МЕЖГОСУДАРСТВЕННЫЙ СОВЕТ ПО СТАНДАРТИЗАЦИИ, МЕТРОЛОГИИ И СЕРТИФИКАЦИИ
(МГС)
INTERSTATE COUNCIL FOR STANDARDIZATION, METROLOGY AND CERTIFICATION
(ISC)

МЕЖГОСУДАРСТВЕННЫЙ СТАНДАРТ

ГОСТ 31191.5—2007 (ИСО 2631-5:2004)

Вибрация и удар

ИЗМЕРЕНИЕ ОБЩЕЙ ВИБРАЦИИ И ОЦЕНКА ЕЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

Часть 5

Вибрация, содержащая множественные ударные импульсы

(ISO 2631-5:2004, MOD)

Издание официальное

БЗ 11—2006/274

Москва
Стандартинформ
2008

Предисловие

Цели, основные принципы и основной порядок проведения работ по межгосударственной стандартизации установлены ГОСТ 1.0—92 «Межгосударственная система стандартизации. Основные положения» и ГОСТ 1.2—97 «Межгосударственная система стандартизации. Стандарты межгосударственные, правила, рекомендации по межгосударственной стандартизации. Порядок разработки, принятия, обновления и отмены»

Сведения о стандарте

1 ПОДГОТОВЛЕН Открытым акционерным обществом «Научно-исследовательский центр контроля и диагностики технических систем» на основе собственного аутентичного перевода международного стандарта, указанного в пункте 4

2 ВНЕСЕН Межгосударственным техническим комитетом по стандартизации МТК 183 «Вибрация и удар»

3 ПРИНЯТ Межгосударственным советом по стандартизации, метрологии и сертификации (протокол № 31 от 8 июня 2007 г.)

За принятие проголосовали:

Краткое наименование страны по МК (ИСО 3166) 004—97	Код страны по МК (ИСО 3166) 004—97	Сокращенное наименование национального органа по стандартизации
Азербайджан	AZ	Азстандарт
Армения	AM	Минторгэкономразвития
Беларусь	BY	Госстандарт Республики Беларусь
Казахстан	KZ	Госстандарт Республики Казахстан
Кыргызстан	KG	Кыргызстандарт
Молдова	MD	Молдова-Стандарт
Российская Федерация	RU	Ростехрегулирование
Таджикистан	TJ	Таджикстандарт
Узбекистан	UZ	Узстандарт
Украина	UA	Госпотребстандарт Украины

4 Настоящий стандарт является модифицированным по отношению к международному стандарту ИСО 2631-5:2004 «Вибрация и удар. Оценка воздействия общей вибрации на человека. Часть 5. Метод оценки вибрации, содержащей множественные ударные импульсы» (ISO 2631-5:2004 «Mechanical vibration and shock — Evaluation of human exposure to whole-body vibration — Part 5: Method for evaluation of vibration containing multiple shocks») путем изменения содержания положений, объяснение которого приведено во введении к настоящему стандарту. Полный перечень технических отклонений в виде изменений в тексте стандарта приведен в приложении Е.

Международный стандарт разработан ИСО/ТК 108/ПК 4 «Воздействие вибрации и ударов на человека». Перевод с английского языка (en). Официальные экземпляры международных стандартов, на основе которых подготовлен настоящий межгосударственный стандарт и на которые даны ссылки, имеются в Ростехрегулировании.

Степень соответствия — модифицированная (MOD)

5 Приказом Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии от 10 июля 2008 г. № 138-ст межгосударственный стандарт ГОСТ 31191.5—2007 (ИСО 2631-5:2004) введен в действие в качестве национального стандарта Российской Федерации с 1 октября 2008 г.

6 ВВЕДЕН ВПЕРВЫЕ

Информация о введении в действие (прекращении действия) настоящего стандарта публикуется в указателе «Национальные стандарты».

Информация об изменениях к настоящему стандарту публикуется в указателе (каталоге) «Национальные стандарты», а текст изменений — в информационных указателях «Национальные стандарты». В случае пересмотра или отмены настоящего стандарта соответствующая информация будет опубликована в информационном указателе «Национальные стандарты»

Содержание

Введение

Целью настоящего стандарта является установление метода, позволяющего количественно охарактеризовать влияние на здоровье человека общей вибрации, состоящей из множественных ударных импульсов. Такую вибрацию наблюдают, например, при движении машины по неровной поверхности, на судне во время шторма, на самолете при попадании в воздушную яму.

Долговременное воздействие ударных импульсов оказывает вредное воздействие, прежде всего, на поясничный отдел позвоночника. В приложении А приведено руководство по оценке влияния воздействия множественных ударов на здоровье человека.

Метод, установленный настоящим стандартом, основан на прогнозировании отклика концевых пластинок позвонков (плотных тканей) для прямосидящего человека, не имеющего патологических изменений позвоночника и костных тканей. При этом следует иметь в виду, что эпидемиологические обследования, в ходе которых прогнозная модель и метод оценки подверглись бы проверке, не проводились.

В приложении В рассматривается влияние воздействия множественных ударов и позы человека на межпозвоночные диски (мягкие ткани). В приложении С приведены основы расчета отклика позвоночника в вертикальном направлении z. В приложении D рассмотрены принципы построения и приведен пример компьютерной программы для расчета дозы вибрации.

По сравнению с примененным международным стандартом ИСО 2631-5:2004 в текст настоящего стандарта внесены следующие изменения:

- в раздел 2 добавлены ГОСТ 12.1.012 и ГОСТ ИСО 8041 (перенесен из структурного элемента «Библиография»), в которых приведены термины и определения, используемые в настоящем стандарте, а также ГОСТ ИСО 10326-1 (перенесен из структурного элемента «Библиография»), на который приведена ссылка в тексте стандарта;
- в раздел 3 добавлены ссылки на ГОСТ 12.1.012, ГОСТ ИСО 8041 и ГОСТ 31191.1;
- удален структурный элемент «Библиография», содержащий труднодоступные источники.

М Е Ж Г О С У Д А Р С Т В Е Н Н Ы Й   С Т А Н Д А Р Т

Вибрация и удар

ИЗМЕРЕНИЕ ОБЩЕЙ ВИБРАЦИИ И ОЦЕНКА ЕЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

Часть 5

Вибрация, содержащая множественные ударные импульсы

Vibration and shock. Measurement and evaluation of human exposure to whole-body vibration. Part 5. Vibration containing multiple shocks

Дата введения — 2008—10—01

1 Область применения

Настоящий стандарт устанавливает метод оценки воздействия множественных ударов, передаваемых через подушку сиденья оператора, и руководство по оценке влияния такого воздействия на здоровье человека (см. приложение А). Данный метод применяют, если объектом неблагоприятного воздействия является поясничный отдел позвоночника.

В соответствии с настоящим стандартом реакцию поясничного отдела позвоночника на механические воздействия рассчитывают исходя из предположения, что подвергающийся воздействию вибрации человек сидит выпрямившись и не теряет контакт с подушкой сиденья в продолжение всего воздействия.

Примечание — Следствием различия в принимаемых позах будет различие в реакции позвоночника на множественные удары.

Ограничения применяемой расчетной модели приведены в 5.2. Метод, установленный настоящим стандартом, не применяют при оценке воздействия одиночных сильных ударов.

