



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2008년10월09일  
 (11) 등록번호 10-0862170  
 (24) 등록일자 2008년10월01일

(51) Int. Cl.  
**G01B 7/004** (2006.01)  
 (21) 출원번호 10-2001-0043324  
 (22) 출원일자 2001년07월19일  
 심사청구일자 2006년07월11일  
 (65) 공개번호 10-2002-0008762  
 (43) 공개일자 2002년01월31일  
 (30) 우선권주장  
 09/620316 2000년07월20일 미국(US)  
 (56) 선행기술조사문헌  
 US6073043 B1  
 US5377678 A  
 US4710708 A

(73) 특허권자  
**바이오센스, 인코포레이티드**  
 미국 뉴저지 08933 뉴 브룬스윅 원 존슨 앤 존슨  
 플라자  
 (72) 발명자  
**고바리아사프**  
 이스라엘하이파34400비초1  
 (74) 대리인  
**이병호, 장훈**

전체 청구항 수 : 총 30 항

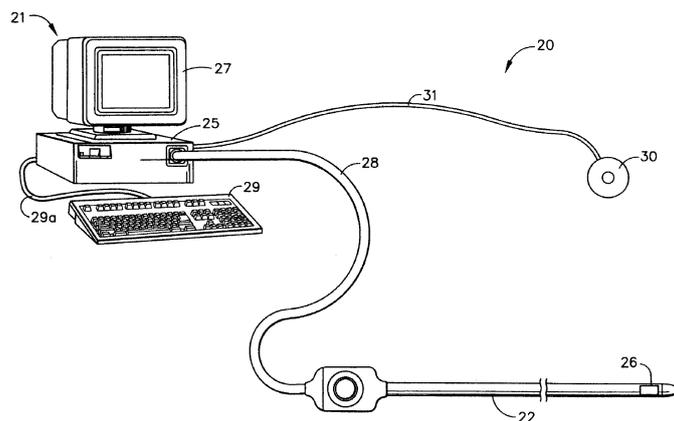
심사관 : 이창호

**(54) 전자기 위치 단일 측 시스템**

**(57) 요약**

센서를 갖는 의학 장치의 위치를 판정하기 위한 시스템은 복수의 방사기 소자(radiator element)들을 각각 갖는 복수의 자기장 방사기들을 포함한다. 각각의 방사기 소자는 방사기 소자들을 동시에 여기(energizing)시킬 때 다른 주파수를 사용함으로써 인해 각각 서로 구별되는 자기장을 생성한다. 신호 처리기는 센서에서 감지된 자기장을 나타내는 센서로부터의 감지 신호를 수신하기 위해 의학 장치의 센서와 자기장 방사기에 작동가능하게 접속된다. 감지 신호는 센서에서 측정된 자기장을 규정한다. 또한, 신호 처리기는 그것이 속한 시스템에 대해 목표 범위의 정확도를 갖는다. 신호 처리기는 센서에 대해 초기 위치 추정치를 설정하기 위한 초기 위치 설정기와, 초기 위치 설정치에서의 자기장을 계산하기 위한 자기장 계산기와, 측정된 자기장에 대해 계산된 자기장의 최대 경사값(steepest descent)을 계산하기 위한 최대 경사값 계산기와, 상기 최대 경사값에 근거한 상기 센서의 새로운 위치 추정치를 계산하기 위한 새로운 위치 추정치 계산기를 포함한다. 신호 처리기는 센서의 새로운 위치 추정치가 시스템의 목표 범위의 정확도 내에 있으면 센서의 위치를 판정한다. 또한, 다른 자기장 방사기 배열체가 전역 수렴 기술(global convergent technique)을 사용하는 신규한 알고리즘과 연계하여 제공된다.

**대표도**



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

센서를 갖는 의료 장치의 위치 판정 시스템으로서,

각각 복수의 방사기 소자들을 갖는 복수의 자기장 방사기들로서, 각각의 방사기 소자들은 다른 주파수를 사용함으로써 상기 방사기 소자들의 동시 여기를 통해 서로 다른 자기장을 발생시키는, 복수의 자기장 방사기들과;

상기 자기장 방사기들 및 상기 의료 장치의 센서에 작동될 수 있도록 접속되어, 상기 센서에서 감지된 자기장을 나타내고 상기 센서에서 측정된 자기장을 규정하는 감지 신호를 상기 센서로부터 수신하며, 시스템에 대한 목표 정확도 범위를 저장하는 신호 처리기; 및

기준 프레임을 설정하기 위한 기준 장치를 포함하고,

상기 신호 처리기는,

(a) 상기 센서를 위한 초기 위치 추정치를 설정하는 초기 위치 추정기;

(b) 상기 초기 위치 추정치에서의 자기장을 계산하는 자기장 계산기;

(c) 상기 측정된 자기장으로의 상기 계산된 자기장의 최대 경사값을 계산하는 최대 경사값 계산기; 및

(d) 상기 최대 경사값에 근거하여 상기 센서의 새로운 위치의 추정치를 계산하는 새 위치 추정치 계산기를 포함하고;

상기 신호 처리기는 상기 센서의 새로운 위치 추정치가 상기 목표 정확도 범위 내에 있을 때 상기 센서의 상기 위치를 판정하는 위치 판정 시스템.

**청구항 2**

제 1 항에 있어서,

상기 신호 처리기는 미리 저장된 교정 정보를 포함하는 위치 판정 시스템.

**청구항 3**

제 1 항에 있어서,

상기 목표 정확도 범위는 0.0001 cm 이하인 위치 판정 시스템.

**청구항 4**

제 2 항에 있어서,

상기 목표 정확도 범위는 0.0001 cm 이하인 위치 판정 시스템.

**청구항 5**

제 1 항에 있어서,

상기 자기장 방사기들은 고정된 배열로 배치되는 위치 판정 시스템.

**청구항 6**

제 5 항에 있어서,

상기 신호 처리기는 상기 센서의 위치 및 방위(orientation)를 판정하는 위치 판정 시스템.

**청구항 7**

제 6 항에 있어서,

상기 위치는 3개의 다른 방향(X, Y, Z)들 및 2개 이상의 방위(피치 및 요잉)에 있는 위치 판정 시스템.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서,  
상기 자기장 방사기들의 방사기 소자들은 상호 직교하는 위치 판정 시스템.

**청구항 9**

제 7 항에 있어서,  
상기 자기장 방사기들의 방사기 소자들은 상호 직교하지 않는 위치 판정 시스템.

**청구항 10**

제 8 항에 있어서,  
상기 자기장 방사기들의 방사기 소자들은 동일 장소에 위치되지 않는 위치 판정 시스템.

**청구항 11**

제 9 항에 있어서,  
상기 자기장 방사기들의 방사기 소자들은 동일 장소에 위치되지 않는 위치 판정 시스템.

**청구항 12**

제 8 항에 있어서,  
상기 자기장 방사기들의 방사기 소자들은 동일 장소에 위치되는 위치 판정 시스템.

**청구항 13**

제 9 항에 있어서,  
상기 자기장 방사기들의 방사기 소자들은 동일 장소에 위치되는 위치 판정 시스템.

**청구항 14**

제 7 항에 있어서,  
상기 시스템은 상기 센서의 위치 및 방위를 표시하기 위해 상기 신호 처리기에 작동될 수 있도록 접속되는 디스플레이를 추가로 포함하는 위치 판정 시스템.

**청구항 15**

제 14 항에 있어서,  
상기 디스플레이는 환자의 해부학적 특징(anatomical feature)에 대해 상기 센서의 위치 및 방위를 표시하는 위치 판정 시스템.

**청구항 16**

삭제

**청구항 17**

센서를 갖는 의료 장치의 위치 판정 시스템으로서,  
각각 복수의 방사기 소자들을 갖는 복수의 자기장 방사기들로서, 각각의 방사기 소자들은 다른 주파수를 사용함으로써 상기 방사기 소자들의 동시 여기를 통해 서로 다른 자기장을 발생시키는, 복수의 자기장 방사기들과;  
상기 자기장 방사기들 및 상기 의료 장치의 센서에 작동될 수 있도록 접속되어, 상기 센서에서 감지된 자기장을 나타내고 상기 센서에서 측정된 자기장을 규정하는 감지 신호를 상기 센서로부터 수신하며, 시스템에 대한 목표 정확도 범위를 저장하는 신호 처리기; 및

기준 프레임을 설정하기 위한 기준 장치를 포함하고,

상기 신호 처리기는,

- (a) 상기 센서를 위한 초기 위치 추정치를 설정하는 초기 위치 추정기;
- (b) 상기 초기 위치 추정치에서의 자기장을 계산하는 자기장 계산기;
- (c) 초기 위치 추정치의 방향에 근거하여 상기 센서에서의 최소 자기장을 판정하는 전역 수렴기(global converger); 및
- (d) 상기 최소 자기장에 근거하여 상기 센서의 새로운 위치의 추정치를 계산하는 새 위치 추정치 계산기를 포함하고;

상기 신호 처리기는 상기 센서의 새로운 위치 추정치가 상기 목표 정확도 범위 내에 있을 때 상기 센서의 상기 위치를 판정하는 위치 판정 시스템.

**청구항 18**

제 17 항에 있어서,

상기 신호 처리기는 미리 저장된 교정 정보를 포함하는 위치 판정 시스템.

**청구항 19**

제 18 항에 있어서,

상기 목표 정확도 범위는 0.0001 cm 이하인 위치 판정 시스템.

**청구항 20**

알려진 위치의 복수의 자기장 방사기들에 대한 센서의 위치 및 방위 판정 방법으로서,

상기 센서의 위치 및 방위 판정 방법은,

각각의 자기장 방사기들이 동일 장소에 배치되는 복수의 방사기 소자들을 포함하며, 각각의 방사기 소자는 동시에 여기될 때 다른 주파수를 사용함으로써 서로 구별되는 자기장을 생성하며, 상기 센서가 상기 센서에서 측정된 자기장을 나타내는 감지 신호를 생성하고,

- (a) 목표 정확도 범위를 설정하는 단계;
- (b) 센서 위치 및 방위의 초기 추정치를 판정하는 단계;
- (c) 추정된 센서 위치 및 방위에서의 자기장을 계산하는 단계;
- (d) 추정된 센서 위치 및 방위에서 계산된 자기장으로부터 센서에서 측정된 자기장으로의 최대 경사값을 계산하는 단계;
- (e) 상기 최대 경사값으로부터 상기 센서 위치 및 방위에 대한 새로운 추정치를 계산하는 단계; 및
- (f) 센서 위치 및 방위 추정치를 정밀화하도록, 단계(e)의 상기 새로이 계산된 센서 위치 및 방위 추정치에 근거하여 단계(c) 내지 단계(e)를 반복하는 단계를 포함하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 21**

제 20 항에 있어서,

상기 목표 정확도 범위는 0.0001 cm 이하인 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 22**

제 21 항에 있어서,

상기 자기장 방사기에 대한 교정 정보를 설정하고 저장하는 단계를 포함하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 23**

제 22 항에 있어서,

상기 교정 정보는 상기 센서 위치 및 방위에 대한 새로운 추정치를 계산하기 위해 단계(c) 및 단계(d)에서 사용되는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 24**

제 23 항에 있어서,

단계(b) 후에 쌍극자 근사법을 사용하여 상기 센서의 위치 및 방위의 초기 추정치를 정밀화하는 단계를 포함하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 25**

제 24 항에 있어서,

3개의 다른 방향(X, Y, Z)들에서의 상기 센서의 위치와 2개 이상의 방위(피치와 요잉)들에서의 상기 센서의 방위를 판정하는 단계를 포함하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 26**

제 25 항에 있어서,

상기 센서의 위치 및 방위를 표시하는 단계를 포함하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 27**

제 26 항에 있어서,

상기 센서의 위치 및 방위를 환자의 해부학적 특징에 대해 표시하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 28**

알려진 위치의 복수의 자기장 방사기들에 대한 센서의 위치 및 방위 판정 방법으로서,

상기 센서의 위치 및 방위 판정 방법은,

각각의 자기장 방사기들이 동일 장소에 배치되는 복수의 방사기 소자들을 포함하며, 각각의 방사기 소자는 동시에 여기될 때 다른 주파수를 사용함으로써 인해 서로 구별되는 자기장을 생성하며, 상기 센서가 상기 센서에서 측정된 자기장을 나타내는 감지 신호를 생성하고,

- (a) 목표 정확도 범위를 설정하는 단계;
- (b) 센서 위치 및 방위의 초기 추정치를 판정하는 단계;
- (c) 추정된 센서 위치 및 방위에서의 자기장을 계산하는 단계;
- (d) 전역 수렴 기술을 사용하여 초기 위치 추정치의 방향에 근거하여 상기 센서에서의 최소 자기장을 판정하는 단계;
- (e) 상기 최소 자기장에 근거하여 상기 센서 위치 및 방위에 대한 새로운 추정치를 계산하는 단계; 및
- (f) 센서 위치 및 방위 추정치를 정밀화하도록, 단계(e)의 상기 새로이 계산된 센서 위치 및 방위 추정치에 근거하여 단계(c) 내지 단계(e)를 반복하는 단계를 포함하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 29**

제 28항에 있어서,

상기 목표 정확도 범위는 0.0001 cm 이하인 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 30**

제 29항에 있어서,

상기 자기장 방사기에 대한 교정 정보를 설정하고 저장하는 단계를 포함하는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**청구항 31**

제 30항에 있어서,

상기 교정 정보는 상기 센서 위치 및 방위에 대한 새로운 추정치를 계산하기 위해 단계(c) 및 단계(d)에서 사용되는 센서 위치 및 방위 판정 방법.

**명세서**

**발명의 상세한 설명**

**발명의 목적**

**발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술**

- <17> 본 발명은 일반적으로 물체 추적 시스템에 대한 것이며, 특히 물체의 위치 및 방위를 추적하는 방법 및 비접촉식 전자기 의료 시스템에 대한 것이다. 또한, 본 발명은 움직이지 않는 금속 물체로부터의 간섭 효과를 설명할 수 있는 전자기 기반 의료 추적 시스템에 대한 신규한 교정 방법에 대한 것이다.
- <18> 물체에서 자기장을 생성하고 그 강도를 측정하는 것에 근거하여 물체의 위치를 판정하는 비접촉식 방법은 당업계에 공지되어 있다. 예를 들어, 본원에 참고문헌으로 통합되는 PCT 공개공보 WO 96/05768호와, 미국 특허 제 5,391,199호는 인체 내에서 의료 탐침(probe) 또는 카테터의 좌표를 판정하는 시스템을 공개한다. 이러한 시스템은 통상적으로 탐침 내에 하나 이상의 코일을 포함하며, 이 코일은 일반적으로 탐침의 말단에 인접하며, 와이어에 의해 탐침의 선단에 결합된 신호 처리 회로에 접속되어 있다.
- <19> 본원에 참고문헌으로 통합되는 미국 특허 제 4,710,708호는 방사 코일로서 강자성 코어(ferromagnetic core)를 갖는 단일 축선 솔레노이드를 사용하는 위치 판정 시스템을 공개한다. 이 시스템에는 복수의 자기 코일 수신기가 있다. 솔레노이드의 위치는 쌍극자(dipole)로서 방사한다고 가정하여 판정된다.
- <20> 본원에 참고문헌으로 통합되는 PCT 공개공보 WO 94/04938호는 단일 감지 코일과 3대3 코일 방사기 배열체(array of three, three-coil radiator)를 사용하여 위치를 찾아내는 시스템을 공개한다. 방사기 코일은 비강자성 형태로 감긴다. 감지 코일의 위치는 센서 코일의 위치를 순서대로 판정하기 위해 센서 코일의 방위의 추정치가 먼저 사용되는 경우 코일의 자기장에 대한 쌍극자 근사법(dipole approximation)에 근거하여 판정된다. 또한, 각 배열(array)의 방사기 코일은 시분할 접근(time multiplexing approach)을 사용하여 순차적으로 여기된다. 재미있게도, 이 참고문헌은 주파수 다중화가 위치 시스템의 작동 속도를 상당히 증가시키기 위해 사용될 수 있는 것을 공개하지만, 이 문헌은 이러한 형태의 접근법은 그 복잡성으로 인한 단점을 가진다고 명확히 지적한다. 또한, 비록 이 참고문헌은 단일 축선 센서 위치 시스템 및 방위 추적 시스템을 교시(teach)하지만 시스템을 교정하기 위한 어떠한 특정한 방법도 언급하지 않음을 주목할 필요가 있다.
- <21> 따라서, 지금까지, 정확한 해결 기술(exact solution technique) 및 신규한 교정 방법을 사용하는 주파수 다중화를 통해 동시에 구동될 수 있는 전자기 위치 센서 단일 축선 시스템 및 방법을 제공하는 공지된 시스템 및 방법은 존재하지 않는다.

