



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101744643 A

(43) 申请公布日 2010.06.23

(21) 申请号 200810241660.3

(22) 申请日 2008.12.18

(71) 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 靳珊 李勇

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所 44268

代理人 杨宏

(51) Int. Cl.

A61B 8/13 (2006.01)

G03B 42/06 (2006.01)

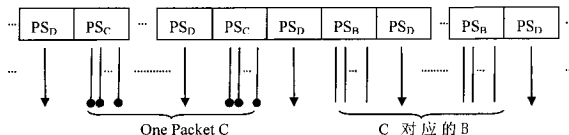
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种超声系统三功模式下的成像方法及其装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声系统三功模式下的成像方法及其装置,所述方法包括以下步骤:在 D 线扫描的时间间隔内,插入利用 C 脉冲的 C 线扫描;在相邻于所述 C 线扫描的下一个 D 线扫描的时间间隔内,插入所述 C 线扫描位置区域内对应的利用 B 脉冲的 B 线扫描。本发明通过在 D 线扫描的间隙间先插入 C 线扫描,然后再插入 C 线扫描对应的 B 线扫描的方式,明确了 BCD 三功模式下超声成像系统成像时的发射扫描顺序;另外,插入 C 线扫描后就立即插入 C 线扫描对应的 B 线扫描,缩短了同一位置不同类型脉冲分时扫描的时间间隔,从而可以避免各类型图像间产生严重的错位现象,提高各类型图像的时间匹配度,以及成像的质量。



1. 一种超声系统三功模式下的成像方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:
在 D 线扫描的时间间隔内,插入利用 C 脉冲的 C 线扫描;
在相邻于所述 C 线扫描的下一个 D 线扫描的时间间隔内,插入所述 C 线扫描位置区域内对应的利用 B 脉冲的 B 线扫描。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,在完成一个数据包的所述 C 线扫描插入后,插入所述 B 线扫描。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,其特征在于,所述一个数据包包括:进行若干次 C 脉冲的重复发射扫描、并在每一次发射扫描下进行若干条 C 线的交叉扫描。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述 D 线扫描的时间间隔包括:若干个第一时间间隔,该时间间隔等于相邻两次发射 D 脉冲的间隔。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述 D 线扫描的时间间隔包括:一个第二时间间隔,该时间间隔等于相邻两次连续发射 D 脉冲的扫描间隔。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,当扫描线位于利用彩色图谱显示用户感兴趣区域的彩色取样框内时,重复按照所述 C 线扫描的插入和 B 线扫描的插入步骤对利用彩色图谱显示用户感兴趣区域的彩色取样框内的位置进行扫描。
7. 根据权利要求 1 至 6 中任一权利要求所述的方法,其特征在于,对应发射 D 脉冲的位置由用户所选择的取样线决定。
8. 根据权利要求 6 所述的方法,其特征在于,完成所述彩色取样框内的扫描后,当扫描线不位于所述彩色取样框内时,在 D 线扫描的时间间隔内,只插入利用 B 脉冲的 B 线扫描,直到结束整个一帧图像扫描。
9. 根据权利要求 8 所述的方法,其特征在于,在所述彩色取样框外,在若干个第一时间间隔或者第二时间间隔内插入利用 B 脉冲的 B 线扫描,该第一时间间隔等于相邻两次发射 D 脉冲的间隔,该第二时间间隔等于相邻两次连续发射 D 脉冲的扫描间隔。
10. 一种超声系统三功模式下的成像控制装置,包括:用于执行 D 脉冲扫描的 D 线扫描控制单元、用于执行 C 脉冲扫描的 C 线扫描控制单元、用于执行 B 脉冲扫描的 B 线扫描控制单元;其特征在于,还包括:
分别与所述 D 线扫描控制单元、C 线扫描控制单元和 B 线扫描控制单元通讯连接的时间匹配控制单元,该时间匹配控制单元用于控制所述 D 线扫描控制单元、C 线扫描控制单元和 B 线扫描控制单元的执行顺序,在 D 线扫描的时间间隔内插入利用 C 脉冲的 C 线扫描,并在相邻于所述 C 线扫描的下一个 D 线扫描的时间间隔内,插入所述 C 线扫描位置区域内对应的利用 B 脉冲的 B 线扫描。

