

基于频谱特征的脑皮层动静脉分离

王玉成¹, 胡德文¹, 刘亚东¹, 李明¹, 刘发益²

(1. 国防科技大学机电工程与自动化学院自动控制系, 湖南长沙 410073; 2. 中南大学湘雅医学院生理教研室, 湖南长沙 410008)

摘要: 光学功能成像是一种基于内源信号的功能映射方法, 成像系统所采集到的脑皮层图像序列含有丰富的生理信号. 本文利用心跳和呼吸引起的振荡信号的谱值特征实现了动静脉的分离. 文中首先采用阈值分割和区域增长的方法对脑皮层的血管网络进行了提取, 然后根据动脉波动信号频率分布在 5~6 Hz 之间而静脉波动信号频率分布在 1~2 Hz 之间的生理特征, 分别计算其谱值, 依据各信号谱值在特定频段内所占的功率谱百分比的不同实现了动脉和静脉的分离. 最后, 本文讨论了动、静脉中脉搏、呼吸以及 0.1 Hz 频谱分量的谱值和相对对动静脉分离的影响和潜在利用价值.

关键词: 光学功能成像; 动静脉分离; 区域增长; 血管分割

中图分类号: Q-334 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2007) 01-0044-05

Separation of Artery and Vena in Cerebral Cortex Based on Spectrum Features

WANG Yu-cheng¹, HU De-wen¹, LIU Ya-dong¹, LI Ming¹, LIU Fa-yi²

(1. Department of Automatic Control, College of Mechatronics and Automation, National University of Defense Technology, Changsha, Hunan, 410073, China;

2. Neurophysiology Department Xiangya Medical college of Center South University, Changsha, Hunan 410008, China)

Abstract: Optical Imaging (OI) is a functional imaging technique based on intrinsic signals which contain abundant physiological sources. In this paper, we tried to separate artery from vena based on spectrum features of the heartbeat and respiration oscillations. Vessel network was firstly extracted from a frame of cortical image by threshold segmentation and region growing method, then we computed the spectral powers of heartbeat and respiration signals separately according to an oscillation-related physiological feature that arterial oscillation distributes between 5 Hz and 6 Hz and venous oscillation distributes between 1 Hz and 2 Hz. Separation of artery and vena was successfully achieved by utilizing the spectral power-percentage of heartbeat and respiration signals. The potential value of 0.1 Hz oscillation in artery and vena separation was discussed at last.

Key words: optical imaging; artery and vena separation; region growing; vessel segmentation

1 引言

光学功能成像是一种基于内源信号的功能映射方法, 它具有高的时空分辨率. 该方法是通过使用特定波长的光束均匀照射到脑皮层上, 利用反射光、散射光的光强变化来获取脑皮层中神经活动的信息的^[1~3]. 反射光和散射光的强度变化与神经活动之间存在着复杂的关系, 神经活动会引起局部血流和血容量的增加, 血氧浓度也会发生改变, 这些变化将影响神经组织的光线传播特性, 改变大脑皮层光的吸收率和反射率, 使视场中光强度的时空分布特性发生变化^[1~5].

在进行功能映射时, 图像数据中的血管信号是一种干扰信号, 血管信号中显著的生理信号有心跳引起的脉搏波动信号(以下简称脉搏信号)、呼吸引起的呼吸波动信号(以下简称呼吸信号)和 0.1 Hz 低频率振荡信号等. 许多研究者采用了不同的方法来减少血管信号的影响, 这些方法包括: 对大量图像进行平均处理^[3]; 通过选取具有微血管结构的平面皮层区域进行分析处理^[6]; 采用小波分析的方法去除血管信号的影响^[6]等. 尽管这些方法可以减弱血管信号对功能映射的影响,