**발명이 이루고자 하는 기술적 과제**

- <22> 본 발명은 장치의 길이방향 축선을 따라 배치되는 단일 센서를 갖는 의료 장치의 위치 및 방위를 판정하기 위해 사용되는 신규한 시스템 및 방법에 대한 것이다. 본 발명의 시스템은 각각 복수의 방사기 소자들을 갖는 복수의 자기장 방사기들을 포함한다. 각각의 방사기 소자는 종종 "주파수 다중화(frequency multiplexing)"이라고 언급되는 이것의 주파수를 통해 다른 소자와 구별되는 자기장을 생성한다. 신호 처리기는 센서에서 감지된 자기장을 나타내는 센서로부터의 감지 신호를 수신하기 위해 의료 장치의 센서와 자기장 방사기에 작동가능하게 접속된다. 감지 신호는 센서에서 측정된 자기장을 규정한다. 또한, 신호 처리기는 그것이 속한 시스템에 대해 목표 범위의 정확도를 갖는다. 신호 처리기는 (쌍극자 접근법에 근거하여) 센서에 대한 초기 위치 추정치를 설정하기 위한 초기 위치 설정기와; 초기 위치 추정치에서의 자기장을 계산하기 위한 자기장 계산기와; 측정된 자

기장에 대해 계산된 자기장의 최대 경사값을 계산하기 위한 최대 경사값 계산기와; 상기 최대 경사값에 근거하여 상기 센서의 새로운 위치 추정치를 계산하기 위한 새로운 위치 추정치 계산기를 포함한다. 자기장 계산기와 최대 경사값 계산기는 그 시스템에 대해 유일한 미리 저장된 교정 데이터와 정확한 이론적 자기장 표현식(exact theoretical field expression)을 사용한다. 신호 처리기는 센서의 새로운 위치 추정치가 시스템을 위한 필요한 범위의 정확도 내에 있으면 센서의 위치를 판정한다.

- <23> 또한, 본 발명의 시스템은 자기장과 최대 경사값 스텝을 각각 계산하기 위해 자기장 계산기와 최대 경사값 계산기에 사용하기 위한 미리 저장된 교정 정보를 포함한다. 이 교정 데이터는 그 독특한 알고리즘과 함께 신규한 교정 시스템 및 방법을 사용하여 각각의 시스템을 위하여 독특하게 유도된다. 또한, 본 발명의 시스템은 0.1cm 이하의 목표 범위의 정확도(시스템의 정밀도)로 미리 결정되어 저장된다. 그러나, 알고리즘에 대한 증분 단계(반복)는 이전의 단계로부터의 변화가 시스템을 위한 1mm의 정밀도보다 양호한 것을 취하게 위하여 필요한 0.001cm 이하이자 마자 정지된다.
- <24> 복수의 자기장 방사기에 대한 하나의 실시예는 고정된 배열로 배치되고, 위치 패드(location pad) 상의 고정된 평면 내에 수용된다. 후술되는 바와 같은 다른 자기장 방사기 실시예는 동일한 평면 내에 놓여야만 할 필요가 없다. 제 1 실시예에서, 자기장 방사기의 방사기 소자들은 상호 직교한다. 이 실시예에서, 본 발명의 시스템은 3 개의 고정된 방사기를 가지며, 각각의 방사기는 서로에 대해 상호 직교하는 3개의 발전기 소자들 또는 코일들을 갖는다.
- <25> 또한, 신호 처리기는 센서의 위치가 5 자유도(Degree Of Freedom)로서 일반적으로 알려진 3개의 다른 방향(X, Y, Z)들 및 적어도 2 개의 방위[피치(pitch) 및 요잉(yaw)]로부터 유도되도록 센서의 위치 및 방위 모두를 판정한다. 그러나 5 자유도에 대한 구속조건은 도시된 바와 같이 코일 센서의 대칭성으로 인한 것이다. 그러므로, 본 발명에 의해 센서 코일의 구성을 비대칭 형상으로 변화시키는 것에 의하여 6 자유도[X, Y, Z 방향 및 3개의 방위(롤링(roll), 피치, 요잉)을 또한 제공되는 것도 고려될 수 있다.
- <26> 본 발명의 시스템은 센서의 위치 및 방위를 표시하기 위해 신호 처리기에 작동가능하게 접속된 디스플레이를 추가로 포함한다. 또한, 디스플레이는 환자의 인체 특징(해부학적 특징)에 대해 센서의 위치 및 방위를 표시한다. 이는 외과 수술 절차를 수행하기 위해 환자의 인체 내에 외과용 기기를 조종하는데 특히 유용하다. 본 발명의 시스템은 기준 프레임(frame of reference)을 설정하기 위해 외부의 제거가능한 패치(patch)일 수 있는 참조용 기기를 또한 사용한다. 본 발명의 시스템의 하나의 특정한 용도는 심장을 맵핑하여 심장의 3D 모델을 생성하는 것이다. 센서는 생리학적 조건, 예를 들어 국지적 활동도 시간(Local Activation Time)을 맵핑하기 위해 전극과 같은 생리학적 센서와 함께 사용될 수 있다.
- <27> 또한, 본 발명은 알려진 위치의 복수의 자기장 방사기에 관계하여 센서의 위치 및 방위를 판정하는 신규한 방법을 포함하고, 각각의 자기장 방사기는 동일 위치에 위치된(co-located) 복수의 방사기 소자들을 포함한다. 각각의 방사기 소자는 주파수 다중화를 통해 다른 모든 자기장 생성 소자들과 다른 자기장을 생성한다. 센서는 센서에서의 자기장을 나타내는 감지 신호를 생성하고, 이로부터 상기 센서에서의 자기장이 계산될 수 있다. 본 발명의 방법은 하기의 단계를 포함한다:
- <28> (a) 목표 범위의 정밀도를 설정하는 단계,
- <29> (b) 센서 위치 및 방위의 초기 추정치를 판정하는 단계,
- <30> (c) 추정된 센서 위치 및 방위에서의 자기장을 계산하는 단계,
- <31> (d) 추정된 센서 위치 및 방위에서 계산된 자기장으로부터 센서에서 측정된 자기장으로의 최대 경사값을 계산하는 단계,
- <32> (e) 최대 경사값으로부터 상기 센서 위치 및 방위에 대한 새로운 추정치를 계산하는 단계,
- <33> (f) 센서 위치 및 방위 추정치를 정밀화하도록 단계(e)의 새로 계산된 센서 위치 및 방위 추정치에 근거하여 단계(c) 내지 단계(e)를 반복하는 단계.
- <34> 상술한 바와 같이, 단일 축선 센서 위치 및 방위 시스템에 대한 필요한 정밀도 범위는 0.1 cm 이하(시스템의 정밀도)이다. 그러나, 위치 및 방위 알고리즘의 증분 단계는 이전 단계로부터의 변화가 시스템을 위하여 1mm 정밀도보다 좋은 것을 얻기 위해 필요한 0.001cm 이하인 순간 정지된다. 추가적으로, 본 발명의 방법은 자기장 방사기를 위한 교정 정보의 설정, 저장 및 사용을 포함한다. 이러한 교정 정보는 신규한 교정 시스템 및 방법을 사용하여 유도된다. 교정 정보는 시스템에 보다 높은 정밀도를 제공하기 위해 센서 위치 및 방위에 대한 새로운

추정치를 계산하기 위해 단계(c) 및 단계(d)에서 사용된다. 본 발명의 방법은 단계(b)에서 쌍극자 근사법을 사용하여 센서 위치 및 방위의 초기 시작점을 정밀화(refining)하기 위한 선택적인 단계를 또한 포함한다.

- <35> 본 발명의 방법은 3개의 다른 방향(X, Y, Z)에서의 위치 및 적어도 2 개의 방위(피치 및 요잉)에서의 방위를 판정하는 단계를 또한 포함한다. 추가적으로, 디스플레이는, 관심있는 인체의 미리 획득된 이미지, 실시간 이미지 또는 모델의 형태일 수 있는 표시된 환자의 인체 특징에 대한 이러한 정보를 맵핑하는 단계를 포함하도록 센서의 위치 및 방위를 표시하기 위해 본 발명의 방법과 함께 사용된다.
- <36> 본 발명은 위치 및 방위 의료 시스템이 사용될 때 맵핑 체적 내에 위치되는 정적인 금속 물체들의 영향을 설명하는 신규한 교정 방법을 또한 포함한다. 이 신규한 교정 방법은 의료 장치의 위치를 추적하기 위해 자기장을 생성할 수 있는 임의의 의료 시스템에도 사용될 수 있다. 본 발명의 방법은 하기의 단계를 포함한다:
- <37> (a) 생성된 자기장 내에 맵핑 체적을 규정하는 단계,
- <38> (b) 맵핑 체적 내에 금속 물체를 위치시키는 단계,
- <39> (c) 맵핑 체적 내의 제 1 점에 센서를 정렬하고 제 1 좌표 위치( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z_i$ )를 설정하기 위해 센서로 제 1 점에서의 자기장을 측정하는 단계,
- <40> (d) 부가되는 거리 성분(dx, dy, dz) 만큼 하나의 좌표축을 따라 다음 점( $X_i+dx$ ,  $Y_i+dy$ ,  $Z_i+dz$ )으로 센서를 이동시키고, 다음 좌표 위치를 설정하기 위해 다음 점에서의 자기장을 측정하는 단계,
- <41> (e) 보간된 중간 좌표 위치를 설정하도록 제 1 위치와 다음 좌표 위치 사이의 중간 점에서의 자기장을 보간하는 단계,
- <42> (f) 보간된 중간 좌표 위치와 실제 중간 좌표 위치 사이의 위치 차이를 판정하는 단계,
- <43> (g) 오차 한계와 위치 차이를 비교하는 단계,
- (h) 위치 차이가 오차 한계 내에 있으면 다음 점의 ( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z_i$ )를 ( $X_i=X_i+dx$ ,  $Y_i=Y_i+dy$ ,  $Z_i=Z_i+dz$ )로서 설정하고, 다른 좌표축을 따라 단계(d) 내지 단계(g)를 반복하는 단계
- <44> 삭제
- <45> (i) 위치 차이가 오차 한계 내에 있지 않으면 부가되는 거리 성분의 값을 감소시키는 것에 의하여 부가되는 거리 성분(dx, dy, dz)을 설정하고, 동일한 좌표축을 따라 단계(d) 내지 단계(g)를 반복하는 단계.
- <46> 본 발명의 방법은 상기에 요약한 단계들에 따라 완전한 맵핑 체적을 위한 교정 방법을 완성하는 단계를 또한 포함한다. 비록, 오차 한계가 임의의 합리적인 오차 범위일 수 있지만, 오차 한계가 가장 큰 정밀도 효과를 위해 1 mm 이하인 것이 바람직하다. 부가적으로, 센서는 약 2 cm 내지 약 3 cm 범위의 거리를 스텝 구동되거나 또는 이동한다. 또한, 센서의 스텝구동에 대해, 이동된 거리는 교정시의 편차(variability)를 제거하기 위해 일정하게 유지한다. 또한, 단계(i)는 2개의 인자( $X_i + dx/2$ ,  $Y_i + dy/2$ ,  $Z_i + dz/2$ )에 의한 분할을 통하여 추가된 거리 성분의 값을 감소시키는 것에 의하여 달성된다.
- <47> 정적인 금속 물체를 설명하기 위한 교정 방법의 제 2 실시예는 하기의 단계를 포함한다:
- <48> (a) 생성된 자기장 내에 맵핑 체적을 규정하는 단계,
- <49> (b) 맵핑 체적 내에 금속 물체를 위치시키는 단계,
- <50> (c) 맵핑 체적 내의 제 1 점에 센서를 정렬하고, 제 1 좌표 위치( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z_i$ )를 설정하도록 센서로 제 1 점에서의 자기장을 측정하는 단계,
- <51> (d) 부가된 거리 성분(dx, dy, dz)만큼 하나의 좌표축을 따라 다음 점( $X_i+dx$ ,  $Y_i+dy$ ,  $Z_i+dz$ )의 자기장을 외삽(extrapolating)하는 단계,
- <52> (e) 외삽된 좌표 위치를 설정하기 위해 외삽된 자기장에 근거하여 외삽된 다음 점에서의 좌표 위치를 계산하는 단계,

- <53> (f) 다음 점의 외삽된 좌표 위치와 실제 좌표 위치 사이의 위치 차이를 판정하는 단계,
- <54> (g) 오차 한계와 위치 차이를 비교하는 단계,
- <55> (h) 위치 차이가 오차 한계 내에 있으면 예정된 거리에 따라서 부가되는 거리 성분(dx, dy, dz)을 설정하고, 다른 좌표축을 따라서 맵핑 체적 내의 새로운 점에 센서를 정렬하고, 새로운 지의 좌표 위치를 설정하도록 센서로 새로운 점에서의 자기장을 측정하고, 다른 좌표축을 따라 단계(d) 내지 단계(g)를 반복하는 단계,
- <56> (i) 위치 차이가 오차 한계 내에 있지 않으면 부가되는 거리 성분의 값을 감소시키는 것에 의하여 부가된 거리 성분(dx, dy, dz)을 설정하고, 동일한 좌표축을 따라 단계(d) 내지 (g)를 반복하여 중간 점을 설정하는 단계.
- <57> 예정된 거리는 일정하게 유지될 수 있고 양호하게는 약 3 cm이다. 그러나, 예정된 거리 또는 스텝 거리가 마찬가지로 사용자에 의해 변화될 수 있다. 추가적으로, 부가되는 거리 성분은 중간 점 또는 위치가  $(X_i + dx/2, Y_i + dy/2, Z_i + dz/2)$ 로 규정되도록 2개중 하나의 변수에 의하여 감소될 수 있다.
- <58> 정적인 금속 물체의 영향들을 설명하기 위한 어느 하나의 교정 방법에 대해, 센서는 입방체의 정점들(vertices)을 따라 이동되고, 완전한 맵핑 체적은 복수의 입방체를 포함한다. 각각의 입방체는 적어도 4개의 다른 정점들로부터 유도된 측정값들에 의해 규정된다. 일반적으로, 교정 방법은 맵핑 체적이 약 20 cm X 20 cm X 20 cm 또는  $(20 \text{ cm})^3$ 인 경우에 달성된다. 교정시에 제어된 정밀도를 위해, 센서는 로봇 아암에 의해 이동된다.
- <59> 본 발명의 상술한 목적, 특징, 장점 및 다른 목적, 특징, 장점은 첨부한 도면을 참조한 하기에 제시된 상세한 설명으로부터 보다 명확해진다.

### 발명의 구성 및 작용

- <60> 본 발명은 단일 축선 위치 센서를 사용하여 탐침 또는 카테터와 같은 물체의 위치 및 방위를 판정하는 신규한 의료 추적 시스템 및 방법과 신규한 위치 및 방위 판정 방법이다. 본 발명의 시스템은 신규한 교정 시스템 및 방법과 함께 사용한다.
- <61> 본 발명에 따른 신규한 위치 및 방위 시스템(20)의 일 실시예가 도 1에 도시되어 있다. 본 발명의 시스템(20)은 사용자가 탐침 또는 카테터(22)와 같은 주변 의료 장치의 기능을 관찰 및 조절할 수 있게 하는 콘솔(21: console)을 포함한다. 카테터(22)는 와이어(28)에 의해 신호 처리기(25; 컴퓨터)에서 콘솔(21)에 접속된다. 카테터(22)는 카테터(22)의 길이 방향 축선을 따라 카테터(22)의 말단 근처에 고정된 단일 위치 센서(26)를 가지며, 위치 센서(26)는 와이어(28)에 의해 신호 처리기(25)에 작동가능하게 접속된다. 콘솔(21)은 바람직하게 통상 컴퓨터(25) 내측에 자체 수용된 신호 처리 회로를 수용하는 신호 처리기(25; 컴퓨터)를 포함한다. 디스플레이(27)와 키보드(29)는 신호 처리기(25)에 작동가능하게 접속되며, 키보드(29)는 와이어(29a)에 의해 접속된다. 디스플레이(27)는 위치 센서(26)에서의 카테터(22)의 위치 및 방위를 실시간으로 표시할 수 있다. 디스플레이(27)는 장기(organ)와 같은 특정 인체의 이미지 또는 모델과 함께 위치 센서(26)의 위치 및 방위 이미지 및 정보를 표시하는데 특히 유용하다. 본 발명의 시스템(20)의 하나의 특정 용도는 심장을 맵핑하여 심장의 3D 해부학적 모델을 생성하는 것이다. 위치 센서(26)는 생리학적 조건(예를 들어 LAT)을 맵핑하기 위해 전극과 같은 생리학적 센서와 함께 사용된다.
- <62> 신호 처리기(25)는 통상 카테터(22)로부터의 위치 센서(26)에 의해 생성된 신호들을 포함하는 신호들을 수신, 증폭, 필터링 및 디지털화하며, 이러한 디지털화된 신호들은 위치 센서(26)에서의 카테터(22)의 위치 및 방위를 계산하도록 신호 처리기(25)에 의해 수신되어 사용된다.
- <63> 본 발명의 시스템(20)은, 시스템(20)에 대한 기준 프레임을 설정하기 위해, 위치 센서(도시않음)를 또한 사용하는 기준 장치(30; reference device)를 포함할 수도 있다. 기준 장치(30)는 환자의 표면에 제거가능하게 접촉할 수 있는 외부 패치(patch)이고, 와이어(31)에 의해 신호 처리기(25)에 작동가능하게 접속된다. 기준 장치가 환자 내부의 내부 배치를 위해 위치 센서를 구비한 제 2 카테터 또는 탐침과 같은 다른 대안적인 형태로 구성될 수도 있다는 것은 중요하다.
- <64> 위치 센서(26)에서의 카테터(22)의 위치 및 방위를 판정하기 위하여 응할 수 있는 위치 감지 시스템(20)의 구성요소를 개략적으로 예시하는 도 2를 참조한다. 도시된 바와 같이, 위치 센서(26)는 코일 또는 중공의 원통 형태이다. 그러나, 통(barrel) 형상, 타원 형상(비대칭 형상을 포함하는) 등과 같은 위치 센서(26)의 다른 형태도

본원에서 고려된다. 또한, 본 발명에 센서 코일(26)이 코어로서 집속기(flux concentrator)를 선택적으로 포함할 수 있는 것도 고려될 수 있다. 추가적으로, 센서(26)는 코일이 아닌 다른 형태, 예를 들어 자기저항(Magneto Resistive) 센서 또는 플럭스 게이트(flux gate) 또는 홀 효과(hall-effect) 센서일 수 있다.

