



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101325913 B

(45) 授权公告日 2011.06.08

(21) 申请号 200680046682.3

(22) 申请日 2006.12.07

(30) 优先权数据

60/750,649 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/IB2006/054671 2006.12.07

(87) PCT申请的公布数据

W02007/069156 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·弗雷泽 H·劳思 S·阿亚提

J·彼得鲁齐洛

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄睿 王英

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

A61B 17/135 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 17/132 (2006.01)

A61N 7/02 (2006.01)

(56) 对比文件

GB 1259631, 1972.01.05, 说明书第1页第9行-第6页第36行, 权利要求第1-7项, 附图1-10.

W0 01/34018 A2, 2001.05.17, 说明书第1页第9行-第22页第17行, 权利要求第1-50项, 附图1-13.

US 2003/0139766 A1, 2003.07.24, 全文.

CN 2039577 U, 1989.06.21, 全文.

US 6375617 B1, 2002.04.23, 说明书第1栏第5行-第17栏第62行, 权利要求第1-18项, 附图8、18a-18b.

审查员 董西健

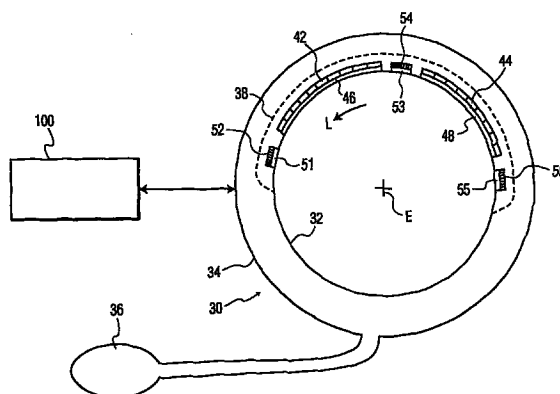
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 9 页

(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换能器袖带

(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 (52、54、56) 和 HIFU 换能器 (42、44) 的袖带 (30) 附着于断肢的残端。诊断换能器测量断肢的组织, 以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动速度。将该信息提供给 HIFU 治疗换能器控制器, 该控制器控制 HIFU 换能器向样本体积的流动位点, 即血管内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. 一种用于超声波诊断和治疗系统的换能器袖带,用于通过超声波加热来减少外周血管的出血,所述换能器袖带包括:

可周向充气的袖带,其具有外表面和面向肢体的内表面;

附着于所述袖带内表面的诊断超声波换能器阵列,其用于以各诊断功率水平发射和接收多普勒超声波信号;以及

附着于所述袖带内表面的可导引治疗超声波换能器阵列,其用于将聚焦超声波导引到所述袖带的内侧的治疗部位,所述聚焦超声波处在各治疗功率水平上,其中,为了阻止出血,所述聚焦超声波或者在治疗期间在所述治疗部位对一段血管进行加热并凝固该段血管中的血液,或者连续对所述治疗部位中的一团血液进行加热并凝固该团血液;以及

