

X 射线激光全息术

彭惠民

(北京应用物理与计算数学研究所, 北京 100088)

介绍了 X 射线激光全息术的基本原理和进展情况, 讨论了能够用于活的生物细胞 X 射线全息摄影的关键要素: X 射线激光器、X 射线多层镜和非涅耳波带片透镜、探测器和计算机数值再现的有关原理和存在的问题. 指出 X 射线激光全息术已经脱离科学幻想, 很快就可以实现.

Abstract

In this paper the principle and development of X-ray laser holography are presented. We discuss the key elements for the progress in X-ray laser imaging for living biological specimens: X-ray laser, X-ray synthetic multilayer mirrors, Fresnell zone plate lens, detectors, and computational X-ray holography. It is noted that the X-ray laser holography has come out of the realm of science fiction and is entering into the realm of practice. We may expect it to be realized soon.

一、基本原理和发展情况

X 射线激光全息术是指用 X 射线激光作为相干光源对物体进行全息摄影, 获得全息图, 然后通过全息图的再现获得微观物体的高的空间分辨的三维图像的新技术. 当前 X 射线激光和 X 射线光学所取得的进展对生物和生命科学的研究具有重大现实意义. 由于 X 射线激光的短波长、高亮度、短脉冲、相干性等特点, X 射线激光全息术能够使人们看到活的生物细胞和亚细胞结构和动力学过程. 从长远来看, X 射线激光全息术有可能使人们第一次看到分辨为原子尺度的生命、物理和化学动力学过程.

全息原理是 1948 年匈牙利出生的英国科学家丹尼斯·伽柏 (Dennis Gabor) 为提高电子显微镜的分辨本领而提出的^[1]. 全息术的原理适用于各种形式的波动, 如微波、声波、电子波、X 射线等. 我们关心的是 X 射线全息术, 用它可以获得活的细胞的三维结构. 关于激光全息术的系统论述和分类, 可以参阅考尔菲尔德 (Caulfield)^[2]和王之江、伍树东^[3]等的专著. 从研究生物样品的观点

物理

可以把 X 射线全息技术分为两类^[4]: 非涅耳变换全息术和傅里叶变换全息术. 非涅耳全息术有共轴非涅耳变换全息术 (伽柏全息术) 和离轴非涅耳变换全息术. 伽柏全息术的优点是简单, 样品与 X 射线束共轴, X 射线束既是参考波又是样品的照明 (物波). 伽柏全息术的不利之处是它需要一个高分辨的记录介质, 同时记录面必须放在样品的“远场”, 否则实像与虚像要互相干扰. 离轴全息术是对伽柏全息术的改进, 记录时参考光波和物光波之间有一夹角, 再现时得到分开的两个立体像, 并且也和直射光分开, 避开了互相干扰. 傅里叶全息图是指物体的像可以通过对全息图作傅里叶变换而得到. 可以证明, 所有的傅里叶变换全息图, 是用非准直光照明物体所记录的无透镜傅里叶变换全息图的一个特殊情况. 参考源发射的球面波与样品的散射波在记录面相干涉. 傅里叶变换全息图中条纹图像的空间频率可以通过改变参考源和样品间的距离或改变记录面到样品的法向距离而加以调整, 因此可以避开像非涅耳全息术那样空间分辨受记录的感光介质颗粒大小的影响. 图 1 (a) 和图 1 (b) 给出了伽柏全息术和无透镜傅里叶变换全息术的原理图.

