



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년10월25일
(11) 등록번호 10-1789422
(24) 등록일자 2017년10월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) G06T 15/08 (2011.01)
G06T 7/20 (2017.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/055 (2013.01)
G06T 15/08 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0063041
(22) 출원일자 2016년05월23일
심사청구일자 2016년05월23일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020130031534 A*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경
희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
이수열
경기도 성남시 분당구 미금로 114, 304동 304호(
구미동, 하얀마을그랜드빌라)
조민형
경기도 성남시 분당구 금곡로 39, 109동 104호(구
미동, 화이트빌)
(74) 대리인
김연권

전체 청구항 수 : 총 13 항

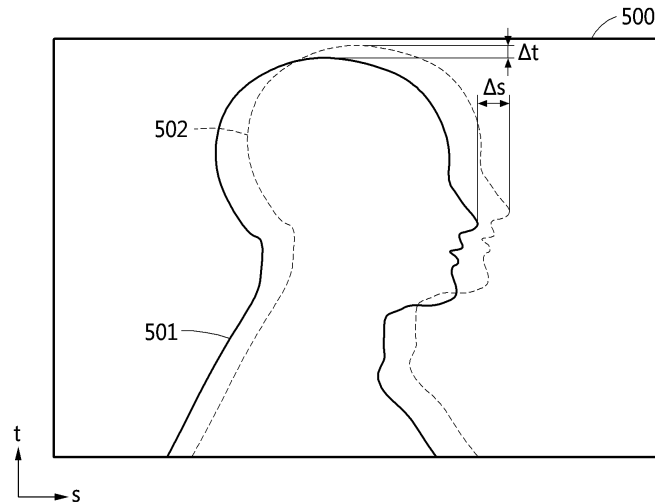
심사관 : 최성수

(54) 발명의 명칭 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법

(57) 요약

본 발명은 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 투영영상들의 변위를 추정하고, 추정된 투영영상들의 변위에 따른 누적 변위를 산출하여 대상체에 대한 3차원 영상을 재구성하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법에 관한 것으로서, 면 엑스선 디텍터를 이용하여 3차원 단층영상을 획득하는 치과용 콘빔 CT에서 환자의 움직임이나 주사 오차에 의한 투영영상의 변위를 추정하고, 이를 영상 재구성 과정에서 보정함으로써 단층영상에서 동잡음의 영향을 줄일 수 있다.

대표도 - 도5



(52) CPC특허분류

G06T 7/262 (2017.01)

G06T 2200/08 (2013.01)

G06T 2207/10088 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

JP2015029793 A*

JP2011125699 A*

JP08117220 A*

KR1020060085310 A

KR1020150099381 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 20151493

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 방사선기술개발

연구과제명 3D기반의 디지털치과치료를 위한 저선량의 고해상도 CT 스캐너 개발

기 여 율 1/1

주관기관 경희대학교 산학협력단

연구기간 2015.08.10 ~ 2016.07.31

명세서

청구범위

청구항 1

회전 중심축에서의 주사(scan)에 따른 기준 투영영상(projection image)을 획득하고, 상기 회전 중심축을 기준으로 주사 각도(scan angle)로 회전한 단위주사각(angular sampling interval)에서의 인접한 투영영상을 획득하여 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득하는 투영영상 획득부;

상기 기준 투영영상 및 상기 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 투영영상의 변위(displacement)를 추정하는 변위 추정부;

상기 기준 투영영상을 기준으로 상기 추정된 투영영상의 변위에 따른 수평 방향 및 수직 방향으로의 누적 변위를 산출하는 누적변위 산출부; 및

상기 2차원 투영영상 집합에 상기 산출된 누적 변위를 보정한 투영영상 집합을 획득하고, 상기 보정된 투영영상 집합에 대하여 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 재구성(reconstruction)하는 3차원 영상 재구성부를 포함하고,

상기 3차원 영상 재구성부는

상기 투영영상들의 푸리에 변환에 공간이동을 반영하는 조화함수를 곱한 뒤 푸리에 역변환을 수행하여 상기 보정된 투영영상 집합을 획득하는

단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 변위 추정부는

상기 획득된 인접한 투영영상의 수평 방향 및 수직 방향으로의 공간주파수에 대한 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관(cross-correlation)으로부터 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 변위 추정부는

상기 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관의 값이 최대값이 되는 변위량에 의해 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 누적변위 산출부는

상기 기준 투영영상을 기준으로 상기 투영영상들 사이의 상관관계에 기반하여 획득된 상기 투영영상들의 변위량을 합산하여 상기 누적 변위를 산출하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치.

청구항 5

삭제

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 3차원 영상 재구성부는

상기 보정된 투영영상 집합을 기반으로 수평 방향 및 수직 방향의 좌표 값, 및 상기 단위주사각으로 회전한 수를 이용하여 대상체에 대한 3차원 공간좌표를 획득하여 영상 재구성하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 3차원 영상 재구성부는

상기 보정된 투영영상 집합에 공간 필터링(spatial filtering)한 뒤 역투영(filtered back-projection)하여 상기 획득된 3차원 공간좌표로부터 대상체 영상을 재구성하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 단위주사각은

상기 인접한 주사 각도에서 상기 주사에 따른 투영영상을 획득한 뒤, 기설정된 주사 각도로 회전하는 회전량을 나타내는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치.

청구항 9

단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치의 동작 방법에 있어서,

회전 중심축에서의 주사(scan)에 따른 기준 투영영상(projection image)을 획득하고, 상기 회전 중심축을 기준으로 주사 각도(scan angle)로 회전한 단위주사각(angular sampling interval)에서의 인접한 투영영상을 획득하여 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득하는 단계;

상기 기준 투영영상 및 상기 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 투영영상의 변위(displacement)를 추정하는 단계;

상기 기준 투영영상을 기준으로 상기 추정된 투영영상의 변위에 따른 수평 방향 및 수직 방향으로의 누적 변위를 산출하는 단계;

상기 산출된 누적 변위를 이용하여 상기 2차원 투영영상 집합의 동잡음을 보정하는 단계; 및

상기 보정된 2차원 투영영상 집합에 대하여 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 재구성(reconstruction)하는 단계를 포함하고,

상기 2차원 투영영상 집합의 동잡음을 보정하는 단계는,

상기 투영영상들의 푸리에 변환에 공간이동을 반영하는 조화함수를 곱한 뒤 푸리에 역변환을 수행하여 상기 보정된 투영영상 집합을 획득하는 단계

를 포함하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 투영영상의 변위를 추정하는 단계는

상기 획득된 인접한 투영영상의 수평 방향 및 수직 방향으로의 공간주파수에 대한 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관(cross-correlation)으로부터 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법.

청구항 11

제10항 있어서,

상기 투영영상의 변위를 추정하는 단계는

상기 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관의 값이 최대값이 되는 변위량에 의해 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법.

청구항 12

제9항에 있어서,

상기 누적 변위를 산출하는 단계는

상기 기준 투영영상을 기준으로 상기 투영영상들 사이의 상관관계에 기반하여 획득된 상기 투영영상들의 변위량을 합산하여 상기 누적 변위를 산출하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법.

청구항 13

제9항에 있어서,

상기 3차원 영상을 재구성하는 단계는

상기 보정된 2차원 투영영상 집합을 기반으로 수평 방향 및 수직 방향의 좌표 값, 및 상기 단위주사각으로 회전한 수를 이용하여 대상체에 대한 3차원 공간좌표를 획득하여 영상 재구성하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 3차원 영상을 재구성하는 단계는

상기 보정된 2차원 투영영상 집합에 공간 필터링(spatial filtering)한 뒤 역투영(filtered back-projection)하여 상기 획득된 3차원 공간좌표로부터 대상체 영상을 재구성하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 투영영상들 사이의 상관관계를 이용하여 변위를 추정하고, 추정된 투영영상들의 변위에 따른 누적 변위를 산출하여 대상체에 대한 3차원 영상을 재구성하는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 엑스선을 이용한 단층촬영장치(CT)는 엑스선이 대상체를 투과하면서 엑스선이 감쇄(attenuation)되는 현상을 이용한다. 엑스선은 대상체를 투과하면서 광전효과(photo electric effect), 콤프턴 산란(Compton scattering) 등 물리적 현상에 의해 그 강도가 점차 약해지는데 생체조직을 이루는 물체 성분과 그 물리적 밀도에 따라 엑스선이 감쇄되는 정도가 다르다.

[0003] 엑스선 단층영상은 생체조직의 엑스선 감쇄계수(attenuation coefficient) 영상을 보여주는 것이라 할 수 있다. 엑스선 감쇄계수는 일반적으로 물질의 밀도가 높을수록 그리고 물질을 이루는 성분의 원자번호가 높을수록 증가한다. 예를 들어, 인체를 촬영 대상으로 할 경우, 생체에서는 뼈 조직이나 치아가 연부 조직에 비해 감쇄계수가 높으며, 엑스선 감쇄계수는 엑스선 광자의 에너지에 따라지는데 일반적으로 엑스선 광자의 에너지가 높을수록 감쇄계수는 줄어든다.