耦合到所述袖带的充气机,其用于控制所述袖带内部的压力。

2. 根据权利要求1所述的换能器袖带,其中,所述袖带呈现出与所述袖带的圆周正交的中心轴;并且

其中,所述治疗超声波换能器阵列呈现出完全绕所述袖带或者仅绕所述袖带的一段弧设置的纵向长轴。

3. 根据权利要求2所述的换能器袖带,其中,所述治疗超声波换能器阵列包括沿纵向弯曲的弯曲阵列。

4. 根据权利要求2所述的换能器袖带,其中,所述诊断超声波换能器阵列设置在所述治疗超声波换能器阵列的纵向末端处。

5. 根据权利要求4所述的换能器袖带,还包括第二诊断超声波换能器阵列,其设置在所述治疗超声波换能器阵列的另一纵向末端处。

6. 根据权利要求4所述的换能器袖带,还包括第二治疗超声波换能器阵列,其位于与所述治疗超声波换能器阵列的周向位置不同的周向位置,

其中,所述诊断超声波换能器阵列位于所述治疗超声波换能器阵列和所述第二治疗超声波换能器阵列之间。

7. 根据权利要求1所述的换能器袖带,其中,所述袖带呈现出与所述袖带的圆周正交的中心轴;并且

其中,所述治疗超声波换能器阵列呈现出平行于所述中心轴的纵向长轴。

8. 根据权利要求7所述的换能器袖带,其中,所述治疗超声波换能器阵列包括沿纵向为线性的弯曲阵列。

9. 根据权利要求7所述的换能器袖带,其中,所述诊断超声波换能器阵列与所述治疗超声波换能器阵列相邻放置。

10. 根据权利要求7所述的换能器袖带,其中,所述诊断超声波换能器阵列位于所述治疗超声波换能器阵列的纵向末端处。

11. 根据权利要求10所述的换能器袖带,还包括第二诊断超声波换能器阵列,其设置在所述治疗超声波换能器阵列的另一纵向末端处。

12. 根据权利要求1所述的换能器袖带,还包括附着于所述袖带内表面的压力传感器。

13. 根据权利要求1所述的换能器袖带,其中,所述诊断超声波换能器阵列包括二维阵列。

14. 根据权利要求13所述的换能器袖带,其中,所述治疗超声波换能器阵列包括二维

阵列。

15. 根据权利要求 1 所述的换能器袖带,其中,所述治疗超声波换能器阵列包括二维阵列。

16. 根据权利要求 1 所述的换能器袖带,其中,所述充气机包括手动式充气机。

17. 根据权利要求 1 所述的换能器袖带,其中,所述换能器袖带还包括耦合到所述诊断超声波换能器阵列的微束形成器。

18. 根据权利要求 1 所述的换能器袖带,其中,所述换能器袖带还包括耦合到所述治疗超声波换能器阵列的微束形成器。

19. 根据权利要求 1 所述的换能器袖带,其中,所述可导引治疗超声波换能器阵列是电子导引的。

20. 根据权利要求 1 所述的换能器袖带,其中,所述充气机用于通过压缩比空气压缩性小的流体来增大所述袖带内部的压力。

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 换能器袖带

[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出血的换能器袖带。

[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肱动脉、股动脉和臂或腿的主动脉迅速失血。在紧急环境下很难处理这些伤口,因为动脉的粗糙截断末端不会痉挛闭合,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疗技师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破损和撕裂动脉的出血,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局部袖带,该袖带包括感测流动的换能器和高强度超声波换能器。两种换能器处于公知的相互关系,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施加到血液流动。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距离的自动确定。高强度超声换能器可以是环形或线性阵列,并且发射一个或多个沿着流动处理器所确定的适当深度处的血管聚焦的高强度聚焦超声波 (HIFU) 束点或 HIFU 线束。

[0005] 在下述示例中,使用多个多普勒和 HIFU 相控阵列来自动采集其中流动较快的血管的位置和功能数据以供在该系统内部使用,并发射定制的 HIFU 束,以沿一段血管加热血管。沿一段血管提供 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示例;

[0010] 图 3 示出根据本发明的原理构造的换能器袖带的第二示例;

[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示例；

[0018] 图 11 示出本发明的系统的示例，其具有一排可视指示器，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] 首先参照图 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断肢的换能器袖带 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对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分 20。诊断换能器受到诊断部分的流动收发器 22 的控制，流动收发器 22 启动换能器并接收来自血管的回波信号。将回波信号信息耦合到诊断部分的流动处理器 24，其确定血管的位置，在下述示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分 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分的治疗发射器 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。持续进行处理，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分的仪器上，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视觉引导，还可以指示治疗何时进行，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 置于或缠绕于断肢的末端周围。在使用缠绕型袖带时，使袖带充气或勒紧以便使其在截断血管上方的患者皮肤上具有良好的声学 and 固定位置。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到血管的深度并且在血管的侧面位置上。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。在下述的一个示例中，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。在另一个示例中，将高强度超声波的束点聚焦在一团血液上并随着血液流动而移动，以在该血液团移动通过治疗换能器下方的血管时连续加热同一血液团。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 能量能够将血液加热到足够的温度，从而在不超过所介入组织中可允许的热剂量的情况下促进凝固。

[0021] 下面示出并描述了本发明的系统的很多示例。在一个示例中，将具有柱形阵列的局部袖带用作 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波束的 X-Y 位置。通过简单的用户界面（例如，速度计指示器或彩色 LED 阵列）引导用户，该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。该示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] 在另一个示例中,向肢体施加多个相控阵列的换能器袖带,从而借助于电子束导引来检查(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。通过指示截断血管的高流动速率来确定用于凝固的治疗波束位置,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血池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 的一个示例。在此以截面示出的袖带 30 是一种与用于血压测量的袖套类似的可充气的囊状袖套。可以将袖带制成不同的尺寸(直径),供臂或腿使用。在适于臂用的袖带中,换能器可以完全环绕袖带或仅环绕袖带的一段弧延伸,该段弧例如是换能器对着 90° 到 135° 弧的弧。图 2 所示的示例使用了对着 135° 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 具有外表面 34 和与患者肢体接触的内表面 32。可以用打气泵 36 使这些表面之间的空间膨胀。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固定位置;以及在肢体周围提供像止血带一样的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 耦合到治疗和诊断提供系统 100,其控制诊断和治疗换能器。换能器附着于袖带的内表面。两个柱形弯曲阵列治疗 HIFU 换能器 42 和 44 位于内表面上。在该示例中,在各 HIFU 换能器的端部和之间留有空隙以放置三个二维相控阵列换能器 52、54 和 56。安置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。在该示例中,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。在该示例中,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隔离(standoff)材料或凝胶材料制成,例如 Kitecko 隔离衬垫。

[0024] 二维相控阵列换能器 52、54 和 56 由切割好的压电材料制成。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。该二维阵列允许对阵列下方的体积进行多普勒检查,使得该阵列能够系统地搜索肢体内流动速率高的位点。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,从而能够将治疗波束聚焦于皮肤表面下方定位到血管的选定聚焦深度处。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)导引和聚焦治疗波束,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,以减少背面的显著加热。导热匹配层和涂有低阻抗中间层的支架可以用于至隔离衬垫的良好热传递和对 HIFU 换能器的机械支撑。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 在该频率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 的第二示例。在该示例中,除去了袖带的外表面 34,以显现袖带的内表面 32 上的换能器阵列。排列该示例中的 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 A 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截断端的血管,尤其是腿和臂中较大的股动脉和肱动脉对齐。2D 多普勒阵列 71、72、73、74 和 75 位于各治疗阵列的端部,各治疗阵列之间,或者如图 3 的示例所示位于这两个位置。为了进行全范围的治疗波束聚焦和导引,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。可以通过使袖带 60 重新充气来解决这种状况。

[0027] 图 4 是根据本发明的原理的另一示例,其中更详细地示出了治疗诊断和输送系统的诊断部分和治疗部分。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,因为在本发明的实现中成像不是必须的。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 有序地扫描其下方的体积,寻找返回的高强度或速度多普勒信号。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波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,将从位于肢体中血管内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 变亮。根据多普勒波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指示出血管的尺寸。将该信息、尺寸、速度(V)和位置(x,y,z)耦合给治疗规划器 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,例如存在异物(如弹片或玻璃),还可以提供关于血管之外对治疗敏感的组织(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,表示已经定位到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 向治疗波束形成器

