



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106691499 A

(43)申请公布日 2017.05.24

(21)申请号 201510420848.4

(22)申请日 2015.07.17

(71)申请人 安克生医股份有限公司

地址 中国台湾台北市复兴北路167号3楼

(72)发明人 陈正刚 王昱欣 黄国祯 陈佳君

(74)专利代理机构 北京德恒律治知识产权代理有限公司 11409

代理人 章社泉 卢军峰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 7/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书8页 附图24页

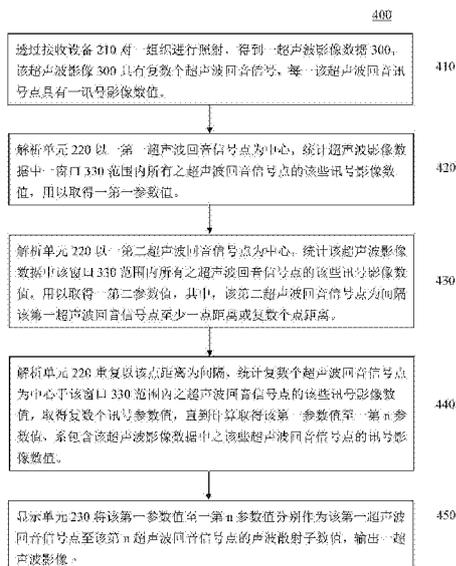
(54)发明名称

利用散射子分布统计量分析超声波回音信号之方法

(57)摘要

本发明提供一种取得声波散射子之超声波影像方法及系统,其步骤包含:以超声波影像数据之其一超声波回音讯号点为中心,统计一窗口范围内之超声波回音讯号点的讯号影像数值之分散量数、位置量数、或前述量数任意组合计算,取得一参数值;重复以一距离为区隔,并重复上述步骤直到完成所有超声波影像数据计算;将这些参数值分别作为超声波回音讯号点的声波散射子数值;并以常用的色阶表示方式输出一超声波影像,藉以区分血管壁与内部血流之信息,辅助医师确认其观测器官之轮廓边界、或与相邻器官之相对位置,并辨识组织不同程度变异的结构特征。

CN 106691499 A



1. 一种取得声波散射子之超声波影像方法,其步骤包含:

取得一超声波影像数据,该超声波影像数据具有复数个超声波回音信号点,每一该超声波回音信号点具有一讯号影像数值;

以一第一超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中一窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第一参数值;

以一第二超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第二参数值,其中,该第二超声波回音信号点为间隔该第一超声波回音信号点至少一点距离;

重复以该点距离为区隔,计算复数个超声波回音信号点为中心于该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得复数个参数值,直到取得该第一参数值至一第 n 参数值,系包含该超声波影像数据中所有之该些超声波回音信号点的讯号影像数值,其中,该些参数值为该些讯号影像数值的一分散量数、一位置量数或前述量数之任意组合;以及

将该第一参数值至一第 n 参数值分别作为该第一超声波回音信号点至该第 n 超声波回音信号点的声波散射子数值,输出一超声波影像。

2. 如请求项 1 所述之声波散射子之超声波影像方法,其中,该些参数值为该些讯号影像数值的一第一分散量数与一第二分散量数之相除值,并取其一次方常数乘上一加权常数。

3. 如请求项 1 所述之声波散射子之超声波影像方法,其中,该些参数值为该些讯号影像数值的一第一位置量数与一第二位置量数之差值,再除以该分散量数,并取其该次方常数乘上该加权常数。

4. 如请求项 1 所述之声波散射子之超声波影像方法,其中,该些参数值为该些讯号影像数值的该分散量数与该位置量数之相除值,并取其该次方常数乘上该加权常数。

5. 如请求项 1 所述之声波散射子之超声波影像方法,其中,该位置量值为一众数值、一统计百分位数值、或一平均值。

6. 如请求项 1 所述之声波散射子之超声波影像方法,其中,该分散量值为一标准偏差值、或一统计全距数值。

7. 一种取得声波散射子之超声波影像系统,其包含有:

一接收设备,用以取得一超声波影像数据,该超声波影像数据具有复数个超声波回音信号,每一该超声波回音信号点具有一讯号影像数值;

一解析单元,连接该接收设备,用以分析该超声波影像数据,系以一第一超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中一窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第一参数值;再者,以一第二超声波回音信号为中心,统计该超声波影像数据中该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第二参数值,该第二超声波回音信号点为间隔该第一超声波回音信号点至少一点距离;重复以该点距离为区隔,统计复数个超声波回音信号点为中心于该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得复数个参数值,直到计算取得该第一参数值至一第 n 参数值,系包含该超声波影像数据中所有之该些超声波回音信号点的讯号影像数值,其中,该些参数值系为该些数值的一分散量数、一位置量数或前述量数之任意组合;以及

一显示单元,连接该计算单元,将该第一参数值至一第 n 参数值分别作为该第一超声波回音信号点至该第 n 超声波回音信号点的声波散射子数值,输出一超声波影像。

8. 如请求项 7 所述之声波散射子之超声波影像系统,其中,这些参数值为这些讯号影像数值的一第一分散量数与一第二分散量数之相除值,并取其一次方常数乘上一加权常数。

9. 如请求项 7 所述之声波散射子之超声波影像系统,其中,这些参数值为这些讯号影像数值的一第一位置量数与一第二位置量数之差值,再除以该分散量数,并取其该次方常数乘上该加权常数。

10. 如请求项 7 所述之声波散射子之超声波影像系统,其中,这些参数值为这些讯号影像数值的该分散量数与该位置量数之相除值,并取其该次方常数乘上该加权常数。

11. 如请求项 7 所述之声波散射子之超声波影像系统,其中,该位置量值为一众数值、一统计百分位数值、或一平均值。

12. 如请求项 7 所述之声波散射子之超声波影像系统,其中,该分散量值为一标准偏差值、或一统计全距数值。

利用散射子分布统计量分析超声波回音信号之方法

技术领域

[0001] 本发明系有关一种超声波影像产生系统及其方法,特别是一种取得声波散射子之超声波影像系统及其方法。

背景技术

[0002] 请参考图 1,图 1 系本发明习知技术超声波灰阶影像产生之流程图 100。由于超声波探头接收到的回音讯号非常的微弱且复杂,需要经过许多讯号处理才能以影像显示。于步骤 110 中,透过超声波探头取得影像射频数据 (Radio Frequency Data),但回音讯号仍然是属于上下震荡的讯号,将负相的讯号转成正值,而取其波形的最大值,此步骤 120 称为讯号解调,影像射频数据经解调后产生封包 (Envelope Data) 超声波数据。由于超声波的能量会随着组织深度衰减,所以需要再透过深度增益补偿 (Depth Gain Compensation),依深度进行补偿放大;又由于影像深度的数据是反应在回音时间长短上,一般超声波机器上另外也提供手动调整的时间增益补偿 (Time Gain Compensation) 以弥补影像对比的不足。因为电子系统装置对于输入讯号的有效动态频率响应 (Dynamic Frequency Response) 不一,目前临床超声波系统的动态响应范围 (Dynamic Range) 常在 100 ~ 140dB 以上,表示回音中最大的讯号与最弱可辨识的讯号相差 10 ~ 1000 万倍,为扩大频率响应范围,封包超声波数据经过压缩 (Compression) 形成灰阶 (Gray Scale) 超声波数据,此步骤 130 称为数据压缩,常见的方法例如对数式压缩 (Logarithmic Compression),调整各位置回音的放大比重 (亦即调整影像色阶对比) 以凸显较微弱的讯号,于步骤 140 中,讯号处理器经此一系列的处理,将回音时间点依声速转换为深度,该回音讯号则以对应的灰阶值显示超声波影像。

[0003] 然而,虽然透过超声波系统撷取影像提供医疗判断已经是很普及的技术,但同一病兆透过不同的超声波系统所撷取出来的影像质量可能会不同,举例来说,超声波数据是由斑点所构成,斑点效应的存在,某些低对比的病理特征将无法于超声波影像中被判读,为避免其影响影像质量,许多以减少斑点出现为目的之方法亦相继提出。例如,原先运用于雷达回波之 Nakagami 分布亦开始适用于超声波讯号之统计分析。

[0004] 超声波 Nakagami 影像是一种可评估组织内部散射子排列情形的功能性超声波影像。当超声波入射波长远大于组织内部散射子的直径时,会发生超声波的散射现象,而超声波回音讯号会在灰阶影像中出现随机明暗斑点状的亮点,这就是所谓的斑点。斑点的存在模糊了细微构造的影像,降低了超声波影像的对比度与分辨率。因此,一般临床超声波系统,可允许用户调整影像的显示条件,并提供图像处理技术的选择以降低斑纹的存在。虽然,此举有利临床使用观察,但是将斑点滤除或平滑化,所延伸出的另一个问题是,微结构的生理与病理信息有可能因此而丧失。这也就是为何传统灰阶影像仅能定性显示组织结构,而较难反映组织特性的原因。

[0005] 此外,由于超声波照影容易因为收音角度以及噪声而不易确认病兆的特征与组织的相对位置。超声波的噪声主要所发生的一些问题是失真,一些生理信息的遗失、不正确或不适当的定位、不适当的亮度,不适当的形状、以及不适当的大小,以致让医师在实际诊断

时,不能提供有效及正确的相关信息。然而,超声波系统之用户可调整各种参数,其对应的回音强弱会因为用户调整系统设定或不同超声波扫描仪器其本身图像处理不同,使得相关信息于灰阶影像中则常易遭遗漏。

[0006] 美国专利 US8092387 揭露一种用于反映组织内部散射子分布情形之超声波成像技术,其系使用 Nakagami 分布之 m 参数,更包括校正程序与利用灰阶模式或虚拟彩色模式呈现 m 参数数组之显示程序。

[0007] 中华民国专利 TW1320705 揭露一种用于反映组织内部散射子分布情形之超声波成像技术,其系利用校正程序得到最佳大小窗口及虚拟彩色显示 Nakagami 分布 m 参数数组,来反映组织内部散射子分布情形。

[0008] 中国大陆专利 CN102379721 揭露一种动态分析散射子分布变化的方法,利用机率密度函数搭配移动窗口技巧来分析超声波数据的二维或三维空间中散射子分布及浓度变化情形,其为利用一机率密度函数计算每一坐标点的统计参数,统计参数表示每一坐标点在移动窗口内的斑点信号大小的统计分布,以及比较第一和第二超声波数据中每一相对应的坐标点的统计参数,以动态分析样品的散射子分布和浓度改变情形。

[0009] 然而 US8092387、TW1320705 及 CN102379721,完全无揭露本发明应用多种散射子分布统计量方式于超声波回音讯号,以评估组织内部散射子分布和结构排列之情形,本发明可协助提供不同的临床信息,特别尤其针对血管位置,加以区分血管壁与内部血流之信息,了解血管位置,可辅助医师加以确认其观测器官之轮廓边界、或与相邻器官之相对位置,有助于医师判读影像之便利。

发明内容

[0010] 本发明提供了一种取得声波散射子之超声波影像方法,其步骤中,先取得一超声波影像数据,该超声波影像数据具有复数个超声波回音信号点,均具有一讯号影像数值。

[0011] 接着,以一第一超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中一窗口范围内所有之超声波回音信号点,并以一分散量数 (Measure of Dispersion, MD)、一位置量数 (Measure of Location, ML) 或前述量数之任意组合计算该些讯号影像数值,取得一第一参数值;间隔该第一超声波回音信号点至少一点距离,再以一第二超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得另一第二参数值。

[0012] 重复以该点距离为区隔,计算复数个超声波回音信号点为中心于该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得复数个参数值,直到计算取得该第一参数值至一第 n 参数值,系包含该超声波影像数据中每个超声波回音信号点的讯号影像数值。

[0013] 最后,将该第一参数值至一第 n 参数值分别作为该第一超声波回音信号点至该第 n 超声波回音信号点的声波散射子数值,输出一超声波影像,以常用的色阶表示方式来显示该些声波散射子数值。

[0014] 本发明亦提供了一种取得声波散射子之超声波影像系统,系以前述方法为基础,藉由多种散射子分布统计量方式于超声波影像数据的讯号影像数值统计,进而评估组织内部散射子分布和结构排列之情况,协助不同临床信息的判读。