但是血管网络和皮层之间的相互作用不可能完全消除. 研究中发现动脉、静脉和皮层中的血流、血容量以及血氧浓度是存在差别的^[7], 因此可以将动脉区域、静脉区域和皮层区域区分研究, 分别确定其时、空域特性, 这样可以为消除刺激情况下脑部神经活动信号中血管信号的干扰和获得更加准确的脑功能映射区提供一种新的方法. 此外, 动脉肿瘤、动脉硬化是脑外科以及心血管的常见病, 这些疾病的手术中需要对动静脉血管进行精确定位. 临床上通常依靠医生人为的对血管网络和动脉进行定位, 需要大量的时间和病人的个体信息, 精确度不高^[8]. 本文提出的动静脉分离方法为血管网络中动脉的定位提供了另一种手段. 目前, 视网膜疾病的预防性诊断方法主要是观察提取后的视网膜血管网络的结构变化来判断疾病发生情况, 通过判断血管网络中是否有增生的新血管、个别血管细化以及血管完全堵塞的现象以方便对视网膜疾病做出初步估计^[9]. 对于与动脉有关的视网膜疾病如动脉硬化性视网膜病(其症状为视网膜动脉弯曲、变细, 呈铜丝样等), 利用动静脉分离的方法单独对动脉进行分析, 可以更加深入的对视网膜疾病做出诊断.

收稿日期: 2006-05-25; 修回日期: 2006-08-28

基金项目: 国家自然科学基金(No. 30370416); 国家杰出青年科学基金(No. 60225015); 国家 973 重点基础研究发展规划(No. 2003CB716104); 高等学校优秀青年教师教学科研奖励计划

本文首先实现了血管网络的提取,在此基础上,从动脉和静脉区域波动信号频谱不同这一事实出发,利用了脉搏信号的谱值信息实现了对动脉和静脉的分离.

2 光学功能成像系统与实验过程

2.1 光学功能成像系统

光学功能成像系统如图 1 所示,该系统是由高精度(12 bit,60 dB) CCD 摄像头和一组 35 mm 倒置显微镜组成的,将其固定在可以调整高度和角度的三维立体定位架上,以便于对动物脑皮层进行定位和对焦.冷光源经滤光得到的绿色(波长为 546 ±10 nm)和红色(波长为 605 ±10 nm)光束通过光纤照射到大脑皮层区域.背景散射光线和经过脑皮层反射的光线通过 CCD 镜头成像并由采集系统完成脑皮层图像数据的采集和存储.实验中的 CCD 镜头分辨率为 1024 ×1024 像素,实际成像面积约为 8 mm × 8 mm.图像序列采集频率为 15 Hz,采集工作是在静息状态下完成的(单 trial 采集),图像序

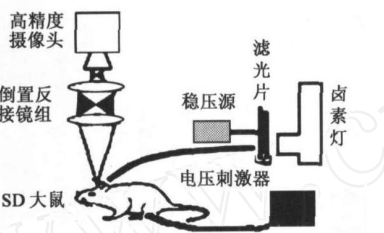


图 1 图像采集系统示意图

列时间长度应该保证数据有足够的频率分辨率(本文中数据时间长度为 40 秒,频率分辨率为 0.025 Hz),图像尺寸应包含足够的血管和皮层信息(取为 190 ×240 像素).

2.2 实验过程

实验中采用的动物为雄性 Sprague-Dawley 大鼠(SD 大鼠,200 g~ 300 g).对 SD 大鼠进行腹腔注射麻醉之后对大鼠进行头部皮层切除,麻醉剂为尿酯(Urethane),4 ml/kg,25%浓度.根据头骨前囟位置确定需要观测的脑皮层区域后,对该区域用牙科钻均匀打磨,直到颅骨呈半透明状,并能够清晰的观测到脑皮层血管为止.在该区域上方使用牙科水泥固定一个小室,里面注满硅油以增加光的通透性.手术后将大鼠头部固定在三维立体定位架上,使待观测区域水平.通常经过 3~4 小时后,大鼠脑部信号开始稳定,此时可以采集有效数据.

