

科学探索



3

1984

SCIENCE EXPLORATION

An Interdisciplinary and Transdisciplinary Journal

No.3 1984

CONTENTS

Human Dynamic Models in Response to Ejection AccelerationWang Fangzi, Xuan Yuxia, Gu Dingliang, Qin Shamwen, Zhuang Xiangchang	
Consult a Problem of Propagation for Twin Pulse on the Axon.....Tang Wenliang	
The Biophysical methods and the investigation of cancerLei Shi-zu	
Steady State Distribution of Sodium Chloride and Reabsorption of Water in Renal Descending Limb of HenleXu Mingyu, Zhao Guangiu	
Pansystems Clustering and König SystemWang Shuji, Gao Longying	
Some Problems Concerning Pansystems Series-Parallel Analysis and Clustering AnalysisZhu Suicai, Wu Chen	
Mathematical Foundation of Pansystems Analysis and Pansystems Semantic Analysis(II)Zhang Mingyi	
Rheological Fracture Analysis of Undersea CableYuan Longwei	
Probability Distribution of Uncompletely Bound Random Variables and Rapidly Plateau in High Energy Collisions..... Liu Liansou, Cai Xu	
On Generalized Floyd Algorithm.....Qin Yuyuan	
On the Crystallization Problems of Molecular Sieve ZeolitesShi Qihong	
An Experimental Study on the Influence of Heavy Precipitating Particles of Unlike Phase on the Fluid Motion and its Application to the Problem of Rainy MeteorologyChen Ruirong	
Studies on the Identification Problem of the Simultaneous Economic Models From the Viewpoint of Unique Determination of Parameters(III) Tian Guoqiang	

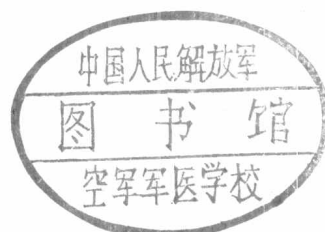


科学探索

32393

一九八四年 第三期(总第十五期)

目 录



弹射加速度的人体动态模型及其参数的确定

.....汪芳子 宣渝岷 顾鼎良 覃善文 庄祥昌(1)

双脉冲沿轴突传播问题的磋商.....唐文亮(13)

生物物理方法与肿瘤研究.....雷式祖(17)

肾脏下行亨利氏袢内NaCl的稳态分布与H₂O的重吸收.....徐明瑜 赵光陆(27)

泛系分类系统与König系统.....王书基 高隆颖(39)

关于泛系串并分析与聚类分析的一些问题.....朱遂才 吴 陈(47)

泛系分析的数学基础与泛系语义分析(II).....张明义(55)

海下电缆的流变断裂学分析.....袁龙蔚(65)

约束变量的几率分布与高能碰撞中的快度坪台.....刘连寿 蔡 勛(83)

广义Floyd算法.....秦裕瑗(91)

论沸石分子筛的转晶问题.....施其宏(103)

异相重粒子沉降对流场影响的实验研究及其在降雨气象问题上的应用.....陈瑞荣(111)

从参数唯一确定的观点论联立经济模型的识别(III).....田国强(121)

弹射加速度的人体动态模型 及其参数的确定

汪芳子 宣渝岷 顾鼎良 覃善文 庄祥昌

(航天医学工程研究所)

摘 要

弹射加速度有损伤人体的危险,国内外学者致力于建立模型预估人体的反应。本文介绍利用1, 2, 4个自由度系统模拟人体的数学模型。计算了这三种不同类型不同参数的18组模型对输入加速度的反应。用计算与实测得的人体响应间的残差作为指标函数以选择出较理想的模型。文中还讨论了采用线性模型的根据和系统的动态响应特征。并探讨了系统响应的加速度变化过程与动态响应指数(DRI)之间的关系。本文所推荐的模型对研制航天及航空救生系统时分析人体动态效应提供了方便和可信的途径。

前 言

高速飞机应急救生时,用弹射座椅将人与座椅弹离飞行器以达安全救生目的。在航天飞行器中,如苏联东方II、III、IV号航天员返回地面时是启动弹射机构,美国双子座装备有弹射座椅。

使用弹射座椅时,人体将承受到较高的弹射加速度。弹射加速度的特点为持续时间少于1秒,峰值较高,正由于其作用时间短暂,所以不足以引起血液动力学反应,但高峰期冲击性的外力作用于人体时,若其大小超过人体脊柱结构的强度,就与其它工程材料相似,可引起脊柱的损伤。由于进行这类人体试验带有一定危险性,因而促使国内外学者建立模型以研究弹射加速度对人体的影响。

模型结构和参数

用弹射座椅进行救生,人体所受到作用力主要是沿脊柱方向的力(+G_z)。因此建模时主要考虑对脊柱系统的模拟。

为建立这样一种状态的人体模型,我们在严格控制确保安全的实验条件下,慎重地进行了低 ζ 值人体弹射试验,利用所测得的试验数据建立模型。我们采用了1, 2, 4个自由度的数学模型。

