



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101312703 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 30

(21) 申请号 200680043822. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2006. 08. 11

A61H 23/02(2006. 01)

A61H 23/04(2006. 01)

(30) 优先权数据

2005905254 2005. 09. 23 AU

2006902442 2006. 05. 09 AU

(56) 对比文件

US 5588954 A, 1996. 12. 31,

US 5109832 A, 1992. 05. 05,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 05. 23

审查员 韦晓娟

(86) PCT申请的申请数据

PCT/AU2006/001156 2006. 08. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02007/033401 EN 2007. 03. 29

(73) 专利权人 新技术私人有限公司

地址 澳大利亚昆士兰州

(72) 发明人 W·迈尔 G·A·雷恩 W·贝内特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王琼先 王永建

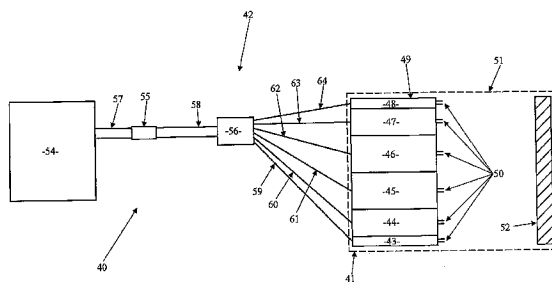
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 22 页

(54) 发明名称

防止深静脉血栓的装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于加强流经主体肢体的血流的装置(40),所述装置包括可环绕主体肢体延伸的压缩套管(41)并具有多个沿着套管(41)依次布置的压缩器(43-48)。使用中,压缩器(43-48)依次压缩肢体以将肢体内的血液从套管(41)的一端移动到另一端。特别地,当一个所述压缩器(43-48)开始压缩肢体时,序列中在其之前的压缩器(43-48)压缩肢体,而序列中再在其之前的压缩器(43-48)停止压缩肢体。



1. 一种用于加强流经主体肢体的血流的装置,所述装置包括可环绕主体肢体延伸的压缩套管并具有多个沿着套管依次布置的压缩器,其中使用时压缩器基本上围绕肢体并依次压缩肢体以将肢体内的血液从套管的一端移动到另一端,当第一压缩器开始压缩肢体时,序列中在第一压缩器之前的第二压缩器已压缩肢体并继续压缩肢体至少直到第一压缩器以基本上与第二压缩器相同的程度压缩肢体,且序列中先于第二压缩器的第三压缩器停止压缩肢体。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述套管还包括用于确保压缩器的压缩力主要施加在肢体上的牢固的衬背套管。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述衬背套管邻近压缩器的外表面并环绕肢体延伸。

4. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述衬背套管由硬质材料制成。

5. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述衬背套管由柔性材料制成。

6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述套管还包括至少围绕压缩器的外壳。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述套管还包括位于外壳和肢体间的保护层。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述保护层可拆卸地连接到外壳。

9. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述保护层包括带塑料衬背的吸收薄片。

10. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述压缩器为可充气的室。

11. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,各个室临近套管的每个端部布置,并且至少一个室位于临近套管端部布置的室之间,其中临近套管端部布置的室比其他的室窄且具有较小的体积。

12. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,每个所述室具有用于防止室过分充气的压力释放阀。

13. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,所述装置还包括用于输送流体到每个室的流体输送系统。

14. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,由流体输送系统对室充气的压力可调整。

15. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,由流体输送系统对所述室充气的时间周期可调整。

16. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,由流体输送系统以脉动方式对所述室充气。

17. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,所述流体输送系统包括泵,以及在泵和室之间延伸的歧管。

18. 根据权利要求17所述的装置,其特征在于,所述泵为脉动泵。

19. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,所述流体输送系统包括用于依次对每个室充气 and 排气的阀组件。

20. 根据权利要求19所述的装置,其特征在于,所述阀组件包括旋转阀。

21. 根据权利要求19所述的装置,其特征在于,所述阀组件包括多个用于对所述室充气和排气的三通阀。

22. 根据权利要求 17 所述的装置,其特征在于,所述泵安装在套管上。
23. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述压缩器为止血带。
24. 根据权利要求 23 所述的装置,其特征在于,所述装置还包括用于收紧及释放止血带的链传动及杠杆组件。
25. 根据权利要求 24 所述的装置,其特征在于,所述链传动及杠杆组件包括一对链轮、环绕链轮延伸的链条、及用于驱动环绕链轮的链条的电机。
26. 根据权利要求 25 所述的装置,其特征在于,所述链条包括多个链节,其中链条的选择链节包括用于将杠杆移动到止血带收紧位置并将杠杆保持在止血带收紧位置的横向延伸部。
27. 根据权利要求 23 所述的装置,其特征在于,所述装置包括用于收紧和释放止血带的齿轮系统。
28. 根据权利要求 27 所述的装置,其特征在于,所述齿轮系统包括齿轮传动链,其中齿轮传动链的每个齿轮与各自止血带的一端单独地相连,并且其中每个止血带的另一端相对于外壳固定,并且其中每个齿轮可在止血带收紧位置和止血带释放位置之间旋转。
29. 根据权利要求 23 所述的装置,其特征在于,所述止血带为适于当电流经过止血带时收紧和压缩肢体的导体。
30. 根据权利要求 29 所述的装置,其特征在于,所述止血带包括其上穿有陶瓷珠的线。
31. 根据权利要求 29 所述的装置,其特征在于,所述装置还包括用于调节止血带中电流的主控制模块和副微控制器。
32. 根据权利要求 31 所述的装置,其特征在于,所述装置包括用于感测止血带的收紧度和用于提供反馈给副微控制器的传感器。
33. 根据权利要求 32 所述的装置,其特征在于,所述传感器为应变式传感器。

防止深静脉血栓的装置

技术领域

[0001] 本申请涉及一种用于增强流经主体肢体的血流的装置。特别地,本申请涉及用于防止深静脉血栓的装置。

背景技术

[0002] 深静脉血栓(DVT)的特征在于:在体内任何的深静脉中,几乎全部在小腿或大腿的静脉中,产生凝块。DVT是大的发病源,DVT最常见的严重的并发症为肺栓塞,即血液凝块阻挡了从静脉壁输送到肺的通畅并阻塞了动脉。

[0003] 下列因素能促进血液凝块在静脉中的形成:

[0004] 1. 增强的血液凝结(例如妇女服用雌激素);

[0005] 2. 血液中增强的凝固因子;

[0006] 3. 静脉壁的损伤(例如腿损伤),即释放凝固因子并且化学级联引起凝块形成;以及

[0007] 4. 如在其中重力导致流经静脉的血流减少的依赖肢体中发生的血液停滞。公知的由于停滞在腿中最常形成血液凝块。

[0008] 循环系统使用不同的机制在体内循环血液。心脏将血液泵入动脉系统并且该系统将血液分流到身体的各部分。在心脏上方,在将血液返回心脏的过程中重力发挥作用,而在心脏下方,肌肉收缩压缩静脉令血液向心脏移动。静脉的定向阀保证了血流的方向性。小的肌肉群在每次腿肌肉收缩时移动少量血液,这是重要的,因为静脉壁较薄并且具有弹性,静脉中过多的血液会导致静脉扩张,受到损伤并且致使定向阀失效。

[0009] 在长期的肌肉静止期间(例如当飞机、汽车、公交车或火车旅行时,受限于轮椅上时,或当长期卧床时),由于人腿内的静脉血流运动可能较小或没有,增加了形成于人体内的血凝的风险。除了停滞之外,随着血液持续集聚在腿静脉内,定向阀可能泄漏,静脉可能扩展并受到损害,从而释放同样会引起凝块形成的凝固因子。

[0010] 用于防止DVT的压缩套管是公知的。然而,尽管这种套管可降低血凝块形成的风险,套管通常具有不能将风险降到可接受水平的缺点。特别地,那些在任何给定时间压缩大区域肌肉并因而挤压大容积血液通过静脉的套管可能具有以下缺点:

[0011] 1. 在套管压缩期间,血液可能被挤回到套管下方的静脉中,从而增加了套管下方静脉中的停滞,并进一步导致套管下方静脉的扩张。如果位于套管下方的静脉已经包含太多血液时,该问题由于长时间、大区域的套管压缩而恶化。

[0012] 2. 压缩之后套管释放,并且当先前被压缩的肌肉中的空静脉从套管下方再装满血液,没有血液推动套管上方的静脉中的血液,并且套管上方的静脉中的血液呈现停滞直到套管再次被压缩。

[0013] 3. 如果套管上方的静脉有任何的收缩,诸如位于就座的人大腿中的静脉,随后大容积的血液可扩张并损害那些静脉。

[0014] 概括而言,一些已知的压缩套管具有在肌肉压缩期间加重套管下方的停滞的缺

点,在套管释放时其导致套管上方的停滞,且可扩张静脉壁并致使静脉的定向阀失效,从而增加血凝块形成的风险。这对于那些具有一连串可充气室且其连续压缩腿区域的套管同样如此,因为包围大区域肌肉的室直到所有的室都已充气才会放气。

发明内容

[0015] 因此本发明的目的是提供用于加强经过主体的肢体的血流的装置以减小或克服上述的至少一个缺点,或向公众提供有用或经济的选择。

[0016] 通过下面结合的附图的描述,本发明的其它目的和优点将变得明显,其中作为说明和举例,公开了本发明的优选实施例。

[0017] 依照本发明的第一主要方面,提供了用于加强经过主体的肢体的血流的装置,所述装置包括可环绕主体肢体延伸的压缩套管并具有多个沿着套管依次布置的压缩器,其中在使用中,压缩器依次压缩肢体,以将肢体中的血液从套管的一端移动到另一端,并且当一个所述压缩器开始压缩肢体时,序列中在其之前的压缩器已经压缩肢体,而序列中再在其之前的压缩器停止压缩肢体。

[0018] 依照本发明的第二主要方面,提供了用具有压缩套管的装置来加强经过主体的肢体的血流的方法,所述方法包括以下步骤:

[0019] (1) 环绕主体的肢体延伸压缩套管,其中所述套管具有多个沿着套管依次布置的压缩器;并且

[0020] (2) 允许压缩器依次压缩肢体,以将肢体中的血液从套管的一端移动到另一端,其中当一个所述压缩器开始压缩肢体时,序列中在其之前的压缩器已经压缩肢体,而序列中再在其之前的压缩器停止压缩肢体。

[0021] 主体可以是人或其他类型的哺乳动物。优选地,该装置用于移动流经人手臂或腿的血液。

[0022] 套管可以具有任何适合的大小、形状及结构。优选地,套管可环绕人的小腿肌肉、大腿或足部延伸。套管可具有任何适合数目的压缩器。套管可只具有3个压缩器,但优选地套管具有至少5个压缩器并且更优选地具有6个压缩器。

[0023] 如所提到的,压缩器依次压缩,以将肢体内的血液从套管的一端移动到另外一端。优选地,其包括以下步骤:

[0024] (1) 第一压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此第一压缩器下方的血液被移动到第二压缩器下;

[0025] (2) 第二压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被移动到第三压缩器下;

[0026] (3) 第三压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被移动到第四压缩器下,且第一压缩器减压从而血液能流经其下方;

[0027] (4) 第四压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被移动到第五压缩器下,且第二压缩器减压从而血液能流经其下方;

[0028] (5) 第五压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被移动到第六压缩器下,且第三压缩器减压从而血液能流经其下方;

[0029] (6) 第六压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被进

一步移动到肢体,且第四压缩器减压从而血液能流经其下方;

[0030] (7) 第一压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被移动到第二压缩器下,且第五压缩器减压从而血液能流经其下方;

[0031] (8) 第二压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被移动到第三压缩器下,且第六压缩器减压从而血液能流经其下方;

[0032] (9) 第三压缩器压缩肢体从而静脉血液不能流过,并且因此在其下方的血液被移动到第四压缩器下,且第一压缩器减压从而血液能流经其下方;以及

[0033] (10) 不限定地重复步骤(4)至(9)

[0034] 这样,压缩器以波形运动压缩及减压,只允许在每个已压缩肢体的压缩器上方或下方短期停滞,并允许血液充满邻近较低的已压缩肢体的压缩器同时较高的压缩器将血液向心脏移动。

[0035] 压缩器可以是任何尺寸、形状和结构。优选地,每个压缩器完全或几乎完全环绕肢体延伸。压缩器可以是,例如,平行延伸的可充气及排气的室,或可以收紧及释放的止血带。

[0036] 套管可具有围绕压缩器的外壳。该外壳可以是任何适合尺寸、形状和结构。优选地,外壳包括诸如棉布的纤维。在这个方面套管可类似于血压计。外壳可以任何方式固定在肢体周围。例如,外壳可以是具有一个或多个钩和环型固定件的带子(例如 Velcro®)、夹子或彼此配对的揷扣。

[0037] 套管可进一步包括一个安置在外壳和肢体之间的保护层,出于卫生的目的,人使用后可将其移除并处理。保护层可与外壳可分离地连接。例如,保护层可使用胶水轻微地与外壳连接。备选地,保护层可只在当肢体和外壳之间被压缩的使用期间才安置在套上。

[0038] 保护层可包含任何适合的一种或多种材料。优选地,保护层包含塑料背面的可吸收薄片其中薄片的吸收面与肢体接触并可吸收肢体上的汗,同时塑料背面阻止汗接触外壳。

[0039] 套管还可包括牢固的衬背套管(即层)用于确保压缩器的压缩力主要地施加在肢体上。衬背套管可邻近围绕肢体的压缩器的外表面延伸。优选地,衬背套管沿着压缩器的外表面在外壳内延伸。

[0040] 衬背套管可以是任何适合的尺寸、形状和结构。衬背套管可由任何适合的一种或多种材料制成。衬背套管可以是整体结构或可包括两个或多个可连接部件。优选地,衬背套管由硬橡胶或塑料材料制成。这种衬背套管可具有一定程度的柔性但确保压缩器的压缩力主要施加在肢体上。

[0041] 在本发明的第一个形式中,压缩器为可充气的室。这些室可以是任何合适的结构。例如,橡胶球囊或塑料袋可被热封以形成室。橡胶球囊或塑料袋可被外壳松散地围绕。备选地,室可包括连接到外壳的不连续的球囊。优选地,套管端部的室比中间的室窄并容纳较少的流体(即具有较小的容积)。

[0042] 每个室可具有压力释放阀用于防止室的过分充气。压力释放阀优选地当室压力达到施加在肢体上超过约 35mmHg 水平时打开。

[0043] 该装置可包括流体输送系统用于输送流体到每个室。可通过流体以预定的速率将室充气到预定的压力。可使用任何适合的充气速率和压力。例如,室的充气速率可以是在 1-30 秒的范围内,但优选为约 5 秒。已充气的室的压力可以例如在静脉压到约 40mmHg 的范

围内,但优选地在约 35mmHg 以下。已充气的室的压力可以被调整。已充气的室优选地低于动脉压以减少缺血的风险。每个室可充气任意适合的一段时间。例如,每个室可充气 1-30 秒。每个室用于充气的该时间段可调整。室优选地相对较小从而该装置相对紧凑,并且从而室可相对较快地充气 and 排气。

[0044] 可以脉动方式将流体泵入每个室以提高室下方的血流活动并减少停滞。

[0045] 优选地,流体输送系统包括泵,以及在泵和室之间延伸用于将流体输送到每个室的歧管。尽管可使用任何适合类型的流体(如空气、水、油),流体优选地为空气。泵可以是脉动泵或非脉动泵,以产生脉动气流或非脉动气流。

