

doi:10.3788/gzxb20184712.1210001

结合划线拟合和深度学习的数字全息显微 相位像差自动补偿方法

肖文¹, 杨璐¹, 潘锋¹, 曹闰禹¹, 姚田², 李小平²

(1 北京航空航天大学 仪器科学与光电工程学院, 北京 100191)

(2 北京大学人民医院 妇产科, 北京 100191)

摘 要: 针对动态观察活体细胞形态的数字全息显微应用, 提出了一种结合划线拟合和深度学习的自动相位像差补偿方法. 首先在全息面提取中心十字线上的物光场相位值, 通过二次多项式数值拟合构建相位掩模完成相位像差初步补偿, 然后在成像面运用卷积神经网络生成二值化图像掩膜, 提取物光场中无物体区域的相位值, 再次通过高阶多项式进行数字拟合构建相位掩模完成相位像差精确补偿. 最后得到无相位像差的再现相位像. 该方法通过在全息面划线取值和数字拟合有效补偿物光中的主要相位像差, 降低了成像面物光场的图像轮廓复杂性, 利用有限的训练数据集获得能够准确建立图像分割的深度学习模型, 从而实现了准确的无需人工干预的数字全息显微自动相位像差补偿. 基于离轴数字全息显微成像系统对多种具有不同形态特征的活体细胞开展动态观察实验, 并进一步应用该方法进行子宫内膜癌细胞抗药性筛选. 结果表明该方法可以很好地用于动态显微观察, 从而为生物学细胞动态研究提供实验依据.

关键词: 数字全息显微; 像差补偿; 深度学习; 生物细胞; 图像分割

中图分类号: TN26

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2018)12-1210001-10

Automatic Phase Aberration Compensation for Digital Holographic Microscopy Combined with Phase Fitting and Deep Learning

XIAO Wen¹, YANG Lu¹, PAN Feng¹, CAO Run-yu¹, YAO Tian², LI Xiao-ping²

(1 School of Instrumentation Science and Opto-electronics Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

(2 Department of Gynaecology and Obstetrics, Peking University People's Hospital, Beijing 100191, China)

Abstract: An automatic aberration compensation method is proposed by combing phase fitting and deep learning in digital holographic microscopy and applications to dynamic observation of living cell morphology. Firstly, in the holography recording plane, the preliminary aberration compensation is implemented by using a digital phase mask, whose quadratic polynomial fitting computation is based on the extraction of reconstructed phase value along central cross line profiles in the field of view. Then, in the holographic imaging plane, the final aberration compensation is completed by using higher-order polynomial digital phase mask that computed with the phase data in the object free region, which is defined by the convolutional neural network. Thus, the phase image of object is correctly and accurately reconstructed. Thanks to the preliminary aberration compensation in the holography recording plane, the complexity of reconstruction in the holographic imaging plane is effectively reduced before the convolutional neural network training. Therefore, a stable deep learning model for phase image segmentation can be obtained on basis of limited data set and the compensation of phase aberration can be achieved without any manual intervention. The experiments are demonstrated by observing the several

基金项目: 国家自然科学基金(No. 61775010)和国家重大科学仪器设备开发专项(No.2013YQ03059506)资助

第一作者: 肖文(1962-), 男, 教授, 博士, 主要研究方向为数字全息技术, 三维显微成像, 光学相干检测. Email: xiaow@buaa.edu.cn

通讯作者: 潘锋(1979-), 男, 副教授, 博士, 主要研究方向为数字全息技术, 三维显微成像, 光学相干检测. Email: panfeng@buaa.edu.cn

收稿日期: 2018-07-13; 录用日期: 2018-09-29

<http://www.photon.ac.cn>

kinds of living cells, which have different morphological characteristics, with the off-axis digital holographic microscopy. Furthermore, the proposed method is applied to screen the drug resistance of endometrial cancer cells. These experimental results verify the proposed method and show that it can be used to dynamic microscopic observation in biological cell research.

Key words: Digital holographic microscopy; Aberration compensation; Deep learning; Biological cell; Image segmentation

OCIS Codes: 100.4996; 100.2000; 090.1995; 170.0180

0 引言

数字全息显微技术(Digital Holographic Microscopy, DHM)将数字全息技术和显微技术结合,可以观测尺寸在微米甚至纳米量级的微结构样本的三维信息.该技术具有全场、三维、无侵入的特点,非常适用于活体生物样品的动态显微观察,在生命科学和医学领域的应用日益增加.联邦理工学院通过 DHM 定量检测小鼠皮质神经元在应激过程中的动态过程^[1-4].

在生物医学动态显微观察应用中,全息再现像的相位像差补偿是关键技术之一.已有的相位像差补偿方法主要分为光路硬件补偿方法、参考全息图方法和数字透镜补偿方法.2005年,美国的 MANN C 等提出了光路硬件补偿方法,在参考光路中放置一个与物光路相同的显微物镜,以补偿物显微物镜造成的二阶相位像差,其像差补偿精度受限于物理定位精度^[5].2003年,法国的 FERRARO P 等提出参考全息图法,在相同的实验环境下分别记录有样本和无样本时的全息图,相减得到无像差的物体相位像,但在长时间的活体生物细胞观察时难以补偿由培养基等引入的动态相位像差^[6].1999年,瑞士的 CUCHE E 等提出了用于构建数字透镜的相位像差补偿模型及数字补偿方法^[7].2006年,同组的 COLOMB T 等提出通过人工识别选取背景区域进行数值拟合构建数字透镜,实现相位像差数字补偿^[8-10],但该方法难以应用于长时间的动态显微观察实验研究^[11-12].为了实现相位像差自动补偿,研究者们开展了深入研究.2013年南京大学的左超等提出基于主成分分析法的自动补偿方法,但该方法对噪声敏感^[13].2018年燕山大学的刘烁等提出利用补偿前后的相位变化差异来计算 Zernike 系数,但只适用于相位变化很缓慢的观测样本^[14].2017年 NGUYEN T 等开展了基于深度学习的相位像差补偿方法研究^[15-16],即通过训练深度学习运用神经网络自动识别图像特征,实现背景和物体区域的分割^[17-18],但其中的 unet 模型需要数量庞大的训练集,搜集数据的工作难度大.

