基于二维微透镜阵列增大手术显微镜出瞳直径方法研究

于双双,史 宣,杜 吉,孟军合

(天津津航技术物理研究所,天津 300192)

摘 要: 医生使用传统含目镜系统的手术显微镜进行手术,当其头部移动时,该系统仅存在很小的出 瞳直径,因而这就迫使医生在手术过程中长时间保持头部在特定位置。可见,传统手术显微镜存在显 著弊端:长时间持续观察会增加医生的疲劳度。对使用二维微透镜阵列(microlens array,MLA)增大目 视光学系统出瞳直径进行了理论探讨,并用傅里叶光学原理进行了理论分析。并且在此基础上,设计 了增大手术显微镜光学系统出瞳直径的二维微透镜阵列器件,该二维微透镜阵列器件中两个折射面 相对放置,且两者相距一个微透镜单元焦距的长度。经计算机模拟计算证明,使用该二维微透镜阵列 器件可以有效增大目视光学系统出瞳直径,并可获得更加均匀的出射光束。

关键词: 增大出瞳直径; 手术显微镜; 微透镜阵列; 微光学

中图分类号: TP311.1 文献标志码: A 文章编号: 1007-2276(2014)10-3342-05

2D microlens array-based surgical microscope in optical system's exit pupil expander

Yu Shuangshuang, Shi Xuan, Du Ji, Meng Junhe

(Tianjin Jinhang Institute of Technial Physics, Tianjin 300192, China)

Abstract: The conventional surgical microscope uses eyepiece lens systems which have very small exit pupil to occur when the observer moves his head during observation, thereby obliging the observer to keep his head at a constant position while he performs the operations described above. Therefore, the conventional surgical microscope has a defect that it gives a strong feeling of fatigue when he continues observation for a long time. Two dimensional microlens array(MLA) can be used in wearable applications as exit pupil expanders to increase the size of the optical system exit pupil. Fourier optics theory was used to derive the analytical formulas, and physical optics beam propagation was used for numerical computations. The MLA's reflective surface was spaced from the other focal curve about a focal length. A dual–MLA is proved that can produces excellent exit-pupil, and it can often generate output beamlets that have a more uniform brightness.

Key words: exit pupil expander; surgical microscope; microlens array; micro-optics

基金项目:天津市科技计划项目(12ZCDZSY11000)

作者简介:于双双(1985-),女,工程师,主要从事光学设计方面的研究。Email:yushuang1089@sina.com

收稿日期:2014-02-10; 修订日期:2014-03-12

0 引 言

通常,目视光学系统出瞳直径为1~3 mm,使用 时观察者必须保持相同的姿势,头部稍有移动就看 不清或看不见被观察图像。当医生使用手术显微镜 进行微创手术时,长时间观察会造成主刀医生视觉 疲劳,影响手术精度,甚至引发医疗事故。

为了解决手术显微镜出瞳直径小,长时间观察 容易导致医生视觉疲劳的难题,国外著名企业纷纷 研究增大手术显微镜光学系统出瞳直径的方法。一 种方法是在手术显微镜接目物镜像面处加入微透镜 阵列(或其他衍射元件)^[1-3],扩展成像光束数值孔径, 增大光学系统出瞳直径;另一种方法是在手术显微 镜接目物镜像面处使用透射液晶器件,通过该液晶 器件观察图像时,可以有效增大系统出瞳直径,其缺 点是图像失去了立体观察效果^[4]。

如图 1 所示, 手术显微镜光学成像系统主要由四部分构成:第一部分为具有长焦距和长工作距的大物镜, 被观察物体位于其物方焦面上, 它为后续变倍系统提供准直光束;第二部分为双通道或四通道伽利略变倍系统;第三部分为接目物镜, 由分光棱镜和接目物镜构成, 其中, 接目物镜中的棱镜系统用于调整瞳距和改变目镜镜筒观察方向; 棱镜 3 是分光棱镜, 它为助手镜或数字图像显示系统提供观察光;最后一部分为目镜, 它将接目物镜焦平面处的实像放大到无穷远, 供人眼观察。手术显微镜出瞳直径受限于伽利略变倍系统的口径, 由于空间的限制, 它的直径一般为 18 mm 以下, 这决定了系统出瞳直径为 2 mm 左右, 长时间观察易导致视觉疲劳。图 1 中, 1 为大物镜, 2 为伽利略变倍系统, 3 为分光棱镜, 4 为接目物镜, 5 为目镜。



