

文章编号:1671-6833(2004)02-0070-04

# 多通道脑电波信号测量电极的图像法坐标测取

梁 威<sup>1</sup>, 陈宜良<sup>2</sup>

(1. 郑州轻工业学院控制工程系, 河南 郑州 450002; 2. 郑州大学化工学院, 河南 郑州 450002)

**摘 要:** 针对生物医学信号中测试点电极坐标的测量,以脑电波测试为例,提出了“无接触式图像处理”新方法,以数字相机获取测试图像,然后对测试点电极信息进行计算机图像提取和分离处理,再采用数据查询对比与线性拟合近似实现三维重构,实验结果表明,80%的测试点都能满足精度要求,是实现“以软代硬”传感智能化的有益尝试。

**关键词:** 图像处理; 脑电波信号测量; 坐标辨识

**中图分类号:** TP 391.41      **文献标识码:** A

## 0 引言

近年来,计算机图像分析技术的飞速发展,在生物医学研究领域开辟出广阔的应用前景,它使得大容量并行检测上百个通道的生物医学波形如脑电波、心电图、血流图等成为可能<sup>[1]</sup>。在进行这些测量时,通常需要应用先进的信号处理方法对获得的图像和相关数据进行分析,与此同时,还需要提供许多辅助性的信息,比如在获取脑电波信号的同时,医生往往要求提供测量电极的位置信号即电极坐标,以构筑一个大脑空间的功能映射图,这对于神经科学研究和病理诊断都是非常重要的。图 1 是进行这类脑电波测量的一个实例。图中,脑电波信号测量仪具有近 300 支电极,采用传统方法,获取这诸多电极坐标必须配备同样多数量的位移传感器与相应接口设备和传输线。显然,除了随之而来的高成本与耗时的操作过程之外,再加上患者头部的额外重量以及复杂的连线对医生的干扰等,这些因素都使这种方式很难实施。针对该问题,本文提出了“无接触式图像处理”方法,先以数字相机从不同方向摄取多幅测试点图像,然后利用图像处理算法将测量电极的信息从复杂的原图像中分离出来,再与事先存储在计算机中的对应参照图像进行比较,经过畸变校正获取实时测量中的坐标。这样就避免了复杂连线的接触

式测量方式,显著地减小了测量仪的重量和设备成本,使这种检测在一种更加自然、愉快的环境下进行,成为一种具有良好发展前景的检测方式。

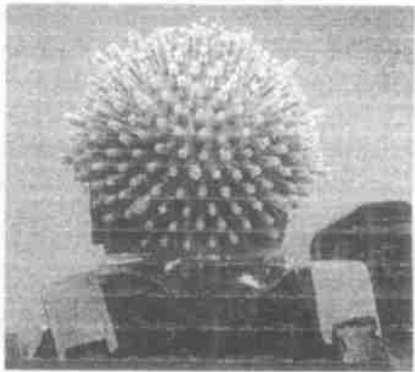


图 1 利用多通道测量仪测取脑电波信号  
Fig. 1 EEG signals measurement with multi channel instrument

## 1 坐标检测方法

新的坐标检测方法主要分以下几个步骤:

(1) 利用数字相机,从不同方向摄取多幅图像,在这多幅图像中,每个电极至少应出现一次;各方向图像拍摄保持相对固定的参照系,与保存在存储器中的原始图像相对应。

(2) 经过色彩滤波,剔除呈红色的电极坐标中心区以外其他所有背景信息,然后对由于畸变

收稿日期:2004-01-07;修订日期:2004-03-18  
基金项目:美国国家卫生部资助项目(NS 39047)  
作者简介:梁 威(1954-),男,河南省宜阳县人,郑州轻工业学院副教授,主要从事智能传感与信息融合方面的研究。

或其他因素造成的电极坐标中心区的残缺或形变进行修补. 考虑到从三维物体变成二维图像的拍摄过程, 沿聚焦中心外扩, 原先表现为圆形的中心区在平面图像的不同区域畸变为不同方位、不同大小的椭圆, 若能用随区域不同而改变的“动态椭圆”在各区域与坐标区像素组成的残缺区域逐个进行逻辑“与”运算, 显然, 在逻辑“与”结果取得较

大值的区域, 将包含有对应于电极中心点坐标的信息, 再采用常规图像处理方法即可获得较准确的中心点坐标. 这里的关键是动态椭圆几何尺寸的选取. 通常造成畸变的原因主要有两方面: 头的球状表面<sup>[3]</sup>和相机的拍摄角度<sup>[3]</sup>. 图 2(a)~(c) 是这种情况的示意.

