



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112996559 A

(43) 申请公布日 2021.06.18

(21) 申请号 201980038356.5

(74) 专利代理机构 北京中原华和知识产权代理

(22) 申请日 2019.04.06

有限责任公司 11019

代理人 寿宁 张琳

(30) 优先权数据

62/653,846 2018.04.06 US

(51) Int.Cl.

A61N 5/06 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2020.12.04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2019/026222 2019.04.06

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2019/195816 EN 2019.10.10

(71) 申请人 生旭生物科技有限公司

地址 中国香港中环德辅道121号远东发展大厦1501至1503室

(72) 发明人 理查·K·威廉士 林狄弘

劳拉·E·威廉士

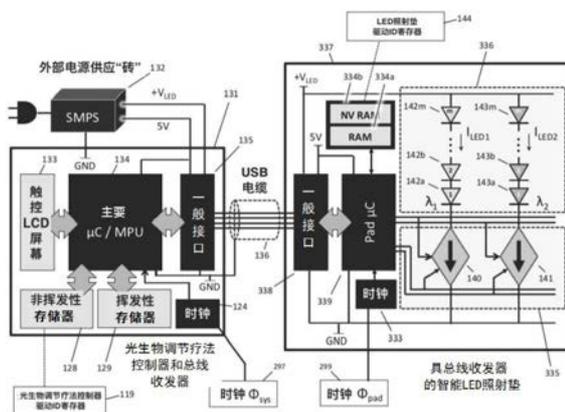
权利要求书1页 说明书81页 附图136页

(54) 发明名称

分布式光生物调节疗法系统和方法

(57) 摘要

光疗系统包括一个电路驱动器，一个首要微控制器和包括一串发光二极管(LED)的照射垫。照射垫还包括一个次要微控制器，使得即使首要微控制器和照射垫之间的沟通被中断，其次要微控制器能自动地控制LED串。



1. 一种光疗系统,包括:

一个首要发光二极管(LED)串,所述的首要LED串包括多数个用于产生包括首要波长 $\lambda_1$ 辐射之电磁辐射(EMR)的LED;

一个首要电路驱动器,其连接到所述首要LED串,用于控制通过所述首要LED串的电

流; 一个首要微控制器包括模式数据库,所述模式数据库储存至少一种算法,所述至少一种算法用于定义控制所述首要LED串的过程序列,所述算法指定由所述多数个LED发射的电磁辐射脉冲频率 $f_1$ ,所述多数个LED发射的电磁辐射脉冲的占空因子,和通过所述首要LED串的所述电流大小;和

包括所述首要LED串的照射垫,所述首要LED串位于所述照射垫中,以便当所述照射垫位于所述生物体附近时允许所述电磁辐射传递到生物体中,所述照射垫包括一次要微控制器用于自主控制所述的首要LED串。

## 分布式光生物调节疗法系统和方法

[0001] 优先权文件

[0002] 本申请要求2018年4月6日提交的题为“分布式光生物调节疗法系统和方法”的美国临时申请No.62/653,846的优先权。

[0003] 本申请与以下申请有关:2015年2月12日提交的标题为“用于光疗的正弦驱动系统和方法”的国际申请PCT/US2015/015547;和2016年10月21日提交的国际申请PCT/US2016/058064,标题为“具有冗余互连的3D可弯曲印刷电路板”;和题为“分布式光生物调节疗法装置和方法,生物反馈以及通信协议”的美国申请号16/377,192,于2019年4月6日提交。

[0004] 上述申请和专利中的每一个均通过引用整体并入本文。

### 技术领域

[0005] 本发明涉及用于医学和健康应用的生物技术,包括光生物调节,光疗法和光生物调节疗法(PBT)。

### 背景技术

[0006] 生物光子学是有关于光子(即光)的电子控制的生物医学领域,及光子与活细胞及组织的交互作用。生物光子学包含手术、成像、生物测定、疾病侦测及光疗。光疗是出于医学治疗目的对光子(通常为红外光、可见光及紫外光)的控制应用,医学治疗目的包含对抗损伤、疾病及免疫系统困扰。更明确言之,光疗涉及使细胞及组织连续地或在一重复间断脉冲下经受特定波长的光子串流的治疗以控制活细胞及组织的能量转移及吸收行为。

[0007] 图1示出能够连续或脉冲光操作的光生物调节疗法系统的组件,包括LED驱动器1,其控制和驱动LED作为用于患者的组织上的LED照射垫2发出光子3的来源。虽然人脑5显示为组织4,但是可以为使用光生物调节疗法治疗的任何器官,组织或生理系统。在治疗之前和之后,或者在治疗期间,医生或临床医生7可以通过根据对病患的监测观察6来控制LED驱动器1的设置来调整治疗。

[0008] 虽然存在许多潜在机构,如图2中所展示,然普遍认为,负责光疗治疗期间的光生物调节的占主导的光生物过程22在粒线体21内发生,粒线体21是存在于每个真核细胞20中的细胞器官,包括植物及动物(包含鸟类、哺乳动物、马及人类)两者。按目前的理解,光生物过程22尤其涉及撞击分子细胞色素c氧化酶(CCO) 24的光子23,该分子细胞色素c氧化酶24充当电池充电器,其借由将单磷酸腺苷(AMP)变换成较高能量分子二磷酸腺苷(ADP)及将ADP转换成甚至更高能量分子三磷酸腺苷(ATP)来增加细胞能量含量。在依AMP至ADP至ATP的充电序列25增加所储存能量的过程中,细胞色素c氧化酶24起到类似于电池充电器的作用,其中ATP26充当储存能量的细胞电池,该过程可被视为动物“光合作用”。细胞色素c氧化酶24也能够依ATP充电序列25将来自食物消化所产生或通过消化与光合作用的组合所产生的葡萄糖的能量转换成燃料,或者通过消化和光合作用的组合。为对细胞新陈代谢供能,ATP26能够通过ATP至ADP至AMP放电过程28释放能量29。接着,能量29用于驱动蛋白质合成,包含形成触媒、酶、DNA聚合酶及其他生物分子。

[0009] 光生物过程22的另一态样在于,细胞色素c氧化酶24是一氧化氮(NO) 27的清除剂,是在神经元沟通及血管生成、新动脉及毛细血管生长中的重要信号传递分子。对在光疗期间受治疗的细胞中的细胞色素c氧化酶24的照明使得在损伤或感染组织的附近释放NO27,从而增加至经治疗组织的血流量及氧递送,加速愈合、组织修复及免疫回应。

[0010] 为执行光疗及刺激细胞色素c氧化酶24从光子23吸收能量,光源与吸收光的组织之间的中介组织不能阻断或吸收该光。人类组织的电磁辐射(EMR)分子吸收光谱是绘示于如图3中所展示的吸收系数对电磁辐射的波长 $\lambda$ (以nm为单位进行量测)的图表40中。图3展示氧合血红蛋白(曲线44a)、脱氧血红蛋白(曲线44b)、细胞色素c(曲线41a、41b)、水(曲线42)及脂肪以及脂质(曲线43)的依光的波长而变化的相对吸收系数。如所绘示,脱氧血红蛋白(曲线44b)及亦氧合血红蛋白(即,血液)(曲线44a)强烈吸收在可见光谱的红光部分中的光,尤其针对短于650nm的波长。在该光谱的红外部分中的较长波长处,即,高于950nm处,电磁辐射是借由水(H<sub>2</sub>O)(曲线42)吸收。在650nm至950nm之间的波长处,人类组织基本上是透明的,如借由透明光学窗45所绘示。

[0011] 除借由脂肪及脂质(曲线43)的吸收以外,在透明光学窗45内包括具有波长 $\lambda$ 的光子23的电磁辐射是借由细胞色素c氧化酶(曲线41a、41b)直接吸收。明确言之,细胞色素c氧化酶24吸收光谱中借由曲线41b表示的未受水或血液阻止的红外部分。借由可见光谱的红光部分中的光照明细胞色素c氧化酶(曲线41a)的一次要吸收尾液是由脱氧血红蛋白(曲线44b)的吸收性质部分阻断,从而限制深部组织的任何光生物回应但仍活动于上皮组织及细胞中。因此,图3展示对皮肤及内脏器官及组织的光疗需要不同治疗及光波长,针对皮肤为红光且针对内脏组织及器官为红外光。

[0012] 目前的光子传输系统

[0013] 为在光疗期间达成至组织中的最大能量耦合,设计一种使用光子一致及均匀地照明组织的一致递送系统是重要的。虽然早期尝试使用滤光灯、但灯对于患者而言是极热且不舒服,可能灼伤患者及医生,且在经延长持续时间的治疗期间维持均匀照明是极其困难的。灯也遭受短寿命,且若使用稀薄气体进行构造,则定期更换也可为昂贵的。由于滤光器,该等灯必须运行得非常热以达成所需光子通量以在合理治疗持续时间内实现有效疗法。未经滤光的灯,如太阳,实际上递送太宽的光谱且因同时刺激有益及有害化学反应(一些涉及有害射线,尤其在电磁光谱的紫外部分中)而限制光子的功效。因为紫外线会损害DNA。在红外光谱中,长时间暴露于远红外线电磁辐射和热量会导致皮肤干燥,并通过破坏弹性蛋白和胶原蛋白引起过早衰老。

[0014] 作为一替代例,已采用且将继续采用激光以执行光疗。如同灯,激光烧伤患者的风险,其并非通过热量,而是借由将组织曝露至强烈集中的光学功率。为防止该问题,必须特别注意,对激光的功率输出进行限制且使产生危险光位准的过高电流不会意外发生。第二、更实际的问题起因于激光的小“光点尺寸”(照明区域)。因为激光照明小聚焦区域,所以难以治疗大器官、肌肉或组织且更容易出现过度功率条件。

[0015] 关于激光的另一问题由其“相干性”引起,光的该性质阻止光展开,从而使得更加难以在治疗期间覆盖较大面积。研究揭露使用相干光的光疗并无固有的额外益处。首先,细菌、植物及动物生命持续进化且自然吸收散射光,而非相干光,这是因为相干光并不从任何已知光源自然发生。其次,上皮组织的前两层已破坏任何光学相干性,因此相干性的存在实

实际上归于光递送而非归于其吸收。

[0016] 此外,激光的光学光谱太窄以致不能充分激发为达成高功效光疗所需的全部有益的化学及分子转变。激光的有限光谱,通常为在该激光的中心波长值 $\pm 1\text{nm}$ 左右的范围,使得难以适当激发光疗中所需的全部有益的化学反应。使用窄频宽光源难以覆盖频率范围。例如,再次参考图3,很显然制造CCO吸收光谱(曲线41b)中所涉及的化学反应明显不同于引起吸收尾液(曲线41a)的反应。假定两个区域的吸收光谱是展示为有益的,则使用具有仅 $2\text{nm}$ 宽的波长光谱的光源难以覆盖此宽广范围。

[0017] 因此,正如阳光是过宽光谱,其在诸多电磁辐射波长下(一些甚至是有利的)以光生物方式激发许多相互抵触的化学反应,激光太窄且并未刺激足够的化学反应来在光疗治疗中达到全功效。此主题在Williams等人的标题为“Phototherapy System And Process Including Dynamic LED Driver With Programmable Waveform”的相关申请案(美国申请案第14/073,371号)中予以更详细论述该主题。现在是2018年1月23日授权的美国专利号9,877,361,该专利在此引用作为参考并入本文中。

[0018] 为借由激发透明光学窗45中的整个范围的波长(即,从约 $650\text{nm}$ 至 $950\text{nm}$ 的整个宽度)而递送光疗,即使采用四个不同波长光源以跨越该范围,各光源也将需要几乎 $80\text{nm}$ 宽的频宽。此比激光光源的频宽要宽一个以上数量级。此范围对于激光而言简直太宽以致不能以实际方式覆盖。现今,LED可在商业上用于发射从电磁光谱的深红外部分至紫外部分的广泛范围的光谱。在 $\pm 30\text{nm}$ 至 $\pm 40\text{nm}$ 的频宽下,使用位于光谱的红光部分、长红光部分、短近红外(NIR)部分及中近红外光部分(例如, $670\text{nm}$ 、 $750\text{nm}$ 、 $825\text{nm}$ 及 $900\text{nm}$ )中的中心频率更容易覆盖所要光谱。

[0019] 光生物调节疗法(PBT)与光学疗法明显不同。如图4A所示,光生物调节疗法涉及用LED照射垫2发射的光子3直接刺激组织4。组织可以与眼睛11无关,并且可以包括与内分泌和免疫系统相关的器官,例如肾,肝,腺,淋巴结等。或肌肉骨骼系统,如肌肉,肌腱,韧带,甚至骨骼。光生物调节疗法还直接治疗和修复神经元,包括外周神经,脊髓,以及(如图所示)脑5和脑干。光生物调节疗法经颅治疗可以穿透颅骨,在震荡恢复和轻度创伤性脑损伤(mTBI)修复损伤方面具有显著和快速的治疗效果。换句话说,光生物调节疗法能量被细胞中的色素基吸收与视神经无关。相比之下,光学疗法的基础是用彩色光或图像激发视网膜,以调用认知或情绪反应,或帮助使身体的昼夜节律与周围环境同步。在这种情况下,来自光源的图像12刺激眼睛11中的视神经以向大脑5发送电信信号,即神经冲动。

[0020] 几项初步测试突出了光生物调节疗法和光学治疗之间的许多巨大差异。例如,光学治疗仅对眼睛起作用,而光生物调节疗法影响任何细胞,包括内部器官和脑细胞。在光学治疗中,光被导向光感知细胞(光转导),这反过来导致产生传递到大脑的电信信号,而光生物调节疗法刺激受治疗的细胞和组织内的化学转化、离子、电子和热传递。不需要向大脑进行信号转导。没有大脑的帮助,效果是局部和全身的。例如,盲人患者对光生物调节疗法有反应但对光学疗法没有反应。光学疗法和光生物调节疗法之间的另一个区别在图4B中示出。即视觉在光学影像或影像刺激情况下,一旦由眼睛11接收到从光源14发出的红光15A和蓝光15B的组合将电信信号9发送到脑5,脑5将入射光的颜色感知为紫色。光如紫色。实际上,紫/红紫光具有比蓝光或红光短得多的波长,因此包括具有比红光15A或蓝光15B更高能量的光子。在光生物调节疗法的情况下,细胞16和其中包含的粒线体17将对光源14发射出

的红光15A和蓝光15B(它确实是)起光化学响应,并且它好像对紫光的呈现不响应。只有从紫外或紫外光源发出的真正的短波长紫光才能产生对紫光起光生物调节的响应。换句话说,粒线体和细胞不会被眼睛和大脑混合不同颜色的光“欺骗”。总之,光视觉刺激与光生物调节非常不同。因此,光学治疗法领域的技术和发展不能被认为适用于光生物调节疗法或与光生物调节疗法相关。

[0021] 作为一个词源方面的注解,专用术语中的模糊性促使研究人员使用普遍术语“光疗法”或PT将原始参考文献改为更为现代的术语“光生物调节疗法”或PBT。术语光疗一般用于表示光的任何治疗应用,包括(i)涉及视觉刺激的光学疗法,(ii)涉及细胞调节的光生物调节疗法或PBT,和(iii)用光激活注射的化学物质或涂敷的软膏以促进化学反应的光动力疗法或PDT。类似的广义术语“光化学”,由光刺激的化学反应,也模糊地指任何和所有前述处理。因此,虽然光化学和光疗法在今天具有广泛的意义,但光生物调节疗法,光动力疗法和光学疗法具有特定的非重叠解释。

[0022] 作为一个混乱的来源,术语LLLT最初旨在表示“低功率激光疗法”,低功率水平下操作的激光器(有时在大众出版中称为“冷”激光器),以区别用于组织剥蚀和手术的高功率激光器。随着基于LED疗法的出现,一些作者将基于激光和LED的疗法的命名法混为“低功率光疗法”,具有相同的首字母缩略词LLLT。这种不适宜的作为在已发表文献中造成了很多混乱,并且不分青红皂白地模糊了两种截然不同的光子传递的系统。“低功率”激光只因为它在低功率下操作才能对保护人眼和烫伤安全。如果冷激光器有意或无意地上电至更高功率,使其不再“冷”,则可能以毫秒为单位就导致严重灼伤或失明。相反,LED总是以低功率工作,不能在高光功率密度下工作。在没有功率水平时,LED会导致失明。虽然LED通过长时间运行的过多电流而过热,但它们不会像最后一次那样导致瞬间烧伤或组织剥蚀。因此,参考中术语低功率光对于LED是无意义的。因此,在整个申请中,首字母缩略词LLLT仅指激光光生物调节疗法,意指低功率激光治疗法,不会用于指LED光生物调节疗法。

[0023] 现今的光生物调节治疗系统

[0024] 今日现有技术的光生物调节治疗系统,如图5中的示例系统50,包括控制器51,电连接到两组LED照射垫。具体地,控制器51的输出A通过电缆53a连接到包括电力互连的LED照射垫52b的第一LED照射垫组。LED照射垫52a和52c可选地通过连接电线54a和54b连接到LED照射垫52b,以产生作为第一LED照射垫组,其作为单个LED照射垫操作时,包括600多个LED并覆盖超过600cm<sup>2</sup>的治疗区域。以类似的方式,控制器51的输出B通过电缆53b连接到包括电力互连的LED照射垫52e的第二LED照射垫组。LED照射垫52d和52f可随意地通过连接电线54c和54d连接到LED照射垫52d,以产生第二LED照射垫组,其作为单个LED照射垫操作时,包括600多个LED并覆盖超过600cm<sup>2</sup>的治疗区域。

[0025] 在所示系统中,控制器51不仅产生信号以控制照射垫内的LED,而且还提供驱动LED的电源。从控制器51传递到LED照射垫的电功率是充裕的,对于每组三个照射垫的这两组通常为12W。该系统的电气原理图如图6A所示例,其中控制器61包括开关模式电源SMPS65用于将电源从120V转换为220V交流电源64成至少两个稳压直流电源,即用于控制和模拟的5V,以及供给更高电压+V<sub>LED</sub>电源用于为LED照射垫中的LED串供电。+V<sub>LED</sub>的典型电压范围为24V至40V,具体取决于串联的LED数量。为了便于演算法控制,微控制器(μC)67执行专用软件来响应于在触摸屏LCD面板66上输入的用户命令。结果是在模拟缓冲器68a和68b的输出A

上以一些交替模式输出一系列脉冲,用于独立地控制连接到输出A的LED照射垫中的红光和近红外光(NIR)LED。输出B使用其自己的专用模拟缓冲器包括类似的配置,但 $\mu\text{C67}$ 能够同时管理和控制A和B输出。

[0026] 输出A上的信号然后通过屏蔽电缆63路由到一个或多个LED照射垫62,屏蔽电缆63包括高电流电源线接地GND 69a,5V电源线69b和 $+V_{\text{LED}}$ 电源线69c,以及用于控制近红外光LED 71a至71m中导通的LED控制信号线70a,以及LED控制信号线70b,用于控制红光LED 72a至72m中的导通。控制信号线70a和70b又分别驱动双极性晶体管73a和73b的基极端子,晶体管作为开关操作以接通和断开相应的LED串。当任一双极晶体管的输入为低电压,即偏压接地时,没有基极电流,和没有集极电流的流动,所以LED串保持黑暗。当任一双极晶体管的输入为高电压,即偏压达5V时,基极电流流动以相应的方式流过集极电流,从而使相应LED串中的LED照射。LED电流由LED导通电压和限流电阻74a或74b设定。使用电阻器来设置LED亮度不是优选的,因为LED电压的任何变化可能来自制造随机变化、或者来自操作期间的温度变化,将导致LED亮度的变化。结果是LED照射垫(从LED照射垫到LED照射垫)间,以及从这个制造批次到下一个制造批次的LED亮度均匀性差。通过采用固定值的恒定电流源或吸收器75a和75b替换电阻器74a和74b,可以获得保持LED亮度均匀性的改进,如图6B所示。

[0027] 通过屏蔽电缆63的光生物调节疗法控制器61和LED照射垫62之间的物理连接也可以描述为7层开放原始码(7层OSI)模型的发表中两个交互通信堆叠。如图7所示,光生物调节疗法控制器61可以表示为包括应用层7的堆叠80,光生物调节疗法控制器的操作系统称为LightOS v1。在操作中,应用层将数据传输到包括模拟缓冲器的第1层物理层或PHY层。堆叠80单向地将电信信号82发送到PHY层-1,即被动LED照射垫62的通信堆叠81中的LED串驱动器。

[0028] 因为电信信号包括简单的数字脉冲,所以电缆63中的寄生阻抗会影响通信信号完整性和LED照射垫操作。如图8所示,由于发送的方波电信信号82可能显著失真为接收波形83,包括减小幅度和持续时间84a,缓慢上升时间84b,电压尖峰84c,振荡84d和影响信号接地反弹84e的接地回路89。导致这些失真的电缆寄生电路包括电源线串联电阻87a至87c和电感86a至86c,以及导体间电容85a至85e。其他效应可包括接地回路传导89和天线效应88。

[0029] 在光生物调节疗法控制器61和LED照射垫之间使用简单电信信号连接的另一个缺点是光生物调节疗法系统不能确认连接到电缆63的接口设备实际上是否为合格的LED照射垫或无效荷载。例如,不正确的LED配置与光生物调节疗法控制器不匹配,如图9所示。将导致LED电流不足或过大。具体地,如图标91所示,串联太多LED将导致高电压降低而具有低或没有LED的照明。相反,如图标92所示,串联太少LED会导致过高电流,过热以及患者可能烧伤的风险。

[0030] 从光生物调节疗法控制器61供电给非LED荷载可能损坏无效接口设备,控制器或两者。这是个特别的问题,因为光生物调节疗法控制器输出上的一个引脚提供20V或更高的电压,超过大多数半导体的5V额定值并对IC造成永久性损坏。由图标94表示的感应荷载可能导致损坏控制器的过压电压尖峰。包含磁盘驱动器或风扇等电机的荷载可能会导致过大的损坏浪涌电流。短路电缆或短路电气荷载,如图标93所示,可能引起火灾。将电池连接到光生物调节疗法控制器61如图标96所示,可能导致过电流和火灾风险。过度充电或使化学电池受到过电压也有可能引起强烈火灾甚至爆炸。未知的电气荷载(如图标95所示)表示未

指定的风险。特别的问题是光生物调节疗法控制器61和电源之间的任何连接,诸如发电机、汽车电池或UPS之类,其结果可能包括完全破坏系统和极端火灾危险。在图9中,图标旨在表示一类电荷载,但不应被视为特定电路。

[0031] 当不匹配的LED照射垫连接到相同的输出时,会出现其他问题。例如,在图10中。由一般电缆63供电的两个不同LED照射垫62和79共享接地69a,5V电源69b,高电压 $+V_{LED}$ 电源69c,可见光LED $v$ 控制信号70a和近红外LED $nir$ 控制信号70b。如图所示,LED照射垫62包括电流槽75a和75b以及驱动具有可见光波长 $\lambda_v$ 的相应LED 71a至71m和具有近红外波长 $\lambda_{nir}$ 的LED 72a至72m的开关73a和73b。或者,LED照射垫79包括相同的电流槽75a和75b以及开关73a和73b,但驱动不同波长的LED,特别是具有可见光波长 $\lambda_{v2}$ 的LED 76a至76m和具有近红外波长 $\lambda_{nir2}$ 的LED 77a至77m。没有LED串具有与其他LED串相同的波长光。例如, $\lambda_v$ 可以包括红光,而 $\lambda_{v2}$ 可以包括蓝光。类似地, $\lambda_{nir}$ 可以包括810nm辐射,而 $\lambda_{nir2}$ 可以包括880nm。在操作中,由LED $v$ 信号70a驱动的红光和蓝光LED并联连接着,意味当红光治疗时可能无意中驱动蓝光。类似地,由LED $nir$ 信号70a驱动的810nm和880nm LED并联连接着,意味当对一个波长近红外光LED的治疗可能无意中驱动不同的波长。

[0032] 当两个或更多数LED照射垫同时连接到两个LED输出时出现另一个问题,如图11A所示。光生物调节疗法控制器51具有两个输出,输出A和输出B。这些输出用于驱动单独的LED照射垫组。如图所示,输出A通过电缆53a连接到LED照射垫52d。输出B通过电缆53b连接到LED照射垫52e,并且还通过跳线54d连接到LED照射垫52f。然而,意外地,跳线54c将LED照射垫52e连接到LED 52d,从而使输出A短路到输出B。短路输出A和B一起的电气影响取决于正在执行的治疗程序。图11B示出了缓冲器100的输出A和B都驱动红光/可见光输出的情况,特别是缓冲器101a和101c同时有效。如图所示,输出通过导体102a到LED照射垫105a,通过连接器104a到LED照射垫105b,并最终通过连接器103a形成短路。在操作中,两个输出的频率和脉冲模式是异步的,意味着可能出现高偏压输出和低偏压输出的任何组合。如果上拉晶体管太强,另一个输出缓冲器可能会破坏;如果不是这样,交替的接通信号可能导致LED保持高占空比导致过热并且可能存在烧伤患者风险。

[0033] 在图11C中,输出A中的缓冲器101a为LED照射垫105a和105b中的红光LED供电,而输出B中的缓冲器101d也在LED照射垫105a和105b中为近红外光LED供电。尽管红光和近红外光LED的独立操作并不出现电气问题,但红光和近红外光LED同时导通将导致LED照射垫过热,潜在可能损坏照射垫并可能烧伤患者。该过度功率条件如图11D所示波形的说明,其中,由波形110示出的导电可见LED的功率 $P_v$ 具有平均功率 $P_{ave}$  113,并且由波形111示出的近红外光LED的功率 $P_{nir}$ 具有平均功率 $P_{ave}$  114。总和功率波形112具有平均功率115的 $2P_{ave}$ 大小。

[0034] 在现有的LED照射垫中,由于没有温度保护,出于任何原因过热都是有问题的。如图12所示,即使LED照射垫109确实具有温度感测,借由电缆63中具有单向数据流82,LED照射垫109也无法通知光生物调节疗法控制器61过温状态或暂停操作。

[0035] 如前所述,上述光生物调节疗法系统的局限性很多,影响了光生物调节疗法系统的实用性,功能性,安全性和可扩展性。这些限制包括以下问题:

[0036] • 与LED照射垫的电气“信号”通信-从光生物调节疗法控制器到LED照射垫的信号是简单的数字脉冲,而不是总线收发组件间的差分通信。这些信号对一般模式噪声和接地

回路敏感,影响控制LED操作的脉冲的幅度和持续时间。作为简单的电信脉冲,系统还缺乏任何错误检查功能,因此无法纠正甚至检测到故障。

[0037] • 从光生物调节疗法控制器到LED照射垫的单向信号流-使用单向数据流,光生物调节疗法控制器无法验证连接到其输出的任何LED照射垫,一旦连接后也无法监控照射垫的工作状态。单向数据还可以防止LED照射垫状态的反馈或向主光生物调节疗法控制器报告其他照射垫的信息。

[0038] • 无法检测多片照射垫错误连接的短路-通过用户错误,光生物调节疗法控制器的两个输出错误连接到相同的LED照射垫或照射垫组,即无意中将两个输出短路连接在一起,意味着两个输出都驱动相同的LED串。这种错误连接错误可能会损坏LED驱动器电路,导致LED过热,患者灼伤风险以及可能引发火灾。

[0039] • 无法识别经认可的LED照射垫或经认证的制造商-由于缺乏识别LED照射垫身世的能力,光生物调节疗法系统将在不知不觉中驱动与其连接的任何LED,包括非法,伪造或仿制的LED照射垫。驱动未由系统指定者或制造商制造或认证的照射垫具有未知的后果,包括功能丧失和功效降低以及安全风险。商业上,假冒和仿制LED照射垫的贸易和销售也剥夺了知识产权合法许可的光生物调节疗法设备商的收入。

[0040] • 无法识别连接的设备为LED-照射垫-连接到光生物调节疗法控制器输出的设备是LED照射垫是没有能力确认(而不是完全不相关的接口设备,如扬声器,电池,电机等),将未经授权的电气荷载连接到光生物调节疗法系统的输出将不可避免地损坏配件,光生物调节疗法控制器或两者。当驱动未知的电气荷载时,操作期间控制器输出引脚上的高压也会引起火灾。

[0041] • 无法识别电源-光生物调节疗法控制器无法识别其输出与电源的连接(如交流电源适配器,电池,汽车电源或发电机),这是一个真正的安全风险,因此包含在光生物调节疗法控制器内部的供给电源与外部电源对抗。两个不同电源的互连可能导致过大的电流,电压,功率耗散或不受控制的振荡,从而导致外部电源、光生物调节疗法控制器,或两者的损坏。

[0042] • 无法控制或限制驱动器输出电流-例如损坏的照射垫的短路荷载连接、导线短路,或任何具有高浪涌电流的荷载(如电机)表示存在高电流风险且可能存在火灾危险。诸如螺线管之类的感应荷载也会瞬间产生过大的电压,从而损坏低压组件。

[0043] • 无法检测连接到光生物调节疗法系统输出的电池-将电池组连接到光生物调节疗法系统的输出可能会损坏电池组,意外地在错误的充电条件下给电池充电并产生过电压,过电流,或化学电池中的过温条件。湿式化学品或酸性电池的不正确充电可能会导致酸性或电解质泄漏。锂离子电池充电不当会导致过热,火灾甚至爆炸。

[0044] • 无法检测LED照射垫中的过热条件-LED照射垫过热会使患者感到不适和灼伤,照射垫损坏,并且在极端情况下可能会引起火灾。

[0045] • 无法识别LED照射垫内的LED配置-无法识别LED照射垫中LED的串并联阵列配置,光生物调节疗法控制器无法确定该照射垫是否与光生物调节疗法系统兼容,或者即使可以进行LED操作。例如,串联连接的LED太少会电压过高,损坏LED。串联连接的LED太多会导致昏暗或无照明。并联太多的LED串会导致总照射垫电流过大,从而导致过热,以及互连上的电压大降,LED照射垫上的光均匀性差,以及可能损坏PCB的导电路径。

[0046] • 无法识别LED照射垫中所包含的LED类型-无法检测照射垫中LED的波长,光生物调节疗法系统无法将其治疗程序与LED阵列相匹配,或选择正确每个特定波形中的LED波长的治疗方案。

[0047] • 光生物调节疗法控制器输出均限于固定数量的控制信号-每个输出只有一个或两个控制信号,现有的光生物调节疗法控制器无法在同一个照射垫内,以不同激励模式驱动三个,四个或更多不同波长的LED。

[0048] • 移动性有限-在当今医疗级的光生物调节疗法系统中,光生物调节疗法的中央控制器与LED照射垫的连接需要电缆连接。虽然这种拴绳光生物调节疗法系统在医院应用中(并且可能在临床环境中)通常是可接受的,但是在消费者,护理人员和军事应用中,用电缆或电线限制的移动性是没有用的。

[0049] • 无法进行波形合成-光生物调节疗法系统缺乏使用方波脉冲以外的任何波形驱动LED的技术。方波脉冲操作将LED照明模式限制为一次一个频率的操作。由于脉冲频率影响到特定组织类型的能量耦合,单频光生物调节疗法系统一次只能最佳地治疗一种组织类型,延长了所需的治疗时间和患者/保险费用。分析还揭示了方波脉冲浪费能量,产生不一定对治疗有益的谐波。使用正弦曲线,和弦,三角波,锯齿波形,噪声突发或音频采样的LED驱动需要在LED照射垫内进行复杂的波形合成。虽然光生物调节疗法主控制器应该具有足够的计算能力来合成这样的波形,但是这种能力并不是有益的,因为信号不能通过长电缆传送而不会出现明显的波形失真。不幸的是,LED照射垫无法执行任务。使用廉价的被动组件,现今的LED照射垫无法进行任何波形合成,更不用说远程选择或改变合成波形所需的通信协议不存在。

[0050] • 新的LED驱动程序演算法的发布-目前的光生物调节疗法系统无法从数据库或服务器下载软件更新以纠正软件错误或安装新的处理演算法。

[0051] • 无法实时捕获和记录患者生物识别数据-目前的光生物调节疗法系统缺乏在治疗期间收集生物识别数据(如脑电波,血压,血糖,血氧和其他生物识别信息)的能力或嵌入此收集数据的能力进入治疗文件记录。

[0052] • 无法收集治疗区域的实时图像-目前的光生物调节疗法系统缺乏在治疗期间测量或创建组织结构像的任何手段。系统还缺乏储存静止图像和视频图像的能力,或者将图像与光生物调节疗法疗程的处理时间相匹配。

[0053] • 用户(医生)无法创建新的治疗演算法-目前的光生物调节疗法系统缺乏为医生或研究人员等用户创建新演算法或将现有治疗组合在一起以形成复杂的治疗特定治疗的能力,例如,优化激活序列以激活注射干细胞(用于加速干细胞分化,同时降低排斥风险。)

[0054] • 文件的电子分发-目前的光生物调节疗法系统无法以电子方式分发和更新任何文档。如果可以通过电子方式向所有光生物调节疗法系统用户提供FDA咨询或裁决的分发,以及对光生物调节疗法操作和治疗手册,治疗指南和其他文件的勘误和更新,将是有益的。目前在任何医疗设备中都没有这种功能。

[0055] • 治疗追踪-目前的光生物调节疗法系统无法追踪治疗使用历史记录,撷取系统在治疗日志中的使用情况,并将治疗日志上传到服务器。由于缺乏通过网络连接的实时治疗日志,医生,医院,诊所和水疗中心对光生物调节疗法系统的广泛商业应用是有问题的。如果没有上传的使用日志,当前的光生物调节疗法系统就无法支持收入分成租赁业务模

式,因为出租人无法验证承租人的系统使用情况。同样,医院和诊所也不能确认光生物调节疗法系统用于保险审计和防止欺诈。在付费使用SaaS(软件即服务)支付模型中,光生物调节疗法服务代理无法确认客户的使用历史。

[0056] • 电子处方-目前没有包括光生物调节疗法系统在内的物理医疗设备能够安全地将医生处方传送和分发到医疗设备中。

[0057] • 远程禁用-如今没有光生物调节疗法系统能够在未付款或盗窃的情况下禁用设备操作以阻止黑市交易。

[0058] • 位置追踪-如今没有光生物调节疗法系统能够追踪被盗的光生物调节疗法系统的位置以追踪窃贼。

[0059] • 安全通信-由于光生物调节疗法系统目前使用电信信号而不是基于数据封包的通信来控制LED照射垫,因此对主机光生物调节疗法系统和LED照射垫之间的通信进行黑客攻击和直接测量是微不足道的,缺乏任何安全性。此外,光生物调节疗法系统目前缺乏任何互联网通信规定以及防止内容黑客攻击以及根据HEPA规定阻止身份盗用所需的安全方法。将来,预计单独加密不足以保证互联网上的数据通信安全。在这种情况下,还需要连接到私人超级安全网络。

[0060] 总之,当今光生物调节疗法系统的架构完全过时,需要全新的系统架构,新的控制方法和新的通信协议,以促进提供光生物调节治疗的有效,灵活,通用和安全的解决方案。

## 发明内容

[0061] 在本发明的光生物调节治疗(PBT)过程中,具有一个或多个波长或光谱带波长的电磁辐射(EMR)定义的模式(例如,方波脉冲,正弦波或其组合的序列)使用分布式系统将其引入活体生物(例如人或动物)中,其中包括两个或更多个分布式组件或“节点”通信,是使用总线或收发器进行组成组件之间发送指令或文件。辐射通常在电磁辐射光谱的红外光或可见部分光内,尽管有时可能包括紫外光。

[0062] 可以使用单个波长的电磁辐射,或者模式可以包括具有两个,三个或更多个波长的电磁辐射。电磁辐射可以包括辐射光谱带,而不是由单一波长的辐射组成,通常表示为以波长中心为中心的波长范围,例如 $\lambda \pm \Delta \lambda$ 。脉冲或波形可以通过间隔分开,在此期间不产生辐射,一个脉冲或波形的后沿可以与后一个脉冲的前沿在时间上重合,或者脉冲可以重叠使得两个或更多个波长的辐射(或波长的光谱带)可以同时产生。

[0063] 在一个实施例中,分布式光生物调节疗法系统的组件包括光生物调节疗法控制器和一个或多个智能LED照射垫,其使用单向串行数据总线进行通信,所述单向串行数据总线将数据,文件,指令或可执行代码从光生物调节疗法控制器发送到智能LED照射垫。在第二实施例中,分布式光生物调节疗法系统的组件包括光生物调节疗法控制器和使用双向数据总线或收发器通信的一个或多个智能LED照射垫,由此光生物调节疗法控制器能够向智能LED发送数据,文件,指令或可执行代码。相反,智能LED照射垫能够将数据返回到光生物调节疗法控制器,包括照射垫的操作状态或患者状况,包括LED照射垫配置数据,程序状态,故障状况,皮肤温度或其他传感器数据。其他传感器可以包括二维温度图,二维或三维超音波图像,或者可以包括生物特征数据,例如pH,湿度,血氧,血糖或皮肤阻抗等,其又可任选地用于改变治疗条件,即在封闭的生物反馈回路中操作。

[0064] 在一个实施例中,电磁辐射由布置连接到一般电源供应的并联的发光二极管(LED)“串”中产生。每个LED串可以包括多个LED,其被设计为响应于定义的恒定或时变电流而产生单个波长或波长带的辐射。这些LED被嵌入柔性照射垫中,该柔性照射垫设计成贴合人体的皮肤表面,允许目标组织或器官暴露于均匀的辐射图案。可以由连接LED照射垫到光生物调节疗法控制器的电缆向每个智能照射垫传送电力,或者可以从独立的电源向LED提供电力。在替代实施例中,可以使用半导体激光二极管代替LED配置成阵列以产生均匀的辐射图案,或者可选地安装在手持棒中以产生聚集辐射的点或小区域。

[0065] 在这里公开的分布式光生物调节疗法系统中,每个LED串由一个LED驱动器控制,由包含在智能LED照射垫内的微控制器控制。LED照射垫的微控制器与另一微控制器或计算机的通信是通过包括光生物调节疗法控制器与通信总线,该通信总线可以包括有线连接,例如USB,RS232,HDMI,I2C,SMB,以太网或专有格式和通信协议,或者替代性无线媒体和协议,包括蓝牙,WiFi,WiMax,使用2G,3G,4G/LTE或5G协议的蜂巢无线电,或其他专有通信方法。

[0066] 使用连接到光生物调节疗法控制器的显示器,键盘或其他输入设备,医生或临床医生可以选择适合于所治疗的病症或疾病的特定演算法(处理顺序)。然后,指令通过有线或无线数据总线从光生物调节疗法控制器传送到一个或多个智能LED照射垫,指示照射垫的微控制器何时开始或暂停光生物调节疗法治疗并指定要执行什么治疗。

[0067] 在涉及数据流的一个实施例中,光生物调节疗法控制器发送指定LED驱动波形的数据封包串流,包括指示LED何时传导电流和要传导电流的大小。由控制器发送的串流指令由“模式数据库”选取演算法,每个演算法定义由LED串产生的电磁辐射脉冲或特定的波形进程列。在通过数据总线接收数据封包时,智能LED照射垫将指令储存在存储器中,然后开始“播放”数据串流文件,即根据接收的指令驱动LED。在串流播放期间,可以中断从光生物调节疗法控制器到智能LED照射垫的总线通信以适应系统安全检查或允许智能LED照射垫报告其状态或将传感器数据上传到光生物调节疗法控制器。

[0068] 与现有技术的光生物调节疗法系统不同,在所公开的分布式光生物调节疗法系统中,光生物调节疗法控制器不是不断地向智能LED照射垫发送指令。在光生物调节疗法控制器静止期间,无论是接收的总线还是从智能LED照射垫接收数据,每个智能LED照射垫必须独立于光生物调节疗法控制器和连接在同一数据总线或通信网络上的其他LED照射垫自主运行。这意味着光生物调节疗法控制器必须将足够的数据发送到智能LED照射垫以储存在照射垫的内存缓冲区中,以支持不间断的LED播放操作,直到下一个数据文件被传送。

[0069] 在另一个实施例中,光生物调节疗法控制器将完整的播放文件传送到智能LED照射垫,定义光生物调节疗法治疗或疗程的整个执行顺序。在该方法中,在开始播放之前,即在执行治疗之前传送文件。一旦文件被加载到智能LED照射垫的存储器中,照射垫内置的微控制器就可以根据文件的指令执行播放。所传送的播放文件可以包括(i)包括所有LED驱动波形指令的全部可执行代码文件,(ii)定义治疗持续时间的被动播放文件和设置由包括LED播放器软件解读可执行的代码,或者(iii)包括波形基元的数据文件,所述波形基元随后由LED照射垫的微控制器以规定的方式组合以控制LED照明模式并执行光生物调节疗法治疗或疗程。

[0070] 在后两个示例中,解释播放文件所需的可执行代码,即LED播放器,必须在开始播

放之前加载到智能LED中。该LED播放器可以在用户指示光生物调节疗法控制器开始治疗时加载到智能LED照射垫中,或者可以在日期之前加载到智能照射垫中,例如,在制造期间或在光生物调节疗法控制器开启时并且建立智能LED照射垫连接到控制器的区域网络路时,LED照射垫被编程。在LED播放器文件事先被加载到智能LED照射垫并且储存在非挥发性存储器中持续延长。在这种情况下,分布式光生物调节疗法系统必须包括检查所加载的软件是否仍然是当前的或已经过时的。如果系统检测到LED播放器是最新的LED播放可以立即开始。或者,如果光生物调节疗法控制器检测到LED播放器已过时,过期或者不是最新的,则光生物调节疗法控制器可立即下载新的LED播放器可执行代码或首先获得用户批准。在某些情况下,使用过时的LED播放器可执行代码执行处理可能导致不正确的播放或系统故障。在这种情况下,智能平板的LED播放器可能会被光生物调节疗法控制器强制暂停其操作,直到执行软件下载和更新。

[0071] LED照射垫可以独立自动地持续运行一段规定的时间,使LED照射垫与被动LED照射垫相比具有“智能”特性。相反,被动LED照射垫仅限于响应从光生物调节疗法控制器发送的实时信号,其中任何通信中断将立即导致LED照射垫操作中断,从而影响LED脉冲串或波形。换句话说,光生物调节疗法控制器和一个或多个智能LED照射垫之间的总线通信可以被认为是分组交换局域网(LAN)。

[0072] 所公开的分布式光生物调节疗法系统的另一个关键特征是其自主安全系统-在每个智能LED垫中运行的保护和功能,独立于PBT控制器。特别是在网络连接的专业医疗设备中,即使网络连接丢失,安全系统也必须继续正常运行。作为本发明的一个关键特征,在操作期间,每个智能LED照射垫定期执行安全相关的子程序,以确保软件正常运行并且不存在危险情况。这些智能LED照射垫嵌入包括软件相关的“闪烁定时器”子程序的保护功能,看门狗定时器,过压保护,LED电流平衡和过温保护。自主安全功能涉及固件,其包括储存在非挥发性存储器中并由存在于每个智能LED照射垫内嵌入的微控制器所执行的智能LED照射垫的所属操作系统(在此称为LightPad OS)。

[0073] 在接收到开始治疗的指令后,特定照射垫的LightPad OS启动软件定时器并同时复位并启动微控制器中的硬件计数器。然后,LightPad OS启动以执行作为数据串流文件或作为LED播放器(播放特定播放文件)与促使程序计数器同步地执行的光生物调节疗法治疗。程序计数器以定义的频率增加,该定义的频率由共享系统时钟或定义给特定于一个或多个智能LED照射垫参考的精确时间。可以使用RC张弛振荡器,RLC谐振振荡器,晶体振荡器,或基于微机械的振荡器来建立这样的参考时间。以这种方式,具有纳秒精度的脉冲可以用于合成方波脉冲,正弦波以及频率和持续时间变化的其他波形。然后,合成波形用于根据定义的演算法驱动所选模式中变化波形的LED串。

[0074] 在程序执行期间,软件闪烁定时器和基于硬件的看门狗定时器继续与程序计数器时基同步计数。当眨眼定时器达到某个预定时间(这里称为眨眼间隔)时,例如,30秒后,软件定时器产生一个中断信号,发送到照射垫的所属控制LightPad OS,暂停治疗程序计数器并开始“中断服务程序”(即Interrupt Service Routine;ISR)。然后,中断服务程序执行内务处理功能,其可以包括读取智能LED照射垫中的一个或多个传感器的温度,将收发器上的温度数据发送到光生物调节疗法控制器,并同时最高测量温度与定义的范围进行比较。如果温度超过警告水平,则还产生警告标志并将其传送给光生物调节疗法控制器,作为系

统采取某些动作的请求,例如,降低LED占空比(每个周期的导通时间)以降低照射垫的温度或暂停处理。

[0075] 然而,如果最高测量温度超过预定安全阈值,则智能LED照射垫立即暂停执行治疗程序并同时通过收发器向光生物调节疗法控制器发送消息。除非光生物调节疗法重新启动程序,否则过热智能LED照射垫将无限期保持关闭状态。以这种方式,如果在光生物调节疗法控制器不可用或发生故障时发生过热情况,或者如果网络或通信总线忙或不可用,则内建定义条件是停止治疗。

[0076] 在中断服务程序期间,智能LED照射垫可以执行其他安全测试,例如检查电源故障导致的过大输入电压,内部照射垫短路导致的过大电流,或检测汗水或水接触导致的智能LED照射垫过多水分,可能导因于患者和LED照射垫之间缺少或不正确地施加卫生屏障。在任何情况下,故障智能LED照射垫首先暂停操作,然后向光生物调节疗法控制器发送消息,通知分布式系统故障。在这种情况下,其他LED照射垫可以继续独立工作(即使一个照射垫已经停止工作),或者可选地,所有智能LED照射垫可以同时关闭(通过光生物调节疗法控制器或通过直接照射垫到照射垫通信)。中断服务程序完成后,通过重新启动程序计数器,重新启动软件闪烁定时器,然后重新启动看门狗定时器,控制返回到执行光生物调节疗法治疗。

[0077] 如果LED播放可执行代码或中断服务程序子程序中发生软件执行失败,程序计数器将不会恢复运行,闪烁定时器将不会复位并重新启动。如果看门狗定时器在没有被复位的情况下达到其完全计数而没有被复位(例如,在31秒),则意味着软件执行失败。看门狗定时器超时立即产生中断标志,暂停程序在有问题的LED照射垫中执行,并向光生物调节疗法控制器和可选择性的向其他LED照射垫发送故障消息。因此,软件故障也始终默认故障的LED照射垫为非操作状态,即使在没有网络连接的情况下,以确保患者安全。

[0078] 除了自主安全特征之外,在另一个实施例中,所公开的分布式光生物调节疗法系统包括由光生物调节疗法控制器管理的网络组件的集中保护。具体地,与光生物调节疗法控制器一起运作的光生物调节疗法操作系统,在此称为Light OS,包括许多保护措施,包括检测连接到网络或通信总线的组件是授权组件还是欺诈的能力。如果用户试图将光照射垫或其他组件连接到光生物调节疗法控制器的网络,无法通过该网络规定的认证过程,则该组件将被拒绝访问网络。光生物调节疗法控制器的Light OS操作系统可以通过多种方式禁止未经授权的访问,包括关闭整个分布式系统,直到违规设备被移除,不将任何数据封包发送到欺诈设备的IP地址,或加密未经授权组件其无法识别的命令。

[0079] 为了在所公开的分布式光生物调节疗法系统中实现多层安全通信,光生物调节疗法控制器的操作系统(Light OS)和智能LED照射垫的操作系统(LightPad OS)包括并行通信栈使用一致协议和,对于设备操作员,黑客或未经授权的开发人员无法识别的共享秘密。因此,分布式光生物调节疗法系统作为受保护的通信网络运行,能够在任意数量的通信层上执行安全性,包括数据链路层-2,网络层-3,传输层-4,会话层-5,表示层-6或应用层-7。

[0080] 例如,同时安装并密码隐藏在光生物调节疗法控制器和智能LED照射垫中的数字代码,即共享秘密,可用于确认网络连接的智能LED照射垫的真实性,而无需泄漏密钥本身。在数据链路层-2上执行LED照射垫验证的一种方法中,光生物调节疗法控制器通过网络或

通信总线将随机数传递给智能LED照射垫。作为响应,LED照射垫中的微控制器解密其共享秘密的副本(数字代码),将其与接收的随机数合并,然后对连接的数字执行加密散列操作。然后,智能LED照射垫在相同的收发器链路上公开返回加密散列值。

[0081] 同时,光生物调节疗法控制器执行相同的操作,解密其自己的共享秘密副本(数字代码),将其与发送到LED照射垫生成的随机数合并,然后对连接的数字执行加密散列操作。光生物调节疗法控制器接下来比较接收和所属生成的散列值。如果两个数字匹配,则该照射垫是可信的,即它“被授权”连接到网络。上述认证演算法可以在任何数据总线或分组交换网络上的任何PHY层-1和/或数据链路层-2连接上执行,包括USB,以太网,WiFi或蜂巢无线电连接。在WiFi连接的情况下,还可以使用WiFi保护的访问协议WPA2来建立数据链路。

[0082] 对于“管理”目的和安全性跟踪,经认证的组件的授权时间和日期(以及可用的GPS位置)储存在非挥发性存储器中并且可选地上传到服务器。对分布式光生物调节疗法系统中所有连接组件采用安全通信和AAA(认证,授权,管理)验证的好处,对于确保安全和防止未经认证和潜在不安全的冒名顶替设备的故意连接至关重要。以这种方式,冒名顶替设备无法由分布式光生物调节疗法系统驱动。AAA验证还可防止意外连接不适合作为光生物调节疗法系统运行设备的一部分,如锂离子电池组,未经批准的电源,扬声器,磁盘驱动器,电机驱动器,高功率III类和IV类激光发光器以及其他与光生物调节疗法系统无关的潜在危害。

[0083] 使用分组交换网络(例如以太网或WiFi)的分布式光生物调节疗法系统的安全性也可以使用网络层-3上的动态寻址和数据传输层-4上的动态端口分配来增强。在未连接到网络或任何其他局域网络的光生物调节疗法控制器的操作中,光生物调节疗法控制器生成动态IP地址和动态端口地址,然后将该地址广播到其他网络连接设备,其中智能LED照射垫响应他们自己的动态IP地址和他们自己的动态端口地址。在分布式光生物调节疗法系统与路由器或网络接触的情况下,动态主机配置处理器(DHCP)用于分配动态IP地址。类似地,远程程序呼叫(RPC)用于执行动态端口号分配。由于动态IP地址和动态端口会在设备连接到网络时发生变化,因此网络攻击面会减少。可以使用TLS的传输层安全性,IPSec安全协议或其他协议添加额外的第4层安全性。

[0084] 一旦分布式光生物调节疗法系统的组件通过第2层认证,第3层和第4层网络和端口地址分配建立,分布式光生物调节疗法系统就可以执行治疗了。在光生物调节疗法控制器接收到用户“开始”命令时,光生物调节疗法治疗开始于在光生物调节疗法控制器和网络连接的智能LED照射垫之间交换加密密钥或数字证书以建立会谈层-5。会话打开后,光生物调节疗法控制器和智能LED照射垫在文件和命令交换期间保持其安全链接,直到治疗完成或终止。可以使用表示层-6或应用层-7上的加密来执行额外的网络安全性。

[0085] 如所公开的,网络连接的分布式光生物调节疗法系统用作单个统一虚拟机(VM),其能够使用多个智能LED照射垫提供可靠且安全地执行光生物调节治疗。

[0086] • 电缆寄生效应不会导致波形失真

[0087] • 光生物调节疗法控制器和智能LED照射垫之间的双向通信

[0088] • 能够检测到照射垫错误短路连接

[0089] • 能够识别经认可的LED照射垫或认证制造商

[0090] • 能够将连接的设备识别为智能LED照射垫

- [0091] • 能够识别电源并控制其工作电压
- [0092] • 能够控制和限制LED驱动器电流
- [0093] • 能够检测电池并防止其连接到光生物调节疗法系统的输出
- [0094] • 能够检测LED照射垫中的过热条件
- [0095] • 能够识别LED照射垫内的LED配置
- [0096] • 能够识别智能LED照射垫中包含的LED的类型和配置
- [0097] • 能够独立控制多个输出
- [0098] • 能够在智能LED照射垫内执行无失真波形合成
- [0099] • 能够将新的LED驱动演算法分配到智能LED照射垫
- [0100] • 能够捕获和记录患者实时生物识别数据
- [0101] • 能够收集治疗区域的实时图像
- [0102] • 支持用户(医生)创建新治疗演算法的能力
- [0103] • 能够支持文件电子分发
- [0104] • 能够执行治疗跟踪
- [0105] • 能够管理电子处方的分发
- [0106] • 能够支持网络连接的远程控制
- [0107] • 能够执行光生物调节疗法系统的位置跟踪
- [0108] • 能够在组件之间执行安全通信

[0109] 在另一个实施例中,所公开的分布式光生物调节疗法系统包括三级波形生成,包括数字波形合成,PWM脉冲生成,以及动态多路多任务LED驱动器能够产生方波,三角波,锯齿波和正弦波波形。波形可以包括单个周期函数或多个频率分量的和弦。

[0110] 在另一个实施例中,所公开的波形产生器可以根据规定的密钥和频率音阶产生和弦,例如,包括两个,三个或四个不同频率的和弦,包括噪声滤波。LED驱动波形也可以从音频样本产生,或者通过组合具有不同分辨率和频率的可缩放音频原始波形的和弦来产生。波形可以基于波形合成器参数,PWM波形和PWM和弦储存在库中,包括大调,小调,减弱,增强和弦,八度音程和反转。软件控制的LED驱动器包括I/O映射(多路多任务),动态电流控制和各种动态可编程参考电流。

[0111] 在另一个实施例中,分布式光生物调节疗法系统包括从集中式多通道光生物调节疗法控制站控制的多组智能LED照射垫。包括一个可选择性的WiFi光生物调节疗法遥控器,以方便所属启动和暂停控制。在又一个实施例中,光生物调节疗法控制器包括运行应用程序的移动设备或控制智能LED照射垫的智能电话。移动应用程序包括直观的UI/UX控制和生物反馈显示。应用程序还可以作为治疗数据库连接到网络或光生物调节疗法服务器。在另一实施例中,光生物调节疗法系统包括通过网络编程的完全自主LED照射垫组。

[0112] 分布式光生物调节疗法系统还可安装在齿套中用于控制的LED以对抗牙龈炎症和牙周病,或驱动安装在插入鼻或耳中的耳塞中的各个LED以杀死鼻腔中的细菌变形。各个变化的LED芽可以用作“斑点”放置在穴位上。

[0113] 前述分布式光生物调节疗法系统不限于驱动LED,而是可以用于驱动位于患者附近的任何能量发射器,以便将能量注入活组织,包括来自激光器的相干光,或发射时变磁场(磁疗),微电流(电疗),超声波能量,次声,远红外电磁辐射或其任何组合。

[0114] 在一个这样的实施例中,LED或激光手持棒包括大面积头部单元和枢转手柄,整体温度传感器,电池充电器,升压(升压)电压调节器和作为接近检测器的集成安全系统。在又一个实施例中,磁疗装置包括用于产生时变磁场之多层印刷电路板实现的线圈。磁疗装置可以在照射垫中或棒中实现。用于减轻炎症和关节疼痛的磁疗可以独立操作或与光生物调节疗法组合操作。

[0115] 另一种手持式棒形包括作为振动器操作的调制音圈,其在次声频率(即低于10Hz)下对肌肉和组织施加压力,类似于按摩疗法,但具有更深的穿透性。次声疗法用于减轻肌肉松弛并改善柔韧性和运动的范围,可以独立操作或与光生物调节疗法组合操作。

[0116] 在另一个实施例中,超声波治疗装置包括可弯曲PCB,一个或多个压电换能器在20kHz至4MHz的超声波频带中调制。具有压电换能器的照射垫还可以包括由音频频谱中脉冲调制的LED。在超声波-LED组合装置的一个应用中,超声波被用于用光生物调节疗法破坏瘢痕组织,光生物调节疗法用于改善循环并且此后去除死细胞。

## 附图说明

[0117] 图1示出了在治疗师控制下操作的光生物调节疗法系统。

[0118] 图2显示了粒线体的光生物调节。

[0119] 图3示出了各种生物材料的光学吸收光谱。

[0120] 图4A对比了光学光疗法和光生物调节疗法之间的差异。

[0121] 图4B说明了通过混合波长对细胞内细胞器粒线体的光化学刺激。

[0122] 图5表示具有自主LED照射垫的分布式光生物调节疗法系统。

[0123] 图6A是具有使用限流电阻器的被动LED照射垫的光生物调节疗法系统的示意图。

[0124] 图6B是具有使用电流控制的被动LED照射垫的光生物调节疗法系统的示意图。

[0125] 图7是具有仅使用物理(PHY)第1层通信的自主LED照射垫的光生物调节疗法系统的网络描述。

[0126] 图8是通信电缆的等效电路及其对电信信号的影响。

[0127] 图9是光生物调节治疗系统与不合格或不适当的电气配件或LED照射垫的互连的图示。

[0128] 图10描绘光生物调节治疗系统,其利用共同的一组电信信号驱动不同的LED照射垫。

[0129] 图11A示出两个LED光生物调节疗法系统输出到一个普通LED照射垫的不正确的“短路输出”连接。

[0130] 图11B示出其驱动具有多于一个竞争控制信号的红光LED串的短路输出连接。

[0131] 图11C示出其同时驱动具有重叠或并发控制信号在同一LED照射垫中的近红外光和红光LED串的短路输出连接。

[0132] 图11D示出其同时驱动具有重叠或并发控制信号在同一LED照射垫中的近红外光和红光LED短路输出连接的功率输出波形。

[0133] 图12是缺乏温度感测,保护或反馈的光生物调节疗法系统。

[0134] 图13表示具有自主LED照射垫的分布式光生物调节疗法系统。

[0135] 图14是具有智能(自主)LED照射垫的分布式光生物调节疗法系统的示意图。

- [0136] 图15是具有使用3层OSI堆栈的智能(自主)LED照射垫的光生物调节疗法系统的网络图示。
- [0137] 图16是LED照射垫认证序列的流程图。
- [0138] 图17示出了具有标识数据寄存器的自主LED照射垫的方框图。
- [0139] 图18示出了具有LED配置寄存器的自主LED照射垫的方框图。
- [0140] 图19是包括三个波长LED的示例性LED阵列和驱动电子组件的示意图。
- [0141] 图20A是低端电流开关控制组件或“电流槽”驱动包括“m”个LED的LED串并联的示意图。
- [0142] 图20B是电流槽型低端开关LED驱动器其包括N沟道MOSFET和具有参考电流输入 $I_{ref}$ 的电流感测栅极偏压电路的示意图。
- [0143] 图20C是电流槽型低端开关LED驱动器实施方式的示意图,其包括电流镜传感器,具有参考电流输入 $I_{ref}$ 的跨接放大器偏压电路,和具有数字输入的传输门。
- [0144] 图21A是具有DAC电阻器电流调整的示例性多通道参考电流产生器的示意图。
- [0145] 图21B是具有DAC MOSFET栅极宽度电流调整的示例性多通道参考电流产生器的示意图。
- [0146] 图21C是具有DAC和算术模拟单元计算输入的示例性多通道电流基准产生器的示意图,该输入包括电流校准和目标参考输入电流。
- [0147] 图22A是驱动包括“m”个LED的LED串并联的高端电流开关控制组件或“电流源”的示意图。
- [0148] 图22B是电流源型高端开关LED驱动器其包括P沟道MOSFET和具有参考电流输入( $-I_{ref}$ )的电流感测栅极偏压电路的示意图。
- [0149] 图22C是示例性电流源型高端开关LED驱动器实施方式的示意图,其包括电流镜传感器,具有参考电流输入的跨接放大器偏压电路( $-I_{ref}$ )和具有数字输入的传输门。
- [0150] 图23A是驱动包括具有低侧N沟道MOSFET数字启动的“m”LED的LED串并联的高端电流控制组件或“电流源”的示意图。
- [0151] 图23B是示例性电流源型高端LED驱动器的示意图,其包括P沟道MOSFET和电流感测栅极偏压电路,其中参考电流输入( $-I_{ref}$ )驱动与低端N沟道数字作动MOSFET并联的LED串。
- [0152] 图23C是示例性电流源型高端LED驱动器实施方式的示意图,其包括电流镜传感器,跨接放大器偏置电路,其中参考电流输入( $-I_{ref}$ )驱动与低端N沟道数位作动MOSFET并联的LED串。
- [0153] 图24是描述基于LED驱动的主从数据串流的流程图。
- [0154] 图25示出使用USB上的封包传送将实时数据串流传输到LED照射垫。
- [0155] 图26A示出用于基于LED驱动的串流的实时或“JIT”按序数据传输方法。
- [0156] 图26B示出用于基于LED驱动的串流的提前传送和移位方法。
- [0157] 图26C将JIT与LED驱动的提前传送和移位方法进行比较。
- [0158] 图27是使用未加密文件的LED照射垫自主播放的流程图。
- [0159] 图28示出自主LED照射垫中的可执行代码文件储存。
- [0160] 图29A示出包括三个光生物调节疗法“疗程”的示例性治疗方案,每个“疗程”构成

三个按序治疗演算法。

- [0161] 图29B示出了示例性治疗,每个示出开关交付和持续时间的LED控制序列。
- [0162] 图30示出了用于光生物调节疗法的舒兹(Arndt-Schultz)双相剂量响应模式。
- [0163] 图31示出基于LightOS通信协议栈的第4层串行总线。
- [0164] 图32示出光生物调节疗法治疗文件的加密封包准备。
- [0165] 图33示出光生物调节疗法疗程文件的加密封包准备。
- [0166] 图34示出自主LED照射垫解密和输入加密封包的储存。
- [0167] 图35是LED照射垫自主播放使用后传输文件解密的流程图。
- [0168] 图36示出密文文件储存于自主LED照射垫中。
- [0169] 图37是LED照射垫自主播放期间使用动态解密的流程图。
- [0170] 图38是播放前大容量文件解密和播放期间动态解密的文件比较。
- [0171] 图39示出从LED播放器到LED照射垫的文件下载。
- [0172] 图40是描述“波形合成器”模块的操作流程图。
- [0173] 图41是描述“PWM播放器”模块的操作流程图。
- [0174] 图42是描述“LED驱动器”模块操作的流程图。
- [0175] 图43是示出使用波形合成器,PWM播放器和LED驱动器模块生成波形的方框图。
- [0176] 图44是示出包括通过单位函数产生器或基元处理器的合成的波形合成器操作细节的方框图。
- [0177] 图45示出单位函数生成波形的示例,包括常数,锯齿波,三角波,正弦和正弦波形。
- [0178] 图46是在波形合成中使用的合成器求和节点和自动范围操作的功能描述。
- [0179] 图47示出变化频率正弦波及其混合弦的示例。
- [0180] 图48A示出以计数器为基准的正弦合成系统,其能够在十个倍频程上混合具有独立加权和自动范围功能的和弦。
- [0181] 图48B说明采用以计数器为基准的正弦合成系统的双正弦波合成弦波。
- [0182] 图48C说明采用以计数器为基准的正弦合成系统的三正弦波合成弦波。
- [0183] 图49是使用具有24点角度分辨率的单正弦基元的以计数器为基准的正弦和弦合成器的方框图。
- [0184] 图50是使用单固定分辨率基元的双正弦波和弦合成的示例。
- [0185] 图51A是使用单固定分辨率正弦基元的三正弦波和弦合成的示例。
- [0186] 图51B示出使用突出量化噪声的单固定分辨率正弦基元正弦波和混合和弦的示例性。
- [0187] 图52A是使用多个音阶分辨率正弦基元的三正弦波和弦合成的示例。
- [0188] 图52B示出使用多个音阶分辨率正弦基元以完全消除量化噪声的正弦波和混合和弦示例性。
- [0189] 图52C是三正弦波混合弦的固定分辨率和音阶分辨率正弦波合成之间的比较
- [0190] 图53是使用音阶分辨率正弦基元和四个时钟标度范围的以计数器为基准的正弦和弦合成器的方框图。
- [0191] 图54是适用于任何分辨率正弦基元的通用基元正弦和弦合成器的方框图。
- [0192] 图55A示出基于均匀调节音阶和基于第四个八度音阶键用来设置正弦和和弦合成

的统称键的UI/UX接口。

[0193] 图55B示出基于其他音阶和基于第四个八度音阶音调键用来设置正弦和和弦合成的统称键的UI/UX接口。

[0194] 图56示出基于定制频率设置用于正弦和和弦合成的统称键的UI/UX接口。

[0195] 图57A是用于音乐三/四和弦合成(具有可选择性的+1倍频程音符)的演算法和弦构建器的方框图,包括大调,小调,增强和减弱的和弦。

[0196] 图57B示出了具有可选择性的+1倍频程音符的自定义三和弦和弦构建器的UI/UX接口。

[0197] 图58A示出没有自动范围功能的三正弦求和合成中的信号压缩。

[0198] 图58B比较具有和不具有自动范围放大的三正弦求和合成波形。

[0199] 图59是波形合成器中使用PWM产生器功能的功能说明。

[0200] 图60示出非正弦生成波形及其对应的PWM表现的示例。

[0201] 图61A示出PWM播放器的截波功能操作。

[0202] 图61B示出PWM播放器中使用的脉冲宽度调制器的功能等效示意。

[0203] 图62示出LED驱动器操作的方框图。

[0204] 图63A示出具有50%占空因子和10mA LED平均电流的PWM播放器产生的方波组成波形。

[0205] 图63B示出具有20%占空因子和10mA LED平均电流的PWM播放器产生的方波组成波形。

[0206] 图63C示出具有95%占空因子和10mA LED平均电流的PWM播放器产生的方波组成波形。

[0207] 图63D示出具有50%占空因子和10mA LED平均电流的PWM播放器产生的方波组成波形,随后逐步升高到13mA。

[0208] 图63E示出具有50%占空因子和10mA LED平均电流的LED驱动器产生的方波组成波形。

[0209] 图63F示出LED驱动器ADC(模拟数字转换器)产生的具有10mA LED平均电流正弦波的组成波形。

[0210] 图63G示出LED驱动器ADC(模拟数字转换器)产生的具有10mA LED平均电流吉他弦音频样本的组成波形。

[0211] 图63H示出LED驱动器ADC(模拟数字转换器)产生的具有10mA LED平均电流钹崩溃音频样本的组成波形。

[0212] 图64A示出具有10mA LED平均电流的PWM合成正弦波的组成波形。

[0213] 图64B示出PWM合成正弦波,其中10mA LED平均电流随后升高到13mA的组成波形。

[0214] 图64C示出PWM合成音频样本,其包括具有10mA LED平均电流的正弦波和弦的组成波形。

[0215] 图64D示出具有10mA LED平均电流的PWM合成三角波的组成波形。

[0216] 图64E示出PWM合成音频样本,其包括具有10mA LED平均电流的吉他弦脉冲的组成波形。

[0217] 图64F示出PWM合成音频样本,其包括具有10mA LED平均电流的钹崩溃的组成波

形。

[0218] 图65示出PWM合成正弦波,其中10mA LED平均电流随后被PWM播放器截波至13mA的组成波形。

[0219] 图66示出将播放文件下载到LED照射垫中。

[0220] 图67示出LED播放数据文件,其包括播放文件ID,合成器参数文件,基元文件,PWM播放器文件,LED驱动器文件及其组件。

[0221] 图68是用于控制PWM播放器时钟 $\Phi_{ref}$ 固件的示意性模拟视图。

[0222] 图69包括基于以太网的分布式光生物调节疗法系统的通信栈。

[0223] 图70包括基于WiFi的分布式光生物调节疗法系统的通信栈。

[0224] 图71A是分布式光生物调节疗法系统的支持WiFi通信的光生物调节疗法控制器的方框图。

[0225] 图71B是分布式光生物调节疗法系统的支持WiFi通信的LED照射垫的方框图。

[0226] 图72是多用户分布式光生物调节疗法系统和通信网络。

[0227] 图73包括基于移动电话通信栈的分布式光生物调节疗法系统。

[0228] 图74示出使用移动电话app和支持WiFi的控制的分布式光生物调节疗法系统。

[0229] 图75是使用移动设备应用程序的光生物调节疗法控制的UI/UX菜单。

[0230] 图76是用于激光或LED光治疗的手持式光生物调节疗法棒的剖面图,俯视图和仰视图。

[0231] 图77是用于激光或LED光治疗的手持式光生物调节疗法棒的方框图。

[0232] 图78是利用电容式传感的激光光生物调节疗法的光生物调节治疗棒安全系统的剖面图和仰视图。

[0233] 图79是利用电容式感测的激光光生物调节疗法的安全系统示意图。

[0234] 图80是分布式系统激光光生物调节疗法驱动电路的示意图。

[0235] 图81A是具有集成开关的自主智能LED照射垫的剖面图,仰视图和俯视图。

[0236] 图81B是描述自主智能LED照射垫的程序切换顺序的流程图。

[0237] 图82是刚性挠性PCB的剖面图。

[0238] 图83是磁疗照射垫中使用平面磁性的分解图。

[0239] 图84是具有平面磁性的磁疗照射垫的侧视图。

[0240] 图85是具有平面磁性的磁疗照射垫的俯视图。

[0241] 图86是分布式系统磁疗驱动电路的示意图。

[0242] 图87是使用离散磁性磁疗照射垫的剖面图。

[0243] 图88A是包括电磁铁阵列的磁疗照射垫。

[0244] 图88B是包括电磁铁和永磁铁阵列的磁疗照射垫。

[0245] 图88C是包括电磁铁阵列和堆叠混合电磁铁永磁铁的磁疗照射垫。

[0246] 图88D是包括电磁铁阵列和堆叠混合永磁铁电磁铁的磁疗照射垫。

[0247] 图89是分布式系统兼并手持式磁疗设备。

[0248] 图90是U形光生物调节疗法牙周咬嘴的平面图和剖面图。

[0249] 图91是制造U形光生物调节疗法牙周咬嘴的生产步骤的侧视图。

[0250] 图92A是制造H形光生物调节疗法牙周咬嘴的生产步骤的侧视图。

- [0251] 图92A是制造的H形光生物调节疗法牙周咬嘴的侧视图。
- [0252] 图93显示H形光生物调节疗法牙周咬嘴制造的粘合过程。
- [0253] 图94示出牙周光生物调节疗法咬嘴的电路图。
- [0254] 图95示出具有H桥驱动组合的超音波光生物调节疗法照射垫的电路图。
- [0255] 图96示出具有电流槽驱动组合的超音波光生物调节疗法照射垫的电路图。
- [0256] 图97包括组合超音波光生物调节疗法照射垫的透视图。

### 具体实施方式

[0257] 为了克服现有这代光生物调节疗法系统面临的上述限制,需要一种全新的系统架构。具体地,正弦波的产生和组合正弦波的和弦必须在被驱动的LED附近发生,以避免布线引起的显著波形失真。这样的设计标准要求重新定位波形合成,将其移出光生物调节疗法控制器并进入LED照射垫。为了实现这种看似微小的功能重新划分,实际上是重大的设计变化,并且需要将LED照射垫从被动组件转换为自主系统或“智能”LED照射垫。虽然被动LED照射垫仅包含一阵列LED,电流源和开关,但智能LED照射垫必须集成微控制器,挥发性和非挥发性存储器,通信收发器或总线接口,LED驱动电子设备和LED阵列。由于需要长电缆或无线操作,微控制器的参考时间也必须重新定位到LED照射垫中。基本上每个智能LED照射垫成为一台小型计算机,一旦指示,就能够独立地产生LED激发模式。

[0258] 因此,新的架构是“分布式的”,而不是使用集中式光生物调节疗法控制器产生和分配电信号给被动LED照射垫,包括缺乏集中实时控制的自主操作电子组件网络。这种分布式光生物调节疗法系统是同类产品中的第一个,需要智能LED照射垫的发明-一种治疗性光传输系统,其中LED照射垫执行计算产生动态LED激发模式的所需并相应地安全地执行LED驱动。在分布式光生物调节疗法操作中,光生物调节疗法控制器的角色大大减少到UI/UX接口的角色,允许用户从可用的协议库中选择治疗或疗程,以及启动,暂停或终止治疗。缺乏中央硬件控制在医疗设备中几乎闻所未闻,因为出于安全考虑,ISO13485,IEC和FDA法规始终要求硬件可控性。因此,在分布式硬件医疗设备中实施有效的安全系统需要一种新的创新方法,其中安全功能必须在系统范围内所属执行并通信。并此类安全协议需根据FDA设计法规和国际安全标准规定,设计,验证,确效和记录。

[0259] 具有智能LED照射垫的分布式光生物调节疗法系统的另一个含义是用以命令为基础的指令包括数据封包代替电信号通信。这种以命令为基础的通信涉及分布式系统组件之间的封包交换专用通信网络的设计和开发,适用数字通信来满足医疗设备控制的独特和严格的要求。必须设计封包路由,安全性和数据有效荷载以防止黑客攻击或系统故障,并且必须能携带所有必需的信息以执行所有必要的光生物调节疗法操作。

[0260] 实施具有智能LED照射垫的分布式光生物调节疗法系统涉及两组相互关联的创新。在该应用中,公开了智能LED照射垫的操作,包括通过串流传输或通过文件传输传递的以时间为基础的LED激发模式。本公开还考虑照射垫内波形的生成,使用波形合成三步骤的过程,PWM播放器操作和动态LED驱动及必要的安全功能。在R.K.Williams等人提交的相关申请中,美国申请号61/723,950,标题为“Distributed Photobiomodulation System And Method”,与本申请同时提交,公开了数据通信分级堆栈和控制协议。

[0261] 在这里公开的分布式光生物调节疗法系统中,可以使用以时间为基础的指令序列

(称为串流)或通过以命令为基础的波形生成和合成来控制LED播放。在任何一种情况下,数据封包在其有效荷载中以数字方式携带LED激发模式。在操作中,通过图形接口,用户或治疗师选择光生物调节疗法治疗或疗程,并同意开始治疗。然后将该命令打包,即准备,格式化,压缩并填充到通信封包中,并通过串行周边通信总线,LAN,宽带连接,WiFi,光纤或其他媒体传送到一个或多个智能LED照射垫。尽管在每个数据封包中携带的有效荷载数据是数字的,包括组织为八位字节或十六进制字的位元,但实际的通信媒体是模拟的,包括差分模拟信号,无线电波或调制光。

[0262] 在有线通信中,通信总线通常使用包括以特定速率调制的模拟差分波形的电信信号,称为符号率或波特率([https://en.wikipedia.org/wiki/Symbol\\_rate](https://en.wikipedia.org/wiki/Symbol_rate))。每个符号可以包括用于定义的持续时间的频率或代码。每个连续符号的检测不受由电缆或由噪声源中的寄生反应引起失真的影响,因此克服了现有技术光生物调节疗法实现中与数字脉冲信号传输相关的所有问题。在WiFi通信中,输入的串行数据被分割并传输在称为OFDM的多个频率子带上的小封包,即正交频分多任务,以实现高符号率和低误码率。在光纤信道和DOCSIS通信中使用类似的频率分裂方法以实现高符号率。由于每个发送的符号能够表示多个数字状态,因此串行总线位元数据速率高于媒体的符号速率。下面总结了几种最常见的50MB/s以上串行和无线通信协议的有效位数据速率([https://en.wikipedia.org/wiki/List\\_of\\_device\\_bit\\_rates](https://en.wikipedia.org/wiki/List_of_device_bit_rates)),以供参考:

[0263]

标准	年	媒体(PHY)	位元数据速率
蓝牙 5.0 个人区域网络(PAN)	2016	无线 PAN	50Mb/s
IEEE802.11a	1999	WiFi	54Mb/s
IEEE802.11g	2003	WiFi	54Mb/s
FastEthernet 快速以太网 (100BASE-X)	1995	LAN	100Mb/s
Firewire 400(IEEE1394)	1995	周边设备	393Mb/s
USB2.0	2000	周边设备	480Mb/s
IEEE802.11n	2009	WiFi	600Mb/s
GigabitEthernet 千兆位以太网 (1000BASE-X)	1998	LAN	1Gb/s
Firewire3200(IEEE1394b)	2007	周边设备	3.1457Gb/s
USB3.0 Superspeed	2010	周边设备	5Gb/s
IEEE802.11ac(最大理论值)	2012	WiFi	6.8–6.93Gb/s
IEEE802.11ad(最大理论值)	2011	WiFi	7.14–7.2Gb/s
10GigabitEtherne 千兆位以太网 (10GBASE-X)	2002-2006	LAN	10Gb/s
DOCSISv3.1	2015	频宽	10GB/s
USB3.1 Superspeed	2013	周边设备	10Gb/s
Thunderbolt 2	2013	周边设备	20Gb/s
USB3.2 Superspeed	2017	周边设备	20Gb/s
Thunderbolt 3	2015	周边设备	40Gb/s
100GigabitEthernet 千兆位以太网 (100GBASE-X)	2010-2018	LAN	100Gb/s

[0264] 响应用户的命令,光生物调节疗法控制器将指令转换成通信数据封包,随后将其发送到所有连接和合格的LED照射垫。LED照射垫接收指令并相应地响应,开始治疗疗程或执行其他任务。由于高带宽通信,光生物调节疗法系统的用户体验是实时处理,即用户感知实时UI/UX响应,即使系统的操作,实际上是作为一系列设备间通信和自主任务来执行的。

[0265] 所公开的分布式光生物调节疗法系统涉及多个交互作用组件,每个组件在分布系

统内执行专用功能。集成到系统中独特组件的数量会影响系统的总体复杂性并影响通信协议的复杂性,即在设备间通信中使用的“语言”。

[0266] 所公开的分布式光生物调节疗法系统的各种组件可包括:

[0267] • 用户接口,包括中央光生物调节疗法控制器或移动应用程序,用于执行基于UI/UX的命令和通过通信网络分派指令。

[0268] • 智能LED照射垫通过局部照射垫内激发模式生成和波形合成执行动态光生物调节治疗,并可选配集成传感器或成像功能。

[0269] • 可通过互联网或专用通信网络访问的计算机服务器,用于保留和分发光生物调节疗法治疗,疗程和协议,或上传患者反应,病例研究或临床试验数据和相关文件(例如MRI,X射线,血液检查)。

[0270] • 可选择性的治疗配件,如激光棒或超声波治疗照射垫。

[0271] • 可选择性的生物识别传感器(例如EEG感测器,ECG监测器,血氧,血压,血糖等),用于捕获和上传患者样本或实时数据。

[0272] • 计算机接口设备,包括高清显示器和触摸屏,键盘,鼠标,扬声器,耳机等。

[0273] 通过组合或排除光生物调节疗法系统中的各种组件,可以为覆盖医院和诊所的各种用户量身定制各种性能和系统成本,并扩展到个人用户和消费者,水疗中心,美容师,体育教练和运动员,以及护理人员,警察或军事野战医生的专业移动应用程序。由于光生物调节疗法组件使用的电压高于5V,因此需要注意所公开的设计以防止用户意外地将USB接口设备连接到高压(12V到42V)连接或总线。

[0274] 分布式光生物调节疗法系统中的LED控制

[0275] 分布式光生物调节疗法系统的一个基本实现。如图13所示,涉及三个部件—光生物调节疗法控制器120,电源121和具有插入的USB电缆122的单个智能LED照射垫123。图14示出了示例性分布式光生物调节疗法系统实现的方框图,包括光生物调节疗法控制器和总线收发器131,一个或多个智能LED照射垫337,USB电缆136和外部电源“砖”132。尽管电源砖132在图示中显示为分离的部件,在光生物调节疗法控制器和总线收发器131使用到智能LED照射垫337的有线连接的系统中,电源可以包括在光生物调节疗法控制器和收发器内,而不是使用单独的部件。如图所示,光生物调节疗法控制器和总线收发器131包括主微控制器 $\mu$ C或MPU 134,触控LCD屏幕133,非挥发性存储器128,挥发性存储器129,总线接口135,和以系统时钟297以 $\Phi_{sys}$ 的速度,操作时钟124。时钟和存储器组件与主MPU 134分开示出,以表示它们的功能,并且不旨在描述特定实现或组件划分。RTC实时时钟(未示出)也可以包括在光生物调节疗法控制器131中。RTC是极低功耗的时钟,其连续运行并且尽可能地与国际时间标准或网络时间同步。

[0276] 主MPU 134的构造可以包括完全集成的单芯片微控制器或以微处理器为基础的模块,可选地包含主系统时钟124,总线接口135,以及非挥发性存储器128和挥发性存储器129的部分。任何数量的分区都是可能的包括使用多个集成电路硅芯片(IC),系统集成芯片(SOC),系统级封装(SIP)或模块。例如,挥发性存储器129可以包括动态随机存取存储器(DRAM)或静态随机存取存储器(SRAM)。该存储器可以全部或部分地集成在主MPU 134内,或者可以通过单独的集成电路实现。类似地,非挥发性存储器128可以包括电气可擦除可编程随机存取存储器(E2PROM)或“闪存”存储器,其可以全部或部分地集成在MPU 134内。在光生

物调节疗法控制器131内大容量非挥发性数据储存也可以使用诸如光盘(CD/DVD)之类的移动媒体储存,通过磁性硬盘驱动器(HDD),甚至通过网络连接储存到云端来实现。

[0277] 光生物调节疗法控制器131内的非挥发性数据存储128的作用是多用途的,包括主操作系统的储存,在此称为Light OS,以及保留光生物调节疗法治疗和疗程的程序库,出于安全原因通常以加密形式储存。非挥发性存储器128还可以用于掌握治疗日志,上传传感器数据,并且可能保留治疗后数据。与其非挥发性对应物相反,挥发性存储器129在光生物调节疗法控制器131中的作用主要是暂存存储器的作用,在执行计算时暂时保持数据。例如,在准备包括一系列单独的光生物调节疗法治疗的光生物调节疗法疗程时,必须首先解密加密的法疗演算法,组装成光生物调节疗法疗程,重新加密,然后组装成准备用于网络传输的通信封包。挥发性存储器在通信封包组装过程中保持数据内容。

[0278] 分布式光生物调节疗法系统中的另一个考虑因素是为光生物调节疗法控制器和LED照射垫供电所需的功率分配。选项包括以下内容:

[0279] 使用内部电源为光生物调节疗法控制器供电,然后通过通信总线为LED照射垫供电,

[0280] • 使用外部电源(砖块)为光生物调节疗法控制器供电,然后通过通信总线为LED照射垫供电,

[0281] • 使用内部电源为光生物调节疗法控制器供电,并使用自己专用的外部电源或电源(砖块)为LED照射垫供电,

[0282] • 使用外部电源(砖块)为光生物调节疗法控制器供电,并使用自己的专用外部电源或电源(砖块)为LED照射垫供电。

[0283] 在所示的示例中,外部电源砖132为整个光生物调节疗法系统供电,向集成电路提供5V电压,并且向LED串提供 $+V_{LED}$ 。USB电缆136将收发器符号数据从光生物调节疗法控制器的总线接口135和总线收发器131传送到LED照射垫337的总线接口338。USB电缆136也供电;特别是接地(GND),5V和 $+V_{LED}$ 到智能LED照射垫337,通常承载在比电缆信号线更厚的低电阻铜导线上。每个LED照射垫337包括照射垫 $\mu C339$ ,总线接口338,RAM挥发性存储器(例如SRAM或DRAM)334a,NV-RAM非挥发性存储器(例如EEPROM或闪存)334b,时间参考时钟333,LED驱动器335,和LED阵列336。LED驱动器包括开关电流槽140,141和其他(未示出),通常每个LED串使用一个电流槽。LED阵列336包括一串串联连接的LED142a至142m,用于产生波长 $\lambda_1$ 的光,一串串联连接的LED 143a至143m,用于产生波长 $\lambda_2$ 的光,并且通常是其他LED串(未示出)。

[0284] LED照射垫337内的存储器类包括挥发性存储器334a和非挥发性存储器334b似于光生物调节疗法控制器131中采用的半导体储存的存储器,除了总容量可以更小,并且优选地消耗更低的功率。LED照射垫337中的存储器必须包括半导体解决方案,因为存在移动储存媒体的机械冲击和破坏的风险将易碎数据储存集成到LED照射垫337中。具体地,LED照射垫337中的挥发性存储器334a(标记为RAM)可包括动态随机存取存储器(DRAM)或静态随机存取存储器(SRAM)可以全部或部分地集成在照射垫 $\mu C339$ 内。在LED照射垫中,挥发性存储器用于保存除使用期间无需要保留的数据,例如LED串流媒体文件,LED播放器文件和LED播放文件。仅暂时保留执行当前光生物调节疗法治疗(而不是整个处理库)所需的可执行代码的优点在于,与光生物调节疗法控制器131相比,LED照射垫337内的存储器的容量和成本可

以大大降低。它还具有以下优点:它使得逆向工程和复制治疗程序更加困难,因为无论何时从LED照射垫337移除电源,所有数据都将丢失。

[0285] 非挥发性存储器334b可以包括电气可擦编程随机存取存储器(E2PROM)或“闪存”存储器,其可以全部或部分地集成在照射垫 $\mu$ C339内。非挥发性存储器334b(标记为NV-RAM)优选地用于保持不经常改变的固件,例如LED照射垫的操作系统,这里称为LightPad OS,以及包括照射垫识别数据的制造数据,即LED照射垫ID寄存器,以及制造相关的LED配置数据。非挥发性存储器334b还可以用于保留已经执行了什么治疗的用户日志。LED照射垫的低成本设计是另一个重要的经济考虑因素,因为一个光生物调节疗法控制器通常与多数个LED照射垫一起销售,每个系统最多6或8个。为了降低总体存储器成本,将存储器(尤其是非挥发性存储器)集中到仅存在单个组件的光生物调节疗法控制器中并且最小化每个LED照射垫内包含的存储器是有益的,这在每个系统的多个实例中发生。

[0286] 在操作中,在光生物调节疗法控制器131触控LCD屏幕133上输入的用户命令由主MPU 134解释,主MPU 134作为响应检索储存在非挥发性存储器128中的处理文件并通过USB总线接口135将这些文件通过USB电缆136传送到智能LED垫337内的总线接口338。处理文件一旦被传送,就暂时储存在挥发性存储器334a中。根据储存在非挥发性存储器334b中的LightPad OS操作系统操作的照射垫 $\mu$ C339。然后,解释储存在RAM挥发性存储器334a中的治疗处理,并根据所选择治疗的LED激发模式控制LED驱动器335,其中LED阵列336以期望的方式使各种波长LED串照射。因为光生物调节疗法控制器131和LED照射垫337使用它们自己的专用时钟297和299进行操作,所以分布式光生物调节疗法系统在两个不同的时钟频率下异步操作,特别是分别是 $\Phi_{\text{sys}}$ 和 $\Phi_{\text{pad}}$ 。

[0287] 由于两个系统以不同的时钟速率工作,因此光生物调节疗法控制器131和LED照射垫337之间的通信是异步发生的,即没有共同的同步时钟。异步通信兼容各种串行总线通信协议,包括所示的USB 136,或以太网,WiFi,3G/LTE,4G和DOCSIS-3。尽管分布式光生物调节疗法系统的时钟版本是同步,即具有共享时钟的同步时钟版本在技术上是可行的,但同步操作不提供超过其异步对应物的性能或功效优势。此外,长电缆上的高频时钟分布存在问题,其遭受时钟偏移,相位延迟,脉冲失真等。

[0288] 图14的架构包括具有两个或更多个微控制器或计算机“大脑”的分布式光生物调节疗法系统,表示光生物调节疗法系统中的基本架构变化,否则其通常包括具有集成控制器的一体化照射垫或驱动被动LED照射垫的自主光生物调节疗法控制器。本领域技术人员应该知道,光生物调节疗法控制器可以替代地包括是笔记本或台式个人计算机,计算机服务器,在诸如平板电脑或智能电话的移动设备上运行的应用程序,而不是单独的硬件设备。或者能够执行计算机软件的任何其他主机设备,例如视频游戏控制台和物联网设备或更多。在整个申请中示出了这种替代实施例的示例。

[0289] 如图15所示,光生物调节疗法操作可以被解释为用于控制硬件操作的通信序列。使用开放系统实现或OSI表示,光生物调节疗法控制器120包含通信栈147,其包括应用层-7,数据链路层-2和物理层-1。在光生物调节疗法控制器120内,应用层-7使用光生物调制的定制操作系统来实现,在此称为Light OS。Light OS用户收到的指令传递到第2层数据链路层,并与第1层PHY一起使用USB协议差分信号332与智能LED123内驻留的通信栈148的相应PHY第1层进行通信。因此,尽管电信信号包括第1层通信,但USB的数据结构表现得好像光生

物调节疗法控制器和智能LED照射垫在第2层上通信,其中数据封包实时排列为USB数据“帧”。一旦通信栈148接收到USB封包,该信息就被传送到由LED照射垫常驻操作系统执行的应用层-7,这里称为LightPad OS。假设光生物调节疗法控制器的Light OS和智能LED照射垫的操作系统LightPad OS被设计为以自洽方式通信和执行指令,则通信栈147和148之间的双向链路用作应用层的虚拟机,意味着分布式设备的行为与单个硬件相同。

[0290] 为了确保组件能够在高抽象级别(即应用程序层及更高级别)交换信息和执行指令,开发具有并行结构使用相同的加密和安全方法和在任何给定协议层的两个操作系统Light OS和LightPad OS是很重要的。该标准包括采用共同的共享秘密,执行预定义的验证序列(组件加入系统的专用网络所需),执行常见的加密演算法等。

[0291] 为了确保两个组件可以开始通信并执行任务,光生物调节疗法控制器必须首先确定LED照射垫是否确实是制造商批准的,系统验证的组件,该测试称为“认证”。在图16两个并行序列的流程图中示出,一个在Light OS中作为“主机”运行,另一个在LightPad OS中作为“客户端”运行。如图所示,在建立物理USB连接,即插入150完成后,控制器的Light OS操作系统启动称为“LightPad安装”的子程序151a,同时LED照射垫的LightPadOS操作系统开始子程序151b。在第一步骤152a中,用于确定客户端是否是电源(并且如果是,则拒绝它),光生物调节疗法控制器执行检查158检查USB D+和D-引脚是否短路。如果这些数据引脚短路,根据USB标准,外设是电源而不是LED照射垫,系统拒绝连接,终止验证,LightOS通知用户接口设备不是有效组件,并且立即拔掉它。如果引脚没有短接,则LightPadOS然后可以继续安装批准过程。

[0292] 在步骤153a和153b中,两个设备协商它们可以理解并可靠地通信的最大数据速率。一旦建立了通信数据速率,就开始对称认证过程154a和154b。在对称认证期间,在步骤154a中,Light OS首先通过检查储存在LED照射垫标识数据寄存器144中的数据来查询LightPad OS以确定LED照射垫123是否是有效的制造商批准的设备。在步骤154b的镜像认证过程中,LED照射垫123确认光生物调节疗法控制器是具有批准与LED照射垫123一起使用的有效制造ID的有效设备。在该交换中,某些加密的安全凭证和制造商的识别数据封包括序列号,制造代码和GUD ID号改变指针以确保光生物调节疗法控制器120和智能LED照射垫123都来自同一制造商(或以其他方式许可作为批准的设备)。在授权失败时,主机Light OS通知用户LED照射垫未被批准在系统中使用并指示他们将其移除。如果Light OS不能验证LED照射垫123,则光生物调节疗法控制器120将停止与接口设备的通信。相反,如果接口设备的LightPad OS无法确定光生物调节疗法控制器120的真实性,则LED照射垫123将忽略光生物调节疗法控制器120的指令。只有在确认对称认证的情况下才能进行操作。

[0293] 可以执行任意数量的身份验证方法来建立专用网络并批准设备与专用网络的连接。这些方法可能涉及对称或非对称加密和交换密钥,通过交换数字CA证书采用基于“证书授权”的身份确认,或者交换加密散列数据以确认设备拥有相同的共享秘密,这意味着它是由合格制造商。例如,安装并密码隐藏在光生物调节疗法控制器和智能LED照射垫中的数字代码,即共享机密,可用于确认网络连接的智能LED照射垫的真实性,而无需泄漏密钥本身。在数据链路层-2上执行的一种这样的LED照射垫验证方法中,光生物调节疗法控制器通过网络或通信总线将随机数传递给智能LED照射垫。作为响应,LED照射垫中的微控制器解密其共享秘密的副本(数字代码),将其与接收的随机数合并,然后对连接的数字执行加密散

列操作。然后,智能LED照射垫在相同的收发器链路上公开返回加密散列值。

[0294] 同时,光生物调节疗法控制器执行相同的操作,解密其自己的共享秘密副本(数字代码),将其与发送到LED照射垫的生成随机数合并,然后对连接的数字执行加密散列操作。光生物调节疗法控制器接下来比较接收和所属生成的散列值。如果这两个数字匹配,则该照射垫是真实的,即它是被“授权的”连接到网络。上述认证演算法可以在任何数据总线或分组交换网络上的任何PHY层-1和/或数据链路2连接上执行,包括USB,以太网,WiFi或蜂巢无线电连接。在WiFi连接的情况下,还可以使用WiFi保护的访问协议WPA2来建立数据链路。

[0295] 对于“管理”目的和安全性追踪,经认证的组件的授权时间和日期(以及可用的GPS位置)存储在非易失性存储器中并且可选择地上载到服务器。对分布式光生物调节疗法系统中所有连接组件采用安全通信和AAA(认证,授权,管理)验证的好处对于确保安全和防止未经认证和潜在不安全的冒名顶替设备的故意连接至关重要。以这种方式,冒名顶替设备不能由分布式光生物调节疗法系统驱动。AAA验证还可防止意外连接不适合作为光生物调节疗法系统一部分运行的设备,如锂离子电池组,未经批准的电源,扬声器,磁盘驱动器,电机驱动器,高功率III类和IV类激光器以及其他与光生物调节疗法系统无关的潜在危害。

[0296] 使用分组交换网络(例如以太网或WiFi)的分布式光生物调节疗法系统的安全性也可以使用网络层-3上的动态寻址和数据传输层-4上的动态端口分配来增强。在未连接到互联网或任何其他局域网的光生物调节疗法控制器的操作中。光生物调节疗法控制器生成动态IP地址和动态端口地址,然后将地址广播到其他网络连接设备,智能LED照射垫使用自己的动态IP地址和自己的动态端口地址作为响应。在分布式光生物调节疗法系统与路由器或网络连接的情况下,动态主机配置处理器(DHCP)用于分配动态IP地址。类似地,远程程序呼叫(RPC)用于执行动态端口号分配。由于动态IP地址和动态端口会在设备连接到网络时发生变化,因此网络攻击面会减少。可以使用TLS传输层安全性,IPSec安全协议或其他协议添加额外的第4层安全性。一旦智能LED照射垫连接到网络,就可以交换诸如LED配置数据之类的附加信息,以授权该组件作为分布式光生物调节疗法系统的一部分进行操作。

[0297] 在步骤155a中,Light OS请求关于LED照射垫的LED配置的信息。在步骤155b中,LightPad OS通过将LED照射垫123的配置寄存器145内的信息中继到光生物调节疗法控制器120来进行响应。除了包含LED阵列的详细描述之外,配置文件还指定制造商为阵列的LED串供电的最大规格,最小和目标电压规范。配置文件还指定了驱动LED串所需的最小电流。如果输出端连接了有大多数个LED照射垫,则Light OS从每个连接的LED照射垫请求并接收相同的信息,即分析整个连接的设备网络。

[0298] 在步骤156a中,Light OS检查每个照射垫的电压要求并将该值与高压电源的输出电压范围进行比较。在使用具有固定输出电压 $+V_{LED}$ 的高压电源的光生物调节疗法控制器中,Light OS操作系统将确认该电压落在每个LED照射垫指定的电压范围内,从 $V_{min}$ 到 $V_{max}$ 。系统还将检查以确认所有“n”个LED串所需的总电流不超过电源的额定电流(尽管这通常不是问题,电源检查包括支持低成本且设计有限制电源的消费性光生物调节疗法设备)。

[0299] 如果在步骤156a中,电源供应的输出满足每个连接LED照射垫的工作范围,即 $V_{min} \leq V_{LED} \leq V_{max}$ ,则光生物调节疗法控制器120将启动高压电源 $+V_{LED}$ 供应。可选择地,在步骤156b中,光生物调节疗法控制器120可以向LED照射垫123通知所选择的供电电压,其储存在非挥发性存储器334b中,记录传送到LED照射垫的最后供电电压(在检查质量问题和现场故

障时是有用的)。在光生物调节疗法控制器120采用可编程电压的电源供应的情况下,Light OS操作系统将以LED照射垫123操作的最佳电压 $V_{target}$ ,为基础作选择,储存在照射垫的LED配置寄存器145中。如果目标电压不匹配,Light OS操作系统将选择一个电压 $V_{LED}$ ,以各种回报的目标电压作一些折衷。在这种情况下,术语“高压”表示最小19.5V和最大42V之间的电压。常见电源电压包括20V,24V或36V。即使在启用 $V_{LED}$ 后,此高压也未连接到输出插座或提供给LED照射垫,直到选择疗程并开始治疗。

[0300] 在身份认证过程期间和在用户查询的情况下,光生物调节疗法控制器120必须征求关于LED照射垫的制造信息。该数据有利于遵守医疗设备的可追溯性规定,以及调试质量或现场故障或处理退货商品授权(RMA)。图17示出了产品制造信息类型的示例,包括“LED照射垫识别数据寄存器”144中,储存在LED照射垫的非挥发性存储器334b。此数据可能包括制造商的部件号,制造商的名称,设备的序列号,与特定设备的制造历史或谱系描述相关联的制造代码,USFDA指定的全球唯一设备标识数据库(GUDID)编号[<https://accessgudid.nlm.nih.gov/about-gudid>],以及适用的相关510(k)号码。寄存器还可以选择地包括用于导入设备的国家特定代码和其他海关相关信息,例如出口许可证号码或自由贸易证书。该寄存器在制造期间储存在非挥发性存储器334b中。LED照射垫标识数据寄存器144还包括在认证过程中使用的安全凭证(例如加密密钥)。安全凭证可以是在制造期间安装的静态凭证,或者每次LED照射垫被认证时动态地重写,或者可选择地在规定数量的有效认证之后重写。

[0301] 如上所述,在认证过程期间,光生物调节疗法控制器120收集关于每个连接LED照射垫的LED配置信息。如图18所示,照射垫的LED配置信息储存在“LED配置寄存器”145中的LED照射垫的非挥发性存储器334b中,在照射垫的制造过程中写入。寄存器储存LED串的数量“n”以及串中的LED的具体信息描述,包括LED的波长 $\lambda$ 和每个串中串联连接的LED的数量“m”。在操作中,该LED串信息用于将LED治疗与特定类型的LED照射垫匹配。例如,如果安装了包含蓝色或绿色LED的LED照射垫,则专门用于驱动红光LED的治疗将不起作用。用户的IU/UX,即光生物调节疗法控制器触摸屏上的菜单选项根据连接到系统的LED照射垫进行调整。如果未连接相应的LED照射垫,则需要该类型照射垫的菜单选择被隐藏或变灰。

[0302] LED配置寄存器145基本上是LED照射垫的电路原理图的表格描述。参考图19描绘了包括LED驱动器335的LED照射垫的一部分,LED驱动器335具有LED控制器电路160和电流槽161a至161c,以及LED阵列336,由此

[0303] • LED配置寄存器145中的串#1描述了包括六个串联连接波长 $\lambda_1=810\text{nm}$ 的近红外LED串162a,其由承载电流 $I_{LED1}$ 的电流槽161a驱动。

[0304] • LED配置寄存器145中的串#2描述了包括四个串联连接波长 $\lambda_2=635\text{nm}$ 的红光LED串163a,其由承载电流 $I_{LED2}$ 的电流槽161b驱动。

[0305] • LED配置寄存器145中的串#3描述了包括四个串联连接波长 $\lambda_3=450\text{nm}$ 的蓝光LED串164a,其由承载电流 $I_{LED3}$ 的电流槽161c驱动。

[0306] • LED配置寄存器145中的串#4描述了包括六个串联连接的波长 $\lambda_1=810\text{nm}$ 的近红外LED串162b,其由承载电流 $I_{LED4}=I_{LED1}$ 的电流槽161a驱动。

[0307] • LED配置寄存器145中的串#5描述了包括四个串联连接的波长 $\lambda_2=635\text{nm}$ 的红光LED串163b,其由承载电流 $I_{LED5}=I_{LED2}$ 的电流槽161b驱动。

[0308] • LED配置寄存器145中的串#6描述了包括四个串联连接的波长 $\lambda_3=450\text{nm}$ 的蓝光LED串164b,其由承载电流 $I_{\text{LED6}}=I_{\text{LED3}}$ 的电流槽161c驱动

[0309] 前述内容旨在举例说明但不限于LED配置寄存器145及其配置的数据格式对应的示意图等效,而不代表特定的设计。特别地,包含在LED照射垫内的LED串数量“n”和给定串“m”中串联连接的LED数量,可能超过该示例中所示的数量。实际上,各种串中的LED数量可以相同,也可以不同于串。例如,LED照射垫可以包括15串,包括14个串联的LED,或210个LED。这些LED可以分为三组,每组五个LED串;三分之一近红外光,三分之一红光和三分之一蓝光。每种LED类型可配置有5个并联串和14个串联连接的LED,即三个14s5p阵列。

[0310] LED配置寄存器18还包括LED照射垫的最小和最大工作电压。为了正确的LED操作,电源电压 $+V_{\text{LED}}$ 必须超过LED照射垫的最小电压规格 $V_{\text{min}}$ 以确保均匀照明,但是为了避免过电压或热量造成的损坏,电源电压不应超过规定的最大电压 $V_{\text{max}}$ 。换句话说,为LED照射垫供电可接受的供电电压值必须满足标准 $V_{\text{min}} < +V_{\text{LED}} \leq V_{\text{max}}$ 。储存在LED配置寄存器145中的制造商指定的 $V_{\text{min}}$ 值,必须在统计基础上超过LED照射垫中LED的最高电压串,以确保维持标准 $V_{\text{min}} < +V_{\text{LED}}$ ,照射垫的最高电压串在运行中仍将完全照亮。如果 $V_{\text{min}}$ 电压指定得太低,则在一些LED照射垫中,在治疗期间,各个LED串可能比其他LED串更暗。亮度均匀性差通过限制光生物调节疗法治疗的峰值和平均功率并降低治疗的总能量(剂量)而对治疗效果产生不利影响。

