

文章编号:1004-7220(2012)05-0515-06

脉动流模拟系统血压波形相似度算法研究

吴结凤^{1a}, 黄学进^{1b}, 李晋川^{1b}, 邹远文^{1a}, 樊瑜波²

(1. 四川大学 a. 材料科学与工程学院, b. 建筑与环境学院, 成都 610065;

2. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191)

摘要: **目的** 研究表征血压波形间相似程度的量化指标,并应用到脉动流模拟系统中血压波形的分析。**方法** 在对已有相似度算法进行研究的基础上,结合血压波形自身的特点,提出加权平均算法。该算法将相关系数法和特征参数法相结合,分别从整体和局部特征对波形进行相似性度量,兼具全局匹配和局部比较的优点。**结果** 与夹角余弦法、平均绝对差法和数值型相似系数法相比,加权平均算法更适用于血压波形相似度的分析。**结论** 加权平均算法可以表征不同血压波形之间的差异,比较不同脉动流装置之间的模拟性能,进一步完善后还可以用于其他生理波形的分析。

关键词: 相似度; 相关系数; 特征参数; 血压波形; 脉动流; 生物反应器; 波形分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Similarity measurement of blood pressure waveforms for pulsatile flow simulation system

WU Jie-feng^{1a}, HUANG Xue-jin^{1b}, LI Jin-chuan^{1b}, ZOU Yuan-wen^{1a}, FAN Yu-bo²

(1. a. College of Materials and Engineering, b. College of Architecture and Environment, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. Key Lab for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: **Objective** To study a quantitative indicator for measuring the similarity between blood pressure waveforms and its application in the analysis on the simulated blood pressure waveform for pulsatile flow simulation system. **Methods** Based on the past similarity measurement algorithm and the known feature of blood pressure waveforms, the weighted average algorithm was presented in this paper, which possessed advantages of both global matching and partial matching by integrating the correlation coefficient with the characteristic parameter algorithm, and calculating similarity degrees through overall and partial waveform. **Results** The weighted average algorithm was proved to be more suitable for the analysis on the blood pressure waveform similarity compared with the angle cosine method, average absolute deviation method, and numeric similarity coefficient method. **Conclusions** The weighted average algorithm showed excellent ability in calculating the similarity degree between different waveforms, or in comparing the performance with different pulsatile flow simulation systems, and it could be applied to other physiological waveforms with further improvement.

Key words: Similarity; Correlation coefficient; Characteristic parameter; Blood pressure waveform; Pulsatile flow; Bioreactor; Waveform analysis

目前,基于对组织工程中血管重建的应用需求、心血管系统辅助装置的研制以及心血管系统生理和

病理的研究需求,人们愈来愈重视对心血管系统的体外模拟研究,并且已经研制出多种类型的脉动流

收稿日期:2012-03-13; 修回日期:2012-04-20

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10925208)。

通讯作者:邹远文,副教授, Tel: (028)85405140; E-mail: zyw@scu.edu.cn。

模拟装置。Simon 等^[1]研制了一种能够提供近生理状态的小口径血管生物反应器。丁皓等^[2]利用心肌桥模拟装置对壁冠状脉动流动力学进行模拟,证明壁冠状动脉血流动力学特性异常是由扰动引起的“水击”波。刘双双等^[3]通过构建体外脉动流模拟装置,实现了动脉管内压力与流量的近生理模拟。张应迁^[4]利用集中参数模型模拟流室(flow chamber)装置,通过调节参数使得模拟出的压力、流量波形接近于生理情况。上述脉动流模拟系统的研究,常常需要判断装置模拟出的压力、流量波形的真实性,而目前的评估方法一般仅从频率、平均值、峰值等参数出发,判断模拟波形是否符合标准。但在大多数情况下,仅用这些参数来描述波形信号的特征是远远不够的。因此,本文将相似性度量方法应用到脉动流模拟系统中血压波形的分析,用于定量判断模拟波形与人体标准波形的接近程度。

