



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106388855 B

(45)授权公告日 2019.05.21

(21)申请号 201510467721.8

(22)申请日 2015.08.03

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106388855 A

(43)申请公布日 2017.02.15

(73)专利权人 长庚大学
地址 中国台湾桃园市

(72)发明人 刘浩澧 夏静静

(74)专利代理机构 北京科龙寰宇知识产权代理
有限责任公司 11139

代理人 孙皓晨

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102614595 A,2012.08.01,
CN 103479403 A,2014.01.01,
CN 103565468 A,2014.02.12,
CN 105611879 A,2016.05.25,
CN 1871696 A,2006.11.29,

审查员 桂叶晨

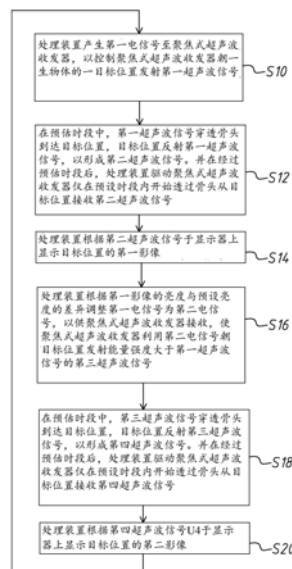
权利要求书5页 说明书13页 附图7页

(54)发明名称

超声波能量显示设备

(57)摘要

本发明公开了一种超声波能量显示设备,包含互相连接的一聚焦式超声波收发装置、一处理装置与一显示器。处理装置产生第一电信号至聚焦式超声波收发装置,以控制聚焦式超声波收发装置朝一生物体的一目标位置发射至少一第一超声波信号,目标位置将其反射,以形成至少一第二超声波信号。在产生第一电信号后,经过一预估时段,处理装置驱动聚焦式超声波收发装置仅在一预设时段内开始接收第二超声波信号,以据此于显示器上显示目标位置的影像,使影像的亮度与第一超声波信号的能量强度成正比,进而对生物体达到药物释放及有效治疗的目的。



1. 一种超声波能量显示设备,其特征在于,包含:

一聚焦式超声波收发装置,其朝一生物体的一目标位置发射至少一第一超声波信号,该目标位置反射该第一超声波信号,以形成至少一第二超声波信号;

一处理装置,连接该聚焦式超声波收发装置,并根据该聚焦式超声波收发装置与该目标位置的距离与声速设置一预估时段,该处理装置产生第一电信号至该聚焦式超声波收发装置,以控制该聚焦式超声波收发装置发射该第一超声波信号,然后,经过该预估时段,该处理装置驱动该聚焦式超声波收发装置仅在一预设时段内开始接收该第二超声波信号,该预设时段大于或等于该聚焦式超声波收发装置的反应时间,其中,预估时段是提供超声波于聚焦式超声波收发器外行进的时间,预设时段则为大于或等于聚焦式超声波收发装置的反应时间;以及

一显示器,连接该处理装置,该处理装置根据该第二超声波信号于该显示器上显示该目标位置的第一影像,且该第一影像的亮度与该第一超声波信号的能量强度成正比。

2. 根据权利要求1所述的超声波能量显示设备,其特征在于,该聚焦式超声波收发装置还包含至少一个或多个聚焦式超声波收发器,聚焦式超声波收发器用于接收该第一电信号并据此产生该第一超声波信号,且该处理装置驱动该聚焦式超声波收发器接收该第二超声波信号,该预设时段大于或等于该聚焦式超声波收发器的反应时间。

3. 根据权利要求2所述的超声波能量显示设备,其特征在于,该多个聚焦式超声波收发器在同一曲面上形成二维阵列或同心圆排列。

4. 根据权利要求2所述的超声波能量显示设备,其特征在于,该第一影像依据第一波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 符合下列公式:

$$\tilde{rf}(x_g, z_g) = F \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}_{M \times N})^T \times x_{M \times 1} \times \overline{TD_{1 \times N}} \right) \right);$$

$$\hat{RF}_{M \times N} \cong \cos(2\pi f_r t) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2$$

$$- \sin(2\pi f_r t) \times (-j) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2;$$

$$\hat{IQ}_{m \times N} \cong [f_1(k), f_2(k), \dots, f_i(k), \dots, f_N(k)];$$

$$chRF_{M \times N} \cong [f_1\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), f_2\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_i\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_N\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right)];$$

以及

$$T_{M \times N} = x_{M \times 1} \times \overline{TD_{1 \times N}},$$

其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F 为第一过滤因子, N 为该聚焦式超声波收发器的数量, n 为每一该聚焦式超声波收发器的标号, $\hat{RF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一波束成形资料矩阵, t 为

时间, f_r 为第一再调变频率, $\hat{chRF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一信道资料矩阵, $\hat{IQ}_{m \times N}$ 为该第二超声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i(k)$ 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}_{1 \times N}$ 为该第二超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波收发器的第一时间矩阵, $T_{M \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M \times N$ 的矩阵, M 为大于该第一时间矩阵的最大元素的自然数, $x_{M \times 1}$ 为过渡向量, $\hat{chRF}_{M \times N}^*$ 为 $\hat{chRF}_{M \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波收发器与该目标位置的距離的二倍除以该声速而得。

5. 根据权利要求 2 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该处理装置根据该第一影像的该亮度与一预设亮度的差异调整该第一电信号为第二电信号, 以供该聚焦式超声波收发器接收, 该聚焦式超声波收发器利用该第二电信号朝该目标位置发射能量强度大于该第一超声波信号的至少一第三超声波信号, 该目标位置反射该第三超声波信号, 以形成至少一第四超声波信号, 在产生该第三超声波信号后, 经过该预估时段, 该处理装置驱动该聚焦式超声波收发器仅在该预设时段内开始接收该第四超声波信号, 该处理装置根据该第四超声波信号于该显示器上显示该目标位置的该第二影像, 且该第二影像的亮度与该第三超声波信号的能量强度成正比。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该第二影像依据第二波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 符合下列公式:

$$\tilde{rf}(x_g, z_g)' = F' \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}'_{M' \times N})^T \times x'_{M' \times 1} \times \overline{TD'_{1 \times N}} \right) \right);$$

$$\hat{RF}'_{M' \times N} \cong \cos(2\pi f_r' t) \times (\hat{chRF}'_{M' \times N} + \hat{chRF}'_{M' \times N}^*) / 2$$

$$- \sin(2\pi f_r' t) \times (-j) \times (\hat{chRF}'_{M' \times N} - \hat{chRF}'_{M' \times N}^*) / 2;$$

$$\hat{IQ}'_{m' \times N} \cong [f_1'(k), f_2'(k), \dots, f_i'(k), \dots, f_N'(k)];$$

$$\hat{chRF}'_{M' \times N} \cong [f_1' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right), f_2' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right), \dots, f_i' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right),$$

$$\dots, f_N' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right)]$$

以及

$$T'_{M' \times N} = x'_{M' \times 1} \times \overline{TD'_{1 \times N}},$$

其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F' 为第二过滤因子, N 为该聚焦式超声波收发器的数

量, n 为每一该聚焦式超声波收发器的标号, $\hat{RF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r' 为第二再调变频率, $chRF'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二信道资料矩阵, $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 为该第四超声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i'(k)$ 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}'_{1 \times N}$ 为该第四超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波收发器的第二时间矩阵, $T'_{M' \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M' \times N$ 的矩阵, M' 为大于该第二时间矩阵的最大元素的自然数, $x'_{M' \times 1}$ 为过渡向量, $chRF'_{M' \times N}^*$ 为 $chRF'_{M' \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波收发器与该目标位置的距离的二倍除以该声速而得。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该聚焦式超声波收发装置还包含连接该处理装置的至少一聚焦式超声波发射器与至少一聚焦式超声波接收器, 该聚焦式超声波接收器位于该聚焦式超声波发射器的外围, 该聚焦式超声波发射器接收该第一电信号并据此产生该第一超声波信号, 且该处理装置驱动该聚焦式超声波接收器接收该第二超声波信号, 该预设时段大于或等于该聚焦式超声波接收器的反应时间。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该聚焦式超声波发射器为多个形成一维阵列的长条状排列, 该聚焦式超声波接收器为一个, 该多个聚焦式超声波发射器与该聚焦式超声波接收器均位于同一曲面上。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该聚焦式超声波发射器为一个, 该聚焦式超声波接收器为多个, 该聚焦式超声波发射器与该多个聚焦式超声波接收器均位于同一曲面上, 该多个聚焦式超声波接收器呈环状排列。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该第一影像依据第一波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 符合下列公式:

$$\tilde{rf}(x_g, z_g) = F \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}_{M \times N})^T \times x_{M \times 1} \times \overline{TD}_{1 \times N} \right) \right);$$

$$\hat{RF}_{M \times N} \cong \cos(2\pi f_r t) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2$$

$$- \sin(2\pi f_r t) \times (-j) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2;$$

$$\hat{IQ}_{m \times N} \cong [f_1(k), f_2(k), \dots, f_i(k), \dots, f_N(k)];$$

$$chRF_{M \times N} \cong \left[f_1\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), f_2\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_i\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_N\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right) \right];$$

