



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106815840 B

(45)授权公告日 2020.06.05

(21)申请号 201710047049.6

(22)申请日 2017.01.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106815840 A

(43)申请公布日 2017.06.09

(73)专利权人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215000 江苏省苏州市苏州工业园区
新发路27号A栋5楼、C栋4楼

(72)发明人 凌涛

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 孟金喆 胡彬

(51)Int.Cl.

G06T 7/00(2017.01)

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 103948402 A,2014.07.30,

刘兴龙等.肝纤维化CT图像的频域特征分析.《医疗设备信息》.2004,(第10期),第2节.

万励之.基于超声肝脏图像纹理特征的计算机辅助诊断.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 医药卫生科技辑》.2014,第2014年卷(第6期),摘要,正文第3.1-3.2节,第3.4.3节,第4.3节.

审查员 崔芳婷

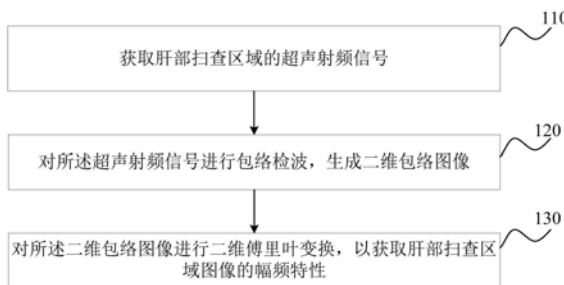
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种肝部扫查图像的处理方法及装置

(57)摘要

本发明实施例公开了一种肝部扫查图像的处理方法及装置。其中,所述方法包括:获取肝部扫查区域的超声射频信号;对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像;对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性,并以此获取肝纤维化程度。可以有效避免各种成像参数对获取的结果产生干扰,使结果能够更加稳定和客观,提高了获取结果的可靠性。



1. 一种肝部扫查图像的处理方法,其特征在于,包括:
 - 获取肝部扫查区域的超声射频信号;
 - 对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像;
 - 对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性;
 - 所述获取肝部扫查区域的超声射频信号包括:
 - 将整体肝部的超声射频信号经过B型成像处理获得二维肝脏图像;
 - 根据肝部扫查区域确定所述区域对应的所有超声射频信号;
 - 在获取二维包络图像之后,对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换之前,还包括:
 - 对获取的二维包络图像进行对数压缩;
 - 所述对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,包括:
 - 对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取肝部扫查区域的超声射频信号,包括:
 - 接收用户选取的二维超声图像的区域操作,提取所述区域对应的超声射频信号。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述在对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性,包括:
 - 从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,在从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号后,还包括:
 - 分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,在从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号后,还包括:
 - 计算所述相对低频信号的能量值与所述相对高频信号的能量值的比值。
6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,在从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号后,还包括:
 - 计算所述低频信号的能量值与信号总能量值的比值或者差值。
7. 一种肝部扫查图像的处理装置,其特征在于,包括:
 - 获取模块,获取肝部扫查区域的超声射频信号;
 - 生成模块,用于对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像;
 - 变换模块,用于对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性;
 - 所述获取肝部扫查区域的超声射频信号包括:
 - 将整体肝部的超声射频信号经过B型成像处理获得二维肝脏图像;
 - 根据肝部扫查区域确定所述区域对应的所有超声射频信号;
 - 所述装置还包括:
 - 压缩模块,用于对获取的二维包络图像进行对数压缩;
 - 所述变换模块用于:
 - 对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述获取模块用于:
接收用户选取的二维超声图像的区域操作,提取所述区域对应的超声射频信号。
9. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述变换模块用于:
从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号。
10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:
计算模块,用于分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值。
11. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:
第一比值计算模块,用于计算所述相对低频信号的能量值与所述相对高频信号的能量值的比值。
12. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:
第二比值计算模块,用于计算所述低频信号的能量值与信号总能量值的比值或者差值。

