·综述·

体全息成像系统研究进展

吕衍路　刘飞　白净

【摘要】 体全息成像系统(VHIS)是以布拉格体全息光栅(VHG)作为关键成像器件的新型成像系统。它利用布拉格体全息光栅严格的波长选择特性和简并性，能够不借助耗时的扫描装置和复杂的重建算法，实现具有高光谱分辨率的连续超光谱成像和具有良好深度分辨率的实时三维多深度成像。首先对体全息成像系统的结构原理进行简要介绍；然后对体全息光栅的制作和复用方式进行详细讲述，对体全息光谱成像系统、复用体全息多维成像系统的功能特性进行了重点介绍；最后对体全息成像系统的特点和发展方向进行了总结。

【关键词】 体全息成像系统；　体全息光栅；　光谱成像；　三维多深度成像

中图分类号：R318；O438.1　　**文献标识码**：A　　**文章编号**：1673-4181(2014)03-0170-06

Progress in volume holographic imaging system　*Lyu Yanlu, Liu Fei, Bai Jing. Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Tsinghua University, Beijing 100084, China*

【**Abstract**】 Volume holographic imaging system (VHIS) incorporates a volume hologram grating (VHG) as the critical optical field processing component in a new imaging system. High spectral resolution and high sensitivity in obtaining 3D information at multi-depths are achieved without time consuming scanning mechanism and complex reconstruction algorithms by utilizing the Bragg diffraction selectivity and degeneracy properties. We briefly introduced the system structures and principles, then we presented intensively on how these VHGs were devised and VHIS were configured into the qualified spectral VHIS (S-VHIS) and multiplexed VHG imaging systems. The superiorities over conventional imaging systems and the features to be improved of VHIS were summarized and discussed.

【**Key words**】 Volume holographic imaging system;　Volume hologram grating;　Spectral imaging;　3D multi-depth imaging

0　引　言

全息技术经过几十年的发展已经被广泛应用于：高密度数据存储[1-2]，激光光束的扩束、分束、合束，光谱滤波[3-4]，信息处理[5]，神经网络[6]，机器视觉[7]，通信系统[8]，光学成像[9-12]，计算机全息图[13-14]，真彩全息图[15]，全息显示技术[16]以及光学扫描干涉测量[17]等方面。

全息成像技术即波前记录与重现，主要包括模拟全息技术和数字全息技术。基于全息技术的成像系统在目标检测和显微成像方面有很多成功的应用。Locatelli 等[18]采用红外数字全息成像技术检测火场中幸存人员信息，Randy 小组将二次谐波全息成像技术用于生物医学三维成像检测[19]，Isikman 等[20]利用无透镜全息成像系统实现大视场下的全息层析成像，Brooker 等[21]研究的名为“燕雀”的菲涅尔非相干全息成像系统(Fresnel incoherent correlation holography，FINCH)采用数字全息技术结合空间光调制器件(spatial light modulator，SLM)实现非相干光三维成像。

实现在非相干探测光源条件下对目标区域的二维成像，不借助耗时的扫描机构和复杂的重建算法获取实时三维深度图像信息是目前多光谱成像和三维成像所面临的主要问题。近年来，对模拟全息光学器件的深入研究，极大地推动了体全息成像系统的发展。体全息成像系统同传统的全息成像不同，它利用体全息光栅的布拉格选择特性，可不借助机械扫描结构实现高空间分辨率实时光学层析成像和高光谱分辨率的超光谱成像[22]；体全息光栅(volume hologram grating，VHG)还具备体积小、材料轻巧、制作工艺简单等传统成像光组所不具备的优势，体全

DOI：10.3760/cma.j.issn.1673-4181.2014.03.011

基金项目：国家 973 计划项目(2011CB707701)；国家自然科学基金资助项目(81227901，81071191，81271617)；国家重大科学仪器设备开发专项项目(2011YQ030114)；国家科技支撑计划项目(2012BA23B00)

作者单位：100084 北京，清华大学医学院生物医学工程系

通信作者：白净，Email: deabj@tsinghua.edu.cn

息光栅严格波长角度选择特性和简并性使得体全息光栅成像系统(volume holographic imaging system, VHIS)在多光谱成像和多深度层析成像上非常具有吸引力。

最基本的体全息成像系统是 2 组透镜构成的 4-f 成像系统,VHG 位于 4-f 系统的傅里叶面上。探测光首先经过物镜入射到 VHG 表面,符合布拉格选择特性的部分光波将在原来传播的方向上倾斜一个角度衍射,位于目镜像方焦平面的探测器阵列接收经过成像目镜汇聚的衍射图像。VHIS 根据采用的 VHG 类型可分为:单体全息成像系统,复用体全息成像系统,平面光体全息成像系统和球面光体全息成像系统;根据系统成像的特点可以分为光谱成像系统和多维成像系统。

