



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108784836 A

(43)申请公布日 2018.11.13

(21)申请号 201810638237.0

(22)申请日 2018.06.20

(71)申请人 安徽医科大学第一附属医院

地址 230022 安徽省合肥市绩溪路218号安
徽医科大学第一附属医院

(72)发明人 梅斌 刘学胜 陈士寿

(74)专利代理机构 北京华智则铭知识产权代理
有限公司 11573

代理人 陈向敏

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

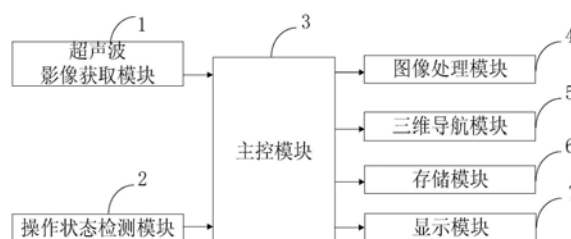
权利要求书4页 说明书13页 附图3页

(54)发明名称

基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统

(57)摘要

本发明属于图像处理技术领域,公开了一种基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统,图像处理系统包括:超声波影像获取模块、操作状态检测模块、主控模块、图像处理模块、三维导航模块、存储模块、显示模块。本发明通过图像处理模块避免了医生人工进行病变组织识别,提高了图像识别效率,并且无要求医生具有较强的病变识别能力,降低了人工成本;同时通过三维导航模块将虚拟的用户手术部位的骨骼图像和手术器械进入用户身体内部具体位置的三维图像叠加在医生真实的视野之上,在手术过程中进行实时导航,大大加快医生手术操作的效率,以实现更加安全、准确、高效的完成手术。



1. 一种基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法, 其特征在于, 所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法包括:

通过超声波在不同结构中传播的弥散方程为二元超越方程 $f(\omega, \xi) = 0$, 当在实波数域和纯虚波数的情况下求解此方程时, 频率 ω 和波数 ξ 组成了一个二维平面, 而方程 $f(\omega, \xi) = 0$ 的解则是一条条平面内的曲线, 选择固定频率或者波数中的任意一个会得到 ω - ξ 二维平面内的一条直线, 再用线元对这条直线进行扫描, 线元在 ω - ξ 二维平面内与弥散曲线的交点是唯一的; 当在复波数域内求解此方程时, 波数 ξ 为复数, 令 $\xi = a + bi$, a, b 均为实数, 则方程:

方程变为 a, b, ξ 的三元超越方程, 波数的实部 a , 虚部 b 以及频率 ω 组成了一个三维空间, 而方程 $g(a, b, \xi) = 0$ 的解是一条条空间内的曲线, 选择固定波数的实部 a , 虚部 b 以及频率 ω 中任意一个会得到 a - b - ξ 空间中的一个平面, 再用面元对这个平面进行扫描, 面元在 a - b - ξ 的三维空间中与弥散曲线的交点是唯一的; 获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;

获取用户病变图像并提取病变图像特征向量, 采集到 N 个样本用作训练集 X , 采用下式求出样本平均值 m : $m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$; 求出散布矩阵 S : $S = \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)^T$; 求出散布矩阵的特征值 λ_i 和对应的特征向量 e_i , 其中, e_i 便是主分量, 将特征值从大到小依次排列 $\lambda_1, \lambda_2, \dots$; 取出 p 个值, $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p$ 确定出脸空间 $E = (e_1, e_2, \dots, e_p)$, 在此用户病变图像空间上, 训练样本 X 中, 每个元素投影到该空间的点由下式得到: $x'_i = E^T x_i$, $t = 1, 2, \dots, N$; 得到的是将原向量经过 PCA 降维后的 p 维向量; 识别出病变信息; 其中, $x_i \in$ 样本训练集 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)$;

根据获取的影像信息进行三维重建后, 采用依次循环投影 N 帧关系为 N 步相移的正弦光栅在被测病变部位上, 假设系统横向放大率为 M , 被测病变部位表面反射率为 $R(x, y)$, 则 N 步相移的正弦光栅像平面上的光强分布为

$$I_i(x, y, \delta) = \frac{R(x, y)}{M^2} \left\{ I_0 + C_0(x, y) \cos \left[2\pi f x + \Phi_0(x, y) + 2(i-1)\pi / N \right] \right\},$$

进行三维物体表面轮廓测量; 其中 I_0 为背景光强, $C_0(x, y)$ 为光栅成像面上的条纹对比度, f 是像平面的光栅频率, $i = 1, 2, \dots, N$;

并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进行手术导航;

将获取影像数据进行存储; 实时显示生成的三维导引图像。

2. 如权利要求 1 所述的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法, 其特征在于, 通过超声波获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息, 进一步包括:

1) 利用扫描单元比较找出在相应空间中弥散方程模值的极小值点包括:

在选择好相应的扫描微元后, 取步长划分微元, 比较划分节点上方程的模值 $|f(\omega, \xi)|$ 的大小, 找出弥散方程模值取最小值的节点, 若节点不取在扫描微元的边界节点上, 则此节点即为模值极小值点, 然后依次进入下一个扫描微元, 新的扫描微元需将上一扫描微元中

的部分边界节点包含在内部;最后,以某一步长改变初始固定的频率或波数的值,找出空间中的所有弥散方程的模值极小值点;

2) 利用弥散方程的模值在零点附近的收敛性判断极小值点是否为零点为:

在扫描微元中得到方程模值取极小值的某个节点后,以此节点为中心,相邻节点为边界节点,形成新的微元,取步长划分此微元,计算新微元节点上的方程模值,比较得出取最小值的节点;重复上述过程,得到一系列模值递减的极小值节点,若初始极小值节点的模值比上最新极小值节点的模值趋向于无穷,则此极小值节点为零点。

3. 如权利要求1所述的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法,其特征在于,进行三维物体表面轮廓测量中,

根据成像理论,光栅成像面前后的模糊像 $I_\delta(x, y, \delta)$ 由聚焦像 $I_i(x, y)$ 和相应的系统模糊方程即系统的点扩散函数 $h(x, y)$ 的卷积得到,即

$$I_\delta(x, y, \delta) = h(x, y) * I_i(x, y)$$

符号*表示卷积, $I_\delta(x, y, \delta)$ 为距成像面 δ 位置处的光强分布;

二维高斯函数表示系统的模糊方程 $h(x, y)$,

$$h(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_k^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_k^2}}$$

式中 σ_k 是扩散常数,相应于点扩散函数的标准偏差,与模糊斑半径成正比即 $\sigma_k = Cr$, C 的值依赖于光学系统参数,近似取 $\sqrt{2}$;

得到投影像面前后的光强分布为

$$I_\delta(x, y, \delta) = \frac{R(x, y)}{M^2} \left\{ I_0 + C_0(x, y) e^{-\frac{1}{2}f^2\sigma_k^2} \cos[2\pi fx + \Phi_0(x, y) + 2(i-1)\pi/N] \right\}$$

光栅投影像面前后的条纹调制度分布为

$$M(x, y, \delta) = R(x, y) M_0(x, y) e^{-\frac{1}{2}f^2\sigma_k^2};$$

$M(x, y, \delta)$ 是投影像面上的调制度分布,由于点扩散常数 σ_k 与模糊斑半径 r 成正比,而 r 与离焦量 δ 成正比,改写为

$$M(x, y, \delta) = R(x, y) M_0(x, y) e^{-\frac{c}{2}f^2(d-d_i)^2}$$

式中 d 是待测点到参考平面的距离, d_i 是光栅投影像面到参考平面的距离, c 是由系统决定的常数。

条纹的调制度分布由傅里叶变换方法或 N 步相移算法计算, $N \geq 3$,当采用傅里叶变换方法处理时,对采集的图像集的任意一像素点沿时间轴作傅里叶变换得

$$G(f_{d_i}) = G_0(f_{d_i}) + G_1(f_{d_i}) + G_{-1}(f_{d_i})$$

选取适合的滤波窗将基频 $G_1(f_{d_i})$ 滤出,再对它进行逆傅里叶变换得

$$B(d_i) = \frac{1}{2} C_1(d_i) e^{i(2\pi f_i x + \Phi)}$$

由 $B(d_i)$ 计算出该像素点沿时间轴上的对比度 $C(d_i)$,得到该像素点在时间轴上的调制度分布;当对条纹图上的每个像素点都作傅里叶变换,空间滤波,逆傅里叶变换,得到整个条纹的调制度分布;

