



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년04월18일

(11) 등록번호 10-1613337

(24) 등록일자 2016년04월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 6/02 (2006.01) A61B 19/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2012-7019505

(22) 출원일자(국제) 2010년11월23일

심사청구일자 2015년11월02일

(85) 번역문제출일자 2012년07월23일

(65) 공개번호 10-2012-0123370

(43) 공개일자 2012년11월08일

(86) 국제출원번호 PCT/US2010/057794

(87) 국제공개번호 WO 2011/078933

국제공개일자 2011년06월30일

(30) 우선권주장

12/881,411 2010년09월14일 미국(US)

61/290,115 2009년12월24일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

JP05068678 A

JP2002510214 A

US20080199060 A1

US20090285466 A1

(73) 특허권자

다비도프, 알버트

미국, 뉴욕 11375, 포레스트 힐스, #11번, 109-33  
71에스티 알디.

(72) 발명자

다비도프, 알버트

미국, 뉴욕 11375, 포레스트 힐스, #11번, 109-33  
71에스티 알디.

(74) 대리인

허용록

전체 청구항 수 : 총 9 항

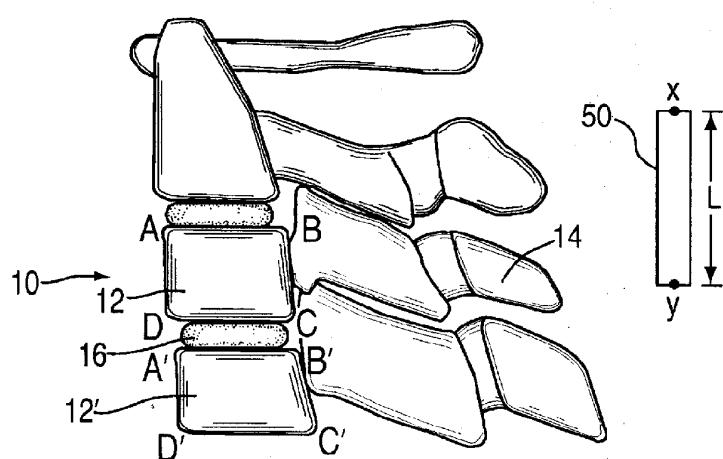
심사관 : 오창석

(54) 발명의 명칭 환자 척주의 특징을 측정하는 장치

### (57) 요 약

환자의 척주를 분석하는 시스템에 있어서, X-선은 하나의 위치에서 얻고, 생성된 X-선 이미지는 원거리 장소로 전송된다. 원거리 장소에서, 무보정 이미지는 사용자에게 제시되며, 이후 이 사용자는 X-선 내 척주의 형태와 가까운 다각형의 정점을 중 일부를 선택한다. 이후, 프로세서는 나머지 정점들의 위치를 산정하는데 사용된다. 그 다음, 이상화된 형태는 척주에 대한 정보를 나타내는 리포트를 작성하는데 사용된다. 필요하다면, 포지셔너는 환자에 장착되며, 이때, X-선이 얻어지고, 포지셔너의 이미지는 척주의 실제 크기와 척주의 공간상 분절의 상관 관계를 결정하는데 사용될 수 있는 스케일링 인자 및 척주 이미지의 왜곡 각을 측정하는데 사용된다.

대 표 도 - 도1



## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

삭제

#### 청구항 2

삭제

#### 청구항 3

삭제

#### 청구항 4

삭제

#### 청구항 5

삭제

#### 청구항 6

삭제

#### 청구항 7

삭제

#### 청구항 8

환자에게 향하는 X-선 빔을 방출하는 X-선 공급원;

공지의 배향 및 크기를 갖고 제1 축 및 제2 축을 갖는 콤파스를 포함하는, 환자의 척주에 고정된 포지셔너로, 상기 제1 축은 상기 제2 축에 대해 수직이고 상기 2 축은 X-선 공급원에 의해 방출된 X-선 빔에 대해 평행하도록 보정되며, 상기 콤파스는 환자가 콤파스의 제1 축을 따라 위치되고 콤파스의 제2 축에 수직이 되도록 X-선 공급원에 대해 환자를 위치시키도록 구성된, 포지셔너;

무보정 X-선 이미지를 수신하는 리시버;

화면상에 상기 무보정 X-선 이미지를 제시하는 스크린;

상기 무보정 X-선 이미지상에 대상 점들을 나타내는 정보를 사용자로부터 수신하는 사용자 입력 장치; 및

상기 정보를 기반으로 하여 상기 무보정 X-선 이미지를 이와 상응하는 척추의 이상화된 형태로 변환하며, 상기 이상화된 형태를 기반으로 하여 리포트를 생성하도록 설정된 프로세서;

를 포함하는, 척추의 X-선 이미지를 분석하는 장치.

#### 청구항 9

제8항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 무보정 X-선 이미지를 다각형의 형태를 가지는 이상화된 형태의 이미지로 변환하는 장치.

#### 청구항 10

제9항에 있어서, 각 척추의 이미지는 n개의 정점을 가지는 이상화된 다각형으로 변환되는 장치.

**청구항 11**

제10항에 있어서, 상기 정보는  $n-1$ 개의 정점의 위치를 한정하고, 상기 프로세서는 각각의 다각형의  $n$ 번째 정점의 위치를 결정하는 장치.

**청구항 12**

제8항에 있어서, 프로세서는 상기 무보정 이미지가 미리 선택된 축에 대해 각 회전(angular rotation)되었음을 나타내는 왜곡 데이터를 추가로 수신하며, 상기 프로세서는 또한 상기 무보정 X-선 이미지를 회전시켜 이 회전된 이미지가 상기 왜곡에 대해 보정되도록 설정된 장치.

**청구항 13**

제8항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 척추의 스케일을 나타내는 스케일링 데이터를 추가로 수신하고, 상기 프로세서는 척추 크기를 기반으로 하여 정보를 포함하는 상기 리포트를 생성하도록 추가로 설정된 장치.

**청구항 14**

제8항에 있어서, 상기 리시버는 상기 무보정 X-선 이미지 내에 포지셔너 이미지를 수신하되, 상기 포지셔너 이미지는 포지셔너의 실제 위치를 나타내는 장치.

**청구항 15**

제14항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 포지셔너 이미지를 기반으로 하여 왜곡 각을 검출하고, 상기 왜곡 각을 이용하여 상기 무보정 X-선 이미지를 회전시키는 장치.

**청구항 16**

제15항에 있어서, 상기 회전 각은 각각의 직교 축을 따라서 배열된 3개의 구성 요소를 포함하는 장치.

**발명의 설명****기술 분야****[0001] 관련 출원**

본 출원은 2009년 12월 24일자로 출원된 가출원 일련번호 제61/290,115호에 대한 우선권을 주장하며, 이는 본원에 참조로 포함된다.

