



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105796126 B

(45)授权公告日 2019.03.22

(21)申请号 201410850103.7

(22)申请日 2014.12.31

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105796126 A

(43)申请公布日 2016.07.27

(73)专利权人 上海形状记忆合金材料有限公司

地址 102200 北京市昌平区昌平科技园区

超前路37号7号楼

专利权人 乐普(北京)医疗器械股份有限公司

(72)发明人 王挺 丁毅寿 黄晶 钱俊

武西宁 赵士勇 严钧

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司

公司 11002

代理人 李相雨

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 5/40(2006.01)

(56)对比文件

CN 103271766 A, 2013.09.04, 全文.

CN 103987334 A, 2014.08.13, 全文.

WO 2014188430 A2, 2014.11.27, 全文.

CN 203662900 U, 2014.06.25, 全文.

JP 2013078396 A, 2013.05.02, 全文.

WO 2014029355 A1, 2014.02.27, 全文.

CN 103458968 A, 2013.12.18, 全文.

审查员 许流芳

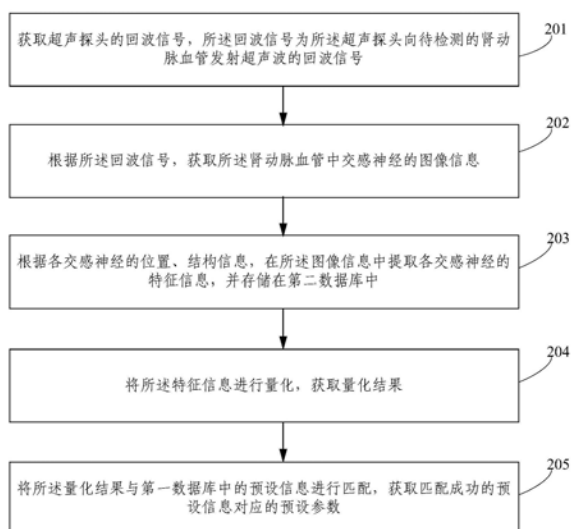
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

肾动脉去交感的检测装置

(57)摘要

本发明提供一种肾动脉去交感的检测方法,包括:获取超声探头的回波信号,所述回波信号为所述超声探头向待检测的肾动脉血管发射超声波的回波信号;根据所述回波信号,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息;根据各交感神经的位置、结构信息,在所述图像信息中提取各交感神经的特征信息,并存储在第二数据库中;将所述特征信息进行量化,获取量化结果;将所述量化结果与第一数据库中的预设信息进行匹配,获取匹配成功的预设信息对应的预设参数。上述方法能够对肾动脉去交感进行检测,获取到部分样品的各种图像信息、特征信息和预设参数。



1. 一种肾动脉去交感的检测装置,其特征在于,包括:介入式超声探头、超声成像设备;
所述介入式超声探头与所述超声成像设备连接;

所述超声成像设备包括:处理器、第一数据库、第二数据库、显示器;

所述处理器与所述介入式超声探头、所述第一数据库、所述第二数据库和所述显示器分别连接;

其中,所述处理器,用于获取介入式超声探头的回波信号;根据所述回波信号,获取肾动脉血管样品中交感神经的图像信息;根据各交感神经的位置、结构信息,在所述图像信息中提取各交感神经的特征信息,并存储在第二数据库中;将所述特征信息进行量化,获取量化结果;将所述量化结果与第一数据库中的预设信息进行匹配,获取匹配成功的预设信息对应的预设参数;

利用所述肾动脉去交感的检测装置来实现肾动脉去交感的检测方法的步骤如下:

获取超声探头的回波信号,所述回波信号为所述超声探头向待检测的肾动脉血管发射超声波的回波信号;

根据所述回波信号,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息;

根据各交感神经的位置、结构信息,在所述图像信息中提取各交感神经的特征信息,并存储在第二数据库中;

将所述特征信息进行量化,获取量化结果;

将所述量化结果与第一数据库中的预设信息进行匹配,获取匹配成功的预设信息对应的预设参数。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述根据所述回波信号,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息,包括:

对所述回波信号进行幅值和频率处理,获取所述交感神经的灰度图像信息。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,在所述获取所述交感神经的灰度图像信息之后,还包括:

