



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110433406 A

(43)申请公布日 2019.11.12

(21)申请号 201910830911.X

(22)申请日 2019.09.04

(71)申请人 珠海医凯电子科技有限公司

地址 519000 广东省珠海市金湾区三灶镇  
机场东路288号D栋厂房四楼

(72)发明人 屠娟 朱逸斐 张国峰 丁波  
王建和

(74)专利代理机构 上海交达专利事务所 31201

代理人 王毓理 王锡麟

(51)Int.Cl.

A61N 7/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

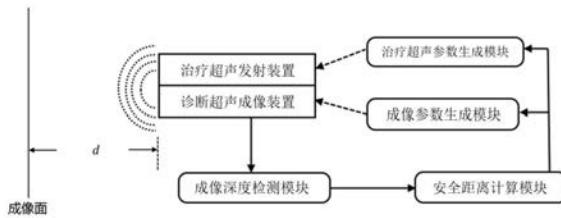
权利要求书2页 说明书3页 附图3页

(54)发明名称

超声聚焦定位图像优化方法

(57)摘要

一种超声聚焦定位图像优化方法,通过协同控制治疗超声和诊断超声的发射时序,使两者在时序上的完全错开从而将回波成像收到的干扰显著降低,实现治疗超声和诊断超声的分时全双工。本发明通过不改变现有治疗超声及成像设备的硬件装置的前提下,能够彻底消除两者之间的干扰问题,提供实时清晰的超声图像,实现超声治疗的实时监控的同时可以进一步支持治疗脉冲和诊断脉冲从同一个探头发出从而大幅度缩小探头体积。



1. 一种超声聚焦定位图像优化方法,其特征在于,通过协同控制治疗用超声和诊断超声的发射时序,使两者在时序上的完全错开从而将回波成像收到的干扰显著降低,实现治疗超声和B超的分时全双工;

所述的协同控制是指:以满足治疗超声超声发射后得到的回波强度衰减至小于等于诊断超声的强度所需要的安全时间。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的协同控制,即:  $20 \lg \left( \frac{V_t}{V_B} \right) \cdot f_t \cdot \alpha \cdot \theta \cdot c \leq f_B \cdot \alpha \cdot d$ , 其中:  $f_t$  为治疗超声频率,  $f_B$  为B超频率,  $V_t$  为治疗超声电压,  $V_B$  为B超电压,  $d$  为当前成像深度,  $\alpha$  为超声在人体内的衰减系数;

$$\text{所述的安全时隙 } \theta = \frac{f_B \cdot \alpha \cdot d}{20 \lg \left( \frac{V_t}{V_B} \right) \cdot f_t \cdot \alpha} \cdot \frac{1}{c} \text{。}$$

3. 一种实现超声聚焦定位图像优化方法的协同装置,其特征在于,分别与诊断超声成像装置的控制端和治疗超声发射装置的控制端相连并分别输出成像时序控制和治疗超声时序控制,该装置包括:成像深度接收模块、安全距离计算模块、成像参数生成模块以及治疗超声参数生成模块,其中:成像深度接收模块接收来自诊断超声成像装置的当前成像深度信息并输出至安全距离计算模块,安全距离计算模块据此计算得到安全时隙并分别输出至成像参数生成模块以及治疗超声参数生成模块,成像参数生成模块根据安全时隙计算得到B超成像发射时序并输出至诊断超声成像装置,治疗超声参数生成模块根据安全时隙计算得到治疗超声发射时序并输出至治疗超声发射装置。

4. 根据权利要求3所述的协同装置,其特征是,所述的协同装置中设有与安全距离计算模块相连的存储模块,该存储模块中预置多个成像深度信息和影像超声扫描脉冲数量对应的安全时隙和/或治疗超声发射装置的发射间隙,通过存储模块提供预置参数以缩短安全距离计算模块的处理时间。