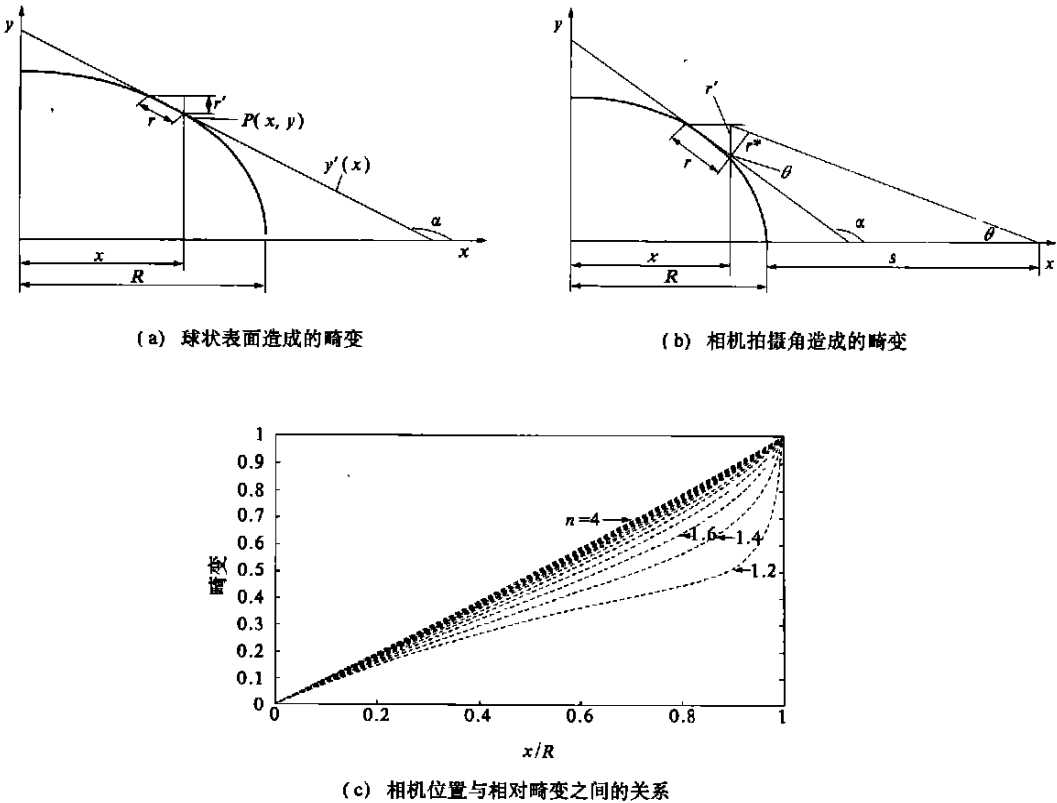


图 2 产生畸变的两种主要因素及相关参数的影响  
Fig. 2 Two main factors resulting distortions and the effects of relevant parameters

在图 2(a) 中, 初始弧长  $r$  表现为二维平面上的  $r'$ , 考虑到测量仪轮廓线近似为一个圆, 以方程  $y^2 + x^2 = R^2$  描述之, 可获得

$$r' = r \sin(\pi - \alpha) = \frac{r \cdot \sin \alpha}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha}} = \frac{-r \cdot y'}{\sqrt{1 + y'^2}} = \frac{rx / \sqrt{R^2 - x^2}}{\sqrt{1 + (x^2 / R^2 - x^2)}} = \frac{rx}{R} = m \quad (1)$$

式中:  $m = x / R = (0 \sim 1)$ .

如果从相机到坐标原点的距离是  $s + R$ , 如图 2(b) 所示,  $\theta$  是拍摄角, 则  $r'$  将被进一步畸变为  $r^*$ , 导出它们之间的关系为

$$r^* = r' \cos \theta = m \cos \theta = \frac{m(s + R - x)}{\sqrt{y^2 + (s + R - x)^2}} \quad (2)$$

令  $n = s / R = (0 \sim \infty)$ ,

则总的相对畸变为

$$\frac{r^*}{r} = m \cos \theta = \frac{m(n - m)}{\sqrt{2n(1 - m) + (n - 1)^2}} \quad (3)$$

图 2(c) 标明了  $r^* / r$  和  $m$  之间的关系. 从图 2(c) 可知, 如果从相机到物体的距离足够长 (超出  $R$  的 4 倍以上), 那么拍摄角对图像的影响很小. 但实际应用中, 为获得足够的清晰度, 该距离不可能很长, 所以, 以上校正还是非常必要的.