[0015] 本发明之一种取得声波散射子之超声波影像系统,包含一接收设备、一解析单元以及一显示单元。

[0016] 该接收设备,用来取得一超声波影像数据,该超声波影像数据具有复数个超声波回音信号点,每一该超声波回音信号点具有一讯号影像数值。

[0017] 该解析单元,连接该接收设备,用以分析该超声波影像数据,系以一第一超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中一窗口范围内所有之超声波回音信号点,并以一分散量数 (Measure of Dispersion, MD)、一位置量数 (Measure of Location, ML) 或前述量数之任意组合计算该些讯号影像数值,取得一第一参数值;再者,间隔该第一超声波回音信号点至少一点距离,以一第二超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第二参数值;重复区隔该点距离,统计复数个超声波回音信号点为中心于该窗口范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得复数个参数值,直到计算取得该第一参数值至一第 n 参数值,系包含该超声波影像数据中之该些超声波回音信号点的讯号影像数值。

[0018] 该显示单元,连接该解析单元,将该第一参数值至一第 n 参数值分别作为该第一超声波回音信号点至该第 n 超声波回音信号点的声波散射子数值,输出一超声波影像,以常用的色阶表示方式来显示该些声波散射子数值。

附图说明

[0019] 图 1 系说明习知技术灰阶超声波影像产生之流程图;

[0020] 图 2 系说明本发明取得声波散射子之超声波影像方法所设计之系统实施图;

[0021] 图 3 系说明本发明一窗口在超声波影像中移动之操作示意图。

[0022] 图 4 系说明本发明以公式四为依据提出三种不同的百分位数之表格;

[0023] 图 5A 至图 5E 系以本发明公式四第一组参数为依据所产生之声波散射子的超声波影像及其原始之超声波影像。

[0024] 图 6A 至图 6E 系以本发明公式四第二组参数为依据所产生之声波散射子的超声波影像及其原始之超声波影像。

[0025] 图 7A 至图 7E 系以本发明公式四第三组参数为依据所产生之声波散射子的超声波影像及其原始之超声波影像。

[0026] 图 8 系说明以本发明公式六为依据提出四种不同的百分位数之表格;

[0027] 图 9A 至图 9D 系以本发明公式六为依据所产生之声波散射子的超声波影像,及图 9E 为原始之超声波影像;

[0028] 图 10 系以本发明公式九为依据所产生之声波散射子的超声波影像;

[0029] 图 11 系以本发明公式十为依据所产生之声波散射子的超声波影像;

[0030] 图 12 系以本发明公式十一为依据所产生之声波散射子的超声波影像;

[0031] 以及

[0032] 图 13 系本发明取得声波散射子之超声波影像方法的一实施例流程图。

具体实施方式

[0033] 本发明提供了一种取得声波散射子之超声波影像方法及其系统,系藉由多种散射

子分布统计量方式于超声波影像数据的讯号影像数值统计,进而评估组织内部散射子分布和结构排列之情况,协助不同临床信息的判读。

[0034] 请参照图 2 及图 3 所示,图 2 系示意本发明取得声波散射子之超声波影像方法所设计之系统实施图,本发明之超声波影像系统 200 包含一接收设备 210、一解析单元 220 以及一显示单元 230 ;图 3 系说明本发明一窗口 (window block) 330 在超声波影像中移动之操作示意图。

[0035] 超声波影像系统 200 透过接收设备 210,例如超声波探头对一组织进行拍摄得到一超声波影像数据 300,其中,超声波影像 300 包含有复数个超声波回音信号点,每一该超声波回音信号点具有一讯号影像数值。

[0036] 接着,解析单元 220 连接该接收设备 210,用以分析该超声波影像数据 300,用户得在超声波影像 300 中设定一窗口 330,其窗口 330 长宽比例设定为超声波扫描仪发射入射脉冲长度的 N 倍数, N 为非零的自然数,然后以超声波影像 300 左上角为起始位置,统计窗口 330 内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,并以一分散量数 (Measure of Dispersion, MD)、一位置量数 (Measure of Location, ML) 或前述量数之任意组合计算该些讯号影像数值,取得一参数值。

[0037] 本发明解析单元 220 对超声波影像 300 的操作,先以一第一超声波回音信号点为中心,统计该超声波影像数据中一窗口 330 范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第一参数值。随后,解析单元 220 利用窗口 330 以固定点距离或者非固定点距离方式进行移动,其中,以非固定点距离为例,每次纵向或横向移动之点距离都不一样,以固定横向移动之点距离 310,例如 6 个超声波回音信号点的点距离,以及固定纵向移动之点距离 320,例如 36 个超声波回音信号点的点距离。每一次横向或纵向移动一各自固定的点距离时,由解析单元 220 重新计算取得一新参数值。

[0038] 举例来说,解析单元 220 取得该第一参数值后,窗口 330 以间隔该第一超声波回音信号点 6 个点距离横向方向与 36 个点距离纵向方向进行移动并且选取一第二超声波回音信号点,解析单元 220 系以该第二超声波回音信号点为中心,圈选该窗口范围 330,并统计该超声波影像数据中该窗口范围 330 内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第二参数值。窗口 330 重复以该点距离为区隔,透过解析单元 220 取得复数个参数值,直计算取得该第一参数值至一第 n 参数值,系包含该超声波影像数据中之该些超声波回音信号点的讯号影像数值,当超声波回音信号点间隔之点距离大于一个超声波回音信号点时,会将所取得之该些参数值进行一内插函数计算以取得完整之该些参数值。若以固定点距离为例,则每次纵向 320 或横向 310 移动之点距离都一样。

[0039] 其中,该位置量数 (Measure of Location, ML) 泛指资料数值集中位置之量数,包含一众数值、一统计百分位数值、或一平均值;在一实施例中,解析单元 220 计算该些超声波回音信号点为中心于该窗口范围 330 之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一第一众数值至一第 n 众数值的参数值,作为声波散射子数值 (S), 係如下公式一表示之:

[0040] $S = \text{Mode}(\text{window block})$

[0041] 再一实施例中,解析单元 220 计算该些超声波回音信号点为中心于该窗口范围 330 之超声波回音信号点的该些讯号影像数值,取得一统计百分位数值,统计百分位数可以由用户自定, X = 25、50、75...等, 係如下公式二表示之:

[0042] $S = \text{Percentile } X(\text{window block})$

[0043] 当 $X = 50$ 时,统计百分位数即为中位数值,系以第一中位数值至一第 n 中位数值之参数值,作为声波散射子数值 (S),进一步由以下公式作表示:

[0044] $S = \text{Percentile } 50(\text{window block}) = \text{Median}(\text{window block})$

[0045] 再一实施例中,解析单元 220 计算该些超声波回音信号点为中心于该窗口范围 330 之超声波回音信号点之该些讯号影像数值,取得一第一平均值至一第 n 平均值的参数值,作为声波散射子数值 (S),系如下公式三表示之:

[0046] $S = \text{Mean}(\text{window block})$

[0047] 再者,该分散量数 (Measure of Dispersion, MD) 泛指资料数值离中心散布情况之量数,包含一标准偏差值、或一统计全距数值;在一实施例中,解析单元 220 计算该些超声波回音信号点为中心于该窗口范围 330 所有之超声波回音信号点之该些讯号影像数值,取得该一统计全距数值的参数值,作为声波散射子数值 (S),前述之统计全距数值系由该第一统计百分位数与第二统计百分位数相减所取得,系如下公式四表示之,统计百分位数可以由用户自定:

[0048] $S = (\text{Percentile } X1(\text{window block}) - \text{Percentile } X2(\text{window block}))$

[0049] 请参考图 4,图 4 系以本发明公式四为依据提出三种不同的百分位数之表格,其中,该表格可针对变量 $X1$ 以及 $X2$ 提出两种不同的数据。请参考图 5A 至图 5E 其系以本发明公式四为依据第一组变量 ($X1 = 95$ 以及 $X2 = 5$) 为统计量方式可以清楚评估不同程度变异之肝组织内部散射子分布和结构排列情况于不同时期之肝纤维化案例。

[0050] 请再参考图 6A 至图 6E 其系以本发明公式四为依据第二组变量 ($X1 = 95$ 以及 $X2 = 50$) 为统计量方式可以清楚评估不同程度变异之肝组织内部散射子分布和结构排列情况于不同时期之肝纤维化案例。请再参考图 7A 至图 7E 其系以本发明公式四为依据第三组变量 ($X1 = 50$ 以及 $X2 = 5$) 为统计量方式可以清楚评估不同程度变异之肝组织内部散射子分布和结构排列情况于不同时期之肝纤维化案例。

[0051] 再一实施例中,解析单元 220 计算该些超声波回音信号点为中心于该窗口范围 330 所有之超声波回音信号点之该些讯号影像数值,取得一第一标准偏差值至一第 n 标准偏差值的参数值,作为声波散射子数值 (S),系如下公式五表示之:

[0052] $S = \text{std}(\text{window block})$

[0053] 本发明进一步任何组合复数不同之分散量数 (Measure of Dispersion, MD) 和位置量数 (Measure of Location, ML),由该些量数的组合式计算该窗口范围 330 所有之超声波回音信号点之该些讯号影像数值,进行一参数值的取得。

[0054] 系如取得该些讯号影像数值之一第一分散量数与一第二分散量数,并以上述分散量数的相除值后,再给予一加权常数 (C) 及一次方常数 (m) 作为参数值,作为声波散射子数值 (S),以 $S = C * (\text{MD1}/\text{MD2})^m$ 表示之,其中, C 与 m 可为任意常数。在一实施例中,当 $C = 1$ 且 $m = 1$,解析单元 220 将该些讯号影像数值之第一统计全距数值除以该些讯号影像数值之第二统计全距数值后取得参数值,作为声波散射子数值 (S),系如下公式六表示之,其中,该些百分位数,可以由用户自定:

[0055] $S = (\text{Percentile } X1(\text{window block}) - \text{Percentile } X2(\text{window block}))/$

[0056] $(\text{Percentile } X3(\text{window block}) - \text{Percentile } X4(\text{window block}))$

[0057] 请参考图 8, 图 8 系以本发明公式六为依据提出四种不同百分位数之表格, 其中, 该表格针对变量 X1, X2, X3 以及 X4 包含四种不同的数据。请再参考图 9A 至图 9D 其系以本发明公式六为依据之图 8 表格所揭示之百分位数, 图 9E 为原始之超声波影像, 因此产生声波散射子之超声波影像可以清楚地辨识出组织的结构性特征。图 9A 其系以本发明公式六为依据第一组变量 (X1 = 75, X2 = 5, X3 = 95 以及 X4 = 5) 为统计量方式产生声波散射子之超声波影像。图 9B 其系以本发明公式六为依据第二组变量 (X1 = 50, X2 = 5, X3 = 95 以及 X4 = 5) 为统计量方式产生声波散射子之超声波影像。图 9C 其系以本发明公式六为依据第三组变量 (X1 = 25, X2 = 5, X3 = 95 以及 X4 = 5) 为统计量方式产生声波散射子之超声波影像。图 9D 其系以本发明公式六为依据第四组变量 (X1 = 95, X2 = 5, X3 = 50 以及 X4 = 0) 为统计量方式产生声波散射子之超声波影像, 评估组织内部散射子分布和结构排列情形。

[0058] 再一实施例中, 当 C = 1 且 m = 1, 解析单元 220 系将该些讯号影像数值之一统计全距数值除以该些讯号影像数值之标准偏差值后取得参数值, 作为声波散射子数值 (S), 其中, 该些百分位数值, 可以由用户自定, 系如下公式七表示之:

$$[0059] \quad S = (\text{Percentile } X1(\text{window block}) - \text{Percentile } X2(\text{window block})) / \text{std}(\text{window block})$$

[0060] 又如取得该些讯号影像数值的一第一位置量数、一第二位置量数与一分散量数, 并以上述位置量数之差值除以该分散量数后, 再给予该加权常数 (C) 及该次方常数 (m) 作为参数值 (S), 以 $S = C * ((ML1 - ML2) / MD)^m$ 表示之, 其中, C 与 m 可为任意常数。在一实施例中, 当 C = 1 且 m = 1, 解析单元 220 系将该些讯号影像数值之众数值减去该些讯号影像数值之平均值后, 再除以该些讯号影像数值之一统计全距数值后取得参数值, 作为声波散射子数值 (S), 其中, 该些百分位数值, 可以由用户自定, 系如下公式八表示之:

$$[0061] \quad S = (\text{Mode}(\text{window block}) - \text{Mean}(\text{window block})) / (\text{Percentile } X1(\text{window block}) - \text{Percentile } X2(\text{window block}))$$

[0062] 再一实施例中, 当 C = 1 且 m = 1, 解析单元 220 系将该些讯号影像数值之众数值减去该些讯号影像数值之平均值后, 再除以该些讯号影像数值之标准偏差值后取得参数值, 作为声波散射子数值 (S), 系如下公式九表示之:

$$[0063] \quad S = (\text{Mode}(\text{window block}) - \text{Mean}(\text{window block})) / \text{std}(\text{window block})$$