相似性度量理论一般用于比较图像、波形、信号等的相似性,且已有不少应用实例将相似性度量理论应用到波形信号的相似性度量中。Kennedy^[5]将区域相关法应用于信号的相似度计算,该方法将两个待测信号分成若干个时间段,找出两者最佳的对应段。章丹颂等^[6]利用组间波形相似度来评测中医推拿垂直作用力信号不同组间波形的相似程度,该方法能够反映不同操作者的水平差异。许敏等^[7]提出一种基于特征点位置坐标的分析二维医学图像相似度的方法,通过计算2幅图像特征点位置坐标向量的相关性来表征2幅图像间的相似度。Tuzcu 等^[8]将动态时间弯曲算法用于心电图信号的相似性度量,该算法对信号的幅值变化较为灵敏,能成功地分析和鉴别各种心律失常的心电图。

本文在对已有相似度算法进行研究的基础上,分析血压波形形态、数据值、特征点等多方面的特征,提出将相关系数法和特征参数法相结合,分别从整体和局部计算波形相似度。最后对所得结果加权平均得到更为准确的波形相似度值,该算法兼具全局匹配和局部比较的特点。

1 原理与方法

1.1 波形数据预处理

1.1.1 平滑处理 脉动流装置模拟的血压波形含有大量噪声,主要是工频干扰、设备元器件本身及外

界的电磁干扰等,本文采用5点3次平滑法^[9]对波形数据进行平滑处理。

1.1.2 数据归一化 幅值归一化:血压的国际标准计量单位为Pa或kPa(常用单位为mmHg),而且不同条件下模拟的血压波形幅值也可能存在差异。为了避免将不同度量单位和不同幅度值的波形进行比较,需对波形数据进行归一化,将有量纲的值转换成无量纲的值进行比较。其表达式为:

$$x = \frac{x' - \text{MinValue}}{\text{MaxValue} - \text{MinValue}} \quad (1)$$

式中: x' 、 x 分别为转换前、后的幅值,MaxValue、MinValue分别为 x' 的最大值和最小值,其中 $x \in [0, 1]$ 。

周期归一化:模拟波形与标准波形的周期往往也不相同,对时间 t 亦需进行归一化。本文以模拟波形的周期为基准,将标准波形的时间 t 进行归一化。其表达式为:

$$t_2 = t_1 \times T_{\text{模拟}} / T_{\text{标准}} \quad (2)$$

式中: t_1 、 t_2 分别为标准波形转换前、后的时间值。

1.1.3 波形同步 由于血压波形是周期波形,采集时刻的不同就意味着采集到的波形起始相位不同。如果直接用采集到的模拟波形与标准波形进行比较,结果是不正确的。因此,在计算波形相似度之前,有必要对波形进行相位的同步操作,文中使用互相关函数法使波形达到同步。

1.2 波形相似度计算

本文以人体主动脉压力波形为例进行说明,标准主动脉血压波形采用文献[10]中的压力曲线(见图1)。通过对文献中的标准波形进行扫描、量化、

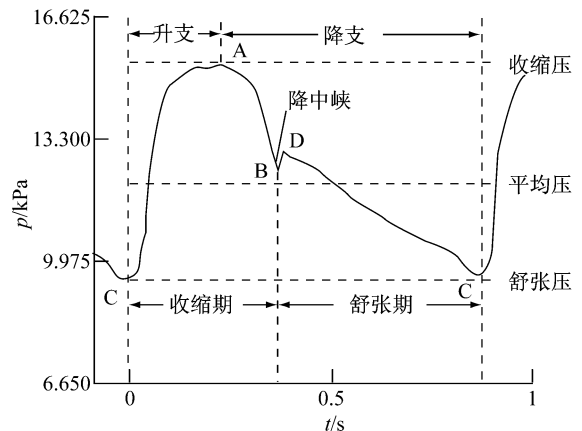


图1 标准主动脉血压波形

Fig.1 The standard aortic pressure waveform

数据归一化,建立标准波形数据模板,以供与模拟波形进行比较。

1.2.1 相关系数计算 相关系数 R 是描述两个变量线性相关密切程度的指标。假设时间窗内的标准波形数据为 $x(i)$,模拟波形数据为 $y(i)$, N 为一个周期时间窗宽度,用采样点个数表示。其计算公式为:

$$R = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2} \sqrt{\sum (y - \bar{y})^2}} \quad (3)$$

