

飞秒电子学全息选通透过散射介质 成象技术中的图象处理^{*}

侯比学 陈国夫

(中国科学院西安光学精密机械研究所瞬态光学技术国家重点实验室, 西安 710068)

摘要 针对飞秒电子学全息选通透过散射介质成象技术, 提出了一套图象处理算法. 算法分3个阶段进行, 首先对每一幅全息图进行预处理, 增强其对比度; 其次, 对全息图频谱滤波后得到的一级有用频谱, 进行低通滤波处理, 这样可以滤掉高频噪声; 最后, 对再现得到的多幅再现象, 进行强度叠加平均处理, 平滑随机噪声, 有利于抑制散斑噪声. 实践表明, 3个阶段的处理对改善图象质量都有明显的效果.

关键词 飞秒 电子学全息 散射介质 图象处理

在飞秒电子学全息选通透过散射介质成象技术^[1, 2]中, 由于散射介质强烈的散射, 使得最早到达光非常微弱, 而后续到达光形成很强的亮背景, 它严重地影响着系统的成象质量. 特别是生物组织对光的散射更加严重, 而且不稳定, 在许多波长处有着强烈的吸收, 使得成象非常艰难, 即使采用最早到达光选通方法成象, 图象质量也很差. 因此, 必须进行图象处理, 以提高图象质量. 飞秒电子学全息选通成象技术在透过散射介质成象方面有着很强的优势, 除了其他因素外, 最重要的两点是: (1) 图象处理非常方便. 由于它是用 CCD 记录全息图^[1], 把全息图数据存入微机, 以后图象的再现、显示、处理都是在微机中非常方便地实现, 对于采集的全息图数据, 可以进行图象增强、图象恢复、频谱分析、频谱滤波等等各种处理. (2) 这种成象技术, 由于是通过 CCD 采集全息图, 它可以方便地、较快地、连续地产生多幅全息图, 以便实现多幅再现象的叠加平均处理, 提高图象信噪比. 这两点是普通干版全息技术所不可比较的, 也是其他扫描选通成象技术不好实现的.

为了提高图象质量, 针对这种成象技术, 本文提出了一套图象处理算法. 通过实用证明, 该算法对图象的3个阶段的处理, 对改善图象质量都有明显的效果. 正是由于这套图象处理算法有效地降低了图象噪声, 提高了图象信噪比, 使得我们在实验中采用普通 CCD 得到了与国外同类实验同一水平的结果, 而国外同类实验采用致冷的 CCD 或者象增强的 CCD. 该算法的前两个阶段的处理未见报道. 下面就按图象处理的3个阶段的先后顺序分别讨论.

1998-11-02 收稿, 1999-01-26 收修改稿

^{*}国家自然科学基金资助项目(批准号: 69778012)

1) 侯比学, 成 铎, 陈国夫. 透过高散射介质成象的短脉冲激光电子学全息系统. 中国激光, 1999(待发表)

1 全息图的预处理

假设全息图是正弦型的, 那么全息图透射系数^[3]为

$$t_H = \tau_0 + \tau_1 \cos 2\pi \xi x = \tau_0 + \frac{\tau_1}{2} \exp[j2\pi \xi x] + \frac{\tau_1}{2} \exp[-j2\pi \xi x], \quad (1)$$

其中 τ_0 是平均透射系数, τ_1 是调制幅度, 它与记录条件有关. 从(1)式可以看出, 全息图再现出的正负一级衍射象的振幅正比于 $\tau_1/2$. 因为强度与振幅的平方成比例, 那么假设再现光采用单位振幅的平面光波, 全息图衍射效率将为 $\eta = (\tau_1/2)^2 = \tau_1^2/4$. 可见, 全息图的衍射效率正比于调制幅度的平方, 因此只要能提高全息图的调制幅度, 即能增强全息图的对比度, 就可以提高全息图的衍射效率, 增强一级衍射象的信号强度, 将会提高图象的信噪比, 改善图象的质量.

特别是, 在电子学全息中, 当零级频谱和一级频谱有部分重叠时, 通过增强全息图的对比度, 增强了一级衍射信号, 相对而言零级信号被减弱, 因而提高了再现现象的信噪比, 将会更明显地改善图象的质量.

