



中华人民共和国国家标准

GB/T 13441.1—2007/ISO 2631-1:1997
代替 GB/T 13441—1992, GB/T 13442—1992

机械振动与冲击 人体暴露于全身振动的评价 第1部分：一般要求

Mechanical vibration and shock—Evaluation of human exposure to
whole-body vibration—Part 1: General requirements

(ISO 2631-1:1997, IDT)

2007-04-30 发布

2007-11-01 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	I
引言	II
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 符号和下标	1
5 振动测量	3
5.1 总则	3
5.2 测量方向	3
5.3 测量位置	3
5.4 信号调理的一般要求	4
5.5 测量时间长度	4
5.6 振动条件的报告	4
6 振动评价	4
6.1 用计权均方根加速度的基本评价方法	4
6.2 基本评价方法的适用性	5
6.3 基本评价方法不适用时的附加评价方法	7
6.4 频率计权	8
6.5 多方向的合成振动	10
6.6 振动评价方法使用指南	10
7 健康	10
7.1 应用	10
7.2 振动评价	11
7.3 振动对健康影响的评价指南	11
8 舒适与感知	11
8.1 应用	11
8.2 舒适	11
8.3 感知	13
8.4 振动对感知和舒适影响的评价指南	13
9 运动病	13
9.1 应用	13
9.2 振动评价	13
9.3 振动对运动病影响的评价指南	13
附录 A (规范性附录) 频率计权的数学定义	14
附录 B (资料性附录) 振动对健康影响的评价指南	16
附录 C (资料性附录) 振动对舒适与感知影响的评价指南	18
附录 D (资料性附录) 振动对运动病发病率影响的评价指南	20
参考文献	21

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评价方法。

本部分为 GB/T 13441 的第1部分。

本部分等同采用 ISO 2631-1:1997(E)《机械振动与冲击 人体暴露于全身振动的评价 第1部分：一般要求》(英文版)。

为便于使用,本部分做了如下编辑性修改：

- 用“本部分”代替“ISO 2631 本部分”；
- 删除国际标准的前言；
- 用小数点符号“.”代替作为小数点的“,”；
- 取消附录 E,并把相应的内容纳入本部分参考文献之中；
- 对 ISO 2631-1:1997(E)引用的其他国际标准,有被等同采用为我国标准的,用我国标准代替对应的国际标准,其他则直接引用国际标准。

本部分是对 GB/T 13441—1992《人体全身振动环境的测量规范》和 GB/T 13442—1992《人体全身振动暴露的舒适性降低界限和评价准则》的合并修订。

本部分与 GB/T 13441—1992 和 GB/T 13442—1992 相比主要变化如下：

- 本部分与 ISO 2631-1:1997(E)的一致性程度为等同,而前一版本则为非等效；
- 本部分改为 GB/T 13441 系列标准的第1部分,并按 ISO 2631-1:1997(E)补充了 GB/T 13441—1992 和 GB/T 13442—1992 中未纳入的部分；
- 频率范围扩展到 1 Hz 以下,用基于均方根值加速度频率计权方法评价；
- 增加了附录 A:频率计权的数学定义；
- 调整了术语和定义；
- 取消了 GB/T 13441—1992 中振动的量级(振级)、等效连续均方根值、等效连续振级等概念；
- 取消了 GB/T 13441—1992 中的测量报告；
- 本部分不强调振动暴露界限,也不强调暴露时间的概念,取消了 GB/T 13442—1992 的表格及图中有关暴露时间的内容,但在增加的附录 B、附录 C 和附录 D 中提供了振动影响评价指南；
- 本部分不仅规定了振动对坐姿和立姿人体影响的相关测量及评价方法,而且也规定了振动对卧姿人体影响的相关测量及评价方法；在附录 C 中给出了振动对舒适与感知影响的评价指南。

本部分的附录 A 为规范性附录,附录 B、附录 C、附录 D 为资料性附录。

本部分由全国机械振动与冲击标准化技术委员会(SAC/TC 53)提出并归口。

本部分起草单位：北京理工大学、北京航天医学工程研究所、中国铁道科学研究院、吉林省安全科学技术研究院、北京市劳动保护科学研究所、郑州机械工程研究所。

本部分主要起草人：高利、陈卫杰、吴绍斌、陈雪梅、赵亚男、刘洪涛、马筠、肖建民、邵斌、韩国明。

本部分所代替标准的历次版本发布情况为：

- GB/T 13441—1992；
- GB/T 13442—1992。

引 言

本部分的主要目的是规定与下列方面相关的人体暴露于全身振动的量化方法：

- 人的健康与舒适；
- 振动感知的可能性；
- 运动病的发病率。

本部分主要涉及人体全身振动，但并不包括那些直接传递到四肢上的振动（如电动工具）而带来的严重影响。

交通工具（包括空中、陆路及水上）、机械设施（比如用于工业和农业的）以及工业活动（比如打桩和爆破）经常使人们暴露于周期的、随机的或瞬态的机械振动当中，这些机械振动会影响人们的舒适、活动和健康。

本部分不包括振动暴露界限，但还是定义了相关的评价方法，以便可单独预备用作界限的基础，本部分还包括对含有间断性高峰值（即有高波峰因数）振动的评价。

三个附录提供了振动对健康（附录 B）、对舒适与感知（附录 C）和对运动病发病率（附录 D）可能造成的影响的近期信息。本指南试图考虑所有可能的数据并满足进一步提出简单而实用的推荐方法的需要。为了避免歧义和鼓励精确的测量，本指南都是以数字项的形式给出。但在使用这些推荐值时应牢记应用的限制条件。从科技文献中可获得更多的信息，本部分参考文献中列出了部分相关科技文献。

本部分没有涵盖剧烈振动对人的行为和工作能力的潜在影响，因为这类指南主要取决于与操作者、场所和任务设计相关的工效学细节。

振动是很复杂的，通常包括许多频率，发生在几个方向上并且随时改变。振动产生的影响可能是多种多样的。全身振动暴露会在人体内引起摆动和力的复杂分配，不同实验对象在生物学反应方面存在很大的差异。全身振动会引起一些感觉（如不舒适或烦躁），影响人的行为能力或呈现健康和安全隐患（如病理学损伤或生理学变化），小幅度运动震荡力的存在也会产生类似的影响。

为更适应需要，本部分编入了该领域报告的新经验和研究成果，主要变化有：

- 重新组织了本部分；
- 改变了振动环境测量和分析的方法；
- 改变了结果应用的步骤。

随着人们对振动的人体生理/病理反应以及行为反应的复杂性和缺乏清楚认识的增强，全面地理解剂量-反应间的关系有利于给出关于健康、舒适与感知、运动病发病率更为定量的指南（见附录 B～附录 D）。

基于实践经验，均方根值方法仍继续作为波峰因数小于 9 的测量基础，因此应坚持对现有数据库的整合。近年来的研究已经表明承受振动暴露时的加速度峰值的重要性，尤其是对健康的影响更为重要。实验表明评价振动的均方根值方法低估了具有真正价值的峰值对振动的影响。在均方根值方法扩展到波峰因数小于或等于 9 的振动评价的情况下，希望提出附加的和或可替代的测量程序来评价这种高峰值特别是波峰因数大于 9 的振动。

为简单起见，有关暴露持续时间对人的不同影响附属关系已在早期版本中作了假定，认为对不同的影响（健康、工作效率和舒适）是相同的。这一概念没有得到实验研究结果的支持，因此被删掉。新的研究成果在附录中作了概述。本修订没有包括暴露界限或极限，还删除了由于振动产生“疲劳降低工作效率”的概念。

尽管在本修订中有一些实际变化、改善和精练，大量的报告和研究成果都表明在早期版本中推荐的

评价指南和暴露界限是安全的而且可以防止不希望的影响。这次修订应当不影响现有数据库的整合和继续,也应当支持更好的数据收集以作为各种刺激——影响关系的基础。

本部分规定了人体暴露于全身振动的测量和评价的一般方法,GB/T 13441 的其他部分是以本部分为基础的特殊环境下的具体规定。

本部分是 GB/T 13441 结构调整后修订完成的第一个部分,其他部分将在今后陆续制定和修订。

机械振动与冲击

人体暴露于全身振动的评价

第1部分：一般要求

1 范围

本部分规定了周期、随机和瞬态的全身振动的测量方法,指出了综合决定振动暴露能够被接受程度的主要因素。附录B至附录D表明了目前的观点并提供了振动对健康、舒适与感知、运动病的可能影响的指南。考虑的频率范围为:

- 对健康、舒适与感知为0.5 Hz~80 Hz;
- 对运动病为0.1 Hz~0.5 Hz。

尽管没有涉及人体行为的潜在影响,这里关于全身振动测量指南的绝大部分也可用于这个领域。本部分还规定了为了测定人体暴露,而安装传感器的优先方法的原则。本部分不适用于像车辆事故产生的极大单次撞击。

本部分适用于通过支撑面传递到整个人体的运动,这些支撑面包括站立的人的脚或坐着的人的臀部、背部和脚或躺卧的人的支撑区域。这种类型的振动出现在交通工具、机械设备、建筑物中以及正在工作的机器附近。

2 规范性引用文件

下列文件中的条款通过GB/T 13441的本部分的引用而成为本部分的条款。凡是注日期的引用文件,其随后所有的修改单(不包括勘误的内容)或修订版均不适用于本部分,然而,鼓励根据本部分达成协议的各方研究是否可使用这些文件的最新版本。凡是不注日期的引用文件,其最新版本适用于本部分。

- GB/T 15619—2005 机械振动与冲击 人体暴露 词汇(ISO 5805:1997, IDT)
- GB/T 18707.1—2002 机械振动评价车辆座椅振动实验室方法(ISO 10326-1:1992, IDT)
- ISO 2041 振动与冲击 术语
- ISO 8041 人体振动响应 测量仪器
- IEC 1260 电声学 倍频程和分数倍频程滤波器

3 术语和定义

ISO 2041 和 GB/T 15619 中给定的术语和定义适用于 GB/T 13441 的本部分。

4 符号和下标

4.1 符号

- a 振动加速度,平移加速度为(m/s^2),旋转加速度为(rad/s^2),如无特殊说明,对其值的引用均指均方根值(r. m. s);
- $H(p)$ 用虚数角频率(复频率)的函数表示的滤波器的传递函数或增益;
- $p=j2\pi f$ 虚数角频率;
- w 频率计权。

