

文章编号: 1002-0411(2002)01-093-04

小波变换和模糊识别技术在人体血压信号处理中的应用

王 建 李 媛 康景利 张 健

(北京理工大学机电工程学院 北京 100081)

摘 要: 为了精确测量人体血压, 如何对血压信号进行分析和处理是问题的关键. 本文首次将小波理论和模糊识别理论相结合, 并应用于人体血压波形信号的实际分析中; 创造性地将离散小波和连续小波变换结合在一起, 完成有用信号的特征提取, 并用模糊识别的方法实现目标的识别. 本文对各种波形信号的分析提供了非常有效的处理方法, 具有很大的实际应用价值.

关键词: 特征提取, 小波变换, 模糊识别

中图分类号: TP13

文献标识码: B

APPLICATION OF WAVELET TRANSFORM AND FUZZY RECOGNITION TECHNOLOGY IN PROCESSING SIGNAL OF BLOOD PRESSURE

WANG Jian LI Yuan KANG Jing-li ZHANG Jian

(School of Mechano-E lectronics Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081)

Abstract: It is a key question about how to analyze and process the blood pressure signal for precision measurement of blood pressure. The paper analyses the blood pressure signal with the theory of wavelet and fuzzy recognition. The characters of useful signal are extracted by transform of discrete wavelet and series wavelet and are recognized by the method of fuzzy recognition. The paper presents an effective method for signal processing.

Keywords: characters extraction, wavelet transform, fuzzy recognition

1 引言(Introduction)

在噪声中如何准确地检测到所需要的信号是电子侦察、雷达、声纳、语音、医疗、故障诊断以及通讯领域中信号处理所极为关注的内容^[1]. 高血压是最常见的心血管疾病之一, 对人们健康危害很大. 据世界卫生组织统计, 我国现有高血压患者已经高达一亿人^[2], 研制具有诊断分析功能的动态电子血压分析仪具有很大的实用价值. 这首先要精确地测出患者的动脉血压值.

在传统医学中, 常采用带阀的充气球、袖带和检压计, 并用听诊器在加压、减压过程中通过声音的有无来确定人体的血压. 近年以来, 电子血压计充斥市场, 这些产品普遍采用示波法或单一的模糊识别法, 当测量过程中有其他较大声响时, 对测量结果有较大影响, 因此始终得不到世界卫生组织(WHO)的认可. 采用小波变换和模糊识别技术相结合的处理方

法, 能够准确地确定人体的高低血压值, 完全解决了上述难点, 对动态电子血压测量仪器的开发具有重大意义.

2 信号的特征提取(The extraction of characters)

小波变换是一种非常优秀的数学变化工具, 能将不同时刻的波形在“原地”进行各种频率的分解, 使我们能看出时间与频率域之间的关系. 小波变换(WT, Wavelet Transform)的定义是被分析函数和小波基函数的内积 $W(a, b) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx$, 对于一个固定的 a (称之为尺度), 通过对 b 的调整就能分析 $x(t)$ 在不同的时刻的状态^[3]. 而调整尺度 a 就能够对原函数进行不同精

度(或说是不同频率)的分析,结合以上的两个参数的调整,就可以在不同的频率尺度上进行不同时刻的分析.

离散小波变换(DWT, Discrete Wavelet Transform),其原函数被理解为“平滑部分”和“细节部分”两部分,这样原函数可以分解成一级平滑分量、一级细节分量的和,一级平滑分量可以再划分为二级平滑分量、二级细节分量的和等等.这种方法很容易把这种分解和频率空间的剖分联系在一起,可以将这种分解看成是函数自身在不同频率空间做分解的过程.一级细节分量代表的是原函数在频率空间 $\frac{\pi}{4} - \frac{\pi}{2}$ 的分量,二级细节分量代表的是原函数在频率空间 $\frac{\pi}{8} - \frac{\pi}{4}$ 的分量等等.这样可以比较好的理解小波变换的目的和作用.