根据黑箱理论,我们识别出人体系统可简化为一个由弹簧、阻尼器、质量块形成的集中参数模型,即一个二阶阻尼振荡系统(图1)。

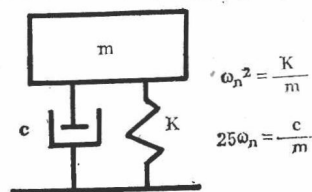


图1

这一系统受力后的运动规律可用式①表达。

$$\ddot{\delta} + 2\zeta\omega_n \dot{\delta} + \omega_n^2 \delta = y \quad (1)$$

$$\ddot{y}_m = \ddot{y} - \ddot{\delta} \quad (2)$$

其中, δ 系统产生的变形

$\dot{\delta}, \ddot{\delta}$ 分别为 δ 的一阶、二阶导数

ω_n 系统的固有频率(弧度)

ζ 系统的阻尼比

$\ddot{y}$ 输入加速度

$\ddot{y}_m$ 系统所响应的加速度

当系统参数是已知的, 给定输入作用力 $\ddot{y}(t)$ 就可对微分方程①求解, 然后代入式②求得系统响应的加速度变化过程 $\ddot{y}_m(t)$ 。

弹射加速度变化过程($\ddot{y}(t)$)是条复杂的曲线, 难于用简明的数学方式表达, 但可离散为一组数字序列, 用数值法求解微分方程④。

首先将系统运动方程①改写为一阶微分方程组 $\dot{X} = AX + BY$ 的形式, 然后利用四阶龙格-库塔公式进行数值积分解方程①。首先

$$\begin{aligned} \text{令 } x_1 &= \delta & \dot{x}_1 &= x_2 = \dot{\delta} \\ x_2 &= \dot{x}_1 = \dot{\delta} & \dot{x}_2 &= \ddot{\delta} \end{aligned}$$

所以其一阶方程组为

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -\omega_n^2 & -2\zeta\omega_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} \ddot{y}(t) \quad (3)$$

数值积分求得 $\delta, \dot{\delta}$ 。对比用数值法及解析法解微分方程的结果, 认为数值法的精度是满意的。

当我们用人体所响应的加速度变化过程来描述人体的受力时, 可用方程②

$$\ddot{y}_m(t) = \ddot{y}(t) - \ddot{\delta}(t)$$

得到人体所响应的全部加速度变化过程。可根据这一受力情况, 用已知的人体对 $+G_z$ 加速度的耐限, 判断所给定的输入加速度能否接受。

美国空军向上弹射座椅设计规范①利用动态响应指数DRI值规定设计要求。其表达式为

$$DRI = \frac{\omega^2 \delta_{max}}{g} \quad (4)$$

其中 g 为重力加速度, 余与前文同。

模型参数取 $\omega = 52.9$ 弧度, $\zeta = 0.224$, 这是美国空军平均年龄29.7岁在20G时的数据。由式④即可看出DRI值即在外力作用下弹簧的力, 是无量纲的量, 实质上相当于若干倍重力加速度, 通常称之为 G 。基于认为弹簧在超过其强度极限时就会破坏, 因此就脊柱结构而言, 其因受力所产生的形变超出了其强度极限就可能发生骨折等变化, 因而用系统发生的最大变形来评定系统的耐力。美国用二阶模型的反应作为弹射座椅设计规范的标准, 说明其承认该模型是能较近似地代表人体的响应。

为探索增加模型阶次能否改善模拟效果,因而根据逻辑分析和国外发表的资料进一步建立了不同参数的二个和四个自由度的模型。通过对一些输入加速度所计算出的系统响应与试验实测结果的对比以选择出较理想的模型结构和参数。

考虑到试验时由髋部测定人体数据比较方便,同时一般认为臀部在动力响应过程中起到重要作用,而将人体承受 $+G_z$ 加速度时的状态看做是两个自由度的系统。臀部为一个自由度,脊柱为一个自由度系统坐落在臀部之上(图2)。图中参数 m_1, k_1, c_1 分别代表人体上身的质量、弹性刚度和阻尼系数。 m_2, k_2, C_2 则代表臀部的参数。

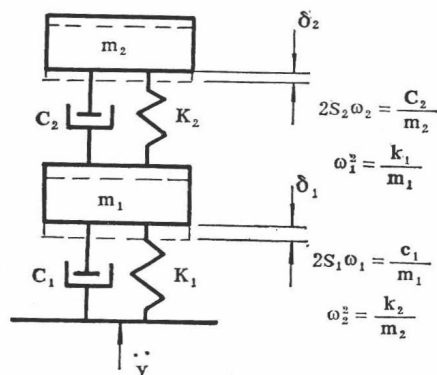


图2 两个自由度集中参数模型

同样写出给定加速度 $\ddot{y}$ 作用时的运动方程和一阶方程组的矩阵形式。

二个自由度系统的运动方程表示如下：

$$\left. \begin{aligned} F_{m_1} = m_1 \ddot{y}_1 &= k_1 \delta_1 + c_1 \dot{\delta}_1 - k_2 \delta_2 - c_2 \dot{\delta}_2, \\ F_{m_2} = m_2 \ddot{y}_2 &= k_2 \delta_2 + c_2 \dot{\delta}_2. \end{aligned} \right\} \textcircled{5}$$