本文的主要内容:①对 VHG 的分类和特点进行详细阐述。②针对目前比较成熟的 VHIS 的结构以及特点进行分析和总结。③根据前述分析,对 VHIS 的特点以及面临的问题进行总结和讨论。

1 体全息光栅分类

制作体全息光栅材料主要是无机光致折变晶体和有机光致聚合材料,最常见的有光致折变玻璃、$LiNiO_3$ 晶体、重铬酸盐明胶和光敏聚合物[23]。全息图按照记录介质的厚度进行分类可以分为薄全息图(面全息图)和厚全息图(体全息图)[24]。体全息光栅又称布拉格体全息光栅(volume Bragg grating, VBG)、相位体光栅(volume phase hologram, VPH)或可调制布拉格滤波器(Tunable Bragg filter)[25]。体全息存储的复用性由 van Heerden[26]在研究光学存储时最先发现并推广到各种类型光学存储。体全息图所体现出的"体"特性使其具有不同于面全息图的布拉格选择特性,即可以对以特定波长和角度入射的光波进行选择性衍射。体全息成像系统采用体全息光栅作为关键成像器件[27],主要应用于光学层析成像、实时光谱成像[28]、共聚焦显微镜[29]以及表面轮廓测量仪[30]。根据制作 VHG 使用的参考光类型可以将体全息光栅分为球面参考光体全息光栅和平面参考光体全息光栅;根据再现时探测光源入射和衍射光出射的相对位置的差异,可以分为透射式体全息光栅和反射式体全息光栅;根据制作时是否采用复用技术,可以分为单层体全息光栅和复用体全息光栅。

1.1 体全息光栅类型

全息图由 2 束相干光在记录介质中相干形成。VHG 制作中记录方式主要有邻面入射式、透射式以及反射式。采用的记录方式的不同以及参考光类型的差异,会使全息图内部的干涉条纹形式发生改变,再现特性也会发生变化。3 种方式的记录和再现示意图如图 1 所示。图 1a 所示采用点光源作为信号光,相干参考光在块状记录介质 90°邻面入射,干涉条纹沿对角方向弧状分布;如果 2 束相干光在介质同侧入射,记录的是透射式 VHG,介质内的干涉面垂直于入射面呈平行分布(图 1b);信号光和参考光从介质两侧相向入射到记录介质表面时产生的是反射式 VHG,介质内的干涉面同入射面近似平行(图 1c)。由于 VHG 具有严格的布拉格选择特性,只有满足方程(1)所示匹配条件的入射光才能衍射,因此 VHG 具有非常好的空间分辨力和光谱分辨力[31]。

$$m\lambda\upsilon=2n_{\text{grating}}\sin\alpha_{\text{grating}} \tag{1}$$

式中:衍射光级数 $m=1$,λ 为入射光波长,υ 为光栅频率,n_{grating} 是记录介质折射率,α_{grating} 是探测光入射时同光栅等强度面的夹角。

使用球面参考光(spherical reference, SR)记录得到的体全息光栅称为球面参考光体全息光栅(SR-VHG),使用平面参考光(planar reference, PR)记录获得的体全息光栅称为平面参考光体全息光栅(PR-VHG)[32]。如果成像系统采用 SR-VHG 则称此系统为球面参考光体全息成像系统,同理采用 PR-VHG 的系统称为平面参考光体全息成像系统。SR-VHG 和 PR-VHG 都具有横向选择特性和简并性,但 PR-VHG 简并性要优于 SR-VHG[33]。

1.2 复用体全息光栅

体全息记录介质最重要的性质之一便是体全息复用特性,即在记录材料的同一体积内进行多重记录,改变再现条件便可对同一体积内记录的任意全

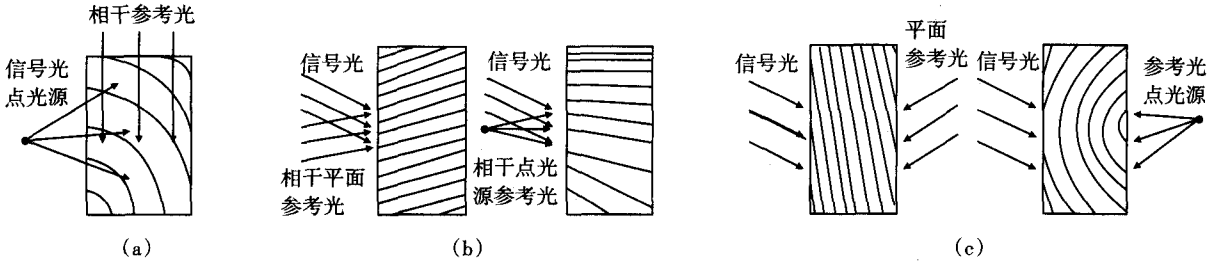


图 1 体全息光栅的记录方式

息图进行选择性再现。主要的复用技术有角度复用[34]、波长复用[35]、相位编码复用[36]以及空间复用[37]，这些复用技术的实现都是以体全息图的角度选择性和波长选择性为基础的。目前 VHIS 使用的 VHG 制作技术延续了体全息存储的复用方式。