一种超声系统三功模式下的成像方法及其装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像系统中多功能成像的技术领域,具体涉及一种多功能成像时可提高各图像时间匹配度的超声系统三功模式下的成像方法及其装置。

背景技术

[0002] 在超声成像系统中存在若干种成像模式,例如,黑白成像模式(也称B模式,对应B图像)、彩色血流成像模式(也称Color模式,对应Color图像)、脉冲多普勒模式(也称PW模式,对应多普勒频谱图像)等。不同类型的成像对应不同类型的脉冲,黑白成像对应B脉冲、彩色血流成像对应C脉冲和多普勒频谱成像对应D脉冲。B模式下,系统仅发射B脉冲,利用灰度表示回波的幅度信息而进行黑白B成像。Color模式下,系统发射B脉冲和C脉冲,显示B图像的同时,利用彩色图谱显示用户感兴趣区域(Region OfInterest,ROI)内的血流信息,如速度、方差、能量等。PW模式下,在双实时即双功状态下,系统发射B脉冲和D脉冲,显示B图像的同时,利用多普勒频谱显示用户设定的取样门内的速度信息。若需要同时并实时显示B图像、ROI内的Color图像以及取样门内的多普勒频谱,则系统需要工作在BCD三功模式,此时系统发射三种不同的脉冲:B脉冲、C脉冲和D脉冲。

[0003] BCD三功模式下,根据用户选择的参数,通常有两种发射扫描方式:图1所示的发射扫描方式一和图2所示的发射扫描方式二。

[0004] 方式一下: PS_B 表示B脉冲的发射扫描, PS_C 表示C脉冲的发射扫描, PS_D 表示D脉冲的发射扫描。相邻两次射B脉冲的间隔时间记为 PRI_B (Pulserepeat interval),同一扫描线相邻两次发射C脉冲的间隔时间记为 PRI_C ,相邻两次发射D脉冲的间隔时间记为 PRI_D 。

[0005] 如图1所示,根据用户选择的采样线,系统以 PRI_D 为间隔连续发射D脉冲扫描该线,相邻两次D脉冲发射之间插入B脉冲的发射扫描或者C脉冲的发射扫描。 PRI_D 由用户选择的多普勒的测速范围 $Dscale$ 决定。 PRI_D 的最小值可以用 $c/(4 \times fd \times Dscale)$ 来计算, c 为声速1540m/s, fd 为D脉冲的频率。相邻两次B脉冲的间隔 PRI_B 的最小值由用户选择的探测深度 $Depth$ 决定,最小值可以用 $2 \times Depth/c$ 来计算。 PRI_C 由用户选择的彩色血流测速范围 $Cscale$ 决定, PRI_C 的最小值可以用 $c/(4 \times fc \times Cscale)$ 来计算。

[0006] 相邻两次D线扫描之间能够插入的最大的B线扫描个数由 PRI_B 和 PRI_D 决定。 PRI_C 内扫描C线的数目 K 的最大值由 PRI_C 和彩色取样框的大小和深度决定。该发射扫描方式限定了 $PRI_C = PRI_D$,因此限定了测速范围 $Dscale = Cscale$ 。该扫描方式适用于 $Dscale$ 比较小的情况,D线的扫描没有被中断,计算多普勒频谱时不需要填充。

[0007] 当 $Dscale$ 较大的时候, PRI_D 时间已经不允许插入B线扫描或者C线扫描时,则采用BCD三功模式发射扫描方式二,如图2所示。每次扫描D线时,系统均连续扫描若干个D线,持续时间为 T_D 。相邻两次 T_D 时间的D线扫描之间插入 T_B 时间的B线扫描或者 T_C 时间的C线扫描。该扫描方式下没有 $Dscale = Cscale$ 的限定,但是D线的扫描被一段时间的B线扫描或C线扫描中断,因此计算多普勒频谱时需要对该间隙时间进行填充。

[0008] 通常在BCD三功模式下,通过图1和图2所示的发射扫描方式来提高帧率。这两

种扫描方式比较常见,但是没有对 B 脉冲和 C 脉冲的发射扫描顺序做详细的描述,并且,也没有涉及到如何提高 BCD 三功模式下各图像时间上的匹配度。实际人体成像时,人体组织在不停地运动,同时并实时进行三种不同成像时,若对同一位置用不同类型的脉冲进行发射扫描的间隔时间太长,则可能会在各图像间产生严重的错位现象,成像质量变差。

