정하였고, 아동 팬텀은 보정 과정이 반복될 때마다 문턱값을 $0.26cm^{-1}$, $0.27cm^{-1}$, $0.28cm^{-1}$ 순서로 발전시킨 후 4회차에서는 문턱값을 마지막 값으로 고정하였다.

[0106] 도 12는 제1팬텀에서 본 발명의 실시예의 수렴 그래프이다. 본 발명의 실시예에서 보정된 영상이 기준영상에 가까워질수록 MSE가 더 높게 나타났다.

[0107] 표 3은 제1팬텀의 평균 제곱 오차(Mean-Squared Error, MSE) 결과이다.

표 3

ROI	FDK	Two-pass	Proposed;1st	Proposed;5th	TV-IR
1	20.00×10^{-4}	16.00×10^{-4}	10.00×10^{-4}	2.77×10^{-4}	6.18×10^{-4}
2	5.56×10^{-4}	5.07×10^{-4}	2.38×10^{-4}	0.70×10^{-4}	1.99×10^{-4}
3	0.61×10^{-4}	0.60×10^{-4}	0.48×10^{-4}	0.48×10^{-4}	0.48×10^{-4}
4	5.55×10^{-4}	5.04×10^{-4}	2.37×10^{-4}	0.70×10^{-4}	1.98×10^{-4}
5	20.00×10^{-4}	16.00×10^{-4}	10.00×10^{-4}	2.79×10^{-4}	6.19×10^{-4}

[0109] 표 4는 제1팬텀의 구조적 유사도(Structural Similarity index, SSIM) 결과이다.

표 4

ROI	FDK	Two-pass	Proposed;1st	Proposed;5th	TV-IR
1	0.9256	0.9522	0.9662	0.9912	0.9802
2	0.9784	0.9846	0.9924	0.9978	0.9937
3	0.9949	0.9978	0.9985	0.9985	0.9985
4	0.9787	0.9847	0.9924	0.9978	0.9937
5	0.9257	0.9518	0.9660	0.9911	0.9801

[0111] 도 13은 제1팬텀의 수직 프로파일(Vertical profile)을 나타낸 그래프이다.

[0112] 도 14는 제2팬텀에서 본 발명의 실시예의 수렴 그래프이다.

[0113] 표 5는 제2팬텀의 MSE 결과이다.

표 5

ROI	Coronal ($\times 10^{-4}$)					Sagittal ($\times 10^{-4}$)				
	FDK	Two-pass	Proposed; 1st	Proposed; 4th	TV-IR	FDK	Two-pass	Proposed; 1st	Proposed; 4th	TV-IR
1	1.15	2.17	0.68	0.52	0.61	1.56	3.73	1.30	1.07	1.26
2	1.83	2.35	1.56	1.20	1.33	1.14	3.67	0.63	0.62	0.54
3	2.14	2.97	1.72	1.68	1.69	1.59	3.74	1.35	1.14	1.34
4	2.74	3.63	1.89	1.59	1.75	2.10	4.03	1.08	0.96	1.04
5	4.75	6.65	2.98	1.93	2.96	1.93	4.06	1.32	1.21	1.28

[0114]

[0115]

표 6은 제2팬텀의 SSIM 결과이다.

표 6

ROI	Coronal					Sagittal				
	FDK	Two-pass	Proposed; 1st	Proposed; 4th	TV-IR	FDK	Two-pass	Proposed; 1st	Proposed; 4th	TV-IR
1	0.9961	0.9914	0.9969	0.9973	0.9970	0.9952	0.9872	0.9951	0.9965	0.9952
2	0.9919	0.9899	0.9931	0.9969	0.9954	0.9961	0.9871	0.9955	0.9967	0.9958
3	0.9910	0.9876	0.9919	0.9932	0.9932	0.9950	0.9893	0.9961	0.9961	0.9961
4	0.9830	0.9767	0.9863	0.9936	0.9930	0.9941	0.9898	0.9965	0.9967	0.9963
5	0.9713	0.9635	0.9850	0.9965	0.9945	0.9937	0.9869	0.9958	0.9960	0.9956

[0116]

[0117]

도 15는 제2팬텀의 수직 프로파일(Vertical profile)이며, (a)는 두정(coronal), (b)는 시상 절편(sagittal slices)을 나타낸 그래프이다.

[0118]

도 16은 아동 팬텀에서 본 발명의 실시예의 수렴 그래프이다.

[0119]

도 17은 아동 팬텀의 수직 프로파일(Vertical profile)이며, (a)는 두정(coronal), (b)는 시상 절편(sagittal slices)을 나타낸 그래프이다.

[0120]

본 발명의 실시예 및 종래 기술의 비교를 위해, MSE 및 SSIM 값을 이용한 정량적 비교와, 결과 영상과 수직 프로파일(Vertical profile)을 이용한 정성적 비교를 실시하였다.

[0121]

MSE는 수학식2와 같이 연산된다. 또한, SSIM은 수학식3과 같이 연산된다.

[0122]

$$SSIM(A, B) = \frac{(2\mu_A\mu_B + C_1)(2\sigma_{AB} + C_2)}{(\mu_A^2 + \mu_B^2 + C_1)(\sigma_A^2 + \sigma_B^2 + C_2)}$$

[0123]

μ_A 는 보정된 영상 A의 평균 강도 값, σ_A 는 보정된 영상 A의 표준 편차이다. μ_B 는 보정된 영상 B의 평균 강도 값, σ_B 는 보정된 영상 B의 표준 편차이다. σ_{AB} 는 보정된 영상 A와 B 사이의 공분산이다. C_1 및 C_2 은 SSIM 계산을 위한 계수로서, 0 내지 1 사이의 값을 적용하였다. 실험에서는 $C_1 = 6.5 \times 10^{-4}$, $C_2 = 2.6 \times 10^{-4}$ 으로 적용하였다.

