



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109924994 B

(45) 授权公告日 2023. 03. 14

(21) 申请号 201910263390.4

(22) 申请日 2019.04.02

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109924994 A

(43) 申请公布日 2019.06.25

(73) 专利权人 晓智未来(成都)科技有限公司
地址 610000 四川省成都市郫都区成都现代工业港北片区港通北三路269号

(72) 发明人 何香颖 张军 侯雨舟

(74) 专利代理机构 成都顶峰专利事务所(普通合伙) 51224
专利代理师 王霞

(51) Int. Cl.
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/04 (2006.01)

(56) 对比文件

- CN 103635139 A, 2014.03.12
- CN 106859675 A, 2017.06.20
- CN 108629946 A, 2018.10.09
- CN 104414662 A, 2015.03.18
- CN 103784160 A, 2014.05.14
- JP 2010193965 A, 2010.09.09
- JP 2002127052 A, 2002.05.08
- JP 2017007026 A, 2017.01.12
- JP 2006098065 A, 2006.04.13
- CN 109276266 A, 2019.01.29
- EP 1313065 A1, 2003.05.21
- US 2005203386 A1, 2005.09.15
- JP 2018121007 A, 2018.08.02

审查员 付友昱

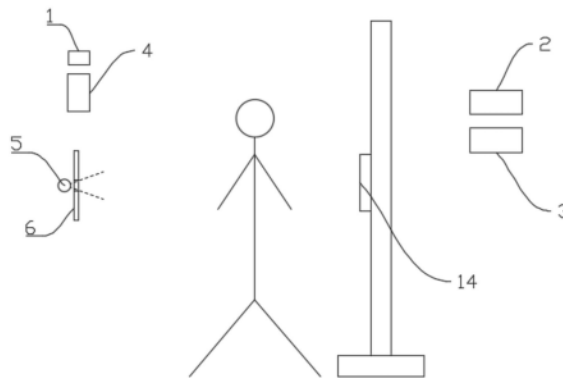
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法及系统

(57) 摘要

本发明属于医学器械技术领域,具体涉及一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,包括信号源、存储器、处理器和执行机构,自动校准方法包括以下步骤:S1、信号源获取检测位上人体的RGBD图像;S2、存储器存储RGBD图像信息以及若干预设校准数据;S3、处理器对RGBD图像信息进行处理;S4、处理器向执行机构发出控制指令;本发明提供了一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法及系统,能够自动调节平板探测器的高度,同时能够判断人体位置是否标准并通过相应的提示装置对待检测人员进行相应的位置移动指导,无需工作人员引导,也能保证待检测人员的姿势符合检测要求,从而保证影像的正确性和有效性。



1. 一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,其特征在于,包括信号源、存储器、处理器和执行机构,所述检测位置自动校准方法包括以下步骤:

S1、所述信号源获取检测位上人体的RGBD图像;

S2、所述存储器存储所述信号源采集的RGBD图像信息以及若干预设校准数据,所述预设校准数据包括预设双肩关节点三维坐标和预设水平位置;

S3、所述处理器对所述信号源所采集的RGBD图像信息进行处理,通过基于人体关节点检测的深度学习模型解算获得人体关节点三维坐标,根据人体关节点三维坐标计算出坐标差值一、实际检测角度值和水平位移量;

S4、所述执行机构包括平板探测器驱动机构和提示装置,所述处理器根据所述坐标差值一向所述平板探测器驱动机构发出驱动平板探测器移动的控制指令一,根据所述实际检测角度值和水平位移量向所述提示装置发出引导人体调整相应动作的控制指令二;

S3中:

所述坐标差值一的计算包括如下步骤:

S3.1、通过所述信号源对检测位上的场景进行拍摄,采集位于检测位上人体的RGBD图像信息,通过所述处理器将RGBD图像信息进行立体处理,获得RGB图像和深度图像,所述深度图像包括影像信息和景深信息;

S3.2、基于人体关节点检测的深度学习模型计算若干人体关节点在所述深度图像中的所在位置,并确定若干人体关节点在所述深度图像中的关节点图像坐标;

S3.3、根据所述关节点图像坐标、所述景深信息和预先设置的信号源标定参数计算与关节点图像坐标对应的关节点三维坐标,所述关节点三维坐标用于表征人体关节点在所述场景中的三维坐标值;所述关节点三维坐标包括人体双肩关节点三维坐标和若干人体的其他关节点三维坐标;

S3.4、将人体双肩关节点的纵向坐标值与预设双肩关节点的纵向坐标值相减得出坐标差值一:

$$Y3=Y1-Y2$$

其中,人体双肩关节点的纵坐标值为Y1,预设双肩关节点的纵坐标值为Y2,所述坐标差值一为Y3,所述处理器根据所述坐标差值一Y3向所述平板探测器驱动机构发出控制指令一。

