

Б. А. Рабинович

**БЕЗОПАСНОСТЬ ЧЕЛОВЕКА
ПРИ УСКОРЕНИЯХ
(БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ)**

Москва 2007

УДК 614.8
ББК 54.58
P125

Рецензенты:

доктор медицинских наук профессор *Р. А. Вартбаронов*,
доктор технических наук профессор *В. Е. Миненко*,
кандидат технических наук доцент *В. С. Пичулин*

Рабинович Б.А.

P125 Безопасность человека при ускорениях. (Биомеханический анализ). М.: 206. – 208 с.

Аннотация

В книге представлен биомеханический анализ теоретических и экспериментальных данных, характеризующих безопасность человека при длительно – действующих и ударных ускорениях (перегрузках). Рассмотрено влияние деформаций мозга и основания черепа на механизм потери сознания при предельно-переносимых человеком длительно – действующих перегрузках по направлениям «голова - таз» и «грудь-спина», включая случай воздействия перегрузки «голова – таз» с большой скоростью нарастания. Дан анализ влияния скорости нарастания перегрузки на дозу перегрузки, безопасную для человека. Рассмотрены математические модели системы «человек-кресло» при ударе. Приведены данные об ударных воздействиях на голову, вызывающих черепно-мозговую травму. Изложены материалы по оценке величин перегрузок, предельно-допустимых для лиц без специальной физической подготовки. Рассмотрены примеры: столкновение автомобилей, удар о грунт авиалайнера при аварийной посадке, ускорения на «русских горках» и ряд других.

Книга рассчитана на широкий круг специалистов, занимающихся проблемой ускорений применительно к обеспечению безопасности человека при использовании наземного, авиационного и водного транспорта, скоростных механизированных аттракционов, промышленных средств индивидуальной защиты, а также средств спасения людей при техногенных и природных авариях и катастрофах.

Она может быть полезна также студентам и аспирантам вузов.

Оглавление

| | стр |
|--|-----|
| Аннотация..... | 2 |
| Предисловие | 5 |
| Глава 1. Введение..... | 7 |
| Глава 2. Термины и определения..... | 23 |
| Глава 3. Биомеханические характеристики тела человека..... | 28 |
| 3.1. Введение | 28 |
| 3.2. Структура тела человека | 28 |
| 3.3. Антропометрия..... | 34 |
| 3.4. Физико – механические свойства..... | 35 |
| 3.5. Прочностные характеристики позвоночника..... | 38 |
| 3.6. Прочностные характеристики черепа | 48 |
| 3.7. Прочность сосудов головного мозга | 51 |
| Глава 4. Длительно – действующие перегрузки «голова – таз» и «таз – голова» | 52 |
| 4.1. Введение | 52 |
| 4.2. Безопасность человека при длительно – действующих перегрузках «голова – таз» | 53 |
| 4.2.1. Потеря сознания при перегрузках «голова – таз».. | 53 |
| 4.2.2. Влияние перегрузки «голова – таз» на гемодинамику | 61 |
| 4.2.3. Деформации в теле человека при перегрузках «го- лова – таз» | 68 |
| 4.2.4. Индивидуальная устойчивость к перегрузке «го- лова – таз» | 72 |
| 4.2.5. Доза перегрузки | 77 |
| 4.2.6. Математическая модель головного мозга человека в поле длительно – действующей перегрузки «голо- ва –таз»..... | 85 |
| 4.2.7. О механизме потери сознания при длительно – дей- ствующей перегрузке «голова – таз»..... | 95 |
| 4.3. Перегрузка «таз – голова»..... | 98 |
| Глава 5. Длительно – действующие перегрузки «грудь – спина», «спина – грудь» и «бок – бок» | 105 |
| 5.1. Перегрузка «грудь – спина»..... | 105 |
| 5.2. О влиянии деформаций мозга на переносимость чело- веком поперечных перегрузок..... | 109 |
| 5.3. Перегрузка «спина – грудь»..... | 118 |

| | |
|--|-----|
| 5.4. Перегрузка «бок – бок» | 121 |
| Глава 6. Перегрузки, допустимые для человека без специальной физической подготовки (перегрузки на аттракционах)... | 123 |
| 6.1. Введение | 123 |
| 6.2. Экспериментальные данные Стандарт ASTM F – 2291 – 03 (США) | 125 |
| 6.3. Безопасность посетителей аттракционов при действии перегрузки. Структура проблемы | 129 |
| 6.4. Знакопеременное, многократное и комбинированное воздействие перегрузки | 131 |
| 6.5. Угловые скорости и угловые ускорения | 134 |
| Глава 7. Ударные перегрузки | 136 |
| 7.1. Введение | 136 |
| 7.2. Примеры | 137 |
| 7.2.1. Столкновение автомашин | 137 |
| 7.2.2. Аварийное приземление самолета | 142 |
| 7.3. Ударная перегрузка в системе «человек-кресло» | 145 |
| 7.3.1. Постановка задачи. Система «человек-кресло» (СЧК) | 145 |
| 7.3.2. Экспериментальные данные | 146 |
| 7.3.3. Анализ экспериментальных данных | 146 |
| 7.3.4. Математические модели системы «человек – кресло» при ударе | 157 |
| 7.3.5. Многомассовая математическая модель системы «человек-кресло». (Модель «Полиэм – 19») | 164 |
| 7.3.6. Результаты расчетов с использованием модели «Полиэм – 19». Пределы применимости модели .. | 168 |
| 7.4. Воздействие ударных перегрузок на голову | 175 |
| 7.4.1. Введение | 175 |
| 7.4.2. Экспериментальные данные | 178 |
| 7.4.3. Анализ экспериментальных данных | 181 |
| 7.5. Безопасность человека при действии ударных перегрузок .. | 188 |
| Литература | 193 |