[0124]

비교 결과, 본 발명의 실시예가 MSE가 수렴될 때까지 반복되는 경우에서 가장 좋은 콘빔아티팩트 보정 성능이 나타나는 것으로 확인되었다.

[0125]

또한, 본 발명의 실시예가 MSE가 수렴될 때까지 반복되는 경우, 반복 횟수가 4회 내지 5회에 불과하여 실험 시스템 사양(NVIDIA Tesla S2050)에서 불과 3분 미만의 시간으로 보정 영상을 획득할 수 있었다.

[0126]

또한, 영상에서 콘 앵글(cone angle)에 따라 ROI를 5구간으로 분할하였다. 기준영상(Reference), 초기 콘빔아티팩트 발생 영상, 종래 알고리즘, 및 본 발명의 실시예를 RMSE 결과와 수직 강도 프로파일(Vertical Intensity Profile) 결과를 대비한 결과, 3개의 팬텀 모두 본 발명이 종래 투페이스 알고리즘에 비해 콘빔아티팩트의 보정

성능이 뛰어남을 확인할 수 있었다.

[0127] 도 9(f), 도 10(f), 및 도 11(e)를 참조하면, TV-IR 알고리즘으로도 영상을 보정하였다. 모든 팬텀에서 정규파라미터(λ)를 0.001로 설정하였으며, 보정 과정을 50회 반복하였다.

[0128] 본 발명의 실시예와 TV-IR 알고리즘의 콘빔아티팩트 보정 결과와 비교하면, MSE가 수렴될 때까지 반복된 본 발명의 실시예는 TV-IR에 비하여 반복 횟수 대비 영상 결과가 우수한 것으로 나타났다. 이는 실제 실시간 시스템에 적용되는 경우, 본 발명의 실시예가 종래 TV-IR 알고리즘보다 우수함을 입증한다.

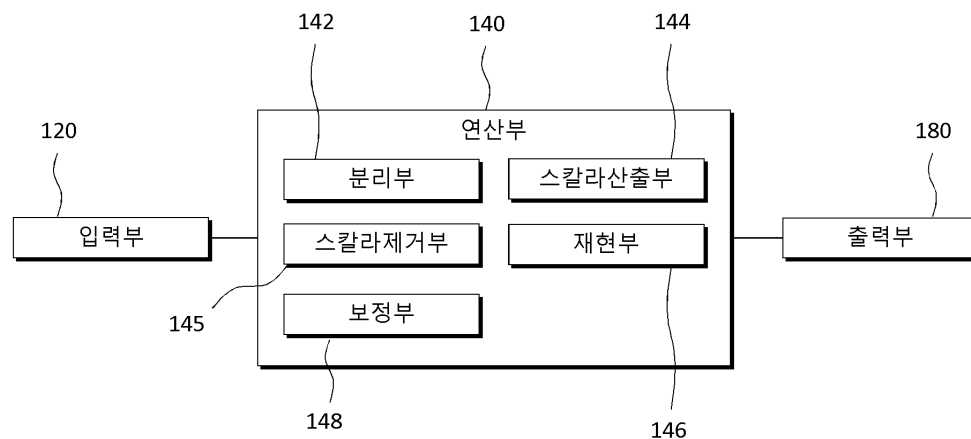
[0129] 이상에서 본 발명의 바람직한 실시예를 설명하였으나, 본 발명은 다양한 변화와 변경 및 균등물을 사용할 수 있다. 본 발명은 상기 실시예를 적절히 변형하여 동일하게 응용할 수 있음이 명확하다. 따라서 상기 기재 내용은 다음 특허청구범위의 한계에 의해 정해지는 본 발명의 범위를 한정하는 것이 아니다.

부호의 설명

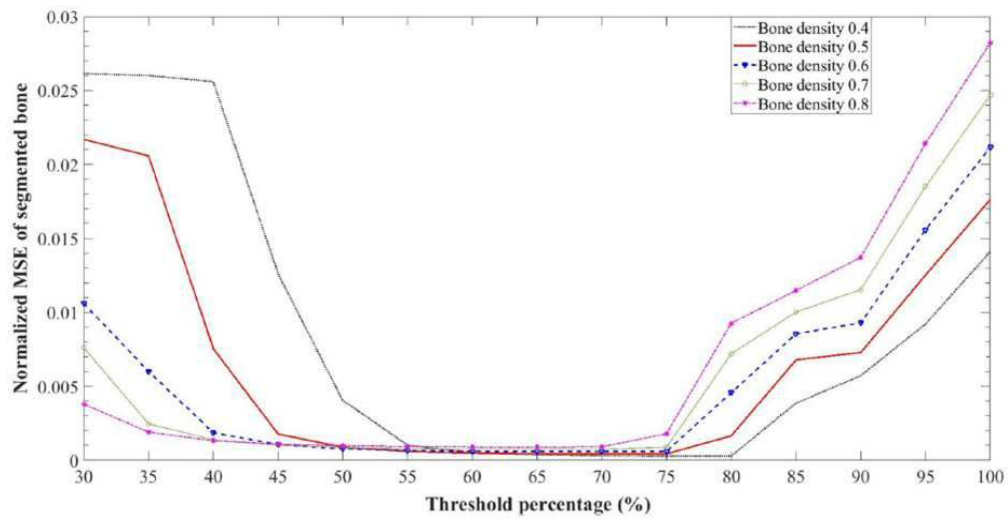
[0130] 120 : 입력부 140 : 연산부
142 : 분리부 144 : 스칼라산출부
145 : 스칼라제거부 146 : 재현부
148 : 보정부 180 : 출력부