S3中:所述实际检测角度值为人体的检测平面与X光线之间夹角的角度值,所述角度值为 α , α 的角度计算公式为:

$$\tan\alpha=|H2/H1|$$

其中:人体关节点包括位于人体检测平面上的关节点一和关节点二,所述关节点一和所述关节点二的三维坐标分别为A(x1,y1,z1)、B(x2,y2,z2),z1为所述关节点一与所述信号源之间的距离,z2为所述关节点二与所述信号源之间的距离,二者的距离相减得出坐标差值二,所述坐标差值二为H1,即 $H1=z1-z2$;x1、x2分别为所述关节点一、所述关节点二的横坐标,通过对二者的横坐标相减得出坐标差值三,所述坐标差值三为H2,即 $H2=x1-x2$;

所述水平位移量为人体的实际水平位置与所述预设水平位置相减得出坐标差值四,所述坐标差值四为H3,所述人体的实际水平位置为人体的一关节点上的横坐标值Xn,所述预设水平位置为系统预设该关节点上的横坐标值Xm,则 $H3=Xn-Xm$;

所述处理器根据所述实际检测角度值 α 和水平位移量 H_3 向所述提示装置发出控制指令二,通过所述提示装置提示人体调整姿势;所述提示装置的提示方式包括声光提示或显示提示方式中的一种或多种的结合。

2. 根据权利要求1所述的一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,其特征在于:所述信号源包括双目相机、激光雷达或超声雷达。

3. 根据权利要求2所述的一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,其特征在于:所述平板探测器的执行动作为上下移动。

4. 根据权利要求3所述的一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,其特征在于:所述平板探测器的移动方向具体如下:

人体双肩关节的纵向坐标值大于预设双肩关节的纵向坐标值,所述平板探测器上移,反之则下移。

5. 根据权利要求4所述的一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,其特征在于:所述预设双肩关节的纵向坐标值与所述平板探测器的高度位置相对应。

6. 根据权利要求5所述的一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,其特征在于:所述平板探测器驱动机构包括平板探测器和用于驱动所述平板探测器上下移动的驱动机构,所述驱动机构包括驱动装置,所述驱动装置的控制端与所述处理器的输出端连接。

7. 一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准系统,其特征在于,采用根据权利要求6中所述的检测位置自动校准方法。

8. 根据权利要求7所述的一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准系统,其特征在于,包括

信号源,所述信号源为双目相机,所述双目相机位于检测位的前方,用于获取检测位上人体的RGBD图像;

存储器,用于存储所述信号源采集的RGBD图像信息以及若干预设校准数据,所述预设校准数据包括预设双肩关节三维坐标和预设水平位置;

处理器,用于对所述信号源所采集的RGBD图像信息进行处理,通过解算获得人体关节三维坐标,根据人体关节三维坐标计算出坐标差值一;根据所述人体关节三维坐标计算实际检测角度值和水平位移量;

执行机构,所述执行机构包括平板探测器驱动机构和提示装置,所述处理器根据所述坐标差值一向所述平板探测器驱动机构发出驱动平板探测器移动的控制指令一,根据所述实际检测角度值和水平位移量向所述提示装置发出引导人体调整相应动作的控制指令二。

一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于医学器械技术领域,具体涉及一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法及系统。

背景技术

[0002] 在原有的影像链中,X光源、束光器中心、平板探测器中心位于同一直线上,位置相对固定且只有一个自由度(上下移动),X光源发出的圆锥型光束穿过束光器,形成特定形状大小的光束,该光束穿过待拍摄物体并被位于物体后方的平板探测器接收。

[0003] 由于经过束光器的光束与平板探测器都具有特定大小和形状,只针对待拍摄物体的某个部位进行成像,当待拍摄物体的欲拍摄部位明显高于或低于预设的位置时,就会导致影像缺少部分欲拍摄的部位。

[0004] 此外,通常最终呈现在影像上的信息跟X-Ray穿过待拍摄物体的角度有关,而由于缺乏指导,待拍摄物体平面可能与平板探测器平面之间有明显的角度,这会导致X-Ray穿过待拍摄物体时相较于最好的角度带有一定的倾斜角度,在这种情况下,待拍摄物体某些部分可能会被其他部分覆盖遮挡以及待拍摄物体某些部分会被不正常的放大(如组织器官),最终影像信息不足,或信息有误。为了避免上述情况,操作人员通常需要反复多次进出X射线室以调整患者的位置,并且缺乏专业医疗知识的患者通常不清楚怎样配合操作人员才能更快、更好的达到最佳位置,使得成像的时间较长、效率较低,既浪费时间,又浪费人力。

发明内容

[0005] 针对上述现有技术中,本发明提供一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法及系统,能够自动调节平板探测器的高度,同时能够判断人体位置是否标准并通过相应的提示装置对待检测人员进行相应的位置移动指导,无需工作人员引导,也能保证待检测人员的姿势符合检测要求,从而保证影像的正确性和有效性。

[0006] 本发明所采用的技术方案为:

[0007] 一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法及系统,包括信号源、存储器、处理器和执行机构,所述检测位置自动校准方法包括以下步骤:

[0008] S1、信号源获取检测位上人体的RGBD图像;

[0009] S2、所述存储器存储所述信号源采集的RGBD图像信息以及若干预设校准数据,所述预设校准数据包括预设双肩关节三维坐标和预设水平位置;

