



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102451018 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 16

(21) 申请号 201010518293. 4

(22) 申请日 2010. 10. 25

(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 史志伟 杨鹏飞

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

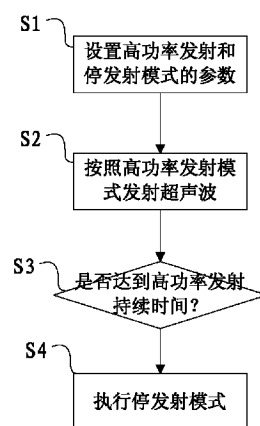
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声诊断仪波束发射方法及超声诊断仪

(57) 摘要

本发明公开了一种超声诊断仪波束发射方法及超声诊断仪,按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波,高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间中的至少一个参数由当前发射条件下持续工作的正常发射功率计算得到。本发明既能够提高超声图像质量,又能够控制探头的表面温升符合 IEC 标准的要求。



1. 一种超声诊断仪波束发射方法,用于超声诊断仪的探头表面接触病人的皮肤以产生超声图像,其特征在于所述方法包括:

按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波包括:

设置高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间;

按照高功率发射模式控制所述探头的阵元发射超声波;

当发射达到高功率发射持续时间时,控制所述探头的阵元执行停发射模式,停止发射超声波。

3. 如权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间中的至少一个参数由当前发射条件下持续工作的正常发射功率计算得到。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述高发射功率包括高发射电压和/或高脉冲重复频率。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的方法,其特征在于,所述高功率发射模式和停发射模式的组合方式按照高功率发射持续时间和停止发射持续时间重复执行。

6. 如权利要求1至4中任一项所述的方法,其特征在于,当接收到触发信号后执行所述高功率发射模式和停发射模式的组合方式。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述触发信号包括按照设定时间重复自动产生的触发信号、根据用户的手动操作产生的触发信号和随机产生的触发信号中的至少一种,当停发射达到或超过停止发射持续时间时,将发射模式切换回正常发射模式。

8. 一种超声诊断仪,包括:

探头,其表面用于接触被检查者的皮肤,所述探头的阵元向被检查者体内发射超声波束;

其特征在于还包括:

发射模块,所述发射模块用于按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波。

9. 如权利要求8所述的超声诊断仪,其特征在于,所述发射模块包括:

参数设置单元,用于设置高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间;

发射模式控制单元,用于根据参数设置单元设置的参数,按照高功率发射模式控制所述探头的阵元发射超声波,并当发射达到高功率发射持续时间时,按照停发射模式控制所述探头的阵元停止发射超声波。

10. 如权利要求9所述的超声诊断仪,其特征在于,所述参数设置单元根据当前发射条件下持续工作的正常发射功率计算高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间中的至少一个参数。

11. 如权利要求8至10中任一项所述的超声诊断仪,其特征在于,所述发射模式控制单

元按照高功率发射持续时间和停止发射持续时间重复控制所述探头的阵元执行高功率发射模式和停发射模式的组合方式。

12. 如权利要求8至10中任一项所述的超声诊断仪,其特征在于,还包括用于产生触发信号的触发信号产生模块,所述触发信号包括按照设定时间重复自动产生的触发信号、根据用户的手动操作产生的触发信号和随机产生的触发信号中的至少一种,所述发射模块当接收到触发信号后按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波,当停发射达到或超过停止发射持续时间时,将发射模式切换回正常发射模式。

13. 如权利要求12所述的超声诊断仪,其特征在于,所述触发信号产生模块包括触发键,所述触发键设置在所述探头上。

超声诊断仪波束发射方法及超声诊断仪

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备,尤其涉及一种超声诊断仪及其波束发射方法。

背景技术

[0002] 1992 年,在美国超声医学学会 (AIUM)、美国国家电气制造商协会 (NEMA) 的支持下,美国食品药品监督管理局 (FDA) 对医用超声的声输出指标做了重大调整。FDA 将声输出指标的 I_{spta} 指标放宽到 $720\text{mw}/\text{cm}^2$,并要求将声压、声强参数折算成机械指数 (MI)、热指数 (TI),并显示在屏幕上。这样一来,对于超声厂家来说,声输出的限制变得非常宽泛,允许较高发射功率的超声扫描仪应用于医学诊断。随着声功率指标的放开和对图像质量要求的提高,超声诊断仪的发射功率提高,这使得超声诊断仪的探头表面温升成为了一个瓶颈问题,很多超声厂家发现,在声指标没有达到 FDA 标准之前,探头表面已经热的不能接受,可能对病人身体造成损伤。