Fig.1 Optical system of surgical microscope

如何降低观测者长时间使用手术显微镜时造成 的视觉疲劳,是国际著名光学仪器生产企业高度关 注并积极解决的技术难题,它们进行了深入的理论 研究。1996年,奥林巴斯申请了有关增大双目立体 显微镜出瞳直径的发明专利^[1],该专利在目镜焦平面 处加入微透镜阵列板;1998年,奥林巴斯申请了有 关增大立体显微镜出瞳直径的发明专利^[4],该专利采 用在目镜焦平面处加入光束扩散元件。以上两个方法 都可以有效增大出瞳直径,降低观察者的视觉疲劳。

为了增大手术显微镜出瞳直径,在目镜焦平面 处加入二维微透镜阵列板后,二维微透镜阵列的周 期结构导致被观察图像色彩失真、图像有漩涡状或 条纹状图案。为此,奥林巴斯于 1999 年申请了消除 该缺陷的发明专利^[5],其方法是用超声马达带动二维 微透镜阵列板随机微位移运动。

此外,美国 Hakan Urey^[6-8]和 Karlton D.Powell 也对基于微透镜阵列的增大彩色光学显示系统出瞳 直径的方法进行了研究。

目前,可以降低医生视觉疲劳的微透镜阵列板 已经商品化,取得了良好的效果。

1 微透镜阵列增大出瞳直径原理

折射型微透镜阵列^[6-7]是在平行平板上沿相互 垂直的两个方向周期排列众多尺寸大于 10 μm 的微 小透镜,如图 2 所示。假设相邻两微镜单元顶点之间 的间隔为 P, 微透镜阵列采用方形基底结构形式,为 了控制被增大后的出瞳直径范围内光强分布的均匀 性^[4],微镜单元间隔 P 应满足:

 $\lambda / \{ \sin[\arctan(AS_{\max}/f_b)] \} \leq P \leq 100 \mu m$ (1) 式中: AS_{\max} 为系统入瞳直径; f_b 为目视系统中接目物 镜的焦距。



图 2 方形基底微透镜阵列结构示意图

Fig.2 Schematic diagram of microlens array in a shape of rectangular

微透镜阵列的微小结构使光线经过它时发生不 同方向的折射,实现对光束的扩散,使接目物镜像面 处发出的光束发散角增大,并且微透镜阵列板的微 小结构决定了光能利用率。入射光束被其所覆盖的 若干微透镜单元分成几部分,通过调整微透镜阵列 的单元间隔、排列方式以及面型结构对入射光束进 行光束整形以达到扩展出瞳直径并使出射光能均匀 的目的。如图3所示,一束平行光通过单个微透镜阵 列时,覆盖了一个微镜单元和其周围8个微镜单元 的一部分(左、右未画出),该平行光束被分成9部分 并分别汇聚到各微镜单元对应的焦点位置,在距该 微透镜阵列一定距离处光束口径得到扩束^[8-10]。



图 3 通过微透镜阵列后光束传播情况

Fig.3 Physical optics beam propagation from microlens array patterned surface toward the far field

1.1 微透镜阵列调制入射光波原理

为了便于理解微透镜阵列对入射光波的调制作 用,将微透镜阵列人为地分为两部分:方形基底阵列 和与其一一对应的平凸微透镜阵列。

光束传播到微透镜阵列时,首先被光波覆盖的 基底单元将入射光分成几部分,整个基底的复振幅 透过率函数可以表示为 N×M 个方孔透过率函数的 组合,即

$$t_1(x, y) = \operatorname{rect}\left(\frac{x}{d}, \frac{y}{d}\right) \otimes \otimes \sum_n \sum_m \delta(x - nd, y - md)$$
 (2)

