

光学学报 Acta Optica Sinica ISSN 0253-2239,CN 31-1252/04

《光学学报》网络首发论文

题目:	基于声光偏转的高速 GHz 超快激光扫描技术
作者 :	张静,温俊鹏,朱喆,韦小明,杨中民
收稿日期:	2023-07-13
网络首发日期:	2023-09-26
引用格式:	张静,温俊鹏,朱喆,韦小明,杨中民.基于声光偏转的高速 GHz 超快激光
	扫描技术[J/OL]. 光学学报.

https://link.cnki.net/urlid/31.1252.O4.20230925.0929.042



www.cnki.net

网络首发:在编辑部工作流程中,稿件从录用到出版要经历录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿等阶 段。录用定稿指内容已经确定,且通过同行评议、主编终审同意刊用的稿件。排版定稿指录用定稿按照期 刊特定版式(包括网络呈现版式)排版后的稿件,可暂不确定出版年、卷、期和页码。整期汇编定稿指出 版年、卷、期、页码均已确定的印刷或数字出版的整期汇编稿件。录用定稿网络首发稿件内容必须符合《出 版管理条例》和《期刊出版管理规定》的有关规定;学术研究成果具有创新性、科学性和先进性,符合编 辑部对刊文的录用要求,不存在学术不端行为及其他侵权行为;稿件内容应基本符合国家有关书刊编辑、 出版的技术标准,正确使用和统一规范语言文字、符号、数字、外文字母、法定计量单位及地图标注等。 为确保录用定稿网络首发的严肃性,录用定稿一经发布,不得修改论文题目、作者、机构名称和学术内容, 只可基于编辑规范进行少量文字的修改。

出版确认:纸质期刊编辑部通过与《中国学术期刊(光盘版)》电子杂志社有限公司签约,在《中国 学术期刊(网络版)》出版传播平台上创办与纸质期刊内容一致的网络版,以单篇或整期出版形式,在印刷 出版之前刊发论文的录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿。因为《中国学术期刊(网络版)》是国家新闻出 版广电总局批准的网络连续型出版物(ISSN 2096-4188, CN 11-6037/Z),所以签约期刊的网络版上网络首 发论文视为正式出版。

基于声光偏转的高速 GHz 超快激光扫描技术

张静^{1,2},温俊鹏^{1,2},朱喆^{1,2},韦小明^{1,2,3,4*},杨中民^{1,2,3,4,5} ¹华南理工大学物理与光电学院,广东广州 510640;

2华南理工大学发光材料与器件国家重点实验室,广东 广州 510640;

3华南理工大学广东省特种光纤材料与器件工程技术研究开发中心,广东 广州 510640;

4华南理工大学广东省光纤激光材料及应用技术重点实验室,广东 广州 510640;

5华南师范大学未来技术研究院, 广东 广州 510006

摘要 双光子激发显微镜是研究脑神经元活动的重要工具。基于传统机械式逐点激光扫描 技术的双光子激发显微镜成像速度较慢,无法进行脑神经元活动的实时观察研究。此外,高 速双光子激发显微成像需要配置高重复频率飞秒激光,以保证在较短的像素停留时间内获得 较高的信息强度。本文提出基于声光偏转的并行 GHz 超快激光扫描技术,通过设计射频编 码方案,在 920 nm 波段搭建了高速 GHz 超快激光扫描系统。通过调整时间和空间重合,最 终在 15-31 MHz 频率范围内获得了 33 个可分辨的并行 GHz 超快激光扫描光束,为实现高 速双光子激发显微成像提供技术支撑。

High-speed Scanning of GHz Ultrafast Laser Using Acousto-optic

Deflector

Zhang Jing^{1,2}, Wen Junpeng^{1,2}, Zhu Zhe^{1,2}, Wei Xiaoming^{1,2,3,4*}, Yang Zhongmin^{1,2,3,4,5}

¹ School of Physics and Optoelectronics, South China University of Technology, Guangzhou 510640, Guangdong, China;

² State Key Laboratory of Luminescent Materials, South China University of Technology, Guangzhou 510640, Guangdong, China;

