



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102018527 A

(43) 申请公布日 2011. 04. 20

(21) 申请号 201010540743. X

(22) 申请日 2010. 11. 12

(71) 申请人 北京航空航天大学

地址 100191 北京市海淀区学院路 37 号

申请人 中国医学科学院北京协和医院

国家康复辅具研究中心

(72) 发明人 李德玉 张明峥 蒲放 樊瑜波

杨阳 吴志宏 苏宏伦

(74) 专利代理机构 北京金恒联合知识产权代理

事务所 11324

代理人 李强

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

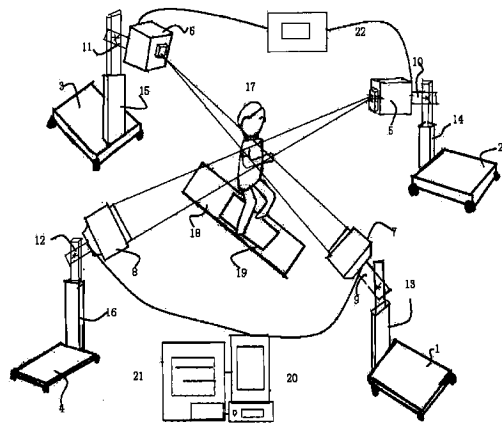
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

脊柱三维动态测量分析系统及方法

(57) 摘要

本发明提供了一种脊柱三维动态测量分析系统及方法,包括 X 射线成像装置,用于动态 X 射线成像;方位调节装置,用于调节 X 光机的方向和位置;同步发射控制装置,用于控制两 X 射线机同时发射 X 射线成像;校准装置,用于成像系统的校准;压力测量装置,用于压力测量及产生触发信号;分析处理与显示部分,对采集的数据进行分析处理及显示。本发明能够实现动态三维脊柱的几何测量及力学性能分析。本发明所采用的方法和设备简单,生产成本低,且有很强的鲁棒性,在临床上有很大的应用价值。



1. 一种脊柱三维动态测量分析系统。 其特征在于包括：
至少两个 X 射线发射器机头 (5、6)，用于发射 X 射线；
与所述至少两个 X 射线发射器机头 (5、6) 分别对应的至少两个 X 射线探测器 (7、8)，用于对脊柱进行动态 X 射线成像。
2. 根据权利要求 1 所述的脊柱三维动态测量分析系统，其特征在于进一步包括：
同步发射控制装置 (22)，用于控制所述至少两个 X 射线发射器机头 (5、6) 的 X 射线同步发射；
分析处理与显示部分，用于实现对双 / 多平面 X 射线成像系统的标定、实现三维重建、进行几何测量及力学性能分析。
3. 根据权利要求 2 所述的脊柱三维动态测量分析系统，其特征在于：
所述 X 射线发射器机头 (5、6) 是高速 X 射线发射器机头；
所述分析处理与显示部分进一步包括：
双 / 多平面 X 射线成像系统校准单元，用于采用相应的校准算法，实现对双平面 X 射线成像系统的标定，从而确定摄像机的图像坐标系与世界坐标系之间的关系，
标志点提取单元，用于采用相应的图像分割算法实现对脊柱上解剖标志点的提取，
三维重建单元，用于进行简易模型的重建及高精度模型的重建，
以及测量分析单元，用于进行几何测量及力学性能分析。
4. 根据权利要求 1-3 中任何一项所述的脊柱三维动态测量分析系统，其特征在于进一步包括：
方位调节装置：用于调节 X 光机的方向和位置；
校准装置：用于成像系统的校准；
压力测量装置：用于压力测量及产生触发信号。
5. 根据权利要求 4 所述的脊柱三维动态测量分析系统，其特征在于：
所述方位调节装置包括一个方位调控器和四个机车，每个机车上有机架和机架臂。机架臂和机架之间能够旋转，机架包括内外嵌套的两个部分，它们之间能够相对移动，而方位调控器能够发射无线电调控信号，从而通过调控机车在空间的移动、机架臂和机架之间的转动及机架内外两部分的相对移动来实现对 X 线发生器机头和 X 线探测器的方位进行调控；
所述同步发射控制装置包括信号转换器和同步控制电路，信号转换器与压力平板相连，接收压力平板力触发信号，同步控制电路随之产生同步发射控制信号，同步控制电路输出端直接与 X 射线发射控制电路相连，从而控制两 X 射线发射器机头同步发射 X 光射线；
所述校准装置包括两块互相垂直的矩形平板，其上有许多校准标志点，这些校准标志点的坐标已知；
所述压力测量装置采用平板式压力测量系统，包括感应平板，压力数据存储器及相应的数据接口，数据接口分别与同步信号发射控制装置和分析处理与显示部分的相应接口相连。
6. 一种脊柱三维动态测量分析方法，其特征在于包括：
从至少两个 X 射线发射器机头 (5、6) 发射 X 射线；

