



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102697524 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201210135025. 3

(22) 申请日 2012. 05. 04

(73) 专利权人 成都优途科技有限公司

地址 610041 四川省成都高新区高朋大道 5 号

(72) 发明人 田睦 熊佑全

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 97/39684 A1, 1997. 10. 30,

WO 2009/158399 A1, 2009. 12. 30,

CN 101156788 A, 2008. 04. 09,

审查员 谢春苓

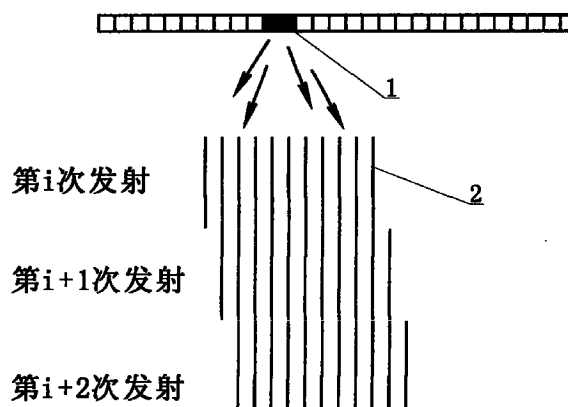
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

全聚焦超声成像方法及其在血流成像中的运用

(57) 摘要

全聚焦超声成像方法及其在血流成像中的运用, 本发明步骤包括由 B 超的超声波换能探头以点波源发射方式依次发射超声波信号; 并由超声波换能探头上多个阵元接收形成的接收波束, 将前后各点阵元发射时所产生的接收波束进行叠加、解调、动态滤波、坐标转换、图像平滑、图像滤波数字信号处理, 便形成图像。将前后各点阵元发射时所产生的接收波束进行相位校正、多普勒相位检测便获得血流速度, 对所包含的多普勒效应的相位在每一条波束上的每一点做多普勒效应投影校正, 形成 2D 血流图。本方案的发射声功率极低、帧频高、适应血流速度范围广、血流速度精准。



1. 全聚焦超声成像方法,包括使用超声主机系统、视频输出设备、超声换能器及超声换能器上的发射阵元、超声主机系统用作信号处理的单片机进行超声成像,其特征在于:

按以下方式进行一帧图像的扫描:

a、由超声换能器从一侧至另一侧以球面波发射方式发射超声波信号,对机体组织进行扫描;球面波发射方式根据其设置,每次以1~4个阵元进行发射;

b、并由超声换能器上多个阵元接收每一个球面波周围形成任意接收波束,接收波束方向为垂直于超声换能器平面和倾斜超声换能器平面;并将接收波束信息反馈至超声主机系统;

c、超声主机系统将前后每次球面波发射时所产生的接收波束进行叠加,扫描完一帧,即可获得一幅图像,其中包含了多条被叠加过多次的接收波束,并将该多条被叠加过多次的接收波束用于常规成像处理,最后在视频输出设备上显示。

2. 如权利要求1所述的全聚焦超声成像方法,其特征是球面波发射方式采用依次相交并叠加方式进行发射,直至最后一阵元。

3. 如权利要求1所述的全聚焦超声成像方法,其特征是任意接收波束为1条以上。

4. 全聚焦超声成像在血流成像中的运用,包括使用一台超声主机系统、视频输出设备、超声换能器及超声换能器上的发射阵元、超声主机系统用作信号处理计算的单片机进行超声血流成像,其特征在于,

按以下方式对血流进行一帧图像的扫描:

a、由超声换能器从一侧至另一侧以球面波发射方式依次向血流发射超声波信号,超声波信号为一组连续的脉冲波;球面波发射方式根据其设置,每次以1-4个阵元发射;

b、并由超声换能器上多个阵元接收每一个球面波周围形成任意接收波束,任意接收波束是1条以上的波束,波束方向为垂直于超声换能器平面和倾斜超声换能器平面;

c、超声主机系统根据以上波束信息,作血流分析计算,并在视频输出设备上显示血流图。

5. 如权利要求4所述的全聚焦超声成像在血流成像中的运用,其特征在于,血流分析计算方式为:

a、根据发射球面波的位置,对所形成的波束组进行相位校正;

b、对一帧图像中的每一线位置,以多条波束线对应于不同阵元发射,对这多条波束线做多普勒相位检测获得血流速度;

c、对所包含的多普勒效应的相位在每一条波束上的每一点做多普勒效应投影校正,即把对应发射球面波而产生的多普勒效应投影在垂直向上Y方向和水平向右X方向;同时投影在Y方向和X方向就可以获得两个方向的血流速度,进而形成2D血流图;

d、对所包含的多普勒效应的幅度在每一条波束上的每一点做多普勒效应幅度校正,其校正方式为乘以一个衰减系数,该衰减系数根据球面波发射位置到处理点的距离与该处理点到所在波束的第一点的距离而计算得来。

6. 根据权利要求1所述的全聚焦超声成像方法,其特征在于,所述多条被叠加过多次的接收波束用于常规成像处理,此处成像处理包含解调、动态滤波、坐标转换、图像平滑、图像滤波数字信号处理。

全聚焦超声成像方法及其在血流成像中的运用

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗用诊断仪器,更进一步说明为 B 超成像仪器及方法。

背景技术

[0002] 一般的 B 超工作过程为:当探头获得激励脉冲后发射超声波(同时探头受聚焦延迟电路控制,实现声波的声学聚焦),然后经过一段时间延迟后再由探头接受反射回的回声信号,探头接收回来的回声信号经过滤波,对数放大等信号处理。然后由 DSC 电路进行数字变换形成数字信号,在 CPU 控制下进一步进行图像处理,再同图表形成电路和测量电路一起合成视频信号送给显示器形成我们所熟悉的 B 超图像,也称二维黑白超声图像。

[0003] 但是,传统模拟 B 超成像采用数控延迟对发射进行波束形成,在接收聚焦上采用延迟线进行多段聚焦。由于每次发射波束只能对一点进行聚焦,离聚焦点远的地方就模糊,所以一般都要发射 2~4 次再合成,以保证图像远近都较为清晰。这种做法图像每秒帧数少,且只能在少数几点保证聚焦。在接收方面,采用 FPGA 进行逐点聚焦。与模拟 B 超相比,在同等条件下,这种方式大为提高了图像质量。以下是一个关于各 B 超特点的对照表:

[0004]

	模拟 B 超	全数字 B 超	全聚焦全数字 B 超
发射聚焦点	1~4	1~4	逐点聚焦
接收聚焦点	1~10	逐点聚焦	逐点聚焦
图像质量	差	好	最好

[0005] 在超声成像市场上,几乎 99% 的产品都采用发射多个阵元(通常在 32 路以上),形成单一方向的发射波束,并且在发射聚焦点上形成最强发射信号。这种发射方式通常能够在发射聚焦点上形成很好的图像,产生高分辨率。但是在远离发射焦点的地方,其分辨率逐步降低。图像不均匀一致。

[0006] 同样,这种发射方式在彩超中对血流速度的测量也带来帧频过低的问题。因为对每一点的血流速度测量,都需要进行 8~15 左右的重复发射,才能估算出多普勒效应,这导致在血流速度测量前,必须先选择一个小范围做测量对象,达到减少每帧的发射次数。并且,线密度也因为要提高帧频而降低。举个例子,如果是 128 阵元,探测深度为 18cm,线密度为 1,重复发射为 15,那么要实现全屏彩色血流的话,帧频会在每秒 1 帧。通常人们会把线密度降低为 0.5,最多实现半屏血流,同时实现 4 波束合成,这样会让帧频升高至每秒 16 帧。

[0007] 由于帧频问题,同一方位只能采集到最多发射 15 次的血流信息,这对估算血流速度带来非常大的困难。可以这么说,在彩色血流成像方面,有相当数量的学术文章都是在研

究如何在样本少的情况下尽可能地去估算血流速度。

[0008] 还有一个问题就是对水平于探头的血管血流速度无法测量,因为发射声束是垂直于血流方向,从而多普勒效应很小而无法观察。通常人们做法是人为手工改动发射方式为斜射。这也导致操作上的麻烦。

