



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108670303 A

(43)申请公布日 2018.10.19

(21)申请号 201810379457.6

G16H 30/00(2018.01)

(22)申请日 2018.04.25

(30)优先权数据

107106287 2018.02.26 TW

(71)申请人 长庚大学

地址 中国台湾桃园市龟山区文化一路259号

(72)发明人 崔博翔 蔡羽威 李尚瑾 马祥洋
洪傑铭

(74)专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理有限公司 11006

代理人 王玉双 李岩

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

G16H 50/20(2018.01)

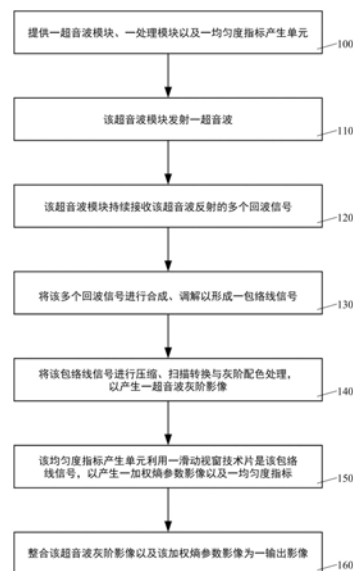
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

超音波影像均匀度检测方法及其系统

(57)摘要

本发明提供了一种超音波影像均匀度检测方法及其系统,将超音波影像区分为多个小区块并将各该小区块数值化后,依序计算各该小区块的加权熵后形成第一加权熵影像。之后将超音波影像去除极端值再运算一次产生第二加权熵影像,将第一加权熵影像与第二加权熵影像整合为加权熵参数影像。最后再根据第一加权熵影像与第二加权熵影像所占比例计算均匀度指标,直接量化超音波肝脏影像的均匀度,辅助医护人员临床诊断的判别。



1. 一种超音波影像均匀度检测方法,其特征在于,包括下列步骤:

a提供一超音波模块、一处理模块以及一均匀度指标产生单元,该超音波模块用以发射与接收超音波信号,该处理模块用于处理、运算、过滤以及合成超音波信号,该均匀度指标产生单元基于超音波信号产生加权影像以及均匀度的指标;

b该超音波模块发射一超音波;

c该超音波模块持续接收该超音波反射的多个回波信号;

d将该多个回波信号进行合成、解调以形成一包络线信号;

e将该包络线信号进行压缩、扫描转换与灰阶配色处理,以产生一超音波灰阶影像;以及

f利用一滑动视窗技术处理该包络线信号,以产生一加权熵参数影像以及一均匀度指标,所述滑动视窗技术指将该包络线信号区分为多个小区块,并将各该小区块数值化后,依序计算各该小区块的加权熵后组合为该加权熵参数影像;以及

g整合该超音波灰阶影像以及该加权熵参数影像为一输出影像。

2. 如权利要求1所述的超音波影像均匀度检测方法,其特征在于,该步骤f更包括以下步骤:

f1撷取一滑动视窗内的一包络线信号数据,并将该包络线信号数据转成一维包络数据序列;

f2将该一维包络数据序列进行数值正规化处理,使该一维包络数据序列大小分布介于0至1之间;

f3利用正规化后的该一维包络数据序列产生相对应发生次数的一直方图;

f4将该直方图转换为一机率密度直方图;

f5将该机率密度直方图的数值带入一演算法产生一加权熵;

f6判断是否已取得该包络线信号数据的第一加权熵影像,该第一加权熵影像为该包络线信号数据各个位置的加权熵排列组合而组成,若判断结果为否,则移动该滑动视窗,并重复执行步骤f1,若判断结果为是,则移除该一维包络数据序列中的极端值;

f7重复执行步骤f1至步骤f6以形成一第二加权熵影像;

f8合成该第一加权熵影像以及该第二加权熵影像为一加权熵参数影像;

f9根据该加权熵参数影像计算该均匀度指标。

3. 如权利要求2所述的超音波影像均匀度检测方法,其特征在于,该演算法为:

$$H_c \equiv - \sum_{i=1}^n y_i^m w(y_i) \log_2 [w(y_i)]$$

;

其中, H_c 为该加权熵; y 为加权因子主体; m 为加权因子的幂次。

4. 如权利要求3所述的超音波影像均匀度检测方法,其特征在于,加权因子的幂次为2。

5. 如权利要求2所述的超音波影像均匀度检测方法,其特征在于,该均匀度指标为根据该加权熵参数影像内第一加权熵影像的像素值与第二加权熵影像的像素值所占比例进行计算,其数值范围介于0%至100%之间。

6. 如权利要求2所述的超音波影像均匀度检测方法,其特征在于,该极端值指与该一维包络数据序列的数据平均值差异过大的值。

7. 一种超声波影像均匀度检测系统, 其特征在于, 适用于上述权利要求1至6中任一项所述的超声波影像均匀度检测方法, 包括:

一超声波探头, 用以发射与接收一超声波信号;

一信号合成单元, 与该超声波探头电讯连接, 用以驱动该超声波探头, 并可接收处理该超声波信号的回波信号, 形成一影像原始数据;

一解调单元, 与该信号合成单元电讯连接, 用以解调该影像原始数据, 形成与该影像原始数据相对应的一包络线信号;

一图像处理单元, 与该解调单元电讯连接, 用以针对该包络线信号进行压缩、扫描转换与灰阶配色等处理, 以产生一超音波灰阶影像;

一均匀度指标产生单元, 与该解调单元电讯连接, 利用一滑动视窗技术处理该包络线信号, 以产生一加权熵参数影像以及一均匀度指标; 以及

一影像合成单元, 用以整合该超音波灰阶影像以及该加权熵参数影像为一输出影像。

8. 如权利要求7所述的超声波影像均匀度检测系统, 其特征在于, 该影像原始数据由多个该超音波的回波信号合成所组成。

9. 如权利要求7所述的超声波影像均匀度检测系统, 其特征在于, 该滑动视窗技术包括将该包络线信号区分为多个小区块, 并将各该小区块数值化后, 依序计算各该小区块的加权熵后组合为该加权熵参数影像。

10. 如权利要求7所述的超声波影像均匀度检测系统, 其特征在于, 该超音波影像均匀度检测系统更包括一显示装置, 用以显示该输出影像以及该均匀度指标。

超声波影像均匀度检测方法及其系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波影像领域,特别是指利用机率密度函数及加权熵实现加权熵参数成像,直接量化超声波肝脏影像的均匀度。

背景技术

[0002] 肝脏疾病,如肝纤维化与脂肪肝,是目前主要常见的肝实质病变。临床上,超声波影像系统广泛用于肝脏扫描,藉由临床医师操作超音波,对病人进行扫描以获得灰阶影像,通过灰阶影像纹理与特征的观察,来进行肝实质病变的等级判定。

[0003] 肝脏实质由许多肝细胞与小血管组成,就声学角度可被视为由许多小于波长的散射子集合而成的模型。当肝脏实质发生纤维化或者脂肪肝,等同于在肝脏中原本所存在的大量分布散射子外,尚会新增额外的散射子或者散射结构,造成超音波入射至肝脏里,产生不同程度的声波建设性或者破坏性干涉改变,进而改变超音波散射信号的波形,以及最后影像的均匀度。因此在诸多超音波影像特征中,影像的均匀度(homogeneity)是用来判断肝实质病变的重要特征之一。