(3) 通过上述步骤获取的电极中心点数据与保存在数据库中对应该方位的原始图像数据进行比较, 可获得同一电极在同一方位平面图像上的相对变化量. 比较算法的依据是各对应坐标点之间误差的平方和  $\epsilon$  为最小<sup>[4]</sup>. 因为原始图像数据库的建立是依据传统位移传感器的测量方式, 把每

一电极在沿径向变化的全量程空间范围分隔成相等  $N$  段,每段数据再根据方程(2)和(3),选择不同畸变系数修正后记录为二维投影平面的对应坐标数据,这样每一只电极有  $N+1$  对数据,而每一方位有  $N+1$  幅随径向变化的对应图像,现在对所处理图像经  $N+1$  次比较后,最小的一个  $\epsilon$  所对应图像及其三维原始状态将作为重构的参照基点.在此基点上,对每一坐标的修正根据其参照图像相应坐标点偏差的正负,选择径向变化的方向进行线性拟合.这样的处理,绝大多数坐标点与参照点的相对变化量都小于相邻分隔段间的距离,所以通常只要分隔足够小,即数据库中每个方位参照图像足够多,就能满足精度要求,那些超出相邻分隔距离的坐标点,通常多位于该方位图像边缘处,可以剔除,而选择另一方位图像为参照按相同方式处理.

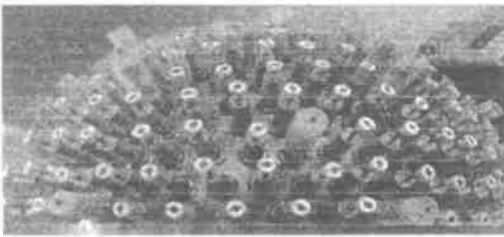
因为电极径向变化的量程范围主要考虑人头轮廓与球体轮廓的局部差异,一般不大于 25 mm,取 5 段分隔,分辨误差就已很小;同时对半球空间若取 9 个方位就能基本保证每个电极至少在 2 幅图像(或 3 幅)中出现,且其中至少有一点位于正常畸变范围.所以整个系统所占存储空间是有限的,对检测的实时性也无显著影响.

2 测试处理实例与结果

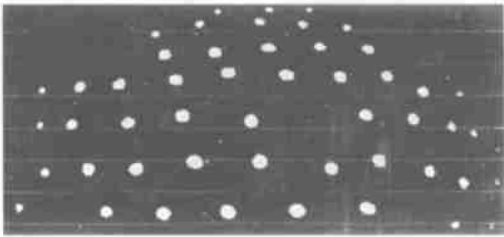
用图 1 所示测试仪,置于患者头部后,选择某

一方位进行测试及图像处理实验.图 3(a) 为所摄图像,图 3(b) 是对图 3(a) 实施色彩滤波处理后的结果.施用“动态椭圆”屏蔽模型于图 3(b) 进行逻辑“与”运算,再经过图形学中的“扩张”(dilation)与“侵蚀”(erosion)处理,获得图 3(c) 所示结果.最后,采用“重心”法对每一独立区域样本求出其中心坐标如图 3(d) 所示,此处据显示需要,对原先的单个像素点进行了放大处理.

在数据处理时采用的原始图像数据库中,电极空间径向变化范围为 0~25 mm,分隔为 5 段,图像分别标注为 Ref 0, Ref 5, Ref 10, Ref 15, Ref 20 和 Ref 25,将上述图 2(d) 与这些图像比较后,定性确定 Ref 5 为三维重构参照,选取了图 3(d) 中最下面两排共 15 支电极,上面 9 支标注为 1#~9#,下面 6 支标为 10#~15#.将它们与参照点间的相对差值视为在 5 mm 基础之上实际测试的变化量,经前述定向线性拟合处理后获得表 1 所示结果.表中以一维数值表示的结果系测试仪从空置原始状态起,其电极沿球体径向伸展的变化量,它们在空间坐标系下有确定的对应坐标点,可以很容易从数据库中查询调出.表中图像处理推演结果以毫米为单位,处理到 1/100 的分辨率;实测结果采用标尺在可视分辨下直接读出,已能满足基本分辨要求.以上所有处理程序,均采用 MATLAB 软件包的程序语言编制.