对所述回波信号的相位和频率进行检查;

对不同时刻、同一深度的回波信号依次进行自相关分析和傅里叶变换,得到所述回波信号的频率密度谱函数;

根据所述回波信号的频率密度谱函数,获取所述回波信号的频移,解算所述回波信号的多普勒成像图;

在所述灰度图像的基础上叠加所述多普勒成像图,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息。

4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述对所述回波信号的相位和频率进行检查,包括:

对所述回波信号进行包络提取,得到所述回波信号的频率强弱;

对所述回波信号进行正交解调,得到两个互为正交信号,将得到的两个正交信号相除,提取所述回波信号的相位。

5. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述根据各交感神经的位置、结构信息,在所述交感神经的图像信息中提取各交感神经的特征信息,包括:

去除所述交感神经的图像信息的噪声,所述噪声为斑点乘性噪声;

根据各交感神经的位置、结构信息，在去除噪声后的图像信息中提取各交感神经的特征信息，并根据所述特征信息建立肾动脉周围交感神经的特征信息模型。

6. 根据权利要求5所述的装置，其特征在于，所述去除所述交感神经的图像信息的噪声，包括：

对所述交感神经的图像进行对数变换，使乘性噪声变成加性噪声；

将对数变换后的图像进行多尺度小波变换，将对数变换后的图像分解为多种不同尺度上的小波系数，所述小波系数包括：高频小波系数和低频小波系数；

采用非线性阈值滤波技术或者软阈值技术对高频小波系数和低频小波系数分别进行处理，去除对数变换后的图像的噪声系数部分；将去除噪声系数部分后的对数变换后的图像进行小波逆变换，获取去除噪声后的肾动脉周围交感神经图像。

7. 根据权利要求5所述的装置，其特征在于，所述去除所述交感神经的图像信息的噪声，包括：

建立所述交感神经的图像的噪声模型；

构建所述噪声模型的能量约束方程，所述能量约束方程包括：两项方程，一项方程是用于保留图像特性和降低失真度，另一项方程是用于保持图像平衡和噪声平滑；

导出所述能量约束方程的迭代收敛方程，通过迭代，求优化解，获取去除噪声后的肾动脉周围交感神经图像。

8. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述将所述特征信息进行量化，包括：

根据所述特征信息，将去除噪声后的图像信息进行分割，获取目标区域交感神经组织的图像信息；将所述目标区域交感神经组织的图像信息进行量化。

9. 根据权利要求8所述的装置，其特征在于，所述根据所述特征信息，将去除噪声后的图像信息进行分割，获取目标区域交感神经组织的图像信息，包括：

提取所述特征信息模型的目标区域的关键信息，建立特征模板；利用所述特征模板搜索所述去除噪声后的图像，确定与所述特征模板相匹配的区域为需要分割的区域；

对所述去除噪声后的图像进行分割，获取目标区域交感神经组织的图像信息；

或，

利用预设阈值信息滤掉大部分无用的干扰信息以及背景信息；

结合所述特征信息的横向直方图分布特点排除其它信息，获取目标区域交感神经组织的图像信息。

10. 根据权利要求8所述的装置，其特征在于，所述将所述目标区域交感神经组织的图像信息进行量化，包括：

对所述目标区域交感神经组织的图像信息中的多个指标进行测量，获取多个指标结果；

根据所述多个指标结果，获取综合评价系数，所述综合评价系数为每个指标与该指标对应的预设评价系数的积再相加后的和，每一指标对应一个预设评价系数；

将所述综合评价系数与预设评价标准进行对比分析，获取量化结果；

其中，预设多个指标集，包括：神经组织的长度、宽度、面积及神经组织中心到血管壁的距离。

肾动脉去交感的检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声检测领域,尤其涉及一种肾动脉去交感的检测方法。

背景技术

[0002] 经导管组织消融技术已广泛应用于临床,如心律失常、顽固性高血压等交感过度激活相关疾病的器械治疗中。消融导管在实现消融时,其原理是通过传递能量产生大量热能,通过血管内膜传递至血管外膜周围的组织,引起血管外面及外膜周围组织内的神经变性。