[0004] 超音波入射波与肝脏散射子交互作用下,因为肝脏散射子小于波长,因此主要是产生随机性的散射信号。许多文献证实散射信号振幅的统计分布会与散射子的分布与结构状态有关,因此利用统计模型来描述超音波散射信号振幅的机率分布模式,可了解超音波散射信号波形的变化情况,藉此来间接了解与评估影像均匀度的表现与变化,如此方式可辅助医师判读影像特征。

[0005] 例如中国专利第CN103648398号,揭示一种超音波诊断装置及图像处理装置,内含利用统计滤波处理来求得信号的振幅分布的雷利分布偏离度,并进行图像化,该模式被称为ASQ(acoustic structure quantification),可提供用户超音波散射信号的统计分布信息,医师可因此来评估推测肝脏影像均匀度。

[0006] 又例如中国台湾地区专利公开第201519872号,揭露一种非侵入式肝纤维化程度评估装置与方法,该装置包括Nakagami参数产生模块,以Nakagami参数产生模块利用Nakagami分布函数对超音波影像数据加以处理,以获得一Nakagami参数,藉以了解超音波散射信号的统计分布,以评估肝纤维化程度。

[0007] 然而,确认肝脏超音波散射信号是否遵循所使用的数学统计模式,是现有超音波信号分析的使用前提。需要留意的是,不同厂牌的超音波系统,因其信号撷取与影像合成处理模式不尽相同,因此信号的统计性质亦会不同。换言之,使用统计分布模型为基础的现有方法,无法适用在不同的超音波机器,即便假设信号统计是遵循所使用的统计分布,也恐有假设错误而造成计算偏差的可能性。

[0008] 对此,过去有文献提出使用讯息理论熵来取代统计分布模型,通过诠释超音波散射信号的复杂度与不确定性,亦可用来间接评估影像均匀度。因为讯息理论熵并非数学模型,信号本身不需遵循某特定分布,实际应用上更具弹性与广泛性。为了改善讯息理论熵的分析表现,中国台湾地区专利第I550268号提出一种超音波定量组织特性灵敏度的提升方

法,来提升讯息理论熵侦测信号不确定性的灵敏度,因此加权熵相较于传统熵来说,拥有较佳的灵敏度表现,在临床超音波肝脏影像辅助判读,有更大的应用潜力。然而,因为其计算公式中须先利用傅立叶级数重建出超音波散射信号的机率密度函数,重建过程计算量大且耗时,对于实现加权熵参数成像与图像化效率上,有一定的困难度。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于改善现有超音波信号分析无法适用在不同的超音波机器,而利用加权熵进行超音波信号分析则有运算量过大,造成耗时及系统负担等问题,而提出一种超音波影像均匀度检测方法。

[0010] 为了达到上述目的,本发明采取以下的技术手段予以达成,其中,本发明提供一种超音波影像均匀度检测方法,包括下列步骤:a提供一超音波模块、一处理模块以及一均匀度指标产生单元,该超音波模块用以发射与接收超音波信号,该处理模块用于处理、运算、过滤以及合成超音波信号,该均匀度指标产生单元基于超音波信号产生加权影像以及均匀度的指标。b该超音波模块发射一超音波。c该超音波模块持续接收该超音波反射的多回波信号。d将该多回波信号进行合成、解调以形成一包络线信号。e将该包络线信号进行压缩、扫描转换与灰阶配色处理,以产生一超音波灰阶影像。f利用一滑动视窗技术处理该包络线信号,以产生一加权熵参数影像以及一均匀度指标,所述滑动视窗技术指将该包络线信号区分为多个小区块,并将各该小区块数值化后,依序计算各该小区块的加权熵后组合为该加权熵参数影像。g整合该超音波灰阶影像以及该加权熵参数影像为一输出影像。

[0011] 在本发明一实施例中,其中该步骤f更包括以下步骤:f1撷取一滑动视窗内的一包络线信号数据,并将该包络线信号数据转成一维包络数据序列;f2将该一维包络数据序列进行数值正规化处理,使该一维包络数据序列大小分布介于0至1之间;f3利用正规化后的该一维包络数据序列产生相对应发生次数的一直方图;f4将该直方图转换为一机率密度直方图;f5将该机率密度直方图的数值带入一演算法产生一加权熵;f6判断是否已取得该包络线信号数据的第一加权熵影像,该第一加权熵影像为该包络线信号数据中各个位置的加权熵排列组合而组成,若判断结果为否,则移动该滑动视窗,并重复执行步骤f1,若判断结果为是,则移除该一维包络数据序列中的极端值;f7重复执行步骤f1至步骤f6以形成一第二加权熵影像;f8合成该第一加权熵影像以及该第二加权熵影像为一加权熵参数影像;f9根据该加权熵参数影像计算该均匀度指标。

[0012] 在本发明一实施例中,其中该演算法为:
$$H_c \equiv - \sum_{i=1}^n y_i^m w(y_i) \log_2 [w(y_i)]$$
 其中, H_c ;

为该加权熵;y为加权因子主体,相当于包络数据的振幅值;m为加权因子的幂次。

[0013] 在本发明一实施例中,其中该加权因子的幂次为2。

[0014] 在本发明一实施例中,其中该均匀度指标为根据该加权熵参数影像内第一加权熵影像的像素值与第二加权熵影像的像素值所占比例进行计算,其数值范围介于0%至100%之间。

[0015] 在本发明一实施例中,其中该极端值指与该一维包络数据序列的数据平均值差异过大的值。

[0016] 本发明还提供一种超音波影像均匀度检测系统,适用于上述超音波影像均匀度检测方法,包括:一超音波模块、一信号合成单元、一解调单元、一图像处理单元、一均匀度指标产生单元、一影像合成单元以及一显示装置。该超音波模块用以发射与接收一超音波信号。该信号合成单元与该超音波模块电讯连接,用以驱动该超音波模块,并可接收处理该超音波信号的多回波信号,形成一影像原始数据。该解调单元与该信号合成单元电讯连接,用以解调该影像原始数据,形成与该影像原始数据相对应的一包络线信号。该图像处理单元与该解调单元电讯连接,用以针对该包络线信号进行压缩、扫描转换与灰阶配色等处理,以产生一超音波灰阶影像。该均匀度指标产生单元与该解调单元电讯连接,利用一滑动视窗技术处理该包络线信号,以产生一加权熵参数影像以及一均匀度指标。该影像合成单元用以整合该超音波灰阶影像以及该加权熵参数影像为一输出影像。

[0017] 在本发明一实施例中,该影像原始数据由多个该超音波的回波信号合成所组成。

[0018] 在本发明一实施例中,该滑动视窗技术包括将该包络线信号区分为多个小区块,并将各该小区块数值化后,依序计算各该小区块的加权熵后组合为该加权熵参数影像。

[0019] 在本发明一实施例中,该超音波影像均匀度检测系统更包括一显示装置,用以显示该输出影像以及该均匀度指标。

[0020] 通过上述方式,本发明提出一种超音波影像均匀度检测方法,提出一替代式机率密度函数产生做法,用来计算加权熵并实现加权熵参数成像,同时设计一套演算法流程,基于加权熵影像来产生一影像均匀度指标,可直接量化超音波肝脏影像的均匀度。

附图说明

[0021] 图1为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的方法流程图;

[0022] 图2为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的系统架构图;

[0023] 图3为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的影像原始数据示意图;

[0024] 图4为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的包络线信号示意图;

[0025] 图5为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的超音波灰阶影像示意图;