式中:rect $\left(\frac{x}{d}, \frac{y}{d}\right)$ 为方孔的复振幅透过率; $\sum_{n} \sum_{m} \delta(x-nd, y-md)$ 函数中每一 δ 函数的位置表示每个方 孔所在的位置。

入射光经过各方形基底的后,通过对应的微透 镜单元并被其调制,即

$$t_2(x, y) = \exp[-i\pi(x^2 + y^2)/\lambda f]$$
(3)

则整个微透镜阵列的复振幅透过率为:

$$t_{\text{MLA}}(x, y) = \exp[-i\pi(x^2 + y^2)/\lambda f] \times \operatorname{rect}\left(\frac{x}{d}, \frac{y}{d}\right) \otimes \otimes$$
$$\sum \sum \delta(x - nd, y - md) \tag{4}$$

式中: A 为波长; d 为方形微透镜单元的大小; f 为微

透镜单元的焦距; ⑧ ⑧ 表示二维卷积。

1.2 微透镜阵列组增大出瞳直径原理

为了提高采用微透镜阵列增大目视光学系统出 瞳直径后出射光束的均匀性,通常采用两个微透镜 阵列组成微透镜阵列组。两微透镜阵列之间的间隔 为一个微镜单元焦距。一束平行光通过第一个微透 镜阵列时,被该光束所覆盖的微镜单元分别汇聚到 对应焦点位置,每一小束会聚光分别进入其对应的 第二个微透镜阵列的微镜单元后出射,如图4所示。





Fig.4 Physical optics beam propagation from a dual microlens array (DMLA) patterned surface toward the far field

假设入射到第一个微透镜阵列表面的光波复振 幅分布为 U(x,y)。该光波被其覆盖的基底单元分成几 部分。这些光波片段经第一个微透镜阵列调制后,传 播 f 至第二个微透镜阵列。由于两个微透镜阵列之间 仅存在微米量级的间隔,因而可以认为被第一个微透 镜阵列基底单元分割的光波片段各自入射到水平方 向上与其入射基底一一对应的第二个微透镜单元。

光波入射到第一个微透镜阵列时被其覆盖的基 底单元分割成的光波片段为:

$$S_{nm}(x,y) = U(x,y)\operatorname{rect}\left(\frac{x}{d}, \frac{y}{d}\right) \otimes \otimes \sum_{n} \sum_{m} \delta(x-nd, y-md) = U(x-nd, y-md)\operatorname{rect}\left(\frac{x}{d}, \frac{y}{d}\right)$$
(5)

式中:(*n*,*m*)表示被光波覆盖的基底单元在微透镜阵 列中的坐标,(0,0)表示该基底单元位于光轴上。

这些光波片段经过各自对应的第一个微透镜单 元后,其复振幅分布为:

$$U'(x, y) = U(x - id, y - jd) \operatorname{rect}\left(\frac{x}{d}, \frac{y}{d}\right) \otimes \exp[-i\pi(x^2 + y^2)/\lambda f]$$
(6)

光波片段从微透镜单元传播 f 距离后,其复振幅分布为:

$$U_{f}(x,y) = \frac{1}{i\lambda f} \exp[i\pi(x^{2}+y^{2})/\lambda f] \times FT\{U'(x,y)\exp[i\pi(x^{2}+y^{2})/\lambda f]\}_{f_{x} = \frac{X_{f}}{\lambda f}, f_{y} = \frac{Y_{f}}{\lambda f}}$$
(7)

这些光波片段再经过相对应的位于第二个微透 镜阵列上微透镜单元后,其复振幅分布为:

$$U''(x, y) = U_{f}(x, y) \exp[-i\pi(x^{2} + y^{2})/\lambda f]$$
(8)

将公式(4)~(6)带入公式(7),并把所有光波片段 进行组合,即可得到入射光波经过两个微透镜阵列 之后的复振幅分布,即

$$U''(x, y) = \frac{1}{i\lambda f} \sum_{n} \sum_{m} FT\{U(x-nd, y-md) \times rect\left(\frac{x}{d}, \frac{y}{d}\right)\}_{u=x/\lambda f, v=y/\lambda f} \otimes \otimes \delta(x-nd, y-md)$$
(9)

