



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101754784 B

(45) 授权公告日 2013. 11. 20

(21) 申请号 200880021874. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 06. 24

A61N 7/02 (2006. 01)

(30) 优先权数据

60/945, 993 2007. 06. 25 US

(56) 对比文件

US 2005240126 A1, 2005. 10. 27,

US 6425867 B1, 2002. 07. 30,

EP 0627206 A2, 1994. 12. 07,

EP 0734742 A3, 1999. 07. 14,

WO 2006129099 A1, 2006. 12. 07,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 12. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/007842 2008. 06. 24

审查员 毛峰

(87) PCT申请的公布数据

W02009/002492 EN 2008. 12. 31

(73) 专利权人 国际心脏公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 唐纳德·J·奈德

约兰德·阿普尔曼

皮尔特·A·杜芬丹斯

(74) 专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理

有限公司 44217

代理人 郭伟刚

权利要求书1页 说明书6页 附图2页

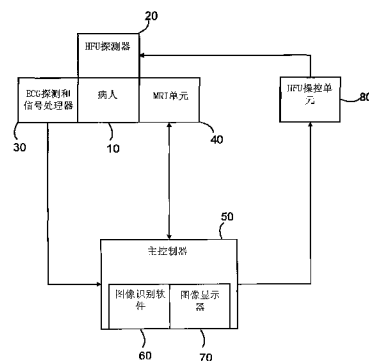
(54) 发明名称

非侵入性系统和控制器

(57) 摘要

本发明涉及一种减少血管斑块的非侵入性方法和系统。该方法包括下列步骤：对哺乳动物体的至少一部分成像以产生图像；确定所述图像中至少一个血管斑块的位置；判定所述血管斑块的基部位置，将所述基部位置作为目标位置；精确确定有关哺乳动物体心律的所述目标位置的相关位置；以预先设定的方式从超声波源发送超声能量波束到所述目标位置以提高所述目标位置的温度；监控目标位置的温度；以及当所述目标位置达到预先设定的温度时切断超声能量波的发送。

系统框图



1. 一种通过超声能量波提升组织温度的非侵入性系统,其特征在于,包括:
用于对哺乳动物体的至少一部分成像的成像设备(40);
至少一个超声波发送设备(20),用于发送超声能量波至目标组织的焦点;以及
控制器(80),用于确定从所述超声波发送设备(20)以小于 15mm^3 的焦点和从 $500\text{W}/\text{cm}^2$ 到 $3000\text{W}/\text{cm}^2$ 的超声能量波的聚焦强度范围发送超声能量波,以将目标组织的温度提升至期望温度。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述成像设备(40)是磁共振成像设备。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,进一步包括图像识别设备(60),用于确定所述图像中至少一个血管斑块的位置,并判定所述血管斑块基部的的位置,所述图像识别设备进一步判定所述斑块基部的一个或多个目标位置。

4. 根据权利要求3所述的系统,其特征在于,所述超声波发送设备是多元集中变频器。

5. 根据权利要求4所述的系统,其特征在于,所述超声波发送设备是非铁材料制成,并位于所述磁共振成像设备中。

6. 根据权利要求5所述的系统,其特征在于,所述超声波发送设备可成角度和/或线性移动。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,进一步包括监控设备(30),用于监控有关心率的目标组织的相关位置。

8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,所述控制器(80)用于接收人工干预提供的或是来自自动控制单元用于治疗处理计划的超声能量波发送参数。

9. 根据权利要求8所述的系统,其特征在于,所述控制器(80)用于控制所述超声波发送设备(20)间歇性发送脉冲超声能量波。

10. 根据权利要求9所述的系统,其特征在于,所述控制器(80)包括计时设备,用于确定与心率相关的每一脉冲的开始和结束。

11. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述超声波发送设备(20)为高频超声波设备,所述高频超声波设备的能量波的范围在0.8M赫兹到4M赫兹之间。

12. 一种用于控制超声波发送设备在目标的焦点处发送超声波束的控制器,其特征在于,能量波的焦点小于 15mm^3 ,且所述控制器用于指引所述超声波发送设备在所述焦点处以 $500\text{W}/\text{cm}^2$ 至 $3000\text{W}/\text{cm}^2$ 范围内的聚焦强度发送能量波,以将目标位置的温度提升至期望温度;