在传统的干版全息中, 一旦全息图形成, 干版全息图的振幅透射系数是一定的, 那么形成的全息图的衍射效率将是一定的. 但是, 在电子学全息技术中, 采集的全息图数据存于微机中, 这样在解调之前, 可以对全息图进行预处理, 对全息图进行对比度增强, 也就是增大了全息图的调制幅度. 本文以灰度变换法中的线性变换法为例来进行讨论图象对比度增强.

线性变换法是通过图象的灰度范围进行线性变换来达到增大对比度的方法^[4]. 假设原图象 $f(x, y)$ 的灰度范围是 $[a, b]$, 变换后的图象 $g(x, y)$ 的灰度范围希望扩大到 $[m, n]$, 那么可通过下述线性变换得以实现:

$$g(x, y) = \frac{(n-m)}{(b-a)}[f(x, y) - a] + m. \quad (2)$$

实际上, 实验中得到的全息图灰度级集中分布在某一范围内, 比如 $[a, b]$ 范围内, 非常少的象素的灰度级超出这一范围, 此时可以根据以下变换扩大灰度范围:

$$g(x, y) = \begin{cases} m, & f(x, y) < a, \\ \frac{(n-m)}{(b-a)}[f(x, y) - a] + m, & a \leq f(x, y) \leq b, \\ n, & f(x, y) > b. \end{cases} \quad (3)$$

采用(3)式的线性变换, 对一组实验数据进行处理, 这组数据^[4]的散射介质是厚度为 12 mm 的鲜牛奶和水的混合散射液体, 体积百分比是 8.5%, 成像目标是 0.75 mm 的金属丝, 激光器中心波长是 800 nm, 脉冲宽度是 20 fs, 输出功率是 70 mW, 重复频率是 100 MHz. 处理之前用直方图统计软件得到了原全息图的直方图分布, 其灰度范围在 $[110, 175]$, 即给出了 a, b 的值, 希望变换之后灰度范围在 $[0, 225]$, 给定了 m, n 的值, 有了这些参数就可以通过(3)的线性变换对全息图进行处理. 处理前后的对比结果如图 1 所示, 图 1(a)是单幅原全息图, 图 1(b)是采用(3)式的线性变换以后的全息图, 与图 1(a)比较, 对比度明显增大; 图 1(c)是原全息图的直方图, 图 1(d)是变换以后的全息图的直方图, 可以看出灰度范围也明显扩大; 图 1(e)是采用 30 幅原全息图再现、叠加平均以后的再现现象, 图 1(f)是采用变换以后的 30 幅全息图, 用同

样的处理得到的再现象, 比较可见, 全息图对比度增大后的再现象强度增大, 图象噪声较小, 目标的象清楚, 图象质量有所提高.

