



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107095655 B

(45)授权公告日 2020.05.12

(21)申请号 201710344008.3

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.05.16

G06T 7/00(2017.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107095655 A

(56)对比文件

CN 102151126 A,2011.08.17,

CN 1491611 A,2004.04.28,

US 5365930 A,1994.11.22,

CN 106595528 A,2017.04.26,

Shao X, Dai X, Chen Z, et al.Real-time 3D digital image correlation method and its application in human pulse monitoring.《Applied optics》.2016,第55卷(第4期),

(43)申请公布日 2017.08.29

(73)专利权人 中国科学技术大学

地址 230026 安徽省合肥市包河区金寨路96号

审查员 刘琳

(72)发明人 张青川 薛远 苏勇 徐小海

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王宝筠

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

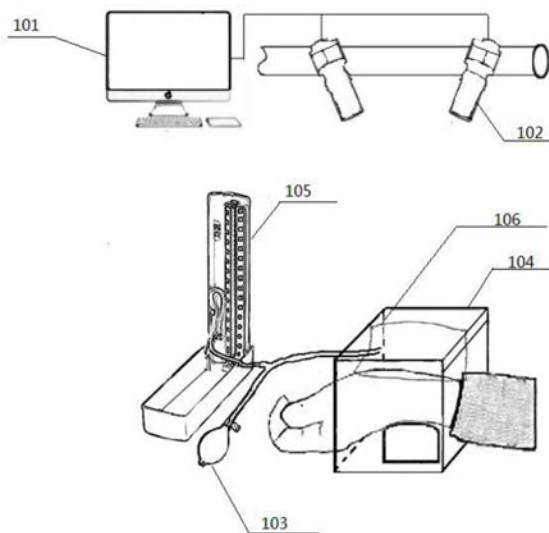
权利要求书3页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法

(57)摘要

本发明提供一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法,该系统中支撑架与通过气泵和水银差分气压计充入目标气压值气体的透明气袋对待测体上的预制有散斑的待测穴位进行挤压,双目摄像机采集待测穴位的图像组并发送至上位机,上位机接收图像组,并基于三维数字图像相关法计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,并且对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位的脉诊多维信息。这就实现了脉诊的多维信息数字化,为中医脉诊数字化提供便利客观的诊疗手段,使医学大数据采集生成可能。



1. 一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统,其特征在于,包括:上位机、与所述上位机相连的双目摄像机、气泵、支撑架、与所述气泵一端相连的水银差分气压计和与所述气泵另一端相连的透明气袋;

其中,所述支撑架用于支撑被测体、为充气过程中的所述透明气袋提供位移约束,并与充入目标气压值气体的所述透明气袋对所述被测体上的待测穴位进行挤压,所述待测穴位区域内皮肤表面上预制有散斑;

所述双目摄像机,用于当接收到所述上位机发送的图像采集通知时,控制左相机和右相机同时采集所述待测穴位的图像,并实时将包含有所述左相机采集的左图像以及所述右相机采集的右图像的图像组发送至所述上位机;

所述上位机,用于当接收到所述图像组时,记录接收时间,并根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,以及对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述透明气袋由三个平行排列的透明柱体构成,并且各个所述透明柱体均与所述气泵相连。

3. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,用于根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值的所述上位机,具体用于:

从该图像组中包含的所述左图像和所述右图像中选取一个作为基准图像,另一个则作为配准图像,以及对于所述待测穴位区域内的各个全场三维物点,从所述基准图像上选取相应像素点,并从所述配准图像上查找与所述像素点相匹配的匹配点,以及计算所述像素点与所述匹配点在相应图像坐标下的像素位移值,并将所述像素位移值确定为所述像素点的视差值,以及根据所述视差值计算所述像素点在三维空间内的深度值,以及依据所述深度值计算所述全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处的振动位移值。

4. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,用于对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息的所述上位机,具体用于:

根据设定时段内计算得到的各个所述全场三维物点的所述振动位移值,生成所述待测穴位在相应目标气压值下相应接收时间处的全场位移分布图,以及对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图,从中选取振动位移值最大的所述全场位移分布图,并根据选取的所述全场位移分布图计算所述待测穴位在相应目标气压值下的脉搏宽度和脉搏长度,以及对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图,计算所述待测穴位在相应目标气压值下的振动位移均值,并根据相应接收时间生成所述待测穴位在相应目标气压值下的用于表征时间与振动位移关系的第一脉搏振幅曲线,以及当生成至少两组不同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时,从各个所述第一脉搏振幅曲线上获取相应最大振幅值,并根据相应目标气压值生成所述待测穴位的用于表征气压与最大振幅关系的第二脉搏振幅曲线,以及当生成至少两组相同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时,从全部所述第一脉搏振幅曲线上获取各个接收时间的最大振幅值,并生成所述待测穴位的用于表征时间与最大振

幅关系的第三脉搏振幅曲线和/或波峰位移分布图。

5. 一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化方法,其特征在于,应用于权利要求1~4任意一项所述的系统,该系统包括上位机、双目摄像机、气泵、支撑架、水银差分气压计和透明气袋,所述方法包括:

当所述双目摄像机接收到所述上位机发送的图像采集通知时,控制左相机和右相机同时采集所述待测穴位的图像,并实时将包含有所述左相机采集的左图像以及所述右相机采集的右图像的图像组发送至所述上位机;

当所述上位机接收到所述图像组时,记录接收时间,并根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,以及对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述上位机根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,包括:

从该图像组中包含的所述左图像和所述右图像中选取一个作为基准图像,另一个则作为配准图像;

对于所述待测穴位区域内的各个全场三维物点,从所述基准图像上选取相应像素点,并从所述配准图像上查找与所述像素点相匹配的匹配点;

计算所述像素点与所述匹配点在相应图像坐标下的像素位移值,并将所述像素位移值确定为所述像素点的视差值;

根据所述视差值计算所述像素点在三维空间内的深度值;

依据所述深度值计算所述全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处的振动位移值。

7. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述上位机对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息,包括:

根据设定时段内计算得到的各个所述全场三维物点的所述振动位移值,生成所述待测穴位在相应目标气压值下相应接收时间处的全场位移分布图;

对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图,从中选取振动位移值最大的所述全场位移分布图,并根据选取的所述全场位移分布图计算所述待测穴位在相应目标气压值下的脉搏宽度和脉搏长度;

对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图,计算所述待测穴位在相应目标气压值下的振动位移均值,并根据相应接收时间生成所述待测穴位在相应目标气压值下的用于表征时间与振动位移关系的第一脉搏振幅曲线;

当生成至少两组不同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时,从各个所述第一脉搏振幅曲线上获取相应最大振幅值,并根据相应目标气压值生成所述待测穴位的用于表征气压与最大振幅关系的第二脉搏振幅曲线;

当生成至少两组相同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时,从全部所述第一脉搏

振幅曲线上获取各个接收时间的最大振幅值,并生成所述待测穴位的用于表征时间与最大振幅关系的第三脉搏振幅曲线和/或波峰位移分布图。

基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理及中医领域,更具体地说,涉及一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法。

背景技术

[0002] 脉诊是中医四诊的重要组成部分,是我过传统医院最早创用,并且至今一直沿用的最具中医特色的诊断方法。中医脉诊通常的做法就是中医师用手指触压患者寸口桡动脉处寸、关、尺三个部位,通过手指施加浮、中、沉等不同的压力来感受患者脉搏的变化。而对于浮、中、沉等压力产生的一系列包含了脉搏的宽度、长度以及振幅等信息的脉搏波,我们称之为脉象。从脉象信息中,中医师能够了解病人的疾病信息。但是这种传统的中医脉诊有很大的主观性,准确掌握和运用有一定难度,因此不能保证脉诊结果真实准确。

[0003] 为了解决传统中医脉诊的缺点,脉象传感器应运而生,而大部分的脉象传感器是普通压力传感器,由于普通压力传感器通常只能测量一个固定压力下的脉搏信号,这就使得脉象传感器不能针对浮、中、沉等压力采集脉搏信号,从而导致所获取的脉象信息的精度很低。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明提供一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法,以解决脉象传感器不能针对浮、中、沉等压力采集脉搏信号,从而导致所获取的脉象信息的精度很低的问题。技术方案如下:

[0005] 一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统,包括:上位机、与所述上位机相连的双目摄像机、气泵、支撑架、与所述气泵一端相连的水银差分气压计和与所述气泵另一端相连的透明气袋;

[0006] 其中,所述支撑架用于支撑被测体、为充气过程中的所述透明气袋提供位移约束,并与充入目标气压值气体的所述透明气袋对所述被测体上的待测穴位进行挤压,所述待测穴位区域内皮肤表面上预制有散斑;

[0007] 所述双目摄像机,用于当接收到所述上位机发送的图像采集通知时,控制左相机和右相机同时采集所述被测穴位的图像,并实时将包含有所述左相机采集的左图像以及所述右相机采集的右图像的图像组发送至所述上位机;

[0008] 所述上位机,用于当接收到所述图像组时,记录接收时间,并根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,以及对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息。

[0009] 优选的,所述透明气袋由三个平行排列的透明柱体构成,并且各个所述透明柱体均与所述气泵相连。

[0010] 优选的,用于根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值的所述上位机,具体用于:

[0011] 从该图像组中包含的所述左图像和所述右图像中选取一个作为基准图像,另一个则作为配准图像,以及对于所述待测穴位区域内的各个全场三维物点,从所述基准图像上选取相应像素点,并从所述配准图像上查找与所述像素点相匹配的匹配点,以及计算所述像素点与所述匹配点在相应图像坐标下的像素位移值,并将所述像素位移值确定为所述像素点的视差值,以及根据所述视差值计算所述像素点在三维空间内的深度值,以及依据所述深度值计算所述全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处的振动位移值。

[0012] 优选的,用于对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息的所述上位机,具体用于:

[0013] 根据设定时段内计算得到的各个所述全场三维物点的所述振动位移值,生成所述待测穴位在相应目标气压值下相应接收时间处的全场位移分布图,以及对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图,从中选取振动位移值最大的所述全场位移分布图,并根据选取的所述全场位移分布图计算所述待测穴位在相应目标气压值下的脉搏宽度和脉搏长度,以及对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图,计算所述待测穴位在相应目标气压值下的振动位移均值,并根据相应接收时间生成所述待测穴位在相应目标气压值下的用于表征时间与振动位移关系的第一脉搏振幅曲线,以及当生成至少两组不同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时,从各个所述第一脉搏振幅曲线上获取相应最大振幅值,并根据相应目标气压值生成所述待测穴位的用于表征气压与最大振幅关系的第二脉搏振幅曲线,以及当生成至少两组相同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时,从全部所述第一脉搏振幅曲线上获取各个接收时间的最大振幅值,并生成所述待测穴位的用于表征时间与最大振幅关系的第三脉搏振幅曲线和/或波峰位移分布图。

[0014] 一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化方法,应用于上述技术方案任意一项所述的系统,该系统包括上位机、双目摄像机、气泵、支撑架、水银差分气压计和透明气袋,所述方法包括:

[0015] 当所述双目摄像机接收到所述上位机发送的图像采集通知时,控制左相机和右相机同时采集所述被测穴位的图像,并实时将包含有所述左相机采集的左图像以及所述右相机采集的右图像的图像组发送至所述上位机;

[0016] 当所述上位机接收到所述图像组时,记录接收时间,并根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,以及对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息。

[0017] 优选的,所述上位机根据三维数字图像相关法和该图像组计算所述待测穴位区域内的全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,包括:

[0018] 从该图像组中包含的所述左图像和所述右图像中选取一个作为基准图像,另一个

则作为配准图像；

[0019] 对于所述待测穴位区域内的各个全场三维物点，从所述基准图像上选取相应像素点，并从所述配准图像上查找与所述像素点相匹配的匹配点；

[0020] 计算所述像素点与所述匹配点在相应图像坐标下的像素位移值，并将所述像素位移值确定为所述像素点的视差值；

[0021] 根据所述视差值计算所述像素点在三维空间内的深度值；

[0022] 依据所述深度值计算所述全场三维物点在所述目标气压值下所述接收时间处的振动位移值。

[0023] 优选的，所述上位机对设定时段内计算得到的全部所述全场三维物点的所述振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析，得到所述待测穴位在所述设定时段内的脉诊多维信息，包括：

[0024] 根据设定时段内计算得到的各个所述全场三维物点的所述振动位移值，生成所述待测穴位在相应目标气压值下相应接收时间处的全场位移分布图；

[0025] 对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图，从中选取振动位移值最大的所述全场位移分布图，并根据选取的所述全场位移分布图计算所述待测穴位在相应目标气压值下的脉搏宽度和脉搏长度；

[0026] 对于目标气压值相同的全部所述全场位移分布图，计算所述待测穴位在相应目标气压值下的振动位移均值，并根据相应接收时间生成所述待测穴位在相应目标气压值下的用于表征时间与振动位移关系的第一脉搏振幅曲线；

[0027] 当生成至少两组不同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时，从各个所述第一脉搏振幅曲线上获取相应最大振幅值，并根据相应目标气压值生成所述待测穴位的用于表征气压与最大振幅关系的第二脉搏振幅曲线；

[0028] 当生成至少两组相同目标气压值下的所述第一脉搏振幅曲线时，从全部所述第一脉搏振幅曲线上获取各个接收时间的最大振幅值，并生成所述待测穴位的用于表征时间与最大振幅关系的第三脉搏振幅曲线和/或波峰位移分布图。

[0029] 相较于现有技术，本发明实现的有益效果为：

[0030] 本发明公开一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法，该系统中支撑架与通过气泵和水银差分气压计充入目标气压值气体的透明气袋对待测体上的预制有散斑的待测穴位进行挤压，双目摄像机采集待测穴位的图像组并发送至上位机，上位机接收图像组，并基于三维数字图像相关法计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值，并且对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析，得到待测穴位的脉诊多维信息。这就实现了脉诊的多维信息数字化，为中医脉诊数字化提供便利客观的诊疗手段，使医学大数据采集生成可能。

附图说明

[0031] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据

提供的附图获得其他的附图。

[0032] 图1为本发明实施例提供的基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统的结构示意图；

[0033] 图2为本发明实施例提供的全场位移分布图；

[0034] 图3为本发明实施例提供的又一全场位移分布图；

[0035] 图4为本发明实施例提供的第一脉搏振幅曲线；

[0036] 图5为本发明实施例提供的第二脉搏振幅曲线；

[0037] 图6为本发明实施例提供的第三脉搏振幅曲线以及波峰位移分布图；

[0038] 图7为本发明实施例提供的基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化方法的方法流程图；

[0039] 图8为本发明实施例提供的基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化方法的部分方法流程图；

[0040] 图9为本发明实施例提供的基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化方法的又一部分方法流程图。

具体实施方式

[0041] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0042] 本发明实施例公开一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统,包括:上位机101、与上位机101相连的双目摄像机102、气泵103、支撑架104、与气泵103一端相连的水银差分气压计105和与气泵103另一端相连的透明气袋106;

[0043] 其中,支撑架104用于支撑被测体、为充气过程中的透明气袋106提供位移约束,并与充入目标气压值气体的透明气袋106对被测体上的待测穴位进行挤压,待测穴位区域内皮肤表面上预制有散斑;

[0044] 双目摄像机102,用于当接收到上位机101发送的图像采集通知时,控制左相机和右相机同时采集被测穴位的图像,并实时将包含有左相机采集的左图像以及右相机采集的右图像的图像组发送至上位机101;

[0045] 上位机101,用于当接收到图像组时,记录接收时间,并根据三维数字图像相关法和该图像组计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,以及对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位在设定时段内的脉诊多维信息。

[0046] 在开启上述脉诊多维信息数字化系统之前,为使待测穴位表面具有足够的、不重复的并且各项同性的纹理,可在待测穴位区域内的表面皮肤上制备散斑,本实施例中可使用水转印散斑贴于皮肤表面,根据待测穴位在支撑架中的位置选取双目摄像机的左相机和右相机,并对双目摄像机进行标定,也就是根据摄像机参数调整左相机以及右相机的位置,以将待测穴位成像于左相机与右相机的画幅之中,进一步的,为保证上位机生成多维脉象信息的高效性,可将上位机的脉象信息生成方式设置为高帧率的后处理生成方式,也可设

置为低帧率的实时生成方式,优选的,高帧率可为472帧率,低帧率可为10帧率。

[0047] 可选的,上位机101包括但不限于手机、电脑、平板或者笔记本,用户可根据实际需要具体设置,本实施例不做任何限定。

[0048] 可选的,气泵103包括气囊,用户可根据实际需要具体设置,本实施例不做任何限定。

[0049] 可选的,支撑架104可为透明盒子,用户可根据实际需要具体设置,本实施例不做任何限定。

[0050] 可选的,透明气袋106可为透明的3微米厚的5cm*7cm是气袋,气袋的规格参数本实施例不做任何限定;

[0051] 另外,为真实模拟三根手指对待测穴位的按压,优选的,透明气袋106可由三个平行排列的透明柱体构成,并且各个透明柱体均与气泵103相连,具体的,该透明柱体可为半径为0.5cm、长度为5cm的圆柱体。

[0052] 图1为被测体为患者寸口桡动脉、上位机101为电脑、气泵103为气囊,并且支撑架104可为透明盒子时,采用本实施例公开的脉诊多维信息数字化系统对患者寸口桡动脉处进行脉象采集的示意图。

[0053] 在脉象采集过程中,医生可通过观看水银差分气压计105的读数,使用气囊103将透明气袋106的气压值调整目标气压值,并与透明盒子104完成对待测穴位的按压,进一步,为保证患者的舒适性,如图1所示,还可在透明盒子104底部设置一个脉枕。