[0026] 图6为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的产生加权熵参数影像与均匀度指标方法流程图;

[0027] 图7为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的架构示意图;

[0028] 图8a为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的直方图;

[0029] 图8b为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统的机率密度直方图。

[0030] 其中,附图标记为:

[0031] 超音波模块1

[0032] 超音波探头11

[0033] 显示装置12

[0034] 处理模块2

[0035] 信号合成单元21

[0036] 解调单元22

[0037] 图像处理单元23

[0038] 影像合成单元24

- [0039] 均匀度指标产生单元3
- [0040] 滑动视窗41
- [0041] 影像原始数据91
- [0042] 包络线信号92
- [0043] 超音波灰阶影像93
- [0044] 第一加权熵影像94
- [0045] 第二加权熵影像95
- [0046] 加权熵参数影像96
- [0047] 像素值Hc1, Hc2
- [0048] 步骤100~160
- [0049] 步骤151~159

具体实施方式

[0050] 为达成上述目的及功效,本发明所采用的技术手段及构造,兹绘图就本发明较佳实施例详加说明其特征与功能如下,俾利完全了解,但须注意的是,该内容不构成本发明的限定。

[0051] 请同时参阅图1至图5所示,其为本发明超音波影像均匀度检测方法及其系统较佳实施例的方法流程图、系统架构图、影像原始数据示意图、包络线信号示意图以及超音波灰阶影像示意图。本发明提供一种超音波影像均匀度检测方法,包括下列步骤:

[0052] 步骤100:提供一超音波模块1、一处理模块2以及一均匀度指标产生单元3。该超音波模块1用以发射与接收一超音波信号,其可包含一超音波探头11以及一显示装置12。该超音波探头11可以为一单阵元超音波探头或阵列式超音波探头,可分别适用于单阵元超音波系统以及阵列式超音波系统,用以发射及接收超音波。该显示装置12用以显示经过处理后的超音波灰阶影像。该处理模块2用于处理、运算、过滤以及合成超音波信号,其至少包括一信号合成单元21、一解调单元22、一图像处理单元23、一影像合成单元24,但不限于此。该信号合成单元21用以驱动该超音波模块1,并可接收处理该超音波的回波信号,形成一影像原始数据91。该解调单元22用以解调该影像原始数据91,形成与该影像原始数据91相对应的一包络线信号92。该图像处理单元23用以针对该包络线信号92进行压缩、扫描转换与灰阶配色等处理,以产生一超音波灰阶影像93。该影像合成单元24用以整合该超音波影像。该均匀度指标产生单元3利用一滑动视窗41技术处理该包络线信号92,以产生一加权熵参数影像96以及一均匀度指标。

[0053] 步骤110:该超音波模块1发射一超音波。该超音波模块1利用该超音波探头11发射一超音波进入一待测体,该超音波信号为一射频信号。于本实施例中,该待测体为人体的肝脏。

[0054] 步骤120:该超音波模块1持续接收该超音波反射的多个回波信号。该超音波进入该待测体后,会产生反射的一回波信号,该超音波探头11持续接收回波信号并传送至该信号合成单元21。

[0055] 步骤130:将该多个回波信号进行合成、解调以形成一包络线信号92。该信号合成单元21将所接收的多回波信号进行合成形成一影像原始数据91,如图3所示。而该解调单元

对该影像原始数据91进行解调,形成与该影像原始数据91相对应的一包络线信号92,如图4所示。

[0056] 步骤140:将该包络线信号92进行压缩、扫描转换与灰阶配色处理,以产生一超音波灰阶影像93。该图像处理单元23针对该包络线信号92进行压缩、扫描转换与灰阶配色等处理,以产生一超音波灰阶影像93,如图5所示。

[0057] 步骤150:该均匀度指标产生单元3利用一滑动视窗技术处理该包络线信号92,以产生一加权熵参数影像96以及一均匀度指标。所述滑动视窗技术指将该包络线信号92区分为多个小区块,并将各该小区块数值化后,依序计算各该小区块的加权熵后组合为该加权熵参数影像96。请更加参阅图6至图8b所示,其分别为本发明超音波影像均匀度检测方法的产生加权熵参数影像与均匀度指标方法流程图、架构示意图、直方图以及机率密度直方图。该均匀度指标产生单元3处理该包络线信号92的演算流程如步骤151至159所示:

[0058] 步骤151:撷取一滑动视窗41内的包络线信号数据,并将该包络线信号数据转成一维包络数据序列。于该包络线信号92上产生虚拟的一滑动视窗41,该滑动视窗41为正方形视窗、视窗边长为一倍超音波入射波脉冲长度,以使参数影像有最佳分辨率,于本实施例中,设定该包络线信号92最左上方为该滑动视窗41起始位置,但不限于此。撷取该滑动视窗41所在位置对应的一包络线信号数据,并将包络线信号数据转成一维包络数据序列,其中,该包络线信号数据为二维的包络数据,该一维包络数据序列为一维的包络数据。值得一提的是,本发明使用加权熵演算方法,并非是以统计模型为基础的现有方法,因此滑动视窗41边长不需受限在过去现有方法所建议的两倍以上脉冲长度。

[0059] 步骤152:将该一维包络数据序列进行数值正规化处理。所述正规化处理为利用该一维包络数据除上数据中的最大值,使该一维包络数据序列大小分布介于0至1之间,以利该均匀度指标产生单元3后续计算。

[0060] 步骤153:利用正规化后的该一维包络数据序列产生相对应包络数据(即振幅数值)发生次数的一直方图。该直方图横坐标表示数据大小,纵坐标为各组的发生次数。在本发明较佳实施例来说,若将直方图切割成 n 份,则横坐标为 y_i ,其中 $i=1,2,3,\dots,n$;各组的组距设定可选择0.01、0.02、0.05、或0.1,以对应到10、20、50、或100的切割份数(即组数)。利用上述方式可确保该直方图清楚显示数据大小及分布趋势,如图8a所示。

[0061] 值得一提的是,若有任意组的发生次数为零,则选用小于0.01倍的视窗内数据标准偏差的任意正数取代,此为去零值处理,可避免后续演算法的计算无意义。

[0062] 步骤154:将该直方图转换为一机率密度直方图。将该直方图每组的数值(发生次数)除上直方图总发生次数的数值总和,以将该直方图的纵坐标转换为发生机率,以作为后续演算法中替代式机率密度函数 $w(y)$,如图8b所示。

[0063] 步骤155:将该机率密度直方图的数值带入一演算法产生一加权熵。过去现有方法利用傅立叶级数重建机率密度函数,重建过程计算量大且耗时,加上不同厂商生产的超音波仪器其系统、演算方式亦不尽相同,在整合各厂牌的超音波仪器其上存在一定的难度。有鉴于此,本发明先将超音波的包络线信号数值化及机率密度化处理,再将替代式机率密度函数 $w(y)$ 带入加权熵演算法,取得加权参数,可以有效解决上述问题,该演算法可以被表示如公式(1)所示:

$$[0064] \quad H_c \equiv - \sum_{i=1}^n y_i^m w(y_i) \log_2 [w(y_i)] ; \quad (1)$$

[0065] 其中, H_c 为加权熵; y 为加权因子主体, 相当于包络数据的振幅值; m 为加权因子的幂次, 使用幂次 $m=2$ 表示利用功率作为加权考虑, 以产生加权熵。

