

DIN ISO 2631-5



ICS 13.160

Entwurf

Einsprüche bis 2022-03-28

Vorgesehen als Ersatz für
DIN SPEC 45697:2012-06 und
DIN SPEC 45697

Berichtigung 1:2013-02

**Mechanische Schwingungen und Stöße –
Bewertung der Einwirkung von Ganzkörper-Schwingungen auf den
Menschen –****Teil 5: Verfahren zur Bewertung von stoßhaltigen Schwingungen
(ISO 2631-5:2018);
Text Deutsch und Englisch**

Mechanical vibration and shock –

Evaluation of human exposure to whole-body vibration –

Part 5: Method for evaluation of vibration containing multiple shocks (ISO 2631-5:2018);
Text in German and English

Vibrations et chocs mécaniques –

Évaluation de l'exposition des individus à des vibrations globales du corps –

Partie 5: Méthode d'évaluation des vibrations contenant des chocs répétés
(ISO 2631-5:2018);

Texte en allemand et anglais

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2022-01-28 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und Stellungnahme vorgelegt.

Weil die beabsichtigte Norm von der vorliegenden Fassung abweichen kann, ist die Anwendung dieses Entwurfs besonders zu vereinbaren.

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal von DIN unter www.din.de/go/entwuerfe bzw. für Norm-Entwürfe der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nals@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im Internet unter www.din.de/go/stellungnahmen-norm-entwuerfe oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den DIN/VDI-Normenausschuss Akustik, Lärminderung und Schwingungstechnik (NALS), 10772 Berlin oder Am DIN-Platz, Burggrafenstr. 6, 10787 Berlin.

Die Empfänger dieses Norm-Entwurfs werden gebeten, mit ihren Kommentaren jegliche relevanten Patentrechte, die sie kennen, mitzuteilen und unterstützende Dokumentationen zur Verfügung zu stellen.

Gesamtumfang 79 Seiten

DIN/VDI-Normenausschuss Akustik, Lärminderung und Schwingungstechnik (NALS)

Inhalt

	Seite
Nationales Vorwort	4
Nationaler Anhang NA (informativ) Literaturhinweise	5
Vorwort	6
Einleitung	8
1 Anwendungsbereich	9
2 Normative Verweisungen	9
3 Begriffe und Symbole	9
3.1 Begriffe	9
3.2 Symbole (Einheiten)	10
4 Abgrenzung der beiden Expositionsszenarien	11
5 Beschreibung des Modells	12
5.1 Schwingungsmessung	12
5.1.1 Allgemeine Überlegungen	12
5.1.2 Messpunkt und spezifische Hardware-Anforderungen	12
5.1.3 Signalaufbereitung	13
5.1.4 Messdauer	14
5.2 Bestimmung der Wirbelsäulenreaktion	14
5.3 Berechnung der Dosis für die Wirbelsäulenreaktion	17
Anhang A (informativ) Alternatives Modell zur Bestimmung der Wirbelsäulenreaktion bei Expositionen ohne Kontaktverlust zur Sitzfläche	19
A.1 Allgemeines	19
A.2 Messung der Beschleunigungszeitreihe	20
A.3 Software	20
A.3.1 Ein- und Ausgangsgrößen der Software (orientierende Analyse)	20
A.3.2 Berechnung der Kräfte zwischen den Wirbeln	22
A.3.3 Berechnung der Kompressionsbelastungsdosis	23
Anhang B (informativ) Allgemeiner Zusammenhang zwischen Beschleunigungsdosis und gesundheitlichen Auswirkungen	25
Anhang C (informativ) Bewertung der gesundheitlichen Auswirkungen von in Abschnitt 5 beschriebenen Expositionen	26
Anhang D (informativ) Beispiel für die digitale Implementierung der Übertragungsfunktion für in Abschnitt 5 beschriebene Expositionen	30
Anhang E (informativ) Beurteilung der gesundheitlichen Auswirkungen für Expositionen ohne Kontaktverlust zur Sitzfläche	32
E.1 Allgemeines	32
E.2 Ein- und Ausgangsgrößen der Software (individuelle Analyse)	32
E.3 Risikofaktor	33
E.4 Übertragungsfunktion für einen Satz von Bedingungen	34
Literaturhinweise	38

Bilder

Bild 1 — Flussdiagramm für die Anwendung der in diesem Dokument verwendeten Modelle . . .	12
Bild 2 — Schritte der Signalaufbereitung	13
Bild 3 — Frequenzgang der Übertragungsfunktion zwischen Sitz und Lendenwirbelsäule mit Toleranzbändern	16
Bild A.1 — Skizze zu Körperhaltungswinkeln	22
Bild A.2 — Skizze zur Berechnung von $C_{dyn,i}$	24
Bild C.1 — Flussdiagramm zur Beurteilung der gesundheitsschädlichen Auswirkungen	28

Bild D.1 — Frequenz- und Phasengang des Digitalfilters mit Toleranzen	31
Bild E.1 — Ausgewählte Übertragungsfunktion der Beschleunigung auf die Wirbelsäulenkraft (Amplitude und Phase)	35

Tabellen

Tabelle A.1 — Winkelwerte für Körperhaltungsgruppen	21
Tabelle C.1 — Koeffizienten für Gleichung (C.5) (Konfidenzintervalle, untere 95 %/obere 95 %) .	28
Tabelle C.2 — <i>R</i> -Werte für Verletzungsrisiko	28
Tabelle D.1 — Digitalfilterkoeffizienten für eine Abtastrate von 256 Samples je Sekunde	30
Tabelle E.1 — Ausgewählte Übertragungsfunktion der Beschleunigung auf die Wirbelsäulenkraft (Amplitude und Phase) für Modell in Anhang A	36

Nationales Vorwort

Dieses Dokument enthält die deutsche Übersetzung der Internationalen Norm ISO 2631-5:2018, die vom Technischen Komitee ISO/TC 108, *Mechanical vibration, shock and condition monitoring*, Unterkomitee SC 4, *Human exposure to mechanical vibration and shock* erarbeitet wurde.

Das zuständige deutsche Normungsgremium ist der Arbeitsausschuss NA 001-03-11 AA „Schwingungseinwirkung auf den Mensch —Ganzkörper-Schwingungen“ im DIN/VDE-Normenausschuss Akustik, Lärminderung und Schwingungstechnik (NALS).

Um Zweifelsfälle in der Übersetzung auszuschließen, ist die englische Originalfassung beigelegt. Die Nutzungsbedingungen für den deutschen Text des Norm-Entwurfes gelten gleichermaßen auch für den englischen Text.

Für die in diesem Dokument zitierten internationalen Dokumente wird im Folgenden auf die entsprechenden deutschen Dokumente hingewiesen:

ISO 3411:2007	siehe	DIN EN ISO 3411:2007-11
ISO 10326-1	siehe	DIN EN ISO 10326-1
ISO/TR 7250-2:2010	siehe	DIN CEN ISO/TR 7250-2:2013-08

Aktuelle Informationen zu diesem Dokument können über die Internetseiten von DIN (www.din.de) durch eine Suche nach der Dokumentennummer aufgerufen werden.

Änderungen

Gegenüber DIN SPEC 45697:2012-06 und DIN SPEC 45697 Berichtigung 1:2013-02 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Umwandlung der Vornorm in eine Norm;
- b) unveränderte Übernahme der Internationalen Norm ISO 2631-5;
- c) Erweiterung des Anwendungsbereichs auf Spitzenwerte der Beschleunigung von bis zu $137,3 \text{ m/s}^2$ (14 g);
- d) Verbesserung der Beschreibung der physiologischen Übertragungsfunktion zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung;
- e) Verbesserung der Anleitung zur Beurteilung der damit verbundenen gesundheitlichen Auswirkungen.

Nationaler Anhang NA (informativ)

Literaturhinweise

DIN EN ISO 3411:2007-11, *Erdbaumaschinen — Körpermaße von Maschinenführern und Mindestfreiraum (ISO 3411:2007); Deutsche Fassung EN ISO 3411:2007*

DIN EN ISO 10326-1, *Mechanische Schwingungen — Laborverfahren zur Bewertung der Schwingungen von Fahrzeugsitzen — Teil 1: Grundlegende Anforderungen*

DIN CEN ISO/TR 7250-2:2013-08, *Wesentliche Maße des menschlichen Körpers für die technische Gestaltung — Teil 2: Anthropometrische Datenbanken einzelner nationaler Bevölkerungen (ISO/TR 7250-2:2010 + Amd 1:2013); Deutsche Fassung CEN ISO/TR 7250-2:2011 + A1:2013*

Vorwort

ISO (die Internationale Organisation für Normung) ist eine weltweite Vereinigung nationaler Normungsinstitute (ISO-Mitgliedsorganisationen). Die Erstellung von Internationalen Normen wird üblicherweise von Technischen Komitees von ISO durchgeführt. Jede Mitgliedsorganisation, die Interesse an einem Thema hat, für welches ein Technisches Komitee gegründet wurde, hat das Recht, in diesem Komitee vertreten zu sein. Internationale staatliche und nichtstaatliche Organisationen, die in engem Kontakt mit ISO stehen, nehmen ebenfalls an der Arbeit teil. ISO arbeitet bei allen elektrotechnischen Normungsthemen eng mit der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) zusammen.