式中: $R \in [-1, 1]$,其中 $\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$, $\bar{y} = \frac{\sum y}{N}$ 。

化简并使 $R \in [0, 1]$ 后,式(3)变为:

$$R = \frac{|N \sum xy - \sum x \sum y|}{\sqrt{N \sum x^2 - (\sum x)^2} \sqrt{N \sum y^2 - (\sum y)^2}} \quad (4)$$

由于相关系数反映的是全局性质,忽略了对波形幅值的变化,特别是波形幅值成比例变化等细节信息,只能用于波形总体相似度的比较。若要进行更细微的比较,则需要提出新的数量指标^[11],故文中引用特征相似度来度量波形主要细节特征间的相似性,并对相关系数和特征相似度进行加权平均来共同表征波形整体相似性。

1.2.2 特征相似度计算

(1) 血压波形特征波:主波 CAB;重搏波 BDC。

(2) 血压波形特征点:A—主波顶点,即收缩压值;C—重搏波谷点,即舒张压值;B—重搏波切迹点;D—重搏波顶点。

(3) 血压波形特征参数:常见血压波形特征参数,有幅值类特征参数、时间类特征参数以及波图面积等其他特征参数,数目众多。

如果不考虑相关性,将所有特征参数都纳入研究范围,将减小对主要参数的关注度,故有必要对特征参数进行初步筛选。但是采用单个或少量的特征参数不能全面地概括血压波形的整体特征,在总结和分析前人研究的基础上^[12-13],本文选取了表1中的10个影响最为显著的特征参数作为研究对象。

(4) 特征点识别及特征相似度计算:对模拟波形数据进行分析,发现由于脉动流装置模拟的血压波形与人体实际血压波形有差异,少量模拟波

表1 血压波形特征参数列表

Tab.1 List of blood pressure waveform characteristic parameters

编号	血压波形特征参数	符号	计算方法
1	主波高度	H_1	主波顶点幅值与降支最小值的差值
2	降中峡高度	H_2	降中峡幅值与降支最小值的差值
3	重搏波高度	H_3	重搏波幅值与降支最小值的差值
4	降中峡相对高度	H_2/H_1	降中峡高度与主波高度的比值
5	重搏波相对高度	H_3/H_1	重搏波高度与主波高度的比值
6	主波起始点至主波顶峰的时间	T_1	主波顶点时间与主波起始波时间的差值
7	主波起始点至降中峡谷底的时间	T_2	降中峡谷底时间与主波起始波时间的差值
8	主波起始点至重搏波波峰的时间	T_3	重搏波波峰时间与主波起始波时间的差值
9	血压波图面积 K 值	K	根据公式 $K = \frac{p_m - p_d}{p_s - p_d}$, 其中 p_s 为收缩压, p_d 为舒张压, p_m 为平均压
10	反映每搏输出量的 $H_1/(1 + T_s/T_d)$	Z	直接由公式 $\frac{H_1}{1 + T_s/T_d}$ 求得, T_s 、 T_d 分别为收缩期和舒张期时间

形的降中峡 B 点和重搏波 D 点不是特别明显,用极值法难以定位。文中采用文献[14]中曲率统计角检测法提取特征点 B 与 D。特征点 A 与 C 采用峰值检测法定位,即 A 点为一个心动周期内血压波形最大值,C 点为最小值。

通过提取波形特征点的横、纵坐标,按表1计算10个特征参数,再计算两个待比较波形特征参数的相似度,该相似度就表征了波形局部细节的相似性,记为 T 。将相关系数 R 和特征相似度 T 加权平均得到波形整体相似度 S ,其表达式为:

$$S = R\alpha + T\beta \quad (5)$$

式中: α 、 $\beta \in [0, 1]$,分别表示相关系数 R 、特征相似度 T 在整体相似度 S 中所占的权重。根据加权平均

法中权重的计算方法 $\alpha = R/(R + T)$, $\beta = T/(R + T)$ 。

2 实验结果分析

本文使用的数据来自文献[15]中血管组织工程反应器模拟主动脉血压波形实验的一部分,该反应器设有三路动脉血管段,可以模拟不同动脉段的脉动频率、血压和流量波形,模拟高血压、高剪切应力、低剪切应力等血流动力学状况。为了检验模拟装置产生脉动流的压力范围,在心率 75/min、压差为 5.32 kPa 左右的条件下,分别模拟平均压力为 2.66, 6.65, 13.3, 19.95, 26.6, 33.25, 39.9 kPa 下的 3 路动脉血管段入口、出口的压力波形,共计 42 个模拟波形。为了便于比较,图 2 列出了同步后的 7 种不同压力下血管段 1 出口压力波形,其他血管段入口、出口压力波形与此图相近。可以看出,不同压力下模拟波形的幅值、形状都存在差异,而波形相似度的计算不考虑幅值大小只关注形状是否相似,故本文将这 42 个模拟波形作为相似度算法评价的样本数据。

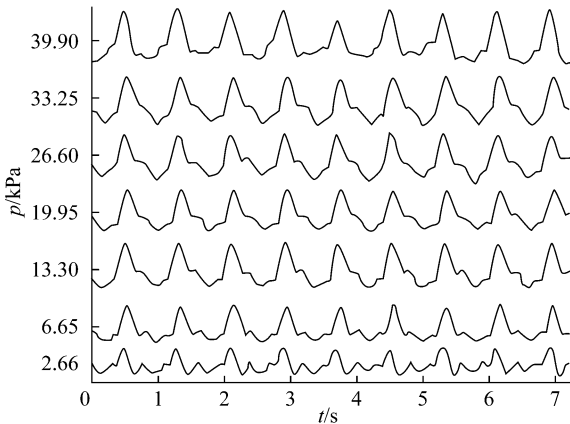


图2 不同压力下血管段 1 出口波形

Fig. 2 The export waveforms of vessel segment 1 under different pressures

2.1 定性分析

由图 2 可直观判断出 2.66 kPa 压力下模拟压力波形和标准波形相差最大,其次是 39.9 和 6.65 kPa 的波形,而 13.3、19.95、26.6、33.25 kPa 的波形和标准波形均比较接近。这只是停留在定性分析上,对于有明显差距的波形很容易区分,但对于相

近波形就难以判断其相似程度的高低,而定量计算则可得到易于比较的相似度值。

2.2 相似度评价

分别运用夹角余弦法、平均绝对差法、数值型相似系数法和加权平均法,计算了 42 个模拟波形和标准波形的相似度,对比结果如图 3 所示。可以看出,4 种比较方法得出的结果相差较大,由夹角余弦法、平均绝对差法和数值型相似系数法计算得出的相似度值均比较集中,大部分数值都分布在 0.9 ~ 1.0,不符合实际情况,反映不出模拟波形与标准波形的差异。而以加权平均法计算的相似度则不同,13.3、19.95 kPa 压力下模拟波形与标准波形最相似,26.6、33.25 kPa 的波形次之,而 2.66 kPa 压力下模拟波形与标准波形差异最大。实验结果表明,加权平均相似度结果同直观上的定性分析相吻合,与实际情况一致。夹角余弦、平均绝对差和数值型相似系数作为相似度指标,对血压波形差异不灵敏,而加权平均法则可以反映血压波形的差异,对不同波形具有一定的可分性。

2.3 差异比较

为考察以上 4 种计算方法能否客观反映波形的差异,表 2 计算了不同压力下血管段 1 出口波形与标准波形的差异,其计算式为 $\sum (x_i - y_i)^2$,表示两个波形整体差异的大小。由表可知,13.3、19.95 kPa 压力下模拟波形与标准波形的差异最小为 10.553 6 和 10.832 5,其加权平均相似度最大为 0.865 4 和 0.857 4;而 2.66 kPa 压力下模拟波形与标准波形的差异最大,其加权平均相似度也最小。为了研究 4 个计算方法和波形差异之间的线性关系,将夹角余弦、平均绝对差、数值型相似系数和加权平均相似度值分别与波形差异值进行回归分析,得到各个 F 值(见表 3)。取显著性水平 $\alpha = 0.05$,查 F 分布表得 $F_{0.05}(1, 4) = 7.71$,由此可得加权平均相似度和波形差异之间有显著线性关系,且呈负相关。这符合相似度与波形差异的实际含义,即相似度越大波形差异越小,反之亦然;而其他 3 种方法所得相似度值和波形差异不具有显著线性关系。说明与夹角余弦法、平均绝对差法、数值型相似系数法相比较,加权平均法更适合于脉动流模拟系统中血压波形相似度的分析。