4.2 下标

c, d, e, f, j, k 指用来评价健康、舒适、感知和运动病而推荐的各个频率计权曲线(见表 1 和表 2)。

w 指频率计权加速度值。

x, y, z 指平移或直线振动的方向(见图 1)。

对于旋转振动,它们指旋转轴 r (绕 x, y, z 轴的旋转分别设定为滚转、俯仰和偏转,见图 1)。

v 指 x, y 和 z 轴总计权加速度的矢量和。

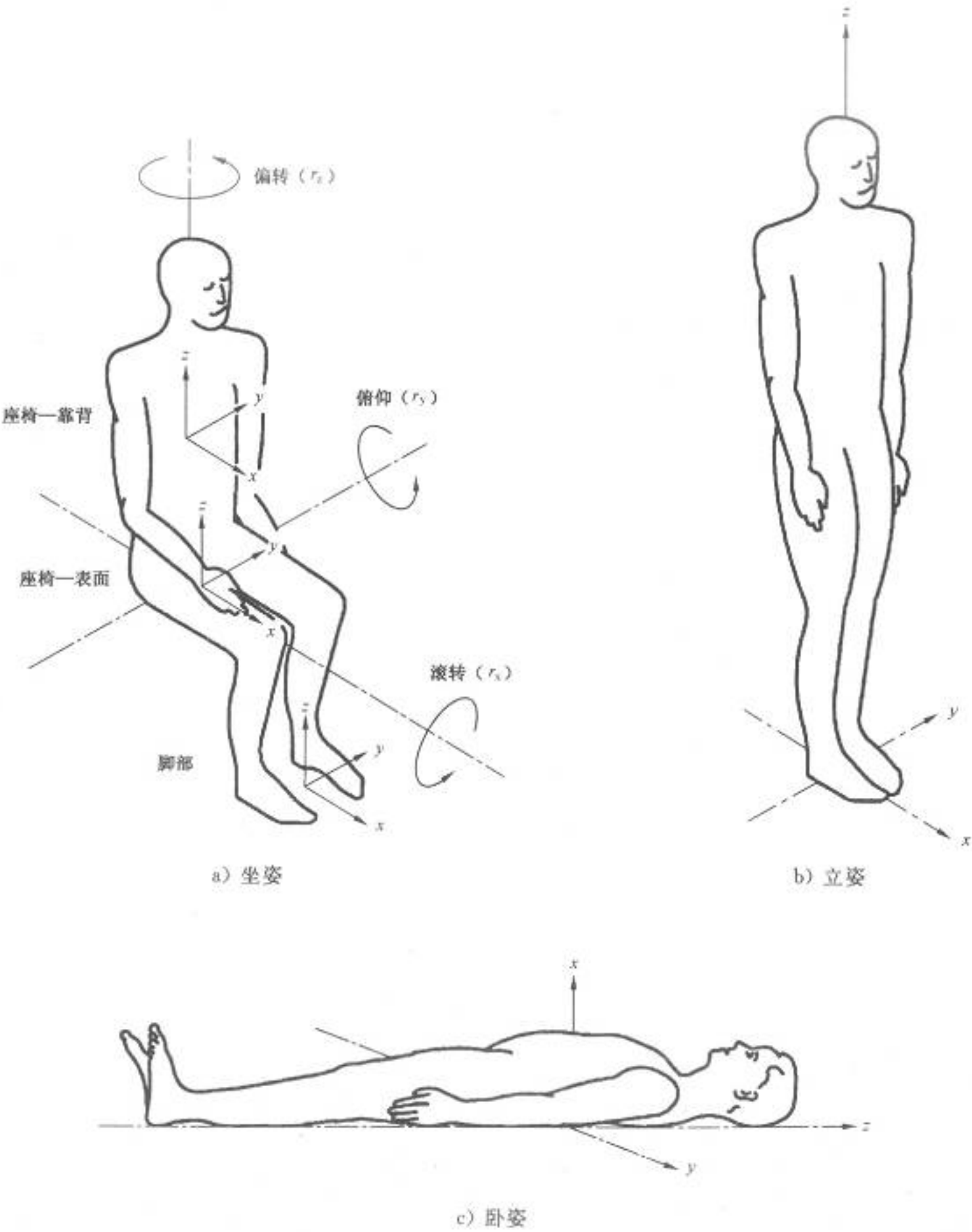


图 1 人体基本中心坐标系

表 1 基本计权的频率计权曲线应用指南

频率计权	健康 (见第 7 章)	舒适 (见第 8 章)	感知 (见第 8 章)	运动病 (见第 9 章)
W_k	z 轴, 座椅表面	z 轴, 座椅表面 z 轴, 立姿 垂直, 卧姿(头部除外) x, y, z 轴, 坐姿脚部	z 轴, 座椅表面 z 轴, 立姿 垂直, 卧姿(头部除外)	—
W_d	x 轴, 座椅表面 y 轴, 座椅表面	x 轴, 座椅表面 y 轴, 座椅表面 x, y 轴, 立姿 水平, 卧姿 y, z 轴, 座椅-靠背	x 轴, 座椅表面 y 轴, 座椅表面 x, y 轴, 立姿 水平, 卧姿	—
W_t	—	—	—	垂直方向

表 2 附加计权的频率计权曲线应用指南

频率计权	健康 (见第 7 章)	舒适 (见第 8 章)	感知 (见第 8 章)	运动病 (见第 9 章)
W_c	x 轴, 座椅-靠背 ^a	x 轴, 座椅-靠背	x 轴, 座椅-靠背	—
W_r	—	r_x, r_y, r_z 轴, 座椅表面	r_x, r_y, r_z 轴, 座椅表面	—
W_j	—	垂直, 卧姿(头部) ^b	垂直, 卧姿(头部) ^b	—
^a 见 7.2.3 的注。 ^b 见 8.2.2.3 的注。				

5 振动测量

5.1 总则

振动幅值的基本量是加速度(见 4.1)。

在很低频率振动而且是低振幅的情况下,如在建筑物中或在船上,可以进行速度测量并换算成加速度。

5.2 测量方向

5.2.1 应以振动输入人体的点为坐标原点测量振动。主要相关的基本中心坐标系如图 1 所示。

5.2.2 如果不能获得这个优选的中心坐标轴与振动传感器的精确对中,必要时传感器的灵敏轴可与这个优选的中心坐标轴偏移 15°。对于坐在斜靠背椅子上的人,相对坐标原点应由人体的坐标轴来决定,这时的 z 轴不必垂直,但应注明基本中心坐标系相对于重力场的方位。

5.2.3 固定于某一测量位置的传感器应正交安放。单个测量位置处放置在不同坐标轴上的平移加速度计应尽量靠近。

5.3 测量位置

5.3.1 为了表示在人体和振源间界面处的振动,此处应放置传感器。

传到人体的振动应当在人体和支撑面间的界面上进行测量。

人体和振动表面间接触的主要区域并不总是很明确的。对于坐姿人体,本部分使用了 3 个主要区域:座椅支撑面、座椅-靠背处和放脚处。座椅支撑面的测量应当在坐骨突起部位的下面进行,座椅-靠背处的测量应当在支撑人体的主要区域进行,放脚处的测量应当在最经常放脚的支撑面上进行。对于卧姿,本部分认为应在骨盆、后背和头下的支撑面进行测量。在所有情况下都应当全面报告测量位置。

注 1: 当直接测量不易实现时,可以在交通工具或建筑结构的固定部分如旋转中心或重心处测量振动。有关人体反应数据的评价需要另外计算,并且还需要具备关于被评价系统的结构动力学的知识。

注 2: 座椅-靠背处振动的测量最好在椅背和人体的接触面进行。当这样做有困难时,可以在靠背软垫后面的座椅支架上进行,如果在这种位置上进行测量,测量数据必须用靠垫材料的传递特性进行修正。

注 3: 由刚性表面传到人体的振动可以在紧靠人体和该刚性表面的接触区域附近(通常在该区域中心 10 cm 范围之内)的支撑面上进行测量。

5.3.2 对于通过非刚性或柔性材料(比如座椅靠垫或睡椅)传递到人体的振动,应使用处于人和支撑面之间主要接触区域的传感器进行测量。这可以通过将传感器封装在一个具有合适形状的安装座中来实现,该安装座不应明显改变该柔性材料表面上的压力分布。对于非刚性表面上的测量,人体应当采取相对于外界的正常位置。

注: 设计普遍用于座椅振动测量的加速度计安装座在 GB/T 18707.1 中给出。

5.4 信号调理的一般要求

本部分中所定义的振动评价程序包括对时间和频带求平均振动的方法。振动传感器的频率响应和信号处理前的相关信号调理应当与本部分的相关条款说明的频率范围相适应。

信号调理设备的动态范围应能适应频率最高和最低的信号。为以后分析所记录的信号可以先通过具有约 1.5 倍感兴趣的最高频率的截止频率(—3 dB)的低通滤波器,以便使信噪比最大化,并且在本部分相关条款说明的频率范围内相位特性应当呈线性。

5.5 测量时间长度

测量时间长度应能充分保证合理的数据统计精度,并且能够保证所测振动对拟评估的暴露具有典型性。应当报告测量时间长度。

当完整的暴露包括具有不同特性的时间段时,可以要求分别对不同时间段做单独分析。

注: 对于平稳的随机信号,测量精度取决于滤波器的带宽和测量时间长度。例如,要得到置信度为 90% 时小于 3 dB 的测量误差,当用 1/3 倍频程进行分析时,则对 1 Hz 的下限频率(LLF)至少需要 108 s 的测量时间长度,对于 0.5 Hz 的 LLF 至少需要 227 s 的测量时间长度。如果是有代表性的振动暴露,测量时间通常会更长。

5.6 振动条件的报告

本部分使用统一的格式,以便简化和标准化振动条件的记录、对比和评估。本部分的合理使用应有明确清晰的记录结果文档,这包括相关条款的参考文献、本部分的附录以及一个或多个频率计权。

对本部分中叙述有替代方法的地方,必须清楚地报告所使用的方法,这一点非常重要。

鼓励本部分的使用者既要报告所评估的振动暴露的量,也要报告持续时间。如果依据 6.3 使用了附加评价方法(如当波峰因数大于 3 时),应同时报告基本值和附加值。如果波峰因数已经确定,应当报告其测量的时间周期。

用一个或几个值对复杂振动条件的严酷程度说明是方便而基本的方式。但还是希望有关振动条件更详细的信息变为有效的信息。报告宜包括有关频率成分(即振动频谱)、振动轴、振动条件如何随时间变化以及其他会影响振动后果的因素等信息。

注: 其他因素也可能会影响人体对振动的反应: 人员类型(年龄、性别、人体尺寸、健康程度等); 经历,期望值,激情和动机(比如所完成任务的难易程度); 人体姿势; 活动(比如驾驶员或乘客); 经济因素等。

6 振动评价

6.1 用计权均方根加速度的基本评价方法

依据本部分,振动评价应总是包括如本条中所定义的计权均方根(r. m. s.)加速度的测量。

对平移振动,计权均方根加速度用 m/s^2 表示,而对旋转振动则用 rad/s^2 表示。计权均方根加速度应按式或其频域的等价式计算。

$$a_w = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}} \dots\dots\dots (1)$$

式中:

$a_w(t)$ ——作为时间函数(时间历程)的计权加速度(平移的或旋转的),单位分别为米每二次方秒(m/s^2)或弧度每二次方秒(rad/s^2);

T ——测量时间长度,单位为秒(s)。

表1和表2分别列出了不同方向上以及不同应用条件下推荐和/或使用的频率计权曲线,并且在以下各条中以及附录B、附录C、附录D中进行讨论。表3和表4给出了这些计权曲线的数值,其精确定义在附录A中给出。

6.2 基本评价方法的适用性

6.2.1 波峰因数的定义

本部分中的波峰因数定义为频率计权加速度信号的最大瞬时峰值与其均方根值的比的模。峰值应当在整个测量时间长度(见5.5),也就是用于均方根值积分的时间周期 T (见6.1)中确定。

