



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102125444 A

(43) 申请公布日 2011. 07. 20

(21) 申请号 201110008016. 3

(22) 申请日 2011. 01. 14

(30) 优先权数据

006111/2010 2010. 01. 14 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 姚淙 神山直久

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种通过识别肝脏边界线的特征等而能够比以往更恰当地评价疾病种类和发展度的超声波诊断装置和超声波图像处理装置。通常，根据一个实施方式的超声波诊断装置，具备：超声波扫描单元，用超声波扫描被检体的包括肝脏的至少一部分在内的区域，取得有关肝脏的回波信号；图像生成单元，根据有关上述肝脏的回波信号，生成有关肝脏的超声波图像；和计算单元，使用有关上述肝脏的超声波图像，计算表示上述肝脏的凹凸程度的第一指标和表示上述肝脏的凹凸特征的第二指标中的至少一个。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波扫描单元,用超声波扫描被检体的包括肝脏的至少一部分在内的区域,取得有关肝脏的回波信号;

图像生成单元,根据有关上述肝脏的回波信号,生成有关肝脏的超声波图像;和

计算单元,使用有关上述肝脏的超声波图像,计算表示上述肝脏的凹凸程度的第一指标和表示上述肝脏的凹凸特征的第二指标中的至少一个。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述计算单元使用有关上述肝脏的超声波图像,利用包括平滑化处理在内的轮廓提取处理取得肝脏的第一边界线,并且利用不包括平滑化处理的轮廓提取处理取得肝脏的第二边界线,

上述计算单元使用上述第一边界线和上述第二边界线计算上述第一指标,

上述计算单元使用上述第二边界线计算上述第二指标。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

上述计算单元使用快速行进法取得上述第一边界线和上述第二边界线。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

上述计算单元计算上述第一边界线与上述第二边界线之间的距离的平均值,作为上述第一指标。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,

上述计算单元使用快速行进法取得上述第一边界线和上述第二边界线。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

上述计算单元计算通过将上述第二边界线投影到规定的近似曲线的核心坐标系上之后变换成频率区域所得到的频谱分布,作为上述第二指标。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,

上述计算单元使用快速行进法取得上述第一边界线和上述第二边界线。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

还具备输出单元,该输出单元同时输出将上述第一指标和上述第二指标与肝脏功能建立了关联的肝脏功能对应表。

9. 一种超声波图像处理装置,具备:

存储单元,存储用超声波扫描被检体的包括肝脏的至少一部分在内的区域所取得的、有关肝脏的超声波图像;和

计算单元,使用有关上述肝脏的超声波图像,计算表示上述肝脏的凹凸程度的第一指标和表示上述肝脏的凹凸特征的第二指标中的至少一个。

10. 根据权利要求9所述的超声波图像处理装置,

上述计算单元使用有关上述肝脏的超声波图像,利用包括平滑化处理在内的轮廓提取处理取得肝脏的第一边界线,并且利用不包括平滑化处理的轮廓提取处理取得肝脏的第二边界线,

上述计算单元使用上述第一边界线和上述第二边界线计算上述第一指标,

上述计算单元使用上述第二边界线计算上述第二指标。

11. 根据权利要求10所述的超声波图像处理装置,

上述计算单元使用快速行进法取得上述第一边界线和上述第二边界线。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置，

上述计算单元计算上述第一边界线与上述第二边界线之间的距离的平均值，作为上述第一指标。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理装置，

上述计算单元使用快速行进法取得上述第一边界线和上述第二边界线。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置，

上述计算单元计算通过将上述第二边界线投影到规定的近似曲线的核心坐标系上之后变换成频率区域所得到的频谱分布，作为上述第二指标。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，

上述计算单元使用快速行进法取得上述第一边界线和上述第二边界线。

16. 根据权利要求 9 所述的超声波图像处理装置，

还具备输出单元，该输出单元同时输出将上述第一指标和上述第二指标与肝脏功能建立了关联的肝脏功能对应表。

超声波诊断装置和超声波图像处理装置

[0001] 相关申请的交叉引用：

[0002] 本申请基于并要求申请日为 2010 年 1 月 14 日的日本专利申请 No. 2010-006111 的优先权，其全部内容作为参考被包含在本文中。

技术领域

[0003] 本文中描述的实施例主要涉及超声波诊断装置和超声波图像处理装置。

[0004] 本发明涉及能够使用肝脏的超声波图像正确地评价肝脏的疾病种类和发展度的超声波诊断装置和超声波图像处理装置。

背景技术

[0005] 超声波诊断很简便，只要把超声波探头抵接在体表上的简单操作就能实时显示地得到心脏搏动或胎儿运动的情况，并且除了因为安全性高而可以反复进行检查以外，系统的规模也比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断仪器小，向床边移动的检查也能容易进行等。此外，超声波诊断没有像 X 射线等那样的辐射影响，在产科或家庭医疗等中也能够使用。

[0006] 近年已公开有使用这样的超声波诊断装置用于评价例如肝脏等脏器的技术。该技术为了表示肝脏表面的凹凸的不规则程度，根据包括平滑处理在内所提取的轮廓线与其近似曲线的差，使用将所夹部分的面积除以近似曲线的长度而正则化后的值来表示不规则度。在图像上对所夹部分赋予颜色进行显示。

[0007] 此外，作为使用超声波图像等的脏器等轮廓的提取法，例如有被称作快速行进 (Fast Marching) 法的方法。该方法是，在从断层图像中提取脏器的边界时，在脏器区域内指定初始轮廓，从初始轮廓开始在全方向上连续进行传播。在进行传播时，由局部的传播速度决定像素间的路径成本、即到达时刻差。根据依存于图像中的浓度值的程函方程式这样的所给的式子来赋予传播速度。例如，与脏器的边界部周边相比，脏器内部的浓度值均匀，传播速度快，轮廓更迅速地在脏器内传播。从而，通过将轮廓到达的地点与轮廓不到达的地点分离，就能得到迅速的区域分割。

[0008] 另外，作为脏器等轮廓的其他提取法，有被称作核心 (kernel) 法的方法。该方法是在进行数据分析时，为了掌握非线性的数据结构，通过进行非线性变换，将原来的数据变换成容易分析的形式（一般是线性）。