发明内容

[0009] 为了解决上述问题,本发明提供了一种聚焦超声成像方法及其在血流成像中的运用。

[0010] 本发明的全聚焦超声成像方法如下:

[0011] 该方法包括使用超声主机系统、视频输出设备、超声换能器及超声换能器上的发射阵元、超声主机系统用作信号处理的单片机,并按以下方式进行一帧图像的扫描:

[0012] a、由 B 超的超声波换能探头从一侧至另一侧以球面波发射方式发射超声波信号,对机体组织进行扫描。

[0013] 球面波发射方式根据其设置,每次以 1-4 个阵元进行发射。

[0014] b、并由超声波换能探头上多个阵元接收每一个球面波周围形成任意接收波束,任意接收波束为 1 条以上,接收波束方向为垂直于探头平面和倾斜超声波换能探头平面;并将接收波束信息反馈至超声主机系统。

[0015] c、超声主机系统将前后每次球面波发射时所产生的接收波束进行叠加,扫描完一帧,即可获得一幅图像,其中包含了多条被叠加过多次的接收波束,并将该接收波束用于常规成像处理,最后在视频输出设备上显于。此处常规成像处理包含解调、动态滤波、坐标转换、图像平滑、图像滤波数字信号处理。

[0016] 如上所述的本发明的全聚焦超声成像方法,更进一步说明为,每次以单个阵元发射;或者每次以 1-4 个阵元方式发射,发射时,则依次相交并叠加方式,计(阵元 1,阵元 2),(阵元 2,阵元 3);(阵元 3,阵元 4),直至最后一阵元。

[0017] 本发明的全聚焦超声成像在血流成像中的运用方法如下:

[0018] 该方法包括使用一台超声主机系统、视频输出设备、超声换能器及超声换能器上的发射阵元、超声主机系统用作信号处理计算的单片机,并按以下方式对血流进行一帧图像的扫描:

[0019] a、由 B 超的超声波换能探头从一侧至另一侧以球面波发射方式依次向血流发射超声波信号,超声波信号为一组连续的脉冲波;球面波发射方式根据其设置,每次以 1-4 个阵元发射。

[0020] b、并由超声波换能探头上多个阵元接收每一个球面波周围形成任意接收波束,任意接收波束是 1 条以上的波束,波束方向为垂直于探头平面和倾斜探头平面。

[0021] c、超声主机系统根据以上波束信息,作血流分析计算,并在视频输出设备上显于血流图。

[0022] 血流分析计算方式为:

[0023] a、根据发射球面波的位置做相位校正所形成的波束组。

[0024] b、对一帧图像中的每一线位置,以多条波束线对应于不同阵元发射,对这多条波束线做多普勒相位检测获得血流速度。

[0025] c、对所包含的多普勒效应的相位在每一条波束上的每一点做多普勒效应投影校正。即把对应发射球面波而产生的多普勒效应投影在垂直向上 Y 方向或 / 和水平向右 X 方向。同时投影在 Y 方向和 X 方向就可以获得两个方向的血流速度,进而形成 2D 血流图。

[0026] d、对所包含的多普勒效应的幅度在每一条波束上的每一点做多普勒效应幅度校正,其校正方式为乘以一个衰减系数,该衰减系数根据球面波发射位置到处理点的距离与该处理点到所在波束的第一点的距离而计算得来。

[0027] 本发明的有益效果包括如下:

[0028] 声功率超低:对比常规 128 阵元,64 路通道的机器,本方案的发射声功率为 $1/32$ 或 $1/64$ 。这对于许多特殊运用的产品方向起着革命性的改进。