当采用 N 步步相移的方法时,在采集到的图片集中,对于任意一位置(第 m 帧)的条纹图,利用该位置处前后 $N-1$ 张条纹图(第 m_1 帧至第 m_2 帧, $m_1 = \text{round}[(N-1)/2]$, $m_2 = N - m_1 - 1$, round 代表四舍五入操作)计算该位置的调制度分布,表达式如下所示:

$$M_m(x, y) = \sqrt{\left[\sum_{\substack{i=m_1 \\ i=i_{m_1}}}^{i=m_2 \\ i=i_{m_2}} I_i(x, y) \sin(2j\pi / N) \right]^2 + \left[\sum_{\substack{i=m_1 \\ i=i_{m_1}}}^{i=m_2 \\ i=i_{m_2}} I_i(x, y) \cos(2j\pi / N) \right]^2}$$

其中 $M_m(x, y)$,代表第 m 帧位置处的调制度值, $i_{m_1} = \text{mod}(m_1 - 1, N)$, $i_{m_2} = \text{mod}(m_2 - 1, N)$, mod 代表求余操作。

4. 如权利要求1所述的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法,其特征在于,图像处理方法如下:

首先,获取图像采集设备采集的手术区域的手术图像;

其次,识别所述手术图像的图像特征,并依据识别到的图像特征确定所述手术图像中包含的病变组织信息;

然后,依据所述手术图像中包含的病变组织信息生成病变标记信息;

最后,依据所述病变标记信息展示包含病变标记的手术图像。

5. 如权利要求1所述的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法,其特征在于,三维导航方法如下:

步骤a:通过射线装置拍摄用户术前手术部位骨骼的二维图像;

步骤b:通过三维运动捕捉系统捕捉用户手术部位和手术器械的形状、位置和/或运动轨迹的三维运动信息,其中,所述三维运动捕捉系统具有相连接的一工作端及一本体,该工作端具有针状与可挠曲性,是供取得手术部位和手术器械的即时影像,且该工作端对应自由穿伸于该手术器械的中空导轨内;

步骤c:通过导引软件对用户手术部位骨骼的二维图像及用户手术部位和手术器械的形状、位置和/或运动轨迹的三维运动信息分别进行三维重建,并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像;

步骤d:通过智能眼镜系统实时显示三维导引图像。

6. 一种实现权利要求1~5任意一项所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法的计算机程序。

7. 一种实现权利要求1~5任意一项所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法的计算机。

8. 一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1-5任意一项所述的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法。

9. 一种实现权利要求1所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统,其特征在于,所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统包括:

超声波影像获取模块,与主控模块连接,用于获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;

操作状态检测模块,与主控模块连接,用于检测手术操作设备的工作状态数据信息;

主控模块,与超声波影像获取模块、操作状态检测模块、图像处理模块、三维导航模块、存储模块、显示模块连接,用于控制各个模块正常工作;

图像处理模块,与主控模块连接,用于通过获取用户图像识别病变信息;

三维导航模块,与主控模块连接,用于通过超声波影像获取模块获取的影像信息进行三维重建,并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进行手术导航;

存储模块,与主控模块连接,用于将获取影像数据进行存储;

显示模块,与主控模块连接,用于通过智能眼镜实时显示三维导航模块生成的三维导引图像。

10. 一种搭载有权利要求9所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统的计算机。

基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统

技术领域

[0001] 本发明属于图像处理技术领域,尤其涉及一种基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统。

背景技术

[0002] 目前,业内常用的现有技术是这样的:

[0003] 由于脑功能的退变,骨质疏松等因素的存在,高龄用户是接受骨科手术的主要群体,其中四肢手术是主要的手术种类之一。目前用于这一类手术的主要麻醉方式有全身麻醉,区域阻滞,其中区域阻滞又包括椎管内麻醉和外周神经阻滞。就全身麻醉而言,大剂量的全身麻醉药物的使用,尤其是阿片类药物,会对用户的生理功能产生严重的影响,并且可能对用户麻醉和手术过程中的血流动力学产生严重的影响,更为重要的是,术后谵妄,恶心呕吐等并发症都与这类药物的使用有关。另外,侵入性的气道管理可能会促使肺功能不全,肺部感染的用户术后出现更为严重的肺部并发症。

[0004] 区域麻醉(RA)被认为是避免使用全身麻醉(GA)药物,特别是能够减少可能与POD有关的阿片类药物的使用,椎管内麻醉一直被认为是老年用户下肢手术的优选方法。不幸的是,禁忌症和穿刺困难限制了椎管内麻醉的应用,同时椎管内麻醉对这些用户术后泌尿系统的影响不容忽视。随着超声和神经刺激仪在临床麻醉中的使用,外周神经阻滞可以满足四肢手术麻醉的镇痛需求。

[0005] 作为对RA的补充,术中镇静有益于避免姿势不适,避免术中回忆,减少交感神经和副交感神经反射,因此对于接受骨科手术的用户来说是非常必要的。目前临床麻醉常用的镇静药物包括苯二氮卓类药物,丙泊酚,吸入麻醉药物。其中苯二氮卓类药物被报道与用户术后认知功能下降可能存在一定关系。尽管缺乏证据证明异丙酚与POD发生率之间的关系,但相关研究的结果表明,异丙酚术中深度镇静与POD发生率较高有关。对于吸入麻醉药,需要利用相关的侵入性气道管理方法配合来实施镇静。然而,现有骨科手术中人工进行病变识别,误差大,效率低;同时现有的手术引导定位复杂,需要在术前进行用户手术部位位置的标定,每一件手术器械也必须是特制的,才能被定位系统识别;其次,导引系统操作复杂,在一定程度上增加了手术的负担;并且该导引系统价格昂贵,一般医院无法承受。

[0006] 波的弥散方程一般为一个关于波数与频率的二元超越方程,当求解复波数域中弥散关系的解时,方程变为更复杂的三元超越方程,而且弥散方程的系数是可能含有复数的,因此这类问题的求解很困难,一般只能对极特殊的十分简单的情况求解出弥散关系,这对于各种不同结构的声波传感器的分析是远远不够的。

[0007] 大多数结构光三维测量系统,结构光投影方向和摄像机探测方向之间存在一个夹角,因此投影一个正弦光栅(直条纹)到被测三维表面,从另一个方向观察到的是变形条纹,通过计算条纹的变形量重建三维面形。投影光轴和观察光轴之间的夹角越大,变形量越大,重建精度越高。然而,对于复杂的三维面形,夹角越大可能产生的遮挡和阴影问题越严重。与三角测量相对应,将投影光轴和观察光轴重合的测量方法称为“垂直测量”。基于调制度

测量的三维面形测量方法采用了垂直测量原理,从而摆脱了基于三角测量原理的光学三维传感方法中阴影、遮挡等限制,可以实现表面高度变化剧烈或不连续的物体的测量。

[0008] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0009] 现有骨科手术中人工进行病变识别,误差大,效率低;

[0010] 同时,现有的手术引导定位复杂,需要在术前进行用户手术部位位置的标定,每一件手术器械也必须是特制的,才能被定位系统识别;其次,导引系统操作复杂,在一定程度上增加了手术的负担;并且该导引系统价格昂贵,一般医院无法承受;

[0011] 超声波在某一特定结构中传播时,其弥散特性(即波数与频率之间的关系)的计算不准确问题。

[0012] 在现有的调制度测量轮廓术中,采用傅里叶变换对每帧图片进行单独处理,各个像素点之间的相互影响以及滤波操作导致物体细节信息的丢失,会严重影响测量精度;采用对每一位置采集 $N(N \geq 3)$ 帧相移条纹图利用 N 步相移方法计算调制度信息,将增加扫描过程中图像的采集数量,不仅影响了测量速度,而且还增加了图像的采集数量,不利于其实用性。

发明内容

[0013] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统。

[0014] 本发明是这样实现的,一种基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法,包括:

[0015] 通过超声波在不同结构中传播的弥散方程为二元超越方程 $f(\omega, \xi) = 0$,当在实波数域和纯虚波数的情况下求解此方程时,频率 ω 和波数 ξ 组成了一个二维平面,而方程 $f(\omega, \xi) = 0$ 的解则是一条条平面内的曲线,选择固定频率或者波数中的任意一个会得到 $\omega - \xi$ 二维平面内的一条直线,再用线元对这条直线进行扫描,线元在 $\omega - \xi$ 二维平面内与弥散曲线的交点是唯一的;当在复波数域内求解此方程时,波数 ξ 为复数,令 $\xi = a + bi$, a, b 均为实数,则方程 $g(a, b, \xi) = f(\omega, \xi) = 0$;方程变为 a, b, ξ 的三元超越方程,波数的实部 a ,虚部 b 以及频率 ω 组成了一个三维空间,而方程 $g(a, b, \xi) = 0$ 的解是一条条空间内的曲线,选择固定波数的实部 a ,虚部 b 以及频率 ω 中任意一个会得到 $a - b - \xi$ 空间中的一个平面,再用面元对这个平面进行扫描,面元在 $a - b - \xi$ 的三维空间中与弥散曲线的交点是唯一的;获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;

[0016] 获取用户病变图像并提取病变图像特征向量,采集到 N 个样本用作训练集 X ,采用

下式求出样本平均值 m : $m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$; 求出散布矩阵 S : $S = \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)^T$; 求出散

布矩阵的特征值 λ_i 和对应的特征向量 e_i ,其中, e_i 便是主分量,将特征值从大到小依次排列 $\lambda_1, \lambda_2, \dots$; 取出 p 个值, $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p$ 确定出脸空间 $E = (e_1, e_2, \dots, e_p)$,在此用户病变图像空间上,训练样本 X 中,每个元素投影到该空间的点由下式得到: $x'_i = E^T x_i, t = 1, 2, \dots, N$; 得到的是将原向量经过PCA降维后的 p 维向量; 识别出病变信息; 其中, $x_i \in$ 样本训练集 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)$;

[0017] 根据获取的影像信息进行三维重建后,采用依次循环投影 N 帧关系为 N 步相移的正

弦光栅在被测病变部位上,假设系统横向放大率为M,被测病变部位表面反射率为 $R(x, y)$,则N步相移的正弦光栅像平面上的光强分布为

$$[0018] \quad I_i(x, y, \delta) = \frac{R(x, y)}{M^2} \left\{ I_0 + C_0(x, y) \cos[2\pi fx + \Phi_0(x, y) + 2(i-1)\pi / N] \right\},$$

进行三维物体表面轮廓测量;其中 I_0 为背景光强, $C_0(x, y)$ 为光栅成像面上的条纹对比度, f 是像平面的光栅频率, $i=1, 2 \cdots N$;

[0019] 并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进行手术导航;

[0020] 将获取影像数据进行存储;实时显示生成的三维导引图像。

[0021] 进一步,通过超声波获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息,进一步包括:

[0022] 1) 利用扫描单元比较找出在相应空间中弥散方程模值的极小值点包括:

[0023] 在选择好相应的扫描微元后,取步长划分微元,比较划分节点上方程的模值 $|f(\omega, \xi)|$ 的大小,找出弥散方程模值取最小值的节点,若节点不取在扫描微元的边界节点上,则此节点即为模值极小值点,然后依次进入下一个扫描微元,新的扫描微元需将上一扫描微元中的部分边界节点包含在内部;最后,以某一步长改变初始固定的频率或波数的值,找出空间中的所有弥散方程的模值极小值点;

[0024] 2) 利用弥散方程的模值在零点附近的收敛性判断极小值点是否为零点为:

[0025] 在扫描微元中得到方程模值取极小值的某个节点后,以此节点为中心,相邻节点为边界节点,形成新的微元,取步长划分此微元,计算新微元节点上的方程模值,比较得出取最小值的节点;重复上述过程,得到一系列模值递减的极小值节点,若初始极小值节点的模值比上最新极小值节点的模值趋向于无穷,则此极小值节点为零点。

[0026] 进一步,进行三维物体表面轮廓测量中,

[0027] 根据成像理论,光栅成像面前后的模糊像 $I_\delta(x, y, \delta)$ 由聚焦像 $I_i(x, y)$ 和相应的系统模糊方程即系统的点扩散函数 $h(x, y)$ 的卷积得到,即

$$[0028] \quad I_\delta(x, y, \delta) = h(x, y) * I_i(x, y)$$

[0029] 符号 $*$ 表示卷积, $I_\delta(x, y, \delta)$ 为距成像面 δ 位置处的光强分布;

[0030] 二维高斯函数表示系统的模糊方程 $h(x, y)$,

$$[0031] \quad h(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_k^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_k^2}}$$

[0032] 式中 σ_k 是扩散常数,相应于点扩散函数的标准偏差,与模糊斑半径成正比即 $\sigma_k = Cr$, C 的值依赖于光学系统参数,近似取 $\sqrt{2}$;

[0033] 得到投影像面前后的光强分布为

$$[0034] \quad I_\delta(x, y, \delta) = \frac{R(x, y)}{M^2} \left\{ I_0 + C_0(x, y) e^{-\frac{1}{2}f^2\sigma_k^2} \cos[2\pi fx + \Phi_0(x, y) + 2(i-1)\pi / N] \right\}$$

[0035] 光栅投影像面前后的条纹调制度分布为

$$[0036] \quad M(x, y, \delta) = R(x, y) M_0(x, y) e^{-\frac{1}{2} f^2 \sigma_k^2};$$

[0037] $M(x, y, \delta)$ 是投影像面上的调制度分布, 由于点扩散常数 σ_k 与模糊斑半径 r 成正比, 而 r 与离焦量 δ 成正比, 改写为

$$[0038] \quad M(x, y, \delta) = R(x, y) M_0(x, y) e^{-\frac{c}{2} f^2 (d - d_i)^2}$$

[0039] 式中 d 是待测点到参考平面的距离, d_i 是光栅投影像面到参考平面的距离, c 是由系统决定的常数。

[0040] 条纹的调制度分布由傅里叶变换方法或 N 步相移算法计算, $N \geq 3$, 当采用傅里叶变换方法处理时, 对采集的图像集的任意一像素点沿时间轴作傅里叶变换得

$$[0041] \quad G(f_{d_i}) = G_0(f_{d_i}) + G_1(f_{d_i}) + G_{-1}(f_{d_i})$$

[0042] 选取适合的滤波窗将基频 $G_1(f_{d_i})$ 滤出, 再对它进行逆傅里叶变换得

$$[0043] \quad B(d_i) = \frac{1}{2} C_1(d_i) e^{i(2\pi f_{d_i} + \Phi)}$$

[0044] 由 $B(d_i)$ 计算出该像素点沿时间轴上的对比度 $C(d_i)$, 得到该像素点在时间轴上的调制度分布; 当对条纹图上的每个像素点都作傅里叶变换, 空间滤波, 逆傅里叶变换, 得到整个条纹的调制度分布;

[0045] 当采用 N 步步相移的方法时, 在采集到的图片集中, 对于任意一位置 (第 m 帧) 的条纹图, 利用该位置处前后 $N-1$ 张条纹图 (第 m_1 帧至第 m_2 帧, $m_1 = \text{round}[(N-1)/2]$, $m_2 = N - m_1 - 1$, round 代表四舍五入操作) 计算该位置的调制度分布, 表达式如下所示:

$$[0046] \quad M_m(x, y) = \sqrt{\left[\sum_{\substack{i=m_1 \\ i=i_{m_1}}}^{i=m_2 \\ i=i_{m_2}} I_i(x, y) \sin(2j\pi / N) \right]^2 + \left[\sum_{\substack{i=m_1 \\ i=i_{m_1}}}^{i=m_2 \\ i=i_{m_2}} I_i(x, y) \cos(2j\pi / N) \right]^2}$$

[0047] 其中 $M_m(x, y)$, 代表第 m 帧位置处的调制度值, $i_{m_1} = \text{mod}(m_1 - 1, N)$, $i_{m_2} = \text{mod}(m_2 - 1, N)$, mod 代表求余操作。

[0048] 进一步, 图像处理方法如下:

[0049] 首先, 获取图像采集设备采集的手术区域的手术图像;

[0050] 其次, 识别所述手术图像的图像特征, 并依据识别到的图像特征确定所述手术图像中包含的病变组织信息;

[0051] 然后, 依据所述手术图像中包含的病变组织信息生成病变标记信息;

[0052] 最后, 依据所述病变标记信息展示包含病变标记的手术图像。

[0053] 进一步, 三维导航方法如下:

[0054] 步骤a: 通过射线装置拍摄用户术前手术部位骨骼的二维图像;

[0055] 步骤b: 通过三维运动捕捉系统捕捉用户手术部位和手术器械的形状、位置和/或运动轨迹的三维运动信息, 其中, 所述三维运动捕捉系统具有相连接的一工作端及一本体,

该工作端具有针状与可挠曲性,是供取得手术部位和手术器械的即时影像,且该工作端对应自由穿伸于该手术器械的中空导轨内;

[0056] 步骤c:通过导引软件对用户手术部位骨骼的二维图像及用户手术部位和手术器械的形状、位置和/或运动轨迹的三维运动信息分别进行三维重建,并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像;

[0057] 步骤d:通过智能眼镜系统实时显示三维导引图像。

[0058] 本发明的另一目的在于提供一种实现所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法的计算机程序。

[0059] 本发明的另一目的在于提供一种实现所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法的计算机。

[0060] 本发明的另一目的在于提供一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行所述的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法。

[0061] 本发明的另一目的在于提供一种实现所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统,包括:

[0062] 超声波影像获取模块,与主控模块连接,用于获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;

[0063] 操作状态检测模块,与主控模块连接,用于检测手术操作设备的工作状态数据信息;

[0064] 主控模块,与超声波影像获取模块、操作状态检测模块、图像处理模块、三维导航模块、存储模块、显示模块连接,用于控制各个模块正常工作;

[0065] 图像处理模块,与主控模块连接,用于通过获取用户图像识别病变信息;

[0066] 三维导航模块,与主控模块连接,用于通过超声波影像获取模块获取的影像信息进行三维重建,并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进行手术导航;

[0067] 存储模块,与主控模块连接,用于将获取影像数据进行存储;

[0068] 显示模块,与主控模块连接,用于通过智能眼镜实时显示三维导航模块生成的三维导引图像。

[0069] 本发明的另一目的在于提供一种搭载有所述基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统的计算机

[0070] 本发明的优点及积极效果为:

[0071] 本发明通过图像处理模块相比于现有的手术图像处理方法,避免了医生人工进行病变组织识别,提高了图像识别效率,并且无需要求医生具有较强的病变识别能力,降低了人工成本;同时通过三维导航模块对用户手术部位骨骼的二维图像及用户手术部位和手术器械的形状、位置和/或运动轨迹的三维运动信息进行三维重建,并在同一坐标系下将两种三维图像进行融合,得到实时反映手术过程中用户手术部位骨骼与手术器械位置关系的三维图像,根据摄像头和红外测距系统测量的可透视智能眼镜在世界坐标系中的三维坐标信息计算医生在不同角度下应该观看到的三维图像,采用可透视型智能眼镜作为图像显示工具,让医生戴着可透视型智能眼镜观看用户手术部位的图像,进而将虚拟的用户手术部位

的骨骼图像和手术器械进入用户身体内部具体位置的三维图像叠加在医生真实的视野之上,在手术过程中进行实时导航,大大加快医生手术操作的效率,以实现更加安全、准确、高效的完成手术。

[0072] 在扫描微元中得到方程模值取极小值的某个节点后,以此节点为中心,相邻节点为边界节点,形成新的微元,取合适的步长划分此微元,计算新微元节点上的方程模值,比较得出取最小值的节点。重复上述过程,可以得到一系列模值递减的极小值节点,若初始极小值节点的模值比上最新极小值节点的模值趋向于无穷,则此极小值节点为零点,这表明,在此声波传感器结构中,波可以按照该点的波数与频率进行传播。若趋向于一个有限大的常数,则此极小值节点不为零点,这表明,在此声波传感器结构中,波不可能按照该点的波数与频率进行传播。可以利用收敛的步数控制此声波传感器中波传播时可能的波数与频率的求解精度。波的弥散方程一般为一个关于波数与频率的二元超越方程,当求解复波数域中弥散关系的解时,方程变为更复杂的三元超越方程,而且弥散方程的系数是可能含有复数的,因此这类问题的求解很困难,一般只能对极特殊的十分简单的情况求解出弥散关系,这对于各种不同结构的声波传感器的分析是远远不够的;

[0073] 利用本发明提供的方法,可以高效、广泛地求解各种表声波或体声波谐振器、滤波器和传感器等结构中波传播问题的色散方程和频率特性。求解得到弥散关系后,可以很容易求解出相应的位移场、应力场等传感器内的物理场。这对传感器的工作模态选择,传感器设备的结构设计提供了有力的指导。

[0074] 本发明获取用户病变图像并提取病变图像特征向量,采集到N个样本用作训练集

X,采用下式求出样本平均值 m : $m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$; 求出散布矩阵S: $S = \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)^T$;

求出散布矩阵的特征值 λ_i 和对应的特征向量 e_i ,其中, e_i 便是主分量,将特征值从大到小依次排列 $\lambda_1, \lambda_2, \dots$; 取出p个值, $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p$ 确定出脸空间 $E = (e_1, e_2, \dots, e_p)$,在此用户病变图像空间上,训练样本X中,每个元素投影到该空间的点由下式得到: $x'_i = E^T x_i, i = 1, 2, \dots, N$; 得到的是将原向量经过PCA降维后的p维向量; 识别出病变信息; 可准确获得病变信息,相比于现有技术,本发明有大的提高。

[0075] 本发明实现高精度三维面形测量,其特征在于任意连续的N帧 ($N \geq 3$) 条纹图相邻条纹之间具有 $2\pi/N$ 相位差的关系。该方法只需进行一次扫描测量即可同时采用傅里叶变换和N步相移算法得到调制度值的分布从而实现三维面形的测量,除保留原有调制度测量轮廓术所具有的垂直测量优点外,还具有三维面形高精度、快速度测量的特点,在三维测量技术方面具有良好的应用前景。

[0076] 本发明利用傅里叶变换的方法逐个像素点沿时间轴进行处理提取调制度的分布,有效避免了同帧图像中各个像素点之间的相互影响以及采用对每一帧图像单独进行傅里叶变换处理获取调制度所出现细节丢失的现象,具有高精度测量的特点。

[0077] 本发明利用对连续N帧 ($N \geq 3$) 相移的正弦光栅像采用N步相移算法获得正弦光栅像在物体表面的调制度分布,不仅可进行连续投影和图片采集,而且有效减少了光栅投影和图片采集的时间以及图片采集的数量,同时还保证了三维面形测量的精度。

附图说明

[0078] 图1是本发明实施例提供的基于优化镇静管理和区域阻滞的高龄用户骨科手术中图像处理系统结构图。

[0079] 图中:1、超声波影像获取模块;2、操作状态检测模块;3、主控模块;4、图像处理模块;5、三维导航模块;6、存储模块;7、显示模块。

[0080] 图2是本发明实施例提供的方程模值的变化图象示意图。

[0081] 图3是本发明实施例提供的对波数频率平面扫描示意图。

[0082] 图4是本发明实施例提供的用面元对平面 $\omega = \omega_0$ 扫描的示意图。

[0083] 图5是本发明实施例提供的进行三维物体表面轮廓测量原理图。

[0084] 图6是本发明实施例提供的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法流程图。

具体实施方式

[0085] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图详细说明如下。

[0086] 下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。

[0087] 如图1所示,本发明提供的基于优化镇静管理和区域阻滞的高龄用户骨科手术中图像处理系统包括:超声波影像获取模块1、操作状态检测模块2、主控模块3、图像处理模块4、三维导航模块5、存储模块6、显示模块7。

[0088] 超声波影像获取模块1,与主控模块3连接,用于获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;

[0089] 操作状态检测模块2,与主控模块3连接,用于检测手术操作设备的工作状态数据信息;

[0090] 主控模块3,与超声波影像获取模块1、操作状态检测模块2、图像处理模块4、三维导航模块5、存储模块6、显示模块7连接,用于控制各个模块正常工作;