<65> 상술 및 예시한 바와 같이, 위치 센서(26)가 감지 코일의 형태이고 카테터(22)의 말단 근처에 위치되어서, 센서 코일(26)은 바람직하게 동축이거나 또는 카테터(22)의 길이 방향 축선을 따른다. 본원에서 정의하는 바와 같이, 위치 센서(26)는 위치 센서(position sensor, location sensor), 위치 및 방위 센서, 센서 코일, 감지 코일, 코일 등의 용어로서 선택적으로 언급될 수 있다. 바람직하게, 카테터(22)는 카테터(22)의 길이방향으로 연장하는 루멘(24; lumen)을 갖는다. 바람직하게, 센서 코일(26)이 중공 코어를 가지고 카테터(22) 내에 위치되어서, 센서 코일(26)의 축선은 루멘(24) 내에 놓이고 카테터(22)의 축선을 따르거나 축선과 평행하다. 이러한 구조는 센서 코일(26)의 중공 코어를 통해 카테터(22)의 선단부로부터 그 말단부로의 접근을 제공하여, 카테터(22)가 센서 코일(26)을 통한 임의의 형태의 치료제를 전달하기 위한 전달 장치로서 사용되는 것을 허용한다. 센서 코일(26) 및 루멘(24)은 카테터(22)가 임의의 형태의 치료제 또는 진단용 시약(diagnostic agent) 또는 약제(modality) 또는 이식성 기기를 전달하기 위한 전달 장치로서 사용되는 것을 허용한다. 예를 들어, 의약제(pharmaceutical agent) 또는 생물학적 약제, 인자(factor), 단백질 및 조직과 같은 치료제; 아교(glue)와 접착제와 같은 조직 복구제 또는 치료용 중합체; 레이저 에너지 전달을 위한 광학적 도파관, 치료용 초음파의 전달을 위한 초음파 도파관, 초단파 안테나, 라디오 주파수(RF) 전도체와 같은 에너지 종류(energy modality)들은 센서 코일(26) 및 루멘(24)의 독특한 배치로 인해 카테터(22)를 통해 전달하기 위하여 고려되는 치료제의 예들 중 단지 일부이다. 유사하게, 카테터(22)를 통해 전달하기 적절한 진단제들의 예는 대조용 가스(contrast gas), 염료 마킹 유체 또는 물질(marking fluid or substance)을 포함하지만 이에 제한되지는 않는다. 또한, 인공 삽입물(prosthetics), 심박 장치(pacing device), 생물학적 진단용 칩 등과 같은 이식가능한 센서 소형 전자 장치와 같은 이식가능한 장치가 이러한 배열체에 적합하다.

<66> 본 발명의 시스템(20)은 방사기 소자 또는 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48; 발전기 코일로도 알려져 있음)들을 또한 포함한다. 하나의 실시예에서, 코일들은 각각 3개의 직교 및 동심 코일 형성 방사기(56, 58, 60)의 세트들에 권취된다. 바람직하게, 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들은 스폴(spool)과 같은 지지 부재 둘레에 각각 권취된다. 이러한 제 1 실시예에서, 각각의 방사기(56, 58, 60)는 같은 장소에 배치되는(co-located) 3개의 코일을 갖는다. 따라서, 각각의 방사기의 코일들은 서로 동심이고, 서로에 대해 상호 직교한다. 동심적인 배열체는 각각의 지지 부재를 갖는 코일들이 각각 다른 직경을 갖도록 특정한 방사기 형상 내에 각각의 코일을 갖는 것에 의하여 달성된다. 예를 들어, 방사기(56)에 대하여 예의 방식으로, 코일(36)은 코일(32, 34)들을 수용(accommodate and receive)하고 코일(32)은 코일(34)을 수용한다. 그러므로, 코일(36; 그 지지 부재와 함께)은 코일(32; 그 지지 부재와 함께)의 직경보다 더 큰 직경을 가지며, 코일(32)의 직경은 코일(34; 그 지지 부재와 함께)의 직경보다 더 크다. 유사하게, 이러한 형태의 동심적인 배열은 모든 방사기(56, 58, 60)에 적용된다.

<67> 이러한 제 1 실시예에서, 방사기(56, 58, 60)들은 평면 또는 위치 패드(61)를 규정하도록 고정적으로 장착된다. 방사기(56, 58, 60)들은 길이가 1 m 이하인 측면들을 갖는 실질적으로 등변 삼각형의 각각의 정점들의 형태의 배열과 같은 임의의 필요한 고정 배열로 위치될 수 있다. 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들은 와이어(62)들에 의해 방사기 구동 장치(64)에 접속된다.

<68> 일반적으로, 방사기 구동 장치(64)는 각각의 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들을 주파수 다중화를 통해 동시에 여기시킨다. 이러한 코일들의 각각은 각각의 자기장(준-정적인 자기장)을 생성하며, 이는 감지 신호로서 사용되는 감지 코일(26)에서의 전압을 유도한다. 따라서, 각 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)이 다른 자기장을 생성하기 때문에, 감지 코일(26)에서 생성된 감지 신호는 각각의 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들로부터의 분담(contribution)으로 구성된다. 그런 다음, 감지 신호는 처리기(25)로 피드백된다. 처리기(25)는 그런 다음 감지된 신호의 9개의 값들로부터 센서 코일(26)의 3개의 위치(x, y, z 방향)와 2개의 방위 좌표(피치와 요잉)(5 자유도 또는 5 DOF)를 계산한다. 계산 방법은 하기에 상세히 설명한다. 예를 들어 감지 코일(26)이 비대칭 형상을 갖는 경우, 6 DOF가 롤링 방향을 포함하도록 계산된다.

<69> 추가적으로, 본 발명에 특히 유용한 다른 대안적인 방사기 배열이 있다. 도 7에 도시된 바와 같이, 제 2 방사기 배열체는 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48; 상술한 바와 동일한 코일)들을 각각 갖는 방사기(56a, 58a, 60a)들을 포함한다. 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들은 이것들 각각의 방사기(56a, 58a, 60a) 내에서 서로에 대해 상호 직교한다. 그러나, 이러한 방사기 코일들은 동심 관계가 아니며 같은 장소에 배치되지도 않는다. 방사기(56a, 58a, 60a)들은 이격된 또는 동일 장소에 배치되지 않는 "3개 한 별의

그룹(triplet group)"을 포함하며, 이들 그룹에서 각각의 동일 장소에 배치되지 않는 3개 한 벌의 그룹의 코일들 사이의 거리는 방사기 코일 직경의 크기의 3 내지 4배 이하이다.

<70> 제 3 방사기 배열체 실시예가 도 8에 도시되어 있다. 이 실시예에서, 방사기(56b, 58b, 60b)들은, 동일 장소에 배치되지 않고 동심 관계가 아니며 서로에 대해 상호 직교하지 않는 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들을 각각 갖는다. 각 코일의 방위는 한 코일이 동일한 3개 한벌의 그룹(56b, 58b, 60b)의 다른 코일과 평행하지 않다는 단지 하나의 제한으로 임의적이다.

<71> 도 9는 본 발명에 따른 방사기 배열체의 제 4 실시예를 예시한다. 이 실시예에서, 방사기(56c, 58c, 60c)들은 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들에 대한 동일 장소에 배치되는 배열을 각각 포함하며, 각각의 방사기의 코일은 도 2의 방사기 실시예와 유사하게 서로에 대해 동심이다. 그러나, 각 방사기(56c, 58c, 60c)의 코일들은 서로에 대해 직교하지 않는다. 다시, 코일 방위에 대한 유일한 제한은 하나의 코일이 특정 방사기 배열체(56c, 58c, 60c)의 다른 코일과 평행하지 않다는 것이다.

<72> **위치 및 방위 방법**

<73> 도 3은 본 발명의 바람직한 실시예에 따라서, 감지 코일(26)의 좌표들을 판정하기 위한 방법 및 관련 알고리즘 구성요소를 예시하는 개략적인 흐름도이다. 일반적인 방법의 단계는 후술되고 신규한 알고리즘의 세부 단계는 본원의 후반부에 상세히 설명된다. 신호 처리기(25; 도 1 및 도 2)는 본 발명의 방법에 의해 감지 코일(26)의 3개의 위치(X, Y, Z)와 2개의 방위(피치와 요잉) 좌표들을 판정한다. 어떠한 의료 절차를 시작하기에 앞서, 시스템(20)은 신호 처리기(25)를 통해 교정을 통해 이루어지는 원하는 정도의 정확도로 미리 프로그램된다. 통상 0.1 cm 이하가 목표 정확도 범위이다(시스템의 정확도). 그러나, 알고리즘의 반복 또는 증분 단계는 앞 단계로부터의 변화가 0.001cm 미만인 순간 정지된다. 후자는 1mm의 정확도를 얻는데 필요하다. 추가적으로, 제조되는 각각의 시스템(20)을 위하여, 발전기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들을 통하여 발전기(56, 58, 60)들은 각각 본원의 하기에 상세히 설명되는 신규한 교정 시스템 및 방법에 의해 독특하게 교정된다.

<74> 도 1에 예시된 실시예와 같이, 본 발명의 시스템(20)은 수술복과 같은 임상 설정에 위치되고, 위치 패드(61)가 필요한 위치에 위치된다. 하나의 바람직한 위치는 환자 근처, 예를 들어 비금속제 수술대(도시되지 않음) 아래에 위치 패드(61)를 위치시키는 것이다. 시스템(20)이 가동되고 방사기(56, 58, 60)들의 발전기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들이 동시에 여기되며, 각 코일은 각각 독특한 주파수를 갖는 독특한 전자기장을 방사한다. 따라서, 9개의 개별적인 자기장(준-정적인)이 생성된다. 위치 패드(61)의 미리 고정된 배치로 인해, 약 20 cm X 20 cm X 20 cm 또는 (20 cm)<sup>3</sup>의 체적(방사기(56, 58, 60)가 40 cm X 40 cm X 37 cm의 변들을 갖는 삼각형 배열로 위치 패드(61)에서 구성되는 것에 근거함)을 커버하는 예측가능한 자기장 체적(작업 체적)이 환자에 투사되며, 이 체적은 카테터(22)를 삽입 및 추적에 요구되는 면적들을 커버하는 것보다 더 크다. 이러한 치수들이 본 발명에 의해 고려되는 크기의 예시된 예들 중 단 하나인 것을 유의하는 것은 주용하다. 보다 작거나 보다 큰 체적들이 본 발명에 의해 분명히 고려된다.

<75> 그 다음, 카테터(22)는 환자에 배치되고 작업 체적으로 들어가고, 센서 코일(26)은 센서 코일(26)에서의 자기장의 크기를 지시하는 센서 신호를 생성한다. 이러한 센서 신호들은 와이어(28)를 통해 처리기(25)에 제공되며, 자기장(측정된 자기장)의 크기는 처리기(25)에서 판정 및 저장된다.

<76> 도 3에 가장 잘 도시된 바와 같이, 이러한 위치에서, 신호 처리기(25)는 임의의 시작 점(위치와 방위 모두를 반영하는)을 사용하고, 바람직하게 이러한 임의의 점으로부터 최대 경사값을 위한 시작점으로 이르게 하기 위하여 하나의 반복(iteration)을 위한 쌍극자 근사법(선택적 단계)을 사용한다. 임의의 점은 처리기(25)의 미리 프로그램된 시작점, 예를 들어 맵핑 체적의 중심에서 선택된 하나의 점이다. 그 다음, 신호 처리기(25)에서의 프로그램은 근사(approximation)없이 직접 계산으로 들어간다. 그러나, 제 1 단계가 실제 위치에 보다 가까운 해법을 가져옴으로써, 수렴은 쌍극자 근사를 사용하여 신속히 처리(단축된 계산 시간)될 수 있다. 이로부터, 근사없이 전체 자기장이 사용된다. 그러므로, 임의의 시작점은 마찬가지로 쌍극자 근사를 위하여 사용된다.

<77> 일단, 쌍극자 근사기(72; dipole approximator)로써 초기 위치 및 방위 추정치가 얻어지면, 신호 처리기(25)는 자기장 계산기(74)를 사용하여 추정된 위치 및 방위에서 자기장을 계산한다. 이러한 계산 후에, 센서 코일(26)의 측정된 자기장에 대해 추정된 센서 위치 및 방위의 계산된 자기장으로부터의 최대 경사값(the steepest descent)은 함수 행렬식 기법(Jacobian technique)을 채택하는 최대 경사값 계산기(76)를 사용하여 계산된다. 함수 행렬식이 최대 경사값 계산기(76)에 의해서 각각 9개의 모든 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)에 대해서 계산된다는 것을 유의하는 것이 중요하다. 자기장 계산기(74)와 최대 경사값 계산기(76)는 정

확한 이론적 자기장 표현식 뿐만 아니라 미리 저장된 교정 데이터를 사용한다.

<78> 이러한 계산에 근거하여, 새로 추정된 위치 및 방위와 이전의 위치 및 방위 사이의 값에서 최대 변화값을 나타내는 변화량( $\Delta X$ )을 실제로 반영하는 최종 계산이 행해진다(실제 위치 및 방위는 계산이 종료될 때까지 모른다). 이러한 결과( $\bar{\Delta x}$ )는 센서 위치 및 방위의 새로운 추정치에 도달하도록 센서 위치 및 방위의 이전의 추정값에 추가된다. 부가적으로, 본 발명의 신규한 교정 시스템 및 방법에 따라서 신호 처리기(25)에 미리 저장되었던 교정 정보가 또한 사용된다(보다 상세한 것은 후술함). 따라서, 소정 교정 인자(pre-determined calibration factor)는 함수 행렬식 및 자기장을 조정하기 위해 사용된다.

<79> 이 점에서, 센서 코일(26)의 위치 및 방위의 새로운 추정치는 소정의 목표 정확도 범위와 비교된다. 센서 코일(26)의 위치 및 방위의 새로운 추정치가 이 범위 내에 있지 않으면, 새로 추정된 위치 및 방위에서의 자기장을 계산하는 것으로 시작하는 단계들이 반복된다.

<80> 부가적으로, 도 7 내지 도 9에 예시된 대안적인 방사기 배열체 실시예에 대해, 전역 수렴 기술이 소정의 목표 정확도 범위 내에 있는 위치 및 방위의 새로운 추정치에 도달하기 위하여 전역 수렴기(77; 도 10)에 의해 적용된다. 세부적인 알고리즘은 하기에 상세히 설명한다.

<81> **위치 및 방위 알고리즘**

<82> 상술한 방법을 보다 용이하게 이해할 수 있도록, 이제 본 발명의 방법에 의해 사용되는 신규한 알고리즘이 각각의 방법 단계에 따라 상세하게 설명된다. 예시의 목적들을 위해, 센서 코일(26)의 위치 및 방위는 도 4a 내지 도 4c를 참조하여 설명된다. 도 4a에 도시된 바와 같이, 센서 코일(26)의 중심은 점 P에 위치된다. 그 방위를 규정하는 센서 코일(26)의 축선은 도 4a에 점선 A로 도시되어 있다.

<83> 센서의 위치 및 방위( $\vec{x}$ )는 하기의 수학적식과 같이 정의될 수 있다.

**수학적식 1**

$$\vec{x} = \{\vec{l}, \vec{n}\} \quad (1)$$

<84>

<85> 여기서,  $\vec{l}$ 은 도 4b에 도시된 바와 같이 위치 벡터OP의 x, y, z 좌표와 동일하다. 센서 방위의 측정값인 벡터( $\vec{n}$ )는 센서 축선 방위 벡터A의 원점(origin)으로의 평행 병진인 방위 벡터인 A' (도 4c 참조)의 x, y, z좌표  $n_x, n_y, n_z$ 에 상응한다.

<86> 본 발명의 시스템(20)의 개략적인 부분도가 도 4d에 예시되어 있으며,  $Q_1, Q_2, Q_3$ 들은 각각 3개의 방사기(56, 58, 60)들이다. 이들 방사기(56, 58, 60)들은 3개의 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들을 각각 포함한다. 보다 용이하게 예시하기 위해, 방사기  $Q_1$ 은 방사기 코일 1, 2, 3(32, 34, 36)을 포함하며; 방사기  $Q_2$ 는 방사기 코일 4, 5, 6(38, 40, 42)을 포함하며; 방사기  $Q_3$ 은 방사기 코일 7, 8, 9(44, 46, 48)을 포함한다.