[0046] 优选地,流体输送系统包括用于依次使每个室充气和排气的阀组件。可使用任何适合类型的阀组件。这样的组件可具有用于使每个室充气和排气的压力激活、时间激活和/或电子激活的阀。组件还可包括压力释放阀及用于产生脉冲流体流的阀。

[0047] 在本发明的一个实施例中,阀组件为旋转阀,由此在每个旋转阀的旋转周期内气体依次输送到每个室并从每个室流动。计时器和驱动器可操作地与该旋转阀相连。

[0048] 在本发明的另一个实施例中,阀组件包括多个三通阀以使所述室充气和排气,其中在第一个阀设置处,气体从泵流通到特定室,在第二个阀设置处,室被封闭从而其保持充气,在第三个阀设置处,室内的空气流到大气中从而室排气。计时器和驱动器可操作地与每个三通阀相连。

[0049] 泵可从套管上分离或安装到套管上。泵可以任何适合的方式安装到套管上。如果安装到套管上,泵的震动可震动肌肉及静脉以减小凝块形成的风险。单个泵可将空气输送到一个或多个套管。

[0050] 该装置还可包括微处理器、控制面板和电或压力传感器以监控及调节气体输送系统和套管部分。

[0051] 在本发明的第二种形式中,压缩器为可选择性地被收紧以压缩肢体的止血带。止血带可以是任何适合的结构。例如,每个止血带可以是环绕肢体延伸的绳、线和/或柔性的带。优选地,每个止血带在外壳的通道内延伸。

[0052] 止血带可以任何适合的方式被收紧或释放。在本发明的一个实施例中,该装置可包括凸轮和凸轮从动件,以依次收紧和释放止血带。将在下面更详细描述的本发明的另一个实施例中,该装置可包括链传动及杠杆组件用于依次收紧及释放止血带。这种组件可包括连接到每个止血带一端的各自的杠杆,每个止血带的另一端可固定于外壳的远端,并且每个杠杆可在止血带收紧位置和止血带释放位置之间移动。

[0053] 该组件可包括环绕一对链轮驱动链条的电机。链条的选择链节的横向延伸可将杠杆移动到收紧部分并将杠杆保持在此部位直到链节不再与杠杆接合。

[0054] 该装置可包括用于容纳链传动和杠杆组件的壳体。该壳体可以为任何适合尺寸、形状和结构。链传动可连接到壳体上,每个杠杆可枢轴地连接到壳体,并且每个止血带可延伸通过壳体中的各自开口。外壳的近端可固定到壳体上而外壳的远端可与壳体可拆卸地连接。

[0055] 可以任何适合的方式对电机供能,例如,使用电池或通过与主电源连接。

[0056] 该装置还可包括用于监控和控制止血带的微处理器、控制面板和电或压力传感器。

[0057] 在本发明的另一个实施例中,该装置可包括用于依次收紧和释放止血带的齿轮系统。这种系统可包括齿轮传动链从而传动链的每个齿轮单独地连接到止血带的一端,每个止血带的另一端可固定到外壳的远端,并且每个齿轮可在止血带收紧位置和止血带释放位置之间旋转。

[0058] 齿轮传动链可包括任何适合数目的齿轮。齿轮优选地为正齿轮。齿轮优选地为相同的直径并围绕在同一个平面上彼此平行延伸的轴旋转。

[0059] 每个止血带可以任何适合方式连接到齿轮传动链的一个齿轮上。优选地,从每个齿轮的表面上延伸出凸出物,并且每个止血带固定到该凸出物。该凸出物可邻近于齿轮外围布置。

[0060] 该系统可包括用于驱动齿轮传动链的电机,该电机可包括与齿轮传动链的齿轮啮合的驱动齿轮。

[0061] 该装置可包括用于容纳齿轮系统的壳体。该壳体可以为任何适合尺寸、形状和结构。齿轮传动链的轴和电机可连接到壳体上,并且每个止血带可在壳体中环绕一个或多个导向件延伸并通过壳体中的开口。外壳的近端可固定到壳体上而外壳的远端可与壳体可拆卸地连接。

[0062] 可以任何适合的方式对电机供能,例如,使用电池或通过与主电源连接。

[0063] 该装置还可包括用于监控和控制止血带的微处理器、控制面板和旋转开关,及电或压力传感器。

[0064] 在本发明的第三个形式中,压缩器为止血带,其响应于电流的应用而收紧(收缩)以压缩肢体。该止血带可以为任何适合的结构。每个止血带可以是,例如,其上穿有陶瓷珠的线。适合的线,例如,为以商标 Flexinol 销售的线。优选地,每个止血带在外壳的通道内延伸。

[0065] 该装置可包括主控制模块和电连接到每个止血带的副微控制器,用以调节流到每个止血带的电流。可使用任何适合类型的控制模块和微控制器。

[0066] 该装置可包括与每个止血带相关联的传感器,用以传感止血带的收紧度。可使用任何适合类型的传感器。优选地,将应变式传感器连接到每个止血带的一端并且应变式传感器向微控制器提供反馈。

[0067] 该装置优选地相对较小并且为便携的从而当使用者佩戴该装置时能走动。

[0068] 该装置可包括多个压缩套管用以压缩不同的肢体,或用以压缩同一肢体的不同部位。例如,该装置可包括用于压缩腿的小腿肌肉或大腿的套管,及用于压缩腿的足部的另一个套管。

附图说明

[0069] 为了更全面的理解本发明并应用到实际,现参考附图描述优选实施例,其中:

[0070] 图 1 描绘了依照本发明的一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置;

[0071] 图 2 为图 1 描绘的装置的一部分的部分详细透视图;

[0072] 图 3 示出了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置;

[0073] 图 4 详细示出了环绕人腿放置的图 1 或图 3 所示装置的可充气的压缩套管;

[0074] 图 5 详细示出了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置;

- [0075] 图 6 为图 5 所示装置的截面图；
- [0076] 图 7 为依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置的部分的透视图；
- [0077] 图 8 为图 7 所示装置的部分的平面视图；
- [0078] 图 9 为用于图 7 所示装置的电路图；
- [0079] 图 10 为当图 7 的装置正常使用时装置的齿轮和相关联的止血带的归一化力随时间变化的绘图。
- [0080] 图 11 描绘了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置的一部分；
- [0081] 图 12 描绘了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置，其中显示了装置连接在人腿上；
- [0082] 图 13 为图 12 描绘的装置的一部分的部分详细透视图；
- [0083] 图 14 为图 13 所示装置的横剖面图；
- [0084] 图 15 为用于依照本发明的一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置的旋转阀的部分分解图；
- [0085] 图 16 为用于依照本发明的一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置的另一个旋转阀的分解图；
- [0086] 图 17 描绘了用于依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置的另一旋转阀；
- [0087] 图 18 为依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置的一部分的电路原理图；
- [0088] 图 19 为描绘了图 18 图解的装置的螺线管操作的时序图；
- [0089] 图 20 图解了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置；
- [0090] 图 21 详细示出了环绕人腿放置的图 20 所示装置的可充气的压缩套管；
- [0091] 图 22 图解了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置；
- [0092] 图 23 详细示出了环绕人腿放置的图 22 所示装置的可充气的压缩套管；
- [0093] 图 24 图解了当装置的套管环绕人腿安置时依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置；
- [0094] 图 25 图解了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置；且
- [0095] 图 26 图解了依照本发明的另一个实施例用于将血液移动通过人肢体的装置。

具体实施方式

- [0096] 图中，相同的附图标记代表相同的特征。
- [0097] 图 1 示出了用于加强通过人下肢的静脉血流的装置 40。该装置 40 包括环绕人腿可延伸的可充气压缩套管 41（在图 4 中最清楚）及用于将空气输送到套管 41 的空气输送系统 42。套管 41 类似于血压计。
- [0098] 套管 41 具有 6 个沿着套管 41 彼此相邻布置的可充气室 43-48。如图 4 所示，室 43-48 为细长的并且环绕肢体延伸。由密封的橡胶球囊 49 提供室 43-48。室 43 和 48 比室 44-47 窄并且含有较少的气体。（然而室 43 和 48 并非必须要比室 44-47 窄）。每个室

43-48 具有压力释放阀 50,其当室 43-48 的压力超过约 35mmHg 时打开。压力释放阀 50 阻止室 43-48 过分被充气。室 41 具有包围球囊 49 的纤维外壳 51。外壳 51 的 Velcro®带 52 使外壳 51 稳固地环绕肢体。

[0099] 保护层 53 布置在外壳 51 和腿之间,出于卫生目的,人使用后可将其移除并处理。在图 4 中示出了保护层 53。保护层 53 具有用于吸收腿上的汗的吸收表面,及阻止汗接触外壳 51 的塑料背面。保护层 53 减少了经常清洁外壳 51 的需要。

[0100] 如果需要,可使用不同尺寸的套管 41 用于不同体型的人。用于体型较小的人的套管通常为 100mm 宽,它们具有 6 个室,室 43 和 48 每个宽 10mm,且室 44-47 每个宽 20mm。用于体型中等的人的套管通常为 140mm 宽,它们具有 6 个室,室 43 和 48 每个宽 20mm,且室 44-47 每个宽 25mm。用于体型较大的人的套管通常为 180-220mm 宽,它们具有 6 个室,室 43 和 48 每个宽 20mm,且室 44-47 每个宽 35-45mm。

[0101] 显示于图 1 中的流体输送系统 42 包括气泵 54、脉冲阀 55、旋转阀 56、在泵 54 和脉冲阀 55 之间延伸的软管 57、在脉冲阀 55 和旋转阀 56 之间延伸的软管 58,及在旋转阀 56 和室 43-48 间延伸的软管 59-64。脉冲阀 55 确保气体以脉动方式泵入室 43-48 中。

[0102] 旋转阀 56 确保室 43-48 依次被充气及排气。在图 2 中示出了旋转阀 56 的一些细节。旋转阀 56 具有位于壳体 66 内并可相对于壳体 66 旋转的圆柱状空气分配器 65。壳体 66 的一端以气密方式连接到每个软管 59-64,而壳体 66 的另一端以气密方式连接到软管 58。旋转阀 56 可操作地连接到驱动器和计时器(未示出),且分配器 65 通过驱动器旋转。

[0103] 分配器 65 具有完全穿透其中的通道 67 用于使空气在泵 54 和软管 59-64 之间流通。分配器 65 同样具有用于将软管 59-64 和室 43-48 中的空气排到大气中的通道 68。软管 59-64 环形安置于通道 67 和 68 下方从而当分配器 65 旋转时,在任何给定的时间空气从泵 54 仅流通到软管 59-64 和室 43-48 中一个,并且在任何给定的时间空气仅从软管 59-64 和室 43-48 中一个排出。

[0104] 图 2 中的软管 59-64 和通道 67、68 被定向成使得室 43 被充气而室 47 被排气,并且室 44-46 和 48 被密封。如果通道 67 旋转 60 度直到定位在软管 60 的上方,室 44 将开始充气,室 48 将排气且室 43 将保持充气和密封。随着分配器 65 的每次完整旋转,室 43-48 以波形运动依次从套管 41 的一端到另一端充气和排气从而将静脉血液从套管 41 的一端移动到另一端。每 5 秒通道 67 在软管 59-64 间移动,每 30 秒经历一次完整旋转。

[0105] 图 3 示出与图 1 中相似的装置 70,但其具有不同的空气输送系统 71。替代旋转阀 56,系统 71 具有一系列可操作地连接到每个软管 59-64 的三通阀 72。阀 72 依次被操作。计时器和驱动器(未示出)在三种设置间移动每个阀 72。在第一种设置下,空气从泵 54 流通到特定室 43-48,在第二种设置下,室 43-48 被封闭从而其保持充气,而在第三种设置下,室 43-48 内的气体流到大气中且室 43-48 排气。每个阀 72 在每种设置下保持 5 秒钟。

[0106] 在使用中,套管 41 环绕人腿的小腿肌肉固定。泵 20 通过座或基底支撑。空气输送系统 42、71 可容易地从套管 41 上分离或当装置 40、70 的用户需要离开某位置时空气输送系统 42、71 的各部分可容易地彼此分离。

[0107] 泵 54 在至少 35mmHg 的压力下泵送空气,脉冲泵 55 产生脉动气流。旋转阀 56 或三通阀 72 输送空气到特定室 43-48 并从特定室 43-48 放出空气。充气/排气序列如下:

[0108] (1) 室 43 充气从而静脉血不能流过该室且因此室 43 下方的血液移动到室 44 下

方；

[0109] (2) 室 44 充气从而静脉血不能流过该室且因此室 44 下方的血液移动到室 45 下方；

[0110] (3) 室 45 充气从而静脉血不能流过该室且室 45 下方的血液移动到室 46 下方，室 43 排气从而血液可流到室 43 的下方；

[0111] (4) 室 46 充气从而静脉血不能流过该室且室 46 下方的血液移动到室 47 下方；室 44 排气从而血液可流到室 44 的下方；

[0112] (5) 室 47 充气从而静脉血不能流过该室且室 47 下方的血液移动到室 48 下方；室 45 排气从而血液可流到室 45 的下方；

[0113] (6) 室 48 充气从而静脉血不能流过该室且室 48 下方的血液进一步上移到肢体，室 46 排气从而血液可流到室 46 的下方；

[0114] (7) 室 43 再次充气从而静脉血不能流过该室且因此室 43 下方的血液移动到室 44 下方，室 47 排气从而血液可流到室 47 的下方；

[0115] (8) 室 44 充气从而静脉血不能流过该室且因此室 44 下方的血液移动到室 45 下方，室 48 排气从而血液可流到室 48 的下方；

[0116] (9) 室 45 充气从而静脉血不能流过该室且因此室 45 下方的血液移动到室 46 下方，室 43 排气从而血液可流到室 43 的下方；及

[0117] (10) 不限定地重复步骤 (4) 至 (9)，这样，血液被移到腿中。

[0118] 装置 40、70 可用于阻止 DVT，用于飞机、火车、公交车或汽车旅行的人，或长时间就坐的人，或诸如瘫痪者或者老人的不能使用他们腿的人，或患有包括肿胀脚踝、静脉曲张的腿病或静脉中的定向阀失效的人。

[0119] 套管 41 将小腿肌肉中的血液挤出并将少量血以几乎连续的方式定向移动通过静脉以减少套管 41 上方和下方的停滞。由于在任何给定时间点至多只有两个室 43-48 被充气，只有 10 秒的停滞且血液填充可出现在所有未充气的室 43-48 下方。另外，空气可以脉动方式泵入室 43-48 以搅动充气室下方的血液并进一步减少停滞和潜在的血凝块的形成。由于血流总是为一个方向，可忽略或没有定向阀的损伤和静脉扩张。

[0120] 装置 40、70 不依靠完整、健康的静脉定向阀工作因为套管 41 的波形运动推动血液持续上升。装置 40、70 可确保在缺少功能性的定向阀的人中作用接近最好。

[0121] 图 5、6 示出了依照本发明的另一实施例用于加强流过人体肢体的静脉血流的装置 80。该装置 80 包括套管 81、壳体 82 和链传动及杠杆组件 83。

[0122] 套管 81 具有纤维外壳 84 和五个在外壳 84 内延伸的止血带 85。如图 5 所示，每个止血带 85 在外壳 84 的各自通道 86 内延伸。

[0123] 止血带 85 为环绕肢体延伸的绳索。每个止血带 85 的一端 87 在外壳 84 的远端 88 固定到外壳 84 上。

[0124] 尽管在图中没有显示，在外壳 84 和腿之间布置保护层，出于卫生目的，人使用后将其移除并处理。

[0125] 壳体 82 为矩形并容纳链传动及杠杆组件 83。外壳 84 的近端 89 固定到壳体 82 上而外壳 84 的远端 88 可拆卸地连接到壳体 82 上。