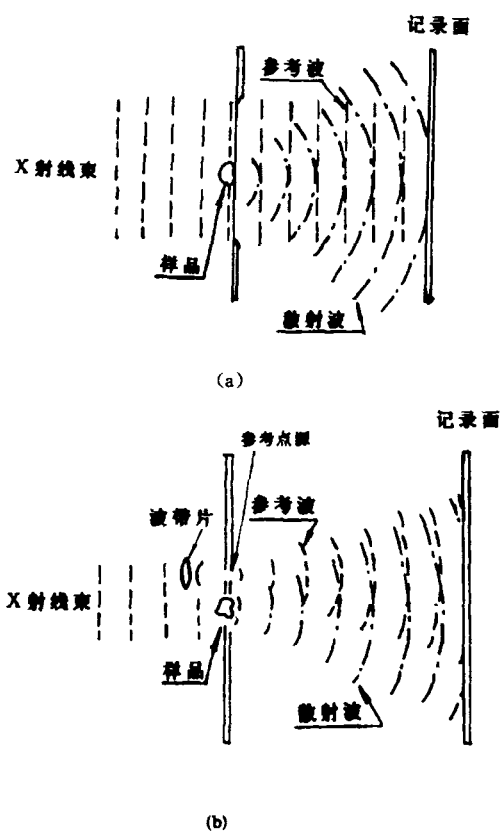


图1
(a) 伽柏共轴全息图原理图;
(b) 无透镜傅里叶变换全息图原理图
(记录面为平面)

按照波动光学,能够分辨的最小间隔称为分辨极限,它是光学成像系统的重要性能之一.按照瑞利判据,显微镜的分辨极限为 $\epsilon = 0.61\lambda/A$,式中 λ 为入射光的波长, A 为显微镜的数值孔径,分辨极限和入射光波长成正比.现代生物学中,人们想要直接分析小于光学显微镜分辨极限 ($\sim 2000 \text{ \AA}$) 的大分子结构(例如染色质-酶复制复合物、核膜孔结构、蛋白质复合物结构等),了解它们的功能^[5].随着国际间遗传学研究的进展,要求能够提供像遗传物质 DNA(脱氧核糖核酸)和 RNA(核糖核酸)结构和功能信息.光学显微镜已不能满足要求,虽然电子显微镜的分辨极限比光学显微镜小得多,但是由于成象过程中要对生物样品进行切片、脱水、染色和固定等,引起部分结构解体和环境变化,与真实的活的状态有所不同,不能满足研究的需要.人们希望研究活的生物细胞和亚细

胞结构和功能,了解正常环境下三维大分子结构和生命过程动力学.把全息技术和显微镜相结合,作成全息显微镜进行放大称作全息显微术.用强脉冲激光束可将物体的信息在短瞬间内冻结起来,以便对瞬变物体进行深层次的三维动态分析.发展中的 X 射线激光全息术可以满足生物显微术的这些新的要求. X 射线激光器可以提供短脉冲、高亮度和相干的软 X 射线作为全息术的光源,配合合适的 X 射线光学部件,可以获得反映动态过程的瞬间全息图,通过计算机数值再现这个全息图,可以获得高空间分辨的生物微观结构的三维图像.

虽然早在 1952 年就有人考虑了 X 射线全息术^[6],但是由于存在 X 射线源、X 射线光学部件和探测器方面等技术原因,高分辨 X 射线全息术的实验演示姗姗来迟.60 年代和 70 年代同步加速器技术的发展为新的高亮度 X 射线源创造了条件;70 年代建立的高功率、亚纳秒脉冲的光学激光器为 X 射线激光器提供了必要的泵浦源;70 年代和 80 年代初半导体电子工业微刻技术的进步,使得人们有能力制造 X 射线光学部件(透镜、反透镜和分光镜等).这一切对 X 射线全息术来说都是非常重要的.1984 年实验室 X 射线激光演示实验成功^[7,8];1986 年 Howells 等人^[9]利用布鲁克海文实验室的 NSLS(国家同步光源)电子贮存环的波荡器和单色器的 25 \AA 辐射作 X 光源,获得老鼠胰腺酶颗粒的伽柏全息图;1987 年美国利弗莫尔实验室用软 X 射线激光作光源进行了世界上第一例 X 射线激光全息术的原理性演示实验^[10],获得一个直径为 0.008 mm 的碳纤维的伽柏全息

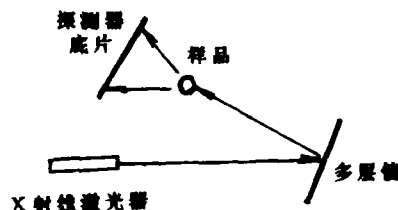


图2 世界上第一个以 X 射线激光作为相干光源的伽柏全息摄影系统方案图

图.图2是第一例 X 射线激光全息术实验方案图.由类氩硒激光器发射的软 X 射线激光经多层镜反射照到物体上,由物体散射的向前散射光与

通过物体周围的参考光在探测器(底片)上相干而产生伽柏全息图. 图 3 给出的是具有两个视向的傅里叶变换 X 射线激光全息图的布置方案^[11]. 由

图 2 和图 3 可看出, X 射线成像的关键要素是源、光学部件、探测器以及有关再现、分析和显示的问题.