式中的符号见图2。模型相对于系统原坐标系的加速度为：

$$\left. \begin{aligned} \ddot{y}_1 &= \ddot{y} - \ddot{\delta}_1, \\ \ddot{y}_2 &= \ddot{y} - \ddot{\delta}_1 - \ddot{\delta}_2. \end{aligned} \right\} \textcircled{6}$$

经整理,式⑥表达为如下形式:

$$\left. \begin{aligned} \ddot{\delta}_1 &= \ddot{y} - 2\xi_1\omega_1 \dot{\delta}_1 - \omega_1^2 \delta_1 + \frac{m_2}{m_1} (2\xi_2\omega_2 \dot{\delta}_2 + \omega_2^2 \delta_2), \\ \ddot{\delta}_2 &= 2\delta_1\omega_1 \dot{\delta}_1 + \omega_1^2 \delta_1 - \left(1 + \frac{m_2}{m_1}\right) (2\xi_2\omega_2 \dot{\delta}_2 + \omega_2^2 \delta_2). \end{aligned} \right\} \textcircled{7}$$

同样,写出式⑦的一阶方程组的矩阵形式,首先,用 x 表示 δ ,

$$\begin{aligned} \text{令 } x_1 &= \delta_1, & \dot{x}_1 &= x_2 = \dot{\delta}_1, \\ x_2 &= \dot{x}_1 = \dot{\delta}_1, & \dot{x}_2 &= \ddot{\delta}_1, \\ x_3 &= \delta_2, & \dot{x}_3 &= x_4 = \dot{\delta}_2, \\ x_4 &= \dot{x}_3 = \dot{\delta}_2, & \dot{x}_4 &= \ddot{\delta}_2. \end{aligned}$$

则式⑦表为

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\omega_1^2 & -2\xi_1\omega_1 & \frac{m_2}{m_1}\omega_2^2 & \frac{m_2}{m_1}2\xi_2\omega_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \omega_1^2 & 2\xi_1\omega_1 & -\left(1 + \frac{m_2}{m_1}\right)\omega_2^2 & -\left(1 + \frac{m_2}{m_1}\right)2\xi_2\omega_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{y}. \quad \textcircled{8}$$

同样用数值积分可求解方程⑧，再由式⑥求得人体系统受给定加速度 $\ddot{y}$ 作用后的动力响应。

二个自由度模型的上身及臀部质量借用Payne^②的数据，上身固有频率取我们试验所得的数据10.5赫芝和阻尼比0.3，臀部参数浮动。臀部参数用对比计算所求得的与实验所实测得的人体响应之间的残差选出较合适的参数。

对于四个自由度系统，参考了 Payne 与 Band^②所给出的模型结构，并利用了其中一部分参数的数据。该模型由头部、躯干、内脏和臀部四个部分构成。内脏悬挂在躯干上(见图3)。该模型的参数中，头部借用Diechmaun测得的共振频率，内脏采用Goldman等振动试验时测得的腹腔内脏位移的共振频率。上身数据主要考虑脊柱的作用，选定Payne数据中与我们试验结果相近的数据。臀部肌肉、软组织较厚，在加速度作用下压缩较大，并在系统中起到重要作用，因而也是用试验实测数据与计算结果相比较而确定之。具体标号及数据参看图3。

对于四个自由度的集中参数模型在加速度作用下的运动方程

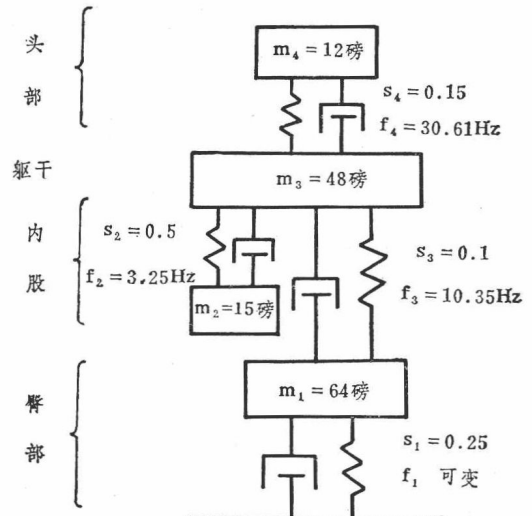


图3 四个自由度集中参数模型(引自P.R.Payne)

$$\begin{aligned}
 \ddot{\delta}_1 &= \ddot{y} - (2\zeta_1\omega_1\dot{\delta}_1 + \omega_1^2\delta_1) + \frac{m_3}{m_1}(2\zeta_3\omega_3\dot{\delta}_3 + \omega_3^2\delta_3), \\
 \ddot{\delta}_2 &= -\left(1 + \frac{m_2}{m_3}\right)(2\zeta_2\omega_2\dot{\delta}_2 + \omega_2^2\delta_2) - (2\zeta_3\omega_3\dot{\delta}_3 + \omega_3^2\delta_3) + \frac{m_4}{m_3}(2\zeta_4\omega_4\dot{\delta}_4 + \omega_4^2\delta_4), \\
 \ddot{\delta}_3 &= (2\zeta_1\omega_1\dot{\delta}_1 + \omega_1^2\delta_1) - \frac{m_2}{m_3}(2\zeta_2\omega_2\dot{\delta}_2 + \omega_2^2\delta_2) - \left(1 + \frac{m_3}{m_1}\right)(2\zeta_3\omega_3\dot{\delta}_3 + \omega_3^2\delta_3) \\
 &\quad + \frac{m_4}{m_3}(2\zeta_4\omega_4\dot{\delta}_4 + \omega_4^2\delta_4), \\
 \ddot{\delta}_4 &= \frac{m_2}{m_3}(2\zeta_2\omega_2\dot{\delta}_2 + \omega_2^2\delta_2) + 2\zeta_3\omega_3\dot{\delta}_3 + \omega_3^2\delta_3 - \left(1 + \frac{m_4}{m_3}\right)(2\zeta_4\omega_4\dot{\delta}_4 + \omega_4^2\delta_4),
 \end{aligned}
 \tag{9}$$