[0010] S3、所述处理器对所述信号源所采集的RGBD图像信息进行处理,通过基于人体关节检测的深度学习模型解算获得人体关节三维坐标,根据人体关节三维坐标计算出坐标差值一、实际检测角度值和水平位移量;

[0011] S4、所述执行机构包括平板探测器驱动机构和提示装置,所述处理器根据所述坐标差值一向所述平板探测器驱动机构发出驱动平板探测器移动的控制指令一,根据所述实际检测角度值和水平位移量向所述提示装置发出引导人体调整相应动作的控制指令二。

[0012] 进一步的,S3中:所述坐标差值一的计算包括如下步骤:

[0013] S3.1、通过所述信号源对检测位上的场景进行拍摄,采集位于检测位上人体的RGBD图像信息,通过所述处理器将RGBD图像信息进行立体处理,获得RGB图像和深度图像,所述深度图像包括影像信息和景深信息;

[0014] S3.2、基于人体关节检测的深度模型计算若干人体关节在所述深度图像中的所在位置,并确定若干人体关节在所述深度图像中的关节图像坐标;

[0015] S3.3、根据所述关节图像坐标、所述景深信息和预先设置的信号源标定参数计算与关节图像坐标对应的关节三维坐标,所述关节三维坐标用于表征人体关节在所述场景中的三维坐标值;所述关节三维坐标包括人体双肩关节三维坐标和若干人体的其他关节三维坐标;

[0016] S3.4、将人体双肩关节的纵向坐标值与预设双肩关节的纵向坐标值相减得出坐标差值一:

[0017] $Y3=Y1-Y2$

[0018] 其中,人体双肩关节的纵坐标值为Y1,预设双肩关节的纵坐标值为Y2,所述坐标差值一为Y3,所述处理器根据所述坐标差值一Y3向所述平板探测器驱动机构发出控制指令一。

[0019] 进一步的,S3中:所述实际检测角度值为人体的检测平面与X光线之间夹角的角度值,所述角度值为 α , α 的角度计算公式为:

[0020] $\tan\alpha=|H2/H1|$

[0021] 其中:人体关节包括位于人体检测平面上的关节一和关节二,所述关节一和所述关节二的三维坐标分别为A(x1,y1,z1)、B(x2,y2,z2),z1为所述关节一与所述信号源之间的距离,z2为所述关节二与所述信号源之间的距离,二者的距离相减得出坐标差值二,所述坐标差值二为H1,即 $H1=z1-z2$;x1、x2分别为所述关节一、所述关节二的横坐标,通过对二者的横坐标相减得出坐标差值三,所述坐标差值三为H2,即 $H2=x1-x2$;

[0022] 所述水平位移量为人体的实际水平位置与所述预设水平位置相减得出坐标差值四,所述坐标差值四为H3,所述人体的实际水平位置为人体的一关节上的横坐标值Xn,所述预设水平位置为系统预设该关节上的横坐标值Xm,则 $H3=Xn-Xm$;

[0023] 计算出实际检测角度值 α 和水平位移量H3,即可得出人体需要调整的角度和水平位移的幅度,所述处理器根据所述实际检测角度值 α 和水平位移量H3向所述提示装置发出控制指令二,通过所述提示装置提示人体调整姿势,从而尽可能的达到人体与标准位置的重合,即实现人体检测平面、以及人体的实际水平位置与标准位置的重合,在调整过程中,通过所述提示装置提示人体进行姿势的调整,为人体进行姿态调整做出指引,所述提示装置的提示方式包括声光提示或显示提示方式中的一种或多种的结合。

[0024] 进一步的,所述信号源包括双目相机、激光雷达或超声雷达。

[0025] 进一步的,所述平板探测器的执行动作为上下移动。

[0026] 进一步的,所述平板探测器的移动方向具体如下:

[0027] 人体双肩关节的纵向坐标值大于预设双肩关节的纵向坐标值,所述平板探测器上移,反之则下移。

[0028] 进一步的,所述预设双肩关节的纵向坐标值与所述平板探测器的高度位置相对

应。

[0029] 进一步的,所述平板探测器驱动机构包括平板探测器和用于驱动所述平板探测器上下移动的驱动机构,所述驱动机构包括驱动装置,所述驱动装置的控制端与所述处理器的输出端连接。

[0030] 本发明还提供一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准系统,其特征在于,采用所述检测位置自动校准方法,本自动校准系统包括:

[0031] 信号源,所述信号源为双目相机,所述双目相机位于检测位的前方,用于获取检测位上人体的RGBD图像;

[0032] 存储器,用于存储所述信号源采集的RGBD图像信息以及若干预设校准数据,所述预设校准数据包括预设双肩关节点三维坐标和预设水平位置;

[0033] 处理器,用于对所述信号源所采集的RGBD图像信息进行处理,通过解算获得人体关节点三维坐标,根据人体关节点三维坐标计算出坐标差值一;根据所述人体关节点三维坐标计算实际检测角度值和水平位移量;