为了实现适用于长期观察活体细胞且无需人工参与的自动相位像差补偿,本文提出了一种结合划线拟合和神经网络的自动相位像差补偿方法.首先在全息面提取中心十字线上再现物光场的相位值,拟合构建包含系统主要相位像差的数字相位透镜进行初步二次补偿;然后在成像面运用卷积神经网络自动识别背景区域并构建包含残余相位像差的数字透镜进行精确补偿;最终得到无相位像差的物体再现相位像.搭建数字全息显微系统并应用该方法对宫颈癌细胞、子宫内膜癌细胞和小鼠骨细胞等具有不同形态特征的活体样本进行相衬显微成像实验,进一步开展子宫内膜癌细胞的动态定量观察实验,以验证该方法的正确性及可行性.

1 原理和方法

1.1 数字全息显微成像以及相位像差基本原理

在数字全息中,物光光场 O 和平面参考光光场 R 在全息面发生干涉,其光场分布为

$$I_H(x, y) = I_O + I_R + R^* O + RO^* \quad (1)$$

式中, I_O 和 I_R 分别表示物光和参考光强度, $R^* O$ 和 RO^* 为干涉相, O^* 和 R^* 分别为物光参考光的共轭相.

在离轴数字全息光路中,物光和参考光在空间上有一定的夹角,使相位倾斜,造成一阶相位像差,当光路为像面记录时,数学表达式为

$$\varphi_1(x, y) = \exp[jk(x \cos \theta + y \cos \delta)] \quad (2)$$

式中, k 为波数, θ 和 δ 分别表示物光和参考光在 x 、 y 方向上的夹角

由显微光路中的显微物镜以及透镜等光学元件造成的相位弯曲,主要是二阶相位像差,数学表达式为

$$\varphi_2(x, y) = \exp\left[-\frac{jk}{2f_1 M_0}(x^2 + y^2)\right] \quad (3)$$

式中, f_1 为组合焦距, M_0 为显微镜的横向放大率.

因此,在数字全息显微成像中相位像差主要是离轴相干记录引起的一阶像差、显微物镜造成的二阶像差和其它光学元件引起的高阶像差,使物光场相位分布发生畸变。

1.2 结合划线拟合和神经网络的相位自动补偿方法

运用卷积神经网络进行图像识别与分割实际上是通过训练网络学习图像特征使其能够识别图像不同区域的语义,因此,图像的复杂程度决定了神经网络的训练次数、收敛速度和稳定性。针对活体生物细胞的全息显微观察,细胞浸泡在培养基中,而细胞质与培养基的折射率相近,因此获得的相位像具有较小的相位变化值。同时生物细胞是形态变化平缓的相位物体,使得细胞相位像的边缘特征较弱。当再现像存在相位像差时,即相位分布发生倾斜和弯曲,使得相位值分布范围增大,进一步弱化细胞的边缘特性。特别地,当相位像中存在相位跳变时,细胞边缘和跳变边缘发生混叠,增加了图像边缘特征的复杂性。也就是说,对于存在较大相位像差的相位像,神经网络不仅要学习弱边缘特征而且要区分细胞边界与相位跳变边缘。这需要丰富的数据和大量的时间来训练神经网络,才能够实现对细胞和背景区域的正确识别。然而在实际应用中,获取特征丰富、数量庞大的训练数据极大地增加了实验工作量,有时甚至是难以实现的。

基于上述分析,为了基于较少量的训练集获得稳定、准确的神经网络,实现细胞相位像中物体与背景区域的准确分割,提出一种划线拟合和神经网络相结合的自动相位像差补偿方法。该方法包括两个步骤:首先,对数字全息图进行傅里叶变换、频谱滤波和反傅里叶变换得到全息面的物光场复振幅分布,进而提取中心十字线上的相位值,利用二次多项式模型进行数值拟合得到包含系统主要相位像差的相位掩模。基于该相位掩模通过相位相减补偿系统主要相位像差,完成相位像差的初步补偿。由此为下一步运用卷积神经网络(Convolutional Neural Network,CNN)提取背景图像提供支持,即有效减小了相位值变化的范围并降低了相位跳变引起的干扰。然后,基于初步补偿后的全息面物光场,利用衍射传播数字算法得到成像面的物光场,进而运用神经网络自动识别物体相位像中的物体和背景区域,进一步提取背景区域的相位值并利用高阶多项式模型进行数值拟合得到包含残余相位像差的相位掩模,通过相位相减实现相位像差的精确补偿,得到无相位像差的物体相位像。基于中心十字线的二阶像差补偿是为了降低成像面物体相位像的复杂程度,从而提高网络训练的收敛速度和准确度。对于系统像差的精确补偿,实际上是在成像面获得二值化掩模之后,基于背景区域的相位值进行高次多项式拟合来完成的。

其中,初步补偿中运用的多项式形式为

$$S = \alpha_0 + \alpha_1 x + \alpha_2 y + \alpha_3 xy + \alpha_4 x^2 + \alpha_5 y^2 \quad (4)$$