离散小波的推导可以从小波变换的离散化进行,选取 $a = 2^j, b = k \times 2^j$,就得到二进离散小波变换,这是离散小波变换的一个特例.对于这种特殊的二进离散小波变换,可以从频率空间的剖分导出,并得到二进离散小波变换一种容易计算的形式.首先将整个频率空间假定为 V_0 空间 0 到 $\frac{\pi}{2}$,可以在空间中找到一组正交基 $\varphi(x - k), k \in Z$,使得空间中的函数用这个基进行展开,即 $\sum_k \varphi(x - k) < \varphi(x - k), f(t) >$.同时对于频率段 V_1 空间 $0 - \frac{\pi}{4}$ 来说,可以用 $\varphi(\frac{t}{2} - k)$ 这个正交基来展开.空间 V_1 是空间 V_0 的子空间,如果找到 W_1 ,使得 $W_1 \oplus V_1 = V_0$,记空间 W_1 的正交基为 $\psi(\frac{x}{2})$,这样展成 W_1 的正交基可以用来体现原函数用两级分解的差别,即细节部分,换句话说就是用来体现原函数在频率空间 $\frac{\pi}{4} - \frac{\pi}{2}$ 的分解.将空间 V_1 继续分解下去,可以得到一系列的空间分解 $W_1 \oplus V_1 = V_0, W_2 \oplus V_2 = V_1, \dots$ 从而在不同的频率对原函数进行分析.在实现这个算法上,双尺度方程是十分重要的,所谓双尺度就是联系两个相邻尺度之间关系的一个方程: $\varphi(x) = \sum_{k \in Z} h_0(k) \varphi(2x - k)$,显然 $h_0(k)$ 的存在性是肯定的,正是通过这个 $h_0(k)$ 系数才导出一个滤波器式的算法,并且设 $\psi(x) = \sum_{k \in Z} h_1(k) \varphi(2x - k)$,推导过程见文献[4].结果如下:

离散平滑逼近(低频分量):

$$x_k^{(1)} = \sum_n h_{0(n-2k)} x_n^{(0)} \quad (1)$$

离散细节信号(高频分量):

$$d_k^{(1)} = \sum_n h_{1(n-2k)} x_n^{(0)}$$

x 的上标指的是尺度,相邻尺度之间的递推完全相同,这也反映了空间划分的相似性.

$h_0(k)$ 和 $h_1(k)$ 的选取有着很多种选择,数学家Daubechies推导出来的一组数据长度有限的系数,而且精度可以根据要求选用,即所谓的Daubechies Wavelet,这些小波函数并没有(或很复杂)解析表达式,它们正式用滤波器数组来表示小波,设计中选用 $N = 9$ 的Daubechies小波函数.

离散变换的主要优点是计算方便,由二尺度方程 $\varphi(x) = \sum_{k \in Z} h_0(k) \varphi(2x - k)$ 可以导出一些非常简单的算法,通过离散序列的卷积就可以得到各个级别的离散小波变换.不过离散小波变换有其缺点,由于频率空间的范围越来越小,代表比较高级别的细节分量的小波也越来越少,即每次小波变换后变换点的数目就减少一倍.这样对于分析的结果很不利,而且分析的尺度也是2的整幂,高级别的小波细节要用低级别的小波递推,数据的长度上也有严格的要求.对于人体血压波形,通常尺度在2-5之间就可以了,尺度太稀疏且数据太稀疏有可能导致无法得出满意的结果.考虑到采样的DSP特性,选择使用连续的小波变换,即采用 $W(a, b) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi(\frac{x-b}{a}) dx$ 的离散化的形式进行计算,原理非常简单,尺度 a 的选择可以根据需要直接调整,计算直接依赖于最原始的 $x(t)$,我们试选择Marr小波这个著名的小波函数,该小波基函数的定义是 $\varphi(t) = (1 - t^2) e^{-\frac{t^2}{2}}$,可以近似地认为其支集为 $[-7, 7]$,在这个区间以外,Marr小波基本为0,由于涉及到指数函数的计算,我们采用插值的技术来计算Marr小波的近似值[4],我们可以预先计算好从 $[0, 7]$ 的每隔0.05的值共141点(在程序初始化或某个类的构造中),然后通过普通的插值来实现小波基函数的计算.又由于该小波基函数的对称性,可以得到自变量小于0的各个函数值.

综合离散小波和连续小波的优点,在分析过程中将二者充分结合起来,即在连续小波变换之前,我们借助于上述离散小波变换频率空间划分的意义,

用离散小波变换来进行平滑处理, 减少了因采样而造成的抖动, 在保障目标信息不丢失的前提下, 去除了噪声的影响. 平滑处理后, 再用连续小波变换, 在不同时刻“原地”提取所需要频率的目标波形信号.