144 提供驱动信号。驱动信号使治疗波束由治疗阵列 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 和治疗波束形成器 144 使用所述位置以沿正确的方向导引治疗波束并将波束聚焦于血管中心。时间信号 t 提供时间变化，该时间变化提供了治疗波束将要聚集于血管中的指示位置的时间的长短。

[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采样，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指示出在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 和波束形成器 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，并在其流向血管的截断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，降低流速并使截断端周围的血池凝固形成密封。

[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。在充气的袖带 30 内部是患者的断肢，在该肢体的中间示出了诸如股骨 200 的骨。诸如股动脉 202 的血管位于股骨 200 周围组织的体积中。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波束方向上定位到股动脉 202 中的血液流动。使用该波束的范围（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产生截断血管 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 移动至其截断远端 204 时跟踪并加热该血液团。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 的分割能够将治疗波束导引到如虚线 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，并且在该血液团移动通过该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。此时将治疗波束导引并聚焦在虚线 6、6' 所示的点 F3 处。于是，在同一血液团沿一段血管 202 行进时，对其进行跟踪和反复或连续的加热。在该示例中看出，使诊断阵列彼此相对取向，使得它们的波束在血管 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接收来自其自己发射的回波，在所述专用收发模式中，由诊断阵列之一发射超声波并由其他诊断阵列接收所得的回波以供进行多普勒处理。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。在所示的取向向下,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 聚焦波束。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,除了在该示例中,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。将治疗换能器元件沿着阵列的不同连续子组聚焦于血管 202 的中心线 C,从将波束聚焦在虚线 4-4' 之间的阵列一端处的子组到将波束聚焦在虚线 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,治疗元件的已激活子组 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 的示例中,带 306、308 包括互补的 Velcro® 表面 310 和 312,从而能够环绕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示例,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。在该示例中,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。在该示例中,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。通过一系列指示器 16(在该示例中为一排 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 有序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,多普勒波束到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,在将多普勒波束对准血管中的样本体积时该多普勒波束将向左转变角度。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,在将多普勒波束对准样本体积时所述多普勒波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,即波束

倾斜的左 / 右方向。在图 11 的示例中,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 (由变暗的 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波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,可以用来自系统的音频提示来增强或甚至替代 LED 显示器 16,所述音频提示指示用户“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。