2 Нормативные ссылки

В настоящем стандарте использованы нормативные ссылки на следующие стандарты:

ГОСТ 12.1.012—2004 Система стандартов безопасности труда. Вибрационная безопасность. Общие требования

ГОСТ ИСО 8041—2006 Вибрация. Воздействие вибрации на человека. Средства измерений

ГОСТ ИСО 10326-1—2002 Вибрация. Оценка вибрации сидений транспортных средств по результатам лабораторных испытаний. Часть 1. Общие требования

ГОСТ 24346—80 Вибрация. Термины и определения

ГОСТ 31191.1—2004 (ИСО 2631-1:1997) Вибрация и удар. Измерение общей вибрации и оценка ее воздействия на человека. Часть 1. Общие требования

Примечание — При пользовании настоящим стандартом целесообразно проверить действие ссылочных стандартов на территории государств по соответствующему указателю стандартов, составленному по состоянию на 1 января текущего года, и по соответствующим информационным указателям, опубликованным в текущем году. Если ссылочный стандарт заменен (изменен), то при пользовании настоящим стандартом следует руководствоваться заменяющим (измененным) стандартом. Если ссылочный стандарт отменен без замены, то положение, в котором дана ссылка на него, применяется в части, не затрагивающей эту ссылку.

Издание официальное

3 Термины, определения и обозначения

3.1 Термины и определения

В настоящем стандарте применены термины по *ГОСТ 12.1.012, ГОСТ ИСО 8041, ГОСТ 24346 и ГОСТ 31191.1.*

3.2 Обозначения

3.2.1 Обозначения величин

В настоящем стандарте использованы следующие обозначения величин:

a ускорение;
A пиковое значение ускорения;
c постоянная величина;
D доза ускорения;
f частота;
m коэффициент дозы;
R множитель;
s перемещение;
S напряжение при сжатии;
t время;
u член в модели ускорения;
v скорость;
w, W коэффициенты в модели ускорения;
ξ коэффициент критического демпфирования;
ω угловая частота.

3.2.2 Обозначения, применяемые в подстрочных индексах

В настоящем стандарте использованы следующие обозначения, применяемые в подстрочных индексах:

d суточный или ежедневный.

Пример — Время ежедневного воздействия t_d;

e эквивалентный.

Пример — эквивалентное статическое напряжение при сжатии S_e;

i, j переменные, принимающие целочисленные значения;
k переменная, принимающая значения x, y или z;
l относящийся к поясничному отделу позвоночника;
m относящийся к измерениям.

Пример — Период измерений t_m;

n собственный.

Пример — Собственная частота f_n;

s относящееся к сиденью;
u предельный.

Пример — предельное напряжение S_u;

x, y, z оси системы координат.

4 Измерение вибрации

Требования к измерению вибрации, включая направление измерений, положение датчиков вибрации, длительность измерений и представление результатов, — по *ГОСТ ИСО 31191.1 (раздел 5)*. Требования к средствам измерений — по *ГОСТ ИСО 8041*, точки измерений на сиденье и конструкции подушки сиденья — по *ГОСТ ИСО 10326-1*.

Субъект испытаний должен быть пристегнут ремнем безопасности и сохранять свое положение неизменным в течение всей процедуры сбора данных.

При измерениях вибрации, содержащей множественные ударные импульсы, необходимо обеспечить регистрацию знака (положительный или отрицательный) сигнала ускорения.

Частота выборки сигнала, измеренного в направлениях x и y, должна быть достаточной для проведения анализа в диапазоне до 80 Гц. Вследствие особенностей модели преобразования ускорения в направлении z рекомендуется, чтобы частота выборки сигнала в этом направлении была кратна 160 отсчетам в секунду.

Длительность измерений должна быть достаточной, чтобы в нее были включены множественные ударные импульсы, типичные для исследуемого воздействия.

5 Определение дозы ускорения реакции позвоночника

5.1 Общие положения

Определение дозы ускорения для сигнала реакции позвоночника на входное воздействие состоит из следующих этапов:

- расчета реакции позвоночника;
- подсчета числа максимумов в сигнале реакции позвоночника и определение их значений;
- вычисления дозы ускорения на основе применения модели накопления усталостных повреждений Пальмгрена-Майнера.

5.2 Расчет реакции позвоночника

5.2.1 Общие положения

Оценку ускорений (a_{lx}, a_{ly}, a_{lz}) позвонков поясничного отдела в направлениях x, y и z как результат отклика на входное воздействие (a_{sx}, a_{sy}, a_{sz}), измеренного на подушке сиденья в направлении тех же базицентрических осей, осуществляют на основе прогнозных моделей.

Примечание — При накоплении дополнительных экспериментальных данных используемые модели могут быть пересмотрены и уточнены.

5.2.2 Реакция позвоночника в горизонтальных направлениях (оси x и y)

В направлениях x и y отклик позвоночника на входное воздействие можно приближенно считать линейным, описываемым системой с одной степенью свободы (ОСС) с сосредоточенными параметрами, имеющей следующие характеристики:

- собственную частоту f_n = 2,125 Гц (ω_n = 13,35 с$^{-1}$);
- коэффициент критического демпфирования ξ = 0,22.

Отклик позвонков поясничного отдела a_{lk}, м/с^2, рассчитывают из уравнения движения системы ОСС

$$a_{lk}(t) = 2\xi\omega_n(v_{sk} - v_{lk}) + \omega_n^2(s_{sk} - s_{lk}), \tag{1}$$

где k — подстрочный индекс, принимающий значения x или y;

s_{sk} и s_{lk} — сигналы перемещения на подушке сиденья и позвонка поясничного отдела соответственно, м;

v_{sk} и v_{lk} — сигналы скорости на подушке сиденья и позвонка поясничного отдела соответственно, м/с.

Приведенные выше значения резонансной частоты и критического коэффициента демпфирования для системы ОСС дают следующие значения коэффициентов модели в формуле (1): $2\xi\omega_n$ = 5,87 с$^{-1}$ и ω_n^2 = 178 с$^{-2}$.

5.2.3 Реакция позвоночника в вертикальном направлении (ось z)

В направлении z отклик поясничного отдела позвоночника на входное воздействие является нелинейным и может быть представлен в виде рекуррентной модели нейронной сети.

Основы применения моделей такого вида рассмотрены в приложении С. Ускорение позвоночника поясничного отдела a_{lz}, м/с^2, в направлении z рассчитывают по формулам:

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

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

Коэффициенты моделей в формулах (2) и (3) определены для частоты выборки 160 отсчетов в секунду. Поэтому, если при сборе данных была использована другая частота выборки, эти данные необходимо пересчитать для значения частоты выборки 160 отсчетов в секунду.

Значения коэффициентов W_j и w_{ji} приведены в таблицах 1 и 2 соответственно.

Примечание — Большое число значащих цифр в коэффициентах таблиц 1 и 2 не свидетельствует о высокой точности получаемого прогноза, а обусловлено особенностями технологии преобразования данных нейронными сетями.