³ Guangdong Engineering Technology Research and Development Center of Special Optical Fiber Materials and Devices, South China University of Technology,

Guangzhou 510640, Guangdong, China;

⁴ Guangdong Provincial Key Laboratory of Fiber Laser Materials and Applied

Techniques, South China University of Technology, Guangzhou 510640, Guangdong,

China;

⁵ Research Institute of Future Technology, South China Normal University, Guangzhou 510006, Guangdong, China

基金项目: 国家自然科学基金重大科研仪器研制项目(61927816)、广东省珠江人才引进创新团队项目 (2021ZT09Z109)、广东省自然科学基金(2021B1515020074)、广东省科技计划项目 (2020B1212060002)、中德交流项目(M-0296) **通信作者:** *E-mail: xmwei@scut.edu.cn **Abstract** Two-photon excitation microscopy is a powerful tool for studying neuronal activities of brain. Traditional two-photon excitation microscopy technologies based on mechanical point-by-point laser scanning are relatively slow, preventing the real-time observation of neuronal activities. In addition, high-speed two-photon excitation microscopy requires high-repetition-rate femtosecond lasers for ensuring high signal intensity within a short pixel dwell time. In this paper, we demonstrate a parallel GHz ultrafast laser scanning technology using acousto-optic deflection. By designing an RF encoding scheme, a high-speed GHz ultrafast laser scanning system is built in the 920-nm wavelength range. By adjusting the temporal and spatial arrangement, 33 distinguishable parallel GHz ultrafast laser scanning beams are generated within a radio frequency range of 15-31 MHz, which pave the way to achieving ultra-high-speed two-photon excitation microscopy.

Key words two-photon microscopy imaging; acousto-optic deflection; high-speed laser scanning; femtosecond laser

1引言

高速飞秒激光扫描是实现高时间分辨率双光子激发显微成像的重要技术,是获得复杂神经元网络激活过程信息的关键^[1,2]。因此,迫切需要探索新式高速飞秒激光扫描技术,实现高速双光子激发显微成像。传统机械式飞秒激光逐点扫描技术将双光子激光显微成像的刷新率限制在 Hz 水平,不适用于跟踪实时动态变化的大规模神经元活动,而声光偏转技术(Acousto-optic deflection, AOD)因能在不受机械部件惯性的情况下实现高速光偏转^[3],非常适合用于快速扫描。通过射频编码技术使 AOD 实现并行化扫描,频分复用(Frequency-division multiplexing, FDM)显微镜可以提供最快的二维成像速度^[4]。

在微流体通道中流动的物体的时间位移可以充当额外的扫描轴^[5],通过使用一维梳状调 制子光束垂直照射于流动的方向,能以 kHz 速率获得二维荧光共聚焦图像^[6],速度主要受荧 光团的荧光寿命限制。通过将流成像与 z 聚焦方法相结合,日本的 Goda 课题组搭建的速度 达 16000 fps(frames per second)的共聚焦荧光显微镜突破了荧光寿命极限,并以 104 vps (volumes per second)的速度展示了三维细胞动力学^[7],利用高速单像素成像通过空间双梳 以 32000 fps 速度显示乳腺癌细胞,并对流速超过 2 m/s 的荧光颗粒进行超快图像测速^[8]。通 过与波前整形结合进行时空聚焦,可以增加光子在高散射状态下应用的潜力,在 3 mm 厚的 鸡胸肉内将激光聚焦强度提高 3 倍,尽管受限于空间光调制器 1 kHz 的刷新率,但系统运行 时间仅约 1 ms 左右^[9]。以上研究均聚焦于共聚焦显微镜,而双光子显微镜具有成像深度大、 空间分辨率高、对比度高等优点,更适用于深层组织成像和脑组织成像^[10]。Allen 研究所 Tsyboulski 等人通过振镜结合 AOD, 使用理论分析、数值模拟和体外成像证明双光子频分复 方法能在体内记录脑组织中的钙信号^[11], 但其需要光束定位以瞄准可访问的不同区域, 此后 并没有进一步关于高速双光子并行扫描显微镜的研究。此外, 高速双光子激发显微成像需要 配置高重复频率飞秒激光, GHz 飞秒激光可以在短时间内进行更密集的脉冲激发, 增加单 位时间内的信号光子数^[12], 从而保证在较短的像素停留时间内也能获得较高的信息强度。