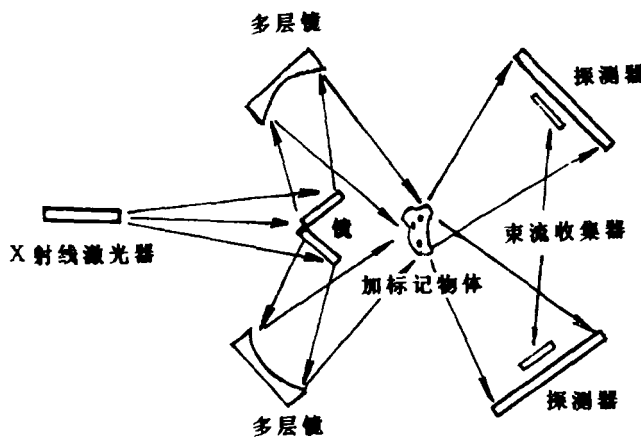


图 3 具有两个视向的傅里叶变换 X 射线激光全息摄影系统方案图

二、X 射线激光 ——理想的相干 X 射线源

X 射线激光指波长为 $300-0.1 \text{ \AA}$ 的激光, 在研究短波长激光时把波长为 $300-20 \text{ \AA}$ 的辐射称为软 X 射线. 产生 X 射线激光所需的泵浦源的功率密度 (W/cm^2) 与 X 射线激光的波长的 $9/2$ 次方成反比, 因此波长愈短所需的泵浦功率密度愈高. 目前世界各国实验室中用于 X 射线激光研究的泵浦源大都是脉冲宽度为纳秒或亚纳秒的高功率激光器, 但由于功率仍有限所以只能进行软 X 射线激光的研究. 和其他的 X 射线源如 X 射线管、同步辐射源等相比, X

射线激光的优点是亮度高、脉冲短, 因此特别适合于微观过程的动态全息摄影.

泵浦激光打靶后产生的等离子体是 X 射线激光的激活物质. 目前实验室软 X 射线激光的研究主要集中于三种物理机制, 即离子的电子碰撞激发、离子的碰撞复合和离子的线共振激发. 离子的电子碰撞激发机制是目前世界上唯一获得高放大和增益饱和的软 X 射线激光机制, 也是唯一可用于全息术的 X 射线激光. 它的原理如图 4 所示. 处于基态的等电子系列闭合壳层的离子(类氦、类镍和类钨离子)经电子碰撞激发到激光跃迁的上能级, 由于下能级相对基态是电偶极允许跃迁, 辐射衰减速率很大, 结果形成上下能级间的粒子数反转, 如果柱状等离子体中能够产生粒子数反转从而形成受激跃迁辐射放大的区域足够大, 维持时间足够长, 就能产生软 X 射线激光. 这种机理产生的软 X 射线激光的上下能级差 $\Delta n = 0$, n 为原子的主量子数, 即只能在同一主壳层的不同次壳层之间发生跃迁, 例如类氦离子的 $3p-3s$ 跃迁, 类镍离子的 $4d-4p$ 跃迁等. 这种机理有一个显著的特点, 就是对于不同的等电子系列的闭合壳层的离子, 单极激发强度随 n 的增大而

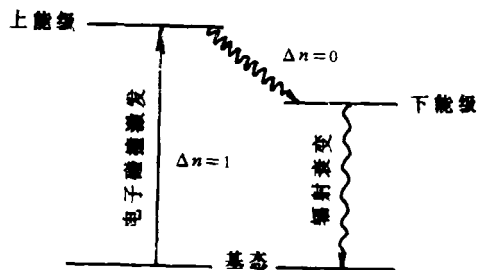


图 4 离子的电子碰撞激发产生软 X 射线激光的能级跃迁原理图

增大。从能量利用效率看,类镍离子($n=3$)和类钽离子($n=4$)的电子碰撞激发比类氩离子($n=2$)的电子碰撞激发更有效。美国利弗莫尔实验室的类镍钨离子 $4d-4p$ 跃迁的辐射放大实验中观测到 $GL \approx 7^{[12]}$,其中 G 是增益系数, L 是增益区长度,并观测到类镍金离子的 $4d-4p$ 跃迁的 35.6 \AA 的辐射放大,进入了“水窗”(43.7—23.2 \AA)。类镍钽离子的 $4d-4p$ 跃迁谱线 $\lambda = 44.8 \text{ \AA}$ 是软X射线激光全息术光源的有力候选者。