其中 $\ddot{y}$ 为输入加速度，其它参看图3。用 x 表示 δ ，令

$$\begin{aligned}
 x_1 &= \delta_1, & \dot{x}_1 &= \dot{x}_2 = \dot{\delta}_1, \\
 x_2 &= \dot{x}_1 = \dot{\delta}_1, & \dot{x}_2 &= \ddot{\delta}_1, \\
 x_3 &= \delta_2, & \dot{x}_3 &= x_4 = \dot{\delta}_2, \\
 x_4 &= \dot{x}_3 = \dot{\delta}_2, & \dot{x}_4 &= \ddot{\delta}_2, \\
 x_5 &= \delta_3, & \dot{x}_5 &= x_6 = \dot{\delta}_3, \\
 x_6 &= \dot{x}_5 = \dot{\delta}_3, & \dot{x}_6 &= \ddot{\delta}_3, \\
 x_7 &= \delta_4, & \dot{x}_7 &= x_8 = \dot{\delta}_4, \\
 x_8 &= \dot{x}_7 = \dot{\delta}_4, & \dot{x}_8 &= \ddot{\delta}_4.
 \end{aligned}$$

将方程组⑨改写为一阶方程组的矩阵形式:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{x}_5 \\ \dot{x}_6 \\ \dot{x}_7 \\ \dot{x}_8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\omega_1^2 & -2\xi_1\omega_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\left(1 + \frac{m_2}{m_3}\right)\omega_2^2 & -\left(1 + \frac{m_2}{m_3}\right)2\xi_2\omega_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \omega_1^2 & 2\xi_1\omega_1 & -\frac{m_2}{m_3}\omega_2^2 & -\frac{m_2}{m_3}2\xi_2\omega_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{m_2}{m_3}\omega_2^2 & \frac{m_2}{m_3}2\xi_2\omega_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{m_3}{m_1}\omega_3^2 & \frac{m_3}{m_1}2\xi_3\omega_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\omega_3^2 & -2\xi_3\omega_3 & \frac{m_4}{m_3}\omega_4^2 & \frac{m_4}{m_3}2\xi_4\omega_4 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\left(1 + \frac{m_3}{m_1}\right)\omega_3^2 & -\left(1 + \frac{m_3}{m_1}\right)2\xi_3\omega_3 & \frac{m_4}{m_3}\omega_4^2 & \frac{m_4}{m_3}2\xi_4\omega_4 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \omega_3^2 & 2\xi_3\omega_3 & -\left(1 + \frac{m_4}{m_3}\right)\omega_4^2 & -\left(1 + \frac{m_4}{m_3}\right)2\xi_4\omega_4 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \\ x_6 \\ x_7 \\ x_8 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \ddot{y} \quad (10)$$

利用四阶龙格—库塔公式进行数值积分。再根据式⑨的关系得到四个不同部位所响应的加速度变化过程。

$$\left. \begin{aligned} \ddot{y}_1 &= \ddot{y} - \ddot{\delta}_1, \\ \ddot{y}_2 &= \ddot{y} - \ddot{\delta}_1 - \ddot{\delta}_3 + \ddot{\delta}_2, \\ \ddot{y}_3 &= \ddot{y} - \ddot{\delta}_1 - \ddot{\delta}_3, \\ \ddot{y}_4 &= \ddot{y} - \ddot{\delta}_1 - \ddot{\delta}_3 - \ddot{\delta}_4. \end{aligned} \right\} \quad (11)$$

系统的线性问题

人体的功能结构都很复杂,尤其是有生命力,具备极其完善的调节功能,很难用线性理论描述。但冲击性的 $+G_z$ 加速度作用时主要影响人体的脊柱。在这种情况下,能否将人体系统看作线性系统呢?Mertans[®]用离心机提高重力的条件下进行振动试验。发现坐姿人体的响应是非线性的。1G时人体最大阻抗所对应的频率为5赫芝,2G时11赫芝,3G为12赫芝,4G为13赫芝。说明提高重力场使人体共振频率增加。我们也在振动试验中观察到人体共振频率为5赫芝,但当弹射加速度为3~7G时固有频率为10.5赫芝。这些皆说明系统的非线性。人体系统在重力场加大时,刚度增加而提高了共振频率。但人体刚度的增加是有限的。Mertans的结果也是1G与2G时共振频率差别大,继续增加重力加速度共振频率变化就小了。但是否可在某一范围内用线性理论处理?