[0004] 이러한 엑스선으로 대상체(인체)의 단층영상을 획득하기 위해서는 엑스선을 대상체에 여러 각도로 조사하여 얻은 투영영상(projection image) 집합이 필요하다. 일반적으로는 엑스선원(x-ray source)과 엑스선 디텍터를 하

나의 주사장치(gantry) 상에 놓고 이 주사장치를 등각으로 회전하면서 투영영상의 집합을 획득한다. 일부의 단층촬영장치는 엑스선원과 엑스선 디텍터를 고정시키고 물체를 회전시켜 투영영상의 집합을 획득하기도 하는데 원리는 동일하다. 이렇게 일정한 각도로 투영영상을 순차적으로 얻어내는 과정을 주사(scan)라 하며, 기준점으로부터 주사장치가 회전한 각도를 주사 각도(scan angle)라 일컫는다. 주사 각도는 통상 일 회전, 즉 360도(degree)까지 하는 것은 일반적이다. 또한, 한 주사 각도에서 투영영상을 획득한 뒤 다음 주사 각도로 회전하는 회전량을 단위주사각(angular sampling interval)이라 부르며 일반적으로 단위주사각은 1도보다 작다. 고해상도의 영상을 얻기 위해서는 단위주사각을 작게 해야 하는데 이 경우 주사 수가 늘어나게 되며, 주사 수가 늘어나면 촬영시간이 길어지고 대상체의 엑스선 피폭량(dose)도 증가하는 한계가 존재하였다.

[0005] 일반 병원용 엑스선 CT에서 투영영상을 받는 엑스선 디텍터로 단일 소자형 엑스선 디텍터를 배열형으로 구성한 것을 많이 사용하고 있다. 단일 소자형 엑스선 디텍터는 크고 두꺼워 엑스선 감도(sensitivity)가 높은 장점이 있으며, 단일 소자형 엑스선 디텍터를 원호에 배열하면 한 주사각도에서 1차원 투영데이터를 일시에 획득할 수 있고, 주사장치를 일 회전하면 한 단면의 영상을 획득할 수 있다. 또한, 엑스선 디텍터를 여러 개의 원호에 배열하면 복수의 단면에 대한 투영데이터를 동시에 획득할 수 있으므로, 주사장치의 일 회전으로 복수 장의 단면 영상을 획득할 수 있다. 이러한 구조를 가진 CT를 통상 멀티링 CT(Multi-ring CT)라 한다. Multi-ring CT는 싱글링 CT(Single-ring CT)와 비교하여 단면당 주사시간을 단축할 수 있어 기존 병원에서 널리 쓰이고 있다. Multi-ring CT의 출현으로 인해 엑스선 CT의 촬영시간이 크게 단축되었으며, Multi-ring CT가 헬리컬(helical) 주사 기능까지 겸비하면서 3차원 단층촬영이 가능하게 되었다.

[0006] 다만, Multi-ring 구조를 갖춘 CT로 헬리컬 주사를 하면 3차원 단층영상을 얻을 수 있지만 헬리컬 주사를 하기 위해서는 주사장치를 여러 번 회전해야만 한다. 단 일회의 주사장치 회전으로 3차원 영상을 얻기 위해서는 디텍터 링(ring)의 수가 적어도 수백 개 이상이 되어야 하는데 이는 경제적이지 않다.

[0007] 그러나, 엑스선 디텍터 기술의 발전으로 2차원 면 디텍터도 이제 상용화 되었으며, 면 디텍터의 화소(pixel)수는 이제 수백만 개 이상이 되는 수준으로 발전하여 면 디텍터의 개발로 디지털 엑스선 촬영인 디지털 라디로그래피(Digital radiography)도 일반화되었다. 또한, 면 디텍터를 이용한 CT도 개발되었는데 이러한 CT를 일반적으로 콘빔(cone beam) CT라 부르며, 치과용 CT와 마이크로 CT가 대표적인 예이다.

[0008] 콘빔 CT는 투영영상을 2차원 면 디텍터로 획득하기 때문에 주사장치를 일 회전만 해도 3차원 영상을 재구성(reconstruction)할 수 있다. 그러나, 면 디텍터의 화소수가 일반적으로 1200×1200 이상으로 매우 커서 2차원 투영데이터를 읽어 내는데 시간이 많이 소요되고, 면 디텍터의 화소 크기가 수십 내지 수백 마이크로 정도 작고 면 디텍터를 이루는 광전소자의 두께도 얇기 때문에 면 디텍터의 감도는 개별 디텍터의 감도에 비해 매우 낮다. 따라서, 면 디텍터의 프레임 비율(frame rate)은 30Hz 미만인 것이 보통이며, 일 회전 주사를 하면서 600개 정도의 투영영상을 얻는다면 총 주사시간은 20초에 이르게 된다. 콘빔 CT의 주사시간은 면 디텍터의 프레임 비율과 일 회전 주사하면서 획득하는 투영영상의 수에 비례하는데 콘빔 CT의 일반적인 주사 시간은 수십 초 정도이다.

[0009] 3차원 단층영상을 고화질로 얻기 위해서는 촬영 중 환자의 움직임이 전혀 없어야 한다. 그러나, 콘빔 CT로 대상을 촬영하는 동안 호흡, 심장박동, 침 삼킴 및 가려움증 등에 의해 대상체는 움직일 수 있으며, 이에 따라 투영데이터에 오류가 발생한다. 오류가 있는 투영데이터로부터 재구성된 단층영상에는 동잡음(motion artifact)이 나타날 수 있고, 동잡음은 단층영상에 흐림(blurring)과 줄무늬(streak) 형태로 나타나는데, 이 동잡음은 결과적으로 단층영상의 공간해상도(spatial resolution)를 저해하며 단층영상의 가독성(readability)을 훼손하는 문제점이 존재하였다.

[0010] 또한, 대상체의 움직임 뿐만 아니라 주사장치의 불완전성에 의해서도 동잡음이 발생할 수 있다. 주사장치의 회전을 위해 전동기가 일반적으로 사용되는데 전동기로부터 주사장치로의 동력전달장치의 불완전성, 주사장치의 편심 및 주사장치의 하중 불균형 등에 의해 주사장치가 회전하는 동안 불규칙 진동이 발생할 수 있으며, 이 진동은 대상체의 움직임과 마찬가지로 동잡음을 유발할 수 있다.

[0011] 이에 대한 해결책으로 CT 영상에서 동잡음을 줄이기 위해 많은 방법들이 개발되었다. 대상체 내부나 외부에 엑스선을 잘 흡수하는 마커(marker)를 부착하고, 주사 중 이 마커의 위치를 투영영상이나 재구성한 영상에서 추적하여 마커의 변위(displacement) 정보를 만들고, 이 변위 정보를 영상재구성 과정에서 이용해 동잡음을 줄일 수 있다. 그러나, 이 방법에서 마커의 크기가 작을 경우, 투영영상에서 마커의 위치를 정확하게 파악하기 힘들고, 동잡음이 심할 경우 재구성한 단층영상에서 마커의 위치를 추정하는데 오차가 커지는 단점이 있다.

