



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117771550 A

(43) 申请公布日 2024. 03. 29

(21) 申请号 202311228019.7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2020.04.09

A61N 1/40 (2006.01)

A61N 2/04 (2006.01)

(30) 优先权数据

62/832,688 2019.04.11 US

62/832,738 2019.04.11 US

62/932,259 2019.11.07 US

(62) 分案原申请数据

202080006257.1 2020.04.09

(71) 申请人 比特乐医疗方案股份有限公司

地址 捷克布拉格1老城(110 00)策乐特那  
600/7

(72) 发明人 弗兰蒂斯科·朗 托马斯·施瓦兹

(74) 专利代理机构 广东凯卓律师事务所 44678

专利代理师 曹飞扬

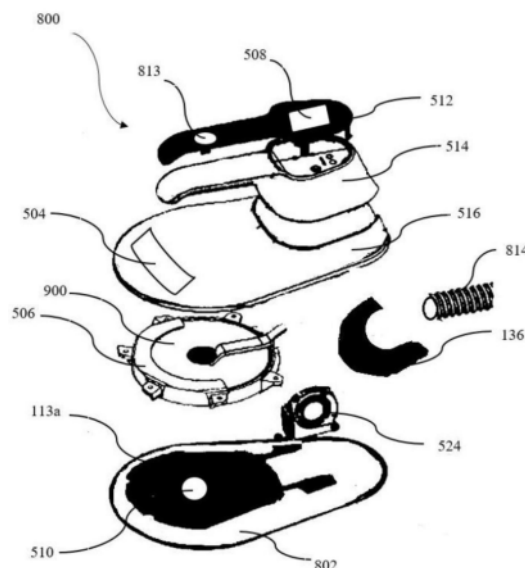
权利要求书2页 说明书58页 附图38页

## (54) 发明名称

用于向患者的身体区域提供时变磁场和射频场的装置

## (57) 摘要

本发明提供一种装置,其通过时变磁场来激发肌肉收缩以提供磁性治疗,并通过加热生物结构以提供射频治疗。所述的装置包括具有射频电极和磁场生成装置的施加器。所述的装置还包括主要单元、人机界面和控制单元。控制单元调节提供到射频电极的信号并形成射频电路,并且还调节提供到磁场生成装置的信号并形成与射频电路电绝缘的磁路。射频电路可包括功率源和功率放大器,磁路可包括能量存储装置,以用电路向磁场生成装置供能。



1. 用于向患者的身体区域提供时变磁场和射频场的装置,包括:  
施加器,包括:  
磁场生成装置,其被配置为生成所述时变磁场,所述时变磁场被配置为引起对所述患者的身体区域的刺激;  
第一射频电极,包括第一导电层;  
第二射频电极,包括第二导电层;  
绝缘体;  
其中,所述第一射频电极通过所述绝缘体与所述磁场生成装置分离;  
其中,所述第二射频电极通过所述绝缘体与所述磁场生成装置分离;  
其中,所述施加器被配置为生成所述射频场,所述射频场被配置为加热所述患者的所述身体区域中的组织。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述施加器被配置为通过粘合层附着到所述身体区域。
3. 根据任一前述权利要求所述的装置,还包括主单元和连接到所述主单元的连接管,其中,所述连接管包括被配置为将射频信号从所述主单元传递到所述射频电极的导线;  
其中,所述连接管包括被配置为将电流传递到所述磁场生成装置的导线;  
其中,所述连接管包括被配置为引导冷却流体的流体导管。
4. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述绝缘体包括气隙。
5. 根据任一前述权利要求所述的装置,所述装置还包括显示界面,所述显示界面包括第一对强度按钮或第一滚动条和第二对强度按钮或第二滚动条,  
其中,所述第一对强度按钮或第一滚动条被配置为控制所述时变磁场的强度,  
其中,所述第二对强度按钮或第二滚动条被配置为控制所述射频场的强度。
6. 用于向患者的身体区域提供时变磁场和射频场的装置,包括:  
施加器,包括:  
磁场生成装置,其被配置为生成所述时变磁场,所述时变磁场被配置为引起对所述患者的身体区域的刺激;  
第一射频电极;  
第二射频电极;以及  
其中,所述第一射频电极和所述第二射频电极位于所述第一磁场生成装置和所述患者的所述身体区域之间;  
其中,所述第一射频电极和所述第二射频电极根据所述施用器的地板投影定位成与所述磁场生成装置至少部分重叠;  
其中,所述施加器被配置为生成所述射频场,以加热所述患者的所述身体区域中的组织。
7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述磁场生成装置是平面磁线圈。
8. 根据权利要求6至8所述的装置,其中,所述磁场生成装置通过绝缘材料与所述第一射频电极分离;  
其中,所述时变磁场具有在0.1T至7T范围内的磁通量密度;以及

其中,所述刺激包括肌肉收缩。

9. 用于向患者的身体区域提供治疗的装置,所述装置包括:

施加器,包括:

磁场生成装置,其被配置为生成时变磁场;

其中,所述时变磁场具有在0.1特斯拉至7特斯拉范围内的磁通量密度;以及  
射频电极,其被配置为生成射频场,以加热所述患者的所述身体区域中的组织,

其中,所述射频电极是双极射频电极对的第一射频电极,

其中,所述射频电极沉积在绝缘衬底上,

其中,所述射频电极被配置为位于所述磁场生成装置和所述身体区域之间,并且

其中,所述施加器被配置为通过粘合剂层附着到所述身体区域。

10. 根据权利要求9所述的装置,还包括:

能量存储装置,用于存储电能;

开关装置,其被配置为将所述电能从所述能量存储装置释放到磁场生成装置,从而生成时变磁场,所述时变磁场被配置为引起对所述患者的所述身体区域的刺激。

## 用于向患者的身体区域提供时变磁场和射频场的装置

### 背景技术

[0001] 美容医学包括根据患者标准而导致增强视觉外观的所有治疗。患者希望使所有缺陷(包括例如特定身体部位的不期望身体脂肪)最小化,改善体形,并且消除自然老化的影响。患者需要快速无创手术,该快速无创手术以最小健康风险提供了满意结果。

[0002] 用于无创美容应用的最常见方法基于机械波(诸如超声波或冲击波疗法)或电磁波(诸如射频治疗或包括激光治疗的光治疗)的施加。机械波对波组织的影响基于空化、振动和/或热诱导影响。利用电磁波的施加效果基于生物结构的产热。

[0003] 利用机械波和/或压力的机械治疗可用于脂肪团或脂肪细胞的治疗。然而,此类机械治疗具有一些缺点,诸如脂膜炎风险,非目标组织的破坏,和/或非均匀结果。

[0004] 包括加热的热治疗适用于患者,以用于增强皮肤和身体的视觉效应,例如通过增加胶原蛋白和/或弹性蛋白的产生,平滑皮肤,减少脂肪团,和/或消除脂肪细胞。然而,热治疗具有一些缺点,诸如患者过热的风险,或甚至引起不希望生物结构的热损伤。脂肪炎和/或非均匀结果的风险可为现有热治疗的非常常见的副作用。此外,在治疗期间和/或治疗之后的不足血流和/或淋巴流可导致治疗之后的脂肪炎和其它健康并发症。此外,治疗可能不舒适,而且伴随有疼痛感。

[0005] 时变磁场的肌肉刺激提供了相比于用于治疗生物结构的已知方法的多种益处,并且允许位于其它肌肉下方的肌肉的无创刺激。此外,时变磁场可用于提供肌肉刺激,以引起通过厚层的脂肪组织电刺激的肌肉收缩,以提供用以将电流从电极递送通过脂肪组织至神经和/或与肌肉相联结的神经肌肉板的肌肉收缩。脂肪组织具有高于肌肉组织的电阻率,并且电流从电极穿过绝缘脂肪组织至肌肉组织的递送的效率较低。电流至确切肌肉的靶向可为非精确的,并且肌肉刺激是非常困难的,近乎不可能的。此外,对于较厚脂肪组织,通过电疗法所递送的电流必须较高,并且在长距离期间的传播和耗散的此类高量的电流对于患者是非常不舒适的。另一方面,时变磁场诱导了肌肉、神经肌肉板和/或神经中的电流,所以通过时变磁场的靶向和肌肉刺激更容易、更精确、更舒适和更有效。时变磁场还允许舒适刺激,或大量的肌肉和/或肌肉组和施加器可直接接触患者的身体,该非直接接触还可改善治疗的卫生状况和其它治疗参数。

[0006] 射频(RF)治疗(其提供患者软组织的加热)和磁性治疗(提供患者肌肉组织的刺激)的组合可具有突出协同效果。组合治疗可提供改善治疗效果,其可使治疗周期缩短,使治疗期间的患者舒适度的增加;可允许使不同治疗效果与协同效果相组合,改善本文随后所深度描述的患者安全性等。

[0007] 为达到最佳协同效果,优选的是将提供肌肉刺激的磁性治疗和RF治疗靶向至一个身体部位(例如,相同身体部位),其中提供RF治疗的至少一个RF电极应为平坦的,和/或应对应患者皮肤,以确保患者软组织的均匀加热。为将RF治疗和磁性治疗靶向至相同身体部位,需要将磁场生成装置和RF电极定位于彼此附近,例如磁场生成装置和RF电极至少部分重叠。然而,将RF电极和磁场生成装置临近布置是有问题的,因为由磁场生成装置所生成的时变磁场可诱导不希望物理效应,诸如涡流、皮肤效应和/或RF电极中的其它物理效应。不

希望物理效应可引起显著能量损失,此类装置布置的低效率以及RF电极的加热,装置功能的影响,诸如装置的不正确调谐,所产生能量的不准确靶向,所产生磁场、电磁场的退化,等等。RF电极可受磁场生成装置的影响,反之亦然。

[0008] 本文所描述的装置和方法提出一种解决方案,以用于提供具有最大协同效果的RF和磁性治疗,并且还保留所递送磁性和RF(电磁)场的安全性和效率。

## 发明内容

[0009] 本发明提供了一种治疗装置和方法,以用于向至少一个身体部位的至少一个生物结构提供一种或多种治疗效果。该治疗装置提供了如何塑造人或动物身体,改善视觉外观,恢复肌肉功能,增加肌肉力量,改变(例如增加)肌肉体积,改变(例如增加)肌肉张力,引起肌肉纤维肥大,引起肌肉纤维增生,减少脂肪细胞和脂肪组织的数量和体积,消除脂肪团等的独有的机会。所述治疗装置和方法可利用射频(RF)治疗和磁性治疗的使用来引起身体部位内的至少一个目标生物结构的加热并且引起附近或相同身体部位的肌肉刺激,包括肌肉收缩。治疗装置可将RF电极用作治疗能量源以产生RF能量(其可称为RF场)来提供RF治疗,并且将磁场生成装置用作治疗能量源以用于生成时变磁场来提供磁性治疗。

[0010] 为增强治疗的效率和安全性,为使在至少一个RF电极和/或磁场生成装置中所诱导的能量损失和不希望物理效果最小化,该装置可利用一个或多个分段RF电极,其中分段RF电极意指具有例如一个或多个孔口、切口和/或凸起的RF电极以使由磁场生成装置所产生的附近时变磁场的效应最小化。孔口可为RF电极的本体中的开口。切口可为沿着RF电极的边界的RF电极的本体中的开口。RF电极的本体中的开口可通过从地面投影的视图来限定,该地面投影示出了RF电极从上方的视图。孔口、切口和/或凸起外侧区域可填充有空气、电介质和/或其它电绝缘材料。RF电极的孔口、切口和/或凸起可使RF电极中的涡流感应最小化,使能量损失最小化,并且抑制治疗装置的过热。此外,孔口、切口和/或凸起可使所产生RF治疗上的磁性治疗的影响最小化。设计的RF电极允许相同施加器包括磁场生成装置和RF电极,根据施加器的地面投影,所述磁场生成装置和RF电极至少部分重叠,同时允许RF治疗和磁性治疗以本文所描述参数靶向至患者身体的相同部位。RF电极和磁场生成装置在一个施加器中的结合可增强治疗靶向和达到积极的治疗结果,且具有上文所述的最小负面影响。

[0011] 另外,至少一个RF电路和至少一个磁体电路的相互绝缘防止了电气信号和/或电磁信号之间的相互作用。

[0012] 磁场生成装置与能量存储装置的结合允许产生具有一定强度(可为磁通量密度)的磁场,该强度诱发了肌肉收缩。能量存储装置可用于存储电能,从而允许有500V至15kV范围内的电压的电场的积聚。能量存储装置可以数微秒至数毫秒的脉冲向磁场生成装置提供所存储电能。

[0013] 治疗方法允许加热至少一个身体部位,其还诱发了肌肉收缩,该肌肉收缩使肌肉和/或韧带损伤(诸如撕裂或炎症)最小化。当患者认为治疗不舒适时,所治疗身体部位的皮肤、已收缩肌肉、正收缩肌肉、放松肌肉、脂肪组织、脂肪组织和/或相邻生物结构的加热可偏移。

[0014] 因此,加热可允许将较高量的电磁能量(例如,RF和/或磁场)递送至患者身体,以

通过肌肉收缩和随后放松来提供更多肌肉工作。在相同部位使用RF治疗和磁性治疗的另一益处在于,肌肉工作(例如通过重复肌肉收缩和放松来提供)加速了所靶向部位的血液和淋巴流动,并且因此改善了由RF治疗所形成热能量的耗散。RF治疗和磁性治疗的施加也改善了生物结构加热的均匀性,该均匀性防止形成热点、边缘效应和/或其它不良影响。引起相同身体部位的肌肉刺激和加热的治疗方法可导致细胞外基质的过度酸化,该过度酸化导致脂肪组织的凋亡或坏死。RF治疗可提供脂肪组织的选择性加热,该选择性加热导致以下至少一种:脂肪细胞的凋亡、坏死、体积减少,以及脂肪团消除。

## 附图说明

[0015] 并入本文并形成说明书的一部分的附图示出了本公开,并且连同说明书一起还用于解释本公开的原理并允许相关领域技术人员制备和使用本公开。

[0016] 图1a至图1e示出了治疗装置的示例性的示意图。

[0017] 图1f示出了治疗装置的示例性个体零件。

[0018] 图2示出了装置的零件之间的示例性通信图,该装置诸如施加器、远程控制件、额外治疗装置和通信装置。

[0019] 图3示出了服务器和装置零件之间的示例性通信图,该装置诸如施加器、远程控制件和额外治疗装置。

[0020] 图4示出了治疗装置的通信介质、疗法生成器以及主机单元之间的示例性通信图。

[0021] 图5示出了治疗装置的通信介质和疗法生成器之间的通信。

[0022] 图6示出了治疗装置的示例性主要单元的不同视图。

[0023] 图7示出了示例性人机界面(HMI)。

[0024] 图8a至图8d从外视图示出了示例性施加器的零件。

[0025] 图9a从施加器的地面投影示出了示例性磁场生成装置。

[0026] 图9b示出了示例性磁场生成装置的厚度。

[0027] 图10a至图10g示出了示例性RF电极相对于示例性磁场生成装置的可能位置。

[0028] 图11示出了示例性RF电极相对于示例性磁场生成装置的位置的地面投影。

[0029] 图12示出了施加器的地面投影,该施加器包括根据施加器的地面投影部分重叠的RF电极和磁场生成装置。

[0030] 图13a至图13b示出了具有孔口的示例性RF电极。

[0031] 图13c示出了具有孔口、凸起和切口的示例性RF电极。

[0032] 图13d示出了具有孔口和切口的另一示例性RF电极。

[0033] 图13e示出了具有凸起的示例性RF电极。

[0034] 图14a至图14e示出了具有凸起的平行对的双极RF电极。

[0035] 图15a至图15c示出了具有凸起的双极RF电极对,其中第一RF电极至少部分地环绕RF电极对的第二RF电极。

[0036] 图16示出了与磁场线相交的一个示例性凸起,其中差值高于0.1T。

[0037] 图17示出了磁体电路的示例性示意图。

[0038] 图18a示出了治疗装置的电气元件的示例性示意图。

[0039] 图18b示出了RF电路的示例性示意图。

- [0040] 图19示出了磁场的示例性组成,包括脉冲或脉率。
- [0041] 图20示出了梯形包络。
- [0042] 图21示出了不同类型的肌肉刺激。
- [0043] 图22示出了支撑矩阵以用于将施加器和/或额外治疗装置附接至患者身体。
- [0044] 图23示出了示例性弯曲施加器的第一侧部分的横截面。
- [0045] 图24示出了示例性对称性元件SYM。
- [0046] 图25示出了施加器元件的分解图。
- [0047] 图26示出了治疗装置的主要单元内的部件的示例性空间布置。
- [0048] 图27a至图27d示出了磁场的同步施加的实例。
- [0049] 图27e示出了磁场的独立施加的实例。
- [0050] 图28示出了磁场的示例性增加包络。
- [0051] 图29示出了磁场的示例性减小包络。
- [0052] 图30示出了磁场的示例性矩形包络。
- [0053] 图31示出了磁场的示例性组合包络。
- [0054] 图32示出了磁场的另一示例性组合包络。
- [0055] 图33示出了磁场的示例性三角形包络。
- [0056] 图34示出了磁场的示例性梯形包络。
- [0057] 图35示出了磁场的另一示例性梯形包络。
- [0058] 图36示出了磁场的另一示例性梯形包络。
- [0059] 图37示出了磁场的示例性阶梯包络。
- [0060] 图38示出了磁场的另一示例性阶梯包络。
- [0061] 图39示出了磁场的另一示例性梯形包络。
- [0062] 图40示出了磁场的包络的实例,包括重复率域中的调制。
- [0063] 图41示出了由磁场的序列所形成的示例性梯形包络。
- [0064] 图42示出了磁场的另一示例性组合包络。
- [0065] 图43示出了磁场的另一示例性组合包络。
- [0066] 图44以包络间周期的实例示出了两个示例性包络。

### 具体实施方式

[0067] 通过RF治疗和提供肌肉刺激的治疗的组合,使用的本治疗装置和方法提供了新型物理疗法和/或美容治疗,该肌肉刺激旨在实现各种治疗效果(诸如恢复活力、治愈)和/或重塑至少一个身体部位的患者组织的至少一个生物结构的至少一部分。

[0068] 生物结构可为人和/或动物身体中的任何组织,该组织可具有等同功能、结构和/或组成。生物结构可包括或可为任何类型组织的至少一部分,例如:结缔组织(例如肌腱、韧带、胶原蛋白、弹性纤维)、脂肪组织(例如,皮下脂肪组织的脂肪细胞和/或内脏脂肪细胞)、骨骼、真皮和/或其它组织,诸如至少一个神经元、神经肌肉板(神经肌肉接头)、肌肉细胞、一个或多个独立肌肉、肌肉群、肌肉纤维的至少一部分、细胞外基质的体积、内分泌腺、神经组织(例如,周围神经组织、神经元、神经胶质、神经肌肉板)和/或关节或关节的一部分。出于本申请的目的,生物结构可称为目标生物结构。

[0069] 向至少一个目标生物结构的至少一部分所提供的治疗效果可包括肌肉收缩(包括超量收缩和/或强直性收缩、肌肉抽搐、肌肉放松和生物结构的加热)。另外,治疗效果可包括,例如生物结构的重塑,通过凋亡和/或坏死减少脂肪细胞的数量和/或体积,肌肉加强,肌肉体积增加,引起肌肉纤维肥大,肌肉纤维增生,肌肉功能的恢复,肌体细胞增殖和/或分化为肌肉细胞、肌肉形状的改善、肌肉耐力的改善、肌肉线条、肌肉放松、肌肉体积减少、胶原纤维的重组、新胶原蛋白生成、弹性组织生成、胶原蛋白治疗、血液和淋巴流动的改善、至少一个目标生物结构的至少一部分的加速和/或其它功能或益处。在身体部位通过治疗装置的治疗期间,可提供一种以上的治疗效果,并且可组合各种治疗效果。

[0070] 向目标生物结构所提供的治疗效果可得到身体塑形、改善身体轮廓、身体调理、肌肉调理、肌肉塑形、身体塑形、乳房提升、臀部提升、臀部变圆和/或臀部紧实。此外,提供治疗效果可得到身体年轻化,诸如皱纹减少、皮肤年轻化、皮肤收紧、皮肤颜色的统一、下垂肉体的减少、嘴唇增强、脂肪团消除、妊娠纹减少和/或疤痕消除。治疗效果还可致使愈合过程的加速、抗风湿效果和/或其它物理疗法和治疗效果。

[0071] 治疗装置可提供一种或多种类型的治疗能量,其中治疗能量可包括磁场(也称为磁性能量)和RF场(也称为RF能量)和/或磁场(也称为磁性能量)。磁场在磁性治疗期间提供。在RF治疗期间所提供的RF场可包括RF场的电气分量和RF场的磁性分量。RF场的电气分量可称为一个或多个RF波。RF电极可生成RF场、RF波和/或RF场的其它分量。

[0072] 磁场和/或RF场的特征可在于强度。在磁场的情况下,强度可包括磁通量密度或磁通量密度的幅值。在RF场的情况下,强度可包括RF场或RF波的能量通量密度。

[0073] 身体部位可包括患者身体的至少一部分,该患者身体至少包括由其它软组织结构(例如脂肪组织、皮肤等)所覆盖的肌肉或肌肉组。身体部位可通过治疗装置来治疗。身体部位可为身体部分,诸如臀部、鞍部、腰部赘肉、腹部、髋部、腿部、小腿、大腿、臂部、躯干、肩膀、膝盖、颈部、肢体、乳房脂肪、面部或下颚和/或任何其它组织。出于描述的目的,术语“身体部位”与术语“身体区域”可为可互换的。

[0074] 皮肤组织由三个基本要素组成:表皮、真皮和下皮(所谓皮下组织)。皮肤的外层并且还最薄层为表皮。真皮由胶原蛋白、弹性组织和网状纤维组成。下皮为皮肤的最低层并且包括毛囊根部、淋巴管、胶原蛋白组织、神经以及脂肪,该脂肪形成了皮下白色脂肪组织(SWAT)。脂肪组织可指代至少一个富含脂质细胞,例如脂肪细胞,诸如脂肪母细胞。脂肪细胞形成小叶,该小叶由结缔组织、纤维隔膜(夹膜)来界定。

[0075] 脂肪组织的另一部分(所谓内脏脂肪组织)位于腹腔中,并且形成了位于顶腹膜和内脏腹膜之间的内脏白色脂肪组织(VWAT),邻接皮下层的肌肉纤维的紧邻下方。

[0076] 肌肉可包括肌肉纤维、完整肌肉、肌肉群、神经肌肉板、周围神经和/或支配至少一个肌肉的神经的至少一部分。

[0077] 深层肌肉可指代由浅层肌肉至少部分地覆盖的肌肉和/或由厚层的其它组织所覆盖的肌肉,诸如脂肪组织,其中覆盖层的厚度可为至少4厘米、5厘米、7厘米、10厘米或更多,至多15cm厚。

[0078] 独立肌肉可为腹部肌肉,包括腹直肌、腹斜肌、腹横肌和/或腰四头肌。独立肌肉可为臀部的肌肉,包括臀大肌、臀中肌和/或臀小肌。独立肌肉可为下肢的肌肉,包括股四头肌、缝匠肌、股薄肌、股二头肌、内收长肌/短肌、胫骨前肌、长伸肌、拇指长伸肌、股三头肌、

外侧肌/中侧肌、比目鱼肌、拇指长屈肌、长屈肌、拇指短伸肌、拇指外展肌、拇指内收肌、外展肌、小指内收肌、小指外展肌和/或平面间肌。韧带可为乳房的库珀韧带。

[0079] 一个实例可为将治疗装置和方法施加至患者腹部,该治疗装置和方法可提供(或其中治疗可最终得到)治疗效果,诸如减少脂肪细胞的数量和体积、肌肉加强、脂肪消除、胶原纤维的重组、新胶原蛋白生成和弹性组织生成的加速、肌肉增强、肌肉功能和肌肉耐力以及肌肉形状的改善。这些治疗效果可引起腹部部位的周长减小、腹部下垂的消除和/或腹部部位的紧实、脂肪团减少、疤痕减少,以及身体姿态的改善(通过腹部肌肉的加强,还可改善身体轮廓、身体外观和患者健康)。

[0080] 一个其它实例可为将治疗装置和方法施加至包括臀部的身体部位,该治疗装置和方法可提供(或其中治疗可最终得到)治疗效果,诸如减少脂肪细胞的数量和体积、胶原纤维的重组、新胶原蛋白生成和弹性组织生成的加速、肌肉加强、肌肉调理和肌肉塑形。这些治疗效果可引起腰部或臀部周长减少、臀部提升、臀部变圆、臀部紧实和/或脂肪团减少。

[0081] 另一实例可为将治疗装置和方法施加至包括股部的身体部位,该治疗装置和方法可提供(或其中治疗可最终得到)脂肪细胞的数量和体积的减少、肌肉加强、肌肉塑形和肌肉调理。将治疗装置和方法施加至包括股部的身体部位可引起股部的周长减小、腹部下垂的消除,和脂肪团减少。

[0082] 又一实例可为将治疗装置和方法施加至包括臂部的身体部位,该治疗装置和方法可提供(或其中治疗可最终得到)脂肪细胞的数量和体积的减少、肌肉加强、肌肉塑形和肌肉调理。将治疗装置和方法施加至包括臂部的身体部位可引起腹部的周长减小、腹部下垂的消除,和脂肪团减少。

[0083] 提供至一个或多个目标生物结构的一个或多个治疗效果可基于将RF场选择性靶向至一个或多个生物结构和提供加热以及施加磁场,该磁场引起肌肉刺激(包括肌肉收缩)。RF治疗可引起一个或多个生物结构的选择性加热,细胞外基质的极化和/或患者身体的细胞膜电位的变化。磁场可为时变磁场或静态磁场。当使用时变磁场时,磁性治疗可称为时变磁性治疗。磁性治疗可引起肌肉收缩、肌肉放松、细胞膜极化、涡流感应,和/或其它治疗效果,这些治疗效果通过在一个或多个目标生物结构的至少一部分中生成时变磁场来引起。时变磁场可诱导生物结构中的电流。该诱导电流可导致肌肉收缩。肌肉收缩可为重复性的。磁场所提供的肌肉收缩可包括超量收缩、强直性收缩和/或不完全强直性收缩。此外,磁场可提供肌肉抽搐。

[0084] 通过利用治疗装置和通过施加磁性治疗和RF治疗所提供的治疗效果可进行组合。例如,在实际治疗期间或在治疗之后的时间(例如,三个月或六个月)期间,脂肪细胞的数量和体积的减少可与肌肉增强、肌肉塑形和/或肌肉调理一起实现。此外,通过使用治疗装置和通过施加磁性治疗和RF治疗所提供的效果可为累积的。例如,肌肉调理可通过脂肪细胞的数量和体积的组合减少来实现,可与肌肉增强一起实现。

[0085] 通过RF场结合所施加磁性治疗所提供的热治疗,治疗方法可向目标生物结构的至少一者提供治疗效果。对于目标生物结构的治疗效果可通过加热至少一个生物结构和通过磁性治疗诱发肌肉的至少部分肌肉收缩或肌肉收缩来提供。

[0086] 治疗方法可允许身体部位的加热,其中肌肉收缩通过磁场来诱发。加热可使肌肉损伤和/或韧带损伤(包括撕裂或炎症)最小化。正收缩肌肉和/或相邻生物结构的加热还可

使不舒适治疗的阈值偏移。因此,由RF场所引起的加热可允许将较高量的磁性能量递送至患者的生物结构以进行更多肌肉工作。肌肉和/或相邻生物结构的加热还可改善肌肉收缩的质量和/或水平。由于RF场所提供的加热,更多肌肉纤维和/或较长部分的肌肉纤维可能能够在磁性治疗期间收缩。加热还可改善由磁性治疗所生成的肌肉刺激的渗透性。此外,当重复地诱发至少部分肌肉收缩或肌肉收缩时,患者的不舒适加热阈值也可偏移较高。阈值的此类偏移可允许将更多RF能量递送至患者身体。

[0087] 结合加热,重复肌肉收缩和随后肌肉放松可抑制由肌肉刺激(例如,肌肉收缩)所引起的不舒适感觉。肌肉刺激结合加热可提供治疗之后的更好的再生和/或脂膜炎和其它组织损伤的更佳预防。

[0088] 结合RF加热,重复肌肉收缩和随后肌肉放松(根据初步测试)可具有对于治疗和/或抑制糖尿病症状的积极效果。通过所提供磁场所诱导的重复肌肉收缩以及生物结构通过RF场的加热还可改善糖尿病症状的效果或还可积极地影响糖尿病症状药物治疗的结果。糖尿病症状的成功治疗可通过高量的射频能量至患者腹部部位的深度渗透来引起。此类渗透可通过同时施加磁性治疗来引起,该磁性治疗可引起患者不舒适感觉的抑制,该不舒适感觉相关于组织中的高量的RF能量通量密度和增加温度。另外,磁性治疗可引起患者组织的极化和去极化,该极化和去极化还可增加对于患者身体的RF能量渗透。RF治疗和/或磁性治疗可影响葡萄糖代谢或可有助于减肥,该减肥可抑制糖尿病症状。据信,具有糖尿病症状的患者的减肥和运动可有助于抑制糖尿病症状。

[0089] 通过RF场施加RF治疗和通过磁场施加磁性治疗还可积极地影响机体细胞至肌肉细胞的增殖和分化。测试表明,包括具有不同持续时间、重复率和磁通量密度的时间段(例如,如下文所定义的脉率或序列)的磁性治疗可提供用以启动肌体细胞的增殖和分化所需的刺激。

[0090] 测试还表明,提供磁场的治疗方法可提供肌肉冲击,该磁场包括具有不同持续时间、重复率和磁通量密度的至少两个或至少三个连续时段(例如,如下文所定义的脉率、爆发或序列)。因此,导致肌体细胞的增殖和分化的再生过程可通过所递送RF场来启动和进一步加速。肌体细胞的增殖和分化可得到肌肉增强、肌肉功能的恢复、增加肌肉体积,以及肌肉形状、体态或肌肉张力的改善。

[0091] 将至少部分肌肉刺激或肌肉收缩以及加热施加至相同身体部位的方法可得到细胞外基质的过度酸化。过度酸化可导致脂肪组织的凋亡,和减肥以及身体体积损失的加速。过度酸化可通过脂肪酸至细胞外基质的释放来引起,其中脂肪酸的释放可通过所收缩高强度肌肉工作来引起。所收缩高强度肌肉工作可通过大量重复肌肉收缩来提供,该重复肌肉收缩通过施加由所描述磁场生成装置和治疗装置所生成的时变磁场来引起。

[0092] RF治疗的治疗效果可通过磁性治疗来增强,诸如通过减少或消除脂肪炎或局部皮肤炎症的风险,因为所治疗脂肪母细胞的任何聚集可通过所改善新陈代谢来防止。所改善血液和/或淋巴流动可有助于消除脂肪母细胞。脂肪母细胞的消除还可通过吞噬脂肪母细胞的较大量细胞来促进。磁性治疗和射频(RF)治疗的协同效果显著地改善了新陈代谢。因此,不良事件发生的可能性是有限的,并且本发明所诱导的治疗结果在较短的时段内实现。

[0093] 治疗装置和治疗方法可提供相同患者身体部位的治疗,其中磁性治疗和RF治疗可靶向一个或多个生物结构的至少一部分。受所靶向RF和/或磁性治疗影响的患者身体组织

的一个或多个体积可处于附近。患者身体组织的至少一个或多个受影响生物结构的至少一部分的体积可定义为受影响组织体积,其中由上文所描述的治疗装置和/或治疗方法所提供的治疗效果出现。治疗效果可由重复肌肉收缩(例如,磁性治疗所提供)、组织温度的变化(例如,RF治疗所提供),和/或通过患者组织中分子的至少部分极化和加速来引起。组织温度的变化可包括例如参考正常组织温度的至少3℃或4℃或5℃或6℃或7℃或10℃的增加组织温度。此外,相比于位于相同或不同身体部位中的未治疗组织,组织温度的变化可包括组织温度在1℃至50℃或2℃至30℃或2℃至25℃范围内的增加或减少。所改变组织温度可解释为生物组织的任何体积或任何部位的温度变化。

[0094] 由至少一个RF治疗和/或至少一个磁性治疗所影响的组织体积的邻近具有两个受影响组织体积之间的距离的意义。至少两个邻近受影响组织体积可具有至少部分重叠,其中2%至15%或5%至30%或2%至100%或30%至60%或80%至100%或40%至85%的较小受影响组织体积可与较大受影响组织体积重叠。另外,受影响组织体积之间的距离可在0.01cm至10cm的范围内,或在0.01cm至5cm、0.01cm至3cm或0.01cm至1cm的范围内。或者,上文所述及范围的重叠可适用于两个或更多个受影响组织体积,这些组织体积具有等同体积,而无需较小或较大组织体积之间的任何区分。

[0095] 图1a至图1e示出了治疗装置的示例性示意图。这些示意图可仅适用于主要单元和施加器。治疗装置可包括输入界面103、控制系统104、功率源105、功率网络106、一个或多个治疗群集107,和一个或多个治疗能量源108。

[0096] 多个治疗能量源108可联接至至少一个治疗群集107或与之通信。控制系统104可联接至每个治疗群集并与之通信。

[0097] 图1a至图1e的治疗装置的所示零件可为电路的电气元件。另外,图1a至图1e的示意图的一个或多个所示零件可包括多个独立电气元件。电气元件可在个体电气元件之间生成、传递、修改、接收或发射电磁信号(例如,电气信号)。电磁信号的特征可在于电流、电压、相位、频率、包络、电流值、信号幅值和/或其组合。当电磁信号到达治疗能量源时,相应治疗能量源可生成治疗能量和/或场。

[0098] 输入界面103可接收用户的输入。输入界面可包括人机界面(HMI)。HMI可包括一个或多个显示器,诸如液晶显示器(LCD)、发光二极管(LED)显示器、有机LED(OLED)显示器,该显示器还可包括触屏显示器。HMI可包括一个或多个控制元件以用于调整或控制治疗装置。控制元件可为至少一个按钮、杆件、转盘、开关、旋钮、滑动控制件、指针、触摸板和/或键盘。输入界面可通信或联接至控制系统、功率网络。

[0099] 用户可为操作者(例如,医生、技术人员、护士)或患者本人;然而,治疗装置可仅由患者来操作。在大多数情况下,治疗装置可由经适当培训的用户来操作。在大多数情况下,用户可为在治疗之前或期间影响治疗参数的任何个人,患者除外。

[0100] 控制系统104可包括主机单元或一个或多个控制单元。控制系统可为输入界面103的集成部分。控制系统104可通过输入界面103进行控制。控制系统可包括一个或多个控制元件以用于调整或控制治疗装置的任何零件或电气元件。主机单元为治疗装置的一部分(例如,施加器和/或主要单元)或电路的电气元件,该电路可由用户和/或治疗装置来选择,以将包括高优先级指令的主从通信提供至治疗装置的其它零件。例如,主机单元可为输入界面的控制单元或部分,该输入界面将高优先级指令提供至治疗装置的其它部分。治疗装

置可包括一系列的主从通信。例如,治疗群集107可包括一个控制单元,该控制单元向治疗装置107的电气元件提供指令;而治疗群集107的控制单元从属于主机单元。控制系统104可联接至输入界面103、一个或所有功率源105、功率网络106和/或存在治疗装置的一个或所有治疗群集,或与之通信。控制系统104可包括一个或多个处理器(例如,微处理器)或过程控制块(PCB)。

[0101] 功率源105可将包括电气信号的电气能量提供至一个或多个指令群集。功率源可包括将AC电压转换成DC电压的模块。

[0102] 功率网络106可表示插头。功率网络可表示至电网的连接部。然而,功率网络可表示电池以用于治疗装置的操作,而无需电网。功率网络可将操作所需的电气能量提供至整个治疗装置和/或其零件。如图1a至图1e的示例性示意图所示,功率网络将电气能量提供至输入界面103、控制系统104和功率源105。

[0103] 治疗群集107可包括与相应治疗能量的生成相关的一个或多个电气元件。例如,磁性治疗的治疗群集(称为HIFEM)可包括例如能量存储元件和切换装置。对于另一个实例,RF治疗的治疗群集(称为RF群集)可包括例如功率放大器和/或过滤器。

[0104] 治疗能量源108可包括治疗能量的特定源。在磁性治疗的情况下,磁场的治疗能量源可为磁场生成装置,例如磁性线圈。在RF治疗的情况下,RF能量的治疗能量源(包括RF波)可为RF电极。

[0105] 治疗装置可包括一个或多个治疗电路。一个治疗电路可包括功率源、一个治疗群集的电气元件,以及一个相应治疗能量源。在磁性治疗的情况下,磁性电路可包括功率源、HIFEM群集和磁场生成装置。在RF治疗的情况下,RF电路可包括功率源、RF群集和磁场生成装置。在用于RF治疗的治疗电路内所生成和/或发射的电磁信号可称为RF信号。连接一个治疗群集的相应电气元件的布线还可包括于相应群集中。下文详细描述图1a至图1e的治疗群集的每一者可作为HIFEM、RF或组合的任一者。

[0106] 一个或多个治疗电路和/或其零件可通过控制系统104的任何部分进行单独地控制或调节。例如,当操作另一治疗电路的HIFEM群集时,一个治疗电路的HIFEM群集的操作速度可单独地调节。在另一个实例中,通过操作一个治疗电路的RF电极所递送的能量通量密度的量可独立于另一治疗电路的RF电极的操作进行设定。

[0107] 图1a示出了治疗装置的示例性示意图,该治疗装置包括输入界面103、控制系统104、功率源105、功率网络106、两个治疗群集(包括治疗群集A 107a、治疗群集B 107b)、治疗能量源A 108a和治疗能量源B 108b。在此类情况下,治疗装置可包括两个治疗电路。一个治疗电路可包括功率源105、治疗群集A 107a和治疗能量源A 108a。另一治疗电路可包括功率源105、治疗群集B 107b和/或治疗能量源B 108b。治疗群集107a和107b可彼此通信。

[0108] 图1b示出了治疗装置的示例性示意图,该治疗装置包括输入界面103、控制系统104、两个功率源(包括功率源A 105a和功率源B 105b)、功率网络106、两个治疗群集(包括治疗群集A 107a和治疗群集B 107b)、治疗能量源A 108a和治疗能量源B 108b。在此类情况下,治疗装置可包括两个治疗电路。一个治疗电路可包括功率源105a、治疗群集A 107a和/或治疗能量源A 108a。另一治疗电路可包括功率源B 105b、治疗器群集B 107b和/或治疗能量源B 108b。治疗群集107a和107b可彼此通信。

[0109] 图1c示出了治疗装置的示例性示意图,该治疗装置包括输入界面103、控制系统

104、功率源105、功率网络106、两个治疗群集(包括治疗群集A 107a和治疗群集B 107b)和一个治疗能量源108。在此类情况下,治疗装置可包括两个治疗电路。一个治疗电路可包括功率源105、治疗群集A 107a和/或治疗能量源108。另一治疗电路可包括功率源105、治疗群集B 107b和/或治疗能量源108。治疗群集107a和107b可彼此通信。所示示意图可包括提供RF治疗和磁性治疗两者的磁场生成装置。

[0110] 图1d示出了治疗装置的示例性示意图,该治疗装置包括输入界面103、控制系统104、功率源105、功率网络106、四个治疗群集(包括治疗群集A1107a、治疗群集A2107aa、治疗群集B1107b、治疗群集B2107bb)和四个治疗能量源(包括治疗能量源A1108a、治疗能量源A2108aa、治疗能量源B1108b和治疗能量源B2108bb)。在这样的情况下,治疗装置可包括四个治疗电路。第一治疗电路可包括功率源105、治疗群集A1107a和/或治疗能量源108a。第二治疗电路可包括功率源105、治疗群集A2107aa和/或治疗能量源A2108aa。第三治疗电路可包括功率源105、治疗群集B1107b和/或治疗能量源B1108b。第四治疗电路可包括功率源105、治疗群集B2107bb和/或治疗能量源B2108bb。第一治疗电路和第二治疗电路的治疗能量源可位于一个施加器中,而第三治疗电路和第四治疗电路的治疗能量源可位于另一施加器中。

[0111] 图1e示出了治疗装置的另一示意图,该治疗装置包括输入界面103、控制系统104、两个功率源(包括功率源A 105a和功率源B 105b)、功率网络106、四个治疗群集(治疗群集A1107a、治疗群集A2107aa、治疗群集B1107b、治疗群集B2107bb)和四个治疗能量源(包括治疗能量源A1108a、治疗能量源A2108aa、治疗能量源B1108b和治疗能量源B2108bb)。在这样的情况下,治疗装置可包括四个治疗电路。第一治疗电路可包括功率源A 105a、治疗群集A1107a和/或治疗能量源108a。第二治疗电路可包括功率源A 105a、治疗群集A2107aa和/或治疗能量源A2108aa。第三治疗电路可包括功率源B 105b、治疗群集B1107b和/或治疗能量源B1108b。第四治疗电路可包括功率源B 105b、治疗群集B2107bb和/或治疗能量源B2108bb。第一治疗电路和第二治疗电路的治疗能量源可位于一个施加器中,而第三治疗电路和第四治疗电路的治疗能量源可位于另一施加器中。

[0112] 图1f示出了治疗装置的独立零件,包括主要单元11、远程控制件13、附加件或附加治疗装置14和/或通信装置15,主要单元11连接或联接至至少一个施加器12。附加治疗装置可处于与整个治疗装置相同的独立水平。

[0113] 治疗装置可包括远程控制件13。远程控制件13出于安全目的可包括不舒适按钮,使得当患者在治疗期间感觉任何不舒适时,用户可按压该不舒适按钮。当按压不舒适按钮时,远程控制件13可将信号发送至主要单元并停止治疗。另外,远程控制件13可通过人机界面(HMI)通知用户。为在不舒适期间停止治疗,不舒适按钮的操作可否决主机单元的指令。或者,不舒适按钮可联接至主要单元11或可为其一部分。

[0114] 主要单元11可联接或连接至一个或多个附加治疗装置14,附加治疗装置14可由主要单元11来供能。然而,包括主要单元11的治疗装置可通过软件与一个或多个附加治疗装置14配对。另外,一个或多个附加治疗装置14还可通过其自身的一个或多个能量源来供能。通信装置15、附加治疗装置14、远程控制件13和至少一个施加器12可各自与主要单元11通信。通信可包括发送和/或接收信息。通信可通过有线和/或无线地提供,诸如通过互联网网络、本地网络、RF波、声波、光波、3G、4G、5G、GSM、HUB交换机、LTE网络、GSM网络、蓝牙和/或其

它通信方法或协议。

[0115] 附加治疗装置14可为任何装置,该装置能够将至少一种类型的治疗能量(例如:RF场、磁场、超声波、光、时变机械压力、冲击波或电流)提供至患者身体以引起至少一个目标生物结构的治疗效果。附加治疗装置14可包括至少一个电气元件,该电气元件生成治疗能量以用于至少一种治疗,例如磁体、射频、光、超声、加热、冷却、按摩、等离子体和/或电疗法。附加治疗装置14可能提供至少一种治疗,而无需主要单元11的指令。附加治疗装置14可与主要单元11、通信装置15和/或其它附加治疗装置14通信。附加治疗装置14可为相同或其它公司的任何其它装置,其中该装置可能提供特定一种或多种类型的治疗能量。附加治疗装置14可为治疗装置的延伸部,其中附加治疗装置14可以通过主要单元11的HMI所限定的参数提供治疗能量。

[0116] 通信装置15可通过有线和/或无线连接至主要单元11。通信装置15可为计算机(诸如笔记本电脑或台式电脑)或移动式电子装置(诸如智能手机)或电子平板。通信装置可发送和/或接收与治疗装置的治疗功能相关的信息和/或其它信息。附加治疗装置14和/或通信装置15可与主要单元11直接通信,或通过一个或多个附加件或通信装置与主要单元11间接地通信。为提供通信,通信装置可包括接收器、发射器和控制单元以处理所发送和/或所接收信息。

[0117] 发送至和/或接收自治疗装置的独立零件的信息可包括通信装置15和主要单元11之间的通信数据、施加器12和主要单元11之间的通信数据、附加治疗装置14和主要单元11之间的通信数据,和/或远程控制件13和主要单元11之间的通信数据。所发送和/或所接收信息可存储于黑盒、云存储空间和/或其它存储装置中。黑盒可为主要单元11的一部分或治疗装置的任何其它部分。其它存储装置可为USB、其它存储器装置和/或具有内部存储器的通信装置。所发送和/或所接收信息的至少一部分还可通过HMI来显示。所发送和/或所接收信息可由用户通过HMI和/或由控制系统自动地显示、评估和/或改变。一种类型的所发送和/或所接收信息可为一个或多个治疗参数或患者信息的预定值或当前值或选择。患者信息可包括例如患者的性别、患者的年龄和/或体型。

[0118] 所发送和/或所接收信息还可通知外部机构,诸如支援中心,例如服务部和/或销售部门,这些外部机构也为通信装置的子集。对于外部机构的所发送和/或所接收信息可包括关于治疗装置的状况、一个或多个所提供治疗的历史、治疗装置的操作历史、软件更新信息、磨损信息、RF电极的耐久性、磁场生成装置的耐久性、治疗警告、治疗信用/计费信息的信息,诸如付费治疗或信用的数量信息和/或其它操作和使用信息。