<87> 이러한 배열로, 센서 코일(26)을 통한 센서 코일(26)에서의 자기장의 측정은 각각의 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)로 인하여 하기의 세부 단계과 함께 사용하기 위하여 처리기(25)에 제공된다.

<88> 단계(a): 초기 위치 및 방위 추정기(70; estimator)를 사용하여 센서 위치 및 방위의 초기 추정치를 판정한다.

<89> 센서 위치 및 방위의 초기 추정치에 대해, 본 발명자는 센서 코일(26)의 임의의 위치를 다음과 같이 가정하였다.

**수학적식 2**

$$\vec{x}_0 = \{\vec{l}_0, \vec{n}_0\} \quad (2)$$

<90>

<91> 편의를 위해,  $\vec{x}_0$ 는 대략 시스템의 위치 체적의 중심이 되도록 임의로 선택될 수 있다. 예를 들어, 3개의 방사기  $Q_1, Q_2, Q_3$ 이 삼각형의 정점들에 위치되는 것으로 도시될 수 있다(도 4e). 삼각형의 변들은 중선(median)  $M_1,$

M<sub>2</sub>, M<sub>3</sub>에 의해 2등분될 수 있다. 3차원 센서 위치의 초기 추정치( $\vec{r}_0$ )는 방사기들에 의해 형성되는 평면 위에 예를 들어 20cm의 거리에서 방사기들의 중선의 교차점에 있도록 선택될 수 있다. 마찬가지로, 편의를 위해,  $\vec{n}_0$ 는 z축에 평행한 양(+)의 단위 벡터이도록 선택될 수 있다.

<92> 선택적인 단계(b): 쌍극자 근사기(72; dipole approximator)를 사용하여 쌍극자 근사에 근거하여 추정된 센서 위치 및 방위를 보다 명확하게 함(refinement).

<93> 센서 위치 및 방위의 초기 추정치는 후술하는 바와 같은, 쌍극자 근사에 근거한 쌍극자 근사기(72)를 사용하여 보다 명확하게 될 수 있다.

<94> 도 4d에 도시된 바와 같이, 본 발명자는 원점으로부터 방사기 Q<sub>1</sub>, Q<sub>2</sub>, Q<sub>3</sub>에 대한 방사기 중심으로부터의 위치 벡터로서 벡터  $\vec{R}_1$ ,  $\vec{R}_2$  및  $\vec{R}_3$ 을 정의할 수 있다. S는 센서 코일(26)의 좌표를 정의한다. 각각의 방사기에 대해, 관계

식 a<sub>j</sub>(j=1 내지 3)을 다음과 같이 정의할 수 있다:  $\vec{P}_i = \vec{R}_i - \vec{X}_0$ , 여기서,  $\vec{X}_0$ 는 초기 위치이다.

### 수학식 3

$$a_1 = \frac{\vec{P}_1 \cdot \vec{R}_1}{|\vec{P}_1| \cdot |\vec{R}_1|} \quad (3)$$

$$a_2 = \frac{\vec{P}_2 \cdot \vec{R}_2}{|\vec{P}_2| \cdot |\vec{R}_2|} \quad (4)$$

$$a_3 = \frac{\vec{P}_3 \cdot \vec{R}_3}{|\vec{P}_3| \cdot |\vec{R}_3|} \quad (5)$$

<95>

<96> f<sub>i</sub>(i = 1 내지 9)는 코일 번호 1 내지 9에 귀착되는 자기장의 센서(S)에서 측정된 자기장값으로 정의할 수 있다. 각각의 코일에 대한 자기장 값은 본원에 참고문헌으로 통합되며 공통적으로 양도된 PCT 공개공보 WO 96/05768호에 요약된 바와 같은 공지된 기술에 따라 측정된다.

본 발명자는 또한 각각의 방사기들을 포함하는 코일들로 인하여 센서에서 측정된 자기장들의 제곱들의 합으로서 m<sub>j</sub>(j=1 내지 3)를 정의한다. 그러므로, 도 2 및 도 4d에 도시된 시스템에 대하여, 본 발명자는 다음과 같이 m으로 3개의 방정식들을 얻었다.

### 수학식 4

$$m_1 = f_1^2 + f_2^2 + f_3^2,$$

$$m_2 = f_4^2 + f_5^2 + f_6^2, \text{ 및}$$

$$m_3 = f_7^2 + f_8^2 + f_9^2.$$

<97>

<98> 방사기 코일로부터 멀리 떨어진 위치들에 있는 센서(그 점으로부터 방사기까지의 거리가 방사기 코일 반경보다 큼)들은 특성에 있어서 2극성(dipolar)으로 기술된 자기장을 경험하게 된다(예를 들어, 본원에 참고문헌으로 통합되는 제이. 디. 잭슨의 고전 전기역학 제 2판, 존 윌리 앤드 손즈 출판, 뉴욕, 1975, 178페이지를 참조). 이러한 조건하에서, 본원에 참고문헌으로 전부 통합되는 미국 특허 제 5,913,820호에 나타나있는 바와 같이, 각각 3개의 중심 및 직교하는 방사기 코일들로 구성되는 3개의 방사기 Q<sub>1</sub>, Q<sub>2</sub>, Q<sub>3</sub>의 경우에 대해, 센서로부터 각각의 방사기들까지의 거리는 하기의 방정식에 의해 상기에서 정의되고 계산된 a와 m의 값들의 식들로 근사될 수 있다.

수학식 5

$$r_1 = \left[ \frac{\sqrt{1+3a_1^2}}{m_1} \right]^{1/3}$$

$$r_2 = \left[ \frac{\sqrt{1+3a_2^2}}{m_2} \right]^{1/3}$$

$$r_3 = \left[ \frac{\sqrt{1+3a_3^2}}{m_3} \right]^{1/3}$$

<99>

<100> 여기서,  $r_1, r_2, r_3$ 는 각각 센서로부터 방사기  $Q_1, Q_2, Q_3$ 의 중심까지의 거리들이다. 근사 센서 위치  $\vec{l}(x, y, z)$ 를 삼각 측정하도록(triangulate) 3개의 거리  $r_1, r_2, r_3$ 를 사용할 수 있다. 각각의 3개의 거리  $r_1, r_2, r_3$ 는 각각의 방사기를 중심으로 하는 구(sphere)의 반경으로 간주될 수 있다. 삼각측정 과정은 이러한 3개의 구의 교차점에 대해 설명하며, 이는  $\vec{l}(x, y, z)$ 에 의하여 기술된 바와 같이 대략적인 센서 위치가 따른다(도 4b 및 도 4f 참조).

<101> 각각의 방사기 코일의 특성(권선 수, 코일 직경 등)과 이 코일들을 통과하는 전류를 알면, 벡터  $\vec{l}$ 에 의해 정의되는 대략적인 센서 위치에서의 9개의 방사기 코일 각각에 귀착되는 x, y, z 방향들 각각에서의 이론적인 자기장을 설명하는  $\vec{H}(\vec{l})$ , [9,3] 행렬을 계산할 수 있다.

<102> 도 4f에 중심을 두고 단위 방위 벡터  $\vec{O}_i$ 를 갖는 단일 루프 방사기 코일을 도시한다. 코일은 3차원 기준 프레임의 원점으로부터의 거리  $\vec{R}_i$ 에 중심을 둔다. 벡터  $\vec{l}$ 은 상술한 바와 같은 삼각 측정으로부터의 근사 센서 위치인 점 M과 원점을 연결한다. 방사기 코일 i로 인한 M에서의 이론적인 자기장은 하기와 같이 알 수 있었다.

<103> 벡터  $\vec{cor}$ 를 다음과 같이 정의할 수 있다:  $\vec{cor} = \vec{l} - \vec{R}_i$ .

<104> 벡터  $\vec{cor}$ 는 코일 중심 Q와 점 M사이의 거리에 상응하는 크기를 갖는다.

<105> 스칼라 양 z를 방사기 코일 축을 나타내는  $\vec{O}_i$ 과 이 벡터  $\vec{cor}$ 의 도트적(dot product)으로 정의할 수 있다:  

$$z = \vec{O}_i \cdot \vec{cor}$$

<106> 도 4f에 도시된 바와 같은 양 z는  $\vec{O}_i$ 에  $\vec{cor}$ 를 투영한 것과 동일하다.

<107> 스칼라 양 absr을 벡터  $\vec{cor}$ 의 절대값으로서 정의할 수 있다:  $absr = \|\vec{cor}\|$

<108> 스칼라 absr은 코일 중심과 점 M사이의 거리와 같다.

<109>  $B_r$ 과  $B_\theta$ 는 PCT 특허 공개공보 WO 96/05768호에 요약된 바와 같이 점 M과 코일을 연결하는 선에 대해 각각 평행 및 직각인 축을 따라서 분해된(resolved) 점 M에서의 자속 밀도의 벡터 요소들이다.

<110> 또한, 양  $\vec{xvec}$  및 xnor를 하기와 같이 정의할 수 있다.

수학식 6

$$\vec{xvec} = \vec{cor} - (z \cdot \vec{O}_i)$$

$$xnor = \|\vec{xvec}\|.$$

<111>

<112> 이 관계식으로부터 도 4f에 예시된 바와 같이,

수학식 7

$$\sin \theta = \frac{xnor}{absr}$$

$$\cos \theta = \frac{z}{absr}$$

<113>

<114> 하기의 회전 행렬을 풀어 방사기 코일의 기준 프레임( $\overline{xvec}$  및  $\vec{O}_i$ )에 있는 위치M에서의 자기장을 판정할 수 있다:

수학식 8

$$\vec{G} = \begin{pmatrix} \sin \theta & \cos \theta \\ \cos \theta & -\sin \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B_r \\ B_\theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_{xvec} \\ G_{O_i} \end{pmatrix}$$

<115>

<116> 한번 감은(single turn) 방사기 코일로 인한 도 4f의 x, y, z좌표계의 기준 프레임의 M에서의 자기장  $\vec{F}_0$ 가 하기의 방정식에 의해 주어진다:

수학식 9

$$\vec{F}_0 = \begin{pmatrix} \overline{xvec} \\ xnor \end{pmatrix} \cdot G_{xvec} + \vec{O}_i \cdot G_{O_i}$$

<117>

<118> 일회 이상 감겨진 코일i로 인한 M에서의 계산된 자기장 $\vec{F}_i$ 은 하기의 방정식에 의해 주어진다:

수학식 10

$$\vec{F}_i = \vec{F}_0 \cdot (\text{코일의 유효 감은 수})$$

<119>

<120> 코일의 유효 감은 수는 예를 들어, 다른 반경 또는 평행하지 않게 감겨짐으로 인하여 유발되는 코일의 비균질성 (inhomogeneities)으로 인해 실제 감은 수와 동일하지 않을 수 있다. 코일의 유효 감은 수는 예를 들어, 본원에 참고문헌으로서 전부 통합되는 PCT 특허 공개 공보 WO 97/42517호에 공개된 방법에 의한 코일의 교정에 의하여 판정될 수 있다.

<121> 상기 계산은 x, y, z 방향들 각각으로 코일 i로 인한 M에서의 자기장의 크기를 제공한다. 이 계산은 위에 정의 한 행렬  $\vec{H}(\vec{l})$ 을 위한 데이터를 제공하도록 각각의 코일에 대해 반복된다.

<122> 센서 방위  $\vec{n}$ 에 대해 수정된 M에서의 센서의 계산된 자기장인 양  $\vec{h}(\vec{x})$ 는 하기와 같이 정의할 수 있다:

수학식 11

$$\vec{h}(\vec{x}) \equiv \vec{H}(\vec{l}) \cdot \vec{n}$$

<123>

<124> 센서가 벡터  $\vec{l}$ 에 의해 주어진 위치값에 실제적으로 위치하는 근사값을 만들면, 위의 방정식에서  $\vec{h}(\vec{x})$  대신에 센서의 자기장의 실제 측정값  $\vec{f}$ 로 대체하여, 하기의 식을 산출한다.

수학식 12

$$\vec{f} \approx \vec{H} \cdot \vec{n}$$

<125>

<126> 이 방정식을 다시 정리하여, 하기와 같이 센서 방위 벡터  $\vec{n}$ 의 제 1 근사 계산(approximate calculation)을 제

공하는 하기의 방정식이 산출한다.

**수학식 13**

$$\bar{n} = \bar{H}^{-1} \cdot \bar{f}$$

<127> 단계(c): 자기장 계산기(74)를 사용하여 추정된 센서 위치 및 방위에서의 자기장을 계산한다.

<129> 상술한 방정식으로부터  $\bar{h}(\bar{x}) = \bar{H}(\bar{l}) \cdot \bar{n}$  을 상기한다.

<130> 벡터  $\bar{l}$  로 표기한 근사 센서 위치 M에서의 앞서 계산한  $\bar{H}(\bar{l})$  과, 근사 센서 방위  $\bar{n}$  을 계산하였으면, 이제 상술한 방정식을 사용하여 위치 및 방위  $\bar{x} = \{\bar{l}, \bar{n}\}$  에서의 계산된 자기장  $\bar{h}(\bar{x})$  를 계산할 수 있다. 벡터  $\bar{h}(\bar{x})$  는 근사 위치 및 방위  $\bar{x} = \{\bar{l}, \bar{n}\}$  의 센서에서의 9개의 방사기 코일들 각각으로 인한, 방위-수정 자기장이고, 상술한 시스템에 대해 [9, 1] 행렬의 형태이다.

<131> 단계(d): 추정된 센서의 위치 및 방위에서의 계산된 자기장으로부터 최대 경사값 계산기(76)를 사용하여 센서에서 측정된 자기장으로서의 최대 경사값(행렬식)을 계산한다.

<132>  $\bar{x} = \{\bar{l}, \bar{n}\}$  에서의 행렬식을 하기와 같이 계산할 수 있다:

**수학식 14**

$$J_{ij} = \frac{\partial(H(\bar{l}) \cdot \bar{n})}{\partial \bar{x}_j} = \frac{\partial \bar{h}(\bar{x})}{\partial \bar{x}_j}$$

<133> 행렬식  $J_{ij}$  는 6개의 위치 및 방위 변수(j= 1 내지 6)들 각각에 대해 및 9개의 방사기 코일(i= 1 내지 9) 각각에 대해 계산된 위치 및 방위  $\bar{x} = \{\bar{l}, \bar{n}\}$  에서의 계산된 자기장  $\bar{h}(\bar{x})$  의 변화양이다. 행렬식은 9열 및 6열을 갖는 9 대 6 행렬식이다. 행렬식 행렬(Jacobian matrix)의 각각의 요소는 위치  $\bar{x}$  에서 각 코일i로 인한 자기장을 계산하는 것에 의하여 계산된다. 그 다음에,  $\Delta$  만큼 6개의 위치 변수들 각각을 증분시킨 다음 자기장을 다시 계산한다. 6 개의 위치 변수들 각각에 대하여 코일i로 인한 자기장의 변화는 코일i에 대한 행렬식 행렬의 6항(entry)들로 나타낸다. 그 과정은 9개의 코일들 각각에 대해 반복된다.

<135> 실제에 있어서는, 이 모든 계산들을 하는 것은 아주 계산 집약적이다. 대안적으로 그리고 바람직하게, 행렬식의 항들 각각의 값들은 일단 계산되고 참조표(lookup table)에 저장될 수 있다. 그 다음, 각각의 항들은 참조표의 값들 중에 보간에 의해 얻어질 수 있으며,  $\bar{x}$  에서의 증분은 참조표에서 사전 결정된다.

<136> 6 대 9 행렬인 행렬L을 다음과 같이 정의할 수 있다:

**수학식 15**

$$\bar{L} = [J(J^T \cdot J)^{-1}]^T$$

<137> 행렬L은 행렬식의 평균 최소 제곱 역변환(mean least squares inversion of Jacobian)의 의미이다.

<138> 센서에서의 실제 자기장과 계산된 센서 위치 및 방위에서의 계산된 자기장 사이의 차이인  $\bar{b}$  를 다음과 같이 계산할 수 있다:

수학식 16

$$\vec{b} = \vec{f} - \vec{h}$$

방정식  $\vec{h}(\vec{x}) \equiv \vec{H}(\vec{l}) \cdot \vec{n}$  을 상기한다.

실제 센서 위치에서, 실제 측정된 자기장은 계산된 자기장과 같을 수 있으며, 이는 하기의 방정식이 된다:

수학식 17

$$\vec{h}(\vec{x}) \equiv \vec{f}(\vec{x})$$

근사 센서 위치에서, 근사 위치에서의 자기장  $\vec{H}(\vec{x})$  는 하기와 같이 실제 센서 위치  $\vec{f}$  에서 측정된 자기장과 관계될 수 있다:

수학식 18

$$\vec{f} = \vec{h}(\vec{x}_{n-1}) + \frac{\partial H}{\partial x} \cdot \vec{\Delta x}$$

$\vec{b} = \vec{f} - \vec{h}(\vec{x}_{n-1})$  임을 상기할 때,

$$\vec{L}J = I$$

$$J \equiv \frac{\partial H}{\partial x}, I \equiv \begin{pmatrix} 100000 \\ 010000 \\ 001000 \\ 000100 \\ 000010 \\ 000001 \end{pmatrix}$$

이는 이기 때문이다.