且所述控制器(80)进一步包括温度控制设备和处理设备(50);

所述温度控制设备用于通过热成像监控所述目标位置处组织的温度,来决定所述能量波的发射何时完成;

所述处理设备(50),用于基于接收自所述温度控制设备的热图像数据,来确定焦点处所述目标的温度。

非侵入性系统和控制器

技术领域

[0001] 本发明涉及动脉硬化治疗领域,更具体地说,涉及一种减少血管斑块 (vascular plaques) 的系统。

背景技术

[0002] 心脏血管疾病是世界上最主要的发病和死亡原因。心脏血管疾病发生的原因在于:在冠状动脉内部随时间形成的斑块使得流向包括大脑和心肌在内的特定器官的血流减少。在某些情况下,血流的减少会引起短暂性脑缺血发作 (transient ischemic attack)、小腿痛或心绞痛的症状。如果动脉阻塞变得更加显著,它可以导致伤害大脑、腿部或心肌自身,并且是致命的。

[0003] 一种治疗 (心脏) 血管疾病和避免进一步的组织损伤的方法是通过侵入消除斑块来实现。这通常是通过侵入性手术来完成的。另一种可选方法是通过球囊血管成形术 (balloon angioplasty) 来完成的,其包括使用导管插入血管。在此过程中还可放置动脉支架。当斑块的类型决定了不能由血管成形术治疗时,可通过在血管或者心脏手术过程中围绕斑块区域接枝新的血管来绕开斑块。对于一些病人,无论是血管成形术或搭桥手术都是不可能,诸如当患者年龄过大 (advanced age) 或健康状况不佳而不能接受这种治疗或斑块不适用上述任意一种治疗时。在这种情况下,患者必须试图通过医疗管理控制疾病,如通过使用药物治疗。由于动脉斑块外科手术治疗是侵入性的,具有发生并发症的风险,并非适合于所有患者,因此需要一种减少或消除动脉中斑块形成的微创方法。用于治疗组织和血管 (尤其是心血管) 中多余的物质的非侵入性方法,已在专利号为 5657760, 5590657 和 5524620 的美国专利中披露。但是这些方法不适合于减少斑块,更不用说在血管系统使用。

[0004] 因此,需要一个精确、可靠的系统,用来通过有计划和可控制的治疗方法来避免和减少血管斑块。

发明内容

[0005] 本发明涉及一种减少血管斑块的方法和系统。

[0006] 为了详细说明,术语“心律”是指从一次心跳开始到下次心跳开始期间发生的与血流有关的全部或任何事件,。每一次“心跳”包括三个主要阶段:心房收缩、心室收缩和完全心脏舒张。

[0007] 依据本发明,提供一种减少血管斑块的非侵入性方法,包括以下步骤:

[0008] - 对哺乳动物体的至少一部分成像,以产生图像;

[0009] - 确定所述图像中至少一个血管斑块的位置 (location);

[0010] - 判定所述血管斑块的基部位置,所述基部位置作为目标位置;

[0011] - 精确确定有关哺乳动物体心律的所述目标位置的相关位置 (relative position);

[0012] - 以预先设定的方式从超声波源发送一束超声能量波到所述相关位置的焦点以提

高所述目标位置的温度；

[0013] - 监控目标位置的温度；以及

[0014] - 当所述目标位置达到预先设定的温度时停止发送超声能量波。

[0015] 依据本发明的方法包括显示所述图像和所述目标位置的步骤。其还包括为所述血管斑块的治疗准备治疗计划的步骤。超声能量波的频率可以在约 0.8 赫兹和约 4 赫兹之间调节。所述超声能量波的焦点例如小于 15 立方毫米 (mm³)。所述超声能量波的聚集强度通常调节为大于 500W/cm²。而且, 超声能量波传递的持续时间通常是基于温度变化可调的。典型地, 传送超声能量波的持续时间可在 80 毫秒和 1 秒之间调节。

[0016] 依据本发明的另一方面, 提供一种减少血管斑块的系统, 包括:

[0017] - 用于对哺乳动物体的至少一部分成像的成像设备;

[0018] - 用于分析所述图像以定位至少一个血管斑块和所述血管斑块基部从而确定斑块位置的分析设备;

[0019] - 用于监控有关哺乳动物体心律的所述目标位置的相关位置的监控设备;