**[0003] 발명의 분야**

본 발명은 개체의 척주의 정확한 표상(representation)을 제공하는 방법, 더욱 구체적으로는 척주의 이미지를 바탕으로 하여 척주를 이루는 각 척주의 상대적 및 절대적 위치를 제공하는 방법에 관한 것이다. 본 발명은 또한 이와 같은 표상을 얻는 장치에 관한 것이기도 하다.

**배경 기술**

[0005] 여러 가지 종류의 질병들은 환자의 척주에서의 변형으로 인한 것일 수 있다. 이와 같은 질병의 예후를 얻기 위하여, 다년간 표준적인 실행으로 환자의 척주 이미지를 얻어 이를 이미지를 눈으로 관찰하고 환자의 병력을 검토하였다. 통상적으로, 척주 변형은 선천적인 병태의 결과일 수 있거나, 자동차 사고, 추락 사고, 몸싸움 등에서 입은 심각한 외상이 원인일 수 있다. 불행하게도, 현재까지는 (일반적으로 환자를 기립시키거나 착석하게 한 상태로 두고 여러 가지 상이한 각도에서의 X-선으로 얻은) 이미지로부터 이용가능한 정량적 정보가 매우 적었기 때문에, 전문의는 입증되지 않은 증거와 다년간의 경험에 의존하여 합리적이고 정확한 예후를 도출해 내야 했다.

[0006] 최근 들어, 미국 의사 협회(AMA)가 개입하여 새로운 장애 평가 기준(Guides to the Evaluation of Permanent Impairment, 제6판, 2008년)을 공표하였다. 이러한 가이드라인은 의료 분야가 환자/고객 관리의 구체적인 기준에 대하여 절차를 조정할 것을 요구한다. 대부분의 의학 및 법률 실무에 있어서, 이러한 변경을 수용하는데 이용가능한 기술이 없기 때문에 이러한 변경은 어렵다. 이러한 문제점은 척주와 관련된 문제의 평가 및 예후와 관

련되므로, 적어도 본 출원은 이러한 문제점에 대처한다.

[0007] 더욱 구체적으로, AMA에 의한 장애 평가 기준(제6판)은 운동 분절 무결성 정량화의 변형(Alteration of Motion Segment Integrity quantification; AMSI)을 포함한다. AMSI는 장애 등급 산정시 포함되는 것으로서 다음과 같다:

[0008] "병진 운동 측정에 의한 경추 내 AOMSI의 진단은, 몸을 구부렸을 때 또는 꿈을 때의 방사선 사진 각각에 있어서 하나의 척추의 다른 척추에 대한 20% 초과의 전방 상관 병진 운동 또는 20% 초과의 후방 상관 병진 운동; 또는 몸을 구부렸을 때의 방사선 사진에 있어서 각각의 인접하여 존재하는 평탄면이 이루는 각도보다 11도 초과로 큰 각 운동이 필요하다" (6<sup>th</sup> AMA Guides, p578).

[0009] "병진 운동 측정에 의한 가슴 등뼈 내 AOMSI의 진단은, 몸을 구부렸을 때 또는 꿈을 때의 방사선 사진 각각에 있어서 하나의 척추의 다른 척추에 대한 2.5mm 이상의 전방 병진 운동 또는 2.5mm 이상의 후방 병진 운동; 또는 관절 고정술에서 성공적이거나 성공적이지 못한 시도, 예를 들어 동적 안정화(dynamic stabilization)가 필요하다" (6<sup>th</sup> AMA Guides, p578).

[0010] "병진 운동 측정에 의한 요추(L1~L5) 내 AOMSI의 진단은, 몸을 구부렸을 때 또는 꿈을 때의 방사선 사진 각각에 있어서 하나의 척추의 다른 척추에 대한 8% 초과의 전방 상관 병진 운동 또는 9% 초과의 후방 상관 병진 운동이 필요하다" (AMA Guides, p579).

[0011] "요천추(L5~S1)의 경우, 이는 몸을 구부렸을 때 또는 꿈을 때의 방사선 사진 각각에 있어서 S1상 L5의 L5~S1에 서의 6% 초과 전방 상관 병진 운동 또는 9% 초과 후방 상관 병진 운동이 필요하다. 각 운동 측정으로 인한 요천 추 내 AOMSI의 진단은, (인접하는 평탄 각 운동과 비교하였을 때) L1~2, L2~3 및 L3~4에서는 15도 초과; L4~L5에서는 20도 초과, 또는 L5~S1에서는 25도 초과이어야 한다(6<sup>th</sup> AMA Guides, p579).

[0012] 상기와 같은 기준을 판단하는 것은 시간이 너무 많이 소요되며 부정확할 뿐만 아니라, (만일 자와 연필을 사용할 경우) 조작자 간 부정확성이 초래되므로, 측정치는 항상 유의적인 오차를 동반하게 된다. 자동화된 수단을 사용하여 평가를 수행하는 다양한 해결책들이 제안되고 있지만, 본 발명의 발명자는 이러한 제안은 모두 다음과 같은 단점들 중 하나 이상을 가진다는 것을 발견하게 되었다:

[0013] 상이한 모델들을 이용하여 광범위한 연구 후, 특히 다음과 같은 다수의 타고난 단점들이 발견되었다:

[0014] a) 예를 들어 이미지 배율 변화와 광학 각도의 왜곡으로 인한 정확도의 상실;

[0015] b) 잘못된 분절 정량화;

[0016] c) AMA(제6판)에 의해 제시되는 새로운 기준이 업데이트되지 않음;

[0017] d) 장치들 중 일부에 포함된 다수의 불필요한 특징은 이 장치를 사용하기 어렵고 번거롭게 함;

[0018] e) 이미지 배율 및 광학 각도의 왜곡으로 인한 잘못된 각도 측량과 기하학적 점의 잘못된 지정;

[0019] f) 장애 등급의 산정에 관한 부당 요구;

[0020] g) 불법적으로 판매되는 장치는 FDA에 의해 판매가 허가되지 않지만(DX 애널라이저 프로페셔널(DX Analyzer Professional)), 다수의 고유 결함이 있는 소프트웨어가 현재 판매되고 있음.

[0021] 본원에 개시된 장치와 방법은 이와 같은 문제점들을 모두 극복하였다.

### 발명의 내용

#### 과제의 해결 수단

[0022] 본 발명은 환자의 척주를 분석 및 진단하는 장치 및 방법에 관한 것이다. 환자는 X-선 공급원 앞에 배치되고, 이하에 사용된 방법을 사용하여 몇몇 X-선이 척주를 비준다. 바람직하게, 상기 X-선은 (필요하다면) 디지털화되어, 분석이 행해지는 원거리 장소에 전자적으로 전송된다.