그러므로, 6차원의 위치 및 방위 변수  $\vec{x}$  의 변화량  $\Delta x$  를 계산하고자 하며, 이는 측정된 자기장이 센서의 계산된 위치 및 방위에서 연산된 자기장에 접근하여 결국에는 동일하게 한다. 위에 규정한 인자 및 방정식으로부터, 측정된 자기장의 방향으로 계산된 위치 및 방위에서의 계산된 자기장을 가장 크게 변화시키는  $\Delta x$  의 값은 하기와 같이 주어진다:

수학식 19

$$\vec{\Delta x} = \vec{L} \cdot \vec{b}$$

벡터  $\vec{\Delta x}$  는, 계산된 자기장이 측정된 자기장에 보다 근접하도록 센서 위치 및 방위의 새로운 추정치에 도달하도록 측정된 센서 위치 및 방위의 6개의 위치 및 방위 좌표들 각각에 더해지는 값을 나타낸다.

단계(e): 새로운 위치 및 방위 추정기(78)를 사용하여 센서 위치 및 방위에 대한 새로운 추정치를 계산한다.

$\vec{\Delta x}$  의 값을 계산하였으면, 이  $\vec{\Delta x}$  의 값을 센서 위치 및 방위의 이전의 추정치에 더하여, 하기와 같이 센서 위치 및 방위의 새로운 추정치에 도달하도록 할 수 있다:

수학식 20

$$\vec{x}_n = \vec{x}_{n-1} + \vec{\Delta x}$$

추가적으로, 작업 체적(operating volume) 내의 복수의 점들에 따른 미리 저장된 교정 정보(교정 인자)는 새로

운 추정치 계산기(78)에서의 센서의 위치 및 방위의 새로운 값/추정치에 도달하기 위해 자기장 계산기(74)와 최대 경사값/행렬식 계산기(76)에 대입된다. 따라서, 센서 코일(26)과 행렬식에서의 자기장들의 계산에 관련되기 때문에, 교정 데이터는 상술한 과정에 사용된다. 이러한 계산 방법은 다음에 더욱 상세하게 설명된다.

<155> 단계(f): 위치 및 방위의 새로운 추정치가 원하는 측정 정확도, 예를 들어 0.1 cm이하(시스템의 정확도) 내에 있는지를 판정한다. 그러나, 알고리즘의 증분 단계들은 이전의 단계로부터의 변화량이 시스템의 1mm 정확도보다 나아지기 위해 필요한 상술한 바와 같은 0.001 cm보다 작으면 바로 정지한다.

<156> 하나 이상의 기준(criterion)이 새로 추정된 센서 위치 및 방위값의 요구된 정확도를 규정하도록 지정된다. 한

기준은 위치 및 방위 수정량(correction)인  $\vec{\Delta x}$ 의 절대값을 검사한다.  $|\vec{\Delta x}|$ 가 특정 임계값보다 작으면, 위치 및 방위가 원하는 정확도로 계산된 것으로 가정할 수 있다. 예를 들어,  $|\Delta x| \leq 10^{-4}$ 의 값(1mm 이상의 정확도가 따르는)은 대부분의 생의학적 응용에 사용되는 센서들을 위한 요구된 정확도 기준에 부합한다고 여겨진다.

<157> 센서 위치 및 방위를 판정하기 위한 상술한 방법은 추정된 센서 위치에서의 자기장  $\vec{h}(\vec{x})$  및 위치  $\vec{x} = \{\vec{i}, \vec{n}\}_b$ 의 계산을 포함한다. 양  $\Delta f$ 을 하기와 같이 정의할 수 있다:

**수학식 21**

$$\Delta f = \frac{|\vec{h} - \vec{f}|}{|\vec{f}|}$$

<158>  $\Delta f$ 의 값은 센서 위치 및 방위가 원하는 정확도로 찾아졌는지를 판정하는데 사용되는 다른 기준이다. 예를 들어,  $\Delta f \leq 10^{-4}$ 의 값(1mm이상의 정확도가 따르는)은 대부분의 생의학적 응용에 대해 충분히 정확하다고 밝혀졌다.

<160> 바람직하게, 이러한 기준들 모두가 위치 및 방위값들이 요구되는 정확도로 결정되었는지를 판정하도록 사용된다.

<161> 단계(g): 위치 및 방위 추정치를 명확히 하도록 새로 추정된 센서 위치 및 방위에서 자기장 계산들(단계(c) 내지 단계(e))을 반복한다.

<162> 단계(c) 내지 단계(e)에서 기술된 절차는 추정된 위치 및 방위값이 요구되는 정확도 기준 중의 하나 또는 모두에 부합하지 않으면 반복된다. 특히, 단계(e)로부터 새롭게 추정된 센서 위치 및 방위는 새로 추정된 센서 위치 및 방위에서의 자기장을 다시 계산하도록 단계(c)에서 사용된다. 그러므로, 계산된 자기장값은 최대 경사값 계산을 정밀화하도록 단계(d)에서 사용된다. 정밀화된 최대 경사값은 센서 위치 및 방위의 새로운 추정치를 판정하도록 사용된다. 본 발명에 의해 사용되는 하나의 페일-세이프 메커니즘이 반복 회수를 최대의 수, 예를 들어 10회로 제한하여, 알고리즘이 어떤 이유, 예를 들어 범위 밖의 센서 코일(26) 또는 하드웨어 문제로 인한 일부의 이유 때문에 수렴하지 않으면, 시스템(20)은 무한 루프로 가지 않게 된다. 최대 반복 회수 또는 반복 회수 제한은 또한 신호 처리기(25)에 저장된다.

<163> 상술한 알고리즘에 대한 변형이 도 7 내지 도 9에 예시된 대안적인 방사기 배열체에 사용된다. 이러한 변형된 알고리즘은 본원에 참고문헌으로 통합되는 수치방법(Numerical Recipes, ISBN 052143108 pp.383)에 요약된 바와 같은, "전역 수렴" 방법에 근거한다. 전역 수렴 기술(도 10에 예시된 바와 같은)을 사용하여, 실제 센서 위치 및 방위에 대한 임의의 시작점의 보다 효율적인 수렴이 이루어진다. 따라서, 본 발명에 따른 기술은 현재 위치에 대한 새로운 수정  $\Delta X$ (도 3의 최대 경사값 계산기(76)에 의해 수행되는 행렬식 단계를 대체함)를 준비한다. 이러한 신규의 전역 수렴 방법은 하기의 단계들을 포함한다.

<164> 우선, 하기의 공식에 의해  $\Delta X$ 의 방향을 판정한다:

**수학식 22**

$$\Delta X / |\Delta X|$$

<165>

<166> 두 번째로, 이 방향에 따른 자기장 변화량의 최소값  $\Delta F$  ( $\Delta F_{min}$ )을 구한다. 이 위치는 하기의 방정식에 의해 결정된다:

**수학식 23**

$$\Delta X' = C^* \Delta X \text{ (단, } 0 < C < 1)$$

<167>

<168> 세 번째로, 하기 방정식에 따라 센서 위치를 갱신한다:

**수학식 24**

$$X = X + \Delta X'$$

<169>

<170>  $\Delta X$  수정은 추정된 센서 위치가 실제 위치값으로부터 너무 떨어져 있으면 함수  $\Delta F$ 를 최소화하지 않을 수도 있음을 유의하는 것은 중요하다. 그러나,  $\Delta X$ 의 방향은 이 단계에서 필요한 것(desired focus)이다. 그러므로,  $\Delta F_{min}$ 은  $\Delta X$ 의 방향을 따라서 증분하는 것에 의해 결정된다. 따라서, 이 값은 0 내지  $\Delta X$  사이의 임의의 곳에 존재하게 된다.

<171> 전역 수렴 알고리즘이 일정 시작 위치로부터(예정된 반복 회수 내에) 수렴하지 않으면, 다른 시작점이 선택될 수도 있다. 예를 들어, 초기 시작점에 인접한 한 점은 수렴할 때까지 전역 수렴 알고리즘에서 사용될 수 있다.

<172> 한 유용한 기술은 5cm X 5cm X 5cm 또는 (5cm)<sup>3</sup>의 하위 체적으로 작업 체적 또는 작업 공간을 분할하여서, 어떠한 경우에도 수렴을 보장하도록 모두 64회의 시도를 하는 것이다. 그러므로, 제 1 점을 구한 후에, 수렴기술로부터의 결과들은 알고리즘에 대한 근사값으로서 사용된다.

<173> 요약하면, 본 발명의 방법은 하기의 단계로 구성된다:

<174> 단계(a): 초기 센서 위치 및 방위를 추정;

<175> 선택적인 단계(b): 쌍극자 근사에 근거하여 추정된 센서 위치 및 방위를 더욱 정확히 함;

<176> 단계(c): 추정된 센서 위치 및 방위에서의 자기장 계산;

<177> 단계(d): 추정된 센서 위치 및 방위에서 계산된 자기장으로부터 센서에서 측정된 자기장으로의 최대 경사값을 계산;

<178> 단계(e): 단계(c) 및 단계(d)와 연계하여 신호 처리기(25)에 저장된 사전 결정 및 저장된 교정 정보를 사용하는 것을 포함하는, 센서 위치 및 방위를 위한 새로운 추정치를 계산;

<179> 단계(f): 새로 추정된 위치 및 방위가 목표 측정 정확도 내에 있는지 판정;

<180> 단계(g): 위치 및 방위 추정치를 요구되는 정확도까지 명확히 하도록 새로 추정된 위치 및 방위에서 미리 저장된 최대 반복 회수, 즉 반복 회수 제한까지 계산(단계(c) 내지 단계(e))을 반복(또한, 신호 처리기(25)에서 사전 결정되고 저장됨).

<181> 대안적으로, 상기 단계(d)는 상술한 전역 수렴 기술(도 10)로 대체된다(도 7 내지 도 9에 도시된 방사기 배열에 대해).

<182> 실제에 있어서, 본 발명의 방법은 공간적으로 복수의 점들에서 여러 개의 센서 위치 및 방위를 순차적으로 계산하도록 적용된다. 시간적으로 밀접한 간격을 갖는 연속적인 점들의 계산을 위하여, 센서는 이전에 결정된 값들로부터 상당히 멀리 움직이지 않는 것으로 가정할 수 있다. 따라서, n번째 위치 및 방위에 대한 위치 및 방위의 초기 추정치에 대한 양호한 값은 n-1 번째 위치 및 방위에서 결정된 값이다.

**<183> 교정 시스템**

<184> 본 발명에 따른 교정 시스템(90)은 위치 및 방위 감지 시스템(20, 도 1 및 도 2)에 작동가능하게 접속된다. 교정 시스템(90)은 작업 체적으로 도입될 때 센서 코일(26, 도 2) 위치 및 방위의 정확한 판정을 수행하는데 사용되는 신호 처리기(25)에 미리 저장된 교정 데이터를 제공하는 것에 대한 것이다. 도 5에 도시된 바와 같이, 교정 시스템(90)은 신호 처리기(25), 위치 패드(61), 방사기 구동장치(64), 각각의 와이어(62)들과 함께 방사기

또는 발전기(56, 58, 60)들을 각각 형성하는 스푼(spool) 둘레에 감긴 방사기 또는 발전기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들을 포함하는 위치 및 방위 시스템(20)의 주요 구성요소를 포함한다.

<185> 교정 시스템(90)은 예시된 바와 같이 X, Y, Z 좌표평면(좌표축)으로 방위가 맞추어진 3개의 센서 코일(102, 104, 106)들을 갖는 시험용 위치 센서(100)를 추가로 포함한다. 센서(100)의 코일들 사이의 피치 거리는 1 내지 0.02 cm이다. 시험용 위치 센서(100)는 시험용 위치 센서(100)에 의해 제공되는 센서 신호들을 처리하기 위해 와이어(28)에 의해 신호 처리기(25)에 작동가능하게 접속된다. 부가적으로, 시험용 위치 센서(100)는 와이어(112)에 의해 로봇 아암(110)과 같은 위치결정 장치에 작동가능하게 연결된다. 로봇 아암(110)은 와이어(114)에 의해 신호 처리기(25)에 작동가능하게 접속된다. 처리기(25)는 3개의 좌표 시스템, 예를 들어 X, Y, Z좌표축에 따른 소정의 시험 위치들을 갖는다. 바람직하게, 약 150 개의 시험 위치들이 처리기(25)에 사전 결정 및 저장된다. 이러한 시험 위치들은 여기되었을 때 발전기(56, 58, 60)들에 의해 생성되는 작업 체적과 밀접하게 정렬한다. 처리기(25)가 이들 각각의 시험 위치로 프로그램되므로, 로봇 아암(110)은 각 시험 위치에 정확하게 안내되어 위치될 수 있다. 이러한 방법은 하기에 보다 상세히 설명되어 보다 명확해진다.

<186> **알고리즘을 포함하는 교정 방법**

<187> 일반적으로, 본 발명에 따른 교정 방법에서, 위치 패드(61; 도 5)의 이론적 자기장은 특정한 위치 및 방위 시스템(20)의 측정된 자기장에 적합하다. 따라서, 각 시스템(20)은 상기되고 도 3의 개략적인 흐름도에 예시된 바와 같이 센서 코일(26; 도 1 및 도 2)의 위치 및 방위를 결정할 때 위치 계산들 동안 사용되는 그 자신의 교정 데이터로 설정된다. 명칭이 '방사기 교정'인 공통적으로 양도된 계류중인 미국 특허 출원 제 09/180,244호는 자기장 발전기 또는 방사기를 교정하는 기술을 또한 설명하며, 본원에 참고문헌으로 통합된다.

<188> 도 6은 본 발명에 따른 교정 방법의 개략적인 흐름도를 도시한다. 따라서, 이 교정 방법으로, 작업 체적을 위한 소정의 시험 위치들이 처리기(25)에 저장된다. 비록 150개의 위치들이 바람직하게 사용될지라도, 어떠한 수의 시험 위치들이 필요한 작업 체적의 크기 및 필요한 소정 목표 정확도에 따라 사용될 수 있다. 상술한 바와 같이, 이러한 시험 위치( $X_i, Y_i, Z_i$ )들은 실질적으로 작업 체적, 예를 들어, 20cm X 20cm X 20cm 또는  $(20 \text{ cm})^3$ 에 합치한다. 본원에서 정의한 바와 같이, "맵핑 체적", "샘플링 체적" 및 "맵핑 영역"이라는 용어들은 "작업 체적"과 유사한 용어이며, 본 명세서를 통해 상호 교환가능하게 사용된다.

<189> 우선, 위치 시스템(20)의 방사기 또는 발전기(56, 58, 60)들의 방사기 코일들은 9개의 서로 구별되는 (준정적인)자기장을 생성하고 작업 체적을 설정하기 위해 주파수 다중화 기술을 사용하여 동시에 여기하도록 작동된다. 그 다음, 로봇 아암(110)은 각각의 시험 위치( $X_i, Y_i, Z_i$ )들로 안내되어 정확하게 위치되고, 자기장의 X, Y, Z 성분들은 시험 위치 센서(100)에서 측정된다. 각각의 측정 후에, 처리기(25)는 필수의 샘플링 체적이 얻어졌는지 판정하기 위해 이 시험 위치들의 샘플링을 확인한다. 샘플링 체적은 자기장 방사기(56, 58, 60)들의 작업 체적에 대응한다. 일단 원하는 샘플링 체적이 완료되었으면, 처리기(25)는 각 시험 위치( $X_i, Y_i, Z_i$ )에서의 알려진 이론적 자기장과, 각 시험위치( $X_i, Y_i, Z_i$ )에서 실제 측정된 자기장을 상호 관련시킨다. 이러한 상호 관련은 얻어진 점( $X_i, Y_i, Z_i$ )들에서의 이론적 자기장을 이 시험 점( $X_i, Y_i, Z_i$ )들에서 측정된 자기장으로 맵핑하는 수학적 변환이다. 그러므로, 이러한 상호 관련은 맵핑 계산이고, 그 결과들은 각각의 위치( $X_i, Y_i, Z_i$ )를 위하여 처리기(25)에 저장되어, 예를 들어 도 1에 예시된 시스템(20)에 대해 상술한 것과 같은 위치 및 방위 감지 절차 동안 다시 불러 내어진다(recall). 이러한 저장된 교정 파일로부터의 교정 데이터는 이론적 자기장을 수정하도록 사용된다.

<190> 교정 시스템(90; 도 5)을 사용하는 교정 방법의 일 예가 하기에 요약된다. 도시된 바와 같이, 교정 시스템(90)을 사용하여, 자기장의 X, Y, Z 성분들은, 위치 시스템(20)의 처리기(25)에 센서 신호 정보를 제공하는 3개의 직교 센서 코일(102, 104, 106)을 포함하는 3축 시험 위치 센서(100)를 사용하여 측정된다. 위치 패드 자기장과 이론적 자기장 사이의 맵핑을 계산하기 위해, 위치 패드의 각 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들에 대한 측정의 정확한 좌표를 아는 것이 필요하다. 이를 위해, 로봇 아암(110)은 예정된 시험 위치( $X_i, Y_i, Z_i$ )들 사용하여, 위치 패드 좌표 시스템, 예를 들어 샘플링 체적과 정렬된다. 하나의 수용 가능한 절차는 다음과 같다:

<191> a) 시험 위치 센서(100)의 Z코일(106)에 관계하여 측정하기 위한 시험 위치인 지정된 시험 위치( $X_0, Y_0, Z_0$ )로 로봇 아암(110)을 이동시킴.

