



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108567442 A

(43)申请公布日 2018.09.25

(21)申请号 201810391138.7

(22)申请日 2018.04.27

(71)申请人 周新福

地址 264200 山东省威海市火炬高技术产
业开发区青州南街10号602室

(72)发明人 周新福 王燕妮

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

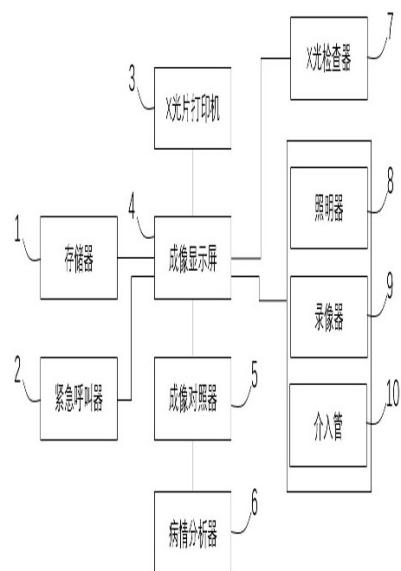
权利要求书4页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

一种心血管介入造影成像系统

(57)摘要

本发明属于心血管医疗技术领域,公开了一种心血管介入造影成像系统,设置有成像显示屏单元,所述成像显示屏单元与存储器、紧急呼叫器连接,所述成像显示屏单元与X光片打印机连接,所述成像显示屏单元与成像对照器、病情分析器依次连接,所述成像显示屏单元与X光检查器连接,介入管末端连接有照明器与录像器。本发明功能齐全,具有X光拍摄与心血管介入拍摄功能,且可将成像进行打印;通过对照器与分析器进行自动病情分析,且存储器可将录像进行储存,方便下次观察,在病人病情突然恶化时,可通过紧急呼叫器进行报警。



1. 一种心血管介入造影成像系统, 其特征在于, 所述心血管介入造影成像系统设置有: 成像显示屏单元;

所述成像显示屏单元与存储器、紧急呼叫器连接, 所述成像显示屏单元与X光片打印机连接, 所述成像显示屏单元与成像对照器、病情分析器依次连接, 所述成像显示屏单元与X光检查器连接, 介入管末端连接有照明器与录像器;

成像显示屏单元包括:

依次放置的全固态飞秒锁模Yb激光器、隔离器、半波片、聚焦透镜、第一凹面镜、第一PPLN晶体、第二凹面镜、第三凹面镜、第二PPLN晶体、第四凹面镜和输出耦合镜;

所述全固态飞秒锁模Yb激光器, 用于产生飞秒脉冲宽度的泵浦激光;

所述隔离器, 用于隔离从参量振荡器返回的部分锁模激光, 避免返回激光干扰Yb振荡器锁模状态;

所述半波片, 用于调整泵浦锁模激光的偏振状态, 实现泵浦光、信号光与空闲光的相位匹配;

所述聚焦透镜, 用于将泵浦锁模激光聚焦到第一PPLN晶体上;

所述第一凹面镜和第二凹面镜, 用于形成共焦的紧聚焦腔型;

所述第一PPLN晶体, 置于第一凹面镜与第二凹面镜中间, 用于实现高效率参量振荡和波长调谐;

所述第三凹面镜和第四凹面镜, 用于形成共焦结构;

所述第二PPLN晶体, 置于第三凹面镜与第四凹面镜中间, 用于实现高效率倍频和波长调谐;

所述输出镜, 用于将输出信号光放置在一个一维精密平移台上;

成像对照器的图像处理方法包括:

(1) 假设图像处理区共有L个小区, 每个小区有3个扇区, 每个扇区拥有一个基站, 每个小区有N个对象; 假设基站端天线阵列列数为 \mathbf{N}_t , 每一列天线上的阵元数为 \mathbf{N}_r , 接收端天线数为 \mathbf{N}_r , 则对象获得信道矩阵H的维度为 $\mathbf{N}_r \times (\mathbf{N}_t \times \mathbf{N}_r)$; 在第*i*个小区扇区中, 对象*k*接收到的信号 \mathbf{y}_k 表示为:

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{H}_{3Dk}^{(i)} \mathbf{w}^{(i)} \mathbf{x}_k + \sum_{l=1, l \neq i}^M \mathbf{H}_{3Dk}^{(l)} \mathbf{w}^{(l)} \mathbf{x}_l + \mathbf{n}_k$$

上式中, $\mathbf{H}_{3Dk}^{(i)}$ 为第*i*个小区扇区内的基站和对象*k*之间的三维信道矩阵, $\mathbf{H}_{3Dk}^{(l)} (l \neq i)$ 为其他小区扇区内的基站和对象*k*之间的三维信道矩阵, $\mathbf{w}^{(l)} (l = 1, 2, \dots, 3L)$ 为第*i*个基站与其服务对象之间的预编码矩阵, $\mathbf{x}_l (l = 1, 2, \dots, 3L)$ 为第*i*个基站所发送的信号, \mathbf{n}_k 为噪声;

(2) 对象*k*接收到信号 \mathbf{y}_k 后, 首先对 $\mathbf{H}_{3Dk}^{(i)}$ 进行信道估计, 从而得到大小为 $\mathbf{N}_r \times (\mathbf{N}_t \times \mathbf{N}_r)$ 的信道矩阵, 假设基站端第*j*根发射天线与接收天线间的子信道矩阵为 $\mathbf{H}_{jk}^{(i)}$, 子信道矩阵 $\mathbf{H}_{jk}^{(i)}$ 的大小为 $\mathbf{N}_r \times \mathbf{N}_r$, 则将三维信道矩阵 $\mathbf{H}_{3Dk}^{(i)}$ 重写为:

$$H_{3Dk}^{(i)} = [H_{1k}^{(i)}, H_{2k}^{(i)}, H_{3k}^{(i)}, \dots, H_{N_k k}^{(i)}]$$

在三维信道矩阵的垂直方向上采用DFT码本进行反馈,反馈形式为:

$$Codebook = \frac{1}{\sqrt{N_v}} \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{1}{N}} & \dots & e^{-j2\pi \frac{N-1}{N}} \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{2}{N}} & \dots & e^{-j2\pi \frac{2(N-1)}{N}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{(N-1)}{N}} & \dots & e^{-j2\pi \frac{(N-1)(N-1)}{N}} \end{bmatrix};$$

根据DFT码本,对每一个子信道矩阵 $H_{jk}^{(i)}$ 进行最佳码字选择,选取DFT码本中的某一列 v_j 为最佳码字,当对所有子信道矩阵完成码字选择后,得到大小为 $(N_t \times N_v) \times N_t$ 的预编码矩阵 W_v :

$$W_v = \begin{bmatrix} v_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & v_2 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & v_{N_v} \end{bmatrix}$$

对于每一个对象 k ,其与基站之间三维信道矩阵 $H_{3Dk}^{(i)}$ 经过垂直方向预编码后,变成了等效后的二维信道矩阵 H_{equal} ,其中, $H_{equal} = H_{vk}^{(i)} \times W_v$,将 H_{equal} 视作等效水平信道,等效水平信道 H_{equal} 的大小为 $N_r \times N_t$;

(3) 接收端将垂直方向上的预编码矩阵 W_v 对应的索引反馈和等效后的二维信道矩阵 H_{equal} 传送至基站端,基站端根据索引反馈,在离线存储的DFT码本中选取预编码矩阵,从而获得其服务的每一个对象的等效水平信道,然后进行基于SLNR的协作多点传输,基于最大化SLNR算法选取水平方向预编码向量 W_h^{CoMP} ;

(4) 在基站端将垂直方向上的预编码矩阵 W_v 和水平方向预编码矩阵 W_h^{CoMP} 进行结合,得到基于3D-MIMO信道下的下行多点协作预编码矩阵 W_{CoMP}^{3D} :

$$W_{CoMP}^{3D} = W_v \times W_h^{CoMP};$$

(5) 基站根据获得的下行多点协作预编码矩阵 W_{CoMP}^{3D} 对发送信号进行预编码处理,形成三维波束并将处理后的信号发射到接收端,接收端接收到信号后返回步骤(2),若信号发送完毕,则通信完成。

2. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统,其特征在于,所述步骤(2)中,三维信道矩阵 $H_{3Dk}^{(i)}$ 在垂直方向上进行预编码的过程为:

遍历三维信道矩阵 $H_{3Dk}^{(i)}$ 里的每一个子信道矩阵 $H_{jk}^{(i)}$,根据以下准则选取DFT码本的码

字：

$$\mathbf{v}_j = \underset{\mathbf{v}_m \in \text{CodeBook}}{\arg \max} \left(\mathbf{v}_m^H \mathbf{H}_{jk}^{(t)} \mathbf{H}_{jk}^{(t)} \mathbf{v}_m \right)$$

其中， \mathbf{V}_m 为DFT码本CodeBook中的第 m 列， $(\bullet)^H$ 表示对矩阵进行共轭转置操作；

随后，通过加0操作将垂直方向上的预编码矩阵 \mathbf{W}_v 的原维度 $N_v \times N_v$ 扩展为 $(N_t \times N_v) \times N_t$ ；