精确补偿中运用的多项式形式为

$$S = \sum_{i=0}^5 \sum_{j=0}^5 \alpha_{ij} x^i y^j \quad (5)$$

式中, α 是数值拟合得到的多项式系数, x 是横坐标, y 是纵坐标

计算流程如图 1 所示。

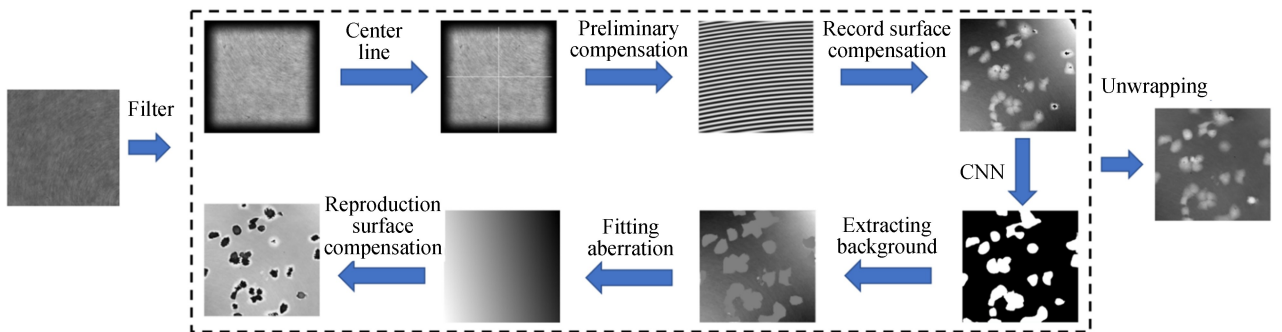


图 1 相位补偿流程

Fig.1 Phase compensation flow chart

2 卷积神经网络提取背景方法

运用神经网络实现离轴数字全息相位像的背景提取。首先建立网络训练样本集,即训练输入图像

(Training data)和真实输出图像(Ground truth).在产生真实输出图像时通过人工识别得到分割物体和背景的二值化掩模.当运用训练数据完成网络训练后,得到最优的网络模型参数,在实际动态观察中,网络模型会根据输入再现物体相位像自主地在没有任何人为干预的情况下输出准确分割物体和背景的二值化掩模,进一步基于背景区域的相位值通过高阶多项式拟合计算,实现像差的自动补偿.

图 2 为全卷积神经网络中的 Unet 模型,包含卷积层、4 个下采样层、4 个上采样层,每 2 次卷积操作后进行采样操作,实现输入和输出都是图像的端对端的网络结构.进一步,对称层级的数据相加(Concat),有效避免梯度弥散,在每个层级后添加了批量标准化(Batch Normalization, BN)的处理,提高收敛速度.在训练过程中,初始学习率为 0.001,每迭代 50 次,学习率乘以 0.8.

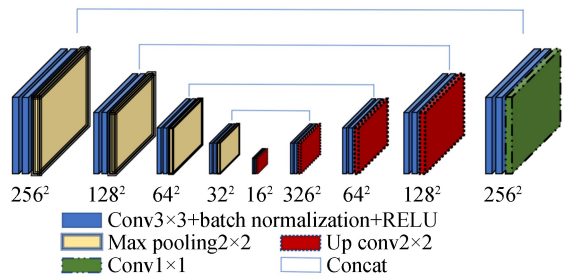


图 2 Unet 网络结构
Fig.2 Network structure

神经网络的输入是包含残余相位像差的相位像(256×256),输出是二值化掩膜,即背景区域像素

值为 0,物体区域像素值为 1.训练数据集包括实验数据和仿真数据.其中,实验数据是最可靠的训练数据,仿真数据进一步扩充训练集,提高训练网络的准确性.首先,通过全息显微成像系统记录不同形态细胞的全息图,在全息面完成初步相位像差补偿后的物体再现像为训练集的输入,对这些包含残余相位像差的相位像通过人工识别得到二值化掩模图像,并将其作为训练集的标签.其次,利用仿真数据扩充训练数据集,为了充分接近实验数据,仿真数据是由开源数据库 Cell Image Library^[19]中真实细胞的显微图像和实际实验系统像差测量值组合而成,Cell Image Library 是由美国加州大学圣地亚哥分校生物系统研究中心提供的生物细胞显微图像的开源数据库.本文所选用的是 Broad 研究所汇集的 30 000 种 U2OS 骨肉瘤细胞数据.这些数据库包含了形态丰富的真实细胞图像,能够有效地增加训练集多样性.另外,系统像差数据是在同一实验系统下,在无样品的情况下通过微调显微物镜位置,记录和再现全息图,得到形式多样的系统像差相位分布图像.最后,将模拟物体相位像和系统残余相位像差随机叠加生成 200 幅训练集的输入,同样将这些图像通过人工识别得到的二值化掩模图像作为训练集的标签.实验数据和仿真数据一共 250 幅,将每幅图旋转 4 个角度,最后得到 1 000 幅训练数据,并将得到的数据按照 7∶3 的比例,分为训练数据集和测试数据集.

图 3 给出了模型训练时损失函数值的变化情况.分别表示训练数据未经过初步补偿和经过初步补偿后迭代 1 000 轮次损失函数值的变化趋势,其中损失函数是交叉熵函数.可以看出,运用进行初步补偿的相位像训练时,随着迭代次数的增加,损失值逐渐减小并收敛到 0.03,运用未进行初步补偿的相位像训练时,损失值则在 0.3 附近震荡,没有下降趋势无法收敛.

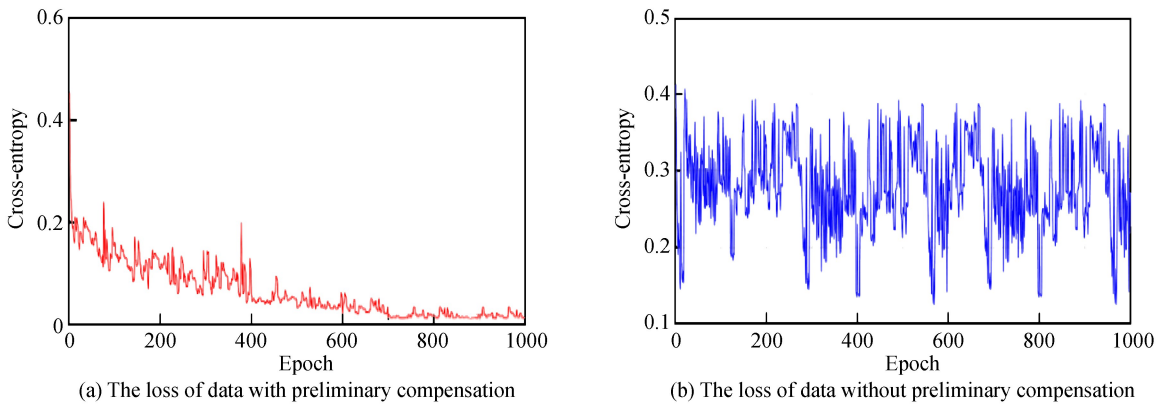


图 3 损失函数曲线
Fig.3 Loss function curve

图 4 给出了神经网络各级别的输出可视化图像,其中图 4(a)的输入图像进行了初步补偿,图 4(b)的输入图像未进行初步补偿.对比图 4(a)和(b)的输入图像,图 4(b)的相位像差有明显的相位跳变,并且呈现为