注:波峰因数并不一定说明振动的严酷程度(见6.3)。

表3 1/3倍频程下的基本频率计权

频带数 ^a x	频率 f/Hz	W_k		W_z		W_t	
		因数 $\times 1\,000$	dB	因数 $\times 1\,000$	dB	因数 $\times 1\,000$	dB
-17	0.02					24.2	-32.33
-16	0.025					37.7	-28.48
-15	0.0315					59.7	-24.47
-14						97.1	-20.25
-13						157	-16.10
-12						267	-11.49
-11						461	-6.73
-10		31.2	-30.11	62.4	-24.09	695	-3.16
-9	0.125	48.6	-26.26	97.3	-20.24	895	-0.96
-8	0.16	79.0	-22.05	158	-16.01	1006	0.05
-7	0.2	121	-18.33	243	-12.28	992	-0.07
-6	0.25	182	-14.81	365	-8.75	864	-1.37
-5	0.315	263	-11.60	530	-5.52	619	-4.17
-4	0.4	352	-8.07	713	-2.94	384	-8.31
-3	0.5	418	-7.57	853	-1.38	224	-13.00
-2	0.63	459	-6.77	944	-0.60	116	-18.69
-1	0.8	477	-6.43	992	-0.07	53.0	-25.51
0	1	488	-6.33	1 011	0.10	23.5	-32.57
1	1.25	484	-6.29	1 008	0.07	9.98	-40.02
2	1.6	494	-6.12	968	-0.28	3.77	-48.47
3	2	531	-5.49	890	-1.01	1.55	-56.19
4	2.5	631	-4.01	776	-2.20	0.64	-63.93
5	3.15	804	-1.90	642	-3.85	0.25	-71.96
6	4	967	-0.29	512	-5.82	0.097	-80.26
7	5	1 039	0.33	409	-7.76		
8	6.3	1 054	0.46	323	-9.81		
9	8	1 036	0.31	253	-11.93		
10	10	988	-0.10	212	-13.91		
11	12.5	902	-0.89	161	-15.87		
12	16	768	-2.28	125	-18.03		
13	20	636	-3.93	100	-19.99		

表 3 (续)

频带数 ^a <i>x</i>	频率 <i>f</i> /Hz	<i>W_k</i>		<i>W_d</i>		<i>W_i</i>	
		因数×1 000	dB	因数×1 000	dB	因数×1 000	dB
14	25	513	−5.80	80.0	−21.94		
15	31.5	405	−7.86	63.2	−23.98		
16	40	314	−10.05	49.4	−26.13		
17	50	246	−12.19	38.8	−28.22		
18	63	186	−14.61	29.5	−30.60		
19	80	132	−17.56	21.1	−33.53		
20	100	88.7	−21.04	14.1	−36.99		
21	125	54.0	−25.35	8.63	−41.28		
22	160	28.5	−30.91	4.55	−46.84		
23	200	15.2	−36.38	2.43	−52.30		
24	250	7.90	−42.04	1.26	−57.97		
25	315	3.98	−48.00	0.64	−63.92		
26	400	1.95	−54.20	0.31	−70.12		
注 1: 频率计权的误差见 6.4.1.2。							
注 2: 如果已经确定低于 1 Hz 的频率范围对计权加速度值不重要, 推荐使用 1 Hz~80 Hz 的频率范围。							
注 3: 已经计算的值包括频带界限。							
^a <i>x</i> 为 IEC 1260 中的频带数。							

表 4 1/3 倍频程下的附加频率计权

频带数 ^a <i>x</i>	频率 <i>f</i> /Hz	<i>W_c</i>		<i>W_e</i>		<i>W_i</i>	
		因数×1 000	dB	因数×1 000	dB	因数×1 000	dB
−10	0.1	62.4	−24.11	62.5	−24.08	31.0	−30.18
−9	0.125	97.2	−20.25	97.5	−20.22	48.3	−26.32
−8	0.16	158	−16.03	159	−15.98	78.5	−22.11
−7	0.2	243	−12.30	245	−12.23	120	−18.38
−6	0.25	364	−8.78	368	−8.67	181	−14.86
−5	0.315	527	−5.56	536	−5.41	262	−11.65
−4	0.4	708	−3.01	723	−2.81	351	−9.10
−3	0.5	843	−1.48	862	−1.29	417	−7.60
−2	0.63	929	−0.64	939	−0.55	458	−6.78
−1	0.8	972	−0.24	941	−0.53	478	−6.42
0	1	991	−0.08	880	−1.11	484	−6.30
1	1.25	1 000	0.00	772	−2.25	485	−6.28
2	1.6	1 007	0.06	632	−3.99	483	−6.32
3	2	1 012	0.10	512	−5.82	482	−6.34
4	2.5	1 017	0.15	409	−7.77	489	−6.22
5	3.15	1 022	0.19	323	−9.81	524	−5.62
6	4	1 024	0.20	253	−11.93	628	−4.04
7	5	1 013	0.11	202	−13.91	793	−2.01
8	6.3	974	−0.23	160	−15.94	946	−0.48
9	8	891	−1.00	125	−18.03	1 017	0.15
10	10	776	−2.20	100	−19.98	1 030	0.26
11	12.5	647	−3.79	80.1	−21.93	1 026	0.22
12	16	512	−5.82	62.5	−24.08	1 018	0.16

表 4 (续)

频带数 ^a <i>x</i>	频率 <i>f</i> /Hz	<i>W_k</i>		<i>W_k</i>		<i>W_j</i>	
		因数×1 000	dB	因数×1 000	dB	因数×1 000	dB
13	20	409	-7.77	50.0	-26.02	1 012	0.10
14	25	325	-9.76	39.9	-27.97	1 007	0.06
15	31.5	256	-11.84	31.6	-30.01	1 001	0.00
16	40	199	-14.02	24.7	-32.15	991	-0.08
17	50	156	-16.13	19.4	-34.24	972	-0.24
18	63	118	-18.53	14.8	-36.62	931	-0.62
19	80	84.4	-21.47	10.5	-39.55	843	-1.48
20	100	56.7	-24.94	7.07	-43.01	708	-3.01
21	125	34.5	-29.24	4.31	-47.31	539	-5.36
22	160	18.2	-34.80	2.27	-52.86	364	-8.78
23	200	9.71	-40.26	1.21	-58.33	243	-12.30
24	250	5.06	-45.92	0.63	-63.99	158	-16.03
25	315	2.55	-51.88	0.32	-69.94	100	-19.98
26	400	1.25	-58.08	0.16	-76.14	62.4	-24.10
注 1: 频率计权的误差见 6.4.1.2。							
注 2: 如果已经确定低于 1Hz 的频率范围对计权加速度值不重要,推荐使用 1 Hz~80 Hz 的频率范围。							
注 3: 已经计算的值包括频带界限。							
^a <i>x</i> 为 IEC 1260 中的频带数。							

6.2.2 基本评价方法对具有高波峰因数振动的适用性

波峰因数可以用来研究基本评价方法是否适用于描述振动对人体影响的严酷程度。对波峰因数小于或等于 9 的振动,基本评价方法一般是有效的。6.3 中定义了当基本评价方法不很有效时的可用方法。

注: 对某些特定类型的振动,特别是包含有间歇性冲击的振动,即使在波峰因数不大于 9 的情况下,基本评价方法也可能低估了振动对不舒适影响的严重程度。有怀疑时,对峰值系数小于或等于 9 的情形还推荐根据 6.3 使用并报告附加评价方法。6.3.3 中说明了用附加评价方法和基本评价方法计算的振动量比值,这是推荐的附加评价方法之一,可以作为讨论振动对人体影响的进一步基础。

6.3 基本评价方法不适用时的附加评价方法

在基本评价方法可能会低估振动影响(高的波峰因数、偶然性冲击、瞬态振动等)的情况下,应采用如下所述的任意一种替代方法,包括运行均方根值或四次方振动剂量值。

6.3.1 运行均方根评价方法

运行均方根评价方法通过使用一个短的积分时间常数来考虑偶然性冲击和瞬态振动。定义振动幅值为最大瞬时振动值(MTVV),由 $a_w(t_0)$ 的时间历程上的最大值给定。 $a_w(t_0)$ 的定义式为:

$$a_w(t_0) = \left\{ \frac{1}{\tau} \int_{t_0-\tau}^{t_0} [a_w(t)]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} \dots\dots\dots (2)$$

式中:
 $a_w(t)$ ——瞬时频率计权加速度;
 τ ——运行平均积分时间;
 t ——时间(积分变量);
 t_0 ——观测时间(瞬时时间)。

上述定义成线性积分的算式可用 ISO 8041 中定义的指数积分来近似:

$$a_w(t_0) = \left\{ \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{t_0} [a_w(t)]^2 \exp \left[\frac{t-t_0}{\tau} \right] dt \right\}^{\frac{1}{2}} \dots\dots\dots (3)$$

当应用到与 τ 相比持续时间较短的冲击时,产生的误差很小,而应用于持续时间较长的冲击和瞬时振动时误差则略大(高达 30%)。

最大瞬时振动值 MTVV 定义为:

$$MTVV = \max [a_w(t_0)] \dots\dots\dots (4)$$

也就是在一个测量周期(即 6.1 中的 T)内所读得 $a_w(t_0)$ 的最大值。

在测量 MTVV 时,推荐使用 $\tau=1$ s(相应的积分时间常数用声级计的“慢”档)。

6.3.2 四次方振动剂量法

与基本评价方法相比,由于使用加速度时间历程的四次方而不是平方作为计算平均的基础,所以四次方振动剂量法对峰值更为敏感。四次方振动剂量值(VDV)用米每 1.75 次方秒($m/s^{1.75}$)或弧度每 1.75 次方秒($rad/s^{1.75}$)表示,其定义为:

$$VDV = \left\{ \int_0^T [a_w(t)]^4 dt \right\}^{\frac{1}{4}} \dots\dots\dots (5)$$

式中:

$a_w(t)$ ——瞬时频率计权加速度;

T ——测量时间长度(见 6.1)。

注:当振动暴露包含两个或更多的不同幅值的时间段 i 时,总暴露的振动剂量值应当用单个振动剂量值四次方和的四次方根进行计算:

$$VDV_{\text{total}} = \left(\sum_i VDV_i^4 \right)^{\frac{1}{4}} \dots\dots\dots (6)$$

6.3.3 基本评价方法和附加评价方法比较用的值

经验表明,在评价健康或舒适方面,当超过下列比值(取决于使用何种附加评价方法)时,附加评价方法对评判振动对人类的影响就会变得很重要。

$$\frac{MTVV}{a_w} = 1.5 \dots\dots\dots (7)$$

$$\frac{VDV}{a_w T^{\frac{1}{4}}} = 1.75 \dots\dots\dots (8)$$

在振动评价中应使用基本评价方法。在同时使用附加评价方法之一的场合,基本评价值和附加评价值都应当同时报告。

6.4 频率计权

6.4.1 加速度时间历程的频率计权

在频率计权加速度时间历程的积分中,频率计权应由相应的第 7 章、第 8 章或第 9 章确定。

振动影响健康、舒适、感知和运动病的方式取决于振动频率成分。对不同的振动方向要求用不同的频率计权值。对影响运动病的低频振动评价则规定了一种专用的频率计权。

表 1 给出了有关健康、舒适与感知的两种基本频率计权:

W_k 用于 z 轴方向和卧姿垂直方向(头部除外);

W_d 用于 x 轴和 y 轴方向以及卧姿水平方向。

表 1 给出了有关运动病的基本频率计权,记为 W_f 。

表 2 给出了用于下列特殊情况的附加频率计权:

—— 座椅-靠背的测量(W_c);

—— 旋转振动的测量(W_r);