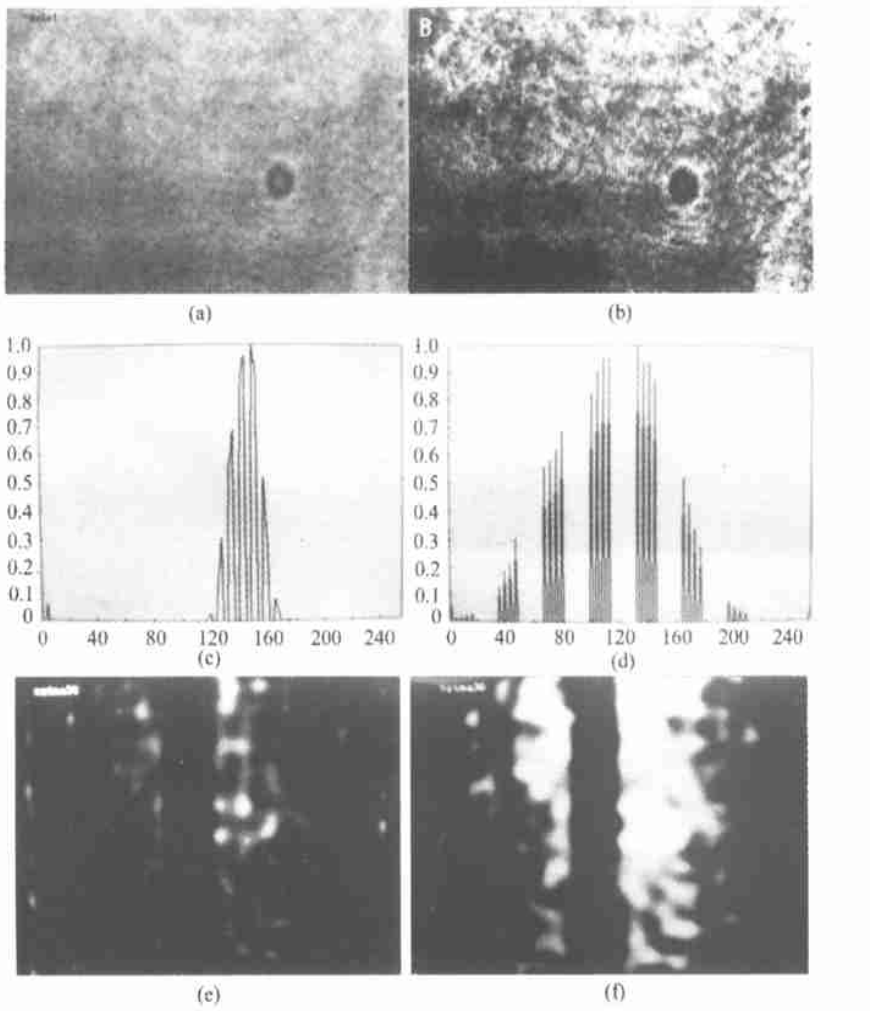


图 1 线性变换的结果

(a) 单幅原全息图; (b) 变换以后的全息图; (c) 原全息图的直方图; (d) 变换以后的全息图的直方图; (e) 30 幅原全息图叠加平均的再现象; (f) 变换以后的 30 幅全息图叠加平均的再现象

2 全息图频谱面上的处理

一般来说, 成象目标的频谱分布比较集中, 主要分布在低频部分, 比较集中, 而由于各种原因造成的噪声的频谱分布比较均匀, 从低频到高频各种成分都有. 因此, 在再现过程的频谱滤波中, 应选择合适大小、合适形状、合适透过率的窗口, 既能滤出一级谱中足够的成象目标的信息, 又能最大程度地滤掉噪声.

2.1 滤波窗口的形状和大小

在全息技术中, 对于带宽有限的成象目标(在 ξ 方向的宽度是从 $-\xi_0$ 到 ξ_0), 所记录的离

轴全息图, 只要载波频率大于等于成象目标的最高频率的 3 倍, 即 $\xi_r \geq 3\xi_0$, 一级频谱和零级直透光在频谱面上是分开的. 因此在许多文献中(比如文献[5]), 由于没有散射介质, 也就几乎没有噪声, 滤波处理时, 只在 ξ 方向上加以限制, 只要使得一级谱和零级谱分开即可, 滤波窗口的宽度是 $2\xi_0$, 而在 η 方向上不加限制, 也就是说滤波窗口的形状是长条形状, 如图 2(a)所示, 中心在 $\xi_r = 3\xi_0$ 处. 对于稍微强一点的散射介质, 采用这种滤波窗口, 由于严重的噪声淹没了目标, 将得不到目标的象.