人体弹射试验是在严格控制,确保安全,3~7G的条件下进行的。而实际应用的弹射加速度为12~20G左右。低负荷试验所得结果,能否说明高G值时的人体响应特点,关系到能否用线性理论建模这一问题。我们所建立的线性模型若成立,则可用以外推至高G值时人体的动态响应。

动物体和人体的特点很类同,还可利用动物进行高负荷的试验。若证明在一定范围内动物的动态响应呈线性,则这种结论可以类推至人体。用家狗进行弹射试验,加速度值为3.5~20.8G。短暂峰值可达30G。在试验时同时测定座椅和狗体上的加速度,求出自相关函数,进行付里叶变换以求得频谱密度。取其中1.75, 3.5, 5.25, 8.75, 14.0, 19.25及28.0赫芝等点的数据,求在加速度值为3.5~20.8G范围内输入输出间的相关系数。结果分别为0.94, 0.77, 0.85, 0.76, 0.72, 0.64和0.34。除28.0赫芝外,输入输出间的相关系数是较高的。从弹射加速度功率谱(图4)可以看出,28.0赫芝处的频率分量极小。因而其相关系数低,可能与信噪比太小有关。动物试验的结果表明在3.5~20.8G范围内系统的动态响应基本上呈线性。由于重力、肌张力、束缚条件等的影响,使人体刚度有一定变化而影响共振频率,但其变化是有限的。试验证明动物系统在3~20G范围内可基本上看做线性的。由于人体与动物体结构、功能、材料特性上的近似,所以可以认为人体对3~20G范围内的输入加速度的动态响应基本上能用线性理论去逼近。

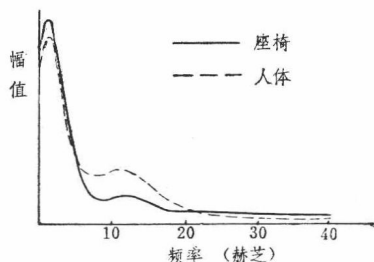


图4 弹射加速度的功率谱

线性系统的动态响应特性

利用单位阶跃函数作为输入信号,以激励出系统的响应是既方便易于实现,而又极其有效的方法。对于已知系统,利用计算机即可计算出反映系统性能特性的响应过程。

图5示输入为单位阶跃函数时系统的响应曲线。以固有频率为8.42~11.5赫芝的一个自由度的系统为例,其迟滞时间 t_1 , t_2 , t_3 (分别指系统响应由零上升至输入峰值的25, 50, 75%所需要的时间)分别为7~15, 11~22, 15~28毫秒。上升至输入峰值相等的上升时间

t_p 为20~36毫秒。达峰值时间为38~60毫秒。当阻尼比取0.224至0.3时, 其最大超调为37~50%。

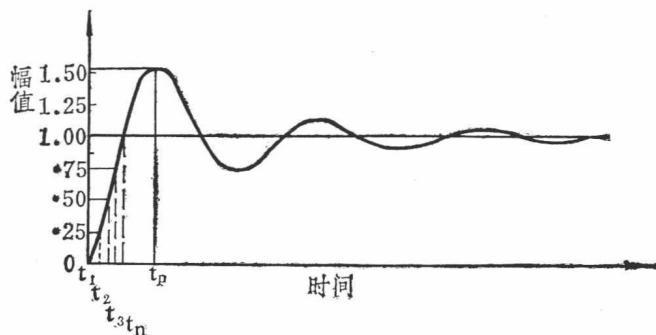


图5 单位阶跃函数的响应曲线

弹射加速度随时间变化的过程的特点是弹射机构刚一启动, 有一峰值很大的冲击波, 随后的变化过程较之稳缓得多, 且峰值较第一个波小。图6示从座椅上所测得的加速度曲线。其第一峰的峰值时间为2~6毫秒, 这时因系统的迟滞作用使响应较输入值的25%还要小, 因此系统起到良好的衰减作用。

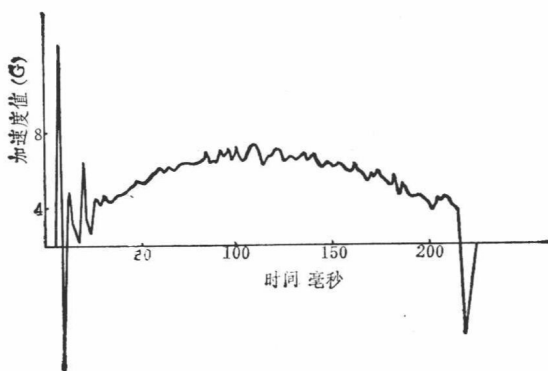


图6 输入加速度曲线

试验验证

在严格控制条件的情况下, 进行了安全域值内的人体弹射试验, 弹射时同时记录座椅和人体的弹射加速度。将座椅上的弹射加速度变化过程作为输入, 加给所建数学模型, 以计算出人体的响应。将计算出的响应与试验实测数据进行比较, 用百分比残差 θ 与平均残差方 σ (见式⑫及⑬)作为指标函数, 选择出较理想的模型结构和参数。

$$\theta = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^n x_i^2} \times 100\%, \quad (12)$$

$$\sigma = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2}{n},$$

(13)

$$i = 1, 2, \dots, n.$$

这里 x_i 实测的人体响应,
 $\hat{x}_i$ 计算出的人体响应,
 n 采样数目.