5. 一种基于权利要求3或4所述装置的图像优化方法,其特征在于,首先由成像深度检测模块获取诊断超声成像装置的当前成像深度信息并由安全距离计算模块计算得到安全时隙,并判断当前治疗超声发射装置的发射间隙是否大于安全时隙+影像超声扫描脉冲所需时间,当满足条件时由成像参数生成模块生成对应的B超成像发射时序并输出至诊断超声成像装置。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征是,当治疗超声发射装置的发射间隙不满足条件时,即根据当前成像深度信息得到的安全时隙以及影像超声扫描脉冲所需时间超过了发射间隙时,成像参数生成模块将控制治疗超声参数生成模块向治疗超声发射装置发出暂停指令,通过强制增加治疗超声脉冲之间的间隙实现影像超声扫描脉冲。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征是,所述的强制增加,具体是指:成像参数生成模块以1为步长依次递增的方式缩短一个周期内治疗超声脉冲的个数并重新尝试计算安全时隙,即扩大治疗超声发射装置的发射间隙,直至发射间隙大于安全时隙和影像超声扫描脉冲所需时间之和时所对应的治疗超声脉冲缩短的个数,即通过治疗超声参数生成模块以暂停指令的形式发送至治疗超声发射装置。

8. 根据权利要求5所述的方法,其特征是,当用户控制诊断超声成像装置和/或治疗超声发射装置的位置变化,或当前成像深度信息发生变化时,成像深度检测模块相应需要重

新采集当前成像深度信息并输出至安全距离计算模块以进行安全时隙的判定。

9. 根据权利要求5所述的方法,其特征是,当用户控制诊断超声成像装置进一步增加影像超声扫描脉冲的数量,以便获得更为详细的图像信息时,则成像参数生成模块将发出更新后的影像超声扫描脉冲数量信息至安全距离计算模块,当安全距离计算模块收到当前成像深度信息时,以更新后的脉冲数量计算安全时隙并进行相应的判定。

## 超声聚焦定位图像优化方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及的是一种超声图像处理领域的技术,具体是一种超声聚焦定位图像优化方法。

### 背景技术

[0002] 现有的超声治疗系统通过将成像设备与超声治疗装置结合起来,从而提高治疗用超声波的辐射精确度,但高强度聚焦超声(HIFU,High Intensity Focused Ultrasound)治疗系统或者低强度超声治疗系统与功率较小的成像用超声波距离协同工作的时候,其所产生的回波以及多次反射后产生的回波经叠加后很容易被B超作为成像回波采集接收并造成干扰,显著影响B超对成像质量,并在B超成像图中产生额外的栅形图像干扰,如图1a和图1b所示。

[0003] 现有通过额外采集干扰信号,并从接受信号中将干扰信号剔除的技术,但此类技术需要额外设置接收装置,且其对探头的形状布置有特殊要求。此外,也有通过发出同步信号并切换不同的相位以降低干扰的技术。但该方式以暂停治疗超声发射换取安全间隙为代价,B超生成的图像与治疗超声发射信号之间延时较长,不能实时反应治疗情况。

### 发明内容

[0004] 本发明针对现有技术存在的上述不足,提出一种超声聚焦定位图像优化方法,同时控制了B超的扫描时序和治疗超声的发射时序。使得B超和治疗超声在时间上完全错开,互补干扰,同时保证了B超的实时性,治疗超声的连续工作,实现了治疗超声和B超的分时全双工。

[0005] 本发明是通过以下技术方案实现的:

[0006] 本发明涉及一种超声聚焦定位图像优化方法,通过协同控制治疗超声和诊断超声的发射时序,使两者在时序上的完全错开从而将回波成像收到的干扰显著降低,实现治疗超声和B超的分时全双工。

[0007] 所述的协同控制是指:以满足治疗超声超声发射后得到的回波强度衰减至小于等于诊断超声的强度所需要的安全时间,即:  $20 \lg \left( \frac{V_t}{V_B} \right) \cdot f_t \cdot \alpha \cdot \theta \cdot c \leq f_B \cdot \alpha \cdot d$ , 其中:f<sub>t</sub>为治疗超声频率,f<sub>B</sub>为B超频率,V<sub>t</sub>为治疗超声电压,V<sub>B</sub>为B超电压,d为当前成像深度,α为超声在人体内的衰减系数,一般为0.5dB • MHz/cm。

[0008] 所述的安全时隙  $\theta = \frac{f_B \cdot \alpha \cdot d}{20 \lg \left( \frac{V_t}{V_B} \right) \cdot f_t \cdot \alpha} \cdot \frac{1}{c}$ , 其中:c为超声在人体组织内的传播速度,一般为1540m/s。

### 技术效果

[0009] 与现有技术相比,本发明通过不改变现有治疗超声及超声成像设备的硬件装置的前提下,能够彻底消除两者之间的干扰问题,提供实时清晰的超声图像,实现治疗超声治疗的实时监控的同时可以进一步支持治疗脉冲和诊断脉冲从同一个探头发出从而大幅度缩