最后,光波从第二个微透镜阵列传播 f_o(目镜系 统焦距)的距离到达目镜系统表面,于是有

$$U_{f_{o}}(x,y) = \frac{1}{i\lambda f_{o}} \exp\left[i\frac{\pi}{\lambda f_{o}}(x_{f_{o}}^{2}+y_{f_{o}}^{2})\right] \times FT\left\{U''(x,y)\exp\left[i\frac{\pi}{\lambda f_{o}}(x^{2}+y^{2})\right]\right\}_{f_{o}} = \frac{M_{o}}{M} \int_{f_{o}} \int_{f_{o}} \frac{M_{o}}{M} \int_{f_{o}} \frac{$$

将公式(4)~(7)带入公式(9),并把所有光波片段 进行组合,即可得到到达目镜系统表面的光波复振 幅分布,即

$$U_{\exp}(x,y) = -\frac{1}{\lambda^2 f f_o} \sum_{n} \sum_{m} S_{nm} \left(\frac{f}{f_o} x, \frac{f}{f_o} y \right) \times$$

 $exp[-i2\pi/\lambda f_o(xnd+ynd)]$ (11) 需要注意的是,基于微透镜阵列的出瞳增大系

需要任息的定, 墨了\\ [3] 。 " 因 说 是 说 声 说 也 说 阵 列 的 古 画 墙 八 宗 统, 出 瞳 孔 径 的 大 小 与 光 波 波 长 无 关, 仅 与 系 统 微 透 镜 阵 列 以 及 目 镜 系 统 的 参 数 有 关:

$$D_{\exp} = \mathrm{d}f_o / f \tag{12}$$

即理想光学系统中,当微镜单元口径 d 为 0.1 mm, 焦距为 0.33 mm,目镜焦距为 20 mm 时,系统出瞳口 径可增大至 6 mm。但考虑到微透镜阵列基底对入射 光束的作用,不同基底厚度对应的出瞳直径将有所 不同。

2 光学系统设计实例

手术显微镜接目物镜到目镜光学系统设计要求:

(1) 接目物镜焦距 170 mm;

(2) 目镜焦距 20 mm,目镜线视场直径 18 mm;

(3) 瞳距调节范围 50~75 mm。

根据上述设计要求,首先优化出接目物镜和目

镜光学结构参数,然后两者进行联合优化,提高像 质。图5给出了手术显微镜接目物镜到目镜的光学 系统优化后的结构参数,系统入瞳直径为15mm。

Surface #	Surface Name	Surface Type	Y Radius	Thickness	Glass	Refract Mode	Y Semi-Aperture
Object		Sphere	Infinity	Infinity		Refract	0
Stop		Sphere	Infinity	15.0000		Refract	7.5000 °
2		Sphere	98.2222	3.5000	516800.642	Refract	8.2520 ^O
3		Sphere	-94.3625	1.5000	749500.349	Refract	8.2613 ^O
4		Sphere	-280.9919	22.5000		Refract	8.2869 ^O
5		Sphere	Infinity	18.0000	516800.642	Refract	8.3673 ^O
3		Sphere	Infinity	12.0000		Refract	8.4094 ^O
7		Sphere	Infinity	47.0000	516800.642	Refract	8.4521 ^O
3		Sphere	Infinity	12.0000		Refract	8.5620 ^O
3		Sphere	Infinity	18.0000	516800.642	Refract	8.6047 ^O
10		Sphere	Infinity	15.5000		Refract	8.6468 ^O
11		Sphere	Infinity	47.0000	516800.642	Refract	8.7019 ^O
12		Sphere	Infinity	3.0000		Refract	8.8118 ^O
13		Sphere	24.2528	7.0000	603420.380	Refract	8.8284 ^O
14		Sphere	-23.7220	2.0000	647690.338	Refract	8.2788 ^O
15		Sphere	20.7766	18.9000		Refract N	7.6458 ^O
16		Sphere	Infinity	9.1400		Refract 5	8.4081 ^O
17		Sphere	-12.2971	5.2000	643679.561	Refract	9.0786 ^O
18		Sphere	-16.8299	0.2950		Refract	11.2932 ^O
19		Sphere	-63.2267	4.0000	626584.591	Refract	12.0520 ^O
20		Sphere	-23.8659	0.6452		Refract	12.4030 ^O
21		Sphere	88.3132	7.2000	708715.479	Refract	12.2560 ^O
22		Sphere	-22.7751	2.0000	755201.275	Refract	12.0370 ^O
23		Sphere	-155.3013	2.0000		Refract	11.7627 ^O
24		Sphere	20.1898	7.5000	625798.592	Refract	10.8789 ^O
25		Sphere	-50.4146	1.9000	753431.276	Refract	9.7648 ^O
26		Sphere	96.1018	0.0000		Refract	8.8338 ^O
27		Sphere	Infinity	18.0000		Refract	9.0172 ^O
28		Sphere	Infinity	20.0000		Refract	0.9468 ^O
mage		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	8.4705 ^O
······			En	d Of Data			