用与所述至少两个 X 射线发射器机头 (5、6) 分别对应的至少两个 X 射线成像装置 (8、7)，对脊柱进行动态 X 射线成像。

7. 根据权利要求 6 所述的脊柱三维动态测量分析方法，其特征在于进一步包括：

用一个同步发射控制装置 (22) 控制所述至少两个 X 射线发射器机头 (5、6) 的 X 射线同步发射；

分析处理与显示步骤，对双 / 多平面 X 射线成像系统进行标定、三维重建、几何测量及力学性能分析。

8. 根据权利要求 6 所述的脊柱三维动态测量分析方法，其特征在于：

所述 X 射线发射器机头 (5、6) 是高速 X 射线发射器机头；

所述分析处理与显示步骤进一步包括：

采用相应的校准算法，实现对双平面 X 射线成像系统的标定，从而确定摄像机的图像坐标系与世界坐标系之间的关系，

采用相应的图像分割算法实现对脊柱上解剖标志点的提取，

进行简易模型的重建及高精度模型的重建，

进行几何测量及力学性能分析。

9. 根据权利要求 6-8 中任何一项所述的脊柱三维动态测量分析方法，其特征在于进一步包括：

用方位调节装置调节 X 光机的方向和位置；

用校准装置校准成像系统；

用压力测量装置进行压力测量及产生触发信号。

10. 根据权利要求 9 所述的脊柱三维动态测量分析方法，其特征在于：

所述方位调节装置包括一个方位调控器和四个机车，每个机车上有机架和机架臂。机架臂和机架之间能够旋转，机架包括内外嵌套的两个部分，它们之间能够相对移动，而方位调控器能够发射无线电调控信号，从而通过调控机车在空间的移动、机架臂和机架之间的转动及机架内外两部分的相对移动来实现对 X 线发生器机头和 X 线探测器的方位进行调控；

所述同步发射控制装置包括信号转换器和同步控制电路，信号转换器与压力平板相连，接收压力平板力触发信号，同步控制电路随之产生同步发射控制信号，同步控制电路输出端直接与 X 射线发射控制电路相连，从而控制两 X 射线发射器机头同步发射 X 光射线；

所述校准装置包括两块互相垂直的矩形平板，其上有许多校准标志点，这些校准标志点的坐标已知；

所述压力测量装置采用平板式压力测量系统，包括感应平板，压力数据存储器和相应的数据接口，数据接口分别与同步信号发射控制装置和分析处理与显示部分的相应接口相连，

其中

通过两个高速 X 射线摄像机同时对运动的人体连续成像获取不同时刻相对应的两张 X 光图像对，将每一时刻的两幅 X 光图像传送给计算机并根据计算机视觉的原理和方法确定脊柱上任一特征点的三维空间坐标，依据所测多个特征点的三维坐标，确定脊柱的

几何参数并进行三维建模，对所建模型进行三维几何测量以及力学性能分析；

所述几何测量包括对静态指标和动态指标的测量，所述静态指标包括脊柱三维曲线形状、脊柱长度、每个椎骨的高度、椎骨旋转方向，cobb角；所述动态指标包括运动中相邻椎骨间相对位移及相对旋转方向、椎间盘形变、韧带形变及脊柱运动。

所述力学性能的分析包括通过所测的足底压力，采用力传递模型，求出椎骨上的力，通过不同时刻间力的变化以及形态变化，得到椎间盘的力学性能指标。

脊柱三维动态测量分析系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程研究领域，具体地说是涉及一种基于计算机视觉的脊柱三维动态测量分析系统及方法。

背景技术

[0002] 脊柱侧凸是指脊柱的一个或数个节段在冠状面偏离中线向侧方弯曲，形成带有弧度的脊柱畸形，通常伴有脊柱的旋转和矢状面上生理性前凸和后凸的增加和减少。其中以青少年先天性脊柱侧凸最为常见，约占全部脊柱侧凸的 75%~80%。先天性脊柱侧凸是指在胚胎期脊柱生长发育过程中，脊椎分节不全和（或）形成不良所致的一种先天性畸形，是由于脊柱两侧的生长发育不平衡而出现脊柱侧向弯曲生长。患儿往往出生后即发生畸形，其病变随着年龄增长而呈进行性加重，具有进展快、畸形重、较僵硬、矫形效果差、并发症多等特点，是造成青少年残疾的主要疾病之一。据统计该病的发病率为 1.04%，无家族脊柱畸形遗传史。