도면

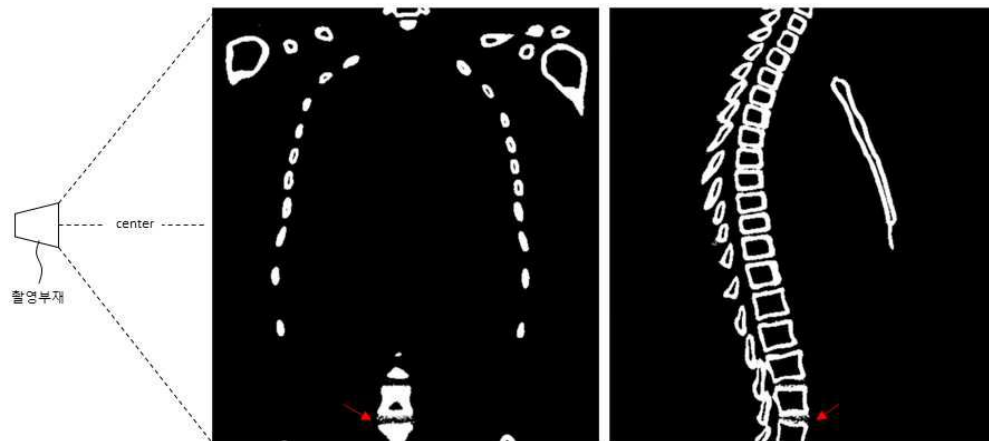
도면1



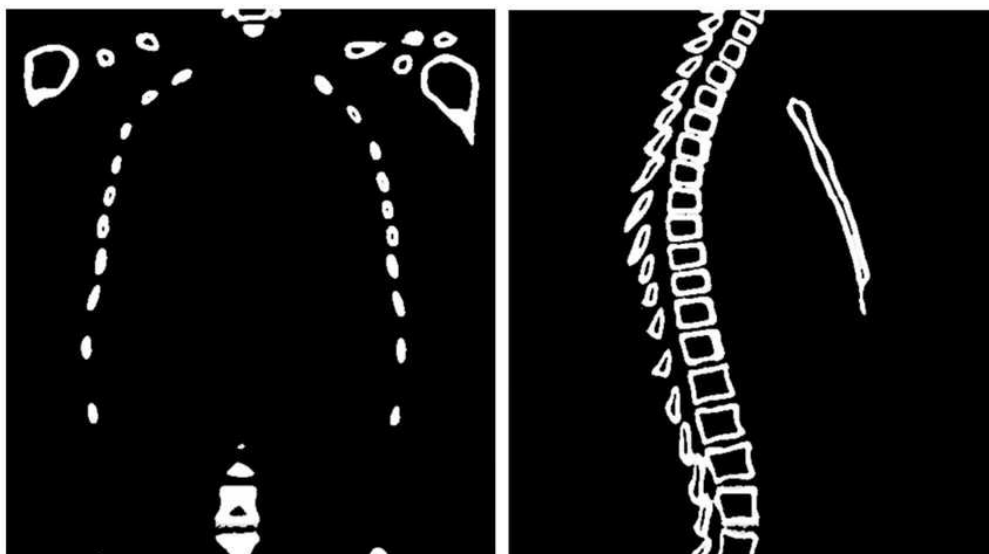
도면2



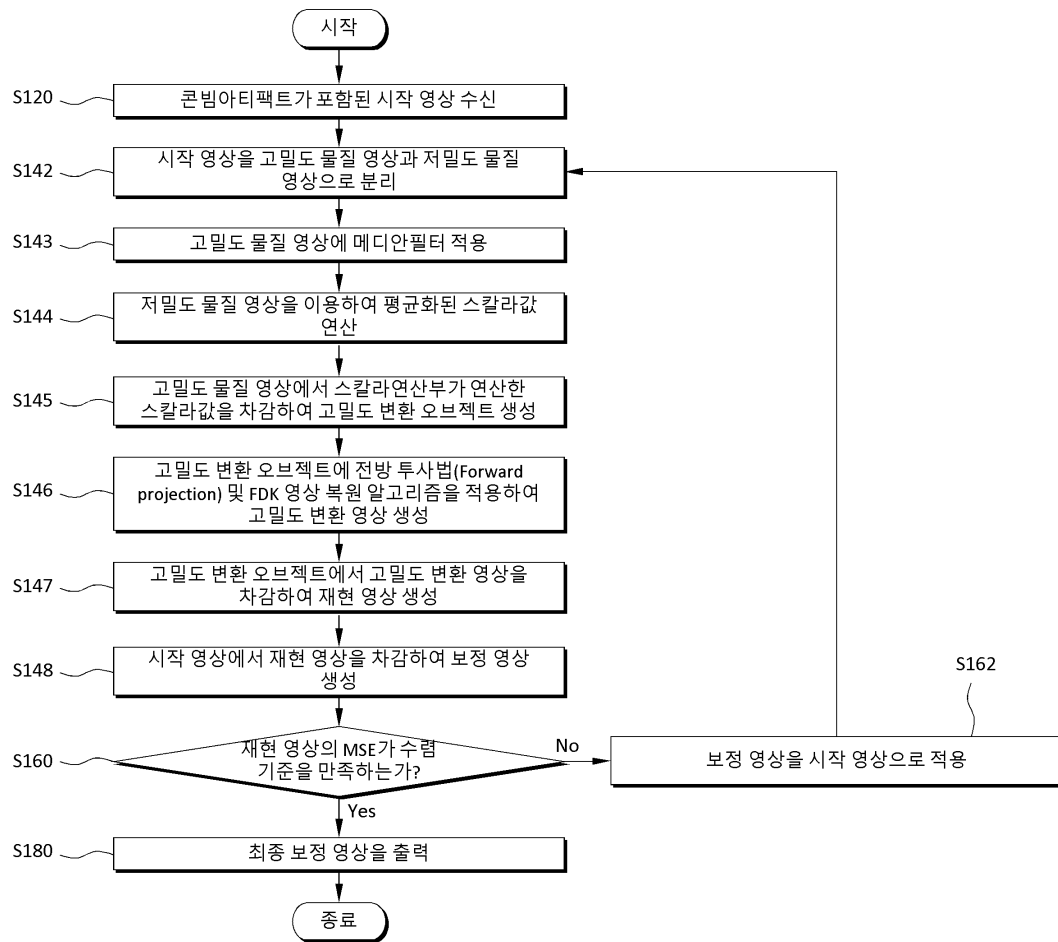