[0119] 一种可能类型的所发送和/或所接收信息可为一个或多个施加器12、远程控制件13、附加治疗装置14和/或通信装置15的连接部的识别。根据该信息,治疗装置可手动地或自动地识别所连接附加治疗装置14和/或施加器12的类型。自动识别可通过控制系统来提供。基于关于一个或多个施加器12的连接部、附加治疗装置14和/或通信装置15的连接部的信息,治疗装置可提供HMI的实现,可示出关于施加器的连接部和/或新治疗选项的可能优化的通知。新治疗选项的可能优化可包括例如至少一个治疗参数的调整,额外治疗能量源的实现,新治疗能量源参数变化,等等。治疗装置(例如,控制系统)可基于新连接的施加器12和/或附加治疗装置14而自动地调整或提供调整治疗参数。所连接施加器12、附加治疗装置14和/或通信装置15的识别可基于特定连接器(例如,特定引脚连接器)。另外,连接识

别可通过特定物理特性(例如,所连接零件的阻抗)或通过由施加器或其对于主要单元11的连接零件所提供的特定信号来提供。治疗装置的独立零件(诸如主要单元11、施加器12、远程控制件13、附加治疗装置14和/或通信装置15)之间的连接可通过有线和/或无线(例如,通过RFID标签、RF、蓝牙和/或光电磁脉率)的方式提供。施加器12可通过线材连接至主要单元11以有效地供能。另选地,施加器可通过无线的方式连接以与主要单元11和/或通信装置15通信。所连接施加器12、附加治疗装置14和/或通信装置15可通过软件识别、特定二进制ID、选自治疗装置中所实现列表的零件的手动识别和/或通过配对施加进行识别。

[0120] 主要单元11中的连接器侧可包括能够读取和/或识别施加器的连接器侧和/或附加治疗装置的连接器侧所包括的信息的单元。基于所读取和/或所识别信息,施加器和/或附加治疗装置可识别主要单元11。主要单元11的连接器侧可用作连接的第一侧连接器,其中施加器或附加治疗装置的连接可用作该连接的第二侧连接器。信息的发送、信息的接收和/或第二侧连接器通过第一侧连接器的识别可基于由这两个连接器侧之间的传导接触、通过光学读取和/或通过由第一侧连接器所提供的识别而接收的二进制信息。光学识别可基于例如特定施加器12的特定QR代码、条形码等的读数。

[0121] 位于主要单元11中的第一侧连接器可包括能够读取/识别施加器12和/或附加治疗装置14的线缆的第二侧连接器所实现的二进制信息的单元。第二侧连接器中的所实现信息可存储于SD卡中。基于此类所实现信息,治疗装置的任何零件可通过主要单元11来识别。

[0122] 治疗装置的独立零件(包括例如主要单元11、远程控制件、一个或多个施加器、一个或多个附加治疗装置和/或通信装置)之间的通信可基于对等(称为P2P)和/或主从通信。在P2P通信期间,治疗装置的独立零件具有其命令的相同优先级和/或可在彼此之间直接地通信。在治疗装置的所连接独立零件的初始识别期间,可使用P2P通信。在治疗期间的治疗装置的一些零件之间,诸如在通信装置之间,可使用P2P通信。

[0123] 在个人患者的每次治疗之前和/或之后期间,主从通信可在治疗装置的独立零件之间使用至少短时间。在主从通信期间,治疗装置的一个零件可提供具有最高优先级的命令。治疗装置的独立零件(例如,主要单元11)可提供具有最高优先级的命令,并且称为主机单元。治疗装置可包括独立电气元件(诸如功率源和/或一个或多个控制电压)之间的至少一种主从通信,其中一个或多个控制元件充当主机。

[0124] 主机单元可在治疗之前、之后和/或期间由用户进行选择。用户可根据治疗装置的可用独立零件或电气元件而选择主机单元。因此,用户可选择主要单元11、施加器12、远程控制件13、附加治疗装置14或通信装置15作为主机单元。主机单元可为治疗装置的独立零件中所选存在的控制单元,例如,主要单元11中的控制单元。用户可选择主机单元,以有利于治疗参数的调整。用户还可选择通信装置15作为主机单元,其中选择为主机装置的该通信装置可提供一个以上的治疗装置的控制。主机单元11可包括作为主机单元的控制单元,该控制单元监测并评估治疗的至少一个参数,诸如患者温度、治疗装置的独立元件上的电压等;该至少一个参数允许甚至在其间连接的情况下提供安全治疗。另外,主机单元可为人机界面外侧的单独电气元件。主机单元可由用户通过人机界面来控制。

[0125] 或者,主机单元可基于治疗装置的连接零件的预定优先级值而自动地选择。所选主机单元可保持未改变,并且治疗装置的已选零件可在整个治疗期间充当主机单元。然而,主机单元的选择可基于用户的命令优先级和/或选择而在治疗期间进行改变。主机单元还

可根据制造配置进行确定,或取决于出厂重置。例如,远程控制件13可提供具有最高优先级的命令以在患者感觉不舒适时停止治疗,并且该治疗将停止,而无关于设定为主机单元的治疗装置的独立零件和该治疗的设定参数。

[0126] 图2至图5示出了一些可能主从通信方案,这些主从通信方案可用于主要单元11和一个或多个施加器12、远程控制件13、附加治疗装置14和/或通信装置15之间的通信。根据图2,一个或多个疗法生成器(therapy generator)201生成了修改电气信号,以将信号提供至治疗能量源,诸如RF电极和/或磁场生成装置。疗法生成器201可包括治疗装置和/或存在于主要单元的电路的电气元件组或电气元件组的至少两个构件。电气元件组可包括控制单元、功率源、同轴线缆系统、一个或多个开关、一个或多个能量存储装置、一个或多个引脚二极管、一个或多个LC电路、一个或多个LRC电路、一个或多个功率放大器和/或治疗装置的其它零件,这些零件以受控方式主动地修改电气信号。疗法生成器可以受控方式提供电气信号的修改。

[0127] 以受控方式修改电气信号可包括例如基于横穿患者组织和/或RF电极所测量的阻抗匹配而提供和/或控制所提供RF治疗的阻抗调整。主动修改的电气信号可解释成使得电气信号可具有不同参数,诸如频率、对称性、幅值、电压、相位、强度等。电气信号参数可基于治疗的要求,包括患者类型、治疗参数。此外,电气信号参数可根据反馈信息进行修改,诸如RF能量的所测量驻波率、组织温度、RF电极的温度、施加器内侧的温度、施加器表面的温度、治疗装置的独立元件的电流和电压,等等。

[0128] 图2的示意图示出了安全件203,安全件203防止了对治疗装置通信的任何未经授权侵入并且保护了个人用户数据和/或账户。安全件203可保护治疗装置免于计算机病毒、未经授权访问,和/或可保护治疗装置的独立零件之间的通信免于通过未经授权介质或个人的读取或改变。安全件203可提供通信所用信息的编码和/或防病毒服务,该防病毒服务防止不希望二进制代码侵入至治疗装置和/或通信。安全件203可校正正在通信期间所产生的错误。安全件203可阻止未经授权/不希望外部装置连接至治疗装置。

[0129] 图2中的安全件203在通信图中可位于主机单元202和通信接口204之间。安全件203还可为用户单元208、服务部207和/或销售部206的一部分。安全件203还可位于通信接口204和通信介质205、疗法生成器201之间,和/或可为它们的一部分。

[0130] 通信接口204可包括硬件和/或软件部件,该硬件和/或软件部件允许将电气、电磁、红外和/或其它信号转换成可读形式以允许治疗装置的至少两个零件和/或其它通信侧或介质之间的通信。通信接口204可提供信息和/或数据的通信和/或编码。通信接口204可为例如提供治疗装置和在线网络或服务器之间的通信的调制解调器或GSM模块。通信接口204可为主机单元202、疗法生成器201的一部分,和/或治疗装置的其它部分。

[0131] 通信介质205可为传递通信数据的介质。通信介质205可用于治疗装置和用户208、服务部207和/或销售部206之间的通信。通信介质205可为线材、SD卡、闪存存储器、同轴线材、任何传导连接、服务器、原理上一些种类的网络,诸如RF波、声波、光波、GSM、3G、4G、5G、HUB交换机、蓝牙、Wi-Fi,和/或可包括一个或多个服务器的其它介质。

[0132] 通信数据/信息可重新导向至治疗装置的独立零件和/或可重新导向至独立用户或服务部,诸如用户208、服务部207和/或销售部206。通信数据/信息可通过主机单元202、通信介质205和/或疗法生成器201来重新导向。例如,服务器可过滤用户208的数据并且可

过滤其它通信信息,该其它通信信息将重新导向至治疗装置的服务部207、控制单元和/或其它零件。

[0133] 图2中称为“用户208”的元件可为由用户所控制HMI的表示。另选地,图2中称为“用户208”的元件可为由用户所控制的其它通信装置(个人计算机、膝上型电脑、移动电话、平板灯)的表示,其中通信装置可将信息发送至治疗装置的至少一部分和/或从治疗装置的至少一部分接收信息。通过本通信信道所提供的信息可为治疗方案的类型、关于治疗效果的信息、一个或多个治疗参数的实际值和/或预定值、反馈信息、所治疗身体部位的选择、治疗之前和之后的行为建议,和/或其它信息。至少一部分的信息可发送至控制治疗装置的用户并且还可发送至患者,诸如通过用于移动电话、平板或膝上型电脑的软件应用程序。

[0134] 图2中的服务部207可表示服务部门,该服务部门具有对关于治疗装置的信息的授权访问。服务部207可为提供或制造治疗装置的公司的服务部门,其中公司的服务部门和用户之间的通信可通过HMI、通信装置来提供和/或通过预编程软件界面来自动地提供。通过本通信信道所提供的信息可包括治疗装置的独立电气元件的磨损、任何RF电极和/或磁场生成装置的耐久性、独立电气元件的故障、该装置的可能软件优化和/或实现,从而提供用于连接另一附加治疗装置等的应用程序。治疗装置的优化和/或实现可包括例如对治疗装置软件的远程访问和/或修正错误。

[0135] 图2中的销售部206可为销售部门,该销售部门具有对治疗装置信息的授权访问。销售部206可向用户通知附件类型,该附件可添加至治疗装置。另外,销售部206可促成插入式模块的销售和/或可促成治疗装置的附件的销售。此外,销售部206可提供与计费 and 租赁系统相关的报价。通过通信交换至或交换自销售部206的信息可为例如治疗次数、治疗时间,和/或所施加治疗的类型、关于施加器的信息,等等。

[0136] 治疗装置可包括黑盒以用于存储关于治疗历史、操作历史、治疗装置的独立零件之间的通信的数据,得自或关于计费和租赁系统的数据,操作错误,和/或其它信息。经由通信介质(例如,存储云和/或服务器),数据对于销售部206、服务部207和/或用户208可为可访问的。治疗装置可包括计费和租赁系统以管理关于使用治疗装置和/或相应附加治疗装置的费用。计费和租赁系统可将此类信息发送至提供商,以制备计费发票。黑盒的数据可由经验证授权个人来下载,诸如服务技术人员、会计师和/或具有管理员访问权的其他个人。授权个人的验证可通过特定钥匙、密码、数个位数的软件代码来提供和/或通过特定互连线缆来提供。

[0137] 计费和租赁系统可基于从用户账户所减去的积分。积分可通过治疗装置的提供商来预限定,例如治疗装置的生产商。积分可在治疗装置运行时间期间进行充值,和/或可充值至与用户和/或提供商的一个或多个治疗装置相关的在线账户。积分可根据所选治疗方案或身体部位进行减去。单独一项或多项治疗和/或治疗部分的积分值可在治疗开始之前、在治疗期间和/或在治疗之后显示至用户。如果用户账户的积分用完,那么治疗装置可不允许任何进一步治疗,直至充值积分。积分可用作独立治疗的货币,其中不同治疗可基于治疗类型、治疗的持续时间、所用施加器的数量和/或其它因素而花费不同量的积分。积分还可用于租赁或购买治疗装置的独立零件、完整治疗装置、治疗装置的硬件或软件扩展,和/或从属于治疗装置的其它耗材和备件。其中积分系统可进行充值的界面可为治疗装置、HMI的一部分,和/或可为通过网站界面可在线访问的。

[0138] 一个或多个软件扩展(例如,软件应用程序)可与治疗装置和治疗方法相关。一个或多个软件扩展可下载至任何通信装置,诸如智能手机、平板、计算机和/或其它电子装置。软件扩展可与主要单元和/或治疗装置的其它零件通信。安装有软件扩展的通信装置可用于显示或调整一个或多个治疗参数或与治疗相关联的信息。此类可显示治疗参数和与治疗相关联的信息可包括例如治疗的时间进度、独立治疗之前和/或之后的治疗身体部位的所测量尺寸、所施加爆发或序列的示意图示、治疗的剩余时间、患者的心率、患者身体的温度(例如,身体表面的温度)、所提供治疗类型、治疗方案的类型、患者身体参数与先前治疗的比较结果(例如,身体脂肪百分比),和/或治疗的实际治疗效果(例如,肌肉收缩或肌肉放松)。软件扩展还可提供至患者,以通知他们治疗的时间表、独立治疗之间的映射进展、相比于他人的治疗结果的百分数,和/或治疗之前和/或之后的行为建议。行为建议可包括例如以下建议:患者一天期间应饮用的水量,建议患者在一天中应该喝多少水,患者的饮食应如何,患者在治疗之前和/之后应提供的锻炼的类型和数量,和/或可改善治疗结果的其它信息。

[0139] 通信图的独立元件(诸如疗法生成器201、主机单元202、安全部203、通信接口204、通信介质205、用户208、服务部207和/或销售部206)之间的通信可为双向的或多向的。

[0140] 用户208、服务部207、销售部206、通信介质205之间的连接,和/或疗法生成器201和主机单元202之间的连接可通过安全部203来保证以提供安全通信并消除错误。安全部203可位于主机单元202和通信接口204之间和/或通信介质205和通信接口204之间。

[0141] 如图3所示,用户208、服务部207和/或销售部206和治疗装置之间的远程访问通信的另一选项可通过服务器301来提供。服务器301可包括安全部203。安全部203可实现对于用户208、服务部207和/或销售部206的独立访问。

[0142] 如图4所示,通信介质205可与一个或多个疗法生成器201通信。一个或多个疗法生成器201可与主机单元202通信。在疗法生成器201将信息发送至主机单元202之前,通信介质205的信息可由安全部203来验证。

[0143] 图5示出了通信介质205和一个或多个疗法生成器201A-201D之间的示意性通信图。疗法生成器A 201A可与至少一个或多个疗法生成器201B-201D通信。另一疗法生成器B 201B还可与一个或多个疗法生成器201A, 201C, 201D通信。疗法生成器C 201C可不与疗法生成器A 201A直接地通信,并且可通过疗法生成器B 201B进行通信。安全部203可处于各个疗法生成器201A-201D之间和/或疗法生成器201A和通信介质205之间的通信途径。

[0144] 图6示出了治疗装置的主要单元11。主要单元11可包括HMI 61、通风器栅格62、至少一个施加器保持器63a和63b、至少一个装置控制件64、施加器连接器65a和65b、至少一个主要功率源输入端66、主要单元11的弯曲盖67、轮68、主要单元盖开口69、主要单元柄部70和/或标识区域71。主要功率源输入端66可提供对电网或功率网络的联接或连接。

[0145] 治疗装置的通风器栅格62可设计为一体式,和/或可分成多个通风器栅格62以提供热耗散。通风器栅格62可面向操作主要单元11的个人,面向地面并且为不可视的,和/或通风器栅格62可处于主要单元11的侧部上。通风器栅格的面向地面位置可用于使患者的干扰噪音最小化,因为诸如通过电能所供能的主要单元11和/或电气元件的冷却过程可产生噪音。主要单元11的表面上的所有通风器栅格62的表面积可处于 $100\text{cm}^2$ 至 $15000\text{cm}^2$ ,或 $200\text{cm}^2$ 至 $1000\text{cm}^2$ ,或 $300\text{cm}^2$ 至 $800\text{cm}^2$ 的范围内。

[0146] 主要单元11的操纵可通过主要单元11的底部上的旋转轮68和/或通过主要单元柄部70来提供。提供治疗装置的公司的标识区域71可位于主要单元柄部70下方,和/或可位于弯曲盖67和HMI 61上的任何位置。

[0147] 如图6所示,面向患者的主要单元11的前侧可设计为主要单元的弯曲盖67。根据主要单元11的地面投影,面向患者的主要单元11的前侧可不具有直角。面向患者的主要单元11的前侧可设计为覆盖主要单元11的内侧的一个、两个或更多个件。具有弯曲面向侧的主要单元11可改善主要单元11自身在患者支撑部附近的操纵,其中主要单元11和患者的各个敏感身体部位(例如,手指)的碰撞风险最小化。主要单元11的面向侧还可包括主要单元盖开口69。主要单元盖开口69可包括热相机以用于监测患者或目标身体部位的温度;可包括相机以用于监测一个或多个施加器的位置、患者的移动,等等。主要单元盖开口69可通过主要单元的弯曲盖67中的开口来表示。主要单元盖开口69可包括一个或多个连接器以用于连接附加治疗装置。另外,主要单元盖开口69可包括一个或多个传感器(诸如相机、红外传感器)以扫描患者的移动、所治疗身体部位和/或生物结构的加热。基于此类传感器的信息,当患者移动,皮肤表面达到温度阈值限值,确定所治疗身体部位等时,一个或多个治疗参数的实际值和/或预定值可进行优化。主要单元11的前侧还可包括一个或多个施加器连接器65a和/或65b。

[0148] 相比于连接至面向操作者(例如,医生或技术人员)的侧部的施加器,面向患者的施加器连接器65a和65b可较靠近于患者的身体。因此,连接施加器与主要单元11的连接管814的长度可最小化。相比于连接较长连接管814的施加器,由较短连接管814所连接的施加器和/或多个施加器的操纵可为较容易的。主要单元11的前侧可不具有角部和/或角度,并且可包括至少部分椭圆和/或圆形曲率。曲率可具有在20cm至150cm,30cm至100cm,30cm至70cm或40cm至60cm范围内的曲率半径。主要单元11前侧曲率的角度可在30°至200°,或50°至180°,或90°至180°的范围内。曲率的角度可以相同原理来限定,如同限定图23中部段26的角度30,如下文进一步详细地讨论。

[0149] 主要单元11可包括一个或多个施加器保持器,例如63a和63b。或者,一个或多个施加器保持器可联接至主要单元11。每个施加器保持器63a和63b可具有用于不同类型的施加器的特定设计。施加器保持器63a和63b可各自保持单个施加器12a或12b。每个施加器保持器63a、63b可具有数个功能。例如,施加器保持器63a和63b可用于施加器的至少一部分的预加热或预冷却。另外,施加器保持器63a和63b可包括另一HMI并且可用于显示关于所选治疗的信息,一个或多个治疗参数的实际值和/或预定值。另外,施加器保持器63a和/或63b可提供施加器是否使用准备就绪的指示。此外,施加器保持器63a和/或63b可指示施加器的至少一部分的电流值温度。该指示可通过颜色闪烁或振动来提供。施加器保持器63a和/或63b可用于设定一个或多个治疗参数和/或施加器参数的实际值和/或预定值,诸如接触患者的施加器部分的温度。

[0150] 主要单元11可包括装置控制件64以用于接通和断开主要单元11,功率输入参数的手动设定和/或其它功能。施加器连接器65a和65b可用于电气和/或电磁信号从主要单元11和施加器的传递。施加器连接器65a和65b可用于连接一个或多个施加器(经由连接管814)、通信装置、附加治疗装置和/或存储器存储装置;该存储器存储装置诸如USB、SSD盘、诊断装置,和/或本领域已知的其它存储器存储装置。用于连接一个、两个或多个施加器的施加器

连接器65(例如,65a和/或65b)可位于主要单元11中或主要单元11的侧部上。同轴线缆的长度可与所发射电气信号的频率相关。为提供一个或多个施加器12a和/或12b的较容易操纵,从主要单元11至例如施加器12a的连接长度(因此为连接管814)应为尽可能的长。然而,主要单元11的电气元件之间的至少一个同轴线缆的长度可与所发射电气信号(例如,RF信号)的频率相关,该发射电气信号发送到至少一个治疗能量源(例如,用以提供RF能量的RF电极)。因此,主要单元内侧的至少一个同轴线缆(例如,功率源和施加器连接器65a和/或65b之间)的长度可为尽可能的短。位于主要单元11中的同轴线缆的长度可在3cm至40cm,或7cm至30cm,或10cm至20cm的范围内。为优化连接至主要单元11的一个或多个施加器12a或12b的操纵,施加器连接器65a和65b可位于主要单元11的弯曲前侧上。

[0151] HMI 61可包括触屏显示器,该触屏显示器示出了一个或多个治疗参数的实际值和/或预定值。触屏可提供选项以选择所显示治疗参数和/或以调整这些参数。HMI 61可分成两个显示部段61a和选择部段61b。显示部段61a可显示一个或多个治疗参数的实际值和/或预定值,和用户的其它信息。HMI 61的选择部段61b可用于治疗参数的选择和/或治疗的其它调整。HMI可包括于或联接至一个或多个施加器12、主要单元11、附加治疗装置14和/或其它一个或多个通信装置15,或可为其一部分。

[0152] HMI可包括于主要单元11中。HMI可以水平取向固定于主要单元11上,或HMI 61可相对于地面或其它水平支撑表面在 $0^{\circ}$ 至 $90^{\circ}$ 之间进行取向或倾斜。HMI 61平面和地面之间的角度可通过至少一个接头进行调整,或可绕着至少一个笛卡尔坐标进行旋转。HMI 61可为可拆卸HMI(例如,平板)的形式。HMI 61可通过保持器根据一个、两个或三个笛卡尔坐标进行伸缩地和/或旋转地调整,该保持器可调整HMI 61距主要单元11的距离和/或HMI 61相对于主要单元11和用户的取向。保持器可包括至少一个、两个或三个所实现接头构件。

[0153] 一个HMI 61可用于由提供商所提供的一种以上类型的治疗装置。HMI软件界面可为主要单元软件的一部分,或包括于一个或多个附加治疗装置和/或通信装置中的软件的一部分。软件界面可通过连接通信装置、附加治疗装置、闪存存储器装置,通过远程连接销售部、服务部和/或互联网进行下载和/或实现。

[0154] 图26示出了主要单元11的内部的示例性布局。主要单元11的内部可包括多个电气元件控制系统、一个或多个控制RF电路、磁性电路,和/或对于治疗装置的正确功能所需的其它元件。主要单元11中的独立元件的位置可通过笛卡尔坐标进行描述,其中零值处于面向患者的前侧的底部边缘处。主要单元11可包括一个或多个支柱74。至少两个支柱74可形成X形状,该X形状可在其端部固定至其它竖直支柱74以形成主要单元11的构造。主要单元11可包括至少一个冷却系统78,冷却系统78配置成冷却电气元件,诸如一个或多个控制单元、PCB、功率源、开关、能量存储装置,和/或治疗装置的其它电气元件。冷却系统78可用于提供和/或冷却提供至施加器的冷却流体。SYM元件79可位于Z坐标的上三分之一处和X坐标的前三分之一处,无关于Y坐标。SYM的功能在下文进行解释。主要单元11还可包括由铝或其它金属材料所形成的一个或多个壳体72。一个或多个壳体72可提供主要单元11的一个或多个内部部分与主要单元11的其它部分的电气、电磁和/或辐射绝缘(后者仅作为绝缘)。例如,RF电路73的至少一部分在壳体之一中可位于X和Z坐标的后三分之一处。功率源75(向RF电路和/或磁性电路的至少一部分供能)可位于X坐标的后三分之一处和Z坐标的前三分之一处。能量存储装置76可与一个或多个RF电路至少部分地绝缘。当使用多个磁性电路时,多

个磁性电路可彼此至少部分地绝缘。为确保早先所述及的从能量存储装置76通向施加器连接器65的同轴线缆的短的长度,元件(能量存储装置76和施加器连接器65,例如65a)均可位于X和Z坐标的相同半部,诸如位于X和Z坐标的前半部。磁性电路的由盒77所表示的其它电气元件可位于X坐标的前半部和Z坐标的三分之二处。

[0155] 图7示出了HMI 61的示例性显示界面700。HMI 61可显示一个或多个施加器符号701。一个或多个施加器符号701和其颜色可表示可用或所连接施加器、附加治疗装置(连接至主要单元11和/或参与治疗)的连接治疗、数量和/或类型。列表702可重新导向至页面或不同显示布局,其中治疗方案的列表可记录或调整。治疗方案的列表702可包括至少一个或多个治疗参数(例如,磁场强度、RF场强度、磁性脉冲强度、磁性脉率强度、脉率持续时间、爆发持续时间、独立爆发的组成、占空比、包络形状、治疗时间、治疗零件的组成、生物结构在治疗期间的阈值温度,和/或其它参数)的一个或多个预定值。治疗参数的列表可包括对于独立患者或身体部位所优化的一个或多个保存治疗方案。在选择治疗方案之后,治疗参数可通过用户来额外地优化。另外,治疗参数可通过选择额外患者参数进行调整,诸如患者体型(例如,瘦、苗条、平均体重、超重或肥胖),或患者BMI、性别、年龄组(例如,30岁以下、30岁至39岁、40岁至49岁、50岁至59岁,60岁及以上)。另外,治疗参数可通过仅选择治疗方案的一部分进行额外地优化。

[0156] HMI 61可包括可具有一些功能的一个或多个滑块。例如,滑块703可用作导航器以用于选择正使用的界面页面,诸如列表702、治疗图标704或记录707。另外,滑块703可用于指示至治疗结束所剩余的时长。

[0157] 治疗图标704可表示图7所示的界面。计时器705可表示治疗持续时间、治疗的剩余时间,和/或治疗的流逝时间。“方案1”图标706可示出所选和/或当前施加和/或准备施加的方案的数量和类型。“记录”707可重新导向至界面的另一页面,该另一页面具有治疗的记录历史、关于所治疗患者的信息、关于计费 and 租赁系统的信息,关于计费信息的信息,和/或治疗的积分成本。“记录”707可显示积分账户上剩余多少积分,花费了多少积分,使用治疗装置的时长,和/或其它计费信息。由符号“设定”708所示的图标可将用户重新导向至治疗装置的设定,包括例如由装置所产生声音的旋律和/或强度和/或显示器的亮度的设定。治疗装置所产生的声音和/或显示器的亮度在治疗之前和/或期间可为不同的。“设定”708界面还可允许改变日期、时间、语言、主要单元和施加器之间的连接的类型和/或参数,附加治疗装置,和/或通信装置。“设定”708界面可包括用于启动治疗装置和其连接部分的校准和功能扫描的图标。“设定”708界面可提供软件信息、软件历史和/或软件实现、用于联系服务部和/或发送错误方案的按钮、操作模式的类型(例如,“基本”或具有治疗装置的所允许额外设定的“专家”)、用以充值治疗积分的可能性、恢复到出厂设定,和/或其它设定。

[0158] 如所示,强度标志709可为百分数、数字、功率和/或其它格式的形式。强度标志709可定位成邻近可调整治疗能量源的强度的图标。强度标志709可位于图标下方、上方和/或在图标中(例如,作为强度条710中的数字),和/或可作为可调整治疗能量源强度的另一个可视化。标识所提供能量(例如,RF场或磁场)的一个治疗能量源的每个强度条710可具有其自身强度标志709。治疗装置可包括多个施加器714,例如第一施加器A和第二施加器B可连接至治疗装置的主要单元。这样,施加器A和B可适用于相同肌肉群中的不同肌肉或适用于成对肌肉,诸如左和右臀部、腹部的左和右两侧、左和右股部,以及其它成对肌肉或协作肌

肉。提供治疗能量的所连接施加器和/或额外治疗装置的数量可低于或高于两个。

[0159] 如图7所示,每个施加器可提供磁性治疗718(左HMI部分出于图7的目的标记为HIFEM A和HIFEM B,并且示为示例性界面人机界面)和/或RF治疗712(右HMI部分出于图7的目的标记为RF A和RF B,并且示为示例性HMI)。

[0160] 每个RF场和/或磁场的强度可独立地调节,例如通过独立磁强度滚动器719和/或通过强度条710以滚动RF强度滚动器711。一个或多个滚动器或强度条可单独地移动,或可与另一滚动器或强度条一起移动以一起调节多个磁场、多个RF场和/或一起调节由一个施加器所提供的多个RF场和磁场。另外,一个或多个滚动器或强度条可单独地控制,或可与另一滚动器或强度条一起移动以一起调节多个磁场、多个RF场和/或一起调节由两个施加器所提供的多个RF场和磁场。一个或多个强度条710可通过颜色来区分,并且可通过强度滚动器719或711和/或通过强度按钮720来调整。强度按钮720可通过固定增量改变(例如,增加或减少)RF场和/或磁场强度,诸如最大可能场强度的1%或2%或5%或10%,或在1%至10%的范围内,或在1%至5%的范围内。磁场和/或RF场的强度对于每个治疗能量源可单独地调整。另外,磁场和/或RF场的强度可通过一个或多个施加器、附加治疗装置和/或治疗能量源的选择和/或连接来调整。

[0161] 一个或多个RF电极和/或磁场生成装置的操作可进行同步,并且可通过一个、两个或更多个强度滚动器719和/或强度按钮720进行控制。治疗可通过按钮启动713来启动,按钮启动713可自动地(例如,在开始治疗之后)改变成按钮暂停。在治疗期间,治疗可通过按钮停止716来重新启动和/或停止。界面还可示出不舒适按钮717的指示器;当治疗不舒适时,不舒适按钮717可由患者通过远程控制件来激活。当不舒适按钮717激活时,治疗可自动地并立即中断(例如暂停或停止)。当不舒适按钮717激活时,治疗装置可提供人可察觉信号,包括听觉警报(包括声音信号)。此外,人可察觉信号可包括视觉警报,包括例如闪烁颜色。基于患者的不舒适度,用户可调整例如治疗参数或治疗方案、施加器的附接或联接。界面还可包括软件功率开关715以接通或断开治疗装置。

[0162] 如图7所示,HMI可包括用于RF治疗的两个强度条(例如710)和用于磁性治疗的两个强度条。另外,HMI可包括用于RF治疗的两个强度滚动器(例如711)和用于磁性治疗的两个强度条(例如719)。此外,HMI可包括用于RF治疗的四个强度按钮和用于磁性治疗的四个强度按钮(例如720)。一个强度滚动器、一个强度条和/或两个强度按钮可提供用于一个治疗电路。因此,图7可示出治疗装置的HMI,该HMI包括用于RF治疗的两个治疗电路和用于磁性治疗的两个治疗电路。

[0163] 治疗装置可包括一个或多个施加器。治疗装置可包括两个、三个、四个、五个或更多个施加器。每个施加器可包括至少一个、两个或更多个不同治疗能量源,诸如提供RF治疗的一个或多个RF电极和提供磁性治疗的一个或多个磁场生成装置。例如,第一施加器可包括一个RF电极和一个磁场生成装置,而第二施加器可包括另一RF电极和另一磁场生成装置。一个施加器通过一个连接管可联接至主要单元。不同施加器的连接管对于每个施加器可互连或分开。另选地,多个施加器通过一个共同连接管可联接至主要单元。至少一个施加器的至少一个治疗参数相对于其它一个或多个施加器和/或附加治疗装置可单独地改变。

[0164] 一个或个施加器、附加治疗装置和/或通信装置通过一个或多个线材和/或通过流体导管以可机械地连接主要单元。一个或多个线材和/或流体导管可通过连接管进行定位

和引导。联接于主要单元和施加器之间的一个或多个线材可用于电信号(表示例如RF信号)至位于施加器中的RF电极的传递,以生成RF能量。一个或多个线材可用于将电流提供至位于施加器中的磁场生成装置,以生成磁场的脉冲。联接施加器和主要单元11的相同线材和/或不同线材可用于主要单元11和施加器12之间的通信和/或用于收集反馈信息。反馈应用可包括例如在治疗之前和/或期间的线材的所测量信号参数和/或阻抗特性。主要单元11和施加器12之间的流体导管可引导液体、油、水、蒸汽、气体,和/或其它温度调节冷却流体。

[0165] 通过一个或多个条带、一个或多个带状件或通过施加器之下形成真空,一个或多个施加器可联接至患者身体和/或身体部位。另外,施加器通过支撑矩阵或通过粘合剂层可联接至身体部位,该粘合剂层位于施加器表面的至少一部分上并且接触患者的身体或衣物。通过经由可调整机械定位臂将施加器推动至患者的身体部位或衣物,施加器可联接至身体部位;其中施加器可拆卸地联接至定位臂,该定位臂包括至少一个、两个或更多个接头。带状件可为至少部分弹性的,并且可形成闭合环路,诸如通过钩环紧固件(通过魔术贴(Velcro));搭扣、螺柱和/或其它紧固机构可用于调整长度。带状件可联接至身体部位并且可包括紧固机构以用于将施加器联接至带状件和/或患者的皮肤或衣物。此类紧固机构可为例如用于施加器的具有凹坑的带状件。将施加器联接至身体部位可包括将施加器附接或定位至身体部位附近或与之接触。在一种或多种类型的治疗(例如,RF治疗或磁性治疗)的施加之前或期间,一个或多个施加器可联接至身体部位。另外,施加器可通过软材料的盖联接至身体部位、皮肤或衣物,该盖可绕着施加器和/或绕着身体部位的一部分进行折叠。此外,施加器可以提供其它联接点的软材料盖来覆盖,该联接点用于附接带状件,折叠软材料,或本文所述及的任何其它联接选项。

[0166] 带状件可为长度可调整的带状件,该长度可调整带状件可为至少部分柔性的。一个或多个带状件可将一个、两个或更多个施加器联接或固定和/或附接至患者身体或身体部位。带状件可联接至一个施加器800,或一个带状件可将两个或更多个施加器联接至患者身体。当使用多个施加器(例如,两个、三个或更多个)时,一个施加器通过一个带状件可联接至患者身体的身体部位,而另一个施加器通过不同带状件可联接至身体部位。另选地,多个施加器(例如,两个、三个或更多个)通过一个相同带状件可联接至患者的身体部位。通过带状件所联接的至少一个施加器可相对于患者身体静态地固定以用于治疗的至少一部分。由带状件联接至患者身体的至少一个施加器在治疗期间可由操作者手动地或自动地重新定位一次或多次,以确保最佳治疗效果和患者的治疗舒适度。

[0167] 将施加器和/或附加治疗装置联接至患者身体可包括将施加器放置于患者身体和/或身体部位附近。在近侧联接的情况下,施加器和患者皮肤之间的最短距离可在0.01cm至10cm,或0.01cm至5cm,或0.01cm至2cm,或0.01cm至1cm,或0.01cm至5mm,或0.01cm至2mm的范围内。然而,施加器还可放置成直接接触患者皮肤。在直接接触的情况下,施加治疗和患者皮肤之间可存在无意义距离。在近侧或直接接触的情况下,居间材料可位于施加器和患者皮肤或衣物或身体部位之间。居间材料可为空气间隙、填充物、支撑矩阵、带状件的一部分、纺织品、其它衣物、凝胶、液体吸收材料或金属。

[0168] 图22示出了施加器和/或额外治疗装置21利用支撑矩阵22至患者身体的示例性附接。如图22所示,支撑矩阵22可成形为栅格和/或支架。栅格和/或支架为至少部分柔性的,并且附接至患者身体。支撑矩阵可用于在患者身体附近通过紧固构件23将施加器和/或额

外治疗装置21联接于限定位置,称为施加器位点24。支撑矩阵可为图22的聚合物支架状基板,诸如纺织品/聚合物片材等。紧固构件可为一个或多个元件(诸如锁定机构、铰链、卡口状系统、Velcro)以用于紧固施加器和/或额外治疗装置21。

[0169] 如图25所示,施加器800可包括限定施加器的壳体的一个或多个零件,该壳体可通过连接管814连接至主要单元。另外,施加器可包括隐藏于施加器中的一个或多个零件,该一个或多个零件进一步限定了施加器的功能和功能性。施加器的壳体可包括不同零件,例如柄部盖512、柄部514、顶部盖516、第二侧部分802,第二侧部分802形成施加器的底部盖。柄部盖512可包括标记813和/或HMI 508以用于例如显示和/或调整一个或多个治疗参数的实际值和/或预定值。柄部514可用于施加器800的操纵和/或用于将施加器800联接至患者的身体部位。顶部盖516可限定施加器的内部。顶部盖516可包括空气开口504,该空气开口504允许空气流动至或自施加器的内部,以冷却位于施加器的内部的电气元件。位于施加器的内部内侧的电气元件可包括例如RF电极、磁场生成装置和/或温度传感器510。第二侧部分802形成了施加器的底部盖。第二侧部分802可包括一个或多个突出形状、凹槽等。功率、能量、一个或多个电磁信号和/或冷却流体经由连接管814可输送至施加器。此外,施加器中的一个或多个电动元件(例如,磁场生成装置900和/或具有至少一个RF电极的基板113a)的冷却可通过风扇524来提供,风扇524固定至顶部盖516和/或第二侧部分802。RF电极极板113a可包括温度传感器510,温度传感器510配置成确定施加器、底部盖526的至少一部分、身体部位和/或患者生物结构的温度。位于基板上的RF电极可连接至配对元件136,配对元件136重新连接同轴线缆。配对元件136参考图24来进一步描述。图25还示出了框架506,框架506可用于将磁场生成装置固定至顶部盖516和/或第二侧部分802。框架506可配置成在磁性治疗期间消除噪音和振动。

[0170] 施加器可如图8a至图8d示例性所示进行设计。如图8a至图8d所示,施加器800可用于身体部位的治疗。

[0171] 施加器800中的一个或多个RF电极可位于磁场生成装置和患者身体部位之间。RF电极的形状可设定成至少部分地匹配第一侧部分801、第二侧部分802的曲率,和/或患者身体部位的曲率。磁场生成装置可至少部分地匹配第一侧部分801、第二侧部分802的曲率,和/或患者身体部位的曲率。RF电极和/或磁场生成装置可弯曲以聚焦和/或提供RF治疗和/或磁性治疗的更佳靶向。第一侧部分801可配置成在治疗期间将肢体的位置维持于第一侧部分801内。第一侧部分801可提供所治疗身体部位的稳定位置和/或平衡。患者的肢体的位置可维持于第一侧部分801中,即使该肢体通过肌肉收缩可移动。肢体的侧向移动和/或旋转由于第一侧部分801和/或带状件817以这样的方式可受限:该肢体可处于稳定位置。相对于施加器800的旋转移动可通过将施加器800经由带状件联接至身体部位(至少部分的所治疗身体肢体)而受限。此外,当臂部的一部分通过磁性和/或RF治疗来治疗时,肢体的至少一部分还可附接至患者躯干以使肢体的移动最小化。

[0172] 相对于第一侧部分801,第二侧部分802可位于施加器800的相对侧上。第二侧部分802可为大体平面的,或第二侧部分802可为至少部分凹状的和/或凸状的。施加器800可通过定位机构(诸如带状件817)联接至患者,如图8a和图8b所示。

[0173] 图8a描述了包括定位机构的施加器,该定位机构可固定于第一侧部分801的第一端部804处的凹陷部803中和第一侧部分801的第二端部805处的凹陷部806中。定位机构(诸

如带状件或条状件)可紧固,或其长度可通过夹具807进行调整。夹具807可在顺时针或逆时针方向上绕着销轴808移动。夹具807可通过弹簧进行偏置。另选地,夹具807可通过合适的锁定机构或通过任何其它移动约束方式进行锁定。夹具807可包括夹具807的下侧上的紧固件809,以用于固定定位机构的正确长度。紧固件809可为钩环紧固件、Velcro紧固件、销轴型紧固件,和其它机械紧固件。当患者身体部位附接至施加器800的第一侧部分801时,可主要地使用如上文所描述的将施加器800联接至患者身体。RF电极和/或磁场生成装置的形状可设定成至少部分地匹配第一侧部分801的曲率。RF电极和/或磁场生成装置可弯曲以聚焦和/或提供RF治疗和/或磁性治疗的更佳靶向。

[0174] 图8b和图8c示出了包括定位机构的施加器,该定位机构可垂直地引导至第一侧部分801的曲率和/或垂直地引导至施加器的轴线810。定位机构可通过柄部812之下、贯穿或之上的凹面815进行定位或引导。带状件817还可在任何方向上引导穿过施加器800和/或在其上进行引导以将施加器800保持至患者皮肤。当患者身体部位附接至施加器800的第二侧部分802时,可主要地使用如上文所描述的将施加器800联接至患者身体。RF电极和/或磁场生成装置的形状可设定成至少部分地匹配第一侧部分801。RF电极和/或磁场生成装置可为平坦的或弯曲的,以聚焦和/或提供RF治疗和/或磁性治疗的更佳靶向。

[0175] 图8b示出了施加器800的俯视图。施加器800可包括标记813,标记813对应于磁场生成装置在施加器800内的位置。标记813可位于磁场生成装置的中心之上。标记813可令用户容易且舒适地对施加器800进行定位。施加器800表面中的凹陷部可用作标记813。或者,标记813可为施加器盖的一部分的不同表面变型,诸如不同颜色、不同粗糙度、一个或多个光源的压力(例如,发光二极管LED)、施加器的壳体的特定曲率、制造或分销公司的标识,等等。施加器的壳体可包括至少两种颜色。第一颜色可处于磁场生成装置上方的施加器壳体上以允许施加器的正确定位,并且施加器的其余部分可具有不同于第一颜色的第二颜色。颜色可解释为反射和/或吸收特定波长的光的涂层。类似于标记813,施加器可包括第二标记,以示出至少一个RF电极的位置。

[0176] 如图8b和图8c所示,施加器可包括出口811。出口811可允许施加器800中空气的循环和由至少一个或多个磁场生成装置和/或RF电极所生成热量的热耗散,该磁场生成装置和/或RF电极位于施加器中并且通过连接管814内侧的一个或多个线材来供应能量。连接管813还可包括流体导管,该流体导管可将冷却流体从主要单元11提供或引导至施加器800。

[0177] 施加器800还可包括一个或多个温度传感器816,例如,如图8c所示的那样。温度传感器816可从施加器800的壳体突出,例如,诸如从第二侧部分802的表面突出和/或从第一侧部分801突出。温度传感器816可从施加器800的壳体突出,以通过施加器800对于所治疗身体部位的一部分形成较高压力并且以提供生物结构、身体部位和/或患者身体的温度的更佳测量。

[0178] 第二侧部分802和/或第一侧部分801可加热和/或冷却。可加热第二侧部分802和/或第一侧部分801(例如在治疗开始时),以较快达到治疗温度。治疗温度可包括通过施加RF波所增加的身体部位和/或生物结构的温度,该RF波可适用于施加磁场。施加器的多个部分的冷却或加热可用于维持患者皮肤上的恒定温度。另外,施加器的多个部分的冷却或加热可用于实现患者生物结构(深于患者皮肤下方0.5cm)的较高治疗温度。使接触患者的施加器的一部分(例如,施加器的第二侧部分802和/或第一侧部分801)冷却可用于使患者出汗

最小化。患者皮肤可通过冷却流体(例如,空气)来冷却,该冷却流体从施加器和/或治疗装置的其它零件流动和/或吹入。患者皮肤的冷却可通过接触患者皮肤的施加器的冷却部分和患者皮肤之间的热耗散来提供。施加器的冷却部分可通过在施加器中流动的冷却流体和/或通过利用帕尔贴(Peltier)效应的帕尔贴元件来冷却。

[0179] 患者出汗对于患者可为不舒适的,并且对反馈信息收集有不利地影响,可接触施加器和患者皮肤,和/或可导致施加器至患者皮肤的较低粘合力。为防止患者皮肤的出汗,可利用施加器接触区域(例如,第一侧部分801和/或第二侧部分802)的冷却。第二侧部分802和/或第一侧部分801可包括凹槽819,凹槽819可通过施加器缝隙820供应有冷却流体,其中液体和/或气体(例如,气体、油或水)可如图8d所示流动。施加器的第一侧部分或第二侧部分可包括施加器孔或施加器缝隙820,其中施加器800的空气可进行引导以从患者皮肤移除热量、水分和/或汗水。孔或缝隙可存在于凹槽819中。孔可用于对患者提供活性物质。接触身体部位的施加器的接触部分可包括流体吸收材料,诸如海绵、亲水材料、非织造有机和/或聚合物纺织物;该流体吸收材料可从患者皮肤至少部分地移除汗水和/或可改善患者和施加器800之间的传导性。所治疗身体部位的至少一部分中的患者出汗的减少可通过汗腺活动的减少来提供。汗腺活动的减少可通过施加脉冲化磁场、强光、热冲击,通过将活性物质(诸如对苯二甲酸乙二胺)施加于患者身上和/或施加至患者,和/或通过其它机制来提供,该热冲击通过患者皮肤的周期性降温来提供。

[0180] 图23示出了包括凹面的示例性施加器。施加器可设计有第一侧部分801,第一侧部分801为至少部分凸状的。第一侧部分801可另选地为V形或U形。曲率半径可对应于患者肢体的尺寸。第二侧部分802可另选地或额外地为至少部分凸状的。