[0023] 요약하면, 본 발명은 다양한 구획(section)에 있는 척추가, 예를 들어 직사각형, 또는 삼각형 등의 공지된 형태를 가진다는 가정하에서의 방법을 이용한다. 이 방법은 다음과 같이 수행된다:

[0024] 1. 참조 객체(reference object)는 환자의 등, 즉 등의 특정 위치에 존재하는 관련 척주 구획에 인접한 부위에

부착된다. 상기 참조 객체는 폭, 길이 및 깊이가 알려져 있으며, X-선 축 및 전자 컴파스(electronic compass)의 수평 축에 대해서 수직으로 위치하는 판을 포함하는데, 여기서 상기 전자 컴파스는 각각의 각도에 관하여 3개의 상이한 방향 중 상기 판의 배향에 대한 정보를 제공하며, 이때 제공된 정보는 또한, 방사선 전문의가 a) 환자가 정확한 자세를 가능한한 잘 잡도록 하고, b) X-선과 환자의 위치 사이의 이상적인 각도에서 빗겨 나가는 경우에는, 이 컴파스로 왜곡 각(distortion angle)을 측정하여 이를 상응하는 X-선 이미지를 얻었을 때 함께 기록해 둘 수 있도록 한다.

[0025] 2. 방사선 전문의는, 환자의 척주가 X-선 빔에 대해서 실질적으로 90도가 되도록 환자를 배치한다.

[0026] 3. X-선 빔을 관련 척주 구획과 참조 객체로 향하게 한다. 환자는 의학적 기준이 요구하는 바에 따라서 자신의 머리를 2가지의 상이한 자세(굽힌 자세와 편 자세)로 유지하여, 2개의 X-선 이미지 세트가 얻어진다. 얻어진 이미지를 스캔한 후, 이 얻어진 이미지를, X-선 이미지가 기록될 때 이상적인 배향으로부터 빗나간 판(즉 척주)에 의해 생성된 3개의 오프셋 각도(offset angle)를 보이는 컴파스의 상응하는 판독 결과와 함께 이미지 세트(image set)로서 원거리 장소까지 전자적으로 전송한다. 상기 이미지 세트는 또한 특정 환자의 정보를 포함한다.

[0027] 4. 원거리 장소에서는, 마이크로프로세서가 상기 3개의 벗어난 각(deviation angle)을 수용하고, 참조 객체 판의 X-선 이미지 데이터를 수정하여 이를 벗어난 각을 보정한다. 이미지는 상기 판의 3D 변환 계수에 따라서 변환될 것이다. 상기 판의 크기는 이미 알려져 있으므로 스케일링 정보(scaling information)를 제공하는데 사용되고, 이에 따라서 데이터 변환 후에는 실제 배향뿐만 아니라 각 척주의 크기도 알 수 있게 된다.

[0028] 5. 척주의 보정된 이미지는 기술자에게 제공된다. 이후, 기술자는 각 척주에 대한 이상화된 형태(idealized shape)의 정점 n개에 상응하는 척추체 각각에 대한 점 n개를 선택하는데, 이 경우 이상화된 형태는 정점을 n+1개 갖는다. 이후, 마이크로프로세서는 상기 형태의 n+1번째 정점의 위치를 선택한다. 점들의 순서는 AOMSI(운동 분절 무결성 변형) 산정 결과를 정확하게 얻어내는데 중요하다. 만일 점들의 순서를 따르지 않으면 원하는 사각형이 얻어지지 않을 것이므로, 조작자에 의해 오차가 생기는 것을 막을 수 있다. 이상화된 형태는 분석될 특정 척주에 따라 다르다. 대부분의 척추는 직사각형이다. 그러나, 후두골은 하나의 치수만을 가지므로 회전각만이 관심의 대상이다.

[0029] 일단 각 척주의 절대적 및 상대적 위치와 크기가 공지된 범위 내이면, 소정의 치수 세트는 척주(또는 적어도 척주의 각 구획)를 분석하고 각각의 진단을 내릴 때 사용된다.

### 도면의 간단한 설명

[0030] 도 1은 경추 일부를 어느 정도 이상화한(idealized) 측면도를 나타낸다.

도 2 및 도 3은 도 1과 유사한, 개략적이지만 더욱 현실적인 측면도를 나타내는데, 여기서 몇몇 척추는 돌출부와 기타 울퉁 불퉁한 부위를 가진다.

도 4는 척주의 형태를 묘사하는 기하학적 형태의 모서리를 수동으로 선택하는 선행 기술을 나타낸다.

도 5는 실제 척주의 외곽선의 등축도를 나타낸다.

도 6은 포지셔너(positioner)와, X-선 이미지를 수집하는 장치의 블록 선도를 나타낸다.

도 7은 본 발명에 의하여 개체 척주의 X-선 이미지를 촬영하는 장치의 평면도를 나타낸다.

도 8은 본 발명에 의한 X-선 이미지 분석 장치의 블록 선도를 나타낸다.

도 9는 도 6, 7 및 8의 장치에 관한 흐름도를 나타낸다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 척주는, 골격을 가지는 포유동물 몸통의 길이 방향을 따라서 배치 및 정렬되어 있는 일련의 척추들과, 이것들을 상호 연결하는 조직으로 이루어져 있다. 사람에 있어서, 척수는 몇 개의 만곡부를 가지며, 이러한 만곡부를 따라서 4개의 영역, 즉 경추, 흉곽, 요추 및 요천추로 나누어져 배열되어 있다. 상이한 영역의 척추(그리고 때때로 동일한 영역 내의 척추)는 형태와 크기가 상이하다.

[0032] 척주의 축을 따라서 수직으로 또는 측면에서 이 척주에 갑작스럽게 가하여진 충격, 선천적인 결함 또는 임의의 질병으로 인해 야기된 손상은, 척추들을 변형시키거나 심지어는 이 척추들 중 일부를 이탈시켜, 환자가 불편함

을 느끼게 하거나 환자에게 통증을 일으키고, 환자가 몸을 구부린 채로 움직이지 못하게 만든다. 뿐만 아니라, 인접하는 척추들 사이에 가하여진 외상성 외력(traumatic force)으로서 (회전 운동에 의하기 보다는) 측면 병진 운동에 의한 외력은 인접하는 척추들의 내부 채널이, 척추들을 통과하는 척수가 손상을 입을 수 있거나 심지어는 끊어질 수 있는 지점에 대해서 상쇄되도록 하여, 환자에게 심각한 건강상의 문제를 일으킬 수 있는데, 예를 들어 신체 부분(들)을 움직이는 능력 또는 이 부분들의 감지 능력을 상실시킬 수 있다.

[0033] 본 발명은 무보정 X-선 이미지(들)를 이용하여 다수의 척추 상호 간 상대적 위치와 치수를 측정하는 측정 수단을 제공한다. 이후, 이 정보는 환자의 상태를 평가하는 수단으로서 이용될 수 있다.