本文基于自研的瓦级 920 nm GHz 飞秒光纤激光器^[13],搭建了适用于高速双光子显微成 像的高速激光扫描系统,通过 AOD 射频编码技术设计了 55-71 MHz 射频频率范围内一维光 束阵列输出,设计参考光路与其发生干涉并产生拍频信号从而对每个激光束进行频率标记, 双光子显微系统所使用的飞秒脉冲光源要求在时间与空间维度同时重合,引入延迟线后实现 了单个光束拍频信号输出。对于多个子光束同时输出时的拍频信号通过多次采集后平均的方 法进行数据处理,最终在 15-31 MHz 频率范围内实现了 33 个可分辨的并行 GHz 超快激光 扫描光束。

2 基本原理

2.1 声光偏转器扫描工作原理

声光偏转器利用超声波与光波的相互作用,改变驱动频率的强度和频率从而对衍射光束的强度和方向进行控制和偏转^[5]。首先通过外加高频电场产生射频信号(Radio frequency, RF),压电换能器则负责将射频信号转换成声能,声波经过声光介质内振动使其折射率产生 相应的变化,形成"光栅"的效果^[14],"光栅"常数等于声波波长,入射的激光束通过这个 "光栅"会被衍射成几个级数,调整入射激光束的偏振态和与超声波传播轴之间的入射角以 及放大器的功率,使得一级衍射达到最高效率。当入射光束以特定角度进入工作在布拉格衍 射模式下的声光偏转器时,衍射光束的偏转角θ由如下公式计算得到^[15]:

$$\theta = \frac{\lambda f}{v} \tag{1}$$

式中λ是光波长,v是超声在声光介质中的声速,*f*是驱动频率。由该式可知经过 AOD 后衍射 角与驱动频率成正比关系,AOD 光束扫描是通过调整驱动频率从而改变光的偏转方向实现 的。

本文所使用的声光偏转器(ISOMET, OAD1344-XY-75)声光介质材料为离轴型 TeO₂, 其声速为 681 m/s,根据所设计的 9 mm 方形通光孔径计算得到渡越时间为 13.2 µm,对应的 频率分辨率即为 75 kHz,这决定了最大可分辨的点数,在后续实际射频编码运用时需要考虑不同参数相互之间的影响。

2.2 技术方案原理

通过激光束点阵射频编码机理和技术,在产生激光束阵列的同时,通过与参考光束的干 涉给每个激光束标记一个特别的射频频率。由 AOD 生成的光束阵列需要与参考光束拍频从 而进行标记和解调,故在光路设计中,920 nm 高重复频率飞秒激光经过偏振分光棱镜 (Polarization beam splitter, PBS)分束为两路线偏振光(P 光和 S 光),其中通过声光调制 器(Acousto-optic modulator, AOM)频率偏移的光路为参考光束,经过 AOM 频移f₀+f_r的光 场为:

$$E_{\mathrm{R}}\left(x_{\mathrm{D},} y_{\mathrm{D},} z_{\mathrm{D},} t\right) = V_{\mathrm{R}} \exp\left[i2\pi \left(f_{0} + f_{\mathrm{r}}\right)t\right]$$
⁽²⁾

式中 f_0 是入射 920 nm 的频率, V_R 是参考光幅值, f_r 为 AOM 的驱动频率。而由 AOD 生成的 光束阵列的每一个子光束都有唯一的频率和角度,其光场表示为空间(x_m, y_n, z)和时间 t 的函数:

$$E_{m,n}(x_m, y_n, z, t) = V_{m,n} \exp\left[i2\pi \left(f_0 + f_{m,n}\right)t + i\theta_{m,n}\right]$$
(3)