[0181] 患者可以仰卧姿势躺下,或就坐于患者支撑物上,诸如床、沙发或椅子。患者的臂部可设定于施加器800的第一侧部分801上。第一侧部分801可直接接触患者,并且可施加RF治疗结合磁性治疗。另外,条状件或带状件可引导穿过凹面815以将施加器附接至患者身体。

[0182] 根据竖直横截面,第一侧部分801可具有至少部分椭圆或圆形形状,其中根据图23中的曲率25可定义为适配于第一侧部分801的至少一部分的曲率的椭圆或圆形的一部分。其中第一侧部分801的曲率匹配所适配椭圆或圆形的部段可称为部段26。部段26定义为线28和线29两者之间的角度30。根据复制施加器800的曲率的椭圆或圆形的适配部分,线28和线29横穿对称中心27和点31和32,点31和32位于具有最长距离的部段26中。对称中心27为所适配椭圆和/或所适配圆形的中心。限定第一侧部分801的部段26的角度30可为至少 $5^{\circ}$ ,或可在 $10^{\circ}$ 至 $270^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 至 $235^{\circ}$ 、 $45^{\circ}$ 至 $180^{\circ}$ 或 $60^{\circ}$ 至 $135^{\circ}$ 的范围内。所适配圆形的至少一部分对于第一侧部分801的曲率半径可在50mm至1250mm的范围内,或在10mm至750mm的范围内,或在50mm至500mm的范围内,或在60mm至250mm的范围内。第二侧部分802可在其表面的至少一部分上弯曲,其中第二侧部分802的部段26可为至少 $5^{\circ}$ ,或在 $10^{\circ}$ 至 $270^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 至 $235^{\circ}$ 、 $45^{\circ}$ 至 $180^{\circ}$ 或 $60^{\circ}$ 至 $135^{\circ}$ 的范围内。另外,所适配圆形的至少一部分对于第二侧部分802的曲率半径可在50mm至1250mm、10mm至750mm、50mm至500mm或60mm至250mm的范围内。

[0183] 一个或多个施加器和/或附加治疗装置可包括填塞物32,例如,如图23所示。填塞物32可指代位于施加器或RF电极(位于施加器的表面上)和患者身体部位或皮肤(包括患者皮肤的表皮或衣物)之间的材料层。填塞物32可指代位于RF电极(位于施加器的表面上)和

患者身体部位或皮肤之间的材料层。另外,填塞物32可为独立于施加器800的部件。填塞物32可附接至施加器800的第一侧部分801和/或第二侧部分802。填塞物32可从施加器800上移除和拆卸。填塞物32可以机械的方式联接至施加器800的第一侧部分801和/或第二侧部分802。填塞物32由固体柔性材料制成,和/或固体和柔性材料的组合可用作填塞物。填塞物32可包括流体材料,诸如水、凝胶或流体溶液,该流体溶液包括包封于由生物相容性材料所制成的柔性囊中的陶瓷、金属、聚合物和/或其它颗粒。填塞物32可进行剖析,其中作为RF电极和患者皮肤之间的层的填塞物32厚度可不相同。在RF治疗(包括RF场)的能量通量密度足够高以形成不舒适热位点和/或非均匀温度分布的位置中,填塞物32的厚度可以是较高的。填塞物32允许更均匀生物结构加热并且使边缘效应最小化。边缘效应还可通过填塞物在填塞物体积和/或填塞物面积方面的不同介电性质来最小化。填塞物32在RF电极的边缘的至少一部分下方可具有较大厚度。填塞物在RF电极的边缘的至少一部分下方的厚度可大于填塞物32在RF电极的中心的至少一部分下方的厚度的至少5%、10%、15%或20%,其中不考虑缝隙、切口和/或凸起。在双极RF电极的至少一部分下方和/或在至少两个双极RF电极之间的距离的至少一部分下方,填塞物32可具有较大厚度。填塞物32在此类位置相比于填塞物32的厚度(其中两个不同双极RF电极的两个最近点之间的距离为至少5%、10%、15%,或20%以上)可超出约至少5%、10%、15%或20%。填塞物32还可改善将治疗能量(例如磁场和/或RF场)传递到至少一个生物结构中,并且通过提供施加器和生物结构的两个不同接口之间的逐级过渡的介电性质可使能量反射最小化。填塞物32可剖析或聚焦于RF场和/或磁场以增强治疗效果,和/或以提供治疗的较深组织渗透。

[0184] 填塞物32也可作为液体吸收材料(诸如泡沫材料、纺织材料或凝胶材料)以提供施加器和患者身体之间的更佳环境传导性。施加器的接触部分的更佳传导性可用于对于患者身体所施加RF治疗的RF信号的更佳调整和/或反馈信息的更佳收集。填塞物32可促成RF电极和患者皮肤或身体部位之间的传导接触。另外,填塞物32可用作非传导或介电材料,该非传导或介电材料修改至患者身体的能量传递,提供患者皮肤的冷却,从患者皮肤移除汗水,和/或提供加热,诸如患者身体的电容加热。用作填塞物32的流体吸收材料还可提供更佳的导热性,因此,生物结构和/或施加器的温度可更快、更容易和更精确地调节。填塞物32还可包括额外RF电极以提供RF治疗。

[0185] 如前所述,治疗装置可包括一个、两个、三个、四个、六个或更多个施加器和/或用于提供磁性治疗和/或RF治疗的附加治疗装置。每个施加器、附加治疗装置和/或治疗能量源(例如,磁场生成装置和/或RF电极)可具有其自身治疗电路以用于能量传递,其中每个治疗电路可通过控制系统以对提供治疗能量的每个参数进行单独地调节。每个施加器、治疗装置或治疗能量源可进行调整并且单独地提供治疗;和/或两个或更多个施加器、治疗能量源和/或附加治疗装置可进行整组调整,并且可同时、同步地调整,和/或可在彼此之间协作。

[0186] 当治疗装置包括两个或更多个施加器时,它们可联接至接触部或靠近于身体的不同部分。在一个实例中,第一施加器可联接至接触部或靠近于左臀部,而第二施加器可联接至接触部或靠近于右臀部。在另一实例中,第一施加器可联接至接触部或靠近于腹部区域的左侧,而第二施加器可联接至接触部或靠近于腹部区域的右侧。在又一个实例中,第一施加器可联接至接触部或靠近于左股部,而第二施加器可联接至接触部或靠近于右股部。在

又一个实例中,第一施加器可联接至接触部或靠近于左小腿,而第二施加器可联接至接触部或靠近于右小腿。多个施加器可有益于协作肌肉和/或成对肌肉的治疗。

[0187] 一个或多个施加器和/或附加治疗装置可包括磁场生成装置(例如,磁性线圈),该磁场生成装置生成了磁场以用于磁性治疗。磁场生成装置可生成RF场以用于RF治疗。本质在于,电磁场的所产生频率具有远远不同的数值。磁场生成装置可在所产生电磁场的较低频率期间产生主导磁场向量以用于磁性治疗。然而,磁场生成装置可在电磁场的较高频率期间产生主导电磁场向量以用于磁性治疗,该电磁场可用于RF治疗。高频率电磁场域中的磁场生成装置可提供与由RF电极所提供的RF场类似的RF场。当一个磁场生成装置可用于提供RF治疗和磁性治疗两者时,用于RF治疗和磁性治疗产生的频率之间的差值可在500kHz至5GHz、或500kHz至2.5GHz、或400kHz至800kHz,或2GHz至2.5GHz的范围内。另外,当一个磁场生成装置用于提供RF治疗和磁性治疗两者时,用于RF治疗的频率可对应于100kHz至3GHz、400kHz至900MHz或500kHz至3GHz范围内的频率。

[0188] 一个或多个施加器和/或附加治疗装置可包括一个或多个RF电极和一个或多个磁场生成装置,其中RF电极具有不同于磁场生成装置的特性、结构和/或设计。RF电极可操作为单极性电极、单极电极、双极电极,和/或多极电极。一个或多个RF电极可用于生物结构或身体部位的电容和/或电感加热。

[0189] 施加器可包括两个双极RF电极。双极电极可在位于至少一个施加器中的两个双极RF电极之间传递RF场。相比于单极型的电极,双极电极可增加所提供RF治疗的安全性和靶向。双极电极可提供穿过患者组织的电磁场,该患者组织位于RF电极周围和其间;其中由于阻抗匹配,可能的是防止患者组织中电磁驻波的形成并且防止非靶向组织的不希望热损伤。另外,双极电极之间的距离影响了RF波渗透的深度,该RF波渗透允许RF治疗的增强靶向。

[0190] 施加器可包括单极RF电极或多个单极电极。单极电极可在有源电极和无源电极之间传递射频能量,其中有源电极可为施加器的零件并且具有较大表面积。无源电极可位于距施加器的至少5cm、10cm或20cm处。接地电极可用作无源电极。接地电极可处于施加器所附接的患者身体的相对侧上。

[0191] 磁性治疗可由磁场生成装置来提供,该磁场生成装置可由传导材料制成,诸如金属,包括例如铜。磁场生成装置可形成为不同尺寸和形状的线圈。磁场生成装置可为多个绕组的线圈,其中线圈的一个环路可包括一个或多个线材。一个或多个线材的独立环路可与一个或多个线材的其它线匝或环路绝缘。关于磁性线圈,布线的每个环路可称为线匝。另外,一个线匝或环路中的独立线材可彼此绝缘。磁场生成装置的形状可参考施加器的尺寸和设计进行优化。线圈可缠绕,以根据施加器的地面投影而匹配施加器形状的至少一部分。线圈绕组可为至少部分是圆形的、椭圆形的,和/或可具有匹配施加器或其部分的形状的任何其它形状。绕组的环路可堆叠于彼此的顶部上,可并排布置;或绕组的叠堆可并排组合并且可处于其它绕组的顶部上。线圈可为平坦的。

[0192] 图9示出了示例性圆形平面磁场生成装置900的地面投影。磁场生成装置900的特征在于包括外径D、内径d、内半径r和外半径R的尺寸。磁场生成装置900的特征还可在于区域A1和A2。区域A2可表示线圈的绕组区域,而A1可表示磁芯或不具有任何磁芯或绕组的区域。

[0193] 区域A1与尺寸r和d相关联。区域A1可不包括线圈的绕组,并且可填充有空气、油、聚合物材料。区域A1可表示磁芯,其中该磁芯可为空气芯。或者,磁芯可为具有高场饱和度的导磁材料,诸如由软铁、铁合金、层合硅钢、硅合金、玻璃体金属、铁钴合金、铁镍合金、粉末金属或陶瓷和/或其它材料所制成的实芯。

[0194] 区域A2与外半径R和外径D的尺寸相关联。

[0195] 内半径r的尺寸可在外半径R的尺寸的1%至90%的范围内,或在外半径R的2%至80%、或3%至60%、或4%至50%、或8%至30%、或20%至40%、或30%至50%的范围内。内半径r和外半径R的尺寸可用于实现所生成磁场的方便形状。

[0196] 磁性装置的外径D可在30mm至250mm、或40mm至150mm、或50mm至135mm或90mm至125mm的范围内,并且内半径r的尺寸可在外半径R的尺寸的1%至70%、或1%至50%、或30%至50%、或5%至25%、或8%至16%的范围内。例如,外半径R的尺寸可为50mm并且尺寸r可为5mm。区域A1可省略,并且磁场生成装置可仅包括具有线圈绕组的区域A2。

[0197] 如所讨论,区域A2可包括多个绕组。一个绕组可包括一个或多个线材。绕组可紧密地布置,并且一个绕组可接触相邻绕组以提供具有高磁通量密度的磁场。绕组区域A2可在 $4\text{cm}^2$ 至 $790\text{cm}^2$ 、 $15\text{cm}^2$ 至 $600\text{cm}^2$ 、 $45\text{cm}^2$ 至 $450\text{cm}^2$ 或者 $80\text{cm}^2$ 至 $300\text{cm}^2$ 、 $80\text{cm}^2$ 至 $150\text{cm}^2$ 或 $80\text{cm}^2$ 至 $130\text{cm}^2$ 的范围内。

[0198] 或者,绕组可包括各个绕组之间的间隙。间隙可在尺寸R-r的0.01%至50%、或0.1%至25%、或0.1%至10%、或0.1%至5%、或0.001%至1%之间。此类构造可有利于磁场生成装置的独立绕组的冷却和绝缘。另外,所生成磁场的形状可通过磁场生成装置的此类构造来修改。

[0199] 线圈绕组的线材可具有不同的横截面积。绕组线材的横截面积在绕组的中心处可较大,其中线圈绕组半径为较小的。线材的此类横截面积相比于相同线材的横截面积(在磁场生成装置的外绕组线匝上所测量)可大出2%至50%、5%至30%或10%至20%,其中线圈绕组半径较大。磁场生成装置的绕组线材的横截面积在磁场生成装置的外线圈绕组线匝上可为较大的,其中线圈绕组半径较大。线材的此类横截面积相比于相同线材的横截面积(在磁场生成装置的内线匝上所测量)可大出2%至50%、5%至30%或10%至20%,其中线圈绕组半径较小。

[0200] 可使用上文所描述的原理和参数,以修改所提供磁场相对于患者身体的形状,提供更均匀和/或更靶向的肌肉刺激(例如,肌肉收缩),减小磁场生成装置在治疗期间的伸展,和/或增加磁场生成装置的耐久性。磁场生成装置在时变磁场的生成期间可伸展和缩小,并且这可引起磁场生成装置的损坏。所用传导材料(例如,磁场生成装置的线材、金属条状物或形成绕组)的不同横截面积可使扩大和缩小磁场生成装置的破坏效果最小化。

[0201] 如上文所讨论,所用传导材料(例如,磁场生成装置的线材、金属条状物和/或形成绕组)的横截面积可在2%至50%或5%至30%或10%至20%的范围内在布线的独立环路之间改变,以改善所提供磁性治疗的聚焦,以增加磁场生成装置的耐久性,以使磁场生成装置的加热最小化,等等。

[0202] 另外,磁场生成装置的独立传导绕组之间的布线和/或绝缘和/或扩张层的叠堆可为非恒定的,并且可基于线材横截面积、绕组半径、提供磁场和/或其它参数所需要的形状而不同。

[0203] 根据施加器的侧视图,图9b所示磁场生成装置900的厚度901可在0.3cm至6cm、或0.5cm至5cm、或1cm至3cm的范围内。

[0204] 根据施加器的地面投影,磁场生成装置表面的总面积(即,区域A1+A2)可在 $5\text{cm}^2$ 至 $800\text{cm}^2$ 、 $10\text{cm}^2$ 至 $400\text{cm}^2$ 、 $20\text{cm}^2$ 至 $300\text{cm}^2$ 或 $50\text{cm}^2$ 至 $150\text{cm}^2$ 的范围内。

[0205] 根据施加器的地面投影,区域A1和绕组区域A2的比率可在0.001至0.8、或0.02至0.5、或0.1至0.3的范围内。根据施加器的地面投影,磁场生成装置的绕组区域A2和位于相同施加器中的RF电极的区域之间的比率可在0.01至4、或0.5至3、或0.5至2、或0.3至1、或0.2至0.5、或0.6至1.7、或0.8至1.5、或0.9至1.2的范围内。

[0206] 图10a至图10g示出了一个或多个RF电极101相对于施加器800中的至少一个磁场生成装置900的位置。RF电极101、102和/或磁场生成装置900的位置可关键性地影响治疗能量源的效率和靶向。RF电极和磁场生成装置可位于施加器内。

[0207] 一个或多个RF电极101、102可位于施加器800的内侧(如图10a至图10b、图10d、图10e、图10f、图10g所示)和/或施加器800的外侧(如图10c所示)。

[0208] 如图10a至图10e和图10g所示,根据施加器的地面投影,至少一个RF电极可与至少一个磁场生成装置的区域A2或A1至少部分重叠。此类布置可允许磁性和RF治疗的最佳协同效果,可改善通过RF治疗的组织加热的均匀性,可改善磁性和RF治疗的靶向,并且还可使健康风险最小化。

[0209] 图10a示出了施加器的侧视图,该施加器包括至少一个RF电极和磁场生成装置。所示施加器可包括至少一个RF电极101,RF电极101可位于施加器800中的磁场生成装置900的下方。图10b示出了相同类型的施加器的上部视图,该施加器包括RF电极和磁场生成装置。如图10a和图10b所示,至少一个RF电极101可为极薄的,以减少由时变磁场所引起的不希望物理效应。图10b示出,至少一个RF电极101可与磁场生成装置900几乎完全重叠。

[0210] 图10c示出了另一示例性施加器,该施加器包括至少一个RF电极和磁场生成装置。根据图10c,至少一个RF电极101可位于施加器800的外侧,诸如位于施加器800的外部表面上或与之相邻。施加器外侧的RF电极的绝缘性比与磁场生成装置和/或与施加器的辐射电磁场的其它传导元件的绝缘性更佳。更佳绝缘可降低至少一个RF电极101通过辐射电磁场和/或时变磁场所诱导的不希望物理效应的影响。如图10c所示,位于施加器外侧的一个或多个RF电极101还可具有与患者身体的更佳接触,并且因此可改善RF电路的调谐电气元件的操作。另外,RF治疗到至少一个患者目标生物结构的传递可增强。

[0211] 图10d示出了另一示例性施加器,该施加器包括至少一个RF电极和磁场生成装置。至少一个RF电极101可位于磁场生成装置900之下。施加器800还可包括位于磁场生成装置900之上的至少一个额外RF电极102,其中RF电极和磁场生成装置均可位于一个施加器800中。第一侧部分801(在其表面附近或其表面上具有至少一个弯曲RF电极102)可用于治疗弯曲身体部位(例如,股部、髋部、颈部和/或臂部的至少一部分)。第二侧部分802(在其表面附近或其表面上具有至少一个平坦RF电极101)可用于治疗身体部位,其中施加器的平坦或近乎平坦侧部将为更合适的,诸如腹部区域或臀部。

[0212] 图10e示出了与图10d类似的施加器800的正视图。图10e示出,RF电极101可实际上为两个电极101a和101b。电极101a和101b可为双极电极。因此,施加器可包括磁场生成装置900之下的两个双极电极101a和101b。

[0213] 图10f示出了另一示例性施加器800,施加器800包括RF电极和磁场生成装置。施加器可包括一个或多个RF电极101;根据施加器的地面投影,RF电极可具有与至少一个磁场生成装置900的最小重叠或无重叠。施加器可包括两个RF电极101,RF电极101不具有与磁场生成装置的重叠或具有最小重叠。

[0214] 图10g示出了另一示例性施加器800,施加器800包括RF电极和磁场生成装置。施加器可包括至少一个RF电极101,RF电极101可位于磁场生成装置900之上。由位于磁场生成装置之上的RF电极所提供的加热还可提供至磁场生成装置自身。

[0215] 位于一个或多个施加器800上的一个或多个RF电极可放置成与患者接触。另外,一个或多个RF电极和/或施加器可通过空气间隙、填充物、介电材料、绝缘材料、凝胶和/或其它材料与患者分开。

[0216] 一个施加器内的一个或多个RF电极101、102和/或磁场生成装置900可通过空气间隙、印刷电路板材料、绝缘体、冷却流体和/或其它材料彼此隔开。磁场生成装置的最近传导部分和最近RF电极之间的距离可在0.1mm至100mm、或0.5mm至50mm、或1mm至50mm、或2mm至30mm、或0.5mm至15mm、或0.5mm至5mm的范围内。磁场生成装置和RF电极之间的间距还可以绝缘屏障的形式来提供,该绝缘屏障使RF电路与磁性电路分开并且防止另一治疗电路或另一治疗能量源影响一个治疗电路或治疗能量源。相比于处于距患者身体的较大距离的磁场生成装置,定位成较靠近于患者身体的磁场生成装置可能更有效地和更渗入地刺激治疗效果并将治疗效果提供到至少一个目标生物结构的至少一部分。

[0217] 包括于施加器之中或之上的磁场生成装置和/或一个或多个RF电极可在治疗期间进行冷却。磁场生成装置和/或一个或多个RF电极的冷却可通过基于帕尔贴效应的元件和/或通过冷却流体(诸如空气、水、油和/或流体)在施加器内或在施加器附近的流动来提供。冷却流体可绕着一个或多个磁场生成装置、一个或多个RF电极流动或引导,可在磁场生成装置和至少一个RF电极的至少一部分之间流动或引导。冷却流体可仅在磁场生成装置的顶部和/或底部上流动。冷却流体可为流体,诸如气体、油、水和/或液体。冷却流体可从主要单元递送至施加器,其中冷却流体可进行调温。冷却流体可递送至施加器,并且可输送至磁场生成装置和/或RF电极的附近。冷却流体通过联接至主要单元的连接管可输送至施加器。连接管可包括流体导管,该流体导管可用作施加器和主要单元之间的冷却流体的路径。

[0218] 主要单元可包括一个或多个冷却罐,其中冷却流体可存储于该冷却罐中和/或冷却。每个冷却罐可包括一个或多个泵,其中一个泵可提供冷却流体至一个施加器的流动。或者,一个泵可提供冷却流体至多个施加器(例如,两个施加器)的流动。另外,主要单元可包括一个冷却罐,该冷却罐存储和/或冷却用于一个相应施加器或多个施加器的冷却流体。例如,当治疗装置包括两个施加器时,主要单元可包括向两个施加器提供冷却流体的一个冷却罐。在另一实例中,当治疗装置包括两个施加器时,主要单元可包括提供冷却流体的冷却的两个冷却罐。每个冷却罐可将冷却流体的冷却同步地或单独地提供至一个特定施加器。冷却罐或冷却导管可包括温度传感器以用于测量冷却流体的温度。

[0219] 流体导管可为塑料管。塑料管可从冷却罐通向施加器并且然后返回至冷却罐。当治疗装置包括例如两个施加器时,流体导管可从冷却罐通向一个施加器并且然后返回至冷却罐,而第二流体导管可从相同或不同冷却罐通向第二施加器并且然后返回至冷却罐。然而,流体导管可从冷却罐通向第一施加器,然后通向第二施加器并且最终通向冷却罐。

[0220] 当RF电极位于磁场生成装置的附近时,由磁场生成装置所生成的时变磁场可诱导RF电极的不希望物理效应。由时变磁场所诱导的不希望物理效应可包括例如涡流的感应、RF电极的过热、皮肤效应,和/或引起其它电子和/或电磁效应,例如RF电极的相移。此类不希望物理效应可导致治疗装置故障、能量损失、治疗效果降低、能量消耗增加、至少施药器零件(例如,RF电极)的过热、收集错误反馈信息、提供至RF电极的信号调整故障,和/或其它不希望效应。

[0221] 所描述发明提供了如何防止和/或最小化RF电极中由磁场所诱导的一种或多种不希望物理效应的选项、方法或设计。相同选项、方法或设计可有助于使磁场通过RF电极的屏蔽最小化。一种选项可包括RF电极的布置;该RF电极根据施加器的地面投影具有与磁场生成装置的最小重叠或无重叠。另一选项可包括如下文所描述的特殊设计的RF电极。又一选项可包括RF电极的厚度减小。再一选项可包括提供传导材料的RF电极,该传导材料减少了RF电极的不希望物理效应和加热的感应。在治疗期间通过所描述治疗装置提供RF能量的一个或多个RF电极可利用这些选项的至少一者、至少两个选项和/或这些选项的组合,和如下文所描述的其特征。

[0222] 最小化或消除RF电极中由磁场所诱导的不希望物理效应的一个选项可包括RF电极的布置;该RF电极根据施加器的地面投影具有与磁场生成装置的最小重叠或无重叠。

[0223] 图11示出了一个实例,其中RF电极101a可位于磁场生成装置900之下、附近和/或之上并且根据施加器的地面投影不具有与磁场生成装置900的重叠或具有最小重叠。如图11所示,电极101a可位于区域A2的外侧。

[0224] 图12示出了另一示例性施加器,该施加器包括磁场生成装置和一个或多个RF电极。施加器800可包括以间隙113隔开的两个RF电极101a和101b。根据施加器的地面投影,两个RF电极101a和/或101b可与磁场生成装置900的绕组区域A2和/或区域A1至少部分重叠112。部分重叠112通过图12中的阴影区域来表示。地面投影可由施加器800的图片来表示,该图片通过X射线从施加器的底部来获取。根据施加器的地面投影,此类部分重叠112可在一个RF电极区域的1%至100%、或1%至99%、或1%至70%、或5%至50%、或5%至40%、或10%至30%、或25%至100%、或10%至100%、或30%至95%、或40%至100%、或70%至100%、或80%至95%、或30%至70%的范围内。两个区域的重叠可指代这两个不同区域之间的比率。

[0225] 一个或多个温度传感器816a可位于双极RF电极101a、101b之间,如图12所示。根据施加器的地面投影,一个或多个温度传感器816a可由至少一个RF电极101a和101b至少部分地环绕,如图12以温度传感器816a所示。最高量的RF能量可在双极电极101a和101b之间流动。因此,双极电极之间或正下方的身体部位或所治疗组织的部分可具有最高温度,并且应作为实际温度或预定温度的温度基准进行测量。然而,温度传感器可放置于施加器内侧或施加器的表面上。

[0226] RF电极的特征形状可形成热量在治疗期间的非均匀温度分布。以将温度传感器未由双极电极101a、101b环绕的方式放置温度传感器816b是有用的,以至于温度传感器816b位于RF双极温度传感器816b电极101a,101b之间。温度传感器可放置于施加器内侧或施加器的表面上。另外,温度传感器816c可位于RF电极下方。覆盖温度传感器816(例如,816a、816b或816c)的至少一部分并且接触患者身体的第一侧部分801和/或第二侧部分802的材

料可由与第一侧部分801和/或第二侧部分802相同的材料制成。然而,覆盖温度传感器816的第一侧部分801或第二侧部分802的材料可为不同于第一侧部分801或第二侧部分802的其余部分的材料,诸如具有较高导热性的材料,例如陶瓷、钛、铝,或其它金属材料或合金。温度传感器816可为热敏电阻。温度传感器816(例如,816a、816b或816c)可通过具有良好导热性的导热材料(诸如热环氧树脂层)固定或联接至第一侧部分801和/或第二侧部分802。温度传感器816和治疗装置的其余部分之间的线连接可由一个、两个或更多个传导线材来表示,该传导线材的直径在0.05mm至3mm、或0.01mm至1mm、或0.1mm至0.5mm的范围内。由于使线材和温度传感器816之间的热传递最小,包括具有所描述直径的传导线材的线连接是有利的。温度传感器816的线连接的导热性的范围为: $5\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 至 $320\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 、或 $6\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 至 $230\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 、或 $6\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 至 $160\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 、或 $20\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 至 $110\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 、或 $45\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 至 $100\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 、或 $50\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 至 $95\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ 。线连接的材料可为例如:镍、蒙乃尔合金、铂、钨、铌、钾、钢、锆、铝、钴、镁铜,和/或其合金。连接至温度传感器816的线连接的至少一部分可通过护套或屏蔽件(诸如通过橡胶管材)进行热绝缘。温度传感器816可为光学温度传感器,诸如红外IR热传感器,该光学温度传感器可为施加器和/或主要单元的零件。在治疗期间,光学温度传感器可定位成接触患者皮肤,或可处于距患者皮肤的0.1cm至3cm、或0.2cm至2cm的范围内。光学温度传感器可通过光学线缆从患者皮肤收集信息。

[0227] 以至少部分重叠位于磁场生成装置下方的一个或多个RF电极可提供磁性治疗和RF治疗的协同效果。较强或更强烈治疗结果可以RF电极来提供,该RF电极以至少部分重叠位于磁场生成装置下方。以此类配置从治疗能量源所生成的RF场和磁场可靶向相同身体部位和/或目标生物结构。这可得到所刺激肌肉和相邻组织的更佳加热、由肌肉刺激(例如,肌肉收缩)所引起的不舒适感的更佳抑制、治疗之后的更佳再生,和/或过度酸化和其它组织损伤的更佳预防。

[0228] RF电极中由磁场所诱导的不希望物理效应的最小化或消除的另一选项可包括RF电极的特殊设计。

[0229] 作为本发明的一部分,RF电极(其位于磁场生成装置附近或与之至少部分重叠)中由磁场所诱导的不希望物理效应可利用分段RF电极来进一步最小化或消除。分段RF电极可包括缝隙、切口和/或凸起。缝隙和/或切口的区域可通过空气、介电和/或其它电绝缘材料来形成。电极可包括各种凸起。多个缝隙和/或切口从此类电极的地面投影可为可视的最小化或消除不希望物理效应的存在的另一参数可为RF电极的厚度。如果RF电极的传导材料为薄的,并且RF电极的区域通过绝缘体来至少部分地分开,那么由磁场所诱导的涡流环路可为极小的,并且因为此类区域中感应得以最小化。

[0230] RF电极可包括一个或多个缝隙或切口,该缝隙或切口可将RF电极的传导区域和/或RF电极的周边分段。因此,相比于普通电极,RF电极通过表面积的中断进行分段(即,不具有缝隙或切口的电极)。一个RF电极的两个或更多个缝隙或切口可为非对称的。一个或多个缝隙和切口可具有例如矩形或圆形形状。根据施加器的地面投影,缝隙可为RF电极的电极区域中的任何孔和/或开口缝隙和/或切口可具有规则、不规则、对称和/或非对称形状。缝隙和/或切口可填充有例如空气、介电和/或其它电绝缘材料(例如,印刷电路板的介电材料)。当RF电极包括两个或更多个缝隙或切口时,孔口或切口可具有相同对称点和/或对称

线。位于RF电极的两个不同缝隙和切口的边界上的两个最近点之间的距离可在0.1mm至50mm、或0.1mm至15mm、或0.1mm至10mm、或0.1mm至8mm的范围内。当RF电极与磁场生成装置至少部分重叠时,RF电极可包括传导表面的一部分中的较大缝隙和切口,该部分较靠近于磁场生成装置的中心。

[0231] 图13a示出了示例性RF电极,其中RF电极101包括电极区域119a并且限定了RF电极的传导区域中的一个或多个缝隙117。缝隙117可为具有矩形形状的细长狭槽。一个缝隙117可平行于其它缝隙。

[0232] 图13b示出了另一示例性RF电极,其中RF电极101包括电极区域119a和RF电极的传导区域中的一个或多个缝隙117a和117b。缝隙117a不平行于缝隙117b。

[0233] 图13c示出了另一示例性RF电极,其中RF电极101包括电极区域119a,以及传导区域总的一个或多个缝隙117、传导区域中的切口115和RF电极的凸起114的组合。

[0234] 图13d示出了另一示例性RF电极,其中RF电极101包括传导区域处的一个或多个缝隙117和电极区域中的切口115的组合。线表示RF电极的电极119a的细线(例如,单个线材)。RF电极可为传导线材的网格或传导线材的网状物。凸起114可限定电极的周边处的一个或多个切口115。

[0235] 图13e示出了包括凸起和切口的另一示例性RF电极。RF电极101具有电极区域119a、边界长度119b,和示为 $N_{\#}$ 的多个凸起。凸起可限定凸起切口(例如,切口115,其中切口可为开口或间隙)。RF电极101可包括至少两个、三个或五个凸起114(例如,114a,114b)或更多。凸起114可通过切口115彼此分开。类似地,RF电极101可包括一个、两个、三个或更多个凸起切口。多个凸起的第一凸起114a和第二凸起114b可大致彼此平行布置。凸起114可以固定间隔来隔开,并且可规则地布置。凸起114a,114b的形状可设定为具有大致线性形状的杆或销轴。凸起114a和114b可由传导材料制成。切口115可填充有空气、介电或其它电绝缘材料。凸起之间的距离为这样的距离:至少一个圆圈118a可假想地内接于切口115中和两个凸起114a和114b之间。至少一个圆圈118a可具有在0.001mm至30mm、或0.005mm至15mm、或0.01mm至10mm、或0.01mm至8mm、或0.01mm至7mm、或0.01mm至5mm、或0.01mm至3mm、或0.01mm至2mm范围内的直径,其中每个圆圈可具有位于第一凸起114a上的至少一个切点和位于第二凸起114b上的至少一个切点。每个圆圈118a可具有不同切点。切口115沿着其长度可为对称的和/或非对称的。切口115可形成凸起114a和114b之间的恒定距离。凸起114a和114b之间的距离沿着凸起的长度可为非恒定的。两个最近凸起114a,114b之间的最小距离可随着凸起长度增加和/或减小而增加。

[0236] 凸起114或切口115可具有对称、非对称、不规则和/或规则形状。独立凸起114的尺寸、形状和/或对称性横穿于RF电极101可为相同的和/或不同的。例如,每个凸起114可具有相同形状、相同尺寸,和/或对称性。

[0237] 凸起114的特征在于直接至凸起中的假想内接圆圈118b。至凸起114的假想内接圆圈118b的直径范围为:0.001mm至30mm、或0.01mm至15mm、或0.2mm至10mm、或0.2mm至7mm、或0.1mm至3mm。假想内接圆圈可未横穿所内接凸起的边界。在RF电极表面积的至少一部分上所测量的磁通量密度B可在0.1T至5T的范围内、或0.2T至4T的范围内、或0.3T至3T的范围内、或0.5T至5T的范围内、或0.7T至4T的范围内、或1T至3T的范围内。在RF电极表面积的至少一部分上所测量的磁通量密度B可在治疗期间进行测量。RF电极表面积可包括RF电极的

传导表面的表面积。

[0238] 一个RF电极所包括的凸起数量 $N_{\#}$ 意指彼此电绝缘的传导区域的最高可能数量,该传导区域可形成于横穿于RF电极的表面的两个平行切片111之间和/或可由平行切片111形成。两个平行切片111之间的距离可在1mm至50mm、或2mm至35mm、或5mm至20mm的范围内。凸起数量 $N_{\#}$ 可在5至1000、或10至600、或20至400、或50至400、或100至400、或15至200、或30至100、或40至150、或25至75的范围内。

[0239] 不考虑平行切片111,一个RF电极中的总凸起数量可在5至1000、或10至600、或20至400、或50至400、或100至400、或15至200、或30至100、或40至150、或25至140的范围内。

[0240] 不考虑平行切片111,一个RF电极中缝隙或切口的总数量可在5至1000、或10至600、或20至400、或50至400、或100至400、或15至200、或30至100、或40至150、或25至140的范围内。

[0241] 位于包括芯部的线圈之下的一个RF电极中缝隙、切口和/或凸起的数量可在5至1000、或10至600、或20至400、或50至400、或100至400、或15至200、或30至100、或40至150、或25至140的范围内。

[0242] 在尺寸2cm×1cm的区域中,一个RF电极所包括的独立凸起的数量可在1至8000、或2至8000、或5至8000、或3至5000、或5至1000、或5至500、或10至500、或5至220、或10至100的范围内。

[0243] 在治疗期间,磁通量密度B和/或在RF电极101的至少一部分上所测量的磁通量密度的幅值可在0.1T至5T、0.2T至4T、0.3T至3T、0.7T至5T、1T至4T或1.5T至3T的范围内。电极可根据公式1通过凸起密度 $\rho_p$ 来限定,

[0244] 公式1:  $\rho_p = \frac{n}{lB}$

[0245] 其中n表示与磁通量密度B[T]的磁场力线相交的凸起数量,并且l[cm]表示这些凸起的相交磁场力线的长度。长度l可为至少1cm长,并且磁场力线可具有至少0.3T或0.7T的磁通量密度B[T]。在RF电极的至少一部分中,根据治疗装置的凸起密度可在 $0.3\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 至 $72\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 、或 $0.4\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 至 $10\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 、或 $0.4\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 至 $7\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 、或 $0.5\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 至 $6\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 、或 $0.8\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 至 $5.2\text{cm}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$ 的范围内。

[0246] 凸起可为较宽的(即,它们可具有较大厚度),其中磁通量密度为较低的;并且可为较薄的,其中磁通量密度为较高的。另外,凸起密度 $\rho_p$ 可为较高的,其中磁通量密度为较高的。

[0247] 根据施加器的地面投影,一个施加器或一个附加治疗装置中一个或多个RF电极的电极面积可在 $1\text{cm}^2$ 至 $2500\text{cm}^2$ 、或 $25\text{cm}^2$ 至 $800\text{cm}^2$ 、或 $30\text{cm}^2$ 至 $600\text{cm}^2$ 、或 $30\text{cm}^2$ 至 $400\text{cm}^2$ 、或 $50\text{cm}^2$ 至 $300\text{cm}^2$ 、或 $40\text{cm}^2$ 至 $200\text{cm}^2$ 的范围内。

[0248] RF电极可具有边界比率。边界比率可限定为电极的周长和面积之间的比率。边界比率的实例示于图13e中,其中周长可描述为边界长度119b,并且RF电极的面积根据施加器的地面投影通过RF电极的电极面积119a来描述。在无向RF电极供电的线材的情况下和在无所有缝隙和/或切口的周长之和的情况下,电极面积119a为RF电极的面积。边界长度119b为电极的周长总和,和内接于电极内侧的孔口的所有周长,如果存在的话。RF电极的边界比率可在 $150\text{m}^{-1}$ 至 $20000\text{m}^{-1}$ 、或 $200\text{m}^{-1}$ 至 $10000\text{m}^{-1}$ 、或 $200\text{m}^{-1}$ 至 $4000\text{m}^{-1}$ 、或 $300\text{m}^{-1}$ 至 $10000\text{m}^{-1}$ 、或 $300\text{m}^{-1}$ 至 $4000\text{m}^{-1}$ 、或 $500\text{m}^{-1}$ 至 $4000\text{m}^{-1}$ 、或 $10\text{m}^{-1}$ 至 $20000\text{m}^{-1}$ 、或 $20\text{m}^{-1}$ 至 $10000\text{m}^{-1}$ 、或 $30\text{m}^{-1}$ 至

5000m<sup>-1</sup>的范围内。

[0249] 根据施加器的地面投影,在其中RF电极表面的至少一部分上的磁通量密度B可在0.1T至7T、或0.3T至5T、或0.5T至3T、或0.5T至7T的范围内,或在0.7T至5T的范围内,或在1T至4T的范围内,至少一个RF电极可具有在150m<sup>-1</sup>至20000m<sup>-1</sup>、或250m<sup>-1</sup>至10000m<sup>-1</sup>、或200m<sup>-1</sup>至4000m<sup>-1</sup>、或300m<sup>-1</sup>至1000m<sup>-1</sup>、或400m<sup>-1</sup>至4000m<sup>-1</sup>、或400m<sup>-1</sup>至1200m<sup>-1</sup>、或500m<sup>-1</sup>至2000m<sup>-1</sup>、或10m<sup>-1</sup>至20000m<sup>-1</sup>、或20m<sup>-1</sup>至10000m<sup>-1</sup>、或30m<sup>-1</sup>至5000m<sup>-1</sup>范围内的边界比率。

[0250] 边界比率和RF电极表面积上的磁通量密度B之间的比率可称为充电率。充电率可涉及至少1.5cm<sup>2</sup>的RF电极的方形表面积和磁通量密度,该磁通量密度在0.1T至7T、或0.3T至5T、或0.5T至3T、或1T至5T、或1.2T至5T的范围内。RF电极的至少一部分的充电率可在70m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>至30000m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>、或100m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>至5000m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>、或100m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>至2000m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>、或120m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>至1200m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>、或120m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>至600m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>、或230m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>至600m<sup>-1</sup>·B<sup>-1</sup>的范围内。RF电极的方形表面积可包括具有方形形状的表面积。

[0251] 由于较高边界比率和/或充电率,RF电极中的所诱导不希望物理效应可为较低的,因为RF电极可包括彼此部分绝缘的凸起。由于较高边界比率和/或充电率,凸起中的可能假想内接圆圈必须也为较小的,并且因此所诱导涡流的环路必须为较小的。因此,所诱导涡流为较小的,并且RF电极中所诱导的不希望物理效应为较低的或最小的。

[0252] 在一个施加器中并且根据其地面投影,所有RF电极的一侧的区域(地面投影)和所有磁场生成装置的所有绕组区域的一侧(如图9a所示的区域A2)之间的比率可在0.1至15、或0.5至8、或0.5至4、或0.5至2的范围内。

[0253] 如图16所示,如果一个凸起114与磁场线B<sub>1</sub>和B<sub>2</sub>相交,其中|B<sub>1</sub>|的绝对值高于|B<sub>2</sub>|的绝对值并且|B<sub>1</sub>| - |B<sub>2</sub>| < 0.05T,那么该凸起可由力线B<sub>1</sub>和B<sub>2</sub>分成三个区域。换句话讲,如图16所示,凸起114可分成具有根据磁场梯度方向的不同长度的三个区域S<sub>1</sub>、S<sub>2</sub>、S<sub>3</sub>,并且S<sub>1</sub>暴露于高于S<sub>3</sub>的磁通量密度。区域S<sub>1</sub>可放置于最高磁通量密度中,S<sub>2</sub>可放置于中等磁通量密度中,并且S<sub>3</sub>可放置于最低磁通量密度中。相比于具有内接于区域S<sub>3</sub>中的直径d<sub>2</sub>的最大内接圆圈k<sub>2</sub>,具有内接于区域S<sub>1</sub>中的直径d<sub>1</sub>的最大假想内接圆圈k<sub>1</sub>可具有较小直径。相比于直径d<sub>1</sub>,直径d<sub>2</sub>可大2%至1500%、或5%至500%、或10%至300%、或10%至200%、或10%至100%、或5%至90%、或20%至70%、或5%至20%。在此类情况下,凸起较薄,而磁通量密度较高,以至于形成至少部分为锥体形状的凸起。此外,凸起可为较薄的,而磁通量密度较高。

[0254] RF电极可具有不同尺寸和形状。根据本发明,双极电极可为平行电极(诸如图14a至图14e所示),或同心电极(如图15a至图15c所示)。图14a至图14e和图15a至图15c所示相同类型的RF电极101可用作RF电极102和/或任何其它一个或多个RF电极;RF电极101可定位成靠近于施加器的第二侧部分,RF电极102定位成靠近于第一侧部分。

[0255] 至少一个施加器的RF电极的形状和布置可基于附接至少一个施加器的身体位置(解剖结构)的尺寸、形状和对称性。RF电极的定位和不同形状是有益的,以避免热位点的形成,提供尽可能大的治疗身体部位的均匀加热,以避免与一个或多个施加器一起移动的需求。

[0256] 图14a示出了RF电极的对称定位的实例。图14b示出了RF电极的另一对称定位的实例。图14c示出了RF电极的又一对称定位的实例。图14d示出了施加器的视图,该施加器包括RF电极的对称定位。图14e示出了施加器的侧视图,该施加器包括RF电极的对称定位的实

例。

[0257] 根据图14a至图14e所示的RF电极的实例,施加器可包括隔开间隙113的至少一对平行双极RF电极101a和101b。RF电极通过布线100a和100b来供电。如图14a、图14b和图14d所示,RF电极101a、101b可为对称的,并且可为镜像图像。独立RF电极101a和101b的形状可为不规则的、非对称的,其中一个RF电极中的至少40%、50%、70%、90%或99%的所有凸起的长度和/或面积可为不同的。身体解剖结构和测试可证实,这种类型的RF电极可提供身体部位的最舒适且有效治疗,诸如腹部部位、臀部、臂部和/或股部。

[0258] 如图14c所示,RF电极101a、101b根据至少一个对称轴线或点(诸如根据线性对称、点对称和旋转对称)可为至少部分对称的。例如,每个电极可为半圆形或C形。另外,RF电极101a和101b之间的间隙113可为不规则的,和/或可根据至少一个对称轴线进行设计,诸如具有镜像对称性的线性对称轴线。因此,在电极101a和101b可为半圆形时的情况下,间隙113可为圆形的。此类对称电极的使用对于治疗身体部位可为有益的,其中此类对称性对于强调身体部位(例如,臀部或股部)的对称性可为必须的。

[0259] RF电极101a和101b之间的间隙113可包括空气、冷却流体、油、水、介电材料、流体,和/或任何其它电绝缘体,诸如由印刷板电路所用的复合材料所制成的基板。RF电极101a和101b可由沉积于此类基板上的铜箔和/或层来形成。间隙113可影响由RF电极所产生的电磁场(例如,RF场)的形状,和电磁场至患者身体组织中的渗透深度。另外,至少两个RF电极101a和101b之间的距离可形成间隙113,间隙113可具有至少部分圆形、椭圆形和/或抛物线形状,如图14a所示。间隙113可具有规则形状以用于以恒定距离隔开RF电极,如图14b所示。

[0260] RF电极101a和101b之间的间隙113可设计成穿过由磁场生成装置所生成的磁场的2%至70%或5%至50%或15%至40%范围内的量。一个施加器中至少两个不同RF电极的最近部分之间的距离可在0.1cm至25cm、或0.2cm至15cm、或2cm至10cm、或2cm至5cm的范围内。

[0261] 两个RF电极之间的间隙113可在RF双极电极的平面中进行设计,其中间隙113可至少部分地重叠其中由磁场生成装置所生成的磁通量密度具有最大绝对值的位置。间隙113可位于此类位置,以优化治疗效率和使能量损失最小化。