[0020] - 用于向所述目标位置发射预先设定强度的超声能量波的至少一个可移动的超声波发射设备;

[0021] - 监控所述目标位置温度的温度监控设备; 以及

[0022] - 当所述目标位置达到预先设定的温度时切断超声能量波发送的设备。

[0023] 该监控设备是 ECG 机器。超声波发射设备是高频率超声波 (HFU) 设备。成像设备是磁共振成像 (MRI, Magnetic Resonance Imaging) 设备。

[0024] 成像设备和分析设备可识别成像体的血管系统中的斑块和鉴别血管的 MRI 图像中斑块的基部。HFU 设备用于向作为目标位置的由成像和分析设备识别出的斑块的基部发射 HFU。温度监控设备用于通过热成像监控目标位置处组织的温度, 来决定 HFU 发射何时完成。

[0025] 依据本发明的系统, 可用于治疗颈动脉、髂、股或冠状动脉中的斑块。依据本发明另一实施例, 心电图 (ECG, electrocardiogram) 监控设备用于在所述治疗和处理来自所述监控 ECG 的信号的过程中监控心律。

[0026] 控制设备依据接收自 ECG 监控设备的数据, 来控制 MRI 成像和 HFU 发送的时机, 从而在心跳周期的特定时间点触发 HFU 发送和 MRI 成像。

[0027] 控制设备用于操纵超声波依照以下内容发射超能量波:

[0028] - 特定发射角度或发射位置;

[0029] - 发射的超声能量波的强度; 以及

[0030] - 发射的超声能量波的持续时间

[0031] - 上述参数依赖于成像设备中斑块的大小和位置。

[0032] 该系统包括用于确定发射的超声能量波参数的治疗计划。该系统可能包括控制设备, 该控制设备接收来自自动控制单元和 / 或通过人工干预的所述治疗计划。

[0033] 向斑块的基部发射 HFU 可引起目标位置处的组织温度上升。对目标组织的 MRI 监控可探测温度的增加。当增加的温度足够时, 停止 HFU 治疗。HFU 治疗可重复在同一目标以不同的发射角度进行。HFU 治疗也可重复在同一斑块内或不同斑块内多个目标位置进行。

[0034] 对每一个目标, 持续发射 HFU, 直到发送的处理量足以让疤痕和斑块消退为止。

附图说明

[0035] 图 1 示出了减少血管斑块的非侵入性系统；

[0036] 图 2 示出了减少血管斑块的非侵入性治疗方法。

具体实施方式

[0037] 图 1 介绍了减少血管斑块的非侵入性系统。使用超声波发射设备将治疗发送给病人 (10)，一般通过超声波发送设备 (20)。所述超声波发送设备是多元集中变频器。在治疗发送过程中，病人 (10) 同时由 ECG 监控设备 (30) 和 MRI 设备 (40) 来监控。ECG 监控设备 (30) 和 MRI 设备 (40) 的输出送入分析处理设备 (50)，该分析处理设备 (50) 包括图像识别设备 (60) 和图像显示设备 (70)。控制器提供输出给控制器 (80)，该控制器 (80) 通过操纵和控制超声波发送设备 (20) 来指示能量的发送。

[0038] 在此过程中，将病人 (10) 置于手术台上一个舒适的位置，在手术台上病人必须保持不动。因为此过程是非侵入性的，它可能在不需要注射任何镇静剂也不会引起病人不适的情况下进行。手术台置于 MRI 设备 (40) 中，使得可以在治疗过程中拍摄 MRI 图像以对目标损伤进行定位和对治疗进程进行监控。MRI 设备 (40) 必须能够提供血管壁处斑块背面的极其详细的动脉图像，从而能够精确的识别斑块的基部。可以在本发明的实施例中使用能够提供以纳米级别分辨率显示组织的图像的 MRI 设备 (40)，诸如 1.5, 3 或者 7 特斯拉 MRI 单元以提供这些精确的图像。