[0064] 请参考图 10, 图 10 系以本发明公式九为依据所产生之声波散射子的超声波影像, 显示单元 230 由取得之参数值作为超声波回音信号点的声波散射子数值, 系可参酌图 9E 原始之超声波影像, 评估组织内部散射子分布和结构排列情形。

[0065] 再一实施例中, 当 C = 1 且 m = 1, 解析单元 220 系将该些讯号影像数值之中位数值减去该些讯号影像数值之平均值后, 再除以该些讯号影像数值之标准偏差值后取得参数值, 作为声波散射子数值 (S), 系如下公式十表示之:

$$[0066] \quad S = (\text{Median}(\text{window block}) - \text{Mean}(\text{window block})) / \text{std}(\text{window block})$$

[0067] 请参考图 11, 图 11 系以本发明公式十为依据所产生之声波散射子的超声波影像, 显示单元 230 由取得之参数值作为超声波回音信号点的声波散射子数值, 系可参酌图 9E 原始之超声波影像, 评估组织内部散射子分布和结构排列情形。

[0068] 又如取得该些讯号影像数值的一分散量数与一位置量数相除数值后, 再给予该加

权常数 (C) 及该次方常数 (m) 作为参数值 (S), 以 $S = C * (MD/ML)^m$ 表示之, 其中, C 与 m 可为任意常数。在一实施例中, 当 $C = 1$ 且 $m = 1$, 解析单元 220 系将该些讯号影像数值之标准偏差值除以该些讯号影像数值之平均值, 取得参数值, 作为声波散射子数值 (S), 系如下公式十一表示之:

[0069] $S = \text{Std}(\text{window block}) / \text{Mean}(\text{window block})$

[0070] 请参考图 12, 图 12 系以本发明公式十一为依据所产生之声波散射子的超声波影像, 显示单元 230 由取得之参数值作为超声波回音信号点的声波散射子数值, 系可参阅图 9E 原始之超声波影像, 评估组织内部散射子分布和结构排列情形。

[0071] 本发明藉由声波散射子之超声波影像的产生, 对比原始之超声波影像, 可清楚地辨识出相关组织的结构性特征, 亦针对血管位置, 加以区分血管壁与内部血流之信息, 并可加以确认其观测器官之轮廓边界、或与相邻器官之相对位置, 提供不同的临床信息 (图 8 至图 12)。此外亦可有效区分出肝纤维化之严重程度, 从声波散射组织统计影像上来看可以发现纤维化程度愈高其对应的声波散射子数值之影像亮度较低, 其中, 图 5A、图 6A、以及图 7A 代表正常的肝脏, 而图 5B 至图 5E、图 6B 至图 6E、以及图 7B 至图 7E 代表不同程度变异之肝纤维化组织, 该声波散射子数值愈小代表纤维化程度愈高。

[0072] 请参考图 13, 图 13 其系以本发明取得声波散射子之超声波影像方法之一实施例的流程图 400。

[0073] 首先, 在步骤 410 中, 透过接收设备 210 对一组织进行照射, 得到一超声波影像数据 300, 该超声波影像 300 具有复数个超声波回音信号, 每一该超声波回音信号点具有一讯号影像数值。

[0074] 接着, 在步骤 420 中, 解析单元 220 以一第一超声波回音信号点为中心, 统计超声波影像数据中一窗口范围 330 所有之超声波回音信号点的该些数值, 用以取得一第一参数值。

[0075] 在步骤 430 中, 解析单元 220 以一第二超声波回音信号点为中心, 统计该超声波影像数据中该窗口范围 330 内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值, 用以取得一第二参数值, 其中, 该第二超声波回音信号点为间隔该第一超声波回音信号点至少一点距离; 举例来说, 得利用窗口 330 以横向或纵向的方向进行移动, 其中, 横向移动之点距离 310, 例如 6 个超声波回音信号点的距离, 以及纵向移动之点距离 320, 例如 36 个超声波回音信号点距离。

[0076] 在步骤 440 中, 解析单元 220 重复以该点距离为区隔, 统计复数个超声波回音信号点为中心于该窗口 330 范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值, 取得复数个参数值, 直到计算取得该第一参数值至一第 n 参数值, 系包含该超声波影像数据中之该些超声波回音信号点的讯号影像数值, 当超声波回音信号点间隔之点距离大于一个超声波回音信号点时, 会将所取得之该些参数值进行一内插函数计算以取得完整之该些参数值, 其中, 该些参数值为该些讯号影像数值的一分散量数、一位置量数或前述量数之任意组合。

[0077] 最后, 在步骤 450 中, 显示单元 230 将该第一参数值至一第 n 参数值分别作为该第一超声波回音信号点至该第 n 超声波回音信号点的声波散射子数值, 输出一超声波影像, 并以常用的色阶表示方式来显示。

[0078] 本发明所揭露取得声波散射子之超声波影像系统及方法, 藉由用户先在超声波影

像设定一窗口 330,以影像左上角为起始位置,再根据所使用之不同公式计算其参数值,其参数值统计可为一个或多个或其组合,随后窗口 330 移动固定或非固定之点距离,每移动一距离后,便再次计算参数值,逐步重复计算直到窗口 330 完成整个超声波影像扫描为止,最终以常用的彩色色阶来呈现声波散射子数值数组。

[0079] 因此透过本发明所揭露取得声波散射子之超声波影像系统及方法,可应用在不同器官之超声波影像诊断,无论和传统灰阶影像或超声波 Nakagami 影像或相比或利用对数式压缩所产生超声波影像,皆可提供更多临床上的信息,尤其针对血管位置,加以区分血管壁与内部血流之信息,了解血管位置,可辅助医师加以确认其观测器官(不仅限制只于肝脏)之轮廓边界、或与相邻器官之相对位置,有助于医师判读影像之便利。

[0080] 上述实施例仅为说明本发明之原理及其功效,并非限制本发明。因此习于此技术之人士对上述实施例进行修改及变化仍不脱本发明之精神。本发明之权利范围应如后述之申请专利范围所列。