[0262] 应当注意,具有磁通量密度 $dB/dt$ 的高导数的强磁场可诱导甚至RF电极中的不希望物理效应,该RF电极具有凸起、缝隙和/或切口。间隙113可定位于或位于其中磁通量密度的绝对值最大的位置。结果是,位于间隙113周围的多个RF电极可接下来受较低量的磁通量密度影响。

[0263] 多个RF电极(例如,两个RF电极101a和101b)可位于基板113a上,如图14d所示。基板113a可用作RF电极之间和一个或多个切口115之间的间隙113的填充物。如图14d和图25所示,基板113a和一个或多个RF电极可弯曲成所需形状和/或半径以适配患者的身体部位。RF电极101a或101b可沿着施加器800的下盖125弯曲,特别地沿着下盖125的弯曲部分126。如图14d所示,基板113a可限定用于至少一个传感器(诸如温度传感器)的基板间隙113b。基板间隙113b还可允许穿过一个或多个线材、冷却流体,和/或用于实施另一治疗能量源,诸如提供生物结构和/或身体部位的照明或额外加热的光治疗能量源(例如,LED、激光二极管)。

[0264] 图15a、图15b和图15c示出了两个RF电极101a和101b,其中至少一个RF电极101a可至少部分地围绕另一RF电极101b。RF电极101a和101b可以间隙113隔开,间隙113包括例如

具有相同绝缘性质的基板113a,如上文相对于图14a至图14e所描述。RF电极101b可包括孔116以使磁场的屏蔽最小化并且使RF电极101b所诱导的不希望物理效应的诱导最小化。孔116可位于RF电极平面中,其中由磁场生成装置所生成的磁场的磁通量密度在治疗期间达到最大值。孔116可为圆形,或可具有其它形状,诸如椭圆形、方形、三角形或矩形等。孔116的面积范围可为:0.05cm<sup>2</sup>至1000cm<sup>2</sup>、或0.05cm<sup>2</sup>至100cm<sup>2</sup>、或3cm<sup>2</sup>至71cm<sup>2</sup>、或3cm<sup>2</sup>至40cm<sup>2</sup>、或3cm<sup>2</sup>至20cm<sup>2</sup>、或3cm<sup>2</sup>至15cm<sup>2</sup>、或0.5cm<sup>2</sup>至2.5cm<sup>2</sup>。RF电极可为完全或部分同心的。

[0265] 图15a示出了可为非圆形的具有至少一种线和/或点对称性的两个RF电极101a和101b,所示电极101a和101b可不具有对称中心。所示RF电极101a可包括在其中心的孔116,其磁通量密度最大,以使RF电极通过磁场的不希望物理效应的诱导最小化。

[0266] 图15b示出了可具有圆形形状的具有旋转对称性的两个RF电极101a和101b。RF电极101a和101b可具有相同对称中心。所示RF电极101a可包括在其中心的孔116,其磁通量密度最大,以使RF电极通过磁场的不希望物理效应的诱导最小化。

[0267] 图15c示出了可不具有对称性并且不具有对称中心的两个RF电极101a和101b。

[0268] RF电极通过磁场所诱导的不希望物理效应的最小化或消除的另一选项可包括减小RF电极的厚度。

[0269] 本发明的RF电极的传导层的厚度可在0.01mm至10mm、或0.01mm至5mm、或0.01mm至3mm、或0.01mm至1mm、或0.1mm至1mm、或0.005mm至0.1mm、或0.01mm至0.2mm的范围内。一种类型的RF电极可通过与制备印刷电路板(PCB)类似方法进行设计,其中薄传导层可沉积成具有绝缘性质的基板和/或可沉积于该基板上。基板可包括材料的一个、两个或更多个传导层,诸如铜、银、铝、镍和锌的合金、奥氏不锈钢和/或其它材料,从而形成RF电极。基板材料的厚度可在0.01mm至10mm、或0.01mm至5mm、或0.01mm至3mm、或0.01mm至2mm、或0.1mm至2mm、或0.5mm至1.5mm、或0.05mm至1mm的范围内。基板材料可为聚合物、陶瓷、共聚物片材、酚树脂层、环氧树脂层、玻璃纤维织物、其它纺织织物、聚合物织物,等等。基板可为至少部分柔性的和/或刚性的。

[0270] RF电极可为细导线材、平坦条状物、片材等的系统。

[0271] RF电极通过磁场所诱导的不希望物理效应的最小化或消除的又一选项可包括由传导材料形成RF电极,该传导材料减少了RF电极的不希望物理效应和加热的诱导。

[0272] RF电极可由特定传导材料制成,该特定传导材料减少了RF电极中不希望物理效应的诱导。此类材料可具有在4至1000000、或20至300000、或200至250000、或300至100000、或300至18000、或1000至8000范围内的相对磁导率。RF电极的材料可包括碳、铝、铜、镍、钴、锰、锌、铁、钛、银、黄铜、铂、钯等,它们可形成合金,诸如多重合金,坡莫合金、电工钢、铁素体钢、铁氧体、其不锈钢。此外,RF电极可由混合金属氧化物和/或金属氧化物(M金属元素的金属)的固定式粉末制成,以使RF电极的涡流和加热的感应最小化并且还使时变磁场的能量损失最小化。

[0273] 由所描述治疗装置在治疗期间提供RF能量的一个或多个RF电极可利用至少一个选项、至少两个选项或这些选项的组合,该选项关于如何最小化或消除由磁场所诱导的不希望物理效应,如上文所描述。另外,选项的一个或多个特征可用于本发明治疗装置的制造、设计和操作。

[0274] 组合RF治疗与磁性治疗的治疗装置可包括一个或多个治疗电路。RF治疗的治疗电

路可包括功率源、RF电极和/或本文对于RF群集所描述的所有电气元件。用于磁性治疗的治疗电路可包括功率源、磁场生成装置、本文对于磁性群集HIFEM所描述的所有电气元件。提供相同或不同治疗的多个治疗电路可包括共同功率源。或者,每个治疗电路可包括其自身功率源。所有治疗电路的操作可通过一个主机单元或一个或多个控制单元进行调节。HMI、主机电压和/或一个或多个控制单元可用于每个施加器和/或每个治疗能量源(例如,RF电极或磁场生成装置)的一个或多个治疗参数的选择、控制和/或调整。治疗参数可通过每个施加器的HMI、主机单元和/或一个或多个控制单元进行单独地选择、控制和/或调整。

[0275] 图17示出了磁性电路400的示例性电气元件。穿过磁性电路400的电气信号可转换成电气信号的一个或多个脉率的形式。电脉率可提供至磁场生成装置,以生成时变磁场的脉冲。磁性电路的独立电气元件可为功率源(PS)、能量存储装置(ESD)、开关(SW)、磁场生成装置(MFGD)和磁性电路的控制单元(CUM)。磁性电路可包括用于磁性治疗的治疗群集,称为HIFEM群集。HIFEM群集可包括例如ESD、SW和/或CUM。磁性电路CUM的控制单元可为控制系统的零件。磁性群集CUM的控制单元和/或磁性电路的其它电气元件可为主机单元的从属机构。HIFEM群集、控制系统和/或CUM通过控制所存储电能的量可提供或控制ESD中的电能存储。HIFEM群集、控制系统和/或CUM可提供电气信号的修改、传递穿过HIFEM群集的电气信号的参数的调整、电路的安全操作和/或ESD的充电或再充电。例如,通过传递至MFGD的电脉率的电压和/或电流的调整,HIFEM群集或控制系统可提供由MFGD所提供磁场的磁通量密度的调整。电气信号的修改可包括磁性电路中所发射信号的畸变;形状、幅值和/或频率域的包络畸变;所传递电气信号的增加噪音,和/或进入磁性电路的所发射原始信号的其它退化。

[0276] 能量存储装置ESD可积聚电能,该电能可以能量的电信号的形式(例如,以高功率脉冲的形式)提供至磁场生成装置。ESD可包括一个、两个、三个或更多个电容器。ESD还可包括一个或多个其它电气元件,诸如安全元件,诸如电压传感器、高压指示器和/或放电阻器,如图18a所示。电压传感器和高压指示器可将反馈信息提供至开关SW和/或提供至控制单元CUM。在危险情况下,作为ESD的零件的放电阻器可提供至少一个电容器的放电。一个或多个ESD的放电可通过控制单元CUM来控制。ESD的所释放电能可作为高功率脉冲和/或脉率递送至磁性电路的至少一部分,例如递送至磁场生成装置MFGD。

[0277] 能量存储装置的电容可在5nF至100mF的范围内,或在25nF至50mF的范围内,或在100nF至10mF的范围内,或在1 $\mu$ F至1mF的范围内,或在5 $\mu$ F至500 $\mu$ F的范围内,或在10 $\mu$ F至180 $\mu$ F的范围内,或在20 $\mu$ F至80 $\mu$ F的范围内。

[0278] 能量存储装置可在250V至50kV、700V至5kV、700V至3kV或1kV至1.8kV的电压范围内进行充电。

[0279] 能量存储装置可提供100A至5kA、200A至3kA、400A至3kA或700A至2.5kA范围内的电流脉率放电。电流可对应于由磁场生成装置所生成的峰值磁通量密度的数值。

[0280] 通过能量存储装置的放电,高功率电流脉率可以5J至300J、10J至200J或30J至150J范围内的能量来产生。

[0281] 开关SW可包括任何切换装置,诸如二极管、引脚二极管、MOSFET、JFET、IGBT、BJT、晶闸管和/或其组合。开关可包括提供电气信号的修改的脉率过滤器。脉率过滤器可抑制由开关在ESD放电期间所形成的切换电压纹波。

[0282] 磁性电路可命令重复地接通/断开开关SW,并且使能量存储装置ESD放电至磁场生

成装置,例如线圈,以生成时变磁场。

[0283] 磁场生成装置的电感可为至多1H,或在1nH至500mH、1nH至50mH、50nH至10mH、500nH至1mH的范围内,或在1 $\mu$ H至500 $\mu$ H或在10 $\mu$ H至60 $\mu$ H的范围内。

[0284] 磁场生成装置可不发射任何辐射(例如,伽马辐射)。

[0285] 磁性电路可包括开关SW和磁场生成装置的串联连接。开关SW和磁场生成装置一起可与能量存储装置ESD进行并联连接。能量存储装置ESD可通过功率源PS进行充电。此后,能量存储装置ESD可通过开关SW放电至磁场生成装置MFGD。在LC谐振的第二半周期期间,相比于功率源PS,能量存储装置ESD的极性可逆转。因此,可存在功率源的两倍电压。因此,磁性电路所连接的功率源和所有零件可对于高电压负荷进行设计,并且保护电阻器可放置于功率源和能量存储装置之间。

[0286] 磁场生成装置MFGD和能量存储装置ESD可串联连接。磁场生成装置MFGD可与开关SW并联设置。能量存储装置ESD可通过磁场生成装置进行充电。为提供能量脉冲以生成磁性脉冲(或用以生成磁性脉率的脉率),通过开关SW发生功率源的受控短路。这样,在与已知装置相关联的LC谐振的第二半周期期间,功率源PS的终端处的高电压负荷得以避免。在LC谐振的第二半周期期间,功率源PS的终端的电压可具有等于开关SW的电压降的电压。

[0287] 开关可为任何种类的切换装置。根据开关的类型,功率源的负荷可减小至数伏特,例如1伏至10伏。因此,无需保护功率源免于高电压负荷,例如数千伏特。因此,保护电阻器和保护电路的使用可减少或消除。

[0288] 图18b示出了RF电路480的示例性电气元件。RF电路可将调整和/或修改电磁信号(电气信号)提供至RF电极(RFE)。RF电路可包括功率源(PS)、RF治疗的治疗群集(标记为RF的区域)、RF群集的控制单元(CURF)、功率放大器(PA)、分离器、组合功率计的驻波比率(SWR+功率计)、调谐元件(调谐)、分离器、绝缘体、对称元件(SYM)、预匹配器和RF电极(RFE)。RF治疗的治疗群集可包括例如RF群集的控制单元(CURF)、功率放大器(PA)、过滤器、组合功率计的驻波比率(SWR+功率计)和/或调谐元件(调谐)。RF电路CURF的控制单元可为控制系统的零件。RF电路CURF的控制单元和/或RF电路的其它电气元件可为主机单元的从属机构。描述为RF电路的零件的一个或多个电气元件可取消,一些电气元件可合并成具有类似功能的一者,和/或一些电气元件可添加以改善电路的功能。

[0289] RF电路的功率源可提供电压范围为1V至5kV、或5V至140V、或10V至120V、或15V至50V、或20V至50V的电信号。

[0290] CURF可控制RF电路的任何电气元件的操作。CURF可调节或修改通过RF电路所传递的电气信号参数。信号参数(例如,电压、相位、频率、包络、电流值、信号幅值等)可受RF电路的独立电气元件影响,该独立电气元件可通过CURF、控制系统和/或RF电路的独立电气元件的电气性质进行控制。影响RF电路的信号电气元件可为例如功率源(PS)、功率放大器(PA)、过滤器、SWR+功率计、调谐件、分离器、绝缘体、将不平衡信号改变为平衡信号的对称元件(SYM)、预匹配器和/或生成RF波的RF电极。电气信号的修改可包括RF电路中所发射信号的畸变;形状、幅值和/或频率域的包络畸变;所传递电气信号的增加噪音,和/或进入RF电路的所发射原始信号的其它退化。

[0291] 功率放大器PA可产生相应频率的RF信号以用于通过RF电极生成RF波。功率放大器可为MOSFET、LDMOS晶体管或真空管。PA可能对于电信号(例如,RF信号)增加所提供信号

和/或所修改信号的幅值。

[0292] 过滤器可包括一个或多个过滤器,该过滤器可抑制从功率放大器所发射信号的不希望频率。一个或多个过滤器可过滤并提供具有所限定频带的治疗。根据信号频率域,一个或多个过滤器可用于过滤电气信号(诸如RF电路中的电信号)以仅允许希望频率带穿过。基于过滤器的内部软件和/或硬件设定,过滤器可能够滤除不合适信号频率。过滤器可根据与其它一个或多个电气元件(例如,CURF)的通信进行操作。一个或多个过滤器可位于RF信号PSRF的功率源和RFE之间。

[0293] SWR+功率计可测量RF能量的输出功率,并且评估功率放大器和施加器之间的多个阻抗匹配。SWR+功率计可包括SWR计,该SWR计可测量在波传送方向上的驻波比率。SWR+功率计可包括功率计,该功率计可测量此类驻波的幅值。SWR+功率计可与CURF和/或调谐元件通信。SWR+功率计可提供反馈信息,以防止患者体内的驻波的形成,以通过调谐元件提供更佳信号调整,并且以更靶向方式将较安全治疗和能量传递更有效地提供至生物结构。

[0294] 调谐元件可提供阻抗匹配的改善。调谐元件可包括例如电容器、LC和/或RLC电路。调谐元件可提供RF电路系统容量的受控调谐,其中RF电路系统包括RF电路的独立电气元件并且还包括在所提供的RF波影响下的患者的当前治疗组织。RF电路的调谐可在治疗器之前和/或期间来提供。调谐元件还可称为转接器。

[0295] 对称元件SYM可将信号从不平衡输入转换成平衡输出。SYM可为平衡器和/或平衡转换器,包括缠绕同轴线缆以平衡RF电极之间的信号。SYM元件可提供第一和第二双极RF电极之间的信号对称性,例如,通过形成引导穿过同轴电缆至第一和第二双极RF电极的RF信号的 $\lambda/2$ 相移。

[0296] 分离器可分离RF电路中通过同轴线缆所传递/递送的RF信号。分割信号可具有每个分割信号的相同相位,和/或分割信号可具有彼此的恒定相移。例如,分离器可将一部分的RF信号提供至第一RF电极并且将第二部分的RF信号提供至双极电极的第二RF电极。分离器对于一个、两个或更多个独立RF电路可共享,或每个RF电路可具有其自身分离器。

[0297] 绝缘体可与分离器相组合,和/或相对于将RF信号传送至RF电极可位于分离器之前和/或之后。绝缘体可为RF电路的至少一部分与磁性电路的电气绝缘。绝缘体可用于使磁性电路对RF电路的影响最小化。

[0298] 预匹配器可用于使用同轴线缆的装置中。预匹配器可包括小线圈、凝聚器和/或电阻器。

[0299] RF电极(RFE)(用作治疗能量源)可包括一个或多个单极性RF电极、一个或多个单极RF电极和/或一对或多对的双极RF电极。

[0300] RF电路的功率源PS、功率放大器PA、过滤器、SWR+功率计、调谐件、SYM、分离器、绝缘体和/或预匹配器可由HF生成器来至少部分地和/或完全地取代,该HF生成器向该电路的其余部分(包括RF电极)供应高频率电信号。

[0301] 图24示出了对称元件SYM的一个实例。输入同轴线缆130将电气信号(例如,RF信号)提供至分离器131,分离器131可将RF信号分离成两个分支。分离器131还可包括绝缘元件,诸如至少一个、两个、三个或更多个串联连接电容器,从而形成在4mm至100mm或20mm至50mm范围内的绝缘长度。SYM可通过不同长度的引导或通向成对的双极RF电极的同轴线缆来设立或表示。位置 $1_1$ 的同轴线缆132和133之间的长度差值可在0.4至0.6或0.46至0.55的

$\lambda$ 的范围内,其中 $\lambda$ 可为同轴线缆132和/或同轴线缆133中的所引导RF信号的波长。同轴线缆132的长度可在1cm至5m、5cm至90cm或10cm至50cm的范围内。同轴线缆132+135b的长度可在 $\lambda/4 \pm 10\%$ 或 $\pm 5\%$ 或其正整数倍的范围内。同轴线缆133的长度可在2m至12m或2.2m至8m的范围内。同轴线缆133的长度可在 $\lambda/2 \pm 10\%$ 或 $\pm 5\%$ 加上线缆132的长度的范围内。同轴线缆133+135a的长度可在 $3\lambda/4 \pm 10\%$ 或 $\pm 5\%$ 的范围内。总之,同轴线缆132+135b相对于同轴线缆133+135a偏移 $\lambda/\pm 10\%$ 或 $\pm 5\%$ 。该部分的SYM可引起RF信号的相移 $180^\circ$ ,该RF信号递送至一个RF电极101a和101b。RF电极101a和101b可为一个施加器的零件,或RF电极101a可为第一施加器的零件并且RF电极101b可为第二施加器的零件。连接器134可用于将一个或多个施加器连接至主要单元。零件 $1_2$ 可表示施加器的连接管。该连接管中的同轴线缆135a和135b的长度可在1m至6m、或1.1m至4m、或 $\lambda/4 \pm 10\%$ 或 $\pm 5\%$ 的范围内。配对元件136可为同轴线缆135a和135b的传导屏蔽部分的传导连接。配对元件136可具有在 $0.5\text{cm}^2$ 至 $100\text{cm}^2$ 、 $1\text{cm}^2$ 至 $80\text{cm}^2$ 或 $1.5\text{cm}^2$ 至 $50\text{cm}^2$ 范围内的表面积。配对元件136可包括高导电性的材料,诸如铜、银、金、镍或铝,其中配对元件136的阻抗可近乎为零。配对元件136处或配对元件和电极之间可放置电容器、电阻器和/或电感器。

[0302] RF电路和/或磁性电路可至少部分地位于一个或多个施加器中。由于线材连接的阻抗、电阻率和/或长度,施加器、附加治疗装置和/或主要单元之间的线材连接还可视为RF电路和/或磁性电路元件的一部分。图17所示的磁性电路的一个或多个电气元件、图18b和图18a所示的RF电路可取消,可以不同次序存储,和/或两个或更多个电气元件可形成一个独立组合电气元件。提供至RF电路的信号调整可通过治疗装置的另一不同电路(例如,磁性电路等)来至少部分地提供或提供于该另一不同电路之中。

[0303] 图18a示出了治疗装置的电气元件的示例性示意图180。该示例性示意图包括连接至一个功率网络(PN)的两个独立功率源,包括用于RF治疗的功率源(PSRF)和用于磁性治疗的功率源(PSM)。PSRF可将电磁信号提供至用于RF治疗的两个独立治疗群集RFA和/或RF B。PSM可将电磁信号提供至磁性治疗的一个或多个群集HIFEMA和/或HIFEM B。一个或多个功率源还可对治疗装置的其它零件供能,诸如人机界面(HMI)或主机单元等。每个磁性电路和/或RF电路可具有其自身控制单元(CUMA、CUM B和CURF A以及CURF B)。CURF A和CURF B可为用于RF治疗A(RFA)的RF治疗群集和用于RF治疗B(RF B)的治疗群集的控制单元。

[0304] 控制单元可包括一个或多个PCB或微处理器。一个或多个控制单元可在彼此之间和/或与主机单元通信,该主机单元可选择为主从通信中的用于其它控制单元的主机单元。主机单元可为与HMI通信的第一或唯一控制单元。主机单元可控制单元CUMA和CUM B。主机单元可为包括一个或多个PCB和/或微处理器的控制单元。主机单元或控制单元A(CUMA)或控制单元B(CUM B)可联接至人机界面。另外,主机单元可为人机界面HMI,或可联接至人机界面HMI。

[0305] 图18a示出了治疗装置的两个零件,其中第一零件可提供RF治疗并且第二零件可提供磁性治疗。治疗装置的两个零件可彼此绝缘。治疗装置可包括以屏蔽电压屏障、距离屏障和/或辐射屏障的方式彼此绝缘的治疗装置的一个或多个电气元件和/或零件,以及独立电路。绝缘零件的实例可在图18a中以虚线来表示。还可能的是,治疗装置的独立电气元件可与治疗装置的至少一个零件绝缘。此类零件和/或电气元件的绝缘可通过高介电常数的材料,通过独立零件和/或电气元件的距离,通过电容器或电阻器的系统来提供。另外,可使

用从电子学、物理学已知的任何屏蔽,通过铝盒和/或通过其它方式。

[0306] RF治疗和/或磁性治疗可通过至少一个、两个、三个、四个或更多个治疗电路(其可位于主要单元中)和/或施加器来提供,其中一个治疗电路可包括RF群集或磁性群集。每个施加器A和B(APA和APB)可包括一个、两个或更多个治疗电路的至少一个电气元件。每个施加器可包括至少一个、两个或更多个不同治疗能量源,诸如提供RF治疗的一个或多个RF电极和提供磁性治疗的一个或多个磁场生成装置。如图18a所示,治疗装置可包括第一施加器(APA)和第二施加器(AP B)。第一施加器(APA)可包括第一RF电路的第一RF电极(RFE A)和第一磁性电路的第一磁场生成装置(MFGD A)。第二施加器(AP B)可包括第二RF电路的第二RF电极(RFE B)和第二磁性电路的第二磁场生成装置(MFGD B)。在不同实例中,第一施加器可包括第一磁场生成装置和第一对的双极RF电极,而第二施加器可包括第二磁场生成装置和第二对的双极RF电极。两个施加器可单独地连接至主要单元,并且可在治疗之前或期间独立地定位于身体部位的附近,此时它们联接至身体部位,接触该身体部位。

[0307] 图18a还示出了治疗装置的其它独立零件,诸如用于RF治疗的治疗群集(RF A)、用于RF治疗的治疗群集(RF B)、磁性电路中的用于磁性治疗的治疗群集HIFEMA、用于磁性治疗的治疗群集HIFEM B、用于RF治疗的功率源(PSRF)、用于磁性治疗的功率源(PSM)、施加器A(APA)、施加器B(AP B)。所有零件(施加器除外)可位于主要单元中。所示分离器、对称元件(SYMA)和对称元件(SYM B)为两个RF电路的零件。图18a所示的分离器对于RF电路可为共同的。用于RF治疗的功率源(PSRF)可包括RF电路的稳态功率源(SPSRF)、RF电路的辅助功率源(APS RF)、功率网络过滤器PNFLT和/或功率单元(PU)。独立电气元件可未与其它电气元件一起包括于PSRF中。用于磁性治疗(PSM)的功率源可包括辅助功率源A(APS A)、辅助功率源B(APS B)、磁性电路的稳态功率源(SPSM)、功率泵(PP)、板式功率源A(BPS A)和/或板式功率源B(BPS B)。独立电气元件可未与其它电气元件一起包括于PSM中。磁性电路的用于磁性治疗的治疗群集HIFEMA可包括控制单元A(CUMA)、能量存储装置A(ESDA)、开关A(SWA)、安全元件(SE)和/或脉率过滤器(PF)。磁性电路的用于磁性治疗的治疗群集HIFEM B可包括控制单元B(CUM B)、能量存储装置B(ESD A)和/或开关B(SWA)。尽管图18a中未示出,但是用于磁性治疗的治疗群集HIFEM B还可包括脉率过滤器(PF)和/或安全元件(SE)。独立电气元件可彼此绝缘。然而,独立电气元件和/或电路零件可与其它电路零件合并和/或共享。作为实例,一个控制单元可与两个或更多个RF电路和/或磁性电路至少部分地共享,并且一个控制单元可调节功率或功率网络或功率源(向RF电路以及磁性电路提供功率)。另一实例可为与至少两个RF和/或磁性电路共享的至少一个辅助功率源和/或稳态功率源。

[0308] 独立于用于磁性治疗的治疗群集HIFEM B,用于磁性治疗的治疗群集HIFEMA可提供磁性治疗。或者,治疗装置可包括用于磁性治疗的仅一个治疗群集HIFEM,或治疗装置可包括用于磁性治疗的两个或更多个独立治疗群集,其中用于磁性治疗的一些治疗群集HIFEM可共享独立电气元件,诸如控制单元、能量存储装置、脉率过滤器等。

[0309] 如图18a所示,用于磁性治疗的治疗群集HIFEM(例如,HIFEMA)可包括控制单元,例如CUMA。控制单元(例如,CUM A)可控制能量存储装置(例如ESD A)的充电和/或放电、处理反馈信息,和/或调整用于磁性治疗的独立电气元件和/或治疗群集HIFEM的参数。此外,控制单元(例如,CUMA)可控制:调整电气元件的参数或操作(例如,电路零件PSM的BPS A、开关、PF、用于磁性治疗的治疗群集HIFEMA的ESDA),和/或处理施加器APA和/或AP B中传感器

的信息。控制单元(例如,CUMA)还可与其它一个或多个磁性和/或RF电路通信,和/或包括主机单元。功率源PSM、能量存储装置ESD和/或开关SW可通过磁性电路(例如,CUMA)的控制单元来至少部分地调节。控制单元(例如,CUM A)或主机单元和/或电路的一个或多个独立电气元件可基于它们之间的互相通信通过任何其它电气元件进行调节。基于从传感器所提供的反馈信息和/或基于与其它控制单元(例如,主机单元)的通信,主机单元可能调整磁性治疗和/或RF治疗的治疗参数。一个控制单元CUM或CURF可单独地调节一个或多个电路,该一个或多个电路提供磁性和/或RF治疗。至少一个控制单元可利用与其它控制单元的对等通信和/或主从通信(例如,CUMA可为主机单元的从属控制单元)。

[0310] 治疗装置可包括一个、两个、三个或更多个ESD,其中每个ESD可包括一个、两个、三个或更多个电容器。一个ESD可将能量提供至一个、两个、三个或更多个治疗能量源,诸如提供磁性治疗的磁场生成装置。每个线圈可联接至其自身相应ESD或一个以上的ESD。ESD可包括一个或多个其它电气元件,诸如安全元件SE,诸如电压传感器、高压指示器和/或放电电阻器,如图18a所示。电压传感器和高压指示器可将反馈信息提供至开关SW和/或控制单元,例如CUMA。在危险情况下,作为SE的零件的放电电阻器可提供至少一个电容器的放电。一个或多个ESD的放电可通过控制单元(例如,CUMA或CUM B)进行控制。通过开关SW从能量存储装置ESD提供至磁场生成装置的信号可通过脉率过滤器(PF)来修改。PF可为开关SW的零件,和/或可位于开关SW和磁场生成装置(例如,MFGD A)之间。PF可抑制由开关在ESD的放电期间所形成的切换电压纹波。所提出电路可重复地接通/断开开关SW并且将能量存储装置ESD放电至磁场生成装置(例如,MFGDA)以生成时变磁场。如图18a所示,磁性电路和/或RF电路的一个或多个电气元件可省略和/或组合成另一者。例如,PSRF和/或PSM的一个或多个独立电气元件可组合成一者,但独立电路的独立性可降低。另外,电气元件、PF、SE等可为独立电气元件。另外,独立治疗电路(例如,RF电路)可彼此不同,如图18a和图18b可看出,其中电气元件(诸如过滤器、SWR+功率计、调谐件、分离器、绝缘体、SYM和/或预匹配器)可取消和/或组合成一者。独立电气元件的取消和/或组合可得到至患者身体的能量传递的减小效率(无调谐件)、较高能量损失(由于不存在SYM、预匹配器和/或调谐件)、电路中信号调整故障,和不正确反馈信息(无SWR+功率计、分离器和绝缘体);和/或在无SWR+功率计、SYM和/或调谐元件的情况下,治疗装置对于患者可为危险的。

[0311] 控制单元CUMA和CUM B可用作主机单元的从属机构,该从属机构可命令控制单元CUMA和CUM B两者将电流放电至相应磁场生成装置(例如,MFGDA和MFGD B)。因此,每个控制单元CUMA和CUM B的控制为独立的。或者,CUM B可为CUMA的从属机构,而CUMA自身可为主机单元的从属机构。因此,当主机单元命令CUMA将电流放电至磁场生成装置(例如,MFGDA)中时,CUMA可命令CUM B将电流放电至位于不同施加器中的另一磁场生成装置(例如,MFGD B)。在另一替代形式中,额外控制单元可位于主机单元和控制单元CUMA和CUM B之间,其中此类额外控制单元可提供例如放电的定时。通过这两种方法,磁场的脉率可同步地或同时施加。

[0312] 当治疗装置包括一个以上的磁场生成装置并且治疗方法包括利用一种以上的磁场生成装置(例如,线圈)时,每个线圈可连接至相应磁性电路。然而,一个线圈可连接至多个磁性电路。另外,功率源PSM可用于至少两个磁场生成装置。

[0313] 功率源(例如,PSM和/或PSRF)可将电能提供至RF电路、磁性电路的至少一者或至

少一个独立电气元件,和/或提供至治疗装置的另一零件,例如主机单元、HMI、能量存储装置(例如,ESD A和/或ESD B)、控制单元(例如,CUMA和/或CUM B)和/或开关(例如,SWA或SWB)。功率源可包括一个或多个元件,该元件转换功率网络连接PN的电,如图18a所示。功率源、RF电路和/或磁性电路的一些独立电气元件可构造为一个共同电气元件,并且无需构造为如图18a所示的独立电气元件。每个RF和/或磁性电路可具有其自身功率源和/或功率源的至少一个电气元件,该功率源向RF和/或磁性电路的仅一者供能。另外,在治疗的至少一部分之前和/或期间,一个功率源的至少一部分可向至少两个不同电路供能。功率源可包括与独立电气电路共享的一个或多个部分,该独立电气电路可彼此至少部分地电绝缘。

[0314] 用于RF治疗的功率源的一个或多个电气元件(例如,磁性电路的稳态功率源(SPSM)、辅助功率源APS A和/或APS B、功率泵PP、板式电源BPS A和/或BPS B)可将电能直接地和/或间接地提供至RF电路和/或磁性电路的独立电气元件。直接提供的电能通过两个电气元件之间的传导连接来提供,其中电路的其它电气元件未串联连接于所直接供能的电气元件。电路的绝缘和/或其它电气元件(诸如电阻器、绝缘电容器等)可未视为电气元件。间接供能的电气元件可通过一个或多个其它元件来供能,该一个或多个其它元件通过任何其它元件提供电能,该任何其它元件可改变所提供电能的参数,诸如电流值、频率、相位、幅值等。

[0315] 图18a更详细所示的功率源PSM可包括对于功率网络PN的连接。PN可提供功率网络的输入电信号的过滤和/或其它调整,诸如频率和电流值。PN还可用作绝缘元件,该绝缘元件形成了治疗装置和功率网络之间的屏障。PN可包括电容器、电阻器和/或过滤器的一者或多者,该过滤器过滤从治疗装置所返回的信号。PN可包括插头或对于插头的连接。PN可联接至插头或电网。PSM可包括一个或多个稳态功率源(例如,磁性电路的稳态功率源SPSM)、辅助功率源(例如,APS A和/或APS B)、一个或多个功率泵PP,和/或一个或多个板式功率源(例如,BPS A和/或BPS B)。如图18a所示,治疗装置可包括至少两个电绝缘磁性和/或RF电路,这些电路可至少部分单独地控制,例如,通过连接至用于磁性治疗的治疗群集HIFEMA和HIFEM B的磁场生成装置MFGDA和MFGD B所生成磁场的强度可为不同的。在不同功率网络条件下,稳态功率源(SPSM)可提供稳态输出电压。稳态功率源SPSM可连接至辅助功率源(例如,APSA和/或APS B)。两个辅助功率源可进行组合并且形成一个电气元件。由稳态功率源和/或辅助功率源所产生的稳态输出电压可在1V至1000V、或20V至140V、或50V至700V、或120V至500V、或240V至450V的范围内。

[0316] 一个或多个辅助功率源可向独立电路的一个或多个控制单元供能。APS还可向一个或多个板式功率源BPS(例如,BPSA和/或BPS B)供能。APS还可向主机单元HMI和/或治疗装置的其它元件供能。由于APS,至少一个控制单元和/或主机单元可精确地、单独地提供RF和/或磁性电路中电信号的处理/调整,和/或治疗装置的独立电气元件还可保护免于过负荷。板式功率源(例如,元件BPS A和/或BPS B)可用作电能的源以用于磁性电路的至少一个元件(例如,能量存储装置ESDA和/或B)。或者,功率源PSM的一个或多个元件可进行组合和/或取消。

[0317] 功率源可用作高压生成器,该高压生成器将电压提供至磁性电路和/或RF电路。由功率源所提供的电压可在500V至50kV、或700V至5kV、或700V至3kV、或1kV至1.8kV的范围内。功率源能够将充分量的电能输送至每个电路,诸如输送至任何电气元件(例如,能量存

储装置ESDA)和磁场生成装置(例如,MFGDA)。磁场生成装置可以足以引起肌肉收缩的参数重复地生成时变磁场。

[0318] 根据图18a,RF电路具有其自身功率源PSRF,该功率源PSRF可至少部分地不同于PSM。PSRF可包括电气元件PNFLT,电气元件PNFLT抑制PN的内部零件和/或RF电路的任何零件的电磁辐射。电气元件PNFLT可表示功率网络过滤器。然而,PNFLT还可为PN的零件。PSRF可包括SPSRF,SPSRF在不同功率网络条件下将稳态输出电压提供至RF电路的辅助功率源APS RF、RF电路的控制单元、功率单元PU,和/或利用直流源的其它电气元件。如图18a进一步所示,APS RF可包括其自身机构,该机构独立于SPSRF将交流转换成直流。APS RF可能向用于RF治疗的治疗群集RF A的控制单元和/或主机单元供能,而SPSRF可单独地向用于RF治疗的治疗群集RF B的控制单元供能。RF电路的功率单元PU可向一个或多个RF电路或RF电路的至少一个电气元件供能,诸如功率放大器和/或用于RF治疗的治疗群集RF A和/或用于RF治疗的治疗群集RF B的其它电气元件,从而形成和/或调整高频率信号。

[0319] 描述为PSM、PSRF、APS、SPSM和/或SPSRF的至少一个电气元件可由至少一个RF电路和磁性电路来共享。

[0320] 控制单元CURF可作用为主机单元的从属机构,该从属机构可命令CURF通过RF电路将RF信号提供至RF电极。在两个控制单元CURF的情况下,控制单元均作用为主机单元的从属机构,该从属机构可命令两个控制单元CURF将RF信号提供至相应RF电极。因此,每个控制单元从可能多个CURF的控制为独立的。另选地,第一CURF可为第二CURF的从属机构,而第一CURF自身可为主机单元的从属机构。因此,当主机单元命令第一CURF将电流放电至第一RF电极时,第一CURF可命令第二CURF将电流放电至位于不同施加器中的第二RF电极。在另一替代形式中,额外控制单元可位于主机单元和多个控制单元CURF之间,其中此类额外控制单元可提供例如放电的定时。通过这两种原理,RF场的脉率可连续地或以脉冲化方式来施加。

[0321] 图17、图18a和图18b所示的用于磁性治疗的治疗群集HIFEMA和HIFEM B可通过与HMI零件相关联的一个或多个滑块或滚动器进行控制,该HMI零件标记为图7所示的HIFEM A和HIFEM B。通过人机界面HMI上所示的相关强度滚动器、强度条和/或强度滑块,用户可控制或调整用于磁性治疗的治疗群集HIFEM A和/或HIFEM B的一个或多个电气元件的操作速度。

[0322] 另外,图17、图18a和图18b所示的用于RF治疗的治疗群集RF A和用于RF治疗的治疗群集RF B可通过与HMI零件相关联的滑块、条或强度滚动器进行控制,该HMI零件标记为图7所示的RF A和RF B 712。通过人机界面HMI上所示的相关强度滚动器、强度条和/或强度滑块,用户可控制或调整用于RF治疗的治疗群集RF A和/或RF B的一个或多个电气元件的操作速度。另外,通过利用相关强度滚动器、强度条和/或强度滑块,用户可控制或调整电气信号穿过用于RF治疗的治疗群集RF A或RF B或在其间的传输速度。

[0323] 治疗装置可包括两个或更多个施加器,每个施加器可包括一个磁场生成装置和一个或两个RF电极。位于第一施加器中的第一磁场生成装置的电感可等同为位于第二施加器中的第二磁场生成装置的电感。另外,第一施加器中的第一磁场生成装置的线匝数量、绕组面积和/或无绕组面积可等同为第二施加器中的第二磁场生成装置的线匝数量、绕组面积和/或无绕组面积。第一施加器中的第一磁场生成装置可提供与第二施加器中的第二磁场

生成装置等同的磁场。在相同或其它治疗阶段期间由多个磁场生成装置所提供的等同磁场可具有相同治疗参数,例如序列脉率数量、爆发脉率数量、脉冲的磁通量密度的相同幅值、相同包络形状,等等。然而,在等同磁场中,可容忍例如磁通量密封的幅值的合理偏差。如通过磁通计或示波器所测量的磁通量密度的幅值偏差或平均磁通量密度可在0.1%至10%或0.1%至5%的范围内。

[0324] 或者,两个施加器中的磁场生成装置的电感可以是不同的。另外,在相同或其它治疗阶段期间由多个磁场生成装置所提供的磁场可具有不同的治疗参数。

[0325] 当治疗装置具有两个或更多个施加器时,每个施加器可包括一个磁场生成装置和一个或两个RF电极。位于第一施加器中的一个RF电极的尺寸或面积可等同于第二施加器中的其它RF电极位置。第一施加器和第二施加器可提供在相同或其它治疗阶段期间所提供的等同RF场,其中等同RF场可具有相同治疗参数,例如波长、相位、时间段,和RF场的强度。

[0326] 或者,两个施加器中RF电极的面积尺寸可以是不同的。另外,在相同或其它治疗阶段期间由多个磁场生成装置所提供的磁场可具有不同的治疗参数。

[0327] 图19示出了由磁场生成装置所提供的磁场(例如,时变磁场)的示例性组成。另外,图19还可示出RF场的组成。因此,尤其在图19的描述中,术语“脉冲”可指代“磁性脉冲”或“RF脉冲”。类似地,术语“脉率”可指代“磁性脉率”或“RF脉率”。另外,术语“序列”可指代“磁性序列”。术语“磁性序列”可包括磁性脉率的序列,其中磁性脉率的序列可理解为多个磁性相继脉率,其中一个脉率沿循另一脉率。由于磁性脉率可包括一个磁性脉冲,术语“磁性序列”还可包括磁性脉冲的序列。术语“爆发”可指代“磁性爆发”。

[0328] 如图19所示,脉冲可指代所施加治疗能量(例如,磁场)的时间段,该施加治疗能量具有充分强度以引起至少部分治疗效果,诸如至少部分肌肉收缩、肌肉收缩、生物结构的温度变化,和/或神经刺激。磁性脉冲可包括如图19所示的一个双相形状。磁性脉冲可包括磁通量密度的幅值。

[0329] 磁性脉率可指代时间段,该时间段包括脉冲和脉率的被动时间段。磁性脉率可指代一个磁性脉冲的时间段和被动时间段,即,从上升/下降边缘至相继上升/下降边缘的两个脉冲之间的持续时间。脉率的被动持续时间可包括未将治疗能量施加至患者身体,和/或由于不充分治疗能量强度(例如,磁通量密度)和/或所递送治疗能量的频率,施加不足以引起至少部分治疗效果的治疗能量。此类时间段可称为脉率持续时间。如图19所示,每个脉率可包括一个双相持续时间,称为脉冲持续时间。或者,脉冲或脉率可为单相的。

[0330] 如图19进一步所示,多个脉率可形成序列。序列可指代多个脉率,其中一个序列可包括至少两个脉率,其中脉率彼此沿循。序列可持续图19所示的持续时间 $T_1$ 。

[0331] 磁性序列可包括在2个磁性脉率至200000磁性脉率或2个磁性脉率至150000脉率或2个磁性脉率至100000磁性脉率范围内的多个磁性脉率。磁性序列可多次逐个地引起至少部分肌肉收缩或肌肉收缩、至少一个不完全强直肌肉收缩、至少一个超量收缩,或至少一个完全强直肌肉收缩。在一个序列的施加期间,磁场可提供一次肌肉收缩,随后肌肉放松。在一个序列的施加期间,肌肉放松可随后为另一肌肉收缩。在一个序列期间,肌肉工作周期(其可包括肌肉收缩,随后肌肉放松)可重复至少两次、三次、四次或更多次。

[0332] 爆发可指代在时间段 $T_1$ 和时间段 $T_2$ 期间所提供的一个序列,时间段 $T_2$ 可表示当未引起治疗效果时的时间段。时间段 $T_2$ 可为提供被动治疗的时间段,其中治疗能量未施加至

患者身体和/或所施加治疗能量不足以引起治疗效果。图19所示的时间段 $T_3$ 可表示爆发的持续施加。

[0333] 时变磁场的磁性序列可随后为静态磁场,和/或磁性序列可随后为不足以引起至少部分肌肉收缩或肌肉收缩的频率和/或磁通量密度的时变磁场。例如,爆发可提供至少一次至少部分肌肉收缩,随后无肌肉收缩。在另一实例中,爆发提供至少一次肌肉收缩,随后无肌肉收缩。治疗可包括在15至25000范围内、或在40至10000范围内、或在75至2500范围内、或在150至1500范围内、或在300至750范围内,或至多100000的磁性爆发的次数。相继爆发的重复率可以1Hz至200Hz、或2Hz至20Hz、或5Hz至15Hz、或5Hz以上的增量递增地增加/减少。另选地,磁通量密度的幅值在相继爆发中可改变,诸如以至少1%、2%或5%或更多的先前脉率频率的增量递增地增加/减少。在一次爆发的施加期间,磁场可提供一次肌肉收缩,随后肌肉放松。在相同爆发的施加期间,肌肉放松可随后为另一次肌肉收缩。在一次爆发期间,肌肉工作周期(其可包括肌肉收缩,随后肌肉放松)可重复至少两次、三次、四次或更多次。

[0334] 另外,治疗占空比可与磁场的脉冲化治疗能量的施加相关联,如图19所示。治疗占空比可指代主动治疗 $T_1$ 的时间和一个周期 $T_3$ 期间的主动和被动治疗的时间总和之间的比率。

[0335] 示例性治疗占空比示于图19中。10%的占空比意指主动治疗 $T_1$ 持续2s并且被动治疗 $T_2$ 持续18s。在本示例性治疗中,包括主动和被动治疗的时段 $T_3$ 持续20秒。治疗占空比可定义为 $T_1$ 和 $T_3$ 之间的比率。治疗占空比可在1:100(其意指1%)至24:25(其意指96%)、或1:50(其意指2%)至4:6(其意指67%)、或1:50(其意指2%)至1:2(其意指50%)、或1:50至1:3(其意指33%)、或1:50(其意指2%)至1:4(其意指25%)、或1:20(其意指5%)至1:8(其意指12.5%)、或1:100(其意指1%)至1:8(其意指12.5%),或至少1:4(其意指至少25%)的范围内。

[0336] 4Hz的爆发重复率的示例性施加可为施加至患者的时变磁场,其中重复率为200Hz并且治疗占空比在持续125ms的序列中为50%,即,每个序列包括25个脉率。每分钟6次爆发的爆发重复率的另选示例性施加可为施加至患者的时变磁场,其中重复率为1Hz并且治疗占空比在持续3s的序列中为30%,即,每个序列包括3个脉率。

[0337] 图19还可示出由RF电极所提供的次序分量的示例性组成。

[0338] 当治疗装置利用多个施加器(例如,两个)时,每个施加器可包括一个磁场生成装置。由于每个磁场生成装置可提供一个相应磁场,多个施加器可包括不同磁场。在这种情况下,磁性脉冲或脉率的磁通量密度的幅值可为相同的或不同的,如由用户通过HMI和/或由一个或多个控制单元所指定。