[0066] 步骤156: 判断是否已取得该包络线信号数据的第一加权熵影像94。该均匀度指标产生单元判断是否已取得该第一加权熵影像94, 所述第一加权熵影像94为该包络线信号数据影像中各个位置的加权熵排列组合而组成。

[0067] 若判断结果为否, 则执行步骤1561: 移动该滑动视窗41, 并重复执行步骤151。令该滑动视窗41陆续移动, 视窗移动重叠率设定为50%, 如此可在影像质量与指令周期之间取得折衷。该滑动视窗41移动所到的每个局部位置, 皆依照步骤151至步骤155计算出相对应的加权熵, 当视窗完成整张的包络线信号数据移动处理, 可获得一第一加权熵影像94。

[0068] 若判断结果为是, 则执行步骤1562: 移除该一维包络数据序列中的极端值。所述极端值指与该一维包络数据序列的数据平均值差异过大的值。于本实施例中设定该一维包络数据序列的数据平均值与四倍标准偏差的和为区隔边界, 数值大于该区隔边界的值即为极端值, 其代表组织中有不均匀的组成物, 如纤维结构或血管。

[0069] 步骤157: 重复执行步骤151至步骤1561以形成一第二加权熵影像95。值得一提的是, 移除极端值的程序亦可以在移动该滑动视窗41时同时进行, 自动侦测及移除位于滑动视窗41内的极端值, 可增快系统处理效率。

[0070] 步骤158: 合成该第一加权熵影像94以及该第二加权熵影像95为一加权熵参数影像96。根据加权熵参数性质, 当排除掉数据中的极端值后, 加权熵参数会升高, 因此对该第一加权熵影像94与该第二加权熵影像95依序进行点对点比较, 以一第一影像点、第二影像点为例, 若该第一加权熵影像94的第一影像点像素值 ($Hc1$) 除以该第二加权熵影像95的第一影像点像素值 ($Hc2$) 的结果大于等于一参数变化因子 K ($\frac{Hc1}{Hc2} \geq K$), 则代表该第一

影像点位置属于较为均匀处, 此时取第一加权熵影像94的像素值 ($Hc1$) 填入同样像素位置的重建影像空间中 (如图7中空白方格像素)。若第一加权熵影像94的第二影像点像素值 ($Hc1$) 除以第二加权熵影像95的第二影像点像素值 ($Hc2$) 的结果小于参数变化因子 K ($\frac{Hc1}{Hc2} < K$), 则表示该第二影像点位置属于较为不均匀处, 此时取第二加权熵影像95

的像素值 ($Hc2$) 填入同样像素位置的重建影像空间中 (如图7中斜线方格像素), 最终可形成加权熵参数影像96。于本实施例中, 参数变化因子 K 选用范围在0至0.99之间, 以纳入第一加权熵影像94与第二加权熵影像95像素值比例变化的所有可能性。

[0071] 步骤159: 根据该加权熵参数影像96计算均匀度指标。统计该加权熵参数影像96内第一加权熵影像94的像素值 ($Hc1$) 与第二加权熵影像95的像素值 ($Hc2$) 的各自数量及所占比例后, 依据公式计算出均匀度指标 (数值范围0%-100%), 其计算方式如公式 (2) 所示。

$$[0072] \quad \text{均匀度指标} = \left(1 - \frac{Hc1\text{的数量}}{Hc2\text{的数量}} \right) \times 100\% \quad (2)$$

[0073] 步骤160: 整合该超音波灰阶影像93以及该加权熵参数影像96为一输出影像。计算

出加权熵参数影像96后,可将该超音波灰阶影像93以及该加权熵参数影像96整合为一输出影像,将该超音波灰阶影像93设置于底层,而该加权熵参数影像96为彩色影像,将其叠加于该超音波灰阶影像93之上,可增强影像效果。

[0074] 较佳者,该步骤160之后还可包括下列步骤:利用显示装置12显示该输出影像以及该均匀度指标。同时显示带有色彩的超音波影像及均匀度指标,可有利于辅助医护人员临床上的诊断。

[0075] 本发明还提供一种超音波影像均匀度检测系统,适用于上述超音波影像均匀度检测方法。该音波影像均匀度检测系统包括:一超音波探头11、一信号合成单元21、一解调单元22、一图像处理单元23、一均匀度指标产生单元3以及一影像合成单元24。

[0076] 该超音波探头11用以发射与接收一超音波信号,该超音波探头11可以为一单阵元超音波探头或阵列式超音波探头,可分别适用于单阵元超音波系统以及阵列式超音波系统,用以发射及接收超音波。

[0077] 该信号合成单元21与该超音波探头11电讯连接,用以驱动该超音波探头11,并可接收处理该超音波信号的回波信号,形成一影像原始数据91。

[0078] 该解调单元22与该信号合成单元21电讯连接,用以解调该影像原始数据91,形成与该影像原始数据91相对应的一包络线信号92。

[0079] 该图像处理单元23与该解调单元22电讯连接,用以针对该包络线信号92进行压缩、扫描转换与灰阶配色等处理,以产生一超音波灰阶影像93

[0080] 该均匀度指标产生单元3与该解调单元22电讯连接,利用一滑动视窗技术处理该包络线信号92,以产生一加权熵参数影像96以及一均匀度指标。该滑动视窗技术包括将该包络线信号92区分为多个小区块,并将各该小区块数值化后,依序计算各该小区块的加权熵后组合为该加权熵参数影像96,其详细步骤如上述方法所述,故不再一一赘述。

[0081] 该影像合成单元24用以整合该超音波灰阶影像93以及该加权熵参数影像96为一输出影像。

[0082] 在本发明一实施例中,该影像原始数据91由多个该超音波的回波信号合成所组成。

[0083] 在本发明一实施例中,该超音波影像均匀度检测系统更包括一显示装置12,用以显示该输出影像以及该均匀度指标。

[0084] 通过上述方式,本发明提出了一种替代式机率密度函数产生做法,用来计算加权熵并实现加权熵参数成像,同时设计一套演算法流程,基于加权熵参数影像96来产生影像的均匀度指标,可直接参数化超音波内脏影像的均匀度,医护人员在判断患者的超音波影像时,可利用参数化的均匀度指标辅助临床上的诊断,当均匀度指标越高,则越有可能是肝脏脂肪化、脂肪病变等疾病。

[0085] 经过上述的详细说明,已充分显示本发明具有实施的进步性,且为前所未见的新发明,完全符合发明专利要件,爰依法提出申请。惟以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,当不能用以限定本发明实施的范围,亦即依本发明专利范围所作的均等变化与修饰,皆应属于本发明所附权利要求的保护范围内。