[0009] 【专利文献 1】日本专利 4202966 号公报

[0010] 【非专利文献 1】Level sets methods and fast marching method, evolving interfaces in computational geometry, fluid mechanics, computer vision and material science”, Cambridge University Press, 1999

[0011] 【非专利文献 2】Learning with kernels, support vector machines, regularization, optimization and beyond”, MIT Press, 2002

[0012] 但是，在以往的超声波诊断中的脏器的评价法中例如有如下这样的问题。

[0013] 即，在以往的评价法中，为了去掉边界线附近的噪声，在提取轮廓线的过程中执行

平滑化处理。这时,在去掉噪声的同时也失去了一部分微细的边界凹凸信息。由于该一部分微细的边界凹凸信息中也包含有用于判断疾病种类的结节的图案等,因此有不能够充分评价的可能性。

[0014] 此外,在以往的评价法中,用轮廓线与其近似曲线所夹的面积、即与近似曲线的离散作为不规则度来评价肝功能。但是,肝脏的疾病种类及其发展度各种各样,与近似曲线的离散和肝功能之间并不一定成立一对一的函数关系。因此,简单地以与近似曲线的离散作为肝功能的诊断指标有时并不充分。更具体地说,在例如图 10A、图 10B 所示的两个肝脏的轮廓线 C1、C2 的情况下,各自的近似曲线成为横穿曲线的 L1、L2。该情况下,轮廓线 C1 相对于近似曲线 L1 的离散和轮廓线 C2 相对于近似曲线 L2 的离散大致相同。但是,在比较轮廓线 C1 和轮廓线 C2 的情况下,各自的凹凸形式(曲折形的剧烈度等)大幅度不同。同样地,也有在不同发展度的 C 型肝硬化、B 型肝硬化的边界线中具有相同离散的可能性。

发明内容

[0015] 本发明鉴于上述事情而提出,其目的在于提供一种通过识别肝脏边界线的特征等而能够比以往更恰当地评价疾病种类和发展度的超声波诊断装置和超声波图像处理装置。

[0016] 本发明为了达到上述目的,采取如下手段。

[0017] 技术方案 1 记载的发明是一种超声波诊断装置,具备:超声波扫描单元,用超声波扫描被检体的包括肝脏的至少一部分在内的区域,取得有关肝脏的回波信号;图像生成单元,根据有关上述肝脏的回波信号,生成有关肝脏的超声波图像;和计算单元,使用有关上述肝脏的超声波图像,计算表示上述肝脏的凹凸程度的第一指标和表示上述肝脏的凹凸特征的第二指标中的至少一个。

[0018] 技术方案 9 记载的发明是一种超声波图像处理装置,具备:存储单元,存储用超声波扫描被检体的包括肝脏的至少一部分在内的区域所取得的、有关肝脏的超声波图像;和计算单元,使用有关上述肝脏的超声波图像,计算表示上述肝脏的凹凸程度的第一指标和表示上述肝脏的凹凸特征的第二指标中的至少一个。

[0019] 发明效果:

[0020] 根据以上本发明,能够实现通过识别肝脏边界线的特征等而能够比以往更恰当地评价疾病种类和发展度的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序。

附图说明

[0021] 图 1 示出了本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构方框图。

[0022] 图 2 是示出了基于本肝脏诊断支援功能的处理(肝脏诊断支援处理)的流的流程图。

[0023] 图 3 是用于更详细地说明本肝脏诊断支援处理的步骤 S3、S4、S5 中的处理的图。

[0024] 图 4 是肝脏的模式图。

[0025] 图 5 是示出肝脏的超声波断层图像的一例的图。

[0026] 图 6A、6B、6C、6D 是用于说明图 2 的步骤 S3 中的处理的图。

[0027] 图 7A、图 7B 是用于说明在步骤 S5 中执行的非线性坐标变换处理的图。

[0028] 图 8 是示出了作为凹凸特征指标的正则化后的频谱分布的一例的图。

[0029] 图 9 是示出了将凹凸程度指标和凹凸特征指标与肝脏功能建立了关联的肝脏功能对应表的一例的图。

[0030] 图 10A、图 10B 是用于说明以往的肝脏功能的评价法的图。

[0031] 附图说明

[0032] 1...超声波诊断装置、11...装置主体、12...超声波探头、13...输入装置、14...监视器、21...超声波发送单元、22...超声波接收单元、23...B 模式处理单元、24...多普勒处理单元、25...图像生成单元、26...图像存储器、27...图像合成单元、28...控制处理器 (CPU)、29...存储单元、30...接口单元

具体实施方式

[0033] 通常,根据一个实施方式的超声波诊断装置,具备:超声波扫描单元,用超声波扫描被检体的包括肝脏的至少一部分在内的区域,取得有关肝脏的回波信号;图像生成单元,根据有关上述肝脏的回波信号,生成有关肝脏的超声波图像;和计算单元,使用有关上述肝脏的超声波图像,计算表示上述肝脏的凹凸程度的第一指标和表示上述肝脏的凹凸特征的第二指标中的至少一个。

[0034] 以下,按照附图说明本发明的实施方式。再有,在以下说明中,关于具有大致同一功能和结构的结构要素标记同一符号,仅在必要时进行重复说明。此外,在各实施方式中,为了使说明具体化而假设诊断对象是肝脏。但是不限于此,本发明涉及的技术思想对于肝脏以外的规定的脏器、例如脾脏、胰脏等也有效。

[0035] 图 1 示出了本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构方框图。如该图所示,本超声波诊断装置 10 具备与装置主体连接的超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、内置在装置主体中的超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成单元 27、控制处理器 (CPU) 28、存储单元 29、以及接口单元 30。以下关于各个结构要素的功能进行说明。

[0036] 超声波探头 12 具有基于来自超声波收发单元 21 的驱动信号产生超声波并将来自被检体的反射波变换成电信号的多个压电振子、设置在该压电振子上的整合层、防止超声波从该压电振子向后方传播的衬垫 (backing) 材料等。当从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上连续被反射,作为回波信号而被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于进行反射的不连续面中的声阻抗的差。此外,发送的超声波脉冲在正移动的血流或心脏壁等的表面上反射后的回波,根据多普勒效应,依存于移动体的超声波发送方向的速度成分而受到频率偏移。