向下凹陷的曲面,图像边缘特征较弱,导致神经网络难以学习到凹陷区域中细胞边缘特征,在输出二值化掩膜的凹陷区域识别错误.从图 4(b)还可以看出,由于细胞的边缘变化具有连续性,相位跳变的变化趋势和细胞边缘相似,造成神经网络判断混淆,输出结果出现圆形边界.从图 4(a)可以看出,由于相位变化范围相对较小,尽管在前几层中神经网络也混淆了相位跳变边缘和细胞边界,但是当上采样之后神经网络能够区别细胞边缘和相位跳变边缘,从而输出正确的二值化图像分割掩膜.

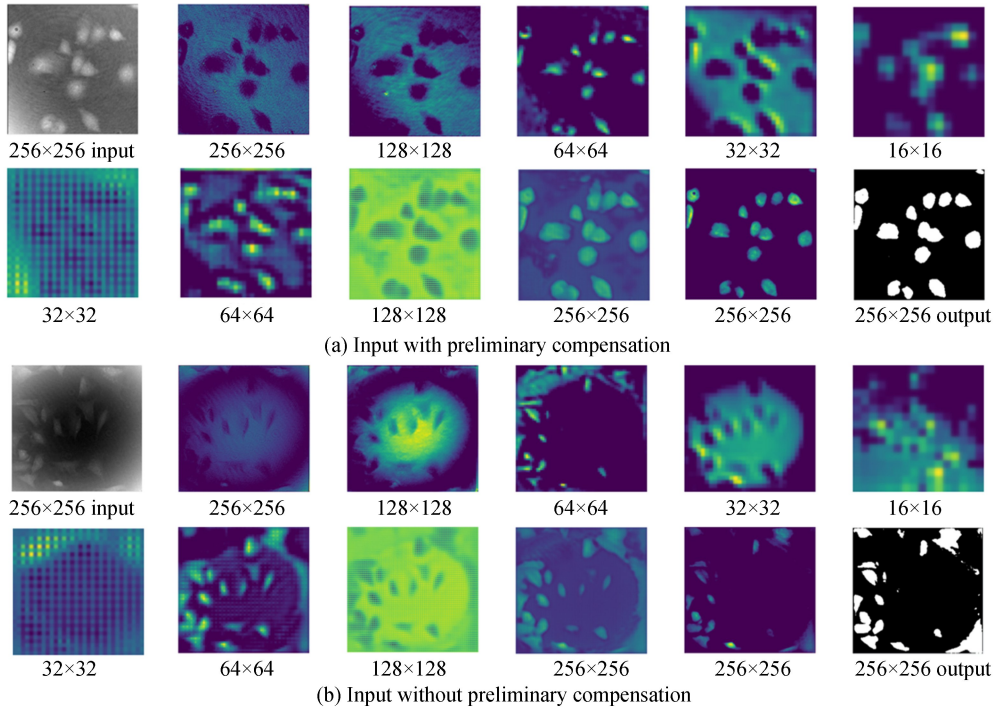


图 4 神经网络各层级输出可视化

Fig.4 Neural network output visualization at each level

3 实验验证

3.1 实验装置

采用的透射式离轴数字全息显微装置如图 5 所示,该装置基于离轴 Mach-Zehnder 光路结构.光源是波长为 532 nm 的连续输出激光器,功率是 100 mW.中性密度滤光器(Neutral Density Filter, NDF)用于控制输出的光功率.通过偏振分束器(Polarizing Beam Splitter, PBS)将扩展的激光束分为物光和参考光,将半波片($\lambda/2$)与 PBS 一起放置调节物光和参考光的强度比.另一个半波片用于调整参考光束的偏振方向,使得参考光和照明光偏正态一致.照明光通过聚光透镜(Condenser Lens, CL)会聚后透过样品再通过显微物镜(Microscopic Objective, MO)在相机前方产生放大实像,参考光与物光通过分光棱镜(BS)发生干涉,其中物光与参考光有一小角度夹角,在 CCD 相机光敏面上产生全息图.

3.2 实验结果

利用实验系统对子宫内膜癌细胞进行了显微观察,图 6 给出了在全息面有无进行初步补偿的再现结果.对比发现,未进行初步补偿的相位像图 6(a)存在相位跳变,而补偿后的相位像图 6(b)的相位弯曲程度减少,只有少量残差.

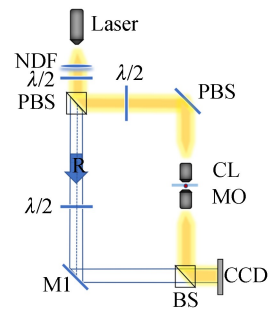


图 5 实验装置

Fig.5 Experimental device

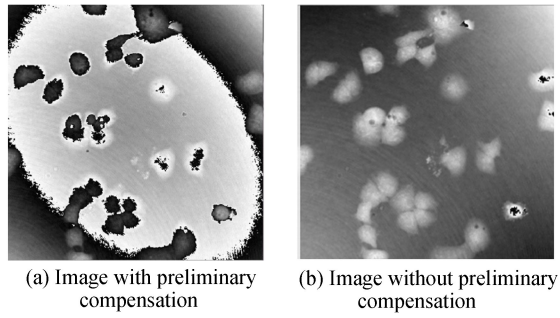


图 6 初步补偿对比
Fig.6 Preliminary compensation comparison

利用本文提出的自动相位补偿方法进行相位补偿,结果如图 7 所示.比较精确补偿前后两幅图对角线的像素值的分布,图 7(e)中实线代表图 7(a)中虚线上的像素值分布,虚线代表图 7(c)中虚线上的像素值分布.图 7(e)中虚线方框内是对角线覆盖到的细胞区域,在图 7(a)和(b)中用虚线方框标出,精确补偿前细胞相位

