

光对 Al_2O_3 、 SiO_2 表面水的解吸起增强作用，这显然对于甲醇与氨合成乌洛托品有利。进一步探讨上述反应机理是今后值得研究的课题。目前对连续激光场作用下化学反应过程的研究正在形成一个新的学科分支——激光热化学(ЛТХ^[6])。

本文工作受到王迺岩, 胡晓雯, 杨绪杰, 陆路德等同志在红外光谱及核磁共振分析上的大力协助, 在此谨以致谢。

参 考 文 献

[1] Solkimal, Shammai Speiser; *Chem. Rev.* 1977, **77**, No. 4, 437.

[2] К. 韦瑟麦尔, H. J. 阿普著; “工业有机化学原料和中间体”, 中译本, 化学工业出版社, 1982年, p.16.
 [3] Ger. Offen., 1, 965, 404.
 [4] R. D. Levine, R. B. Bernstein; “Molecular Reaction Dynamics”, Oxford University Press, N. Y. (1974), p. 95.
 [5] 秦启宗等; 《应用激光》, 1983, **3**, No. 1, 4.
 [6] Ф. В. Бункин, На. Кирменко и др., *Дуэляниунэ ИАН СССР, Сер. физ.*, 1983, **47**, No. 10, 2000.

(华东工学院 陈民生

王风云 王大雁

1984年10月3日收稿)

应用单张全息干涉图测定三维微小位移的一种快速算法

Abstract: A fast algorithm for holographic, interferometric determination of three-dimensional minute displacements with a single hologram is discussed. Also discussed are some problems related to this fast algorithm.

一、引言

当前全息干涉计量总的发展趋势是光电结合以提高测量精度, 利用计算机处理数据作定量计算提高速度。近几年来, 笔者在这方面作了一些尝试。本文介绍借助于对双曝光全息图作多次观察来测定物体三维位移场的一种快速算法。

由于处理方法的一般性, 这种快速算法不仅可用于研究固体力学、精密机械, 还可用于生物医学(例如口腔矫形、全息牙科术、骨骼变形及颅脑外伤等)的基础研究和临床实践。

二、计算公式推导

测定三维位移场的基本方程为^[1]

$$\Omega = K \cdot L \quad (1)$$

其中 L 表示待测物点 P 的未知位移, K 是灵敏度矢量, 其定义为

$$K = K_2 - K_1 = k(\hat{K}_2 - \hat{K}_1) \quad (2)$$

$$k = 2\pi/\lambda \quad (\lambda \text{——激光波长})$$

\hat{K}_2 、 \hat{K}_1 分别代表沿观察方向和照明方向的单位矢量。在图1所选坐标系下

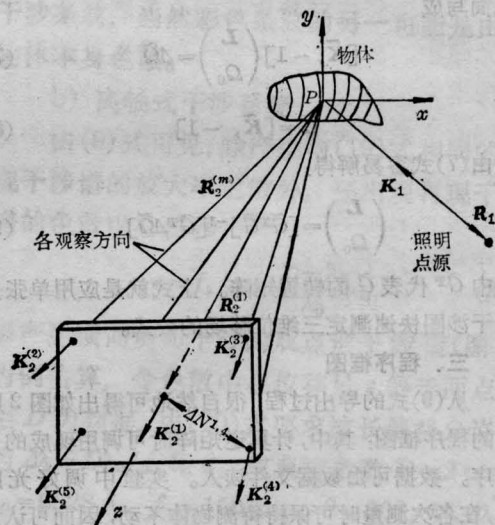


图1 五点观察法

$$\begin{cases} \hat{K}_2 = \frac{R_2}{|R_2|} \\ \hat{K}_1 = -\frac{R_1}{|R_1|} \end{cases} \quad (3)$$

Ω 代表待测物点移动前后到达观察点的两束物光的

相位差。当 $\Omega = 2\pi N$ 时得明条纹, $\Omega = (2N+1)\pi$ 时得暗条纹。 Ω 称为条纹定位函数, N 称为条纹级次。

由于 L 是矢量, 故具体计算时至少需要三个独立方程式联立求解; 又由于条纹的绝对级次一般不易知道, 所以还须引入一个相加常数 Ω_0 。换言之, 为了确定 $L(L_x, L_y, L_z)$ 及 Ω_0 , 至少需要四个独立方程, 办法是选择四个观察点, 对每个观察点(相应于不同的 K 和 Ω) 得到一个类似(1)式的方程。为了减少实验误差, 通常都使用四个以上的观察点(图1)。这样就形成了一个超定方程组:

$$\mathbf{K}^{(m)} \cdot \mathbf{L} = \Omega_0 + \Delta\Omega^{1,m} \quad (4)$$

其中

$$\begin{cases} \mathbf{K}^{(m)} = \mathbf{K}_2^{(m)} - \mathbf{K}_1 \\ \Delta\Omega^{1,m} = 2\pi\Delta N^{1,m} \end{cases} \quad (5)$$

$$m = 1, 2, \dots, r \quad (r \text{ 是观察点总数})$$

$\Delta N^{1,m}$ 代表观察者由沿 $\mathbf{K}_2^{(1)}$ 方向观测连续地改变到沿 $\mathbf{K}_2^{(m)}$ 方向观测时, 所观察到的通过待测物点的条纹移动数。显然 $\Delta N^{1,1} = 0$ 。

方程组(4)可写成矩阵形式:

$$\begin{pmatrix} K_x^{(1)} & K_y^{(1)} & K_z^{(1)} & -1 \\ K_x^{(2)} & K_y^{(2)} & K_z^{(2)} & -1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ K_x^{(r)} & K_y^{(r)} & K_z^{(r)} & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} L_x \\ L_y \\ L_z \\ \Omega_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta\Omega^{1,1} \\ \Delta\Omega^{1,2} \\ \vdots \\ \Delta\Omega^{1,r} \end{pmatrix} \quad (6)$$

或简写成

$$[\tilde{\mathbf{K}}, -1] \begin{pmatrix} \mathbf{L} \\ \Omega_0 \end{pmatrix} = \Delta\tilde{\Omega} \quad (7)$$

令

$$\tilde{\mathbf{G}} = [\tilde{\mathbf{K}}, -1] \quad (8)$$

则由(7)式容易解得:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{L} \\ \Omega_0 \end{pmatrix} = [\tilde{\mathbf{G}}^T \tilde{\mathbf{G}}]^{-1} [\tilde{\mathbf{G}}^T \Delta\tilde{\Omega}] \quad (9)$$

式中 $\tilde{\mathbf{G}}^T$ 代表 $\tilde{\mathbf{G}}$ 的转置矩阵。上式就是应用单张全息干涉图快速测定三维位移场的公式。

三、程序框图

从(9)式的导出过程, 很自然地可得出如图2所示的程序框图: 其中, 计算逆矩阵时可调用现成的子程序。数据可由数据文件读入。实验中调好光路后, 在各次测量时可保持待测物体不动, 因而可认为 $|\mathbf{R}_1|$, $|\mathbf{R}_2^{(m)}|$ 及 $\mathbf{R}_1, \mathbf{R}_2^{(m)}$ 的分量是不变的。于是在研究同一物体的不同运动状态时, 只需读取一次 $|\mathbf{R}_1|$, $|\mathbf{R}_2^{(m)}|$ 及 $\mathbf{R}_1, \mathbf{R}_2^{(m)}$ 分量的值, 各次测量时只读入条纹移动数就可进行快速计算。而条纹移动读数可由一个条纹读数仪来完成。因而按此方法便可构成微小位移的快速测量仪, 这在口腔医院的全息牙

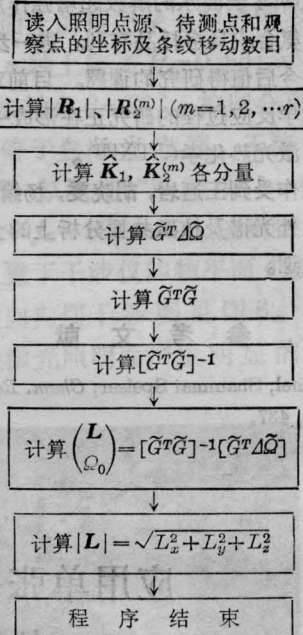


图2 计算程序框图

科术的临床应用^[2]中是极为重要的。

四、应用实例

笔者与四川医学院口腔医院合作, 把这种快速算法用于全息牙科, 应用单张全息干涉图及公式(9)计算了牙齿和颅面骨在接受不同的矫治力后发生的微小变位^[3]; 研究了活动矫治器向后牵引上颌骨的受控运动情况^[4]; 并在上述工作的基础上, 进而计算了牙体在接受正牙力后发生的微小转动和平动^[5]。计算结果与临床经验结果吻合。反过来它也为口腔正畸及矫形提供了可靠的数据。

