



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103654868 B

(45)授权公告日 2016.08.31

(21)申请号 201210351126.4

EP 1679038 A2, 2006.07.12,

(22)申请日 2012.09.20

龚兰等. 解剖M型超声技术检测心肌梗死患者室壁运动.《临床超声医学杂志》.2007,第9卷(第11期),第692-693页.

(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
星湖街218号生物纳米园C8楼501单元

审查员 谢春苓

(72)发明人 田园

(74)专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理事
务所(普通合伙) 32235

代理人 杨林洁

(51)Int.Cl.

A61B 8/13(2006.01)

(56)对比文件

CN 1923145 A, 2007.03.07,

US 2002/0161299 A1, 2002.10.31,

JP 特开平9-192130 A, 1997.07.29,

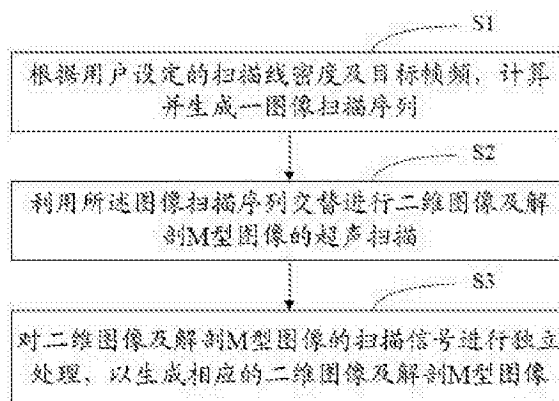
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

超声诊断设备的成像方法及系统

(57)摘要

本发明揭示了一种超声诊断设备的成像方法及系统,其方法包括:S1、根据用户设定的扫描线密度及目标帧频,计算并生成一图像扫描序列;S2、利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描;其中,在所述图像扫描序列中,在进行 I 条二维图像扫描线的扫描后,再进行 N 条解剖M型扫描线及 K 条复用扫描线的扫描,所述 K 条复用扫描线均匀插置于所述 N 条解剖M型扫描线中;S3、对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理,以生成相应的二维图像及解剖M型图像。本发明通过采用分别可独立控制的二维图像及解剖M型的图像扫描系列,从而获取同时具备高时间分辨率及高空间分辨率的解剖M型图像,提高了超声诊断设备的图像质量。



1. 一种超声诊断设备的成像方法,其特征在于,该方法包括如下步骤:

S1、根据用户设定的扫描线密度及目标帧频,计算并生成一图像扫描序列;所述图像扫描序列包括I条二维图像扫描线、N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线;

S2、利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描;其中,在所述图像扫描序列中,每扫描完I条二维图像扫描线后,就要完成一帧解剖M型图像的扫描,即N+K条超声扫描线的扫描,其中包含N条解剖M型扫描线和K条复用扫描线,所述K条复用扫描线均匀插置于所述N条解剖M型扫描线中;

S3、对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理,以生成相应的二维图像及解剖M型图像。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断设备的成像方法,其特征在于,在用户注重解剖M型图像时,假设二维图像的扫描线密度为L,则:

$$L = \frac{1 - A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN})}{B \times PRT_S_B},$$

其中,A为解剖M型图像的目标帧频率,B为二维图像的目标帧频率, $PRT_S_{M1}, PRT_S_{M2}, \dots, PRT_S_{MN}$ 指解剖M型图像扫描线 $S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{MN}$ 的扫描时间, PRT_S_B 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

3. 根据权利要求1所述的超声诊断设备的成像方法,其特征在于,在用户注重二维图像时,假设解剖M型图像的扫描线密度N,则:

$$N = \frac{1 - B \times L \times PRT_S_B}{A \times \max(PRT_S_M)},$$

其中,所述扫描线密度N,即N条解剖M型扫描线;A为解剖M型图像的目标帧频率,B为二维图像的目标帧频率,L为二维图像的扫描线密度, $\max(PRT_S_M)$ 为解剖M型图像扫描线 $S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{MN}$ 中的最大扫描时间, PRT_S_B 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

4. 根据权利要求2或3所述的超声诊断设备的成像方法,其特征在于,复用扫描线的线密度K计算公式为:

$$K = \frac{\theta_M}{\theta_B} \times L - 1; \text{其中,所述扫描线密度K,即K条复用扫描线,}\theta_B \text{表示二维图像的图像张角}$$

范围, θ_M 表示解剖M型图像的图像张角范围。

5. 根据权利要求4所述的超声诊断设备的成像方法,其特征在于,在本方法中,

$$I = \text{int}\left(\frac{B \times (L - K)}{A}\right).$$

6. 根据权利要求1所述的超声诊断设备的成像方法,其特征在于,在用户同时注重二维图像及解剖M型图像时,设定解剖M型图像的目标帧频率为A帧/秒,扫描线密度为N,二维图像的目标帧频率为B帧/秒,扫描线密度为L,假设实际的解剖M型图像的扫描线密度为N',实际的二维图像的扫描线密度为L',则:

$$\text{在 } A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN}) + B \times L \times PRT_S_B \leq 1 \text{ 时,}$$

$$\begin{cases} N' = N \\ L' = L \end{cases};$$

在 $A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN}) + B \times L \times PRT_S_B > 1$ 时,

$$\begin{cases} N' = k \times N \\ L' = k \times L \end{cases}, \quad k = 1 / (A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN}) + B \times L \times PRT_S_B);$$

其中, $PRT_S_{M1}, PRT_S_{M2}, \dots, PRT_S_{MN}$ 指解剖M型图像扫描线 $S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{MN}$ 的扫查时间, PRT_S_B 指扫查一条二维图像扫描线的扫查时间。