- [0012] 또한, 다른 해결책으로 대상체 표면에 빛 반사체를 부착하고 이 반사체에 레이저 빔을 조사하여 대상체 움직임에 따른 반사체의 움직임을 추적하는 방법도 소개되었다. 그러나 이 방법에서는 대상체에 반사체를 부착해야 하는 불편함이 있고 또한 레이저 발생기와 광 감지기를 CT 시스템 내에 설치해야 하는 부담이 존재하였다.
- [0013] 또한, 또 다른 해결책으로 주사장치를 여러 번 회전하면서 투영영상 집합을 반복하여 획득하면서 동시에 호흡 신호를 기록하는 방법도 있다. 호흡 신호가 같은 위상일 때, 즉, 대상체 상복부의 내부 모양이 같을 때의 투영영상들만을 모아내어 새로운 투영영상 부분집합을 구성하고 이 부분집합으로부터 영상을 재구성하는 방법을 회고형(retrospective) 영상 재구성이라 한다. 상기 회고형 영상 재구성은 대상체 호흡에 따른 동잡음을 줄이는데 유효하지만 주사장치를 적어도 수십 회 회전하면서 투영영상을 중복하여 받아야 하므로 주사장치의 일 회전으로 영상을 얻어야 하는 콘빔 CT에 응용하기에는 적합하지 않다.
- [0014] 2차원 엑스선 면 디텍터 기술의 발달로 콘빔 CT의 임상적 응용은 확대되어 가는 추세이며 인공치아 이식이나 치아교정기구 제작 등을 위해 치과영역에서의 콘빔 CT의 활용은 급증하고 있다(치과영역에서 쓰는 콘빔 CT를 특히 치과용 CT, 혹은 덴탈(dental) CT라 한다.). 치과용 CT에서는 환자가 의자에 직립자세로 앉아 있고, 환자의 머리 축을 중심으로 주사장치가 수평면에서 회전하는 것이 일반적이다. 반면, 병원용 CT에서는 환자가 침대에 누워있는 상태에서 주사장치가 수직면에서 회전하는 것이 일반적이다. 따라서 치과용 CT에서는 직립 자세로 인한 환자의 움직임이 상대적으로 많으며, 또한 콘빔 CT의 낮은 스캔 속도로 인해 촬영 중 환자의 움직임에 의한 동잡음이 많이 발생할 수 있다.
- [0015] 최근에는 대상체의 치아구조를 고해상도의 3차원 영상으로 촬영하고 이 3차원 영상정보로부터 인공치아나 치아교정물을 CAM(Computer aided manufacturing)이나 3D 프린터로 제작하는 것이 가능하다. 대상체치아의 고해상도 영상으로부터 인공치아나 교정물을 디지털 기술로 일관되게 만들어 내어 치료의 정확성을 높이고 치료 기간을 단축하는 치과 기술을 디지털 치과술(digital dentistry)이라 부른다. 디지털 치과술에서 3차원 영상을 0.1mm 수준의 고해상도, 고정밀도로 얻는 것은 인공치아 이식이나 치과 교정물의 제작에 있어 매우 중요하다. 인공치아 제작에 오류가 있는 경우 이를 수작업으로 보정하는데 시간과 노력이 더 들어가게 되고 치료기간은 길어지게 된다. 치과 교정물 제작에 오류가 있는 경우도 마찬가지이다. 디지털 치과술에 있어 고해상도, 고정밀도의 3차원 단층영상을 얻는 것은 매우 중요한 일이며, 디지털 치과술이 임상적으로 성공하기 위해서는 고해상도, 고정밀도의 치과용 CT 기술이 필요하다. 따라서, 치과용 CT 영상에서 동잡음을 제거하는 것은 디지털 치과술의 임상적 효용성을 높이기 위한 기술로 각광받고 있다.
- [0016] 다만, 종래의 치과용 CT 기술은 촬영시간이 최소 수초 이상이고 환자(대상체)가 직립하거나 앉아 있는 자세에서 촬영하기 때문에 촬영 도중 환자의 움직임에 의해 단층 영상 내 동잡음(motion artifact)이 발생할 수 있다. 또한, 치과용 CT 기술은 갠트리(gantry)를 이용하는데, 갠트리는 엑스선 발생장치와 면 엑스선 디텍터를 수평형으로 지지하면서 회전하는 과정에서 진동이 발생할 수 있으므로, 이 진동에 의해 주사(scan)의 불완전성을 유발하고 영상에 동잡음을 유발하는 문제점이 존재하였다.
- [0017] 동잡음은 단층영상의 공간해상도를 저하시키므로 유용한 정보를 획득하는 것을 저해할 수 있다. 치과용 CT 기술로 획득되는 영상은 인공치아나 보철, 교정장치 등을 제작하는데 이용할 경우 영상의 공간해상도가 매우 중요한 바, 환자의 움직임이나 주사 오차에 의해 야기되는 공간해상도의 저하를 막는 것은 매우 중요한 요소이다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0018] (특허문헌 0001) 미국공개특허 제2011/0176723호(2011.07.21), "MOTION CORRECTION IN CONE-BEAM CT BY TRACKING INTERNAL AND EXTERNAL MARKERS USING CON-BEAM PROJECTION FROM A KV ON-BOARD IMAGER: FOUR-DIMENSIONAL CONE-BEAM CT AND TUMOR TRACKING IMPLICATIONS"
- (특허문헌 0002) 한국등록특허 제10-1531370호(2015.06.18), "엑스선 영상장치 및 엑스선 영상장치의 이미징 방법"
- (특허문헌 0003) 일본등록특허 제4498023호(2010.04.23), "X선 CT장치"
- (특허문헌 0004) 한국공개특허 제10-2015-0143915호(2015.12.24), "X선 영상 획득방법"

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0019] 본 발명은 치과용 콘빔 CT(cone-beam computed tomography)에서 환자의 움직임이나 주사 오차에 의해 발생하는 투영영상의 변위를 추정하고, 이를 영상 재구성 과정에서 보정함으로써 단층영상에서 동잡음의 영향을 줄여 영상의 화질을 높일 수 있는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.
- [0020] 또한, 본 발명은 외부 장치의 도입 없이 획득된 투영영상 데이터로부터 환자의 움직임이나 불완전 주사에 대한 정보를 추정하고, 이 추정 정보를 영상의 재구성 과정에서 활용하여 단층영상 내 동잡음을 줄일 수 있는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.
- [0021] 또한, 본 발명은 주사장치를 복수 회 회전할 필요가 없이, 획득된 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 투영영상들의 변위를 추정하고, 추정된 투영영상들의 변위에 따른 누적 변위를 산출하여 대상체에 대한 3차원 영상을 재구성하여 동잡음을 제거할 수 있는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.
- [0022] 또한, 본 발명은 대상체의 움직임에 따른 동잡음의 제거 뿐만 아니라 주사장치의 불완전성에 의해 야기되는 동잡음을 감소시킬 수 있는 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치 및 그 방법을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0023] 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치는 회전 중심축에서의 주사(scan)에 따른 기준 투영영상(projection image)을 획득하고, 상기 회전 중심축을 기준으로 주사 각도(scan angle)로 회전한 단위주사각(angular sampling interval)에서의 인접한 투영영상을 획득하여 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득하는 투영영상 획득부, 상기 기준 투영영상 및 상기 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 투영영상의 변위(displacement)를 추정하는 변위 추정부, 상기 기준 투영영상을 기준으로 상기 추정된 투영영상의 변위에 따른 수평 방향 및 수직 방향으로의 누적 변위를 산출하는 누적변위 산출부 및 상기 2차원 투영영상 집합에 상기 산출된 누적 변위를 보정한 투영영상 집합을 획득하고, 상기 보정된 투영영상 집합에 대하여 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 재구성(reconstruction)하는 3차원 영상 재구성부를 포함한다.
- [0024] 상기 변위 추정부는 상기 획득된 인접한 투영영상의 수평 방향 및 수직 방향으로의 공간주파수에 대한 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관(cross-correlation)으로부터 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정할 수 있다.
- [0025] 상기 변위 추정부는 상기 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관의 값이 최대값이 되는 변위량에 의해 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정할 수 있다.
- [0026] 상기 누적변위 산출부는 상기 기준 투영영상을 기준으로 상기 투영영상들 사이의 상관관계에 기반하여 획득된 상기 투영영상들의 변위량을 합산하여 상기 누적 변위를 산출할 수 있다.
- [0027] 상기 3차원 영상 재구성부는 상기 투영영상들의 푸리에 변환에 공간이동을 반영하는 조화함수를 곱한 뒤 푸리에 역변환을 수행하여 상기 보정된 투영영상 집합을 획득할 수 있다.
- [0028] 또한, 상기 3차원 영상 재구성부는 상기 보정된 투영영상 집합을 기반으로 수평 방향 및 수직 방향의 좌표 값, 및 상기 단위주사각으로 회전한 수를 이용하여 대상체에 대한 3차원 공간좌표를 획득하여 영상 재구성할 수 있다.
- [0029] 또한, 상기 3차원 영상 재구성부는 상기 보정된 투영영상 집합에 공간 필터링(spatial filtering)한 뒤 역투영(filtered back-projection)하여 상기 획득된 3차원 공간좌표로부터 대상체 영상을 재구성할 수 있다.
- [0030] 상기 단위주사각은 상기 인접한 주사 각도에서 상기 주사에 따른 투영영상을 획득한 뒤, 기설정된 주사 각도로 회전하는 회전량을 나타낼 수 있다.
- [0031] 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법은 회전 중심축에서의 주사(scan)에 따른 기준 투영영상(projection image)을 획득하고, 상기 회전 중심축을 기준으로 주사 각도(scan angle)로 회전한 단위주사각(angular sampling interval)에서의 인접한 투영영상을 획득하여 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득하는 단계, 상기 기준 투영영상 및 상기 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 투영영상의 변위(displacement)를 추정하는 단계, 상기 기준 투영영상을 기준으로

상기 추정된 투영영상의 변위에 따른 수평 방향 및 수직 방향으로의 누적 변위를 산출하는 단계, 상기 산출된 누적 변위를 이용하여 상기 2차원 투영영상 집합의 동잡음을 보정하는 단계 및 상기 보정된 2차원 투영영상 집합에 대하여 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 재구성(reconstruction)하는 단계를 포함한다.

[0032] 상기 투영영상의 변위를 추정하는 단계는 상기 획득된 인접한 투영영상의 수평 방향 및 수직 방향으로의 공간주파수에 대한 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관(cross-correlation)으로부터 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정할 수 있다.

[0033] 상기 투영영상의 변위를 추정하는 단계는 상기 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관의 값이 최대값이 되는 변위량에 의해 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정할 수 있다.

[0034] 상기 누적 변위를 산출하는 단계는 상기 기준 투영영상을 기준으로 상기 투영영상들 사이의 상관관계에 기반하여 획득된 상기 투영영상들의 변위량을 합산하여 상기 누적 변위를 산출할 수 있다.

[0035] 상기 3차원 영상을 재구성하는 단계는 상기 보정된 2차원 투영영상 집합을 기반으로 수평 방향 및 수직 방향의 좌표 값, 및 상기 단위주사각으로 회전한 수를 이용하여 대상체에 대한 3차원 공간좌표를 획득하여 영상 재구성할 수 있다.

[0036] 또한, 상기 3차원 영상을 재구성하는 단계는 상기 보정된 2차원 투영영상 집합에 공간 필터링(spatial filtering)한 뒤 역투영(filtered back-projection)하여 상기 획득된 3차원 공간좌표로부터 대상체 영상을 재구성할 수 있다.

