

# 浙江大学

## 博士学位论文



论文题目 图像处理中的插值和缩放若干技术研究

作者姓名： 李 将 云

指导教师： 金 通 洸 教授

学科专业： 计算几何与计算机图形学

所在学院： 理 学 院

提交日期 2002 年 4 月

浙 江 大 学

图像处理中的插值和缩放若干技术研究

(申请博士学位论文)

作 者: 李 将 云

学科专业: 计算几何与计算机图形学

指导教师: 金 通 洸 教授



浙江大学理学院

2002 年 4 月

# **Research on Several Algorithms of Image Interpolation and Image Zooming in Image Processing**

By

**Jiangyun LI**

**(Computer Aided Geometric Design and Computer Graphics)**

A Dissertation Presented to

**The Graduated School of Zhejiang University**

In Partial Fulfillment of the Requirements for the

**Degree of Doctor of Philosophy**

**Supervisor : Professor Tongguang Jin**

The Science School of Zhejiang University

Hangzhou, P. R. of China

April, 2002

## 目录

|                            |        |
|----------------------------|--------|
| 摘 要.....                   | 5      |
| 关键词.....                   | 6      |
| ABSTRACT.....              | 7      |
| KEYWORDS.....              | 8      |
| <br>第一章 绪论.....            | <br>9  |
| §1.1 图像处理技术概论.....         | 9      |
| § 1.1.1 图像处理的发展历史.....     | 9      |
| § 1.1.2 图像处理的主要手段.....     | 10     |
| § 1.1.3 图像处理的重要意义.....     | 14     |
| §1.2 图像处理中的空间变换.....       | 16     |
| §1.3 插值及其缩放技术综述.....       | 18     |
| §1.4 本文主要研究内容.....         | 25     |
| <br>第二章 分割图像插值的一种局部算法..... | <br>27 |
| §2.1 引言.....               | 27     |
| §2.2 插值原理.....             | 27     |
| §2.3 二维插值（扫描线间插值）.....     | 29     |
| §2.4 三维插值（切片间插值）.....      | 30     |
| §2.5 算例.....               | 31     |
| §2.6 小结.....               | 32     |
| <br>第三章 图像缩放的离散算法.....     | <br>33 |
| §3.1 引言.....               | 33     |
| §3.2 二值图像的缩放处理.....        | 33     |
| §3.3 灰度图像的缩放处理.....        | 35     |
| §3.4 灰度图像的非整数倍的缩放.....     | 37     |
| §3.5 算例.....               | 39     |
| §3.6 小结.....               | 40     |
| <br>第四章 数字图像的多尺度表示.....    | <br>41 |
| §4.1 引言.....               | 41     |
| §4.2 质心方法.....             | 42     |
| §4.3 图像多尺度表示的优化.....       | 46     |
| §4.4 算例.....               | 49     |
| §4.5 小结.....               | 50     |

# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

---

|                       |    |
|-----------------------|----|
| 第五章 图像缩放的分片连续算法.....  | 51 |
| §5.1 引言.....          | 51 |
| §5.2 分段连续曲线的建模方法..... | 51 |
| §5.3 分片连续曲面的建模方法..... | 54 |
| §5.4 算例.....          | 55 |
| §5.5 小结.....          | 56 |
| 第六章 未来研究展望.....       | 57 |
| 附录 彩图部分.....          | 59 |
| 攻读博士论文期间完成论文情况.....   | 61 |
| 致 谢.....              | 62 |
| 参考文献.....             | 63 |

## 摘 要

本文围绕图像处理领域中两类重要处理手法——图像插值与图像缩放技术展开了深入的研究。在分析目前现有的插值与缩放技术的基础上,就以下方面给出了研究成果。

### (1) 分割图像的插值

对于医学序列切片,图像上像素之间的间隔常常小于切片之间的距离,而在图像处理中,常常需要它们有一致的分辨率。对于已分割的切片图像,插入的切片图像也应是已分割的图像。为此,本文提出了一种分割图像插值的局部算法,该算法在产生新插入图像每点的分割信息与颜色信息时,计算只与相邻切片图像的局部像素信息有关。因此既保持了相邻切片的物体形状过渡自然,又具有良好的数值稳定性。应用该算法于医学序列切片进行插值时,可达到良好的视觉效果。

### (2) 离散方式的图像缩放

从简单的二值图像出发提出了灰度图像的离散缩放方法,该方法尽可能地保持了缩放后图像内物体边界的清晰、自然,而缩放倍数可为任意非整数倍。应用该算法,图像放大后层面清晰、色彩丰富,忠实地反映了原始图像的面貌;图像缩小后能较好地体现原始图像的主要特征。实践证明,此方法比常见的商品软件有更好的边界处理效果。所给方法计算稳定、实现方便。

### (3) 分片连续分式的图像缩放

传统的图像缩放处理均基于对图像的连续数学模型表示,但这往往造成缩放后图像内物体的边界模糊。由于大多数情况下,在同一幅图像中,物体内的颜色过渡较为连续,而物体间的颜色过渡常常间断,为此,有别于上述离散算法,本文又提出了一种新的灰度图像缩放方法。该方法对源图像建立了分片连续数

学模型. 实例显示, 新方法较好地解决了图像中物体的边界模糊现象, 达到了较为理想的处理效果.

## (4) 二值图像的多尺度表示

提出了一种新的二值图像多尺度表示方法. 该方法针对人的视觉特点, 从图像内物体的形心出发, 通过建立局部坐标系, 将图像内各物体在各自坐标系下进行较为“紧密”的收缩变换. 该方法有别于以往方法, 能保持源图像的对称性, 并且具有形状乃至拓扑的基本保持. 然后, 又提出了图像多尺度表示的优化方案, 该方案可看成评判图像表示优劣的准则, 也可作为图像多尺度表示的数学描述.

## 关键词

图像插值, 序列切片, 可视化, 图像处理, 医学图像; 图像放大, 图像缩小, 图像多尺度表示, 边界处理

## ABSTRACT

The thesis centers on two types of processing technology – image interpolation and image zooming which are of great importance in image processing. After it analyses present approaches to image interpolation and resizing, the paper gives the following results.

### **(1) Segmented image interpolation**

Usually in medical serial slices, the size of a pixel within a slice is much less than the spacing between the planes defined by the slices. But in image processing, they are often asked to have the same resolution in all three dimensions. Besides this, the interpolated images among segmented serial images should also be segmented. In this paper, a novel local algorithm is presented for the interpolation of serial segmented images. The method generates all segment and color information for each new interpolating point that is only dependent on its local blocks of pixels in its near slices. The shapes of the objects on the interpolated slices and their original adjacent slices change progressively and naturally, and the algorithm can be implemented reliably too. The experiments on medical serial slice image interpolation show that the new algorithm can generate clear and accurate new pictures.

### **(2) Discrete approach to image zooming**

A discrete algorithm for grayscale image resizing through binary image zooming in 3D space is presented. The method can help to keep the edges and borders in the zoomed image as clear and natural as possible, with arbitrary real positive scaling factors. When an image is enlarged, it can be still with vivid color, and express the appearance of original image faithfully. When the size of an image is reduced, the most important features of the image can also be preserved. The experiments show that the new method is an effective, stable and convenient method for image zooming, and it is also with more advantageous in border and edge preserving compared to many common commercial software.



### **(3) Patch-wise continuous approach to image zooming**

Traditional image zooming methods are based on continuous mathematical models for source images. But these often incur artifacts on borders between objects in images. Because of the fact that in most case, the color value changes slowly in objects and varies sharply between objects, a new image zooming method based on patch-wise continuous surface fitting is presented in this paper. With this algorithm one can zoom a large varieties of gray images efficiently and keep the clear borders of source images simultaneously. All the examples experimented show that the new method is effective, stable and convenient.

### **(4) Centroid-based approach to multiscale representation of binary images**

A new method of multiscale representation of binary images is presented. According to the feature of human version, the algorithm creates local coordinate systems at the centroids of objects in the image in question, and then applies *compact* shrinking transformation in these systems. Different from any other algorithms, the approach is able to preserve symmetry of the original image and even keep its shape or topology. Besides above, an optimization scheme of multiscale representation of images is given. It can be regarded as a measurement of the performance of a pyramid construction method or as a mathematical definition for multiscale representation.

## **KEYWORDS**

Image interpolation, serial slices, visualization, image processing, medical images , zooming, multiscale representation, border processing

## 第一章 绪论

### § 1.1 图像处理技术概论

#### § 1.1.1 图像处理的发展历史

图像处理技术是伴随着人类文明的发展而逐渐形成的一门学科。考古学者李继生在 1996 年、Castleman 于 1996 年、崔屹在 1997 年、雷祥麟在 2001 年等等,在各自相关的文献中指出,人类获取外部世界的信息 80%来源于视觉,图像的出现和发展已有数千年历史[崔 97, Cas96, Pra01]。最早的图像是中国的象形文字和绘画[李 96]; 1665 年虎克(Robert Hooke)在其出版的《显微镜图》(Micrographia)一书中,揭示了细胞的存在,图像这种表示形式为医学的进步做出了重大贡献[雷 01, Gol97]。20 世纪 30 年代出现的电视,对新闻传播和 文化娱乐起了很大作用。之后,随着图像数据大量涌现,逐渐形成了“图像处理”学科[崔 97, Cas96, Gon02, 夏 97, Pra91]。

图像处理是指对图像进行某种目的的修正。如旧照片的修复、小图片的放大,等。广义上讲,图像处理分作图像的模拟处理(如早期照相店的手工修改照片)和图像的数字处理;后者通常称作数字图像处理,或计算机图像处理,或简称为图像处理[Cas96]。Castleman1996 年将数字图像处理归纳为“随着计算机技术的兴起而产生的借助于计算机的图像处理技术”[Cas96]。数字图像处理的主要工作是将图像信号转换成数字格式并利用计算机对其进行处理与分析。崔屹 1997 年在其有关文献中指出,最早的图像处理是上世纪二十年代,纽约与伦敦间通过海底电缆传输的数字化新闻图片,它使跨大西洋传送一幅图片的时间从一个多星期减少到少于三个小时[崔 97]。上世纪五十年代中期,在美国太空探索计划的推动下,美国喷气推进实验室(Jet Propulsion Laboratory)为了处理“徘徊者 7 号”太空船送回的四千多张月球照片,应用了计算机图像处理技术,获得了空前清晰的效果[崔 97]。上世纪七十年代开始,随着以计算机和计算技术为核心的信息科学的发展,图像处理和分析技术得到蓬勃的发展与应用[Gon02, 陈 97, 方 99, Lib92, 林 98, 王 93, 夏 97]。特别是上世纪九十年代开始,计

算机多媒体技术的发展对图像处理产生了巨大的促进和推动作用。近年来，信息技术的蓬勃发展，降低了图像处理所需的硬件成本，数字图像技术已经从工业领域、实验室走向商业领域、艺术领域及办公室，甚至走向了人们的日常生活，数字图像处理技术将愈来愈发挥重要作用 [Gon02,GS01,Pit93,Pra91,Rus92,Teu92, Wol90, Cas96]。

## § 1.1.2 图像处理的主要手段

图像处理技术发展至今，已形成为内容丰富的一大学科，且随着新型图像数据形式的不断涌现及图像处理应用的不断深入，图像处理技术仍在不断发展和完善中 [LGS99, Che92, Dou94, Pea91, LGS01, Cas96, Pra91, 崔 97]，且逐渐呈现出两大趋势：图像处理手段的多样化与专业化。

### 一、图像处理手段的多样化

数字图像处理的手段已多种多样，主要有 [Cas96, Had00, Son01, Pra91, 章 99]：

#### 一) 图像的采集与量化

图像的采集与量化是图像数字化（即将连续图像离散化）的两个基本过程。用图像传感器将光信号转换成表示亮度的电信号，再通过模数转换器（A/D）量化成离散信号以便于计算机进行各种处理。

#### 二) 图像的增强

图像增强的主要目的有两个：一是改善图像的视觉效果，提高图像成分的清晰度；二是使图像变得更利于计算机的处理，如锐化处理可突出图像边缘轮廓线，编程控制计算机进行跟踪，便可作特征分析。空间域法和频率域法是图像增强的主要方法。

#### 三) 彩色图像处理技术

彩色数字图像的采集、处理及显示技术在彩色印染工业、电视工业、医学成像等实际应用领域中都具有非常重要意义。定量地描述彩色信息，即建立彩色模型的方法可分为三类：色度学彩色模型（如 XYZ 彩色模型、UCS 彩色模

型，也称计算模型）、工业彩色模型（用于电视传输、彩色重现）、视觉彩色模型（用与人眼色觉相吻合的亮度、色调和饱和度来描述彩色信息）。

## 四）图像分割

图像分割就是将图像分成若干有意义的区域（部分）的处理技术。在实际图像中往往存在一些具有某种均匀一致性的区域，如灰度、纹理等分布的均匀一致性。这种一致性构成的特征向量可用于区分图像的各个区域。图像分割就是利用这些特征向量来检测区域的一致性，从而达到将图像分割成不同区域的目的。图像分割技术包括局部技术（基于像素和其邻域的局部特征）、全局技术（基于全局信息，如直方图），分裂、合并与区域增长技术（依据区域的一致性与几何邻近度）。

## 五）编码与压缩

图像编码与压缩从本质上讲就是对要处理的图像源数据按一定的规则进行变换和组合，从而达到以尽可能少的代码（符号）来表示尽可能多的数据信息。压缩通过编码来实现，或者说编码带来压缩的效果。所以一般把此项处理称之为压缩编码。常见的处理手段有冗余度压缩法（为无损压缩）和熵压缩法（为有损压缩）。

## 六）恢复与重建

图像恢复试图利用退化现象的某种先验知识，建立退化现象的数学模型，再根据模型进行反向的演算运算，以恢复原来的景物图像。图像恢复方法主要包括方向滤波法、约束还原法。与图像恢复紧密相关的是图像重建，通过一组与图像有关的物理数据建立图像的过程便是图像重建。其中图像三维重建指利用系列平面图像信息构建这些图像所代表的三维物体。在发射学、核医学、非破坏性工业测试、数据压缩等领域，图像重建技术得到了广泛的应用。图像重建法主要包括平行投影法、傅立叶变换法、滤波投影法。

## 七）特征与识别

为使人们的视觉系统认识的图像让计算机系统也能识别，必须寻找算法分析图像的特征，然后将其特征用数学的办法表示出来并教会计算机也能懂得这些特征，这样，计算机也就有了认识即识别图像的本领。则便是机器学习，或叫模式识别。图像分析工作的结果给出了某一具体的图像与其它图像相区别的特征。

## 八) 数字图像变形技术

数字图像变形技术 (warping) 是近年来图像处理领域中的一个新分支，它主要研究数字图像的几何变换，即图像中点与点之间的空间映射关系。该项技术最早起源于对遥感图像的几何校正问题的研究，后来被引入到医学成像及计算机视觉领域。近年来，随着多媒体技术的普及，数字图像变形技术有了很大发展，并在电影、电视和媒体广告中有很多非常成功的应用。数字图像变形技术以空间映射 (spatial transformation)、重采样 (resampling) 和抗混叠 (antialiasing) 技术作为理论基础。渐变 (morphing) 为变形的一种重要扩展。

## 九) 数字图像处理系统

数字图像处理的整个过程体现在数字图像处理系统中。它由三部分组成：图像数字化仪、处理图像的计算机和图像输出设备。因计算机只能处理数字，图像并不能直接由计算机处理，故一幅图像在用计算机进行处理以前必须先转化成数字形式，这便是图像数字化仪的工作内容。而处理后的图像必须经由输出设备（如显示器、图像打印机等）提供人们进行分析、研究等等。从输入图像到输出图像的转化过程便是（数字）图像处理过程。

## 二、图像处理手段的专业化

不同应用领域的图像数据具有自身特点，而且不同的图像数据具有不同的处理目的与处理要求。现代学科的高度分化，产生了图像处理各个分支，主要有 [Cha01, Gir00, RB01, 余 99, 许 90, 吴 97, 吴 96, 宁 95, 克 92, 郭 87, 丰 92, 方 99, Cas96, 夏 97]：

### 一) 生物医学图像处理

生物医学图像处理是图像处理的一大分支，应用非常广泛。其应用焦点有两点：一是在生物体内构成部件观察，在许多情况下是困难的，比如医师为患者诊断，若要了解肺、心、肝、肠、肾等脏器的情况，除了在体外听诊触摸外，就靠 X 光透视、B 超声波的透视、或其它射线状装置的透视。这就产生了大量的医学图像，医学专家运用其专业知识和进行目测等常规操作外，还需在计算机辅助诊断中，采用计算机图像处理及分析辅助医学专家系统进行图像分析识别。第二点是应生物医学的学科要求，需要进行微观的观测。为观察细胞组织的图像，光镜与电子显微镜（即电镜）则是常用的手段。光镜可以由观测人员自测，而电镜产生的图像则必须应用计算机进行处理、分析。

图像处理在生物医学中的主要应用有组织切片分析，序列切片插值与三维重建，显微图像处理，CT、MRI、 $\gamma$  射线照相机，正电子与质子 CT 的应用，心脏活动的动态分析，超声图像成像、冻结、增强及伪彩色处理等等。

## 二) 遥感图像处理

遥感图像处理是另一数量大、应用广的领域，处理的技术方法也复杂多样。例如，在电子显微镜、高能等离子体实验图像等微观图像的增强处理，考古学及历史学研究中模糊、变质图像的恢复处理等方面，数字处理技术都是迅速有效的。又如，在古生物特别是微体古生物化石分析、鉴定方面，数字图像处理技术提供了走向智能化和专家系统的重要途径。

遥感图像处理有如下的一些特点：

- 1) 遥感图像中的亮度值或灰度值反映的是地物的辐射特征，它是区分不同地物的基本参量。这种波谱信息的保真度和增强处理方法是至关重要的。与之密切联系的是大气、地形等因素对辐射特征的影响，这也构成了遥感图像处理中的重要课题。
- 2) 遥感图像的几何特征、几何精度和地理坐标系统及地图投影方法是密切相关的。由图像中判释和提取出来的内容，最终要准确标绘在相应的地图上。因而几何校正及地图投影变换成为遥感图像处理的重要内容之一。
- 3) 由于遥感图像是分幅记录的，同一地区可能有多波段、多时相、多平台以及多种不同类型、不同比例尺的遥感图像及其它数据或图件资料，因

而遥感图像处理中，图像的镶嵌、配准及多层图像的叠合分析也是重要内容。

遥感图像处理主要应用有森林资源探查、分类、防火，地形、地图、国土普查，多光谱卫星图像分析，交通、空中管理、铁路选线等。

### 三) 军事及公安图像处理

在军事侦察及公安工作方面的图像处理已成为十分重要的手段，有着重要应用，主要有航空及卫星侦察照片的判读，导弹制导，雷达、声纳图像处理，军事传真，巡航导弹地形识别，指纹鉴别等。

### 四) 其它应用场合

图像处理几乎衍射到与图像有关部门的所有领域。除以上三大类外，在工业生产中的图像处理、计算机科学中的应用、娱乐、服务等领域等均有典型应用。

## § 1.1.3 图像处理的重要意义

数字图像处理是利用计算机产生符合一定要求的数字图像。与模拟图像相比，数字图像有以下优点[Cas96, I196, Jah93, Pra01]。

#### 1) 清晰度高

现在的计算机技术可以将一幅模拟图像数字化为任意大的二维数组，即可以用足够多的像素去组成它。在真彩条件下，每个像素可以用 24 比特数据即一千六百多万种颜色去表示，这样组成的图像质量可与彩色照片相媲美。

#### 2) 处理方便

由于数组图像是一组数据，我们可用计算机进行任意修改，可以放大、缩小、改变颜色、复制或删除某一部分，或将图像毫无损失地通过网络进行远程传输等。

#### 3) 重复性好

模拟图像如照片，即便使用非常好的底片和相纸，也会随着时间的消逝而褪色、发黄，而数字图像在光盘中存储上百年后，再用计算机重现时也不会有丝毫的改变。

## 4) 易于存储

随着现代计算机存储技术的发展，计算机外部存储设备新产品不断涌现，存储量的极限几乎年年翻番，可以说现代技术对于海量数据存储提供了无限可能，例如现在一块中等容量的计算机硬盘就可轻易存储上万张高清晰度真彩色图片，而传统形式进行保存同等数量的模拟图像（如照片），即便可能，也是十分困难的，而且不易管理。