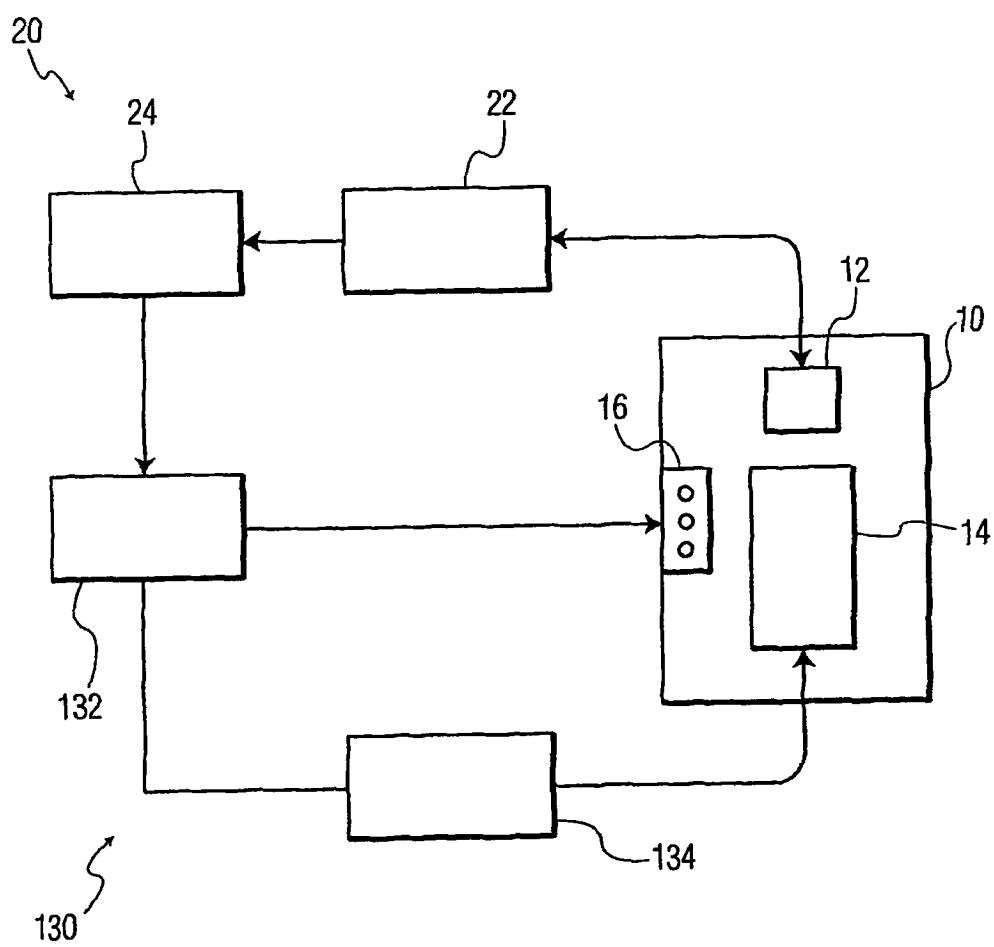


图 1

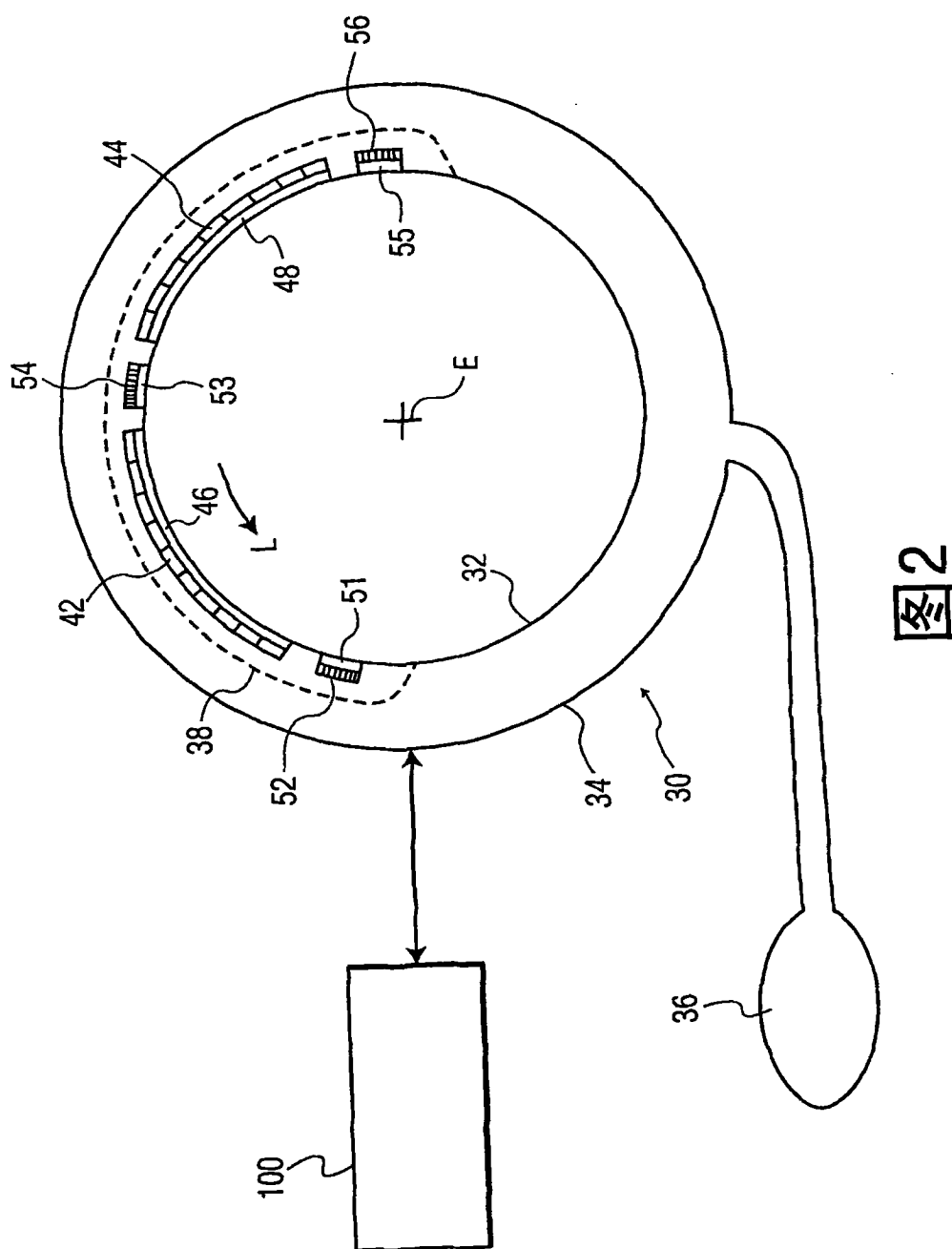


图2

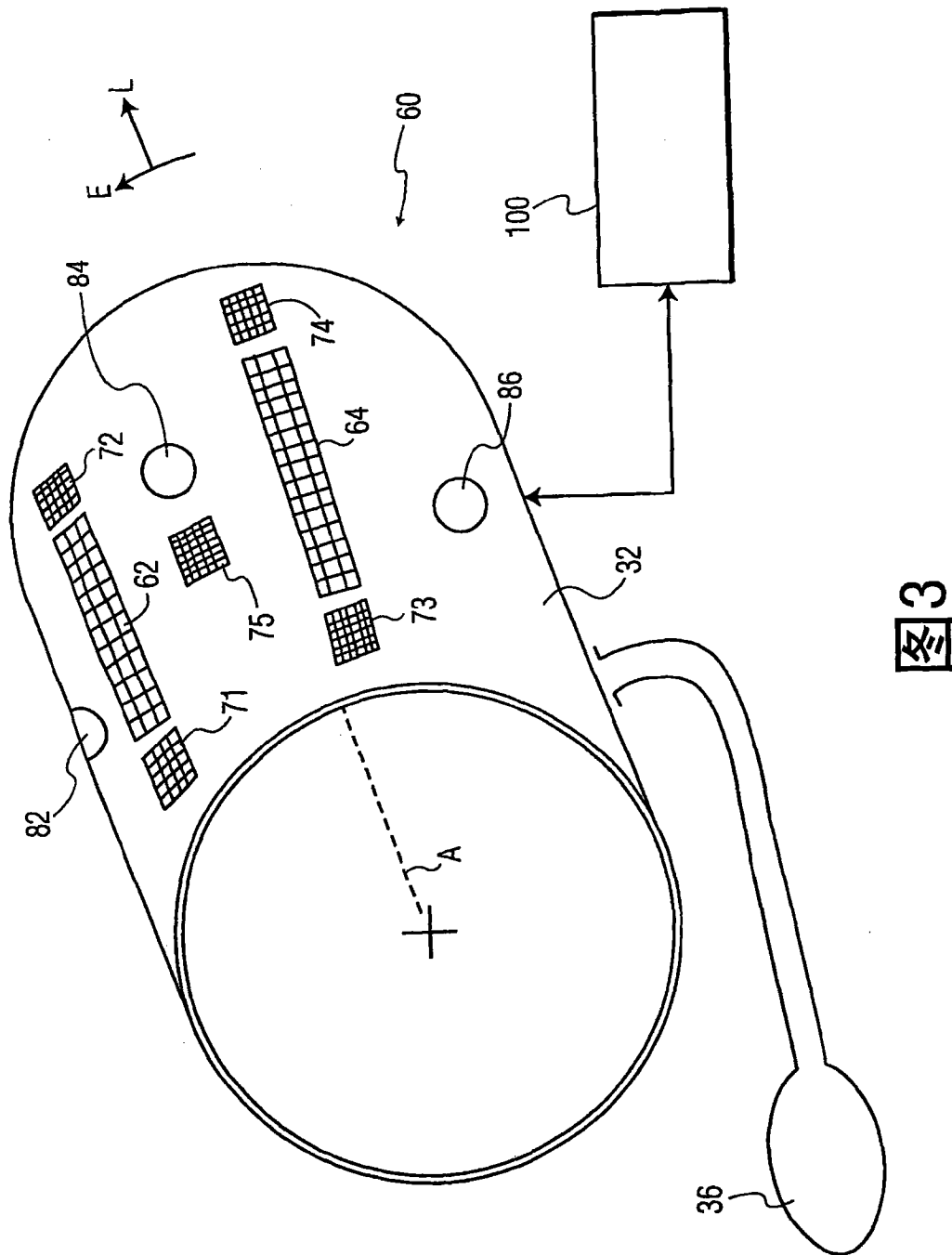


图3

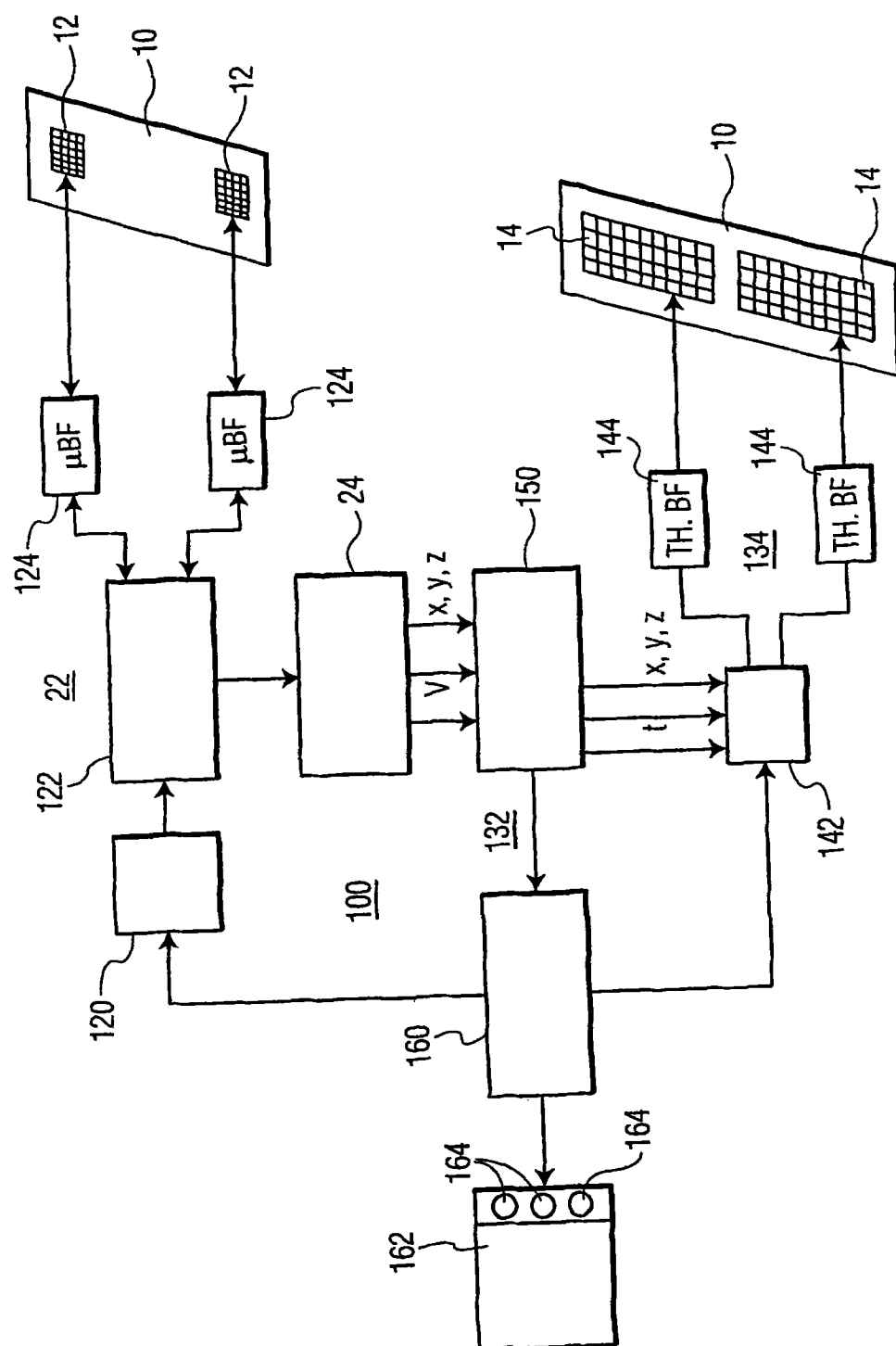


图4

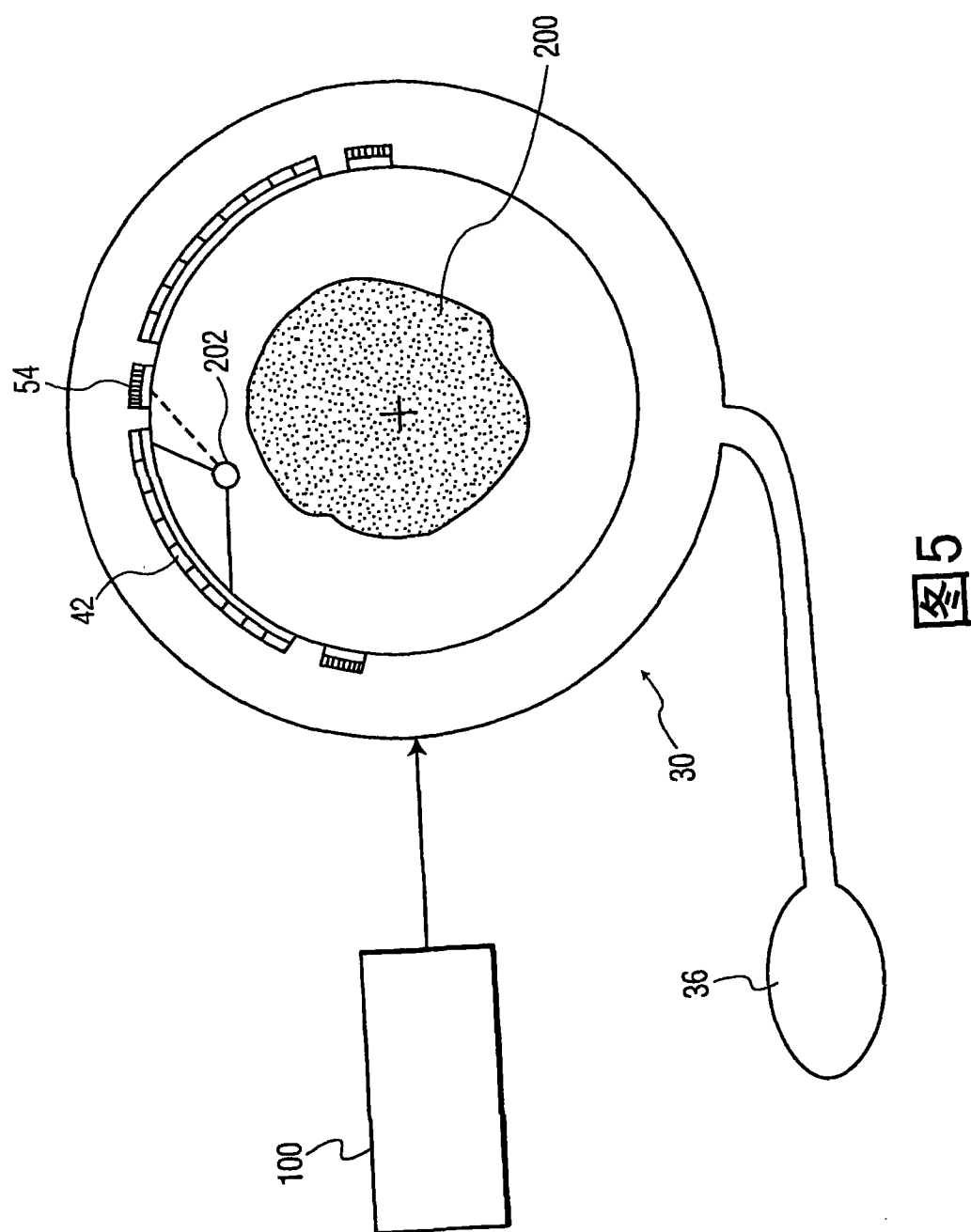


图5