小探头体积。

### 附图说明

- [0010] 图1a和图1b为现有技术示意图；
- [0011] 图2a和图2b为实施例时序图；
- [0012] 图3为系统结构示意图；
- [0013] 图4为实施例效果示意图；

### 具体实施方式

[0014] 如图3所示,为本实施例涉及的一种实现超声聚焦定位图像优化方法的协同装置,该装置分别与诊断超声成像装置的控制端和治疗超声发射装置的控制端相连并分别输出成像时序控制和治疗超声时序控制,该装置包括:成像深度接收模块、安全距离计算模块、成像参数生成模块以及治疗超声参数生成模块,其中:成像深度接收模块接收来自诊断超声成像装置的当前成像深度信息并输出至安全距离计算模块,安全距离计算模块据此计算得到安全时隙并分别输出至成像参数生成模块以及治疗超声参数生成模块,成像参数生成模块根据安全时隙计算得到B超成像发射时序并输出至诊断超声成像装置,治疗超声参数生成模块根据安全时隙计算得到治疗超声发射时序并输出至治疗超声发射装置。

[0015] 本实施例涉及上述装置的图像优化方法,首先由成像深度检测模块获取诊断超声成像装置的当前成像深度信息并由安全距离计算模块计算得到安全时隙,并判断当前治疗超声发射装置的发射间隙是否大于安全时隙+影像超声扫描脉冲所需时间,当满足条件时由成像参数生成模块生成对应的B超成像发射时序并输出至诊断超声成像装置。

[0016] 如图2a,为当前治疗超声发射装置的发射间隙满足条件时的情况:理想状态下在一个周期内发射若干次治疗超声脉冲,相邻治疗超声脉冲的时间间隔为 $1/\text{prf}$ 。在最后一次治疗超声脉冲发射后间隔安全时隙后发射若干次的影像超声扫描脉冲Image,相邻的影像超声扫描脉冲的时间间隔根据影像系统本身的间隔决定,通常为:  $\frac{d}{c} + \text{extra}$ , 其中:c为声波在人体内传播速度,d为成像深度,extra为额外等待时间;通常d与extra成反比。

[0017] 本实施例由超声在人体内的衰减系数,一般为 $0.5 \text{dB} \cdot \text{MHz/cm}$ 取extra为对应衰减 $6 \text{db}$  所需时间。

[0018] 所述的安全时隙  $\theta = \frac{f_B \cdot \alpha \cdot d}{20 \lg\left(\frac{v_t}{v_B}\right) \cdot f_t \cdot \alpha} \cdot \frac{1}{c}$ , 通常为 $1\text{ms} \sim 10\text{ms}$ 。

[0019] 优选地,进一步设置最后一次影像超声扫描脉冲与下一周期的治疗超声脉冲之间的时隙也满足  $\frac{d}{c} + \text{extra}$ 。

[0020] 所述的影像超声扫描脉冲的数量,即影像超声系统的帧率。

[0021] 如图2b所示,为当前治疗超声发射装置的发射间隙不满足条件时的情况:即根据当前成像深度信息得到的安全时隙以及影像超声扫描脉冲所需时间超过了发射间隙时,成像参数生成模块将控制治疗超声参数生成模块向治疗超声发射装置发出暂停指令,通过强制增加治疗超声脉冲之间的间隙(虚线框部分治疗脉冲关闭)实现影像超声扫描脉冲。

[0022] 所述的强制增加,具体是指:成像参数生成模块以1为步长依次递增的方式缩短一

个周期内治疗超声脉冲的个数并重新尝试计算安全时隙,即扩大治疗超声发射装置的发射间隙,直至发射间隙大于安全时隙和影像超声扫描脉冲所需时间之和时所对应的治疗超声脉冲缩短的个数,即通过治疗超声参数生成模块以暂停指令的形式发送至治疗超声发射装置。

[0023] 本实施例中增加的间隙由发射包数目 (packetsize) 决定,该参数控制治疗超声每发射n 次暂停1次的比例。

[0024] 优选地,当用户控制诊断超声成像装置和/或治疗超声发射装置的位置变化,或当前成像深度信息发生变化时,成像深度检测模块相应需要重新采集当前成像深度信息并输出至安全距离计算模块以进行安全时隙的判定。