式中m=1, ..., M和n=1, ..., N分别标记每个子光束, $V_{m,n}$ 是其对应的幅值, $f_{m,n}$ 是AOD_{x,y}引起的频移,因此每个子光束都有特定的波矢, $\theta_{m,n}$ 是通过 AOD 后角色散产生的空间依赖的相位。将两光束合束,得:

$$E = E_{m,n}(x_{m}, y_{n}, z, t) + E_{R}(x_{D}, y_{D}, z_{D}, t)$$
(4)

所产生的动态干涉光束阵列通过物镜聚焦照射至生物样品,并产生频率复用荧光辐射拍频信号。经过光学系统收集到的信号光被高速单像素探测器接收并转换成电信号。受益于雪崩光电探测器(Avalanche photodetector, APD)的快速发展,它比标准光电探测器(Photodetector, PD)具有更低的噪声和更高的灵敏度,因此非常适合用于极低光功率的探测,为照射生物样品后探测到信号提供技术支持。通过高速单像素并行信号探测,光电探测器产生的电信号经过数字采集卡高速采集后再进行快速傅里叶变换(Fast Fourier transform, FFT),得到频率复用信号的射频谱,根据二维空间射频编码的对应频率,就能将各个频率上的强度对应于像素点的像素值,从而重建生物样品的二维图像。

3系统实现

首先测试 920 nm 波长激光入射时,该 AOD 在不同驱动频率下对应的衍射效率,固定 信号发生器(RIGOL, DG4202)输出频率为 75 MHz, AOD 水平放置,由于 AOD 要求水平 线偏振入射,因此在 AOD 前放置一个半波片和一个偏振分光棱镜进行偏振态的优化。通过 调整 AOD 角度和放大器的功率,在1级衍射光束功率最大时在 30-90 MHz 驱动频率范围内 分别测试相应的1级衍射光效率,得到实验结果如图1所示。在 75 MHz 和 50 MHz 附近衍 射效率最高,并且中间出现的凹陷频率都是离轴型 TeO₂ 作为声光介质的典型特征,其往往 具有较大的 3 dB 带宽,从图中测得 AOD 的 3 dB 带宽是 40.2 MHz。



图 1 x 轴方向声光偏转器衍射效率曲线 Fig. 1 Diffraction efficiency of the AOD in x-axis direction

为了产生功率均匀的子光束阵列,选择衍射效率相对平坦时对应的驱动频率 55-71 MHz 进行射频编码设计。根据所选择的 16 MHz 带宽,设计 33 个频率同时驱动,则频率间隔为 0.5 MHz,大于频率分辨率,图 2 为设计的含 33 个频率的多频率射频驱动信号,设置输出一 个任意波形循环时间长度均为 32.76 μs,其中图 2 (a)为每个频率具有随机初始相位的多频 率驱动信号,图 2 (b)为每个频率初始相位为 0 时的多频率驱动信号,由于多频率驱动下, 同时生成多个衍射光束,因此入射光束能量被分散,每个衍射光束能量很低,因此在后续探 测拍频信号时需要将多次采集得到的信号通过平均来增大其信噪比,所以选择具有随机初始 相位的多频率驱动信号。





Fig. 2 Multitone RF signals. (a) 33-tone time-domain signal with a random initial phase for each frequency; (b) 33tone time-domain signal with a consistent initial phase of 0 for each frequency. Insets show the close-ups of the time-domain signals

图 3 (a) - (d) 分别对应 55-71 MHz 射频范围内 3、5、17、33 个均匀间隔的随机初始 相位频率加载在 AOD 上的多频驱动信号傅里叶光谱图,虽然最初设置的幅度均匀,但在经 过信号发生器和 RF 放大器后出现了一定的变化。



图 3 加载在 AOD 上的射频信号。对应的频率分别为(a) 55、63、71 MHz;(b) 55、59、63、67、71 MHz;(c) 55、56...70、71 MHz 以及(d) 55、55.5...70.5、71 MHz

Fig. 3 The RF signals loaded on the AOD. The corresponding frequencies are (a) 55, 63, 71 MHz; (b) 55, 59, 63, 67, 71 MHz; (c) 55, 56...70, 71 MHz, and (d) 55, 55.5...70.5, 71 MHz