[0037] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作人员的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种各样的画质条件设定指示等输入装置主体 11 中的各种开关、按钮、跟踪球、鼠标、键盘等。例如,在操作者操作输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮时,超声波的收发结束,该超声波诊断装置成为暂时停止状态。

[0038] 监视器 14 基于来自图像合成单元 26 的视频信号,将生物体内的形态学的信息或血流信息作为图像进行显示。

[0039] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发产生电路、延迟电路和脉冲发生器电路等。

在脉冲发生器电路中,以规定的速率频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒),反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。此外,在延迟电路中,对各个速率脉冲赋予在每个信道将超声波聚成波束状和决定发送指向性所需的延迟时间。触发产生电路按照基于该速率脉冲的定时,对探头 12 施加驱动脉冲。

[0040] 再有,超声波发送单元 21 为了按照控制处理器 28 的指示执行规定的扫描顺序,具有能瞬时变更发送频率和发送驱动电压等的功能。特别是关于发送驱动电压的变更,利用能瞬间切换其值的线性放大型的发信电路或者电气性切换多个电源单元的机构来实现。

[0041] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 转换器和加法器等。在放大电路中,在每个信道中对经探头 12 取入的回波信号进行放大。在 A/D 转换器中,对放大后的回波信号赋予决定接收指向性所需的延迟时间,之后,在加法器中进行加法处理。利用该加法来强调回波信号的来自与接收指向性相应的方向的反射成分,由接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合波束。

[0042] B 模式处理单元 23 从收发单元 21 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成用辉度的明亮度表现信号强度的数据。图像生成单元 25 将来自 B 模式处理单元 23 的信号作为用辉度表示反射波强度的 B 模式图像,显示在监视器 14 上。这时也可以实施边缘强调和时间平滑化、空间平滑化等各种各样的图像过滤,使得能够提供与用户的喜好相应的画质。

[0043] 多普勒处理单元 24 对从收发单元 21 收到的回波信号的速度信息进行频率分析,提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波成分,对多点求平均速度、离散、能量(Power)等血流信息。将得到的血流信息送到图像生成单元 25 中,作为平均速度图像、离散图像、能量图像、以及它们的组合图像,在监视器 14 上进行彩色显示。

[0044] 图像生成单元 25 除上述以外,还将超声波扫描的扫描线信号串变换成以电视机等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串,生成作为显示图像的超声波诊断图像。此外,图像生成单元 25 搭载有专用处理器或储存图像数据的存储器等,由使用了它们的坐标变换处理和插补处理等进行 3 维体数据的重构处理。另外,图像生成单元 25 响应来自输入装置 13 的指示,生成扫描剖面图像和体数据利用图像(MPR 图像、体绘制图像等)。在后述的肝脏诊断支援功能中,使用在本图像生成单元 25 中生成的图像,将从输入装置 13 设定的关心区域作为处理对象来进行处理。将计算出的凹凸程度、凹凸特征以及表示肝脏功能的参数,经由图像合成部 27 输出到监视器 14 中。再有,进入到该图像生成单元 25 中的以前的数据有时也被称作“原始数据”。

[0045] 图像存储器 26 是保存例如与冻结紧前面的多个帧相对应的超声波图像的存储器。通过连续显示(电影显示)该图像存储器 26 中存储的图像,也能显示超声波动画图像。

[0046] 图像合成单元 27 将从图像生成单元 25 收到的图像与各种各样参数的字符信息或刻度等一起合成为视频信号,输出到监视器 14 中。此外,图像合成单元 27 生成带扫描剖面位置的 VR 图像,该带扫描剖面位置的 VR 图像包含示出体绘制图像中的扫描剖面图像的位置的信息。另外,图像合成单元 27 按照来自控制处理器 28 的控制,将在后述的肝脏诊断支援功能中取得的用于支援肝脏的功能诊断的参数,以规定的形式输出到监视器 14 中。

[0047] 控制处理器 28 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,是控制本超声波诊断装置主体的动作的控制机构。控制处理器 28 从存储单元 29 中读出用于执行图像生成·显示

等的控制程序、用于实现后述的肝脏诊断支援功能的专用程序等,在自身具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算・控制等。

[0048] 存储单元 29 保管着用于执行收发条件、图像生成、显示处理的控制程序、及诊断信息(患者 ID、医师的所见等)、诊断报告书、身体标记生成程序、用于实现后述的肝脏诊断支援功能的专用程序及其他数据群。此外,也根据需要,用于在图像存储器 26 中的图像的保管等中。存储单元 29 的数据也可以经由接口单元 30 向外部周边装置进行传送。

[0049] 接口单元 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。利用该接口单元 30,能经网络向其他装置传送由该装置得到的超声波图像等的的数据或分析结果等。

[0050] (肝脏诊断支援功能)

[0051] 下面,关于本超声波诊断装置 1 具有的肝脏诊断支援功能进行说明。本功能是,考虑由包括平滑化处理在内的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线、和由不包括平滑化处理的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线这两者,计算表示肝脏边界线的凹凸程度的指标(以下简称“凹凸程序指标”)和表示肝脏边界线的特征(以下简称“凹凸特征指标”)的至少一个,并以规定的形式行输出,由此来支援肝脏诊断。

[0052] 这样地考虑由包括平滑化处理在内的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线、和由不包括平滑化处理的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线这两者,是根据如下的背景。

[0053] 即,在正常的肝脏中,边界面没有凹凸而光滑。另一方面,在已病变的肝脏等异常肝脏中,因为病毒、酒精、脂肪堆积等各种各样原因而发展成纤维化。因此,肝脏的边界变得不清晰,肝脏的边界线变得具有凹凸。该凹凸也在肝脏的超声波图像中被影像化。