도면3



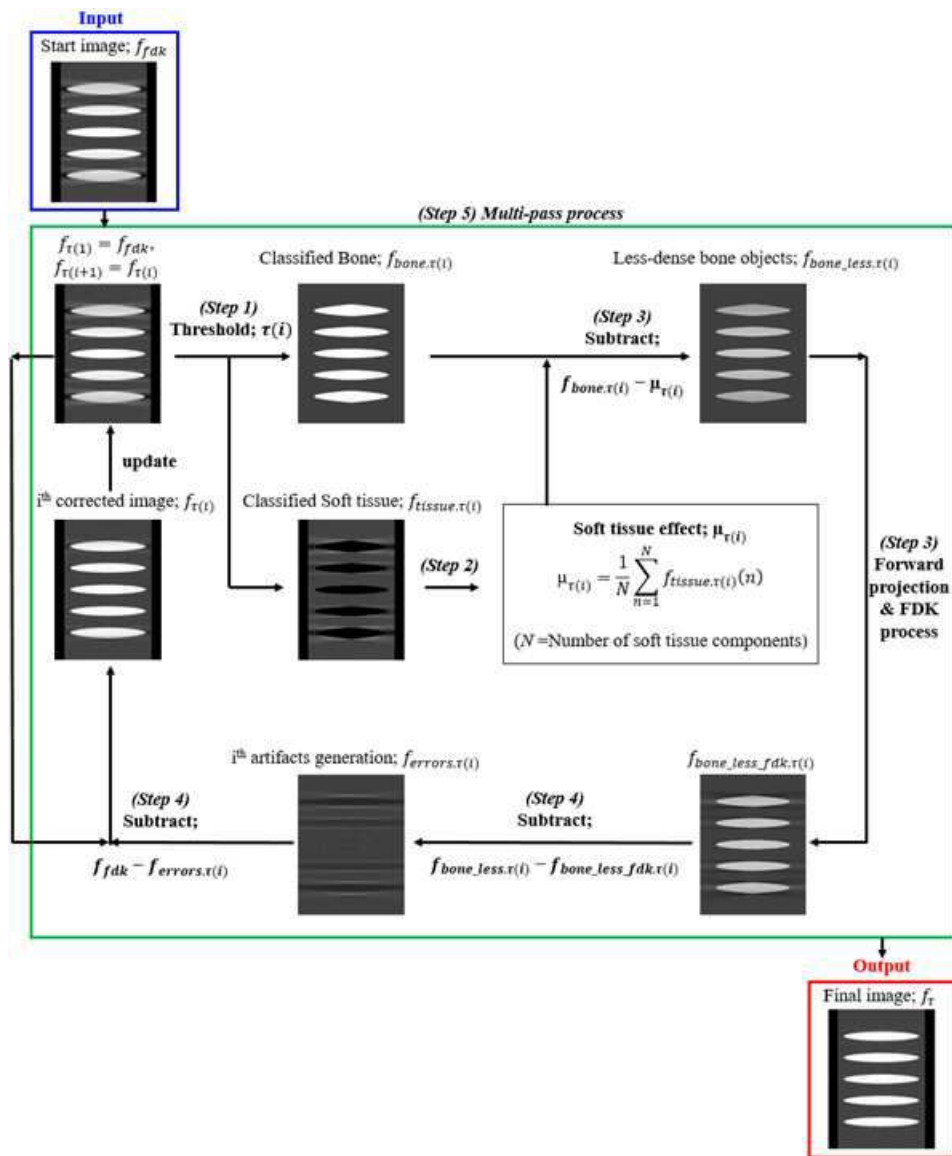
도면4



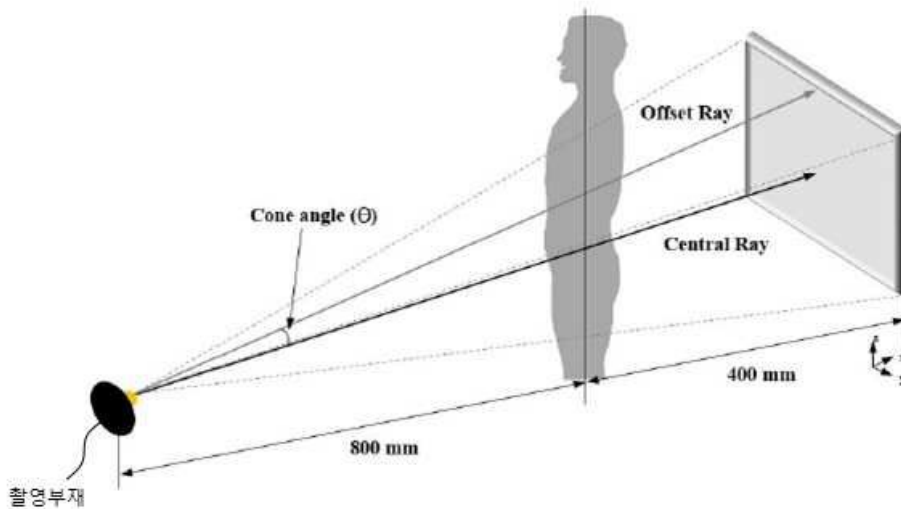
도면5



도면6