[0311] LED照射垫中的最高电压串由LED制造中的设计和随机电压变化决定。每个LED串包括m个串联连接的LED,其中每个LED具有其自己唯一的顺向导通电压 $V_{\text{fx}}$ ,其中x在1到m之间变化,并且其中总串电压是这些单独LED电压的总和 $\Sigma V_{\text{fx}}$ 。最高电压可能出现在包含较少串联连接具有较高电压的LED串中,或者可能出现在包括较大数量的较低顺向导通电压LED串中。LED照射垫制造商必须在批次间采用LED顺向导通电压的统计采样数据,以确保在LED串电压超过规定值 $V_{\text{min}}$ 的情况下不制造LED照射垫。

[0312] 虽然不太精确,但电源必须能够提供最小所需的平均电流 $I_{\text{min}}$ ,以一次照亮特定颜色(波长)的所有LED。通常在双波长LED照射垫中,n串LED中的50%可以同时导通。在三色LED照射垫中,可能一次仅照亮三个LED波长中的一个以避免过热,最坏情况假设为2/3或67%的串可用于计算最大电流。在连续操作中LED导通的峰值电流在最坏的情况下每串不超过30mA,即 $I_{\text{LED}} \leq 30\text{mA}$ 。使用这种最坏情况假设,一次点亮 $n=30, 2/3$ 个灯串且 $I_{\text{LED}} \leq 30\text{mA}$ 的照射垫需要 $I_{\text{min}}=30(2/3)(30\text{mA})=600\text{mA}$ 的值。

[0313] LED配置寄存器145中指定的 $I_{\text{max}}$ 值不是LED中流动的最大电流的描述,而是对照射垫导电路径中占空比为50%时的最大安全电流的描述。该电流包括流入LED照射垫自身LED串的电流以及通过LED照射垫连接到另一个LED照射垫的任何电流。包含该规范是为了防止在LED照射垫电源线中出现明显电压降的情状下操作照射垫,而导致发热,故障,电迁移或金属熔断。LED照射垫的印刷电路板(PCB)的一个可能的设计准则是利用能够承载其额定电流两倍以上铜导体,这意味着照射垫可以安全地同时承载其自身的电流和另一个LED的电流。增加的设计保护带 $\delta=25\%$ 作为安全余量。例如,如果 $I_{\text{min}}=600\text{mA}$ ,则使用25%保护带, $I_{\text{max}}=2I_{\text{min}}(1+\delta)=1500\text{mA}$ 。配置寄存器145还包括镜像比 $\alpha$ ,其用于根据 $I_{\text{LED}}=\alpha I_{\text{ref}}$ 的关系将参考电流 $I_{\text{ref}}$ 转换为LED串电流 $I_{\text{LED}}$ (或反之亦然)。如果对每个电路使用不同的比率,则可以相应地修改表格以包括 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$ 其中 $I_{\text{LED1}}=\alpha_1 I_{\text{ref1}}, I_{\text{LED2}}=\alpha_2 I_{\text{ref2}}, \dots$ 等等。

[0314] 再次参考图19所示,每个近红外光LED串中的电流 $I_{\text{LED1}}$ 由专用串联连接的电流槽

161a控制,导通状态电流与 $I_{ref1}$ 成比例。每个红光LED串中的电流 $I_{LED2}$ 由专用串联连接的电流槽161b控制,传导导通状态电流与 $I_{ref2}$ 成比例地。每个蓝光LED串中的电流 $I_{LED3}$ 由专用串联连接的电流槽161c控制,导通状态电流与 $I_{ref3}$ 成比例。与每个LED串串联连接的电流控制装置可以作为电流“槽”连接到阴极侧,如图20A所示,或者连接到LED串的阳极侧作为电流“源”,如图22A所示。在电流槽161a和电流源200a两者的实施方式中,分别在电流控制装置和LED串165或201中流动的电流 $I_{LED}$ 由模拟参考电流 $I_{ref}$ 和数字启动脉冲 $En$ 控制。这两个信号在分布式光生物调节疗法系统中的起源将在本申请的后面讨论。(注意:术语“电流源”和“电流槽”在本领域中是众所周知的,是指提供或接收(“吸收”)电流的组件,其大小相对不受阻件两端跨接电压的大小的影响。)

[0315] 图20B理想化电流槽161a的方框图表示,展示驱动N沟道MOSFET167的栅极的电流感测和控制组件166。MOSFET(或可选地双极性晶体管)维持受控电流同时维持其漏极-源极两端子上的电压。栅极偏压由电流感测和控制组件166提供,以在尽管漏极-源极电压变化的情况下保持恒定电流。图20C说明所描述恒定电流槽的一个实施方案,其中N沟道电流镜MOSFET 168a和168b感测电流 $I_{LED}$ 。MOSFET 168b的栅极宽度与MOSFET168a的栅极宽度之比 $\beta$ ,小于1,意味着电流镜MOSFET 168b中的电流是电流中荷载电流的一小部分,但是与电流镜MOSFET 168a( $I_{LED}$ )中荷载电流精确地成比例。由包括具有匹配栅极宽度 $W_p$ 的P沟道MOSFET 169a和169b的单位电流镜反射的该测量电流,将感测电流从接地参考电流转换为5V电源参考电流大小 $\beta I_{LED}$ 。然后,包括 $I_{ref}$ 和 $\beta I_{LED}$ 之间差的差分“误差”信号 $\Delta I_{err}$ 被放大并通过跨接放大器170按比例转换成电压 $V_G$ ,并馈送到电流控制组件的栅极,即MOSFET 167,形成闭锁环反馈路径。在操作中,跨导的增益 $G_m$ 导致栅极偏压 $V_G$ ,将其误差信号 $\Delta I_{err}$ 驱动为零,从而迫使 $I_{ref} = \beta I_{LED}$ 。为方便起见,我们重新定义 $\beta = 1/\alpha$ ,可以将当前的源传递函数表示为 $I_{LED} = \alpha I_{ref}$ 。相同的参考电流被分配到同一LED照射垫内的所有LED串,以确保所有LED上的亮度均匀。

[0316] 在开关电流槽中,数字逆变器171和包括P沟道MOSFET 172和接地连接的N沟道MOSFET 173的模拟传输门执行 $En$ 输入的数字启动功能,控制N沟道电流吸收MOSFET 167的栅极。具体地,当启动信号 $En$ 为高时,逆变器171的输出接地,导通P沟道MOSFET传输门172并关断N沟道MOSFET 173。因为P沟道具有接地栅极,所以它是偏压的在完全导通条件下,即其线性区域,并且表现得像电阻器一样,将模拟电压 $V_G$ 从跨接放大器170的输出传递到N沟道电流槽167的栅极。相反,当使能信号 $En$ 为低时(数字0),连接到P沟道传输门MOSFET 172的逆变器171的输出被偏压到5V,并且P沟道被关闭,将N沟道电流槽MOSFET 167的栅极与跨接放大器的输出断开,同时,N沟道MOSFET 172导通,将电流槽MOSFET 167的栅极拉到地并且关闭电流槽MOSFET 167,即 $I_{LED} = 0$ 。图20C表示实现开关控制电流槽的一个电路。当启动电流槽( $En =$ 数字1)时,电流槽导通并承载受控电流 $I_{LED} = \alpha I_{ref}$ 。当电流槽被关闭时( $En =$ 数字0),电流槽关闭且 $I_{LED} = 0$ 。

[0317] 以类似的方式,图22A的电流源200a,可以使用P沟道电流镜MOSFET将来自+5V电源的受控电流提供到LED串201的阳极中来实现图22A所示的控制电流。图22B说明此理想化电流源200a的方框图表示,其展示驱动P沟道MOSFET 203的栅极的电流感测和控制组件202。MOSFET203(或替代地双极性晶体管)维持受控电流同时维持穿过它漏极-源极端子的电压。栅极偏压由电流感测和控制组件202提供,以在尽管漏极-源极电压变化的情况下保持恒定

电流。

[0318] 图22C说明所描述的恒定电流源的一个实施方案,其中P沟道电流镜MOSFET 204a和204b感测荷载电流 $I_{LED}$ 。MOSFET 204b的栅极宽度与MOSFET 204a的栅极宽度之比为 $\beta$ ,其中 $\beta < 1$ ,意味着镜像MOSFET 204b中的电流是LED荷载电流的一小部分,但是精确的比率。然后将表示 $+V_{LED}$ 高压电源参考电流大小 $\beta I_{LED}$ 的测量电流输入到差分跨接放大器206中并与参考电流 $I_{ref}$ 比较,该电流也镜像到 $+V_{LED}$ 高压电源轨。然后,通过跨接放大器206将包括 $I_{ref}$ 和 $I_{LED}$ 之间差的差分“误差”信号 $\Delta I_{err}$ 放大并成比例地转换为电压 $-V_G$ ,并且将其馈送到电流控制组件的栅极,P沟道电流源MOSFET 203,形成闭锁反馈路径。在操作中,跨接放大器206的增益 $G_m$ 导致栅极偏压 $-V_G$ ,将其误差信号 $\Delta I_{err}$ 驱动为零,从而迫使 $I_{ref} = \beta I_{LED}$ 。为方便起见,我们重新定义 $\beta = 1/\alpha$ ,我们可以将当前的源传递函数表示为 $I_{LED} = \alpha I_{ref}$ 。相同的参考电流被分配到同一LED照射垫内的所有LED串,以确保所有LED上的均匀亮度。

[0319] 在如图所示的开关电流源实现中,数位逆变器211a和211b以及包括P沟道MOSFET 207和 $+V_{LED}$ 连接的P沟道MOSFET 208的模拟传输门执行En输入的数字启动功能,控制P沟道电流源MOSFET 203的栅极。电路。具体地,当启动信号En为高时,逆变器211a的输出接地,逆变器211b的输出为5V,接通高压电平移位N沟道MOSFET 210a并转向关闭高压电平移位N沟道MOSFET 210b。在高压电平移位N沟道MOSFET 210a处于导通状态时,电流通过电阻器209a传导,将P沟道MOSFET传输门207的栅极拉低至接近地电压并导通晶体管。因为P沟道MOSFET 207具有在地附近偏压的栅极,所以组件在其线性区域中工作,即完全导通,表现得像电阻器并且将模拟电压 $-V_G$ 从跨接放大器206的输出传递到P-的栅极。同时,由于高压电平移位N沟道MOSFET 210b截止,因此电阻器209b中没有电流流动,并且P沟道上拉MOSFET 208的栅极电压与其源极相连,即 $+V_{LED}$ ,晶体管关闭。这样,每当P沟道电流源MOSFET 203导通时,P沟道上拉MOSFET 208截止并且对P沟道MOSFET电流源203的栅极电压没有影响。

[0320] 相反,当使能信号En为低(数字0)时,逆变器211b的输出在接地时偏压,从而关闭高压电平移位N沟道MOSFET 210a。因为高压电平移位N沟道MOSFET 210a截止,所以电阻器209a中没有电流流动,并且P沟道传输门MOSFET 207的栅极电压被偏压为 $+V_{LED}$ 关断P沟道传输栅极MOSFET。同时,N沟道MOSFET 210b导通,在电阻器209b中传导电流并向下拉动P沟道上拉MOSFET 208的栅极,并且将跨接放大器205的输出与P沟道电流源203的栅极断开。在P沟道上拉MOSFET 208处于导通状态时,P沟道电流源203的栅极被偏压为 $+V_{LED}$ ,由此电流源被偏压并且 $I_{LED} = 0$ 。结论,图22C表示实现开关控制电流源的一个电路。当启动电流槽(En=数字1)时,电流槽导通并承载受控电流 $I_{LED} = \alpha I_{ref}$ 。当电流槽被禁用时(En=数字0),电流槽关闭且 $I_{LED} = 0$ 。

[0321] 应该注意,图20C电流槽电路的实现。基本上是低压电路。需要能够存活高压LED电源 $+V_{LED}$ 的规格的唯一组件是N沟道电流槽MOSFET 167。对于图22C的电流源电路不是这种情况,其需要具有高关闭状态漏极-源极阻断能力的MOSFET,尤其是P沟道电流源MOSFET 203,其必须维持高电压的同时传导受控电流,即电流源MOSFET必须具有宽的安全操作区域,免于二次击穿(骤回)和热载波可靠性问题。特别关注的是P沟道MOSFET 207和208的最大栅极-源极电压额定值,即 $V_{GSp}$ (最大值)。为了避免损坏这些组件的栅极氧化物,必须仔细选择电阻器209a和209b的值,以不产生超过组件导通状态栅极驱动的 $V_{GSp(max)}$ 。作为预防措施,可以分别在MOSFET 207和208的栅极-源极端子之间包括个齐纳二极管,以将最大栅极偏压固

定到安全水平。在一些集成电路工艺中,制造的高压P沟道晶体管可以可选择地使用较厚的“高压”栅极,但是该选择取决于用于制造IC的芯片代工厂。

[0322] 图23A示出了实现开关电流源的另一种方法。在这种情况下,模拟电流控制电路与数字启动功能分离,由此,LED串201串联连接在受控电流源200A和接地启动的N沟道MOSFET 212之间。该电路的方框图如图23B所示。示出了理想电流源的实现包括电流感测和控制组件202以及高压P沟道电流源MOSFET 203。“低端开关”电流源的电路实现比图22C的完全集成的开关电流源电路的实现简单得多。如图所示,使用包括P沟道MOSFET 204a和204b的电流感测镜,电流感测保持不变,包括P沟道MOSFET 205a和205b的参考电流镜以及差分输入跨接放大器206。在该实施方式中,所有高压电位转换,传输门和栅极上拉电路完全消除,并由由低压栅极驱动逆变器221a和211b驱动的单接地N沟道MOSFET 212代替。

[0323] 在图22C和图23C的高压电流源电路中,所需的参考电流是以地为参考的电流槽电流 $-I_{ref}$ 。由于大多数参考电流流出而不是灌入电流,因此需要源极到漏极电流镜。该电流镜由阈值连接的N沟道MOSFET 213a描绘,其具有由N沟道MOSFET 213b镜像的参考电流 $I_{ref}$ 输入,以产生电流槽参考电流 $-I_{ref}$ 用于为P沟道电流镜MOSFET 205b供给 $+V_{LED}$ 参考电压。应该理解的是,与图23C中所示的电路相反,使用高压P沟道MOSFET和电为转换电路用于启动功能,并使用接地电流槽进行电流控制。但是通常,高端开关电流槽与图20C中所示的完全集成的开关电流槽相比没有特定的优点。因此,在本申请中没有描述。

[0324] 在所有上述电路中,LED电流控制取决于共同参考电流。为了达到控制LED亮度所需的精度,参考电流 $I_{ref}$ 需要在制造期间进行有源微调。使用电阻器修整参考电流的一种方法如图21A所示。参考电流 $I_{ref0}$ 由与电阻器181串联的阈值连接的P沟道MOSFET 180a确定。阈值连接是指MOSFET的栅极连接到其漏极以形成两端组件,其中 $V_{GS}=V_{DS}$ 。使用术语“阈值”是因为它表示在组件的阈值电压 $V_{tp}$ 附近的电压处发生漏极电流快速增加的电压,即 $V_{GS}=V_{DS}\approx V_t$ 。因此,P沟道MOSFET 180a中的电流是大约 $I_{ref0}\approx (5V-V_{tp})/R_0$ 。该参考电流通过共用栅极连接镜像到具有相同结构和栅极宽度的其他参考MOSFET 180b至180e,以产生多个匹配的参考电流 $I_{ref1}, I_{ref2}, I_{ref3}, I_{ref4}$ 等。与集成电路电阻器181中的电阻 $R_0$ 的可变性相比,栅极宽度 $W_{p0}=W_{p1}=W_{p2}=W_{p3}=W_{p4}$ 等的不匹配不是可变性的重要来源。能够电子修整电路以补偿制造差异, $I_{ref}$ 电阻器调整电路182包括开关电阻器184a,184b...184n的阵列具有相应电阻 $R_1, R_2\cdots R_n$ ,可以通过与电阻器181(或不是)并联电路连接,这取决于N沟道MOSFET 184a, 184b...184n分别由栅极驱动器185a,185b...185n偏压到导通状态。对于每个激活的晶体管,其相应的电阻器与电阻器181并联放置,从而减小有效电阻 $R_0$ 并增加电流 $I_{ref0}$ 的大小。这种修整方法是电阻单向调整和电流上升,这意味着初始值是最高电阻和最低电流。在制造中,通过改变数字值校准寄存器186来调节LED电流并且调整MOSFET的接通组合,直到达到目标电流,从而将校准寄存器186的内容写入非挥发性存储器中。虽然这种描述开关并联电阻的方法代表一种电阻调整方法,但另一种方法是通过导通MOSFET将串联电阻短路。在这个系列调整方法中,所有MOSFET关闭的电阻值从最高值开始,电流最低,电流随着调整的进行而增加,MOSFET被导通以短路更多的电阻。

[0325] 图21B说明使用MOSFET栅极宽度缩放的替代修整方法。如在图21A的电阻器参考电路中那样,由阈值连接的P沟道MOSFET 180a传导的参考电流 $I_{ref0}$ 被镜像到通过相同尺寸的MOSFET 180b至180e的多个输出。然而,与先前的情况不同,具有输出Vbandgap的带隙参考

电压190产生参考电流。带隙电压通过串联电阻器转换成电流,并由具有栅极宽度 $W_n$ 的阈值连接电流镜N沟道MOSFET 192a镜像,以镜像具有栅极宽度 $\gamma W_n$ 的MOSFET 192b,以产生参考电流 $I_{ref0}$ 。带隙参考电压190的温度相关输出电压 $V_{bandgap}(t)$ 可以被设计为在很大程度上抵消电阻器191的温度变化,由此 $\gamma [V_{bandgap}(t)/R_0(t)] = I_{ref0}$ ,其中 $I_{ref0}$ 随温度变得恒定。通过并联任意数量的阈值连接的MOSFET 193a,193b...193n,改变P沟道MOSFET 180a的有效栅极宽度,进行修整。根据P沟道MOSFET开关194a,194b...194n的数字开关状态,具有各自的栅极宽度 $W_{px1}, W_{px2} \dots W_{pxn}$ ,它们由数字逆变器195a,195b...195n控制。例如,如果MOSFET 194b由逆变器195b导通,则MOSFET 193b基本上与P沟道MOSFET 180a并联,并且电流镜的栅极宽度从 $W_{p0}$ 增加到更大( $W_{p0} + W_{px2}$ )。阈值连接的MOSFET对的较大栅极宽度意味着需要较小的电压来承载相同的参考电流,因此输出参考电流中的电流减小。换句话说,例如, $I_{ref0}$ 和 $I_{ref3}$ 之间的电流镜像比,从比率 $[W_{p3}/W_{p0}]$ 变为较小的比率 $[W_{p3}/(W_{p0} + W_{px2})]$ ,意味着输出电流随着有源微调而减小。因此,调整是单向的,从调整MOSFET关闭时的最高输出电流开始,随着更多晶体管并联连接而减小。在制造中,通过改变数字值校准寄存器186来调节LED电流并且调整MOSFET的接通和断开的组合,直到达到目标电流,其中校准寄存器186的内容被写入非挥发性存储器中。

[0326] 为了动态地改变参考电流,从而改变LED电流,可以通过动态数据调节或调制LED亮度覆盖校准寄存器186来数字地改变参考电流的值,但是这样做是不利的,因为它在制造过程中失去了通过校准参考微调实现的精度。该问题通过图21C的动态可编程参考电路克服,包括两个参考电流寄存器-前述 $I_{ref}$ 校准寄存器186,以及对特定光生物调节疗法治疗唯一的单独动态目标参考电流寄存器199a。动态目标参考电流199a随时间变化,而校准表则不随时间变化。在这方面,校准表186中的数据可以被认为是动态目标参考电流寄存器199a中的数据的数据的固定偏移。使用由算术模拟单元ALU 198执行的简单减法来容易地组合两个寄存器,以产生补偿的动态驱动电流寄存器,具体地“ $I_{ref}$ 输入字符199b”。该数字字符用于驱动数字模拟(D/A)转换器197,数字模拟转换器的功能根据其数字输入而输出模拟电压。虽然分辨率的精度可能在8位到24位之间,但许多微控制器中常见的16位DAC可产生1,024种组合-足以满足任何所需波形合成的分辨率。如图所示,D/A转换器输出电压 $V_{DAC}$ 由电阻器191转换为电流并由N沟道MOSFET 192a和192b镜像以产生参考电流 $I_{ref1}$ ,其中 $I_{ref1} \approx \beta [(V_{DAC} - V_{tn})/R_0]$ 。该参考电流由阈值连接的P沟道MOSFET 180a镜像并匹配的MOSFET 180b,180c,180d,180e...以产生相应的参考电流输出 $I_{ref1}, I_{ref2}, I_{ref3}, I_{ref4}$ 等。D/A转换器197还可以包括电流输出D/A转换器,产生模拟电流而不是产生电压。在这种情况下,电阻器191的值不重要,甚至可以消除。

[0327] 分布式光生物调节疗法系统的组件一旦通过第2层认证,第3层和第4层网络和端口地址分配建立,并且交换LED照射垫的配置数据,分布式光生物调节疗法系统就可以执行治疗。在光生物调节疗法控制器接收到用户“开始”命令后,光生物调节疗法治疗开始于在光生物调节疗法控制器和网络连接的智能LED照射垫之间交换加密密钥或数字认证以建立第5层会谈。疗程打开后,光生物调节疗法控制器和智能LED照射垫在文件和命令交换期间保持其安全链接,直到治疗完成或终止。可以使用表示层6或应用层7上的加密来执行额外的网络安全性。使用数据流或文件播放方法开始执行光生物调节疗法治疗,如下所述。

[0328] 分布式光生物调节疗法系统中的数据串流

[0329] 通过将所有LED驱动电路结合到LED照射垫中,如先前在图18中所示。分布式光生物调节疗法系统中的光生物调节疗法控制器不需要关心照射垫如何能够选择特定LED串,LED电流如何被控制,或者用于脉冲或调制LED传导的方法。相反,光生物调节疗法控制器执行用户接口的任务并准备用于所选治疗的驱动指令。这些驱动指令可以通过两种方式从光生物调节疗法控制器传输到LED照射垫。在一种方法中,首先将称为LED播放器的软件安装到照射垫中,稍后将用于解释和执行治疗,其次,传送称为播放文件的指令集,指示LED播放器的可执行代码去做什么。另一种方法是光生物调节疗法发送串流文件。

[0330] 在主从数据串流中,一系列LED指令按顺序发送并连续指示LED何时开启和关闭。与音频串流文件类似,从光生物调节疗法控制器到智能LED照射垫的数据传输必须在执行特定步骤之前发生。以连续的方式发送的传入指令包必须保持在治疗执行之前;否则由于缺乏指示,治疗将停止。该过程在图24的流程图中示出,显示了在光生物调节疗法控制器主机中发生的LightOS操作以及在智能LED照射垫客户端中串联发生的LightPad OS操作。具体地,在选择疗程250之后,控制器和照射垫操作系统都开始所选择疗程250的执行251a和251b。在步骤252a和时间 $t_1$ ,Light OS将第一治疗数据段传送到LED照射垫,于是在步骤252b中LightPad OS执行第一个治疗数据段。在步骤253a和时间 $t_2$ ,Light OS将第二治疗数据段传送到LED照射垫,于是在步骤253b中,LightPad OS执行第二治疗数据段。在步骤254a和时间 $t_3$ ,Light OS将第三治疗数据段传送到LED照射垫,于是在步骤254b中,LightPad OS执行第三治疗数据段,依此类推。最后在步骤256a中,在时间 $t_n$ ,Light OS将第 $n$ 个治疗数据段传送到LED照射垫,于是在步骤256b中,LightPad OS执行第 $n$ 个治疗数据段,之后两个片段257a和257b结束。

[0331] 在主从串流传输期间的USB数据封包传输和指令执行的示例在图25中示出。红光LED熄灭时发生治疗指令260a的准备,以十六进制代码表示开始LED的指令261的样本表示“开启LED”指令。然后将指令261作为有效荷载嵌入到USB封包中,将有效荷载指令261与标题262组合。在步骤263中,然后将封包从光生物调节疗法控制器发送263到LED照射垫。然后提取指令261并将其译码成位元264,描述哪些LED将被打开而哪些不被打开。然后将这些位元加载到LED寄存器265中并在时间266执行,当红光LED电流从关闭变为开启时,启动定时器以准备和加载关闭所有LED的下一指令。红光LED的切换通过图25中底部的关闭至开启转换267a和开启至关闭过渡267b来示出。

[0332] 可以使用两种技术来执行串流指令,即,实时(JIT)顺序传送方法和提前传送和移位方法。在图26A所示的JIT顺序传送方法中,从光生物调节疗法控制器发送到智能LED照射垫的串行封包数据串流272由译码器270根据译码表271解释,分别产生两个输出到色移寄存器279a和时移寄存器279b。每个连续间隔包含间隔的开启时间和关闭时间。随着移位寄存器顺序前进,每次计算一个间隔的经过时间,例如 $t_5 = t_4 + (t_{on4} + t_{off4})$ 。使用先进先出演算法执行该过程,其中仅第一输出移位寄存器数据帧277驱动LED驱动器278。所有后续帧并在队列中等待,所有先前帧一旦被执行就被丢弃。数据帧277中的相应色移寄存器指定LED驱动器278照亮哪些LED。例如,具有位序列0100的寄存器[红光|蓝色|近红外光1|近红外光2]将仅点亮蓝光LED,1000将仅驱动红光LED和0011将驱动近红外光1和近红外光2LED。得到的光输出包括红光脉冲275a,蓝光脉冲275b,近红外光1脉冲275c和近红外光2脉冲275d,以及并发的近红外光1和近红外光2脉冲275e。在该方法中,移位寄存器以可变速率前进,基于 $t_{on}$

和 $t_{off}$ 的值加速或减速。

[0333] 在提前传送和移位方法中,如图26B所示,译码器270同时输出四个独立的位串275a,275b,275c和275d,用于驱动红光,蓝光,近红外光1和近红外光LED2,以固定速率时钟为时钟。为了延长LED照明的持续时间,在整个持续时间内重复开启状态位。在提前传送和移位方法中,包含照明图案的文件被传送到LED照射垫并在LED播放之前被译码。

[0334] 图26C将JIT顺序传送方法与提前传送-移位方法进行了对比。虽然JIT方法对四个LED颜色寄存器279进行译码并将它们驱动一段指定的间隔直到颜色寄存器改变为止,但是在提前传送-移位方法中,传输被连续译码为四个位元序列并被储存,然后从记忆里按顺序播放。在任一种方法中,数据串流具有以下优点:LED照射垫不需要用于储存治疗数据的海量存储器。它的缺点是串流式传输需要从光生物调节疗法控制器到LED照射垫的稳定数据串流。

[0335] 另一种方法是在开始LED治疗之前将完整的整个播放文件从光生物调节疗法控制器传输到智能LED照射垫。如图27的流程图所示,该操作涉及两个并行操作,一个由光生物调节疗法控制器主机内的Light OS操作系统执行,另一个由LED照射垫客户端内的LightPad OS执行。如图所示,在文件传送程序之后,在LED照射垫内自主地执行,而无需光生物调节疗法控制器的干预。在步骤300中选择程序之后,用于驱动LED序列的播放文件从主机传送到客户端。LED照射垫在步骤302接收文件传输,然后在步骤303解包文件,剥离文件的第2层MAC数据,例如报头,校验和位等,以提取有效荷载数据并将其加载到挥发性存储器中。比如静态RAM。该过程在图28中以图形方式示出,其中输入USB封包310通过诸如USB的物理媒体传输到智能LED照射垫337的总线接口338中。一旦接收到,有效荷载311被提取然后被解包(步骤312),执行任何所需的解压缩或文件格式化以创建可执行代码313。可执行代码313随后储存在挥发性存储器334a中。可执行代码313自足以在LightPad OS操作系统上运行,而不需要除LED照射垫的操作系统之外的任何其他文件或子程序,并且包含光生物调节疗法治疗中使用的演算法314的写死编码数据,也包含单个治疗或者整个光生物调节疗法疗程,该代码例如可以用C+或任何其他通用编程语言实现。

[0336] 回到如图27所示,一旦在步骤303中将播放文件解压缩文件并储存在RAM中,则在步骤304b中,LightPad OS通知主光生物调节疗法控制器它已准备好开始疗程。一旦用户通过选择开始治疗按钮309确认它们已准备好,则在步骤304a中启动运行疗程指令,从步骤305a开始,其中将开始疗程命令发送到LED照射垫。LightPad OS在步骤305b中通过执行治疗演算法314开始治疗来响应。随着治疗的进行,LED照射垫偶尔向主光生物调节疗法控制器报告其状态(步骤306b),包括时间,温度或其他相关的程序状态信息,光生物调节疗法控制器可以在步骤306a中显示。如果LED照射垫中出现故障情况,则LightPad OS中的中断服务程序307b和Light OS中的307a进行通信,并可能协商关于引起中断的条件的操作。例如,如果在疗程期间,LED照射垫已拔下,然后重新连接不正确,疗程将暂停,通知用户连接错误,并告诉他们如何纠正错误。一旦故障被纠正,中断程序就关闭并且治疗重新开始,直到步骤308b,LED照射垫通知主光生物调节疗法控制器治疗程序已经完成。作为响应,在结束疗程步骤308a中,光生物调节疗法控制器通知用户疗程或治疗已经完成。

[0337] 在该讨论中,术语“治疗”定义为单一治疗程序,通常持续20分钟并设计成在特定组织类型或器官上引起光生物调节。此外,“疗程”包括一系列连续的治疗。例如,如图29A所

示,用于从损伤中恢复的治疗方案(例如,治疗扭伤和切断脚踝的自行车事故)可能涉及每隔一天连续进行三次“injury”(损伤)疗程315a,315b和315c,其中每个疗程涉及三个连续治疗的顺序治疗包括改变光波长,功率水平,调制频率和持续时间的不同演算法。例如,被称为“inflammation”(炎症)的光生物调节疗法疗程315a旨在通过加速(但不消除)愈合过程的炎症阶段来加速愈合。疗程315a包括分别包括演算法23,43和17的三个步骤314a,314f和314b的序列。疗程315b,标题为“infection”(感染),如图29B所示包括分别包括演算法49,17和66的三个步骤314c,314b和314g的序列。注意,包括演算法17的治疗314b用于炎症和感染期。标题为“healing”(康复)的疗程315c包括分别包括演算法66,12和66的三个步骤314g,314h和314g的序列。注意,治疗演算法66在infection(感染)疗程315b中使用一次,在healing(康复)疗程315c中使用两次。

[0338] 执行inflammation(炎症),infection(感染)和healing(康复)疗程的步骤顺序一起制定Injury(损伤)方案316,首先通过加速涉及成纤维细胞和胶原蛋白支架,细胞凋亡和吞噬作用的愈合的炎症阶段,然后通过对抗机会性尝试的继发性微生物感染。定植伤口。最后,在炎症消退并且所有感染被移除后,Injury(损伤)方案中的最后步骤通过改善喂养健康组织再生所需的热力学和能量供应来促进伤口愈合。伤害方案316不采用每日治疗疗程,而是通过意图在五天的时间内分散前三个疗程。不是每日治疗,而是通过图表317解释对休息日休息的需要,如图30所示描述了根据Arndt-Schultz[[https://en.wikipedia.org/wiki/Arndt%E2%80%93Schulz\\_rule](https://en.wikipedia.org/wiki/Arndt%E2%80%93Schulz_rule)]的工作的广义双相剂量反应模型。根据维基百科的说法,“Arndt-Schulz规则或Schulz定律”是关于不同浓度的药剂或毒药影响的观察法。它指出,对于每种物质:小剂量刺激;中等剂量抑制;大剂量杀死。由于药理学中存在大量例外,例如在一个小药物剂量根本没有任何作用的情况下,该理论已演变成其现代对应物“激素”,但其基本原理保持不变,即在医学中存在最佳治疗剂量,超过该剂量治疗效果降低或实际恢复可能是抑制。

[0339] 尽管有关药理学研究结果的争议,“能量医学”中的双相模型已经通过从癌症的放射治疗到光生物调节的大量研究再次得到证实。例如,在癌症治疗中,小的辐射剂量不能充分杀死癌细胞,而大的辐射剂量是有毒的并且可能快速杀死患者,远远快于未经治疗的癌症。使双相模型适应光生物调节,图表317表示光生物调节疗法条件的伪3D表示,其中x轴表示处理时间;正交投影的y轴描述了光生物调节疗法治疗措施的功率密度,单位为 $W/cm^2$ ,垂直z轴表示有效能量剂量,单位为 $J/cm^2$ 或 $eV/cm^2$ ,即功率和时间的乘积,并按比例缩放观察到光生物调节的大小,否则观察治疗效果。从图形上看,该图表显示为两个斜坡,一个山脉和一个内陆山谷。如所示的低剂量治疗(称为次阈剂量),治疗具有不足的功率,即能量输送的速率,以做任何事情。类似地,对于非常短的持续时间,无论功率水平是多少,都没有足够的能量来调用光生物调制。换句话说,太快或太少的能量不会引起光生物调节。

[0340] 对于中等功率密度和持续时间的组合,发生刺激导致功率密度的峰值响应曲线或高于该水平的总能量剂量,有益的光生物调节疗法响应和治疗功效迅速下降并且甚至可能抑制愈合。当然,过度强大的激光水平会导致灼伤,组织损伤和消融(切割)。虽然LED不能承受激光器的功率密度,但它们仍然可以在高电流下驱动而导致过热。然而,这些治疗条件远远超出图中所示的功率水平和能量剂量。案例研究[1]右侧的图表证实了光生物调节疗法功效的剂量(通量)依赖性确实是双相的,1 $J/cm^2$ 时的响应,2 $J/cm^2$ 时的峰值响应,10 $J/cm^2$ 时

的效益降低和在 $50\text{J}/\text{cm}^2$ 下的抑制。抑制意味着光生物调节疗法治疗的影响比什么都不做要差。因此,出于这个原因以及对安全性和患者舒适度的关注,光生物调节疗法治疗应该随着时间推移并且在功率和剂量(持续时间)方面受到限制。

[0341] 分布式光生物调节疗法系统中的数据安全

[0342] 为了在所公开的分布式光生物调节疗法系统中实现多层安全通信,光生物调节疗法控制器的操作系统(Light OS)和智能LED照射垫的操作系统(LightPad OS)包括使用一致协议和共享秘密的并行通信栈。对于设备操作员,黑客或未经授权的开发人员,这是不可识别的。因此,分布式光生物调节疗法系统作为受保护的通信网络运行,能够在任意数量的通信层上执行安全性,包括数据链路层-2,网络层-3,在设置期间传输层-4以及在会谈层-5,在操作期间呈现表示层-6或应用层-7。

[0343] 如所公开的,“治疗,疗程和协议”定义了光激发模式和操作参数的序列,包括LED波长,调制模式和频率,治疗持续时间和LED强度(亮度),一起确定瞬时功率,平均功率,治疗剂量(总能量),最终治疗效果。为了阻止重复或复制,应使用加密和其他方法安全地储存和传送这些序列。虽然一些数据安全方法和相关的安全凭证可以作为应用程序的一部分执行,即在Light OS和LightPad OS中,但是通过在光生物调节疗法控制器的通信堆叠中包含“表示”第5层可以实现更高级别的安全性。主机和任何网络连接的智能LED照射垫客户端。

[0344] 表示层在图31中示意性地表示,其中光生物调节疗法控制器120包括OSI通信栈330,其包括应用层-6,表示层-5,数据链路层-2和物理层-1。如前所述,在光生物调节疗法控制器120内,使用称为Light OS的光生物调节疗法特定操作系统来实现应用层-6。在操作中,第6层Light OS程序执行导致需要与智能LED照射垫通信的动作。这些动作在表示层5中被加密,然后以加密形式传递给较低级别的通信层,即作为密文。具体地,然后将传递到第2层数据链路层的密文打包,即根据诸如USB, I2C, FireWire的特定通信协议转换成包括非加密报头和密文有效荷载的一系列通信封包。然后通过物理PHY层1与LED照射垫通信。例如,PHY层1可以使用USB协议差分信号332与驻留在智能LED照射垫123内的通信栈331的相应PHY层-1进行通信。因此,尽管电信号包括第1层通信,但是USB的数据结构表现得很好。好像光生物调节疗法控制器和智能LED照射垫正在第2层进行通信,并且数据封包及时排列为USB数据“帧”。

[0345] 一旦通信栈331接收到USB封包,提取的密文有效荷载就被传送到表示层5,在那里它被解密并转换成明文。然后将明文文件传递到应用层6,由LED照射垫的操作系统LightPad OS执行。假设光生物调节疗法控制器的Light OS和智能LED照射垫的操作系统LightPad OS被设计为以自主方式通信和执行指令,则通信栈330和331之间的双向链路用作应用层7的虚拟机,意思是分布式设备的行为与单个硬件相同,并且在表示层双向执行加密和解密。以这种方式,数据可以在光生物调节疗法控制器和智能LED照射垫之间传输。但是,为了防止复制源代码,处理库以加密形式储存。为了增加安全性,用于储存演算法的加密密钥不同于用于通信的密钥。因此,在可以安全地传达治疗文件之前,必须首先对其进行解密。

[0346] 用于准备,通信和执行加密处理的过程在图32中示意性地表示,用户通过图形UI 341从数据库加密演算法340中选择处理342。然后使用系统密钥343将加密演算法17解密,将密文转换成明文并恢复未加密处理344。在加密过程345中,明文文件使用与智能LED照射

垫客户端交换的加密密钥346重新加密演算法17的演算法。然后,将包括重新加密的演算法17的所得密文347打包348,并使用USB或其他适当的通信媒体发送349。

[0347] 除了治疗数据之外,可以使用相同的方法来准备光生物调节疗法疗程数据并将其从光生物调节疗法控制器传输到LED照射垫。该过程在图33的示意图中示出,用户通过图形UI 351选择由加密演算法340构建的疗程352,在所示的示例中包括三个加密演算法。然后使用系统加密密钥对密文进行解密353,将密文转换成明文。然后合并354三个明文文件,然后使用与智能LED照射垫客户端交换的加密密钥356加密。然后,将包括加密的合并演算法的所得密文357打包358,并使用USB或其他适当的通信媒体发送数据封包359。

[0348] 如图34所示,首先处理由LED照射垫337中的总线接口228接收的输入数据封包359以移除提取有效荷载360的封包报头。然后,填充 $\mu$ C339解压缩361以提取加密的合并演算法362。然后使用交换密钥将密文解密363。提取包括处理演算法的明文文件364,或者在疗程文件的情况下,提取合并的演算法。演算法或合并演算法366包括可执行代码365到挥发性存储器334a中。由于处理保存在RAM中,因此任何电源中断都将擦除文件,使得难以复制未加密的可执行代码。如图35所示,具有后传输(预播放)批量解密的光生物调节疗法序列的自主播放涉及用户选择疗程传送301加密文件,其一旦被LED照射垫接收文件302被解密390并被加载到RAM中。在步骤304b中,LightPad OS通知主光生物调节疗法控制器它准备好开始疗程。一旦用户通过选择开始治疗按钮309确认他们已准备就绪,则在步骤304a中启动运行疗程指令,从步骤305a开始,其中将开始疗程命令发送到LED照射垫。LightPad OS在步骤305b中通过执行治疗演算法314开始治疗来响应。随着治疗的进行,LED照射垫偶尔向主光生物调节疗法控制器报告其状态306b,包括时间,温度或其他相关程序状态信息,以及可以使用哪个光生物调节疗法控制器在步骤305a中显示。如果LED照射垫中出现故障情况,则LightPad OS中的中断服务程序307b和Light OS中的307a进行通信,并可能协商关于引起中断的条件的操作。一旦故障得到纠正,中断程序就关闭,治疗重新开始,直到步骤308b,LED照射垫通知主光生物调节疗法控制器治疗程序已经完成作为响应,在结束疗程步骤308a中,光生物调节疗法控制器通知用户疗程或治疗已经完成。

[0349] 通过将演算法以加密形式储存在LED照射垫中,可以实现更高的安全性。如图36所示,处理由LED照射垫337中的总线接口338接收的输入数据封包359以提取有效荷载360,随后解压缩361,然后作为密文368储存在挥发性存储器334a中。当文件被执行时,即在自主播放期间,通过在播放期间解密文件,在用户开始疗程时播放文件。称为“动态”解密播放的该过程在图37的流程图中示出。该过程与图35中所示的批量解密过程流程相同。除了在LED照射垫接收到序列文件302之后,下一步骤仅仅是解包并且根据需要解压缩文件303但不解压缩它。在步骤391的播放期间,从SRAM挥发性存储器读取密文并在运行中执行,即随着播放的进行。

[0350] 图38对比批量折扣和实时播放方法。在批量解密中,从挥发性存储器中读取以密文储存的整个播放文件368,解密363以提取可执行代码365以播放整个文件392。相比之下,在实时播放解密中,储存的播放文件的一部分368a被读取并解密365a然后将新的明文指令附加到播放缓冲器而执行392a。同时,从挥发性存储器读取密文的另一部分368a,解密363以恢复明文可执行文件165b,然后将将该文件附加到播放列表的末尾来执行392b。

[0351] 具有LED照射垫播放器的分布式光生物调节疗法系统

[0352] 尽管用于LED驱动控制的JIT或基于提前传输移位的数据串流可用于控制分布式光生物调节疗法系统中的LED照射垫,但是通过连接光生物调节疗法控制器的通信网络传送实时数据和一个或多个当需要更复杂的演算法时,LED照射垫会成为问题。即使在高带宽通信可用时,时钟信号或多MHz数字数据的串流式传输也代表了一种可疑的命令和控制方法,特别是在诸如医疗设备的安全性应用中。由所公开的分布式光生物调节疗法系统实现的替代方案是采用两步过程来驱动LED,首先将“LED播放器”下载到LED照射垫中,然后下载定义特定光生物调节疗法治疗的“LED播放文件”。或要执行的光生物调节疗法疗程。在所公开的该方法中,基于来自光生物调节疗法控制器的命令,在智能照射垫内自主地执行LED驱动。由于LED驱动器位于LED照射垫内,因此可以实现波形合成和正弦驱动等高级功能。如果执行多个治疗或疗程,则仅需要重新下载新的“LED播放”文件。原始LED播放器可以保留。

[0353] 智能LED照射垫播放的第一步是将LED播放器从光生物调节疗法控制器下载到LED照射垫。以类似于图36中所示的串流文件的传送过程的方式,下载过程如图39所示涉及将加密的播放文件480从光生物调节疗法控制器传送到智能LED照射垫。下载过程涉及用系统密钥解密363加密的LED播放器文件480a,然后用LED照射垫(客户端)密钥356重新加密370以创建加密的LED播放器文件480b。然后将该密文发送到智能LED照射垫,其中有效荷载被提取并解压缩361然后解密363并储存到挥发性存储器482中。下载的LED播放器内容包括波形合成器483,PWM播放器484,LED驱动器485。

[0354] 波形合成是激励模式的演算法生成,例如正弦波和正弦波的和弦,但也能够生成三角波,锯齿波和再现音频样本。波形合成器483的操作如图40所示涉及波形合成器483将其输入波形合成器参数486转换为系统时钟 $\Phi_{sys}$ 以产生表示为合成输出表489的合成波形 $f(t)$ ,即包括与经过时间 $t$ 配对的菜单 $f(t)$ 。然后,PWM产生器555将菜单转换为高频PWM脉冲串输出490,以产生包括嵌入在PWM输出490内的合成波形491的合成输出488。根据演演算法,波形合成器483也可以利用波形基元487。合成器可以用硬件实现,对于高达20kHz的波形,即在音频范围内,它可以很容易地用软件实现。例如,从0.5到1.0ms, $f(t)$ 的值=0.6545。过程 $\Psi_p[f(t)]$ 将函数 $f(t)$ 转换为导通时间和关断时间的PWM脉冲序列,其中输出具有指定间隔的65.45%的高(开)状态,即从0.500到0.827ms,并且具有从0.827到1.000ms的低(关闭)状态。因此持续时间 $t_{on}=0.827-0.500\text{ms}=0.327\text{ms}$ ,并且关闭持续时间 $t_{off}=0.500-0.327=0.173$ 。换句话说,值 $f(t)$ 是在该时段期间的占空因数 $D$ ,其中 $D=t_{on}/T_{PWM}$ 并且其中 $T_{PWM}=t_{on}+t_{off}$ 。

[0355] 由于占空因子 $D$ 是限制在0%和100%之间的模拟值,因此为方便起见, $f(t)$ 被限制在0.0000和1.0000之间的任何值。如果允许 $f(t)$ 超过1.000,那么该值必须通过函数的最大值来缩放,即 $f(t)=[f(t)_{unscaled}/f(t)_{max}]$ ,否则波形将被剪切为该值1.000由过程 $\Psi_p[f(t)]$ 。称为符号速率时钟 $\Phi_{sym}$ 的PWM时钟频率由 $\Phi_{sym}=1/T_{PWM}$ 给出。符号率从系统时钟 $\Phi_{sys}$ 导出,并且必须超过正在合成的最高频率波形 $f(t)$ ,或者在数学上描述为 $\Phi_{sys}>\Phi_{sym}>f(t)$ 。下表描述了 $t_x=(x-1)T_{PWM}$ 将每个500ms间隔分成开始时间 $t_x(on)$ 和 $t_x(off)$ 的时间间隔。

$t_x$	$t_x+T_{PWM}$	$f(t)=D$	$t_{on}$	$t_{off}$	$t_x(on)$	$t_x(off)$
0.0000	0.5000	0.6545	0.3225	0.1775	0.0000	0.3225
0.5000	1.0000	0.7939	0.3970	0.1030	0.5000	0.8970
1.0000	1.5000	0.9045	0.4523	0.0477	1.0000	1.4523
1.5000	2.0000	0.9775	0.4888	0.0112	1.5000	1.9888
2.0000	2.5000	1.0000	0.5000	0.000	2.0000	2.5000
2.5000	3.0000	0.9775	0.4888	0.0112	2.5000	2.9888

[0356]

<ul style="list-style-type: none"> <li>•</li> <li>•</li> <li>•</li> </ul>
---

[0357] LED播放器中的第二过程是图41中所示的PWM播放器484函数, 响应于其输入PWM参数和参考时钟  $\Phi_{ref}$  处理合成波形491输出数据488以产生PWM播放器输出493a和493b。在操作中, PWM播放器484产生脉冲宽度调制 (PWM) 脉冲序列492  $G_{pulse}(t)$ , 其包括代数乘积  $G_{synth}(t) \cdot G_{pulse}(t)$ 。  $G_{pulse}(t)$  的波形包括重复脉冲, 其包括持续时间  $t_{on} = DT_{PWM}$  并且关闭持续时间  $t_{off} = (1-D) T_{PWM}$ 。

[0358] 虽然PWM播放器功能可以在硬件中执行, 但它很容易在软件中执行。根据快速计数器和x (在每个循环上递增) 在模拟伪代码中描述, 然后:

[0359] If  $(t \geq x T_{PWM})$  AND  $(t < ((x+D) T_{PWM}))$

[0360] 然后  $OUT = G_{synth}(t)$

[0361] 否则  $OUT = 0$

[0362] 这意味着在每个周期  $T_{PWM}$  从时间  $xT_{PWM} \leq t < (xT_{PWM} + DT_{PWM})$  开始, PWM播放器的输出幅度等于输入 (开启状态), 并且间隔  $(xT_{PWM} + DT_{PWM}) \leq t < (x+1) T_{PWM}$  PWM播放器的输出接地, 数字“0”。通过用PWM脉冲  $G_{pulse}(t)$  截波输入  $G_{synth}(t)$ , 输出493a波形是数字的, 具有等效值  $G_{synth}(t) \cdot G_{pulse}(t)$ 。基础波形被叠加显示在PWM信号波形494的顶上。尽管通常PWM播放器484仅输出单个数字波形, 但是它可以根据需要产生多于一个输出。例如, 在所示的示例中, 尽管输出493a包括两个PWM脉冲的乘法组合, 但输出493b与  $G_{pulse}(t)$  相同, 意味着  $G_{synth}(t) = 1$ 。PWM播放器484还可以输出恒定的时间不变值  $G_{synth}(t) \cdot G_{pulse}(t) = 1$ 。

[0363] LED播放器操作的第三步是LED驱动器485。如图42所示, 与参考时钟同步的LED驱动器  $\Phi_{ref}$  将驱动器参数495与PWM播放器484的输出组合以产生LED驱动电流输出497。与输出数字信号的波形合成器483和PWM播放器484不同, LED驱动器485的输出是模拟的。使用驱动器参数495, 产生可编程参考电流496, 其幅度为  $\alpha I_{ref}(t)$  并乘以PWM播放器484的输出, 具体为  $G_{synth}(t) \cdot G_{pulse}(t)$  的输出497以产生包括  $\alpha I_{ref}(t) \cdot G_{synth}(t) \cdot G_{pulse}(t)$ 。图中所示的输出波形  $I_{LED}$  498显示时变波形, 特别是正弦波, 数字脉冲, 并随时间变化。虽然PWM播放器484可以输出单个输出作为LED驱动器485的输入, 但是如果需要也可以提供2个或更多个不同的输出。例如, 这种情况可用于大型光生物调节疗法系统, 其中需要许多区域来独特地治疗身体的每个部分, 即具有良好的组织特异性。

[0364] LED播放的整个过程总结在图43的示例中。顺序地利用波形合成器483, PWM播放器

484和LED驱动器485来产生LED驱动电流497。与现有技术方法不同,所公开的分布式光生物调节疗法系统中的LED驱动完全在LED照射垫内产生,同时有利地维护所有处理库。和光生物调节疗法系统控制在一个普通的光生物调节疗法控制器中,与LED照射垫或照射垫组分开并区别开来。波形生成过程利用LED内产生的频率 $\Phi_{\text{sys}}$ 的系统时钟来执行其任务,从而消除了在线分配高速时钟的需要。为了确保PWM播放器484和LED驱动器485与波形合成器483的同步,使用软件或硬件计数器来划分系统时钟 $\Phi_{\text{sys}}$ 以产生参考时钟 $\Phi_{\text{ref}}$ 。因此,给定LED照射垫内的LED播放是完全同步的。虽然波形合成器493和PWM播放器484输出包括在数字0和1状态之间重复转换的数字PWM信号,但是LED驱动器的输出是模拟的,能够以任何波形驱动LED亮度,包括但不限于方波,正弦波,正弦波的和弦,三角波,锯齿波,声学或电子音乐的音频样本,钹崩溃的音频样本和其他噪声源以及20Hz至20kHz的音频频谱内的任何频率,即从0到第九音乐八度。它还在次声范围内产生调制LED传导,即在第-1和第2个倍频程中,例如,在第1和第2个倍频程中。低至0.1Hz,或以直流(0Hz)驱动LED,即提供连续波(CW)操作。

[0365] 应当注意,由于每个照射垫独立地与光生物调节疗法控制器进行异步通信,并且由于每个LED照射垫为LED播放产生其自己的内部时间基准,严格地说,所公开的分布式光生物调节疗法是异步系统。也就是说,由于高时钟速率,精确时间参考和高速通信网络,LED照射垫之间的时序不匹配在微秒范围内,在UI控制和UX响应中难以察觉,并且对光生物调节疗法功效没有影响。

[0366] 分布式光生物调节疗法系统中的波形合成

[0367] 在分布式光生物调节疗法系统中,一个光生物调节疗法控制器控制许多智能LED照射垫,例如3、6或更多。由于需要智能LED照射垫的数量,经济方面的考虑要求限制LED照射垫的复杂性,特别是照射垫 $\mu\text{P}339$ 的成本和处理能力。同样,为了管理产品成本,LED照射垫内的总存储器也必须受到限制,计算能力和存储器有限,分布式光生物调节疗法系统中LED照射垫内波形的合成需要满足几个标准:

[0368] • 应限制传输或储存在LED照射垫中的数据量。

[0369] • 在LED照射垫中执行的计算应该优选地包括简单的算术计算,例如加法和减法,避免复杂的迭代过程,例如函数,矩阵运算等,除非绝对不可避免,甚至不经常。

[0370] • 应以最小的功耗或加热实时进行计算。

[0371] 波形合成器483的详细操作在图44中示出,一旦加载到波形合成器483中,包括波形合成器参数486的输入文件选择用于计算函数 $f(t)$  553的合成方法550,利用单位函数产生器551或基元处理器552全部与系统时钟 $\Phi_{\text{sys}}$ 同步执行。在波形合成的情况下,基元处理器552需要访问详细的波形描述,特别是波形基元487得到的函数 $f(t)$  553包括在函数表554中以图形方式示出的笛卡尔时间对 $f$ 与 $f(t)$ 。然后,通过PWM产生器555使用过程 $\Psi_p[f(t)]$ 将表554转换成时变数字数据,以产生合成输出488。合成输出488包括数字PWM文件,其在数字上等效于合成输出表489,以图形方式表示为 $G_{\text{synth}}(t)$  PWM输出490。

[0372] 单位函数产生器的波形合成

[0373] 单位函数产生器551的操作在图45中示出,涉及选择数学函数,然后计算函数的值一系列次数以生成函数表554。这些函数被称为“单元”函数,因为它们具有限制在0.0000和1.0000之间的实数的模拟值。时间变量函数 $f(t) = 1$ 或“常数”的单位函数的一个示例在图

表560中示出。另一个函数,图表561中所示的单位锯齿由等式 $f(t) = \text{MOD}(t_f, 1)$ 描述。 $(t_f, 1)$ 其中 $(t_f)$ 是模数函数的自变量,1是基数,意味着函数是0到1之间的线性小数部份。对于超过1的倍数的任何数,模数函数返回余数例如,如果 $(t_f) = 2.4$ 则 $\text{MOD}(2.4) = 0.4$ 。在锯齿中,函数斜升至1然后回落到零并重复。另一个斜升至1且对称斜降上升到一个并且对称地回落到零,图表562所示的三角波,其由公式 $f(t) = 1 - 2 \cdot \text{ABS}[\text{MOD}(t_f, 1) - 0.5]$ 给出。

[0374] 合成单个正弦波或三个或更多频率为 $f_a, f_b, f_c$ 和相对大小 $A_a, A_b, A_c$ 的正弦波的合成可以用等式 $f(t) = A_a(0.5 + 0.5[A_a \sin(2\pi t f_a) + A_b \sin(2\pi t f_b) + A_c \sin(2\pi t f_c)]) / [(A_a + A_b + A_c)] + 0.5(1 - A_a)$ 。该数学过程如图46所示将三个正弦波图表564、565和566分别与增益580、581和582混合,使用数字的线性求和在数字混合器583中求和。

[0375] 数字求和,二进制,八进制或十六进制数的算术加法,与十进制数的加法相同,除了数字包含二进制数之外,它与添加十进制数相同,即基数为二(b2),基数为八(b8)或基数十六(b16),而不是十(b10)。尽管可以使用专用设备执行数字求和,但驻留在LED照射垫的微控制器功能内的算术模拟单元(ALU)可以容易地执行二进制数学中所需的任务。将数字转换为另一个基数,然后将它们添加到备用基数中并将它们转换回基数10会产生相同的结果。下面的示例表中显示了这种等效原则,用于在不同的基础中添加三个数字。在波形合成的上下文中,所添加的数字表示在任何给定时刻的三个正弦波的瞬时值,加在一起以产生三个数字的数字求和。出于说明的目的,正弦波的值已被放大十倍,即,其中 $A_x f_x(t_1)$ 和其中 $A_x = 10$ ,对于 $x=1$ 到3。例如,在特定时间 $t_1$ ,函数 $f_a$ 的值 $(t_1) = 1, f_b(t_1) = 0.5, f_c(t_1) = 0.5$ 。在增益因子被均匀加权的情况下,即在 $A_a = 10, A_b = 10$ 和 $A_c = 10$ 的情况下,则求和 $10(\sum f_x(t_1)) = 20$ 。为了将该数转换为单位函数,必须将得到的和缩放到0.000和1.000之间的结果之间的分数-由自动范围函数584执行的任务。

[0376]

Item项目	f(t)	增益 $A_x$	十进制g(t)	二进制g(t)	八进制g(t)	十六进制g(t)
$A_x f_a(t_1)$	0.5	10	5	00000101	05	05
$A_x f_b(t_1)$	0.5	10	5	00000101	05	05
$A_x f_c(t_1)$	1	10	10	00001010	12	0A
$A_x(\sum f_x(t_1))$	2.0	30	20	00010100	24	14

[0377] 对于每个时间点 $t_x$ ,将 $A_x(\sum f_x(t_x))$ 除以增益乘数之和 $(A_a + A_b + A_c)$ 提供混合弦的平均值。在均匀加权的情况下,即 $A_x = 10$ 时,这些增益因子的总和 $(A_a + A_b + A_c) = 30$ 。应用于上述求和,自动量程缩放将20的总和转换为自动量程缩放数字 $20/30 = 0.666$ ,与通过平均具有瞬时值1.0,0.5和0.5的三个数字求得的数字相同。当正弦波与非均匀加权混合时,自动量程功能也起作用,其中一个或多个正弦波频率分量在混合中占主导地位。例如, $A_a$ 为总量的20%, $A_b$ 为40%,其中 $A_c = 40\%$ 产生以下混合信号。

[0378]

Item项目	f(t)	增益 $A_x$	十进制g(t)	二进制g(t)	八进制g(t)	十六进制g(t)
$A_x f_a(t_1)$	0.5	20	10	00001010	12	0A
$A_x f_b(t_1)$	0.5	40	20	00001010	24	14
$A_x f_c(t_1)$	1.0	40	40	00101000	50	28
$A_x(\sum f_x(t_1))$	2.0	100	70	01000110	106	46

[0379] 在这种情况下 $(A_a + A_b + A_c) = 100$ 而 $g(t) = 70$ ,因此自动范围函数的输出为0.7。自动量程功能采用正乘法器 $A_a > 0$ 用于缩放信号以补偿幅度压缩。因为标量 $A_a$ 不仅移动函数而且

还移动其平均值, 所以将DC偏移校正项  $0.5(1-A_a)$  加到正弦波之和上, 以使函数的平均值重新回到0.5。

[0380] 图47示出了根据单位函数产生器制作的几个正弦波和正弦波和弦。在所示的例子中, 产生三个相隔八度音程的正弦波 (即  $f_c = 2f_b = 4f_a$ ), 其具有各种增益因子以产生各种复合函数。增益因子  $[A_a, A_b, A_c]$  控制混合或频率分量的“混合”。因为组件是平均的, 所以增益因子可以是任何正实数。然而, 为方便起见, 这三个因素可以按比例缩放。在某些情况下, 加权因子为零意味着混合物中不存在特定频率的正弦波。例如, 在图表564中,  $[A_a, A_b, A_c] = [1, 0, 0]$ , 使得仅存在正弦曲线  $f_a$ 。类似地, 在图表565中,  $[A_a, A_b, A_c] = [0, 1, 0]$ , 仅存在中间八度音正弦  $f_b$ , 并且在图表566中,  $[A_a, A_b, A_c] = [0, 0, 1]$ , 只有最高倍频程的正弦曲线存在。

[0381] 该图表还说明了各种混合混合和弦。曲线图567描绘了频率  $f_a$  和  $f_b$  的正弦曲线的均匀加权混合混合, 曲线图568描绘了频率  $f_a$  和  $f_c$  的正弦曲线的均匀加权混合混合, 并且曲线图569描绘了频率  $f_b$  和  $f_c$  的正弦曲线的均匀加权混合混合。在图表570中示出了两个正弦波与频率  $f_a$  的  $2/3$  加权和频率  $f_b$  的  $1/3$  正弦波的不均匀混合混合。三个正弦波混合包括均匀加权的弦572和不均匀加权的正弦波和弦571, 其中  $[A_a, A_b, A_c] = [0.2, 0.4, 0.4]$ 。 $\sin(\theta)$  的代数计算, 其中  $\theta = f_x t$  为  $x = a, b, c \dots$  需要计算每个罪的幂级数 [<http://www2.clarku.edu/~djoyce/trig/compute.html>] 评估在哪里

$$[0382] \quad \sin(f_a t) = (f_a t) - \frac{(f_a t)^3}{3!} + \frac{(f_a t)^5}{5!} - \frac{(f_a t)^7}{7!} + \frac{(f_a t)^9}{9!} - \frac{(f_a t)^{11}}{11!} + \frac{(f_a t)^{13}}{13!} - \dots$$

$$[0383] \quad \sin(f_b t) = (f_b t) - \frac{(f_b t)^3}{3!} + \frac{(f_b t)^5}{5!} - \frac{(f_b t)^7}{7!} + \frac{(f_b t)^9}{9!} - \frac{(f_b t)^{11}}{11!} + \frac{(f_b t)^{13}}{13!} - \dots$$

$$[0384] \quad \sin(f_c t) = (f_c t) - \frac{(f_c t)^3}{3!} + \frac{(f_c t)^5}{5!} - \frac{(f_c t)^7}{7!} + \frac{(f_c t)^9}{9!} - \frac{(f_c t)^{11}}{11!} + \frac{(f_c t)^{13}}{13!} - \dots$$

[0385] 其中  $n! = n \cdot (n-1) \cdot (n-2) \dots 3 \cdot 2 \cdot 1$ 。注意, 可以使用相同的方法来产生余弦波形, 这只不过是因为波相移了  $90^\circ$ 。为了产生三个正弦波和弦  $A_x (\sum f_x(t_x))$ , 在第9个八度音程中具有最高频率的正弦波, 大约20kHz, 具有360度精度, 需要沿PWM生成的所有前述计算  $\Psi_p [f(t)]$  必须以7.2MHz的速率发生, 即在138ns内。这种方法计算密集, 浪费计算周期和燃烧功率, 特别是在波浪合成高频时。

[0386] 利用基元处理器进行波形合成

[0387] 另一种方法, 计算密集程度更低, 并且与LED照射垫  $\mu P339$  的有限计算能力更好地匹配, 是使用评估函数的表查找。对于周期函数, 可以预先计算周期的常规增量的函数值, 例如固定角度或固定百分比, 并将其加载到这里称为函数“基元”的表中。例如, 因为  $\sin(\theta)$  的值取决于其自变量  $\theta$  的角度

$$[0388] \quad \sin 0^\circ = 0$$

$$[0389] \quad \sin 15^\circ = (\sqrt{6} - \sqrt{2})/4$$

$$[0390] \quad \sin 30^\circ = 1/2$$

$$[0391] \quad \sin 45^\circ = \sqrt{2}/2$$

$$[0392] \quad \sin 60^\circ = \sqrt{3}/2$$

$$[0393] \quad \sin 75^\circ = (\sqrt{6} + \sqrt{2})/4$$

$$[0394] \quad \sin 90^\circ = 1$$

[0395] 由于正弦函数是周期性的,因此每次评估 $\sin(\theta)$ 时都没有理由重新计算相同的值。在这种情况下,使用查找表可能是有益的。

[0396] 然而,查找表面临几个基本障碍-例如,表只能在先前计算的相同输入条件下返回函数的值,即具有相同的参数。仅仅因为表中包含 $\sin(45^\circ)$ 的值并不意味着它知道 $\sin(22^\circ)$ 的值。在对子程序调用查找表中,确保输入参数与其可用参数匹配是不可能的,除非两者是共同开发的以确保它们使用相同的值。使用查找表的另一个问题是刚性方程问题,在许多数量级的频率上执行高分辨率波形合成。例如,如果使用具有16位精度的PWM方法合成20kHz正弦曲线(第9个倍频程),则所需的采样率为 $(20,000\text{Hz})(162) = 1,310,726,000\text{Hz}$ 或大约1.3GHz。如果在相同的模拟中,在弦上加上0.1Hz(第二个倍频程)的次声激励模式,则低频波分量的周期为 $T = 1/f = 1/(0.1\text{Hz}) = 10$ 秒。这意味着在第九个八度音阶中保持所需的分辨率,而合成单个10秒的次声波需要一个 $(1.3\text{GHz})(10\text{秒}) = 130$ 亿个数据点的表格。如此庞大的数据表不仅需要太长的时间来从光生物调节疗法控制器传送到智能LED照射垫,而且还需要太多的存储器。

[0397] 为了在确保子程序调用和查找表之间的匹配参数的同时解决刚性方程问题,本文公开的发明方法使用预定义的周期性波形基元,例如正弦波或线性(标量)函数,与一系列共享共同数字进位的计数器相结合,例如二进制。这里使用的术语“基元”是指波形的表格时间独立描述-其中波形使用相对于函数周期 $T$ 指定的参数来描述,而不是绝对时间。例如,在诸如锯齿波之类的线性函数中,向查找表输入直线(笛卡尔)参数会返回唯一值。在线性单位锯齿在一段时间 $T$ 内从0升到1时,输入 $p$ 是无单位的,其中在 $T$ 的25%处,函数“ $\text{saw}(p)$ ”具有0.25的值,在 $T$ 函数的78%处为 $\text{saw}(p)$ 具有值0.78等。为了适应重复循环,使用模数函数 $\text{MOD}$ (参数,限制)表示参数输入“ $p$ ”是有益的,其中正输入的 $\text{MOD}(p, 1)$ 返回值限制在0和1之间,即除以限制的最大整数倍后的余数。例如,对于任何 $z$ 值, $\text{MOD}(0.78, 1) = 0.78$ , $\text{MOD}(5.78, 1) = 0.78$ , $\text{MOD}(z.78, 1) = 0.78$ 。因此,仅需要覆盖一个周期 $T$ 的数据来描述任何重复波形。

[0398] 相同的功能适用于极坐标。 $\sin(\text{MOD}(\theta, 360^\circ))$ 的评估产生 $\sin(0^\circ)$ 和 $\sin(359.99\dots^\circ)$ 之间的重复序列值。在 $360^\circ$ 时,整个循环重复,因为 $\sin(\text{MOD}(360^\circ, 360^\circ)) = \sin(0^\circ)$ 。请注意,在实际代码或电子表格中, $\sin$ 或任何其他三角函数的角度参数 $\theta$ 以弧度表示,而不是以度为单位,但模数函数的原理及其应用保持不变。以所公开的方式使用模数函数,可以将用于任何周期函数的查找表的大小限制为单个周期,从而显著地减小表的大小。因此,每个查找表中的数据对的数量等于提供一对一对应的主要分辨率 $\xi$ ,其提供输入 $\Phi_x$ 与查找表之间一一对应的输出 $f_x$ ,其中对于任何八度 $x$ ,关系 $\Phi_x = \xi_x f_x$ 描述由查找表子程序调用执行的转换。

[0399] 尽管这些函数基元包括描述数学函数的时间无关状态的集合,但是波形合成需要它们与包括数字或模拟时钟的振荡器组合以产生时变波形。具体地,对于诸如三角形或锯齿波的周期 $T$ 的直线函数,参数 $x$ 可以表示为 $x = t/T$ ,并且对于正弦波,正弦波和弦,以及其他三角单位函数 $\theta = t_f$ 。在任何一种情况下,都需要时间源来将时间无关的波形基元转换成时变函数。用于生成一系列时间源的一种这样的实现,在图48A中以演算法方式表示,组合了一系列二进制( $\div 2$ )数字计数器590至598,从公共时钟产生十个同步时钟频率 $\Phi_9$ 至 $\Phi_0$ ,特别是具有符号时钟速率 $\Phi_{\text{sym}}$ 。可编程频率。然后,时钟用于合成周期函数,例如音频频谱

中的正弦波,其具有在第九个八度音程中的相应频率 $f_9$ ,在八度音阶中具有 $f_0$ ,并且根据需要以各种组合将它们混合。未示出的相同方法可用于产生次声,即低于20Hz的振荡波形,并且(如果采用适当的换能器)超声波包括大于20kHz的频率。

[0400] 在合成期间,使用周期函数的查找表(例如,周期函数的查找表)将每个时钟转换为时变波形 $f(t)$ 。正弦波,正弦波和弦,三角波,锯齿波等。每个时钟与其创建的波形配对,例如 $\Phi_8$ 使用具有基元分辨率 $\xi_8$ 的正弦波查找表618来生成正弦波频率 $f_8$ , $\Phi_3$ 使用正弦波查找表613用基元分辨率 $\xi_3$ 产生正弦波频率 $f_3$ , $\Phi_1$ 用正弦波查找表611用基元分辨率 $\xi_1$ 产生正弦波频率 $f_1$ ,其中

$$[0401] \quad f_8 = \Phi_8 / \xi_8$$

$$[0402] \quad f_3 = \Phi_3 / \xi_3$$

$$[0403] \quad f_1 = \Phi_1 / \xi_1$$

[0404] 通常 $f_x = \Phi_x / \xi_x$ 。因此在操作中,10倍频程波形求和实现基元处理器552使用九个二进制计数器598至590来产生十个时钟频率,包括输入 $\Phi_9 = \Phi_{\text{sym}}$ 和时钟 $\Phi_8$ 至 $\Phi_0$ ,以驱动相应的正弦波查找表619至610以合成正弦波 $f_9$ 到 $f_0$ 。

[0405] 混合过程涉及使用倍频程数据开关609至600选择正弦波的各种组合,在数字混合器630求和节点中混合所选择的正弦波分量,其中分量由数字增益放大器620至629以各种百分比加权。混合求和由自动范围函数631缩放到0.000到1.000的范围内。虽然基元处理器552可以用硬件或固件控制硬件来实现,但是可以使用软件完全模拟该功能,其中使用二进制加法以数字方式执行混合器630,并且可以使用执行若干分区的二进制数学来执行自动范围函数631。演算法([https://en.wikipedia.org/wiki/Division\\_algorithm](https://en.wikipedia.org/wiki/Division_algorithm))。为了避免执行不必要的操作,基元处理器552仅对选定的倍频程开关600至609执行操作。

[0406] 使用图48A中所示的方法所述,实现原语-处理器552仅使用查找表和一系列计数器,在频率上进行三十年的带宽宽波形合成和和弦构建,即十个八度音程,跨越20Hz到20,000Hz的频率范围。所公开的方法在计算上是有效的,需要最少的存储器或计算能力来执行,并且与图44的单位函数产生器551不同,不涉及电力系列的实时评估。带宽演算法波形生成中合成器的一个关键特性是计数器操作的作用。计数器599至500一起产生十个倍频程的时钟频率,用作输入馈送相应的查找表619至610。因为每个八度音程由其自己的专用时钟频率馈送,相应表中的点数和实现该表所需的存储器仅限于特定八度音阶所需的精度,并且不涉及其他频段中使用的数据。以这种方式,所公开的计数器和查找表的组合克服了上述刚性方程问题。为了进一步最小化计算强度并避免不必要的计算,查找表子程序调用仅限于由八度音阶开关选择的那些表。

[0407] 为了避免混叠和相移失真,计数器级联698到590被同步到称为调谐器(计数器)599的符号率 $\Phi_{\text{sym}}$ 输出的公共时钟。为方便起见,符号率 $\Phi_{\text{sym}}$ 等于第九个八度音阶波形合成的时钟信号 $\Phi_9$ ,但这种关系是任意的。任何符号率都高于最高合成频率的PWM分辨率,其中 $\Phi_{\text{sym}} \geq \xi_{\text{sym}} f_{\text{max}}$ 就足够了。计数器级联可以使用硬件或软件来实现。尽管可以使用纹波计数器,但优选同步计数器以防止时钟相移。纹波计数器是计数器级联,其中每个计数器级的输出在输入到下一级的同时立即可用。由于通过每个计数器级的传播延迟,较高频率时钟的输出在较低频率时钟之前改变状态。因此,状态改变在级联中“涟漪”,其中第一时钟 $\Phi_9$ 改变状态,稍后 $\Phi_8$ 然后 $\Phi_7$ , $\Phi_6$ , $\Phi_5$ 等,如同穿过池塘表面的波浪一样波动。

[0408] 相反,同步计数器同步操作,即使数字计数需要时间来通过计数器链,输出也只能与同步时钟脉冲同时改变。以这种方式,通过计数器级联的信号纹波对于用户是不可见的。更具体地说,无论是以硬件还是软件实现,同步计数器都像纹波计数器一样工作,但具有D型触发器[[https://en.wikipedia.org/wiki/Flip-flop\\_\(electronics\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Flip-flop_(electronics))]锁存输出。D触发器保持先前状态,直到它被具有相应真值表的锁存信号启动,即仅当同步时钟变高时数据输入高或低状态被复制到锁存输出,之后同步时钟可以返回低电平,触发器输出将保持锁存在最后同步时钟脉冲时D输入状态,直到下一个同步脉冲发生。在时钟脉冲之间的间隔期间,每个计数器级的输出可以改变而不会在计数器的输出上出现转换。为了避免原理图中的混乱,计数器599至590可以表示同步计数器,而没有明确地描绘D触发器锁存器或任何同步时钟输入。为了确保在更新时钟输出 $\Phi_9$ 至 $\Phi_0$ 的状态之前时钟转换完全通过计数器级联,同步时钟脉冲从最低合成频率时钟的状态转换得到,在该示例中表示为 $\Phi_0$ 。

同步时钟C in	计数器数据D in	翻击Q输出
0	X	$Q_{prev}$
1	0	0
1	1	1

[0410] 使用可编程计数器“调谐器”599从系统时钟速率 $\Phi_{sys}$ 产生馈送计数器级联的符号速率 $\Phi_{sym}$ 。生成符号时钟速率 $\Phi_{sym}$ 以在分辨率 $\xi_{sym}$ 处产生最大输出频率 $f_{max}$ 。基元分辨率 $\xi_{sym}$ 的值是调谐器599的可编程输入,其可以根据正在执行的波形合成而改变。这里称为“基元符号分辨率”的数值变量 $\xi_{sym}$ 被定义为最高合成频率的分辨率,其中 $\xi_{sym} = \Phi_{sym} / f_{max}$ 具有取决于所需的合成精度可以在24到65,536范围内的值。例如,在正弦波合成中选择 $\xi_{sym} = 96$ 意味着合成器的最高音调正弦波与符号时钟速率有关,关系式 $\Phi_{sym} = \xi_{sym} f_{max} = 96 f_{max}$ 其中 $90^\circ$ 弧度使用24点,每个点一点 $3.75^\circ$ 。在操作中,设置调谐器599产生从符号时钟速率 $\Phi_{sym}$ 导出并调谐的整个频率级联。 $\xi_{sym}$ 的分辨率不需要与低八度音程查找表的分辨率相匹配。可以对查找表619至600采用不同的精度等级 $\xi_x$ ,或者可以采用相同的精度查找表来生成一些或所有所需的频率分量。或者,可以对每个生成的正弦波使用相同的查找表。在这种情况下,每个正弦波频率 $f_x$ 具有相同的精度 $\xi_9 = \xi_8 = \xi_7 \cdots \xi_1 = \xi_0$ 。

[0411] 因为整个计数器级联由公共符号时钟速率 $\Phi_{sym}$ 驱动,所以合成波形的精确频率关系由计数器频率 $\Phi_x$ 及其对应的查找表的分辨率 $\xi_x$ 精确定义。尽管使用二进制(除以2)计数器显示此关系,但计数器的除数可能不受限制。除以2是方便的,因为它等于频率减半,相当于音阶到一个八度或十二个半音阶。然而,计数器可以利用每个具有不同除数的计数器的任何级联组合。或者,可以使用可编程计数器,其中计数被加载到计数器中。此外,由于计数器以固定的时钟速率工作并且在每个 $\xi_x$ 数据点中完成一个完整的振荡周期,即查找表的一个完整周期,因此精确地知道任何两个周期函数的相对定时和相位。例如,给出具有频率 $f_x$ 和 $f_y$ 的两个正弦波,其中

$$[0412] \quad f_x = \Phi_x / \xi_x$$

$$[0413] \quad f_y = \Phi_y / \xi_y$$

[0414] 然后波形的频率比由下式给出

[0415] 
$$\frac{f_x}{f_y} = \frac{\Phi_x \xi_y}{\Phi_y \xi_x}$$

[0416] 该比率说明了可以通过改变时钟  $\Phi_x$  或通过改变查找表的分辨率  $\xi_x$  来执行频率缩放。例如, 如果使用恒定分辨率查找表, 其中  $\xi_x = \xi_y = 24$ , 那么合成正弦波的频率比  $f_x/f_y$  仅取决于时钟速率  $\Phi_x/\Phi_y$  的比率或

[0417] 
$$\frac{f_x}{f_y} = \frac{\Phi_x}{\Phi_y}$$

[0418] 在这种情况下, 时钟频率比  $\Phi_x/\Phi_y = 4$ , 导致相同音符的两个正弦波但是相隔两个八度音阶, 例如音符A在第6个八度音程中为1,760Hz, 而音符A在440Hz处为第四个八度。图48B示出了双正弦波求和示例, 其中仅启用第6和第4倍频程开关606和604并用于访问正弦波查找表616和614中的数据, 每个波形具有基本分辨率  $\xi_6 = \xi_4 = 24$ 。然后, 数字增益放大器626和624在数字混合器630节点求和中混合以产生混合波形输出。在操作中, 调谐器(计数器)599从系统时钟  $\Phi_{sys}$  产生符号时钟  $\Phi_{sym}$ 。级联的  $\div 2$  计数器598, 597和596将符号时钟  $\Phi_{sym}$  除以产生第6个倍频程时钟  $\Phi_6$ , 并通过计数器595和594产生第4个倍频程时钟  $\Phi_4$ 。

[0419]

注意, 八度	时钟	分辨率	频率	比率
A, 9 <sup>th</sup>	$\Phi_{sym} = \Phi_9 = 337,920\text{Hz}$	$\xi_{sym} = 24$	$f_9 = 14,080\text{Hz}$	$\Phi_{sym}/f_9 = 24$
A, 6 <sup>th</sup>	$\Phi_6 = 42,240\text{Hz}$	$\xi_6 = 24$	$f_6 = 1,760\text{Hz}$	$\Phi_{sym}/f_6 = 192$
A, 4 <sup>th</sup>	$\Phi_4 = 10,560\text{Hz}$	$\xi_4 = 24$	$f_4 = 440\text{Hz}$	$\Phi_{sym}/f_4 = 768$

[0420] 得到的2个正弦波和弦由求和给出

[0421] 
$$g(t) = 0.5 + 0.5[A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t)]$$

[0422] 
$$= 0.5 + 0.5[A_6 \sin(\Phi_{sym} t / 192) + A_4 \sin(\Phi_{sym} t / 768)]$$

[0423] 乘法器  $0.5 + 0.5$  [周期表达式] 用于将正弦波的峰值幅度从零平均值中心的  $\pm 1$  到  $\pm 0.5$  进行缩放。加法器  $0.5$  将曲线向上移动  $+0.5$ , 以跨越  $0.000$  和  $1.000$  之间的正范围。通过启用如图48C中所示的八度音开关601, 由时钟  $\Phi_1$  驱动的查找表611的组件被添加到和弦中。时钟  $\Phi_1$  由时钟  $\Phi_4$  使用计数器593, 592和591产生。增加的第一个倍频程频率分量由下式给出:

[0424]

注意, 八度	时钟	解析度	频率	比率
A, 1 <sup>st</sup>	$\Phi_1 = 1,320\text{Hz}$	$\xi_1 = 24$	$f_1 = 55\text{Hz}$	$\Phi_{sym}/f_1 = 6,144$

[0425] 并且通过求和给出得到的3个正弦波和弦

[0426] 
$$g(t) = 0.5 + 0.5[A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t) + A_1 \sin(f_1 t)]$$

[0427] 
$$= 0.5 + 0.5[A_6 \sin(\Phi_{sym} t / 192) + A_4 \sin(\Phi_{sym} t / 768) + A_1 \sin(\Phi_{sym} t / 6144)]$$

[0428] 如上所述, 上述合成方法利用单个波形基元同时产生两个或三个正弦波和弦。

[0429] 基元处理器552操作的附加细节在图49中所示的单基元和弦合成中示出。如图所示, 调谐器599包括两个计数器-系统时钟计数器640和符号时钟计数器641。系统时钟计数器是以方便的固定频率将具有频率  $\Phi_{sys}$  的  $\mu\text{C}$  系统时钟转换为参考时钟频率  $\Phi_{ref}$  的计数器(例如,  $5\text{MHz}$ )。符号时钟计数器然后将  $\Phi_{ref}$  转换为符号时钟速率  $\Phi_{sym}$ , 用于定义用于正弦合成的计数器级联的参考频率。在所示的示例中, 计数器598至593包括二进制计数器, 如上表所述, 每隔一个八度音程产生多个正弦频率。进一步检查显示二进制计数器级联:

- [0430] • 每个八度音阶的时钟频率  $\Phi_x$  是符号率  $\Phi_{sym}$  的2的倍数。
- [0431] • 每个八度音阶的频率  $f_x$  是最大合成频率  $f_{max}$  的2的倍数,其不受限制地在音阶的第九个八度音阶中示出。
- [0432] • 符号时钟速率  $\Phi_{sym}$  与最大合成频率  $f_{max}$  之间的关系由  $\xi_{sym}$  确定,  $\xi_{sym}$  是合成的最高频率波形的分辨率。乘法乘积  $f_{max} \xi_{sym} = \Phi_{sym}$  设置计数器级联中的最高时钟速率。
- [0433] • 符号时钟速率  $\Phi_x$  与每个八度音阶  $x$  中的合成频率  $f_x$  之间的关系由  $\xi_x$  确定,  $\xi_x$  是该八度音阶中波形的基元分辨率。
- [0434] 由于单个基元二进制计数器级联中的时钟速率和频率之间的所有关系包括与基元处理器552中存在的其他频率的精确比率,因此设置频率  $f_x$  和  $\xi_x$  的任何一个合成波形的频率和分辨率自动确定每个合成的频率。整个计数器级联中的频率和时钟,包括符号率  $\Phi_{sym}$  和最大频率  $f_{max}$ 。下图总结了基元过程的频率缩放:

八度	时钟	解析度	频率	$\Phi_{sym}$ 时钟比率
9 <sup>th</sup>	$\Phi_{sym} = \Phi_9$	$\xi_9 = \xi_{sym}$	$f_9 = \Phi_{sym} / \xi_{sym} = f_{max}$	$\Phi_{sym} / f_9 = \xi_{sym}$
8 <sup>th</sup>	$\Phi_8 = \Phi_9 / 2 = \Phi_{sym} / 2$	$\xi_8 = \xi_{sym}$	$f_8 = \Phi_8 / \xi_8 = f_{max} / 2$	$\Phi_{sym} / f_8 = 2 \xi_{sym}$
7 <sup>th</sup>	$\Phi_7 = \Phi_8 / 2 = \Phi_{sym} / 4$	$\xi_7 = \xi_{sym}$	$f_7 = \Phi_7 / \xi_7 = f_{max} / 4$	$\Phi_{sym} / f_7 = 4 \xi_{sym}$
6 <sup>th</sup>	$\Phi_6 = \Phi_7 / 2 = \Phi_{sym} / 8$	$\xi_6 = \xi_{sym}$	$f_6 = \Phi_6 / \xi_6 = f_{max} / 8$	$\Phi_{sym} / f_6 = 8 \xi_{sym}$
5 <sup>th</sup>	$\Phi_5 = \Phi_6 / 2 = \Phi_{sym} / 16$	$\xi_5 = \xi_{sym}$	$f_5 = \Phi_5 / \xi_5 = f_{max} / 16$	$\Phi_{sym} / f_5 = 16 \xi_{sym}$
4 <sup>th</sup>	$\Phi_4 = \Phi_5 / 2 = \Phi_{sym} / 32$	$\xi_4 = \xi_{sym}$	$f_4 = \Phi_4 / \xi_4 = f_{max} / 32$	$\Phi_{sym} / f_4 = 32 \xi_{sym}$
3 <sup>rd</sup>	$\Phi_3 = \Phi_4 / 2 = \Phi_{sym} / 64$	$\xi_3 = \xi_{sym}$	$f_3 = \Phi_3 / \xi_3 = f_{max} / 64$	$\Phi_{sym} / f_3 = 64 \xi_{sym}$
2 <sup>nd</sup>	$\Phi_2 = \Phi_3 / 2 = \Phi_{sym} / 128$	$\xi_2 = \xi_{sym}$	$f_2 = \Phi_2 / \xi_2 = f_{max} / 128$	$\Phi_{sym} / f_2 = 128 \xi_{sym}$
1 <sup>st</sup>	$\Phi_1 = \Phi_2 / 2 = \Phi_{sym} / 256$	$\xi_1 = \xi_{sym}$	$f_1 = \Phi_1 / \xi_1 = f_{max} / 256$	$\Phi_{sym} / f_1 = 256 \xi_{sym}$
0 <sup>th</sup>	$\Phi_0 = \Phi_1 / 2 = \Phi_{sym} / 512 =$	$\xi_0 = \xi_{sym}$	$f_0 = \Phi_0 / \xi_0 = f_{max} / 512$	$\Phi_{sym} / f_0 = 512 \xi_{sym}$
-1 <sup>st</sup>	$\Phi_{-1} = \Phi_0 / 2 = \Phi_{sym} / 1024$	$\xi_{-1} = \xi_{sym}$	$f_{-1} = \Phi_{-1} / \xi_{-1} = f_{max} / 1024$	$\Phi_{sym} / f_{-1} = 1024 \xi_{sym}$
-2 <sup>nd</sup>	$\Phi_{-2} = \Phi_{-1} / 2 = \Phi_{sym} / 2048$	$\xi_{-2} = \xi_{sym}$	$f_{-2} = \Phi_{-2} / \xi_{-2} = f_{max} / 2048$	$\Phi_{sym} / f_{-2} = 2048 \xi_{sym}$

[0437] 在这方面,所公开的基元处理器代表“调谐”系统,其中整个多倍频程合成器被设置为单个“键”频率,类似于将单声道乐器调谐到单个音符或键,例如,单个音符。一把乐器调在A的键上。为此,符号时钟计数器641的操作由两个参数设置,即  $f_{key}$  键选择642和具有基元分辨率  $\xi_{sym}$  的查找表645。如图所示,储存在LED照射垫内的挥发性或非挥发性存储器中的查找表645,由诸如十六进制代码643的某种标识符,或其一些二进制等效代码644选择。

[0438] 由于整个合成器被调谐到八度倍数,因此选择  $f_{key}$  键选择输入642是任意的。为方便起见,数字调谐可以基于音调的国际频率标准。例如,第四个八度音阶中中间C上方的音高“A”具有440Hz的频率。这种440Hz的音调被认为是音乐音调的一般调音标准[[https://en.wikipedia.org/wiki/A440\\_\(pitch\\_standard\)](https://en.wikipedia.org/wiki/A440_(pitch_standard))]。国际标准化组织将其称为A440,A4或司徒嘉德音高,将其归类为ISO-16。使该标准适用于基元处理器,通过选择第四个八度音程中的音符或频率,将所公开的合成器调谐到特定键。

[0439] 具体地,输入“键选择”642设置整个合成器被调谐到的第4个八度音程中的音符或频率。如果选择最大合成频率在音频频谱的第九个八度音阶中,并且任意选择第四个八度音阶作为调谐合成器的频率输入范围,则第9个八度音阶和第四个八度音程相差5个八度。由于  $25 = 32$ ,这意味着  $f_{max} = f_9 = 32 f_4$  并且根据键选择642设置最大频率  $f_{max} = 32 f_{key}$ 。给定

$\Phi_{\text{sym}} = \xi_{\text{sym}} f_{\text{max}}$  然后  $\Phi_{\text{sym}} = \xi_{\text{sym}} (32f_{\text{key}})$ 。例如,将“键选择”设置为440Hz(标准A高于中间C),其中  $f_4 = 440\text{Hz}$ , 其中  $f_{\text{max}} = 32f_{\text{key}} = 32(440\text{Hz}) = 14,080\text{Hz}$  自动缩放可用合成频率的整个频谱,以便  $f_9 = 14,080\text{Hz}$ ,  $f_8 = 7,040\text{Hz}$ ,  $f_7 = 3,520\text{Hz}$ ,  $f_6 = 1,760\text{Hz}$ ,  $f_5 = 880\text{Hz}$ ,  $f_4 = 440\text{Hz}$ ,  $f_3 = 220\text{Hz}$ ,  $f_2 = 110\text{Hz}$ ,  $f_1 = 55\text{Hz}$ ,  $f_0 = 22.5\text{Hz}$ ,  $f_{-1} = 11.25\text{赫兹}$ 。如果将  $f_{\text{key}}$  设置为中间D,则所有合成频率  $f_x$  也将是D的倍数。或者如果  $f_{\text{key}}$  设置为中间A#,则所有二进制合成频率也将是A#的倍数。除八度倍数之外的正弦波的合成将在本公开中稍后讨论。

[0440] 再次参考图49所示的基元处理器实现。查找表645包括具有24点分辨率的正弦波的示例性原语描述。该正弦波的表格基元描述是时间无关的,仅基于  $\sin(\theta)$  的自变量  $\theta$  作为其输入。在通过密钥选择643选择基元处理器的密钥  $f_{\text{key}}$  之后,例如,通过选择像素波形表查找表645为  $\xi_{\text{sym}} = 24$  来建立分辨率  $\xi_{\text{sym}}$ ,然后由符号时钟速率  $\Phi_{\text{sym}}$  和相应的周期  $T_{\text{sym}}$  给出

$$[0441] \quad \Phi_{\text{sym}} = \xi_{\text{sym}} (32f_{\text{key}}) = 24(32)(440\text{Hz}) = 337,920\text{Hz},$$

$$[0442] \quad T_{\text{sym}} = 1/\Phi_{\text{sym}} = 1/(337,920\text{Hz}) = 2.96\mu\text{s}$$

[0443] 该符号率对应于第九个八度音阶中的合成最大频率  $f_{\text{max}}$ , 其中  $f_{\text{max}} = f_9 = \Phi_{\text{sym}}/\xi_{\text{sym}} = (337,920\text{Hz})/24 = 14,080\text{Hz}$ , 相应的周期  $T_9 = 1/f_9 = 71.02\mu\text{s}$ , 这也等同于  $T_{\text{sym}} \xi_{\text{sym}} = (2.9592\cdots\mu\text{s})(24) = 71.02\mu\text{s}$ 。

[0444] 通过建立使用二进制计数器级联的时间基准,将与时间无关的正弦基元查找表645变换为函数646a的基于时间的描述,特别是  $g(t)$ 。相同的时钟符号时钟  $\Phi_{\text{sym}}$  是用于产生用于合成第6和第4倍频程正弦波查找表647a和648a的时钟  $\Phi_6$  和  $\Phi_4$  的时基,具体而言

$$[0445] \quad \Phi_6 = \Phi_{\text{sym}}/8 = (337,920\text{Hz})/8 = 42,240\text{Hz}, \text{时期 } 1/\Phi_6 = 1/(42,240\text{Hz}) = 23.67\mu\text{s}$$

$$[0446] \quad \Phi_4 = \Phi_{\text{sym}}/32 = (337,920\text{Hz})/32 = 10,560\text{Hz}, \text{时期 } 1/\Phi_4 = 1/(10,560\text{Hz}) = 94.79\mu\text{s}$$

[0447] 这些时钟用于合成具有以下频率的频率为  $f_6$  和  $f_4$  的两个同步正弦波

$$[0448] \quad f_6 = \Phi_6/\xi_6 = (42,240\text{Hz})/24 = 1,760\text{Hz}, \text{相对时期 } T_6 = 1/f_6 = 568\mu\text{s}$$

$$[0449] \quad f_4 = \Phi_4/\xi_4 = (10,560\text{Hz})/24 = 440\text{Hz}, \text{相对时期 } T_4 = 1/f_4 = 2,273\mu\text{s}$$

[0450] 以规定的方式,可以用公共时钟和单个波形基元合成相等分辨率但频率不同的正弦波。换句话说,基元表设置波形的形状,而分辨率  $\xi$  和计数器时钟确定生成的正弦波的频率。下面的示例表显示了以度(或弧度)测量的正弦函数  $\theta$  的自变量,标准化单元正弦波函数  $0.5+0.5\sin(\theta)$  与对应于频率振荡的正弦波状态的时间之间的关系。第九个八度音阶中的  $f_{\text{max}}$ , 第六个八度音阶中的  $f_6$  和第四个八度音阶中的  $f_4$ 。

[0451] 虽然该表显示了  $0^\circ$  和  $90^\circ$  之间的详细模式,但为了简洁起见,其他三个象限的详细  $15^\circ$  描述是多余的并且已被排除(因为正弦曲线是对称函数,所有四个象限都可以从数据构建一个象限)。完成正弦波  $360^\circ$  周期所需的时间,即周期  $T$ , 取决于正弦波的频率。例如,与前述计算一致,具有频率  $f_9$ ,  $f_6$  和  $f_4$  的正弦波分别包括  $71\mu\text{s}$ ,  $568\mu\text{s}$  和  $2,273\mu\text{s}$  的周期。当参数  $\theta = 90^\circ = \pi/2$  时,具体地,函数  $0.5+0.5\sin(\theta) = 1$  的值。当  $\theta = 360^\circ = 2\pi$  时,正弦波  $T$  的周期发生在该持续时间的四倍。例如,调谐到A键的第六个八度正弦波需要  $142\mu\text{s}$  才能完成其周期的四分之一,因此其周期为  $T_6 = 4(142.05) = 569.2\mu\text{s}$ 。

[0452]

幅角 $\theta$ (弧度)	$0.5+0.5\sin(\theta)$	$t(f_{\text{max}})$	$t(f_6)$	$t(f_4)$
------------------	-----------------------	---------------------	----------	----------

[0453]	$0^\circ(0)$	0.5000	0.00 $\mu$ s	0.00 $\mu$ s	0.00 $\mu$ s
	$15^\circ(\pi/12)$	0.6294	2.96 $\mu$ s	23.67 $\mu$ s	94.70 $\mu$ s
	$30^\circ(\pi/6)$	0.7500	5.92 $\mu$ s	47.35 $\mu$ s	189.39 $\mu$ s
	$45^\circ(\pi/4)$	0.8536	8.88 $\mu$ s	71.02 $\mu$ s	284.09 $\mu$ s
	$60^\circ(\pi/3)$	0.9330	11.84 $\mu$ s	94.70 $\mu$ s	378.79 $\mu$ s
	$75^\circ(5\pi/12)$	0.9830	14.80 $\mu$ s	118.37 $\mu$ s	473.48 $\mu$ s
	$90^\circ(\pi/2)$	1.0000	17.76 $\mu$ s	142.05 $\mu$ s	568.18 $\mu$ s
	$180^\circ(\pi)$	0.5000	35.51 $\mu$ s	284.09 $\mu$ s	1,136.36 $\mu$ s
	$270^\circ(3\pi/2)$	0.0000	53.27 $\mu$ s	426.14 $\mu$ s	1,704.56 $\mu$ s
	$360^\circ(2\pi\text{or}0)$	0.5000	71.02 $\mu$ s	568.18 $\mu$ s	2,272.73 $\mu$ s

[0454] 图50示出了使用单个波形基元混合两个正弦波的所描述的和弦合成,使用从二进制级联计数器生成的时钟,该时间无关的基于时间的波形基元,在该示例中具有分辨率 $\xi_{\text{sym}} = \xi_x = 24$  (未示出),在D的密钥中变换为基于时间的正弦波查找表647和648,其分别包括 $f_6 = 1,168\text{Hz}$ 和 $f_4 = 292\text{Hz}$ 的频率。然后,通过使用数字乘法运算算术地执行增益乘法器 $A_6$ 和 $A_4$ 的数位增益放大器626和624,增大或减小分量正弦波的幅度。然后通过数字求和混合器630节点将两个正弦波混合以产生求和 $g(t)$ ,其中……

$$[0455] \quad g(t) = A_6 [0.5 + 0.5 \sin(f_6 t)] + A_4 [0.5 + 0.5 \sin(f_4 t)]$$

$$[0456] \quad = 0.5 [A_6 + A_4] + 0.5 [A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t)]$$

[0457] 使用带有除数 $(A_6 + A_4)$ 的加权平均值得出……

$$[0458] \quad \begin{aligned} AVE[g(t)] &= \frac{1}{[A_6 + A_4]} [0.5 [A_6 + A_4] + 0.5 [A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t)]] \\ &= 0.5 + \frac{0.5}{[A_6 + A_4]} [A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t)] \end{aligned}$$

[0459] 在平均期间,术语 $[A_6 + A_4]$ 不影响0.5偏移,因为它出现在修改函数平均值的分数的分子和分母中。自动量程功能的第二个目的,即将正弦分量最大化 $A_\alpha$ 到满量程,实际上确实改变了函数的平均值。为避免偏移0.5平均值,本文公开的自动范围函数使用附加修正系数 $0.5(1 - A_\alpha)$

[0460] 自动量程

$$[0461] \quad \begin{aligned} [g(t)] &= 0.5 + \frac{0.5A_\alpha}{[A_6 + A_4]} [A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t)] \\ &= A_\alpha \left[ 0.5 + \frac{0.5A_\alpha}{[A_6 + A_4]} [A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t)] \right] + (0.5 - 0.5A_\alpha) \\ &= \frac{0.5A_\alpha}{[A_6 + A_4]} [A_6 \sin(f_6 t) + A_4 \sin(f_4 t)] + 0.5(1 - A_\alpha) \end{aligned}$$

[0462]

$$= A_\alpha \frac{g(t)}{[A_6 + A_4]} + 0.5(1 - A_\alpha)$$

[0463] 如所描述的,通过标量 $[A_\alpha / (A_6 + A_4)]$ 通过自动范围函数631对求和 $g(t)$ 进行缩放,其执行正弦波分量的加权平均以及乘以增益因子 $A_\alpha$ 的数字乘法。以表格形式649示出的所

得到的时变波形  $f(t)$  553 描述了频率为  $f_6$  和  $f_4$  的两个正弦波的弦-图表 655, 其平均值为 0.5, 并且能够在 0.000 到 1.000 的范围内使周期函数的幅度最大化, 没有信号削波或失真。然后, PWM 产生器 555 通过 PWM 变换  $\Psi_p[f(t)]$  处理  $f(t)$ , 产生包括数据 499 的 PWM 串的合成输出数据 488, 称为  $G_{\text{synth}}(t)$ 。与模拟的  $f(t)$  不同,  $G_{\text{synth}}(t)$  是在 0 (低) 和 1 (高) 状态之间的数字幅度转换, 作为连续的脉冲序列, 在其变化的脉冲宽度中嵌入模拟信息。

[0464] 由所公开的合成方法产生的一个问题是量化噪声。虽然任何单个正弦波都不会受到这个问题的影响, 但当添加两个或更多个正弦波时, 噪声会出现在波形中。该噪声的起源在图 51A 中示出, 级联的二进制计数器 596 至 593 用于产生三个时钟  $\Phi_6, \Phi_5$  和  $\Phi_4$ , 每个时钟的输入频率的一半。使用固定的基元分辨率  $\xi = 24$ , 得到的频率  $f_6, f_5$  和  $f_4$  的正弦波以表格形式显示在数据表 651 中。检查显示尽管频率  $f_6$  的数据具有唯一的一对一对应关系到时钟时间  $\Phi_6$ , 其他频率不会快速变化。例如, 对于  $t = 0.1727$  和  $t = 0.1784$ , 即使正弦波  $f_6$  改变, 正弦波  $f_5$  的数据值仍保持恒定在 0.7500。类似地, 对于较低频率的正弦波  $f_4$ , 在  $t = 0.1427$  至 0.2497 的间隔期间的数据输出保持恒定在 0.6294, 即使  $f_6$  数据改变四次。

[0465] 使用具有不同时钟速率的固定分辨率基元的影响在图 51B 中示出, 对于固定的时间间隔, 对比了各种曲线。在所示的持续时间内, 图表 652 中所示的频率  $f_6$  的正弦波没有表现出数字化噪声。相反, 由曲线 653 中所示的  $\Phi_6/2\xi$  产生的频率  $f_5$  的正弦波表现出小但明显的噪声程度。曲线 654 的  $f_4$  正弦波在  $f_6$  以下两个八度, 即在  $\xi = 24$  时  $f_4 = \Phi_6/4\xi$ , 显示出相当大的噪声。噪声问题在组合  $f_6$  和  $f_5$  的图表 655 的双正弦中发音, 并且在图表 656 中更加夸大, 示出了频率  $f_5$  和  $f_4$  的正弦总和。

[0466] 该问题的一种解决方案在图 52A 中示出, 从公共时钟频率  $\Phi_6$  产生三个不同的频率  $f_6, f_5$  和  $f_4$ 。而不是缩放时钟频率, 而是使用更高分辨率的基元来缩放分辨率, 以产生更低的正弦频率。具体地, 在查找表 616 中,  $\xi_6 = 24$ , 而在查找表 615 中, 基元分辨率加倍到  $\xi_5 = 2\xi_6 = 48$  并且类似地在查找表 614 中  $\xi_4 = 4\xi_6 = 96$ 。得到的波形具有频率

$$[0467] \quad f_6 = \Phi_6/\xi_6$$

$$[0468] \quad f_5 = \Phi_6/\xi_5 = \Phi_6/(2\xi_6)$$

$$[0469] \quad f_4 = \Phi_6/\xi_4 = \Phi_6/(4\xi_6)$$

[0470] 这样, 从公共时钟  $\Phi_6$  产生的正弦频率  $f_6, f_5$  和  $f_4$  都是彼此两个因子, 如表 661 所示。以这种方式, 时间步长对于所有产生的频率是恒定的。得到的曲线如图 52B 所示, 包括正弦波 662, 623 和 624 以及和弦 665 和 666 的在该分辨率下没有显示量化误差的迹象。使用这种方法的任何两个正弦波的频率比仍然是精确的, 因为先前定义的标准

$$[0471] \quad \frac{f_x}{f_y} = \frac{\Phi_x \xi_y}{\Phi_y \xi_x} = \frac{\xi_y}{\xi_x}$$