Die Verfahren, die bei der Entwicklung dieses Dokuments angewendet wurden und die für die weitere Pflege vorgesehen sind, werden in den ISO/IEC-Direktiven, Teil 1 beschrieben. Es sollten insbesondere die unterschiedlichen Annahmekriterien für die verschiedenen ISO-Dokumentenarten beachtet werden. Dieses Dokument wurde in Übereinstimmung mit den Gestaltungsregeln der ISO/IEC-Direktiven, Teil 2 erarbeitet (siehe www.iso.org/directives).

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Elemente dieses Dokuments Patentrechte berühren können. ISO ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren. Details zu allen während der Entwicklung des Dokuments identifizierten Patentrechten finden sich in der Einleitung und/oder in der ISO-Liste der erhaltenen Patenterklärungen (siehe www.iso.org/patents).

Jeder in diesem Dokument verwendete Handelsname dient nur zur Unterrichtung der Anwender und bedeutet keine Anerkennung.

Für eine Erläuterung des freiwilligen Charakters von Normen, der Bedeutung ISO-spezifischer Begriffe und Ausdrücke in Bezug auf Konformitätsbewertungen sowie Informationen darüber, wie ISO die Grundsätze der Welthandelsorganisation (WTO, en: World Trade Organization) hinsichtlich technischer Handelshemmnisse (TBT, en: Technical Barriers to Trade) berücksichtigt, siehe www.iso.org/iso/foreword.html.

Dieses Dokument wurde vom Technischen Komitee ISO/TC 108, *Mechanical vibration, shock and condition monitoring*, Unterkomitee SC 4, *Human exposure to mechanical vibration and shock* erarbeitet.

Rückmeldungen oder Fragen zu diesem Dokument sollten an das jeweilige nationale Normungsinstitut des Anwenders gerichtet werden. Eine vollständige Auflistung dieser Institute ist unter www.iso.org/members.html zu finden.

Diese zweite Ausgabe ersetzt die erste Ausgabe (ISO 2631-5:2004), die technisch überarbeitet wurde. Die wesentlichen Änderungen im Vergleich zur Vorgängerausgabe sind eine verbesserte Beschreibung der Funktion zur physiologischen Reaktion auf eine Exposition sowie des mit der Exposition einhergehenden Risikos.

Eine Auflistung aller Teile der Normenreihe ISO 2631 ist auf der ISO-Internetseite abrufbar.

Diese korrigierte Fassung der ISO 2631-5:2018 beinhaltet die folgenden Korrekturen:

- Bild 1: in der Prozessbox „Hohe Belastungen“ wurden die Nummerierungen der Unterabschnitte wie folgt korrigiert:
 - „Messung (5.1)“;
 - „Signalaufbereitung (5.1.3)“;
 - „Evaluierung (5.2, 5.3)“;

— „Verletzungsrisiko (Anhang B, Anhang C)“.

Einleitung

Der Zweck dieses Dokuments ist es, ein Verfahren zur Quantifizierung von Ganzkörper-Schwingungen mit mehrfachen Stößen zu definieren, die sich in Sitzhaltung auf die menschliche Gesundheit auswirken. In der Biodynamik beschreibt der Begriff „Stoß“ eine breite Palette von kurzzeitig auftretenden, hochfrequenten Expositionen. Dabei reicht der Schweregrad von leichten Stößen, die lediglich störend sind und zu kurzem Unbehagen führen, bis hin zu Stoßstärken, die ausreichen, um Schmerzen, Verletzungen oder erhebliche körperliche Belastungen zu verursachen.

Die in diesem Dokument beschriebenen Verfahren können für die Beurteilung des Risikos chronischer Verletzungen durch wiederholte Exposition gegenüber Stoßbelastungen geeignet sein, wie sie bei militärischen, kommerziellen oder in der Freizeit genutzten Geländefahrzeugen, einschließlich landwirtschaftlicher Fahrzeuge, Schwermaschinen und Schnellbooten, auftreten können. Die Verfahren zielen nicht darauf ab, die Wahrscheinlichkeit einer akuten Schädigung durch ein einzelnes Stoßereignis zu beurteilen.

Die beschriebenen Beurteilungsverfahren beruhen auf der vorhergesagten biomechanischen Reaktion der Wirbelkörperdeckplatten (Hartgewebe) von Personen, die in guter gesundheitlicher Verfassung sind und keine pathologischen Befunde an der Lendenwirbelsäule aufweisen. Jedoch steht eine systematische epidemiologische Validierung der in diesem Dokument beschriebenen Risikoanalyseverfahren und zugehörigen Modelle noch aus. Dennoch bieten die Verfahren eine quantitative Beschreibung der Exposition, die notwendig ist, um relative Unterschiede zwischen Expositionen zu beurteilen, z. B. die Auswirkungen einiger Schutzmaßnahmen und unterschiedlicher Expositionsbedingungen.

Gegenstand dieses Dokuments ist ausschließlich die Reaktion der Lendenwirbelsäule auf der Grundlage von Studien, die darauf hindeuten, dass die Lendenwirbelsäule durch die Einwirkung von Ganzkörper-Schwingungen [6], [7], [8], [9], [10], [11], [38], [39], [47], [48], [54], [55], einschließlich mehrfachen Stößen, nachteilig beeinflusst werden kann. Andere gesundheitsschädliche Auswirkungen einer Exposition gegenüber wiederholten Stößen, wie z. B. Schäden an anderen Körperteilen als der Lendenwirbelsäule oder andere Arten von kurz- oder langfristigen gesundheitlichen Auswirkungen als Schäden an den Wirbelkörperdeckplatten, werden in diesem Dokument nicht gesondert berücksichtigt. Solche Schäden der Wirbelkörperdeckplatten können oft nicht von Schäden abgegrenzt werden, die durch andere Expositionen (schweres Heben) und Krankheiten verursacht werden.

In diesem Dokument werden nur die Auswirkungen von Kompressionsbelastungen durch mehrfache Stöße berücksichtigt. Zu diesem Zweck wurde eine Übertragungsfunktion zwischen Sitz und Lendenwirbelsäule unter Einbeziehung der gemessenen Beschleunigung für eine Standardhaltung, -körpergröße und -lendenwirbelsäulenhöhe entwickelt. Ein weiteres Verfahren zur Beschreibung der Wirbelsäulenreaktion ist in Anhang A angegeben, das nur für einen begrenzten Bereich von Beschleunigungsgrößen anwendbar ist, aber die Auswirkung unterschiedlicher Körperhaltungen, Körpergrößen und Lendenwirbelsäulenhöhen berücksichtigt.

Ein standardisierter Ansatz für die Vorhersage von Verletzungen bei nicht vertikalen oder multiaxialen Stößen wird durch das Spektrum unterschiedlicher Körperhaltungen und Körperrückhaltesysteme, die in den verschiedenen Fahrzeugen vorhanden sein können, sowie die aktuell begrenzten Möglichkeiten zur Vorhersage von Verletzungen durch nicht vertikale Stöße erschwert. Es ist bekannt, dass in der Praxis Stöße mit horizontaler, rotierender oder multiaxialer Ausbreitung auftreten und ein erhebliches Verletzungsrisiko darstellen können.

Das Verletzungsrisiko im Bereich der Lendenwirbelsäule hängt von der Expositionsdosis ab, wobei es sich um eine Kombination aus Expositionsmenge und -dauer handelt. Es kann mehrere Jahre dauern, bis sich eine offenkundige Verletzung entwickelt. Aufgrund der Komplexität der Messung von Mehrfachstößen ist es aktuell nicht möglich, die Exposition auf Lebensdauer direkt zu messen. Stattdessen wird die Exposition in repräsentativen Situationen gemessen, und die Dosis wird anhand dieser Messung auf eine in der Vergangenheit aufgezeichnete Expositionsdauer oder eine zukünftig erwartete Expositionsdauer extrapoliert. Um die Lebenszeitdosis an einem Arbeitsplatz konstant zu überwachen, müssen alternative Messgeräte entwickelt werden, z. B. Dosimeter.

1 Anwendungsbereich

Dieses Dokument behandelt die Exposition des Menschen gegenüber mehrfachen mechanischen Stößen und legt Anforderungen an deren Messung fest. Die Ergebnisse dieser Messungen werden analysiert, um Informationen für die Beurteilung des Risikos von Gesundheitsschäden an den Wirbelkörperdeckplatten der Lendenwirbelsäule für sitzende Personen aufgrund von Kompressionsbelastungen zu erhalten. Auch wenn keine Verletzung der Wirbelkörperdeckplatten vorliegt, könnten sich dennoch andere Verletzungen entwickeln.

ANMERKUNG 1 Mehrfache mechanische Stöße sind Stöße unterschiedlicher Größe und Form, die während der Messdauer in regelmäßigen und unregelmäßigen Abständen wiederholt auftreten.

ANMERKUNG 2 Wie in den Anhängen vorgeschlagen, basiert die Beurteilung des aktuellen Verletzungsrisikos auf gemessenen repräsentativen Expositionen in Kombination mit der individuellen Expositionsgeschichte. Zukünftige Risiken können anhand der voraussichtlichen Expositionsdauer beurteilt werden. Die Hersteller von Messgeräten sind angehalten, eine Möglichkeit für eine Vor-Ort-Beurteilung der Exposition zu entwickeln.

In diesem Dokument werden zwei Expositionsszenarien unterschieden: eines mit hohen Belastungen und eines mit weniger hohen Belastungen.

ANMERKUNG 3 In Abschnitt 4 wird die Abgrenzung zwischen den beiden Szenarien beschrieben.