[0034] 执行机构,所述执行机构包括平板探测器驱动机构和提示装置,所述处理器根据所述坐标差值一向所述平板探测器驱动机构发出驱动平板探测器移动的控制指令一,根据所述实际检测角度值和水平位移量向所述提示装置发出引导人体调整相应动作的控制指令二。

[0035] 本发明的有益效果为:

[0036] 1.本技术方案通过信号源获取检测位上人体的RGBD图像,通过基于人体关节点检测的深度学习模型解算获得人体关节点三维坐标,关节点三维坐标包括人体双肩关节点三维坐标和若干人体的其他关节点三维坐标,将人体双肩关节点的纵向坐标值与预设双肩关节点的纵向坐标值相减得出坐标差值一,处理器根据坐标差值一向平板探测器驱动机构发出控制指令一,驱动平板探测器在垂直方向上移动,能够自动调节平板探测器的高度,保证影像拍摄效果。

[0037] 2.根据人体关节点三维坐标计算实际检测角度值和水平位移量,即可得出人体需要转动的角度和水平位移的调整幅度,并通过提示装置提示人体调整姿势,为待检测人员进行相应的位置移动指导,从而尽可能的达到人体与标准位置的重合,提示效果更好,无需工作人员引导,也能保证待检测人员的姿势符合检测要求,从而保证影像的正确性和有效性。

附图说明

[0038] 图1是本发明中硬件设置的结构示意图;

[0039] 图2是本发明中平板探测器下移状态的结构示意图;

[0040] 图3是本发明中平板探测器上移状态的结构示意图;

[0041] 图4是本发明中实际检测角度值计算示意图;

[0042] 图5是本发明中水平位移量计算示意图;

[0043] 图6是本发明中自动校准方法流程框图;

[0044] 图7是本发明中步骤S3的流程框图。

[0045] 图中:双目相机1;存储器2;处理器3;提示装置4;X光源5;束光器6;关节点一7;关

节点二8;X光线9;实际水平位置10;预设水平位置11;人体双肩关节点12;预设双肩关节点13;平板探测器14。

具体实施方式

[0046] 下面结合附图及具体实施例对本发明作进一步阐述。

[0047] 实施例1:

[0048] 如图1、图6所示,本实施例提供一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准方法,包括信号源、存储器、处理器和执行机构,所述检测位置自动校准方法包括以下步骤:

[0049] S1、信号源获取检测位上人体的RGBD图像;

[0050] S2、所述存储器存储所述信号源采集的RGBD图像信息以及若干预设校准数据,所述预设校准数据包括预设双肩关节点三维坐标和预设水平位置;

[0051] S3、所述处理器对所述信号源所采集的RGBD图像信息进行处理,通过基于人体关节点检测的深度学习模型解算获得人体关节点三维坐标,根据人体关节点三维坐标计算出坐标差值一、实际检测角度值和水平位移量;

[0052] S4、所述执行机构包括平板探测器驱动机构和提示装置,所述处理器根据所述坐标差值一向所述平板探测器驱动机构发出驱动平板探测器移动的控制指令一,根据所述实际检测角度值和水平位移量向所述提示装置发出引导人体调整相应动作的控制指令二。

[0053] 实施例2:

[0054] 本实施例是在上述实施例1的基础上进行优化限定。

[0055] 如图2、图3、图7所示,S3中:坐标差值一的计算包括如下步骤:

[0056] S3.1、通过双目相机对检测位上的场景进行拍摄,采集位于检测位上人体的RGBD图像信息,通过处理器3将RGBD图像信息进行立体处理,获得RGB图像和深度图像,深度图像包括影像信息和景深信息;

[0057] S3.2、基于人体关节点检测的深度学习模型计算若干人体关节点在深度图像中的所在位置,并确定若干人体关节点在深度图像中的关节点图像坐标;

[0058] S3.3、根据关节点图像坐标、景深信息和预先设置的双目相机标定参数计算与关节点图像坐标对应的关节点三维坐标,关节点三维坐标用于表征人体关节点在场景中的三维坐标值;

[0059] 具体的,双目相机1标定参数包括相机焦距、图像中心坐标和图像畸变系数,根据图像畸变系数和关节点图像坐标计算得到关节点校正坐标;根据深度图像中的景深信息,确定与关节点图像坐标对应的关节点深度值,关节点深度值为关节点三维坐标中的Z轴坐标值;将关节点深度值、关节点校正坐标和图像中心坐标带入三维坐标计算模型,计算得到关节点三维坐标;

[0060] 人体关节点检测的深度学习模型和三维坐标计算模型均为现有计算模型,带入对应的参数即可实现对人体关节点三维坐标的计算。

[0061] 关节点三维坐标包括人体双肩关节点12三维坐标和若干人体的其他关节点三维坐标;

[0062] S3.4、由于双目相机与X光源5、束光器6、平板探测器14保持相对位置不变,故平板探测器14在合适的位置时,RGB图像中人体的双肩的纵向坐标都是相对固定的,将人体双肩

关节12的纵向坐标值与预设双肩关节13的纵向坐标值相减得出坐标差值一，坐标差值一便成为平板探测器14移动方向和幅度的根据，具体计算如下：

[0063] $Y3 = Y1 - Y2$

[0064] 其中，人体双肩关节12的纵坐标值为Y1，预设双肩关节13的纵坐标值为Y2，坐标差值一为Y3，处理器3根据坐标差值一Y3向平板探测器驱动机构发出控制指令一。

