

基于自由曲面光学的双模态生物医学成像研究

王涛^{1,5}, 张明皓¹, 郭玲², 李文良³, 姚建铨⁵, 赵彦良¹, 曹兴国¹, 蔡军⁴, 李玉翔⁴

¹河北工业大学机械学院, 天津 300130;

²河北工业大学医院, 天津 300130;

³天津医科大学肿瘤医院脑外科, 天津 300060;

⁴天津工业大学机电学院, 天津 300387;

⁵天津大学精密仪器与光电子工程学院激光与光电子研究所, 天津 300072

摘要 为了提高光学分子影像与计算机断层扫描(CT)影像的耦合图像质量,基于自由曲面光学技术建立了光学分子影像与CT影像肿瘤病灶组织的自由曲面光学通道,实现了双模态影像融合显示。采用肿瘤病灶组织的微进、多空间、多焦点自由曲面光学曲面镜头与成像面的设计方法,建立双模态影像融合镜头与成像面的微分方程,解出病灶组织自由曲面的光学曲面光焦度变化曲线。采用反求工程中的自由曲面光学重构技术,对病灶组织自由曲面的光学通道曲面进行离散和重建,提高了光学分子影像与CT影像双模态融合的图像质量。采用自由曲面光学通道技术融合显示光学分子影像与CT影像双模态影像的方法合理可行,提高了融合影像信号的清晰度与信噪比。

关键词 成像系统; 生物医学成像; 双模态影像融合; 自由曲面光学; 肿瘤病灶组织; 光学分子影像; 计算机断层扫描影像

中图分类号 N249; TP391.4

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP55.041102

Research on Dual-Mode Biomedical Imaging Based on Free-Form Surface Optics

Wang Tao^{1,5}, Zhang Minghao¹, Guo Ling², Li Wenliang³, Yao Jianquan⁵,
Zhao Yanliang¹, Cao Xingguo¹, Cai Jun⁴, Li Yuxiang⁴

¹College of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China;

²Hospital of Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China;

³Department of Brain Oncology, Tianjin Medical University Cancer Institute and Hospital, Tianjin 300060, China;

⁴School of Mechanical Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China;

⁵Institute of Laser & Opto-Electronics, School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300130, China

Abstract In order to improve the coupling image quality between optical molecular image and computed tomography (CT) image, the free-form surface optical channels of tumor lesion tissue in optical molecular image and CT image are established based on free-form surface optical technology, and dual-mode image fusion display is realized. The design method of microscopic, multi-spatial and multi-focal free-form surface optical lens and imaging surface of tumor lesion tissue is used. The differential equation of fused lens and imaging surface of dual-mode image is established. The light focal change curve of optical surface of the free-form surface in lesion tissue is solved. The optical channel surfaces of lesion tissue free-form surface are discretized and reconstructed by optical reconstruction technique of free-form surface in reverse engineering, which improves the dual-mode image fusion quality of the optical molecular image and CT image. It is reasonable and feasible to use free surface optical channel technology to fuse dual-mode image of the optical molecular image and CT image, which improves the sharpness and signal-to-

收稿日期: 2017-09-29; 收到修改稿日期: 2017-10-27

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(51775166)、天津市应用基础与前沿技术研究项目计划(14JCYBJC19600)

作者简介: 王涛(1963—),男,博士,教授,主要从事激光与光机电一体化技术方面的研究。

E-mail: wtao_1@163.com

noise ratio of fusion image signal.

Key words imaging systems; biomedical imaging; dual-mode image fusion; free-form surface optics; tumor lesion tissue; optical molecular image; computed tomography image

OCIS codes 110.2990; 170.3880; 170.1650

1 引言

光学分子影像是光学分子探针与病灶组织细胞发生反应的影像,对光学成像设备检测光学分子探针与病灶组织细胞反应的光信号进行处理后可获得病灶组织影像信息,即病灶组织细胞的直接信号。光学分子影像的分辨率比通常的计算机断层扫描(CT)影像低一些,如果把光学分子影像与CT影像融合显示,即可取长补短,提高病灶组织的影像质量。

目前,多模态生物医学成像技术是研究热点^[1],其中多模态影像融合是其关键技术之一^[2]。多模态影像融合利用多个模态的生物医学成像方式获得病灶组织的多个影像^[3],并对这些影像进行融合^[4-5],从而形成一幅更准确的影像。文献[6]介绍了光学成像、计算机断层成像与磁共振成像等,结合各种特异性或非特异性的分子探针,通过多种成像技术的检测获取病变部位的多种信息,并利用活体的组织学特征进行信息融合,文献[6]中所采用的方法属于信号后处理方法,所得结果的遗漏信息较多;文献[7]对冠状动脉粥样硬化不稳定斑块的分子影像检测方法及分子探针进行了研究,所采用的方法属于信号后处理方法,以不稳定斑块的分子影像为特征,所得结果信息单一,有失全面性;文献[8]对c-Met异常表达水平及状态进行了定性和定量研究,并对不同分子探针的成像结果进行比较分析,所采用的方法属于信号后处理方法,该方法直接比较结果,没有进行过程融合;文献[9]采集了健康人与病毒性肝炎患者舌边的光谱数据,利用神经网络的方法进行健康人与病毒性肝炎患者的分类识别,模型预测准确率达到100%。舌边光谱数据仅应用于病毒性肝炎病灶,有一定的局限性。可见多模态影像融合方法还不成熟、图像质量有待提高,目前尚无统一的医学影像技术融合准则^[1-2,10]。