[0034] 더욱 구체적으로, 척추의 형태와 위치는 X-선 이미지로부터 측정된다. 일단 각 척추가 이미지 상에서 확인되면 장치 내에서 처리되고, 이 장치의 일부인 자동화 소프트웨어는 척주 또는 이의 적어도 한 영역을 분석하는데 사용되고, 이러한 분석법을 사용하여 환자에 대해서 진단을 내린다. 지금까지, 각각의 척추가 환자의 신체 사이즈에 특이적이고, 얻어진 이미지는 X-선 뼈 공급원, 환자 및 X-선 이미지 기록 매체(필름)의 상대적 위치로 인해 배율 및 배향 왜곡이 발생하여, 결과적으로는 척추의 정확한 형태와 크기 그리고 다른 척추에 대한 상대적 위치를 종래의 X-선 이미지로부터 정확하게 알아내기 어렵다는 것이, 본 분석법을 방해하는 문제가 되어 왔다. 분명한 점은, 척추의 형태, 배향 및 크기를 측정함에 있어서 발생하는 어떠한 오차도 질병을 오진할 수 있게 하고, 잘못된 치료와 예후를 행하게 할 수 있다.

[0035] 척추의 형태, 크기 및 위치를 정확하게 측정함에 있어서의 또 다른 문제는, 척주를 이루는 척추와 전체 척추의 실제 형태가 매우 상이해 보일 수 있으며, 다수의 요인, 예를 들어 연령, 성별, 척추 및 척주 자체의 손상 및 병인론적 변화를 기반으로 하여 상기 형태는 개인별로 변할 수 있다는 점이다.

[0036] 도 1의 측면에 어느 정도 이상화 방식으로 도시한 통상의 척추(10)는, 측면 X-선 이미지를 옆에서 관찰하였을 때 어느 정도 직사각형이면서 관 모양인 척추체(12)를 포함한다. 모든 척추가 일렬로 배열되어서, 각각의 척추 내 채널이 척수(도시하지 않음)의 통로를 형성하는 것이 이상적이다. 척추체(12)를 후방으로 확장하였을 때, 각각의 척추(10)는 극돌기라고 알려진 뼈로 된 확장부(14)(라틴어: 프로세서스 스피노소스(Processus Spinosus))를 가진다. 척추의 일부는 또한, 개체의 흉곽을 형성하는 늑골에 연결되어 있는 측면 확장부(라틴어: 프로세서스 트랜스버서스(processus transversus))를 가진다. 그러나, 이러한 측면 확장부는 간단하게 도시하기 위해서 생략하였다. 척추는 디스크(16)라고 알려진 부드럽고 약간 젤리 같은 조직에 의해 분리되어 있다. 디스크(16)는 보통 가요성이어서, 하나의 척추가, 인접하는 다른 척추에 대해서 구부러질 수 있거나 이 다른 척추를 중심으로 하여 회전할 수 있게 해주는데, 이와 같은 움직임은 개체에게 필요한 바에 따라서 상이한 방향으로 자신의 몸을 구부릴 수 있는 능력을 제공한다.

[0037] 실제로, 척추체는 측면 X-선 이미지상 절대 직사각형으로 보이지 않지만, 도 2와 3에 도시한 바와 같이 돌출부(12A, 12B, 12C 또는 12D)를 가지는 다각형의 형태를 하고 있다. 뿐만 아니라, 보정하지 않았을 때 척추의 상부 및 하부 표면은 도 5의 S로 나타낸 바와 같이 보일 수도 있다. 이것이, 연필과 자를 사용하여 척추의 정확한 위치, 크기 및 형태를 측정하는 것이 거의 불가능해 보이므로, 이와 같은 매개 변수를 측정하는 것이 현실적으로 매우 어려운 이유이다.

[0038] 본 발명은 처음에 모든 척추를 미리 선택한 규칙적인 기하학적 형태로서 이상화(idealizing)하여 이와 같은 문제점을 해결한다. 이하에서 분명해질 바와 같이, 적당히 이상화된 형태가 일관적으로 선택되는 한, 실제 형태는 더 이상 중요하지 않다.

[0039] 구하여진 척추 이미지를 PC 모니터 상에 투영하거나 표시하고, 미리 선택한 형태를 지정한 다음, 미리 선택한 형태의 모서리들을 조작자가 수동으로 골라내는, 척주를 분석하는 방법은 이미 제시된 바 있다. [www.dxanalyzer.com](http://www.dxanalyzer.com)에 기술된 DX 애널라이저(DX Analyzer)(인터내셔널 다이아그노스틱 테크놀로지스(International Diagnostic Technologies))를 참조한다. 이러한 접근 방법과 연관된 몇 가지 문제점이 있다. 주요 문제점 중 하나는, 이 시스템이 정사각형 척추체와 삼각형 척추체에 대한 5점 분석법(five points analysis)을 사용하고, 만일 한 사람이 X-선 이미지 전부를 검토하면, 특히 한 사람이 이 방법을 여러 번 연습하면, 이 방법을 수행함에 어느 정도 익숙해져서 매우 일관되게 점들을 고를 것이라는 점이다. 그러나, 한 사람이 이미지에 대한 모서리들을 고르고, 또 다른 사람이 동일하거나 상이한 이미지에 대한 모서리들을 고를 때, 이 모서리들의 선택된 위치들은 언제나 매우 임의적일 것이다. 예를 들어, 도 4를 참고로 하였을 때, 척추의 돌출부로 인해, 한 사람은 모서리 A, B 및 C에 대하여 동일한 위치를 고를 수 있으며, 이 사람은 5개의 위치, 즉 D1, D2, D3, D4 또는 D5 중 임의의 하나를 제4 모서리 D로서 고를 수 있다. 또는, 한 사람이 D1을 고를 수 있으면, 다른 사람은 D2를 고를 수 있는 식으로 진행될 수 있다. 다시 말해서, 모든 모서리의 선택은 어느 정도 임

의적이므로 정확성을 필요로 하며, 선행 기술에 의한 방법은 일관되게 이용될 수 없거나, 아니면 어느 정도 믿을 만한 반복 가능성을 가지고 이용될 수 없다.

[0040] 또 다른 문제점은, 배율과 배향 때문에 DX 애널라이저가 왜곡으로 인한 문제점을 해결할 수 없다는 점이다. 조작자는 X-선 공급원과 필름 간 거리를 미리 선택하지만, 그것이 X-선 공급원과 필름에 대한 환자의 위치를 특정하지는 않는다. 만일 환자가 X-선 공급원에 더욱 가까이 서게 되면, 필름 상 이미지는 보통의 경우보다 더욱 크게 나타날 것이며, 만일 환자가 필름에 더욱 가까이 서게 되면, 이미지 크기는 보통 크기와 더욱 가깝게 나타날 것이다. 뿐만 아니라, 만일 환자가 완전히 직선인 상태로 서 있지 않으면/않거나 X-선 빔의 방향과 정확히 수직인 방향으로 향하여 있지 않으면, X선 이미지의 배향(광학 각도) 왜곡이 문제가 된다. 이러한 단점들로 인해서, DX 애널라이저에 의해 사용되는 방법으로는 측정이 정확하게 이루어질 수 없다.