[0054] 可选的,用于根据三维数字图像相关法和该图像组计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值的上位机101,具体用于:

[0055] 从该图像组中包含的左图像和右图像中选取一个作为基准图像,另一个则作为配准图像,以及对于待测穴位区域内的各个全场三维物点,从基准图像上选取相应像素点,并从配准图像上查找与像素点相匹配的匹配点,以及计算像素点与匹配点在相应图像坐标下的像素位移值,并将像素位移值确定为像素点的视差值,以及根据视差值计算像素点在三维空间内的深度值,以及依据深度值计算全场三维物点在目标气压值下接收时间处的振动位移值。

[0056] 本实施例中,对于待测穴位区域内的各个全场三维物点,在左相机采集的左图像以及右相机采集的右图像上均存在该全场三维物点的像素点,这种由同一全场三维物点在不同成像平面上所成的像素点可构成一对匹配点;

[0057] 在上位机接收到第一帧图像组时,可将该帧图像组设置为参考帧,按照预设规则从图像组中选取基准图像以及配准图像,选取方式可根据时候需要具体选送,例如,选取左相机采集的左图像作为基准图像,选取右相机采集的右图像作为配准图像,对于每一个全场三维物点,可从基准图像上选取相应像素点,然后从配准图像上查找与该像素点匹配的匹配点,并根据像素点及其匹配点在各自图像坐标下的像素坐标计算像素坐标位移值,并将该像素坐标位移值确定为视差值,进而根据视差值以及双目摄像机的标定参数计算像素点在三维空间内的深度值;最后,在接收到下一帧图像组时,以第一帧图像组的深度值作为参考值,计算下一帧图像组的深度差值,并将计算得到的深度差值作为此全场三维物点在目标气压值下相应接收时间处的振动位移值。

[0058] 可选的,用于对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应

目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位在设定时段内的脉诊多维信息的上位机101,具体用于:

[0059] 根据设定时段内计算得到的各个全场三维物点的振动位移值,生成待测穴位在相应目标气压值下相应接收时间处的全场位移分布图,以及对于目标气压值相同的全部全场位移分布图,从中选取振动位移值最大的全场位移分布图,并根据选取的全场位移分布图计算待测穴位在相应目标气压值下的脉搏宽度和脉搏长度,以及对于目标气压值相同的全部全场位移分布图,计算待测穴位在相应目标气压值下的振动位移均值,并根据相应接收时间生成待测穴位在相应目标气压值下的用于表征时间与振动位移关系的第一脉搏振幅曲线,以及当生成至少两组不同目标气压值下的第一脉搏振幅曲线时,从各个第一脉搏振幅曲线上获取相应最大振幅值,并根据相应目标气压值生成待测穴位的用于表征气压与最大振幅关系的第二脉搏振幅曲线,以及当生成至少两组相同目标气压值下的第一脉搏振幅曲线时,从全部第一脉搏振幅曲线上获取各个接收时间的最大振幅值,并生成待测穴位的用于表征时间与最大振幅关系的第三脉搏振幅曲线和/或波峰位移分布图。

[0060] 本实施例中,全场位移分布图可采用不同颜色区别各个全场三维物点的振动位移值,例如,振动位移值越大,则颜色越深;

[0061] 由于脉搏搏动引起各全场三维物点到达最大振动位移值的时间是一致的,因此,可从目标气压值相同的全部全场位移分布图中选取各全场三维物点振动位移值最大的全场位移分布图,选取的位移值最大的全场位移分布图可为一个或多个,对于选取的每一个全场位移分布图,可生成图中包含全部全场三维物点的最小矩形,并计算该最小矩形的长度和宽度,因此,如果选取的全场位移分布图为一个时,计算得到的宽度就为脉搏宽度,计算得到的长度就为脉搏长度,而如果选取的全场位移分布图至少两个时,可计算最小矩形的长度平均值以及宽度平均值,并将长度平均值作为脉搏长度,将长度宽度值作为脉搏宽度。

[0062] 需要说明的是,本实施公开的第一脉搏振幅曲线、第二脉搏振幅曲线、第三脉搏振幅曲线以及波峰位移分布图仅仅是根据全场位移分布图分析得到的几种多维脉象信息,用于还可根据生成的全场位移分布图控制其中一个或几个变量进行分析,得到其他的脉象多维信息,本实施例不做任何限定。

[0063] 本发明实施例公开基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统中,支撑架与通过气泵和水银差分气压计充入目标气压值气体的透明气袋对待测体上的预制有散斑的待测穴位进行挤压,双目摄像机采集待测穴位的图像组并发送至上位机,上位机接收图像组,并基于三维数字图像相关法计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,并且对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位的脉诊多维信息。这就实现了脉诊的多维信息数字化,为中医脉诊数字化提供便利客观的诊疗手段,使医学大数据采集生成可能。

[0064] 利用上述图1提供的基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统对患者寸口桡动脉处寸、关、尺三个穴位进行挤压;

[0065] 如图2所示,为脉诊多维信息数字化系统以60mmHg目标气压值对寸、关、尺三个穴位进行挤压,生成的 T_0 时刻下的全场位移分布图;

[0066] 如图3所示,为脉诊多维信息数字化系统以60mmHg目标气压值对寸、关、尺三个穴位进行挤压,选取的位移值最大的 T_a 时刻下全场位移分布图,其中, T_a 时刻下全场位移分布图中最小矩形的长度值为6cm、宽度值为1.2cm;

[0067] 如图4所示,为脉诊多维信息数字化系统以60mmHg目标气压值对寸、关、尺三个穴位进行挤压,寸、关、尺三个穴位在60mmHg目标气压值下的第一脉搏振幅曲线,其中,寸穴位用cun表示、关穴位用guan表示、尺穴位为用chi表示;