以及

$$T_{M \times N} = x_{M \times 1} \times \overline{TD_{1 \times N}},$$

其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F 为第一过滤因子, N 为该聚焦式超声波接收器的数量, n 为每一该聚焦式超声波接收器的标号, $\hat{RF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r 为第一再调变频率, $\hat{chRF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一信道资料矩阵, $\hat{IQ}_{m \times N}$ 为该第二超声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i(k)$ 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF} 为 $\hat{IQ}_{M \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD_{1 \times N}}$ 为该第二超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波接收器的第一时间矩阵, $T_{M \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M \times N$ 的矩阵, M 为大于该第一时间矩阵的最大元素的自然数, $x_{M \times 1}$ 为过渡向量, $\hat{chRF}_{M \times N}^*$ 为 $\hat{chRF}_{M \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波接收器与该目标位置的距離的二倍除以该声速而得。

11. 根据权利要求 7 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该处理装置根据该第一影像的该亮度与一预设亮度的差异调整该第一电信号为第二电信号, 以供该聚焦式超声波接收器接收, 该聚焦式超声波发射器利用该第二电信号朝该目标位置发射能量强度大于该第一超声波信号的至少一第三超声波信号, 该目标位置反射该第三超声波信号, 以形成至少一第四超声波信号, 在产生该第三超声波信号后, 经过该预估时段, 该处理装置驱动该聚焦式超声波接收器仅在该预设时段内开始接收该第四超声波信号, 该处理装置根据该第四超声波信号于该显示器上显示该目标位置的该第二影像, 且该第二影像的亮度与该第三超声波信号的能量强度成正比。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该第二影像依据第二波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 符合下列公式:

$$\tilde{rf}(x_g, z_g)' = F' \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}'_{M' \times N})^T \times x'_{M' \times 1} \times \overline{TD'_{1 \times N}} \right) \right);$$

$$\hat{RF}'_{M' \times N} \cong \cos(2\pi f_r' t) \times (\hat{chRF}'_{M' \times N} + \hat{chRF}'_{M' \times N}^*) / 2$$

$$- \sin(2\pi f_r' t) \times (-j) \times (\hat{chRF}'_{M' \times N} + \hat{chRF}'_{M' \times N}^*) / 2;$$

$$\hat{IQ}'_{m' \times N} \cong [f_1'(k), f_2'(k), \dots, f_i'(k), \dots, f_N'(k)];$$

$$\hat{chRF}'_{M' \times N} \cong [f_1'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), f_2'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), \dots, f_i'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), \dots, f_N'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}')] ;$$

以及

$$T'_{M' \times N} = x'_{M' \times 1} \times \overline{TD}'_{1 \times N},$$

其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F' 为第二过滤因子, N 为该聚焦式超声波接收器的数量, n 为每一该聚焦式超声波接收器的标号, $\hat{RF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r' 为第二再调变频率, $\hat{chRF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二信道资料矩阵, $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 为该第四超声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i'(k)$ 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}'_{1 \times N}$ 为该第四超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波接收器的第二时间矩阵, $T'_{M' \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M' \times N$ 的矩阵, M' 为大于该第二时间矩阵的最大元素的自然数, $x'_{M' \times 1}$ 为过渡向量, $\hat{chRF}'_{M' \times N}^*$ 为 $\hat{chRF}'_{M' \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波接收器与该目标位置的距离的二倍除以该声速而得。

13. 根据权利要求 5 或 11 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该第三超声波信号与该第四超声波信号均为丛集波。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该第一超声波信号与该第二超声波信号均为丛集波。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该第一超声波信号与该第三超声波信号穿透骨头到达该目标位置, 该第一超声波信号与该第三超声波信号的频率愈高, 该骨头的厚度愈薄。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波能量显示设备, 其特征在于, 该生物体为血脑屏障。

超声波能量显示设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种显示设备,且特别涉及一种超声波能量显示设备。

背景技术

[0002] 传统的聚焦式超声波在适当频率选择下,如200k赫兹(Hz)至2MHz,能够产生聚焦的作用。同时,由于聚焦区域具有相当高的声压,具有进行局部血脑屏障(BBB)的破坏能力,亦可达到脑部局部药物释放的目的。但是,传统的聚焦式超声波装置虽可暂时打开局部聚焦区域的血脑屏障,但其中多为高频系统,故采取侵入方式以开启血脑屏障,且集中于微小区域的血脑屏障开启,无法达到较大范围血脑屏障的开启,且因系统价格高昂,并未具有较好较广泛的应用领域。

[0003] 高频超声波系统虽较容易将能量聚集于焦点,但易被头骨等硬组织吸收大部分能量,从而失去超声波效能,故必须将动物头骨移除后才能操作,故高频超声波系统仍为一侵入性的药物释放治疗系统。超声波能量能专聚于单个焦点的特性,亦造成了无法有效率且大范围的进行血脑屏障开启。如果欲在未移除头骨的前提下开启血脑屏障,则超声波能量不能太小,但是,如果超声波能量太高,则会直接伤害血脑屏障,无法对血脑屏障进行治疗。目前虽然有采用连续波(continuous wave)模式声辐射力成像(Acoustic Radiation Force Imaging)来侦测血脑屏障上声学图案(acoustic patterns)的技术,但接收的时间太长,难以清楚看到信号的分布,且长时间激发超声波能量对生物体组织带来热破坏或机械破坏,故无法对血脑屏障达到药物释放及有效治疗。

[0004] 因此,本发明针对上述困扰,提出一种超声波能量显示设备,以解决上述问题。

发明内容

[0005] 本发明的主要目的在于提供一种超声波能量显示设备,其控制聚焦式超声波收发装置向生物体发射超声波信号,并在一预估时段后才开始接收回传的超声波信号,以据此产生生物体的影像,并使影像的亮度与超声波信号的能量强度成正比,以对生物达到药物释放及治疗的目的。

[0006] 为了达到上述目的,本发明提供了一种超声波能量显示设备,其包含一聚焦式超声波收发装置、一处理装置与一显示器,处理装置连接聚焦式超声波收发装置与显示器,聚焦式超声波收发装置对应一生物体的一目标位置设置。处理装置根据聚焦式超声波收发装置与目标位置的距离与声速设有一预估时段。处理装置产生第一电信号至聚焦式超声波收发装置,以控制聚焦式超声波收发装置朝目标位置发射至少一第一超声波信号,目标位置反射第一超声波信号,以形成至少一第二超声波信号。在产生第一电信号后,经过预估时段,处理装置驱动聚焦式超声波收发装置仅在一预设时段内开始接收第二超声波信号,此预设时段大于或等于聚焦式超声波收发装置的反应时间。处理装置根据第二超声波信号于显示器上显示目标位置的第一影像,且第一影像的亮度与第一超声波信号的能量强度成正比。

[0007] 为了达到上述目的,本发明提供了一种超声波能量显示设备,包含:

[0008] 一聚焦式超声波收发装置,其朝一生物体的一目标位置发射至少一第一超声波信号,该目标位置反射该第一超声波信号,以形成至少一第二超声波信号;

[0009] 一处理装置,连接该聚焦式超声波收发装置,并根据该聚焦式超声波收发装置与该目标位置的距离与声速设置一预估时段,该处理装置产生第一电信号至该聚焦式超声波收发装置,以控制该聚焦式超声波收发装置发射该第一超声波信号,然后,经过该预估时段,该处理装置驱动该聚焦式超声波收发装置仅在一预设时段内开始接收该第二超声波信号,该预设时段大于或等于该聚焦式超声波收发装置的反应时间;以及