[0029] 帧频高:在 128 阵元,18cm 的探测深度下,其黑白图像帧频可以达到 15 帧,全屏 2D 血流图同样可以达到 15 帧每秒。

[0030] 适应血流速度范围广:由于产生的波束众多,血流采样频率快,能够适用的血流速度范围宽,从而省去大量医生工作去调整设备设置。

[0031] 血流速度精准:由于同一点的血流速度是通过不同角度大量采样得来,其准确度比常规单一发射方向的波束要准确。

[0032] 2D 血流图:虽然有不少研究在学院中进行,但在实际应用方面,属于首创。

[0033] 本项技术发明抛开传统的发射波束,采用点阵元发射,运用球面波,通过孔径合成计算,实现发射接收双逐点聚焦图像,多方位血流速度测量而不受血管方位限制,并且血流速度采集样本可以高达 128 线,相比传统彩超的最多 15 次样本,这对精确估算血流速度起到了革新性意义。不仅如此,在帧频方面,还能够以每秒 16 帧的速度在不降低线密度的情况下实现全屏血流。

附图说明

[0034] 图 1 扫描并与接收波示意图;

[0035] 图 2 血流扫描与接收波示意图。

[0036] 附图编号说明:1- 发射阵元;2- 接收波束;3- 一组脉冲波束;4- 血液方向

具体实施方式

[0037] 参照图 1 理解如下内容:

[0038] 本技术的主要特点在于采用点波源发射,而不是多个阵元同时发射产生方向很强的单一波束。同时,在发射阵元 1 周围,形成多个接收波束 2,根据使用的硬件规模,如果是 128 阵元,并且阵元间线密度是 2 的情况,最多可以形成 256 条接收波束。通常 64 路接收波束已经足够。如果每次发射形成 64 线,而每帧发射 128 次,那么一共产生 128×64 线,或标记为 $B(m, n)$,其中 $m = 0 \sim 127$,标记该波束在图像中的空间位置, $n = 0 \sim 63$,标记该波束被产生的时间顺序。注意在边界情况下有伪线产生将会被扔掉,为了讨论方便,这里暂且不考虑边界情况。

[0039] 跟普通超声成像一样,每一帧扫描都从探头最左边开始,在第 i 个阵元发射的时候,产生以 i 阵元为对称的 64 条接收波束,标记为:

[0040] $[B(i-32, 63) B(i-31, 62) B(i-30, 61) \dots B(i, 32) B(i+1,$

31)....B(i+31,0)]

[0041] 在第 i+1 阵元发射的时候,同样产生以 i+1 阵元为对称的 64 条接收波束。

[0042] [B(i-31,63)B(i-30,62)B(i-29,61).....B(i,33)B(i+1,32)....B(i+31,1)B(i+32,0)]

[0043] 请注意,这两组 64 波束中有 62 条波束是在几何位置上同一位置所形成的波束,需完全相叠加。而 B(i,0) 则应该为输出,B(i+1,63) 则为存储 64 条波束中的最新波束,将会被叠加 63 次。扫描完一帧,则形成 128 条被叠加合成过 63 次的接收波束线,这 128 条接收波束将按照普通超声成像处理来做坐标转换等图像处理工作。

[0044] 最终用来显示 B 模式黑白图像的波束为 :BF(0 ~ 127,0 ~ 4095) = sum(B(0 ~ 127,0 ~ 63,0 ~ 4095),2);血流成像过程实施例如下:

[0045] 血流分析跟 B 模式成像过程有不同之处。首先,发射脉冲不是单一脉冲,而是一串脉冲 3,比如说,20 个连续脉冲。其次,在同一位置上形成过的 64 条接收波束线,并不用来叠加,而是用来做血流分析。参照附图 2(点声源遇到血流 4 的情况)。

[0046] 由于是球型波,血流 4 带来的多普勒效应不再是对某一个单一方向,而是全部都相对于声源方向。也就是说,在不同的接收波束上的每一个接收点,该处血管中血流产生的多普勒效应都各不相同,每点的多普勒效应都体现出该处血流方向对应于声源方向所产生的多普勒效应。与传统血流检测相比,这种现象是最大的不同之处,同时也是最有革新性意义之处。