*Памяти учителя
Александра Соломоновича Повицкого
посвящается.*

Предисловие

Основой для данной книги послужили полученные автором результаты исследований ряда задач биомеханики человека, опубликованные в период 1966...2006г., а также материалы по теме книги, опубликованные в отечественной и зарубежной литературе. При формировании текста автор придерживался традиционного подхода, уделяя наибольшее внимание вопросам, освещенным лишь в периодических и специальных изданиях.

Во Введении кратко рассмотрена структура проблемы и критерии, используемые при нормировании перегрузок, допустимых для человека.

Отдельная глава посвящена биомеханическим параметрам тела человека, включая прочностные характеристики позвоночника, черепа и сосудов головного мозга.

В главе 4 приведены материалы о переносимости человеком длительно – действующих перегрузок «голова-таз». На основе биомеханического анализа данных о гемодинамике в поле перегрузки и деформационных характеристик основания черепа, а также математической модели мозга рассмотрен механизм потери сознания человеком при длительно – действующих перегрузках «голова-таз», включая случай воздействия перегрузок с большой скоростью нарастания.

Анализ выполнен с использованием новой системы координат «интеграл ускорения - скорость нарастания перегрузки».

В главе 5, посвященной действию на человека перегрузок в сагиттальной и латеральной плоскостях, проведен анализ влияния деформаций мозга и основания черепа на пределы переносимости человеком перегрузки «грудь-спина». Рассмотрено влияние на пределы переносимости человеком перегрузки «грудь – спина» угла между плоскостью основания черепа и линией визирования.

Глава 6 содержит данные о перегрузках, допустимых для посетителя аттракциона – человека без специальной физической подготовки.

В главе 7 изложены результаты исследования реакции системы «человек-кресло» (СЧК) на воздействие ударной перегрузки; ана-

лиз проведен с использованием ряда математических моделей СЧК. Приведены также данные об ударных воздействиях на голову, вызывающих черепно-мозговую травму.

Автор выражает признательность Генеральному директору компании «Мир» Заслуженному Конструктору РФ кандидату технических наук В.А. Гнездилову, предоставившему для книги материалы по аттракционам, а также доктору медицинских наук Д.Ж. Мухаметжанову и кандидату медицинских наук М.В. Тардову за полезные советы и обсуждение.

Все критические замечания и пожелания, направленные на улучшение книги, будут с благодарностью приняты автором.

Глава 1

ВВЕДЕНИЕ

В повседневной жизни и при профессиональной деятельности человек подвергается действию разнообразных ускорений.

Мы испытываем воздействие ускорений при ходьбе, в транспорте, в лифте, при занятиях спортом, на аттракционах при посещении парков и развлекательных центров и во многих других случаях.

Ряд профессий связаны с регулярным воздействием ускорений на организм – это спортсмены, летчики, моряки, операторы дорожно – строительных машин и др.

Как известно из механики, ускорения, действующие на тело массы (m), вызваны силами, приложенными к телу. В простейшем случае при движении тела по прямолинейной траектории ускорение (j) направлено по линии действия внешней силы (рис.1.1): $j = F/m$.

При вращении тела относительно неподвижной оси с постоянной угловой скоростью (ω) (рис. 1.2а) ускорение направлено по радиусу в сторону оси вращения и именуется центростремительным: $j_\omega = \omega^2 r$.

При вращении под действием момента внешних сил с угловым ускорением $\varepsilon = d\omega/dt$ и, соответственно, с переменной угловой скоростью $\omega(t)$ (рис.1.2б) одновременно с центростремительным (j_ω) возникает тангенциальное ускорение $j_\varepsilon = \varepsilon r$, направленное перпендикулярно радиусу по касательной к траектории по вектору скорости (V_τ) в случае вращения с разгоном и против вектора скорости в случае вращения с торможением, где $V_\tau = \omega r$ – окружная скорость.

Данная книга посвящена теме безопасности человека при воздействии на него линейных ускорений различной длительности. Переносимость человеком угловых ускорений, а также ускорений Кориолиса представляет собой самостоятельную проблему и в данной книге не рассматривается.

Действие ускорений принято характеризовать перегрузкой:

$$n = j/g ,$$

где n – перегрузка;

j – действующее ускорение;

g – ускорение свободного падения.