生物细胞X射线全息摄影有一个最佳波长。这时相干的X射线散射最大,同时X射线吸收和对样品的损伤都最小。生物细胞的散射截面最大值约在 44 \AA 处,吸收剂量最小值刚好在碳的K吸收边上,因此软X射线全息摄影的最佳波长为 44 \AA ,位于“水窗”的外边^[13]。为了防止在产生X射线全息图过程中生物体吸收X射线引起的损伤,需要限制入射X射线能量和曝光时间,使被摄物体不会膨胀到大大超过其初始尺寸的程度,即全息图一定要在X射线加热引起的爆炸可能破坏物体之前就已产生了。为此,要求X射线激光脉冲要尽可能短,例如少于50ps。如果生物体含有X射线散射截面大的物质,例如用免疫金标记法把直径小到 10 \AA 的金微球加到细胞结构中,这样X射线剂量可以大大降低。金微球颗粒愈大所需剂量愈低。用直径 300 \AA 的金微球作标记,允许曝光时间达几百个ps^[11],处于目前研制中的X射线激光器输出脉冲宽度之内。

波长 44 \AA 的软X射线在蛋白质中的平均自由程有 $2 \mu\text{m}$,因此限制了成像的生物体的厚度。另一个最佳波长值在 24 \AA 处,这个波长的X射线在蛋白质中的平均自由程有 $9 \mu\text{m}$,因此成像的范围较宽,它可能是X射线全息术的最终运转的波长。

目前实验室X射线激光研究中要解决的问题是:1)泵浦能量转换为X射线激光能量的效率低(而且装置庞大、价值昂贵);2)相干性差,普通激光可用谐振腔选模,软X射线谐振腔的研究尚处于起步阶段;3)可供生物体全息

摄影的波长选择性小,近期波长 44 \AA 附近的软X射线激光有可能达到增益饱和,但要得到波长 24 \AA 附近的软X射线激光困难很大,而且波长愈短难度愈大。

三、X射线光学部件和探测器

与X射线激光全息术有关的X射线光学部件有X射线多层镜(反射镜和分光镜)和X射线透镜(菲涅耳波带片)等。多层镜既是X射线激光器谐振腔的关键部件也是成像过程的重要部件,菲涅耳波带片则是X射线显微术的关键部件。

X射线多层(膜)镜由一系列交替排列的高吸收介质和低吸收介质镀在光学平滑的基质上形成的,每一层膜厚度希望能做到原子大小的尺度,通常在纳米左右。X射线多层膜实际上是一种人造“晶体”,密度高的强吸收介质A和密度低的弱吸收介质B组成一个层对。多层镜的反射率是从两种介质面的X射线相干散射推导出来的,当共振布拉格条件 $2d\mu\sin\theta = m\lambda^{[14]}$ 得到满足时出现相长干涉的最大。 λ 是入射光波长, $m=0,1,2,\dots$, μ 是折射修正项,层对厚度 $d = d_A + d_B$ 。显然 d 愈小能够反射的波长愈短。选择合适材料作层对,精心地选择 d 、 γ (高吸收介质厚度与 d 之比)和 N (层对数目)等参数,通过精确的计算机数值理论模拟,可以设计出满足使用要求的多层镜。平面分光镜是在多层膜的基质底板上用刻蚀方法去掉一小块面积,形成一个窗口,这个窗口是部分反射和透射的。现在已经研制成和正在研制的有Mo/Si, W/C, V/C, Hf/Si, TaC/C, HfC/C等层对构成的耐辐射和耐高温多层镜^[15,16]。适用的波长范围为100多个 \AA 到200多个 \AA ,反射率可达百分之十几到百分之几十。但用于X射线激光实验中的实际反射率都相当低,这说明在强辐射条件下镜子的辐射损伤和保护问题需要研究解决。