[0126] 组件 83 包括连接到每个止血带 85 一端的杠杆 90 (其中只有一部分被标记)。当

在平面上观察时每个杠杆 90 为弓形。每个杠杆 90 的一端通过销 91 的方式销接到壳体 82 上,并且每个杠杆 90 相对于壳体 82 可枢轴转动。每个杠杆 90 的另一端连接于止血带 85。每个杠杆 90 在止血带收紧位置和止血带释放位置之间可枢轴转动。每个止血带 85 延伸通过壳体 82 中的各自的开口(没有标记)。

[0127] 组件 83 还包括电机和变速箱 92,彼此分开的一对链轮 93、94 及环绕链轮 93、94 延伸的链条 95。链条 95 上选择链节的侧部凸出物 96(其中仅有一部分在图 6 中标记)啮合杠杆 90 并使杠杆 90 枢轴转动到收紧位置。当侧部凸出物 96 脱离杠杆 90 时杠杆 90 移回到释放位置。壳体 82 的架子 97 与每个杠杆 90 的枢轴销 91 平行延伸并确保杠杆 90 在被侧部凸出物 96 啮合时将枢轴转动,而不是链条 95 屈曲。

[0128] 在使用中,套管 81 环绕人腿的小腿肌肉固定。壳体 82 具有通/断开关及用于连接主电源的电插座(未示出)。当对电机 92 施加电压时,链条 95 逆时针转动。每个杠杆 90 被具有侧部凸出物 96 的链节啮合时将枢轴转动并收紧止血带 85。侧部凸出物 96 沿着链条 95 隔开从而止血带 85 以波形方式收紧(压缩)及释放(减压)腿。

[0129] 图 7-9 示出了依照本发明的另一实施例用于加强流过人肢体的静脉血流的装置 100。现参考图 7,装置 100 包括套管 101(与套管 81 非常相似)、壳体(仅示出其底盘 102)及齿轮传动系统 103。壳体为矩形并容纳齿轮传动系统 103。

[0130] 齿轮传动系统 103 包括具有五个啮合的正齿轮 105-109 的齿轮传动链 104 及用于驱动齿轮传动链 104 的电机 110。电机 110 具有与齿轮 105 啮合的驱动齿轮 111。每个齿轮 105-109 的直径相同。每个齿轮 105-109 具有一个从底盘 102 延伸出的轴(未标记)且这些轴在同一平面上彼此平行地延伸。凸出物 112(最好参见图 8)从每个齿轮 105-109 的表面垂直延伸。间隔件 113 在电机 110 和底盘 102 之间延伸。电机 110 由 12 伏的电池 114 供电(如图 9 所示)。

[0131] 如图 7 所示,套管 101 具有纤维外壳 115 和五个在外壳 115 内延伸的止血带 116-120。每个止血带 116-120 在外壳 115 的各自通道中延伸。止血带 116-120 环绕肢体延伸。每个止血带 116-120 包括其一端固定到凸出物 112 上的绳索 121 和从绳索 121 延伸的柔性带 122。每个止血带 116-120 的另一端在外壳 115 的远端(未示出)固定到外壳 115 上。外壳 115 的近端 123 固定到包括底盘 102 的壳体,而外壳 115 的远端(未示出)可拆卸地连接到壳体。每个绳索 121 延伸通过底盘 102 中的槽 124 并位于导轨 125 上。一对支架 126 从底盘 102 延伸并保持导轨 125 临近槽 124。

[0132] 随着每个齿轮 105-109 绕其轴的旋转,取决于凸出物 112 相对于轴的位置,止血带 116-120 被收紧或者释放。图 10 示出了装置 100 的齿轮和相关止血带的归一化力(F/F_{max})随时间(秒)变化的图。

[0133] 图 9 为装置 100 的电路图。该图示出电源 114、通/断开关 127、电机 110、晶体管 128、二极管 129、两个电阻器 130、旋转开关 131。在正常使用中,通/断开关 127 闭合,旋转开关 131 位于“关”的位置并且电机 110 使齿轮传动链 104 运转。

[0134] 在使用装置 100 将血液移动通过肢体之前,每个止血带 116-120 必须首先环绕肢体适当地收紧。为此,装置 100 包括旋转开关 131、永磁体 132-136 和簧片开关 137-141。每个齿轮 105-109 具有一个永磁体 132-136 而电路具有由磁体 132-136 激活的簧片开关 137-141。当齿轮 105 转到使磁体 132 接近簧片开关 137 时,开关 137 关闭并且电机 110 缺

电。同样的,当齿轮 106 转到使磁体 133 接近簧片开关 138 时,开关 138 关闭并且电机 110 停止驱动齿轮传动链 104。这同样发生在磁体 134 和开关 139、磁体 135 和开关 140、以及磁体 136 和开关 141。

[0135] 为了调整每个止血带 116-120 的张力,套管 101 首先环绕人肢体延伸。旋转开关 131 转到图 9 中标记为“1”的位置,齿轮 105 由电机 110 转动直到磁体 132 关闭簧片开关 137,同时电机 110 不再供电且止血带 120 向肢体施加最大的张力。如果需要,通过改变环绕肢体的套管 101 的张紧度来调整止血带 120 施加的张力。依次地,对齿轮 106 而言通过转动旋转开关 131 到位置“2”而重复该过程,对齿轮 107 而言通过转动旋转开关 131 到位置“3”而重复该过程,对齿轮 108 而言通过转动旋转开关 131 到位置“4”来重复该过程,以及对齿轮 109 而言通过转动旋转开关 131 到位置“5”来重复该过程。

[0136] 调整每个止血带 116-120 的张力后,旋转开关 131 转到“关”的位置,通 / 断开关 127 闭合,齿轮 105-109 旋转并且止血带 116-120 以波形方式收紧(压缩)及释放(减压)肢体。

[0137] 图 11 示出了依照本发明的另一实施例用于加强流过人肢体的静脉血流装置 150 的一部分。装置 150 包括六个止血带 151(其中仅示出 4 个)、与每个止血带 151 关联的应变传感器 152、副微控制器 153 以及通过副微控制器 153 与每个传感器 152 电性相连的主控制模块 154。

[0138] 每个止血带 151 包括其上穿有陶瓷珠 156 的 Flexinol™ 肌肉线 155。应变传感器 152 连接到线 155 的一端。Velcro™ 带 157 在线 155 的另一端和应变传感器 152 之间延伸。由于包括两个成对部分,带 157 可调整长度。

[0139] 使用时,止血带 151 通过带 157 紧固地环绕人肢体。主控制模块 154,通过副微控制器 153,用于依次施加电流到每个止血带 151 从而将静脉血移动通过肢体朝向心脏。当电流移动通过止血带 151 时,止血带 151 收缩并由此环绕肢体收紧。没有电流时,止血带 151 环绕肢体释放。止血带 151 的紧度的反馈提供给副微控制器 153。

[0140] 图 12 至 14 示出了用于加强流过人下肢 161 的静脉血流的另一种装置 160。该装置 160 包括套管 162 和五个沿着套管 162 依次布置的可充气的室 163-167。如图 12 所示,室 163-167 为细长的并环绕腿 161 延伸。

[0141] 套管 162 具有围绕室 163-167 的外壳 168。套管 162 同样包括硬橡胶或塑料制的衬背套管 169 用以确保室 163-167 的压力主要施加在腿 161 上。衬背套管 169 在套 168 中沿着环绕腿 161 的室 163-167 延伸。衬背套管 169 具有一些柔性以确保室 163-167 的压力主要施加在腿 161 上。

[0142] 装置 160 可具有用于描述一个或多个在此公开的本发明的其他实施例的附加特征。

[0143] 图 15 描述了可用于替换图 1 所示的流体输送系统 42 的旋转阀 56 的旋转阀 170。旋转阀 170 包括圆柱形的由塑料制成的第一端部件 171。多个圆柱形凸出物 172 从第一端部件 171 的一端延伸。喷嘴 173 从第一端部件 171 的一侧延伸。通道 174 从第一端部件 171 的所述凸出物 172 从其上延伸的同一端延伸穿过喷嘴 173。

[0144] 包括内螺纹 176 的中空圆柱形轴部件 175 相对于第一端部件 171 固定并与其同中心。

[0145] 由 Teflon™ 制成的圆形内部垫圈 177 置于第一端部件 171 的所述凸出物 172 从其上延伸的同一端。所述内部垫圈 177 与第一端部件 171 和轴部件 175 同中心。轴部件 175 延伸穿过内部垫圈 177, 且内部垫圈 177 包括多个开口, 其每一个接受各自的凸出物 172 从而抑制垫圈 177 相对于第一端部件 171 及轴部件 175 旋转。

[0146] 由 Teflon™ 制成的圆形外部垫圈 178 同样置于第一端部件 171 的所述凸出物 172 从其上延伸的同一端。外部垫圈 178 与第一端部件 171 和轴部件 175 同心。外部垫圈 178 包括多个开口, 其每一个接受各自的凸出物 172 从而抑制垫圈 178 相对于第一端部件 171 及轴部件 175 旋转。

[0147] 内部垫圈 177 和外部垫圈 178 被围绕轴部件 175 的间隙 179 彼此隔开。通道 174 的开口位于内部垫圈 177 和外部垫圈 178 之间。

[0148] 由黄铜制成的圆柱形空气分配器 180 置于内部垫圈 177 和外部垫圈 178 的顶端, 分配器 180 的同心的圆形开口 181 接受轴部件 175。多个圆周间隔的齿 182 环绕分配器 180 的周边延伸。多个圆柱形凸出物 183 从分配器 180 的一端延伸。同样, 偏心圆形开口 184 延伸穿过分配器 180。开口 184 在分配器 180 中的这种定位使开口 184 定位在路径 179 的上方。

[0149] 间隙 179 与靠着垫圈 177、178 放置的第一端部件 171 的端部及分配器 180 的端部一起确定了围绕轴部件 175 的通道。空气能通过喷嘴 173 中的通道 174 流进该通道, 并能通过分配器 180 中的开口 184 流出该通道。

[0150] 由 Teflon™ 制成的大致圆形的垫圈 185 置于分配器 180 的凸出物 183 从其上延伸的端部。垫圈 185 包括多个圆形开口 186, 其每一个接受分配器 180 的凸出物 183 从而抑制垫圈 185 相对于分配器 180 旋转。垫圈 185 还包括分别覆盖分配器 180 的开口 181 和开口 184 的圆形开口 187 和圆形开口 188。垫圈 185 中的弓形开口 189 部分围绕开口 187。同样, 垫圈 185 中的开口 190 从弓形开口 189 延伸到垫圈 185 的周边。

[0151] 圆柱形第二端部件 191 的下端置于垫圈 185 的顶端。该第二端部件 191 包括覆盖垫圈 185 中开口 187 的圆形开口 192。该第二端部件 191 的下端包括五个圆周间隔的圆柱形凹口 193。多个喷嘴 194-198 从第二端部件 191 的侧面径向延伸。每个喷嘴 194-198 通过各自的通道 199 与各自的圆柱形凹口 193 接合从而空气在通过凹口 193 进入喷嘴 194-198 后能通过喷嘴 194-198 流出第二端部件 191。

[0152] 分配器 180 和垫圈 185 能绕轴部件 175 并相对于第一端部件 171、垫圈 177、178 和第二端部件 191 旋转。

[0153] 开口 189、190 与靠着垫圈 185 安置的第二端部件 191 的端部和分配器 180 的端部一起确定了一通道, 该通道部分围绕开口 187 并具有将阀 170 中的空气排到大气中的外部开口。通过喷嘴 194-198 流入凹口 193 的空气能进入通道并当分配器 180 旋转使凹口 193 覆盖开口 189 时被排到大气中。

[0154] 第一端部件 171、分配器 180、第二端部件 191、垫圈 177、178 及 185 相对于彼此被螺栓 200 紧固, 该螺栓 200 插入垫圈 201 并旋入带内螺纹的轴部件 175 中。拧紧螺栓 200 从而在垫圈 177、178、185 和第一端部件 171、分配器 180 及第二端部件 191 之间形成气密或充分气密的密封。

[0155] 如前所述, 装置 40 的旋转阀 56 可由旋转阀 170 代替。阀 170 的每个喷嘴 194-198

将需要以气密的方式连接到装置 40 的各自软管 59-64,且喷嘴 173 将需要以气密的方式连接到喷嘴 173。分配器 180 将啮合诸如蜗轮或减速齿轮的驱动齿轮,所述驱动齿轮由装置 40 的驱动器驱动从而分配器 180 和垫圈 185 可相对于第一端部件 171、垫圈 177、178、第二端部件 191 旋转。喷嘴 194-198 连接到软管 59-64,且开口 189、190 构造为使装置 40 在使用时,装置 40 的室 43-48 能充气并依次压缩肢体以将肢体里的血液从套管 41 的一端移动到另一端。随着室 43-48 开始充气并压缩肢体,序列中在其之前的室 43-48 已充气并已压缩肢体,序列中再在其之前的室 43-48 排气并停止压缩肢体。

[0156] 图 16 描绘了另一种旋转阀 210,其可用于替换图 1 所示的流体输送系统 42 的旋转阀 56。旋转阀 210 除了其不包括垫圈 177、178、185 之外都与旋转阀 170 相同,这是因为旋转阀 210 的分配器 180 由 Teflon™ 制成而不是黄铜。同样,旋转阀 210 的第一端部件 171 不具有凸出物 172。另外,旋转阀 210 的分配器 180 包括凹口 211、212,其以与旋转阀 170 的垫圈 185 的开口 189、190 相似的方式运行。此外,旋转阀 210 的第一端部件 171 具有凹口 213,其以与旋转阀 170 的间隙 179 相似的方式运行。旋转阀 210 以与旋转阀 170 相似的方式运行。

[0157] 图 17 描绘了旋转阀 220,其同样可用于替换图 1 所示的流体输送系统 42 的旋转阀 56。旋转阀 220 除了其喷嘴 194-198 从旋转阀 220 的第二端部件 191 的上端延伸之外都与旋转阀 210 相似。同样,第二端部件 191 具有侧壁 221,其环绕分配器 180 及旋转阀 220 的第一端部件 171 的周边延伸。侧壁 221 包括允许驱动齿轮 223 驱动旋转阀 220 的分配器 180 的开口 222。侧壁 221 同样包括小开口 224,旋转阀 220 的喷嘴 173 穿过该小开口延伸。旋转阀 220 和驱动齿轮 223 固定到第一底部件 225,第一底部件 225 自身固定到第二底部件 226。旋转阀 220 同样以与旋转阀 170 相似的方式运行

[0158] 图 18 描绘了与图 3 中描绘的装置 70 相似的装置的用于控制五个三通阀及气泵电机 231 的控制器 230,该装置具有五个可充气的室而不是装置 70 的六个可充气的室。每个三通阀具有各自的用于控制阀操作的螺线管 232。控制器 230 包括 5V 直流电压调节器 233,其由 12V 直流未调节电源供电。压力传感器 231 连接到调节器 233 的输出端。压力传感器 231 的输出端连接到同样与调节器 233 相连的差动放大器 235 的输入端。差动放大器 235 的输出端和调节器 233 的输出端连接到比较器 236 的输入端。参考设定值电路 237 的输出端连接到比较器 236 的输入端。比较器 236 的输出端和调节器 233 的输出端连接到微控制器 238 的输入端。晶体时基电路 239 连接到微控制器 238 的输入端。微控制器 238 的输出端连接到达林顿晶体管阵列驱动器 240 的输入端。一系列相连的开关 241 和二极管 242 与螺线管 232 并联连接。螺线管 232 连接到 12V 直流未调节电源,开关 241 连接到 12V 直流电池。