目前大多影像融合方法都是对影像信号进行后期处理^[6-8],即在生物医学影像设备摄录到病灶组织的影像信号后,对该影像信号进行后处理,融合精度难以提高。关于影像信号的自由曲面光学前处理方面的研究较少,还需要进一步改善相关技术性能,提高其可靠性、稳定性和易操作性。自由曲面光学技术是先进光学工程领域的前沿代表性技术之一^[11],

其理论依据是非成像理论^[12],该技术可以自由适应光强、调整光信号角度与强度、调整光程差等参数,还可以矫正信号像差、提高信号响应与成像质量。

本文将自由曲面光学技术应用于影像信号的前期处理,采用病灶组织微进、多空间、多焦点自由曲面光学曲面镜头与成像面的设计方法,对病灶组织进行自由曲面光学重构,形成病灶组织自由曲面光学通道,为后处理提供直接融合的通道,提高了多模态生物医学影像耦合与成像质量,该研究具有理论意义与应用价值。

2 双模态融合的自由曲面光学原理

2.1 基本原理

提出了光学分子影像与CT影像双模态影像自由曲面光学融合光路结构,通过自由曲面光学曲面调整了病灶组织光信号角度与强度,构建了病灶组织自由曲面光学通道,病灶组织的特征数量对应通道的数量,实现了光学分子影像与CT影像各自接收器的接收光重新分布,重新分布的规律是由病灶组织自由曲面光学通道决定的,通过此通道形成病灶组织的特定光斑,实现了光学分子影像与CT影像的病灶组织影像融合与显示。

2.2 建模流程

基于自由曲面光学设计进行建模,针对肿瘤病灶的解剖和功能的全部信息进行自由曲面光学特征参数设计,设置对应的自由曲面光学特征参数通道。以自由曲面光学作为共同的形态学基础,进行互补性和冗余性数据处理,实现图像融合与重构,通过自由曲面光学曲面重构获得光学分子影像与CT影像的自由曲面光学曲面的镜头与成像面,综合构成光学分子影像与CT影像多模态影像融合光路系统。

此建模流程把自由曲面光学技术应用到多模态影像融合中,提高了光学分子影像与CT影像耦合影像的质量与利用率,具有抑制噪声、可靠性好和稳健性强的特点,通过光学分子自由曲面光学影像与CT自由曲面光学曲面影像双模态影像融合,实现癌症病灶的筛选和诊断。

2.3 病灶组织自由曲面光学建模

2.3.1 建模原理

利用光学分子自由曲面光学影像与CT自由曲

面光学曲面影像,分割提取出不同病灶组织的自由曲面光学数据信息,再根据病灶组织的性质设定自由曲面光学曲面的光学特性参数,进而约束自由曲面光学曲面影像的重建,建立病灶组织的自由曲面光学响应曲面,即病灶组织的自由曲面光学通道。利用此通道进行光学分子自由曲面光学曲面影像与CT自由曲面光学曲面影像的匹配与融合,提高自由曲面光学曲面的影像精度。

映射病灶特征的自由曲面光学特征参数简称特征参数。针对肿瘤病灶组织细胞的代谢活性,包括映射肿瘤病灶组织器官的形态、结构和生理功能,以及病变的解剖、病理和代谢情况,对应设置自由曲面光学曲面的光学特性参数通道,对肿瘤病灶组织蛋白酶激活的荧光探针进行自由曲面光学成像,映射出肿瘤细胞酶活性的自由曲面光学特征参数。对肿瘤病灶组织细胞的代谢活性与其组织蛋白酶激活的荧光探针同时进行自由曲面光学成像,可以更加准确地显示肿瘤细胞的生理状况。

基于焦距较近、焦度变化速率大、像区散、病灶组织视区不定、成像面小、回光通道长和成像分散等特点,根据乳腺癌肿瘤病灶组织的特征进行分组。将乳腺肿瘤新生血管的血容量作为自由曲面光学的参数特征 A,乳腺癌肿瘤病灶代谢率作为自由曲面光学的参数特征 B,特别要对乳腺癌肿瘤病灶代谢率异常信号特征进行自由曲面光学的参数特征提取与定征,将 2 mm 以上的乳腺癌参数作为自由曲面光学的参数特征 D,将利用弥散光谱监测得到的乳腺癌肿瘤病灶的恶化动向参数作为自由曲面光学的参数特征 E。通过光学分子自由曲面光学影像与CT自由曲面光学曲面影像双模态实现乳腺癌筛选和辅助诊断,降低乳腺癌诊断的假阴性率。

对脑肿瘤手术或放疗后病灶组织的变化和复发状况进行自由曲面光学数据特征采集,突出显示肿瘤病灶组织的边缘特征、几何形状、大小范围、扩散部分的特征以及核素剂量,针对这些病灶设定自由曲面光学特征数据,构成映射病灶特征的自由曲面光学特征数据,并对这些数据进行采集。

自由曲面光学技术通过自由曲面光学的成像面与透镜,在光学分子与CT影像结构上实施。使用自由曲面光学设计,对肿瘤病灶的解剖和功能的全部信息进行自由曲面光学特征参数设计及自由曲面光学数学建模,针对肿瘤病灶解剖组织的结构特征、细胞特征、基因特征和分子特征,分别建立对应的自由曲面光学响应曲面,即各自的自由曲面光学通道。

在光学分子与CT影像结构上建立病灶特征的自由曲面光学通道群及自由曲面光学通道曲面,利用自由曲面光学的互补性和冗余性对不同种类病灶医学影像的参数特征(包括映射肿瘤病灶组织器官的形态、结构和生理功能,以及病变的解剖、病理和代谢情况)加以描述。这些病灶解剖影像的分辨率较高,则对应自由曲面光学的分辨率可以低一些,但综合清晰度要高一些;功能影像自由曲面光学能够映射病灶器官的代谢功能,但分辨率低,对应自由曲面光学的分辨率要高一些,综合清晰度也要高一些。综合构成病灶组织的自由曲面光学特征参数通道。