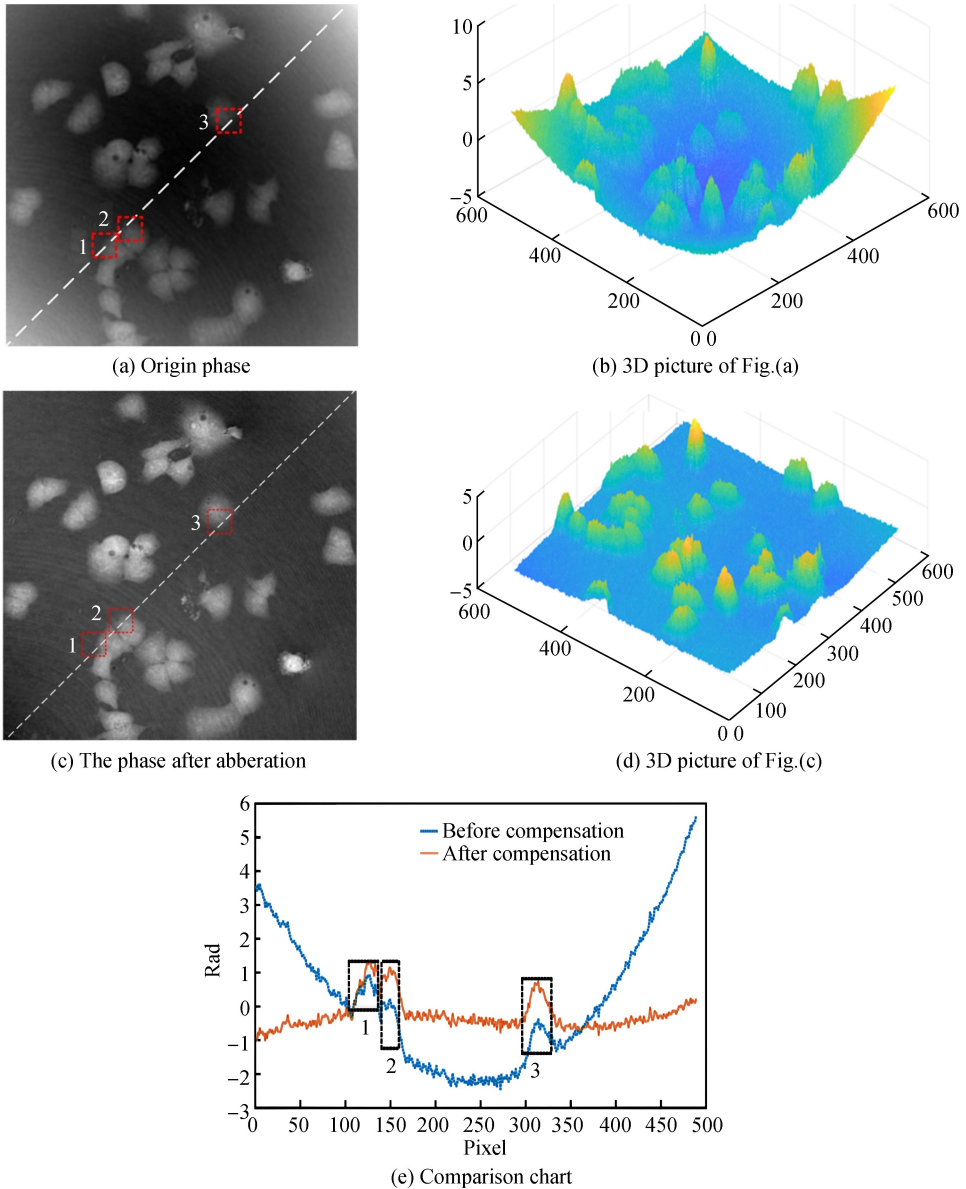


图 7 补偿前后对比
Fig.7 Comparison before and after compensation

有明显的像差,精确补偿后得到了无像差的细胞相位值.从图中明显看出,利用本文方法能够有效补偿原相位像中的二次曲面相位像差,得到细胞的无相位像差相位像.

图 8 给了运用有限数据集训练好的神经网络模型对于子宫内膜癌细胞、宫颈癌细胞以及小鼠骨细胞数字全息显微观察相位像差自动补偿的结果.由图中可看出,运用本文方法基于 700 幅图像训练得到的神经网络,能够应用于不同细胞形状和不同细胞密度的相位像,输出正确的二值化掩模,实现相位像差自动准确补偿.