所述步骤(3)中，基于最大化SLNR算法选取水平方向多点协作预编码向量 $\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}}$ 的准则如下：

$$\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} = \underset{\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}}}{\arg \max} \left\{ \frac{P_t \left\| \mathbf{H}_{\text{equal}}^H \mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} \right\|^2}{N_0 + P_t \sum_{k=1, k \neq i}^K \left\| \mathbf{H}_{\text{equal}}^H \mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} \right\|^2} \right\}$$

其中， N_0 表示白噪声， P_t 是基站的发射功率， $\mathbf{H}_{\text{equal}}^H$ 表示为对应基站 i 和对象 k 之间垂直等效后的信道矩阵；

所述步骤(3)中，假设 $\mathbf{H}_{\text{equal}}^H$ 表示为对应基站 i 和对象 k 之间垂直等效后的信道矩阵，则水平方向上对象 k 的多点协作预编码向量 $\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}}$ 的计算公式为：

$$\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} = \text{maxeigenvector} \left\{ (\mathbf{N}_0 \mathbf{I} + \tilde{\mathbf{H}}^H \tilde{\mathbf{H}})^{-1} \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^H \right)^H \mathbf{H}_{\text{equal}}^H \right\}$$

其中， $\tilde{\mathbf{H}} = \left[\left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^H \right)^T, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^H \right)^T, \dots, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^H \right)^T, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^H \right)^T, \dots, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^H \right)^T \right]^T$ ，其大小为 $((3L-1)N_t) \times N_t$ ， \mathbf{I} 为单位矩阵， $\text{maxeigenvector} \{ \bullet \}$ 表示取矩阵最大特征值对应的特征向量。

3. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统，其特征在于，所述全固态飞秒锁模Yb激光器为LD泵浦的Yb掺杂增益介质的半导体可饱和吸收镜被动锁模飞秒振荡器，中心波长在1μm附近，泵浦激光的输出平均功率大于500mW，脉冲宽度小于300 fs、重复频率为80 MHz；

所述聚焦透镜两面镀有对泵浦激光波长增透的介质膜，焦距为100 mm或75 mm；

所述第一凹面镜和第二凹面镜的一面镀有1000nm~1100 nm的增透膜，另一面镀有1400nm~1800 nm的高反膜，曲率半径为R=100 mm；

所述第一PPLN晶体为掺杂5% MgO的周期极化铌酸锂晶体，通光截面为1mm×8mm，通光长度为1mm，有七个极化周期，分别为28/28.5/29/29.5/30/30.5/31mm，每极化周期的长度为1 mm、两个极化周期之间的间隔为0.2 mm，晶体两端各有0.1 mm的未极化区；晶体两通光面分别镀有对1000nm~1100 nm/1400nm~1900 nm/2300nm~4000nm的增透膜；

所述第三凹面镜和第四凹面镜的一面镀有700nm~900 nm的增透膜，另一面镀有1400nm~1800 nm的高反膜，曲率半径为R=100 mm；

所述第二PPLN晶体为掺杂5% MgO的周期极化铌酸锂晶体，通光截面为1mm×6mm，通光长度为1mm，有五个极化周期，分别为19.5/19.7/19.9/20.1/20.3 mm，每极化周期的长度为1mm、两个极化周期之间的间隔为0.2 mm，两端各有0.1mm的未极化区；两通光面分别镀有对700nm~900 nm/1400nm~1900 nm的增透膜；

所述输出镜面向谐振腔内的一面镀有在信号光波段具有输出耦合率的介质膜,另一面镀有信号光波段的增透介质膜;

产生飞秒近红外激光的方法包括:

全固态飞秒锁模Yb激光器产生飞秒脉冲宽度的泵浦激光,通过光学隔离器和半波片后,经聚焦透镜聚焦进入第一PPLN晶体中;

第一凹面镜、第二凹面镜、第三凹面镜、第四凹面镜和输出镜构成参量振荡谐振腔;第二PPLN晶体置于第三凹面镜和第四凹面镜形成的共焦结构的中心产生腔内倍频;第一凹面镜和第二凹面镜形成共焦的紧聚焦腔型,使得第一PPLN晶体上的信号光束腰尺寸与泵浦光的束腰尺寸相匹配;

第三凹面镜和第四凹面镜形成另一个共焦结构以减小第二PPLN晶体上的信号光光斑尺寸,得到高效率的腔内倍频,产生的倍频光全部通过第四凹面镜输出;

输出镜输出一部分信号光,并另一部分信号光原路返回同时实现参量谐振腔的腔长调谐。

4. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统,其特征在于,所述存储器卡接在成像显示屏单元内。

5. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统,其特征在于,所述成像分析器通过导线连接成像对照器,成像对照器采集成像显示屏单元的数据,并将数据传送到病情分析器。

6. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统,其特征在于,所述照明器与录像器外端套接有防水膜,录像器8将导线穿过介入管与成像显示屏单元连接。

7. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统,其特征在于,所述介入管为圆形防水膜包裹的装置,用于增加血氧浓度监测器。

8. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统,其特征在于,所述成像显示屏单元与X光检查器、成像对照器、紧急呼叫器相连,用于增加防滑垫能够增大摩擦,减少事故发生。

9. 如权利要求1所述心血管介入造影成像系统,其特征在于,所述病情分析器能够通过成像对照器对病情进行自动分析。

一种心血管介入造影成像系统

技术领域

[0001] 本发明属于心血管医疗技术领域,尤其涉及一种心血管介入造影成像系统。

背景技术

[0002] 目前,业内常用的现有技术是这样的:

目前,心血管系统拥有许多血管,这些血管将各种各样的物质运送到身体的每一个细胞里。现有的心血管造影技术发展比较欠缺,成像质量较差,且不能将资料进行保存;成像后需要人工查看对比,不能进行自动病情分析。

[0003] 飞秒激光脉冲的产生经历几十年的研究,人们已经成功地利用克尔透镜锁模(KLM)、SESAM被动锁模等原理在许多种增益介质中获得从可见光到2 μm 左右的近红外飞秒脉冲。相对于利用粒子数反转提供激光增益的激光器而言,飞秒光参量振荡器(OPO)利用在非线性光学介质中(如BBO, KTP以及周期极化铌酸锂等)泵浦光、信号光以及空闲光能量相互耦合的原理来产生超短激光脉冲,从而具有独特的优势:首先,采用同步泵浦方式抽运的飞秒OPO,利用同一种晶体、同一飞秒泵浦源,可以同时产生多种波长的飞秒脉冲输出;其次,飞秒OPO具有从可见光到中红外的调谐范围,大大扩展了基于锁模原理的激光器的输出波长范围,并且其波长是可连续调谐的;此外,由于参量互作用有很宽的参量带宽,不受限于原子或分子的能级带宽,从理论上可以获得比泵浦光更窄的脉冲输出。随着钛宝石KLM锁模技术的成熟,以飞秒钛宝石振荡器为泵浦源的飞秒OPO得到了飞速的发展,国内外相继报道了利用不同增益介质、基频和倍频钛宝石泵浦的飞秒OPO。国内首次利用飞秒钛宝石振荡器实现同步泵浦的飞秒OPO是在2007年(文献1. J. Zhu et al. Chin. Phys. Lett. 24 (9) 2603 (2007)),随后又相继实现了大功率钛宝石泵浦的双波长飞秒OPO(文献2. L. Xu et al. Opt. Lett. 37 (9) 1436 (2012))和腔内倍频飞秒OPO(文献3. J. Zhu et al. Chin Phys. B 22 (5) 054210)。虽然利用钛宝石激光器泵浦飞秒OPO具有工作稳定、光束质量好等优点,但是由于钛宝石振荡器需要价格昂贵的532 nm激光器作为泵浦源,因此整套系统成本非常之高,限制了在许多大众化行业的研究和应用。因此发展价格低廉的激光二极管泵浦的全固态锁模飞秒Yb激光器作为飞秒OPO的泵浦源,一方面可以极大地节省成本,另一方面飞秒Yb激光器可以输出更高的平均功率,从而能够获得更高功率的可调谐近-中红外激光。因此建立一种利用全固态锁模飞秒Yb激光器作为泵浦源的同步泵浦飞秒光学参量振荡器具有重要的意义和价值。此外,0.7-0.9 μm 的近红外超快激光光源在许多重要领域如生物光子学,光学显微镜及非斯托克斯拉曼光谱测量等领域具有重要的应用。目前主流的0.7-0.9 μm 的近红外超短激光光源就是钛宝石飞秒锁模激光器,如前所述,钛宝石飞秒锁模激光器虽然存在各种各样的优势,但是需要价格昂贵的532 nm激光器作为泵浦源,因此整套系统成本非常之高,而且不管是532nm的泵浦源还是钛宝石激光器都需要进行水冷,这就决定了其体积比较大,不够紧凑。因此,提出一种低成本,结构简单的0.7-0.9 μm 超快中红外激光光源势在必行。

[0004] OFDMA(Orthogonal Frequency Division Multiple Access,正交频分多址)技术

在LTE-A (Long Term Evolution-Advanced) 系统中的采用,使得图像处理小区内对象的多址干扰得到了很好的抑制,但并未消除小区间的同频干扰。协作多点传输 (Coordinated Multiple Points, CoMP) 突破了传统的单点传输,由地理位置分开的几个小区进行协作,联合为对象传输数据。协作多点传输使得小区间干扰变成了对象的有用信息,或通过协作使干扰降到最小,改善了对象信号质量,提高了系统的频谱效率。随着通信系统的不断变化, CoMP技术也在不断地进行相应的改进处理,满足不同系统环境的要求。