[0065] 具体的，预设双肩关节13的纵向坐标值与平板探测器14的高度位置相对应，从而通过判断预设双肩关节13的纵向坐标值与人体双肩关节的纵向坐标值的差值，即可得出平板探测器14需要上移或下移的相应距离。

[0066] 平板探测器14的移动方向具体如下：

[0067] 人体双肩关节12的纵向坐标值大于预设双肩关节13的纵向坐标值，平板探测器14上移，反之则下移。

[0068] 实施例3：

[0069] 本实施例是在上述实施例1或2的基础上进行优化限定。

[0070] 如图4、图5、图7所示，S3中：实际检测角度值为人体的检测平面与X光线9之间夹角的角度值，角度值为 α ， α 的角度计算公式为：

[0071] $\tan\alpha = |H2/H1|$

[0072] 其中：人体关节包括位于人体检测平面上的关节一7和关节二8，关节一7和关节二8的三维坐标分别为A(x1, y1, z1)、B(x2, y2, z2)，其中，y1=y2, z1为关节一7与双目相机之间的距离，z2为关节二8与双目相机之间的距离，二者的距离相减得出坐标差值二，坐标差值二为H1，即 $H1 = z1 - z2$ ；x1、x2分别为关节一7、关节二8的横坐标，通过对二者的横坐标相减得出坐标差值三，坐标差值三为H2，即 $H2 = x1 - x2$ ；

[0073] α 的角度即人体的检测平面偏移X光线9的角度，若偏移角度过大，人体的检测平面未正对X光线9的照射方向，因此，拍摄的效果会出现变形，影响拍摄效果，因此，必须要保证 α 的角度尽可能的靠近90°，若偏移角度超过预设值，则通过提示装置4提示需要调整人体的角度位置，整个位置调整过程中，实时计算角度以及通过提示装置4使得待检测人能够实时了解到自己调整的效果，直至角度调整符合要求。

[0074] 水平位移量为人体的实际水平位置10与预设水平位置11之间的偏差值，当人体的实际水平位置10与预设水平位置11偏差较大时，需要人体进行调整，达到尽量与预设水平位置11重合的要求，因此，水平位移量为人体的实际水平位置10与预设水平位置11相减得出坐标差值四，坐标差值四为H3，人体的实际水平位置10为人体的一关节点上的横坐标值Xn，预设水平位置11为系统预设该关节点上的横坐标值Xm，则 $H3 = Xn - Xm$ ；即H3的正负值决定了人体的水平移动方向，H3的绝对值为人体的水平移动距离，人体的水平移动方向以及水平移动距离均通过提示装置4进行引导，整个水平位置调整过程中，实时计算水平位移量，同时通过提示装置4使得待检测人能够实时了解到自己调整的效果，直至水平位置调整符合要求。

[0075] 综上，计算出实际检测角度值 α 和水平位移量H3，即可得出人体需要调整的角度和水平位移的幅度，处理器3根据实际检测角度值 α 和水平位移量H3向提示装置4发出控制指令二，通过提示装置4提示人体调整姿势，从而尽可能的达到人体与标准位置的重合，即实现人体检测平面、以及人体的实际水平位置10与标准位置的重合，在调整过程中，通过提示

装置4提示人体进行姿势的调整,为人体进行姿态调整做出指引,为了满足不同的使用需求,提示装置4的提示方式包括声光提示或显示提示方式中的一种或多种的结合。

[0076] 本实施例中,提示装置4为语音提示装置,语音提示装置接收控制指令二,待检测人站在检测位上之后能够通过语音提示调整自己的位置,语音提示自动化控制,无需工作人员操作,通过语音提示便能实现在无工作人员的情况下,待检测人员也可进行正确的姿势调整。

[0077] 提示装置还可为显示屏,显示屏通过相应的提示图像对待检测人员进行姿态调整的引导。

[0078] 实施例4:

[0079] 本实施例是在上述实施例3的基础上进行优化限定。

[0080] 平板探测器驱动机构包括平板探测器14和用于驱动平板探测器14上下移动的驱动机构,驱动机构包括驱动装置,驱动装置的控制端与处理器3的输出端连接。

[0081] 具体的,驱动装置为驱动电机,驱动电机上通过齿轮传动或链条转动等方式实现对平板探测器14的升降操作,平板探测器14升降动作的传动结构均采用现有的传动结构,不局限于电机传动。

[0082] 实施例5:

[0083] 如图1所示,本发明还提供一种x光拍摄过程中的检测位置自动校准系统,其特征在于,采用实施例1-实施例4中任一所述的检测位置自动校准方法,本自动校准系统包括:

[0084] 双目相机1,双目相机1位于检测位的前方,用于获取检测位上人体的RGBD图像;

[0085] 存储器2,用于存储双目相机采集的RGBD图像信息以及若干预设校准数据,预设校准数据包括预设双肩关节点13三维坐标和预设水平位置11;