图 5 光学系统结构参数

Fig.5 Optical system lens data

图 5 中 2~15 面是接目物镜结构参数,接目物镜 接收来自大物镜的平行光,16 面是中间像面;17~26 面是目镜结构参数,它将接目物镜所成的像放大到 无穷远,与目镜构成无焦系统;目镜后加入了焦距 20 mm 的理想透镜,28 面的半口径就是系统出瞳半 径,为 0.95 mm。其光路图见图 6,目镜局部放大图见 图 7。



图 6 手术显微镜接目物镜及目镜光路图

Fig.6 Imaging lens and eyepiece lens system in the surgial microscope



图 7 目镜局部放大图 Fig.7 Eyepiece lens partical enlarged view

在图 6 所示的光路中,加入微透镜阵列器件,其 光路图见图 8。加入微透镜阵列器件后的目镜局部 放大图见图 9,微透镜阵列器件参数见图 10。



- 图 8 加入微透镜阵列器件后的手术显微镜接目物镜和目镜光 路图
- Fig.8 Imaging lens and eyepiece lens system including DLMA in the surgial microscope



图 9 加入微透镜阵列器件后的目镜局部放大图

Surface #	Surface Name	Surface Type	Y Radius	Thickness	Glass	Refract Mode	Y Semi-Aperture	X Semi-Aperture	Non-Centered Data
Object		Sphere	Infinity	Infinity		Refract	0	0	
Stop		Sphere	Infinity	15.0000		Refract	7.5040 0	7.5040 ^O	
								00000000	
16		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	8.3541 ^Ô	8.3541 ^Ô	
17		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	0.1000	0.1000	Start of Array
18		Sphere	Infinity	0.5500	BK7_SCHO	Refract	0.1000	0.1000	
19		Sphere	-0.1724	0.0000		Refract	0.1000	0.1000	
20		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	8.3995 ^O	8.3995 O	End of Array
21		Sphere	Infinity	0.3300		Refract	8.3995 0	8.3995 O	
22		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	0.1000	0.1000	Start of Array
23		Sphere	0.1724 P	0.5500	BK7 SCHO	Refract	0.1000	0.1000	
24		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	0.1000	0.1000	
25		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	8.4493 ^O	8.4493 ^O	End of Array
26		Sphere	Infinity	7.8080		Refract	8.4493 0	8.4493 ^O	
27		Sphere	-12.2971	5.2000	643679.561	Refract	8.8253 0	8.8253 O	
28		Sphere	-16.8299	0.2950		Refract	10.8813 0	10.8813 O	
29		Sphere	-63.2267	4.0000	626584.591	Refract	11.4668 ^O	11.4668 ^O	
30		Sphere	-23.8659	0.6452		Refract	11.8163 0	11.8163 O	
31		Sphere	88.3132	7.2000	708715.479	Refract	11.5791 ^O	11.5791 ^O	
32		Sphere	-22.7751	2.0000	755201.275	Refract	11.2847 O	11.2847 O	
33		Sphere	-155.3013	2.0000		Refract	10.9804 0	10.9804 ^O	
34		Sphere	20.1898	7.5000	625798.592	Refract	10.0965 ^O	10.0965 O	
35		Sphere	-50.4146	1.9000	753431.276	Refract	8.8073 0	8.8073 ^O	
36		Sphere	96.1018	0.0000		Refract	7.9710 ^O	7.9710 ^O	
37		Sphere	Infinity	18.1000		Refract	8.1184 ^O	8.1184 ^O	
38		Sphere	Infinity	20.0000		Refract	2.0977 0	2.0977 O	
Image		Sphere	Infinity	0.0000		Refract	9.1264 ^O	9.1264 O	