[0003] X 线片是目前临床诊断和评价脊柱侧凸的主要手段。X 线片作为脊柱侧凸患者的常规检查，在显示脊椎畸形的整体改变、柔韧性等方面有优势。但是 X 射线平片是将三维景物显示在二维的胶片或者荧光屏上，不同深度方向的信息重叠在一起，容易引起脊柱畸形分类的混淆和错误的判断，并且由于侧凸部位层次较多和周围组织密度差异较大很难选择适当的投影条件清晰显示脊柱全貌。比如，由于 X 线片中顶椎附近结构的前后重叠、分节不全椎体间的软骨性骨桥不显影，使其不能全面显示脊柱侧凸的病理改变。对于畸形严重的患者，由于椎体的旋转，通常无法通过 X 线片法判断畸形的类型。

[0004] 许多研究者将数字化重建和快速成型技术应用于脊柱外科临床，并得出结论：脊柱三维重建能够精确和直观地反映脊柱畸形情况，从而指导制定手术计划和手术操作，因而三维重建对于观察脊柱畸形的可行性和必要性。

[0005] 目前，国内外学者多采用 CT 扫描数据建立三维模型，而且只对脊柱的一个或者数个节段建模，而很少对整个脊柱进行三维建模及分析。而在对整个全脊柱建模时，采用的是通过获取尸体标本的断层扫描的 CT 数据进行建模，由于该建模方法耗时长，数据量大，更重要的是对患者的辐射严重，因此该建模方法难以适用于临床应用。近 20 年来，基于两张 X 光图像的三维重建技术不断发展，该重建技术为外科整形医师提供了精确的三维骨重建模型，弥补了仅用一张 X 光图像研究侧弯脊柱发病和矫形机理的不足，同时相对于三维 CT 扫描重建，减少了对病人的辐射。

[0006] 但已有的基于平面 X 光图像的脊柱三维成像系统，都只能用于静态成像，不能用于动态成像，因此，也限制了这些系统的应用。脊柱运动情况的观察和测定对脊柱运动功能研究、发病机理、疾病诊断和功能评定都有重要意义，但至今仍缺乏精确的脊柱运动测量方法，特别是对脊柱每一活动节段的运动学观察，始终停留在尸体标本、脊柱模型或静态 X 线片的研究水平上。

发明内容

[0007] 本发明的目的是克服现有技术的不足，提供一种动态的脊柱三维重建及测量分析的方法和设备。它采用 X 线动态摄影技术和相应的图像重建及三维测量技术实现对脊柱动态观察、测量及分析评价。

[0008] 根据本发明的一个实施例的方法包括：通过两个高速 X 射线摄像机同时对运动的人体连续成像获取不同时刻相对应的两张 X 光图像对，将每一时刻的两幅 X 光图像传送给计算机并根据计算机视觉的原理和方法确定脊柱上任一特征点的三维空间坐标，依据所测多个特征点的三维坐标，确定脊柱的几何参数并进行三维建模，可用于对所建模型进行三维几何测量以及力学性能分析。

[0009] 本发明的设备包括六个部分：X 射线成像装置，方位调节装置，校准装置，压力测量装置，同步发射控制装置，分析处理与显示部分。

[0010] X 射线成像装置包括两个高速 X 射线发射器机头和两个 X 射线探测器。X 射线发生器发射 X 射线，穿过被测人体后被 X 射线探测器接收，形成 X 光图像。

[0011] 方位调节装置包括一个方位调控器和四个机车构成。每个机车上有机架和机架臂。X 线发生器机头和 X 线探测器通过机架臂设置于机架上。机架臂和机架之间能够旋转，从而可以调节 X 线发生器机头和 X 线探测器的方向。机架由内外嵌套的两个部分组成，它们之间能够相对移动，从而调节 X 线发生器机头和 X 线探测器在空间中的高度。而方位调控器能够发射无线电调控信号，从而通过调控机车在空间中的移动、机架臂和机架之间的转动及机架内外两部分的相对移动来实现对 X 线发生器机头和 X 线探测器的方位进行调控。

[0012] 校准装置是由两块相互垂直的矩形平板组成，其上有许多校准标志点，这些校准标志点的坐标已知。

[0013] 压力测量装置采用平板式压力测量系统，包括感应平板，压力数据存储单元及相应的数据接口，数据接口分别与同步信号发射控制装置和分析处理与显示部分的相应接口相连。

[0014] 同步发射控制装置由信号转换器和同步控制电路组成。信号转换器与压力平板相连，接收压力平板力触发信号，同步控制电路随之产生同步发射控制信号。同步控制电路输出端直接与 X 射线发射控制电路相连，从而控制两 X 射线发射器机头同步发射 X 光射线。