[0003] 目前世界的高血压共识,在充分和肯定回顾肾动脉临床的必要性后,提出当前肾动脉的挑战在于如何在术前和术中对手术的成功进行检测。此外,并不是所有的患者对于该术都有用,总结认为对于预测术后反应的参数以及对手术中检测的方式非常重要。

[0004] 由于现在的肾动脉去交感术只是对术前进行常规动脉造影,术中无法观测神经情况,术后也无法进行确认。由于未对肾动脉交感神经也就是手术的目标进行全面的观察,评价和分析,因此很难回答肾动脉神经术应用过程中急待解决的问题。

[0005] 由于肾动脉交感神经的直径约为200 μ m左右分布在距血管中心1cm左右的范围内,而现有的医用B型超声普遍的成像精度在1mm左右,特殊的高档超声能到数百微米。目前国内外还没有此类器械,能够同时具有高探测深度和高分辨率。

[0006] 鉴于此,如何对肾动脉去交感进行检测,获取到部分样品的各种图像信息、特征信息和预设参数成为当前需要解决的技术问题。

发明内容

[0007] 本发明提供一种肾动脉去交感的检测方法,利用超声成像,能够对肾动脉去交感进行检测,获取到部分样品的各种图像信息、特征信息和预设参数。

[0008] 本发明提供一种肾动脉去交感的检测方法,包括:

[0009] 获取超声探头的回波信号,所述回波信号为所述超声探头向待检测的肾动脉血管发射超声波的回波信号;

[0010] 根据所述回波信号,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息;

[0011] 根据各交感神经的位置、结构信息,在所述图像信息中提取各交感神经的特征信息,并存储在第二数据库中;

[0012] 将所述特征信息进行量化,获取量化结果;

[0013] 将所述量化结果与第一数据库中的预设信息进行匹配,获取匹配成功的预设信息对应的预设参数。

[0014] 可选地,所述根据所述回波信号,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息,包括:

[0015] 对所述回波信号进行幅值和频率处理,获取所述交感神经的灰度图像信息。

[0016] 可选地,在所述获取所述交感神经的灰度图像信息之后,还包括:

- [0017] 对所述回波信号的相位和频率进行检查；
- [0018] 对不同时刻、同一深度的回波信号依次进行自相关分析和傅里叶变换，得到所述回波信号的频率密度谱函数；
- [0019] 根据所述回波信号的频率密度谱函数，获取所述回波信号的频移，解算所述回波信号的多普勒成像图；
- [0020] 在所述灰度图像的基础上叠加所述多普勒成像图，获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息。
- [0021] 可选地，所述对所述被反射的回波信号的相位和频率进行检查，包括：
- [0022] 对所述被反射的回波信号进行包络提取，得到所述回波信号的频率强弱；
- [0023] 对所述被反射的回波信号进行正交解调，得到两个互为正交信号，将得到的两个正交信号相除，提取所述回波信号的相位。
- [0024] 可选地，所述根据各交感神经的位置、结构信息，在所述图像信息中提取各交感神经的特征信息，包括：
- [0025] 去除所述图像信息的噪声，所述噪声为斑点乘性噪声；
- [0026] 根据各交感神经的位置、结构信息，在去除噪声后的图像信息中提取各交感神经的特征信息，并根据所述特征信息建立肾动脉周围交感神经的特征信息模型。
- [0027] 可选地，所述去除所述图像信息的噪声，包括：
- [0028] 对所述图像进行对数变换，使乘性噪声变成加性噪声；
- [0029] 将对数变换后的图像进行多尺度小波变换，将对数变换后的图像分解为多种不同尺度上的小波系数，所述小波系数包括：高频小波系数和低频小波系数；
- [0030] 采用非线性阈值滤波技术或者软阈值技术对高频小波系数和低频小波系数分别进行处理，去除对数变换后的图像的噪声系数部分；
- [0031] 将去除噪声系数部分后的对数变换后的图像进行小波逆变换，获取去除噪声后的肾动脉周围交感神经图像。
- [0032] 可选地，所述去除所述图像信息的噪声，包括：
- [0033] 建立所述图像的噪声模型；
- [0034] 构建所述噪声模型的能量约束方程，所述能量约束方程包括：两项方程，一项方程是用于保留图像特性和降低失真度，另一项方程是用于保持图像平衡和噪声平滑；
- [0035] 导出所述能量约束方程的迭代收敛方程，通过迭代，求优化解，获取去除噪声后的肾动脉周围交感神经图像。
- [0036] 可选地，所述将所述特征信息进行量化，包括：
- [0037] 根据所述特征信息，将去除噪声后的图像信息进行分割，获取目标区域交感神经组织的图像信息；
- [0038] 将所述目标区域交感神经组织的图像信息进行量化。
- [0039] 可选地，所述根据所述特征信息，将去除噪声后的图像信息进行分割，获取目标区域交感神经组织的图像信息，包括：
- [0040] 提取所述特征信息模型的目标区域的关键信息，建立特征模板；
- [0041] 利用所述特征模板搜索所述去除噪声后的图像，确定与所述特征模板相匹配的区域为需要分割的区域；

