

$$L_1(\delta) + L_{11}(w^0, \delta) = 0. \quad (8)$$

- 当(1)  $\lambda_1^0 = 0, \iint q \cdot \delta dx dy \neq 0$  是极值屈曲,  
 (2)  $\lambda_1^0 = 0, \iint q \cdot \delta dx dy = 0$  是对称分叉屈曲,  
 (3)  $\lambda_1^0 \neq 0, \iint q \cdot \delta dx dy = 0$  是反对称分叉屈曲.

在每一级计算时,需将屈曲前变形  $w^0$  代入屈曲方程(8),检验有没有分叉屈曲点,也就是求临界的摄动参数  $\epsilon_\alpha$ . 若在  $\lambda-w$  曲线取极值  $d\lambda/dw \rightarrow 0$  之前没有分叉点,则为极值屈曲,而且此时的极值屈曲点也是可以满足屈曲方程的,这是原摄动解所不能确定的<sup>[1,2]</sup>.

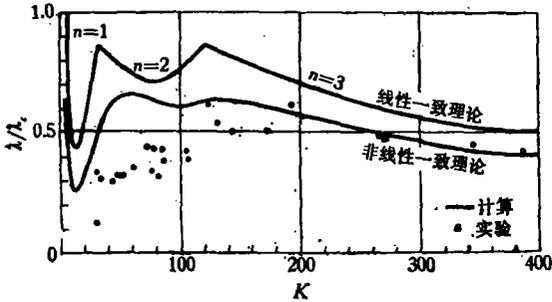


图 2

$\lambda_c$  屈曲前无矩理论临界载荷参数, 宽长比  $B/L = 0.9, E = 7.2 \times 10^3 \text{ kg/cm}^2, r = 0.33$

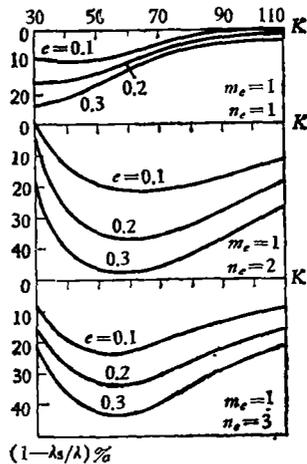


图 3

$m_e, n_e$ ——初挠度  $w_i$  在轴周向的半波数  $e = w_{i \max} / h$

用此方法,对周边滑动筒支侧压圆柱曲板作了分析,结果与实验相比,符合良好,如图 2

所示.对于曲率参数( $K = B^2/Rh, B$ 为曲板弧长, $R$ 为半径, $h$ 为板厚)较小的情况,在进一步引入初挠度的影响分析后(初挠度的波型是轴向一个半波,周向可为一、二、三个半波);结果表明,在此范围内,曲板对于初挠度  $w_i$  比较敏感.图 3 给出了临界载荷参数  $\lambda_c$  相对无初挠度时的  $\lambda$  可能降低的情况,由此可解释图 2 中计算曲线与实验间的差距.

作者于 1973 年完成以上工作后,看到文献 [4]、[5] 中结合有限元计算中运用逐级摄动方法求解非线性代数方程.他们都是先离散化再摄动线性化,而本文是先将方程摄动线性化,再离散化求解.

### 参 考 文 献

- [1] 钱伟长,弹性圆薄板大挠度问题(1955).
- [2] Kaplan, A., Fung, Y. C., NACA TN3212 (1954).
- [3] Шиллов, Г. Е., Введение в Теорию Линейных Простран, § 94, (1956).
- [4] Connor, J., Morin, N., High Speed Computing of Elastic Structures, editor Fraeijs de Veubeke, B. (1971), 688—705.
- [5] Hangai, Y., Kawamata, S., Advances in Computational methods in Structural mechanics and design, edited by Oden, T. T., Clough, R.W., Yamamoto, Y. (1972), 473—489.