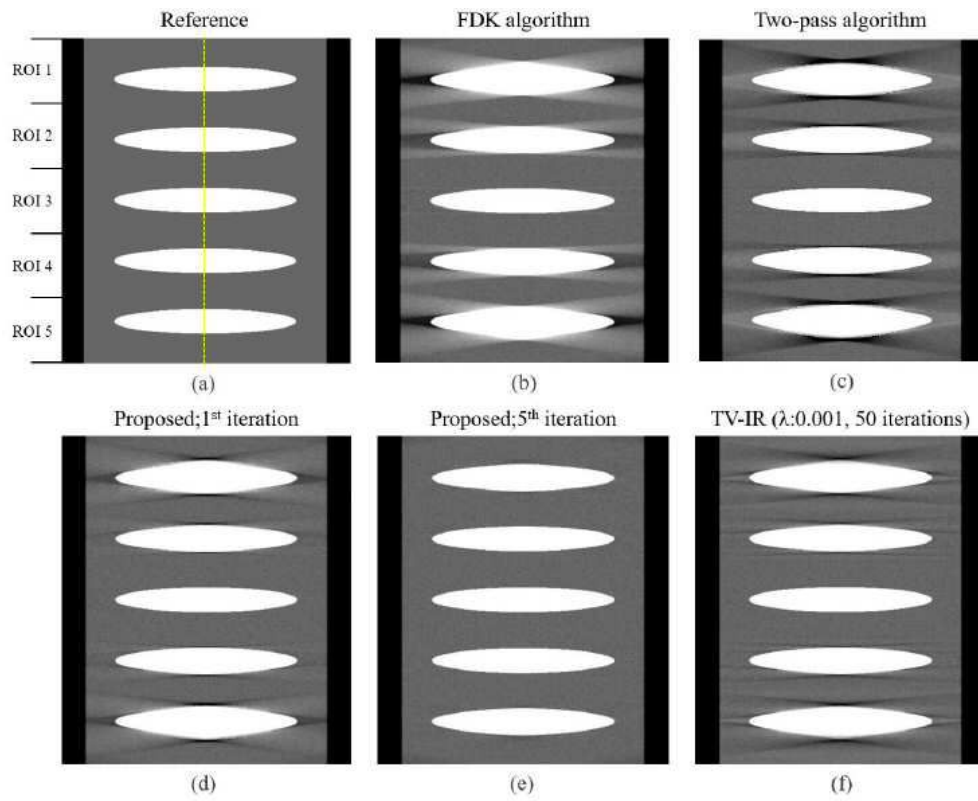
도면7



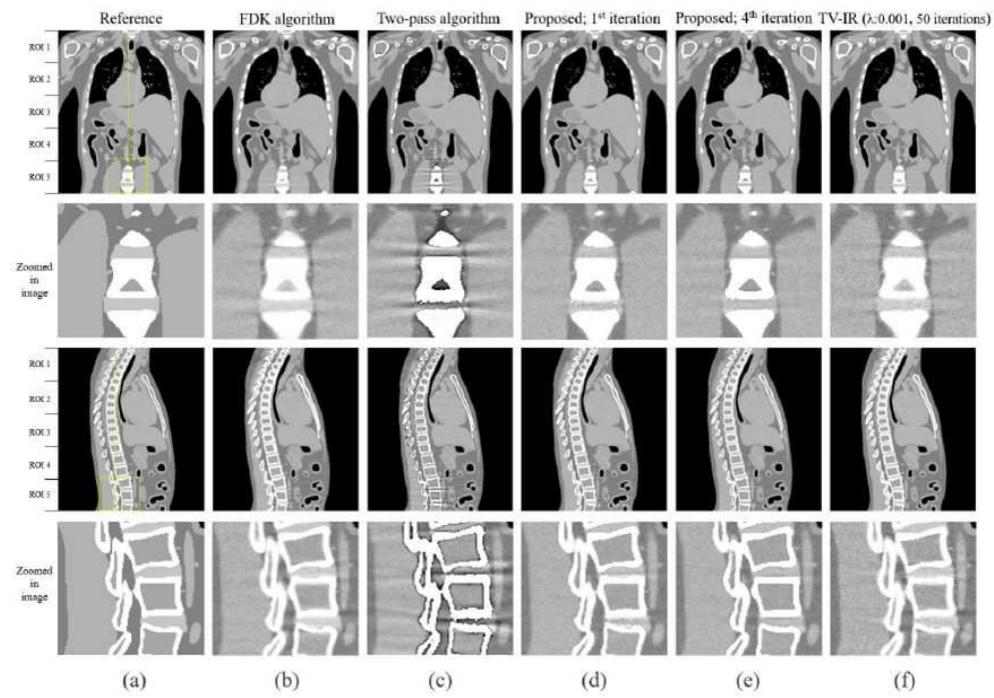
도면8



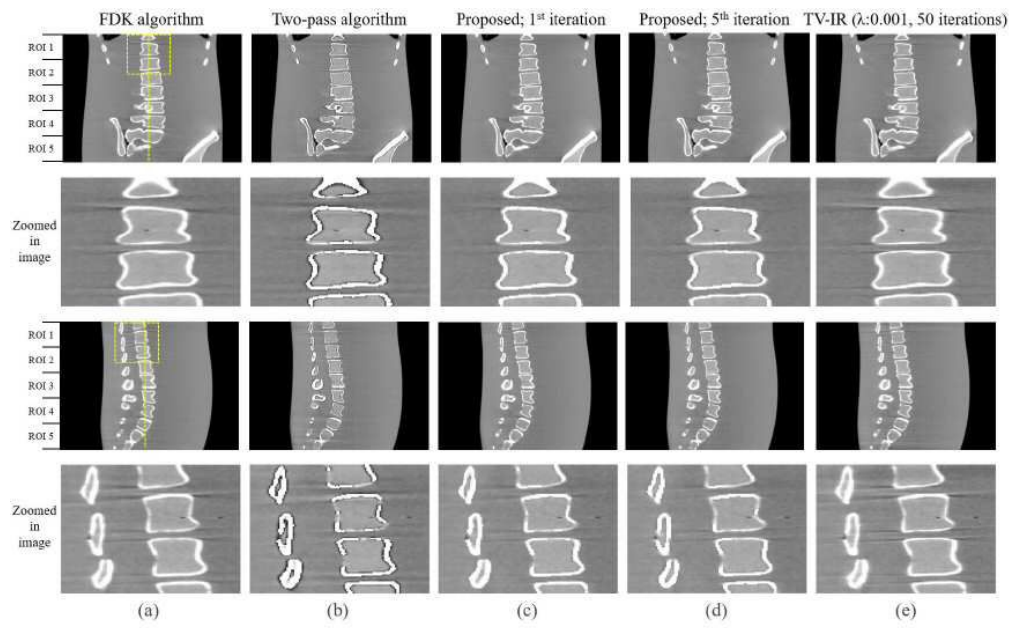
도면9