[0159] 控制器 230 适于通过螺线管 232 控制三通阀从而获得从三通阀的可变及时序气动输出,其依次控制该控制器 230 所属装置的可充气室的充气。

[0160] 压力传感器 234 不断地感觉装置的可充气室内部的压力。室内压力的参考设定值可使用参考设定值电路 237 在 0-300mmHg 内调整。传感器 234 的室压力信号输出和参考设定值电路 237 的设定值信号输出在电桥电路(未描绘)中进行比较,桥电路的输出用于控制泵电机 231。

[0161] 控制器 230 同样具有十六位双旋转开关 243,其连接到微控制器 238 的输入端。在

装置一次循环期间装置的每个可充气室充气的时间周期可通过转动旋转开关 243 从十六个不同的时间周期中选择。在装置的单一循环期间从第一可充气室充气开始到第五个可充气室排气的总时间周期可在 25 秒到约 75 秒之间变化。

[0162] 微控制器 238 被编程以控制三通阀操作及泵电机 231 操作的序列和时间。微控制器 238 通过达林顿晶体管阵列驱动器 240 驱动电机 231 和螺线管 232。

[0163] 图 19 描绘了控制信号的时序,其为在装置的一次循环中通过达林顿晶体管阵列驱动器 240 到螺线管 232 的输出。可以看出每个螺线管 232 在前一个螺线管 232 已被打开 5 秒后被打开,且每个螺线管 232 保持打开 10 秒。

[0164] 图 20 描绘了依照本发明另一实施例的用于加强经过人肢体的静脉血流的装置 250。装置 250 与图 5、6 中描绘的装置 80 及图 7-10 中描绘的装置 100 相似之处在于其包括多个延伸穿过套管 252 并可依次被包含在壳体 253 中的机构收紧和释放以及通过张力线 254 固定在止血带 251 上的止血带 251。套管 252 的第一端 255 固定到壳体 253。通过将套管 252 穿过壳体 253 的一个开口插入壳体 253 中,将套管 252 的第二端 256 从同一开口拉出壳体 253 从而套管 252 环绕位于壳体 253 中的杆 257 延伸,然后用固定在套管 252 上的 Velcro™ 钩环紧固件 258 将套管 252 已被拉出壳体 253 的部分固定到套管 252 的另一部分,因而将套管 252 的第二端 256 相对于壳体 253 固定。套管 252 可通过改变被拉出壳体 253 的套管 252 的量而被收紧及释放。

[0165] 参考图 21,示出装置 250 固定到人腿 259 的小腿。装置 250 通过套管 252 捆在腿 259 上从而壳体 253 位于腿 259 的胫骨上方并且套管 252 环绕腿 259 的小腿肌肉延伸。套管 252 环绕腿 259 收紧从而装置 250 稳定地保持就位。

[0166] 图 22 描绘了依照本发明另一实施例的用于加强经过人肢体的静脉血流的装置 260。装置 260 与图 1 和 2 描绘的装置 40 及图 3 中描绘的装置 70 相似之处在于其包括多个定位在套管 261 中的可充气的室并且可充气室可通过气泵和空气输送系统依次进行充气 and 放气,所述气泵和空气输送系统包含在壳体 262 内,壳体 262 固定在套管 261 上从而套管 261 越过壳体 262 的后侧延伸。套管 261 的第一端 263 固定到长孔 264。套管 261 的第二端 265 插入穿过孔 264 且通过固定在套管 261 上的 Velcro™ 钩环紧固件 266 固定到套管 261 的没有插入穿过孔 264 的部分。套管 261 可通过改变被拉出孔 264 的套管 261 的量而被收紧及释放。

[0167] 参考图 23,示出装置 260 固定到人腿 267 的小腿。装置 260 通过套管 261 捆在腿 267 上从而壳体 262 位于腿 267 的胫骨上方并且套管 261 环绕腿 267 的小腿肌肉延伸。套管 261 环绕腿 267 收紧从而装置 260 稳定地保持在适当位置。

[0168] 图 24 描绘了依照本发明另一实施例的用于加强经过人肢体的静脉血流的装置 270。装置 270 与图 22 和 23 中描绘的装置 260 相似,其包括多个定位在套管 271 中的可充气的室并且所述室可通过气泵和空气输送系统依次进行充气 and 放气,所述气泵和空气输送系统包含在壳体 272 内,壳体 272 固定在套管 271 上从而套管 271 越过壳体 272 的后侧延伸。套管 271 的第一端 273 固定到细长孔 274。套管 271 的第二端 275 插入穿过孔 274 并通过固定在套管 271 上的 Velcro™ 钩环紧固件(未示出)固定到套管 271 的未插入穿过孔 274 的部分。装置 270 和装置 260 的一个区别在于装置 270 的孔 274 更靠近壳体 272 定位。示出的装置 270 固定在人腿 276 的小腿上。装置 270 以与装置 260 捆在腿 276 相似的方式

捆到腿 276 上。

[0169] 图 25 描绘了依照本发明另一实施例的用于加强经过人肢体的静脉血流的装置 280。装置 280 适于捆在人脚 281 上并包括具有多个止血带或可充气室的套管 282，所述止血带或可充气室被示出的相对于套管 282 固定的壳体 283 中的控制器来操作。止血带和可充气的室以与前述实施例的止血带和可充气的室相似的方式操作从而依次压缩脚 281 以改善经过脚 281 和其相关的腿的静脉血流。

[0170] 图 26 描绘了依照本发明另一实施例的用于加强经过人肢体的静脉血流的装置 290。装置 290 包括环绕人下肢 292 的小腿捆绑的第一套管 291，以及环绕人脚 294 捆绑的第二套管 293。套管 291、293 与前述实施例的套管相似之处在于它们包括多个可被壳体 295 中的控制器操作以依次压缩脚 294 和腿 292 的诸如止血带或可充气室的压缩器。第一套管 291 和第二套管 293 的压缩器的操作由控制器调整从而第二套管 293 中压缩器对脚 294 的压缩先于第一套管 291 中的压缩器对小腿的压缩。装置 290 尤其适合用于当人处于诸如躺在医院病床上的稳定状态。第二套管 293 有助于移动血液通过脚 294 并向上到第一套管 291，同时第一套管 291 用于将血液进一步移动到腿 292。

[0171] 贯穿说明书和权利要求，除非上下文另外要求，术语“包括”或“包括”的变体将理解为适用包含设定的整数或整数范围但不排除其它整数或整数范围。

[0172] 贯穿说明书和权利要求，除非上下文另外要求，术语“基本上”或“约”将理解为不限于术语限定的范围值。

[0173] 本领域技术人员对在此描述的本发明进行改变和修改显然是受欢迎的而不脱离其精神和范围。对本领域技术人员来说显然的改变和修改被认为落入前述本发明的范围内。