[0025] 进一步优选地,当用户控制诊断超声成像装置进一步增加影像超声扫描脉冲的数量,以便获得更为详细的图像信息时,则成像参数生成模块将发出更新后的影像超声扫描脉冲数量信息至安全距离计算模块,当安全距离计算模块收到当前成像深度信息时,以更新后的脉冲数量计算安全时隙并进行相应的判定。

[0026] 进一步优选地,所述的协同装置中设有与安全距离计算模块相连的存储模块,该存储模块中预置多个成像深度信息和影像超声扫描脉冲数量对应的安全时隙和/或治疗超声发射装置的发射间隙,通过存储模块提供预置参数以缩短安全距离计算模块的处理时间。

[0027] 如图4中的a～c所示,为本实施例根据上述参数实现后得到的具体效果图,图中四边形框即为治疗超声的脉冲辐射区域,由图可见,即便当治疗超声探头从图4的a的位置左右移动至图4的b或c的位置的过程中,成像画面中均彻底消除了现有技术中的辐射状干扰条。

[0028] 上述具体实施可由本领域技术人员在不背离本发明原理和宗旨的前提下以不同的方式对其进行局部调整,本发明的保护范围以权利要求书为准且不由上述具体实施所限,在其范围内的各个实现方案均受本发明之约束。