本文所述系统均以右手坐标系下 z 轴作为光轴。复用体全息光栅主要采用线性波长角度复用和相位编码复用技术制作[38]，信号光和参考光由同一准直激光分束获得，在参考光光路上透镜 L1 将准直光束在透镜 L2 物方焦点上汇聚成点光源，保持透镜 L2 位置不变，进行第 1 次记录；然后改变激光波长 λ 并将透镜 L1 在光轴 z 轴上的位置移动 Δz，同时改变准直信号光光束同光轴的夹角 θ_s 以及 VHG 和 y 轴的夹角 ϕ，为保证成像时同一角度入射的不同波长的探测光可以衍射，波长和角度呈线性关系变化。

Barbastathis 和 Luo[39]采用相位编码技术制作透射式相位编码体全息光栅，透镜 L1 的像方焦点同透镜 L2 的物方焦点重合，信号光路上添加一个相位板，平面信号光和平面参考光之间夹角 θ_s 时进行第 1 次记录，保持透镜 L2 位置不动将透镜 L1 在 z 轴方向上移动 $-\Delta z$，信号光和参考光之间夹角相应变化为 $\theta_s+\Delta\theta_s$，然后进行第 2 次记录。通过多次移动透镜 L1 改变汇聚点的位置，从而获得相位编码的多次复用的体全息光栅，在记录过程中在信号光路加入相位板使光栅具有增强成像目标的微弱位相信息的能力。在第 2 部分将结合具体的 VHIS 对不同类型的 VHG 的成像系统性能进行详细介绍。

2　典型的体全息成像系统

典型的体全息成像系统主要有 VHG 共聚焦显微镜系统[40]、体全息显微成像系统、体全息光谱成像系统[40-41]、多维体全息层析成像系统。下面将结合具体系统对体全息成像系统的发展和结构功能进行详细阐述。

2.1　体全息光栅光谱成像系统

2.1.1　体全息多光谱成像系统

Li 等[42]利用 PRT 玻璃材质的 VHG 搭建了覆盖 400 nm 光谱范围的体全息多光谱成像系统。以 25 mm×25 mm 区域内量子点受激产生的荧光作为探测光源，探测区域经缩倍物镜压缩以满足有效成像区域要求。使用焦距为 100 mm 的物镜将荧光准直，然后入射到安装在共轴旋转平台上的 VHG，衍射光经过焦距为 80 mm 的成像透镜入射到 CCD 探测器上。在旋转平台每步转动 0.8°的条件下，系统获得 10 nm 光谱分辨率。Sinha 和 Barbastathis[43]将厚度为 2 mm 的 PR-VHG 作为成像器件置于 4-f 系统的傅里叶面，用焦距为 50.2 mm 的显微物镜获取位于物镜焦平面上两不同波长的点探测光信号，2 个点源均位于该 VHG 布拉格匹配位置，衍射光经过焦距为 75 mm 的成像目镜在探测器上形成了相应的光斑，随后采用同一系统对发出(580±20) nm 的荧光点源改变入射角度进行成像，在探测器靶面获得了不重合的 3 个荧光点，说明单层的 VHG 对于侧向不同位置的宽光谱点光源可以成清晰像。Cao 等[44]采用复用体全息光栅对多个波长多个角度入射的准直光成像，在探测器靶面不同位置获得了相应的光斑。

