

基于 JPEG 的医学图象特征提取*

苏玉北 黄天锡 廖孟扬 姚永刚

(武汉大学电子信息学院医学图象信息及技术研究, 武汉 430072)

摘要 针对医学图象数据库中大量存在的 JPEG 压缩图象, 提出了一种新颖的特征提取算法。该算法提取的特征既包含空域局部信息又包含频域局部信息, 全面表达了图象的特征, 使得基于内容查询的精度提高; 压缩数据只需霍夫曼解码而不必恢复为原始图象即可提取特征, 算法耗费时间大为减少; 在 JPEG 压缩图象多分辨率分析的基础上提出了由“粗”到“精”的查询。

关键词 JPEG 特征提取 基于内容的查询(QBIC) 离散余弦变换(DCT) “键”多分辨率分析

0 引言

在医学图象领域, 海量的放射学数字影像或胶片经数字化后归档到医学图象库中, 临床上不仅需要根据胶片号、图象文件名、病人的基本信息等进行索引、查询, 还需要依据图象中物体的形状、纹理、颜色等提取出所需要的图象。因此, 医学图象库除了能使用结构化查询语言(SQL)进行查询外, 还必须能提供基于医学影像内容的查询^[1], 如: 根据影像中物体的草图、灰度、形状、纹理等进行的查询^[2]。

基于内容的查询(QBIC, Query By Image Content)是实现医学图象数据库的关键。QBIC的前提是快速、有效的特征提取。海量医学图象数据要求特征提取速度必须快; 临床应用要求查询准确度要高。

为了有效存储海量医学图象, 必须进行压缩编码。JPEG 标准^[3]提供顺序扫描重建医学图象, 实现无损或信息有丢失的图象压缩, 解码后图象主观质量能达到经临床医生主观评价认为损伤难以觉察的程度, 它采用 8×8 子块的离散余弦变换(DCT)编码算法, 结合医学图象特点、根据视觉特性设计自适应量化器、用霍夫曼码作变字长熵编码等。图象压缩率、失真可根据临床实际需要灵活调整。

如何在 JPEG 基础上寻求一种快速、有效的特征提取方法成为我们讨论的焦点。

1 特征提取方法的理论基础

在 JPEG 解码过程中, 时间主要消耗在反离散余弦变换上, 由于解码实质上是一种查找表算法, 耗时间较反变换要少得多。解码后即可进行特征提取。

考虑 8×8 的图象块, 经 DCT 后, 空域的图象数据变换到了频域, 这些频域数据反应了该 8×8 小块灰度的二维空间分布模式, 反映了灰度变化的剧烈程度, 即纹理结构。频域分析有着空域分析不具备的优点, 它能够通过频域分量与纹理粗细简单的对应关系直观、清晰地对纹理进行分析测度^[4]。不同子块的 DCT 系数反应了 JPEG 图象中不同局部空间的纹理, 通过对 DCT 系数进行统计分析, 可以有效地反映图象纹理。

如图 1, 取 8×8 小块的 DCT 系数矩阵中阴影所示的 $1/4$ 环形区域定义:

设水平低频等于垂直低频, 记为 $f(m)$; 水平高频等于垂直高频 $f(m+1)$, 记为 $f(m+1)$ 。

* 本文研究受国家教委博士点基金项目资助

收稿日期: 1998-11-16; 收到修改稿日期: 1999-01-04

$$F(m) = \frac{\int_0^{\frac{\pi}{2}} \int_{\rho(m)}^{\rho(m+1)} |Y(r, \theta)|^2 dr d\theta}{S_m} \quad (1)$$

$m = 1, \dots, N/2 - 1$

其中, $\rho(m), \rho(m+1)$ 分别为第 m 个 1/4 环的内环与外环的半径, S_m 为第 m 个 1/4 环的面积。为了克服光照等影响, 对 $m = 0$ 对应的直流分量略去不计, 从而 m 的取值为 $[1, 7]$ 。如图 1, $m = 5$, 内环半径 $\rho(m) = 5$, 外环半径 $\rho(m+1) = 6$ 。

$F(m)$ 为不同频率分量的平均功率谱, 基于 $F(m)$ 的特性, 引入本文采用的几个纹理测度:

(1) 熵(entropy)

$$\text{entropy} = - \sum_{m=1}^{N/2-1} [F(m) / \sum_{i=1}^{N/2-1} F(i)] \cdot \log [F(m) / \sum_{i=1}^{N/2-1} F(i)] \quad (2)$$

(2) 均值(mean)

$$\text{mean} = \sum_{m=1}^{N/2-1} F(m) / (\frac{N}{2} - 1) \quad (3)$$

(3) 方差(Var)

$$\text{Var} = \sum_{m=1}^{N/2-1} (F(m) - \text{mean})^2 / (\frac{N}{2} - 1) \quad (4)$$

$N/2$ 为 8×8 子块的长和宽, 即 $N/2 = 8$ 。

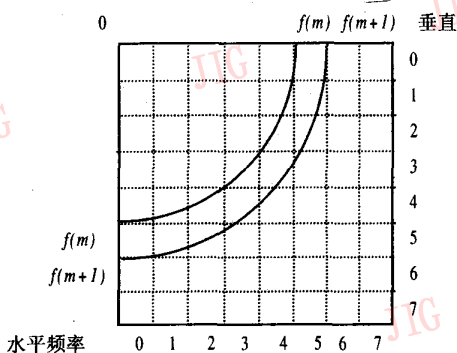


图1 8×8 子块 DCT 系数矩阵 ($m=5, \rho(m)=5$)

2 基于 JPEG 压缩编码的特征提取方案

基于 JPEG 标准中 DCT 的使用, 空域数据变换到了频域, 基于 JPEG 压缩编码的特点和频域分析具有的优势, 将 DCT 系数运用到特征提取上将非常有效。

首先, JPEG 压缩的图象不必完全展开, 只需霍夫曼解码即可进行特征提取。由于解码仅仅是一个查找表映射的算法, 所以时间花费很少。

其次, JPEG 压缩的图象经霍夫曼解码后得到一系列子块的 DCT 系数, 表达了图象的频域特性。利用现成的 DCT 系数进行统计分析具有空域分析所不具有的优越性。

最后, 频域数据集中于低频, 经量化后, 高频系数基本上为零, 进行特征提取所操作的数据量大为减少。

2.1 基本方案

(1) JPEG 方案划分的每一个 8×8 的小块称为子块(Block), 霍夫曼解码后, 每个子块包含 64 个 DCT 系数。将整幅图象划分为偶数个窗口, 一个窗口包含整数个子块, 因而窗口的长和宽是 8 的整数倍。

(2) 求每一个窗口中所有子块相应 DCT 系数的平均, 得到 64 个平均值。

(3) 首先将图象用一条垂线平分分为两半, 记为 T_1 与 T_2 , 然后将 T_1 与 T_2 相同位置上的窗口归为一组, 一组包含了两个窗口(如图 2 所示), 最后将两个窗口的 DCT 系数(平均值)比较, 对结果进行编码如下:

“小于”:00

“等于”:01

“大于”:11

其中, 当 DCT 系数相比较产生差值的绝对值小于某个阈值时就被认为相等。为了观察阈值大小与 QBIC 精度之间的关系, 在实验中选取了多个阈值并考察了不同阈值情况下 QBIC 的精度。

(4) 设窗口个数为 $2k$ 个, 则对于某一个 DCT 系数来讲, 分组比较会产生 k 组比较结果, 占用的比特数为 $k \times 2$, 这样的一组结果称之为“键”。因为每一对窗口产生 64 个比较值, 因而将产生 64 个“键”。在实际应用中, 解码后得到的 DCT 系数实质上是经量化过的, 所以子块中 64 个 DCT 系数的高频部分为零, 相应地“键”的个数可以小于 64。

(5) “键”表达了图象特征, 既包括了局部纹理信息, 又反映了全局纹理的分布。当进行基于样板图象的查询时, 首先把所有图象的特征“键”计算出来; 然后把样板图象的“键”同其它图象相比较, 看一看“键”中有多少个比特不同, 不同的个数就是图象比较的相似性度量。这个数值越大, 表明越不相似; 数值越小, 表明越相似。

图 2 为示意图, 整幅图象被划分为 4×4 个窗口, 标记为: $A_{11}, A_{12}, \dots, A_{44}$ 。其中每一个窗口又包

含了若干个 8×8 的子块,求取所有子块的平均。然后分组,图中 A_{11} 与 A_{13} 为一组, A_{12} 与 A_{14} 为一组, ..., A_{42} 与 A_{44} 为一组, 总共有 $16/2 = 8$ 组, 对于每一个 DCT 系数, 经比较, 产生 8 个比特的“键”, 64 个 DCT 系数对应了 64 个“键”。