[0054] 此外,肝脏边界线的凹凸的不规则形态和程度,与病变起因的种类和病变的发展度相关,肝脏边界线的凹凸图案也根据病变的种类而不同。例如,在因为 B 型慢性肝炎而肝纤维化的情况下,肝实质呈现比较大的结节图案。此外,在因为 C 型肝炎的纤维化的情况下,实质示出点状图案。通过评价这些凹凸图案在肝脏边界线上是否出现或者出现的程度等,就能确定肝脏的病变种类等。

[0055] 可是,在这样地评价肝脏的边界线时,其评价结果可以说受肝脏的边界线(轮廓)的提取精度所影响。作为轮廓提取方法之一,多使用快速行进法。此外,由于传播面从初始轮廓到真实的肝脏边界而终止,因此,用于除去斑纹图案等的平滑处理是必要的。反过来,在进行了平滑处理的情况下,边界线的凹凸信息也被删除了。

[0056] 因此,在本肝脏诊断支援功能中,考虑了由包括平滑化处理在内的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线、和由不包括平滑化处理的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线这两者,计算用于评价肝脏功能的凹凸程度指标和凹凸特征指标,以规定的形式进行输出。

[0057] 图 2 是示出基于本肝脏诊断支援功能的处理(肝脏诊断支援处理)的流的流程图。此外,图 3 是用于更详细地说明本肝脏诊断支援处理的步骤 S3、S4、S5 中的处理的图。按照图 2 和图 3,以下关于各步骤的处理内容进行说明。

[0058] [患者信息・收发条件等的输入接收、超声波图像的取得:步骤 S1、S2]

[0059] 首先,在通过输入装置 13 输入了患者信息、收发条件(焦点深度、发送电压、扫描范围等)等时,控制处理器 28 将各种信息和条件存储在存储单元 29 中(步骤 S1)。

[0060] 接着,控制处理器 28 按照输入的收发条件控制超声波探头 12、超声波发送单元

22、超声波接收单元 23 等,对如图 4 所示的包含肝脏的至少一部分的区域进行超声波扫描,取得有关肝脏的回波信号。将取得到的回波信号经由超声波接收单元 22 送到 B 模式处理单元 23 中。B 模式处理单元 23 执行对数放大处理、包络线检波处理等,生成用辉度表现信号强度的辉度数据。图像生成单元 25 使用从 B 模式处理单元 23 收到的辉度数据,生成如图 5 所示的有关肝脏的超声波图像(步骤 S2)。

[0061] [第一曲线、第二曲线的计算:步骤 S3]

[0062] 接着,控制处理器 28 取得由包括平滑化处理在内的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线(第一曲线)、和由不包括平滑化处理的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线(第二曲线)(步骤 S3)。

[0063] 即,控制处理器 28 对如图 6A 所示的包含现实的(作为实体的)肝脏边界线 61 的超声波图像执行平滑化处理(步骤 S31)。这样,本来包含有凹凸的边界线 61 的超声波图像就如图 6B 所示地因为辉度的平均效应而成为包含宽度较厚的带状边界区域 62 的图像。再有,边界线 61 的凹凸越剧烈,边界区域 62 的宽度就越厚。

[0064] 控制处理器 28 通过对平滑化后的超声波图像执行快速行进法来计算出第一曲线(步骤 S32)。由快速行进法提取的第一曲线 63 如图 6C 所示,与边界区域 62 的内侧一致。之后,控制处理器 28 使用计算出的第一曲线,设定如图 6D 所示的关心区域(的边界线)64 和初始轮廓 65。例如,指定第一曲线附近数个像素范围内、例如距离第一曲线 8 个像素以内的全部区域,作为新的关心区域。新的初始轮廓也设定在该关心区域内肝脏的内侧的点上。

[0065] 此外,控制处理器 28 使用在步骤 S33 中设定的关心区域和初始轮廓,对在步骤 S2 中取得的超声波图像执行快速行进处理,取得第二曲线(步骤 S34)。通过这样地利用在步骤 S33 中设定的限定的关心区域,就能够将斑纹图案的影响和边界遗漏抑制到最小限度。此外,在本步骤 S34 中取得的第二曲线未经由平滑化处理。从而能够保持肝脏边界线的微细凹凸。

[0066] [凹凸程度指标的计算:步骤 S4]

[0067] 控制处理器 28 计算关心区域内的第二曲线与第一曲线之间的距离的平均值,作为表示肝脏边界线的凹凸程度的指标(凹凸程度指标)(步骤 S4)。

[0068] 在正常肝脏的情况下,由于肝脏边界线本来是光滑的,因此,第二曲线与第一曲线大致重合。另一方面,在有病等的异常肝脏的情况下,在第一曲线的外侧检测出第二曲线。此外,内侧的第一曲线与外侧的第二曲线之间的距离,依存于肝脏边界线的凹凸程度,凹凸的程度反映肝脏的异常程度。从而,第一曲线与第二曲线之间的距离,成为评价肝脏的异常程度的优选指标。

[0069] [凹凸特征指标的计算:步骤 S5]

[0070] 控制处理器 28 计算凹凸特征指标(步骤 S3)。

[0071] 即,控制处理器 28 使用示出肝脏边界线的第二曲线执行拟合处理,计算出第三曲线(步骤 S51)。可以使用例如多项式近似、二次曲线、指数曲线以及其他的能够反映轮廓形状的非线性拟合来执行该拟合处理。接着,控制处理器 28 执行使用所得到的第三曲线作为核心函数的非线性坐标变换,取得新空间中的曲线上各点的坐标(步骤 S52)。根据该非线性坐标变换,如图 7A 所示的分布在第三曲线(拟合曲线)周边的轮廓点(虚线)成为如图 7B 所示地分布在直线周边。

[0072] 之后,控制处理器 28 将轮廓点的新空间坐标变换成频率区域(步骤 S53),通过将得到的各频率成分正则化而计算出凹凸特征指标(步骤 S54)。

[0073] 根据本步骤的处理,作为凹凸特征指标,得到如图 8 所示的正则化后的频谱分布。再有,步骤 S53 中的向频率区域的变换,可以采用例如傅立叶变换。但是,不拘泥于该例子,也可以利用其他频率区域变换。

[0074] [凹凸程度指标、凹凸特征指标的输出:步骤 S6]