[0042] 对所述去除噪声后的图像进行分割,获取目标区域交感神经组织的图像信息;

[0043] 或,

[0044] 利用预设阈值信息滤掉大部分无用的干扰信息以及背景信息;

[0045] 结合所述特征信息的横向直方图分布特点排除其它信息,获取目标区域交感神经组织的图像信息。

[0046] 可选地,所述将所述目标区域交感神经组织的图像信息进行量化,包括:

[0047] 对所述目标区域交感神经组织的图像信息中的多个指标进行测量,获取多个指标结果;

[0048] 根据所述多个指标结果,获取综合评价系数,所述综合评价系数为每个指标与该指标对应的预设评价系数的积再相加后的和,每一指标对应一个预设评价系数;

[0049] 将所述综合评价系数与预设评价标准进行对比分析,获取量化结果;

[0050] 其中,所述预设多个指标集包括:神经组织的长度、宽度、面积及神经组织中心到血管壁的距离。

[0051] 由上述技术方案可知,本发明的肾动脉去交感的检测方法,本实施例的肾动脉去交感的检测的方法利用超声成像,能够对肾动脉去交感进行检测,获取到部分样品的各种图像信息、者特征信息和预设参数;使用本实施例所述方法,可通过模拟的肾动脉消融手术完成前、后的肾动脉血管样品获取肾动脉消融手术前、后的肾动脉各交感神经图像,根据肾动脉消融手术前、后的肾动脉各交感神经图像的纹理与特征变化,可对肾动脉消融手术的效果进行评价和反馈;在实际应用中,使用本实施例所述方法,可提高肾动脉去交感手术的安全性,可引入个性化的申交感神经的分布评估,选择更适合的手术参数,能够提高肾去交感手术的有效性。

附图说明

[0052] 图1为本发明技术方案所使用的肾动脉去交感的检测装置的结构示意图;

[0053] 图2为本发明一实施例提供的肾动脉去交感的检测方法的流程示意图。

具体实施方式

[0054] 下面结合附图和实施例,对本发明的具体实施方式作进一步详细描述。以下实施例用于说明本发明,但不用来限制本发明的范围。

[0055] 图1示出了本发明技术方案所使用的肾动脉去交感的检测装置的结构示意图,如图1所示,该装置包括:所述介入式超声探头1与所述超声成像设备2连接;

[0056] 所述介入式超声成像设备2包括:处理器21、第一数据库22、第二数据库23、显示器24;

[0057] 所述处理器21与所述介入式超声探头1、所述第一数据库22、所述第二数据库23和所述显示器24分别连接;

[0058] 其中,所述处理器21接收所述介入式超声探头1发送的回波信号,对所述回波信号进行处理,获得所述回波信号中的各交感神经的图像信息和特征信息并存储在第二数据库23中,将所述特征信息进行量化,将量化后的特征信息与第一数据库22中的预设信息进行匹配,获取匹配成功的第一数据库22中的预设信息对应的预设参数,并通过所述显示器24

显示所述图像信息、特征信息和预设参数。

[0059] 其中,所述介入式超声探头1与所述介入式超声成像设备2是通过导管连接的,所述介入式超声探头1装置在所述导管的前端。

[0060] 举例来说,所述介入式超声探头1可以为:介入式高频单晶体超声探头或介入式阵列晶体超声探头;