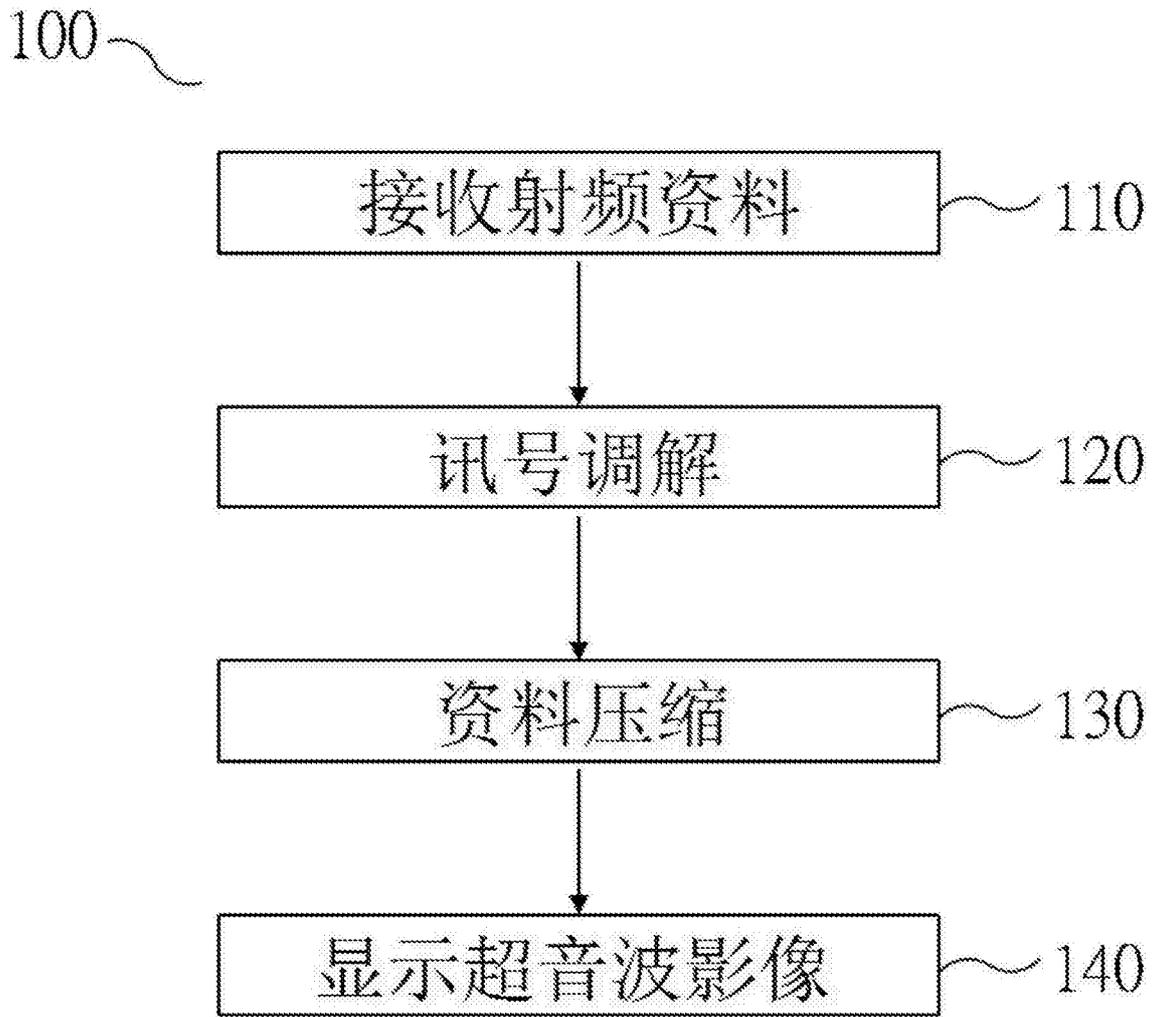


图 1

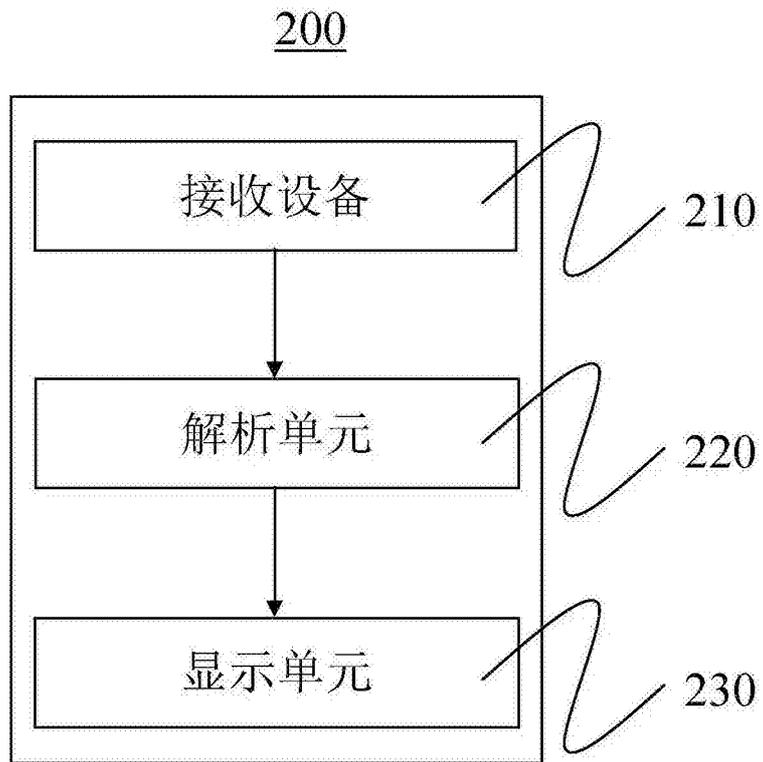


图 2

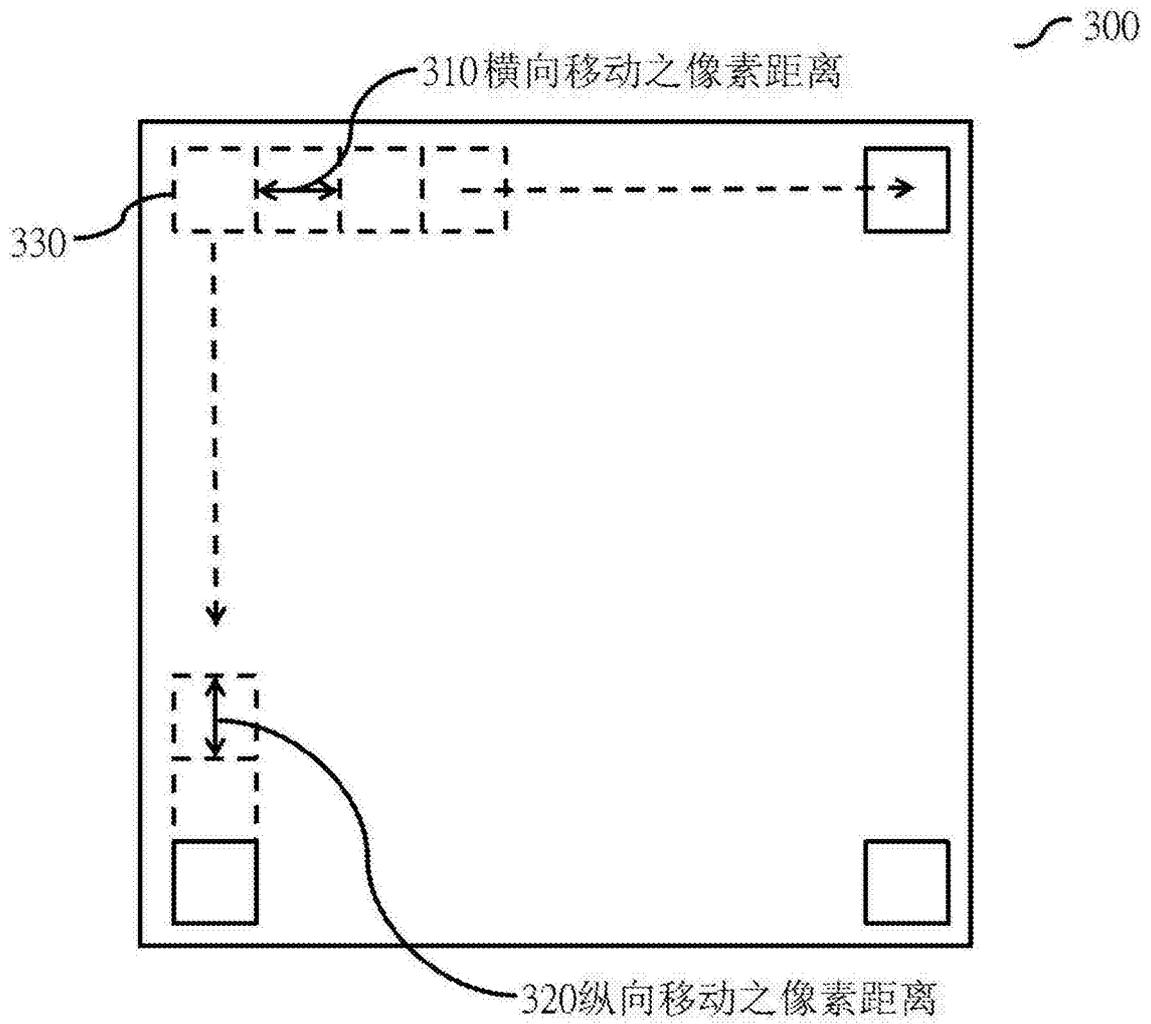


图 3

	X1	X2
公式四	95	5
公式四	95	50
公式四	50	5

图 4

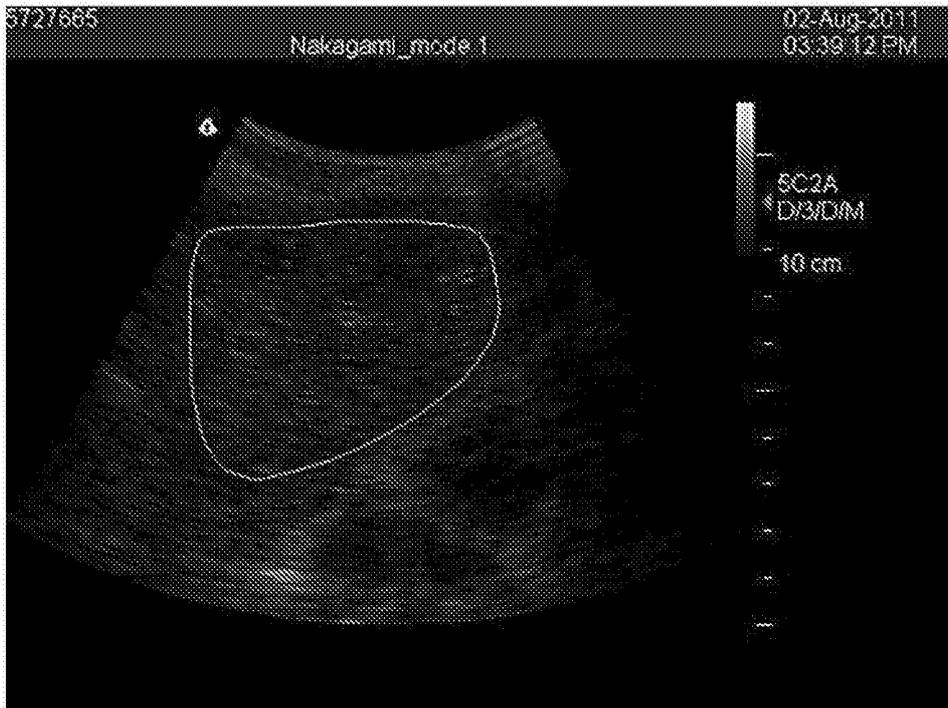
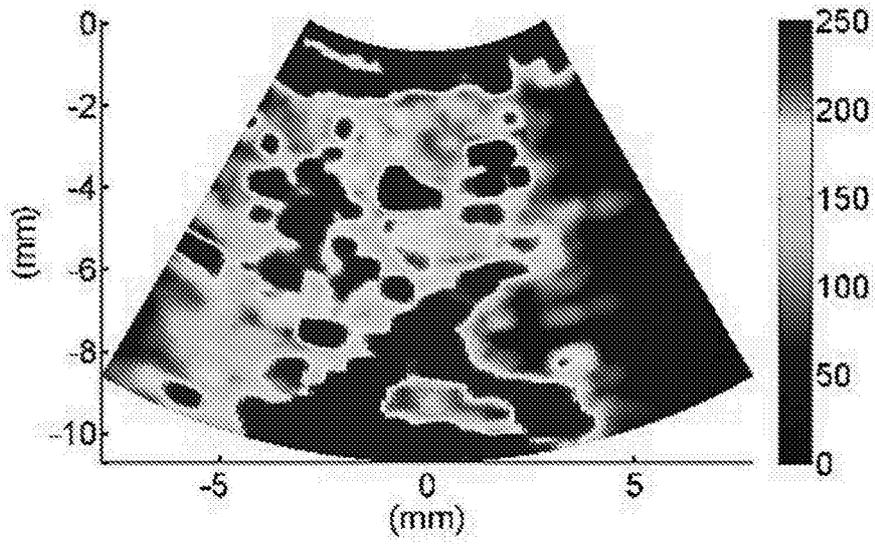


图 5A

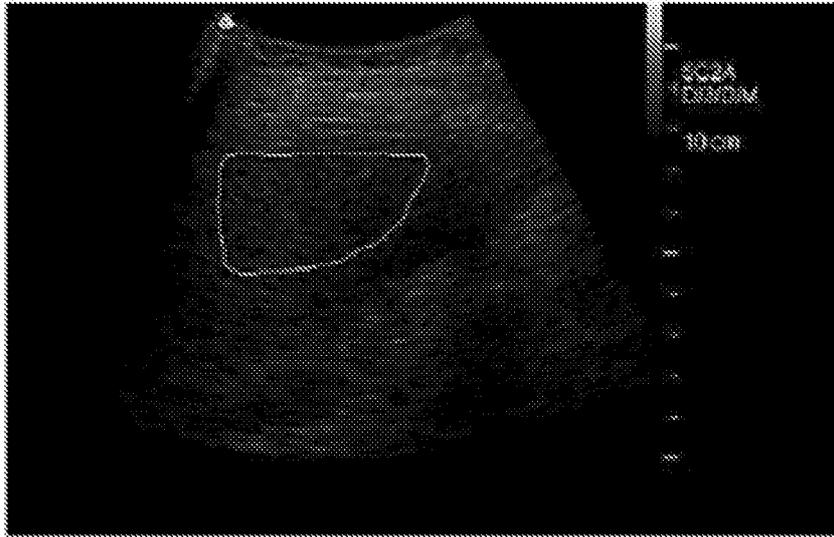
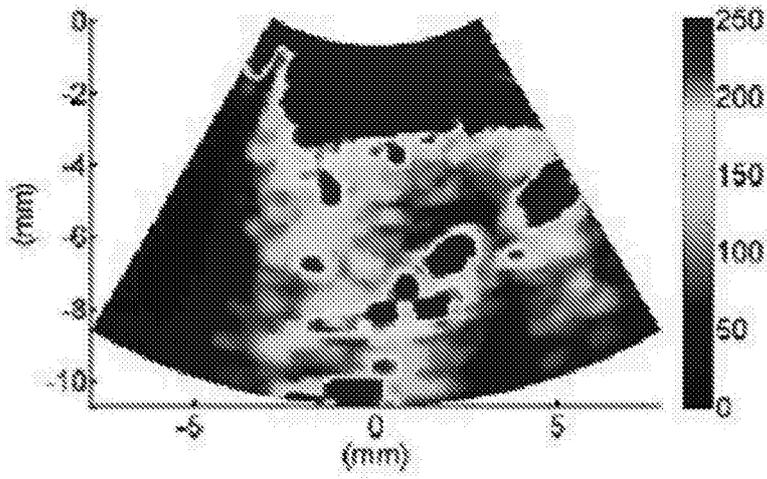


图 5B

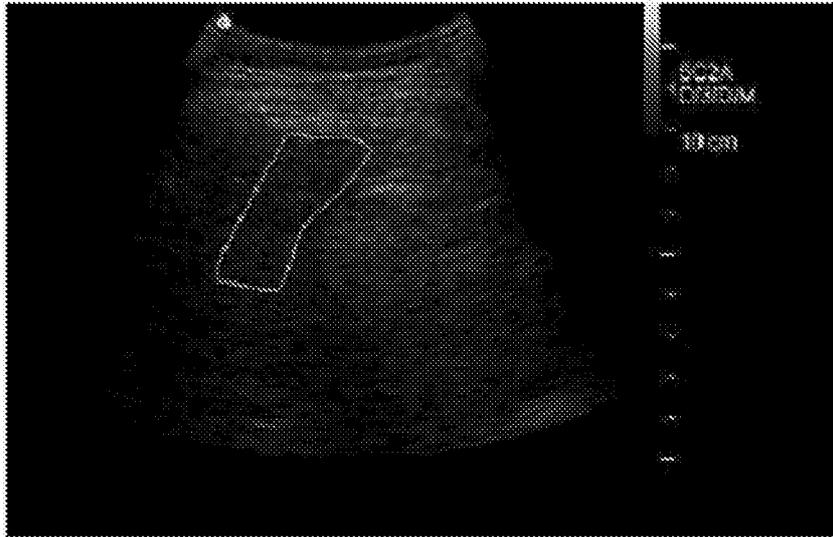
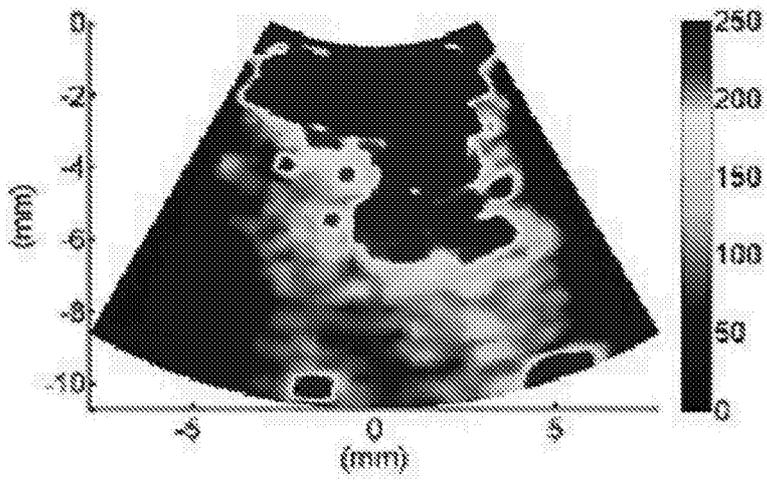


