

计算机层析图像全息立体合成中的畸变及其补偿*

郭曙光 康辉 战元龄
(南开大学物理学院, 天津, 300071)

翟宏琛 白波 母国光

(南开大学现代光学研究所教育部光电信息技术科学开放实验室, 天津, 300071)

TP391.5
TB877.1

摘要 分析了应用彩虹全息术实现CT图片的立体合成过程中再现像在轴向及垂轴方向上的畸变以及再现像亮度的失真, 分别提出了相应的补偿方法, 并给出了相应的实验结果。

关键词 多次曝光彩虹全息, 立体合成, 畸变补偿。

计算机层析图像

DISTORTIONS AND THEIR COMPENSATION IN 3-D HOLOGRAPHIC SYNTHESIS OF MULTIPLE CT SLIDES*

GUO Shu-Guang KANG Hui ZHAN Yuan-Ling
(Institute of Physics, Nankai University, Tianjin 300071, China)

ZHAI Hong-Chen BAI Bo MU Guo-Guang
(Institute of Modern Optics, MOE Optoelectronic Information Science & Technology Laboratory, Nankai University, Tianjin 300071, China)

Abstract The longitudinal distortion, lateral displacement and luminance difference of the reconstructed images at different depth of field in multiple-exposure rainbow holography for 3-D synthesis of multiple CT slides were analyzed, for which the effective compensation methods were presented, and the experimental results were given.

Key words multiple-exposure rainbow hologram, 3-D synthesis, distortion compensation.

引言

CT片在医学诊断及工业探伤方面具有重要参考价值, 但由于它只能提供断层平面的信息, 判断过程还要借助观察者的经验和想象, 因此将这些平面断层信息合成可直接观察的立体信息一直是人们努力追求的技术目标^[1-3]. 现有的利用计算机软件合成的立体图像在实质上只是三维图像在任一二维平面上的投影, 而且相邻断层之间的信息是通过计算机插值获得的, 因此它在辅助诊断方面不尽理想. 用光学全息法实现CT片的立体合成是一种直观有效的手段. 使用多次曝光二步彩虹全息法可将待合成的多幅断层平面图像

依次记录在全息底片上, 并用非相干白光光源一次再现, 得到合成的三维立体图像^[1-4,5]. 但由于记录过程中白光及狭缝的使用, 使每幅CT图像的再现像分别处于不同的波长范围, 因此, 再现像不但在轴向上相对于原图像产生压缩或拉伸, 而且在垂轴方向上也会形成偏移^[5]; 此外, 不同轴向位置上的图像平面由于色彩的不同也存在感观明度的差异^[6]. 本文具体分析了实验条件下的上述畸变, 并提出了相应的补偿方法.

1 轴向及垂轴方向上的畸变

多次曝光彩虹全息法实现CT片立体合成的原理^[1-5]是: 在一张全息底片上依次记录各CT片的

* 国家自然科学基金(编号 69677020)及天津市自然科学基金(编号 99380081)资助项目
稿件收到日期 1999-03-30, 修改稿收到日期 1999-11-16

* The project supported by the National Natural Science Foundation of China (No. 69677020) and by the Natural Science Foundation of Tianjin Municipality (No. 99380081)
Received 1999-03-30, revised 1999-11-16

Fresnel 狭缝主全息图 H_1 , 记录时各 CT 片要按原间隔比例的位置放置. 然后用 H_1 的再现像作为物, 记录它的像全息图 H_2 . 最后用白光再现 H_2 , 即可观察到具有立体效果的合成图像.

图 1 是彩虹全息图 H_2 的记录和再现光路. H_1 是主全息图, Z_0 为 H_1 和 H_2 之间的距离, e 为肉眼 eye 到 H_2 的距离, (z, y) 为再现时像点的坐标, θ_0 为物光角度, θ_c 为再现光角度, θ'_0 为再现物光角度. 设记录第 k 张 CT 片的狭缝中心位置与光轴的距离为 s , 某一点的坐标为 (z, y) . 设光波波长为 λ_0 , 由光栅方程可知:

$$\sin\theta_p - \sin\theta_0 = \zeta\lambda_0, \quad (1)$$

式(1)中 ζ 为 H_2 上记录 (z, y) 点的条纹的空间频率, θ_k 为参考光与光轴的夹角, θ_c 为物光与光轴的夹角. 由 H_1 与 H_2 间的距离 z_0 、物点坐标 (z, y) 和狭缝位置 s 可确定 θ_0 :