[0075] 接着,控制处理器 28 以规定的形式输出得到的凹凸程度指标和凹凸特征指标(步骤 S6)。

[0076] 例如,将作为凹凸程度指标的第二曲线与第一曲线之间的距离的平均、以及如图 8 所示的作为凹凸特征指标的频谱分布,以规定的形式显示在监视器 14 上。在异常的肝脏中,作为凹凸特征指标的频谱分布与病变起因的种类和病变的发展度之间相关。例如,在 C 型肝硬化的情况下,如图 8 所示,高频成分多于 B 型。此外,在酒精肝硬化中,高频成分变得更多。从而,医师等使用肝脏性状的事先知识,通过观察监视器 14 上显示的作为凹凸特征指标的频谱分布,就能够恰当地评价肝脏功能。

[0077] 另外,也能根据需要显示如图 9 所示的、将凹凸程度指标和凹凸特征指标与肝脏功能建立了关联的肝脏功能对应表。医师等通过观察所显示的凹凸程度指标、凹凸特征指标、肝脏功能对应表,就能够综合地评价肝脏功能,例如,根据频谱分布(凹凸特征指标)而将疾病种类定为 C 型肝硬化,根据凹凸程度指标是例如凹凸程度 2mm 而定为疾病的发展度为 3。

[0078] (效果)

[0079] 根据以上所述的结构,能够得到以下效果。

[0080] 根据本超声波诊断装置,在有关肝脏的超声波图像中设定包含肝脏边界线的关心区域,考虑由包括平滑化处理在内的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线、和由不包括平滑化处理的轮廓提取处理取得的肝脏的边界线这两者,计算出表示肝脏边界线的凹凸程度的凹凸程度指标和表示肝脏边界线的特征的凹凸特征指标。将计算出的凹凸程度指标和凹凸特征指标以规定的形式,或者根据需要而与肝脏功能对应表共同以规定的形式进行显示等。从而,医师等通过观察所显示的凹凸程度指标和凹凸特征指标,就能够正确且迅速地进行肝脏的疾病分类、发展度(重症度)的判定等的综合评价。其结果,能够有助于肝脏功能诊断的精度提高和诊断时间的缩短等,能够支援肝功能诊断。

[0081] 再有,本发明不原样限定于上述实施方式,可以在实施阶段中在不脱离其主旨的范围内将结构要素变形后具体实施。作为具体的变形例,例如有如下例子。

[0082] 例如,也可以通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机中,并在存储器上将它们展开,来实现本实施方式涉及的各项功能。这时,也可以将能够使计算机执行该方法的程序储存在磁盘(软磁盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质中进行颁发。

[0083] 此外,在上述方法中,也能使用利用 X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X 射线摄像装置等其他医用图像诊断装置所取得的图像。此外,通过安装本实施方式涉及的图像处理功能,在 X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X 射线摄像装置等各种医用图像诊断装置中,也能利用本方法。

[0084] 此外,通过上述实施方式中公开的多个结构要素的适当组合,能够形成各种各样的发明。例如,也可以从实施方式中示出的全部结构要素中删除几个结构要素。另外,也可以适当组合不同实施方式涉及的结构要素。

[0085] 尽管已经描述了特定的实施方式,但仅是通过例子表现了这些实施方式,而并不是要限定本发明的范围。实际上,可以用多种其他的方式来实施本文所描述的新的实施例。另外,采用本文所描述的实施例形式的各种省略、替代和改变都可以在不脱离本发明构思的情况下做出。所附的权利要求和它们的等效内容包括落入本发明的范围和构思内的这些形式或变形。