[0091] 图像处理模块4,与主控模块3连接,用于通过获取用户图像识别病变信息;

[0092] 三维导航模块5,与主控模块3连接,用于通过超声波影像获取模块1获取的影像信息进行三维重建,并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进行手术导航;

[0093] 存储模块6,与主控模块3连接,用于将获取影像数据进行存储;

[0094] 显示模块7,与主控模块3连接,用于通过智能眼镜实时显示三维导航模块5生成的三维导引图像。

[0095] 如图6所示,本发明实施例提供的基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理方法,包括:

[0096] S101:通过超声波在不同结构中传播的弥散方程为二元超越方程获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;

[0097] S102:获取用户病变图像并提取病变图像特征向量,识别出病变信息;

[0098] S103:根据获取的影像信息进行三维重建后,采用依次循环投影N帧关系为N步相移的正弦光栅在被测病变部位上,进行三维物体表面轮廓测量;

[0099] S104:并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进

行手术导航；

[0100] S105:将获取影像数据进行存储；实时显示生成的三维导引图像。

[0101] 其中,通过超声波在不同结构中传播的弥散方程为二元超越方程 $f(\omega, \xi) = 0$,当在实波数域和纯虚波数的情况下求解此方程时,频率 ω 和波数 ξ 组成了一个二维平面,而方程 $f(\omega, \xi) = 0$ 的解则是一条条平面内的曲线,选择固定频率或者波数中的任意一个会得到 $\omega - \xi$ 二维平面内的一条直线,再用线元对这条直线进行扫描,线元在 $\omega - \xi$ 二维平面内与弥散曲线的交点是唯一的;当在复波数域内求解此方程时,波数 ξ 为复数,令 $\xi = a + bi$, a, b 均为实数,则方程 $g(a, b, \xi) = f(\omega, \xi) = 0$;

[0102] 方程变为 a, b, ξ 的三元超越方程,波数的实部 a , 虚部 b 以及频率 ω 组成了一个三维空间,而方程 $g(a, b, \xi) = 0$ 的解是一条条空间内的曲线,选择固定波数的实部 a , 虚部 b 以及频率 ω 中任意一个会得到 $a - b - \xi$ 空间中的一个平面,再用面元对这个平面进行扫描,面元在 $a - b - \xi$ 的三维空间中与弥散曲线的交点是唯一的;获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;

[0103] 获取用户病变图像并提取病变图像特征向量,采集到 N 个样本用作训练集 X ,采用

下式求出样本平均值 m : $m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$; 求出散布矩阵 S : $S = \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)^T$; 求出散

布矩阵的特征值 λ_i 和对应的特征向量 e_i , 其中, e_i 便是主分量,将特征值从大到小依次排列 $\lambda_1, \lambda_2, \dots$; 取出 p 个值, $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p$ 确定出脸空间 $E = (e_1, e_2, \dots, e_p)$, 在此用户病变图像空间上,训练样本 X 中,每个元素投影到该空间的点由下式得到: $x'_i = E^T x_i$, $t = 1, 2, \dots, N$; 得到的是将原向量经过PCA降维后的 p 维向量;识别出病变信息;其中, $x_i \in$ 样本训练集 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)$;

[0104] 根据获取的影像信息进行三维重建后,采用依次循环投影 N 帧关系为 N 步相移的正弦光栅在被测病变部位上,假设系统横向放大率为 M ,被测病变部位表面反射率为 $R(x, y)$, 则 N 步相移的正弦光栅像平面上的光强分布为

$$[0105] \quad I_i(x, y, \delta) = \frac{R(x, y)}{M^2} \left\{ I_0 + C_0(x, y) \cos \left[2\pi f x + \Phi_0(x, y) + 2(i-1)\pi / N \right] \right\},$$

进行三维物体表面轮廓测量;其中 I_0 为背景光强, $C_0(x, y)$ 为光栅成像面上的条纹对比度, f 是像平面的光栅频率, $i = 1, 2, \dots, N$;

[0106] 并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进行手术导航;

[0107] 将获取影像数据进行存储;实时显示生成的三维导引图像。

[0108] 通过超声波获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息,进一步包括:

[0109] 1) 利用扫描单元比较找出在相应空间中弥散方程模值的极小值点包括:

[0110] 在选择好相应的扫描微元后,取步长划分微元,比较划分节点上方程的模值 $|f(\omega, \xi)|$ 的大小,找出弥散方程模值取最小值的节点,若节点不取在扫描微元的边界节点上,则此节点即为模值极小值点,然后依次进入下一个扫描微元,新的扫描微元需将上一扫描微元中的部分边界节点包含在内部;最后,以某一步长改变初始固定的频率或波数的值,

找出空间中的所有弥散方程的模值极小值点；

[0111] 2) 利用弥散方程的模值在零点附近的收敛性判断极小值点是否为零点为：

[0112] 在扫描微元中得到方程模值取极小值的某个节点后，以此节点为中心，相邻节点为边界节点，形成新的微元，取步长划分此微元，计算新微元节点上的方程模值，比较得出取最小值的节点；重复上述过程，得到一系列模值递减的极小值节点，若初始极小值节点的模值比上最新极小值节点的模值趋向于无穷，则此极小值节点为零点。

[0113] 进行三维物体表面轮廓测量中，

[0114] 式中 σ_k 是扩散常数，相应于点扩散函数的标准偏差，与模糊斑半径成正比即 $\sigma_k = Cr$ ，C的值依赖于光学系统参数，近似取 $\sqrt{2}$ ；

[0115] 得到投影像面前后的光强分布为

$$[0116] \quad I_s(x, y, \delta) = \frac{R(x, y)}{M^2} \left\{ I_0 + C_0(x, y) e^{-\frac{1}{2} f^2 \sigma_k^2} \cos[2\pi f x + \Phi_0(x, y) + 2(i-1)\pi / N] \right\}$$

[0117] 光栅投影像面前后的条纹调制度分布为

$$[0118] \quad M(x, y, \delta) = R(x, y) M_0(x, y) e^{-\frac{1}{2} f^2 \sigma_k^2} ;$$

[0119] $M(x, y, \delta)$ 是投影像面上的调制度分布，由于点扩散常数 σ_k 与模糊斑半径 r 成正比，而 r 与离焦量 δ 成正比，改写为

$$[0120] \quad M(x, y, \delta) = R(x, y) M_0(x, y) e^{-\frac{c}{2} f^2 (d-d_i)^2}$$

[0121] 式中 d 是待测点到参考平面的距离， d_i 是光栅投影像面到参考平面的距离， c 是由系统决定的常数。

[0122] 条纹的调制度分布由傅里叶变换方法或 N 步相移算法计算， $N \geq 3$ ，当采用傅里叶变换方法处理时，对采集的图像集的任意一像素点沿时间轴作傅里叶变换得

$$[0123] \quad G(f_{d_i}) = G_0(f_{d_i}) + G_1(f_{d_i}) + G_{-1}(f_{d_i})$$

[0124] 选取适合的滤波窗将基频 $G_1(f_{d_i})$ 滤出，再对它进行逆傅里叶变换得

$$[0125] \quad B(d_i) = \frac{1}{2} C_1(d_i) e^{i(2\pi f x + \Phi)}$$

[0126] 由 $B(d_i)$ 计算出该像素点沿时间轴上的对比度 $C(d_i)$ ，得到该像素点在时间轴上的调制度分布；当对条纹图上的每个像素点都作傅里叶变换，空间滤波，逆傅里叶变换，得到整个条纹的调制度分布；

[0127] 当采用 N 步步相移的方法时，在采集到的图片集中，对于任意一位置（第 m 帧）的条纹图，利用该位置处前后 $N-1$ 张条纹图（第 m_1 帧至第 m_2 帧，

[0128] $m_1 = \text{round}[(N-1)/2]$ ， $m_2 = N - m_1 - 1$ ， round 代表四舍五入操作) 计算该位置的调制度分布，表达式如下所示：

$$[0129] \quad M_m(x, y) = \sqrt{\left[\sum_{\substack{i=m_1 \\ i=m_2}}^{i=m_2} I_i(x, y) \sin(2j\pi / N) \right]^2 + \left[\sum_{\substack{i=m_1 \\ i=m_2}}^{i=m_2} I_i(x, y) \cos(2j\pi / N) \right]^2}$$

