



中华人民共和国国家标准

GB/T 13441.5—2015/ISO 2631-5:2004

机械振动与冲击 人体暴露于全身 振动的评价 第5部分:包含多次冲击 的振动的评价方法

Mechanical vibration and shock—Evaluation of human exposure to whole-body vibration—Part 5: Method for evaluation of vibration containing multiple shocks

(ISO 2631-5:2004, IDT)

2015-12-31 发布

2016-07-01 实施

中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局 发布
中国国家标准化管理委员会

目 次

前言	III
引言	IV
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义、符号和下标	1
3.1 术语和定义	1
3.2 符号和下标	1
4 振动测量	2
5 脊柱响应加速度剂量的确定	2
5.1 总则	2
5.2 脊柱响应的计算	2
5.3 加速度剂量的计算	4
5.4 加速度剂量的计算流程图	4
5.5 加速度剂量与健康不利影响的关系	5
附录 A (资料性附录) 多次冲击对健康影响的评价指南	6
附录 B (资料性附录) 多次冲击和姿势对腰脊柱的影响	9
附录 C (资料性附录) 用于 z 轴多次冲击的腰部加速度响应建模的递归神经网络	10
附录 D (资料性附录) 响应和剂量计算程序的开发	11
参考文献	18

前 言

GB/T 13441《机械振动与冲击 人体暴露于全身振动的评价》分为四个部分：

- 第 1 部分：一般要求；
- 第 2 部分：建筑物内的振动(1 Hz~80 Hz)；
- 第 4 部分：振动和旋转运动对固定导轨运输系统中的乘客及乘务员舒适影响的评价指南；
- 第 5 部分：包含多次冲击的振动的的评价方法。

本部分为 GB/T 13441 的第 5 部分。

本部分按照 GB/T 1.1—2009 给出的规则起草。

本部分使用翻译法等同采用 ISO 2631-5:2004《机械振动与冲击 人体暴露于全身振动的评价 第 5 部分：包含多次冲击的振动的的评价方法》(英文版)。

与本部分中规范性引用的国际文件有一致性对应关系的我国文件如下：

- GB/T 2298—2010 机械振动、冲击与状态监测 词汇(ISO 2041:2009, IDT)
- GB/T 15619—2005 机械振动与冲击 人体暴露 词汇(ISO 5805:1997, IDT)

本部分由全国机械振动、冲击与状态监测标准化技术委员会(SAC/TC 53)提出并归口。

本部分负责起草单位：北京理工大学、中国铁道科学研究院、郑州机械研究所。

本部分主要起草人：高利、王刘安、孙成龙、韩国明、张芬、马筠。

引 言

本部分的主要目的是规定与人体健康相关的包含多次冲击的人体暴露于全身振动的量化方法。包含多次冲击产生振动的例子,包括通过粗糙表面的机器、不平静海面上航行的小船、颠簸中的飞机、冲压机和机械锤。

对腰脊柱的不良影响是长期承受包含多次冲击的主要健康风险。因此,本部分基本上是关注腰椎响应。附录 A 提供了关于有害健康影响的评价指南。

本部分中的评估方法是基于人体骨脊椎板(硬组织)预估响应而做出的,要求身体状况良好且脊髓病理学方面无问题,并要求人体保持没有支撑的直立姿势。然而,本部分描述的评估方法和相关模型尚未经流行病学验证。

附录 A 提供了多次冲击对健康影响的评价指南,附录 B 讨论了多次冲击和姿势对椎间盘(软组织)的影响,附录 C 给出了在垂直方向(z 方向)脊椎响应计算的背景资料,附录 D 包括软件校准检查及可用于计算振动剂量的计算程序的例子。

机械振动与冲击 人体暴露于全身 振动的评价 第5部分:包含多次冲击 的振动的的评价方法

1 范围

GB/T 13441 的本部分介绍了人坐在座椅上时在底板上测量的人体承受多次机械冲击振动的评价方法。

持续暴露在包含多次冲击的振动环境对健康的不良影响与剂量测量有关。本部分规定的方法通常应用于考虑腰脊柱部位不良健康影响的场合。

本部分提及的腰脊柱的响应计算是假设承受振动的人处于垂直坐姿,且在承受过程中不能自主从座位起身。不同的姿势会导致脊柱的不同响应。

本部分使用的腰椎响应模型的局限性在 5.2 中给出。应用于极端冲击条件时应小心谨慎。

2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件,仅注日期的版本适用于本文件。凡是不注日期的引用文件,其最新版本(包括所有的修改单)适用于本文件。

GB/T 13441.1—2007 机械振动与冲击 人体暴露于全身振动的的评价 第1部分:一般要求 (ISO 2631-1:1997, IDT)

ISO 2041 机械振动、冲击与状态监测 词汇 (Mechanical vibration, shock and condition monitoring—Vocabulary)

ISO 5805 机械振动与冲击 人体暴露 词汇 (Mechanical vibration and shock—Human exposure—Vocabulary)

3 术语和定义、符号和下标

3.1 术语和定义

ISO 2041 和 ISO 5805 界定的术语和定义适用于本文件。

3.2 符号和下标

3.2.1 符号

- a : 加速度。
- A : 峰值加速度。
- c : 常数。
- D : 加速度剂量。
- f : 频率。
- m : 剂量系数。
- R : 因子。

- s : 位移。
- S : 压缩应力。
- t : 时间。
- u : 模型加速度项。
- v : 速度。
- w, W : 模型因子。
- ζ : 临界阻尼比。
- ω : 角频率。

3.2.2 下标

- d : 每日的,如日暴露持续时间 t_d 。
- e : 等效的,如等效静压应力 S_e 。
- i, j : 方向。
- k : 方向(x, y 或 z)。
- l : 腰椎。
- m : 测量,如测量的时间 t_m 。
- n : 固有的,如固有频率 f_n 。
- s : 座位。
- u : 最终的,如最终应力 S_u 。
- x, y, z : 参考坐标轴。

4 振动测量

振动测量,包括测量方向、传感器的位置,测量持续时间以及振动状态的报告,都应遵循 GB/T 13441.1—2007 中第 5 章的要求。同时也要对照 ISO 8041 仪器说明书和 ISO 10326-1 关于座椅上测量的位置及座垫设计的资料。在数据采集的过程中,受试者应当坐在座位上,系上安全带,且不能自主地从座位上向上移动。

对于包括多次冲击的振动测量,正确标记和记录加速度信号(正,负)是很重要的。

对 x 和 y 方向的采样率应当满足于对 80 Hz 信号的分析。因为要考虑到与在 z 方向模型的要求, z 方向采样率推荐为 160 Hz 的倍数。

测量时间应足以保证待评估的多次冲击具有代表性。

5 脊柱响应加速度剂量的确定

5.1 总则

脊柱响应加速度剂量的确定包括以下几步:

- 人体脊柱响应的计算;
- 峰值数量和大小的计数;
- 应用 Palmgren-Miner 疲劳理论对应的剂量模型计算加速度剂量。

5.2 脊柱响应的计算

5.2.1 概述

预测模型是用来估计对应于在座椅底板上测量的 x, y 和 z 方向加速度(a_{sx}, a_{sy}, a_{sz})而产生的沿同

—基本中心轴的腰椎加速度(a_{lx}, a_{ly}, a_{lz})。下面提供两类这样的模型。

注：相比下面给出的计算脊柱响应的模型，其他模型通常更精细和复杂，在研究中应用发展。这对于深入研究很重要，应鼓励。

5.2.2 在水平方向(x 轴或 y 轴)上的脊柱响应

在 x 轴和 y 轴，脊柱的响应大致呈线性分布，可以用单自由度(SDOF)集总参数模型表示，这种模型有如下特性：

- 固有频率, $f_n = 2.125 \text{ Hz}$ ($\omega_n = 13.35 \text{ s}^{-1}$)；
- 临界阻尼比, $\zeta = 0.22$ 。

腰椎响应 a_{lk} (m/s^2)可由 SDOF 系统中运动方程计算得：

$$a_{lk}(t) = 2\zeta\omega_n(v_{sk} - v_{lk}) + \omega_n^2(s_{sk} - s_{lk}) \quad \dots\dots\dots(1)$$

式中：

- k —— x 或 y 轴；
- s_{sk} 和 s_{lk} ——座位和腰椎的位移时间历程；
- v_{sk} 和 v_{lk} ——座位和脊柱速度时间历程。

由上式给出的 SDOF 共振频率和阻尼比，导出式(1)中的乘子： $2\zeta\omega_n = 5.87 \text{ s}^{-1}$ 和 $\omega_n^2 = 178 \text{ s}^{-2}$ 。

5.2.3 在垂直方向(z 轴)上的脊柱响应

在 z 轴方向上，脊柱的加速度响应是非线性的，通常用递归神经网络模型表征。

模型化技术的基础在附录 C 中介绍。腰椎的 z 轴加速度 a_{lz} (m/s^2)用式(2)预测：

$$a_{lz}(t) = \sum_{j=1}^7 W_j u_j(t) + W_8 \quad \dots\dots\dots(2)$$

$$u_j(t) = \tanh \left[\sum_{i=1}^4 w_{ji} a_{lz}(t-i) + \sum_{i=5}^{12} w_{ji} a_{sz}(t-i+4) + w_{j13} \right] \quad \dots\dots\dots(3)$$

在式(2)和式(3)中的模型系数是采样率为 160 Hz 时确定的。因此，应当对不同采样率下采集的数据在 160 Hz 时重新采样。

式(2)中 W_j 的值和式(3)中 w_{ji} 的值分别在表 1 和表 2 给出。

注：在表 1 和表 2 中数据位数表示的精确度与神经网络技术有关，不应在评估中作为一个极高精度的象征。

表 1 式(2)中的 z 轴模型系数

W_1	W_2	W_3	W_4	W_5	W_6	W_7	W_8
57.965 39	52.327 73	49.782 27	53.168 85	56.026 19	-27.795 50	72.344 46	21.519 59

表 2 式(3)中的 z 轴模型系数

j	1	2	3	4	5	6	7
w_{j1}	0.001 30	0.018 41	-0.003 36	0.014 71	0.001 74	0.001 37	0.001 45
w_{j2}	-0.006 46	-0.005 65	-0.005 39	0.015 44	-0.005 42	0.003 81	0.004 97
w_{j3}	-0.000 91	-0.020 73	0.007 08	-0.000 91	0.002 55	-0.002 16	0.010 01
w_{j4}	0.008 98	-0.026 26	0.004 38	-0.005 95	-0.007 74	-0.000 34	0.012 83
w_{j5}	0.002 01	0.005 79	0.003 30	-0.000 65	-0.004 59	-0.004 17	-0.004 68

表 2 (续)

<i>j</i>	1	2	3	4	5	6	7
w_{j6}	0.001 58	0.008 59	0.001 66	0.004 90	-0.005 46	0.000 57	-0.007 97
w_{j7}	0.003 61	0.004 90	0.004 52	0.000 79	-0.006 04	-0.006 38	-0.005 29
w_{j8}	0.001 67	-0.000 98	0.007 43	0.007 95	-0.010 95	0.006 27	-0.003 41
w_{j9}	-0.000 78	-0.002 61	0.007 71	0.006 00	-0.009 08	0.005 04	0.001 35
w_{j10}	-0.004 05	-0.002 10	0.005 20	0.001 76	-0.004 65	-0.001 98	0.004 51
w_{j11}	-0.005 63	0.002 18	-0.001 05	0.001 95	0.002 96	-0.001 90	0.003 06
w_{j12}	-0.003 72	0.000 37	-0.000 45	-0.001 97	0.002 89	-0.004 48	0.002 16
w_{j13}	-0.310 88	-0.958 83	-0.671 05	0.144 23	0.040 63	0.070 29	1.033 00

5.3 加速度剂量的计算

加速度剂量 D_k (m/s²) 在 k 方向定义为:

$$D_k = \left[\sum_i A_{ik}^6 \right]^{1/6} \dots\dots\dots (4)$$

式中:

A_{ik} —— 加速度响应 $a_{ik}(t)$ 的第 i 个峰值;

k —— x 、 y 、 z 轴。

这里“峰值”定义为加速度时间曲线在相邻两个零点之间的最大绝对值。对 x 轴和 y 轴的响应,正、负两个方向的峰值都应被计算在内。对于 z 轴,只考虑正向的峰值(认为脊柱之间的压力是影响暴露严重程度的主要因素)。

在计算剂量时,由于式(4)中有峰值的六次幂,相比最大峰值较低的峰值(最大峰值的 1/3 或更少)幅度对最大剂量没有明显贡献,可以忽略不计。

为了评价加速度剂量对健康的影响,按式(5)确定人体暴露于振动环境中平均日加速度剂量 D_{kd} (m/s²) 是有用的:

$$D_{kd} = D_k \left[\frac{t_d}{t_m} \right]^{1/6} \dots\dots\dots (5)$$

式中:

t_d —— 日暴露持续时间;

t_m —— 计算 D_k 时的测量时间。

当总的日暴露加速度剂量可由单独一段测量时间代替时可用式(5)计算。而当日振动暴露由 2 个或多个(n 个)不同幅值的时段组成时,总的日暴露加速度剂量 D_{kd} (m/s²) 则可由式(6)计算:

$$D_{kd} = \left[\sum_{j=1}^n D_{kj}^6 \frac{t_{dj}}{t_{mj}} \right]^{1/6} \dots\dots\dots (6)$$