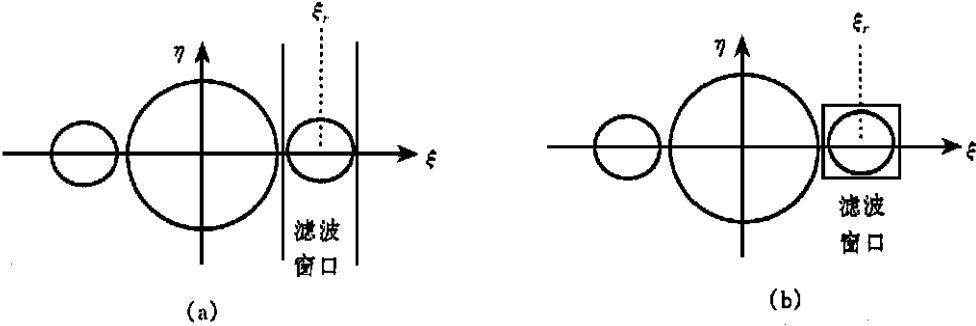


图 2 滤波窗口

(a) 以前的滤波窗口; (b) 本文采用的滤波窗口

本文在具体处理散射介质的全息图时, 采用如图 2(b)所示的方形滤波窗口, 保留足够的可以恢复出目标象的一级衍射信号, 又把没有用的大部分噪声滤掉, 将会提高图象的信噪比. 仍然处理上述的一组数据, 其一级谱中心偏离零级中心 107 个像素, 那么长条形滤波窗口的中心应该在 $\xi_r = 107$ 处, 长条形窗口的半宽为 $107/3 = 39$ 个像素, 采用这样的滤波窗口, 再现结果几乎看不到再现象; 把滤波窗口改为 16×16 个像素的方形窗口, 可以得到清晰的再现象. 在其他条件相同(全息图都被对比度增强), 滤波窗口形状不同时的对比结果如图 3 所示, 图 3(a)是用长条形滤波窗口得到的 30 幅再现象叠加平均的结果, 可以看出, 几乎看不见目标的象; 图 3(b)是用方形滤波窗口的结果, 得到了清晰的象, 明显改善了成象质量.

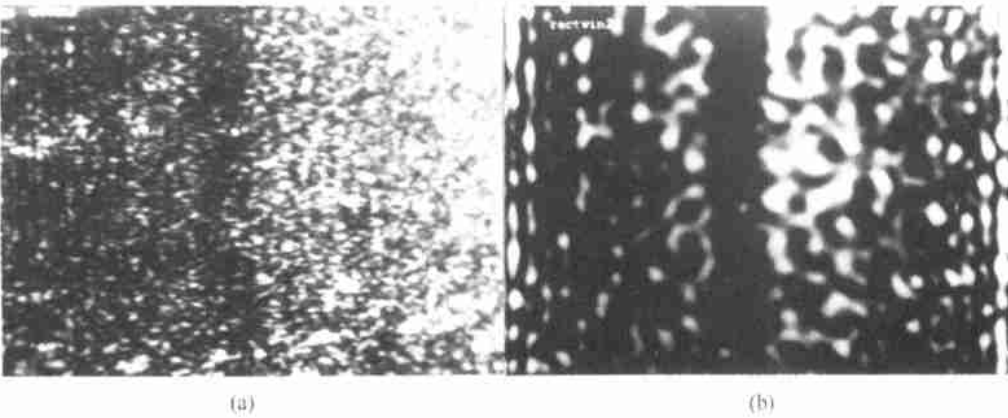


图 3 滤波窗口形状不同时的处理结果

(a) 长条形滤波窗口的处理结果; (b) 方形滤波窗口的处理结果

一般成象目标的频谱分布是圆形或椭圆形,当然也可采用圆形窗口或椭圆形窗口,以更好地去除噪声.

2.2 频谱权重的处理

一般地,成象目标的频谱主要集中在低频部分,而且在频谱的中心部分强度很大,集中了很大一部分的能量,因此这一部分频谱在图象的恢复中起到很大的作用,相对来说其他部分的频谱作用要小一些.采用上述的方形或圆形窗口滤出的一级有用频谱,还可以对它的频谱权重进行修正,加强低频的成分,削弱较高频部分,这样有利于加强有用信号、降低噪声,提高信噪比,这一目的可以通过改变窗口内的透过率来达到.假设采用圆形窗口,而且透过率仅是半径的函数,改变前后的窗口透过率如图 4,横轴表示圆形窗口的半径(以像素为单位),纵轴为透过率.图 4(a)是 2.1 节中的窗口透过率,仅是 0、1 分布,图 4(b)是透过率改变以后的分布,对于 $r < r_1$ 的低频部分透过率是 1,对于 $r > r_0$ 的高频部分透过率是 0,对于 $r_1 \leq r \leq r_0$ 部分随着空间频率的增大透过率逐渐线性减小.

