

# 医学体数据三维可视化方法的分类与评价

沈海戈 柯有安

(北京理工大学电子工程系, 北京 100081)

**摘要** 医学图象三维可视化具有极大的医学研究和临床诊疗应用前景, 是现代医学影象研究的重要领域. 医学图象三维可视化方法通常分为表面绘制和体绘制, 已有许多具体的算法提出. 一些算法兼具表面绘制和体绘制的特点, 归为混合绘制方法. 该文概述了一些典型算法, 并讨论了其特点及相互联系, 同时对各类方法的应用场合及前景进行了分析和评价.

**关键词** 三维可视化 医学图象 体数据 分类法

中图法分类号: TP391 R445-39 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2000)07-0545-06

## Classification and Review on 3-D Visualization Algorithms to Medical Volume Data

SHEN Hai-ge, KE You-an

(Department of Electronic Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081)

**Abstract** In this paper, the 3-D visualization algorithms to medical volume data are reclassified according to a clear hierarchy. Based on the traditional two algorithm classes—surface rendering and volume rendering, hybrid rendering is derived to become a new coexisting class. Volume rendering algorithms are especially classified from two points of view. About each class (or subclass) and its typical algorithms, we give a summarized description, and then generalize the characteristics and applications of them.

**Keywords** 3-D visualization, Medical image, Volume data, Classification

## 0 引言

进入70年代以来, 随着断层投影(CT)、核磁共振(MRI)、超声等医学成像技术的产生和发展, 人们可以得到人体及其内部器官的二维数字断层图象序列或三维数据(称为医学体数据). 作为科学计算可视化的一个重要研究分支, 医学体数据的三维可视化就是要在计算机上对这些离散数据进行插值, 将其转变成为具有直观立体效果的图象, 利用人类视觉系统特性来展示物体器官的三维形态, 从而提供若干用传统手段无法获得的解剖结构信息, 并为进一步模拟操作提供视觉交互手段.

在医学体数据三维可视化技术的发展过程中, 计算机硬件性能始终是一个关键的制约因素. 尽管

计算速度、内存容量以及其它图象加速设备的发展日新月异, 但是面对庞大的医学体数据, 可视化速度始终难尽人意. 尤其是近年来医学成像设备的物理分辨率不断提高, 譬如, MRI 成像分辨率可以达到  $0.2\mu\text{m}$ , 这就意味着对可视化运算速度的更高要求. 与计算机硬件发展相伴而行的三维可视化算法研究也成为热点, 而基于现有的硬件环境, 根据各种应用的具体需求, 在生成图象质量与绘制速度间寻求可能的最佳方案, 是三维可视化方法研究与应用的宗旨, 目前在此基础上已形成了许多具体算法.

## 1 医学体数据三维可视化方法种类

具有一定分辨率的医学体数据是一个基于规则网格的标量数据场. 对于这类数据的三维可视化方

法,通常可根据绘制过程中数据描述方法的不同而分为两大类<sup>[1,2]</sup>:其中一类是通过几何单元拼接拟合物体表面来描述物体三维结构的,称为表面绘制方法,又称间接绘制方法;另一类是直接将体素投影到显示平面的方法,称为体绘制方法,又称直接绘制方法.其中,表面绘制方法是基于二维图象边缘或轮廓线提取,并借助传统图形学技术及硬件实现的,而体

绘制方法则是直接应用视觉原理,通过对体数据重新采样来合成产生三维图象.这种传统的划分,使得某些既以绘制表面为目标,又采用了体绘制原理、或者既以反映数据整体信息为目标又以几何造型作为显示单元的算法无从归属,从而造成了长期以来算法讨论中的混乱.因此,可以将这部分算法归为第三大类,即混合绘制方法(如图 1).