Таблица 1 — Коэффициенты модели в формуле (2) для движения в направлении z

W_1	W_2	W_3	W_4	W_5	W_6	W_7	W_8
57,96539	52,32773	49,78227	53,16885	56,02619	–27,79550	72,34446	21,51959

Таблица 2 — Коэффициенты модели в формуле (3) для движения в направлении z

Коэффициент w_{ji}	Значение j						
	1	2	3	4	5	6	7
w_{j1}	0,00130	0,01841	–0,00336	0,01471	0,00174	0,00137	0,00145
w_{j2}	–0,00646	–0,00565	–0,00539	0,01544	–0,00542	0,00381	0,00497
w_{j3}	–0,00091	–0,02073	0,00708	–0,00091	0,00255	–0,00216	0,01001
w_{j4}	0,00898	–0,02626	0,00438	–0,00595	–0,00774	–0,00034	0,01283
w_{j5}	0,00201	0,00579	0,00330	–0,00065	–0,00459	–0,00417	–0,00468
w_{j6}	0,00158	0,00859	0,00166	0,00490	–0,00546	0,00057	–0,00797
w_{j7}	0,00361	0,00490	0,00452	0,00079	–0,00604	–0,00638	–0,00529
w_{j8}	0,00167	–0,00098	0,00743	0,00795	–0,01095	0,00627	–0,0341
w_{j9}	–0,00078	–0,00261	0,00771	0,00600	–0,00908	0,00504	0,00135
w_{j10}	–0,00405	–0,00210	0,00520	0,00176	–0,00465	–0,00198	0,00451
w_{j11}	–0,00563	0,00218	–0,00105	0,00195	0,00296	–0,00190	0,00306
w_{j12}	–0,00372	0,00037	–0,00045	–0,00197	0,00289	–0,00448	0,00216
w_{j13}	–0,31088	–0,95883	–0,67105	0,14423	0,04063	0,07029	1,03300

5.3 Расчет дозы ускорения

Дозу ускорения D, м/с^2, в направлении k определяют по формуле

$$D_k = \left[\sum_i A_{ik}^6 \right]^{1/6}, \tag{4}$$

где A_{ik} — значение i-го локального максимума в ускорении отклика $a_{lk}(t)$, м/с^2;

k — подстрочный индекс, принимающий значения x, y или z.

Под локальным максимумом понимают максимальное (по модулю) значение ускорения отклика на участке между двумя последовательными пересечениями нуля. Для направлений x и y учитывают максимальные (по модулю) значения разных знаков (т.е. локальные максимумы и минимумы сигнала отклика). Для направления z в расчет принимают только положительные значения сигнала, так как степень жесткости воздействия оценивают для условий сжатия позвоночного столба.

Поскольку в формулу (4) входят значения локальных максимумов, возведенных в 6-ю степень, те максимумы, значения которых относительно невелики (отличается от наивысших значений в три и более раза), дадут незначительный вклад при расчете дозы ускорения, поэтому ими можно пренебречь.

Для оценки влияния воздействия вибрации на состояние здоровья человека рекомендуется определять среднесуточную дозу ускорения D_{kd}, м/с^2, по формуле

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

где t_d — длительность суточного воздействия, с;

t_m — период времени, для которого было получено значение D_k, с.

Формулу (5) можно использовать, если вибрация на одном периоде измерений представительна для всей вибрации в течение суток. Если же вибрация в течение суток изменяет свой характер и включает два и более периода (общим числом n) с существенно разным уровнем вибрации, то общую суточную дозу ускорения следует рассчитывать по формуле

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

где t_{dj} — длительность j-го периода воздействия вибрации в течение суток;

t_{mj} — период времени, для которого было получено значение D_{kj}.

5.4 Блок-схема расчета дозы ускорения

Процедура расчета дозы ускорения приведена на рисунке 1.

Руководство по составлению программы расчета отклика и дозы ускорения приведено в приложении D.

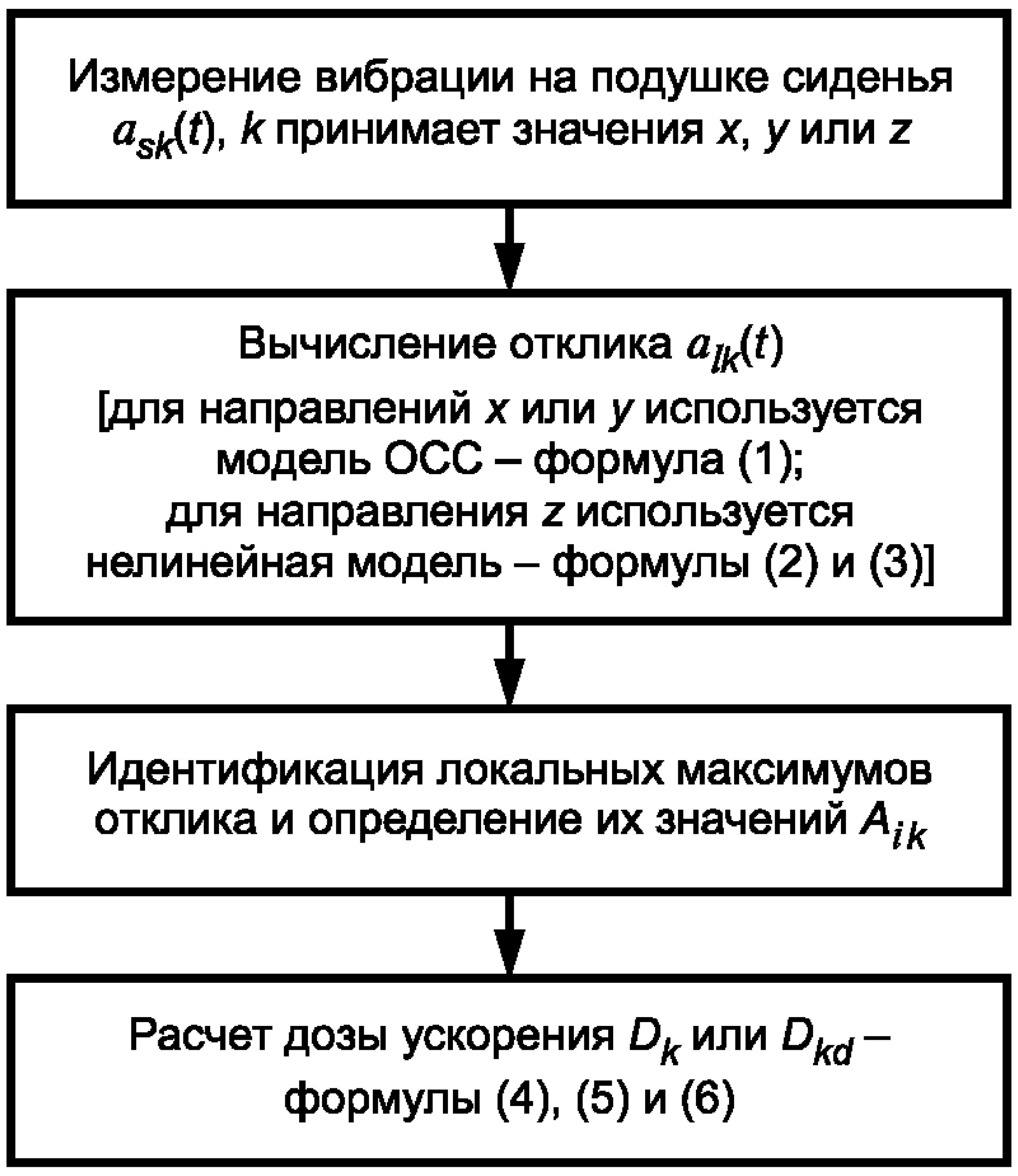


Рисунок 1 — Блок-схема расчета дозы ускорения

5.5 Соотношение между значением дозы ускорения и эффектом неблагоприятного воздействия вибрации на здоровье

Руководство по оценке неблагоприятного воздействия повторяющихся ударов на основе расчета дозы ускорения приведено в приложении А. Настоящий стандарт устанавливает метод расчета отклика на входное вибрационное воздействие концевых пластинок позвонков (плотных тканей). Влияние множественных ударов в сочетании с позой сидящего человека на межпозвоночные диски (мягкие ткани) рассмотрено в приложении В.