(1979 年 6 月 13 日收到)

## 脉搏波的频谱分析

郝敬尧 张玉东 陶祖莱 李 锦

(中国科学院力学研究所)

郭 伟 明

(北京医学院人民医院)

从血管壁的运动来判别疾病,在医学上已有很长时期的历史了.早在“黄帝内经”<sup>[1]</sup>中就有专门的论述,并一直延续到今天的中医诊断中.1958 年陈可冀<sup>[2]</sup>等人用压电晶体传感器测取脉搏波 400 多例,以后又有不少单位进行了工作,但大都是在时间域内进行分析的.它的优点是生理意义明确,缺点是方法比较粗糙,易受外界干扰.现我们采用频谱分析的方法进行

分析。

### 傅立叶分析

傅立叶(Fourier)变换在信号分析中是十分重要的工具。它在声、光、电等方面获得了广泛的应用。若把脉波信号看作是随时间变化的函数  $X(t)$ , 在有限时间  $(0-T)$  内, 它的傅立叶变换为:

$$X(\omega) = \int_0^T X(t)e^{-i\omega t} dt \quad (1)$$

功率谱密度函数为

$$G_x(\omega) = \frac{2}{T} |X(\omega)|^2 \quad (2)$$

这样就将时间域上波形的信息转换为频率域上谱的信息(即谱线), 使数据以新的形式表现出来, 更加便于分析判断。

### 测试系统和数据处理

整个系统由传感器、放大器、计算机组成。先用应变式传感器将脉搏信号转变为电信号, 再经放大器放大并进行滤波后记录在磁带上, 回放的电信号直接送 A/D 变换器。由于每间隔  $\Delta t$  时间采一次样, 因此它把连续信号转变为离散形式的数字量, 并一一送入计算机内存。再用软件实现离散的快速傅立叶变换, 并求出功率谱。

为了提高统计精度, 选取不同时间的五段原始数据, 分别求出功率谱, 然后取平均, 得到绝对功率谱。由于采用了平均方法, 使随机噪音和偶然干扰的影响大为减少, 提高了信噪比, 有效地克服了时间分析中的困难。

为了能使对不同的人测量的结果相互比较, 进一步从绝对功率谱换算出相对功率谱。但这时谱线很多, 即使只取比例高的也近百条。我们考虑到有限离散傅立叶变换窗函数的影响会使带宽加宽, 同时在取样时间内各次心动周期总不能保持相等, 同样会使谱线增加, 因此对主心率的频率所对应的邻近各条谱线求和, 得到第一次谐波所占的面积比, 同样再求出各高次谐波所占的面积比。因为函数  $X(t)$  的均方值为

$$\phi_x^2 = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt = \int_0^\infty G_x(f) df \quad (3)$$

这个积分表示了功率谱曲线下的总面积, 也表示了  $X(t)$  的平均功率。因此某级谐波所占的面积比也就表示了这级谐波作功功率的大小, 这样便将 100 余个参数压缩到只有几个参数了。

频率分析范围 DC—25 Hz, 每段取样点数 1024、全部取样时间 102 秒。传感器灵敏度为  $17 \mu v/\mu m$ , 传感器理论计算共振频率 83Hz, 实测在 0.7—26Hz 范围内, 特性平坦, 误差小于 3%, 总放大倍数  $1000 \times 10$ 。高通滤波器截止频率 0.4 Hz (-3db), 低通滤波器截止频率为 20Hz(-3db)。

### 实验结果

采用本方法得到的典型相对功率谱图见图 1—图 4。图中横坐标表示频率, 纵坐标表示相对功率谱比值, 图中右上方为时间域图形,  $A_i$  代表第  $i$  级谐波的面积比。

图 1 为体育学院学生的图形。他的重搏明显, 频谱比例较为恰当。

图 2 重搏消失, 频谱比例失调。

图 3 为健康的老体育教师的图形, 比例较为恰当。

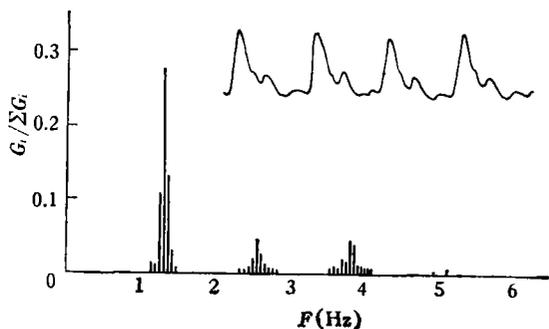


图 1 代号: 9046, 女, 18 岁,  
 $A_1 = 0.572, A_2 = 0.137, A_3 = 0.192$

图 4 为患有冠心病和右心肌劳损的老体育教师的图形。比例已严重失调。以上有关频谱的评价仅为目前初步看法。

我们这项工作 1977 年 11 月份作了第一次方案试验, 后来经过多次改进, 于 1979 年 7 月在北京体育学院作了二百人的实验。统计结果表明在 111 名男女学生组中, 不同的运动项