[0041] 본 출원은 이상화된 척추체를 표상하는 모서리를 선택하는, 단순화되고 자동화된 방법을 제공한다. 일단 모서리 또는 정점이 확립되면, 크기, 형태, 위치 및 기타 정보는 매우 높은 정확도, 관찰자 간의 신뢰도 그리고 반복 가능성을 가지고 측정될 수 있다. 본 발명의 방법은 우선 2개의 인접한 척추(도 1의 10 및 10')에 대해서 설명된다. 처음에, 대상 척추에 이상화된 형태, 예를 들어 평행 사변형이 배당된다(이하에 설명된 바와 같이, 평행 사변형이 임의의 척추를 표상하는데 사용될 수 없을 경우에는 다른 이상화된 형태가 사용됨).

[0042] 전술한 바와 같이, 그리고 도 2 내지 도 4에 도시한 바와 같이, 척추는 일반적으로 복잡한 형태를 가지며 다른 형태를 이용하여 이상화될 수 있었지만, 본 발명의 발명자는 대부분의 경우, 평행 사변형, 예를 들어 정사각형, 직사각형 또는 마름모를 이상화된 형태로 사용하면 특히 유리하다는 것을 알아냈다. 본 발명을 예시하기 위하여, 척추에 대하여 이상화된 형태로서 직사각형을 선택하였으며, 다만 이하에 기술한 바와 같이 예외를 두었다.

[0043] 전술한 바와 같이, X-선 이미지를 생성하는 현존 방법에 있어서 한 가지 문제점은, 이와 같은 이미지를 생성하거나 얻었을 때, 이미지에 3차원 각도 및 스칼라 왜곡 현상이 발생하여, 이 이미지를 정확하게 해석 및 분석하는 것을 어렵게 한다는 점이다. 이와 같은 왜곡 현상을 없애기 위해서, 도 6 및 7의 장치를 사용하여 X-선 이미지를 얻는다. 장치(300)는, 환자(304)에 대하여 X-X 축을 따라서 X-선 빔을 선택적으로 발생시키는 통상의 X-선 빔 공급원(302)을 포함한다. X-선은 환자(304)를 투과하고, 환자를 투과한 X-선은 X-선 센서(306) 또는 기타 유사 수단에 의해 포착된다. 도 7의 치수 중 일부는 명확하게 하기 위해서 과장되었다. 센서(306)로부터 유래하는 X-선 이미지는, 이 이미지를 처리하고 처리된 이미지를 온 더 플라이(on the fly) 방식으로 또는 필요에 따라서 원거리 장소에 있는 제3자에게 전송하는 제어 장치(308)에 제공된다. 포지셔너(310)는 환자 몸의 영역(예를 들어 척주의 한 구획)에 부착된다. 포지셔너의 목적은 X-선 이미지에 대한 배향 및 크기(스케일) 정보를 둘 다 제공하는 것이다.

[0044] 도 6에 나타낸 바와 같이, 제어 장치(308)는 필요에 따라서 X-선 센서(306)로부터 유래하는 이미지를 디지털화하는 디지털화 장치(310)를 포함할 수 있다. 디지털화된 이미지는 마이크로프로세서(312)에 의해 수신 및 저장된다. 마이크로프로세서(312)는 또한 3개의 축, 즉 X, Y 및 Z 축에 대한 환자(304)의 각위치(angular position)를 나타내는 배향 정보를 수신한다. 이와 같은 목적을 위하여, 포지셔너(310)는 디지털 컴파스(314), 예를 들어 오션서버 테크놀로지스 사(社)(OceanServer Technologies Inc.)에 의해 제조된 것 또는 기타 유사한 장치를 포함한다. 상기 디지털 컴파스(314)는 포지셔너(310)에 내장되거나 또는 다르게는 이 포지셔너(310)의 하우징 내부에 배치된다. 뿐만 아니라, 상기 포지셔너(310)는 또한 방사성 납 또는 X-선에 불투명한 기타 재료로 제조된 금속판(316)을 포함한다. 통상적으로, 상기 판(316)의 치수는 10mm × 20mm × 1.5mm일 수 있다.

[0045] 컴파스(314)는 USB 포트(318)와 케이블(320)을 통하여 마이크로프로세서(312)와 연결된다. 바람직하게, 포지셔너(310)는 플라스틱 재료로 제조되었으며, 나타낸 바와 같이 T의 다리에 해당하는 부분에 판이 배치되어 있는 T-형 봄통을 가진다.

[0046] 통상적으로 본 발명에 의하면, 방사선 전문의는 환자(304)를 X-X 축에 대해 수직인 Y-Y 축을 향해 서있도록 배치한다. 바람직하게, 방사선 전문의는 대상 척주의 인접한 곳에 금속판(316)을 배치한다. 배치된 컴파스는 환자의 배향을 나타내는 판독 결과를 제공하며, 방사선 전문의는 (임의로) 이 정보를 이용하여 환자의 위치를 확인할 수 있게 된다.

[0047] 본 발명의 목적은 척주의 한 구획 내에 존재하는 척추의 위치를 자동으로 분석한 후 적당한 예후를 제공하는 것이다. 이하, 이와 같은 목적을 이루기 위한 방법을 기술한다.

[0048] 필요한 각각의 X-선 이미지에 대해서, 방사선 전문의는 상기 제시한 바와 같이 환자를 배치하고 나서, 포지셔너

를 환자의 척주 참조 부위에 배치한 후, 컴퓨터 스크린 상에 나타낸 컴파스 데이터에 따라서 배치된 내장형 납판에 대해 X-선 빔이 수직이 되도록 환자를 배치한 다음, X-선 빔 공급원(302)을 조정하여 X-선 빔이 평행하게 진행되도록 만들어 이미지를 얻는다. X-선 이미지는 센서(306)에 의해서 감지된 다음, 필요에 따라서 디지털화되어 제어 장치(208)에 제공된다. 제어 장치는 다른 정보, 예를 들어 각각의 이미지 생성시 각 환자의 배향 및 기타 환자의 ID를 추가한다. 그 다음, 모든 이미지를 포함하는 데이터 파일과 관련 정보가 원거리 장소에 전송된다.

[0049] 다시 도 1을 참조로 하여, 본 발명을 위해서 이제 본 발명의 방법은 도 1의 인접한 척추 2개(12 및 12')에 대해서 기술되며, 도 7, 8 및 9에 추가로 예시된다.

[0050] 더욱 구체적으로, 본 발명의 목적은 운동 분절을 정량하는 것이다:

[0051] (운동 분절은 사이에 추간판을 포함하는 2개의 인접한 척추와, 이 인접 척추들을 함께 결합시키는 인대로 이루어져 있다.)

[0052] 1. 정점 ABCD를 가지는 제1 척추(12)를 직사각형(10)으로 이상화함;

[0053] 2. 정점 A' B' C' D'를 가지는 제1 척추 아래 제2 척추를 제2 직사각형(12')으로 이상화함;

[0054] 3. 2개의 직사각형을 분석하여 이하 더욱 상세히 논의된 바와 같은 임의의 소정 매개 변수 또는 척주의 특징을 확인함.

