



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101330874 B

(45) 授权公告日 2011. 10. 05

(21) 申请号 200680046803. 4

(22) 申请日 2006. 12. 07

(30) 优先权数据

60/750, 650 2005. 12. 14 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 06. 12

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/054669 2006. 12. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02007/069154 EN 2007. 06. 21

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·彼得鲁齐格 H·劳思

J·弗雷泽 S·阿亚提

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 郭少俊 王英

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 8/06 (2006. 01)

A61N 7/02 (2006. 01)

A61B 17/132 (2006. 01)

A61B 17/138 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 3552382, 说明书第2栏第75行至第3栏第7行、第5栏第1行至第36行, 图1、7、8.

W0 98/58588 A1, 1998. 12. 30, 说明书第13页第8行至第12行, 图5.

W0 01/34018 A2, 2001. 05. 17, 摘要, 说明书第8页第19行至第9页第20行、第16页第1行至第9行, 图1、2.

审查员 马楠

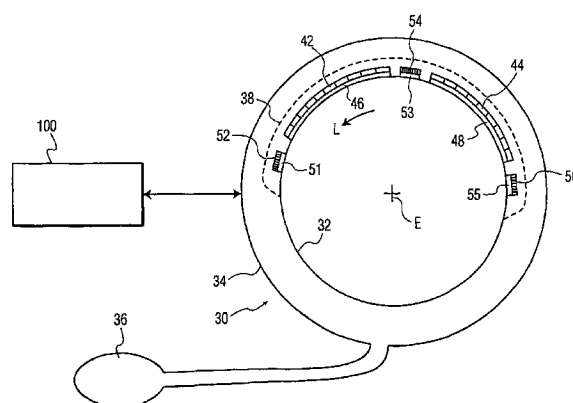
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 9 页

(54) 发明名称

用于引导和施加高强度聚焦超声波以控制因截肢而出血的方法和设备

(57) 摘要

描述了一种超声波诊断和治疗系统, 该系统用于使严重受损的血管或在截肢中被截断的血管停止出血。将包括诊断换能器阵列和 HIFU 换能器 (42, 44) 的袖带 (30) 附着于被截肢体的残端。诊断换能器测量被截肢体的组织, 搜索多普勒流动信号。在检测到多普勒流动信号时, 确定检测到流动的样本体积的范围和坐标以及流速。将该信息提供给 HIFU 治疗换能器控制器, 该控制器控制 HIFU 换能器向流动位置的样本体积、血管腔的中心发射聚焦超声波。聚焦超声波加热截断血管中的血液并使其凝固以阻止出血。通过在同一血液团流动时对其进行跟踪和连续加热, 或者通过加热很长一段的血管而不是血管中的固定点来减少由于血液流动而导致的热量散失。



1. 一种超声波诊断和治疗系统,用于通过超声波加热降低外周血管的血液流动,该系统包括:

被配置为附着到肢体的换能器袖带,其包括至少一个诊断换能器和至少一个治疗换能器;

耦合到所述诊断换能器的流动收发器,其用于控制所述诊断换能器的超声波发射并响应于所发射的超声波接收来自血液流动的回波信号;

耦合到所述流动收发器并响应于所述回波信号的流动处理器,其用于识别血液流动的位置;

治疗处理器,其响应于对血液流动位置的识别以产生用于所识别位置的治疗控制信号;以及

耦合到所述治疗换能器的治疗发射器,其用于使所述治疗换能器向所识别的血液流动位置提供高强度聚焦超声波,

其中,所述聚焦超声波在一团血液通过所述血管移动时连续加热这一团血液。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述流动处理器包括多普勒处理器,其响应于对多普勒回波信号的接收以识别血液运动的位置。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述多普勒处理器产生对流速的估算。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述流动收发器控制所述诊断换能器的超声波发射使其处于诊断成像功率极限内。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述治疗发射器用于以在所识别的血液流动位置处产生热量的强度水平提供高强度聚焦超声波。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述流动处理器用于在三维空间中识别血液流动位置。

7. 根据权利要求5所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述治疗处理器包括治疗控制器,所述治疗控制器用于使所述治疗换能器在血管中产生热量,直到由所述流动处理器确定的所述血管中的血液流速降低到可接受的水平为止。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述治疗控制器用于在所述诊断换能器采集流动回波信息时暂停由所述治疗换能器提供高强度聚焦超声波。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述治疗处理器响应于来自所述流动处理器的信号,所述信号表示血管尺寸、所述血管中的血液流速和所述血管中的血液流动位置。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述治疗处理器产生控制信号,所述控制信号控制由所述治疗换能器提供的功率、所述治疗换能器的启动时间以及所提供的高强度聚焦超声波的焦点。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述换能器袖带表现出可控的压力,其用于控制所述诊断换能器及所述治疗换能器与所述肢体的接触。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述换能器袖带表现出可控的高压力,其用于限制血液流过所述肢体的血管。

13. 根据权利要求11所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述换能器袖带表现出可控

制的高压力,其用于增加所述诊断换能器及所述治疗换能器与所述肢体之间的声耦合。

14. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述换能器袖带表现出可控的高压力,其用于稳定所述诊断换能器及所述治疗换能器相对于所述肢体中的血管的位置。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断和治疗系统,还包括显示器,其响应于被启动的所述流动处理器以指示已经识别出血液流动的位置。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述显示器包括一个或多个发光器件。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述显示器包括二维或三维图像显示器。

18. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断和治疗系统,还包括音频发射器,其响应于被启动的所述流动处理器以指示已经识别出血液流动的位置。

19. 根据权利要求 18 所述的超声波诊断和治疗系统,其中所述音频发射器进一步响应于所述流动处理器以引导所述换能器袖带的放置。

用于引导和施加高强度聚焦超声波以控制因截肢而出血的方法和设备

[0001] 本发明涉及医学诊断和治疗超声波系统,具体而言涉及利用高强度聚焦超声波控制截断血管的出血的方法和设备。

[0002] 在战争期间涉及近端截肢的战场创伤是常见的。还可能在车祸和生产事故中以及由于其他原因导致截肢。在这些情况下丧生的主要原因是分别从臂或腿的主动脉、肱动脉和股动脉迅速失血。在紧急环境下很难处理这些伤口,因为动脉的粗糙切除端不会痉挛闭合,而是缩回到肢体中,使得接近并钳住它们很困难或不可能。希望有一种由受过最少训练的急救医护技术人员在受伤现场使用的方法和设备。

[0003] 已经表明,应用低 MHz 频率范围内的高强度聚焦超声波 (HIFU) 通过加热动脉壁和血液自身的效应减小并消除了穿孔和割开动脉的出血,即使在比上述较大动脉血管更小的动脉中和更低的流速下也是如此。因此,希望具有能够用于在紧急情况下迅速有效地处理来自任何外围血管的出血的设备和方法。

[0004] 根据本发明的原理,描述了治疗设备,其使用施加到受影响肢体的残端的完整或部分袖带,该袖带包括感测流动的换能器和高强度超声波换能器。两种换能器处于已知的相互关系,从而能够使用由感测流动的换能器定位或跟踪的血液流动数据来引导将高强度超声波应用到血液流动。用于换能器以及简单显示机构的支持电子器件可以位于袖带上或附着于袖带的仪器中。显示器能够使操作者将袖带迅速对准到靠近被检测的流动区域(目标血管)。连接到感测流动的换能器的流动处理器提供对袖带和目标血管之间的距离的自动确定。高强度超声波换能器可以是环形或线性阵列,并且发射一个或多个沿流动处理器确定的适当深度处的血管聚焦的高强度聚焦超声波 (HIFU) 斑点或 HIFU 线束。

[0005] 在下述实例中,使用多个多普勒和 HIFU 相位阵列来自动获取高流速血管的位置和功能数据以在系统内部使用,并发射定制的 HIFU 束,以沿着血管长度的一段加热血管。沿血管长度提供 HIFU 能量对于成功凝固截断血管中的血液会是很重要的。

[0006] 可以通过阻抗匹配的衬垫或填充流体的外壳来提供袖带换能器到肢体的声耦合。袖带可以与皮肤上耦合凝胶一起使用,以便在所需的扩展区域上迅速实现良好的超声波耦合。

[0007] 在附图中:

[0008] 图 1 以方框图的形式示出根据本发明的原理构造的用于处理截断血管的超声波诊断和治疗系统;

[0009] 图 2 示出根据本发明的原理构造的换能器袖带的一个实例;

[0010] 图 3 示出根据本发明的原理构造的换能器袖带的第二实例;

[0011] 图 4 是根据本发明的原理构造的超声波诊断和治疗设备的信号处理和控制系统的具体方框图;

[0012] 图 5 示出一种使用图 2 的换能器袖带加热被定位的血管的血液的方法;

[0013] 图 6 示出第二种使用图 2 的换能器袖带加热被定位的血管的血液的方法;

[0014] 图 7 示出第一种使用图 3 的换能器袖带加热被定位的血管的血液的方法;

[0015] 图 8 示出第二种使用图 3 的换能器袖带加热被定位的血管的血液的方法；

[0016] 图 9 示出第三种使用图 3 的换能器袖带加热被定位的血管的血液的方法；

[0017] 图 10 示出根据本发明的原理构造的换能器袖带的第三实例；

[0018] 图 11 示出本发明的系统的实例，其具有一排可视指示符，用于在放置换能器袖带使其接近血管的过程中引导用户。

[0019] 首先参考图 1，以方框图的形式示出了根据本发明的原理构造的用于处理截断血管的超声波诊断和治疗系统。在出血血管附近接触被截肢体的换能器袖带 10 包括诊断换能器 12 和治疗换能器 14。诊断换能器优选通过血液流动的多普勒检测来定位血管。诊断换能器耦合到系统的诊断部 20。诊断换能器受到诊断部的流动收发器 22 的控制，其激活换能器并从血管接收回波信号。将回波信号信息耦合到诊断部的流动处理器 24，其确定血管的位置，在下述实例中还确定血液流动速率（速度）。将该血液流动信息耦合到系统的治疗部 130 中的治疗处理器 132。治疗处理器 132 利用该信息通过控制治疗部的治疗发射器 134 来控制向血液流动提供超声波治疗。通过使用诊断换能器提供的位置和流动信息将高强度超声波聚焦到血管的血液上。持续进行治疗，直到血管中的血液已充分凝结而阻止血液流动为止。所示的显示指示器 16 位于换能器袖带 10 上，但也可以位于包含诊断或治疗部的仪器上，其在放置换能器袖带使其接近流动血管的过程中为用户提供目视引导，还可以表示治疗何时进行，何时完成。作为视觉指示器的替代或除此之外，可以由系统产生听觉指令以引导用户。

[0020] 在使用时，将换能器袖带 10 置于或缠绕于被截肢体的末端周围。在使用缠绕型袖带时，使袖带膨胀或勒紧以便处于患者皮肤上和截断血管上方良好的声学 and 静态位置上。诊断换能器优选通过对换能器下方的最高流动速度进行多普勒感测来定位血管。按照血液流动的多普勒速度计算血管的位置。将该信息提供给治疗处理器，其控制治疗发射器发射高强度超声波，该高强度超声波被聚焦在血管的一定深度和横向位置上。诊断换能器在治疗期间监测血管。这种监测可以包括连续跟踪血管的位置以使治疗换能器保持聚焦在血管的适当区域上，以及监测流动，以确定何时发生凝固，何时血液流动停止且何时完成治疗。如果需要，也可以显示诊断信息，但这不是必须的。在下述的一个实例中，在治疗期间通过提供与血管对准的一系列热量来加热一段血管，从而使血液凝固。在另一个实例中，将高强度超声波斑点聚焦在一团血液上并随着血液流动而移动，以在该段血液通过治疗换能器下方的血管移动时连续加热同一段血液。这些技术对于克服由于挟带热量的血液通过并离开截断血管的高流动速率而导致的血管中的热量的连续散失是有用的。在动脉的延伸区域之上施加 HIFU 能量允许将血液加热到足够的温度，以促进凝固，而不会超过所介入组织中的可允许的热量。

[0021] 以下示出并描述本发明的系统的很多实例。在一个实例中，将具有柱形阵列的部分袖带用作 HIFU 源，从而通过用户在皮肤表面上移动袖带来设置线聚焦超声波束的 X-Y 位置。由简单的用户界面（例如速度计指示器或彩色 LED 阵列）引导用户，所述界面给出检测到最高流速的皮肤位置的指示。在 HIFU 阵列两端和 / 或旁边的成对诊断检测器阵列使得能够将袖带对准到非常靠近被治疗的血管。基于在多检测器系统上所检测到的最大多普勒信号的范围，通过驱动柱形治疗阵列的发射器电路自动设置 HIFU 束的聚焦深度。该实例使用单个大型柱形阵列来提供足够的能量，以沿着血管在延伸区域之上提供凝固效果。

[0022] 在另一个实例中,向肢体施加多相阵列的换能器袖带,从而利用电子束导引检查(interrogate)整个体积。引导并定位袖带,使得一个或多个治疗 HIFU 阵列与血管平行。通过表示截断血管的高流动速率来确定用于凝固的治疗束位置,该高流动速率高于当血液流动速率受到毛细血管床的阻力调节时应当具有的流动速率。在漏液处附近以及在其周围漏液一直流动的蓄血处(blood pool)中还有多普勒信号的异常。在这种情况下,利用多个用于产生治疗功率的换能器来提供足够的功率以进行凝固。

[0023] 图 2 是本发明的换能器袖带 30 的一个实例。在此以截面示出的袖带 30 是一种类似于用于血压测量的套筒的可膨胀囊状套筒。可以将袖带制成不同的尺寸(直径),以用于臂或腿。在适于臂用的袖带中,换能器可以完全绕着袖带或仅绕着袖带的弧的一部分延伸,该弧例如是对着 90° 到 135° 弧的换能器的弧。图 2 所示的实例使用了面向 135° 的弧的换能器。用于腿的适当的弧大约为 9cm 乘 9cm。对于臂,适当的弧大约为 6cm 乘 6cm。袖带 30 具有与患者肢体接触的内表面 32 和外表面 34。可以用打气泵 36 使这些表面之间的空间膨胀起来。袖带膨胀实现了三个目的:在袖带内部挤压换能器使其与患者肢体处于良好的声学接触;确保换能器相对于下方的血管处于静止位置;以及在肢体周围提供止血力以帮助阻止血液的流动。止血带功能还可以减慢血液流动,从而有更多时间来诊断和处理换能器范围内的血液团。还可以用较低剂量的声能来有效处理较低的流动速率。将袖带 30 耦合到治疗 and 诊断提供系统 100,其控制诊断和治疗换能器。换能器附着于袖带的内表面。两个柱形曲线阵列治疗 HIFU 换能器 42 和 44 位于内表面上。在该实例中,在各 HIFU 换能器的端部和之间留有空隙以放置三个二维相位阵列换能器 52、54 和 56。安装所有的换能器使其良好地声学耦合到袖带内的患者肢体上。一种提供声耦合的方式是将换能器置于填充有液体的隔室中。在该实例中,虚线 38 表示聚氨酯膜,其将换能器包封在膜 38 和袖带 30 的内表面 32 之间的填充有液体的隔室中。另一种提供声耦合的方式是利用位于换能器发射表面和患者皮肤之间的声耦合衬垫。在该实例中,所示的声耦合衬垫 46、48、51、53 和 55 位于换能器 42、44、52、54 和 56 的发射表面上。可以使用分立的衬垫或一个连续的衬垫。该声耦合衬垫可以由固体顺聚丁二烯绝缘材料或凝胶材料制成,例如 Kitecko 绝缘衬垫。

[0024] 二维相位阵列换能器 52、54 和 56 由切块的压电材料制成。HIFU 换能器元件可以由固体压电材料或压电陶瓷与环氧树脂的合成物形成,这能够将弯曲的 HIFU 阵列弯成所期望的弓形。该阵列是二维的,允许对阵列下方的体积进行多普勒检查,使得所述阵列能够系统地搜索肢体的高流动速率的位置。沿 HIFU 换能器 42 和 44 的纵向尺度(由箭头 L 表示)来切割所述 HIFU 换能器 42 和 44,从而能够在定位血管的皮肤表面下方的选定聚焦深度处聚焦治疗束。也可以沿高度方向(进入如 E 处所示的图平面中)切割 HIFU 换能器 42、44,从而能够以选定的束角(血管定位在其中)导引和聚焦治疗束,并跟踪血液团通过血管的流动。HIFU 换能器优选是背面有类似气孔,以减少背侧的显著加热。导热匹配层和涂有低阻抗中间层的支架可以用于至绝缘衬垫和用于 HIFU 换能器的机械支撑的良好热传递。优选地,换能器背部附着倒装芯片微束形成器,以控制换能器的操作并通过直接驱动换能器元件来防止驱动电路和换能器元件之间显著的能量损耗。在美国专利 6375617 (Fraser)、美国专利 5997479 (Savord) 和美国专利 6126602 (Savord) 中一般性地描述了适当的微束形成器和微束形成技术。