[0039] 在治疗过程中还可通过 ECG 监控设备 (30) 来监控病人 (10)。ECG 监控单元 (30) 可能是标准的 12 导联 ECG，或者可使用更少的导联来执行。像在 MRI 设备 (40) 中或在在其附近使用所有其他组件，ECG 监控设备 (30) 不应包括任何铁材料。病人心脏跳动会引起心脏和动脉的运动，因为每次心脏收缩时动脉将会扩张。ECG 用于允许该系统补偿上述运动。为了获得有用的 MRI 图像，控制 MRI 图像拍摄的时间对应于病人心脏的跳动，从而使得每一图片拍摄于心动周期的同一时间点。例如，可控制 MRI 设备在心脏舒张期、弛松期拍摄图像。同样地，也可使用 ECG 监控设备 (30) 来控制 HFU 治疗的发送在心动周期的时间。使用 MRI 图像对目标位置进行识别后，将 HFU 治疗应用于目标位置。为了确保在治疗过程中对目标位置的正确的定位，心动周期过程中，MRI 图像的拍摄时间点与 HFU 治疗传送时间点相同。在此方式下，使用 MRI 识别的目标位置与 HFU 治疗的传送位置相同。

[0040] 在治疗过程中，ECG 数据转发给处理设备 (50)。处理设备 (50) 分析该 ECG 数据并向 MRI 设备 (40) 和控制器 (80) 提供指令。处理设备 (50) 还接收来自 MRI 设备 (40) 的数据。处理设备 (50) 包括图像识别设备 (60) 和图像显示设备 (70)。图像识别设备 (60) 用于通过分析 MRI 图像中的信号来识别动脉中的斑块。或者，临床医生在 MRI 图像的图像显示设备 (70) 上直观的识别斑块。在一些实施例中，图像识别设备 (60) 识别斑块，临床医生使用图像显示设备 (70) 鉴定该识别。图像识别设备 (60) 和 / 或临床医生识别每一斑块基部的位置，该位置是 HFU 治疗的目标位置。

[0041] 由处理设备 (50) 和 / 或临床医生识别出一个或多个目标位置后，就开展治疗计划。单个斑块包括一个目标位置或沿着斑块基部的几个目标位置。另外，一个个体可能有多个斑块。在一些情况下，治疗计划包括将 HFU 传递至所有识别出的斑块基部。在其他情

况下,较为理想的是有选择地仅处理一些斑块基部或者一部分斑块基部,而对剩余的斑块不做处理。所以,治疗计划包括关于哪些斑块基部将被处理的决定,这些将被处理的斑块基部的位置将成为目标位置。对于每一目标位置,还需确定病人(10)和超声波发送设备(20)的理想对准(ideal alignment)。这将依赖于目标位置以及诸如病人个体解剖的因素。

[0042] 下述参依赖于MRI设备(40)所勘测的斑块的大小和位置:

[0043] - 特定发射角度或位置;

[0044] - 将发射的超声能量波的强度;以及

[0045] - 发射的超声能量波的持续时间

[0046] 在一些情况下,通过发送单一角度发送固定HFU波束来进行治疗。或者,优选发送超过一个治疗角度的固定HFU波束将HFU发送至目标位置。在一些情况下,可以弧状治疗角度来旋转波束的形式发送HFU。在其他情况下,可以多个弧状治疗角度来发送HFU。可通过多位点变频器(multilocus transducer)来实现。该方法包括移动所述波束源的步骤。该移动可为线性的或有弧度的。通过使用超过一个治疗角度发送治疗,可最小化传送到目标位置外组织的能量,从而减小或消除损害其他组织的风险。对于每一治疗角度和每一目标位置,需选择目标温度。所以治疗计划包括有关哪些目标位置需要处理;HFU将要发送的角度;是否需要使用多个治疗角度来将HFU传送到目标位置;对于每一HFU的传送,目标位置的最终温度是多少的具体细节。超声能量波的传送要么是间歇性的,要么是脉冲作用的,该超声波发射源在每一脉冲之后或一连串脉冲之后被转移。发射的角度是恒定的或者在每一脉冲之后或一连串脉冲之后改变。上述这些决定由处理设备(50)依据其内部程序来做出,或者由临床医生做出,或者由临床医生和处理设备(50)共同做出。

