
文章编号 1004-924X(2008)11-2296-07

Ray Casting 的医学体数据场绘制算法

田 运,周明全,武仲科

(北京师范大学 信息科学与技术学院,北京 100875)

摘要:为了在普通微机上实现对医学体数据场的实时清晰绘制,给出了一种多种因素融合的光学属性赋值方法,进而提出一种新的医学体绘制算法。将医学体数据场进行分类,对于前景体素集采用 LOD(Layer of Detail)技术进行重采样;然后用定义的光学属性赋值方法对采样点赋值,从而将物体距离视点的距离与物体距离光源的距离有效地结合起来。最后,采用基于空间跳跃的加速技术显示背景体素。实验结果表明:对于 $512 \times 512 \times 482 \times 2$ Byte 大小的体数据在减少至原来大小 $2/3$ 的情况下,在普通微机上能够达到 2.5 frame/s 的清晰绘制。本算法能够实现一般大小体数据场的实时绘制,而且组织器官显示清晰,符合人的视觉特征。

关键词:医学体数据场;实时绘制;Ray Casting;LOD

中图分类号:TP391 **文献标识码:**A

A rendering algorithm based on Ray Casting for medical volumetric data

TIAN Yun, ZHOU Ming-quan, WU Zhong-ke

(College of Information Science and Technology, Beijing Normal University, Beijing 100875, China)

Abstract: In order to realize real-time rendering for medical images on PCs, a scheme combining multi factors for assigning optical attribute to resampling points is defined, and then a novel rendering algorithm for medical volumetric data is presented. The volumetric data are classified into the foreground voxels and background voxels, and the foreground voxels are resampled using Layer of Detail(LOD) technique. Then, the optical attributes of resampling points are determined by the defined method, which is reasonably associated with the distances between object and viewpoint, as well as object and light source. Finally, the background voxels are displayed by the accelerated method based on space leaping resampling. The experimental results indicate the presented algorithm can reach up to 2.5 frame/s clearly on PCs for $512 \times 512 \times 482 \times 2$ Byte volumetric data, when it reduced to $2/3$ times of the original size. It comes to the conclusion that the interactive volume rendering can be implemented for most medical volume data on PCs. Moreover, tissues or organs can be displayed clearly, which is more coincident with the human vision.

Key words: medical volumetric data; real-time rendering; Ray Casting; Layer of Detail(LOD)

收稿日期:2008-01-02;修订日期:2008-03-28.

基金项目:国家自然科学基金重点项目(No. 60736008);国家自然科学基金资助项目(No. 60673100/F020106)

1 引 言

医学体数据场绘制是将已经从医学影像设备上获得的一组二维断层切片转化为具有三维结构的立体图像,它所反映的是具有三维结构的对象^[1],有助于研究医学体数据场中所包含的各种有用信息,使人们能够准确地描述器官的立体结构和确定病变体的方位,从而便于对病变体进行定量分析,提高诊断的准确率。同时,它也是手术规划和手术过程模拟必不可少的一个关键环节。医学体数据场的绘制方法通常可分为面绘制(Surface-based Rendering)^[2-3]和体绘制(Voxel-based Rendering)^[4-5]两类。面绘制方法首先由三维空间体数据场构造出中间几何图元(平面、曲面等),然后再由传统的计算机图形学技术实现表面绘制,这种方法只能绘制出物体表面信息,而人体组织器官内部大量的有用信息却在生成等值面的过程中被舍弃掉了;体绘制方法不构造中间几何图元,而是直接研究光线穿过体数据场时的变化,从而得到最终的绘制结果,该方法是以体素集合来表达实体,能够表示出体数据场的全部内部信息,因此适合于医学体数据场的建模与可视化^[6]。M. Levoy 提出的 Ray Casting 算法^[4]是体绘制算法中的经典算法,随着该算法的深入研究和广泛应用,其缺陷也被逐渐显现出来。为此,尽管后人提出了一些改进算法^[7-8],但这些算法绘制质量仍有待提高,而且在普通微机上也难以实现实时或近似实时的绘制显示。针对以上问题,本文首先分析了 Ray Casting 算法的缺陷,然后在此基础上提出了一种适合医学体数据场的体绘制算法。