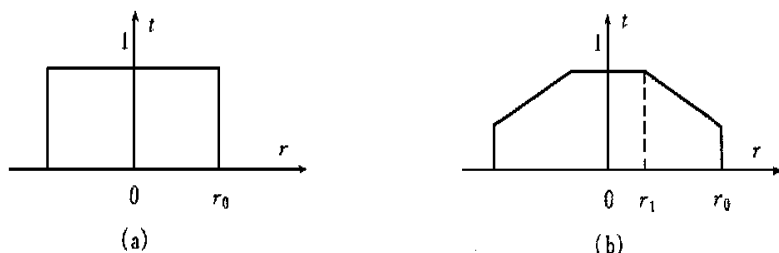


图 4 改变前后的窗口透过率

(a) 改变前的窗口透过率分布; (b) 改变后的窗口透过率分布

采用透过率改变以后的窗口, $r_1 = 5$, $r_0 = 16$, r_1 到 r_0 之间的直线斜率是 $|K| = 0.07$, 对 0、1 分布的窗口,也取 $r_0 = 16$,对同一组数据处理,处理的结果如图 5 所示(解调之前全息图已经被对比度增强).图 5(a)是采用单幅全息图,透过率改变以后的窗口的处理的结果,图 5(b)是采用同一幅单幅全息图,透过率改变以前的窗口的处理的结果,即使从单幅全息图的再现结果比较也可以看出,滤波窗口透过率改变以后,图象质量明显得到改善.图 5(c)是采用 30 幅全息图,透过率改变以后的窗口的处理的结果,图 5(d)是采用相同的 30 幅全息图,透过率改变以前的窗口的处理的结果,比较两图,图 5(c)的质量明显优于图 5(d).可见,通过合理改变滤波窗口的透过率,图象质量可以明显得到改善.

只要能达到提高信噪比、改善图象质量的目的,当然还可以采用其他形状和大小的滤波窗口,针对具体图象,也可合理改变窗口透过率.

3 多幅再现现象的叠加平均

对于活体的生物组织(由于血液等体液的流动和组织体内部分子等粒子的运动)和散射液体(由于 Brown 运动)等散射介质,它们产生的图象散斑是不稳定的,也就是说不同时间采集的全息图的再现现象的散斑是互不相关的.这样,对同一个成象目标可以采集多幅全息图,对多幅再现现象进行叠加平均处理,通过这样的处理可以平滑随机散斑噪声,相对加强有用信号,提高信噪比.如果 M 幅这样的再现现象叠加平均,图象的信噪比将提高 $\sqrt{M}$ 倍^[9].