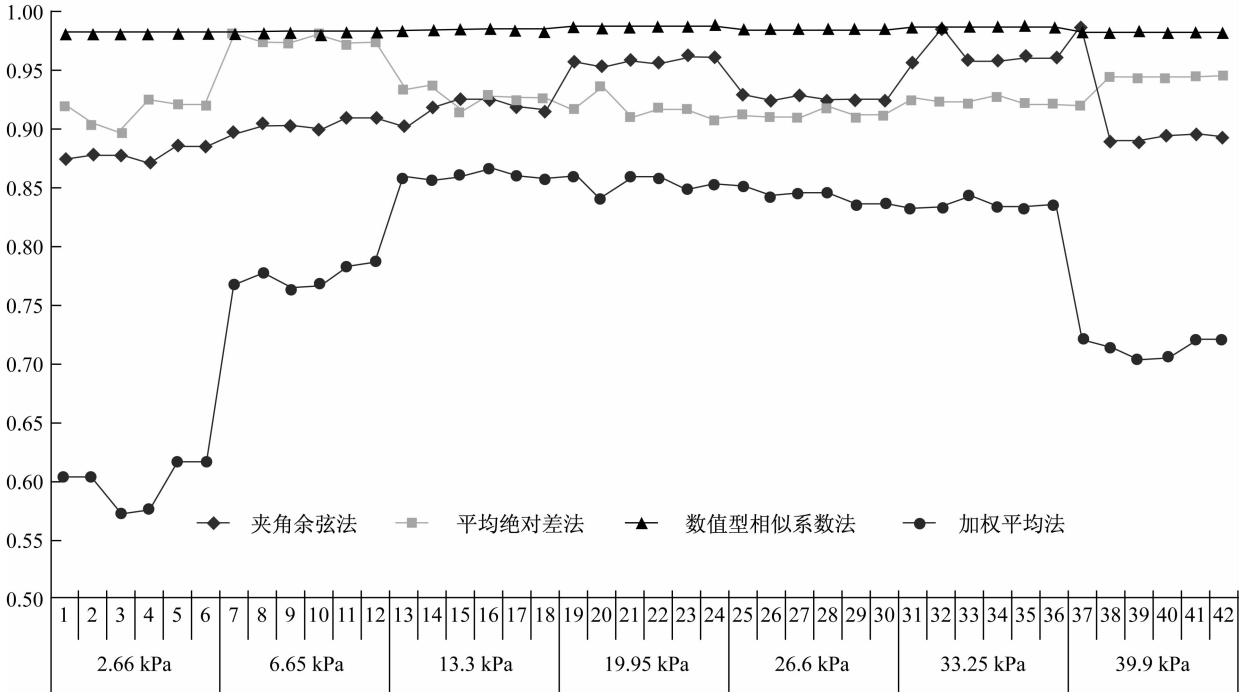


图3 实验对比结果

Fig.3 Comparison of the experimental results

表2 血管段1 出口波形与标准波形的波形差异

Tab.2 Differences between the export waveforms of vessel segment 1 and standard waveform

比较方法	血管段1 出口压力/kPa						
	2.66	6.65	13.3	19.95	26.6	33.25	39.9
夹角余弦法	0.872 4	0.898 8	0.925 2	0.956 6	0.924 5	0.958 3	0.894 2
平均绝对差法	0.924 7	0.979 4	0.927 9	0.916 7	0.916 5	0.926 9	0.942 8
数值型相似系数法	0.981 4	0.982 3	0.985 1	0.987 6	0.985 1	0.987 5	0.982 8
加权平均法	0.575 1	0.767 8	0.865 4	0.857 4	0.845 2	0.833 3	0.707 3
波形差异	23.757 8	20.023 2	10.553 6	10.832 5	15.361	15.424 9	21.244 5