图 4 CCD 拍摄光斑示意图

Fig. 4 Schematic diagram of light spot capturing via a CCD camera

为了测试所设计驱动频率下对应生成的衍射光斑,由于生成的衍射光束呈不同角度偏转,因此利用透镜进行聚焦后用 CCD 相机拍摄,如图 4 所示,经过透镜聚焦后的光斑间距 x 可表示为:

$$x = f_{\rm L} \tan \Delta \theta \tag{5}$$

式中 f_{I} 是聚焦透镜的焦距, $\Delta \theta$ 是相邻两光束之间的夹角,根据 AOD 的衍射公式(1)可得:

$$x = f_{\rm L} \tan \Delta \theta \approx f_{\rm L} \Delta \theta = \frac{f_{\rm L} \lambda \Delta f}{v}$$
(6)

为能看清楚每个光斑, 需要保证光斑间距x大于光斑直径, 由聚焦后光斑直径do:

$$d_0 = \frac{4f_{\rm L}\lambda}{\pi d} \tag{7}$$

式中d为入射光束直径。因此需满足:

$$\frac{f_{\rm L}\lambda\Delta f}{v} > \frac{4f_{\rm L}\lambda}{\pi d} \tag{8}$$

即:

$$\frac{\Delta f \pi d}{4v} > 1 \tag{9}$$

增大入射光束直径d可在衍射光束数量增加即Δf碱小的情况下依然能实现可分辨的光斑,由 于 AOD 通光孔径为 9 mm,而从压缩光路出来的光斑直径为 2.6 mm,为最大化提高其分辨 率,需要对光斑进行扩束从而充分利用 AOD 的通光孔径。所以采用焦距分别为 30 mm 和 100 mm 的透镜组对光束进行扩束,扩束后得到的光束直径为 8.6 mm,正好能通过通光孔径 而不会发生功率损耗。如图 5 是在 55-71 MHz 射频范围内多个频率同时驱动时由 CCD 相机 拍摄得到的一维激光束光斑阵列,并读取了每个光斑对应的灰度强度,由图可知衍射光束数量少时强度均匀,随着数量逐渐增多,光斑强度开始出现差异,但也基本均匀。





3.2 光路设计

所设计的基于声光偏转器的 920 nm 高速 GHz 超快激光扫描系统如图 6 所示,本文中采 用一维衍射光束进行该系统的扫描验证。扩束后的 920 nm 高重复频率飞秒激光由 PBS1 分 束为 P 光和 S 光分别进入含有 AOM 的参考光束路和含有 AOD 的光路。利用焦距均为 200 mm 的透镜 Lens3 和 Lens4 作为一组中继透镜将从 AOD 输出的一维光束阵列转移至 Lens4 的焦平面。在进入 PBS2 合束前,通过半波片调整光束偏振态,使合束后的功率最大。

与共聚焦显微系统所用的连续激光不同,双光子显微系统的光源是锁模脉冲激光,由于 其发生拍频需要同时满足光束在时间和空间维度上的重合,因此选择在参考光路搭建延迟线 来精细调节两路时间差。设置驱动 AOM(IntraAction Corp, AOM-402AF3)的频率为 40 MHz, 经过其衍射偏转后的激光经过准直后进入安装在量程 2.5 cm 位移台上的角锥型回射器 (Thorlabs, PS976M-B)构成延迟线。此外,由于 AOD 输出的是一维光束阵列,因此需要 对参考光束路 x 轴方向进行缩束,这样在经过物镜聚焦后光斑 x 轴方向被拉长,可覆盖一维 光束阵列,所以参考光束路用一组焦距分别为 150 mm 和 10 mm 的柱面透镜缩束。为防止 由于光斑直径较小带来严重的光束发散,在参考光路中引入连续变倍缩束镜(GCO-2502), 通过调节变倍手轮和调焦手轮,使缩束后的光束能保持相当长距离内不会发生大幅发散。同 样在进入 PBS2 合束前,通过半波片调整光束偏振态,使合束后的功率最大。空间重合通过 用 CCD 相机观察经透镜聚焦后的两路光斑进行调整,时间重合通过移动回射器所在的位移 台调节两路光程实现,借助示波器(Agilent Technologies, DS0-X 3102A, 1 GHz 带宽)实 时 FFT 功能判断中心频率拍频信号强度。