—— 卧姿人体头部下面振动的测量(W_j)。

表 3 和表 4 给出了基本的和附加的频率计权值。相应的频率计权曲线分别如图 2 和图 3 所示。

频率计权可能通过模拟的或数字的方法获得,附录 A 中将其定义为类似于滤波器设计的数学形式。

表 3 和表 4 所给出及图 2 和图 3 所示的频率计权包括了频带界限。附录 A 中分别表示出了频带界限方程。

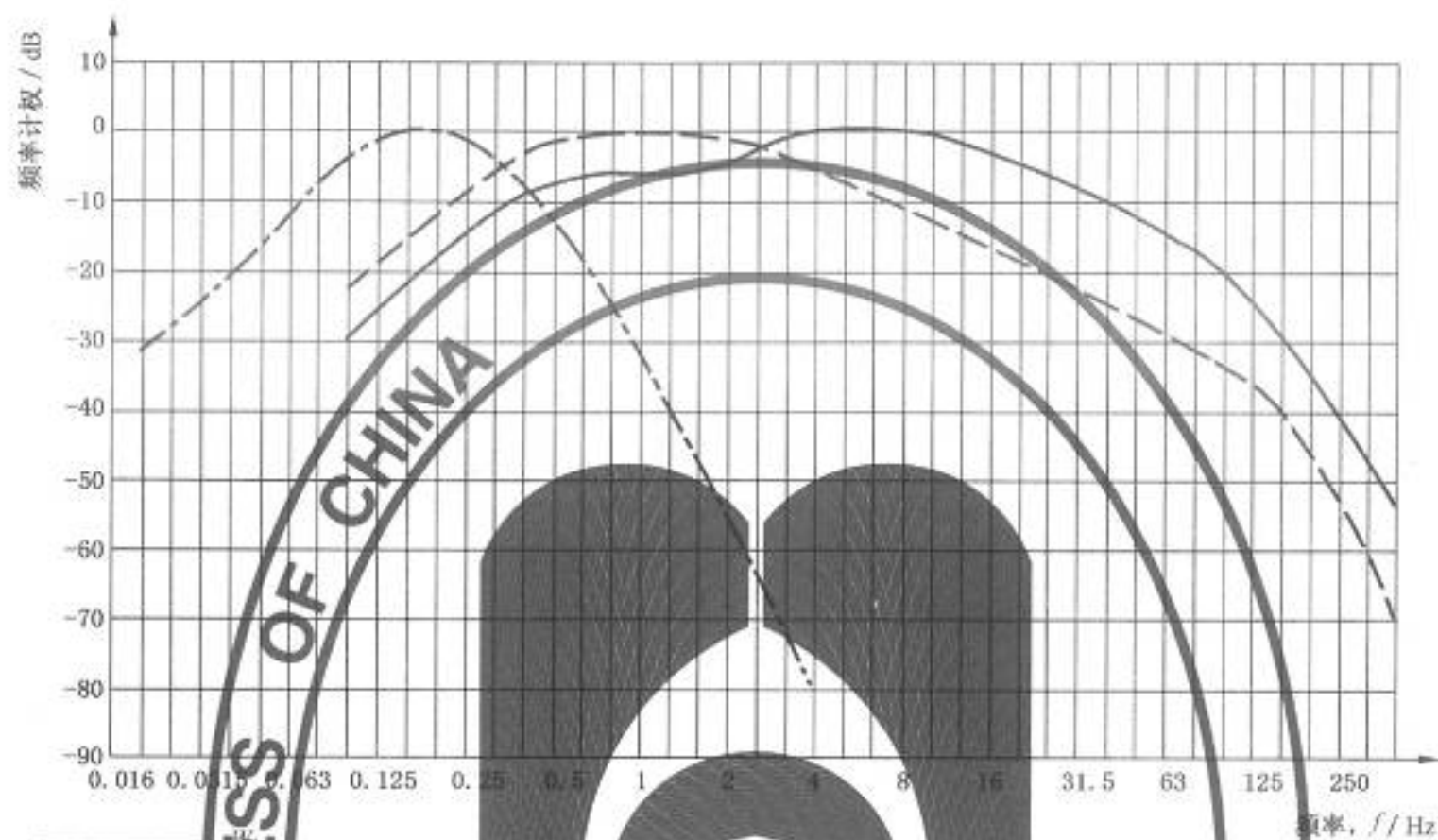


图 2 基本计权值的频率计权曲线

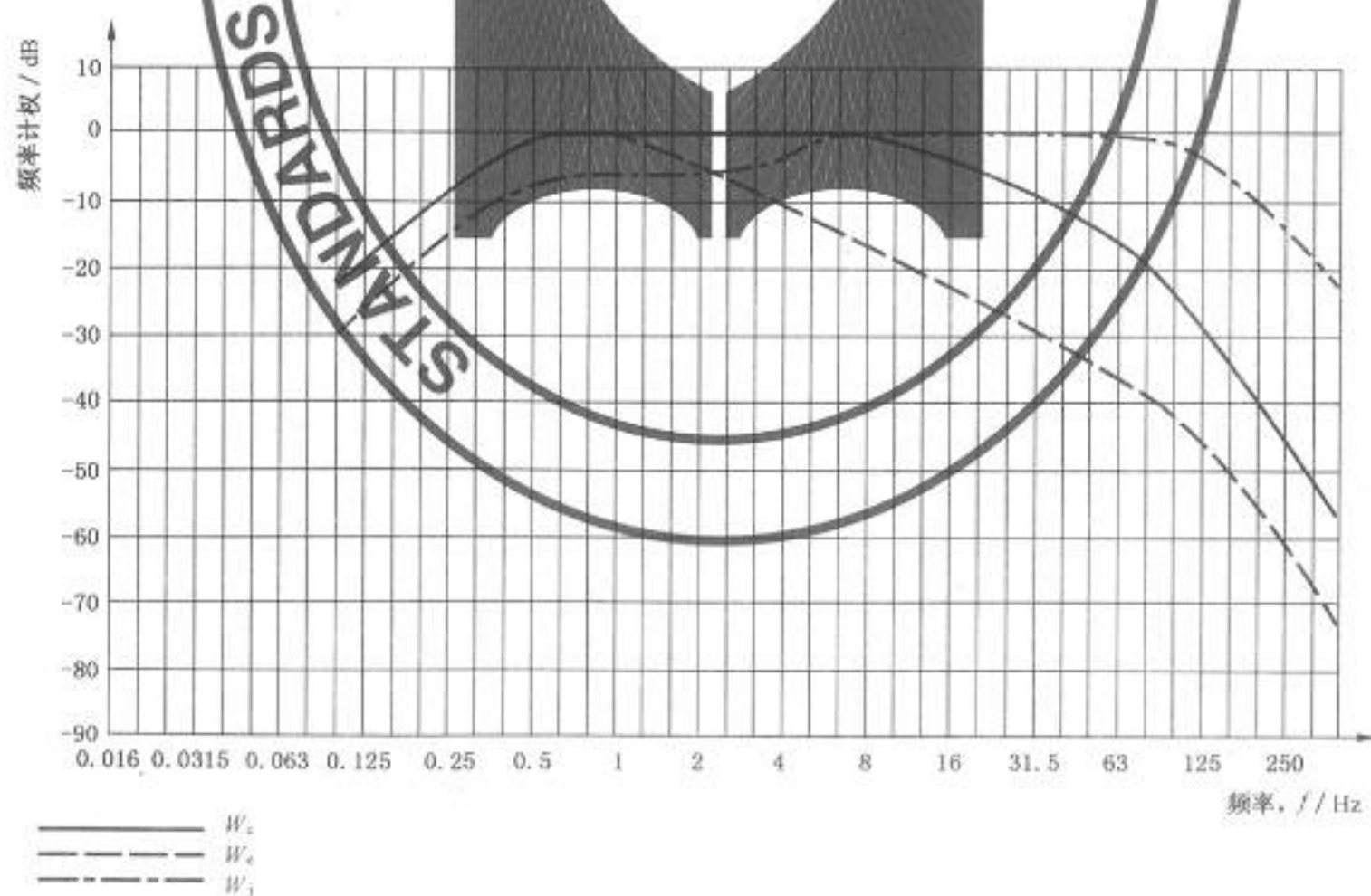


图 3 附加计权值的频率计权曲线

6.4.1.1 频带界限

上下频带界限应分别通过两极高通和两极低通滤波器来实现,而且它们的巴特沃斯(Butterworth)性质应具有每倍频程—12 dB的衰减斜率。频带限定滤波器的转折频率是超出了相应频带的标称频率范围的1/3倍频程。

附录A定义的频率计权包括了计权值 W_c 、 W_d 、 W_e 、 W_f 和 W_k 所用的频带限定滤波器(高通为0.4 Hz,低通为100 Hz),而频率计权 W_i 应分别具备0.08 Hz和0.63 Hz的高低通频带限定滤波器。

6.4.1.2 容差

在标称频带和该频率范围的1/3倍频程内,综合的频率计权和带宽界限的容差应为±1 dB。超过此范围时,容差应为±2 dB。超过标称频带的1倍频程,这种减弱趋势趋于无穷(参见ISO 8041有关容差部分)。

6.4.2 加速度谱的频率计权

加速度信号既可用常带宽谱分析和报告,也可以用未经计权的比例带宽(如1/3倍频带)谱分析和报告。在使用1/3倍频程带的情况下,中心频率应为表3和表4所示频率。对于任何形式的频率分析,不管是模拟的还是数字的,都可以使用直接的1/3倍频程带或窄带数据的和。数据分析方法应当与IEC 1260所给出的1/3倍频程带宽滤波器规范相一致。

频率计权均方根加速度应由窄带数据或1/3倍频程带数据的计权与求和来确定。

对于1/3倍频程带数据的换算,应使用表3和表4所给出的计权因数。总计权加速度应当在时域或频域内用相应的如下算式或其数值等效式来确定:

$$a_w = \left[\sum_i (W_i a_i)^2 \right]^{1/2} \quad \dots\dots\dots (9)$$

式中:

a_w ——频率计权加速度;

W_i ——表3和表4给定的第*i*个1/3倍频程带的计权因数;

a_i ——第*i*个1/3倍频程带的均方根加速度。

6.5 多方向的合成振动

正交坐标系下的振动所决定的计权均方根加速度的振动总量按下式计算:

$$a_v = (k_x^2 a_{wx}^2 + k_y^2 a_{wy}^2 + k_z^2 a_{wz}^2)^{1/2} \quad \dots\dots\dots (10)$$

式中:

a_{wx} 、 a_{wy} 、 a_{wz} ——分别相应于正交坐标轴*x*、*y*、*z*上的计权均方根加速度;

k_x 、 k_y 、 k_z ——方向因数。

这里推荐振动总量值 a_v 用于舒适评价(见8.2)。

注1:所用方向因数的精确值取决于所选用的频率计权,第7章和第8章中对此有明确说明。

注2:如果振动的优势坐标轴不存在,建议用振动总量值或矢量和评价健康和安全。

6.6 振动评价方法使用指南

第7章、第8章和第9章分别给出了有关健康、舒适与感知以及运动病的各种评价方法和频率计权的使用指南。附录B、附录C和附录D给出了理解有关健康、舒适与感知以及运动病的测量值的更详细的信息。

7 健康

7.1 应用

本章主要涉及周期的、随机的和瞬态的振动对在旅行、工作、闲暇活动期间暴露于全身振动的正常健康人的影响。因为振动对处于站立、斜靠或躺卧姿势的人的健康的影响尚不清楚,所以本章主要适用于处于坐姿的人。

