



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102292123 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 21

(21) 申请号 200980153997. 1

A61B 19/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 11. 19

A61B 5/026 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/06 (2006. 01)

61/116111 2008. 11. 19 US

A61B 17/22 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 07. 07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/007674 2009. 11. 19

(87) PCT申请的公布数据

W02010/058292 EN 2010. 05. 27

(71) 申请人 因赛泰克有限公司

地址 以色列卡梅尔

(72) 发明人 E·扎迪卡里奥 A·哈娜乃尔

G·希夫 J·格林费尔德

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理
有限公司 11280

代理人 王勇

(51) Int. Cl.

A61N 7/02 (2006. 01)

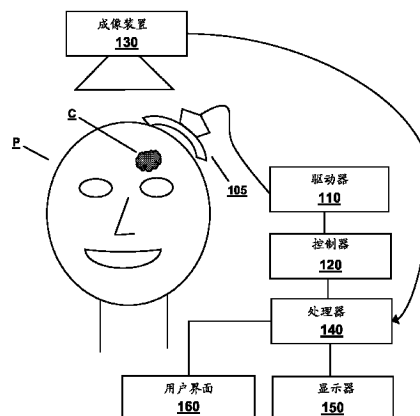
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

闭环凝块消散

(57) 摘要

本发明提供一种方法和系统,其使用闭环的方式将超声波能量导向凝块,同时监测血流和/或凝块组织的液化,从而允许自动和/或手动地调整各种治疗参数。



1. 一种用于将声能传送到血管内的凝块的系统,该系统包括:
 - a. 聚焦超声波相控阵换能器;
 - b. 用于监测血流的装置,其在超声波能量被导向血管时监测血管附近的血流;以及
 - c. 控制器,用于操控换能器以及基于监测到的血流调整换能器的操作。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中用于监测血流的装置包括可视化显示器。
3. 根据权利要求1所述的系统,还包括波束形成装置,用于基于监测到的血流驱动换能器元件。
4. 根据权利要求1所述的系统,还包括处理器,用于基于监测到的血流产生校正系数,其中控制器响应于处理器,从而执行校正系数并影响声能在凝块上的施用。
5. 根据权利要求2所述的系统,其中控制器还评定用于监测血流的图像的聚焦质量,用于施加相位校正系数以调整、改变聚焦。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中基于血管周围的氧水平来监测治疗效果。
7. 根据权利要求4所述的系统,其中控制器允许用户超控一个或多个校正系数。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中相控阵换能器包括多个换能器元件,每个元件构成为独立于其他元件而传送超声波能量。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中图像包括核磁共振图像、计算机层析X射线图像以及超声波图像中的一个或多个。
10. 根据权利要求1所述的系统,其中图像显示血管周围的血流。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中被监测的血流包括流过含有凝块的血管的血流。
12. 根据权利要求1所述的系统,其中控制器包括相位调整装置,用于基于相应的换能器元件的相位校正系数来调整提供给换能器元件的激励信号的相位。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中控制器包括一个或多个耦合到相位调整装置的放大器,用于基于振幅校正系数放大提供给相应换能器元件的激励信号。
14. 根据权利要求13所述的系统,其中振幅调整使得患者头骨的温度分布均匀。
15. 根据权利要求13所述的系统,其中至少部分地通过预定的温度图谱来确定振幅调整。
16. 根据权利要求1所述的系统,其中处理器建立声波传送方式,该方式包括多个优化用于凝块消散的治疗参数,校正系数影响一个或多个治疗参数。
17. 一种用于将声能传送到血管内的凝块的系统,该系统包括:
 - a. 聚焦超声波相控阵换能器;
 - b. 用于监测凝块的液体含量的装置,其在超声波能量被导向凝块时监测凝块的液体含量;以及
 - c. 控制器,用于操控换能器以及基于监测到的液体含量调整换能器的操作。
18. 根据权利要求17所述的系统,其中用于监测液化的装置包括可视化显示器。
19. 根据权利要求17所述的系统,还包括处理器,用于基于液化信息产生校正系数,其中控制器响应于处理器,从而执行校正系数并影响声能在凝块上的施用。
20. 一种用于治疗血管中的凝块的方法,该方法包括步骤:
 - a. 利用聚焦超声波相控阵换能器,将聚焦超声波能量施加到血管上;