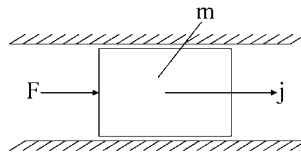


Рис. 1.1. Ускорение (j) при прямолинейном движении; F – внешняя сила

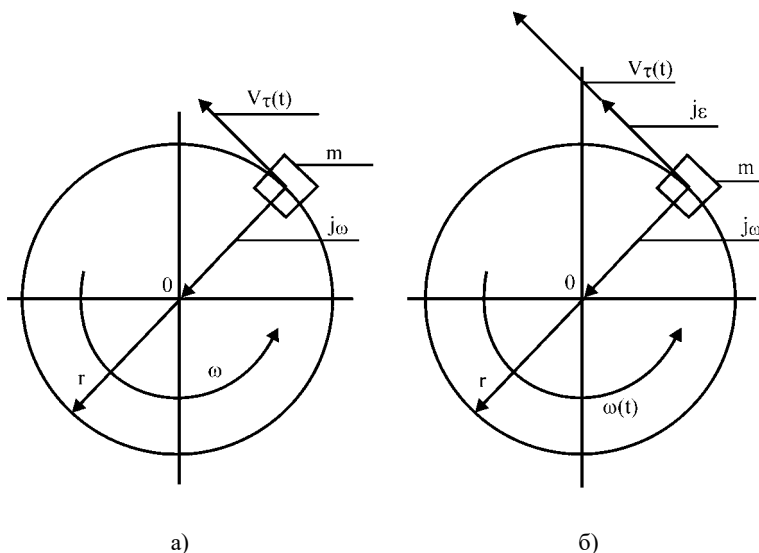


Рис. 1.2. Ускорения при вращении; а) вращение с постоянной угловой скоростью $\omega = \text{const}$; б) вращение с переменной угловой скоростью $\omega = \omega(t)$

Перегрузка направлена по линии действия инерционной силы, т.е. противоположно направлению ускорения.

Некоторые характерные примеры действия перегрузок на человека приведены в таблице 1.1.

Тело человека представляет собой многофазную систему, в состав которой входят твердые тела с различными модулями упругости (костно-опорный аппарат), мягкие ткани, жидкости (кровь, лимфа, и др.) и газы. Костно-опорный аппарат имеет сложную кинематику со многими степенями свободы.

Реакция столь сложной системы на действие перегрузки зависит как от величины и других параметров перегрузки, так и от направления вектора перегрузки относительно продольной и других осей, связанных с телом человека.

В задачах биомеханики принято раскладывать суммарный вектор перегрузки на компоненты по осям, связанным с телом человека, и проводить анализ переносимости человеком воздействия каждой компоненты перегрузки как отдельно, так и при их комбинированном действии.

На рис. 1.3 приведена система осей координат, используемая в книге, а также схема действия компонентов перегрузки и их наименования.

Таблица 1.1

Перегрузки, действующие на человека в повседневной жизни
и при профессиональной деятельности [1; 10; 40]

| № п/п | Условия | Величины воздействия | Длительность, с | Контингент |
|-------|--|-------------------------|-----------------|------------|
| 1 | Перегрузка в лифте: – скоростной подъем – порог комфорта – экстренное торможение | 0,1...0,2 0,3 2,5 | 1...5 – – | Группа А |
| 2 | Перегрузка в общественном транспорте: – разгон/торможение – экстренное торможение | 0,1...0,2 0,4 | 5 2,5 | Группа А |
| 3 | Перегрузка в автомобиле: – нормальное торможение – экстренное торможение | 0,25 0,45 | 5 3,5 | Группа А |
| 4 | Перегрузка при ходьбе по деревянному полу: – на каблук обуви – в зоне таза – на голове | 31 1,3 0,6 | – – – | Группа А |
| 5 | Перегрузка на аттракционе (катальная гора) | 3...5 | 1,5...0,5 | Группа А |
| 6 | Перегрузка при высшем пилотаже на скоростном самолете | 8...10 | 5...8 | Группа В |
| 7 | Аварийное катапультирование со скоростного самолета: – перегрузка «голова – таз»; – перегрузка торможения «спина-грудь»; | 18 – 35 | 0,3 2...3 | Группа В |

Примечание: Группа (А) – лица, не имеющие специальной физической подготовки; группа (Б) – лица, имеющие специальную физическую подготовку и допущенные к соответствующей профессиональной деятельности.

Такой подход продиктован структурой тела человека. Так, например, реакция позвоночника на нагрузку, направленную вдоль позвоночника, будет существенно отличаться от реакции на такую же нагрузку, направленную поперек позвоночника. Это же замечание относится и к магистральным сосудам кровеносной системы, расположенным вдоль продольной оси тела.