[0015] 分析处理与显示部分包括双平面 X 射线成像系统校准单元，标志点提取单元，三维重建单元以及测量分析单元。双平面 X 射线成像系统校准单元采用相应的校准算法，实现对双平面 X 射线成像系统的标定，从而确定摄像机的图像坐标系与世界坐标系之间的关系。标志点提取单元采用相应的图像分割算法实现对脊柱上解剖标志点的提取。三维重建单元包括简易模型的重建及高精度模型的重建两个部分。测量分析单元包括几何测量及力学性能分析两个部分。

[0016] 根据本发明的一个方面，提供了一种脊柱三维动态测量分析系统。其特征包括：至少两个 X 射线发射器机头，用于发射 X 射线；以及，与上述至少两个 X 射线发射器机头分别对应的至少两个 X 射线探测器，用于对脊柱进行动态 X 射线成像。

[0017] 根据本发明的另一个方面，提供了一种脊柱三维动态测量分析方法，其特征在

于包括：从至少两个 X 射线发射器机头发射 X 射线；用与所述至少两个 X 射线发射器机头分别对应的至少两个 X 射线成像装置，对脊柱进行动态 X 射线成像。

[0018] 本发明的有益效果如下：

[0019] 本发明设计的影像系统以常规的 X 线机为主，再结合非常灵活的校准装置，采用相应的计算机视觉方法实现脊柱动态三维重建及测量分析，可应用于临床脊柱畸形疾病的诊断。本发明的优点在于：

[0020] 1、相对于 CT 等三维重建系统，本系统对病人辐射小；

[0021] 2、相对于一般的三维脊柱影像系统，本系统能够对脊柱进行动态测量，从而可用于如一个受试者呼吸周期或者步态周期不同时的脊柱三维重建及测量分析；

[0022] 3、本发明的脊柱三维动态测量分析系统不仅能够实现动态脊柱的几何测量，而且还能进行相应的力学性能分析；

[0023] 4、本发明设计具备安全性高，精确度高，操作简便，实用性和耐用性好等特点，可用于临床诊断及评价。

附图说明

[0024] 图 1 是脊柱三维动态测量分析系统的组成示意图。

[0025] 图 2 是脊柱三维动态测量分析系统中校准装置的示意图。

[0026] 图 3 是本发明的具体实施方法流程图。

[0027] 图 4 是脊柱三维动态测量分析系统的俯视示意图。

[0028] 图 5 是本发明的同步发射控制装置产生的同步发射控制信号。

具体实施方式

[0029] 如图 1 所示：根据本发明的一个实施例的脊柱三维动态测量分析系统包括：四个机车 1、2、3、4，分别装在机车 2 和 3 上的两个高速 X 射线发射器机头 5、6，分别装在机车 1 和 4 上的两个 X 射线探测器 7、8，分别与发射器机头 5、6 相连的两个机架臂 10、11，分别与 X 射线探测器 7、8 相连的两个机架臂 9 和 12，分别支持机架臂 9、10、11、12 的四个机架 13、14、15、16，跑道 18，压力测量装置 19，影像处理计算机 20，操作及显示界面 21，同步信号发射控制装置 22。

[0030] 其中，X 射线发射器机头 5、6 发射 X 射线，穿过被测人体后被对应的 X 射线探测器 7、8 接收，形成 X 光图像，所得图像储存于影像处理计算机 20 中，操作及显示界面 21 用于显示。一个方位调控器（图上未标出）和四个机车 1-4 构成方位调节装置。X 线发生器机头和 X 线探测器通过机架臂设置在机架上。机架臂和机架之间能够旋转，从而可以调节 X 线发生器机头和 X 线探测器的方向。机架 13-16 各可以由内外嵌套的两个部分组成，它们这间能够相对移动，从而调节 X 线发生器机头和 X 线探测器在空间中的高度。方位调控器能够发射无线电调控信号，从而通过调控机车 1-4 在空间的移动以及各机架臂 9-12 和相应机架 13-16 之间的转动和各机架 9-12 内外两部分的相对移动，来实现对各 X 线发生器机头 5、6 和对应的 X 线探测器 7、8 的方位进行调控。

[0031] 根据本发明的一个具体实施例，压力测量装置 19 采用平板式压力测量系统，包括感应平板、压力数据存储器和相应的数据接口（图上未标出），数据接口分别与同步发

射控制装置 22 和分析与显示部分的影像处理计算机 20 的相应接口相连。

[0032] 根据本发明的一个具体实施例，同步发射控制装置 22 包括信号转换器和同步控制电路。信号转换器与压力平板相连。压力平板所接收的力触发信号，同步控制电路随之产生同步发射控制信号。同步控制电路输出端直接与 X 射线发射控制电路相连，从而使两 X 射线发射器机头同步发射 X 光射线。

[0033] 如图 2 所示的，是根据本发明的一个实施例的脊柱三维动态测量分析系统的校准装置，它包括两块相互垂直的平板 201 和校准标志点 202。这些校准标志点的坐标已知。作为本发明的一个实施例，平板 201 采用有机玻璃矩形平板，校准标志点采用直径为 0.5cm 的钢球。