[0009] 可见,现有技术中存在一定的问题,需要进一步地改进。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于提供了一种超声系统三功模式下的成像方法及其装置,其设计了超声成像系统中 BCD 三功模式下的发射扫描顺序。

[0011] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0012] 本发明提供了一种超声系统三功模式下的成像方法,所述方法包括以下步骤:在 D 线扫描的时间间隔内,插入利用 C 脉冲的 C 线扫描;在相邻于所述 C 线扫描的下一个 D 线扫描的时间间隔内,插入所述 C 线扫描位置区域内对应的利用 B 脉冲的 B 线扫描。

[0013] 本发明还提供了一种超声系统三功模式下的成像控制装置,包括:用于执行 D 脉冲扫描的 D 线扫描控制单元、用于执行 C 脉冲扫描的 C 线扫描控制单元、用于执行 B 脉冲扫描的 B 线扫描控制单元;还包括:分别与所述 D 线扫描控制单元、C 线扫描控制单元和 B 线扫描控制单元通讯连接的时间匹配控制单元,该时间匹配控制单元用于控制所述 D 线扫描控制单元、C 线扫描控制单元和 B 线扫描控制单元的执行顺序,在 D 线扫描的时间间隔内插入利用 C 脉冲的 C 线扫描,并在相邻于所述 C 线扫描的下一个 D 线扫描的时间间隔内,插入所述 C 线扫描位置区域内对应的利用 B 脉冲的 B 线扫描。

[0014] 可见,本发明通过在 D 线扫描的间隙间先插入 C 线扫描,然后再插入 C 线扫描对应的 B 线扫描的方式,明确了 BCD 三功模式下超声成像系统成像时的发射扫描顺序;另外,插入 C 线扫描后就立即插入 C 线扫描对应的 B 线扫描,缩短了同一位置不同类型脉冲分时扫描的时间间隔,从而可以避免各类型图像间产生严重的错位现象,提高各类型图像的时间匹配度,以及成像的质量。

附图说明

[0015] 图 1 为现有技术中 BCD 三功模式下发射扫描方式一的示意图;

[0016] 图 2 为现有技术中 BCD 三功模式下发射扫描方式二的示意图;

[0017] 图 3 为本发明实施例 1 的发射扫描顺序示意图;

[0018] 图 4 为本发明实施例 2 的发射扫描顺序示意图;

[0019] 图 5 为 BCD 三功模式下一帧图像成像时,B 图像、彩色取样框 ROI、取样门的位置关系。

具体实施方式

[0020] 为了提高超声成像系统中 BCD 三功模式下各类型图像的时间匹配度,本发明动态设计了三功模式下各个脉冲发射扫描的序列,其方案如下:

[0021] 本发明的成像方法包括以下插入步骤:

[0022] 在 D 线扫描的时间间隔内,插入利用 C 脉冲的 C 线扫描;

[0023] 在相邻于所述 C 线扫描的下一个 D 线扫描的时间间隔内,插入所述 C 线扫描位置区域内对应的利用 B 脉冲的 B 线扫描。

[0024] 以下结合图 3、图 4 和图 5,详细说明本发明成像方法的具体实现方式。

[0025] 实施例 1:在上述技术方案的基础上,在完成一个数据包的 C 线扫描插入后,插入 B 线扫描。这样可以更加有效地缩短通过各个类型脉冲扫描获得的图像的间隔时间。具体可以参见图 3 和图 4 的说明。完成一个数据包的 C 线扫描插入后再插入 B 线扫描,是本发明的最优实施方式。

[0026] 在本实施例中,由于发射 C 脉冲时存在交叉扫描,若交叉扫描数记为 K ,同一扫描线的重复发射次数记为 P ,第 m 根扫描线第 n 次扫描时发射的 C 脉冲用 $C_{m,n}$ 表示,其中 $m = 1, 2, \dots, K$; $n = 1, 2, \dots, P$; 则一个 Packet (数据包) 内发射 C 脉冲的顺序为:

[0027] $C_{1,1}, C_{2,1} \dots C_{K,1}, C_{1,2}, C_{2,2} \dots C_{K,2}, \dots, C_{1,P}, C_{2,P} \dots C_{K,P}$