式中:

t_{dj} —— 日暴露在 j 环境下的持续时间;

t_{mj} —— 计算 D_{kd} 时的测量时间。

5.4 加速度剂量的计算流程图

加速度剂量计算的步骤由图 1 所示的流程图表示。附录 D 给出了加速度响应和剂量计算程序的

开发指南。

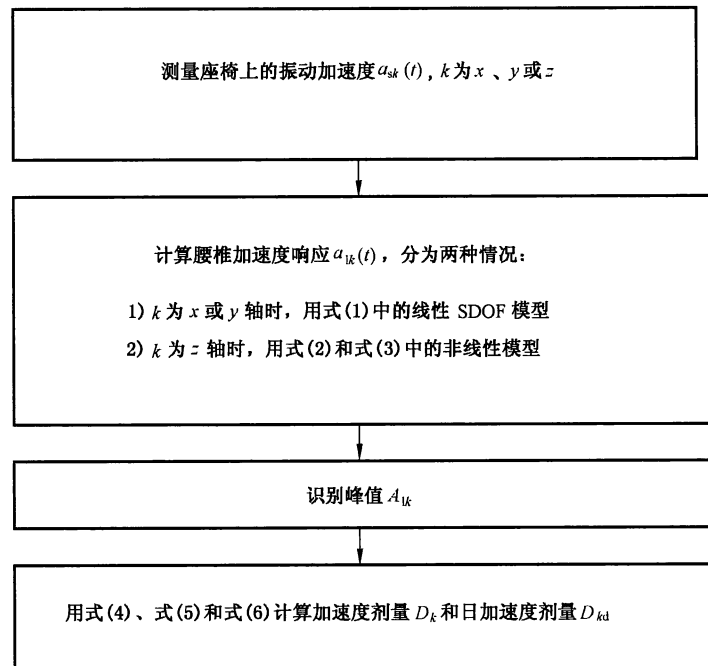


图 1 加速度剂量计算流程图

5.5 加速度剂量与健康不利影响的关系

多次冲击的加速度剂量对健康不利影响的评价指南在附录 A 给出。本部分给出的响应计算与脊椎骨(硬组织)的响应预测有关。多次冲击的影响和椎间盘(软组织)的状态在附录 B 中讨论。

附录 A

(资料性附录)

多次冲击对健康影响的评价指南

A.1 加速度剂量与健康影响的关系

本指南适用于有规律地暴露在包含多次冲击振动下的正常的健康人群。有疾病史的个体会影响脊柱,包括脊柱骨质疏松症或其他脊柱疾病的康复者,都有可能造成伤害。本部分的指南适用于人体的直线 x 、 y 轴和 z 轴,不适用于如可能由交通事故造成外伤的高强度单次冲击事件。

假设多次冲击可导致椎间盘之间的压力发生短暂改变,随着时间的推移,这些改变会对健康造成不利的影响:使机体组织产生疲劳。其影响的大小与作用在脊柱上的峰值压力的数量和大小有关。脊柱上压力峰值还受人体的测量数据(如体型大小、椎间盘的尺寸)和坐姿的影响。

长时间承受多次冲击的全身振动对健康的不利影响包括:腰脊柱和相连的部分神经系统会受到影响。过多的机械压力和/或代谢产物积聚,造成营养不足,引起椎间盘退变。多次冲击和振动的暴露也可能恶化确定性脊柱内源性病理疾病。

评估内部压力改变的影响,宜使用 Palmgren-Miner 方法。实验数据显示:Palmgren-Miner 指数与生物组织和测试方法有关,皮质和松质骨数据的变化范围为 5~14,软骨为 5~20。为了估计对健康的不利影响,这里选择保守的指数 6。

预测的压力变化和预测的人体暴露的总容忍度之间的关系可以用来估计对健康不利影响的可能性。预测响应与脊椎骨(硬组织)有关,这种估计是基于垂直坐姿。向前弯曲或扭转的坐姿会加剧对健康的不利影响。

多次冲击的影响和椎间盘(软组织)的状态在附录 B 中讨论。

A.2 对健康影响的估计

通过采用生物力学模型,根据试验数据,可以看出:输入冲击造成的压应力部分和脊柱峰值加速度响应间存在线性关系。用下式计算等效静态压应力 S_e (MPa):

$$S_e = \left[\sum_{k=x,y,z} (m_k D_k)^6 \right]^{1/6} \dots\dots\dots (A.1)$$

式中:

D_k —— k 方向上的加速度剂量。

推荐的 m_k 数值为:

$$m_x = 0.015 \text{ MPa}/(\text{m}/\text{s}^2)$$

$$m_y = 0.035 \text{ MPa}/(\text{m}/\text{s}^2)$$

$$m_z = 0.032 \text{ MPa}/(\text{m}/\text{s}^2)$$

日等效静压应力剂量 S_{ed} 通过运用式(6)中的日均暴露时间把 D_k 标准化为加速度剂量 D_{kd} 后由式(A.2)获得:

$$S_{ed} = \left[\sum_{k=x,y,z} (m_k D_{kd})^6 \right]^{1/6} \dots\dots\dots (A.2)$$

通常,定义因子 R 为人体响应加速度剂量对健康不利影响的评价指标。

随着暴露时间的增加,相继考虑年龄段增加(力量减少)时, R 定义如下:

$$R = \left[\sum_{i=1}^n \left(\frac{S_{ed} \cdot N^{1/6}}{S_{wi} - c} \right)^6 \right]^{1/6} \dots\dots\dots (A.3)$$

式中：

- N ——年暴露天数；
- i ——计算年数；
- n ——暴露的年数；
- c ——由重力引起的持续静态应力；
- S_{wi} —— $b+i$ 年后的人腰椎的最终强度；
- b ——暴露开始的年龄。

在驾驶状态下, c 值通常取 0.25 MPa。

S_{wi} 的值因脊椎的骨密度不同而产生差异, 通常逐年递减。根据体外研究, 可以得到 S_{wi} (单位百万帕斯卡) 和 $b+i$ 之间的关系式：

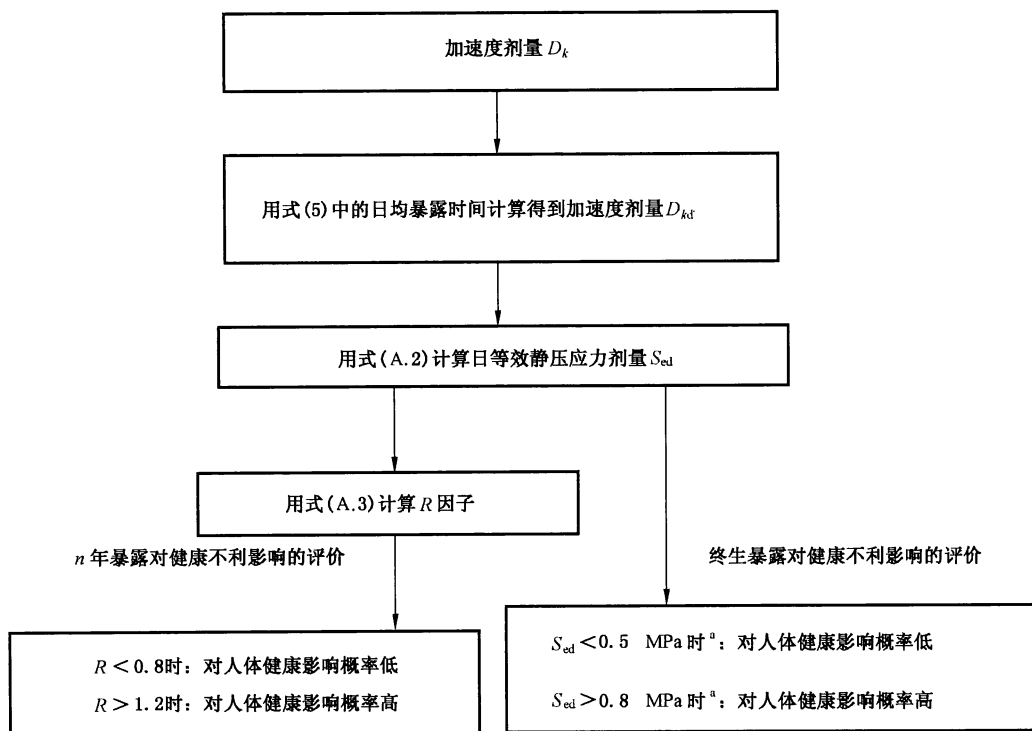
$$S_{wi} = 6.75 - 0.066(b + i) \dots\dots\dots (A.4)$$