7. 根据权利要求6所述的超声诊断设备的成像方法,其特征不在于,在本方法中,

$$K = \frac{\theta_M}{\theta_B} \times L' - 1;$$

$I = \text{int}(\frac{B \times (L' - K)}{A})$; 其中, θ_B 表示二维图像的图像张角范围, θ_M 表示解剖M型图像的图像张角范围。

8. 根据权利要求1所述的超声诊断设备的成像方法,其特征不在于,在所述 图像扫描序列中,将解剖M型图像扫描线分为若干分区,每一个分区对应采用一个或几个发射焦点进行成像。

9. 一种超声诊断设备的成像系统,其特征不在于,该成像系统包括:

超声探头;

序列扫描及前端控制模块,用于根据用户设定的扫描线密度及目标帧频,计算并生成一图像扫描序列,并利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描;其中,所述图像扫描序列包括I条二维图像扫描线、N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线,在所述图像扫描序列中,每扫查完I条二维图像扫描线后,就要完成一帧解剖M型图像的扫查,即N+K条超声扫描线的扫查,其中包含N条解剖M型扫描线和K条复用扫描线,所述K条复用扫描线均匀插置于所述N条解剖M型扫描线中;

图像处理模块,用于对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理,以生成相应的二维图像及解剖M型图像。

10. 根据权利要求9所述的超声诊断设备的成像系统,其特征不在于,所述图像处理模块具体包括:信号解调及滤波模块、图像缓存模块、图像后端处理模块、坐标变换模块及图像显示模块,其中,二维图像与解剖M型图像分两路单独处理。

11. 根据权利要求9所述的超声诊断设备的成像系统,其特征不在于,二维图像与解剖M型图像的序列扫描及前端控制模块包括发射模块,该发射模块能设置不同的发射波形、和/或发射频率、和/或发射电压、和/或发射焦点位置、和/或发射焦点数目、和/或发射孔径。

12. 根据权利要求9所述的超声诊断设备的成像系统,其特征不在于,二维图像与解剖M型图像的序列扫描及前端控制模块包括接收模块,该接收模块能设置不同的前放增益、和/或A/D采样率、和/或接收孔径、和/或接收线密度、和/或波束合成精度、和/或变迹窗。

13. 根据权利要求10所述的超声诊断设备的成像系统,其特征不在于,所述信号解调及滤波模块能设置不同的数字增益、和/或解调频率、和/或基带滤波器 参数。

14. 根据权利要求9所述的超声诊断设备的成像系统,其特征不在于,该系统的图像处理模块设置分别对应于二维图像及解剖M型图像的两个独立的图像缓存,两者设置不同的动态范围、和/或灰阶图谱、和/或后处理图像算法。

超声诊断设备的成像方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声医疗领域,尤其涉及一种具有高空间及时间分辨率的超声诊断设备的成像方法及系统。

背景技术

[0002] 医学超声成像集成了超声物理学、现代电子学、信息学和生物医学等多学科的原理和技术手段,是医学中发展最迅速应用最广泛的技术之一。超声诊断(Ultrasonic Diagnosis)是一种将超声检测技术应用于人体的诊断方法,其通过测量生理或组织结构的数据和形态以发现疾病。

[0003] 超声诊断仪的解剖M型或任意曲线M型成像模式是由Vingmed Sound公司在1996年最先提出的(该公司在1998年被通用电气公司收购)。如图1所示,该成像方法是基于一组二维图像序列上用户自定义的一条直线或一条曲线的虚拟的M模式成像(Virtual M mode),其本质上是通过二维超声图像扫描序列所得到的图像数据,经过某种后处理的方式进行图像显示,实际上就是二维超声图像的另外一种表达形式。因其没有自己的实时控制的扫描序列,所以不是一种实时的扫描模式。

[0004] Philips公司在2003年提出了“超声成像系统上的实时任意M型(Real-Time Arbitrary M-Mode for Ultrasonic Imaging System)”的成像方法。如图2所示,这个发明主要利用了分段线性的方法,将用户自定义的一条任意曲线,分割成多段直线,并且每条直线的两个端点位于相应的超声扫描线上,同时开辟专门的数据缓存进行图像数据的存储和坐标扫描变换,其扫描序列的控制是根据用户自定义曲线的跨度N,这里N表示需要N条超声扫描线才能覆盖整条用户自定义的曲线,每扫描J条二维图像的超声扫描线,就进行一条(即一帧)解剖M型的图像采样线的扫描,即N条超声扫描线的扫描。这样的扫描序列方式忽略了任意曲线M型和二维图像之间的相互依赖关系,以降低二维图像的帧率为代价,来提高任意曲线M型图像的帧率,从而改善其时间分辨率。2005年,深圳迈瑞公司递交了“利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的方法和装置”的专利申请,该发明通过把一帧二维图像(B图像)分成K组扫描线进行超声波的发射和接收成像,同时,利用这K组扫描线所得到的图像数据获得K条解剖M型的图像采样线。这样的扫描序列的方法虽然在一定程度上提高了解剖M型图像的时间分辨率,但是其空间分辨率却降低了K倍,并且由此合成的二维图像,由于每组扫描线之间都有固定的时间差异,导致图像的横向一致性变差,甚至产生伪像而影响诊断。

[0005] 呈上所述,在现有技术中,由于其解剖M型的图像数据是从一组二维图像序列中提取出来的,然后按照时间顺序排列,所以,二维图像的空间分辨率将决定解剖M型或任意曲线M型图像的空间分辨率,而这组二维图像序列的帧频率将决定解剖M型或任意曲线M型图像的时间分辨率。如果要得到较好的空间分辨率,二维图像的扫描线数和发射焦点数就要增多,从而其帧频率就会降低,导致解剖M型或任意曲线M型图像的时间分辨率就较差。反之,如果要得到较好的时间分辨率,二维图像的帧频率就要较高,那么其扫描线数和发射焦

