


机械振动、冲击与状态监测 国家标准汇编

人体振动与冲击卷

全国机械振动、冲击与状态监测标准化技术委员会
中国质检出版社第三编辑室

编




 中国质检出版社
 中国标准出版社

机械振动、冲击与 状态监测国家标准汇编

人体振动与冲击卷

全国机械振动、冲击与状态监测标准化技术委员会 编
中国质检出版社 第三编辑室

中国质检出版社
中国标准出版社

北京

图书在版编目(CIP)数据

机械振动、冲击与状态监测国家标准汇编. 人体振动与冲击卷/全国机械振动、冲击与状态监测标准化技术委员会,中国质检出版社第三编辑室编. —北京:中国标准出版社,2011

ISBN 978-7-5066-6569-8

I. ①机… II. ①全…②中… III. ①机械振动-国家标准-汇编-中国②力学冲击-国家标准-汇编-中国③机械振动-状态-监测-国家标准-汇编-中国
IV. ①TH113.1-65

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2011)第 202313 号

中国质检出版社 出版发行
中国标准出版社
北京市朝阳区和平里西街甲 2 号(100013)
北京市西城区复外三里河北街 16 号(100045)

网址:www.spc.net.cn

电话:(010)64275360 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 15.75 字数 470 千字

2011 年 10 月第一版 2011 年 10 月第一次印刷

*

定价 85.00 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

出版说明

机械振动与冲击是一项覆盖面很广的共性基础技术,它涉及到机械装备、仪器仪表、能源电力、船舶车辆、交通运输、航空航天、土木结构、冶金矿山、水利工程、道路桥梁、地质勘探、农林机械、电子电工、劳动保护、环境保护、公共安全、医药卫生等领域,几乎与国民经济的各个部门、社会生活的方方面面都有密切的关系。

状态监测与诊断技术是最近三十年兴起的一项综合性的高新技术。它对保证设备安全运行,有效避免重大事故发生,减少停机维修时间和费用,改善设备管理,提高运行水平和效益,提高设备运行可靠性有重要作用。还可减少能源与资源消耗,为提高我国产品在国际市场的竞争力,促进产业结构调整,引导产品升级换代,替代进口,扩大出口,提供技术支撑。有利于促进可持续发展,对坚持以人为本、构建和谐社会及国民经济和社会发展有重大技术支撑作用。

为了推进该技术领域国家标准的贯彻实施,满足广大读者对国家标准的需要,相关行业、企事业单位及学校了解与应用国家标准,全国机械振动、冲击与状态监测标准化技术委员会(SAC/TC 53)和中国质检出版社第三编辑室共同编辑了这套《机械振动、冲击与状态监测国家标准汇编》。本汇编分五卷出版,包括:

机械振动、冲击与状态监测国家标准汇编	基础与通用卷
机械振动、冲击与状态监测国家标准汇编	振动测量与评价卷
机械振动、冲击与状态监测国家标准汇编	测试仪器与设备卷
机械振动、冲击与状态监测国家标准汇编	状态监测与诊断卷
机械振动、冲击与状态监测国家标准汇编	人体振动与冲击卷

人体振动与冲击卷收集了截至到2010年12月31日批准发布的有关人体振动与冲击的现行国家标准11项,包括人体振动测量的试验方法、分析方法、人体姿态(立姿、坐姿和卧姿)等方面内容。上述国家标准大多是由ISO/TC 108(机械振动、冲击与状态监测)现行的国际标准等同转化而来的。

相信本汇编的出版,对促进我国机械振动、冲击与状态监测技术水平的提高和发展,将会起到重要的推进作用。

编者

2011年2月

目 录

GB/T 13441.1—2007	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
GB/T 13441.2—2008	机械振动与冲击 人体暴露于全身振动的评价 第2部分:建筑物内的 振动(1 Hz~80 Hz)	29
GB/T 13921—1992	关于固定结构特别是建筑物和海上结构的居住者对低频(0.063~1 Hz)水平 运动响应的评价导则	43
GB/T 14790.1—2009	机械振动 人体暴露于手传振动的测量与评价 第1部分:一般要求	50
GB/T 15619—2005	机械振动与冲击 人体暴露 词汇	75
GB/T 16440—1996	振动与冲击 人体的机械驱动点阻抗	96
GB/T 18368—2001	卧姿人体全身振动舒适性的评价	104
GB/T 18703—2002	手套掌部振动传递率的测量与评价	111
GB/T 19739—2005	机械振动与冲击 手臂振动 手臂系统为负载时弹性材料振动传递率的测 量方法	124
GB/T 19740—2005	机械振动与冲击 人体手臂系统驱动点的自由机械阻抗	137
GB/T 23716—2009	人体对振动的响应 测量仪器	171

注:本汇编收集的国家标准的属性已在本目录上标明(推荐性或强制性),年号用四位数字表示。鉴于部分国家标准是在国家清理整顿前出版的,故正文部分仍保留原样;读者在使用这些国家标准时,其属性以本目录上标明的为准(标准正文“引用标准”中标准的属性请读者注意查对)。



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

A large circular graphic with a double-line border. Inside the circle is a stylized human figure with arms and legs spread, rendered in a textured, shaded style. The text is overlaid on this graphic.