[0028] 其中 $C_{1,1}$ 和 $C_{1,2}$ 的间隔为 PRI_C , 即同一扫描线相邻两次发射 C 脉冲的间隔时间。可见,每一个数据包中包括:进行若干次 C 脉冲的重复发射扫描、并在每一次发射扫描下进行若干条 C 线的交叉扫描。

[0029] 实施例 2:参见图 3,在实施例 1 的基础上,上述 D 线扫描的时间间隔包括:若干个第一时间间隔,该时间间隔等于相邻两次发射 D 脉冲的间隔 PRI_D 。图 3 给出了 C/B 脉冲发射扫描顺序。在若干个 PRI_D 间隔内插入一个 Packet (数据包) 的 C 线扫描,然后紧接着,又在若干个 PRI_D 间隔内插入上述一个 Packet (数据包) C 线扫描对应的 B 线扫描。由于 Color 成像即 C 线扫描,存在交叉扫描,超声系统根据用户选择的参数计算交叉扫描数 K , K 即第一时间间隔内插入的 C 线扫描数。

[0030] 基于用户通过选择的取样线,来确定取样线对应的 D 线发射扫描。比如图 3 中,超声系统对用户选择的取样线以 PRI_D 为间隔进行连续的 D 线发射扫描,同时,在两 D 线扫描间隙内,插入 C 线或者 B 线的发射扫描。具体规则为:若扫描线在彩色取样框 ROI 之外,则在若干个 PRI_D 间隔内插入利用 B 脉冲的 B 线扫描,直到遇到 ROI 的入边界。若扫描线在彩色取样框 ROI 之内,则先进行 C 线的发射扫描,在 P 个 PRI_D 间隔内完成 P 次交叉扫描数为 K 的一个 Packet 的 C 线扫描,然后在接下来若干个 PRI_D 间隔内进行该 Packet 的扫描线位置区域内对应的 B 线的发射扫描。若 ROI 内仍有扫描线需要进行 C 脉冲的发射扫描,则继续上面在彩色取样框 ROI 内的执行过程,直到彩色取样框 ROI 内所有扫描线的 C 脉冲发射扫描和对应的 B 脉冲发射扫描完毕。完成 ROI 区域内的扫描后,若仍未扫描至成像范围内另一端对应的最后一根扫描线,则继续在接下来的若干个 PRI_D 间隔内进行 B 线的发射扫描,直到一帧 B 扫描结束。

[0031] 以图 5 所示的 B 图像、彩色取样框 ROI、取样门的位置关系为例,其中,取样门为图中相对于垂直线 65 倾斜的双斜线,虚线框为彩色取样框 ROI。图 5 中 BCD 三功模式下,完整的一帧扫描包括线号为 1 ~ 128 的 B 线扫描,线号 31 ~ 35 的 C 线扫描和若干 D 线的扫描。D 线的扫描不存在帧的概念,超声系统始终对第 65 线进行 D 脉冲发射扫描生成 D 线扫描数据。根据用户选择的参数,两个 D 线扫描数据间隙内,即 PRI_D 间隔内,最多插入 4 根 B 线扫描数据, C 线扫描数据的交叉扫描数为 3,每根 C 线重复发射 P 次。那么根据图 3 所示的实施例 2 方式,超声系统对取样门所在位置 65 线以 PRI_D 为间隔进行连续的 D 线发射扫描,同时,在第 1 个 PRI_D 间隔内扫描 B 线 1、2、3、4,在第 2 个 PRI_D 间隔内扫描 B 线 5、6、7、8,...

第 16 个 PRI_D 间隔内扫描 B 线 61、62、63、64, 此时已经进入彩色取样框 ROI 区域内, 因此, 下一个 PRI_D 间隔内插入线号为 31、32、33 的 C 线的第 1 次扫描, 在下一个 PRI_D 间隔内, 插入线号为 31、32、33 的 C 线的第 2 次扫描, 直到完成线号为 31、32、33 的 C 线的第 P 次扫描插入后, 完成一个 Packet 的交叉扫描。该 Packet 的扫描线位置区域内包含未扫描的 B 线线号为 65 ~ 67, 因此在接下来的 PRI_D 间隔内扫描 B 线 65、66、67、68, 此时该 Packet 的扫描线位置区域内的所有 B 线已经扫描完毕, 在接下来的 P 个间隙内完成线号为 34、35 的一个 Packet 的 C 线扫描。接着, 进行该 Packet 的扫描线位置区域内的 B 线扫描, 因为彩色取样框 ROI 内的所有 C 线扫描都已结束, 因此在后面的若干个间隙内都扫描 B 线, 直到扫描至成像范围内另一端对应的最后一根扫描线, 一帧图像扫描结束。此时, 也完成了 BCD 三功模式下的一整帧的发射扫描。这里的用于扫描 B 线的若干个间隙包括: 若干个相邻两次发射 D 脉冲的间隔, 或者一个相邻两次连续发射 D 脉冲的扫描间隔。