一种肝部扫查图像的处理方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理技术领域,尤其涉及一种肝部扫查图像的处理方法及装置。

背景技术

[0002] 超声成像因为其无创性、实时性、操作方便、价格便宜等诸多优势,使其成为临床上应用最为广泛的诊断工具之一。而超声成像中最基本最重要的是B型成像,B型成像是一种将组织超声回波信号强弱转换成灰阶大小(亮度)的二维成像模式,反应的是组织二维切面的形态结构信息,具有实时性强、直观性好、易掌握和易操作的特点,也是目前超声临床上使用最广泛的一种成像方式。

[0003] 超声检查是目前临床普遍应用的肝脏疾病检查技术,以B型超声成像较为常用。对于肝纤维化和肝硬化,临床医生可根据肝脏轮廓形态、肝实质回声、肝内管道结构的变化进行诊断,但B型成像仅能进行定性分析,无法进行肝纤维化程度的定量分析(即对肝纤维化的程度进行分级)。目前有一些基于图像处理方法尝试对肝纤维化进行定量分析,比如对图像进行直方图分析或纹理分析,然后提取特征参数。虽然上述方法一定程度上能对医生的诊断提供帮助,但获取的超声图像已经经过各种算法处理,且与参数调节密切相关,甚至最基本的增益调节也会对超声图像的分析产生较大影响,因此这种基于超声图像的分析方法不够稳定和客观,也不完全可靠。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提出一种肝部扫查图像的处理方法及装置,以实现肝纤维化程度的定量分析的目的。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种肝部扫查图像的处理方法,包括:

[0006] 获取肝部扫查区域的超声射频信号;

[0007] 对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像;

[0008] 对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性。

[0009] 进一步的,所述获取肝部扫查区域的超声射频信号,包括:

[0010] 接收用户选取的二维超声图像的区域操作,提取所述区域对应的超声射频信号。

[0011] 进一步的,在获取二维包络图像之后,对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换之前,还包括:

[0012] 对获取的二维包络图像进行对数压缩;

[0013] 所述对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,包括:

[0014] 对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换。

[0015] 进一步的,所述在对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性,包括:

[0016] 从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和

相对高频信号。

[0017] 进一步的,在从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号后,还包括:

[0018] 分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值。

[0019] 进一步的,在分分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值之后,包括:

[0020] 计算所述相对低频信号的能量值与所述相对高频信号的能量值的比值。

[0021] 更进一步的,在分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值之后,包括:

[0022] 计算所述低频信号的能量值与信号总能量值的比值或者差值。

[0023] 另一方面,本发明实施例还提供了一种肝部扫查图像的处理装置,包括:

[0024] 获取模块,用于获取肝部扫查区域的超声射频信号;

[0025] 生成模块,用于对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像;

[0026] 变换模块,用于对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性。

[0027] 进一步的,所述获取模块用于:

[0028] 接收用户选取的二维超声图像的区域操作,提取所述区域对应的超声射频信号。

[0029] 进一步的,所述装置还包括:

[0030] 压缩模块,用于对获取的二维包络图像进行对数压缩;

[0031] 所述变换模块用于:

[0032] 对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换。

[0033] 进一步的,所述变换模块用于:

[0034] 从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号。

[0035] 进一步的,所述装置还包括:

[0036] 计算模块,用于分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值。

[0037] 进一步的,所述装置还包括:

[0038] 第一比值计算模块,用于计算所述相对低频信号的能量值与所述相对高频信号的能量值的比值。

[0039] 更进一步的,所述装置还包括:

[0040] 第二比值计算模块,用于计算所述低频信号的能量值与信号总能量值的比值或者差值。

[0041] 本发明实施例提供的肝部扫查图像的处理方法及装置,通过获取用户感兴趣的重点区域的扫查信号,并对扫查信号进行处理,获取到相应的扫查图像,并对扫查图像进行傅里叶变换,以获取扫查图像的幅频特性。可以有效避免各种成像参数对获取的结果产生干扰,使结果能够更加稳定和客观,提高了获取结果的可靠性。