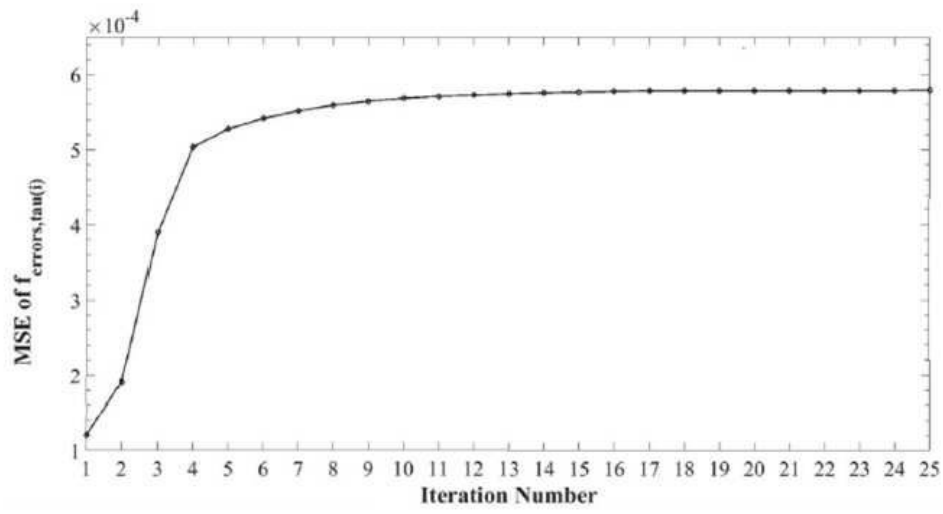
도면10



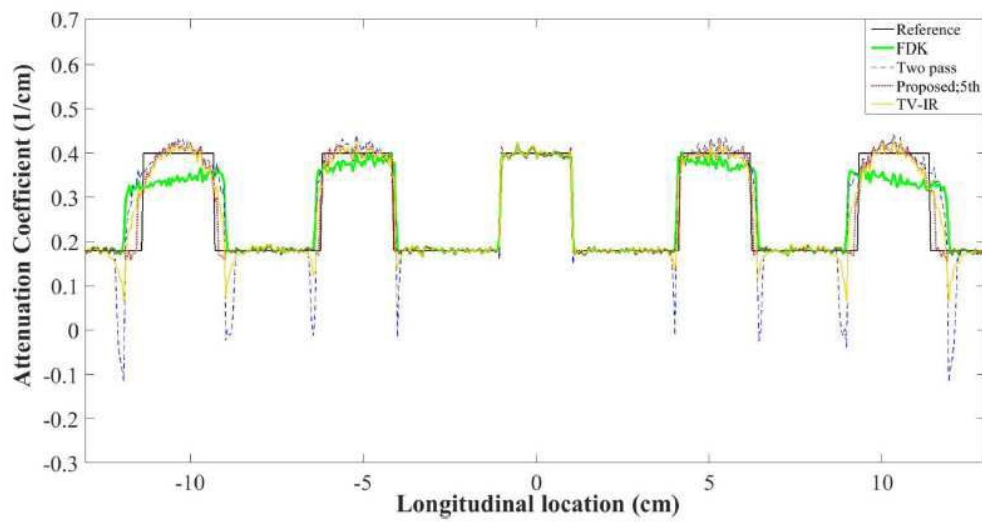
도면11



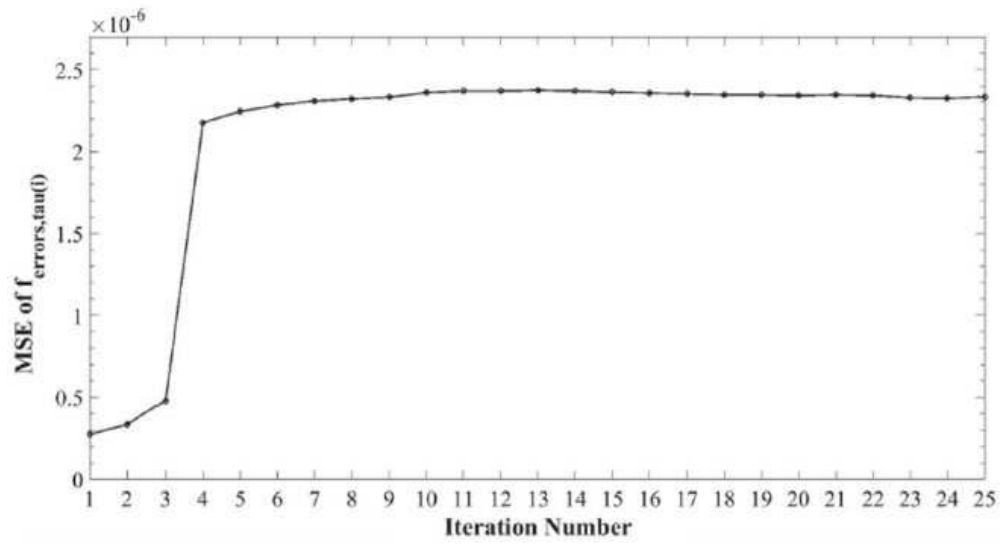
도면12