발명의 효과

[0037] 본 발명의 실시예에 따르면, 치과용 콘빔 CT(cone-beam computed tomography)에서 환자의 움직임이나 주사 오차에 의해 발생하는 투영영상의 변위를 추정하고, 이를 영상 재구성 과정에서 보정함으로써 단층영상에서 동잡음의 영향을 줄여 영상의 화질을 높일 수 있다.

[0038] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 외부 장치의 도입 없이 획득된 투영영상 데이터로부터 환자의 움직임이나 불완전 주사에 대한 정보를 추정하고, 이 추정 정보를 영상의 재구성 과정에서 활용하여 단층영상 내 동잡음을 줄일 수 있다.

[0039] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 주사장치를 복수 회 회전할 필요가 없이, 획득된 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 투영영상들의 변위를 추정하고, 추정된 투영영상들의 변위에 따른 누적 변위를 산출하여 대상체에 대한 3차원 영상을 재구성하여 동잡음을 제거할 수 있다.

[0040] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 대상체의 움직임에 따른 동잡음의 제거 뿐만 아니라 주사장치의 불완전성에 의해 야기되는 동잡음을 감소시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0041] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치의 구성을 설명하기 위한 블록도를 도시한 것이다.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 적용한 엑스선 영상장치의 예를 도시한 것이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 이용하여 2차원 투영영상 집합을 획득하는 예를 설명하기 위해 도시한 것이다.

도 4a 내지 도 4c는 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 이용하여 투영영상의 변위를 추정하는 과정을 설명하기 위해 도시한 것이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의해 발생하는 동잡음에 따른 투영영상의 변위를 추정하는 과정을 설명하기 위해 도시한 것이다.

도 6은 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우, 투영영상의 교차상관에 따른 변위 결과를 도시한 것이다.

도 7은 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생한 경우, 기준 투영영상 및 인접한 투영영상 간의 교차상관에 따른 변위 결과를 도시한 것이다.

도 8은 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우, 동잡음 보정을 위한 신호처리 흐름도의 결과를 도시한 것이다.

도 9는 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생한 경우, 동잡음 보정을 위한 신호처리 흐름도의 결과를 도시한 것이다.

도 10은 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법의 흐름도를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0042] 이하 첨부 도면들 및 첨부 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다.
- [0043] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0044] 본 명세서에서 사용되는 "실시예", "예", "측면", "예시" 등은 기술된 임의의 양상(aspect) 또는 설계가 다른 양상 또는 설계들보다 양호하다거나, 이점이 있는 것으로 해석되어야 하는 것은 아니다.
- [0045] 또한, '또는'이라는 용어는 배타적 논리합 'exclusive or' 이기보다는 포함적인 논리합 'inclusive or' 를 의미한다. 즉, 달리 언급되지 않는 한 또는 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 'x가 a 또는 b를 이용한다'라는 표현은 포함적인 자연 순열들(natural inclusive permutations) 중 어느 하나를 의미한다.
- [0046] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 단수 표현("a" 또는 "an")은, 달리 언급하지 않는 한 또는 단수 형태에 관한 것이라고 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 일반적으로 "하나 이상"을 의미하는 것으로 해석되어야 한다.
- [0047] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.
- [0048] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0049] 한편, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는, 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고, 본 명세서에서 사용되는 용어(terminology)들은 본 발명의 실시예를 적절히 표현하기 위해 사용된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 본 발명이 속하는 분야의 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 따라서, 본 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0051] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치의 구성을 설명하기 위한 블록도를 도시한 것이다.
- [0052] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 기준 투영영상 및 인접한 투영영상을 획득하여 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득하고, 획득된 투영영상들 사이의 상관관계를 이용하여 투영영상의 변위를 추정하여 누적 변위를 산출하며, 산출된 누적 변위를 보정한 2차원 투영영상 집합에 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 재구성한다.
- [0053] 이를 위해, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 투영영상 획득부(110), 변위 추정부(120), 누적변위 산출부(130) 및 3차원 영상 재구성부(140)를 포함한다.
- [0054] 투영영상 획득부(110)는 회전 중심축에서의 주사(scan)에 따른 기준 투영영상(projection image)을 획득하고, 회전 중심축을 기준으로 주사 각도(scan angle)로 회전한 단위주사각(angular sampling interval)에서의 인접

한 투영영상을 획득하여 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득한다.

- [0055] 상기 주사는 일정한 각도로 투영영상을 순차적으로 얻어내는 과정일 수 있고, 상기 주사 각도는 회전 중심축으로부터 주사장치가 회전한 각도를 일컫을 수 있으며, 상기 단위주사각은 인접한 주사 각도에서 주사에 따른 투영영상을 획득한 후 기설정된 주사 각도로 회전하는 회전량을 일컫을 수 있다.
- [0056] 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 이미징 방법이 적용되는 엑스선 영상장치(주사장치), 즉 본 발명에 따른 엑스선 영상장치의 이미징 방법을 위한 엑스선 영상장치의 일 실시예는 이하의 도 2 및 도 3을 참조하여 상세히 설명하고자 한다.
- [0058] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 적용한 엑스선 영상장치의 예를 도시한 것이다.
- [0059] 보다 상세하게는, 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치의 이미징 방법을 위해 엑스선을 이용한 콘빔 CT를 이용한 일 실시예를 도시한 것이다.
- [0060] 도 2를 참조하면, 엑스선을 이용한 콘빔 CT는 대상체(200)를 중심으로 한쪽에는 엑스선원(x-ray source, 210)을, 그리고 반대쪽에는 면 엑스선 디텍터(2D x-ray detector, 220)를 두고 기설정된 주사 각도의 단위주사각으로 회전하며 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치는 회전되는 단위주사각 각각에서의 투영영상(projection image, 230)을 획득할 수 있다.
- [0061] 엑스선원(210)에서 나오는 엑스선(X-ray)은 엑스선원(210) 출구에 설치된 시준기(collimator)에 의해 빔의 크기가 제한될 수 있다(빔의 크기를 제한하는 이유는 촬영하고자 하는 시야각(field of view) 내로만 엑스선 조사를 제한함으로써 대상체에 조사되는 엑스선량(x-ray dose)을 줄이기 위함이다.).
- [0062] 엑스선원(210) 및 면 엑스선 디텍터(220)는 회전 운동과 병진 운동이 가능한 구성으로서, 자유도 1의 회전 운동과 자유도 1의 병진 운동(선형 이동)이 가능하며, 엑스선원(210)의 회전중심은 엑스선원(210)의 병진 운동 축(Axis) 상에 존재한다.
- [0063] 보다 상세하게는 엑스선원(210)과 면 엑스선 디텍터(220)는 서로 마주하도록 구비되며, 대상체(200)를 중심으로 하여 엑스선원(210) 및 면 엑스선 디텍터(220)가 일정한 속도로 회전할 수 있다. 또한, 엑스선을 이용한 콘빔 CT는 엑스선원(210) 및 면 엑스선 디텍터(220)를 기준으로 대상체(200)를 회전시킴으로써, 대상체(200)에 조사되는 엑스선에 의해 대상체(200) 전체에 대한 투영영상(230)을 획득할 수 있다.
- [0064] Φ_x 는 수평방향의 시야각을 의미하고, Φ_z 는 수직방향의 시야각을 의미하며, 대상체(200)에 대한 단층영상을 재구성하기 위해서는 수평방향 및 수직방향의 시야각에 따른 다양한 각도에서의 투영영상을 획득하여야 하므로, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 회전 중심축을 중심으로 엑스선원(210) 및 면 엑스선 디텍터(220)를 일정한 각도(단위주사각)로 이동시키고, 투영영상 획득부(110)를 통해 일정한 각도에 따른 복수의 투영영상들을 획득할 수 있다.
- [0066] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 이용하여 2차원 투영영상 집합을 획득하는 예를 설명하기 위해 도시한 것이다.
- [0067] 도 3을 참조하면, 엑스선원(310) 및 면 엑스선 디텍터(320)는 한 쌍을 이루며 대상체(300)를 중심으로 단위주사각($\Delta\theta$)에서의 주사를 수행하며, 주사를 위한 회전 중심축(330)은 대상체(300)의 중앙에 위치한다.
- [0068] 예를 들어, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 투영영상 획득부(110)는 엑스선원(310)에서 조사되어 회전 중심축(330)으로의 엑스선 주사에 따른 기준 투영영상을 획득하고, 회전 중심축(330)에 인접한 주사 각도 및 상기 주사 각도로 회전하는 회전량인 단위주사각($\Delta\theta$)에서의 엑스선원(310)에서 조사되어 회전 중심축(330)으로의 엑스선 주사에 따른 인접한 투영영상을 획득할 수 있다.
- [0069] 또한, 투영영상 획득부(110)는 기준 투영영상 및 단위주사각($\Delta\theta$) 각각으로부터 획득된 인접한 투영영상을 포함하는 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득할 수 있다.
- [0070] 일반적으로 단위주사각이 작을수록, 즉 투영영상의 수가 많을수록 단층영상의 공간해상도는 좋아지지만 촬영시간이 길어지게 되며 환자가 받는 엑스선량도 늘어나게 된다. 반면, 투영영상의 수가 너무 적으면 영상의 공간해상도가 저하될 뿐만 아니라 줄무늬(streak) 아티팩트(artifact)도 나타나게 되어 단층영상의 가독성

(readability)이 저해될 수 있다. 따라서, 투영영상의 수는 일반적으로 1000 이하에서 정해지지만 실시예에 따라서는 그 이상일 수도 있다.