[0010] 一显示器,连接该处理装置,该处理装置根据该第二超声波信号于该显示器上显示该目标位置的第一影像,且该第一影像的亮度与该第一超声波信号的能量强度成正比。

[0011] 在本发明的一实施例中,该聚焦式超声波收发装置还包含至少一个或多个聚焦式超声波收发器,聚焦式超声波收发器用于接收该第一电信号并据此产生该第一超声波信号,且该处理装置驱动该聚焦式超声波收发器接收该第二超声波信号,该预设时段大于或等于该聚焦式超声波收发器的反应时间。

[0012] 在本发明的一实施例中,该多个聚焦式超声波收发器在同一曲面上形成二维阵列或同心圆排列。

[0013] 在本发明的一实施例中,该第一影像依据第一波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 符合下列公式:

$$[0014] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g) = F \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}_{M \times N})^T \times x_{M \times 1} \times \overline{TD_{1 \times N}} \right) \right);$$

$$\hat{RF}_{M \times N} \cong \cos(2\pi f_r t) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2$$

[0015]

$$- \sin(2\pi f_r t) \times (-j) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2;$$

$$[0016] \quad \hat{IQ}_{m \times N} \cong [f_1(k), f_2(k), \dots, f_i(k), \dots, f_N(k)];$$

$$[0017] \quad chRF_{M \times N} \cong [f_1\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), f_2\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_i\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_N\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right)];$$

以及

$$[0018] \quad T_{M \times N} = x_{M \times 1} \times \overline{TD_{1 \times N}},$$

[0019] 其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F 为第一过滤因子, N 为该聚焦式超声波收发器的数量, n 为每一该聚焦式超声波收发器的标号, $\hat{RF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一波束成形资料矩阵,

t 为时间, f_r 为第一再调变频率, $chRF_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一信道资料矩阵, $\hat{IQ}_{m \times N}$ 为该第二超

声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i(k)$ 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于1的自然数, f_{sIQ} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF} 为 $\hat{IQ}_{M \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}_{1 \times N}$ 为该第二超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波收发器的第一时间矩阵, $T_{M \times N}$ 为仅包含元素0与1的 $M \times N$ 的矩阵, M 为大于该第一时间矩阵的最大元素的自然数, $x_{M \times 1}$ 为过渡向量, $chRF_{M \times N}^*$ 为 $chRF_{M \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波收发器与该目标位置的距離的二倍除以该声速而得。

[0020] 在本发明的一实施例中, 该处理装置根据该第一影像的该亮度与一预设亮度的差异调整该第一电信号为第二电信号, 以供该聚焦式超声波收发器接收, 该聚焦式超声波收发器利用该第二电信号朝该目标位置发射能量强度大于该第一超声波信号的至少一第三超声波信号, 该目标位置反射该第三超声波信号, 以形成至少一第四超声波信号, 在产生该第三超声波信号后, 经过该预估时段, 该处理装置驱动该聚焦式超声波收发器仅在该预设时段内开始接收该第四超声波信号, 该处理装置根据该第四超声波信号于该显示器上显示该目标位置的该第二影像, 且该第二影像的亮度与该第三超声波信号的能量强度成正比。

[0021] 在本发明的一实施例中, 该第二影像依据第二波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 符合下列公式:

$$[0022] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g)' = F' \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((RF'_{M' \times N})^T \times x'_{M' \times 1} \times \overline{TD'_{1 \times N}} \right) \right);$$

$$RF'_{M' \times N} \cong \cos(2\pi f_r' t) \times (chRF'_{M' \times N} + chRF'_{M' \times N}^*) / 2$$

[0023]

$$- \sin(2\pi f_r' t) \times (-j) \times (chRF'_{M' \times N} + chRF'_{M' \times N}^*) / 2;$$

$$[0024] \quad \hat{IQ}'_{m' \times N} \cong [f_1'(k), f_2'(k), \dots, f_i'(k), \dots, f_N'(k)];$$

$$[0025] \quad chRF'_{M' \times N} \cong [f_1'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), f_2'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), \dots, f_i'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), \dots, f_N'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}')] ;$$

以及

$$[0026] \quad T'_{M' \times N} = x'_{M' \times 1} \times \overline{TD'_{1 \times N}},$$

[0027] 其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F' 为第二过滤因子, N 为该聚焦式超声波收发器的数量, n 为每一该聚焦式超声波收发器的标号, $RF'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二波束成形资料矩

阵, t 为时间, f_r' 为第二再调变频率, $\hat{chRF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二信道资料矩阵, $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 为该第四超声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i'(k)$ 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}'_{1 \times N}$ 为该第四超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波收发器的第二时间矩阵, $T'_{M' \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M' \times N$ 的矩阵, M' 为大于该第二时间矩阵的最大元素的自然数, $x'_{M' \times 1}$ 为过渡向量, $\hat{chRF}'_{M' \times N}^*$ 为 $\hat{chRF}'_{M' \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波收发器与该目标位置的距离的二倍除以该声速而得。

[0028] 在本发明的一实施例中, 该聚焦式超声波收发装置还包含连接该处理装置的至少一聚焦式超声波发射器与至少一聚焦式超声波接收器, 该聚焦式超声波接收器位于该聚焦式超声波发射器的外围, 该聚焦式超声波发射器接收该第一电信号并据此产生该第一超声波信号, 且该处理装置驱动该聚焦式超声波接收器接收该第二超声波信号, 该预设时段大于或等于该聚焦式超声波接收器的反应时间。

[0029] 在本发明的一实施例中, 该聚焦式超声波发射器为多个形成一维阵列的长条状排列, 该聚焦式超声波接收器为一个, 该多个聚焦式超声波发射器与该聚焦式超声波接收器均位于同一曲面上。

[0030] 在本发明的一实施例中, 该聚焦式超声波发射器为一个, 该聚焦式超声波接收器为多个, 该聚焦式超声波发射器与该多个聚焦式超声波接收器均位于同一曲面上, 该多个聚焦式超声波接收器呈环状排列。

[0031] 在本发明的一实施例中, 该第一影像依据第一波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 符合下列公式:

$$[0032] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g) = F \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}_{M \times N})^T \times x_{M \times 1} \times \overline{TD}_{1 \times N} \right) \right);$$

$$\hat{RF}_{M \times N} \cong \cos(2\pi f_r t) \times (\hat{chRF}_{M \times N} + \hat{chRF}_{M \times N}^*) / 2$$

[0033]

$$- \sin(2\pi f_r t) \times (-j) \times (\hat{chRF}_{M \times N} + \hat{chRF}_{M \times N}^*) / 2;$$

$$[0034] \quad \hat{IQ}_{m \times N} \cong [f_1(k), f_2(k), \dots, f_i(k), \dots, f_N(k)];$$

$$[0035] \quad \hat{chRF}_{M \times N} \cong [f_1\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), f_2\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_i\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_N\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right)];$$

[0036] 以及

$$[0037] \quad T_{M \times N} = x_{M \times 1} \times \overline{TD}_{1 \times N},$$

[0038] 其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F 为第一过滤因子, N 为该聚焦式超声波接收器的数量, n 为每一该聚焦式超声波接收器的标号, $\hat{RF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r 为第一再调变频率, $\hat{chRF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一信道资料矩阵, $\hat{IQ}_{m \times N}$ 为该第二超声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i(k)$ 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}_{1 \times N}$ 为该第二超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波接收器的第一时间矩阵, $T_{M \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M \times N$ 的矩阵, M 为大于该第一时间矩阵的最大元素的自然数, $x_{M \times 1}$ 为过渡向量, $\hat{chRF}_{M \times N}^*$ 为 $\hat{chRF}_{M \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波接收器与该目标位置的距離的二倍除以该声速而得。

[0039] 在本发明的一实施例中, 该处理装置根据该第一影像的该亮度与一预设亮度的差异调整该第一电信号为第二电信号, 以供该聚焦式超声波接收器接收, 该聚焦式超声波发射器利用该第二电信号朝该目标位置发射能量强度大于该第一超声波信号的至少一第三超声波信号, 该目标位置反射该第三超声波信号, 以形成至少一第四超声波信号, 在产生该第三超声波信号后, 经过该预估时段, 该处理装置驱动该聚焦式超声波接收器仅在该预设时段内开始接收该第四超声波信号, 该处理装置根据该第四超声波信号于该显示器上显示该目标位置的该第二影像, 且该第二影像的亮度与该第三超声波信号的能量强度成正比。