[0174] 应当清楚地理解，如果在此参考的现有技术公开，其参考不构成承认该公开形成澳大利亚或任何其他国家的本领域普通公知常识的部分。

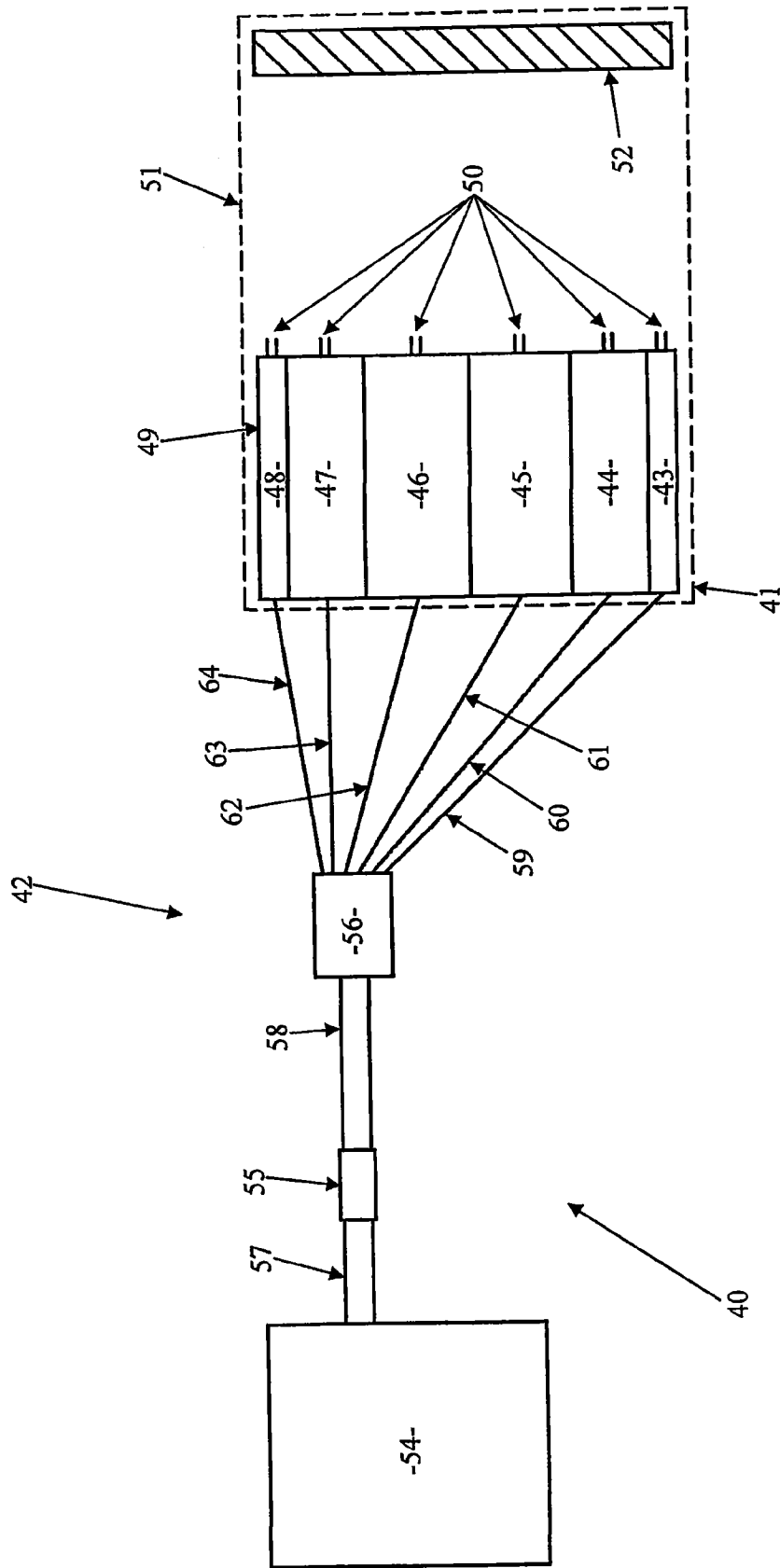


图1

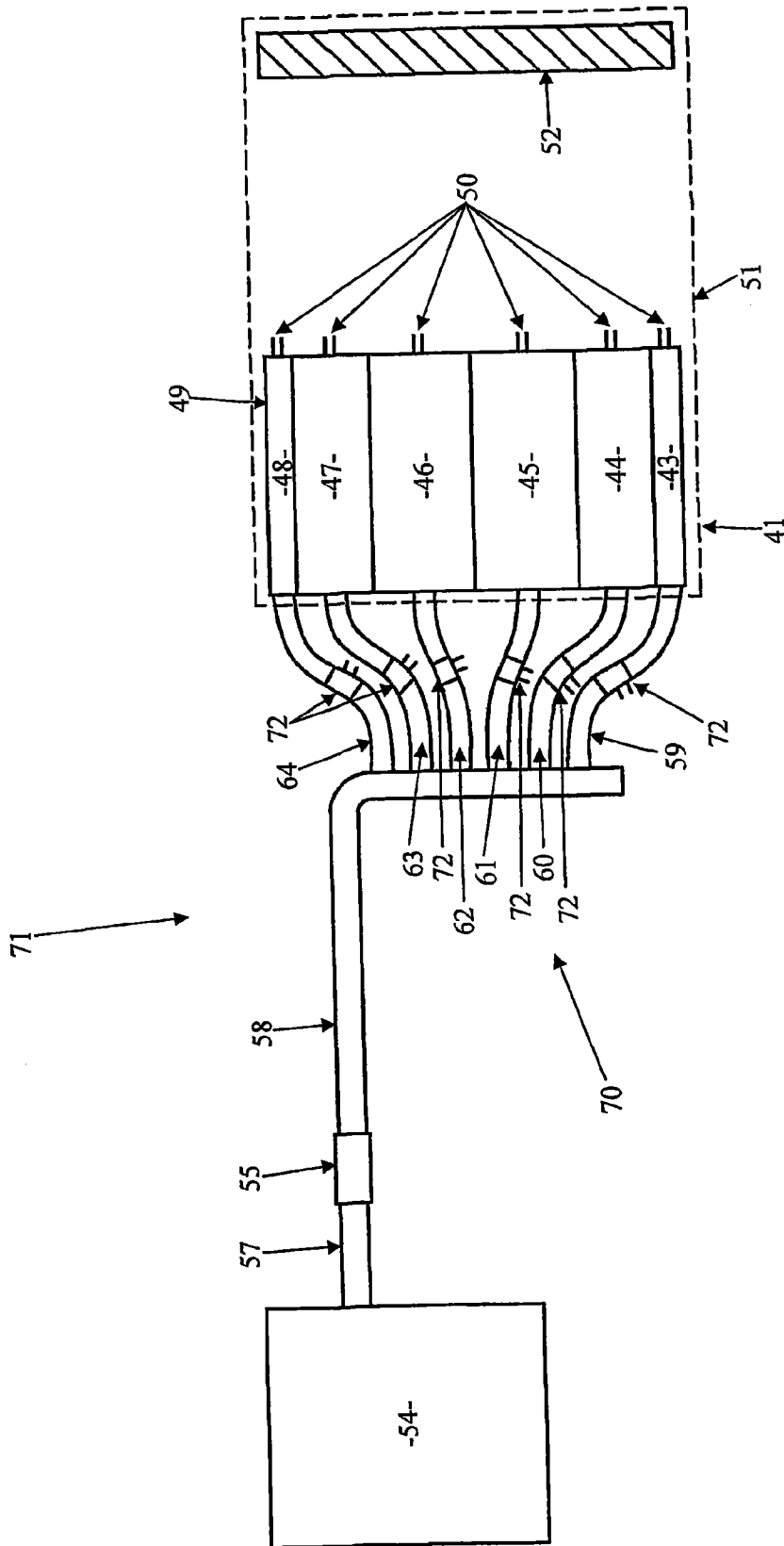


图3

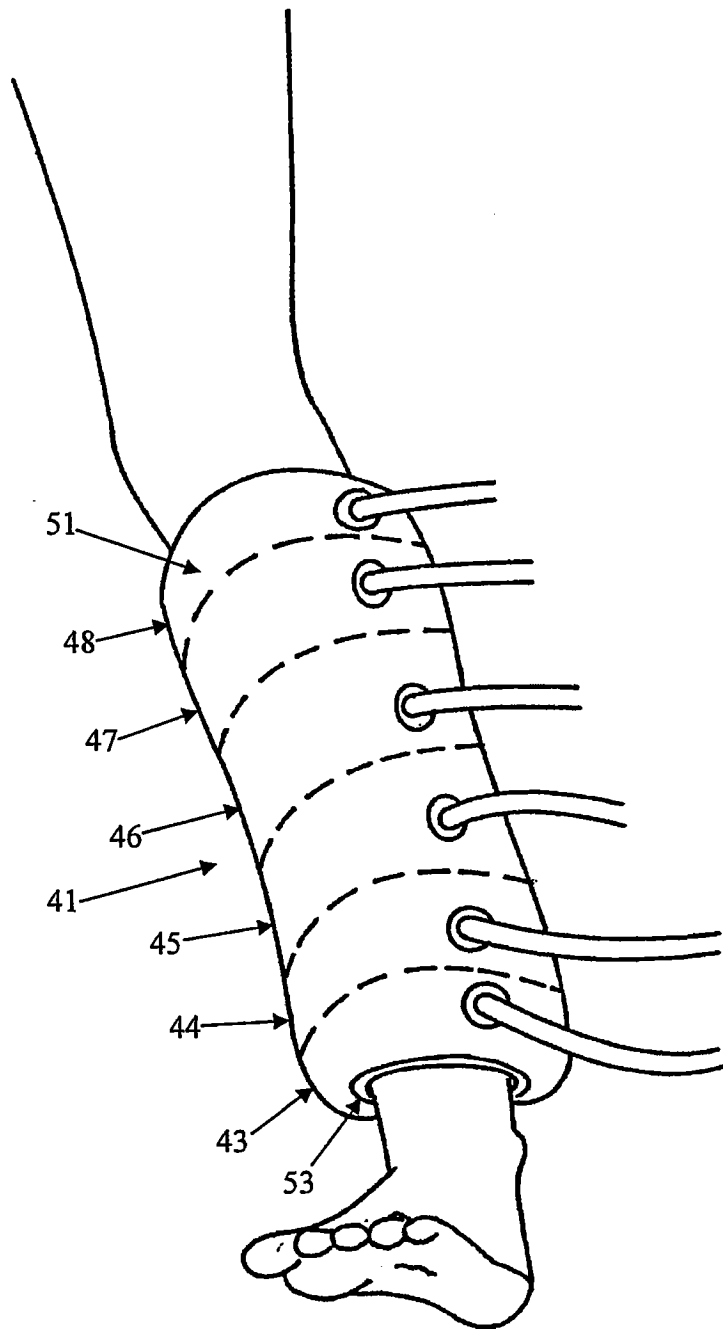


图 4

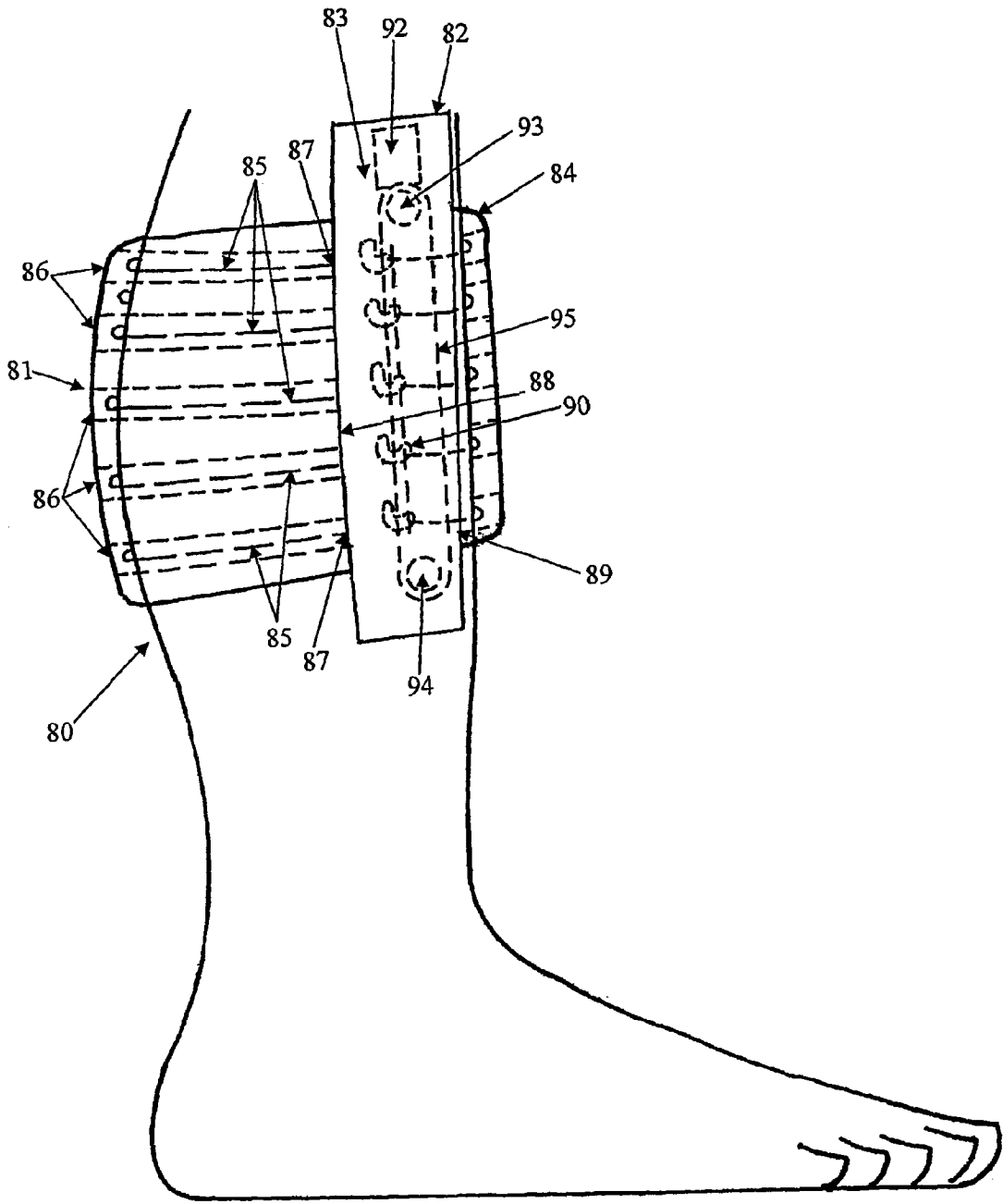


图 5

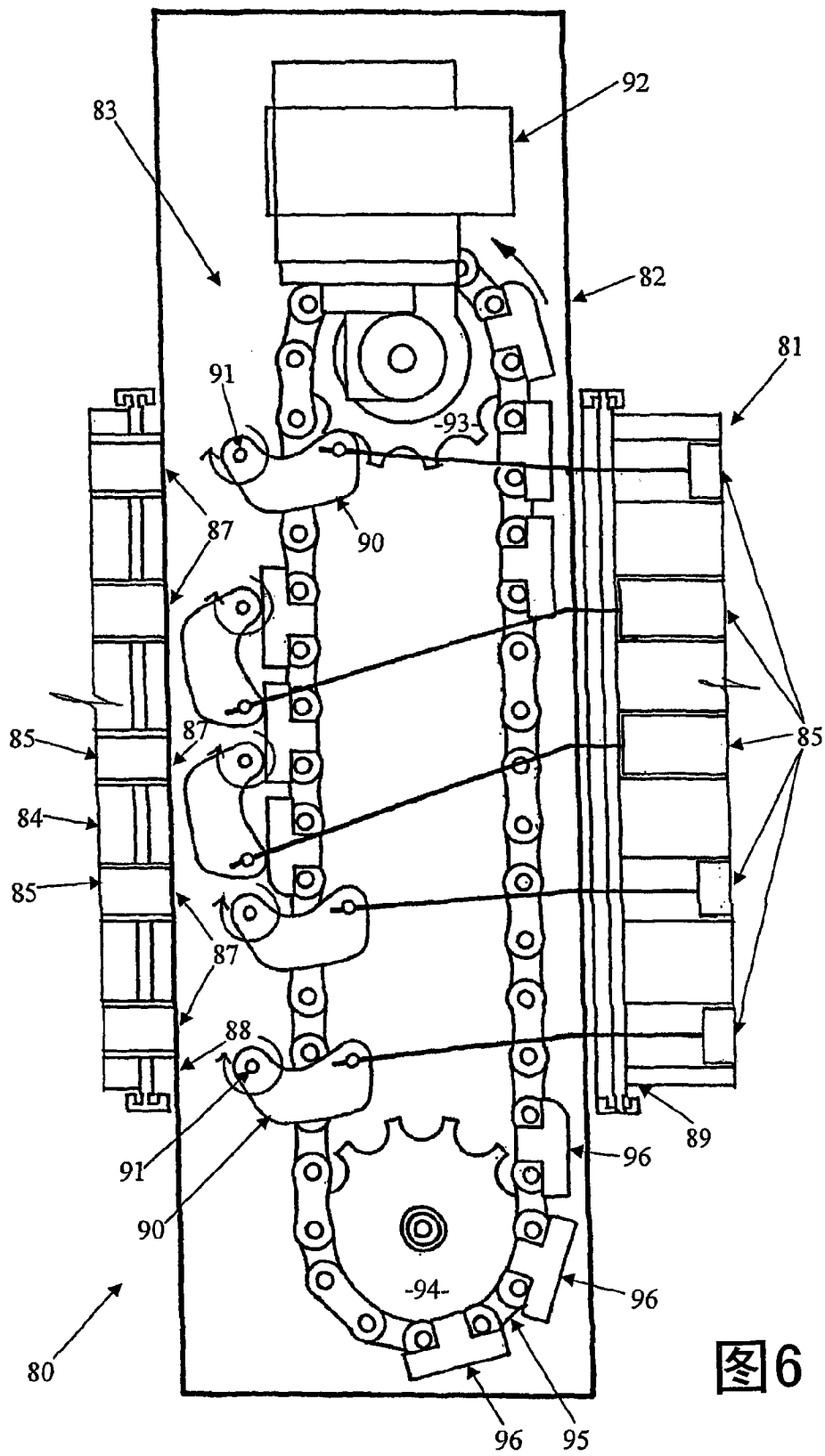


图6