Dieses Dokument gilt für unbewertete Vertikalbeschleunigungen mit Spitzenwerten bis zu $137,3 \text{ m/s}^2$ ($14g$), gemessen an der Schnittstelle zwischen Sitznutzer und Sitz unterhalb der Sitzbeinhöcker über eine Messbandbreite von 0,01 Hz bis 80 Hz.

ANMERKUNG 4 Die Messbandbreite wird in 5.1 definiert.

Bei der Anwendung des Verfahrens für hohe Belastungen ist Vorsicht geboten, insbesondere da Spitzenbeschleunigungen von $137,3 \text{ m/s}^2$ ($14g$) nahe an der physischen Belastungsgrenze von Wirbelsäulen liegt.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

ISO 2041, *Mechanical vibration, shock and condition monitoring — Vocabulary*

ISO 2631-1:1997, *Mechanical vibration and shock — Evaluation of human exposure to whole-body vibration — Part 1: General requirements*

ISO 5805, *Mechanical vibration and shock — Human exposure — Vocabulary*

ISO 10326-1, *Mechanical vibration — Laboratory method for evaluating vehicle seat vibration — Part 1: Basic requirements*

3 Begriffe und Symbole

3.1 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach ISO 2041 und ISO 5805.

ISO und IEC stellen terminologische Datenbanken für die Verwendung in der Normung unter den folgenden Adressen bereit:

— ISO Online Browsing Platform: verfügbar unter <https://www.iso.org/obp>

— IEC Electropedia: verfügbar unter <http://www.electropedia.org/>

3.2 Symbole (Einheiten)

$a_z(t)$	Eingangsbeschleunigung in z-Richtung in Abhängigkeit von der Zeit (1 m/s^2)	S_d	tägliche Kompressionsbelastungsdosis für Modell in Abschnitt 5 (1 MPa)
$a_z(\omega)$	Fourier-Transformation von $a_z(t)$ (1 m/s)	S_{stat}	statische Belastung für Modell in Abschnitt 5 (basierend auf Schwerkraft) (1 MPa)
$A_z(t)$	zeitabhängige Funktion für Reaktion der Wirbelsäule auf Beschleunigung (1 m/s^2)	$S_{u,i}$	Wirbelbruchfestigkeit für Modell in Abschnitt 5 für das Jahr i (1 MPa)
$A_z(\omega)$	frequenzabhängige Funktion für Reaktion der Wirbelsäule auf Beschleunigung (1 m/s)	S^A	Kompressionsbelastungsdosis in Anhang A (1 MPa)
$A_{z,i}$	i -ter Maximalwert von $A_z(t)$ (1 m/s^2)	S_d^A	tägliche Kompressionsbelastungsdosis in Anhang A (1 MPa)
B	Fläche der Deckplatte eines Wirbelkörpers (1 mm^2)	S_q^A	Kompressionsbelastungsdosis für variable Expositionen in Anhang A (1 MPa)
C_{dyn}	Funktion für Reaktion auf Kompressionsbelastung in Anhang A (1 N)	S_{stat}^A	statische Belastung für Modell in Anhang A (basierend auf Mittelwert von C_{dyn}) (1 MPa)
$C_{\text{dyn},i}$	i -ter Maximalwert von C_{dyn} (1 N)	$S_{u,i}^A$	Wirbelbruchfestigkeit für Modell in Anhang A für das Jahr i (1 MPa)
D_z	Beschleunigungsdosis in Abhängigkeit von $A_{z,i}$ für t_m (1 m/s^2)	t	Zeit (1 s)
D_{zd}	tägliche Beschleunigungsdosis extrapoliert für t_d (1 m/s^2)	t_d	Dauer der täglichen Exposition (1 s)
$H(\omega)$	Übertragungsfunktion (1)	t_m	Messdauer (1 s)
m_z	von Masse abhängiger Umrechnungsfaktor von Beschleunigung zu Kompressionsbelastung in Anhang C [$1 \cdot 10^6 \text{ Pa}/(\text{m/s}^2) = 1 \text{ MPa}/(\text{m/s}^2)$]	ω	Kreisfrequenz (1 Hz)
N	Anzahl der Expositionstage je Jahr (1)		
Π	Risiko eines Wirbelversagens, basierend auf R (1)		
R	Belastungsvariable für Risikoberechnung nach Modell in Abschnitt 5 (1)		
R^A	Risikofaktor basierend auf S_d^A (1)		
R_q^A	Risikofaktor basierend auf S_q^A (1)		

ANMERKUNG Die Größen, die das Verletzungsrisiko beschreiben, sind in Anhang C (Modell nach Abschnitt 5) und Anhang E (Modell nach Anhang A) definiert. Im Modell nach Abschnitt 5 wird das Verletzungsrisiko durch $\Pi(R)$ beschrieben, das eine Funktion von R ist. Diese Belastungsvariable R unterscheidet sich von dem in Anhang E für das Modell nach Anhang A definierten Verletzungsrisiko R^A .

4 Abgrenzung der beiden Expositionsszenarien

Die Expositionsbedingungen in diesem Dokument unterscheiden sich von denen für die grundlegende Beurteilung von Ganzkörper-Schwingungen nach ISO 2631-1.

ANMERKUNG 1 ISO 2631-1:1997, Abschnitt 6 enthält Kriterien, die festlegen, wann zusätzliche Beurteilungsverfahren verwendet werden müssen, einschließlich Beurteilungsverfahren nach ISO 2631-5.

Es gibt zwei Expositionsszenarien, die unterschieden werden müssen.

- a) In einem Szenario treten hohe Belastungen auf, wie sie z. B. für militärische Geländefahrzeuge oder Schnellboote typisch sind. Diese hohen Belastungen können Perioden im freien Fall enthalten. Sie werden von Beschleunigungen entlang der z-Achse dominiert, und die Versuchspersonen können durch die Exposition den Kontakt zur Sitzfläche verlieren. Diese Belastungen werden in Abschnitt 5 sowie in Anhang C und Anhang D behandelt. Hier unterscheiden sich die Anforderungen an die Messung (Bandbreite, Signalaufbereitung) von denen in ISO 2631-1, und der Beitrag zu den auf die Wirbelsäule wirkenden Kompressionskräften in x- und y-Richtung wird vernachlässigt, da die Belastung in z-Richtung dominiert.

ANMERKUNG 2 Probleme, die sich aus der Beschränkung auf eine Standardhaltung und eine rein vertikale Anregung ergeben, werden in der Einleitung und in Anhang B behandelt.

- b) Bei dem anderen in diesem Dokument beschriebenen Szenario treten weniger hohe Belastungen ohne freien Fall auf, bei denen die Versuchsperson während der gesamten Messung Kontakt zur Sitzfläche hat. Diese sind im industriellen Kontext wahrscheinlicher, z. B. beim Fahren mit Traktoren, Forstmaschinen und mobilen Erdbaumaschinen über raue Oberflächen (Gelände, Schlaglöcher, häufiges Überqueren von Bahnleisen usw.). Diese Belastungen werden in Anhang A und Anhang E behandelt. Die Anforderungen an die Messung sind die gleichen wie für die in ISO 2631-1 beschriebenen unbewerteten Beschleunigungszeitreihen.

Um das geeignete Szenario für eine gegebene Exposition zu bestimmen, müssen zwei Fragen beantwortet werden.

- i) Verliert der Fahrer den Kontakt zum Sitz (oder würde der Fahrer den Kontakt verlieren, wenn kein Rückhaltesystem vorhanden wäre)?
- ii) Enthält die Exposition Perioden im freien Fall?

Wenn eine der beiden Fragen mit ja beantwortet wird, muss das Verfahren nach Abschnitt 5 sowie Anhang C und Anhang D angewendet werden.

Im Zweifelsfall können diese Kriterien quantitativ überprüft werden, indem eine repräsentative Exposition nach dem in Abschnitt 5 oder in Anhang A beschriebenen Verfahren gemessen wird (es wird das mit höherer Wahrscheinlichkeit zutreffende Verfahren ausgewählt). Die an der Person in z-Richtung gemessenen Zeitreihen werden dann überprüft: Nach Anwendung der in ISO 2631-1 beschriebenen Bandbegrenzungsfiler dürfen die Spitzenbeschleunigungen $9,81 \text{ m/s}^2$ nicht überschreiten, um Anhang A und Anhang E anwenden zu können. Wenn die so ermittelten Spitzenbeschleunigungen $9,81 \text{ m/s}^2$ überschreiten, gelten Abschnitt 5 sowie Anhang C und Anhang D.