[0032] 实施例 3: 参见图 4, 在实施例 1 的基础上, 上述 D 线扫描数据的时间间隔包括: 一个第二时间间隔, 该时间间隔等于相邻两次连续发射 D 脉冲的扫描间隔, 假设连续发射 D 脉冲的时间为 T_D , 则相邻两个 T_D 之间即为第二时间间隔。图 4 给出了 C/B 脉冲发射扫描顺序。超声系统根据用户选择的参数确定 B 线的连续发射扫描时间 T_B , C 线的连续发射扫描时间 T_C , D 线的连续发射扫描时间 T_D 。其中, T_C 为扫描完一个 Packet C 线的时间。超声系统根据用户选择的参数确定 T_B 内插入的 B 线的个数。

[0033] 由于 Color 成像存在交叉扫描, 超声系统根据用户选择的参数计算交叉扫描数 K。发射扫描顺序与彩色取样框 ROI 在整个 B 图像中的位置有关。超声系统对成像范围内的所有扫描线, 始终按照从一端到另一端的顺序进行扫描。超声系统对用户选择的取样线以 PRI_D 为间隔进行时间为 T_D 的连续的 D 线发射扫描, 相邻两次 T_D 时间的 D 线扫描之间存在一段时间的间隙, 在该间隙内插入 T_C 时间的 C 线扫描或者 T_B 时间的 B 线扫描。具体规则为: 若扫描线在彩色取样框 ROI 之外, 则插入 B 线的扫描, 直到遇到彩色取样框 ROI 的入边界。若扫描线在彩色取样框 ROI 之内, 则先进行 C 线的扫描, 在 T_C 时间内完成 P 次交叉扫描数为 K 的一个 Packet 的扫描, 然后在接下来若干个间隙 T_B 内插入该 Packet 的扫描线位置区域内对应的 B 线的扫描, 直到该 Packet 的扫描线位置区域内对应的所有 B 线扫描完毕。若彩色取样框 ROI 内仍有扫描线需要进行 C 脉冲的发射扫描, 则继续上述步骤, 直到彩色取样框 ROI 内所有扫描线的 C 脉冲发射扫描和对应的 B 脉冲发射扫描完毕。完成彩色取样框 ROI 区域内的扫描后, 若仍未扫描至成像范围内另一端对应的最后一根扫描线, 则继续在接下来的若干个间隙内进行 B 线的发射扫描, 直到一帧图像扫描结束。这里的扫描 B 线的若干个间隙包括: 若干个相邻两次连续发射 D 脉冲的间隔, 或者一个相邻两次连续发射 D 脉冲的扫描间隔。

[0034] 以图 5 所示的 B 图像、彩色取样框 ROI、取样门的位置关系为例, BCD 三功模式下, 完整的一帧扫描包括线号为 1 ~ 128 的 B 线扫描, 线号 31 ~ 35 的 C 线扫描和若干 D 线的扫描。D 线的扫描不存在帧的概念, 系统始终对第 65 线进行 D 脉冲发射扫描。超声系统根据用户选择的参数确定 T_B 、 T_C 、 T_D , 假设 T_B 内最多插入 31 根 B 线, C 线的交叉扫描数为 3, 每根 C 线重复发射 P 次。那么根据图 4 所示的实施例 3 方式, 超声系统对取样线所在位置 65 线进行时间为 T_D 的 D 线的连续发射扫描, 同时, 相邻两次 T_D 时间的 D 线扫描间隙内, 插入线号为 1 ~ 31 的 T_B 时间的 B 线扫描, 在下一个间隙内, 插入线号为 32 ~ 62 的 T_B 时间的 B 线