以自由曲面光学为形态学基础进行互补性和冗余性数据处理,根据映射病灶特征的自由曲面光学特征数据,把通常的透镜与成像面设计为自由曲面光学的透镜与成像面,采用病灶组织微进、多空间、多焦点自由曲面光学曲面镜头与成像面的设计方法,在自由曲面光学透镜与成像面的重构数据中融入肿瘤病灶的特征参数,通过自由曲面光学曲面重构获得光学分子影像与CT影像的自由曲面光学曲面镜头与成像面的映射病灶特征设计数据,实现图像融合与重构,完成光学分子影像与CT影像多模态影像融合光路系统结构设计。

利用特性参数光学通道将解剖的自由曲面光学影像与光学分子影像的自由曲面光学影像进行融合。同一特性参数光学通道上的病灶信息是同一病灶组织的信息,可以直接进行匹配与融合,因此病灶组织的解剖细节可以清晰地显示。病灶组织特性参数自由曲面光学通道技术将CT解剖影像与光学分子影像的功能影像有机融合起来,再结合自由曲面光学的识别技术,一屏显示肿瘤病灶的功能、结构等多方面信息,对患者病情作出基本判定。

自由曲面光学通道的构建与识别主要采用样本示教的方法,其过称为:采集健康组织与病灶组织的自由曲面光学数据,提取特征参数,去除冗余特征,串联向量叠加,建立健康组织与病灶组织的自由曲面光学样本模型通道群,以样本模型通道群为基础建立样本库,对临床采集的病灶数据与样本库进行比较与分析、病理识别与诊断,样本库要不断地更新完善。

2.3.2 自由曲面光学的数学建模

建立肿瘤病灶组织自由曲面光学曲面的微分方程,提出光学分子影像与CT影像结构微进、多空间、多焦点自由曲面光学曲面成像的设计方法。分子影像结构与CT影像结构的镜头与成像面的自由

曲面光学曲面是空间曲面,为了确定肿瘤病灶组织空间中点的位置,在分子影像结构与 CT 影像结构的空间中建立空间直角坐标系 xyz ^[13],建立肿瘤病灶组织焦度与自由曲面光学曲面之间的微分方程^[14]:

$$y = \sum_m^{m+l-1} (C_m x^m), \quad (1)$$

式中 m 为阶数, C_m 为子午线系数, (x, y) 为自由曲面点的坐标。

根据光学分子影像与 CT 影像接收器的自由曲面光学曲面成像微进、多空间、多焦点的成像特点,确定光学分子与 CT 影像结构的透镜视远点和视近点坐标位置、焦度等主要参数,设计沿光学分子与 CT 影像结构多焦点透镜子午线的焦度的坐标位置。

针对自由曲面光学融合方法中融合的标准样板,采用示教采集法对无病灶的健康组织进行采集、采样,建立健康样板库,对肿瘤病灶组织进行采集、采样,建立病灶样板库,重建对应的自由曲面光学曲面。通过调整和组合各种自由曲面光学参数,对比分析各种融合标准样板对医学图像融合性能的影响,

在此基础上针对肿瘤病灶特征进行微进、多空间、多焦点的自由曲面光学曲面重建。

建立光学分子与 CT 影像结构的微进多焦点透镜曲面方程,设 P_A 为肿瘤病灶的组织视远点, P_B 为肿瘤病灶的组织视近点^[15], P_A 处的曲率半径为 r_D , P_B 处的曲率半径为 r_R , 子午线上距中心点 u 处的曲率半径为 $r(u)$, 则有

$$\frac{1}{r(u)} = \frac{1}{r_D} + \left(\frac{1}{r_R} - \frac{1}{r_D} \right) \sum_{n=m}^{m+l-1} [c_n (u+L)^n], \quad (2)$$

式中 L 为 $u=h-L$ 的导数阶数,其中 h 为视点间距。根据肿瘤病灶的组织设置对应的边界条件

$$\begin{cases} r(u) = -L = r_D \\ r(u) = h - L = r_R \end{cases}, \quad (3)$$

可得

$$\begin{cases} \sum_{n=m}^{m+l-1} (C_n h^n) = 1 \\ \left[\frac{d^n}{du^n} \left[\frac{1}{r(u)} \right] \right]_{u=h-L} = 0 \end{cases}, \quad (4)$$

及线性方程组增广矩阵

$$\begin{bmatrix} 1 & & & & 1 & & & & \cdots & & & & 1 & & & & 1 \\ & m & & & & m+1 & & & \cdots & & & & & m+l-1 & & & 0 \\ & & m(m-1) & & & & (m+1)m & & \cdots & & & & & (m+l-1)(m+l-2) & & & 0 \\ & & & \vdots & & & & & \cdots & & & & & & & & 0 \\ m(m-1)\cdots(m-l+2) & & & & (m+1)m(m-1)\cdots(m-l+1) & & & \cdots & & & & & (m+l-1)\cdots(m+1) & & & & 0 \end{bmatrix}. \quad (5)$$

运用 Matlab 编程得到光学分子影像结构与 CT 影像结构的微进、多空间、多焦点肿瘤病灶组织自由光学曲面成像的光焦度变化曲线图。图 1 为肿瘤病灶组织光焦度的变化情况。光学分子与 CT 影像结构视远区和视近区光焦度很稳定、变化率很小,而上升病灶组织过渡区光焦度是缓慢上升的。光学分子与 CT 影像接收器的视远点有效距离为 3000 mm,需要设置自由曲面光学曲面的透镜与成像面来提高分辨率,如果光学分子与 CT 影像接收器的视远点有效距离大于 3000 mm,则不在有效影像范围内。