对一个自由度、二个自由度和四个自由度的三类模型各采用了六组不同的模型参数, 以比较不同结构和参数模型的模拟效果. 表I—VI示模型参数及不同模型所产生的百分比残差.

表I及II示单自由度模型的参数及计算结果. 由表可见当系统固有频率取 8.42~11.5 赫芝, 阻尼比取0.224~0.3时, 其残差小于3%.

表III及表IV示二个自由度模型的参数和结果, 当臀部固有频率取13.5~15.5赫芝, 上身取10.5赫芝时百分比残差小于3%.

表V示四个自由度系统的臀部参数及模拟所产生的残差. 当臀部固有频率取 11.5~13.5 赫芝, 其它参数如图3所示时, 百分比残差也小于3%.

表I 单自由度模型参数及分组

	1	2	3	4	5	6
固有频率(赫芝)	5.0	8.42	9.5	10.5	11.5	15.0
阻 尼 比	0.25	0.224	0.25	0.30	0.30	0.25

表II 单自由度模型模拟效果

试验号	模 型 组 别					
	1	2	3	4	5	6
	百	分	比	残	差	(%)
1	9.304	1.024	1.068	1.155	1.316	1.918
2	9.171	2.236	1.967	2.045	2.309	3.349
3	8.778	3.423	2.879	2.600	2.538	2.601
5	6.752	2.603	2.844	2.992	3.218	4.447
7	7.370	2.218	2.308	2.380	2.525	2.934
10	8.780	2.754	3.255	3.450	3.930	5.202
12	5.124	2.110	2.632	3.034	3.449	4.952
25	6.904	2.275	2.891	3.700	4.397	6.968
27	8.484	1.859	1.359	1.235	1.273	2.322
29	11.618	4.016	3.721	3.544	3.616	4.584
均 值	8.229	2.453	2.489	2.613	2.857	3.928
	1.689	0.781	0.782	0.864	0.999	1.494

表III

二个自由度模型参数及分组

模 型 参 数	1	2	3	4	5	6
上身 固有频率(赫芝)	8.42	10.5	10.5	10.5	0.5	8.42
阻 尼 比	.224	.30	.30	.30	.30	.224
臀部 固有频率(赫芝)	25.0	25.0	15.5	13.5	11.5	10.5
阻 尼 比	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.30

表IV

二个自由度模型的模拟效果

试验序号	模 型 分 组					
	1	2	3	4	5	6
	百	分	比	残	差	(%)
1	2.822	2.450	0.960	1.125	2.186	3.223
2	5.779	5.048	2.472	2.605	3.918	4.750
3	2.065	2.009		3.204		4.227
5	5.064	4.666	2.866	2.520	2.531	2.832
7	3.574	3.302	1.713	1.641	1.869	2.439
10	3.578	3.612	1.726	1.904	3.113	4.115
12	5.673	5.177	2.618	2.092	2.076	2.881
25	8.765	8.093	3.544	2.801	2.874	3.900
27	4.498	3.736	2.887	2.803	3.660	4.103
29	6.009	5.635	3.853	3.972	5.492	7.137
均 值	4.783	4.372	2.522	2.467	3.080	3.960
均 方 差	1.829	1.674	.864	.774	1.029	1.271

表V

四个自由度模型参数及模拟效果

试验序号	臀 部 固 有 频 率 (赫芝)*					
	25.0	15.5	13.5	11.5	9.5	7.56
	百	分	比	残	差	(%)
1	3.399	1.303	1.131	1.475	3.309	9.876
2	6.925	2.775	2.327	3.716	6.819	9.495
3	2.157		2.821	3.335	4.595	8.993
5	5.751	3.857	2.866	2.433		7.022
7	4.205	1.998	1.793	1.883	2.917	7.544
10	4.196	2.121	1.128	2.245	4.138	9.338
12	6.486	3.427	2.281	2.470	2.896	5.853
25	9.855	4.921	3.881	3.229	3.726	7.259
27	8.526	3.814	3.168	3.130	4.551	9.083
29	5.909	4.115	3.911	4.419	6.743	11.930
均 值	5.746	3.037	2.585	2.834	4.410	8.636
均 方 差	2.227	1.053	0.944	0.847	1.397	1.653

* 表中仅给出臀部固有频率, 其余参数见图3。

将1, 2, 4个自由度系统模拟计算残差最小的几组数据汇集于表VI。

表VI 较佳模型的参数及百分比残差

模型类型	模型参数		百分比残差(%)
	固有频率(Hz)	阻尼比	
一个自由度系统	8.42	.224	2.453
	9.5	.25	2.489
	10.5	.3	2.613
	11.5	.3	2.857
二个自由度系统*	11.5	.25	3.080
	13.5	.25	2.467
	15.5	.25	2.522
四个自由度系统*	11.5	.25	2.834
	13.5	.25	2.585
	15.5	.25	3.037