扫描,此时已经到达彩色取样框 ROI 边界,因此在下一个 T_D 的间隙内插入 T_C 时间的线号为 31、32、33 的一个 Packet 的 C 线扫描,该 Packet 的扫描线位置区域内包含未扫描的 B 线线号为 63 ~ 67,因此在下一个 T_D 的间隙内,进行线号为 63 ~ 93 的 T_D 时间的 B 线扫描,然后在接下来的 T_D 的间隙内插入 T_C 时间的线号为 34、35 的一个 Packet 的 C 线扫描,该 Packet 的扫描线位置区域内的 B 线都已经扫描完毕,但彩色取样框 ROI 外仍有 B 线需要扫描,因此在接下来的间隙内扫描 B 线 94 ~ 124,此时彩色取样框 ROI 外仍有 B 线需要扫描,因此在下一个 T_D 的间隙内继续扫描 B 线 125 ~ 128,由于此 T_D 的间隙内有很长时间冗余,因此继续进行下一帧的 B 线扫描。B 线扫描至 128 时,已经到达成像范围内另一端对应的最后一根扫描线,一帧 B 扫描结束。此时,也完成了 BCD 三功模式下的一整帧的发射扫描。

[0035] 上述两种方式下的 C/B 脉冲发射扫描顺序的原则相同,不同仅在于,实施例 2 中 D 线的扫描是连续的,计算多普勒频谱时不需要填充,而实施例 3 中 D 线的扫描是分段的,计算多普勒频谱时需要填充由于 C 线或 B 线扫描而中断的时间。Color 成像要求每次扫描 C 均需要完成至少一个 Packet 的 C,因此,对彩色取样框 ROI 内的某一扫描线,完成包含该位置的一个 Packet 的 C 脉冲发射扫描后,尽快进行该位置的 B 脉冲发射扫描。

[0036] 综上所述,在 BCD 三功成像时需要同时并实时显示 B 图像、ROI 内的 Color 图像和取样门内的多普勒频谱的工作模式。其中,Color 图像是叠加在 B 图像之上的,实际人体成像时两者显示的是同一位置的图像,仅成像方式不同。在 BCD 三功模式下,医生看到的是实时的三种不同的图像,但是对同一位置进行三种不同的成像时,需要用不同类型的脉冲,包括 B 脉冲、C 脉冲和 D 脉冲,对该位置分时扫描。而人体的组织器官是时刻在变化的,同一位置分时扫描的时间间隔会造成图像的不匹配,因此,要保证 B 图像和 Color 图像的吻合,需要尽量缩短该时间间隔。该间隔越短,则各图像的时间匹配度越好,重叠的图像越吻合,成像质量越高。可见,本发明利用扫描线与图像中对应的位置关系来确定 B/C 脉冲的发射扫描顺序,可以提高 BCD 三功模式下各图像的时间匹配度,该方法使得重叠区域 ROI 内的 B 图像和 Color 图像更加吻合,成像质量更高。

[0037] 本发明在现有技术图 1 和图 2 的基础上明确了超声成像系统中多功能成像时的发射扫描顺序,本发明的方法可以提高黑白图像和彩色血流图像的时间匹配度。相对于现有技术而言,图 3 和图 4 的方式更加科学的,并明确了 C 线扫描和 B 线扫描的顺序,缩短了各类型扫描的时间间隔,提高了各图像的时间匹配度,重叠区域 ROI 内的 B 图像和 Color 图像更加吻合,成像质量更高。

[0038] 上述方法,本发明可以通过软件编程的方式在现有的超声系统中添加一种超声系统三功模式下的成像控制装置来实现,该装置包括:用于执行 D 脉冲扫描的 D 线扫描控制单元,用于执行 C 脉冲扫描的 C 线扫描控制单元,用于执行 B 脉冲扫描的 B 线扫描控制单元,分别与所述 D 线扫描控制单元、C 线扫描控制单元和 B 线扫描控制单元通讯连接的时间匹配控制单元,该时间匹配控制单元用于控制所述 D 线扫描控制单元、C 线扫描控制单元和 B 线扫描控制单元的执行顺序,在 D 线扫描的时间间隔内插入利用 C 脉冲的 C 线扫描,并在相邻于所述 C 线扫描的下一个 D 线扫描的时间间隔内,插入所述 C 线扫描位置区域内对应的利用 B 脉冲的 B 线扫描;用以完成上述方法,实现提高各图像的时间匹配度的目的。上述各具体步骤的举例说明较为具体,并不能因此而认为是对本发明的专利保护范围的限制,本发明的专利保护范围应以所附权利要求为准。