因子 R 是很重要的, 当 $R < 0.8$ 时, 表明振动对人体健康影响很小, 当 $R > 1.2$ 时, 振动对人体健康影响非常大。

根据式(A.3)的连续计算, 假设人从 20 岁 ($b=20$) 开始承受振动, 如果要使 R 在年龄为 65 岁 ($n=45$) 时达到 0.8, 则日等效静压应力剂量 S_{ed} 为 0.5 MPa。如果要使同样情况下的 R 为 1.2, 则 S_{ed} 为 0.8 MPa。这些计算都是基于年暴露天数 (N) 为 240 天。要应用其他的年暴露天数, 适合的 S_{ed} 限度可通过将 0.5 MPa 或 0.8 MPa 乘以 $(240/N)^{1/6}$ 计算。

注: 当本部分越来越多地被应用于实践时, S_{ed} 值与长期暴露的不利影响的已有经验间的比较可能需要对这些值再评价。

加速度剂量对健康不利影响的评价过程由图 A.1 所示的流程图给出。



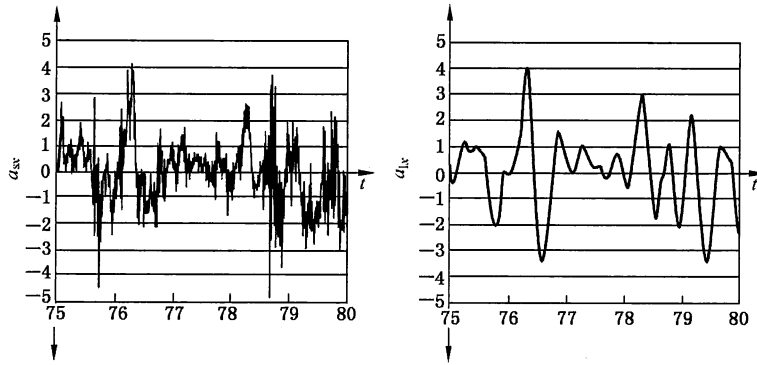
^a 如果每年的暴露天数与 240 天差别较大, 则数值需要乘以一个因数 $(240/N)^{1/6}$ 。

图 A.1 包含多次冲击的振动对健康不利影响的评价流程图

A.3 对健康不利影响的评价实例

对行驶中的越野机器,应在驾驶员的座椅底板上进行测量,实测时间为 2.5 min。

脊柱加速度响应用式(1)、式(2)和式(3)计算。图 A.2 表示在 75 s~80 s 期间 x 轴方向上的输入和响应。



注: 加速度 a_{ax} 和 a_{ay} 的单位是 m/s^2 , 时间 t 的单位是秒。

图 A.2 75 s~80 s 间的 x 轴方向加速度输入和腰部响应

为用式(4)计算剂量,应先确定 x 、 y 轴方向响应正负峰值加速度绝对值和 z 方向响应的正峰值加速度。超过 2.5 min 记录的剂量值应当将峰值的 6 次幂求和再开 6 次方得到,结果如下:

$$D_{x,2.5 \text{ min}} = 8.6 \text{ m/s}^2$$

$$D_{y,2.5 \text{ min}} = 13.6 \text{ m/s}^2$$

$$D_{z,2.5 \text{ min}} = 7.2 \text{ m/s}^2$$

假设加速度时间历程的记录代表了驾驶员最后所经受的暴露条件,暴露的平均持续时间为每工作日 30 min,则根据式(5),日平均剂量为:

$$D_{xd} = 8.6 \times (30/2.5)^{1/6} = 13.0 \text{ m/s}^2$$

$$D_{yd} = 13.6 \times (30/2.5)^{1/6} = 20.6 \text{ m/s}^2$$

$$D_{zd} = 7.2 \times (30/2.5)^{1/6} = 10.9 \text{ m/s}^2$$

根据式(A.2),等效日静压应力计算如下:

$$S_{ed} = [(0.015 \times 13.0)^6 + (0.035 \times 20.6)^6 + (0.032 \times 10.9)^6]^{1/6} = 0.72 \text{ MPa}$$

结果显示:在整个工作期间,暴露在这些条件中对人的健康不利影响属于中度($0.5 \text{ MPa} < S_{ed} < 0.8 \text{ MPa}$)。

附录 B
(资料性附录)

多次冲击和姿势对腰脊柱的影响

椎间盘和椎旁韧带肌肉(软组织)在多次机械冲击的环境中会由于以下已有记载的原因产生受伤风险:

- a) 坐姿机械性地压迫椎间盘。
- b) 不同的姿势可以改变人体对多次加载的响应方式,与对身体的约束无关。
- c) 暴露于多次加载时,椎间盘会导致内部压力变化、软化、撕裂和/或翘曲。
- d) 考虑主动和被动的稳定性,椎间盘运动节段取决于神经肌肉控制系统的正常功能,因此应当防止翘曲。
- e) 人可能由于意外的、突发的负荷感到不舒服,导致主干肌肉过度反应。
- f) 特别是暴露于多次加载暴露的影响,由于神经肌肉控制系统不能快速反应足以进行协调,可能引发运动节段翘曲事件。

参考文献中给出有关的姿势和软组织的文献。

附录 C
(资料性附录)

用于 z 轴多次冲击的腰部加速度响应建模的递归神经网络

实验数据表明,与小幅冲击的响应相比,使用腰部加速度响应的线性模型会导致对大幅冲击的响应估计过低。因此使用非线性建模方法会得到更准确的结果。递归神经网络(RNN)用于座椅 z 轴的腰部加速度响应的建模,这种响应是基于受试者垂直的、放松的坐姿且背部没有支撑。

神经网络是一种算法,可根据其输入输出数据[见式(2)及式(3)]对未知系统建模。其结构是由一系列相互关联的元素或神经元构成。每个神经元生成一个输出 $u_j(t)$,它是输入加权非线性函数。