## 5) 即拍即现

以往显微镜使用 F-mount 连接相机，把显微图像拍摄下来，再把胶卷拿去冲洗，无法立刻看到效果，而且需要长时间等待及支付底片费和冲洗费，然后把冲洗出来的底片进行扫描再存入电脑进行编辑、分析、存储等，花费大量时间和精力，而且一旦在胶卷冲洗过程中出现问题，很难再在相同条件下拍摄同样的照片。而数字摄像在拍摄后数秒内就可呈现图像结果，而且可以连续拍摄多张图像，以便从中选取一张效果最好的进行存储。

## 研究图像处理的重要意义

图像处理在许多领域发挥着愈来愈重要的作用。如前所述，图像处理技术广泛地应用于气象工程、遥感技术、医学、公安、物理、化学、通信工程、印染工业、工业检测、科学研究、智能机器人、交通、天文、地质、生物、文教等众多领域，取得了巨大的经济效益与社会效益。研究图像处理有如下重要意义[Teu92, 王 97, 王 93, 王 95, Wol 90, 吴 94, 吴 97, 夏 97, 夏 99, 姚 93, 余 99, 章 99, 赵 95, 周 94]

### 1) 有助于相关应用学科的发展

生物医学、地质勘探与遥感、金属结构分析、气象科学、海洋利用等应用性学科的发展产生大量的图像数据。随着信息业的兴起与发展，研究图像处理使得这些学科的发展如虎添翼。

### 2) 有助于相关基础学科的发展



在我们最终能在机器上实现视觉信息功能之前还需要很多理论和技术的突破，从某种意义上来说，研究图像处理技术也是导向智能计算机、智能机器人和其它智能系统的一条必由之路。

### 3) 有助于提高人类自身的文明程度

图像处理技术的发展丰富了文化教育手段、推进了医疗检测手段、产生了新型的电影电视特技，甚至对服装的设计、居室的美化、城市的规划等等均起到了不可或缺的作用。

如前所述，数字图像处理的一大重要分支是医学图像处理。本文在研究一般图像处理技术的同时，更侧重于医学图像处理的研究。在医学图像处理中图像插值与缩放占据着重要地位，而插值与缩放均属于图像的空间变换，故以下对图像的空间变换作简要回顾。

## § 1.2 图像处理中的空间变换

图像的空间变换，也称几何变换或几何运算，包括图像的平移、旋转、镜像变换、转置、缩放等。几何运算可改变图像中各物体之间的空间关系，这种运算可以被看成是将（各）物体在图像内移动[Pra01, Cas96, 崔 96]。

空间变换可如下表示。设  $(u, v)$  为源图像上的点， $(x, y)$  为目标图像上的点，则几何变换将源图像上  $(u, v)$  处的颜色值与目标图像上  $(x, y)$  处的颜色值对应起来

$$(u, v) \longleftrightarrow (x, y)$$

并具有以下关系

$$x = X(u, v), \quad y = Y(u, v) \quad (\text{由 } (u, v) \text{ 计算对应点 } (x, y)) \quad (1.1)$$

或

$$u = U(x, y), \quad v = V(x, y) \quad (\text{由 } (x, y) \text{ 反求对应点 } (u, v)) \quad (1.2)$$

其中  $X(u, v)$ 、 $Y(u, v)$  或  $U(x, y)$ 、 $V(x, y)$  均为变换。由(1.1)对应的变换称作向前映射法也叫像素移交法 (pixel carry-over)，而由(1.2)对应的变换称作向后映射法也叫像素填充法 (pixel filling) [崔 96]。

一个空间变换需要两个独立的算法[Cas96]。首先，需要一个算法来定义几何变换本身，用来描述每个像素如何从其初始位置“移动”到终止位置，即每个像素的运动。同时，还需要一个用于灰度插值的算法，这是因为在一

一般情况下，输入图像的位置坐标为整数，而输出图像的位置坐标为非整数，反过来也是如此[Cas96]。

空间变换常用于几何校正 (calibration)、图像校直(rectification)、图像配准、图像样式转换、地图投影、变形(morphing)、特殊视觉、特技效果。此外，几何运算中的二维正交变换在图像处理中扮演着重要的角色。如，傅立叶变换后平均值正比于图像灰度的平均值，高频分量指示图像中目标的边缘信息，利用这些性质可以从图像中抽取特征。又如在变换域中，图像能量往往集中在少数项上，或者说能量主要集中在低频分量上，这时对低频成分分配较多的比特数，对高频成分分配较少的比特数，即可实现图像数据的压缩编码；再者，舍弃变换系数矩阵中某些幅度小的系数，可缩减计算维数，提高计算速度[Had00, Cas96]。

空间变换可分作一般矩阵变换、仿射变换 (affine transformation)、透视变换(perspective transformation，即投影映射 projective mapping)及多项式变换 (polynomial transformation)。其中的仿射变换为最常用的几何变换之一[崔 96, Cas96, Pra01]。

## 空间变换中的仿射变换

若将源图像上的点 $(u, v)$ 与目标图像上的点 $(x, y)$ 建立如下的对应关系

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & 0 \\ a_{21} & a_{22} & 0 \\ a_{31} & a_{32} & 1 \end{bmatrix}$$

其中  $a_{ij}$  ( $i=1, 2, 3; j=1, 2$ ) 为实数。 $a_{ij}$  的不同取值方法，将对应成不同的变换，如缩放、剪切、旋转、平移等变换。

仿射变换具有一些特殊的性质，如将平行直线映射成平行直线，将三角形映射成三角形。仿射变换的乘积和逆变换仍为仿射变换。但仿射变换不能保证四边形到四边形的映射，因为仿射变换有六个自由度。而平面上的三个点便可确定仿射变换。因为这个原因，仿射变换只能实现一部分比较简单的平面映射[Pra01, 崔 96]。

数字图像的几何变换从根本上讲是一个采样过程。正如所有采样数据一样，数字图像也会受到混叠现象的干扰。图像处理中，出现混叠的现象有两类，一类产生于图像采集过程；另一类产生于重建后图像的重采样[崔 97]。

此处，图像重采样（image resampling）指将一幅采样图像（即经采样后得到的离散图像）从一个坐标系到另一个坐标系的过程[崔 97]。两个坐标系之间由空间变换（映射）函数相互联系。图像重采样过程可通过下面步骤来完成：首先对输出采样栅格（即输出离散图像坐标平面）使用逆映射函数，将结果映射到输入栅格，由此产生的结果为一重采样栅格。该栅格表明了对输入图像重采样的位置。然后对输入图像在这些点进行采样，并将采样值赋给相应的输出像素。图像的重采样可能产生混叠情况，表现为图像中出现莫尔条纹、锯齿边界或细节丢失。

重采样过程另一个问题是，重采样栅格并不总是与采样栅格想重合，也就是说，对输出离散图像坐标使用逆映射函数得到的采样位置并不一定与输入离散图像坐标相重合。这是因为，连续映射函数的值域为实数集，而输入栅格为整数集的缘故。为了解决这一问题，可将离散的图像采样点转换成一个连续的表面，这一过程便是图像重建。完成输入图像后，便可以在任一位置对其进行采样。图像重采样由两个步骤组成：图像重建及随后进行的采样。重建一般采用插值完成 [崔 97, Cas96]。

因此，在图像处理过程中，插值是图像重建过程中的一种重要运算。

## § 1.3 插值及其缩放技术综述

### 一、图像插值的目与应用

Lehmann 等 1999 年在其文献中阐明，自从有了计算机图形学和图像处理，便就有了图像插值[LGS99]。所谓图像插值就是一个图像数据再生的过程——它由原始具有较低分辨率的图像数据再生出具有更高分辨率的图像数据[GU96b]。若根据一幅较低分辨率的图像转化成另一幅较高分辨率的图像，这种插值可看作“图像内的插值”（如应用于图像放大）。若在若干幅图像之间再生出几幅新的图像，这种插值可看作“图像间的插值”（如应用于序列切片之间的插值）。图像插值的直接后果是原来由较少的像素所刻划的图像（因而是粗糙的图像）变成了由较多的像素所刻划的图像（因而是精细的图像）。

图像插值是图像处理中的图像重采样过程的重要组成部分，而重采样过程广泛用于改善图像质量、进行有损压缩等等，因而图像插值在医学图像处理中占据着特殊位置[LGS99]。

如医学图像处理中，序列切片图像是重建三维解剖结构的研究对象，但由于切片之间的间距通常大于切片上像素之间的间距，因而不具有各向同性(isotropic)，所以难以将序列切片直接用于三维重建。

Grevera 等在 1996 年指出 [GU96b]，产生医学图像插值的原因大致有

- 在产生图像数据时，无法给出各种应用场合所需的分辨率；
- 图像的分辨率受提供数据的设备的限制；
- 不允许花费大量的时间去采集具有很高分辨率的数据；
- 图像数据量受存储设备容量的限制；
- 有些采集数据的方法受辐射剂量的限制。

Lehmann 等在 1999 年指出，插值在医学图像处理中主要用于[LGS99]

- CCD(charge coupled device)照片中屏幕高宽比(aspect ratio)的校正；
- MRI 等切片图像的旋转；
- X 线图像的透视投影 ( perspective projection ) 。

## 二、图像缩放的目的与应用

图像放大和缩小（简称缩放或放缩）是图像处理的另一基本操作。所谓图像缩放是指改变图像的分辨率（image resolution）[MBU01]。图像的这种处理手法在图像显示、传输（通讯）、图像分析以及动画制作、电影合成等方面有着相当广的应用[齐 98,LGS99,FMS00,LO01, NMG01, Thé00, 田 88]。

在医学图像处理中，图像缩放还用于[MBU01]

- 切片间的图像插值（reslicing）；
- 用于诊断环节的器官细节定位；
- 多尺度处理时的图像金字塔表示。

## 三、图像插值与缩放的关系

图像缩放常常借助于图像插值来实现 [UAE95]。但，通常图像缩放指的是一幅图像的重采样；而插值还指序列切片(或多幅图像)间的采样点加密。因此，图像插值、图像缩放与图像重采样是互为依存的图像处理技术。

## 四、图像插值方法综述

[GU98, GU 96]将插值广义地分为两类 基于场景 ( scene-based ) 的图像插值和基于对象 ( object-based ) 的图像插值 . 前者用已有的切片体素数据直接决定被插值体素数据[SP93,Pra91,PT92,HR97],而后者则从已有的像素中获取对象信息来决定被插值体素数据 , 完成插值[RU90,HMR93, GTA92, SLC99] .

### 1、常见的基于场景 ( scene-based ) 的插值方法有

#### 1 ) 最近邻域法 [Pra91]

该方法为最简单、最快速、但最粗糙的插值方法 , 它以欧氏距离最近的已知体素值作为待插值体素值.

#### 2 ) 灰度级线性插值[Cas97]

将未知像素颜色值用相邻切片上对应位置的两已知像素颜色值线性组合表示.假设图像在  $v^{k-1}$  及  $v^{k+1}$  处的颜色值为  $f(v^{k-1})$ 和  $f(v^{k+1})$  , 则图像在未知的  $v^k$  处的颜色值可由下式近似计算

$$f(v^k) = af(v^{k-1}) + bf(v^{k+1})$$

其中

$$a = \frac{\|v^{k+1} - v^k\|}{\|v^{k+1} - v^{k-1}\|}, b = \frac{\|v^{k-1} - v^k\|}{\|v^{k+1} - v^{k-1}\|},$$

而此处的模表示欧氏距离 . 上式常用于两相邻切片间的插值 .

#### 3 ) 二维线性插值 ( 双线性插值 ) [周 94]

这是对最近邻域法的一种改进 , 即待插点处的颜色值用离待插点最近的四个点的颜色值加权求得 .

#### 4 ) 三次多项式[周 94]

根据连续信号采样定理 , 若对采样值用插值函数

$$C(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x}$$

则可准确恢复原函数 , 当然也就可以准确得到采样点间的任意点的值 . 三次插值法将  $C(x)$ 近似为三次多项式 , 利用待插点周围的 16 个点的颜色值加权求得待插点处的颜色值 .

其它多项式形式的插值还有三次样条插值、改进的三次样条插值、双三次样条插值、三次 B-样条插值等 .

如三次样条插值是将 $(v^{k-3}, f(v^{k-3}))$ 、 $(v^{k-1}, f(v^{k-1}))$ 、 $(v^{k+1}, f(v^{k+1}))$ 、 $(v^{k+3}, f(v^{k+3}))$ 作为节点，构造三次样条插值多项式 $f(v)$ ，求得 $f(v^k)$ 。这种方法常用于序列切片间的插值。

## 2、常见的基于对象 (object-based) 的插值方法有

### 1) 二进制形式的基于形状的插值 [RU90]

该方法分以下几步

- (1) 对二值图像施行距离变换，将每一像素赋以其到物体边界的带符号距离，得到距离图 (distance map)；
- (2) 插值此距离图到所需的分辨率，得到目的图像的距离图；
- (3) 将目的图像的距离图逆变换成二值形式的目的图像

### 2) 灰度形式的基于形状的插值 [GU96b]

该方法分以下几步

- (1) 将相邻两已知切片转化成三维二值图像；转化的方法用“提升” (lifting) 操作，即在每一像素处拉出一个三维坐标，其坐标值为该像素的颜色值；
- (2) 将距离变换应用到这两幅二值图像，即将每一像素赋以其到边界的距离；
- (3) 插值这两幅距离图像得到未知切片的距离图像，其中插值方法通常用线性插值；
- (4) 将未知切片的距离图像转化为未知切片的三维二值图像；
- (5) 将上述三维二值图像“崩塌” (collapse) 成二维灰度图像。

### 3) Goshtasby 方法 [GTA92]

Goshtasby 等提出了先找对应点，再进行线性插值的方法。这是切片间的插值方法，在每次插值时仅利用一对相邻切片的像素信息。Goshtasby 将这两片称作参考图像 (reference image) 和目标图像 (target image)，并将具有大梯度值的像素称作特征点 (feature point)。算法将位于参考图像和目标图像上的特征点建立对应关系，这种对应关系允许参考图像上的一个特征点可以和目标图像上

$n$  个特征点建立对应 ( $n$  为非负整数) . 然后, 按每一组对应点建立线性插值, 求得未知切片上的相应像素的颜色值; 而对于梯度较小的像素应用常规的灰度形式的线性插值, 求得未知切片上其它像素的颜色值 .

#### 4) 其它的基于对象的插值方法

[GTA92]将序列切片先予以配准, 再进行线性插值, 算法自动根据两片之间的组织信息进行两幅图像上像素之间的对应 (包括误配的检测及校正) . Higgins 等 1996 年提出了基于非线性过滤 (nonlinear filtering) 的序列切片灰度插值方法, 比传统的插值算法 (如最近邻域法、线性、三次卷积及基于样条的插值算法) 更好地保持了区域边界[HOL96] . Tam 等 1998 年将二维图像每一像素的颜色值看成第三维坐标, 建立一种称为联合球 (union of spheres) 的三维模型, 再根据任两幅切片图像的联合球产生任一新切片的联合球, 从而反求出此新切片. 这种方法较好地解决了数值不稳定性问题 即许多处理技术所体现的算法依赖于输入数据的情况, 也无需用户过多干预[TF98] . 2000 年, Chatzis 等引入了形态学骨架 (morphological skeleton.) 方法, 这是一种有效的基于形状的插值方法[CP00], Lee 等利用形态学的膨胀与腐蚀算法进行切片间的插值[LW00] . 2001 年, Ballester 等在[BBC01]中研究了将图像插值归结为二阶偏微分方程的变分问题的求解方法 .

所有以上方法均可用作图像间插值 .

关于图像内的插值, 除了前述的常规插值方法 (如线性插值) 外, 还有一些技术 . 1993 年, Mahmoodi 等给出了自适应的插值算法, 对于文本区域使用 5 阶插值多项式, 对于图形区域利用三次样条多项式, 具有较好的处理效果[Mah93] . 1996 年, Appledorn 在[App96]中提出了利用高斯函数及其偶数阶导数的插值新方法 . Gao 等 1997 年将一幅二维图像看成是对某二维连续函数 (称作图像场) 的采样结果 . 将图像场 (image field) 看成能量场, 则插值问题转化成确定任一点处的势能, 最后归结为沿等势能线的插值 . 该算法同时可用于图像放大[GY97] . 1999 年, Plaziac 利用神经网络 BP (back propagation) 模型, 通过自学习, 改善图像插值的质量[Pla99] . 关于三维图像插值的综述见 [GU98, 96, GUM99]; 关于医学图像插值的综述见 [LGS99, LGS01, NMP99, MNVP01] .

## 五、图像缩放方法综述

图像放大和缩小的方法最典型的有两种：几何变换及离散数字图像的连续表示。

前一种方法的主要原理是将目标图像上的点  $(x, y)$  映射成源图像上的点  $(u, v)$ ，然后将  $(x, y)$  处的颜色值取作  $(u, v)$  处的颜色值，而当  $(u, v)$  不是格点时，图像在  $(u, v)$  处的颜色值可用  $(u, v)$  邻近若干格点处的颜色值表示[田 88, 周 94, Cas96, 姚 93]。

后一种方法则对原始的（离散表示的）数字图像用连续函数进行刻划，再根据图像缩放的倍数要求对该连续表示的图像进行重新采样，最后得到新的离散表示的数字图像[DF90, 孙 99, UAE95, UAE91]。

早期的几何变换，如最近邻域法（nearest neighbor）、双线性内插法（bilinear interpolation）（实为一阶样条方法）、三次内插法及卷积方法[Leh99, UAE91]等均可应用到图像缩放。

Durand 等 1990 年提出将数字图像网点（grid point）上的颜色值插值成 B-样条，再根据缩放要求重采样新的网点，构筑成新的数字图像输出[DF90]；Unser 等 1995 年将数字图像网点上的颜色值插值成 B-样条曲面，由此再从原始和目标两种图像按某种误差最小构造新的多项式样条，并给出了最优的样条算法[UAE95]。同年，Ramponi 用变距离插值思想重建数字图像的连续模型[Ram95]。1997 年，Darwish 利用自适应的重采样算法，进行图像的放大处理，算法尤其适应于较大的放大因子[DBS97]。Albiol 等提出了基于数学形态学的图像放大技术，利用线性插值和梯度计算，该方法对于像素变化缓慢的区域采用线性方法插值，而在边界处进行特殊处理[AS97]。1998 年，Lee 等给出了高阶样条缩放方法，利用斜投影算子构造简单快速的图像缩放算法[LEU98]。1999 年孙庆杰等提出了基于 Bézier 曲面的放大方法[孙 99]；同年，Khriji 等将每一像素颜色看作具有内在联系的三分量向量，采用向量合理过滤法（vector rational filters）的图像重采样算法，具有边缘、细节的良好保持[KCG99]。2000 年，Leu 利用边界分割技术（step edge model）对图像进行放大，得到了比最近邻域法和双线性插值更有效的放大效果[Leu00]。同年，Revathy 等提出了基于图像金字塔算法的小波变换图像缩放方法，该方法缺点是放大因子只能为 2 的



幂次 [RRN00]. 2001 年, Muñoz 等推广了 [LEU98] 的方法, 并同时使用了正交投影和斜投影, 由于采用了抗混淆 (antialiasing) 机制, 故尤其适用于图像缩小, 且计算复杂性不依赖于缩放因子 [MBU01]. 同年, Malgouyres 等提出了图像缩放的非线性变分问题数值方法, 该算法具有较好的边界保持 [MG01]. Panda 等提出了图像与信号处理的广义 B-样条插值和逼近技术 (连续建模) [PC01]. Sekiwa 利用多神经网络 (multi-neural network), 克服了普通神经网络进行图像放大时所产生的失真现象 (特别是放大倍数较大时) [ST01]. Leu 提出称作斜坡边界模型 (ramp edge model) 的图像进行放大, 同时保持源图像中的连续性与清晰度 [Leu01].