$$\theta_0 = \tan^{-1}[(s - y)/(z_0 - z)], \quad (2)$$

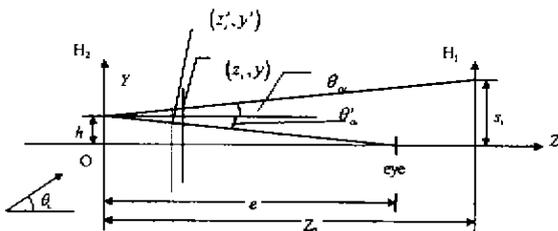


图 1 彩虹全息图像 H_2 的记录和再现光路
Fig. 1 The coordinates of the recording and reconstruction system of the hologram H_2

由图 1 可见, 物点 (z, y) 被记录在 H_2 上的坐标为 $(0, h)$ 的位置. 由此可得:

$$h = -z_0 \tan\theta_0 + s, \quad (3)$$

设再现参考白光与 Z 轴的夹角为 θ_c , 同样, 由光栅衍射方程可得:

$$\sin\theta_c - \sin\theta'_0 = \zeta\lambda, \quad (4)$$

式(4)中 θ'_0 为再现物光与光轴的夹角, λ 为相应的再现物光波长. 若人眼在光轴上距 H_2 平面为 e 的位置观察, 则进入人眼的物光角度 θ'_0 满足:

$$\tan\theta'_0 = -h/e, \quad (5)$$

由式(4)和式(5)可求得再现物光的波长. 设再现像点到 H_2 的距离为 z' , 则根据记录参考光和再现参考光均为平行光时的物像关系, 有^[5]:

$$\lambda_0 Z_0 = \lambda Z', \quad (6)$$

由式(6)可求出 z' , 再现像点的横向坐标 y' 为:

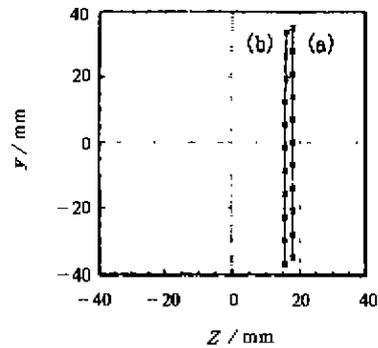


图 2 CT 片再现像的位置偏移及畸变
(a) 原 CT 片的位置, (b) 再现像的位置
Fig. 2 Displacement and distortion of the reconstructed image of a single CT slide (a) the position of the original CT slide (b) the position of the reconstructed image

$$y' = -(e - z') \tan\theta'_0, \quad (7)$$

利用上面的分析, 我们计算了一张 CT 片的成像参数, 其结果如图 2 所示. 计算中采用的参数为 $\lambda_0 = 632.8\text{nm}$, $z_0 = 400\text{mm}$, $\theta_R = \theta_c = 45^\circ$, $z_c = 18\text{mm}$, CT 片的尺寸为 70mm , $s = 35\text{mm}$, $e = 400\text{mm}$.

由图 2 可见, CT 片的再现位置与记录位置是不一致的, 即在轴向和垂轴方向均有一个较大的偏移, 而且像面发生了倾斜和略微的弯曲. 这是由于人眼观察的位置不一定在狭缝再现像的位置上, 眼睛看到的同一张 CT 片上不同物点再现像的波长 λ 是略有差别的, 因此, 据式(6)可得出同一张 CT 片上不同点的再现像其 Z' 是有差别的, 这就造成了像面的倾斜和弯曲. 因此, 在记录全息图 H_1 时, 若将 CT 片按原间隔比例、原位置放置, 则彩虹再现像会出现轴向压缩或拉伸、垂轴方向的偏移、像的扭曲等畸变.