本指南适用于在 0.5 Hz~80 Hz 频率范围内通过座椅底板整体传入坐姿人体的振动。

注：如果已经确认低于 1 Hz 的频率无关紧要，则上述频率范围可用 1 Hz~80 Hz 来代替。

有关长期处于高强度全身振动影响的文献表明，因弯曲影响使腰部脊柱及相连的神经系统患病的危险性增加。这可能是由于脊柱的水平位移和该部分脊椎的扭转等生物动力学特性引起的。盘状组织所承受的以及扩散到盘状组织的过度机械应力和（或）营养失调可能会导致腰部各部分组织的退化过程（脊椎变形、产生椎骨间软骨炎、关节变形）。全身振动暴露也可能使脊柱的一些内生病理学忧虑进一步恶化。虽然通常假设了振动剂量-影响之间的关系，但目前还没有很有效的定量关系。

虽然几率不大，但消化系统、生殖/泌尿系统以及女性的生殖器官可能也会受到振动的影响。

由全身振动引起的健康变化通常需要几年时间才会出现。因此，重要的是暴露测量应该是在整个暴露期中的代表。

7.2 振动评价

7.2.1 计权均方根加速度（见 6.1）应该由支撑人体的表面上对各个坐标轴（ x 、 y 和 z ）的平移振动来测定。

7.2.2 振动对健康的影响评估应沿各个坐标轴方向独立进行。应当用座椅底板上任一坐标轴上所确定的最大频率计权加速度进行振动的评估。

注：当两个或更多的坐标轴上的振动是可比的时候，有时可用矢量和评估健康风险。

7.2.3 对坐姿人体应使用如下所示的频率计权以及方向因数 k ：

x 轴： $W_d, k = 1.4$

y 轴： $W_d, k = 1.4$

z 轴： $W_k, k = 1$

注：对靠背上 x 轴的测量，鼓励使用方向因数 $k=0.8$ 的频率计权 W_c 。但考虑到还缺少表明这种运动对健康影响的证据，附录 B 中给出的振动严酷程度的评估并没有包含这种测量。

7.3 振动对健康影响的评价指南

附录 B 提供了振动对健康影响的评价指南。

8 舒适与感知

8.1 应用

本章涉及振动对在旅行、工作或闲暇活动期间暴露于周期的、随机的和瞬态的全身振动的正常健康人的舒适影响的评估。

对于坐姿人体的舒适而言，本章适用于在座椅底板上全部 6 个方向（3 个平移方向： x 、 y 、 z ，三个旋转方向： r_x 、 r_y 、 r_z ）产生的频率范围为 0.5 Hz~80 Hz 的周期的、随机的和瞬态的振动，同样也适用于坐姿人体座椅-靠背处和放脚处的 3 个平移方向的振动（见图 1）。

对于立姿和卧姿人体的舒适而言，评价程序提供了在人体主要支撑面上 3 个平移方向（ x 、 y 和 z ）产生的周期的、随机的和瞬态的振动。

提供的评价程序使估算（从振动量、频率和方向三个方面）不同类型振动对舒适的相关影响成为可能。

注：对于具体应用，其他标准可能包括从属于振动量值和暴露时间的适当的时间。

8.2 舒适

8.2.1 目前还没有明确的证据支持振动对舒适的影响有普遍的时间依赖关系。

计权均方根加速度（见第 6 章）应由人体主要支撑面上各个方向（ x 、 y 和 z ）的平移振动来测定。

注：当振动条件变动（如轨道车辆）时，舒适也可以根据适当的频率计权信号的均方根值分布得出的统计数据进行评估。

8.2.2 用于振动对舒适影响预测的频率计权是 W_c 、 W_d 、 W_e 、 W_l 和 W_k 。这些计权应当按如下要求与所示的方向因数 k 一起使用。

8.2.2.1 对坐姿人体:

 x 轴(座椅支撑面的振动): $W_d, k = 1$ y 轴(座椅支撑面的振动): $W_d, k = 1$ z 轴(座椅支撑面的振动): $W_k, k = 1$

注1: 对专门有关舒适的设计目标,可使用基于经验的专用计权曲线。

注2: 在 GB/T 13441 的有关铁路车辆的另一部分中,使用另外一种舒适计权曲线记为 W_b (C.2.2.1)。

注3: 在一些环境中,坐姿人体的舒适可能会受到座椅的旋转振动、靠背的振动或放脚处的振动的影响。对这些位置的振动可使用下面的频率计权进行评价。

座椅支撑面上的 r_x 轴: $W_r, k = 0.63 \text{ m/rad}$ 座椅支撑面上的 r_y 轴: $W_r, k = 0.4 \text{ m/rad}$ 座椅支撑面上的 r_z 轴: $W_r, k = 0.2 \text{ m/rad}$ 靠背上的 x 轴: $W_d, k = 0.8$ 靠背上的 y 轴: $W_d, k = 0.5$ 靠背上的 z 轴: $W_d, k = 0.4$ 放脚处的 x 轴: $W_k, k = 0.25$ 放脚处的 y 轴: $W_k, k = 0.25$ 放脚处的 z 轴: $W_k, k = 0.4$ 其中 k 为方向因数。旋转振动的方向因数有一个 m/rad 的量纲以便伴随着 8.2.3 的注 2 一起使用。

8.2.2.2 对立姿人体:

 x 轴(地板振动): $W_d, k = 1$ y 轴(地板振动): $W_d, k = 1$ z 轴(地板振动): $W_k, k = 1$

8.2.2.3 对在骨盆下测量的卧姿人体:

水平轴: $W_d, k = 1$ 垂直轴: $W_k, k = 1$ 注: 在没有柔软枕头的情况下,还推荐在紧贴头的下面进行测量,并且使用频率计权 W_d 及 $k=1$ 的方向因数,而在附录 C 中并没有包括为进行舒适/感知预测使用这种测量方法的具体说明。

8.2.3 多点和多个方向的振动

测量一般应包括所有相关平移方向并且可能包括影响舒适的多个点。应分别报告在每一个测量点测得的各个方向的计权值。

对于每一个测量点,应该用平方和根值来计算点振动总值,见 6.5 的式(10)。点振动总值可以分别与在其他环境下类似的定义值和对系统的有关说明(如界限值)进行比较。

在有多点振动影响舒适的情况下,综合振动总值可定义为点振动总值(如在座椅底板、椅背或放脚处的平移)的平方和根值。

注1: 在某些环境下可能会存在坐姿、立姿和卧势人群的综合。那么就有必要考虑各种位置和姿势的影响(见 ISO 2631-2)。

注2: 在某些情况下旋转振动在舒适评价中具有重要意义。在此情况下计算综合振动总值时可以在平方和根值中包括旋转点振动总值[旋转点振动总值能用类似式(10)的表达式计算]。

注3: 如果任一坐标轴(或旋转方向)上确定的计权值不足同一点在其他坐标轴(或旋转方向)上所确定的最大值的 25%,则该计权值可略去不计。类似地,如果一点的点振动总值小于最大点振动总值的 25%,则该值也可删去。

注4: 车辆中座椅靠背上的水平振动会明显影响舒适。如果因技术原因而不能测量靠背上的振动,则应当使用方向因数 1.4 取代座椅支撑面上 x 轴和 y 轴上方向因数 1 来评价舒适。

8.3 感知

8.3.1 应用

关于立姿、坐姿和卧姿人体对振动的感知,这里提供了对于在人体主要支撑面上三个平动轴(x 、 y 和 z)上产生的周期的和随机的振动的指南。

8.3.2 振动评价

计权均方根加速度(见 6.1)应由人体主要支撑面上每一个坐标轴(x 、 y 和 z)上的平移振动来确定。

对振动感知能力的评价应当由在任何时刻接触点上的任一坐标轴上确定的最大计权均方根加速度来进行。

8.3.3 频率计权

振动感知预测使用两个频率计权值,即垂直振动的 W_k 和水平振动的 W_d 。这两个计权值也可以用于下列姿势和振动轴的组合:

坐姿人体的座椅支撑面上的 x 、 y 和 z 轴: $k = 1$

立姿人体脚下地板上的 x 、 y 和 z 轴: $k = 1$

卧姿人体支撑面上的 x 、 y 和 z 轴(头部除外): $k = 1$

注:鼓励除计权值外还要报告未经计权的均方根加速度。

8.4 振动对感知和舒适影响的评价指南

附录 C 给出了振动对感知和舒适影响的评价指南。

9 运动病

9.1 应用

本章主要涉及由振荡运动对晕动病或运动病发病率的影响。

本部分的其他章主要关心频率在 0.5 Hz 以上的振动。而频率在 0.5 Hz 以下的运动可能会引起各种不希望的影响,包括伴随着活动而出现的不舒适和干扰。但对于立姿和坐姿,最为常见的则是会产生运动病。

这里给出的方法应当主要适用于船舶和其他海上交通工具的运动情形。

9.2 振动评价

9.2.1 计权均方根加速度应由人体支撑面上 z 轴方向且频率在 0.1 Hz~0.5 Hz 之间的振动来确定。

注:低频运动的波峰因数(即依据 6.2.1 频率计权后)应当是在所有情况下,运动的均方根加速度都由真实积分来测定并且应进行报告。

9.2.2 只用 z 轴方向的综合计权加速度对这种振动进行评估。

注 1:有证据表明人体的滚转和俯仰运动(见图 1)也导致运动病症状的出现。当有效获得了其他方向的振动影响的充分数据时,需要说明所有方向求和的方法。

注 2:人体所有部分的运动在低频率趋于相似,但情愿和不情愿的头部运动仍会经常发生。一般假设认为,通过这种头部运动的减少可以减轻运动病的程度。在实际中,一般会通过保持姿势不动、或睡觉、将头部靠在随座椅一起移动的结构物(如头枕)上实现。

注 3:本章所提供的指南仅用于坐姿和立姿的人。在卧姿状态下发生运动病的概率有可能会减小,目前还不清楚这种情况是因为垂直方向的运动变成了沿人体的 x 轴方向,还是因为在卧姿状态下会出现较少的头部运动而产生的。

9.2.3 频率计权

对振动所产生运动病的评价推荐采用单一的频率计权 W_k 。

注 1:推荐还要报告有关运动条件的附加信息,应当包括频率组成、持续时间和运动方向。

注 2:有证据表明,有相似的频率和均方根加速度但波形不同的运动可能会产生不同的影响。

9.3 振动对运动病影响的评价指南

附录 D 给出了振动对运动病影响的评价指南。

附 录 A
(规范性附录)
频率计权的数学定义

A.1 传递函数的参数

表 A.1 和表 A.2 给出了传递函数的参数。

表 A.1 基本频率计权传递函数的参数

计 权	频带界限		加速度-速度转换 (a-v 转换)			高 阶			
	f_1/Hz	f_2/Hz	f_3/Hz	f_4/Hz	Q_4	f_5/Hz	Q_5	f_6/Hz	Q_6
W_k	0.4	100	12.5	12.5	0.63	2.37	0.91	3.35	0.91
W_d	0.4	100	2.0	2.0	0.63	∞	—	∞	—
W_i	0.08	0.63	∞	0.25	0.86	0.0625	0.80	0.1	0.80