[0061] 可理解的是,所述介入式超声探头1的高频单晶体或者阵列晶体进行超声波的激励和超声波信号的接收,合成为超声的二维或三维图像,该单晶体或者阵列晶体装置在导管的前端,在肾动脉内进行超声发射和接收。

[0062] 在具体应用中,所述处理器21可为嵌入式处理器。

[0063] 在具体应用中,所述显示器24支持灰阶显示,所述显示器24可为液晶显示器。

[0064] 图2示出了本发明一实施例提供的肾动脉去交感的检测方法的流程示意图,如图2所示,本实施例的肾动脉去交感的检测方法如下所述,本实施例所述的方法使用图1所示肾动脉去交感的检测装置。

[0065] 201、获取超声探头的回波信号,所述回波信号为所述超声探头向待检测的肾动脉血管发射超声波的回波信号。

[0066] 应说明的是,本实施例的待检测的肾动脉血管可为模拟的肾动脉血管样品。

[0067] 202、根据所述回波信号,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息。

[0068] 应说明的是,所获取的交感神经的图像信息为二维或三维图像信息。

[0069] 在具体应用中,上述步骤202可包括图中未示出的步骤202a:

[0070] 202a、对所述回波信号进行幅值和频率处理,获取所述交感神经的灰度图像信息。

[0071] 在具体应用中,在步骤202a之后,还可包括图中未示出的步骤202b-202e:

[0072] 202b、对所述回波信号的相位和频率进行检查。

[0073] 在具体应用中,上述步骤202b可包括:

[0074] 对所述被反射的回波信号进行包络提取,得到所述回波信号的频率强弱;

[0075] 对所述被反射的回波信号进行正交解调,得到两个互为正交信号,将得到的两个正交信号相除,提取所述回波信号的相位。

[0076] 202c、对不同时刻、同一深度的回波信号依次进行自相关分析和傅里叶变换,得到所述回波信号的频率密度谱函数。

[0077] 202d、根据所述回波信号的频率密度谱函数,获取所述回波信号的频移,解算所述回波信号的多普勒成像图。

[0078] 202e、在所述灰度图像的基础上叠加所述多普勒成像图,获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息。

[0079] 可理解的是,在普通灰度图像的基础上叠加多普勒成像图可以更好的分辨交感神经。

[0080] 203、根据各交感神经的位置、结构信息,在所述图像信息中提取各交感神经的特征信息,并存储在第二数据库中。

[0081] 在具体应用中,各交感神经的结构信息可包括:交感神经分布的密度,粗细,深度等。

[0082] 在具体应用中,上述步骤203的“根据各交感神经的位置、结构信息,在所述图像信

息中提取各交感神经的特征信息”，可包括图中未示出的步骤203a-203b：

[0083] 203a、去除所述图像信息的噪声，所述噪声为斑点乘性噪声。

[0084] 可理解的是，去除所述图像信息的噪声的目的是为了提高信噪比来实现图像增强。

[0085] 在具体应用中，所述图像信息的噪声为超声影像噪声，其具有比较明显的特点：视觉上看，超声影像噪声主要表现为斑点噪声；噪声性质上分析，超声噪声主要表现为乘性噪声；所以所述图像信息的噪声为斑点乘性噪声。

[0086] 在一具体应用中，为了达到去除噪声的目的，可利用所述图像信息的噪声的乘性特征，基于小波的方法，上述步骤203a可包括图中未示出的步骤S1-S4：

[0087] S1、对所述图像进行对数变换，使乘性噪声变成加性噪声。

[0088] S2、将对数变换后的图像进行多尺度小波变换，将对数变换后的图像分解为多种不同尺度上的小波系数，所述小波系数包括：高频小波系数和低频小波系数。

[0089] S3、采用非线性阈值滤波技术或者软阈值技术对高频小波系数和低频小波系数分别进行处理，去除对数变换后的图像的噪声系数部分。

[0090] S4、将去除噪声系数部分后的对数变换后的图像进行小波逆变换，获取去除噪声后的肾动脉周围交感神经图像。

[0091] 在一具体应用中，为了最终达到去除噪声的目的，可利用全变分迭代收敛特点，对构建的能量函数模型进行优化迭代，上述步骤203a可包括图中未示出的步骤P1-P3：