[0130] 其中 $M_m(x, y)$,代表第 m 帧位置处的调制度值, $i_{m_1} = \text{mod}(m_1 - 1, N)$, $i_{m_2} = \text{mod}(m_2 - 1, N)$, mod 代表求余操作。

[0131] 图像处理方法如下:

[0132] 首先,获取图像采集设备采集的手术区域的手术图像;

[0133] 其次,识别所述手术图像的图像特征,并依据识别到的图像特征确定所述手术图像中包含的病变组织信息;

[0134] 然后,依据所述手术图像中包含的病变组织信息生成病变标记信息;

[0135] 最后,依据所述病变标记信息展示包含病变标记的手术图像。

[0136] 三维导航方法如下:

[0137] 步骤a:通过射线装置拍摄用户术前手术部位骨骼的二维图像;

[0138] 步骤b:通过三维运动捕捉系统捕捉用户手术部位和手术器械的形状、位置和/或运动轨迹的三维运动信息,其中,所述三维运动捕捉系统具有相连接的一工作端及一本体,该工作端具有针状与可挠曲性,是供取得手术部位和手术器械的即时影像,且该工作端对应自由穿伸于该手术器械的中空导轨内;

[0139] 步骤c:通过导引软件对用户手术部位骨骼的二维图像及用户手术部位和手术器械的形状、位置和/或运动轨迹的三维运动信息分别进行三维重建,并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像;

[0140] 步骤d:通过智能眼镜系统实时显示三维导引图像。

[0141] 本发明处理时,通过超声波影像获取模块1获取手术区域范围内用户手术部位和手术器械的形状、位置以及运动轨迹的影像信息;通过操作状态检测模块2检测手术操作设备的工作状态数据信息;主控模块3调度图像处理模块4 通过获取用户图像识别病变信息;通过三维导航模块5根据超声波影像获取模块1获取的影像信息进行三维重建,并将重建后的三维图像在同一坐标系下进行配准融合得到三维导引图像进行手术导航;通过存储模块6将获取影像数据进行存储;最后,通过显示模块7采用智能眼镜实时显示三维导航模块5生成的三维导引图像。

[0142] 在上述实施例中,可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用全部或部分地以计算机程序产品的形式实现,所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载或执行所述计算机程序指令时,全部或部分地产生按照本发明实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中,或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输,例如,所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线(DSL)或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输)。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介

质, (例如, 软盘、硬盘、磁带)、光介质 (例如, DVD)、或者半导体介质 (例如固态硬盘 Solid State Disk (SSD)) 等。

[0143] 下面结合具体分析对本发明作进一步描述。

[0144] 1、用模值收敛求解超越方程的理论描述

[0145] 对于一个一般的一元超越方程 $f(x)=0$, 考虑 $f(x)$ 的模 $|f(x)|$, 方程 $f(x)=0$ 与方程 $|f(x)|=0$ 等价。考虑 $|f(x)|$ 随 x 的变化关系如图2:

[0146] 由于取模, $|f(x)|$ 恒大于等于零, 在区间 $[a, b]$ 内, $|f(x)|$ 有非零极小值点 c , 在区间 $[d, e]$ 内有零点 s 。

[0147] 在用模值收敛求解该方程时, 先找出 $|f(x)|$ 的极小值点。考察 x 轴上的任一段小区间 $[m, n]$, 将区间 $[m, n]$ 等分10份, 有11个等分点, 分别为 $m, m + \frac{n-m}{10}, m + \frac{2(n-m)}{10}, \dots, m + \frac{9(n-m)}{10}, n$, 比较这11个节点上 $|f(x)|$ 的值, 找出最小值所处的等分点 x_0 。若 $[m, n]$ 内没有 $|f(x)|$ 的极小值点, 那么 $x_0 = m$ 或 $x_0 = n$ 。若 $[m, n]$ 内有 $|f(x)|$ 的极小值点, 那么 x_0 取 $m + \frac{n-m}{10}, m + \frac{2(n-m)}{10}, \dots, m + \frac{9(n-m)}{10}$ 其中的某个值。因此, 当 $x_0 \neq m$ 且 $x_0 \neq n$, 可以断定 $[m, n]$ 内有 $|f(x)|$ 的极小值点。此时, 以与 x_0 相邻的等分点为端点, 取区间 $\left[x_0 - \frac{n-m}{10}, x_0 + \frac{n-m}{10}\right]$, 将其等分10份, 同样找出最小值所处的等分点 x_1 , 且 $|f(x_1)| \leq |f(x_0)|$ 。不断重复以上过程, 可以得到一系列的点 $x_0, x_1, x_2, \dots$ 。这些点就是 $[m, n]$ 区间内极小值点在不同精度下的数值解。

[0148] 找出极小值点后, 接着从这些极小值点中区分出零点和非零点。

[0149] 当极小值点为非零点时, 如图2所示, 将区间 $[a, b]$ 按前述过程等分可得到一系列的点 $x_0, x_1, x_2, \dots$, 且 $\lim_{n \rightarrow \infty} x_n = c$, $|f(x_0)| \geq |f(x_1)| \geq |f(x_2)| \geq \dots \geq |f(c)|$,

$\lim_{n \rightarrow \infty} |f(x_n)| = |f(c)|$ 。由于 $|f(c)|$ 为大于零的常数, 因此 $\lim_{n \rightarrow \infty} \frac{|f(x_0)|}{|f(x_n)|}$ 为一个有限大的常数

$\frac{|f(x_0)|}{|f(c)|}$, 在图2所示的情况中, $\frac{|f(x_0)|}{|f(x_n)|} \leq \frac{|f(x_0)|}{|f(c)|} < \frac{|f(b)|}{|f(c)|} < 2$ 。

[0150] 当极小值点为零点时, 如图2所示, 将区间 $[d, e]$ 按前述过程等分可得到一系列的点 $x_0, x_1, \dots$, 且 $\lim_{n \rightarrow \infty} x_n = s$, $|f(x_0)| \geq |f(x_1)| \geq |f(x_2)| \geq \dots \geq 0$, $\lim_{n \rightarrow \infty} |f(x_n)| = 0$ 。因此

$\lim_{n \rightarrow \infty} \frac{|f(x_0)|}{|f(x_n)|} = \infty$ 。

[0151] 对比上述零点与非零点的分析, 在得到极小值点 $x_0, x_1, x_2, \dots$ 后, 可以根据

$\frac{|f(x_0)|}{|f(x_n)|}$ 的值来判断该极小值是否为零点, 选取一个特定值 M , 当收敛 n 步后, 若

$\frac{|f(x_0)|}{|f(x_n)|} \geq M$, 则该极值点为零点。 M 以及收敛的步数视不同的问题而定。在上述等分10份

的情况下,一般 $\frac{|f(x_0)|}{|f(x_6)|} \geq 10$ 均为零点。模值 $|f(x_n)|$ 的收敛速度与初始区间 $[m,n]$ 所取的大小以及 $[m,n]$ 的等分数有关,初始区间越小、等分越多,收敛的越快。