[0086] 处理器3,用于对双目相机所采集的RGBD图像信息进行处理,通过解算获得人体关节点三维坐标,根据人体关节点三维坐标计算出坐标差值一;根据人体关节点三维坐标计算实际检测角度值和水平位移量;

[0087] 执行机构,执行机构包括平板探测器驱动机构和提示装置4,处理器3根据坐标差值一向平板探测器驱动机构发出驱动平板探测器14移动的控制指令一,根据实际检测角度值和水平位移量向提示装置4发出引导人体调整相应动作的控制指令二。

[0088] 本技术方案通过双目相机1获取检测位上人体的RGBD图像,通过基于人体关节点检测的深度学习模型解算获得人体关节点三维坐标,关节点三维坐标包括人体双肩关节点12三维坐标和若干人体的其他关节点三维坐标,将人体双肩关节点12的纵向坐标值与预设双肩关节点13的纵向坐标值相减得出坐标差值一,处理器3根据坐标差值一向平板探测器驱动机构发出控制指令一,驱动平板探测器14在垂直方向上移动,能够自动调节平板探测器的高度,保证影像拍摄效果。

[0089] 根据人体关节点三维坐标计算实际检测角度值和水平位移量,即可得出人体需要转动的角度和水平位移的调整幅度,并通过提示装置4提示人体调整姿势,为待检测人员进行相应的位置移动指导,从而尽可能的达到人体与标准位置的重合,无需工作人员引导,也能保证待检测人员的姿势符合检测要求,从而保证影像的正确性和有效性。

[0090] 本发明不局限于上述可选实施方式,任何人在本发明的启示下都可得出其他各种形式的产品,但不论在其形状或结构上作任何变化,凡是落入本发明权利要求界定范围内