点数就要相应减少,导致解剖M型或任意曲线M型图像的空间分辨率变差。所以,目前的解剖M型或任意曲线M型的成像方法,很难得到空间分辨率和时间分辨率都好的图像。

发明内容

[0006] 为解决上述技术问题,本发明的目的在于提供一种超声诊断设备的成像方法。

[0007] 相应于上述方法,本发明的目的还在于提供一种超声诊断设备的成像系统。

[0008] 为实现上述发明目的,本发明采用的技术方案如下:一种超声诊断设备的成像方法,其包括如下步骤:

[0009] S1、根据用户设定的扫描线密度及目标帧频,计算并生成一图像扫描序列;所述图像扫描序列包括I条二维图像扫描线、N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线;

[0010] S2、利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描;其中,在所述图像扫描序列中,在进行I条二维图像扫描线的扫描后,再进行N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线的扫描,所述K条复用扫描线均匀插置于所述N条解剖M型扫描线中;

[0011] S3、对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理,以生成相应的二维图像及解剖M型图像。

[0012] 作为本发明的进一步改进,在用户注重解剖M型图像时,假设二维图像的扫描线密度为L,则:

$$[0013] \quad L = \frac{1 - A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN})}{B \times PRT_S_B},$$

[0014] 其中,A为解剖M型图像的目标帧频率,B为二维图像的目标帧频率, PRT_S_{M1} , PRT_S_{M2} , ..., PRT_S_{MN} 指解剖M型图像扫描线 S_{M1} 、 S_{M2} , ..., S_{MN} 的扫描时间, PRT_S_B 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

[0015] 作为本发明的进一步改进,在用户注重二维图像时,假设解剖M型图像的扫描线密度N,则:

$$[0016] \quad N = \frac{1 - B \times L \times PRT_S_B}{A \times \max(PRT_S_M)},$$

[0017] 其中,A为解剖M型图像的目标帧频率,B为二维图像的目标帧频率,L为二维图像的扫描线密度, $\max(PRT_S_M)$ 为解剖M型图像扫描线 S_{M1} 、 S_{M2} , ..., S_{MN} 中的最大扫描时间, PRT_S_B 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

[0018] 作为本发明的进一步改进,复用扫描线的线密度K计算公式为:

[0019] $K = \frac{\theta_M}{\theta_B} \times L - 1$;其中, θ_B 表示二维图像的图像张角范围, θ_M 表示解剖M型图像的图像张角范围。

[0020] 作为本发明的进一步改进,在本方法中, $I = \text{int}(\frac{B \times (L - K)}{A})$ 。

[0021] 作为本发明的进一步改进,在用户同时注重二维图像及解剖M型图像时,设定解剖M型图像的目标帧频率为A帧/秒,扫描线密度为N,二维图像的目标帧频率为B帧/秒,扫描线

密度为 L ,假设实际的解剖M型图像的扫描线密度为 N' ,实际的二维图像的扫描线密度为 L' ,则:

[0022] 在 $A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN}) + B \times L \times PRT_S_B \leq 1$ 时,

[0023]
$$\begin{cases} N' = N \\ L' = L \end{cases};$$

[0024] 在 $A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN}) + B \times L \times PRT_S_B > 1$ 时,

[0025]
$$\begin{cases} N' = k \times N \\ L' = k \times L \end{cases}, k = 1 / (A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN}) + B \times L \times PRT_S_B);$$

[0026] 其中, $PRT_S_{M1}, PRT_S_{M2}, \dots, PRT_S_{MN}$ 指解剖M型图像扫描线 $SM1, SM2, \dots, SMN$ 的扫描时间, PRT_S_B 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

[0027] 作为本发明的进一步改进,在本方法中, $K = \frac{\theta_M}{\theta_B} \times L' - 1; I = \text{int}(\frac{B \times (L' - K)}{A})$;其中,

θ_B 表示二维图像的图像张角范围, θ_M 表示解剖M型图像的图像张角范围。

[0028] 作为本发明的进一步改进,在所述图像扫描序列中,将解剖M型图像扫描线分为若干分区,每一个分区对应采用一个或几个发射焦点进行成像。

[0029] 相应地,一种超声诊断设备的成像系统,其包括:超声探头;序列扫描及前端控制模块,用于根据用户设定的扫描线密度及目标帧频,计算并生成一图像扫描序列,并利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描;其中,所述图像扫描序列包括I条二维图像扫描线、N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线,在所述图像扫描序列中,在进行I条二维图像扫描线的扫描后,再进行N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线的扫描,所述K条复用扫描线均匀插置于所述N条解剖M型扫描线中;图像处理模块,用于对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理,以生成相应的二维图像及解剖M型图像。

[0030] 作为本发明的进一步改进,所述图像处理模块具体包括:信号解调及滤波模块、图像缓存模块、图像后端处理模块、坐标变换模块及图像显示模块,其中,二维图像与解剖M型图像分两路单独处理。

[0031] 作为本发明的进一步改进,二维图像与解剖M型图像的序列扫描及前端控制模块包括发射模块,该发射模块能设置不同的发射波形、和/或发射频率、和/或发射电压、和/或发射焦点位置、和/或发射焦点数目、和/或发射孔径。

[0032] 作为本发明的进一步改进,二维图像与解剖M型图像的序列扫描及前端控制模块包括接收模块,该接收模块能设置不同的前放增益、和/或A/D采样率、和/或接收孔径、和/或接收线密度、和/或波束合成精度、和/或变迹窗。

[0033] 作为本发明的进一步改进,所述信号解调及滤波模块能设置不同的数字增益、和/或解调频率、和/或基带滤波器参数。

[0034] 作为本发明的进一步改进,该系统的图像处理模块设置分别对应于二维图像及解剖M型图像的两个独立的图像缓存,两者设置不同的动态范围、和/或灰阶图谱、和/或后处理图像算法。