2 Ray Casting 算法

Ray Casting 算法^[4]的基本思想是图像平面的每个像素都沿着视线方向发出一条射线,这条射线穿过体数据场,沿着这条射线选择 k 个等距离采样点,并且由距离某一个采样点最近的 8 个数据点的颜色值和阻光度值作三线性插值,求出该采样点的阻光度和颜色值,最后将这条射线上的各采样点的颜色和不透明度值由前向后或者由后向前加以合成,即得到该像素的颜色值。

随着医学体数据场的不断增大和人们对可视化质量要求的日益提高,上述算法对医学体数据场的绘制显得力不从心,这主要表现在以下三个方面:其一,对于少则几十兆、多则上百兆的医学数据集,在普通微机上难以达到实时或近似实时的绘制显示,其原因在于在对庞大的体数据场进行重新采样时,不管是背景区还是前景区,使用的都是计算量较大的三次线性插值方法,这样消耗了整个绘制过程的大部分时间;其二,产生的二维图像不够清晰,其原因在于该算法首先将体数据进行分类,再给每一体素赋值光学属性(阻光度、颜色值等),然后对已经赋值光学属性的体素进行重采样,这样在重构采样的过程中,由于卷积运算的低通滤波作用,将颜色值中的高频分量滤掉了;其三,阻光度计算不符合人的视觉特征,其原因在于根据采样点的灰度属性仅仅通过简单的单自由度变换函数对阻光度进行赋值,而在实际中,体素的阻光度也与视点距离采样点的距离及光源与采样点的距离等因素有关。为此,本文对上述问题进行了改进,提出了一种基于 Ray Casting 的医学体数据场绘制算法,该算法对于一般医学体数据集,能够实现在普通微机上的实时绘制,且结果清晰。

3 基于 Ray Casting 的医学体数据场绘制算法

基于体绘制算法生成的图像质量主要取决于准确的采样方法、理想的局部光照模型和合理的数据处理技术,因此进一步改进采样的方法和数据处理的方式是提高图像质量的一个理想、可行的方法。

本文算法的思想是首先对医学体数据场进行模糊分类,将其分为前景体素集和背景体素集两部分,然后对前景体素集做如下处理:首先利用 LOD 技术对医学体数据场进行重采样,即首先对前景部分用最近邻插值方法获得采样点的颜色值和阻光度,然后再用三次线性插值方法得到采样点的较精确的颜色值和阻光度,其中阻光度的赋值采用的是多种因素相结合的方法;最后对于背景体素采用基于空间跳跃采样的加速方法进行处

理。其流程如图 1 所示。

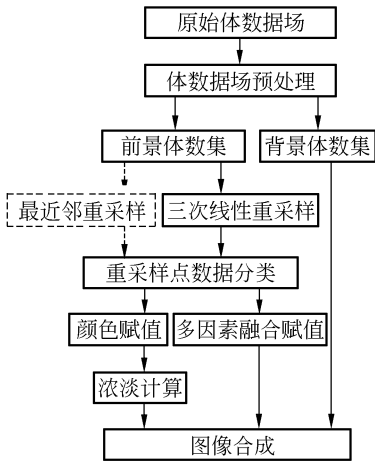


图 1 本文算法流程

Fig. 1 Flowchart of volume rendering pipeline of presented algorithm

3.1 体数据场分类

体数据场分类是医学图像体可视化必须解决的最困难的工作之一。幸运的是这里将体数据场模糊分类为背景体素和前景体素^[9-10]。前者是指与绘制实体相关性较小的体素,后者是指与绘制实体相关的体素。通过对体数据场遍历,用一定的判定准则能够区分出背景体素和前景体素。在这里,本文设定前景阈值为 T_g ,误差为 ϵ ,则对任意体素 v ,设其值为 $f(v)$,则:

$$\begin{cases} V_f = \{v \mid |f(v) - T_g| \leq \epsilon, v \in V\} \\ V_b = \{v \mid |f(v) - T_g| > \epsilon, v \in V\}, \\ V = V_f \cup V_b \end{cases} \quad (1)$$

其中, V_f 和 V_b 分别为前景体素集和背景体素集, V 表示总体素集。由式(1)可知,阈值 T_g 和误差 ϵ 是提取前景体素的关键,但通常背景体素与前景体素具有一定的差别,因此,能够依据先验知识(如 CT 值)确定出分类参数 T_g 和 ϵ 。在后续步骤中,仅仅对前景体素集进行计算和操作,能够有效地减少处理的数据量,从而提高绘制的速度。