[0003] 目前超声诊断仪的探头结构工艺使得探头自身的发热已不能忽略,IEC 近些年也发布了探头表面温度限制标准 (2001 年、2005 年、2008 年分别对探头表面温升的标准做了 3 次修订)。例如对于外用探头和腔内探头,探头与仿人体组织体模接触时,在 30 分钟之内探头表面温度不超过 43 度;IEC 也规定了在室温下,静止的空气中温升 (相对于室温的温度升高值) 不超过 27 度。目前国内执行的标准是 IEC 60601-2-37 的 2005 年修订版 (对应中国国家标准 GB 9706.9-2008),与此同时,标准的实施在中国国内也有了新的进展。

[0004] 在 IEC 标准出台之前,各个厂家由于没有指导原则,探头的发射功率仅受限于 FDA 的声功率输出指标 (例如机械指数、组织温度和声场强度),在 IEC 标准出台后,从目前实际情况看,除了少部分模式发射功率受限于声输出功率,探头的发射功率大部分受限制于探头表面温度。为了满足用户对图像质量的要求,很多超声厂家想办法通过降低探头表面温升,来达到提高探头发射功率的目的,从而提高图像质量。

[0005] 通过改变探头结构和工艺的方法来改善探头的散热性能,例如采用水冷、气冷循环系统。这是一种从根本上改善探头发热的措施,但该方法改变了探头的结构,增加探头的成本。

[0006] 另一种考虑问题的角度,为了遵守标准,一些厂家开始寻找某些特定的成像模式,这些模式允许超声系统在短时间内 (从几秒到几分钟) 发射出高能量的超声波,但无论声功率输出还是探头发热都需要满足标准规定,IEC 标准明确指出:“为满足要求,在实验期间换能器组件辐射表面温度不应超过 43°C ”。

发明内容

[0007] 本发明要解决的主要技术问题是,提供一种超声诊断仪波束发射方法及超声诊断仪,通过特定的发射模式,既能够提高超声图像质量,又能够控制探头的表面温升。

[0008] 根据本发明的一方面,提供一种超声诊断仪波束发射方法,用于超声诊断仪的探头表面接触病人的皮肤以产生超声图像,所述方法包括:按照设定的高功率发射模式和停

发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波。

[0009] 在一个实施例中,所述按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波包括:

[0010] 设置高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间;

[0011] 按照高功率发射模式控制所述探头的阵元发射超声波;

[0012] 当发射达到高功率发射持续时间时,控制所述探头的阵元执行停发射模式,停止发射超声波。

[0013] 其中,所述高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间中的至少一个参数由当前发射条件下持续工作的正常发射功率计算得到。

[0014] 根据本发明的另一方面,提供一种超声诊断仪,包括:

[0015] 探头,其表面用于接触被检查者的皮肤,所述探头的阵元向被检查者体内发射超声波束;

[0016] 发射模块,所述发射模块用于按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波。

附图说明

[0017] 图 1 为一种实施例的超声诊断仪的结构示意图;

[0018] 图 2 为一种实施例的超声诊断仪波束发射流程图;

[0019] 图 3 为在稳态温度时的温度波动示意图;

[0020] 图 4 为本发明一种实施例中的高功率发射模式与停发射模式组合的示意图;

[0021] 图 5 为图 4 所示模式持续执行引起的探头表面温升示意图;

[0022] 图 6 为本发明另一种实施例中的超声诊断仪的结构示意图;

[0023] 图 7 为本发明另一种实施例中的高功率发射模式与停发射模式组合的示意图;

[0024] 图 8 为图 7 所示模式持续执行引起的探头表面温升示意图;

[0025] 图 9 为本发明另一种实施例中的高功率发射模式与停发射模式组合的示意图。

具体实施方式

[0026] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0027] 超声诊断仪中涉及本发明的结构示意图如图 1 所示,包括探头 1 和发射模块 2。发射模块 2 用于控制探头按照选定的发射模式发射超声波束,探头 1 中具有若干阵元,每个阵元都可发射超声波束。当对被检查者(例如病人)进行检查时,探头的表面接触被检查者的皮肤,探头的阵元向被检查者体内发射超声波束。由于探头的阵元发射一定功率的超声波束,所以探头的表面会根据选择的发射功率具有一定的温升,发射功率越大温升越高,同时发射功率越大,图像质量越好。为同时满足 IEC 标准的要求和用户图像质量的要求,本发明具体实施例中采用高功率发射模式和停发射模式组合的方式发射超声波,发射模块 2 按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波。即根据已知的当前发射条件下持续工作的正常发射功率,通过能量积累的原则,确定出高功

率发射模式和停发射模式的一些参数,采用高功率发射模式和停发射模式组合的方式发射超声波。

[0028] 在一种实施例中,如图 1 所示,发射模块 2 包括参数设置单元 21 和发射模式控制单元 22,参数设置单元 21 用于设置高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间;根据当前发射条件下持续工作的正常发射功率,参数设置单元 21 计算以下参数中的至少一个:高功率发射模式的发射功率、高功率发射模式的发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间。