[0055] 물론, 3개 이상의 척추를 이러한 방식으로 분석하면 다수의 경우에 있어서 최선의 결과가 얻어지지만, 본 발명의 예에 있어서는 명확하게 하기 위해서 2개의 척추만 논의된다.

[0056] 본 발명의 방법에 있어서 중요한 요소는, 특정 척추를 한정하는 점들이 모두 수동으로 선택되지 않는다는 것이다. 그 대신, 몇 개의 점들은 수동으로 선택되는 반면, 다른 점들은 수동으로 선택한 점들과 척추체에 대해서 미리 선택한 형태를 이용하여 자동으로 선택된다. 뿐만 아니라, 장치는 조작자가 점들의 배치에 적당한 프로토콜을 따르도록 인도하며, 만일 이 점들이 상기 프로토콜과 대조적으로 배치될 경우에는, 도시된 척추의 형태는 특히 오차가 발생한 것을 나타내도록 도시된다.

[0057] 상기 논의된 바와 같이, 이전 기술에서는 조작자가 모든 척추체의 형태를 정사각형이나 적당한 사각형으로 표상하도록 노력한다. 이 과정에서 모든 점들을 수동으로 배치함으로써 실수를 범하기 쉬운데, 이는 상기 논의된 바와 같이 이 점들을 동일한 위치에 일관성 있게 배치하여 적합한 사각형을 도시할 방법이 없기 때문이다. 이 실수는 다른 척추에 대한 하나의 척주의 역학 관계의 비율이 산정될 필요가 있을 때 산정 방법의 결과를 통해 나타내어질 것이다.

[0058] 본 발명에 있어서, 척추(10 및 10')에 대하여 이상화된 형태는 도 9에 나타낸 장치를 사용하여 다음과 같이 얻어진다. 이러한 장치(101)는 X-선 리시버, 디스플레이 스크린(102), 위치 결정 장치(pointing device)(104), 마이크로프로세서(106), 메모리(108) 및 통신 장치(110)를 포함한다.

[0059] X-선 리시버(100)에 의해 수신된 환자 척주의 X-선 이미지는 도 6과 도 7의 장치에 의해 생성된다(도 10의 단계 200). 상기 X-선 이미지는 처음에 환자가 몸의 방향을 적절하게 잡지 못할 수 있음으로 인해 척추의 상부 및 측부 표면이 왜곡된 무보정 이미지, 예를 들어 도 5에 나타낸 이미지이다. 리시버는 무보정 이미지를, 이미지의 각 변형(angular distortion)을 나타내는 각도와 함께 마이크로프로세서(106)에 전송한다. 마이크로프로세서는 이와 같은 각 변형을 상쇄시키기 위하여 이미지 데이터를 개질하는 것으로서, 정량 방법에 있어서의 왜곡 계수(coefficient of distortion)를 포함한다. 이후, 생성된 이미지를 스크린(102) 상에 조작자에게 제시한다(단계 203). 이 이미지는 여전히 어느 정도 무보정 상태이므로 도 8에 나타낸 바와 같이 매우 고르지 못하다.

[0060] 일단 이미지가 조작자에게 제시되면, 조작자는 위치 결정 장치(104)를 사용하여 이상화된 형태의 외곽선을 형성하는 4개의 점들 중 3개를 선택한다. 만일 이미지가 수동 스크린(pассивный экран) 상에 보이면 이 위치 결정 장치(104)는 마우스일 수 있거나, 또는 만일 이미지가 능동의(active), 접촉 감지(touch-sensitive) 스크린이 사용되면 이 위치 결정 장치(104)는 디스플레이 스크린(102)에 내장될 수 있다.

[0061] 본 발명의 발명자는 1100개에 가까운 척추를 분석한 결과, 몇 가지 중요한 결론을 내리게 되었다.

[0062] 첫 번째는, 직사각형(12)의 상부 면(AB)과 후방 높이(분절 BC의 길이)는 (척주가 건강한지 아니면 외상 또는 다른 사건을 겪은 것인지와는 상관 없이) 어떠한 해부학적 변화에도 최소한으로만 영향을 받는다는 것이다(도 1 참조).