[0092] P1、建立所述图像的噪声模型。

[0093] P2、构建所述噪声模型的能量约束方程，所述能量约束方程包括：两项方程，一项方程是用于保留图像特性和降低失真度，另一项方程是用于保持图像平衡和噪声平滑。

[0094] P3、导出所述能量约束方程的迭代收敛方程，通过迭代，求优化解，获取去除噪声后的肾动脉周围交感神经图像。

[0095] 203b、根据各交感神经的位置、结构信息，在去除噪声后的图像信息中提取各交感神经的特征信息，并根据所述特征信息建立肾动脉周围交感神经的特征信息模型。

[0096] 应说明的是，本步骤的在去除噪声后的图像信息中提取各交感神经的特征信息，是指识别血管周围神经组织，提取特征信息。首先要确定神经组织的特征分布和结构。超声影像中，神经组织分布是在靠近血管某个区域之内的，居于区域之内的有神经组织，区域之外的，无神经组织分布。神经组织影像特点，在超声影像上，神经组织具有某些特殊特征，比如高亮、狭长，夹层低反射结构等。根据以上特征信息，可建立神经组织的特征信息模型。

[0097] 204、将所述特征信息进行量化，获取量化结果。

[0098] 在具体应用中，上述步骤204可包括图中未示出的步骤204a和204b：

[0099] 204a、根据所述特征信息，将去除噪声后的图像信息进行分割，获取目标区域交感神经组织的图像信息。

[0100] 在一具体应用中，上述步骤204a可包括：

[0101] 提取所述特征信息模型的目标区域的关键信息，建立特征模板；

[0102] 利用所述特征模板搜索所述去除噪声后的图像，确定与所述特征模板相匹配的区域为需要分割的区域；

[0103] 对所述去除噪声后的图像进行分割，获取目标区域交感神经组织的图像信息。

- [0104] 在另一具体应用中,上述步骤204a可包括:
- [0105] 利用预设阈值信息滤掉大部分无用的干扰信息以及背景信息;
- [0106] 结合所述特征信息的横向直方图分布特点排除其它信息,获取目标区域交感神经组织的图像信息。
- [0107] 204b、将所述目标区域交感神经组织的图像信息进行量化。
- [0108] 在一具体应用中,上述步骤204b可包括:
- [0109] 对所述目标区域交感神经组织的图像信息中的多个指标进行测量,获取多个指标结果;
- [0110] 根据所述多个指标结果,获取综合评价系数,所述综合评价系数为每个指标与该指标对应的预设评价系数的积再相加后的和,每一指标对应一个预设评价系数;
- [0111] 将所述综合评价系数与预设评价标准进行对比分析,获取量化结果;
- [0112] 其中,所述预设多个指标集包括:神经组织的长度、宽度、面积及神经组织中心到血管壁的距离。
- [0113] 205、将所述量化结果与第一数据库中的预设信息进行匹配,获取匹配成功的预设信息对应的预设参数。
- [0114] 可理解的是,在实际应用中,本实施例的第一数据库可为参数化治疗数据库,该参数化治疗数据库中的预设信息对应的预设参数可以为肾动脉消融手术的参数,根据本实施例所述方法,在肾动脉消融手术前,根据量化结果判断入选病人是否进行肾动脉消融手术,若入选病人进行肾动脉消融手术,可根据所提取的特征信息在所述预设的参数化治疗数据库中选择手术参数。
- [0115] 本实施例的肾动脉去交感的检测的方法利用超声成像,能够对肾动脉去交感进行检测,获取到部分样品的各种图像信息、者特征信息和预设参数。
- [0116] 使用本实施例所述方法,可通过模拟的肾动脉消融手术完成前、后的肾动脉血管样品获取肾动脉消融手术前、后的肾动脉各交感神经图像,根据肾动脉消融手术前、后的肾动脉各交感神经图像的纹理与特征变化,可对肾动脉消融手术的效果进行评价和反馈。
- [0117] 在实际应用中,使用本实施例所述方法,可提高肾动脉去交感手术的安全性,可引入个性化的交感神经的分布评估,选择更适合的手术参数,能够提高肾去交感手术的有效性。
- [0118] 最后应说明的是:以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明的权利要求保护的范围。