[0029] 发射模式控制单元 22 用于根据参数设置单元设置的参数,按照高功率发射模式控制所述探头的阵元发射超声波,并当发射达到高功率发射持续时间时,按照停发射模式控制所述探头的阵元停止发射超声波。

[0030] 如图 2 所示,按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波包括以下步骤:

[0031] 步骤 S1,设置高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间;

[0032] 步骤 S2,按照高功率发射模式控制所述探头的阵元发射超声波;

[0033] 步骤 S3,判断发射时间是否达到高功率发射持续时间,如果发射时间达到高功率发射持续时间时,则执行步骤 S4。

[0034] 步骤 S4,控制所述探头的阵元执行停发射模式,停止发射超声波。

[0035] 由于探头发热时间常数较长,短时间的高发射功率不会引起显著的温度升高,并将停发射期间省去的能量积累补充到探头的成像能量中去,有效地借助已知信息,将高发射功率与停发射配合使用,既可提高超声诊断仪的成像质量,又可有效地控制探头表面温升。

[0036] 本申请中,所述正常发射功率为基于某台超声诊断仪的当前发射条件下,持续工作足够长时间,探头表面温度能够满足 IEC 标准的要求,并可正常成像的功率,每台超声诊断仪都会有一个正常发射功率范围,在使用时,为超声诊断仪选定一个正常发射功率工作,因此对于超声诊断仪和本领域技术人员来说,正常发射功率是已知的。而高功率发射模式是相对正常发射模式来讲的,高功率发射模式中采用的功率高于正常发射模式中的正常发射功率,所以称为高功率,采用该高功率的发射脉冲称为高发射脉冲,而如果以该高功率持续工作一段时间,探头表面温度将升高到 IEC 标准不允许的程度。停发射模式是指探头不发射任何超声波束。

[0037] 发射功率通常和发射电压、脉冲重复频率、发射孔径、发射波形和扫描宽度有关,下面以改变发射电压而其他发射参数不变(脉冲重复频率、发射孔径、发射波形、扫描宽度等)的情况为例说明本发明的发明构思。

[0038] 如图 3 所示,假设在平稳的正常发射电压 U 的作用下,持续足够时间 t_2 ,探头表面温度达到稳态温度,假设其稳态温升是 T_s ,应满足:

[0039] $U^2 = K_1 \cdot T_s \dots\dots\dots (1)$

[0040] 其中 K_1 是当前发射参数下的比例系数。

[0041] 假设高发射电压为 U_h ,持续时间为 t_1 ,停发射的持续时间为 $t_2 - t_1$,如果使稳态温升达到 T_s 左右,应满足:

[0042] $U^2 \cdot t_2 = U_h^2 \cdot t_1 \dots\dots\dots (2)$

[0043] 由于发射功率的波动,引起稳态温度的波动,因此实际的瞬时温度的波动为:
 $T_s \pm \delta$, 其中:

[0044] $\delta = f(t_1, t_2 - t_1, U_h) \dots\dots\dots (3)$

[0045] 当 U_h 接近于 U , t_1 接近于 t_2 时, δ 趋近于零。其中 δ 还取决于探头本身的一些属性,例如探头的时间常数,当探头的时间常数较大时,温度波动值 δ 会很小,反之会较大,实际使用时需要对探头做一些简单的测量从而估计 δ 的大小。当持续时间 t_1 、 t_2 确定时,高发射脉冲的幅度 U_h 取决于 δ 。如果 t_1 时间很长,例如 $t_1 > 30\text{min}$,那么必然导致探头温升超标,因此必须限制高发射脉冲的持续时间,即限制高功率发射模式的持续时间。

[0046] 如果持续使用 $t_1 \sim t_2$ 之间的高发射功率,假设稳态温升为 T_{s2} 。考虑到机械指数对探头发射功率的限制,假设 $T_{s2} = 2T_s = 16^\circ\text{C}$ 。同时假设这个探头对象是近似线性的情况下,估计温度波动值 δ 的幅度。假设在 30 分钟之内,温升从 8°C 提高到 15.6°C ,也就是 $8 \cdot (1 - \exp(-t \ln(20)/1800))|_{t=1800} = 7.6^\circ\text{C}$,那么从稳态温度 T_s 出发,启动高发射功率模式 5 秒钟时,探头温升估计值为:

[0047] $\delta = 8 \cdot (1 - \exp(-t \ln(20)/1800))|_{t=5} < 0.1^\circ\text{C} \dots\dots\dots (4)$

[0048] 在实际临床使用中,高发射功率模式的启动时间未定,需要考虑最坏情况下的温升:假设高发射功率模式重复进行。那么参照前面的能量守恒的计算方法,在高发射功率脉冲之后,增加一段停发射,即可达到与正常发射模式一样的效果。对于温度波动值 δ ,也不难按照上面的方法进行估算。