[0025] 治疗换能器 42、44 例如在 2.5 到 4MHz 的低 MHz 范围内工作。对于非常深的动脉

血管,可以优选采用更低的 1.0 到 1.5MHz 的频率。根据工作深度的期望范围,诊断换能器 52、54、56 在该范围内或更高的频率上工作,对于较深的腿部深度优选较低的频率,对于较浅的臂部深度优选较高的频率。通常以全孔径操作诊断换能器,可以以阵列元件组的全孔径或子孔径来操作治疗换能器。可以对用于 HIFU 换能器的驱动脉冲进行脉冲宽度调制,以提高效率。

[0026] 图 3 以透视图示出本发明的换能器袖带 60 的第二实例。在该实例中,除去了袖带的外表面 34,以看到袖带的内表面 32 上的换能器阵列。排列该实例中的 HIFU 阵列 62 和 64,使它们的纵轴(如箭头 L 所示)与袖带的中心轴平行。治疗阵列的这种取向将倾向于使它们与延伸到肢体的被截端的血管对齐,尤其是腿和臂的较大的股和肱动脉。2D 多普勒阵列 71、72、73、74 和 75 位于治疗阵列的端部,治疗阵列之间,或者如图 3 的实例所示位于这两个位置。为了全范围的治疗束聚焦和导引,沿纵向尺度 L 和高度尺度 E(由箭头 E 表示)这二者切割治疗阵列 62 和 64。如前所述制造换能器阵列并对其进行声学耦合。任选地,袖带 60 可以包括附着于袖带的内表面 32 上的一个或多个力或压力传感器 82、84 和 86。这些传感器可以是压电元件或应变计,其感测袖带的内表面对肢体的力或压力。当这些传感器产生的信号降到预定极限以下时,它们会产生指示,即该袖带未足够牢固地附着于肢体或变松了,这将会导致换能器阵列和患者之间的声耦合的破坏。可以通过再次使袖带 60 膨胀来解决这种状况。

[0027] 图 4 是根据本发明的原理的另一实例,其中更详细地示出了治疗诊断和输送系统的诊断和治疗部。治疗控制器 160 控制设备的两个方面。治疗控制器 160 耦合到图像驱动器 120,以命令图像驱动器产生用于袖带 10 的诊断换能器阵列 12 的驱动信号。这里,术语“图像”并不表示形成了超声波图像,因为在本发明的实施中成像不是必须的。相反,在这里该术语是指由诊断阵列发射的超声波能量处在用于诊断成像的功率范围内而低于治疗用能量范围。将驱动信号提供给发射/接收控制器 122,其又控制微束形成器 124 以使诊断阵列 12 系统地扫描其下方的体积,寻找高强度或速度多普勒回波。将发射/接收控制器 122 接收到的回波信号耦合到多普勒处理器,该多普勒处理器对来自发射和接收束的回波信号进行多普勒处理,如进行 FFT 处理那样。当截断血管处在诊断阵列之一的范围内时,将从位于血管内肢体中的特定点处的样本体积接收到强或高速多普勒信号。可以由多普勒处理器 24 将该指示作为“检测到的流动”信号传送到治疗控制器 160,在这种情况下,治疗控制器将使显示器 162 上的“流动”LED 164 发光。从多普勒射束方向的角度和返回多普勒信号的范围(深度)可以确定血管中心的 x、y、z 坐标。返回强或高速多普勒信号的相邻样本体积的数量或体积流量的计算结果表示血管的尺寸。将该信息、尺寸、速度(V)和位置(x,y,z)耦合到治疗规划器 150。其他回波信号可以提供关于血管和阵列之间的组织的其他信息,例如异物(如弹片或玻璃)的存在,还可以提供关于血管之外易受处理影响的组织(例如骨或神经)的其他信息。治疗规划器使用该信息形成用于治疗的控制信号并向治疗控制器 160 发出信号,表示已经定位了流动源且可以开始治疗。

[0028] 治疗控制器通过使显示器 162 上的“治疗”LED 164 变亮对该信息做出响应。治疗控制器命令治疗驱动器 142 开始工作,并且治疗开始。治疗驱动器 142 向治疗束形成器 144 提供驱动信号。驱动信号使治疗束由治疗阵列 14 以治疗规划器 150 提供的信息确定的功率水平来发射。通常功率水平是血管尺寸(较大的血管需要较多的功率)和流动速率(较

高的流动速率需要较多的功率)的函数。治疗规划器 150 提供血管中心(这里流速最大)的 x、y、z 位置,治疗驱动器 142 和治疗束形成器 144 使用所述位置以沿正确的方向导引治疗束并在血管中心聚焦射束。时间信号 t 提供时间变化,该时间变化提供了要在血管中的指示位置处聚焦治疗束的时间的长短。

[0029] 治疗控制器 160 周期性地中断治疗,以便命令诊断换能器阵列对治疗区域进行重新抽样,以确认血管中心未从其先前确定的位置移开。血液流动的速度和方向表明了较早时间点发现的血液团在稍后时间点预计要处的位置。由诊断换能器扫描预计位置附近的区域并将速度和/或多普勒信号强度最大的最近样本体积标识为在稍后(而非现在)时间点可能会发现此前被加热的血液团的位置。治疗规划器 150 通过适当调节治疗驱动器 142 和束形成器 144 的控制参数来做出响应。通过这种方式,可以在血液团进入阵列的范围内时开始对其进行加热,并在其流向血管的被截端时对其进行跟踪并继续加热。该血液团将处在较高的温度下,于是比通过治疗阵列的固定焦点的血液团更可能促成凝固。通过这种方式,解决了血液流动导致热量散失的问题。曾研究过该过程涉及的生理现象的其他人指出,加热导致血管收缩,降低流速并使被截端周围的蓄血处凝固形成密封。

[0030] 图 5 示出了通过使用图 2 的换能器袖带如何可以使该过程发生。在膨胀的袖带 30 内部是患者的被截肢体,显示出诸如股骨 200 的骨位于肢体的中心处。诸如股动脉 202 的血管位于股骨 200 周围的组织体积中。诊断换能器 54 已经在从换能器阵列 54 延伸到股动脉的虚线的射束方向上对股动脉 202 中的血液流动进行了定位。使用该射束的范围(深度)和方向信息引导治疗阵列 42 的孔径或子孔径,以将高强度超声波能量聚焦在由从治疗阵列 42 延伸到股动脉 202 的实线表示的股动脉处。由于治疗能量源自皮肤表面处的阵列的延伸长度,因此能量密度不足以导致治疗阵列 42 和股动脉 202 之间组织的损伤。只有当该能量进入到血管内的焦点中时,能量密度才变得高到足以导致截断血管 202 中的血液的加热和所期望的凝固。

[0031] 图 6 示出了换能器袖带 30 的换能器阵列如何在血液团通过一段动脉 202 移动至其被截远端 204 时跟踪并加热血液团。当血液流动进入焦点 F1 处的范围内时,开始检测血管 202 的血液流动。对弯曲 2D 阵列 42 的分割能够将治疗束引导到如虚线 2、2' 表示的焦点 F1 处并使其开始在该处聚焦。速度信息表示血液团移动通过血管 202 的速度,并且在所述血液团移动通过血管时对其进行跟踪和加热。在稍后的时间,血液团位于焦点 F2,如从诊断阵列延伸的虚线 5、5' 所示,由诊断阵列 52、54 识别该焦点 F2。使用诊断确定的焦点 F2 的范围和位置信息使治疗阵列 42 在此时聚焦在由虚线 4、4' 表示的焦点 F2 处。最终同一血液团位于换能器范围、血管的末端,或者这两者的末端,如焦点 F3 所示。此时引导治疗束并使其聚焦在虚线 6、6' 所示的点 F3 处。于是,在同一血液团沿着血管 202 的长度段行进时,对其进行跟踪和反复或连续的加热。在该实例中看出,使诊断阵列彼此相对取向,使得它们的射束在血管 202 的区域中相交。在这种取向,可以在脉冲回波模式或专用收发模式下操作诊断阵列 52、54,在所述脉冲回波模式中,每个阵列发射并随后从其自己的发射接收回波,在专用收发模式中,由诊断阵列之一发射超声波并由另一个用于多普勒处理的诊断阵列接收所得的回波。因此在这种构造中可以使用连续波技术。