[0152] 2、用模值收敛求解实波数及虚波数平面内的弥散曲线

[0153] 波在不同结构中传播的弥散方程有不同的具体形式,一般性的形式为关于频率 ω 和波数 ξ 的超越方程:

$$[0154] \quad g(\omega, \xi) = 0 \quad (1)$$

[0155] 考虑在波数 ξ 为实数和纯虚数的情况下数值求解方程(1)。由于弥散方程在频率 ω 和波数 ξ 的平面内的解为曲线,因此,用线元对整个平面扫描。

[0156] 先固定频率 ω 和波数 ξ 中的任一个,不妨设固定波数为 ξ_0 ,此时方程(1)变为:

$$[0157] \quad f(\omega) = g(\omega, \xi_0) = 0 \quad (2)$$

[0158] 用长为 $3t$ 的线微元对直线 $\xi = \xi_0$ 进行扫描,假设扫描起始点为 ω_0 。如图3所示:在区间 $[\omega_0, \omega_0 + 3t]$ 内,比较节点 $\omega_0, \omega_0 + t, \omega_0 + 2t, \omega_0 + 3t$ 处模值 $|f(\omega_0)|, |f(\omega_0 + t)|, |f(\omega_0 + 2t)|, |f(\omega_0 + 3t)|$ 的大小,找出最小值。若在 $\omega_0 + t$ 或 $\omega_0 + 2t$ 取得最小值,则按1中的过程进一步等分,并判断是否为零点。若最小值取在端点上,则进入下一个区间扫描。为防止极小值点恰巧处在端点 $\omega_0 + 3t$ 处,下一个区间取为 $[\omega_0 + 2t, \omega_0 + 5t]$,此区间包含了 $\omega_0 + 3t$ 。因此,相邻的区间相隔 $2t$ 。更一般地,若将区间等分 n 份,则相邻区间相隔 $n-1$ 份。当对直线 $\xi = \xi_0$ 扫描结束,进入下一条直线 $\xi = \xi_0 + \Delta \xi$ 扫描,重复以上过程,可以得到在整个 ω, ξ 平面内方程的解。为了使得到的解曲线更加完整,在固定波数扫描结束后,可再固定频率扫描。

[0159] 3、用模值收敛求解复波数域内的弥散曲线

[0160] 考虑在波数 ξ 为复数的情况下数值求解方程(1)。令 $\xi = a + bi$,其中 a, b 为实数,则方程(1)化为:

$$[0161] \quad h(\omega, a, b) = g(\omega, a + bi) \quad (3)$$

[0162] 由于弥散方程在实频率 ω 和复波数 ξ 组成的空间内的解为曲线,因此,用面元对整个空间扫描;先固定频率 ω 、波数实部 a 、波数虚部 b 中的任一个,不妨设固定频率为 ω_0 ,此时方程(3)变为:

$$[0163] \quad q(a, b) = h(\omega_0, a, b) \quad (4)$$

[0164] 在平面 $\omega = \omega_0$ 内,用面微元 $[a, a + 3t] \times [b, b + 3s]$ 对平面进行扫描。假设扫描起始点为 (a_0, b_0) 。如图4所示:

[0165] 在面微元 $[a_0, a_0 + 3t] \times [b_0, b_0 + 3s]$ 内,比较16个节点 $(a_0, b_0), (a_0 + t, b_0), \dots, (a_0 + 3t, b_0 + 3s)$ 处 $|q(a, b)|$ 的大小,找出最小值。若在面元的内部节点处,即 $(a_0 + t, b_0 + s), (a_0 + 2t, b_0 + s), (a_0 + t, b_0 + 2s), (a_0 + 2t, b_0 + 2s)$,取得最小值,则进一步等分,并判断是否为零点。若最小值取在面元的边界节点上,则进入下一个区间扫描。为防止极小值点恰巧处在面元边界处,下一个区间取为 $[a_0 + 2t, a_0 + 5t] \times [b_0, b_0 + 3s]$,因此,沿 a 轴扫描时,相邻的面元相隔 $2t$ 。更一般地,若面元沿 a 轴等分 n 份,则相邻面元相隔 $n-1$ 份。沿 a 轴扫描结束后,再沿 b 轴扫描,这样可以得到整个平面 $\omega = \omega_0$ 内方程(3)的解。

[0166] 当对平面 $\omega = \omega_0$ 扫描结束,进入下一个平面 $\omega = \omega_0 + \Delta \omega$ 扫描,重复以上过程,可以得到在整个 ω, a, b 空间内方程(3)的解。为了使得到的解曲线更完整,固定频率扫描结束

后,再固定实波数扫描,然后固定虚波数扫描。

[0167] 4、用模值收敛求解任意元超越方程的解

[0168] 用模值收敛求解平面内的弥散方程与复数域内的弥散方程的过程具有更一般性的形式。现在将此过程推广到n元超越方程的求解。假设一般性的n元超越方程为:

[0169] $f(x_1, x_2, \dots, x_n) = 0$ (5)

[0170] 为使扫描微元与解曲线有且只有一个交点,若解曲线为m维 ($m \leq n$),则扫描微元选为n-m维,即固定 $x_1, x_2, \dots, x_n$ 中的m个量,不妨设固定 $x_1, x_2, \dots, x_m$,用 $[x_{m+1}, x_{m+1} + \Delta x_{m+1}] \times [x_{m+2}, x_{m+2} + \Delta x_{m+2}] \times \dots \times [x_n, x_n + \Delta x_n]$ 作为扫描微元扫描。当解曲线为m维 ($m \leq n$),若扫描微元维度大于n-m维,则每个微元与解曲线的交点不唯一,因此很多解会被遗漏,若扫描微元维度小于n-m维,则每个微元与解曲线几乎不会相交。举例为:在三维空间中,解曲线为一维曲线,则用平面微元扫描;若解曲线为二维曲面,则固定方程(3)中的两个量,用线微元扫描;若解曲线为离散的点,则用体微元扫描;若解曲线为三维空间,则直接验证空间中的每个点的方程模值是否收敛到零即可。实际求解n元超越方程时,若不确定解曲线维度m的值,可以将扫描微元的维度从高到低试验,得到的解会随着扫描微元维度降低而致密直至解的突然消失,此时的扫描维度为n-m-1维,由此确定m的值。