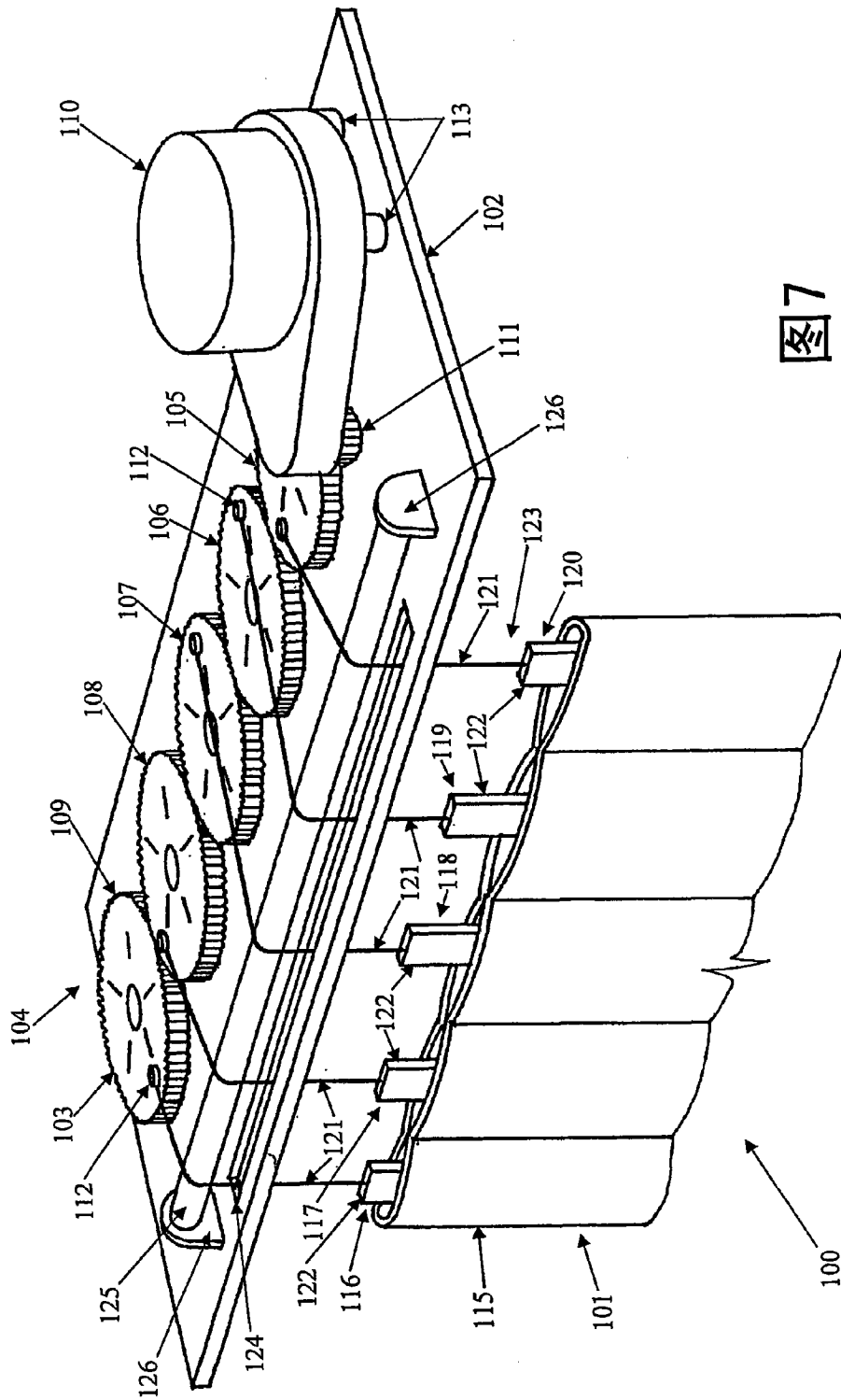


图7

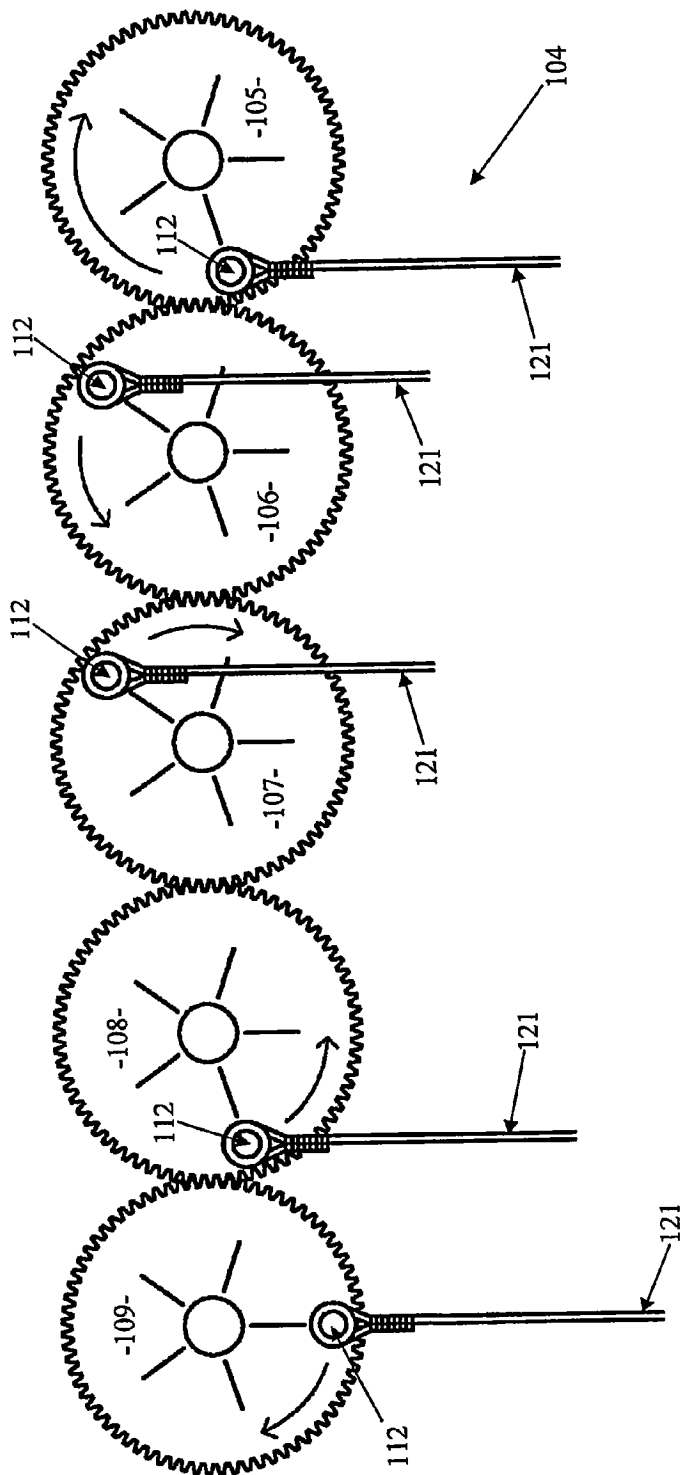


图 8

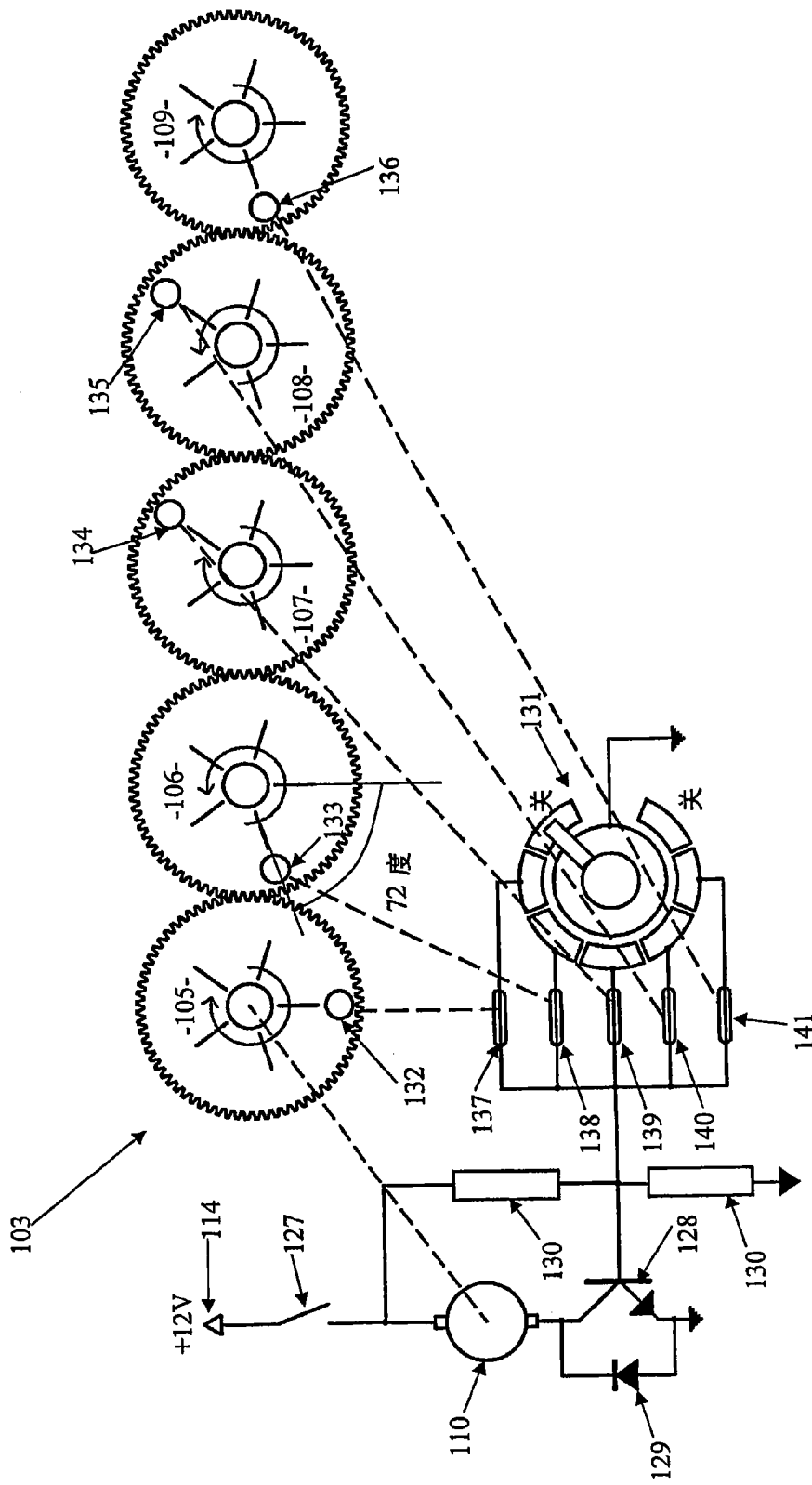


图9

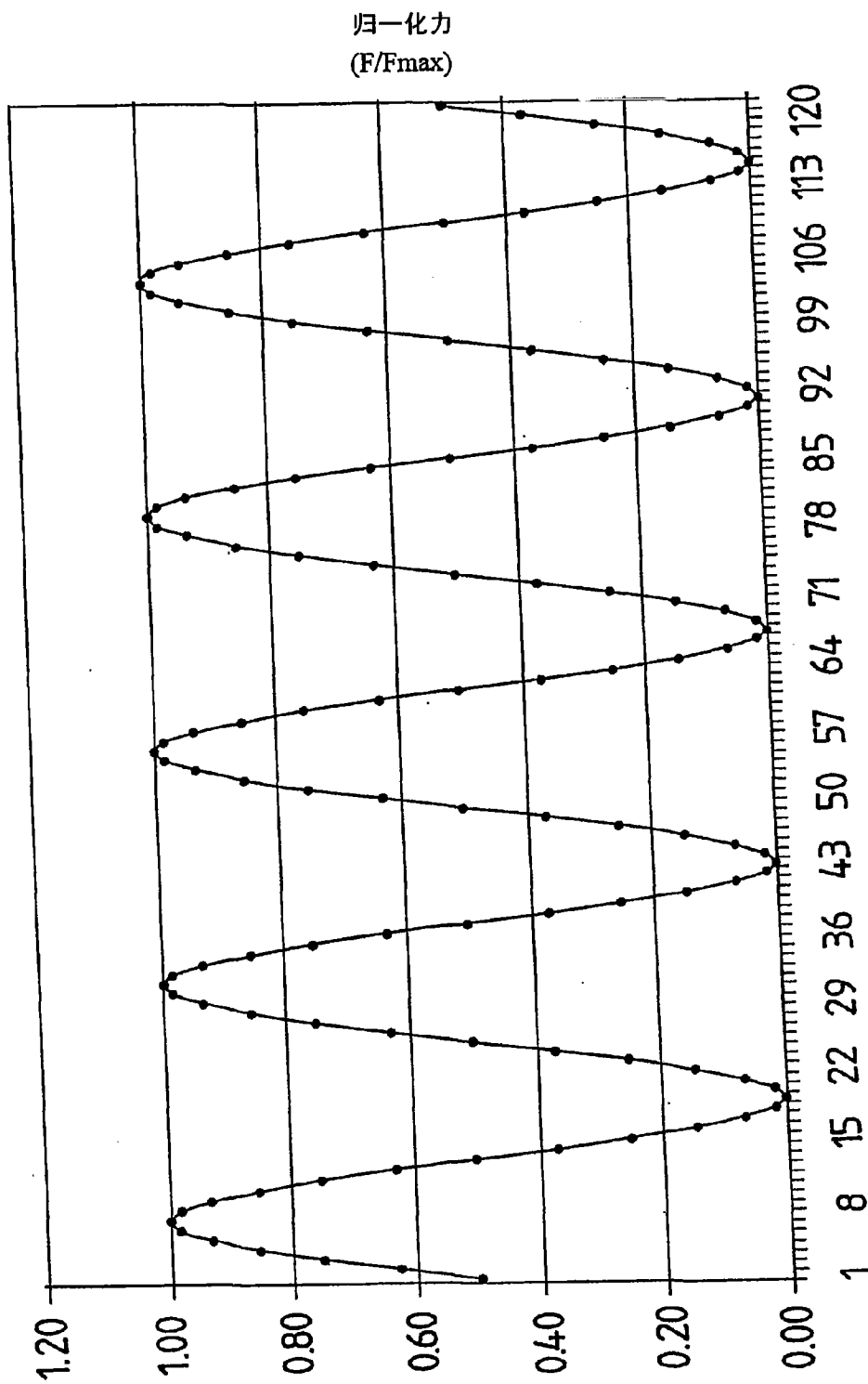


图10

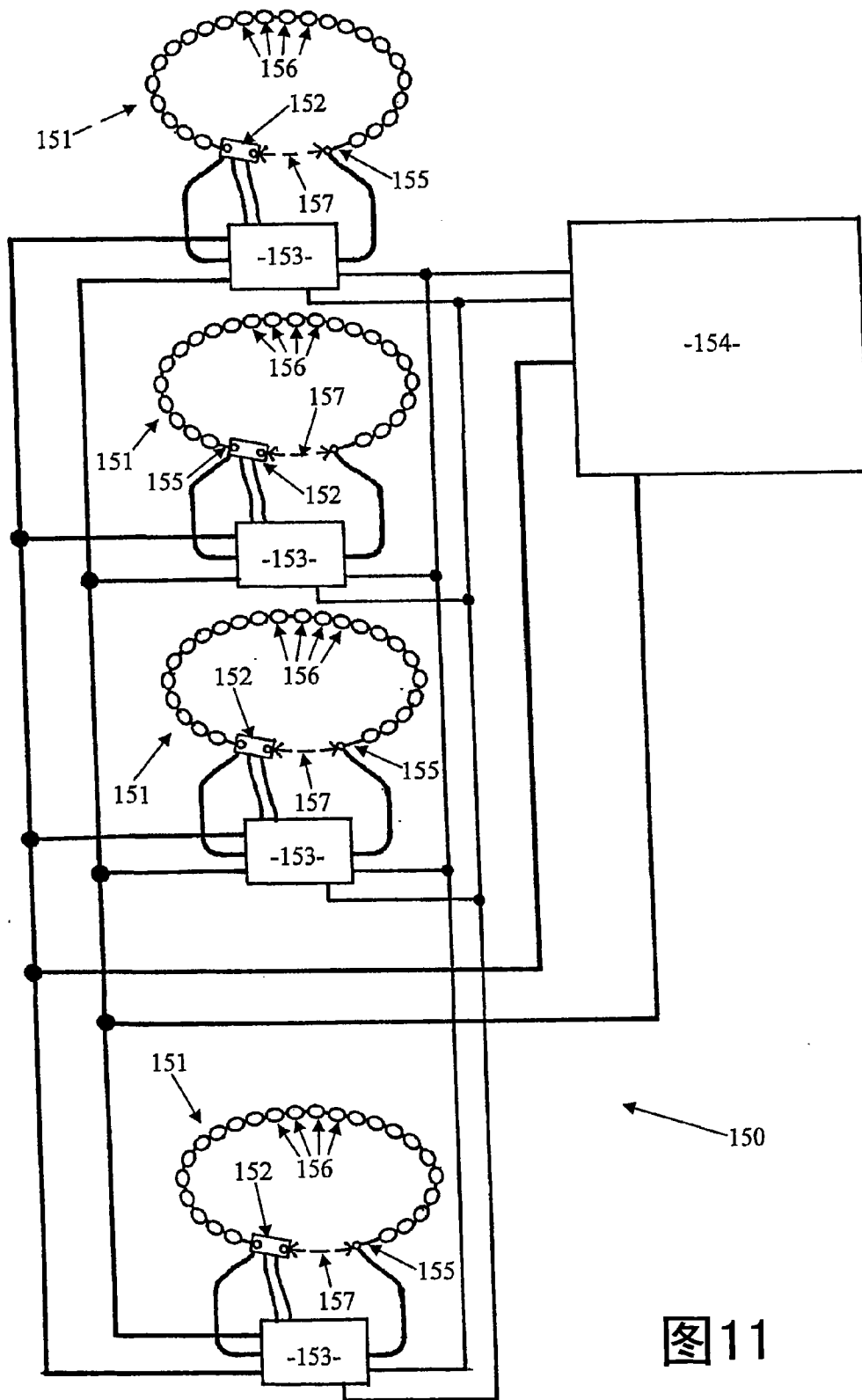


图 11

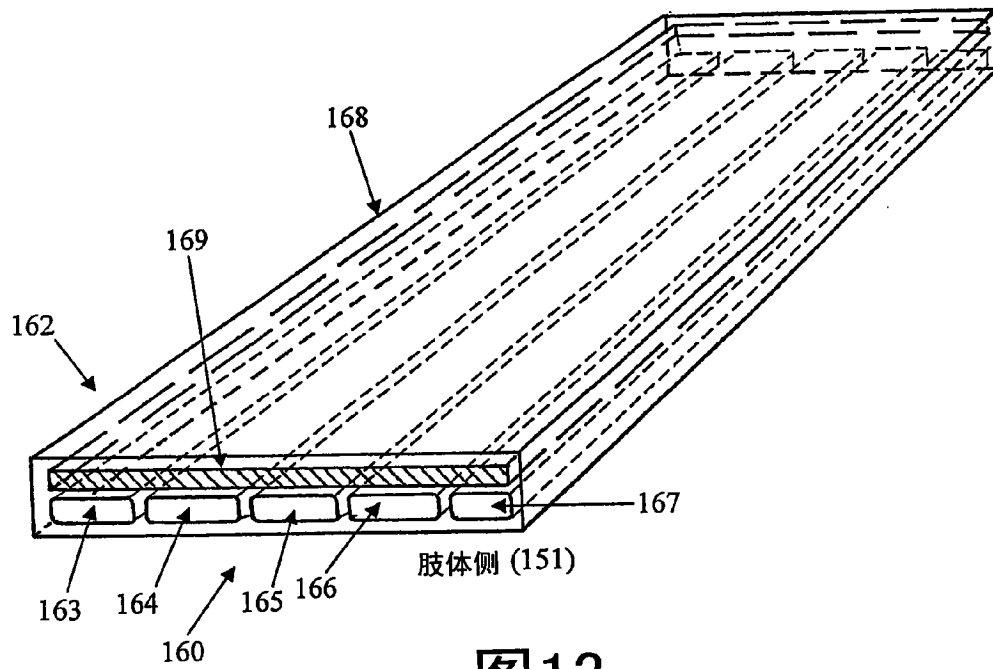


图13

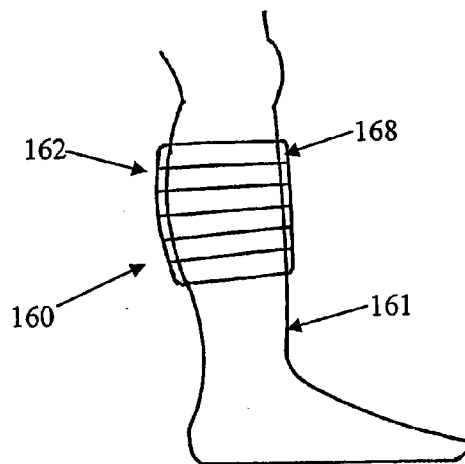