- <192> b) 시험 위치 센서(100)의 Z코일(106)을 사용하여 Z 성분의 자기장을 측정함.
- <193> c) 시험 위치 센서(100)가 1cm 전방으로 이동하고(이는 Z코일(106)에 의해 이전에 점유된 동일한 위치로 Y코일(104)을 배치한다) 시험 위치 센서(100)의 Y코일(104)을 사용하여 Y 성분의 자기장을 측정하도록 로봇 아암(110)을 스텝 구동함.
- <194> d) 시험 위치 센서(100)가 1cm 전방으로 이동되고(이는 제 1 측정 동안 Z코일(106)에 의해 그리고 제 2 측정 동안 Y 코일(104)에 의해 이전에 점유되었던 위치에 X코일(102)을 배치한다) 시험 위치 센서(100)의 X코일(102)을 사용하여 X 성분의 자기장을 측정하도록 로봇 아암(110)을 스텝 구동함.
- <195> 상술한 바와 같이, 전형적인 교정 과정은 시스템(20; 도 1 및 도 2)이 의료 목적으로 사용될 때 작업 체적에 상응하는 위치 패드(61)의 중심 주위 및 위의 20cm X 20cm X 20cm 또는 (20 cm)<sup>3</sup>의 샘플링 체적에서 수행된다. 추가적으로, 단계들이 모든 샘플링 체적에 걸쳐 일정할 필요는 없지만, 두 연속적인 점들/위치들 사이의 간격들은 각 방향에서 2 내지 3cm이다. 전형적으로, 전체 샘플링 체적에서 150개의 점들이 샘플링된다. 그러므로 교정 방법의 마지막에서,
- <196>  $\{ \bar{B}^i_j \mid j = 1 \dots 9, i = 1 \dots \approx 150 \}$  을 가질 수 있다
- <197> 여기서, i 지수(index)는 점의 번호의 지수(number of point index)이고 j 지수는 구별되는 주파수에서 각각의 발전기 코일을 위한 주파수 지수이다. 그러므로, 지수 i는 모든 시험 위치들, 예를 들어 150개의 시험 위치들에 대해 측정된 자기장에 관한 것이다.
- <198> 수학적 변환이 하기에 요약된다. 임의의 주어진 공간 영역에서, 측정된 자기장과 이론적 자기장 사이에 회전 변환이 존재한다고 가정한다. 그러므로, 하기의 방정식을 기대할 수 있다:

**수학식 25**

$$OB_{Th} = B_M \quad (6)$$

- <199>
- <200> 여기서 0는 방정식에 의해 주어지는 3 × 3 회전 행렬이다:

**수학식 26**

$$O = B_M B_{Th}^{-1} \quad (7)$$

- <202> B<sub>m</sub> 및 B<sub>th</sub> 모두 [3×150]행렬이고 수학적 변환은 최소 평균 제곱 방향(least mean square sense)에서 가능한 한 가깝도록 B<sub>m</sub> 및 B<sub>th</sub>를 맵핑함을 유념해야 한다. 또한, 방정식(7)에서, 동일한 변환이 전체 공간 체적에 대해 적용된다고 가정한다. 실제로는, 맵핑 공간의 각각의 하위 체적에 대한 별개의 회전 행렬을 가질 수 있다. 예를 들어, 맵핑 체적을 예를 들어 각각의 하위 입방체가 (5 cm)<sup>3</sup>인 5cm X 5cm X 5cm 의 하위 체적을 갖는 하부 입방체로 분할할 수 있고, 각각의 하위 입방체에 관련한 회전 행렬을 계산할 수 있다. 그런 다음, 이러한 회전 행렬은 공간에서의 그 위치에 관한 교정 정보로 신호 처리기(25)에 저장된다. 이러한 절차는 각 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들에 대해 수행된다. 전형적으로, 각 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)에 대해 약 20 내지 30개의 3 × 3행렬을 유도할 수 있다.

- <203> 따라서, 시작 점  $\vec{x}$  에서 시작한다면, 점  $\vec{B}_{Th}(\vec{x})$  에서의 이론적 자기장은 본 발명의 알고리즘에 의해 계산될 수 있다. 그 다음, "새로운" 이론적 자기장이 하기의 표현식에 의해 주어진다:

**수학식 27**

$$O(\vec{x})B(\vec{x})$$

- <204>
- <205> 여기서 O(x)는 점x에서 관련 변환이다. 계산된 이론적 행렬식을 J(x)로 하면, "새로운" 교정된 행렬식은 하기의 방정식에 의해 주어진다:

수학식 28

**O(x)J(x)**

<206>

<207>

따라서, 교정된 B(자기장)와 J(행렬식) 모두는 교정되지 않은 형태들이 사용되는 동일한 방식으로 본 발명의 알고리즘에 사용된다. 그러나, 부가된 교정 정보(교정된 B)로, 시스템(20)은 의료 절차들에 특히 유용한 보다 큰 위치 정확도를 갖는다.

<208>

**정적인 금속 보상을 갖는 교정 방법**

<209>

본 발명은 맵핑 또는 작업 체적 내에 위치된 움직이지 않는 또는 정적인 금속 물체에 의해 유발되는 교란 영향을 보상할 수 있는 위치 및 방위 시스템(20; 도 1)의 방사기(56, 58, 60)들을 위한 신규한 교정 방법을 또한 포함한다. 교정 방법은 정확도를 보장하는 로봇 아암(110)을 포함하는 도 5에 도시된 교정 시스템(90)과 연계하여 사용된다. 더욱이, 이러한 교정 방법은 도 5, 도 7, 도 8 및 도 9에 도시된 방사기 배열체 실시예들을 포함하는 방사기(56, 58, 60)들의 다양한 배열체에 유용하다.

<210>

따라서, 형광 투시경(fluoroscopic) 장치의 C-아암과 같은 금속 물체(도시되지 않음)가 방사기(56, 58, 60)들에 의해 생성된 의도된 맵핑 체적 내에 위치된다. 이 단계의 목적은 방사기(56, 58, 60)들의 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들에 의해 각각 생성된 자기장들의 크기 및 방향에 금속 물체에 의해 제공되는 교란 효과를 고려한 신호 처리기(25)에 저장하기 위한 교정 데이터를 설정하는 것이다.

<211>

상술한 바와 같이, 양호한 맵핑 체적은 약 20cm X 20cm X 20cm 또는 (20 cm)<sup>3</sup>의 영역 내의 자기장이다. 본 발명에 따른 교정 방법은 맵핑 체적 내에 위치된 임의의 금속 물체에 의해 생성되는 자기장을 고려한다. 일단 자기장이 예를 들어, 시스템(20; 도 1)과 연관된 단일 축선 센서 알고리즘을 사용하여, 하기에 상세히 설명하는 본 발명의 방법에 따라 맵핑되면, 하나 이상의 금속 물체가 존재하더라도, 전혀 교란되지 않은 자기장의 상황인 것처럼, 즉 금속 물체 간섭이 존재하지 않는 상황인 것처럼 시스템(20)을 사용할 수 있다.

<212>

본 발명에 따른 방법의 일 실시예는 도 12의 개략적인 흐름도에 가장 잘 예시되어 있다. 우선, 의도된 맵핑 체적이 정의되고, 하나 이상의 정적인 금속 물체들이 의도된 맵핑 체적 내에 위치된다. 다시, 이러한 금속 물체들은 환자의 무균성 장(sterile field) 내 및 맵핑 체적 내에 위치되는 물체들이다. 전형적인 비이동('비이동'은 위치 패드에 상대적인 것을 의미함) 금속 물체의 한 예는 형광 투시경 장치의 C-아암이다. 따라서, C-아암이 맵핑 체적 내에 위치된다.

<213>

도 5 및 도 11로 돌아가서, 로봇 아암(110)은 맵핑 교정 입방체(200a)를 생성하여 맵핑 및 교정 절차를 시작하도록 위치 센서(100)를 시작점으로 이동시킨다. 예를 들어, 시작점은 (3cm)<sup>3</sup>의 체적을 갖는 입방체의 정점에서 시작하는 위치 또는 점이다. 예를 들어, 적절한 제 1 점 또는 시작점은 도 11에 도시된 입방체(200a)의 점(210)이다.

<214>

센서(100)는 맵핑 교정 입방체(200a) 내에서(맵핑 체적 내에서) 3차원 좌표계( $X_i, Y_i, Z_i$ )에 따라 표현되는 제 1 점 또는 좌표 위치(210)에 정렬되고, 방사기 코일(32, 34, 36, 38, 40, 42, 44, 46, 48)들의 자기장은 신호 처리기(25)를 통해 센서(100)로 제 1 좌표 위치(210)를 설정하도록 제 1 점에서 관측되어 측정된다. 그 다음, 센서(100)는 제 1 위치 및 로봇 아암(110)에 의해 부가되는 거리 성분(dx, dy, dz)에 의해 규정되는 다음 또는 제 2 점(220,  $X_i+dx, Y_i+dy, Z_i+dz$ )으로 스텝 구동 또는 이동한다. 그 다음, 제 2 점(220)에서의 자기장은 다음 또는 제 2 좌표 위치를 설정하도록 신호 처리기(25)를 통해 관측되어 측정된다.

<215>

신호 처리기는 (3cm)<sup>3</sup>의 체적 입방체의 정점(210, 220, 230, 240, 250 등)들인 교정 입방체(200a)의 교정 위치들로 미리 프로그램된다. 로봇 아암(110)은 2 내지 3cm 사이의 범위에 있는 소정의 증분 거리로 센서(100)를 스텝 구동한다(양호하게는, 스텝 구동 거리는 3cm이다). 정확한 스텝 구동 거리는 사전 결정되고, 특정 위치에서 금속 교란 영향을 고려하는 것만 제외하고 이 교정 맵핑 절차 내내 일정하게 스텝 구동 거리에 대한 변경은 하기에 상세하게 설명된다.

<216>

예를 들어, 도 11에 개략적으로 예시된 절차에 대해, 스텝 구동 거리는 각 정점 또는 위치(210, 220, 230, 240, 250)에 대해 (X, Y, Z 좌표축 들중 하나를 따라) 3cm이다. 추가적으로, 로봇 아암(110)은 입방체(200a)의 가장 자리를 따르는 화살표들(각각 좌표축들을 따르는)의 방향에 따라서 센서(100)를 스텝 구동한다.

- <217> 일단 자기장이 측정되고 제 1 점(210), 예를 들어 제 1 좌표 위치( $X_i, Y_i, Z_i$ )에서, 그리고 추가된 거리 성분 ( $dx, dy, dz$ , 여기서  $dx = 3\text{cm}$ (스텝 거리(step or stepped distance)로 언급됨))을 반영한 다음 또는 제 2 점 (220), 예를 들어 다음 또는 제 2 좌표 위치( $X_i=X_i+dx, Y_i=Y_i+dy, Z_i=Z_i+dz$ )에서 판정된 위치, 제 1 위치(210)와 제 2 위치(220) 사이의 중간 점(220a)에서의 자기장이 보간되면, 중간 점(220a)의 위치 좌표는 신호 처리기(25)에 의해 계산된다. 중간 점(220a)이 스텝 구동 거리의 좌표축을 따라서, 예를 들어 정점(210, 220)들 사이의 X좌표축을 따르는 3cm 거리 내에 존재한다.
- <218> 중간 점(220a)의 자기장을 보간하여 중간 점의 위치(위치 및 방위 알고리즘을 사용하여 계산된 중간 위치)를 계산한 후, 신호 처리기(25)는 계산된 중간 위치와 실제 중간 위치 사이의 차분을 취한다. 그 다음, 중간 위치의 차( $\epsilon$ )가 신호 처리기(25)에 또한 미리 저장된 오차 한계에 비교된다. 비록 오차 한계는 임의의 값일 수 있을지라도, 1mm이하의 오차 한계가 합리적이고 허용가능한 오차 한계로 밝혀졌다.
- <219> 그 다음에, 위치의 차( $\epsilon$ )가 오차 한계(1mm이하) 내에 있으면, 다음 또는 제 2 점( $X_i, Y_i, Z_i$ )은 신호 처리기 (25)에 의해 ( $X_i=X_i+dx, Y_i=Y_i+dy, Z_i=Z_i+dz$ )로서 설정되고, 로봇 아암(110)은 또 다른 좌표축, 예를 들어 Y축을 따라서 센서(100)를 다른 점(230), 예를 들어 제 3 또는 다른 다음 점(제 3 좌표 위치, 스텝 구동 거리  $dy = 3\text{cm}$ 에 따른 입방체(200a)의 제 3 정점)으로 스텝 구동한다.
- <220> 중간 위치의 차( $\epsilon$ )가 오차 한계 내에 있지 않으면, 즉  $\epsilon$ 이 1mm이하가 아니면, 신호 처리기(25)는 부가된 거리 성분의 값을 감소시키며, 예를 들어  $dx, dy, dz$ 를  $dx=dx/2, dy=dy/2, dz=dz/2$ 로 설정한다. 예를 들어, 부가된 거리 성분  $dx$ 는  $1.5\text{cm}(3\text{cm} \div 2\text{cm})$ 이고  $dy=dz=0$ 로 감소되고, 로봇 아암(110)은 동일한 좌표축, 예를 들어 X축을 따라 새로운 제 2 점(220b)으로 스텝 구동하는 단계를 반복한다. 따라서, 센서(100)는 새로운 제 2 점/정점 (220b)으로  $dx=1.5\text{cm}$ 의 부가된 거리 성분만큼 스텝구동되는 것에 의하여, 자기장은 점(220b)에서 판독되고 이 위치가 결정된다(새로운 제 2 좌표 위치). 그 다음, 자기장은 새로운 중간 점(220c), 예를 들어 새로운 제 2 위치(220b)와 제 1 위치(210) 사이의 점/위치를 위하여 보간되고, 중간 점(220c)의 위치는 위치 및 방위 알고리즘을 사용하여 (새로운 중간 위치에 대해) 계산된다. 그리고, 바로 앞서서와 같이, 계산된 새로운 중간 위치는 이러한 차( $\epsilon$ )가 오차 한계(1mm이하) 내에 있는지를 판정하도록 중간 점(220c)의 실제 위치와 비교된다. 위치의 차( $\epsilon$ )가 오차 한계 내에 있으면, 로봇 아암은 부가된 거리 성분  $dy=3\text{cm}$ 만큼 다른 좌표축, 예를 들어 Y축을 따라서 입방체(200a)의 또 다른 위치 정점(230a; 위치 정점)으로 센서(100)를 스텝구동시키고, 입방체(200a)의 각각의 정점에 대해 상기에 요약한 단계를 반복한다.
- <221> 상술한 바와 같이, 중간 점의 부가된 거리 성분은 위치가 오차 한계 내에 있지 않으면 부가된 거리 성분의 값을 감소시키는 것에 의하여 설정된다. 본 발명의방법 단계들은 부가된 거리 성분으로 감소된 조정을 만든 후에 반복된다.
- <222> 정적인 금속 보상을 고려한 이러한 교정 맵핑 과정은,  $20\text{cm} \times 20\text{cm} \times 20\text{cm}$  또는  $(20\text{cm})^3$ 의 전체 맵핑 체적이 맵핑 체적 내에 존재하는 금속 물체를 고려하여 완전하게 맵핑되고 교정될 때까지 인접한 제 2 입방체(200b)의 맵핑으로 시작하는 일련의 또는 복수의 생성된 맵핑 교정 입방체에 따라서 연속된다. 각 맵핑 교정 입방체 (200a, 200b 등)들이 특정 입방체의 맵핑 동안 마주치는 금속 물체의 영향들로 인해 동일한 길이가 아닌 변들을 갖는 입방체일 수 있다.
- <223> 본 발명에 따른 교정 방법의 제 2 실시예는 다음 점에서의 자기장의 외삽을 사용한다. 도 13에 도시된 바와 같이, 특히 우선, 금속 물체가 의도한 맵핑 체적 내에 위치된다. 다시, 로봇 아암(110)은 제 1 점(210)(시작 또는 제 1 위치( $X_i, Y_i, Z_i$ ))에 센서(100)를 위치시키고, 이러한 제 1 점에서의 자기장은 제 1 좌표 위치를 판정하도록 신호 처리기(25)에 의해 판독되어 측정된다. 다음에, 신호 처리기(25)가 다음 또는 제 2 점(220), 예를 들어 다음 또는 제 2 좌표 위치(외삽된 점인 맵핑 입방체(200a)의 다음 정점)에서의 자기장을 외삽하며, 상기 제 2 좌표 위치는 부가된 거리 성분( $dx, dy, dz$ )을 적절히 포함하는 ( $X_i=X_i+dx, Y_i=Y_i+dy, Z_i=Z_i+dz$ )로 정의된다. 이러한 경우에, 부가된 거리 성분( $dx$ )은 X좌표축을 따르는 3cm 거리이다.
- <224> 일단 제 2 위치(다음 점)에 대한 자기장이 외삽되면, 이 점(220)(계산된 제 2 위치)의 위치 좌표가 위치 및 방위 알고리즘을 사용하여 계산되고, 위치의 차( $\epsilon$ )를 판정하기 위해 제 2 점(220)의 실제 위치 좌표와 비교된다. 위치의 차( $\epsilon$ )가 신호 처리기(25)에 저장된 소정의 오차 한계 내에 있으면, 로봇 아암(110)은 다른 좌표축, 예를 들어 Y축을 따라 새로운 점(230, 다음 정점)으로 센서(100)를 이동시키고, 상기의 단계들은 Y축 등을 따라 계속된다. 위치의 차( $\epsilon$ )가 1mm의 오차 한계 내에 있지 않으면, 자기장은 제 2 점(220), 예를 들어 제 2 좌표

위치와 제 1 점(210), 예를 들어 제 1 좌표 위치(여전히 동일한 좌표축을 따름) 사이의 중간 점(220b), 예를 들어 중간 위치 좌표( $X_i+dx$ ,  $Y_i+dy$ ,  $Z_i+dz$ )에 대해 외삽된다. 비록, 상기 예에서, 부가된 거리 성분(dx)이 2의 인자만큼 감소되었을지라도, 부가된 거리 성분을 감소시키는데 충분한 임의의 인자라도 충분하게 된다. 그 다음, 자기장 측정은 위치 및 방위 알고리즘을 사용하여 중간 위치 좌표를 판정하기 위해 신호 처리기(25)와 센서(100)로 중간 점(220b)에서 취해진다. 중간 위치(220b, 실제 새로운 제 2 또는 다음 점인)로부터, 중간 점(220b, 새로운 제 2 점)의 위치 차( $\epsilon$ )를 판정하는 단계와,  $\epsilon$ 이 1mm 이하인지를 판정하는 단계를 포함하는 나머지 단계들이 순차적으로 실시된다.