[0005] 3D-MIMO (Three dimension multiple-input multiple-output, 三维多输入多输出) 系统及其相关技术是近年来通信行业所密切关注和研究的方向之一。该系统可以利用空间富余,为发送信号带来垂直方向上的自由度,减少干扰,提升系统容量,改善图像处理对象信号质量。但随着小区范围的不断缩小,小区间的干扰问题将会一直是限制系统性能的瓶颈。CoMP技术可以很好地解决小区间干扰的问题,但目前,还没有针对3D-MIMO系统而提出的有效的CoMP技术,因此,研究针对3D-MIMO系统特性而设计的协作多点传输方案具有必要的现实意义。

[0006] 现有技术不能有效地降低图像小区间的干扰,但仍未考虑在3D-MIMO系统中如何进行多点协作处理。

[0007] 综上所述,现有技术存在的问题是:

现有的心血管造影技术发展比较欠缺,成像质量较差,且不能将资料进行保存;成像后需要人工查看对比,不能进行自动病情分析。

[0008] 现有的近红外飞秒激光器存在的结构不紧凑、价格较高、波长不能连续可调的问题。

发明内容

[0009] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种心血管介入造影成像系统。

[0010] 本发明是这样实现的,一种心血管介入造影成像系统,所述心血管介入造影成像系统设置有:

成像显示屏单元;

所述成像显示屏单元与存储器、紧急呼叫器连接,所述成像显示屏单元与X光片打印机连接,所述成像显示屏单元与成像对照器、病情分析器依次连接,所述成像显示屏单元与X光检查器连接,介入管末端连接有照明器与录像器;

成像显示屏单元包括:

依次放置的全固态飞秒锁模Yb激光器、隔离器、半波片、聚焦透镜、第一凹面镜、第一PPLN晶体、第二凹面镜、第三凹面镜、第二PPLN晶体、第四凹面镜和输出耦合镜;

所述全固态飞秒锁模Yb激光器,用于产生飞秒脉冲宽度的泵浦激光;

所述隔离器,用于隔离从参量振荡器返回的部分锁模激光,避免返回激光干扰Yb振荡器锁模状态;

所述半波片,用于调整泵浦锁模激光的偏振状态,实现泵浦光、信号光与空闲光的相位匹配;

所述聚焦透镜,用于将泵浦锁模激光聚焦到第一PPLN晶体上;

所述第一凹面镜和第二凹面镜,用于形成共焦的紧聚焦腔型;

所述第一PPLN晶体，置于第一凹面镜与第二凹面镜中间，用于实现高效率参量振荡和波长调谐；

所述第三凹面镜和第四凹面镜，用于形成共焦结构；

所述第二PPLN晶体，置于第三凹面镜与第四凹面镜中间，用于实现高效率倍频和波长调谐；

所述输出镜，用于将输出信号光放置在一个一维精密平移台上；

成像对照器的图像处理方法包括：

(1) 假设图像处理区共有L个小区，每个小区有3个扇区，每个扇区拥有一个基站，每个小区有N个对象；假设基站端天线阵列列数为 N_t ，每一列天线上的阵元数为 N_v ，接收端天线数为 N_r ，则对象获得信道矩阵H的维度为 $N_r \times (N_t \times N_v)$ ；在第*i*个小区扇区中，对象*k*接收到的信号 y_k 表示为：

$$y_k = H_{3Dk}^{(i)} w^{(i)} x_k + \sum_{l=1, l \neq i}^{3L} H_{3Dk}^{(l)} w^{(l)} x_l + n_k$$

上式中， $H_{3Dk}^{(i)}$ 为第*i*个小区扇区内的基站和对象*k*之间的三维信道矩阵， $H_{3Dk}^{(l)} (l \neq i)$ 为其他小区扇区内的基站和对象*k*之间的三维信道矩阵， $w^{(l)} (l=1, 2, \dots, 3L)$ 为第*l*个基站与其服务对象之间的预编码矩阵， $x_l (l=1, 2, \dots, 3L)$ 为第*l*个基站所发送的信号， n_k 为噪声；

(2) 对象*k*接收到信号 y_k 后，首先对 $H_{3Dk}^{(i)}$ 进行信道估计，从而得到大小为 $N_r \times (N_t \times N_v)$ 的信道矩阵，假设基站端第*j*根发射天线与接收天线间的子信道矩阵为 $H_{jk}^{(i)}$ ，子信道矩阵 $H_{jk}^{(i)}$ 的大小为 $N_r \times N_v$ ，则将三维信道矩阵 $H_{3Dk}^{(i)}$ 重写为：

$$H_{3Dk}^{(i)} = [H_{1k}^{(i)}, H_{2k}^{(i)}, H_{3k}^{(i)}, \dots, H_{N_r k}^{(i)}]$$

在三维信道矩阵的垂直方向上采用DFT码本进行反馈，反馈形式为：

$$Codebook = \frac{1}{\sqrt{N_v}} \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{1}{N_v}} & \dots & e^{-j2\pi \frac{N_v-1}{N_v}} \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{2}{N_v}} & \dots & e^{-j2\pi \frac{2(N_v-1)}{N_v}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{(N_v-1)}{N_v}} & \dots & e^{-j2\pi \frac{(N_v-1)(N_v-1)}{N_v}} \end{bmatrix};$$

根据DFT码本，对每一个子信道矩阵 $H_{jk}^{(i)}$ 进行最佳码字选择，选取DFT码本中的某一列 v_j 为最佳码字，当对所有子信道矩阵完成码字选择后，得到大小为 $(N_t \times N_v) \times N_r$ 的预编码矩阵 W_v ：

$$W_v = \begin{bmatrix} v_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & v_2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & v_N \end{bmatrix}$$

对于每一个对象 k , 其与基站之间三维信道矩阵 $H_{3D}^{(k)}$ 经过垂直方向预编码后, 变成了等效后的二维信道矩阵 H_{equal} , 其中, $H_{\text{equal}} = H_{3D}^{(k)} \times W_v$, 将 H_{equal} 视作等效水平信道, 等效水平信道 H_{equal} 的大小为 $N_r \times N_t$;

(3) 接收端将垂直方向上的预编码矩阵 W_v 对应的索引反馈和等效后的二维信道矩阵 H_{equal} 传送至基站端, 基站端根据索引反馈, 在离线存储的DFT码本中选取预编码矩阵, 从而获得其服务的每一个对象的等效水平信道, 然后进行基于SLNR的协作多点传输, 基于最大化SLNR算法选取水平方向预编码向量 W_h^{CoMP} ;

(4) 在基站端将垂直方向上的预编码矩阵 W_v 和水平方向预编码矩阵 W_h^{CoMP} 进行结合, 得到基于3D-MIMO信道下的下行多点协作预编码矩阵 $W_{\text{CoMP}}^{\text{3D}}$:

$$W_{\text{CoMP}}^{\text{3D}} = W_v \times W_h^{\text{CoMP}};$$

(5) 基站根据获得的下行多点协作预编码矩阵 $W_{\text{CoMP}}^{\text{3D}}$ 对发送信号进行预编码处理, 形成三维波束并将处理后的信号发射到接收端, 接收端接收到信号后返回步骤(2), 若信号发送完毕, 则通信完成。

[0011] 进一步, 三维信道矩阵 $H_{3D}^{(k)}$ 在垂直方向上进行预编码的过程为:

遍历三维信道矩阵 $H_{3D}^{(k)}$ 里的每一个子信道矩阵 $H_{jk}^{(k)}$, 根据以下准则选取DFT码本的码字:

$$v_j = \underset{v_m \in \text{Codebook}}{\arg \max} \left(v_m^H H_{jk}^{(k)H} H_{jk}^{(k)} v_m \right)$$

其中, v_m 为DFT码本CodeBook中的第 m 列, $(\bullet)^H$ 表示对矩阵进行共轭转置操作;

随后, 通过加0操作将垂直方向上的预编码矩阵 W_v 的原维度 $N_r \times N_t$ 扩展为 $(N_r \times N_v) \times N_t$;

所述步骤(3)中, 基于最大化SLNR算法选取水平方向多点协作预编码向量 W_h^{CoMP} 的准则如下:

$$W_h^{\text{CoMP}} = \underset{W_h}{\arg \max} \left\{ \frac{P_t \| H_{\text{equal}}^{-1} W_h^{\text{CoMP}} \|^2}{N_0 + P_t \sum_{i=1, i \neq k}^N \| H_{\text{equal}}^{-1} W_h^{\text{CoMP}} \|^2} \right\}$$

其中, N_0 表示白噪声, P_t 是基站的发射功率, H_{equal}^{-1} 表示为对应基站 t 和对象 k 之间

垂直等效后的信道矩阵；

所述步骤(3)中，假设 $H_{\text{equivalent}}^i$ 表示为对应基站 I 和对象 L 之间垂直等效后的信道矩阵，则水平方向上对象 L 的多点协作预编码向量 W_L^{CoMP} 的计算公式为：

$$W_L^{\text{CoMP}} = \text{maxeigenvector}\left\{ (N_0 \mathbf{I} + \tilde{\mathbf{H}}^H \tilde{\mathbf{H}})^{-1} (H_{\text{equivalent}}^i)^H H_{\text{equivalent}}^i \right\}$$