* 给出的参数为臀部参数

表IV说明当模型参数选择得比较合适时, 模拟结果与实测数据之间的百分比残差可小于3%, 是比较小的。图7示在同一输入加速度作用下的人体响应与部分模拟结果的实例。

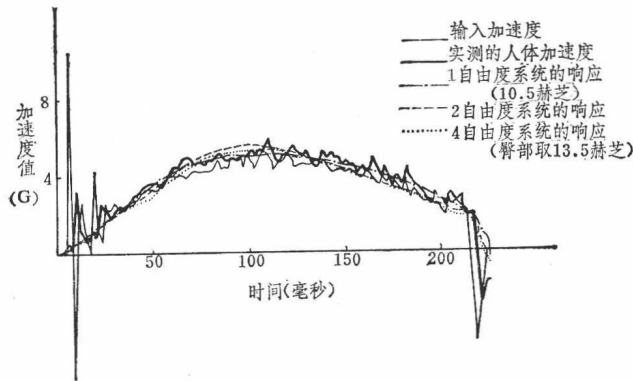


图7 实测及计算出的系统响应加速度实例(ND.3)

对于一个自由度系统, 系统受力后的加速度为

$$\ddot{y}_m = \omega^2 \delta + 2\zeta \omega \dot{\delta} \quad (14)$$

美国空军规范中所采用指标DRI为

$$DRI = \frac{\omega^2 \delta}{g} \quad (4)$$

比较式⑭和④, 不难看出当系统响应的加速度以G表示时, $\ddot{y}_m$ 与DRI值之差为 $2\zeta \omega \dot{\delta}$ 。若认为一个自由度系统的破坏主要是由于外力使弹簧产生的变形超出了弹簧强度极限所致, 又考虑到超低频系统 $\dot{\delta}$ 值不可能太大, 且 $\zeta < 1$, 所以相对于 $\omega^2 \delta$ 来说, $2\zeta \omega \dot{\delta}$ 为小量, 可忽略不计。因此可用“DRI”值来评定人体脊柱的损伤概率, 计算结果表明DRI与 $\ddot{y}_m$ 两者随时间变化的过程是近似的, 唯DRI过程较滞后。图8示二者的比较曲线。

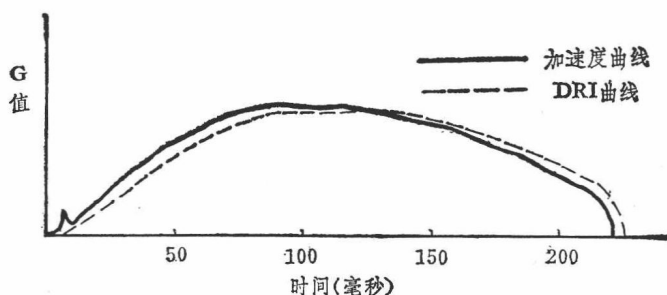


图8 计算的加速度及 DRI 曲线

模拟结果还告诉我们不论二个自由度或是四个自由度的系统,臀部的固有频率以取13.5赫芝左右为宜。这与一般认为臀部固有频率在6赫芝左右是不同的。可能与1G时人体共振频率为5赫芝,增加重力加速度使共振频率提高的情况类同,重力加速度增加使臀部刚度亦有所增加。

虽然1, 2, 4个自由度模型参数取值较合适时,都能给出较满意的结果。但由于一个自由度系统简单得多,所以假如仅观察整体的动态响应,而不分别获取不同部位的响应时,用一个自由度的模型是比较理想的。

人体对输入加速度的响应与系统本身的动态特性关系最密切。所以只要模型结构和参数能代表人体系统的动态特性,对于输入函数,模型将遵照系统参数予以反应。对输入可能产生超调也可能有衰减,能反映出人体的实际受力情况,因此可以根据模型所预估的人体实际受力随时间变化的过程来分析判断人体系统可能产生的生理、病理反应以及耐受情况,所以是很有价值的。较由输入加速度或力来判断人体的反应要准确合理得多。

结 束 语

高G值弹射加速度试验不能确保人体安全,因此有必要采用模型途径对这类问题进行研究。

本文介绍了建立线性模型的根据以及动态模型的瞬态响应指标。给出了1, 2, 4个自由度三种不同类型的18组不同参数的动态模型,及其在给定输入加速度作用时模拟计算出的反应。用计算结果与实测响应间的残差大小选择出较理想的模型参数。结果表明一个自由度模型固有频率取8.42~11.5赫芝,阻尼比取0.224~0.3,二个自由度模型的上身取10.5赫芝,臀部取13.5~15.5赫芝,以及四个自由度的系统臀部固有频率取11.5~13.5赫芝(其他参数见图3)等模型所产生的百分比残差皆小于3%。这些模拟计算的误差在允许范围之内,是合理可信的。其中,一个自由度的模型最简单,而模拟效果与较复杂的模型相近,因此最可取。

利用本文所介绍的人体动力模型,当给定输入加速度或力后,利用计算机或微处理机即可求得人体系统的响应函数。这对于有关工程设计和科学研究都是很有价值的。

参 考 资 料

- ① MIL-s-g479B (USAF)
- ② Payne, P. R. and Band, G. U., "A FourDegree-of-Freedom Lumped Parameter Model of Seated Human Body", AD721225
- ③ Mertans,H. , "Nonlinear Behedvier of sitting Human Body", Aerospace Medicine 49(1):287, 1978.