3.2 改变重采样顺序

在传统的 Ray Casting 算法中,颜色值的计算是在重采样之前完成的,这就损失掉了颜色值中的高频信息,从而使绘制的结果变得模糊。为此,首先对前景体素集进行卷积运算,实现重构并进行重采样,然后对重采样点再进行数据分类(组织器官间分类)、颜色赋值、阻光度赋值及浓淡计算等步骤。在此过程中,仅改变了重新采样的顺

序,并没有增加运算的数据量和运算的复杂度。由于组织器官间的分类和浓淡计算通常为非线性运算,且卷积运算的对象也有差别,因此,这种重采样的结果与传统 Ray Casting 算法的重采样结果是不同的,这种采样方式避免了 Ray Casting 算法中卷积重采样造成的信息丢失。

3.3 阻光度赋值

在体绘制算法中,体数据场中的体素能够看作空间中具有某种光学属性的空间粒子,这就意味着每个粒子都有吸收光线和反射光线的的能力,阻光度即用于表征粒子吸收光线的的能力。将其归一化(0~1),当其为 0(完全透明)时,表示光线被完全吸收;当其为 1(完全不透明)时,表示光线完全被反射。传统 Ray Casting 算法中阻光度的赋值采用的是仅有采样点灰度值决定的单自由度的简单赋值法,这种赋值方式与人的视觉特征不相符,为此,本文算法采用的是一种多自由度、多因素的融合赋值法,即:

$$C(x) = t_1 D_1(x) + t_2 D_2(x) + t_3 D_3(x), \quad (2)$$

其中, t_1, t_2, t_3 表示权重因子,且 $t_1 + t_2 + t_3 = 1$; $D_1(x)$ 表示采样点的灰度值; $D_2(x)$ 表示光源与采样点间的欧氏距离; $D_3(x)$ 表示视点与采样点间的欧氏距离。在实际的绘制模型中,通常光源和视点与体数据场的相对位置是已知的,即在笛卡尔坐标系中,光源、视点与各体素的位置是相对固定的,其之间的欧拉距离可通过两点间的距离公式求得。为了将 t_1, t_2, t_3 控制在同一数量级上,需将 $D_1(x), D_2(x), D_3(x)$ 进行规格化。由于式(2)充分考虑了 $D_2(x), D_3(x)$ 等与人的视觉习惯相关的因素,因而阻光度赋值细致、全面,从而整体透明效果更清晰、真实感更强,而且各权重系数灵便可调。一般, $t_1 \in (0.5, 0.7], t_2 \in (0, 0.5), t_3 \in (0, 0.5)$ 。

3.4 背景体素集处理

由于在光线穿过的体数据场的体素中,背景体素是空的体素,这种体素对颜色和阻光度的累积不做任何贡献,为此,本文算法通过体数据场的存储结构来处理这种特性,从而跳过空的体素。

上述算法的伪代码描述如下:

```
FOR 像平面上的每一像素  $[i, j]$  DO BEGIN
    opt = 0
    image  $[i, j]$  = BackgroundColor
    计算从  $[i, j]$  发出的射线进入物空间的第一
```

```

点 $[x, y, z]$ 
WHILE ( $[x, y, z]$  在物空间中) AND
(opt < Threshold) DO BEGIN
    重采样
    对重采样点的颜色和阻光度赋值
    累积阻光度,更新 opt
    合成颜色,更新 image $[i, j]$ 
ENDWHILE
IF opt < Threshold THEN &
    
```

把背景颜色合成到 image $[i, j]$
 ENDFOR
 其中 Threshold 为接近 1 的常数,根据实际需要
 进行调整。

4 实验与分析

本文采用两组不同部位的 DICOM 真实人体 CT 数据场进行实验,如表 1 所示。

表 1 两组不同部位的 DICOM 真实人体 CT 数据集
 Tab.1 Two different DICOM CT data sets of human

编号 (组)	人体部位	原始体数据量 (Byte)	层间距 (mm)	像素间距 (mm)	窗宽、窗位 (Hu)
I	头部	$512 \times 512 \times 374 \times 2$	0.625 000	0.488 281/0.488 281	2 000/100
II	躯干部	$512 \times 512 \times 185 \times 2$	1.250 000	0.677 340/0.677 340	350/40