- b. 在超声波能量被导向血管时,监测血管附近的血流;以及
- c. 操控换能器,包括基于监测的血流调整换能器的操作。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,还包括在施加超声波能量期间,获得头部血管的连续图像。

22. 根据权利要求 20 所述的方法,还包括

- (d) 评定原位聚焦质量,并施加相位校正系数以调整、改变焦点。

23. 根据权利要求 22 所述的方法,还包括:

- (e) 基于图像,为换能器阵列中的一个或多个换能器元件生成相应的校正系数。

24. 根据权利要求 20 所述的方法,其中图像包括核磁共振图像、计算机层析 X 射线图像以及超声波图像中的至少一个。

25. 根据权利要求 20 所述的方法,其中血流的指征显示流过凝块所在的血管的血流。

26. 根据权利要求 23 所述的方法,其中校正系数包括与相应的换能器元件相关的相位校正系数,并且该方法还包括基于该相位校正系数调整提供给换能器的激励信号的相位。

27. 根据权利要求 23 所述的方法,还包括基于校正系数,用激励信号驱动相控阵换能器,以将来自换能器元件的声能聚焦到凝块上。

28. 根据权利要求 26 所述的方法,其中激励系数包括与相应的换能器元件相关的振幅校正系数,并且该方法还包括基于振幅校正系数放大提供给相应的换能器元件的激励信号。

29. 根据权利要求 23 所述的方法,还包括建立声波传送方式,该方式包括多个优化用于凝块消散的治疗参数,其中校正系数影响一个或多个治疗参数。

30. 根据权利要求 23 所述的方法,还包括重复步骤 (b) 至 (e),直到凝块大体上消融。

31. 一种用于治疗血管中的凝块的方法,该方法包括步骤:

- a. 利用聚焦超声波相控阵换能器,将聚焦超声波能量施加到凝块;
- b. 在超声波能量被导向血管时,监测凝块的液体含量;以及
- c. 操控换能器,包括基于所监测的液体含量调整换能器操作。

32. 根据权利要求 31 所述的方法,还包括在施加超声波能量期间,获得凝块的连续图像。

33. 根据权利要求 32 所述的方法,还包括基于图像为换能器阵列中的每个换能器元件生成相应的校正系数。

闭环凝块消散

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求 2008 年 11 月 19 日提交的序列号为 61/116,111 的美国临时专利申请的优先权和权益,其全部公开内容通过引用被合并至此。

技术领域

[0003] 本发明总体上涉及利用声能执行非侵入性治疗程序的系统和方法,尤其涉及聚焦超声波能量以治疗血栓性疾病的系统和方法。

背景技术

[0004] 例如患者头骨或身体其它区域内的良性或恶性肿瘤或者血凝块等组织可通过对该组织进行外科手术移除而被侵入性地治疗,或者可通过利用聚焦超声波的作用而进行非侵入性的治疗。这两种方法均可有效地治疗脑部某些局部疾病,但是需要精密的治疗程序,在该治疗程序中期望避免破坏或损伤其他的健康组织。在患病组织与健康组织结合为一体的情况下,这些治疗并不合适,除非破坏健康组织不太可能显著地影响神经功能。

[0005] 已经将超声波能量的应用作为对于血栓性疾病而言有潜力的主要和辅助治疗方法来研究。高强度聚焦超声波 (HIFU) 已经显示出能够增强由组织溶酶原激活剂在生物体外和活体内引起的血栓溶解。

[0006] 聚焦超声波尤其适合治疗脑内的组织,因为聚焦超声波一般不会妨碍中间或周围的健康组织。聚焦超声波的吸引力还来源于声能一般能够很好地穿透软组织,尤其是超声波能量(由于其波长相对较短)可以被聚焦到横截面仅为几毫米的焦点区域(例如,在 1MHz 下横截面为 1.5 毫米 (mm))。因此,超声波能量能够被聚焦到很小的目标以消融组织,而不显著地损伤周围的健康组织。