Human Dynamic Models in Response to Ejection Acceleration

Wang Fangzi, Xuan Yuxia, Gu Dingliang, Qin Shamwen
and Zhuang Xiangchang

(Institute of Space Medico-Engineering, Beijing)

ABSTRACT

Human spine may be injured during ejection, therefore scholars in different countries developed models for predicting the human responses. In this paper, 1, 2. 4-degree -of -freedom mathematic models of human body were presented. The responses of 18 systems with various parameters of these models responding to input acceleration were calculated. To compare the results between computing and measuring responses was used to select the idealer models. The reasons of application of linear models were discussed. The reletion between the responding acceleration and corresponding dynamic response index (DRI) was approached. The human dynamic models recommended in this paper provided a convenient and convincing method for the investigators interesting in astronautical and aeronautical escape system.

Consult a Problem of Propagation for Twin Pulse on the Axon

Tang Wenliang

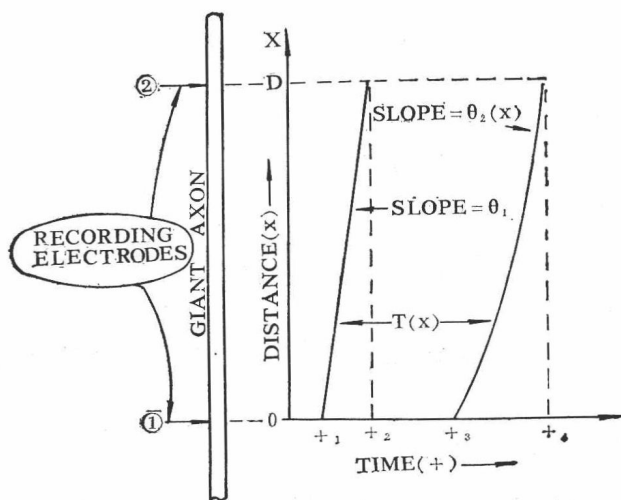
(Shanxi University)

Abstract

Scott have described twin pulse studies on the giant axon by linear Hodgkin-Huxley (H.H) equation. We discuss same problem by the Scott's methods, but higher order equation of nervous wave has been used. Formally, the result is obtained although as same as reference [1], however the τ , leading edge rate of rise of nerve impluse in result, it is completely decided by parameters of membrane, so this result has been generalized.

1 Introduction

Studies of single channel currents in cultured muscle and nerve cells shown that the voltage count is exhibited with single elemental square wave, action potential on nerve fiber is formatted by superposition of these square waves. As experiments by Scott (see figure 1):



It is showing that after formation of first action potential and it is traveling along nerve fiber, we stimulate nerve fiber again while first action potential does not reset original state yet, then the after-potential and excess transmembrane

conductance in the tail of the first pulse to have an effect on second action potential, at the least, latter velocity should be varied. This fact is exhibited on both experiments and theoretical analysis for twin pulse studies on the axon. As Scott point out that, these studies are particularly interesting because they suggest the possibility of a dispersive effect in nerve impulse propagation where the local speed of an impulse train depends upon the local value of repetition frequency.

Scott has obtained that the ratio R of second pulse to first pulse velocity as a function $R(T)$ of the average time interval between pulses T , and agreement between measurement and calculation of $R(T)$ is within 5%. In their theoretical calculation the shape and velocity of foot of action potential are described by original Hodgkin-Huxley equation, i.e. linear diffusion equation

$$v_{xx} - \Gamma c v_t = \Gamma g v, \quad (1)$$

where v is action potential, r is the resistance of axon plasma per unit length of the axon, C is the membrane capacitance and g is conductance per unit length. According to travelling wave solution of equation (1) and effects of both after-potential and excess transmembrane conductance are considered together, they obtain

$$R(T) = \left\{ \left(1 - \frac{V}{V_T} \right) \left[1 + k \left(\frac{1 - V/V_T}{1 + V/V_+} \right) \right] \right\}^{-\frac{1}{2}} (1 + k)^{\frac{1}{2}}, \quad (2)$$

where

$$k = g_0 \tau / c$$

in there V_T is threshold voltage, V_+ is the maximum negative excursion of the tail of this action potential, τ is leading edge rate of rise of this impulse

2 Consult Problem

We try to discuss this problem by more correct equation. Generalize equation of nervous wave can be written as

$$\frac{a}{2\Gamma} \left[v_{xx} - v_x \left(\frac{\Gamma'}{\Gamma} - 2 \frac{a'}{a} \right) \right] - c(v) v_t = \sigma(v) v. \quad (3)^*$$

in this equation, all of them the radius of axon a , conductance of transmembrane σ , resistance of axon plasma r and membrane capacitance c are can be vary. If a and r as well as c are constants, we can also reduce equation (3) to the following^[2]

$$v_{xx} - \left(\frac{2\Gamma c}{a} \right) v_t = \frac{2\Gamma}{a} \sigma(v) v. \quad (4)$$

Obviously, equation (4) is more reasonable than H. H equation (1), without loss of generality we can put $\frac{2\Gamma}{a} \rightarrow r$ (to make scale transformation), equation (4) is equivalent to H. H equation when $\sigma = g = \text{const}$. Therefore we must have result as