图 5C

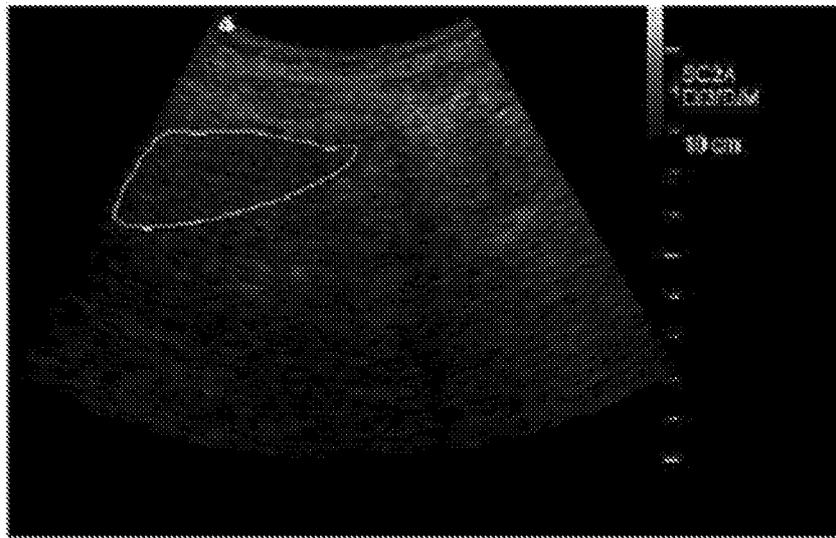
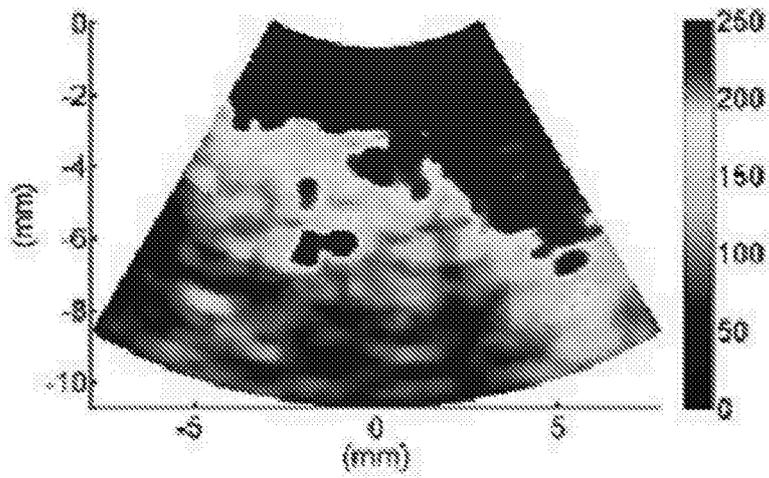


图 5D

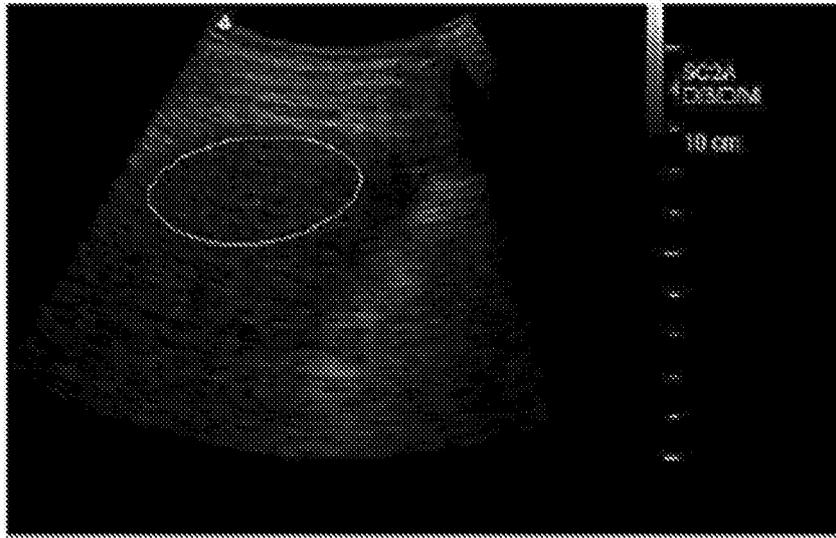
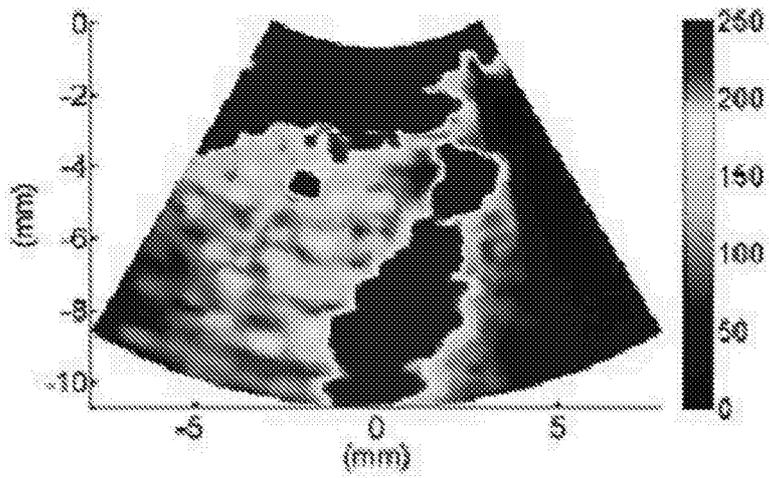


图 5E

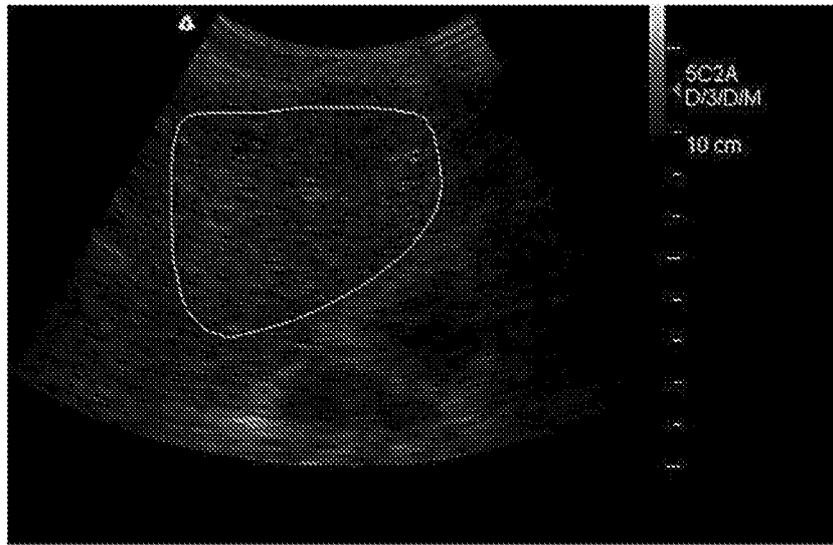
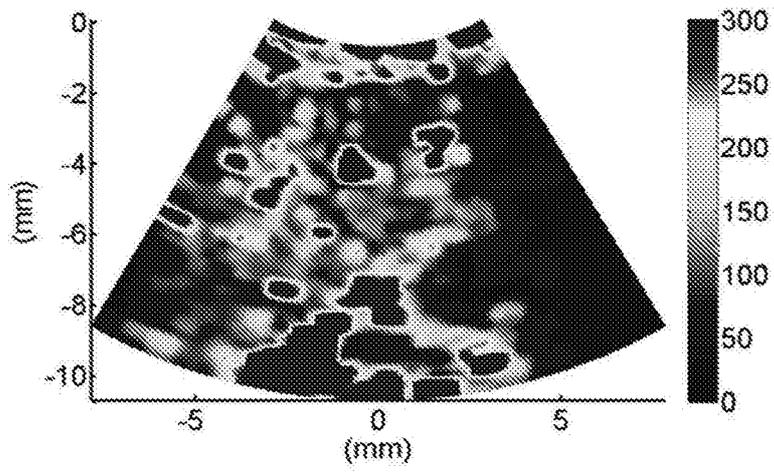


图 6A

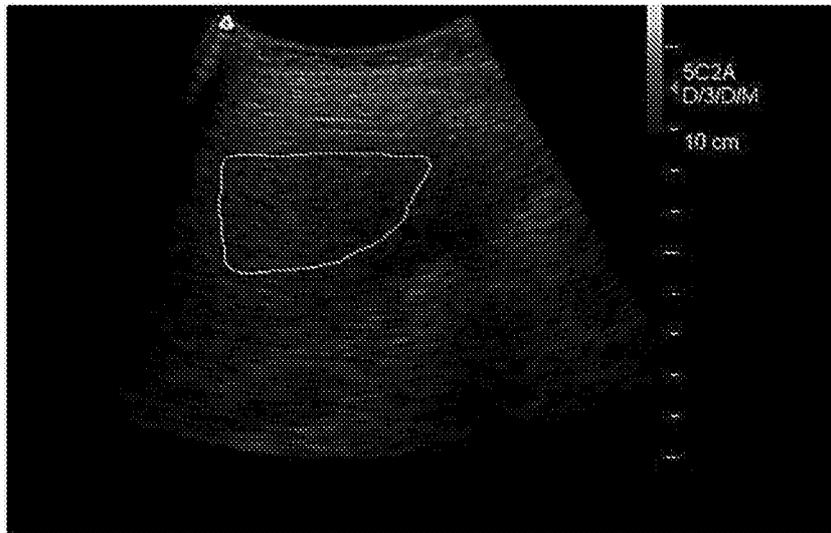
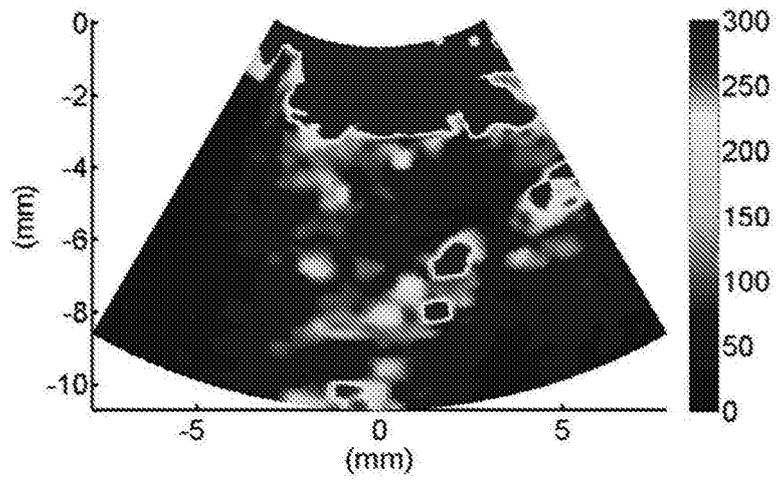


图 6B

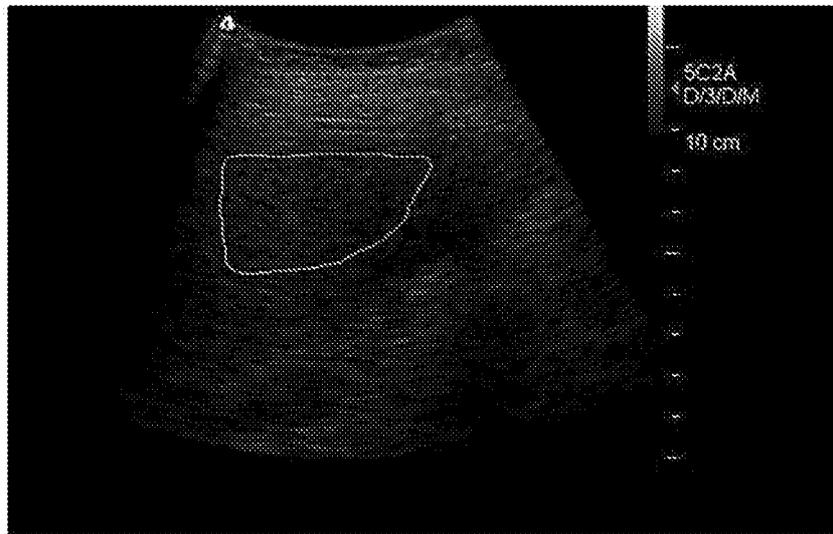
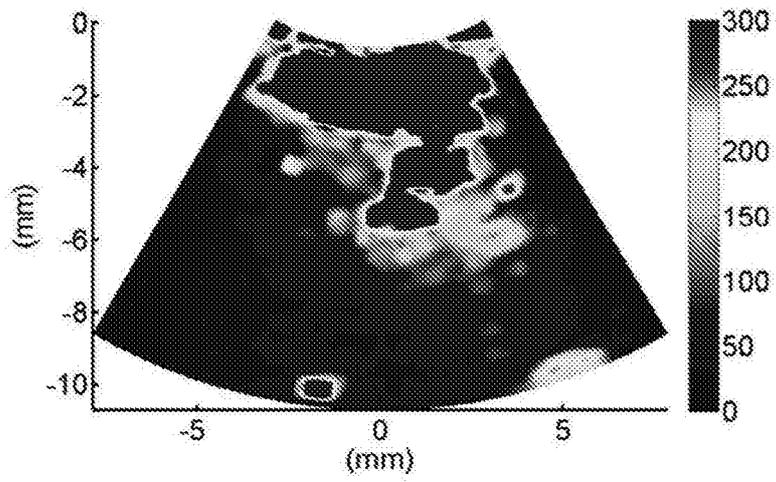