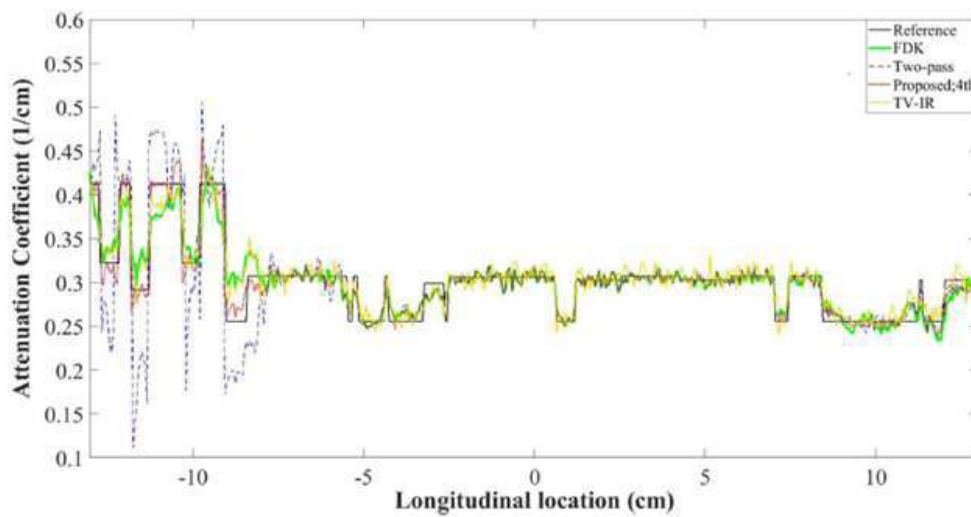
도면13



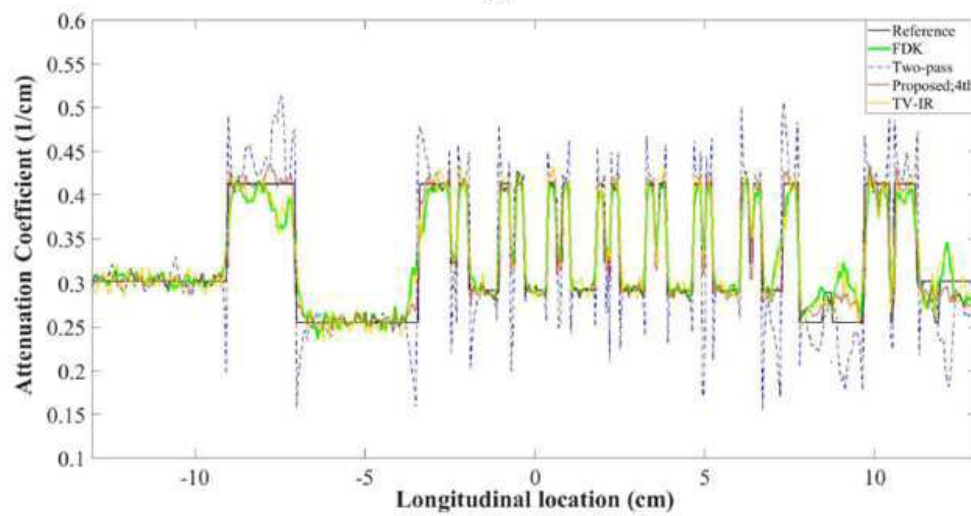
도면14



도면15

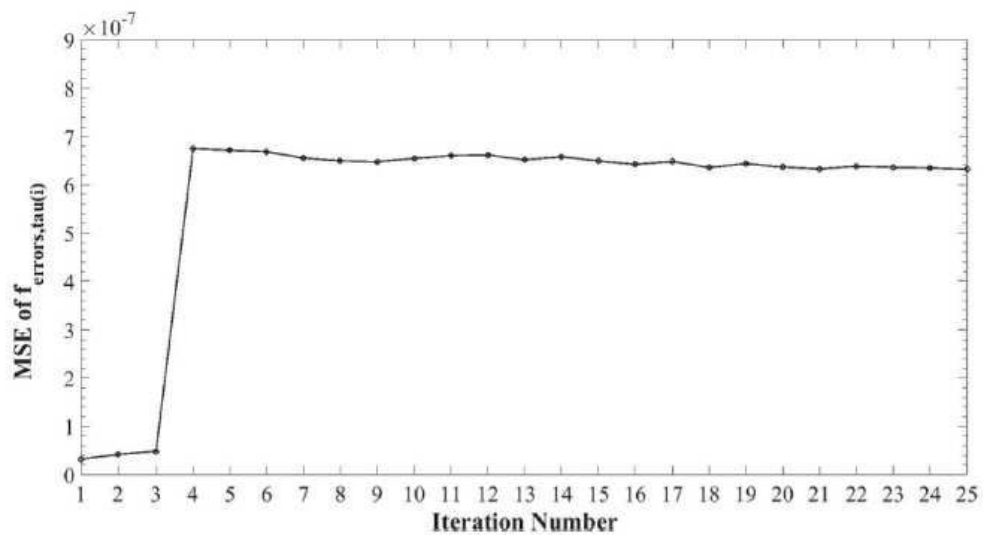