[0047] 检测血流的方法目前最为流行的是相位检测,该方法对同一检测点上发射 8 ~ 12 次相同方向及强度的脉冲,由此产生 8 ~ 12 次接收波束,对这一组波束进行一系列处理计算,即能获得该波束上每一点对应于发射脉冲方向的血流速度(如果有血流的话)。由于每次发射方式相同,在这些波束之间做相关计算分析获得相位的方法变得有意义。但这对球型波来说,正是极具挑战的地方。在每条波束上的每一点上,获得的多普勒信息不仅方向不同,而且能量不同。所以,在同一位置上获得的这 64 条接收波束都需要在方向和能量上获得统一校正,使多普勒效应投影在接收波束方向,并且补偿由于不同发射阵元而带来的距离衰减,才能进行下一步的相位检测,从而获得在接收波束方向上的血流流速。同样原理,垂直于接收波束方向上的血流流速也可以获得。这样,快速并且准确地显示 1D 或 2D 血流就能够实现。

[0048] 多普勒效应投影计算

[0049] 通过 128 次发射,每次波束形成 64 线,每条线 4098 个点,那么我们将有 128x64x4096 的矩阵。我们标记 128 阵元方向为 X 方向,4098 个采样点为 Y 方向,那每个 X 位置上形成 64 次波束则为 Z 方向。

[0050] 在 Z 方向的 64 线中,只有第 32 线是从正上方发射而得来的接收波束,其他线都是从左右相邻的阵元发射而得到的,因此,这些线需要经过投影校正,把多普勒效应投影到从正上方发射而形成的多普勒效应。

[0051] 现在考虑在 X 方向的第 48 线位置的 Z 方向的第一条线,该线应该是在第 16 阵元发射的时候对第 48 线位置形成的接收波束。这条线被标记为 B(48,1,0 ~ 4095)。现在考虑该线上的一点,比如说第 1000 点,根据采样频率和超声速度,该点的物理位置应该在正对第 48 阵元的下方 77mm。现在假设探头为 128 阵元线阵,阵元间距为 0.5mm,如果把第 16

阵元标记为 P16,那么 P16 到 B(48,1,1000) 再到 P48 的夹角为 11.73 度。由于多普勒效应可以从该点的 IQ 分解后的 IQ 之间相位变化上估算得到,那么, IQ 之间的相位变化也可以投影在不同方位,这等价于多普勒效应的投影。于是,投影过程可以表示为:

$$[0052] \quad BC(48,1,1000)_I = B(48,1,1000)_I;$$

$$[0053] \quad BC(48,1,1000)_Q = B(48,1,1000)_Q * \cos(11.73);$$

$$[0054] \quad C(48,1,1000) = \cos(11.73);$$

[0055] 从而得到如下投影结果:

$$[0056] \quad BC = B * C$$

[0057] 其中 C 为投影矩阵, BC 为投影后的波束矩阵。需要注意的是,每一波束上的每一点的投影校正都与该点的几何位置和与之相对应的发射阵元的几何位置相关。

[0058] 如果多普勒效应投影在 Y 方向,则计算形成的血流图像与传统图像一致。如果同时投影在 X 方向并且计算 X 方向的血流图像,那么精确的血流速度与方向可以完全得到,因而可以形成 2D 血流图像。

[0059] 具体方式如下:

[0060] 能量校正:

[0061] 在估算相位变化的时候,如果 Z 方向的每次采样的能量都不能恒定,则会影响相位估算的准确度。与常规彩超的发射波束不同的是,在 Z 方向的每条接收波束,其相对应的发射超声波在到达某点时所传播的距离不同,从而导致能量不一致。距离可以容易估算得到,还是以 B(48,1,1000) 为例:其需要修正的距离差为:

$$[0062] \quad D(48,1,1000) = \sqrt{(32*0.5\text{mm})^2 + 77\text{mm}^2} - 77\text{mm};$$

$$[0063] \quad E(48,1,1000) = 10^{(D(48,1,1000)*2*F_0/10)};$$

[0064] 其中 E 为实际修正比率值, F_0 为超声波中心频率。修正后的波束矩阵为:

$$[0065] \quad BE = BC * E$$

[0066] 血流速度估算:采用常规的自相关相位估算方法。该方法属于成熟多年的算法,在此不做重复描述。

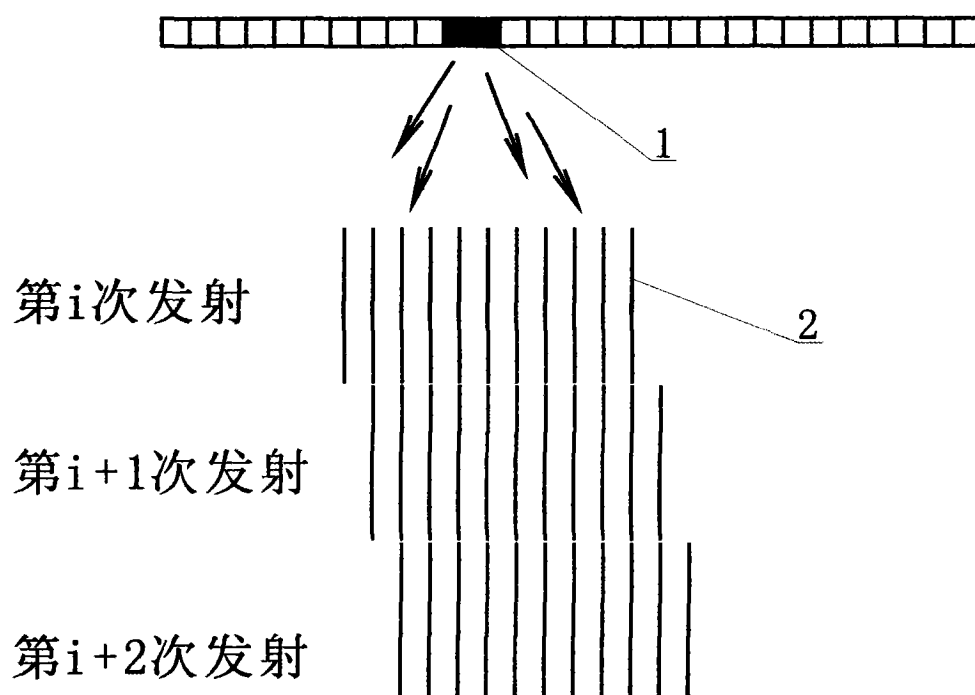


图 1

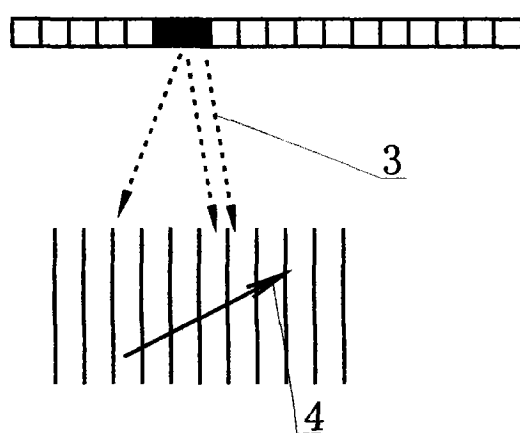


图 2

专利名称(译)	全聚焦超声成像方法及其在血流成像中的运用		
公开(公告)号	CN102697524B	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	CN201210135025.3	申请日	2012-05-04
[标]申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
[标]发明人	田睦 熊佑全		
发明人	田睦 熊佑全		
IPC分类号	A61B8/06		
其他公开文献	CN102697524A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

全聚焦超声成像方法及其在血流成像中的运用，本发明步骤包括由B超的超声波换能探头以点波源发射方式依次发射超声波信号；并由超声波换能探头上多个阵元接收形成的接收波束，将前后各点阵元发射时所产生的接收波束进行叠加、解调、动态滤波、坐标转换、图像平滑、图像滤波数字信号处理，便形成图像。将前后各点阵元发射时所产生的接收波束进行相位校正、多普勒相位检测便获得血流速度，对所包含的多普勒效应的相位在每一条波束上的每一点做多普勒效应投影校正，形成2D血流图。本方案的发射声功率极低、帧频高、适应血流速度范围广、血流速度精准。