[0047] 通过弧形治疗角度来发射HFU,可以是旋转发射也可以是固定发射。当治疗计划需要以弧形角度旋转发射HFU时,发送HFU治疗的同时HFU设备处于移动状态。然而,由于动脉的运动,仅在每一心动周期的特定时间窗内提供动脉HFU治疗的旋转发射。因此,旋转治疗的弧形可通过一连串小弧形构成,随着每一次心跳,HFU设备旋转过一连串小弧形来发射其治疗。例如,在第一心跳过程中,治疗开始于第一角度并旋转至第二角度,形成第一小弧形。在下一心跳时,治疗可开始于第二角度并旋转至第三角度,形成第二小弧形。该第二小弧形与第一小弧形是连续的。治疗必须是沿着小弧形连续的旋转,直至这些小弧形构成了计划好的治疗弧形。或者,可通过弧形角度发送固定的治疗,不需要在HFU发送过程中旋转。例如,在第一次心跳过程中,由固定HFU波束以第一角度来发送治疗。HFU设备可进行微调,诸如1毫米,在第二心跳过程中,由固定HFU设备以第二角度来发送治疗,该第二角度与第一角度接近。HFU设备继续调整连续的治疗角度,直至以一连串的角度发送治疗,形成弧形旋转角度。

[0048] 或者,多位点变频器调整目标血管的大小或形式或者调制以连续的方式发送能量的多个传感器的弧形。

[0049] 处理设备依据治疗计划发送指令至控制器(80),控制器(80)用于控制超声波发送设备(20)。当超声波发送设备(20)位于MRI设备(40)中时,其不能包括任何含铁材料。在治疗过程中,超声波发送设备(20)的治疗面(treatment face)与病人(10)的身体表面直接接触,或者通过例如病人脖子、腹股沟、或胸上的中间媒介物(诸如凝胶片)接触。使用凝胶片时,该凝胶片能够压缩以矫正病人身体表面与脉管的目标位置之间的距离。因此,

凝胶片合适用于那些经治疗弧度旋转发送的 HFU 治疗,以使得当 HFU 设备在目标位置周围旋转时,HFU 设备与目标位置间的距离保持不变。超声波发送设备 (20) 是可移动的并且能够相对应病人 (10) 精确的放置和成一定角度,从而将 HFU 精确的指引到目标位置。超声波发送设备 (20) 和目标位置之间的最大距离优选少于 6cm。当开展治疗计划时可将该最大距离考虑在内。

[0050] 超声波发送设备 (20) 将超声波发送至斑块基部处的目标位置,使得目标位置处温度升高。HFU 焦点的大小优选少于 15mm^3 。这可通过使用频率在约 0.8 赫兹~约 4 赫兹之间的 HFU 波来实现,且该焦点的强度在 $500 \sim 3000\text{W}/\text{cm}^2$ 之间。超声波发送设备 (20) 依据来自处理设备 (50) 的指令以重复的短间隔 (repeated brief interval) 将 HFU 发送至目标设备,该短间隔与由 ECG 检测到的心动周期的特定时间点相关联。每次发送 HFU 的持续时间可从大约 80 毫秒到大约 1 秒。每次发送 HFU 的合适的持续时间取决于病人的心率。每次发送 HFU 的持续时间为适合于大多数或全部病人的短持续时间,不考虑病人的心率。或者,可基于测定的心率来确定每个病人个体的每次发送 HFU 的持续时间。最后,每次发送 HFU 的持续时间在每一病人治疗过程中是可变的,以响应测量的心率。

[0051] 超声波发送设备 (20) 依据治疗计划向目标位置持续发送 HFU 直至该处组织达到期望的温度。在一些实施例中,目标位置的最大期望温度大约是 80 摄氏度。目标位置的温度由处理设备 (50) 基于 MRI 设备 (40) 提供的图像 来确定。为了监控温度的增加,该系统可在治疗过程中周期性地拍摄 MRI 图像。例如,该系统可在每次发送 HFU 治疗之后拍摄 MRI 图像。或者,可在发送 HFU 治疗过程中拍摄 MRI 图像。例如,可在最初治疗过程中拍摄 MRI 图像,在几个 HFU 脉冲之后再重复进行拍摄。在治疗过程中再重复 MRI 图像以监控此过程。目标位置处 MRI 图像的信号对应于组织的温度而变化。处理设备 (50) 包括一设备,该设备用于分析目标位置的 MRI 图像的变化以确定组织的温度。当到达期望的温度时,处理设备 (50) 指示控制器 (80) 停止发送 HFU。所述控制器 (80) 还包括计时设备,用于确定与心率相关的每一脉冲的开始和结束。