[0007] 为了使超声波能量聚集到所需目标,向具有多个换能器元件的压电换能器发送驱动信号,从而在“焦点区域”中发生相长干涉。在焦点区域,传送足够的声能以加热组织直到形成坏死,或机械地干扰组织的结构直到该组织被破坏。优选地,沿声能在焦点区域外面所穿过的路径(“穿过区域”)的组织仅被最低程度地加热,因此使焦点区域外面组织的损伤最小化。

[0008] 中风是美国的第三大致死原因,并且是成人致残的主要诱因。中风大致上可分为缺血性的和出血性的。缺血性的中风中,血流的堵塞源于大脑内血管的凝块,而出血性的中风是由血管破裂导致的。已经启动了一些临床试验以评估超声波辅助 tPA 方法治疗中风患者的安全性和有效性。但是,由于受目标区域外的区域所诱发的与出血有关的不利结果,这些试验总的来说是不成功的。

[0009] 因此,需要一种系统和方法,能够有效地聚焦声能以治疗凝块,而不会不利地影响周围的组织,并能够及时地执行。

发明内容

[0010] 本发明提供一种方法和系统,可便于非侵入性的、聚焦的凝块消散。总的来说,该技术使用闭环的方式,以向操作者或自动控制系统提供即时反馈。一种应用是将超声波能量导向凝块,从而使其变小(通常通过液化),同时不伤害邻近的组织。在超声波的施加过程中,监测堵塞的血管附近的血流,或者在出血性中风的情况下,监测凝块的液化。例如,在一些实施例中,获得凝块周围区域的图像,并显示给操作者,从而提供患处血管中和/或周围的血流的实时指征,或提供出血含量(即固体对液体)的实时指征。基于该监测,可通过增加或降低声波束的总压力、能量和改变声波束的时间或空间特征(即开/关时间、位置),来控制治疗方式的改变。例如,可通过改变各个传感器元件的各种操作参数来增加或降低发送到凝块的能量,和/或调整超声波换能器的聚焦。在其他实施例中,控制是自动完成的,即控制器响应于测得的血流(及其中的变化)、和/或出血的含量,并相应地改变超声波能量的强度、压力和/或方向。因此,能够以非侵入性、即时的方式治疗中风患者和其他凝块相关的病情的患者。

[0011] 第一方面,用于将声能传送到血管或出血中的凝块的系统包括:高强度聚焦超声波相控阵换能器;用于监测血管附近的血流的装置(例如用于提供核磁共振图像、计算机层析X射线图像和/或超声波图像的可视化显示器),其在超声波能量被导向血管时监测血管附近的血流;以及控制器,用于操控换能器以及基于监测到的血流调整换能器的操作。

[0012] 在一些实施例中,该系统还包括处理器,用于基于监测到的血流产生校正系数,且控制器响应于处理器来执行校正系数(以及基于此调整声能的施用)。波束形成装置也可根据校正系数驱动换能器元件。在特定情况下,控制器还可允许操作者手动地超控(override)校正系数。相控阵换能器可包括多个换能器元件,每个元件可独立于其他元件而传送超声波能量。在一些情况下,所述图像可提供凝块周围血管中血流和/或氧水平的指征,特别是含凝块的血管中血流和/或氧水平的指征。在其它示例中,用于监测血流的图像的聚焦质量可被用于确定一个或多个调整。

[0013] 校正系数可包括用于每个(或一组)换能器元件的相位校正系数。在这种情况下,控制器可包括相位调整装置,用于基于校正系数来调整提供给换能器元件的激励信号。控制器可包括耦合到相位调整装置的放大器,用于基于振幅和/或相位校正系数放大提供给相应换能器元件的激励信号。在一些实施例中,处理器建立声波传送方式,包括一系列使凝块消散的最优化的治疗参数。在这种情况下,校正系数影响治疗参数,从而调整超声能量向凝块的传送。

[0014] 本发明的另一方面,一种用于治疗血管中的凝块的系统包括:聚焦超声波能量换能器;用于监测血管的液体含量的装置,在超声波能量(例如由操作者利用可视化显示器)传送到凝块时监测血管中的液体含量;以及控制器,用于基于监测到的液体含量调整换能器的操作。