[0035] 与现有技术相比,本发明通过采用分别可独立控制的二维图像及解剖M型的图像扫描序列,从而获取同时具备高时间分辨率及高空间分辨率的解剖M型图像,提高了超声诊断设备的图像质量。

附图说明

- [0036] 图1绘示了现有技术中超声诊断设备的解剖M模式成像的原理示意图;
[0037] 图2绘示了现有技术中超声诊断设备的二维图像及解剖M型图像的扫描序列方式;
[0038] 图3绘示了本发明具体实施方式中超声诊断设备的成像方法的基本流程图;
[0039] 图4绘示了本发明具体实施方式中图像扫描序列方式;
[0040] 图5绘示了本发明具体实施方式中成像方法的发射焦点选用方式;
[0041] 图6绘示了本发明具体实施方式中超声诊断设备的成像系统的模块示意图。

具体实施方式

[0042] 以下将结合附图所示的具体实施方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0043] 参图3所示,其为本发明超声诊断设备的成像方法的一具体实施方式。本发明通过一种二维图像和解剖M型或任意曲线M型的独立可控的扫描序列方式,获得实时的高时间和空间分辨率的解剖M型或任意曲线M型图像。并且,本发明还实现二维图像和解剖M型或任意曲线M型图像在整个成像链路上的参数可以独立调节和控制,从而提高解剖M型或任意曲线M型图像的质量。需要指明的是,上述的“解剖M型或任意曲线M型”为了简明扼要,统一称为“解剖M型”。

[0044] 在本实施方式中,该方法包括如下步骤:

[0045] S1、根据用户设定的扫描线密度及目标帧频,计算并生成一图像扫描序列;所述图像扫描序列包括I条二维图像扫描线、N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线;关于上述图像扫描序列的具体方式,将在下文具体介绍。

[0046] S2、利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描;其中,在所述图像扫描序列中,在进行I条二维图像扫描线的扫描后,再进行N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线的扫描,所述K条复用扫描线均匀插置于所述N条解剖M型扫描线中;

[0047] S3、对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理,以生成相应的二维图像及解剖M型图像。

[0048] 如图4所示,于本发明中,当进入解剖M型模式,二维图像的扫描序列和解剖M型图像的扫描序列有一定关联,又可以完全独立控制。用 S_B 表示二维图像的一条超声扫描线的扫描,用 S_M 表示解剖M型的一条超声扫描线的扫描,假设一条(也就是一帧)解剖M型的图像采样线需要N条超声扫描线的扫描,用 $S_{B/M}$ 表示一条可同时用于二维图像和解剖M型图像的超声扫描线的扫描,那么,可以根据用户的需求和相应的参数调节,采取交替扫描的方法,建立相应的二维图像和解剖M型图像的扫描序列: $S_B, S_B, S_M, S_M, S_{B/M}, S_M, S_M, S_B, S_B, \dots$ 。解剖M型的超声扫描线 $S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{MN}$ 的扫描深度,可以根据用户定义的直线或曲线实时更新,以节省扫描时间,从而加快解剖M型或任意曲线M型图像的帧频率。

[0049] 在本发明具体实施方式中,具体的图像扫描序列的计算方法可以分为以下三种情况:

[0050] 第一实施方式:

[0051] 在本实施方式中,假如用户更注重解剖M型图像,那么假设解剖M型的目标帧频率为A帧/秒,扫描线密度为N,即有N条超声扫描线;二维图像的目标帧频率为B帧/秒,扫描深度为D米,则可以计算出二维图像的扫描线密度L:

$$[0052] \quad L = \frac{1 - A \times (PRT_S_{M1} + PRT_S_{M2} + \dots + PRT_S_{MN})}{B \times PRT_S_B}$$

[0053] 其中, $PRT_S_{M1}, PRT_S_{M2}, \dots, PRT_S_{MN}$ 指解剖M型图像的超声扫描线 $S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{MN}$ 的扫描所需时间, PRT_S_B 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

[0054] 如图4所示, θ_B 表示二维图像的图像张角范围, θ_M 表示解剖M型图像所涉及的张角范围,则可以计算出二维图像和解剖M型或任意曲线M型图像复用的 $S_{B/M}$ 的扫描线密度K:

$$[0055] \quad K = \frac{\theta_M}{\theta_B} \times L - 1;$$

[0056] 那么,实际的解剖M型的扫描线密度增加为N+K,其中包含K条二维图像和解剖M型图像复用的 $S_{B/M}$ 扫描线。进而,可以获得图像扫描序列为: $S_B, S_B, \dots, S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{B/M1}, S_{Mp}, S_{Mq}, \dots, S_{B/M2}, \dots, S_{Mr}, S_{Ms}, \dots, S_{B/MK}, \dots, S_{M(N+K)}, S_B, S_B, \dots, S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{B/M1}, S_{Mp}, S_{Mq}, \dots, S_{B/M2}, \dots, S_{Mr}, S_{Ms}, \dots, S_{B/MK}, \dots, S_{M(N+K)}, S_B, S_B, \dots$, 其中每扫描完I条二维图像的超声扫描线后,就要完成一帧解剖M型图像的扫描,即N+K条超声扫描线的扫描,其中包含K条二维图像和解剖M型图像复用的 $S_{B/M}$ 扫描线,如此重复,直至完成所有的超声扫描线的扫描。

[0057] 其中, $I = \text{int}(\frac{B \times (L - K)}{A})$, 每条 $S_{B/M}$ 扫描线不仅参与解剖M型成像,而且根据其时间标记,会插入到二维图像相应的扫描信号中成像。

[0058] 第二实施方式:

[0059] 在本实施方式中,假如用户更注重二维图像,那么假设二维图像的目标帧频率为B帧/秒,扫描线密度为L,扫描深度为D米;解剖M型图像的目标帧频率为A帧/秒,则可以计算出解剖M型图像的扫描线密度N:

$$[0060] \quad N = \frac{1 - B \times L \times PRT_S_B}{A \times \max(PRT_S_M)}$$

[0061] 其中, $\max(PRT_S_M)$ 为解剖M型图像扫描线 $S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{MN}$ 中的最大扫描时间, PRT_S_B 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

[0062] 如图4所示, θ_B 表示二维图像的图像张角范围, θ_M 表示解剖M型图像所涉及的张角范围,则可以计算出二维图像和解剖M型图像复用的 $S_{B/M}$ 的扫描线密度K:

$$[0063] \quad K = \frac{\theta_M}{\theta_B} \times L - 1$$

[0064] 那么,实际的解剖M型的扫描线密度增加为N+K,其中包含K条二维图像和解剖M型

图像复用的 $S_{B/M}$ 扫描线。进而,可以获得图像扫描序列为: $S_B, S_B, \dots, S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{B/M1}, S_{Mp}, S_{Mq}, \dots, S_{B/M2}, \dots, S_{Mr}, S_{Ms}, \dots, S_{B/MK}, \dots, S_{M(N+K)}, S_B, S_B, \dots, S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{B/M1}, S_{Mp}, S_{Mq}, \dots, S_{B/M2}, \dots, S_{Mr}, S_{Ms}, \dots, S_{B/MK}, \dots, S_{M(N+K)}, S_B, S_B, \dots$,其中每扫描完 I 条二维图像的超声扫描线后,就要完成一帧解剖M型图像的扫描,即 $N+K$ 条超声扫描线的扫描,其中包含 K 条二维图像和解剖M型图像复用的 $S_{B/M}$ 扫描线,如此重复,直至完成所有的超声扫描线的扫描。

[0065] 其中, $I = \text{int}(\frac{B \times (L - K)}{A})$, 每条 $S_{B/M}$ 扫描线不仅参与解剖M型成像,而且根据其时间标记,会插入到二维图像相应的扫描信号中成像。

[0066] 第三实施方式:

[0067] 在本实施方式中,假如用户同时注重二维图像和解剖M型图像,那么假设解剖M型图像的目标帧频率为 A 帧/秒,扫描线密度为 N ,即有 N 条超声扫描线;二维图像的目标帧频率为 B 帧/秒,扫描线密度为 L ,扫描深度为 D 米,假设实际的解剖M型图像的扫描线密度为 N' ,实际的二维图像的扫描线密度为 L' ,则:

[0068] 在 $A \times (PRT_{S_{M1}} + PRT_{S_{M2}} + \dots + PRT_{S_{MN}}) + B \times L \times PRT_{S_B} \leq 1$ 时,

$$[0069] \quad \begin{cases} N' = N \\ L' = L \end{cases};$$

[0070] 在 $A \times (PRT_{S_{M1}} + PRT_{S_{M2}} + \dots + PRT_{S_{MN}}) + B \times L \times PRT_{S_B} > 1$ 时,

$$[0071] \quad \begin{cases} N' = k \times N \\ L' = k \times L \end{cases}, k = 1 / (A \times (PRT_{S_{M1}} + PRT_{S_{M2}} + \dots + PRT_{S_{MN}}) + B \times L \times PRT_{S_B});$$

[0072] 其中, $PRT_{S_{M1}}, PRT_{S_{M2}}, \dots, PRT_{S_{MN}}$ 指解剖M型图像扫描线 $S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{MN}$ 的扫描时间, PRT_{S_B} 指扫描一条二维图像扫描线的扫描时间。

[0073] 如图4所示, θ_B 表示二维图像的图像张角范围, θ_M 表示解剖M型或任意曲线M型图像所涉及的张角范围,则可以计算出二维图像和解剖M型图像复用的 $S_{B/M}$ 的扫描线密度 K :

$$[0074] \quad K = \frac{\theta_M}{\theta_B} \times L' - 1$$

[0075] 其中,实际的解剖M型图像的扫描线密度增加为 $N' + K$,其中包含 K 条二维图像和解剖M型图像复用的 $S_{B/M}$ 扫描线。进而,可以获得图像扫描序列为: $S_B, S_B, \dots, S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{B/M1}, S_{Mp}, S_{Mq}, \dots, S_{B/M2}, \dots, S_{Mr}, S_{Ms}, \dots, S_{B/MK}, \dots, S_{M(N+K)}, S_B, S_B, \dots, S_{M1}, S_{M2}, \dots, S_{B/M1}, S_{Mp}, S_{Mq}, \dots, S_{B/M2}, \dots, S_{Mr}, S_{Ms}, \dots, S_{B/MK}, \dots, S_{M(N+K)}, S_B, S_B, \dots$,其中每扫描完 I 条二维图像的超声扫描线后,就要完成一帧解剖M型图像的扫描,即 $N' + K$ 条超声扫描线的扫描,其中包含 K 条二维图像和解剖M型图像复用的 $S_{B/M}$ 扫描线,如此重复,直至完成所有的超声扫描线的扫描。

[0076] 其中, $I = \text{int}(\frac{B \times (L' - K)}{A})$, 每条 $S_{B/M}$ 扫描线不仅参与解剖M型成像,而且根据其时间标记,会插入到二维图像相应的扫描信号中成像。

[0077] 如图5所示,在本发明具体实施方式中,在所述图像扫描序列中,将解剖M型图像扫描线分为若干分区,每一个分区对应采用一个或几个发射焦点进行成像。在图示的实施例