Приложение А
(обязательное)

Руководство по оценке влияния множественных ударов на здоровье человека

А.1 Зависимость неблагоприятного воздействия вибрации на здоровье от значения дозы ускорения

Настоящее руководство распространяется на людей с нормальным состоянием здоровья, которые регулярно подвергаются воздействию вибрации, содержащей множественные ударные импульсы. Лица, которые прежде уже имели заболевания позвоночника, включая лиц, страдающих скрытым остеопорозом или другими схожими заболеваниями, могут быть в большей степени подвержены травматизму вследствие воздействия подобной вибрации. В настоящем руководстве приведена оценка поступательной вибрации в направлении осей x, y и z базицентрической системы координат, связанной с телом человека. Оно не распространяется на сильные одиночные удары наподобие тех, что имеют место во время дорожных происшествий и которые могут привести к травматическим последствиям.

Предполагается, что результатом многократно повторяющихся ударов является изменение давления в концевых пластинках поясничных позвонков, что с течением времени приводит к нарастанию усталостных процессов в тканях позвонков и, как следствие, к ухудшению состояния здоровья. Ключевыми факторами, которые необходимо принимать во внимание при рассмотрении вибрационного воздействия такого рода, являются число локальных максимумов сжатия позвоночника и количественные значения этих максимумов. Максимальная компрессия в позвоночнике зависит от антропометрических характеристик человека (массы тела, размеров концевых пластинок) и принимаемой им позы.

В число неблагоприятных факторов, связанных с длительным воздействием множественных ударов, входит повышенный риск повреждений нижней части поясничного отдела позвоночника и связанного с ним участка нервной системы. Чрезмерные механические напряжения, нарушения питания тканей диска и диффузионные процессы в них могут привести к дегенеративным процессам в поясничном сегменте. Воздействие вибрации и множественных ударов может вызвать также определенные эндогенные патологические изменения в позвоночнике.

Для оценки влияния изменений внутреннего давления применена модель Пальмгрена-Майнера. Из экспериментальных данных следует, что значение показателя Пальмгрена-Майнера изменяется в зависимости от вида биологической ткани и методологии испытаний в пределах от 5 до 14 для трубчатых костей и трабекул до 20 для хрящевых тканей. В целях оценки неблагоприятного воздействия вибрации на здоровье было выбрано умеренное значение показателя, равное 6.

Соотношение между расчетным изменением давления и расчетной общей толерантностью человека, подвергающегося воздействию вибрации, может быть использовано для оценки потенциального неблагоприятного эффекта этого воздействия. За основу был взят расчетный отклик концевых пластинок позвонков (плотных тканей). Оценку строят исходя из предположения, что человек находится в сидячем положении с выпрямленной спиной. Поза с наклоном или поворотом спины с большой вероятностью приведет к усилению неблагоприятного эффекта.

Влияние занимаемой позы и многократно повторяющихся ударов на межпозвоночные диски (мягкие ткани) рассмотрено в приложении В.

А.2 Оценка влияния на состояние здоровья

Использование биомеханической модели, построенной на основе экспериментальных данных, показывает наличие линейной связи между частью компрессионного напряжения, обусловленного воздействием ударных импульсов, и пиковыми значениями ускорения отклика в позвоночнике. Эквивалентное постоянное компрессионное напряжение S_e, МПа, рассчитывают по формуле

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

где D_k — доза ускорения в k-м направлении, м/с^2;

m_k — коэффициенты, для которых рекомендованы следующие значения:

m_x = 0,015 МПа/(м/с^2),

m_y = 0,035 МПа/(м/с^2),

m_z = 0,032 МПа/(м/с^2).

Доза суточного эквивалентного постоянного напряжения S_{ed} может быть рассчитана из формулы (А.1) подстановкой вместо D_k дозы ускорения D_{kd} для среднего суточного времени воздействия в соответствии с формулой (6)

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

В общем случае для оценки неблагоприятного влияния на здоровье, основанной на расчетных значениях дозы ускорения, может быть использован показатель R. Этот показатель следует определять на протяжении ряда лет, принимая во внимание изменение возраста человека (и связанное с этим уменьшение прочности тканей) и нарастающее время воздействия, по формуле

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

где N — число дней в году, когда имеет место воздействие вибрации;

I — порядковый номер года;

n — число лет, в течение которых имело место воздействие вибрации;

c — постоянная, обусловленная статическим напряжением вследствие действия сил гравитации, МПа;

S_{ui} — предельная прочность для поясничного отдела позвоночника у человека в возрасте (b + i) лет, МПа;

b — возраст, в котором началось воздействие вибрации.

Для позы, которую обычно принимает водитель во время управления транспортным средством, типичным считают значение c = 0,25 МПа.

Значение S_{ui} зависит от плотности костной ткани позвонка, которая обычно с возрастом уменьшается. В результате лабораторных исследований было получено следующее соотношение между величинами S_{ui}, МПа, и возрастом (b + i), годы:

$$S_{ui} = 6{,}75 — 0{,}066(b + i). \qquad (A.4)$$

В условиях большой индивидуальной изменчивости принято считать, что при R < 0,8 вероятность неблагоприятного воздействия вибрации с множественными импульсами на здоровье человека мала, а при R > 1,2 — велика.

Последовательные расчеты в соответствии с формулой (А.3) показывают, что человек, на которого воздействие вибрации началось в 20-летнем возрасте (b = 20), достигнет значения R = 0,8 к 65 годам (n = 45) в случае, если суточная доза воздействия S_{ed} будет равна 0,5 МПа. Для того же человека к 65 годам значение R достигнет 1,2, если суточная доза воздействия S_{ed} будет равна 0,8 МПа. При расчетах было использовано предположение, что человек подвергается воздействию вибрации 240 дней в году (N = 240). Если значение иное, то соответствующие предельные значения для S_{ed} будут получены умножением числа 0,5 (или 0,8) на коэффициент $(240/N)^{1/6}$.

П р и м е ч а н и е — По мере накопления опыта применения настоящего стандарта значения S_{ed}, сопровождающие соответствующие эффекты изменения состояния здоровья человека, могут быть уточнены.

Процедура оценки неблагоприятного влияния вибрации на здоровье человека на основе расчета дозы ускорения приведена на рисунке А.1.

А.3 Пример оценки неблагоприятного влияния вибрации на здоровье

Измерения проводили в течение 2,5 мин на месте сиденья водителя внедорожного транспортного средства во время его движения.

Реакция позвоночника рассчитана в соответствии с формулами (1), (2) и (3). На рисунке А.2 показаны входной сигнал и расчетный сигнал отклика в направлении x на периоде времени от 75 до 80 с.

Для расчета дозы ускорения в соответствии с формулой (4) были определены локальные максимумы и минимумы отклика для направлений x и y и локальные максимумы отклика для направления z.