[0032] 图 7 示出了使用根据本发明的原理的图 3 的袖带 60 的一种技术。在所示的取向,调节袖带的位置,直到“流动”指示器指示血管位于诊断阵列 71、72 下方为止。然后将

治疗阵列 62 与如中心线 C 所示的血管的轴对准。当治疗阵列 62 是在高度尺度 E 上分割的二维阵列时,可以沿着治疗阵列 62 从治疗阵列 62 到血管 202 的中心 C 聚焦射束。可以通过使用治疗阵列一侧或两侧上的诊断阵列(未示出),或者通过向着治疗阵列下方的区域倾斜诊断阵列 71、72 来确定血管沿着治疗阵列 62 下方的长度的精确中心。例如,每个诊断阵列 71、72 可以从其治疗阵列的末端到阵列中心进行扫描。可以通过这种方式找到治疗阵列 62 下方的血管 202 的中心 C 并沿着阵列下方的血管的整个长度对其进行加热。这是第二种解决因为血液流过截断血管 202 而导致热量散失的问题的方法。

[0033] 图 8 类似于图 7,除了在该实例中,治疗换能器 62 的元件子组被聚焦在方位角(纵向)方向,而不是如图 7 那样被聚焦在在高度方向上。在血管 202 的中心线 C 处聚焦沿着阵列的治疗换能器元件的不同连续子组,从将射束聚焦在虚线 4-4' 之间的阵列一端处的子组到将射束聚焦在虚线 2-2' 之间的阵列另一端处的子组。

[0034] 图 9 示出了使用图 3 的换能器袖带而在血液团流向截断血管 202 的远端 204 时跟踪和反复加热所述血液团的情况。当诊断阵列 72 在治疗阵列 62 的近端定位出血液团时开始对其进行加热。在血液团流向截断血管 202 的远端时,治疗元件的被激活子组 63 以流动血液的速度沿阵列 62 在跟踪方向 T 上移动,由此在同一血液团穿过治疗阵列 62 下方的血管段时对其进行反复加热。通过位于治疗阵列 62 纵向末端处的诊断阵列 71、72 和 / 或通过位于治疗阵列 62 一侧或两侧上的诊断阵列(未示出)穿过血管的长度跟踪血管中的血液流动。

[0035] 图 10 示出了根据本发明的原理构造的局部袖带 300。图 10 中以截面示出的局部袖带 300 具有内表面 304 和外表面 302,换能器阵列 42-56 连接到所述内表面 304,所述外表面 302 完成了换能器阵列的包封。为了换能器的声耦合,所述表面之间的空间可以用流体填充,和 / 或可以如前所述在内表面 304 处提供声耦合衬垫。通过从局部袖带的每一末端处的内表面 304 延伸的带 306、308 将局部阵列附着于患者肢体。所述带可以与带扣或夹子或其他固定装置固定在一起。在图 9 的实例中,带 306、308 包括互补的 Velcro® 表面 310 和 312,从而能够绕着患者肢体迅速而牢固地将带固定紧,然后能够将其迅速打开和去除。

[0036] 图 11 示出了本发明的诊断和治疗提供系统的实例,其具有显示器,以帮助引导用户成功地对换能器袖带进行定位。在该实例中,如结合图 1 所讨论的那样,袖带 10 包括至少一个诊断阵列和至少一个治疗阵列 14。在该实例中,旨在将袖带固定成使得治疗阵列 14 与受伤肢体的血管平行并位于其正上方。利用治疗阵列 14 与换能器袖带的轴平行的取向容易实现平行取向。通过一行指示器 16(在该实例中为一排 LED)使得治疗阵列在血管正上方的对准成为可能。在最初将袖带设置成与肢体声学接触之后,诊断换能器 12 系统地扫描袖带内的体积,搜索强和 / 或高速多普勒信号。在定位到这种血液流动时,多普勒射束与血液流动的侧向角表示必须沿其移动袖带以将治疗阵列 14 置于血管正上方的方向。例如,如果血管位于对准的诊断和治疗换能器的左边,在将多普勒射束对准血管中的样本体积时该多普勒射束将向左转变角度。然后用简单的几何学计算必须移动袖带以将阵列置于血管正上方的距离,此时,在将多普勒射束对准样本体积时所述多普勒射束将正交于换能器的发射表面延伸。在这种情况下不需要精确的距离,只需要必须将袖带向左移动的信息,即射束倾斜的左 / 右方向。在图 11 的实例中,LED 行 16 沿横向向治疗阵列 14 的左右延伸。如果左侧血管的横向距离大于从 LED 行的中心(由颜色加深的 LED 表示)到最左侧 LED 18 的

横向距离,则使 LED 18 变亮。用户现在知道必须向左移动袖带。随着袖带的移动且多普勒射束角度接近与诊断阵列正交,治疗阵列的中心将接近血管的位置,且随着其越来越靠近,使越来越向内的 LED 变亮。最后当血管位于治疗阵列下方中心时,使中心 LED 变亮。变亮的 LED 的改变就这样迅速引导用户正确地将阵列定位在血管上方,以进行最有效且高效的加热和凝固。

[0037] 应该理解的是,可以用来自系统的听觉提示来增强或甚至替代 LED 显示器 16,所述听觉提示指示用户“向右移动袖带”或“向左移动袖带”并在将袖带正确定位在血管上方时“停止”。

[0038] 上述系统和技术的变化处于本发明的范围之内。例如,如美国专利 5984881(Ishibashi 等人)所述,可以通过利用诊断换能器接收从被加热的血液团发射的强谐波,来跟踪被加热的血液团。可以通过以接收模式操作治疗换能器来进行血液流动跟踪。本领域的技术人员将容易想到其他变化。