中,示范性地介绍了设置四个发射焦点的方式,其中,解剖M型成像中不同的超声采样扫描线,根据其采样的物理位置,可设置不同的发射焦点,比如,在本发明优选的实施例中, $SM_1, SM_2, \dots, SM_p$ (第一分区)可只采用发射焦点4成像; $SM_p, SM_{(p+1)}, \dots, SM_q$ (第二分区)可以只采用发射焦点3成像; $SM_q, SM_{(q+1)}, \dots, SM_r$ (第三分区)可以只采用发射焦点2成像; $SM_r, SM_{(r+1)}, \dots, SM_N$ (第四分区)可以只采用发射焦点1成像。当然,在其他实施方式中,发射焦点的数量不受限制,且上述的 $SM_1, SM_2, \dots, SM_p$ 也可以采用发射焦点1/2/3/4组合成像; $SM_p, SM_{(p+1)}, \dots, SM_q$ 也可以采用发射焦点1/2/3组合成像; $SM_q, SM_{(q+1)}, \dots, SM_r$ 也可以采用发射焦点1/2组合成像。基于上述的焦点选用方式,本发明在提高了图像质量的同时,又可保持图像帧频不变或略有降低。

[0078] 参图6所示,在本发明具体实施方式中,与上述所描述方法相对应的一种超声诊断设备的成像系统,其包括:

[0079] 超声探头10;

[0080] 序列扫描及前端控制模块20、用于根据用户设定的扫描线密度及目标帧频,计算并生成一图像扫描序列,并利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描;其中,所述图像扫描序列包括I条二维图像扫描线、N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线,在所述图像扫描序列中,在进行I条二维图像扫描线的扫描后,再进行N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线的扫描,所述K条复用扫描线均匀插置于所述N条解剖M型扫描线中;

[0081] 图像处理模块30、用于对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理,以生成相应的二维图像及解剖M型图像。其中,所述图像处理模块30具体包括:信号解调及滤波模块(B图像及M图像)、图像缓存模块(B图像及M图像)、图像后端处理模块(B图像及M图像)、坐标变换模块(B图像及M图像)及图像显示模块(B图像及M图像)。

[0082] 本发明进一步给出了一种二维图像和解剖M型图像独立可控的信号链路处理和参数调节方式。对于解剖M型图像,用户希望看到高质量的组织图像边界和高精度的组织随时间的运动变化,即高空间分辨率和时间分辨率的图像。因此,对于解剖M型成像,不仅仅需要独立可控的扫描序列,整个成像链路上的所有能提高图像空间分辨率、对比度和时间分辨率的参数和信号处理都需要单独调控。当用户进入解剖M型模式后,系统前端控制根据用户的线密度和目标帧频的设置自动计算得到二维图像和解剖M型或任意曲线M型图像的扫描序列,交替进行二维图像和解剖M型图像的超声扫描。两路完全独立,包括整个信号链路上的参数调节和算法控制。

[0083] 其中,序列扫描及前端控制模块20包括前端接收模块及前端发射模块,其前端发射模块可以设置不同的发射波形、和/或发射频率、和/或发射电压、和/或发射焦点控制(包括焦点位置和焦点个数)、和/或发射孔径等;前端接收模块可以设置不同的前放增益、和/或A/D采样率、和/或接收孔径、和/或接收线密度、和/或波束合成的精度、和/或变迹窗等;信号的中处理(信号解调及滤波模块(B图像及M图像))可以设置不同的数字增益、和/或不同的解调频率、和/或基带滤波器设置、以及后续的数字信号处理算法;在具体实施例中,本发明的图像后处理模块可设置两个独立的图像缓存(分别对应于二维图像、解剖M型图像),设置不同的参数调节,比如动态范围、和/或灰阶图谱、和/或后处理的图像算法等。下面给出一些参数具体实现的例子,但并不仅局限于这些参数和方法。

[0084] 1、根据用户的需求,对于二维图像和解剖M型或任意曲线M型图像,可以设置不同

的焦点个数。比如由于解剖M型或任意曲线M型的线密度相对较低,可以采用多焦点发射成像,提高图像的空间分辨率,而图像的总帧频略有下降。

[0085] 2、由于二维图像和解剖M型或任意曲线M型图像的感兴趣区域可能不同,可以设置不同的发射焦点位置,从而提高各自感兴趣区域的图像一致性。

[0086] 3、由于二维图像和解剖M型或任意曲线M型图像的感兴趣区域可能不同,可以设置不同的发射频率和相应的解调频率,从而提高各自感兴趣区域的图像的空间分辨率。

[0087] 4、由于二维图像和解剖M型或任意曲线M型图像数据的动态范围不一样,一般来说,解剖M型或任意曲线M型图像数据的动态范围要小于二维图像数据的动态范围,所以设置不同的动态范围压缩曲线,可以提高各自图像的对比度,有利于区分解剖M型或任意曲线M型图像中的组织边界。

[0088] 5、由于解剖M型或任意曲线M型的图像,相比于二维图像,更注重组织的边界信息,所以可以采用阈值较大的灰阶滤波(与二维图像不同的阈值设置),比如灰阶小于60的均置为0,这样可能会损失图像的一些细节信息,但是极好地抑制了低灰阶噪声,突出了组织边界。

[0089] 综上所述,本发明通过采用分别可独立控制的二维图像及解剖M型的图像扫描系列,从而获取同时具备高时间分辨率及高空间分辨率的解剖M型图像,提高了超声诊断设备的图像质量。

[0090] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0091] 上文所列出的一系列的详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