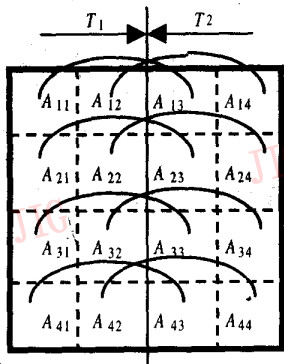


图2 窗口分组

2.2 改进方案

(1) 各种窗口划分方案

作者对 2×2 窗口、 4×4 窗口、 8×8 窗口三种基本划分方案进行了实验并将相应的 QBIC 结果作了对比。通过对比不同窗口划分情况下的查询结果, 可以找出最佳窗口划分方案。

(2) 在感兴趣区(AOI)划分窗口

观察大量医学图象可以看出, 通常有意义的部分集中在图象的中间。为了有效地提取特征, 可以对图象中心部位, 即 AOI 进行窗口划分, 这样更能反映出图象中物体的特征。AOI 选取图象正中的图象块, 并保证其中包含了偶数个窗口。

(3) 在 64 个 DCT 系数中挑选不同频带的系数

窗口中的 8×8 子块经 DCT、量化、求取平均后, 大部分高频系数为零, 不同的医学图象其频率分布是不同的, 亦即在特征提取中不同的 DCT 系数贡献不一样, 经实验可以考察 64 个 DCT 系数对图象特征的贡献。例如, 图 1 的频带为 $[3, 5]$ 。

实验中 64 个 DCT 系数被划分为 4 个频带, 结果证明, 不同的频带反映图象特征的程度依据划分的频带和具体的图象种类的不同而不同。

(4) 利用图象纹理的频域特征量

除利用 DCT 系数直接比较产生“键”以外, 还可以对每一个 8×8 DCT 系数矩阵中 $1/4$ 扇形区域所覆盖的元素求取频域统计量, 然后进行比较产生特征值。如果 DCT 系数矩阵中元素的中心点位于扇形区域内, 则认为该元素属于此扇形区域。由于比较

的不是单纯的 DCT 系数, 而是 8×8 子块的纹理统计量, 所以提取的特征更准确。

对实际纹理图象的研究表明, 纹理粗糙的区域具有跨越距离较大的空间相关性, 所以在低频分量处能量具有较大的值, 从而其功率谱从原点沿径向变化较为陡峭; 纹理细腻的区域具有跨越距离较小的空间相关性, 所以在高频分量处能量具有较大的值, 从而其功率谱从原点沿径向变化较为平缓。通过对大量医学图象统计分析发现, 图象的低频信息较丰富, 其功率谱幅度从原点沿径向下降(不一定单调), 通过判断下降的陡峭程度可以判断出纹理的粗细。

针对 8×8 子块, 通过对功率谱 $F(m)$ 加以分析, 可以判断其纹理。在纹理粗糙的情况下, 能量多集中在离原点(对应于 8×8 子块左上顶点)近的范围, $F(m)$ 值从原点沿径向下降较为陡峭; 而在纹理较细腻的情况下, 能量分散在离原点较远的范围内, $F(m)$ 值从原点沿径向变化较为平缓。引入“熵”和“方差”可以较好地度量纹理的粗细。

“熵”反应了 8×8 子块功率谱的分布特性, 熵值越大, 表示 $F(m)$ 的值较离散, 从原点沿径向呈现出平缓的变化, 说明高频成分丰富, 纹理较细腻; 反之亦反。

“方差”的值越大, 表示 $F(m)$ 的值沿径向变化较大, 说明能量多集中在原点附近, 低频成分丰富, 表达了粗糙的纹理; 反之亦反。

通过计算“熵”或“方差”并设定合适的阈值, 可以判断出两个子块的纹理是否一样, 将 8×8 子块纹理相比较的结果作为图象特征较直接把 DCT 系数相比的结果作为图象特征更科学, 相应的 QBIC 查询结果更准确。