图6 基于声光偏转的920 nm高速GHz超快激光扫描系统示意图

Fig. 6 Schematic diagram of a high-speed GHz ultrafast laser scanning system at 920 nm using AOD 在实现时间与空间维度的重合后,为使光束能正好通过物镜(Newport, M-20x, 0.4NA) 后开孔,在进入物镜前放置一组焦距分别为 50 mm 的 Lens5 和 30 mm 的 Lens6 对合束后的 光束进行缩束,缩束后的光斑直径 5.2 mm,匹配了物镜的 6 mm 通光孔径。基于此,系统光 路搭建完毕,此时用 CCD 相机拍摄在物镜聚焦后的参考光束与 AOD 路一维衍射阵列光束 光斑能在空间重合。示波器做 FFT 得到的 63 MHz 频率驱动下 AOD 和 40 MHz 频率驱动下 AOM 的两路干涉后的拍频信号频谱图如图 7 所示,信号频率为 23 MHz。



Fig. 7 Frequency spectrum of the beating signal after performing FFT to the beating signal

3.3 信号处理

拍频信号用数字采集卡 (Alazartech, ATS9325-128M)记录,每个通道能提供最大 250 MSa/s 的实时采样率,根据奈奎斯特定律^[16],对于频率在 15-31 MHz 频率范围内的信号,满 足被测信号带宽的 2 倍以上,可以完全还原出原来信号中承载的信息。利用硅带放大高速光 电探测器 (EOT, ET-2030A, 30 kHz-1.2 GHz 带宽)对所设计的 32.76 μs时间长度拍频信号 进行采集,对采集到的数据进行 FFT,发现有较强的 40 MHz 和 80 MHz 频率成分出现,分 析是由参考光路中的 AOM 驱动频率 40 MHz 及其倍频频率所引入的,因此在后续采集时加 入了通带截止频率为 12.5 MHz、阻带截止频率为 31.25 MHz 的带通滤波器。如图 8 所示是 由 PD 探测到的脉冲串模式输出时 AOD 一维衍射光束阵列与参考光束合束后的拍频信号, 拍频时间长度对应 32.76 μs,从中间插图可看出信号细节特征,是典型的拍频信号。



图 8 PD 探测得到的典型拍频信号。插图是拍频信号细节特征 Fig. 8 Typical beating signal at the PD. The inset exhibits small features of the beating signal 考虑到因同时生成多个衍射光束导致每个子光束能量变低,并且随着衍射光束数量的增 加相应每个子光束能量就越低,单次采集的数据做 FFT 根本无法显示某些拍频频率成分, 因此对于采集到的数据需要采取多次平均的方法以增加信噪比。在外部时钟源控制、采样率 为 250 MSa/s 的设置下,采集从信号发生器输出的频率为 22.5 MHz 的 20 个脉冲组成的正弦 波脉冲串,如图 9 所示是对采集到时域信号进行 FFT 后的射频谱,可见相对于单次采集的 数据,平均 16 次后 22.5 MHz 的信号信噪比明显提高,信噪比从 35.81 dB 提高至 41.85 dB, 证明该平均方法的有效性。



Fig. 9 RF spectrum of the signal after performing FFT with average times of 1 and 16 respectively

如图 10 (a) - (d) 分别对应 3、5、17、33 个在 15-31 MHz 频率范围内均匀间隔的拍 频信号,均可独立分辨,证明编码方法和数据处理的正确性。一个最短触发周期的时间为 33.76 µs,值得注意的是,采样平均 60 次时信号的信噪比最高,即需要 2.03 ms,继续增加 平均次数因为采集的时间逐渐加长,不能再继续提高信噪比,虽然系统光路搭建在气浮光学 平台上,但还是会生产不可避免的一些环境振动等。图中所呈现的拍频信号强度分布也与前 述所测光斑强度基本吻合,在光束数量较少时强度分布均匀,数量增多后差异逐渐增大,并 且发现信号在中心频率时强度高,两侧低,推测可能是由于 AOM 路长条椭圆光斑往两边逐 渐变窄,从而导致两路光束拍频到的区域变小,所以强度减弱,后续可以进行进一步的优化。 综上所述,成功搭建了基于声光偏转效应的 920 nm 高速 GHz 超快激光扫描系统,该技术 可以为生物样品双光子显微成像的扫描带来更快的速度和更大的自由度。