[0034] 如图 3 所示，根据本发明的一个实施例的脊柱三维动态测量分析方法的流程图，包括以下步骤：

[0035] 步骤 S301：方位调节步骤。

[0036] 在进行测量前，先调整 X 射线发射器机头和 X 射线探测器到合适方位。通过方位调控器发射无线电调控信号，控制机车 1-4 移动到空间合适位置，调节架臂 9-12 和相应机架 13-16 之间的角度和机架内外两部分的相对位置，来调整 X 射线发射器机头 5、6 和 X 射线探测器 7、8 到合适方位。如图 4 所示，为方位调整后系统的俯视简易示意图。图 4 中，X 射线发射器机头 401、402 分别发射的 X 射线束被 X 射线探测器 403、404 所接收，形成 X 光图像。两 X 射线相交的部分 406 为进行测试及成像的区域。

[0037] 步骤 S302：系统校准步骤。

[0038] 系统校准包括对两 X 线成像系统进行标定。标定是基于计算机视觉的基本原理进行的。计算机视觉的基本任务之一，是根据摄像机获取的图像信息来计算三维空间中物体的几何信息，并由此重建和识别物体，而空间物体表面某点的三维几何位置与其在图像中对应点之间的相互关系是由摄像机成像的几何模型决定的，这些几何模型参数就是摄像机参数。在大多数条件下，这些参数必须通过实验与计算才能得到，这个过程被称为摄像机标定。标定过程就是确定摄像机的几何和光学参数以及摄像机相对于世界坐标系的方位。

[0039] 如图 4 所示，为根据本发明的一个实施例的脊柱三维动态测量分析系统的俯视示意图。在成像区域 406 中心选取一个点作为世界坐标系原点，分别以平行于压力平板的两个轴和垂直于压力平板的一个轴作为世界坐标系的 X、Y、Z 轴。在进行系统校准时，将校准装置的原点与世界坐标系的原点相重合，相对于校准平板的 x 轴、y 轴、z 轴分别与世界坐标系的 X 轴、Y 轴和 Z 轴重合，这时，校准装置上的坐标系与世界坐标系相重合。成像时，两个 X 射线发射器 401、402 同时发射 X 射线束，对校准装置成像，获得校准装置的 X 光图像对。对 X 光图像上的校准标志点进行提取获取其在图像坐标中的坐标。然后根据这些校准标志点在图像坐标系中的坐标及世界坐标系中的坐标进行标定，从而确定两个 X 光机的几何和光学参数及其相对于世界坐标系的方位。

[0040] 步骤 S303：数据采集。

[0041] 在对成像系统进行校准后，将校准装置移开，保持成像系统方位不变，随后进行动态数据采集，包括 X 光图像的采集及足底压力的采集。如图 1 所示，受试者 17 在跑道 18 上行走或者跑动，为了减少 X 射线对人体的损害，受试者到达压力平板区域前 X 射

线机不发射 X 射线。当受试者到达压力平板 19 上后，压力平板中传感器（未显示）感受到人体的压力，一方面将其存储于压力数据存储器和 / 或传给计算机进行处理，另一方面，经过数据接口与同步发射控制装置 22 相连。同步发射控制装置 22 中的信号转换器接收到压力平板 19 传来的触发信号，而同步发射控制装置 22 中的同步控制电路随之产生同步发射控制信号，控制 X 射线发射器机头 5、6 同步发射 X 光射线。

[0042] 根据本发明的一个实施例的同步发射控制装置产生的同步发射控制信号如图 5 所示。

[0043] 步骤 S304，处理分析。

[0044] 分析处理包括三维模型的建立和测量分析两个部分。

[0045] 一种示例性的三维模型的建立步骤如下：①提取特征点：采用角点检测，区域生长及模板匹配方法，分割出脊柱上的解剖标志点。包括椎体终板的上中点，椎体终板的下中点，椎弓根左上端点，椎弓根右上端点，椎弓根左下端点，椎弓根右下端点。②特征点的三维重建：通过步骤 S302 所得的校准信息以及提取的解剖标志点的图像坐标，采用立体摄影原理通过解方程求出解剖标志点在世界坐标系中的三维坐标。③对标准的 CT 模型，通过插值变形方法与用所测出的解剖标志点进行匹配，形成个性化的高精度的脊柱三维模型。

[0046] 一种示例性的测量分析包括诸如几何测量及力学性能分析。

[0047] 几何测量可包括：静态指标：脊柱三维曲线形状，脊柱长度，每个椎骨的高度，椎骨旋转方向，cobb 角等。动态指标包括：运动中相邻椎骨间相对位移及相对旋转方向，椎间盘形变，韧带形变及脊柱运动的显示等。