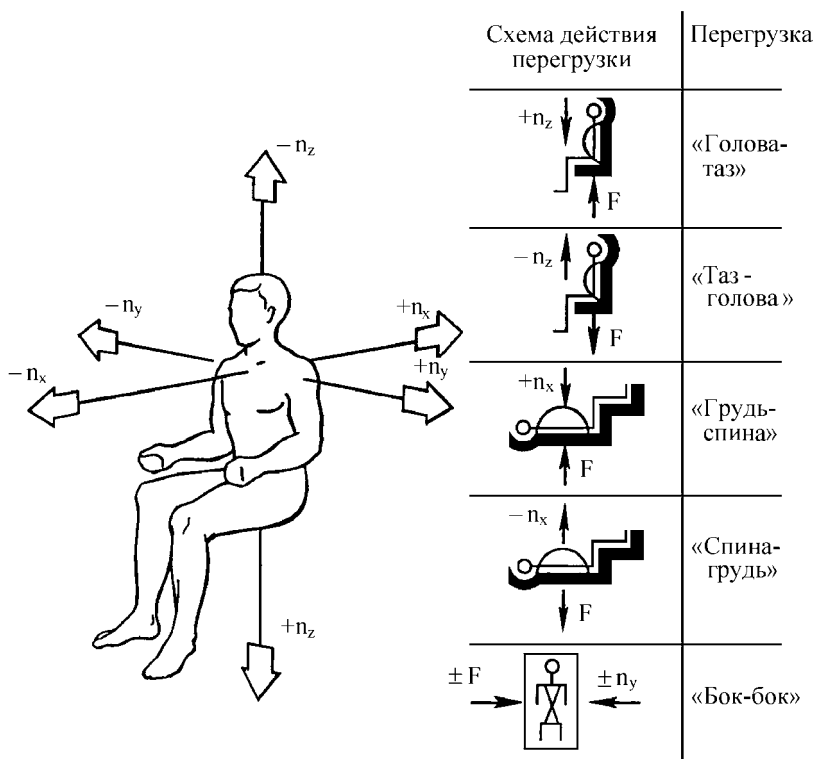


Рис. 1.3. Компоненты суммарного вектора перегрузки, наименования и направление их действия. F – внешняя сила

При различного рода авариях и несчастных случаях – дорожно – транспортных происшествиях, падении на твердую поверхность и т.п. – человек может подвергаться действию перегрузок больших величин, которые могут представлять опасность как для здоровья, так и для жизни. Примеры реакций тела человека на перегрузки больших величин представлены в таблице 1.2.

Отметим, что в зарубежной литературе, посвященной проблемам воздействия перегрузок на человека, можно встретить случаи использования одного и того же термина «ускорение» («acceleration») для обозначения как ускорений, так и перегрузок, что, естественно, может вызвать определенные трудности в понимании текста. Подобные случаи встречаются и в отечественной медико-технической литературе.

В данной книге для обозначения ускорений и перегрузок используется терминология и буквенные обозначения, принятые в традиционных работах по механике.

Таблица 1.2

Реакции человека на длительно – действующие перегрузки больших величин; поза сидя в кресле; фиксация ремнями

| № п/п | Параметр | Реакция |
|-------|--------------------------|---|
| 1 | Перегрузка «голова-таз» | – Деформация мягких тканей и позвоночника – Расстройство зрения – Потеря сознания |
| 2 | Перегрузка «таз-голова» | – Деформация сосудов мозга, гематомы |
| 3 | Перегрузка «грудь-спина» | – Деформация ребер грудной клетки – Нарушение дыхания – Нарушение работы сердечно-сосудистой системы – Болевой синдром |
| 4 | Перегрузка «спина-грудь» | – Деформация/травмы позвоночника, травма головы при кивке. – Разброс/травма конечностей |
| 5 | Перегрузка «бок-бок» | Деформация позвоночника, растяжение связок |

При анализе материалов о воздействии перегрузок на человека обращает на себя внимание два существенно разных вида первичных реакций организма на воздействие перегрузки.

Одна группа реакций – это расстройства кровообращения, дыхания, других жизненно важных функций при практически полном сохранении механической целостности основных органов и структур организма. Подобные реакции характерны для перегрузок длительностью 1 секунда и более. Эти перегрузки составляют класс длительно – действующих перегрузок; внутри этого класса перегрузок иногда выделяют группу кратковременных перегрузок длительностью 1...5 с.

Другая группа реакций – механические повреждения костно – опорного аппарата, разрушение тканей и органов в момент действия перегрузки. В этих случаях расстройства кровообращения и других функций организма могут наблюдаться как вторичные или сопутствующие эффекты.

Эти реакции характерны для воздействия ударных (динамических) перегрузок с длительностью 0,2...0,3 с и менее.

На основании анализа экспериментальных данных, а также результатов анализа аварий и катастроф различного рода в настоящее время на практике используются три типа критериев переносимости человеком перегрузки:

I – за максимально допустимое принимается воздействие перегрузки, не опасное для жизни человека; при этом могут иметь место травмы органов и структур тела человека, поддающиеся реабилитации. Этот критерий и уровень воздействия характерен при использовании некоторых средств спасения людей при авариях, например, автомобильных ремней безопасности и др.

II – за максимально допустимую принимается перегрузка, после воздействия которой физически подготовленный человек сохраняет работоспособность. Этот критерий и уровень воздействия характерен, например, для таких технических устройств, как высокоманевренные самолеты, катапультные кресла летчика и др.

III – за максимально допустимую принимается перегрузка, после воздействия которой человек без специальной физической подготовки сохраняет полную работоспособность и субъективно оценивает перенесенное воздействие перегрузки как комфортное или близкое к комфортному. Этот критерий и уровень воздействия характерен, например, для современных скоростных аттракционов (карусели, катальные горы, башни свободного падения и др.).

На рис. 1.4 приведены области деятельности, где вопросы безопасности человека при воздействии перегрузок представляют научный и практический интерес.

Наибольшее число людей, которые добровольно и регулярно подвергают себя действию перегрузок – это посетители аттракционов в парках и развлекательных центрах во всех странах мира (рис. 1.5). По данным Международной ассоциации парков и аттракционов (ИААРА) ежегодно такими аттракционами пользуется более 1 млрд. человек.

Современные аттракционы в целях создания развлекательного эффекта используют перегрузки различной величины, длительности и направления, которые действуют на посетителя аттракциона.