附图说明

[0042] 通过阅读参照以下附图所作的对非限制性实施例所作的详细描述,本发明的其它特征、目的和优点将会变得更明显:

[0043] 图1是本发明实施例一提供的肝部扫查图像的处理方法的流程示意图;

[0044] 图2是本发明实施例二提供的肝部扫查图像的处理方法的流程示意图;

[0045] 图3是本发明实施例三提供的肝部扫查图像的处理方法的流程示意图;

[0046] 图4是本发明实施例四提供的肝部扫查图像的处理装置的结构示意图。

具体实施方式

[0047] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部内容。

[0048] 实施例一

[0049] 图1为本发明实施例一提供的肝部扫查图像的处理方法的流程示意图,本实施例可适用于获取肝纤维化程度参数的情况,该方法可以由肝部扫查图像的处理装置来执行,该装置可由软件/硬件方式实现,并可集成于超声成像设备中。

[0050] 参见图1,所述肝部扫查图像的处理方法,包括:

[0051] S110,获取肝部扫查区域的超声射频信号。

[0052] 在进行超声扫查时,超声射频信号经过传统的B型成像处理流程后获得二维肝脏图像。这时所获取到的二维肝脏图像是基于回波信号生成的。根据肝部扫查区域确定所述区域对应的所有超声射频信号。

[0053] S120,对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像。

[0054] 从调幅信号中将低频信号解调出来的过程,就叫做包络检波。也就是说,包络检波是幅度检波。通过包络的大小可以体现回波信号的强弱程度。示例性的,可以采用单一频率的正交解调或者希尔伯特解调来实现包络检波。通过包络检波所获取的低频调制信号可以生成相应的扫查图像的视频信号。根据低频调制信号可生成相应的二维包络图像。

[0055] S130,对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性。

[0056] 对上述生成的图像进行二维傅里叶变换。对于图像的二维傅里叶变换,通过对图像的时频转换,可以获得信号的频域特性。图像的频率是表征图像中灰度变化剧烈程度的指标,是灰度在平面空间上的梯度的大小。频谱的低频成分主要决定于图像均匀和平坦区域的灰度总体分布,而高频成分主要决定于图像的边缘或噪声等细节信息。按照图像空域和频域的对应关系,如果图像中存在大量均匀和平坦的区域,图像中相邻或相近像素的灰度值差异较小,反映到频域中,就是图像的能量主要集中于低频部分;如果图像中存在非均匀区域,即图像中相邻或相近像素的灰度值差异较大,反映到频域中,就是图像的能量向高频部分转移。利用幅频特性,可以更好的体现肝部纤维化的程度

[0057] 本实施例通过获取用户感兴趣的重点区域的扫查信号,并对扫查信号进行处理,获取到相应的扫查图像,并对扫查图像进行傅里叶变换,以获取扫查图像的幅频特性可以有效避免各种成像参数对获取的结果产生干扰,使结果能够更加稳定和客观,提高了获取

结果的可靠性。

[0058] 在本实施例的一个优选实施方式中,可以将获取肝部扫查区域的超声射频信号,具体优化为:接收用户选取的二维超声图像的区域操作,提取所述区域对应的超声射频信号。由于获取取到的二维肝脏图像是基于所有回波信号生成的,其中,可能存在着其它组织器官的回波信号。为了提高最终获得到的肝纤维化程度参数的准确性。在本实施例中,可以通过接收用户的手动选取区域的操作来确定兴趣区域。示例性的,用户可以通过超声扫查设备配置的输入设备,例如:鼠标、滚轮等来选取兴趣区域(Region Of Interst,ROI)。接收用户在显示界面的选取操作,确定兴趣区域的范围。通过接收用户选取的二维超声图像的区域操作,可以更加准确的确定肝脏图像范围,减少其它组织器官的回波信号的干扰,提高了后期肝部扫查图像处理的精度。