(4)式在 P_A 点处光学分子与 CT 影像结构视近区的首个高阶微分导数非零阶数 m 以及在 P_B 点光学分子与 CT 影像结构视远区的首个高阶非零阶数,直接影响了光学分子与 CT 影像结构子午线焦度变化的病灶组织特征与形态,设计了光学分子与 CT 影像结构镜头与成像面上与病灶组织特征子午

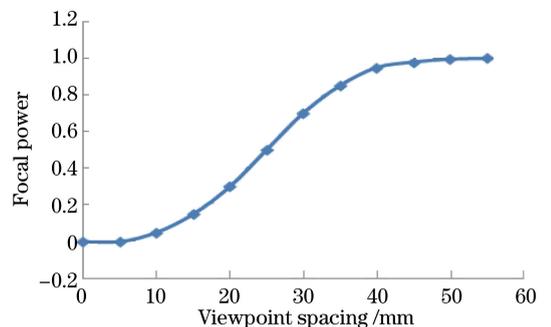


图 1 肿瘤病灶组织光焦度与视点间距的关系

Fig. 1 Relationship between focal power of tumor lesion tissue and viewpoint spacing

线正交的等焦度轮廓线,初步设定光学分子与 CT 影像结构镜头与成像面上每一点的病灶组织特征的焦度。根据微分方程解出各个病灶组织特征影像点的矢高,从而确定光学分子与 CT 影像结构透镜与成像面的自由曲面光学曲面表面形状。

利用差分方法求解微分方程^[14],得到光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学离散曲面的坐标数据,首先设计病灶组织与子午线相正交的轮廓线的曲线类型,包括直线、贝塞尔曲线、圆弧线、双曲线和抛物线^[15],其对应表征病灶组织特征。以病灶组织正交点处曲率为标准,轮廓线上曲率都靠近或等于标准值,设计以病灶组织视近点和正常组织视远点为中心的椭圆轮廓曲线形式,用光学软件进行模拟与误差分析,利用分析及实验结果,综合得到了自由曲面光学曲面成像面形状数据。

2.4 光学分子与CT影像结构自由曲面光学重建

2.4.1 自由曲面光学重建原理

采用反求工程中的自由曲面重构技术获取自由曲面光学镜头与成像面^[12,15],首先进行病灶组织的逆向设计,即采用曲线簇对应病灶组织特征轮廓线。然后根据病灶组织特征微分几何基本规则计算出镜头与成像面上病灶组织特征各点矢高,并进行精确的自由光学曲面重建,建立病灶组织特征数据通道的成像面数据包,重构病灶组织特征数据通道自由曲面光学镜头与成像面。

建立自由曲面光学病灶组织通道,以病灶组织的影像特征为样板,将样板参数映射到自由曲面光学曲面参数上,以重构自由曲面光学曲面,形成自由曲面光学病灶组织通道。该过程可以突出病灶组织影像的显示,建立光学分子与CT影像结构的病灶组织统一特征的自由曲面光学病灶组织通道,实现光学分子与CT影像结构双模态的配准,降低噪声,实现双模态图像的耦合显示。

光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学曲面的数学模型是复合曲面,其由病灶组织特征数据通道的复合曲线拓展组合生成^[14],而复合曲线由建模软件通过病灶组织特征数据点拓展组合生成,利用建模软件将病灶组织特征数据通道的复合曲线进行拓展组合,生成光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学曲面,其包含了单一与复合病灶组织特征数据通道曲线,病灶组织特征数据通道的单一曲线与复合曲线包含了病灶组织特征数据点。

采用病灶组织特征自由曲线的离散化方法获得病灶组织特征自由曲面光学曲面面型数据,用离散病灶组织特征数据线段去逼近自由曲线,每个离散的病灶组织特征线段为低阶方程,通过求解方程得到病灶组织特征重建数据。离散化的病灶组织特征

离散点处的曲率是连续的,病灶组织特征离散点的曲率中心线与病灶组织特征切线垂直,将离散病灶组织特征线段进行拓展,生成离散病灶组织特征曲面,由多个病灶组织特征离散曲面拓展生成光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由光学曲面,离散病灶组织特征自由光学曲面为准矩形网状格,每一个离散病灶组织特征自由光学曲面也称为缀面,每一缀面有4个边界曲线。

采用离散曲面解法获得自由曲面光学空间点群数据,自由曲面光学曲面面型的离散数值表现了病灶组织特征自由曲面光学曲面的空间点群结构。离散曲面解法获得的自由曲面光学曲面面型离散数值数据,代表了光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学曲面的空间点群,具有准确的坐标值与矢量值。利用病灶组织特征坐标值与矢量值制作病灶组织特征自由曲面光学曲面,通过计算机识别病灶组织特征空间点群的单点及病灶组织特征附近局部点群的坐标值与矢量值的参数特性,对应病灶组织特征参数,找到最适合的曲线类型,用它来逼近构建光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学曲面,不同病灶组织特征自由曲面光学曲面空间点的对应曲线类型会出现很大的不同,自由曲面光学曲面突出了病灶组织与正常组织的差异。

2.4.2 建立空间点群自由曲面光学曲面的数学模型

计算自由曲面光学曲面的病灶组织空间离散点球面度和柱面度,对其进行拓展生成三维数值。首先建立空间点群自由曲面光学曲面的病灶组织特征自由曲线的参数方程式^[15],使用光学分子、CT影像结构透镜的镜头与成像自由曲面光学曲面的微变面表面参数,即平均球面度 D 和柱面度 C 来定量评价其特性,二者可分别表示为

$$D = \frac{n-1}{2} \left| \frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right|, \quad (6)$$

$$C = (n-1) \left| \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right|, \quad (7)$$