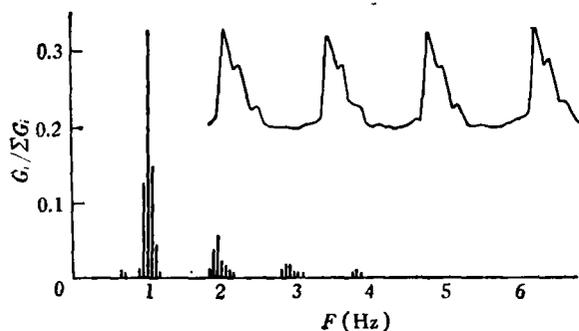


图 2 代号: 9088, 女, 20 岁,  
 $A_1 = 0.672$ ,  $A_2 = 0.153$ ,  $A_3 = 0.046$

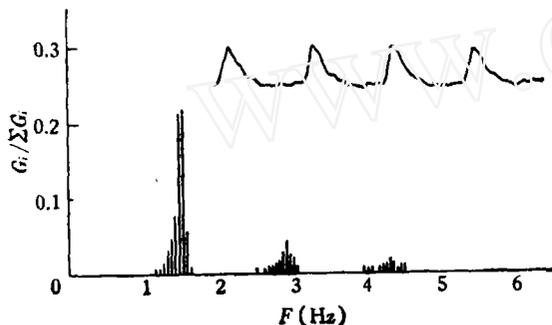


图 3 代号: 9235, 男, 79 岁,  
 $A_1 = 0.680$ ,  $A_2 = 0.167$ ,  $A_3 = 0.092$

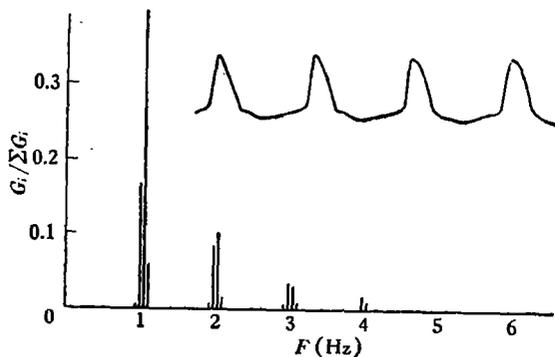


图 4 代号 9052, 男, 70 岁  
 $A_1 = 0.633$ ,  $A_2 = 0.210$ ,  $A_3 = 0.076$

目有显著性差异。另一方面,随着年龄的增长,在学生组、中年教师组和老年教师组中间也有显著性差异。说明这种分析方法是行之有效的。本工作尚处于初始阶段,有待进一步改进,对于频谱的生理意义也需要今后作进一步研究。

本工作得到北京体育学院师生以及白贤玉大夫和北医附属人民医院徐成斌、周永莹大夫的大力协助,特致谢意。

## 参 考 文 献

- [1] 黄帝内经素问,人民出版社(1963).
- [2] 陈可冀,章宗穆,四百例脉谱图的临床分析,中医研究院学术论文选集,(1959).
- [3] Fung, Y. C., *Advances in Applied Mechanics*, 11 (1971).
- [4] Thomas Kenner, *Biomechanics its Foundations and Objectives, Flow and pressure in the arteries.*
- [5] 张玉东,计算机在振动频率分析中的应用,电子技术应用,(1979.6)
- [6] Johnson, David E. and Hilbarn, John L., *Rapid Practical Designs of Active Filters*, (1975).  
 (1980 年元月 8 日收到)

## 非对称荷载作用下轴对称体应力分析的有限元半解析法

张 起 森

(湖南省交通科学研究所)

### 问题的提出及方法概述

在工程实际中,有不少情况是属于轴对称体承受非对称荷载作用的问题。土建工程中有很多这样的事例,例如,制动力作用的路面和机场跑道,任意荷载作用的地基,承受非对称荷载的圆筒或圆柱体等。机械另件也有类似的情况。这些结构的应力分析,应用一般的结构力学或弹性力学方法是容易得到精确解答的。因此也就直接影响到对这类结构的可靠设计和使用的。

本文应用有限元半解析法,对承受非对称荷载的轴对称体的应力分析,提出了一般性的解答。对分析中所遇到的三角环单元的各种类型给出了刚度矩阵的精确值。

本来这个课题是弹性理论的空间问题,通过半解析法的应用,即将其中一些基本参数(如位移和荷载)沿 $\theta$ 方向展成级数,而在 $r$ 、 $z$ 方向仍然采用一般的有限元方法,利用三角函数的正交性,把这个空间问题转化为一系二维问题进行求解。这样做之后,使单元刚度矩阵简化为块对角矩阵