Если на детских аттракционах величина и длительность этих перегрузок сравнительно невелика, на современных аттракционах типа «русские горки» перегрузки «голова-газ» достигают величин 5...6 ед. при длительности до 1с. и многократном воздействии за сеанс.



Рис. 1.4. Области деятельности, где вопросы безопасности человека при воздействии перегрузок представляют научный и практический интерес



Рис. 1.5. Посетители катальной горы на трассе

Поскольку аттракционами пользуются люди без специальной физической подготовки и без ограничения возраста, т.е. практически от 5...6 до 70...80 лет, обеспечение безопасности посетителей аттракционов, в части хорошей переносимости ими перегрузок, представляет собой важную медико – техническую проблему, в положительном решении которой заинтересованы как сами посетители, так и владельцы аттракционов и парков во всех странах мира.

Отметим, что, по имеющимся данным, современные аттракционы относятся к наиболее безопасным техническим устройствам по сравнению, например, со средствами наземного, воздушного и водного транспорта. Однако, за счет проявления, чаще всего, так называемого «человеческого фактора» при массовой эксплуатации ежегодно наблюдаются случаи травм (черепно – мозговые и др.) у посетителей аттракционов. Эта проблема обсуждается ниже в гл. 6.

Традиционно интерес к воздействию перегрузок на человека проявляет спортивная биомеханика, в особенности в таких видах спорта как авиационный спорт, бокс, гимнастика, катание на коньках, вело – мотогонки, автогонки и гонки на воде, игровые виды спорта (хоккей, футбол и др.). Как показывает статистика, в этих видах спорта достаточно часто имеет место травматизм, связанный с воздействием на спортсменов перегрузок больших величин. Для примера, на рис. 1.6 показан аварийный случай взлета с последующим ударом о воду скутера с экипажем во время гонки [245].

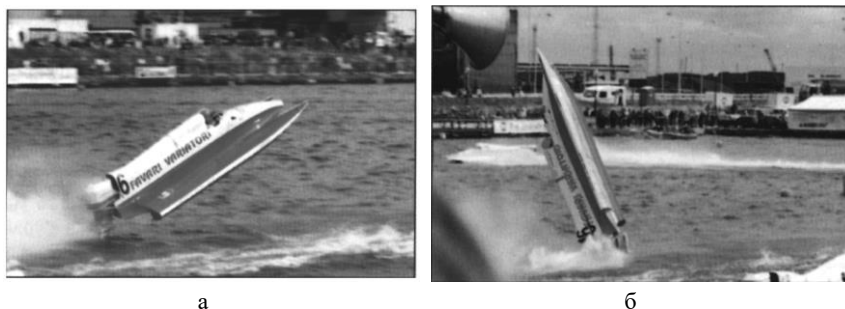


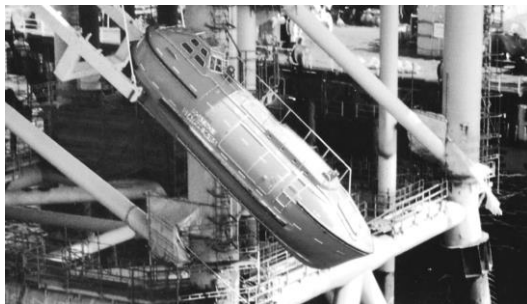
Рис. 1.6. Опрокидывание скутера при гонках «Формула – 1 на воде»;
а) фаза взлета; б) фаза удара кабины о воду

На рис. 1.7 показана свободнопадающая шлюпка – средство коллективного аварийного спасения персонала с высокорботных морских судов и морских нефтяных платформ [227]. Подобная шлюпка вмеща-

ет до 70 человек и обеспечивает их безопасность при падении и ударе шлюпки о воду со скоростью около 20 м/с (70 км/час). Создание и использование подобных спасательных шлюпок тесно связано с исследованием переносимости человеком ударных перегрузок в системе «человек – кресло».

В ряде отраслей промышленности (горная, строительство и монтаж высотных зданий и сооружений и др.) безопасность персонала обеспечивается, помимо прочих мероприятий, за счет использования специальных средств индивидуальной защиты (СИЗ). В частности к СИЗ относятся защитные противоударные шлемы, ремни безопасности монтажников – высотников и др. Их проектирование, выбор конструктивной схемы и испытания непосредственно связаны с исследованием биомеханических реакций человека на воздействие перегрузок, а также с использованием норм на допустимые для человека перегрузки.

Значительный научный и практический интерес представляет проблема воздействия перегрузок на человека на автомобильном транспорте. Статистика случаев гибели и травмирования людей в дорожно – транспортных происшествиях, где пострадавшие подвергались действию ударных перегрузок больших величин, свидетельствует о таких глобальных масштабах этой проблемы, что она привлекла внимание ООН, а для ряда стран превратилась в проблему национальной безопасности.



а



б

Рис 1.7. Свободно – падающая аварийно – спасательная шлюпка;
а) фаза схода с направляющих рельс;
б) фаза удара о воду

Травматизм при ДТП распадается на две группы:

- травматизм пешеходов, попавших под автомашину;
- травматизм водителей и пассажиров автомашины, попавшей в ДТП.