- [0072] 다시 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 변위 추정부(120)는 기준 투영영상 및 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 투영영상의 변위(displacement)를 추정한다.
- [0073] 변위 추정부(120)는 획득된 인접한 투영영상의 수평 방향 및 수직 방향으로의 공간주파수에 대한 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관(cross-correlation)의 값으로부터 투영영상들 사이의 변위를 추정할 수 있다.
- [0074] 보다 상세하게는, 변위 추정부(120)는 기준 투영영상 및 인접한 투영영상을 포함하는 투영영상들의 변위가 같을 경우, 교차상관의 값은 최대값을 가지므로 상기 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관의 값이 최대값이 되는 변위량에 의해 상기 투영영상들 사이의 변위를 추정할 수 있다.
- [0075] 이하에서는 도 4a 내지 도 4c, 및 도 5를 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)를 이용하여 투영영상의 변위를 추정하는 과정을 상세히 설명하고자 한다.
- [0077] 도 4a 내지 도 4c는 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 이용하여 투영영상의 변위를 추정하는 과정을 설명하기 위해 도시한 것이다.
- [0078] 도 4a를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 제1 엑스선원(410a)에서 조사되는 엑스선이 대상체(400)의 중앙에 위치한 회전 중심축(430)을 지나 제1 면 엑스선 디텍터(420a)에 투영되어 생성되는 기준 투영영상을 획득한다.
- [0079] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 제1 엑스선원(410a)을 기준으로 회전 중심축(430)에 인접한 주사 각도로 회전하는 회전량인 단위주사각(440)에 기반하여 이동된 제2 엑스선원(410a)로부터 회전 중심축(430)에서의 주사에 따른 제2 면 엑스선 디텍터(420b)로부터 인접한 투영영상을 획득한다.
- [0080] 이에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 변위 추정부(120)는 제1 엑스선원(410a)을 기준으로 획득된 기준 투영영상과, 제2 엑스선원(420a)으로부터 획득된 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체(400)의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 동잡음에 따른 투영영상의 변위를 추정할 수 있다.
- [0081] 또한 도 4b를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 제2 엑스선원(410b)에서 회전 중심축(430)에 인접한 주사 각도로 회전하여 이동된 제3 엑스선원(410c)으로부터 회전 중심축(430)에서의 주사에 따른 제3 면 엑스선 디텍터(420c)로부터 인접한 투영영상을 획득한다.
- [0082] 제3 엑스선원(410c)는 제1 엑스선원(410a)으로부터 회전 중심축(430)을 기준으로 기설정된 주사 각도로 회전하는 회전량인 단위주사각(450)에 기반하여 이동될 수 있다.
- [0083] 이에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 변위 추정부(120)는 제1 엑스선원(410a)을 기준으로 획득된 기준 투영영상과, 제3 엑스선원(420c)으로부터 획득된 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체(400)의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 동잡음에 따른 투영영상의 변위를 추정할 수 있다.
- [0084] 또한 도 4c를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 제3 엑스선원(410c)에서 회전 중심축(430)에 인접한 주사 각도로 회전하여 이동된 제4 엑스선원(410d)으로부터 회전 중심축(430)에서의 주사에 따른 제4 면 엑스선 디텍터(420d)로부터 인접한 투영영상을 획득한다.
- [0085] 제 4 엑스선원은(410d)는 제1 엑스선원(410a)으로부터 회전 중심축(430)을 기준으로 기설정된 주사 각도로 회전하는 회전량인 단위주사각(460)에 기반하여 이동될 수 있다.
- [0086] 이에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 변위 추정부(120)는 제1 엑스선원(410a)을 기준으로 획득된 기준 투영영상과, 제4 엑스선원(420d)으로부터 획득된 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체(400)의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 동잡음에 따른 투영영상의 변위를 추정할 수 있다.
- [0087] 이하에서는 획득된 투영영상들 사이의 상관관계에 기반하여 투영영상의 변위를 추정하는 방법을 보다 상세히 설

명하고자 한다.

[0088] 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 투영영상 획득부(110)는 크기가 같은 두 개의 투영영상인 $f(x,y)$ 및 $g(x,y)$ 을 획득할 수 있다. 여기서, 상기 $g(x,y)$ 의 투영영상은 $f(x,y)$ 를 (α, β) 만큼 변위한 투영영상일 수 있으며, $g(x,y)=f(x-\alpha, y-\beta)$ 로 나타낼 수 있다.

[0089] 이에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 변위 추정부(120)는 두 투영영상($f(x,y)$ 및 $g(x,y)$)의 교차상관(cross correlation, r_{fg})의 값을 추정할 수 있으며, 교차상관은 하기의 [수식 1]로부터 정의될 수 있다.

[0090] [수식 1]

$$\begin{aligned} r_{fg}(x_0, y_0) &= \sum_{x,y} f(x,y) g^*(x-x_0, y-y_0) \\ &= \sum_{u,v} F(u,v) G^*(u,v) \exp[i2\pi(\frac{ux_0}{M} + \frac{vy_0}{N})] \end{aligned}$$

[0091]

[0092] (여기서, $F(u,v)$ 및 $G(u,v)$ 는 각각 $f(x,y)$ 및 $g(x,y)$ 의 2차원 푸리에(fourier) 변환을 나타내며, u 및 v 는 수평방향 및 수직방향으로의 공간주파수를 의미한다.)

[0093] 또한, M 및 N 은 $f(x,y)$ 및 $g(x,y)$ 의 수평방향 및 수직방향으로의 화소 수를 나타내고, $*$ 는 복소수의 공액(conjugate)을 의미한다.)

[0094] 하기의 [수식 2]에 기반하여, 변위 추정부(120)는 [수식 1]에서 상관관계 절대값의 자승을 최대로 하는 (x_0, y_0) 을 산출하여 두 투영영상 사이의 변위 (α, β) 를 추정할 수 있다.

[0095] [수식 2]

$$(\alpha, \beta) = \max_{(x_0, y_0)} |r_{fg}(x_0, y_0)|^2$$

[0096]

[0097] 상기 교차상관의 값은 두 투영영상이 같은 경우 최대값을 가지므로 $f(x,y)$ 의 투영영상을 (α, β) 만큼 변위할 때 교차상관 값은 최대가 될 수 있다. 따라서, 2차원 교차상관 $r_{fg}(x_0, y_0)$ 을 산출한 후 교차상관의 값의 최대값인 (x_0, y_0) 을 획득하여 변위 (α, β) 를 추정할 수 있다.

[0098] [수식 1]을 이용한 교차상관의 값은 공간영역에서 획득할 수 있고, 공간주파수영역에서도 획득할 수 있다. 통상 공간영역에서의 계산량보다 공간주파수영역에서 계산하는 것이 산출 속도가 빠르므로, 두 투영영상의 2차원 푸리에 변환은 FFT(Fast Fourier Transform) 알고리즘을 이용하여 고속으로 연산할 수 있다.

[0099] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 변위 추정부(120)는 전술한 방식으로 두 투영영상의 변위 (x_0, y_0) 를 획득한 경우, $g(x,y)$ 의 인접한 투영영상으로부터 기준 투영영상인 $f(x,y)$ 를 하기의 [수식 3]으로부터 추정할 수 있다.

[0100] [수식 3]

$$\hat{f}(x,y) = g(x+x_0, y+y_0) = IFT\{G(u,v) \exp[-i2\pi(\frac{ux_0}{M} + \frac{vy_0}{N})]\}$$

[0101]

[0102] [수식 3]에서 IFT는 역푸리에 변환(Inverse Fourier Transform)을 나타내며, 푸리에 변환과 마찬가지로 역푸리에 변환도 FFT 알고리즘을 이용하여 고속으로 연산될 수 있다.

[0103] [수식 3]을 사용하면 변위량 (x_0, y_0) 이 한 화소의 크기보다 작더라도 영상을 정확하게 공간 이동할 수 있다. 변위량이 한 화소의 크기보다 작은 경우, 공간이동을 공간영역에서 수행하기 위해서는 서브 픽셀(sub-pixel) 수준

의 공간 이동을 위한 영상의 보간(interpolation)이 필요하며 보간 작업을 수행하는데 연산이 많이 수행된다. 그러나, [수식 3]을 이용하면 공간주파수 영역에서 연산을 수행함으로써 연산시간을 크게 단축시킬 수 있다.

[0104] 실시예에 따라서, 주사를 하는 동안 대상체의 움직임 또는 불완전 주사에 의한 오류가 없다면 인접한 주사 각도에서의 두 투영영상($p_{i-1}(s,t)$ 및 $p_i(s,t)$)은 형상에 있어서 큰 차이가 없다. 이에 따라서, 인접한 두 투영영상 간 교차상관의 값을 최대를 하는 변위량은 하기의 [수식 4]와 같이 거의 (0,0)에 가깝게 산출될 수 있다.

[0105] [수식 4]

$$\max_{(s_0, t_0)} \left| r_{p_{i-1} p_i}(s_0, t_0) \right|^2 \approx (0, 0)$$

[0106]

[0107] (기본적으로 투영영상은 면 엑스선 디텍터 상의 좌표에서 고려해야 하므로, [수식 4]에서 (x,y) 대신 면 엑스선 디텍터 상에서의 좌표인 (s,t)를 사용하였다.)