有关系统的信息进行编码,通过训练算法用加权 w_{ji} 连接。网络的输出包括一系列处理单元输出加权的线性加权求和。递归神经网络具有把延迟反馈输出 $a_{1z}(t-i)$ 作为网络输入的联接层。因此网络的输入由系统输入的延迟样本(座椅加速度 a_{sz})和延迟网络输出(a_{1z})组成。由于每个输出是先前所有的输入和输出的函数,因此递归神经网络本质上是非线性函数无限脉冲响应滤波程序。

z 轴的递归神经网络训练使用的振动和冲击范围为 $-20 \text{ m/s}^2 \sim 40 \text{ m/s}^2$, $0.5 \text{ Hz} \sim 40 \text{ Hz}$,这构成了该非线性模型的适用范围。

附录 D
(资料性附录)
响应和剂量计算程序的开发

D.1 总论

由记录的加速度时间历程(a_{sk})计算响应加速度(a_{lk}),在 x 和 y 方向可以由任何具有冲击谱计算工具的程序运算。没有 z 方向计算的标准程序,但这样的程序可以很容易地使用不同标准的基础数学运算程序开发。用 MATLAB 编写的代码实例在 D.3 给出,或选择包括编译器的免费软件 SCILAB。

D.2 软件校准检验

下面给出了一种可用于校准检查软件的实例。输入的座椅加速度 $a_{sk}(t)$ 在三个轴上是由 6 段线性部分组成的分段函数,见图 D.1 a)。每部分由线性函数: $a_{sk}(t)=c_1t+c_2$ 表示,其中系数 c_1 和 c_2 在表 D.1 中给出。腰脊柱响应的计算应产生的响应见表 D.1。

表 D.1 信号线性分段校准

分段序号	c_1 m/s ²	c_2 m/s ²	时间 t 区间 s
1	40	0	$0 \leq t \leq 0.05$
2	0	2	$0.05 < t \leq 0.2$
3	-20	6	$0.2 < t \leq 0.4$
4	0	-2	$0.4 < t \leq 0.5$
5	40	-22	$0.5 < t \leq 0.55$
6	0	0	$0.55 < t \leq 2$

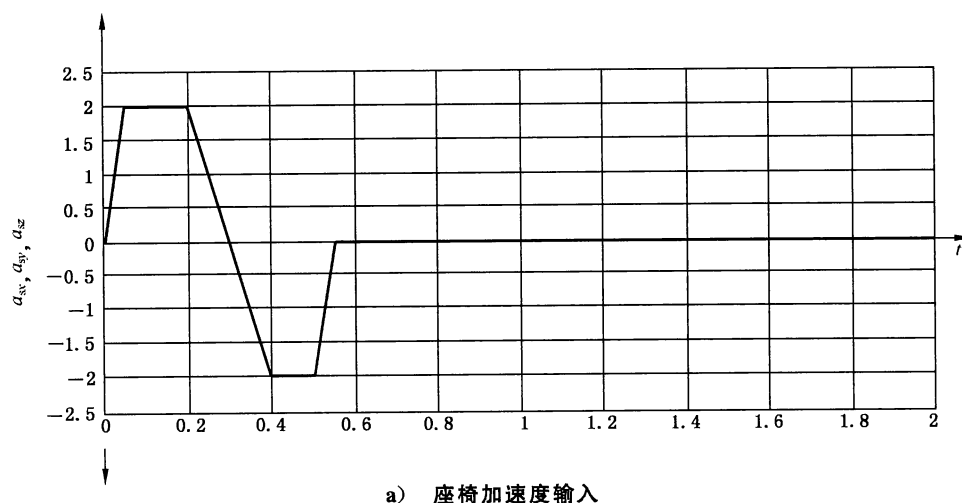
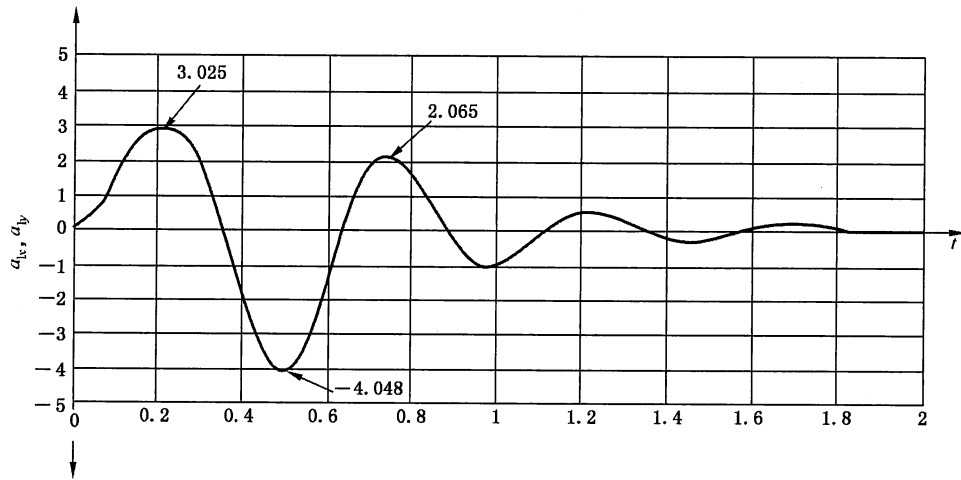
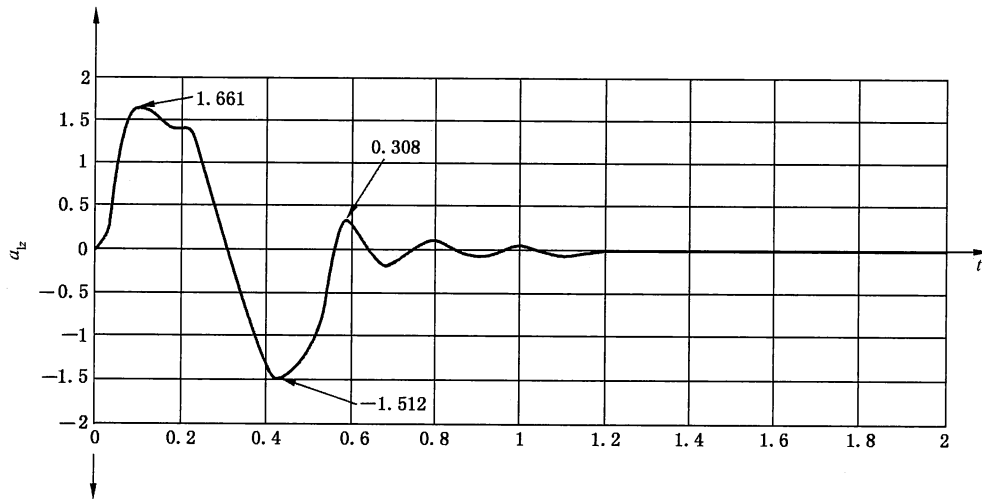


图 D.1 软件校准函数和软件计算出的表明关键峰值的预期响应



b) 腰椎柱 x 和 y 轴响应



c) 腰椎柱 z 轴响应

注：加速度单位是 m/s^2 ，时间 t 单位是秒。

图 D.1 (续)