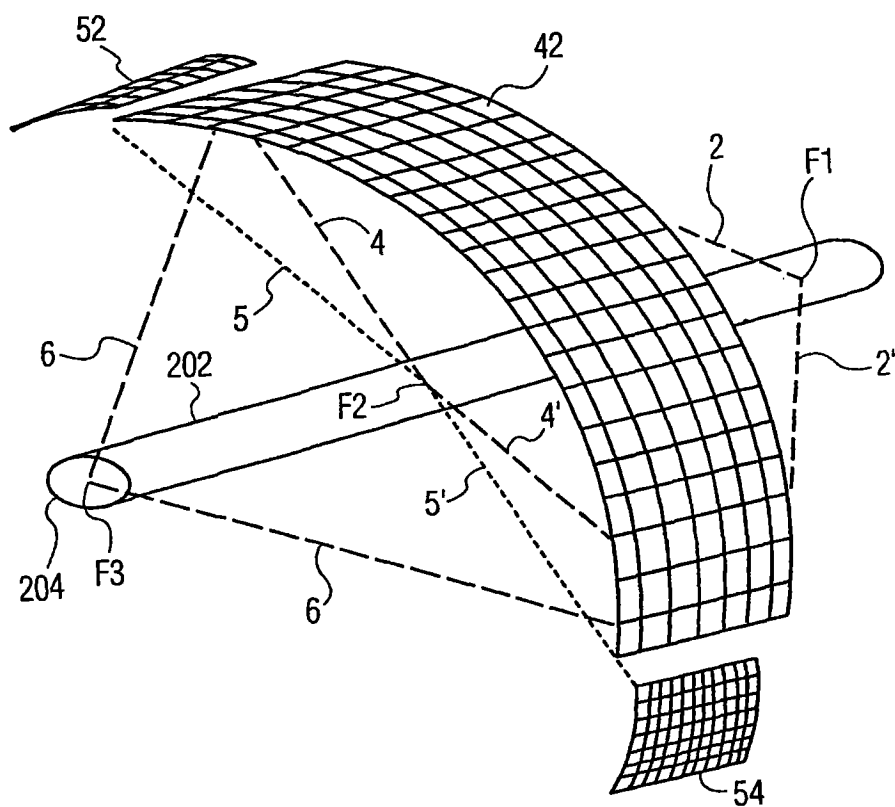


图 6

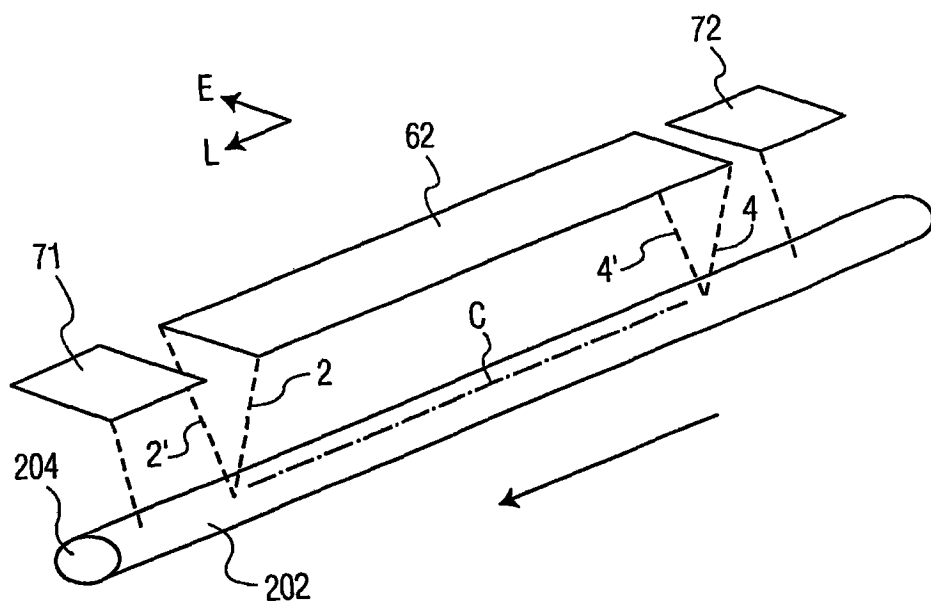


图 7

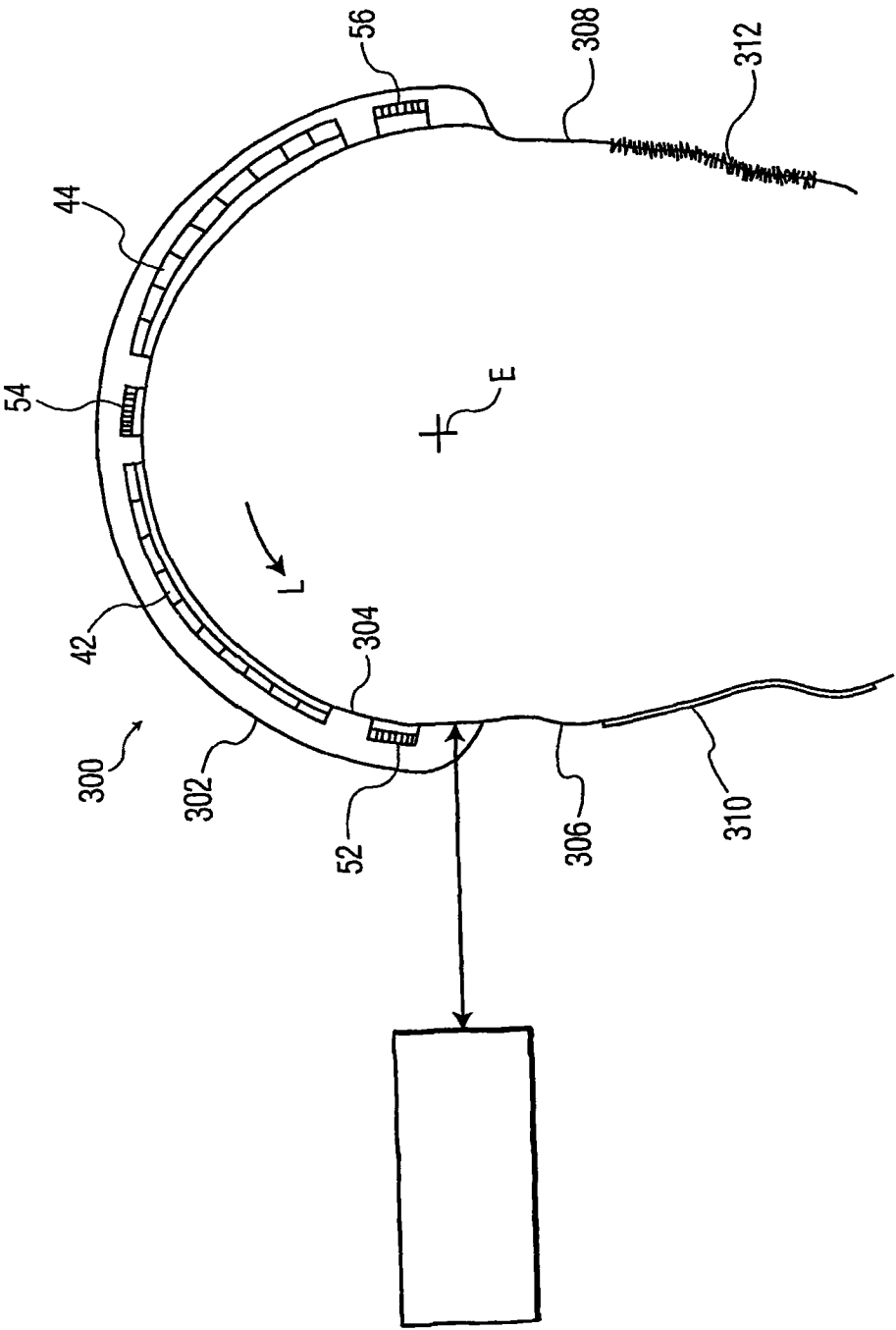


图10

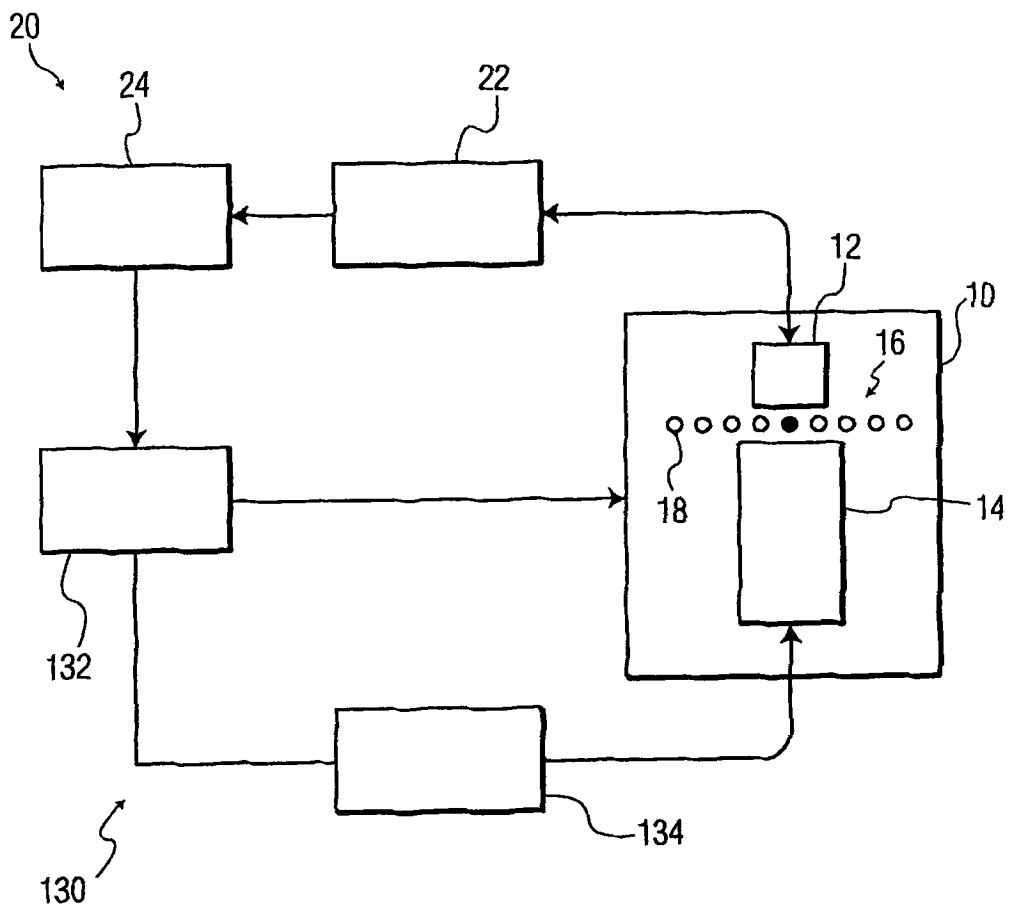


图 11

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换能器袖带		
公开(公告)号	CN101325913B	公开(公告)日	2011-06-08
申请号	CN200680046682.3	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弗雷泽 H劳思 S阿亚提 J彼得鲁齐洛		
发明人	J· 弗雷泽 H· 劳思 S· 阿亚提 J· 彼得鲁齐洛		
IPC分类号	A61B8/06 A61B17/135 A61B8/00 A61B17/132 A61N7/02		
CPC分类号	A61N2007/0095 A61N7/02 A61B8/4483 A61B17/1355 A61B8/4281 A61N2007/0065 A61B8/06 A61B8/4227 A61B5/6843 A61N2007/027		
代理人(译)	黄睿 王英		
优先权	60/750649 2005-12-14 US		
其他公开文献	CN101325913A		
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(52、54、56)和HIFU换能器(42、44)的袖带(30)附着于断肢的残端。诊断换能器测量断肢的组织，以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动速度。将该信息提供给HIFU治疗换能器控制器，该控制器控制HIFU换能器向样本体积的流动位点，即血管内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。