[0015] 在一些情况中,该系统还包括处理器,用于基于液化信息产生校正系数。在这种情况下,控制器响应于处理器并执行校正系数,从而影响声能在凝块上的施用。

[0016] 本发明的另一方面,一种用于治疗血管中的凝块的方法包括:利用聚焦超声波相控阵换能器,将聚焦超声波能量施加到血管;监测血管附近的血流;以及操控换能器,包括基于监测到的血流调整换能器的操作。

[0017] 在一些实施例中,该方法还包括在施加超声波能量期间,获得血管的连续图像

(例如核磁共振图像、计算机层析 X 射线图像和 / 或超声波图像), 并基于该图像为构成换能器阵列的换能器元件生成校正系数。在一些情况中, 用于监测血流的图像的聚焦质量还可被用于确定或影响校正系数。

[0018] 然后校正系数被用于基于校正系数而建立激励信号, 以将来自换能器元件的声能聚焦到凝块上。在一些实施例中, 可重复上述方法, 直到凝块基本液化。校正系数可包括用于每个 (或一组) 换能器元件的相位校正系数。在这种情况下, 可基于校正系数调整激励信号, 且可在将激励信号提供给相应的换能器元件之前根据振幅校正系数将其放大。在一些实施例中, 可提供一种声波传送方式, 包括一系列使凝块消散的最优化的治疗参数。在这种情况下, 校正系数影响治疗参数, 从而调整超声能量向凝块的传送。

[0019] 另一方面, 用于治疗血管中的凝块的方法包括: 利用聚焦超声波相控阵换能器, 将聚焦超声波能量施加到血管; 监测血管附近的凝块的液体含量; 以及操控换能器, 包括基于所监测的液体含量调整换能器的操作。

[0020] 在一些情况下, 可使用所述图像监测凝块的液体含量, 可基于图像中提供的液化信息来确定校正系数。

[0021] 通过下文优选实施例的描述及所附权利要求书和附图, 此处公开的本发明的前述及其他目标、特征和优点以及本发明本身将被更全面地理解。

附图说明

[0022] 在附图中, 不同附图中相同的参考标记大致指相同的部分。另外, 附图不必要成比例, 其重点在于示出本发明的原理。

[0023] 图 1 示出了根据本发明各个实施例的用于监测超声波治疗的生理效果的系统。

[0024] 图 2 示出了根据本发明各个实施例的用于执行超声波治疗的方法的流程图。

具体实施方式

[0025] 根据本发明并参考图 1, 用于快速治疗患有中风和 / 或颅内凝块 C 的患者 P 的系统包括: 高强度聚焦超声波相控阵换能器 105 (由一个或多个驱动器 110 驱动); 控制器 120; 以及一个或多个成像装置 130, 用于监测与凝块 C 相关的临床参数。通过成像装置 130 可检测到该参数, 该参数可被用于监测凝块 C 的成功液化。该参数的例子包括被治疗的血管附近的血流和 / 或凝块 C 的液化。在不同的实施方式中, 该系统还可包括处理器 140 和显示器 150。可选地, 该系统还可包括用户界面 160, 例如触摸屏、键盘和 / 或鼠标。优选地, 该系统被构造成可向头骨或其它解剖区域内的组织传送 10kHz (0.01MHz) 至 10MHz 之间的超声波能量。通过向凝块传送声能, 这样的系统可被用于治疗沉积在患者血管中的血凝块或血管外的凝块 (由血管破裂产生的)。在一些情况下, 凝块会部分地或全部地堵塞患者颅内的血管, 或者在出血性凝块的情况下增加颅内压力并导致危及生命的情况, 诸如中风。在超声波能量的传送过程中, 监测患处血管中和 / 或周围的血流 (以及其它临床参数), 并基于此来调整一个或多个治疗参数。该调整可以为自动的或手动的。例如, 可在显示器上观察患者凝块周围的各种解剖图像, 且基于对图像的自动或人为的分析而做出调整。

[0026] 换能器 105 可包括 n (其中 $n > 1$) 个换能器元件, 以提供多元件换能器阵列。换能器 105 可包括柔性或半刚性基底或者板, 其符合患者解剖形状, 例如, 如果用于治疗颅部