从表 1 中可以看出, I、II 组体数据场经过插
 值后 z 方向上的切片数量为:

$$n = \text{int}\{n_1 \times s/p\}, \quad (3)$$

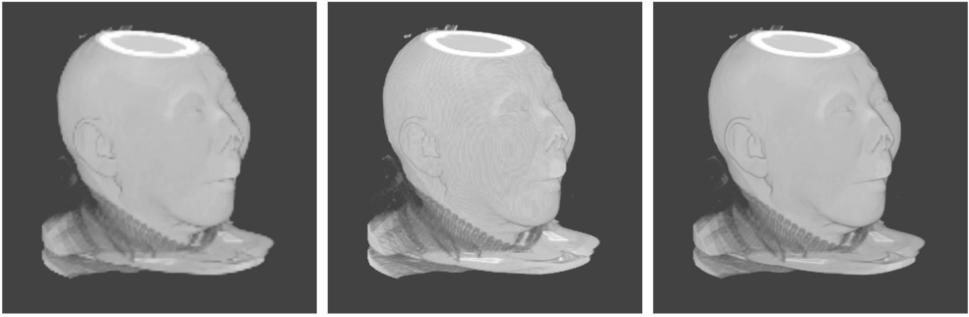
其中, n_1 表示原始体数据场插值前的切片层数; s
 表示断层图像层厚; p 表示图像像素间距。经过
 插值后两组数据的体数据量分别为 $512 \times 512 \times$
 $478 \times 2 = 239$ MByte 和 $512 \times 512 \times 340 \times 2 = 170$
 MByte。显然,如此大的数据量用传统体绘制方
 法在普通 PC 上是难以实现实时显示的。在保证
 图像质量无明显下降的情况下,本文算法在体数
 据场 3 个方向上等比例降维至原插值后体数据场
 的 $2/3$ 。在 1024×768 分辨率的显示器上设定绘
 制窗口的大小为 500×500 , 绘制结果如图 2、图 3

所示。图 2(a) 是 I 组体数据场采用传统 Ray
 Casting 算法的人体头部绘制结果;图 2(b)、图 2
 (c) 是该体数据场采用本文算法在最近邻插值采
 样和三线性插值采样两种方式下的人体头部绘制
 结果,图 2(d)、图 2(e) 和图 2(f) 分别为图 2(a)、
 图 2(b) 和图 2(c) 对应绘制方式下颅骨和血管的
 绘制结果。图 3(a) 是 II 组体数据场采用传统
 Ray Casting 算法的人体躯干部的绘制结果;图 3
 (b)、图 3(c) 是该体数据场采用本文算法在最近
 邻插值采样和三线性插值采样两种方式下的绘制
 结果。本文算法绘制结果对应的各参数如表 2 所
 示。

表 2 本文算法绘制结果所对应的参数

Tab.2 Parameters corresponding to results rendered by presented algorithm

图号	重采样方式	T_g (Hu)	ϵ (Hu)	t_1	t_2	t_3
图 2(b)	最近邻插值	-900	50	0.60	0.25	0.15
图 2(c)	三线性插值	-900	50	0.80	0.10	0.10
图 2(e)	最近邻插值	30	8	0.60	0.25	0.15
图 2(f)	三线性插值	30	8	0.80	0.10	0.10
图 3(b)	最近邻插值	-150	12	0.85	0.10	0.05
图 3(c)	三线性插值	-150	12	0.85	0.075	0.075



(a)传统 Ray Casting 算法

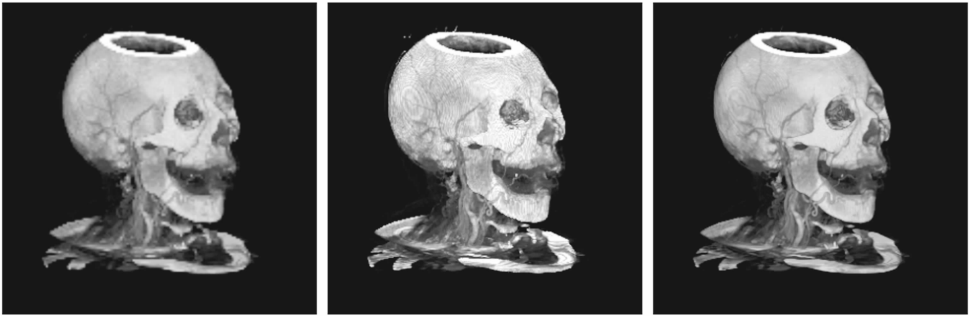
(a) Traditional Ray Casting algorithm

(b)本文算法(最近邻插值)