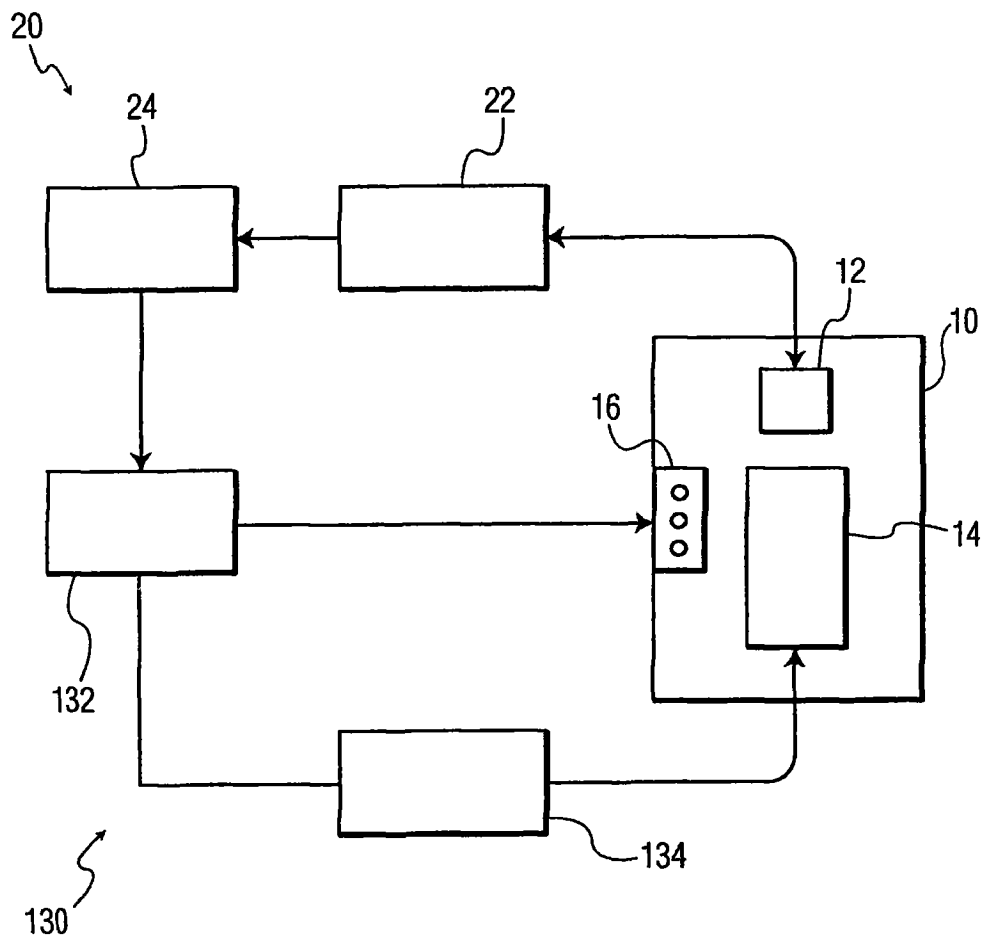


图 1

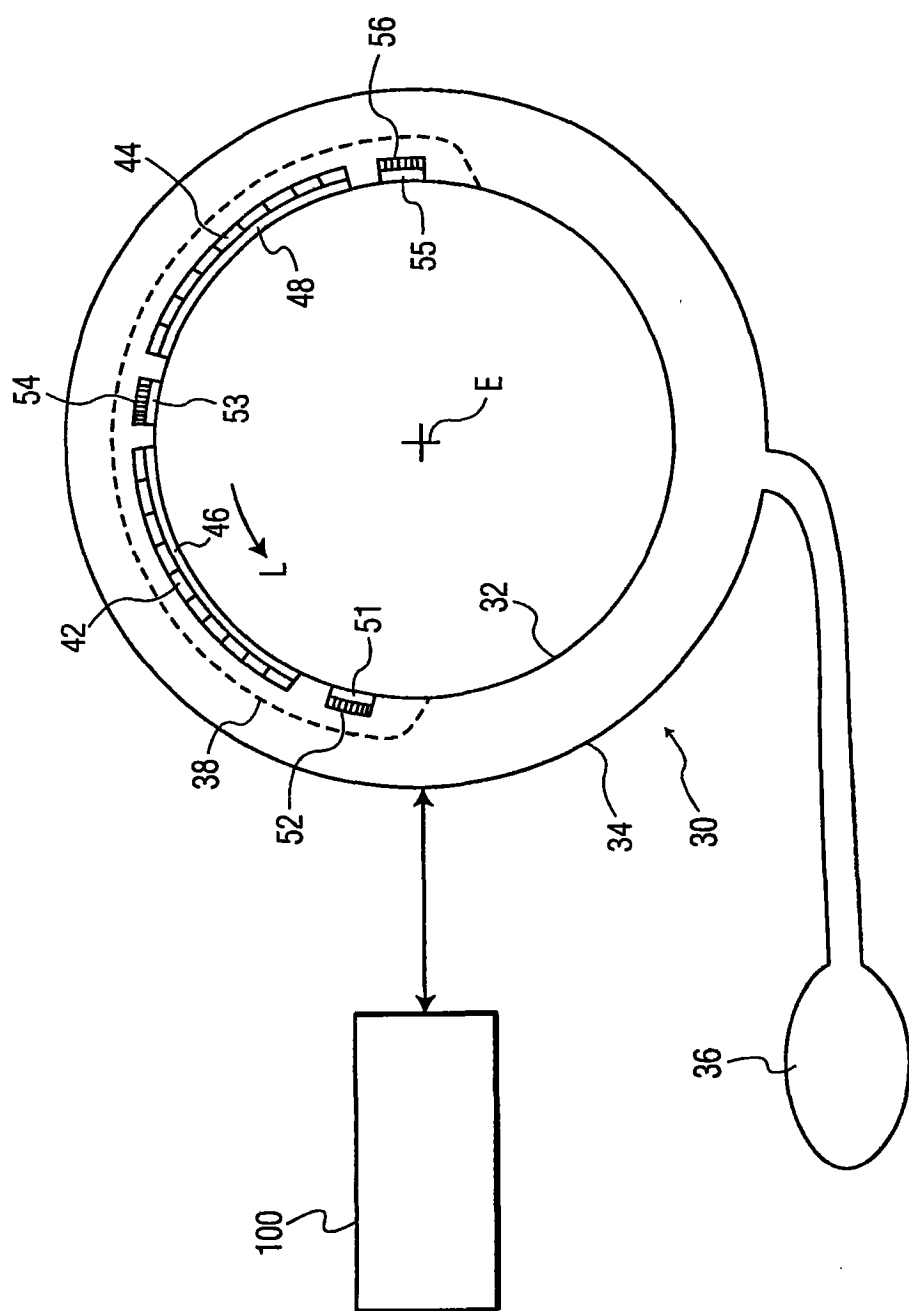


图2

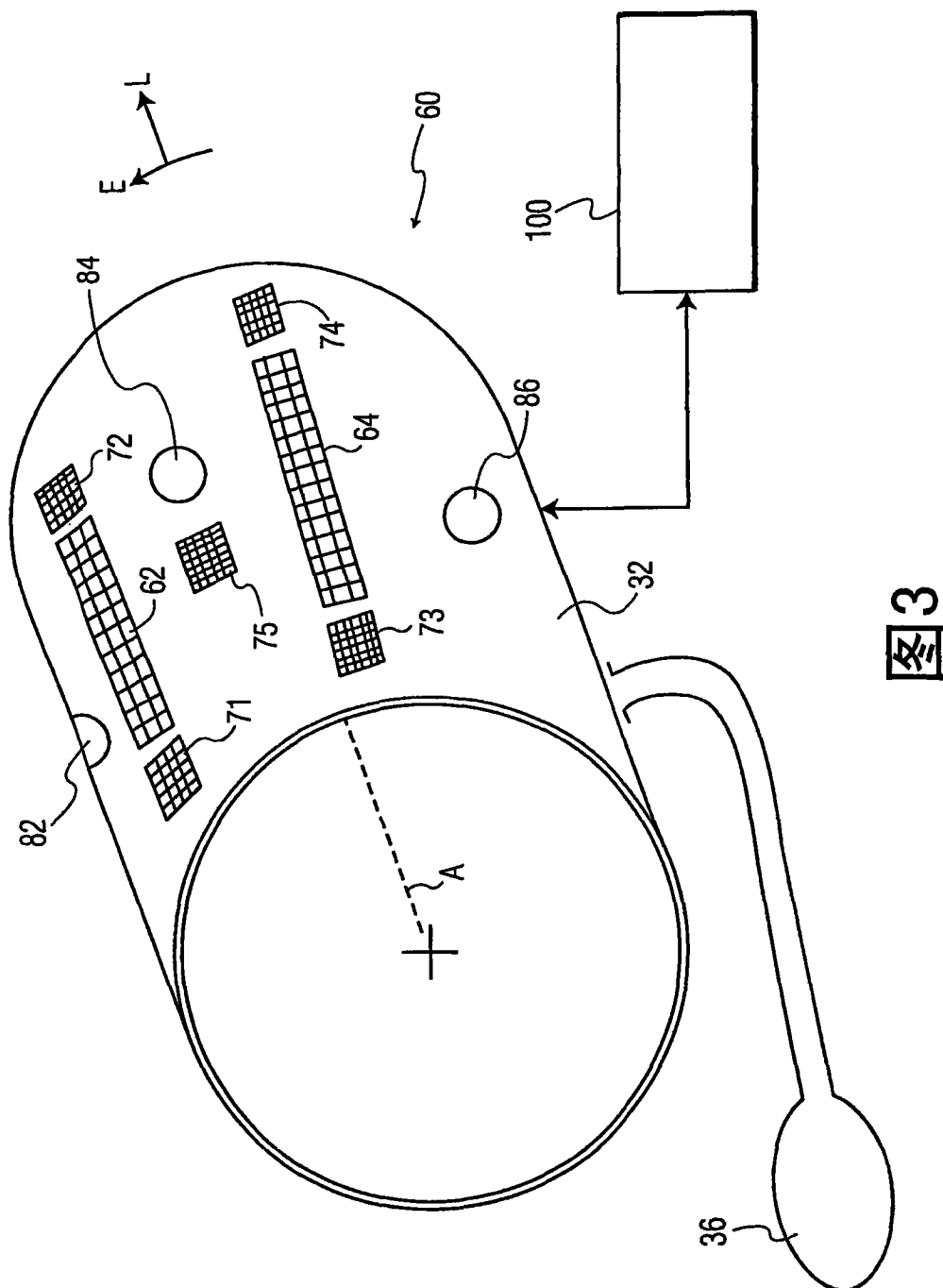


图3

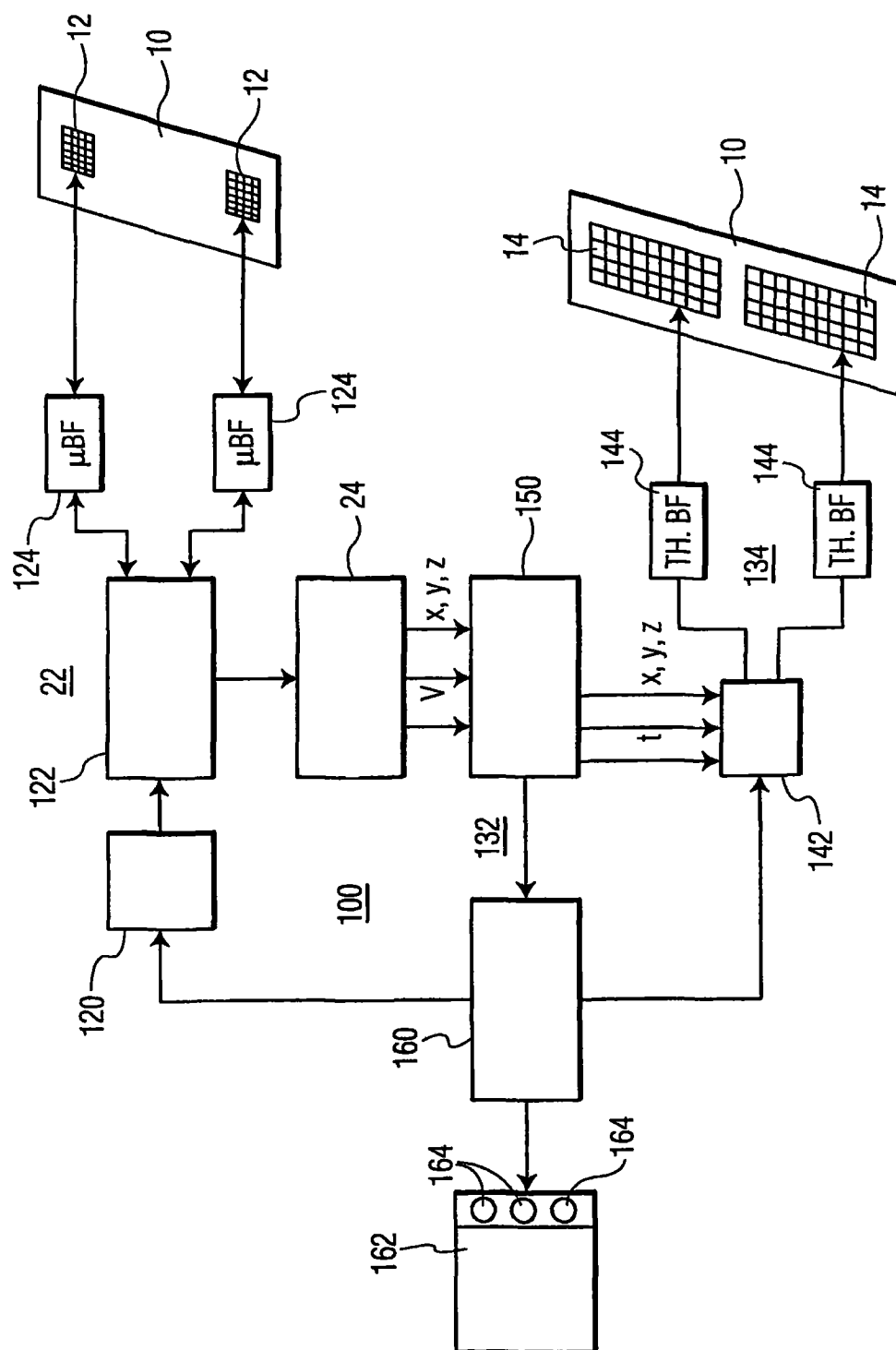


图4

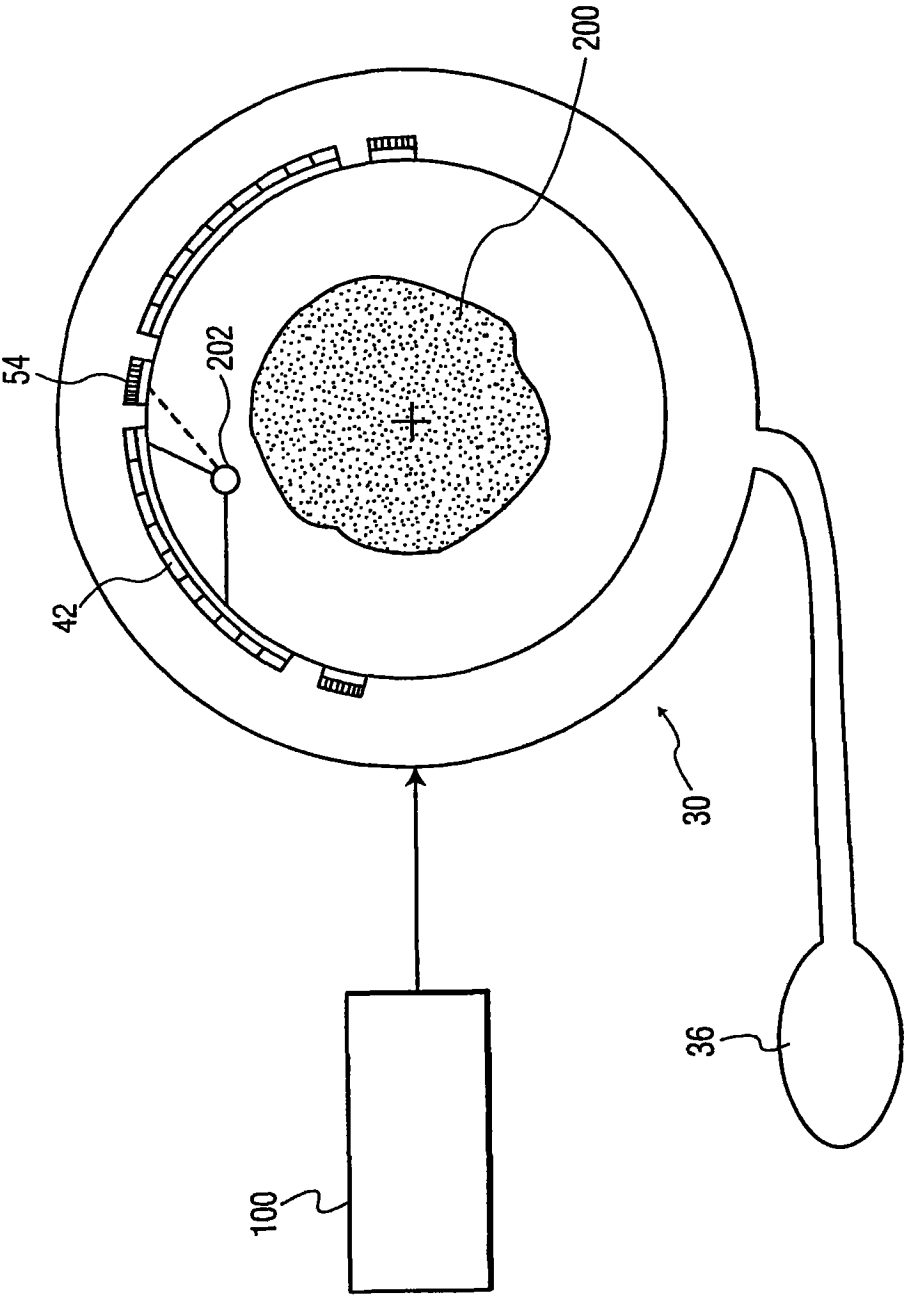


图5

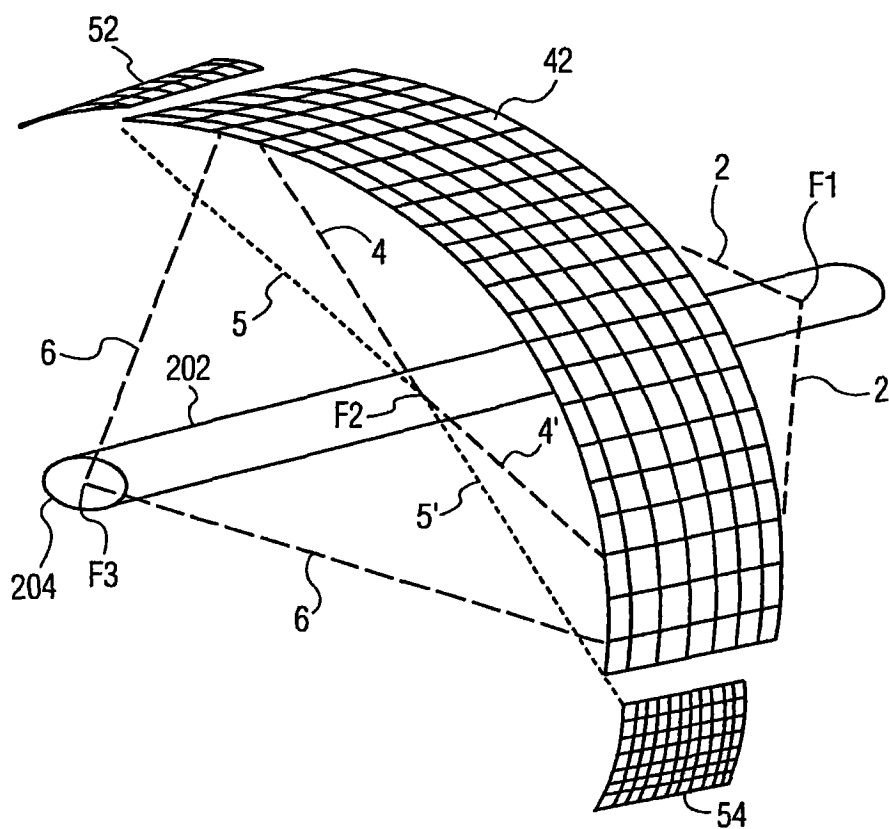


图 6

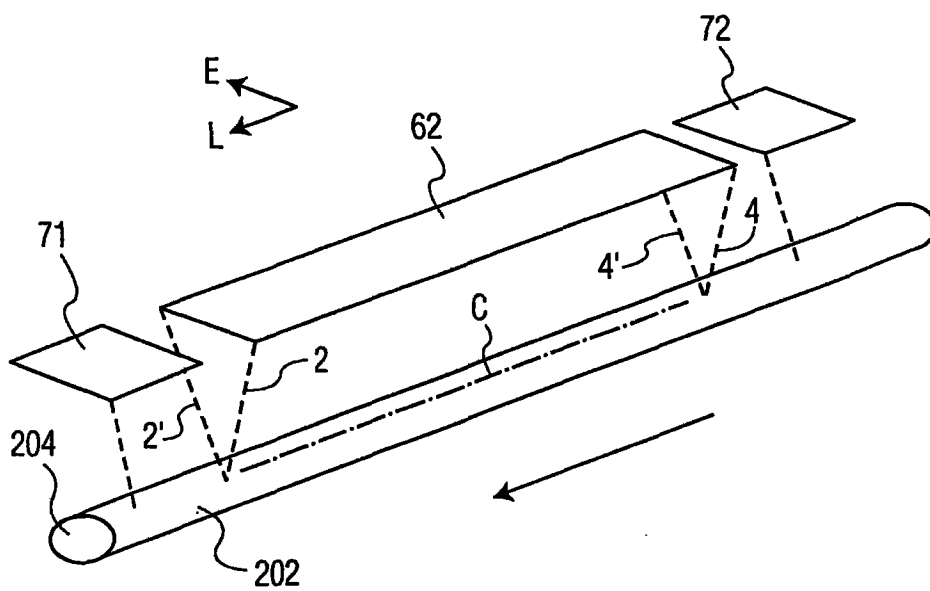


图 7