- <225> 전체 맵핑 체적(약 20cm X 20cm X 20cm 또는  $(20\text{ cm})^3$ )이 완료될 때까지, 맵핑 교정 절차가 도 13에 도시된 방법 단계에 따라 계속되어, 새로운 맵핑 입방체(200b) 등을 생성한다.
- <226> 본 발명에 의해 본 발명의 단계 및 본 명세서에 걸쳐 요약된 알고리즘이 예시만을 위해 사용되는 상술한 절차와 다르게 수행될 수 있음을 명확히 고려할 수 있다. 이들 단계의 순차실행은 바뀔 수 있고 몇몇 예에서, 선택적으로 삭제될 수 있으며 여전히 본 발명의 신규한 요구사항을 만족한다.
- <227> 상술한 양호한 실시예는 예시를 위해 인용된 것이며 본 발명의 전체 범위는 하기의 청구범위에 의해서만 제한됨을 이해할 것이다.

**발명의 효과**

- <228> 본 발명은 전자기에 근거한 의학적 추적 시스템을, 움직이지 않는 금속 물체로부터의 간섭 효과에 대해 교정하는 방법을 제공한다.

**도면의 간단한 설명**

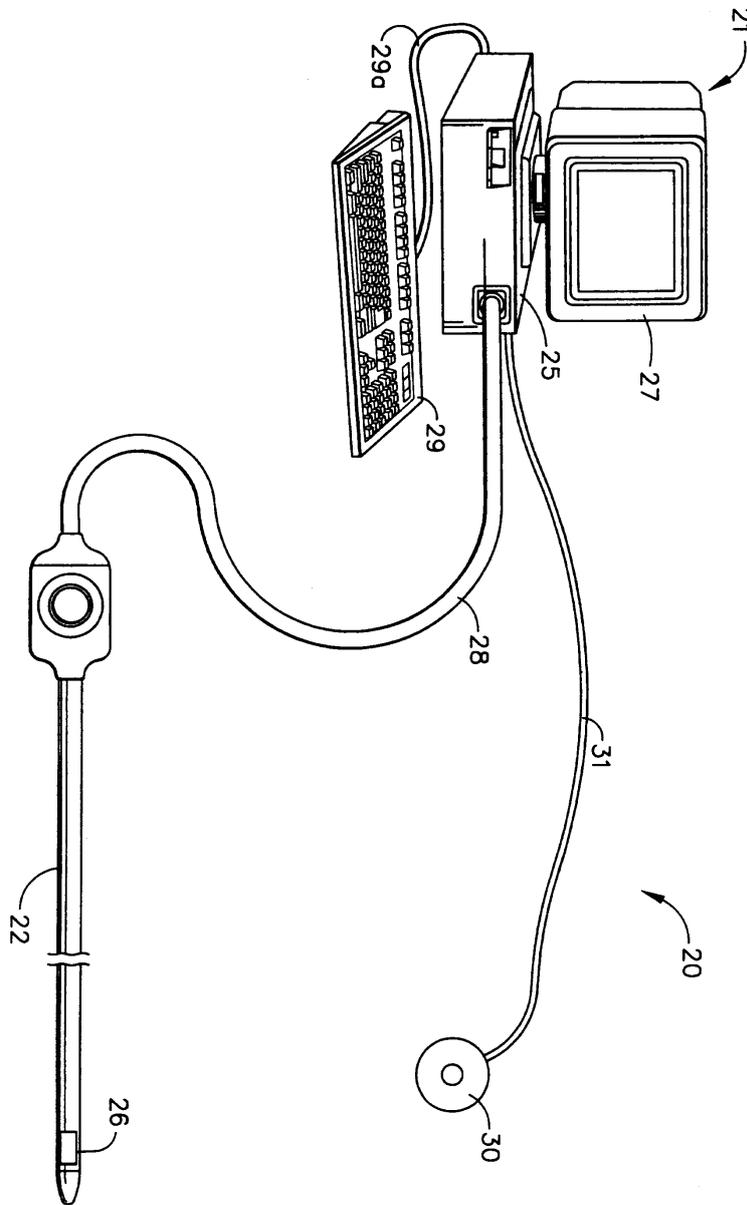
- <1> 도 1은 본 발명에 따른 위치 감지 시스템의 일 실시예의 사시도.
- <2> 도 2는 도 1의 위치 감지 구성요소의 개략 예시도.
- <3> 도 3은 본 발명의 양호한 실시예에 따라 위치 및 방위를 찾기 위해 사용되는 방법을 나타내는 개략 흐름도.
- <4> 도 4a 내지 도 4f는 도 3의 방법의 그래프 예시도.
- <5> 도 5는 본 발명에 따른 교정 시스템의 개략 예시도.
- <6> 도 6은 도 5의 교정 시스템의 방법을 나타내는 개략 흐름도.
- <7> 도 7은 같은 평면에 배치되지 않고 서로에 대해 상호 직교하는 방사기 코일들을 갖는 본 발명에 따른 방사기 배열체에 대한 다른 실시예의 개략 예시도.
- <8> 도 8은 같은 평면에 배치되지 않으며 서로에 대해서도 상호 직교하지 않는 방사기 코일들을 갖는 본 발명에 따른 방사기 배열체에 대한 또 다른 실시예의 개략 예시도.
- <9> 도 9는 같은 평면에 배치되지만 서로에 대해서 상호 직교하지 않는 방사기 코일들을 갖는 본 발명에 따른 방사기 배열체에 대한 또 다른 실시예의 개략 예시도.
- <10> 도 10은 본 발명의 다른 양호한 실시예에 따라 도 7 내지 도 9의 방사기 배열체의 위치 및 방위 좌표를 찾기 위해 사용되는 방법을 나타내는 개략 흐름도.
- <11> 도 11은 도 5의 교정 시스템에 대한 신규한 교정 방법에 사용되는 교정 입방체(calibration cube)의 개략 예시도.
- <12> 도 12는 도 5의 교정 시스템을 사용하여 정적인 금속 물체의 효과를 설명하는 신규한 교정 방법의 일 실시예를 예시하는 개략 흐름도.
- <13> 도 13은 도 5의 교정 시스템을 사용하여 정적인 금속 물체의 효과를 설명하는 신규한 교정 방법의 제 2 실시예를 예시하는 개략 흐름도.
- <14> \* 도면의 주요부분에 대한 부호의 설명 \*
- <15> 20: 위치 및 방위 시스템                      21: 콘솔