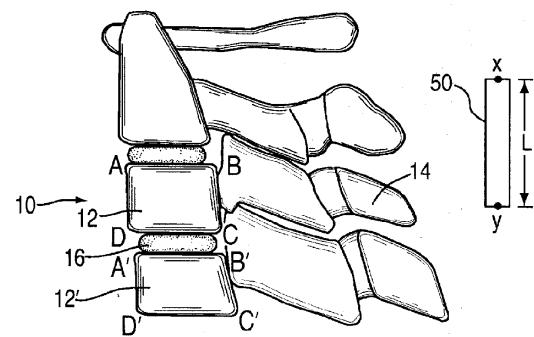
- [0063] 그러므로, 일단 이미지가 제시되면 조작자는 우선, A, B 및 C 점의 위치를 선택하는 것이 바람직하다(도 1 및 도 8).
- [0064] 본 발명의 발명자는 조작자가 수 분간 훈련받아 본 임무를 정확하게 수행할 수 있음을 알게 되었다. 상기와 같은 점들(또는 더욱 적당히는, 상기 점들의 좌표)은 마이크로프로세서(106)에 입력되는데, 여기서 이 마이크로프로세서(106)는 표준 기하학 솔루션을 이용하여, 이상화된 형태가 직사각형이라는 가정하에 D 점을 추정한다.
- [0065] A, B, C 및 D 점은 나타낸 바와 같이 스크린 상에 제시되며(대안적인 구체예에서, 조작자는 또한 D 점을 선택함(또한, 반드시 필요한 것은 아닌 다섯번째 점 E도 선택함)), 마이크로프로세서는 자체의 점을 선택하여 조작자에게 제시하므로, 조작자는 자신의 작업을 검토해 볼 수 있다(품질 관리 기구). 척추(10)에 대한 점들이 메모리(108)에 저장되면, 그 후 다음 척추(10')의 형태를 얻어서 A' B' C' 및 D' 점의 위치를 결정하는 것과 유사한 방식으로 분석한다. 일단 두 번째 척추(10')에 대한 두 번째 점들(필요하다면 세 번째 점들의 세트)이 얻어지면, 형태를 비교하여 상이한 특징들, 예를 들어 척추들 사이의 수직 간격, 이것들의 상대적 각 위치, 측면 오프셋 등을 결정한다. 예를 들어, 측면 오프셋 척추 2개(12 및 12')는 라인 AD와 A'D' 사이의 측면 거리와 동일하다. 상대적 각 위치는 임의의 2개 라인 각각, 예를 들어 DC 및 D'C'의 배향 사이에 표시된다. 수직 간격은 각각의 점들 중 일부, 예를 들어 D 및 A' 점 사이의 거리이다. 이하에 논의된 바와 같이, 삼각형 또는 선형에 가까운 형태를 가지는 척추에 대하여 유사한 분석이 수행된다. 뿐만 아니라, 명확하게 하기 위하여, 본원에 기술된 가장 복잡하면서도 이상화된 형태는 직사각형이고, 본 발명의 기술은 면이 4개, 5개 또는 6개 등인 기타 이상화된 형태로 용이하게 확장될 수 있다.
- [0066] 상기 제시된 기술은 본 발명의 명확한 이해를 제공하기 위하여 간단한 형태로 제시되었다. 상기 기술은 다음과 같은 규칙들을 기반으로 몇 개의 척추를 분석하는데 사용되며, 도 10에 도시하였다.
- [0067] 다양한 영역을 이루는 다양한 척추 각각은 또한 의료 분야에 익히 공지된 구체적인 명칭 또는 부호를 가진다.
- [0068] 1. 모든 척추는, 측면 X-선에 의하여 확인하였을 때 척추의 형태가 이상적인 형태에 가까운 형태와 얼마나 유사한가에 따라서 몇 개의 군으로 분류된다. 더욱 구체적으로, 척추를 이루는 척추는 다음과 같은 모양들로 분류된다:
- [0069] A. 정사각형:
- [0070] 후두골 및 C2를 제외한 모든 척추
- [0071] B. 선형:
- [0072] 후두골
- [0073] C. 삼각형:
- [0074] C2 척추
- [0075] 일단 환자의 척추에 대한 X-선 이미지가 얻어지면, 이 X-선 이미지는 디스플레이 스크린(102) 상에 제시되고(단계 203), 각각의 척추가 연속으로 관찰된 다음, 조작자에 의해 전술한 바와 같은 이상화된 형태 중 하나를 가지는 것으로 분류된다.
- [0076] 경추는 단계 204에서 분석된다. 후두골의 경우에는, 조작자에 의해 선택된 직선에 대해서 오로지 2개의 점들이 필요하다.
- [0077] 다른 척추의 경우에는, 4개의 점들 중 3개가 필요하다. 상기 논의된 바와 같이, 비후두골 경추의 경우, 조작자는 3개의 점을 선택하고 4번째 점은 자동으로 선택되며(단계 206), 나머지 척추의 경우(단계 208) 3개의 점이 선택되고 하나의 점은 자동으로 지정된다.
- [0078] 일단 점들이 특정되면, 척추의 이상화된 형태는 단계 212에서 생성된 다음, 단계 214에서 저장되므로, 이 과정의 막바지에 이르러서는 이상화된 형태로부터 특정 영역 또는 전체 척추의 특징이 파악되어 분석될 수 있다. 바람직하게, 각 환자의 척추 부분에 대해서는 X-선 이미지가 2개 얻어지는데, 이 때 환자는 2가지 상이한 자세로서 있으며(몸을 굽힌 자세 및 몸을 편 자세), 각각의 X-선은 각각의 이미지 세트들로 변환되고, 이 세트들은 논의된 바와 같이, 이상화된 형태의 방식으로 처리된다.
- [0079] X-선 이미지를 생성한 다음 투영하는 과정 중에는, 다양한 광학적 변환이 일어나는데, 그 결과 디스플레이 스크린(102) 상에 투영된 최종 이미지는 일반적으로 적절하게 스케일링되기 어렵다. 다시 말해서, 필름 객체 거리

(film object distance)와 각각의 원래 배율(inborn magnification)로 인해 실제 길이 BC 및 2개의 척추 간 거리는 측정이 어렵다. 이와 같은 문제를 해결하기 위해서, 본 발명에 있어서는 각각의 X-선 이미지를, 제 위치에 있는 포지셔너를 이용하여 얻는데, 이 때 이 포지셔너는 상기 전술한 바와 같이 수직 방향인 납 판을 가지고 있으며, 판(316)의 이미지는 X-선 이미지(참조용) 또는 도 1에 나타낸 바와 같이 표적(50) 상에서 눈으로 확인할 수 있으며 2개의 점, 즉 X 및 Y 사이에 수직 방향으로 일반적으로 배향된다. 표적(50)의 이미지는 도 9의 장치에 데이터의 일부로서 제공된다. X 및 Y 점은 마이크로프로세서를 위해 자동으로 또는 수동으로 도 10에 나타낸 처리 과정의 일부로서 확인될 수 있다. 이후, 마이크로프로세서는 상기 2개의 점, 즉 X 및 Y 점 사이의 거리 L(이미 공지되어 있음)을, 다양한 척추 형태의 실제 치수를 측정하는데 사용될 수 있는 비례 상수를 결정하는데 이용할 수 있다. 뿐만 아니라, 참조 표적(50)을 표시하는 라인 XY의 배향은, 상응하는 환자의 등 굴곡부에 대하여 도 1의 다양한 라인 분절들의 배향을 결정하는데 사용될 수 있다. 마이크로프로세서는 X 및 Y 점 사이의 거리 L과 연계하여 X-Y-Z 배향과 상관된 왜곡 계수를 기하학적으로 정량하고, 이 계수를 정량 개질용 광학 계수를 조정하는 수단으로서도 이용한다. 도 10에 있어서, 중간 단계들 중 어느 하나의 단계를 수행할 때, 또는 데이터를 저장하는 단계(단계 212)의 직전인 단계 213을 수행할 때 척추에 대하여 이상화된 형태의 다양한 치수들을 교정할 수 있다.

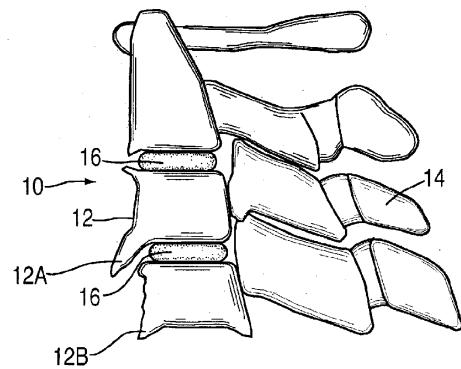
- [0080] 상기한 모든 것들은 사람 척주에서 운동 분절 무결성 변형(AOMSI) 산정시 중요하다. 운동 분절은 사이에 초간판을 포함하는 2개의 인접한 척추와, 이 인접 척추들을 함께 결합시키는 인대로 이루어져 있다. 일단 하나의 척추와 다른 척추의 상관 관계가 확인되면, 이 척추들은 기준 및 이상 상태와 비교된다.
- [0081] 생물 역학 데이터가 장애 평가 기준(제6판)에서 AMA에 의해 공표되었는데, 이는 전술한 바와 같이, 추후 운동 분절 무결성 변형을 정량하고 환자를 진단하는데 사용되는 가이드라인이다.
- [0082] 일단 환자의 이미지 데이터가 배향 및 배율 왜곡을 보정하면서 정량되면, 적절한 진단이 확립될 수 있으며, 이에 따라서 적절한 치료 프로토콜이 구성된다.
- [0083] 환자는 보다 우수한 치료를 받을 수 있으며, 이에 따라서 보다 우수한 결과를 얻을 수도 있다. 예를 들어 병인을 모르거나 AOMSI 음성인 환자는 치료를 받지 못하게 될 것이며, 이에 따라서 보험업자들은 상당한 양의 돈을 축적하게 될 것이다. 본 발명의 장치는 전술한 바와 같이 운동 분절 무결성을 정량하기 위하여 선택된다. 이 장치는 AOMSI(운동 분절 무결성 변형)에 특이적이다.
- [0084] 본 발명의 장치는 조작자에 의해 지정되는 4번째 점을 사용하지 않는다.
- [0085] 그 대신, 컴퓨터에 의해 지정되는 4번째 점을 사용하여, 다음과 같은 효과를 얻는다:
- [0086] a) 척추 연구 완성;
- [0087] b) 이전 위치에 있던 점들의 올바른 순서 제시; 및
- [0088] c) 기하학적 변형에 의해서 똑바르지 않은 다각형을 똑바른 직사각형으로 수정하여, 기하학적 모양 간 각 변화를 연구함.
- [0089] 본 발명의 신규 특징들 중 몇몇은 다음과 같은 것들을 포함한다:
- [0090] 1) 척주를 이루는 척추에 특이적으로 위치하는 점들의 순서; 및
- [0091] 2) 전술한 이유로 인해서 컴퓨터에 의해 지정된 4번째 점을 활용하여, 실제하는 결과를 수신함(이 경우, 상기 결과는 치료 계획 확립, 양성 및 음성 AOMSI의 정량화 및 요건 판단, 그리고 AMA의 제6판 가이드에 따른 장애 등급에 대한 추가의 정량화에 특이적인 추정 진단(diagnostic impression)임).
- [0092] 이하 첨부된 특허청구범위에 한정된 본 발명의 범주로부터 벗어나지 않고서, 본 발명에 다수의 변형이 이루어질 수 있다.