(a)

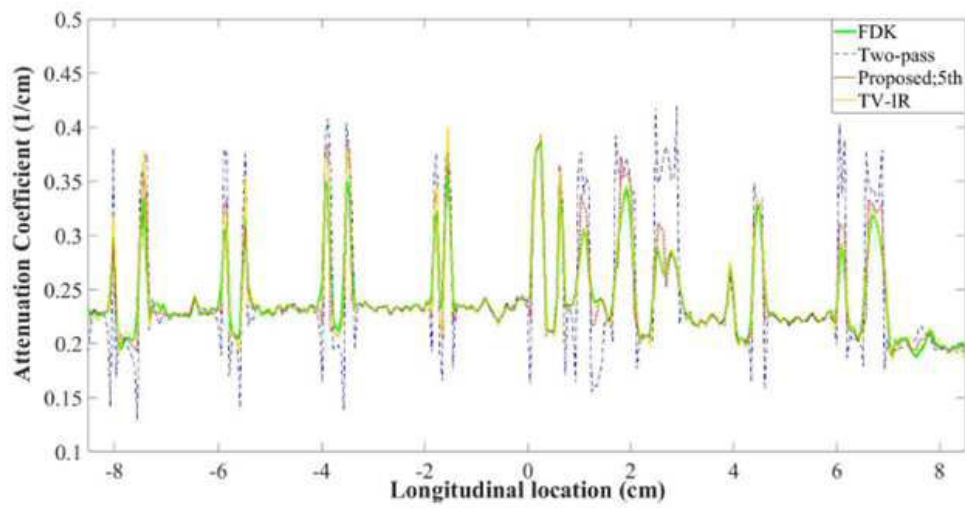


(b)

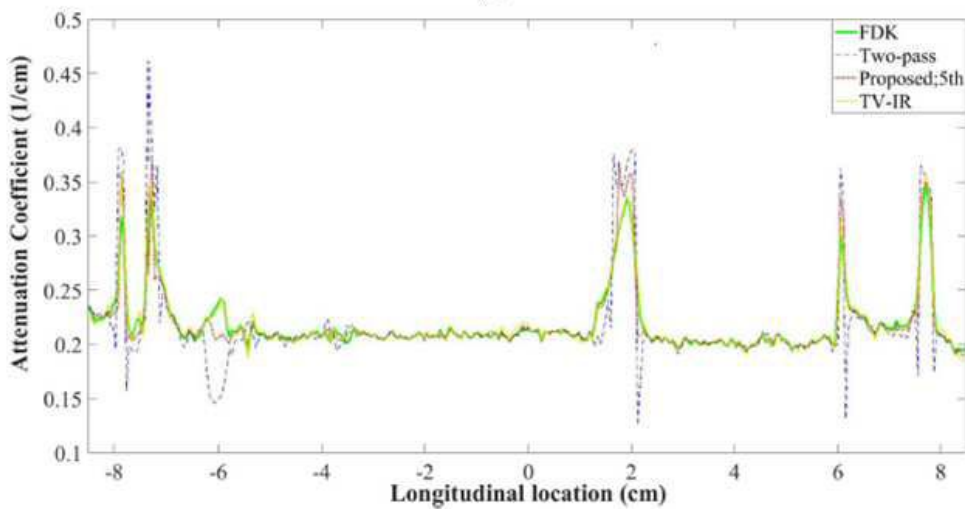
도면16



도면17



(a)



(b)