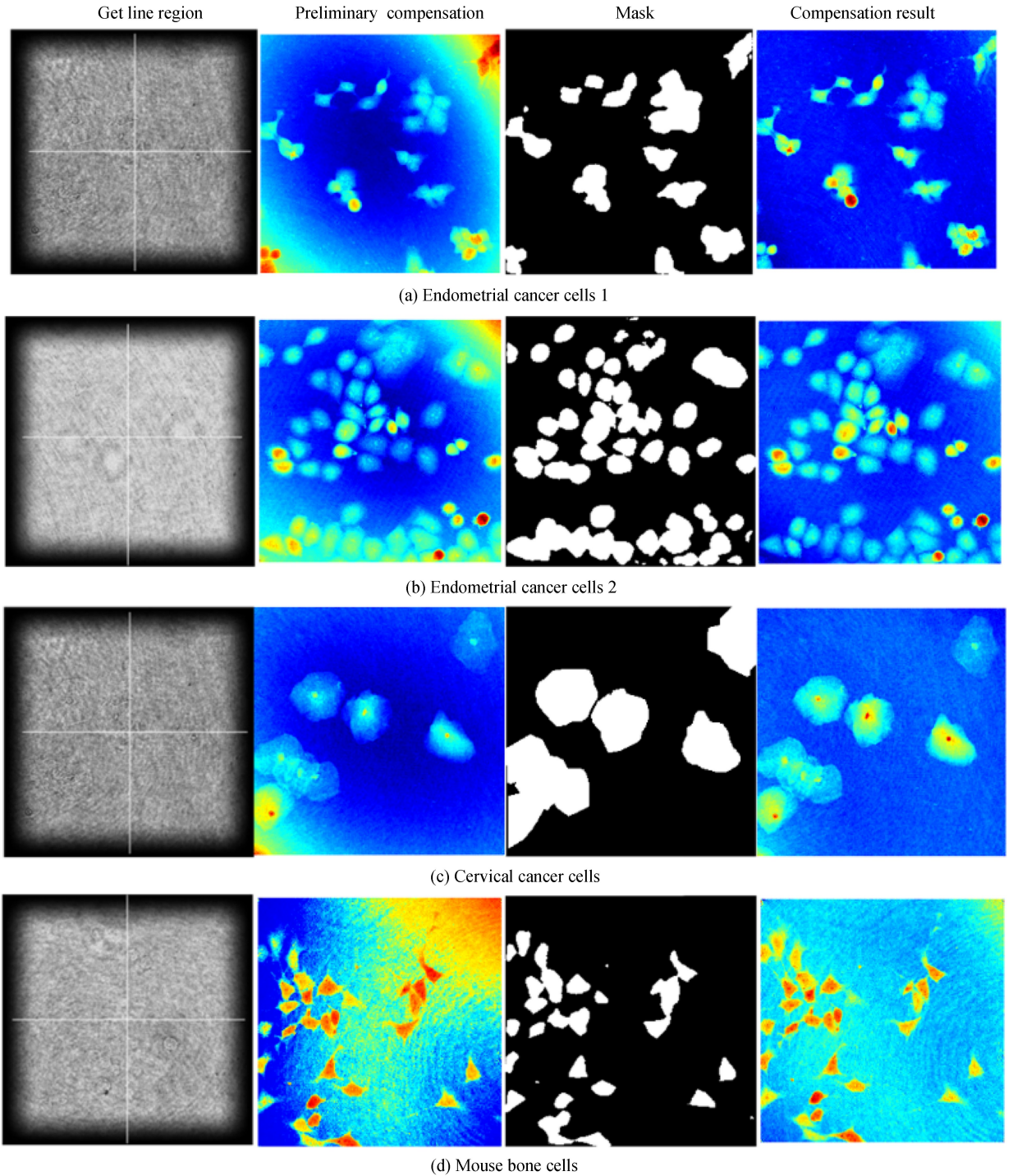


图 8 不同细胞的补偿结果

Fig.8 Compensation results for different cells

子宫内膜癌是常见的妇科恶性肿瘤,应用本文提出的自动相位像差补偿方法及已训练好的神经网络,针对子宫内膜癌细胞开展动态全息显微观察实验,为抗药性分析提供实验依据.采用子宫内膜癌细胞系

Ishikawa 及其顺铂(cisplatin)耐药细胞系 Ishikawa/CisR 作为研究对象,通过动态观测细胞对不同药物的反应过程判断细胞对不同药物的敏感程度.应用本文实验系统和基于已训练好的神经网络的自动相位像差补偿方法,对子宫内膜癌细胞系 Ishikawa、Ishikawa/CisR 在药物顺铂的刺激下其形态的变化过程进行动态显微观察,对子宫内膜癌细胞的耐药性进行初步分析.具体实验流程为:将 5×10^4 个细胞接种于 35 mm 共聚焦培养皿(NEST)中,待其贴壁 8 h 后,首先在培养皿中加入普通培养液观察 30 min,然后将普通培养液换成含药物培养液继续观察 150 min,实验中每隔 5 s 拍一张图片.

图 9 给出了子宫内膜癌细胞动态显微观察结果.图 9(a)是加普通培养液 10 s 后的相位像,图 9(b)是加普通培养液 30 min 后的相位像,图 9(c)是加药后 30 min 后的相位像,图 9(d)是加药后 150 min 后的相位像.