[0040] 在本发明的一实施例中, 该第二影像依据第二波束成形过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 符合下列公式:

$$[0041] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g)' = F' \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}'_{M' \times N})^T \times x'_{M' \times 1} \times \overline{TD}'_{1 \times N} \right) \right);$$

$$\hat{RF}'_{M' \times N} \cong \cos(2\pi f_r' t) \times (\hat{chRF}'_{M' \times N} + \hat{chRF}'_{M' \times N}^*) / 2$$

[0042]

$$- \sin(2\pi f_r' t) \times (-j) \times (\hat{chRF}'_{M' \times N} + \hat{chRF}'_{M' \times N}^*) / 2;$$

$$[0043] \quad \hat{IQ}'_{m' \times N} \cong [f_1'(k), f_2'(k), \dots, f_i'(k), \dots, f_N'(k)];$$

$$[0044] \quad \hat{chRF}'_{M' \times N} \cong [f_1'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), f_2'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), \dots, f_i'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), \dots, f_N'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}')] ;$$

[0045] 以及

$$[0046] \quad T'_{M' \times N} = x'_{M' \times 1} \times \overline{TD}'_{1 \times N},$$

[0047] 其中 (x_g, z_g) 为该目标位置的坐标, F' 为第二过滤因子, N 为该聚焦式超声波接收器的数量, n 为每一该聚焦式超声波接收器的标号, $\hat{RF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r' 为第二再调变频率, $\hat{chRF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二信道资料矩阵, $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 为该第四超声波信号的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i'(k)$ 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}'_{1 \times N}$ 为该第四超声波信号从该目标位置分别回到 N 个该聚焦式超声波接收器的第二时间矩阵, $T'_{M' \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M' \times N$ 的矩阵, M' 为大于该第二时间矩阵的最大元素的自然数, $x'_{M' \times 1}$ 为过渡向量, $\hat{chRF}'_{M' \times N}^*$ 为 $\hat{chRF}'_{M' \times N}$ 的共轭值, 又该预估时段为距离该目标位置最远的该聚焦式超声波接收器与该目标位置的长度的二倍除以该声速而得。

[0048] 在本发明的一实施例中, 该第三超声波信号与该第四超声波信号均为丛集波。

[0049] 在本发明的一实施例中, 该第一超声波信号与该第二超声波信号均为丛集波。

[0050] 在本发明的一实施例中, 该第一超声波信号与该第三超声波信号穿透骨头到达该目标位置, 该第一超声波信号与该第三超声波信号的频率愈高, 该骨头的厚度愈薄。

[0051] 在本发明的一实施例中, 该生物体为血脑屏障。

[0052] 为使审查员对本发明的结构特征及所达成的功效更有进一步的了解与认识, 谨佐以较佳的实施例图及配合详细的说明, 说明如后:

附图说明

[0053] 图1为本发明的装置方块图;

[0054] 图2为呈二维阵列的聚焦式超声波收发器的示意图;

[0055] 图3为呈同心圆排列的聚焦式超声波收发器的示意图;

[0056] 图4为本发明装置工作流程图;

[0057] 图5为由多超声波发射器及一超声波接收器所组成的超声波收发装置的示意图;

[0058] 图6为由一超声波发射器及多超声波接收器所组成的超声波收发装置的示意图;

[0059] 图7(a) 为承受 0.467 百万帕 (Pa) 的声压的血脑屏障的影像图;

[0060] 图7(b) 为对应图7(a) 的第二影像的影像图;

[0061] 图8(a) 为承受 0.705 百万帕的声压的血脑屏障的影像图;

[0062] 图8 (b) 为对应图8 (a) 的第二影像的影像图；

[0063] 图9为超声波信号的能量强度与声压的正比关系图。

[0064] 附图标记说明：10-聚焦式超声波收发装置；14-处理装置；16-显示器；17-生物体；18-聚焦式超声波收发器；20-聚焦式超声波发射器；22-聚焦式超声波接收器。

具体实施方式

[0065] 以下介绍本发明的第一实施例，如图1、图2与图3所示。本发明包含一聚焦式超声波收发装置10、一处理装置14与一显示器16，处理装置14连接聚焦式超声波收发装置10与显示器16，聚焦式超声波收发装置10对应一生物体17的一目标位置设置，此生物体17例如可以为血脑屏障 (BBB)。聚焦式超声波收发装置10还包含至少一个或多个聚焦式超声波收发器18。在第一实施例中，聚焦式超声波收发装置10以包含多个聚焦式超声波收发器18为例，其在同一曲面上形成二维阵列或同心圆排列，分别如图2及图3所示。

[0066] 处理装置14根据聚焦式超声波收发器18与目标位置的距离与声速设有一预估时段。举例来说，此预估时段为距离目标位置最远的聚焦式超声波收发器18与目标位置的距离的二倍除以声速而得。处理装置14产生第一电信号E1至聚焦式超声波收发器18，以控制聚焦式超声波收发器18朝目标位置发射至少一第一超声波信号U1，第一超声波信号U1穿透骨头到达目标位置，目标位置反射第一超声波信号U1，以形成至少一第二超声波信号U2。在此第一超声波信号U1与第二超声波信号U2均以多个为例。在产生第一电信号E1后，经过预估时段，处理装置14驱动聚焦式超声波收发器18仅在一预设时段内透过骨头从目标位置开始接收第二超声波信号U2，其余时间则停止接收任何超声波信号，此预设时段大于或等于聚焦式超声波收发器18的反应时间。处理装置14根据第二超声波信号U2于显示器16上显示目标位置的第一影像，由于第一超声波信号U1的能量强度正比于第二超声波信号U2的能量强度，且第一影像的亮度将正比于第二超声波信号U2的能量强度，故第一影像的亮度与第一超声波信号U1的能量强度成正比。处理装置14根据第一影像的亮度与一预设亮度的差异调整第一电信号E1为第二电信号E2，以供聚焦式超声波收发器18接收。聚焦式超声波收发器18利用第二电信号E2朝目标位置发射能量强度大于第一超声波信号U1的至少一第三超声波信号U3，第三超声波信号U3穿透骨头到达目标位置，目标位置反射第三超声波信号U3，以形成至少一第四超声波信号U4。在此第三超声波信号U3与第四超声波信号U4亦以多个为例。在产生第三超声波信号U3后，经过预估时段，处理装置14驱动聚焦式超声波收发器18仅在预设时段内开始透过骨头从目标位置接收第四超声波信号U4，其余时间则停止接收任何超声波信号。上述第一超声波信号U1、第二超声波信号U2、第三超声波信号U3与第四超声波信号U4均为丛集波 (burst wave)，且当第一超声波信号U1、第二超声波信号U2、第三超声波信号U3与第四超声波信号U4的频率愈高，所穿透的骨头的厚度愈薄。处理装置14根据第四超声波信号U4于显示器16上显示目标位置的第二影像，由于第三超声波信号U3的能量强度正比于第四超声波信号U4的能量强度，且第二影像的亮度将正比于第四超声波信号U4的能量强度，故第二影像的亮度与第三超声波信号U3的能量强度成正比。

[0067] 以下介绍第一实施例的流程，如图4所示。首先执行一校正流程，其包含步骤S10、S12与S14。一开始如步骤S10所示，处理装置14产生第一电信号E1至聚焦式超声波收发器18，以控制聚焦式超声波收发器18朝目标位置发射第一超声波信号U1。然后，如步骤S12所

示,在预估时段中,第一超声波信号U1穿透骨头到达目标位置,目标位置反射第一超声波信号U1,以形成第二超声波信号U2。并在经过预估时段后,处理装置14驱动聚焦式超声波收发器18仅在预设时段内开始透过骨头从目标位置接收第二超声波信号U2。然后,如步骤S14所示,处理装置14根据第二超声波信号U2于显示器16上显示目标位置的第一影像,使第一影像的亮度与第一超声波信号U1的能量强度成正比。

[0068] 第一影像依据第一波束成形 (beamformed) 过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 符合下列公式 (1)、(2)、(3)、(4) 与 (5) :

$$[0069] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g) = F \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}_{M \times N})^T \times x_{M \times 1} \times \overline{TD_{1 \times N}} \right) \right) \quad (1)$$

$$\hat{RF}_{M \times N} \cong \cos(2\pi f_r t) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2$$