2.1.2　体全息超光谱成像系统

体全息超光谱成像系统采用双 4-f 成像系统。第 1 组 4-f 系统为系统提供彩虹光谱，第 2 组 4-f 用于体全息成像。首先宽光谱光源经过一个狭缝和一组透镜处理成平面光，然后经位于柱透镜焦平面上的平面衍射光栅分光，柱面透镜再将分光后的按照彩虹光谱的顺序排列单色球面光转化成单色面光源照射到物体表面。经过准直后的彩虹光谱光源作为探测物光，经过厚度为 0.2 mm 的 VHG 成像到探测器阵列上，利用体全息光栅的简并性和波长角度选择特性实现多光谱成像。Sun 和 Barbastathis[45]用将体全息光栅结合平面衍射光栅设计出了角度分辨率小于 0.6 mrad 深度分辨率小于 250 μm 的彩虹体全息成像系统(rainbow volume holographic imaging system，RVHIS)。系统以 z 轴作为光轴，位于系统物镜物方焦平面的成像物体是具有高度为 225 μm 扇叶结构的微涡轮，涡轮反射的彩虹球面探测光经过焦距为 50.2 mm 的物镜后成为沿不同角度出射的平行光，根据布拉格选择特性在 x 方向的不同波长的光波可以匹配衍射，y 方向的物光因光栅的简并性也可以衍射通过，这样在宽光谱照明条件下可以获得视场角约 15°的成像范围。双 4-f 系统可以进一步简化为单 4-f 系统[46]。采用白光照射的目标物体散射出的探测光经过物镜准直后入射到平面衍射光栅，衍射光栅将复色光分解为连续分布的单色光入射到 VHG 表面，布拉格匹配的衍射光波经成像透镜在探测器阵列上成像。简化后的系统将直径为 15 mm 的 VHG 安装在高精度旋转平台上，对 x 轴向进行扫描来扩大成像区域。de Leon 等[47]采用双 VHG 构建共聚焦彩虹显微系统在 300 nm 的谱带宽度内实现了 2 mm 范围的成像，深度分辨率可达 7 μm。体全息超光谱成像系统在实现对较大区域的高深度分辨率成像的同时也获得了该区域的光谱信息，但是图像区

域的空间域和光谱域串扰问题仍需要进一步解决。

2.2 体全息多维成像系统

图像是最有效的信息获取方式，空间三维图像能够准确给出物点光源分布的三维信息。为了获取成像目标的深度信息，光学成像系统须具有深度扫描能力或层析成像的能力。

2.2.1 体全息共焦显微成像系统

体全息共焦显微镜系统是最早出现的体全息成像系统。为解决共焦显微镜系统中提高深度分辨率同扩大测量动态范围相矛盾的问题，Barbastathis 采用 VHG 代替传统共聚焦显微镜中的针孔。该系统使用 488 nm 平面信号光和同参考光在记录介质入射表面成 90°的邻面入射记录的 PR-VHG 作为成像器件，物面发出的探测光在参考反射面 M 处出射，在参考光入射的 VHG 表面入射，衍射光在关于 z 轴对称的另一邻面出射，再经焦距为 f' 的透镜成像到探测器阵列上，当物面上的位点位于布拉格匹配位置即物镜的焦点处时，系统对物点成清晰的像。在这一系统中用针孔结合 45°倾斜放置的平面反射镜来代替 PR-VHG 获得了同 25 μm 大小针孔相似的效果。共聚焦显微镜物镜孔径 A=5 mm，数值孔径 NA=0.85，放大倍率 60×，成像透镜数值孔径 NA=0.25，放大倍率 10×，$\boldsymbol{k}_R=\boldsymbol{k}_s=\frac{2\pi}{\lambda}$，$\boldsymbol{k}_G=\boldsymbol{k}_s-\boldsymbol{k}_R$，其中 $\boldsymbol{k}_R$、$\boldsymbol{k}_s$ 分别为参考光和信号光波矢量，$\boldsymbol{k}_G$ 为光栅矢量。

在共聚焦显微镜中系统的分辨率和通光效率都受限于针孔大小，这一缺点在低光强的应用中尤其明显，而单纯的靠针孔设计不能解决这个矛盾。改进后的共聚焦成像系统的通光效率同 VHG 的衍射效率相关，轴向深度分辨率同物镜口径大小和VHG 厚度相关，同时由于在 VHG 记录时采用的是原共焦显微成像系统的物镜，VHG 改善了由物镜本身引入的像差，但系统本身仍是采用扫描成像的方式。

2.2.2 复用体全息成像系统

空间光谱体全息成像系统（spatial-spectral volume holographic imaging system，S^2-VHIS）是利用体全息光栅的布拉格选择特性和简并性，使用透射式复用 VHG 构建具备深度层析成像和光谱分辨能力的体全息成像系统。由于在三维空间位置信息上增加的了光谱信息，因此又称作四维空间光谱成像系统。三维物体发出的探测光通过物镜准直后经 VHG 选择性衍射，复用体全息光栅在系统中作为空间光谱滤波器将多个深度的二维层析图像同时成像到探测器阵列的不同位置，这样不用借助扫描机构就能获得多个深度结构的影像信息。