2 畸变的补偿

为了对上述畸变进行补偿, 需要在记录 H_1 时, 将 CT 片在原位置的基础上预先作一平移和倾斜, 使得它们再现像的位置基本与要求的原位置一致, 如图(3)所示. 为此, 先确定每张 CT 片的中心与原位置间隔相符的准确位置, 即已知 CT 片中心再现像的坐标, 由式(1)-(7)求出对应的物点坐标 (z_0, y_0) . 按上例中数据计算的结果为 $z_0 = 20.53\text{mm}$, $y_0 = 1.80\text{mm}$. 将 CT 片中心置于 (z_0, y_0) 点, 使 CT 片的法线方向与 Z 轴平行, 得到的再现像如图 3(b) 所示(为便于观察, 我们将轴向坐标扩大了若干倍). 由图(3)可见, 再现像平面在相对于理想成像平面位置略有倾斜. 若再加上一个角度校正, 使 CT 片的法向与 X 轴垂直, 并与 Y 轴成一

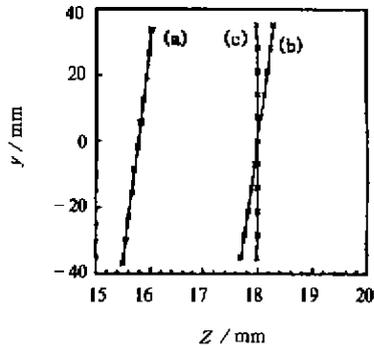


图3 再现像畸变的补偿
(a)再现像位置(同图2(b)所示)

(b)平移补偿后的再现位置,(c)平移和倾斜补偿后的位置
Fig. 3 Compensation of the distortion of the reconstructed image (a) the position of the reconstructed image (same as Fig. 2(b)), (b) the position of the reconstructed image with shift compensation, (c) the position of the reconstructed image with shift and inclination compensation

个较小的倾角 θ ,则可使CT片再现像的位置与理想位置基本重合.由此可求得上例中此角为 $\theta=0.56^\circ$.按上述二步修正后的再现像的位置如图3(c)所示.事实上再现像仍略有弯曲,但由于弯曲量很小,人眼已经观察不出来了.

3 再现像的亮度分布及其补偿

由于人眼对相同光功率密度的不同颜色光的光强感受不同,彩虹全息再现像的不同光谱成分会呈现不同的亮度视觉效果,加上再现所用白炽灯的光谱功率

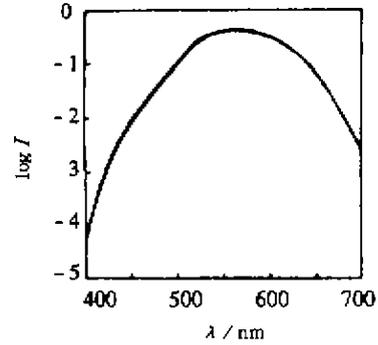


图4 曲线1与曲线2相乘的结果
Fig. 4 The multiplied result of curves 1 and 2

分布的影响,再现像相对原CT片图像呈现整体对比度的失真.为减小这种影响,综合人眼CIE1924明视觉光谱效率曲线(曲线1)和白炽灯的相对光谱功率分布曲线(曲线2)^[1],将上述两曲线相乘,其结果如图4所示.可见,在520nm~620nm之间人眼感受到的光亮度差别不大,故以此作为再现像的波长范围比较合适.

我们通过控制狭缝位置的方法,来限制白光再现像中光谱成分的范围.狭缝位置可按设计的再现波长由式(1)~(7)推导出.具体的做法是取第一张和最后一张CT片的再现波长分别为520nm和620nm.中间各层按CT片数量波长取间隔相等的不同数值.由再现波长及要求的再现像位置,通过式(1)~(7)计算出各CT片应放置的位置及相应的记录狭缝的位置.由于拍摄各个狭缝全息图的工艺一致,使得它们的衍射效率相同.这样,各层的白光再现像的亮度可保证差别不大.