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

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 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。

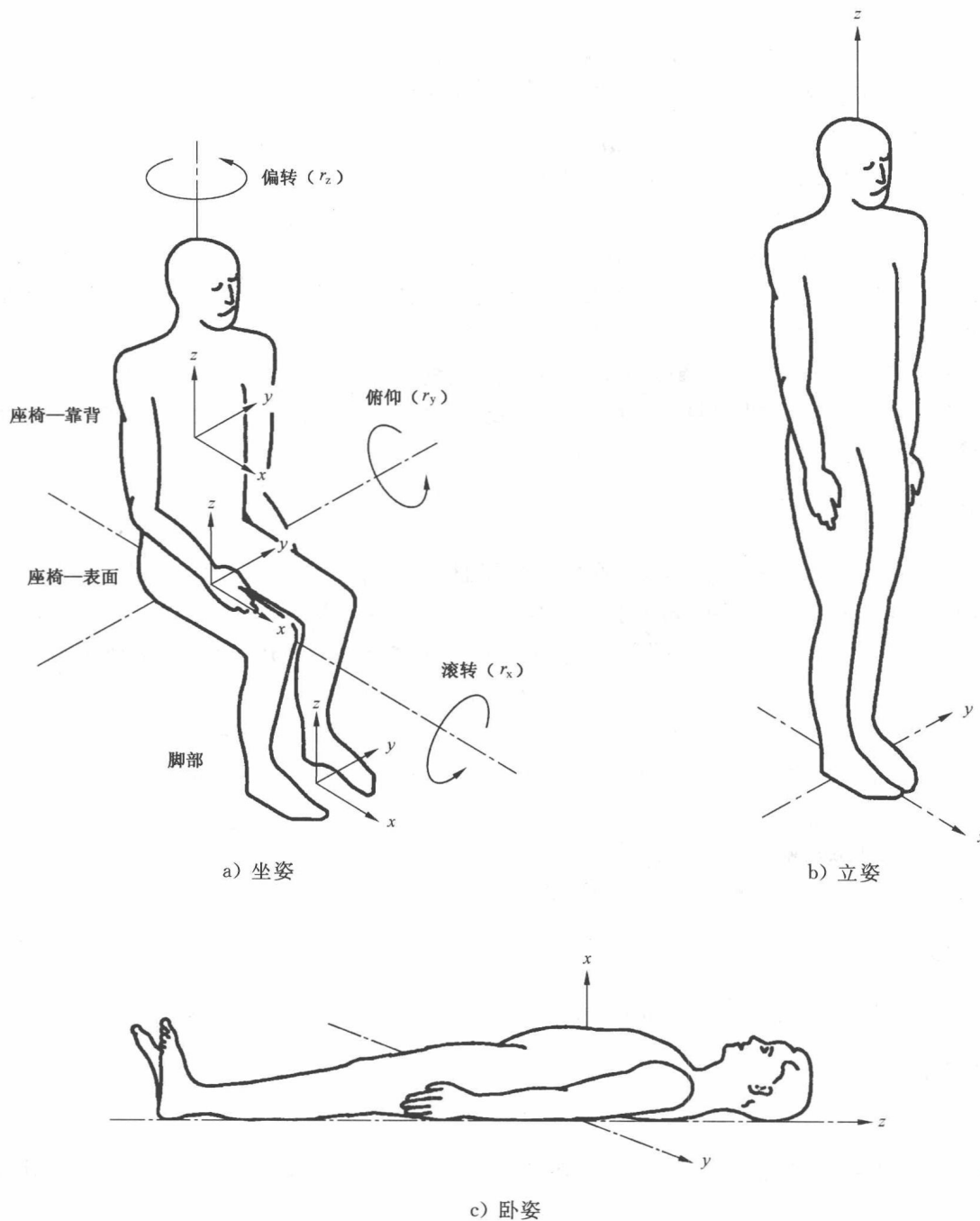


图 1 人体基本中心坐标系

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_i	—	—	—	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_e	—	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 9 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/s² 表示,而对旋转振动则用 rad/s² 表示。计权均方根加速度应按下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_d		W_f	
		因数×1 000	dB	因数×1 000	dB	因数×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	0.04					97.1	-20.25
-13	0.05					157	-16.10
-12	0.063					267	-11.49
-11	0.08					461	-6.73
-10	0.1	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	854	-1.37
-5	0.315	263	-11.60	530	-5.52	619	-4.17
-4	0.4	352	-9.07	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	-0.50	116	-18.69
-1	0.8	477	-6.43	992	-0.07	53.0	-25.51
0	1	482	-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	W_k		W_d		W_f	
		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 *x* 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	W_c		W_e		W_j	
		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_c</i>		<i>W_e</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 *x* 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, 这是推荐使用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,其定义式为:

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

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:

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

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_e);

—— 卧姿人体头部下面振动的测量(W_j)。