[0048] 力学性能的分析，通过所测的足底压力，采用力传递模型，求出椎骨上的力，通过不同时刻间力的变化以及形态变化，求出椎间盘的弹性模量。

[0049] 实施例非侵入性腰椎屈伸运动的动态观察及测量分析。

[0050] 脊柱的运动以颈椎和腰椎活动度最大，而脊柱腰段是脊柱负荷量最大的一段，劳损和退变的发生率也最高，因此，对腰椎运动学观察具有重要意义。采用本发明可以实现非侵入性活体腰椎屈伸运动的动态观察及测量分析。

[0051] 进行动态测量时，首先通过方位调控器发射无线电调控信号，控制机车 1、2、3、4 移动到空间合适位置，调节架臂 9、10、11、12 和机架 13、14、15、16 之间的角度和机架 13、14、15、16 内外两部分的相对位置，来调整 X 射线发射器机头 5、6 和 X 射线探测器 7、8 到合适方位。在在成像区域 406 中心选取一个点作为世界坐标系原点，分别以平行于压力平板 407 的轴、垂直于压力平板 407 的轴以及垂直于水平面的轴作为世界坐标系的 X、Y、Z 轴。在进行系统校准时，将校准平板的原点与世界坐标系的原点相重合，校准平板的 x 轴、y 轴、z 轴分别与世界坐标系的 X 轴、Y 轴和 Z 轴重合，这时，校准装置上的坐标系与世界坐标系相重合。两 X 射线发射器同时发射 X 射线束，对校准装置成像，获得校准装置的 X 光图像对。根据这些校准标志点在图像坐标系中的坐标及世界坐标系中的坐标进行标定，从而确定两 X 光机的几何和光学参数及其相对于世界坐标系的方位。在对成像系统进行校准后，将校准装置移开，保持成像系统方位不变，受试者由全屈位到全伸位进行匀速移动，高速 X 光机每 20ms 对人体成像一次，并由压力装置获取力学信息。对于该过程中获取的每一时刻的 X 光图像对，进行三维重建并进行分

析。包括五个方面的分析：(1) 脊柱屈伸运动的三维显示：对每一时刻的脊柱模型进行动态播放显示，用以直观的观赛脊柱的屈伸运动。(2) 角运动分析：获取全屈位，半屈位，中立位，半伸位，全伸位 5 个时刻重建出的脊柱三维模型，分别对 L1-L5 椎体的上边缘作切线，记录下来。分别算出 L1-2, L2-3, L3-4, L4-5 上缘切线的交角。对于屈伸运动 5 个时刻逐一进行上述计算，用于分析角运动的变化。在分析时，将屈伸运动时分为 4 个阶段，即：全屈到半屈，半屈-中立，中立-半伸，半伸-全伸，计算比较这 4 个阶段中腰椎各节段的活动特点。(3) 平移量分析：测量腰椎在屈伸时相邻椎体之间的平移量。获取全屈位，半屈位，中立位，半伸位，全伸位 5 个时刻重建出的脊柱三维模型，以下一椎体的后缘中点作为原点建立坐标系，计算不同时刻间相邻椎体间的相对位移。(4) 变形的测量：①测量椎间盘的变形，用于分析有无存在脊神经卡压等症状出现。由于椎骨比较硬，可看作刚体，可认为在脊柱运动中不变形。因此，脊柱的运动主要是椎间盘的变形造成的。分别对各椎骨的上边缘和下边缘作切线，然后计算相邻椎骨中下位椎骨上边缘与上位椎骨下边缘切线的夹角，该角夹的变化可近似作为椎间盘的变化。②韧带的变形：测量不同时刻椎骨上韧带起止点之间距离的变化，可作为韧带的变形。(5) 力学性能分析：通过不同时刻所测力的变化，以及椎间盘形态的变化，可以测量椎间盘的弹性模量。

[0052] 应当理解的是，在以上叙述和说明中对本发明所进行的描述只是说明而非限定性的，且在不脱离如所附权利要求书所限定的本发明的前提下，可以对上述实施例进行各种改变、变形、和 / 或修正。