以上所有这些方法均可看成将离散数字图像建成连续数学模型. 其优点是快速生成目的图像, 视觉效果良好; 不足的是图像中物体边界层次模糊. 但在许多应用场合, 图像处理的功能却因此而受到限制.

此外, 小波分析是当前数学中一个迅速发展的新领域, 它同时具有理论深刻和应用广泛的双重意义 [崔 95]. 它与 Fourier 变换、窗口 Fourier 变换 (Gabor 变换) 相比, 是一个时间和频率的局域变换, 因而能有效地从信号中提取信息, 解决了 Fourier 变换不能解决的许多困难问题, 因而小波变化被誉为“数学显微镜”, 它是调和与分析发展史上里程碑式的进展. 如, 传统的插值方法总是假设图像为一连续模型, 因而插值结果常常导致图像边界过于光滑. 而, 而 Carey 等提出的利用基于小波的插值方法 [CCH99], 能从很大程度上解决这个问题. 小波分析用于图像处理时, 通过保留一幅图像最大的几个小波系数, 可对图像进行较精确的恢复. 小波变换的这个特点常用于图像的压缩、表示及插值. 但, 小波分析有以下缺点: 交替投影, 计算量较大, 程序复杂; 收敛速度取决于所用小波的性质, 计算过程可能不稳定, 收敛较慢 [秦 94, 崔 95].

综上所述, 可得出以下结论

1) **关于插值** 基于现场的插值方法比基于对象的插值方法在计算上方便、直观, 但精度较差; 而后者在许多场合比前者有更高的精度. 但由于它是从几何体的外表面出发来决定未知部分, 因此可看作“整体插值算法”. 基于形状的插值方法, 一次只能对某一种组织进行插值, 而要作绘制、剖切等其它操作时, 需要事先将所有要插值的图像计算好, 这样既占用空间, 又达不到实时效果.

2) **关于缩放** 以上大多方法从不同侧面对图像进行缩放处理. 其共同点是在边界处理上采用连续、平缓的处理方式, 从而图像缩放后难以保持物体边界清晰和轮廓分明, 因而不能满足对边界效果要求较高的图像缩放处理. 而, 在医学图像处理中, 图像缩放后不仅颜色要清晰可辨, 同时代表不同组织信息的图像区域在缩放后仍应具有明确自然的边界.

## § 1.4 本文主要研究内容

正如[Cas96]所指出的, 许多处理运算背后的理论实际上是基于对连续函数的分析, 这种办法确实能很好地解决问题. 而另一些处理过程则更适用于对各个像素进行逻辑运算来构思, 这时离散的方法就更好些. 由于数字图像是以离散为基础的, 因此一味坚持连续的观点而忽略离散这个基本特性是危险的[Cas96].

本文正是基于以上图像处理技术在医学图像领域应用的局限性, 针对医学图像组织信息的特点, 采用离散或分段(片)连续的建模思想, 较好地实现了医学图像的重采样技术.

本文第二章提出了一种图像插值的局部算法, 该算法在产生新插入图像每点的分割信息与颜色信息时, 计算只与相邻切片图像的局部像素值有关. 因此既保持了相邻切片的物体形状过渡自然, 又具有良好的数值稳定性.

本文第三章从简单的二值图像出发提出了灰度图像的离散缩放方法, 该方法尽可能地保持了缩放后图像内物体边界的清晰、自然, 而缩放倍数可为任意非整数倍. 应用该算法, 图像放大后层面清晰、色彩丰富, 忠实地反映了原始图像的面貌; 图像缩小后能较好地体现原始图像的主要特征. 实践证明, 此方法比常见的商品软件有更好的边界处理效果. 所给方法计算稳定、实现方便.

第三章首先提出了一种新的二值图像多尺度表示方法. 该方法针对人的视觉特点, 从图像内物体的形心出发, 通过建立局部坐标系, 将图像内各物体在各自坐标系下进行较为“紧密”的收缩变换. 该方法有别于以往方法, 能保持源图像的对称性, 并且具有形状乃至拓扑的基本保持. 其次, 本章又提出了图像多尺度表示的优化方案, 该方案可看成评判图像表示优劣的准则, 也可作为图像多尺度表示的数学描述.

第四章有别于连续模型的缩放处理，提出了图像的分片连续数学模型，比较客观地反映了现实中通常情况下图像内部物体之间的颜色间断和物体内部的颜色连续。应用本方法得到的图像，处理后图像有较好的视觉效果。

## 第二章 分割图像插值的一种局部算法\*

### § 2.1 引言

如第一章所述，图像插值在医学图像处理中占据着相当重要的地位。在医学图像处理中，已分割图像对于医学研究、教学实践和临床应用等均具有重要意义。所谓对图像进行分割，是指将图像中的每一像素均对应成一个编码（称为分割值），以标示该像素所属的实体信息。如，在一幅航拍照片上区分出任一点是属于民居、绿化带、河流还是山脉等；又如，在医学图像处理中，如果输入图像是一幅细胞的照片，则需要分割出单个细胞。再如对于地形航空照片或地貌遥感图像，则需要检析出山区、平原、水域、森林、城市、道路等。

切片图像上组织的分割信息较为丰富，相邻切片之间相似度又较高。利用通用的插值方法进行运算将显得相当繁琐。同时，已分割图像的插值精度也比未分割图像有着更高的要求，这也是脑外科、显微外科的精确定位及其它医学领域所迫切需要的。鉴于医学图像本身的特点，本章给出了分割图像的一种局部插值算法。

该算法对两相邻切片构造插值图像时，先利用原始切片中相应像素的分割信息，逐点计算出插值图像像素的分割值，再利用原始切片中具有相同分割值的像素的颜色进行加权平均便可得到插值像素的颜色。

算法具有以下特点

- (1) 每一插值点的计算只与输入数据的局部邻域有关，故计算稳定；
- (2) 因具局部性，容易将此应用到手术计划中；
- (3) 可应用于对物体的任意形状的剖切显示。

### § 2.2 插值原理

现给定一组序列切片，其中每一切片上各像素处均有已知的分割值和颜色值，但任两切片间隔大于切片上各像素之间的距离。改变这种情况的途径是利用

---

\* 本章主要内容已整理成文且已发表。

已有信息产生一些新的切片，使得最终的序列切片是各向同性的。

医学图像分割值代表着人体的不同组织结构信息，分割图像插值意味着由各组织的部分采样信息来恢复和重建其几何形状的过程。由于人体组织数量众多、形状复杂，要恢复任一组织的表面形状决非易事。为能同时恢复多种不同组织的形状信息，我们将多张切片插值问题看成是三维体素空间的区域填充问题。为此，我们希望填充以后的体素空间能保持不同组织本身的连续性和收缩性。对于离散分割图像，我们希望具有不同 segment 值的图像，体素连通性能达到最优。

从最终所希望的结果上来看，以上问题也可看成在一组各向同性的序列切片（记其所有体素为集合  $A$ ）中，有些体素处的 segment 值及颜色值是已知的（记这些体素为集合  $B$ ），另一些则不然（记这些体素为集合  $C$ ）。则

$$A = B \cup C$$

根据能量极小原理，每一待插切片上 segment 值的确定取决于使得该切片上每一点的某种度量最优。即，利用  $B$  中信息去决定  $C$  中信息，使得  $A$  在某种度量下达最优：

$$U = \sum_{V \in A} \text{Con}(V) = \text{Max},$$

其中， $\text{Con}(V)$  表示体素  $V$  处的某种连通度量，而  $\sum$  表示对  $A$  中所有体素进行求和。

通常，对于  $C$  中任一体素  $V$ ，在  $B$  中愈接近  $V$  的体素对  $V$  愈具有某种相关性。与  $V$  最紧密相关的是  $V$  的相邻体素。在本章中，所谓相邻体素指上下、左右、前后或对角紧挨的两体素。如图 2.1(a) 中的  $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$  中任两个互为相邻体素。

|     |   |   |     |   |   |     |   |   |     |   |   |
|-----|---|---|-----|---|---|-----|---|---|-----|---|---|
| X   | A | B | 1   | 1 | 1 | 1   | 1 | 1 | 0   | 0 | 1 |
| X   | C | D | 0   | 0 | 1 | 0   | 0 | 1 | 0   | X | 1 |
| X   | X | X | 0   | 1 | 0 | 1   | 0 | 0 | 1   | 2 | 2 |
| (a) |   |   | (b) |   |   | (c) |   |   | (d) |   |   |

图 2.1

为描述体素间的相关性，我们引入连通的概念。以平面为例，称一块  $3 \times 3$  体素区域中 segment 值取  $S$  的所有体素为连通的，如果对这些体素中的任一个均可在其余体素中至少找到一个体素与它相邻。如图 2.1(b)中取值为 1 的体素为连通的，而图 2.1(c)中则不是（图中的数字为 segment 值）。而体素  $V$  的连通度是指在  $V$  的所有相邻体素中，与  $V$  具有相同 segment 值的体素的个数。如图 2.1(d)中，如  $X$  为 1，则体素  $X$  的连通度为 3。最后，对于在一层切片上一块  $3 \times 3$  的体素区域，定义体素  $V$  的广义连通度为

$$gCon = \sum_{i=1}^8 S_i / N_i + S/N$$

其中  $N_i$  为第  $i$  个体素在此  $3 \times 3$  的体素区域内的邻居数， $S_i$  为第  $i$  个体素在此  $3 \times 3$  的体素区域内的邻居中与该体素有相同 segment 值的体素个数； $N=8$  为  $V$  的邻居个数， $S$  为  $V$  的邻居中与  $V$  有相同 segment 值的体素个数。

如图 2.1(d)中， $X$  取 0 时，其广义连通度为

$$gCon = (3/3 + 3/5 + 1/3) + (3/5 + 1/5) + (0 + 1/5 + 1/3) + 3/8 \\ 3.64$$

在具体设计算法时，我们可以取按连通度(或广义连通度)最大；按连通体素的“路径”最长；按 segment 分布最接近等来度量体素的相关性（分布最接近待求片及其邻近两片不同 segment 值出现的频数最相近）。

如对图 2.1(d)， $X$  取 0, 1, 2 时的  $gCon$  分别约为 3.64, 3.775, 3.32，故  $X$  取 1 时  $gCon$  达最大。从图中也看出， $X$  取 1 时保持了 segment 值为 1 的体素的连续性。

下从二维图像扫描线间插值出发应用以上插值原理。

### § 2.3 二维插值（扫描线间插值）

我们考虑这样一种情况。设有一平面位图图像，其每一像素处有相应的分割值及颜色值，我们每隔一条扫描行剔除两条扫描行，组成一幅新的图像。我们希望仅由后者将原图像还原，即还原被剔除扫描行。

基于以上原理，还原的思路是

(1) 先由已知的扫描行上像素信息去粗略估算出被剔除扫描行。最简单的方法是“复制”，即每一被剔除扫描行用离它最近的已知扫描行代替。

(2) 应用最大连通度规则，对于每一新扫描行上的像素信息，用它的一个局部邻域内的像素信息去重新估算。

(3) 必要时，可重复过程(2)，逐步逼近，以达到足够精度。

## § 2.4 三维插值（切片间插值）

接着考虑应用以上插值原理进行切片间插值。我们选择一种体素相关性度量，设计成以下的算法（两张切片之间插入两张切片的情形）。

我们先从原来切片上粗略估算出新片上的 segment 值（“估算”的方法有许多；如，简单地，可用以上二维插值时的“复制”）。

接下来，在具体应用最大连通度规则时，可引进一定的数值  $n_0$  作为阈值。如果与  $V$  连通的体素个数多于  $n_0$ ，则  $V$  已与邻居最大相关， $V$  处 segment 值取原估算值不变；若与  $V$  连通的体素个数少于  $n_0$ ，则表示该切片上  $V$  近旁有多个 segment 值且出现次数较相近，此时根据取相同 segment 值的体素应保持一定的连续性（如按 segment 分布最接近），再决定  $V$  的 segment 值。

下面讨论  $n_0$  的取法。我们看到，在一定邻域中任一体素到  $V$  的距离并不相同（将体素看成直角坐标系中的点，再求通常意义上两点间的距离便得到体素到体素的距离）。一般情况下，两体素距离越短，segment 值、颜色值越接近。我们以此作为确定  $n_0$  的依据。计算表明，对于两片之间插两片，如果取  $V$  的  $3 \times 3 \times 3$  邻域（此时  $V$  周围共 26 个体素），则取  $n_0 = 18$  较合理。这也与我们实例计算相吻合。

### Segment 插值算法（两片之间插两片）

记号：两待插切片记为  $N1$ 、 $N2$ ，两原始切片记为  $O1$ 、 $O2$ 。待插体素记为  $V$ 。

Step0 （初始化）将  $N1$ （及  $N2$ ）上每一体素的 segment 值均预设成  $O1$ （相应地， $O2$ ）上相应体素的 segment 值。

Step1 计算  $V$  的相邻体素中出现次数最多的 segment 值  $S$  及出现次数  $n$ 。

Step2 若  $n > n_0$ ，则  $S$  即为所得。否则转下一步。

Step3 若  $O1$ 、 $O2$  上  $V$  的相邻体素中所有 segment 值取  $S$  的点连通，则  $S$  即为所得。否则转下一步。

Step4 求  $S$ ，使得  $O1$ 、 $N1$ （或  $N2$ ） $O2$  这三层切片 segment 分布最接近。

可看出，插值算法具有如下性质：

性质 1 插值结果只与局部领域有关，因此对于原始数据是稳定的。

性质 2 算法执行时，视精度需要可迭代计算，逐次求精。

性质 3 因具局部性，很容易应用于沿空间任意平面的剖切。

对于插入一片、多片情形，可参照调整算法。

## 颜色插值算法

以下根据已求得的  $V$  处 segment 值决定  $V$  处颜色值。

我们再次根据  $V$  的邻居体素到  $V$  的距离作为确定  $V$  处颜色的依据。我们发现在  $V$  的  $3 \times 3 \times 3$  邻域中有三种长短不同的距离，于是将相应体素赋以大小不同的权系数（距离越短，相应权系数越大）。

进一步，考虑到在一定邻域中，两个相同 segment 值的体素颜色值通常较接近，而不同 segment 值体素即使距离很近，颜色值也有可能相差较大。

据此两点，在  $V$  的  $3 \times 3 \times 3$  邻域中，记  $p_i$  为  $V$  的第  $i$  个相邻体素的颜色值 ( $i = 1, 2, \dots, 26$ )，而  $w_i$  为权系数， $s_i$  取 1 当且仅当第  $i$  个相邻体素与  $V$  有相同 segment 值，其它情况  $s_i$  取 0。则  $V$  处的颜色值为

$$\left( \sum_{i=1}^{26} w_i p_i s_i \right) \div \left( \sum_{i=1}^{26} w_i s_i \right)$$

对于灰度级图像情形，可参照以上算法调整。

## § 2.5 算例

彩 1（见附录）表示对两几何图形连续应用本算法（迭代）的形变效果（左上角与右下角为原始切片）。图中可看出算法很适用于逐次求精。从形变效果看出本算法保持物体间变化的连续性，同时算法还可应用到其它图形学处理领域（如 morphing）中。

彩 2 ~ 彩 4（见附录）的数据取自 Visible human 的人体头颅连续切片（来自美国国家医学图书馆），共有 235 幅切片图像，每幅有  $1024 \times 768$  点阵的颜色值文件及 segment 值文件。切片间距 1mm，切片上每一体素代表真实的 0.33



mm × 0.33mm 区域.

彩 2 表示医学图像多种分割区域插值得到的结果. 图中, 编号为 99 及 102 的图像为两原始切片(局部), 编号为 100 及 101 的图像为插值结果. 图中可看出算法用于切片图像时各组织局部渐变的过程. 本图既说明了算法对于图像间物体连续变化的保持, 又说明了图像内物体边界清晰自然的保持.

彩 3 表示对头颅沿任一方向剖切时本算法与其它算法比较的图像(局部). 由于文献中大多方法不直接针对图像间的插值, 故我们选用 Nearest-Neighbor 法来与本算法比较. 左图为利用本章所给插值方法的结果, 右图为利用 Nearest-Neighbor 法的结果. 图中可见本章中算法比 Nearest-Neighbor 法具有明显的精度优势与视觉效果.

彩 4 为以上切片(其局部图像见彩 3 左图)按 2 倍缩小的图像. 图中可见, 本插值算法应用于序列切片时具有很高的逼真度.

本数值实验在 PC-III 350 ( 64 RAM )上实现. 程序全用 VC++6.0 编制.

## § 2.6 小结

本章提出的基于形状的图像局部插值算法具有以下特点:

(1) 局部性. 计算仅与相邻体素信息有关, 故算法是稳定的, 且可用于较密切片之间的实时插值.

(2) 有效性. 算法经多次迭代图像最终收敛.

(3) 可操作性. 本算法可一次性对两幅图像中的多种分割部分进行插值, 与传统基于形状插值算法相比, 计算简单可靠, 又能得到较为理想的效果.

## 第三章 图像缩放的离散算法\*

### § 3.1 引言

在本文第一章所提及的大多图像缩放方法中，其共同点是采用了对离散图像进行连续建模的思想，因而边界上得到了连续、平缓的处理，这样图像缩放后难以保持物体边界清晰和轮廓分明，从而不能满足对边界效果要求较高的图像缩放处理。如，在医学图像处理中，图像缩放后不仅颜色要清晰可辨，同时代表不同组织信息的图像区域在缩放后仍应具有明确自然的边界。

基于以上考虑，本章从二值图像的缩放处理中受到启发，提出了针对一般数字图像的离散缩放方法，它使图像缩放后仍具有自然分明的边界。实例证明，此方法比常见的商品软件有更好的处理效果，算法非常适合处理一般灰度、真彩图像对边界效果要求较高的缩放处理。作者已将方法成功应用在医学图像处理系统中。

### § 3.2 二值图像的缩放处理

二值图像是最简单的数字图像，其任一像素（本章也称作点）处的颜色值为 1 或 0。本章提出的离散缩放方法，其主要思想是对原始数字图像按所需缩放比例直接进行重采样（resampling），得到中间图像；再对该中间图像进行后置处理（postfiltering），以消除重采样时可能存在的失真现象，得到更自然、合理的目标图像（见图 3.1）。

对于二值图像的正整数  $d$  倍放大，我们重采样时将源图像上每一像素简单地映成中间图像上具有相同颜色值的  $d \times d$  个像素。但这样生成的中间图像锯齿形明显，尤其位于两块不同颜色的区域的边界处。为使缩放后的图像不同区域之间具有清晰、自然的边界，在后置处理时，我们可采用逐点调整的方法。如，对于任一个由源图像像素生成的中间图像上  $d \times d$  个像素，记  $P$  为其中任一非左上角像素，我们调整  $P$  点处的颜色值的思路是：若  $P$  的某邻域  $N$  中的点有  $t$  个

---

\* 本章主要内容已整理成文且即将发表。

以上均取同一个颜色值  $c$ ，则便假定  $P$  点处的颜色值也为  $c$ ；否则，若  $P$  的颜色值取成周围点中出现的某一个颜色值  $c$  后，能保持颜色值取  $c$  的所有点连通， $P$  也设成其颜色值为  $c$ 。这里，一邻域中两点连通是指从某点出发，沿该邻域中取同样颜色值的像素上、下、左、右、对角边界可到达另一点。如图 3.2 中  $X$  为 1 时颜色值取 1 的所有点连通。在具体操作时，邻域  $N$  的范围、阈值  $t$  的大小作为调整参数，均可视精度要求确定。其中  $N$  愈大，精度愈高。 $t$  通常取  $N$  中点数的一半， $t$  值对精度不太敏感，除非太小或太大。在本章例子中，当  $N$  取作  $3 \times 3$  正方区域， $t$  取为 5 时，已有很好的处理效果。

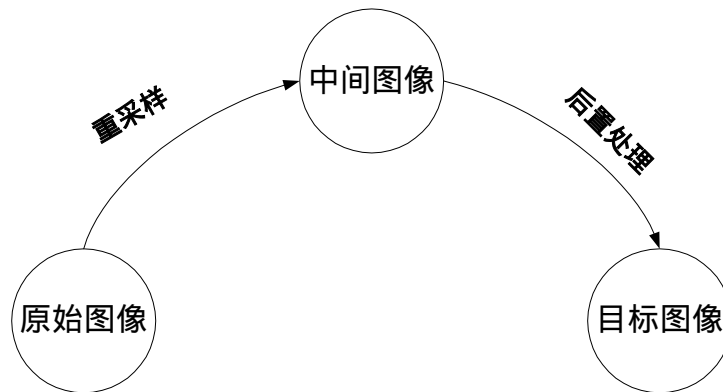


图 3.1

|   |   |   |
|---|---|---|
| 1 | 1 | 1 |
| 0 | 0 | 1 |
| 1 | X | 0 |

图 3.2

以上原理同样适用于图像缩小。此时，我们应尽量保持原始图像的形状及颜色分布，且使得目标图像上区域边界自然。设缩小整数  $d$  倍，则我们在重采样时将源图像上每  $d \times d$  个像素映成中间图像上一个像素，且该像素处的颜色值应设成为源图像上相应  $d \times d$  个像素中最频繁出现的或最合理出现的，以尽量保持原始图像风貌。度量“最频繁”的方法可去统计  $d \times d$  个像素不同颜色值出现的频数。若记此  $d \times d$  个像素中出现最多的颜色值为  $c_0$ ，其出现次数为  $n_0$ ，则当  $n_0$  大于某个阈值  $t_0$  时，便认为  $c_0$  是最频繁出现的。作者在本章例子中取  $t_0$  为  $d \times d / 2$ 。度量“最合理”的方法可用连通的方法。当取  $c_0$  的点在此  $d \times d$  个像素

中不是最频繁出现，但这些点是连通时，则我们认为取  $c_0$  仍是合理的.与放大处理时一样，我们再用后置处理进行逐点调整得到目标图像.