血凝块,则符合头骨的形状。换能器 105 可以被预先弯曲(例如偏向球形或其他凹形),从而使换能器可被放置于头骨的一部分上或其附近。可替换地,换能器 105 可以为平面的、抛物面的或其他任何合适的形状,例如圆形、椭圆形等。

[0027] 合适的 HIFU 相控阵列换能器在本领域是公知的。参见例如序列号为 No.10/328,584、题目为“Tissue Aberration Corrections in Ultrasound Therapy”的共同未决、共同所有的美国专利申请。

[0028] 所述系统可获得、处理及显示患者 P 的内部解剖图像,包括凝块 C 周围的区域。例如,可利用核磁共振成像(MRI)装置、计算机层析 X 射线照相(CT)装置或超声波成像装置。通过处理器 140 处理并在显示器 150 上显示的图像显示位于凝块所沉积的血管内或者在某些情况下位于凝块周围的血管内的凝块 C 周围组织的血流和/或液化的状态;或者该图像显示凝块 C 周围或出血性凝块中的灌注量。当超声波能量施加到凝块上时,操作者可实时或假实时(例如延迟小于 5 秒钟)地看到图像,因此操作者能够看到超声波对凝块的作用及导致的对血流或灌注的改善。可直接或通过其他生物成像参数来评定回流或液化的作用。

[0029] 基于所观测和/或检测到的血流或出血的液体含量,处理器 140 可产生校正系数以将其用于驱动换能器 105 的信号。处理器 140 例如可以通过自动分析图像并从图像评估血流或液体含量(以及在一些实施例中识别所关心的组织特征)来确定校正系数。通过图像(或其他监测形式)提供足够的信息以便于确定校正系数。可替代地,用户可手动地分析图像并观察血流或液体含量以及识别组织特征,或者可使用自动和手动分析的组合。在一些情况下,可确定图像自身的聚焦质量,并利用该聚焦质量来影响校正系数。例如,如果已知某一具体图像的质量很差,则其对校正系数的贡献可以降低。

[0030] 处理器 140 可以例如接收由操作者输入的指令,或者在一些情况中例如基于图像而自动地识别血流的增多、灌注的增多(或不足)、和/或液体含量的增多。校正系数可用来表示控制 HIFU 能量施用的治疗参数,从而影响随后的超声波施用。在一些实施例中,处理器 140 包括多个放大器和/或移相器,它们被耦合在相应的组内。放大器例如通过同轴电缆或其他连接器向换能器元件 105 提供放大的激励信号,同轴电缆或其他连接器可单独地连接放大器和相应的换能器元件。

[0031] 校正系数的影响之一是可操纵由换能器元件发送的声能,从而使“焦点区域”(声能所聚集到的空间区域)能够沿 z 轴(即从换能器的发送表面垂直延伸到头骨的轴)和/或沿 x 或 y 轴移动。每个与操纵相关的相移系数的分量可利用已知的技术计算出来,例如,利用声音在身体中的平均速度(对于不同类型的组织可能进行调整)以及从每个换能器元件到所需目标位置(组织区域中所需的焦点区域)的距离。

[0032] 另外,在头部应用中,校正系数还可补偿声能穿过头骨时由每个换能器发送的超声波能量的相位失真。每个与相位失真有关的校正系数分量可补偿扰动和失真,该扰动和失真来源于头骨、皮肤/头骨界面、硬脑膜/头骨界面、头骨厚度或密度的变化、和/或结构上的因素,诸如头骨中充气或充液的凹穴。对构成相移系数的两个分量(即操纵分量和相位失真分量)求和,以为相应的通道确定复合的相移系数,从而使超声能量聚焦到所需的位置。

[0033] 在一些情况下,处理器 140 或操作者还可建立描述各种治疗参数(例如,压力、瞬

时结构、频率、能量等)的初始治疗方案,这一治疗方案形成超声波能量的锐聚焦(例如,小于5mm),凭此以目标方式促进凝块的消散。在这种情况下,在治疗中确定的校正系数可被实时地用到治疗方案中。