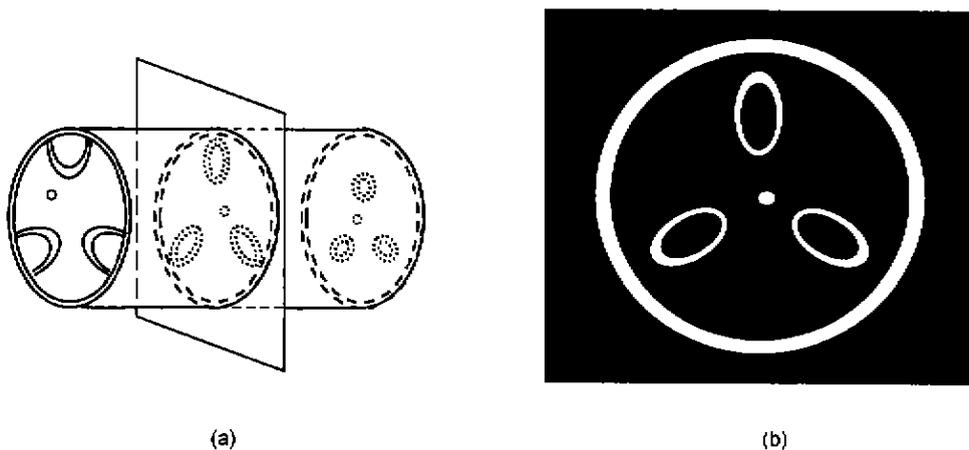


图5 待合成的模拟层析图
(a)断层图片位置示意图,(b)用计算机制作的模拟断层图片
Fig. 5 Simulated tomograms to be synthesized
(a) positions of the tomograms, (b) one of the simulated tomograms

4 实验结果

为了检验本文提出的修正畸变方法的效果,我们模拟了一个物体的10张二维断层图片,该组断层图片是用一系列法线方向与圆筒物体轴线平行的平面族与圆筒相截获得的,故在截取的断层图上具有位置相同、直径相等的圆环。此外,为了能够检验对光学再现像畸变的补偿效果及层次感,我们还在圆筒模型中加了三个共顶点空心圆锥体及其附加连接结构,而且圆筒面与三个圆锥面部分相交。用计算机打印出的模拟层析图如图5所示。

我们采用本文提出的畸变补偿方法进行了光学全息合成的实验,用由补偿公式(1)~(7)计算得到的图3中C曲线的数据对记录主全息图的位置进行了预补偿。通过该三维圆筒状物体层析图的光学全息再现结果(见图6)观察畸变的补偿效果。从再现的三维合成图像实验结果可以看出外层的10张圆环能够完全重合,形成了一个直圆筒,这说明畸变得到了明显的补偿;同时,该光学全息三维合成图像也显示了圆筒内的空间立体结构,具有明显的三维视觉效果:图6的景深中心位于图5(a)所示矩形截面所在位置,该虚像若用肉眼直接观测,其补偿效果会更明显。

5 结语

用彩虹全息法实现CT片的光学立体合成是一种直观有效的方法,在此技术中,由于再现波长的不同会使再现像偏离原位置,合成的立体像在整个效果上会出现轴向压缩或拉伸、垂轴方向的偏移、像的扭曲等畸变,再现像的亮度视觉差异也会造成图像灰度的失真。本文在对畸变进行分析计算的基础上提出了对畸变进行补偿的方法和减小再现像亮度失真的措施。实验结果表明,使用该方法能够使畸变得得到补偿,获得亮度均匀的光学三维合成图像。



图6 畸变补偿的模拟CT片的三维光学全息再现图的照片

Fig. 6 Optical 3-D holographic reconstructed image using simulated CT slides with distortion compensation

REFERENCES

- [1] Tsujuchi J. Medical applications of holographic 3-D display, *International Trends in Optics*, Goodman J W ed., Academic Press., 1991, 297
- [2] Johnson K M, Hesselink L, Goodman J W. Multiple exposure holographic display of CT medical data, *Proc. SPIE.*, 1982, **367**: 149~152
- [3] Suzuki M, Kanaya M, Saito T. 3-dimensional illustration by multiply exposed hologram, *Proc. SPIE.*, 1985, **523**: 38
- [4] YANG Bao-He, ZHAI Hong-Chen, GUO Shu-Guang, et al. Parameter design of rainbow hologram for inverse tomographic 3-D display, *J. Optoelectronics. Laser.* (杨保和, 翟宏琛, 郭曙光等. 逆层析彩虹全息立体显示中的参数设计. *光电子·激光*), 1998, **9**(3): 199
- [5] GUO Shu-Guang, ZHAI Hong-Chen, ZHAN Yuan-Ling, et al. The distortion and its compensation of the reconstructed images in multiple-exposure rainbow hologram, *Proc. ICO Topical Meeting, Optics for Information Infrastructure*, MU Guo-Guang ed., 1998, **9**: 214
- [6] JING Qi-Chen, JIAO Shu-Lan, YU Bo-Lin, et al. Chromatics, Beijing: Science Press (荆其诚, 焦书兰, 喻柏林等. *色度学*, 北京: 科学出版社), 1979, 19