도면

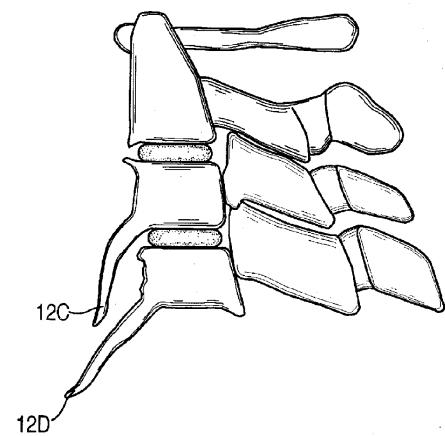
도면1



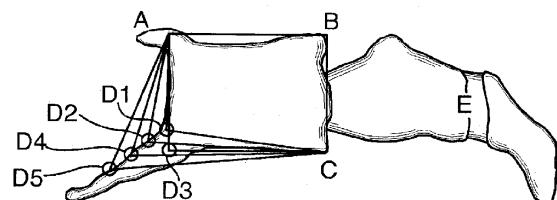
도면2



도면3

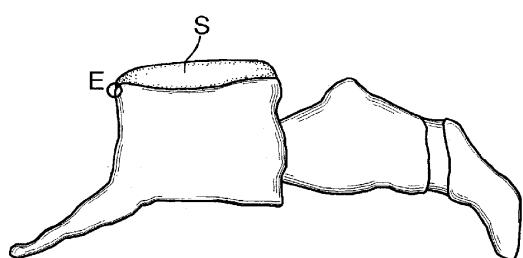


도면4

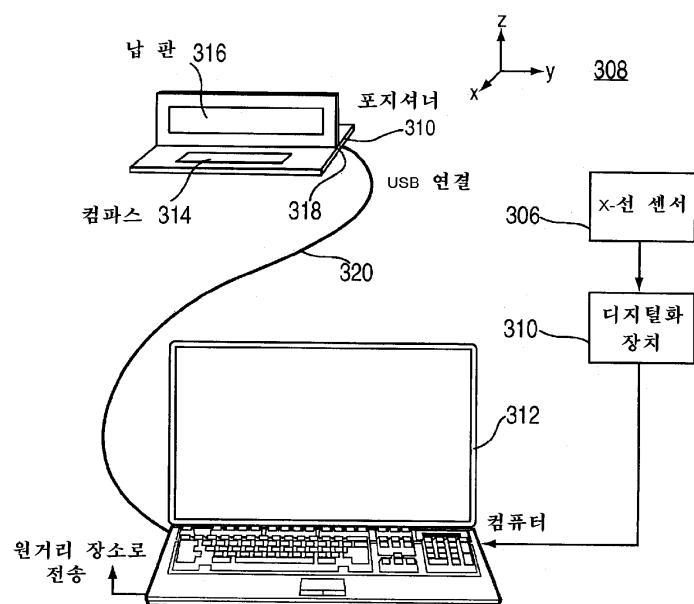


선행 기술

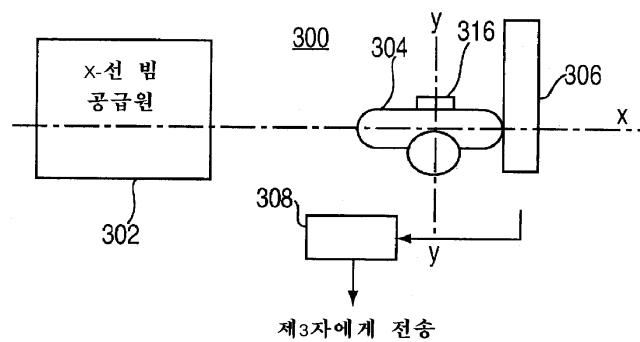
도면5



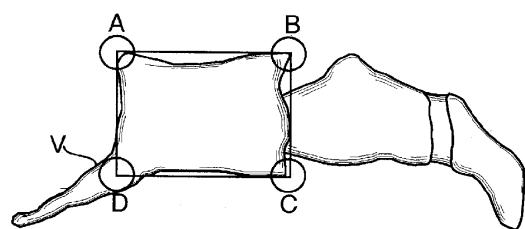
도면6



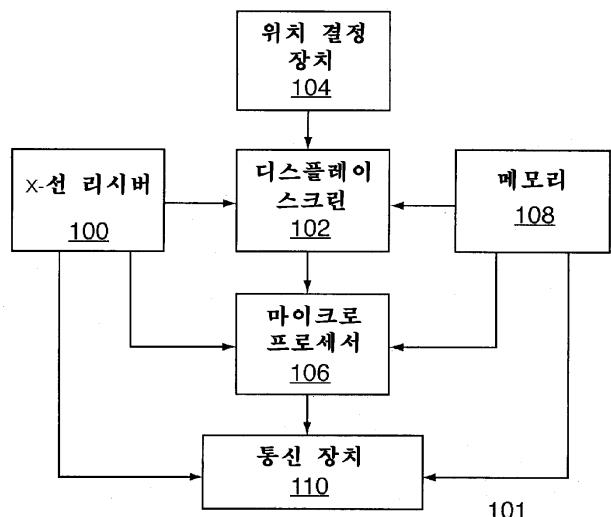
도면7



도면8



도면9



## 도면10

## 이미지 처리 도해