[0059] 实施例二

[0060] 图2为本发明实施例二提供的肝部扫查图像的处理方法的流程示意图。本实施例以上述实施例为基础进行优化,在本实施例中,在获取二维包络图像之后,对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换之前,增加如下步骤:对获取的二维包络图像进行对数压缩;并将所述对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,具体优化为:对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换。

[0061] 本实施例所提供的肝部扫查图像的处理方法,具体包括:

[0062] S210,获取肝部扫查区域的超声射频信号。

[0063] S220,对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像。

[0064] S230,对获取的二维包络图像进行对数压缩。

[0065] 上述处理获得的二维包络图像作对数压缩,降低图像的动态范围,此步骤不是必须的,可以省略。对数压缩系输出信号与输入信号的对数函数成比例的一种传输特性。取对数之后不会改变数据的性质和相关关系,但压缩了变量的动态范围。通过对数压缩可以在保留图像特征的基础上,有效减少图像的动态范围,方便后期运算。

[0066] S240,对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性。

[0067] 对上述步骤进行对数压缩处理后的图像进行二维傅里叶变换。

[0068] 本实施例通过在获取二维包络图像之后,对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换之前,增加如下步骤:对获取的二维包络图像进行对数压缩;并将所述对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,具体优化为:对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换。可以在保留图像特征的基础上,有效减少图像的动态范围,方便后期运算。

[0069] 实施例三

[0070] 图3为本发明实施例三提供的肝部扫查图像的处理方法的流程示意图。本实施例以上述实施例为基础进行优化,在本实施例中,将所述在对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性,具体优化为:从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号。

[0071] 本实施例所提供的肝部扫查图像的处理方法,具体包括:

[0072] S210,获取肝部扫查区域的超声射频信号。

[0073] S220,对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像。

[0074] S230,对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号。

[0075] 超声成像利用的是反射式成像方法,回声强度直接决定了超声射频信号的幅度大小。正常的肝脏一般是质地均匀的脏器,肝实质的回声强度在相近空间上差异较小,而肝纤维化导致肝实质不均匀性增加,回声强度在相近空间上的差异变大,而且肝纤维化程度越高,这种差异越大,反映到二维包络图像的频谱上就是高频部分越来越强,即肝纤维化程度和二维包络图像频谱的高频成正相关。

[0076] 在本实施例中,可以根据实际经验确定频率阈值,低于该频域阈值的频率成分可以认为是正常肝脏的低频成分,高于该频率阈值的频率成分认为是肝纤维化导致的高频成分。根据高频部分的能量值可以判断当前扫查的肝纤维化程度。

[0077] 本实施例通过将所述在对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性,具体优化为:从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号。可以根据图像处理的结果对肝纤维化进行定量分析。

[0078] 在本实施例的一个优选实施方式中,在从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号后,增加如下步骤:分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值。示例性的,可以根据变换后频谱中对低频成分的能量进行加权平均作为低频能量,对高频成分的能量进行加权平均作为高频能量。其中,所述权重可以根据单个频率的幅度,即能量确定。通过计算高频能量和低频能量的比值可以推测肝纤维化程度。以使得对肝纤维化定量计算能够更加准确。

[0079] 此外,也可通过计算所述低频信号的能量值与信号总能量值的比值或者差值来确定肝纤维化的程度。

[0080] 实施例四

[0081] 图4是本发明实施例四提供的肝部扫查图像的处理装置的结构示意图,如图4所示,所述装置包括:

[0082] 获取模块410,用于获取肝部扫查区域的超声射频信号;

[0083] 生成模块420,用于对所述超声射频信号进行包络检波,生成二维包络图像;

[0084] 变换模块430,用于对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换,以获取肝部扫查区域图像的幅频特性。

[0085] 本实施例提供的肝部扫查图像的处理装置,通过获取用户感兴趣的重点区域的扫查信号,并对扫查信号进行处理,获取到相应的扫查图像,并对扫查图像进行傅里叶变换,以获取扫查图像的幅频特性。可以有效避免各种成像参数对获取的结果产生干扰,使结果能够更加稳定和客观,提高了获取结果的可靠性。