具体的实验描述及计算结果举例见[3, 5]。

五、讨论

最后对这种快速算法中的有关问题补充说明几点。

1. 观察点数目的选择

我们在[3]中已指出, 对于一般的位移测量来说, 采用九个观察点能得到最佳估计值。但也有采用五个观察点(图1)作计算的。实际计算表明: 选用图1所示的五个观察点也能达到较好的测量精度, 而数据处理工作却大为减少。究竟选择九个观察点还是五个观察点, 需根据测量精度要求而定。

2. 条纹移动读数的符号约定

在测量点源及观察点的坐标值时, 由于坐标系已选定, 故这些坐标值的正负号是容易确定的。但

条纹读数则不同, 我们需要事先约定符号。如果约定条纹沿某个方向(例如向右)移动时, 其移动的条纹数取正号, 那么条纹沿相反方向(例如向左)移动时, 移动的条纹数便为负。在判读条纹移动数的整个过程中都必须遵守这一约定。这相当于约定以全息图片中心的观察方向作为记录条纹移动数的“原点”。如果把它与坐标分量的正负号相对照, 上述符号约定是不难理解的。

3. 目前存在的问题

由测定位移的基本公式(1), 我们有:

$$\frac{\Delta L}{L} = \frac{\Delta K}{K} + \frac{\Delta \Omega}{\Omega}$$

由于测量空间矢量的分量时, 精度易达到 0.5 mm, 而这些分量本身的长度都在 10 cm 以上, 因此

$$\frac{\Delta K}{K} \approx 5\%$$

但条纹移动数的判读, 在我们目前的实验条件下是用肉眼直接估计, 其分辨率大约为 0.3 条, 而在两个观察方向之间的条纹移动数大约有 3~10 条。因此

$$\frac{\Delta \Omega}{\Omega} \left(\text{或} \frac{\Delta N}{N} \right) \approx 10\%$$

比前者低一个量级。由此可见, 欲提高测量精度, 必须提高对条纹移动数的测量精度。这就需要制作条纹读数仪。根据文献报道, 应用现代实验技术, 条纹测量精度提高到 1% 的量级是不成问题的, 这就为进一步提高测量精度找到了途径。

参 考 文 献

- [1] R. J. Pryputniewicz; 《国外激光》, 1982, No. 12.
- [2] P. Greguss; 《国外激光》, 1978, No. 5.
- [3] 王仕璠, 刘福祥; 《成都电讯工程学院学报》, 1984, No. 2.
- [4] 詹淑仪等; 全国第二届口腔科学学术讨论会报告, 1984年5月.
- [5] 王仕璠, 刘福祥; 《成都电讯工程学院学报》, 1985, No. 1.

(成都电讯工程学院物理系 王仕璠
1984年10月30日收稿)

关于平面全息图反射波再现像的亮度

Abstract: The ratio between the brightness of reconstructed images of the reflected and transmitting waves depends on the intensity ratio of the two waves. This paper studies the relationship between the mentioned ratio and the energy reflectivity on the reflecting plane. It is proved that if the given energy reflectivity is a little higher than 20%, the brightnesses of the two kinds of images will be nearly equal to each other.

对于一般透射式平面全息图, 如果在制作过程中使用的参考光是球面波(或平面波), 当它受到球面波(或平面波)照射时, 透过全息图的光波将形成原被摄物体的一个原始像和一个共轭像^[1]。实验证明, 被全息图反射的光波也形成物体的两个像^[2,3], 它们与前两个像对于全息图平面对称。这一点可以简单地用反射定律加以解释。

对于一般玻璃片基而言, 光能的反射率远低于透射率, 所以应当自然地认为反射波再现像的亮度远低于透射波再现像。但在实验中并未明显地观察到这一现象。下面我们就从理论方面对反射波再现像的相对亮度加以研究。

无论光亮度还是主观亮度都与这一光源的发光

强度成正比, 发光强度又与由这一光源所引起的各处的光强度(光照度)成正比^[4]。所以我们只需研究反射的成像光波与透射的成像光波之间的强度比就行了。

如图 1, 设感光介质层很薄, 并紧贴于玻璃片基的左表面上。可以认为全息图平面 $M'N'$ 与片基左表面 MN 之间的距离接近于零, 但两者又不完全重合。至于片基右表面的作用, 我们暂不考虑。也不考虑玻璃表面对光线的折射作用。

设 S 为再现用照明光源, 考虑两条光线 SA 和 SB , AC 和 BD 为未经全息图衍射的光线。 AE 和 BF 为经全息图衍射后的光线, 它们在 I 处形成物点的一个虚像。 AC' 和 BD' 分别为光线 AC 和 BD 由