3 血管网络提取

3.1 血管网络的提取

我们首先对血管网络进行提取,将血管网络和皮层分离开来,然后根据脉搏信号的谱值特征对动脉和静脉进行分离.血管网络的提取是在单幅图像上进行的,可以从采集到的图像序列中任意选取一幅脑皮层灰度图像进行处理.

血管网络的提取方法与步骤:

采用高斯-拉普拉斯(GL)滤波器对血管图像进行滤波变换^[8~10].GL 滤波器描述如下:

$$g(x, y) = \nabla^2 h * f(x, y) \quad (1)$$

$$h(x, y) = \exp\left\{-\frac{x^2 + y^2}{2}\right\} \quad (2)$$

$$\nabla^2 h = \left[\frac{x^2 + y^2 - 2}{4}\right] \exp\left\{-\frac{x^2 + y^2}{2}\right\} \quad (3)$$

其中 $g(x, y)$ 表示增强后的图像, $f(x, y)$ 表示输入图像,是高斯函数的标准差(本文中,设置值为 0.5), $h(x, y)$ 是二

高斯函数, $\nabla^2 h$ 为 GL 滤波器,也即 LOG 滤波器.为了检测出细小的血管,本文中选择的 LOG 算子模板大小为 5 ×5,模板如下:

| | | | | |
|--------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 1.045 | 1.2593 | 1.045 | 1 |
| 1.045 | 7.0714 | 15.954 | 7.0714 | 1.045 |
| 1.2593 | 15.954 | -109.5 | 15.954 | 1.2593 |
| 1.045 | 7.0714 | 15.954 | 7.0714 | 1.045 |
| 1 | 1.045 | 1.2593 | 1.045 | 1 |

本文中选择的算子模板大小为 5 ×5,将模板与图像做二维卷积运算并对结果图像进行直方图均衡化,使血管部分和背景部分显著的区别开来,见图 2(b).

自动阈值选择:区分血管网络和背景区域需要选取阈值对图像进行分割.我们采用 Otsu 自动阈值处理方法并结合待处理图像自身的特点对灰度图像进行阈值选择^[10,12].根据得到的阈值 $T=0.62$,将灰度图像转换成二值图像(记为 B).

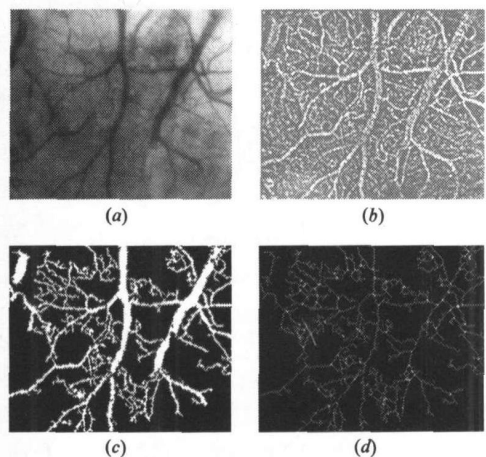


图 2 血管提取:图 (a) 是系统采集到的脑皮层原始灰度图像;图 (b) 是用 LOG 算子对原图像进行卷积运算,然后将运算结果做直方图均衡化后的图像;图 (c) 是从标号图像中提取出来的血管网络,并作了填充孔洞等细化工作后的图像;图 (d) 是将血管网络的中心线提取后的图像及其分枝点标注

连通区域标记:对像素值 $B[r, c] = B[r, c] = v$,如果存在一个像素序列 $[r, c] = [r_0, c_0], [r_1, c_1], \dots, [r_n, c_n] = [r, c]$,其中 $B[r_i, c_i] = v, i = \{1, 2, \dots, N\}$ (N 为二值图像中值为 1 的像素点的个数),并且对任意的 $i, [r_i, c_i]$ 与 $[r_{i-1}, c_{i-1}]$ 都是相邻的,则像素 $[r, c]$ 与像素 $[r, c]$ 通过值 v 连在一起.像素序列 $[r_0, c_0], [r_1, c_1], \dots, [r_n, c_n]$ 就形成了从 $[r, c]$ 到 $[r, c]$ 的连接路径.对于一个值为 v 的连通成分,即值为 v 的像素集合 A ,集合中的每一对像素都通过值 v 相连接,形成一个血管局部网络标号为 v 的区域.利用第二步计算得到的二值图像 B (血管部分标记为 1,背景部分标记为 0),采用递归标记算法标记图像中的所有连通成分,使得图像中所有不同的连通成分通过标号区别开来^[9,12].