的技术方案,均落在本发明的保护范围之内。

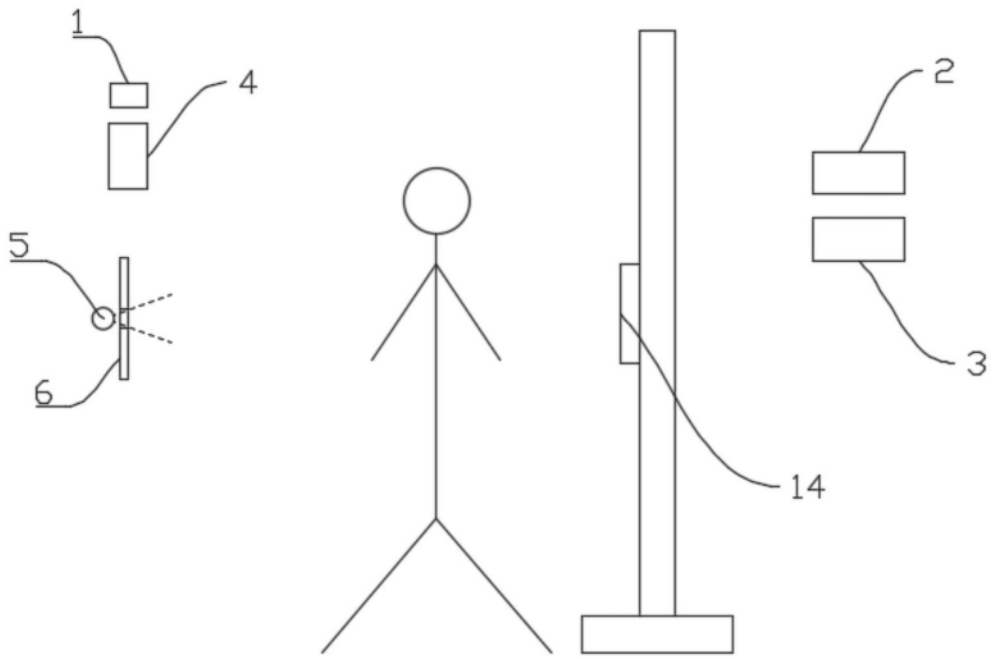


图1

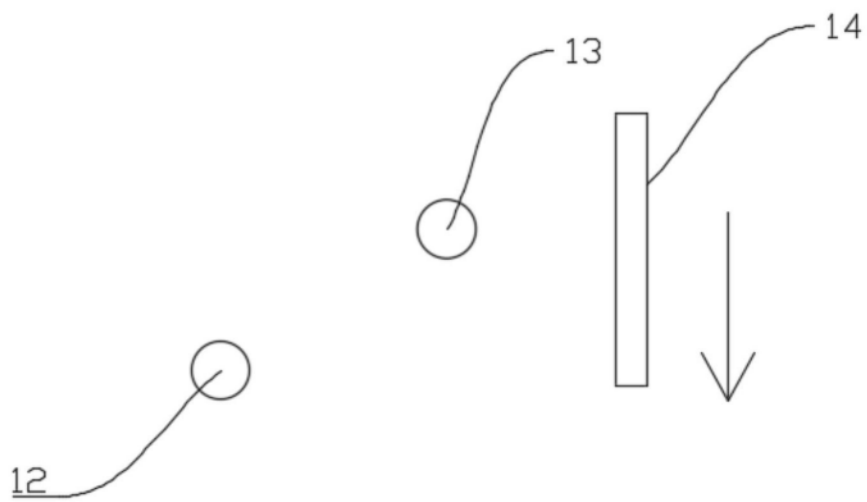


图2

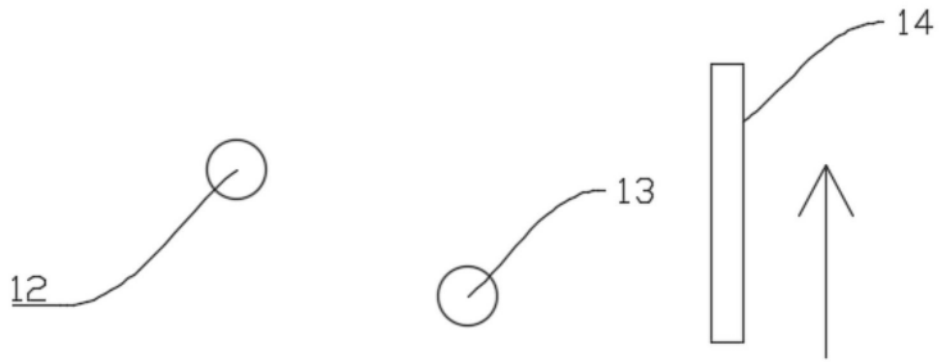


图3