MHz; (b) 15, 19, 23, 27, 31 MHz; (c) 15, 16...30, 31 MHz, and (d) 15, 15.5...30.5, 31 MHz

4 结 论

本论文设计并搭建了基于 920 nm GHz 超快激光的高速并行扫描系统。优化了 AOD 衍射效率,测得 30-90 MHz 驱动频率范围内其衍射效率呈双峰状,3 dB 带宽约 40.2 MHz,基

于 AOD 射频编码技术在 55-71 MHz 随机初始相位驱动频率范围内同时输出 33 个射频信号, 同时生成的衍射激光束阵列强度基本均匀。通过延迟线调节时间和空间重合后,与参考光束 拍频标记了每个激光束特定的射频频率。拍频信号由采集到的数据多次平均得到,最终在 15-31 MHz 频率范围内实现了 33 个可分辨的拍频信号,证明该系统能够作为高速 0.9 μm 双光 子激光并行扫描光源。

参考文献

- Ulivi A F, Castello-Waldow T P, Weston G, *et al.* Longitudinal Two-Photon Imaging of Dorsal Hippocampal CA1 in Live Mice[J]. Journal of Visualized Experiments, 2019, 148: e59598.
- [2] Damisah E C, Hill R A, Rai A, *et al.* Astrocytes and microglia play orchestrated roles and respect phagocytic territories during neuronal corpse removal in vivo[J]. Science Advances, 2020, 6(26): eaba3239.
- [3] Xu J, Stroud R. Acousto-optic devices: principles, design, and applications[M]. New York: Wiley series in pure and applied optics ,1992.
- [4] Martí D, Surdo S, Zunino A, et al. Acousto-optic systems for advanced microscopy[J]. Journal of Physics: Photonics, 2021, 3(1): 012004.
- [5] Diebold E D, Buckley B W, Gossett D R, *et al.* Digitally synthesized beat frequency multiplexing for sub-millisecond fluorescence microscopy[J]. Nature Photonics, 2013, 7(10): 806-810.
- [6] Helmchen F, Denk W. Deep tissue two-photon microscopy[J]. Nature Methods, 2005, 2(12): 932-940.
- [7] Mikami H, Harmon J, Kobayashi H,*et al.* Ultrafast confocal fluorescence microscopy beyond the fluorescence lifetime limit[J]. Optica, 2018, 5(2): 117-126.
- [8] Kanno H, Mikami H, Goda K. High-speed single-pixel imaging by frequency-time-division multiplexing[J]. Optics Letters, 2020, 45(8): 2339-2342.
- [9] Wei X, Shen Y, Jing J C, *et al.* Real-time frequency-encoded spatiotemporal focusing through scattering media using a programmable 2D ultrafine optical frequency comb[J]. Science Advances, 2020, 6(8): eaay1192.
- [10] Zong W, Wu R, Li M, *et al.* Fast high-resolution miniature two-photon microscopy for brain imaging in freely behaving mice[J]. Nature Methods, 2017, 14(7): 713-719.
- [11] Tsyboulski D, Orlova N, Ledochowitsch P, *et al.* Two-photon frequency division multiplexing for functional in vivo imaging: A feasibility study[J]. Optics Express, 2019, 27(4): 274488.
- [12] Chu S W, Liu T M, Sun C K. Real-time second-harmonic-generation microscopy based on a 2-GHz repetition rate Ti: sapphire laser[J]. Optics Express, 2003, 11(8): 933-938.
- [13] Zhang J, Wen J, Wang Y, *et al.* Watt-level gigahertz femtosecond fiber laser system at 920 nm[J].
 Optics Letters, 2022, 47(19): 4941-4944.
- [14] Sapriel J. Acousto-optics [M]. New York: John Wiley & Sons Ltd, 1976.
- [15] 徐介平. 声光器件的原理、设计和应用[M]. 北京: 科学出版社, 1982.
 Xu J. The principle, design, and application of acoustooptic devices[M]. Beijing: Science Press, 1982.