图 6C

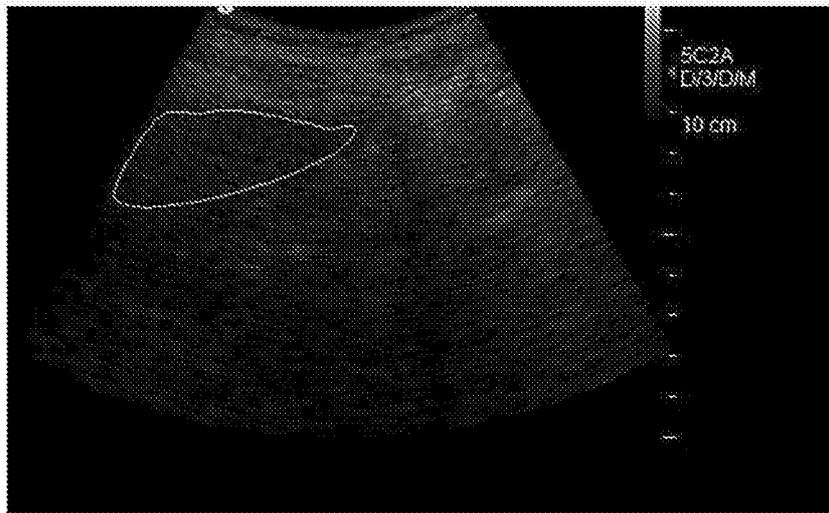
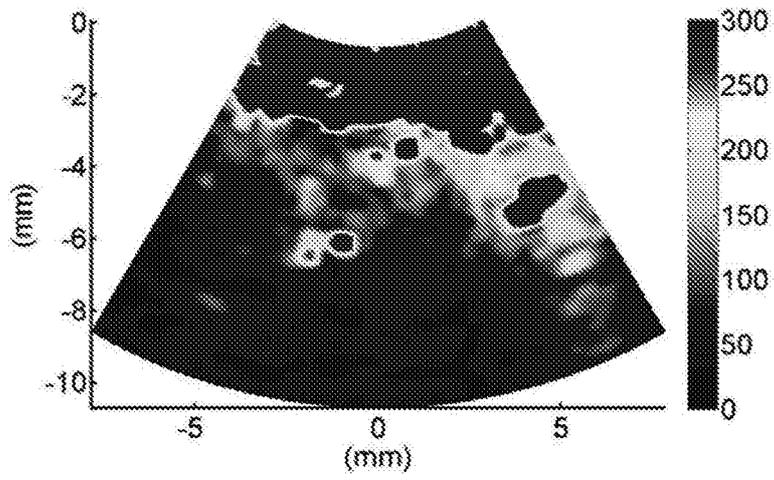


图 6D

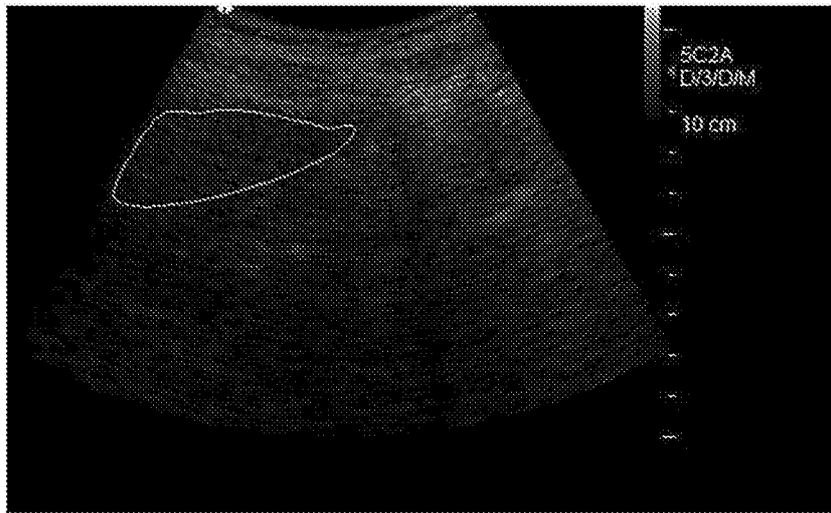
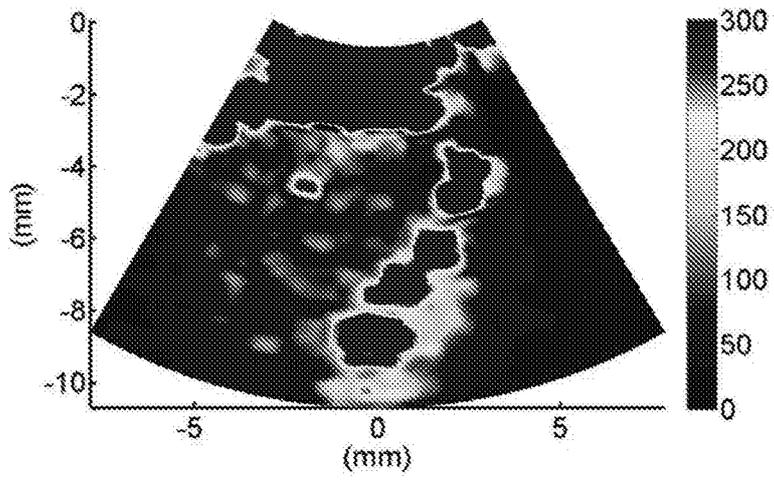


图 6E

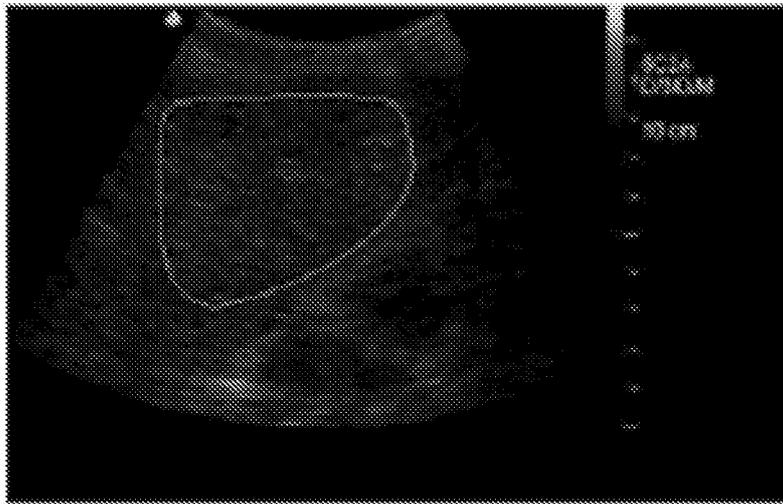
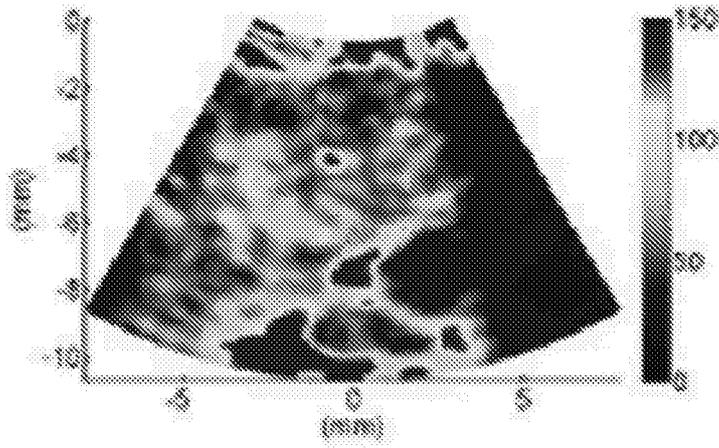


图 7A

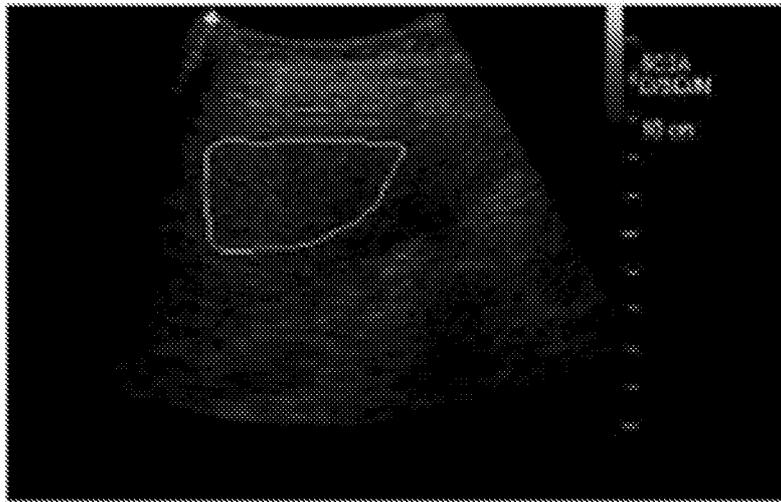
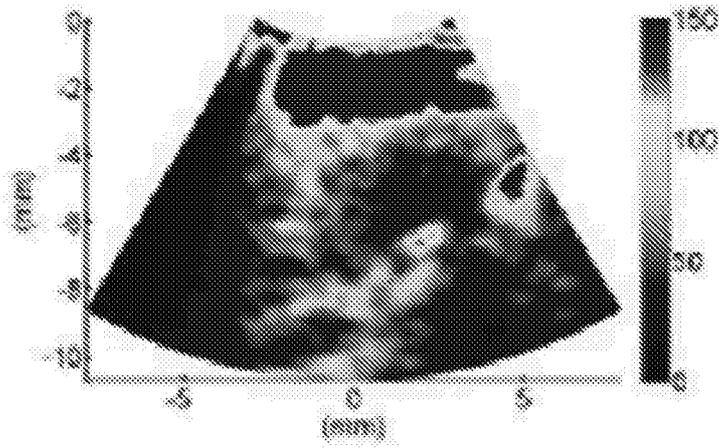