由 Liu 等[48]设计的系统采用厚度为 100 μm 复用 VHG 对直径为 15 μm 的荧光微粒成像。这种成像系统具有可以分辨三维物体内部不同深度分布的光源发出的光波的能力，同时避免了传统共聚焦显微系统和光学相干断层成像系统在三维成像时所需空间扫描以及光谱扫描；然而，系统中 VHG 由于复用导致衍射效率下降，而且系统的有效成像范围和深度分辨能力仍有待提高。在随后的研究中 Luo 等[49]和Sinha 等[33]分别从复用体全息光栅制作技术，体全息光栅的成像性质进行了细致研究。Gelsinger-Austin 等[50]在文献[46]系统结构的基础上对成像光组进行改进，在复用 VHG 前后各添加一组远心转像系统来消除显微物镜的渐晕现象。新系统采用显微物镜（ULWDMSPlan 50×）将物光经过第 1 组远心转像系统成像到厚度为 1.8 mm 的 PQ-PMMA 体全息光栅上，衍射光再经过第 2 组远心转像系统和显微目镜（MPlanAPO 20×）成像到成像探测器上。经过改进的系统在（550±100）nm 的光谱范围内获得了 $\Delta\lambda$=0.2 nm 的光谱分辨率以及 Δx=0.5 mm、Δy=12 mm 的侧向视场范围，相比原有系统在中心波长 633 nm 谱带范围 25 nm 条件下获得的成像范围（Δx=220 μm，Δy=125 μm）提高了数倍。Luo 等[51]用一组显微物镜和一组成像透镜构建 4-f 成像系统，相位编码记录的双层复用 VHG 位于 4-f 系统的傅里叶面上，在（550±100）nm 的谱带范围对 1.46 mm^2 有效视场内的鼠皮下脂肪组织进行了深度为 65 μm 的层析成像，另外获得了 20 μm 深度鼠结肠组织的结构图像。系统需要采用快速剪影技术去除初始背景以实现图像实时显示。

随后 Luo 等[52]将 SR-VHG 替换为 PR-VHG，实现了针对彩色荧光成像的深度光谱选择体光栅成像系统（depth-selective spectral-VHIS，DS-VHIS），对含有绿色和红色 2 种量子点标记的样品进行深度荧光成像，实现了对位于 50 μm 深度处的 7.5 μm 的结构成像，光谱分辨率小于 1 nm。该系统没有借助复杂的计算重建技术就能实时获取物体内多深度的荧光信息；另外，此系统可根据不同物体内深度荧光色彩的差异选择合适的 DS-VHI 以提高成像系统的灵活性，但是深度分辨率相比共聚焦显微镜略差。为了对更加精细结构细节成像，Luo 等[53]使用相位编码的复用体全息光栅代替文献[38]中波长编码复用体全息光栅，2 套系统使用的物镜和成像透镜完全相同，用 2 系统分别对标准分辨率表和鼠结肠组织（中心波长为 630 nm）成像；采用调制传递函数（MTF）作为对比度评价标准，所得结论同对组织成像获得

的结果一致；采用位相编码 VHG 的系统获得的图像细节对比度明显优于波长编码 VHG 的系统。

3 结　语

体全息成像系统可以作为图形计算系统的前端图像采集单元，其高空间分辨率和光谱分辨率的特点在生物医学、食品药品科学、分子化学、天文地质光谱学、环境监测等领域展现了巨大优势。体全息成像系统同传统的成像技术相比，其优点主要体现在以下 4 个方面：①体全息光栅所具有的布拉格选择特性使得符合布拉格匹配条件的光波才能衍射透过，可将目标光波从背景光中提取出来而不影响其他光信号成分，这一特性使 VHIS 具备光谱选择特性。②多路复用性是体全息光栅具有的重要特点，这是复用体全息光栅成像系统能实现对不同性质的光波在不相互干扰的情况下成像的基础。③采用复用 VHIS 可以实现光学层析成像，而传统的成像系统如显微镜系统、望远镜系统等获得的仅是空间物体几何投影后的二维光强度分布信息。④体全息成像系统用一片预制的 VHG 即可实现对空间中任意物体成像，而传统的面全息图需在图像重现前为成像目标制作新的全息图。

尽管通过采用相位编码的手段可以提高系统获取图像的对比度，但仍然可以利用传统的后续图像处理方法和计算机辅助设计结构更加精细的数字全息器件来减少系统中的像差，从而提高图像质量。复用体全息光栅的衍射效率也是限制系统深度分辨率的重要因素，因此提高多重复用体全息光栅的衍射效率也是系统性能提高的重要方式。结合数字全息技术分析光的强度传播将是下一步研究的方向。

参 考 文 献

[1] Rakuljic GA, Ley va V, Yariv A. Optical data storage using *orthogonal wavelength multiplexed volume holograms*[J]. *Opt Lett*, 1992, 17(20): 1471.