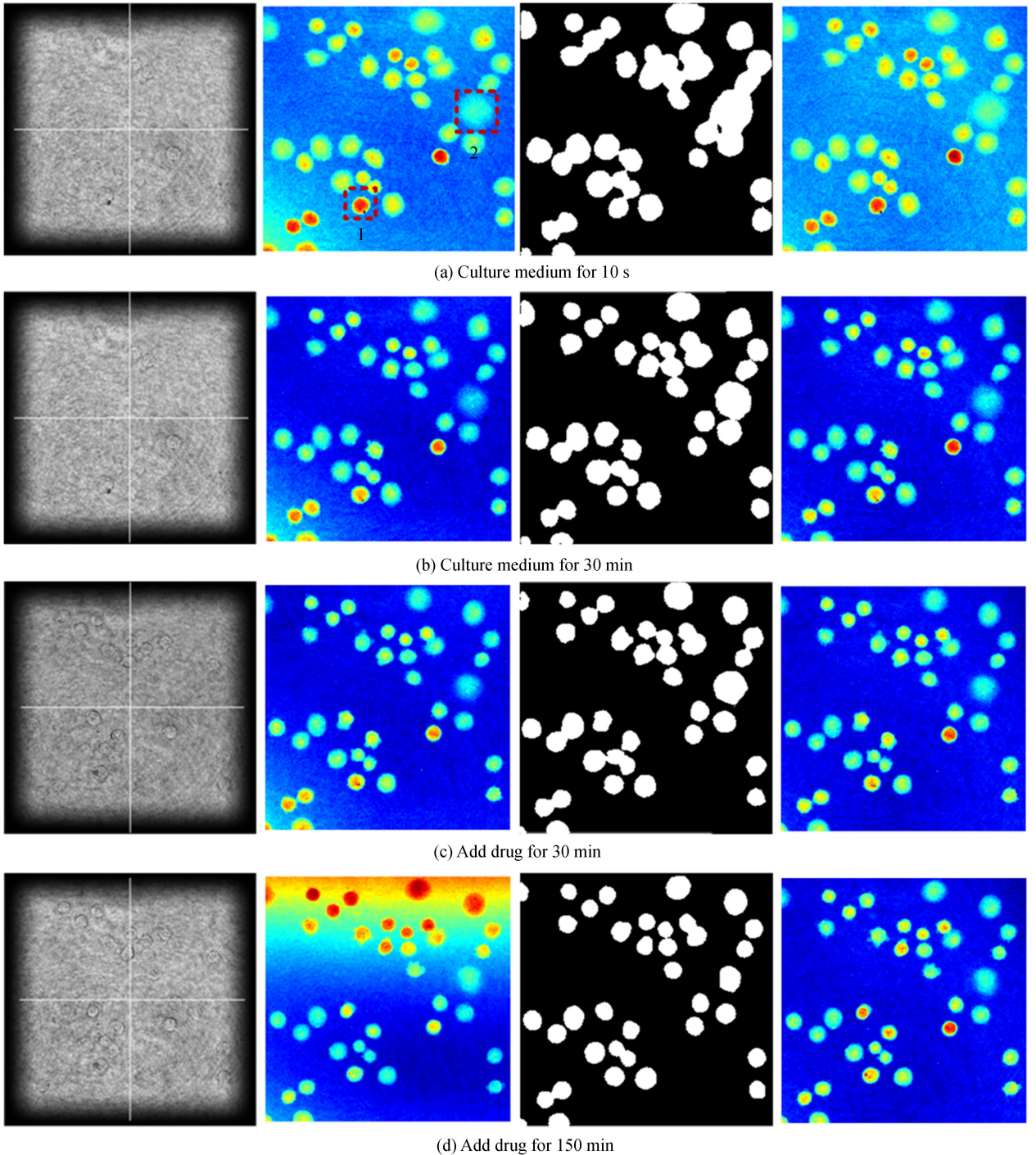


图 9 动态观测子宫内膜癌细胞

Fig.9 Dynamically observed endometrial cancer cells

对比发现,细胞的形态在发生微弱的变化,神经网络输出的掩模也随着细胞形态的变化作出了相应的调整,证明了模型的稳定性.以图 9(a)中红框标注的两个细胞为分析对象,分别分析细胞相对面积即细胞覆盖的像素个数的变化曲线,以及细胞的平均相位即相位值求和后对像素个数求平均的变化曲线.其中,每隔 1 s 取出一幅全息图进行分析.从图 10 可以看出,细胞的大小逐渐减小,细胞的平均相位逐渐增大,最后都趋于一个常数.这是由于加药后细胞逐渐失去活性,在这个过程中细胞变小变厚,脱水死亡后细胞形态保持不变.实验数据表明本文所提方法可以很好地用于动态细胞的显微观察,丰富生物学上的分析.