低通滤波:脑皮层图像经过 GL 滤波器滤波后,会使得滤波图像中产生许多细碎的孤立区域,我们可以将这些小区域看作高频噪声.在步骤中,各个孤立小区域被标记为不同于其他区域的标号,并且小区域存在着包含像素数少的特点,这

样可将这两种特性看作一种高通滤波器的性质,从而可以采用高通滤波的方法把这些孤立小区域提取出来,得到高通滤波后的图像,记为 I_H . 用标号图像 LB 减去高通滤波图像 I_H , 便得到血管网络图像,记为 I_L . 即:

$$I_L = LB - I_H$$

血管网络的提取精度依赖于灰度阈值的选择,图 2(c) 和图 2(d) 分别是阈值为 $T=0.62$ 时得到的血管网络和相应的血管中心线图像.

3.2 血管中心线的提取

血管网络与皮层分割开来以后,根据得到的血管网络图像 I_L , 确定出血管的中心线,这样可以快速准确的提取出需要分离的血管. 将血管图像 I_L 进行二值化,采用细化算子的形态滤波器对其作形态滤波运算^[14], 准确地提取出了血管的中心线,如图 2(d) 所示. 为了解决因血管交叉、穿越而造成的动静脉图像断裂和重叠问题,我们对血管进行了分段处理,标示出了血管网络中的所有分枝点,用分枝点将各血管分为相应的血管段,对每一段血管进行处理,可以有效地避免动脉和静脉的误判.

4 图像序列时频分析和动静脉分离

由于采集到的图像序列存在抖动,我们首先利用模板匹配的方法对图像序列进行矫正,以减小外界抖动带来的信号误差.

4.1 图像序列的时域分析

数据是在脑皮层静息状态下采集到的,我们使用波长为 546 nm 的绿光对大鼠的脑皮层区域进行照射. 绿光照射下获得的图像数据的时间序列主要反映了血红蛋白浓度随时间的变化过程^[7], 在血红蛋白浓度不变的假设下,绿光数据反映了脑皮层局部血容量的变化.

脑皮层中不同区域的时间序列的频谱特征是不同的,我们可以从下面数据中观察到. 记图像中第 i 行第 j 列像素所在位置对应的时间序列为 $f_{i,j}(n)$, 其中 n 为时间序列值, $n=1, \dots, 600$. 图 3 给出了三个不同区域的平均时间序列曲线(选取的时间长度为前 4 s), 可以看出不同区域的平均曲线的幅值和相位存在差异.

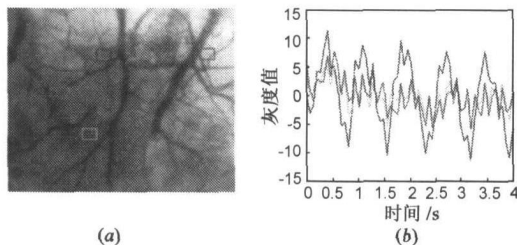


图 3 (a) 为单幅脑皮层图像上的区域选择; (b) 为选择区域对应的时间序列像素平均曲线

4.2 图像序列的频谱分析

对图像序列的平均曲线应用 FFT 算法得到其离散谱 $F(k)$, $0 \leq k \leq N-1$, 该离散谱的分布特性如图 4 所示.