[0034] 在一些情况下,相移系数可由处理器140和/或系统成像和显示计算机来确定,其耦合到控制器120和成像装置130。可替换地,控制器120本身可包括确定校正系数所需的所有必要的硬件构件和/或软件模块,而不需要单独的计算机。系统可包括一个或多个软件模块、硬件构件、固件、硬连线或其任意组合。例如,处理器可为通用或专用数字数据处理器,其通过软件进行编程以基于显示器所显示的图像生成相移系数,该相移系数被传送到控制器以随后传送到移相器,或者直接被传送到移相器。

[0035] 除了提供一种利用高强度超声波穿脑治疗凝块的系统,本发明的各个实施例还提供了利用该系统治疗中风患者的方法,如下文所述并如图2所示。

[0036] 基于初始检查,使用成像装置获得患者脑内凝块区域的一个或多个图像(步骤205)。如上所述,该成像装置可以为任何类型的成像装置,例如MRI装置、CT装置或超声波装置或上述成像装置的组合/合成。

[0037] 表示图像的数据被传送到处理器(步骤210),并被显示到显示器上(步骤215)。在患者接受中风治疗的实施例中,一从患者处获得图像即传送图像数据以快速地提供治疗。可自动地完成传送,或者根据医师或其它操作者的指令而完成传送。

[0038] 基于图像数据,可确定校正系数及其它可能的调整(步骤220)以治疗凝块。如上所述,校正系数可导致声能在各个分段组织区域中穿过不同类型组织时产生的声速不同。另外,或可替代地,校正系数可导致由头骨或在分段组织区域的边界产生的像差,如下文进一步所述。

[0039] 所得的校正系数(例如,相移系数和/或振幅系数)可被用于辅助特定的治疗过程,尤其是将声能聚焦在凝块上。校正系数一旦确定,可将其提供给控制器,控制器接着向换能器阵列提供激励信号(步骤225)。聚焦超声波系统使用校正系数来控制波束形成装置或信号调整装置,波束形成装置或信号调整装置可基于校正系数向换能器传送激励或驱动信号,以施加超声波治疗(步骤230)。例如,可向信号调整装置提供一个或多个基础信号(base signal),并将一个或多个基础信号分到多个信道中,优选分到,分别对应于换能器阵列中的各个换能器元件或换能器元件组的各个信道中。信号调整装置可根据控制器接收的相位校正系数来调整各个信道中的信号的相位。例如,相位可被调整为补偿从相应的换能器元件发出并穿过不同的组织类型和/或遇到一个或多个组织边界的声能。在一个特定例子中,可进行振幅调整以补偿已知的或计算得到的头骨温度或产生所需的头骨温度。可优先基于例如声波-生物热模拟或基于对头骨温度的实际测量来执行该方法。在一些情况下,该系统可假定头骨温度的分布为均匀的。

[0040] 如本领域技术人员公知的,除此之外,也可以是其他将声能聚焦到特定位置或聚焦成特定形状或补偿换能器元件变化的相位调整。可基于振幅校正系数放大相位调整过的信号,例如通过可放大激励信号的放大器来放大。可替代地,各个信道的信号可在其被相位调整之前被放大。

[0041] 被放大且相位调整过的激励信号可被传送到换能器以驱动相应的换能器元件。换能器元件将激励信号转换成声能,该声能从换能器相应的换能器元件发出,穿过任意中间

组织和 / 或骨头 (例如头骨), 发送到脑 (或脑部的一般区域) 内含凝块或出血的血管中。

[0042] 在治疗过程中, 可以用与用来获取参考图像数据的成像装置相同或不同的成像装置来获得额外的图像 (步骤 235) 以监测治疗的进展。例如, 图像可被传送到处理器和 / 或呈现在显示器上, 以实时地或近似实时地监测。在一些实施例中, 可将在治疗过程中获得的图像与之前获得的参考图像相比较, 以确定例如血管中的血流是否已经改善或出血是否已被液化。该比较可由操作者完成, 或者利用图像分析软件以自动方式完成, 该图像分析软件被构建成识别穿过凝块的液体流动或凝块的液体含量。如果必要的话, 例如通过提供进一步的振幅和 / 或相位校正系数, 可调整治疗参数以修正传送到组织区域的能量并且当出现情况时将其反映出来, 以例如使所监测的血流或液体含量增加。因此, 可在可控的、闭环方式下进行治疗, 该方式考虑了治疗如何影响凝块和 / 或凝块周围的治疗区域的生理学特征。