Значение дозы на периоде записи 2,5 мин было рассчитано как корень 6-й степени от суммы значений локальных максимумов (по модулю), возведенных в 6-ю степень. В результате получено:

$$D_{x,\,2,5\,\min} = 8{,}6 \text{ м/с}^2;$$

$$D_{y,\,2,5\,\min} = 13{,}6 \text{ м/с}^2;$$

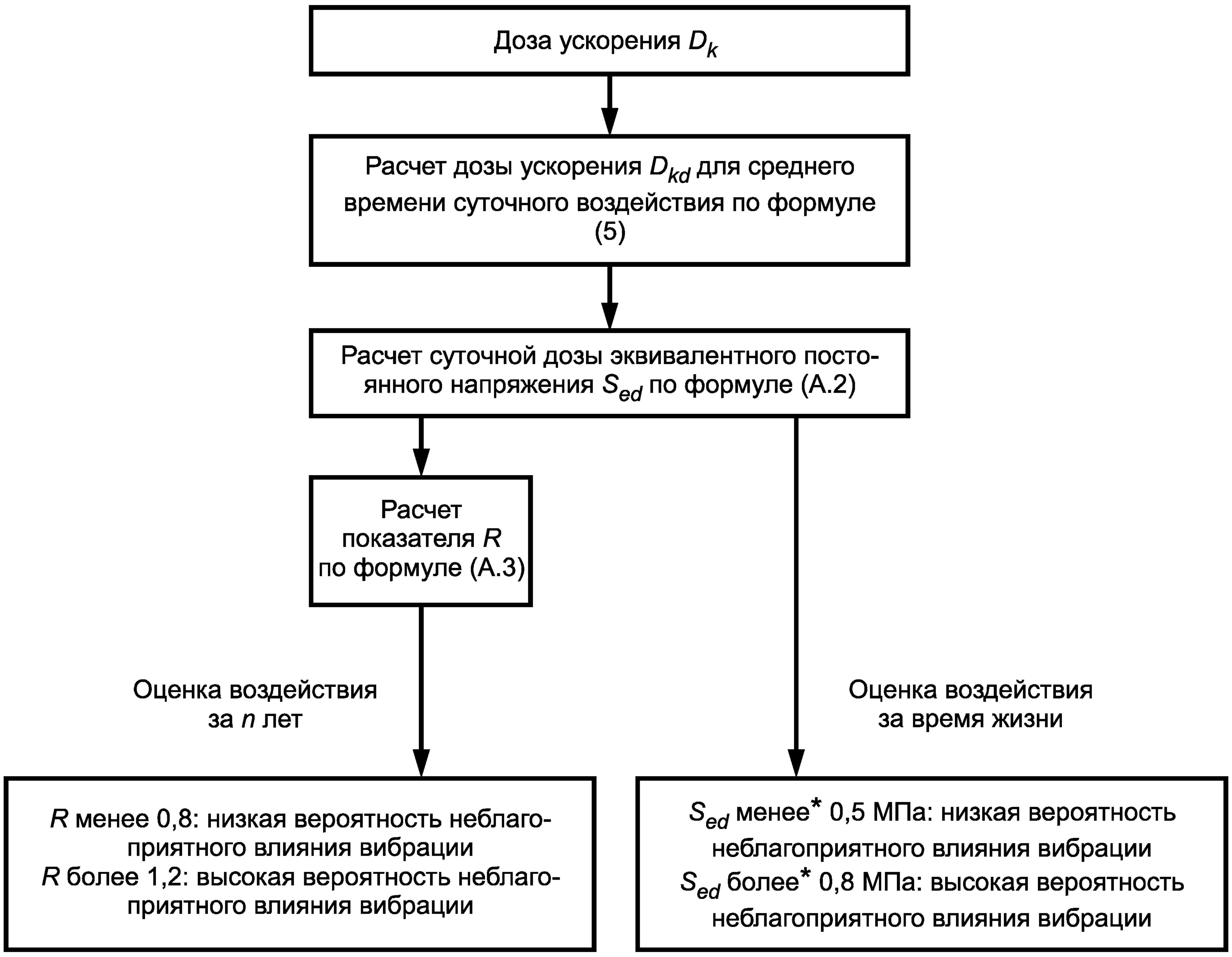
$$D_{z,\,2,5\,\min} = 7{,}26 \text{ м/с}^2.$$

В предположении, что запись сигнала ускорения является типичной для условий, в которых работает водитель транспортного средства, и что воздействие вибрации имеет место в среднем в течение 30 мин за рабочий день, из формулы (5) можно получить значение средней суточной дозы ускорения:

$$D_{xd} = 8{,}6(30/2{,}5)^{1/6} = 13{,}0 \text{ м/с}^2;$$

$$D_{yd} = 13{,}6(30/2{,}5)^{1/6} = 20{,}6 \text{ м/с}^2;$$

$$D_{zd} = 7{,}2(30/2{,}5)^{1/6} = 10{,}9 \text{ м/с}^2.$$



* Если число дней воздействия вибрации в году существенно отличается от 240, то числовое значение следует умножить на коэффициент $(240/N)^{1/6}$.

Рисунок А.1 — Блок-схема оценки неблагоприятного влияния вибрации на здоровье человека

По формуле (А.2) определяют суточное эквивалентное постоянное напряжение:

$$S_{ed} = [(0{,}015 \times 13{,}0)^6 + (0{,}035 \times 20{,}6)^6 + (0{,}032 \times 10{,}9)^6]^{1/6} = 0{,}72 \text{ МПа}.$$

Результат показывает, что данные условия воздействия вибрации являются средними (0,5 МПа < S_{ed} < < 0,8 МПа) с точки зрения вреда здоровью человека, который подвергался подобному воздействию все годы своей работы по данной профессии.

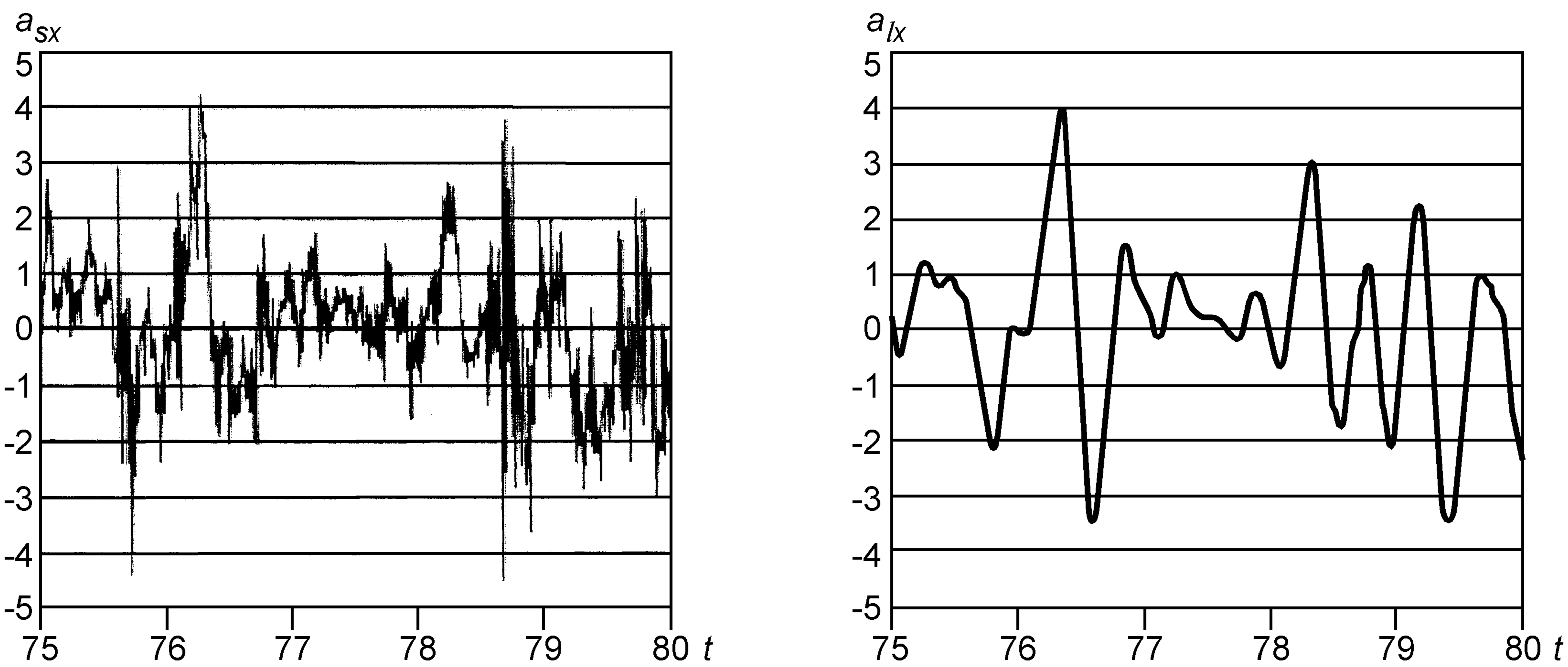


Рисунок А.2 — Входное ускорение и отклик спинного отдела позвоночника в направлении x на участке времени от 75 до 80 с общего периода измерения вибрации