[2] Gabor D. Associative holographic memories[J]. IBM J Res Dev, 1969, 13(2): 156-159.

[3] Lumeau J, Smirnov V, Glebov L. Tunable ultra-narrow band-pass filters based on volume Bragg grating[C] (Optical Society of America, 2006), paper CWK1.

[4] Lumeau J, Smimov V, Glebov A, et al. Ultra-narrow bandpass filters based on volume Bragg grating technologies[C]. 2010,76750H-1-8.

[5] Gu C, Fu Hui, Lien JR. Correlation patterns and cross-talk noise in volume holographic optical correlators[J]. JOSA A, 1995, 12(5): 861-868.

[6] Psaltis D, Brady D, Gu Xiang-guang, et al. Holography in artificial neural networks[J]. Nature, 1990, 343(6256): 325-330.

[7] Javidi B, Tajahuerce E. Three-dimensional object recognition by use of digital holography[J]. Opt Lett, 2000, 25(9): 610-612.

[8] Boffi P, Ubaldi MC, Piccinin D, et al. 1550-nm volume holography for optical communication devices[J]. IEEE Photon Tech Lett, 2000, 12(10): 1355-1357.

[9] Rosen J, Brooker G. Non-scanning motionless fluorescence three-dimensional holographic microscopy[J]. Nat Photon, 2008, 2(3): 190-195.

[10] Tyler GA, Thompson BJ. Fraunhofer holography applied to particle size analysis a reassessment[J]. J Mod Optic, 1976, 23(9): 685-700.

[11] *Yamaguchi I, Kato J, Ohta S, et al. Image formation in phase-shifting* digital holography and applications to microscopy[J]. Appl Opt, 2001, 40(34): 6177-6186.

[12] Dalgarno PA, Dalgarno HI, Putoud A, et al. Multiplane imaging and three dimensional nanoscale particle tracking in biological microscopy[J]. Opt Express, 2010, 18(2): 877-884.

[13] Leseberg D. Computer generated holograms: cylindrical, conical, and helical waves[J]. Appl Opt, 1987, 26(20): 4385-4390.

[14] Lee WH. Computer-Generated Holograms: Techniques and Applications[J]. Progress in optics, 1978, 16: 119-232.

[15] 谢敬辉, 廖宁放, 曹良才. 傅里叶光学与现代光学基础[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 2007: 176.

[16] Klug M, Holzbach M, Ferdman A. Method and apparatus for recording one-step, full-color, full-parallax, holographic stereograms: US, 6330088[P]. 2001-12-11.

[17] Glavind L, Olesen IS, Skipper BF, et al. Fiber-optical grating sensors for wind turbine blades: a review[J]. Opt Eng, 2013, 52(3): 030901.

[18] Locatelli M, Pugliese E, Paturzo M, et al. Imaging live humans through smoke and flames using far-infrared digital holography[J]. Opt Express, 2013, 21(5): 5379-5390.

[19] Smith DR, Winters DG, Bartels RA. Submillisecond second harmonic holographic imaging of biological specimens in three dimensions[J]. Proc Natl Acad Sci Unit States Am, 2013, 110(46): 18391-18396.

[20] Isikman SO, Bishara W, Mavandadi S, et al. Lens-free optical tomographic microscope with a large imaging volume on a chip[J]. Proc Natl Acad Sci Unit States Am, 2011, 108(18): 7296-7301.

[21] Brooker G, Siegel N, Rosen J, et al. In-line FINCH super resolution digital holographic fluorescence microscopy using a high efficiency transmission liquid crystal GRIN lens[J]. Opt Lett, 2013, 38(24): 5264-5267.

[22] Tan Ping-heng, Han Wen-peng, Zhao Wei-jie, et al. The shear mode of multilayer graphene[J]. Nat Mater, 2012, 11(4): 294-300.

[23] Lin Lin, Wan Yun-hong, Liu Guo-qing, et al. Characteristics of reflected holographic volume gratings in photosensitive-refractive glass[Z]. 2010: 7851, 785110.

[24] Klein W. Theoretical efficiency of Bragg devices[J]. Proc IEEE, 1966, 54(5): 803-804.

[25] Blais-Ouellette S, Daigle OKT. The imaging Bragg tunable filter: a new path to integral field spectroscopy and narrow band imaging[C]. 2006: 6269, 62695H.

[26] van Heerden PJ. Theory of optical information storage in solids[J]. Appl Optic, 1963, 2(4): 393-400.

[27] Barbastathis G, Brady DJ. Multidimensional tomographic imaging using volume holography[J]. Proc IEEE, 1999, 87(12): 2098-2120.