[0472] 当  $\Phi_x = \Phi_y$  时保持。

[0473] 这种在本文中称为缩放基元求和 660 的方法与用于图 52C 中的三个合成正弦波的和弦的单个基元求和 650 形成对比。在单基元求和 650 的方框图中, 正弦波查找表 616、615 和 614 的分辨率  $\xi = 24$  相同, 但是由三个不同的时钟  $\Phi_6, \Phi_5 = \Phi_6/2$  和  $\Phi_4 = \Phi_6/4$  馈送, 从二进制级联计数器生成。得到的和弦 659 的时间图表示显著的数字化噪声。相反, 缩放的基元求和 660 采用公共时钟  $\Phi_6$  来驱动三个不同的分辨率查找表 616, 615 和 614, 其中  $x = 6, 5$  和  $4$  以相应的顺序增加分辨率  $\xi_x = 24, 48$  和  $96$ 。得到的波形 669 在该分辨率下没有显示数字化噪声

的迹象。

[0474] 为了限制基元查找表的尺寸,可以将音频频谱分解成频带,例如,频带。对于零和负八度音程,上,中和下音阶以及次声带(即低于20Hz)。在图53所示的四范围音阶基元合成方框图中采用这种方法。在该示例性基元处理器中,调谐器599包括系统时钟计数器640和符号时钟计数器641,其将系统时钟 $\Phi_{\text{sys}}$ 转换为固定参考频率 $\Phi_{\text{ref}}$ ,例如,符号计数器产生时钟频率,其中 $\Phi_{\text{sym}}$ 由比率 $\Phi_{\text{sym}}/\Phi_{\text{ref}} = (32\xi f_{\text{key}})/(5\text{MHz})$ 根据键选择输入642,第四个八度音阶中的音符或键定义。在包括调谐器590和三个8分频计数器672,673和674的计数器级联中,共同产生四个频率以产生时钟 $\Phi_{\text{sym}}$ , $\Phi_6 = \Phi_{\text{sym}}/8$ , $\Phi_3 = \Phi_{\text{sym}}/64$ ,并且 $\Phi_0 = \Phi_{\text{sym}}/512$ 。尽管计数器672至674每个都包括三级二进制级联计数器,但为简洁起见,表示为单个 $\div 8$ 计数器。

[0475] 然后,级联的最高频率时钟(符号时钟 $\Phi_{\text{sym}}$ )用于合成四个频带中的正弦波。在上频带中, $\Phi_{\text{sym}}$ 用于分别根据选择器609,608和607产生正弦波 $f_9$ , $f_8$ 和 $f_7$ 。如果启用选择器开关,则将 $\Phi_{\text{sym}}$ 的时钟脉冲传递到相应的正弦波查找表699,698或697,以根据需要产生正弦波 $f_9$ , $f_8$ 和 $f_7$ 。

[0476] 具体地,具有分辨率 $\xi_9 = 24$ 的正弦波699(如果启用)产生具有频率 $f_9 = \Phi_{\text{sym}}/\xi_9$ 的正弦波 $f_9$ 。该正弦波的频率是 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的32倍,符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的 $1/24$ 。在相同的上音阶中,分辨率为 $\xi_8 = 48$ 的正弦波698(如果启用)产生具有频率 $f_8 = \Phi_{\text{sym}}/\xi_8 = \Phi_{\text{sym}}/(2\xi_9)$ 的正弦波 $f_8$ 。该正弦波的频率是 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的16倍,符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的 $1/48$ 。类似地,具有分辨率 $\xi_7 = 96$ 的正弦波697(如果启用)产生具有频率 $f_7 = \Phi_{\text{sym}}/\xi_7 = \Phi_{\text{sym}}/(4\xi_9)$ 的正弦波 $f_7$ 。该正弦波的频率是 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的8倍,符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的 $1/96$ 。因为频率为 $f_9$ , $f_8$ 和 $f_7$ 的正弦波的产生来自相同的时钟频率 $\Phi_{\text{sym}}$ ,它们的波形合成采用相同的时间增量,从而避免了上音阶内的上述数字化误差问题。

[0477] 在计数器672中相同的时钟 $\Phi_{\text{sym}}$ 也被8除以产生用于中音阶中的 $f_6$ , $f_5$ 和 $f_4$ 的正弦曲线合成的较低频率时钟 $\Phi_6$ 。如果启用任何选择器开关606,605和604,则将包括 $\Phi_6 = \Phi_{\text{sym}}/8$ 的时钟脉冲传递到相应的正弦波查找表696,695或694,以根据需要产生正弦波 $f_6$ , $f_5$ 和 $f_4$ 。具体地,具有分辨率 $\xi_6 = 24$ 的正弦波696(如果启用)产生具有频率 $f_6 = \Phi_6/\xi_6 = \Phi_{\text{sym}}/(8\xi_6)$ 的正弦波 $f_6$ 。该正弦波的频率是 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的四倍,符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的 $1/192$ 。在相同的中音阶中,分辨率 $\xi_5 = 48$ 的正弦波695(如果启用)产生具有频率 $f_5 = \Phi_6/\xi_5 = \Phi_{\text{sym}}/(16\xi_6)$ 的正弦波 $f_5$ 。该正弦波的频率是 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的2倍,符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的 $1/384$ 。类似地,具有分辨率 $\xi_4 = 96$ 的正弦波694(如果启用)产生具有频率 $f_4 = \Phi_6/\xi_4 = \Phi_{\text{sym}}/(32\xi_6)$ 的正弦波 $f_4$ 。该正弦波的频率等于 $f_{\text{key}}$ 键选择频率和符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的 $1/768$ 。因为频率为 $f_6$ , $f_5$ 和 $f_4$ 的正弦波的产生来自相同的时钟频率 $\Phi_6 = \Phi_{\text{sym}}/8$ ,所以波形合成采用相同的时间增量,从而在中音阶内避免上述数字化误差问题。

[0478] 为了在较低音阶中产生正弦曲线 $f_3$ , $f_2$ 和 $f_1$ ,在计数器673中将时钟 $\Phi_6$ 除以8以产生较低频率的时钟 $\Phi_3$ 。如果启用任何选择器开关603,602和601,则包括 $\Phi_3 = \Phi_{\text{sym}}/64$ 的时钟脉冲被传递到相应的正弦波查找表693,692或691,以根据需要产生正弦波 $f_3$ , $f_2$ 和 $f_1$ 。具体地,具有分辨率 $\xi_3 = 24$ 的正弦波693(如果启用)产生具有频率 $f_3 = \Phi_3/\xi_3 = \Phi_{\text{sym}}/(64\xi_3)$ 的正弦波 $f_3$ 。该正弦波的频率 $f_3$ 是 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的 $1/2$ ,符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的 $1/1,536$ 。在相同的较阶中低音,具有分辨率 $\xi_2 = 48$ 的正弦波692(如果启用)产生具有频率 $f_2 = \Phi_3/\xi_2 =$

$\Phi_{\text{sym}}/(128\xi_3)$ 的正弦波 $f_2$ 。该正弦波的频率为 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的1/4和符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的1/3, 072。类似地,具有分辨率 $\xi_1=96$ 的正弦波691(如果启用)产生具有频率 $f_1=\Phi_3/\xi_1=\Phi_{\text{sym}}/(256\xi_3)$ 的正弦波 $f_1$ 。该正弦波的频率是 $f_{\text{key}}$ 键选择频率的1/8,符号频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 的1/6,144。因为频率为 $f_3, f_2$ 和 $f_1$ 的正弦曲线的产生来自相同的时钟频率 $\Phi_3=\Phi_{\text{sym}}/64$ ,所以波形合成采用相同的时间增量,从而在较低音阶内避免上述数字化误差问题。

[0479] 计数器级联还可用于产生LED的次声激励,即频率低于20Hz的正弦波。如图所示,具有时钟频率 $\Phi_0=\Phi_{\text{sym}}/512$ 的8分频计数器674的输出,如果由选择器600选择,则以分辨率 $\xi_0=24$ 产生正弦波 $f_0$ ,其中所产生的频率由 $f_0=\Phi_0/\xi_0$ 给出 $\Phi_{\text{sym}}/(512\xi_0)$ 。使用上述原理,通过包括两个附加的正弦查找表,其具有由时钟 $\Phi_0$ 驱动的相应分辨率48和96,可以扩展缩放概念以产生两个较低的次声频率 $f-1$ 和 $f-2$ (根据需要)。

[0480] 在前面的讨论中,使用包括恒定间隔的时间增量使量化噪声最小化,但需要更大的更高分辨率的查找表,增加LED照射垫内所需的储存容量。

[0481] 如果查找表具有所需数量的数据点,则可以使用单个表从单个时钟生成多个八度数据。例如,可以使用24,576个点的表来合成跨越11个八度音阶的正弦波,每个数据点的角度精度为 $0.0146484375^\circ$ 。将337,920Hz时钟与11个倍频程通用基元表组合,可以产生频率,例如,频率。在A键中,从第9个八度音阶中的 $f_9=\Phi_{\text{sym}}/\xi_{\text{sym}}=14,080\text{Hz}$ 到第-1个倍频程中的13.75Hz(包括440Hz处的A)。此示例在下表的第4列中说明。使用相同的符号时钟速率,即在同一表格列中,如果合成频率的数量减少到仅仅7个八度音阶,则通用原语数据表的大小缩小到1,536个数据点,跨越第9个八度音程中的14,080Hz范围低至 $f_3=220\text{Hz}$ 。

[0482] 或者,使用相同的7倍频程通用原语表,可以通过采用较低的符号时钟速率来移位所覆盖的频带。例如,如下表的第5列所示,符号时钟速率 $\Phi_{\text{sym}}=168,960\text{Hz}$ ,1,536数据点通用基元,可以覆盖从第8个八度音程中的7,040Hz到第二个八度音程中的110Hz的范围。通过缩小工作台尺寸和降低符号时钟,还可以实现正弦波频率范围和数据表大小的折中。参考下表的第6列, $\Phi_{\text{sym}}=42,240\text{Hz}$ 的符号时钟速率可以使用仅具有768个数据点的查找表在第1个八度音程中从第6个八度音阶中的1,760Hz到55Hz产生正弦波。

[0483]

八度	解析度 $\xi$	角度 $\theta$	$\Phi_{\text{sym}}=337,920$ Hz	$\Phi_{\text{sym}}=168,960$ Hz	$\Phi_{\text{sym}}=42,24$ 0Hz
1	$\xi_{\text{sym}}=24$	15°	$f_9=14,080\text{Hz}$	$f_8=7,040\text{Hz}$	$f_6=1,760\text{Hz}$
2	48	7.5°	$f_8=7,040\text{Hz}$	$f_7=3,520\text{Hz}$	$f_5=880\text{Hz}$
3	96	3.75°	$f_7=3,520\text{Hz}$	$f_6=1,760\text{Hz}$	$f_4=440\text{Hz}$
4	192	1.875°	$f_6=1,760\text{Hz}$	$f_5=880\text{Hz}$	$f_3=220\text{Hz}$
5	384	0.98375°	$f_5=880\text{Hz}$	$f_4=440\text{Hz}$	$f_2=110\text{Hz}$
6	768	0.46875°	$f_4=440\text{Hz}$	$f_3=220\text{Hz}$	$f_1=55\text{Hz}$
7	1,536	0.234375°	$f_3=220\text{Hz}$	$f_2=110\text{Hz}$	-
8	3,072	0.1171875°	$f_2=110\text{Hz}$	-	-
9	6,144	0.05859375°	$f_1=55\text{Hz}$	-	-
10	12,288	0.029296875°	$f_0=27.5\text{Hz}$	-	-
11	24,576	0.0146484375°	$f_{-1}=13.75\text{Hz}$	-	-

[0484] 使用通用原语合成的波形合成过程如图54所示,其中调谐器599根据键选择642产生可编程符号时钟  $\Phi_{\text{sym}} = \Phi_{\text{ref}} / (32\xi f_{\text{key}})$ ,将时钟变换成频率变化的一个或多个正弦波,例如,使用查找表677从  $f_9$ 到  $f_0$ ,然后根据具有可编程增益  $A_x$ 的数字增益放大器678进行混合,并在混合器630中求和以产生  $g(t)$ 。如针对合成的每个正弦波所示,从时钟  $\Phi_{\text{sym}}$ 到基于时间的正弦表679的转换取决于“ $\xi$ 分辨率选择”675输入和可用的分辨率选择。表676显示但不限于示出可用的表分辨率,从最少12点到16位分辨率,具有65,536个数据点。正弦波查找表677中的数据点的数量确定可用的最大分辨率。

[0485] 在使用通用基元表的波形合成中,使用相同的表来生成具有与表的精度相同或更低精度的任何正弦波。例如,如果查找表677分辨率是96点,即3.75°的增量,则可以使用相同的表来产生具有48,24或12个点的正弦波,分辨率越高,合成频率越低。

[0486]

符号时钟		$\Phi_{\text{sym}} = 224,256\text{Hz}, T = 4.5\mu\text{s}$			
分辨率		$\xi_{\text{sym}}=24$	$\xi_{\text{sym}}=48$	$\xi_{\text{sym}}=96$	$\xi_{\text{sym}}=192$
行	角度	$f_{\text{max}}=9,344\text{Hz}$	$f_{\text{max}}/2=4,672\text{Hz}$	$f_{\text{max}}/4=2,336\text{Hz}$	$f_{\text{max}}/8=1,168\text{Hz}$
00	0.00	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
01	3.75	-	-	-	0.0011
02	7.50	-	-	0.0011	0.0022
03	11.25	-	-	-	0.0033

	04	15.00	—	0.0011	0.0022	0.0045
	05	18.75	—	—	—	0.0056
	06	22.50	—	—	0.0033	0.0067
	07	26.25	—	—	—	0.0078
	08	30.00	0.0011	0.0022	0.0045	0.0089
	09	33.75	—	—	—	0.0100
[0487]	0A	37.50	—	—	0.0056	0.0111
	0B	41.25	—	—	—	0.0123
	0C	45.00	—	0.0033	0.0067	0.0134
	0D	48.75	—	—	—	0.0145
	0E	52.50	—	—	0.0078	0.0156
	0F	56.25	—	—	—	0.0167
	10	60.00	0.0022	0.0045	0.0089	0.0178

[0488] 通过查找每个角度的数据或通过系统地跳过角度来合成各种频率正弦波。例如，在下表中，使用频率为  $\Phi_{\text{sym}} = 224,256\text{Hz}$  的符号时钟，行00,04,08,0C,10……产生5,672Hz正弦波，而选择表中的每一行产生1,168Hz正弦波。

[0489] 键选择和自定义波形合成

[0490] 如前所述，因为周期性波形产生涉及具有固定频率倍数的级联计数器，所以波形合成器基本上被“调谐”到特定键。用户接口 (UI) 和结果操作 (UX或用户体验) 在图55A中示出，用户选择“CHOOSE A KEY” (选择音调) 菜单701，促使各种“Musical” (音乐频率) 音阶的键选择，“Physiological” (报告的医疗频率) 音阶，“Custom” (自定义频率) 音阶包括手动输入和“Other” (其他频率) 音阶。它还包括返回“Default” (预设频率) 比例设置的规定。在选择“Musical” (音乐频率) 设置时，出现“ENTER A KEY” (输入音调) 菜单702，选择音符选择要加载到LED键盘中的预定义音阶，进入“f<sub>key</sub>选择”输入641，范围从中间C在261.626Hz到中间B在493.883赫兹。如果储存在表703中，如果选择中间A，则703将根据  $\Phi_{\text{sym}}/\Phi_{\text{ref}} = (32\xi f_{\text{key}})/(5\text{MHz})$  将“A”440Hz的值传送到符号时钟计数器642中，产生符号速率  $\Phi_{\text{sym}} = (32\xi f_{\text{key}})$  来自基于该音阶的各种频率正弦波被合成，例如  $f_9 = \Phi_{\text{sym}}/\xi_9$ 。对于C到F的音乐键 ([https://en.wikipedia.org/wiki/Scientific\\_pitch\\_notation](https://en.wikipedia.org/wiki/Scientific_pitch_notation))，下面显示了以八度为单位的示例频率表，用于各种调音。显示的音阶称为“均等的调和”调音。

键	C	C <sup>#</sup> /D <sup>b</sup>	D	D <sup>#</sup> /E <sup>b</sup>	E	F
$f_9=f_{\max}$	8372.0(120)	8869.8(121)	9397.3(122)	9956.1(123)	10548(124)	11175(125)
$f_8$	4186.0(108)	4434.9(109)	4698.6(110)	4978.0(111)	5274.0(112)	5587.7(113)
$f_7$	2093.0 (96)	2217.5 (97)	2349.3 (98)	2489.0(99)	2637.0(100)	2793.8(101)
$f_6$	1046.5 (84)	1108.7 (85)	1174.7 (86)	1244.5(87)	1318.5 (88)	1396.9 (89)
$f_5$	523.25 (72)	554.37 (73)	587.33 (74)	622.25(75)	659.26 (76)	698.46 (77)
$f_4=f_{\text{key}}$	<b>261.63 (60)</b>	277.18 (61)	293.66 (62)	311.13(63)	329.63 (64)	349.23 (65)
$f_3$	130.81 (48)	138.59 (49)	146.83 (50)	155.56(51)	164.81 (52)	174.61 (53)
$f_2$	65.406 (36)	69.296 (37)	73.416 (38)	77.782(39)	82.407 (40)	87.307 (41)
e	32.703 (24)	34.648 (25)	36.708 (26)	38.891(27)	41.203 (28)	43.654 (23)
$f_0$	16.352 (12)	17.324 (13)	18.354 (14)	19.445(15)	20.602 (16)	21.827 (17)
$f_{-1}$	8.176 (0)	8.662 (1)	9.177 (2)	9.723 (3)	10.301 (4)	10.914 (5)

[0491] 对于F<sup>#</sup>/G<sup>b</sup>到B的音乐键,下面示出了以八度为单位的示例性频率表,其中示出了各种调谐。所示的音阶被称为“均等的调和”。

键	F <sup>#</sup> /G <sup>b</sup>	G	G <sup>#</sup> /A <sup>b</sup>	A	A <sup>#</sup> /B <sup>b</sup>	B
$f_9=f_{\max}$	11838.8(126)	12543.8(127)	13289.8 (-)	14,080.0 (-)	14917.2 (-)	15804.0(-)
$f_8$	5919.9 (114)	6271.9 (115)	6644.9(116)	7040.0(117)	7458.6(118)	7902 (119)
$f_7$	2960.0 (102)	3136.0 (103)	3322.4(104)	3520.0(105)	3729.3(106)	3951 (107)
$f_6$	1480.0 (90)	1568.0 (91)	1661.2 (92)	1,760.0 (93)	1864.7 (94)	1975.5 (95)
$f_5$	739.99 (78)	783.99 (79)	830.61 (80)	880.00 (81)	932.33 (82)	987.77 (83)
$f_4=f_{\text{key}}$	369.99 (66)	392.00 (67)	415.30 (68)	<b>440.00 (69)</b>	466.16 (70)	493.88 (71)
$f_3$	185.00 (54)	196.00 (55)	207.55 (56)	220.00 (57)	233.08 (58)	246.94 (59)
$f_2$	92.499 (42)	97.999 (43)	103.83 (44)	110.00 (45)	116.54 (46)	123.47 (47)
$f_1$	46.125 (30)	48.999 (31)	51.913 (32)	55.000 (33)	58.270 (34)	61.735 (35)
$f_0$	23.125 (18)	24.500 (19)	25.957 (20)	27.500 (21)	29.135 (22)	30.868 (23)
$f_{-1}$	11.563 (6)	12.250 (7)	12.979 (8)	13.750 (9)	14.568 (10)	15.434 (11)

[0492] UI菜单701中的另一选项是选择“Other”(其他),可以使用其他音阶来调制LED。下表中显示的这些音阶,包括Pythagorean(毕达哥拉斯),Just Major(查斯特大调),Meantone(中音),和Werckmeister(克麦斯特),共享中间C的频率为261.626Hz,具有均匀的调和音阶,但在跨越八度的十二个半音阶段之间的相对频率关系不同。例如,在均匀的音阶中,中间C以上的A4音调设置为440Hz,但在其他音阶中,从436.05Hz到441.49Hz不等。

[0493] 在自定义模式中,用户接口(UI)和结果操作(UX用户体验)在图55B中示出,用户选择“ENTER A KEY”(输入键)菜单702并选择“Other”(其他)打开“CHOOSE A SCALE”(选择音阶)菜单700。然后用户从菜单中选择另一个调谐-Pythagorean(毕达哥拉斯),Just Major

(查斯特大调), Mean-tone (中音), 和Werckmeister (克麦斯特), 打开名为ENTER A KEY (输入键) 的子菜单702。(音符) 一旦选择了键, 就从下面的调音表中选择频率并加载到 $f_{key}$  键选择寄存器641中, 随后将其传送到LED照射垫并最终加载到符号时钟计数器642中。例如, 从Werckmeister (克麦斯特) 音阶中选择键“A”, 然后根据  $\Phi_{sym} / \Phi_{ref} = (32\xi f_{key}) / (5\text{MHz})$  将437.05Hz的“A”值加载到符号时钟计数器642中。因此, 符号计数器产生符号率  $\Phi_{sym} = (32\xi f_{key})$ , 从而合成基于该音阶的各种频率正弦波, 例如,  $f_9 = \Phi_{sym} / \xi_9$ 。由于关键频率 $f_{key}$  用于生成  $\Phi_{sym}$ , 因此相应地调整整个九个八度音阶。例如, 如果 $f_{key} = f_4$  设置为437.05Hz, 则 $f_5 = 2f_4 = 874.1\text{Hz}$ ,  $f_6 = 4f_4 = 1,748.2\text{Hz}$ 等。

[0496]

音符	平均律	克麦斯特	音符	毕达哥拉斯	查斯特大调	中音
C <sub>5</sub>	523.25	523.25	C <sub>5</sub>	523.25	523.25	523.25
B <sub>4</sub>	493.88	491.67	B	496.67	490.55	489.03
A <sup>#</sup> /B <sup>b</sup>	466.16	465.12	B <sup>b</sup>	465.12	470.93	468.02
A	440.00	437.05	A	441.49	436.05	437.41
G <sup>#</sup> /A <sup>b</sup>	415.30	413.42	A <sup>b</sup>	413.42	418.60	418.60
G	392.00	391.16	G	392.44	392.44	391.21
F <sup>#</sup> /G <sup>b</sup>	369.99	367.51	F <sup>#</sup>	372.52	367.92	365.62
F	349.23	348.83	F	348.83	348.83	349.92
E	329.62	327.76	E	331.11	327.03	327.03
D <sup>#</sup> /E <sup>b</sup>	311.13	310.08	E <sup>b</sup>	310.08	313.96	312.98
D	293.66	292.37	D	294.33	294.33	292.50
C <sup>#</sup> /D <sup>b</sup>	277.18	275.62	C <sup>#</sup>	279.39	272.54	273.37
C <sub>4</sub>	261.63	261.63	C <sub>4</sub>	261.63	261.63	261.63

[0497] 尽管音阶在整个八度音程中变化, 但它们在频率C上彼此匹配。例如, 为了比较目的, 下表中的所示的第五个八度音阶C<sub>5</sub>频率在 $f_5 = 525.25\text{Hz} = 2f_4$ 时匹配。Pythagorean (毕达哥拉斯), Just Major (查斯特大调) 和Mean-tone (中音), 使用的符号与Werckmeister (克麦斯特) 和均匀调整的音阶 (即平均律) 略有不同, 因为他们使用升号#和降号<sup>b</sup>。尽管调整光生物调节疗法功效的确切差异尚未得到很好的表征, 但科学研究已经证实, 光生物调节疗法治疗的治疗效果显然是频率依赖性的。如果在UI菜单701上选择项“Physio” (医疗频率), 则在这些医学研究中报告的治疗有益的频率音阶用于 $f_{key}$  的值。否则, 如果改为使用图56中所示的Custom (自定义频率) 按钮, 在菜单701上选择, 将出现包括定制“ENTER A KEY” (输入键) 菜单704的UX响应。在键盘上输入数字时, 例如, 如图所示为444Hz, 并且按下DONE (完成) 按钮,  $f_{key}$  键选择寄存器641加载有444Hz的自定义键值并传送到符号时钟产生器642。然后, 该值用于使用符号时钟计数器642计算符号时钟速率。根据关系  $\Phi_{sym} / \Phi_{ref} = (32\xi f_{key}) / (5\text{MHz})$  产生输出  $\Phi_{sym} = (32\xi f_{key})$ 。

[0498] 所公开的光生物调节疗法系统还能够产生包括在相同八度音程内的三个频率的弦的激发模式, 即三和弦, 并且可选地具有作为比和弦的根音高7或一个八度音的附加频率。演算法和弦构建器的方框图如图57A所示, 其中根据 $f_{key}$  键选择642设置的调谐器590产

生具有频率  $\Phi_{sym} = (32\xi f_{key})$  的符号时钟,其被馈送到和弦构造演算法680中。和弦构建器依次使用众所周知的数学关系来生成根据从和弦建构器菜单706中选择的“八度,和弦和混合选择”输入681,各种常见和弦类型的频率分量。三和弦和弦包括选择将构造和弦的根音的八度音程和和弦的类型实施,即大调音阶,小调音阶,减音阶,增音阶或定制音阶。四和弦包括第7,第7小调,第7大调或任何上述三重奏,在根音上方有一个八度音符。表688中还规定了分量频率的相对幅度或“混合”,其包括弦根音的音量,其第三,第五,以及可选择性的第七或在根上方一个八度的音符。

[0499] 在操作中,和弦构造演算法680使用符号时钟  $\Phi_{sym}$  的音阶分数来驱动四个查找表682B,684,683和682A以合成的四个正弦波,具有频率  $f_{jf}$  的基本根,频率为  $f_{j3}$  的三分之一,频率为  $f_{j5}$  的第五个音符和一个频率为  $f_{jt}$  的音符高于根音(取决于选择)的第7个音符或一个音符。然后根据数字增益放大器685A,686,687和685B将三个或四个频率混合,分别具有增益  $A_{jf}$ ,  $A_{j3}$ ,  $A_{j5}$  和  $A_{jt}$ ,并且在混合器630求和节点中混合以产生  $g(t)$ 。

[0500] 和弦中音符的确切频率取决于所选择的八度音程681的值和  $f_{key}$  键选择642的值,即二进制级联计数器的调谐或键。这些合成器设置一起确定频率或根音,也称为和弦的基础。和弦中的剩余音符是根据下表描述和弦的基频的比率来计算的,该表描述了普通音乐和弦的频率比 (<https://pages.mtu.edu/~suits/chords.html>) :

和弦(+选择性)	半音	整数频率比	和弦的基频的比率
大和弦(+选择性)	4, 3, (5)	4:5:6:(8)	$f_{jf} f_{j3} = 1.25 f_{jf} f_{j5} = 1.5 f_{jf} f_{jt} = 2 f_{jf}$
小和弦(+选择性)	3, 4, (5)	10:12:15:(20)	$f_{jf} f_{j3} = 1.2 f_{jf} f_{j5} = 1.5 f_{jf} f_{jt} = 2 f_{jf}$
[0501] 减和弦(+选择性)	3, 3, (6)	160:192:231:(320)	$f_{jf} f_{j3} = 1.2 f_{jf} f_{j5} = 1.444 f_{jf} f_{jt} = 2 f_{jf}$
七和弦	4, 3, 3	20:25:30:36	$f_{jf} f_{j3} = 1.25 f_{jf} f_{j5} = 1.5 f_{jf} f_{jt} = 1.8 f_{jf}$
小七和弦	3, 4, 3	10:12:15:18	$f_{jf} f_{j3} = 1.2 f_{jf} f_{j5} = 1.5 f_{jf} f_{jt} = 1.8 f_{jf}$
大七和弦	4, 3, 4	8:10:12:15	$f_{jf} f_{j3} = 1.25 f_{jf} f_{j5} = 1.5 f_{jf} f_{jt} = 1.875 f_{jf}$

[0502] 尽管和弦构建器可以是在预定义的治疗和疗程中使用的库元素,但是也可以使用UI菜单来创建和弦,例如图57B的示例中所示,其中和弦可以从CHOOSE A CHORD(选择和弦)菜单705中选择,包括大调的,小调的,减的,增的,定制的,定制第7的,小调第7和大调第7大调和弦。选择自定义和弦打开BUILD A CHORD(创建和弦)菜单706,其中用户可以选择和弦的八度音阶,和弦的根音符,第三音符,即下一个更高音符,第五音符,即第三音符。最高音符,并且可选地是否在根音上方包括一个八度音符。一旦选择了根音符号,即使音符延伸到下一个更高的八度音阶,第3,第5和第+1个八度音符也会以递增的频率单调排列。任何和弦的第二次和第三次反转必须作为自定义和弦输入,使用最低音高音符作为和弦的根音。除非使用向上和向下箭头进行其他调整,否则音符的音量均匀加权。一旦输入参数,在超时时段之后或通过诸如双屏幕轻击之类的其他装置发信号,参数被格式化为数据表688并最终传送到智能LED照射垫内的和弦构造演算法680,其中正弦波查找表677,数字增益放大器678和混合器630创建  $g(t)$ 。在从CHOOSE A CHORD(选择和弦)菜单705中选择另一个菜单项的情况下,将打开不同的子菜单(未示出),允许用户选择构成频率分量的八度音程和相对幅度混合。然而,子菜单不允许用户改变音符,因为精确地定义了小调,大调,减弱等和弦中

存在的相对频率。

[0503] 返回图44的合成器方框图,无论合成波形或其如何创建,必须通过将其范围限制在0.000和1.000之间来处理波形 $g(t)$ 以创建 $f(t)$  553,以便PWM产生器555执行PWM值的值。创建合成输出488所需的因子变换 $\Psi_p[f(t)]$ 由于PWM调制脉冲的最大占空因子为100%,即整个时钟周期为1,因此无法实现超过1.000的数据的PWM表示。因此,PWM变换限于 $0\% \leq \Psi_p[f(t)] \leq 100\%$ ,因此 $0.000 \leq f(t) \leq 1.000$ 。自动量程操作584将函数 $g(t)$ 平均,同时将数据的范围和 $f(t)$ 限制为单位函数的范围,即在0.000和1.000之间。

[0504] 该功能的一个例子如图58A所示,正弦波662,663和664产生的总和弦669。尽管每个正弦波在0.000到1.000的整个范围内延伸,但和弦669中的正弦波的总和不会超过单位函数的全部范围。因此,和弦的数学平均值,特别是0.5,保持不变,但周期性时变函数不会延伸到 $0.5 \pm 0.5$ 的整个范围。如图58B中所示,和弦669仅从0.13延伸到0.87,表示全范围的74.4%。为了增加时变分量的幅度,平均函数由标量 $A_q$ 放大。通过设置 $A_q = 1.344$ 曲线669增加到全范围,如弦689所示。为了防止函数的平均值的偏移,包括校正项 $0.5(1 - A_q)$ 以保持以0.5为中心的函数以防止削波。结果是具有平均值0.5的单位函数 $f(t)$ ,其中满音阶周期函数具有与合成波形 $g(t)$ 相同的动态时变频率分量。

[0505] 图59示出了PWM产生器功能555将单位函数 $f(t)$  553转换为描述PWM波形 $G_{\text{synth}}(t)$  输出490的合成输出488的过程。如图所示,函数表554包含时间 $t_\phi$ 对每次增量函数值 $f(t)$ 的描述。例如,在 $t_\phi = 5\mu\text{s}$ 时,函数 $f(t) = 0.5$ 并且保持在该值,直到在 $t_\phi = 10\mu\text{s}$ 时,函数的值变为 $f(t) = 0.8$ 。变换 $\Psi_p[f(t)]$ 的输出将该时间依赖表改变为合成输出表489,其中在时间 $t_{\text{on}} = 5.00\mu\text{s}$ 时状态变高,即LED导通并且时间 $t_\phi = 5.10\mu\text{s}$ ,LED关闭直到在时间 $t_\phi = 5.20$ 时,LED再次亮起。由于LED持续时间为5.00至5.10,持续时间为0.10 $\mu\text{s}$ ,而时间段 $T = 1/\Phi_x$ ,直到LED再次亮起为5.00至5.20,或持续时间为0.20 $\mu\text{s}$ ,然后是脉冲的占空因子 $D = \Delta t_\phi/T = 10\mu\text{s}/20\mu\text{s} = 0.50$ 或50%然后占空因子在此间隔期间等于函数 $f(t) = 0.5$ ,并且当占空因子切换到0.8或80%时直到时间 $t_\phi = 10\mu\text{s}$ 。得到的合成输出488在PWM波形675中以图形方式示出。

[0506] 使用变换 $\Psi_p[f(t)]$ 的PWM输出490的示例针对图60中的各种非正弦函数示出,包括用于常数函数560的PWM位元串流670,其中 $f(t) = 1.000$ ,用于锯齿函数561的PWM位元串流671,以及用于三角函数562的PWM位元串流672。相同的PWM变换 $\Psi_p[f(t)]$ 可用于编码任何音频样本的音频样本,包括简单的音调,如三角形,弦乐如吉他或小提琴,复杂的音调,如铙钹崩溃,或音乐。

[0507] PWM播放器操作

[0508] 重新审视图43的方框图,波形合成器483的输出 $G_{\text{synth}}(t) = \Psi_p[f(t)]$ 是输入PWM播放器484。然后PWM播放器将 $G_{\text{synth}}(t)$ 与波形 $G_{\text{pulse}}(t)$ 脉冲序列492组合以产生PWM播放器输出493。PWM播放器有两个方面:

[0509] • 使用动态控制的占空比 $D_{\text{PWM}}$ 生成音频频谱PWM脉冲串 $G_{\text{pulse}}(t)$ 。

[0510] • 执行动态“门闸”,即根据 $G_{\text{pulse}}(t)$ 的状态阻止或传递 $G_{\text{synth}}(t)$ 的内容。

[0511] 上述函数的真值表可以描述为模拟伪代码

[0512] If  $G_{\text{pulse}}(t) = 1$

[0513] Then PWM Player OUT =  $G_{\text{synth}}(t)$

[0514] Else PWM Player OUT=0

[0515] 由于 $G_{\text{pulse}}(t)$ 包括PWM脉冲串,因此波形在高模拟状态和低模拟状态之间交替。具体地,每当函数 $G_{\text{pulse}}(t)=1$ 时,即PWM脉冲序列492处于其高或模拟“1”状态时,在PWM播放器484的输出处精确地再现 $G_{\text{synth}}(t)$ 的数字状态。例如,当 $G_{\text{pulse}}(t)=1$ 然后如果 $G_{\text{synth}}(t)=1$ ,则PWM播放器484的输出为高,如果 $G_{\text{synth}}(t)=0$ ,则PWM播放器484的输出为低。然而,无论何时,函数 $G_{\text{pulse}}(t)=0$ ,即PWM脉冲序列492处于其低或模拟“0”状态, $G_{\text{synth}}(t)$ 的数字状态被强制为零,忽略输入 $G_{\text{synth}}(t)$ 的状态。从模拟上讲,此功能与AND门相同。在数学上它等效于数字乘法,其中PWM播放器脉冲序列492的输出由乘积 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 给出。PWM播放器脉冲序列492的实际实现可以以硬件,软件/固件或其某种组合来实现。

[0516] 在图61A中示意性地示出,PWM播放器484包括PWM时钟计数器710,脉冲宽度调制器711,数字逆变器712A和712B,以及逻辑AND门713。到PWM播放器参数491的输入包括参考时钟 $\Phi_{\text{ref}}$ ,合成器输出488和PWM播放器参数491。参考时钟 $\Phi_{\text{ref}}=5\text{MHz}$ 提供时间基准,其中周期 $T_{\text{ref}}=0.20\mu\text{s}$ 作为PWM计数器710的输入,产生PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}=20\text{kHz}$ 。在周期 $T_{\text{PWM}}=5\mu\text{s}$ ,比参考时钟 $\Phi_{\text{ref}}$ 周期长250倍的情况下,脉冲宽度调制器711产生一系列PWM脉冲序列492,其变化持续时间 $t_{\text{on}}=D_{\text{PWM}}T_{\text{PWM}}$ ,其根据PWM播放器参数491输入中定义的表714进行。例如在表714中,从0到180秒, $G_{\text{pulse}}(t)$ 以2,836Hz的频率脉冲,占空因子为60%,之后脉冲频率变为584Hz。在时间 $t=360$ 秒时,脉冲频率返回到2,836Hz。就脉冲序列492而言,在0到180秒的时间间隔期间 $T_{\text{PWM}}=0.43\text{ms}$ ,并且导通时间,脉冲处于其高状态的时段的部分由 $t_{\text{on}}=D_{\text{PWM}}T_{\text{PWM}}=(60\%)(0.43\text{ms})=0.26\text{ms}$ 给出。

[0517] 脉冲的断开部分由 $t_{\text{off}}=T_{\text{PWM}}-t_{\text{on}}=(0.43\text{ms})-(0.26\text{ms})=17\text{ms}$ 给出。当脉冲频率变为584Hz时,周期增加到1.712ms,导通时间为1.027ms。这样,脉冲序列492由脉冲宽度调制器711根据表491中规定的动态条件动态地产生。作为门控PWM播放器输出493示出的PWM播放器484的输出包括从波形合成器输出的嵌入波形494。

[0518] 脉冲宽度调制器711的操作基本上包括两个顺序计数器,一个用于计数接通时间,另一个用于计数关闭时间,其中在 $t_{\text{on}}$ 间隔期间 $G_{\text{pulse}}(t)=1$ 并且在 $t_{\text{off}}$ 间隔期间 $G_{\text{pulse}}(t)=0$ 。在模拟伪代码中,脉冲宽度调制器711的操作可以通过定义以下子程序来描述。

Begin subroutine “Pulse Width Modulator” loop:

Load registers Pulse Width Modulator [ $\Delta t$ ,  $T_{PWM}$ ,  $t_{on}$ ]

Clear Counters

Begin Count of  $(1/\Phi_{ref})$  pulses

Loop start

If Count  $(1/\Phi_{ref}) > \Delta t$ , then exit subroutine

[0519] Else

Define  $t_{off} = (T_{PWM} - t_{on})$

Set  $G_{pulse} = 1$

Count  $(1/\Phi_{PWM})$  pulses to  $t_{on}$

Reset  $G_{pulse} = 0$

Count  $(1/\Phi_{PWM})$  pulses to  $t_{off}$

Loop end

[0520] 上述标题为“脉冲宽度调制器”711的子程序是执行相同功能的软件伪代码描述，即执行包括在模拟1状态下交替数字脉冲持续时间 $t_{on}$ 和模拟0状态的间隔 $\Delta t$ 的循环。持续时间 $(T_{PWM} - t_{on})$ ，直到时钟 $T_{ref} = 1/\Phi_{ref}$ 的计数超过 $\Delta t$ 。变量 $[\Delta t, T_{PWM}, t_{on}]$ 从表714或PWM播放器参数49中定义的序列加载到子程序中，如以下示例可执行伪代码所示，其中表查找由(行中的值)指定列)对，即表(行,列)，其中Row是已定义的变量：

Executable code “Treatment Back Pain”

Load table [PWM Player Parametrics]

[0521] Set Row = 0

Loop start

Set  $\Delta t = \text{table}((\text{Row}+1), 1) - \text{table}(\text{Row}, 1)$

Set  $T_{PWM} = \text{table}(\text{Row}, 4)$

Set  $t_{on} = \text{table}(\text{Row}, 5)$

If  $T_{PWM} = 1$

Then

[0522] Terminate execution

Else

Call subroutine Pulse Width Modulator [ $\Delta t$ ,  $T_{PWM}$ ,  $t_{on}$ ]

Increment Row by 1

Loop end

[0523] 如上所述,上述可执行伪代码重复读取表714,将数据加载到子程序调用脉冲宽度调制器中,其参数为其持续时间 $\Delta t$ ,PWM脉冲周期 $T_{\text{PWM}}$ 和PWM脉冲导通时间 $t_{\text{on}}$ ,增加后的行数。每个循环都完成了。例如,当开始 $\text{Row}=0$ 时, $\Delta t$ 由第二行中的时间与表的第一列中的第一行条目的差异计算,即表(2,1)=180秒和表(1,1)=0,因此在代码的第一个循环中 $\Delta t=180$ 秒。类似地,在第一行和第四列中,PWM周期的数据是 $T_{\text{PWM}}=\text{表}(1,4)=0.43\text{ms}$ ,而在第一行和第五列中,PWM一次的数据是 $t_{\text{on}}=\text{table}(1,5)=0.26\text{毫秒}$ 。在循环结束时,行号从1递增到2,因此从第二行读取新数据,其中 $\Delta t=[\text{table}(3,1)-\text{table}(2,1)]=[360\text{s}-180\text{s}]=180\text{s}$ , $T_{\text{PWM}}=\text{表}(2,4)=1.712\text{ms}$ , $t_{\text{on}}=\text{table}(2,5)=1.027\text{ms}$ 。该过程继续,直到遇到 $T_{\text{PWM}}$ 的空条目,即 $T_{\text{PWM}}=\text{table}(\text{Row},4)=0$ 。此时,程序执行结束。因此,如图所示,PWM播放器484和脉冲宽度调制器711的功能可以使用软件或硬件或其某种组合来执行。

[0524] 例如,PWM播放器484的功能在图61B中示意性地表示。包括置位/复位触发器或S/R锁存器720, $t_{\text{on}}$ 和 $t_{\text{off}}$ 计数器721和722,AND逻辑门723和724,逆变器725,启动电阻器733,以及 $t_{\text{on}}$ 和 $t_{\text{off}}$ 寄存器726和727。在操作中,启动电阻器733上拉S/R锁存器720的S输入端,其将Q输出设置为模拟高或“1”状态。该0到1模拟转换的上升沿触发 $t_{\text{on}}$ 计数器721的加载功能,将来自 $t_{\text{on}}$ 寄存器726的数据复制到计数器中。Q输出的模拟高状态也是AND逻辑门723的输入,并且其反相状态逆变器725的输出向AND逻辑门724提供模拟“0”输入。

[0525] 这样,来自时钟 $\Phi_{\text{PWM}}$ 的时钟脉冲通过AND逻辑门723到达 $t_{\text{on}}$ 计数器721,但被AND逻辑门724阻止到达 $t_{\text{off}}$ 计数器722。因此 $t_{\text{on}}$ 计数器721倒计时持续 $t_{\text{on}}$ 。在倒计时期间, $t_{\text{on}}$ 计数器721的输出保持在模拟“0”状态并且对S/R锁存器720没有影响。同时,暂停缺少 $t_{\text{off}}$ 计数器722的时钟输入操作。参考相关的时序图,在从 $T_x$ 到 $(T_x+t_{\text{on}})$ 的该间隔期间,PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}$ 728继续计数,包括R输入到S/R锁存器720的复位信号729保持低电平,设置信号730包括S输入到S/R锁存器720保持低电平(除了未示出的启动脉冲),并且 $G_{\text{pulse}}(t)$ 输出731保持为高。一旦 $t_{\text{on}}$ 计数器721完成其间隔 $t_{\text{on}}$ 的倒计时,计数器的输出瞬间变高,如复位脉冲734所示,S/R锁存器720的R输入上的上升沿将输出Q复位为模拟“0”并且禁止PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}$ 通过AND逻辑门723和驱动锁定 $t_{\text{on}}$ 计数器721。同时,Q输出的下降沿在逆变器725的输出上产生上升沿,触发 $t_{\text{off}}$ 寄存器727数据到 $t_{\text{off}}$ 计数器722的荷载。模拟高输入到AND逻辑门724使得能够将 $\Phi_{\text{PWM}}$ 时钟路由到 $t_{\text{off}}$ 计数器722。参考相关的时序图,在从 $(T_x+t_{\text{on}})$ 到 $(T_x+T_{\text{PWM}})$ 的该间隔期间,PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}$ 728继续计数,包括对S/R锁存器720的R输入的复位信号729保持为低(除了在间隔开始时的复位脉冲734),包括S/R锁存器720的S输入的设置信号730保持为低,并且 $G_{\text{pulse}}(t)$ 输出731仍然很低。一旦 $t_{\text{off}}$ 计数器在 $t_{\text{off}}$ 的间隔之后倒计数到零,其输出产生短的设定脉冲732,其将S/R锁存器720的Q输出切换回模拟“1”状态,将来自 $t_{\text{on}}$ 寄存器726的当前值加载到 $t_{\text{on}}$ 计数器721并重新启动整个过程。

[0526] 如图所示, $G_{\text{pulse}}(t)$ 输出731在模拟高状态和持续时间 $t_{\text{on}}=D_{\text{PWM}}T_{\text{PWM}}$ 之间切换到模拟低状态持续时间 $t_{\text{off}}=(1-D_{\text{PWM}})T_{\text{PWM}}$ 。每次触发设置脉冲732时, $t_{\text{on}}$ 寄存器726的当前值被加载到 $t_{\text{on}}$ 计数器721中。类似地,每次触发复位脉冲734时, $t_{\text{off}}$ 寄存器727的当前值被加载到 $t_{\text{off}}$ 计数器722中。这样,PWM播放器参数文件491能够动态地改变PWM播放器的频率和占空因子,产生与其软件等效实现相同的波形。注意,用于在启动期间将S输入拉到S/R锁存器720的电阻器733具有高电阻,并且一旦启动结束并且电路的电源稳定,就不能克服来自 $t_{\text{off}}$ 计数器722的模拟低状态输出。

[0527] 总之,在PWM播放器中,频率 $f_{\text{PWM}}$ 和相应的占空因子 $D_{\text{PWM}}$ 根据特定的播放文件随时间变化,从而定义了具有不同持续时间 $t_{\text{on}}$ 和 $t_{\text{off}}$ 的脉冲的PWM序列。注意,脉冲宽度调制器的脉冲频率 $f_{\text{PWM}}=1/T_{\text{PWM}}$ 的频率低于用于驱动调制器的PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}=20\text{kHz}$ 。此外,PWM频率 $f_{\text{PWM}}$ 远低于波形合成器模块中PWM产生器 $\Psi_p[f(t)]$ 所使用的过采样时钟 $\Phi_{\text{sym}}$ ,即 $1/\Phi_{\text{sym}} \gg 1/\Phi_{\text{PWM}} \geq f_{\text{PWM}}$ 。

[0528] LED驱动器操作

[0529] 分布式光生物调节疗法系统的LED播放器的第三阶段是LED驱动器电路。参考图43,LED驱动器485的功能是将其输入 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 以及可选择性的时间相关参考电流496转换成一个或多个模拟控制信号,即LED驱动电流497聚合信号等于 $\alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 然后用于控制许多LED串中的电流,如示例波形498所示。

[0530] LED驱动器操作的更多细节在图62中的LED驱动器485的方框图中示出。尽管该图示出了两个PWM脉冲串输入 $IN_1$ 493和 $IN_2$ 750以及仅用于驱动LED串743a和743d的两个输出,但是光生物调节疗法领域的技术人员将理解任何数量的合成波形,例如,可能需从1到16,并且LED串的数量可以在 $n=1$ 到36串之间变化(或者在大型组件中甚至更多),尽管对于较小的LED照射垫,串的数量可能在8到24的范围内。还应理解,串联连接的LED“m”的数量可以从串到串变化,只要总串联连接不要大于 $+V_{\text{LED}}$ 的电压就能正常工作。

[0531] 如图所示,LED驱动器485包含每个输入两个缓冲器,例如,其中 $IN_1$ 需要逆变器744a和744b,并且 $IN_2$ 需要逆变器745a和745b,以及包括PWM时钟计数器710,LED照射垫控制器747,多个输出电路 $I_{\text{LED1}}, I_{\text{LED4}}, \dots$ ,其中每个电路包括受控电流源或接收器,以及可选地,包括D/A转换器和相关的 $I_{\text{ref}}$ 数据寄存器。例如,如图所示的 $I_{\text{LED1}}$ 输出包括驱动LED串743a的受控电流槽740s,产生参考电流 $I_{\text{ref1}}$ 的D/A转换器741a,以及相关的 $I_{\text{ref1}}$ 数据寄存器742a。类似地, $I_{\text{LED4}}$ 输出包括驱动LED串743d的受控电流槽740d,产生参考电流 $I_{\text{ref4}}$ 的D/A转换器741d,以及相关联的 $I_{\text{ref4}}$ 数据寄存器742d。可选择性的交叉点矩阵746用于根据需要动态地分配(即映射)输入 $IN_1, IN_2$ 等到输出 $I_{\text{LED1}}, I_{\text{LED2}}, I_{\text{LED3}}, I_{\text{LED4}}, I_{\text{LED5}}, \dots$ 。除了PWM波形输入外, $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$  LED驱动器485还需要LED驱动器参数文件749和参考时钟 $\Phi_{\text{ref}}$ 。

[0532] 在操作中,输入波形被映射到输出电路,动态地控制分配的LED串的电流。例如,PWM播放器脉冲输出493输入到 $IN_1$ ,然后通过交叉点矩阵746映射到数字 $En_1$ 输入到电流槽740a和其他通道(未示出)。如其附图中所详述,交叉点开关中的黑化圆圈表示闭合开关,即连接,而空心圆圈表示没有连接,即开路。类似地,波形750被输入到 $IN_2$ ,然后通过交叉点矩阵746映射到数字 $En_2$ 输入到电流槽740d和其他通道(未示出)。同时,当由PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}$ 同步时,模拟信号 $I_{\text{ref1}}$ 被提供给电流槽740a,模拟信号 $I_{\text{ref4}}$ 被提供给电流槽740d。电流 $I_{\text{ref1}}$ 和 $I_{\text{ref4}}$ 由加载到 $I_{\text{ref1}}$ 和 $I_{\text{ref4}}$ 寄存器742a和742d以及相应的D/A转换器741a和741d的数字值设置。得到的波形748a和748d控制电流 $I_{\text{LED1}}=\alpha I_{\text{ref1}}$ 和 $I_{\text{LED4}}=\alpha I_{\text{ref4}}$ 。电流槽(或可选地电流源)的设计,实现和操作在图20a至23c的示例中描述。LED驱动器功能也可以使用软件分两步指定和执行,首先将输入映射到输出,例如,输出。

[0533] Set “I/O Mapping” where

[0534]  $En_1 = IN_2$

[0535]  $En_4 = IN_1$

[0536]  $En_5 = IN_2$

[0537] 尽管可以动态地改变该映射,但是映射更可能每次治疗仅执行一次并且在整个治疗期间保持不变。在许多情况下,仅使用单个输入。当前每个通道的当前可执行代码可以固定为常量值

[0538] Set “Output Currents” where

[0539]  $I_{LED1} = 20\text{mA}$

[0540]  $I_{LED4} = 20\text{mA}$

[0541]  $I_{LED5} = 20\text{mA}$

[0542] 在制造校准期间,误差项或曲线 $I_{calib}$ 储存在每个通道的非挥发性存储器中,例如,其中 $I_{calib1} = 1.04\text{mA}$ ,  $I_{calib4} = -0.10\text{mA}$ ,  $I_{calib4} = 0.90\text{mA}$ 。LED照射垫还储存镜像比的 $\alpha$ 值,例如,其中 $\alpha = 1/\beta = 1,000,1000$ ,意味着毫安输出电流需要相应的微安培参考电流。在开始播放之前,  $\text{pad}\mu\text{C}$ 计算并储存每个通道的 $I_{ref}$ 值

[0543]  $I_{ref1} = [I_{LED1} + I_{calib1}] / \alpha = [20\text{mA} + (1.04\text{mA})] / 106 = 21.04\mu\text{A}$

[0544]  $I_{ref4} = [I_{LED4} + I_{calib4}] / \alpha = [20\text{mA} + (-0.10\text{mA})] / 106 = 19.99\mu\text{A}$

[0545]  $I_{ref5} = [I_{LED5} + I_{calib5}] / \alpha = [20\text{mA} + (0.90\text{mA})] / 106 = 20.90\mu\text{A}$

[0546] 在程序执行之前,  $I_{ref}$ 值以等效数字形式储存在挥发性存储器中的 $I_{ref}$ 寄存器742a,742d,742e等中。如果目标LED电流的值改变,则可以在程序执行之前覆盖寄存器值,或者随着处理的进行动态地“在运行中”。例如,使用可执行伪代码,动态LED驱动器可以包括

Executable code “Treatment Back Pain”

Load table “drive” [LED Drive Parametrics]

Load table “calib” [LED Calibration]

[0547] Set  $\alpha = \text{LED Configuration [row,col]}$

Set Row = 0

Loop start

```

Set Δt = table “drive” ((Row+1), 1) – table “drive” (Row, 1)
If Δt = 0
Then
    Terminate execution
Else
    Set
[0548] Iref1 = [table “drive” (Row, 2) + table “calib” (1,1)] / α
        Iref4 = [table “drive” (Row, 5) + table “calib” (4,1)] / α
        Iref4 = [table “drive” (Row, 6) + table “calib” (5,1)] / α
        Count (1/ΦPWM) pulses to table “drive” ((Row+1), 1)
    Increment Row by 1

```

**Loopend**

[0549] 在执行期间,每个通道的I<sub>ref</sub>值由[I<sub>LED</sub>+I<sub>calib</sub>]/α设置,其中I<sub>LED1</sub>=“驱动”(行,2), I<sub>LED4</sub>=“驱动”(行,5)等,其中第2列单元格包含I<sub>LED2</sub>的LED电流驱动数据,第5列包含I<sub>LED4</sub>数据等.Row的值用于定义治疗的各种间隔,例如高达540秒,导通20mA,然后承载23mA。

行	第 1 列, time(s)	第 2 列 : I <sub>LED1</sub>	第 3 列 : I <sub>LED2</sub>	第 4 列 : I <sub>LED3</sub>	第 5 列 : I <sub>LED4</sub>	第 6 列 : I <sub>LED5</sub>
1	0	20mA	20mA	15mA	20mA	20mA
2	180	20mA	20mA	15mA	20mA	20mA
3	540	23mA	20mA	20mA	23mA	23mA
4	900	23mA	20mA	20mA	23mA	23mA
5	900	终止治疗				

[0551] 如果所有通道都携带相同的电流,则可以从表中删除通道特定列,替换为单个列,如下所示

行	第1列, time (s)	第2列: I <sub>LED</sub>
1	0	20mA
2	180	20mA
3	540	23mA
4	900	23mA
5	900	终止

[0553] 该程序还可以调用函数而不是表,例如在治疗头痛的例子

Executable code “Treatment Headache”

```

[0554] Load table “calib” [LED Calibration]
Set α = LED Configuration [row,col]
Set fLED=5.5

```

Begin Count of  $(1/\Phi_{\text{ref}})$  pulses

Set  $t = 0$

Loop Start

Set  $t = t + (1/\Phi_{\text{ref}})$

If  $t \geq t_{\text{end}}$

Then

Set  $I_{\text{ref}} = 0$

[0555]

Else

Set  $I_{\text{LED}}(t) = [20\text{mA}] [0.5 + 0.5\sin(2\pi f_{\text{LED}} t)]$

Set “Reference Currents by Channel”

$I_{\text{ref1}} = [I_{\text{LED}}(t) + \text{table “calib” (1,1)}]/\alpha$

$I_{\text{ref4}} = [I_{\text{LED}}(t) + \text{table “calib” (4,1)}]/\alpha$

$I_{\text{ref4}} = [I_{\text{LED}}(t) + \text{table “calib” (5,1)}]/\alpha$

Loop end

[0556] 在前面的例子中,20mA正弦波是由具有规定频率的参考电流 $I_{\text{LED}}(t)$ 的数学函数产生的,例如,5.5Hz,使用 $\Phi_{\text{ref}}$ 时钟(或可选择性的倍数)。每个实例的所需输出电流 $I_{\text{LED}}(t)$ 在逐个通道的基础上由校准表数据校正,然后通过镜像比 $\alpha$ 转换成相应的参考电流 $I_{\text{ref1}}$ 寄存器742a,742d,742e等。指令“设置 $t = t + (1/\Phi_{\text{ref}})$ ”,“时间 $t$ 的每个循环递增一个持续时间 $(1/\Phi_{\text{ref}})$ ,并且总和储存回变量 $t$ ,从而重写先前值。因此,变量 $t$ 充当随程序的每个循环递增的时钟。时钟继续计数并重复产生具有固定周期 $T_{\text{LED}} = 1/f_{\text{LED}}$ 的正弦波,直到满足终点条件 $t \geq t_{\text{end}}$ 。

[0557] 分布式光生物调节疗法系统中的LED播放器

[0558] 在图43的LED播放操作中,波形合成器483,PWM播放器484和LED驱动器485的序列产生LED驱动电流497。在播放操作中,以显著高于音频频谱的时钟频率 $\Phi_{\text{sym}}$ 执行波形合成,即 $\Phi_{\text{sym}} \gg 20\text{kHz}$  PWM播放器484使用的PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}$ 和LED播放器485,使用的LED时钟 $\Phi_{\text{LED}}$ 在 $\Phi_{\text{PWM}} \leq 20\text{kHz}$ 且 $\Phi_{\text{LED}} \leq 20\text{kHz}$ 的音频频谱中工作。总之,LED播放器的操作涉及到

[0559] • 使用单位函数产生器或使用基于过采样查找表的基元处理器,以数学方式生成时间相关的模拟单位函数 $f(t)$ 。

[0560] • 使用变换 $G_{\text{synth}}(t) = \Psi_p[f(t)]$ 将单位函数 $f(t)$ 转换为PWM脉冲流。

[0561] • 生成音频频谱PWM脉冲串 $G_{\text{pulse}}(t)$ 。

[0562] • 使用PWM脉冲串 $G_{\text{pulse}}(t)$ 对 $G_{\text{synth}}(t)$ 进行门控,即执行模拟AND,以产生乘法单位函数输出 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 。

[0563] • 通过LED播放器的单位功能输出脉冲时变模拟电流 $\alpha I_{\text{ref}}(t)$ 驱动LED,其中 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 。

[0564] 图63a至65示出了展示所公开的LED播放器对各种波形的多功能性的示例。

[0565] 图63A示出了常数 $f(t) = 1$ 的函数761,得到恒定的时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p$

$[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以PWM脉冲串773a,其中 $D=50\%$ ,产生包括 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 的脉冲串774a。乘以参考常数781a产生20mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA峰值方波802a,占空比为50%,平均电流为10mA。

[0566] 图63B示出了常数 $f(t) = 1$ 的函数761,得到恒定的时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以PWM脉冲串773b,其中 $D=20\%$ ,产生具有值 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 的脉冲串774b。乘以参考常数781b以产生50mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA峰值方波802b,占空比为20%,平均电流为10mA。

[0567] 图63C示出了常数 $f(t) = 1$ 的函数761,得到恒定的时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以PWM脉冲串773c,其中 $D=95\%$ ,产生包括 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 的脉冲串774c。乘以参考常数781c以产生10.6mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括10.6mA峰值方波802c,占空比为95%,平均电流为10mA。

[0568] 图63D示出了常数 $f(t) = 1$ 函数761,得到恒定时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以PWM脉冲串773a,其中 $D=50\%$ ,产生具有值 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 的脉冲串774a。乘以阶梯式参考常数781d以产生20mA升压25%至25mA。产生的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA峰值方波802c,占空比为50%系数和平均电流为10mA,最高可达25mA峰值方波,占空比为50%,平均电流为11mA。

[0569] 图63E示出了常数 $f(t) = 1$ 函数761,得到恒定时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生常数值772,其中 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t) = 100\%$ 。乘以脉冲参考常数782以产生20mA方波,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA峰值方波802a,占空比为50%,平均电流为10毫安。

[0570] 图63F示出了常数 $f(t) = 1$ 函数761,得到恒定时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生常数值772,其中 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t) = 100\%$ 。乘以正弦参考常数783以产生20mA正弦波。得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA正弦波803a,平均电流为10mA。

[0571] 图63G示出了常数 $f(t) = 1$ 的函数761,得到恒定的时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生常数值772,其中 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t) = 100\%$ 。乘以模拟到数位样本784a,生成一个峰值为20mA的弹拨吉他弦。得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA样本804a,平均电流为10mA。

[0572] 图63H示出了常数 $f(t) = 1$ 的函数761,得到恒定的时不变的 $G_{\text{synth}}$ 波形762,其中 $\Psi_p[f(t)] = 100\%$ 。然后将常数  $\Psi_p[f(t)]$  乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生常数值772,其中 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t) = 100\%$ 。乘以模拟到数字样本784b以产生峰值为20mA的钹崩溃,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA样本804b,平均值电流为10mA。

[0573] 图64A示出了 $f(t) = \sin(ft)$ 的正弦函数763,其导致 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 作为具有有限周期 $T_{\text{synth}}$ 的连续变化的PWM脉冲串波形764。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生包括 $G_{\text{synth}}(t)$ 的数字脉冲串。包括正弦波的PWM表示775的 $G_{\text{pulse}}(t)$ 。乘以恒定参考常数781a以产生20mA, $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA峰值正弦波803a,50%平均电流为10mA。

[0574] 图64B示出了正弦函数763,其中 $f(t) = \sin(ft)$ ,导致 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 作为具有

限定周期 $T_{\text{synth}}$ 的连续变化的PWM脉冲串波形764。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生数字脉冲串 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ ,其包括正弦波的PWM表示775。乘以阶梯式参考常数781d以产生20mA升压25%至25mA。产生的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA峰值正弦波803b,平均值为50%电流为10mA,最高可达25mA峰值正弦波,平均电流为50%,电流为112.5mA。

[0575] 图64C示出了由 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 变换为具有限定周期 $T_{\text{synth}}$ 的连续变化的PWM脉冲串波形764的正弦曲线763的和弦。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生数字脉冲串 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ ,其包括正弦波和弦的PWM表示776。乘以参考常数781a以产生20mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA的正弦波和弦803c,50%的平均电流为10mA。

[0576] 图64D示出了由 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 变换为具有限定周期 $T_{\text{synth}}$ 的周期性变化的PWM脉冲串波形767的锯齿波766。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生数字脉冲串 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ ,其包括锯齿波的PWM表示777。乘以恒定参考常数781a以产生20mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA锯齿波804,50%平均电流10mA。

[0577] 图64E示出了由 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 变换为具有限定周期 $T_{\text{synth}}$ 的周期性变化的PWM脉冲串波形769a的吉他弦768a的音频样本。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生数字脉冲串 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ ,其包括锯齿波的PWM表示779a。乘以恒定参考常数781a以产生20mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA音频样本805a,50%平均电流为10mA。

[0578] 图64F示出了由 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 变换为具有规定持续时间的周期性变化的PWM脉冲串波形769a的吉他弦768a的音频样本。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生数字脉冲串 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ ,其包括吉他弦的PWM表示779a。乘以恒定参考常数781a以产生20mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA音频样本805a,50%平均电流为10mA。

[0579] 图64F示出了由 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 变换为具有限定持续时间的周期性变化的PWM脉冲串波形769b的钹崩溃768b的音频样本。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以常数值771,其中 $D=100\%$ ,产生数字脉冲串 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ ,其包括钹撞击的PWM表示779b。乘以恒定参考常数781a以产生20mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括20mA音频样本805b,50%平均电流为10mA。

[0580] 图65示出了正弦函数763,其中 $f(t) = \sin(ft)$ ,导致 $G_{\text{synth}} = \Psi_p[f(t)]$ 作为具有限定周期 $T_{\text{synth}}$ 的连续变化的PWM脉冲串波形764。然后将PWM串 $\Psi_p[f(t)]$ 乘以固定周期的PWM脉冲771d,其中 $D=67\%$ ,产生数字脉冲串 $G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ ,包括正弦波的截波PWM表示778由较低频率的PWM脉冲门控。乘以参考常数781a以产生30mA,得到的波形 $I_{\text{LED}} = \alpha I_{\text{ref}}(t) \cdot G_{\text{synth}}(t) \cdot G_{\text{pulse}}(t)$ 包括30mA的正弦波和弦803e,平均电流为10mA。

[0581] 为了执行光生物调节疗法治疗,首先将LED播放器从光生物调节疗法控制器下载到LED照射垫中,然后执行特定的LED播放文件。下载LED播放器后,每次选择新的治疗时都不需要重新加载LED播放器。可以重复加载新的播放文件,并且执行新的治疗或疗程以使播放器保持在LED照射垫的挥发性存储器中。然而,关闭光生物调节疗法系统或从光生物调节

疗法控制器断开LED照射垫,从LED照射垫的挥发性存储器中擦除LED播放器软件,并且必须重新安装到照射垫中,然后才能执行LED播放文件并开始治疗或疗程。尽管可以通过将LED播放器文件储存在非挥发性存储器中来避免程序擦除问题,但出于安全目的,最好将程序写入诸如SRAM或DRAM的挥发性存储器中而不是非挥发性EEPROM或闪存中。以这种方式,任何对程序内容进行逆向工程的尝试都会因电源中断而丢失,电源中断立即丢失可执行代码并且黑客努力提取程序被挫败通过。

[0582] 如图66所示,包含有效荷载数据831的LED播放文件830被传送到挥发性存储器832。然后,有效荷载被解压缩以提取加载到波形合成器833中的波形基元487和波形合成器参数486,加载到PWM播放器834中的PWM播放器参数491,和LED驱动器参数749被加载到LED驱动器835中。有效荷载数据831的内容的示例在图67中示出,包括波形基元487的内容,波形合成器参数486,PWM播放器参数491和LED驱动器参数749。波形合成器参数486包括执行特定治疗或疗程所需的信息,即指令文件。波形合成的一般指令文件包括以下内容:

[0583] • 文件采用的波形合成方法,即函数合成或基元合成。

[0584] • 程序的调整(键),即合成的 $f_{key}$ 寄存器设置。光生物调节疗法合成的可用密钥包括第四个八度音阶的预定义二进制倍数,所产生的谐波倍数跨越从第9个到第-1个八度音阶的音频频谱。音阶包括Default(预设频率),Musical(音乐频率),Physio(医疗频率),Other(其他频率)和Custom(自定义频率)。Default(预设频率)情况下,Musical(音乐频率)音阶均匀调;“Other”(其他频率)子菜单包括替代调音,如Werckmeister(克麦斯特),Pythagorean(毕达哥拉斯),Just-Major(查斯特大调)和Mean-Tone(中音)音阶。生理音阶“physio”(医疗频率)基于从观察得到的经验导出的音阶。“Custom”(自定义频率)UI/UX允许用户手动将 $f_{key}$ 的值设置为第4个八度音频(以赫兹而不是音符输入)并将此频率传递到 $f_{key}$ 寄存器。

[0585] • 要合成的波形序列,包括合成中每个波形“步”的持续时间。终止代码包含在程序的终点,以表示治疗或疗程已完成。

[0586] • 如果使用函数合成,则每个函数的数学表达式及其频率 $f$ 。使用函数合成的可用周期波形包括常数,锯齿波,三角波和单频正弦波。

[0587] • 如果使用基元合成,则每个基元子程序调用包括基元的播放子程序的频率 $f_x$ 和分辨率 $\xi_x$ 。可用的基于原语的波形子程序调用包括常数,锯齿波,三角波,正弦波或音频样本。使用“和弦构建器”子程序也可以获得基元为基础的正弦和弦合成。

[0588] • 和弦构建器子程序包括指定和弦构造方法以及存在的八度音符和音符。和弦构建器演算法包括“八度音阶”合成和“三/四”和弦合成。

[0589] • 在八度音阶合成中,任何和弦都可以通过其分量八度“十进制”数字(从-1到9的数字描述根据 $f_{key}$ 寄存器设置制作的频率 $f_x$ )以及每个八度音阶的相应基元分辨率 $\xi_x$ 和混合 $A_x$ 来描述。在三/四和弦构建器中,可以使用由增益 $A_x$ 设置的可调幅度来混合三个或四个跨越单个八度音阶的固定分辨率正弦波音符。可用和弦三和弦包括大调,小调,减弱,增强,每个包括可选择性的第四音符和弦根音上方+1个八度音程。或者,可以添加第四个音符以形成第7个和弦,具体地说是四音符和弦具有第7,第7大调和第7小调的构造。“Custom”(自定义频率)和弦允许产生任意三个音符和弦,即使在不同的情况下也可以产生一个八度音阶,并且可以选择在和弦的根音上方+1音高。

[0590] • 可以缩放所有和弦构建器输出,以通过数字增益 $A_q$ 增加和弦的周期幅度,而不移动单位函数的0.5平均值。

[0591] • 波形合成器的所有输出均表示单位功能,即将模拟值在0.000和1.000之间转换为PWM脉冲串,占空因子在0%和100%之间。超出此范围的任何合成波形都将被截断。

[0592] 在操作中,仅指定的播放文件所需的波形基元通过波形合成器参数486下载到LED照射垫中。可下载基元库487包括各种分辨率 $\xi$ 的正弦波基元的选择,例如使用24,46,96,198或360点或16位分辨率。在示例库中,它还包括三角形和锯齿波形的24点描述,尽管可以包括但不限于其他分辨率。其他库组件,例如 $\xi=96$ ,涉及包括双八度音和弦的和弦,其包括两个正弦波,一个八度音程 $f$ 和 $2f$ ,两个八度音程分开 $f$ 和 $4f$ ,或者可能四个八度音程分开 $f$ 和 $16f$ ,或五个八度音程分开 $f$ 和 $32f$ 。

[0593] 其他选项包括三个八度音阶和弦,如 $[f, 2f, 4f]$ 跨越两个八度音阶; $[f, 2f, 8f]$ 或 $[f, 4f, 8f]$ 跨越三个八度音阶,或者例如跨越 $[f, 2f, 16f]$ , $[f, 4f, 16f]$ 或 $[f, 8f, 16f]$ 的四个八度音阶。其他三和弦包括大调,小调,减弱的和增强的和弦,例如 $[f, 1.25f, 1.5f]$ , $[f, 1.2f, 1.5f]$ , $[f, 1.2f, 1.444f]$ 。通过在根上方包括一个八度音符,可以将三和弦修改为四和弦。

[0594] PWM播放器参数文件491包括恒定或脉冲模式的设置。在脉冲模式中,播放文件包括一系列PWM频率 $f_{\text{PWM}}$ 和相应的占空因子 $D_{\text{PWM}}$ 与播放时间的关系,从而定义了具有不同持续时间 $t_{\text{on}}$ 和 $t_{\text{off}}$ 的脉冲的PWM序列。注意,脉冲宽度调制器的脉冲频率 $f_{\text{PWM}}$ 的频率低于用于驱动调制器的PWM时钟 $\Phi_{\text{PWM}}=20\text{kHz}$ 。总之,在PWM播放器操作中,PWM频率 $f_{\text{PWM}}$ 不随PWM参数文件491中指定的播放程序而变化。虽然频率 $f_{\text{PWM}}$ 可以与时钟 $\Phi_{\text{PWM}}$ 一样高,但在大多数情况下它更低,因此 $f_{\text{PWM}} \leq \Phi_{\text{PWM}}$ 。此外,频率 $f_{\text{PWM}}$ 在音频频谱中,远低于波形合成器模块中PWM产生器 $\Psi_p[f(t)]$ 所使用的超音速范围中的过采样时钟 $\Phi_{\text{sym}}$ ,即数学上为 $f_{\text{PWM}} \leq \Phi_{\text{PWM}} \ll 1/\Phi_{\text{sym}}$ 。

[0595] 在LED驱动器参数749中,单元功能数字PWM输入 $\text{In}_x$ 映射到电流槽使能 $\text{En}_y$ 。例如,输入 $\text{IN}_1$ 映射到通道4电流槽启用 $\text{En}_4$ ,输入 $\text{IN}_2$ 映射到电流槽启用通道1和5等的 $\text{En}_1$ 和 $\text{En}_5$ (未示出)等。LED电流控制包括 $\alpha I_{\text{ref}}$ 与时间的播放文件。每个通道的 $I_{\text{ref}}$ 值由每个相应的D/A转换器的输出设置,其可以包括常数,周期函数或音频样本。或者,可以使用一个D/A转换器来提供具有相同功能或恒定值的所有输出通道的参考电流。

[0596] 在分布式光生物调节疗法系统中开始播放

[0597] 在将LED播放器和LED播放文件下载到LED照射垫之后,通过启动信号840和光生物调节疗法系统定时控制启用播放,该启动信号可以用软件或使用图68的示例通道实现包括启动/停止锁存器842,包括置位/复位或S/R型触发器,中断锁存器843,光生物调节疗法系统时钟计数器640,启动单触发848,AND逻辑门845和647,以及OR逻辑门846和847。两个输入AND逻辑门845作为系统时钟启动LED播放器的振荡器 $\Phi_{\text{osc}}$ ,由启动和控制信号840和841以及各种中断控制,特别是闪烁定时器超时844,看门狗定时器超时845,或超温标志846。

[0598] 在启动时,单触发848产生一个脉冲,该脉冲立即将OR逻辑门846的输出驱动为高。同时,单触发信号触发中断锁存器843的设置输入S并且其输出Q为高。当选择用户输入“开始”840时,它产生正向脉冲,将启动/停止锁存器842的输出Q设置为高。在启动/停止锁存器842和中断锁存器843的Q输出设置为高的情况下,然后启用AND逻辑门845。这样,振荡器 $\Phi_{\text{osc}}$ 作为时钟 $\Phi_{\text{sys}}$ 被传送到PWM播放器,并被计数器640分割为参考时钟 $\Phi_{\text{ref}}$ 。

[0599] 选择“暂停”841产生将启动/停止锁存器842的输出重置为零并暂停播放的脉冲。播放保持锁定,直到选择“开始”840取消暂停命令。这样的启动/停止锁存器842启动和停止程序执行。在本发明中,由于任何原因发生中断,即如果OR门647的任何一个输入变高,PR门的输出也将变高,从而将中断锁存器843的输出Q复位为零。当Q输出为低电平时,AND逻辑门846和845的输出也变低,从而将时钟 $\Phi_{osc}$ 与LED播放器断开并暂停治疗。这种情况将持续,直到中断原因得到纠正,OR门647的输入被复位为低,系统恢复脉冲被发送到中断锁存器843的S输入。例如,如果出现过温情况,则过温标志846将变为高电平并禁用LED照射垫操作,直到正常温度返回并且故障标志复位。

[0600] 所公开的分布式光生物调节疗法系统的独特安全特征是眨眼定时器。该定时器在智能LED照射垫本身内运行,不依赖于光生物调节疗法控制器。在照射垫 $\mu C$ 中以规则的间隔,例如,程序计数器每20或30秒中断操作以执行中断服务程序(ISR)。在此间隔期间,闪烁超时标志设置为模拟1,而LightPad OS软件执行有关LED照射垫电气连接,任何优先级消息或文件更新,文件排序校验等的安全检查。一旦闪烁中断程序完成,闪烁超时重置为零,硬件看门狗定时器复位,程序执行返回主程序。在完成中断服务程序之后,照射垫 $\mu C$ 产生系统恢复脉冲以中断锁存器843并重新开始编程操作。如果软件因任何原因冻结,程序将无法恢复运行,并且照射垫中的LED串将保持关闭状态。否则,LED照射垫将在定义的间隔后恢复操作,例如,2秒。

[0601] 另一种故障模式涉及在LED打开并发光时冻结的软件。如果情况持续,则LED可能过热并且对患者造成烧伤风险。为防止出现危险情况,硬件看门狗定时器(其操作不依赖于软件)与软件程序计数器并行计数。如果软件定时器在接通状态下冻结,则看门狗定时器不会被复位,看门狗定时器将超时产生眨眼超时中断844并中断光生物调节疗法系统的操作,直到故障条件得到解决。

[0602] 以这种方式,所公开的分布式光生物调节疗法系统可用于远程控制LED照射垫操作。此外,这里公开的方法可以适于同时从公共光生物调节疗法控制器控制多个智能LED照射垫。

[0603] 分布式光生物调节疗法系统上的组件通信

[0604] 在分布式光生物调节疗法系统中实现组件之间所需的通信需要复杂的通信网络和专用协议,以适应实时和基于文件的数据传输的混合,其中一些与安全系统相关联。根据FDA的规定,安全性是医疗器械的主要设计考虑因素。在分布式系统中,组件的自主操作进一步加剧了这种担忧。如果分布式光生物调节疗法中的设备间通信发生故障或中断,则安全系统不会发生故障。在题为“分布式光生物调节治疗装置,方法和通信协议”的相关专利中更详细地讨论了通信,安全,传感和生物反馈的主题,该专利同时作为本专利的部分继续(CIP)应用提交。

[0605] 如所描述的,可以使用在诸如USB,I2C,SMBus,FireWire,Lightening和其他有线通信媒体的有线总线上执行的4层通信协议来实现在分布式光生物调节疗法系统中传送Light OS数据封包。然而,如果分布式光生物调节疗法系统通信是通过以太网,WiFi,电话通过蜂巢网络(例如3G/LTE/4G或5G)执行的,或者如果数据通过公共路由器传输,则通信不能仅通过MAC地址执行,即第1层和第2层通信堆叠不足以通过网络执行数据路由。

[0606] 例如,如图69所示,光生物调节疗法控制器1000使用7层OSI兼容通信栈通过以太

网1002与智能LED照射垫1003通信,具体地,光生物调节疗法控制器1000的通信栈1005包括执行以太网通信协议的物理层-1和数据链路层-2,通过以太网差分信号1004;网络层-3和传输层-4按照TCP/IP(通过Internet协议网络传输通信协议)执行网络通信,Light OS操作系统定义的应用层包括会谈层-5用于身份验证,表示层-6用于安全性(加密/解密),和应用层-7用于光生物调节疗法系统控制和治疗.LED灯照射垫1006的通信堆叠1006包括用于以太网的相应的第1层和第2层协议以及用于TCP/IP的第3层和第4层,以及LightPad OS定义的第5层到第7层。在点对点通信中,即始对于不涉及IP路由器的通信,以太网连接1002作为网络第3层上的专用网络进行操作。智能LED照射垫的操作系统LightPad OS是Light OS的子集,因此尽管彼此物理分离,但它们能够作为单个虚拟机 (VM) 彼此通信。

[0607] 使用所描述的7层OSI通信栈,所公开的光生物调节疗法系统中的网络通信可以容易地适用于WiFi无线通信。在图70所示的分布式光生物调节疗法系统中,由电源供电1011WiFi启用的光生物调节疗法控制器1010使用根据802.11标准的OFDM无线电信号1015通过WiFi信号1012与智能LED照射垫1013通信。取决于智能LED照射垫1013中采用的芯片组,WiFi通信协议可以包括802.11a,802.11b,802.11g,802.11n或802.11ac或其他相关版本。光生物调节疗法控制器1090可以支持所有WiFi协议标准的超集。因为WiFi不能承载电力,所以智能LED照射垫1093必须通过由AC/DC转换器和DC电源(砖)1014a或USB储存电池(未示出)供电的USB电缆1014b接收电力。WiFi通信在光生物调节疗法控制器1010中存在的全7层OSI通信栈1016上发生,光生物调节疗法控制器1010连接到智能LED照射垫1013中存在的通信栈1017。

[0608] 在操作中,图71A中所示的WiFi无线电设备包括:使用接口通道和相关固件1022将有无线通信链路1025(例如,PCI,USB,以太网)转换为微波无线电通信1024将MAC接入点1020a转换为无线电接入点1020b。在操作中,来自通信链路1108的信号作为PHY通过通信栈1021a。信号1119a,其中格式由接口通道和相关固件1022转换为PHY信号1119b到WiFi通信栈1021b,并且通过多频带天线阵列上传的各种无线电频率上的无线电1026a到1026n进行微波无线电通信1024。在操作中,通信栈1021a传输数据1023a根据链路通信数据链路层-2协议,其中接口通道和相关固件1022根据为无线电1026a到1026n格式化的通信栈1021b的数据链路层-2将其转换成WiFi传输数据1023b。该WiFi无线电设备又连接到也连接到以太网2017和USB1028的光生物调节疗法控制器131到135。

[0609] 在图71B中,相同的WiFi微波无线电通信1024通过有线数据链路1030使用PCI,USB或以太网协议与智能LED照射垫337通信到通信接口338。该接口还可以通过USB 1033和以太网1032连接到其他设备或传感器。分布式光生物调节疗法通信网络如图72所示,其中WiFi路由器1052通过WiFi链路1012a,1012b和1012c与智能LED照射垫1053,1054和1055通信,并且通过WiFi链路1012b通过系统控制窗口1051a和患者窗口1051b与中央控制UI/UXLCD显示器1050通信。该系统还包括创造性组件,WiFi光生物调节疗法遥控器1056,其可用于护士在患者房间中开始治疗而无需返回到中央控制UI/UXLCD显示器1050。

[0610] 使用无线连接,可以将光生物调节疗法控制器替换为在移动设备(例如手机,平板电脑或笔记本电脑)上运行的应用程序。例如,在图73中。运行光生物调节疗法控制器应用程序(例如光生物调节疗法“Light app”)的移动电话1100通过蜂巢网络1104连接到蜂巢塔1105,例如,蜂巢网络1104,3G/LTE,4G和5G,蜂巢塔1105又通过以太网,光纤或其他方式连

接到网络1106。运行上述Light app的移动电话1100还使用WiFi 1102连接到智能LED照射垫1101,其中智能LED照射垫1101由AC适配器1103a和线1103b供电。无线电塔1105的7层OSI通信栈使用移动网络数据封包与在移动电话1100上运行的Light app的通信栈1109连接。反过来,Light app也使用7层通信栈1109连接到智能LED照射垫1101包括通信栈1108。如图所示,光生物调节疗法通信栈1109混合两个7层通信栈,一个用于与蜂巢塔1105的通信栈1107对话,并且通过路由器到网络1106和基于云的服务器(未示出),另一个用于连接到智能LED照射垫1101和通信堆叠1108,其中只有Light应用层-7桥接两者。以这种方式,运行上述Light app的移动电话1100用作光生物调节疗法控制器,其通过网络1106与智能LED照射垫1101分别通信到基于云计算的服务器(未示出),但不放弃所属控制。

[0611] 由于PHY层-1和数据链路层-2不共享用于跨第1层到第6层的通信,因此蜂巢塔通信栈1107不能直接访问智能LED照射垫通信栈1108。而是仅在内部应用层-7通信栈1109桥接两个通信网络。该应用程序可以包括专用Light应用程序,其与LightPad OS一样,作为在先前描述的专用硬件光生物调节疗法控制器中使用的Light OS操作系统的精简指令集版本操作。从本质上讲,Light应用程序仿真Light OS的操作,以促进光生物调节疗法控制功能及其基于UI/UX触摸屏的控制。Light应用程序实现为设计用于在相应移动设备中使用的操作系统上运行的软件。例如,在智能手机和平板电脑中,Light应用程序创建为在Android或iOS上运行,而在笔记本电脑中,Light应用程序创建为在MacOS,Windows, Linux或UNIX上运行。将原始码,Light应用程序的基本模拟和功能转换为适于在特定平台上运行的可执行代码是称为“编译程序”的转换过程。

[0612] 因此,原始码到编译代码的转换是特定于平台的,这意味着每次发生软件修订,补丁或新版本时必须分发软件的多个版本。基于移动设备的分布式光生物调节疗法系统的操作在图74所示,其中移动设备1100托管具有控制UI/UX治疗屏幕接口1130的Light app,以通过WiFi 1102控制智能LED照射垫信号1119a和1119b。移动设备还能够使用蜂巢网络1104连接到网络和蜂巢网络。使用3G/LTE,4G和5G协议。

[0613] 在图75中示例性屏幕1120示出了光生物调节疗法系统操作的软件控制的示例。标题为“choose a session”(选择时间段)的UI/UX屏幕包括治疗菜单1121以及用于“extended session”(延长时间段)1122的按钮以增加光生物调节疗法治疗的时间。“Select a LED pad(选择LED照射垫)”1123按钮用于将移动设备与特定的智能LED照射垫配对。如图所示,选择De-Stress(去应力)去治疗打开第二屏幕“Running”(运行中)1130以监测正在进行治疗,其显示治疗名称1131,CANCEL(取消)1132或治疗PAUSE(暂停)1133。该窗口还显示治疗中剩余的时间1134,步骤进度条1135,治疗进度条1136和生物反馈1137。

[0614] 驱动其他分布式组件

[0615] 光生物调节疗法控制器可用于控制除LED照射垫之外的其他治疗设备。这些周边组件可包括激光光生物调节治疗棒和系统,在分布式光生物调节疗法系统上编程的自主LED照射垫,磁疗照射垫和棒,LED面具,LED帽,LED耳和鼻芽等。LED面罩,头帽和LED床只是采用独特LED输送系统的多区域光生物调节疗法系统。因此,电控制与所公开的上述光生物调节疗法系统相同。概括地说,上述分布式光生物调节疗法系统不限于驱动LED,而是可以用于驱动位于患者附近的任何能量发射器,以便将能量注入活体组织,包括来自激光器的相干光,或发射时改变磁场(磁疗),微电流(电疗),超声波能量,次声,远红外电磁辐射或其

任何组合。

[0616] 因为诸如激光光生物调节疗法,热疗法,磁疗法和超声波疗法的分布式治疗系统使用与LED不同的能量发射器,所以它们需要一些修改以使用所公开的光生物调节疗法控制器来驱动能量发射器。以下描述了使所公开的光生物调节疗法系统适应替代疗法的一些示例:

[0617] 激光光生物调节疗法系统-图76示出了可用于激光光生物调节疗法治疗的手持式光生物调节疗法装置或“棒”。如图所示,手持杆1150包括具有LCD 1160和控制按钮1161a和1162b的圆柱形臂1153。圆柱形手柄的底部还包括为电池1166充电所需的USB端口1162。圆柱形手柄连接到万向接头1152到光生物调节疗法照射头1151,透明面板1154包含印刷电路板PCB1155,激光器1156和1157连同传感器1158。一个发明特征是圆形传导感测片1159,用于感测与皮肤的接触,以防止激光的照射,除非该单元与组织接触。

[0618] 图77中的手持式光生物调节疗法治疗方框图,包括照射垫 $\mu$ C1181,时钟1183,挥发性存储器1185,非挥发性存储器1184,以及通信接口1182和蓝牙1180。照射垫 $\mu$ C通过数据总线1187与按钮1161a和1161b控制UI 1177,具有LCD的显示驱动器UX 1176 1160,激光驱动器1174和安全系统。如图所示,激光驱动器1174驱动激光二极管1156和1157。同时,安全系统接口1175使用传导感测片信号1188和温度传感器信号1189。激光驱动器1174由锂离子电池1172供电的激光电源1173供电。通过USB输入1186供电的电池充电器1171和稳压器。

[0619] 安全传感器的细节如图78所示,包括用PN二极管1202(端子A和K)测量热量1200和用电容器1201a和1201b测量传导感测片1159,电容器1201a和1201b形成通过端子C和C' 传导通过患者组织的AC电流的闭合电路。图79示出了包括振荡器1220,接触感测电容器1201a和1201b以及感测电阻器1221以及差分放大器1222,低通滤波器1223,比较器1225和参考电压1224的激光光生物调节疗法手持式安全系统。在操作中,电压 $V_{osc}$ 的振荡器1220注入在电阻器1221与电容器1201a和1201b的串联连接之间形成的分压器的频率 $f_{osc}$ 和电阻器1221。在开关频率 $f_{osc}$ ,串联电容器呈现等效阻抗 $Z$ 并且在两者之间降低电压网络电压。 $V_z = Z_c$ 的节点C和C'  $\cdot I_{ave}$ ,而电阻器1221两端的电压降为 $V_R = R \cdot I_{ave}$ 。等式两个等式 $V_R = V_{osc} R / (R + Z_c)$ 。即,当传感器传导感测片1159未接触患者的皮肤时, $Z_c$ 的值大并且 $V_R$ 接近零。在这种情况下,差分放大器的输出低于温度独立参考电压1224的电压 $V_{ref}$ 。这样,眼睛安全比较器1225的输出接地,并且激光驱动器被禁止。如果感测器刀片接触皮肤,则AC阻抗 $Z_c$ 显著下降,在通过低通滤波器1223移除AC信号之后,电阻器1221上的平均DC电压大于 $V_{ref}$ ,由此眼睛安全比较器的输出切换到模拟高并且将接触检测使能信号1228发送到激光器 $\mu$ C。类似地,温度传感器1202由温度保护电路1231a处理。如果发生过温条件,则过温标志1232被发送到激光器 $\mu$ C,并且逻辑门的输入变低,关闭激光器驱动器1174。在没有过热条件的情况下,然后确认提供的接触检测信号1228,然后逻辑门1226将传递PWM播放器输出493的数字值,即启用激光驱动器1174。

[0620] 图80示出了双通道激光驱动器的示例性示意图。如图所示,激光光生物调节疗法控制电路1240类似于前述LED控制器,包括激光 $\mu$ C1181,通信接口1182,时钟1183,非挥发性存储器1184和挥发性存储器1185。保护功能包括带有传感器1202的过温保护1131a和眼睛保护1131b。来自激光器 $\mu$ C的故障信号和PWM播放器输出被输入到AND逻辑门1228a和1228b,然后由两个串联逆变器对1247和1246缓冲。输出被馈送到激光驱动器中的数字电流槽1256

和1257的数字输入。双输出D/A转换器1245还用于在电流槽导通时控制电流ILaser1和ILaser2的模拟值。

[0621] 受控电流槽1256用于驱动具有波长 $\lambda_1$ 的激光器串1156a至1156n。受控电流槽1257用于在激光器阵列1242中驱动具有波长 $\lambda_2$ 的激光器串1157a至1157n。激光器串由来自升压型开关调节器1241的电源电压 $+V_{HV}$ 输出供电,升压型开关调节器1241包括输入电容器1265,PWM控制器1260,低压功率DMOSFET 1262,电感器1261,肖特基整流器1263和输出电容器1264,其具有到PWM控制器1260的电压反馈。激光器开关调节器1241的输入由锂离子电池1172和电池充电器1171从USB电源供电。输入。在2.5V电压调节输出之后还从电池充电器1171和滤波电容器1266输出以给激光光生物调节疗法控制电路1240的组件供电。如果需要更高的电压,则用于驱动激光器阵列的 $+V_{HV}$ 电源输出可以也可用于在升压转换器工作后提供激光光生物调节疗法控制。

[0622] 用于光生物调节治疗的自主LED照射垫-与分布式光生物调节疗法系统兼容的另一种接口设备是用于光生物调节疗法控制器或手机不可用或不便于管理紧急治疗的应用中的自主LED照射垫。在战场或在山区的飞机坠毁。在操作中,位于自主LED照射垫上的单个按钮用于选择治疗。通常,没有UX显示可用于获取信息。尽管自主LED照射垫在治疗期间“自主地”(即通过它们自己)操作,但在制造期间,它们连接到分布式光生物调节疗法系统的一部分以加载它们的适用程序并确认它们的成功操作。

[0623] 加载到LED照射垫中的光生物调节疗法软件程序因其所针对的市场和应用而异。例如,装载到滑雪场中的LED照射垫中的治疗程序可以包括用于脑震荡的治疗(常见的滑雪伤害),而医护人员使用的治疗程序可以集中于治疗诸如撕裂或烧伤的伤口。在体育设施和网球俱乐部中,用于肌肉和连接疼痛的自主LED照射垫可能更常见。在军事应用中,主要的现场应用是减缓或防止子弹或弹片伤口中的感染扩散。

[0624] 图14的智能LED337的电信设计。除了添加用于控制开/关和程序选择的按钮之外,控制器同样适用于自主LED操作。在编程期间,存在整个光生物调节疗法系统,包括电源砖132,光生物调节疗法控制器131,USB电缆136和自主智能LED照射垫337。在编程中,光生物调节疗法控制器通过加载制造数据和下载光生物调节疗法播放器来配置LED照射垫。和根据需要预加载LED播放文件。便携式编程系统也可用于重新编程一旦出售或部署到现场的照射垫,允许客户重新利用其库存以适应各种类型的灾害,例如,冬季冻伤,疾病爆发或大流行的抗病毒治疗,恐怖分子神经毒剂释放引起的肺损伤等。

[0625] 自主LED照射垫的重要因素是成本应通过使用标准设计来控制,即使用一个通用的制造流程和产品BOM(材料建构清单)用于所有应用和市场,然后使用软件下载来定制通用产品到特定于应用程序的版本。一个通用照射垫的例子如图81A所示包含预编程的智能LED照射垫,其示出为俯视图,仰视图,以及包括单个USB插座1198的侧视图。剖面图包括刚性PCB 1288;柔性PCB 1289,LED 1291和1292,传感器1290和控制开关1299,LED照射垫聚合物覆盖片1281包括开口1295和腔体1296,用于开关1198的薄部分1282和保护性透明塑料1287。LED照射垫1280包括顶部覆盖柔性聚合物覆盖片1281和突块1283,底部柔性聚合物覆盖片1284,具有突块1285。

[0626] 如所描述的,自主LED照射垫不利用显示器,无线电链路或遥控器,因此提供有限数量的预加载治疗程序,通常从一到五个选择。如图81B所示,在按下开关1293一次之后,处

于其断开状态1257a的自主LED照射垫将变为状态1257b。在短时间后选择此状态后,将使用程序“Treatment 1”(治疗1)开始治疗。再次按下按钮将程序前进到状态1257c并开始“Treatment 2”(治疗2)。每次按下按钮时,以类似的方式,程序前进到下一个“Treatment 3”(治疗3)，“4”和“5”,显示为对应状态1257d,1257e和1257f。第六次按下开关1293使自主LED照射垫返回到关闭状态1297a。

[0627] 脉冲LED热疗-在光生物调节治疗中以类似于可见光和近红外光的方式,热疗是远红外线的应用,通常包括1 $\mu\text{m}$ 至100 $\mu\text{m}$ 的波长。热疗包括水疗,加热照射垫和加热器包裹身体。根据维基百科,热的治疗效果包括“增加胶原组织的延展性;降低关节僵硬;减轻疼痛;缓解肌肉痉挛;减少炎症,水肿和辅助治疗后的急性期;并增加血液流量。流向受影响区域的血液增加,提供蛋白质,营养物质和氧气,以便更好地治愈。它还可以加速代谢废物和二氧化碳的输送。热疗还可用于改善肌肉痉挛,肌痛,纤维肌痛,挛缩,滑囊炎。

[0628] 虽然治疗声明与光生物调节疗法提供的声称重叠,但热疗的物理机制却大不相同。与赋予分子吸收的光子以刺激否则不会发生的化学反应的光生物调节疗法不同,即光生物调节,在热疗中,由组织和水吸收的热量加速分子振动速率以加速正在进行的化学反应。然而,由于根据爱因斯坦关系 $E=hc/\lambda$ ,光子的能量与其波长成反比,3 $\mu\text{m}$ 远红外辐射的能量仅为光生物调节疗法的红光20%和近红外光至20%。这种能量差异很大,因为较低的能量不足以破坏化学键或改变分子结构。因此,这种热疗通常被认为是症状缓解,而光生物调节疗法中没有相关的加速愈合表现。短于3 $\mu\text{m}$ 的远红外光源(即IR类型B)的穿透深度表现出比长波长更大的穿透深度,因此优于长波长光源。

[0629] 通过用远红外光谱中的LED替换可见光和近红外光LED,上述光生物调节疗法系统可以适用于热疗。LED通常限于12 $\mu\text{m}$ 波长或更短,如“远红外辐射(FIR):其生物效应和医学应用”中所述,Photonics Lasers Med.,vol.1,no.4,Nov.2012,pp.255-266:<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3699878/>,作者:F.Vatansever和M.R.Hamblin。通过调整III-V化合物超晶格化合物半导体的晶体结构以获得更小的带宽,在远红外光谱中工作的LED已达到高达8.6 $\mu\text{m}$ 的波长(参见“超晶格InAs/GaSb发光二极管,其波长为峰值发射波长为8.6 $\mu\text{m}$ ,”IEEE J. Quant. Elect.,vol.47,no.1,Jan 2011,pp.5-54”。因此,可以容易地改进用于驱动本文公开的近红外光LED的光生物调节疗法系统,以简单地通过将近红外光LED交换为其较长波长的对应物来容纳FIR LED。可以使用脉冲或正弦波形以相同的方式驱动电路。由于波长较长,低于100Hz的驱动频率更适用于确保均匀输送远红外辐射。甚至更低的频率,例如在10Hz以下,照射垫中的FIR LED可以逐行扫描,产生按摩,如波浪在每个照射垫上波动,在治疗组织中以系统模式连续刺激血管舒张。可选地,用于光生物调节疗法的近红外LED和用于热疗的远红外LED可以组合成一个智能照射垫,并且可以同时驱动或者在时间上交替驱动。

[0630] 磁疗-磁疗(MT)是一种替代医学疗法,其中受损组织受到磁场的影响。固定磁场对组织的影响是可疑的,通常被认为是伪医学,边缘医学甚至是庸医。美国FDA的一些研究已经得出结论医学上对永磁磁疗的主张完全没有得到科学和临床研究,并禁止使用医疗保险理赔任何磁疗产品的销售([https://en.wikipedia.org/wiki/Magnet\\_therapy](https://en.wikipedia.org/wiki/Magnet_therapy))。相互矛盾的说法表明脉冲磁场表现出治疗效果,因为活组织含有大量的自由离子,甚至是电平衡的分子(如水),由于它们的电荷方向而起偶极子的作用。当磁场经受振荡时,分子根据其电荷

被排斥和吸引,以类似于磁共振成像(MRI)执行的成像方式,除了在较低频率下发生激发之外,这种类型的磁疗通常被称为脉冲磁疗或PMT。

[0631] 据报导PMT的作用主要是镇痛,包括肌肉松弛,改善局部血液循环和血管舒张;抗炎作用;通过局部释放内啡肽缓解疼痛;和对细胞膜动作电位的有益作用。主要认为作用机理是电化而不是热,实质上通过加速持续的化学反应速率以催化方式起作用。报告的PMT脉冲频率范围跨越从20-kHz播种到低于1-Hz的音频和次声频谱。从已发表的文献中,不可能确定这些报告的声明的准确性或确定脉冲磁疗的治疗效果。此外,PMT存在一定的风险。特别是PMT在肿瘤的情况下是禁忌的,并且具有影响起搏器操作的安全风险。

[0632] 根据本发明,脉冲磁疗系统可以通过用电磁铁替换光学组件并调整智能照射垫或棒中包含的驱动电路来重新利用所公开的光生物调节疗法系统来实现。可选地,用于光生物调节疗法的LED可以与磁发射器组合驱动,或者同时或者在时间上交替。在驱动电磁铁阵列的情况下,电磁铁阵列应安装在类似于本文中用于LED阵列的三维可弯曲印刷电路板(或3DPCB)上,并在名称为“3D Bendable”的USPTO申请号14/919,594中公开。具有冗余互连的印刷电路板,“通过引用合并于此。刚性-柔性PCB对于将多个电磁铁的取向调整到与待处理的患者组织成90°角(即直角)而不会机械损坏弯曲PCB和刚性电磁铁之间的焊点是必要的。刚性柔性PCB为实现可靠的3D可弯曲性提供了完美的解决方案。

[0633] 图82示出了具有未受保护的铜互连的刚挠性PCB。如图所示,柔性PCB包括由金属层1301和1302夹在中间的绝缘层1303,金属层1301和1302通常包括图案化的铜。在所示剖面图的一些部分和其他部分(在该特定剖面图中未示出)中,该柔性PCB夹在包括绝缘层1304和1305的刚性PCB的中间,并且与图案化金属层1311和1312层叠。通常,柔性PCB金属层1301和1302比刚性PCB金属层1311和1312薄。该剖面图用于说明目的。剖面图中每层的确切图案取决于位置和正在实施的电路。如图所示,金属通孔1307用于连接金属层1301至1311,并且通孔1308用于连接金属层1302至1312。完全掩埋的通孔1306用于连接柔性金属层1301和1302。

[0634] 包括聚酰亚胺,硅或其他划痕保护材料涂层的保护层用于密封PCB的刚性和弯曲部分。如图所示,绝缘体1304保护金属层1301,并且绝缘体1305保护金属层1302,使金属层1302完全密封柔性PCB免受湿气和机械诱导刮擦的风险。在PCB的刚性部分中,图案化的绝缘层1313保护金属层1311的一部分,未图案化的绝缘层1314完全保护金属层1312。金属层1311的某些部分保持不受保护,以便将组件焊接到刚性PCB上。

[0635] 如图所示,使用导电通孔1306,1307和1308,可以在不需要电线,连接器或焊接接头的情况下实现给定刚性PCB内,刚性PCB之间和柔性PCB内的各种金属层的电路互连。导电通孔包括垂直于各种金属层形成的金属或其他低电阻材料的导电柱,并且可以穿透两个或更多个金属层以促进多层次连接和非平面电子技术,即导体必须彼此交叉而不会导致电信短路的电路。

[0636] 在PMT照射垫中,所公开的刚挠性PCB的刚性部分的作用可以以各种方式使用。在一种情况下,离散的电磁,永磁体和永磁体/电磁体叠层可以安装在刚挠性PCB的刚性部分上。或者,PCB互连可用于形成环形线圈,当与通孔磁性材料结合时形成平面磁结构。平面磁环的一个示例性布局在图83的分解图中示出。其中导电金属层1311,1301,1302和1312形成围绕磁芯1316的圆形环。给定层上的每个圆形导体与其下方的金属层相比旋转,使得金属

通孔1307,1306和1308能够以电流在PCB的每个平面层上逆时针流动的方式互连这些层,例如,在与刚性PCB 1320相交的平面上,该结构在图84中进一步详述。在图84中,刚性-柔性PCB形成围绕磁芯1316的环形层。为了防止导电层和铁磁芯之间的短路,磁芯1316可以通过导电金属层1311,1301,1302和1302与1315绝缘。得到如图85的俯视图所示,在平面横截面中,刚性PCB 1320与和互连的柔性PCB 1321相交。如图所示,圆形导体金属层1302围绕磁芯1316,同时通过通孔1306连接到上方导电层,并且还通过通孔1308连接到下面的导电层。