其中， $\tilde{\mathbf{H}} = \left[(H_{\text{equivalent}}^1)^T, (H_{\text{equivalent}}^2)^T, \dots, (H_{\text{equivalent}}^{L-1})^T, (H_{\text{equivalent}}^L)^T, \dots, (H_{\text{equivalent}}^N)^T \right]^T$ ，其大小为 $((3L-1)N_r) \times N_t$ ， \mathbf{I} 为单位矩阵， $\text{maxeigenvector}\{\bullet\}$ 表示取矩阵最大特征值对应的特征向量。

[0012] 进一步，所述全固态飞秒锁模Yb激光器为LD泵浦的Yb掺杂增益介质的半导体可饱和吸收镜被动锁模飞秒振荡器，中心波长在1μm附近，泵浦激光的输出平均功率大于500mW，脉冲宽度小于300 fs、重复频率为80 MHz；

所述聚焦透镜两面镀有对泵浦激光波长增透的介质膜，焦距为100 mm或75 mm；

所述第一凹面镜和第二凹面镜的一面镀有1000nm~1100 nm的增透膜，另一面镀有1400nm~1800 nm的高反膜，曲率半径为R=100 mm；

所述第一PPLN晶体为掺杂5% MgO的周期极化铌酸锂晶体，通光截面为1mm×8mm，通光长度为1mm，有七个极化周期，分别为28/28.5/29/29.5/30/30.5/31mm，每极化周期的长度为1 mm、两个极化周期之间的间隔为0.2 mm，晶体两端各有0.1 mm的未极化区；晶体两通光面分别镀有对1000nm~1100 nm/1400nm~1900 nm/2300nm~4000nm的增透膜；

所述第三凹面镜和第四凹面镜的一面镀有700nm~900 nm的增透膜，另一面镀有1400nm~1800 nm的高反膜，曲率半径为R=100 mm；

所述第二PPLN晶体为掺杂5% MgO的周期极化铌酸锂晶体，通光截面为1mm×6mm，通光长度为1mm，有五个极化周期，分别为19.5/19.7/19.9/20.1/20.3 mm，每极化周期的长度为1mm、两个极化周期之间的间隔为0.2 mm，两端各有0.1mm的未极化区；两通光面分别镀有对700nm~900 nm/1400nm~1900 nm的增透膜；

所述输出镜面向谐振腔内的一面镀有在信号光波段具有输出耦合率的介质膜，另一面镀有信号光波段的增透介质膜；

产生飞秒近红外激光的方法包括：

全固态飞秒锁模Yb激光器产生飞秒脉冲宽度的泵浦激光，通过光学隔离器和半波片后，经聚焦透镜聚焦进入第一PPLN晶体中；

第一凹面镜、第二凹面镜、第三凹面镜、第四凹面镜和输出镜构成参量振荡谐振腔；第二PPLN晶体置于第三凹面镜和第四凹面镜形成的共焦结构的中心产生腔内倍频；第一凹面镜和第二凹面镜形成共焦的紧聚焦腔型，使得第一PPLN晶体上的信号光束腰尺寸与泵浦光的束腰尺寸相匹配；

第三凹面镜和第四凹面镜形成另一个共焦结构以减小第二PPLN晶体上的信号光光斑尺寸，得到高效率的腔内倍频，产生的倍频光全部通过第四凹面镜输出；

输出镜输出一部分信号光，并另一部分信号光原路返回同时实现参量谐振腔的腔长调谐。

[0013] 进一步，所述存储器卡接在成像显示屏单元内。

[0014] 进一步,所述成像分析器通过导线连接成像对照器,成像对照器采集成像显示屏单元的数据,并将数据传送到病情分析器。

[0015] 进一步,所述照明器与录像器外端套接有防水膜,录像器8将导线穿过介入管与成像显示屏单元连接。

[0016] 进一步,所述介入管为圆形防水膜包裹的装置,用于增加血氧浓度监测器。

[0017] 进一步,所述成像显示屏单元与X光检查器、成像对照器、紧急呼叫器相连,用于增加防滑垫能够增大摩擦,减少事故发生。

[0018] 进一步,所述病情分析器能够通过成像对照器对病情进行自动分析。

[0019] 本发明的优点及积极效果为:

本发明功能齐全,具有X光拍摄与心血管介入拍摄功能,且可将成像进行打印;通过对照期与分析器进行自动病情分析,且存储器可将录像进行储存,方便下次观察,在病人病情突然恶化时,可通过紧急呼叫器进行报警。

[0020] 本发明功能齐全,同时具有X光与心血管介入拍摄功能,病情分析方便,内容可储存,具有紧急呼叫功能。

[0021] 本发明利用全固态锁模飞秒Yb激光器输出功率大、结构紧凑、成本低的优点,可以方便地实现波长在1.4-1.8μm(信号光)以及0.7-0.9 μm(倍频光)连续可调谐的相干飞秒近红外激光;相比于传统的基于锁模钛宝石激光器产生0.7-0.9μm的近红外激光光源。本发明提供的基于腔内倍频光学参量振荡器的飞秒近红外光源具有结构简单、性能稳定、价格低廉等优势,较好的解决了现有的飞秒激光器存在的结构不紧凑、价格较高、波长不能连续可调的问题。

[0022] 本发明在最大限度利用三维信道空间资源的前提下,首先在垂直方向上进行了预编码设计,再获取等效水平信道后,利用基于最大化信泄噪比算法的多点协作处理技术,将小区间的干扰降至最低。具体地说,本发明首先利用垂直方向上的自由度,在垂直方向上将对象分开,使波束分别对准不同位置的对象;其次进行多点协作处理,为每个对象计算出水平方向预编码矩阵,降低小区间的干扰。本发明的适用于图像的协作多点传输方法,既充分利用了空间资源,又进行了干扰避免,极大地提高了信号性能,有效降低了图像处理小区间的干扰。

附图说明

[0023] 图1是本发明实施例提供的心血管介入造影成像系统结构示意图;

图中:1、存储器;2、紧急呼叫器;3、X光片打印机;4、成像显示屏单元;5、成像对照器;6、病情分析器;7、X光检查器;8、照明器;9、录像器;10、介入管。

[0024] 图2是本发明实施例提供的心血管介入造影成像系统介入管结构示意图;

图中:11、外膜;12、血管成像检测仪;13、成像接收器;14、血氧浓度检测仪;15、无线装置。

[0025] 图3是本发明实施例提供的心血管介入造影成像系统成像显示屏单元结构示意图;

图中:16、外壳;17、显示屏;18、存储器插口;19、无线模块;20、数据接口;21、底座。

[0026] 图4是本发明实施例提供的基于腔内倍频光学参量振荡器飞秒近红外激光光源结

构示意图；

图5是本发明实施例提供的信号光波长调谐的示意图；

图6是本发明实施例提供的信号光功率与波长的关系的示意图；

图中：22、全固态飞秒锁模Yb激光器；23、隔离器；24、半波片；25、聚焦透镜；26、第一凹面镜；27、第一PPLN晶体；28、第二凹面镜；29、第三凹面镜；30、第二PPLN晶体；31、第四凹面镜；32、输出耦合镜。

具体实施方式

[0027] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效，兹例举以下实施例，并配合附图详细说明如下。

[0028] 如图1所示，本发明实施例提供的心血管介入造影成像系统包括：存储器1、紧急呼叫器2、X光片打印机3、成像显示屏单元4、成像对照器5、病情分析器6、X光检查器7、照明器8、录像器9、介入管10。

[0029] 如图2所示，介入管包括有：外膜11、血管成像检测仪12、成像接收器13、血氧浓度检测仪14、无线装置15。

[0030] 所述外膜11由特殊材料制成与人体无排异反应；所述血管成像检测仪12嵌于外膜11内部，与成像接收器13相连；所述成像接收器13一端通过导线与录像器9相连；所述血氧浓度检测仪14嵌于外膜11内部，一端与成像显示屏单元4相连，另一端连于无线装置15；所述无线装置15嵌于外膜11内部，并固定。

[0031] 如图3所示，成像显示屏单元包括：外壳16、显示屏17、存储器插口18、无线模块19、数据接口20、底座21；

所述外壳16为硬质塑料，外层包裹硅胶，防止发生磕碰；所述显示屏17为液晶显示屏，嵌于外壳16内部；所述存储器插口18在外壳上部；用于存放存储卡1；所述无线模块19用于接收局域网信号，与显示屏17相连；所述数据接口20在外壳16下部，与存储卡插口18相连，用于传输或输入数据；所述底座21外层有防滑垫。

[0032] 所述成像显示屏单元4与存储器1、紧急呼叫器2连接，所述成像显示屏单元3与X光片打印机3连接，所述成像显示屏单元4与成像对照器5、病情分析器6依次连接，所述成像显示屏单元4与X光检查器7连接，介入管10末端销接有照明器8与录像器9。

[0033] 存储器1卡接在成像显示屏单元4内，可拔出。成像分析器6通过导线连接成像对照器5，成像对照器5采集成像显示屏单元4的数据，并将数据传送到病情分析器6。照明器8与录像器9外端套接有防水膜，录像器8将导线穿过介入管10与成像显示屏单元4连接。