3 多分辨率下的特征提取

考察 DCT 可以发现, 位于 8×8 DCT 系数矩阵左上角的是子块的直流分量, 即 64 个像素的平均值, 由:

$$Y(0,0) = \frac{1}{4} c(0) c(0) \sum_{m=0}^7 \sum_{n=0}^7 X(m,n) \quad (5)$$

考虑到 DCT 前的直流电平偏移, 得:

$$\text{直流成分} = \frac{Y(0,0)}{8} + 128 \quad (6)$$

如果将图象中所有 8×8 图象子块的直流分量组合起来, 则构成了一个小图象, 大小为原图象的

1/64,包含了原图的低频信息。如图3所示。

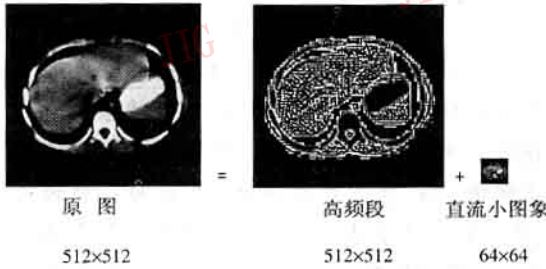


图3 多分辨率分析

原图象划分为高频段与低频段,高频段表达了图象的精细结构,对应于图象的精细特征;低频段(即:直流小图象)表达了图象的粗略结构。随着分辨率的提高,不同频段上提取的图象特征就能够反应越来越精细的结构^[5],这与人眼的视觉特性相符。

由于直流小图象大小仅为原图的1/64,数据量大大减少,所以可运用空域或频域的各种方法提取“粗”特征,该特征反映了原图的粗略结构;对图象的高频段可以运用本文提出的算法提取“精”特征。在具体的QBIC中,可以先根据“粗”特征查询,得到结果集,然后在其基础上运用“精”特征查询,从而实现了基于JPEG的由粗到精的QBIC。

4 实验结果与分析

实验数据来自广东省东莞石龙人民医院医学图象归档与通信系统(PACS)CT采集工作站从1998年1月1日到1998年1月10日获取的CT图象中的498幅,包括头、胸、腹、腰椎等部位的图象,图象空间分辨率为720×640,灰度分辨率为8比特。为实验方便起见,所有图象都缩小成128×128大小,并按照JPEG标准压缩编码后以文件形式存储。

在医院放射科临床上,将CT图象分类为:头部、胸部、腹部。通过观察CT图象库中大量的图象可以看到,还有腰椎CT图象以及通过缩小图象尺寸从而把多幅CT图象组合成一幅图象等,如图4所示。

实验采用基于样板图象的可视示例查询,样板图象选自头部、胸部、腹部和腰椎等部位的CT图象以及4幅CT图象组合。样板图象如图4所示。

定义查询精度为:

$$\eta = \begin{cases} \frac{q}{Q}, & Q \leq T \\ \frac{q}{T}, & Q > T \end{cases} \quad (7)$$

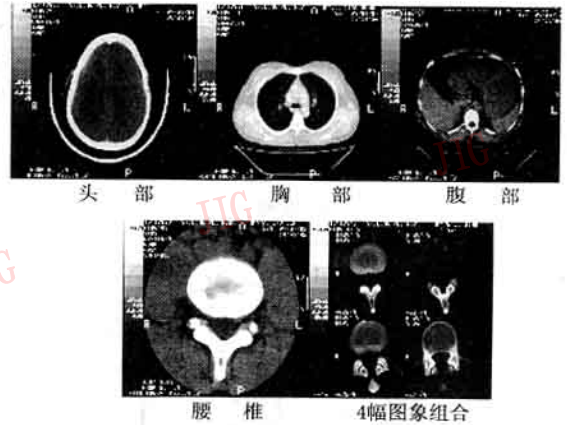


图4 5个不同部位的CT样板图象

其中, Q 为经医生判断在498幅CT图象中与样板图象相似的图象总个数。 T 为要求QBIC系统查出的图象个数, q 为经医生判断在 T 幅图象中与样板相似的图象个数。

实验中,498幅CT图象包括:头部图象160幅,胸部图象77幅,腹部图象134幅,腰椎图象83幅,组合图象44幅。

基于JPEG的特征提取与QBIC实验方案如下:

- (1) 划分窗口的大小: $2 \times 2, 4 \times 4, 8 \times 8$;
- (2) 阈值选取: $0, [-1, 1], [-2, 2]$;
- (3) 图象中AOI的大小: 96×96 ;
- (4) 子块DCT系数频带划分: $[1, 2], (2, 4], (4, 7], (7, 9]$
- (5) 在 8×8 的DCT系数矩阵中,根据频域统计量熵、均值、方差进行特征提取;
- (6) 上述情况的组合。

实验结果如表1所示。

表1 部分实验结果($T=60$)

样本	方 法					
	1	2	3	4	5	6
头	100%	98.3%	100%	98.3%	100%	100%
胸	91.7%	36.7%	96.7%	75%	95%	100%
腹	96.7%	86.7%	95%	100%	91.7%	100%
腰椎	100%	90%	100%	100%	100%	100%
组合	100%	69.8%	100%	41.9%	100%	97.7%
平均	97.7%	76.3%	98.3%	83.0%	97.3%	99.5%

表1中的特征提取方法为:

- 方法 1:窗口 4×4 , 阈值 $[-2, +2]$;
- 方法 2:窗口 8×8 , 阈值 $[-2, +2]$;
- 方法 3:方法 1 基础上取 AOI 为 96×96 ;
- 方法 4:方法 1 基础上取频段 $(7, 9]$;
- 方法 5:方法 1 基础上取频段 $(4, 7]$;
- 方法 6:方差。

表 1 中头部图象的 $Q = 160$ 、胸部图象的 $Q = 77$ 、腹部图象的 $Q = 134$ 、腰椎图象的 $Q = 83$ 、4 幅图象组合的 $Q = 44$ (简称“组合”)。

表 1 中的“平均”是指将头、胸、腹、腰椎、组合 5 幅样本图象的查询精度取平均。

将 3 种窗口划分方案和 3 种阈值相组合, 针对 5 幅样板图象进行 QBIC, 经实验得出, 4×4 的窗口划分情况比 2×2 的情况稍好, 但随着窗口划分数目达到 8×8 的时候, 查询结果明显变差。对于大于 8×8 窗口的情况, 查询精度随窗口划分个数的增加呈下降的趋势, 同时带来“键”的比特数增加以及图象特征提取、特征比较的运算量加大。在 3 种情况下, 窗口划分为 4×4 , 阈值选择为 $[-2, 2]$ 的查询精度最高。由于篇幅所限, 表 1 中仅列出当窗口划分为 4×4 , 阈值选择为 $[-2, 2]$ 以及窗口划分为 8×8 , 阈值选择为 $[-2, 2]$ 时的实验结果, 如表 1 中的方法 1 和方法 2。

在保持窗口和阈值不变的情况下, 改变 AOI 的大小, 经实验得出, 在 AOI 上提取特征比在原图上提取特征效果好。由于在 CT 图象中, 一般情况下, 图象中的物体集中在图象的中间部位, 所以对 AOI 进行特征提取能在一定程度上避开背景的影响, 更能反映图象中物体的特征, 查询效果明显。文中列出当窗口划分为 4×4 , 阈值选择为 $[-2, 2]$, AOI 为 96×96 时的实验结果, 如表 1 中的方法 3。

对 8×8 的 DCT 系数矩阵进行 4 个频带的划分, 目的在于考察各个频带在表达图象特征中的贡献。从实验结果看出, 不同的频带对于不同的图象来说, 反映图象特征的程度不一样。如表 1 中的方法 4 和方法 5, 对于胸部样板图象和组合图象, 频带 $(7, 9]$ 比频带 $(4, 7]$ 时的 QBIC 效果要差; 对于腹部样板图象, 频带 $(7, 9]$ 比频带 $(4, 7]$ 时的 QBIC 效果要好; 对于头部样板图象, 两个频带下查询效果变化不大。可以看出, 不同的图象在不同的频带上敏感程度不同, 在同一个频带上, 对于某一类图象来说, 能够较好地反映图象特征, 而对于其他类别的图象却效果较差, 这

说明在不同频带上表达图象特征具有其局限性。基于篇幅限制, 文中列出了频带为 $(4, 7]$ 和 $(7, 9]$ 的实验结果。

实验中对 DCT 系数求取纹理统计量, 包括: 熵、均值、方差。经实验证明, 方差具有最好的效果, 其次是熵和均值。文中列出了对应于方差的实验结果, 如表 1 中的方法 6。