具体操作时算法如下.

## 算法 1 —— 二值图像的正整数倍缩放 (放大或缩小 $d$ 倍)

Step1 ( 重采样 )

( 对于放大  $d$  倍 )

依此将源图像每一点复制成中间图像上  $d \times d$  个点.

( 对于缩小  $d$  倍 )

Step1.1 将原始图像按  $d \times d$  分成若干小块  $N_0$ .

Step1.2 计算  $N_0$  内所有点中出现最多的颜色值  $c_0$  及出现次数  $n_0$ .

Step1.3 若  $n_0 > t_0$  或颜色值取  $c_0$  的点在  $N_0$  中连通，则由  $N_0$  缩成的点  $P$  的颜色值即取作  $c_0$ .

Step2 ( 后置处理 )

对于中间图像上每  $d \times d$  个像素(对于放大，要求具有相同源像素)，若  $P$  为其中任一非左上角像素，则做以下几步

Step2.1 在中间图像上取  $P$  的一局部邻域  $N$ .

Step2.2 计算邻域  $N$  中除  $P$  点外的所有点中出现最多的颜色值  $c$  及出现次数  $n$ .

Step2.3 若  $n > t$  或颜色值取  $c$  的点在  $N$  中连通，则  $P$  点的颜色值即调整成  $c$ ; 否则，保持原值不变.

## § 3.3 灰度图像的缩放处理

一般灰度级图像可转化成空间二值图像，再利用以上思想便能对任意灰度级图像进行缩放处理.转化的方法详述如下.

以直线的情形来示例.设直线段 ( 一维，可看成是图像中的一条扫描线 ) 上有等分点  $\{x_i\}$ ， $i = 0, 1, 2, \dots, n$ . 对任一  $i$  ( $i = 0, 1, 2, \dots, n$ )，将  $x_i$  处的灰度值  $c_i$  看成是图像在点  $(x_i, 0)$  处的高度.在点  $(x_i, 0)$  处拉出线段到点  $(x_i, c_i)$ ，便形成如图 3 所示的阴影区域, 区域内部值为 1, 外部为 0.这样便将

具有灰度表示的一维图像转化成二值表示的二维图像（见图 3.3，其中横坐标  $x$  表示像素左端点的坐标；纵坐标  $c$  为相应像素的颜色值）。

若将每一扫描线均用上述方法转化，便可将二维灰度级图像转化成三维二值图像。

具体处理时，可先如同算法 1 对源图像进行简单重采样，生成中间图像；接下来将此中间图像转化为三维二值图像；最后利用上节的后置处理方法调整，得到目标图像。

## 算法 2 —— 灰度图像的放大算法（放大整数 $d$ 倍）

Step1（重采样）同算法 1 的 Step1.

Step2（后置处理）

对于中间图像上具有相同源像素的  $d \times d$  个像素，若  $P(x, y)$  为其中非左上角像素，其颜色值（灰度值）为  $c$ ，则做以下几步

Step2.1 将平面灰度图像转化成三维二值图像。

Step2.2 找出三维二值图像中以  $(x, y, c)$  为中心的局部立方体区域  $N$ 。

Step2.3 仿算法 1 中后置处理方法调整  $N$  的中点  $(x, y, c)$  的值。

Step2.4 依据  $(x, y, c)$  处的值，向  $c$  的正向或负向移动立方体区域  $N$ （只需调整  $c$ ）。重复 Step2.2 ~ Step2.4 直到  $N$  的中心落在此三维二值图像的边界。

Step2.5  $N$  的中心的第三维坐标  $c$  即为  $P(x, y)$  处的灰度值。

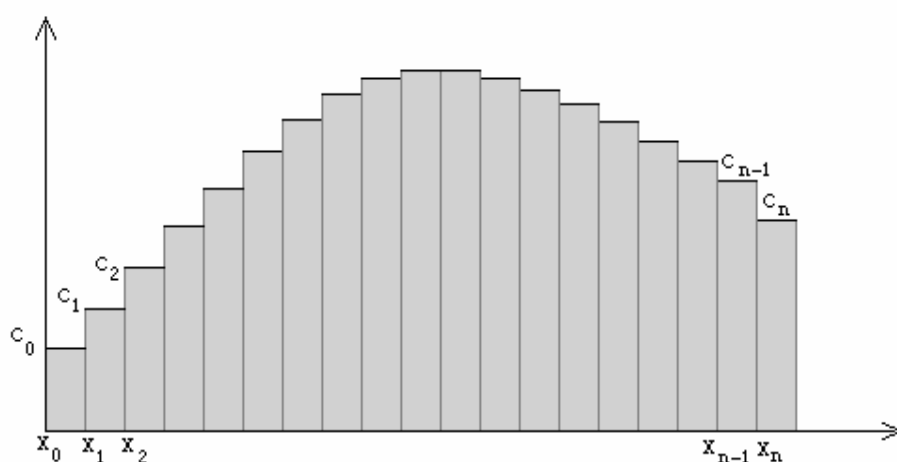


图 3.3

算法执行时，局部立方体区域  $N$  可依处理精度等要求给出，但即使简单取作  $3 \times 3 \times 3$ ，也已有很好的放大效果。

整数  $d$  倍的缩小处理算法，可类似算法 1 得到，这里不再赘述。

### § 3.4 灰度图像的非整数倍的缩放

最后我们考虑非整数倍的缩放。非整数倍有它相当的应用场合。如将一幅图像放大到指定窗口或屏幕的指定尺寸。

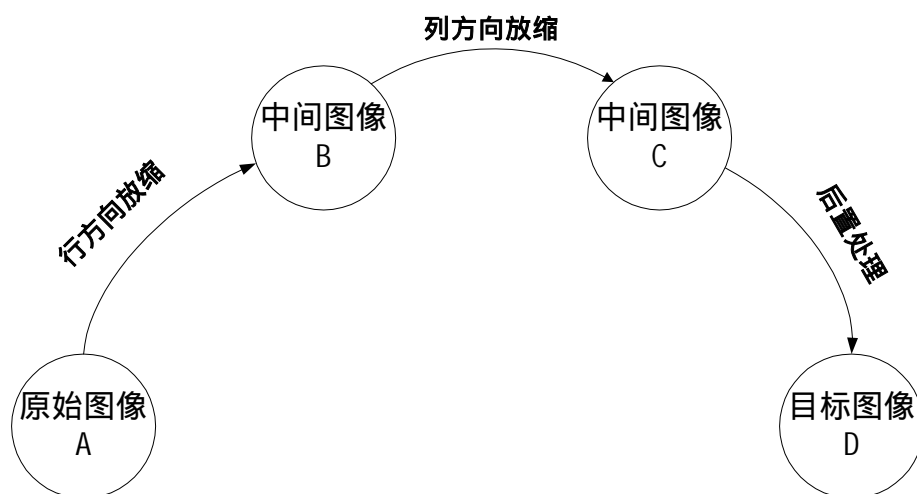


图 3.4 灰度图像的非整数倍缩放过程

此时，我们对图像用离散的方法进行处理的出发点是把离散图像看成是有若干个扫描行组成。记源图像为  $A$ 。我们先逐行处理每个扫描行，得到行方向缩放的中间图像  $B$ ；此时，将中间图像  $B$  看成是由若干个扫描列组成。逐列处理每个扫描列，得到列方向缩放的中间图像  $C$ 。由  $A$  求得  $C$  的过程便可看作算法 1、2 中的重采样。现将单个扫描行缩放的方法介绍如下。

不失一般性，仍以放大一行为例说明方法。

设某行第  $s_1$  像素到第  $s_2 - 1$  像素的颜色全为  $c$ ，则该行放大后第  $[d_x (s_1 - 1) + 0.5]$  像素到第  $[d_x (s_2 - 1) + 0.5] - 1$  像素颜色便全置为  $c$ ，其中  $d_x$  为宽方向(行方向，即  $x$  方向)的缩放比例（为一维情况下非整数倍放大的示意图可见图 3.5，下其中一行为上一行的缩放结果，而每行上数字为灰度值）。当  $d_x > 1$  时，对应

于对图像  $x$  方向放大；当  $0 < d_x < 1$  时，对应于对图像  $x$  方向缩小.同理对列的放大处理.

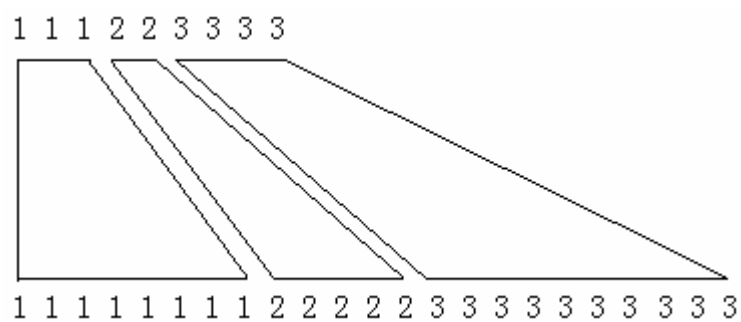


图 3.5

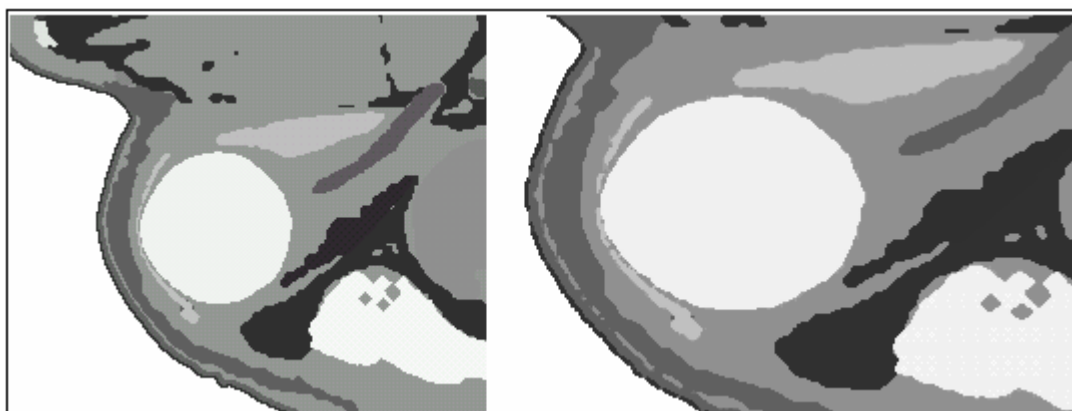


图 3.6

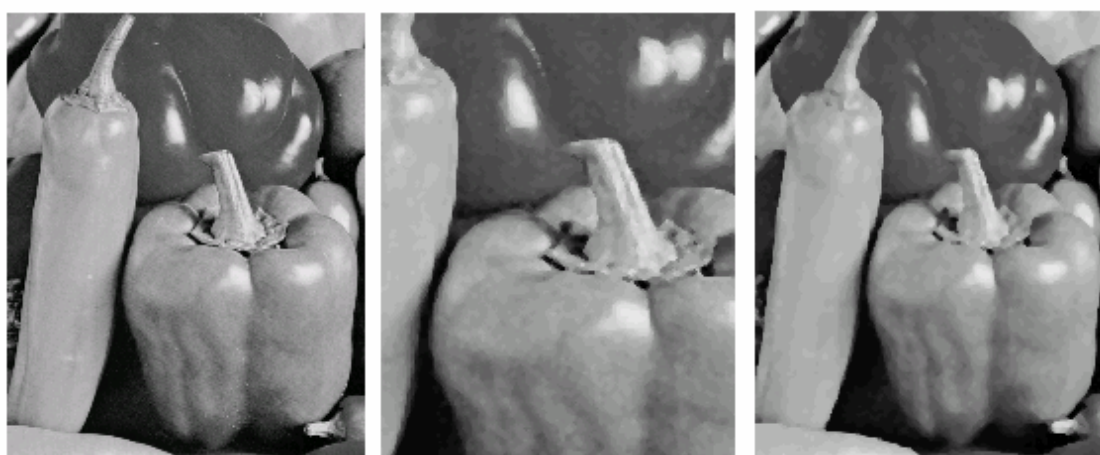


图 3.7



图 3.8

### § 3.5 算例

图 3.6 为医学图像的放大实例.本例取自美国国家医学图书馆的标准人体数据,左图为人头切片图像的分割信息(局部),其中不同的颜色表示不同的人体组织信息.右图为左图的放大效果图,从右图中可看出本章方法对物体边界有着非常分明的处理效果(源图像大小  $240 \times 200$ ;放大倍数横向 1.732,纵向 1.414).

图 3.7 为灰度图像的缩放例子.其中,中图为左图的局部放大图像;右图为对以上放大后图像用相同的比例缩小成源图(左图)尺寸.从图 3.7 左、右图可看出差别甚微,显示出放大与缩小对图像造成的失真非常小(源图像大小  $180 \times 225$ ;横向放大系数为 1.732,纵向放大系数为 1.414).

彩 5(见附录)为真彩图像应用本章方法的医学图像放大处理实例,左图为取自头颅切片的部分真彩图像,此时,可对 R、G、B 三分量分别利用上述方法.图中右图为左图的二倍放大处理图.右图中可见,本方法同样适合处理真彩图像边界(图像大小  $176 \times 188$ ;右为左图眼球附近的 2 倍放大图).

图 3.8 为应用本章方法产生的图像与用最新版的 Adobe Photoshop 6.0 产生图像的比较示例,中图为源图,左图为用 Photoshop 6.0 放大三倍的图像,右图为用本章中算法放大同样倍数产生的图像.图中显示本算法保持边界清晰的良好特性(源图大小  $90 \times 100$ )



必须指出,从算法本身及缩放实例均可看出,算法对缩放倍数无特别限制,可满足任意正实数倍的缩放要求.但从信息的采集角度看,应用于数字离散图像时,本算法与任一其它缩放算法一样,太大倍数的放大会造成图像的失真,太大倍数的缩小会造成图像信息的丢失.

## § 3.6 小结

本章介绍了用离散的方法对数字图像进行缩放处理.用以往连续方法缩放后的图像,常常引起边界模糊.而用文中算法得到的缩放后图像,边界清晰,过渡自然,可以达到较为理想的视觉效果,能较好地适应图像处理的高层次需要.

## 第四章 数字图像的多尺度表示\*

### § 4.1 引言

将一幅图像的长宽尺寸缩小一倍(因而图像的分辨率缩为原来的  $1/4$ )，而又使得缩小前后两幅图像尽可能地保持相似；重复这一过程，直到将图像最终缩为一点，由此得到的序列图像被称为图像金字塔(image pyramid)。图像的这—处理方法通常被称作多尺度表示[BRB99, RK82, DLN87]。其中最典型的是对二值图像的多尺度表示。这里，所谓二值图像是指仅由黑白两种颜色的像素组成的数字图像。由此得到的金字塔相应被称为二值图像金字塔(binary pyramid)。

当我们想从粗略的目标特征逐渐过渡到目标细节去作图像分析时，金字塔算法非常有用[崔 97]。另外，金字塔技术提供了图像细节的抽象描述，因而在图像分析和图像压缩中受到人们的重视。二值图像金字塔可以用于多解析度(multiresolution)边缘检测和图像分割。用不同的解析度显示图像边界和区域，则对于在金字塔低层不连贯的边缘和不相交的区域，有可能在金字塔中间层连接在一起。因此，多解析度方法对边缘跟踪会产生有益作用[Cas96, 田 95]。此外，图像的这种处理表示手法提供了一种灵活的手段，用户可有选择地以合适的分辨率表示一幅图像。这在图像识别、图像压缩、图像编码、图像传输、图像增强、过程控制、图像的数据库操作等有着广泛应用。在科学研究中，图像多尺度表示可用于电子地图、谱分析、X-射线图像分析、天文观测、地质勘测、偏微分方程求解、调和分析、逼近论及数值分析等领域[BRB99, RK82, DLN87, RC01]。

尽管图像的多尺度表示在多种领域找到重要应用，但是，实现图像的多尺度表示有着难以克服的困难。主要有

- (1) 图像表示的好坏没有较好的评判准则
- (2) 金字塔化的过程中失真是难免的(即表示方式不可逆)
- (3) 形状保持、拓扑保持较困难
- (4) 图像表示的结果常常依赖于图像内物体的相对位置

图像多尺度表示已有多种方法. 传统的图像缩小方法可用于图像的多尺度表示, 但这种表示方法精度较低, 得到的序列图像相似度较差. 网格线移动法、灰度图像过渡法、距离变换方法[BRB99]是较好的表示手段, 计算简单快速, 一系列结果图像中的相邻两片较为相似. 但这些方法对图像的形状较为敏感, 难以做到形状保持. 小波分析是当前数学中一个迅速发展的新领域, 在图像处理中有着重要地位. 但小波分析用于图像多尺度表示时, 计算量较大, 收敛速度受限于所用小波的性质, 且计算过程难以稳定[李 97, 崔 95].

鉴于以上情况, 本章提出了一种新的图像多尺度表示方法. 该方法从图像内物体的形心出发, 通过建立局部坐标系, 将图像内各物体在各自坐标系下进行较为“紧密的”收缩变换. 此方法有以下优点

- (1) 关于形心对称的图像仍保持对称
- (2) 形状乃至拓扑基本保持
- (3) 黑白两种颜色像素的地位平等

以上优点特别是最后一点, 可用于对图像处理有更高要求的应用场合. 本章的另一贡献是在分析了 Borgefors 等[BRB99]提出的评判准则的基础上, 提出了更具有可操作性的评判方法, 并给出图像多尺度表示的数学描述.

## § 4.2 质心方法

### 1) 以物体形心为中心的变换

我们首先来概括一下人的视觉特点. 设想一位悬空在某海面上方的观察者, 该海面有一小岛. 观察者先从某一位置俯瞰海面, 其视网膜上呈现一幅实景图像 A; 观察者再垂直上升至某一更高的位置俯瞰海面, 其视网膜上呈现另一幅实景图像 B. 如果将这两幅图像在其视网膜上进行叠加, 则图像 B 显然包含在图像 A 内, 且图像 B 可看作将图像 A 以某点为中心进行收缩变换而得 (如图 4.1). 我们将该点理解为形心 (图 4.1).