[0109] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의해 발생하는 동잡음에 따른 투영영상의 변위를 추정하는 과정을 설명하기 위해 도시한 것이다.

[0110] 도 5를 참조하면, 주사를 하는 동안 대상체의 움직임이 발생하는 경우 주사에 따른 면 엑스선 디텍터(500)로부터 기준 투영영상(501) 대비 변위가 발생한 투영영상(502)이 획득될 수 있다.

[0111] 변위가 발생한 투영영상(502)은 수평방향으로 Δs 및 수직방향으로 Δt 의 변위가 발생하였으며, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)는 기준 투영영상($p_{i-1}(s,t)$, 501)과 변위가 발생한 투영영상($p_i(s,t)$, 502) 사이의 교차상관의 값을 획득하기 위해 [수식 1] 내지 [수식 3]을 활용한 하기의 [수식 5]를 이용하여 두 투영영상들의 변위량(Δs , Δt)을 추정할 수 있다.

[0112] [수식 5]

$$(\Delta s, \Delta t) = \max_{(s_0, t_0)} \left| r_{p_{i-1} p_i}(s_0, t_0) \right|^2 = \max_{(s_0, t_0)} \left| \sum_{u,v} P_{i-1}(u,v) P_i^*(u,v) \exp[i2\pi(\frac{us_0}{M} + \frac{vt_0}{N})] \right|^2$$

[0113]

[0114] (여기서, $P_{i-1}(u,v)$ 및 $P_i(u,v)$ 는 각각 $p_{i-1}(s,t)$ 및 $p_i(s,t)$ 의 푸리에 변환을 의미한다.)

[0116] 다시 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치(100)의 누적변위 산출부(130)는 기준 투영영상을 기준으로 추정된 투영영상의 변위에 따른 수평 방향 및 수직 방향으로의 누적 변위를 산출한다.

[0117] 누적변위 산출부(130)는 기준 투영영상을 기준으로 투영영상들 사이의 상관관계에 기반하여 획득된 투영영상들의 변위량을 합산하여 누적 변위를 산출할 수 있다.

[0118] 예를 들면, 누적변위 산출부(130)는 회전 중심축에서의 주사에 따라 획득된 기준 투영영상과, 단위주사각에서의 획득된 인접한 투영영상들 사이의 추정된 변위를 첫 번째 투영영상인 기준 투영영상을 기준으로 누적 변위를 산출할 수 있다.

[0119] 실시예에 따라서, 기준 투영영상 및 인접한 투영영상 사이의 변위($\Delta s(i)$, $\Delta t(i)$ [$i=0, 1, 2, \dots, N_{\theta-1}$])를 모든 투영영상에 대하여 획득한 뒤, 수평 방향 및 수직 방향으로의 누적 변위를 하기의 [수식 6]을 이용하여 산출할 수 있다.

[0120] [수식 6]

$$(S_o(i), T_0(i)) = (\sum_{k=0}^i \Delta s(k), \sum_{k=0}^i \Delta t(k)) \quad i = 1, 2, \dots, N_\theta - 1$$

[0121]

[0122] (여기서, k는 투영영상들 사이의 변위량을 의미한다.)

[0123] 3차원 영상 재구성부(140)는 산출된 누적 변위를 2차원 투영영상 집합에 적용하여 보정한 투영영상 집합을 획득하고, 보정된 투영영상 집합에 대하여 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 재구성(reconstruction)한다.

[0124] 3차원 영상 재구성부(140)는 투영영상들의 푸리에 변환에 공간이동을 반영하는 조화함수를 곱한 뒤, 푸리에 역변환을 수행하여 보정된 투영영상 집합을 획득할 수 있다.

[0125] 예를 들면, 3차원 영상 재구성부(140)는 산출된 누적 변위량을 이용하여 2차원 투영영상 집합($\{p_i(s, t)\}$)의 누적 변위를 보정한 투영영상 집합($\{\hat{p}_i(s, t)\}$)을 하기의 [수식 7]로부터 산출할 수 있다.

[0126] [수식 7]

$$\hat{p}_i(s, t) = p_i(s + S_0, t + T_0) = IFT\{P_i(u, v) \exp[-i2\pi(\frac{uS_0}{M} + \frac{vT_0}{N})]\}$$

[0127]

[0128] 이에 따라서, 3차원 영상 재구성부(140)는 [수식 7]로부터 산출된 투영영상 집합($\{\hat{p}_i(s, t)\}$)에 영상 재구성 알고리즘을 적용함으로써, 동잡음이 감소된 3차원 영상을 재구성할 수 있다.

[0129] 실시예에 따라서 영상 재구성 알고리즘은 보정된 투영영상 집합에 공간 필터링(spatial filtering)한 후 역투영(filtered back-projection)하는 방법일 수 있다.

[0130] 또한, 영상 재구성 알고리즘으로는 OSC 알고리즘(Ordered Subsets Convex Algorithm)과 같은 블록 반복 재구성 기술(Block-iterative Reconstruction Technique) 등이 있으며, 보다 구체적인 예로는 CT(컴퓨터 단층촬영)에 서의 영상 재구성 기술이 적용될 수 있다.

[0131] 3차원 영상 재구성부(140)는 보정된 투영영상 집합을 기반으로 수평 방향 및 수직 방향의 좌표 값, 및 단위주사각으로 회전한 수를 이용하여 대상체 내에서의 3차원 공간좌표를 획득하여 영상을 재구성할 수 있다.

[0132] 예를 들어, 3차원 영상 재구성부(140)는 변위 추정부(120)로부터 추정된 2차원 투영영상 집합($\{p_i(s, t)\}$)으로부터 대상체 내에서의 3차원 공간좌표($f(x, y, z)$)에 따른 대상체 영상을 획득할 수 있다.

[0133] 상기 2차원 투영영상 집합에서, s 및 t는 면 엑스선 디텍터에서 수평 방향 및 수직 방향으로의 좌표를 의미하고, i는 단위주사각으로 회전한 수를 의미한다. 즉, 단위주사각을 $\Delta\theta$ 라 할 때, i번째 회전에서 단위주사각은 $\theta = i\Delta\theta$ 이 될 수 있고, $[i=0, 1, 2, \dots, N_{\theta}-1]$ 일 수 있다.

[0135] 도 6은 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우, 투영영상의 교차상관에 따른 변위 결과를 도시한 것이다.

[0136] 보다 상세하게는, 도 6은 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우, 기준 투영영상과 인접한 투영영상을 포함한 2차원 투영영상 집합의 교차상관에 따른 변위 결과를 도시한 것으로서, 수평축은 주사의 순서인 단위주사각($\theta = i\Delta\theta$)에서 i를 나타내며, 수직축은 화소 크기 단위로 표시된 수직 변위를 나타낸다.

[0137] 실시예에 따른 주사 수는 360일 수 있으며, 일 회전 당 360 개의 투영영상을 나타낼 수 있다.

[0138] 도 6을 참조하면, 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우, 기준 투영영상과 인접한 투영영상 사이의 주사 각도는 형상에 있어서 큰 차이가 발생하지 않으므로, 두 투영영상 간 교차상관의 값을 최대화하는 변위량은 거의 0 근처에 머물러 있는 것을 확인할 수 있다.

[0140] 도 7은 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생한 경우, 기준 투영영상 및 인접한 투영영상 간의 교차상

관에 따른 변위 결과를 도시한 것이다.