在频谱分布中, 低于 1 Hz 的信号称之为低频振荡信号, 其中包含丰富的生理特性信号, 这些内源振荡信号以 0.1 Hz

为中心, 包括了超低频振荡信号 (VLFO), 低频振荡信号 (LFO), 其中 0.1 Hz 低频振荡信号的存在具有普遍性, 是生物体内源振荡信号的主要成分之一, 该信号对脑皮层中动静脉的分离也具有一定的影响^[6], 根据我们在大量实验中的观察以及文献^[6]的论述, SD 大鼠的生理信号中包含着呼吸和脉搏信号成分, 呼吸信号 (RF) 在 2 Hz 左右, 脉搏信号 (HF) 在 5 Hz 左右. 结合图 4 所示的大鼠脑皮层频谱峰值分布情况, 可以分别确定出大鼠呼吸信号和脉搏信号的实际数值. 由于不同的实验个体存在着生理差异, 所以取自不同大鼠的呼吸信号和脉搏信号是不完全相同的. 在本组数据中, RF = 1.33 Hz, HF = 5.55 Hz, 如图 4 所示.

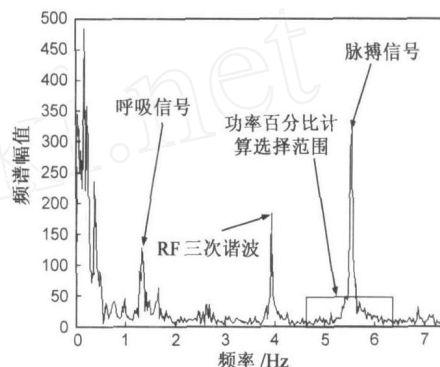


图 4 图像序列的频谱分布图

4.3 动静脉分离

将脑皮层分为三个部分: 动脉区、静脉区以及皮层区. 在脑皮层图像中依据不同区域选取样本点, 并计算各样本点对应时间序列的功率谱, 图 5(a) 中各选取了四个样本点. 采用多窗口谱估计 (MTM) 的方法计算功率谱^[14].

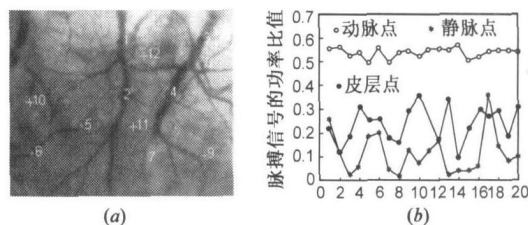


图 5 (a) 特征点选择示意图; (b) 20 个样本点对应的脉搏信号功率百分比曲线图

我们在动脉区、静脉区和皮层区各选择了 20 个样本点, 通过 MTM 法计算相应的功率谱, 并对脉搏信号处的功率谱值计算其在特定频段中所占的百分比, 频段的选择在图 4(b) 中标示, 计算其功率谱百分比而不是直接利用该信号处功率谱值是因为各样本点处的光照并不是绝对均匀的, 这会造成功率谱绝对值的差异. 从图 5(b) 中所示的各样本点对应的脉搏信号功率谱百分比值中可以发现, 动脉点对应的脉搏信号功率谱百分比值高于静脉点和皮层点对应的功率谱百分比值.

脉搏信号功率谱百分比 w 的计算方法如下: 频段的选择以脉搏信号为中心, 以和脉搏信号相邻的峰值与脉搏信号之间距离的一半为半径选择矩形框. 该矩形框选择的频谱范围作为脉搏信号功率谱百分比计算的频段.

根据得到的数据以及图 5(b) 所示的曲线比较图可以明

显地发现,动脉点处脉搏信号的功率谱百分比值最高,皮层点次之,静脉处最低.因此可以根据这一特征将动脉和静脉分离开来.通过上述方法计算图像中每一个像素位置对应时间序列的功率谱,并求出相应脉搏信号处的功率谱百分比值,将该值作为对应像素位置的灰度值,得到一幅功率谱百分比图像,如图 7(b)所示.此外,我们给出了脉搏信号的谱值图,以供比较.在图中可以观察到,颜色值越靠近红色,则该区域越接近动脉区,反之,则该区域越接近静脉区.