[0049] 高功率也可通过提高 PRF(脉冲重复频率)得到,例如正常发射功率的脉冲重复频率为 Prf_1 ,持续时间为 t_2 ,在高发射功率的脉冲重复频率为 Prf_2 ,持续时间为 t_1 ,应满足:

[0050] $\text{Prf}_1 = K_2 \cdot T_s \dots\dots\dots (5)$

[0051] 同理应有关系:

[0052] $\text{Prf}_1 \cdot t_2 = \text{Prf}_2 \cdot t_1 \dots\dots\dots (6)$

[0053] 高功率也可通过提高发射电压和 Prf 的组合得到,应有如下关系:

[0054] $U^2 \cdot \text{Prf}_1 = K_3 \cdot T_s \dots\dots\dots (7)$

[0055] $U^2 \cdot \text{Prf}_1 \cdot t_2 = U_h^2 \cdot \text{Prf}_2 \cdot t_1 \dots\dots\dots (8)$

[0056] 标准规定在固定的时间内,探头表面温升的限制值。例如,现行 IEC 标准指出,探头在与仿人体组织体模接触时,使用水浴法把体模和探头加热稳定到 33°C 或 37°C ,启动超声诊断仪,在 30 分钟内,探头表面温度不超过 43°C 为达标;经实验证明采用本发明的组合模式发射超声波束,持续工作 30 分钟,探头持续加热,温度基本上可达到稳态或接近稳态,通过上面的关系,可较好地控制在 30 分钟之内和 30 分钟末的探头表面温度。

[0057] 实施例一:

[0058] 请参考图 4,高功率发射模式和停发射模式的组合方式按照高功率发射持续时间和停止发射持续时间重复执行。参数设置单元根据当前发射条件下持续工作的正常发射功率计算高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间中的至少一个参数。例如,假设脉冲重复频率、发射孔径、发射波形和扫描宽度不变,只改变发射电压,已知正常发射功率的电压、正常发射功率的稳态温升 T_s 和允许的温度波动值 δ ,根据经验可确定上述公式 (2) 中的 t_1 和 t_2 ,进而确定高功率发射模式的发射

电压,也就确定了高功率发射模式的高发射功率。发射模式控制单元根据确定的高发射功率、高功率发射持续时间生成高功率发射模式,根据确定的停止发射持续时间生成停发射模式。

[0059] 图 4 中,虚线为正常发射功率的电压,发射模式控制单元先按照高功率发射模式控制所述探头的阵元发射电压幅度为 U_h 的电压,高电压发射持续时间为 t_1 ,之后控制探头停止发射超声波束,停止发射持续时间为 t_2 ,之后再同前面一样控制探头发射电压幅度为 U_h 的电压,重复控制探头的阵元执行高功率发射模式和停发射模式的组合方式,每一组合结束后即从停发射模式切换到高功率发射模式。

[0060] 图 5 所示为采用本实施例引起的探头表面温升效果,上图中的虚线为采用正常发射功率的温升曲线,实线为采用重复高功率发射模式和停发射模式的组合方式的温升曲线, T_{lim} 为 IEC 标准规定的温度极限,实验证明两种方式的探头表面温度相差不大,都能满足 IEC 标准的规定,但采用本实施例,可在短时间内发射高功率的超声波束,可获得高质量的超声图像。

[0061] 根据本发明所公开的内容,本领域技术人员应当理解,还可以根据上述公开 (2),给定高发射功率后计算持续时间。

[0062] 实施例二:

[0063] 请参考图 6,超声诊断仪包括探头 1、发射模块 2 和用于产生触发信号的触发信号产生模块 3,触发信号产生模块 3 产生的触发信号包括按照设定时间重复自动产生的触发信号、根据用户的手动操作产生的触发信号和随机产生的触发信号中的至少一种,所述发射模块 2 当接收到触发信号后按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波,当停发射达到停止发射持续时间时,将发射模式切换回正常发射模式。

[0064] 本实施例中,触发信号为按照设定时间重复自动产生的触发信号,如图 7 所示,正常情况下发射模块 2 按照正常发射功率控制探头发射超声波束,每间隔一定时间,触发信号产生模块 3 产生一个触发信号,发射模块 2 接收到该触发信号后,控制探头执行一次高功率发射模式和停发射模式的组合,高功率发射模式的高功率电压、高功率发射持续时间和停发射模式的停发射持续时间参数的确定方法同实施例一。图 7 中,虚线为正常发射功率的电压,高功率电压为 U_h ,高功率发射持续时间为 t_2-t_1 ,停发射持续时间为 t_3-t_2 。当停止发射达到或超过停发射持续时间后,发射模块 2 将发射模式切换回正常发射模式,控制探头按照正常发射模式发射超声波束。

[0065] 图 8 所示为采用本实施例引起的探头表面温升效果,实验证明采用本实施例的发射模式和采用正常功率发射模式导致探头表面温升相差不大,都能满足 IEC 标准的规定,但采用本实施例,可在短时间内发射高功率的超声波束,可获得高质量的超声图像。