[0339] 由一个磁场生成装置(例如,磁性线圈)所提供的一个磁场的脉冲可与由另一磁场生成装置所提供的另一磁场的脉冲同步地生成和施加。在以包括两个磁场生成装置的治疗装置的治疗阶段期间,由一个磁场生成装置所提供的一个磁场的脉冲可与由第二磁场生成装置所提供的第二磁场的脉冲同步地生成。同步生成可包括同时生成。

[0340] 磁性脉冲的同步生成可通过开关、能量存储装置、磁场生成装置和/或多个磁性治疗电路的其它电气元件的同步操作来提供。然而,磁性治疗电路的电气元件的同步操作可由用户通过HMI、主机单元和/或多个控制单元进行命令、调整或控制。

[0341] 图27a示出了两个示例性磁场生成装置的磁性脉冲的同时类型的同步生成。磁场生成装置A(MFGD A)可生成第一磁场,该第一磁场包括多个双相磁性脉冲271a。磁场生成装置B(MFGD B)可生成第二磁场,该第二磁场包括多个磁性脉冲271b。两个磁场的磁性脉冲在第一磁场的磁性脉冲271a的脉冲持续时间272期间生成。另外,两个磁场的脉冲在第一磁场的脉率持续时间273内生成。磁场的同时生成意指,第一时变磁场的磁性脉冲271a在与第二时变磁场的磁性脉冲271b相同的时间生成。

[0342] 磁场的同步生成可包括生成第一时变磁场的第一脉率,使得该第一脉率持续一定时间段,其中该时间段从第一时变磁场的第一脉冲的开始持续至第一时变磁场的下一连续脉冲的开始;和通过第二磁场生成装置生成第二时变磁场的第二脉率,使得第二脉率从第二时变磁场的第一脉冲的开始持续至第二时变磁场的下一连续脉冲的开始。磁场的同步生成意指,第二时变磁场的第一脉冲在第一脉率的时间段期间生成。

[0343] 图27b示出了磁性脉冲的同步生成的实例。磁场生成装置A(MFGDA)可生成第一磁场,该第一磁场包括多个双相磁性脉冲271a。磁场生成装置B(MFGD B)可生成第二磁场,该第二磁场包括多个磁性脉冲271b。第二磁场的磁性脉冲271b可在第一磁场的脉率的脉率持续时间273期间生成,但在第一磁场的脉冲的脉冲持续时间272之外生成。

[0344] 图27c示出了磁性脉冲的同步生成的另一实例。磁场生成装置A(MFGD A)可生成第一磁场,该第一磁场包括多个双相磁性脉冲271a。磁场生成装置B(MFGD B)可生成第二磁场,该第二磁场包括多个磁性脉冲271b。第二磁场的磁性脉冲271b可在第一磁场的脉率的脉率持续时间273期间生成。另外,第二磁场的磁性脉冲271b可在第一磁场的脉率的脉冲持续时间272期间生成。第二磁场的磁性脉冲271b的开始可与第一磁场的脉冲271a的开始相距称为脉冲偏移274的时间段。脉冲偏移可在 $5\mu\text{s}$ 至 $10\text{ms}$ 、或 $5\mu\text{s}$ 至 $1000\mu\text{s}$ 、或 $1\mu\text{s}$ 至 $800\mu\text{s}$ 的范围内。

[0345] 图27d示出了磁性脉冲的同步生成的又一实例。磁场生成装置A(MFGDA)可生成第一磁场,该第一磁场包括多个双相磁性脉冲271a。磁场生成装置B(MFGD B)可生成第二磁场,该第二磁场包括多个磁性脉冲271b。第二磁场的磁性脉冲271b可在第一磁场的脉率的脉率持续时间273内生成。第二磁场的磁性脉冲271b可在第一磁场的脉冲的脉冲持续时间272之外生成。第二磁场的磁性脉冲271b的开始可与第一磁场的磁性脉冲271a的结束相距称为脉冲距离周期275的时间段。脉冲距离周期可在 $5\mu\text{s}$ 至 $10\text{ms}$ 、或 $5\mu\text{s}$ 至 $1000\mu\text{s}$ 、或 $1\mu\text{s}$ 至 $800\mu\text{s}$ 的范围内持续。

[0346] 除了同步生成之外,多个磁场的磁性脉冲还可单独地生成。磁场的磁性脉冲的单独生成可包括一个磁场的脉冲的生成,这些脉冲在另一磁场的脉率持续时间之外生成。

[0347] 图27e示出了磁性脉冲的单独生成的实例。磁场生成装置A可生成第一磁场,该第一磁场包括具有脉冲持续时间272a的双相磁性脉率271a的序列。每个磁性脉冲271a为具有脉率持续时间273a的脉率的一部分。第一磁场的脉冲持续时间272a可为第一磁场的脉率持续时间273a的一部分。第一磁场的序列可具有序列持续时间276a。磁场生成装置B可生成另一磁场,该另一磁场包括具有脉冲持续时间272b的多个磁性脉冲271b的另一序列。每个磁性脉冲271b为具有脉率持续时间273b的脉率的一部分。第二磁场的脉冲持续时间272b可为第二磁场的脉率持续时间273b的一部分。第二磁场的序列可具有序列持续时间276b。相比于具有序列持续时间276b的序列由磁场生成装置B来生成,具有序列持续时间276a的序列

在不同时间由磁场生成装置A来生成。两个序列可由独立周期277来分开,独立周期277可在1ms至30s的范围内。在独立周期277期间,磁场生成装置可为非主动的,从而意味着提供电流脉率的能量存储装置可未存储任何能量。

[0348] 磁性脉冲的同步或独立生成的所有实例可在一个治疗阶段来施加。另外,脉冲偏移和/或脉冲距离周期可对于第二或另一磁场的任何磁性脉冲271b进行计算,该第二或另一磁场可根据由图27B至图27E所给出的任何实例进行定位。脉冲偏移和/或脉冲距离周期可根据示波器测量值进行测量和计算。磁性脉冲的同步生成可导致并且推断出磁性脉率和/或序列由两个或更多个磁场生成装置的同步生成。类似地,磁性脉冲的独立生成可导致并且推断出磁性脉率和/或序列由两个或更多个磁场生成装置的同步生成。

[0349] 由主机单元和/或一个或多个控制单元所提供的调整或控制可用于磁性包络或RF包络的形成或成形。例如,磁性脉冲或RF脉冲可对于每个脉冲或多个脉冲的幅值进行调制以允许各种包络的组装。类似地,RF能量的幅值可对于幅值进行调制以组装各种包络。主机单元和/或一个或多个控制单元可配置成提供本文所描述的一个或多个包络的组装。差别成形的磁性包络和/或RF包络(在本文还称为包络)可由患者差别地感知。本申请的包络(或附图所示的所有包络)可通过RF波的RF脉冲的功率输出的脉冲、脉率或序列和/或幅值的磁通量密度的幅值来拟合曲线。

[0350] 包络可为由磁性脉冲所形成的磁性包络。由脉冲所形成的磁性包络可包括多个脉冲,例如至少两个、三个、四个或更多个相继磁性脉冲。此类磁性包络的相继磁性脉冲可彼此沿循。在此类包络的情况下,包络持续时间通过第一脉冲来开始并且以多个脉冲的最后脉冲来结束。包络可包括磁性脉冲的一个序列。包络可为通过脉冲的磁通量密度的幅值的拟合曲线。因此,由磁性脉冲所形成的包络可根据磁性脉冲的磁通量密度、重复率和/或脉冲持续时间的调制而限定序列形状。因此,包络可为通过RF脉冲和其包络调制、重复率或RF波的RF脉冲的脉冲持续时间所形成的RF包络。

[0351] 包络可为由磁性脉率所形成的磁性包络。由脉率所形成的磁性包络可包括多个脉率(例如,至少两个、三个、四个或更多个相继磁性脉率),其中脉率彼此沿循而无任何丢失脉率。在这样的情况下,包络持续时间可以第一脉率的脉冲来开始,并且以多个脉率的最后脉冲的被动持续时间来结束。因此,由磁性脉率所形成的包络可根据磁通量密度、重复率和/或脉冲持续时间的调制而限定序列形状。包络可包括磁性脉率的一个序列。序列包括以在方案期间重复至少两次的图案的磁性脉率。磁性包络可为通过脉率的磁通量密度的幅值的拟合曲线。

[0352] 包络可为从磁性序列所形成的磁性包络。从序列所形成的磁性包络可包括多个序列(例如,至少两个、三个、四个或更多个相继磁性序列),其中序列以该序列之间的持续时间彼此沿循。在此类情况下,包络持续时间可以第一序列的第一脉率的脉冲来开始并且以多个脉率的被动持续时间来结束。一个包络中的多个序列可通过包括脉冲的丢失脉率来分开。丢失脉率的数量可在1至20或1至10的范围内。

[0353] 包络可对于磁通量密度的各种偏移值进行调制。偏移值可在0.01T至1T、或0.1T至1T、或0.2T至0.9T的范围内。偏移值可对应于磁通量密度的非零值。

[0354] 在一个治疗阶段期间,治疗装置可施加各种数量的包络。可组合磁场的两个或更多个包络,以形成可能得到的形状。

[0355] 在上文所述及实例中,包络可以第一脉冲来开始。进一步,包络在包括第一脉冲的第一相应脉率的持续时间内继续存在。另外,包络可以最后脉率的被动持续时间来结束,其中该最后脉率可沿循第一脉率。本选项示于以下的示出了磁性脉率的包络的示例性形状的图中。如下图所示,包络形状可通过磁通量密度的调制来提供。RF包络的形状可通过RF波的功率或脉冲的幅值的调制来提供。

[0356] 图28为由磁性脉冲282所形成的增加包络281的示例性图示,其中一个磁性脉冲282随后为磁性脉率的一个被动时间段。增加包络中的相继脉冲的磁通量密度的幅值为增加的。一个脉冲的磁通量密度的幅值高于先前脉冲的磁通量密度的幅值。类似地,第二脉冲的磁通量密度的幅值高于第一脉冲的磁通量密度的幅值。增加幅值可用于肌肉准备。增加包络281的包络持续时间283从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装增加包络281。

[0357] 图29为由磁性脉冲292所形成的减小包络291的示例性图示。减小包络中的相继脉冲的磁通量密度的幅值是减小的。一个脉冲的磁通量密度的幅值低于先前脉冲的磁通量密度的幅值。类似地,第二脉冲的磁通量密度的幅值低于第一脉冲的磁通量密度的幅值。减小包络291的包络持续时间293从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装减小包络291。

[0358] 图30为由磁性脉冲303所形成的矩形包络302的示例性图示。矩形包络中脉冲的磁通量密度的幅值可为恒定的。然而,相继脉冲的磁通量密度的幅值可在0.01%至5%范围内的磁通量密度的幅值的预定值周围振荡。第一脉冲的磁通量密度的幅值可等同为第二脉冲的磁通量密度的幅值,其中第二脉冲沿循第一脉冲。矩形包络302的包络持续时间304从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。矩形包络可用于肌肉收缩或肌肉抽搐的诱导。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装矩形包络302。

[0359] 图31为组合包络311的示例性图示,组合包络311可假想地视为增加包络和矩形包络的组合。组合包络311包括磁性脉冲312。组合包络中脉冲的磁通量密度的幅值在整体组合包络的持续时间的1%至95%或5%至90%或10%至80%的范围内是可以增加的。组合包络的矩形部分中相继脉冲的磁通量密度的幅值可在0.01%至5%范围内的磁通量密度的幅值的预定值周围振荡。组合包络311的包络持续时间313从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。如图31所示的组合包络可用于肌肉准备和肌肉收缩或肌肉抽搐的诱导。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装包络311。

[0360] 图32为组合包络321的示例性图示,组合包络321可假想地视为矩形包络和减小包络的组合。组合包络321包括磁性脉冲322。组合包络中脉冲的磁通量密度的幅值在整体组合包络的持续时间的1%至95%或5%至90%或10%至80%的范围内是可以减小的。组合包络的矩形部分中相继脉冲的磁通量密度的幅值可在0.01%至5%范围内的磁通量密度的幅值的预定值周围振荡。组合包络321的包络持续时间323从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。如图32所示的组合包络可用于肌肉收缩或肌肉抽搐的诱导,和肌肉刺激的相继结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装组合包络321。

[0361] 图33为三角形包络331的示例性图示,三角形包络331可理解为紧邻减小包络之前的增加包络的组合。三角形包络331可包括磁性脉冲332。包络的三角形形状可为非对称的。另外,三角形形状的一个或多个线的平直度可由本文所述及的另一类型的包络来中断,例

如矩形包络。一个三角形包络可密切地沿循另一三角形包络,或可结合至另一三角形包络。通过结合两个三角形包络,所得包络可具有锯齿形状。三角形包络331的包络持续时间333从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装三角形包络331。

[0362] 图34为梯形包络341的示例性图示。梯形包络341可包括磁性脉冲342。梯形包络可包括增加(上升)时间段 $T_R$ 、保持时间段 $T_H$ 和减小(下降)时间段 $T_F$ 。在增加时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值为增加的。另外,在增加时间段期间,一个脉冲的磁通量密度的幅值高于先前脉冲的磁通量密度的幅值。在保持时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可在0.01%至5%范围内的磁通量密度的幅值的预定值周围振荡。在减小时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值为减小的。另外,在减小时间段期间,一个脉冲的磁通量密度的幅值低于先前脉冲的磁通量密度的幅值。保持周期可通过具有磁通量密度的不同预定值的另一保持时间段来中断。梯形包络341的包络持续时间343从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装梯形包络341。

[0363] 梯形包络可由患者感知为对于肌肉组织刺激最舒适的。梯形包络尊重了肌肉收缩的自然过程,即,肌肉收缩可为时变的。自然肌肉收缩的强度增加,保持于最高强度并减小。梯形包络对应于自然肌肉收缩,即,肌肉收缩的强度可对应于磁通量密度。磁通量密度在梯形包络的持续时间期间增加、保持并减小。相同形状的包络可具有RF电极,该RF电极由具有适当幅值的RF脉冲来形成。

[0364] 梯形包络可由未适配梯形包络形状的一个或多个脉冲、脉率、爆发和/或序列中断至少一次,但在本中断之后,梯形包络可继续存在。

[0365] 另外,梯形包络可包括多个序列,例如两个、三个、四个或更多个序列。在梯形形状的情况下,包络可包括三个序列。第一序列可包括具有增加磁通量密度的脉冲。一个脉冲的磁通量密度可高于第一脉冲之后的第二脉冲的磁通量密度。第二序列可包括具有恒定磁通量密度的脉冲。然而,治疗装置的操作可未向每个脉冲提供严格恒定的磁通量密度,因此磁通量密度可在0.1%至5%的范围内振荡。第三序列可包括具有减小磁通量密度的脉冲。一个脉冲的磁通量密度可低于第一脉冲之后的第二脉冲的磁通量密度。

[0366] 此外,梯形包络可包括多个爆发,例如两个、三个、四个或更多个爆发。在梯形形状的情况下,包络可包括三个爆发。第一爆发可包括具有增加磁通量密度的脉冲。一个脉冲的磁通量密度可高于第一脉冲之后的第二脉冲的磁通量密度。第二爆发可包括具有恒定磁通量密度的脉冲。然而,治疗装置的操作可未向每个脉冲提供严格恒定的磁通量密度,因此磁通量密度可在0.1%至5%的范围内振荡。第三爆发可包括具有减小磁通量密度的脉冲。一个脉冲的磁通量密度可低于第一脉冲之后的第二脉冲的磁通量密度。

[0367] 图20示出了另一示例性梯形包络。竖直轴线可表示磁通量密度,并且水平轴线可表示时间。梯形包络可为在序列期间所施加脉冲的磁通量密度的幅值的拟合曲线,其中 $T_R$ 为具有增加磁通量密度的时间段,称为增加瞬态时间,即磁通量密度的幅值可增加。 $T_H$ 为具有最大磁通量密度的时间段,即,磁通量密度的幅值可为恒定的。 $T_F$ 为具有减小磁通量密度的时间段,即,磁通量密度的幅值可减小。 $T_R$ 、 $T_H$ 和 $T_F$ 的总和可为可对应于肌肉收缩的梯形包络持续时间。

[0368] 梯形包络可减少能量消耗。由于更低的能量消耗,梯形形状可改善磁场生成装置的冷却。另外,电阻损失可由于磁场生成装置的较低温度而减小。不同重复率可引起不同类型的肌肉收缩。每种类型的肌肉收缩可消耗不同量的能量。

[0369] 图35为梯形包络351的示例性图示,梯形包络351包括增加时间段 $T_1$ 、第一减小时间段 $T_2$ 和第二减小时间段 $T_3$ 。梯形包络351包括磁性脉冲352。增加时间段包括具有磁通量密度的增加幅值的脉冲。第一减小时间段和第二减小时间段包括具有磁通量密度的减小幅值的脉冲。在所示实例中,第一减小时间段沿循增加时间段,并且领先第二减小时间段。相继脉冲的磁通量密度的幅值示为在第二减小时间段期间更急剧地减小。或者,相继脉冲的磁通量密度的幅值可在第一减小时间段期间更急剧地减小。梯形包络351的包络持续时间353从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。因此,包络可为由RF脉冲所形成的磁性包络。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装梯形包络351。

[0370] 图36为梯形包络361的示例性图示,梯形包络361包括第一增加时间段、第二增加时间段和减小时间段。梯形包络361包括磁性脉冲362。第一增加时间段和第二增加时间段包括具有磁通量密度的增加幅值的脉冲。第一增加时间段和第二增加时间段包括具有磁通量密度的增加幅值的脉冲。在所示实例中,第二增加时间段沿循第一增加时间段,并且领先减小时间段。相继脉冲的磁通量密度的幅值示为在第一增加时间段期间更急剧地增加。或者,相继脉冲的磁通量密度的幅值可在第二增加时间段期间更急剧地增加。梯形包络361的包络持续时间363从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装梯形包络361。

[0371] 图37为阶梯包络371的示例性图示,阶梯包络371包括第一增加时间段 $T_1$ 、第一保持时间段 $T_2$ 、第二增加时间段、第二保持时间段和减小时间段。阶梯包络371包括磁性脉冲372。在第一和第二增加时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可增加。在减小时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可减小。在保持时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可为恒定的,或可在0.01%至5%范围内的磁通量密度的幅值的预定值周围振荡。阶梯包络371的包络持续时间373从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装阶梯包络371。

[0372] 图38为阶梯包络381的示例性图示,阶梯包络381包括第一增加时间段 $T_1$ 、第一保持时间段 $T_2$ 、第一减小时间段 $T_3$ 、第二保持时间段 $T_4$ 和第二减小时间段 $T_5$ 。阶梯包络381包括磁性脉冲382。在增加时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可增加。在第一和第二减小时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可减小。在保持时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可为恒定的,或可在0.01%至5%范围内的磁通量密度的幅值的预定值周围振荡。阶梯包络381的包络持续时间383从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波的幅值可对于幅值进行调制以组装包络381。

[0373] 图39为另一类型的梯形包络391的示例性图示,梯形包络391包括磁性脉冲392。梯形包络可包括增加时间段 $T_1$ 、保持时间段 $T_2$ 和减小时间段 $T_3$ 。在增加时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值为增加的。另外,在增加时间段期间,一个脉冲的磁通量密度的幅值高于先前脉冲的磁通量密度的幅值。在保持时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值可在0.01%至5%范围内的磁通量密度的幅值的预定值周围振荡。在减小时间段期间,相继脉冲的磁通量密度的幅值为减小的。另外,在减小时间段期间,一个脉冲的磁通量密度的幅值低

于先前脉冲的磁通量密度的幅值。保持周期可包括具有磁通量密度的不同预定值的另一保持时间段 $T_4$ 。包络391的包络持续时间393从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波和/或RF脉冲的幅值可对于幅值进行调制以组装包络391。

[0374] 包络可包括磁通量密度和重复率的组合调制。图40示出了具有磁通量密度的恒定幅值的矩形包络401的示例性图示。矩形包络401可包括磁性脉冲402。时间段 $T_{RR2}$ 和 $T_{RR3}$ 示出了在所示矩形包络 $T_{RR1}$ 期间具有高于磁性脉冲的其余部分的重复频率的脉冲。所示时间段 $T_{RR2}$ 和 $T_{RR3}$ 可提供相比于所示矩形包络的其余部分的较强肌肉收缩。然而,所有所示包络可包括重复率域的调制。矩形包络401的包络持续时间403从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。因此,包络可为由RF脉冲所形成的磁性包络。其幅值还可形成幅值,称为RF包络。类似地,RF脉冲的幅值和/或重复率可对于幅值进行调制以组装包络401。

[0375] 如所述及,包络可由通过一个或多个丢失脉率所分开的磁性序列来形成。图41示出了由包括磁性脉冲412的磁性序列所形成的包络。如所示,包括具有增加磁通量密度的脉冲序列的第一序列具有持续时间 $T_1$ 。包括具有恒定或振荡磁通量密度的脉冲的第二序列具有持续时间 $T_2$ 。包括具有减小磁通量密度的脉冲的第三序列具有持续时间 $T_3$ 。包括多个序列的包络411具有梯形形状。持续时间 $T_1$ 和 $T_2$ 或持续时间 $T_2$ 和 $T_3$ 之间的持续时间可表示时间间隙,其中包括丢失脉冲的丢失脉率将位于该时间间隙。包络411的包络持续时间413从第一脉率的第一脉冲开始至最后脉率的被动持续时间的结束。类似地,RF波或RF脉冲的幅值可对于幅值进行调制以组装包络411。

[0376] 在治疗期间,磁性包络可进行组合。图42示出了磁性包络的组合的实例。具有增加形状的增加包络422包括磁性脉冲421的序列。增加包络422可具有持续时间 $T_{E1}$ 。矩形包络423包括磁性脉冲421的序列。矩形包络可具有持续时间 $T_{E2}$ 。减小包络424包括磁性脉冲421的序列。减小包络424可具有持续时间 $T_{E3}$ 。通过第一、第二和第三包络的组合所形成的治疗方案的所得子周期可提供与例如图34和图20所示的梯形包络相同或类似的治疗效果。治疗方案的所得子周期具有从第一脉率的第一脉冲至治疗子周期的最后脉率的被动持续时间结束的持续时间425。类似地,RF波和/或RF脉冲的幅值可对于幅值进行调制以组装包络的组合。

[0377] 图43示出了磁性包络的组合的另一实例,其中减小周期具有不同于矩形包络的磁通量密度。本实例可示出,磁性包络的组合可包括具有不同磁通量密度的包络。具有增加形状的增加包络432包括磁性脉冲431的序列。增加包络可具有持续时间 $T_{E1}$ 。矩形包络433包括磁性脉冲431的序列。矩形包络可具有持续时间 $T_{E2}$ 。减小包络包括磁性脉冲431的序列。减小包络434可具有持续时间 $T_{E3}$ 。通过第一、第二和第三包络的组合所形成的治疗方案的所得子周期可提供与例如图34和图20所示的梯形包络相同或类似的治疗效果。治疗方案的所得子周期具有从第一脉率的第一脉冲至治疗子周期的最后脉率的被动持续时间结束的持续时间435。类似地,RF波和/或RF脉冲的幅值可对于幅值进行调制以组装包络的组合。

[0378] 图44示出了具有包络间周期的实例的磁场的两个示例性包络,即,包络之间的时间段。包络之间的时间段可包括无磁性刺激的时间。然而,包络之间的时间段可包括磁性脉冲,该磁性脉冲提供不充分或不可识别肌肉刺激(包括例如肌肉收缩和肌肉放松)。在包络之间的时间段期间所生成的磁性脉冲也可形成包络。提供不充分或不可识别肌肉刺激的磁

性脉冲可通过使能量存储装置对磁场生成线圈放电来生成,以使静止容量放电。能量存储装置然后可通过功率源充电至较高量的电流和/或电压,以将高功率电流脉冲提供至磁场生成装置。具有持续时间 $T_1$ 的矩形包络442可包括磁性脉冲441。具有持续时间 $T_2$ 的梯形包络444可包括磁性脉冲441。具有持续时间 $T_{pp}$ 的包络间时间段可包括包络443(例如,具有减小形状),包络443通过包络间时间段内的磁性脉冲441的磁通量密度来给出。或者,包络间的时间段可包括提供肌肉抽搐的单个脉冲。因此,包络可为由RF脉冲所形成的磁性包络。其幅值还可形成幅值,称为RF包络。RF包络之间的时间段可包括无加热的时间。

[0379] RF治疗(RF场)可以连续操作、脉冲化操作或包括多个循环的操作由治疗能量源(例如,RF电极)来生成。连续操作在连续RF治疗期间来提供。脉冲化操作在脉冲化RF治疗期间来提供。

[0380] 在连续操作期间,RF电极可生成用于整体治疗的RF场或在治疗期间的一段持续时间内生成RF场,如通过主机单元和一个或多个控制单元所命令。RF电极可生成具有正弦形状的RF波。换句话讲,RF电极可生成具有正弦形状的射频波形。根据RF波的幅值,其它形状也是可能的,例如锯齿形、三角形或方形。

[0381] 连续RF治疗可具有以下的其中一种效果,即:由于对患者目标生物结构的连续加热,采用所提供的磁性治疗的最高协同效果,对患者目标生物结构的极化的最高效果,以确保对患者组织的深度磁场渗透和所产生的磁场对患者组织的高效应,例如促进肌肉收缩。

[0382] 在脉冲化生成期间,RF电极可生成两个或更多个治疗有效时间段的RF场,其中时间段可通过被动时间段来分开。脉冲化RF治疗的有效时间段可表示RF电极在其期间有效并且生成RF场的时间段。有效时间段可在1s至15分钟、或30s至10分钟、或5s至900s、或30s至300s、或60s至360s的范围内。RF脉冲化治疗的被动时间段可表示RF电极在其期间无效并且未生成RF场的时间段。RF脉冲化治疗的被动时间段可在1s至15分钟、或10s至10分钟、或5s至600s、或5s至300s、或10s至180s的范围内。脉冲化生成和其参数可在治疗期间变化。

[0383] 通过治疗装置的控制单元或主机单元,用户可选择、控制或调整治疗装置的各种治疗方案。另外,主机单元和/或控制单元可选择、控制或调整由用户所选择的治疗方案、身体部位或另一选项。此外,根据由上文所述及的任何传感器,主机单元和/或控制单元可选择、控制或调整治疗的各种治疗参数。

[0384] 治疗方案可包括分配至相应方案的一个或多个治疗参数和其预定值的选择。进一步,治疗方案可包括磁性治疗和RF治疗的各种类型的组合治疗。

[0385] 关于治疗参数,通过包括治疗装置的主机单元或一个或多个控制单元的控制系統,用户可控制或调整治疗装置的各种治疗参数。根据由用户所选择的治疗方案、身体部位或另一选项,主机单元和/或控制单元可控制或调整治疗参数。此外,根据由上文所述及的任何传感器所提供的反馈,主机单元和/或控制单元可控制或调整治疗的各种治疗参数。主机单元或一个或多个控制单元可提供磁场治疗参数的调整,包括磁通量密度、磁通量密度的幅值、脉冲持续时间、脉率持续时间、脉冲重复率、脉率重复率、序列持续时间、序列中脉冲和/或脉率的数量、爆发持续时间、磁性爆发的组成、磁性序列的组成、包络数量、占空比、包络的形状,和/或磁通量密度导数的最大值。主机单元或一个或多个控制单元可提供RF场的治疗参数的调整,该治疗参数包括RF场的频率、RF场的占空比、RF场的强度、RF场所提供的能量通量、RF场的功率、RF场的功率幅值,和/或RF波的功率幅值,其中RF波可指代RF场的

电气分量。治疗参数可在下述范围内进行控制或调整。

[0386] 此外,治疗参数可包括例如治疗时间、磁场生成装置的温度、RF电极的温度、施加器的温度、冷却罐的温度、靶向身体部位的选择、所连接施加器的数量、冷却流体的温度(如通过适当温度传感器在流体导管、连接管、施加器或冷却罐中所测量)、所选身体部位,等等。

[0387] 不同磁通量密度、脉率持续时间、序列和/或爆发的组成对于肌肉组织可具有不同的影响。磁性治疗的一部分可引起例如肌肉训练,以增加肌肉强度、肌肉体积、肌肉调理;并且磁性治疗的其它部分可引起肌肉放松。相对于由两个双极RF电极和患者身体所形成的电路的容量,提供至RF电极的信号可进行调制,从而防止施加器和/或患者中射频驻波的形成等。射频场的调制可以频域、强度域、脉冲持续时间和/或其它参数来提供。独立射频治疗、磁性治疗和/或其组合的目标是实现目标生物结构的最复杂和/或有效治疗。时域的调制可提供有效和被动刺激周期。当RF治疗和/或磁性治疗包括不具有由目标生物结构的RF场所提供的肌肉刺激和/或温度变化或其它治疗效果的周期时,被动周期可出现。在被动周期期间,可不会生成磁场和/或RF场。另外,在被动周期期间,可生成磁场和RF场,但磁场和/或RF场的强度将不足以提供至少一个目标生物结构的治疗效果。

[0388] 磁场的磁通量密度可在0.1T至7T的范围内,或在0.5T至7T的范围内,或在0.5T至5T的范围内,或在0.5T至4T的范围内,或在0.5T至2T的范围内。此类定义可包括磁场的磁通量密度的幅值。磁通量密度的所示范围可用于引起肌肉收缩。磁通量密度和/或磁通量密度的幅值可通过通量计或示波器来测量。

[0389] 重复率可指代击发磁性脉冲的频率。重复率可源于磁性脉率的持续时间。磁性脉冲的重复率可在0.1Hz至700Hz、或1Hz至700Hz、或1Hz至500Hz的范围内,或在1Hz至300Hz或1Hz至150Hz的范围内。由于每个磁性脉率包括一个磁性脉冲,磁性脉率的重复率等同于磁性脉冲的重复率。磁性脉冲的持续时间可在1 $\mu$ s至10ms、或3 $\mu$ s至3ms、或3 $\mu$ s至2ms、或3 $\mu$ s至1ms、或10 $\mu$ s至2000 $\mu$ s、或50 $\mu$ s至1000 $\mu$ s、或100 $\mu$ s至800 $\mu$ s的范围内。脉冲的重复率可从示波器测量值的记录进行测量。

[0390] 序列持续时间可在1ms至300s、或1ms至80s、或2ms至60s、或4ms至30s、或8ms至10s、或25ms至3s的范围内。两个相继序列之间的时间可在5ms至100s、或10ms至50s、或200ms至25s、或500ms至10s、或750ms至5s、或300ms至20s的范围内。重复率可从示波器测量值的记录进行测量。

[0391] 爆发持续时间可在10ms至100s、或100ms至15s、或500ms至7s、或500ms至5s的范围内。磁性爆发的重复率可在0.01Hz至150Hz、或0.02Hz至100Hz的范围内,或在0.05Hz至50Hz、或0.05Hz至10Hz、或0.05Hz至2Hz的范围内。重复率可从示波器测量值的记录进行测量。

[0392] 用以提供有效磁性治疗并引起肌肉收缩的另一参数为由dB/dt所限定的磁通量密度的导数,其中:dB为磁通量密度导数[T],dt为时间导数[s]。磁通量密度导数与磁场相关。磁通量密度导数可定义为组织中的感应电流的量,并且因此其可用作用以提供肌肉收缩的其中一种关键参数。磁通量密度导数越高,肌肉收缩越强。磁通量密度导数可根据上文所述及的公式进行计算。

[0393] 磁通量密度导数的最大值可为至多5MT/s,或在0.3kT/s至800kT/s、0.5kT/s至

400kT/s、1kT/s至300kT/s、1.5kT/s至250kT/s、2kT/s至200kT/s、2.5kT/s至150kT/s的范围内。

[0394] RF场(例如,RF波)的频率可数百kHz至数十GHz的范围内,例如在100kHz至3GHz、或500kHz至3GHz、400kHz至900MHz或500kHz到900MHz的范围内,或约13.56MHz、40.68MHz、27.12MHz或2.45GHz。

[0395] 由RF场(例如,RF波)所提供的能量通量可在 $0.001\text{W}/\text{cm}^2$ 至 $1500\text{W}/\text{cm}^2$ 、或 $0.001\text{W}/\text{cm}^2$ 至 $15\text{W}/\text{cm}^2$ 、或 $0.01\text{W}/\text{cm}^2$ 至 $1000\text{W}/\text{cm}^2$ 、或 $0.01\text{W}/\text{cm}^2$ 至 $5\text{W}/\text{cm}^2$ 、或 $0.08\text{W}/\text{cm}^2$ 至 $1\text{W}/\text{cm}^2$ 或 $0.1\text{W}/\text{cm}^2$ 至 $0.7\text{W}/\text{cm}^2$ 的范围内。术语“约”应解释为在所叙述值的5%范围内。

[0396] 由用于RF治疗的治疗电路的功率源所提供的电磁信号的电压可在1V至5kV、或5V至140V、或10V至120V、或15V至50V、或20V至50V的范围内。

[0397] 生物结构的温度、所治疗身体部位的表面温度、身体部位的温度、施加器内侧的温度、RF电极的温度和/或磁场生成装置的温度可通诸如图8c所示施加器中所实施的温度传感器816来测量。RF电极和/或磁场生成装置的温度可维持于 $38^\circ\text{C}$ 至 $150^\circ\text{C}$ 、 $38^\circ\text{C}$ 至 $100^\circ\text{C}$ 、或 $40^\circ\text{C}$ 至 $80^\circ\text{C}$ 、 $40^\circ\text{C}$ 至 $60^\circ\text{C}$ 、或 $41^\circ\text{C}$ 至 $60^\circ\text{C}$ 、或 $42^\circ\text{C}$ 至 $60^\circ\text{C}$ 的范围内。所治疗身体部位的表面温度、所治疗身体和/或生物结构中的温度可增加至 $38^\circ\text{C}$ 至 $60^\circ\text{C}$ 、或 $40^\circ\text{C}$ 至 $52^\circ\text{C}$ 、或 $41^\circ\text{C}$ 至 $50^\circ\text{C}$ 、或 $41^\circ\text{C}$ 至 $48^\circ\text{C}$ 、或 $42^\circ\text{C}$ 至 $48^\circ\text{C}$ 、或 $42^\circ\text{C}$ 至 $45^\circ\text{C}$ 范围内的温度。上文所描述的温度值可在RF治疗和/或磁性治疗开始之后的5s至600s、10s至300s、或30s至180s期间来实现。此后,温度值可在治疗期间维持恒定,其中最大温度偏差在在 $5^\circ\text{C}$ 、 $3^\circ\text{C}$ 或 $2^\circ\text{C}$ 或 $1^\circ\text{C}$ 的范围内。

[0398] 在治疗开始时,患者皮肤和/或生物结构中的起始温度可增加至 $42^\circ\text{C}$ 至 $60^\circ\text{C}$ 、或 $45^\circ\text{C}$ 至 $54^\circ\text{C}$ 、或 $48^\circ\text{C}$ 至 $60^\circ\text{C}$ 、或 $48^\circ\text{C}$ 至 $52^\circ\text{C}$ 范围内的起始温度,和/或增加至高于当凋亡过程开始时的温度 $3^\circ\text{C}$ 或 $5^\circ\text{C}$ 或 $8^\circ\text{C}$ 的温度,但不超过 $60^\circ\text{C}$ 。在达到起始温度时的45s至360s之后,或60s至300s之后,或120s至400s之后,或300s至500s之后,RF场的强度可减小,并且患者皮肤的温度和/或生物结构的温度可维持于 $41^\circ\text{C}$ 至 $50^\circ\text{C}$ 或 $42^\circ\text{C}$ 至 $48^\circ\text{C}$ 范围内的温度。根据另一治疗方法,生物结构的温度在治疗期间可在 $2^\circ\text{C}$ 至 $10^\circ\text{C}$ 、 $2^\circ\text{C}$ 至 $8^\circ\text{C}$ 或 $3^\circ\text{C}$ 至 $6^\circ\text{C}$ 的范围内至少两次减小和增加,同时至少一个施加器附接至相同患者身体部位,诸如腹部区域、臀部、臂部、腿部和/或其它身体部位。

[0399] 生物结构的温度可根据数学模型、相关性函数以及结合至少一个或多个所测量特性进行计算。此类测量特性可包括患者皮肤的温度、RF电极之间的电容、RF双极电极的伏特-安培特性,和/或连接至RF电极的电气元件的伏特-安培特性。

[0400] 治疗持续时间可为5分钟至120分钟,或5分钟至60分钟,或15分钟至40分钟。在一周的期间内,可提供相同身体部位的一次、两次或三次治疗。另外,两次相继治疗之间的一次停顿可为一周、两周或三周。

[0401] 在治疗期间施加至患者的RF治疗和磁性治疗的能量通量密度的总和可在 $0.03\text{mW}/\text{mm}^2$ 至 $1.2\text{W}/\text{mm}^2$ 的范围内,或在 $0.05\text{mW}/\text{mm}^2$ 至 $0.9\text{W}/\text{mm}^2$ 的范围内,或在 $0.01\text{mW}/\text{mm}^2$ 至 $0.65\text{W}/\text{mm}^2$ 的范围内。在RF治疗和有效磁性治疗的同时施加期间,磁性治疗的能量通量密度的一部分可在1%至70%、3%至50%、5%至30%或1%至20%的治疗时间的范围内。

[0402] 由一个RF电极所提供的RF能量(即,RF场)的功率输出可在0.005W至350W、或0.1W至200W、或0.1W至150W的范围内。

[0403] 图21示出了不同类型的肌肉收缩,该肌肉收缩可由治疗装置来提供并且通过施加

磁场或磁场和RF场的组合来实现。肌肉收缩在能量消耗和肌肉靶向方面可不同,例如肌肉强化、肌肉体积增加/减小、肌肉耐久性、肌肉放松、肌肉升温,和/或其它效果。竖直轴线可表示肌肉收缩的强度,并且水平轴线可表示时间。箭头可表示施加至患者肌肉的磁性脉冲和/或脉率。

[0404] 时变磁场脉率的低重复率(例如,在1Hz至15Hz的范围内)可引起抽搐。低重复率可足够低以允许所治疗肌肉完全地放松。所治疗肌肉的能量消耗由于低重复率可为低的。然而,低重复率可引起例如两次收缩之间的有效肌肉放松。

[0405] 时变磁场脉率的中间重复率可引起不完全强直肌肉收缩,该中间重复率可在15Hz至29Hz的范围内。不完全强直肌肉收缩可通过10Hz至30Hz范围内的重复率来限定。肌肉可未完全地放松。肌肉可部分地放松。肌肉收缩强度可随着所施加恒定磁通量密度而增加。

[0406] 时变磁场脉率的较高重复率可引起完全强直肌肉收缩。较高重复率可例如在30Hz至150Hz、或30Hz至90Hz、或30Hz至60Hz的范围内。完全强直肌肉收缩可引起最强超量肌肉收缩。超量肌肉收缩可强于意志性肌肉收缩。能量消耗可为较高的。强化效果可改善。另外,据信,以至少30Hz的重复率,脂肪细胞的体积和/或数量可减小。

[0407] 90Hz以上的时变磁场脉率的甚至较高重复率可抑制和/或阻止神经系统和/或疼痛受体以不同水平的疼痛兴奋传送。较高重复率可为至少100Hz、至少120Hz或至少140Hz,或在100Hz至230Hz、或120Hz至200Hz、或140Hz至180Hz的范围内。将时变磁场施加至患者肌肉可引起疼痛缓解效果。

[0408] 时变磁场脉率的高重复率(在120Hz至300Hz、或150Hz至250Hz、或180Hz至350Hz的范围内,或高于200Hz)可引起肌肉松弛效果。

[0409] 由时变磁场所引起肌肉收缩的质量可通过参数来表征,诸如肌肉收缩的收缩力、肌肉-肌腱长度、肌肉的相对缩短,或肌肉的缩短速度。

[0410] 肌肉收缩的收缩力可达到至少 $0.1\text{N}/\text{cm}^2$ 和至多 $250\text{N}/\text{cm}^2$ 的收缩力。收缩力可在 $0.5\text{N}/\text{cm}^2$ 至 $200\text{N}/\text{cm}^2$ 的范围内,或在 $1\text{N}/\text{cm}^2$ 至 $150\text{N}/\text{cm}^2$ 的范围内,或在 $2\text{N}/\text{cm}^2$ 至 $100\text{N}/\text{cm}^2$ 的范围内。

[0411] 肌肉-肌腱长度可达到至多65%的其余肌肉-肌腱长度。肌肉-肌腱长度可在1%至65%的其余肌肉-肌腱长度的范围内,或在3%至55%的其余肌肉-肌腱长度的范围内,或在5%至50%的其余肌肉-肌腱长度的范围内。

[0412] 在至多60%的静止肌肉长度的肌肉收缩期间,肌肉可缩短。肌肉缩短可在1%至50%的静止肌肉长度的范围内,或在0.5%至40%的静止肌肉长度的范围内,或在1%至25%的静止肌肉长度的范围内。

[0413] 肌肉可以至多 $10\text{cm}/\text{s}$ 的速度缩短。肌肉缩短速度可在 $0.1\text{cm}/\text{s}$ 至 $7.5\text{cm}/\text{s}$ 的范围内,或 $0.2\text{cm}/\text{s}$ 至 $5\text{cm}/\text{s}$ 的范围内,或在 $0.5\text{cm}/\text{s}$ 至 $3\text{cm}/\text{s}$ 的范围内。

[0414] 时变磁场可施加至患者,以引起通过肌肉收缩的肌肉塑形效果。肌肉可获得增加张力和/或体积。肌肉的强度也可增加。

[0415] 关于RF治疗和磁性治疗的组合治疗的类型,治疗装置可配置成在一个治疗阶段期间的各个时间段提供不同治疗能量(例如,RF场和磁场)。用户可通过HMI控制或调整治疗。HMI可联接至主机单元和/或一个或多个控制单元。另外,根据由用户所选择的治疗方案、身体部位或另一选项,主机单元和/或控制单元可控制或调整不同治疗能量的施加。此外,根

据由上文所述及任何传感器所提供的反馈,主机单元和/或控制单元可控制或调整不同治疗能量的施加。因此,主机单元和/或一个或多个控制单元可在一个治疗阶段期间的各个时间段控制或调整治疗和治疗能量(例如,RF治疗和磁性治疗)的提供。磁性治疗和RF治疗的所有所施加类型可通过治疗装置来提供。

[0416] 磁性治疗与RF治疗的一种类型的组合施加可为同时施加。在同时施加期间,磁性治疗和RF治疗均可在整个或大部分治疗阶段期间的相同时间来施加。在一个实例中,同时施加可通过施加一个或多个部段的磁场和施加连续RF场来实现。在另一个实例中,脉冲化磁性治疗可在连续RF治疗期间来施加。在又一个实例中,同时施加可通过连续施加RF治疗以及例如一个或多个长序列的磁性脉率来实现。在此类情况下,长序列的磁性脉率应包括具有1Hz至15Hz或1Hz至10Hz范围内数值的重复率的磁性脉率。当仅一个或两个长磁性序列用于整个治疗阶段时,此类序列的序列持续时间可在5s至90分钟、或10s至80分钟、或15分钟至45分钟的范围内。

[0417] 由具有同时RF治疗或在其期间的时变磁场所引起的肌肉收缩可包括更多受影响的肌肉纤维。另外,相比于无同时RF治疗的情形,靶向生物结构(例如,肌肉)以所施加磁场的较低磁通量密度可收缩更多。

[0418] RF治疗和磁性治疗至相同身体部位的同时施加可改善由RF治疗所形成的热量的耗散。这种效果基于所治疗身体部位中或所治疗部位附近的增加血液循环。另外,所诱导肌肉工作可改善由RF场所诱导和所提供热量的加热和耗散的均质性。

[0419] 磁性治疗与RF治疗的另一类型的组合施加可为单独施加。在单独施加期间,磁性治疗和RF治疗均可在治疗阶段期间的不同时间来施加。RF治疗可在磁性治疗的磁性包络、爆发、序列、脉率和/或脉冲之前、之后和/或之间来提供。

[0420] 当施加磁性治疗时的时间和当施加RF治疗时的时间之间的比率可在0.2%至80%、或2%至60%、或5%至50%、或20%至60%的范围内。用于本计算的所施加磁性治疗的时间为治疗期间的所有脉率持续时间的总和。

[0421] 磁性治疗与RF治疗的另一类型的组合施加可为依赖性施加。施加一种治疗能量可依赖于另一治疗能量的开始或一个或多个治疗参数。依赖性施加可根据一个或多个传感器的反馈来开始或调节。例如,施加RF治疗的开始可依赖于磁性治疗的开始,或序列、爆发和/或包络的开始。当未提供通过肌肉工作(包括肌肉收缩和/或放松)所提供的热耗散时,由过热所引起的不希望组织损伤的健康风险可出现。在另一实例中,施加磁性治疗的开始可依赖于RF治疗的开始、持续时间或强度。磁性治疗可优选地在生物结构充分地加热之后开始。提供至少部分肌肉收缩或肌肉收缩的磁性治疗可改善血液或淋巴流动,提供相邻组织的按摩,并且提供患者身体通过RF治疗所诱导热量的更佳重新分布。