[0052] 图 2 示出了依据本发明实施例的治疗方法。该治疗开始于步骤 100。在步骤 102 中,拍摄冠状血管 (coronary vessels) 的 MRI 图像。在步骤 104 中, MRI 图像用于识别斑块和该斑块基部的目标位置。在步骤 106 中,由处理设备和 / 或临床医生基于 MRI 图像开展治疗计划。在步骤 108 中,再通过固定波束或旋转波束将 HFU 治疗应用于血管壁的精确位置。在步骤 110 中,执行目标位置的 MRI 成像。在步骤 112 中,处理 MRI 图像,依据治疗计划确定是否达到该期望的温度。若未达到期望温度,则重复进入 HFU 治疗步骤 108、MRI 成像步骤 110 以及 MRI 成像处理步骤 112,直至达到期望的温度。

[0053] 在步骤 114 中,确定对目标位置的治疗计划是否需要目标位置作出进一步的治疗角度或弧形的治疗角度。如果计划进行进一步的治疗角度或弧形角度,在步骤 116 中,调节 HFU 发射设备的开始位置和开始角度;并在步骤 108 再次以新的角度对同一目标位置应用 HFU 治疗。在步骤 110 和 112 中,使用新的 HFU 设备角度重复进行 MRI 成像和图像处理,直至达到期望温度。

[0054] 如果目标位置不需要进一步的治疗角度,在步骤 118 中,确定是否计划对另一目标位置进行进一步的治疗。如果没有计划对另一目标位置进行治疗,则该治疗结束于步骤 122。如果计划对另一目标位置进行进一步的治疗,那么在步骤 120 中调整 HFU 设备的位置

以发射 HFU 至新的目标位置,并对新的治疗位置重复该过程。重复进行这些过程直至所有计划的目标位置都被治疗。

[0055] 将 HFU 应用于斑块的基部,血管壁中的目标组织温度升高。该温度的升高会导致组织发炎,随后形成足以减少或破坏与斑块基部维管联结的营养血管(vaso vasorum)的伤疤。可以相信,斑块基部血管壁的脉管系统的丢失将导致斑块的最终消退。因为 HFU 非常精确,可将能量传送至斑块的基部而不会破坏血管壁。在此方式下,可使用非侵入性 HFU 治疗以减少和消除斑块。

[0056] 本发明的实施例使用目标超声波治疗非侵入性治疗动脉粥样硬化疾病,避免了侵入性介入方法所固有的风险。另外,由于避免了外科手术,对于病人和临床医生来说该治疗方法会更容易,并能够被更快速的实施,减少了给病人带来的不适且能够更快速且更容易的恢复。而且,可为那些不适合进行外科手术的病人提供治疗选择。本发明的一些实施例适合于大动脉,还可执行该方法以减少包括冠状动脉在内的身体中的其他位置的动脉硬化症状。

[0057] 图像引导的心斑块消除方法和系统可用于以下潜在的血管应用中:

[0058] 消除动脉硬化,包括移除股间肌、颈动脉、肾脏、冠状动脉中的动脉硬化斑块。还可用于消除溶栓,该溶栓包括颅骨血栓、血液透析分流通道中的血栓、左心房附属器官中的血栓、静脉血栓以及肺栓塞。还可进一步用于消除血管的梗塞,典型地在诸如以下医学条件下应用:出血、穿刺密封(sealing of punctures)、静脉曲张、伪动脉瘤(pseudoaneurysmata)、大脑血管畸形、不流血器官切除术、食道血管曲张流血、以及共用单一胎盘的双胞胎分离。

[0059] 图像引导的斑块消除方法和系统可扩展用于以下潜在的非血管应用中:

[0060] 用于恶性肿瘤的有关情况,包括前列腺癌、乳房癌、肝癌、肾癌、泌尿膀胱癌、胰腺癌、骨肉瘤。还可用于与恶性肿瘤不相关的其他非血管应用中,诸如良性前列腺增生、子宫纤维瘤、纤维性瘤(乳房、肝脏)。