[0034] 本发明的工作原理：通过X光检查器7对病人心脏处拍片，通过介入管10与照明器8、录像器9配合，通过成像显示屏单元9对心血管内部进行录像观察，存储器1可存储录像和拍片内容；通过成像对照器5与成像显示屏单元4内的内容进行对比，由病情分析器6进行病情分析，在病人病情恶化时，可通过紧急呼叫器2进行呼叫。介入管10在工作时血管成像检测仪12首先会检查是否有成像条件，血管是否堵塞，如果具备成像条件，那么成像接收器13就会将信息指令传送给录像器9，并开始工作；同时血氧浓度检测仪14也会开始检测，来实时显示血管内血氧浓度，并在成像显示屏单元4上显示。成像显示屏单元4主要是通过无线模块19或者数据总线20来进行数据显示和传导的，通过底座21固定防止滑落，将信息实时

在屏幕显示。

[0035] 如图4-图6所示,本发明实施例的成像显示屏单元由:全固态飞秒锁模Yb激光器22、隔离器23、半波片24、聚焦透镜25、第一凹面镜26、第一PPLN晶体27、第二凹面镜28、第三凹面镜29、第二PPLN晶体30、第四凹面镜31、和输出耦合镜32组成。

[0036] 全固态飞秒锁模Yb激光器,为一台LD泵浦的Yb掺杂增益介质的半导体可饱和吸收镜(SESAM)被动锁模飞秒振荡器,中心波长在1μm附近,根据Yb增益介质的不同,中心波长有所不同,泵浦激光的输出平均功率大于500mW,脉冲宽度小于300 fs、重复频率约为80 MHz。

[0037] 隔离器,用于隔离从参量振荡器返回的部分锁模激光,避免返回激光干扰Yb振荡器锁模状态。

[0038] 半波片,用于调整泵浦锁模激光的偏振状态,以实现泵浦光、信号光与空闲光的相位匹配。

[0039] 聚焦透镜,用于将泵浦锁模激光聚焦到第一PPLN晶体上,透镜两面镀有对泵浦激光波长增透的介质膜,焦距为100 mm或75 mm。

[0040] 第一凹面镜和第二凹面镜,用于形成共焦的紧聚焦腔型,使得第一PPLN晶体上的信号光束腰尺寸与泵浦光的束腰尺寸相匹配,实现高的参量转换效率;两凹面镜均镀1000nm~1100 nm的增透膜($R<3\%$)以及对1400nm~1800 nm($R>99.8\%$)的高反膜,曲率半径为 $R=100$ mm。

[0041] 第一PPLN晶体,为掺杂5% MgO的周期极化铌酸锂晶体,晶体通光截面为1mm×8mm,通光长度为1mm,晶体上面有七个极化周期,分别为28/28.5/29.5/30/30.5/31m,每极化周期的长度为1 mm、两个极化周期之间的间隔为0.2 mm,晶体两端各有0.1 mm的未极化区;晶体两通光面分别镀有对1000nm~1100 nm($R<1\%$) / 1400nm~1900 nm($R<1\%$) / 2300nm~4000nm($R<10\%$)的增透膜。晶体放置在一个五维平移台上,可以微调方位角和XYZ方向位置,实现高效率参量振荡和波长调谐。

[0042] 第三凹面镜和第四凹面镜,用于形成共焦结构,使得第二PPLN晶体上的信号光束腰尽量小,实现高的腔内倍频效率。两凹面镜均镀有700nm~900 nm的增透膜($R<3\%$)以及对1400nm~1800 nm($R>99.8\%$)的高反膜,曲率半径为 $R=100$ mm。

[0043] 第二PPLN晶体,为一块掺杂5% MgO的周期极化铌酸锂晶体,晶体通光截面为1mm×6mm,通光长度为1mm,晶体上面有五个极化周期,分别为19.5/19.7/19.9/20.1/20.3 m,每极化周期的长度为1mm、两个极化周期之间的间隔为0.2 mm,晶体两端各有0.1mm的未极化区;晶体两通光面分别镀有对700nm~900 nm($R<1\%$) / 1400nm~1900 nm($R<1\%$)的增透膜;晶体放置在一个五维平移台上,可以微调方位角和XYZ方向位置,实现高效率倍频和波长调谐。

[0044] 输出镜,1220nm~1750 nm的输出率为2%,用于输出信号光放置在一个一维精密平移台上面,可以精密改变参量谐振腔的腔长,实现与Yb谐振腔的腔长匹配。

[0045] 下面结合具体实施例对本发明的应用原理作进一步描述。

[0046] 本发明的具体实施例:

在图4中,全固态飞秒锁模Yb激光器1,用于产生飞秒脉冲宽度的泵浦激光,通过光学隔离器2和半波片3后,经聚焦透镜4聚焦进入第一PPLN晶体6中;第一凹面镜5、第二凹面镜7、第三凹面镜8、第四凹面镜10和输出镜11构成参量振荡谐振腔;第二PPLN晶体9置于第三凹面镜8和第四凹面镜10形成的共焦结构的中心用于产生腔内倍频;其中第一凹面镜5和第二

凹面镜7形成共焦的紧聚焦腔型,使得第一PPLN晶体6上的信号光束腰尺寸与泵浦光的束腰尺寸相匹配;第三凹面镜8和第四凹面镜10形成另一个共焦结构以减小第二PPLN晶体9上的信号光光斑尺寸,得到高效率的腔内倍频,产生的倍频光全部通过第四凹面镜10输出;输出镜11输出一部分信号光,并另一部分信号光原路返回同时可以实现参量谐振腔的腔长调谐;在满足相位匹配、腔长匹配、稳定腔条件和达到信号光振荡阈值的条件下,该光学参量振荡器可以实现稳定工作,信号光在参量谐振腔内往返传播,并每次到达输出耦合镜11时耦合输出一部分信号光能量,到达第二PPLN晶体9时产生倍频光,从第四凹面镜10输出。

[0047] 根据同步泵浦的飞秒OPO的物理原理,可以通过以下方法调谐信号光的波长:1、改变泵浦光的波长;2、改变PPLN晶体的极化周期;3、改变PPLN晶体的温度;4、改变OPO谐振腔的腔长。通过以上步骤,可以实现信号光运转在1.4-1.8 nm连续可调谐的相干飞秒近红外激光输出,在得到可调谐信号光的同时,相应的改变第二PPLN晶体9的极化周期或温度,可同时得到相应的0.7-0.9um连续可调谐的相干飞秒近红外激光输出。

[0048] 全固态飞秒锁模Yb激光器的激光增益介质是Yb:LYSO晶体,输出平均功率为2 W,脉冲宽度300 fs,中心波长为1042 nm,重复频率为** MHz。

[0049] 本发明通过调节OPO谐振腔的腔长,得到了信号光1428nm~1763 nm,倍频光767nm~874nm的调谐范围;信号光光谱调谐曲线如图5所示。输出功率随信号光波长不同在100mW~400 mW之间,如图6所示。

[0050] 下面结合具体分析对本发明作进一步描述。

[0051] 成像对照器的图像处理方法包括:

(1)假设图像处理区共有L个小区,每个小区有3个扇区,每个扇区拥有一个基站,每个小区有N个对象;假设基站端天线阵列列数为 \mathbf{N}_t ,每一列天线上的阵元数为 \mathbf{N}_r ,接收端天线数为 \mathbf{N}_s ,则对象获得信道矩阵H的维度为 $\mathbf{N}_s \times (\mathbf{N}_t \times \mathbf{N}_r)$;在第*i*个小区扇区中,对象*k*接收到的信号 \mathbf{y}_k 表示为:

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{H}_{3Dk}^{(i)} \mathbf{w}^{(i)} \mathbf{x}_k + \sum_{l=1, l \neq i}^L \mathbf{H}_{3Dk}^{(l)} \mathbf{w}^{(l)} \mathbf{x}_l + \mathbf{n}_k$$

上式中, $\mathbf{H}_{3Dk}^{(i)}$ 为第*i*个小区扇区内的基站和对象*k*之间的三维信道矩阵, $\mathbf{H}_{3Dk}^{(l)} (l \neq i)$ 为其他小区扇区内的基站和对象*k*之间的三维信道矩阵, $\mathbf{w}^{(l)} (l = 1, 2, \dots, 3L)$ 为第*i*个基站与其服务对象之间的预编码矩阵, $\mathbf{x}_l (l = 1, 2, \dots, 3L)$ 为第*i*个基站所发送的信号, \mathbf{n}_k 为噪声;

(2) 对象*k*接收到信号 \mathbf{y}_k 后,首先对 $\mathbf{H}_{3Dk}^{(i)}$ 进行信道估计,从而得到大小为 $\mathbf{N}_s \times (\mathbf{N}_t \times \mathbf{N}_r)$ 的信道矩阵,假设基站端第*j*根发射天线与接收天线间的子信道矩阵为 $\mathbf{H}_{jk}^{(i)}$,子信道矩阵 $\mathbf{H}_{jk}^{(i)}$ 的大小为 $\mathbf{N}_r \times \mathbf{N}_s$,则将三维信道矩阵 $\mathbf{H}_{3Dk}^{(i)}$ 重写为:

$$\mathbf{H}_{3Dk}^{(i)} = [\mathbf{H}_{1k}^{(i)}, \mathbf{H}_{2k}^{(i)}, \mathbf{H}_{3k}^{(i)}, \dots, \mathbf{H}_{N_r k}^{(i)}]$$