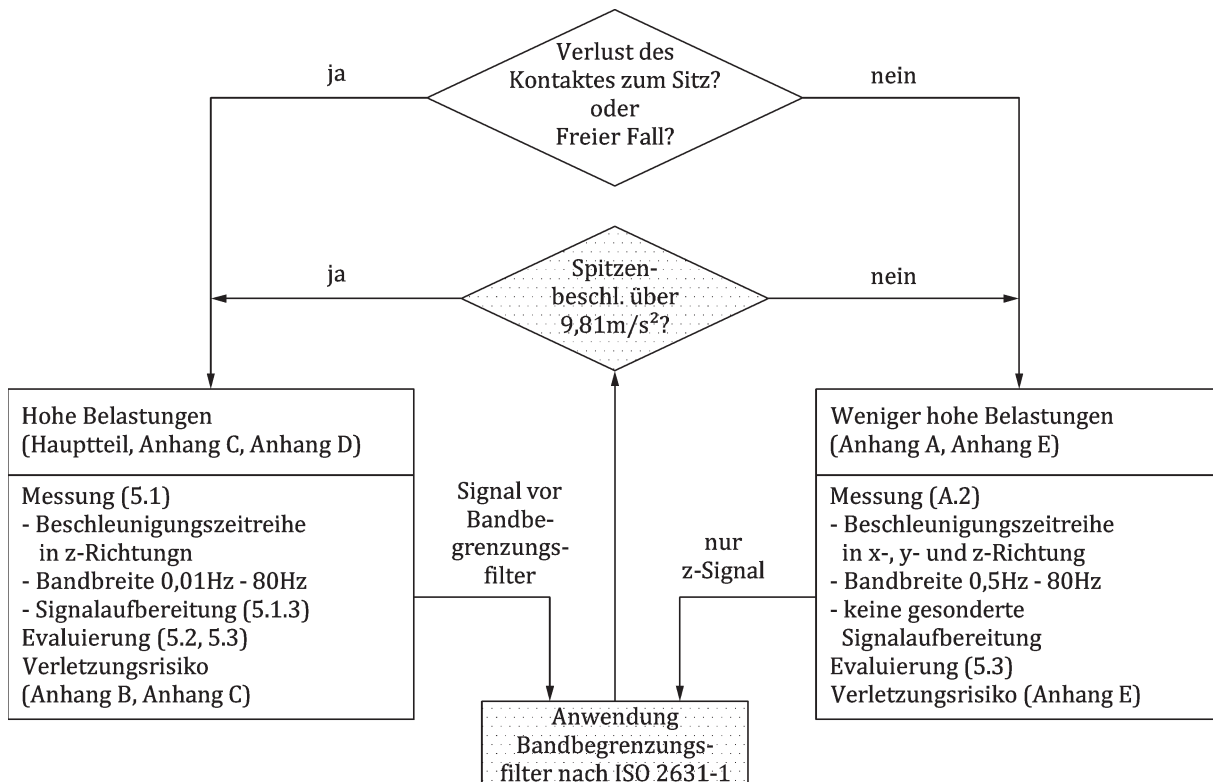
- 1) Werden die Anforderungen für die hohe Belastung als Ausgangspunkt gewählt, erfolgt die Signalaufbereitung bis zu dem Schritt vor der Anwendung des Bandbegrenzungsfilters. Die Prüfung wird mit einer Kopie des Signals durchgeführt, sodass nach erfolgreicher Prüfung der richtige Bandbegrenzungsfiler (siehe 5.1.3) angewendet werden kann.
- 2) Werden die Anforderungen für die weniger hohe Belastung als Ausgangspunkt gewählt und die Prüfung ist erfolgreich, kann die weitere Evaluierung mit dem bandgefilterten Signal aus der Prüfung fortgesetzt werden.

- 3) Wenn die Prüfung die erste Annahme hinsichtlich des vorliegenden Expositionsszenarios nicht bestätigt, muss die Messung mit den Anforderungen des anderen Expositionsszenarios wiederholt werden.

Diese Prüfung ist optional und daher in Bild 1 schattiert dargestellt.

ANMERKUNG 3 Die Bandbegrenzungsfilter für die z-Richtung in ISO 2631-1 sind

- Hochpass: zweipoliger Filter mit Butterworth-Charakteristik, Eckfrequenz 0,4 Hz,
- Tiefpass: zweipoliger Filter mit Butterworth-Charakteristik, Eckfrequenz 100 Hz.



ANMERKUNG An den schattierten Stellen besteht die Möglichkeit zu einer optionalen, quantitativen Bestätigung der ersten Entscheidung.

Bild 1 — Flussdiagramm für die Anwendung der in diesem Dokument verwendeten Modelle

5 Beschreibung des Modells

5.1 Schwingungsmessung

5.1.1 Allgemeine Überlegungen

Die Schwingungsmessung, einschließlich der Messrichtung, der Anordnung der Aufnehmer, der Messdauer und der Meldung der Schwingungsbedingungen, muss den Anforderungen nach ISO 2631-1 entsprechen, mit Ausnahme der Beschreibung in 5.1.2, 5.1.3 und 5.1.4.

5.1.2 Messpunkt und spezifische Hardware-Anforderungen

Die vertikale Beschleunigung $a_z(t)$ sollte an der Schnittstelle zwischen Sitz und Sitzbeinhöckern gemessen werden.

Während der Datenerfassung sollte die Versuchsperson sitzen bleiben und sich nicht vom Sitz erheben. Die Messpunkte auf dem Sitz und die Auslegung der Messscheibe auf dem Sitzpolster müssen den Festlegungen in ISO 10326-1 entsprechen.

Kontaktschalter, Videoaufnahmen oder andere Verfahren sollten verwendet werden, um den Kontaktverlust der Versuchsperson zur Sitzfläche zu erkennen. Der Kontaktverlust muss erkannt und gemeldet werden, da während des Kontaktverlustes gemessene Beschleunigungen nicht als Exposition gezählt werden dürfen. Zudem muss sichergestellt werden, dass der beim Landen auf dem Sitz auftretende Stoß (d. h. sowohl die Bewegung der Person *als auch* die Bewegung des Sitzes) nach dem freien Fall vollständig berücksichtigt wird.

Die Beschleunigungsaufnehmer und die zugehörigen Messgeräte müssen für die Messung der höchsten während der Messdauer zu erwartenden Beschleunigungsamplituden ausgelegt sein.

Die aufgezeichneten, digitalisierten Beschleunigungen sollten einen flachen Beschleunigungsfrequenzgang von 0,01 Hz bis mindestens 80 Hz aufweisen. Je nach verwendetem Anti-Aliasing-Verfahren kann eine Abtastrate von 256 Samples je Sekunde oder mehr erforderlich sein.

Es müssen Informationen über die Messausrüstung einschließlich einer Beschreibung der verwendeten Kalibrierungsverfahren vorgelegt werden.

5.1.3 Signalaufbereitung

Die einzelnen Schritte der Signalaufbereitung sind in Bild 2 zusammengefasst.

- | |
|--|
| <ol style="list-style-type: none">1. Vorzeichenprüfung (kranial +)2. Beseitigung des Kontaktverlustes3. Erneutes Abtasten4. Offset-Korrektur5. Anwendung Fensterfunktion (Tapering)6. Bandbegrenzungsfilter |
|--|

Bild 2 — Schritte der Signalaufbereitung

Im ersten Schritt ist es wichtig, das Vorzeichen der Beschleunigungssignale (positiv, negativ) zu prüfen, da der Schwerpunkt des Analyseverfahrens auf der Kompressionsbelastung der Wirbelsäule liegt. Im basiszentrischen Koordinatensystem für sitzende Personen verläuft die Beschleunigungsrichtung auf der z-Achse nach kranial positiv (d. h. nach oben ist positiv).

Nachdem das Vorzeichen der Beschleunigungssignale überprüft wurde, werden im zweiten Schritt diejenigen Komponenten des Signals beseitigt, bei denen kein Kontakt zwischen der Messscheibe auf dem Sitzpolster und der Versuchsperson besteht. Dies führt zu separaten Teilen des Signals, auf die die folgenden Schritte getrennt angewendet werden.

Wenn die Daten für die Analyse neu abgetastet werden müssen, nachdem sie mit einer höheren Frequenz erfasst wurden, muss im dritten Schritt sichergestellt werden, dass eine geeignete Anti-Aliasing-Filterung angewendet wird.

ANMERKUNG 1 Die Funktionen zum erneuten Abtasten in gängigen Software-Paketen zur Datenverarbeitung, wie z. B. MATLAB®¹, können geeignete Anti-Aliasing-Filter automatisch anwenden. Dennoch ist es wichtig zu prüfen, ob dies auch tatsächlich ausgeführt wurde.

1 MATLAB® ist das Warenzeichen eines von MathWorks bereitgestellten Produkts. Diese Angabe dient nur zur Unterrichtung der Anwender dieses Dokuments und bedeutet keine Anerkennung des genannten Produkts durch ISO.

Im vierten Schritt sollte eine Offset-Korrektur an der gemessenen Beschleunigung vorgenommen werden, sodass die aufgezeichnete Beschleunigung bei ruhendem Aufnehmer (oder bei einem symmetrischen Signal) $(0 \pm 0,1) \text{ m/s}^2$ beträgt. Es gilt zu beachten, dass die Subtraktion des Mittelwertes möglicherweise nicht zweckdienlich ist, wenn die aufgezeichnete Beschleunigung asymmetrisch ist.

Wenn im fünften Schritt ein Zeitverlauf analysiert wird, bei dem der Beschleunigungsaufnehmer zu Beginn oder am Ende der Aufzeichnung in Bewegung war, kann vor Anwendung der BandbegrenzungsfILTER die Anwendung einer Fensterfunktion auf das Signal, z. B. mit einem Cosinus-Fenster über mehrere Sekunden (Tapering), sinnvoll sein.

Schließlich muss im sechsten Schritt eine Bandbegrenzung der Beschleunigungsmesswerte mit korrigiertem Offset bei 0,01 Hz und 80 Hz vorgenommen werden. Dazu wird ein Butterworth-Hochpassfilter zweiter Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 0,01 Hz und ein Butterworth-Tiefpassfilter vierter Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 80 Hz verwendet. Die in ISO 2631-1 beschriebenen Bandbegrenzungs- und Bewertungsfilter sollten nicht angewendet werden.