[0637] 用于驱动PMT的示例性电路在图86中示出。包括PMT驱动器1340;电磁铁驱动器1341;电磁铁电源1363;和电磁铁阵列1350;以及电池充电器1360,锂离子电池1361和USB连接器。类似于智能LED照射垫或激光光棒电路,PMT驱动器1340包括PMT $\mu$ C1181,时钟1183,非挥发性存储器1184,挥发性存储器1185,通信接口1182和蓝牙或WiFi无线电链路1190。PMT的数字脉冲输出 $\mu$ C1181由AND逻辑门128a,128b以及可选择性的其他(未示出)门,以促进过温保护1131a。然后,AND门的输出由双逆变器串1346和1347缓冲,以分别驱动可编程电流槽1342和1343的数字输入。受控电流槽1342和1343响应于它们的数字输入控制流过电磁铁1352和1353的电流IEM1和IEM2的幅度和波形,并且还受到从D/A转换器1345的输出得到的模拟电流参考的控制。

[0638] 包括续流二极管1354和1355以防止高电压尖峰,每当通过再循环电感器电流快速切断电流槽直到电磁体储存的能量 $E_L = 0.5LI^2$ 被消耗或者直到电流槽再次传导电流为止。电容器1356和1357用于过滤开关噪声或者可选择地蓄意形成具有线圈电感的谐振电路并且以 $f_{LC} = 1/(2\pi\text{SQRT}(LC))$ 的谐振频率振荡。用于驱动电磁铁 $+V_{EM}$ 的电源来自开关电源电路或用于升压的升压转换器或用于降压的降压转换器。或者,由于电流槽1343和1343无论如何都可以控制电感器电流,因此可以消除电压调节器。

[0639] 尽管开关调节器的操作在本领域中是公知的,但是为了说明的目的,这里包括示例性升压转换器作为电磁铁电源1363。在操作中,PWM控制器1365接通功率MOSFET 1366,允许升压电感器1369中的电流在开关周期的固定部分上升,之后功率MOSFET 1366断开。MOSFET中断导通立即导致功率MOSFET 1366的漏极电压向上飞升,将肖特基二极管1367和充电电容器1368正向偏压到电压 $+V_{EM}$ 。然后将电容器电压的反馈信号“反馈”到PWM控制器1365,允许控制器确定输出电压是低于还是高于其目标电压。

[0640] 如果电压低于目标值,则脉冲宽度导通时间延长为下一个时钟周期 $T_{PWM}$ 的较大百分比 $D = t_{on}/(t_{on} + t_{off}) = (t_{on}/T_{PWM})$ ,即D增加,允许平均电流电感器1369增加并驱动输出电压 $+V_{EM}$ 更高。另一方面,如果输出电压太高,则占空因子D,即MOSFET 1366的导通时间将减小,允许电感器1369中的电流在若干开关周期内逐渐减小,从而允许输出电压下降。通过连续调节其占空因子D和脉冲宽度(功率MOSFET 1366的导通时间),借助于电压反馈将输出电压调节到恒定值。因此,以开关频率和周期 $T_{PWM}$ 工作的开关调节器的调节过程称为PWM,意味着脉冲宽度调制。输出电容器1368的作用是滤波输出电压,而输入电容器1364用于防止噪声反向注入电源并稳定电力网络。如图所示,开关转换器和调节器的输出电压高于其输入,即 $+V_{EM} > V_{bat}$ ,因此转换器被称为升压转换器。但是,如果所需的电磁铁驱动器电压低于电池电压 $+V_{EM} < V_{bat}$ ,则需要降压或降压转换器。技术上,实现降压转换器只需要对升压转换器电路进行微小修改,方法是通过对连接到公共节点的三个组件向右旋转来重新排列相同的组件,即用电感器1369替换肖特基二极管1367,用肖特基1367代替功率MOSFET1366,并用功

率MOSFET1366代替电感器1369。

[0641] 或者,代替采用平面磁性来实现电磁铁,可以采用预组装或分立的电磁铁模块。如图87所示,分立的表面安装电磁铁1351包括磁芯1376和绕线线圈1375通过将金属脚1359a和1359b焊接到相同铜导体层的两个单独且绝缘的导电层区段1311a和1311b中。而作为表面焊接部件到刚挠性PCB的刚性部分。如图所示,然后绝缘的导电区段1311a通过图案化的通孔1309a,1306a和1310a连接底部导电层1312。以这种方式,单独的分立电磁铁可以定位在每个刚性PCB的顶上,以形成阵列,如图88A的剖面图所示。特别是在离散电磁铁1351a安装到刚性PCB 1348a的地方,其通过柔性PCB部分1349a连接到刚性PCB 1348b;分立电磁铁1351b安装在刚性PCB 1348b上,它通过柔性PCB部分1349b连接到刚性PCB 1348c;并且离散电磁铁1351c安装在刚性PCB 1348c上,其通过柔性PCB部分1349c连接到其他刚性PCB(未示出)。

[0642] 作为这样的设计,阵列中的每个电磁铁1351a,1351b,1351c等是电磁体并且可以被电子控制以响应于从PMT驱动器1340产生的PMT播放而根据现有PMT电路改变其磁场。驱动波形可以在阵列中的所有电磁体的磁场中产生连续的,脉冲的或正弦的变化,或者可以包括单独地并且以某种顺序驱动电磁体以在PMT照射垫上形成特殊图案或磁波,例如,在照射垫上或沿着一系列照射垫的长度逐行产生起伏的磁场波。在其他情况下,一些电磁铁可以被偏压以产生恒定磁场,而其他电磁铁被调制以产生时变磁场。

[0643] 在另一个实施例中,一些电磁铁可以用电磁铁代替,以组合恒定和时变磁场的混合。例如,如图88B所示,先前的电磁铁1351b(先前在图88A中示出)由附接到刚性PCB 1348b的永磁铁1370a代替,而电磁铁1351a和1351c保持不变。在图88C所示,刚性PCB 1348b驱动下面堆叠永磁铁1370b的电磁铁1351d,或者如图88D所示,刚性PCB 1348b驱动上覆堆叠永磁铁1370c的电磁铁1351e。在这种情况下,电磁铁的操作增强(或者可选地减少由堆叠的永磁体产生的磁场)。

[0644] PMT设备还可以适于用作手持式磁疗设备或棒1450,如图89所示,包括具有UX显示器1460的圆柱形手柄1458,用于控制操作和程序选择的按钮1461b,开/关按钮1461a,电池1643和USB连接器1462。圆柱形手柄1458通过可移动万向节点1452连接到磁头单元1453。磁头单元1453包括电磁铁1455,其包括铁氧体磁芯1457和线圈1456以及控制电路安装在PCB 1454上。如果作为分布式系统的一部分操作,则可以通过USB,WiFi或可能的蓝牙执行手持磁疗棒1450到光生物调节疗法控制器的通信链路。作为自主设备,USB连接器1462用于在制造期间通过将棒连接到光生物调节疗法控制器来对棒进行编程。

[0645] 牙周光生物调节疗法LED齿套-虽然光生物调节疗法可以通过脸颊进行治疗牙龈疾病,但另一种选择是使用近红外和蓝光光谱中的激光或LED将光线直接注入患者的口腔。例如装置很小并且必须舒适地装入口中。作为自主治疗设备,该设备必须使用能够仅执行少量预编程演算法的客户端轻量级软件。或者,设备可以使用来自用户控制模块的数据串流,使用有线连接,蓝牙或低功率WiFi 802.11ah。用户控制模块与光生物调节疗法控制器通信,其操作与智能LED照射垫的控制器相同,除了其输出不驱动照射垫内的LED,但是作为被动电信信号串流传输到LED齿套,因此在齿套内不进行处理。

[0646] 这种牙周光生物调节疗法装置的一个例子示于图90的三维透视图,包括模制的齿套1500,其包括覆盖牙齿和牙龈1510的马蹄形部分,衬有马蹄形部分的两个不同波长的

LED 1504和1505 (其中位置1506识别在3D透视图不可见的LED的位置), 电缆1501和控制单元1502包括用于电源或可选地用于总线通信的连接。相应的剖面图显示出围绕齿1510的U形剖面图, 其包括具有柔性PCB 1514的刚性-柔性PCB组件, 刚性PCB基座1515和LED 1513。除了试图清洁牙齿之外, 咬嘴设计成定位LED 1513。LED可以包括红光, 红外光, 蓝光或紫光LED, 以对抗炎症和牙周病, 其位于与牙齿1511相邻的牙龈1512附近。U形组件包含在围绕刚性-柔性PCB模制的薄硅树脂口中。

[0647] 制造具有U形剖面图的齿套, 其设计用于覆盖和处理单个钳口 (上颌或下颌但不是两个), 如图91所示, 包括刚性PCB部分1515和柔性PCB翼1514。如SMT制造之后立即所示, LED 1513a安装在柔性PCB翼1514上, 并且可选择地LED 1513z安装在刚性PCB 1515上。在PCB表面安装技术 (SMT) 组件期间, 刚柔结合PCB适用于需要组件拾取和放置的大批量自动化装配以及回流期间均匀的焊接温度曲线。在SMT组装期间, PCB必须牢固地保持平坦。虽然PCB的刚性和柔性部分在拾取和放置期间固定在同一平面上, 但是刚性-柔性PCB不需要是线性的, 而是可以布置成胶状的马蹄形设计, 以便没有不必要的柔性PCB弯曲或增加可能导致断裂的应力。在表面安装组件之后, 柔性PCB翼1514垂直于刚性PCB基座1515弯曲成U形, 然后模制成覆盖刚性-柔性PCB的透明树脂硅嘴1516。

[0648] 相同的方法可以适用于制造H形牙套, 该牙嘴可同时使用光生物调节疗法治疗上颌和下颌。图92A所示的方法包括: 采用与上述U形齿套所述相同的制造工艺, 不同之处在于, 在PCB组装之后, 两个单独的部件电连接和物理连接以产生H形齿套。如图所示, 两个PCB, 一个包括刚性PCB 1515a, 柔性PCB 1514a, LED 1513a和可选择性的LED 1513z, 以及第二个PCB, 包括刚性PCB 1515b, 柔性PCB 1514b, LED 1513b和可选择性的LED 1513y, 它们粘合在一起。在键合工艺中, 刚性PCB 1515a和1515b焊接在一起以电子和机械方式形成单个多层PCB 1517, 如图92B所示。“因此, 齿套可以同时处理上牙龈和下牙龈。

[0649] 刚性PCB 1515a和1515b的结合在图93中示出。示出了在刚性PCB 1515b顶上的导电表面1518b和1518d被焊接到刚性PCB 1515a下方的相应导电表面1518a和1518c, 以在顶部PCB和底部PCB之间建立电连接并为齿套提供机械支撑和刚性。可选地, 可以熔化填充有银焊膏的通孔1519a和1519b, 以形成穿过顶部刚性PCB 1515a和底部刚性PCB 1515b的连续通孔。

[0650] 用于牙周光生物调节疗法齿套的电路如图94所示。由于患者口腔中不允许有高电压, 因此应通过低压差线性稳压器LDO 1520将输入电压 $+V_{IN}$ 降压调节至较低电压 $+V_{LED}$ 。包括滤波电容器1521和1522以稳定稳压器和分别过滤输入和输出瞬变。在单元的微控制器1535的控制下, 根据时钟1534和时间基准1531执行储存在挥发性和非挥发性存储器1536a和1536b中的程序, 来自微控制器的信号用于独立地驱动可编程电流源1524a和1524b以及控制信号1537a和1537b。

[0651] 该信号可用于数字地选通LED接通和断开, 或者可选地用于编程传导电流或合成周期性波形, 例如正弦波。来自电流源1524a的电流由NPN双极晶体管1525a镜像, 以控制NPN双极晶体管1526a中的电流并因此控制LED 1504a和1504b中的电流并且相同地控制LED 1504c和1504d中的电流, 所有这些都根据微控制器1535的程序执行。类似地, 来自电流源1524b的电流由NPN双极晶体管1525b镜像, 以根据微控制器1535的程序执行来控制NPN双极晶体管1526b中的电流并因此控制LED 1505a和1505b中的电流以及类似地在LED 1505c和

1505d中的电流。以这种方式,可以使用最少数量的组件来控制LED电流以节省空间。因此,小型化控制器的电路可以容纳在图90所示控制单元1502的外壳中。

[0652] 超声波治疗-所公开的分布式光生物调节疗法系统也适用于驱动压电换能器以产生频率范围从100kHz到4MHz的超声波波。超声波治疗的主要治疗作用机制是振动的,有利于分解瘢痕组织并引起加热,具有良好的深度穿透。驱动演算法可以类似于本文公开的LED的正弦驱动中使用的演算法,包括数字(脉冲)和正弦驱动。所公开的分布式PBY能够独立地或与光生物调节疗法组合地进行超声波治疗。使用所公开的系统,超声波换能器还可以与LED阵列组合以使用超声波破碎瘢痕组织,并使用光生物调节疗法加速吞噬作用将其带走。

[0653] 组合式超声波光生物调节疗法治疗系统或超声波光生物调节疗法照射垫的一种实施方式示于图95中,包括微控制器1554,其根据时钟1556和参考时间1553执行储存在挥发性和非挥发性存储器1558a和1558b中的程序,来自微控制器的信号用于独立地驱动包括低端N沟道MOSFET 1563a和1563b的H桥,和高端P沟道MOSFET 1564a和1564b驱动压电超声波换能器1562。H桥由DC/DC转换器1550产生的稳定电源电压 $+V_{PZ}$ 供电,输入电容器1551,输出电容器1552和可选择性的电感器(未示出)。

[0654] 高端MOSFET 1564a和1564b由电平移位驱动器电路1566a和1566b驱动。类似地,低端MOSFET 1563a和1563b由低端缓冲器1565a和1565b驱动。在操作中,由低端N沟道MOSFET 1563a和高端P沟道MOSFET 1564a形成的半桥与由低端N沟道MOSFET 1563b和高端P沟道MOSFET 1564b形成的半桥异相驱动。每当高端P沟道MOSFET 1564a开启并导通时,低端N沟道1563a截止并且 $V_x = +V_{PZ}$ 。同时高端P沟道MOSFET 1564b截止,然后低端N沟道MOSFET 1563b导通并导通,由此 $V_y = 0$ ,在此期间电流从 $V_x$ 流向 $V_y$ 。在下一个半周期中,电流从 $V_y$ 反转到 $V_x$ 。在操作中,响应于照射垫 $\mu C1557$ 的输出,逆变器1567驱动两个半桥异相。半桥的输出是双向的,具有绝对幅度 $\pm V_{PZ}$ 。照射垫 $\mu C1557$ 的输出还用于通过先前公开的LED驱动器1560驱动LED阵列1561。

[0655] 在图96所示的替代实施例中,可编程的电流槽阵列取代了驱动多个压电换能器中的半桥。如图所示,照射垫 $\mu C1557$ 向D/A转换器1573输出数字幅度,用于分别通过相应的压电传感器1562a和1562b控制由电流槽1576和1575传导的电流。压电电流 $I_{PZ1}$ 和 $P_{Z2}$ 由逆变器1571和1572数字脉冲,以控制产生的超声波频率。

[0656] 超声波光生物调节疗法照射垫的一个例子如图97所示,包括智能LED照射垫,其示出为俯视图,仰视图,以及包括单个USB插座的侧视图。剖面图包括刚性PCB 1588;柔性PCB 1589,LED 1591,传感器1590和压电换能器1592a和1592b,LED照射垫聚合物覆盖片1581、1584包括开口1595和腔体1596,以及保护性透明塑料1587。LED照射垫1580包括具有突起1583的顶盖柔性聚合物1581,具有突起1585的底部柔性聚合物1584。

[0657] 可选择地,用于光生物调节疗法的LED可以与超声波压电发射器组合驱动,或者同时或者在时间上交替。超声波和光生物调节疗法(本文称为USPBT)的组合应用可用于使用超声波破碎瘢痕组织并使用光生物调节疗法加速去除死细胞。

[0658] 次声疗法-次声疗法类似于组织按摩,除了它发生在低于音频频谱的非常低的频率,通常从20Hz到1Hz或更低。用于产生低频的致动器必须相对较大,例如,直径为10厘米,因此非常适合包含在类似于图89的棒中。除了可动部分连接到以非常低的频率推动被处理组织的柱塞或膜之外,电磁铁被类似于扬声器的音圈驱动器代替,除了电磁铁之外。因此,

所公开的光生物调节疗法系统直接兼容以支持超音波接口设备。次声为组织提供深度按摩,低频可用于改善运动范围和肌肉弹性。可选择地,用于光生物调节疗法的LED可以与次声音圈致动器一起驱动,或者同时或者在时间上交替。

[0659] 用于鼻子/耳朵的光生物调节疗法LED芽-虽然光生物调节疗法可以经颅进行,但另一种选择是使用近红外和蓝光光谱中的激光或LED将光直接注入鼻子或耳朵。比如设备很小。作为自主治疗设备,该设备必须使用能够仅执行少量预编程演算法的客户端轻量级软件。或者,设备可以使用来自用户控制模块的数据串流,使用有线连接,蓝芽或低功率WiFi 802.11ah。用户控制模块与光生物调节疗法控制器通信,操作与智能LED照射垫的控制器相同,除了其输出不驱动照射垫内的LED,而是作为被动电信信号串流式传输到LED芽,因此不执行任何处理在芽内。因此,所公开的光生物调节疗法系统直接兼容以支持用于鼻子和耳朵治疗的光生物调节疗法LED芽。鼻内和耳内(即在耳朵中)光生物调节疗法的另一个好处是它能够杀死感染鼻窦的病原体和细菌。

[0660] 用于针灸的光生物调节疗法LED斑点-另一种小尺寸LED光源是一个小型LED或激光“斑点”,一个硬币大小的照射垫片连接在身体上方的针灸穴位。例如设备很小,没有电池供电的空间。该设备可以使用来自用户控制模块的数据串流,使用有线连接,蓝芽或低功率WiFi 802.11ah。用户控制模块与光生物调节疗法控制器通信,操作与智能LED照射垫的控制器相同,除了其输出不驱动照射垫内的LED,而是作为被动电信信号串流式传输到LED/激光光点,因此不在斑点内进行处理。因此,所公开的光生物调节疗法系统直接兼容以支持用于针刺LED斑点的光生物调节疗法LED芽。

[0661] 蓝牙耳机-虽然不是医学治疗,但在放松应用中,音乐可以通过蓝芽与光生物调节疗法治疗波形同步播放到耳机。给定所公开的光生物调节疗法系统的波形合成能力,它能够支持同步音乐和光生物调节疗法治疗。

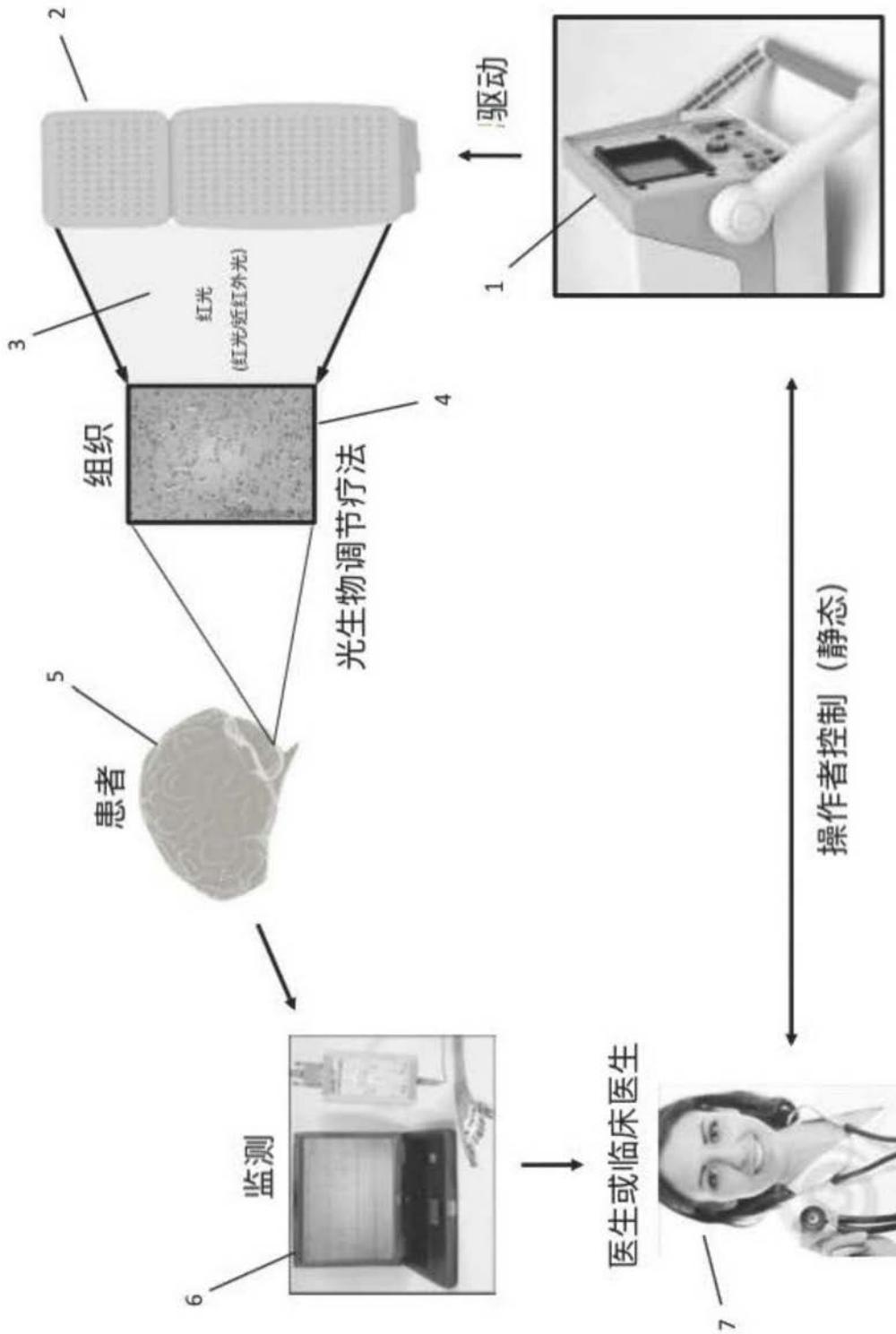


图1

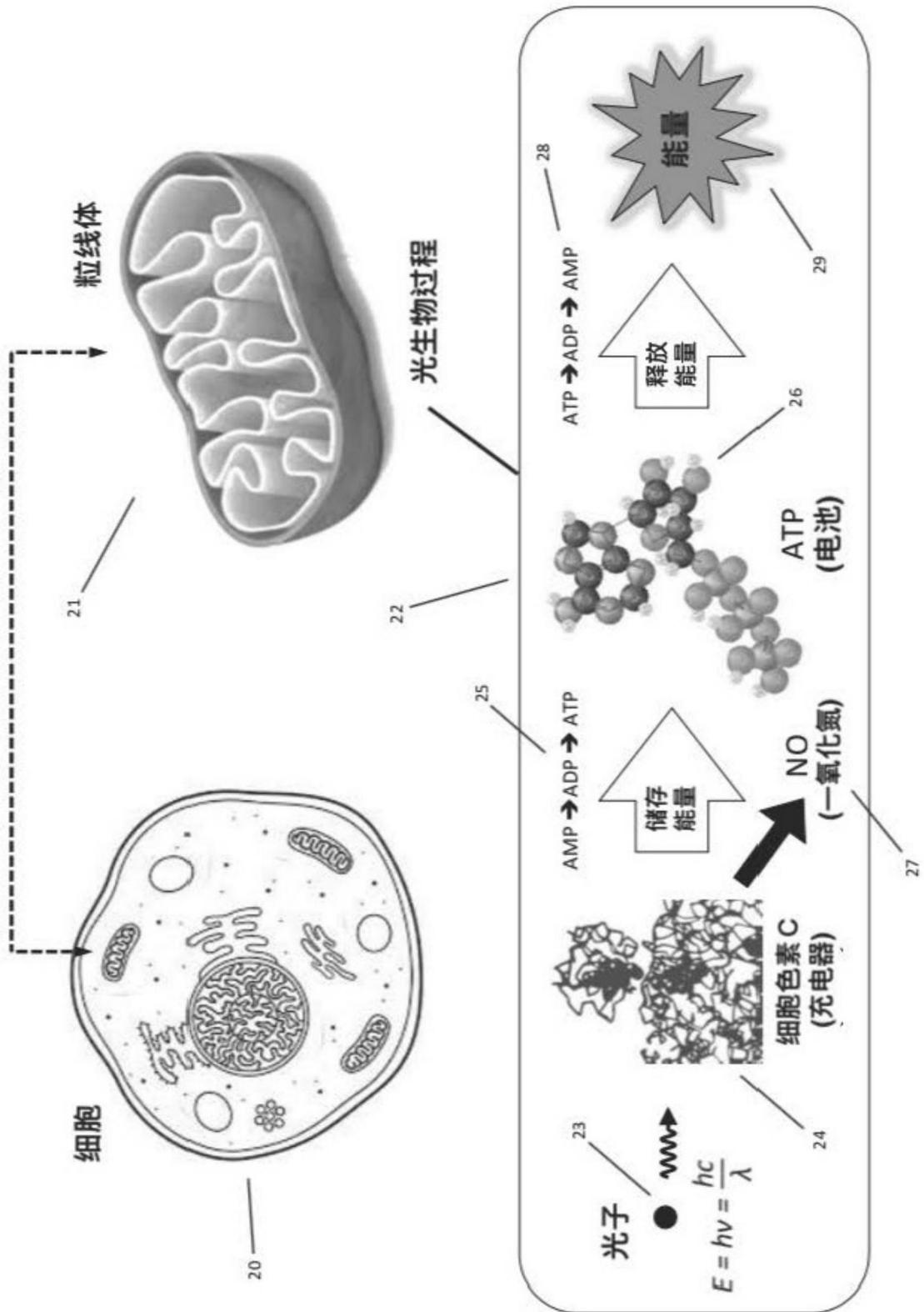


图2

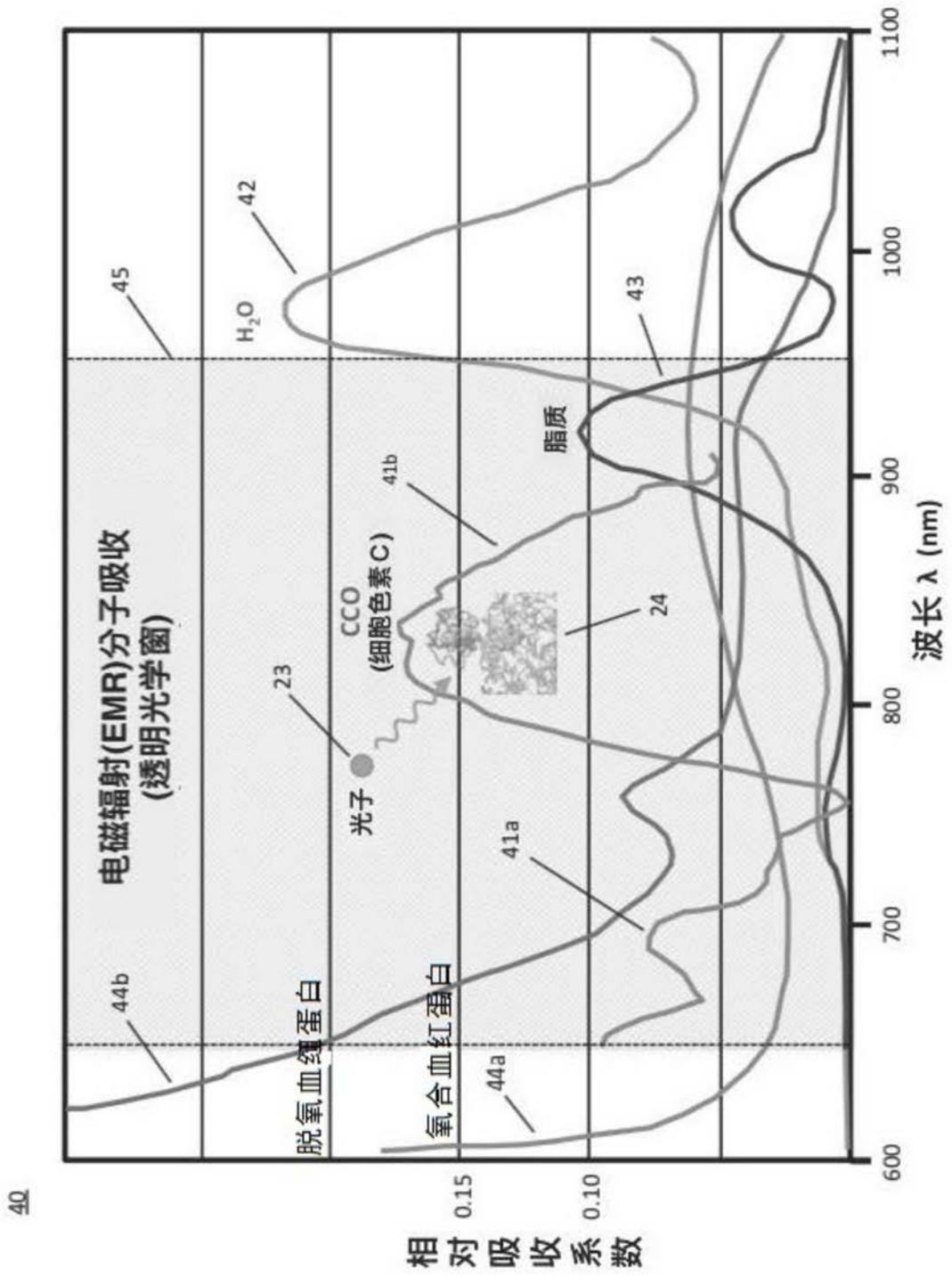


图3

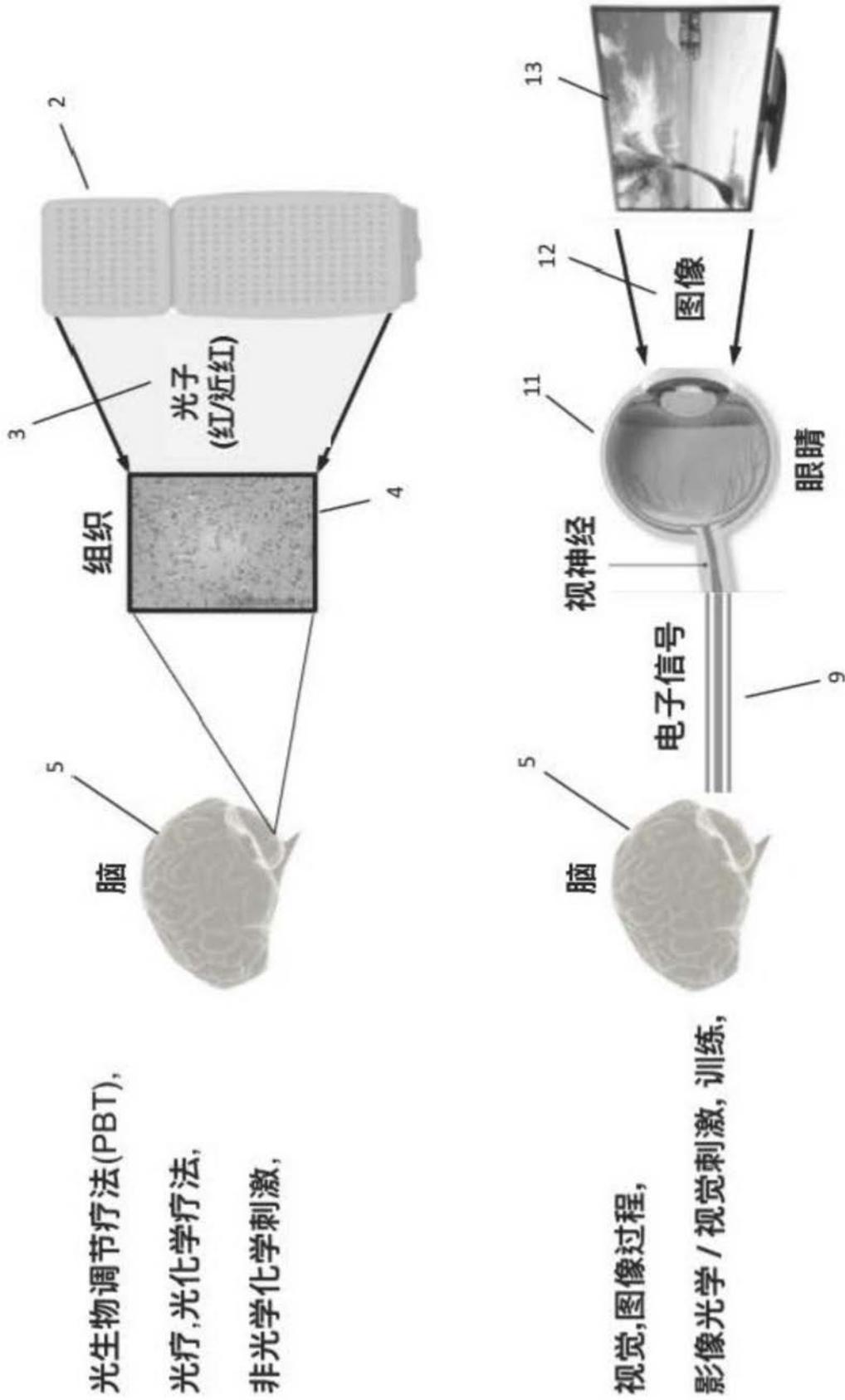
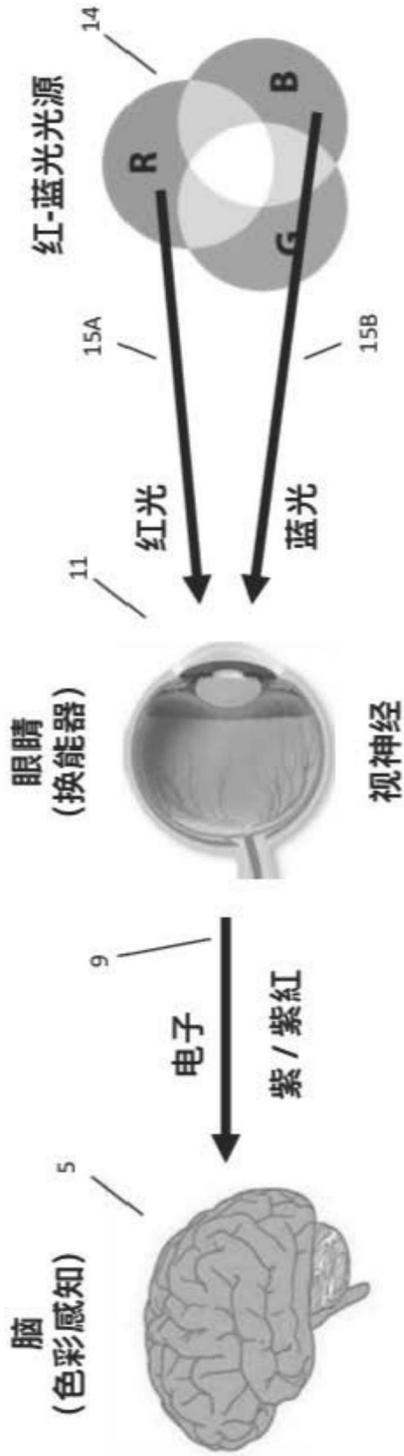


图4A

视觉 (影像-光学视力刺激)



光生物调节 (光-化学过程)