---

\*本章主要内容已整理成文且已投稿.

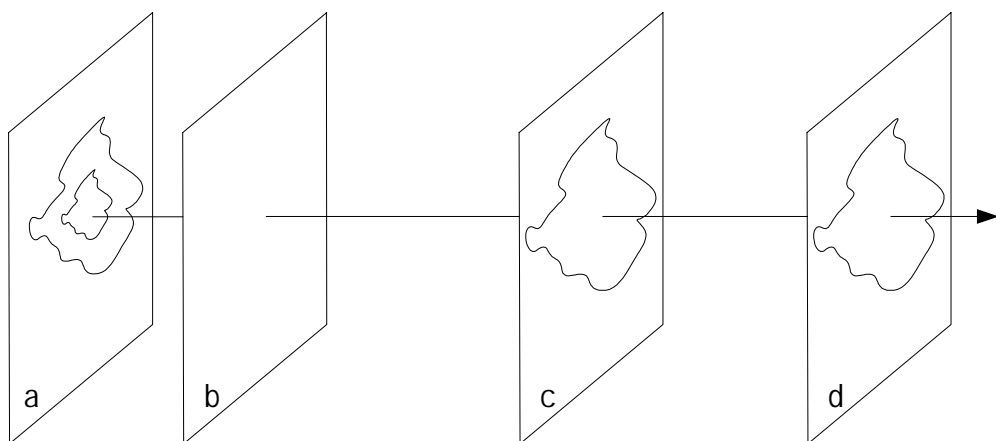


图 4.1 : 不同位置的同一物体在视网膜上的成像示意图.

图中平面(a) - (d)依次表示视网膜所处的平面、眼睛所处的平面、近距离的物体所在平面、远距离的物体所在平面. 图中箭头方向表示观察者的前方.

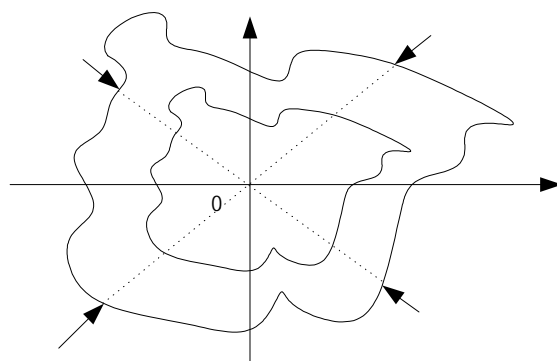


图 4.2

将形心作为坐标原点，建立直角坐标系，则上述过程可表示为同一坐标系下图像以坐标原点为中心的收缩变换（图 4.2）.

数字图像的多尺度表示，完全可以利用以上以形心为中心的变换思想. 对于匀质物体，物体的形心等同于质心. 下面我们引进图像的质量与形心的概念. 首先，我们将像素看成是具有形状与质量的微小物体. 一个像素的质量定义成该像素的颜色值. 具体说来，如某像素是白色的，定义其质量为 0；如是黑色的，定义其质量为 1. 而图像的质量定义为组成该图像的所有像素的质量的总和. 为定义图像的形心，我们规定一个像素的坐标为该像素中心在图像平面坐标系

中的坐标. 显然, 一个像素在图像中的表示 (包括颜色与位置) 可由其坐标与质量唯一刻划. 最后, 我们定义若干个像素组成的图像的形心  $(x, y)$  为

$$x = \frac{\sum_i x_i c_i}{\sum_i c_i}, \quad y = \frac{\sum_i y_i c_i}{\sum_i c_i}$$

其中  $i$  取遍该图像内每一像素,  $(x_i, y_i)$  与  $c_i$  分别为第  $i$  个像素的坐标与质量.

以下首先考虑连通图像的情况.

## 2) 连通图像的缩小变换

此处连通图像的含义是图像内所有黑色像素是互为连通的([李 02]). 为应用以形心为中心的缩小变换, 以下我们分析将源图像  $A$  两倍缩小成目标图像  $B$  的情形. 假设图像内仅有一个物体. 此时按以上思想, 我们找出单个物体的图像的形心. 然后, 在源图像平面坐标系 (称作源图像空间) 中建立以上述形心为原点的局部坐标系. 在该局部坐标系中, 进行如上所述的缩小变换. 最后, 将局部坐标表示的缩小后的图像再还原成目标图像平面坐标系 (称作目标图像空间) 中的图像.

在这里, 由于连通图像内同一颜色的像素分布较为密集, 对处理的方法不太敏感, 用常规的图像缩小变换便能得到较好的效果. 为使目的图像具有更好的视觉效果, 我们可以利用下文提及的优化方案.

## 3) 非连通图像的缩小变换

一般图像可以分解成若干个连通子图像. 对每一连通子图像再借助于以上连通图像的缩小变换. 下面给出图像的连通分解算法. 其思想是, 对于源图像中任一没被分解的黑色像素, 找出与它具有连通关系的所有像素, 则由这些像素构成的子图像便是连通子图像, 标记这些像素为已被分解的. 重复这一过程, 直到所有黑色像素均已被分解为止.

### 图像的连通分解算法

step0 记集合  $A$  为互为连通的黑色像素集合. 初始化  $A$  为空集.

- step1 记  $P$  为图像中未被分解的任一黑色像素, 将  $P$  加入  $A$ , 并标记  $P$  已被分解. 重复 step2 直到 step3 中条件成立.
- step2 对于  $A$  中的每一像素, 若任一与其连通的像素为黑色像素, 将该像素加入  $A$ , 并标记该像素为已被分解.
- step3 当  $A$  中的每一像素与  $A$  外的黑色像素无任何邻接关系时, 结束循环.

综上, 我们给出基于形心的图像缩小变换算法.

## 基于形心的图像缩小变换算法

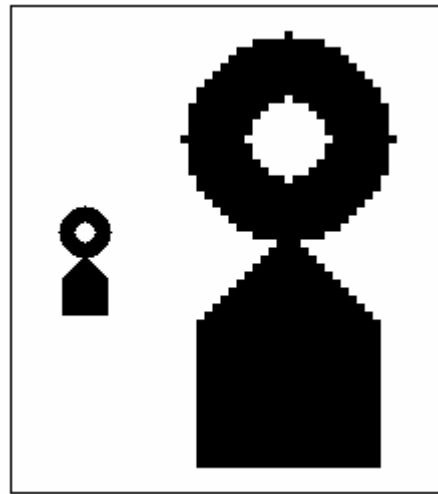
- step0 在源图像坐标系中将源图像分离成若干连通子图像. 对于每一连通子图像, 做以下几步, 得到目标图像空间中的所有子图像.
- step1 建立连通子图像的局部坐标系.
- step2 在局部坐标系内, 应用连通图像的变换得到一倍缩小的目的图像
- step3 将局部坐标系内的目的图像转化成目的图像坐标系下的图像

对一幅源图像, 累次应用以上算法, 直到图像最后缩为一点, 得到的序列图像便是源图像的金字塔.

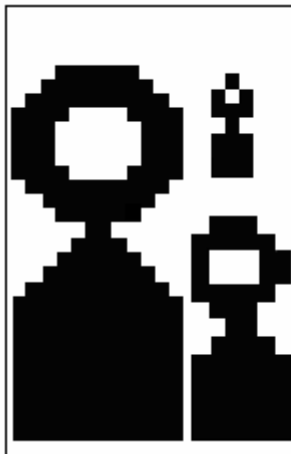
显见, 以上基于形心的算法具有下列特点

- (1) 图像表示的结果与网格线的划分无关(有别于 Borgefors [BRB99]的方法)
- (2) 关于形心对称的图像仍保持对称
- (3) 形状乃至拓扑基本保持
- (4) 黑白两种颜色像素的地位平等

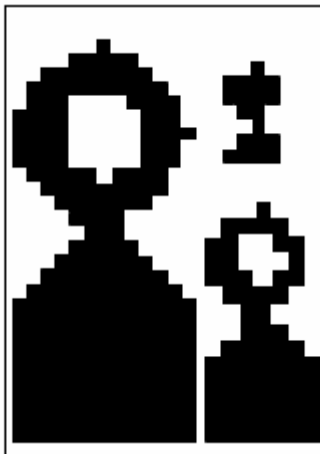
由于形心方法的以上优点, 特别是关于黑白像素地位的对称性, 我们对一些特殊的图像, 如, 含洞的图像(譬如圆环), 可以通过两图像相减的方法得到较合理的目的图像. 这种方式也可用于对图像处理要求较高的场合. 在实现时, 可以借助于用户交互或自适应的方式. 此外, 图像的骨架分解已有许多算法, 我们可以求出一图像的骨架, 然后沿骨架进行收缩变换. 这种方式常可应用于极不规则的图像的多尺度表示.



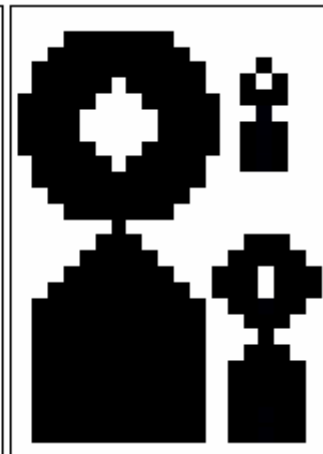
(a)



(b)



(c)



(d)

图 4.3

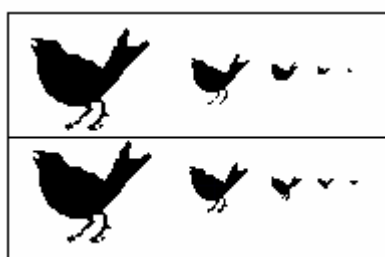
#### § 4.3 图像多尺度表示的优化

为了评判图像表示结果的优劣，我们需要相应的评判准则。Borgefors 等 [BRB99] 首开先河，提出了基于黑色像素个数的评判方法。但 Borgefors 等同时指出，这种准则甚为粗糙，只能看作一个略供参考的必要条件。本文在分析图像金字塔相邻两层特点的基础上，抽象出比 Borgefors 方法更客观的评判准则。首先我们阐述 Borgefors 的方法。

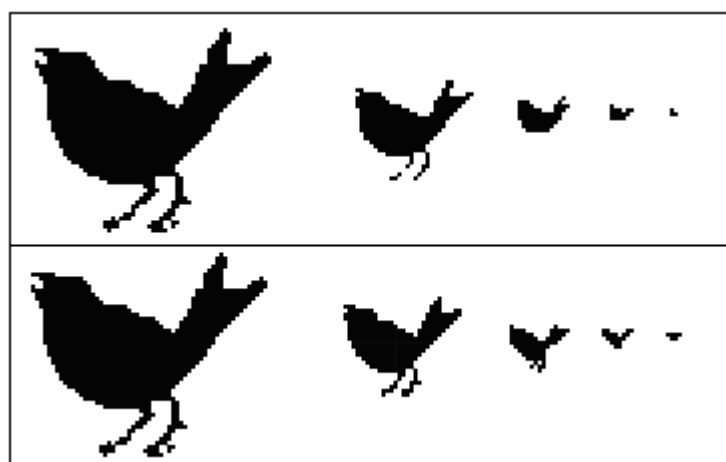
为便于描述，记源图像为  $I_1$ （也是图像金字塔的第一层），由此缩小一倍得到的图像记作  $I_2$ ，依此类推，一般地，记  $I_n$  为图像金字塔的第  $n$  层。则 Borgefors 指出，当金字塔算法较好时

$$4^{n-1} \times (I_n \text{ 中的黑色像素数}) \div (I_1 \text{ 中的黑色像素数})$$

应近似为 1。正如 Borgefors 所指出的，这不足以作为判断  $I_n$  与  $I_1$  较相似的充分条件。但 Borgefors 方法至少提供了一种判断依据，这是在以往的文献中不甚提及的。以下给出我们的判别方法。



(a)



(b)

图 4.4

首先我们注意到，一个物体（称为“原像”）与它在平面镜中的反映（称为“像”）从数学角度来说是“全等”（完全相同）的；一个物体（即“原像”）与它在放大镜或缩小镜的反映（即“像”）是相似的，且对物体的任一局部，均可在像中对应相应的局部，而这两个“局部”也是相似的。

由于图像在计算机中的数字表示只能通过格点处的像素颜色值给出，因此图像表示是近似的。对于一幅数字图像，它的任何一个缩放后图像不能与源图像完全相似。但是，如果缩放方法较好，则相似程度就会高些；否则，相似



程度较低些。评判相似度的方法，由以上放大缩小镜得到启发。当由  $I_1$  缩小一倍得到的  $I_2$  与  $I_1$  较为相像时，对于  $I_2$  中的任一局部图像  $I_2$ ，在  $I_1$  中有相应的局部图像  $I_1$ ，且  $I_2$  和  $I_1$  是较为相像的。此时，在  $I_2$  里的黑白两种像素数之比与在  $I_1$  里的黑白两种像素数之比也应较为接近（但由于图像的数字表示的近似性，这两个比值做不到完全“相等”）。且当  $I_2$  和  $I_1$  较为相像时，对处于任意位置、形状和大小的  $I_2$ ，总有相应的  $I_1$ ，使得  $I_2$  和  $I_1$  满足这个性质。

由于局部图像  $I_2$  是任意形状时，对于计算带来不方便。在此，我们可以将  $I_2$  取作矩形区域。这样，以上性质可以概括成

**结论：**设图像  $I_2$  是由图像  $I_1$  缩小一倍而得。对于  $I_2$  中的任一矩形区域图像  $I_2$ ，在  $I_1$  中均有相应的矩形区域图像  $I_1$ ，且  $I_2$  和  $I_1$  里的黑白两种像素数之比也应较为接近。

可以看出，以上关于  $I_2$  的结论中，将  $I_2$  换成  $I_n$ ，类似结论同样成立。我们总结成下面的公式。

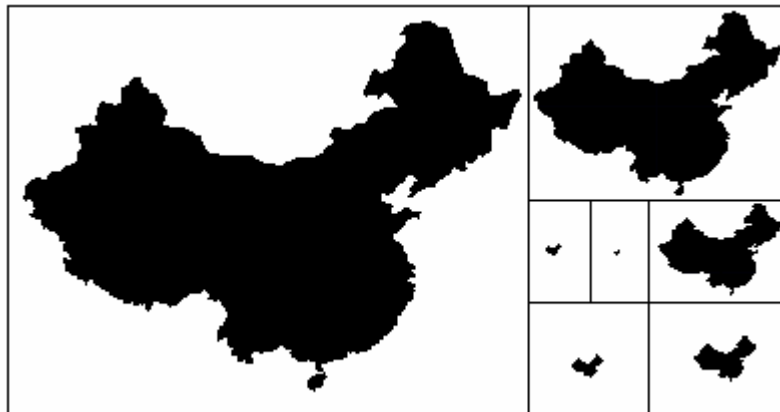


图 4.5

记  $\text{Rect}_n [X_1, Y_1, X_2, Y_2]$  为图像  $I_n$  上由坐标  $(X_1, Y_1)$  及  $(X_2, Y_2)$  所确定的矩形所围成的图像局部，而  $(I)$  为图像  $I$  中的黑白像素数量之比。则根据以上分析，

$$\min_n \max | (\text{Rect}_1 [2^n x_1, 2^n y_1, 2^n x_2, 2^n y_2]) - (\text{Rect}_n [x_1, y_1, x_2, y_2]) |$$
 的极值点  $I_{n_{\text{opt}}}$  便是源图像  $I_1$  的金字塔的第  $n$  层图像。其中  $\max$  对所有的  $x_1, y_1, x_2, y_2$  进行， $\min$  对所有的  $I_n$  进行。由于图像的多尺度表示至今没有严格的定

义，以上结论没能给出严密的论证，但文中的多个实例显示该结论在实施上有许多指导作用。在应用上，以上表达式有如下重要意义

(1) 从源图像出发能直接计算金字塔的第  $n$  层图像

事实上，若  $I_1$  由  $N \times N$  个像素组成，则  $I_n$  由  $[N/2^{n-1}] \times [N/2^{n-1}]$  个像素组成。其中  $[x]$  表示对  $x$  作取整运算。由于每一像素值仅由两种颜色值组成，因此通过选择每一像素值（如利用较常见的迭代方式逐次求精），便可使上述目标函数达到最优。在这个过程中， $I_n$  是由  $I_1$  直接求得的。

(2) 具有金字塔内图像层误差传播的阻止性

由于  $I_n$  可由  $I_1$  直接求得，因此产生  $I_{n-1}$  所引入的误差不会传播到  $I_n$ ，故利用以上目标函数不会引起误差层层传播。

(3) 有利于各种应用平台下的实时计算与图像快速切换。

由于  $I_n$  可由  $I_1$  直接求得，故随时在需要时求得所需的图像层，有利于在不同图像层之间的快速切换。

以上极值问题既可作为数字图像多尺度表示的数学定义，又可作为其它多尺度表示方法的评判标准及计算过程中像素值的选择依据。根据此目标函数可用迭代的方式进行逐次求精。本文中所有例子均用以上这种方法予以优化。

## § 4.4 算例

我们首先选用了 Borgefors 的 [BRB99, BRB01] 的测试用例（见图 4.3、图 4.4）。

图 4.3 为 Borgefors 方法与本章方法的比较（几何图案）。(a) 为源图及 4 倍放大图，选自文献 [BRB99]，图 4.3 (b)、(c) 和 (d) 为分别用 Borgefors 的网格线移动法、距离变换方法 [BRB99] 及本章算法所得的多尺度表示结果的 6 倍放大图（源图大小  $64 \times 64$ ）。

图 4.4 为 Borgefors 方法与基于形心的比较（鸟）。源图（见图 4.4 (a) 中第一行或第二行的最左边图像）文献 [BRB01]，图 4.4 (a) 第一行、第二行分别表示用 Borgefors 的网格线移动法 [BRB99] 及文中算法所得的多尺度表示结果。图 4.4 (b) 为 (a) 的二倍放大图（源图含  $64 \times 64$  个像素）。

从图 4.3、图 4.4 两图中可见，基于形心的方法较好地保持了图像的形状、特别是图像细部。

图 4.5 为用本章中算法对中国地图进行的金字塔化表示结果。图中可见，本算法使得表示结果达到非常逼真的效果（源图大小  $250 \times 190$ ）。

## § 4.5 小结

本章给出了有别于以往方法的基于图像形心的多尺度表示算法。实例说明，算法在保对称性、保形状方面优于以往方法；同时本算法计算简单、快速，易于实现。此外，本章给出的数学定义指出了图像的最优多尺度表示的获得途径。

## 第五章 图像缩放的分片连续算法\*

### § 5.1 引言

在本文第一章中作者分析了常规图像缩放处理的特点，指出通过连续建模后重采样再进行图像缩放常引起边界模糊。本文第三章作者通过构造适于离散图像的离散算法，取得了明显的缩放效果。由于自然界中许多物体本身颜色变化平缓，这些不同的物体反映在同一幅图像中时便存在部分连续的现象，较好地利用这个特点，便有可能对部分数字图像构造更合适的模型。作者在本章中提出了用分片连续的思想来刻画区域内部的颜色连续与区域之间的颜色间断这一现象，给出了切实可行的放大和缩小处理方法。

用分片连续的思想来进行图像表示、图像的放大与缩小处理，关键是建立一套方法，用以确定局部连续的区域。

设原始离散图像大小为  $m \times n$ ，其中  $m$ 、 $n$  分别为横向、纵向像素数。换言之，此离散图像是由  $n$  个扫描行、 $m$  个扫描列组成。

记  $(x, y)$  为目标图像上的任一点， $x$ （或  $y$ ）的取值范围为整个平面图像在  $x$  轴（或  $y$  轴）上的投影区域。用以确定  $(x, y)$  处的颜色值的过程分如下几步。

### § 5.2 分段连续曲线的建模方法

对于  $i = 1, 2, \dots, n$ ，利用第  $i$  行上各像素的颜色值，将第  $i$  行表为关于  $x$  的分段连续的曲线  $g_i(x)$ ， $x$  的取值范围如前。

为叙述方便，改记  $g(x)$  为任一个  $g_i(x)$ 。

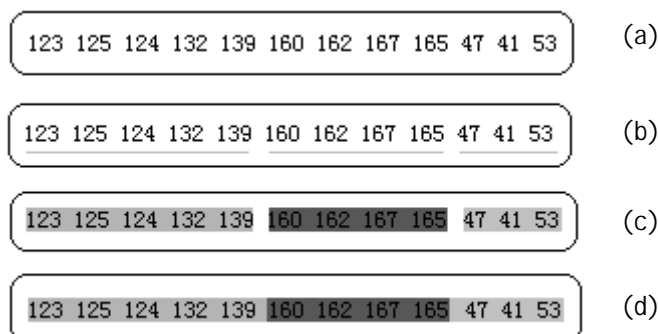
#### (1) 离散扫描线按颜色分段

首先引进一个阈值，用于刻画区域的分片连续性，称为连续度，记作  $d$ 。它表示当相邻两像素的颜色值之差大于  $d$  时，就认为这两像素落在两个不同的

---

\*本章主要内容已整理成文且即将发表。

连续段内. 连续度的引入刻划了从一个连续段到另一个连续段时颜色的不连续过渡.