ANMERKUNG 2 Die untere Grenzfrequenz ist kleiner als in ISO 2631-1, um eine Verzerrung des Beschleunigungssignals zu verhindern, wenn vor einem starken Stoß eine Periode im freien Fall vorliegt. Bei Schnellbooten wurden Freifallperioden von über 0,5 s festgestellt. Die Hochpassfilterung bei 0,5 Hz bewirkt, dass die Freifallbeschleunigung von $-1 g$ zum Zeitpunkt des Stoßes wieder auf null verschoben wird. Dies führt zu einem fehlerhaften Offset der Spitzenbeschleunigung des Stoßes von bis zu $+1 g$. Berechnungen mit einer begrenzten Anzahl von Schnellbootbewegungen ergaben, dass dadurch Abweichungen von 10 % verursacht werden könnten. Abrupte Änderungen der Geländekontur oder steile Hänge können einen ähnlichen Effekt haben. Wenn am Messpunkt bei Frequenzen unter 0,5 Hz wenig Bewegung vorhanden ist, sind Fehler, die durch Verzerrungen des Zeitverlaufs aufgrund des Filters verursacht werden, wahrscheinlich gering.

5.1.4 Messdauer

Die Messdauer muss so gewählt werden, dass die Messergebnisse repräsentativ für die Exposition sind, d. h., dass die gemessenen Stoßfolgen typisch für die zu beurteilenden Expositionen sind.

Da Stoßereignisse möglicherweise unregelmäßig auftreten, sollte die erforderliche Dauer so abgeschätzt werden, dass innerhalb der Messdauer eine ausreichende Anzahl von repräsentativen Stößen auftritt. Die Messdauer sollte für die Beurteilung der Gesamtexposition angemessen sein.

ANMERKUNG 1 Es ist nicht praktikabel, eine ausreichende Anzahl von Stößen festzulegen, da dann eine Abhängigkeit von der Varianz der Stöße besteht. Wenn der Schweregrad der Stöße variabel ist, wobei einige Stöße relativ leicht sind und ein paar wenige schwere Stöße auftreten, dann ist wahrscheinlich eine längere Messdauer erforderlich, um die Wahrscheinlichkeit zu erhöhen, diese schweren Stöße zu erfassen.

ANMERKUNG 2 Bei sich wiederholenden Aufgaben (z. B. Steinbruchmuldenkipper) wäre die Aufzeichnung mindestens eines kompletten Arbeitszyklus repräsentativ. Bei sich nicht wiederholenden Aufgaben (z. B. Geländefahrten, Militärtransporte) hängt die ausreichende Dauer auch von der Varianz des Geländes ab.

Die auf die am Versuch beteiligten Personen wirkende Intensität der Schwingungsexposition muss der Situation angepasst vorsichtig gesteuert werden. Es kann sinnvoll sein, anfangs kürzere Messungen durchzuführen, um sicher zu sein, dass die Exposition nicht zu hoch ist. Versuche, bei denen Menschen wiederholten Stößen ausgesetzt sind, erfordern in der Regel eine gründliche Risikoanalyse.

5.2 Bestimmung der Wirbelsäulenreaktion

Auf der Grundlage experimenteller Ergebnisse und numerischer Modellierung von sitzenden Insassen wurde eine Übertragungsfunktion zwischen Sitz und Lendenwirbelsäule entwickelt [4], [5], [15], [72] – [75].

Der Frequenzgang der Übertragungsfunktion zwischen dem Sitz und der Wirbelsäule wird in Gleichung (1) in Form von einer komplexen Nullstelle und sechs komplexen Polstellen angegeben.

$$H(\omega) = \frac{1 + 2\zeta_1 \frac{j\omega}{\omega_1} + \left(\frac{j\omega}{\omega_1}\right)^2}{\left\{ \begin{array}{l} \left[1 + 2\zeta_2 \frac{j\omega}{\omega_2} + \left(\frac{j\omega}{\omega_2}\right)^2 \right] \left[1 + 2\zeta_3 \frac{j\omega}{\omega_3} + \left(\frac{j\omega}{\omega_3}\right)^2 \right] \\ \left[1 + 2\zeta_4 \frac{j\omega}{\omega_4} + \left(\frac{j\omega}{\omega_4}\right)^2 \right] \left[1 + 2\zeta_5 \frac{j\omega}{\omega_5} + \left(\frac{j\omega}{\omega_5}\right)^2 \right] \\ \left[1 + 2\zeta_6 \frac{j\omega}{\omega_6} + \left(\frac{j\omega}{\omega_6}\right)^2 \right] \left[1 + 2\zeta_7 \frac{j\omega}{\omega_7} + \left(\frac{j\omega}{\omega_7}\right)^2 \right] \end{array} \right\}} \quad (1)$$

Dabei ist

$$j = \sqrt{-1};$$

$$\omega_1 = 34 \text{ rad/s};$$

$$\zeta_1 = 0,35;$$

$$\omega_2 = 31 \text{ rad/s};$$

$$\zeta_2 = 0,21;$$

$$\omega_3 = 230 \text{ rad/s};$$

$$\zeta_3 = 0,88;$$

$$\omega_4 = 260 \text{ rad/s};$$

$$\zeta_4 = 0,80;$$

$$\omega_5 = 320 \text{ rad/s};$$

$$\zeta_5 = 0,40;$$

$$\omega_6 = 380 \text{ rad/s};$$

$$\zeta_6 = 0,75;$$

$$\omega_7 = 420 \text{ rad/s};$$

$$\zeta_7 = 0,65.$$

Die Toleranzen für jede Implementierung dieser Übertragungsfunktion mit analogen oder digitalen Mitteln lauten wie folgt:

- a) $\pm 2,5 \%$ des Spitzenwertes (d. h. $\pm 0,04$) über dem Zielfrequenzgang und $\pm \pi/(10 \text{ rad})$ über dem Zielphasengang zwischen 0 Hz und 40 Hz;
- b) $\pm 5 \%$ des Spitzenwertes (d. h. $\pm 0,08$) über dem Zielfrequenzgang zwischen 40 Hz und 80 Hz (keine Phasenvorgabe);
- c) $\pm 5 \%$ des Spitzenwertes (d. h. $\pm 0,08$) über dem Frequenzgang oberhalb von 80 Hz (keine Untergrenze und keine Phasenvorgabe).

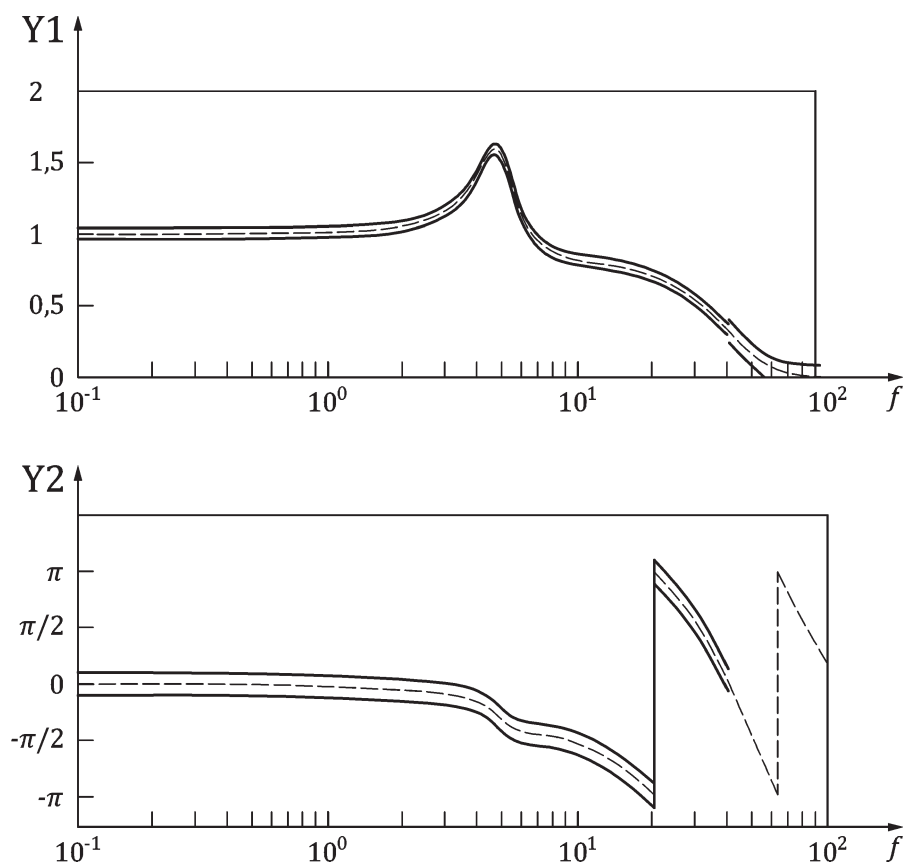
Der Frequenzgang der Übertragungsfunktion zwischen Sitz und Lendenwirbelsäule mit Toleranzen ist in Bild 3 dargestellt.

Ein Beispiel für eine digitale Implementierung dieser Frequenzgangfunktion für einen digitalen Zeitverlauf, der mit 256 Samples je Sekunde abgetastet wurde, wird in Anhang D beschrieben.

Diese Übertragungsfunktion nach Gleichung (1) muss nach der in 5.1.3 beschriebenen Signalaufbereitung auf die Fourier-Transformation der gemessenen aufbereiteten Vertikalbeschleunigung $a_z(\omega) = F[a_z(t)]$ angewendet werden.

$$\begin{aligned} A_z(\omega) &= H(\omega) a_z(\omega) \\ A_z(t) &= F^{-1}[A_z(\omega)] \end{aligned} \quad (2)$$

Daraus ergibt sich $A_z(\omega)$ als Funktion für die Reaktion der Wirbelsäule im Frequenzbereich (Spektrum). Die Funktion für die Reaktion der Wirbelsäule im Zeitbereich $A_z(t)$ ergibt sich aus der umgekehrten Fourier-Transformation von $A_z(\omega)$.