图 5 表达了以一幅头部 CT 图象(No.1)为样本进行的可视示例查询。由于篇幅所限, 图中列出了从查询结果集中选出的 5 幅图象(No.2—No.6), 从左到右, 从上到下, 与 No.1 图象(样板图象)相似程度依次降低。每一幅图象的上方包含了两部分信息, 左边数字是比较后与样板的“键”相异的比特数, 此即与样板的相似程度的度量; 右边数字为图象编号。

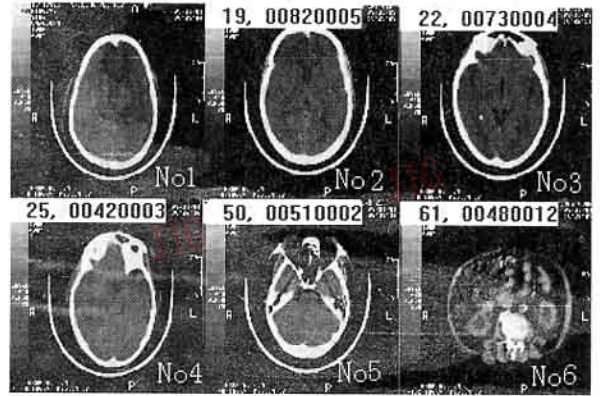


图 5 头部样板图象的部分查询结果(方法 6)

在 498 幅 CT 图象中, 图 5 中第 6 幅图象(No.6)为查询结果集中第一幅非头部图象, 位于查询结果集中的第 127 幅, 即查询结果集中前 126 幅均为头部图象, 查询结果从第 127 幅开始出现误差。

为了适应放射科临床需要, QBIC 系统不仅应当能基于人体的不同部位: 头部、胸部、腹部、腰椎等进行查询, 还应当能根据人体特定部位的某一断层图象进行查询, 查出所有与该断层图象相似的图象。由于人体不同部位 CT 图象中物体的轮廓差异较大, 而同一部位不同断层图象之间的轮廓差异较小, 所以, 通过图象中物体内部的纹理才能较好地反映不同断层图象的特征。本文提出的纹理统计量(方差)方法能够较好地满足 QBIC 的需要。

如图 5 所示, 第 2 幅到第 5 幅(No.2—No.5)是

头部图象,第2幅(No.2)与样板图象(No.1)的纹理比较相似,它在头部的断层位置与样板最靠近,第3幅次之。第4幅和第5幅的纹理与样板相差较大,但整体上轮廓与样板相似,其所处的头部断层位置与样板距离较远,但还属于头部图象。第6幅图象无论从整体轮廓,还是从图象中物体的纹理来看,都与样板图象不同,属于腹部图象。

作者对基于 JPEG 的特征提取及 QBIC 的误差进行了分析,发现图象中物体的位置对特征影响较大,如果物体发生位移、旋转等几何参数变动,则特征值变化较大。对于 CT 图象,由于在成象之前,病人被固定,断层扫描之后,医生在控制台上调整断层图象的位置,将图象中物体的位置调正并使之位于中心才存档或成象,所以,对绝大部分 CT 图象来讲,图象中物体相对图象中心不会有明显的位移或旋转,相应地,基于 JPEG 的特征提取及 QBIC 效果不会受到大的影响。

实验硬件环境为: Pentium MMX200, 32MB 内存等。对 498 幅图象提取特征总共需要 26.9 秒;进行一次基于样板图象的 QBIC 需 7.1 秒。操作系统为中文 Win95,算法在 VC++4.0 集成环境下实现。

5 结论

本文提出了一种基于 JPEG 压缩编码的特征提



苏玉北 1998 年武汉大学电子信息学院获硕士学位,现为武汉大学电子信息学院博士研究生。主要研究领域为图象处理、识别与智能,基于图象内容的查询(QBIC),图象归档与通信(PACS),电波传播与数字信号处理等。

廖孟扬 武汉大学电子信息学院教授,研究生导师。多年从事医学图象处理与分析,计算机网络,图象归档与通信等方向的研究。

取方法,这种方法建立在 DCT 系数分析的基础上,具有以下特点:

(1) 可以从图象的空间局部性对图象分析。

(2) 可以从频域描述图象的纹理。

(3) 在进行图象查询时,可以先利用解码后得到的直流小图象进行“粗”查询,再以“键”为特征在高频段实现“精”查询,从而提高了查询的效率。

(4) 该方法只需对 JPEG 数据霍夫曼解码,与此相比较,其他方法需要恢复成原始图象数据才能进行特征提取,所以该方法速度快。

总之,本文所述算法提取的特征经实验证明快速、有效,由此进行的 QBIC 具有较高的精度。本方法具有较高的实用价值。

参考文献

- 1 Gudivada V N, Raghavan V V. Content-based image retrieval systems. *Computer*, Sept 1995,28(9):18~21.
- 2 Flickner M. *et al.* Query by image and video content: The QBIC system. *Computer*, Sept 1995,28(9):23~32.
- 3 Wallace G K. The JPEG still picture compression standard. *Comm ACM*, Apr 1991,34:30~44.
- 4 Ying Sun. Application of frequency-domain quantitative analysis in the diagnosis of cardiac disease. *56/SPIE*, Vol.2434.
- 5 Ogden J M *et al.* Pyramid-based computer graphics. *RCA Engineer*, 30-5, Sept/Oct 1985,4~15.



黄天镞 1963 年武汉大学物理系无线电物理专业研究生毕业,教授,博士生导师。主要研究方向为无线电传播,短波通信与电离层信道,高空大气物理与空间天气学。发表论文 100 余篇。

姚永刚 1998 年武汉大学电子信息学院获硕士学位,现为武汉大学电子信息学院博士研究生。主要研究领域为数字信号处理,计算机应用,小波图象处理,视频技术等。

JPEG Based Medical Image Feature Retrieval

Su Yubei, Huang Tianxi, Liao Mengyang and Yao Yonggang

(Medical Image Information & Technology Institute, Electronics & Information School, Wuhan University, Wuhan 430072)

Abstract In this paper, a new image feature retrieval method is proposed for large number of JPEG format medical images. The retrieved result, including both space domain and frequency domain information, expresses image feature perfectly and makes content based query more accuracy. The retrieving can be done just after Huffman decoding but needn't restore the compressed image data to its original state, thus the time consumed by the algorithm is greatly decreased. The method that the query can be done from "rough" to "fine" according to JPEG multi-resolution analysis is also presented.

Keywords JPEG, Feature retrieval, Query By Image Content (QBIC), DCT, Key, Multi-resolution analysis

欢迎加入 IEEE-CS

国际电子电气工程师协会计算机学会(IEEE-CS)是计算机专业领域最大的国际组织。在国际学术界、产业界拥有十万以上的会员。该学会每年都举办许多具有最高学术水平的国际会议,并编辑出版 20 多种国际第一流的期刊、杂志。该学会还设有数字图书馆,可以通过网络方便地进行阅读和查询。IEEE-CS 会员之间也建立了多种多样的联系以相互进行学术与技术交流。我国已有一些计算机界专业人士加入了这一学会。

IEEE-CS 会长 Carver 博士率团于 1998 年 10 月访问了中国计算机学会(CCF)并签署了合作协议。根据协议,CCF 将协助 IEEE-CS 在中国发展会员,并由 CCF/IEEE-CS 北京中心负责中国计算机界人士申请入会及会员联络工作。凡对 IT 领域感兴趣者均可申请加入 IEEE-CS,享有计算机学会普通会员资格;具有高等教育背景或在 IT 行业从事研究、开发、经营、管理工作六年以上者,可申请加入 IEEE-CS,享有专业会员资格;现就读于各高等院校计算机和 IT 专业的本科生、研究生可申请加入 IEEE-CS,享有学生会会员资格。

加入计算机学会将提供您广泛的专业优势,使您在工作中保持领先和竞争力。学会的首要目标之一就是为会员提供增强他们技术竞争力及保证工作顺利进行的必要工具。

中国地区 IEEE-CS 专业会员(年收入不超过 \$ 8,600)全年会费 ¥ 500 元,半年会费 ¥ 250 元。学生会会员全年会费为 ¥ 300 元,半年会费 ¥ 150 元。如果您已经享有 IEEE 会员资格,只需交纳 ¥ 135 元即可加入 IEEE-CS,从加入后第二年起会费按上述规定交纳。

详尽内容请查阅如下网址:<http://china.computer.org>,或按照以下 email 地址:ccfw@public.east.cn.net 同 CCF/IEEE-CS 北京中心联系。

谢谢! 请就在今天加入!