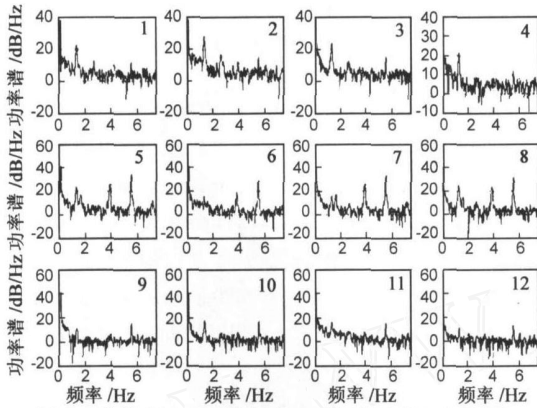


图 6 静脉点 1~4、动脉点 5~8 和皮层点 9~12 对应时间序列的功率谱图

根据脉搏信号的功率谱百分比图,采用自动阈值处理方法对该功率谱百分比图进行阈值分割,从图 7(a)和 7(b)中可以看出,在脉搏信号下,动脉处的谱值与功率谱百分比值高于其他位置处的相应特征谱值,因此,可以比较容易的实现动脉区域的提取,提取后的动脉区域包含有无血管区域,需要作进一步的处理.将分割后的动脉区域与血管中心线作逻辑与运算,获得的像素点作为确定动脉血管的种子点,在血管中心线图中应用区域增长的方法^[13]寻找各动脉段.由于区域增长是在血管中心线上进行的,所以像素点能够加入动脉集合应该具有的性质是和动脉集合中的像素点是 8-邻域相邻的.下面是用于提取动脉段的区域增长方法步骤:

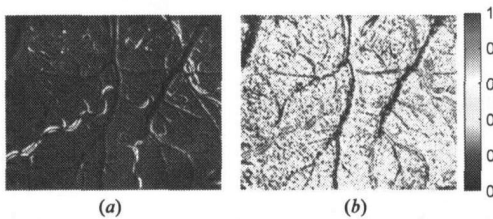


图 7 (a) 脉搏信号谱值图;(b) 脉搏信号功率谱百分比图

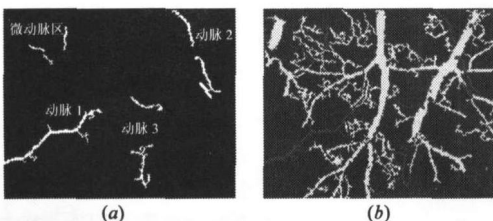


图 8 (a) 动脉血管段;(b) 提取的动脉血管段与静脉血管图像

获得种子点集合,记为 *Seed*;

从每个种子点出发,搜寻该点 8-邻域像素中非零的像素

点,并加入到集合 *Seed* 当中,将原来种子点的值置为零,新加入的像素点作为新的种子点,继续增长;

如果种子点的邻域像素中含有分枝点,则该方向停止增长,否则转向步骤 ;

如果集合 *Seed* 中的像素数不再增加,则程序结束,否则转向步骤 ;

区域增长完毕,将集合 *Seed* 中的像素标记为非零值,获得动脉段的生长结果,程序结束.

根据上述方法步骤,得到的动脉段如图 8 所示.

5 讨论

通过上述血管分离方法,基本上实现了脑皮层中动、静脉的分离.该方法主要利用了大鼠动脉和静脉中脉搏信号的功率谱的不同来实现的,即我们主要利用了动物的生理信号用于动、静脉的分离,该方法经过适当的改进,也能够应用于不同种类的动物和人的血管光学图像中动脉与静脉的分离.