(b) The nearest neighbor resampling algorithm

(c)本文算法(三线性插值)

(c) Trilinear resampling interpolation algorithm



(d)传统 Ray Casting 算法

(d) Rendered human skull and blood vessel corresponding to Fig. (a)

(e)本文算法(最近邻插值)

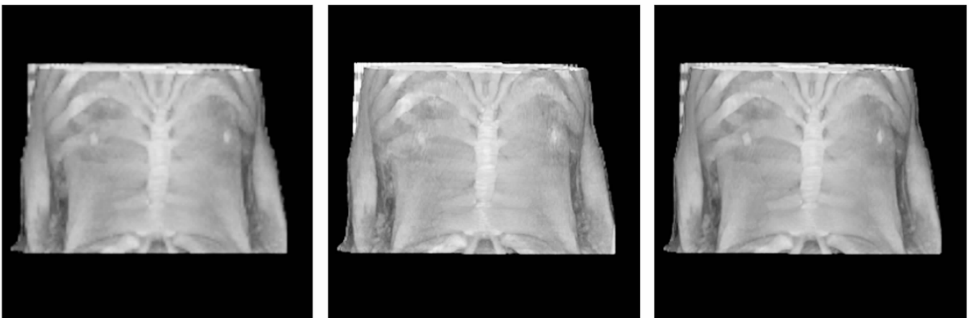
(e) Rendered human skull and blood vessel corresponding to Fig. (b)

(f)本文算法(三线性插值)

(f) Rendered human skull and blood vessel corresponding to Fig. (c)

图 2 I 组体数据不同算法的头部绘制结果

Fig. 2 Rendered results of human head using different algorithms for volumetric data I



(a)传统 Ray Casting 算法

(a) Traditional Ray Casting algorithm

(b)本文算法(最近邻插值)

(b) The nearest neighbor resampling algorithm

(c)本文算法(三线性插值)

(c) Trilinear resampling interpolation algorithm

图 3 II 组体数据不同算法的人体躯干部绘制结果

Fig. 3 Rendered results of human trunk using different algorithms for volumetric data II

从图 2、图 3 可以看出,本文给出的方法在采用最近邻插值时,能够清晰地绘制出组织器官的轮廓,其绘制结果和传统体绘制方法的绘制结果相当;当采用三线性重采样时,绘制结果优于传统的 Ray Casting 算法。同时,本文还对算法的消

耗时间进行了测试,并与传统 Ray Casting 算法进行了比较。在 TM-3. 6G/2G/512M 微机上、IDL 环境下,上述体数据场绘制时间如表 3 所示,其中 frame/s 表示每秒钟绘制的帧数。

表 3 本文方法与传统体绘制方法绘制时间对比
Tab. 3 Time cost comparison of different rendering algorithms

编号 (组)	T_g, ϵ /Hu	本文算法 (最近邻采样插值) /(frame/s)	本文方法 (三线性采样插值) /(frame/s)	传统 Ray Casting 算法 /(frame/s)
I	-900/50	6.9	2.5	0.4
I	30/8	8.1	2.6	0.4
II	-150/12	8.6	3.4	0.5

由表 3 不难看出,在对体数据场降维 2/3 的情况下,本文给出的方法对由 478 幅切片组成的体数据场,采用最近邻采样时,即使采用三线性插值的方式进行重采样时,也能够达到实时绘制。而相同的体数据采用传统的 Ray Casting 算法,其绘制速度每帧用时 > 2 s。

本文给出的医学体数据场的绘制算法,对于一般体数据集能够在普通 PC 上实现交互实时绘制;而对于数据量庞大的体数据集在绘制质量较高的情况下,其绘制效率远高于传统体绘制方法。该算法有效地解决了医学体数据场绘制质量和绘制时间的矛盾,这在当前医疗辅助诊断中具有一定的理论意义和应用价值。