Legende

f Frequenz, Hz
Y1 Betrag
Y2 Phase, rad

Bild 3 — Frequenzgang der Übertragungsfunktion zwischen Sitz und Lendenwirbelsäule mit Toleranzbändern

ANMERKUNG Diese Funktion wurde aus einer Linearisierung des neuronalen Netzes abgeleitet [15], [72] – [75]. Eine Anpassung nach der Methode der kleinsten Quadrate wurde auf die Reaktion des neuronalen Netzwerks auf ein zufälliges gaußsches Signal von 0 Hz bis 80 Hz mit einer Spitzenbeschleunigung von 20 m/s² angewendet. Der resultierende Filter wurde so angepasst, dass er bei 0 Hz eine Durchlässigkeit von 1,0 aufweist, da die nicht einheitliche Durchlässigkeit des neuronalen Netzwerks bei 0 Hz physikalisch nicht korrekt war. Oberhalb von etwa 50 Hz wurde eine zusätzliche Dämpfung

angewendet, um eine obere Grenze für den Frequenzgang zu erhalten. Die Vertrauenswürdigkeit der ursprünglichen Antwortfrequenzen des neuronalen Netzwerks über 50 Hz wurde aufgrund der erheblichen Unsicherheiten bei der Messung der Übertragungsfunktionen als gering angesehen.

5.3 Berechnung der Dosis für die Wirbelsäulenreaktion

Die Beschleunigungsdosis D_z in vertikaler Richtung in Meter je Quadratsekunde ist definiert als

$$D_z = 1,07 \left(\sum_i A_{z,i}^6 \right)^{\frac{1}{6}} \quad (3)$$

Dabei ist $A_{z,i}$ der i -te Spitzenwert der Antwortbeschleunigung $A_z(t)$ [Gleichung (2)].

ANMERKUNG 1 Gleichung (1) stellt den Frequenzgang der Wirbelsäule in Form eines Filters dar. Zusätzlich gibt es eine Amplitudenfrequenzgangfunktion für die Wirbelsäule, die hier in Gleichung (3) durch den Faktor 1,07 berücksichtigt wird.

Ein Spitzenwert ist hier definiert als der Maximalwert der Antwortbeschleunigung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Nulldurchgängen. Es dürfen nur positive Spitzenwerte gezählt werden.

Bei der Berechnung der Dosis tragen Beschleunigungsspitzenwerte, die wesentlich kleiner (um den Faktor 3 oder mehr) als der höchste Spitzenwert sind, nicht wesentlich zu dem Wert bei, der dem 6. Potenzterm in Gleichung (3) zugehörig ist.

Die Tagesdosis D_{zd} in Meter je Quadratsekunde kann mit Gleichung (4) berechnet werden:

$$D_{zd} = D_z \left(\frac{t_d}{t_m} \right)^{\frac{1}{6}} \quad (4)$$

Dabei ist

D_z die Beschleunigungsdosis;

t_d die Dauer der täglichen Exposition;

t_m die Dauer, über die D_z gemessen wurde.

Damit unterschiedliche Expositionen miteinander verglichen werden können, wird die Verwendung von $t_d = 8 \text{ h}$ in Gleichung (4) empfohlen.

Gleichung (4) darf verwendet werden, wenn die tägliche Gesamtexposition durch eine einzige Messperiode dargestellt werden kann. Wenn die tägliche Schwingungsexposition aus zwei oder mehr Perioden unterschiedlicher Dauer besteht, darf die Beschleunigungsdosis für die tägliche Gesamtexposition in Meter je Quadratsekunde wie folgt berechnet werden:

$$D_{zd} = \left(\sum_j D_{z,j}^6 \frac{t_{d,j}}{t_{m,j}} \right)^{\frac{1}{6}} \quad (5)$$

Dabei ist

$D_{z,j}$ die Beschleunigungsdosis für Bedingung j ;

$t_{d,j}$ die Dauer der täglichen Exposition gegenüber Bedingung j ;

$t_{m,j}$ die Dauer, über die $D_{z,j}$ gemessen wurde.

ANMERKUNG 2 Informationen zur Beurteilung der gesundheitsschädlichen Auswirkungen anhand der Kenntnis der Wirbelsäulenstöße können Anhang B und Anhang C entnommen werden.

Anhang A (informativ)

Alternatives Modell zur Bestimmung der Wirbelsäulenreaktion bei Expositionen ohne Kontaktverlust zur Sitzfläche

A.1 Allgemeines

Der Schwerpunkt von Abschnitt 5 liegt auf Expositionen gegenüber hohen Belastungen, wie sie z. B. für militärische Geländefahrzeuge oder Schnellboote typisch sind. Dieser Anhang bietet jedoch ein alternatives Modell für die Beurteilung von Mehrfachstößen für Expositionen, bei denen die exponierte Versuchsperson durch Stöße nicht den Kontakt zur Sitzoberfläche verliert. Diese Expositionen sind im industriellen Kontext mit höherer Wahrscheinlichkeit vorzufinden, z. B. beim Fahren von Traktoren, Lastkraftwagen, Forstmaschinen und mobilen Erdbaumaschinen. Ein Zusammenhang zwischen der Expositionsbeurteilung nach diesem Anhang und gesundheitlichen Beeinträchtigungen wurde in einer Studie festgestellt [69], [71].

Dieses alternative Modell wurde für Spitzenbeschleunigungen bis zu $9,81 \text{ m/s}^2$ und für an der Sitzfläche gemessene Beschleunigungssignale in z-Richtung validiert. Daher ist dieser Anhang auf Messungen beschränkt, bei denen die exponierte Person durch Stöße nicht den Kontakt zur Sitzoberfläche verliert. Die Bandbreite der Messung und die Signalaufbereitung nach Abschnitt 5 kompensieren Perioden im freien Fall, die im industriellen Kontext dieses alternativen Modells nicht zu erwarten sind. Daher kann die Messung nach den in ISO 2631-1 beschriebenen Verfahren erfolgen. Detaillierte Informationen zur Messung von Beschleunigungszeitreihen sind in A.2 angegeben.

Das alternative Modell verarbeitet als Eingabe Beschleunigungssignale in drei Richtungen, die an der Sitzfläche gemessen werden (Minimum). Zusätzlich können auch Messungen an der Rückenlehne und den Füßen (Sitzbefestigungspunkt oder Kabinenboden) in die Evaluierung einbezogen werden. Basierend auf diesen Zeitreihen werden die Kompressionskräfte zwischen zwei Wirbeln mit Hilfe von Übertragungsfunktionen eines biomechanischen Modells berechnet, die in einer unter <http://standards.iso.org/iso/2631/-5/ed-2> verfügbaren Berechnungssoftware enthalten sind.

Anwender dürfen diese Berechnungssoftware in ihrem Originalformat und ohne jegliche Anpassungen für die in diesem Dokument festgelegten Zwecke verwenden. Die Verwendung der Berechnungssoftware ist im Benutzerhandbuch beschrieben, das unter der gleichen Serveradresse verfügbar ist.

Es werden also die Auswirkungen von Beschleunigungen in allen drei Richtungen berücksichtigt, während für die Beurteilung nach Abschnitt 5 lediglich die z-Richtung betrachtet wird. Zudem sind die Übertragungsfunktionen von der Körperhaltung, der Körpermasse und dem Body Mass Index (BMI) der exponierten Person abhängig. Während die Körpermasse auch eine Variable in Anhang C ist (siehe Gleichung (C.1)), ist die Beurteilung dort auf eine Standardhaltung (aufrechtes Sitzen) beschränkt.

ANMERKUNG 1 Der BMI ist das Verhältnis der Körpermasse (kg) zum Quadrat der Körpergröße (m).

Die Software berechnet die auf die Wirbelsäule wirkenden Kompressionskräften (siehe A.3.2) anhand von Übertragungsfunktionen sowie unter Berücksichtigung der gemessenen Beschleunigung und Expositionsbedingungen. Die so berechneten Spitzenkompressionskräfte ergeben eine Kompressionsbelastungsdosis, die in A.3.3 definiert ist.

ANMERKUNG 2 Informationen zur Beurteilung gesundheitsschädlicher Wirkungen auf der Grundlage dieser Kompressionsbelastungsdosis sind in Anhang B und Anhang E beschrieben.

A.2 Messung der Beschleunigungszeitreihe

Die Schwingungsmessung, einschließlich der Messrichtung, der Anordnung der Aufnehmer, der Messdauer und der Meldung der Schwingungsbedingungen, muss den Anforderungen nach ISO 2631-1 entsprechen. Zudem muss die Schwingungsmessung hinsichtlich der Messpunkte auf dem Sitz und der Konstruktion der Messscheibe den Anforderungen nach ISO 10326-1 entsprechen.

Die Software (siehe A.3) evaluiert nur den Signalanteil zwischen 0,5 Hz und 80 Hz. Daher muss die Abtastrate größer als 160 Hz sein. Schwingungsaufnehmer sollten Beschleunigungen von 0,5 Hz bis 80 Hz adäquat erfassen können. Die Daten sollten effektiv synchron über alle Richtungen und Messpunkte hinweg erfasst werden.