式中 r_1 和 r_2 分别为光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学曲面表面上病灶组织离散点处的最大、最小曲率半径; n 为光学分子与CT影像结构透镜的镜头与成像面材料的折射率;光学分子与CT影像结构透镜的平均球面度 D 和光焦度相配合,光学分子与CT影像结构透镜的柱面度 C 是决定微变透镜镜头和光学分子与CT影像结构透镜与成像面像散的主要因素。根据(4)、(5)式,自由

曲面光学曲面 $z = z(x, y)$ 上病灶组织处的离散点最大曲率和最小曲率满足方程

$$(EG - F^2)k^2 - (LG - 2MF + NE)k + (LN - M^2) = 0, \quad (8)$$

式中 $E = 1 + p^2$, $F = pq$, $G = 1 + q^2$, $EG - F^2 = 1 + p^2 + q^2$;

$$L = \frac{r}{\sqrt{1 + p^2 + q^2}}, M = \frac{s}{\sqrt{1 + p^2 + q^2}}, N = \frac{t}{\sqrt{1 + p^2 + q^2}};$$

$$k = \frac{rt - s^2}{(1 + p^2 + q^2)^2}, H = \frac{(1 + q^2)r - 2pqs + (1 + p^2)t}{2(1 + p^2 + q^2)^{3/2}};$$

$$p = \frac{\partial z}{\partial x}, q = \frac{\partial z}{\partial y}, r = \frac{\partial^2 z}{\partial x^2}, s = \frac{\partial^2 z}{\partial x \partial y}, t = \frac{\partial^2 z}{\partial y^2}.$$

联立解得两个根 $k_1 = 1/r_1$, $k_2 = 1/r_2$, 即得到自由曲面光学曲面病灶组织通道空间离散点的最大、最小曲率, 将两个根的和代入(6)、(7)式, 即可得出这个自由曲面光学曲面病灶组织通道的空间离散点处的球面度 D 和柱面度 C 。

对于不同的病灶组织, 可设计相应病灶组织的具体参数, 这里以光学分子与 CT 影像结构透镜与成像面的自由曲面光学病灶组织通道曲面镜面等间隔 0.001 m 点处为例, 计算光学分子与 CT 影像结构透镜在这个自由曲面光学曲面的光学病灶组织通道空间离散点处的球面度和柱面度, 对其进行拓展生成自由曲面光学曲面的病灶组织通道空间离散点数据矩阵^[12], 依此绘成病灶组织通道参数的等球面度和等柱面度曲线图, 即病灶组织自由曲面光学特征通道数值模拟图, 如图 2 所示。图 2 中的每一个坐标单元表示一个病灶组织自由曲面光学特征通道数值, 图 3 为病灶组织自由曲面光学通道曲面的镜头与成像面三维数值图, 据此分析得出光学分子与 CT 影像结构透镜镜头与成像面光学病灶组织通道曲面的性能特点。图 2 和图 6 中, 横坐标 X-Y 表示 X 与 Y 在同一数值的点上。

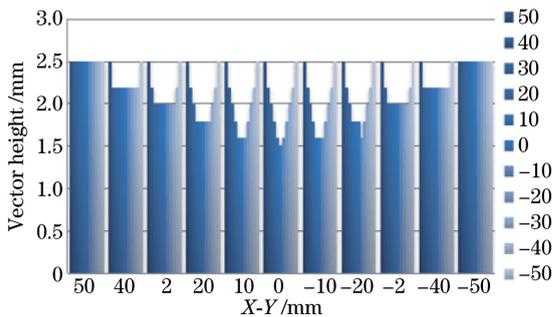


图 2 病灶组织自由曲面光学特征通道数值模拟

Fig. 2 Numerical simulation of free-form surface optical characteristic channel of lesion tissue

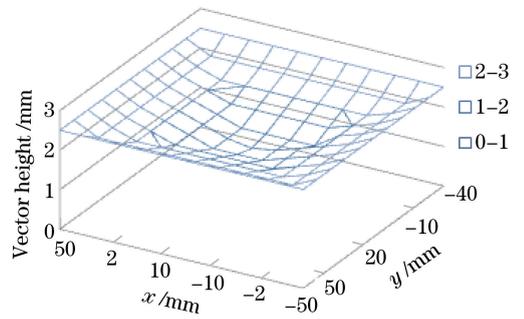


图 3 病灶组织自由曲面光学通道曲面的镜头与成像面三维数值模拟

Fig. 3 Three-dimensional numerical simulation of free-form surface optical channel lens and imaging surface of lesion tissue

3 实 验

3.1 建立光学分子影像与 CT 影像的自由曲面光学系统

基于自由曲面光学特征的数学模型对成像面与透镜进行自由曲面光学设计, 提高两个模态影像轮廓边缘特征的分辨率, 突出病灶区域的亮度与细节, 同时反映出两个模态影像轮廓的细节, 提高了影像清晰度与信噪比, 从而有利于对区域信息进行融合。根据医学影像的不同特点使用自由曲面光学设计技术, 提高了影像融合效果。

通过建立病灶组织影像轮廓与特征的自由曲面光学曲面通道, 使同一病灶组织在光学分子成像与 CT 成像的自由曲面光学曲面通道上得到同样的特征参数显示, 病灶组织的特征数量对应通道数量, 使光学分子影像与 CT 影像各自接收器的接收光重新分布, 形成病灶组织特定的光斑。通过光学分子影像与 CT 影像双模态医学影像的空间配准, 实现了光学分子影像与 CT 影像的病灶组织影像融合与显示, 提高了影像质量。