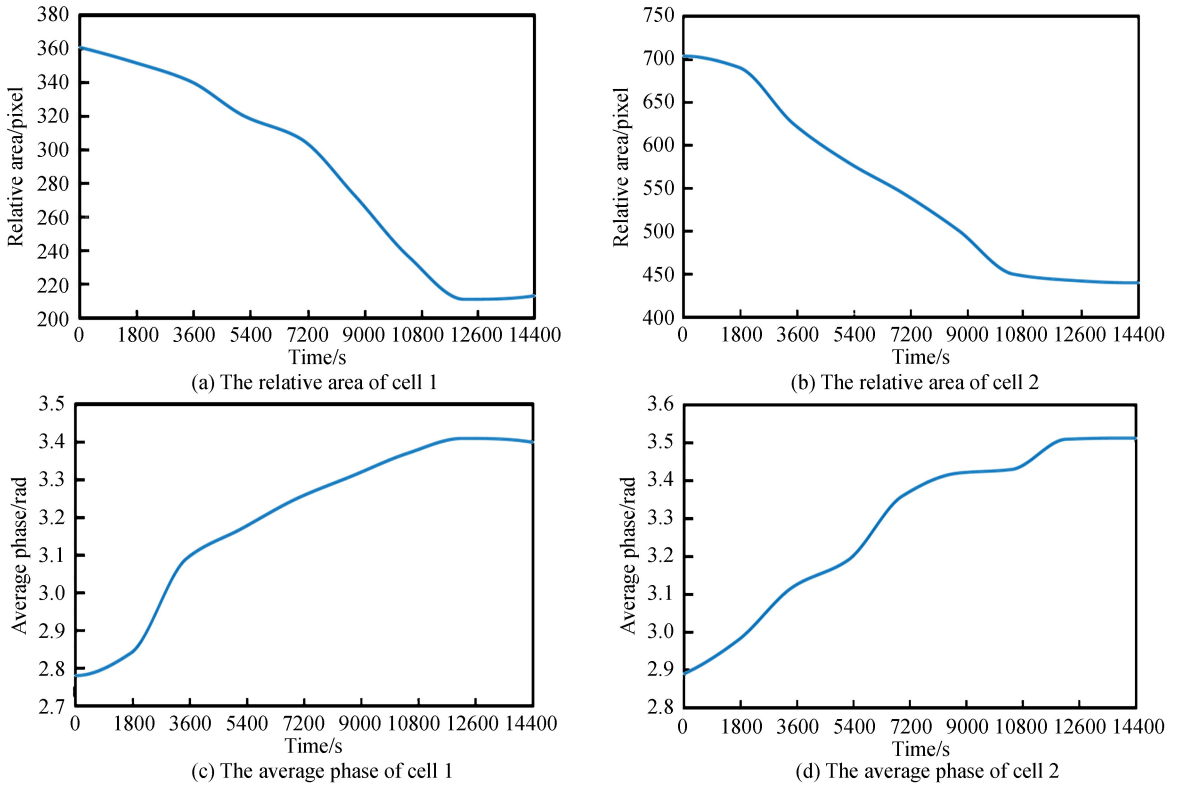


图 10 细胞参数变化曲线
Fig.10 Cell parameter curve

4 结论

本文提出了一种数字全息显微相位像差自动补偿方法,在全息面划线数值拟合进行初步补偿并在再现面通过卷积神经网络提取背景图像进行精确补偿.以自动选取中心线段的方法代替手动选取线段,以神经网络自动检测背景的方法代替手工选取背景区域,提高了神经网络模型的稳定性.分别在宫颈癌细胞、子宫内膜癌细胞和小鼠骨细胞上进行显微观测实验,结果表明该方法不仅可以实现自动补偿相位像差的目标,并且在细胞形状和密度不同的相位像上都有稳定的自动补偿效果,验证了其正确性和可行性.进一步开展了子宫内膜癌细胞的耐药性动态观测实验,观测到实验过程中单个细胞形态参数(相对面积,平均相位)的变化.研究结果更直观地展示宫颈癌细胞耐药过程的形态变化,帮助医学工作者更深入地了解宫颈癌细胞耐药性的机制,将有可能改善宫颈癌的临床治疗效果,也为其他细胞动态研究提供了实验依据.

参考文献

- [1] YAMAGUCHI I, ZHANG T. Three-dimensional microscopy with phase-shifting digital holography[J]. *Optics Letters*, 1998, **23**(15): 1221-1223.
- [2] KREIS T M, ADAMS M, JUEPTNER W P O. Digital in-line holography in particle measurement[C]. *Interferometry '99: Techniques and Technologies*. International Society for Optics and Photonics, 1999: 54-64.
- [3] NAUGHTON T J, FRAUEL Y, JAVIDI B, *et al.* Compression of digital holograms for three-dimensional object recognition[C]. *Algorithms and Systems for Optical Information Processing V*. International Society for Optics and Photonics, 2001: 4124-4132.
- [4] YUAN C J, ZHONG L Y, ZHU Y, *et al.* The studies of preamplification and phase-shifting lensless Fourier digital

- holography[J]. *Laser Journal*, 2004, **25**(6): 51-53.
- [5] MANN C, YU L, LO C M, *et al.* High-resolution quantitative phase-contrast microscopy by digital holography[J]. *Optics Express*, 2005, **13**(22): 8693-8698.
- [6] FERRARO P, DE N S, FINIZIO A, *et al.* Compensation of the inherent wave front curvature in digital holographic coherent microscopy for quantitative phase-contrast imaging[J]. *Applied Optics*, 2003, **42**(11): 1938-1946
- [7] CUCHE E, MARQUET P, DEPEURSINGE C. Simultaneous amplitude-contrast and quantitative phase-contrast microscopy by numerical reconstruction of Fresnel off-axis holograms[J]. *Applied Optics*, 1999, **38**(34): 6994-7001.
- [8] COLOMB T, CUCHE E, CHARRIÈRE F, *et al.* Automatic procedure for aberration compensation in digital holographic microscopy and applications to specimen shape compensation[J]. *Applied Optics*, 2006, **45**(5): 851-863.
- [9] COLOMB T, MONTFORT F, KÜHN J, *et al.* Numerical parametric lens for shifting, magnification, and complete aberration compensation in digital holographic microscopy[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics Image Science & Vision*, 2006, **23**(12): 3177-3190.
- [10] COLOMB T, KÜHN J, CHARRIÈRE F, *et al.* Total aberrations compensation in digital holographic microscopy with a reference conjugated hologram[J]. *Optics Express*, 2006, **14**(10): 4300-4306.
- [11] LIU S, PAN F, WANG Z, *et al.* Long-term quantitative phase-contrast imaging of living cells by digital holographic microscopy[J]. *Laser Physics*, 2011, **21**(4): 740-745.
- [12] QU Wei-juan, YU Ying-jie, CHOO C O, *et al.* Digital holographic microscopy with physical phase compensation[J]. *Optics Letters*, 2009, **34**(8): 1276-1278.
- [13] ZUO C, CHEN Q, QU W, *et al.* Phase aberration compensation in digital holographic microscopy based on principal component analysis[J]. *Optics Letters*, 2013, **38**(10): 1724
- [14] LIU S, LIAN Q, YUAN Q, *et al.* Automatic phase aberration compensation for digital holographic microscopy based on phase variation minimization[J]. *Optics Letters*, 2018, **43**(8): 1870.
- [15] NGUYEN T, BUI V, TRAN D, *et al.* Deep learning bi-telecentric digital holographic microscopy for aberration compensation applied to cancer cells[C]. *OSA Digital Holography & 3-D Imaging*, 2017: Tu2A.5
- [16] NGUYEN T, BUI V, LAM V, *et al.* Automatic phase aberration compensation for digital holographic microscopy based on deep learning background detection.[J]. *Optics Express*, 2017, **25**(13): 15043-15057.
- [17] LAI M. Deep learning for medical image segmentation[J]. *Computer Science*, 2015.
- [18] MOESKOPS P, WOLTERINK J M, VELDEN B H M V D, *et al.* Deep learning for multi-task medical image segmentation in multiple modalities[C]. *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2017: 478-486.
- [19] Cell image library[EB/OL]. [2018-07-13]. <http://www.cellimagelibrary.org>

Foundation item: The National Natural Science Foundation of China(No. 61775010), National Major Scientific Instruments and Equipment Development Project(No.2013YQ03059506)

引用格式: XIAO Wen, YANG Lu, PAN Feng, *et al.* Automatic Phase Aberration Compensation for Digital Holographic Microscopy Combined with Phase Fitting and Deep Learning[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2018, **47**(12): 1210001

肖文, 杨璐, 潘锋, 等. 结合划线拟合和深度学习的数字全息显微相位像差自动补偿方法[J]. *光子学报*, 2018, **47**(12): 1210001