Травматизм пешеходов при ДТП в настоящее время по существу отнесен к случайным событиям, а сами пострадавшие – клиенты скорой помощи и объекты судмедэкспертизы. Нормативная база на эти случаи пока не создана ни в одной стране мира.

В целях снижения травматизма водителей и пассажиров автомашины при ДТП разработан пакет международных стандартов, в которых содержатся требования к конструкции автомашины, а также к методике испытаний систем пассивной защиты, которыми оборудуется каждая автомашина. В упомянутых стандартах имеется также ряд биомеханических требований, направленных на снижение потенциального травматизма при ДТП.

Однако, как показывает практика, травматизм при ДТП продолжает расти, а сама проблема обеспечения безопасности пользователей автомашин еще очень далека от своего решения. Ряд биомеханических аспектов этой проблемы рассмотрен в главе 7 данной книги.

Наибольший опыт исследований проблемы воздействия на человека перегрузок различной длительности накоплен в авиационной и авиакосмической промышленности, где изучались вопросы безопасности для человека перегрузок входа в атмосферу космических кораблей, перегрузок, действующих на пилотов маневренных самолетов, перегрузок при аварийном приземлении пассажирских авиалайнеров и других летательных аппаратов.

Особенность разработки данной проблемы в авиационной и авиакосмической промышленности – обширные экспериментальные исследования реальных режимов воздействия на человека перегрузок с привлечением добровольцев – испытуемых.

Опубликованные результаты упомянутых исследований содержат уникальные научные данные о реакциях человека на воздействия длительных, а также ударных перегрузок. Значительная часть данной книги посвящена биомеханическому анализу этих материалов.

Биомеханический анализ реакций человека на воздействие перегрузок представляет также научный и практический интерес для врачей – травматологов и специалистов судмедэкспертизы.

Тема книги затрагивает медико – техническую проблему, которая лежит на стыке ряда традиционных наук.

На рис. 1.8 представлена научно – техническая структура рассматриваемой проблемы, при изучении которой приходится иметь дело с тремя группами задач.

Первая группа – исследование физиологических реакций организма человека и отдельных его систем на воздействие инерционных сил (перегрузок). Каждая из перечисленных в этом разделе задач по существу представляет собой крупную самостоятельную проблему, по которой, как правило, имеется обширная специальная литература. Даже краткий обзор этой литературы может составить предмет отдельной монографии.

Из материалов по этому разделу в данной книге рассмотрены:

– результаты экспериментальных исследований переносимости человеком длительно – действующих перегрузок на центрифуге, а также в полетах маневренных самолетов; эти данные использованы при биомеханическом анализе интегральных параметров, характеризующих переносимость перегрузок человеком;

– результаты экспериментальных исследований переносимости человеком ударных перегрузок, включая нагрузки на голову; эти данные использованы для построения и идентификации математической модели системы «человек – кресло» при ударных перегрузках, а также при анализе данных о переносимости ударных перегрузок головой человека.

Эксперименты с участием добровольцев-испытателей методически весьма сложны, поскольку необходимо гарантировать испытателю полную безопасность при и после воздействия, которому он подвергался в эксперименте. Поэтому количество опытов с участием испытателей не может быть велико. В то же время, имеется объективная необходимость в параметрических исследованиях влияния на исход воздействия многих существенных факторов процесса, в особенности вблизи границ зоны переносимости.

Ввиду изложенного, широкое распространение получили методы математического моделирования реакций тела человека на внешние воздействия. Ряд математических моделей, относящихся к анализу переносимости человеком перегрузок, приведен в данной книге.



Рис. 1.8. Структура проблемы

Вторая группа задач – изучение биомеханики тела человека в поле перегрузки. По этому разделу, в книге рассмотрены:

– деформации основания и свода черепа при нагрузках; угол между плоскостью основания черепа и линией визирования, а также влияние этого угла на переносимость человеком перегрузки

«грудь – спина»; экспериментальные данные о вязко – упругих свойствах мозга, использованные при построении математической модели вязко – упругого мозга в поле перегрузки. Приведены также (гл. 3) некоторые биомеханические характеристики тела человека и его органов, необходимые для анализа задач, рассмотренных в книге.

Третья группа – создание средств защиты и повышения устойчивости человека к действию перегрузок; материалы, опубликованные по этому разделу, кратко упомянуты в данной книге в обзорном плане. Детальное рассмотрение проблемы создания и использования средств защиты человека от перегрузок выходит за рамки данной книги.

В книге изложены новые данные, относящиеся к безопасности человека при действии перегрузок, полученные в результате биомеханического анализа рассмотренных материалов исследований.

Предельно – переносимые человеком перегрузки изучались, как отмечено выше, в экспериментах с участием испытуемых – добровольцев. Подобные опыты ввиду их уникальности сопровождались обширными физиологическими измерениями

Ретроспективный анализ упомянутых экспериментальных работ показал, что некоторые существенные биомеханические параметры, содержащиеся в материалах экспериментов, остались вне поля зрения исследователей. Это замечание касается в первую очередь биомеханических параметров, относящихся к исследованию переносимости человеком длительно – действующих перегрузок по направлениям «голова – таз» и «грудь – спина».

В частности, в опубликованных экспериментальных работах длительно – действующие перегрузки традиционно изучались в координатах «перегрузка – время» [1, 2, 16, 17, 18, 36, 73, 77].