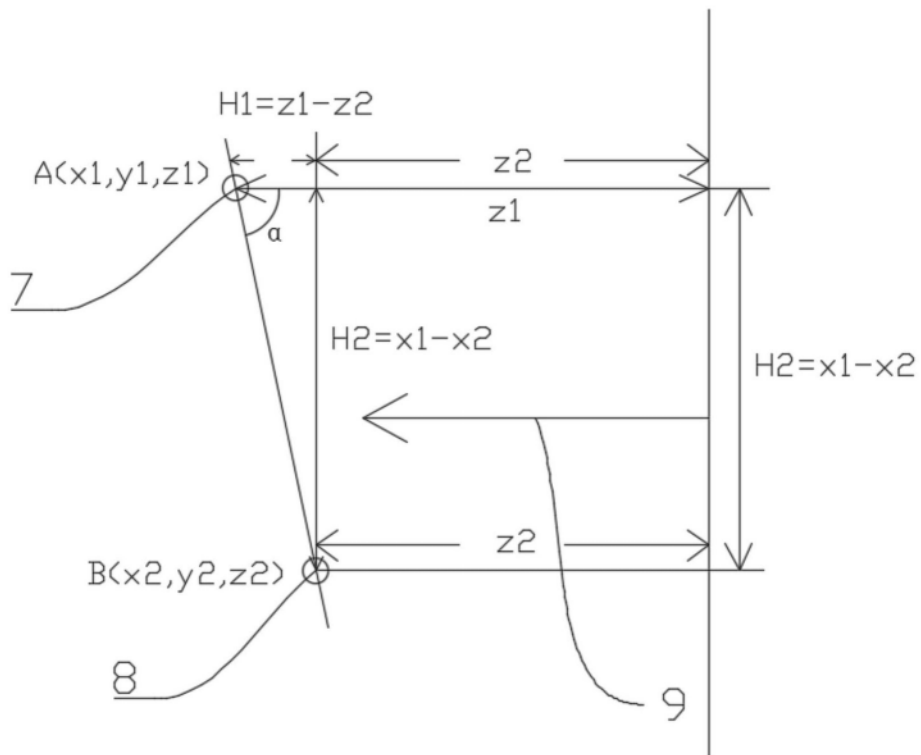


图4

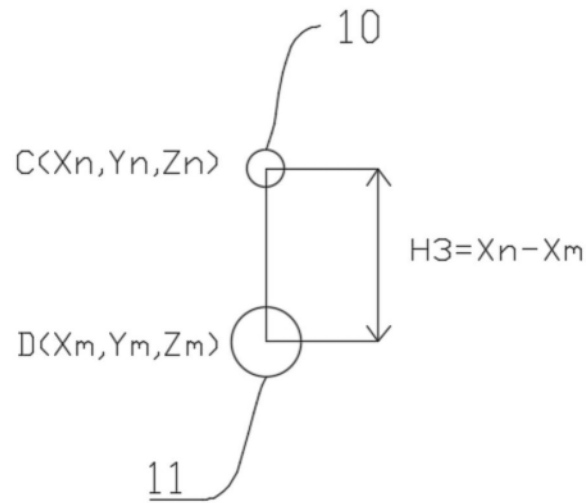


图5

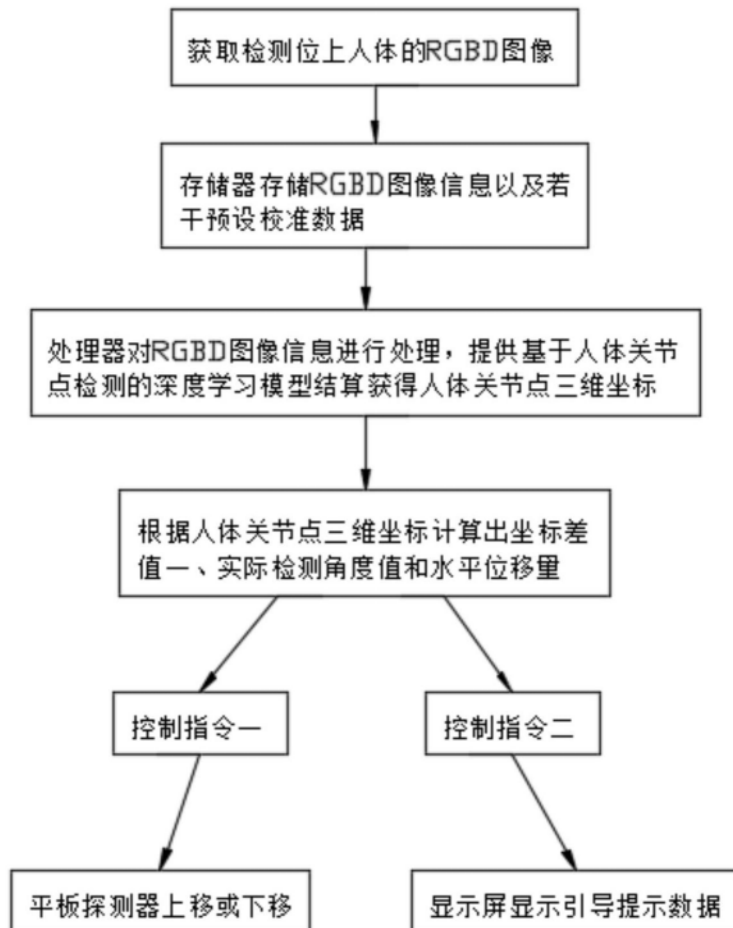


图6

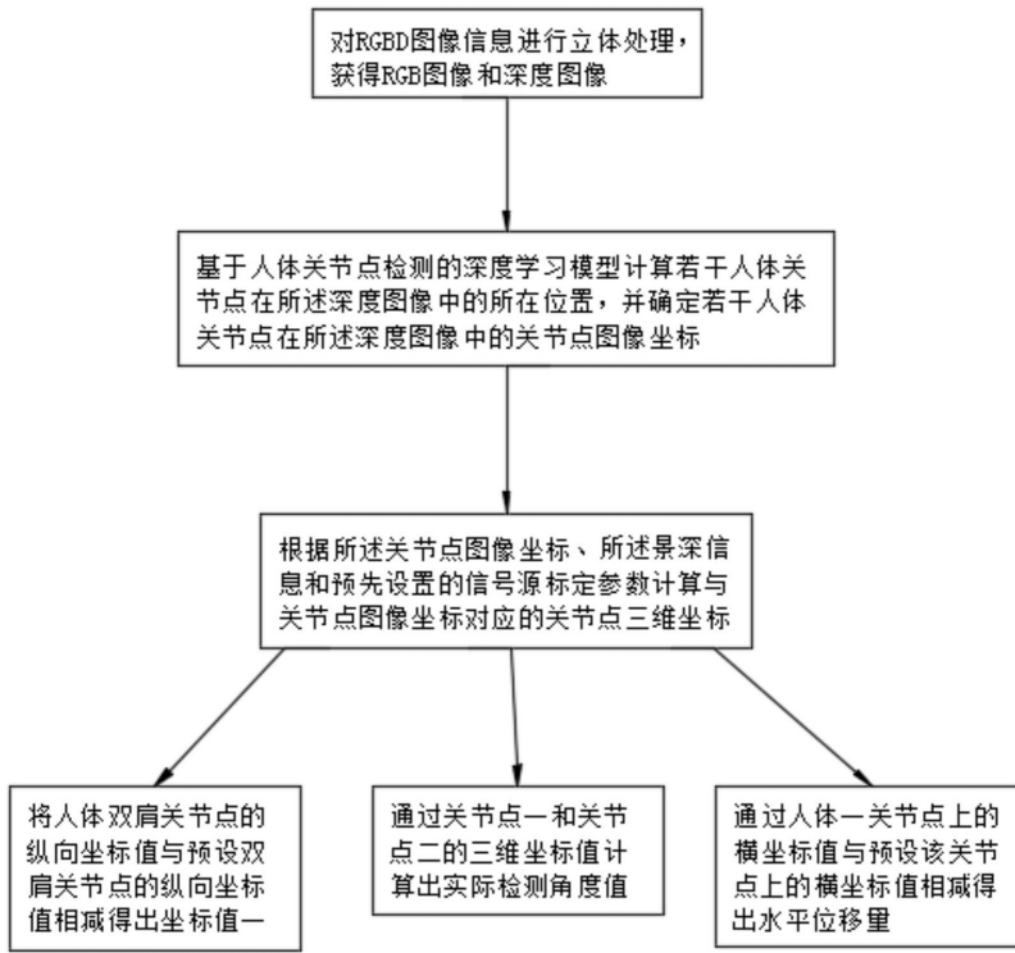


图7