Приложение В
(справочное)

Влияние воздействия множественных ударов и принимаемой позы на поясничный отдел позвоночника

Исследования показали, что межпозвоночные диски, связки и мышцы (мягкие ткани) подвержены риску травматических последствий в результате многократного воздействия механических ударов по следующим причинам:

a) поза сидящего человека может вызвать появление механического напряжения в межпозвоночных дисках;

b) различие в позах может оказать влияние на отклик в ответ на воздействие множественных ударов, так что реальный отклик не будет соответствовать используемой расчетной модели;

c) межпозвоночный диск может изменять внутреннее давление, смягчать боль, усиливать ее или изгибаться (перекашиваться) под воздействием многократных приложений нагрузки;

d) сегмент межпозвоночной области, приводимый в движение, зависит от того, насколько правильно работает нервно-мышечный аппарат активной и пассивной стабилизации, препятствующий изгибанию (перекашиванию) дисков;

e) удар может вызывать неприятные ощущения, быть внезапным, неожиданным, и потому вызывать чрезмерную реакцию мышечного аппарата;

f) удар, особенно многократно повторенный, может привести к изгибу (перекосу) в сегменте движения вследствие неспособности нервно-мышечного аппарата среагировать достаточно быстро, чтобы компенсировать внешнее воздействие.

Приложение С
(справочное)

Использование рекуррентной модели нейронной сети для получения оценки ускорения реакции поясничного отдела позвоночника на множественные удары в направлении оси *z*

Экспериментальные исследования показали, что использование линейной модели для расчета отклика на входное воздействие поясничного отдела позвоночника, откалиброванной при низком уровне входной вибрации, приводит к заниженным результатам, если уровень входной вибрации возрастает. Более точные результаты позволяет получить использование нелинейных моделей. Для нахождения оценки ускорения реакции поясничного отдела позвоночника на входное воздействие на подушке сиденья в направлении z использована рекуррентная модель нейронной сети (РНС). Данная модель рассчитана для человека, сидящего в свободной позе, выпрямившись, без опоры на спинку сиденья.

Искусственная нейронная сеть представляет собой компиляцию алгоритмов, позволяющих построить модель неизвестной системы по известным сигналам входа и выхода [см. формулы (2) и (3)]. Структура модели представляет собой некоторое число взаимодействующих элементов или нейронов. Каждый нейрон после поступления на вход воздействия с соответствующим весом осуществляет его нелинейное преобразование в выходной сигнал $u_j(t)$.

Систему описывают набором весовых коэффициентов w_{ij}, получаемых в ходе обучающих экспериментов. Общий выход системы представляет собой линейную сумму взвешенных выходов каждого элемента (нейрона). В РНС реализована обратная связь через подачу на вход выходных сигналов с задержкой $a_{lz}(t — i)$. Таким образом, входные сигналы сети представляют собой совокупность задержанных входных сигналов системы (ускорение на подушке сиденья a_{sz}) и задержанных выходных сигналов сети (a_{lz}). Поскольку каждый выходной сигнал является функцией всех предшествующих входных и выходных сигналов, РНС представляет собой существенно нелинейный фильтр с бесконечной импульсной характеристикой.

Обучение РНС проводилось для вибрации и ударов в направлении z в диапазоне амплитуд от –20 до 40 м/с^2 и в диапазоне частот от 0,5 до 40 Гц. Нелинейность модели и соответственно невозможность ее экстраполяции на другие диапазоны ограничивает область применения метода, установленного настоящим стандартом.

Приложение D
(справочное)

Разработка компьютерных программ для расчета отклика и дозы ускорения

D.1 Общие положения

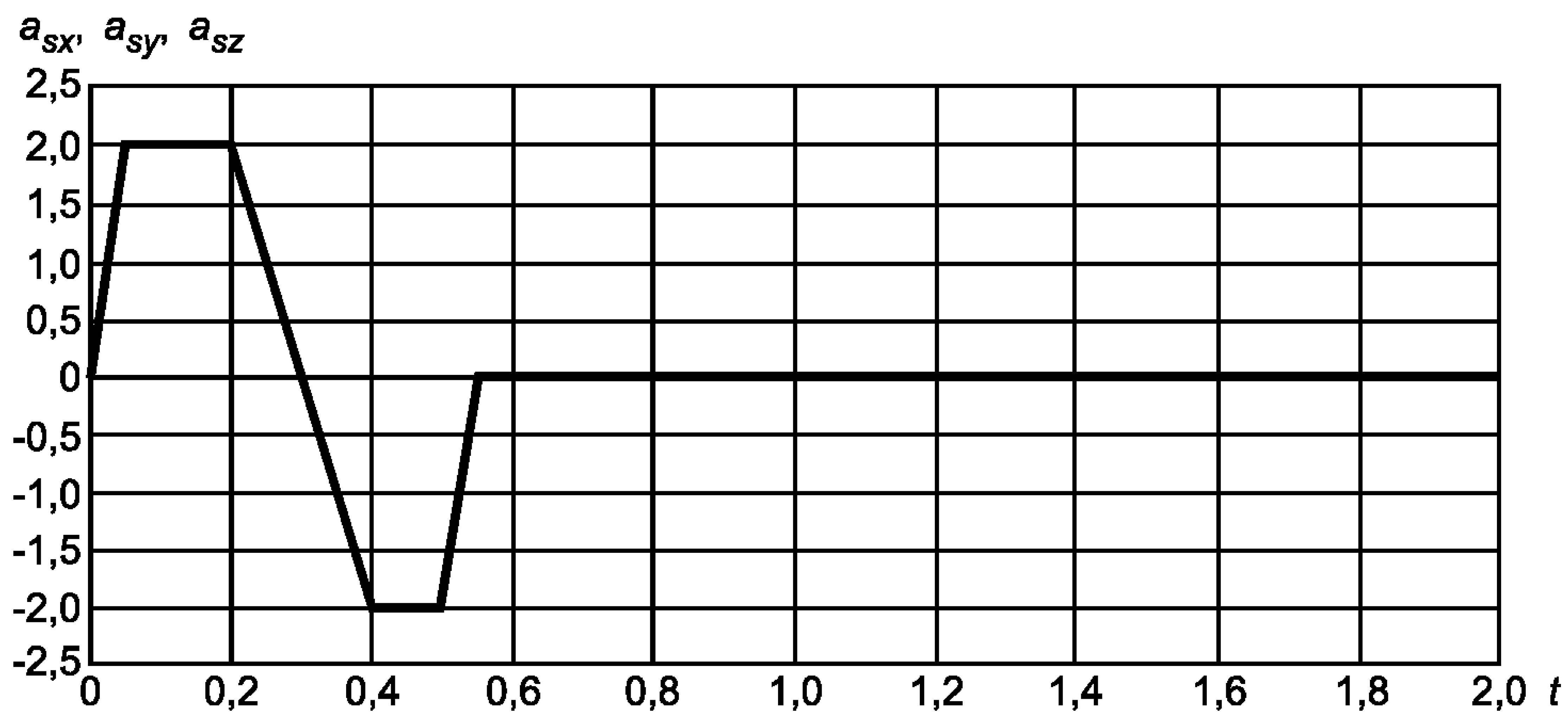
Расчет ускорения отклика a_{lk} по сигналам ускорения a_{sk} в направлениях x и y может быть осуществлен с помощью любых программ, предназначенных для вычисления ударного спектра процесса. Для расчета дозы ускорения в направлении z стандартной программы не существует, но ее можно написать с помощью стандартных математических приложений. Пример такой программы, написанной в MATLAB®, приведен в разделе D.3.