采用自由曲面光学曲面技术, 将光学分子与 CT 影像的镜头组与成像平面设计为自由曲面光学曲面。图 4 为光学分子影像与 CT 影像的自由曲面光学曲面光路图, 其中 1 为光学分子影像光源, 2 为光源投光的自由曲面光学透镜组, 3 为光学分子影像的自由曲面光学成像曲面, 4 为光学分子影像的自由曲面光学物镜透镜组, 5 为半三棱分光镜, 6 为回转床筒, 7 为患者, 8 为接收 CT 的 X 射线的自由曲面光学接收透镜组, 9 为接收 CT 的 X 射线的自由曲面光学成像曲面, 10 为回转床, 11 为 CT 的 X 射线发射器。

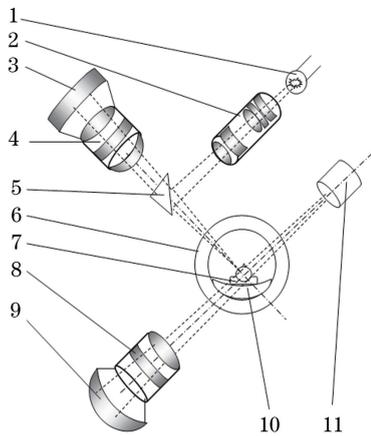


图4 光学分子影像与CT影像的自由曲面光学曲面光路图

Fig. 4 Free-form surface optical diagram of optical molecular image and CT image

光学分子与CT影像的自由曲面光路图设计以回转床为中心,光学分子与CT影像的光路成十字交叉形,其交叉线与水平成 45° 角,光学分子与CT影像的成像部分都是由自由曲面光学透镜组与光学成像面组成的,分别构成了光学分子与CT影像的自由曲面光学透镜成像结构。

3.2 实验示教重构

通过肿瘤病灶组织进行诊疗实验,对病灶组织突出响应的自由曲面光学单元进行示教重构,利用自由曲面光学曲面特有的调整光信号角度与强度的功能,示教重构对病灶组织突出响应的自由曲面光学特殊曲面单元。这个特殊曲面对病灶组织的影像信号产生敏感响应,并将该敏感响应作为病灶组织自由曲面光学通道,突出显示了病灶组织的影像边缘,提高了成像精度。病灶组织的自由曲面光学通道能反映出病灶组织影像轮廓的细节,使融合后的病灶组织影像资料可读性更强,获得的可用信息更多。

3.3 应用数学模型进行实验示教重构制作

利用空间点群自由曲面光学曲面的数学模型,建立光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学病灶组织通道曲面的子午线曲率变化方程,解出 xy 平面曲率中心及光学分子与CT影像结构透镜矢高。用病灶组织通道的特征曲线包围构建自由曲面光学曲面,利用病灶组织通道空间点的坐标值与矢量值(包括病灶组织通道的曲率参数^[13])包围构建光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学三维曲面包围数据。

将光学分子与CT影像结构透镜与成像面的自由曲面光学曲面数据输入数控加工中心,按病灶组

织自由曲面光学通道拓展加工成形,图5为加工完成的病灶组织自由曲面光学通道曲面透镜与成像曲面三维数据图。

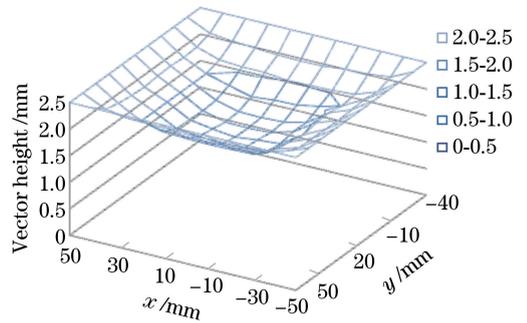


图5 加工完成的病灶组织自由曲面光学通道曲面透镜与成像曲面三维数据图

Fig. 5 Processed three-dimensional data envelope of free-form surface lens and imaging surface of lesion tissue

3.4 联机预调与示教

将重构加工制造的自由曲面光学曲面透镜与成像平面安装在光学分子影像与CT影像的自由曲面光学曲面光路系统中,将其与计算机控制系统[包括高清电子摄像机芯片、图像传感器模块、图像处理模块(ISP)和网络摄编码压缩模块]进行联机预调,每个图像传感器芯片模块对应临近的4~8个病灶组织的自由曲面通道,图像传感器将病灶组织的自由曲面通道的光学图像采集并转换成后端图像信号处理器(ISP)可用的电信号,由ISP对这个电信号做后期的成像融合与处理。融合与处理的数据支持是自由曲面通道信号数据,编译专用指令适应不同自由曲面通道的环境,在自由曲面光学特征参数信号数据的支持下,进行编译后端压缩编码与解压缩处理,实施数字图像转换与融合,并还原出病灶组织的图像细节,采用示教方式建立病灶组织自由曲面光学样本库,系统调定后开始实际诊疗观测。

3.5 对患者肿瘤病灶组织进行诊疗观测

实际诊疗观测时将患者安置于回转床上,保持平稳姿态,适当转动回转床筒,使体位转动。对准光学分子影像结构,使用光学分子影像对患者疑似病灶区进行自由曲面光学成像。然后对准CT影像结构,使用CT影像对患者疑似病灶区进行自由曲面光学成像,采集光学分子影像与CT影像的自由曲面光学曲面数据,将两种模态的自由曲面光学数值通过自由曲面光学通道进行匹配融合,形成病灶组织特定的光斑。再将获得的光学分子影像的自由曲面光学信息,通过自由曲面光学通道与CT解剖结构的自由曲面进行光学融合重建,获得双模态合一