在图 7(a)和 7(b)中我们可以看到血管上特征值较高的区域主要分布在血管的侧壁,并且其分布也是不均匀的.这是由于血管的振荡主要表现为血管壁的收缩和舒张,所以特征值高的区域大部分分布于血管侧壁处.这一特点给血管的定位带来了不便,当选取区域增长法中所使用的种子像素时,血管中心线只能部分的与具有较高功率谱的区域相交,从而降低了动脉提取的效率.此外,我们也对大鼠的呼吸信号和 0.1 Hz 低频振荡信号在动静脉分离中的效果进行了研究,呼吸信号和 0.1 Hz 低频振荡信号的谱值分布如图 9 所示.对于 0.1 Hz 低频振荡信号,从谱值图中可以看出,该振荡信号的谱

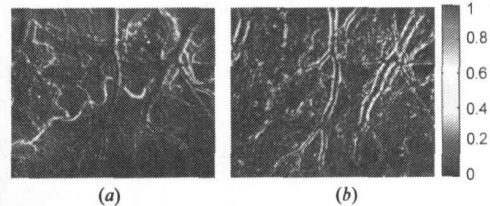


图 9 (a) 0.1Hz 谱值图;(b) 呼吸信号谱值图

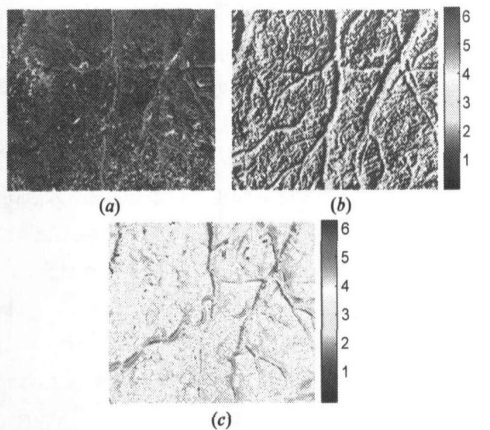


图 10 (a) 0.1Hz 相位图;(b) 呼吸信号相位图;(c) 脉搏信号相位图

值也能够反映出动脉和静脉的区别来,但是某些非血管区域同样具有较大的谱值,而且个别静脉侧壁的谱值也较为明显.

而且谱值图中并没有反应出动脉段 3 的形状来,变成与皮层区同为暗区域。所以将 0.1 Hz 低频振荡信号用于动静脉的分离不能有效地提取出所有的动脉血管,甚至会产生错误,因此不能单独将其用于动静脉的分离,但可以作为一种补充手段,与脉搏信号结合使用。对于呼吸信号而言,在图 9(b)中可以看出,该信号下谱值较高的区域分布在血管的两侧管壁上,静脉侧壁上的谱值比动脉侧壁上的谱值略高,但二者的差别并不显著,因此,呼吸信号用于动静脉的分离效果比使用脉搏信号的效果要差。

0.1 Hz、呼吸信号与脉搏信号相位之间的效果比较:三种信号的相位图如图 10 所示。0.1 Hz 低频振荡信号的相位同其谱值具有相类似的分布特征,不能准确有效的区分动脉和皮层。呼吸信号的相位在血管两侧有显著的差异,根据呼吸信号的相位也能够反映出主要血管的位置,但动脉和静脉之间的相位分布没有显著差别,所以呼吸信号的相位信息不适合用于动静脉的分离。脉搏信号的相位分布具有和以上两种信号不同的特征。从图 10(c)中我们可以看到,动脉处的相位分布呈现出分段交错的特点,而静脉处的相位是左侧的相位滞后于右侧的相位,并不随着血管的延伸发生变化,因此可以利用其纹理信息对动脉和静脉进行分离。

6 结论

本文利用 SD 大鼠脑皮层图像序列的频谱特征成功地实现了图像中动静脉血管的提取和分离,该方法具有很好的普适性和鲁棒性,为脑皮层中的不同组织区域进行分别研究打下了基础,是一种能够消除脑功能映射区中血管信号干扰的新方法。该方法所需计算量较小,可用于脑外科手术和心血管手术中快速准确的提取动脉,是一种新颖的血管造影工具。0.1 Hz 低频振荡信号和呼吸信号的谱值和相位对动、静脉的分离也具有一定的作用,我们下一步的工作是将这两种信号和脉搏信号的谱值与相位信息进行融合并用于动静脉的分离中,以获得更佳的分隔效果。