D.3 MATLAB 代码实例

D.3.1 概述

在 x 和 y 方向上响应的计算运用了滤波技术，函数 a 和函数 b 与阻尼 $Q=1/(2\zeta)$ (ζ 为阻尼比)，固有频率 $\omega_n = 2\pi f_n$ 及采样频率 f_{sample} 的关系如下：

$$a = [1, -2\cos(B) \cdot \exp(-A), \exp(-2A)]$$

$$b = [1 - \exp(-A) \cdot \sin(B)/B, 2\exp(-A) \cdot \sin(B)/B - \cos(B), \exp(-2A) - \exp(-A) \cdot \sin(B)/B]$$

式中：

$$A = \omega_n / (2Q) / f_{\text{sample}}$$

$$B = \omega_n / f_{\text{sample}} \cdot \sqrt{1 - 1/(2Q)^2}$$

在下面的程序中，在 a 和 b 的值对应于固有频率 $f_n = 2.125 \text{ Hz}$ ($\omega_n = 13.35 \text{ s}^{-1}$)，临界阻尼比 $\zeta = 0.22$ 和采样频率 $f_{\text{sample}} = 160 \text{ Hz}$ 。编写程序的输入加速度采样率为 160 Hz ，但在 x 和 y 方向样本的采样计算可相应地改变程序中 a 和 b 的值由另一采样率(高于 160 Hz)获得。

对于在 z 方向的响应计算,这个过程直接按照公式进行。在 z 方向 160 Hz 的采样率以得到正确的结果(见 5.2.3)。如果使用其他采样率应在 z 值输入前进行重采样。这可以通过在 MATLAB 中给出命令 `zfile = resample(z,160,f)` 完成,其中 z 是采样率 f 的样本。

程序编码应该拷贝或写入 MATLAB editor 中并分为四个独立的 function 加以保存,打开 MATLAB 的 command 窗口,键入 edit 来输入编码。由 % 起始的行是注释行。

四个函数应以不同的文件名 SpineAcc、SpineAccXY、SpineAccZ、CountPeaks 和扩展名.m 分别存储。文件被保存在位于 C:\...\Matlab\Toolbox\下的目录中,文件夹命名为 SpineAcc。下一步就是把路径 C:\...\Matlab\Toolbox\SpineAcc 与 MATLAB 相联。打开 MATLAB 然后双击 Path Browser。从 Path Browser 的菜单中,选择 Path 然后添加路径,点击 browser 找到 SpineAcc 目录的地址,然后点击 OK。

编码适用于 MATLAB 5.0 及更高版本。

D.3.2 数据输入

输入数据会用到一个以.txt 为后缀且有两列的 ASCII 码文件,第一列是时间数据,第二列为座椅上测得的加速度 a_{sk} 。由于路径已在函数调用中给出,故输入的数据可以放于任一目录下。

D.3.3 数据输出

作为数据输出,对于不同方向的计算文件应创建在与输入数据相同的目录下,数据输出文件名应与数据输入文件名相同,但要增加扩展_al,在最后一行和第二列,列出剂量计算值 D_k ,输出数据也会立刻在 MATLAB 中显示出来,但是图不会保存。

D.3.4 函数调用(开始计算命令)

在 MATLAB 的 Command Window 中输入计算开始的指令。在 MATLAB 的命令窗中输入:

```
SpineAcc(path,xfile,yfile,zfile);
```

键入 enter 开始计算,输入文件存放的路径是 path;输入文件名 xfile、yfile 和 zfile,不带扩展名.txt。路径和文件名按字符串形式给出,也就是放在两个单引号(')中。命令中的第一个文件会被当成 x 方向的测量文件,第二个是 y 方向的,第三个是 z 方向的。如果一或两个方向不用计算,则用空格而不是一个文件名。

SpineAcc 函数计算加速度响应和剂量,通过调用子函数 SpineAccXY、SpineAccZ、CountPeaks 在各个方向自动进行相同的运算。

范例:如果输入数据位于 C:\Documents\下且三个轴方向的输入数据分别命名为 Mplx.txt、Mply.txt、Mplz.txt,函数调用格式:

```
SpineAcc('C:\Documents\','Mplx','Mply','Mplz');
```

如果仅计算 x 和 z 方向的值,函数调用格式:

```
SpineAcc('C:\Documents\','Mplx','','Mplz');
```

D.3.5 程序代码(MATLAB)

```
Function SpineAcc(path,xfile,yfile,zfile)
```

```
%SpineAcc: Calculates the human response of the spine, alx, aly and alz, and also Dx, Dy and Dz,
```

```
%           from acceleration measurements in the seat.
```

```
%path:     Directory in which the measurement files are located.
```

```

    % xfile, yfile, or zfile; ASCII file with a time vector in the first column and the
    measurement result
    %           in the x-,y-,or z-direction asx,asy or asz,in the second column
    %If any of the filenames is given as an empty string",calculations will not be performed in that
    direction.
    % subfunction calls
    if xfile ~''
        figure(1)
        clf
        SpineAccXY(path,xfile,'x');
    end
    if yfile ~''
        figure(2)
        clf
        SpineAccXY(path,yfile,'y');
    end
    if zfile ~''
        figure(3)
        clf
        SpineAccZ(path,zfile);
    end

    function SpineAccXY(path,file,XorY)

    %SpineAccXY;Calculates the human response of the spine,alx,aly,Dx and Dy from accelera-
    tion
    %           measurements in the seat.The result is stored in the file file_al.txt,along with
    the time vector.

    %load input file
    as = load([path,file,'.txt']);
    %separation of input time data and measurement data
    time = as(:,1);
    as = as(:,2);

    %calculation of al(t)
    a = [1, -1.957115,0.963949];
    b = [0.0192752,0.00433451, -0.0167763];
    al = filter(b,a,as);

    %call the function CountPeaks to calculate Dk
    Dk = CountPeaks(al,XorY);

```

```

%plot the result
plot(time,al)
title(file)
legend(['D',XorY,' = ',num2str(Dk)],1)

%add the time column to the calculated response and the calculated value Dk to the last
row and
%second column
al = [time,al; 0 Dk];
eval([' save ',path,file,'_al.txt al - ascii - tabs '])

function SpineAccZ(path,zfile)

%SpineAccZ:Calculates the human response of the spine,alz and Dz from acceleration meas-
urements
%           in the seat.The result is stored in the file zfile_al.txt,along with the time
vector.
%path:      Directory in which the measurement files are located.
%zfile:     ASCII file with a time vector in the first column and the measurement result,asz,
in the
%           second column.

%load input file
asz = load(['path,zfile','.txt ']);
([' save ',path,file,'_al.txt alz - ascii - tabs '])

%separation of input time data and measurement data
time = asz(:,1);
asz = asz(:,2);

%extension of asz with 8 samples
asz = [0; 0; 0; 0; 0; 0; 0; 0; asz];

%preallocation of memory
alz = zeros(size(asz));
x = zeros(length(asz),7);

%constants
w = [0.00130 0.01841 - 0.00336 0.01471 0.00174 0.00137 0.00145;
- 0.00646 - 0.00565 - 0.00539 0.01544 - 0.00542 0.00381 0.00497;
- 0.00091 - 0.02073 0.00708 - 0.00091 0.00255 - 0.00216 0.01001;
0.00898 - 0.02626 0.00438 - 0.00595 - 0.00774 - 0.00034 0.01283;
0.00201 0.00579 0.00330 - 0.00065 - 0.00459 - 0.00417 - 0.00468;