的影像,保证了光学分子影像的成像精度。

对患者肿瘤病灶组织进行诊疗观测,采集光学分子与 CT 影像的自由曲面光学曲面数据,通过自由曲面光学通道进行匹配融合,获得病灶组织自由曲面光学特征信号与双模态合一的影像,去掉噪声和干扰信号后,得到病灶组织自由曲面光学特征通道的病灶映射图,如图 6 所示,其中每一个坐标单元表示一个病灶组织自由曲面光学特征通道的病灶映射值。在前期数据上实施了双模态影像的通道融合,为融合图片提供了匹配信息,通道群可以从多个特征更全面地观测生理病理过程。融合过程不仅是各自模态影像的简单叠加,更充分利用了自由曲面光学信息来提高成像性能,以发挥各自模态影像的优势,从而为具体应用提供更为准确和丰富的影像信息。

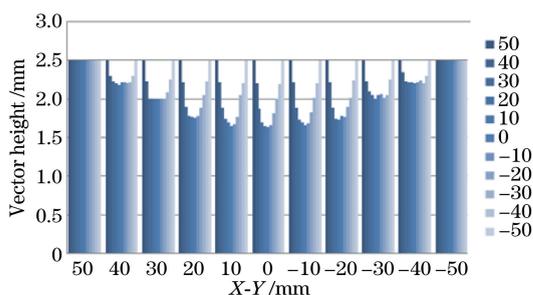


图 6 病灶组织自由曲面光学特征通道的病灶映射

Fig. 6 Mapping of free-form surface optical characteristic channel of lesion tissue

3.6 实验结果

采用病灶组织自由曲面光学特征信号及图像比较的方法进行评价,比较的具体参数为图像信号的清晰度和信噪比。

利用光学分子影像与 CT 影像的自由曲面光学曲面融合系统,对患者肿瘤病灶组织进行诊疗观测,采集光学分子影像与 CT 影像的自由曲面光学曲面数据,通过自由曲面光学通道进行匹配融合,获得病灶组织自由曲面光学特征信号与双模态合一的影像,分别得到如图 7~10 所示的病灶组织自由曲面光学耦合影像、自由曲面光学图像信号信噪比、普通耦合影像和普通光学图像信号信噪比。

通过对比图 7~10,可以得出:自由曲面光学技术光学图像的分辨率和信噪比明显高于普通接收器光学图像。采用图像清晰度评定 V0.4 软件^[16]对两幅原始图像进行了评定。图像清晰度的主要指标是分辨率,由于没有真实图像,对分辨率的差异进行比较,发现自由曲面光学技术光学图像的分辨率和信

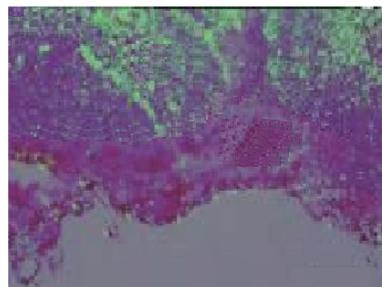


图 7 病灶组织自由曲面光学耦合图像
Fig. 7 Free-form surface optical coupling image of lesion tissue

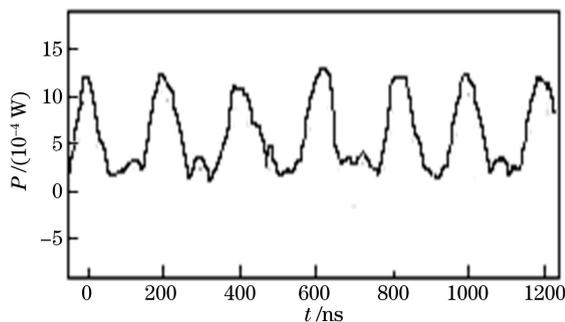


图 8 病灶组织自由曲面光学图像信号信噪比
Fig. 8 Signal-to-noise ratio of free-form surface optical image signal of lesion tissue

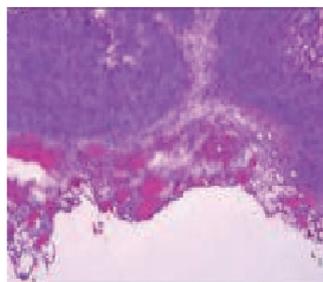


图 9 病灶组织普通图像
Fig. 9 Common image of lesion tissue

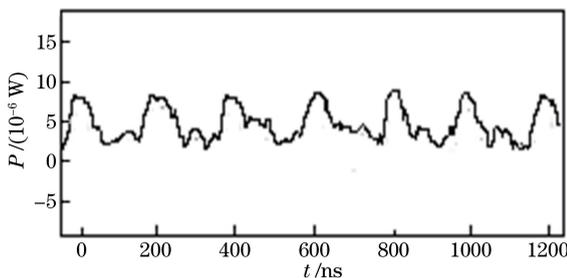


图 10 病灶组织普通图像信噪比
Fig. 10 Signal-to-noise ratio of common image of lesion tissue
噪比比普通接收器光学图像分别高出 21.33% 和 47.61%。

图像清晰度评定 V0.4 软件主要以图像中彩色

或黑白相间线条的粗细与色差来衡量^[16],利用该软件得到的结果与光学图像实际信号的信噪比有差距,所以图像分辨率与信噪比提高的程度低一些。另一方面,两种评价方式都证明图像质量有所提高。