[0422] 治疗方案可分成两个或更多个治疗阶段。一个方案的治疗阶段的数量可在2至50、或2至30、或2至15的范围内。

[0423] 治疗方案的每个治疗阶段可包括磁性治疗和RF治疗的组合治疗的不同治疗参数和/或类型,如上文所描述。

[0424] 一个治疗阶段可持续阶段时间,其中阶段时间可在10s至30分钟、或15s至25分钟、或20s至20分钟的范围内。不同阶段在一个或多个治疗生物结构(例如,肌肉和脂肪组织)中可具有不同治疗效果。例如,一个治疗阶段可提供高强度肌肉锻炼,其中肌肉收缩为强烈

的,并且提供了大量此类收缩;其中具有高磁通量密度的磁性脉率的较高重复率可在一个治疗阶段期间来使用。另一治疗阶段可具有肌肉放松效果,其中可使用磁性脉率的低和/或高重复率,和/或还可使用磁场的较低磁通量密度。

[0425] 治疗方案可包括RF治疗的功率输出的不同设定,如通过治疗装置的控制来命令或控制。一个设定可为恒定功率输出,其中该功率输出在治疗方案期间可为相同的。另一设定可为RF治疗的振荡功率输出。RF治疗的功率输出可在预定功率输出的0.1%至5%范围内的功率输出的预定值周围振荡。又一设定可为RF能量的变化功率输出,其中RF治疗的功率输出在治疗方案期间改变。RF治疗的功率输出的变化可以一个或多个功率输出变化步骤来提供,其中一个功率输出变化步骤可包括由一个或多个RF电极所施加的RF治疗的功率输出的数值的一个变化。在功率输出变化步骤期间,RF治疗的功率输出从一个数值至另一数值的变化可在0.1W至50W、或0.1W至30W、或0.1W至20W的范围内。功率输出变化步骤可具有在0.1s至10分钟或0.1s至5分钟范围内的持续时间。

[0426] 关于RF能量的功率输出的变化,RF能量的功率输出在治疗方案的不同时间段期间可具有不同数值。因此,RF治疗在第一时间段,随后功率输出变化步骤,随后第二时间段期间可具有功率输出的不同数值,该第二时间段具有RF治疗的功率输出的不同数值。具有RF治疗的功率输出的一个数值的第一时间段可在1s至15分钟或10s至10分钟的范围。具有RF治疗的功率输出的另一数值的第二时间段可在1s至45分钟或4s至59分钟或5s至35分钟的范围。例如,RF治疗在第一时间段期间可具有约20W的功率输出数值并且在第二时间段期间可具有约10W的功率输出数值。

[0427] 第一示例性治疗方案可包括两个治疗阶段。第一治疗阶段可包括磁性脉率的包络,其中这些包络可包括具有1Hz至10Hz范围内重复率的脉率。第一治疗阶段的包络可具有矩形或梯形形状。第一治疗阶段的持续时间可为3分钟至15分钟。第二治疗阶段可包括磁性脉率的包络,其中这些包络可包括具有15Hz至45Hz范围内重复率的脉率。第二治疗阶段的包络可具有矩形或梯形形状。第一治疗阶段的持续时间可为3分钟至15分钟。治疗阶段可逐个地重复。RF治疗在整个治疗方案期间可连续地施加。RF治疗可包括一个或两个功率输出变化步骤。

[0428] 第二示例性治疗方案可包括三个治疗阶段。第一治疗阶段可包括磁性脉率的包络,其中这些包络可包括具有5Hz至50Hz范围内重复率的脉率。第一治疗阶段的包络可具有矩形或梯形形状。第一治疗阶段的持续时间可为3分钟至15分钟。第二治疗阶段可包括磁性脉率的包络,其中这些包络可包括具有15Hz至45Hz范围内重复率的脉率。第二治疗阶段的包络可具有矩形或梯形形状。第一治疗阶段的持续时间可为3分钟至15分钟。第三治疗阶段可包括磁性脉率的包络,其中这些包络可包括具有10Hz至40Hz范围内重复率的脉率。第三治疗阶段的包络可具有矩形或梯形形状。第三治疗阶段的持续时间可为3分钟至15分钟。治疗阶段可逐个地重复。RF治疗在整个治疗方案期间可连续地施加。RF治疗可包括一个或两个功率输出变化步骤。一个功率输出变化步骤可在治疗方案的开始之后的1分钟或20分钟范围内发起。在一个实例中,一个功率输出变化步骤可在治疗方案的开始之后的三分钟内发起。

[0429] 所有的实例、实施例和方法可单独地或以任何组合使用。

[0430] 新的系统和方法已进行了描述。本发明应以最广泛的意义来解释,因此在不脱离

本发明的精神和范围的情况下,当然可做出各种改型和变型。因此,本发明不应受限,随附的权利要求书及其等同物除外。

[0431] 与图17、图18和图18a有关的缩略语列表。(A/B)意味着,列表的相应元件可以相应字母来示出。例如,ESD(A/B)意味着,ESDA和/或ESD B,其示出于至少一幅图中。