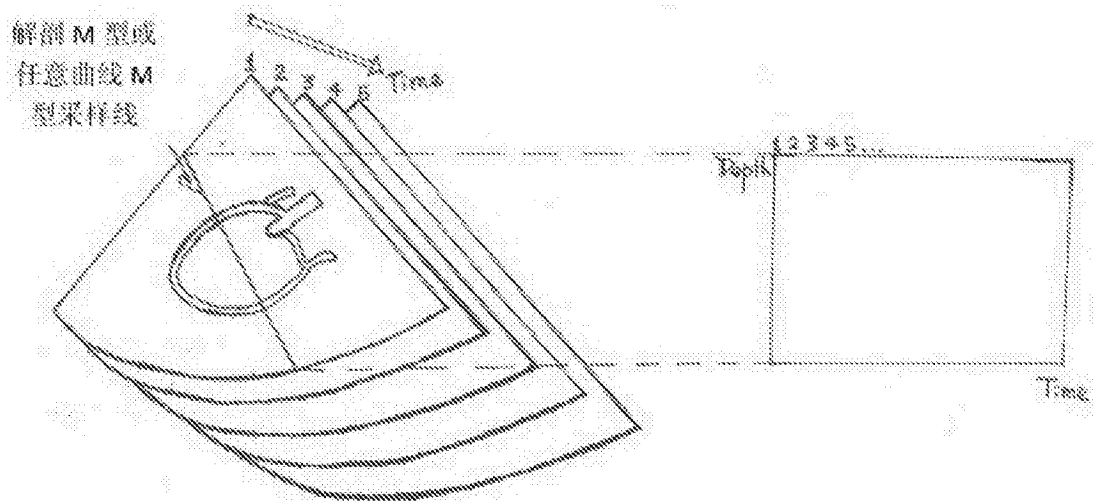


图1

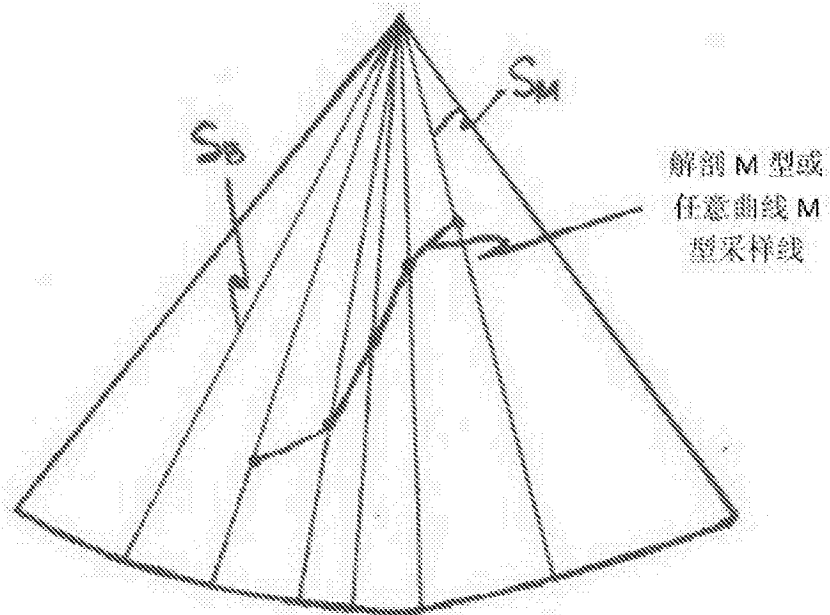


图2

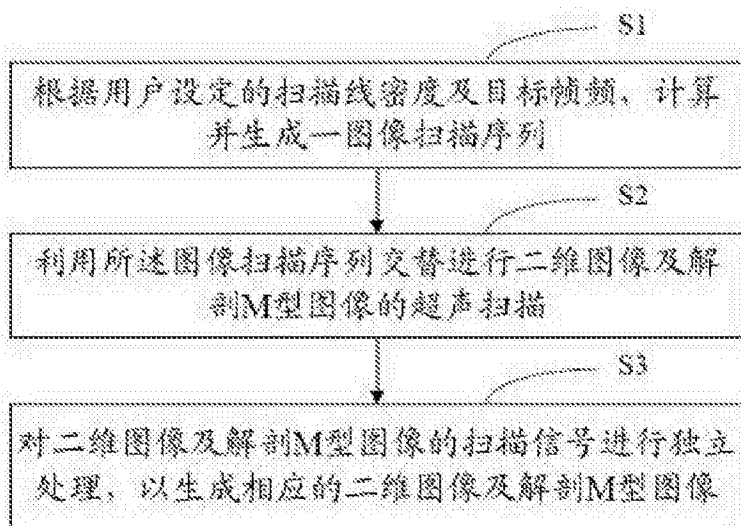


图3

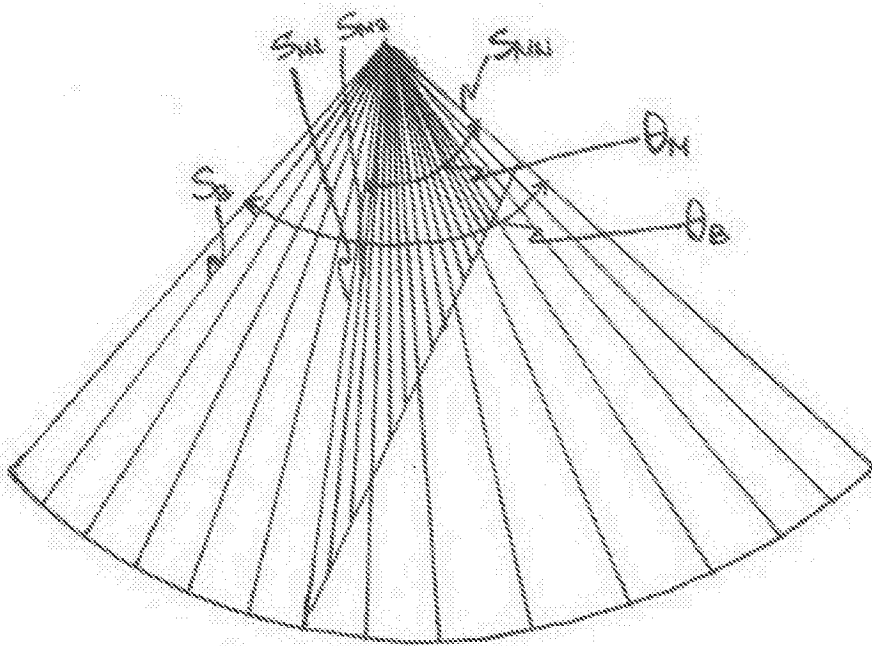


图4

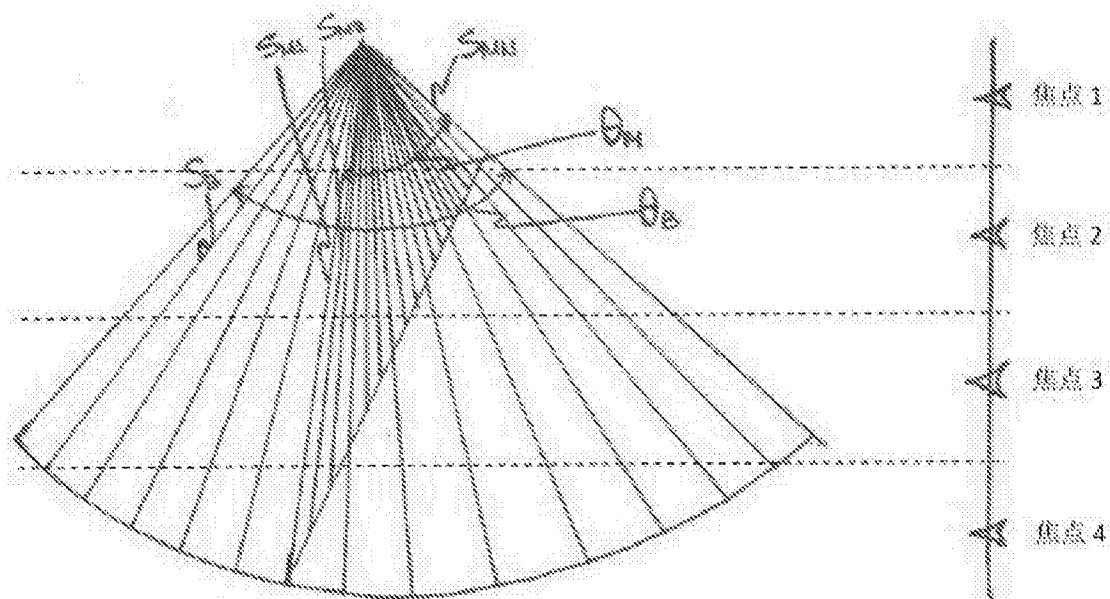


图5

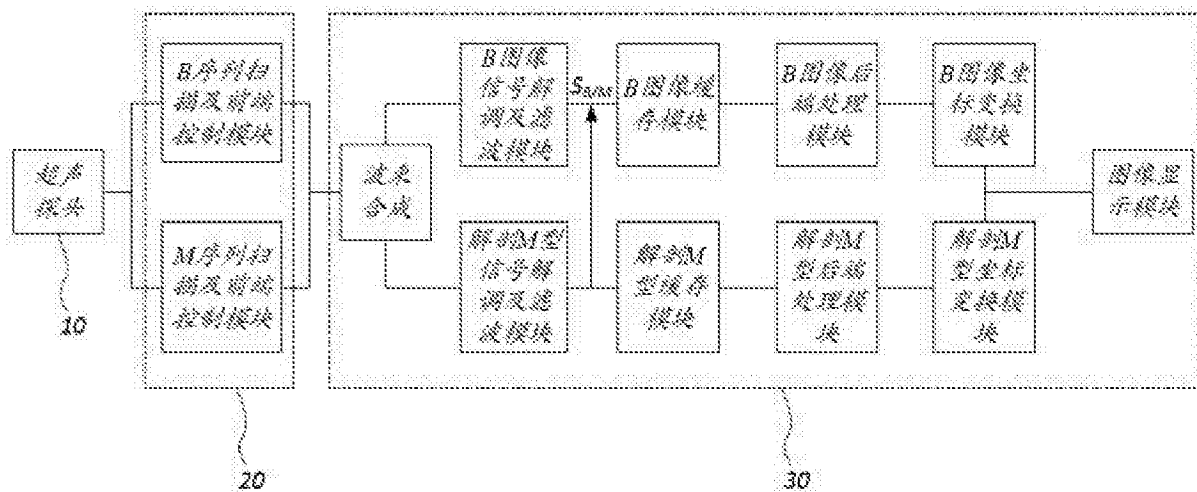


图6

专利名称(译)	超声诊断设备的成像方法及系统		
公开(公告)号	CN103654868B	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	CN201210351126.4	申请日	2012-09-20
[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	田园		
发明人	田园		
IPC分类号	A61B8/13		
代理人(译)	杨林洁		
其他公开文献	CN103654868A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明揭示了一种超声诊断设备的成像方法及系统，其方法包括：S1、根据用户设定的扫描线密度及目标帧频，计算并生成一图像扫描序列；S2、利用所述图像扫描序列交替进行二维图像及解剖M型图像的超声扫描；其中，在所述图像扫描序列中，在进行I条二维图像扫描线的扫描后，再进行N条解剖M型扫描线及K条复用扫描线的扫描，所述K条复用扫描线均匀插置于所述N条解剖M型扫描线中；S3、对二维图像及解剖M型图像的扫描信号进行独立处理，以生成相应的二维图像及解剖M型图像。本发明通过采用分别可独立控制的二维图像及解剖M型的图像扫描序列，从而获取同时具备高时间分辨率及高空间分辨率的解剖M型图像，提高了超声诊断设备的图像质量。