[0066] 实施例三:

[0067] 本实施例中,仍然采用根据触发信号来控制探头按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式来发射超声波束,触发信号为随机或根据用户的手动操作产生的触发信号。本实施例中,触发信号产生模块可包括一个触发键,所述触发键可设置在探头上,当然也可以设置在医生方便触摸的超声诊断仪的任何一个位置,由医生操作后产生触发信号。当然在其他实施例中,也可以是触发信号产生模块随机产生的一个触发信号。

[0068] 从临床的角度来看,在使用高发射功率成像模式之前,需要一个足够好的图像质量给诊断医生,诊断医生通过在这种模式下的分析,初步估计病灶的可能性,以及使用高发射功率模式的必要性,一旦医生认为探头的扫描区域覆盖感兴趣位置,并想尝试提高图像质量时,医生可按压、拨动或转动触发键,产生一个触发信号。

[0069] 如图 9 所示,正常情况下发射模块 2 按照正常发射功率控制探头发射超声波束,当发射模块 2 接收到触发信号后,即按照高功率发射模式和停发射模式的组合方式控制探头发射超声波束。本实施例中,假设发射电压、发射孔径、发射波形和扫描宽度不变,只提高脉冲重复频率,从而得到高功率发射模式的高功率。根据上述公式 (6),可确定高功率发射模式的脉冲重复频率、高功率发射持续时间和停发射模式的停止发射持续时间。

[0070] 如图 9 所示,图像参数按照如下方式切换:在 $0 \sim t_1$ 时间段内,使用脉冲重复频率 Prf_1 和线密度 Ld_1 (指发射线密度,一帧超声图像中包含的发射线数),在 $t_1 \sim t_2$ 时间段内使用 Prf_2 和线密度 Ld_2 ;其中 $Prf_1 < Prf_2$, $Ld_1 < Ld_2$,为了维持相同的帧率, $Prf_1/Ld_1 = Prf_2/Ld_2$ 。在 $t_2 \sim t_3$ 时间内,探头停止发射一段时间。其中 Prf_1 和 Ld_1 的组合为超声成像的正常成像条件,而 Prf_2 和 Ld_2 是高发射功率模式。为了使得探头表面发热和组织发热满足 IEC 标准,限制 t_1 、 t_2 和 t_3 满足特定关系,也就是说 $Prf_2 \backslash Ld_2$ 的持续时间是 $Prf_1 \backslash Ld_1$ 持续时间、 $t_2 \sim t_3$ 停机时间的函数,具体计算方法如前述。

[0071] 上述实施例二、三中,在高功率模式启动之前,进行正常发射功率的超声成像,通过固定或手动方式触发高发射功率的成像模式。在这种情况下,使用前面的计算方式仍然可保证满足指标。例如,假设某探头在 65 伏特的正常脉冲作用下,探头稳态温度是 41 度,那么使用一个 3.3 秒钟的 80 伏特高能量脉冲序列与一个 2 秒钟的停机组合,也可保证探头稳态温度在 41 度左右。考虑到这种组合引起的波动,例如稳态温度在 41 ± 0.5 度范围之内,那么当前的计算是合理的。

[0072] 上述实施例中,对于各阶段的持续时间和剩余时间,还可显示在屏幕上通知给医生。例如在某时刻,医生观察到显示器上当前模式的所剩的时间,这个信息提醒操作者将探头放在适当的位置进行扫描。

[0073] 或者,操作者获得屏幕提示信息后,在适当的时间,提醒病人调整呼吸、姿势等有利于检查的措施。例如在腹部检查过程中,操作者通过观察屏幕上的提示信息,及时提醒病人“深呼吸-屏气”,然后在适当的时间进行高发射电压的扫描和检查;高发射电压期间,屏幕上有倒计时提醒操作者目前剩余时间,待病人屏气一段时间后,停止高发射电压脉冲,同时病人进入正常呼吸状态;病人屏气等特殊姿态的持续时间可能只有几秒钟,当然,高发射脉冲的持续时间也不会过长,一般也是若干秒钟时间。

[0074] 根据本发明公开的内容,本领域技术人员应该理解,除了改变脉冲发射电压或脉冲重复频率外,还可同时改变脉冲发射电压和脉冲重复频率来得到高功率脉冲,可根据上述公式 (8) 确定高功率发射模式的发射电压、脉冲重复频率、高功率发射持续时间和停发射持续时间。

[0075] 上述实施例中,可在高功率脉冲发射的短时间内获得优异的图像质量,高功率发射模式后再结合停发射模式很好地控制了探头的表面温度,使探头的表面温度和组织温度都能够符合 IEC 标准的要求。例如在相控阵扫描心脏图像过程中:首先,操作者进行正常的图像扫描,等探头移动到感兴趣的心脏切面,比如四腔心或者主动脉瓣切面时,启动高功