表 A.2 附加频率计权传递函数的参数

计 权	频带界限		加速度-速度转换 (a-v 转换)			高 阶			
	f_1/Hz	f_2/Hz	f_3/Hz	f_4/Hz	Q_4	f_5/Hz	Q_5	f_6/Hz	Q_6
W_c	0.4	100	8.0	8.0	0.63	∞	—	∞	—
W_e	0.4	100	1.0	1.0	0.63	∞	—	∞	—
W_l	0.4	100	∞	∞	—	3.75	0.91	5.32	0.91

A.2 传递函数

频率 $f_1, \dots, f_6$ 和共振品质因数 $Q_4, \dots, Q_6$ 是决定总频率计权(指作为输入量的加速度)的传递函数的参数。传递函数表示成如下几个因数的乘积的形式。

频带界限(具有 Butterworth 特性的两极滤波器, $Q_1 = Q_2 = 1/\sqrt{2}$):

对高通:

$$|H_h(p)| = \left| \frac{1}{1 + \sqrt{2}\omega_1/p + (\omega_1/p)^2} \right| = \sqrt{\frac{f^4}{f^4 + f_1^4}} \quad \dots\dots\dots(\text{A.1})$$

式中:

$\omega_1 = 2\pi f_1$;

f_1 ——转折频率(渐近线的交点)。

对低通:

$$|H_l(p)| = \left| \frac{1}{1 + \sqrt{2}p/\omega_2 + (p/\omega_2)^2} \right| = \sqrt{\frac{f_2^4}{f^4 + f_2^4}} \quad \dots\dots\dots(\text{A.2})$$

式中:

$\omega_2 = 2\pi f_2$;

f_2 ——转折频率。

加速度-速度转换(在低频率端与加速度成比例,在高频率端与速度成比例):

$$|H_i(p)| = \left| \frac{1 + p/\omega_3}{1 + p/(Q_4\omega_4) + (p\omega_4)^2} \right| = \sqrt{\frac{f^2 + f_3^2}{f_3^2}} \cdot \sqrt{\frac{f_4^4 \cdot Q_4^2}{f^4 \cdot Q_4^2 + f^2 \cdot f_4^2(1 - 2Q_4^2) + f_4^4 \cdot Q_4^2}} \quad \dots\dots\dots (A.3)$$

式中:

$$\omega_3 = 2\pi f_3;$$

$$\omega_4 = 2\pi f_4。$$

高阶(斜率约为 6 dB 每倍频程,与加速度成比例):

$$|H_s(p)| = \left| \frac{1 + p/(Q_5\omega_5) + (p\omega_5)^2}{1 + p/(Q_6\omega_6) + (p\omega_6)^2} \cdot \left(\frac{\omega_5}{\omega_6}\right)^2 \right| = \frac{Q_6}{Q_5} \cdot \sqrt{\frac{f^4 \cdot Q_5^2 + f^2 \cdot f_5^2(1 - 2Q_5^2) + f_5^4 \cdot Q_5^2}{f^4 \cdot Q_6^2 + f^2 \cdot f_6^2(1 - 2Q_6^2) + f_6^4 \cdot Q_6^2}} \quad \dots\dots\dots (A.4)$$

式中:

$$\omega_5 = 2\pi f_5;$$

$$\omega_6 = 2\pi f_6。$$

乘积 $H_b(p) \cdot H_l(p)$ 表示频带界限传递函数;对于除了 W_l 以外的所有计权都是相同的。

乘积 $H_l(p) \cdot H_s(p)$ 表示对某一个具体应用的实际计权传递函数。

对于计权 W_j 取 $H_l(p) = 1$;

对于计权 W_c 、 W_d 和 W_e 取 $H_s(p) = 1$ 。

这一点在表中以无穷的频率和缺省的品质因数来表示。

总计权函数为:

$$H(p) = H_b(p) \cdot H_l(p) \cdot H_l(p) \cdot H_s(p) \quad \dots\dots\dots (A.5)$$

对这个等式最通常的解释(在频域内)为它以虚角频率 $p = j2\pi f$ 的复函数的形式描述了复数的模(幅值)和相位。

注:有时用符号 s 代替 p 。如果该式在时域 $\frac{d}{dt}$ (微分算子)内解释,它会直接得出计权的数字结果(如果采样间隔 Δt

足够小, $\frac{d}{dt}$ 可用 $\frac{\Delta}{\Delta t}$ 近似)。作为一种代替的说法, p 也可被理解为 Laplace 变换的变量。

图 2 和图 3 中的计权曲线是用双对数坐标表示的 H 的模(幅值) $|H|$ 与频率 f 的关系。

附录 B
(资料性附录)
振动对健康影响的评价指南

B.1 引言

本附录提供了与健康有关的全身振动的评价指南。主要适用于规律性地暴露于振动的正常健康人群,且适用于沿人体 x 、 y 和 z 轴方向的直线振动。本指南不适用于如交通事故和对人体造成损伤的事故引起的高振幅单次瞬态振动。

注:本附录所提供指南的大部分都是基于对坐姿人体对沿 z 轴方向振动反应研究得来的有效数据提出的。把本部分应用于坐姿人体的 x 、 y 轴以及立姿、斜靠姿和卧姿的人体的所有坐标轴上目前只有有限的经验。

B.2 健康指南的基础

生物动力学和流行病学的研究已经给出了由于长期暴露于高强度全身振动会增加健康损害风险的证据。主要是腰部脊柱和与之相连的神经系统会受到影响。新陈代谢和其他内源因素也可能对这种退化产生附加影响。有时认为如人体姿势、低温和干燥等一些环境因素会造成肌肉疼痛,但目前尚不知道这些因素是否会加剧椎间盘和椎骨的退化。

增加持续时间(在全年的工作日或平均天数之内)和增加振动强度意味着增加了振动量,从而认为增加了上述危险,而周期性的休息则会减少这种危险。

目前还没有足够的数据来表明振动暴露与健康影响危险之间的定量关系,因此不可能用不同暴露量值和持续时间所导致危险的可能性来评估全身振动。

B.3 振动评估

B.3.1 计权均方根加速度的应用

假设反应与能量有关,则两种不同的日常振动暴露在满足下式时是等效的

$$a_{w1} \cdot T_1^{1/2} = a_{w2} \cdot T_2^{1/2} \quad \dots\dots\dots (B.1)$$

式中:

a_{w1} 、 a_{w2} ——第一次和第二次暴露的计权均方根加速度值;

T_1 、 T_2 ——第一次和第二次暴露的相应的持续时间。

在图 B.1 中用粗虚线表示健康指南警告区域。

对于警告区域以下的暴露,还没有清晰地记载和(或)客观地观测到对健康的影响;在该区域中表示出与潜在健康危险相关的警告;处于该区域以上健康危险是相似的。这个建议主要是基于 4 h 到 8 h 的暴露,如图 B.1 中阴影部分所示。更短的持续时间宜用严重警告来处置。

其他研究指出通过下面的关系式表示时间依赖性,

$$a_{w1} \cdot T_1^{1/4} = a_{w2} \cdot T_2^{1/4} \quad \dots\dots\dots (B.2)$$

由上式确定的健康指南警告区域在图 B.1 中以点线表示(对大多数职业观测中都存在的 4 h~8 h 持续时间内,所对应式(B.1)和式(B.2)的健康指南警告区域是相同的)。

频率计权加速度的均方根值可在预期日常暴露的持续时间与图 B.1 所示区域相比较。

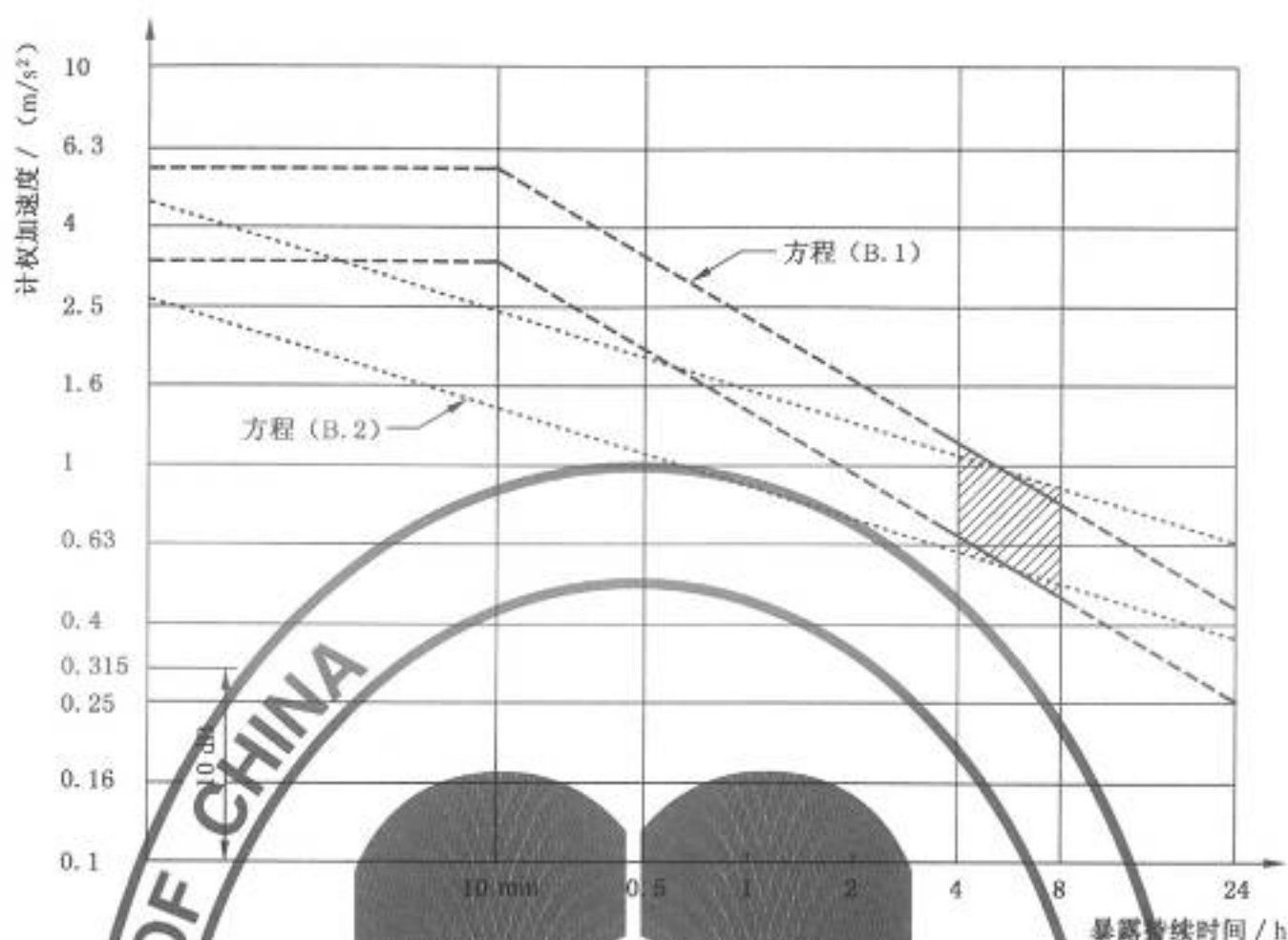


图 B.1 健康指南警告区域

为了描述日常职业暴露,8 h 频率加权加速度 a_w 可根据 6.1 中的公式用 8 h 作为时间周期 T 进行测量或计算。

注 1: 当振动暴露由两个或多个对应不同振动量和持续时间的暴露期限组成时,对应总暴露持续时间的能量等效振动量可用下式计算:

$$a_{w,e} = \left[\frac{\sum a_{w,i}^2 \cdot T_i}{\sum T_i} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (\text{B.3})$$