**图 5.1 扫描线的连续模型建立示意图**

图中的数字表示颜色值. (a) 源图像某扫描线上颜色值; (b) 将颜色值分段( $d = 20$ ); (c) 段内构造连续函数, 其中不同深浅的颜色表示不同的连续段; (d) 段间延拓至段边界.

我们从某行扫描线的第一个像素出发, 依次计算两相邻像素颜色值之差, 一旦某差值大于  $d$ , 便认为是前一个连续段的结束, 同时又是后一个连续段的开始. 当穷尽该扫描行上所有的像素时, 该扫描行上用离散形式刻划的所有连续段便已确定 (见图 1 (a) (b), 图中数字为颜色值). 这里, 所谓离散形式是指这些连续段的定义域仍是离散点集. 应该使得定义域为连续点集, 这是下一步工作需要解决的.

## (2) 段内的连续函数重建

接下来, 对定义在离散点集上的离散颜色集用连续函数表达. 对于  $(x_i, c_i)$  ( $i = 1, 2, \dots, k$ ), 其中  $c_i$  表示图像在该扫描线上  $x_i$  点处的颜色值. 我们希望给出连续函数  $g(x)$ , 使得

$$g(x_i) = c_i \quad (i = 1, 2, \dots, k) \quad (5.1)$$

可选择的函数形式有许多. 如可选  $g(x)$  为插值多项式或拟合函数, 还可让  $g(x)$  具有保凸、保形性质. 本章中取  $g(x)$  为分段二次多项式插值曲线. 譬如, 取满足

$$g(x_i) = c_i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (5.2)$$

的函数形式为

$$f(x) = 1/2 * c_1(x-x_2)(x-x_3) - c_2(x-x_1)(x-x_3) + 1/2 * c_3(x-x_1)(x-x_2) \quad (5.3)$$

由于  $x_i$  ( $i = 1, 2, 3$ ) 在扫描线上, 故应有

$$x_3 = x_2 + 1 = x_1 + 2$$

通过以上过程, 各连续段上的函数形式已完全确定 (见图 5.1 (b) (c)).

### (3) 连续段间的函数延拓

最后我们还需给出两个相邻连续段之间的函数表达. 设有两连续曲线段

$$c = g_1(x) \quad (x_1 \leq x \leq x_t) \quad (5.4)$$

及

$$c = g_2(x) \quad (x_{t+1} \leq x \leq x_s) \quad (5.5)$$

其中  $c$  表示颜色. 我们应该给出  $x_t < x < x_{t+1}$  时的函数表达. 必须指出, 以往许多缩放方法在区域边界图像模糊的原因就在于对这部分是按连续处理的. 在本章中采取延拓的思想. 根据(5.4)、(5.5)构造出  $x_t < x < x_{t+1}$  内的函数形式. 最简单地, 由上述两式, 直接得到

$$c = \begin{cases} g_1(x) & (x_1 \leq x < x_t + 1/2) \\ g_2(x) & (x_t + 1/2 \leq x \leq x_s) \end{cases}$$

但是这样得到的模型在物体边界处不能有效刻划. 以下提出改进的延拓方法.

### (4) 改进的函数延拓

Ramponi 在研究图像插值时利用了可变距离(扭曲距离)的思想[Ram99]. 首先, 传统的线性插值可表为

$$f(x) = (1-s)f(x_k) + sf(x_{k+1})$$

其中  $s = x - x_k$ , 而  $x_k \leq x \leq x_{k+1}$ . Ramponi 将  $s$  替换成  $s$ , 其中

$$s = s - Aks(s-1) \quad (5.6)$$

由此得到的  $s$  介于 0 与 1 之间. 上式中

$$A = \frac{|f(x_{k+1}) - f(x_{k-1})| - |f(x_{k+2}) - f(x_k)|}{L-1} \quad (5.7)$$

而对于 8 位图像,  $L=256$ . 又  $k > 0$  用来控制扭曲程度[Ram99], 常取  $k = 1$ .

如上, 为将各连续段更合理地延拓至段边界, 我们必须确定每一段的延拓范围, 即确定两侧的延拓终点.

我们考虑将 $[x_t, x_{t+1}]$ 的中点  $x_t + 1/2$  经扭曲距离变换后得到的点  $x_t + s$ . 取(5.6)中  $s = 1/2$ , 再取(5.4) 中  $g_1(x)$ 向  $x_t$  右侧延拓的终点为  $x_t + s$ , 取(5.5)中  $g_2(x)$  向  $x_{t+1}$  左侧延拓的终点为  $x_{t+1} + s - 1$  (当  $x_{t+1} = x_t + 1$  时此即  $x_t + s$  ).

$$C = \begin{cases} g_1(x) & (x_1 \leq x < x_t + s) \\ g_2(x) & (x_{t+1} + s - 1 \leq x \leq x_s) \end{cases}$$

应该看到, 如此得到的  $f(x)$ 在以上  $x_t + s$  处发生第一类间断 (见图 5.1 (c) (d)). 通过以上过程, 我们已将整个扫描线用一分段连续的曲线表达.

## 2.2 将每一扫描列表示成分段连续的曲线

对于任意的  $x$ , 利用  $g_i(x)$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ), 将  $f(x, y)$  表为关于  $y$  的分段连续的曲线.

此时原理同前, 仅部分处相应作些调整, 如以上的 (5.1)、(5.3) 应分别为

$$f(x, y_i) = g_i(x), \quad i = 1, 2, \dots, k \quad (5.8)$$

及

$$\begin{aligned} f(x, y) = & 1/2 * g_1(x)(y - y_2)(y - y_3) - \\ & g_2(x)(y - y_1)(y - y_3) + \\ & 1/2 * g_3(x)(y - y_1)(y - y_2) \end{aligned} \quad (5.9)$$

同样, 还应考虑延拓过程此略.

## § 5.3 分片连续曲面的建模方法

通过以上两步, 可以看到, 对平面定义域内的任一点  $(x, y)$ , 均有确定的  $f(x, y)$  与之对应, 这表明原始离散图像已用二元分片连续函数表示. 所谓分片连续, 此处指将平面上定义域分成若干个单连通区域, 而该函数在每一区域上是连续的.

有了原始离散图像的二元分片连续函数表示，我们便可以重采样，以满足任意倍数的缩放要求.

## § 5.4 算例

文中的例子分别取自文本图像 (text image) 及自然景物图像. 图 5.2 中左上图为源图，取为 MS Word 97 中最大号 (72 号) “隶书”字体经屏幕硬拷贝后得到的图像. 左下图是其放大图，放大倍数为横向 1.732 倍、纵向 1.414 倍. 右上图为放大图的缩小图像，缩小倍数为横向  $0.5773 \approx 1/1.732$  倍、纵向  $0.7072 \approx 1/1.414$  倍. 图中可见，图像经放大再缩小后，与原图误差甚小.



图 5.2



图 5.3



图 5.3 中右图为对左图分别进行横向 1.732 倍、纵向 1.414 倍放大后得到的图像. 从图中看出, 不同颜色区域之间的边界清晰, 层次分明. 从处理效果可见, 本方法同样非常适用于对一般灰度图像的缩放处理.

在以上两例中取连续度  $d = 20$ . 对于颜色值变化在  $0 \sim 255$  内的灰度数字图像,  $d$  在  $10 \sim 30$  内时变化不十分敏感;  $d$  取 10 以内处理效果很差; 若  $d$  取接近 255 时此方法就是纯粹的连续模型.

## § 5.5 小结

本章提出了一种新的图像缩放方法. 该方法将任意灰度图像采用累次一元函数重建成三维模型, 以便进行任意正实数倍的缩放处理. 实例证明, 算法达到了常见商品软件所没有的边界处理效果.

## 第六章 未来研究展望

本文主要针对图像处理领域中的插值与缩放给出了较为有效的处理方法，特别是对图像内物体的边界与形状保持、分割切片图像的插值等有独到之处。在总结研究成果、反复应用于实例试验、进一步思考分析时，发现尚有下列问题还需深入研究：

- 分割图像插值的改善

本文为已分割的医学序列切片图像设计了较为有效的插值算法。当相邻切片相似度差、细部描述较多时，算法还不能有效处理。因此需要研究更通用的算法解决图像细部的插值。此外，新产生的切片与原有切片过渡还不十分自然，这也是下一步的工作内容。

- 非分割图像插值的局部算法

本文对已分割的序列切片图像的局部插值算法还不能被直接应用到非分割图像，这对于医学、教学和应用造成一定困难。下一步工作将本算法推广到非分割的医学切片图像的插值。

- 离散图像缩放的自适应方法

针对离散图像的缩放，本文成功地给出了离散形式的缩放算法和分段（分片）连续的缩放算法，适合于不同的处理对象。但两种算法不能自动地分析图像的特点。自适应地给出不同的处理方案，是下一阶段的工作内容之一。

- 二值图像多尺度表示的改善

图像多尺度表示有着广泛的应用。本文通过图像内不同连通区域的自动检测，给出了二值图像的多尺度表示算法。在连通区域内像素较为“稀疏”，但仍互为连通的情况下，该算法还不能有效处理。对灰度图像的多尺度表示，算法还有待改进，这都是下一步的工作。

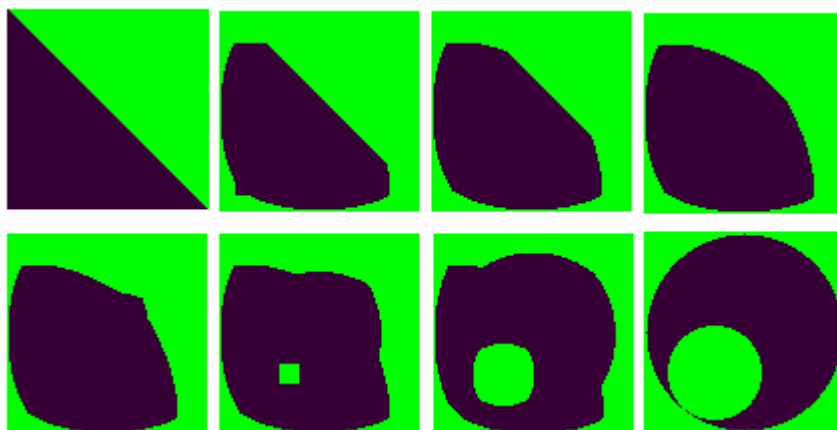
- 二值图像的最优多尺度表示的求法

图像多尺度的表示的求得通常是根据下层（分辨率高的层）求出上层（分辨率低的层），当源图像的分辨率较大时，或需频繁地求出任一层时，通常是较费时的；此外，多尺度表示的优劣至今没有较好的判别准则。本文试着给出了二值图像的多尺度表示的数学定义，下一阶段可进一步研究如何快速而随时地生成图像金字塔的任一层，并给出最优多尺度表示的获得方法。

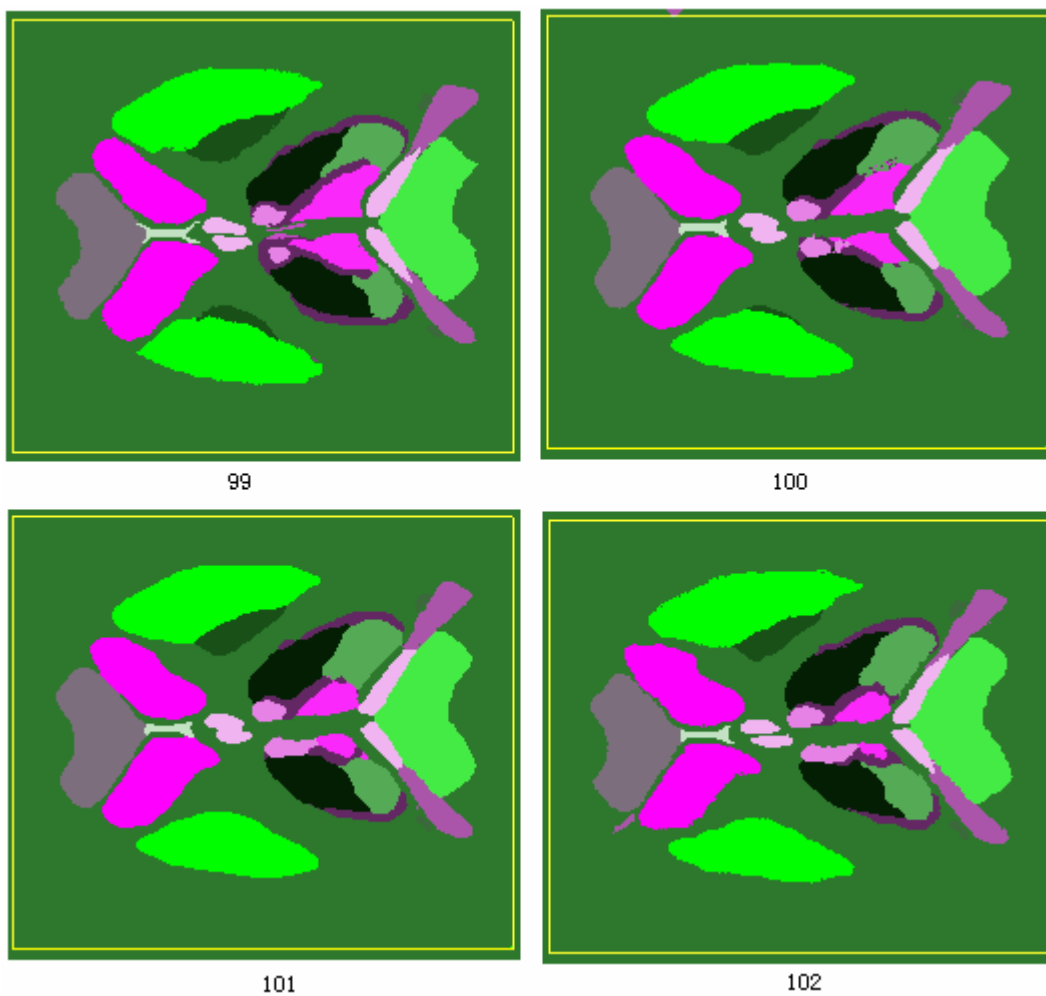
- 灰度图像的多尺度表示法

前述的二值图像表示方法具有较好的表示结果；但对这种表示方法的理论背景研究不够，特别是不能直接应用到灰度图像。故往后工作将相关方案引入到灰度图像的多尺度表示中。

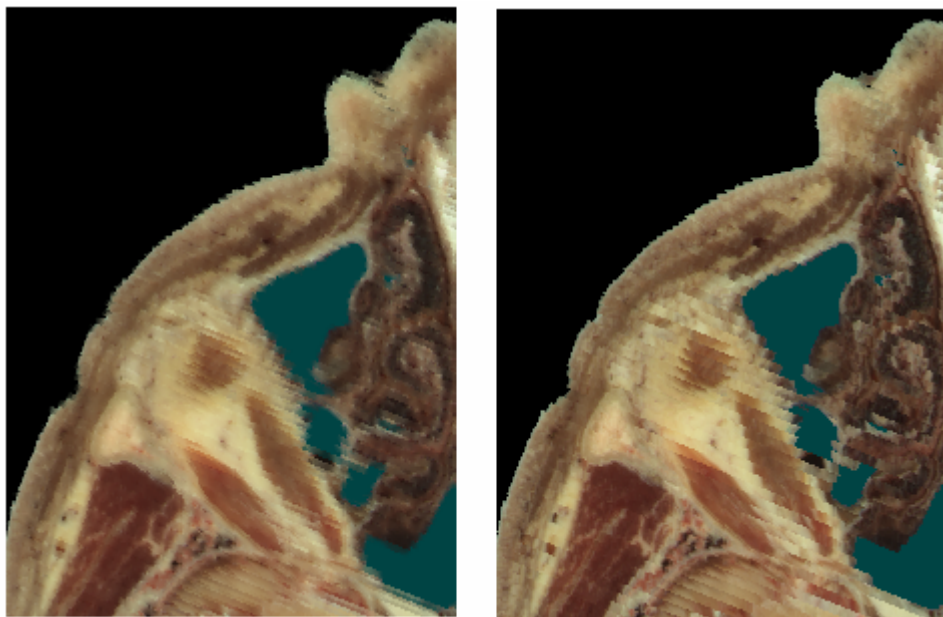
## 附录 彩图部分



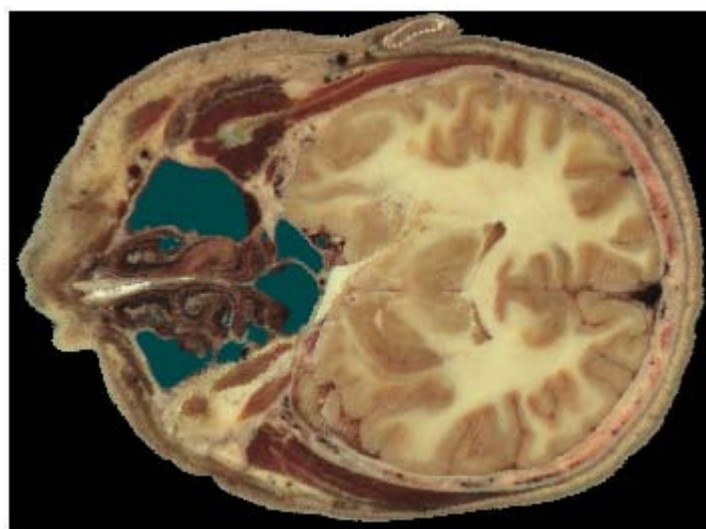
彩 1



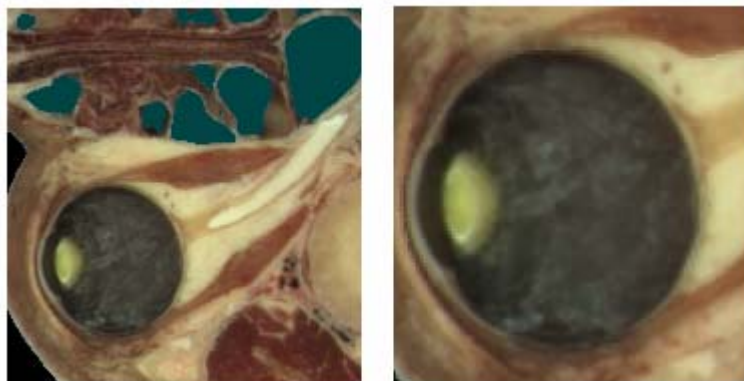
彩 2



彩 3



彩 4



彩 5

## 攻读博士学位期间完成论文情况

1. 李将云, 杨勋年, 汪国昭. 分割图像插值的一种局部算法. 浙江大学学报 (理学版) 29(1):55-62, 2002.
2. 李将云, 杨勋年, 汪国昭. 图象放缩的离散算法. 计算机辅助设计与图形学学报 (即出).
3. 李将云, 杨勋年, 汪国昭. 图象缩放的分片连续算法. 浙江大学学报(理学版) (即出).
4. 李将云, 汪国昭, 杨勋年. 基于形心的图像多尺度表示方法 (已投稿).
5. 李将云. 求解相容和矛盾方程组的 Krylov 子空间法 (已投稿).
6. 李将云, 汪国昭, 杨勋年. 基于形心的分割图像插值算法. (已投稿)