率发射扫描,在短时间优异的成像条件下,采集若干个心动周期,记录到电影文件供医生分析;高功率发射持续时间到后,停机扫描一段时间。

[0076] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

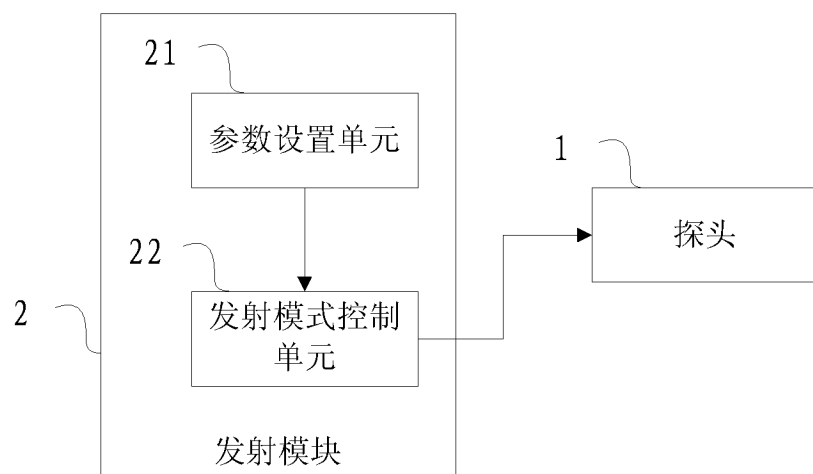


图 1

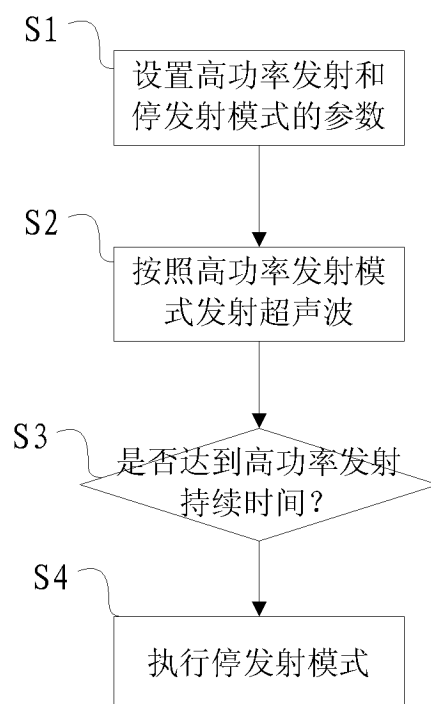


图 2

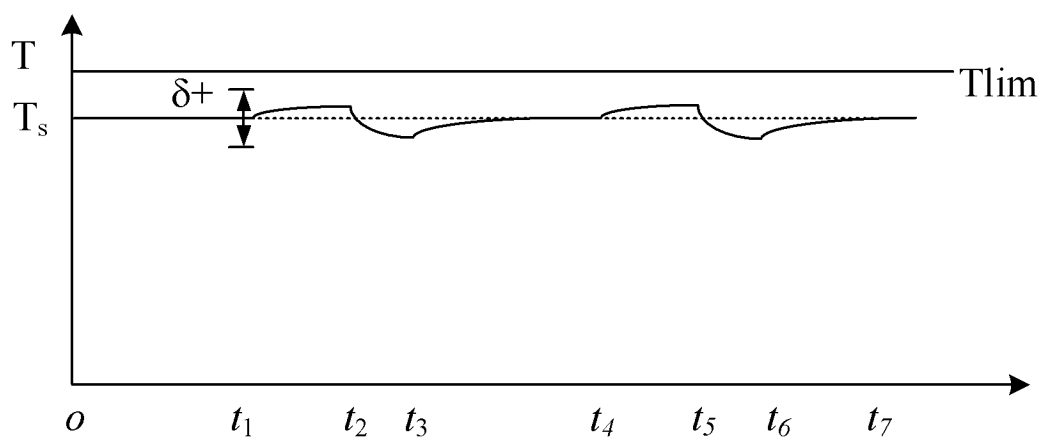


图 3

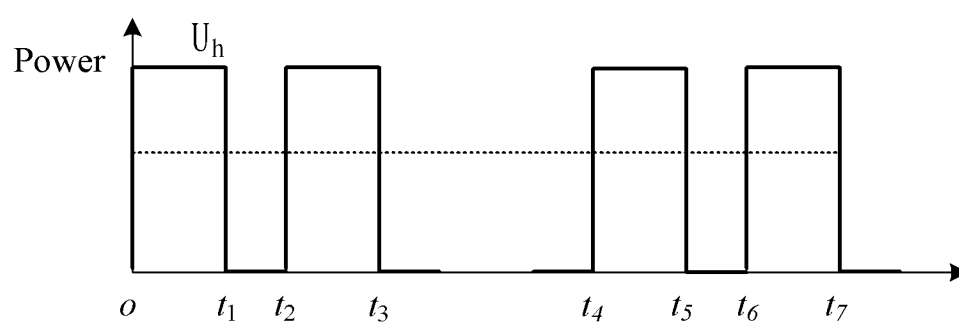


图 4

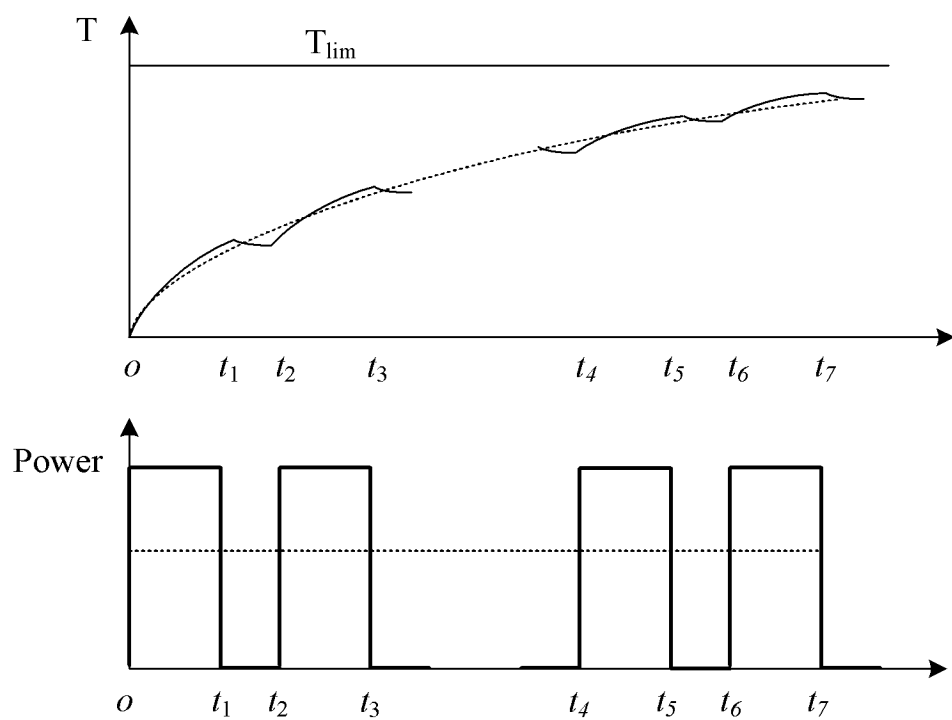