D.2 Тестовый пример

Настоящий пример может быть использован для проверки работоспособности программы. Входной сигнал ускорения $a_{sk}(t)$ на подушке сиденья для каждого из трех направлений измерений представляет собой кусочно-линейную функцию, состоящую из шести отрезков прямых. Каждый отрезок описывается линейной функцией $a_{sk}(t) = c_1 t + c_2$. Значения коэффициентов c_1 и c_2 указаны в таблице D.1. Расчет реакции поясничного отдела позвоночника должен дать результат в виде функций, изображенных на рисунке D.1.

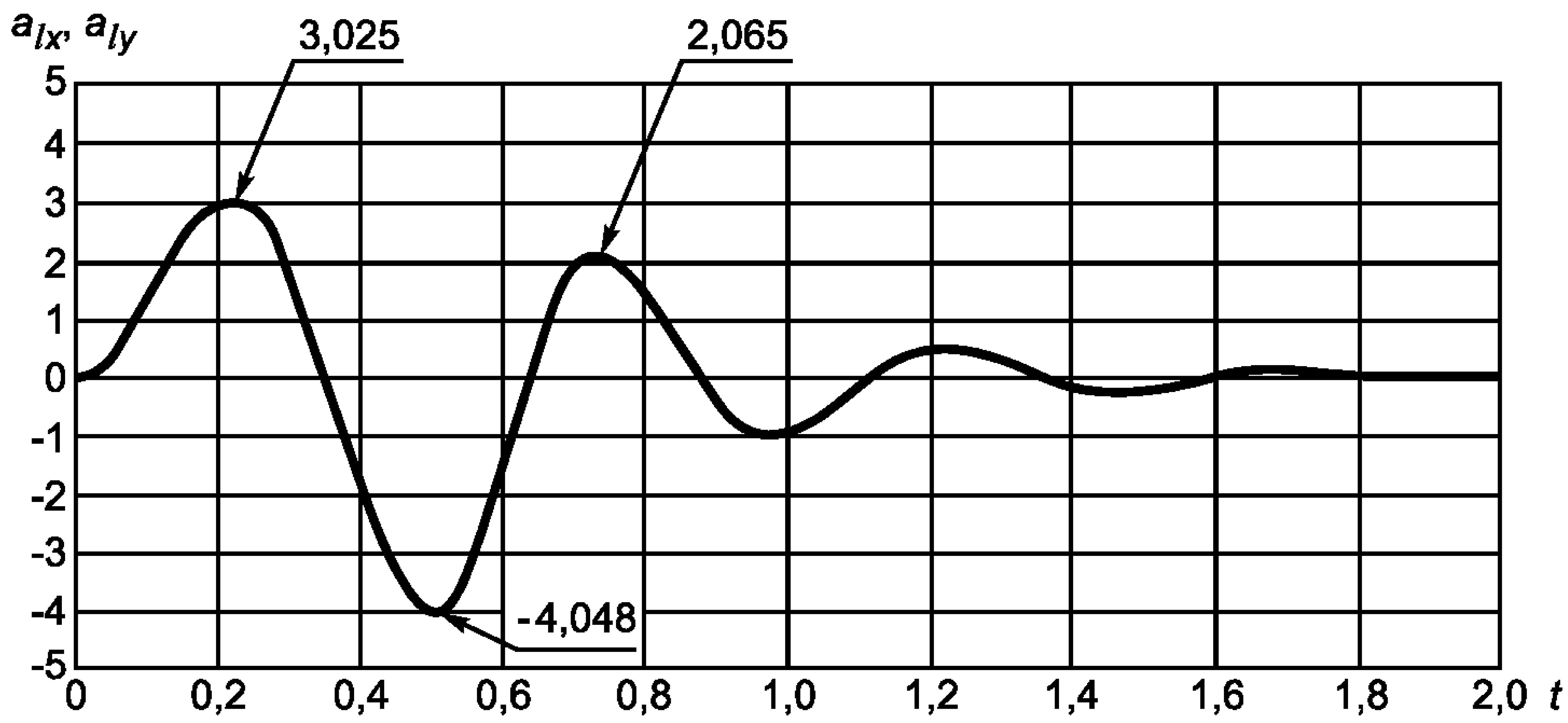
Т а б л и ц а D.1 — Кусочно-линейная функция тестового сигнала

Номер отрезка функции	c_1, м/с^3	c_2, м/с^2	Диапазон изменения t, с
1	40	0	$0 \le t \le 0{,}05$
2	0	2	$0{,}05 < t \le 0{,}2$
3	–20	6	$0{,}2 < t \le 0{,}4$
4	0	–2	$0{,}4 < t \le 0{,}5$
5	40	–22	$0{,}5 < t \le 0{,}55$
6	0	0	$0{,}55 < t \le 2$