```

```

0.00158 0.00859 0.00166 0.00490 - 0.00546 0.00057 - 0.00797;
0.00361 0.00490 0.00452 0.00079 - 0.00604 - 0.00638 - 0.00529;
0.00167 - 0.00098 0.00743 0.00795 - 0.01095 0.00627 - 0.00341;
- 0.00078 - 0.00261 0.00771 0.00600 - 0.00908 0.00504 0.00135;
- 0.00405 - 0.00210 0.00520 0.00176 - 0.00465 - 0.00198 0.00451;
- 0.00563 0.00218 - 0.00105 0.00195 0.00296 - 0.00190 0.00306;
- 0.00372 0.00037 - 0.00045 - 0.00197 0.00289 - 0.00448 0.00216;
- 0.31088 - 0.95883 - 0.67105 0.14423 0.04063 0.07029 1.03300];
W = [57.96539 52.32773 49.78227 53.16885 56.02619 - 27.79550 72.34446 21.51959];

%calculation of alz(t)
for t = (9:length(asz));
    for j = 1 : 7
        x(t,j) = sum(alz(t-1:-1:t-4). * w(1:4,j)) + sum(asz(t-1:-1:t-8). * w(5:12,j)) + w
            (13,j);
        x(t,j) = tanh(x(t,j));
    end
    alz(t) = sum(W(1:7). * x(t,1:7)) + W(8);
end
alz = alz(9:length(asz));

%call the function CountPeaks to calculate Dz
Dz = CountPeaks(alz,'z');

%plot the result in figure 3
plot(time,alz)
title(zfile)
legend(['Dz = ',num2str(Dz)],1)

%add the time column to the calculated response and the calculated value Dz to the last
row and
% second column
alz = [time,alz; 0 Dz];
(['save',path,zfile,'_al.txt alz-ascii-tabs'])

function Dk = CountPeaks(alk,xyz)

%CountPeaks;Calculates Dk from the input signal alk.
%Dk;          Calculated output value Dk.
%alk;         Input vector;One column with the response alk.
%xyz;         String expression;'x','y' or 'z' depending on which direction the input vector
represents.

```

```

Dk = 0;
i = 1;
id1 = 1;
id2 = 1;

%set the array pointers id1 and id2 each time signal changes sign (+/-) and find the maximum
inum between id1 and
%id2
for i = 1:length(alk)-1
    if (((alk(i)>0) & (alk(i+1)<0)) | ((alk(i)<0) & (alk(i+1)>0)))
        id2 = i;
        if alk(id2)<0
            [mx, ind] = min((alk(id1:id2)));
            if ((xyz = 'z') | (xyz = 'Z'))
                mx = 0;
            end
        else
            [mx, ind] = max((alk(id1:id2)));
        end
        Dk = Dk + mx^6;
        id1 = id2;
    end
end
Dk = Dk^(1/6)

```

参 考 文 献

- [1] ISO 8041 Human response to vibration—Measuring instrumentation
- [2] ISO 10326-1 Mechanical vibration—Laboratory method for evaluating vehicle seat vibration — Part 1:Basic requirements
- [3] ADAMS, M.A. and HUTTON, W.C. Gradual disc prolapse. *Spine*, 10(6), 1985, pp.524-531.
- [4] ALLEN, G.R. The use of a spinal analog to compare human tolerance of repeated shocks with tolerance of vibration. AGARD Proceedings CP 253, A25. Published by NATO Research and Technology Organisation, Neuilly-sur-Seine, France, 1979.
- [5] ANDERSSON, G. B., ORTENGREN, R. and NACHEMESON, A. Disc pressure measurements when rising and sitting down on a chair. *Eng Med.*, 11(4), 1982, pp.189-190.
- [6] BRINCKMANN, P., BIGGEMAN, M. and HILWEG, D. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, 4 (Supplement 2), 1988, pp.1-23.
- [7] BROWN, T., HANSEN, R.J. and YORRA, A.J. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs: A preliminary report. *J. Bone Joint Surg.*, 39A, 1957, pp.1135-1165.
- [8] CAMERON, B., MORRISON, J., ROBINSON, D., VUKUSIC, A., MARTIN, S., RODDAN, G. and ALBANO, J. Development of a standard for the health hazard assessment of mechanical shock and repeated impact in army vehicles; Phase 4. Prepared by B.C. Research Inc. for U.S. Army Aeromedical Research Laboratory, Fort Rucker, Contract Report No. CR-96-1, 1996.
- [9] CARTER, D.R., CALER, W.C., SPENGLER, D.M. and FRANKEL, V.H. Uniaxial fatigue of human cortical bone; The influence of tissue physical characteristics. *J. Biomechanics*, 14, 1981, pp. 461-470.
- [10] CHOLEWICKI, J., JULURU, K. and MCGILL, S.M. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *J. Biomechanics*, 32, 1999, pp.13-17.
- [11] CHOLEWICKI, J., PANJABI, M. M. and KHACHATRYAN, A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22(19), 1997, pp.2207-2212.
- [12] COHEN, H. H., WASSERMAN, D. E. and HORNING, R. W. Human performance and transmissibility under sinusoidal and mixed vertical vibration. *Ergonomics*, 20(3), 1977, pp.207-216.
- [13] CRISCO, J.J. and PANJABI, M.M. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine*, 16 (7), 1991, pp. 793-799.
- [14] CRISCO, J.J., PANJABI, M.M., YAMAMOTO, I. and OXLAND, T.R. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II; Experiment. *Clinical Biomechanics*, 7, 1992, pp.27-32.
- [15] GARDNER-MORSE, M.G. and STOKES, I.A.F. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 1998, pp.86-92.
- [16] GEDALIA, U., SOLOMONOW, M., ZHOU, B.-H., BARATTA, R. V., LU, Y. and HARRIS, M. Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading, Part 2; Recovery of reflexive muscular stability with rest. *Spine*, 24(23), 1999, pp.2461-2467.
- [17] HANSSON, T., KELLER, T.S. and SPENGLER, D.M. Mechanical behavior of the human lumbar spine, II. Fatigue strength during dynamic compressive loading. *J. Orthopedic Research*, 5, 1987, pp.479-487.