[0171] 图5是本发明实施例提供的进行三维物体表面轮廓测量原理图。

[0172] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围内。

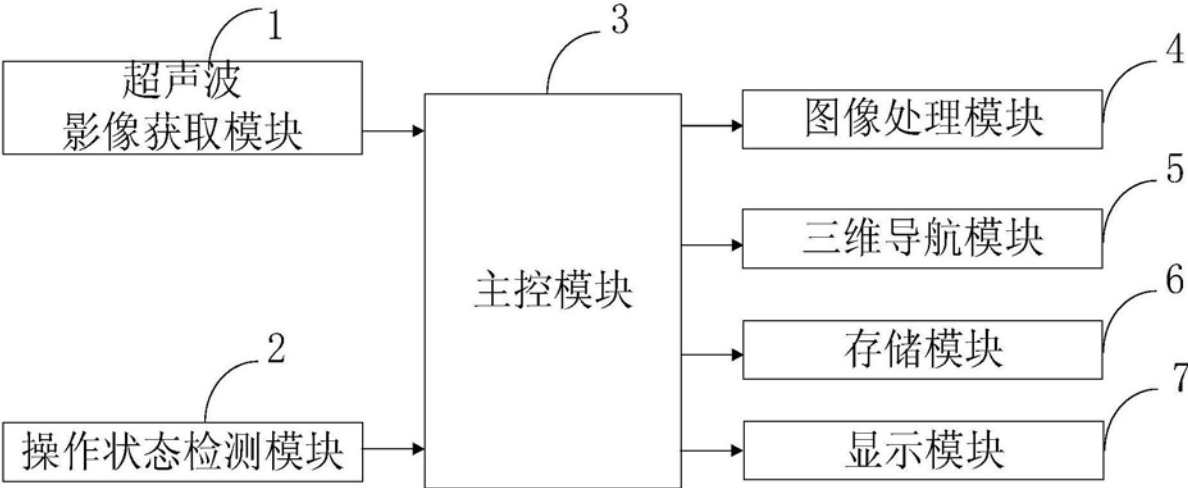


图1

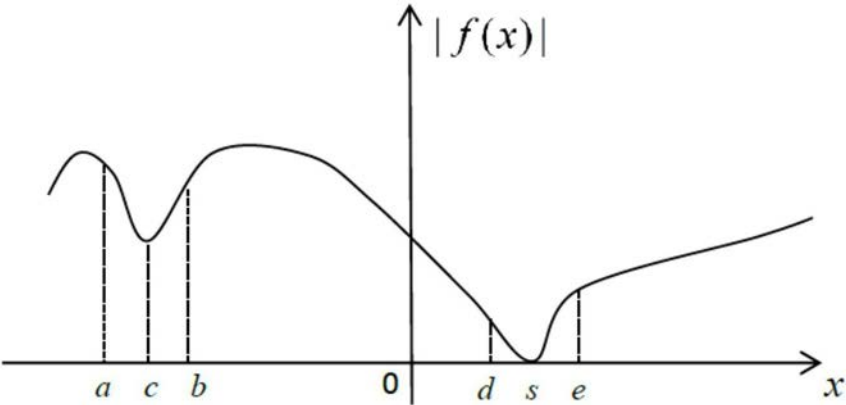


图2

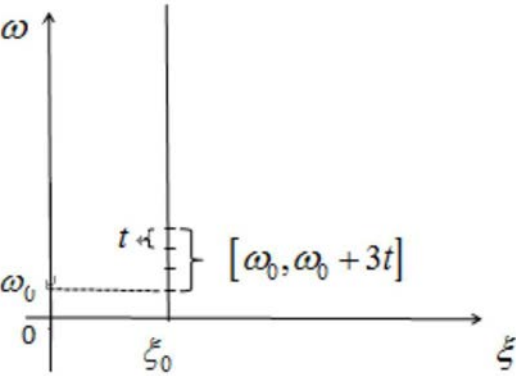


图3

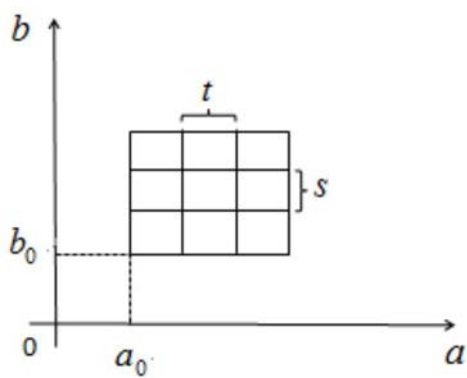


图4

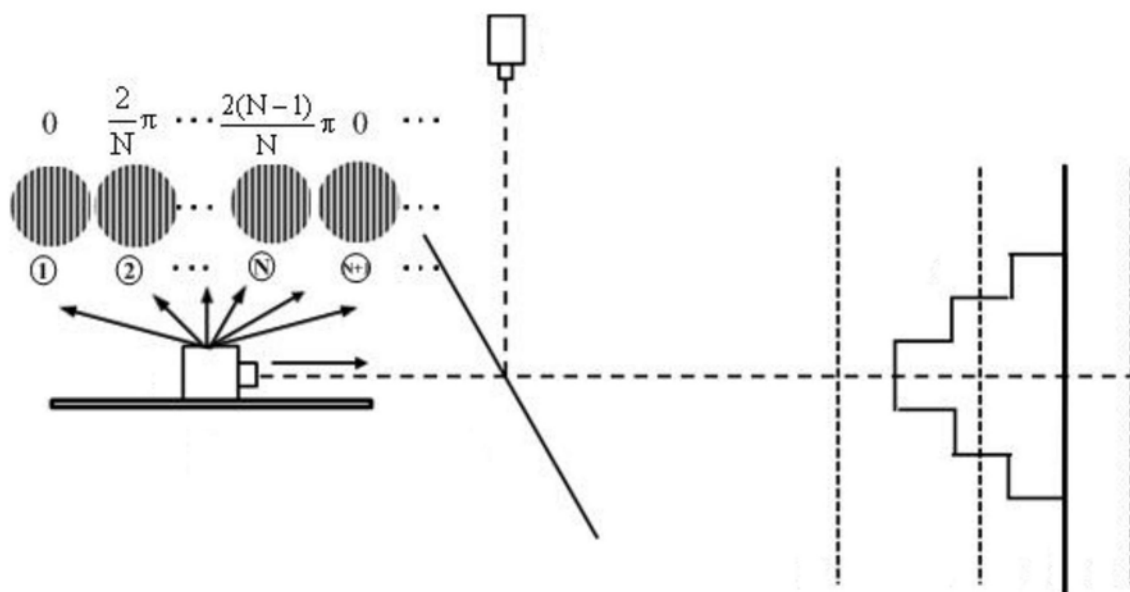


图5

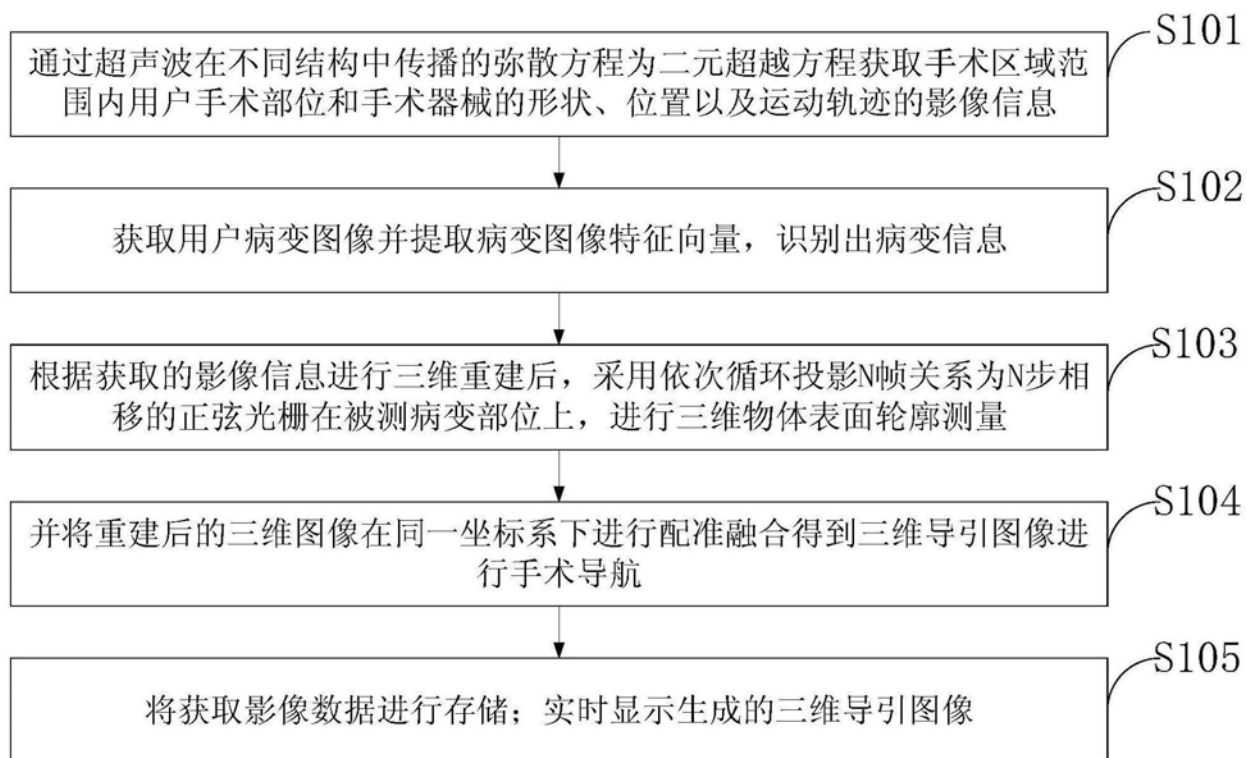


图6

专利名称(译)	基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统		
公开(公告)号	CN108784836A	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201810638237.0	申请日	2018-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	安徽医科大学第一附属医院		
申请(专利权)人(译)	安徽医科大学第一附属医院		
当前申请(专利权)人(译)	安徽医科大学第一附属医院		
[标]发明人	梅斌 刘学胜		
发明人	梅斌 刘学胜 陈士寿		
IPC分类号	A61B34/20 A61B8/00 A61B6/00		
CPC分类号	A61B34/20 A61B6/5211 A61B8/483 A61B8/5215 A61B2034/2055 A61B2034/2063 A61B2034/2065		
代理人(译)	陈向敏		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于图像处理技术领域，公开了一种基于优化镇静管理和区域阻滞骨科麻醉术中图像处理系统，图像处理系统包括：超声波影像获取模块、操作状态检测模块、主控模块、图像处理模块、三维导航模块、存储模块、显示模块。本发明通过图像处理模块避免了医生人工进行病变组织识别，提高了图像识别效率，并且无要求医生具有较强的病变识别能力，降低了人工成本；同时通过三维导航模块将虚拟的用户手术部位的骨骼图像和手术器械进入用户身体内部具体位置的三维图像叠加在医生真实的视野之上，在手术过程中进行实时导航，大大加快医生手术操作的效率，以实现更加安全、准确、高效的完成手术。