- [0141] 보다 상세하게는, 도 7의 수평축은 주사의 순서인 단위주사각($\theta = i\Delta\theta$)에서 i 를 나타내며, 수직축은 화소 크기 단위로 표시된 수직 변위를 나타낸다.
- [0142] 실시예에 따른 주사 수는 450일 수 있으며, 일 회전 당 450 개의 투영영상을 나타낼 수 있다.
- [0143] 도 7을 참조하면, 촬영 중간단계의 약 250회차 주사 근처에서 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생한 것을 확인할 수 있다.
- [0145] 도 8은 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우, 동잡음 보정을 위한 신호처리 흐름도의 결과를 도시한 것이다.
- [0146] 보다 상세하게는 도 8은 도 6에 도시된 변위에 대한 누적 변위를 나타낸다. 누적 변위는 변위보다 크게 나타나게 되며 도 8의 경우, 누적 변위는 약 -0.5 내지 약 0.5 화소 크기 정도를 나타내는 것을 확인할 수 있다.
- [0147] 도 8에 도시된 바와 같이, 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우에도 교차상관에 따른 변위 및 누적 변위가 미세한 수준으로 나타나는 것을 확인할 수 있는데, 이는 두 투영영상의 주사 각도가 동일하지 않으므로 투영영상 또한 완전히 같지 않기 때문에 발생할 수 있다.
- [0149] 도 9는 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생한 경우, 동잡음 보정을 위한 신호처리 흐름도의 결과를 도시한 것이다.
- [0150] 보다 상세하게는 도 9는 도 7에 도시된 변위에 대한 누적 변위를 나타낸다. 누적 변위는 약 -3 내지 약 2 화소 크기 정도를 나타내는 것을 확인할 수 있으며, 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사가 발생하지 않은 경우와 비교하여 누적 변위는 약 5배 정도의 크기를 나타내는 것을 알 수 있다.
- [0152] 도 10은 본 발명의 실시예에 따른 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 방법의 흐름도를 도시한 것이다.
- [0153] 도 10을 참조하면, 단계 1010에서 회전 중심축에서의 주사(scan)에 따른 기준 투영영상(projection image)을 획득하고, 회전 중심축에 인접한 주사 각도(scan angle) 및 단위주사각(angular sampling interval)에서의 인접한 투영영상을 획득하여 투영영상들의 2차원 투영영상 집합을 획득한다.
- [0154] 단계 1020에서 기준 투영영상 및 인접한 투영영상 사이의 상관관계를 이용하여 대상체의 움직임 변위 또는 불완전 주사에 의한 투영영상의 변위(displacement)를 추정한다.
- [0155] 단계 1020은 획득된 인접한 투영영상의 수평 방향 및 수직 방향으로의 공간주파수에 대한 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관(cross-correlation)으로부터 투영영상들 사이의 변위를 추정하는 단계일 수 있다.
- [0156] 보다 상세하게는, 단계 1020은 2차원 푸리에 변환에 따른 교차상관의 값이 최대값이 되는 변위량에 의해 투영영상들 사이의 변위를 추정하는 단계일 수 있다.
- [0157] 단계 1030에서 기준 투영영상을 기준으로 추정된 투영영상의 변위에 따른 수평 방향 및 수직 방향으로의 누적 변위를 산출한다.
- [0158] 단계 1030은 기준 투영영상을 기준으로 투영영상들 사이의 상관관계에 기반하여 획득된 투영영상들의 변위량을 합산하여 누적 변위를 산출하는 단계일 수 있다.
- [0159] 단계 1040에서 산출된 누적 변위를 이용하여 2차원 투영영상 집합의 동잡음을 보정한다.
- [0160] 단계 1050에서 보정된 2차원 투영영상 집합에 대하여 영상 재구성 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 재구성한다.
- [0161] 단계 1050은 보정된 2차원 투영영상 집합을 기반으로 수평 방향 및 수직 방향의 좌표 값, 및 단위주사각으로 회전한 수를 이용하여 대상체 내에서의 3차원 공간좌표를 획득하는 단계일 수 있다.
- [0162] 또한, 단계 1050은 보정된 2차원 투영영상 집합에 공간 필터링(spatial filtering)한 뒤 역투영(filtered back-projection)하여 획득된 3차원 공간좌표로부터 대상체 영상을 재구성하는 단계일 수 있다.
- [0164] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다

른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

[0165]

[0166]

그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

부호의 설명

[0168]