[28] Liu Wen-hai, Psaltis D, Barbastathis G. Real-time spectral imaging in three spatial dimensions[J]. Opt Lett, 2002, 27(10): 854-856.

[29] *Barbastathis G, Balberg M, Brady DJ. Confocal microscopy with a* volume holographic filter[J]. Opt Lett, 1999, 24(12): 811-813.

[30] Sinha A, Barbastathis G. Volume holographic imaging for surface metrology at long working distances[J]. Opt Express, 2003, 11(24): 3202-3209.

[31] Blais-Ouellette S, Wishnow EH, Shopbell PL, et al. Double Bragg grating tunable filter[C]. 2004: 5492, 779-786.

[32] Sinha A, Liu Wen-hai, Psaltis D, et al. Imaging using volume holograms[J]. Opt Eng, 2004, 43(9): 1959-1972.

[33] Sinha A, Sun Wen-yang, Shih T, et al. Volume holographic imaging in transmission geometry[J]. Appl Opt, 2004, 43(7): 1533-1551.

（下转第 178 页）

hindlimb unloading on ex vivo growth and osteogenic/adipogenic potentials of bone marrow-derived mesenchymal stem cells in rats[J]. Stem Cells Dev, 2008, 17(4): 795-804.

[14] 黄国平, 郑强, 杨金凤, 等. 模拟微重力对人骨髓间充质干细胞向成骨细胞分化中细胞信号通路影响的分析[J]. 空间科学学报, 2008, 28(1): 87-96.

[15] Pietsch J, Bauer J, Egli M, et al. The effects of weightlessness on the human organism and mammalian cells[J]. Curr Mol Med, 2011, 11 (5): 350-364.

[16] 张新昌, 张西正. 骨髓间充质干细胞成骨分化相关通路的研究进展[J]. 医学综述, 2013, 19(21): 3853-3856.

[17] Nakashima K, de Crombrugghe B. Transcriptional mechanisms in osteoblast differentiation and bone formation[J]. Trends Genet, 2003, 19(8): 458-466.

[18] Loesberg WA, Walboomers XF, van Loon JJ, et al. Simulated microgravity activates MAPK pathways in fibroblasts cultured on microgrooved surface topography[J]. Cell Motil Cytoskeleton, 2008, 65(2): 116-129.

[19] Yu Bo, Yu De-gang, Cao Lei, et al. Simulated microgravity using a rotary cell culture system promotes chondrogenesis of human adipose-derived mesenchymal stem cells via the p38 MAPK pathway [J]. Biochem Biophys Res Commun, 2011, 414(2): 412-418.

[20] 常德, 郭英华, 刘长庭. 微重力环境对细胞内信号转导通路的影响[J]. 解放军医学杂志, 2012, 37(9): 919-923.

[21] Guo Shan-chun, Liu Ming-li, Gonzalez-Perez RR. Role of Notch and its oncogenic signaling crosstalk in breast cancer[J]. Biochim Biophys Acta, 2011, 1815(2): 197-213.

[22] Majumder S, Siamwala JH, Srinivasan S, et al. Simulated microgravity promoted differentiation of bipotential murine oval liver stem cells by modulating BMP4/Notch1 signaling[J]. J Cell Biochem, 2011, 112 (7): 1898-1908.

[23] Kobayashi Y. Roles of Wnt signaling in bone metabolism[J]. Clin Calcium, 2012, 22(11): 1701-1706.

[24] Sethi JK, Vidal-Puig A. Wnt signalling and the control of cellular metabolism[J]. Biochem J, 2010, 427(1): 1-17.

[25] Taipaleenmaki H, Abdallah BM, AlDahmash A, et al. Wnt signalling mediates the cross-talk between bone marrow derived pre-adipocytic and pre-osteoblastic cell populations[J]. Exp Cell Res, 2011, 317(6): 745-756.

[26] Inadera H, Shimomura A, Tachibana S. Effect of Wnt-1 inducible signaling pathway protein-2 (WISP-2/CCN5), a downstream protein of Wnt signaling, on adipocyte differentiation[J]. Biochem Biophys Res Commun, 2009, 379(4): 969-974.

[27] Kang S, Bennett CN, Gerin I, et al. Wnt signaling stimulates osteoblastogenesis of mesenchymal precursors by suppressing CCAAT/enhancer-binding protein alpha and peroxisome proliferator-activated receptor gamma[J]. J Biol Chem, 2007, 282(19): 14515-14524.

[28] Zhang Xiao-feng, Nan Ya-yun, Wang Huan, et al. Model microgravity enhances endothelium differentiation of mesenchymal stem cells[J]. Naturwissenschaften, 2013, 100(2): 125-133.