设计中通过压力传感器将人体血压检测信号转换成电压信号, 采用 12 位分辨率的 A/D 转换卡将信号波形采集进计算机, 并用 Visual C++ 自行编制信号采集、数据处理和高低压识别程序. 图 1 是某一次人体血压检测的原始信号和经离散小波变换平滑后进行一级连续小波变换(尺度 $a=1$)的波形对比, 横坐标是时间轴, 以采样点数为单位($1s \approx 35$ 个采

样点); 对于原始波形, 纵坐标是人体血压检测信号的电压幅值, 它与人体血压计量单位的工程转换关系为 $h=372.55 \times (U-0.225)$, 其中 U 为人体血压检测信号的电压值, h 的单位为 mmHg. 图 2 是放大 10 倍的第 3 级小波变换波形(尺度 $a=3$), 随着尺度由小到大, 人体血压信号不同成分就会按由高频到低频的顺序依次被突出, 这样, 就能充分提取突现人体高低血压的特征曲线. 经反复实践证明, 经离散小波变换进行平滑处理后, 可滤除大部分噪声, 大大增强了识别效果; 连续小波变换在尺度 $a=3$ 或 4 时, 人体高低血压特征显现明显.

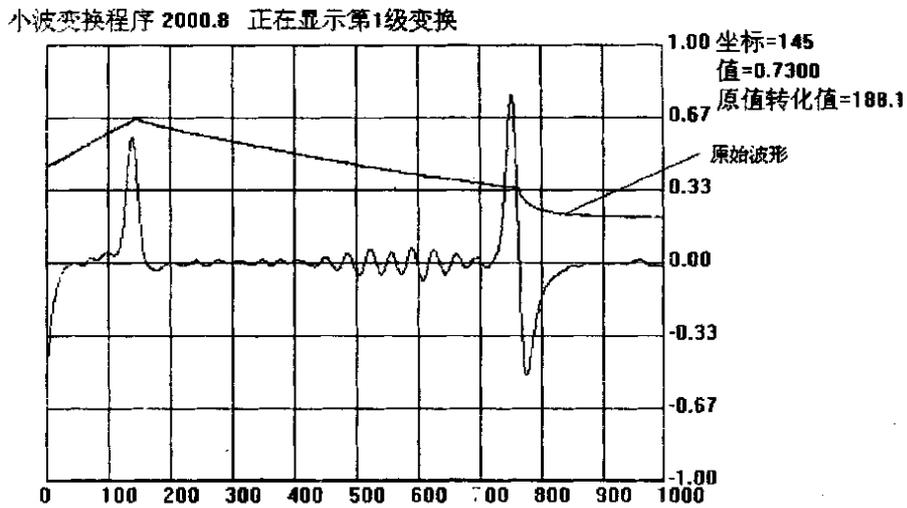


图 1 人体血压某次原始检测波形与一级小波变换波形关系对照
Fig. 1 The contrast between a primitive of blood pressure and the wave of the first order wavelet transform

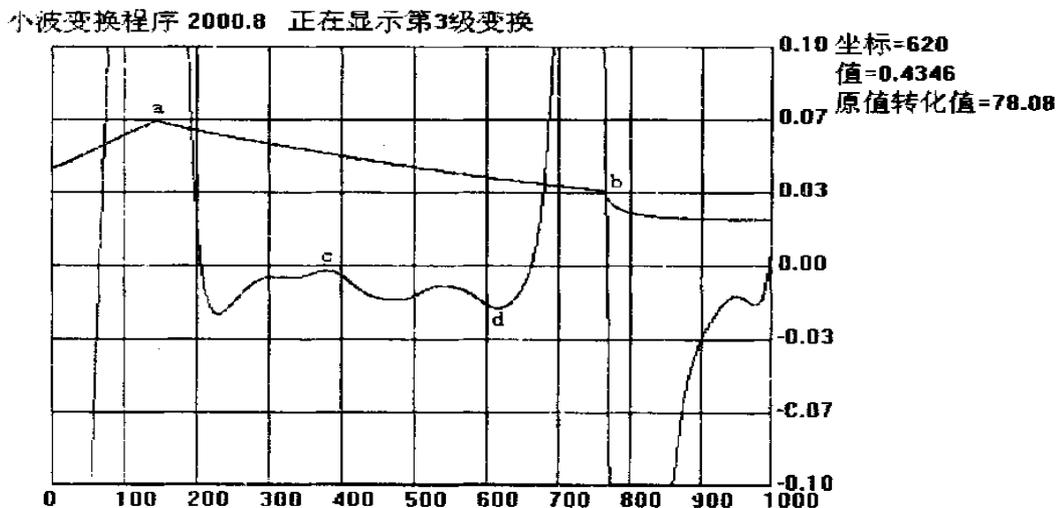


图 2 原始波形与幅值放大 10 倍的第 3 级小波变换关系对照
Fig. 2 The contrast between a primitive wave and the wave of 10 times amplitude amplified of 3rd order wavelet transform