表3 回归分析结果

Tab.3 Result of the regression analysis

比较方法	斜率 <i>a</i>	截距 <i>b</i>	相关系数 <i>R'</i>	<i>F</i> 值
夹角余弦法	-119.712	126.458 8	0.732 526	4.631 746
平均绝对差法	130.722 4	-106.657	0.695 874	3.755 5
数值型相似系数法	-1500.4 6	1493.63	0.753 346	5.249 206
加权平均法	-66.247 5	69.414 9	0.923 642	23.232 15

能全面地反映血压波形整体的相似性。本文根据血压波形自身的特点提出加权平均算法,该算法可以从不同方面对血压波形进行相似性度量,定量地描述参与比较血压波形的相似程度,同时使得同类脉动流装置的模拟性能具有可比性。本文提出的方法和思路并不局限于血压波形的研究,加以改善还可以用于心电信号、脉搏波等其他生理波形的分析。

3 结论

使用单一的比较方法计算血压波形相似度,不

参考文献:

[1] Simon PH, Gregor Z, Ralf S, *et al.* Tissue engineering of

- small caliber vascular grafts [J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2001, 20(1): 164-169.
- [2] 丁皓, 刘永, 沈力行, 等. 壁冠状动脉血流动力学特性的实验模拟与理论研究[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(3): 251-254.
- Ding H, Liu Y, Shen LX, *et al*. Theoretical calculation and experimental research of hemodynamics characteristic of mural coronary artery [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(3): 251-254.
- [3] 刘双双, 黄学进, 李晋川, 等. 生理脉动流模拟系统设计与仿真[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(5): 369-373.
- Liu SS, Huang XJ, Li JC, *et al*. Design and simulation of physiological pulsatile flow simulantsystem [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(5): 369-373.
- [4] 张应迁. 集中参数模型模拟近生理压力波形[J]. *西南民族大学学报*, 2007, 33(2): 372-375.
- [5] Kennedy HL. A new statistical measure of signal similarity [C]//*Proceedings of the Information, Decision and Control Symposium*. Adelaide, Australia; [s. n.], 2007: 112-117.
- [6] 章丹颂, 吕杰, 方磊, 等. 组间波形相似度及在中医推拿滚法垂直作用力信号分析中的应用[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(2): 133-136.
- Zhang DS, Lv J, Fang L, *et al*. Waveform similarity and its application to the vertical force signals analysis on rolling manipulation [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(2): 133-136.
- [7] 许敏, 闫岩, 江久汇, 等. 一种新的描述二维医学图像相似度的方法[J]. *首都医科大学学报*, 2001, 22(4): 318-320.
- [8] Tuzcu V, Nas S. Dynamic time warping as a novel tool in pattern recognition of ECG changes heart rhythm disturbances [C]// 2005 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Alaska, USA; [s. n.], 2005: 182-186.
- [9] 孙苗钟. 基于 MATLAB 的振动信号平滑处理方法[J]. *电子测量技术*, 2007, 30(6): 56-57.
- [10] 冈小天, 著. 康振黄, 陈君楷, 邹盛铨, 等译. 心血管血液流变学[M]. 北京: 计量出版社, 1984: 124.
- [11] Lewenstein K. Radial basis function neural network approach for the diagnosis of coronary artery disease based on the standard electrocardiogram exercise test [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2001, 39(3): 362-367.
- [12] 焦学军, 房兴业. 利用脉搏波特征参数连续测量血压的方法研究[J]. *生物医学工程杂志*, 2002, 19(2): 217-220.
- [13] 汤池, 杨国胜, 王跃民, 等. 利用逐步回归法分析家兔血压和脉搏波特征参数的相关性[J]. *第四军医大学学报*, 2005, 26(6): 568-570.
- [14] 李明, 王甲卓, 李玲玲, 等. 曲率统计角点检测方法[J]. *心智与计算*, 2009, 3(3): 209-214.
- [15] 樊瑜波, 邹远文, 李晋川, 等. 一种近生理脉动流环境动脉血管组织工程反应器[P]. 中国专利: CN200710304557.4, 2008-08-20.