[29] Meyers VE, Zayzafoon M, Douglas JT, et al. RhoA and cytoskeletal disruption mediate reduced osteoblastogenesis and enhanced adipogenesis of human mesenchymal stem cells in modeled microgravity[J]. J Bone Miner Res, 2005, 20(10): 1858-1866.

[30] 黄懿文, 杨锐, 陈思, 等. PPARγ 通路对模拟微重力条件下大鼠骨髓间充质干细胞向成骨细胞分化的影响[J]. 南方医科大学学报, 2013, 33(4): 573-577.

(收稿日期:2014-03-10)

(上接第 174 页)

[34] El Hafidi I, Grzymala R, Kiefer R, et al. Optical data storage on protein using angular multiplexing[J]. Optic Laser Tech, 2005, 37(6): 503-508.

[35] Chen Po-lin, Cho Sheng-lung, Lin June-hua, et al. Two-wavelength holographic recording in thick phenanthrenequinone-doped poly (methyl methacrylate) photopolymer[J]. Opt Eng, 2012, 51(3): 030503.

[36] Sun CC, Tsou RH, Chang W, et al. Random phase-coded multiplexing of hologram volumes using ground glass[J]. Opt Quant Electron, 1996, 28(10): 1551-1561.

[37] Psaltis D, Levene M, Pu A, et al. Holographic storage using shift multiplexing[J]. Opt Lett, 1995, 20(7): 782-784.

[38] Luo Yuan, Oh SB, Barbastathis G. Wavelength-coded multifocal microscopy[J]. Opt Lett, 2010, 35(5): 781-783.

[39] Barbastathis G, Luo Yuan. System,method and apparatus for phase-coded multi-plane microscopy: US, 20120327490[P]. 2012-11-27.

[40] Sun W, Barbastathis G. Four dimensional volume holographic imaging[C]. New York: Optical Society of America, 2004: paper DTuD2.

[41] Oh SB, Lu ZQ, Tsai JC, et al. Phase-coded volume holographic gratings for spatial-spectral imaging filters[J], Opt Lett, 2013, 38(4): 477-479.

[42] Li Zheng-yu, Psaltis D, Liu Wen-hai, et al. Volume holographic spectral imaging[J]. Proc SPIE, 5694, 33-40.

[43] Sinha A, Barbastathis G. Broadband volume holographic imaging[J]. Appl Opt, 2004, 43(27): 5214-5221.

[44] Cao Liang-cai, Ma Xiao-su, He Qing-sheng, et al. Imaging spectral device based on multiple volume holographic gratings[J]. Opt Eng, 2004, 43(9): 2009-2016.

[45] Sun Wen-yang, Barbastathis G. Rainbow volume holographic imaging[J]. Opt Lett, 2005, 30(9): 976-978.

[46] Sun Wen-yang, Tian Ke-han, Barbastathis, G. Hyper-spectral imaging with volume holographic lenses: Conference on Laser and Electro-Optics (CLEO), Baltimore, May 22-27, 2005[C]. Piscataway: IEEE Xplore Digital Library, 2005.

[47] de Leon EE, Brownlee JW, Gelsinger-Austin P, et al. Dual-grating confocal-rainbow volume holographic imaging system designs for high depth resolution[J]. Appl Opt, 2012, 51(29): 6952-6961.

[48] Liu Wen-hai, Barbastathis G, Psaltis D. Volume holographic hyperspectral imaging[J]. Appl Opt, 2004, 43(18): 3581-3599.

[49] Luo Yuan, Gelsinger PJ, Barton JK, et al. Optimization of multiplexed holographic gratings in PQ-PMMA for spectral-spatial imaging filters[J]. Optic Lett, 2008, 33(6): 566-568.

[50] Gelsinger-Austin PJ, Luo Yuan, Watson JM, et al. Optical Design for a Spatial-Spectral Volume Holographic Imaging System[J]. Opt Eng, 2010, 49(4): 43001.

[51] Luo Yuan, Gelsinger-Austin PJ, Watson JM, et al. Laser-induced fluorescence imaging of subsurface tissue structures with a volume holographic spatial-spectral imaging system[J]. Opt Lett, 2008, 33 (18): 2098-2100.

[52] Luo Yuan, Zervantonakis IK, Oh SB, et al. Spectrally resolved multidepth fluorescence imaging[J]. J Biomed Optic, 2011, 16(9): 096015.

[53] Luo Yuan, de Leon E, Castro J, et al. Phase-contrast volume holographic imaging system[J]. Opt Lett, 2011, 36(7): 1290-1292.

(收稿日期:2014-02-25)