[0053] 附图标号说明

[0054] 1-4：机车 5、6：X 射线发射器机 7、8：X 射线探测器

[0055] 9-12：机架臂 13-16、机架 17、受试者

[0056] 18、跑道 19、压力测量装置 20、影像处理计算机

[0057] 21、操作及显示界面

[0058] 22、同步信号发射控制装置

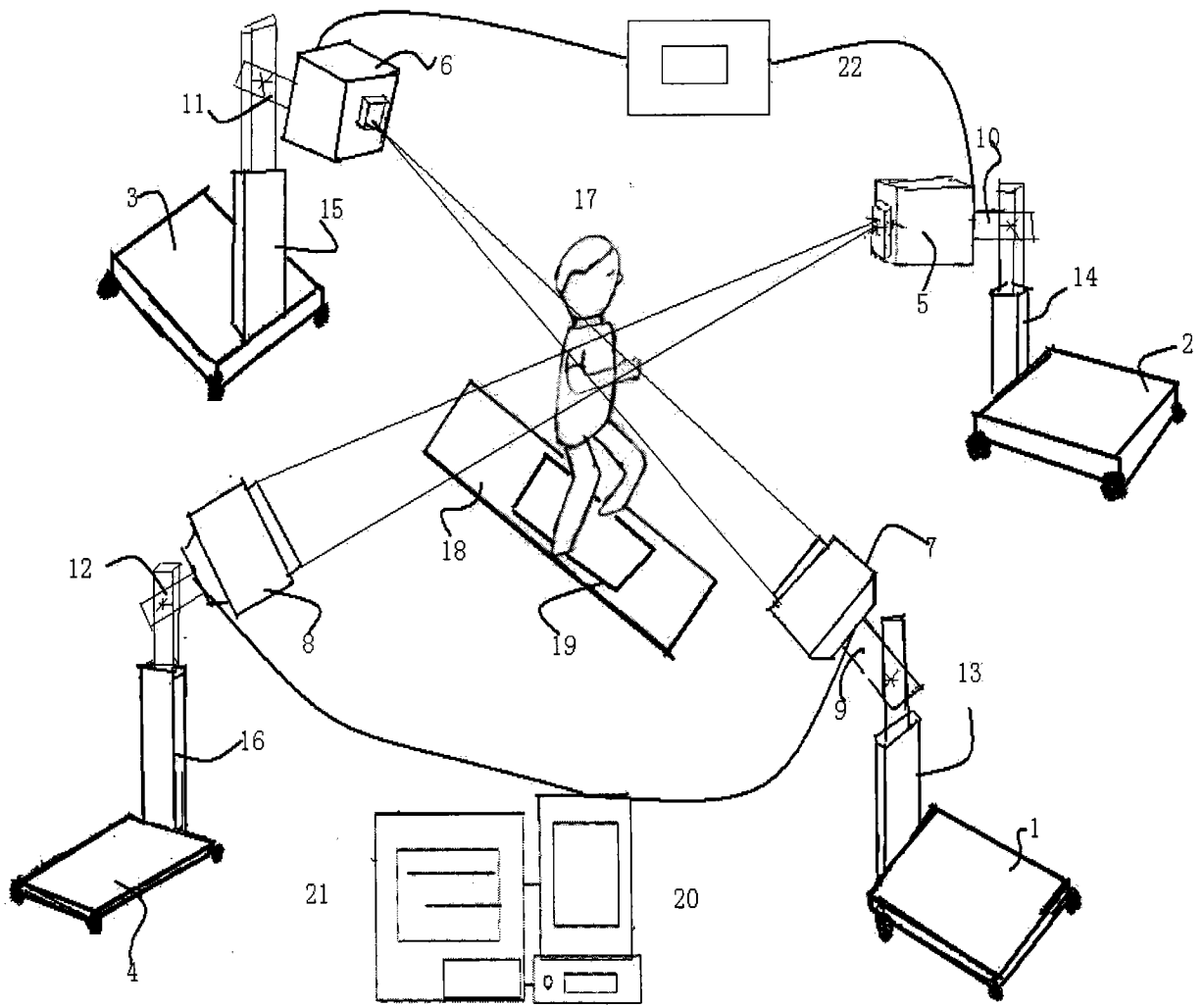