- [18] HUTTON, W. C. and ADAMS, M. A. Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? *Spine*, 7(6), 1982, pp.586-590.
- [19] LAFFERTY, J. L. Analytical model of the fatigue characteristics of bone. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 49, 1978, pp.170-174.
- [20] LAFFERTY, J. L. and RAJU, P. V. V. The influence of stress frequency on the fatigue strength of cortical bone. *J. Biomed. Eng.*, 101, 1979, pp.112-113.
- [21] LIU, Y. K., GOEL, V. K., DEJONG, A., et al. Torsional fatigue of the lumbar intervertebral joints. *Orthop Trans.*, 7(3), 1983, p.461.
- [22] MANNING, D. P., MITCHELL, R. G. and BLANCHFIELD, L. P. Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. *Spine*, 9(7), 1984, pp.734-739.
- [23] MANNION, A. F., ADAMS, M. A. and DOLAN, P. Sudden and unexpected loading generates high forces on the lumbar spine. *Spine*, 25(7), 2000, pp.842-852.
- [24] MARRAS, W. S., RANGARAJULU, S. L. and LAVENDER, S. A. Trunk loading and expectation. *Ergonomics*, 30, 1987, pp.551-562.
- [25] MCGILL, S. M. The biomechanics of low back injury; Implications on current practice in industry and the clinic. ISB Keynote Lecture. *J. Biomechanics*, 30(5), 1997, pp.465-475.
- [26] MICHEL, M. C., GUO, X. E., GIBSON, L. J., MCMAHON, T. A. and HAYES, W. C. Compressive fatigue behavior of bovine trabecular bone. *J. Biomechanics*, 26, 1993, pp.453-463.
- [27] MINER, M. A. Cumulative damage in fatigue. *J Applied Mechanics*, 12, 1945, pp.159-164.
- [28] MORRISON, J. B., MARTIN, S. H., ROBINSON, D. G., RODDAN, G., NICOL, J. J., SPRINGER, M. J.-N., CAMERON, B. J. and ALBANO, J. P. Development of a comprehensive method of health hazard assessment for exposure to repeated mechanical shocks. *J. Low Frequency Noise and Vibration*, 16(4), 1997, pp.245-255.
- [29] MORRISON, J. B., ROBINSON, D. G., NICOL, J. J., RODDAN, G., MARTIN, S. H., SPRINGER, M. J.-N., CAMERON, B. J. and ALBANO, J. P. A biomechanical approach to evaluating the health effects of repeated mechanical shocks. *Proceedings of the Human Factors and Medicine Panel, RTO-MP-20*. Published by NATO Research and Technology Organisation, Neuilly-sur-Seine, France, 1999.
- [30] MORRISON, J. B., ROBINSON, D. G., RODDAN, G., NICOL, J. J., SPRINGER, M. J.-N., MARTIN, S. H. and CAMERON, B. J. Development of a standard for the health hazard assessment of mechanical shock and repeated impact in army vehicles; Phase 5. Prepared by B. C. Research Inc. for U.S. Army Aeromedical Research Laboratory, Fort Rucker, Contract Report No. CR-97-1, 1997.
- [31] NICOL, J. J., MORRISON, J. B., RODDAN, G. and RAWICZ, A. Modelling the dynamic response of the human spine to shock and vibration using a recurrent neural network. *Heavy Vehicle Systems, Special Series, Int. J. Vehicle Design*, 4(2-4), 1997, pp.145-165.
- [32] PAYNE, P. Method to quantify ride comfort and allowable accelerations. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 49, 1978, pp.262-269.
- [33] PAYNE, P., BRINKLEY, J. W. and SANDOVER, J. Shock discomfort - a comparison of approaches. U.K. Group Meeting on Human Response to Vibration; Institute of Naval Medicine, Alverstoke, UK, 1994.
- [34] PORTER, R. W., ADAMS, M. A. and HUTTON, W. C. Physical activity and the strength of the lumbar spine. *Spine*, 14(2), 1989, pp.201-203.
- [35] QUINT, U., WILKE, H.-J., SHIRAZI-ADI, A., PARNIANPOUR, M., LÖER, F. and

CLAES, L.E. Importance of the intersegmental trunk muscles for the stability of the lumbar spine. A biomechanical study In Vitro. *Spine*, 23(18), 1998, pp.1937-1945, 1999.

[36] ROBINSON, D.G. The dynamic response of the seated human to mechanical shock. Ph.D. thesis, Simon Fraser University, Canada, 1999.

[37] SANDOVER, J. Dynamic loading as a possible source of low-back disorders. *Spine*, 8, 1983, pp.652-658.

[38] SANDOVER, J. Vehicle vibration and back pain. AGARD Proceedings CP 378, A13. Published by NATO Research and Technology Organisation, Neuilly-sur-Seine, France, 1985.

[39] SEIDEL, H., BLUTHNER, R., HINZ, B. and SCHUST, M. On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration: Theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration. *J. Sound and Vibration*, 215(4), 1998, pp.723-741.

[40] SOLOMONOW, M., ZHOU, B.-H., BARATTA, R. V., LU, Y., ZHU, M. and HARRIS, M. Biexponential recovery model of lumbar viscoelastic laxity and reflexive muscular activity after prolonged cyclic loading. *Clinical Biomechanics*, 15, 2000, pp.167-175.

[41] SPANG, K. Quality of methods for assessment of adverse effects on humans of vibration including single event shocks and repetitive shocks. In R. Boone (Ed.), *InterNoise 2001*, Maastricht, Netherlands, Akoestisch Genootschap, 2, 2001, pp.1031-1036.

[42] WEIGHTMAN, B. Variations in the tensile fatigue resistance of human articular cartilage. *Proc. 22nd Ann. Orthop. Res. Soc. Mtg.*, New Orleans, USA, 1976.

[43] WILDER, D. G., ALEKSIEV, A., MAGNUSSON, M., POPE, M. H., SPRATT, K. and GOEL, V. Muscular response to sudden load: A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*, 21(22), 1996, pp.2628-2639.

[44] WILDER, D.G. and POPE, M. H. : Epidemiological and etiological aspects of low back pain in vibration environments-An update. *Clinical Biomechanics*, 11(2), 1996, pp.61-73.

[45] WILDER, D.G., POPE, M.H. and FRYMOYER, J.W. The biomechanics of lumbar disc herniation and the effect of overload and instability. American Back Society Research Award. *J Spinal Disorders*, 1(1), 1988, pp.16-32.

中 华 人 民 共 和 国
国 家 标 准
机械振动与冲击 人体暴露于全身
振动的评价 第5部分:包含多次冲击
的振动的评价方法

GB/T 13441.5—2015/ISO 2631-5:2004

*

中国标准出版社出版发行
北京市朝阳区和平里西街甲2号(100029)
北京市西城区三里河北街16号(100045)

网址 www.spc.net.cn

总编室:(010)68533533 发行中心:(010)51780238

读者服务部:(010)68523946

中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷
各地新华书店经销

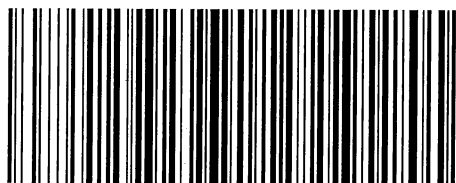
*

开本 880×1230 1/16 印张 1.75 字数 42 千字
2016年2月第一版 2016年2月第一次印刷

*

书号: 155066·1-53114 定价 27.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换
版权专有 侵权必究
举报电话:(010)68510107



GB/T 13441.5-2015