图12

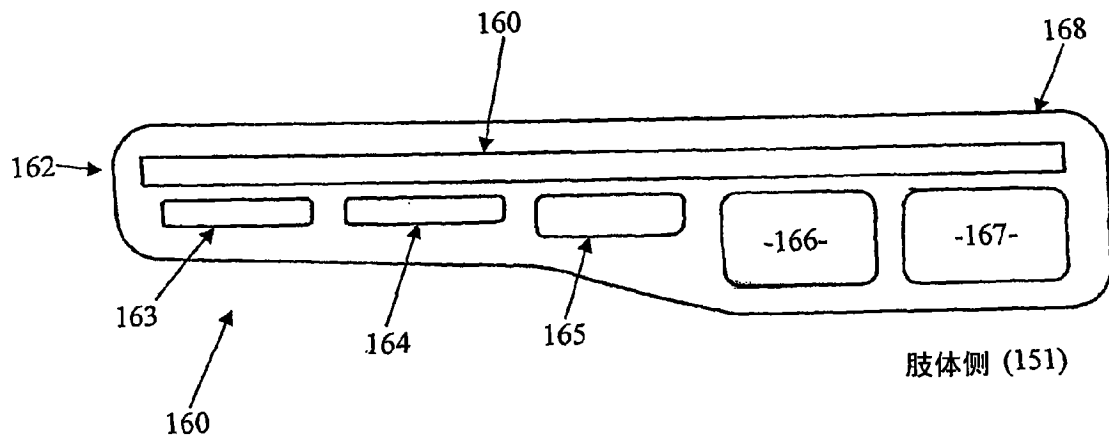


图 14

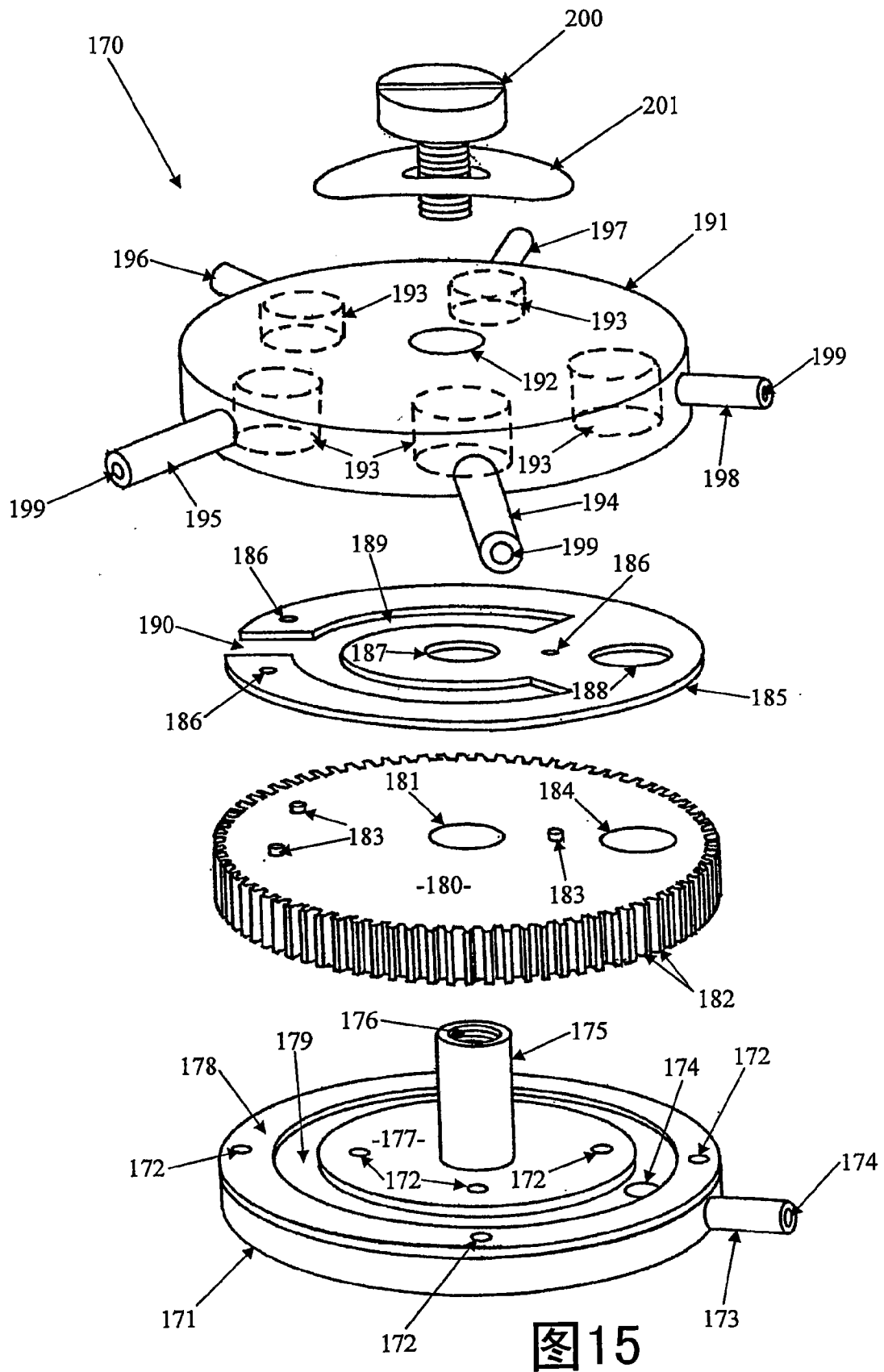


图15

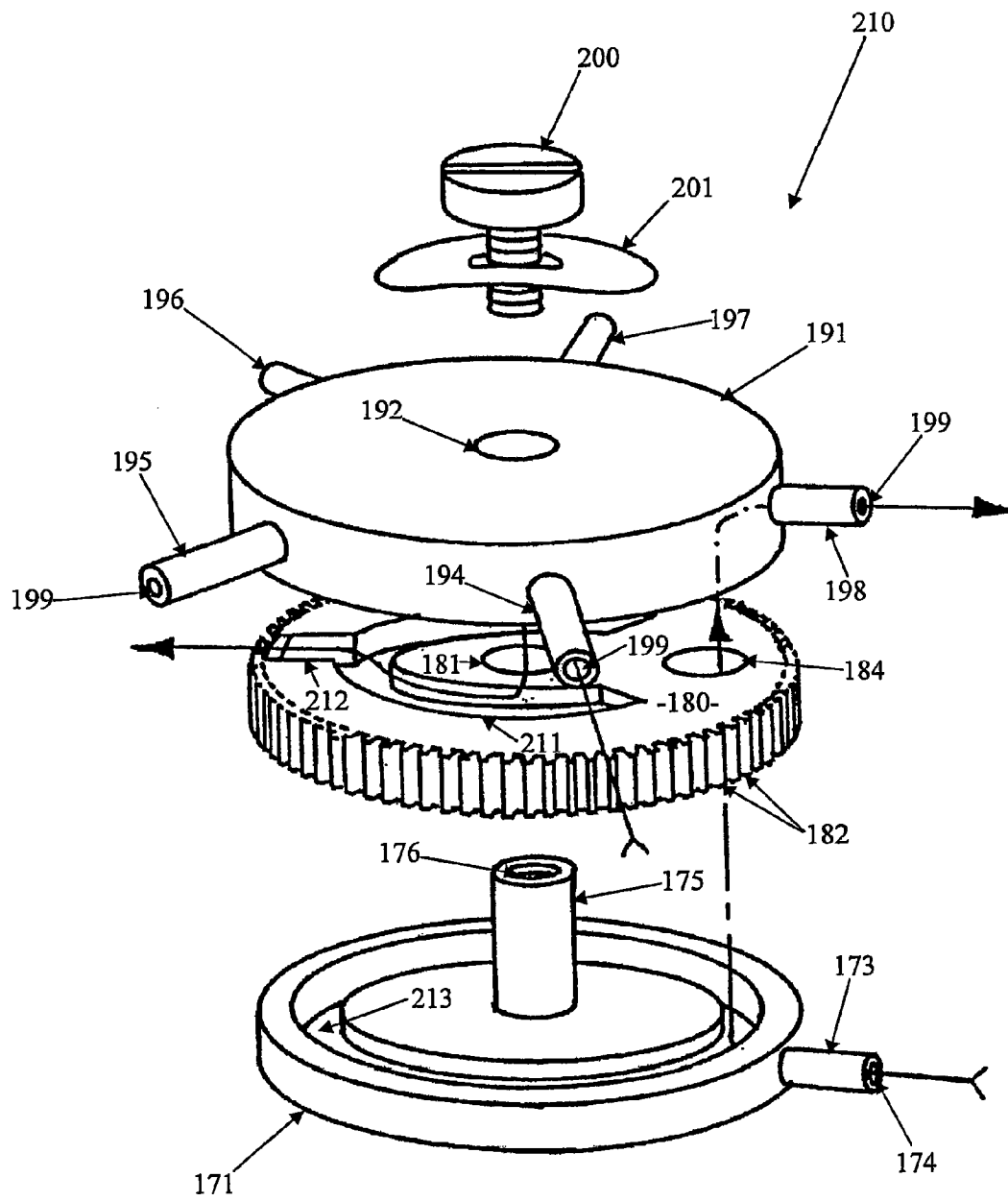


图 16

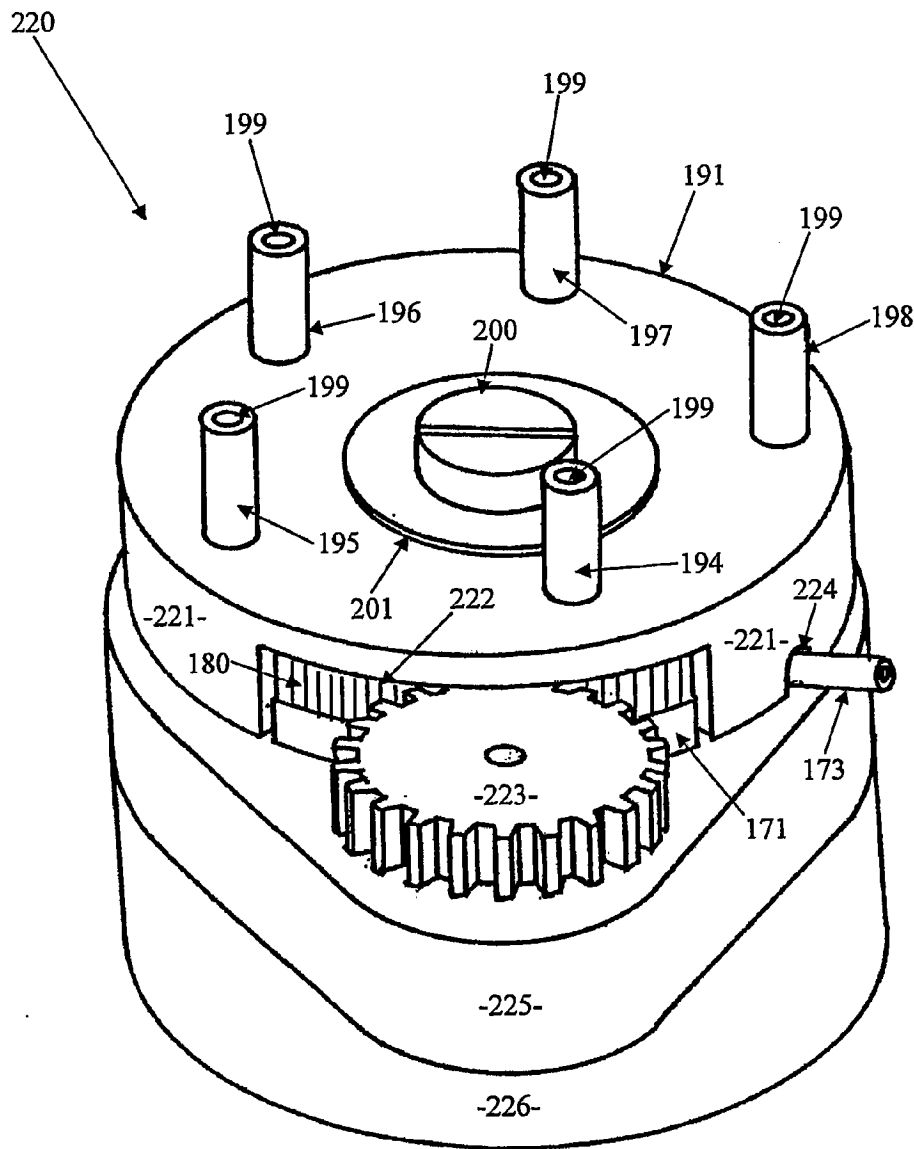


图 17

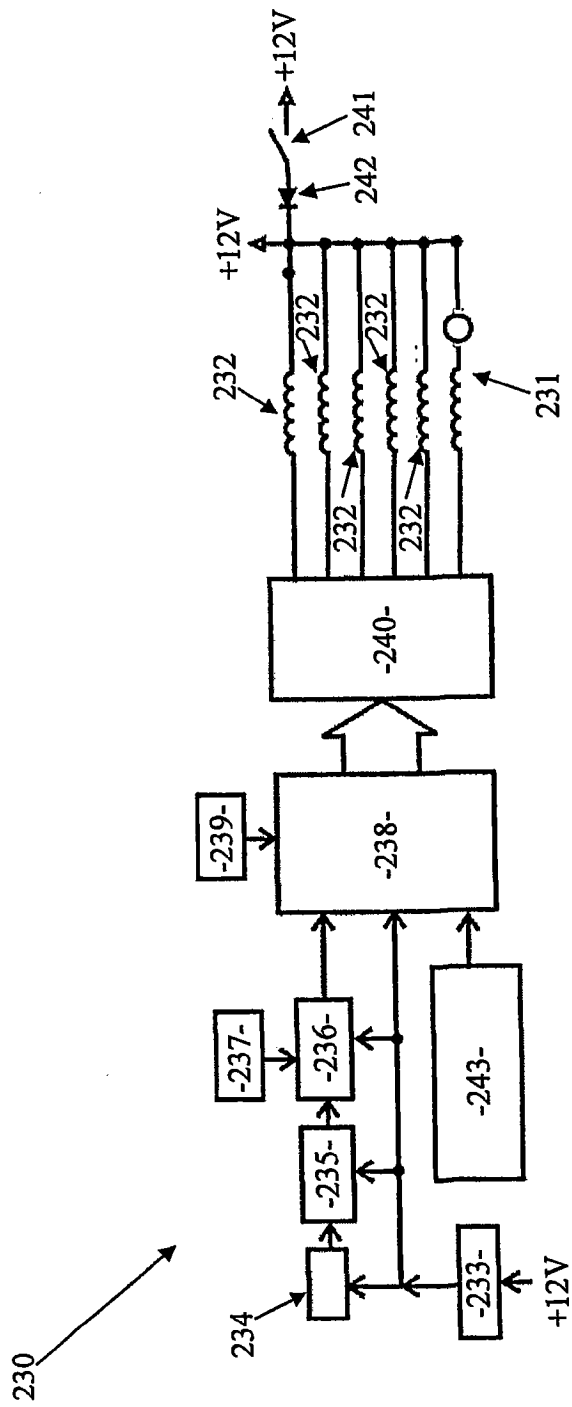


图18

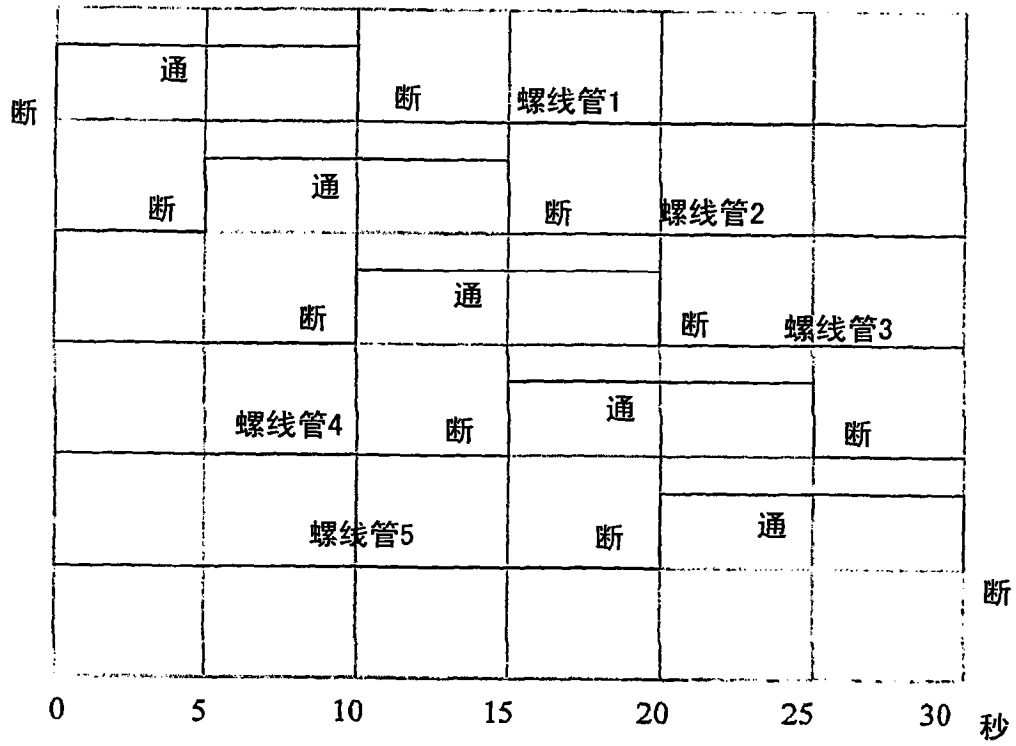


图 19