[0068] 如图5所示,寸、关、尺三个穴位在目标气压值下的第二脉搏振幅曲线,其中,寸穴位用cun表示、关穴位用guan表示、尺穴位为用chi表示;

[0069] 如图6所示,为脉诊多维信息数字化系统以30mmHg目标气压值对寸、关、尺三个穴位进行挤压,寸、关、尺三个穴位在30mmHg目标气压值下的第三脉搏振幅曲线以及波峰位移分布图,其中,寸穴位用cun表示、关穴位用guan表示、尺穴位为用chi表示。

[0070] 基于上述实施例提供的基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统,本发明又一实施例公开一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化方法,方法流程图如图7所示,包括如下步骤:

[0071] S10,当双目摄像机接收到上位机发送的图像采集通知时,控制左相机和右相机同时采集被测穴位的图像,并实时将包含有左相机采集的左图像以及右相机采集的右图像的图像组发送至上位机;

[0072] S20,当上位机接收到图像组时,记录接收时间,并根据三维数字图像相关法和该图像组计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,以及对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位在设定时段内的脉诊多维信息。

[0073] 在具体实现过程中,步骤S20中“上位机根据三维数字图像相关法和该图像组计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值”可以具体采用以下步骤,方法流程图如图8所示:

[0074] S201,从该图像组中包含的左图像和右图像中选取一个作为基准图像,另一个则作为配准图像;

[0075] S202,对于待测穴位区域内的各个全场三维物点,从基准图像上选取相应像素点,并从配准图像上查找与像素点相匹配的匹配点;

[0076] S203,计算像素点与匹配点在相应图像坐标下的像素位移值,并将像素位移值确定为像素点的视差值;

[0077] S204,根据视差值计算像素点在三维空间内的深度值;

[0078] S205,依据深度值计算全场三维物点在目标气压值下接收时间处的振动位移值。

[0079] 在具体实现过程中,步骤S20中“上位机对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位在设定时段内的脉诊多维信息”可以具体采用以下步骤,方法流程图如图9所示:

[0080] S206,根据设定时段内计算得到的各个全场三维物点的振动位移值,生成待测穴位在相应目标气压值下相应接收时间处的全场位移分布图;

[0081] S207,对于目标气压值相同的全部全场位移分布图,从中选取振动位移值最大的全场位移分布图,并根据选取的全场位移分布图计算待测穴位在相应目标气压值下的脉搏

宽度和脉搏长度；

[0082] S208,对于目标气压值相同的全部全场位移分布图,计算待测穴位在相应目标气压值下的振动位移均值,并根据相应接收时间生成待测穴位在相应目标气压值下的用于表征时间与振动位移关系的第一脉搏振幅曲线；

[0083] S209,当生成至少两组不同目标气压值下的第一脉搏振幅曲线时,从各个第一脉搏振幅曲线上获取相应最大振幅值,并根据相应目标气压值生成待测穴位的用于表征气压与最大振幅关系的第二脉搏振幅曲线；

[0084] S210,当生成至少两组相同目标气压值下的第一脉搏振幅曲线时,从全部第一脉搏振幅曲线上获取各个接收时间的最大振幅值,并生成待测穴位的用于表征时间与最大振幅关系的第三脉搏振幅曲线和/或波峰位移分布图。

[0085] 以上步骤S201~步骤S205仅仅是本申请实施例公开的步骤S20中“上位机根据三维数字图像相关法和该图像组计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值”过程的一种优选的实现方式,有关此过程的具体实现方式可根据自己的需求任意设置,在此不做限定。

[0086] 以上步骤S206~步骤S210仅仅是本申请实施例公开的步骤S20中“上位机对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位在设定时段内的脉诊多维信息”过程的一种优选的实现方式,有关此过程的具体实现方式可根据自己的需求任意设置,在此不做限定。

[0087] 本发明实施例公开的基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化方法,包括:双目摄像机采集待测穴位的图像组并发送至上位机,上位机接收图像组,并基于三维数字图像相关法计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值,并且对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析,得到待测穴位的脉诊多维信息。这就实现了脉诊的多维信息数字化,为中医脉诊数字化提供便利客观的诊疗手段,使医学大数据采集生成可能。

[0088] 以上对本发明所提供的一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

[0089] 需要说明的是,本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。对于实施例公开的系统而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0090] 还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备所固有的要素,或者是还包括为这些过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,

由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0091] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