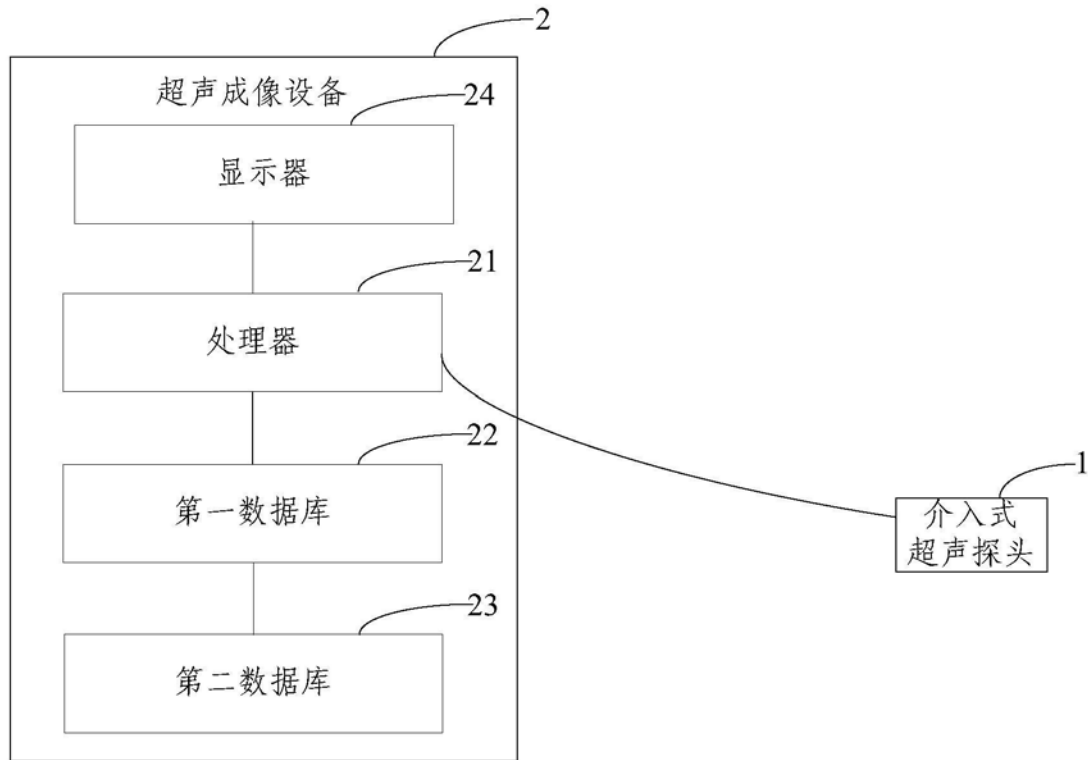


图1

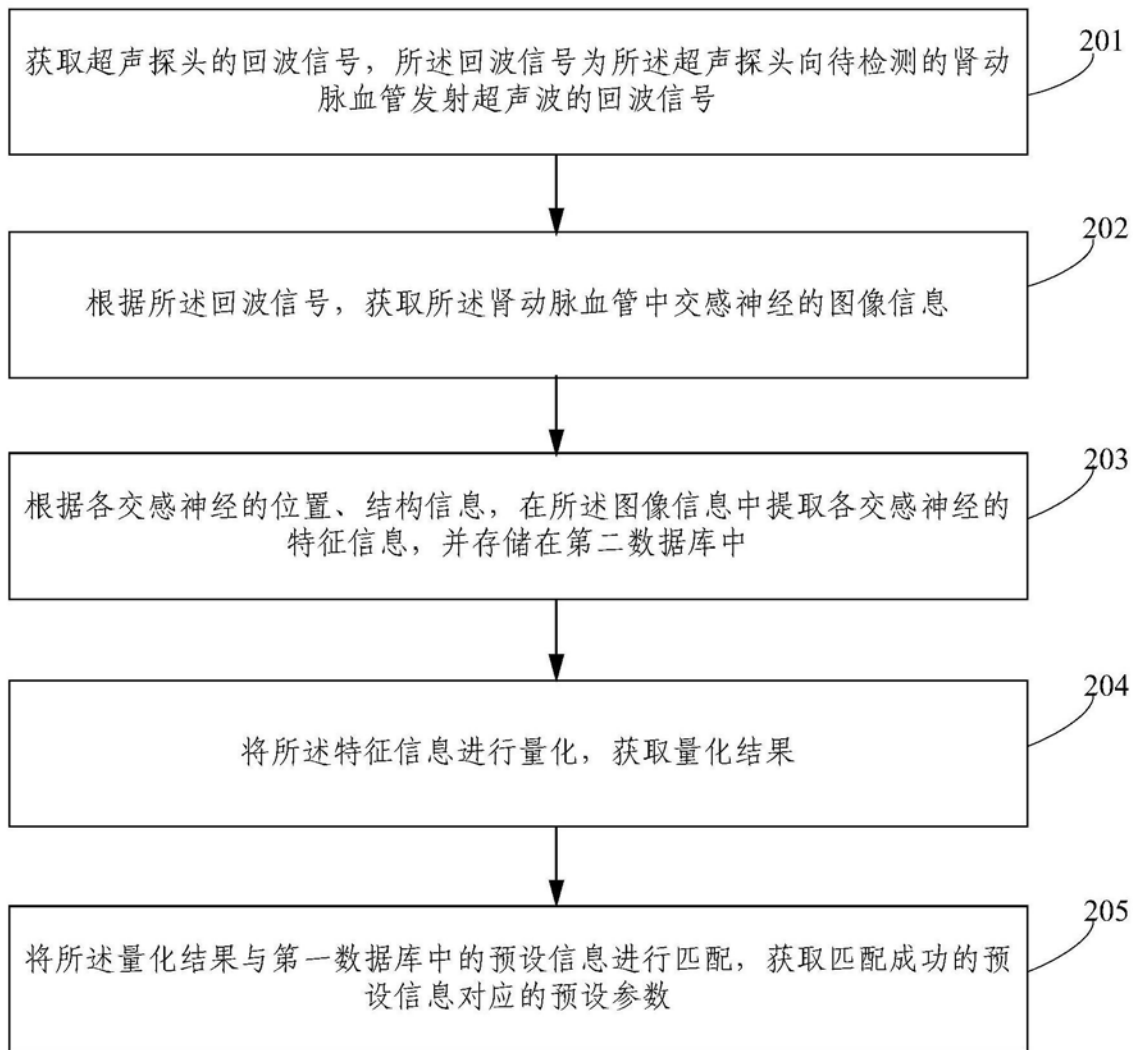


图2

专利名称(译)	肾动脉去交感的检测装置		
公开(公告)号	CN105796126B	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	CN201410850103.7	申请日	2014-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	上海形状记忆合金材料有限公司 乐普(北京)医疗器械股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海形状记忆合金材料有限公司 乐普(北京)医疗器械股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海形状记忆合金材料有限公司 乐普(北京)医疗器械股份有限公司		
[标]发明人	王挺 丁毅寿 黄晶 钱俊 武西宁 赵士勇 严钧		
发明人	王挺 丁毅寿 黄晶 钱俊 武西宁 赵士勇 严钧		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/40		
代理人(译)	李相雨		
其他公开文献	CN105796126A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种肾动脉去交感的检测方法，包括：获取超声探头的回波信号，所述回波信号为所述超声探头向待检测的肾动脉血管发射超声波的回波信号；根据所述回波信号，获取所述肾动脉血管中交感神经的图像信息；根据各交感神经的位置、结构信息，在所述图像信息中提取各交感神经的特征信息，并存储在第二数据库中；将所述特征信息进行量化，获取量化结果；将所述量化结果与第一数据库中的预设信息进行匹配，获取匹配成功的预设信息对应的预设参数。上述方法能够对肾动脉去交感进行检测，获取到部分样品的各种图像信息、特征信息和预设参数。