在三维信道矩阵的垂直方向上采用DFT码本进行反馈,反馈形式为:

$$\text{Codebook} = \frac{1}{\sqrt{N_v}} \begin{bmatrix} 1 & 1 & \cdots & 1 \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{1}{N}} & \cdots & e^{-j2\pi \frac{N-1}{N}} \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{2}{N}} & \cdots & e^{-j2\pi \frac{N-1}{N}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & e^{-j2\pi \frac{N_v-1}{N}} & \cdots & e^{-j2\pi \frac{N-1}{N}} \end{bmatrix};$$

根据DFT码本,对每一个子信道矩阵 $H_{jk}^{(i)}$ 进行最佳码字选择,选取DFT码本中的某一列 v_j 为最佳码字,当对所有子信道矩阵完成码字选择后,得到大小为 $(N_r \times N_v) \times N_t$ 的预编码矩阵 W_v :

$$W_v = \begin{bmatrix} v_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & v_2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & v_{N_v} \end{bmatrix}$$

对于每一个对象 k ,其与基站之间三维信道矩阵 $H_{3Dk}^{(i)}$ 经过垂直方向预编码后,变成了等效后的二维信道矩阵 H_{equal} ,其中, $H_{equal} = H_{3Dk}^{(i)} \times W_v$,将 H_{equal} 视作等效水平信道,等效水平信道 H_{equal} 的大小为 $N_r \times N_t$;

(3)接收端将垂直方向上的预编码矩阵 W_v 对应的索引反馈和等效后的二维信道矩阵 H_{equal} 传送至基站端,基站端根据索引反馈,在离线存储的DFT码本中选取预编码矩阵,从而获得其服务的每一个对象的等效水平信道,然后进行基于SLNR的协作多点传输,基于最大化SLNR算法选取水平方向预编码向量 W_h^{CoMP} ;

(4)在基站端将垂直方向上的预编码矩阵 W_v 和水平方向预编码矩阵 W_h^{CoMP} 进行结合,得到基于3D-MIMO信道下的下行多点协作预编码矩阵 W_{CoMP}^{3D} :

$$W_{CoMP}^{3D} = W_v \times W_h^{CoMP};$$

(5)基站根据获得的下行多点协作预编码矩阵 W_{CoMP}^{3D} 对发送信号进行预编码处理,形成三维波束并将处理后的信号发射到接收端,接收端接收到信号后返回步骤(2),若信号发送完毕,则通信完成。

[0052] 三维信道矩阵 $H_{3Dk}^{(i)}$ 在垂直方向上进行预编码的过程为:

遍历三维信道矩阵 $H_{3Dk}^{(i)}$ 里的每一个子信道矩阵 $H_{jk}^{(i)}$,根据以下准则选取DFT码本的码字:

$$v_j = \underset{v_j \in \text{Codebook}}{\operatorname{argmax}} \left(v_j^H H_{jk}^{(i)H} H_{jk}^{(i)} v_j \right)$$

其中, v_j 为DFT码本CodeBook中的第 M 列, $(\bullet)^H$ 表示对矩阵进行共轭转置操作;

随后,通过加0操作将垂直方向上的预编码矩阵 \mathbf{W}_v 的原维度 $N_t \times N_v$ 扩展为 $(N_t \times N_v) \times N_t$;

所述步骤(3)中,基于最大化SLNR算法选取水平方向多点协作预编码向量 $\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}}$ 的准则如下:

$$\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} = \underset{\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}}}{\text{argmax}} \left\{ \frac{P_t \left\| \mathbf{H}_{\text{equal}}^i \mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} \right\|^2}{N_0 + P_t \sum_{k=1, k \neq i}^M \left\| \mathbf{H}_{\text{equal}}^k \mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} \right\|^2} \right\}$$

其中, \mathbf{N}_0 表示白噪声, P_t 是基站的发射功率, $\mathbf{H}_{\text{equal}}^i$ 表示为对应基站 i 和对象 k 之间垂直等效后的信道矩阵;

所述步骤(3)中,假设 $\mathbf{H}_{\text{equal}}^i$ 表示为对应基站 i 和对象 k 之间垂直等效后的信道矩阵,则水平方向上对象 k 的多点协作预编码向量 $\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}}$ 的计算公式为:

$$\mathbf{W}_h^{\text{CoMP}} = \text{maxeigenvector} \left\{ (N_0 \mathbf{I} + \tilde{\mathbf{H}}^H \tilde{\mathbf{H}})^{-1} \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^i \right)^H \mathbf{H}_{\text{equal}}^i \right\}$$

其中, $\tilde{\mathbf{H}} = \left[\left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^1 \right)^T, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^2 \right)^T, \dots, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^{i-1} \right)^T, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^i \right)^T, \dots, \left(\mathbf{H}_{\text{equal}}^M \right)^T \right]^T$, 其大小为 $((3L-1)N_t) \times N_t$,