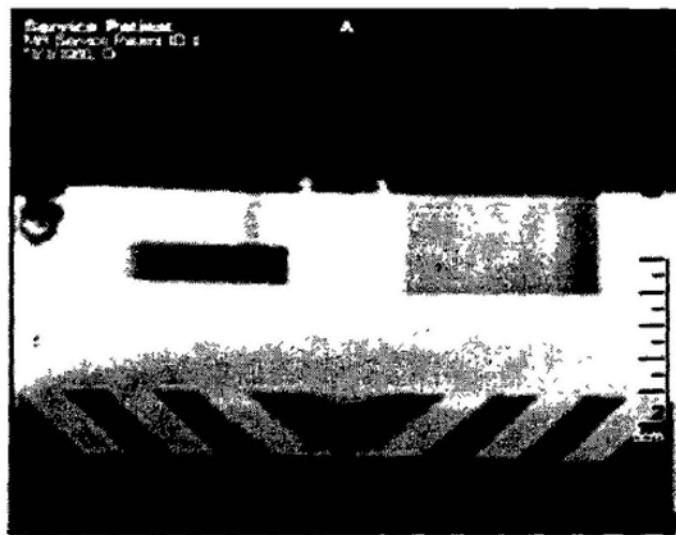


图1a

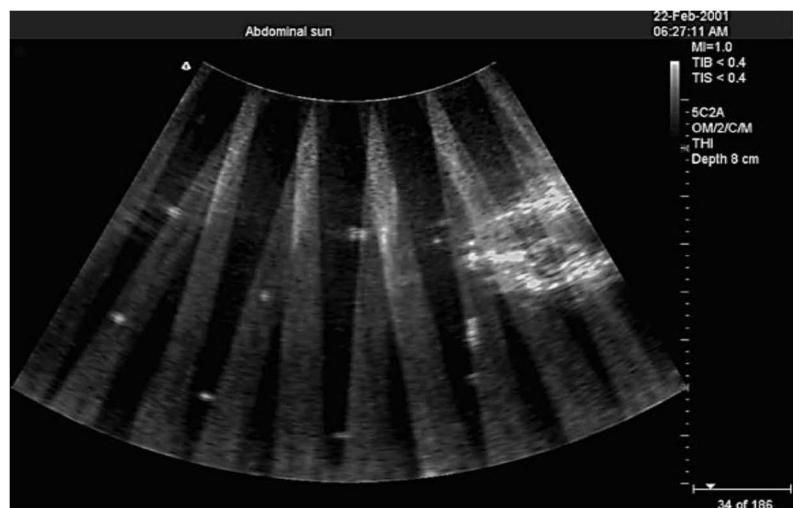


图1b

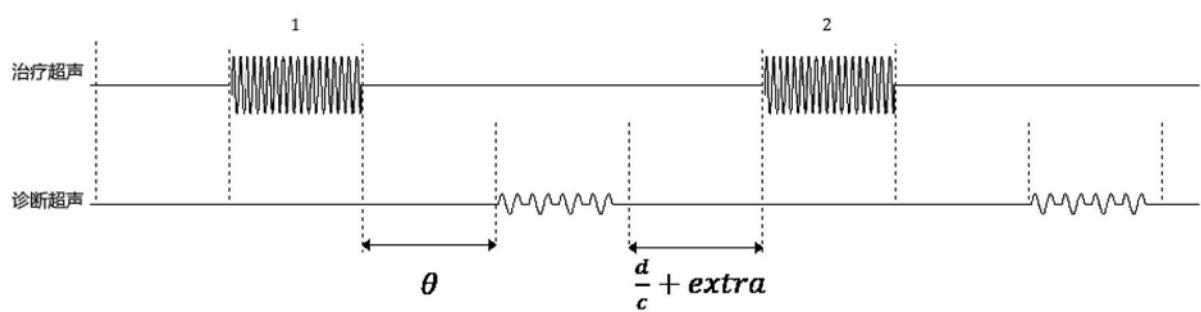


图2a

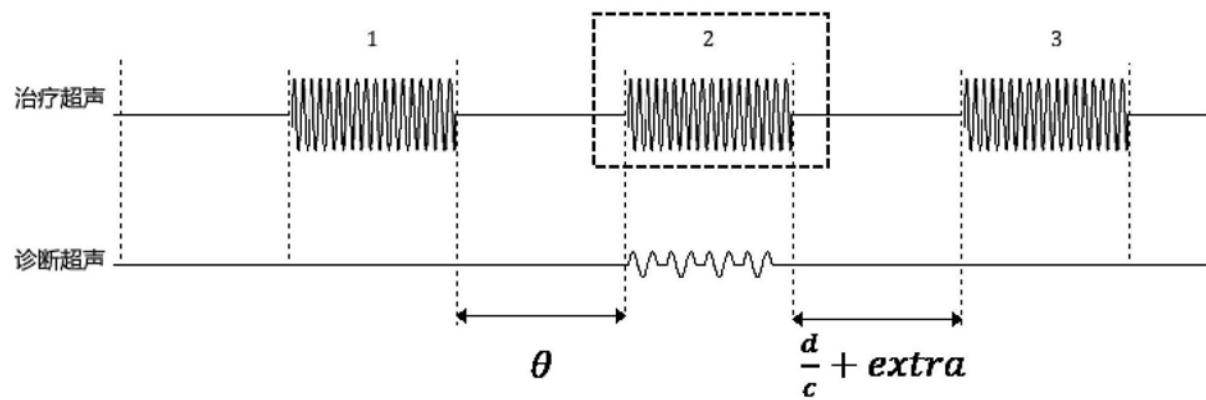


图2b

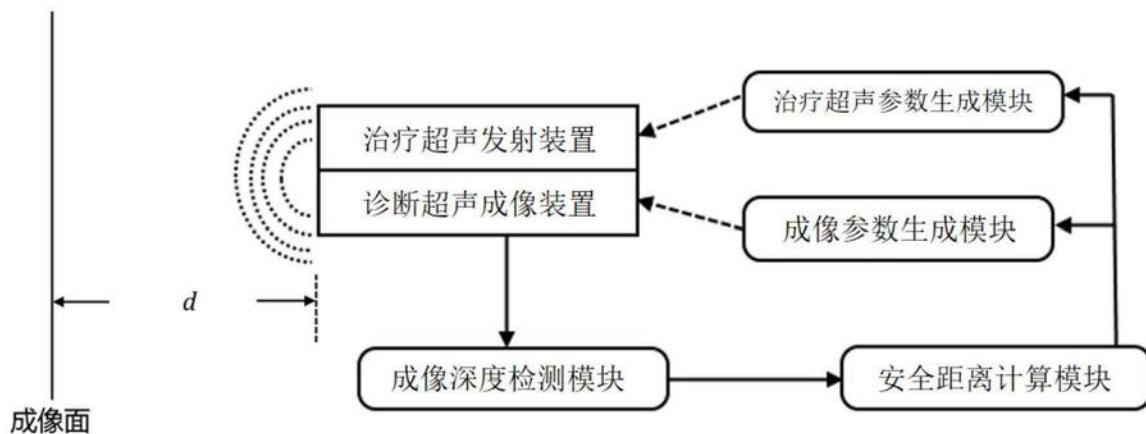
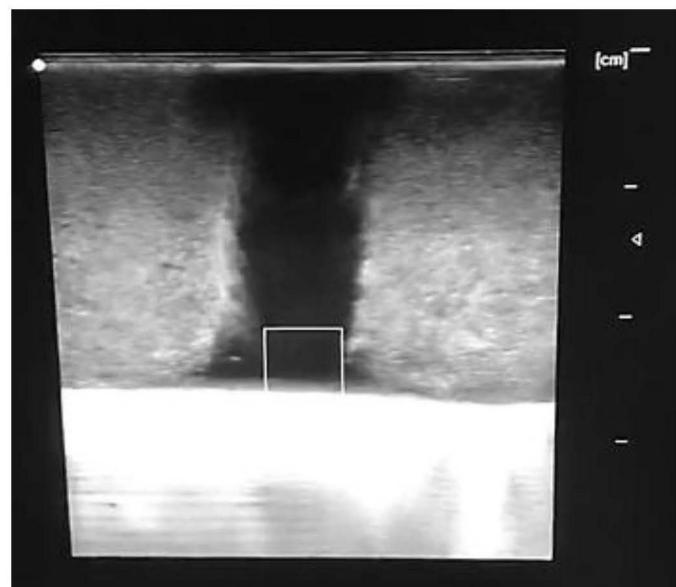