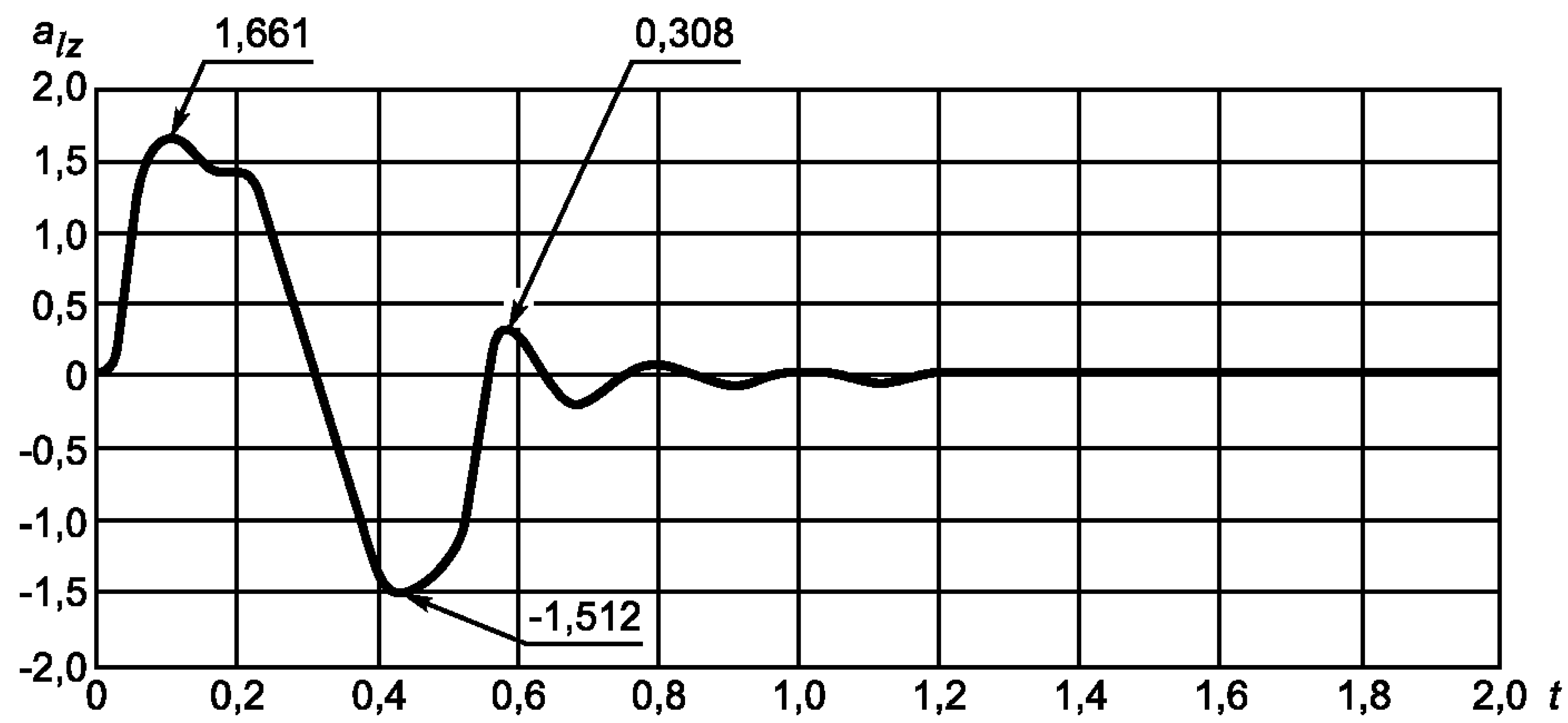


а) Входной сигнал ускорения на подушке сиденья

Рисунок D.1 — Тестовая входная функция и расчетные отклики, полученные в результате использования компьютерной программы (указаны значения основных локальных экстремумов в м/с^2) (лист 1)



b) Реакция позвоночника в направлениях *x* и *y*



c) Реакция позвоночника в направлении *z*

Рисунок D.1 — Тестовая входная функция и расчетные отклики, полученные в результате использования компьютерной программы (указаны значения основных локальных экстремумов в м/с^2) (лист 2)

D.3 Пример программы для MATLAB®

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

%SpineAcc:             Calculates the human response of the spine, alx, aly and alz, and also Dx, Dy and Dz,
%                      from acceleration measurements in the seat.
%path:                 Directory in which the measurement files are located.
%xfile, yfile, or zfile: ASCII file with a time vector in the first column and the measurement result in the x-, y- or
%                      z-direction, asx, asy, or asz, in the second column.
%If any of the filenames is given as an empty string ' ', calculations will not be performed in that direction.

% subfunction calls
if xfile ~ ' '
  figure(1)
  clf
  SpineAccXY(path, xfile, 'x');
end
if yfile ~ ' '
  figure(2)
  clf
  SpineAccXY(path, yfile, 'y');
end
```

```
if zfile ~ ' '
  figure(3)
  clf
  SpineAccZ(path, zfile);
end
function SpineAccXY(path, file, XorY)

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

%load input file
as=load([path, file, ' .txt']);

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

%calculation of al(t)
a=[1, –1.957115,0.963949];
b=[0.0192752,0.00433451,–0.0167763];
a1=filter (b, a, as);

%call the function CountPeaks to cakculate Dk
Dk=CountPeaks(a1, XorY);

%plot the result
plot (time, a1)
title (file)
legend(['D', XorY, ' = ', num2str(Dk)], 1)

%add the time column to the calculated response and the calculated value Dk to the last row and second
%column
a1=[time, a1; 0 Dk];
eval ([' save ', path, file, ' _al. txt a1 –ascii –tabs'])

function SpineAccZ (path, zfile)

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

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

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

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

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

%constants
w=[0.00130  0.01841  –0.00336  0.01471  0.00174  0.00137  0.00145;
–0.00646  –0.00565  –0.00539  0.01544  –0.00542  0.00381  0.00497;
–0.00091  0.02073  0.00708  –0.00091  0.00255  –0.00216  0.01001;
0.00898  –0.02626  0.00438  –0.00595  –0.00774  –0.00034  0.01283;
0.00201  0.00579  0.00330  –0.00065  –0.00459  –0.00417  –0.00468;
0.00158  0.00859  0.00166  0.00490  –0.00546  0.00057  –0.00797;
0.00361  0.00490  0.00452  0.00079  –0.00604  –0.00638  –0.00529;
0.00167  –0.00098  0.00743  0.00795  –0.01095  0.00627  –0.00341;
```

```
–0.00078 –0.00261 0.00771 0.00600 –0.00908 0.00504 0.00135;
–0.00405 –0.00210 0.00520 0.00176 –0.00465 –0.00198 0.00451;
0.00563 0.00218 –0.00105 0.00195 0.00296 –0.00190 0.00306;
–0.00372 0.00037 –0.00045 –0.00197 0.00289 –0.00448 0.00216;
–0.31088 –0.95883 –0.67105 0.14423 0.04063 0.07029 1.0330];

w = [57.96539 52.32773 49.78227 53.1688556. 02619 –27.79550 72.34446, 21.51959];

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

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

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

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

function Dk=CountPeaks (alk, xyz)

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

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

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

Приложение Е
(справочное)

Перечень технических отклонений от примененного международного стандарта ИСО 2631-5:2004

Таблица Е.1

Раздел, подраздел, пункт, подпункт, таблица, приложение	Модификация
2 Нормативные ссылки	Дополнен ссылкой на ГОСТ 12.1.012—2004 «Система стандартов безопасности труда. Вибрационная безопасность. Общие требования». Ссылка на «ИСО 2041:1990 Вибрация и удар. Термины и определения» заменена ссылкой на ГОСТ 24346—80[1)] «Вибрация. Термины и определения». Ссылка на «ИСО 2631-1:1997 Вибрация и удар. Оценка воздействия общей вибрации на человека. Часть 1. Общие требования» заменена ссылкой на ГОСТ 31191.1—2004[2)] «Вибрация и удар. Измерение общей вибрации и оценка ее воздействия на человека. Часть 1. Общие требования». Ссылка на «ИСО 5805:1997 Вибрация и удар. Воздействие на человека. Термины и определения» исключена. Ссылка на «ИСО 8041:2005 Воздействие вибрации на человека. Средства измерений» заменена ссылкой на «ГОСТ ИСО 8041—2006[3)] Вибрация. Воздействие вибрации на человека. Средства измерений». Ссылка на «ИСО 10326-1:1992 Вибрация. Метод оценки вибрации сидений транспортных средств в условиях лабораторных испытаний. Часть 1. Общие требования» заменена ссылкой на «ГОСТ ИСО 10326-1:2002[3)] Вибрация. Оценка вибрации сидений транспортных средств по результатам лабораторных испытаний. Часть 1. Общие требования»
Библиография	Структурный элемент исключен
[1)] Степень соответствия — NEQ. [2)] Степень соответствия — MOD. [3)] Степень соответствия — IDT.	

УДК 534.322.3.08:006.354 МКС 13.160 Т34

Ключевые слова: вибрация, удары, общая вибрация, оценка, позвоночник, модель, нейронная сеть

Редактор *О.А. Стояновская*
Технический редактор *В.Н. Прусакова*
Корректор *Т.И. Кононенко*
Компьютерная верстка *И.А. Налейкиной*

Сдано в набор 04.08.2008. Подписано в печать 28.08.2008. Формат 60×84 $\frac{1}{8}$. Бумага офсетная. Гарнитура Ариал. Печать офсетная. Усл. печ. л. 2,32. Уч.-изд. л. 1,70. Тираж 363 экз. Зак. 1089.

ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ», 123995 Москва, Гранатный пер., 4.
www.gostinfo.ru info@gostinfo.ru
Набрано во ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ» на ПЭВМ.
Отпечатано в филиале ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ» — тип. «Московский печатник», 105062 Москва, Лялин пер., 6.