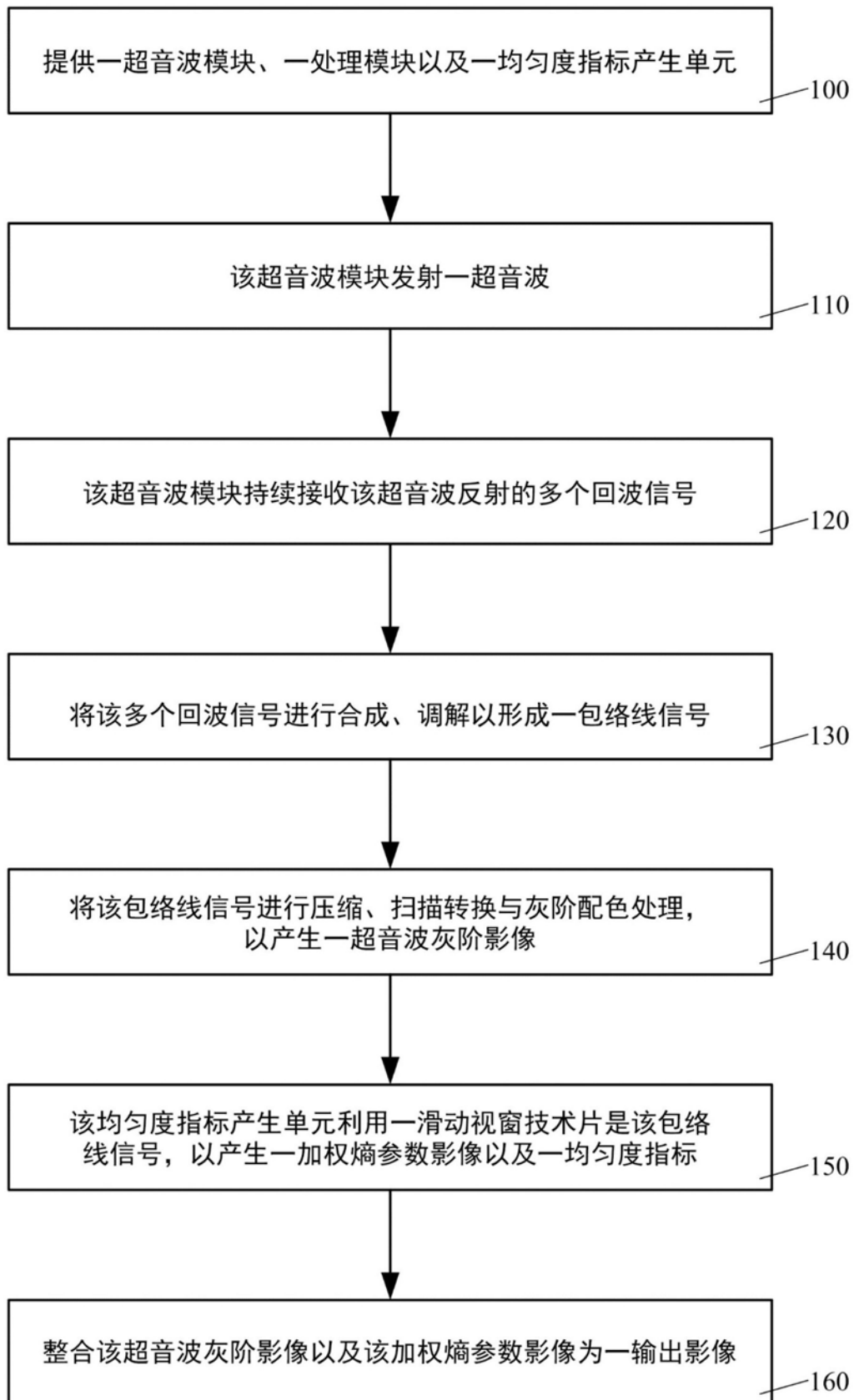


图1

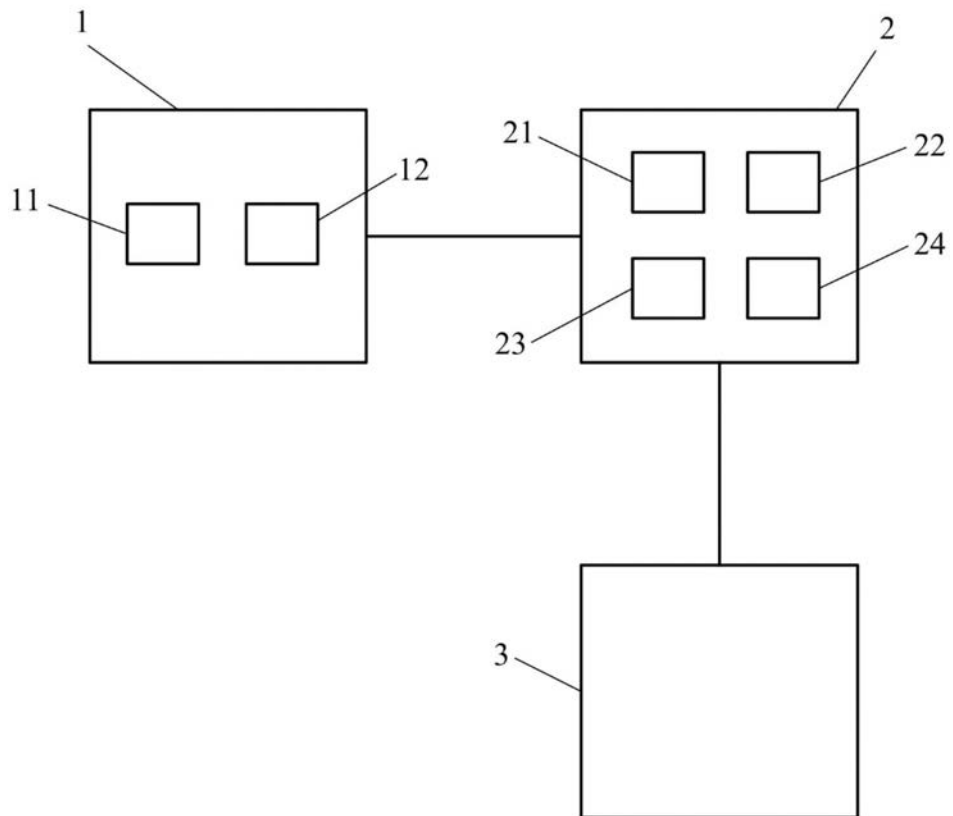


图2

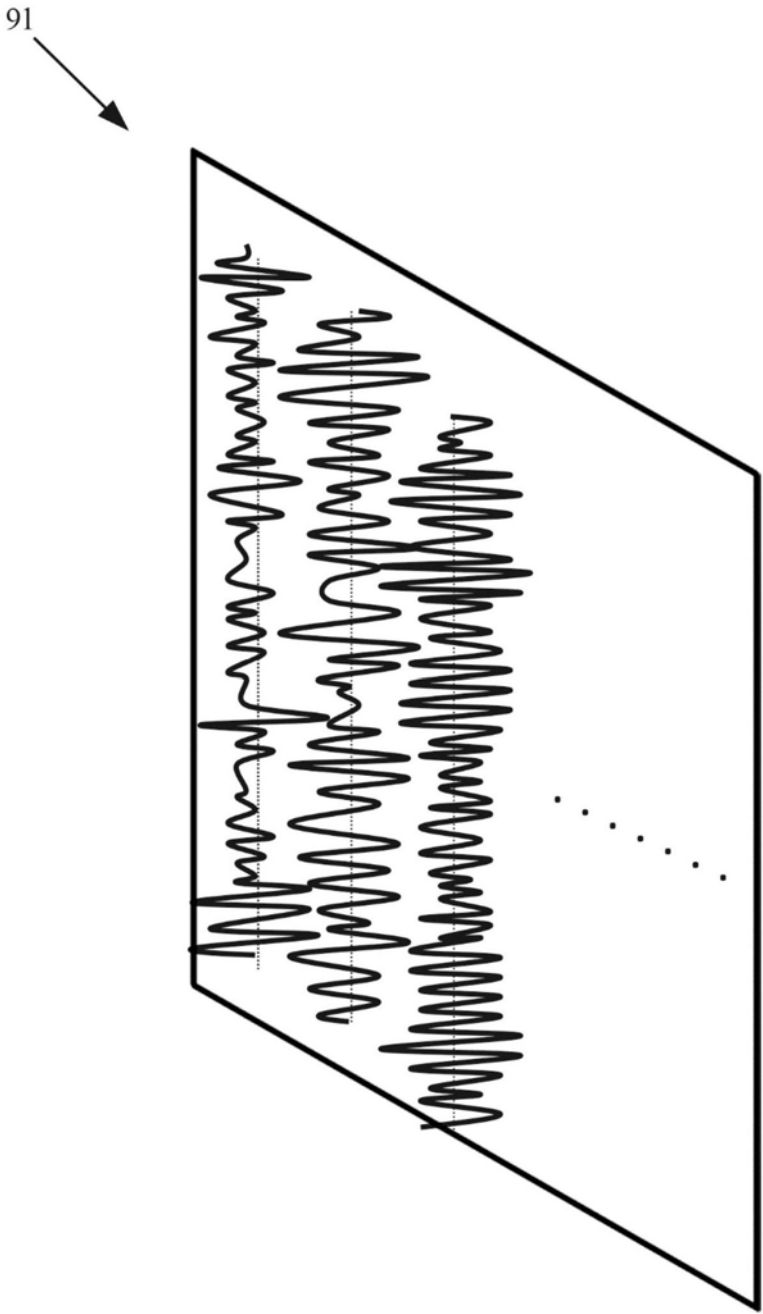


图3

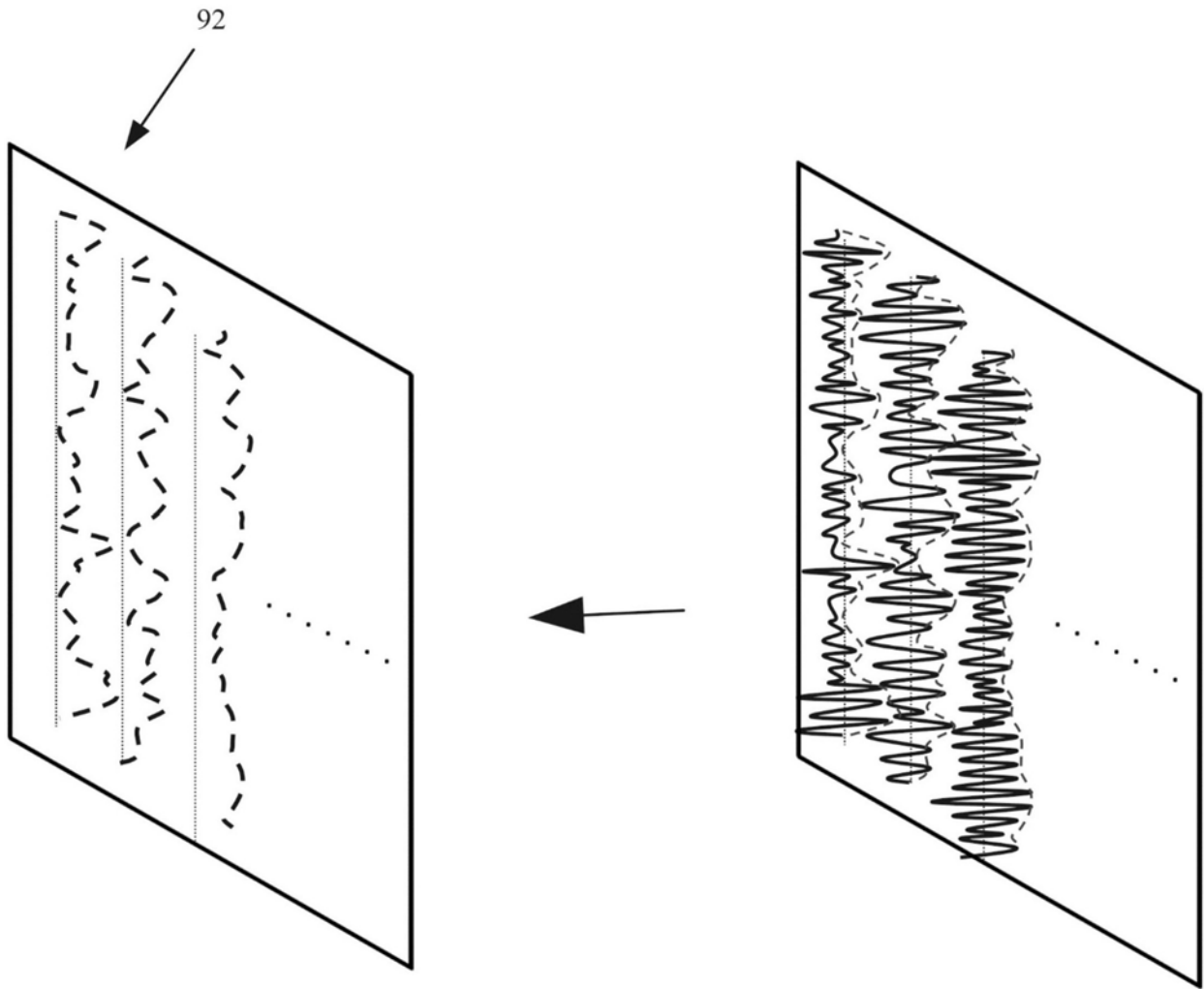


图4

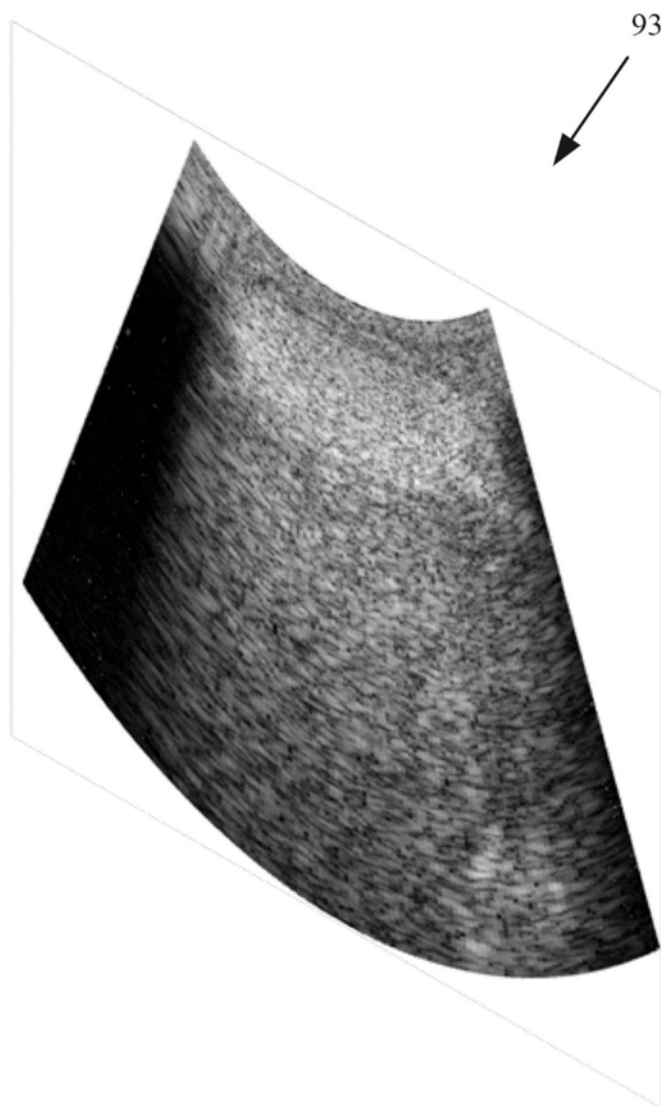


图5

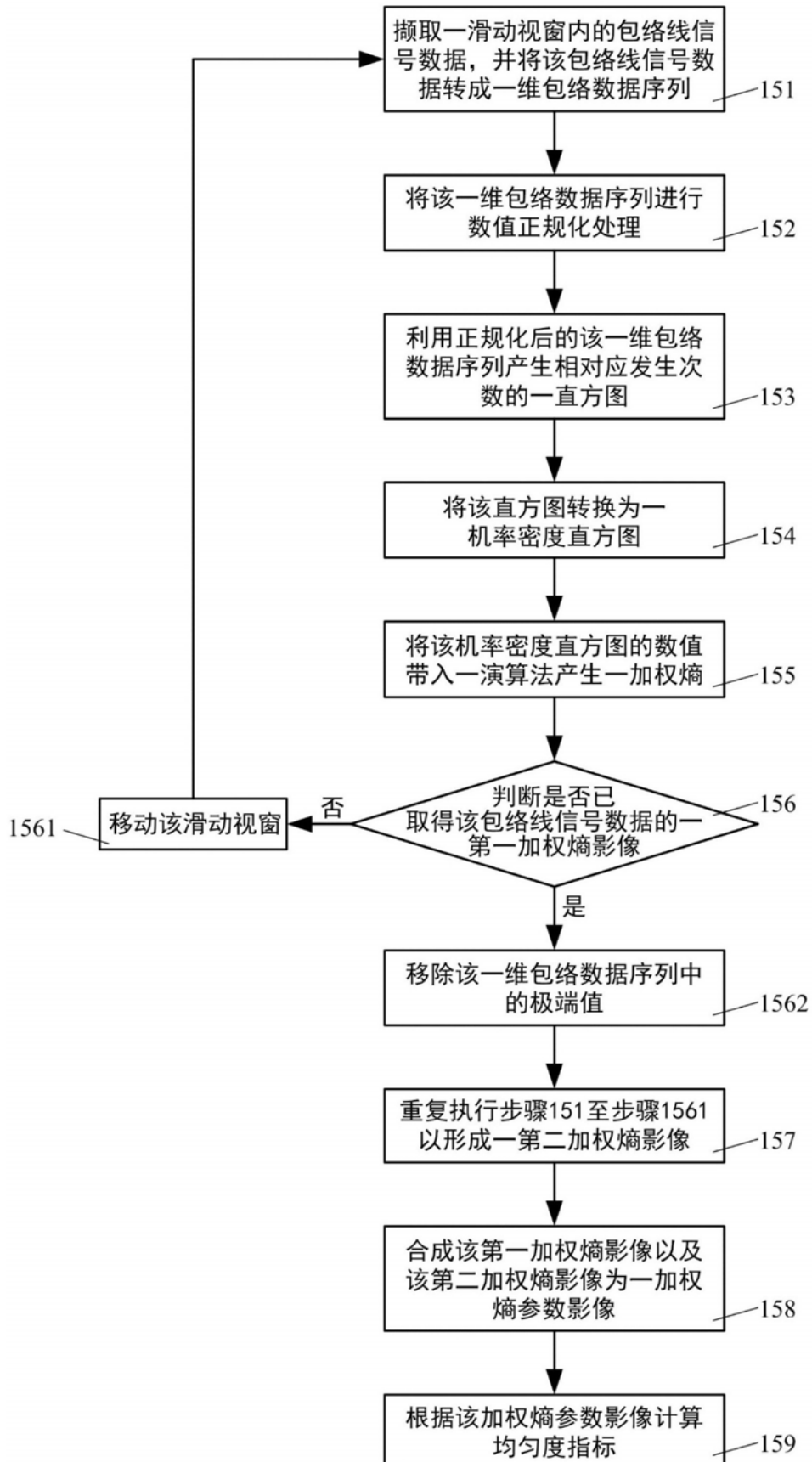