菲涅耳波带片是根据菲涅耳波带法制成的光学元件,它是一种特殊的衍射屏,由交替的对

X 射线透明和不透明的环状对称的圆环带组成。圆环半径 $r_n^2 = n\lambda f + (n\lambda/2)^2, n = 1, 2, 3, \dots$, 其中 λ 是 X 射线波长, f 是焦距。当正入射的 X 射线照射到波带片上时, 透明的圆环带可看作次波源。由于相邻的透明圆环带到焦点的距离相差一个波长, 按照菲涅耳衍射原理, 在焦距处的光波完全是相长叠加, 例如一个有 10

个透明带的波带片在焦距处的光振幅和光强度分别为 $E_t = E_1 + E_3 + E_5 + \dots + E_{19} \approx 10E_1, I_t \approx 100I_1$ 。波带片能有很强的聚光作用, 就像一个会聚透镜, 所以称为菲涅耳波带片透镜。图 5 是衍射聚焦的菲涅耳波带片透镜原理图。图 6 是用作显微镜成像的菲涅耳波带片透镜。

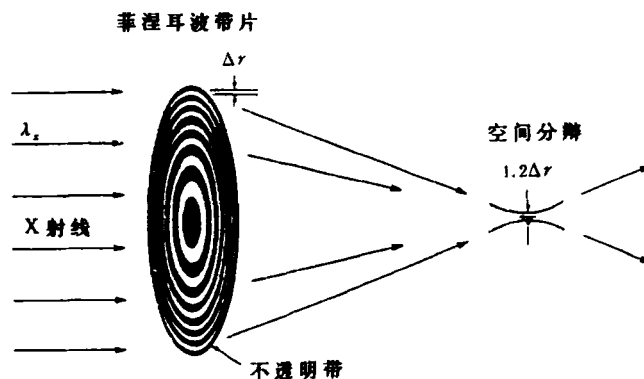


图 5 衍射聚焦 X 射线的菲涅耳波带片透镜原理图

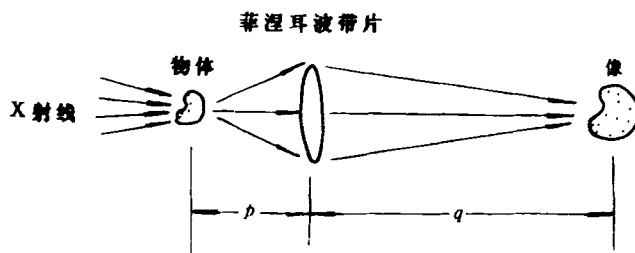


图 6 用作 X 射线显微镜的菲涅耳波带片透镜 (放大倍数 $M = q/p$ [17])

空间分辨几十个 nm 的菲涅耳波带片透镜, 可用于活的生物样品的 X 射线显微术, 固态和表面物理研究, 以及集成电路块 X 射线光刻。目前具有最小波带宽度为 500 \AA 的波带片已经用作频带区 $30-45 \text{ \AA}$ 的实验性 X 射线显微镜的物镜。空间分辨达 $400-500 \text{ \AA}$ 的下一代菲涅耳波带片正在研制中, 它的最小波带宽度接近 100 \AA [18]。

X 射线全息术的探测器(记录介质)一般用 X 射线感光底片。X 射线底片的缺点是灵敏度相当低, 图象轮廓鲜明程度受溴化银颗粒大小的限制。无颗粒的光致抗蚀剂是可以获得高分

辨的替换材料。光致抗蚀剂是一种聚合物薄膜(有机玻璃), 它对软 X 射线敏感, 因此对亚千电子伏 X 射线的生物样品成像是很合适的, 探测的极限值可达到 $50-200 \text{ \AA}$ [19]。此外, 利用傅里叶变换全息术可以避免 X 射线底片对成像空间分辨的影响。