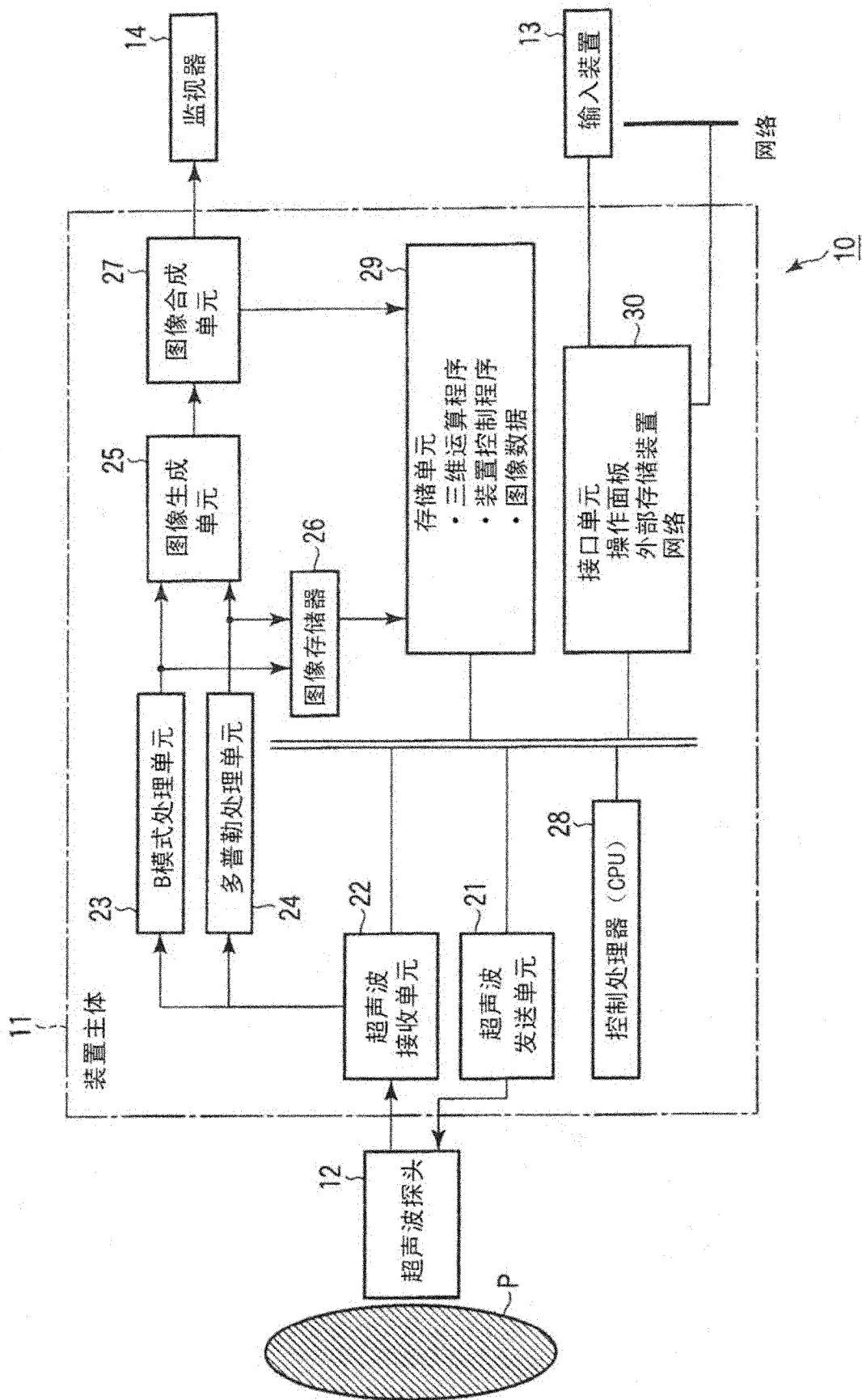


图 1

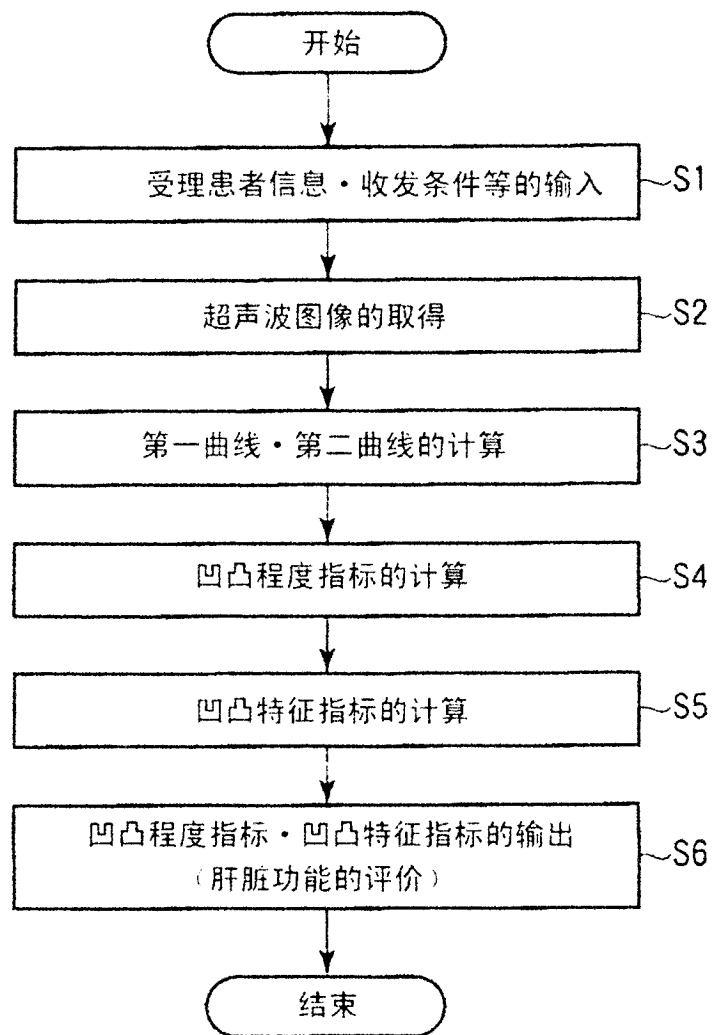


图 2

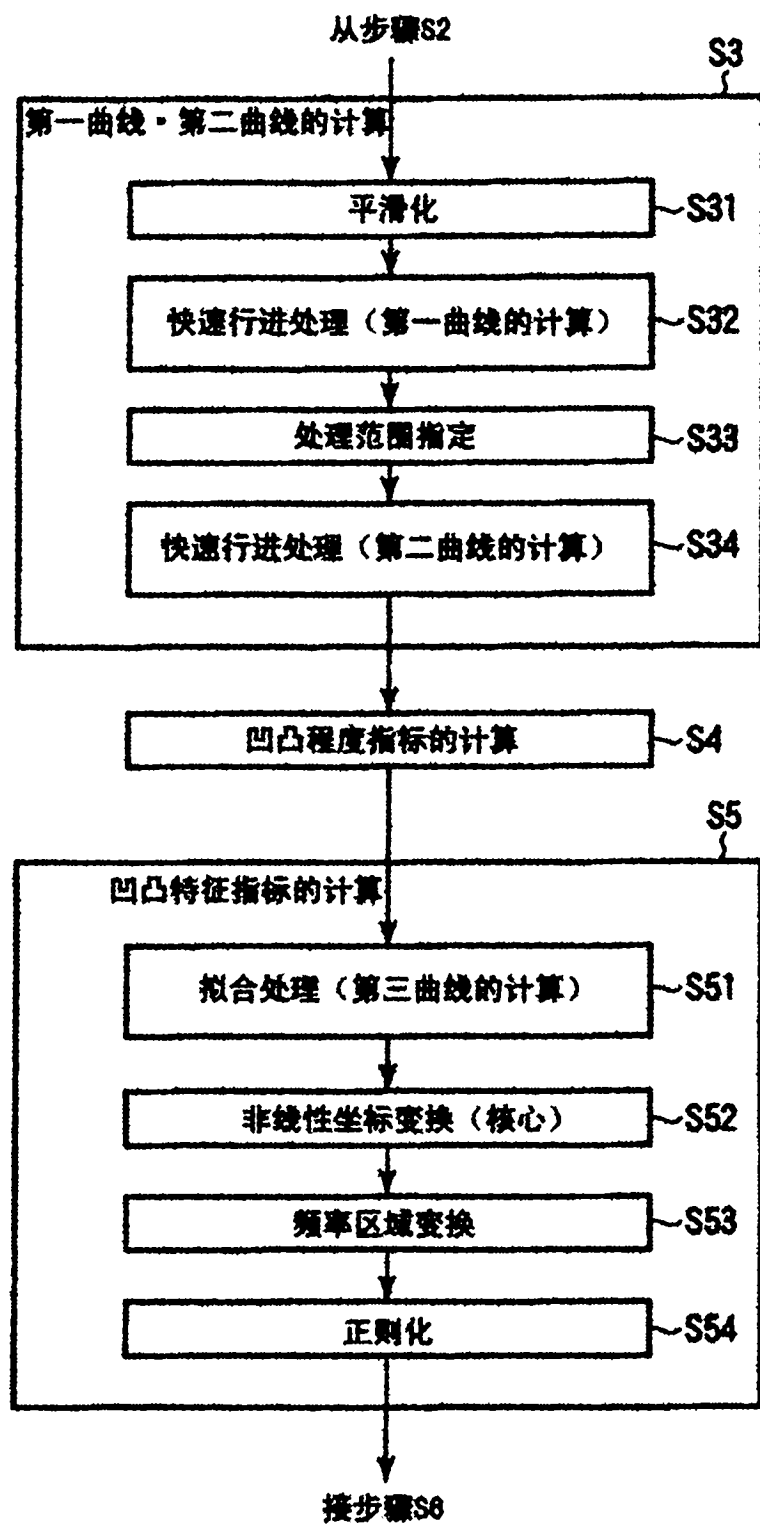


图 3

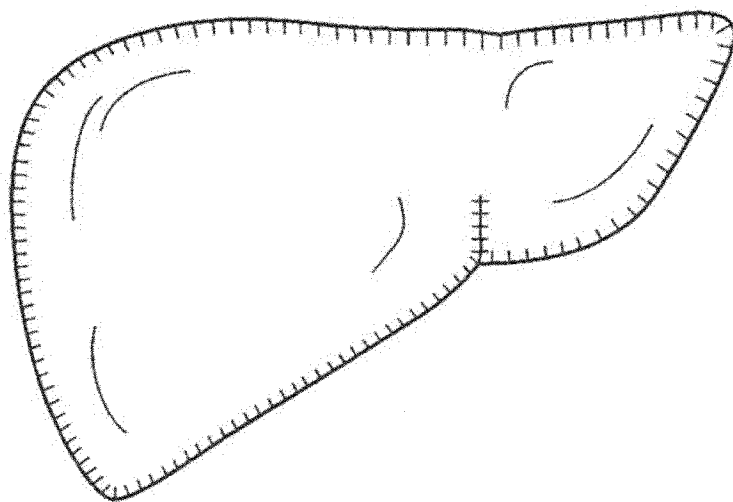


图 4

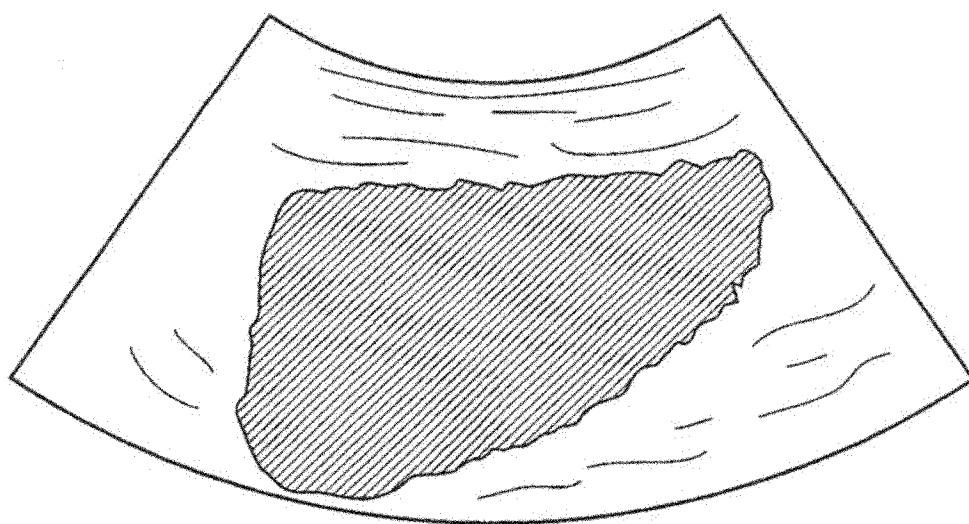


图 5

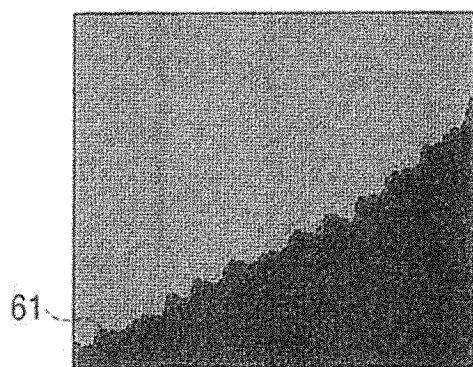


图 6A

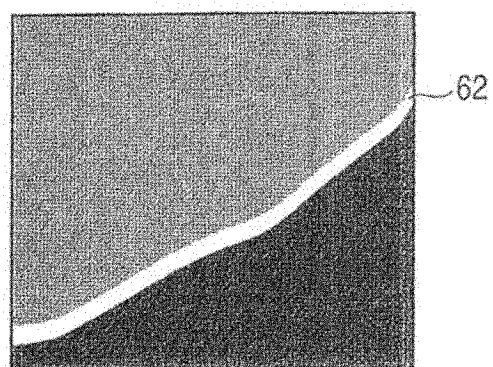


图 6B

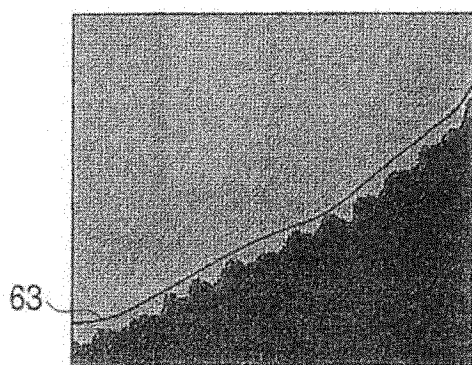


图 6C

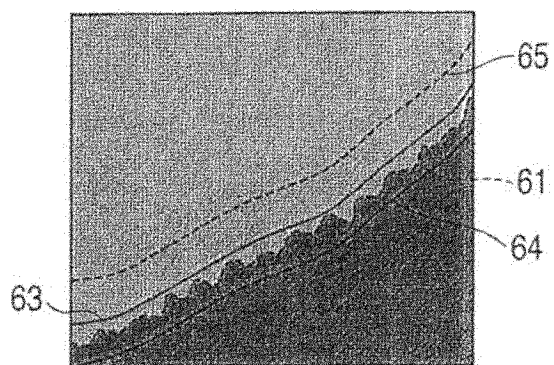
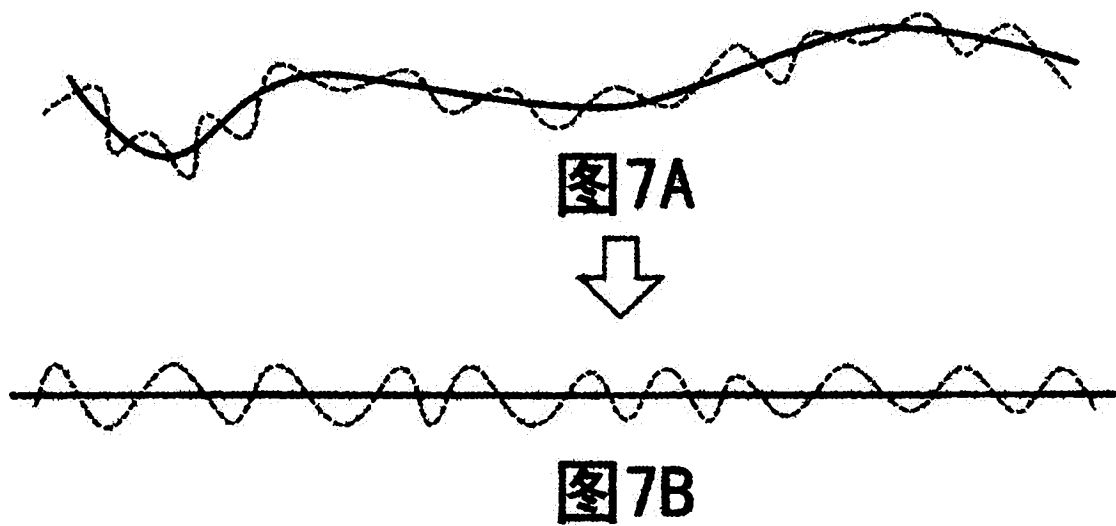


图 6D