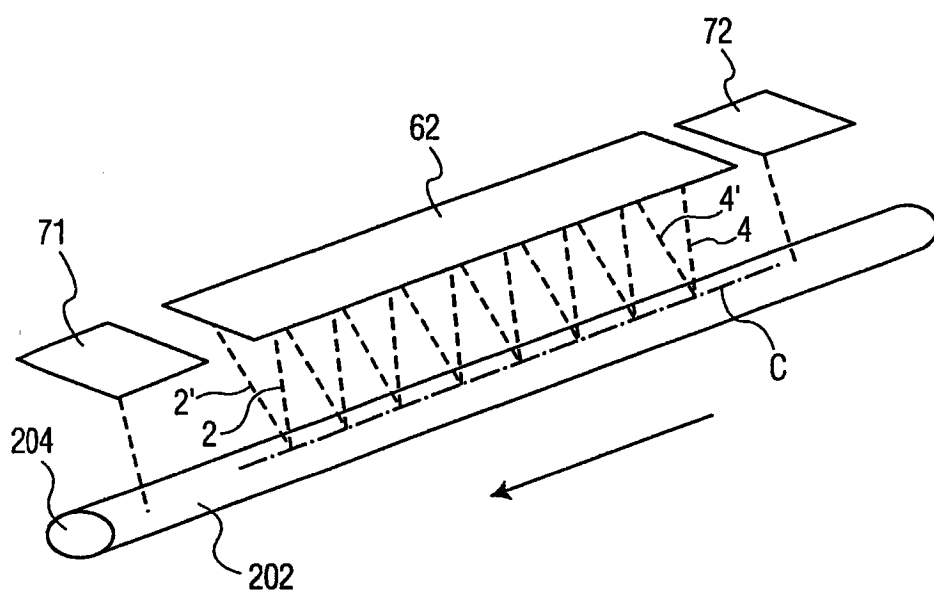


图 8

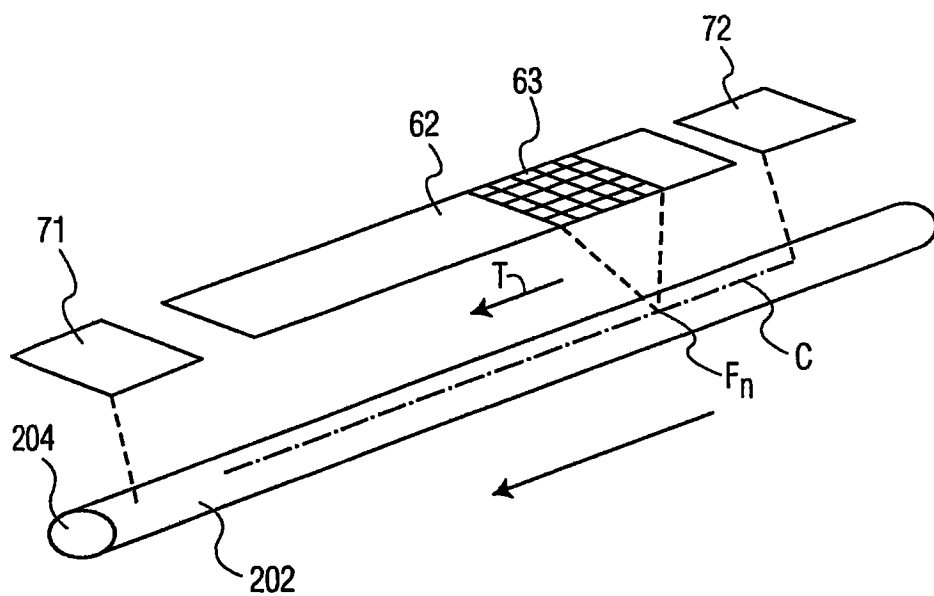


图 9

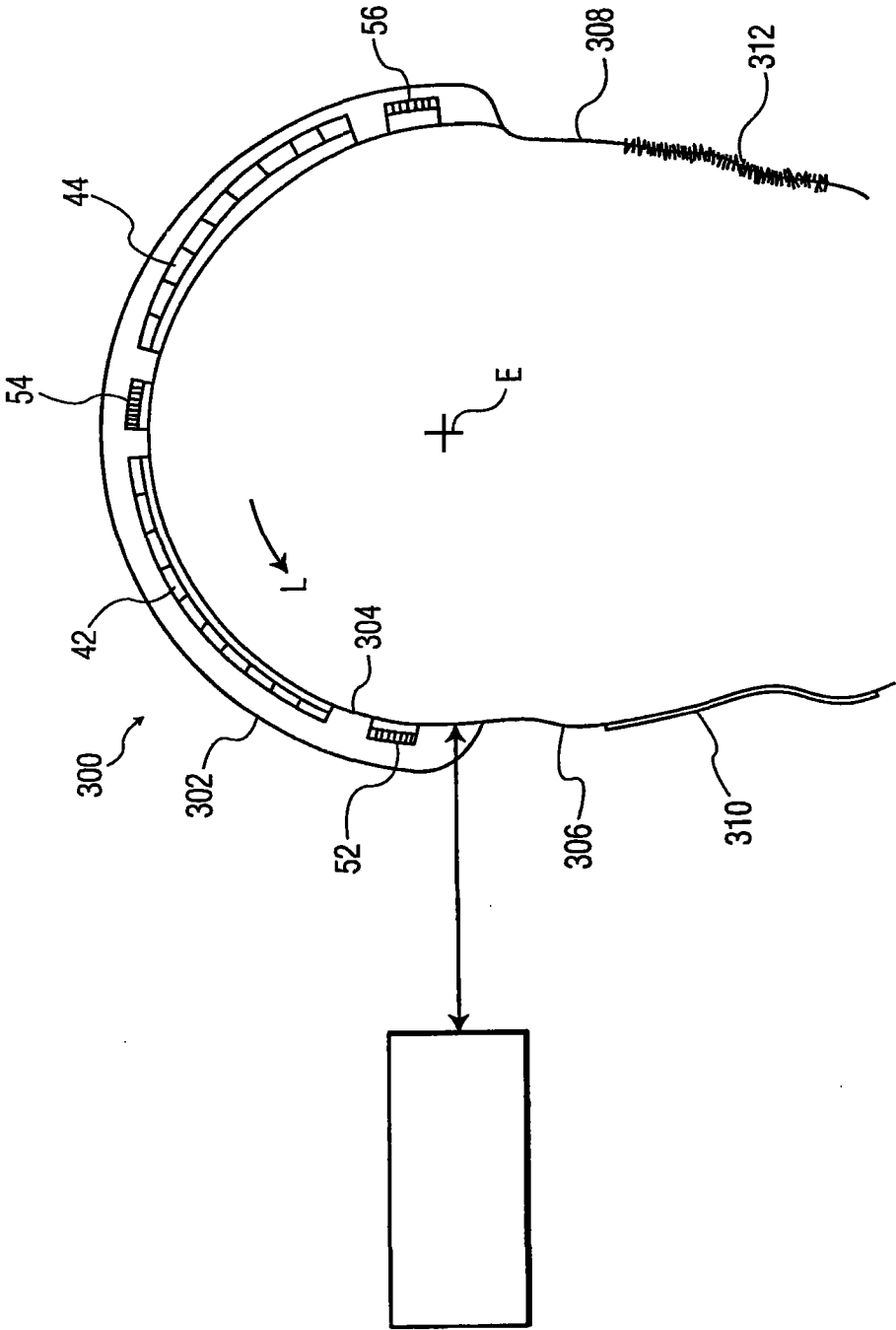


图10

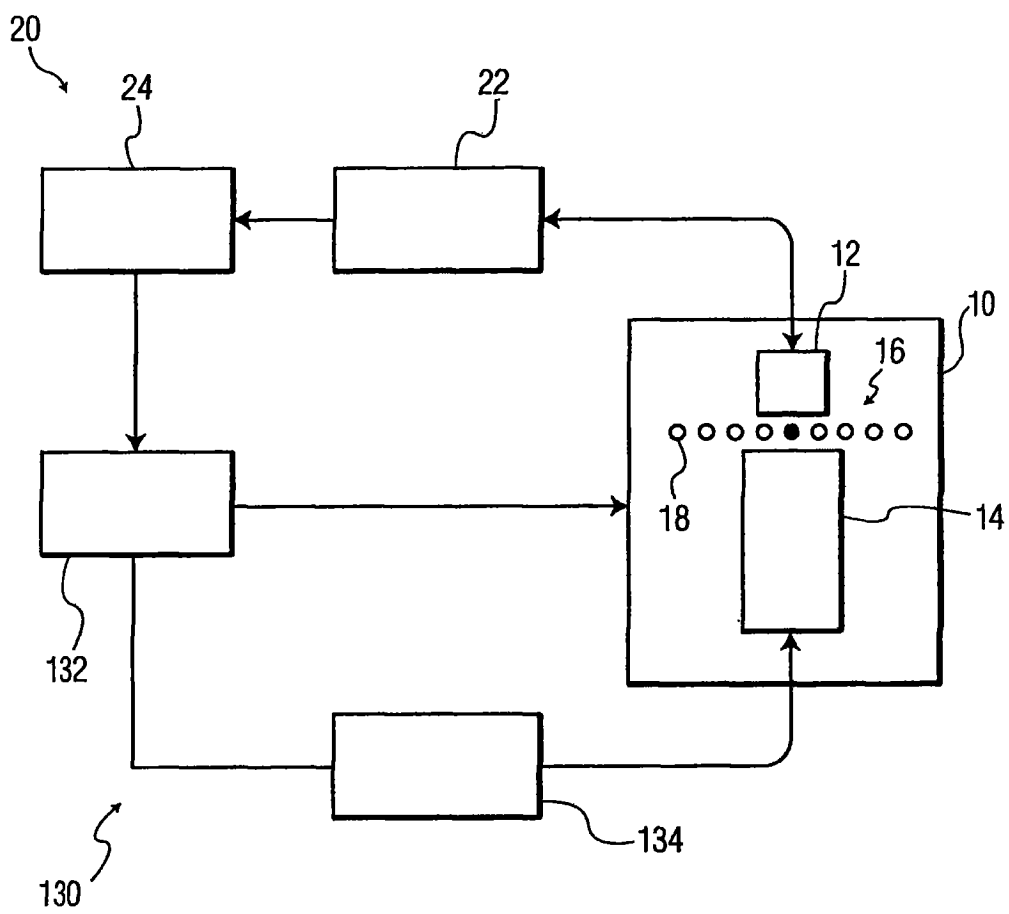


图 11

专利名称(译)	用于引导和施加高强度聚焦超声波以控制因截肢而出血的方法和设备		
公开(公告)号	CN101330874B	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN200680046803.4	申请日	2006-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	J彼得鲁齐格 H劳思 J弗雷泽 S阿亚提		