[16] 普罗克斯 约翰·G, 马诺拉可斯 迪米特里·G. 数字信号处理——原理、算法与应用(第四版)[M]. 方艳梅, 刘永清, 等, 译. 北京: 电子工业出版社, 2013.
Proakis John G, Manolakis Dimitirs G. Digital Signal Processing——Principles, Algorithms, and Applications (Fourth Edition)[M]. Fang Y M, Liu Y Q, et al., Transl. Beijing: Electronic Industry Press, 2013.

作者简介:

张静(出生年—1996年),女,博士研究生在读,主要从事超快光纤激光方面的研究。E-mail:

xxjingzhang@163.com

导师简介:

韦小明(出生年—1984年),男,博士研究生学历,教授,博士生导师,主要从事超快光纤激光方面的研究。E-mail: xmwei@scut.edu.cn

创新点说明:

请作者分点阐述本文的创新点。

1、搭建了基于声光偏转的 920 nm 并行 GHz 超快激光扫描系统。由于双光子成像所使用的是飞秒脉冲光 源,额外引入延迟线的设计,才实现时间和空间维度的重合。

2、针对经过声光偏转器后衍射光束角度发散,设计了中继光路转移焦平面至物镜后焦面,可实现系统的有效扫描。

3、由于一维衍射光束分散了能量,使得无法探测到信号极弱的拍频信号,通过随机相位编码和后续多次 平均的方法正确处理数据,得到15-31 MHz 频率范围内33个可分辨的拍频信号,为实现超高速双光子激 发显微成像提供技术支撑。

网络首发:

标题:基于声光偏转的高速GHz超快激光扫描技术 作者:张静,温俊鹏,朱喆,韦小明,杨中民 收稿日期: 2023-07-13 录用日期: 2023-09-03

DOI: 10.3788/A0S231263

引用格式:

张静,温俊鹏,朱喆,韦小明,杨中民. 基于声光偏转的高速GHz超快激光扫描技术[J]. 光学学报,2023,43(23):2318001.

网络首发文章内容与正式出版的有细微差别,请以正式出版文件为准!

您感兴趣的其他相关论文:

基于飞秒激光刻写的高功率啁啾倾斜光纤光栅

李昊 叶新宇 王蒙 武柏屹 高晨晖 陈子伦 王泽锋 陈金宝 国防科技大学前沿交叉学科学院,湖南 长沙 410073 光学学报,2023,43(17):1714007

基于飞秒激光加工的高阈值高阶贝塞尔光束产生器件

张作蛟 方瑶 王青松 李雄 蒲明博 马晓亮 罗先刚 中国科学院光电技术研究所微细加工光学技术国家重点实验室,四川 成都 610209 光学学报,2023,43(13):1326003

飞秒级联啁啾倾斜光纤光栅用于拉曼滤除

李昊 王蒙 武柏屹 叶新宇 高晨晖 饶斌裕 田鑫 奚小明 陈子伦 王泽锋 陈金宝 国防科技大学前沿交叉学科学院,湖南 长沙 410073 光学学报,2023,43(10):1036001

基于飞秒激光制备的啁啾倾斜布拉格光纤光栅

李昊 王蒙 武柏屹 叶新宇 高晨晖 饶斌裕 田鑫 奚小明 陈子伦 王泽锋 陈金宝 国防科技大学前沿交叉学科学院,湖南 长沙 410073 光学学报,2023,43(5):0536001

基于脉冲串飞秒激光的血凝块消蚀效果研究

刘骁征 李有楠 张海涛 顾瑛 吴巍巍 张童 北京理工大学光电学院,北京 100081 光学学报,2023,43(2):0217001