图 1

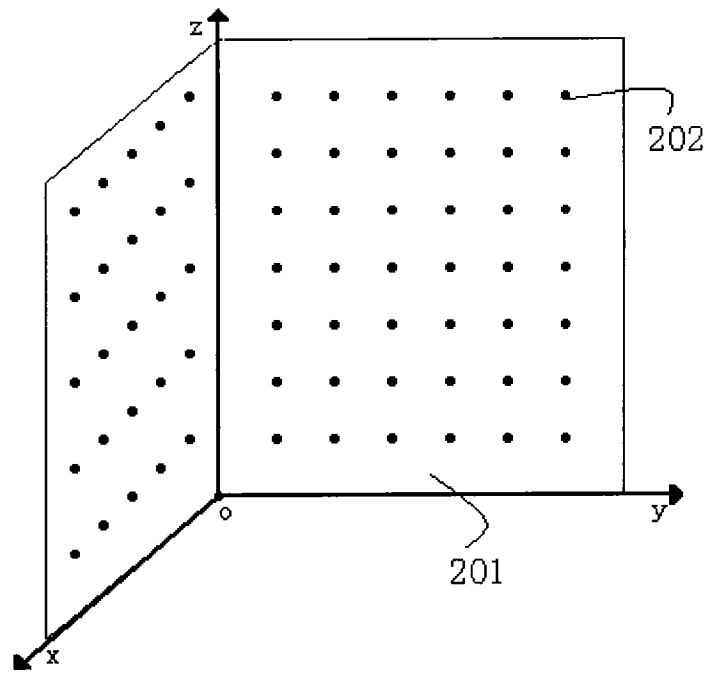


图 2

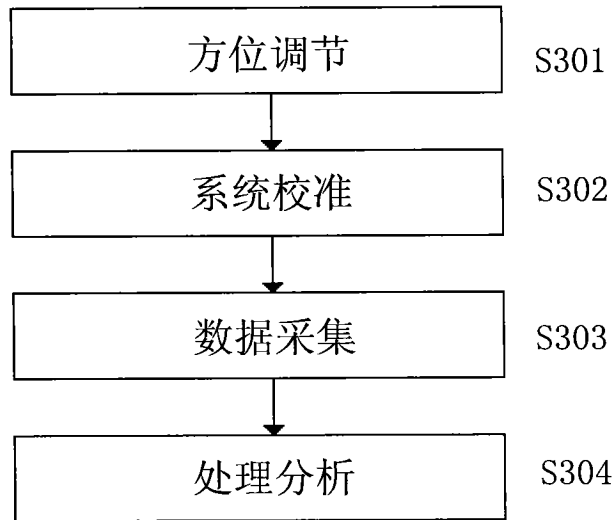


图 3

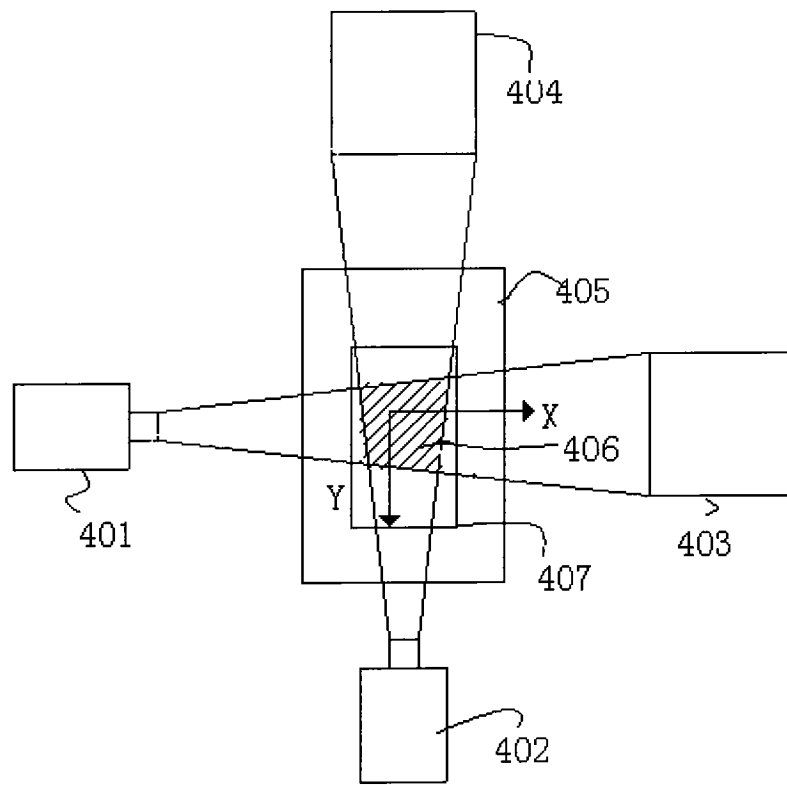


图 4

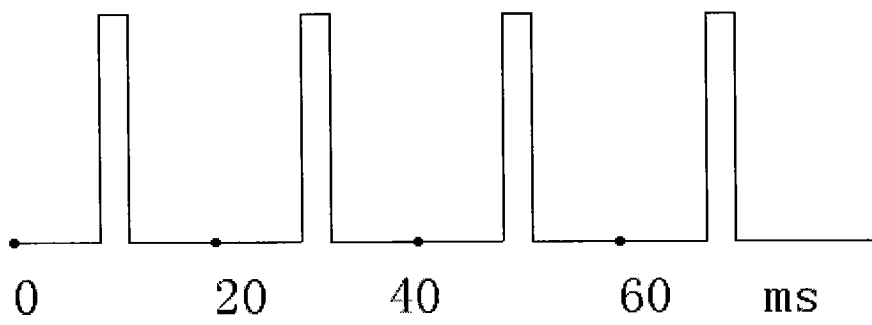


图 5