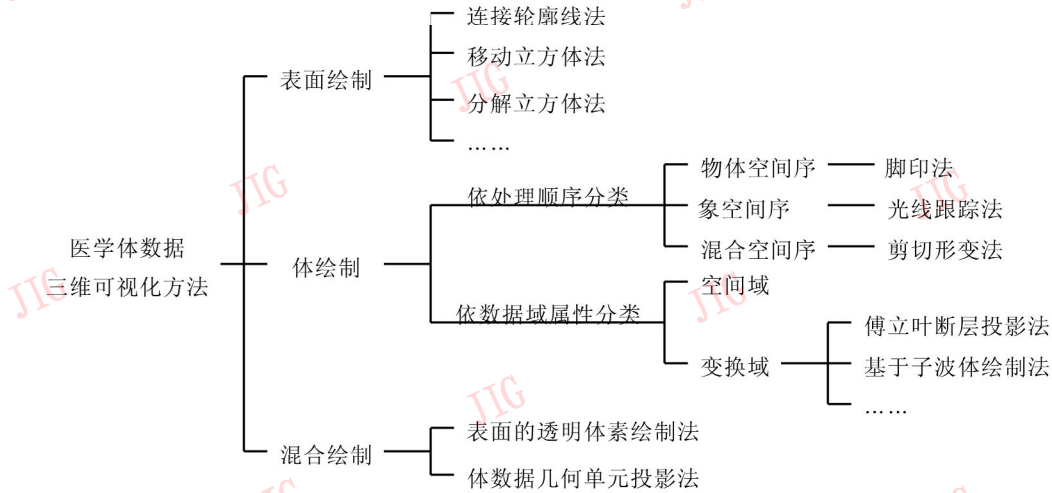


图 1 医学体数据三维可视化方法分类示意图

## 2 各类三维可视化方法的典型算法

### 2.1 表面绘制方法

由于表面可以简洁地反映复杂物体的三维结构,因此在医学图象中边界轮廓是用于描述器官的最重要特征.表面绘制是一种普遍应用的三维显示技术,其首先是从体数据中抽取一系列相关表面,并用多边形拟合近似后,再通过传统的图形学算法显示出来.而表面的提取通常是通过门限设定,必要时结合手工描制完成的.

表面绘制方法的处理过程主要包括下面三部分:(1)体数据中待显示物体表面的分割;(2)通过几何单元内插形成物体表面;(3)通过照明、浓淡处理、纹理映射等图形学算法来显示有真实感的图象,并突出特定信息.

表面绘制有多种算法,但各种算法的不同点仅在于所采用的近似表面的几何单元不同或几何单元尺度的选择不同.目前用得最多的是以三角形作为拟合单元的算法.

表面绘制方法中,连接轮廓线法<sup>[3]</sup>是最早被用来进行表面绘制的方法.它是首先将每层图象的轮廓提取出来,然后用以轮廓线点为顶点的三角形将

每层的轮廓线连接起来,从而拼接出物体表面.但该算法中两相邻层轮廓线对应点的确定和连接常常是难以解决的问题.

而移动立方体法<sup>[4]</sup>(Marching Cubes Algorithm)虽然也是用三角形拼接来形成表面,但与连接轮廓线法不同的是,这些三角形位于单个立方体元内.该方法对于一组体数据,可通过门限设定,将网格交点划分为在表面内和在表面外两种情况,这样,每个立方体元被表面切割的情况就可由 8 个顶点的值确定.然后用三角形将体元各边上的交点连接起来,从而构造出表面.

另外,移动立方体法可以获得较高分辨率的图象,图象生成速度快,且易交互.但是,在相邻体元的共享面存在 4 个交点时,会产生歧义面,从而生成错误表面.为解决这一问题,文献[5]提出了分解立方体法(Dividing Cubes Algorithm),即将立方体分解,直至象素大小,以直接绘制表面点.

### 2.2 体绘制方法

近 10 年来,体绘制方法以其在体数据处理及特征信息表现方面的优势,已得到研究者越来越多的重视,被越来越广泛地应用于医学领域.这类方法依据视觉成象原理,首先构造出理想化的物理模型,即将每个体素都看成是能够接受或者发出光线的粒

子,然后依据光照模型及体素的介质属性分配一定的光强和不透明度,并沿着视线观察方向积分,最后在象平面上就形成了半透明的投影图象.体绘制算法<sup>[6]</sup>处理过程如图2所示.

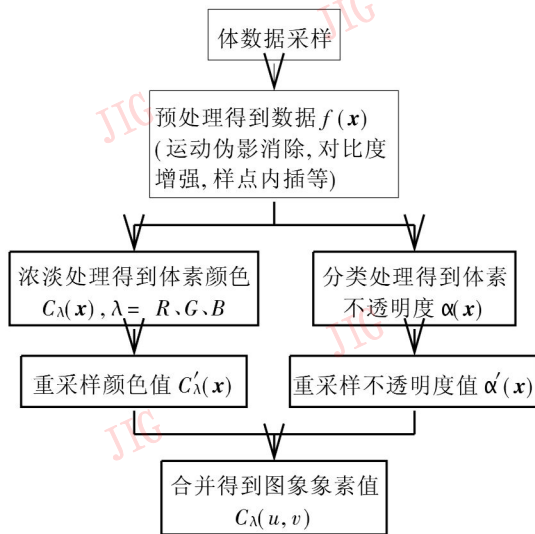


图2 体绘制算法处理过程

由于体绘制方法基于体绘制方程<sup>[6]</sup>,在具体实现过程中表现出多种多样的思想,从而演绎出多种具体算法.现分别介绍如下:

### (1) 按算法中数据处理顺序分类

按照算法进程中数据输入及处理顺序,体绘制方法可以分为象空间序(Image-order)法、物体空间序(Object-order)法和混合序(Hybrid-order)法.

其中,象空间序法是按象空间坐标顺序将体数据沿视线方向进行重采样滤波,再累积到象平面的一种算法.视线跟踪算法(Ray Tracing Algorithm)<sup>[6]</sup>就属于这类方法.由于算法的模型是沿着从象平面上某个象素出发的视线向后追溯体素,进行累积,所以又称之为后向投影算法(Backward Projecting Algorithm).

物体空间序法则是按物体空间坐标顺序将体素投影到象平面上,以脚印法(Splatting Algorithm或Footprint Algorithm)<sup>[7]</sup>为代表.这种算法实际上是体数据与一个低通滤波器(称为重建核)卷积,再将各体素分别沿视线反方向投影累积到象平面的过程,故又称前向投影算法(Forward Projection Algorithm).

这两类算法的程序框架恰好相反,因此从理论上讲,如果采用相同的重采样滤波器,其生成的图象应完全相同.

混合序法<sup>[8]</sup>是先生成一幅中间图象,但该图象

象空间的一个坐标轴与对应物体空间的一个坐标轴方向应一致,然后将其变换到视线方向.剪切形变法(Shear-Warp Factorization Algorithm)<sup>[9,10]</sup>即属于该类方法.这种算法中涉及两次变换:其一是将体数据变换到剪切空间,以便采用象空间序方法生成中间图象;其二是将中间图象变换到最终象平面这一过程,当然它是依照象空间序进行的.所以,我们称之为混合序法.

### (2) 按体数据域性质分类

体绘制方法按数据域性质可以分为空间域方法和变换域方法.其中,空间域方法即直接对原始的空间数据进行三维显示.而变换域方法则是将体数据经过变换后再进行显示.目前讨论较多的变换域算法是傅立叶断层投影体绘制法和基于子波的体绘制法.此外还有基于离散余弦变换(DCT)的体绘制法<sup>[11]</sup>,等等.

其中,傅立叶断层投影体绘制法<sup>[12]</sup>是基于对断层投影重构逆问题的考虑而得到的一种体绘制方法.在不考虑不透明度(即所有体素的透明度为零)的情况下,体绘制方程可以简化为对体数据沿视线方向的积分.而对体数据做三维傅立叶变换,则是取过原点,并垂直于投影方向的断层,再经二维傅立叶逆变换即可得到沿该方向的体数据二维投影图象.这种算法利用了快速傅立叶变换和逆变换(FFT & IFFT),其绘制速度快,但绘制出的图象没有吸收特性,因而不能得到半透明图象.但可以通过加深度信息和浓淡处理,来在一定程度上改善效果.

基于子波的体绘制法<sup>[13~15]</sup>是一种通过对体数据进行三维离散子波变换,以构成体数据的多分辨率表示,然后代入到体绘制方程中,来生成三维图象的方法.目前,基于子波的绘制方法主要包括两种算法:其中第一种是子波域光线跟踪法,即直接将体数据的子波近似结果代入到体绘制方程中求解.可见,这种方法是视线跟踪法在子波变换域的实现,因此也是一种象空间序的方法.该算法可以保留吸收特性,并可以加入任何光照特性,但计算量很大,通常只作为一种参考,不适于实用;第二种方法是子波脚印法,即通过傅立叶断层投影法求出每个子波和尺度函数的脚印,再通过子波系数加权得到投影图象,因此它属于物体空间序算法,其速度较快,但不能保留不同媒质的光吸收特性.