图 7B

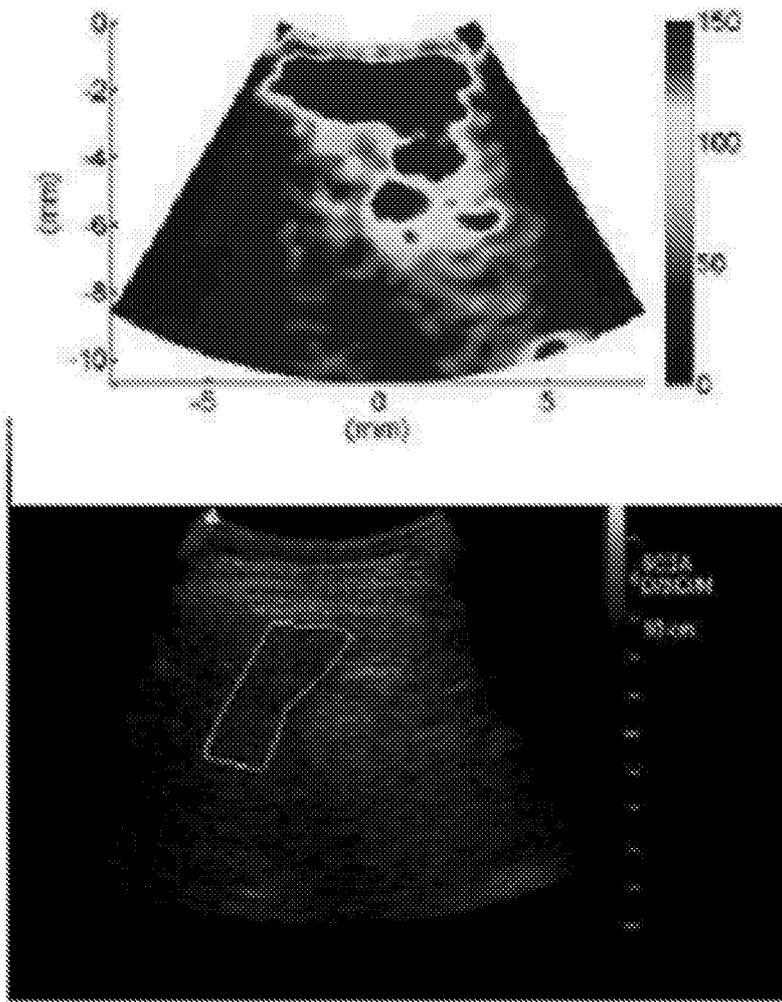


图 7C

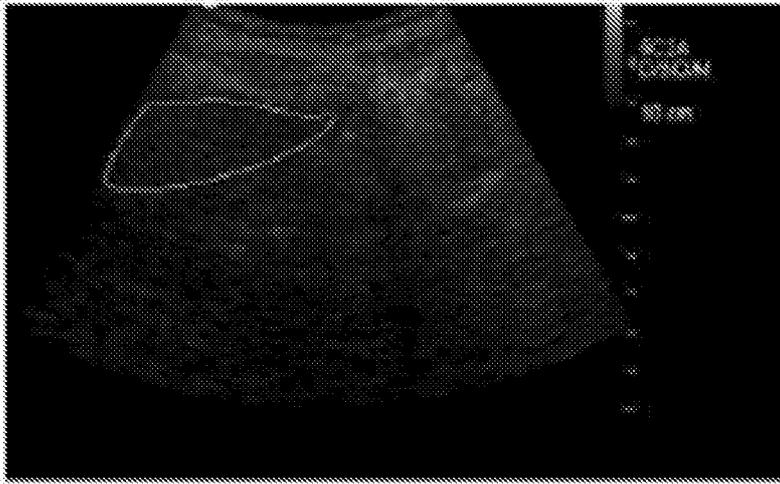
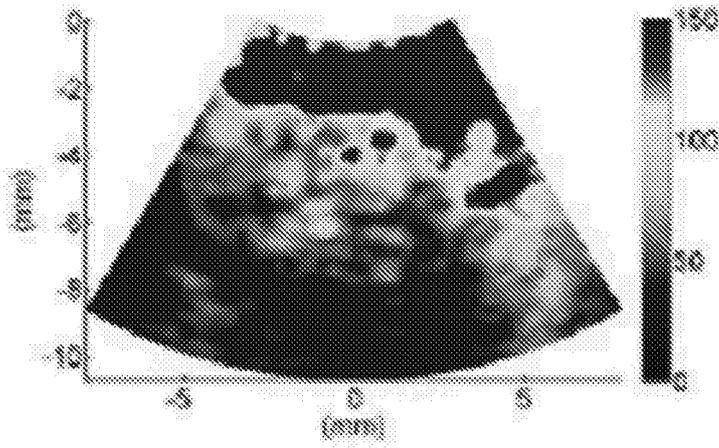


图 7D

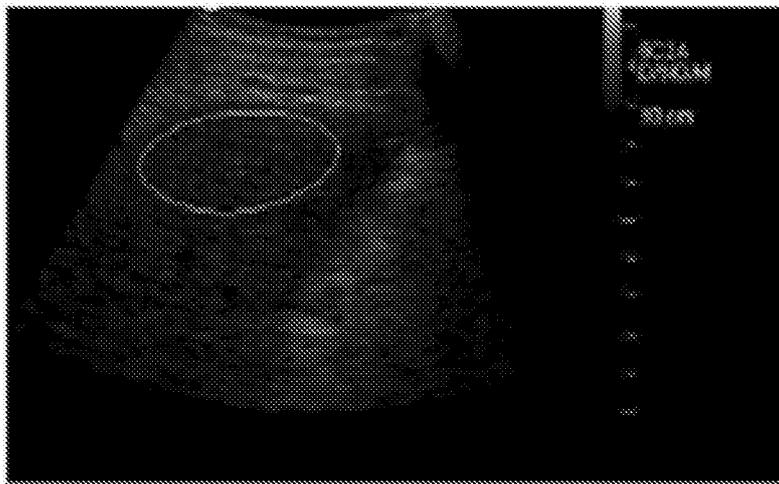
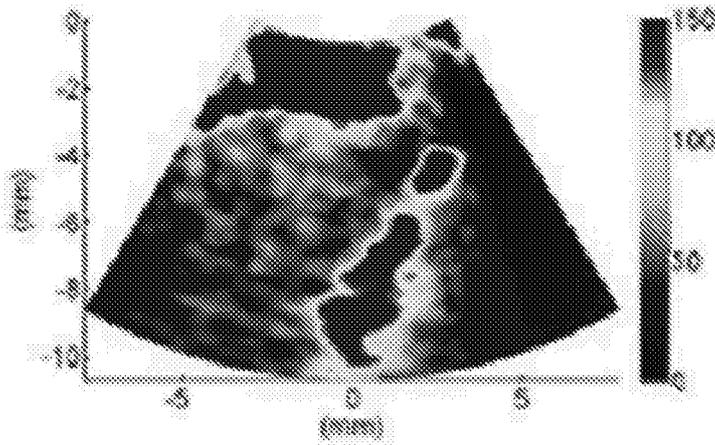