参考文献:

- [1] R D Frostig, E E Lieke, D Ts'o, A Grinvald. Cortical functional architecture and local coupling between neuronal activity and the microcirculation revealed by in vivo high-resolution optical imaging of intrinsic signals [J]. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 1990, 87(16): 6082 - 6086.
- [2] A Grinvald, R D Frostig, E Lieke, R Hildesheim. Optical imaging of neuronal activity [J]. Physiol. Rev., 1988, 68(4): 1285 - 1365.
- [3] A Grinvald, R D Frostig, R M Siegel, E Bartfeld. High-resolution optical imaging of functional brain architecture in the awake monkey [J]. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 1991, 88(24): 11559 - 11563.
- [4] T Bonhoeffer, A Grinvald. The layout of iso-orientation domains in area 18 of cat visual cortex: optical imaging reveals a pinwheel-like organization [J]. J. Neurosci., 1993, 13(10): 4157 - 4180.
- [5] G Dirnagl, U Lindauer, A Villringer. Role of nitric oxide in the coupling of cerebral blood flow to neuronal activation in rats [J]. Neurosci. Lett., 1993, 149(1): 43 - 46.
- [6] John E W Mayhew, Stephen Askew, et al. Cerebral vasomotion: A 0.1-Hz oscillation in reflected light imaging of neural activity [J]. Neuroimage, 1996, 4(3): 183 - 193.
- [7] A W Toga, J C Mazziotta. Brain mapping: The methods [M]. San Diego: Academic Press, 1996. 191 - 222.
- [8] Robert M Stefancik, Milan Sonka. Highly automated segmentation of arterial and venous trees from three-dimensional magnetic resonance angiography (MRA) [J]. The International Journal of Cardiovascular Imaging, 2001, 17(1): 37 - 47.
- [9] Xiaokun Li, Tong Fang, Jennr Kwei Tyan. Ming Fang, Method for retinal vessel detection and diameter measurement [J]. Medical Imaging 2004: Image Processing, Proceedings of the SPIE, 2004, 5370: 1746 - 1754.
- [10] Linda G Shapiro, George C Stockman. Computer vision [M]. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall, 2001.
- [11] S Chaudhuri, S Chatterjee, N Katz, M Nelson, M Goldbaum. Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters [J]. IEEE Trans. Med. Imag., 1989, 8(3): 263 - 269.
- [12] M Cheriet, J N Said, C Y Suen. A recursive thresholding technique for image segmentation [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 1998, 7(6): 918 - 921.
- [13] Yingli Lu, Tianzi Jiang, Yufeng Zang. Region growing method for the analysis of functional MRI data [J]. Neuroimage, 2003, 20(1): 455 - 465.
- [14] 张兆礼, 赵春晖, 梅晓丹. 现代图像处理技术及 Matlab 实现 [M]. 北京: 人民邮电出版社, 2001.

作者简介:



王玉成 男, 1981 年 11 月出生于河北沧县, 2004 年毕业于西安电子科技大学自动化系, 同年进入国防科技大学自动控制系, 现为硕士研究生, 从事光学功能成像方面的有关研究。E-mail: wangyucheng_0@eyou.com



胡德文 男, 1963 年 8 月出生于湖南岳阳, 1983、1986 年在西安交通大学获工学学士和工学硕士学位, 1996 年晋升国防科技大学自动控制系教授, 1999 年在职申请获工学博士学位, 2000 年评为博士生导师。主要从事模式识别、信息处理和系统辨识等方面的研究。E-mail: dwhu@nudt.edu.cn

刘亚东 男, 1977 年 5 月出生于甘肃西峰, 2000 年毕业于国防科技大学自动控制系, 同年硕、博连读, 现为国防科技大学自动控制系博士研究生, 主要从事光学功能成像和神经图像处理方面的研究。E-mail: liuyadong1977@163.com