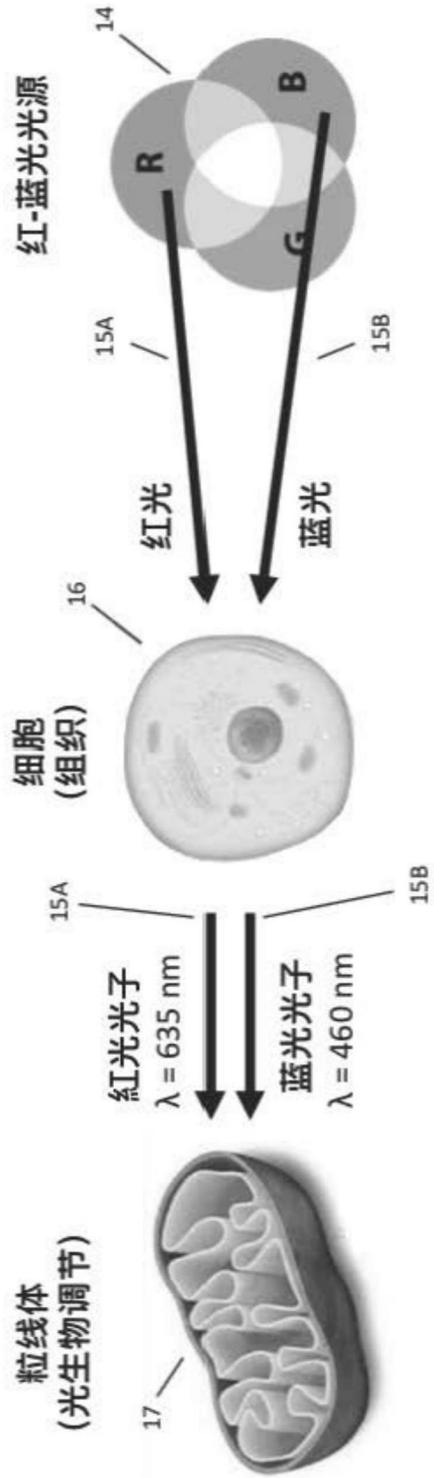


图4B

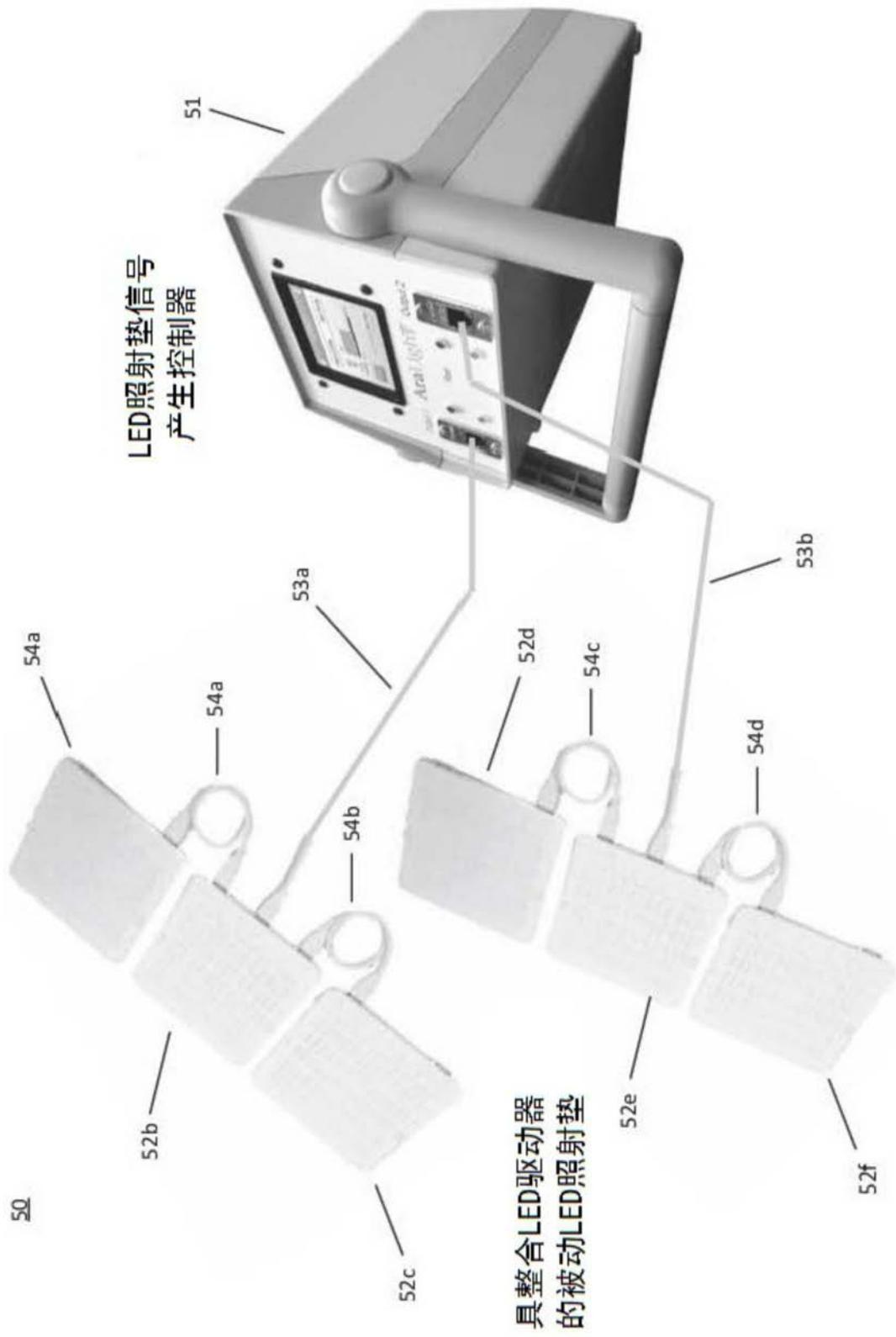


图5

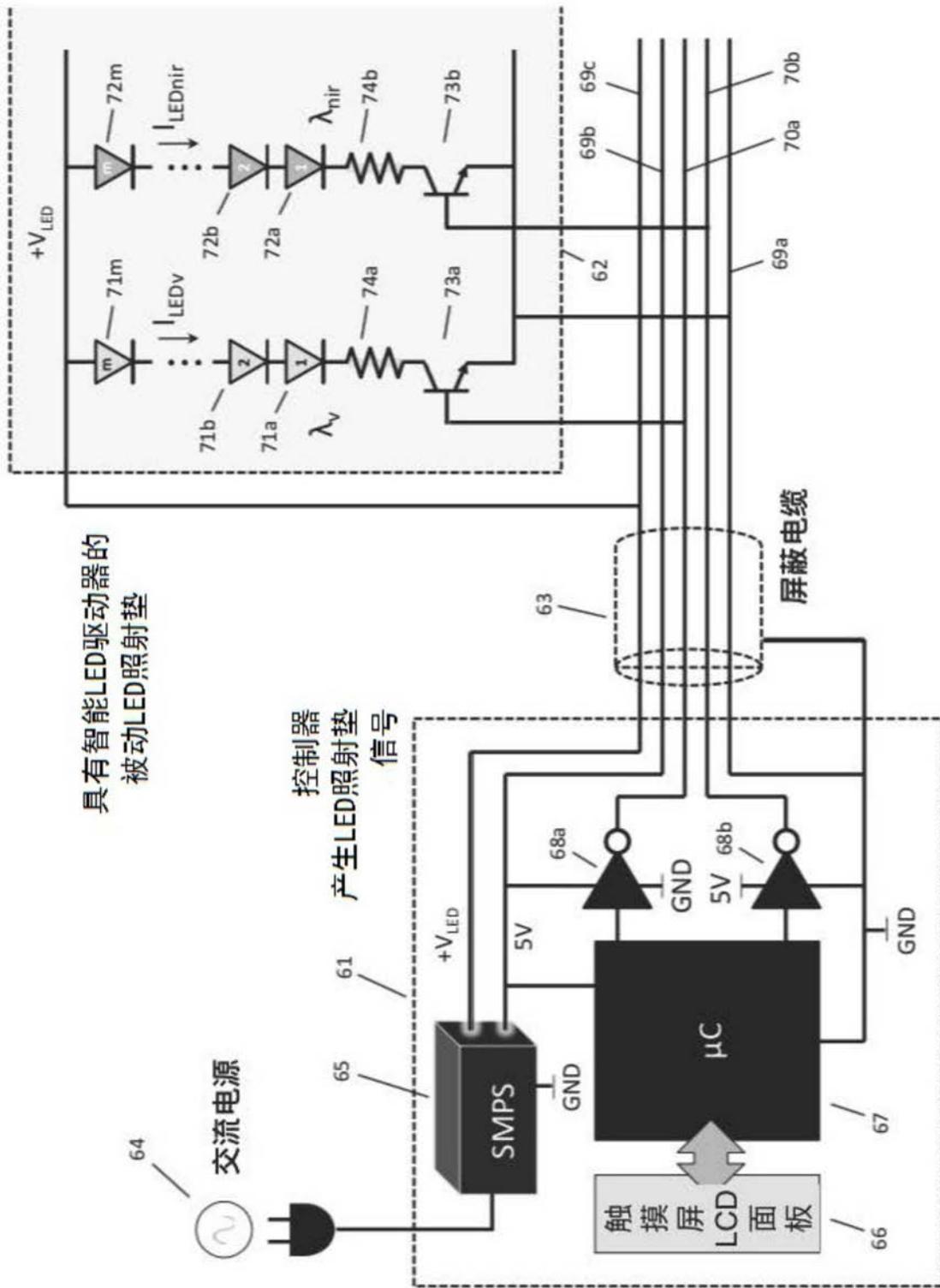


图6A

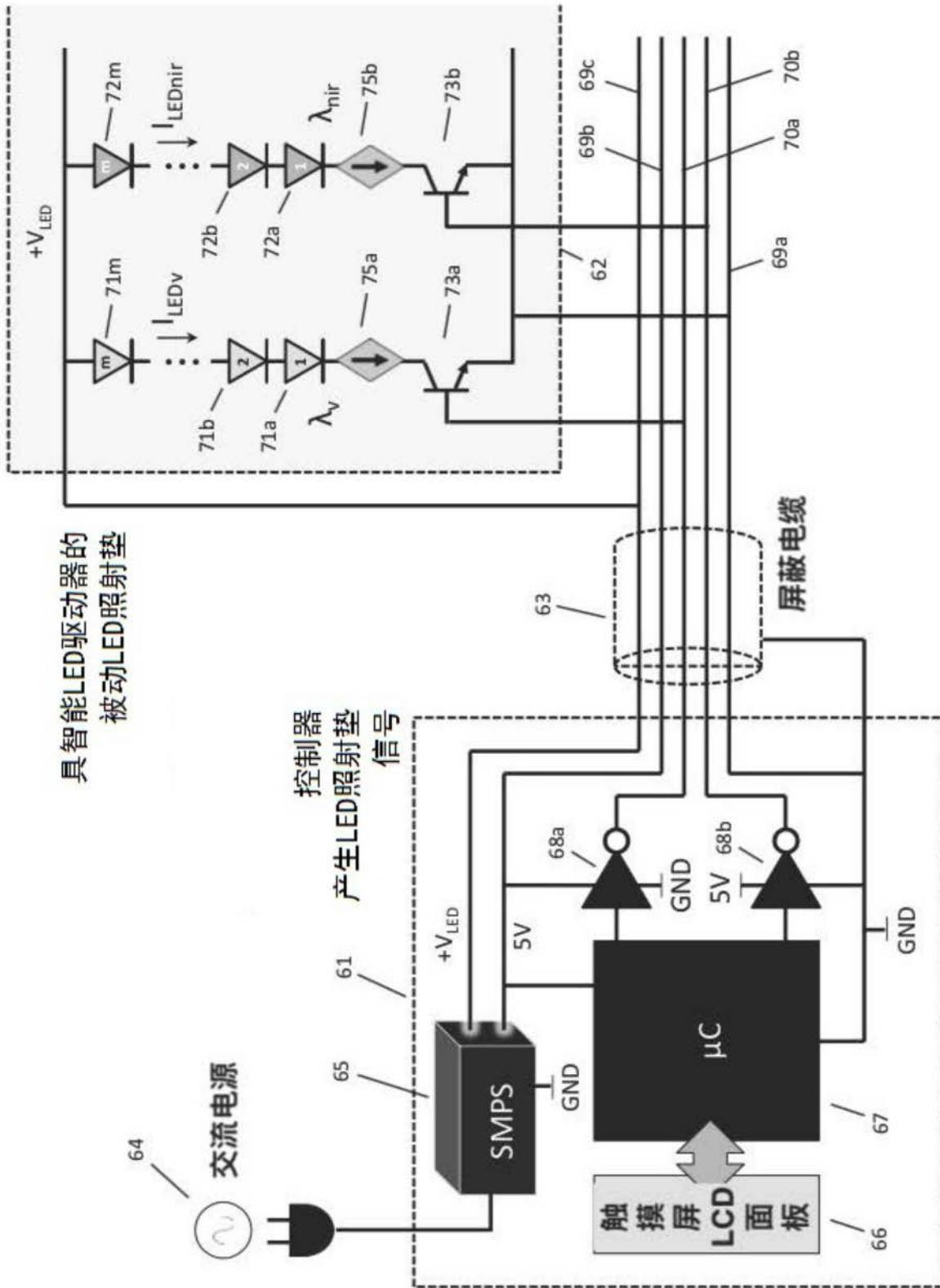


图6B

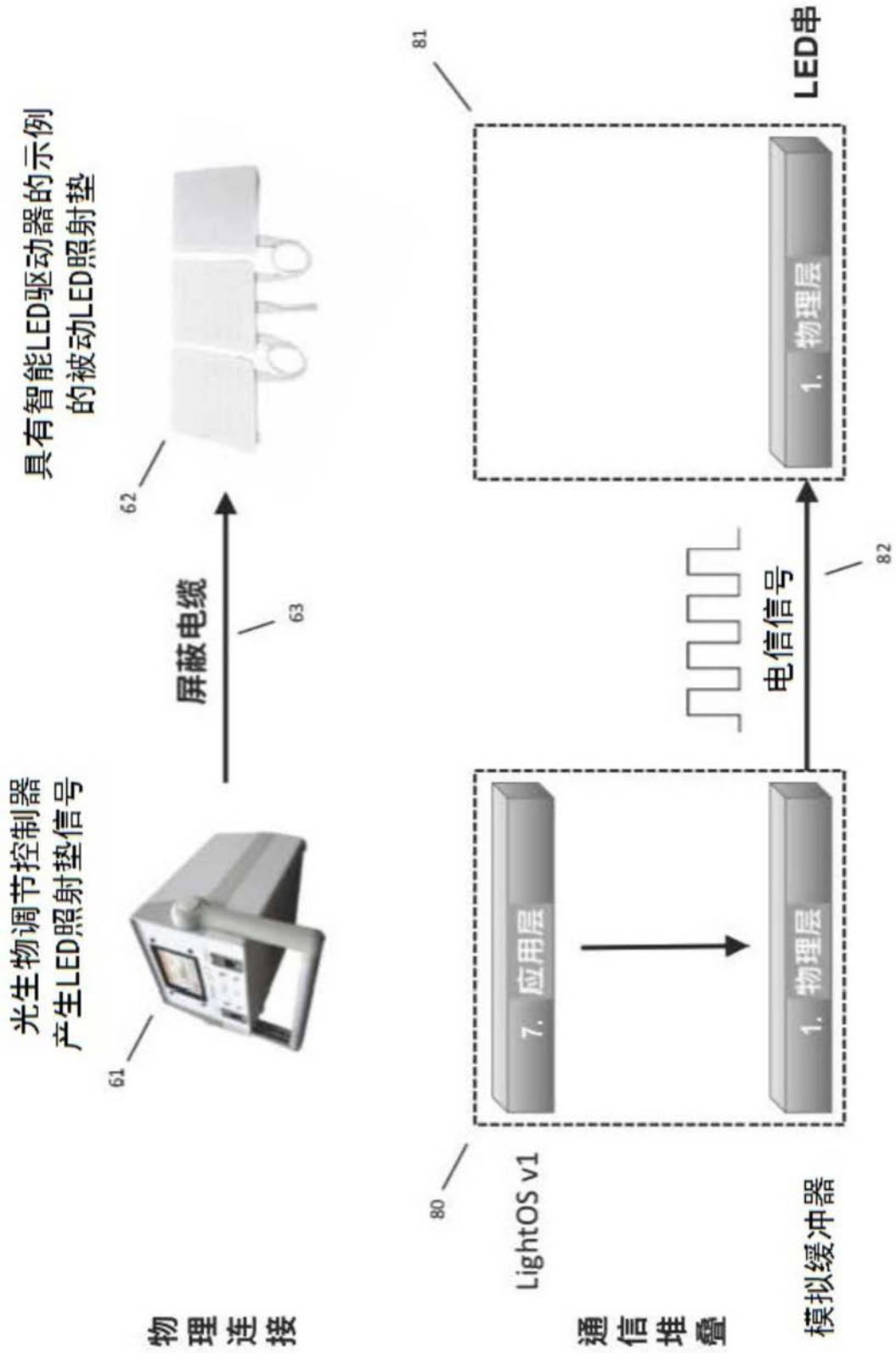


图7

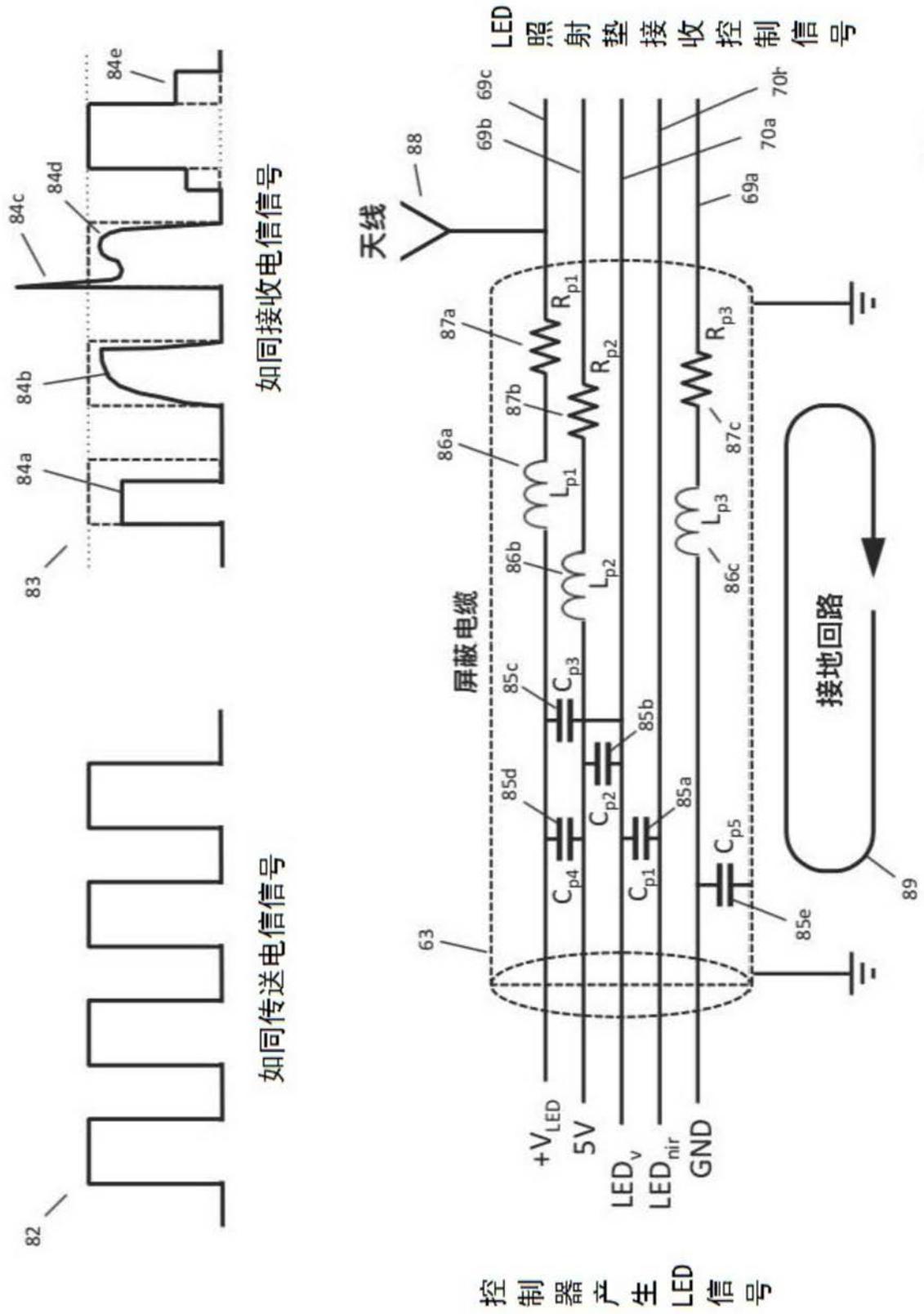


图8

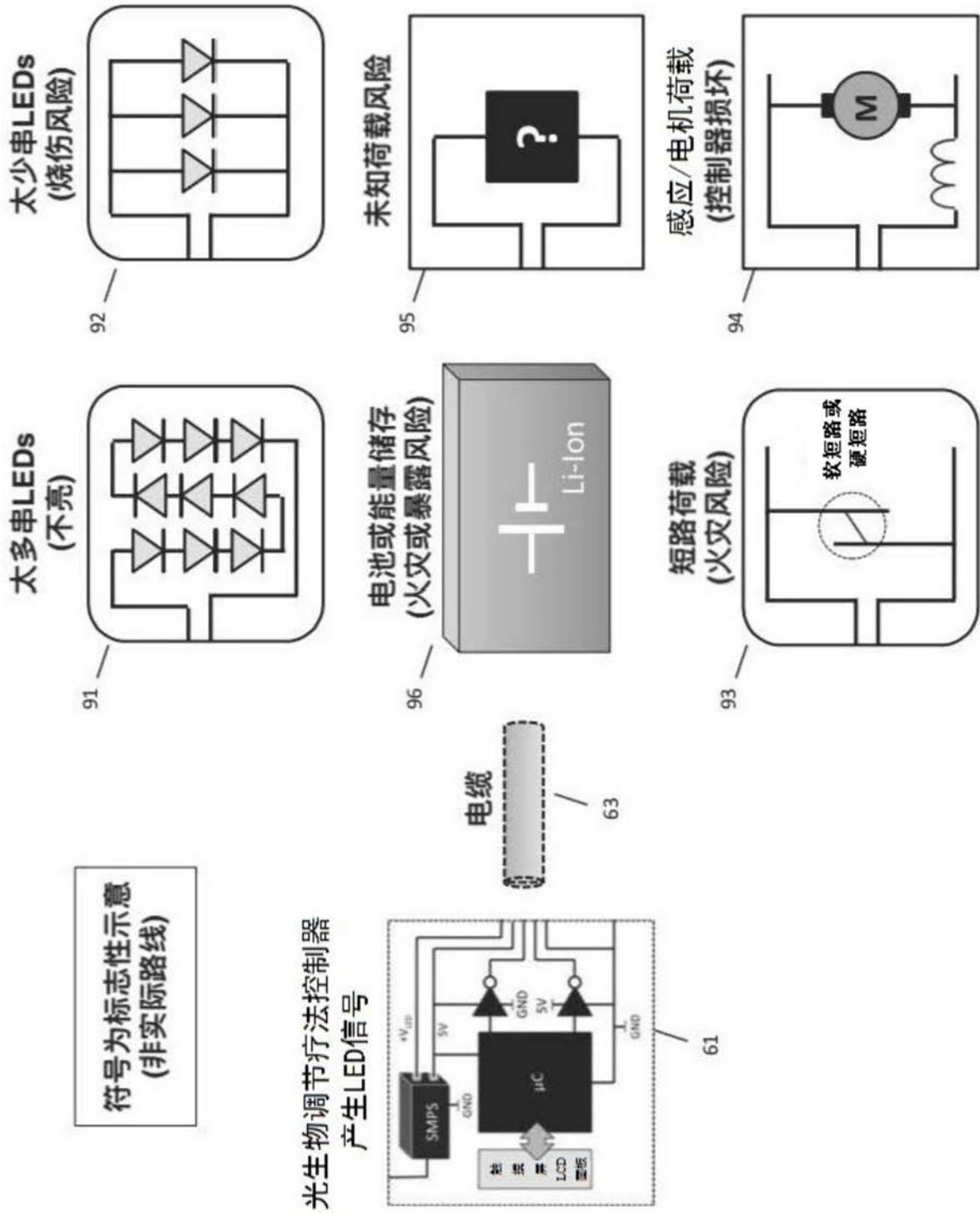


图9

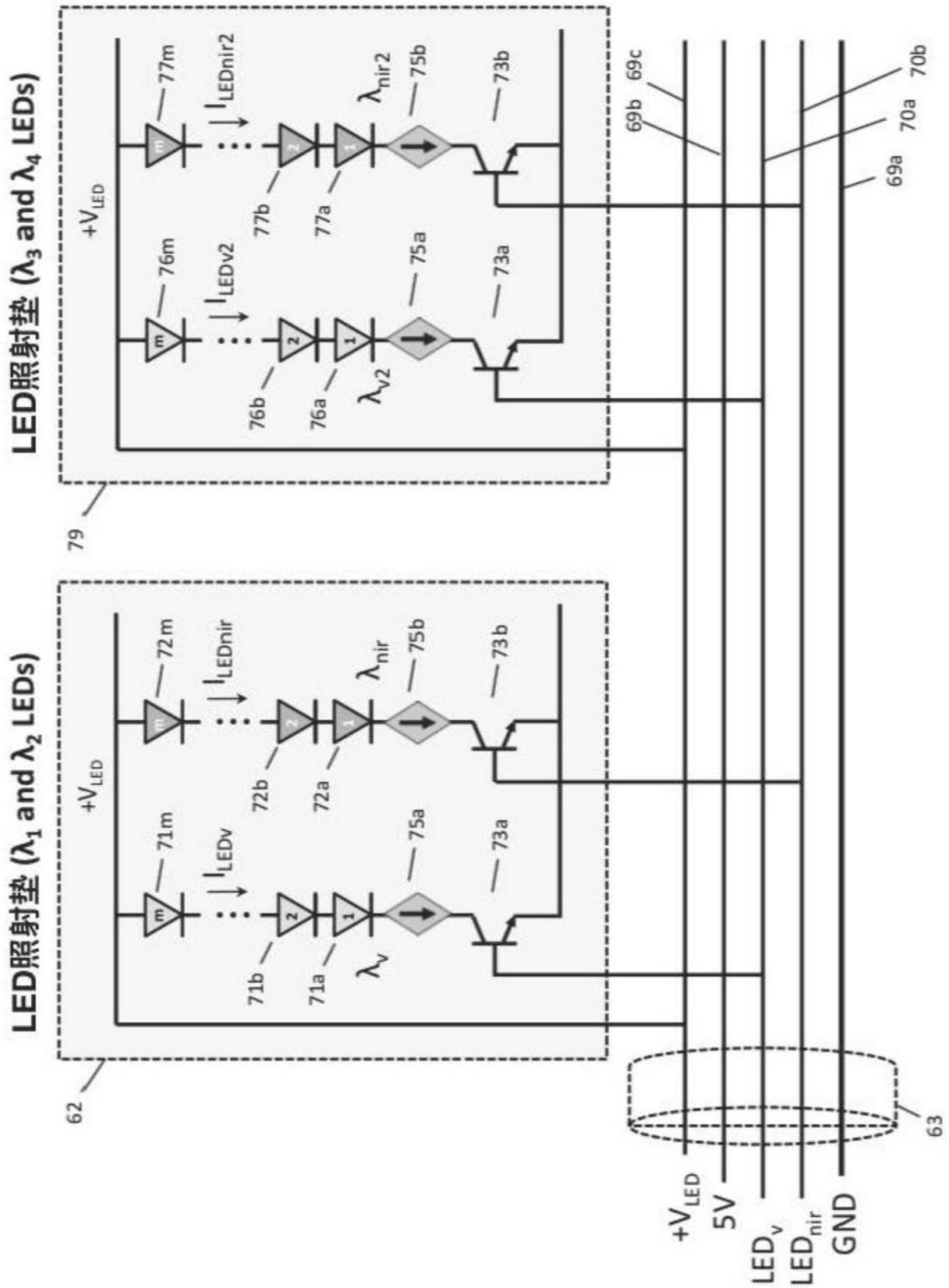


图10

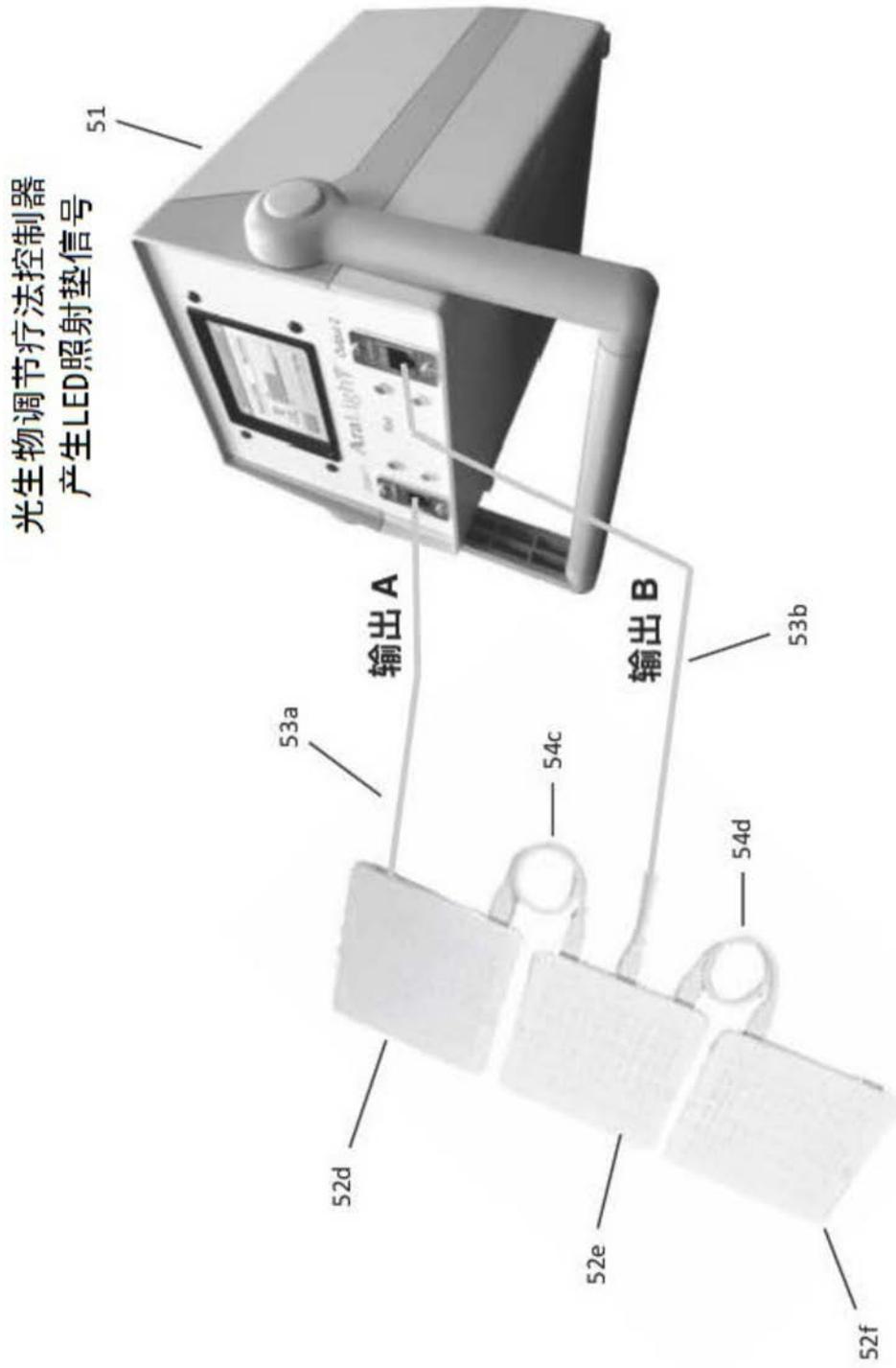


图11A

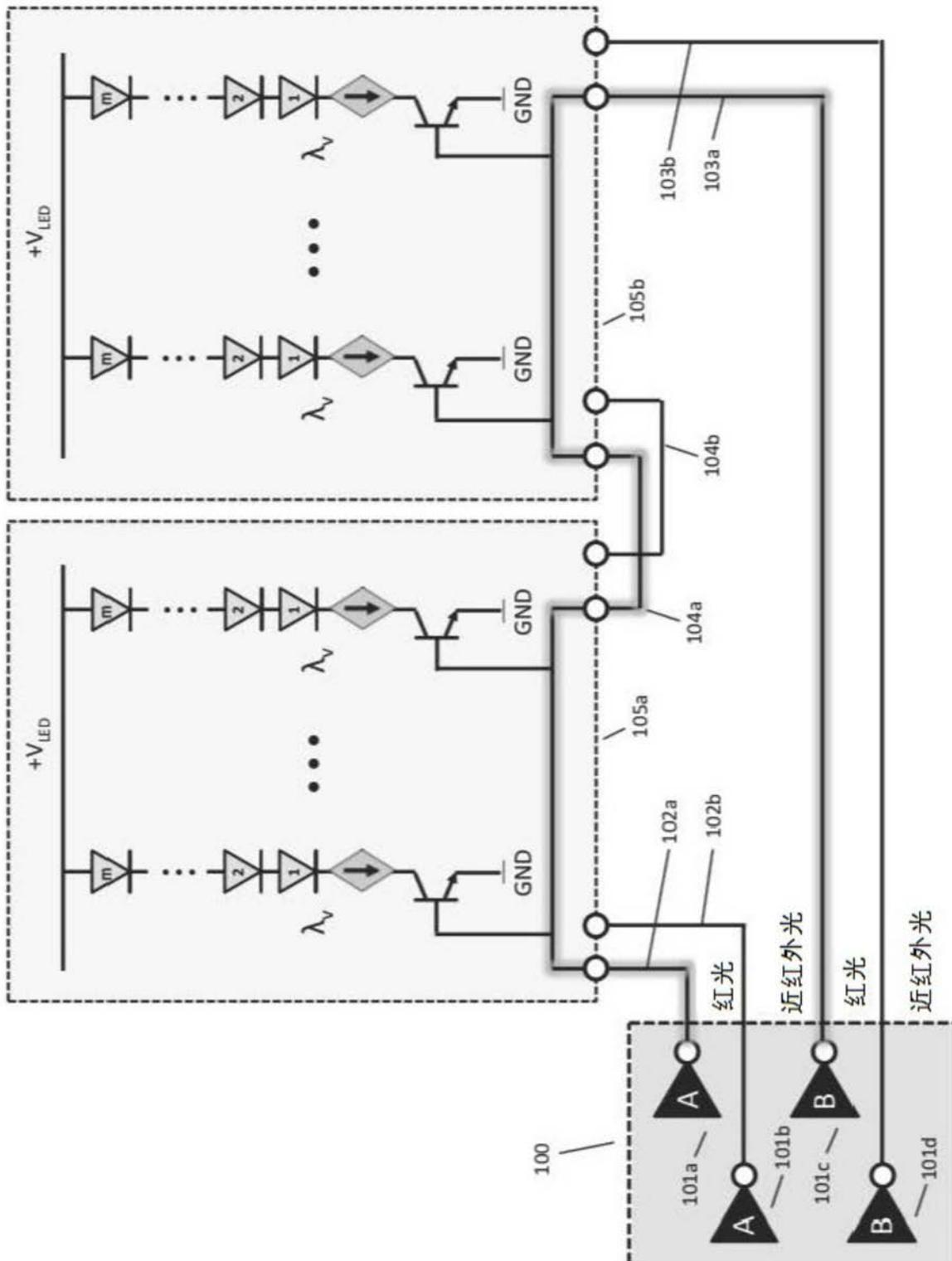


图11B

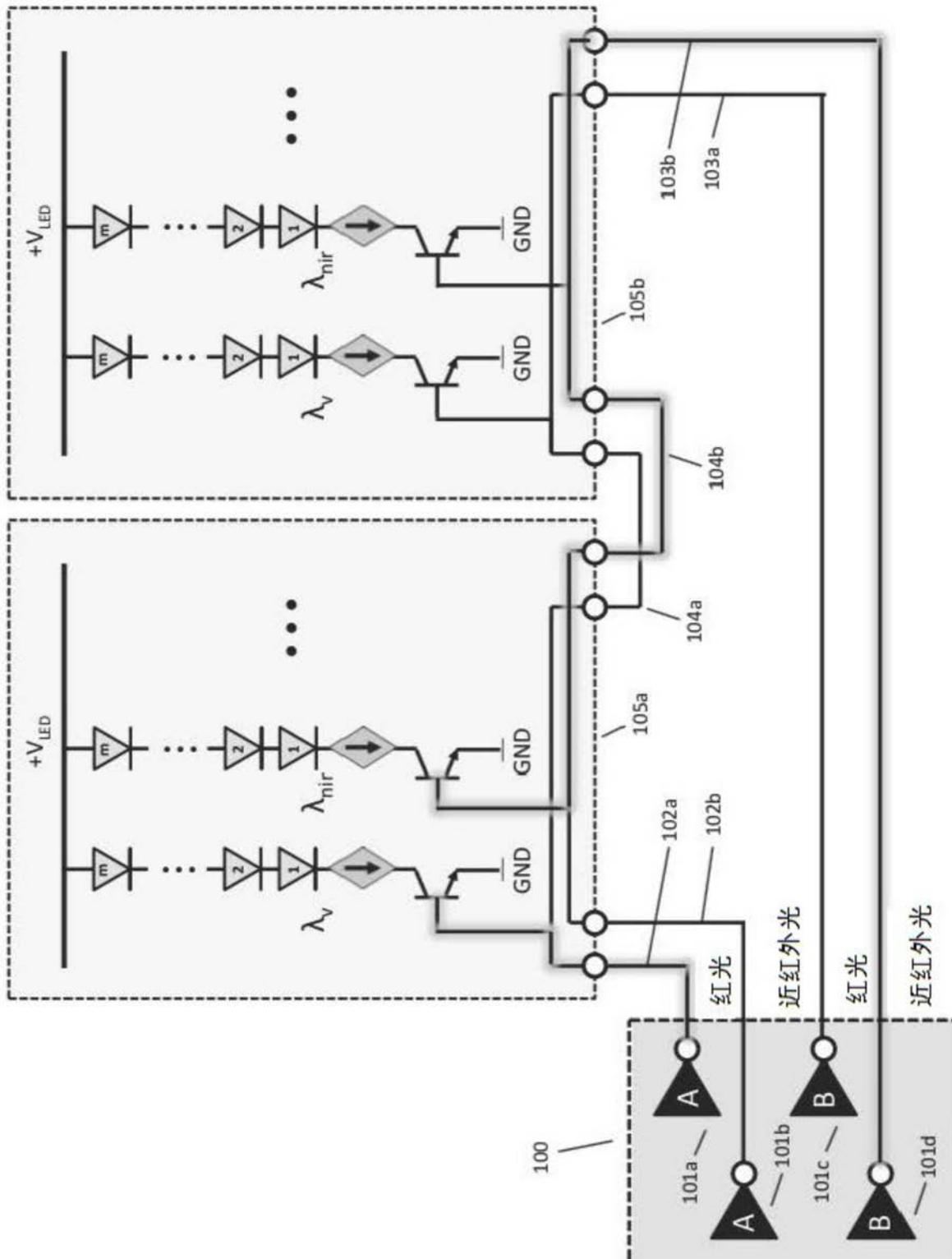


图11C

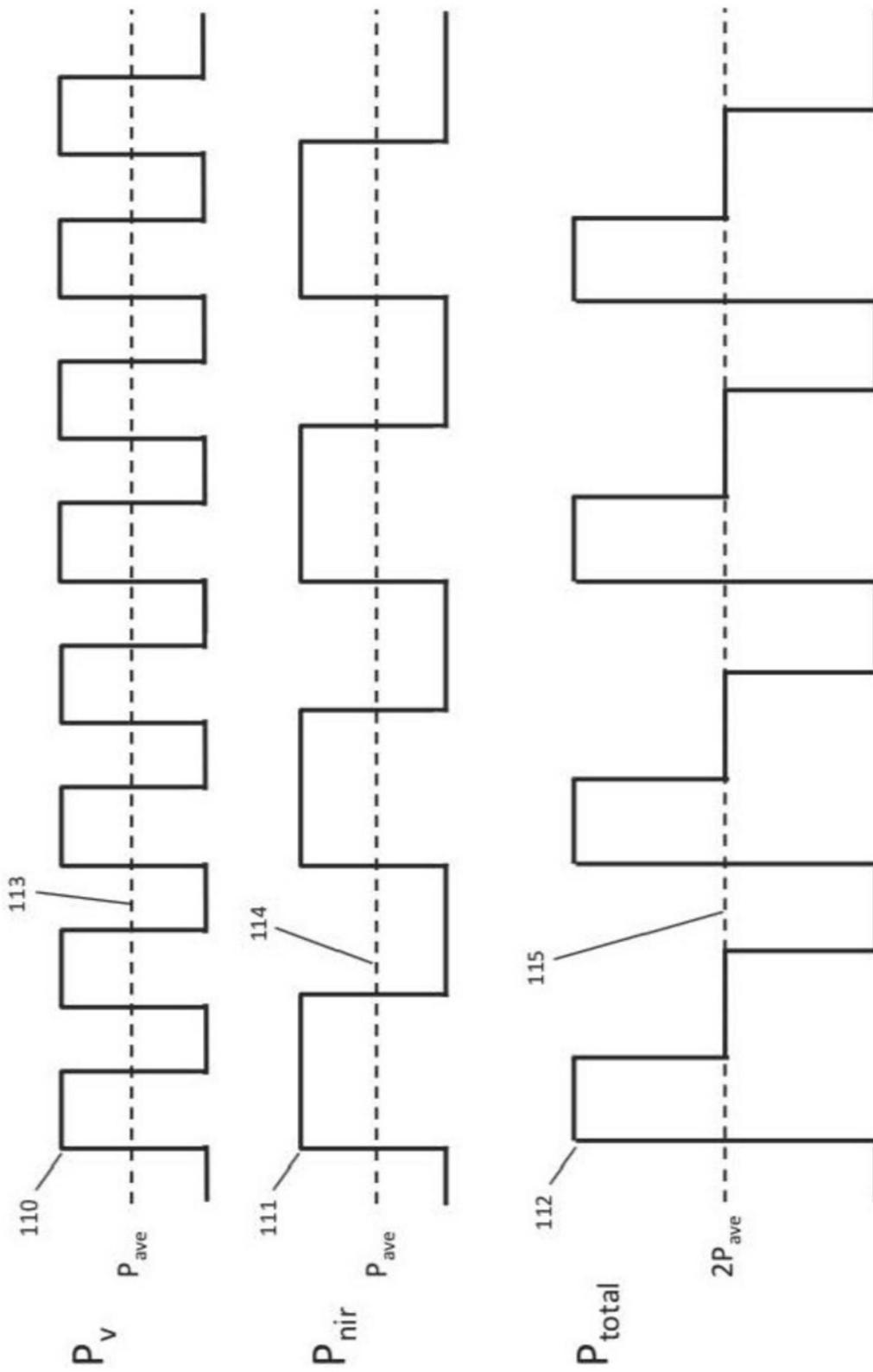


图11D

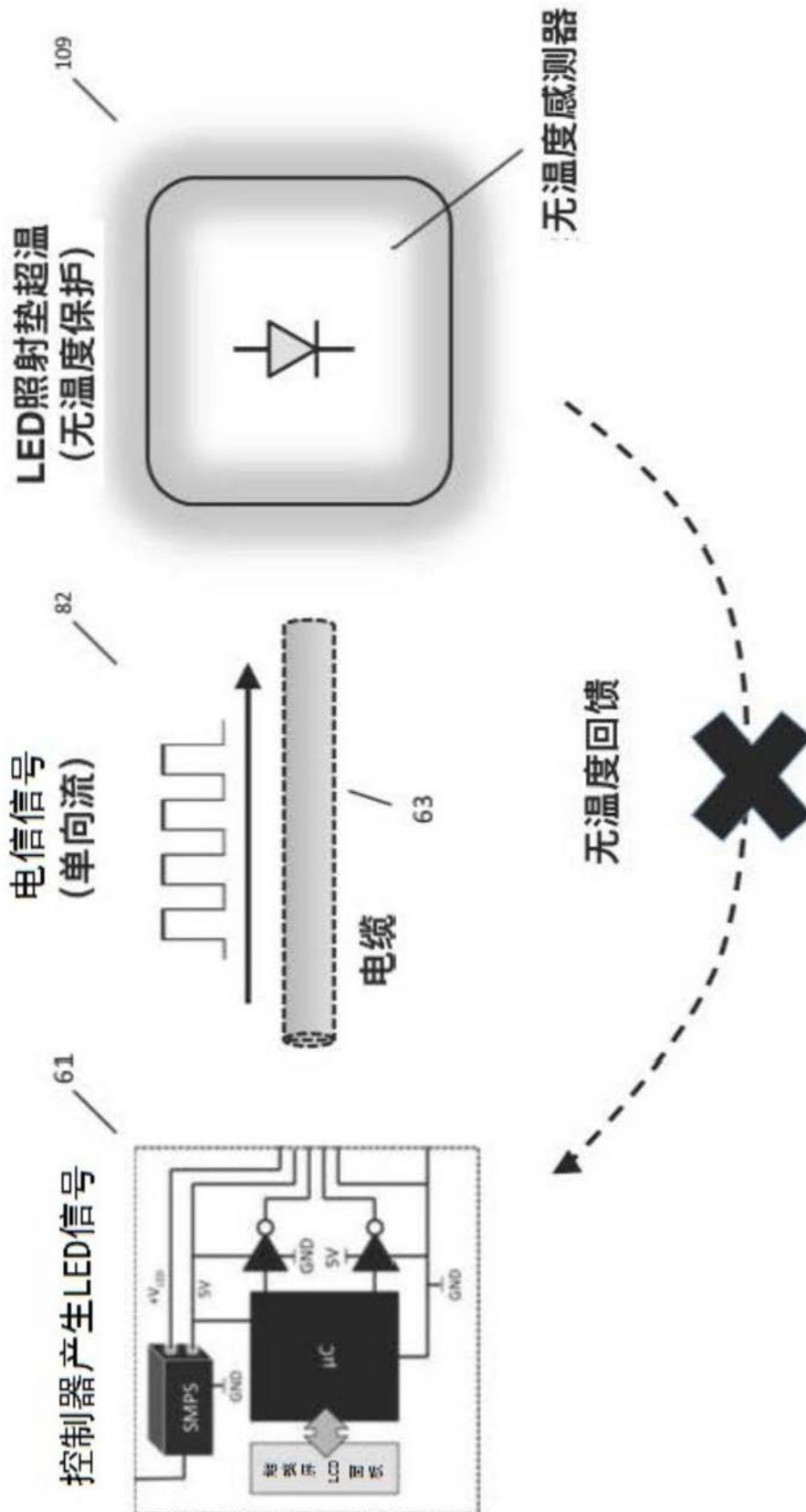


图12

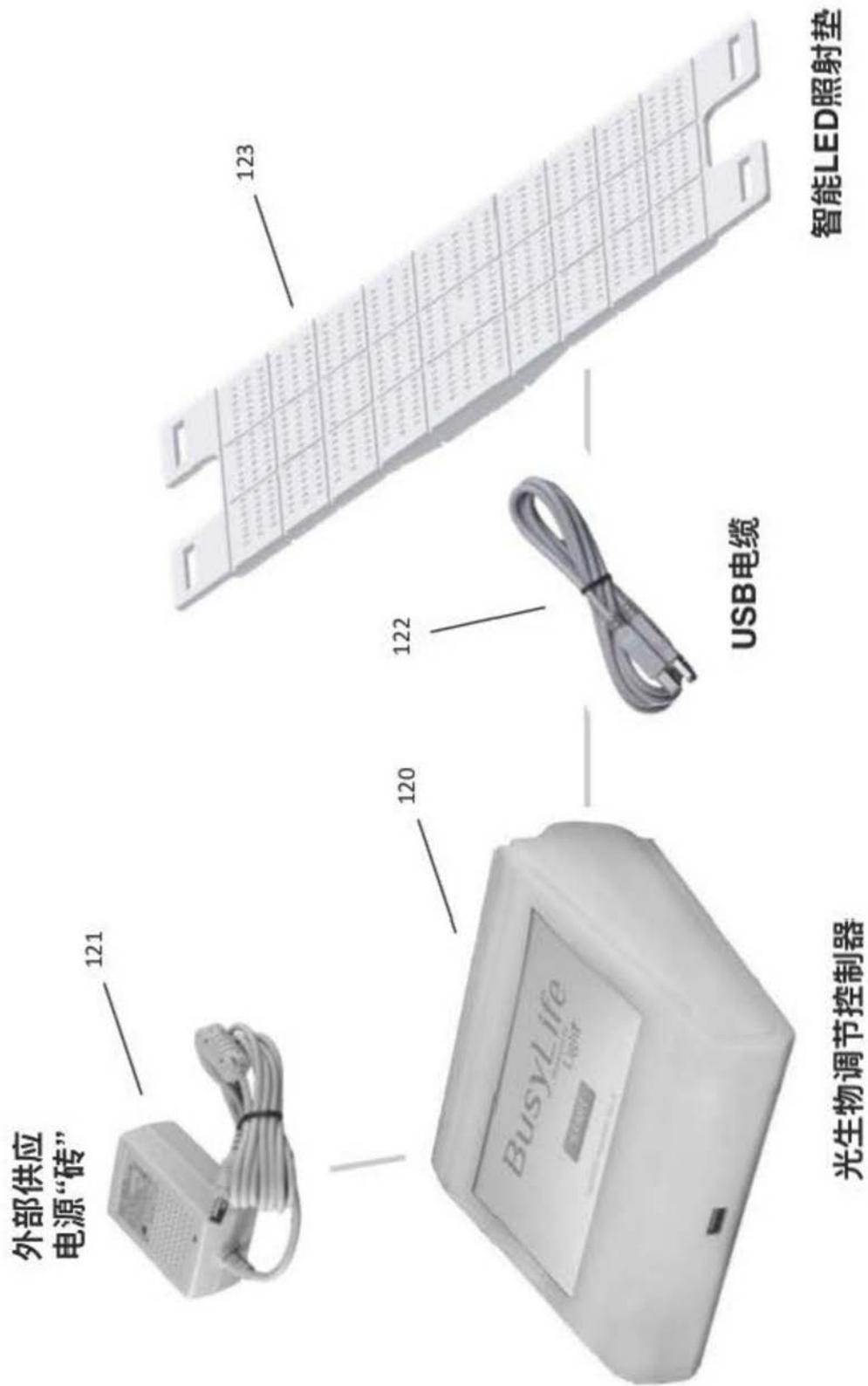


图13

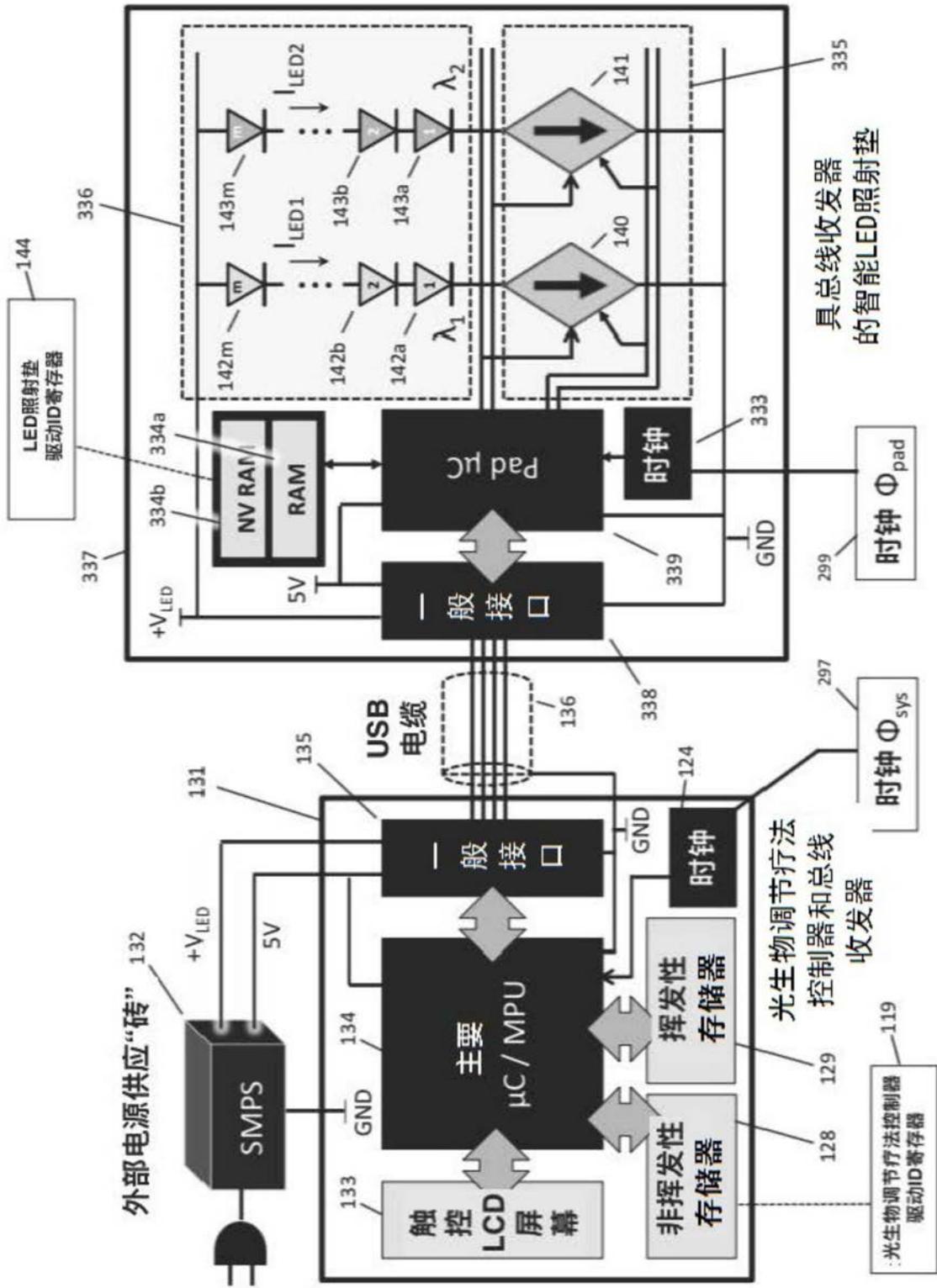


图14

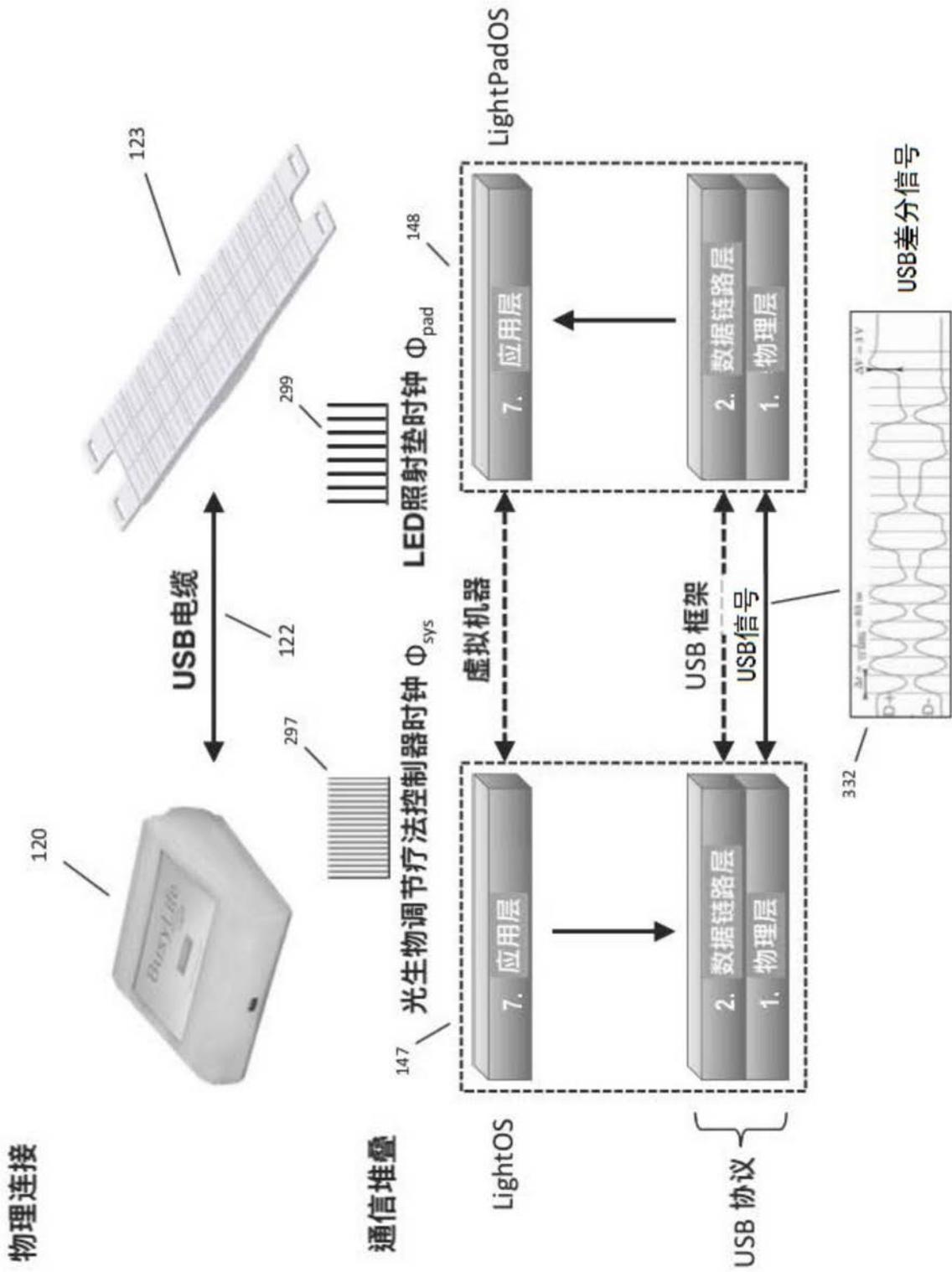


图15



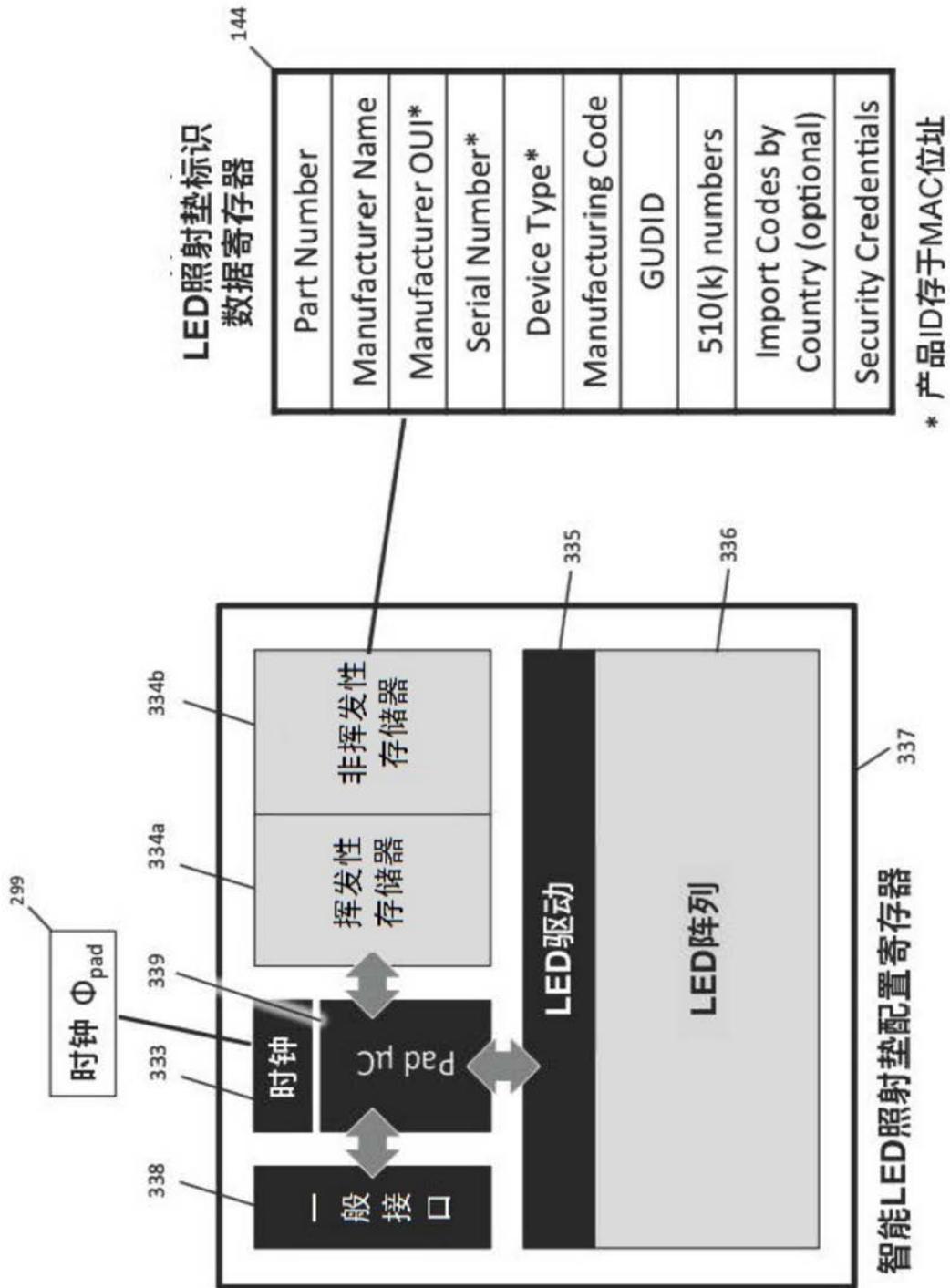


图17

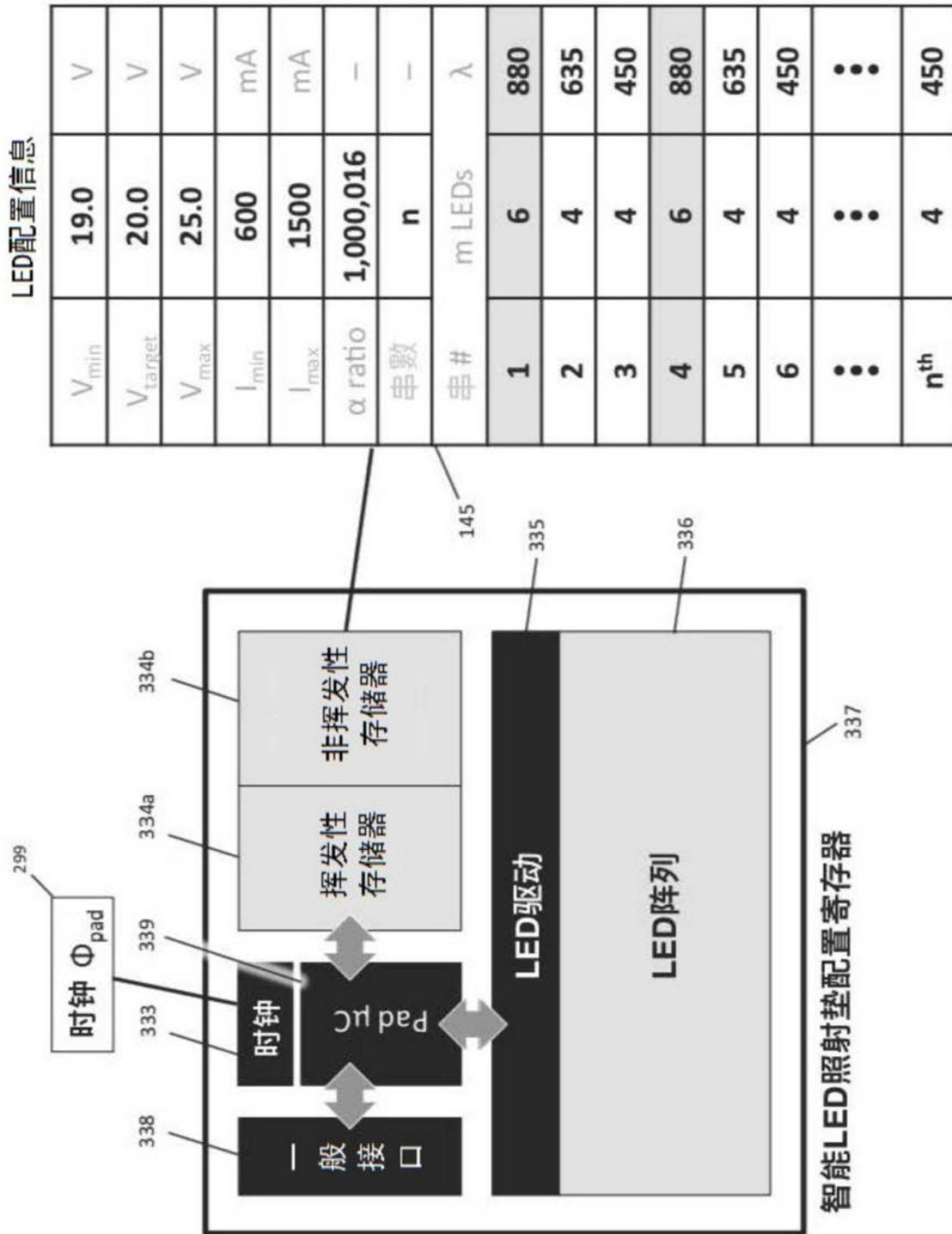


图18

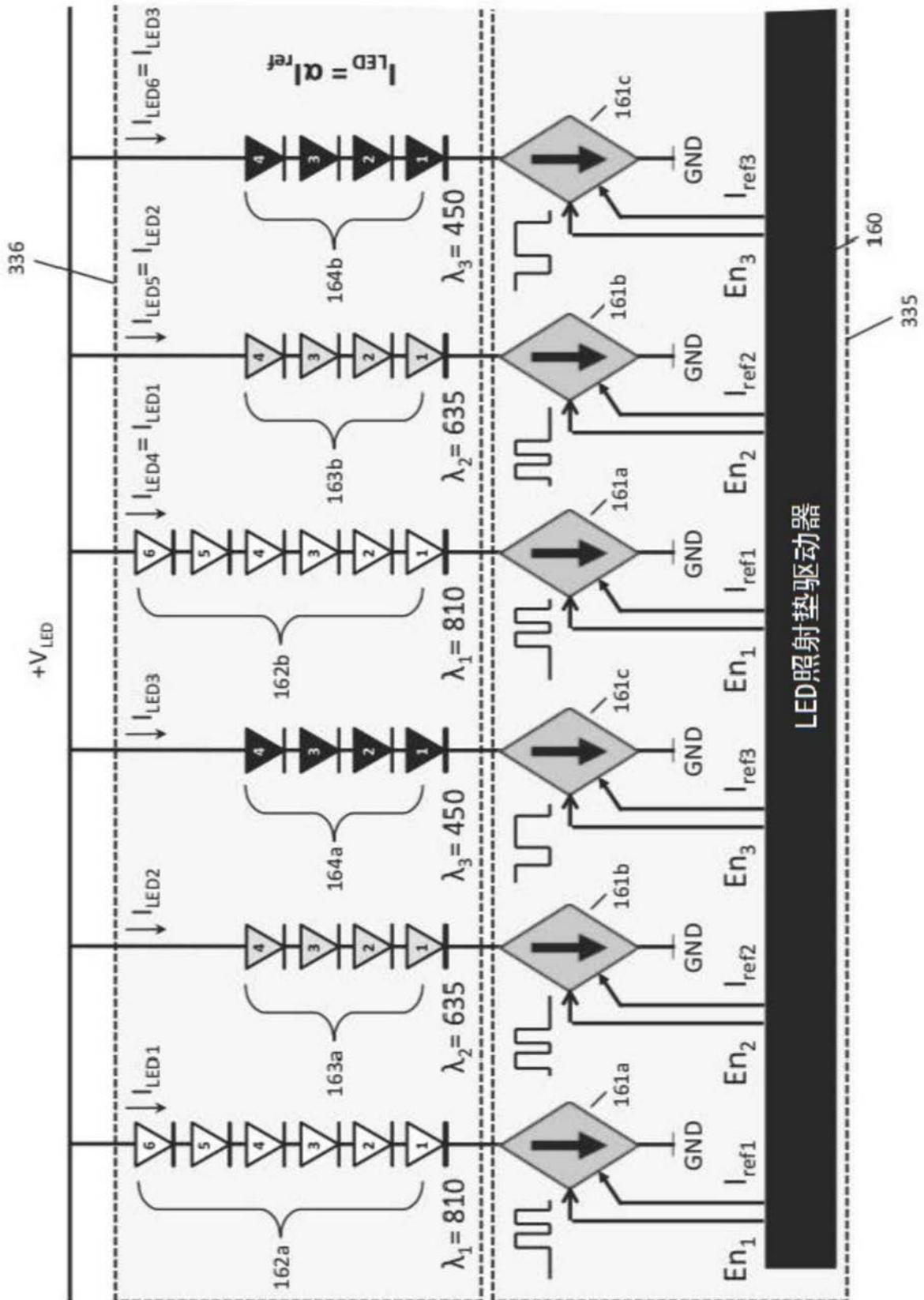


图19

功能

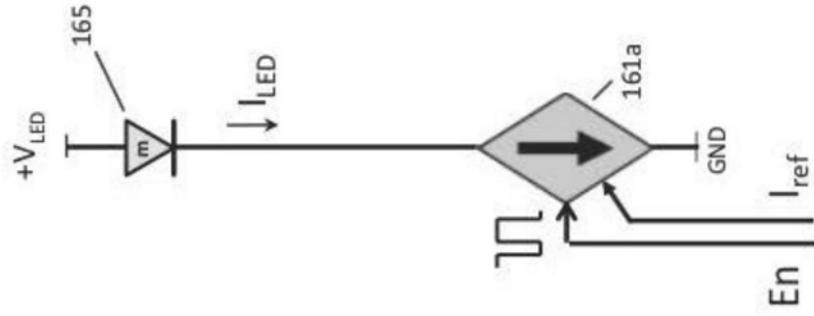


图20A

方框图

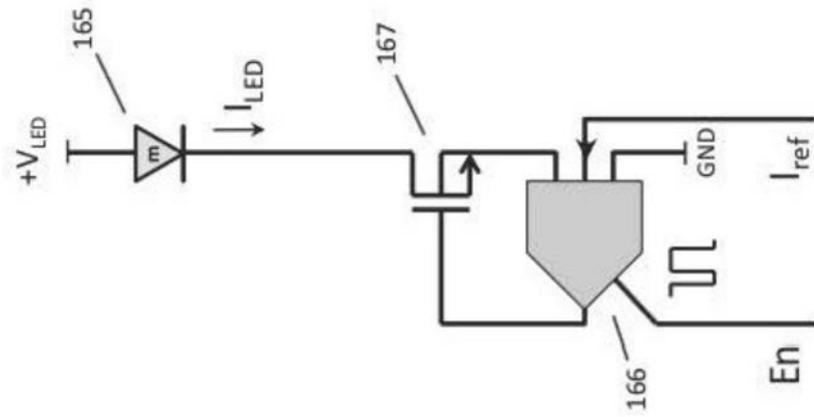


图20B

电路原理图

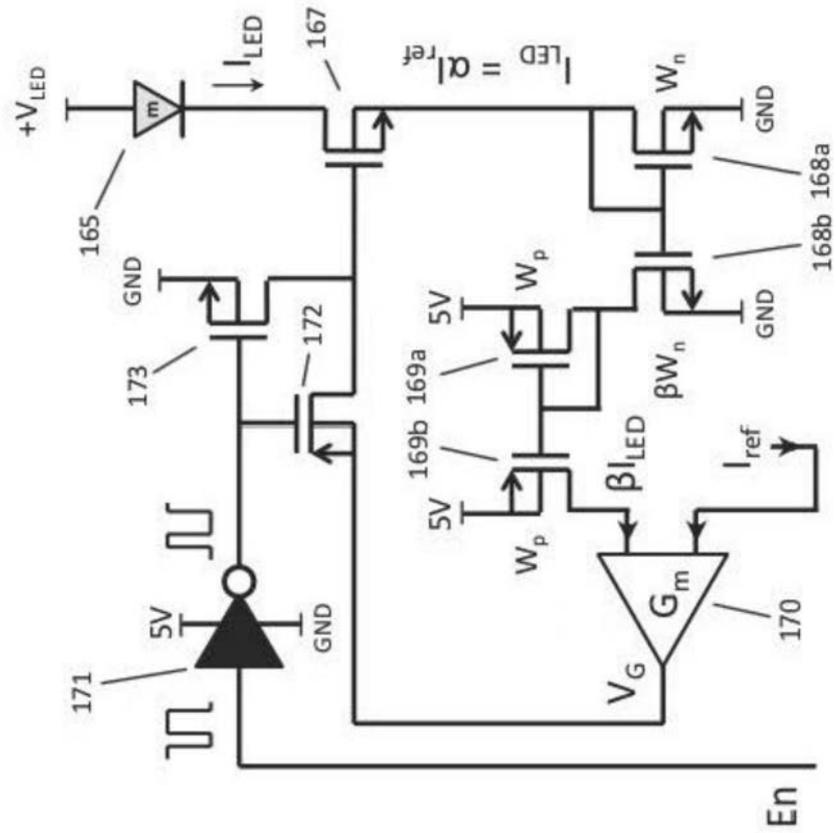


图20C

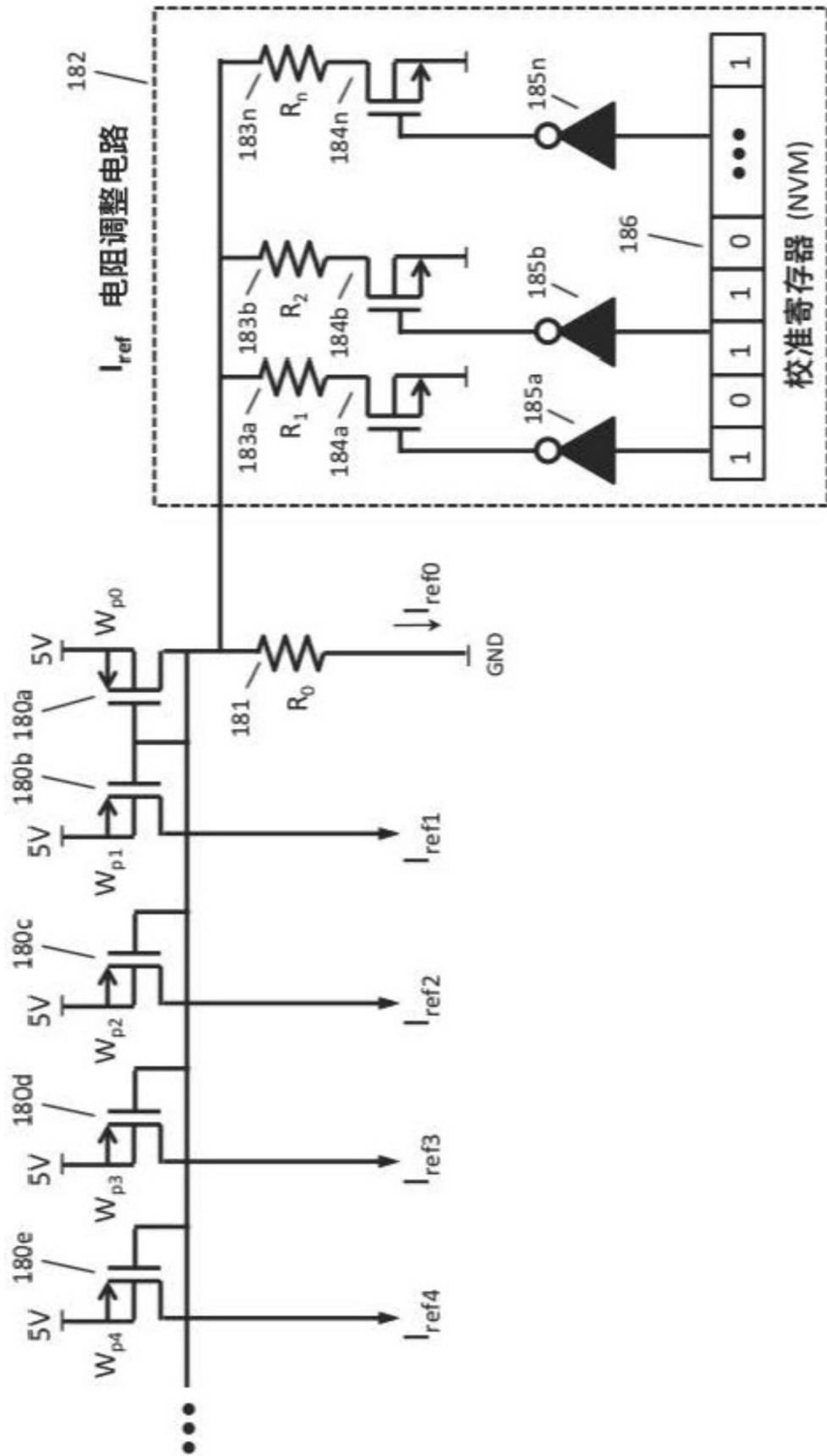


图21A

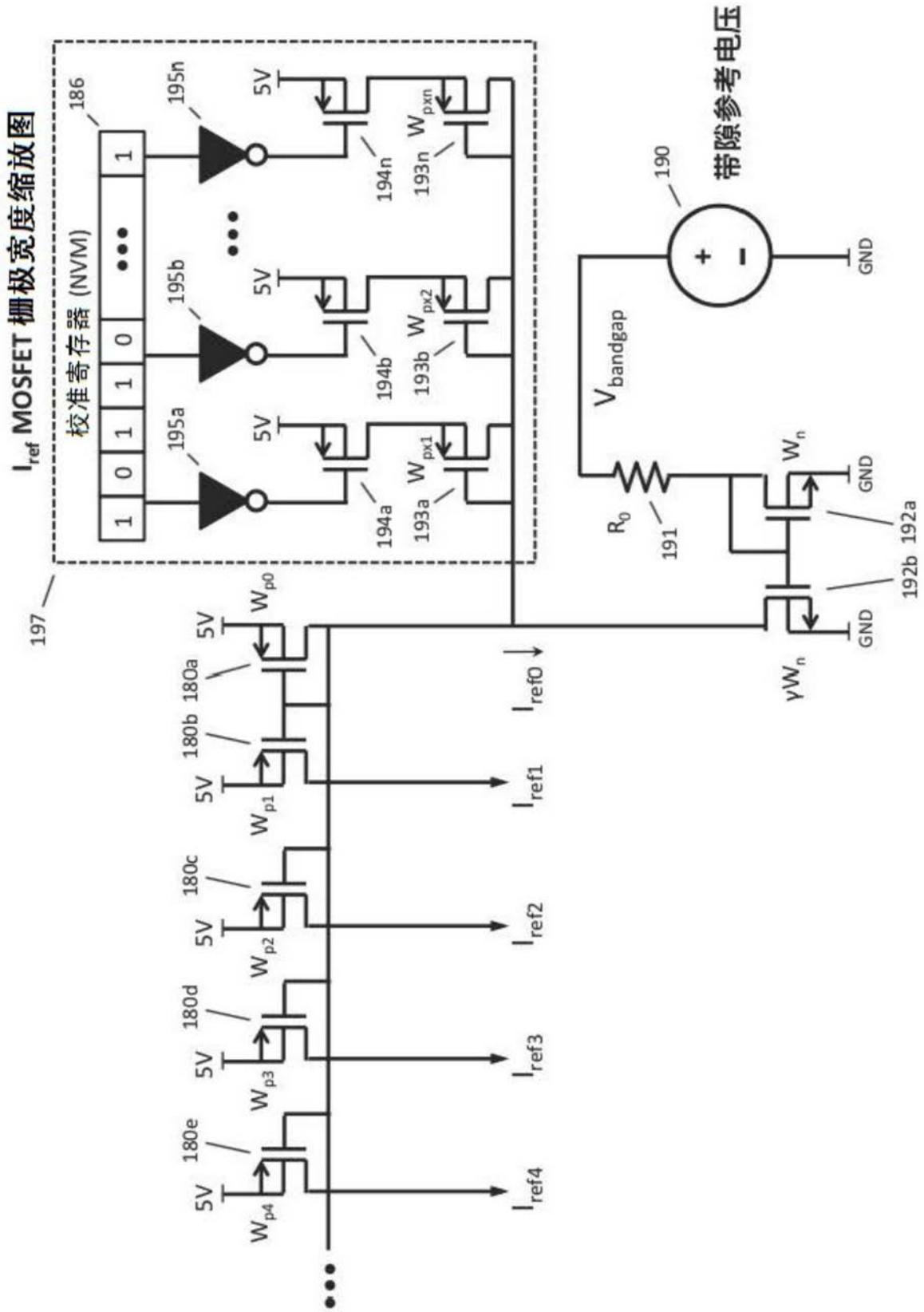


图21B

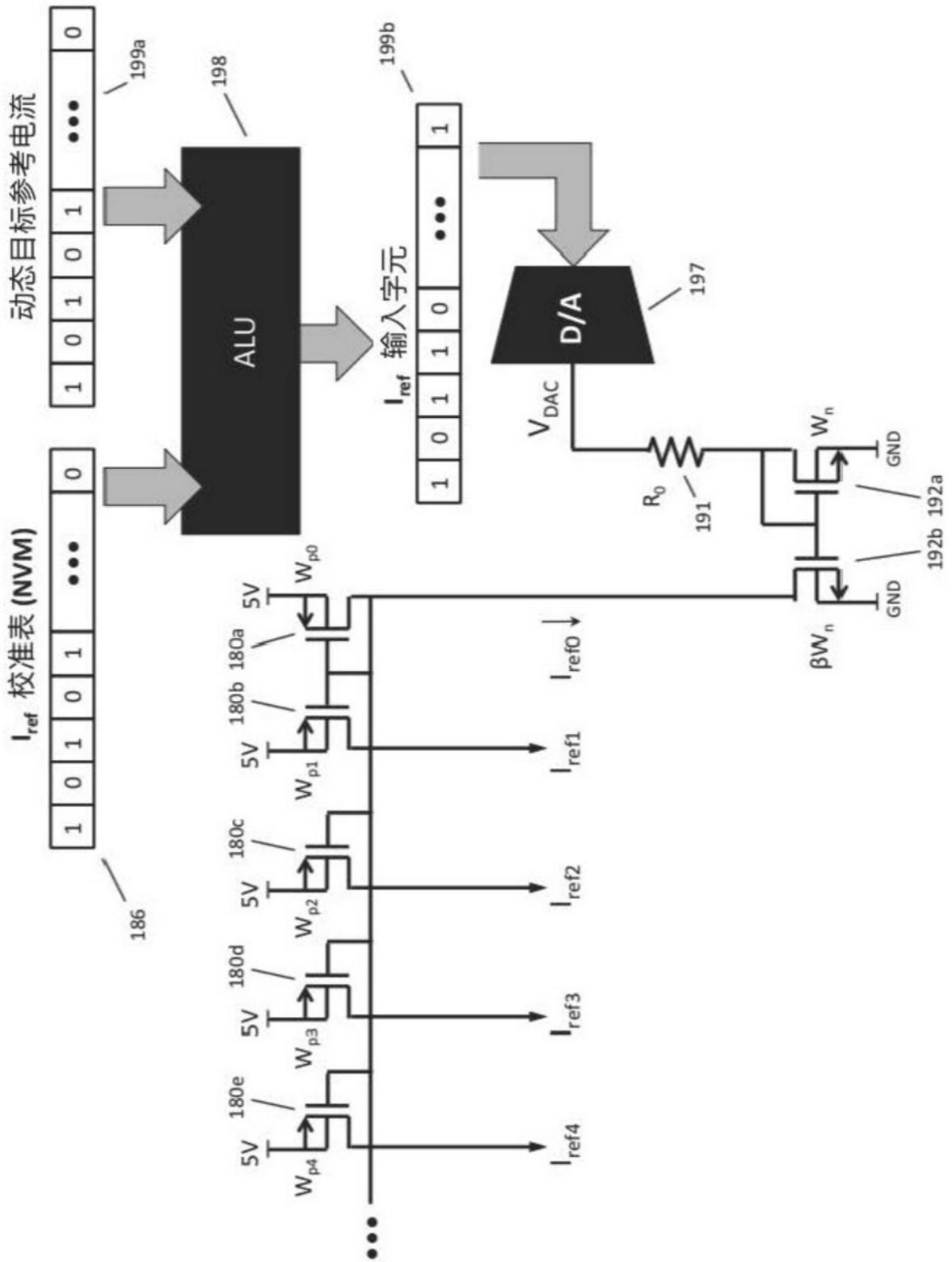


图21C

功能

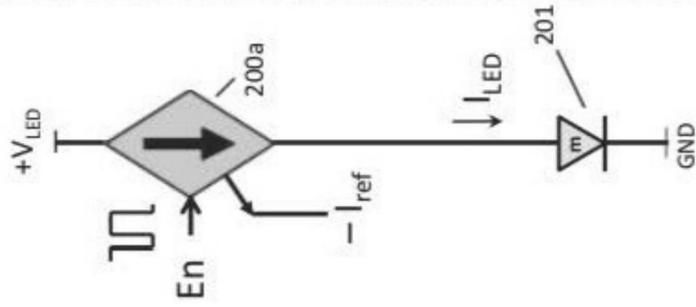


图22A

方框图

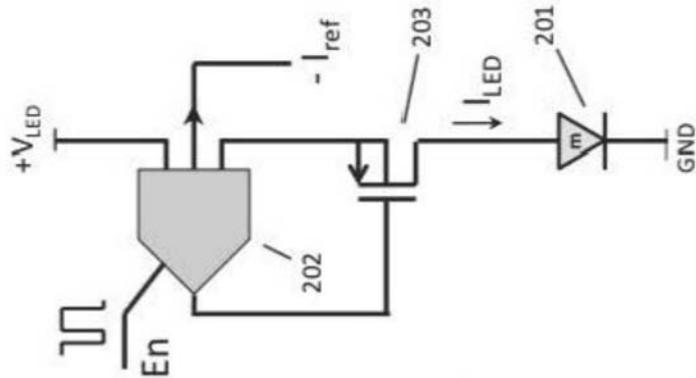


图22B



方框图

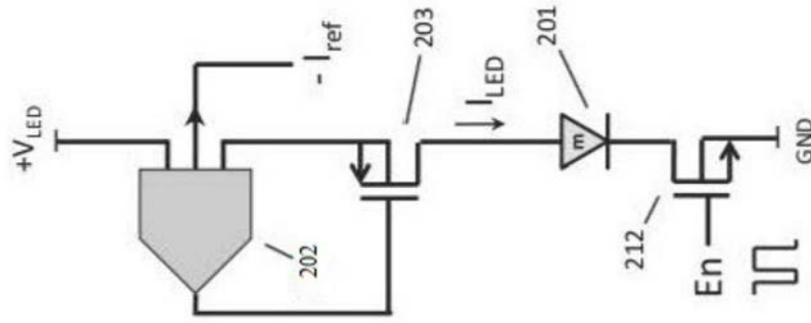


图23B

电路原理图

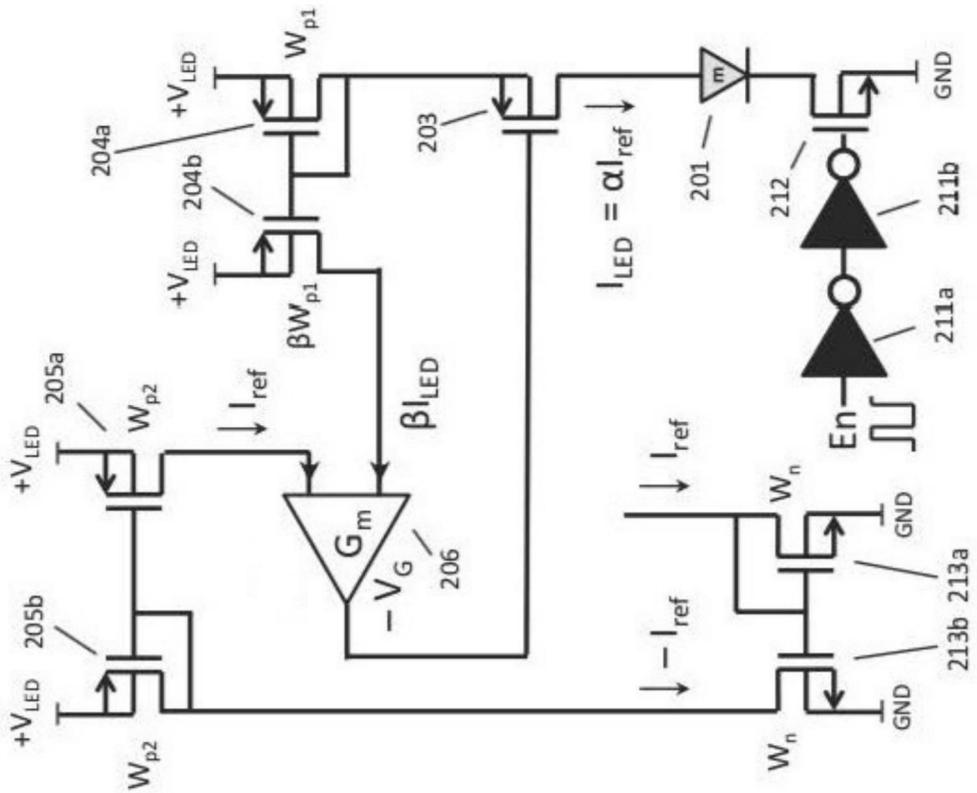


图23C

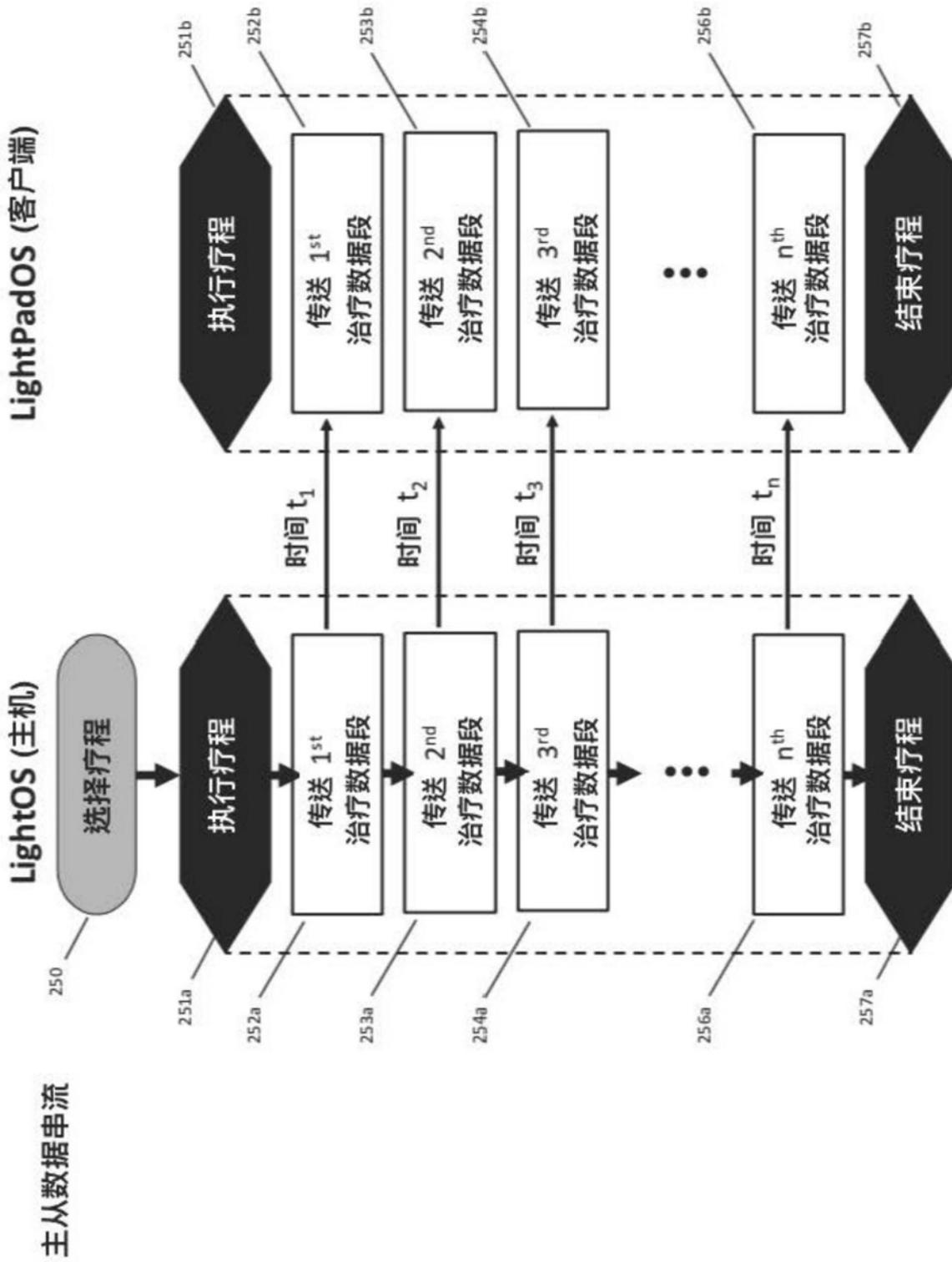


图24

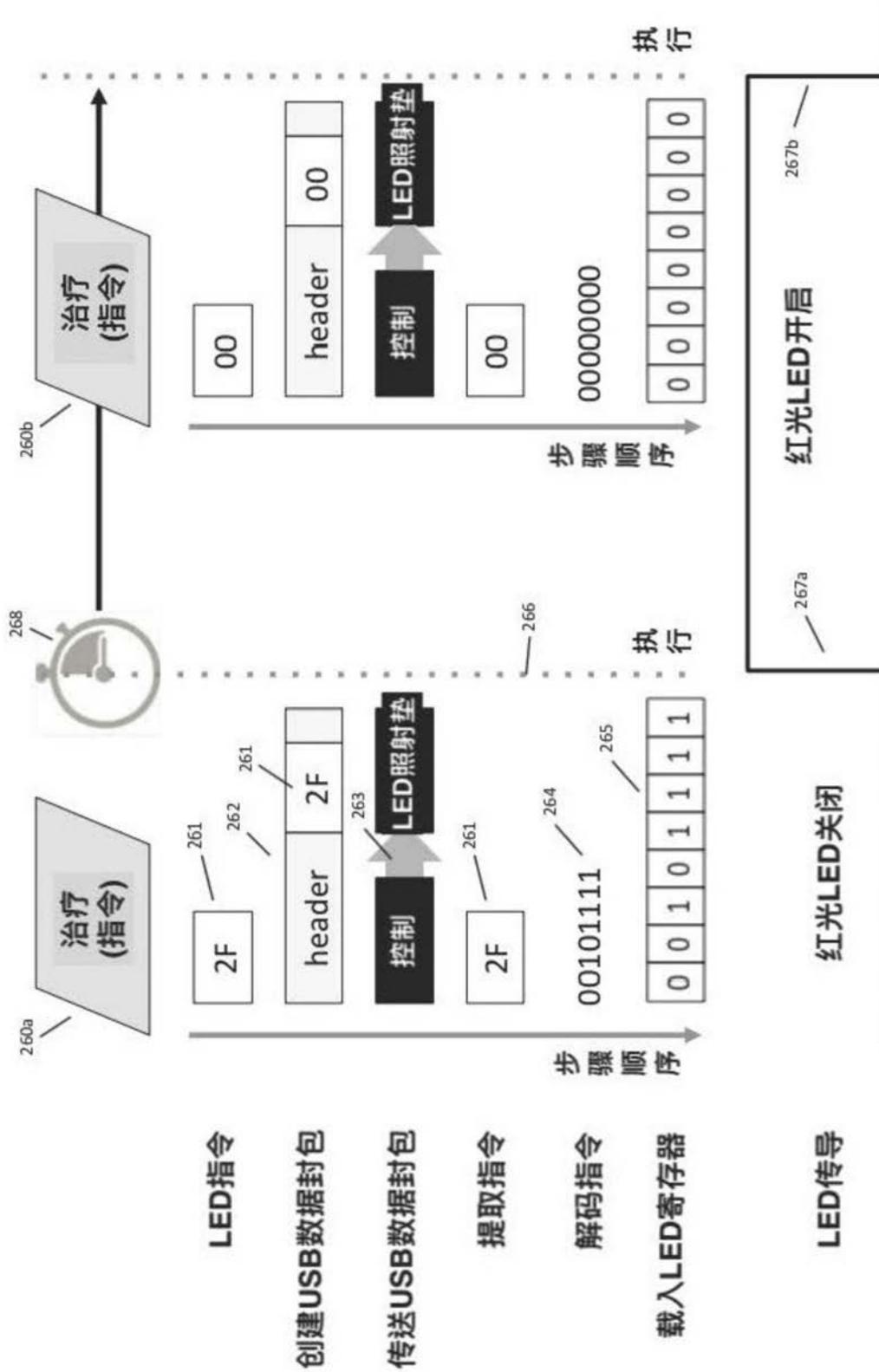


图25

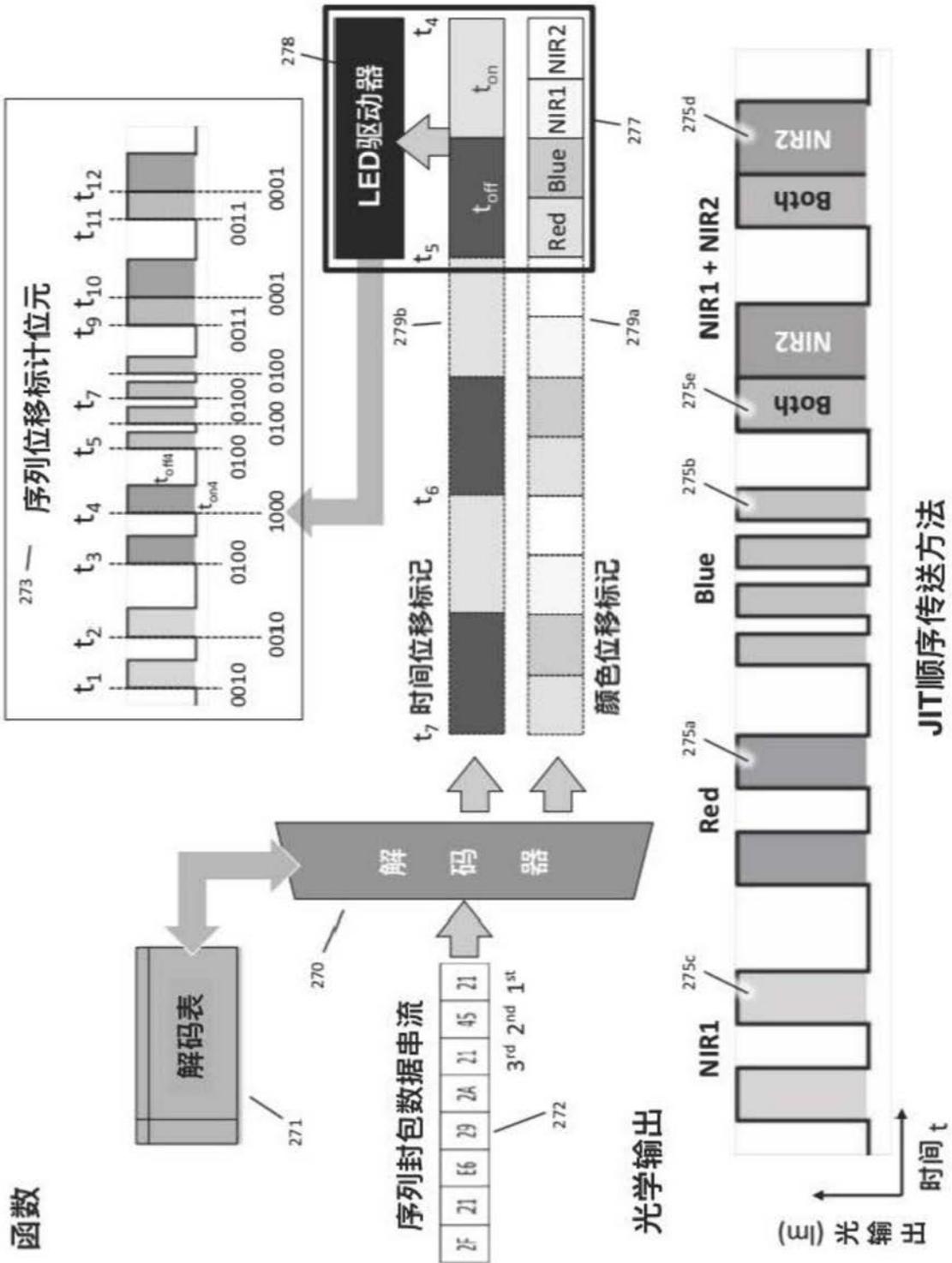


图26A



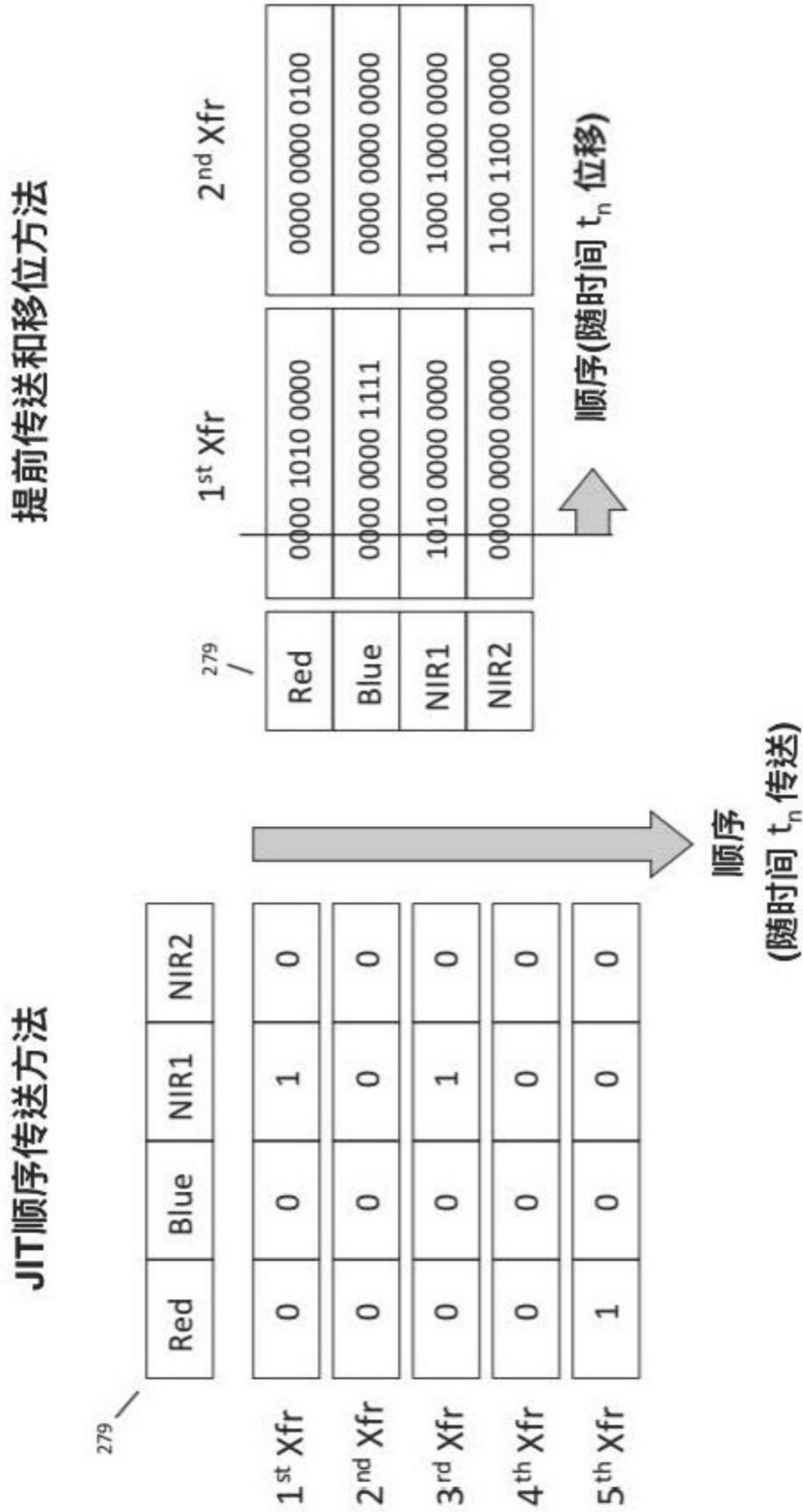


图26C

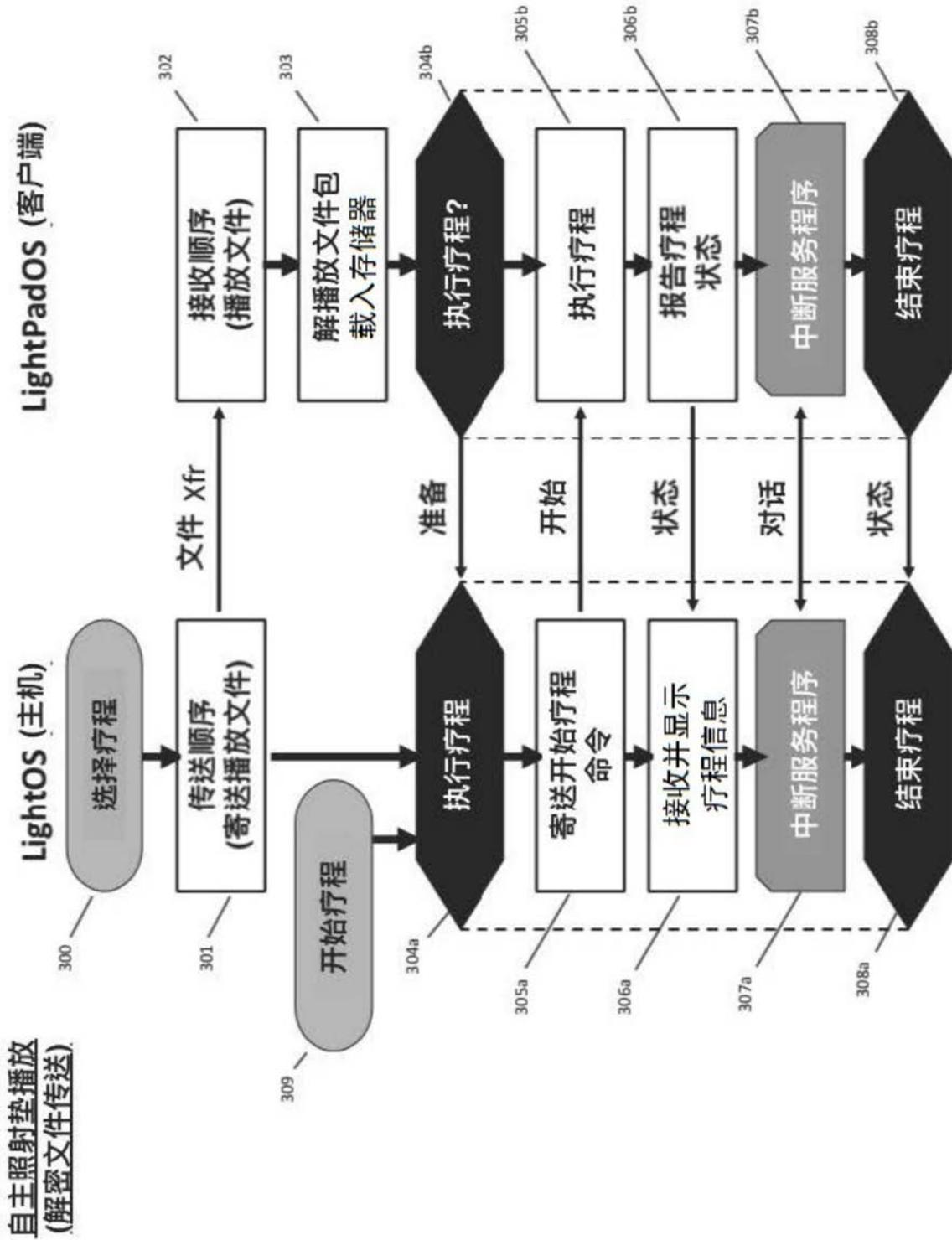


图27

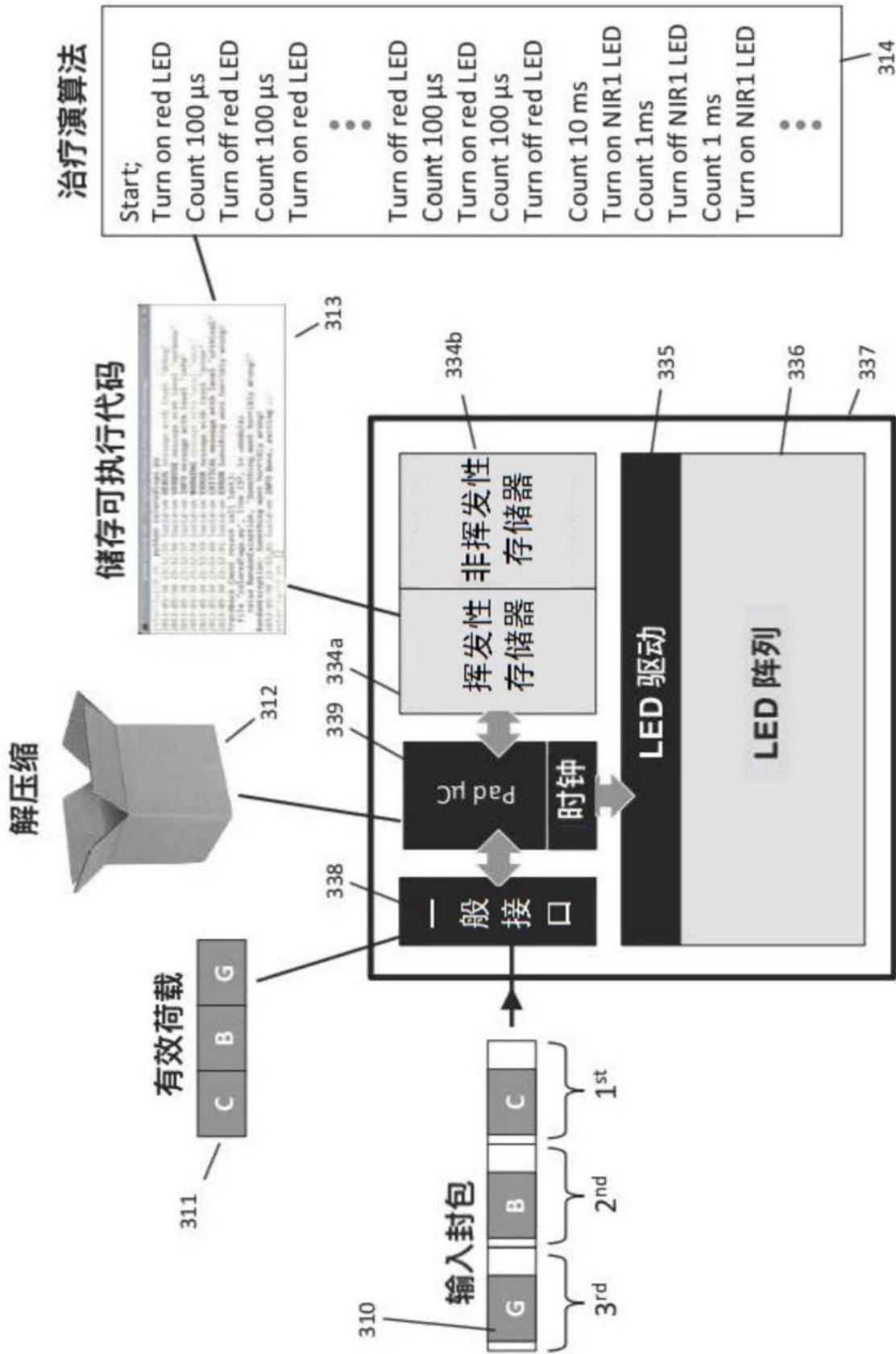


图28

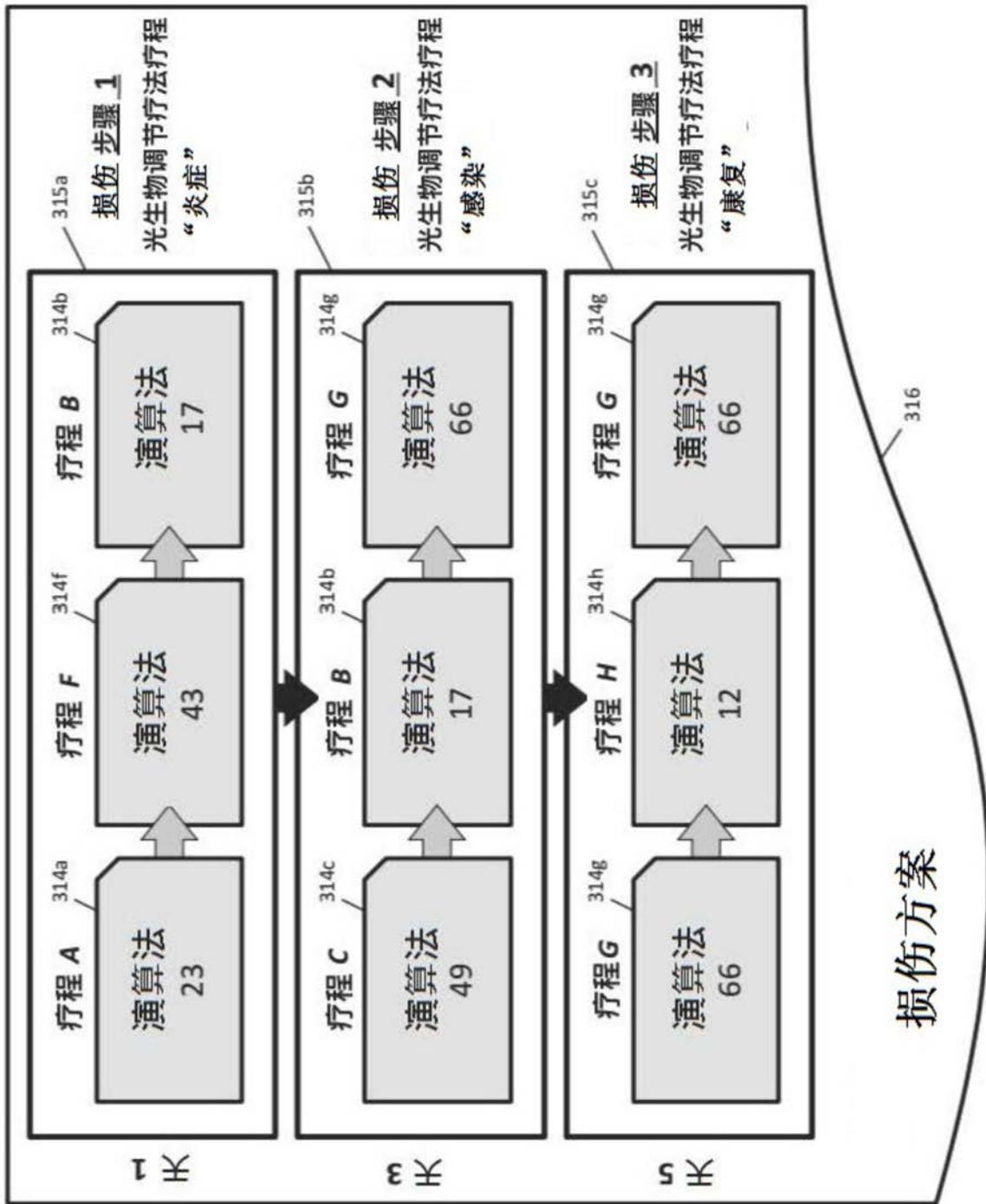


图29A

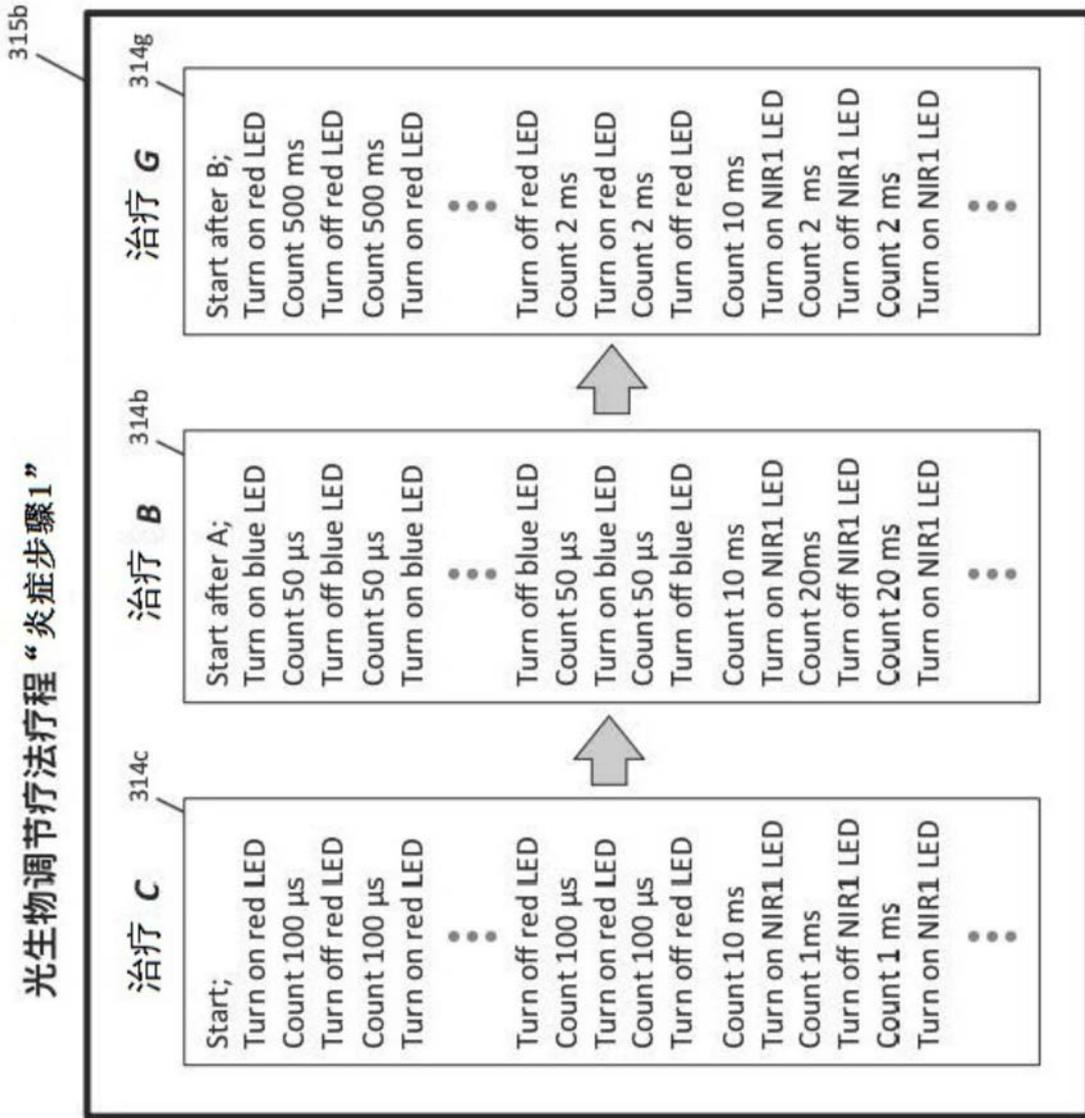
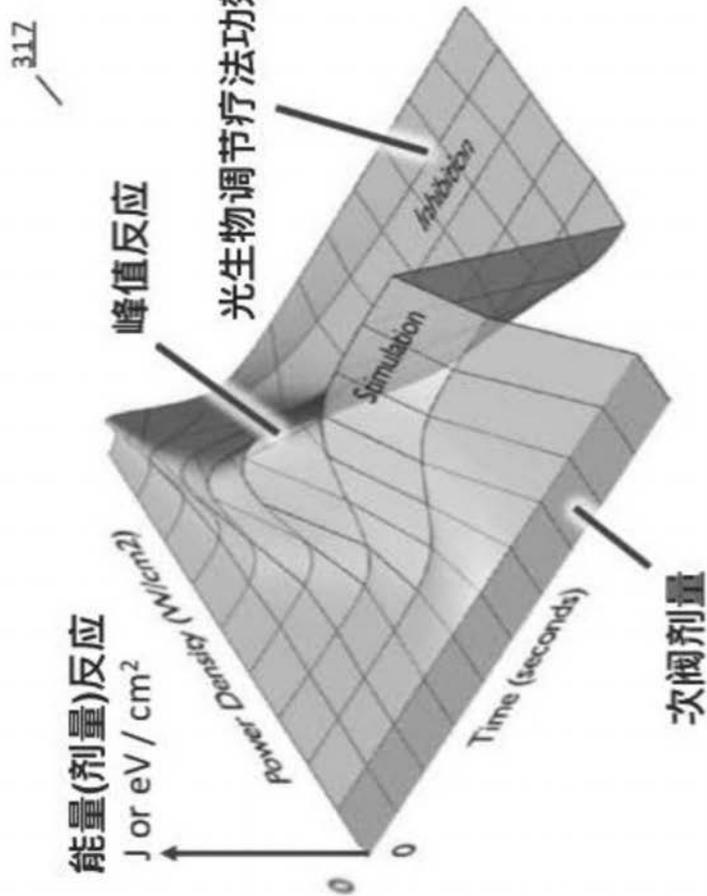


图29B

光生物调节疗法的Arndt-Schulz双相剂量反应模式

广义双相剂量反应模式



案例研究示例

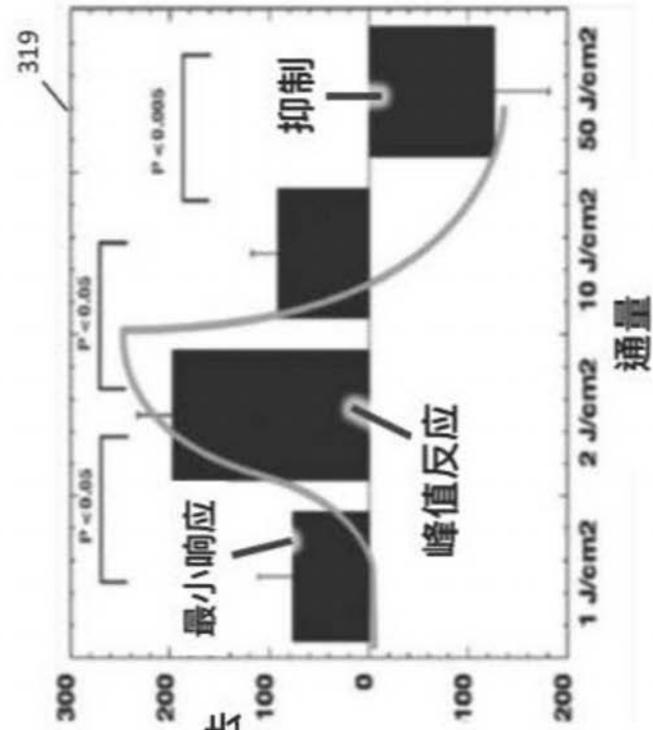


图30

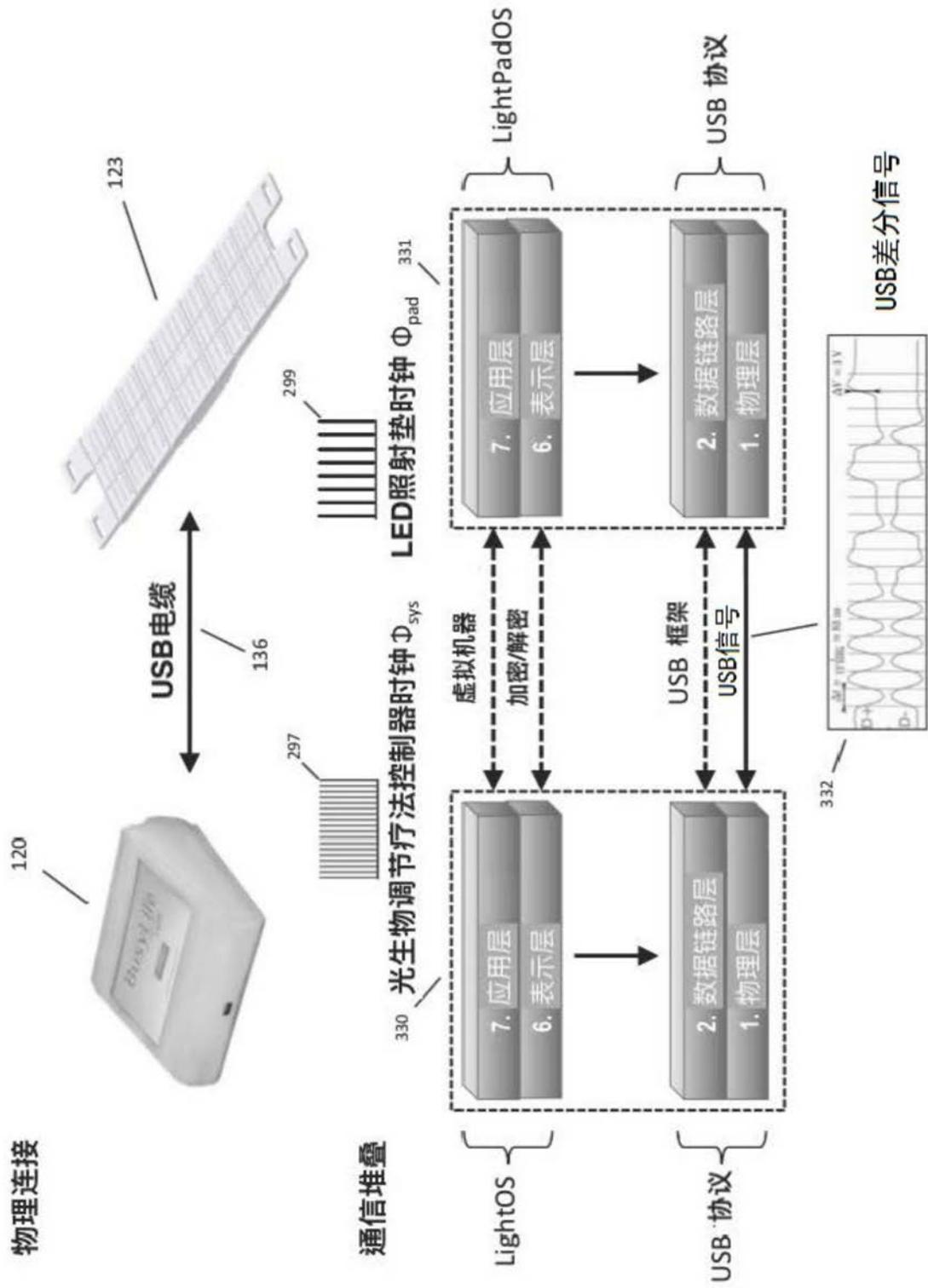


图31

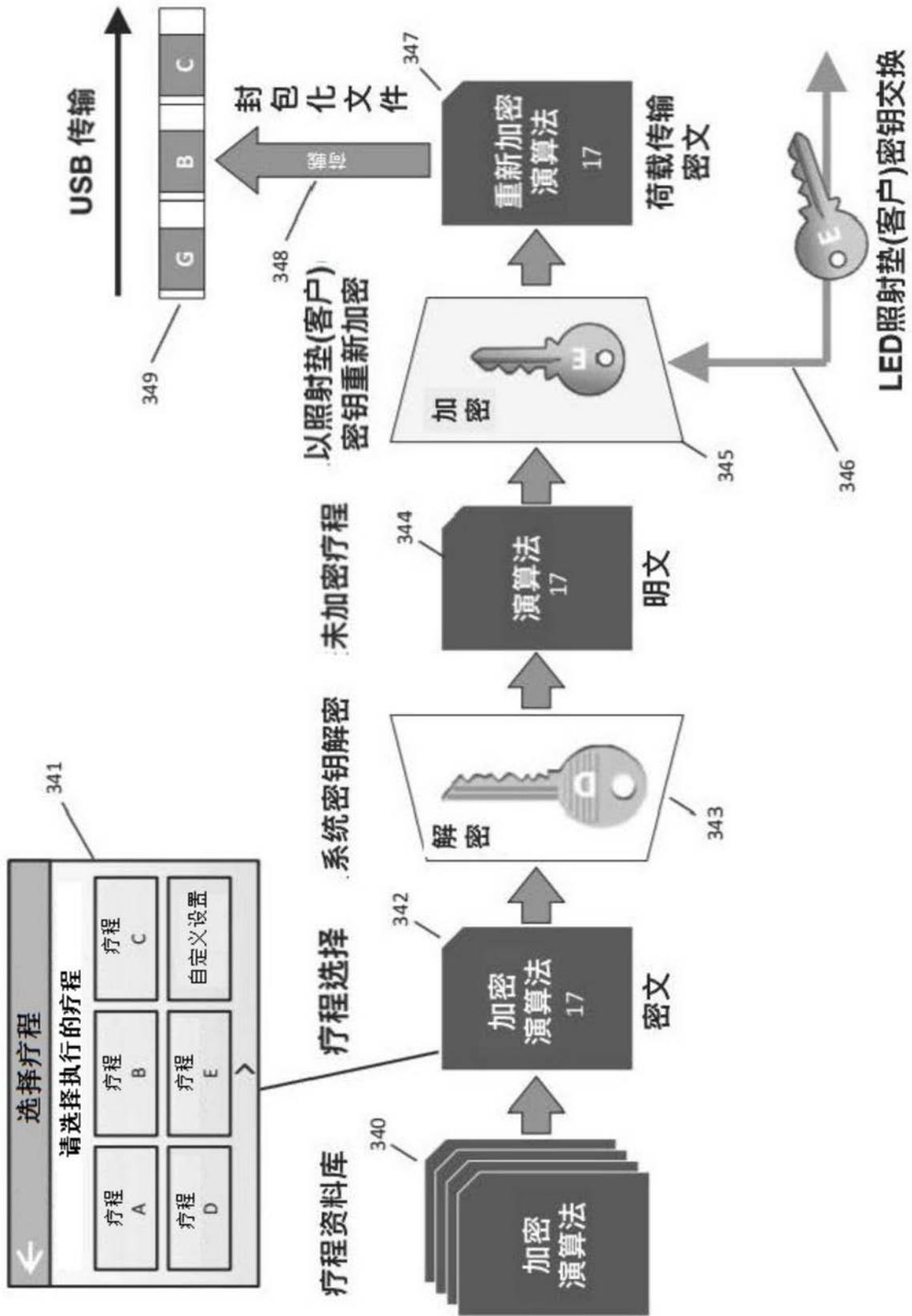


图32

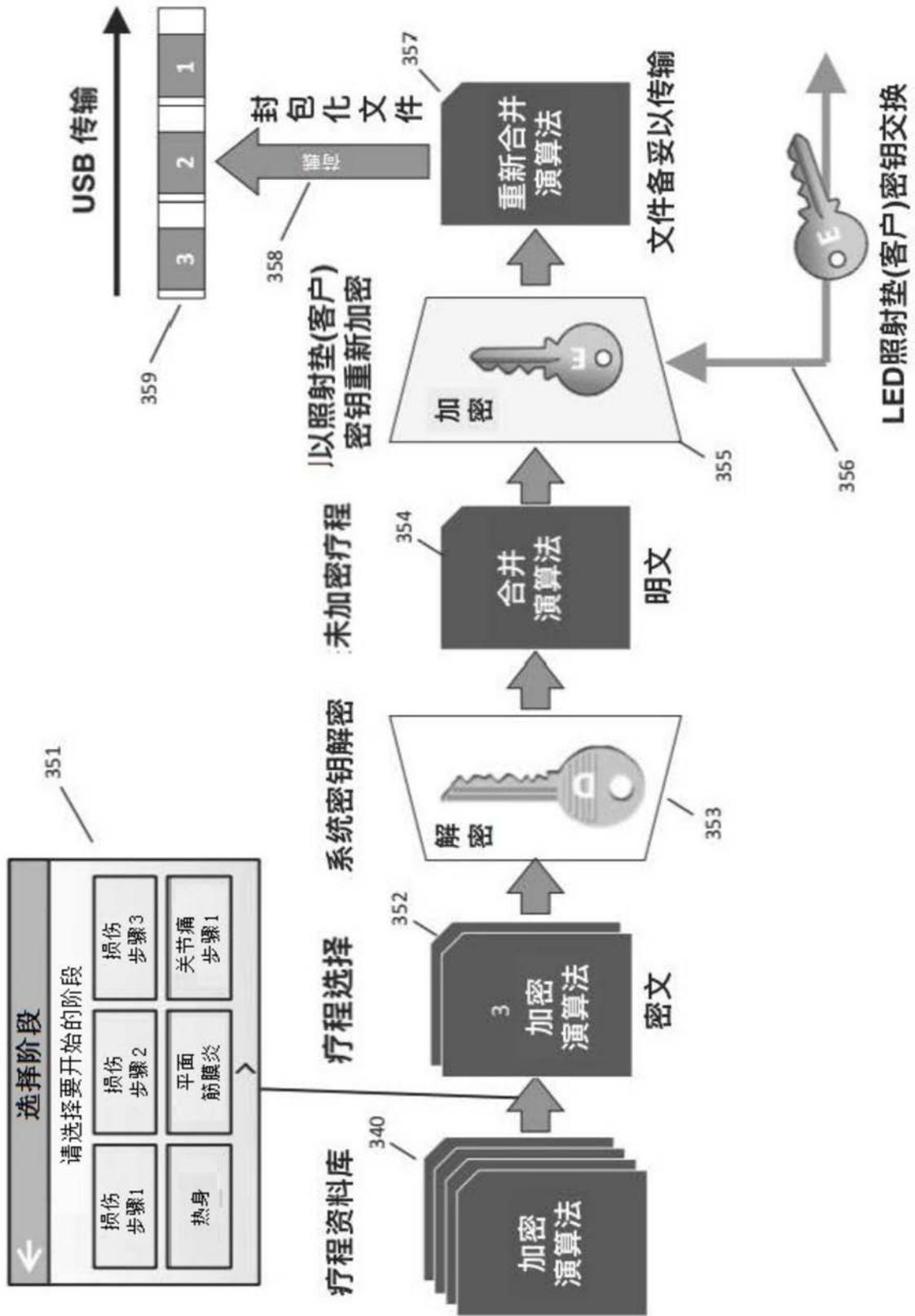


图33

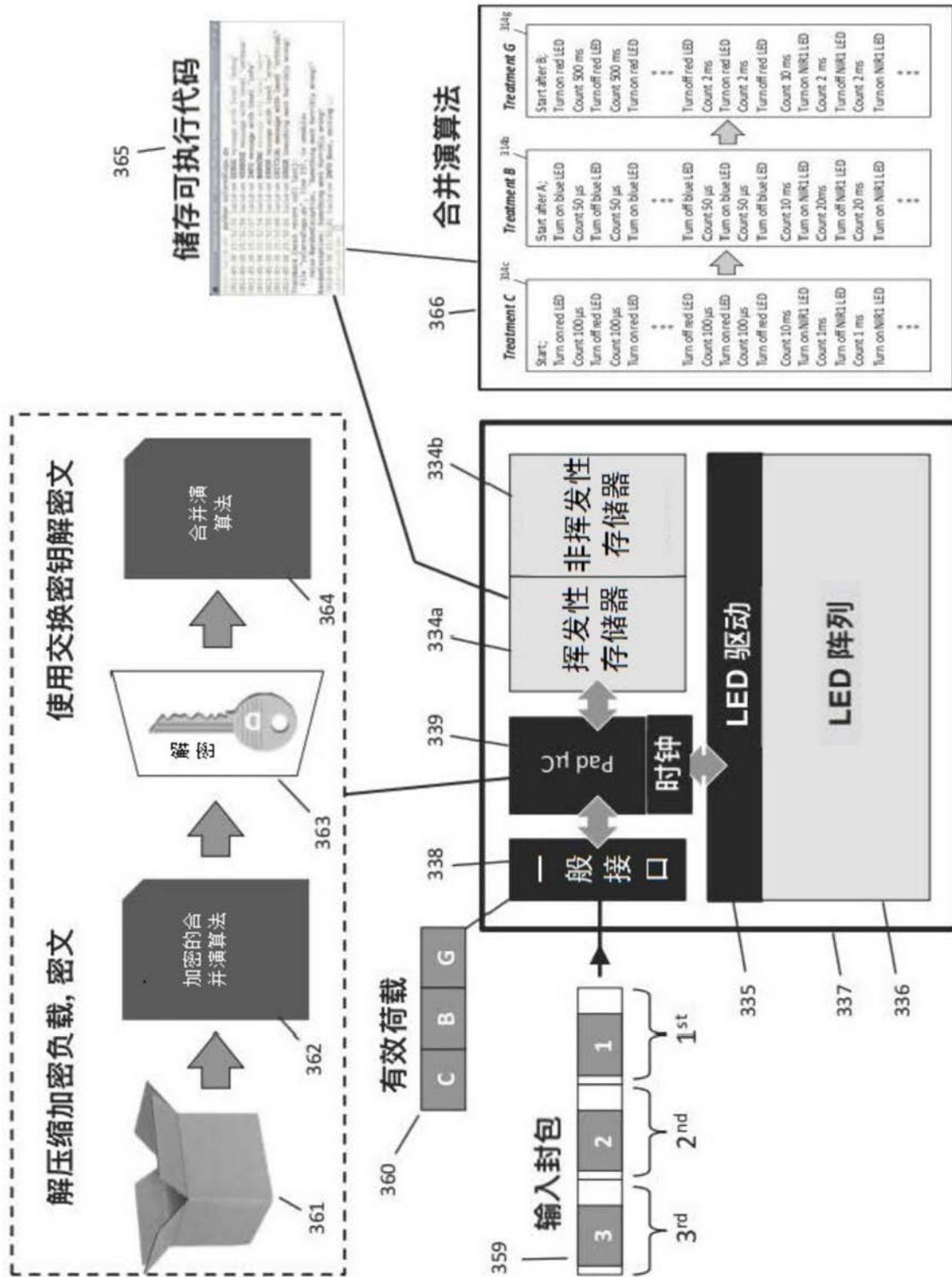


图34

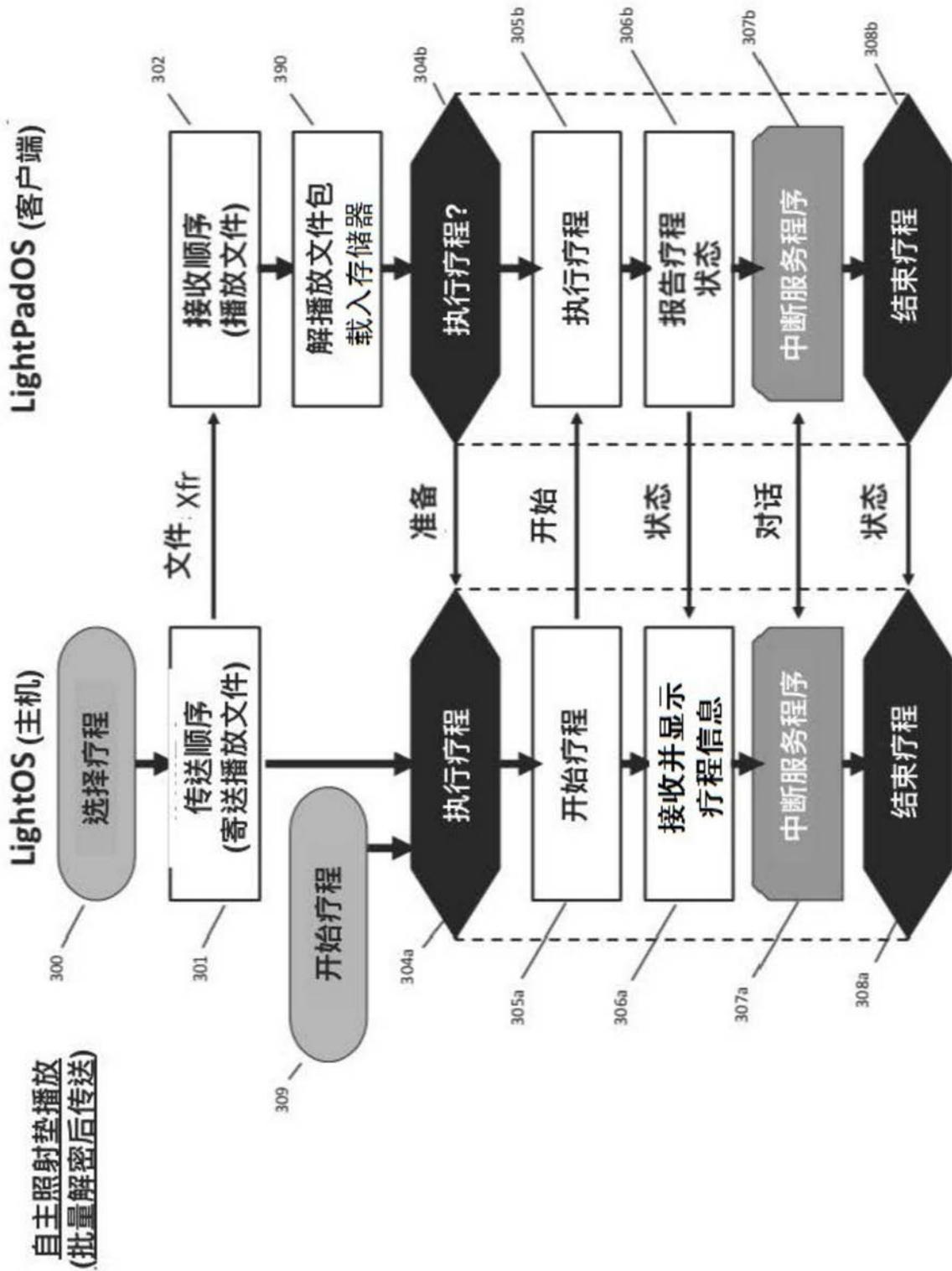


图35

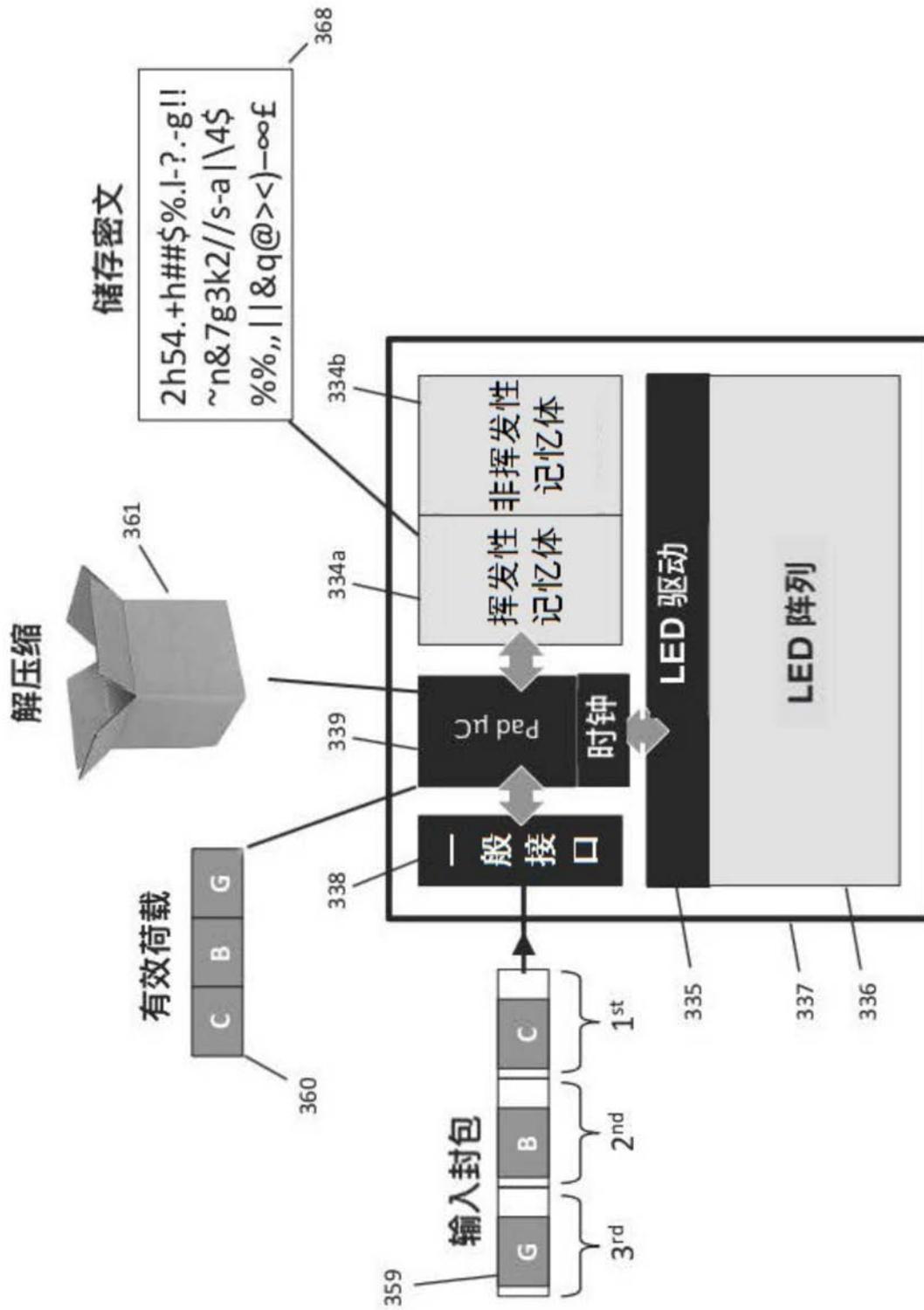


图36

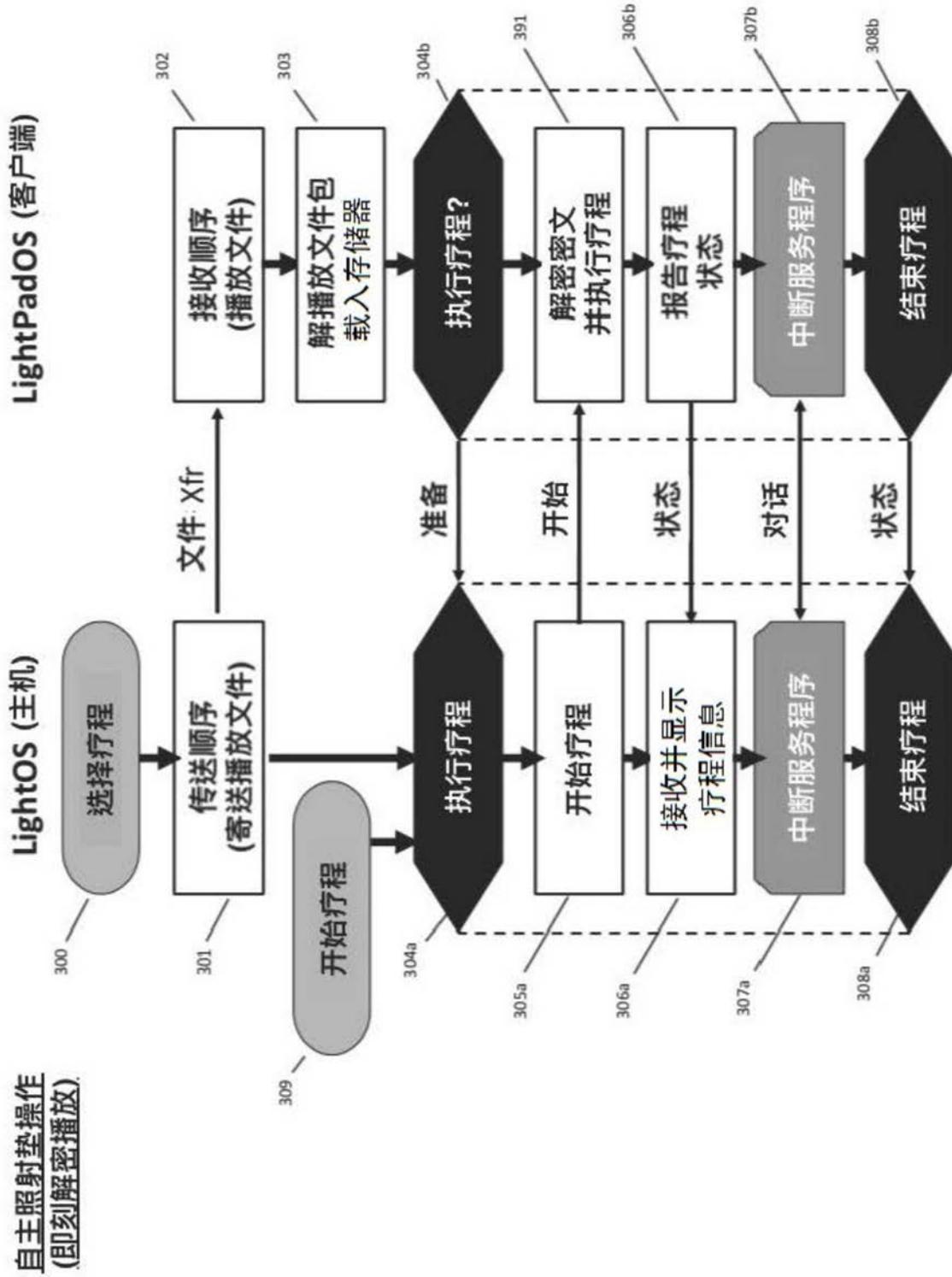


图37

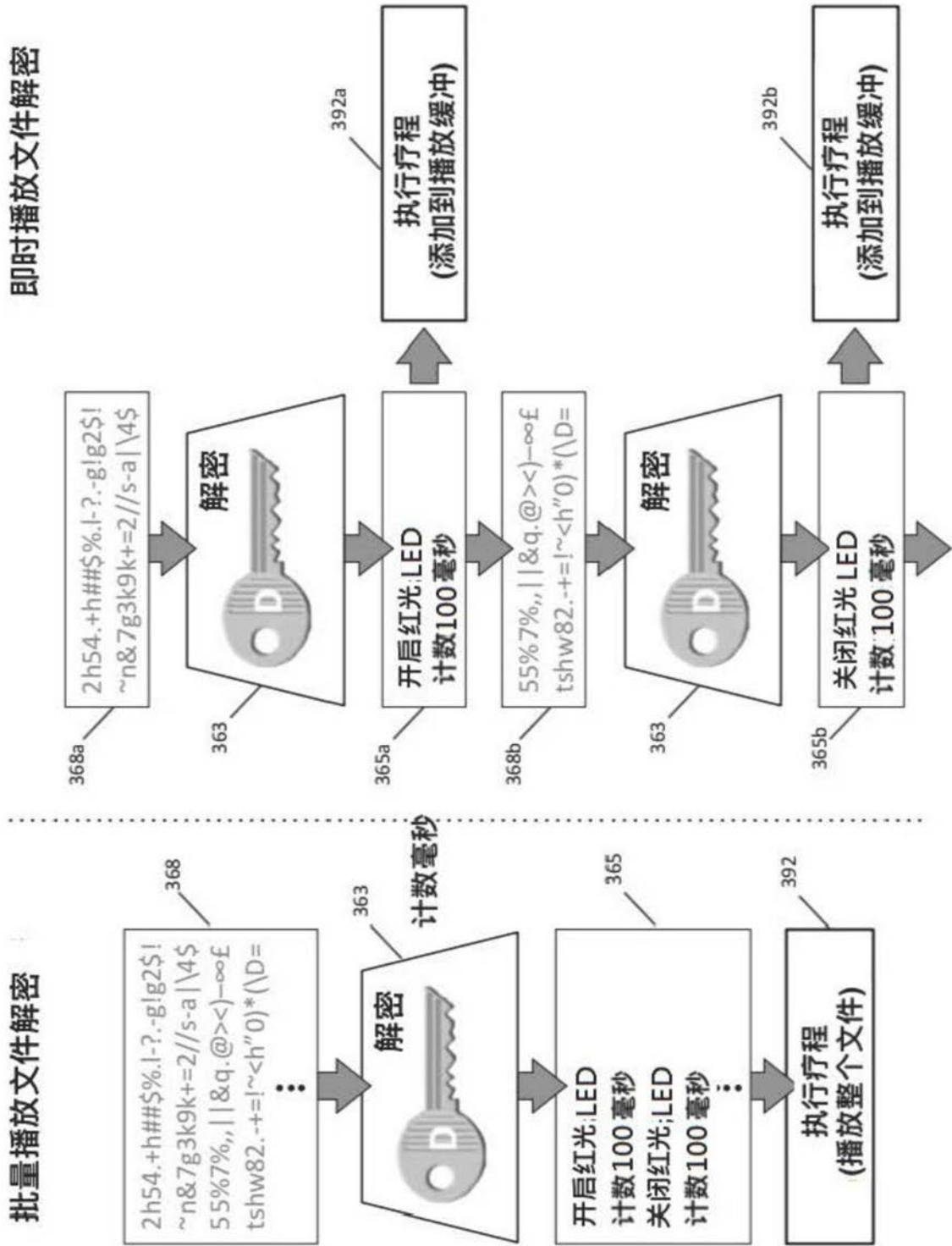


图38

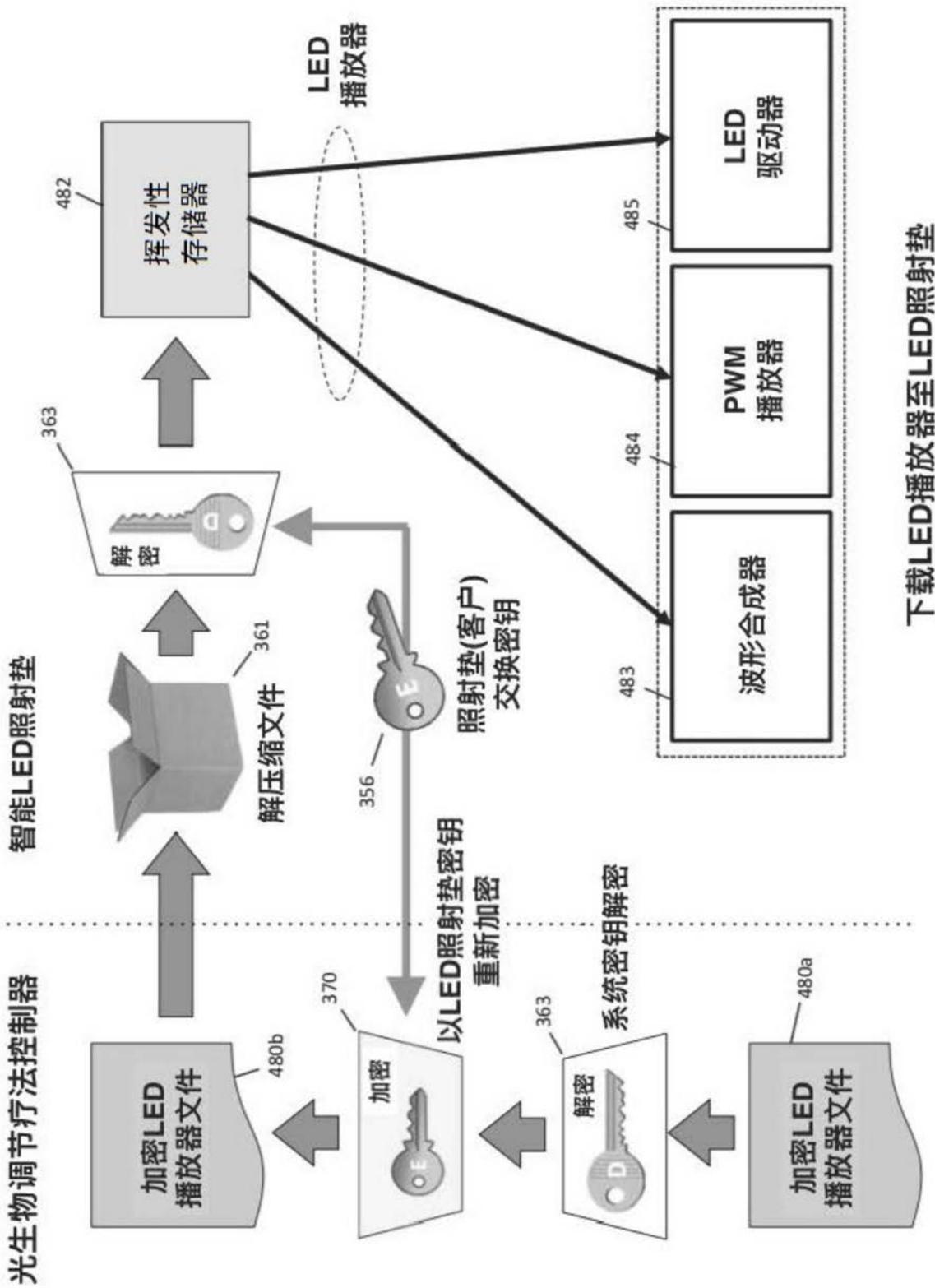


图39

波形合成器操作

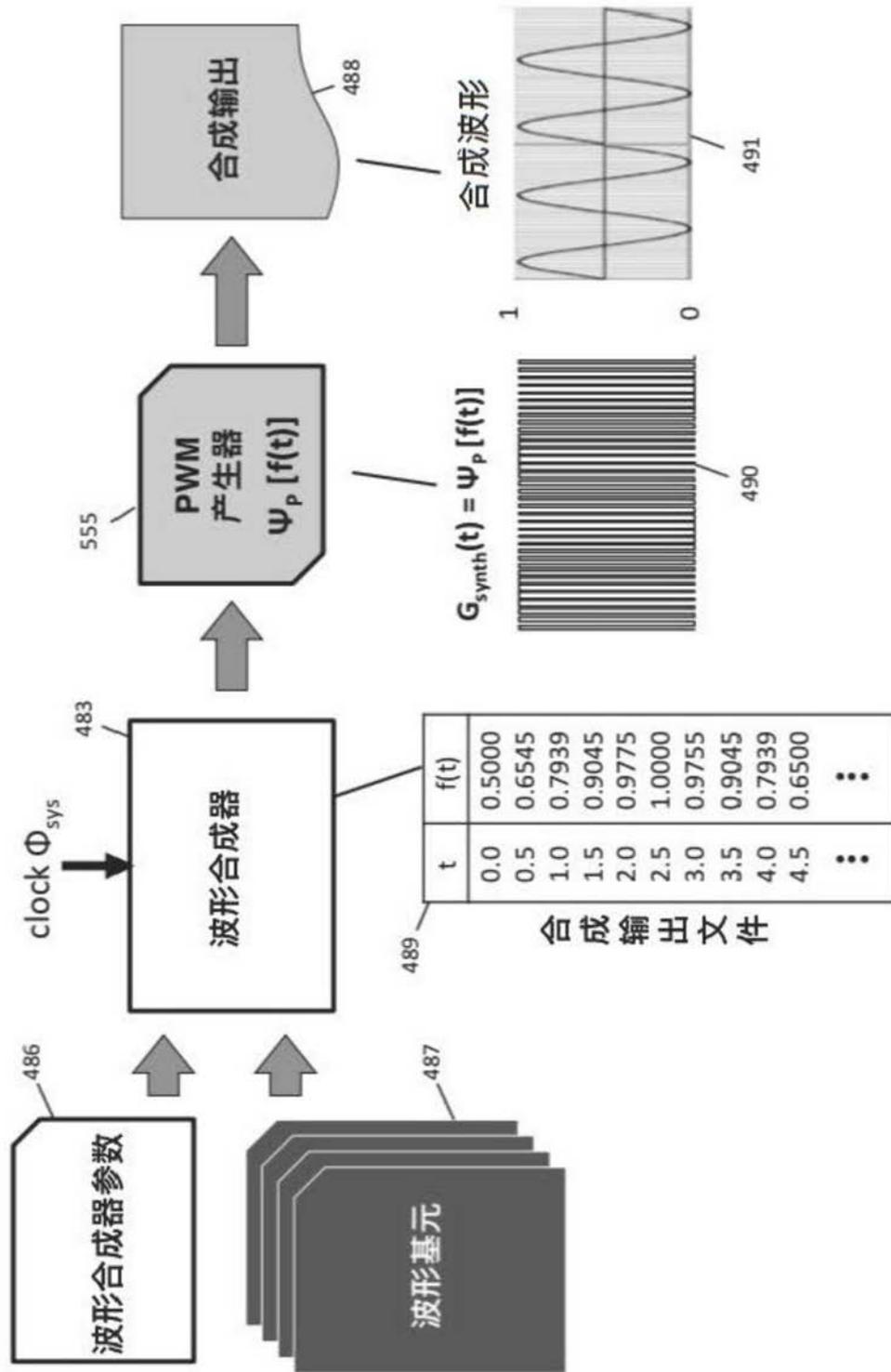


图40

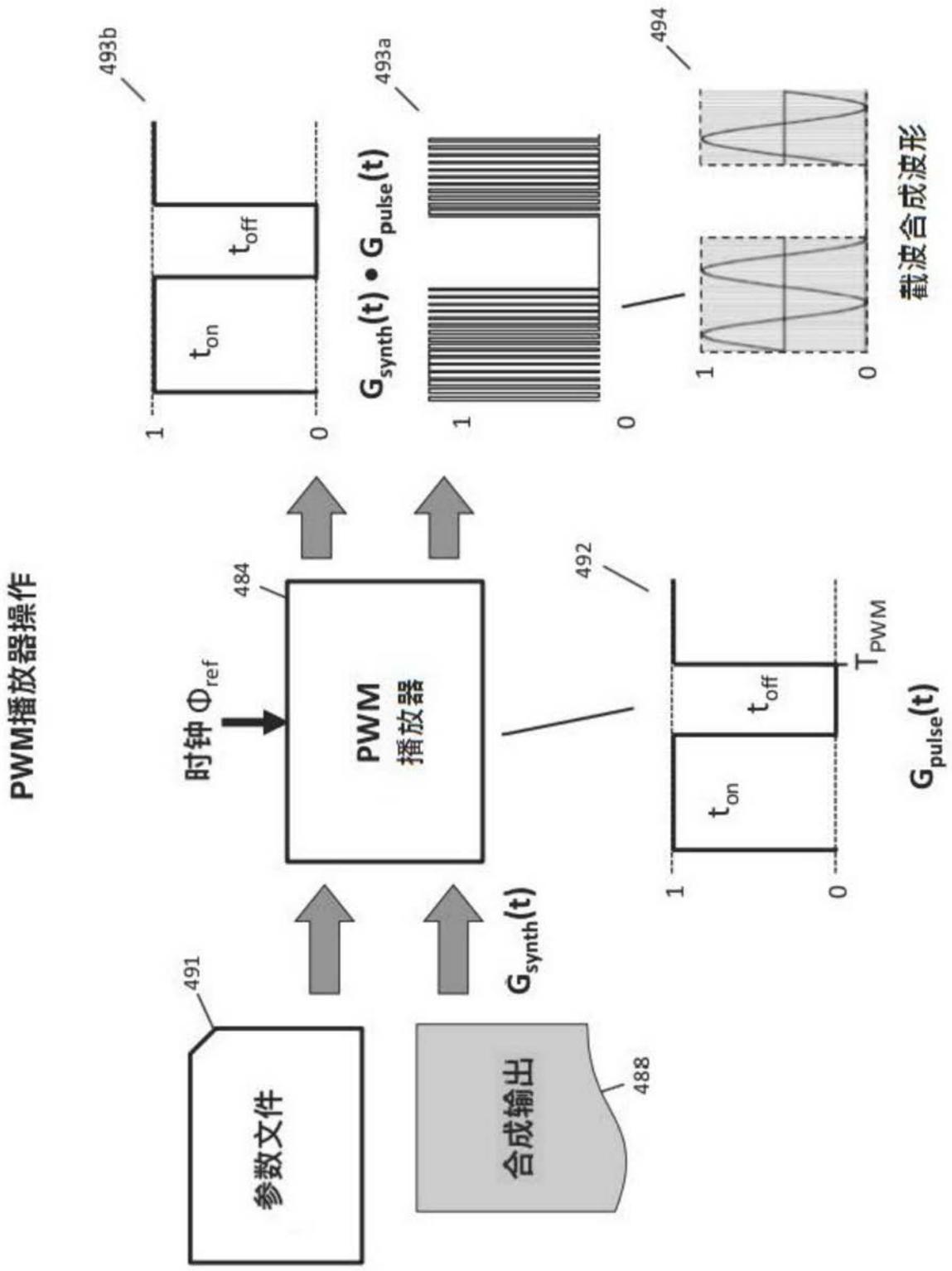


图41

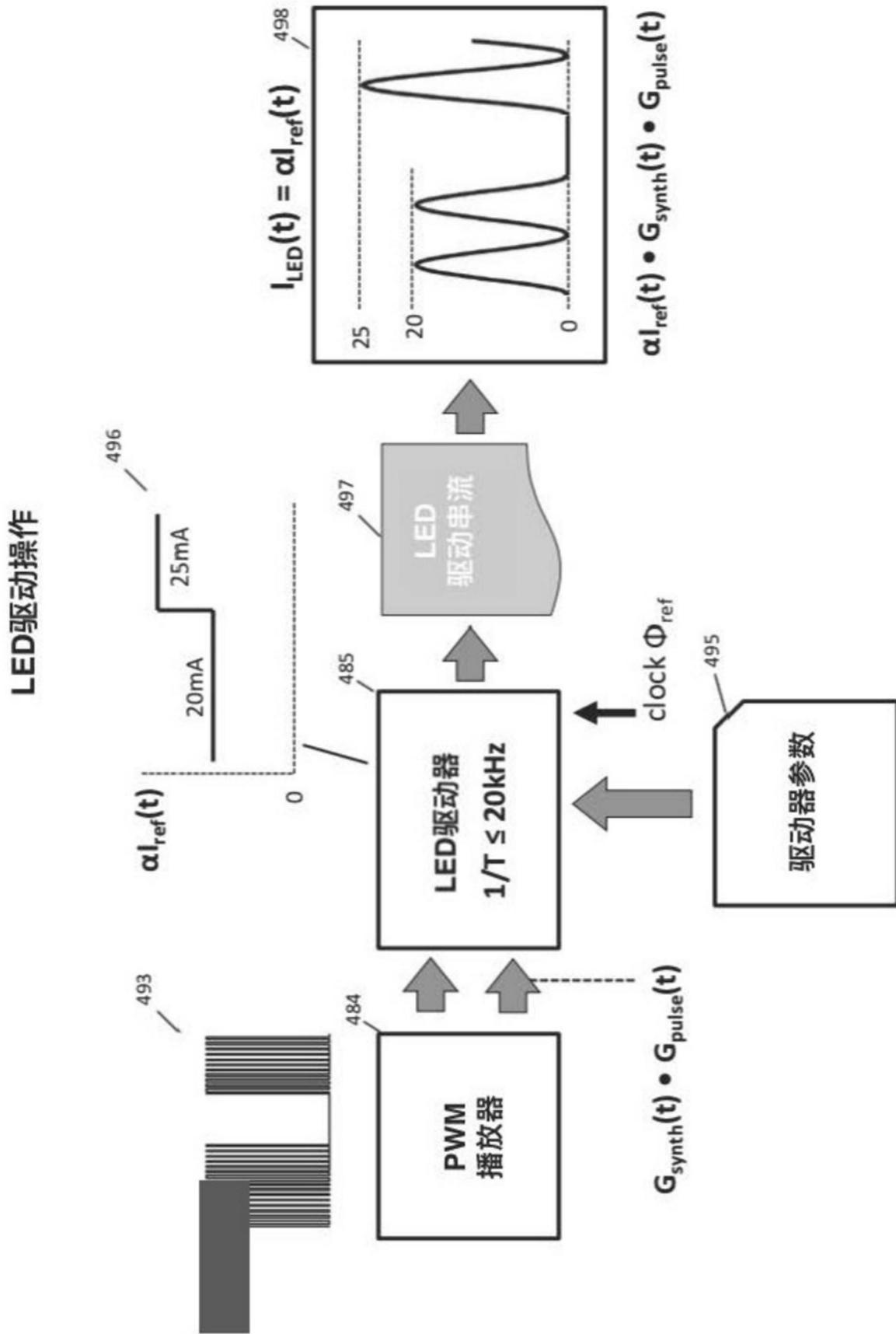


图42

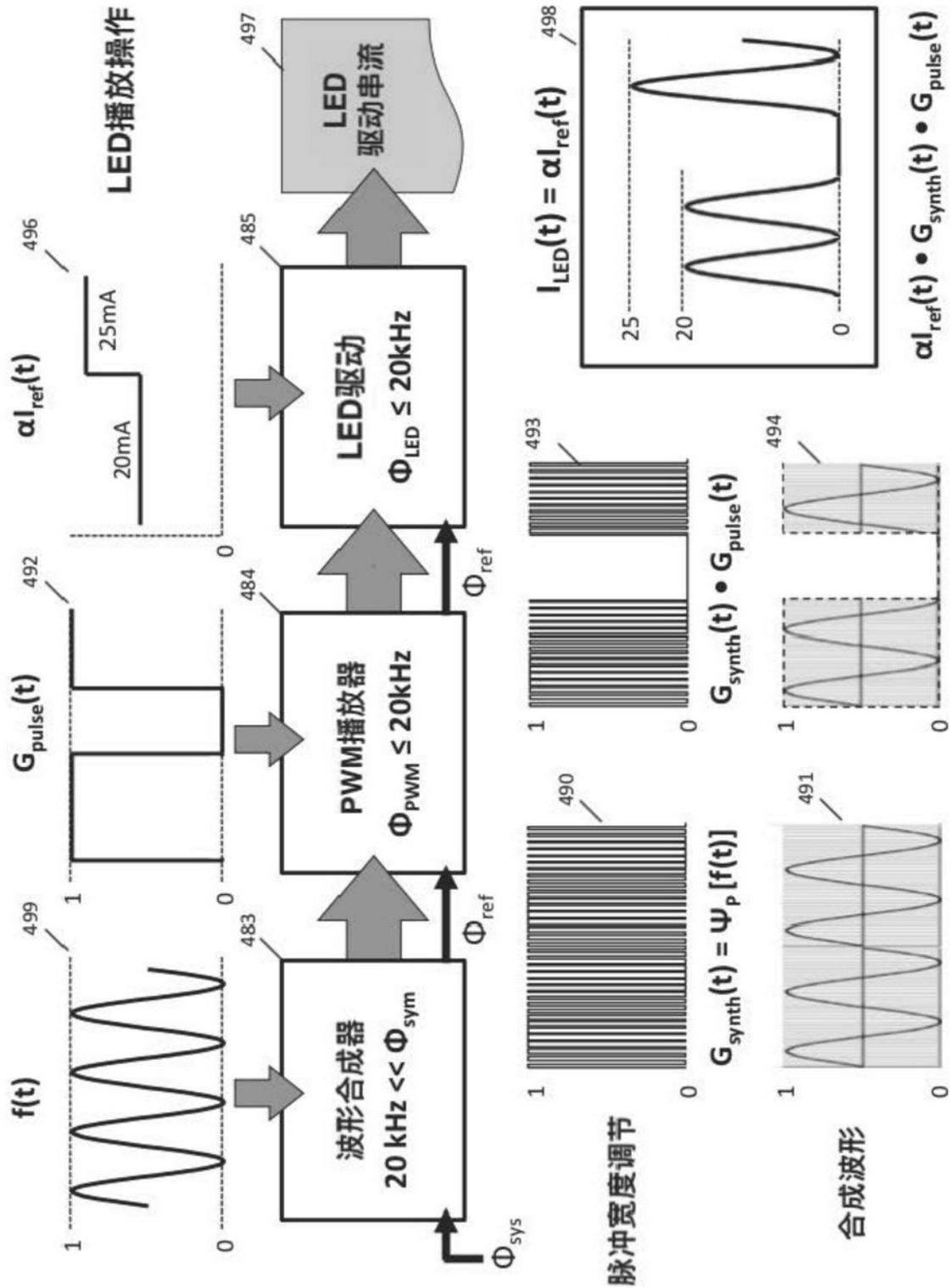
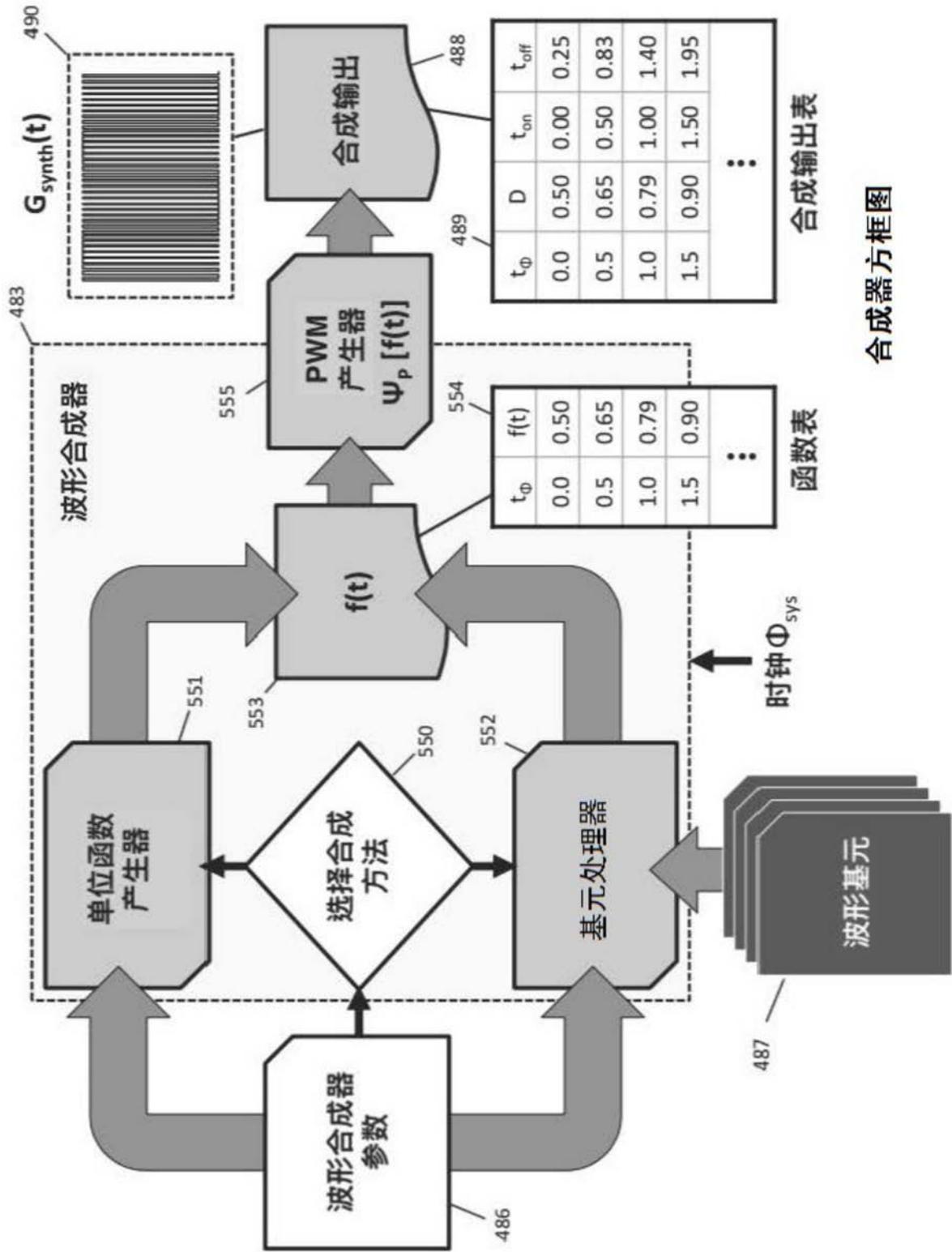