<16> 22: 카테터

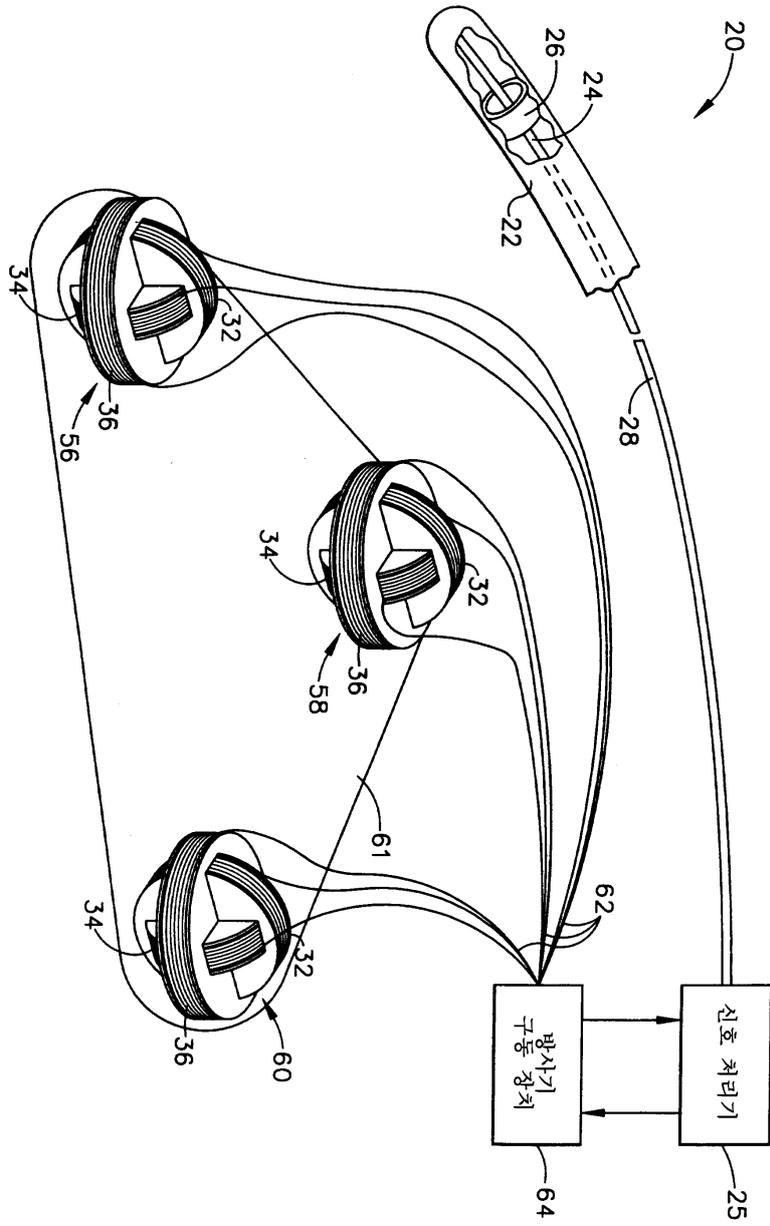
25: 신호 처리기

도면

도면1

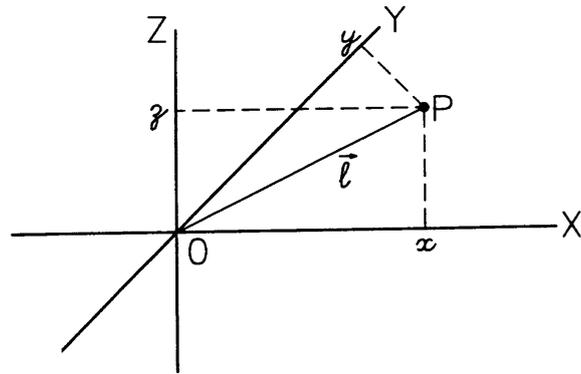


도면2

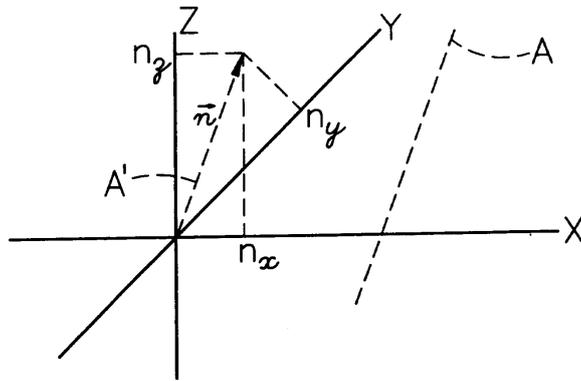




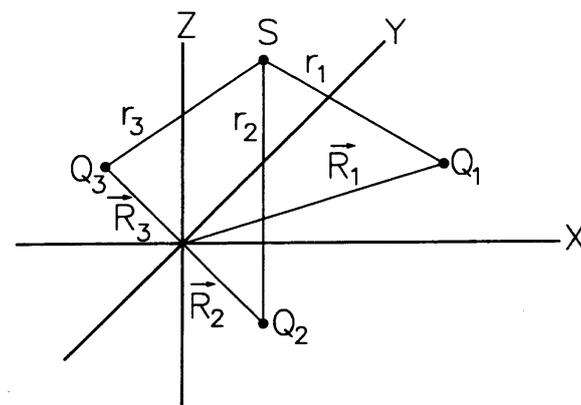
도면4b



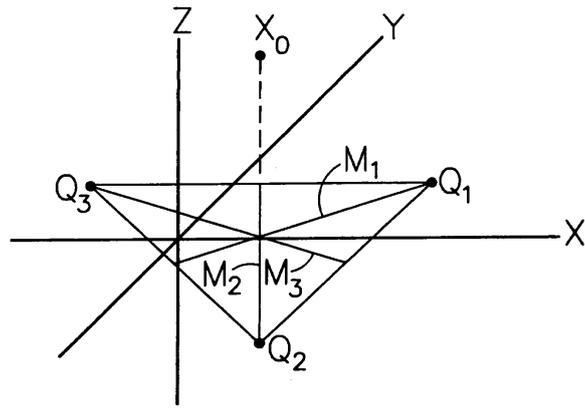
도면4c



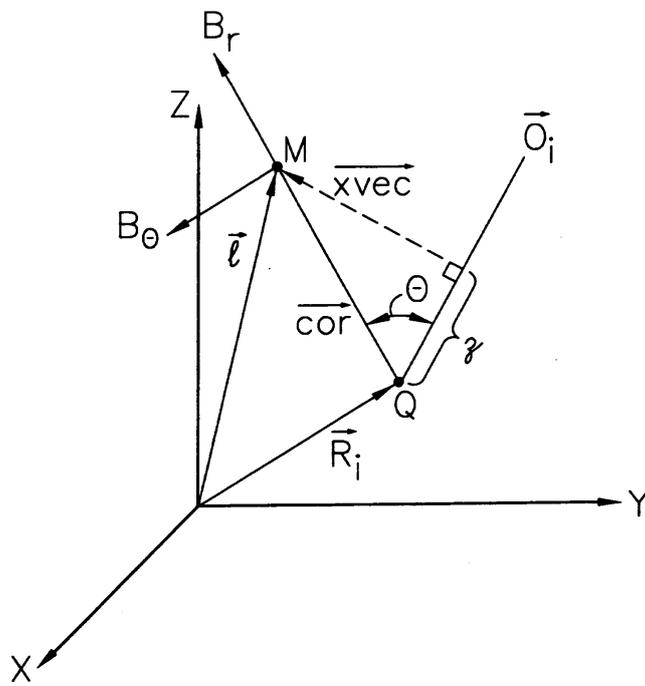
도면4d



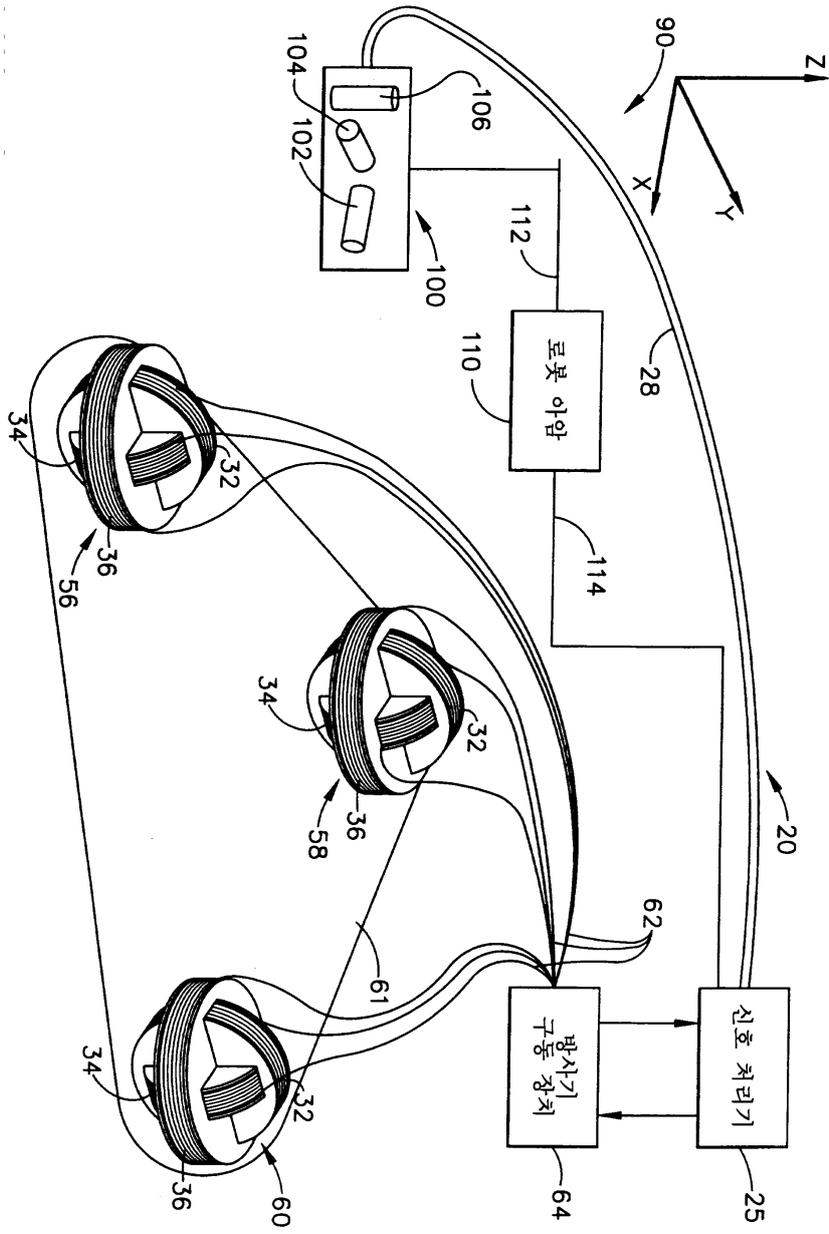
도면4e



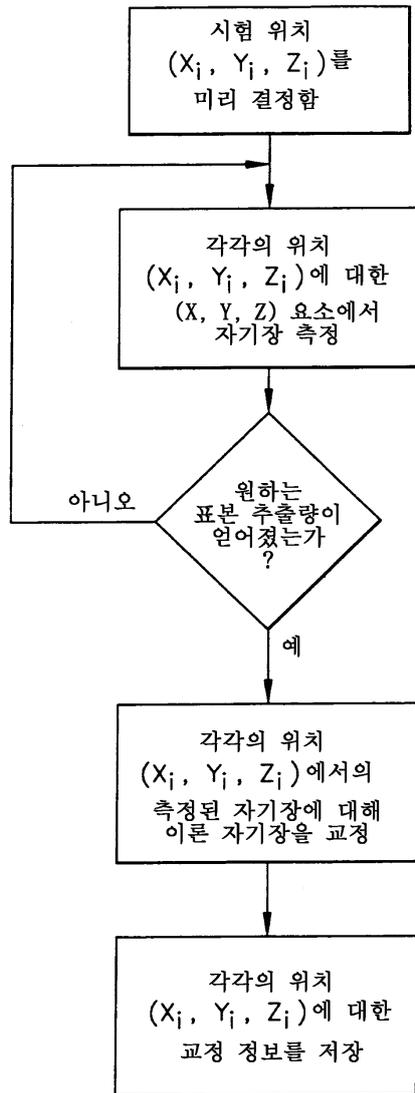
도면4f



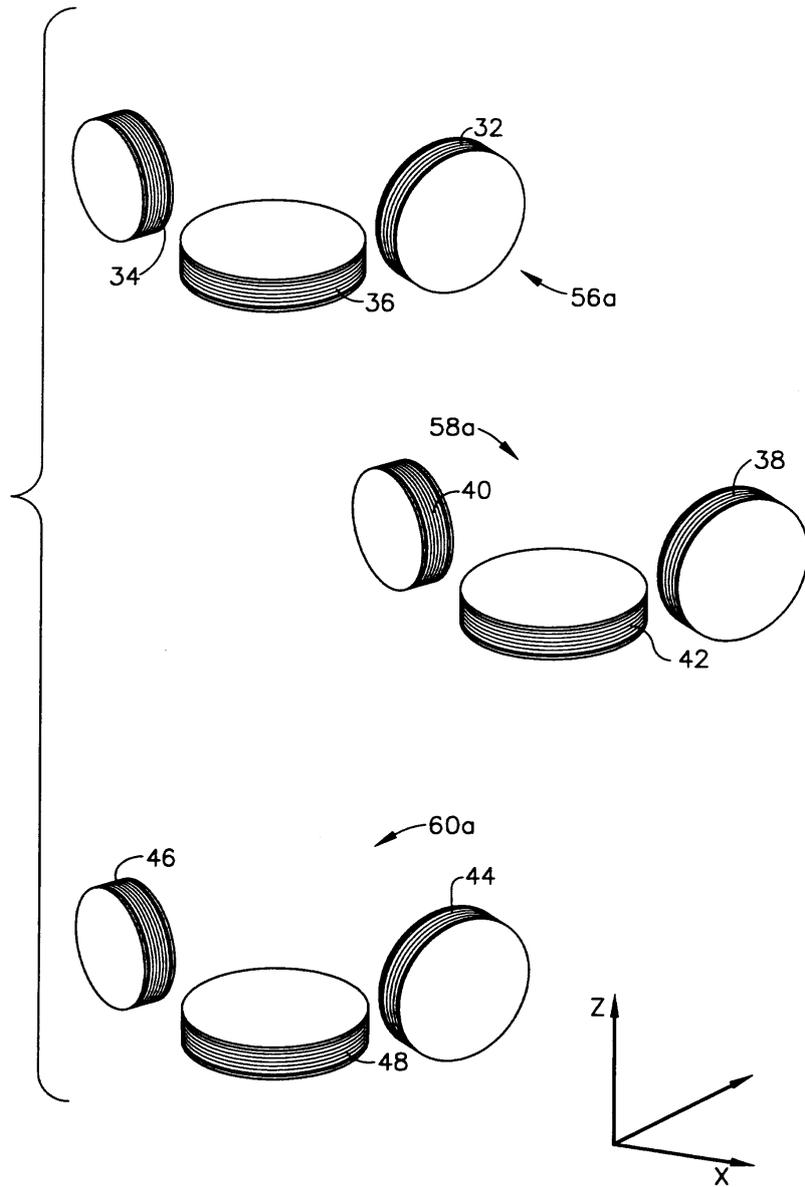
도면5



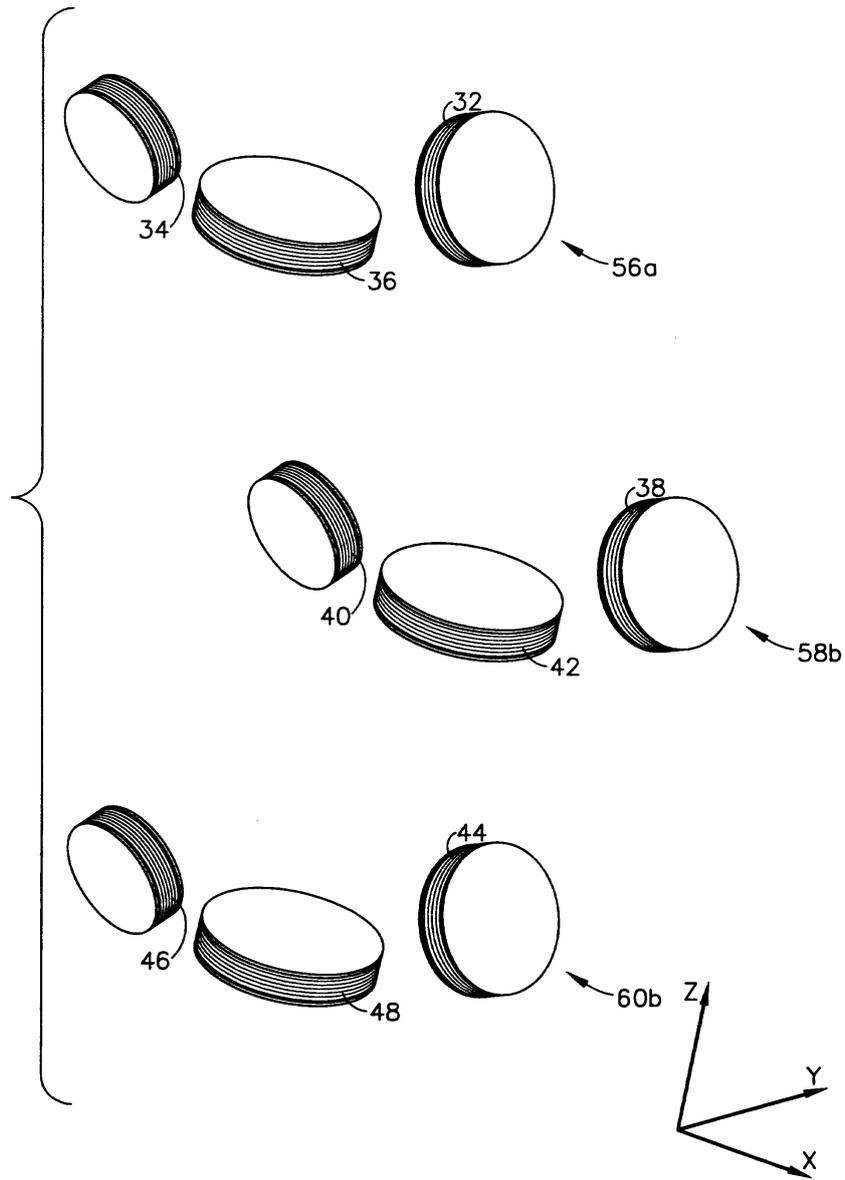
도면6



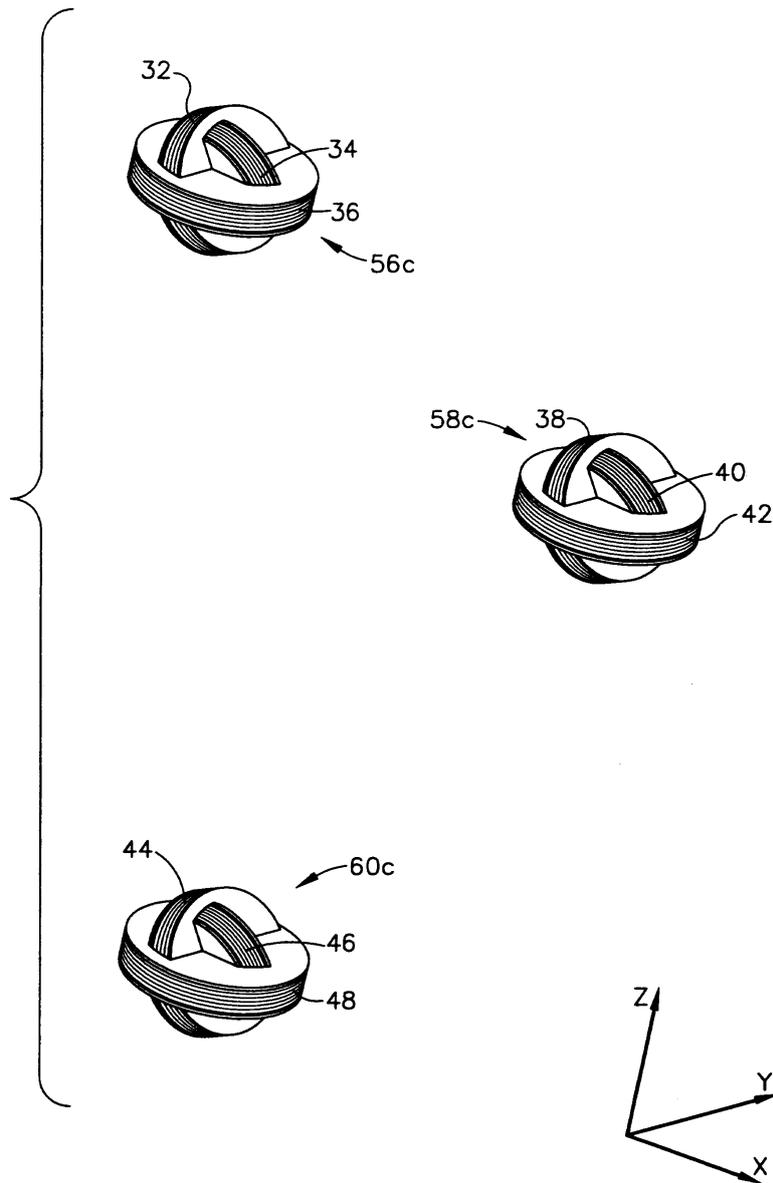
도면7



도면8

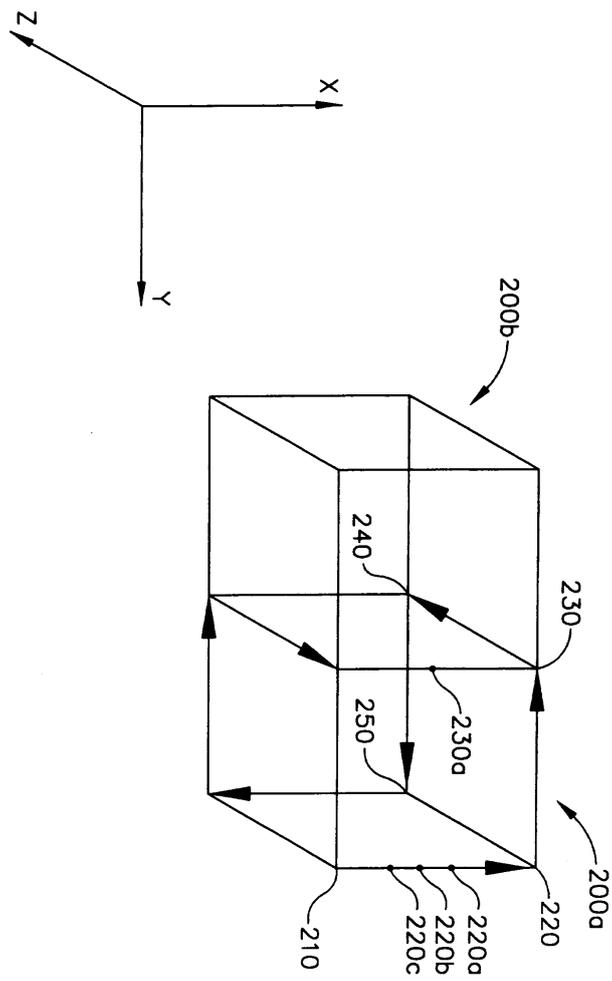


도면9

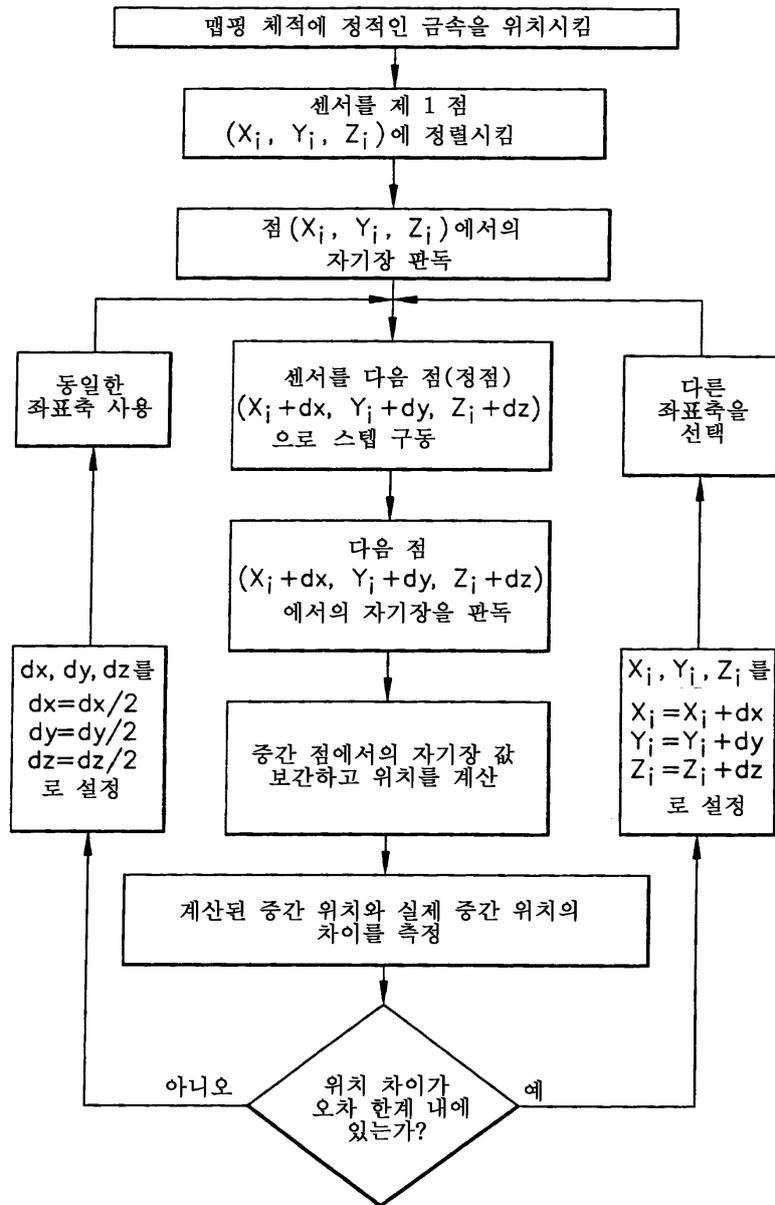




도면11



도면12



도면13