Dieses alternative Modell wurde für Spitzenbeschleunigungen bis zu $9,81 \text{ m/s}^2$ und für an der Sitzfläche gemessene und anhand der in ISO 2631-1 beschriebenen Bandbegrenzungsfilter gefilterten Beschleunigungssignale in z-Richtung validiert. (Diese Filter sind ein zweipoliger Hochpasspolfilter mit Butterworth-Charakteristik und einer Eckfrequenz von 0,4 Hz sowie ein zweipoliger Tiefpassfilter mit Butterworth-Charakteristik und einer Eckfrequenz von 100 Hz). Zur Beurteilung kann das zur Prüfung der maximalen Spitzenbeschleunigungen erzeugte bandpassgefilterte Signal von der Sitzfläche verwendet werden. Eine anschließende Signalaufbereitung ist nicht erforderlich. Für die anderen Messpunkte (Rückenlehne, Sitzbefestigungspunkt oder Kabinenboden) sollten keine frequenzbewerteten Filter nach ISO 2631-1 verwendet werden.

Für die Messung von Schwingungen, einschließlich Mehrfachstößen, ist es wichtig, dass das Vorzeichen der Beschleunigungssignale (positiv, negativ) richtig aufgezeichnet wird. Im basiszentrischen Koordinatensystem für sitzende Personen ist die Richtung der y-Achse positiv zur linken Seite der Versuchsperson. Die Richtung der x-Achse ist nach ventral positiv, und die Richtung der z-Achse ist nach kranial positiv.

Während der Datenerfassung muss die Versuchsperson sitzen bleiben, möglichst angeschnallt, und darf den Kontakt zur Messscheibe nicht verlieren.

Zusätzlich zur Messung (mindestens) an der Sitzfläche werden Messungen an der Rückenlehne empfohlen. Um die Belastung an den Füßen und Händen zu berücksichtigen, wird empfohlen, die Beschleunigungen am Sitzbefestigungspunkt oder am Kabinenboden zu messen.

Die Messdauer muss so gewählt werden, dass die Mehrfachstöße typisch für die beurteilten Expositionen sind. Dabei darf während der Messung keine Verletzungsgefahr für die exponierten Personen bestehen. Es sollte auf eine genaue Charakterisierung der statistischen Verteilung der Stöße geachtet werden, da die Ränder der Verteilung mit höherer Amplitude möglicherweise nicht während der Messdauer auftreten, aber die Beurteilung möglicher Verletzungen erheblich beeinflussen können.

Die Zeitreihen müssen für jede Schnittstelle des Modells in separaten Dateien gespeichert werden: Sitzfläche, Rückenlehne, Hände und Füße. Dies erfordert das Speichern von zwei Kopien des gemessenen Signals vom Sitzbefestigungspunkt oder Kabinenboden: eine für die Hände und eine für die Füße. Die Dateien dürfen keine Kopfzeile enthalten, und die Daten müssen in vier Spalten unterteilt sein: 1. Spalte für Messzeit in Sekunden; 2. Spalte für Beschleunigung in x-Richtung in m/s^2 ; 3. Spalte für Beschleunigung in y-Richtung in m/s^2 ; 4. Spalte für Beschleunigung in z-Richtung in m/s^2 .

A.3 Software

A.3.1 Ein- und Ausgangsgrößen der Software (orientierende Analyse)

Die Datendateien und Pfade der gemessenen Beschleunigungszeitreihen (siehe A.2) müssen in der Eingabedatei der Software festgelegt werden. Wenn keine Messungen von der Rückenlehne vorliegen, kann diese durch die Messungen an der Sitzfläche ersetzt werden. Die Exposition an den Füßen und Händen wird durch eine Messung am Sitzbefestigungspunkt oder am Kabinenboden repräsentiert. Stehen nur Daten von der Sitzfläche zur Verfügung, werden diese für Sitz und Rückenlehne verwendet, und für die anderen Messpunkte wird der Wert „null“ angegeben. Dabei wird ein konstanter Wert von 0 m/s^2 für die Hände und die Füße angenommen.

Zusätzlich benötigt das Modell als Eingabe die Körperhaltung, Körpermasse und Körpergröße (BMI) der exponierten Person. Auch die lebenslange Expositionsgeschichte muss angegeben werden. Um verschiedene Expositionen vergleichen oder eine Beurteilung vorzunehmen zu können, wenn keine zusätzlichen Informationen über die individuelle Exposition verfügbar sind, verwendet die orientierende Analyse nach diesem Anhang als Eingabe den gleichen Satz von Bedingungen (Standardwerte) und normiert insbesondere die gemessene Exposition auf eine typische/realistische tägliche Expositionsdauer von 4 h. Die Standardwerte werden so gewählt, dass sie die Wirbelsäulenbelastung wie folgt maximieren:

- a) hoher BMI und größtmögliches Perzentil der Körpermasse ($\text{BMI} > 26,1 \text{ kg/m}^2$ und 95. Perzentil, d. h. eine Körpermasse größer als 109 kg);
- b) die Exposition dauert vom 20. bis zum 65. Lebensjahr bei 240 Tagen je Jahr, normiert auf 4 h je Tag;
- c) ungünstige Fahrerhaltung [Gruppe 3 (Bagger), siehe Tabelle A.1 und Bild A.1].

Die Körperhaltungen (siehe Tabelle A.1 und Bild A.1) werden in der Software durch Mittelwerte von Körperwinkeln für Fahrer in fünf verschiedenen Fahrzeugtypen repräsentiert: (1) Gabelstapler, (2) Radlader, (3) Bagger, (4) Tragschlepper, (5) Erntemaschine [27].

ANMERKUNG 1 In der individuellen Analyse in Anhang E können unterschiedliche Werte für den BMI, die tägliche Expositionsdauer, die lebenslange Expositionsdauer und die Körperhaltung verwendet werden. In Anhang E werden alle fünf Körperhaltungsgruppen verwendet, einschließlich der Körperhaltungsgruppe 3.

Anhand der gemessenen Beschleunigungen und der Standardwerte berechnet die Analysesoftware die Kompressionskräfte zwischen den Wirbeln (siehe A.3.2) und die maximale tägliche Kompressionsbelastungsdosis ($\max S_d^A$) für die sechs Bandscheibenebenen der Lendenwirbelsäule [Gleichung (A.3) mit $j = 1$]. Obwohl die Messdauer $t_{m,1}$ in Gleichung (A.3) nicht eingeschränkt ist, wird angenommen, dass die tägliche Expositionsdauer in der orientierenden Analyse auf 4 h normiert wird [$t_{d,1} = 4 \text{ h}$ in Gleichung (A.3)]. Individuelle Werte für die Dauer der gemessenen Expositionen können im Anhang E (individuelle Analyse) berücksichtigt werden. Die Ergebnisse sowie die für die Analyse gegebenen Eingangsinformationen werden in eine Kalkulationstabelle (Ausgabedatei) geschrieben.

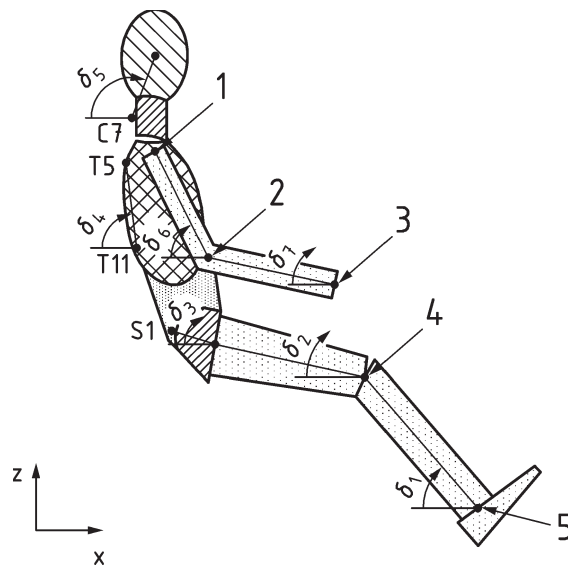
ANMERKUNG 2 Zusätzlich berechnet die Software die Risikofaktoren R^A für die sechs Bandscheibenebenen anhand von S_d^A nach Anhang E, schreibt diese zusätzlichen Informationen in die Ausgabedatei und zeigt sie auf dem Bildschirm an.

Tabelle A.1 — Winkelwerte für Körperhaltungsgruppen

Winkel in Grad

Modell/Körperhaltungsgruppe	δ_1	δ_2	δ_3	δ_4	δ_5	δ_6	δ_7
Gruppe 1	72,0	7,3	18,0	92,7	129,3	48,7	-6,0
Gruppe 2	68,0	11,8	18,0	89,5	119,5	43,7	25,5
Gruppe 3	64,0	2,0	18,0	100,0	125,5	75,4	6,1
Gruppe 4	75,5	8,0	18,0	89,7	121,7	75,8	9,3
Gruppe 5	84,7	7,9	18,0	93,2	122,0	76,9	13,0

ANMERKUNG Siehe Bild A.1.



Legende

- 1 Schulter
- 2 Ellenbogen
- 3 Hand
- 4 Knie
- 5 Fuß

ANMERKUNG Die Werte für die Körperhaltungsgruppen sind in Tabelle A.1 angegeben.