100: 단층촬영장치를 이용한 영상 재구성 장치

110: 투영영상 획득부

120: 변위 추정부

130: 누적변위 산출부

140: 3차원 영상 재구성부

200, 300, 400: 대상체

210, 310, 410: 엑스선원

220, 320, 420, 500: 면 엑스선 디텍터

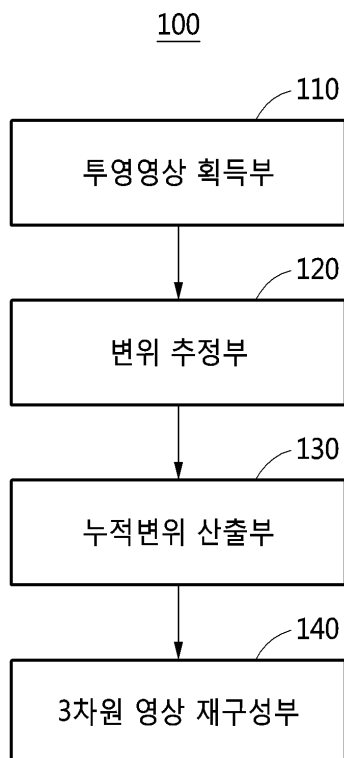
230: 투영영상

501: 기준 투영영상

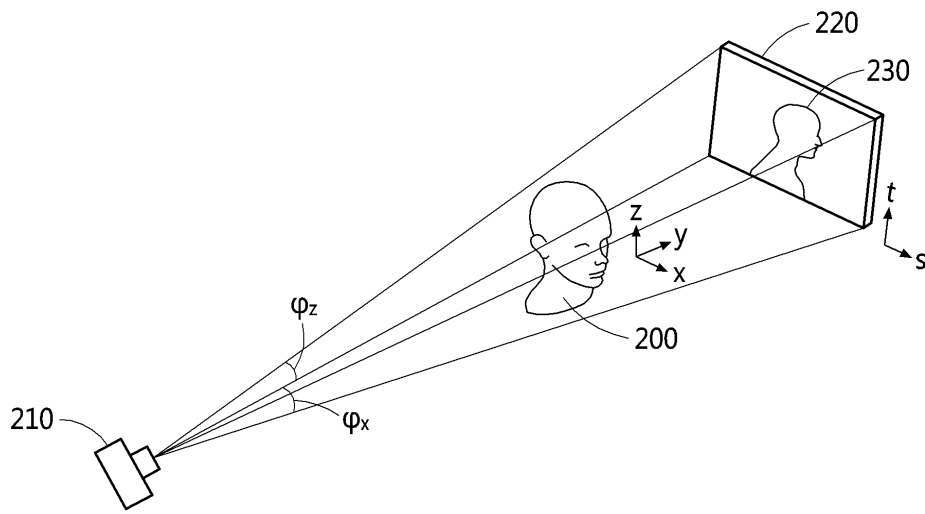
502: 변위가 발생한 투영영상

도면

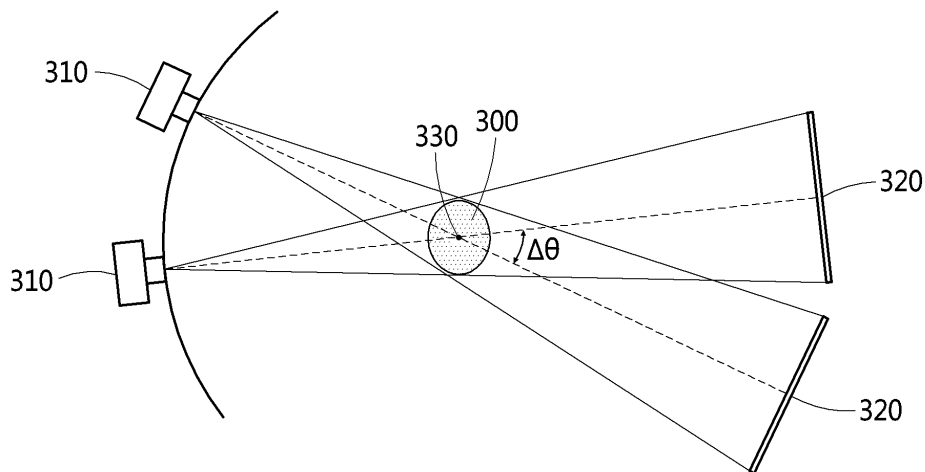
도면1



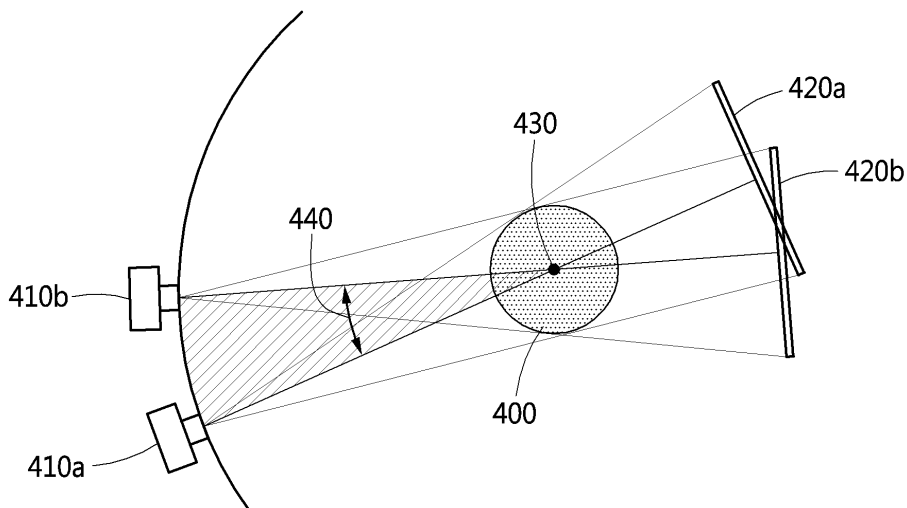
도면2



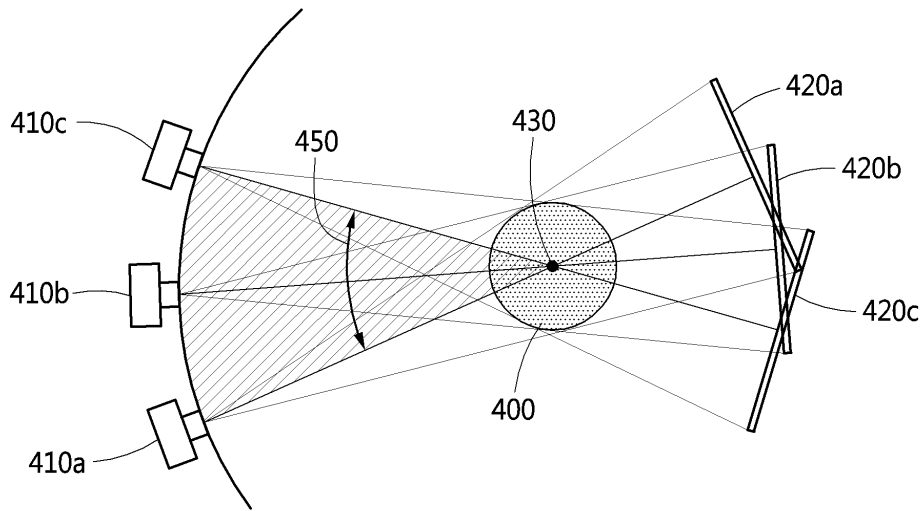
도면3



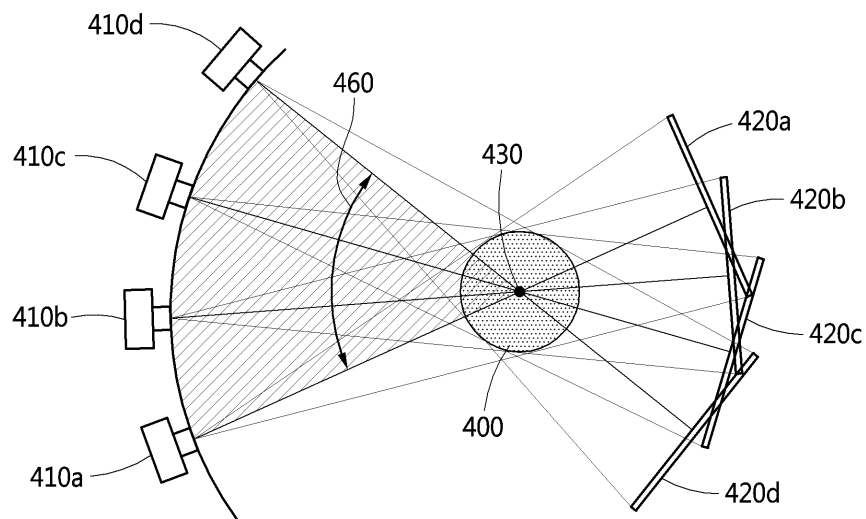
도면4a



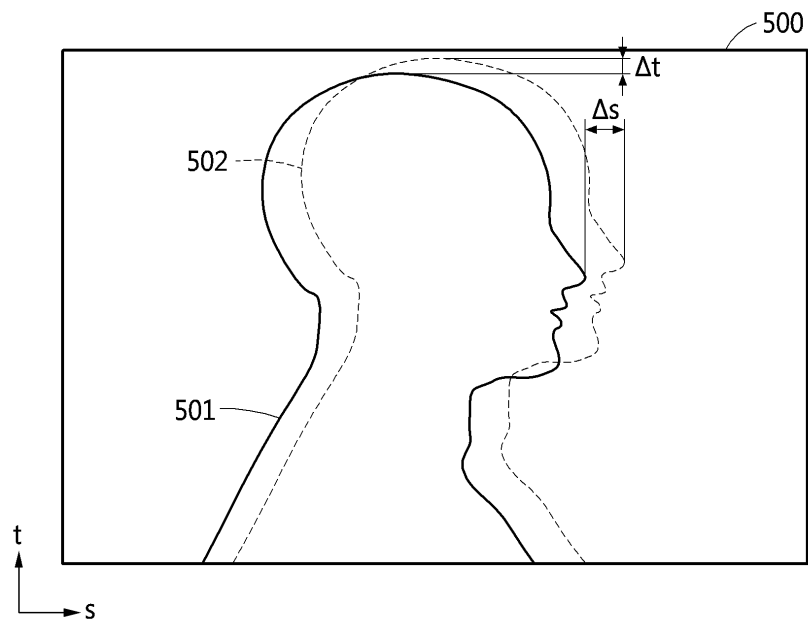
도면4b



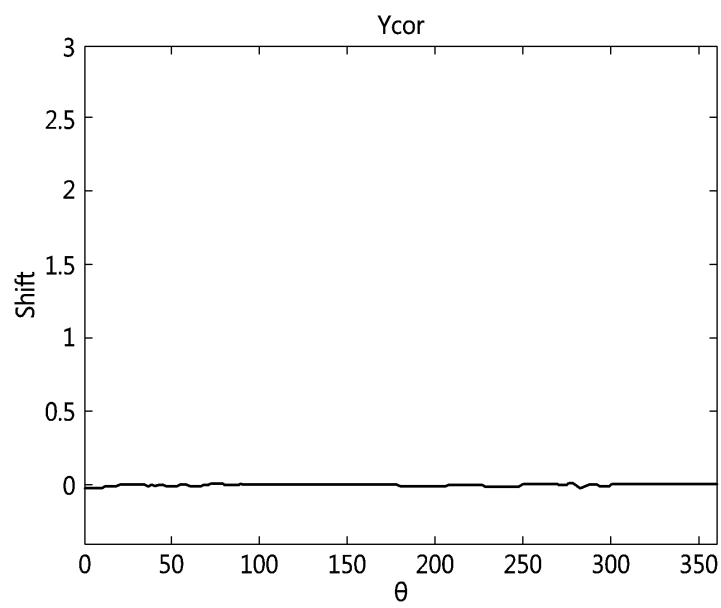
도면4c



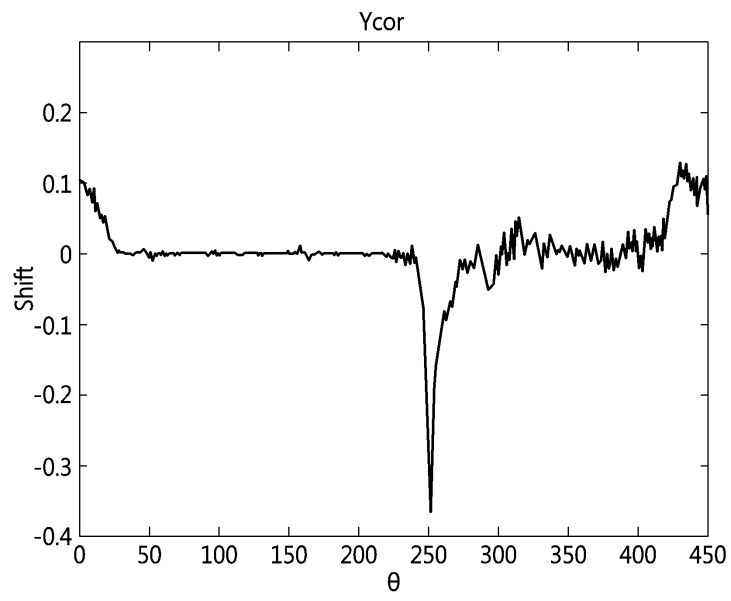
도면5



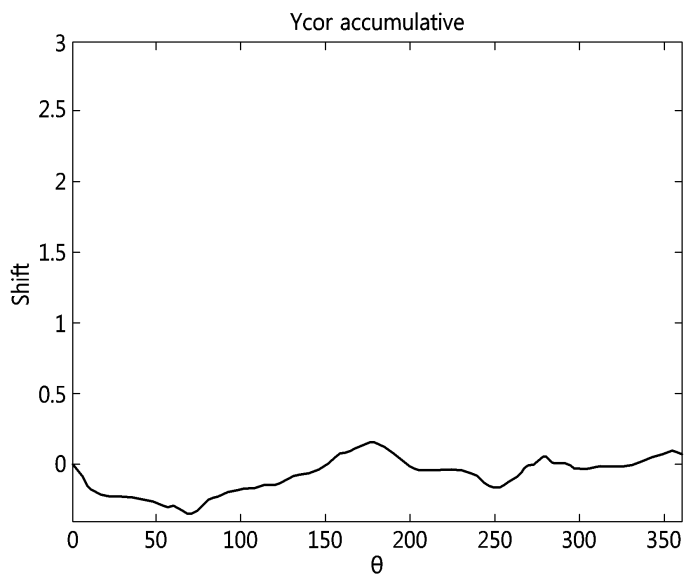
도면6



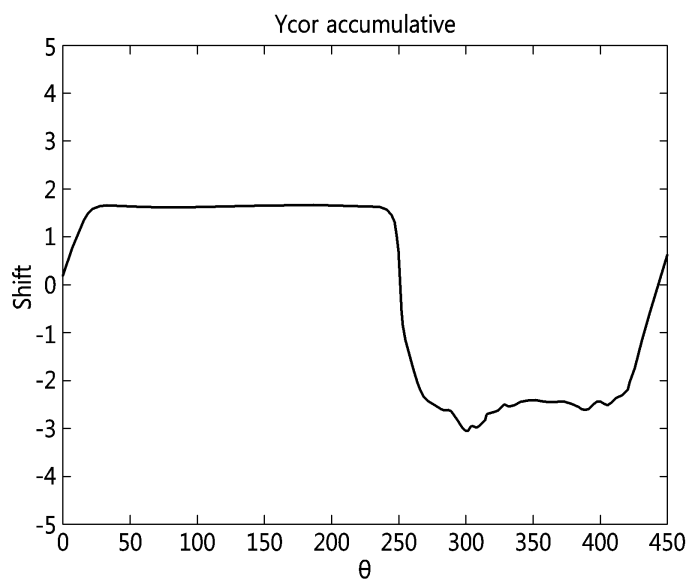
도면7



도면8



도면9



도면10