发明人	J·彼得鲁齐格 H·劳思 J·弗雷泽 S·阿亚提		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61N7/02 A61B17/132 A61B17/138		
CPC分类号	A61N7/02 A61B17/1325 A61B8/4483 A61B17/1355 A61B8/4281 A61B17/135 A61N2007/0065 A61B8/06 A61B8/4227 A61B5/6843 A61N2007/027		
代理人(译)	王英		
审查员(译)	马楠		
优先权	60/750650 2005-12-14 US		
其他公开文献	CN101330874A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种超声波诊断和治疗系统，该系统用于使严重受损的血管或在截肢中被截断的血管停止出血。将包括诊断换能器阵列和HIFU换能器(42, 44)的袖带(30)附着于被截肢体的残端。诊断换能器测量被截肢体的组织，搜索多普勒流动信号。在检测到多普勒流动信号时，确定检测到流动的样本体积的范围和坐标以及流速。将该信息提供给HIFU治疗换能器控制器，该控制器控制HIFU换能器向流动位置的样本体积、血管腔的中心发射聚焦超声波。聚焦超声波加热截断血管中的血液并使其凝固以阻止出血。通过在同一血液团流动时对其进行跟踪和连续加热，或者通过加热很长一段的血管而不是血管中的固定点来减少由于血液流动而导致的热量散失。