\mathbf{I} 为单位矩阵, $\text{maxeigenvector} \{ \bullet \}$ 表示取矩阵最大特征值对应的特征向量。

[0053] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围内。

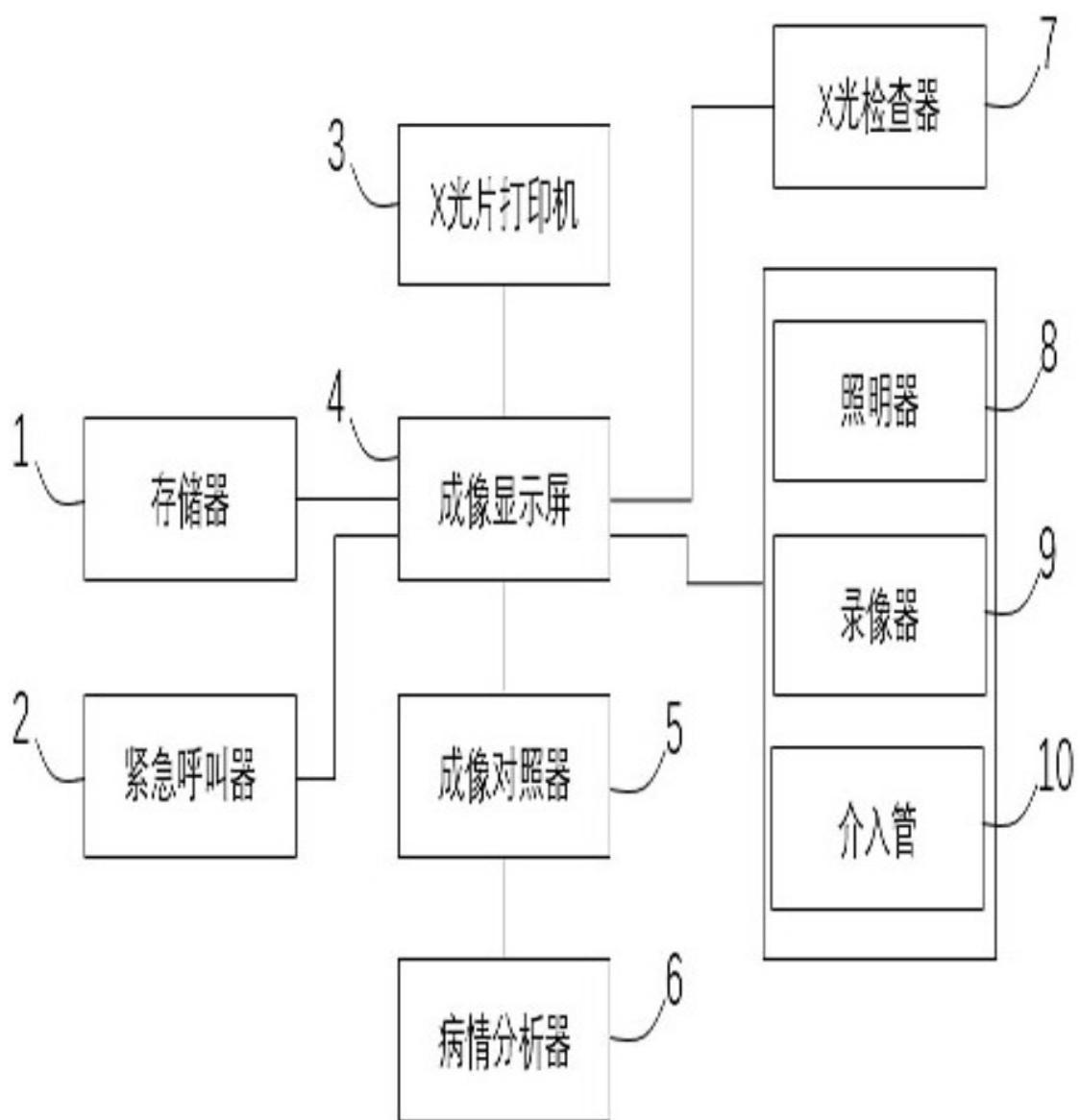


图1

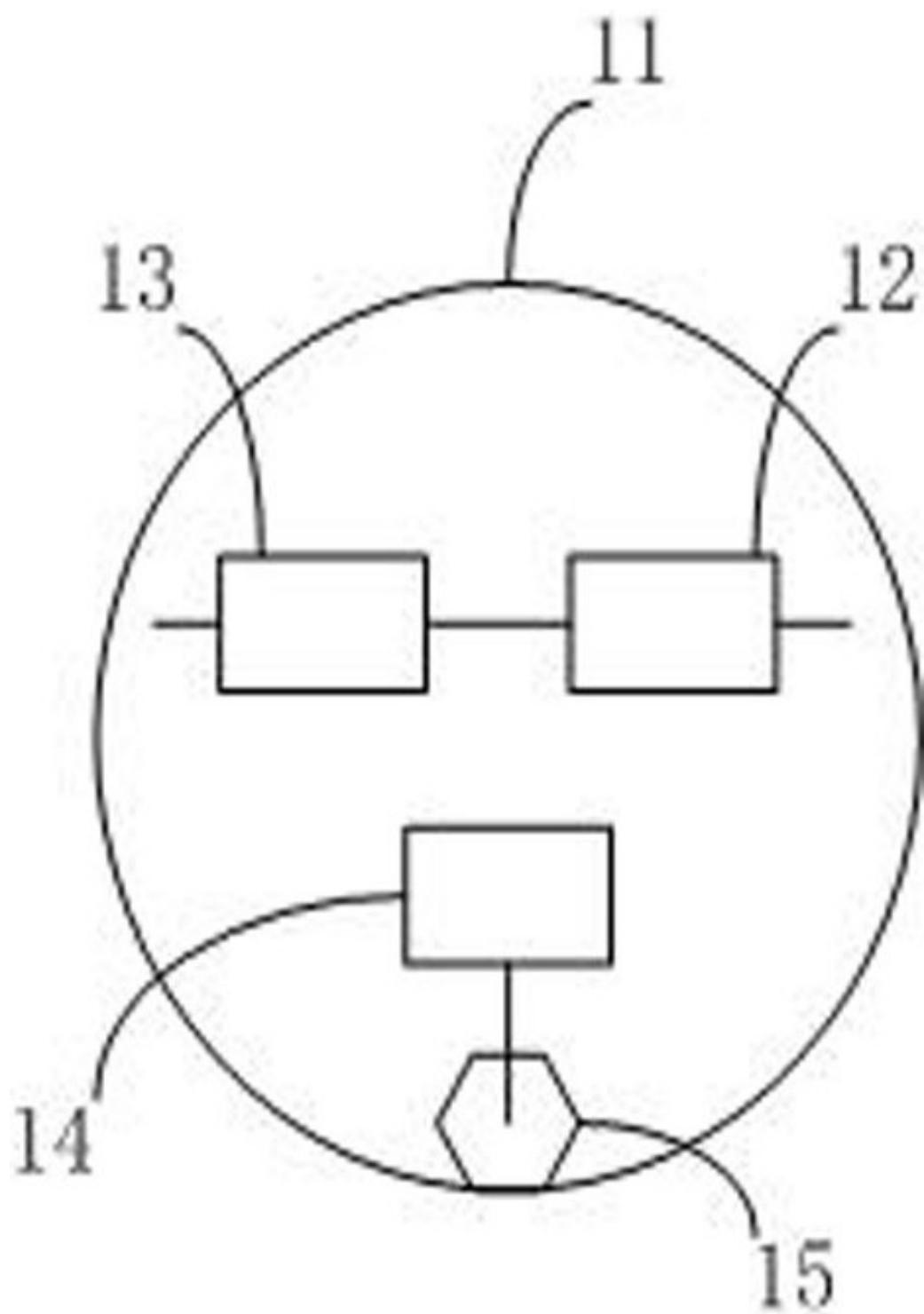


图2

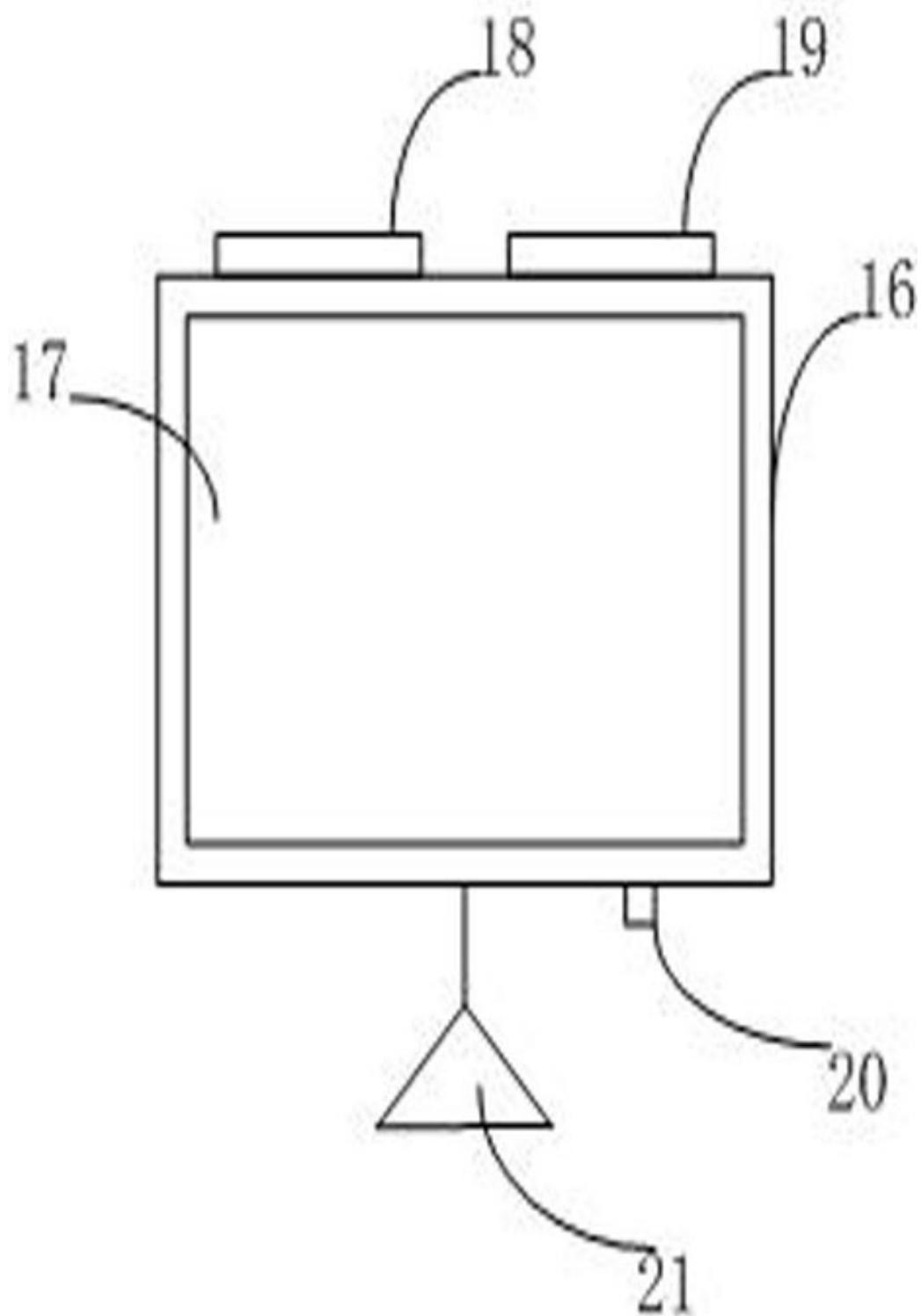


图3

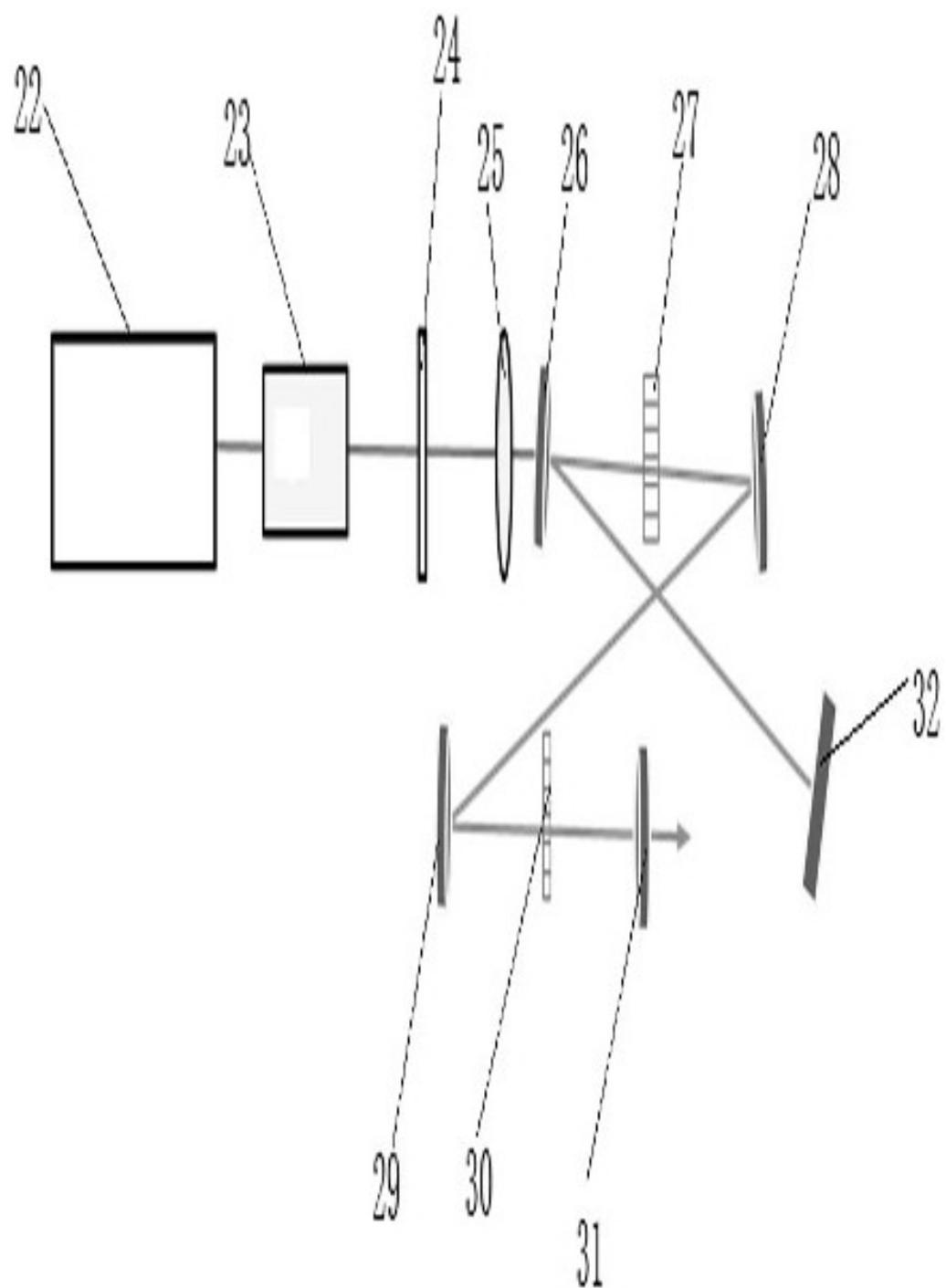


图4

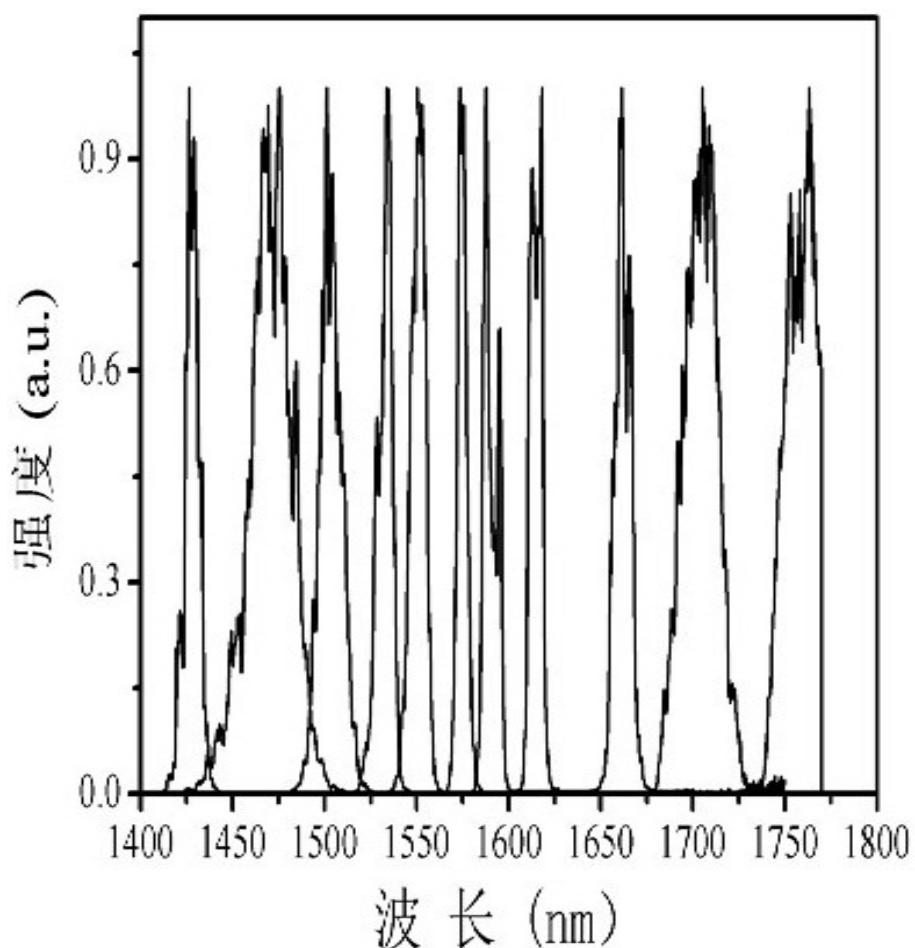


图5

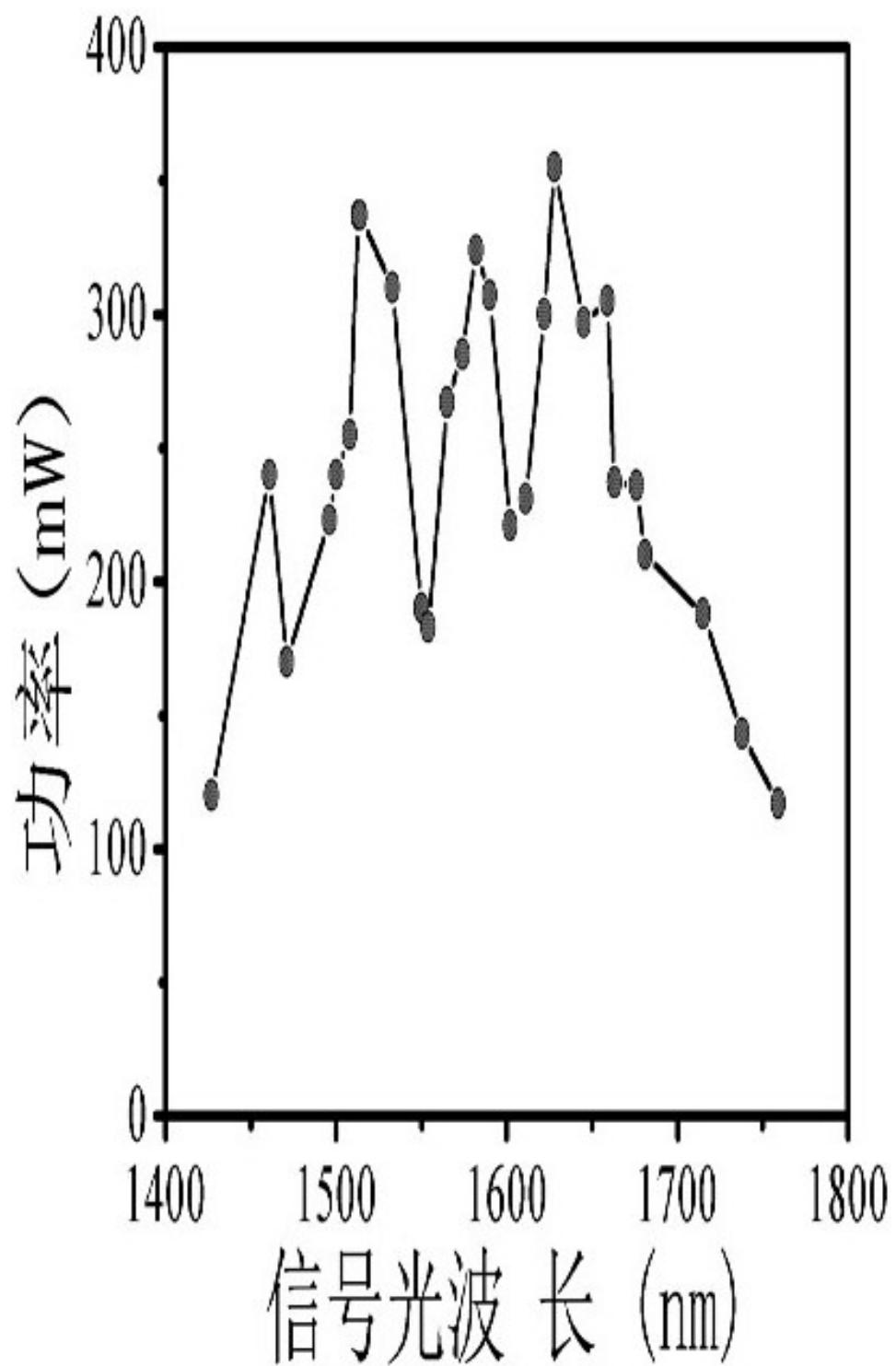


图6

专利名称(译)	一种心血管介入造影成像系统		
公开(公告)号	CN108567442A	公开(公告)日	2018-09-25
申请号	CN201810391138.7	申请日	2018-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	周新福		
申请(专利权)人(译)	周新福		
当前申请(专利权)人(译)	周新福		
[标]发明人	周新福		
发明人	周新福 王燕妮		
IPC分类号	A61B6/00 A61B5/00 A61B90/00		
CPC分类号	A61B6/4411 A61B5/0033 A61B5/0075 A61B5/0084 A61B90/361 A61B90/37 A61B2090/373 A61B2090/376		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明属于心血管医疗技术领域，公开了一种心血管介入造影成像系统，设置有成像显示屏单元，所述成像显示屏单元与存储器、紧急呼叫器连接，所述成像显示屏单元与X光片打印机连接，所述成像显示屏单元与成像对照器、病情分析器依次连接，所述成像显示屏单元与X光检查器连接，介入管末端连接有照明器与录像器。本发明功能齐全，具有X光拍摄与心血管介入拍摄功能，且可将成像进行打印；通过对照器与分析器进行自动病情分析，且存储器可将录像进行储存，方便下次观察，在病人病情突然恶化时，可通过紧急呼叫器进行报警。