图43



合成器方框图

图44

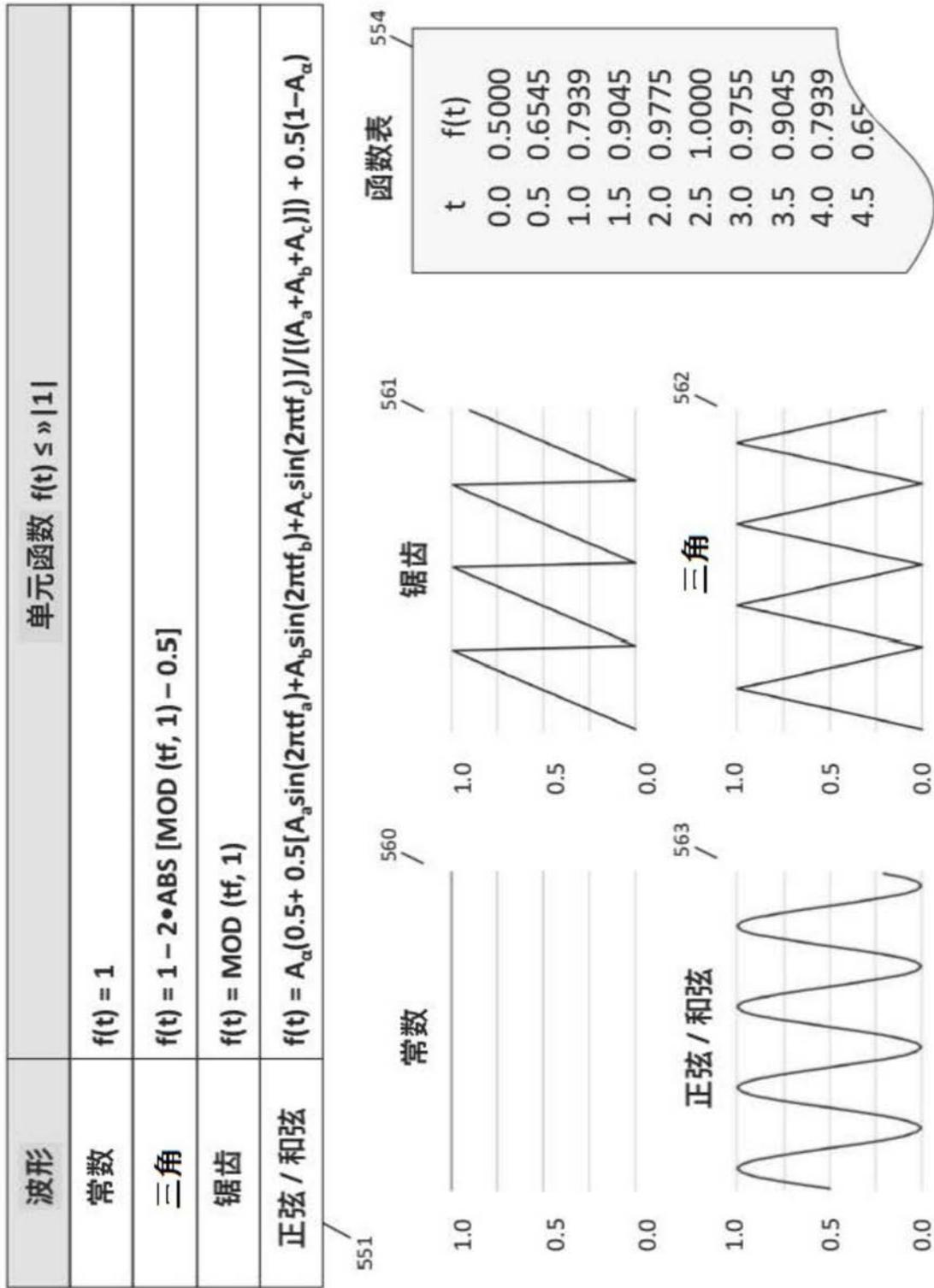


图45

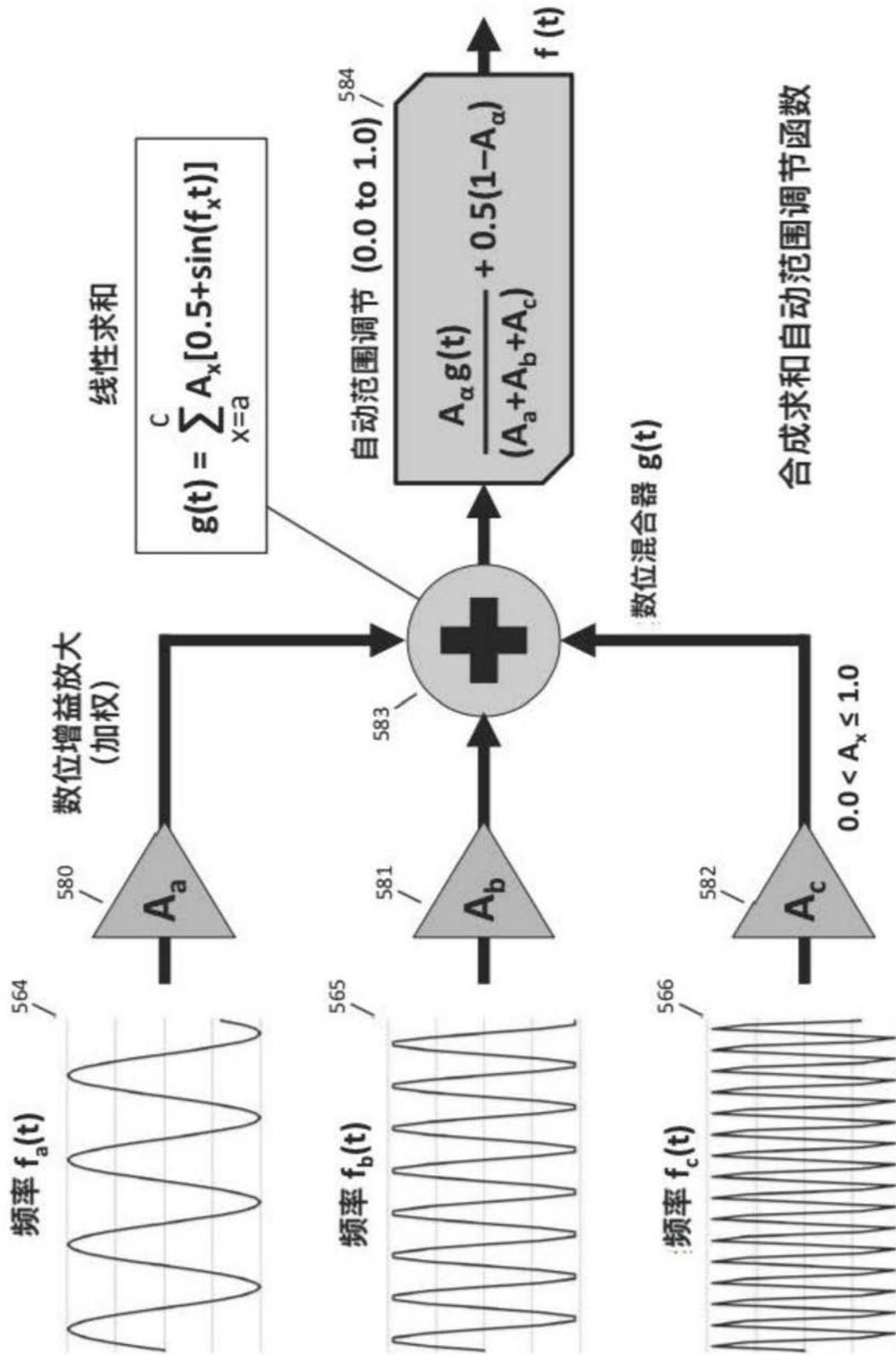


图46

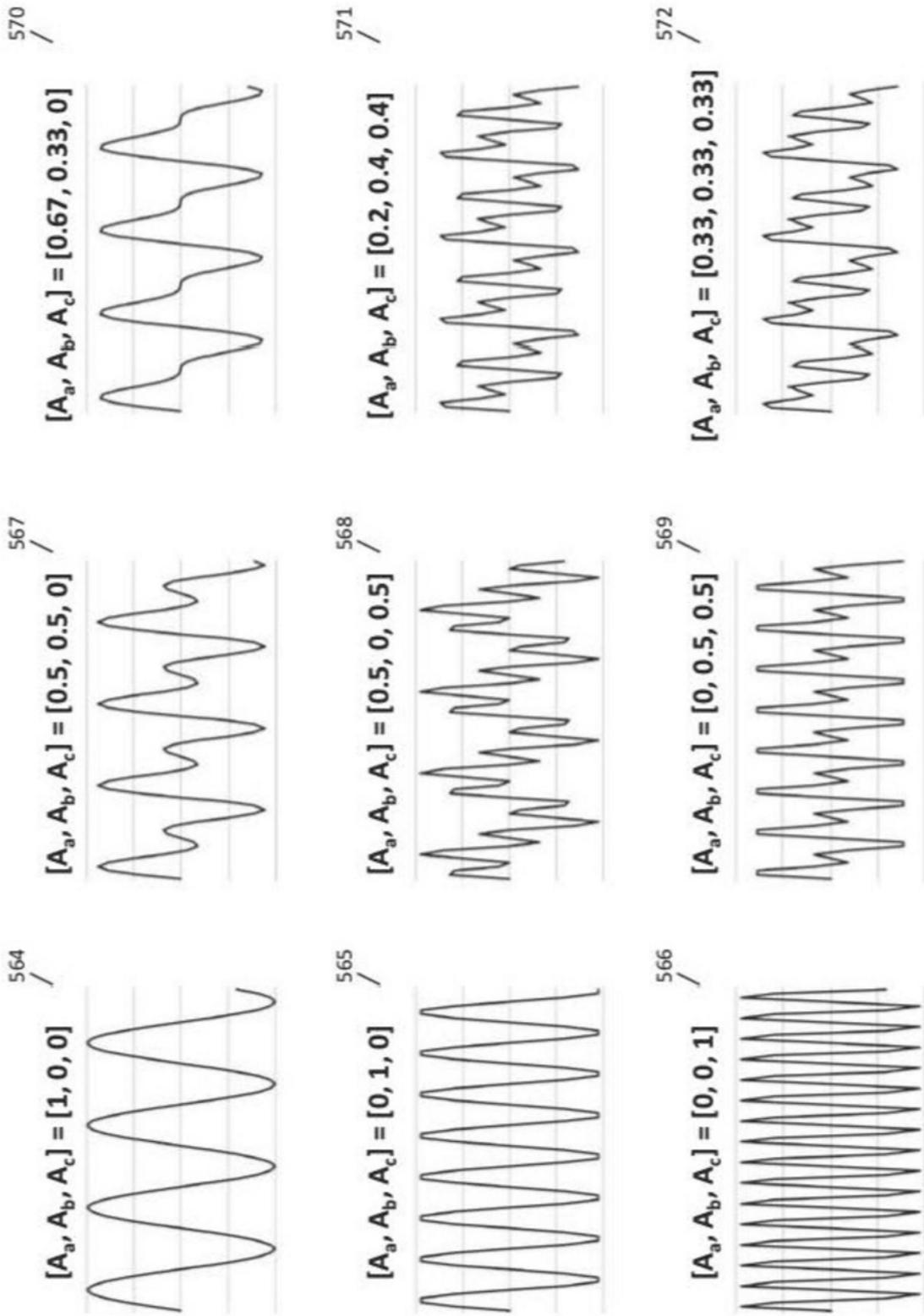


图47

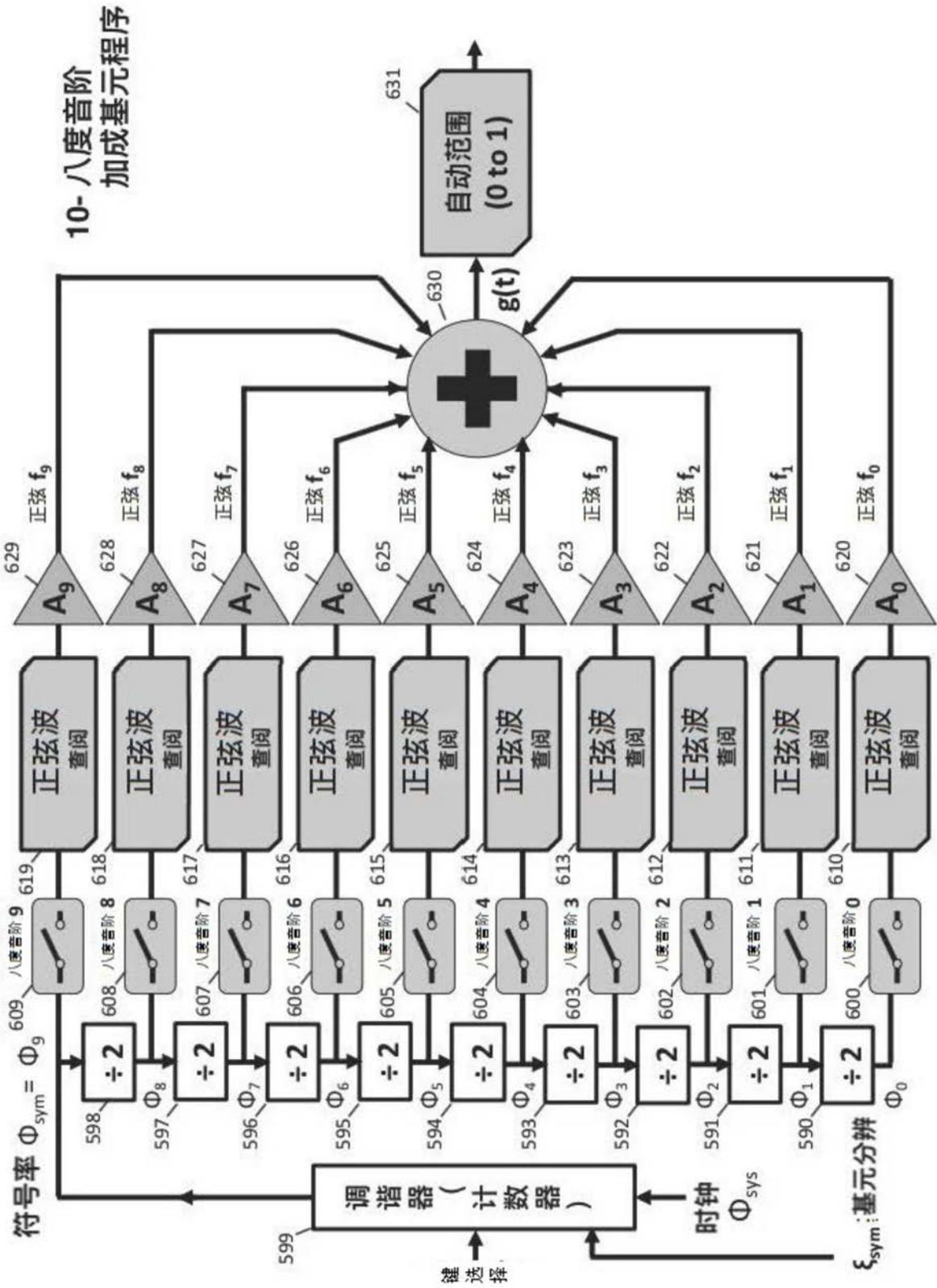


图48A

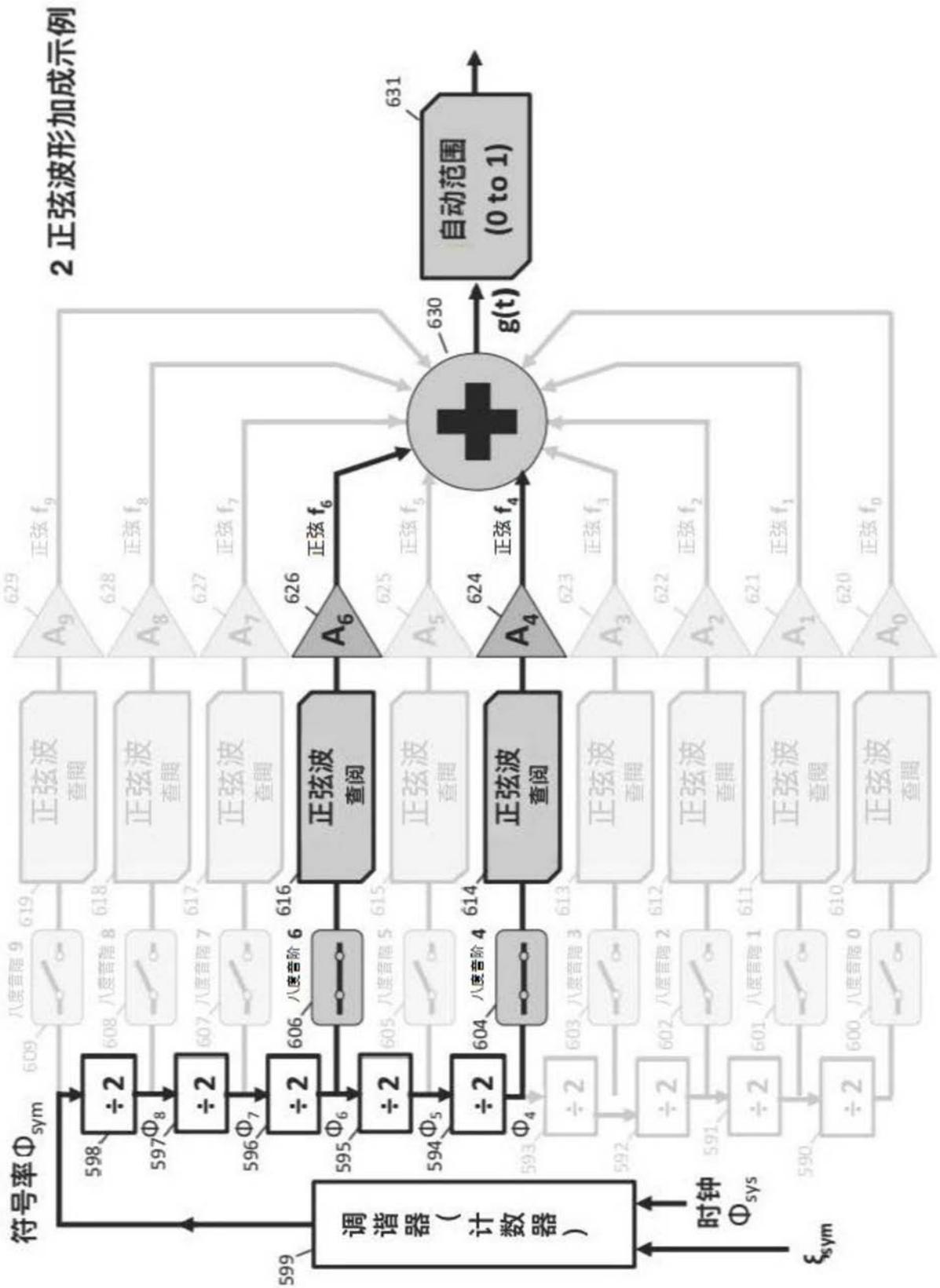


图48B

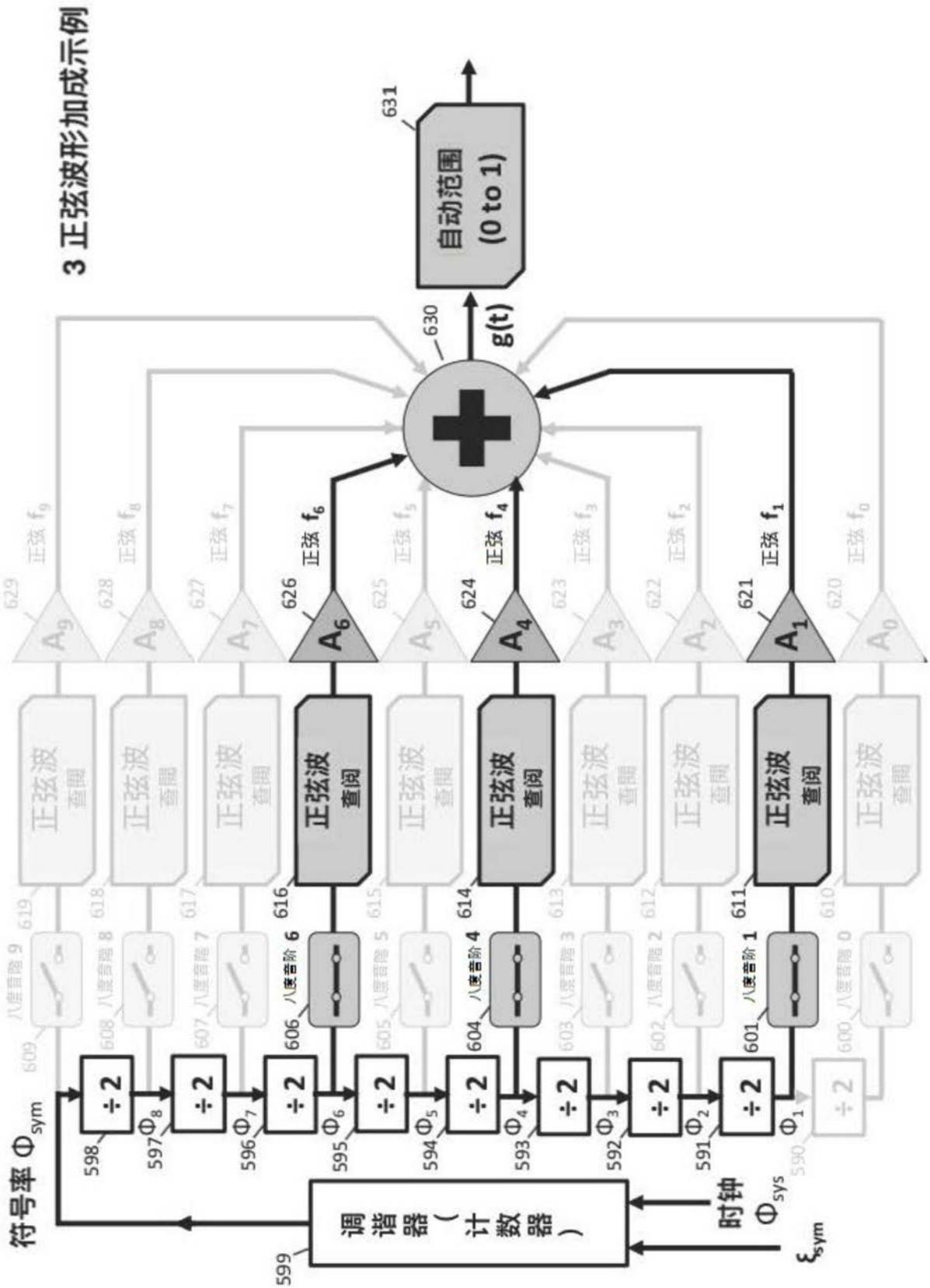


图48C

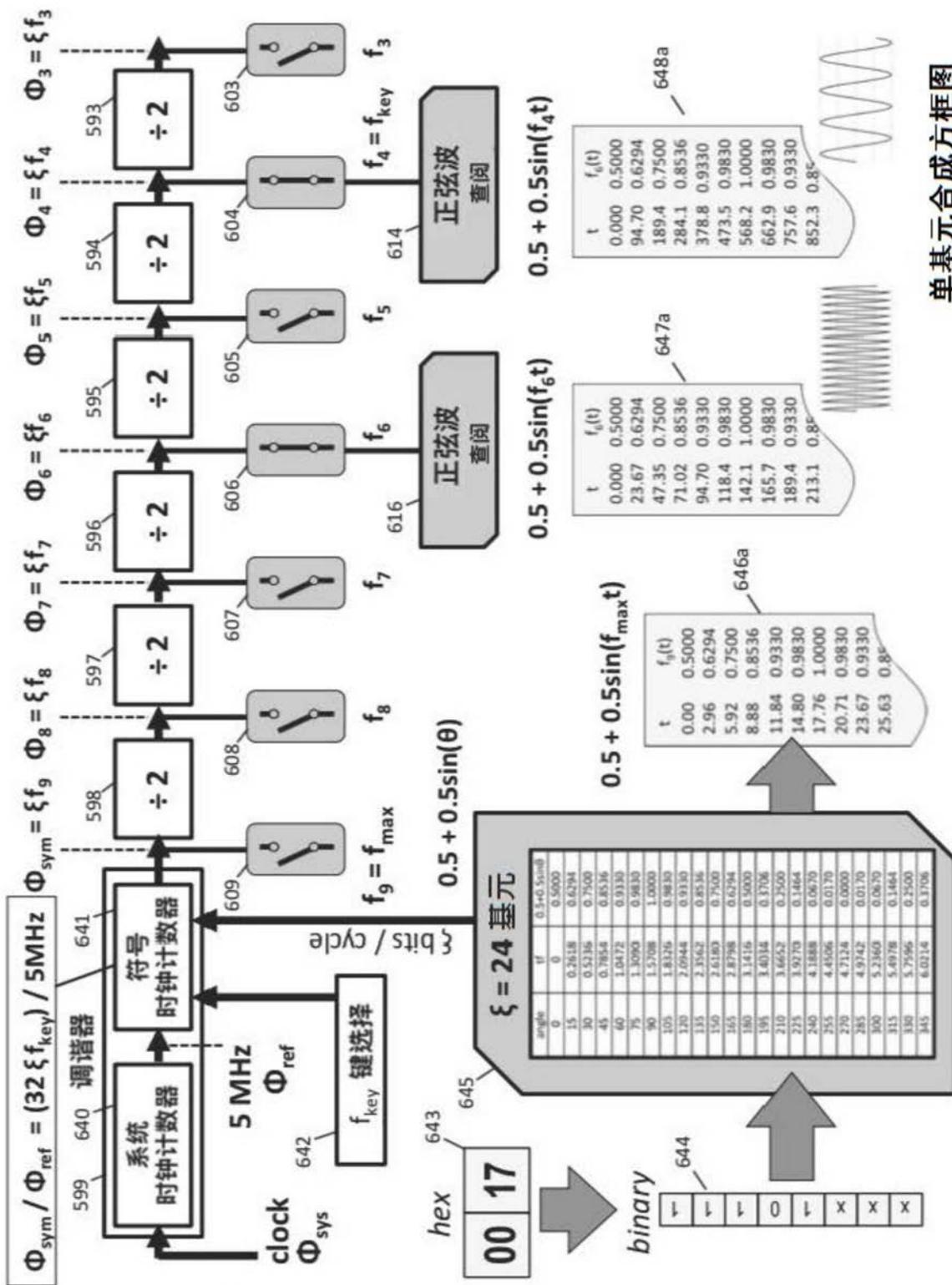


图49

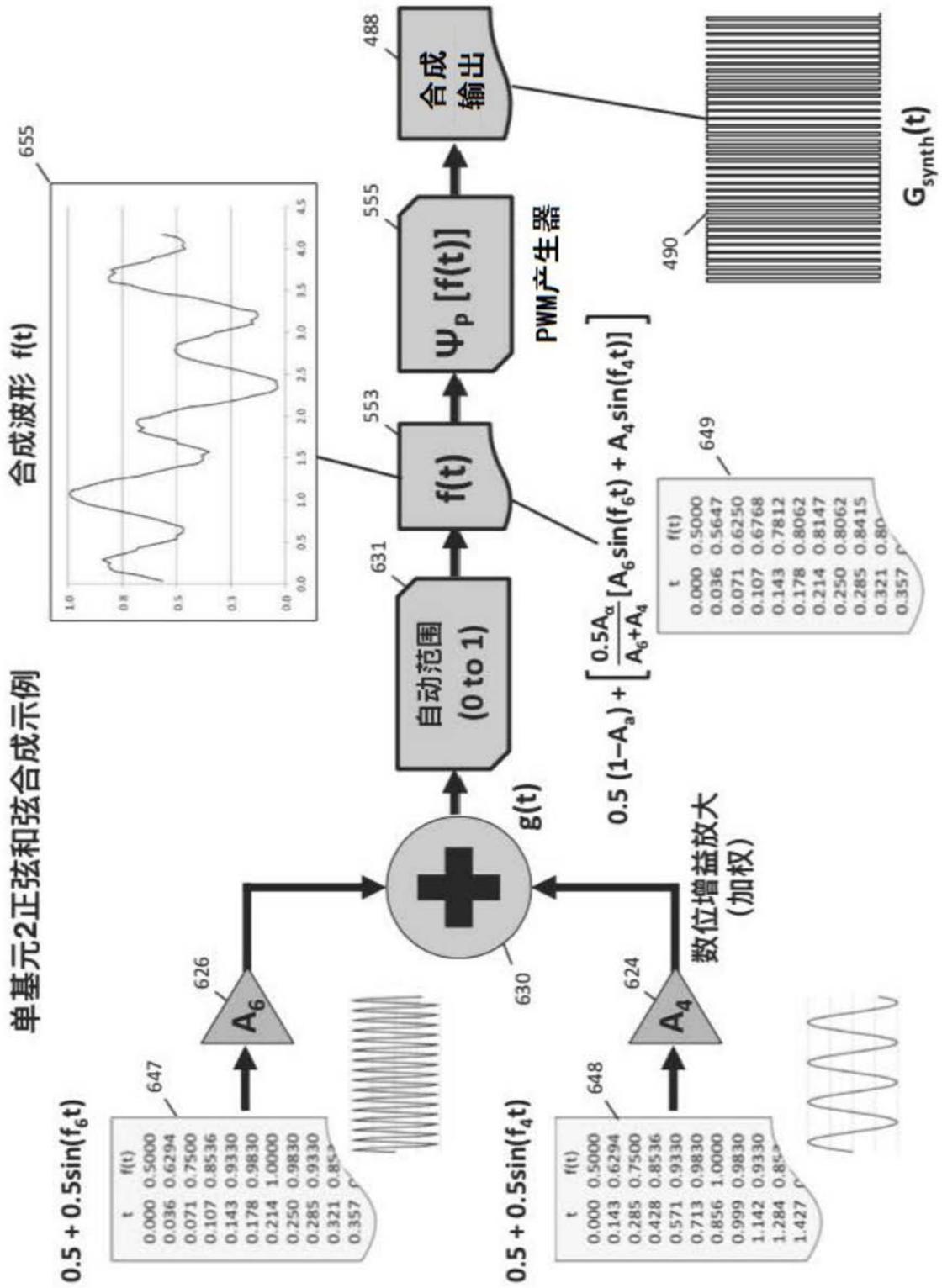


图50

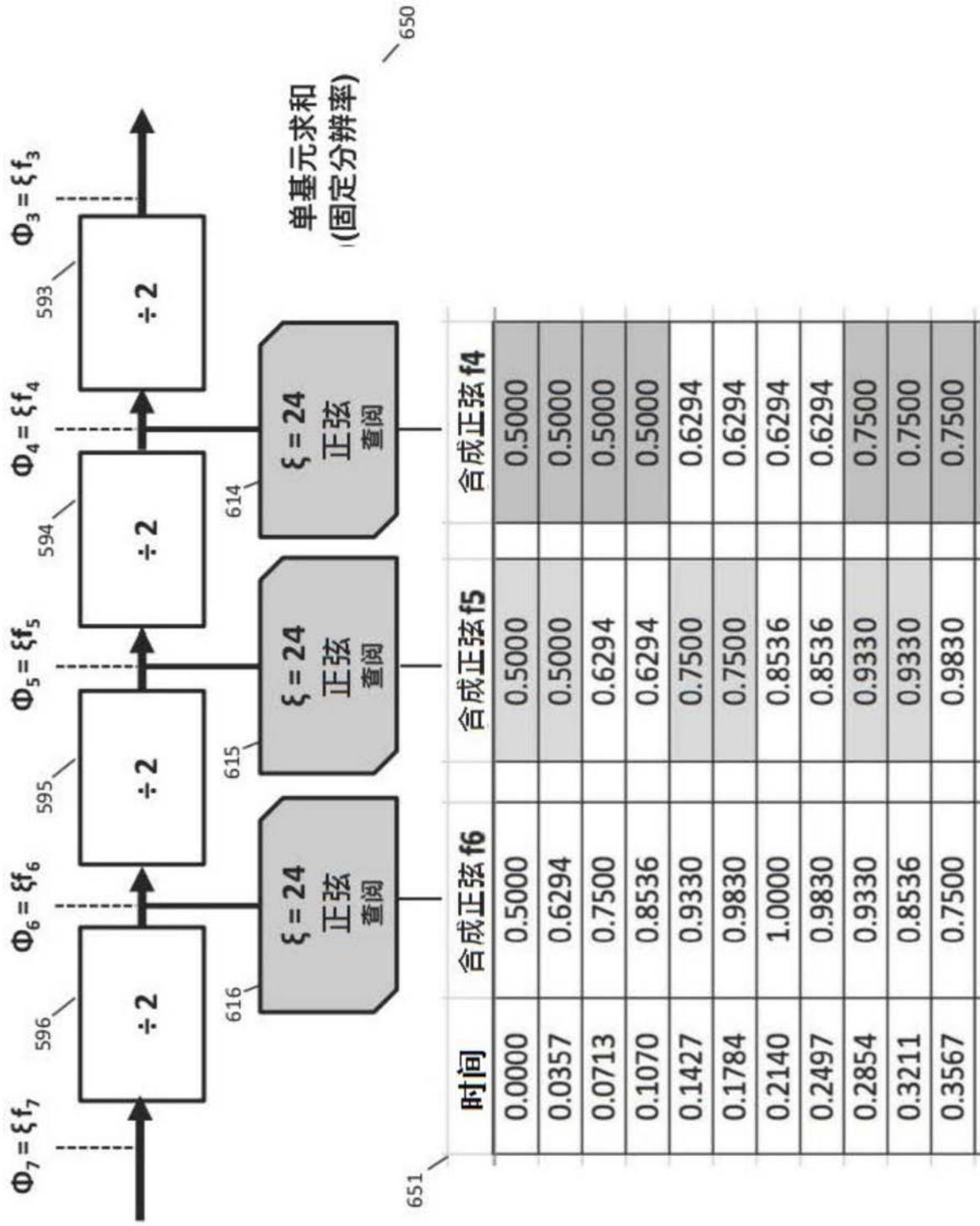


图51A

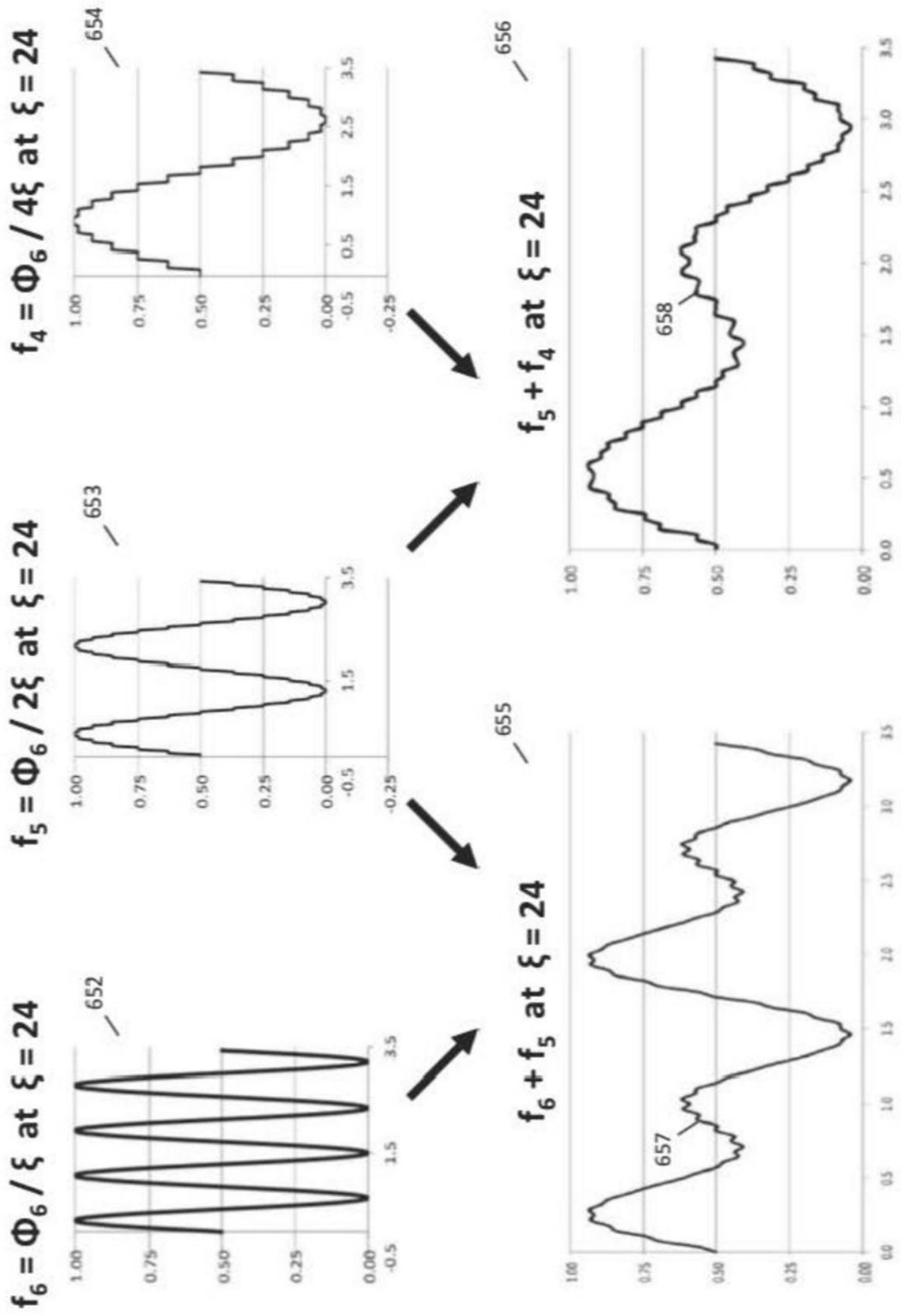


图51B

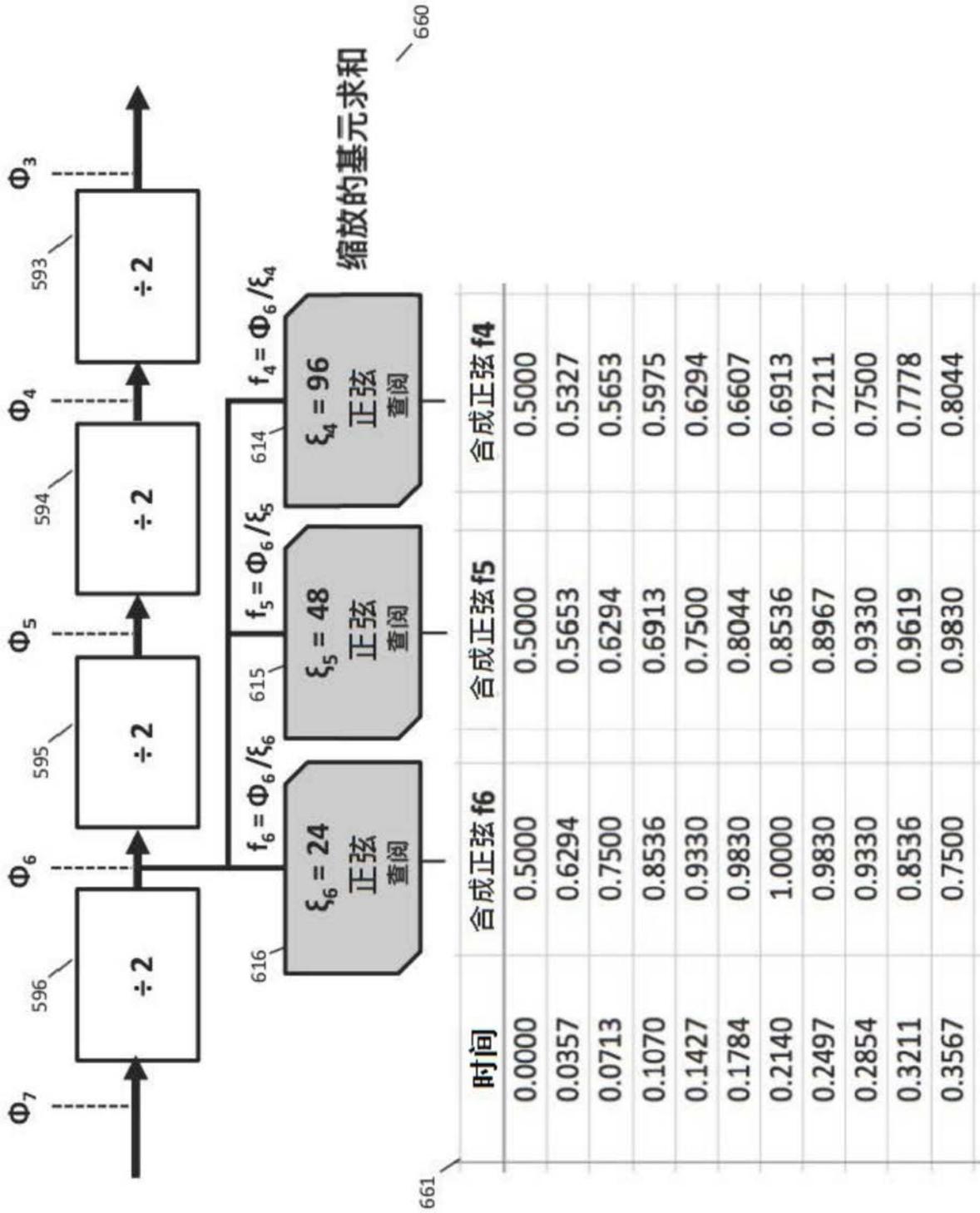


图52A

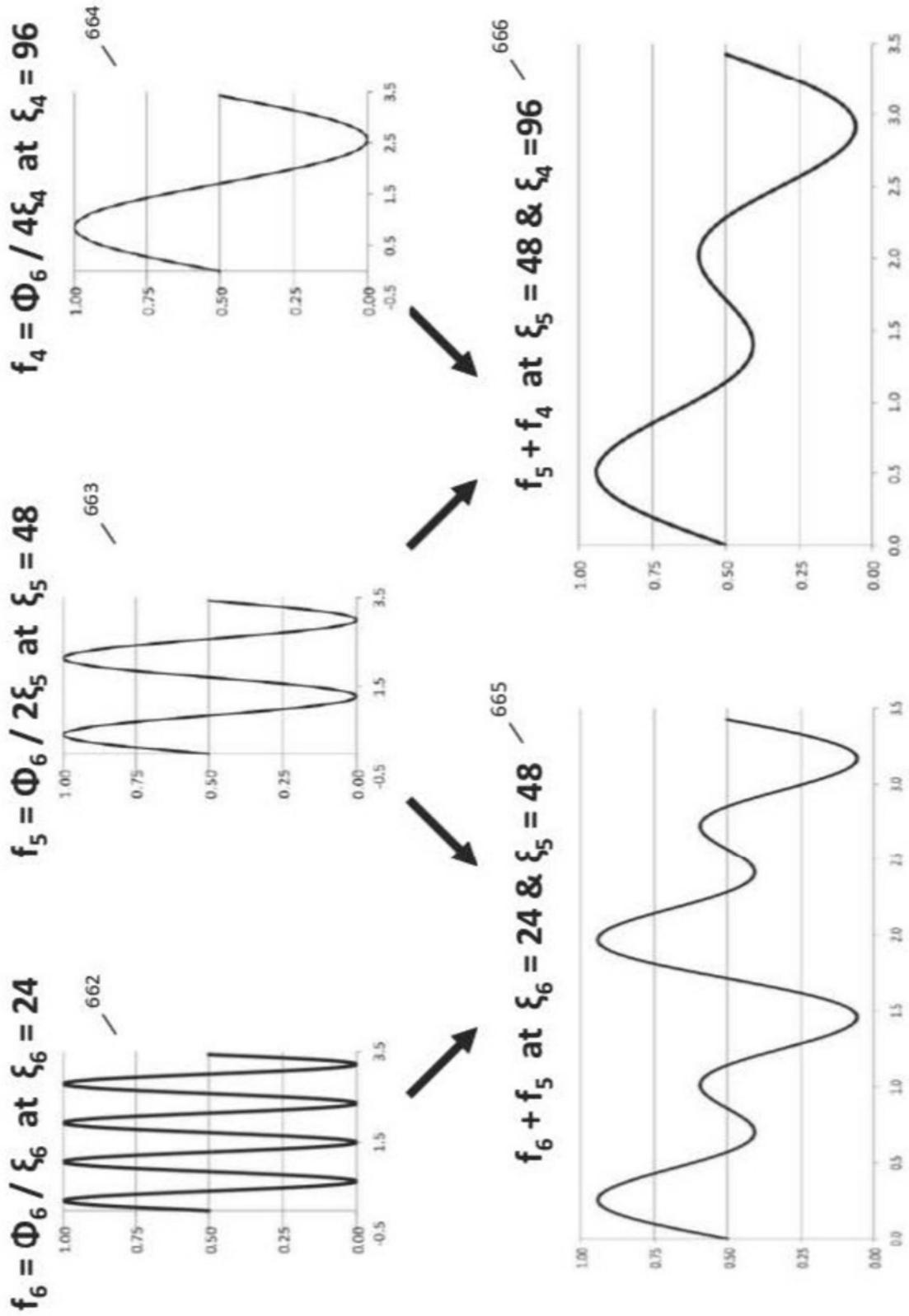


图52B

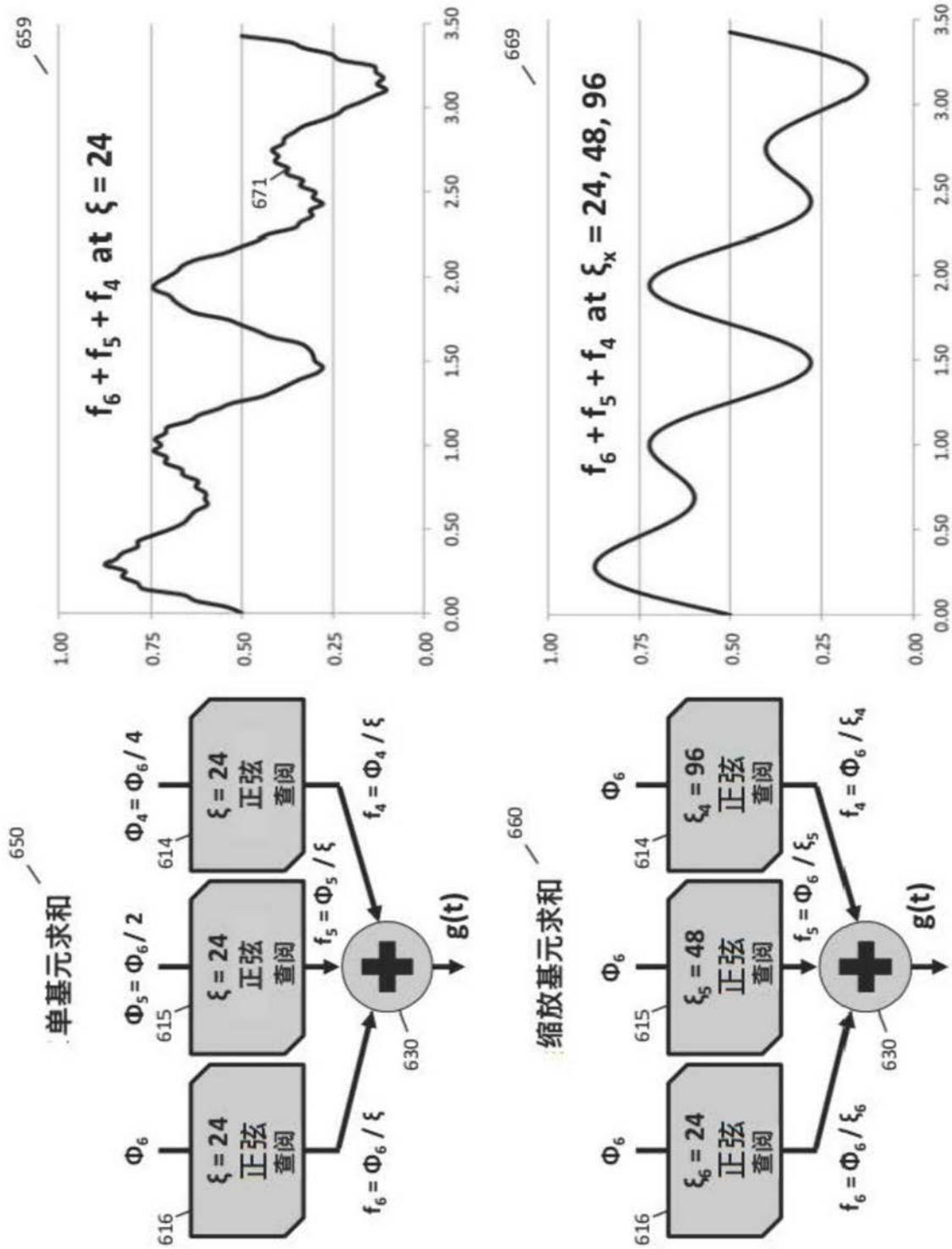
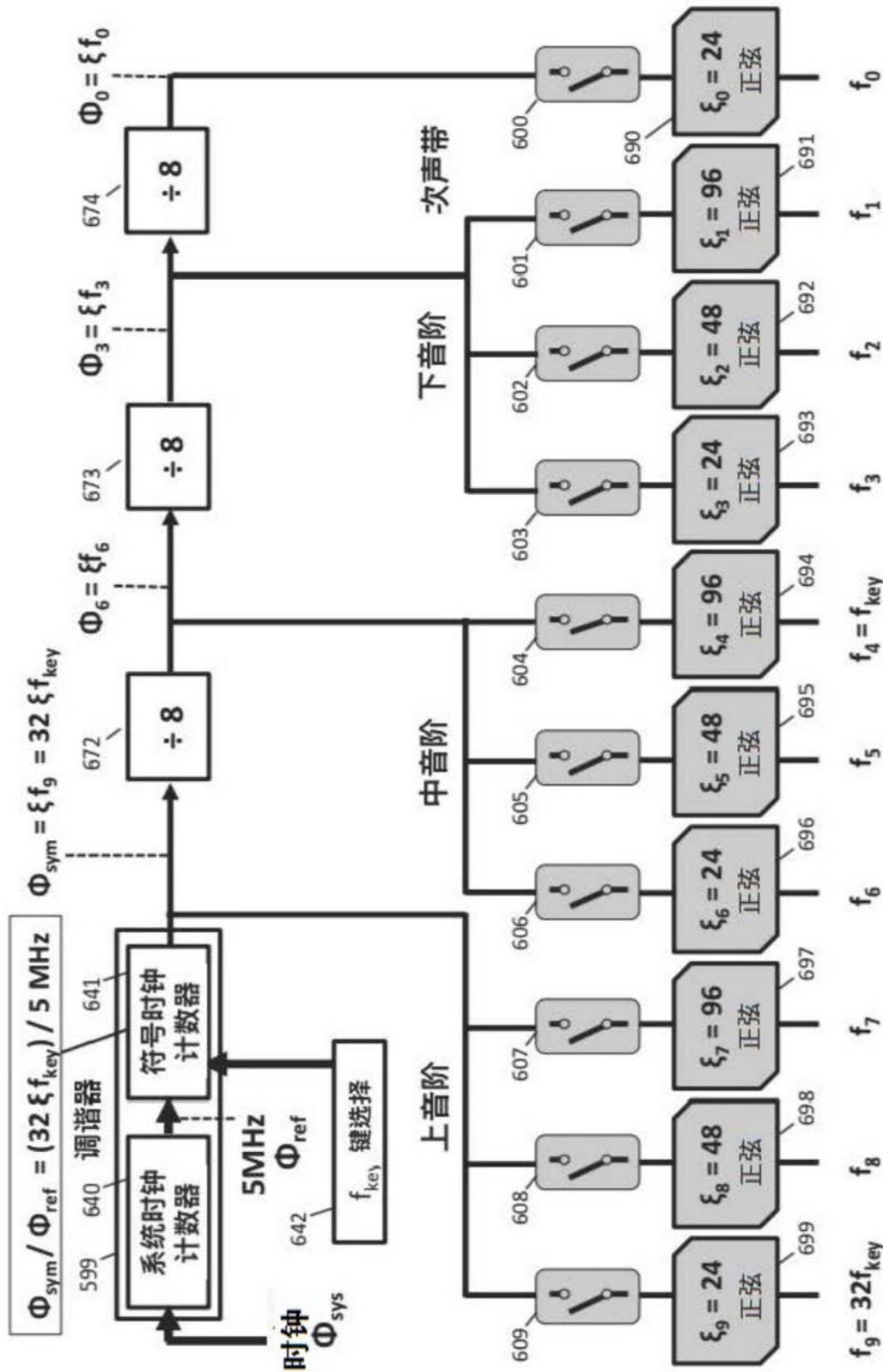


图52C



四范围音阶基元合成方框图

图53

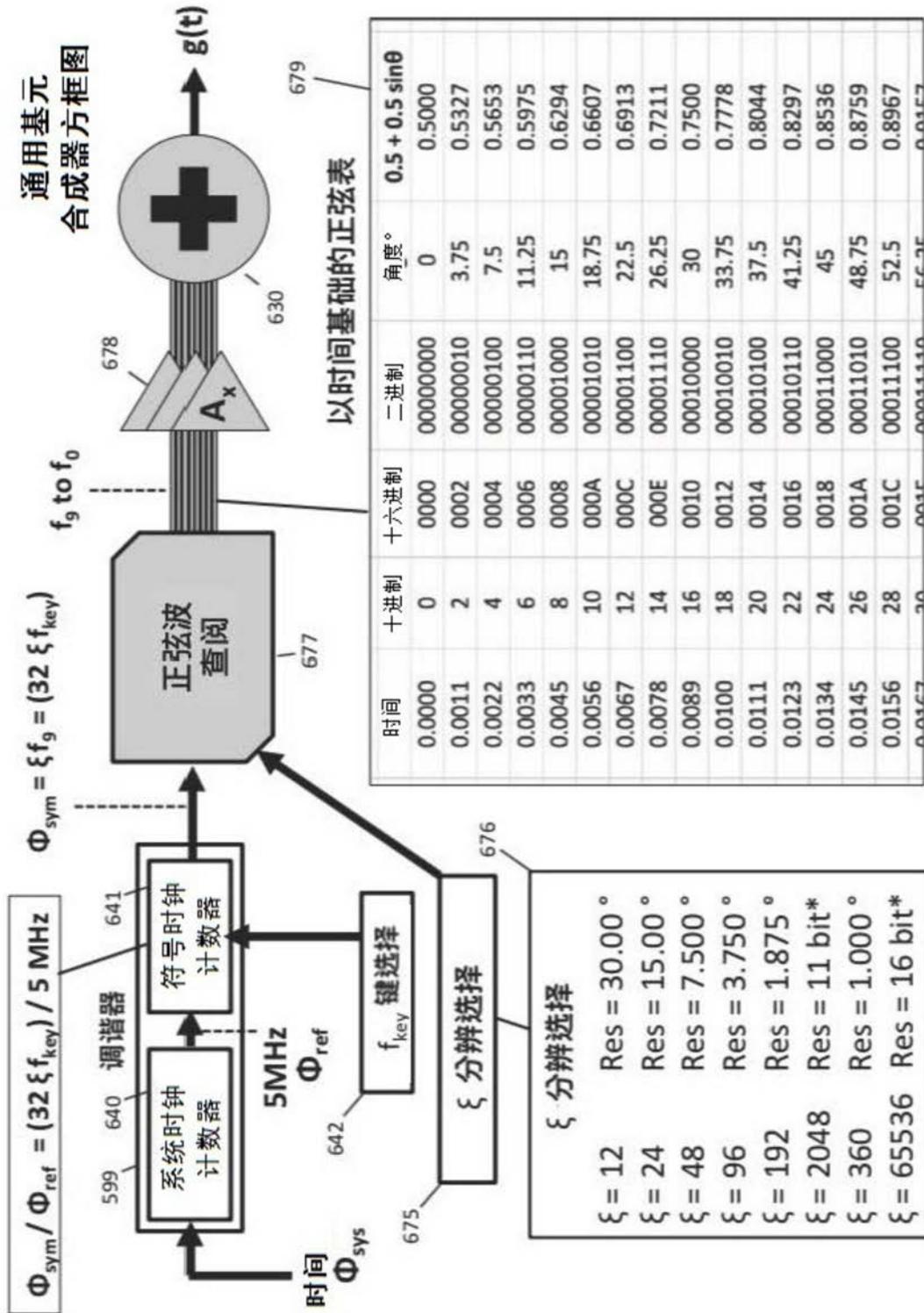
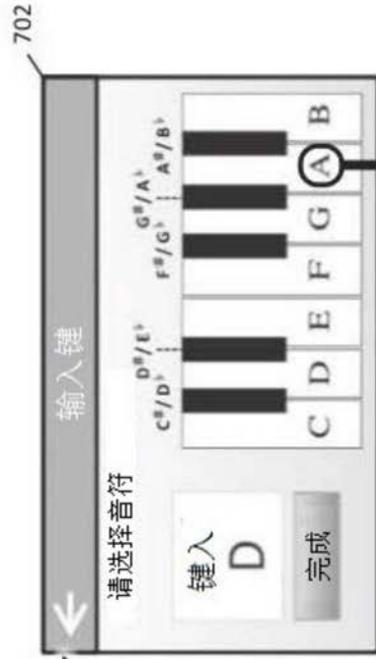
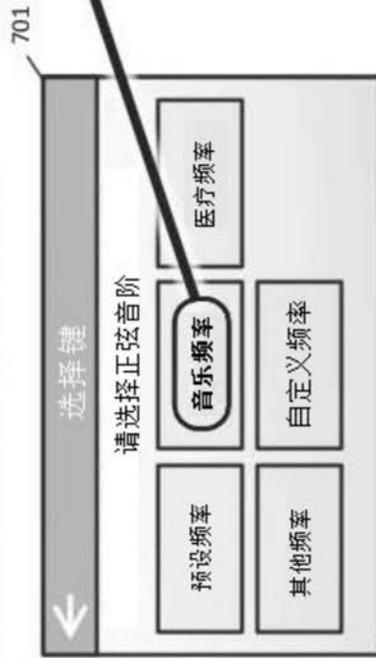


图54

设定调谐键 (Musical)

1. 使用者选择模式类别 (UI菜单页)



2. 频率载入  $f_{key}$  标记

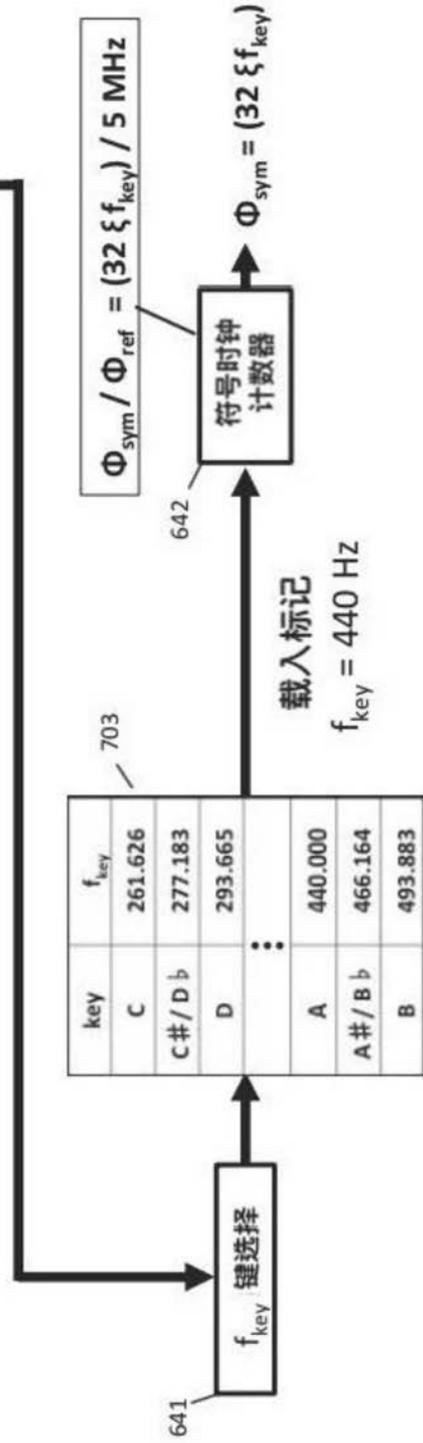


图55A

设定其他键 (Other)

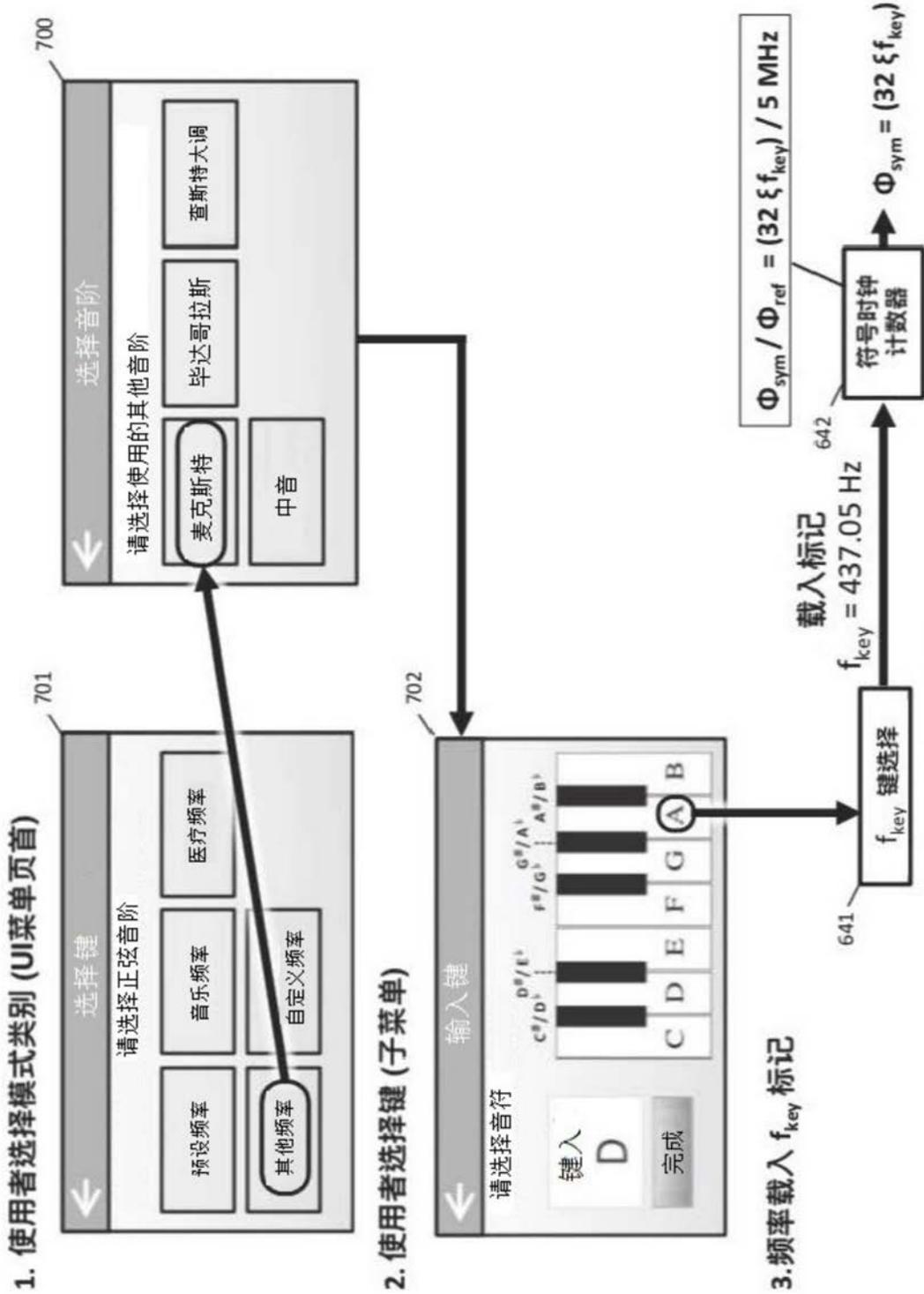


图55B

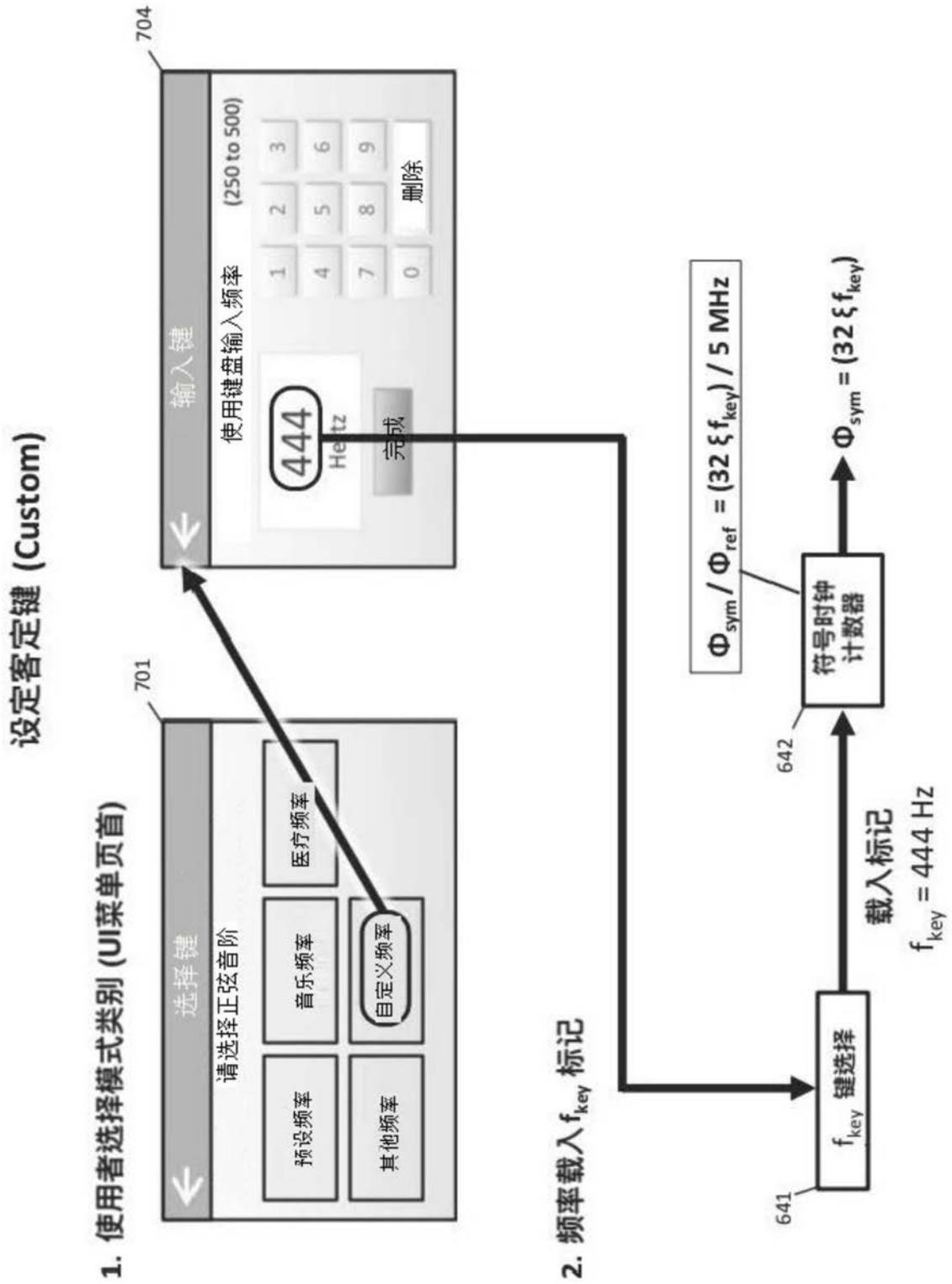


图56

三/四和弦建构器演算法合成方框图

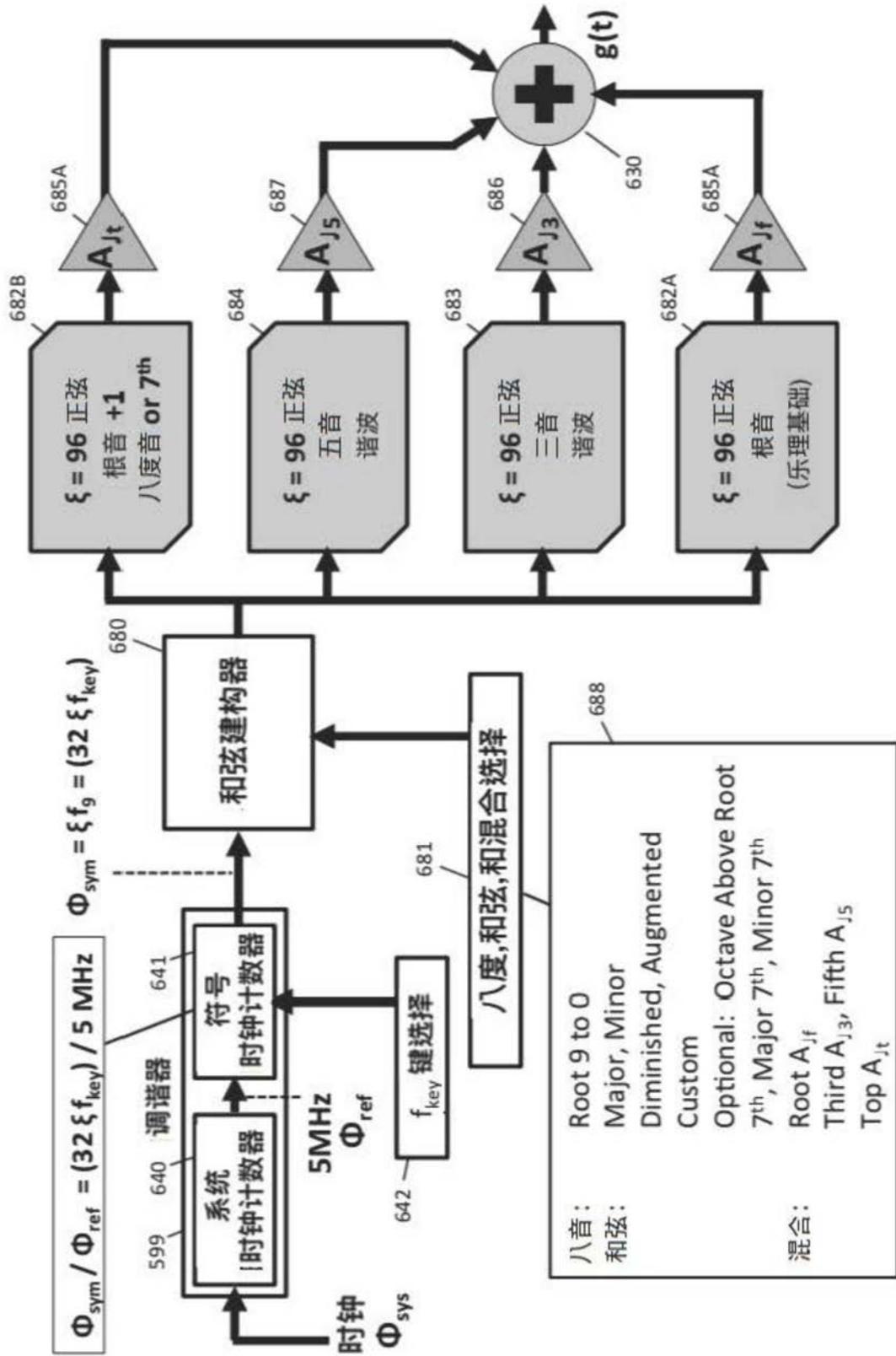
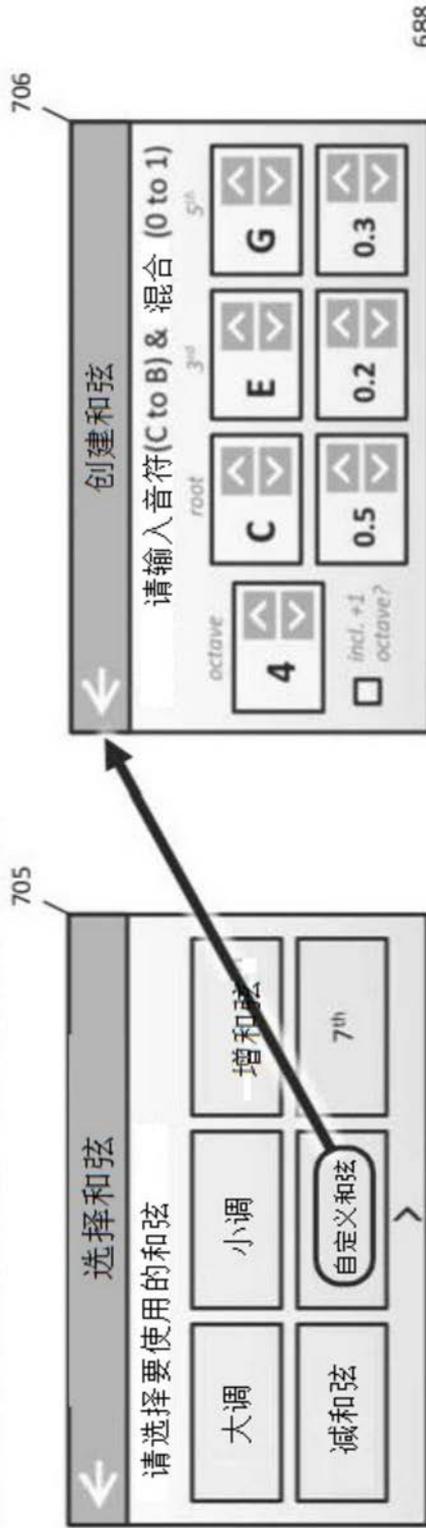


图57A

建构自定义和弦

1. 使用者选择和弦建构器,八度,音符,和混合比例



2. 频率载入和弦建构

688

Root  $C_4 = 261.6 \text{ Hz}$ ,  $A_{jf} = 0.5$   
 Third  $E_4 = 329.6 \text{ Hz}$ ,  $A_{j3} = 0.2$   
 Fifth  $G_4 = 392.0 \text{ Hz}$ ,  $A_{j5} = 0.3$   
 Octave  $C_5 = 523.3 \text{ Hz}$ ,  $A_{jt} = 0$