图6

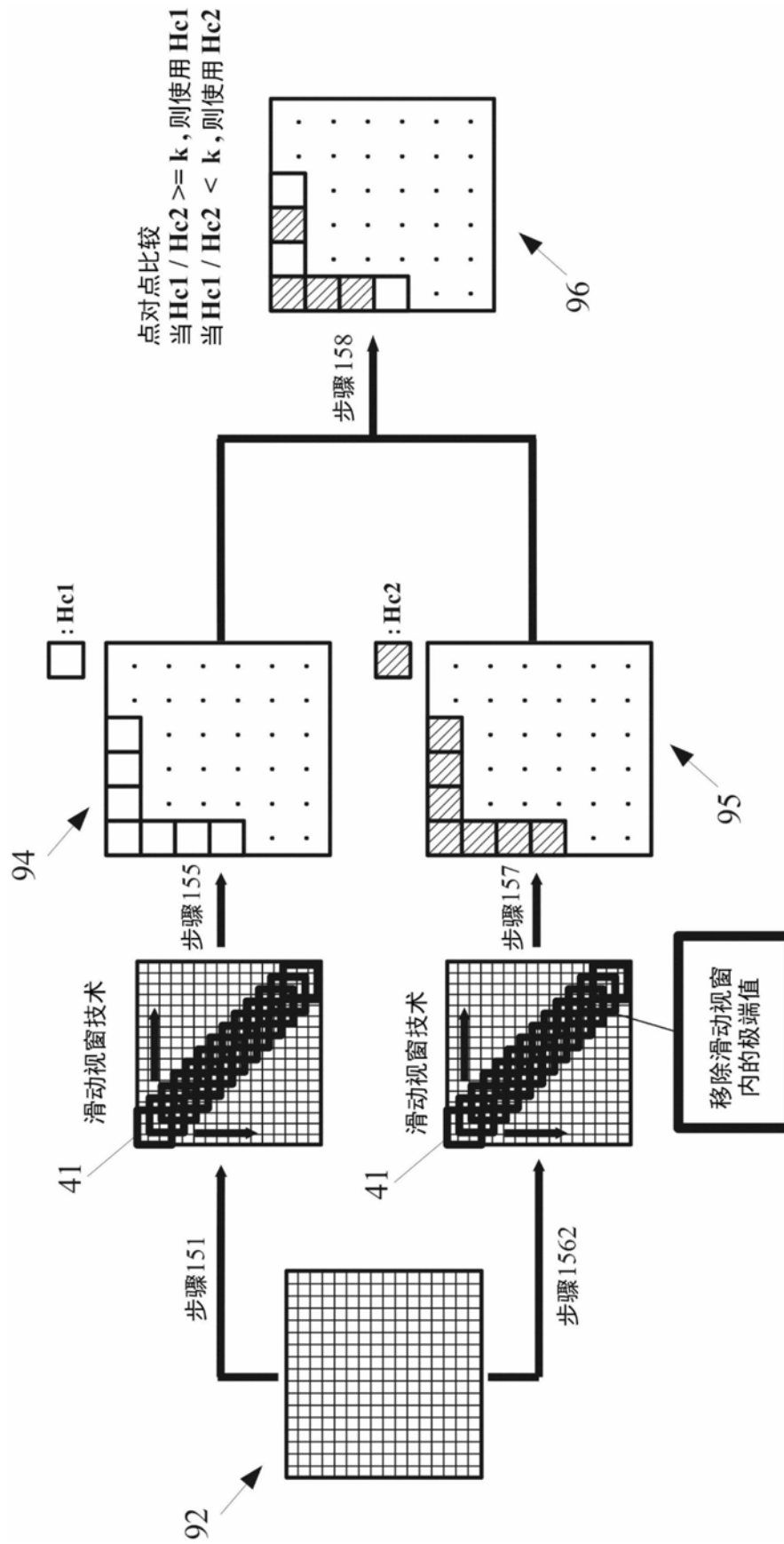


图7

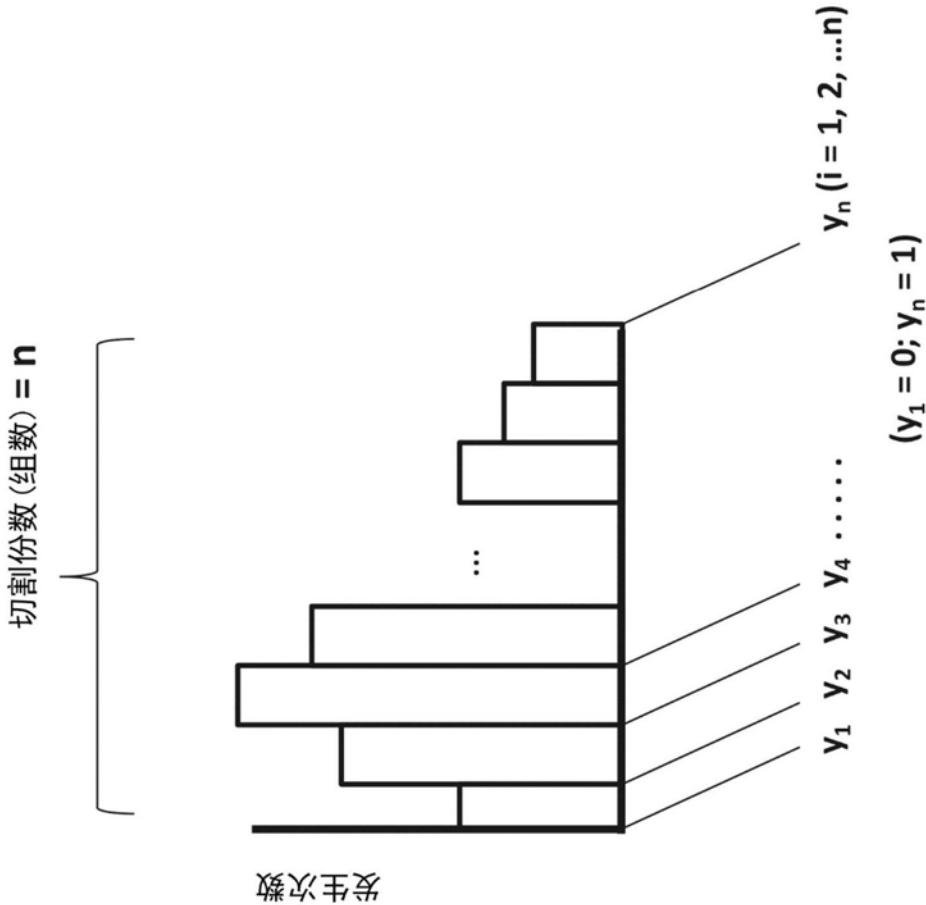


图8a

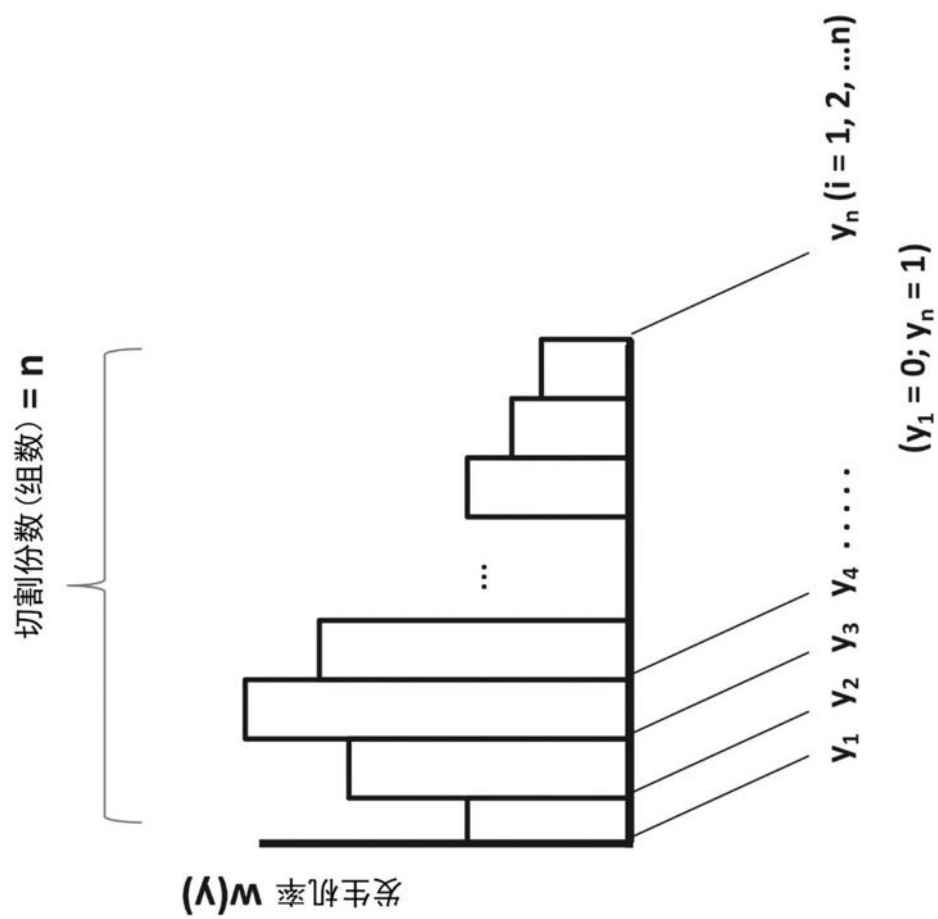


图8b

专利名称(译)	超音波影像均匀度检测方法及其系统		
公开(公告)号	CN108670303A	公开(公告)日	2018-10-19
申请号	CN201810379457.6	申请日	2018-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	长庚大学		
申请(专利权)人(译)	长庚大学		
当前申请(专利权)人(译)	长庚大学		
[标]发明人	崔博翔 蔡羽威 李尚瑾 马祥洋 洪傑铭		
发明人	崔博翔 蔡羽威 李尚瑾 马祥洋 洪傑铭		
IPC分类号	A61B8/08 G16H50/20 G16H30/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/5215 G16H30/00 G16H50/20		
代理人(译)	王玉双 李岩		
优先权	107106287 2018-02-26 TW		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超音波影像均匀度检测方法及其系统，将超音波影像区分为多个小区块并将各该小区块数值化后，依序计算各该小区块的加权熵后形成第一加权熵影像。之后将超音波影像去除极端值再运算一次产生第二加权熵影像，将第一加权熵影像与第二加权熵影像整合为加权熵参数影像。最后再根据第一加权熵影像与第二加权熵影像所占比例计算均匀度指标，直接量化超音波肝脏影像的均匀度，辅助医护人员临床诊断的判别。