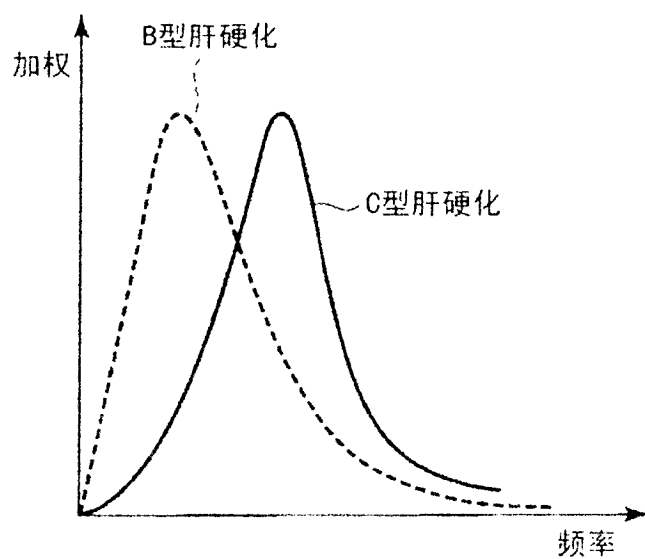


图 8

肝脏功能对应表			
凹凸程度	凹凸特征		
	B型肝炎硬化	C型肝炎硬化	...
...
2mm	发展度2	发展度3	0
...

图 9

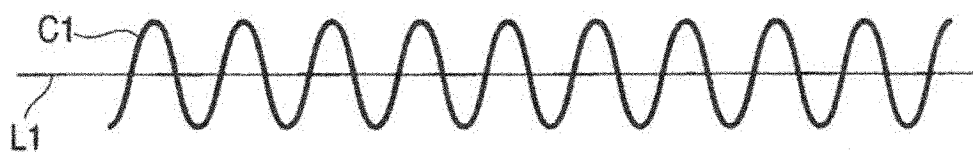


图 10A

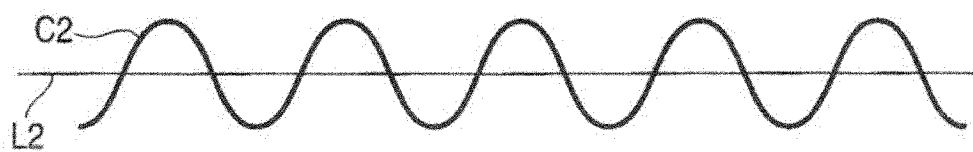


图 10B

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN102125444A	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	CN201110008016.3	申请日	2011-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	姚淙 神山直久		
发明人	姚淙 神山直久		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/13 G06T2207/30056 A61B8/5223 G06T7/0083 G06T2207/10132 G06T7/0012 G06T7/0051 A61B8/483 A61B8/08 G06T7/12		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2010006111 2010-01-14 JP		
其他公开文献	CN102125444B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种通过识别肝脏边界线的特征等而能够比以往更恰当地评价疾病种类和发展度的超声波诊断装置和超声波图像处理装置。通常，根据一个实施方式的超声波诊断装置，具备：超声波扫描单元，用超声波扫描被检体的包括肝脏的至少一部分在内的区域，取得有关肝脏的回波信号；图像生成单元，根据有关上述肝脏的回波信号，生成有关肝脏的超声波图像；和计算单元，使用有关上述肝脏的超声波图像，计算表示上述肝脏的凹凸程度的第一指标和表示上述肝脏的凹凸特征的第二指标中的至少一个。