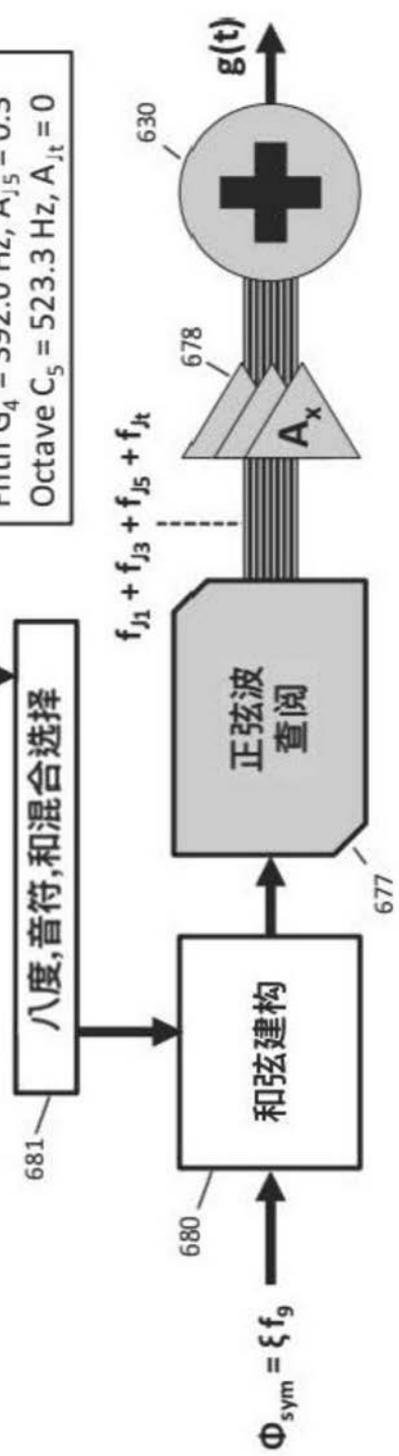


图57B

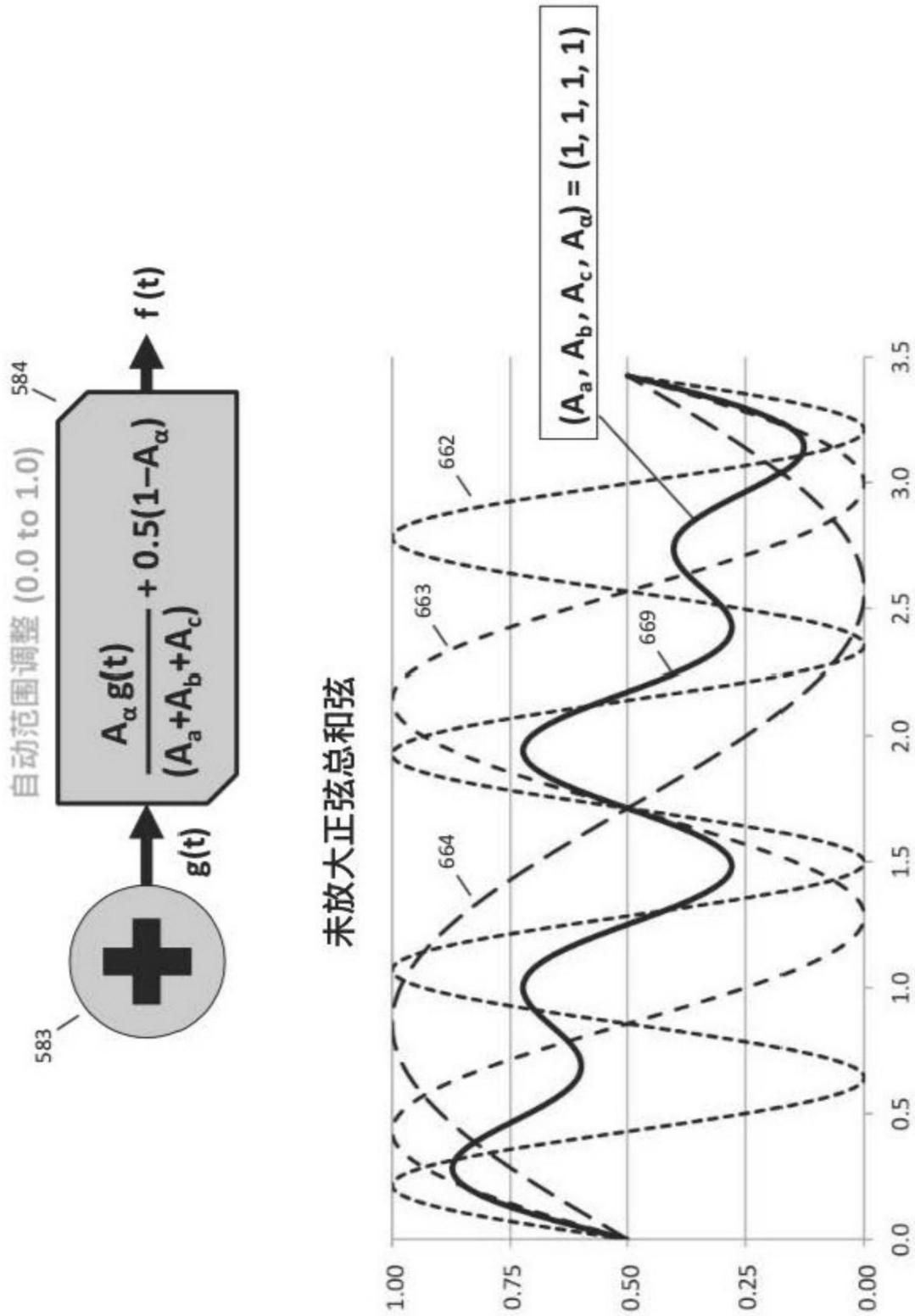


图58A

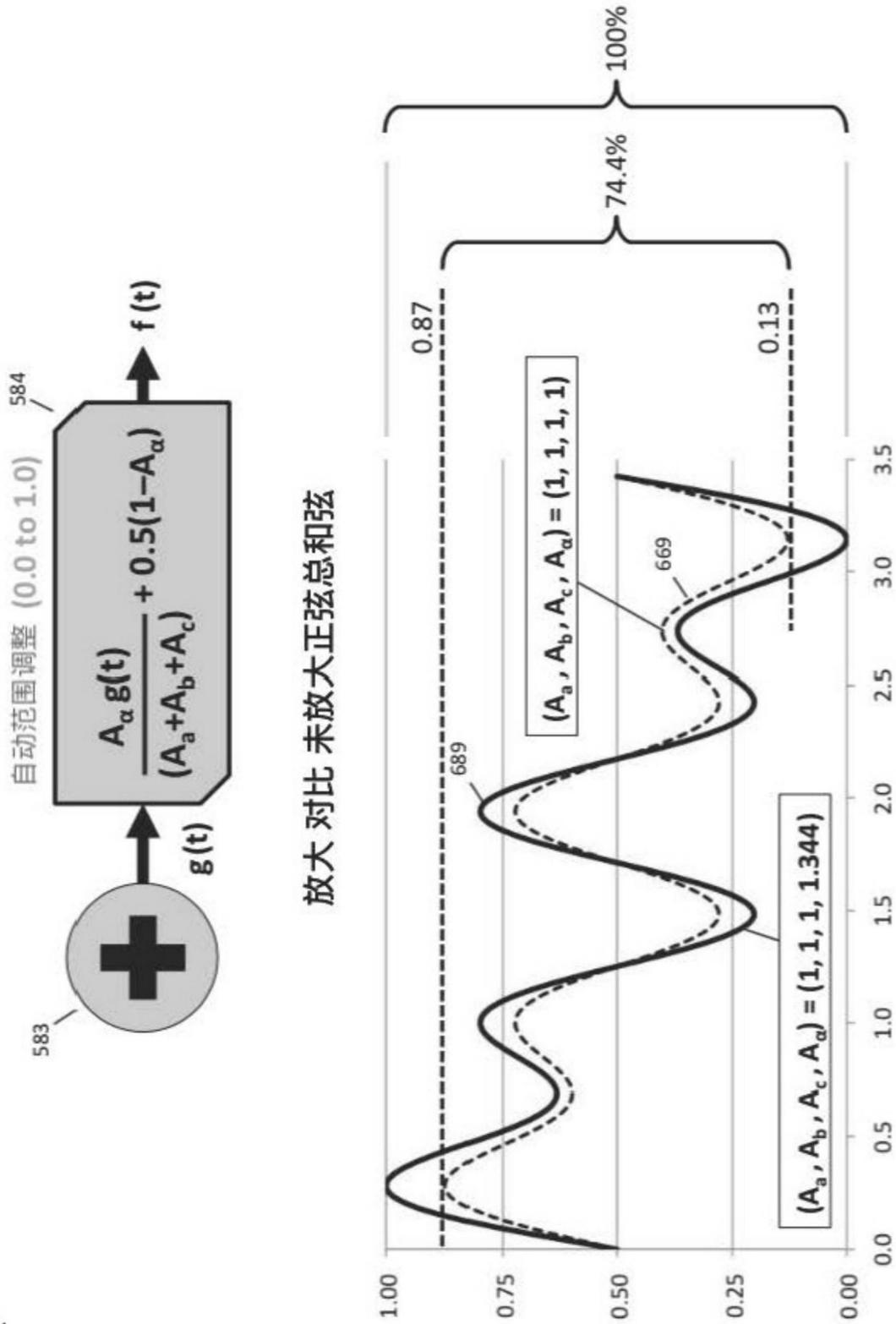


图58B

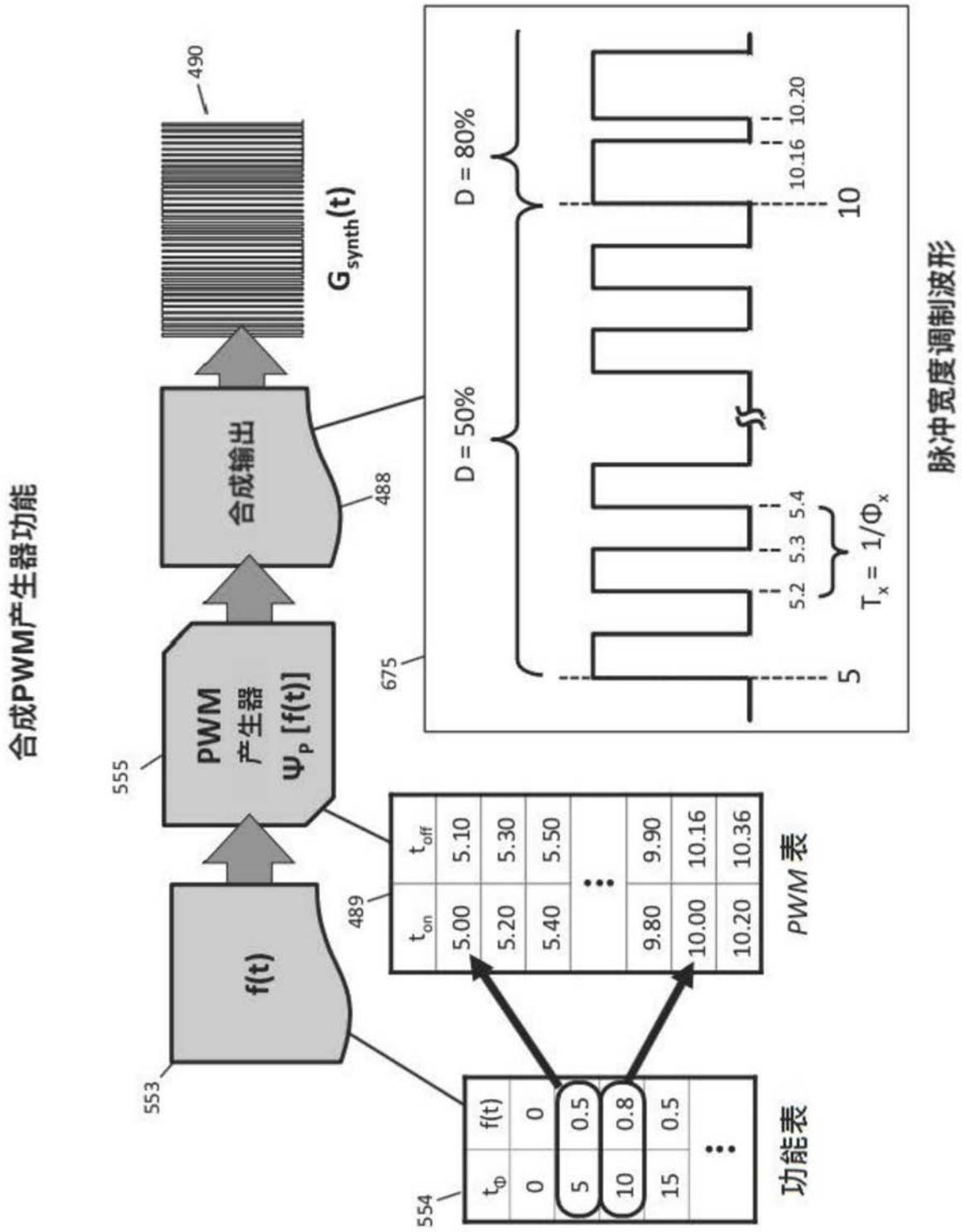


图59

非正弦PWM产生器功能

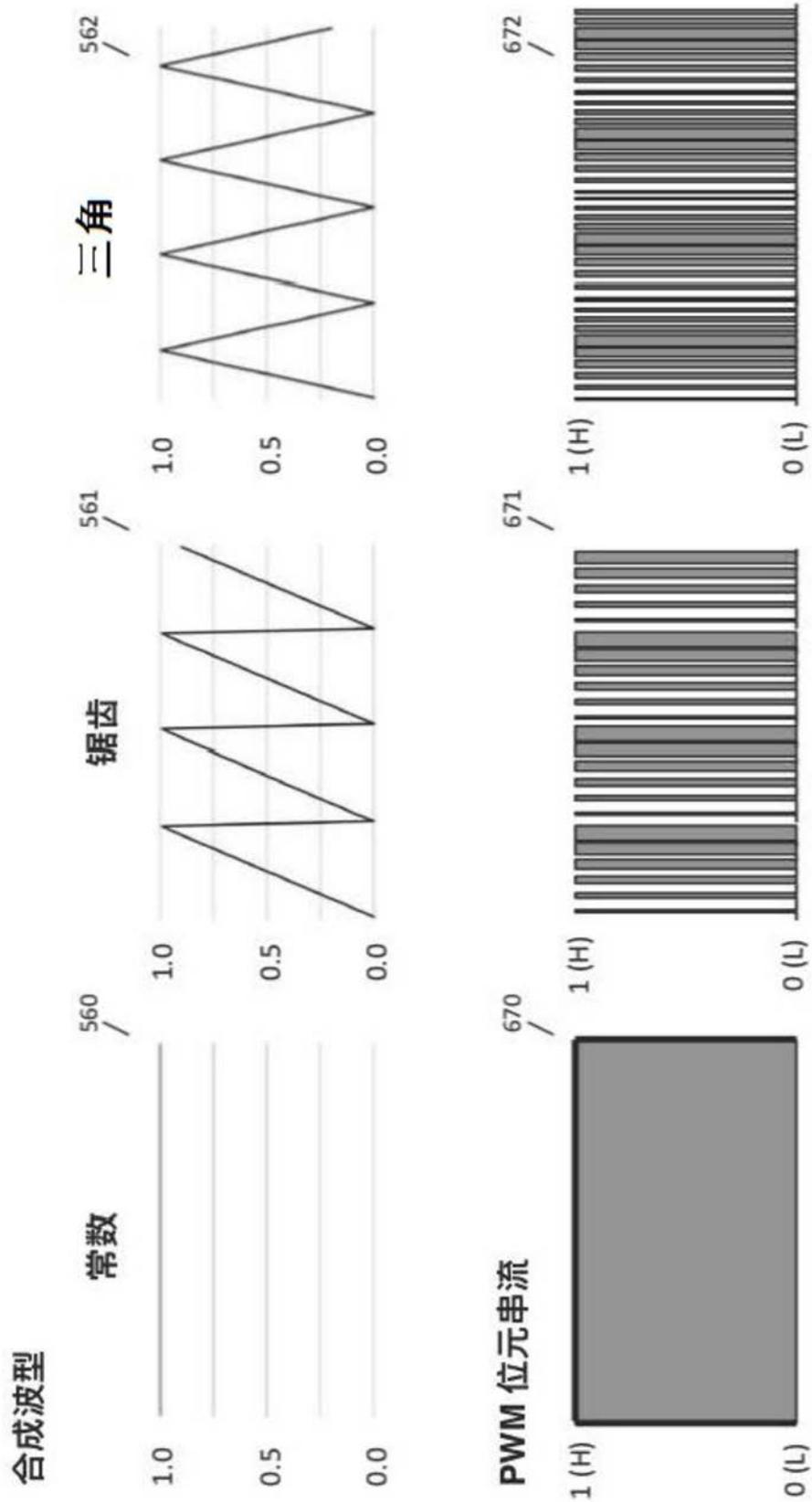


图60

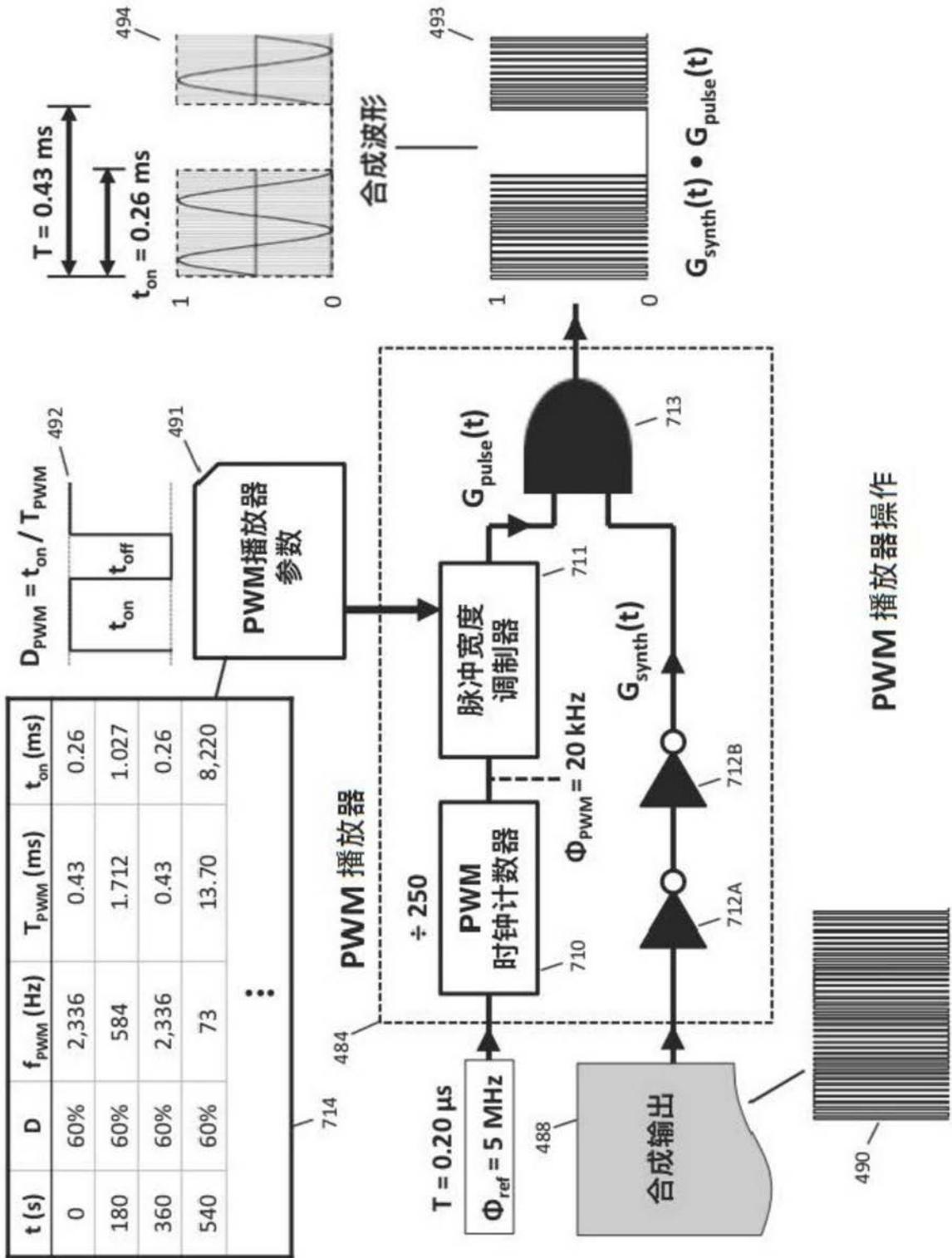


图61A

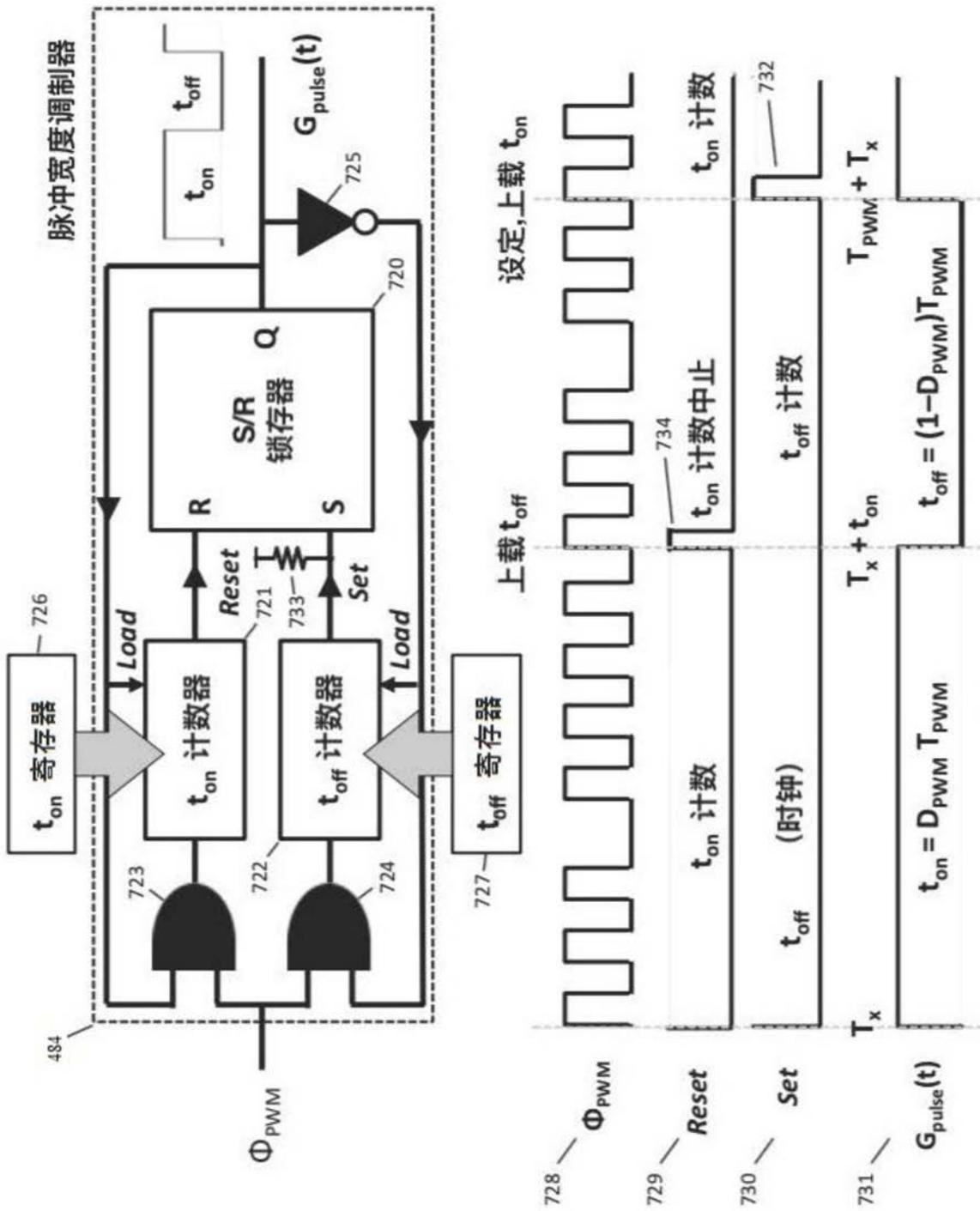


图61B

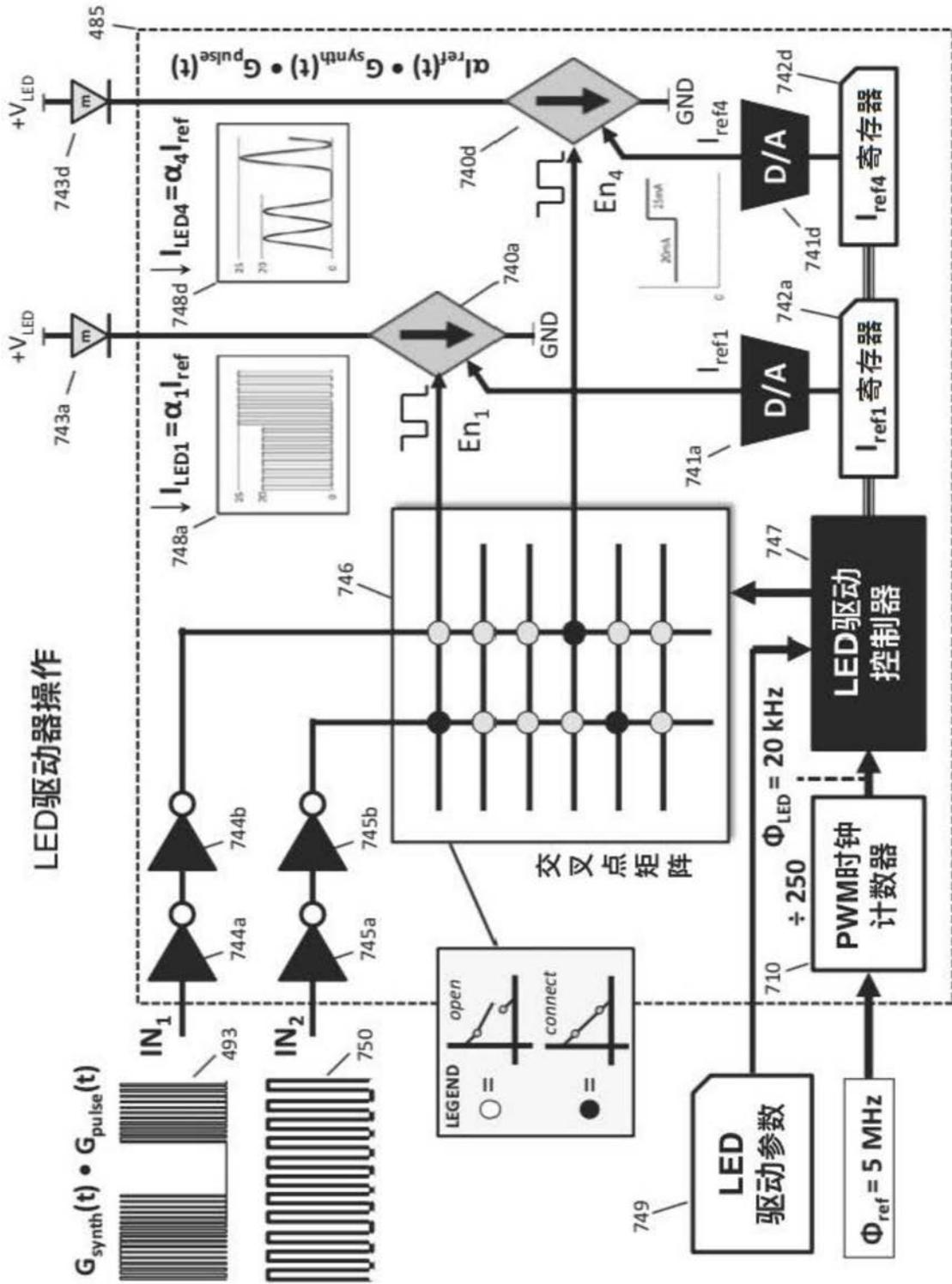


图62

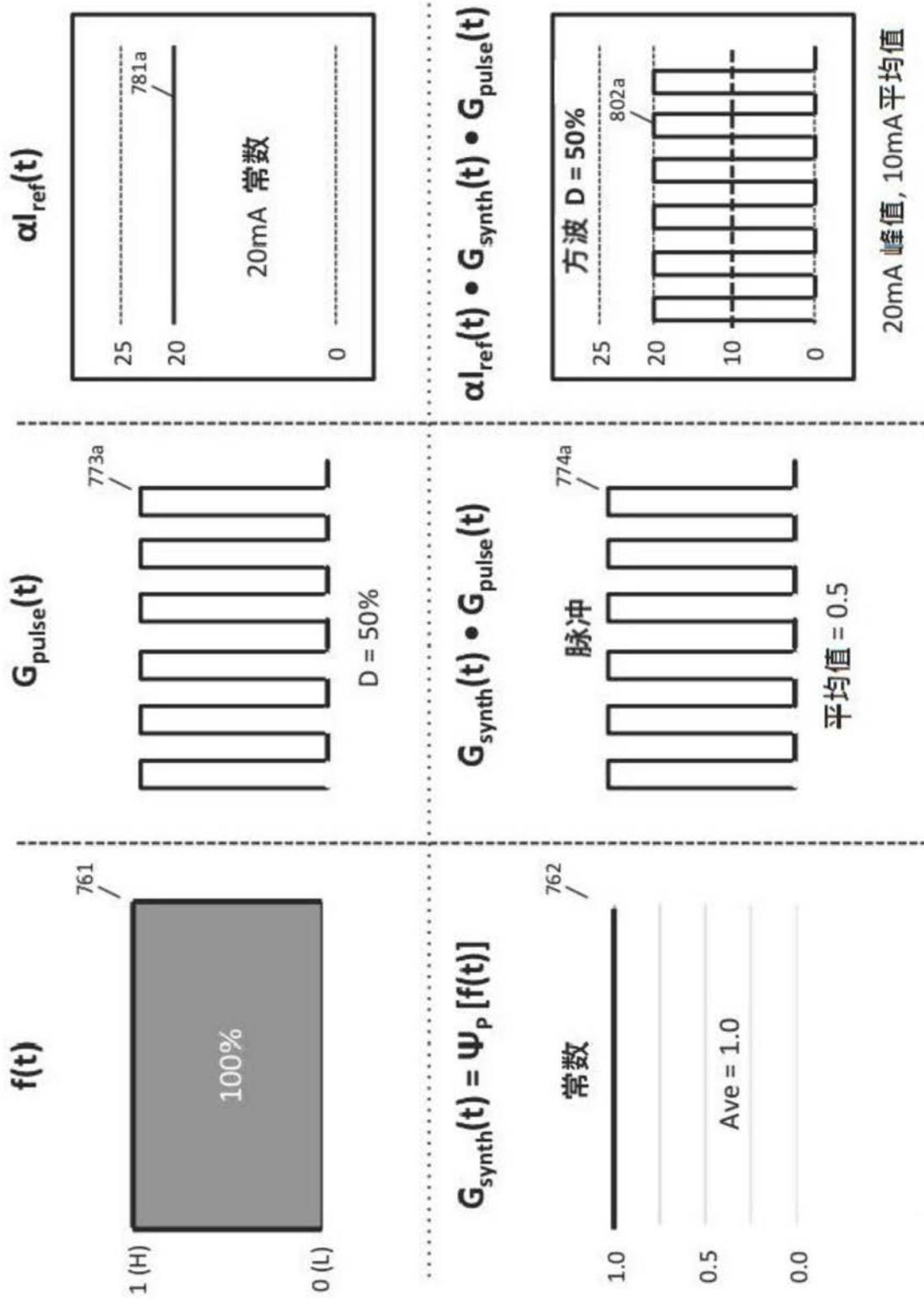


图63A

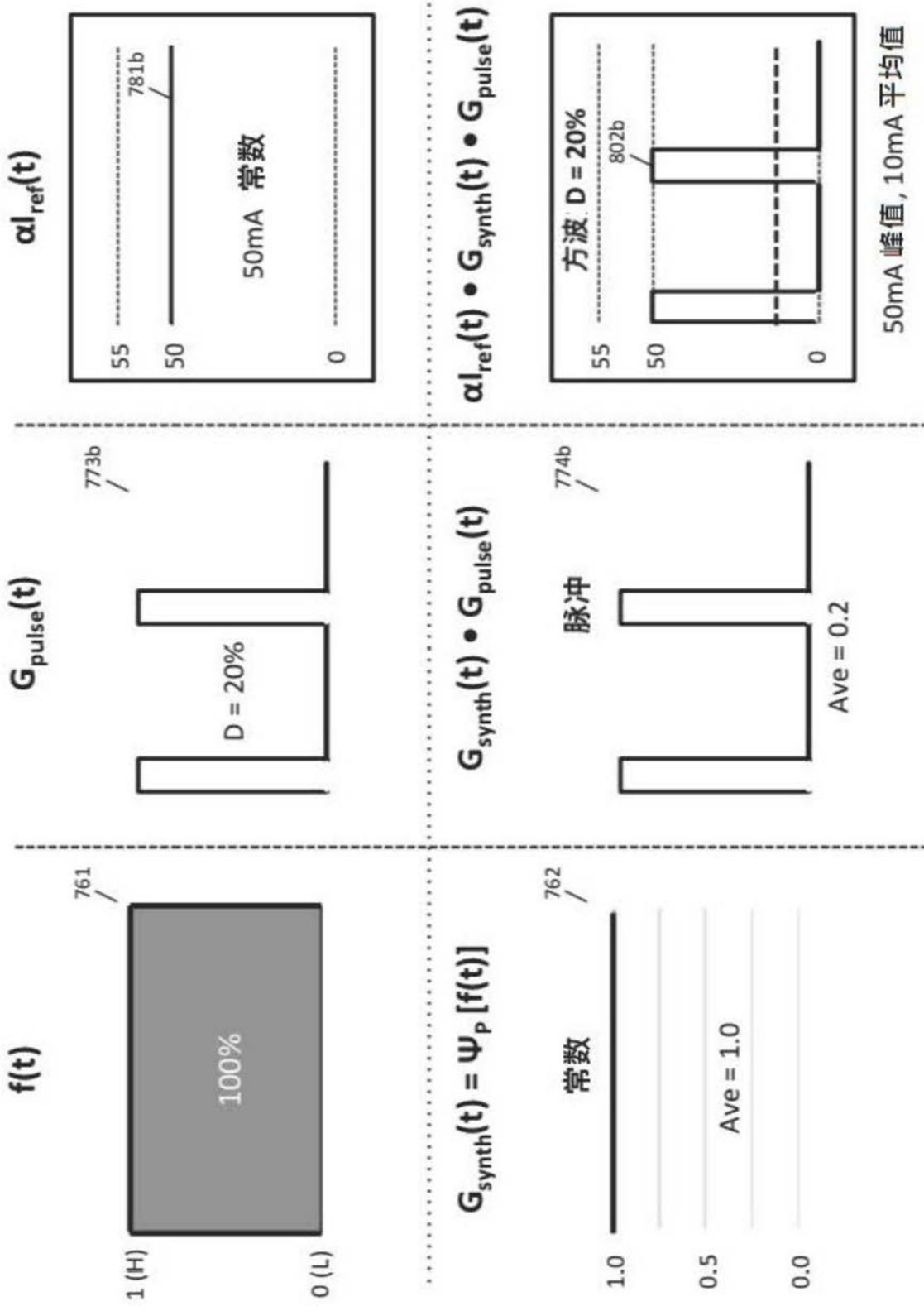


图63B

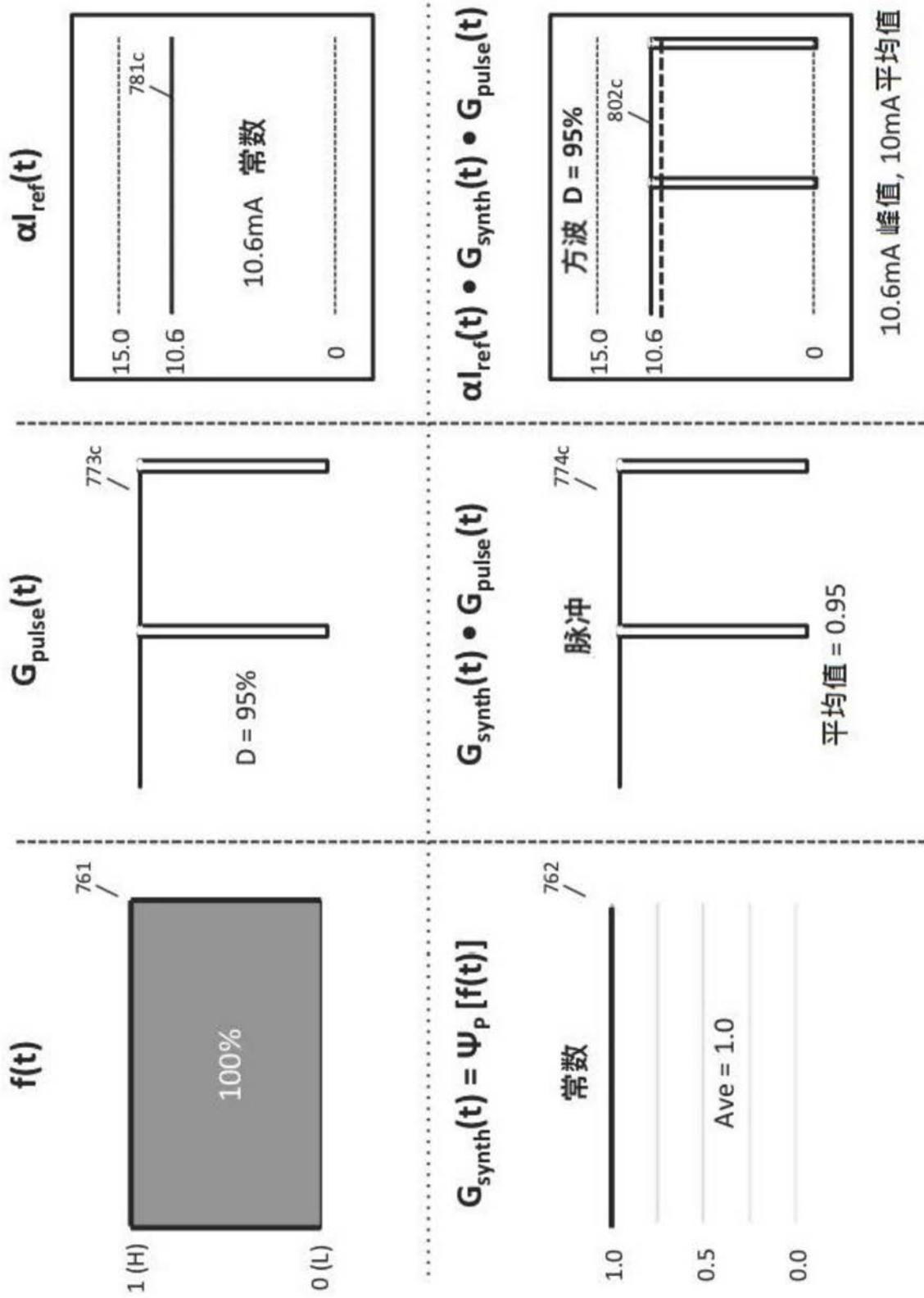


图63C

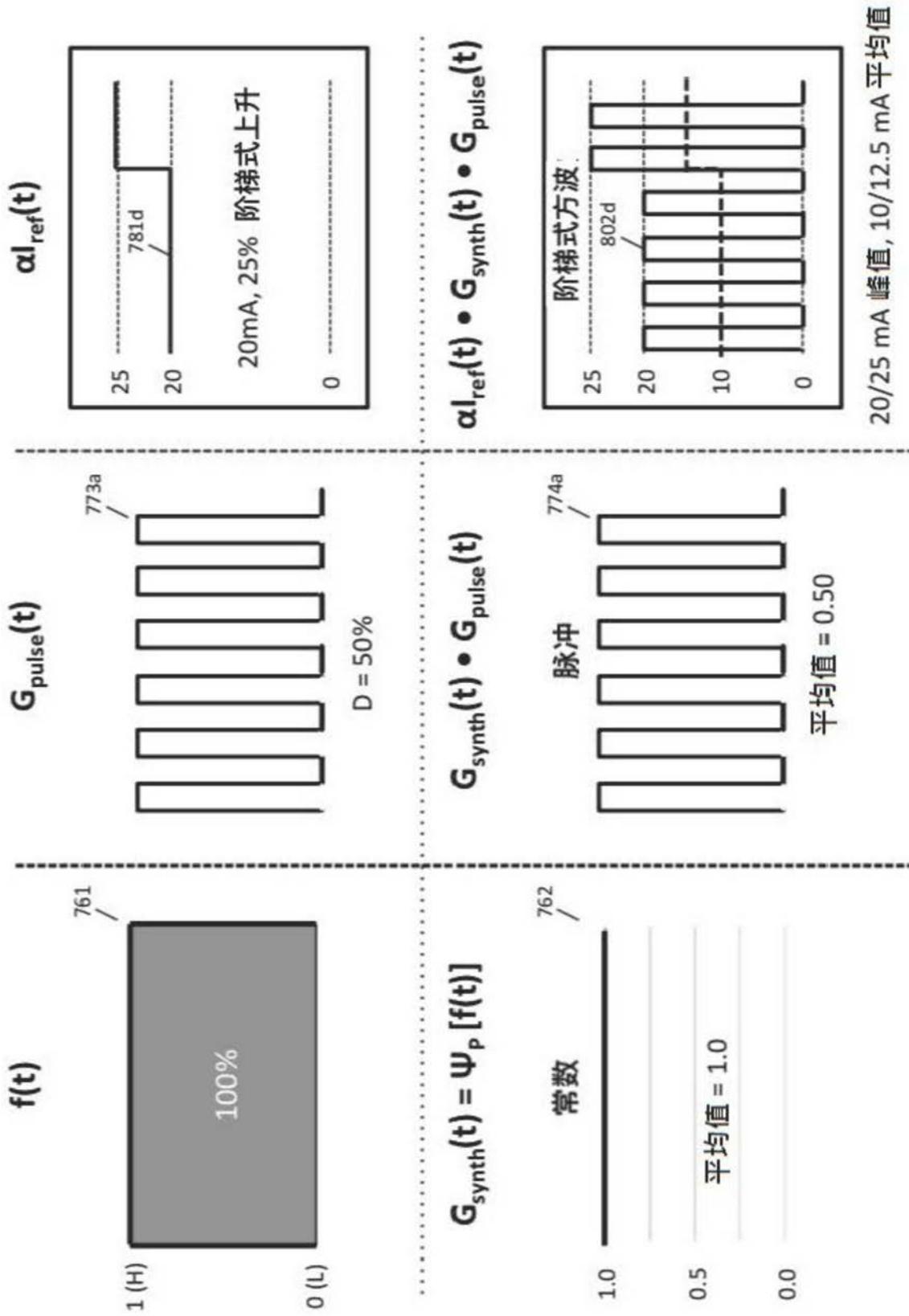


图63D

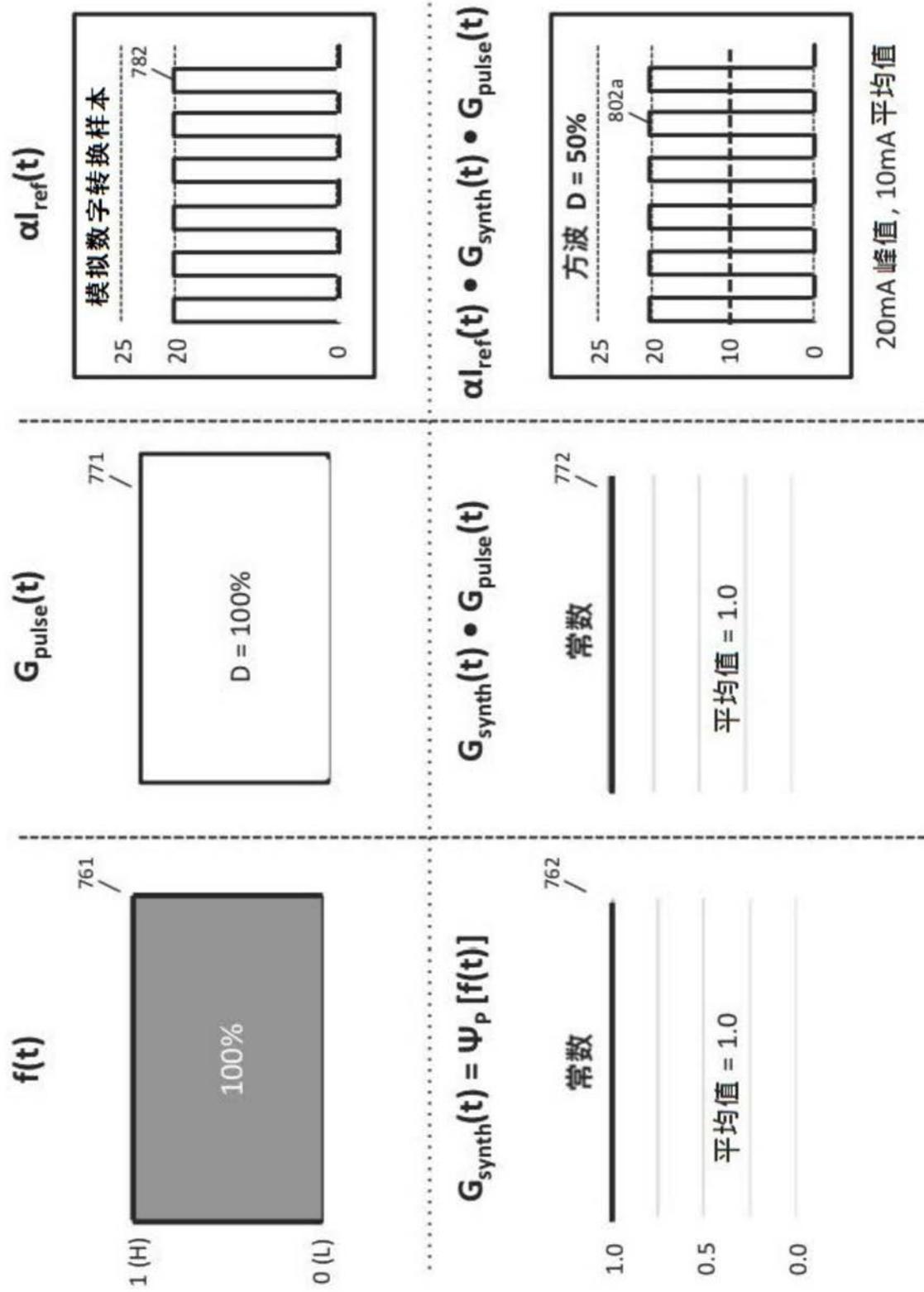


图63E

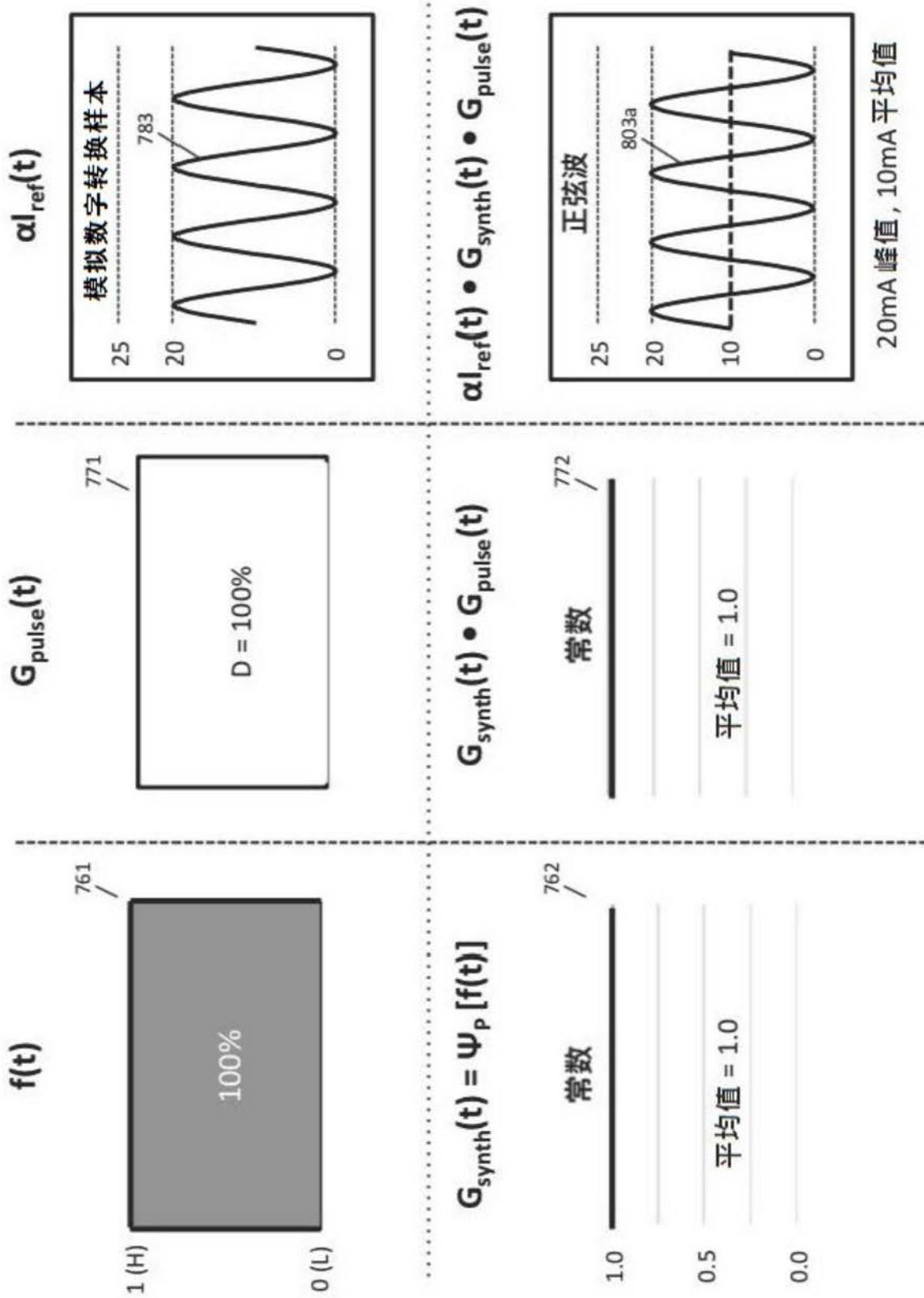


图63F

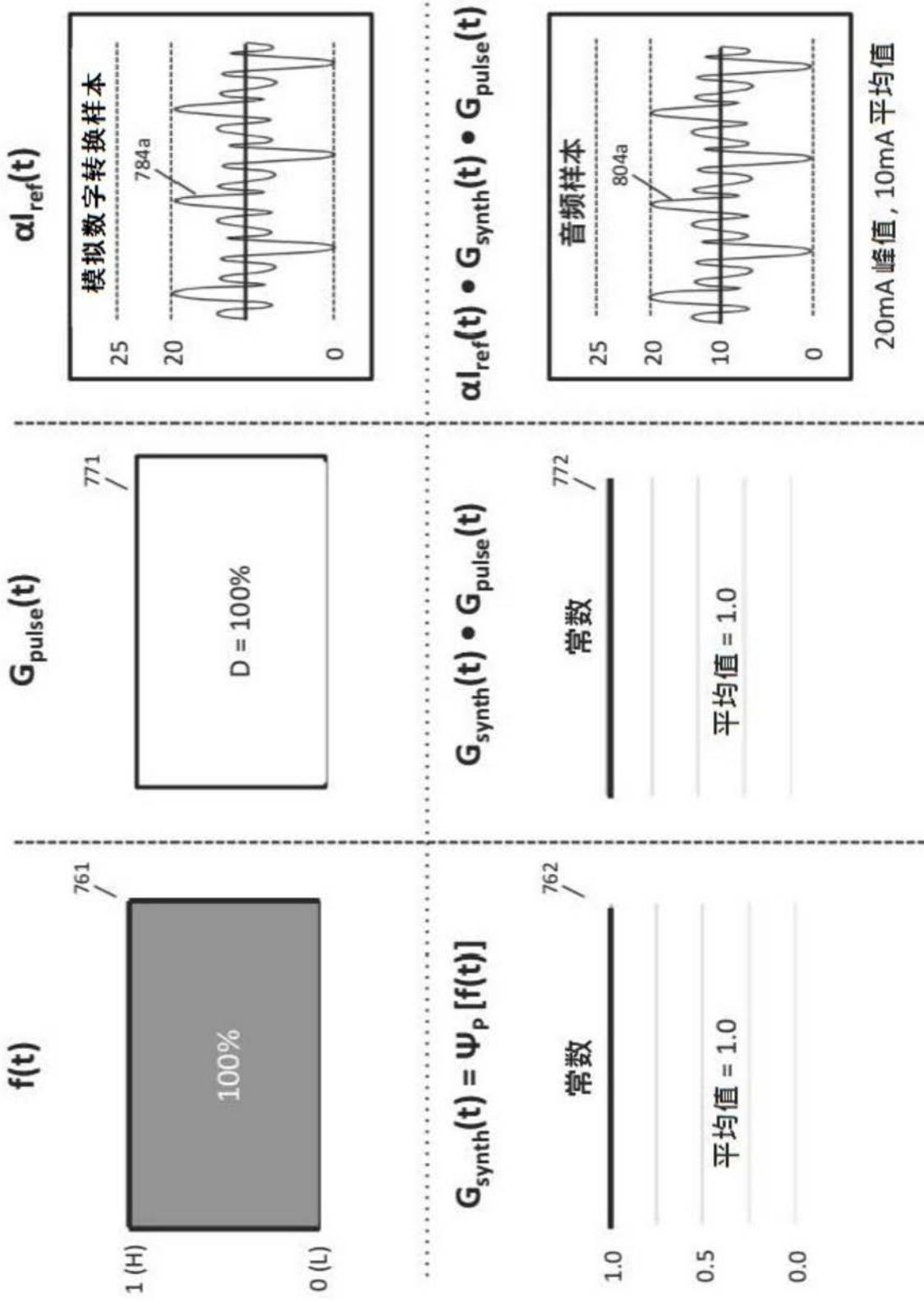


图63G

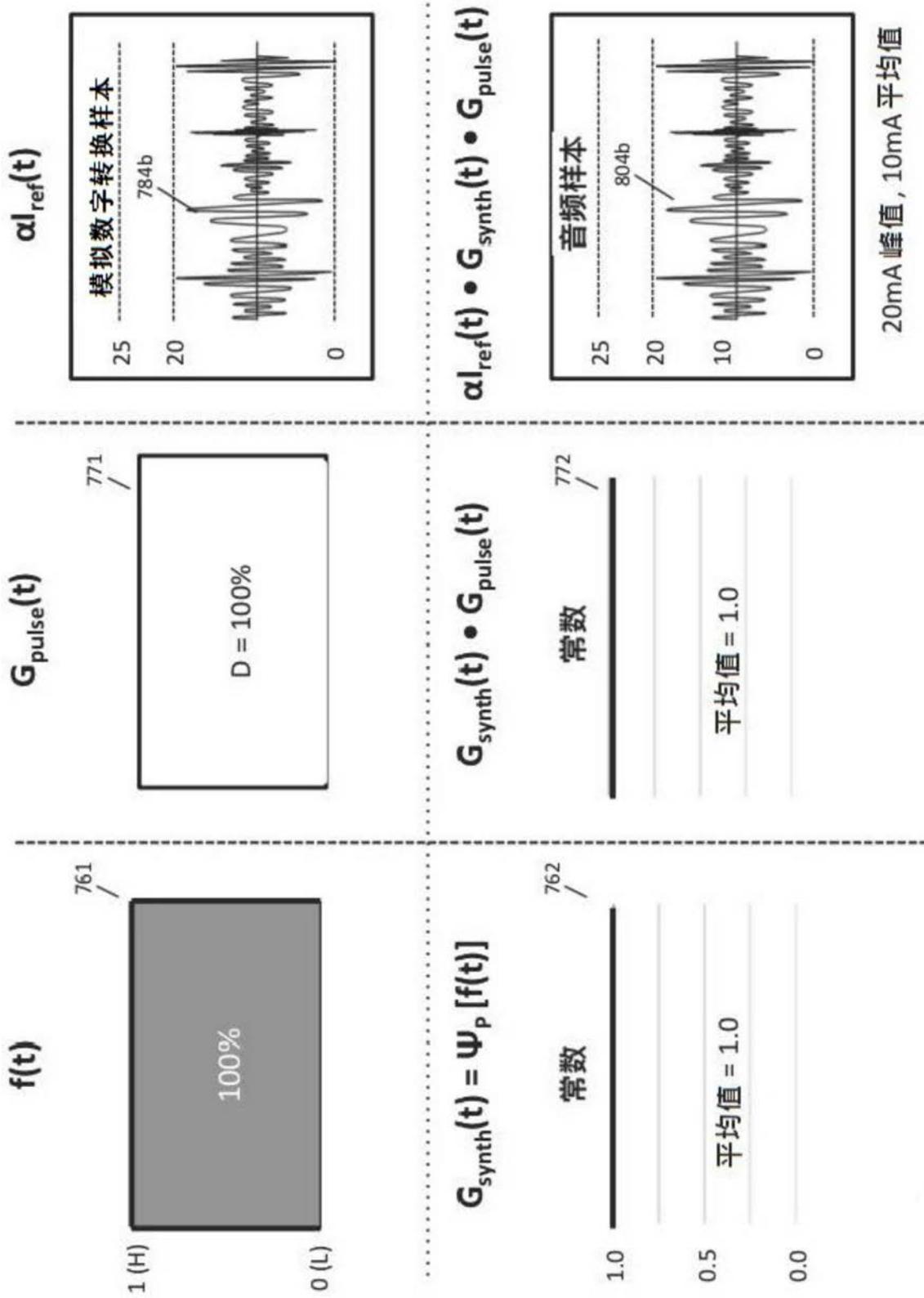


图63H

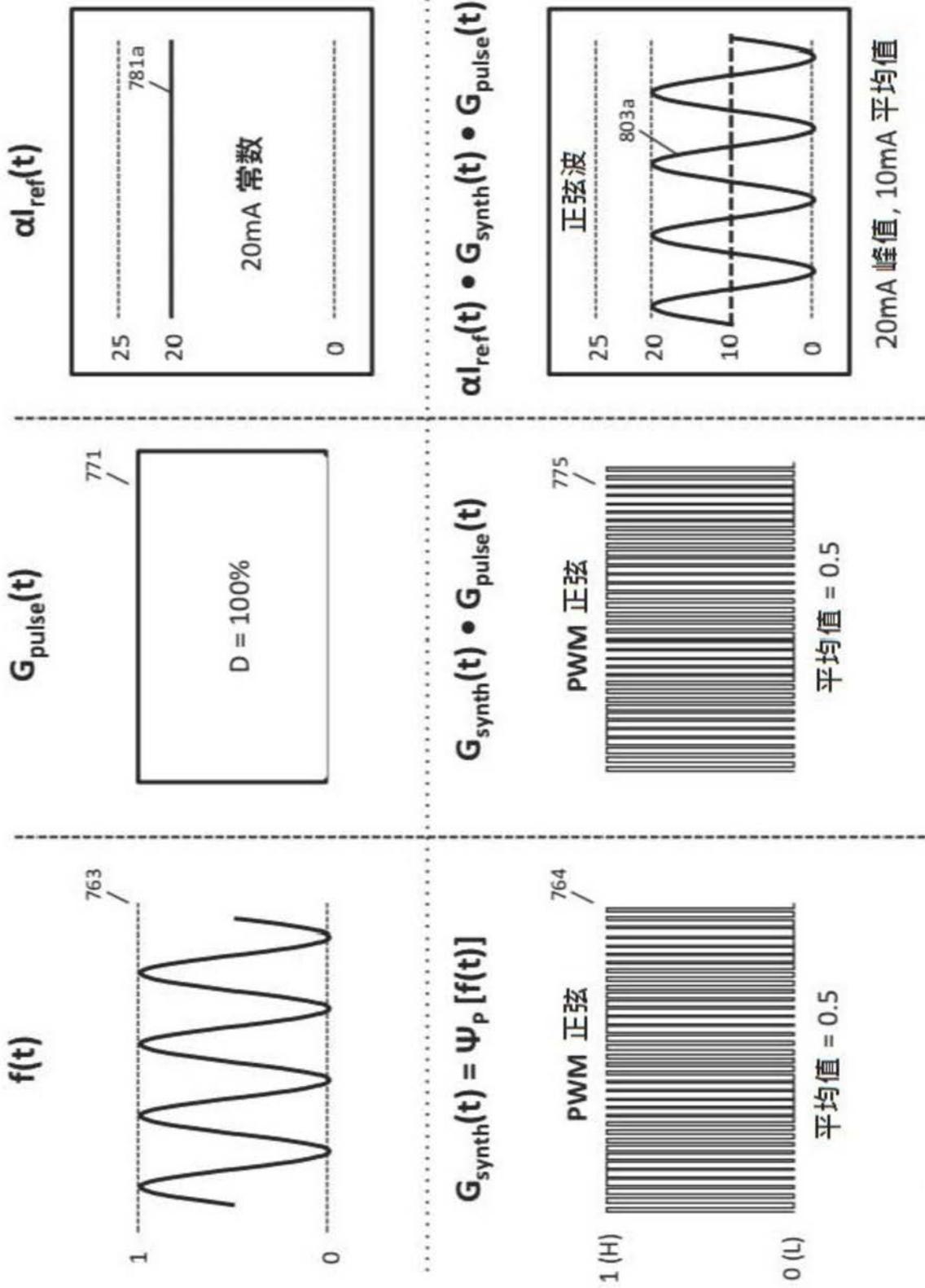


图64A

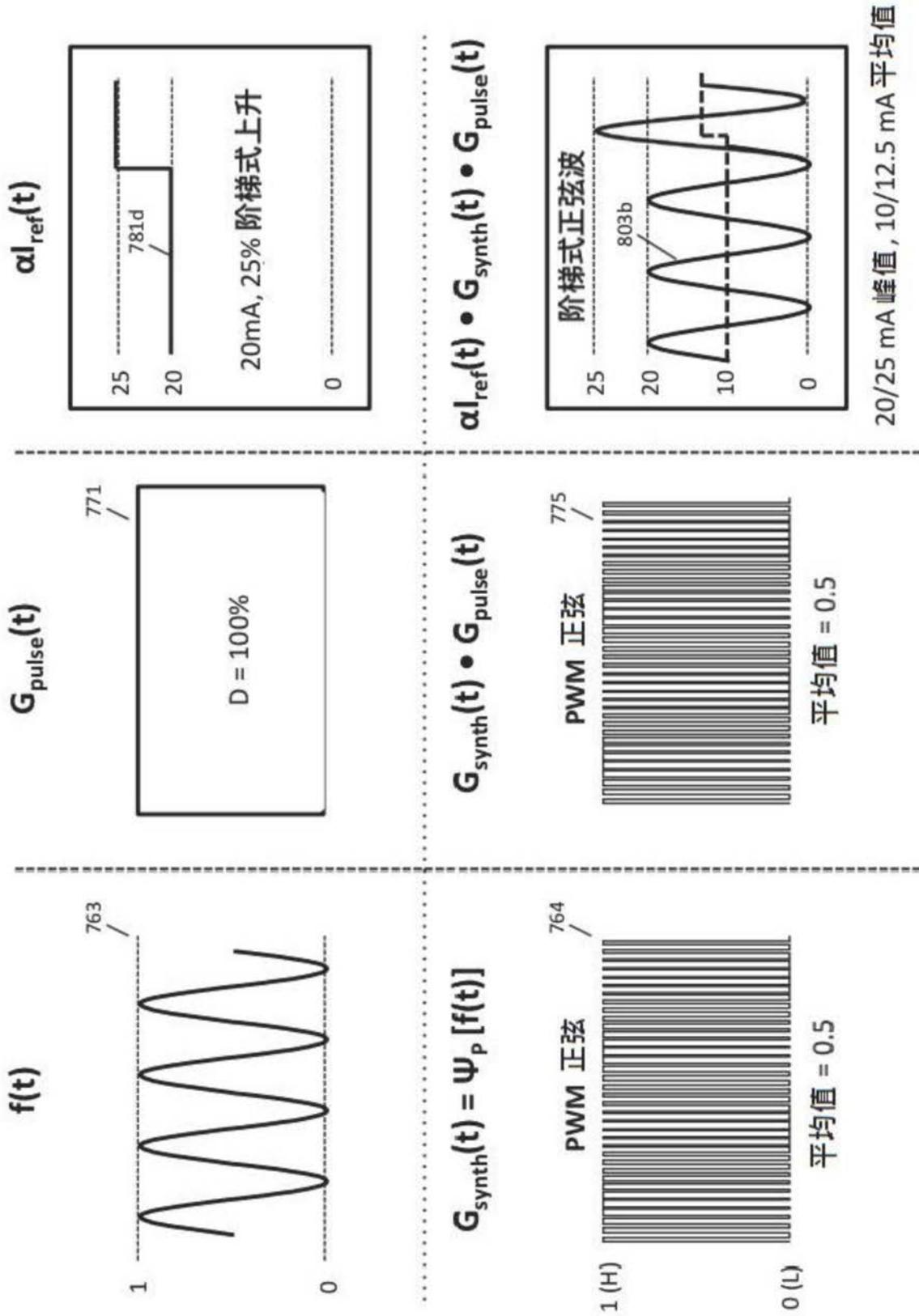


图64B

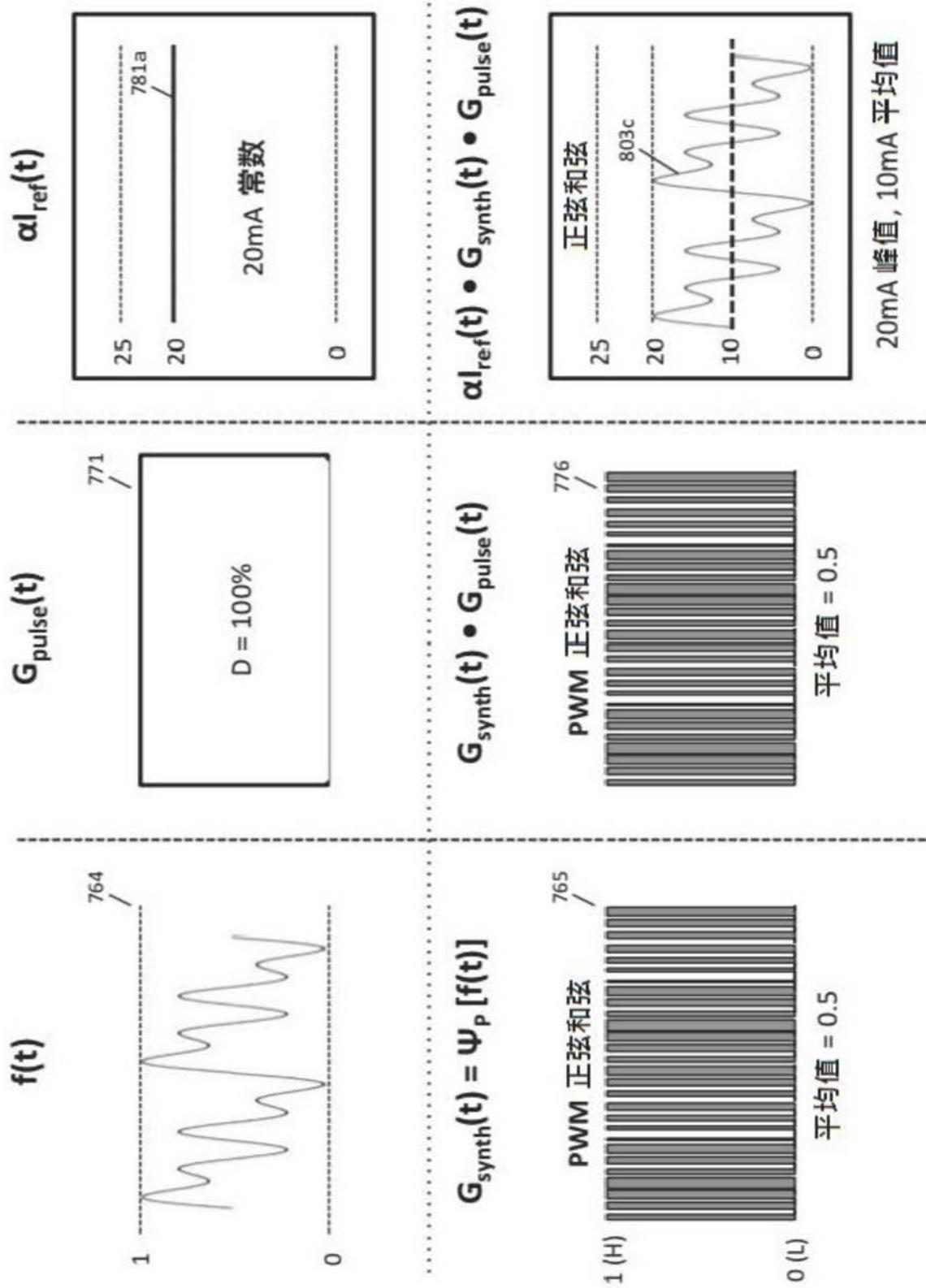


图64C

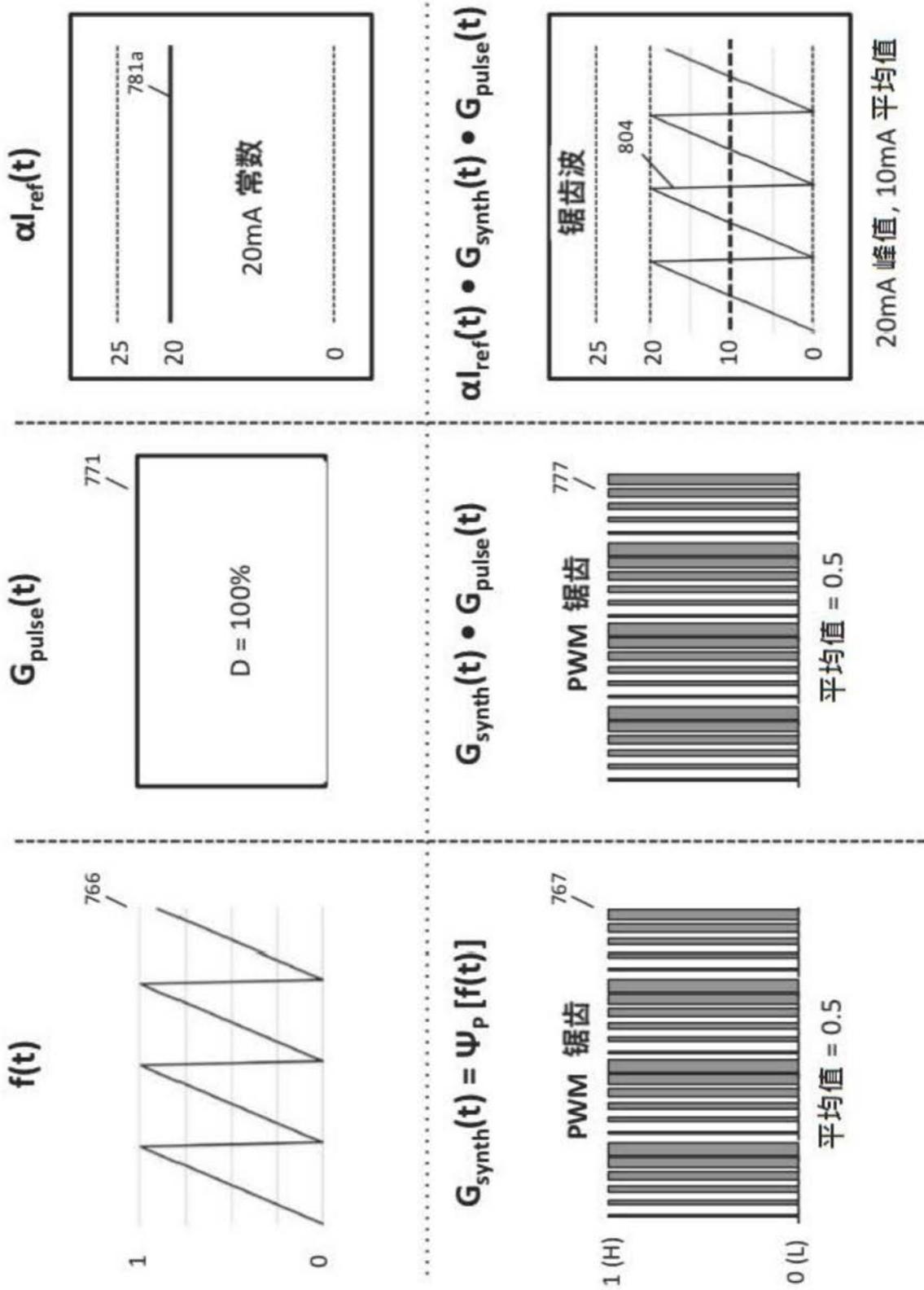


图64D

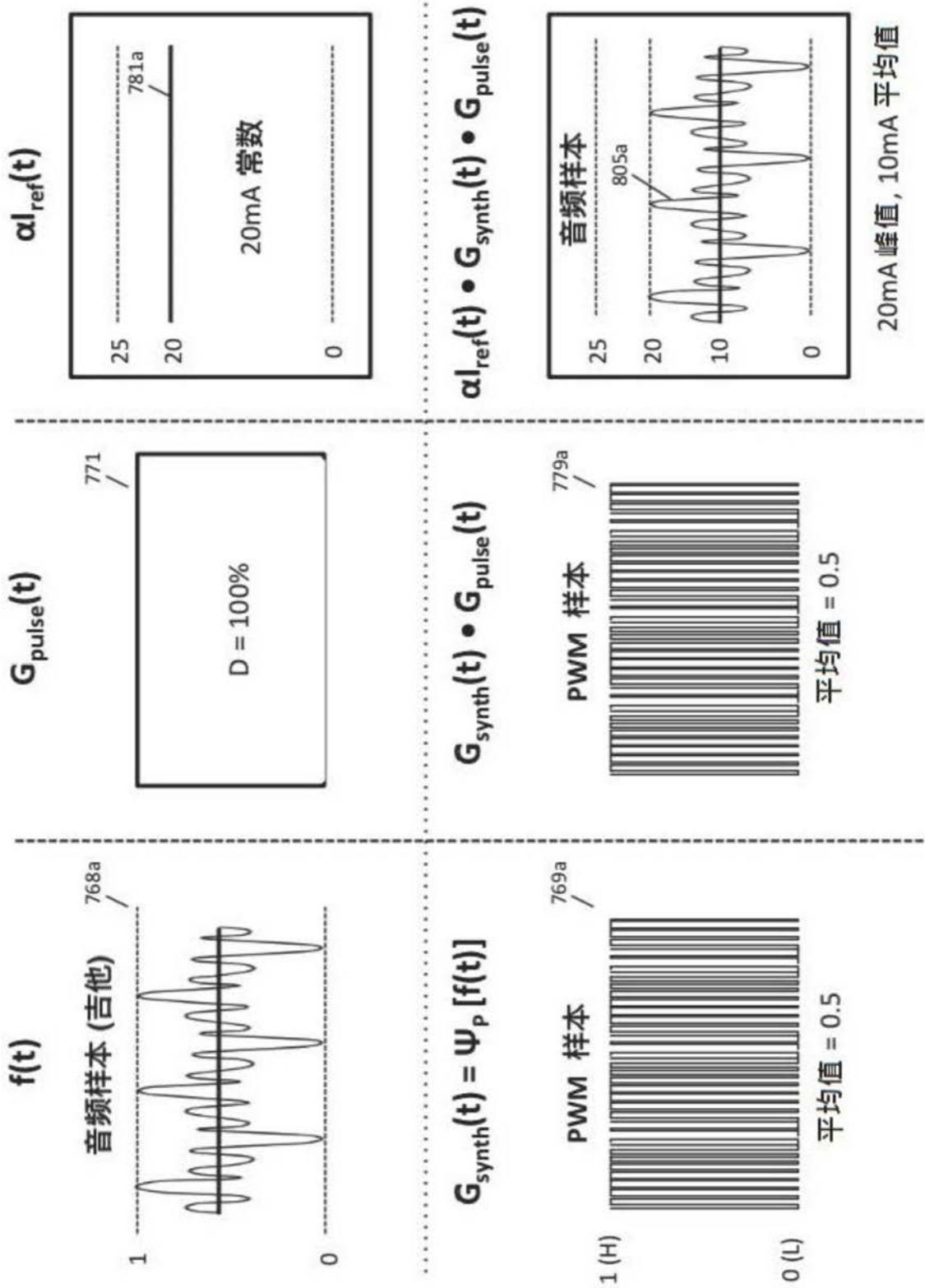


图64E

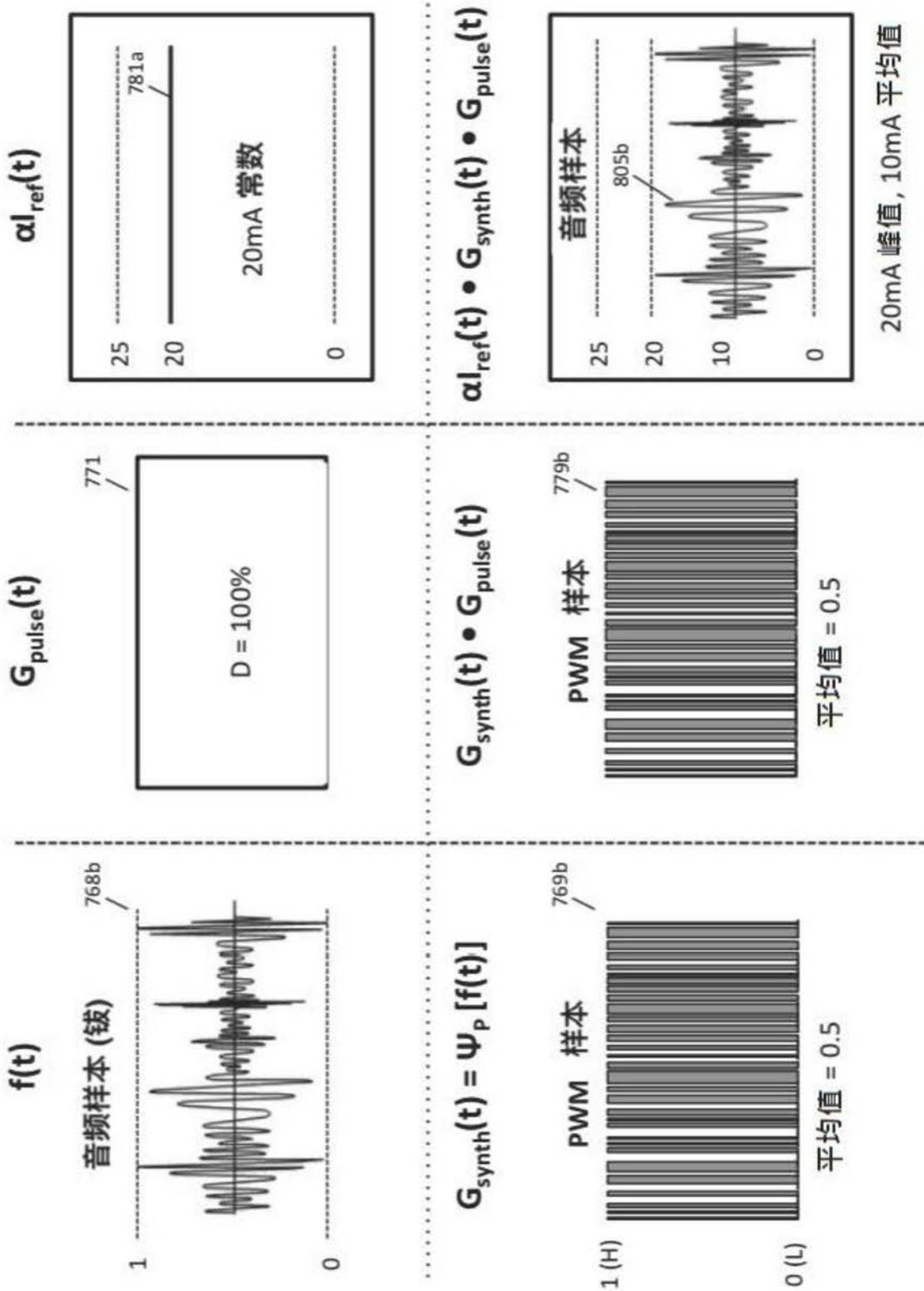


图64F

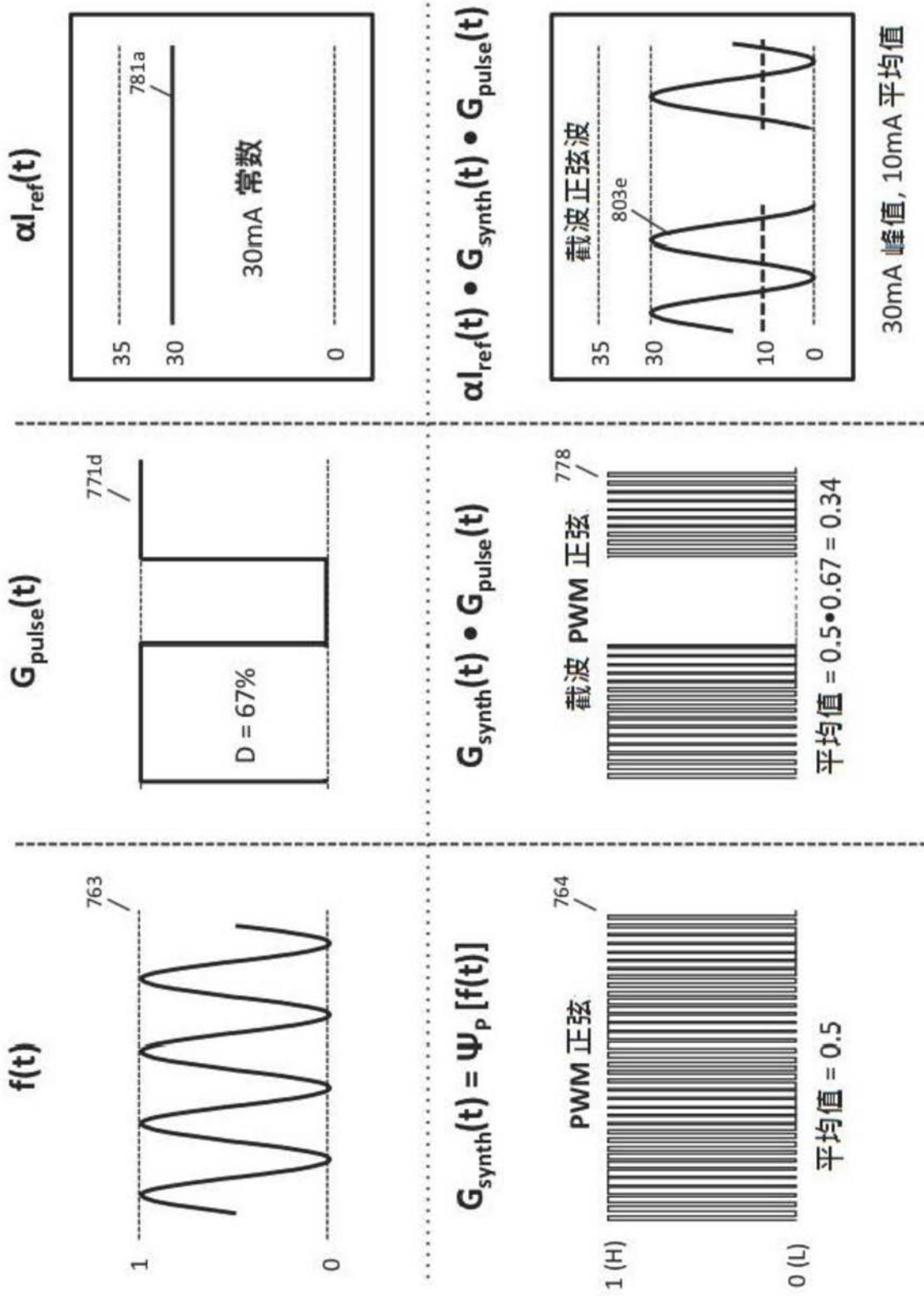


图65

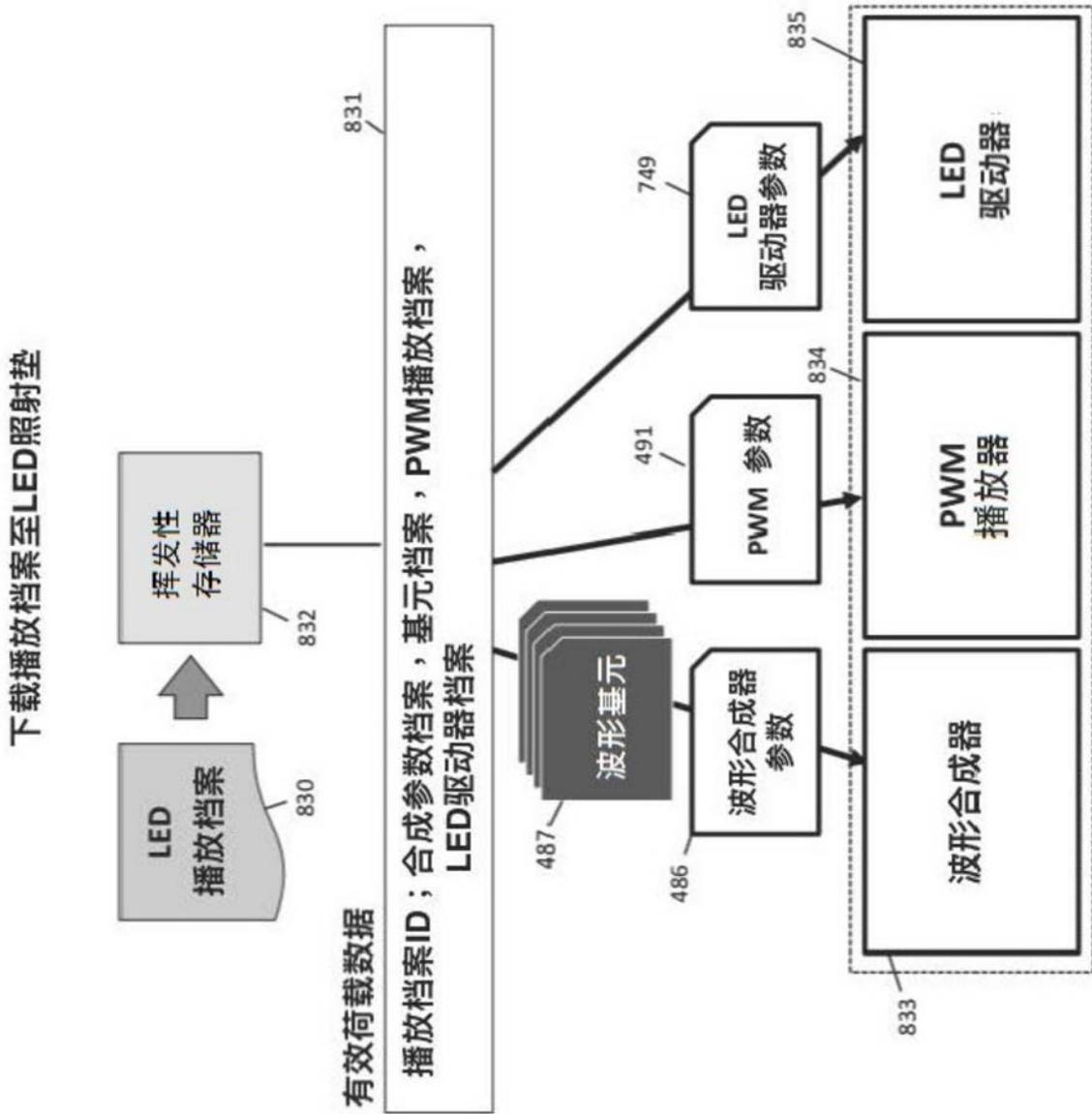


图66

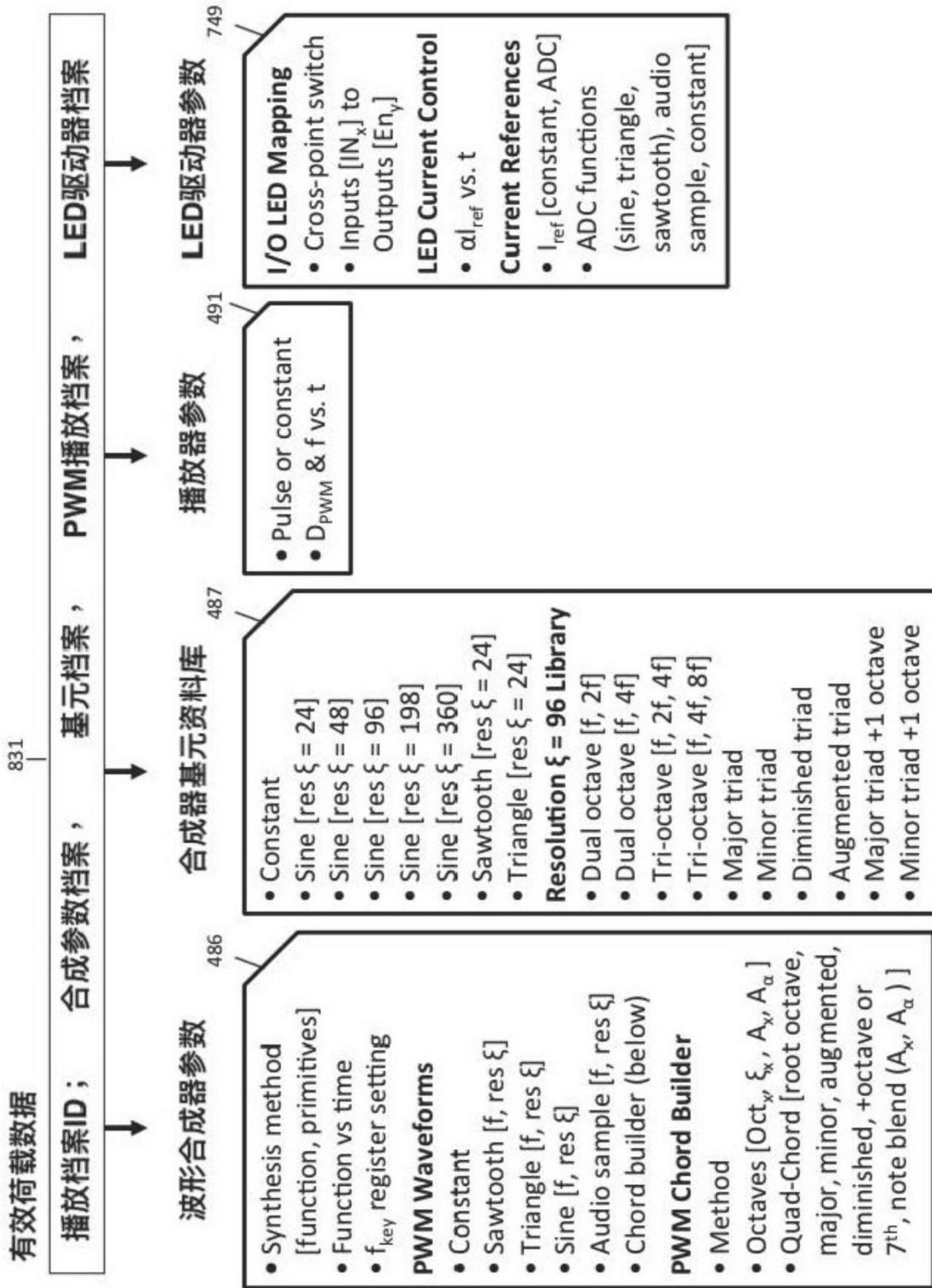


图67

光生物调节疗法系统定时控制

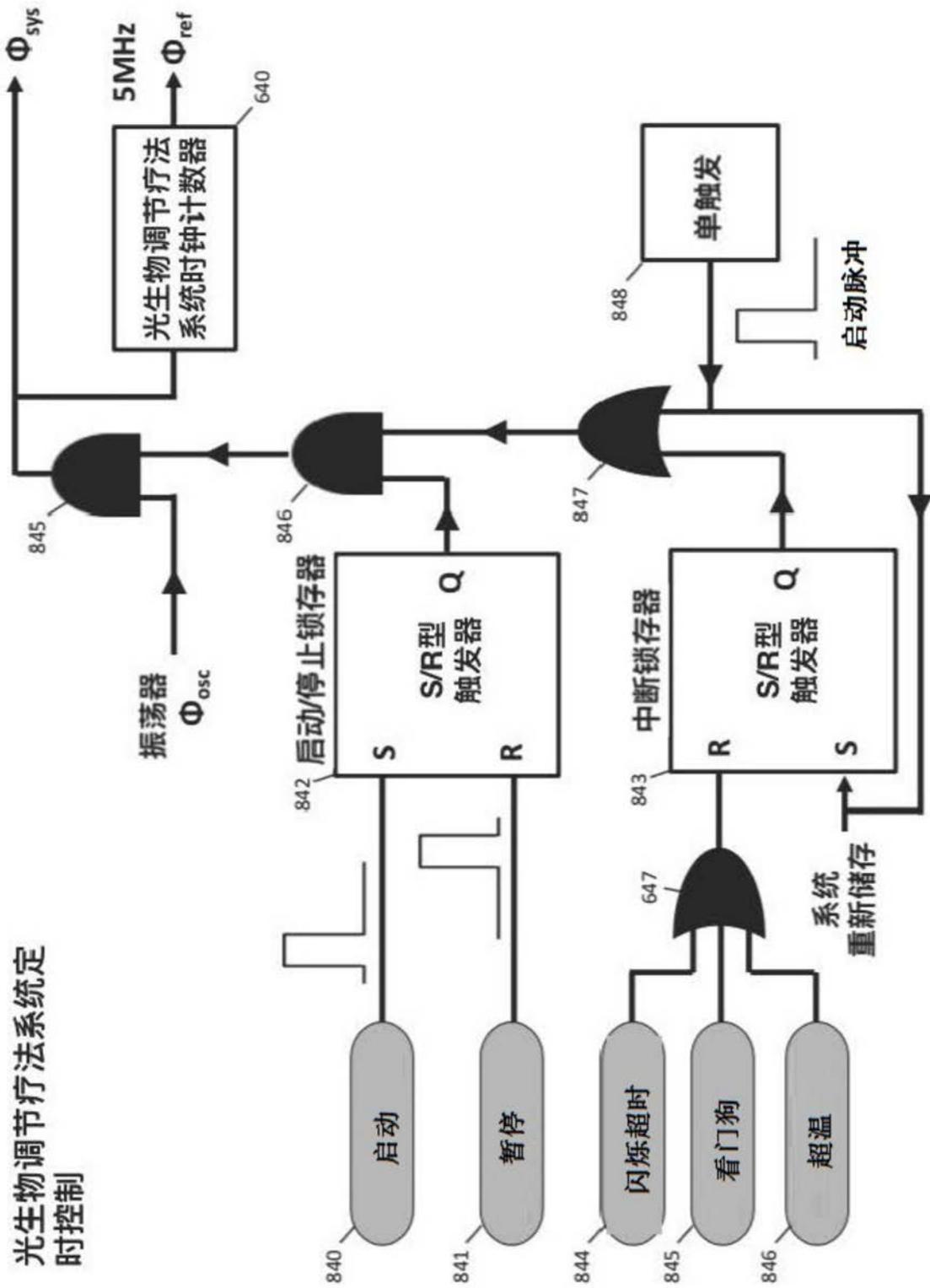


图68

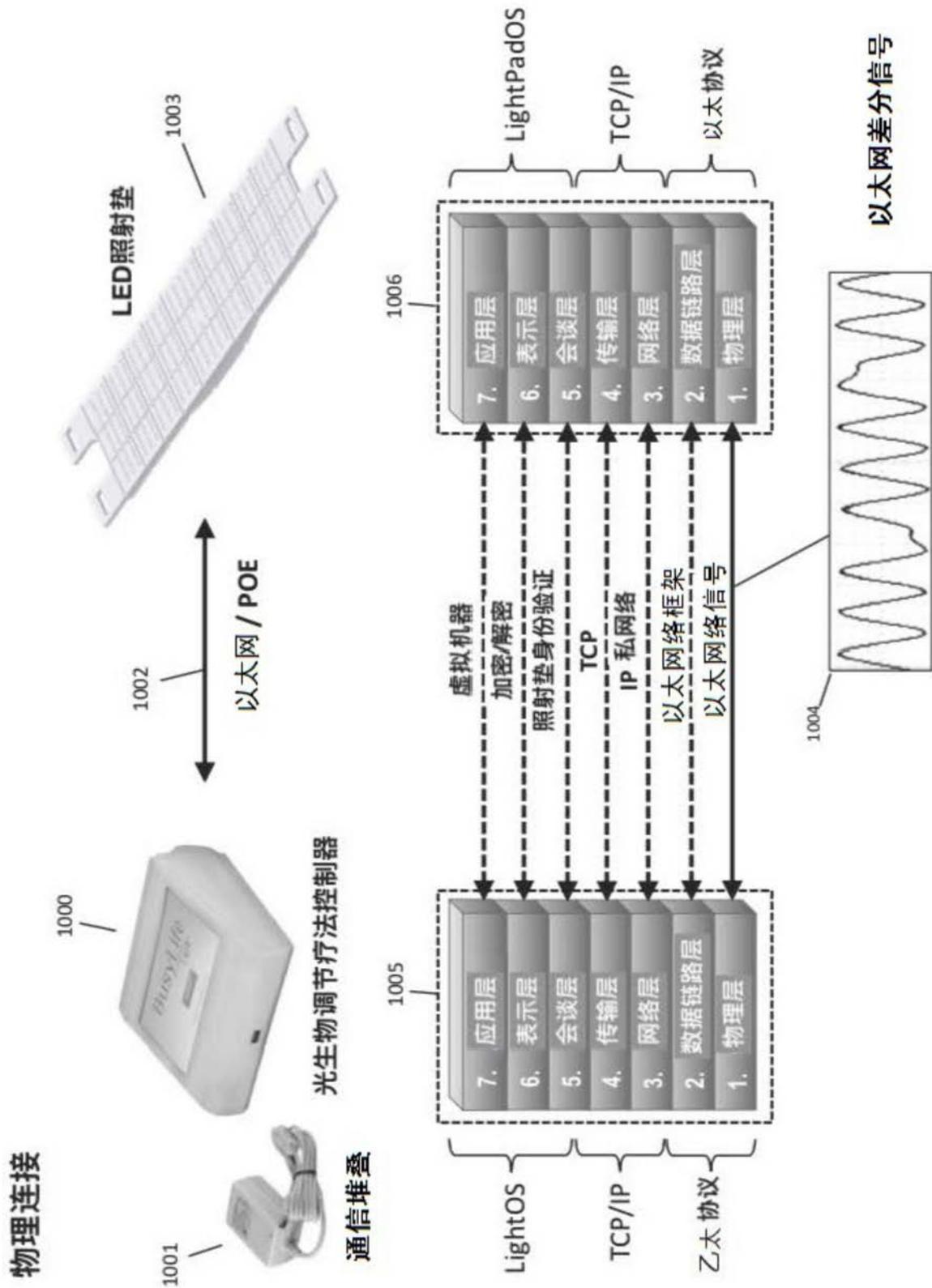


图69

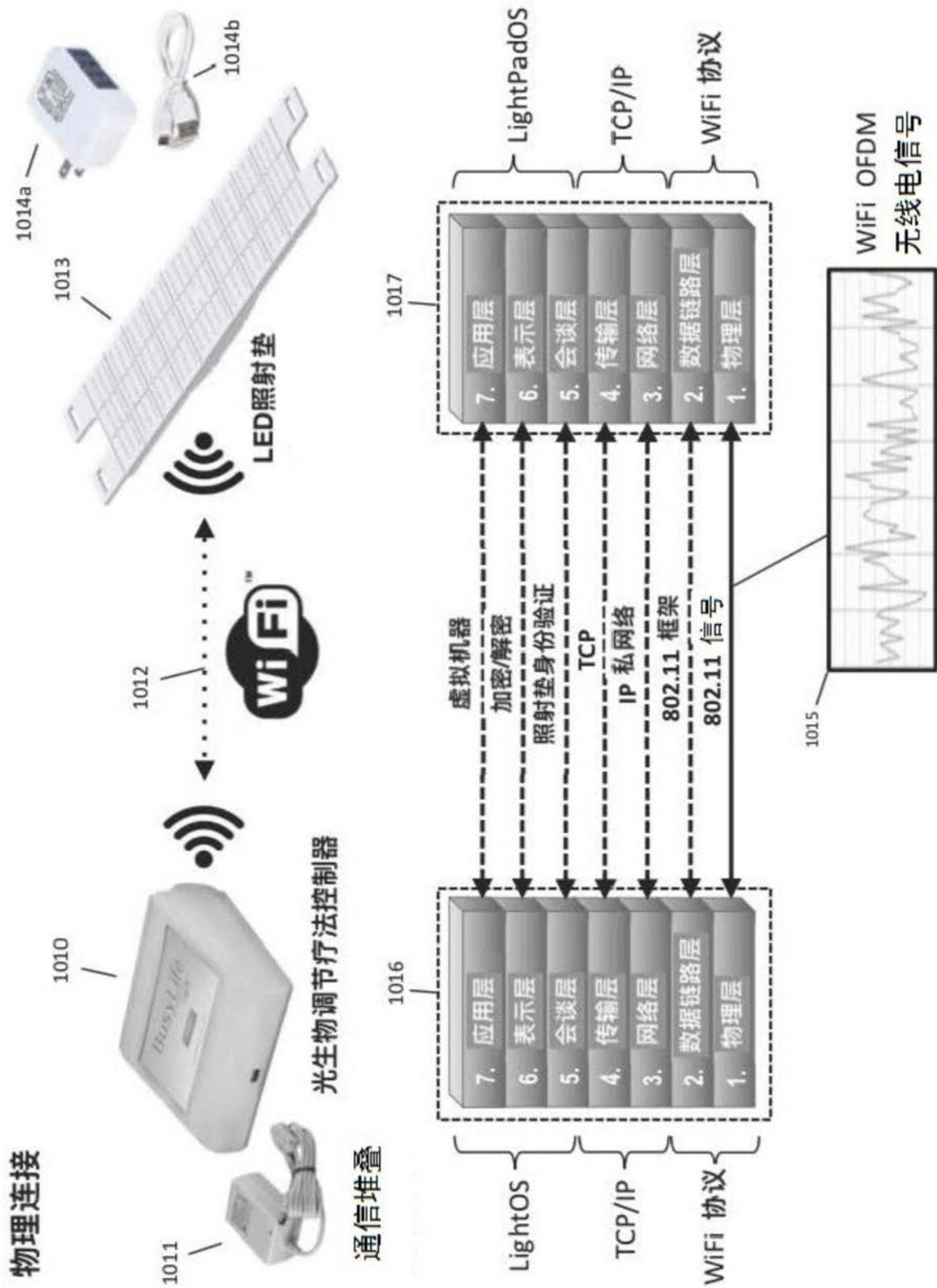


图70

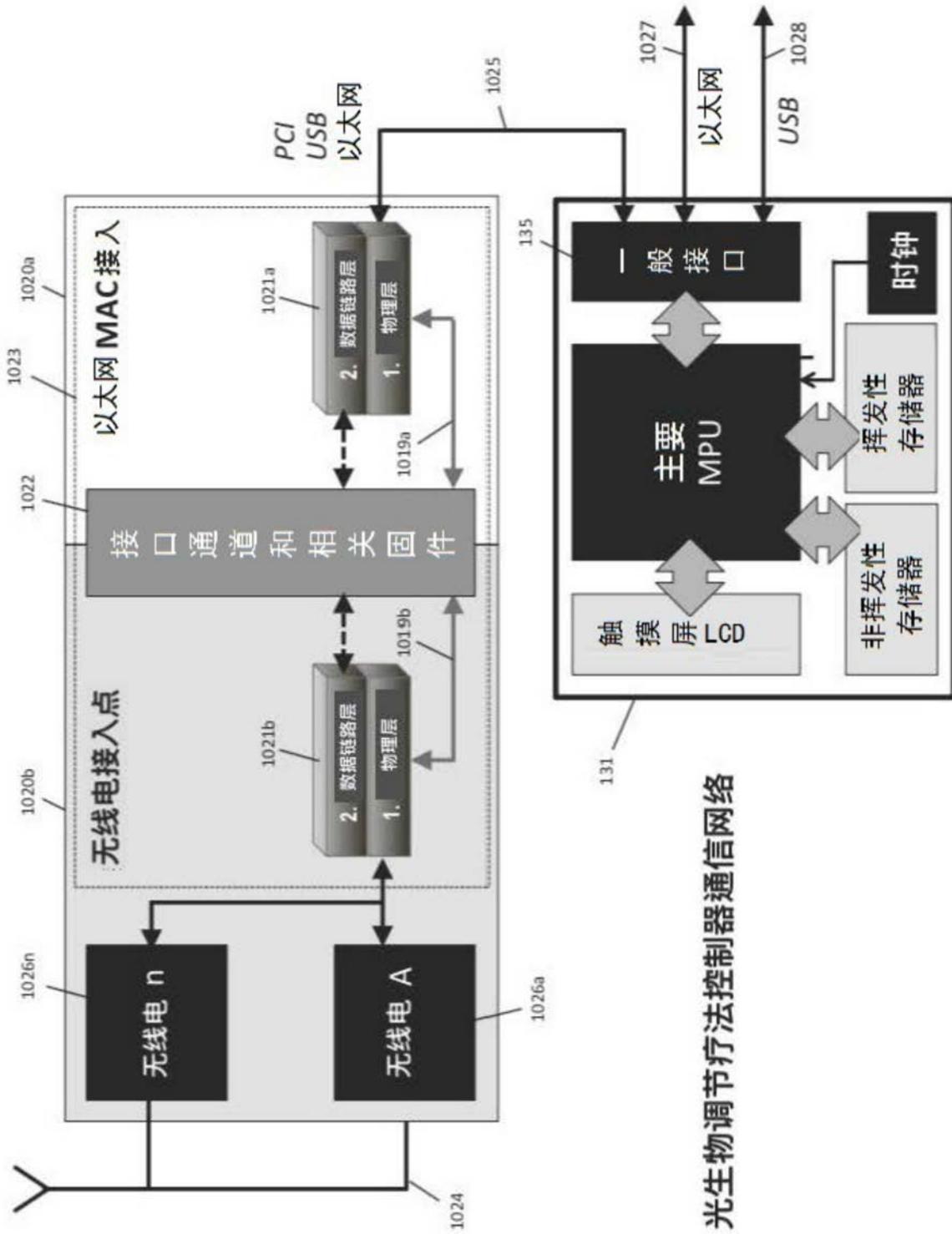
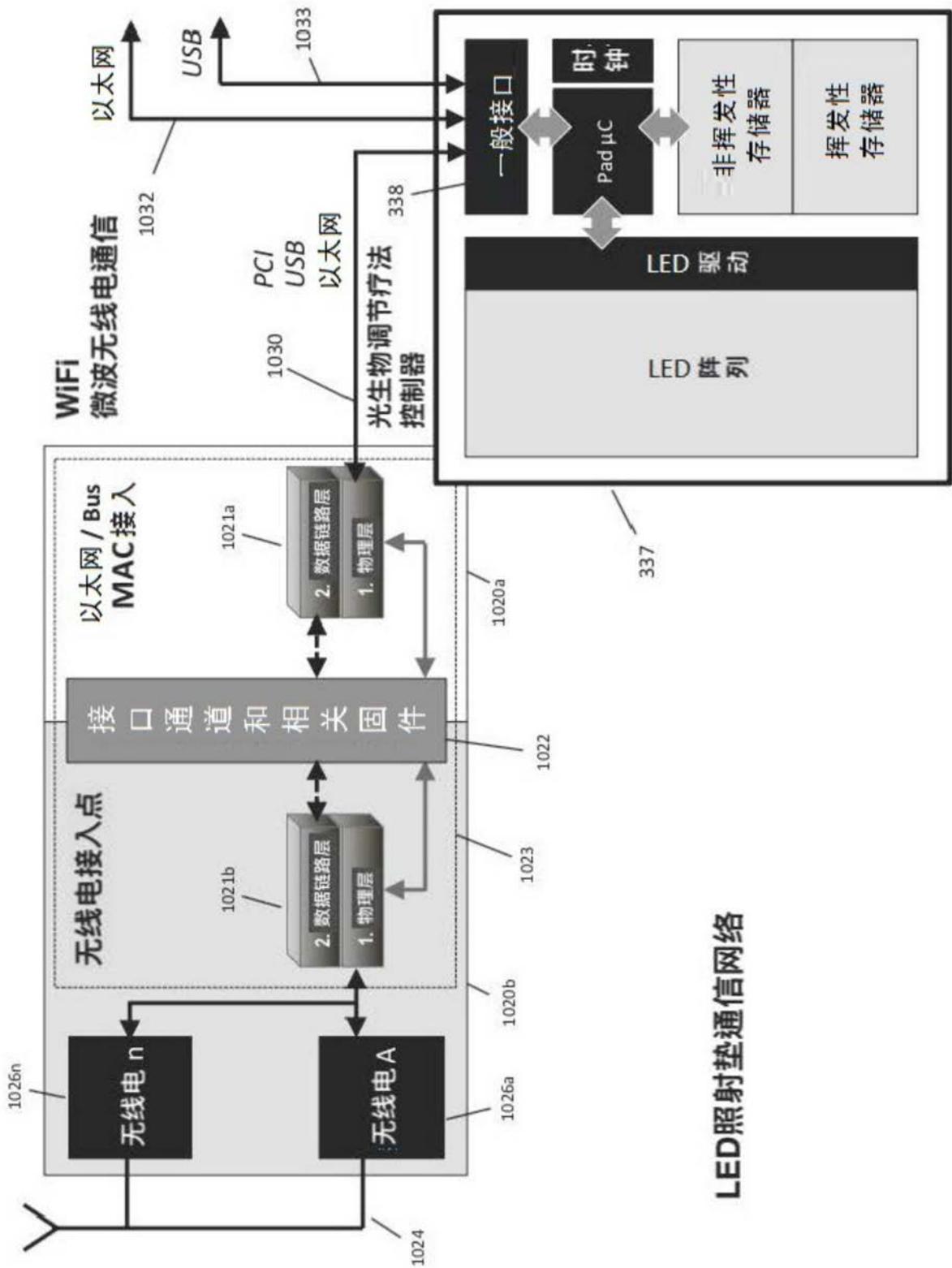