图 7E

	X1	X2	X3	X4
公式六	75	5	95	5
公式六	50	5	95	5
公式六	25	5	95	5
公式六	95	5	50	0

图 8

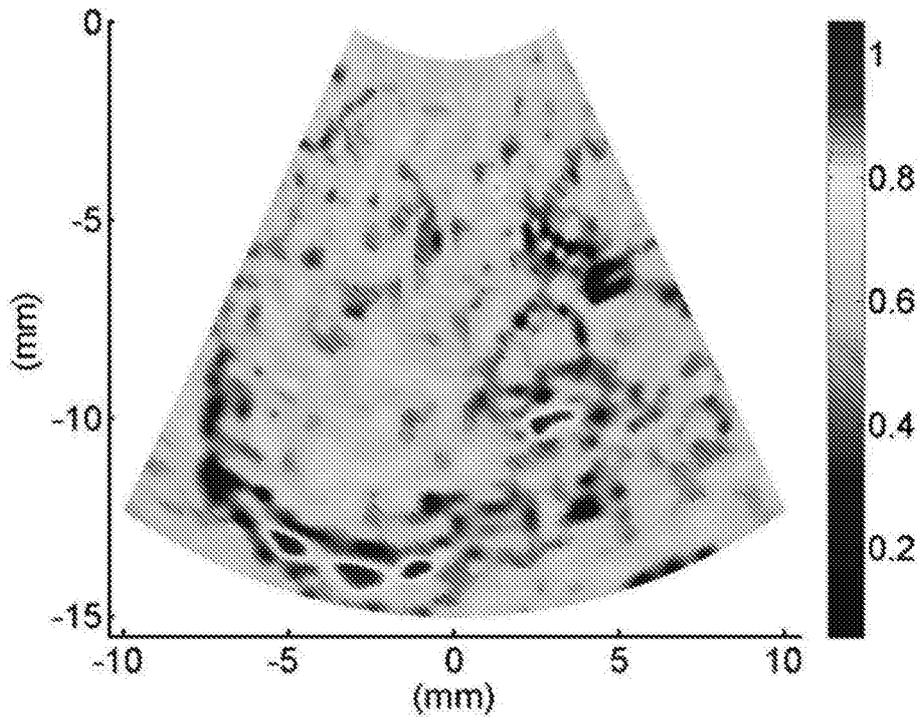


图 9A

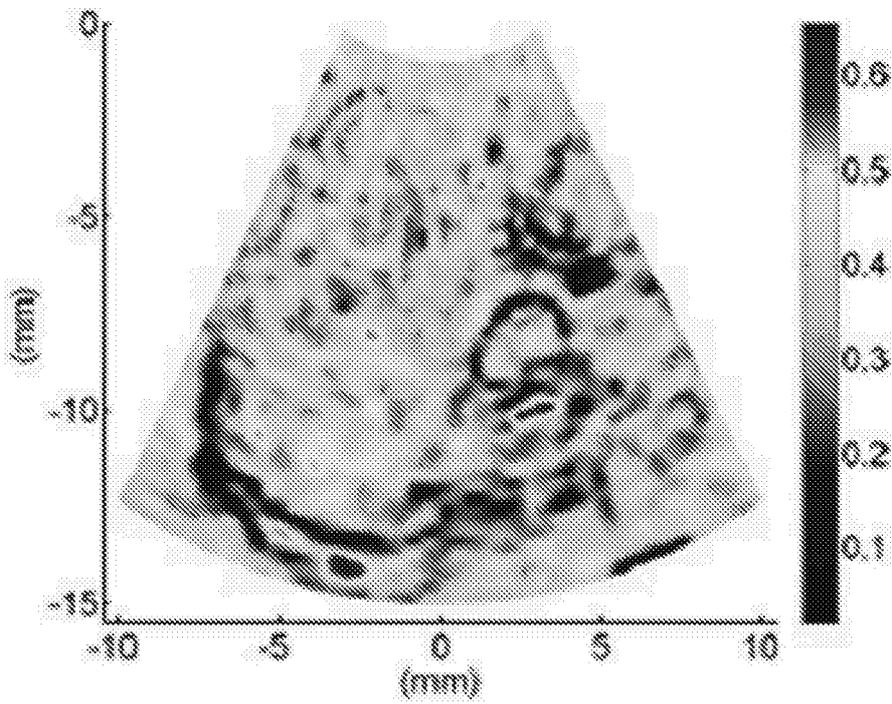


图 9B

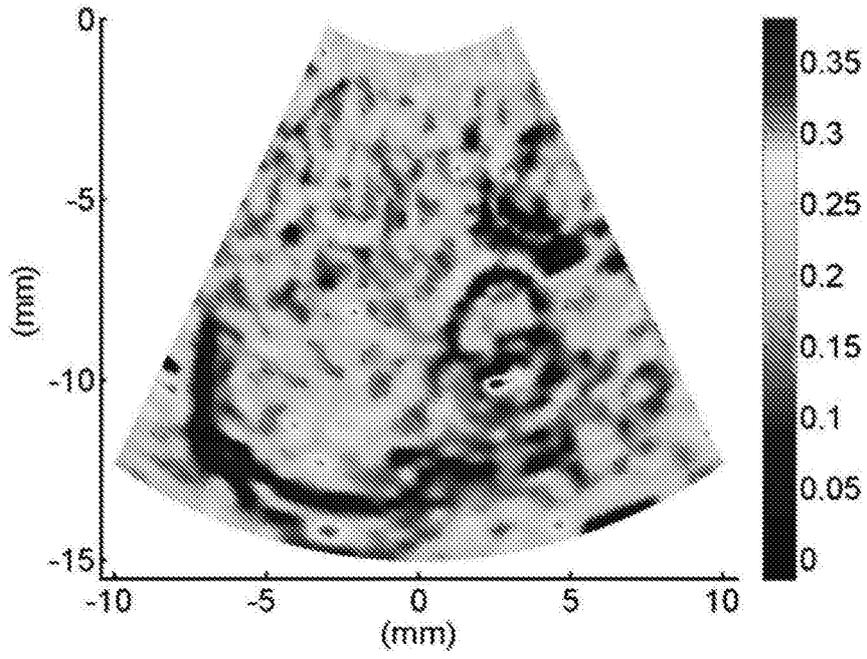


图 9C

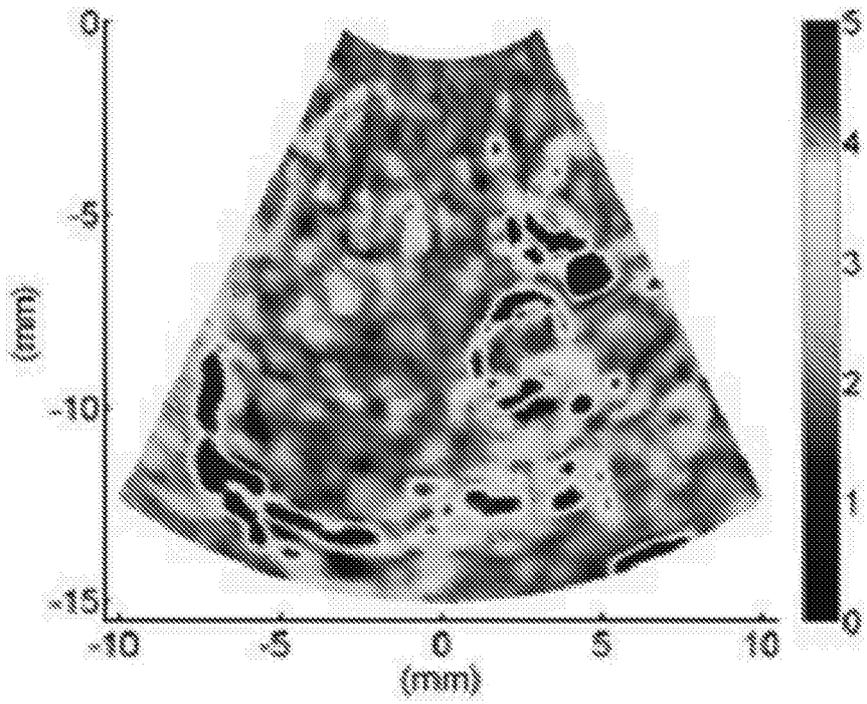


图 9D

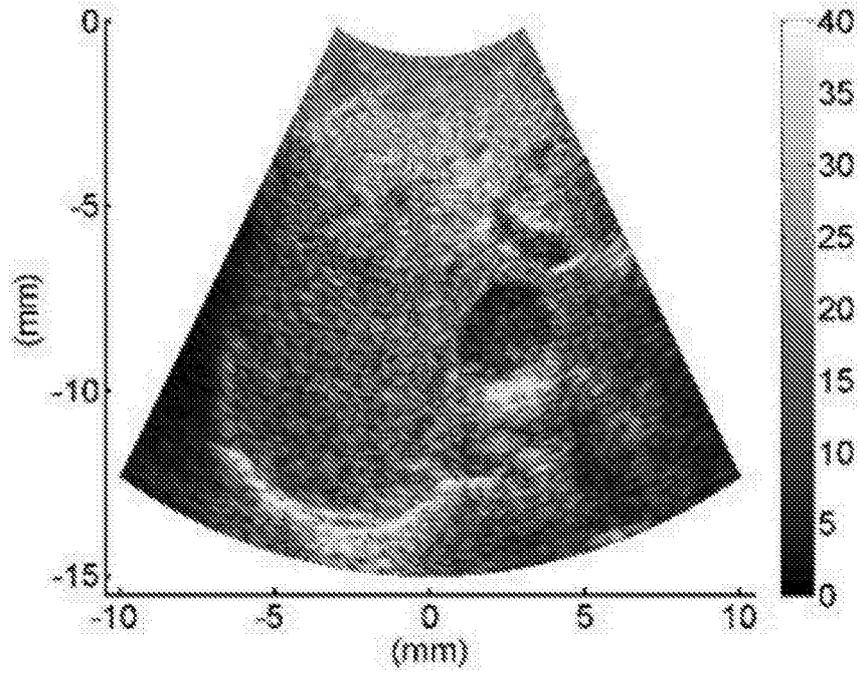


图 9E

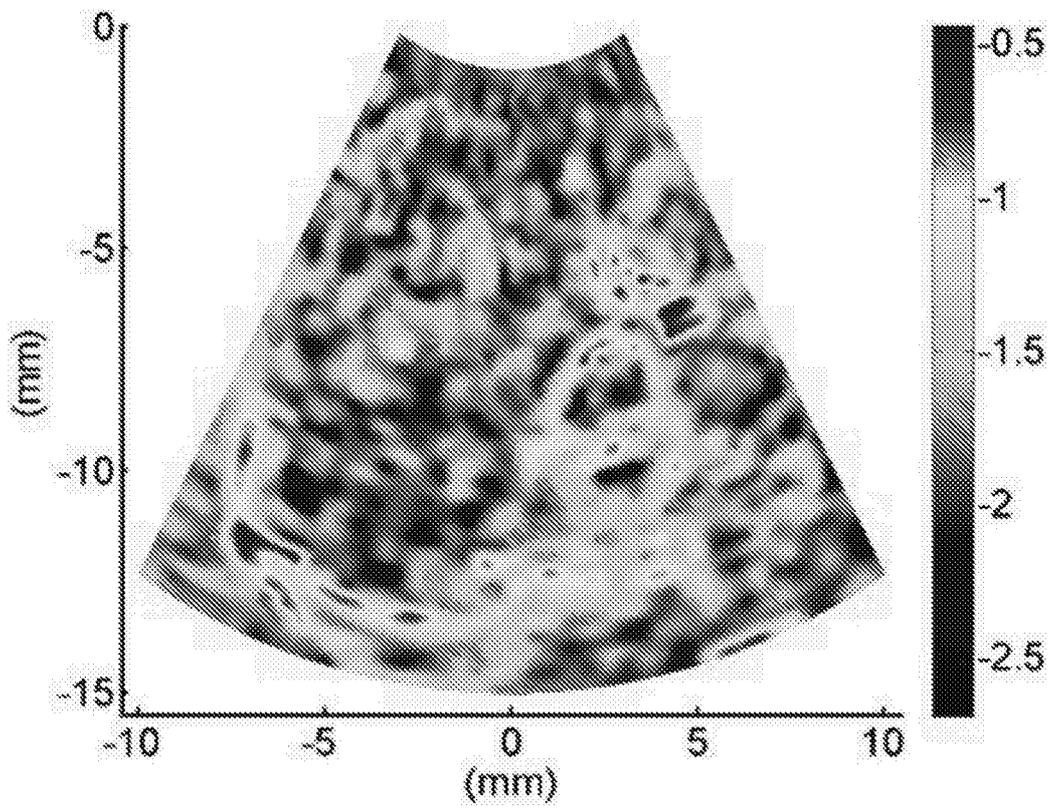


图 10

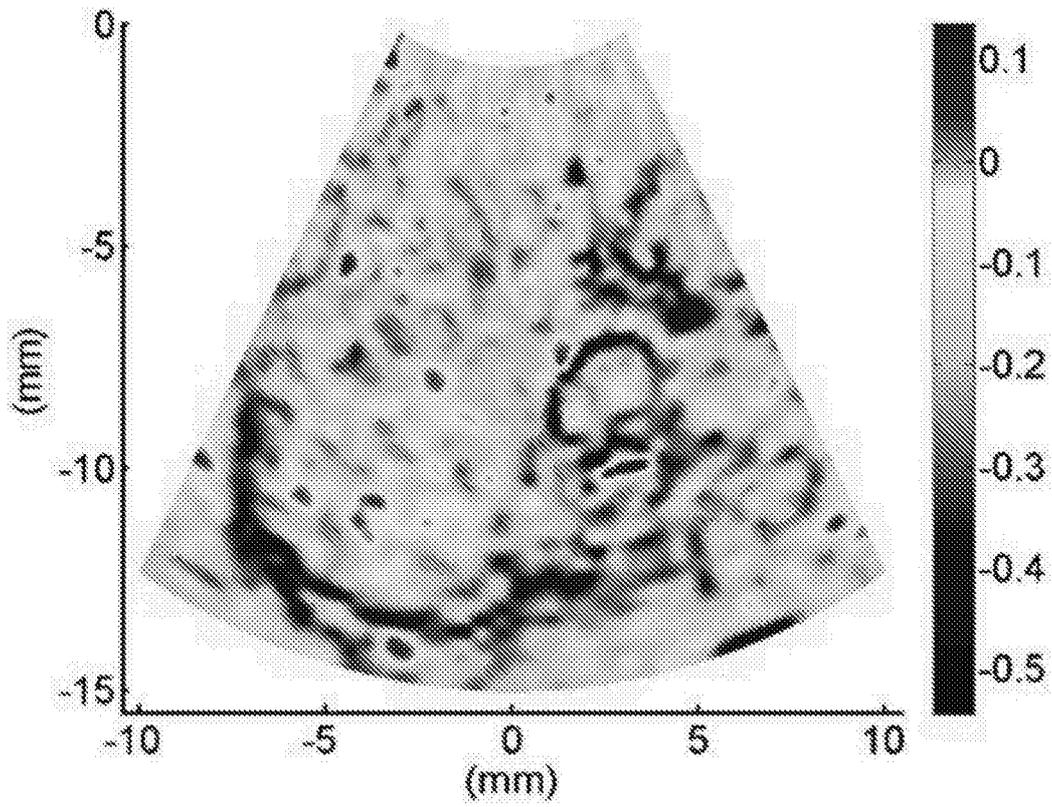


图 11

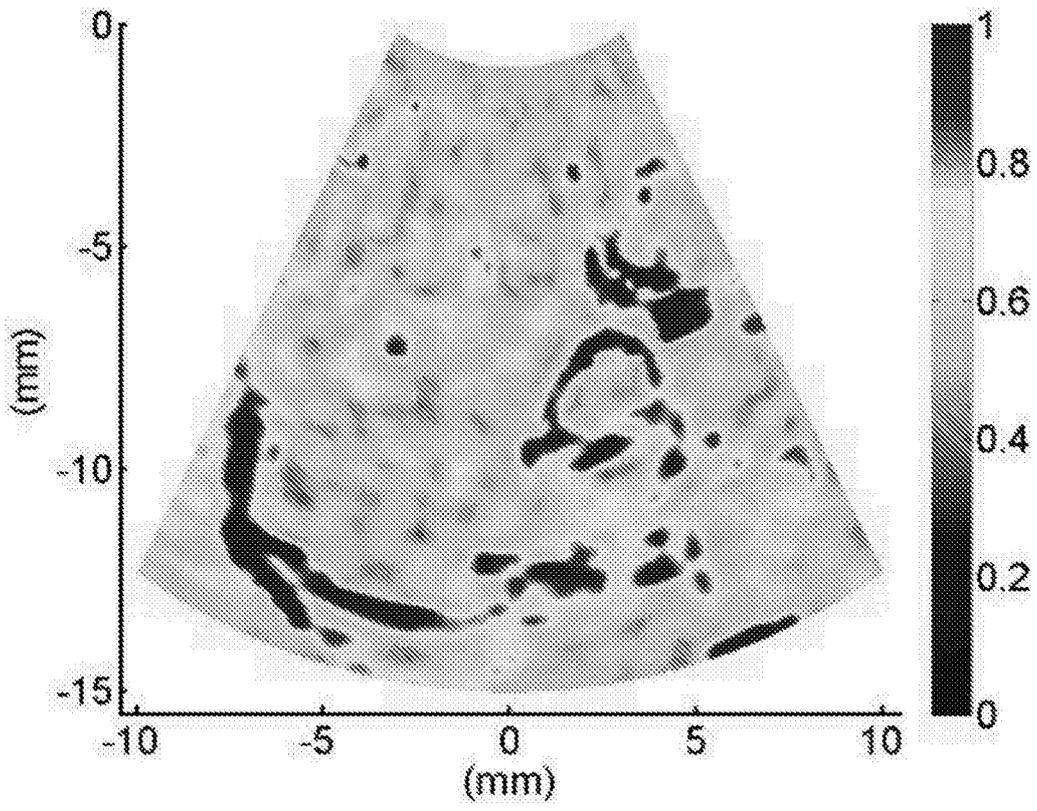


图 12

400

透过接收设备 210 对一组织进行照射，得到一超声波影像数据 300，该超声波影像 300 具有复数个超声波回音信号，每一该超声波回音讯号点具有一讯号影像数值。

410

解析单元 220 以一第一超声波回音信号点为中心，统计超声波影像数据中一窗口 330 范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值，用以取得一第一参数值。

420

解析单元 220 以一第二超声波回音信号点为中心，统计该超声波影像数据中该窗口 330 范围内所有之超声波回音信号点的该些讯号影像数值，用以取得一第二参数值，其中，该第二超声波回音信号点为间隔该第一超声波回音信号点至少一点距离或复数个点距离。

430

解析单元 220 重复以该点距离为间隔，统计复数个超声波回音信号点为中心于该窗口 330 范围内之超声波回音信号点的该些讯号影像数值，取得复数个讯号参数值，直到计算取得该第一参数值至一第 n 参数值，系包含该超声波影像数据中之该些超声波回音信号点的讯号影像数值。

440

显示单元 230 将该第一参数值至一第 n 参数值分别作为该第一超声波回音信号点至该第 n 超声波回音信号点的声波散射子数值，输出一超声波影像。

450

图 13

专利名称(译)	利用散射子分布统计量分析超声波回音信号之方法		
公开(公告)号	CN106691499A	公开(公告)日	2017-05-24
申请号	CN201510420848.4	申请日	2015-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	美国医科华股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	安克生医股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	安克生医股份有限公司		
[标]发明人	陈正刚 王昱欣 黄国祯 陈佳君		
发明人	陈正刚 王昱欣 黄国祯 陈佳君		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/00		
代理人(译)	卢军峰		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种取得声波散射子之超声波影像方法及系统，其步骤包含：以超声波影像数据之其一超声波回音讯号点为中心，统计一窗口范围内之超声波回音讯号点的讯号影像数值之分散量数、位置量数、或前述量数任意组合计算，取得一参数值；重复以一距离为区隔，并重复上述步骤直到完成所有超声波影像数据计算；将这些参数值分别作为超声波回音讯号点的声波散射子数值；并以常用的色阶表示方式输出一超声波影像，藉以区分血管壁与内部血流之信息，辅助医师确认其观测器官之轮廓边界、或与相邻器官之相对位置，并辨识组织不同程度变异的结构特征。