(a) 初始图像



(b) 实施后色彩滤波后的结果



(c) 经“动态椭圆”屏蔽处理后的结果



(d) 求取重心处理后的结果

图 3 电极坐标信息提取中的图像分离处理

Fig. 3 Image segment processing in “distilling” electrode coordinate information

表1 电极沿径向变化的图像处理推演结果与实测结果

Tab.1 Image processing results and practical measuring results of electrodes in radius direction															mm
电极	1#	2#	3#	4#	5#	6#	7#	8#	9#	10#	11#	12#	13#	14#	15#
推演结果	2.58	5.75	6.35	8.26	7.15	8.03	6.65	6.01	3.22	1.45	5.05	7.43	6.36	6.25	6.25
实测结果	6.0	6.5	7.0	8.5	7.5	8.5	7.0	7.0	6.5	4.5	4.5	7.0	5.5	7.0	7.0
误差	3.42	0.75	0.65	0.24	0.35	0.47	0.35	0.99	3.28	3.05	-0.55	-0.43	-0.86	-0.75	-0.75

3 结果讨论

从表1示出的结果看,占80%(12支)的电极,其径向变化误差小于1mm,这对于构筑大脑空间的功能映射图已具有足够高的精度.有1#,9#和10#3只电极径向变化误差较大,但都位于边缘区域,主要由畸变程度过大造成,可以选择相近方位的参照图像再次进行处理.

总的来看,“无接触式图像处理”方法先是对人们所关注的电极坐标信息采用图像提取和分离处理,为三维重构提供可信的输入信息,然后再采用数据查询对比与线性拟合近似的方式实现三维重构,这是一项颇具挑战性的工作,怎样以更严谨的三维重构相关算法和解析表达取代目前的方法以减小误差<sup>[3]</sup>,是下一步应重点研究的内容.但不管怎样,这一方法的实施,是实现“以软代硬”的传感智能化的一种尝试,对于那些无法采用硬件传感或虽可采用硬件传感,但存在诸多弊病的情况,是一种很好的替代选择,在增强可行性、减小干扰、降低成本,充分利用计算机技术的便利方面,

都有进一步的发掘潜力,具有广泛的应用前景和重要的启示作用.

参考文献:

[1] DAVID Olivier, GARNERO Line. Estimation of neural dynamics from MEG/EEG cortical current density maps: application to the reconstruction of large scale cortical synchrony[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2002, 49(9): 975~987.

[2] CUFFIN B N. Effects of head shape on EEGs and MEGs[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, 37(1): 44~52.

[3] NOMURA M, Sagara S. Simple calibration algorithm for high-distortion lens camera[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992, 14(11): 1095~1099.

[4] SUN M, LI C C. Registration of serial sectional images for 3-D reconstruction[J]. IEEE Conf. System Man and Cybernetics, Atlanta, CA, 1986, 33: 992~996.

[5] RICHARD Hartley, ANDREW Zisserman. Multiple view geometry in computer vision[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2000.

Image Processing Method for Coordinate Measurement of Multi-channel EEG Signal Measuring Electrodes

LIANG Wei<sup>1</sup>, CHEN Yi-liang<sup>2</sup>

(1. Department of Controlling Engineering, Zhengzhou Institute of Light Industry, Zhengzhou 450002, China; 2. College of Chemical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450002, China)

**Abstract:** For many biomedical signal measurements, providing coordinate value of measuring electrodes is a basic requirement. However it is a challenging task for multi-channel devices. Taking the EEG measurement as example, we developed a new approach named “no touching image processing”. A digital camera is utilized to get images. concerned electrode information is then segmented from raw images and “distilled” by means of computer with image processing techniques. The data looking up and linear matching are used to implement 3-D reconstruction of the image. Experimental results show that 80% of measuring points fulfill accuracy requirement. The method is a helpful attempt in implementing smart sensing so called “taking software instead of hardware”.

**Key words:** image processing; EEG signal measurement; Coordinate identification