## 致 谢

首先我要深深感谢我的导师金通洸教授和汪国昭教授！金老师在指导我的这段时期，从学问探究到做人道理诸方面均对我有着积极影响。从师数载，有幸亲身感悟金老师思维之敏锐、造诣之精深，乃今次求学之最大幸福。金老师精益求精的科研精神、言传身教的学者风范，令学生受益匪浅。汪国昭教授精心阅读了全文，在攻读博士学位期间，汪老师常常在学习、科研乃至教学上启迪我。我在这期间取得的每一点进步都和汪老师的关心密不可分。从论文选题、内容组织等方面，汪老师花费了大量的时间和精力，这令我深为感动。汪老师的无私与宽容，令我终身难忘；汪老师为人正直、知识渊博、富于创新，其和蔼、进取的人生态度，将对我一生均有着积极影响。两位老师在学业上的教诲将是永远伴我的精神财富！值此之际，谨向两位老师致以深深的敬意和诚挚的谢意！

在攻博的几年时间，得到了杨勋年副教授的许多建设性意见。杨老师有着广博的知识和独到的领悟力，他为人诚恳、乐于助人。杨老师在繁忙的研究与教学中，仍经常抽出时间和我进行充分讨论，并对论文提出了详尽的修改意见。杨老师的热心奉献，令我感激不尽！

在论文撰写过程中，曾得到其他老师和同学的热心帮助，在此不胜感谢！我特别要感谢课题组的王国瑾教授。王老师严谨的科研作风、活跃的学术思想常常令我更深地感受到学问之精深和治学之踏实。课题组的陈凌钧副教授、郑建民教授等老师也提供了许多建设性意见，在此一并表示感谢。我还要感谢众多师兄、弟、姐、妹的建议、关心和帮助，感谢课题组讨论班的每位成员。大家共同学习、互相帮助，令我渡过了许多难忘的时光、产生了不少富有成效的灵感，同时对自己身处课题组这样一个活跃的学术环境和融洽的人际氛围感到由衷的欣慰。

本文的许多结果是在数学系计算机图像图形处理研究所课题组机房里完成的。感谢课题组提供了多年来的上机条件。本文的早期研究是在黄达人教授的医学实验室里进行的，感谢实验室提供良好的科研条件。

我还要感谢评阅、评议博士论文和博士论文答辩会的各位专家学者，由衷感谢他们在百忙中所给予的热心指导！

在此，我特别要感谢亲人的理解和在此期间的过多付出！感谢妻子盛国琴多年来在多方面的鼓励、支持和爱护；同时，攻博期间也是可爱的儿子李盛园出生、成长的关键时期。我对没有更多的时间和家人相处表示深深的遗憾和歉疚！感谢岳父母一家、姨姐一家长期以来对我家——特别是我儿子幼年时期——的全方位照顾，他们为此付出了大量的时间和精力而又不求任何回报。感谢弟弟蒋林为我的付出。在论文即将成文之际，我深深感谢我的父母对我多年的培养！感谢他们自我幼年起尽力为我创造的有益的成长环境，我的每一个成长历程均凝聚着他们的爱，他们的含辛茹苦我终身难忘！感谢父母长期默默的理解和支持，特别是我父亲多年来一直在我身边尽心地照料着这个小家，而在老家的母亲任劳任怨地承担着整个大家庭繁重的家务。——众多亲人的殷殷期望、绵绵关怀和全身心的奉献一直是对我不断进取的有力鼓励和鞭策。正是他们的长期付出，我才得以在学业上顺利完成。我永远感激他们！

回想在此期间走过的岁月，我情不自禁地以凝重的笔触尤其感谢此间无私地帮助我的众多好友。深深地感谢他们在我家庭最困难的年月里的无私奉献，没有他们的帮助，我的攻博生涯必将坎坷得多。他们是蒋美仙夫妇、陆萍夫妇、曹睿颖夫妇、陈金祥夫妇、唐柄康夫妇、盛金英姨娘和陈忠玉同学，等等。

最后，谨向给予关心和帮助的所有同志表示衷心的感谢！

## 参考文献

- [AAH01] Aizenberg I, Aizenberg N, Hiltner J et al. *Cellular Neural Networks and Computational Intelligence in Medical Image Processing*. Image & Vision Comput 19:177-183, 2001.
- [Agu01] Aguado, A S. *Progressive Linear Search for Stereo Matching and Its Application to Interframe Interpolation*. Computer Vision and Image Understanding 81:46-71, 2001.
- [AB00] Alkachouh Z & Bellanger M G. *Fast DCT-Based Spatial Domain Interpolation of Blocks in Images*. IEEE Trans Image Proc 9(4): 729-732,2000.
- [Ale00] Alexa M. *Merging Polyhedral Shapes with Scattered Features*. Visual Comp 16:26-37,2000.
- [APB01] Alexander D C ,Pierpaoli C , Basser P J et al. *Spatial Transformation of Diffusion Tensor Magnetic Resonance Images*. IEEE Trans Med Imag 20 (11) : 1131-1139, 2001.
- [App96] Appledorn C R. *A New Approach to the Interpolation of Sampled Data*. IEEE Trans Med Imag 15 : 369-376, 1996.
- [AR75] Ahmed N & Rao K R. *Orthogonal Transforms for Digital Signal Processing*. Springer-Verlag, New York, 1975.
- [AS97] Albiol A & Serra J. *Morphological Image Enlargements*. J Visual Communication & Image Representation 8 (4): 367-383, 1997.
- [BA83] Burt P J & Adelson E H. *The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code*. IEEE Trans C-31:532-540, 1983.
- [Ban00] Bankman I. *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*. Academic Press, 2000.
- [Bax94] Baxes G A . *Digital Image Processing: Principles and Applications*. Wiley, New York,1994.
- [BB82] Ballard D H & Brown C M .*Computer Vision*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs,NJ, 1982.
- [BBC01] Ballester C ,Bertalmio M ,Caselles V et al. *Filling-In by Joint Interpolation of Vector Fields and Gray Levels*. IEEE Trans Image Proc 10(8):1200-1211,2001.
- [BC92] Brodlie K,Carperter L et al.*Scientific Visualization:Techniques and Application*. Springer-Verlag,1992.
- [Bel70] Bellman R. *Introduction to Matrix Analysis* (2<sup>nd</sup> ed.). McGraw-Hill. NewYork. 1970.



# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

---

- [BFW01] Braunl T, Feyrer S & Walischmiller H. *Parallel Image Processing*. Springer-Verlag Telos, 2001.
- [BHT99] Brett A D, Hill A & Taylor C J. *A Method of 3D Surface Correspondence and Interpolation for Merging Shape Examples*. Image & Vision Comput 17: 635-642, 1999.
- [BMI99] Brigger P, Müller F, Illgner K et al. *Centered Pyramids* IEEE Trans Imag Proc 8(9):1254-1264, 1999
- [Boo99] Boomgaard R. *Affine Invariant Deformation Curves a Tool for Shape Characterization*. Image & Vision Comput 17:375-380, 1999.
- [BRB99] Borgefors G, Ramella G, Baja G S D et al. *On the Multiscale Representation of 2D and 3D Shapes*. Graphical Models and Image Processing 61: 44-62, 1999.
- [BTU01] Blu T, Thévenaz P & Unser M. *MOMS: Maximal-Order Interpolation of Minimal Support*. IEEE Trans Image Proc 10(7):1069-1080, 2001.
- [Cas96] Castleman K R. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 1996.
- [CB00] Chiang M C & Boulton T E. *Efficient Super-Resolution via Image Warping*. Image & Vision Comput 18:761-771, 2000.
- [CC97] Carmel E & Cohen-Or D. *Warp-Guided Object-Space Morphing*. Visual Comp 13(9/10):465-478, 1997.
- [CCH99] Carey W K, Chuang D B & Hemami S S. *Regularity-Preserving Image Interpolation*. IEEE Trans Image Proc 8 (9):1293-1297, 1999.
- [CCW99] Chen Q S, Crownover R & Weinhaus M S. *Subunity Coordinate Translation with Fourier Transform to Achieve Efficient and Quality Three-Dimensional Medical Image Interpolation*. Med Phys 26 (9):1776-1782, 1999.
- [CCY99] Chuang K S, Chen C Y, Yuan L J & Yeh C K. *Shape-Based Grey-Level Image Interpolation*. Phy Med & Bio 44 (6):1565-1577, 1999.
- [CF93] Chen G & de Figueiredo R J P. *A Unified Approach to Optimal Image Interpolation Problems Based on Linear Partial Differential Equation Models*. IEEE Trans Image Proc 2 (1): 41-49, 1993.
- [Cha01] Chaudhuri S. *Super-Resolution Imaging*. Kluwer Academic Publishers, 2001.
- [曹 00] 曹春平. *明清时期福建的土堡*. 福建建筑 2000(1): 16-19, 2000.
- [Che92] Chellappa R. *Digital Image Processing* (2<sup>nd</sup> ed.). IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, CA, 1992.
- [陈96] 陈凌钧. *医学图象三维重建的研究*. 浙江大学博士学位论文, 1996.
- [陈97] 陈贺新. *线性滤波器与数字图像处理*. 1997年9月第1版.

- [陈01] 陈国栋. *CAGD 中的降阶变换和等距变换*. 浙江大学博士学位论文, 2001.
- [CMS98] Caselles V, Morel J M & Sbert C. *An Axiomatic Approach to Image Interpolation*. IEEE Trans Image Proc 7 (3):376 -386, 1998.
- [Con91] Condon, B R. *Multi-Modally Image Combination Five Techniques for Simultaneous MR-Spect Display*. Computerized Medical Imaging and Graphics 15(5): 311-318, 1991.
- [COR93] Cosman P C, Oehler K L & Riskin E A. *Using Vector Quantization for Image Processing*. Proc IEEE 81(9):1326-1341,1993.
- [CP00] Chatzis V & Pitas I. *Interpolation of 3-D Binary Images Based on Morphological Skeletonization*. IEEE Trans Med Imag 19(7): 699-710, 2000.
- [CT00] Carrato S & Tenze L. *A High Quality 2x Image Interpolator*. IEEE Signal Processing Letters 7(6): 132-134, 2000.
- [崔95] 崔锦泰, 程正兴. *小波分析导引*. 西安交通大学出版社, 1995.
- [崔97] 崔屹. *数字图象处理技术与应用*. 电子工业出版社, 1997.
- [崔00] 崔屹. *图像处理与分析数学形态学方法及应用*. 科学出版社. 2000.
- [CZ92] Chen D T & Zeltzer D. *Pump It Up: Computer Animation of a Biomechanically Based Model of Muscle Using the Finite Element Method*. SIGGRAPH 92: 89-98, 1992.
- [DBS97] Darwish A M, Bedair M S & Shaheen S I. *Adaptive Resampling Algorithm for Image Zooming*. IEE Proceedings-Visoin Image & Signal Processing 144 (4): 207-212, 1997.
- [Dev99] Dev P. *Imaging in Medical Education*. IEEE Comp Graph Appl 99(5/6): 20-28, 1999.
- [DF90] Durand C X & Faguy D. *Rational Zoom of Bit Maps Using B-Spline Interpolation in Computerized 2-D Animation*. Computer Graphics Forum 9:27-37, 1990.
- [DG87a] Dougherty E R & Giardina C R. *Image Processing-Continuous to Discrete, Vol I: Geometric, Transform, and Statistical Methods*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1987.
- [DG87b] Dougherty E R & Giardina C R. *Matrix-Structure Image Processing*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1987.
- [地82] 地质矿产部情报研究所. *图象处理和地质应用 (遥感专辑第二辑)*. 地质出版社, 1982.
- [DK00] Dumitras A & Kossentini F. *Fast and High Performance Image Subsampling Using Feedforward Neural Networks*. IEEE Trans. Image Proc 9(4) : 720-729, 2000.

- 
- [DK01] Dumitras A & Kossentini F. *High-Order Image Subsampling Using Feedforward Artificial Neural Networks*. IEEE Trans Image Proc 10(3): 427-435, 2001.
  - [DLH90] Delp S L, Loan, J P, Hoy M G et al. *An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures*. IEEE Trans Biomed Eng 37(8): 757-766, 1990.
  - [Dou94] Dougherty E R . *Digital Image Processing Methods*. Marcel Dekker, 1994.
  - [EMP95] Elsen P A V, Maintz J B A, Pol E J D et al. *Automatic Registration of CT and MR Brain Images Using Correlation of Geometrical Features*. IEEE Trans Med Imag 14(2): 384-396, 1995.
  - [方99] 方如明等. *计算机图像处理技术及其在农业工程中的应用*. 清华大学出版社, 1999.
  - [FD82] Foley J D & Dam A van. *Fundamentals of Interactive Computer Graphics*. Addison-Wesley, MA 1982.
  - [丰92] 丰茂森. *遥感图像数字处理*. 地质出版社, 1992.
  - [FMS00] Fekri F, Mersereau R M & Schafer R W. *A Generalized Interpolative Vector Quantization Method for Jointly Optimal Quantization, Interpolation, and Binarization of Text Images*. IEEE Trans Image Proc 9 (7): 1272-1281, 2000.
  - [FSR00] Fang S , Srinivasan R, Raghavan R et al. *Volume Morphing and Rendering – an Integrated Approach*. CAGD 17(1): 59-81, 2000.
  - [GE98] Gudmundsson M & El-Kwae EA. *Edge Detection in Medical Images*. IEEE Trans Med Imag 17 (3): 469-475 , 1998.
  - [GEK98] Gudmundsson M , El-Kwae E A & Kabuka M R. *Edge Detection in Medical Images Using a Genetic Algorithm*. IEEE Trans Med Imag 17 (3): 469-475 , 1998.
  - [GF00] Guy C & Ffytche D. *An Introduction to the Principles of Medical Imaging* . Imperial College Pr, 2000.
  - [GGS96] Gortler S J, Grzeszczuk R, Szeliski R et al. *The Lumigraph*. SIGGRAPH 96: 43-53, 1996.
  - [GH95] Glasbey C A & Horgan G W. *Image Analysis for the Biological Sciences*. West Sussex, U K :Wiley, 1995.
  - [Gir00] Girod B. *Visual Communications and Image Processing 2001*. SPIE-Intl Society for Optical Engineering, 2000.
  - [Gol97] Golub E. *The Limits of Medicine: How Science Shapes Our Hope for the Cure* .The University of Chicago Press, 1997.
  - [Gon02] Gonzalez R C. *Digital Image Processing*. Addison Wesley Publishing Company, 2002.

- 
- [Gre99a] Green J A. *Medical Image Processing: The Mathematics of Medical Imaging*. Greenwood Research,1999.
  - [Gre99b] Gregory A. *Feature-Based Surface Decomposition for Correspondence and Morphing between Polyhedra*. Visual Comp 15(9): 453-470,1999.
  - [GS98] Gao P& Sederberg T W. *A Work Minimization Approach to Image Morphing*. Visual Comp 14:390-400,1998.
  - [GTA92] Goshtasby A, Truner D A & Ackerman LV. *Matching of Tomographic Slices for Interpolation*. IEEE Trans Med Imag 11 (4):507-516, 1992.
  - [GU96a] Grevera G J& Udupa J K. *Shape-Based Image Compression*. SPIE 2707: 294-300,1996.
  - [GU96b] Grevera G J& Udupa J K. *Shape-Based Interpolation of Multidimensional Grey-Level Images*. IEEE Trans Med Imag 15(6): 881-892 , 1996.
  - [GU96c] Grevera G J & Udupa J K. *Shape-Based Interpolation of nD Grey Scenes*. SPIE 2707: 106-116,1996.
  - [GU98] Grevera G J& Udupa J K. *An Objective Comparison of 3-D Image Interpolation Methods*. IEEE Trans Med Imag 17 (4): 642-652 ,1998.
  - [GUM99] Grevera G J, Udupa J K& Miki Y. *A Task-Specific Evaluation of Three-Dimensional Image Interpolation Techniques*. IEEE Trans Med Imag 18 (2):137-143 , 1999.
  - [郭87] 郭德方. *遥感图像的计算机处理和模式识别*电子工业出版社 , 1987.
  - [GW92] Gonzales R C & Woods R C .*Digital Image Processing*. Addison-Wesley, MA 1992.
  - [GY97] Gao Q &Yin F F. *Two-Dimensional Refinement Scheme of Direction-Based Interpolation with Discrete Orthogonal Polynomial Decomposition*. SPIE 3031: 12-18, 1997.
  - [Had00] Hader D P. *Image Analysis: Methods and Applications*. CRC Press,2000.
  - [Han00] Hanson K M. *Image Processing*. SPIE-Intl Society for Optical Engineering,2000.
  - [HK00] Hasan Y M Y & Karam L J.*Morphological Reversible Contour Representation*. IEEE Trans Patt Anal & Mach Int 22 (3): 227-239,2000.
  - [HMN93] Hagen R L ,Muller H & Nelson G M. *Focus on Scientific Visualization*. Springer-Verlag,1993.
  - [HMR93] Higgins W E, Morice C & Ritman E L. *Shape-Based Interpolation of Tree-Like Structures in Three-Dimensional Images*. IEEE Trans Med Imag 12 (3):439-450 , 1993.

# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

- 
- [HOL96] Higgins W E, Orlick C J & Ledell B E. *Nonlinear Filtering Approach to 3-D Gray-Scale Image Interpolation*. IEEE Trans Med Imag 15(4): 580-587, 1996.
- [HRY79] Herman G T, Rowland S W & Yau M M. *A Comparative Study of the Use of Linear and Modified Cubic Spline Interpolation for Image Reconstruction*. IEEE Trans Nucl Sci, Vol NS-26:2879-2894, 1979.
- [胡96] 胡事明. *CAD 系统数据通讯中的若干集合问题*. 浙江大学博士学位论文, 1996.
- [HZB92] Herman G T, Zheng J & Bucholtz G A. *Shape-Based Interpolation*. IEEE Comput Graphics Appl. 12 (3):69-79, 1992.
- [II96] Ihrig S & Ihrig E. *Preparing Digital Images For Print*. McGraw-Hill, 1996.
- [IL01] Insana M F & Leahy R M. *Information Processing in Medical Imaging*. Springer Verlag Inc, 2001.
- [Jah93] Jahne B. *Digital Image Processing: Concepts, Algorithms and Scientific Applications* (2<sup>nd</sup> ed.). Springer-Verlag, New York, 1993.
- [焦90] 焦李成. *神经网络计算*. 西安电子科技大学出版社, 1990.
- [卡98] 卡斯尔. *数字图象处理*. 清华大学出版社, 1998.
- [KCG99] Khriji L, Cheikh F A & Gabbouj M. *High-Resolution Digital Resampling Using Vector Rational Filters*. Optical Engineering 38 (5): 893-901, 1999.
- [克92] 克尔兹 M.G. *测井分析中的图象处理*. 石油工业出版社, 1992.
- [Kim00] Kim H & Ko H. *An Intelligent Image Interpolation Using Cubic Hermite Method*. IEICE Trans Info & Sys E83D (4): 914-921, 2000.
- [KSK98] Kanai T, Suzuki H & Kimura F. *Three-Dimensional Geometric Metamorphosis Based on Harmonic Maps*. Visual Comp 14 :166-176, 1998.
- [KSK99] Kanai T, Suzuki H & Kimura F. *Metamorphosis of Arbitrary Triangular Meshes with User-Specified Correspondence*. IEEE Comp Graph Appl, 1999.
- [KTN00] Kybic J, Thévenaz P, Nirkko A et al. *Unwarping of Unidirectionally Distorted EPI Images*. IEEE Trans Med Imag. 19(2):80-93, 2000.
- [Kub99] Kuba A. *Information Processing in Medical Imaging: 16th International Conference, Ipmi'99, Visegrad, Hungary, June 28-July 2, 1999*. Springer-Verlag Telos, 1999.
- [LCB98] Loughlin M, Carlbom I, Busch C et al. *Three-Dimensional Modeling of Biopsy Protocols for Localized Prostate Cancer*. Computerized Medical Imaging and Graphics 22 :229-238, 1998.
- [雷01] 雷祥麟. *医学发展年表*. <http://d60.hist.nthu.edu.tw/~hllei/courses/courseframe.htm>, 2001.

# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

---

- [LEU98] Lee C , Eden M & Unser M. *High-Quality Image Resizing Using Oblique Project Operators*. IEEE Trans Image Proc 7(5):679-692,1998.
- [Leu00] Leu J G.. *Image Enlargement Based on a Step Edge Model*. Pattern Recognition 33 (12): 2055-2073, 2000.
- [Leu01] Leu J G.. *Sharpness Preserving Image Enlargement Based on a Ramp Edge Model*. Pattern Recognition 34 (10): 1927-1938 , 2001.
- [Lev90] Levoy. M. *Efficient Ray Tracing of Volume Data*. ACM Trans Graph 9 (3): 245-261, 1990.
- [Lew90] Lewis R. *Practical Digital Image Processing*. Ellis Horwood, New York, 1990.
- [LGL95] Leros A, Gar C D& Levoy M. *Feature-Based Volume Metamorphosis*. SIGGRAPH 95: 449-456, 1995.
- [LGS99] Lehmann T M, Gönner C & Spitzer K. *Survey: Interpolation Methods in Medical Image Processing* . IEEE Trans Med Imag 18 (11): 1049-1075, 1999.
- [LGS01] Lehmann T M, Gönner C, Spitzer K. *Addendum:B-Spline Interpolation in Medical Image Processing* . IEEE Trans Med Imag 20 (7):660-665, 2001.
- [李96] 李继生. 泰山世界遗产的特征及其价值. 《齐鲁文史》1996年4月总第6期
- [李01] 李燕,谭鸥,段会龙. 三维医学图象可视化技术综述.中国图象图形学报. 6A(2):103-110,2001.
- [李02] 李将云, 杨勋年, 汪国昭. 分割图像插值的一种局部算法.浙江大学学报 (理学版) 29(1):55-62, 2002.
- [Lib92] Libbey R L. *Signal and Image Processing Sourcebook*. International Thomson computer press,1992. (有中译本, 钱翼稷等译, 信号与图像处理, 电子工业出版社, 1997) .
- [林98] 林丕源, 蒲和平. *计算机图形图像处理应用技术*, 电子科技大学出版社, 1998.
- [刘01] 刘利刚. *曲面造型中几何逼近与几何插值的算法研究*. 浙江大学博士学位论文, 2001.
- [LL94] Lacroute P & Levoy M. *Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation*. SIGGRAPH 94: 451-458, 1994.
- [LMD93] Luo LM, Hamitouche C, Dillenseger J L et al. *A Moment-Based Three-Dimensional Edge Operator*. IEEE Trans Bio Eng 40(7): 693-703, 1993.
- [LO01] Li X & Orchard M T. *New Edge-Directed Interpolation*. IEEE Trans Image Proc 10(10): 1521-1527,2001.
- [罗82] 罗申菲尔特 A. & 卡克 A.C. *数字图象处理*,人民邮电出版社,1982.

- [罗87] 罗森菲尔德 A(陈彩廷等译). *数字图象分析*. 科学出版社, 1987.
- [罗87] 罗杰斯 DF (梁友栋, 石教英, 彭群生译). *计算机图形学的算法基础*. 科学出版社, 1987.
- [吕89] 吕维雪. *医学图象处理*. 高等教育出版社, 1989.
- [LV97] Lazarus F& Verroust A. *Metamorphosis of Cylinder-Like Objects*. J Visualization & Computer Animation 8 :131-146 ,1997.
- [LV98] Lazarus F& Verroust A. *Three-Dimensional Metamorphosis : a Survey*. Visual Comp 14 :373-389,1998.
- [LW00] Lee T Y, Wang W H. *Morphology-Based Three-Dimensional Interpolation*. IEEE Trans Med Imag 19 (7): 711-721, 2000.
- [Mah93] Mahmoodi A B. *Adaptive Image Interpolation Algorithm*. SPIE 1898 (Image Processing) :311-319, 1993.
- [MBU01] Muñoz A, Blu T& Unser M. *Least-Squares Image Resizing Using Finite Differences*. IEEE Trans Image Proc 10(9):1365-1378,2001.
- [MG01] Malgouyres F & Guichard F. *Edge Direction Preserving Image Zooming: A Mathematical and Numerical Analysis*. SIAM J Numerical Analysis 39 (1): 1-37, 2001.
- [MKW98] Maltz J, Koch M R& Willis A. *Reproducing Kernel Hilbert Space Method for Optimal Interpolation of Potential Field Data*. IEEE Trans Image Proc 7 (12):1725-1730, 1998 .
- [MM01] Mann S & Merge T. *Intelligent Image Processing*. John Wiley & Sons,2001.
- [MNP99] Meijering E H W, Niessen W J, Pluim J P W et al. *Quantitative Comparison of Sinc-Approximating Kernels for Medical Image Interpolation*. Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention, MICCAI'99, Proceedings Lecture Notes in Computer Science 1679: 210-217 ,1999.
- [MNV01] Meijering E H W, Niessen W J & Viergever M A. *Quantitative Evaluation of Convolution-Based Methods for Medical Image Interpolation*. Medical Image Analysis 5 (2): 111-126 ,2001.
- [MS96] Malladi R, Sethian J A. *Image Processing: Flows under Min/Max Curvature and Mean Curvature*. Graph Model & Imag Proc 58 (2):127-141, 1996.
- [MSV95] Malladi R, Sethian J A & Vemuri B C. *Shape Modeling with Front Propagation: a Level Set Approach*. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell 17(2) :158-175,1995.
- [MT99] McInerney T, Terzopoulos D. *Topology Adaptive Deformable Surfaces for Medical Image Volume Segmentation*. IEEE Trans Med Image 18 (10): 842-850, 1999.
- [宁95] 宁书年等. *遥感图像处理与应用*. 1995年6月第1版.

# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

---

- [NMG01] Nguyen N, Milanfar P & Golub G A. *Computationally Efficient Superresolution Image Reconstruction Algorithm* IEEE Trans Image Proc 10(4): 573-583, 2001.
- [NW01] Natterer F & Wibbeling F. *Mathematical Methods in Image Reconstruction*. Society for Industrial and Applied Mathematic, 2001.
- [PC01] Panda R & Chatterji B N. *Least Squares Generalized B-Spline Signal and Image Processing*. Signal Processing 81 (10): 2005-2017, 2001.
- [Pea91] Pearson D E. *Image Processing*. McGraw-Hill, New York, 1991.
- [Pit93] Pitas I. *Digital Image Processing Algorithms*.. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1993.
- [Pla99] Plaziac N. *Image Interpolation Using Neural Networks*. IEEE Trans Image Proc 8(11): 1647-1217, 1999.
- [PMV00] Pluim J P W, Maintz J B A & Viergever M A. *Interpolation Artefacts in Mutual Information-Based Image Registration*. Computer Vision & Image Understanding 77 (2): 211-232 , 2000.
- [PPH00] Pollard S, Pilu M, Hayes S, Lorusso A. *View Synthesis by Trinocular Edge Matching and Transfer*. Image & Vision Comp18 (9):749-757,2000.
- [Pra78] Pratt W K . *Digital Image Processing* . New York, NY: Wiley, 1978.
- [Pra91] Pratt W K . *Digital Image Processing* . New York, NY: Wiley, 1991.
- [Pra01] Pratt W K. *Digital Image Processing: PIKS Inside*. John Wiley & Sons, 2001.
- [PT92] Press W H, Teukolsky S A. *Numerical Recipes in C* . New York: Cambridge Univ Press ,1992.
- [齐94] 齐东旭. *分形及其计算机生成*. 科学出版社 , 1994.
- [齐98] 齐东旭 马华东, 黄心渊. *计算机动画原理与应用*. 科学出版社, 1998.
- [秦94] 秦前清 , 杨宇凯. *实用小波分析*. 西安电子科技大学出版社 , 1994.
- [RA76] Rogers D F & Adams J A . *Mathematical Elements for Computer Graphics*. McGraw-Hill , New York, 1976.
- [Ram99] Ramponi G. *Warped Distance for Space-Variant Linear Image Interpolation*. IEEE Trans Imag Proc8 (5) : 629-639, 1999.
- [RB01] Russ J C & Burstein P. *Forensic Uses of Digital Imaging*. CRC Press, 2001.
- [Rho97] Rhodes M. *Computer Graphics and Medicine: a Complex Partnership*. IEEE Computer Graphics and Appl 97(1/2): 22-28, 1997.
- [容00] 容观澳. *计算机图象处理*. 清华大学出版社, 2000.



- 
- [RRN00] Revathy K, Raju G & Nayar S R P. *Image Zooming by Wavelets*. Fractal-Complex Geomety Patterns & Scaling in Nature & Society 8 (3): 247-253, 2000.
- [RSB99] Rasche V, Sinkus PR, Bornert P & Eggers H. *Resampling of Data between Arbitrary Grids Using Convolution Interpolation*. IEEE Trans Med Image 18 (5): 385-392, 1999.
- [RU90] Raya S P& Udupa J K. *Shape-Based Interpolation of Multidimensional Objects*. IEEE Trans Med Imag 9 (1):32-42 , 1990.
- [阮88] 阮秋琦. *数字图象处理基础*. 北方交大出版社 , 1988.
- [阮01] 阮秋琦. *数字图象处理学*. 电子工业出版社 , 2001.
- [Rus92] Russ J C. *The Image Processing Handbook*. CRC Press,Boca Raton, FL ,1992.
- [SB93] Stringham R& Barret W. *Shape-Based Interpolation of Grayscale Serial Slice Images*. SPIE 1898 (Image Processing):105-115, 1993.
- [SB00] Sonka M & Beutel J. *Handbook of Medical Imaging: Medical Image Processing and Analysis*,2000.
- [Sca99] Scally P. *Medical Imaging*. Oxford University Press,1999.
- [Sed92] Sederberg T W, Greenwood E. *A Physically Based Approach to 2-D Shape Blending*. SIGGRAPH 92: 25-34, 1992.
- [SF90] Stytz M R & Frieder O. *Three-Dimension Medical Imaging Modalities:An Overview*. CRC Critic. Rev. in Biomed Eng 18(1):1-25,1990.
- [SF92] Simoncelli E P, Freeman W T, Adelson E H et al. *Shiftable Multiscale Transforms*. IEEE Trans. IT-38(2):587-607, 1992.
- [SF95] Simoncelli E P & Freeman W T. *The Steerable Pyramid: A Flexible Architecture for Multi-Scale Derivative Computation*. Proc. ICIP-95: 444-447, 1995.
- [SFF91] Stytz M R, Frieder G & Frieder O. *Three-Dimensional Medical Imaging:Algorithms and Computer Systems*. ACM Computing Surveys 23(4):421-499,1991.
- [SGW93] Sederberg T W, Gao P, Wang G& Hu H. *2-D Shape Blending: an Intrinsic Solution to the Vertex Path Problem*. SIGGRAPH 93: 15-18, 1993.
- [SM96] Seitz S M& Dyer C R. *View Morphing*. SIGGRAPH 96: 21-30, 1996.
- [沈98] 沈兰荪. *图像编码与异步传输*. 人民邮电出版社 , 1998.
- [沈98] 沈庭芝,方子文. *数字图像处理及模式识别*. 1998 .
- [石 96] 石教英, 蔡文立. *科学计算可视化算法与系统*. 科学出版社 , 1996.

# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

- 
- [SLC99] Shih W S V, Lin W C & Chen C T. *Morphologic Field Morphing: Contour Model-Guided Image Interpolation*. International J Of Imaging Systems and Technology 8(5): 480-490, 1999.
- [辛93] 辛厚文. *分形理论及其应用*, 中国科技大学出版社, 1993.
- [SJP99] Shin J H, Jung J H & Paik J R. *Spatial Interpolation of Image Sequences Using Truncated Projections onto Convex Sets*. IEICE Trans Fund of Elec Communi & Compu Sci, E82A (6): 887-892, 1999.
- [SK99] Sramek M & Kaufman A E. *Alias-Free Voxelization of Geometric Objects*. IEEE Trans Visual Comp Graph 5(3): 251-267, 1999.
- [Son01] Sonka M. *Image Processing*. SPIE-Intl Society for Optical Engineering, 2001.
- [SOW99] Sommer O, Oietz A, Westermann R et al. *An Interactive Visualization and Navigation Tool for Medical Volume Data*. C&G 23: 233-244, 1999.
- [SP93] Stytz M R & Parrott R W. *Using Kriging for 3D Medical Imaging*. Computerized Med Imag Graphics 17(6): 421-442, 1993.
- [Spr93] Sprawls P (黄诒焯主译). *医学成像的物理原理*. 高等教育出版社, 1993.
- [SS01] Sakurai T & Shin J. *Interpolation of One- and Two-Dimensional Images with Pixelwise Photon Number Conservation*. Publications of the Astronomical Society of Japan 53 (2): 361-380, 2001.
- [ST01] Sekiwa D & Taguchi A. *Enlargement of Digital Images by Using Multi-Neural Networks*. Electronics & Communications in Japan Part III-Fundamental Electronic Science 84 (11): 61-69, 2001.
- [孙85] 孙仲康, 沈振康. *数字图象处理及其应用*. 国防工业出版社, 1985.
- [孙99] 孙庆杰, 张晓鹏, 吴恩华. *一种基于 Bézier 插值曲面的图像放大方法*. 软件学报 10 (6): 570-574, 1999.
- [唐90] 唐荣锡, 汪嘉业, 彭群生等. *计算机图形学教程*. 科学出版社, 1990.
- [TBU00a] Thévenaz P, Blu T & Unser M. *Interpolation Revisited*, IEEE Trans Med Imag 19 (7): 739-758, 2000.
- [TBU00b] Thévenaz P, Blu T & Unser M. *Image Interpolation and Resampling*. New York: Academic. 2000.
- [Tes00] Tescher A G. *Applications of Digital Image Processing*. SPIE-Intl Society for Optical Engineering, 2000.
- [Teu92] Teuber J. *Digital Image Processing*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1992.
- [TF98] Tam R C & Fournier A. *Image Interpolation Using Unions of Spheres*. Visual Computer 14: 401-414, 1998.

# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

- 
- [THB90] Tiede U, Hoehne KH, Bomans M et al. *Surface Rendering: Investigation of Medical 3d-Rendering Algorithms*. IEEE Comp Graph App 110(2): 41-53, 1990.
- [Thé00b] Thévenaz P. *Spline Interpolation [Online]*, available/: <http://bigwww.epfl.ch/thevenaz/interpolation/>, 2000.
- [田88] 田村秀行等著 (赫荣威等译). *计算机图象处理技术*, 北京师范大学出版社, 1988.
- [田95] 田捷, 沙飞, 张新生. *实用图象分析与处理技术*. 电子工业出版社, 1995.
- [TPG00] Treece G M, Prager R W, Gee A H et al. *Surface Interpolation from Sparse Cross Sections Using Region Correspondence*. IEEE Trans Med Imag. 19(11): 1106-1114, 2000.
- [土97] 土井康弘, 安藤繁著 (王宝兴等译). *图象处理概论*. 原子能出版社, 1997.
- [UAE91] Unser M, Aldroubi A & Eden M. *Fast B-Spline Transforms for Continuous Image Representation and Interpolation*. IEEE Trans Patt Anal Machine Intell 13:277-285, 1991.
- [UEA93a] Unser M, Aldroubi A & Eden M. *B-Spline Signal Processing: Part I—Theory*. IEEE Trans & Sign Proc 41(2): 821-832, 1993.
- [UAE93b] Unser M, Aldroubi A & Eden M. *B-Spline Signal Processing: Part II—Efficient Design and Applications*. IEEE Trans Sign Proc 41(2): 834-848, 1993.
- [UAE95] Unser M, Aldroubi A, Eden M. *Enlargement or Reduction of Digital Images with Minimum Loss of Information*. IEEE Trans Image Proc 4(3): 247-258, 1995.
- [Uns99] Unser M. *Splines: A Perfect Fit for Signal and Image Processing*. IEEE Signal Processing Magazine 16(6):22-38, 1999.
- [Uns00] Unser M. *Sampling 50 Years After Shannon*. IEEE Proc 88(4):569-587, 2000.
- [Uns02] Unser M. *Splines: A Perfect Fit for Medical Imaging*. Proc. SPIE 4684 (To appear), 2002.
- [VB00] Van Metter R L & Beutel J. *Handbook of Medical Imaging*. SPIE-Intl Society for Optical Engineering, 2000.
- [王93] 王兆华. *计算机图像处理方法*. 宇航出版社, 1993.
- [王95a] 王润生. *图像理解*. 国防科大出版社, 1995.
- [王95b] 王平安等. “智能剪刀”在体数据切割中的应用. 计算机学报21(9): 825-831, 1998.
- [威86] 威尔斯 P N T. *医学成像的科学基础*, 科学出版社, 1986.

# 浙 江 大 学 博 士 学 位 论 文

---

- [WK94] Wang S W & Kaufman A E. *Volume-Sampled 3D Modeling*. IEEE Comp Grap Appl 14(5): 26-32,1994.
- [WL94] Wang Y, Lee O. *Active Mesh-a Feature Seeking and Tracking Image Sequence Representation Scheme*. IEEE Trans Image Proc 3 (5): 610-624, 1994 .
- [Wol90] Wolberg G. *Digital Image Warping*. IEEE Computer Society Press .1990.
- [Wol98] Wolberg G. *Image Morphing : a Survey*. Visual Computer, 14:360-372, 1998.
- [吴92] 吴健康. *图像处理与分析*.人民邮电出版社, 1992.
- [吴94] 吴敏金. *分形信息导引*.上海科技文献出版社, 1994.
- [吴96] 吴成柯, 戴善荣, 陆心如. *图象通信*. 西安电子科技大学出版社,1996.
- [吴97] 吴世法. *近代成象技术与图象处理*. 国防工业出版社,1997.
- [夏97] 夏德深, 傅德胜. *现代图像处理技术与应用*. 东南大学出版社, 1997.
- [夏01] 夏德深, 傅德胜. *现代图像处理技术与应用 ( 修订版 )*. 东南大学出版社, 2001.
- [夏99] 夏良正. *数字图象处理*. 东南大学出版社,1999.
- [许90] 许殿元, 丁树柏. *遥感图像信息处理*. 宇航出版社, 1990.
- [徐92] 徐建华. *图像处理与分析*. 科学出版社, 1992.
- [杨87] 杨国忠等. *医学成象技术*. 人民卫生出版社, 1987.
- [杨98] 杨勋年. *基于几何逼近的曲线曲面造型技术研究*. 浙江大学博士学位论文, 1998.
- [姚93] 姚庆栋,毕厚杰, 王兆华等. *图像编码基础*. 浙江大学出版社, 1993.
- [余99] 余兆明. *图像通信*. 人民邮电出版社, 1999.
- [章99] 章毓晋. *图象工程 ( 上册 ) ——图象处理和分析* (清华大学电子与信息技术系列教材). 清华大学出版社. 1999.
- [赵95] 赵荣椿,赵忠明等. *数字图象处理导论*. 西北工业大学出版社,1995.
- [周94] 周孝宽等. *实用微机图象处理*. 北京航空航天大学出版社.1994.
- [ZY96] Zhu S C, Yuille A. *Region Competition: Unifying Snakes, Region Growing, and Bayes? MDL for Multiband Image Segmentation*. IEEE Trans Patt Anal Mach Intel 18(9): 884-1297, 1996.