[0061] 进一步地,图像引导的斑块消除方法和系统可用于青光眼治疗;疼痛治疗;大脑功能紊乱(癫痫症、帕金森氏症)、碎石术(lithotripsy)(泌尿器管、胆汁)、输精管切除术、滑膜切除术(风湿性关节炎)、皮肤损伤恢复(瓣膜营养失调、淋巴腺排水、皮肤护理)以及与心房纤维性颤动相关的情况(心房迷宫术)的治疗。

[0062] 还可用于基因瞄准和药物释放应用中。

[0063] 虽然这里主要着重优选实施例的特定组件,但也可以对这些优选实施例进行多种改变和改进,而不脱离本发明的实质。对于本领域技术人员来说,可以通过这里披露的内容对这些实施例以及本发明其他实施例进行改变。可以理解的是,上述内容只是用于解释本发明并不作为对本发明的限制。

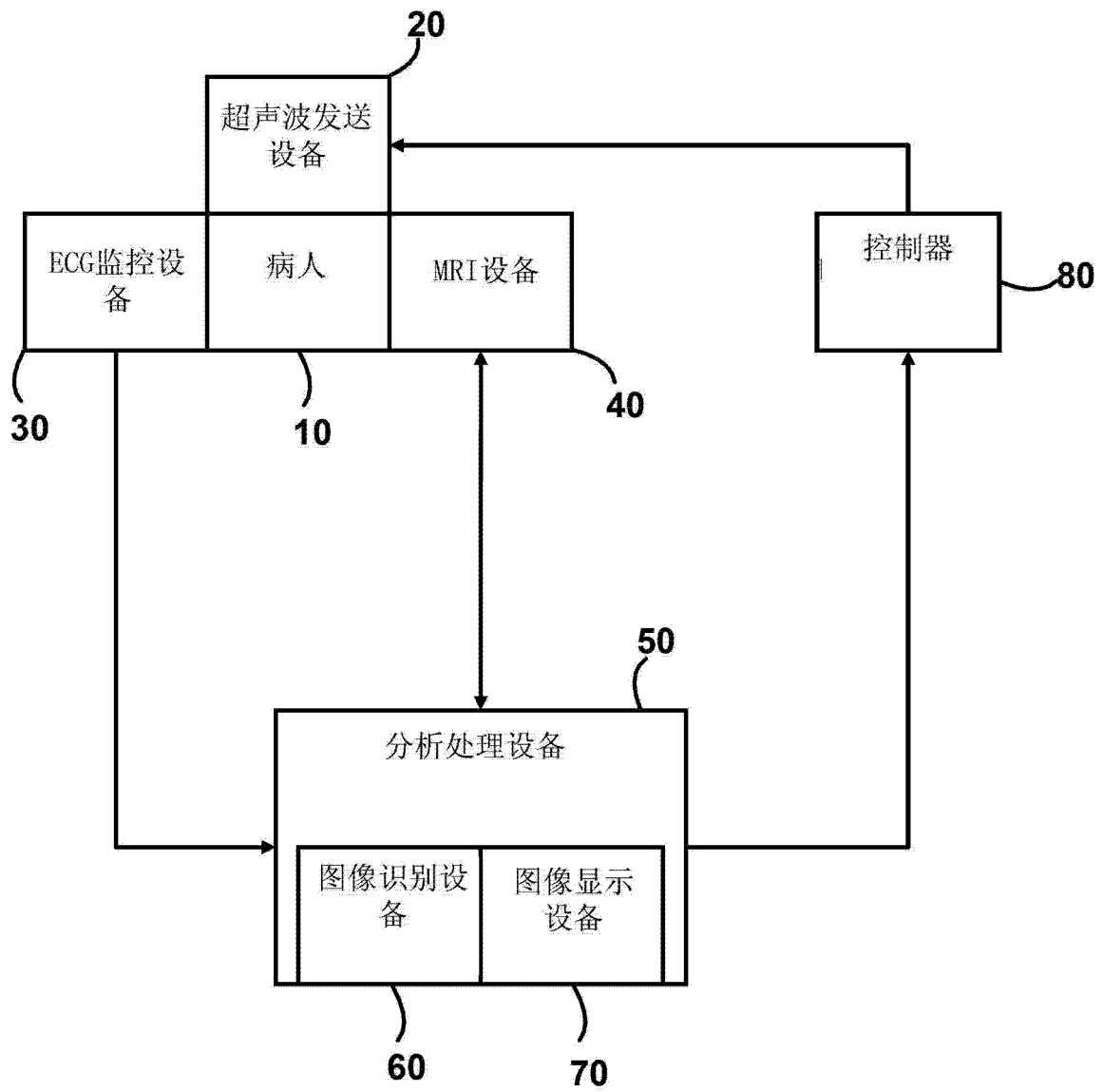


图 1

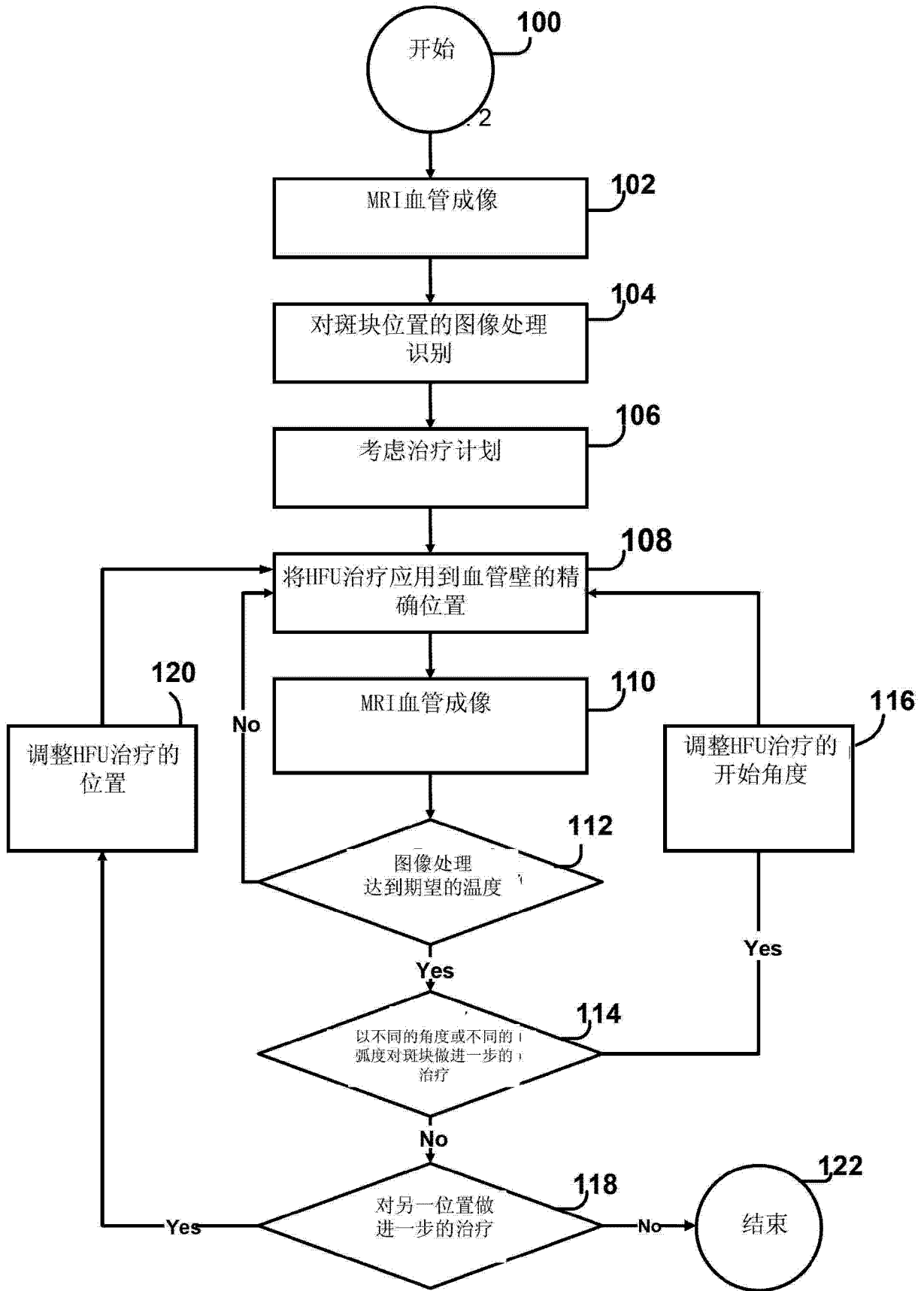


图 2