### 2.3 混合绘制方法

混合绘制方法分为两种:一种是表面的透明体

素绘制法,它是以体绘制的原理来实现对一个或多个表面的绘制;另一种是体数据几何单元投影法,即将由体素集合构成的单元投影转化为几何多边形显示.其中,表面的透明体素绘制法<sup>[16]</sup>是将所关心的表面提取出来,并赋予其所在的体素相应的光强和不透明度,再运用体绘制方法来实现三维显示.而体数据几何单元投影法<sup>[17]</sup>以往常被用于不规则网格体数据的三维显示.可是对于规则网格体数据,它需首先将数据分解成同性物质的长方体,再按深度划分,并将长方体的面扫描转换到象空间;最后在每个长方体的前后两个面之间,做体绘制积分,以计算出每个像素点的颜色和不透明度,再合成图象.

### 3 各类算法的特点与应用

由于表面绘制方法所处理的数据通常仅是整个体数据的一小部分,并且利用了计算机图形学多边形绘制技术,还借助图形硬件加速的支持,所以表面绘制法具有速度快的优点,而且可以快速灵活地进行旋转和变换光照效果.它适用于绘制表面特征分明的组织和器官(例如由CT数据生成骨骼三维图象),由于其形象清晰,可以一定程度上替代实物模型.但是因为它对表面分割精确程度要求高,所以表面绘制方法对于其它一些应用,例如对形状特征不明显、有亮度变化特性的软组织,以及血管、细支气管等精细组织或器官的三维显示,常常效果不佳.而且,表面绘制方法不能保留数据的完整性,其物体仅显示为一个空壳,表面里面没有东西.目前一种补偿的办法是用二维平面切割表面,然后以原始体数据填充截面.此外,其单纯的表面模型不能提供触摸反馈,因为这种反馈是由物体内部结构产生的.这些将制约其广泛使用.

与表面绘制不同,体绘制方法通常不要求对被显示物做精确的分割,而是对体数据场中每个体素分别进行处理,进而合成具有三维效果的图象.因此,对于形状特征模糊不清的组织和器官进行三维显示时,适合采用体绘制方法.更重要的是,在体绘制方法中,透明度的引入大大增强了数据整体显示效果.通过对不同的组织分配相应的透明度,可以同时各组织器官的质地属性、形状特征及相互之间的层次关系表现出来,从而丰富了图象的信息.但是,在原始的体绘制过程中,一般要遍历体数据场中的每一个体素,因而使得计算量大,图象生成速度

慢,并且不能灵活地改变外部光照及视角,这样每一次变化都意味着整个绘制过程需重新开始.因此,体绘制更多地受到硬件技术发展的限制,因而在要求实时显示的应用场合难以胜任.这种缺点突出地体现在象空间序法,尽管能够有效地进行高质量的重采样,并且可以通过利用数据相关性及提前结束光线的方法来加速绘制<sup>[18]</sup>,但总的来说,沿每条视线投影都涉及到几乎整个体数据,因此不但计算采样点需花费很多时间,使得生成图象速度慢,而且其中庞大的内存开销也是一个突出问题.

为了获取较快的显示速度,通常采用的体绘制方法是物体空间序法,因为物体空间序法体素寻址简单,可以依存储顺序实现数据空间的无缝输入,因而能最优地利用高速缓存,因此不但绘制速度较快,而且可以实现图象渐进显示.此外,还可以通过对体数据进行预处理,采用例如八叉树等特殊的数据结构来存储数据<sup>[19,20]</sup>,或是采用最大强度体素投影法<sup>[21]</sup>来简化投影过程,从而加速绘制.

混合序法(即剪切形变法)完全继承了物体空间序法简化体素寻址计算的优越之处,同时又以二维图象变形替代了体数据从物体空间到象空间坐标变换的部分运算,因此具有更快的绘制速度.而且,该法对物体空间序法中的诸多加速技术也同样可以采用<sup>[22]</sup>.

傅立叶断层投影法不但可以快速地得到任意角度具有X光片效果的图象,而且某种程度上比直接用X光成像更具灵活性.此外,傅立叶断层投影法还可以被用于某些特殊场合,例如,在二维核磁共振成像机制中,图象是由接收线圈采集到的自由感应衰减(FID)信号经二维傅立叶变换得到的.因此可以考虑直接将FID信号作为原始输入的体数据,用傅立叶断层投影法进行MRI图象的三维显示<sup>[19]</sup>.