[0070]

$$- \sin(2\pi f_r t) \times (-j) \times (chRF_{M \times N} + chRF_{M \times N}^*) / 2 \quad (2)$$

$$[0071] \quad \hat{IQ}_{m \times N} \cong [f_1(k), f_2(k), \dots, f_i(k), \dots, f_N(k)] \quad (3)$$

$$[0072] \quad chRF_{M \times N} \cong [f_1\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), f_2\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_i\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_N\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right)] \quad (4)$$

$$[0073] \quad T_{M \times N} = x_{M \times 1} \times \overline{TD_{1 \times N}} \quad (5)$$

[0074] 其中 (x_g, z_g) 为目标位置的坐标, F 为第一过滤因子 (filter factor), N 为聚焦式超声波收发器 18 的数量, n 为每一聚焦式超声波收发器 18 的标号, $\hat{RF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r 为第一再调变频率, $chRF_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一信道资料矩阵, $\hat{IQ}_{m \times N}$ 为第二超声波信号 U2 的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i(k)$ 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF} 为 $\hat{IQ}_{M \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD_{1 \times N}}$ 为第二超声波信号 U2 从目标位置分别回到 N 个聚焦式超声波收发器 18 的第一时间矩阵, $T_{M \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M \times N$ 的矩阵, M 为大于第一时间矩阵的最大元素的自然数, $x_{M \times 1}$ 为过渡向量, $chRF_{M \times N}^*$ 为 $chRF_{M \times N}$ 的共轭值。

[0075] 第一超声波信号 U1 的能量强度不会调得太强, 因为太强会伤害生物体 17, 故第一超声波信号 U1 会以较小的能量强度施加在生物体 17 上, 以了解已知的第一超声波信号 U1 的能量强度会有多少能量施加在生物体 17 上以及多少能量被骨头吸收。处理装置 14 根据第一影像的亮度可以得知有多少能量施加在生物体 17 上, 因为亮度愈亮, 代表施加在生物体 17

的目标位置上的能量愈强。本发明在处理装置14中设有预设亮度,以作为欲施加在生物体17的目标位置上的能量的程度。

[0076] 当校正流程结束后,即进行一执行流程,其包含步骤S16、S18与S20。在执行流程中,首先如步骤S16所示,处理装置14根据第一影像的亮度与预设亮度的差异调整第一电信号E1为第二电信号E2,以供聚焦式超声波收发器18接收,使聚焦式超声波收发器18利用第二电信号E2朝目标位置发射能量强度大于第一超声波信号U1的第三超声波信号U3。然后,如步骤S18所示,在预估时段中,第三超声波信号U3穿透骨头到达目标位置,目标位置反射第三超声波信号U3,以形成第四超声波信号U4。并在经过预估时段后,处理装置14驱动聚焦式超声波收发器18仅在预设时段内开始透过骨头从目标位置接收第四超声波信号U4。最后,如步骤S20所示,处理装置14根据第四超声波信号U4于显示器16上显示目标位置的第二影像,使第二影像的亮度与第三超声波信号U3的能量强度成正比。

[0077] 第二影像依据第二波束成形 (beamformed) 过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 符合下列公式 (6)、(7)、(8)、(9) 与 (10) :

$$[0078] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g)' = F' \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((\hat{RF}'_{M' \times N})^T \times x'_{M' \times 1} \times \overline{\hat{TD}'_{1 \times N}} \right) \right) \quad (6)$$

$$\hat{RF}'_{M' \times N} \cong \cos(2\pi f_r' t) \times (ch\hat{RF}'_{M' \times N} + ch\hat{RF}'_{M' \times N}^*) / 2$$

[0079]

$$-\sin(2\pi f_r' t) \times (-j) \times (ch\hat{RF}'_{M' \times N} + ch\hat{RF}'_{M' \times N}^*) / 2 \quad (7)$$

$$[0080] \quad \hat{IQ}'_{m' \times N} \cong [f_1'(k), f_2'(k), \dots, f_i'(k), \dots, f_N'(k)] \quad (8)$$

$$ch\hat{RF}'_{M' \times N} \cong [f_1'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), f_2'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'), \dots, f_i'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}'),$$

[0081]

$$\dots, f_N'(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}')] \quad (9)$$

$$[0082] \quad T'_{M' \times N} = x'_{M' \times 1} \times \overline{\hat{TD}'_{1 \times N}} \quad (10)$$

[0083] 其中 (x_g, z_g) 为目标位置的坐标, F' 为第二过滤因子 (filter factor), N 为聚焦式超声波收发器18的数量, n 为每一聚焦式超声波收发器18的标号, $\hat{RF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r' 为第二再调变频率, $ch\hat{RF}'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二信道资料矩阵, $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 为第四超声波信号U4的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i'(k)$ 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$

内的第*i*行的行函数,*k*与*i*均为大于或等于1的自然数, f_{sIQ}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF}' 为 $\hat{IQ}'_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}'_{1 \times N}$ 为第四超声波信号U4从目标位置分别回到N个聚焦式超声波收发器18的第二时间矩阵, $T'_{M \times N}$ 为仅包含元素0与1的 $M' \times N$ 的矩阵, M' 为大于第二时间矩阵的最大元素的自然数, $x'_{M' \times 1}$ 为过渡向量, $chRF'_{M' \times N}$ 为 $\hat{chRF}'_{M' \times N}$

[0084] 在步骤S20后,回到步骤S10,以重新对另一个目标位置依序进行校正流程与执行流程。不断重复后,便可对血脑屏障上的一个治疗区域完成能量施加的动作,达到药物释放及治疗的目的。

[0085] 以下介绍本发明的第二实施例,如图1、图5与图6所示。第二实施例与第一实施例差别在于聚焦式超声波收发装置10的组成。在第二实施例中,聚焦式超声波收发装置10还包含连接处理装置14的至少一聚焦式超声波发射器20与至少一聚焦式超声波接收器22,聚焦式超声波接收器22位于聚焦式超声波发射器20的外围,预设时段大于或等于聚焦式超声波接收器22的反应时间,预估时段为离目标位置最远的聚焦式超声波接收器22与目标位置的距离的二倍除以声速而得。在第二实施例中,聚焦式超声波发射器20为多个形成一维阵列的长条状排列,聚焦式超声波接收器22为一个,且所有聚焦式超声波发射器20与聚焦式超声波接收器22均位于同一曲面上,如图5所示,此时第一超声波信号U1、第二超声波信号U2、第三超声波信号U3与第四超声波信号U4均为多个。或者,聚焦式超声波发射器20为一个,聚焦式超声波接收器22为多个,聚焦式超声波发射器20与聚焦式超声波接收器22皆位于同一曲面上,聚焦式超声波接收器22呈环状排列,如图6所示,此时第一超声波信号U1、第二超声波信号U2、第三超声波信号U3与第四超声波信号U4均为一个。

[0086] 以下介绍第二实施例的流程,如图4所示。首先执行一校正流程,其包含步骤S10、S12与S14。一开始如步骤S10所示,处理装置14产生第一电信号E1给聚焦式超声波发射器20,以控制聚焦式超声波发射器20朝目标位置发射第一超声波信号U1。然后,如步骤S12所示,在预估时段中,第一超声波信号U1穿透骨头到达目标位置,目标位置反射第一超声波信号U1,以形成第二超声波信号U2。并在经过预估时段后,处理装置14驱动聚焦式超声波接收器22仅在预设时段内开始透过骨头从目标位置接收第二超声波信号U2。然后,如步骤S14所示,处理装置14根据第二超声波信号U2于显示器16上显示目标位置的第一影像,使第一影像的亮度与第一超声波信号U1的能量强度成正比。

[0087] 第一影像依据第一波束成形 (beamformed) 过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)$ 符合下列公式(11)、(12)、(13)、(14)与(15):

$$[0088] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g) = F \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((RF_{M \times N})^T \times x_{M \times 1} \times \overline{TD}_{1 \times N} \right) \right) \quad (11)$$

$$\begin{aligned}
& \hat{RF}_{M \times N} \cong \cos(2\pi f_r t) \times (\hat{chRF}_{M \times N} + \hat{chRF}_{M \times N}^*) / 2 \\
[0089] & - \sin(2\pi f_r t) \times (-j) \times (\hat{chRF}_{M \times N} + \hat{chRF}_{M \times N}^*) / 2
\end{aligned} \tag{12}$$

$$[0090] \quad \hat{IQ}_{m \times N} \cong [f_1(k), f_2(k), \dots, f_i(k), \dots, f_N(k)] \tag{13}$$

$$\begin{aligned}
[0091] \quad \hat{chRF}_{M \times N} \cong & [f_1\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), f_2\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \dots, f_i\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right), \\
& \dots, f_N\left(\frac{k}{f_{sIQ}} * f_{sRF}\right)]
\end{aligned} \tag{14}$$

$$[0092] \quad T_{M \times N} = x_{M \times 1} \times \overline{TD}_{1 \times N} \tag{15}$$