[0043] 在另一种实施方式中, 基于聚焦质量调整相位设置。聚焦质量可通过常规成像来感测, 或者在一些情况下通过适于评估聚焦质量的独特模式的成像 (例如声辐射力成像) 来感测。在这些实施方式中, 相位是抖动的以识别限定相位设置的最佳焦点。

[0044] 虽然通过参考特定实施例具体地示出并描述了本发明, 但是本领域技术人员应该理解的是, 各种形式和细节上的改变不背离本发明由所附权利要求限定的精神和范围。因此本发明的范围由所附权利要求示出, 并且所有落入权利要求等同范围内的改变因此被包括在内。

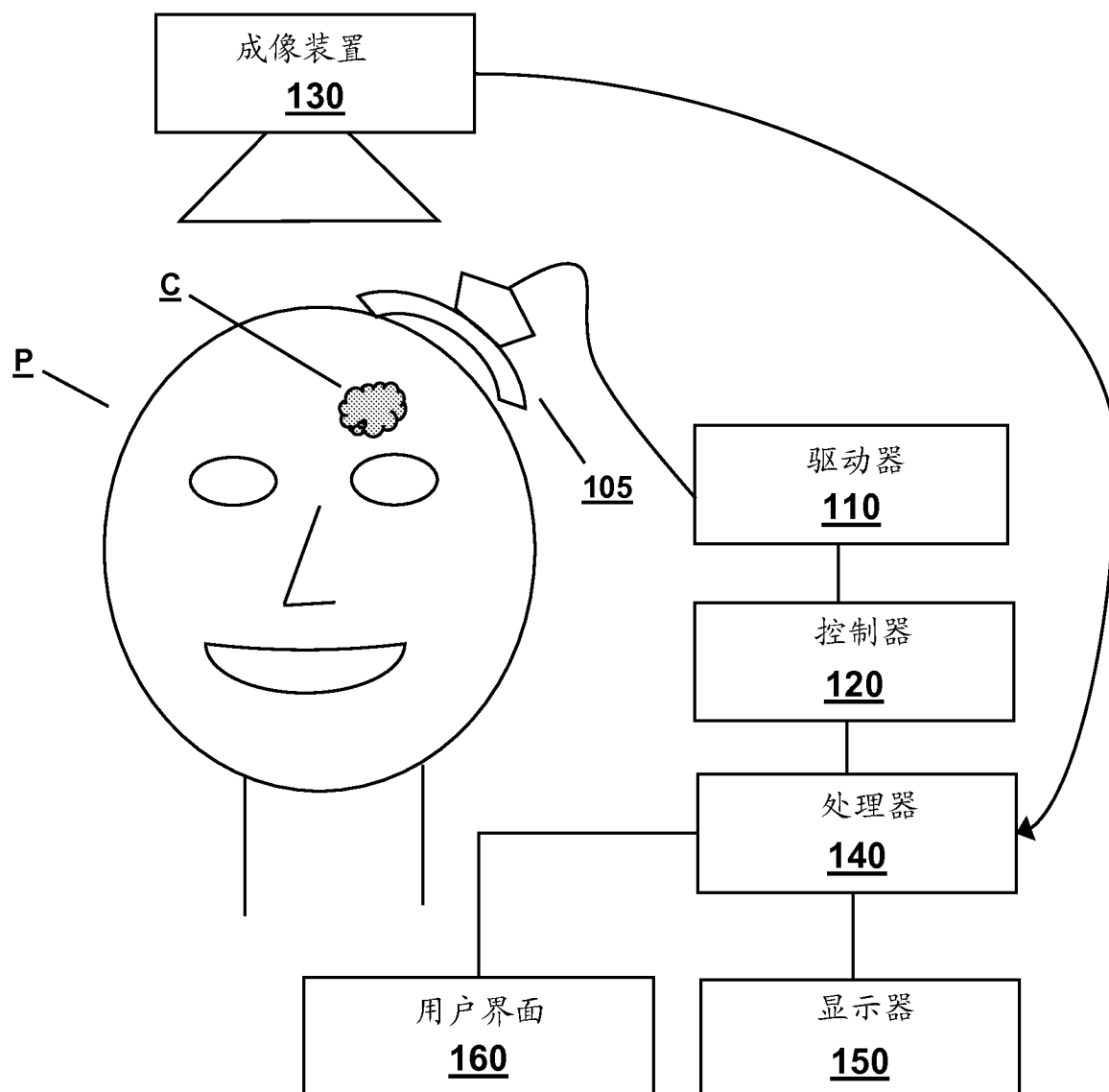


图 1

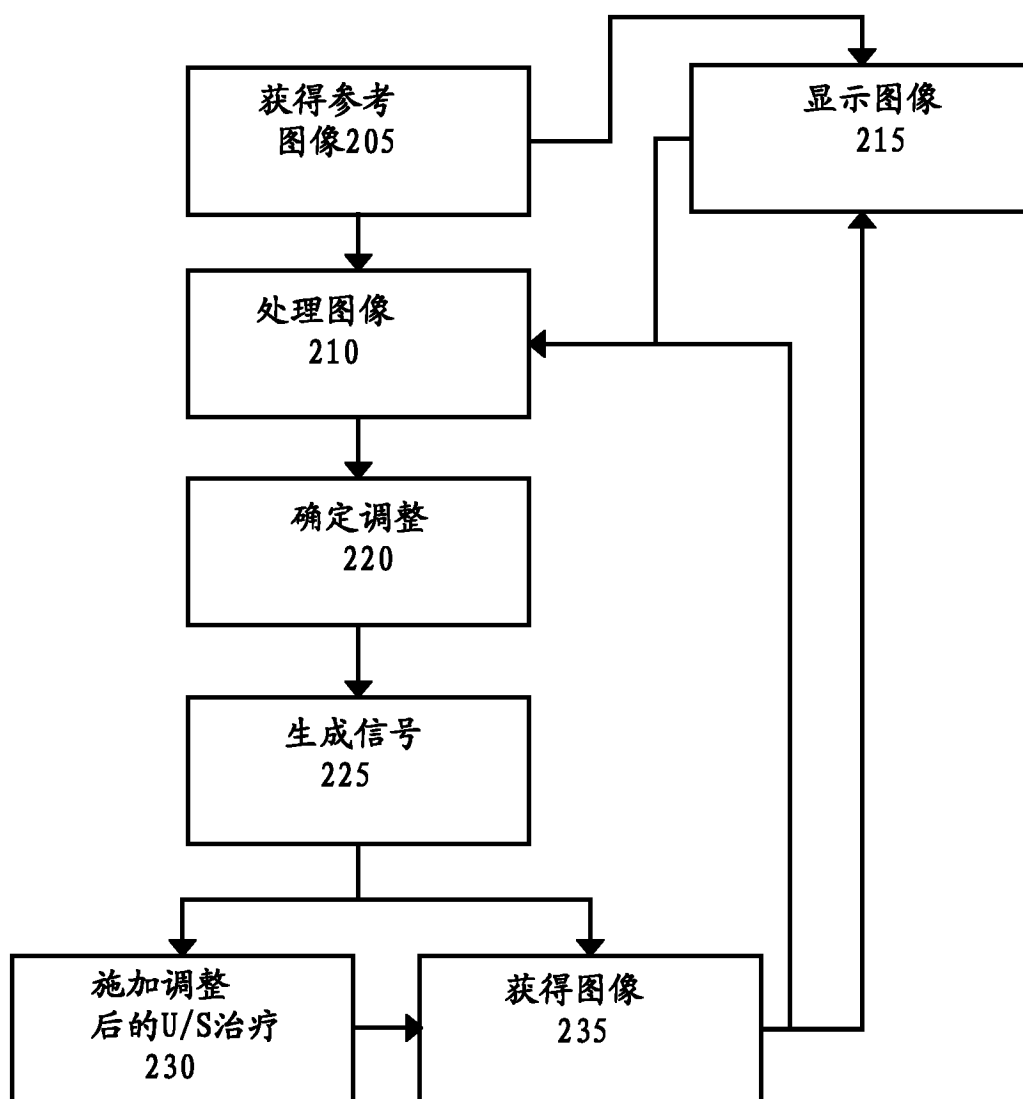


图 2