医学图象的数字化存储是可视化及其应用的基础,为了节省空间,必须对海量数据进行压缩.基于子波的体绘制方法充分利用了子波变换空域和频域局部化的优良特性,因而可以实现对体数据的压缩,以减小存储量和计算量,并且可以对体数据在不同分辨率上进行绘制,同时可对特定的区域选择特定的分辨率.因此,这种方法对于象远程医疗这样以网络传输为基础的课题更具有应用前景.

混合绘制方法可以认为是基于对表面绘制和体绘制方法的折中考虑,而产生的一类算法.但表面的透明体素绘制法相对于表面绘制方法则降低了对数

据分割的要求, 其表面体素的分割可以是模糊的, 并且可以显示多个不同属性的表面, 因而增加了信息层次; 而相对于体绘制方法则减少了计算量, 并突出了表面信息. 而且, 这种方法便于进行手术开窗显示. 由

于体数据几何单元投影法象表面绘制方法一样, 以多边形作为过渡显示单元, 因此可以借助图形硬件加速实现体绘制. 因而对于不太复杂的组织结构, 这种方法可以用相对较快的速度来获得体绘制的效果.

表 1 典型算法比较

医学体数据三维可视化方法		绘制速度	绘制效果和算法特点		适用场合
表面绘制	连接轮廓线法	可借助图形加速设备, 速度快	表现物体外部结构效果好, 但对数据分割要求高, 且物体内部信息无法保留		绘制表面特征分明的组织或器官
	移动立方体法				
	分解立方体法				
体绘制	光线跟踪法	体素寻址困难, 加速技术少, 速度慢	可利用光吸收特性反映物体的整体层次结构, 不要求精细的数据分割	内存开销大	绘制多种组织和器官构成的整体, 表现其内部相互间的结构关系, 或根据实际需要选择并突出某一部分信息
	脚印法	体素寻址快捷, 加速技术多样, 速度较快		可实现渐进显示, 内存开销小	
	剪切形变法	继承脚印法寻址加速的优势, 且速度更快		通过二维形变简化体数据旋转变换, 内存开销小	
	傅立叶断层投影法	利用 FFT, 速度快		基于傅立叶断层投影定理, 算法简洁	MRI 体数据绘制, 表现单一介质物体
	子波脚印法	利用 FFT, 数据寻址快捷, 速度较快		不保留物质的光吸收特性, 图象具有 X 光片效果	可实现渐进显示和局部细节添加, 数据压缩比大
混合绘制	表面透明体素绘制法	减少了有效数据量, 速度较快	以表面特征表现物体层次结构, 保留部分内部信息, 对数据分割精度要求比表面绘制方法低		绘制表面特征较分明、层次较清晰的组织器官
	体数据几何单元投影法	可借助图形加速设备, 速度较快	以多边形作为绘制单元		尤其适用于不规则网格体数据

## 4 结 论

前面我们以各种算法所针对的显示对象和显示机理为主要依据, 对现有的医学图象三维可视化方法进行了分析综合, 将介于体绘制和表面绘制之间的算法归为混合绘制方法, 而对于体绘制算法还进一步从数据处理顺序和数据域属性两个角度予以细分(如图 1). 在此基础上对各类方法及其典型算法特点做了概括(表 1), 分析了其在实用中的地位和前景. 这对根据医学研究中具体实际应用的需要, 来选取适合的绘制方法具有重要的指导作用, 对于绘制算法本身的研究和发展也具有促进作用.

医学图象的三维可视化为现代医学发展提供了基础, 除了用于辅助医疗诊断外, 也是外科手术操作方案演练、体内手术引导、机器人外科手术、手术仪器试制与分析、医学教学与训练、远程医疗、远程手术等诸多医学课题的基础环节<sup>[1, 2]</sup>, 因此开展该课题研究具有十分重大的意义. 另外, 由于不同的应用, 对图象质量、效果及绘制速度有着不同的要求, 因此

应根据实际应用需要选择不同的绘制算法.

## 参 考 文 献

- 1 Soferman Z, Blythe D, John N W. Advanced graphics behind medical virtual reality: Evolution of algorithms, hardware, and software interfaces. *Proceedings of The IEEE*, 1998, 86(3): 531 ~ 554.
- 2 Shahidi R, Tombropoulos R, Grzeszczuk R P. Clinical applications of three-Dimensional rendering of medical data sets. *Proceedings of The IEEE*, 1998, 86(3): 555~ 568.
- 3 Keppel E. Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines. *IBM Journal of Research Development*, Jan. 1975, 2~ 11.
- 4 Lorensen W, Cline H E. Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 1987, 21(4): 163~ 169.
- 5 Cline H, Lorensen W *et al.* Two algorithm for three-Dimensional reconstruction of tomograms. *Medical Physics*, 1988, 15(3): 320.
- 6 Levoy M. Volume Rendering: Display of surfaces from volume data. *IEEE Computer Graphics & Application*, May 1998, 29~ 37.
- 7 Westover L. Footprint evaluation for volume rendering. *Computer Graphics*, 1990, 24(4): 367~ 376.