[0093] 其中 (x_g, z_g) 为目标位置的坐标, F 为第一过滤因子 (filter factor), N 为聚焦式超声波接收器 22 的数量, n 为每一聚焦式超声波接收器 22 的标号, $\hat{RF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r 为第一再调变频率, $\hat{chRF}_{M \times N}$ 为 $M \times N$ 的第一信道资料矩阵, $\hat{IQ}_{m \times N}$ 为第二超声波信号 U_2 的基频信号的 $m \times N$ 的矩阵, m 为自然数, $f_i(k)$ 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的取样频率, f_{sRF} 为 $\hat{IQ}_{m \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD}_{1 \times N}$ 为第二超声波信号 U_2 从目标位置分别回到 N 个聚焦式超声波接收器 22 的第一时间矩阵, $T_{M \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M \times N$ 的矩阵, M 为大于第一时间矩阵的最大元素的自然数, $x_{M \times 1}$ 为过渡向量, $\hat{chRF}_{M \times N}^*$ 为 $\hat{chRF}_{M \times N}$ 的共轭值。

[0094] 与第一实施例相同, 本发明在处理装置 14 中设有预设亮度, 以作为欲施加在生物体 17 的目标位置上的能量的程度。

[0095] 当校正流程结束后, 即进行一执行流程, 其包含步骤 S16、S18 与 S20。在执行流程中, 首先如步骤 S16 所示, 处理装置 14 根据第一影像的亮度与预设亮度的差异调整第一电信号 E_1 为第二电信号 E_2 , 以供聚焦式超声波发射器 20 接收, 使聚焦式超声波发射器 20 利用第二电信号 E_2 朝目标位置发射能量强度大于第一超声波信号 U_1 的第三超声波信号 U_3 。接着, 如步骤 S18 所示, 在预估时段中, 第三超声波信号 U_3 穿透骨头到达目标位置, 目标位置反射第三超声波信号 U_3 , 以形成第四超声波信号 U_4 。并在经过预估时段后, 处理装置 14 驱动聚焦式超声波接收器 22 仅在预设时段内开始透过骨头从目标位置接收第四超声波信号 U_4 。最后, 如步骤 S20 所示, 处理装置 14 根据第四超声波信号 U_4 于显示器 16 上显示目标位置的第二影像, 使第二影像的亮度与第三超声波信号 U_3 的能量强度成正比。

[0096] 第二影像依据第二波束成形 (beamformed) 过滤数据 $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 而显示, $\tilde{rf}(x_g, z_g)'$ 符合下列公式 (16)、(17)、(18)、(19) 与 (20) :

$$[0097] \quad \tilde{rf}(x_g, z_g)' = F' \times \sum_{n=1}^N \left(\sum_{n=1}^N \left((RF'_{M' \times N})^T \times x'_{M' \times 1} \times \overline{TD'_{1 \times N}} \right) \right) \quad (16)$$

$$[0098] \quad \begin{aligned} RF'_{M' \times N} &\cong \cos(2\pi f_r' t) \times (chRF'_{M' \times N} + chRF'_{M' \times N}^*) / 2 \\ &- \sin(2\pi f_r' t) \times (-j) \times (chRF'_{M' \times N} - chRF'_{M' \times N}^*) / 2 \end{aligned} \quad (17)$$

$$[0099] \quad IQ'_{m' \times N} \cong [f_1'(k), f_2'(k), \dots, f_i'(k), \dots, f_N'(k)] \quad (18)$$

$$[0100] \quad \begin{aligned} chRF'_{M' \times N} &\cong [f_1' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right), f_2' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right), \dots, f_i' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right), \\ &\dots, f_N' \left(\frac{k}{f_{sIQ}'} * f_{sRF}' \right)] \end{aligned} \quad (19)$$

$$[0101] \quad T'_{M' \times N} = x'_{M' \times 1} \times \overline{TD'_{1 \times N}} \quad (20)$$

[0102] 其中 (x_g, z_g) 为目标位置的坐标, F' 为第二过滤因子 (filter factor), N 为聚焦式超声波接收器 22 的数量, n 为每一聚焦式超声波接收器 22 的标号, $RF'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二波束成形资料矩阵, t 为时间, f_r' 为第二再调变频率, $chRF'_{M' \times N}$ 为 $M' \times N$ 的第二信道资料矩阵, $IQ'_{m' \times N}$ 为第四超声波信号 U4 的基频信号的 $m' \times N$ 的矩阵, m' 为自然数, $f_i'(k)$ 为 $IQ'_{m' \times N}$ 内的第 i 行的行函数, k 与 i 均为大于或等于 1 的自然数, f_{sIQ}' 为 $IQ'_{m' \times N}$ 的取样频率, f_{sRF}' 为 $IQ'_{m' \times N}$ 的再取样频率, $\overline{TD'_{1 \times N}}$ 为第四超声波信号 U4 从目标位置分别回到 N 个聚焦式超声波接收器 22 的第二时间矩阵, $T'_{M' \times N}$ 为仅包含元素 0 与 1 的 $M' \times N$ 的矩阵, M' 为大于第二时间矩阵的最大元素的自然数, $x'_{M' \times 1}$ 为过渡向量, $chRF'_{M' \times N}^*$ 为 $chRF'_{M' \times N}$ 的共轭值。

[0103] 在步骤 S20 后, 回到步骤 S10, 以重新对另一个目标位置依序进行校正流程与执行流程。不断重复后, 便可对血脑屏障上的一个治疗区域完成能量施加的动作, 同样能达到药物释放及治疗的目的。

[0104] 由于适当的超声波能量可以打开局部聚焦区域的血脑屏障, 在未伤害血脑屏障的前提下, 施加在血脑屏障的超声波的能量强度愈高, 血脑屏障打开的程度就愈高, 第二影像的亮度就愈亮。如图 7 (a) 与图 7 (b) 所示, 其分别为承受 0.467 百万帕 (Pa) 的声压的血脑屏障

的影像图及第二影像的影像图,此时第三超声波信号的能量为4.54瓦。由图中可知,血脑屏障上颜色较深处为超声波能量施加处,此时第二影像于同样位置上有呈现对应的亮度。如图8(a)与图8(b)所示,其分别为承受0.705百万帕的声压的血脑屏障的影像图及第二影像的影像图,此时第三超声波信号的能量为9.12瓦。由图中可知,血脑屏障上颜色较深处,亦为超声波能量施加处,此时第二影像于同样位置上有呈现对应的亮度。若比较图7(b)与图8(b),可得知图8(b)所呈现的亮度比图7(b)更亮,此即是因为第三超声波信号的能量强度提高的关系。此外,在图9中,显示发射的超声波信号的能量强度与施加在血脑屏障的声压的关系图,其中五边形代表血脑屏障未打开,圆形代表血脑屏障已低程度打开,四边形代表血脑屏障为出血状态,即血脑屏障已高程度打开,三角形代表以上三种数据的误差杠(error bar)。根据以上数据分析可以得知,发射的超声波信号的能量强度与施加在血脑屏障的声压,是呈现正比关系,如图中虚线所示。

[0105] 综上所述,本发明向生物体发射超声波信号,并在一预估时段后,才开始接收回传的超声波信号,以据此产生生物体的影像,并使影像的亮度与超声波信号的能量强度成正比,藉以了解真正施加在生物体上的能量,达到药物释放及治疗的目的。