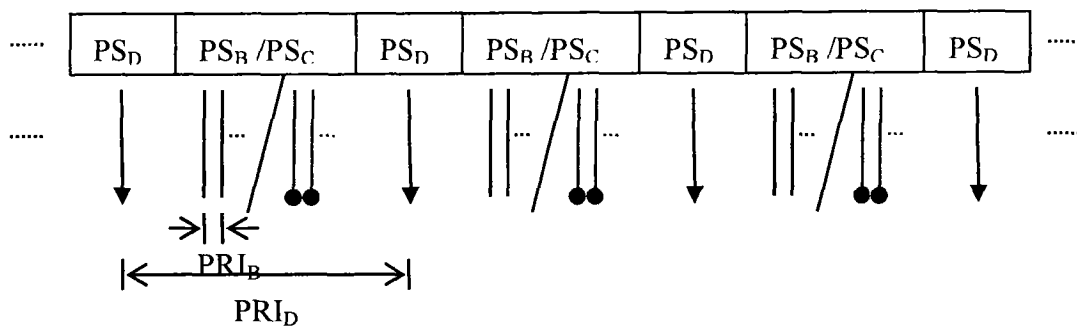


图 1

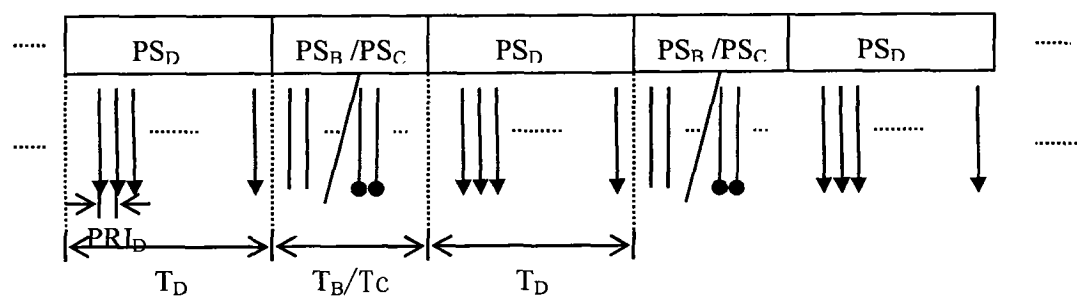


图 2

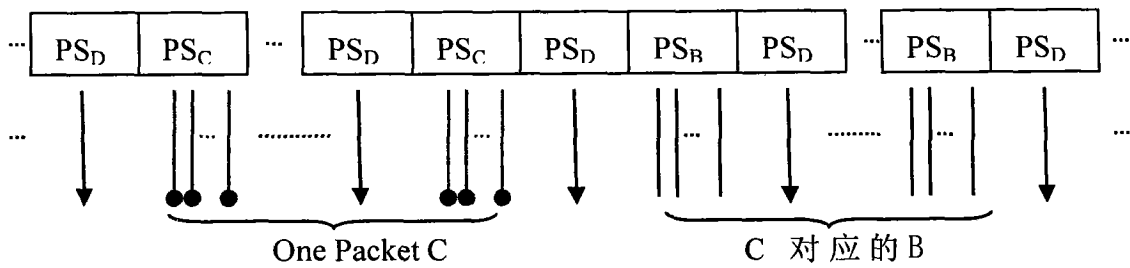


图 3

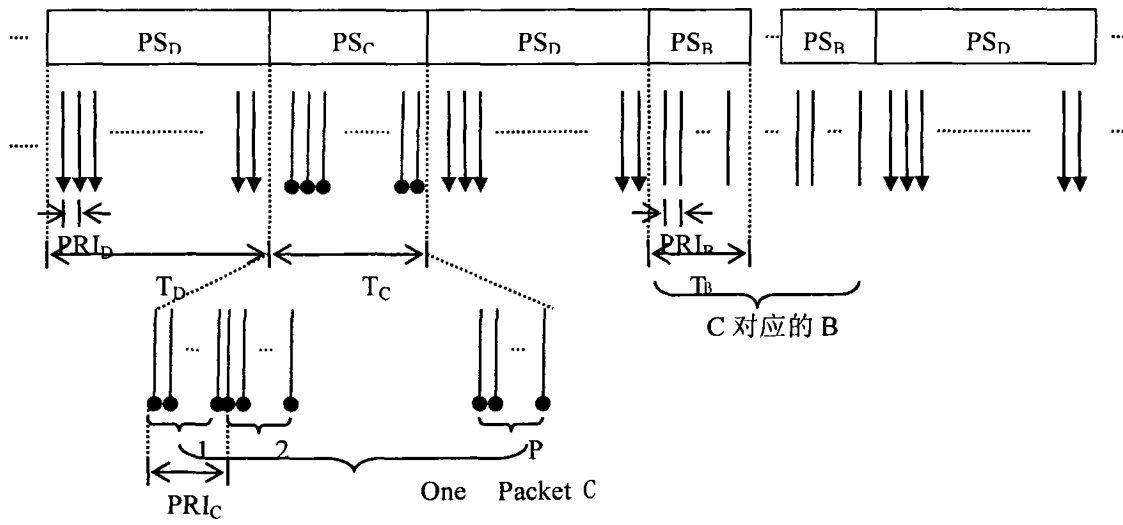


图 4

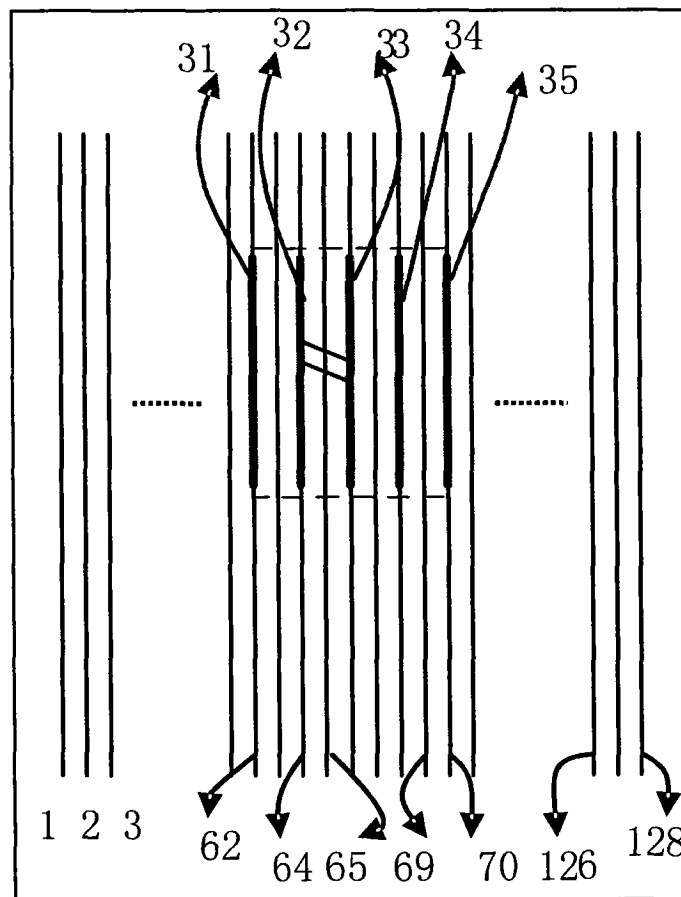


图 5

专利名称(译)	一种超声系统三功模式下的成像方法及其装置		
公开(公告)号	CN101744643A	公开(公告)日	2010-06-23
申请号	CN200810241660.3	申请日	2008-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	靳珊 李勇		
发明人	靳珊 李勇		
IPC分类号	A61B8/13 G03B42/06		
代理人(译)	杨宏		
其他公开文献	CN101744643B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声系统三功模式下的成像方法及其装置，所述方法包括以下步骤：在D线扫描的时间间隔内，插入利用C脉冲的C线扫描；在相邻于所述C线扫描的下一个D线扫描的时间间隔内，插入所述C线扫描位置区域内对应的利用B脉冲的B线扫描。本发明通过在D线扫描的间隙间先插入C线扫描，然后再插入C线扫描对应的B线扫描的方式，明确了BCD三功模式下超声成像系统成像时的发射扫描顺序；另外，插入C线扫描后就立即插入C线扫描对应的B线扫描，缩短了同一位置不同类型脉冲分时扫描的时间间隔，从而可以避免各类型图像间产生严重的错位现象，提高各类型图像的时间匹配度，以及成像的质量。