Bild A.1 — Skizze zu Körperhaltungswinkeln

A.3.2 Berechnung der Kräfte zwischen den Wirbeln

Die im Lendenwirbelbereich auftretenden Kräfte für die nach A.2 gemessenen Anregungszeitverläufe werden anhand von Übertragungsfunktionen berechnet, die aus den Ergebnissen einer Gruppe von Finite-Elemente-Modellen (FE) des sitzenden Menschen abgeleitet wurden. Diese FE-Modelle stellen Körperhaltungsvarianten eines anatomiebasierten FE-Modells für die aufrechte Sitzhaltung unter Berücksichtigung der Auswirkungen verschiedener Beschleunigungsgrößen dar [29], [31], [49], [50]. Für diese Körperhaltung liegt eine große Anzahl von Messungen für die scheinbare Masse und die Übertragungsfunktionen auf verschiedene Körperteile vor [26], auf deren Basis das Modell intensiv validiert wurde. Dabei wurde ein besonderes Augenmerk auf die Modellierung und Validierung der Lendenwirbelsäule und der zugehörigen Muskulatur gelegt. So erfolgte die Modellierung und Validierung der Lendenwirbelsäule z. B. schrittweise zunächst über einzelne Bewegungssegmente für Wirbelkörper und Bandscheibe getrennt bis hin zur gesamten Lendenwirbelsäule. Das FE-Modell enthält auch die Wirkung von Muskelkräften, indem passive Modelle für die Muskelkräfte einbezogen werden, mit denen die Körperhaltung aufrechterhalten wird. Diese Kräfte werden zu den dynamischen Kompressionskräften in den Bandscheiben addiert.

Dieser Aspekt sowie die strikte Orientierung an der menschlichen Anatomie bei der Modellierung anderer Körperteile und Gelenke ermöglicht die Anpassung des Modells an typische Arbeitshaltungen und typische Anthropometrien der Fahrer. Für die Anwendung im Rahmen von Anhang A und Anhang E wurden FE-Modelle für fünf gängige und typische Arbeitshaltungen mit jeweils zehn repräsentativen Fahreranthropometrien generiert, die vom BMI abhängig sind [27]. In diesem Anhang werden nur eine Körperhaltung und eine Anthropometrie verwendet (siehe A.3.1). Anhand dieser Modelle wurden die Übertragungsfunktionen der Beschleunigungen unterschiedlicher Beschleunigungsgrößenklassen von den vier Mensch-Maschine-Schnittstellen (Gesäß, Rücken, Füße und Hände) auf die Kräfte (Kompression und Scherung) in der Lendenwirbelsäule berechnet [57].

Alle weiteren Berechnungen werden mithilfe dieser Übertragungsfunktionen durchgeführt. Anhand der gemessenen Beschleunigungen (A.2) ordnet die Software automatisch die Beschleunigungsgrößenklasse

zu und ermittelt auch aus der angegebenen Größe und dem Gewicht des Fahrers die entsprechende Anthropometrie.

Basierend auf den Übertragungsfunktionen $h_{ed,el,fd}^{dl}$ und den Fourier-Transformationen der gemessenen Anregungszeitreihen $a_{ed,el}$ (Gleichung (A.1)) berechnet die Software die Wirbelsäulenkräfte für jeden Anregungsort el (Mensch-Maschine-Schnittstelle) und jede Anregungsrichtung ed im Frequenzbereich. Durch Summieren über die Anregungsorte und -richtungen hinweg ergeben sich die aufgrund der kombinierten Anregung auftretenden Kompressions- und Scherkräfte f_{fd}^{dl} zwischen den Wirbeln:

$$f_{fd}^{dl} = \sum_{el=1}^4 \sum_{ed=1}^3 h_{ed,el,fd}^{dl} \cdot a_{ed,el} \quad (\text{A.1})$$

Dabei ist

f_{fd}^{dl} der Kraftvektor auf Bandscheibenebene $dl \in \{T12 - L1, \dots, L5 - S1\}$. Da in diesem Dokument nur die Kompressions-/Dekompressionskraft (cd) verwendet wird, ist die Krafrichtung $fd = cd$.

$h_{ed,el,fd}^{dl}$ ist die Übertragungsfunktion von Beschleunigungen am Anregungsort $el \in \{\text{Gesäß} = 1, \text{Rücken} = 2, \text{Hände} = 3, \text{Füße} = 4\}$ in Richtung $ed \in \{x = 1, y = 2, z = 3\}$ auf die Kräfte auf Bandscheibenebene dl für die Krafrichtungen fd ;

$a_{ed,el}$ ist die Fourier-Transformation der Beschleunigung am Anregungsort el in Richtung ed .

Alle Größen in Gleichung (A.1) sind komplex und Funktionen der Frequenz. Abschließend werden die komplexen, frequenzabhängigen Kompressions-/Dekompressionskräfte f_{fd}^{dl} durch eine umgekehrte Fourier-Transformation in den Zeitbereich übertragen. Daraus ergeben sich zeitabhängige Kompressions-/Dekompressionskräfte C_{dyn} (N), die in einem weiteren Schritt zur Berechnung eines Wertes für die tägliche Kompressionsbelastungsdosis S_d^A verwendet werden (A.3.3).

ANMERKUNG 1 Die lebenslange Exposition in Kombination mit S_d^A ist für die Ermittlung des Risikofaktors R^A in Anhang E erforderlich.

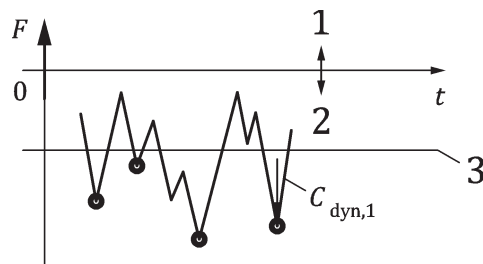
ANMERKUNG 2 Für gaußsche Zufallssignale ist es möglich, die Kompressionsbelastungsdosis S_d^A im Frequenzbereich zu berechnen [76] – [78].

A.3.3 Berechnung der Kompressionsbelastungsdosis

Da sich die Palmgren-Miner-Ermüdungstheorie [12], [13], [17], [21], [26], [33] – [37], [40], [41], [46] nur auf solche Ermüdungsbrüche bezieht, die durch die Kompressionskräfte verursacht werden, dürfen nur Spitzenwerte gezählt werden, die eine Kompression an den Wirbelkörperdeckplatten verursachen (für den Schweregrad der Exposition ist primär die Kompressionsbelastung der Wirbelsäule von Interesse).

ANMERKUNG Über die Schädigungsmechanismen, die durch Scherkräfte verursacht werden, gibt es bisher keine verlässlichen Informationen.

Die Kompressionsbelastungsdosis S^A (MPa) je Exposition ist definiert als die Summe der Spitzenkompressionskräfte $C_{dyn,i}$ (N), die auf die Fläche einer Wirbelkörperdeckplatte B (mm²) wirken. Diese drei Größen werden für jede Bandscheibenebene separat ermittelt. Die Spitzenkompressionskräfte sind negative Werte und werden hier als Maximalwert der zusätzlichen Kompressionskraft zwischen zwei aufeinanderfolgenden Mittelwertübergängen definiert (siehe Bild A.2).



Legende

- 1 Zugseite
- 2 Kompressionsseite
- 3 Mittelwert = statische Kompressionskraft
- F Kraft

Bild A.2 — Skizze zur Berechnung von $C_{dyn,i}$

$$S^A = \left[\sum_i \left(\frac{C_{dyn,i}}{B} \right)^6 \right]^{\frac{1}{6}} \quad (A.2)$$

Die Flächen der Wirbelkörperdeckplatten sind auf der Grundlage von Literaturdaten [62] bereits in der Software berücksichtigt. Durchschnittswerte für B für die einzelnen Bandscheibenebenen: T12/L1 1 460 mm², L1/L2 1 520 mm², L2/L3 1 580 mm², L3/L4 1 590 mm², L4/L5 1 600 mm², L5/S1 1 550 mm².

Experimentelle Daten zeigen, dass der Wert des Palmgren-Miner-Exponenten je nach biologischem Gewebe und Prüfmethode zwischen 5 und 14 für kortikales und trabekuläres Knochengewebe bis hin zu 20 für Knorpelgewebe variiert. Zum Zweck der Abschätzung der gesundheitsschädlichen Auswirkungen wurde in Gleichung (A.2) und Gleichung (A.3) ein konservativer Exponent von 6 gewählt [15], [16]. Aufgrund des 6. Potenzterms tragen Kompressionsbelastungsspitzen, die wesentlich kleiner (um den Faktor 3 oder mehr) als der höchste Spitzenwert sind, nicht wesentlich zur Kompressionsbelastungsdosis bei.

Um gesundheitliche Auswirkungen abzuschätzen, ist es sinnvoll, die äquivalente tägliche Kompressionsbelastungsdosis S_d^A (MPa) der Lendenwirbelsäule zu bestimmen, die j Expositionen während eines Tages berücksichtigt:

$$S_d^A = \left(\sum_j S_j^A \frac{t_{d,j}}{t_{m,j}} \right)^{\frac{1}{6}} \quad (A.3)$$

Dabei ist

S_j^A die dynamische Kompressionsbelastung der Lendenwirbelsäule durch die Schwingungsexposition gegenüber Bedingung j ;

$t_{d,j}$ die Dauer der täglichen Schwingungsexposition gegenüber Bedingung j ;

$t_{m,j}$ die Dauer, über die S_j^A gemessen wurde.

Bei der Analyse nach diesem Anhang wird eine einzelne Exposition ($j = 1$) unter der Annahme von $t_{d,1} = 4$ h betrachtet.