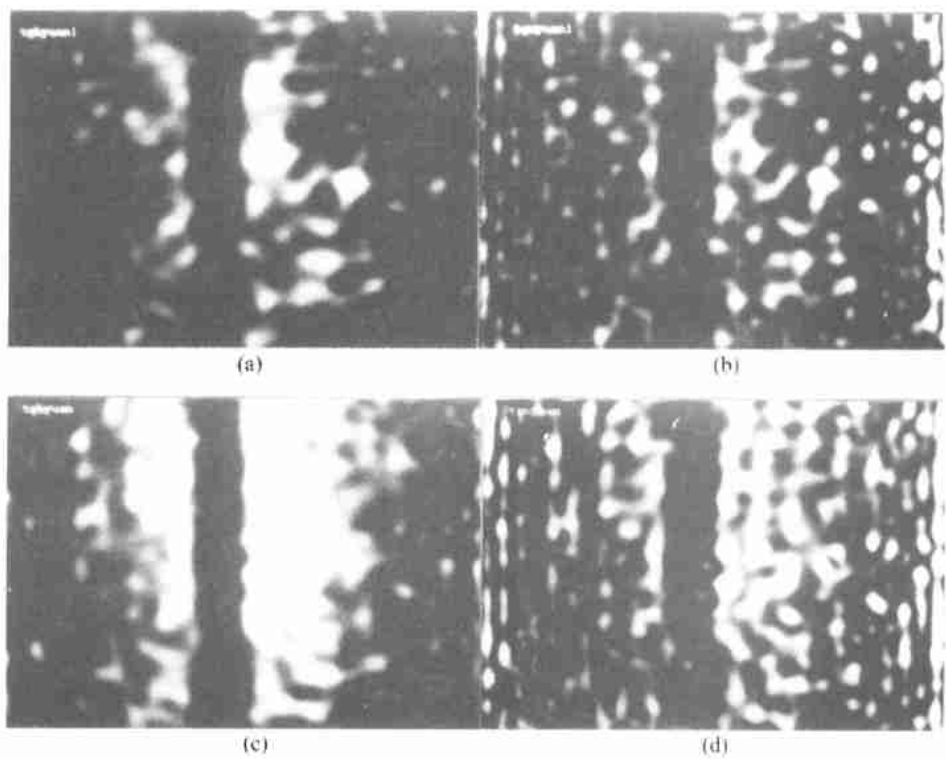


图 5 透过率改变前后窗口单幅和多幅的处理结果

(a) 透过率改变以后的窗口的处理的结果(单幅); (b) 透过率改变以前的窗口的处理的结果(单幅);
(c) 透过率改变以后的窗口的处理的结果(30 幅); (d) 透过率改变以前的窗口的处理的结果(30 幅)

比较图 5(a)和(c), 可以看出, 单幅全息图的再现现象, 噪声非常严重, 而采用不同时刻采集的 30 幅全息图的再现现象叠加平均处理后的结果, 由于奶液中悬浮粒子的 Brown 运动, 使得不同时刻的再现现象的散斑互不相关, 叠加平均之后随机噪声得以平滑, 信噪比明显提高, 图象质量得到改善.

对于典型的不稳定散射介质(比如活体生物组织、混浊散射液体等), 散斑的相关时间为 20~30 ms 数量级. 因此, 在采集多幅全息图时, 使每一幅全息图的曝光时间足够短($< 20 \sim 30$ ms), 以保证形成稳定的全息图, 而相邻两幅全息图的间隔时间大于散斑噪声的相关时间, 以使每幅再现现象的散斑噪声互不相关. 这样采集来的多幅全息图, 将其再现现象叠加平均后, 散斑噪声得到抑制, 信噪比大大提高. 对于稳定的散射介质, 在记录每一幅全息图之前, 可以人为地引入扰动(比如轻轻地挤压散射介质、随机地移动散射介质等等), 使散斑互不相关.

4 小结

本套图象处理算法分 3 个阶段: 首先, 对全息图数据进行预处理——增强全息图对比度, 这样, 提高了全息图的衍射效率, 增加了一级有用衍射信号, 增强了再现现象中目标的象, 有利于提高再现现象的信噪比. 其次, 在全息图频谱面上滤波处理时, 采用合适大小的方形或圆形滤波窗口, 有利于降低噪声; 在滤出的有用一级频谱中, 加强低频, 削弱高频, 改变频谱的权重分布,

可以加强目标象的信息. 通过在频谱面上的这两步处理, 也可起到提高信噪比的作用. 最后, 多幅噪声互不相关的再现象叠加平均处理, 也可以提高图象信噪比, 这使得电子学全息技术特别适用于透过不稳定散射介质成象.

参 考 文 献

- 1 Leith E, Chen H, Chen Y, et al. Electronic holography and speckle methods for imaging through tissue using femtosecond gated pulses. *Appl Opt*, 1991, 30(29): 4 204~4 210
- 2 侯比学, 陈国夫, 丰 善, 等. 超短脉冲激光通过高散射介质的电子学全息成象技术研究. *光学学报*, 1999 19(3): 315~320
- 3 于美文著. 光全息学及其应用. 北京: 北京理工大学出版社, 1996. 141~143
- 4 孙仲康, 沈振康, 编著. 数字图象处理及其应用. 北京: 国防工业出版社, 1985. 80~85
- 5 成 铎, 王国志. 飞秒全息成象技术研究. *光学精密工程*, 1996 4(5): 75~79
- 6 周新伦, 柳 健, 刘华志, 编. 数字图象处理. 北京: 国防工业出版社, 1986. 128~129