4 结 论

提出了光学分子与 CT 双模态影像的自由曲面光学融合光路结构,采用自由曲面光学曲面技术,设计并重构了病灶组织自由曲面光学通道曲面,实现了光学分子影像与 CT 影像的病灶组织影像融合与显示,理论与方法合理可行。采用肿瘤病灶组织微进、多空间、多焦点自由曲面光学曲面镜头与成像面的设计方法,设计了光学分子与 CT 影像结构的病灶组织自由曲面光学响应通道,并实现了光学分子与 CT 影像结构双模态的匹配耦合以及自由曲面光学曲面光学分子与 CT 双模态影像融合与显示,图像的分辨率和信噪比分别提高了 21.33% 和 47.61%,该研究为双模态生物医学成像技术提供了一种新方法。

参 考 文 献

- [1] Gupta V, Kirisli H A, Hendriks E A, *et al.* Cardiac MR perfusion image processing techniques: A survey [J]. *Medical Image Analysis*, 2012, 16(4): 767-785.
- [2] Lu H M, Nakashima S, Li Y J, *et al.* An improved method for CT/MRI image fusion on bandelets transform domain [J]. *Applied Mechanics and Materials*, 2012, 103: 700-704.
- [3] Li J W, Chen Z P. Multimodality intravascular imaging technologies based on optical system [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2016, 43(12): 1200001. 李佳纹, 陈忠平. 基于光学系统的血管内高集成多模态成像技术[J]. *中国激光*, 2016, 43(12): 1200001.
- [4] Zeng F X, Li L, Diao X P. Iterative closest point algorithm registration based on curvature features [J]. *Laser and Optoelectronics Progress*, 2017, 54(1): 011003. 曾繁轩, 李亮, 刁鑫鹏. 基于曲率特征的迭代最近点算法配准研究[J]. *激光与光电子学进展*, 2017, 54(1): 011003.
- [5] Du L, Sun H Y, Wang S, *et al.* High dynamic range image fusion algorithm for moving targets [J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(4): 0410001. 都琳, 孙华燕, 王帅, 等. 针对动态目标的高动态范围图像融合算法研究[J]. *光学学报*, 2017, 37(4):

0410001.

- [6] Hao X J, Xiao Z P, Jiang H J. Research progress of multimodality molecular imaging and its application in diagnosis of tumor diseases [J]. *National Medical Journal of China*, 2013, 93(9): 713-715. 郝雪佳, 肖振平, 姜慧杰. 多模态分子影像研究进展及在肿瘤疾病诊断中的应用[J]. *中华医学杂志*, 2013, 93(9): 713-715.
- [7] Li L, Wang H F, Li S J, *et al.* Recent advances in identifying vulnerable atherosclerotic plaque with noninvasive molecular imaging [J]. *Chinese Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2016, 36(6): 565-567. 李莉, 王慧峰, 李思进, 等. 冠状动脉粥样硬化不稳定斑块的分子影像学进展[J]. *中华核医学与分子影像杂志*, 2016, 36(6): 565-567.
- [8] Han Z G, Sun X L, Shen B Z. Targeted molecular imaging of c-Met [J]. *Radiologic Practice*, 2015, 30(6): 610-616. 韩兆国, 孙夕林, 申宝忠. c-Met 靶向分子成像研究[J]. *放射学实践*, 2015, 30(6): 610-616.
- [9] Yan W J, Zhang J, Zhao J, *et al.* Spectral recognition of tongue diagnosis of hepatitis patients based on PCA-BP [J]. *Journal of Tianjin University*, 2011, 44(4): 287-290. 严文娟, 张晶, 赵静, 等. 基于 PCA-BP 肝炎患者舌诊的光谱识别[J]. *天津大学学报*, 2011, 44(4): 287-290.
- [10] Hsu H H, Hsieh C W, Lu M D. Hybrid feature selection by combining filters and wrappers [J]. *Expert Systems with Applications*, 2011, 38(7): 8144-8150.
- [11] Ding Y, Gu P F, Lu W, *et al.* Using numerical solutions of differential equations to form free reflector [J]. *Journal of Zhejiang University (Engineering Science)*, 2007, 41(9): 100-104. 丁毅, 顾培夫, 陆巍, 等. 利用微分方程数值解构造自由曲面反光器[J]. *浙江大学学报(工学版)*, 2007, 41(9): 100-104.
- [12] Tang J, Yang B. Design of linear shaping freeform mirror based on semiconductor laser [J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(2): 0208002. 唐舰, 杨波. 基于半导体激光器的线性整形自由曲面反射镜设计[J]. *光学学报*, 2015, 35(2): 0208002.
- [13] Li R B, Zhang Z H, Du X. Integrated manufacturing technology for design, machining and measurement of freeform optics [J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2010, 46(11): 137-148.

李荣彬, 张志辉, 杜雪. 自由曲面光学元件的设计、加工及面形测量的集成制造技术 [J]. 机械工程学报, 2010, 46(11): 137-148.

- [14] Wu Q Y, Qian L, Chen H. Research on meridian lines design for progressive addition lenses [J]. Acta Optica Sinica, 2009, 29(11): 3186-3191.

吴泉英, 钱霖, 陈浩. 渐进多焦点眼镜片子午线设计研究 [J]. 光学学报, 2009, 29(11): 3186-3191.

- [15] Xiang H Z, Zhu T F, Wei Y F. Design of multi-axis progressive zoom glasses [J]. Optical Technique,

2015, 41(4): 355-359.

项华中, 朱天凤, 魏叶飞. 多光轴渐进变焦眼镜设计 [J]. 光学技术, 2015, 41(4): 355-359.

- [16] Qian Q, Zang D J. A modified sharpness-evaluation function of image based on Sobel [J]. Computer and Digital Engineering, 2015, 43(10): 1865-1870.

钱青, 臧冬菊. 一种改进的 Sobel 算子图像清晰度评价函数 [J]. 计算机与数字工程, 2015, 43(10): 1865-1870.