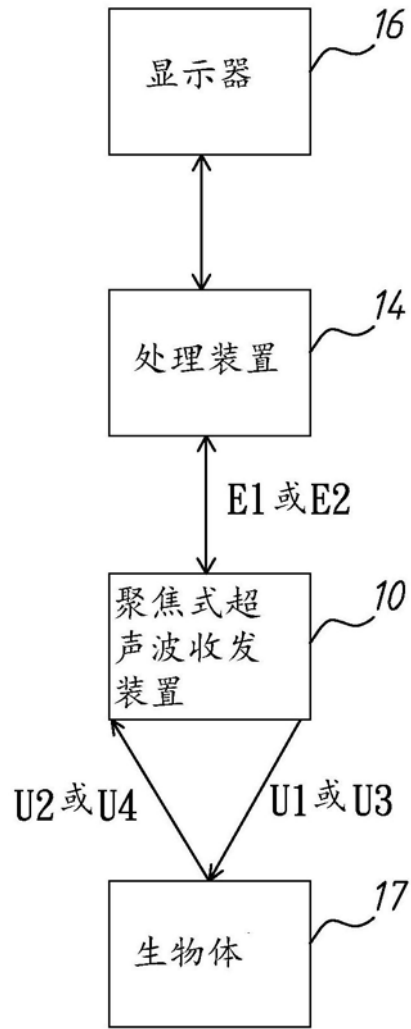


图1

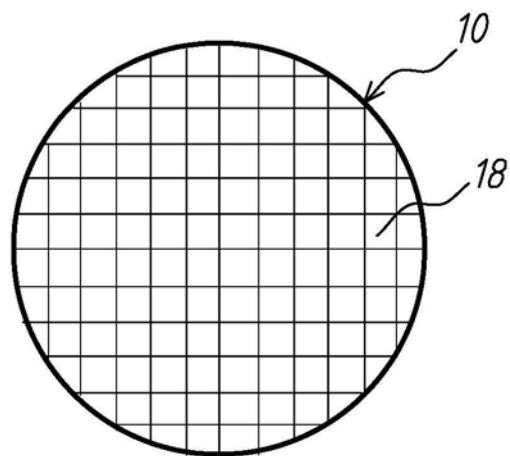


图2

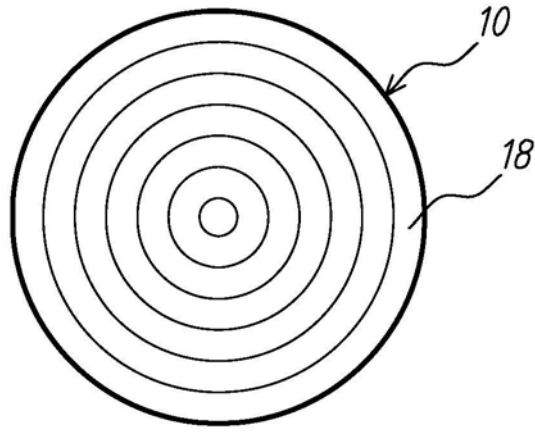


图3

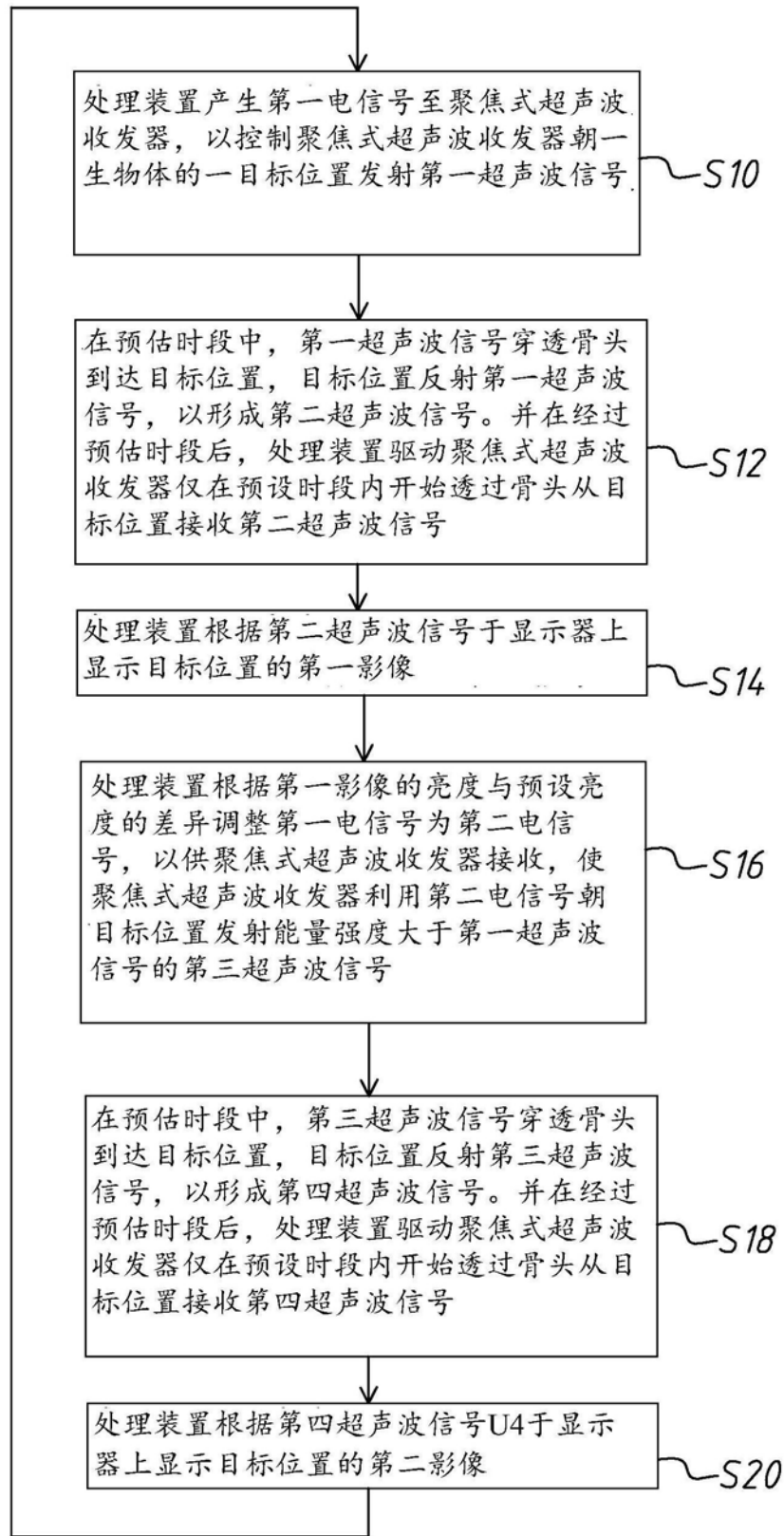


图4

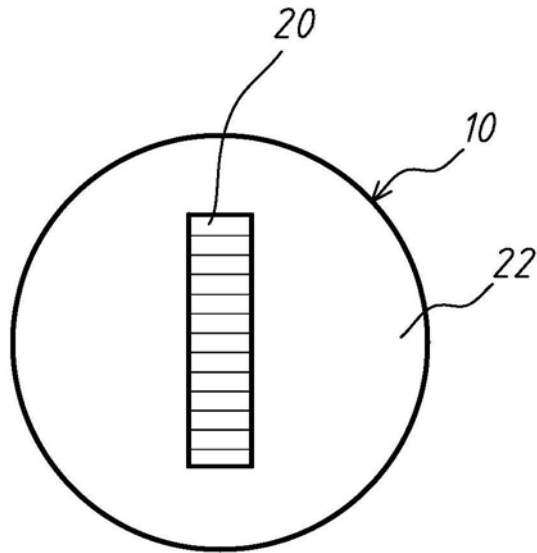


图5

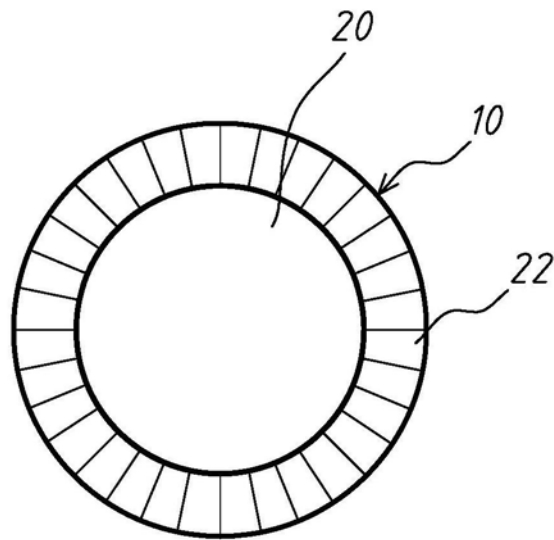


图6



图7a

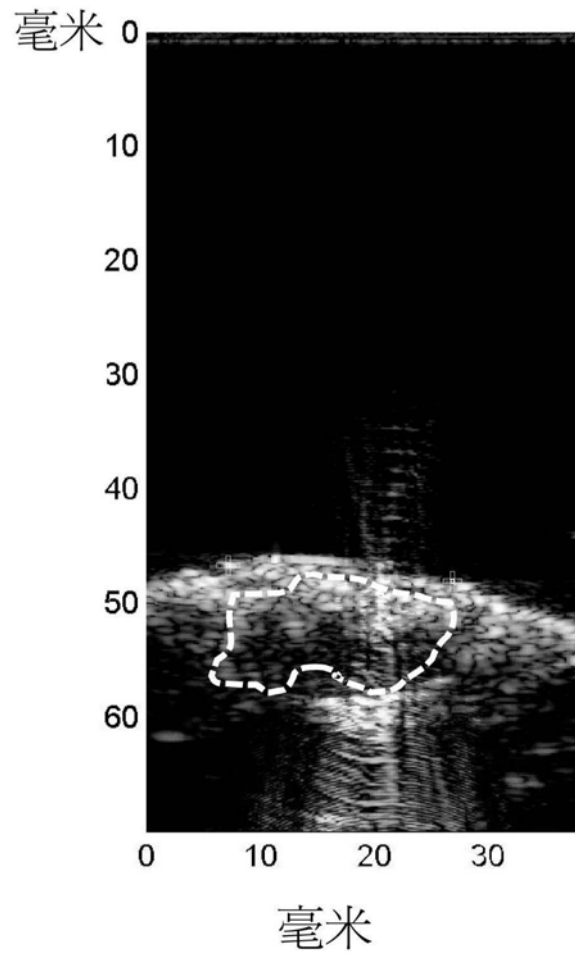


图7b

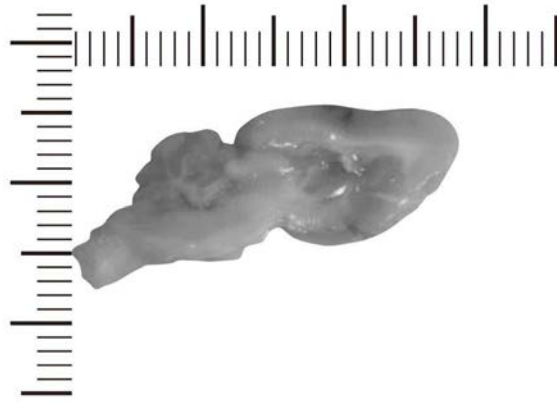


图8a

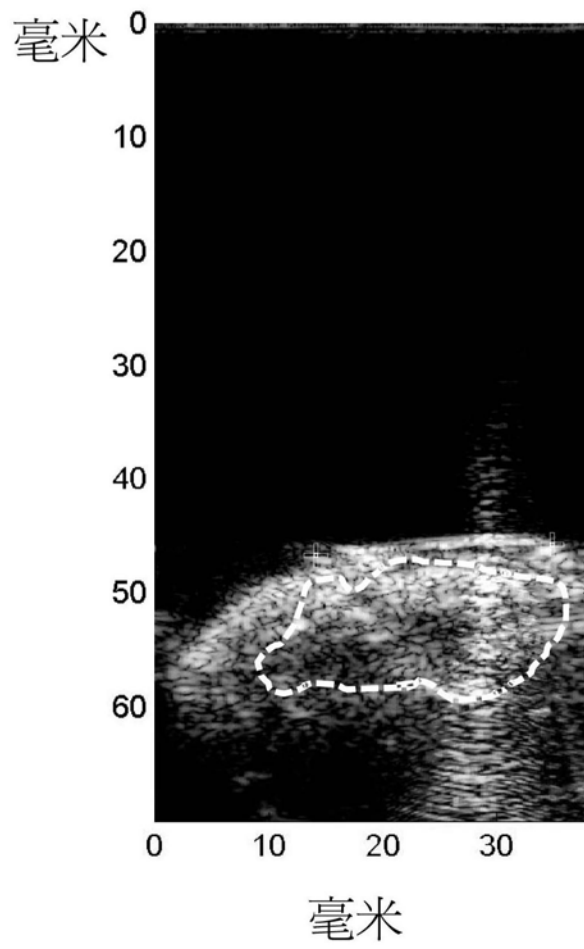


图8b

超声波信号的能量强度

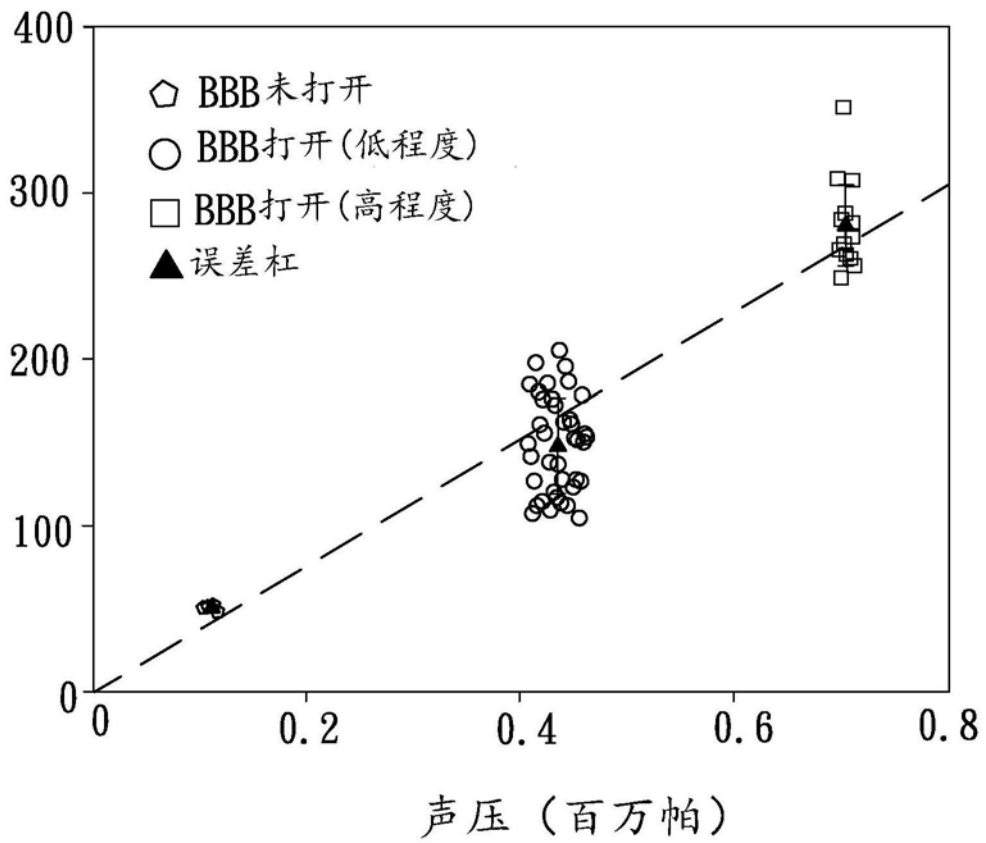


图9

专利名称(译)	超声波能量显示设备		
公开(公告)号	CN106388855B	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201510467721.8	申请日	2015-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	长庚大学		
申请(专利权)人(译)	长庚大学		
当前申请(专利权)人(译)	长庚大学		
[标]发明人	刘浩澧		
发明人	刘浩澧 夏静静		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/0891 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/5207 A61N7/00 A61N7/02 A61N2007/0052 A61N2007/0095 A61K41/13 A61N2007/0021 A61N2007/0082		
代理人(译)	孙皓晨		
其他公开文献	CN106388855A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波能量显示设备，包含互相连接的一聚焦式超声波收发装置、一处理装置与一显示器。处理装置产生第一电信号至聚焦式超声波收发装置，以控制聚焦式超声波收发装置朝一生物体的一目标位置发射至少一第一超声波信号，目标位置将其反射，以形成至少一第二超声波信号。在产生第一电信号后，经过一预估时段，处理装置驱动聚焦式超声波收发装置仅在一预设时段内开始接收第二超声波信号，以据此于显示器上显示目标位置的影像，使影像的亮度与第一超声波信号的能量强度成正比，进而对生物体达到药物释放及有效治疗的目的。