[0432] PS功率源

[0433] ESD(A/B) 能量存储装置

[0434] SW(A/B) 开关

[0435] HIFEM(A/B) 用于磁性治疗的治疗群集

[0436] MFGD(A/B) 磁场生成装置

[0437] CUM(A/B) 磁性电路的控制单元

[0438] APS RF RF电路的辅助功率源

[0439] PU功率单元

[0440] SPSRF RF电路的稳定功率源

[0441] PNFLT功率网络过滤器

[0442] PSRF用于RF治疗的功率源

[0443] RF(A/B) 用于RF治疗的治疗群集

[0444] SYM(A/B) 对称元件

[0445] AP(A/B) 施加器

[0446] RFE(A/B) RF电极

[0447] APS(A/B) 辅助功率源

[0448] PSM用于磁性治疗的功率源

[0449] BPS(A/B) 板式电源

[0450] SPSM 磁性电路的稳定功率源

[0451] PN 功率网络

[0452] PF 脉率过滤器

[0453] SE 安全元件

[0454] PA 功率放大器

[0455] CURF RF电路的控制单元。

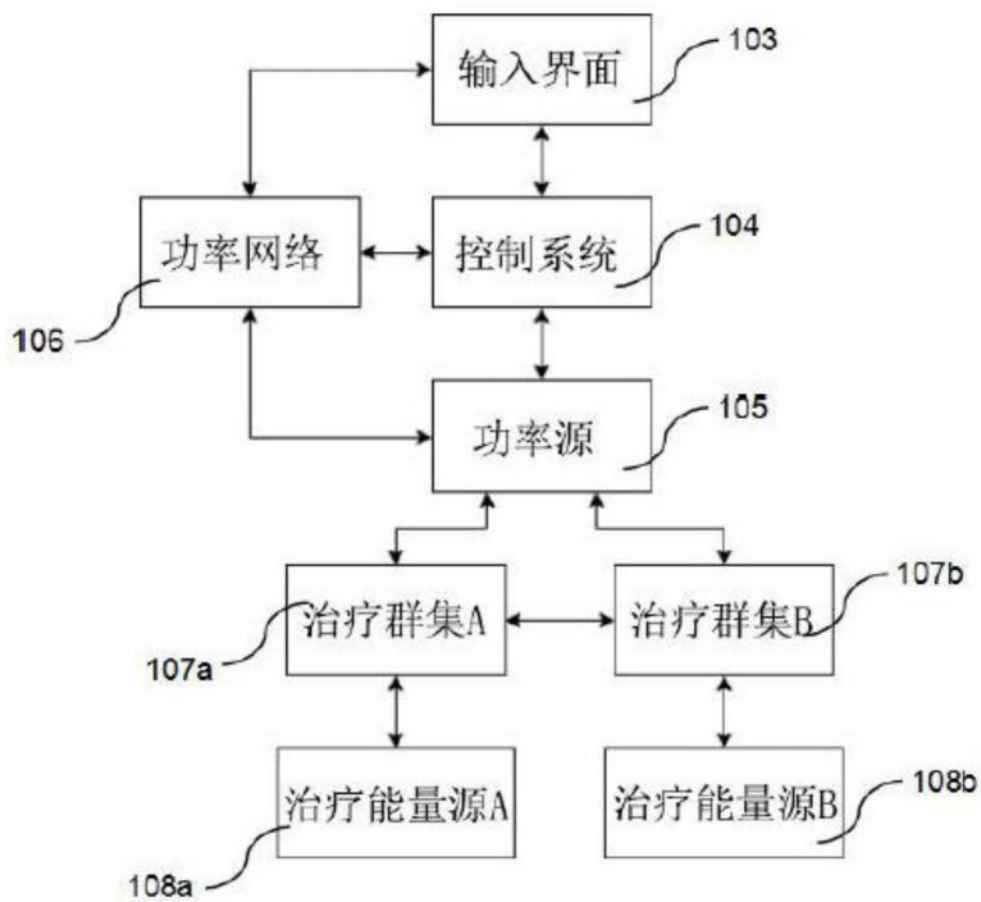


图1a

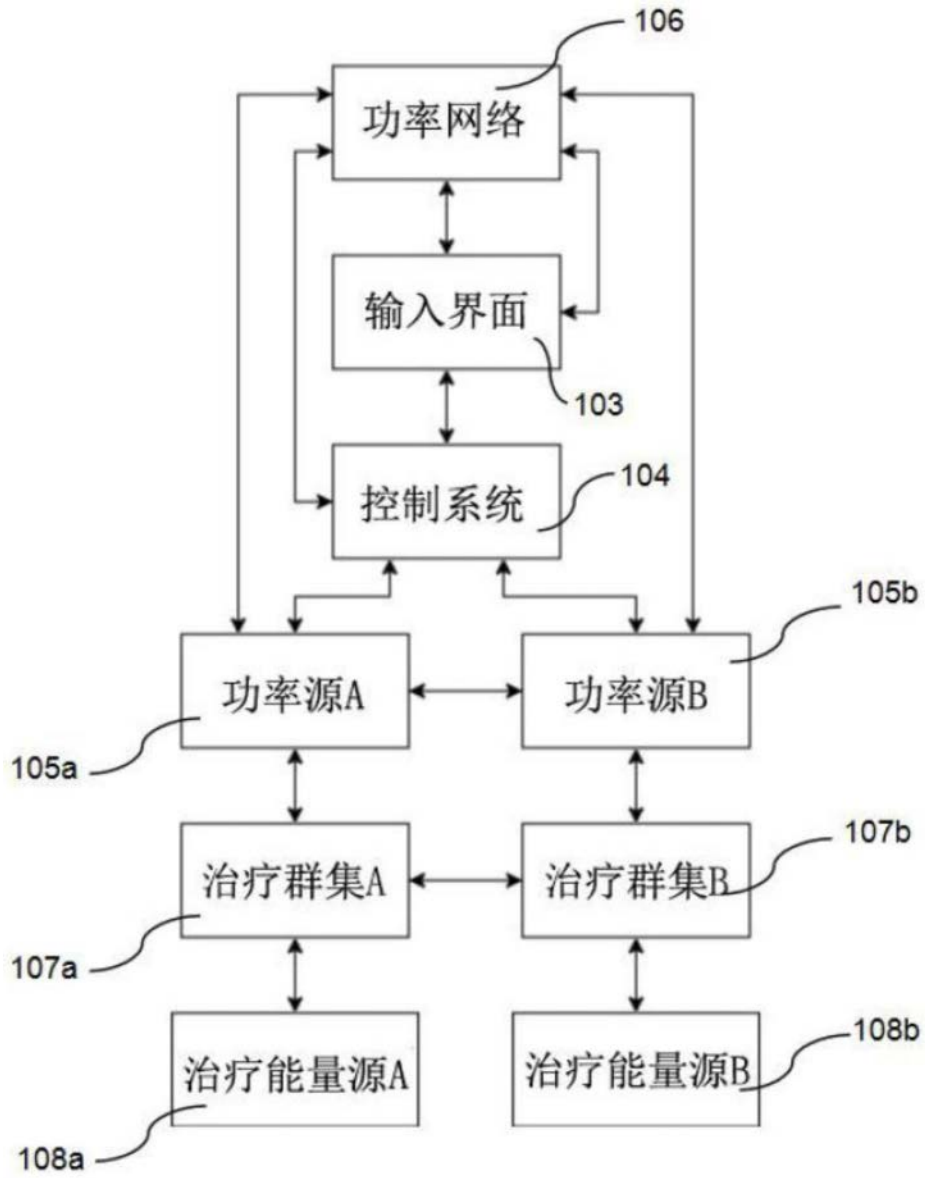


图1b

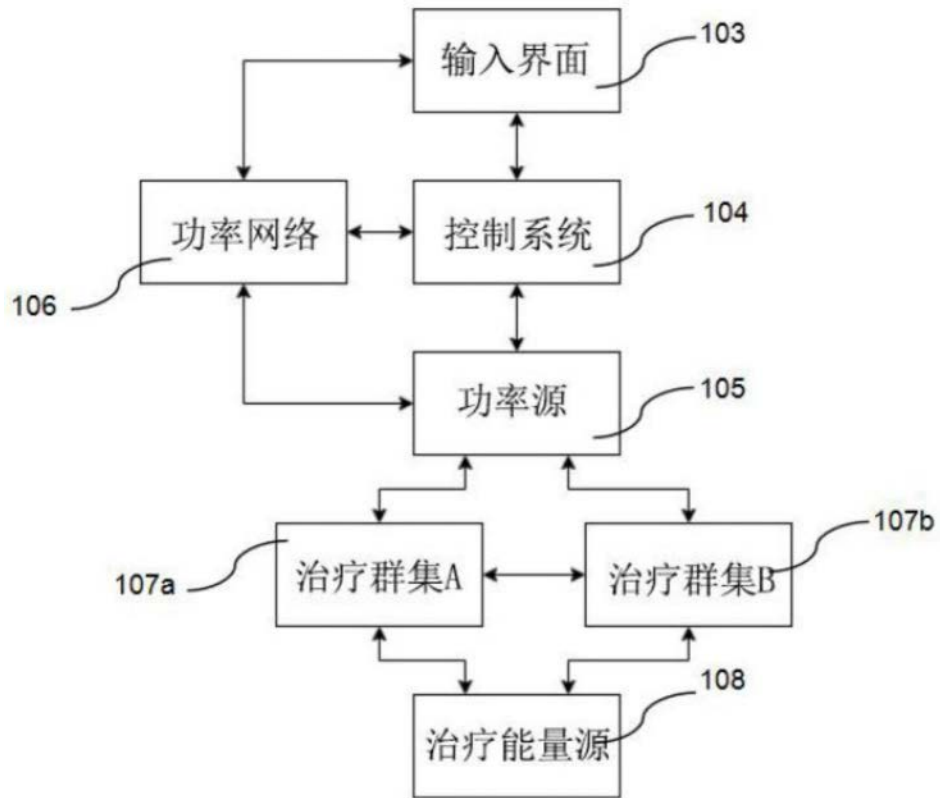


图1c

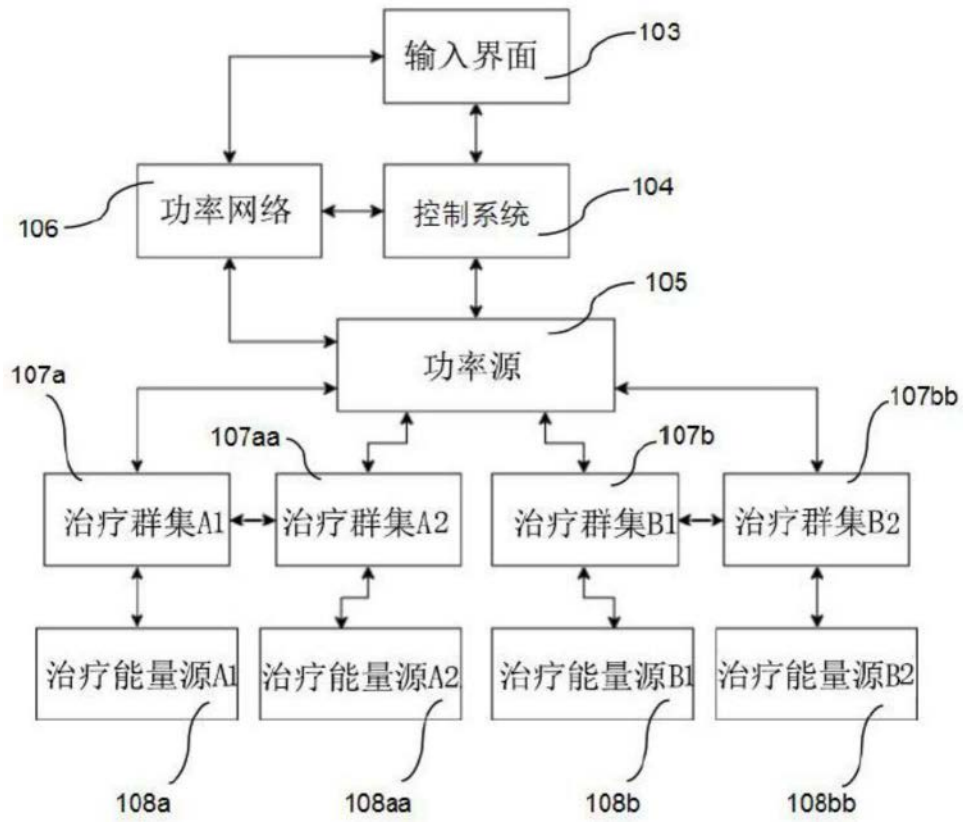


图1d

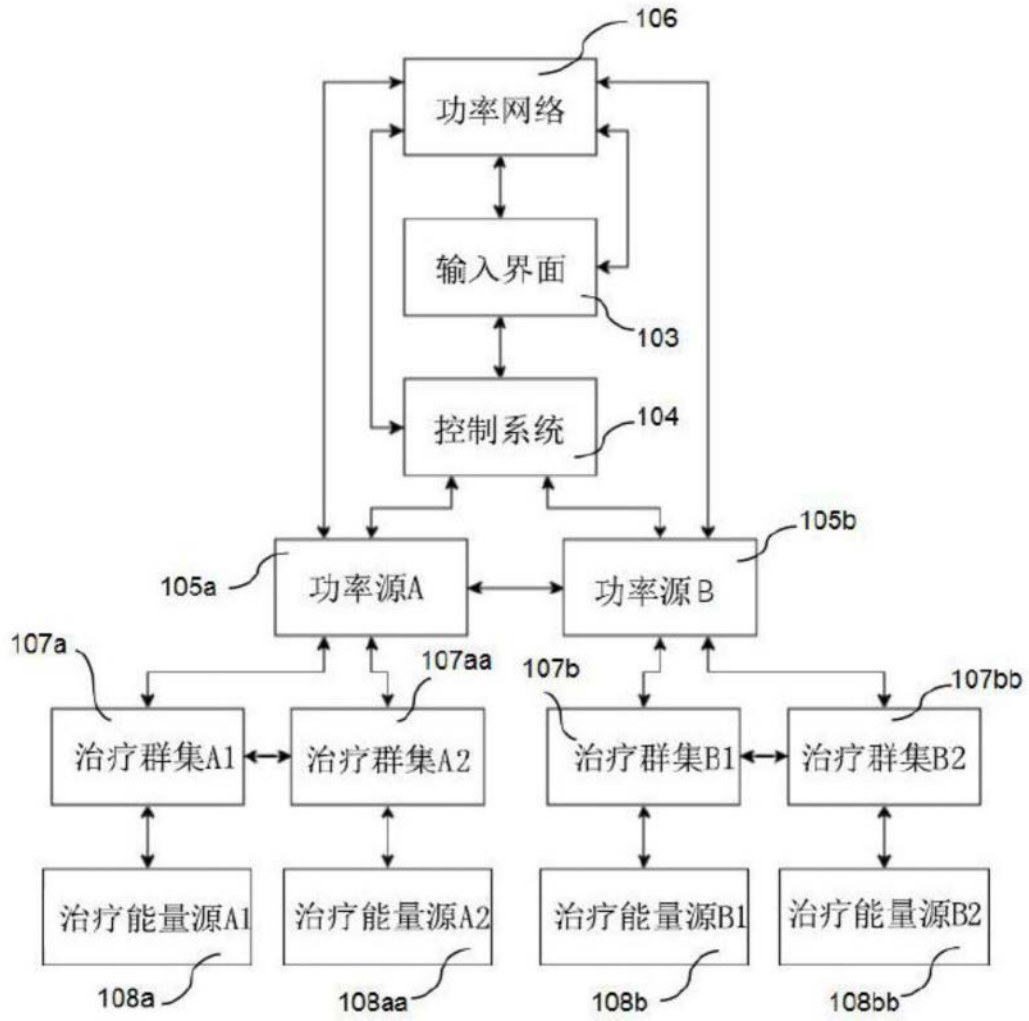


图1e

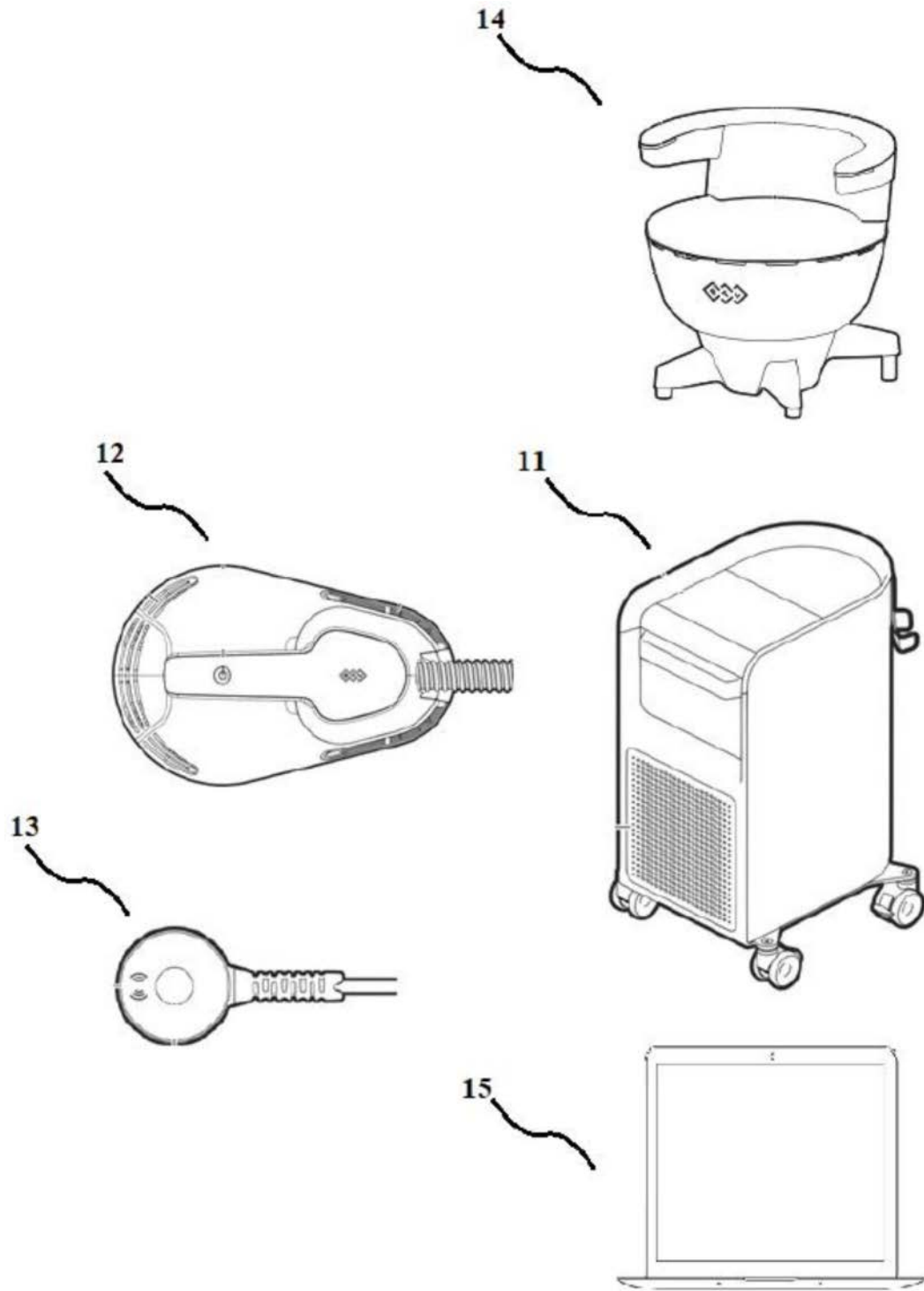


图1f

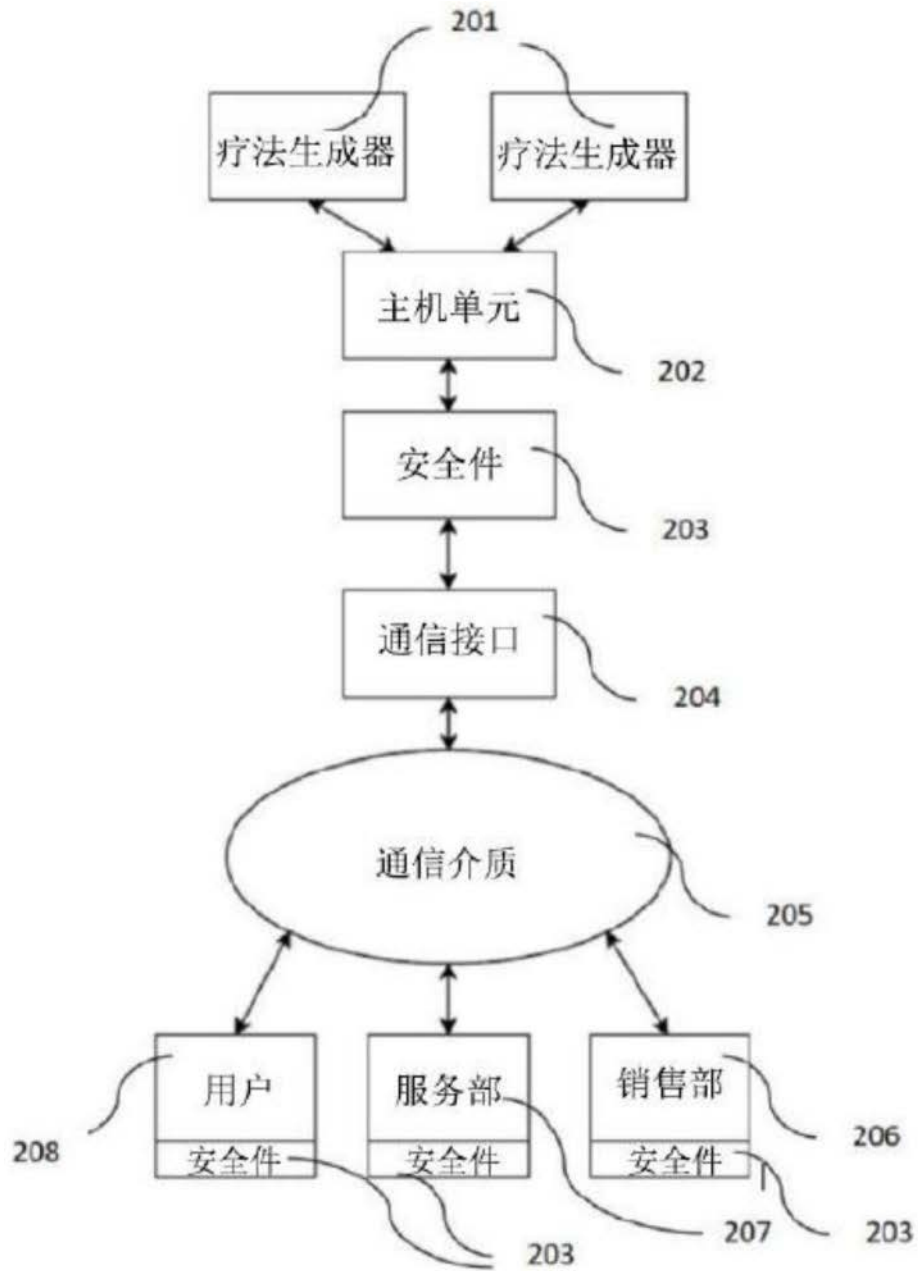


图2

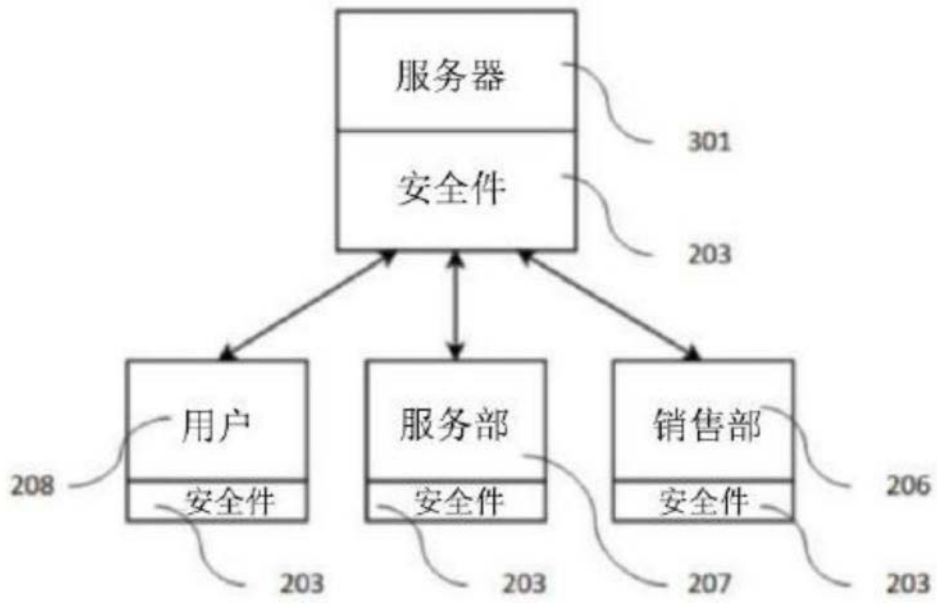


图3

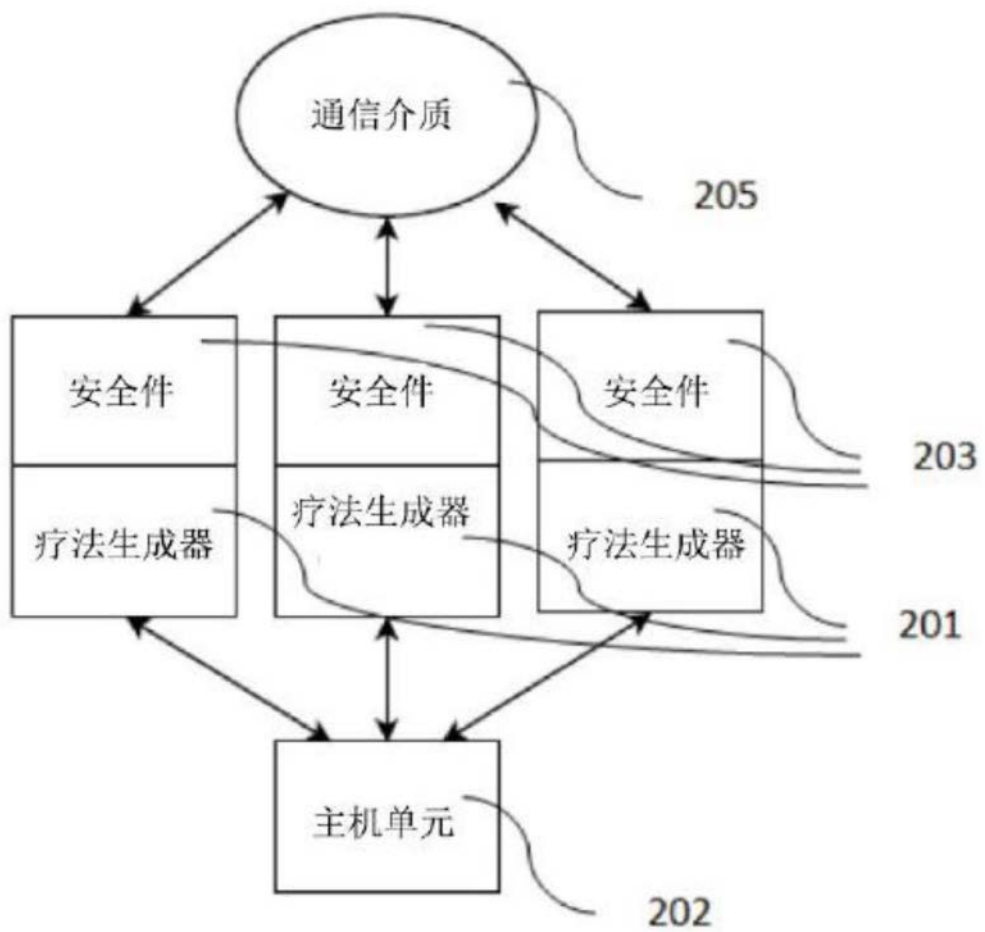


图4

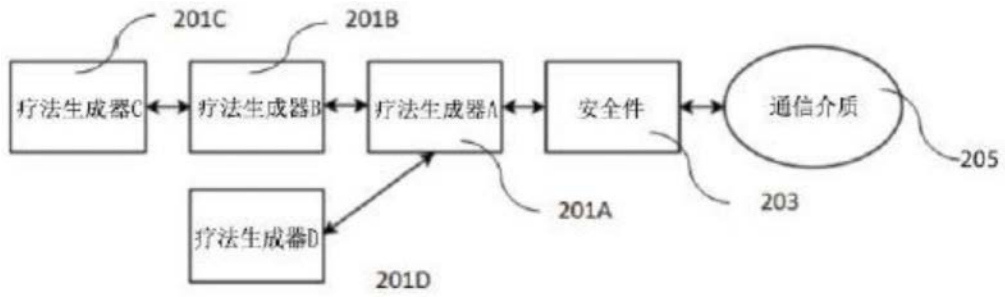


图5

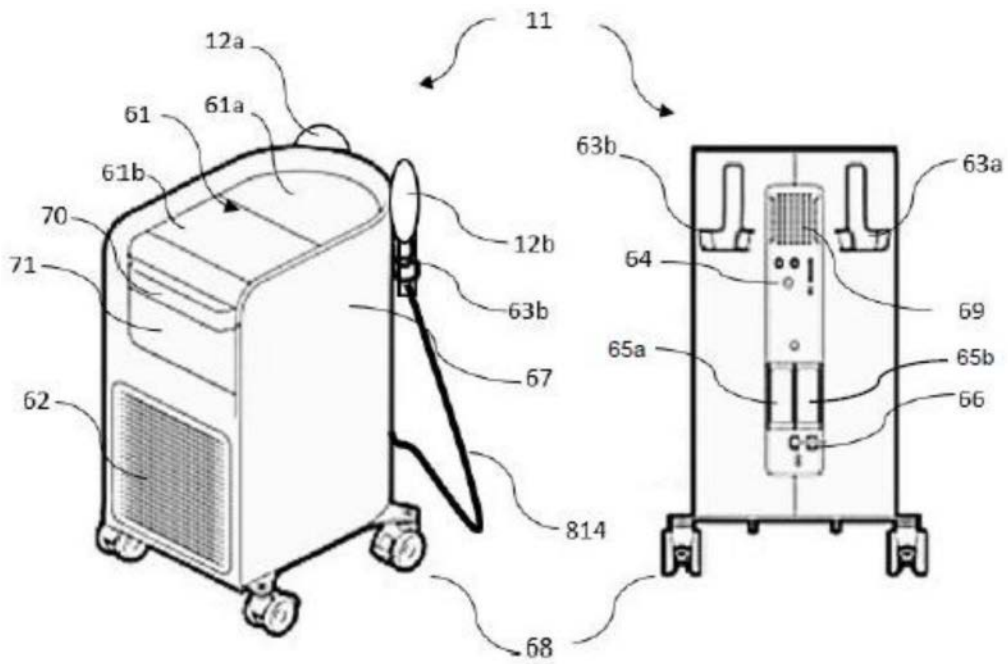


图6

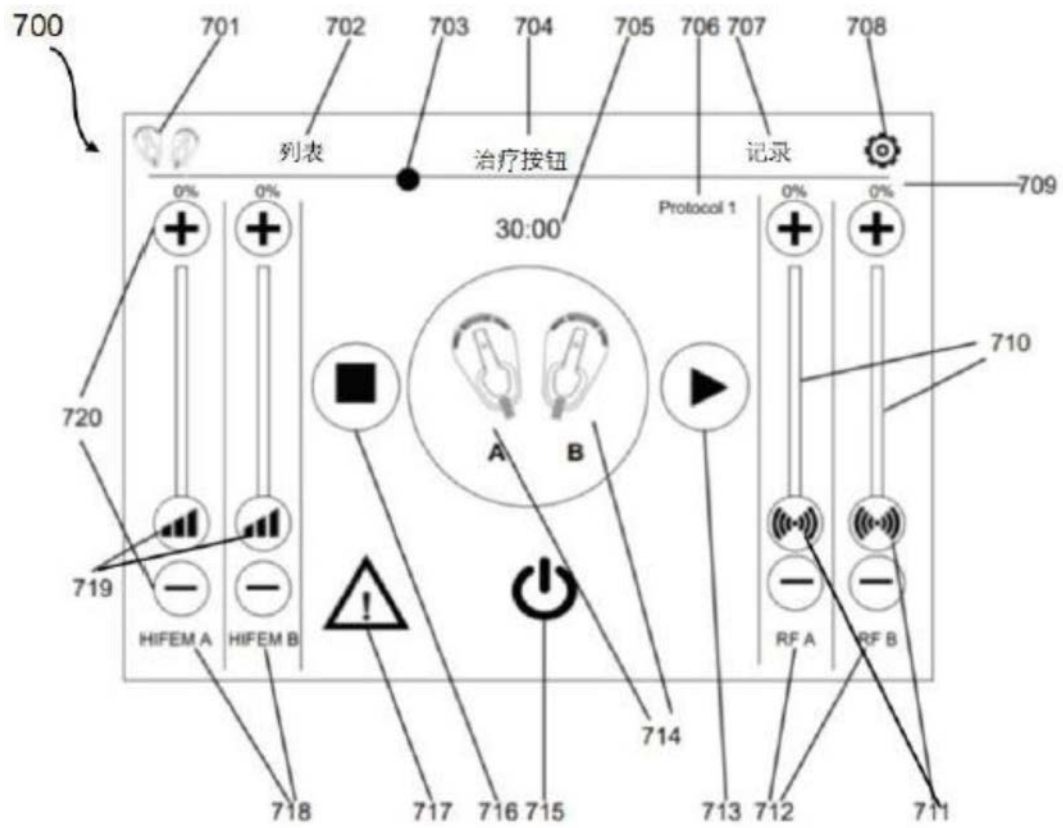


图7

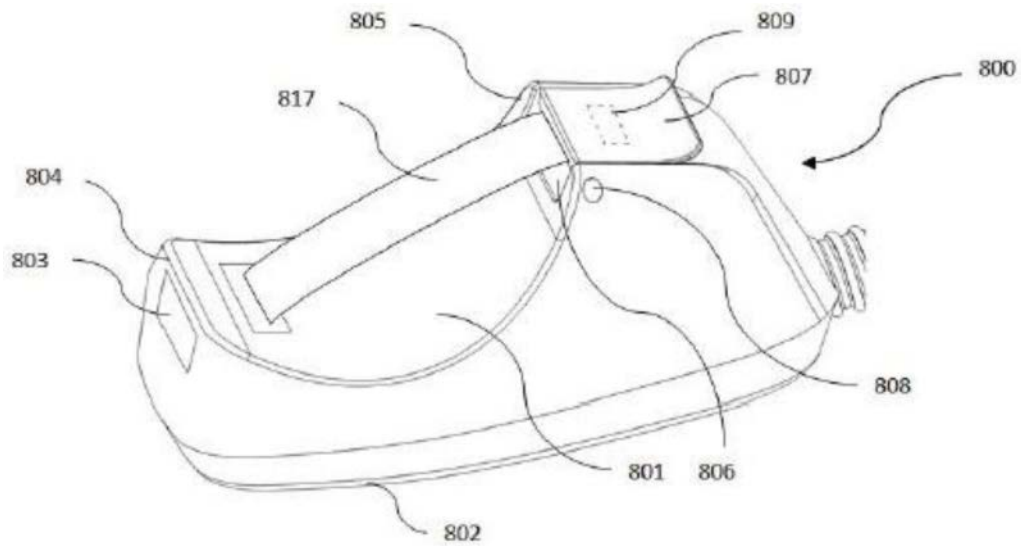


图8a

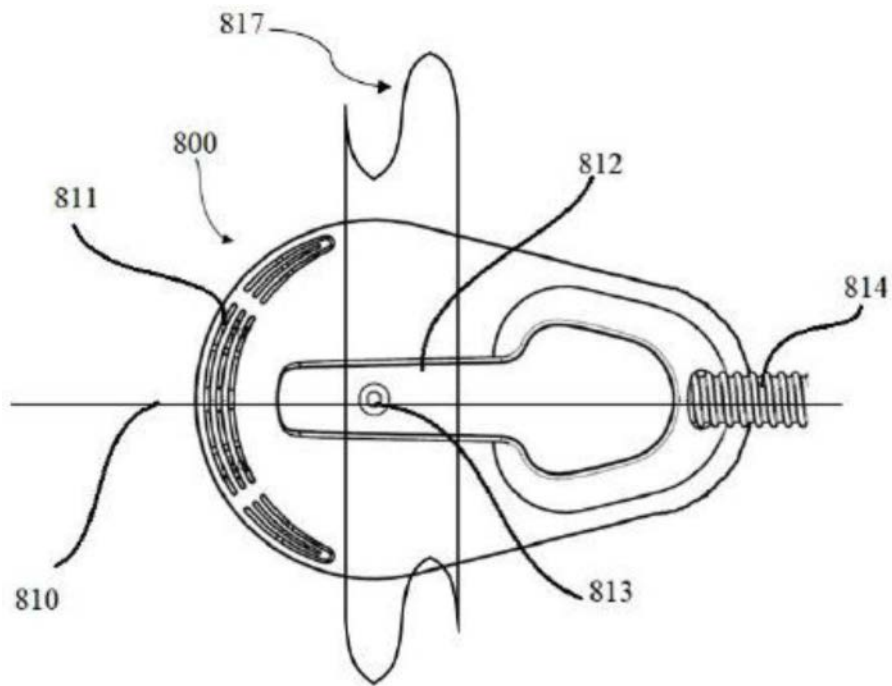


图8b

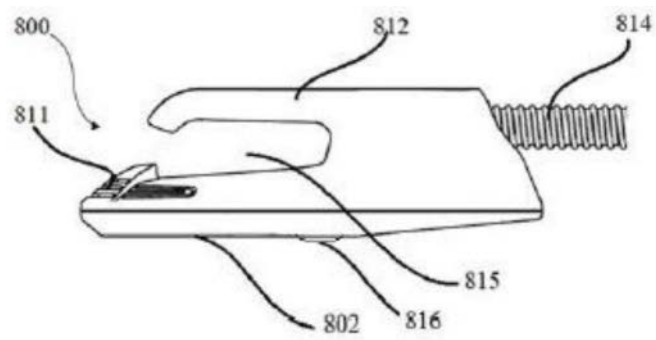


图8c

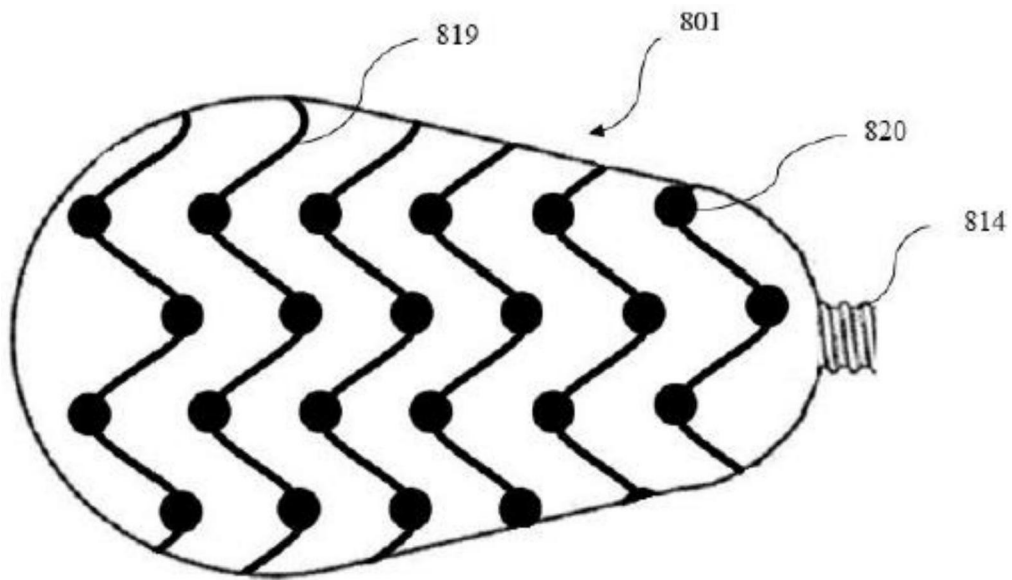


图8d

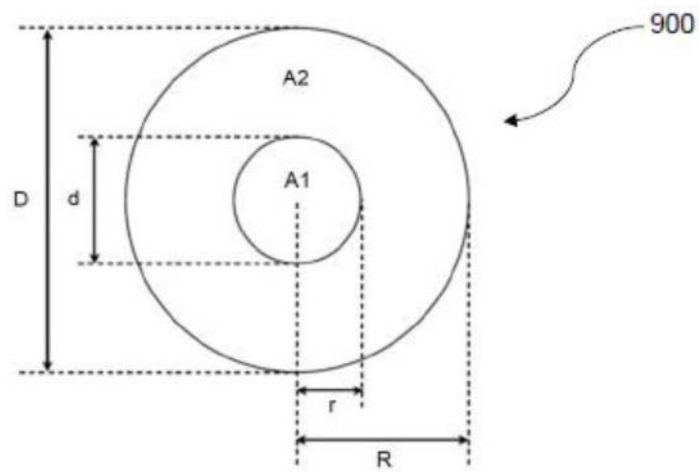


图9a

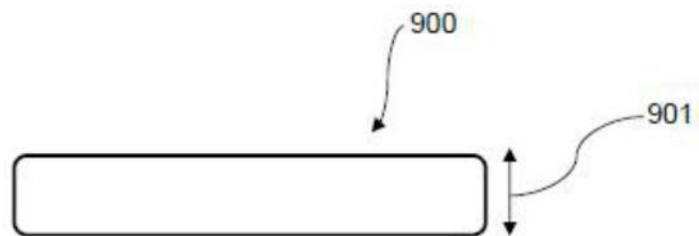


图9b

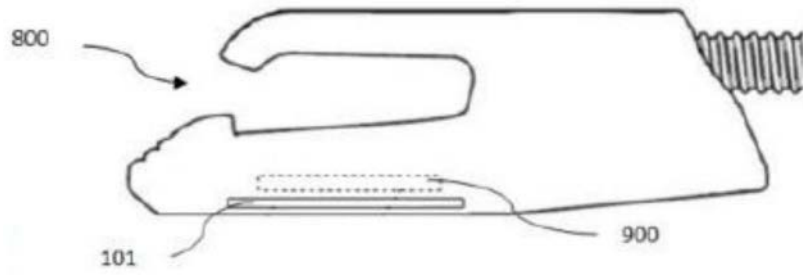


图10a

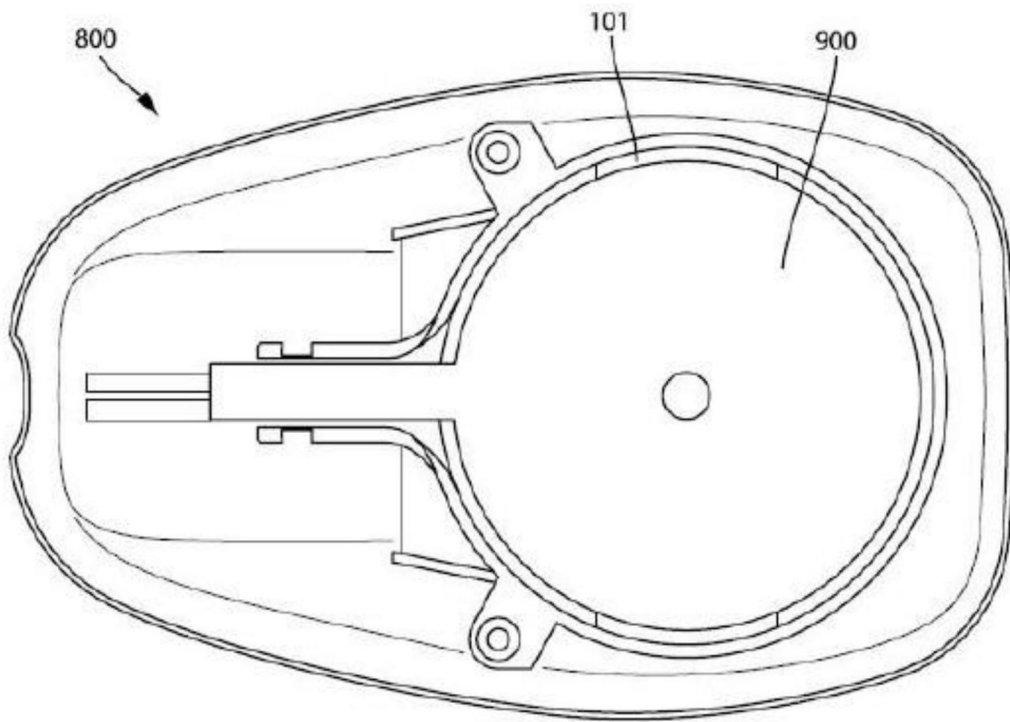


图10b

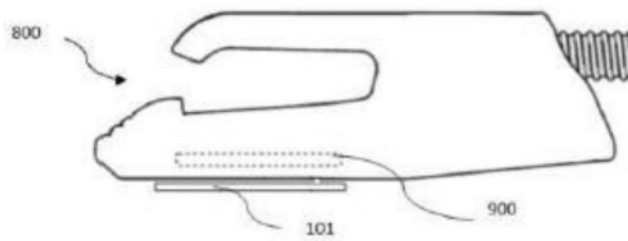


图10c

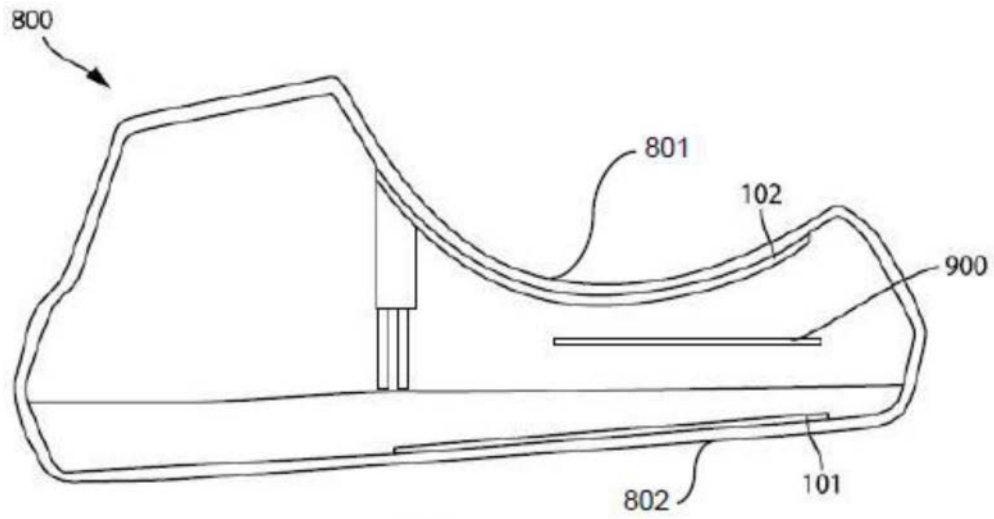


图10d

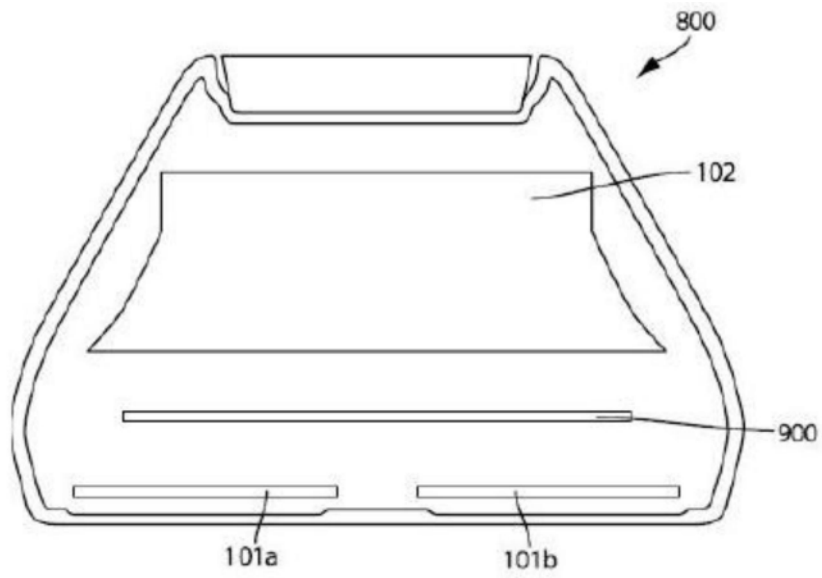


图10e

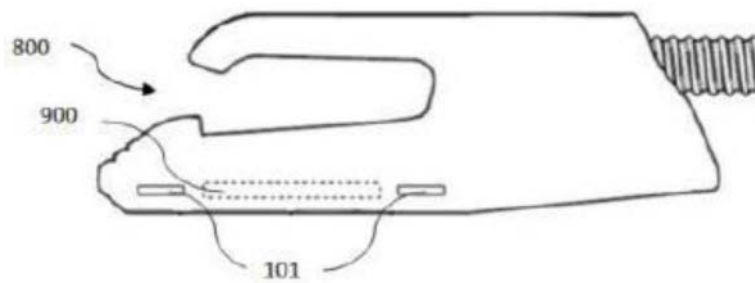


图10f

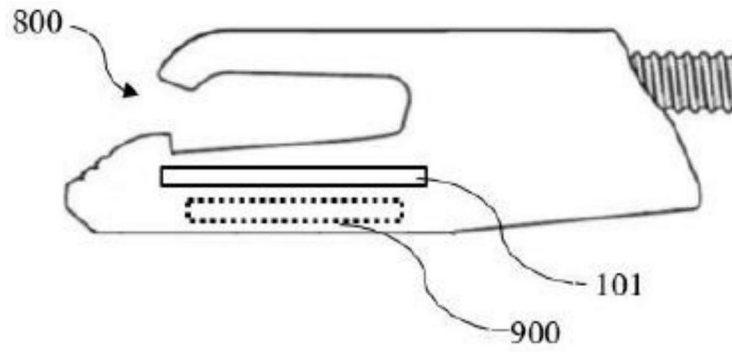


图10g

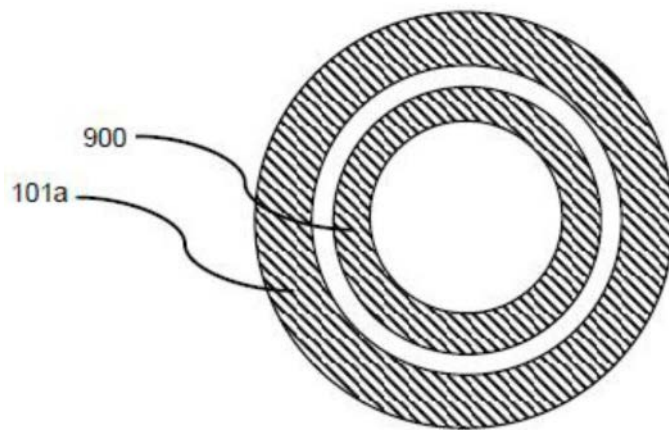


图11

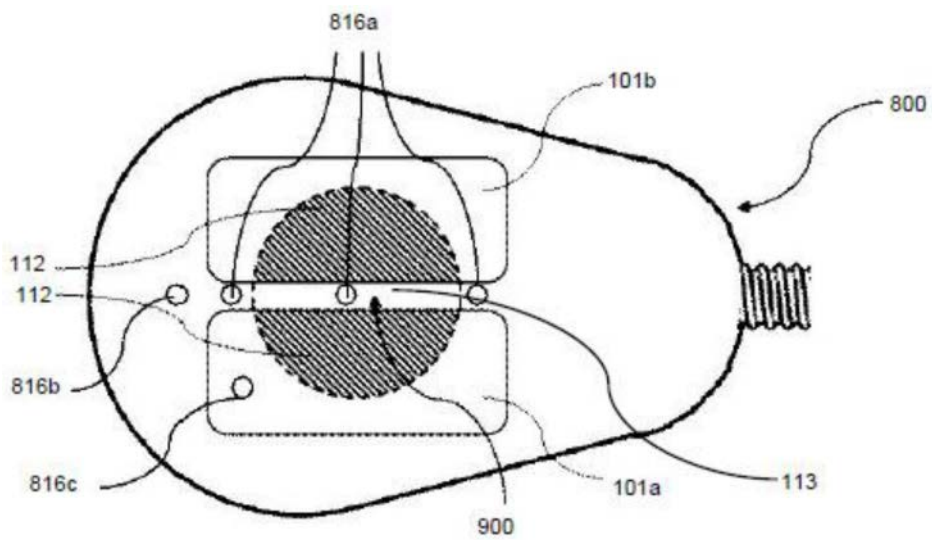


图12

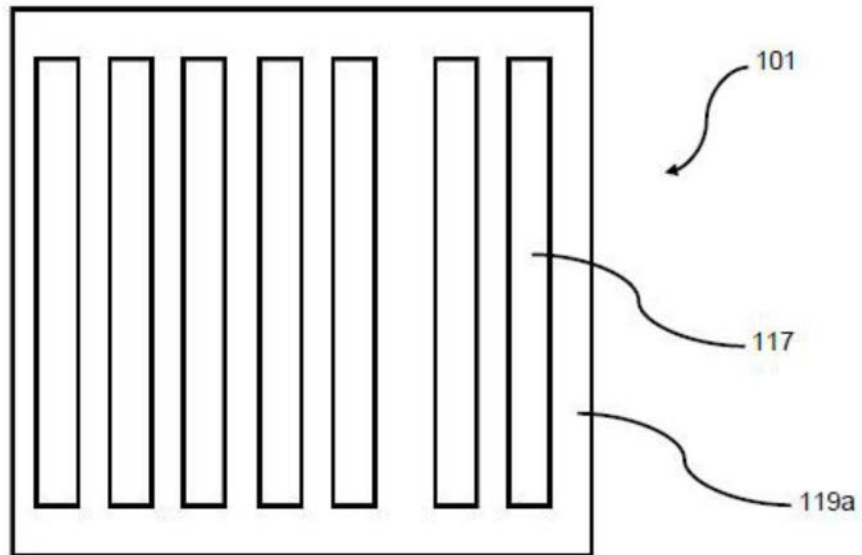


图13a

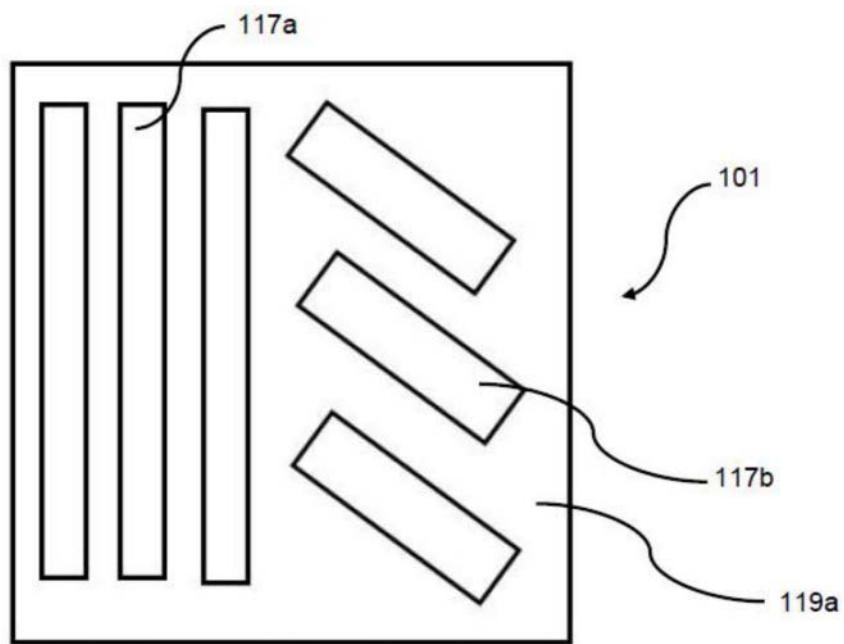


图13b

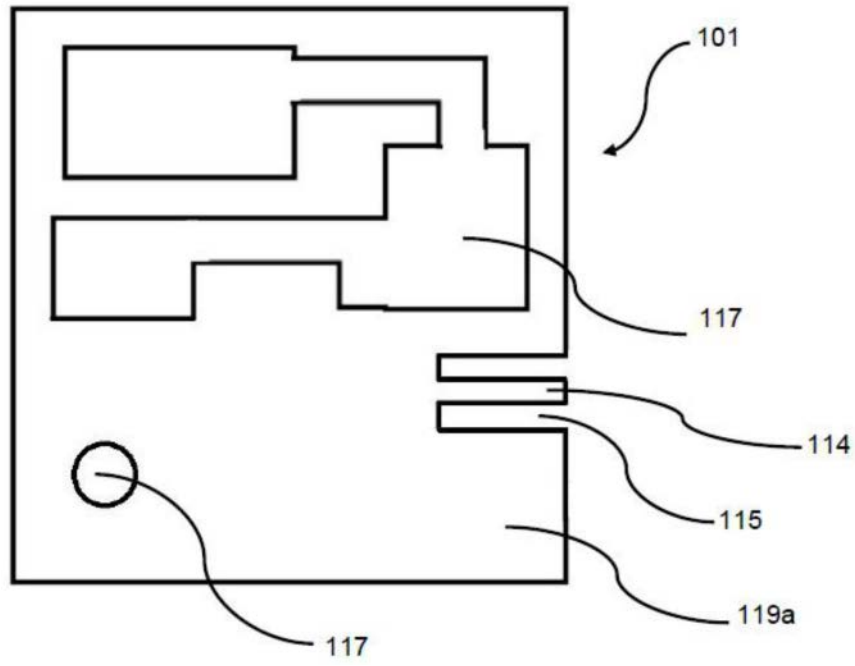


图13c

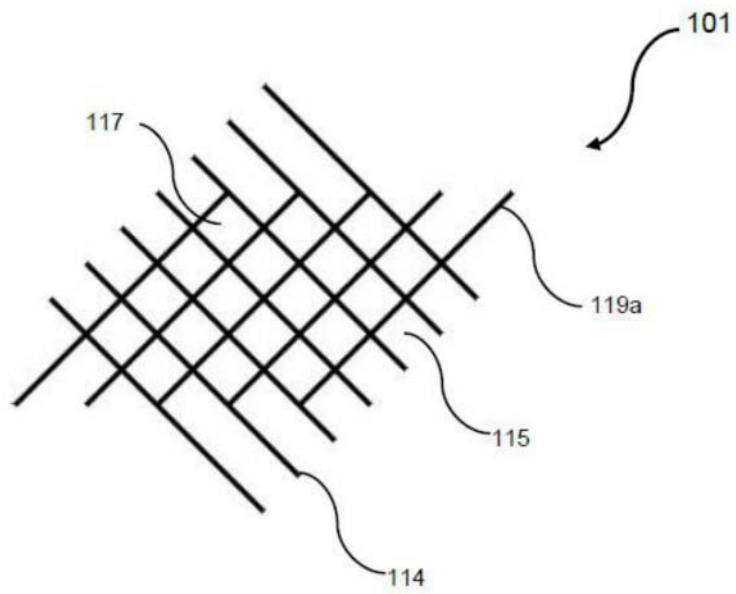


图13d

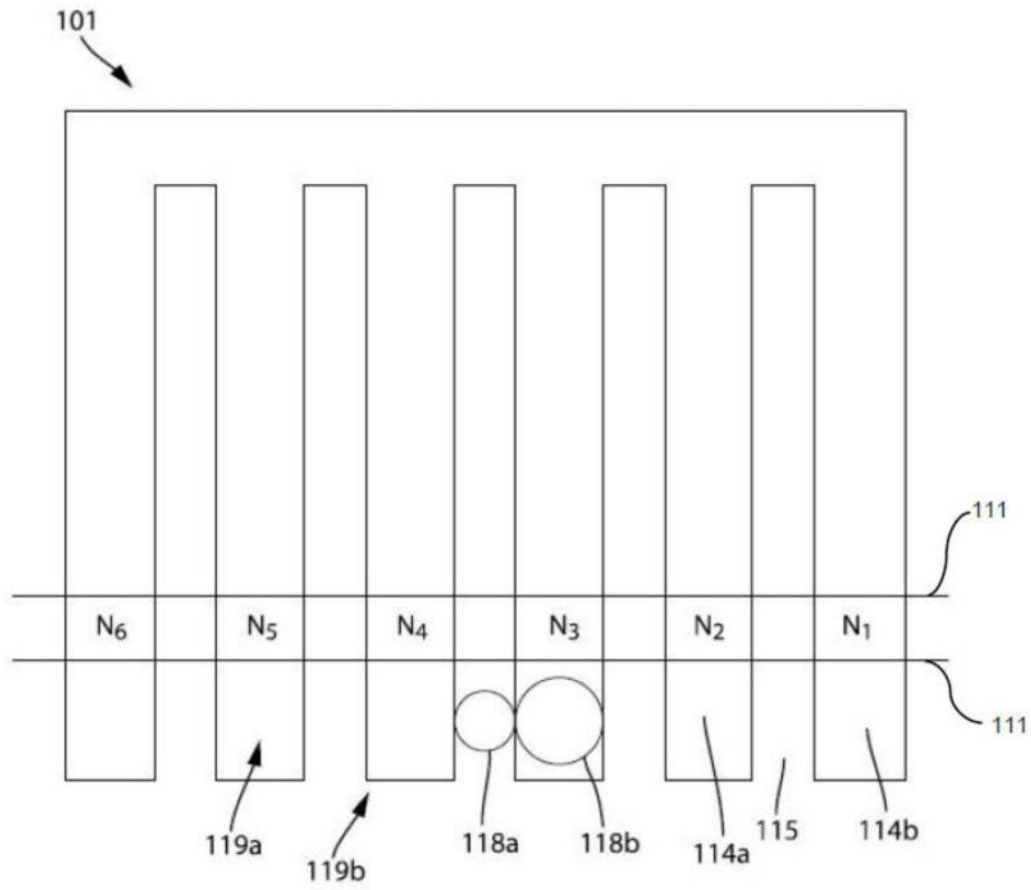