图71A



LED照射垫通信网络

图71B

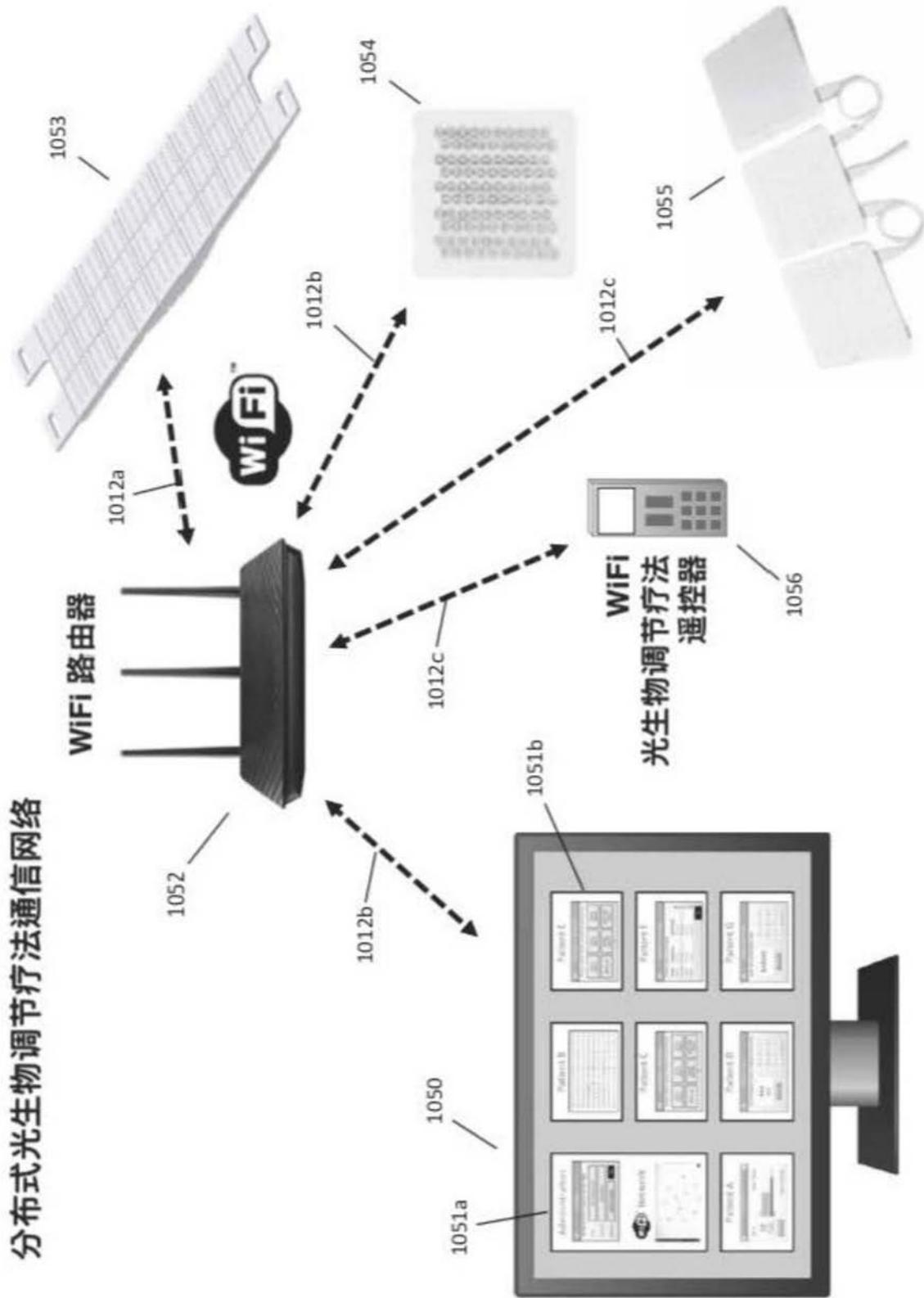


图72

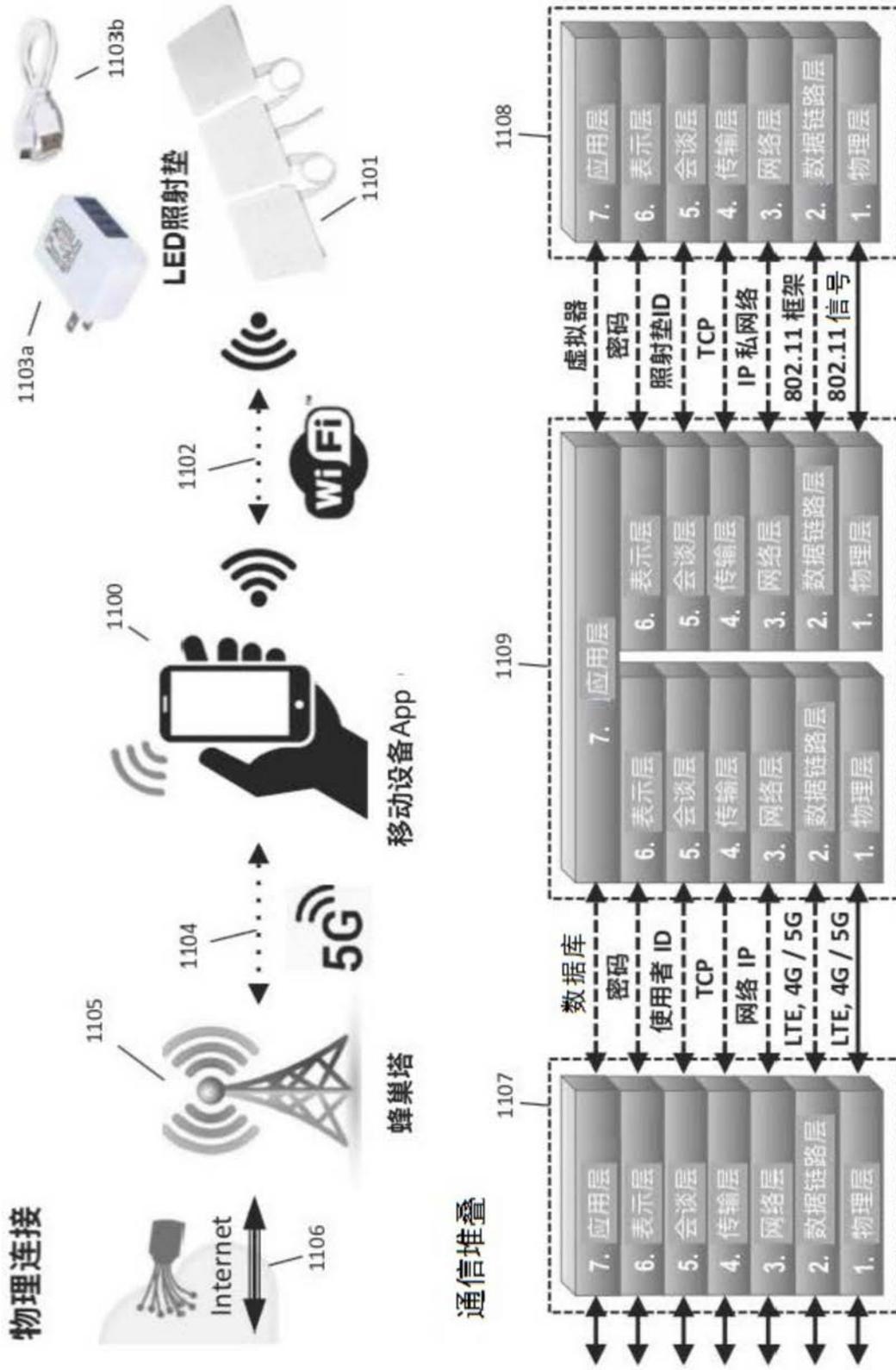


图73

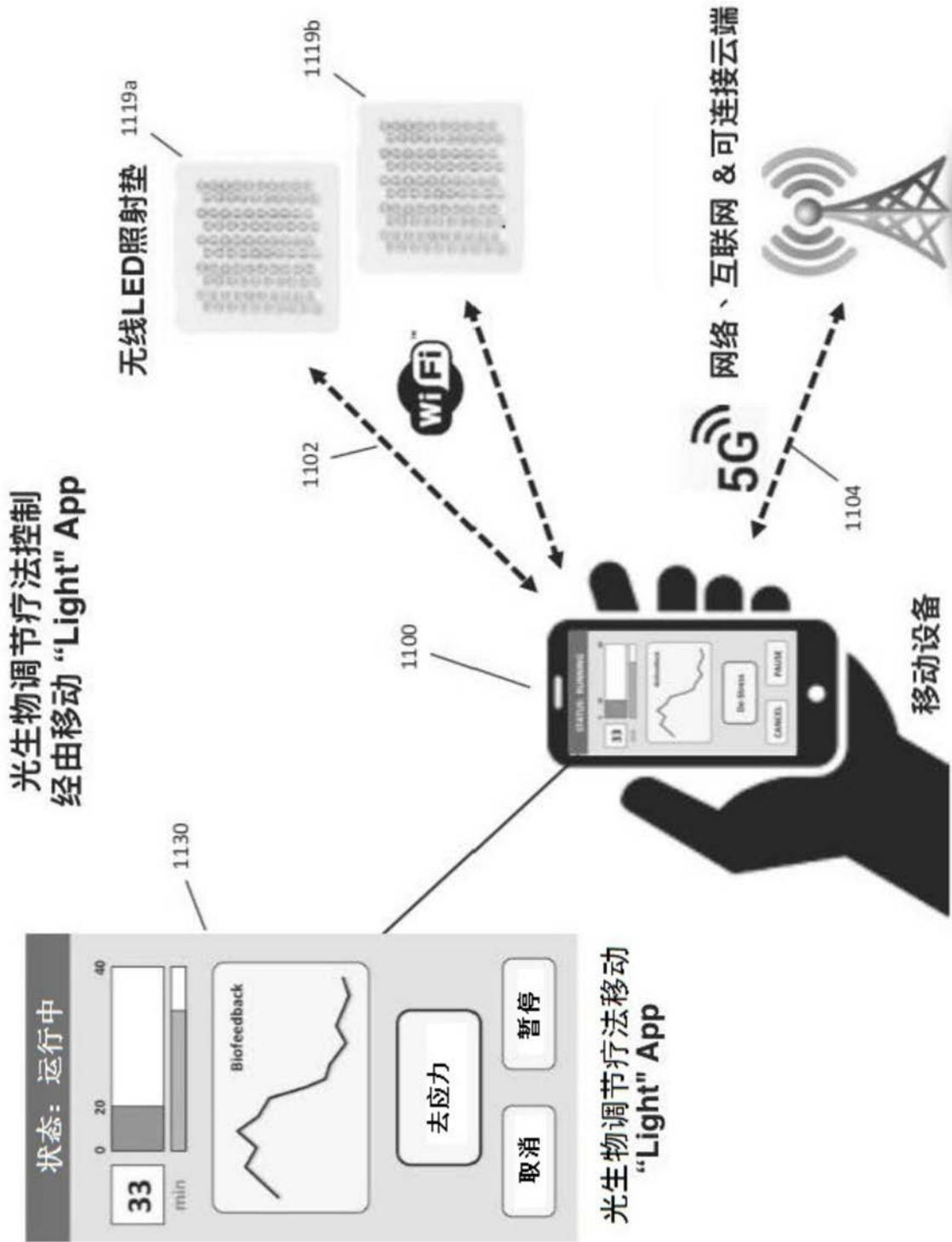


图74

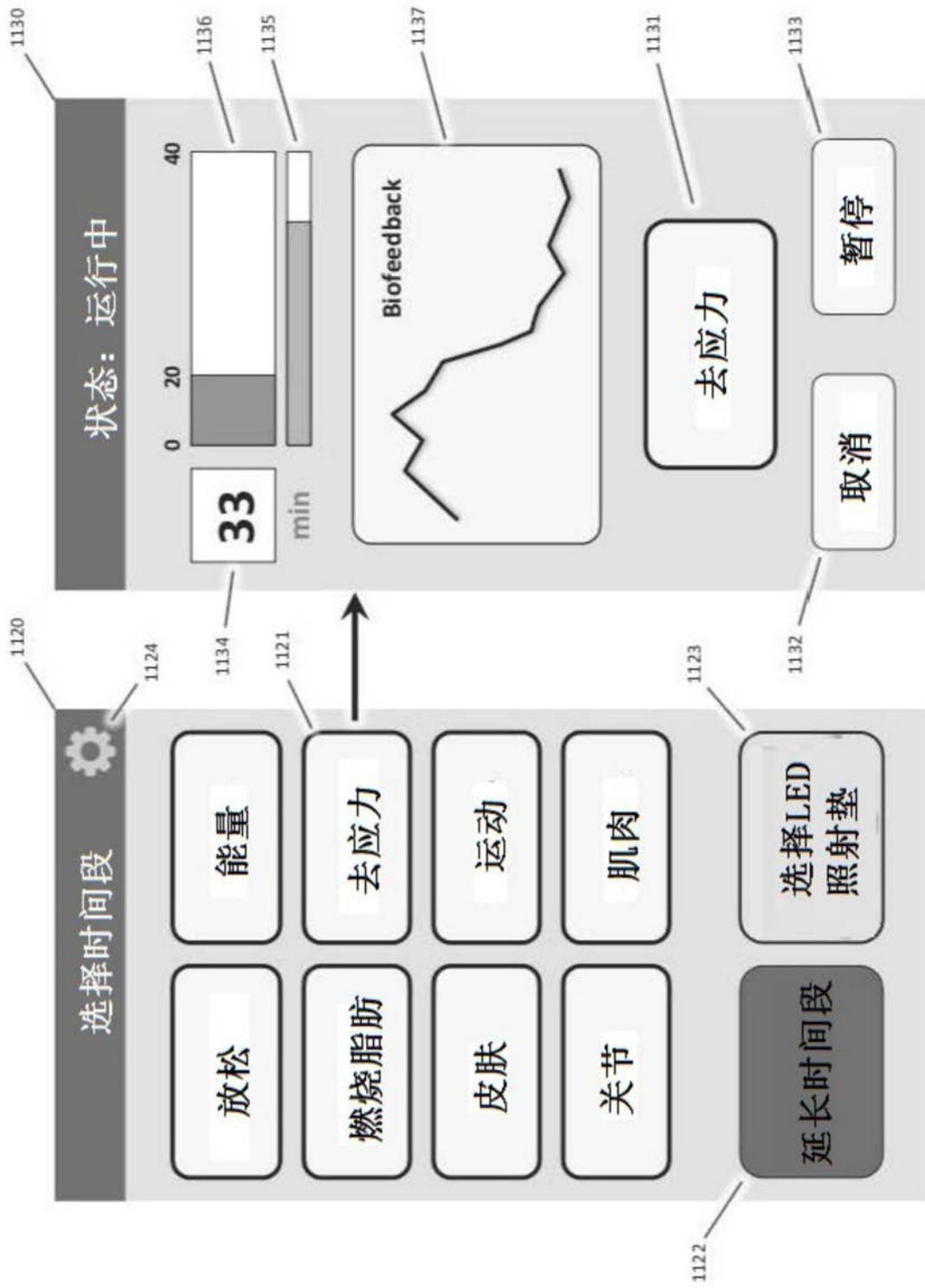


图75

激光/LED 手持光生物调节节法装置

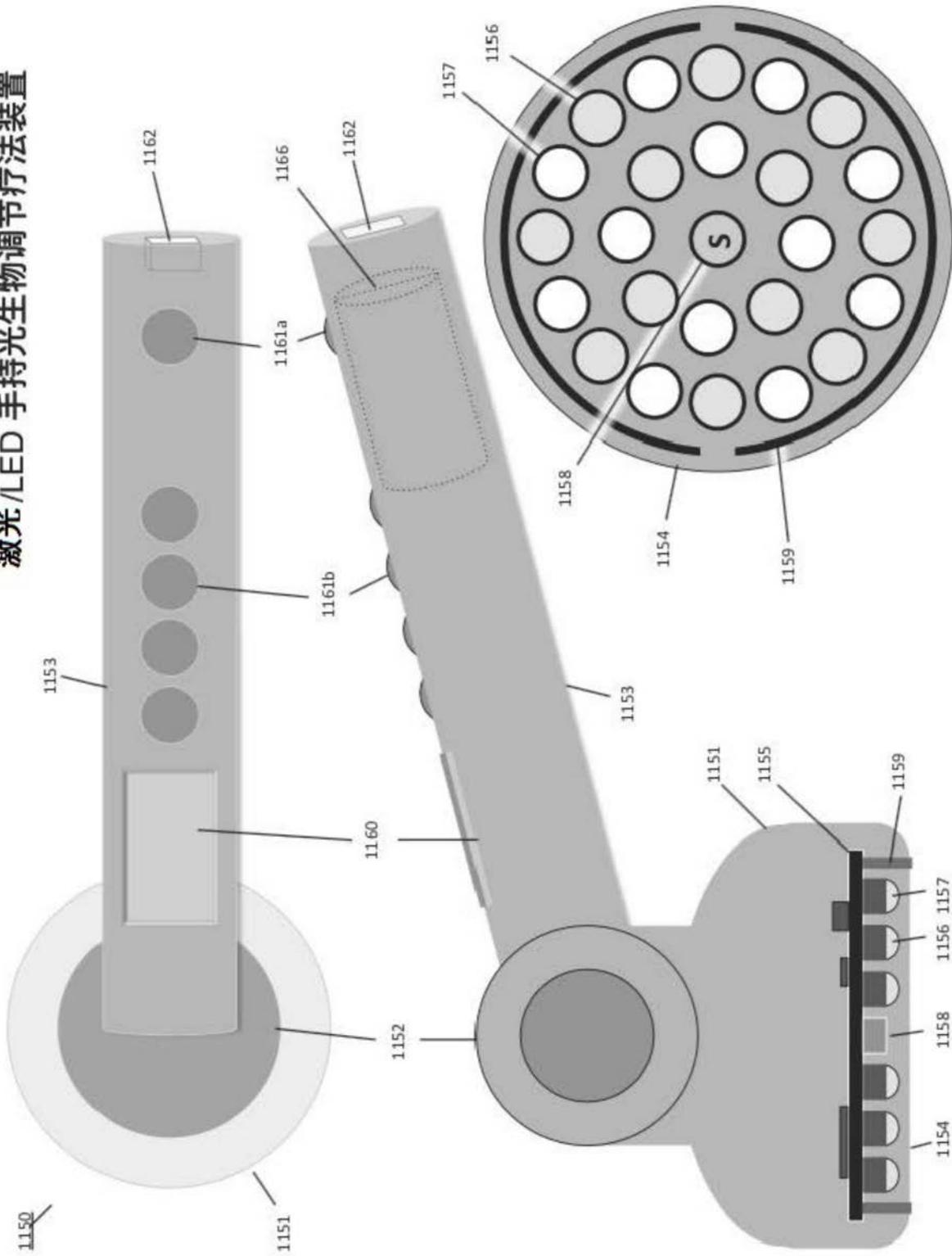


图76

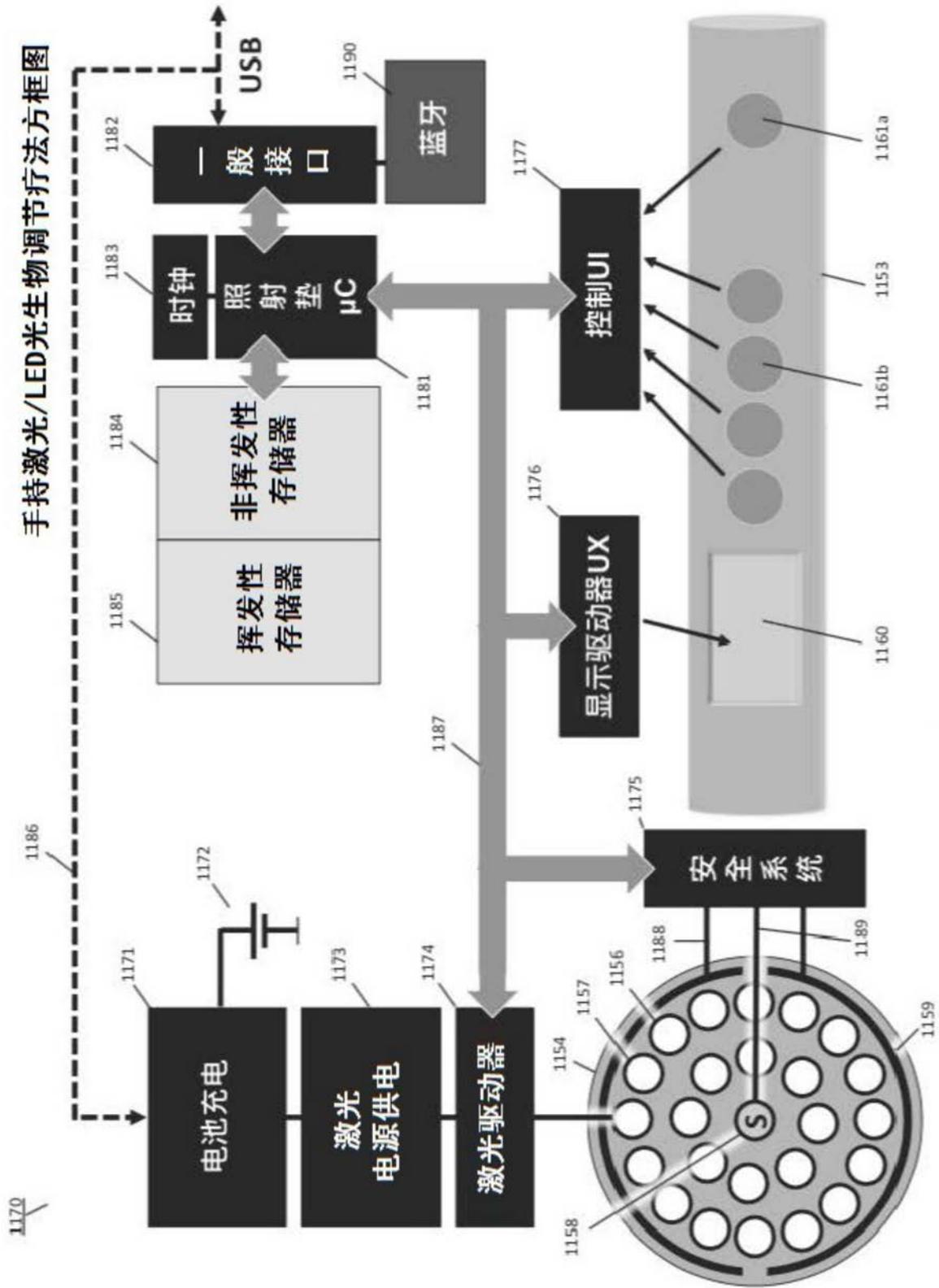


图77

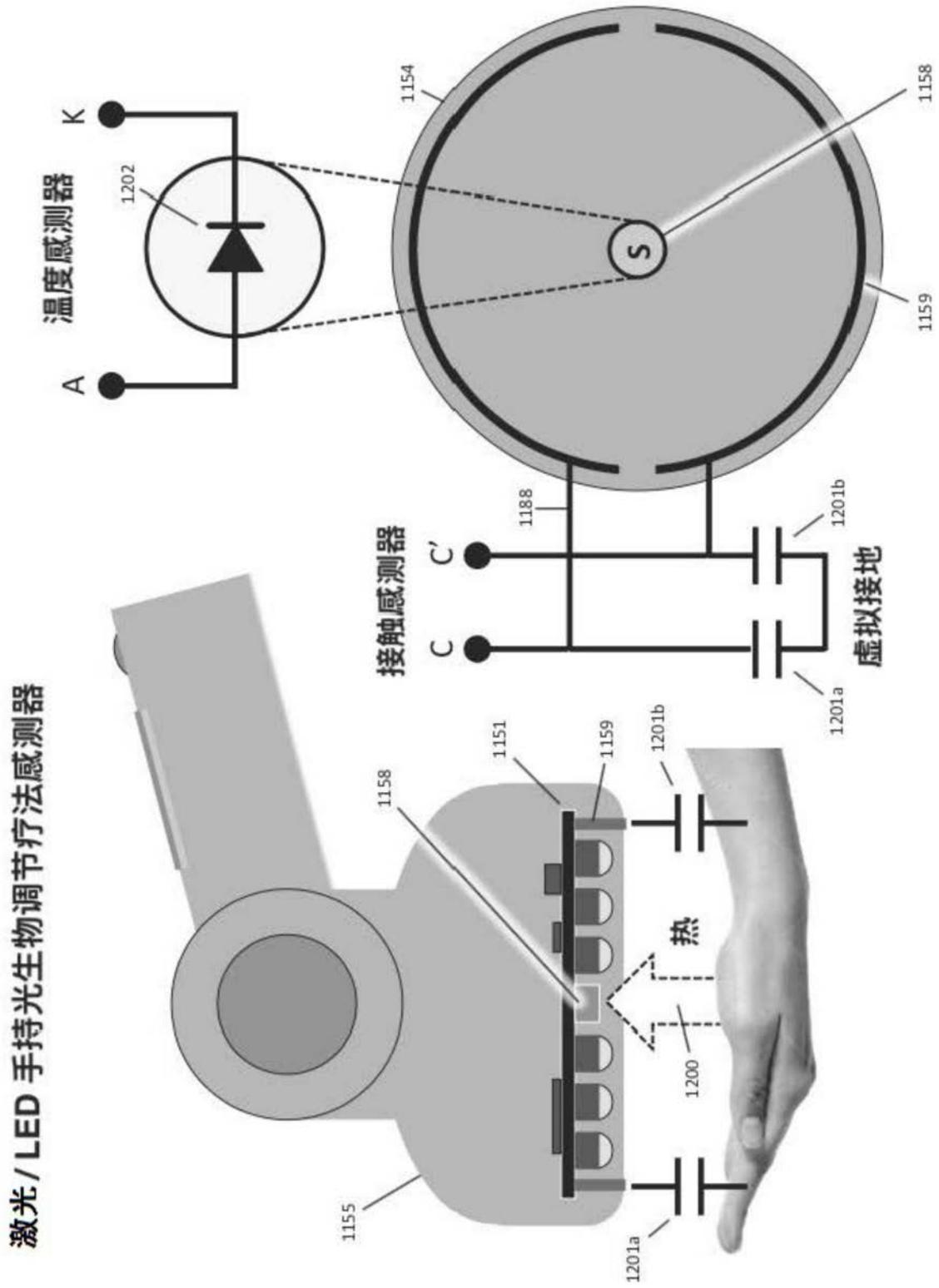


图78

手持激光生物调节疗法安全系统

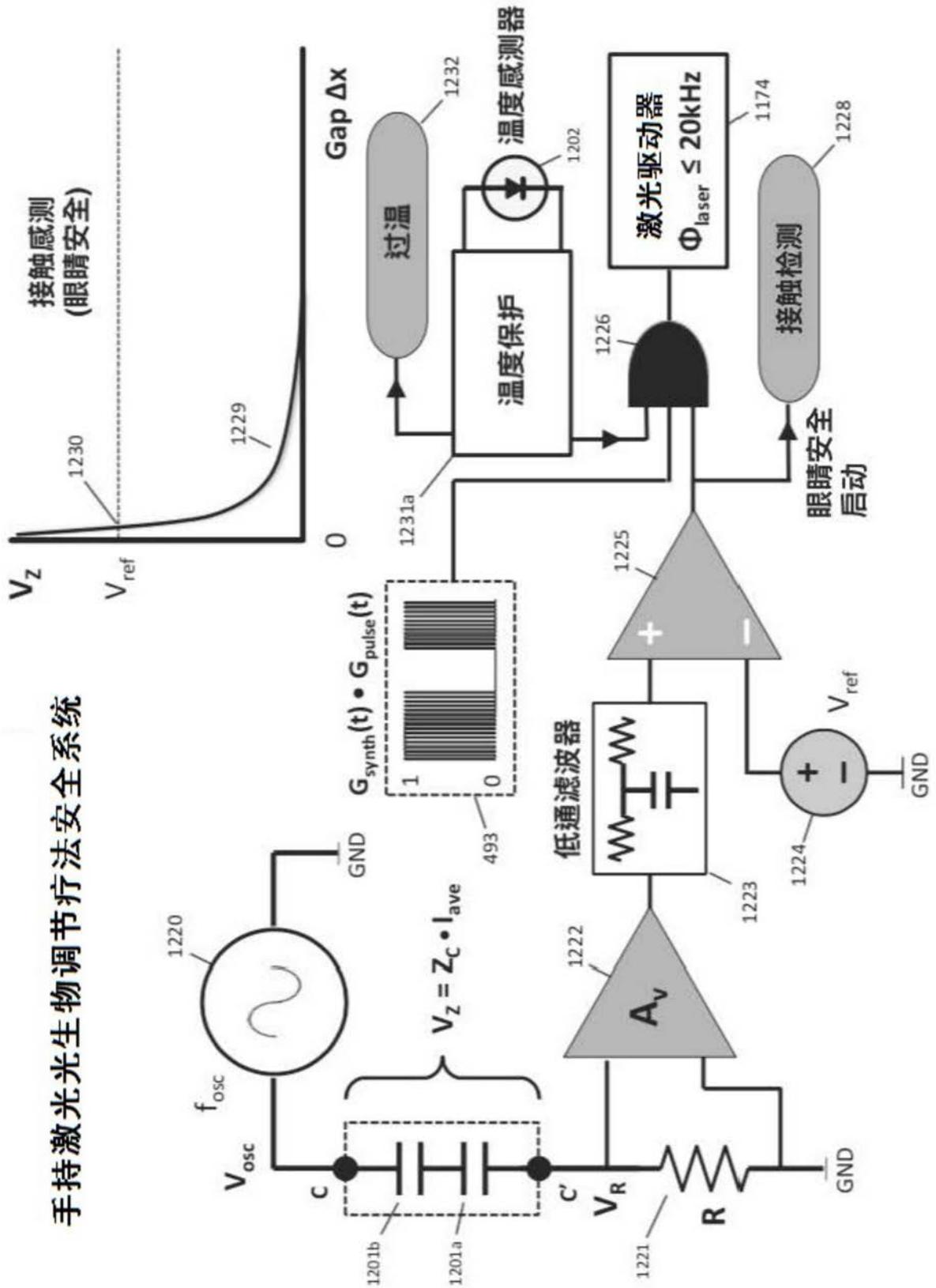


图79

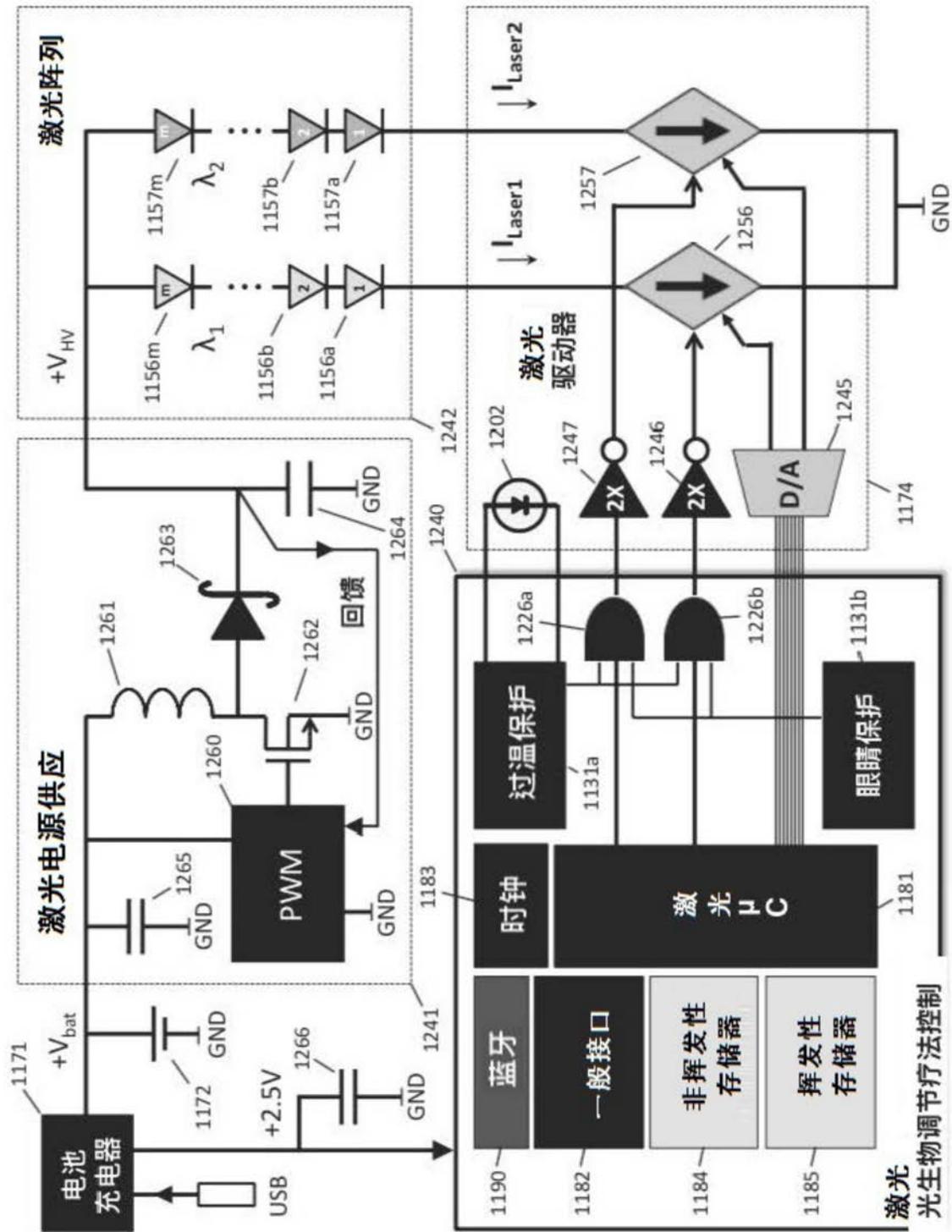


图80

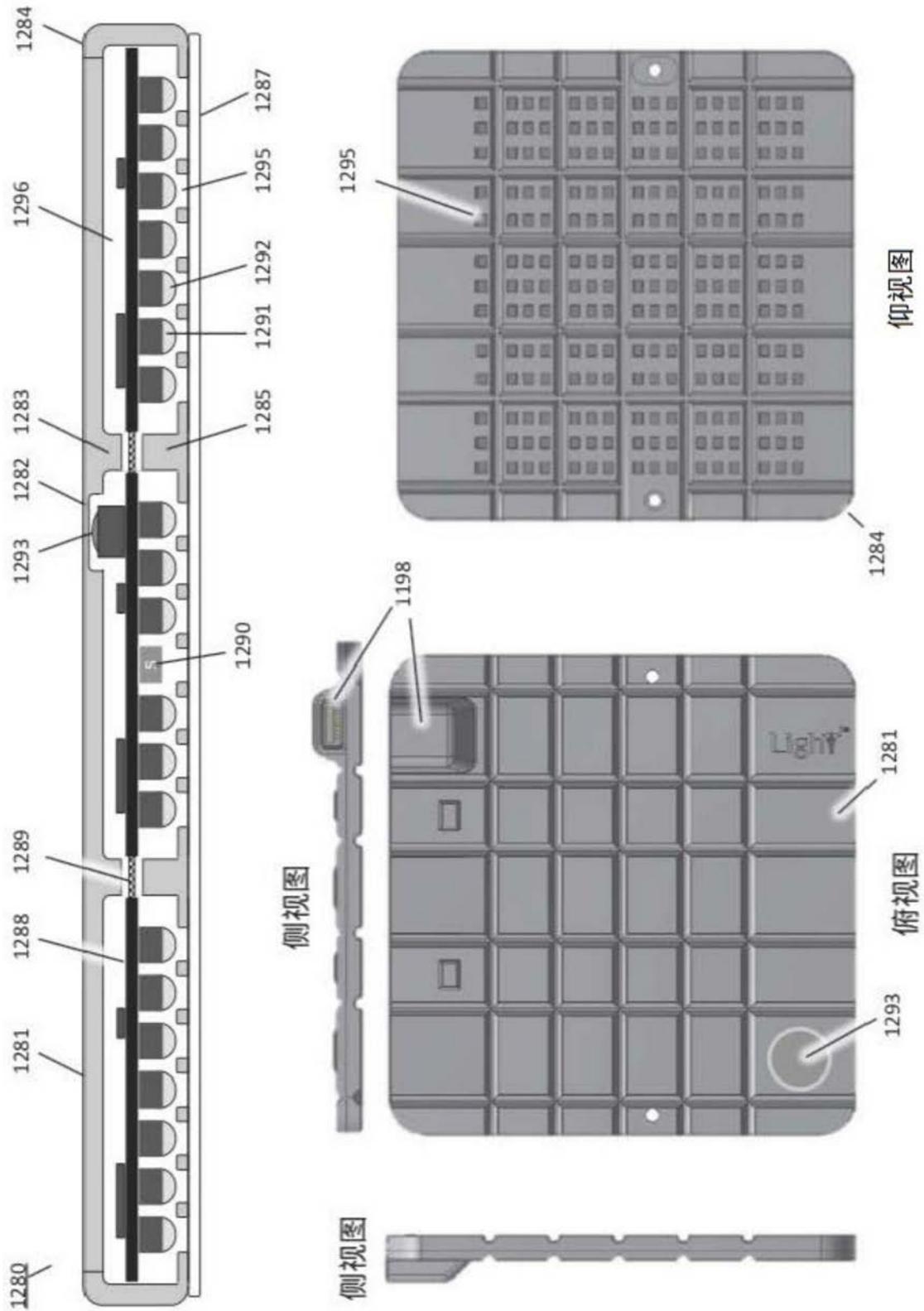


图81A

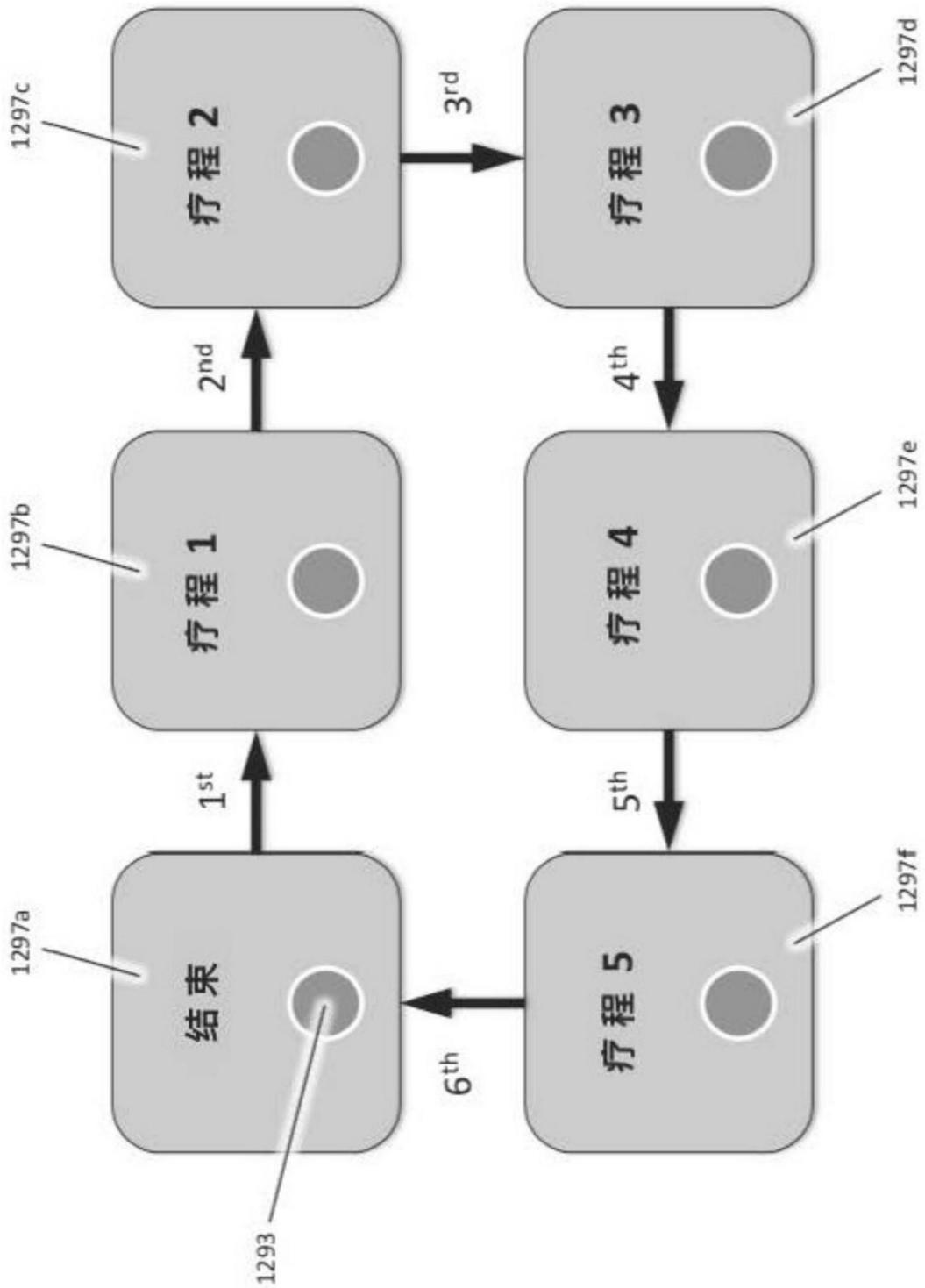


图81B

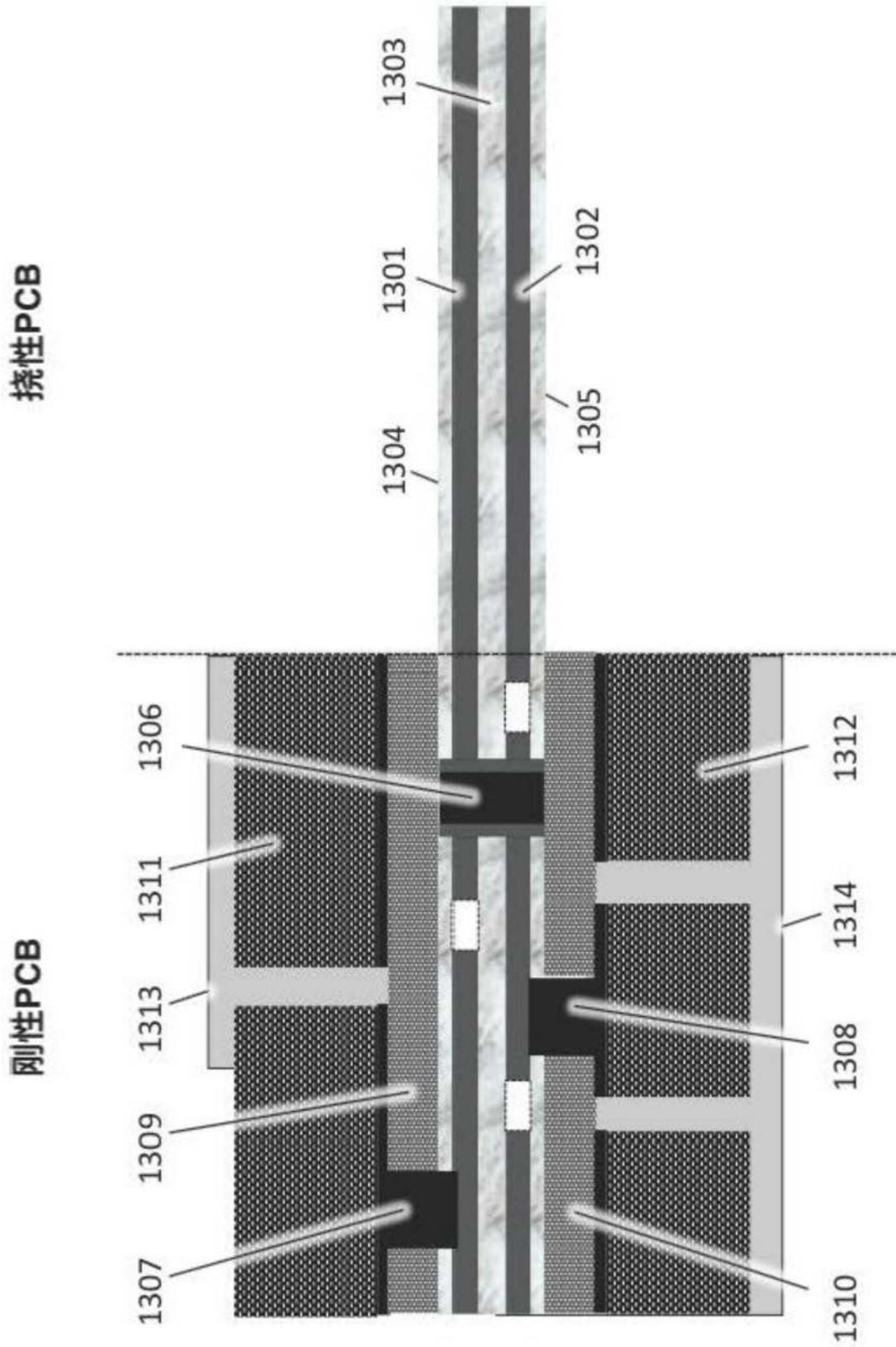


图82

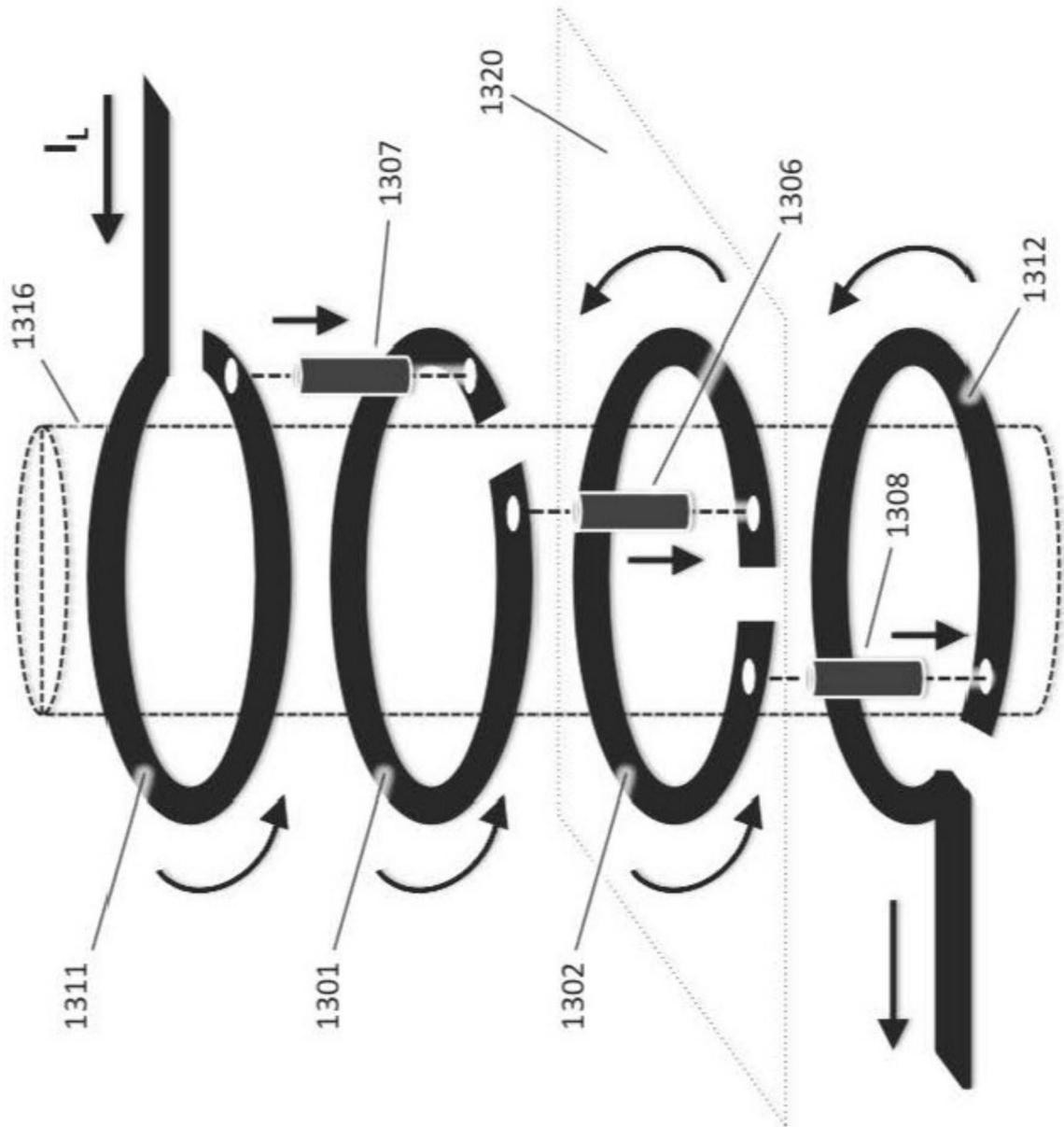


图83

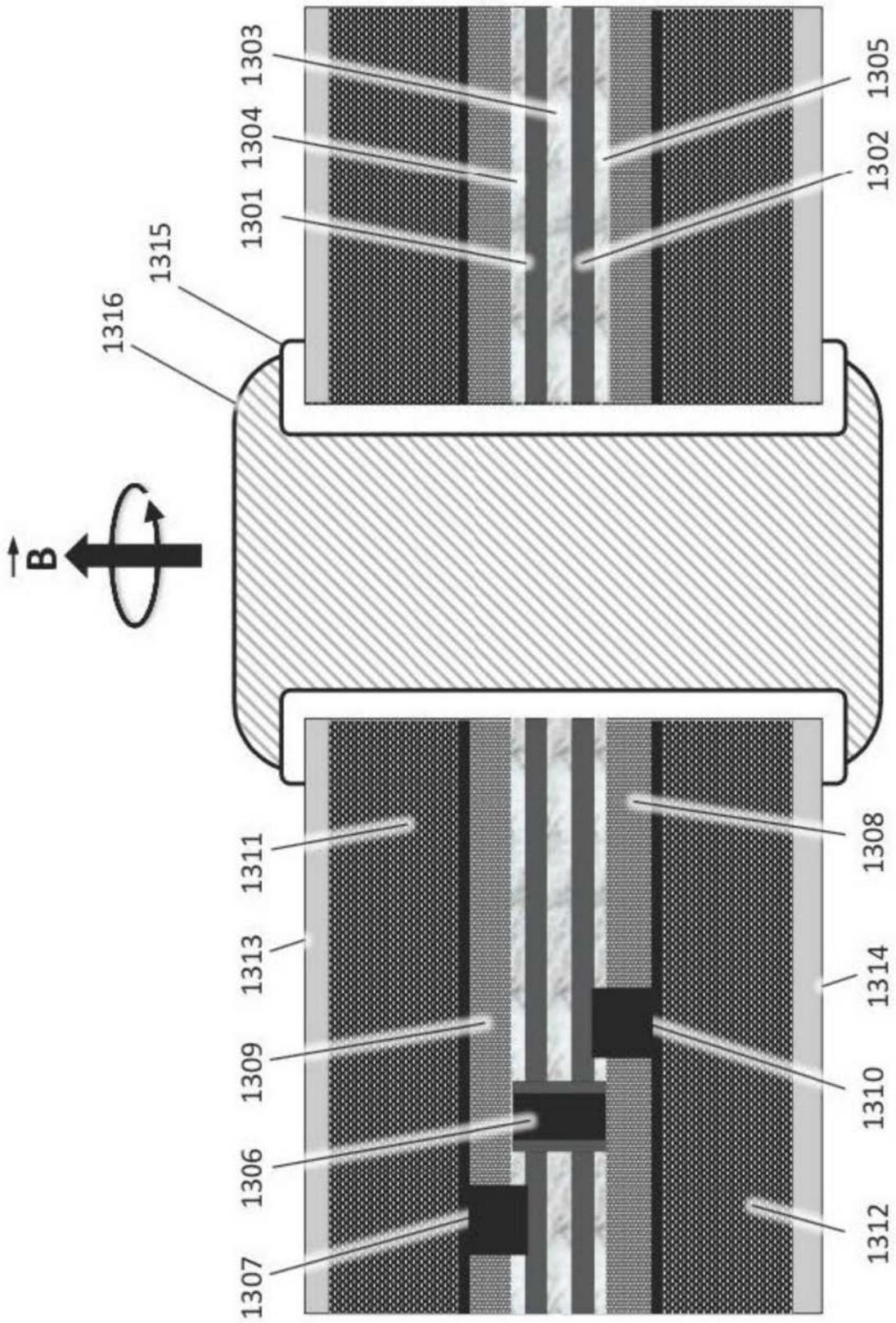


图84

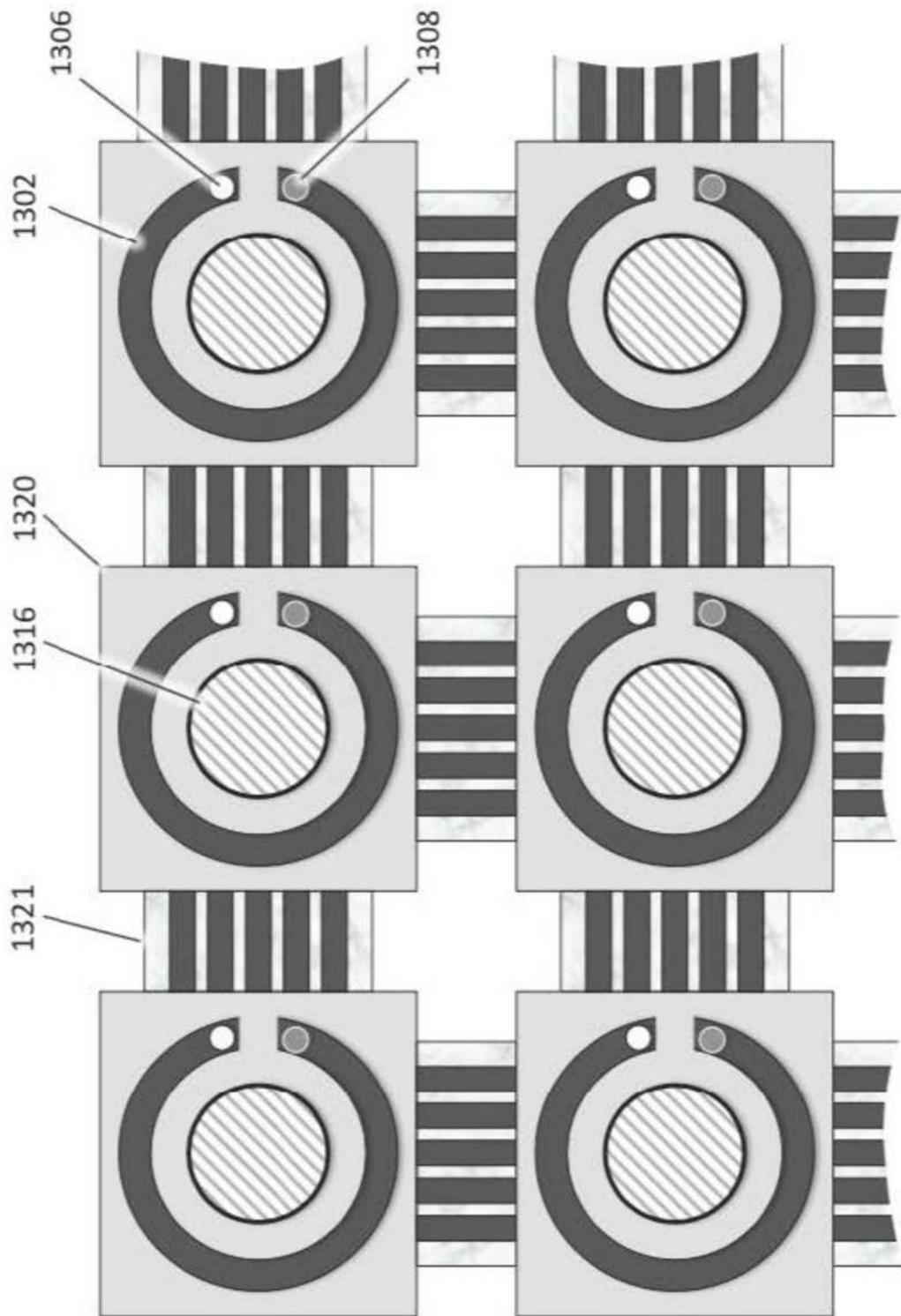


图85

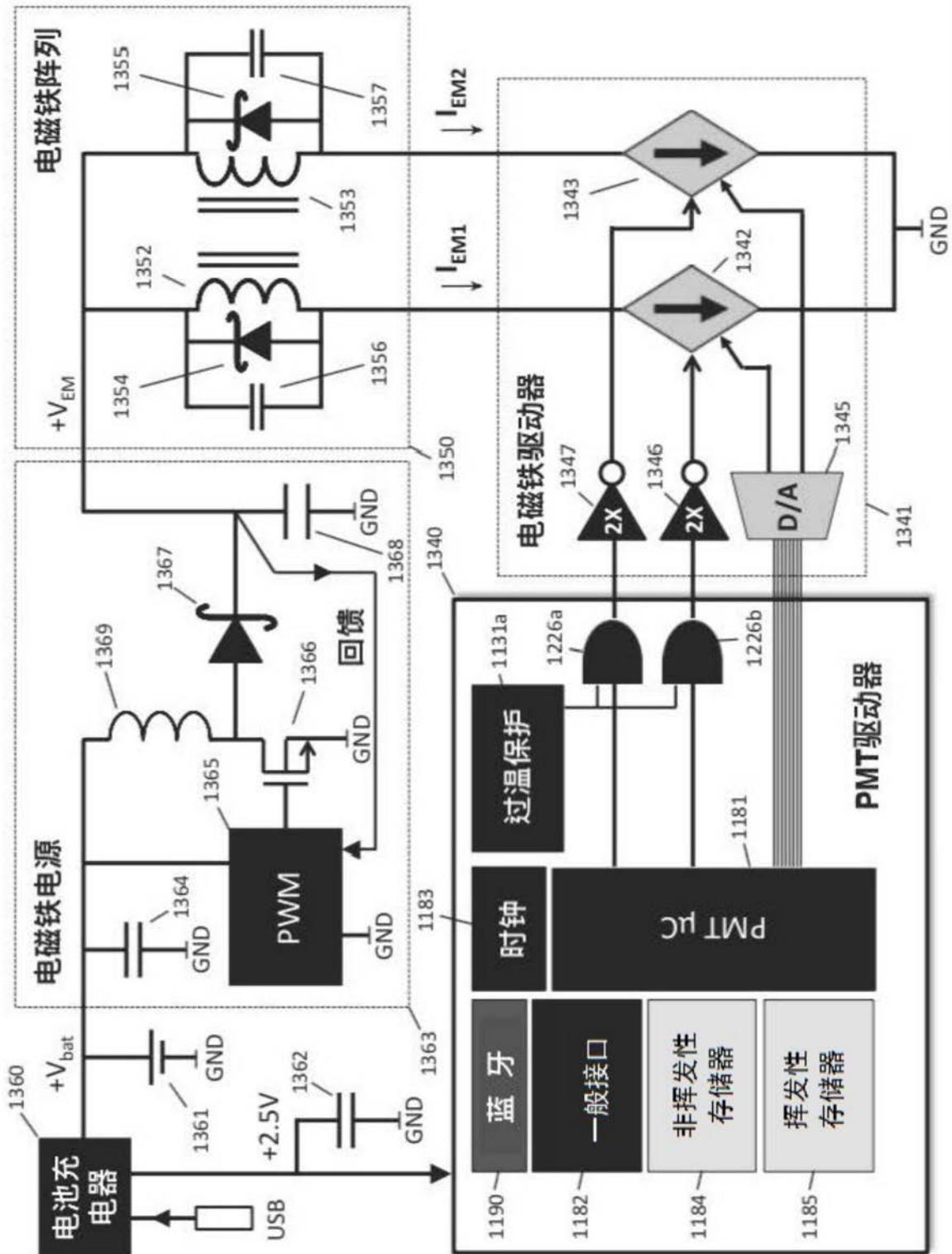


图86

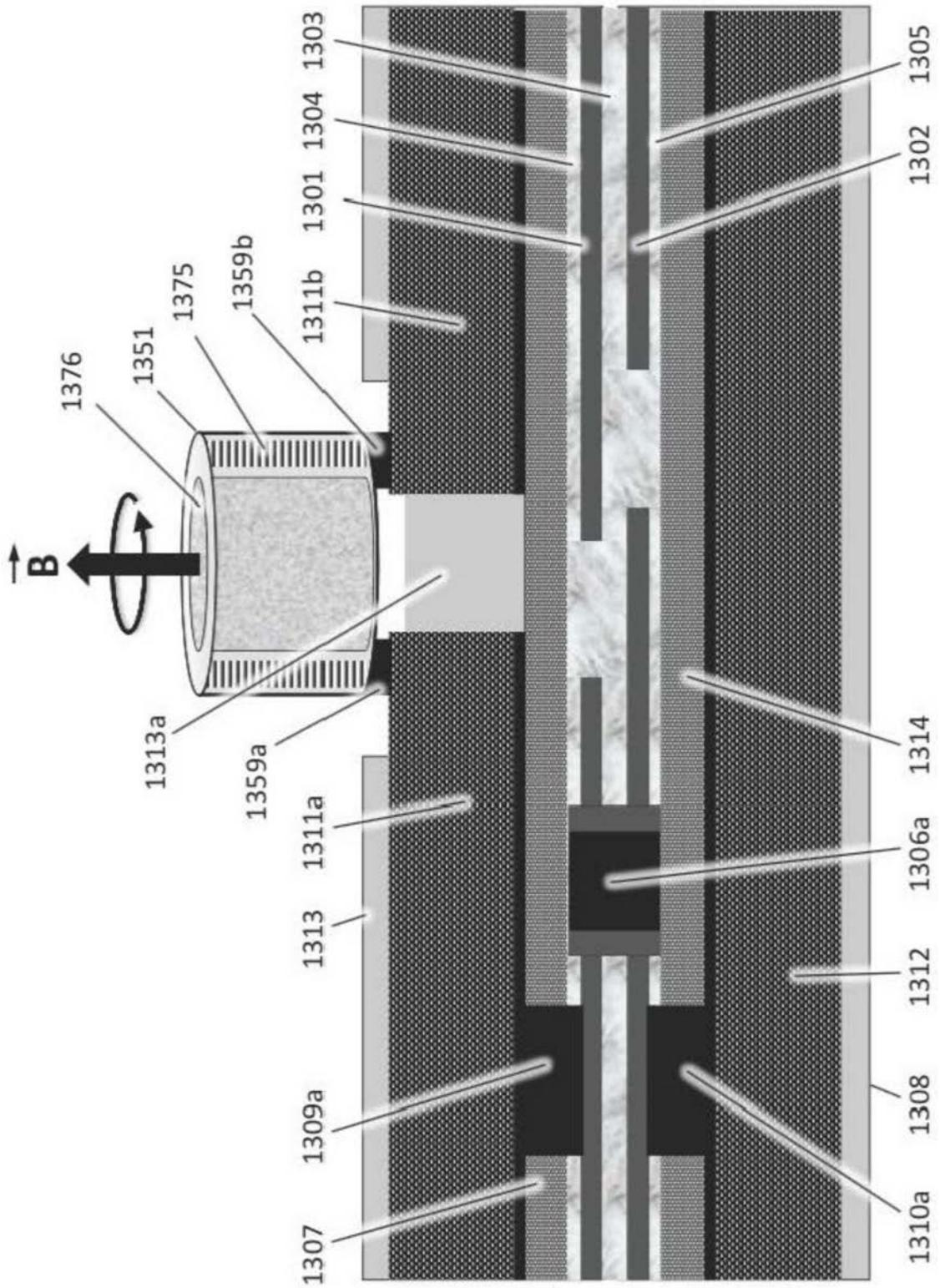


图87

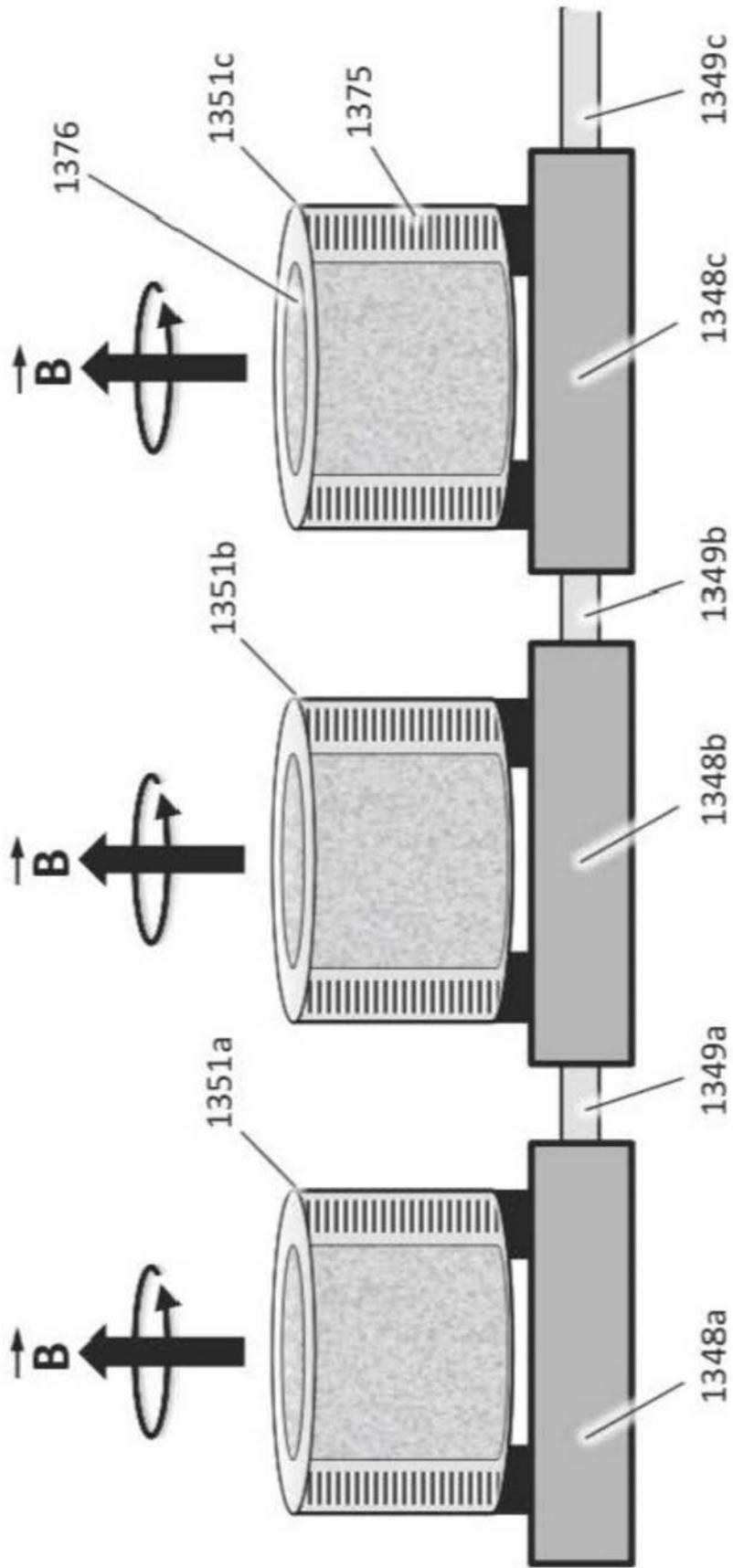


图88A



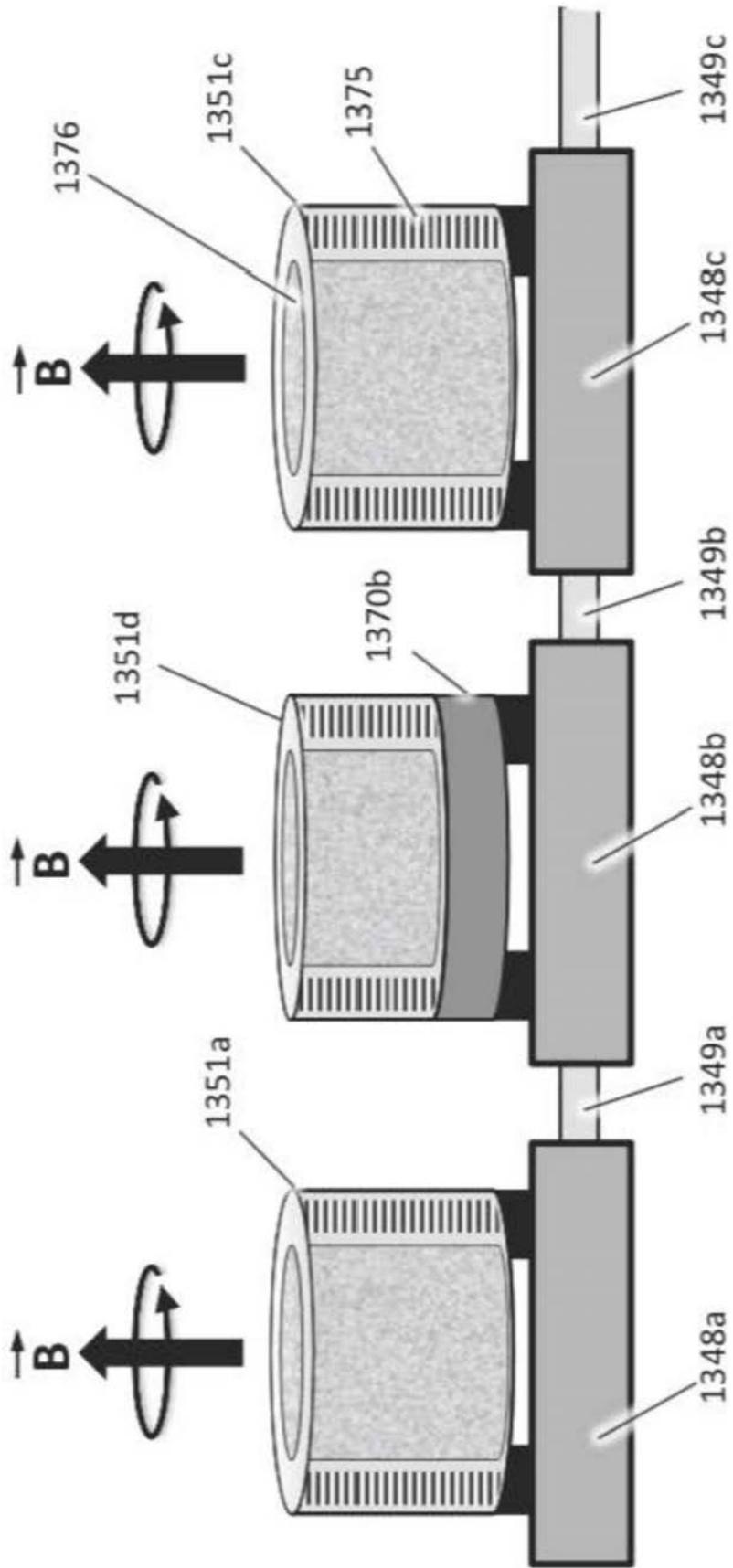


图88C

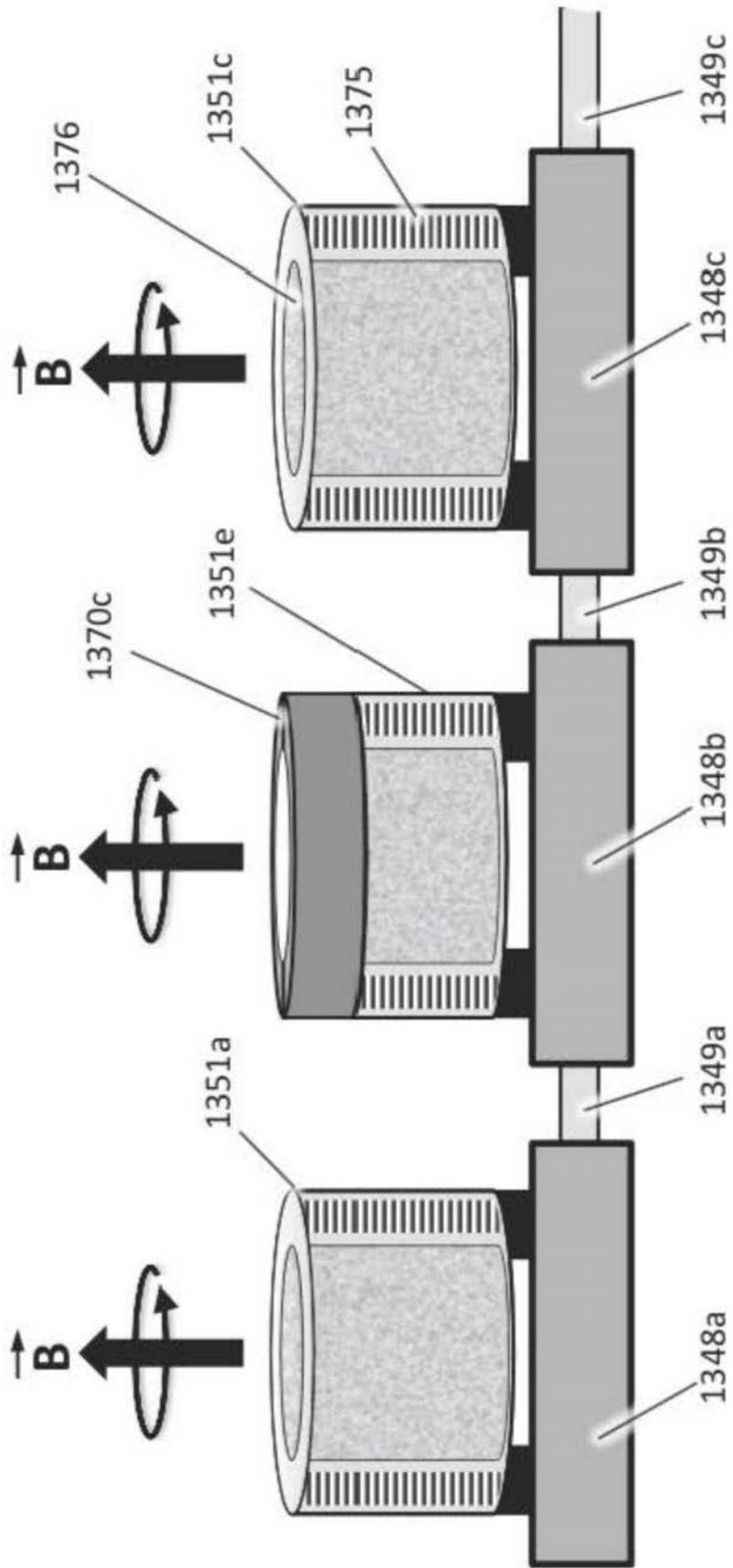


图88D

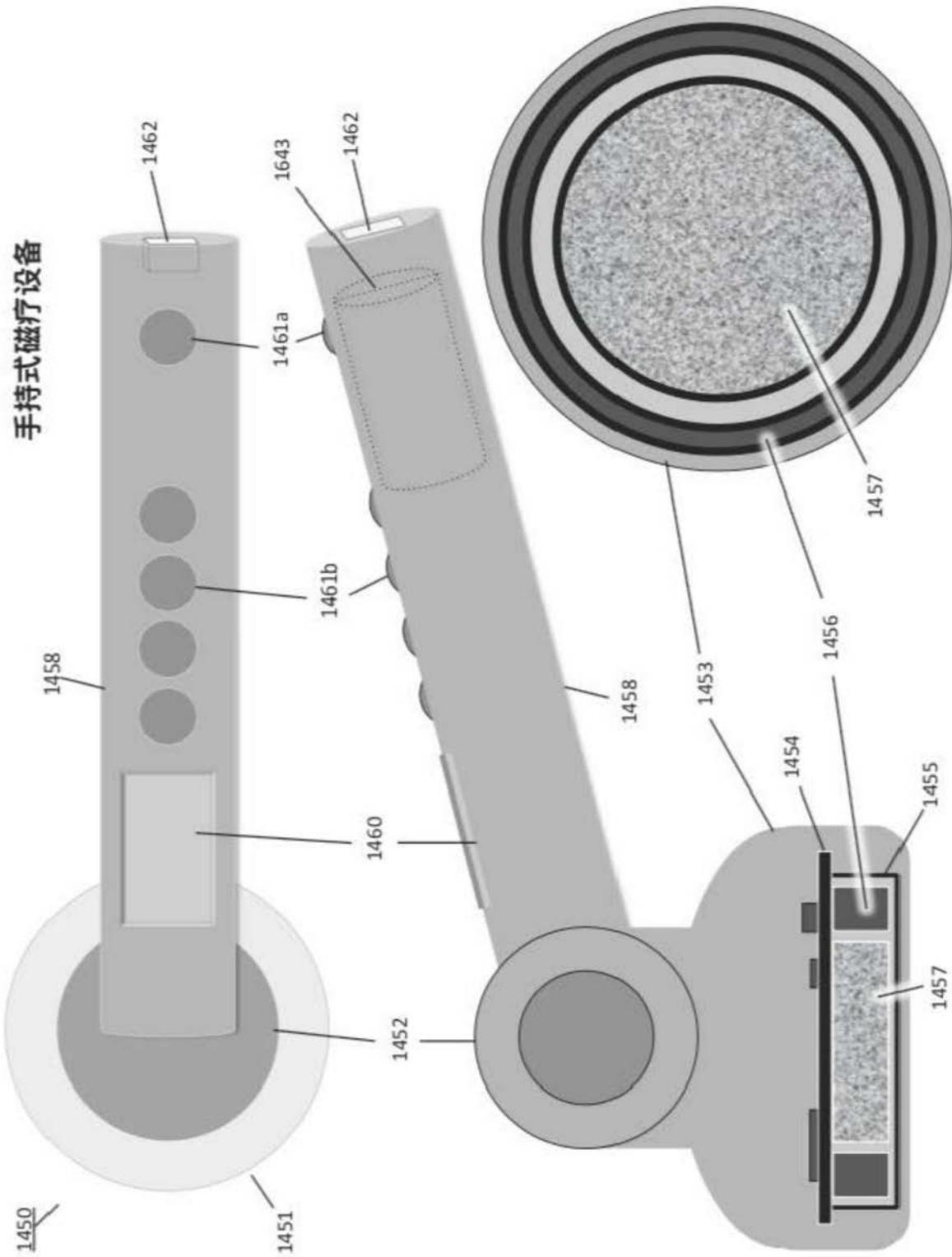


图89

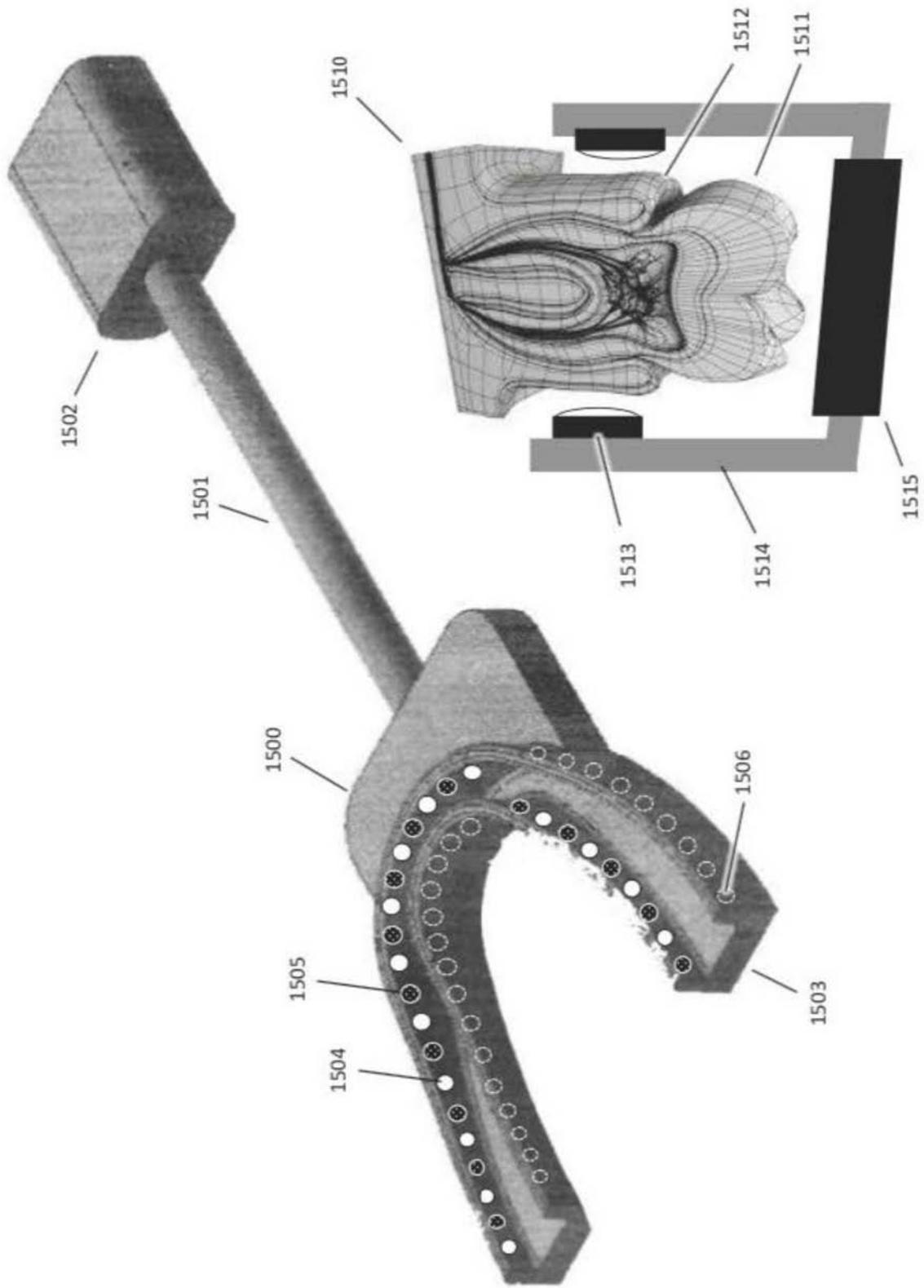


图90

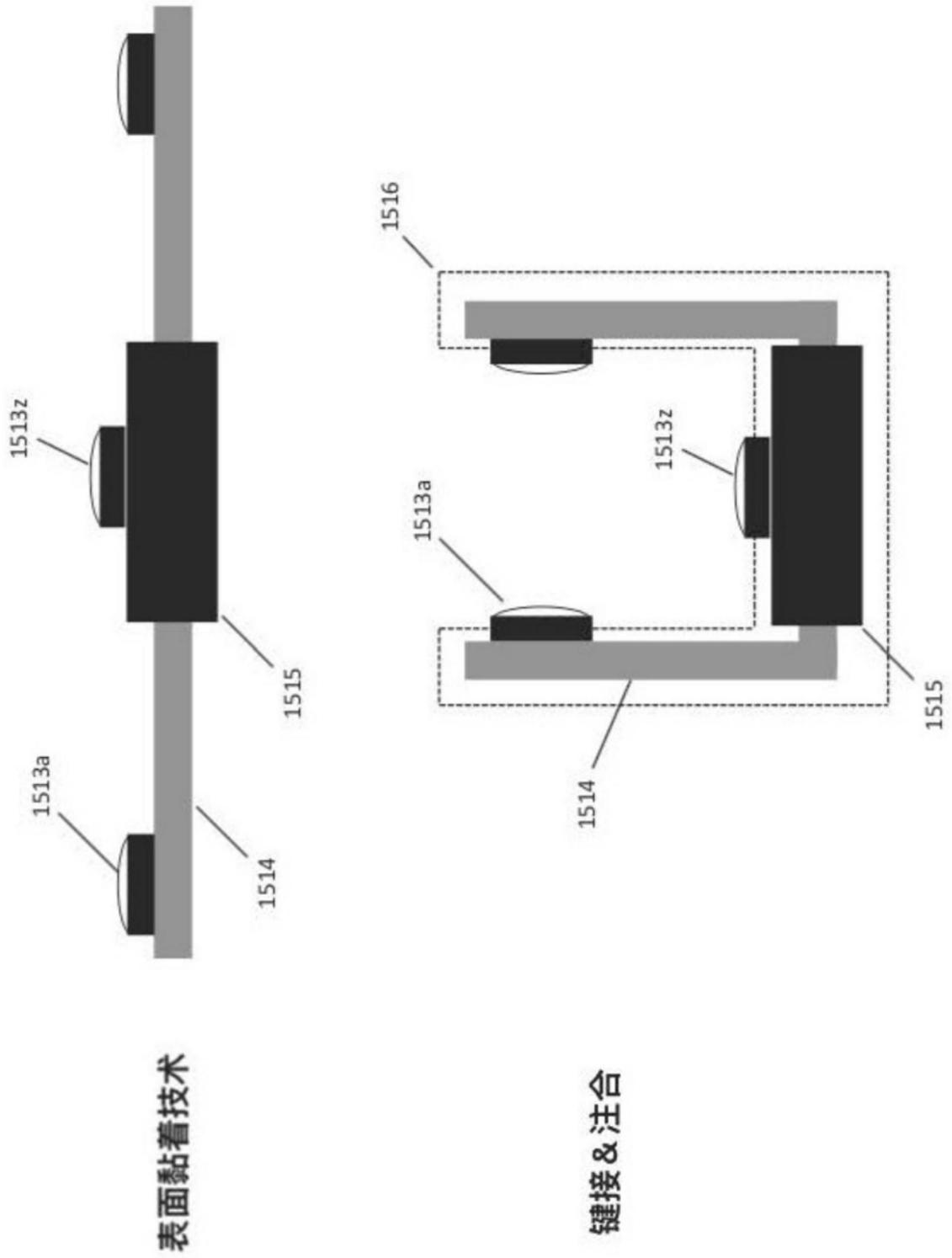


图91

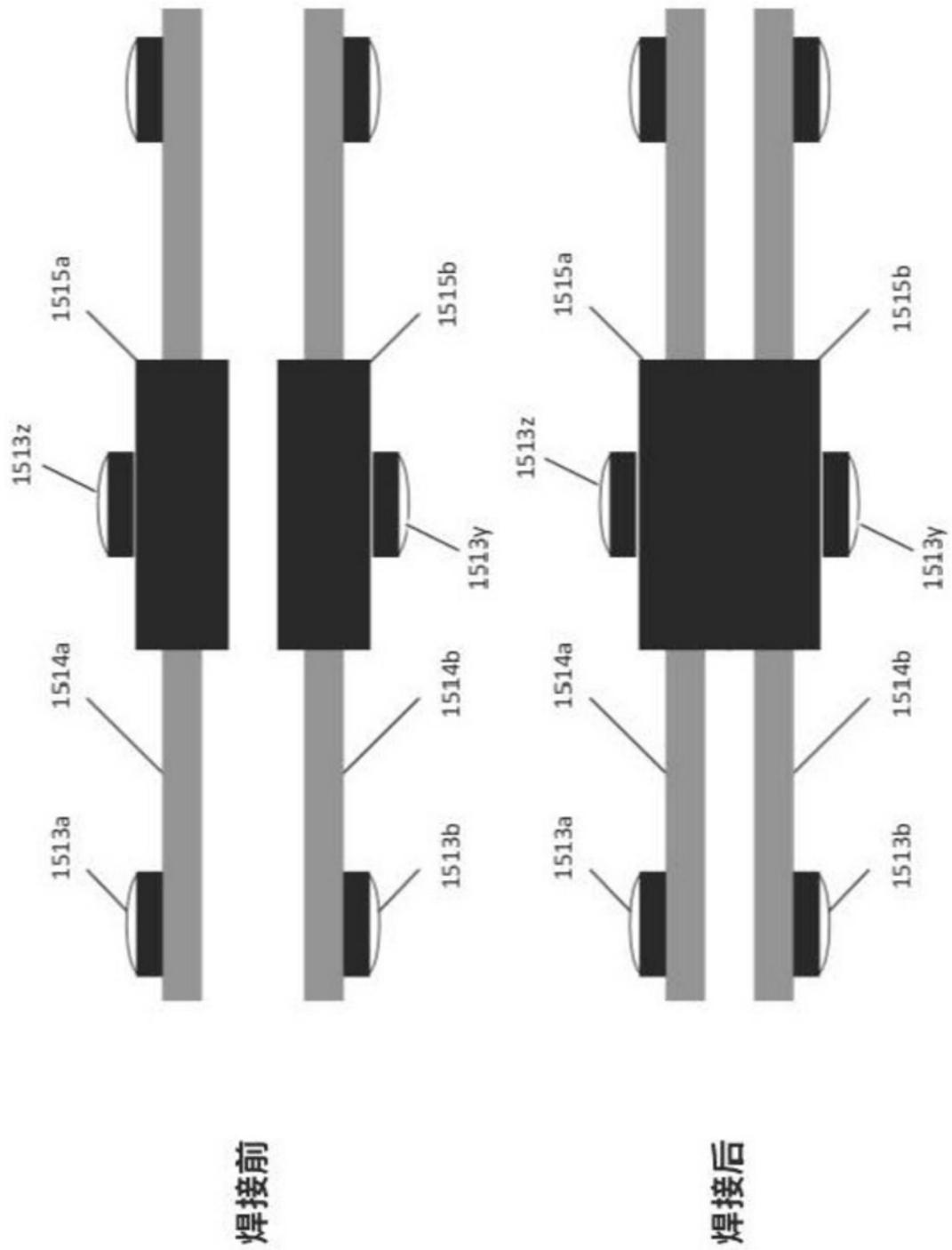


图92A

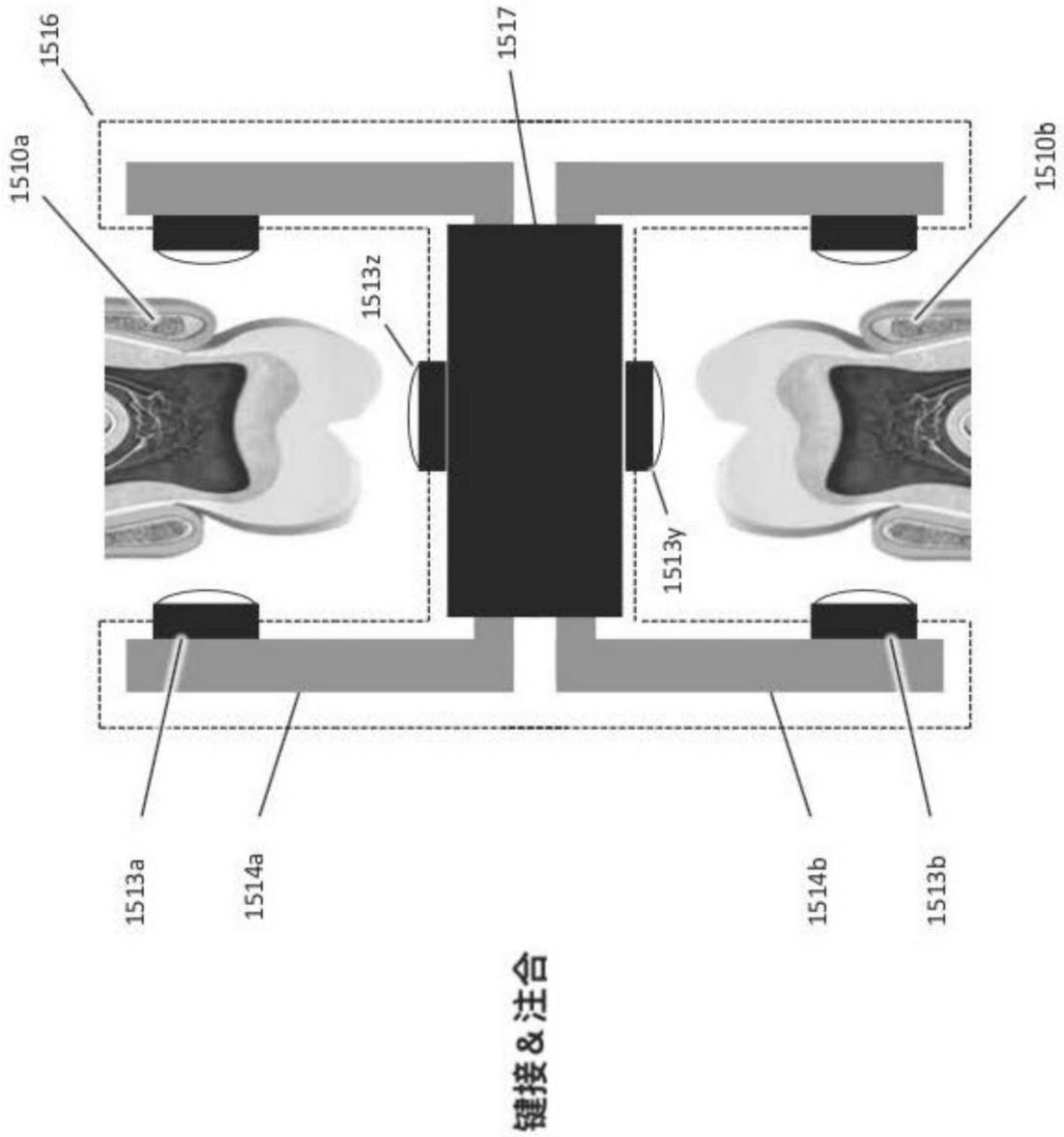


图92B

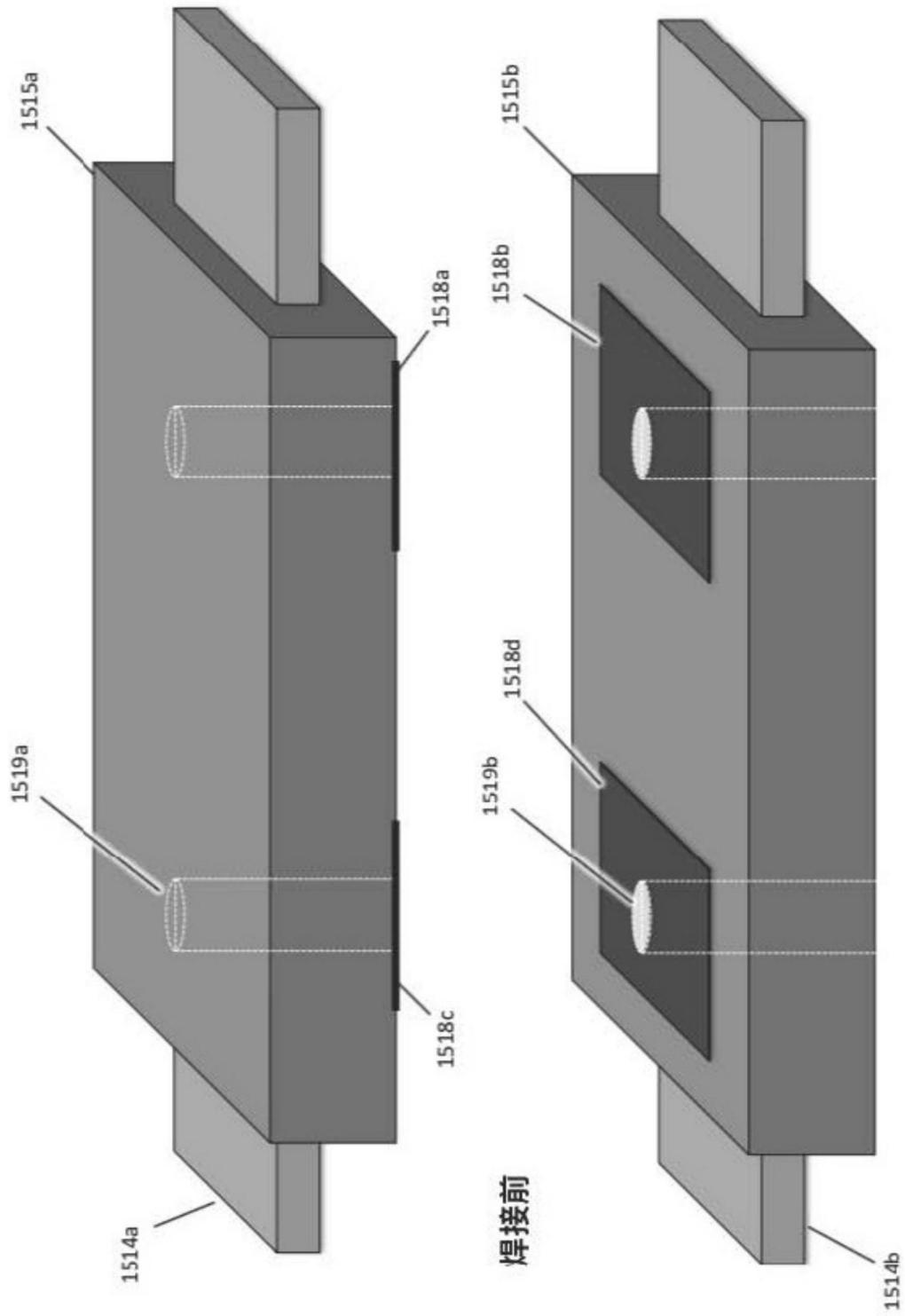


图93

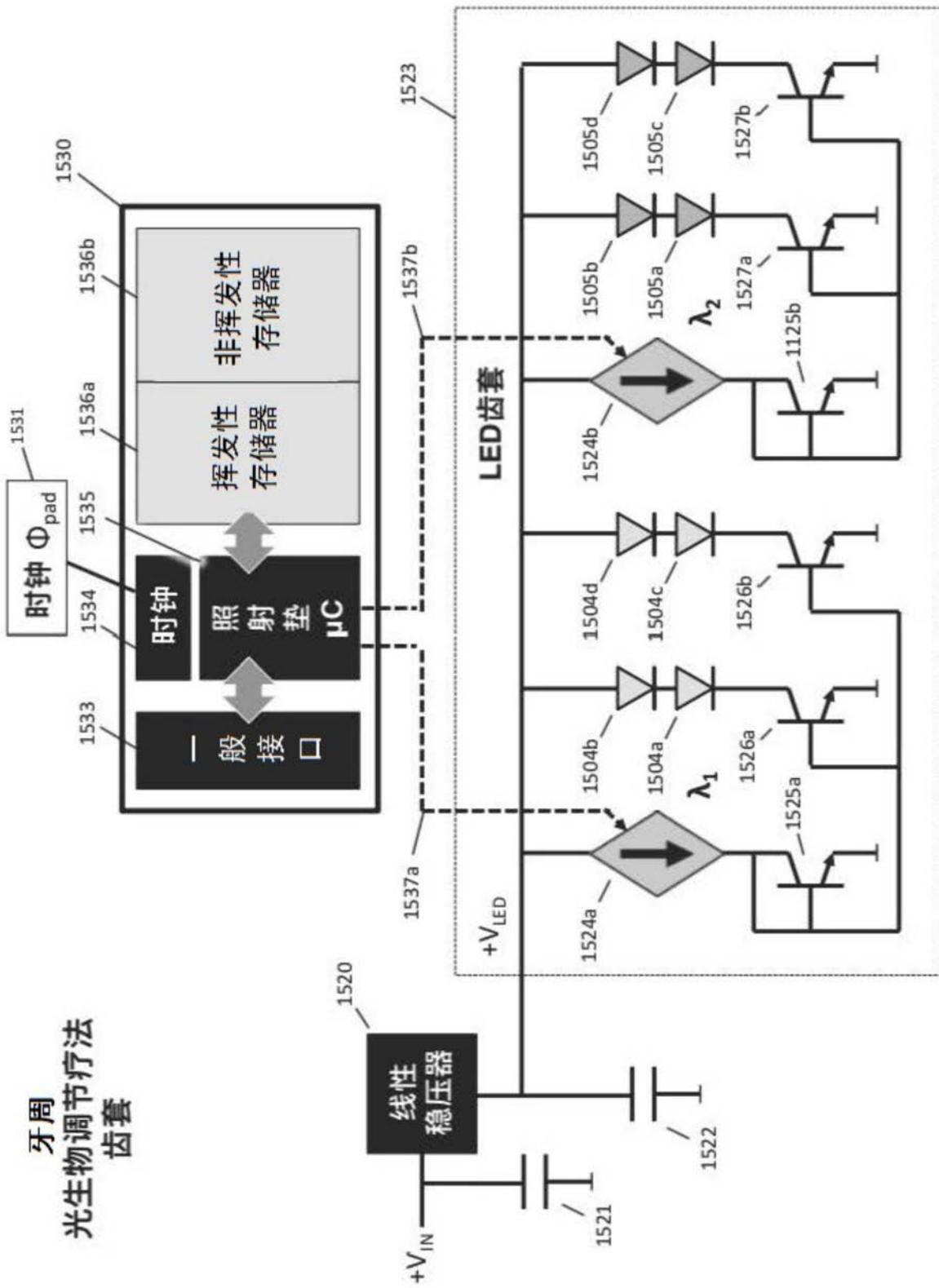


图94

超声波光生物调节组合疗法 (USPBT)

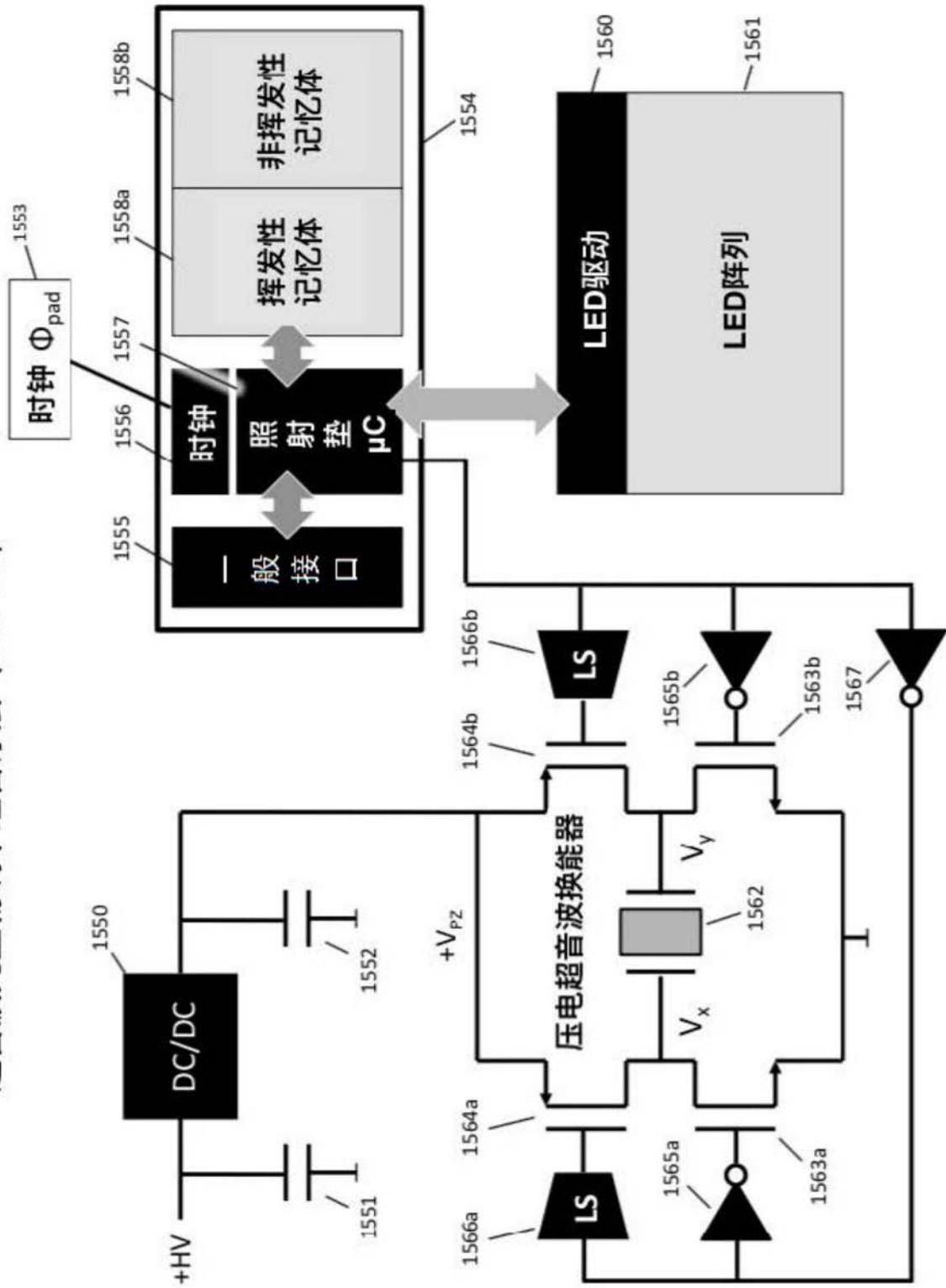


图95

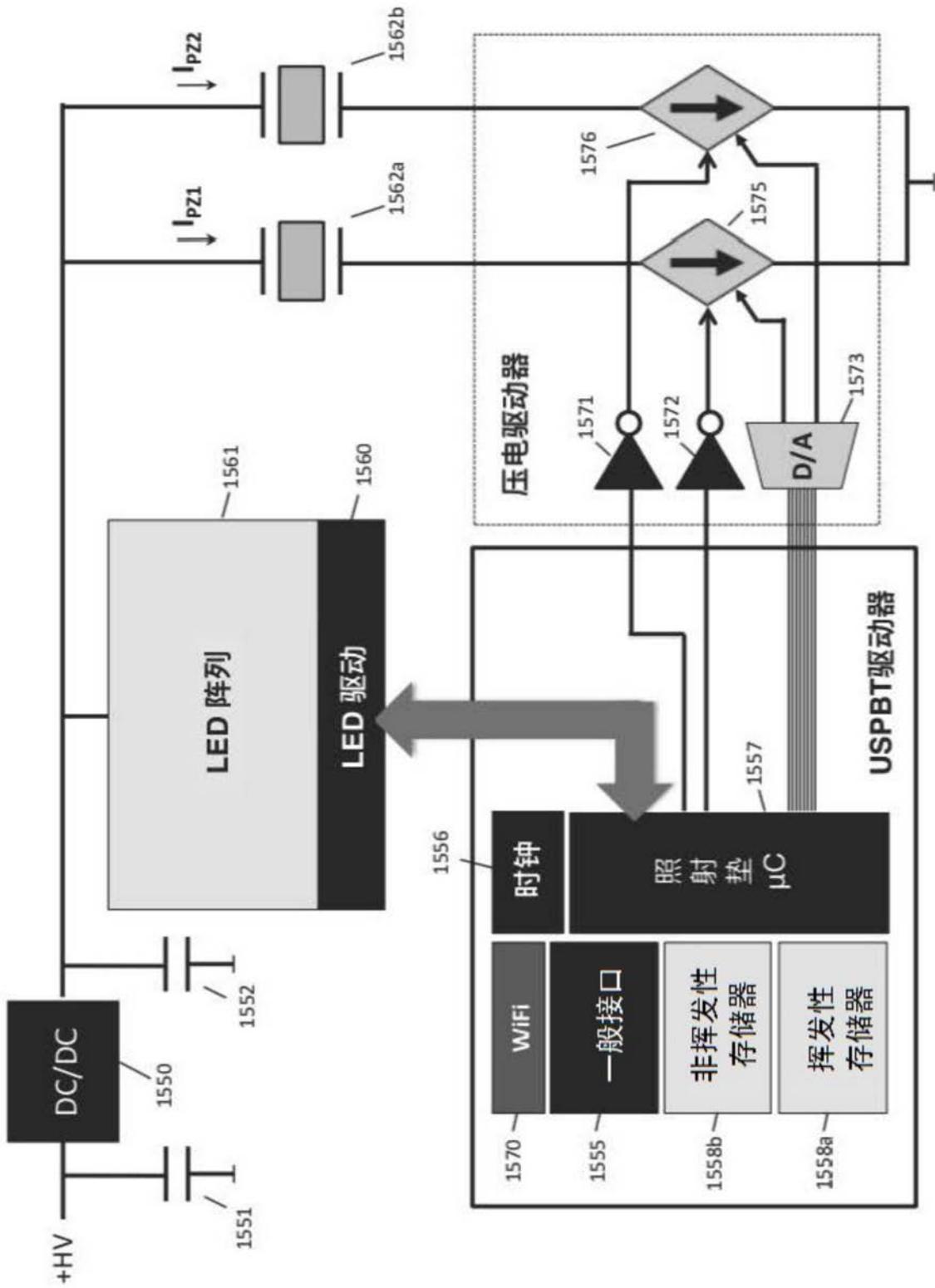


图96

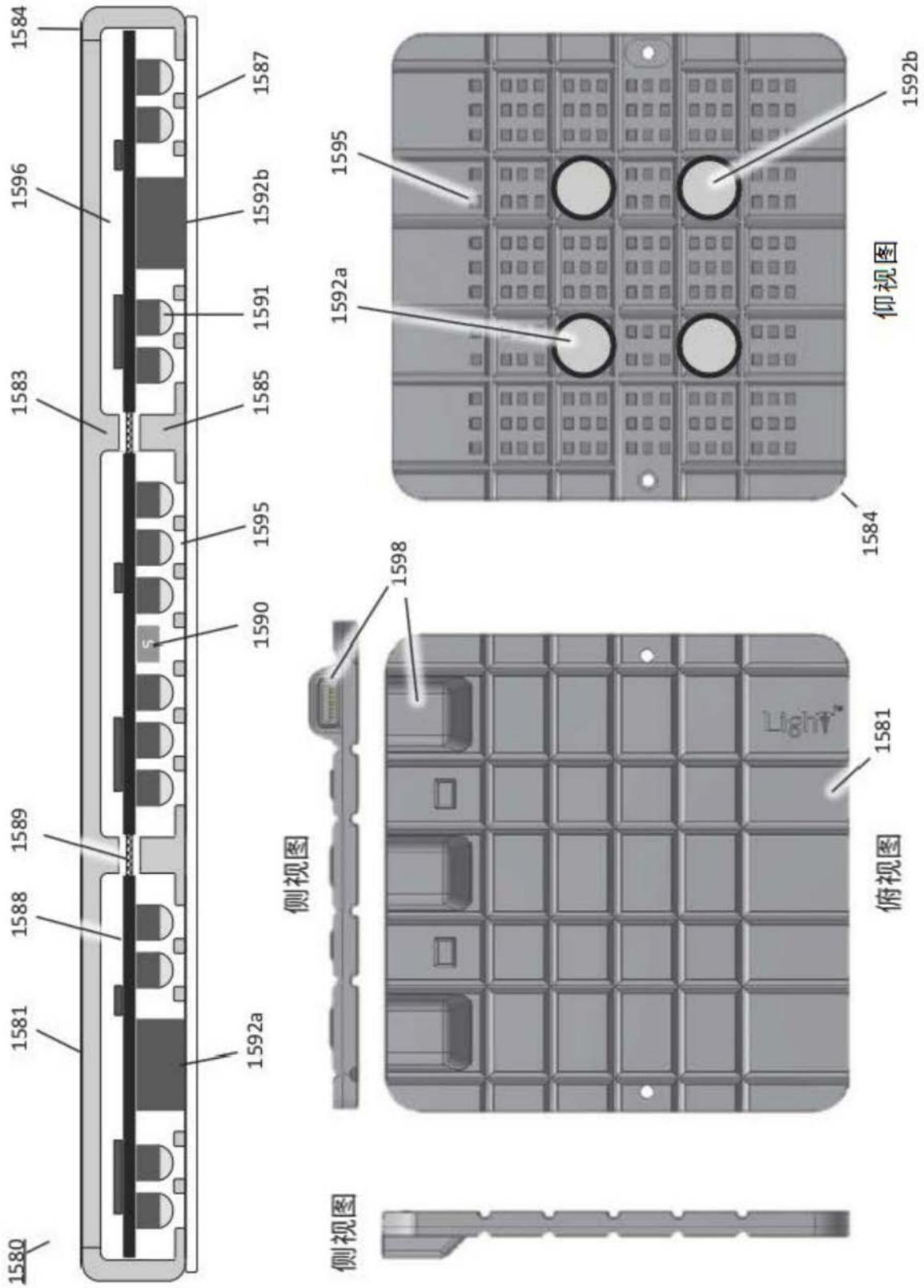


图97