В книге рассматривается параметр, именуемый «доза перегрузки». Доза перегрузки представляет собой интеграл ускорения, которое действовало на человека по одной из связанных с телом человека осей:

$$\Delta V = g \int_0^{t_{\max}} (n-1) dt \quad \text{м/с}$$

По физическому смыслу доза перегрузки (интеграл ускорения) представляет собой скорость, приобретенную или потерянную телом человека за время действия перегрузки $n(t)$. При подсчетах

(ΔV) величина полной перегрузки уменьшалась на единицу с целью учета только инерционных сил, превышающих силу веса.

Показано, что доза перегрузки представляет собой весьма информативный параметр при биомеханическом анализе проблемы безопасности человека при ускорениях.

В книге обобщенный показатель воздействия перегрузки на человека – доза перегрузки – рассматривается в новых координатах:

- доза перегрузки как функция скорости нарастания перегрузки;
- доза перегрузки как функция амплитуды перегрузки.

Зависимости $\Delta V = f(\dot{n})$ и $\Delta V = f(n_{\max})$ содержат дополнительную и весьма существенную информацию о биомеханических аспектах воздействия перегрузок на человека.

Анализ показал, что в зоне больших скоростей нарастания длительно – действующих перегрузок «голова – таз» соответствующая доза перегрузки (ΔV_z) представляет собой константу, которая не зависит от амплитуды и скорости нарастания перегрузки. Аналогичные результаты получены и для перегрузки «грудь – спина».

Значительный научный и практический интерес представляет также такой новый вопрос как биомеханический анализ влияния на пределы переносимости длительно – действующих перегрузок «грудь – спина» угла между основанием черепа и линией визирования, равного $\varphi \approx 25^\circ$.

Системный анализ упомянутых параметров применительно к оценке безопасности человека в поле длительно – действующих перегрузок выполнен впервые.

В разделе, посвященном длительно – действующим перегрузкам, значительное внимание уделено деформациям головного мозга человека в поле перегрузки, поскольку этот вопрос в литературе не рассматривался.

На основе использования вязко – упругой модели головного мозга человека проведено математическое моделирование деформаций головного мозга в поле перегрузки «голова – таз». Как показали расчеты, деформации мозга могут существенно влиять на механизм потери сознания при перегрузке «голова – таз», а также на критерии предельно – переносимой перегрузки «грудь – спина».

Опубликованные результаты экспериментальных исследований пределов переносимости перегрузок человеком были получены в опытах с участием добровольцев-испытателей, имевших, как правило, специальную физическую подготовку, поскольку такие исследования проводились применительно к обеспечению безопасности летчиков и космонавтов.

Посетители аттракционов относятся к категории лиц без специальной физической подготовки, здоровье которых не проверяется перед катанием на аттракционе.

Нормы на допустимые перегрузки, приведенные в стандартах на аттракционы, получены путем обобщения материалов технических испытаний и практики эксплуатации катальных гор и других аттракционов, где посетители подвергаются действию перегрузок.

В книге впервые сопоставлены длительно – действующие перегрузки, принятые за допустимые для посетителей аттракционов, и перегрузки, предельно – переносимые физически подготовленными испытателями в целенаправленных экспериментальных исследованиях.

Значительный объем книги отведен рассмотрению воздействий на человека ударных перегрузок, включая ударные нагрузки на голову.

Биомеханический анализ проведен с использованием ряда математических моделей, включая многомассовую модель системы «человек – кресло» (СЧК) при продольном ударе вдоль позвоночника. Параметры многомассовой модели СЧК идентифицированы по результатам испытаний, опубликованным в литературе.

Расчеты с использованием разработанной автором много – массовой математической модели СЧК позволяют предсказать локализацию травмы позвоночника человека в зависимости от формы и величины импульса ударной перегрузки.

Полученная расчетная зависимость дозы ударной перегрузки от скорости нарастания перегрузки (ΔV_z) = $f(\dot{n}_z)$ близко сходится с соответствующими экспериментальными данными.

Результаты расчетов и материалы испытаний показали, как и в случае рассмотрения длительных перегрузок, полезность и высокую информативность при анализе безопасности человека в поле ударной перегрузки «дозы ударной перегрузки» – интеграла ударного ускорения (ΔV).

Ударные нагрузки на голову рассмотрены с привлечением клинических данных о черепно – мозговой травме. Как показал анализ, существенную роль в формировании черепно – мозговой травмы, связанной с воздействием ударных нагрузок на голову, играет податливость основания черепа, жесткость которого примерно в десять раз меньше жесткости костей, образующих свод черепа.

Отдельная глава посвящена биомеханическим характеристикам тела человека, его органов и структур. Приведены материалы о структуре костно – опорного аппарата, кровеносной системы, ЦНС. Представлены данные о физико – механических свойствах сосудов головного мозга, прочностные характеристики позвонков, черепа и ряд других данных, необходимых для понимания обсуждаемой темы.

Распределение материала по главам книги приведено в Предисловии.

Глава 2

ТЕРМИНЫ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ

В тексте книги использованы термины, определения и аббревиатуры, приведенные ниже.

Авария – неожиданное повреждение, отказ машины, системы, устройства; в зависимости от принятых мер авария может закончиться благополучно или катастрофой.