图13e

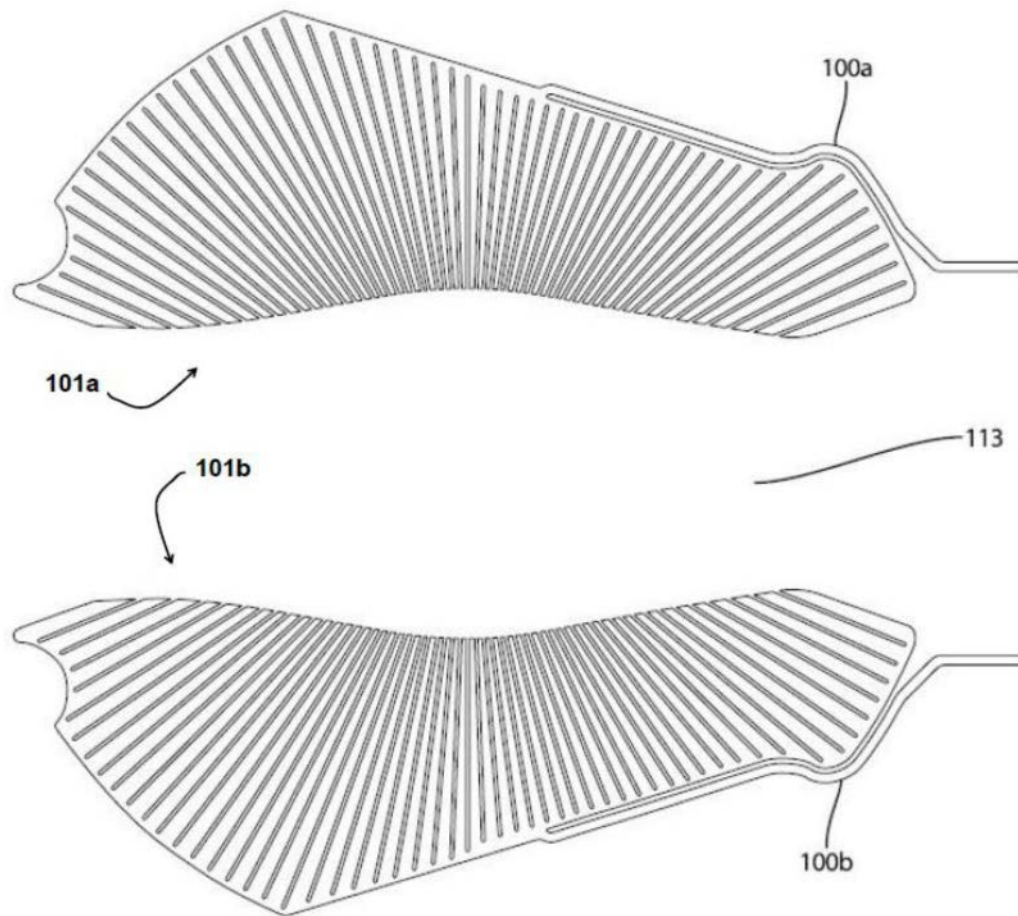


图14a

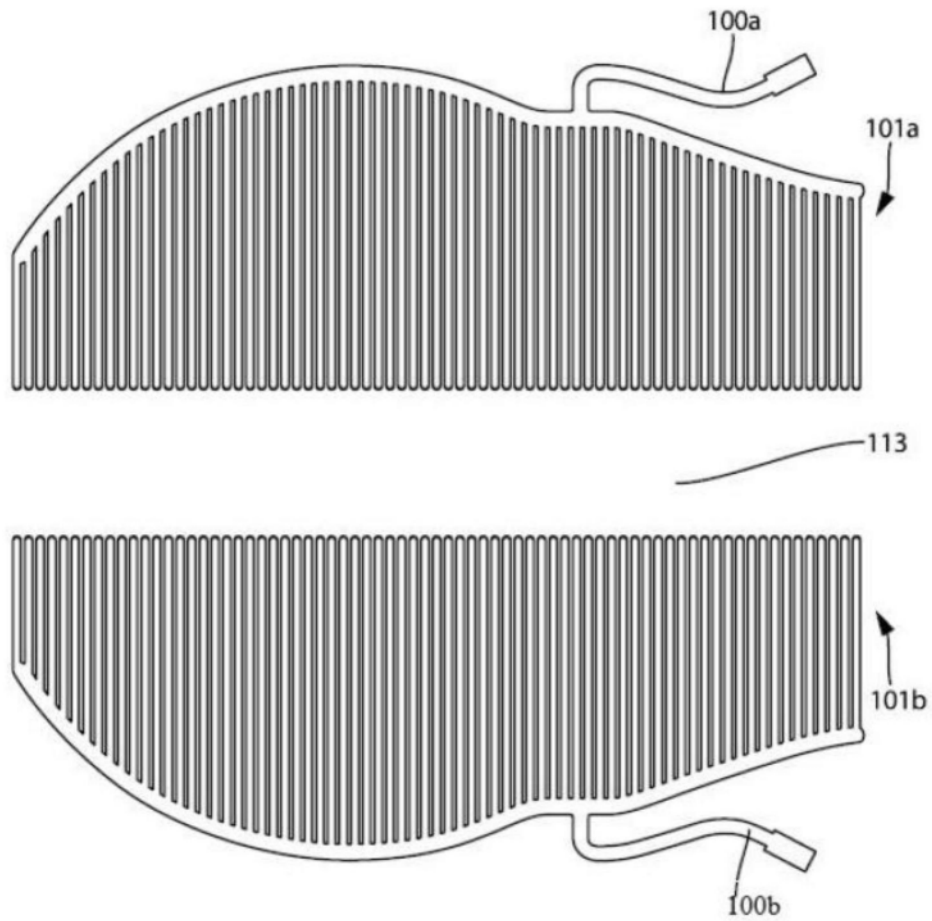


图14b

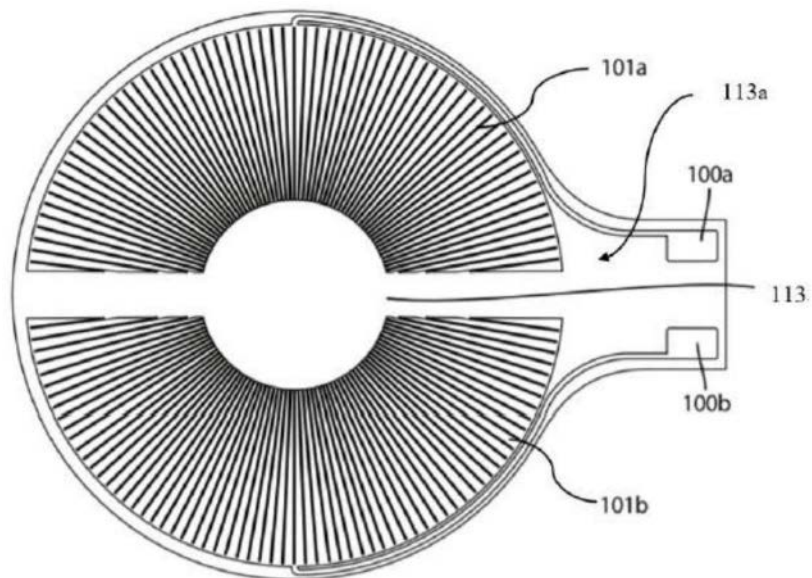


图14c

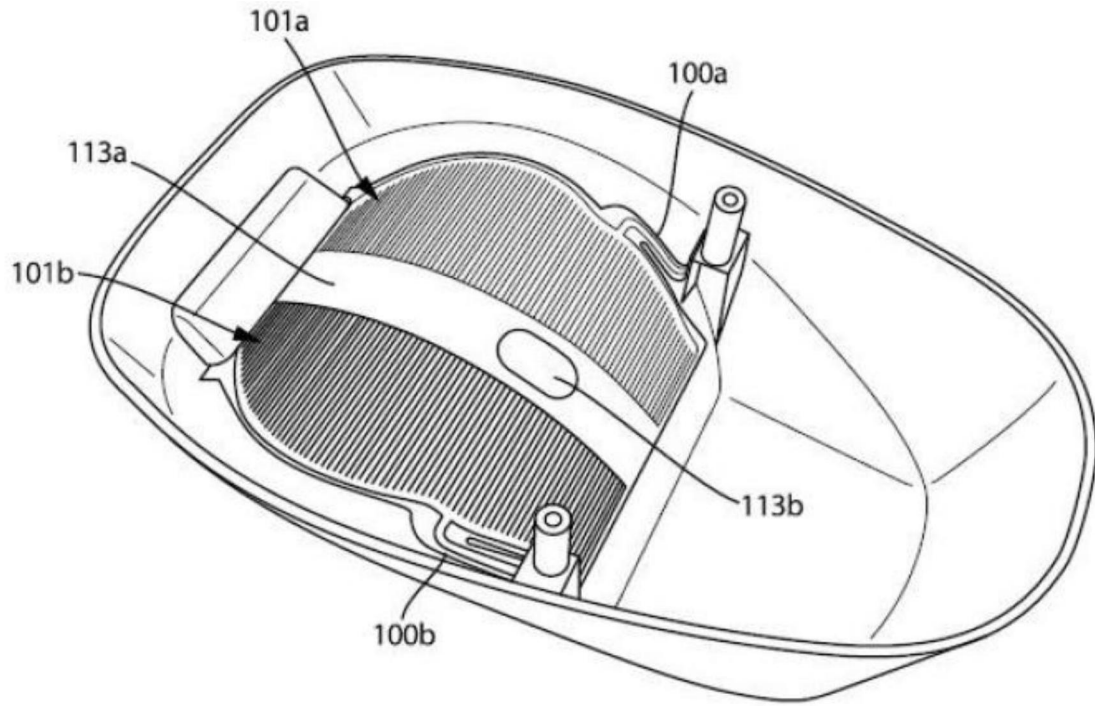


图14d

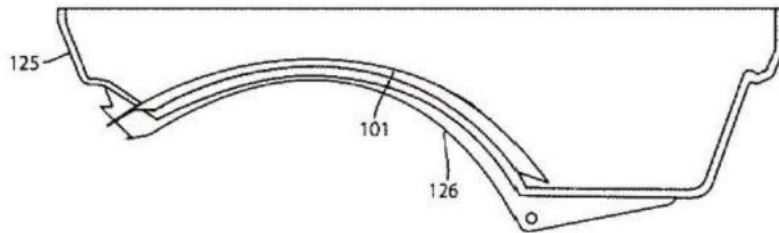


图14e

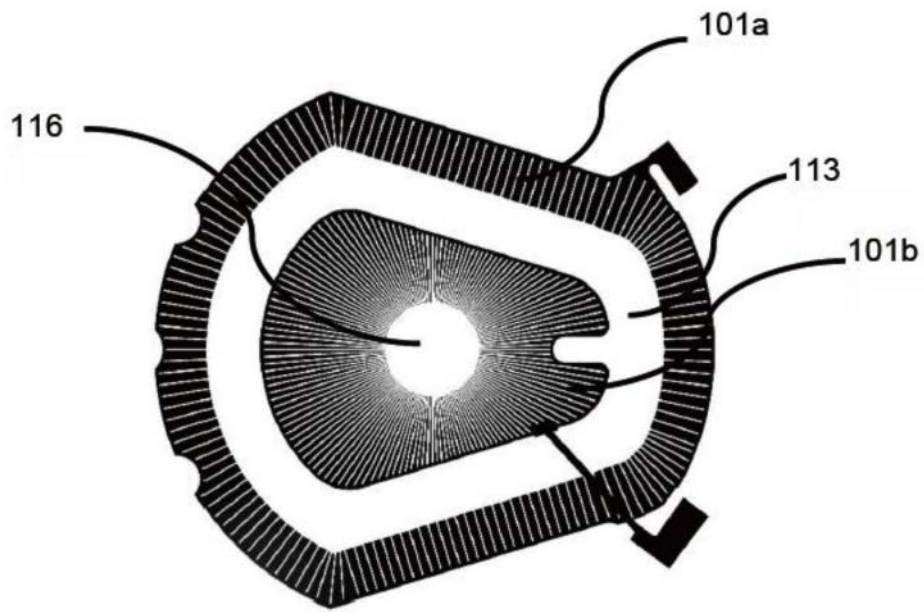


图15a

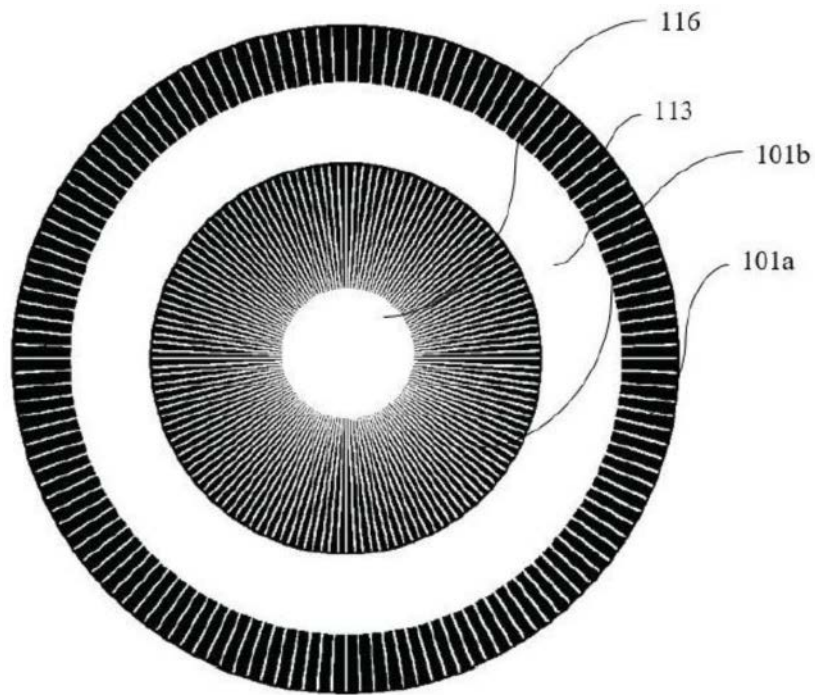


图15b

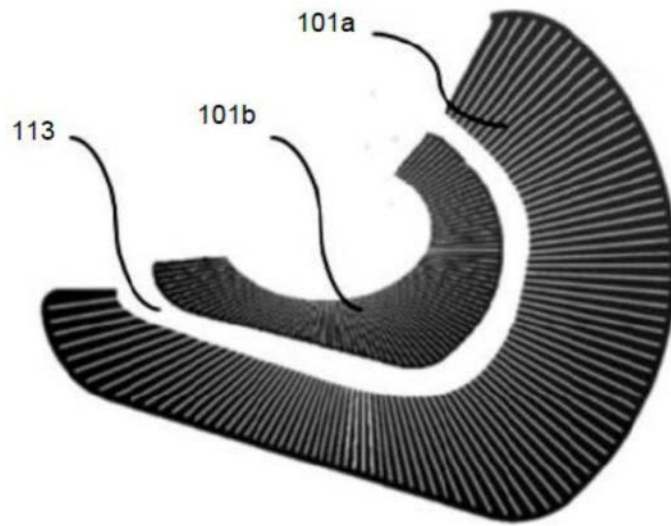


图15c

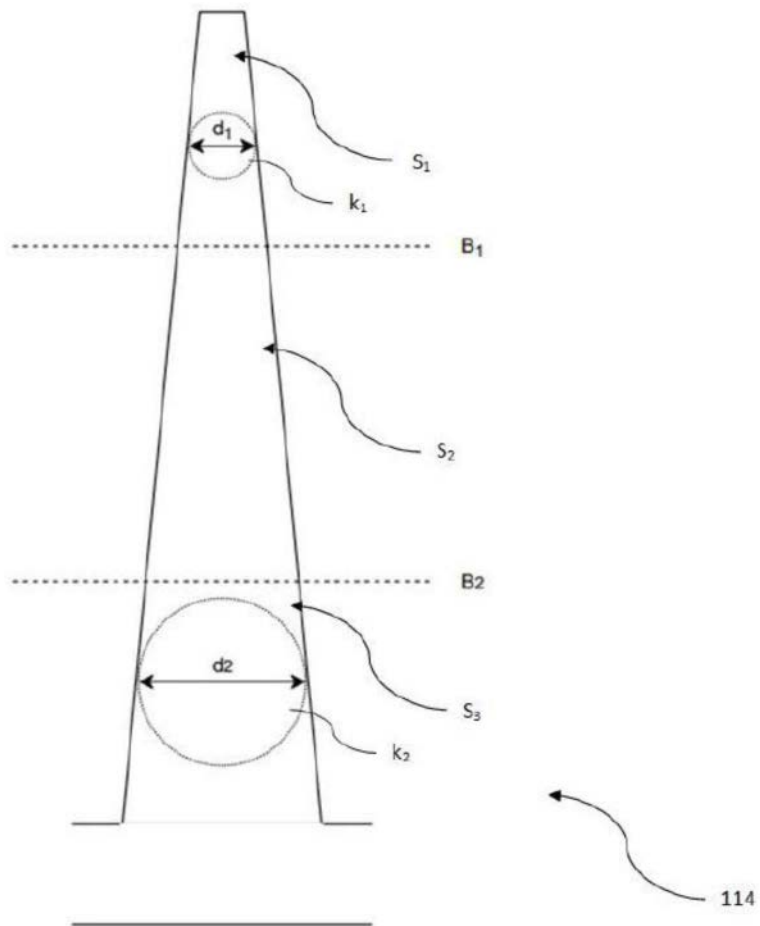


图16

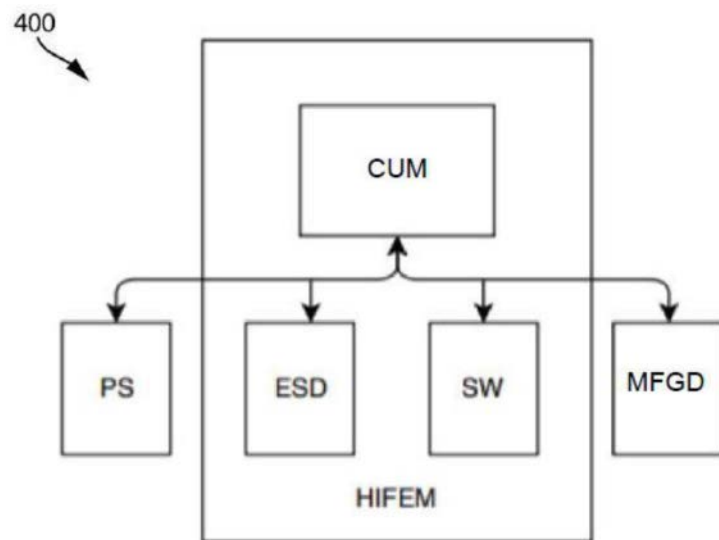


图17

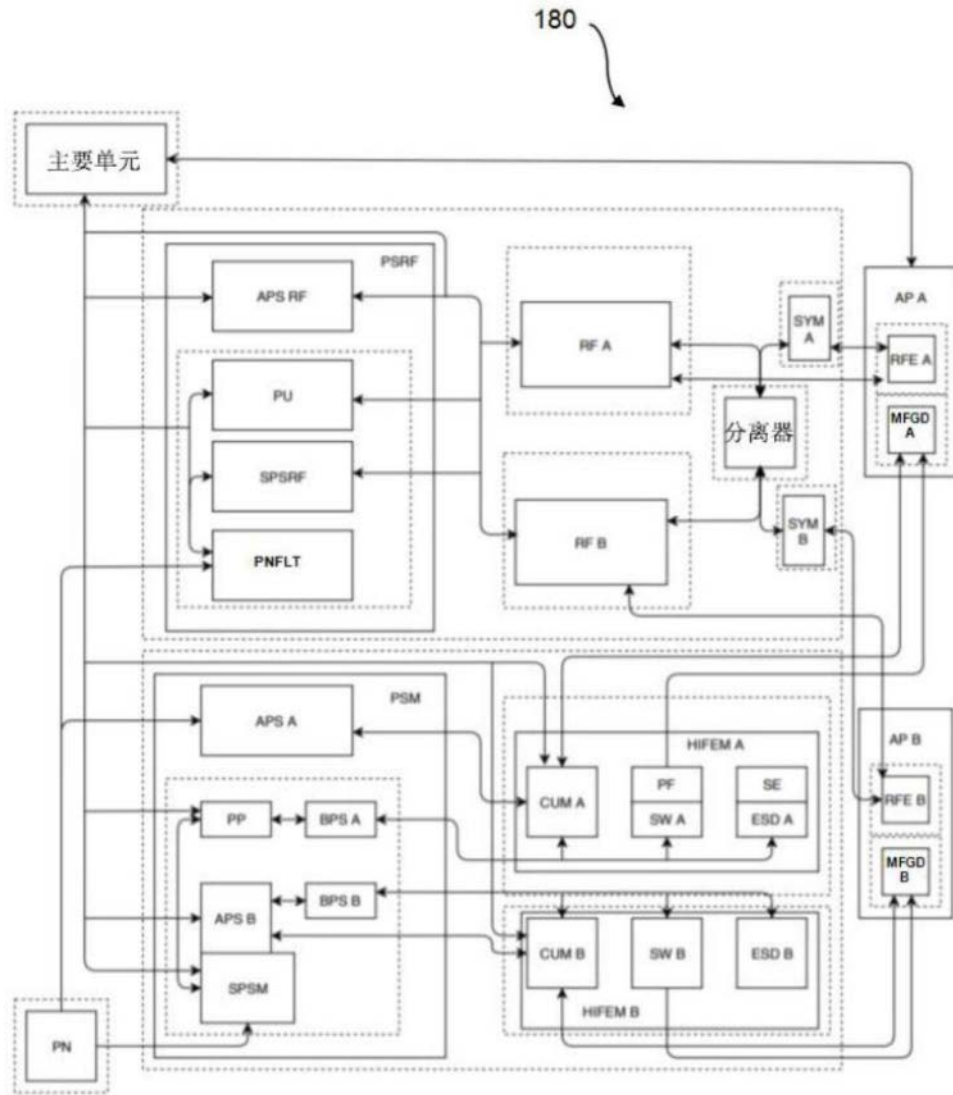


图18a

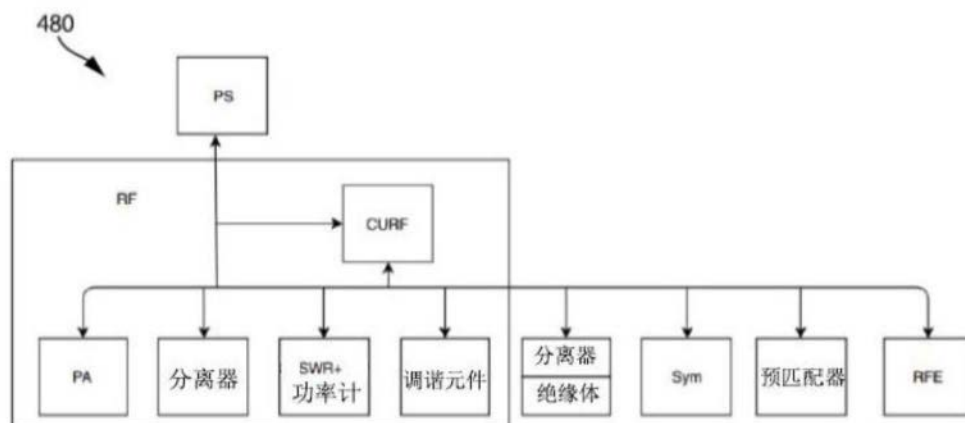


图18b

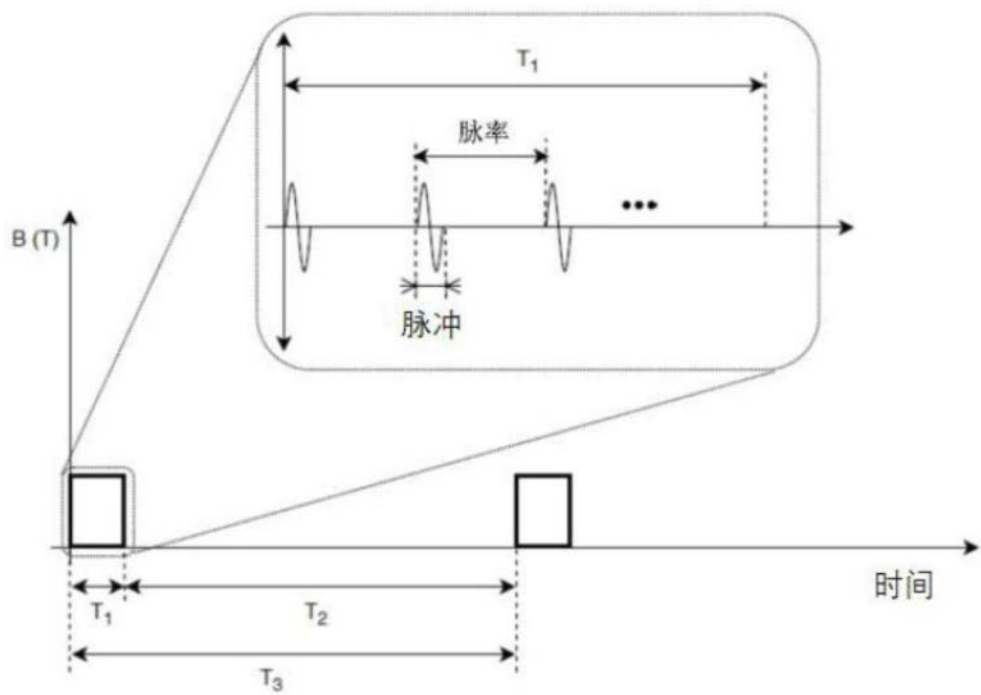


图19

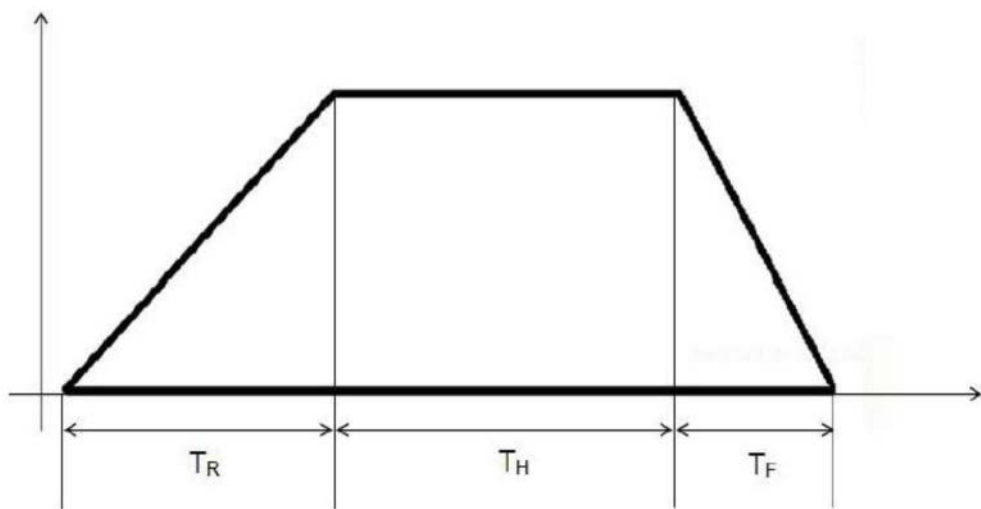


图20

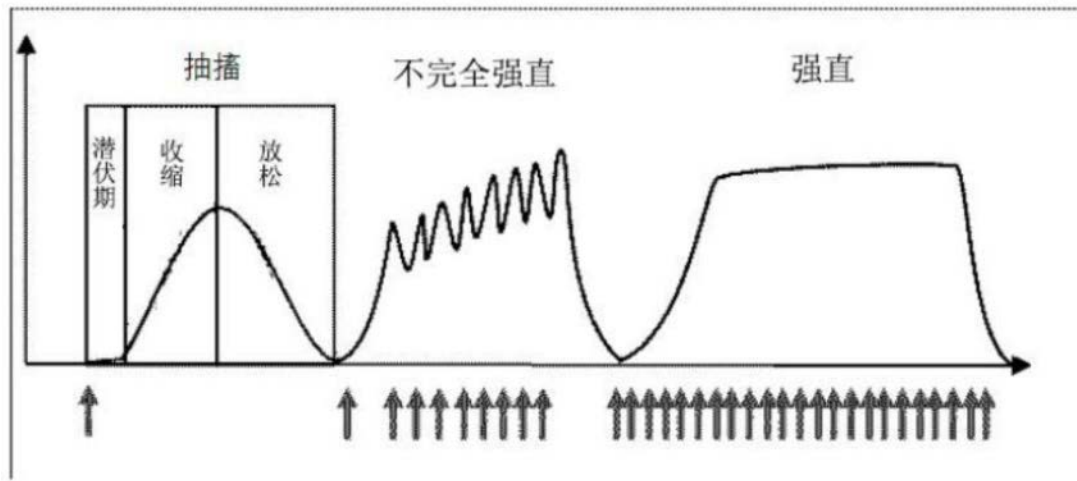


图21

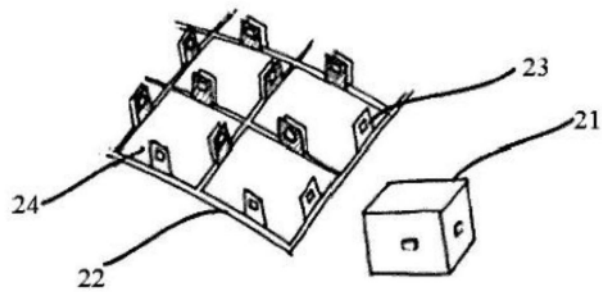


图22

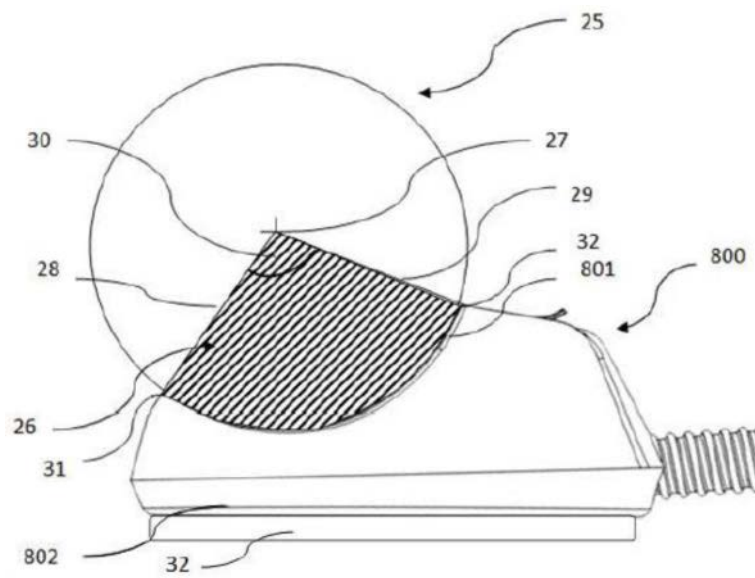


图23

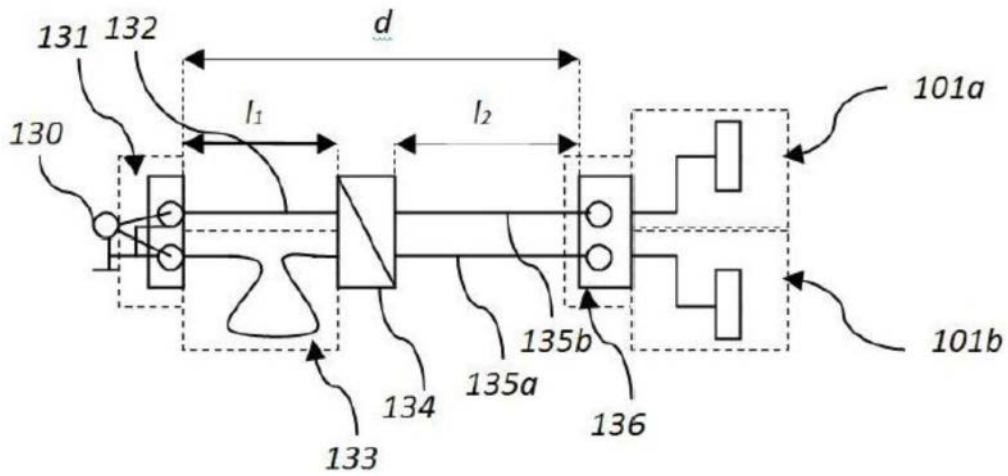


图24

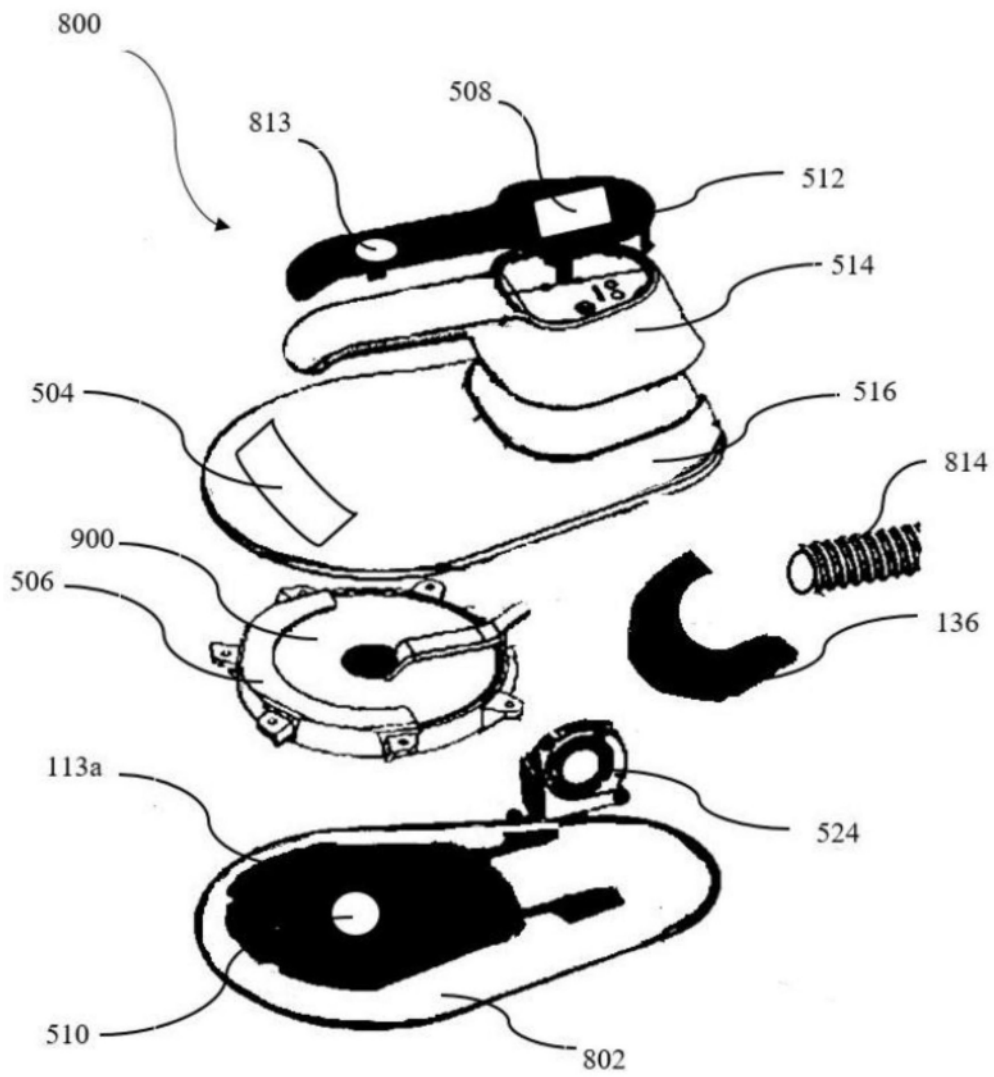


图25

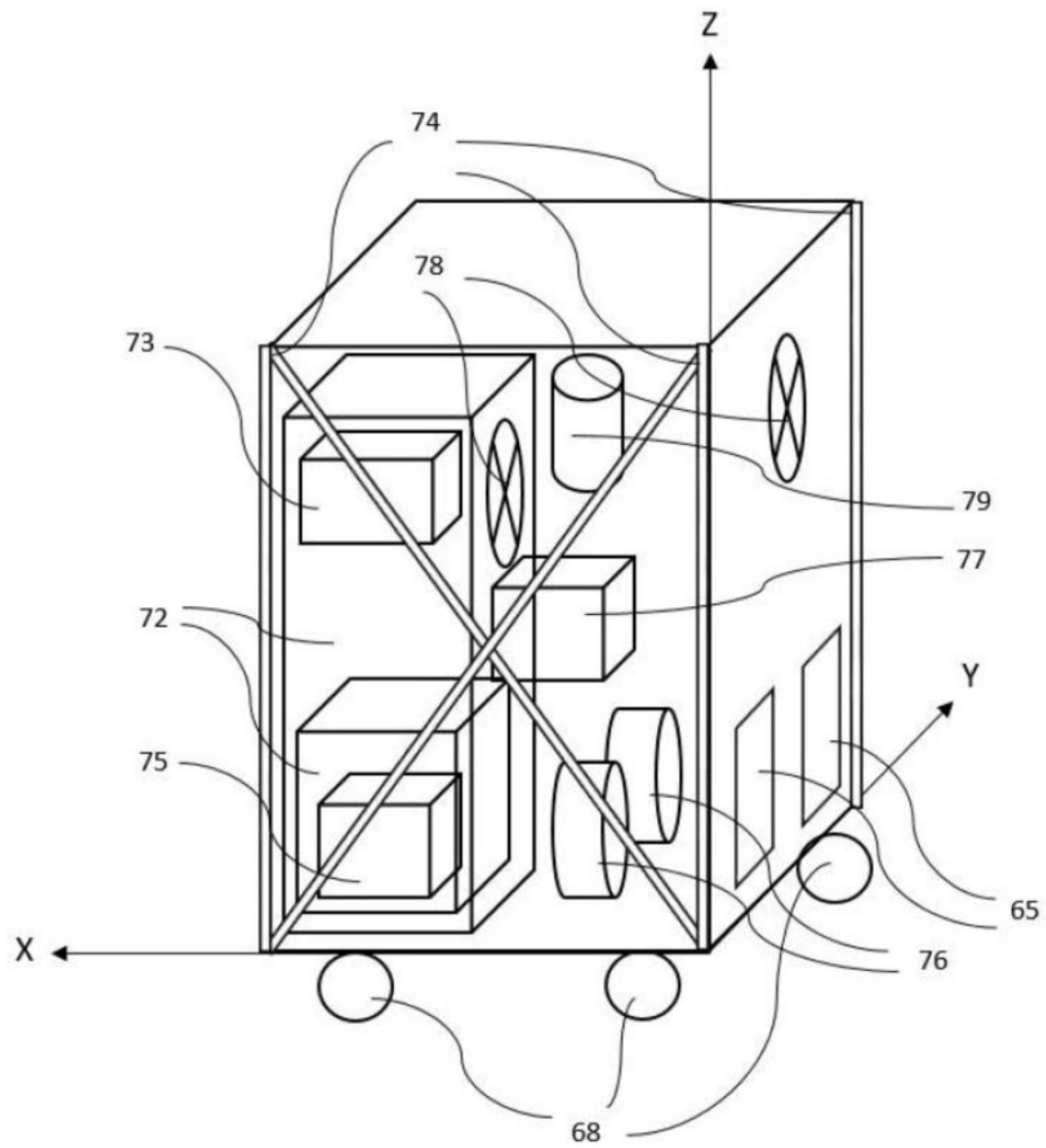


图26

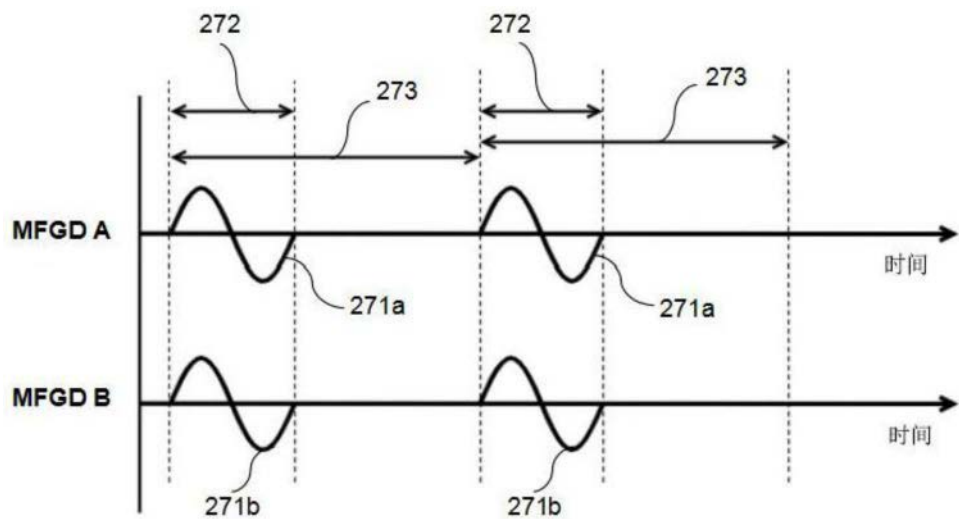


图27a

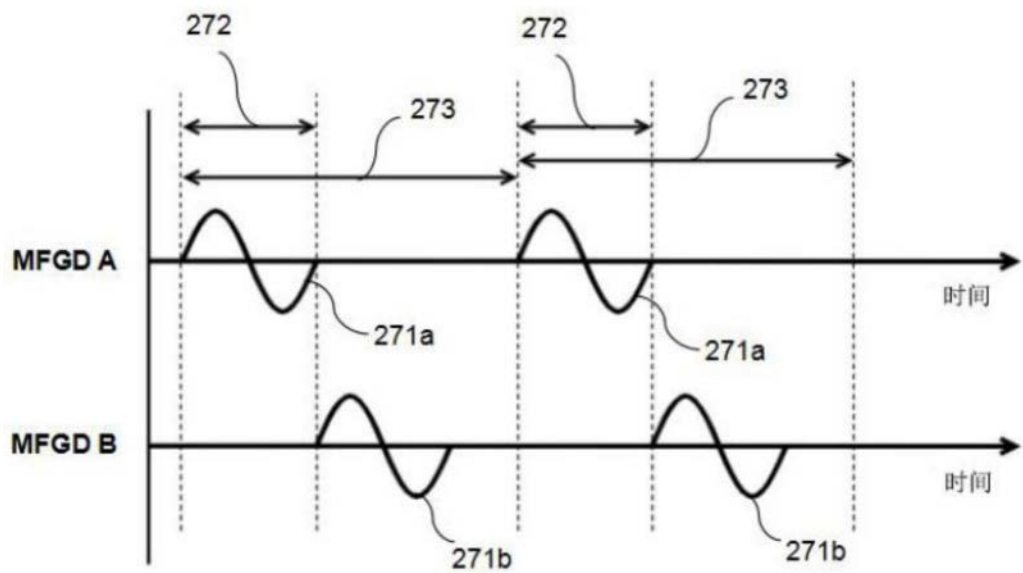


图27b

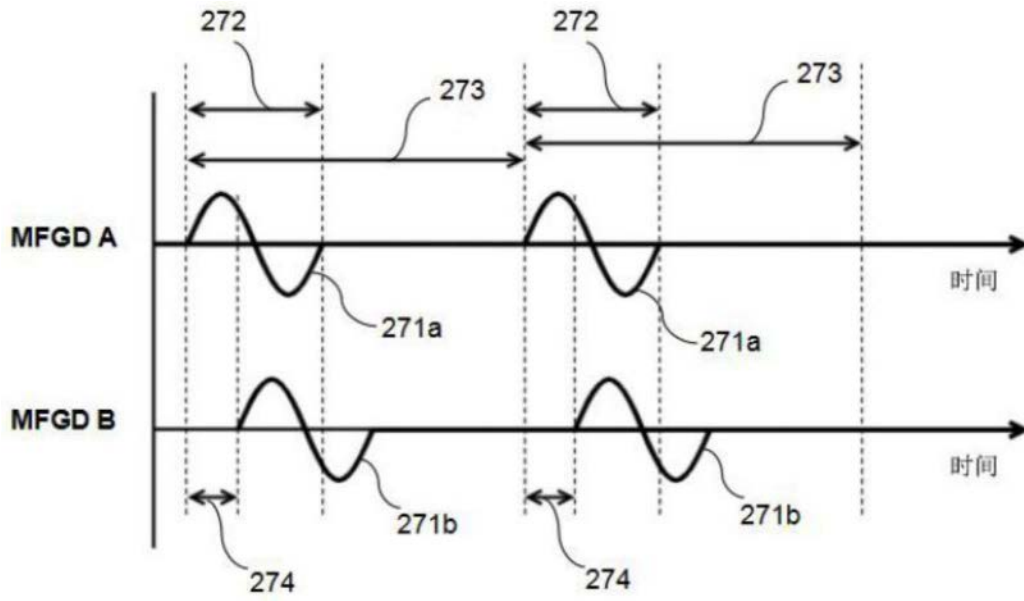


图27c

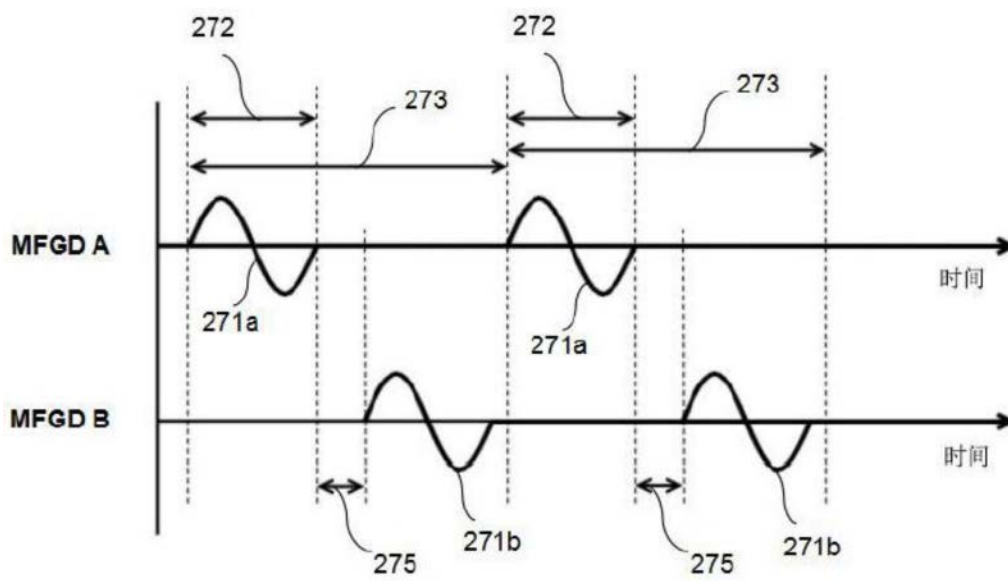


图27d

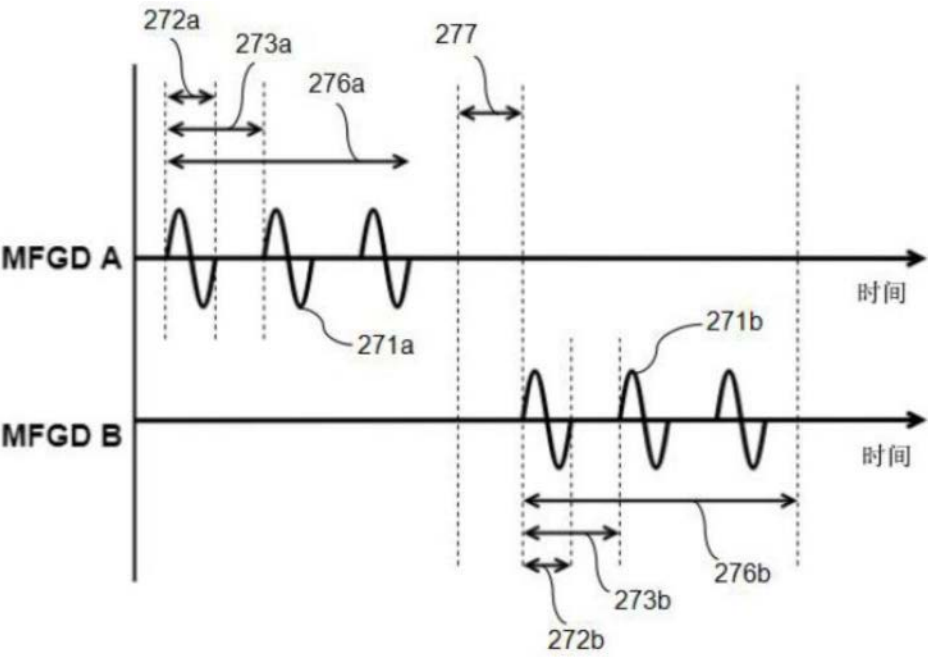


图27e

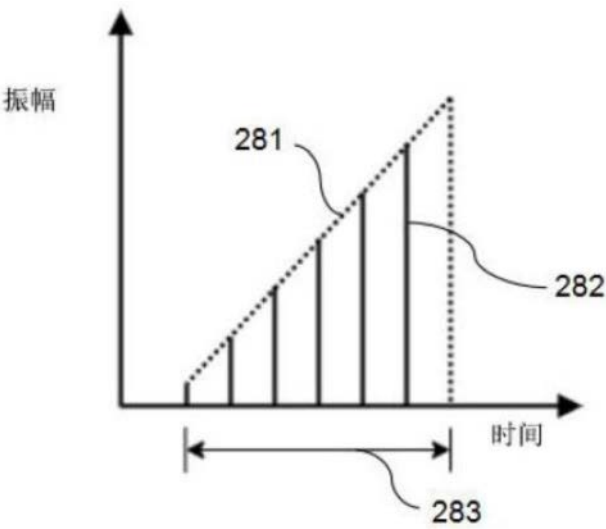


图28

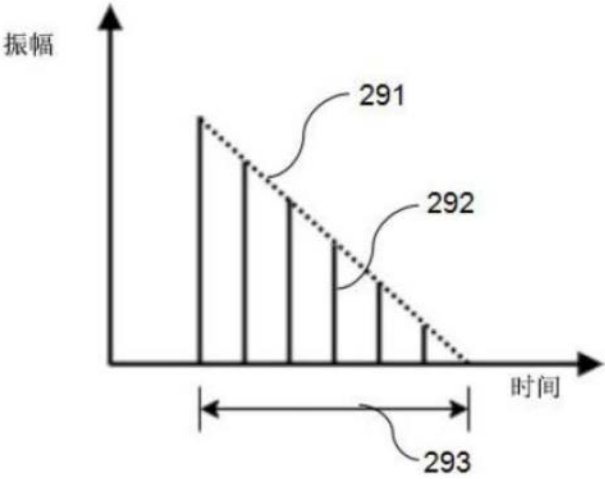


图29

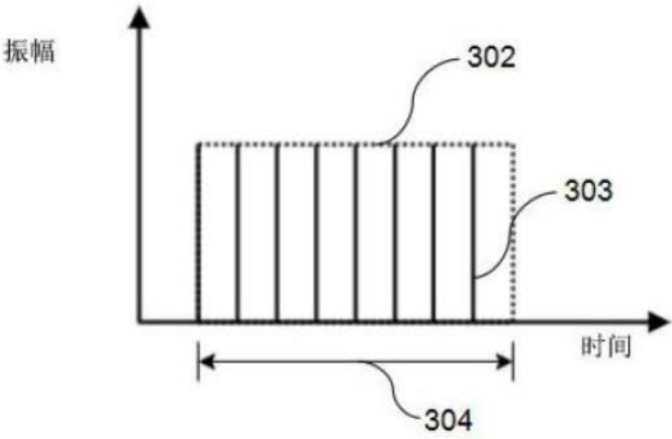


图30

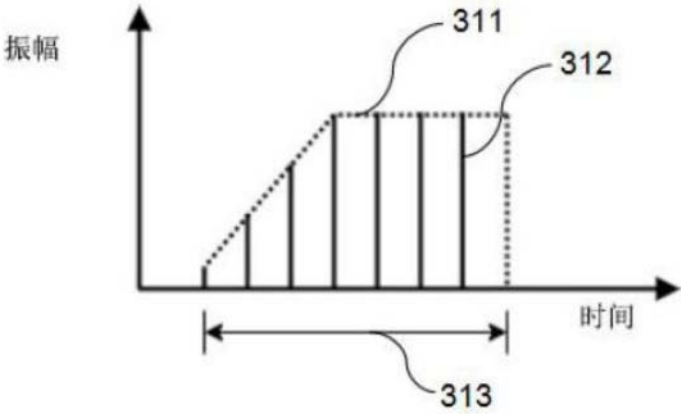


图31

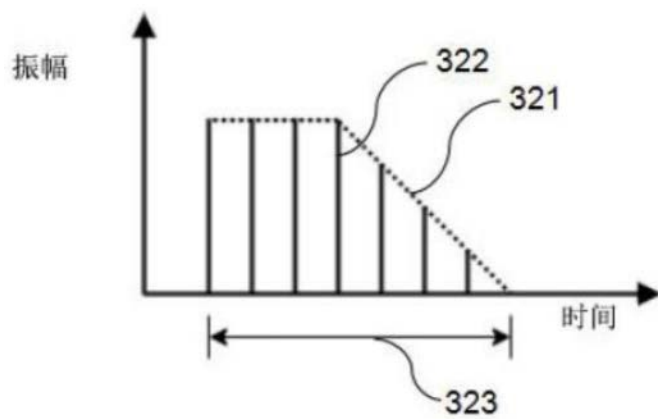


图32

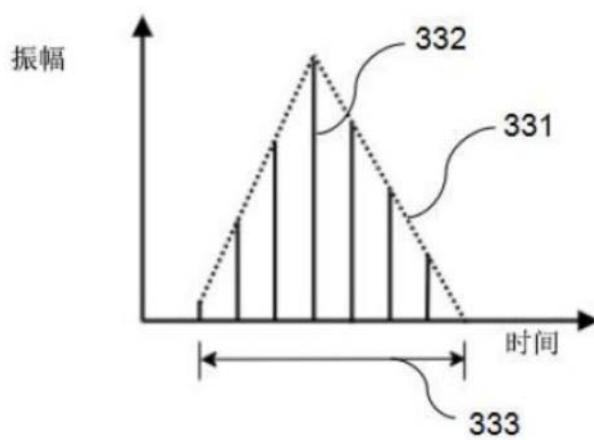


图33

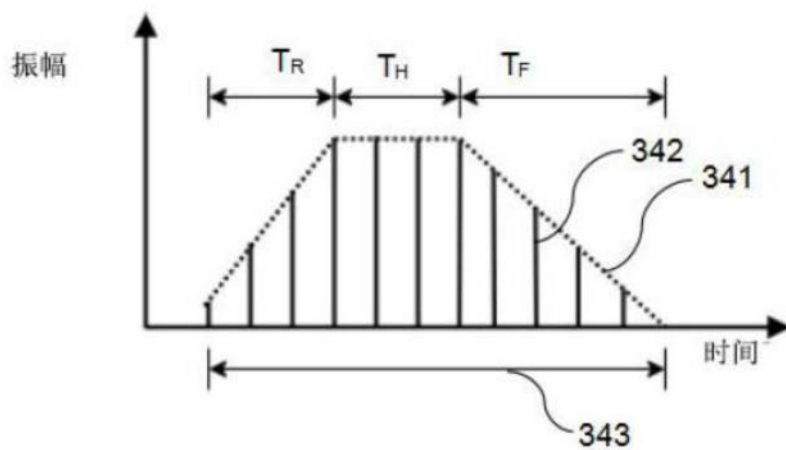


图34

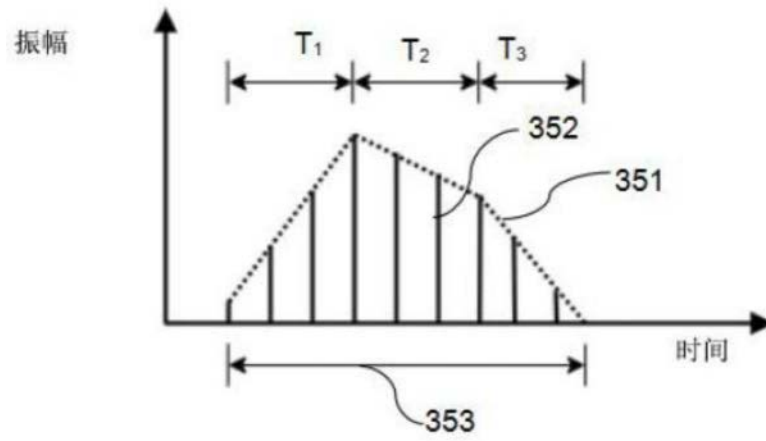


图35

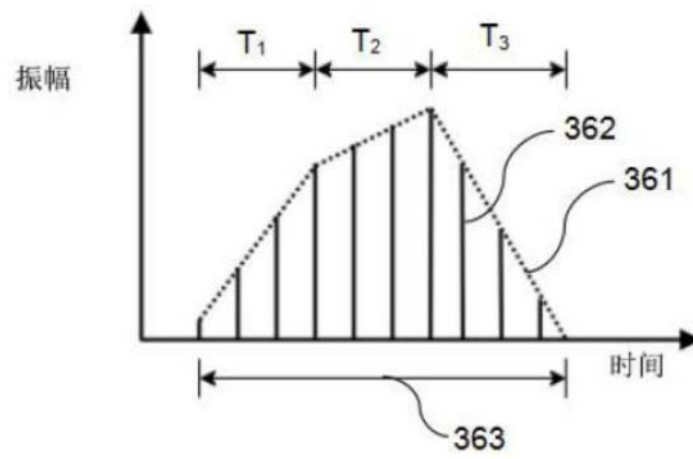


图36

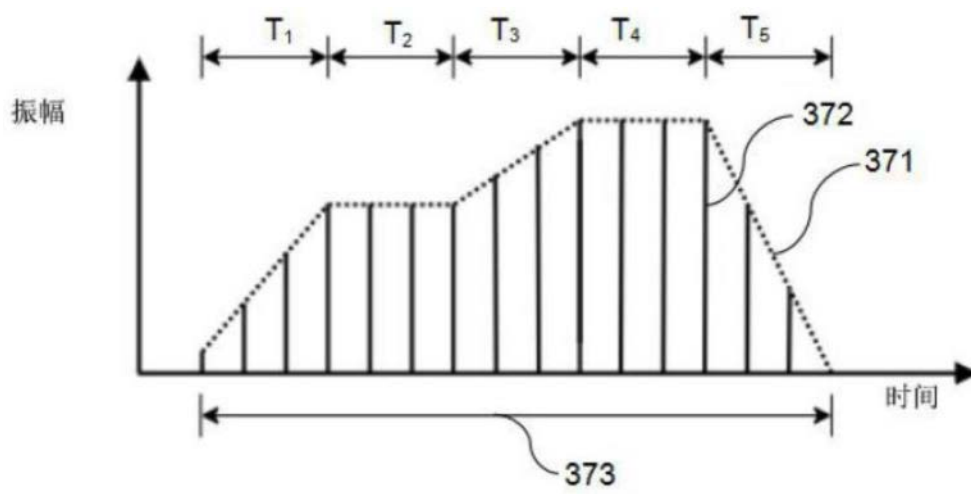


图37

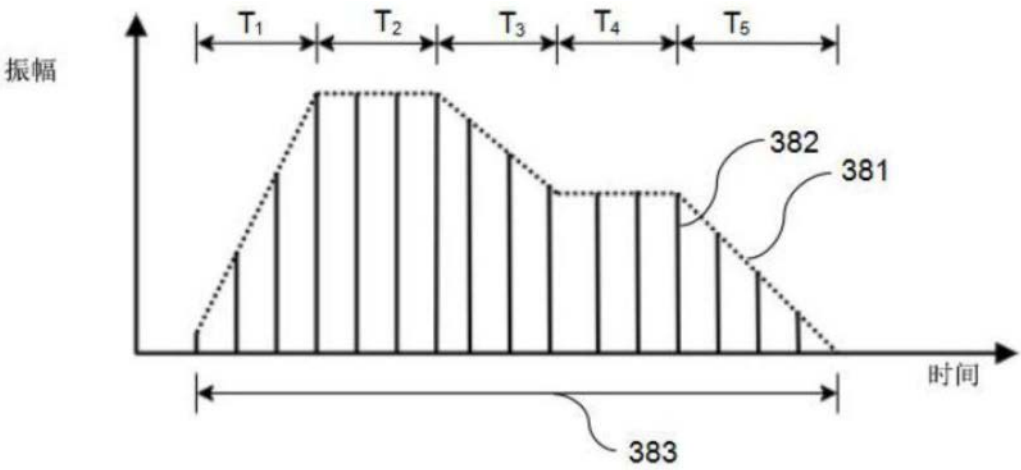


图38

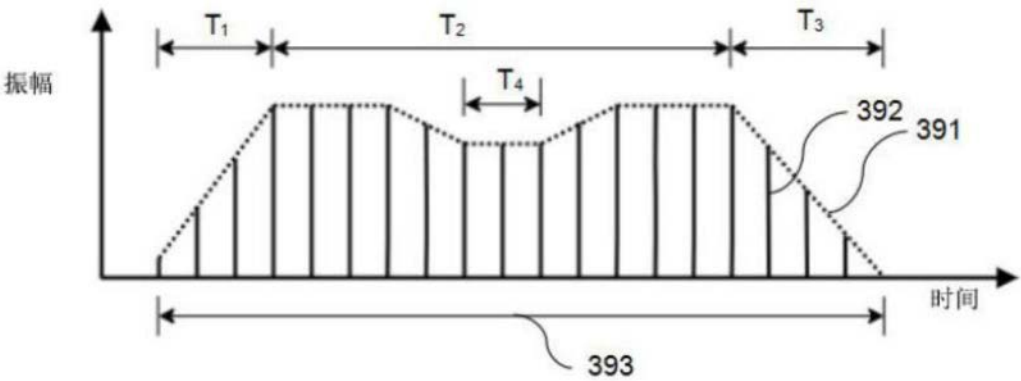


图39

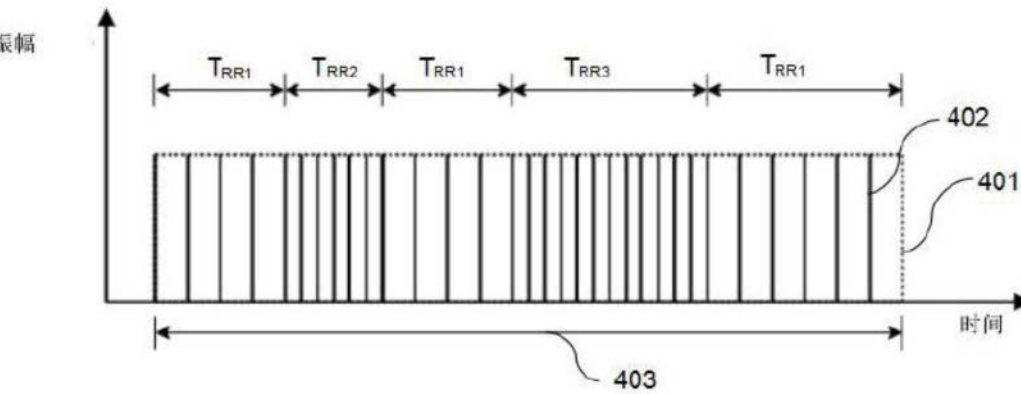


图40

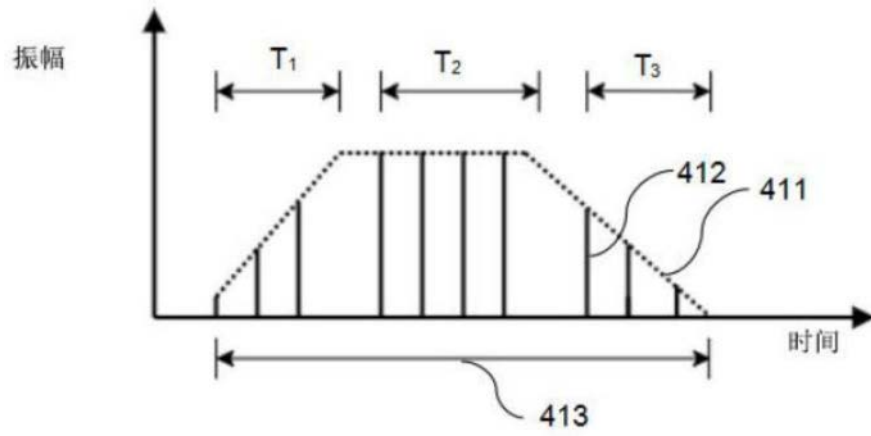


图41

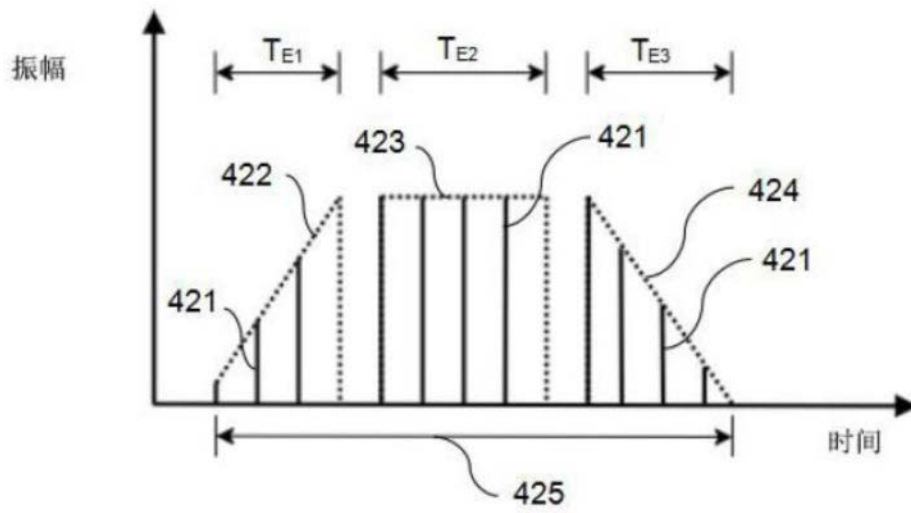


图42

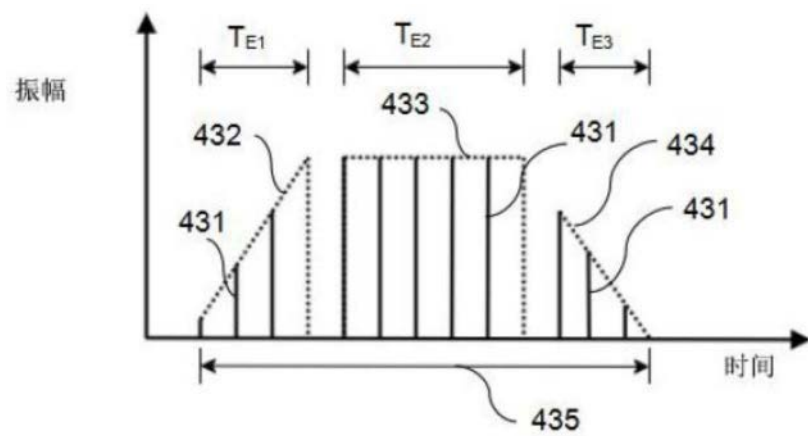


图43

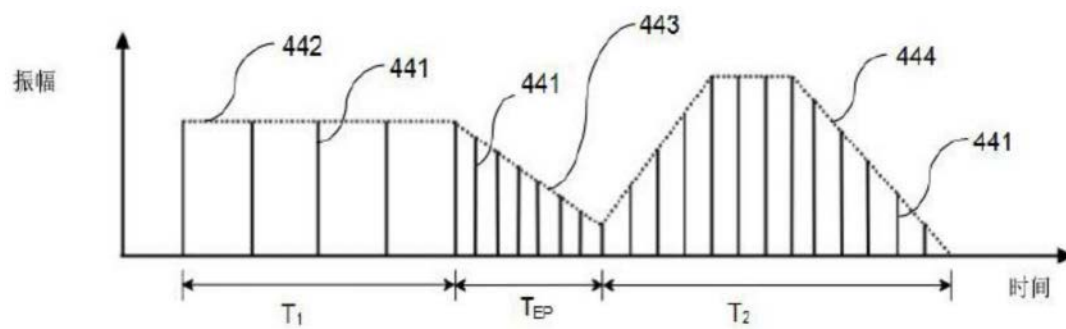


图44