式中:

$a_{w,e}$ ——等效振动量(用 m/s^2 表示的均方根加速度);

$a_{w,i}$ ——暴露持续时间 T_i 的振动量(用 m/s^2 表示的均方根加速度)。

一些研究用下式给出一个不同的等效振动量:

$$a_{w,e} = \left[\frac{\sum a_{w,i}^4 \cdot T_i}{\sum T_i} \right]^{\frac{1}{4}} \quad (\text{B.4})$$

这两个等效振动量已经可以根据图 B.1 用于健康评价指南中。

注 2: 在一些研究中使用估计振动剂量值(eVDV):

$$eVDV = 1.4 a_w T^{1/4} \quad (\text{B.5})$$

式中:

a_w ——频率加权均方根加速度;

T ——持续时间,单位秒(s)。

在图 B.1 中由式(B.2)给定区域的下界和上界所对应的估计振动剂量值分别是 8.5 和 17。

B.3.2 当基本评价方法不适用时的评估方法

健康紊乱现在被认为是由峰值造成的影响,使用仅包括均方根平均的方法可能低估了这种影响。

因此,对某些环境,比如当波峰因数大于 9 时(见 6.2.1 和 6.3.3),可以使用本部分的 6.3.1 和 6.3.2 所介绍的方法。

注:已经认识到波峰因数是一种决定均方根加速度是否能用来评价人体对振动的反应的不确定方法。在疑惑的情况下推荐使用 6.3.3 所述的准则。

附录 C (资料性附录)

振动对舒适与感知影响的评价指南

C.1 引言

本附录指出了目前关于振动量值和人体舒适之间关系的结论性观点。本附录主要提供一种用来描述振动的客观严酷程度的统一而方便的方法,但不提供界限。

C.2 舒适

C.2.1 环境背景

一个具体振动在一种条件下可能认为会引起不可接受的不舒适,但可能在另一种条件下会认为令人愉快或使人兴奋。许多因素结合在一起决定注意到或能够忍受不舒适的程度。对振动可接受性的精确评估和对振动界限的表述只能用许多方面的知识才能完成。与在商业或居民建筑中的条件相比,在交通工具中对舒适的期望和对烦恼的忍耐程度有着很大的不同。

由振动对日常活动(如阅读、书写和饮食)产生的干扰有时候认为是引起不舒适的原因。这些影响常常高度依赖于活动的细节(如用来书写的支撑物和用来饮食的器皿),但这些超出了本指南的范围。

C.2.2 振动评估

C.2.2.1 计权均方根加速度的应用

对某些环境有可能用一个具有代表性周期的频率计权均方根加速度(根据表 1 和表 2 计权)来评价振动对人体舒适的影响。

注:对在某些环境(如轨道车辆)中的舒适评估,认为一个比 W_k 稍有偏差即大体降低 4 Hz 且记作 W_b 的频率计权是适当的计权曲线,主要是适用于 z 轴方向(见 8.2.2.1 的注 2)。尽管 W_b 比 W_k 有向下 5 Hz 和向上 10 Hz 的偏离(指表 A.1: f_3 和 f_4 对 W_b 是 16 Hz,对 W_k 为 12.5 Hz),频率计权 W_b 仍可以用作 W_k 的可接收的近似。

C.2.2.2 指南对比

频率计权加速度的均方根值可以与 C.2.3 中的指南相比较。

注 1: 当振动暴露由两个或更多的具有不同振动量值和持续时间的暴露时段组成时,相对于总暴露持续时间的等效振动量值可用如下任一式计算:

$$a_{w,e} = \left[\frac{\sum a_{wi}^2 \cdot T_i}{\sum T_i} \right]^{\frac{1}{2}} \quad \dots\dots\dots (C.1)$$

或

$$a_{w,e} = \left[\frac{\sum a_{wi}^4 \cdot T_i}{\sum T_i} \right]^{\frac{1}{4}} \quad \dots\dots\dots (C.2)$$

式中:

$a_{w,e}$ ——等效振动量值(用 m/s^2 表示的均方根加速度);

a_{wi} ——暴露持续时间 T_i 的振动量(用 m/s^2 表示的均方根加速度)。

注 2: 虽然如 8.2.1 所述的那样,没有明确的证据证明振动对舒适影响的时间依赖性,但频率计权均方根加速度已经用于计算在期望的日常暴露期间受到的振动量。这个用米每 1.75 次方秒($m/s^{1.75}$)表示的估计振动剂量值由下式给出:

$$eVDV = 1.4 a_w T^{1/4} \quad \dots\dots\dots (C.3)$$

式中:

a_w ——频率计权均方根加速度;

T ——暴露持续时间,单位秒(s)。

由这一程序得到的估计振动剂量值可以与由替代环境得到的估计振动剂量值进行比较,从而可以用作比较两种环境下的不舒适。

C.2.2.3 当基本评价方法不适用时的评估方法

对某些环境,比如当波峰因数大于 9 时,不可能用频率计权均方根加速度评价人体对振动响应。不舒适会明显受到峰值的影响,并且用包含均方根平均的方法会低估不舒适。在这些情况下,应当使用 6.3 中所描述的方法。

在一种环境下得到的振动值可以与另一种环境下得到的进行比较,从而可比较不舒适。

注:已经认识到波峰因数在确定均方根加速度是否能用来评价振动的反应时是一种不确定的方法。在疑惑的情况下见 6.3。

C.2.3 对振动环境的舒适反应

按照 8.2,舒适的可接受振动量取决于随不同应用而变化的许多因素,所以本部分没有定义界限。下面的数值给出了在公共交通中综合振动总值的不同量值可能反应的近似描述。

然而正如以前所述,不同振动量值的反应取决于乘客对旅行持续时间的期望和乘客所期望完成的活动类型(如阅读、进食和书写等)以及诸多其他因素(听觉噪声、温度等)。

小于 0.315 m/s^2	感觉不到不舒适
0.315 m/s^2 到 0.63 m/s^2	有点不舒适
0.5 m/s^2 到 1 m/s^2	相当不舒适
0.8 m/s^2 到 1.6 m/s^2	不舒适
1.25 m/s^2 到 2.5 m/s^2	非常不舒适
大于 2 m/s^2	极不舒适

关于在住宅和商业建筑中振动的舒适和(或)不舒适,应参考 GB/T 13441.2。许多国家的经验表明,如果振动量值仅稍高于所能察觉的阈限,民用建筑物中的居民就会产生抱怨。

C.3 感知

有 50% 的机警、健壮的人能察觉到峰值为 0.015 m/s^2 的 W_k 计权振动。

不同人之间感知振动的能力有很大的变化。当中值的感知阈值大约为 0.015 m/s^2 时,反应的四分位范围可扩展到大约 0.01 m/s^2 到最高的 0.02 m/s^2 。

感知阈值随着振动持续时间增加 1 s 会有轻微下降,而随着持续时间的进一步增加会下降很少。虽然感知阈值随着持续时间的增加而不再继续降低,但在振动量高于阈值的状况下由此产生的感觉可能会继续增加。

附录 D

(资料性附录)

振动对运动病发病率影响的评价指南

D.1 振动的持续时间

运动病症状发生的可能性随着运动暴露长达数小时持续时间的增加而增加。如果持续更长的时间(几天)则会产生对运动的适应(即降低了敏感度)。某些适应可能会保持下去,以致会降低由将来类似的运动产生运动病的可能性。

运动病剂量值这样定义,该值越高对应的运动病发病率越大。

有两种可选的计算运动病剂量值的方法:

- a) 如有可能,运动病剂量值应当由通过整个暴露期间的运动测量来确定。用米每 1.5 次方秒 ($\text{m/s}^{1.5}$) 表示的运动病剂量值 MSDV_z 通过频率计权后的 z 轴方向的计权加速度积分的平方根给定:

$$\text{MSDV}_z = \left\{ \int_0^T [a_w(t)]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} \dots\dots\dots (\text{D.1})$$

式中:

$a_w(t)$ ——轴向频率计权加速度;

T ——运动发生的整个周期,单位为秒(s)。

这种方法由整个周期 T 的真实积分计算出的均方根值再乘以 $T^{1/2}$ 等效。

- b) 如果运动和暴露是连续的而且大约为常量值,运动病剂量值可以根据一个短周期测定的频率计权均方根值来评估。对于用秒表示的暴露持续时间 T_0 ,则用米每 1.5 次方秒 ($\text{m/s}^{1.5}$) 表示的运动病剂量值 MSDV_z 可由测得的 z 轴方向的均方根加速度 a_w 乘以暴露持续时间 T_0 的平方根得到:

$$\text{MSDV}_z = a_w T_0^{1/2} \dots\dots\dots (\text{D.2})$$

注:当使用上面的方法 b) 时,测量周期一般不应小于 240 s。

D.2 运动病剂量值影响的指南

人体对低频震荡影响的敏感性有着很大的差别。已经发现女性比男性更容易产生运动病并且随着年龄的增长其症状流行也会减退。可能产生呕吐的人所占百分比近似为 $K_m \cdot \text{MSDV}_z$, 其中 K_m 为常数,可能会随着暴露人群的不同而变化,但对于不单单是女性或男性的混合人群, $K_m = 1/3$ 。上述关系是基于运动暴露持续时间从约 20 min 到约 6 h 且产生呕吐症状的达到约 70% 的情况得出的。

注:在某些情形,当 a_w 大于 0.5 m/s^2 时,可能产生呕吐的人的比例可能会超过由上式计算得到的数值。

参 考 文 献

- [1] ISO 2631-2:1989. Evaluation of human exposure to whole-body vibration—Part 2: Continuous and shock induced vibration in building(1 Hz~80 Hz).
- [2] ISO 10326-1:1992. Mechanical vibration—Laboratory method for evaluating vehicle seat vibration—Part 1: Basic requirements.
- [3] ALEXANDER S. J. , COTZIN M. , KLEE I. B. , WENDT G. R. Studies of motion sickness; XVI: The effects upon sickness rates of waves and various frequencies but identical acceleration. *Journal of Experimental Psychology*, 1947, 37: 440-447.
- [4] BENSON A. J. Motion sickness. In: *Vertigo*(Dix M. R. and Hood J. S. ,eds.). John Wiley, 1984;391-426.
- [5] BONGERS P. M. , BOSHUIZEN H. C. , HULSHOF C. T. J. , KOERNEESTER A. P. Exposure to vibration and back disorders in crane operators. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 1988, 60:129-137.
- [6] BONGERS P. M. , HULSHOF C. T. J. , GROENHOUT H. J. , DIJKSTRA L. , BOSHUIZEN H. C. , VALKEN E. Backpain and exposure to whole-body vibration in helicopter pilots. *Ergonomics*, 1990, 33:1007-1026.
- [7] BONGERS P. M. , BOSHUIZEN H. C. Back disorders and whole-body vibration at work. Published Thesis University of Amsterdam, Amsterdam,1990.
- [8] BOSHUIZEN H. C. , HULSHOF C. T. J. , BONGERS P. M. Long-term sick leave and disability pensioning of tractor drivers exposed to whole-body vibration. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 1990, 62:117-122.
- [9] BOSHUIZEN H. C. , BONGERS P. M. , HULSHOF C. T. J. Self-reported back pain in tractor drivers exposed to whole-body vibration. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 1990, 62:109-113.
- [10] BOSHUIZEN H. C. , BONGERS P. M. , HULSHOF C. T. J. Self-reported back pain of fork-lift truck and freight-container tractor drivers, exposed to whole-body vibration. *Spine*, 1992, 17:59-67.
- [11] BOVENZI M. , ZADINI A. Self-reported back symptoms in urban bus drivers exposed to whole-body vibration. *Spine*, 1992, 17(9):1048-1059.
- [12] BOVENZI M. , BETTA A. Low back disorders in agricultural tractor drivers exposed to whole-body vibration and postural stress. *Applied Ergonomics*, 1994, 25:231-240.
- [13] BROUDE F. , DANATI P. , GALLMICHIE J. P. Assessing the discomfort of whole-body vibration containing transients; r. m. s or r. m. q. method? *Proceedings of the meeting on Human Response to Vibration*, AFRC, Silsoe, UK, September 1989.
- [14] CHRIST E. , BRUSL H. , DONATI P. , GRIFFIN M. , HOHMANN B. , LUNDSTRÖM R. , MEYER J. , STRAATSA H. *Vibration at work*. Published by the International research section of ISSA, 1989.
- [15] CORBRIDGE C. , GRIFFIN M. J. Vibration and comfort: vertical and lateral motion in the range 0.5 to 5.0Hz. *Ergonomics*, 1986, 29(2):249-272.
- [16] CORBRIDGE C. , GRIFFIN M. J. Effects of vertical vibration on passenger activities writing and drinking. *Ergonomics*, 1991, 34(10):1313-1332.