Fig.9 Partical enlarged view of eyepiece lens including DLMA

图 10 加入微透镜阵列器件后光学系统结构参数 Fig.10 Optical system lens data including DLMA

图 10 中,1~15 面的结构参数与图 5 完全相同, 微透镜阵列器件位于接目物镜的像面上,即加入微 透镜阵列器件后光学系统的 16 面间隔变为 0。

加入微透镜阵列器件后,目镜相对于接目物镜 的位置将发生一定的变化,且整个系统的像质也受 到影响,经过对系统像质再次优化,得到了图 10 的 设计结果。图中,17~25 面为微透镜阵列器件结构参 数,从面 38 可以看出,经计算机优化设计后系统出 瞳半径为 2.09mm,出瞳直径从 1.9mm 增大到 4.1mm。

3 结 论

文中首先对使用二维微透镜阵列增大目视光学 系统出瞳直径进行了理论探讨,在此基础上,设计了 用于增大手术显微镜出瞳直径的二维微透镜阵列器 件,经计算表明,使用该二维微透镜阵列器件后手术 显微镜出瞳直径从 1.9 mm 增大到 4.1 mm,可以有效 地解决由于目视光学系统出瞳直径小导致的观察者 视觉疲劳问题。

参考文献:

 Olympus Optical Co.,Ltd. Stereoscopic microscope: Japan, 8– 304707 [P]. 1995–05–12.

[2] Zhang jianzhong, Sun qiang, Yang le, et al. Design of LED – based visible scene simulator with long exit pupil relief and large field of view [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2012, 41(9): 2453–2458. (in Chinese)
张建忠, 孙强, 杨乐,等.大出瞳距大视场 LED 型景象模拟器光学系统设计[J].红外与激光工程, 2012, 41(9): 2453–2458.

- [3] Yang Guoguang, Shen Yibing, Hou Xiyun. Micro-optical technology and its development [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2001, 30(4): 3-8. (in Chinese) 杨国光, 沈亦兵, 侯西云. 微光学技术及其发展[J]. 红外与激光工程, 2001, 30(4): 3-8.
- [4] Olympus Optical Co., Ltd. Large exit –pupil stereoscopic microscope: United States, 5729382 [P]. 1998–05–17.
- [5] Olympus Optical Co., Ltd. Surgical microscope: Japan, 11– 167065 [P]. 1997–12–03.
- [6] Ren Zhibin. Study of the optical characteristics and the fabrication technology of refractive microlens and microlens arrays [D]. Changchun: Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics Academia of Sciences, Chinese Academy of Sciences, 2004. (in Chinese) 任智斌. 折射型微透镜及微透镜阵列光学性质与制作技术 的研究 [D]. 长春: 中国科学院长春光学精密机械与物理 研究所, 2004.
- [7] Xu Qiao, Ye Jun, Zhou Guangya, et al. Fabrication of refractive microlen array by melting photoresist [J]. Acta Optica Sinica, 1996, 16(9): 112-117. (in Chinese) 许乔, 叶钧, 周光亚, 等. 折射型微透镜列阵的光刻热熔法 研究[J]. 光学学报, 1996, 16(9): 112-117.
- [8] Microvision, Inc. Optical element that includes a microlens array and related method:United States, 7580189B2[P]. 2009.
- Urey H, Powell K V. Microlens array –based exit pupil expander for full color display applications [C]//SPIE, 2004, 5456: 227–236.
- [10] Urey H, Powell K D. Microlens array based exit pupil expander for full–color displays [J]. *Applied Optics*, 2005, 44 (23): 4930–6.