5 结 论

本文首先分析了传统 Ray Casting 算法的缺

陷,进而提出了一种基于 Ray Casting 的医学体数据场绘制算法。该算法将体数据场的前景体素与背景体素分离,仅仅对前景体素集进行处理,减少了处理的数据量;同时,通过先对体数据场重采样,然后再分类的方法能够有效地避免传统 Ray Casting 算法生成图像的模糊问题。另外,针对传统体绘制算法在阻光度计算时,仅通过体素的灰度进行单自由度转变而造成绘制结果不符合人的视觉特征的问题,定义了一种有多种因素相结合的多自由度的阻光度融合赋值法,该定义充分考虑了视点与物体的距离及光源距离等因素,从而使阻光度赋值细致、全面,且可灵便调节。实验结果表明:对于 $512 \times 512 \times 478 \times 2$ Byte 的体数据在减少至原来大小 2/3 的情况下,在普通微机上能够达到 2.5 frame/s 的绘制速度,而且组织器官显示清晰,符合人的视觉特征。

参考文献:

- [1] KAUFMAN A, HOHNE K H, KRUGER W, *et al.*. Research issues in volume visualization [J]. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1994, 14(2): 63-67.
- [2] COUTEAU B, PAYAN Y, LAVALLEE S. The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures [J]. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(8): 1005-1009.
- [3] 李刚,曾锐利,林凌,等.王蒙军基于帧间颜色梯度的背景建模[J]. *光学精密工程*, 2007, 15(8): 1257-1262.
LI G, ZENG R L, LIN L, *et al.*. A novel background modeling method based on color grade of different frames [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(8): 1257-1262. (in Chinese)
- [4] LEVOY M. Display of surfaces from volume data [J]. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1988, 8(3): 29-37.

- [5] SOUZA A, UDUPA J K, SAHA P K. Volume rendering in the presence of partial volume effects [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2005, 24(2): 223-235.
- [6] SEREDA P, BARTROLI A V, SERLIE I W, *et al.*. Visualization of boundaries in volumetric data sets using LH histograms [J]. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 2006, 12(2): 208-218.
- [7] BRUCKNER S, GRIMM S, KANITSAR A, *et al.*. Illustrative context-preserving exploration of volume data [J]. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 2006, 12(6): 1559-1569.
- [8] CAMBAZOGLU B B, AYKANAT C. Hypergraph-partitioning-based remapping models for image-space-parallel direct volume rendering of unstructured grids [J]. *IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems*, 2007, 18(1): 3-16.
- [9] 刘欣悦, 黄廉卿. 利用多分辨率直方图特征分类数字 X 光乳腺图像 [J]. *光学 精密工程*, 2006, 14(2): 327-332.
LIU X Y, HUANG L Q. Classification of digital mammograms using multi-resolution histogram features [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006, 14(2): 327-332. (in Chinese)
- [10] 林玉池, 崔彦平, 黄银国. 复杂背景下边缘提取与目标识别方法研究 [J]. *光学 精密工程*, 2006, 14(3): 509-514.
LIN Y CH, CUI Y P, HUANG Y G. Study on edge detection and target recognition in complex background [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006, 14(3): 509-514. (in Chinese)

作者简介: 田 运 (1980—), 男, 博士, 讲师, 从事数字图像处理与医学可视化的研究。E-mail: tianyun@bnu.edu.cn

周明全 (1955—), 男, 教授, 博士生导师, 主要从事计算机可视化与软件工程的研究。

武仲科 (1970—), 男, 博士, 教授, 主要从事医学图像处理与计算机图形学的研究。E-mail: tianyun@bnu.edu.cn

● 下期预告

压电单晶梁发电机的能量效率

阚君武¹, 唐可洪¹, 王淑云², 赵宏伟¹, 杨志刚¹

(1. 吉林大学 机械科学与工程学院, 吉林 长春 130025; 2. 吉林大学 数学学院, 吉林 长春, 130025)

压电发电装置的能量转换效率主要取决于其结构形式、几何参数及材料性能等。为提高压电发电机的机电能量转换效率及其发电能力, 利用欧拉-伯努利方法建立了发电装置的能量转换模型, 研究了结构及参数等对压电发电机能量效率及发电能力影响规律。结果表明, 存在最佳厚度比(基板/总厚)使发电机获得最大的能量效率和发电量; 随杨氏模量比(基板/陶瓷)的增加, 最佳厚度比降低, 但效率提高。钼、铝基板发电机的最佳厚度比和效率分别为(0.4, 2.74%)和(0.7, 2.25%)。此外, 压电发电机的发电能力还与激励方式有关, 恒力激励时存在使产生的电量最多最佳的杨氏模量比, 恒位移激励时产生的电量随杨氏模量比的增加而增加。因此, 设计时应根据激励方式确定基板材料及合理的厚度比。