[0086] 在上述各实施例的基础上,所述获取模块用于:

[0087] 接收用户选取的二维超声图像的区域操作,提取所述区域对应的超声射频信号。

[0088] 在上述各实施例的基础上,所述装置还包括:

[0089] 压缩模块,用于对获取的二维包络图像进行对数压缩;

[0090] 所述变换模块用于:

[0091] 对对数压缩处理后的二维包络图像进行二维傅里叶变换。

[0092] 在上述各实施例的基础上,所述变换模块用于:

[0093] 从二维傅里叶变换后的信号中根据预设的频率阈值分别筛选出相对低频信号和相对高频信号。

[0094] 在上述各实施例的基础上,所述装置还包括:

[0095] 计算模块,用于分别计算相对低频信号的能量值、相对高频信号的能量值和信号总能量值。

[0096] 在上述各实施例的基础上,所述装置还包括:

[0097] 第一比值计算模块,用于计算所述相对低频信号的能量值与所述相对高频信号的能量值的比值。

[0098] 在上述各实施例的基础上,所述装置还包括:

[0099] 第二比值计算模块,用于计算所述低频信号的能量值与信号总能量值的比值或者差值。

[0100] 本发明实施例所提供的肝部扫查图像的处理装置可用于执行本发明任意实施例提供的肝部扫查图像的处理方法,具备相应的功能模块,实现相同的有益效果。

[0101] 显然,本领域技术人员应该明白,上述本发明的各模块或各步骤可以通过如上所述的设备实施。可选地,本发明实施例可以用计算机装置可执行的程序来实现,从而可以将它们存储在存储装置中由处理器来执行,所述的程序可以存储于一种计算机可读存储介质中,上述提到的存储介质可以是只读存储器,磁盘或光盘等;或者将它们分别制作成各个集成电路模块,或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。这样,本发明不限制于任何特定的硬件和软件的结合。