图 5

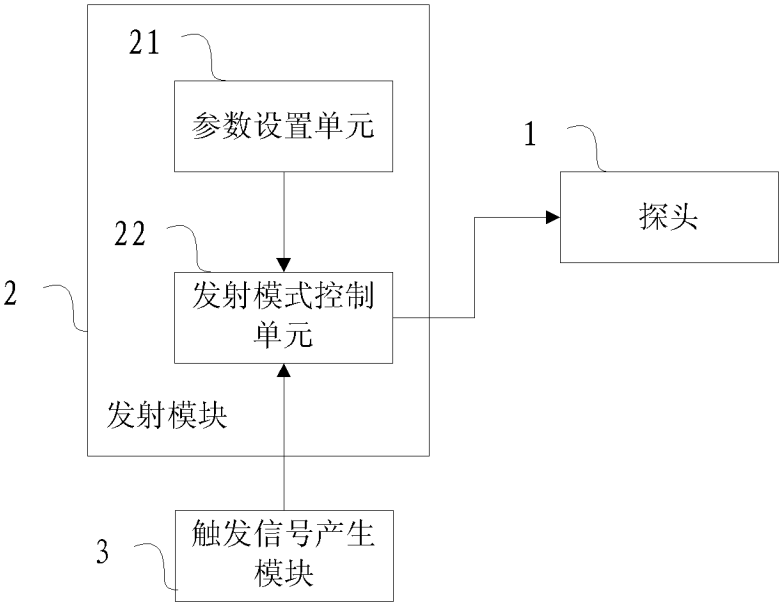


图 6

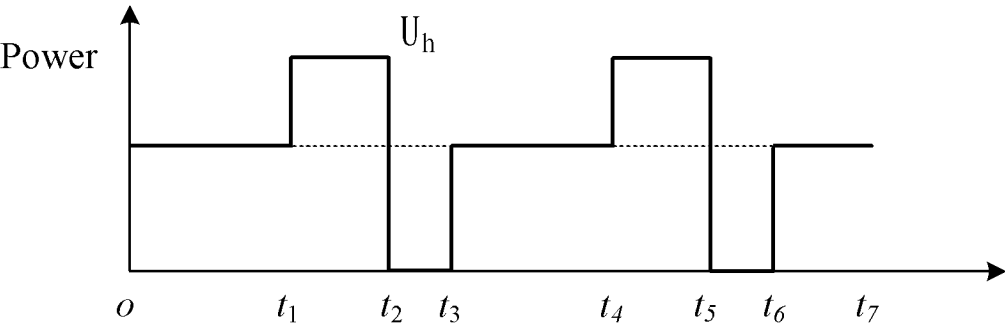


图 7

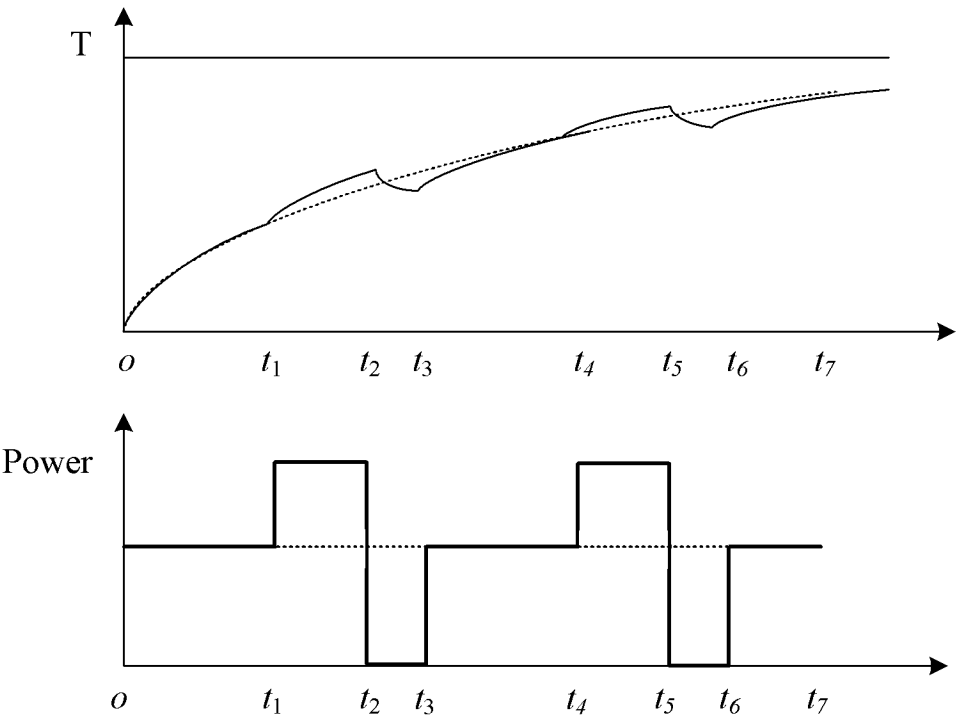


图 8

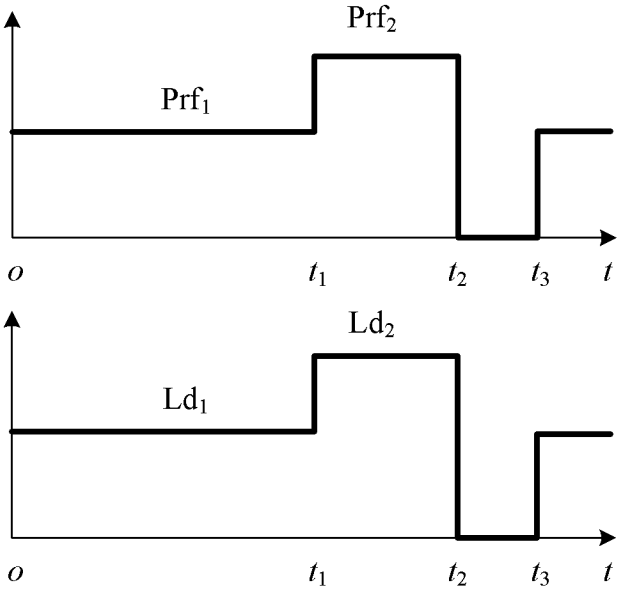


图 9

专利名称(译)	超声诊断仪波束发射方法及超声诊断仪		
公开(公告)号	CN102451018A	公开(公告)日	2012-05-16
申请号	CN201010518293.4	申请日	2010-10-25
[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	史志伟 杨鹏飞		
发明人	史志伟 杨鹏飞		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	郭燕		
其他公开文献	CN102451018B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声诊断仪波束发射方法及超声诊断仪，按照设定的高功率发射模式和停发射模式组合的方式控制所述探头的阵元发射超声波，高功率发射模式的高发射功率和高功率发射持续时间以及停发射模式的停止发射持续时间中的至少一个参数由当前发射条件下持续工作的正常发射功率计算得到。本发明既能够提高超声图像质量，又能够控制探头的表面温升符合IEC标准的要求。