- 8 Hesser J, Manner H *et al.* Three architectures for volume rendering. EUROGRAPHICS'95, 1995, 14(3): C111~ C122.
- 9 Klein F, Kubler O. A pre-buffer algorithm for instant display of volume data. In: Proceedings of SPIE (Architectures and Algorithms for Digital Image Processing), 1985, 596: 54~ 58.
- 10 Lacroute P G, Lovey M. Fast volume rendering using a shear warp factorization of the viewing transformation. In: Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series (SIGGRAPHICS'94), Orlando, 1994, 451~ 458.
- 11 Yeo B, Liu B. Volume rendering of DCT-based compressed 3-D scalar data. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 1995, 1(1): 29~ 43.
- 12 Levoy M. Volume rendering using the fourier projection-slice theorem. In: Proceedings of Graphics Interface'92, Canadian Information Processing Society, 1992, 61~ 69.
- 13 Lippert L, Gross M H. Fast wavelet based volume rendering by accumulation of transparent texture maps. EUROGRAPHICS'95, 1995, 14(3): 431~ 443.
- 14 Gross M H, Lippert L, Dreger A *et al.* A new method to approximate the volume-rendering equation using wavelet based and piecewise polynomials. Computer & Graphics, 1995, 19(1): 47~ 62.
- 15 Gross M H, Lippert L, Haring S. Two methods for wavelet-based volume rendering. Computer & Graphics, 1997, 21(2): 237~ 252.
- 16 Westermann R, Ertl T. A multiscale approach to integrated volume segmentation and rendering. EUROGRAPHICS'97, 1997, 16(3): C117~ C127.
- 17 Wilhelms J, Gelder A V. A coherent projection approach for direct volume rendering. Computer Graphics (SIGGRAPH'91 Proceedings), Lasvegas, 1991, 25(4): 275~ 284.
- 18 Levoy M. Efficient ray tracing of volume data. ACM Transactions on Graphics, 1990, 9(3): 245~ 261.
- 19 Laur D, Hanrahan P. Hierarchical Splatting: A progressive refinement algorithm for volume rendering. Computer Graphics (SIGGRAPH'91 Proceedings), 1991, 25(4): 285~ 288.
- 20 Knittel G. High-speed volume rendering using redundant block compressing. In: IEEE Proceedings Visualization'95, 1995, 176~ 183.
- 21 Cai W, Sakas G. Maximum intensity projection using splatting in sheared object space. EUROGRAPHICS'98, 1998, 17(3): C113~ C124.
- 22 Napel S, Dunne S, Rutt B K. Fast fourier projection for MR angiography. Magnetic Resonance in Medicine, 1991, 19: 393~ 405.



沈海戈 1973年生,北京理工大学电子工程系博士研究生.研究方向为医学图象处理和三维可视化.



柯有安 北京理工大学教授,博士生导师.现任中国电子学会常务理事,雷达分会副主席;1989年成为IEEE高级会员,1998年当选IEEE/AESS常务理事.在雷达和信号处理领域出版著作5本,发表论文200余篇.

## 更正

由于作者的大意,2000年第6期的“图象阈值选取方法的构造”一文中,凡  $g = \max_{0 \leq i \leq m-1} \dots$ , 应为  $g = \text{Arg} \max_{0 \leq i \leq m-1} \dots$ ; 凡  $g = \min_{0 \leq i \leq m-1} \dots$ , 应为  $g = \text{Arg} \min_{0 \leq i \leq m-1} \dots$ . P468 中  $g = \sum_{i,j} f(i,j)h(i,j)$ , 应为  $g = \frac{\sum_{i,j} f(i,j)h(i,j)}{\sum_{i,j} h(i,j)}$ ; P469 中  $g = \sum_{0 \leq i \leq m-1} f(i,j)\sigma(i,j)$  应为  $g = \frac{\sum_{i,j} f(i,j)\sigma(i,j)}{\sum_{i,j} \sigma(i,j)}$ . 特此更正!