[0102] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

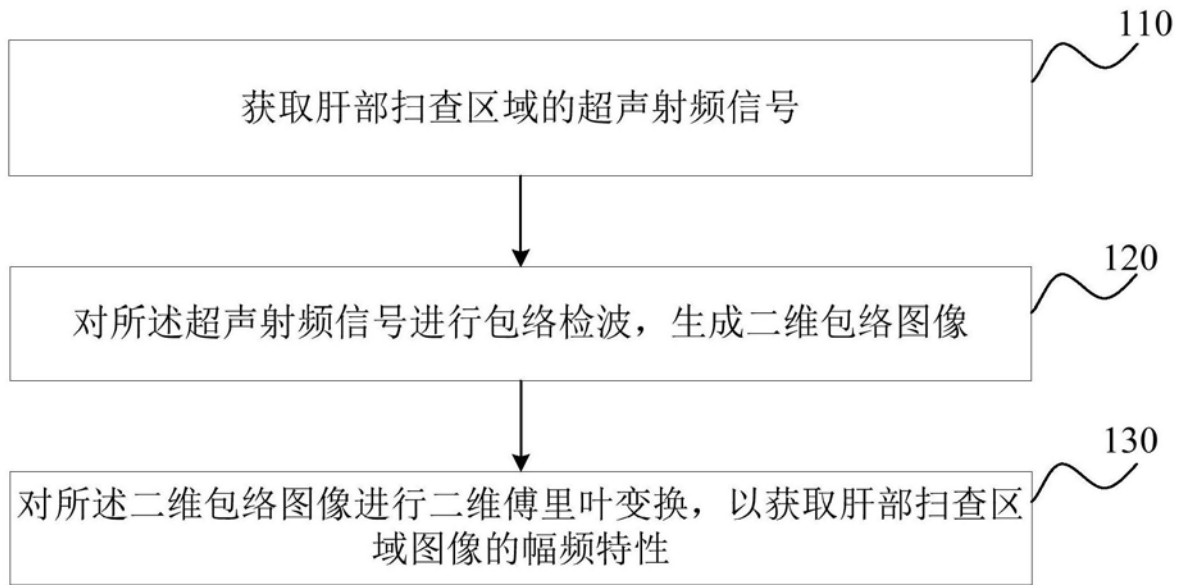


图1

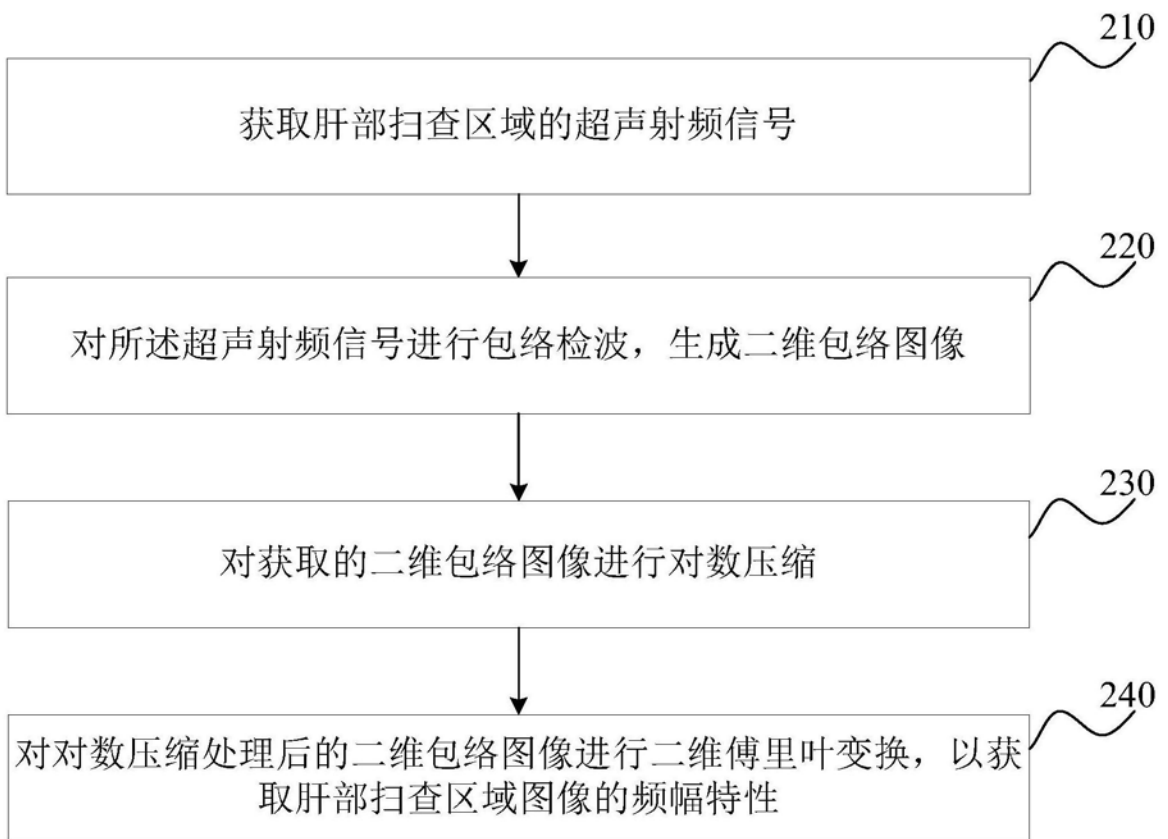


图2

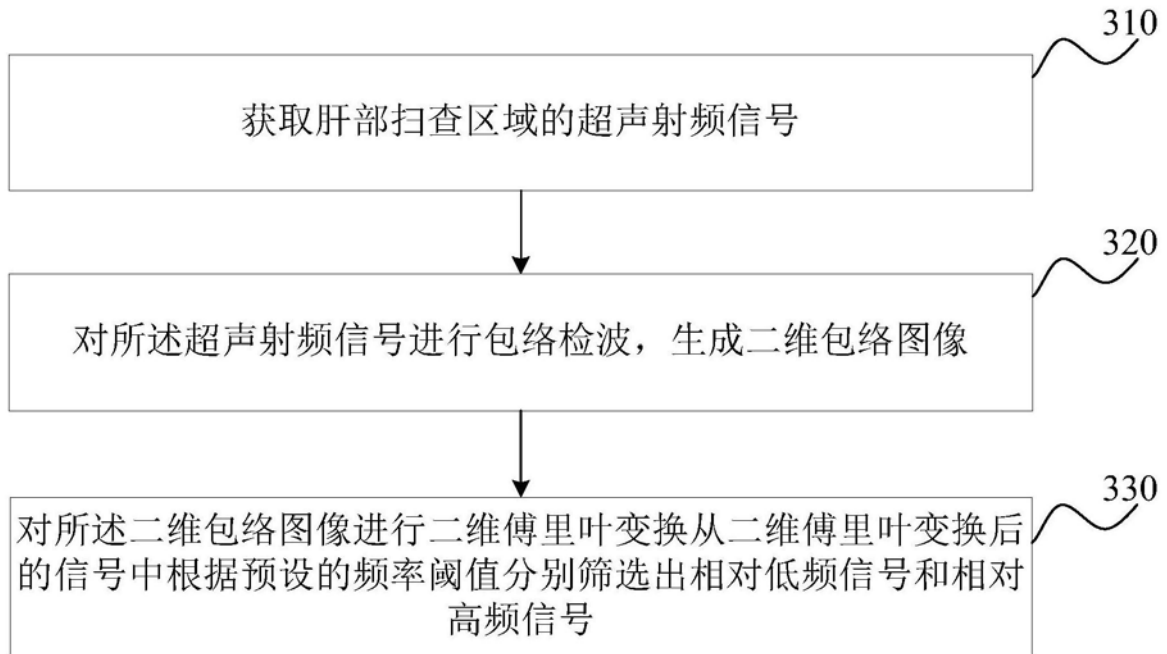


图3

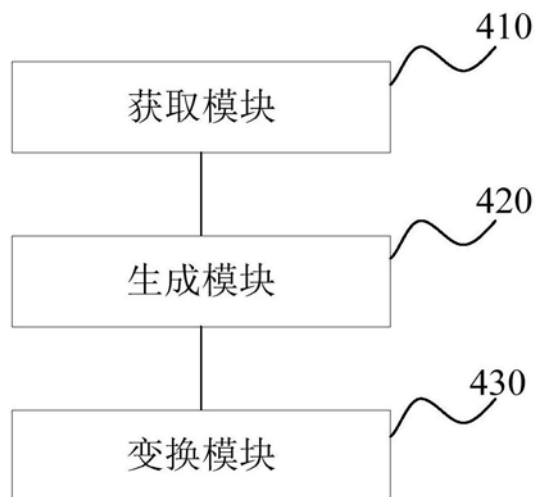


图4

专利名称(译)	一种肝部扫查图像的处理方法及装置		
公开(公告)号	CN106815840B	公开(公告)日	2020-06-05
申请号	CN2017110047049.6	申请日	2017-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	凌涛		
发明人	凌涛		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/52 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30056		
代理人(译)	胡彬		
其他公开文献	CN106815840A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种肝部扫查图像的处理方法及装置。其中，所述方法包括：获取肝部扫查区域的超声射频信号；对所述超声射频信号进行包络检波，生成二维包络图像；对所述二维包络图像进行二维傅里叶变换，以获取肝部扫查区域图像的幅频特性，并以此获取肝纤维化程度。可以有效避免各种成像参数对获取的结果产生干扰，使结果能够更加稳定和客观，提高了获取结果的可靠性。