图3



a

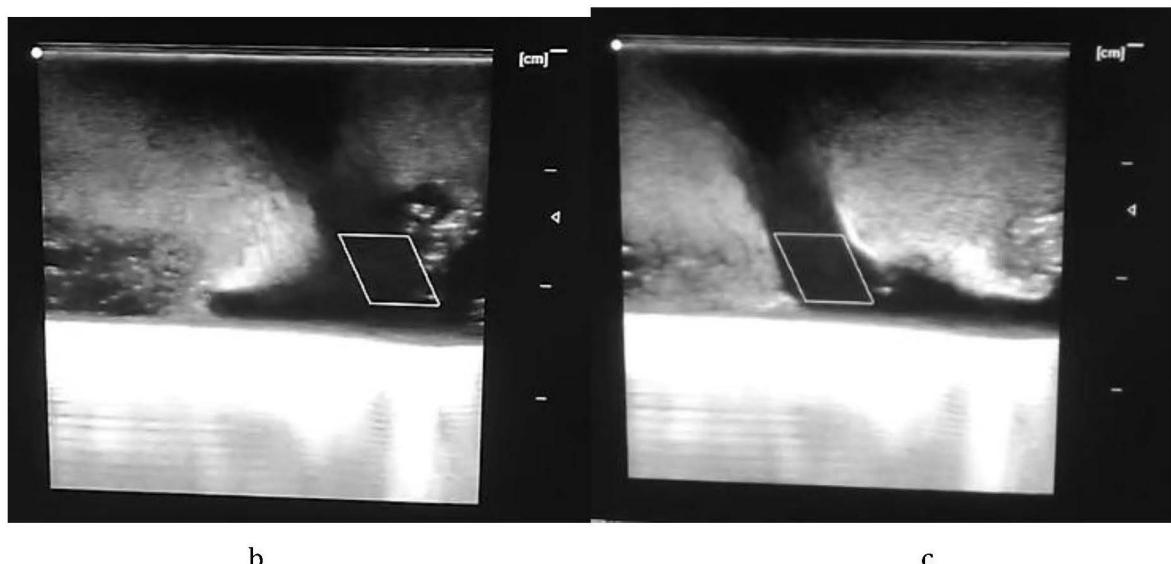


图4

专利名称(译)	超声聚焦定位图像优化方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110433406A</a>	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201910830911.X	申请日	2019-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	珠海医凯电子科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	珠海医凯电子科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	珠海医凯电子科技有限公司		
[标]发明人	屠娟 朱逸斐 张国峰 丁波 王建和		
发明人	屠娟 朱逸斐 张国峰 丁波 王建和		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/54 A61N7/00		
代理人(译)	王锡麟		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

一种超声聚焦定位图像优化方法，通过协同控制治疗超声和诊断超声的发射时序，使两者在时序上的完全错开从而将回波成像收到的干扰显著降低，实现治疗超声和诊断超声的分时全双工。本发明通过不改变现有治疗超声及成像设备的硬件装置的前提下，能够彻底消除两者之间的干扰问题，提供实时清晰的超声图像，实现超声治疗的实时监控的同时可以进一步支持治疗脉冲和诊断脉冲从同一个探头发出从而大幅度缩小探头体积。