四、全息图的再现

用 X 射线拍摄的全息图可以用可见光再现而获得放大的还原图像, 放大倍数为可见光波长与所用的 X 射线波长之比, 这也称为全息

放大。

计算机数值模拟和数值再现是研究 X 射线激光全息术的重要手段。以平面波为例, 计算机模拟过程分两步。第一步, 一个模拟的物体散射一个向前传播的相干平面波, 新的场被记录在一张底片上, 给出一个真实的强度分布的模拟, 即全息图。第二步, 一个相干的平面波通过全息图而被散射, 在某一确定距离处, 散射波的强度分布近似于模拟物体的初始场。具体的过程是假定入射场在时间上是谐振的而散射体的散射是各向同性的, 这时能推导出一个标量方程称为亥姆霍兹 (Helmholtz) 方程, 这个方程的解给出各处的场。如果我们能记录一处的场 (振幅和位相), 我们就能计算另一处的场, 也就是说能作成一个物体的“像”。除了特殊情况外, 解亥姆霍兹方程是很困难的, 但可用近似方法求解。为了确保计算机模拟结果是正确的, 可以用可见光进行实验。用底片和数字化相机记录全息图, 然后把数字化信息传递给计算机, 通过数值模拟给出再现图像。通过对不同样品的图像对比, 修改模拟程序, 最后可得到可信的计算机模拟系列程序。利用这套程序进行 X 射线全息系统问题的研究就会有指导价值。模拟研究表明, 为了分析具有几十个 nm 分辨的高分子三维结构, 需要多视图全息术^[20]。

X 射线激光全息术是建立在 X 射线激光器、X 射线光学和全息术基础上的交叉学科新技术, 目前还处在原理性演示阶段。近期目的是利用波长 44 Å 左右的 X 射线激光完成全息过程的演示实验。利用波长更短的 (例如 ~24 Å) X 射线激光全息摄影, 获得三维的活细胞结构图像, 进而利用波长更短 (例如 10—1 Å) 的 X 射线激光全息术进行诸如表面物理、原子分子物理、化学反应动力学等方面需要高分辨率的快过程的研究。获得价格相对低廉的、易操

纵、重复频率高的和波长在水窗区或更短的 X 射线激光器和相应傅里叶变换全息术的 X 射线光学部件, 仍然是非常艰巨的任务。X 射线激光技术的迅速发展已经使 X 射线激光全息摄影脱离了科学幻想, 预计很快就能实现。

- [1] D. Gabor, *Nature*, **161** (1948), 777, D. Gabar, *Proc. Roy. Acad. Sci. London*, **A197** (1949), 454.
- [2] H. J. 考尔菲尔德著, 郑庸译, 光全息手册, 科学出版社, (1988).
- [3] 王之江、伍树东, 成像光学, 科学出版社, (1991).
- [4] J. C. Solem and G. F. Chapline, *Opt. Eng.* **23**, (1984), 193.
- [5] T. Yorkey, et al., *Proc., SPIE*, **1347** (1990), 474.
- [6] H. M. A. El-Sum and P. Kirkpatrick, *Phys. Rev.*, **85** (1952), 763.
- [7] D. L. Matthews, et al., *Phys. Rev. Lett.*, **54** (1985), 110.
- [8] S. Suckewer, et al., *Phys. Rev. Lett.*, **54** (1985), 1753.
- [9] M. R. Howells et al., *Science*, **238** (1987), 514.
- [10] J. E. Trebes, et al., *Science*, **238** (1987), 517.
- [11] J. Trebes, et al., *Proceedings of the 2nd International Colloquium, on X-Ray Lasers*, IOP Publishing Ltd., Bristol, England, (1991), 279.
- [12] B. J. MacGowan et al., *Phys. Rev. Lett.*, **65** (1990), 420.
- [13] R. A. London et al., *Appl. Opt.*, **28** (1989), 3397.
- [14] T. W. Barbee, Jr., *Opt. Commun.*, **48** (1983), 161.
- [15] F. E. Fernandez and C. M. Falco, *IEEE. J. Quantum Electron.* **QE-24** (1988), 1578.
- [16] P. Dhez, *Thin Solid Films*, **175** (1989), 151.
- [17] D. Attwood and K. J. Kim, *X-Ray Microscopy II*, Edited by D. Sayre, M. Howells, J. Kirz and H. Rarback, Springer-Verlag, Berlin, New York, (1988), 16.
- [18] N. M. Ceglio, *Laser and Part. Beams*, **9** (1991) 71.
- [19] G. C. Bjorklund et al., *Appl. Phys. Lett.*, **25** (1974), 431.
- [20] T. J. Yorkey et al., J. M. Brase, G. A. Clark, *Energy & Tech. Rev.*, **10** (1988), 37.