- [17] DONAI P., GROSJEAN A., MISTROT P., ROURE L. The subjective equivalence of sinusoidal and random whole-body vibration in the sitting position (an experimental study using the floating reference vibration method). *Ergonomics*, 1983, 26(3):251-273.
- [18] DUPUIS H., CHRIST E. Untersuchung der Möglichkeit von Gesundheitsschädigungen im Bereich der Wirbelsäule bei Schlepperfahrern. Max-Planck-Institute für Landarbeit und Landtechnik, Bad Kreuznach, Report Heft A72/2, 1972.
- [19] DUPUIS H., ZERLETT G. Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen. BG Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften e. V., 1984.
- [20] DUPUIS H., ZERLETT G. The effects of whole-body vibration. Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg/New York/Tokyo, 1986.
- [21] FAIRLEY T. E., GRIFFIN M. J. Predicting the discomfort caused by simultaneous vertical and fore-and-aft whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration*, 1988, 124(1): 141-156.
- [22] GIERKE H. E. von. The ISO Standard Guide for the evaluation of human exposure to whole-body vibration. Society of Automotive Engineers, Truck Meeting, Philadelphia, 10-13 November 1975, SAE Paper 751009.
- [23] GIERKE H. E. von, BRAMMER A. J. Effects of shock and vibration on humans. In: *Shock and vibration handbook* (Harris C. M., ed.). McGraw Hill, New York, 1996.
- [24] GRIFFIN M. J. Subjective equivalence of sinusoidal and random whole-body vibration. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1976, 60(5):1140-1145.
- [25] GRIFFIN M. J. *Handbook of human vibration*. Academic Press, London/New York, 1990.
- [26] GRIFFIN M. J. International Standard 2631 and British Standard 6841: A comparison of two guides to the measurement and evaluation of human exposure to whole-body vibration and repeated shock. Proceedings of joint French-British Meeting, Group Francais Études des Effects des Vibration sur l'Homme and UK Informal Group on Human Response to Vibration, (INRS) Vandoeuvre, France, 26-28 September 1988.
- [27] GRIFFIN M. J. Physical characteristics of stimuli provoking motion sickness. Motion Sickness; Significance in Aerospace Operations and Prophylaxis. AGARD Lecture Series LS-175, Paper 3, 1991.
- [28] GRIFFIN M. J., WHITHAM E. M. Discomfort produced by impulsive whole-body vibration. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1980, 68(5):1277-1284.
- [29] GRUBER G. J. Relationships between whole-body vibration and morbidity patterns among interstate truck drivers. U. S. Department of Health, Education and Welfare (DHEW) of the National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). Publication No. 77-167, 1976.
- [30] GRUBER G. J., ZIPERMAN H. H. Relationships between whole-body vibration and morbidity patterns among motor coach operators. U. S. Department of Health, Education and Welfare (DHEW) of the National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). Publication No. 75-104, 1974.
- [31] GUIGNARD J. C. Vibration. In: *Patty's industrial Hygiene and Toxicology: Biological Responses*. (Lewis Cralley and Lester Cralley, eds.). John Wiley, Vol. 3B, 2nd edn.,

- 1985;653-724.
- [32] GUIGNARD J. C. , LANDRUM G. J. , REARDON E. Experimental evaluation of international standard ISO 2631:1974 for whole-body vibration exposure. University of Dayton Research Institute (UDRI). Technical Report 76-79, 1976.
 - [33] GUIGNARD J. C. , MCCAULEY M. E. Motion sickness incidence induced by complex periodic waveforms. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 1982, 53(6);554-563.
 - [34] HEIDE R. , SEIDEL H. Folgen langzeitiger beruflicher Ganzkörpervibrationsexposition (Kurzfassung einer Literaturstudie). Consequences of long-term occupational exposure to whole-body vibration (an abridged literature survey). *Zeitschrift für die gesamte Hygiene und ihre Grenzgebiete*, 1978, 24(3);153-159.
 - [35] HOWARTH H. V. C. , GRIFFIN M. J. The frequency dependence of subjective reaction to vertical and horizontal whole-body vibration at low magnitudes. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1987, 83(4);1406-1413.
 - [36] HOWARTH H. V. C. , GRIFFIN M. J. Subjective reaction to vertical mechanical shocks of various waveforms. *Journal of Sound and Vibration*, 1991, 147(3);395-408.
 - [37] HULSHOF C. T. J. , VELDHUYZEN VAN ZANTEN O. B. Whole-body vibration and low-back pain. A review of epidemiologic studies. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 1987, 59;205-220.
 - [38] KELSEY J. L. , GITHENS P. B. , O'CONNER T. , WEIL U. , CALOGERO J. A. , HOLFORD T. R. , WHITE A. A. , WALTER A. D. , OSTFELD A. M. , SOUTHWICK W. O. Acute prolapsed lumbar intervertebral disc. An epidemiologic study with special reference to driving automobiles and cigarette smoking. *Spine*, 1984, 9(6);608-613.
 - [39] KELSEY J. L. , HARDY R. J. Driving of motor vehicles as a risk factor for acute herniated lumbar intervertebral disc. *American Journal of Epidemiology*, 1975, 102(1);63-73.
 - [40] KJELLBERG A. , WIKSTRÖM B.-O. Subjective reactions to whole-body vibration of short duration. *Journal of Sound and Vibration*, 1985, 99(3);415-424.
 - [41] KJELLBERG A. , WIKSTRÖM B.-O. , DIMBERG U. Whole-body vibration: exposure time and acute effects—experimental assessment of discomfort. *Ergonomics*, 1985, 28(3);545-554.
 - [42] LAWTHORP A. , GRIFFIN M. J. Prediction of the incidence of motion sickness from the magnitude, frequency and duration of vertical oscillation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1987, 82(3);957-966.
 - [43] MISTROT P. , DONATI P. , GALMICHE J. P. , FLORENTIN D. Assessing the discomfort of the whole-body multi-axis vibration: laboratory and field experiments. *Ergonomics*, 1990, 33(12);1523-1536.
 - [44] MIWA T. Evaluation methods for vibration effect. Part 1: Measurements of threshold and equal sensation contours of whole body for vertical and horizontal vibrations. *Industrial Health*, 1967, 5;183-205.
 - [45] MIWA T. , YONEKAWA Y. Evaluation methods for vibration effect. Part 9: Response to sinusoidal vibration at lying posture. *Industrial Health*, 1969, 7;116-126.
 - [46] O'HANLON J. F. , MCCAULEY M. E. Motion sickness incidence as a function of the frequency and acceleration of vertical sinusoidal motion. *Aerospace Medicine*, 1974, 45(4);366-369.

- [47] PARSONS K. C. , GRIFFIN M. J. The effect of the position of the axis of rotation on the discomfort caused by whole-body roll and pitch vibrations of seated persons. *Journal of Sound and Vibration*, 1978, 58(1):127-141.
- [48] PARSONS K. C. , GRIFFIN M. J. Whole-body vibration perception thresholds. *Journal of Sound and Vibration*, 1988, 121(2):237-258.
- [49] SANDOVER J. Dynamic loading as a possible source of low-back disorders. *Spine*, 1983, 8(6):652-658.
- [50] SANDOVER J. Behaviour of the spine under shock and vibration. A review. *Clinical Biomechanics*, 1988, 3:249-256.
- [51] SEIDEL H. , BASTEK R. , BRÄUER D. , BUCHHOLZ C. , MEISTER A. , METZ A. - M. , ROTHE R. On human response to prolonged repeated whole-body vibration. *Ergonomics*, 1980, 23(3):191-211.
- [52] SEIDEL H. , HEIDE R. Long-term effects of whole-body vibration. A critical survey of the literature. *Int. Arch. Of .Ocuup. Environ. Health*, 1986, 58:1-26.
- [53] SEIDEL H. , BLUMFELDER R. , HINZ B. Effects of whole-body vibration on the lumbar spine: the stress-strain relationship. *Int. Arch. Ocuup. Environ. Health*, 1986, 57: 207-223.
- [54] SHOENBERGER R. W. Subjective response to very low-frequency vibration. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 1975, 46(6):785-790.
- [55] SHOENBERGER R. W. , HARRIS C. S. Psychophysical assessment of whole-body vibration. *Human Factor*, 1971, 13(1):41-50.
- [56] SPEAR R. C. , KELLER C. , BEHRENS V. , HUDES M. , TARTER D. Morbidity patterns among heavy equipment operators exposed to whole-body vibration. U. S. Department of Health, Education and Welfare (DHEW) of the National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). Publication No. 77-120, 1976.
- [57] SPÄNG, K. Assessment of whole-body vibration containing single event shocks. *Noise Control Eng. J.* , 1997, 45(1):19-25.

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 1 部分：一般要求

GB/T 13441.1—2007/ISO 2631-1:1997

*

中国标准出版社出版发行
北京复兴门外三里河北街 16 号
邮政编码：100045

网址 www.spc.net.cn

电话：68523946 68517548

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 2 字数 55 千字
2007 年 6 月第一版 2007 年 6 月第一次印刷

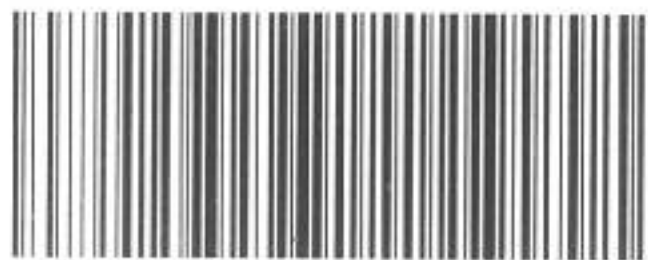
*

书号：155066·1-29563 定价 24.00 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)68533533



GB/T 13441.1-2007