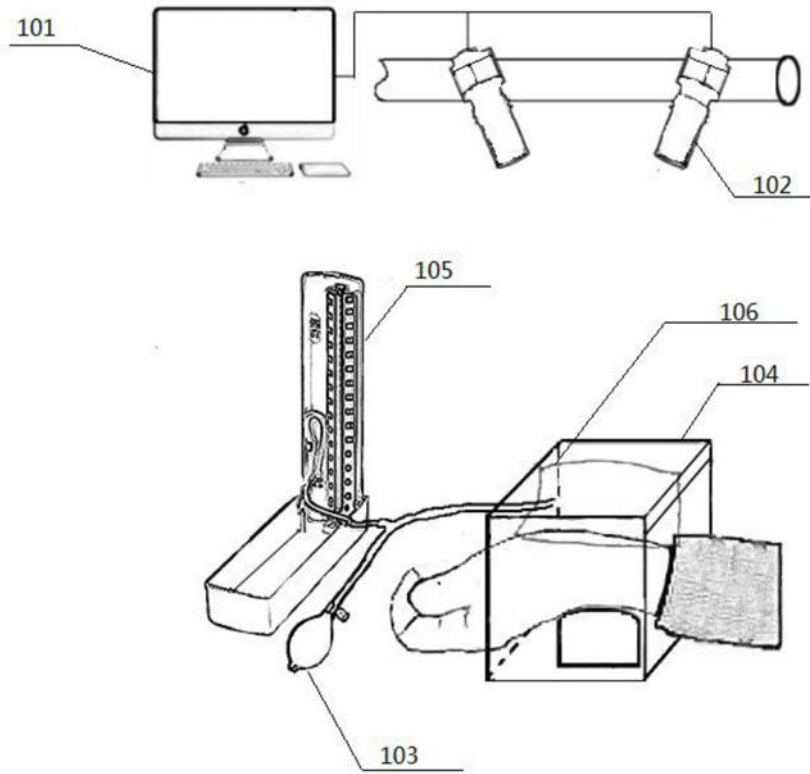


图1

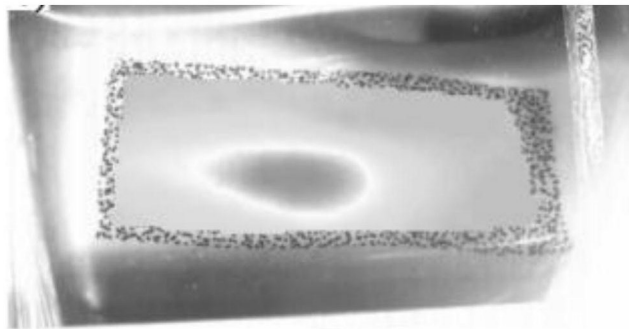


图2

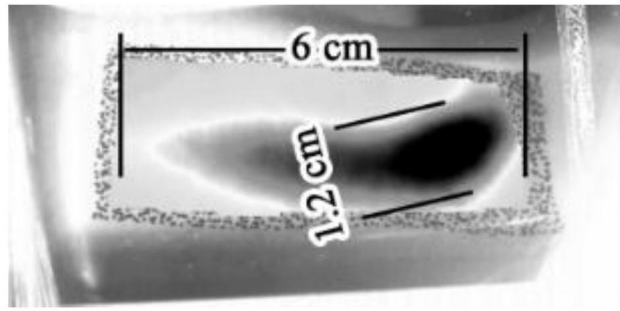


图3

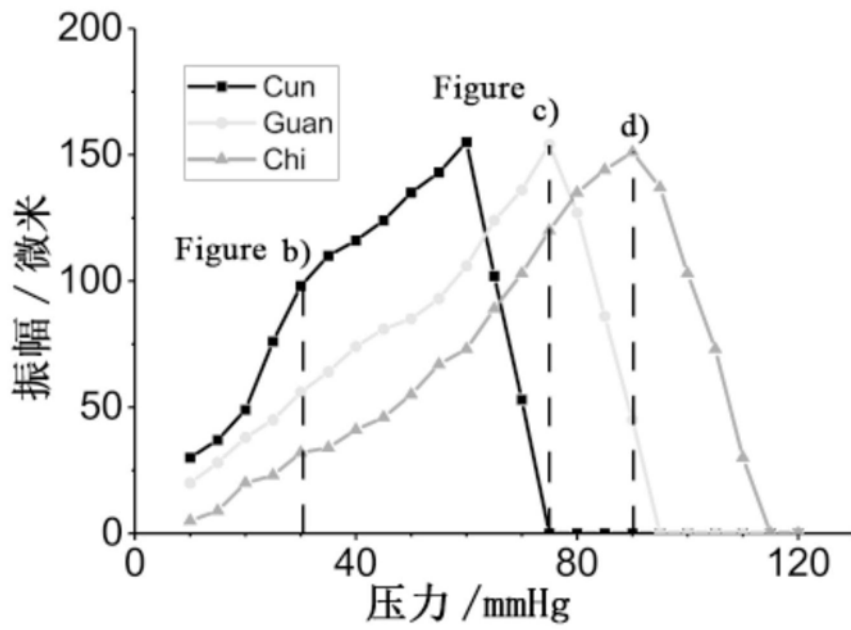


图4

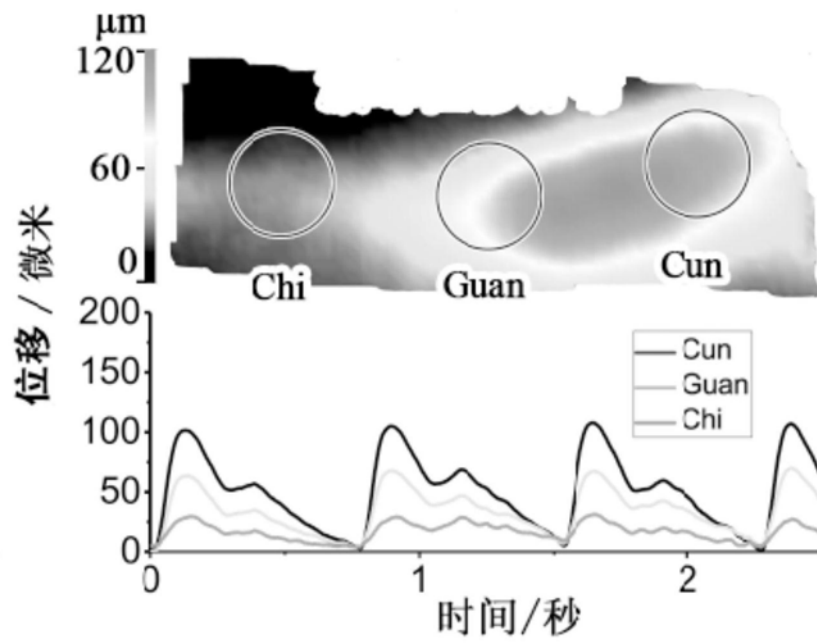


图5

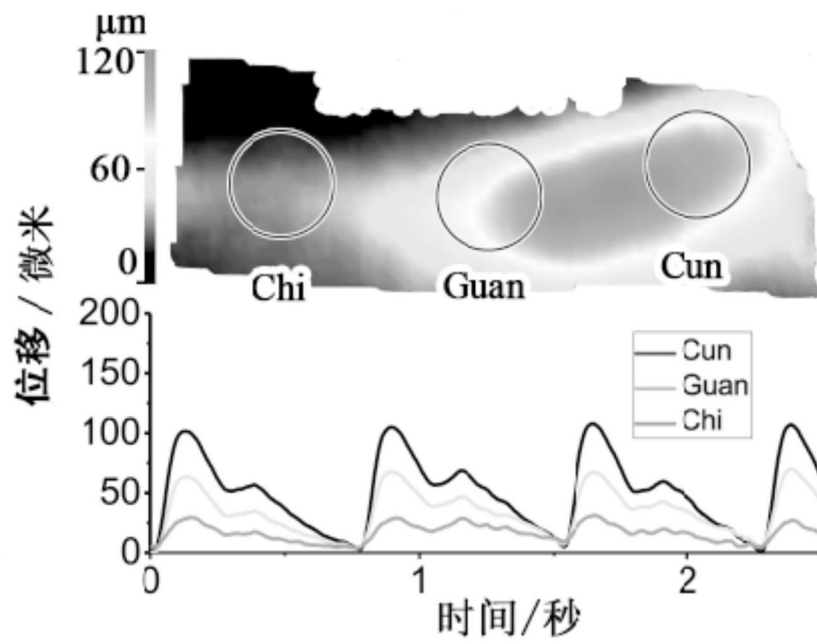


图6

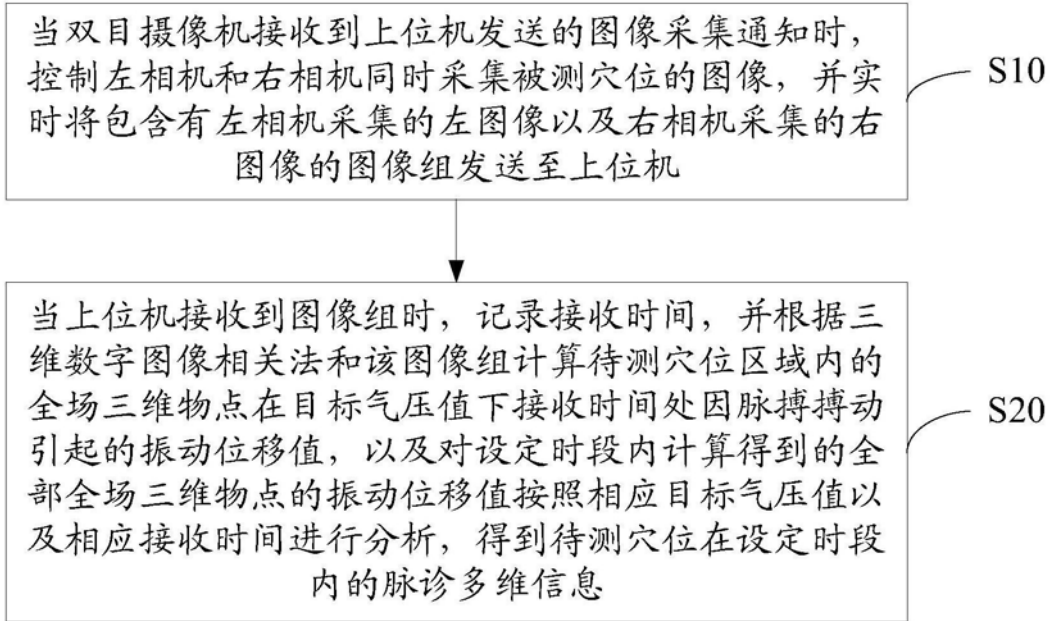


图7

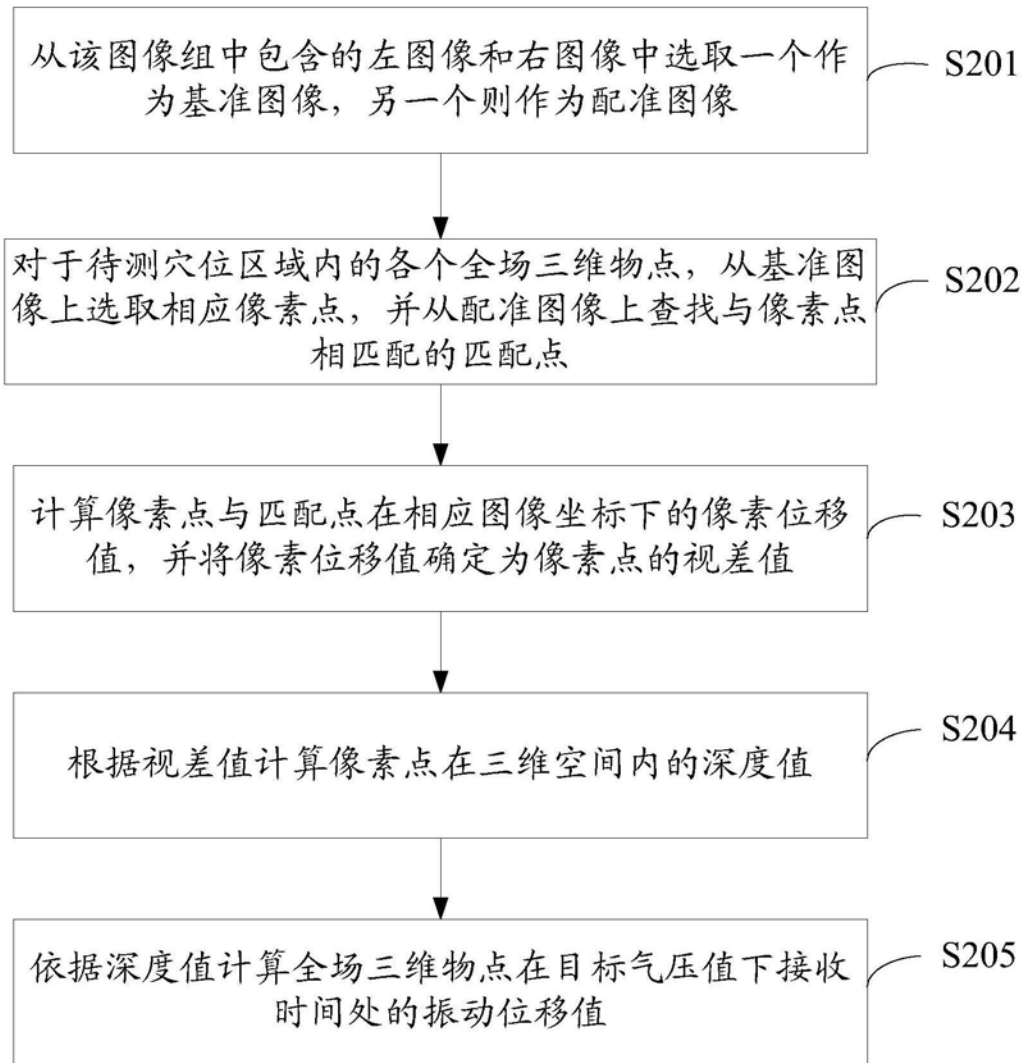


图8

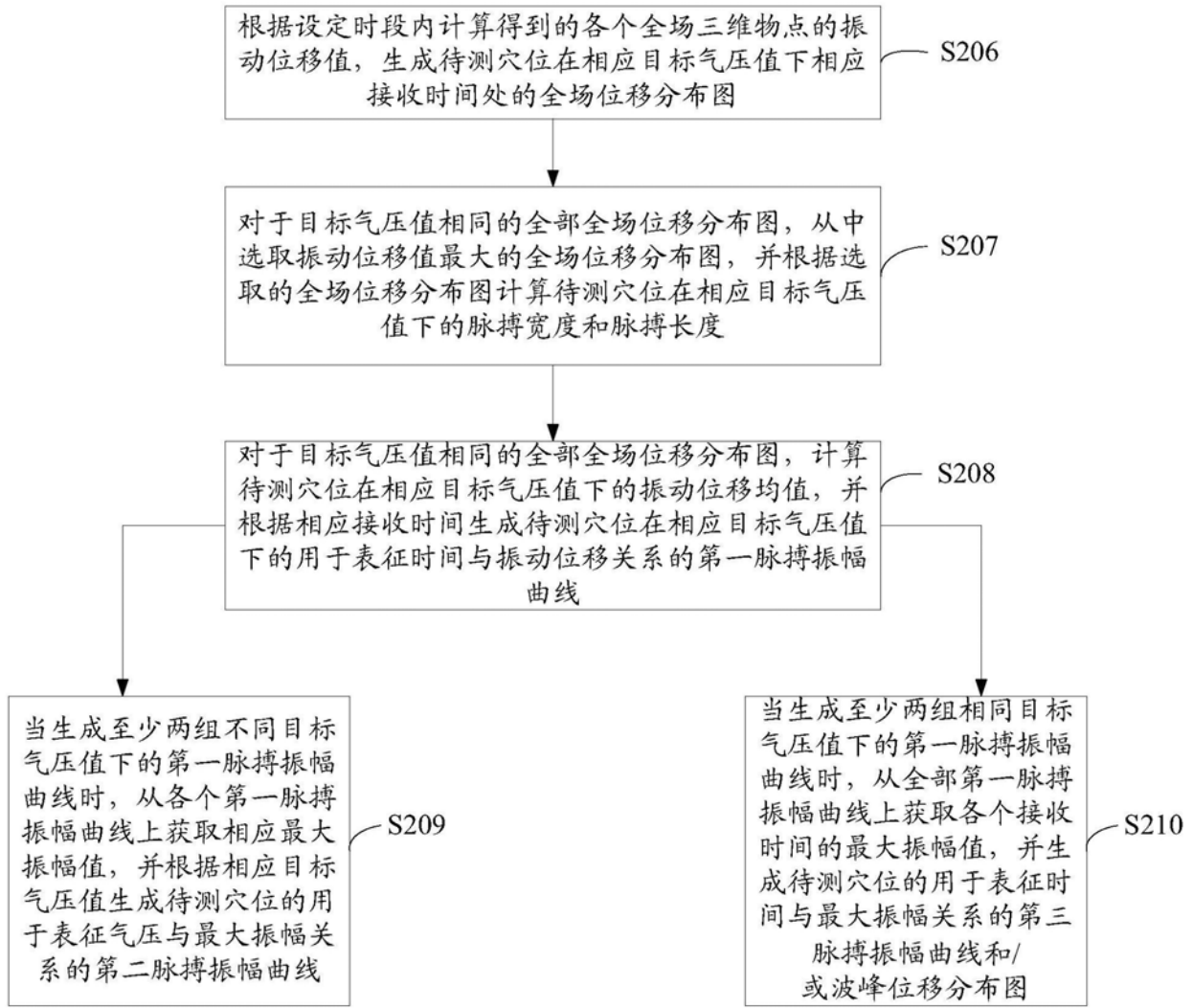


图9

专利名称(译)	基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法		
公开(公告)号	CN107095655B	公开(公告)日	2020-05-12
申请号	CN2017110344008.3	申请日	2017-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
[标]发明人	张青川 薛远 苏勇 徐小海		
发明人	张青川 薛远 苏勇 徐小海		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/11 A61B5/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B5/0077 A61B5/02 A61B5/1128 A61B5/4854 A61B5/72 G06T7/0012 G06T2207/30101		
审查员(译)	刘琳		
其他公开文献	CN107095655A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于三维数字图像相关的脉诊多维信息数字化系统及方法，该系统中支撑架与通过气泵和水银差分气压计充入目标气压值气体的透明气囊对待测体上的预制有散斑的待测穴位进行挤压，双目摄像机采集待测穴位的图像组并发送至上位机，上位机接收图像组，并基于三维数字图像相关法计算待测穴位区域内的全场三维物点在目标气压值下接收时间处因脉搏搏动引起的振动位移值，并且对设定时段内计算得到的全部全场三维物点的振动位移值按照相应目标气压值以及相应接收时间进行分析，得到待测穴位的脉诊多维信息。这就实现了脉诊的多维信息数字化，为中医脉诊数字化提供便利客观的诊疗手段，使医学大数据采集生成可能。