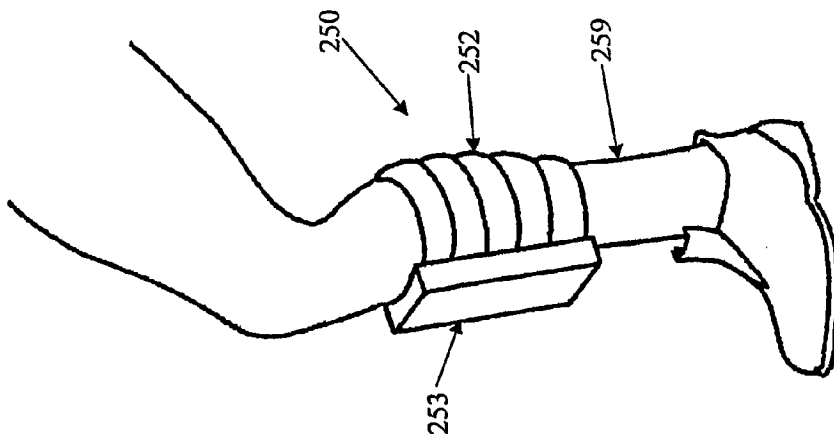


图21

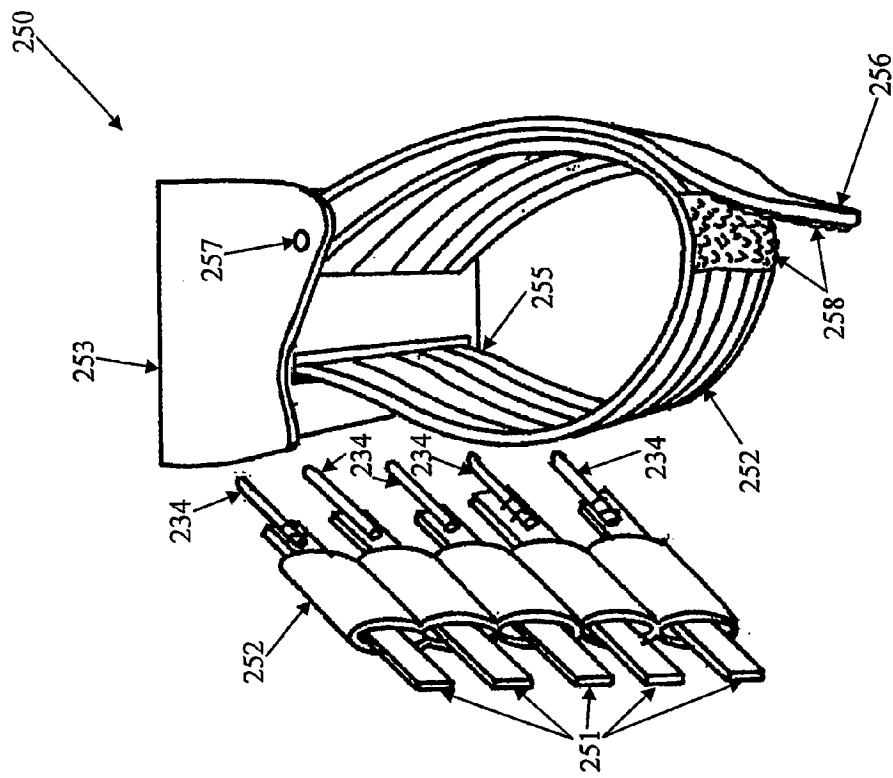


图20

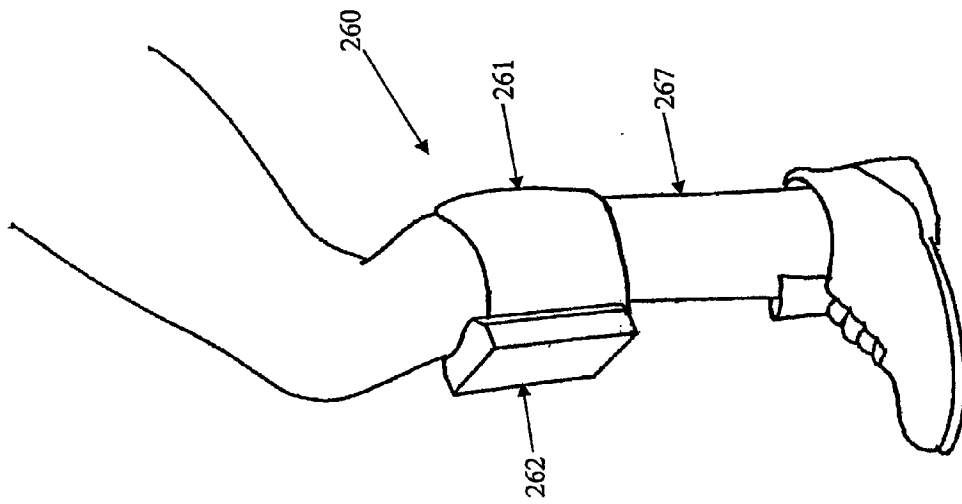


图23

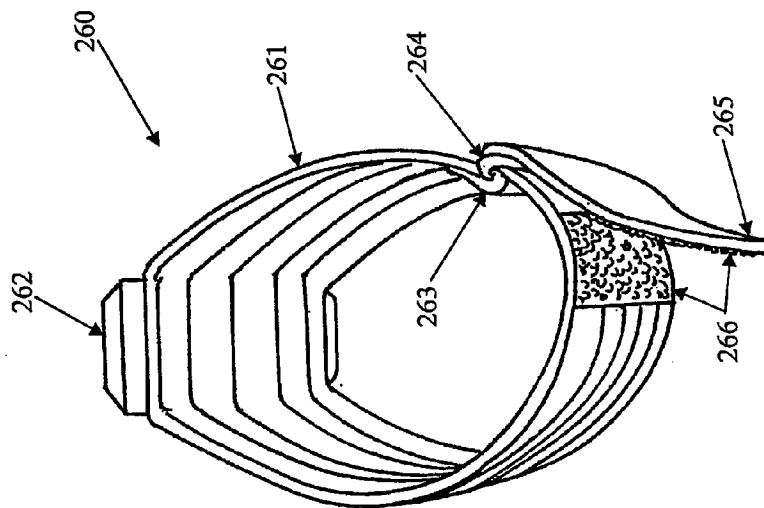


图22

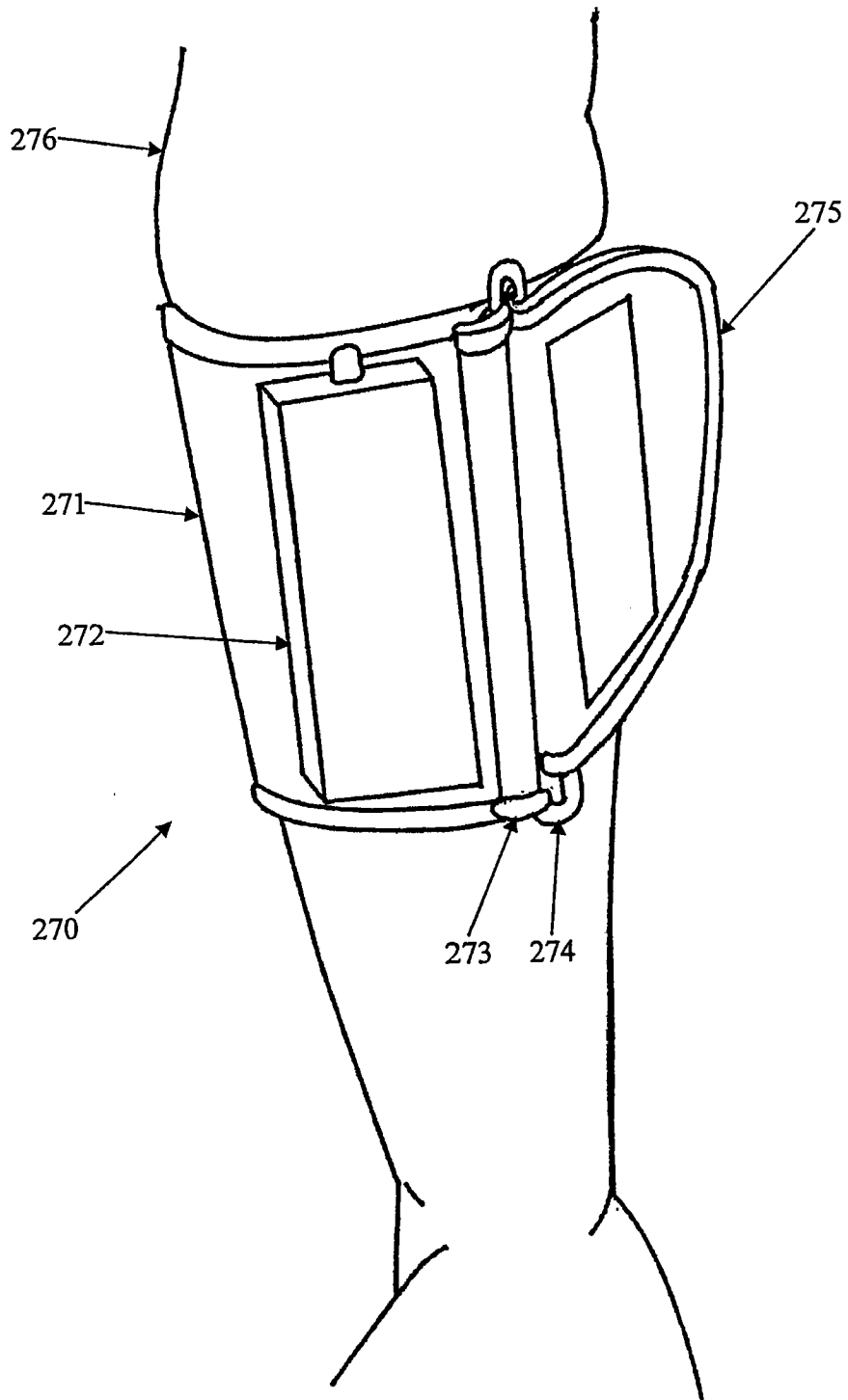


图 24

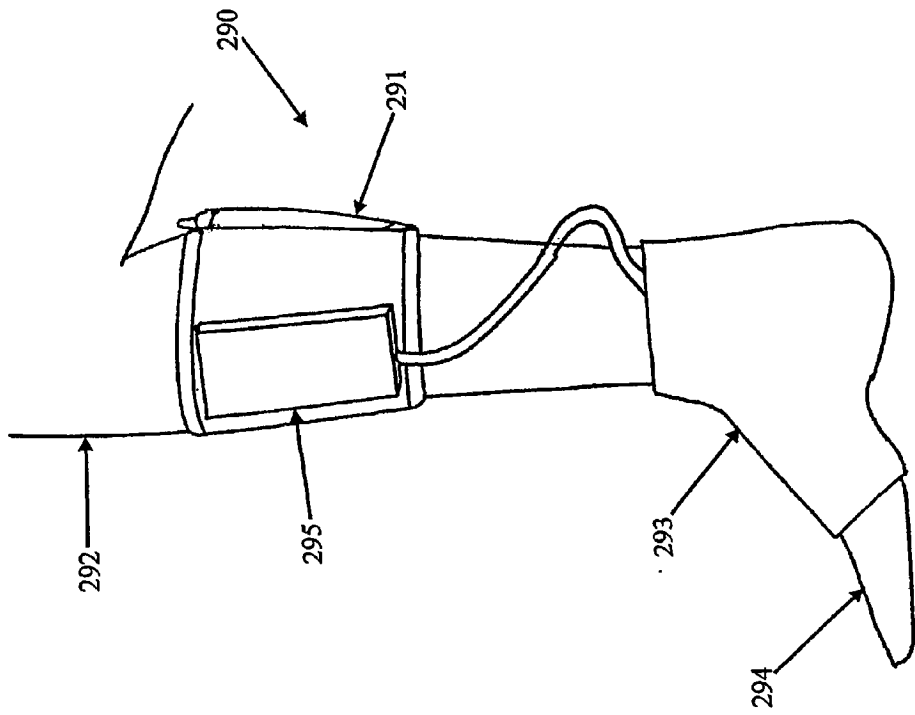


图26

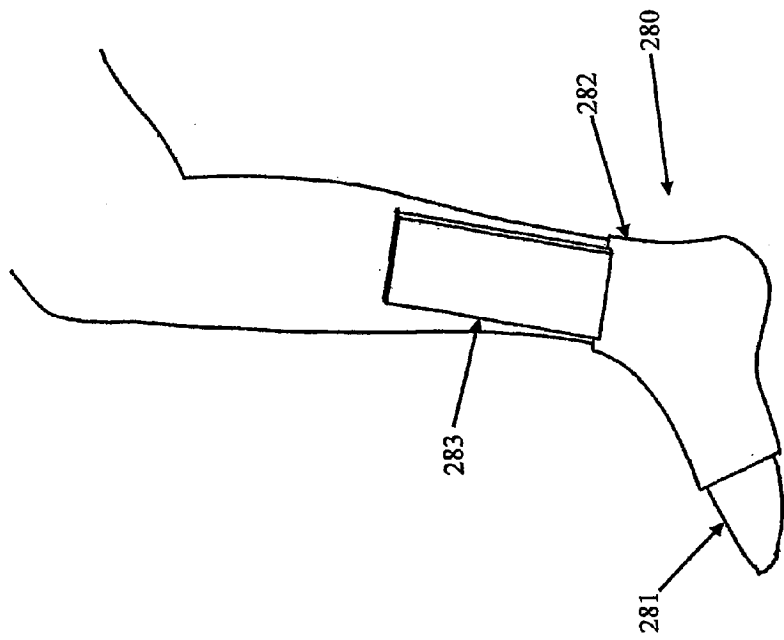


图25