Авария расчетная – авария, вероятностью появления которой нельзя пренебречь; на случай появления расчетной аварии предусматривается применение противоаварийных средств, которые заранее создаются, отрабатываются и устанавливаются на машину, на борт судна и т.п.

Авария нерасчетная – авария, вероятность появления которой весьма мала; на случай появления нерасчетной аварии, как правило, создание противоаварийных средств не предусматривается.

АД – артериальное давление.

АВД – артериально – венозное давление.

Амнезия – потеря памяти.

Афферентный – приносящий; афферентные нервные волокна – нервные волокна, проводящие нервные импульсы от органов и тканей к ЦНС (ср. эфферентный).

ASTM – Американское общество по испытаниям материалов (American Society for Testing Materials)

Биоманекен – труп человека.

Биомеханика – наука, изучающая механические свойства тканей, органов и организма в целом человека и животных, а также происходящие в них механические явления.

ВД – венозное давление.

ВЧД – внутрочерепное давление; давление в полости спинномозговой жидкости (ликвора).

Гематома – ограниченное скопление крови в тканях с образованием полости, содержащей жидкую или свернувшуюся кровь.

Гемодинамика – совокупность процессов движения крови в сердечно – сосудистой системе.

Гемодинамика церебральная – процессы движения крови в мозге.

Гипоксия – снижение содержания кислорода в тканях или крови, приводящее к кислородному голоданию клеток и органов.

Декомпрессия – понижение атмосферного давления.

Декомпрессия взрывная – внезапное падение давления в кабине летательного аппарата или скафандра, происходящее с большой скоростью за время менее 1 секунды. В результате быстрого расширения воздуха, находящегося во внутренних полостях организма (легкие, кишечник, желудок), а также газов, растворенных в крови и других жидких средах организма, могут иметь место травмы внутренних органов.

Дорсальный – спинной; относящийся к спинной части тела живого организма.

ДТП – дорожно – транспортное происшествие.

ИДД – избыточное давление для дыхания.

ИААРА – Международная ассоциация парков и аттракционов (International Association of Amusement Parks and Attractions).

In vitro – в пробирке; относится к опытам или наблюдениям, произведенным не на живом организме; противоположность – in vivo.

In vivo – в живом теле, на живом организме; противоположность – in vitro.

Катастрофа – внезапное бедствие, влекущее за собой уничтожение, гибель людей, машин, устройств, имущества.

КЛА – космический летательный аппарат.

Компоненты суммарного вектора перегрузки – проекции суммарного вектора перегрузки на оси координат. Наименования компонент в проекции на оси, связанные с телом человека, и направления их действия приведены на рис. 1.1.

ЛА – летательный аппарат.

Латеральная плоскость – плоскость, проходящая по направлению «бок-бок» и делящая тело человека на переднюю и заднюю половины.

Латентный период – время от момента воздействия на организм раздражителя до проявления ответной реакции организма.

Несущая способность позвонка – предельная нагрузка на позвонок, соответствующая достижению предела текучести на стандартной диаграмме деформации $\sigma(\varepsilon)$.

Перегрузка длительная (длительно – действующая) – перегрузка, время действия которой (t) больше периода собственных колебаний тела человека (T_0); на практике обычно принимается $t \geq 1$ с.

Перегрузка ударная – перегрузка, время действия которой (t)_{уд} равно или меньше периода собственных колебаний тела человека (T_0); на практике обычно принимается (t)_{уд} $\leq 0,2$ с.

Перегрузка предельно-допустимая – значение перегрузки, обозначенное в нормативных документах как допустимое для определенного контингента людей или для определенных профессий.

Перегрузка предельно-переносимая – значение перегрузки, соответствующее пределу добровольной переносимости воздействия испытателями в эксперименте, либо признанная таковой по физиологическим показаниям.

Перегрузка комбинированная – последовательное или одновременное воздействие на человека двух / трех компонентов суммарного вектора перегрузки.

Перцентиль – значение измеряемого параметра, отсекающее в его распределении сотую часть объема измеренной совокупности.

Петехия – точечное кровоизлияние на коже, обусловленное капиллярным кровотечением.

Плетизмография – исследование кровенаполнения части тела путем графической регистрации изменения ее объема.

ППК – противоперегрузочный костюм.

ППМ – противоперегрузочный маневр; специальное физическое упражнение, способствующее повышению устойчивости человека к воздействию перегрузок.

ПС – потеря сознания.

Резервное время по кислороду – период времени, в течении которого у человека, после прекращения подачи кислорода, сохраняется минимальный уровень работоспособности для самоспасения.

Регионарный – местный.

Реография – графическая регистрация пульсовых колебаний кровенаполнения сосудов.

СА – спускаемый аппарат космического корабля.

Сагитальная плоскость – плоскость, делящая тело человека на правую и левую половины.

ССС – сердечно-сосудистая система.

СЧК – система «человек-кресло»; включает в себя человека, зафиксированного в кресле, и кресло, имеющее сиденье, спинку, подголовник, систему фиксации пояса (таза) и плеч.

Скорость, потерянная при ударе – интеграл ударного ускорения, действующего на систему (например, на СЧК); включает в себя начальную скорость удара (V_0) и скорость упругого отскока ($V_{отск}$):

$$(V_0) + (V_{отск}) = (V_{\Sigma}),$$

где (V_{Σ}) – скорость, потерянная при ударе (рис.2.1.).

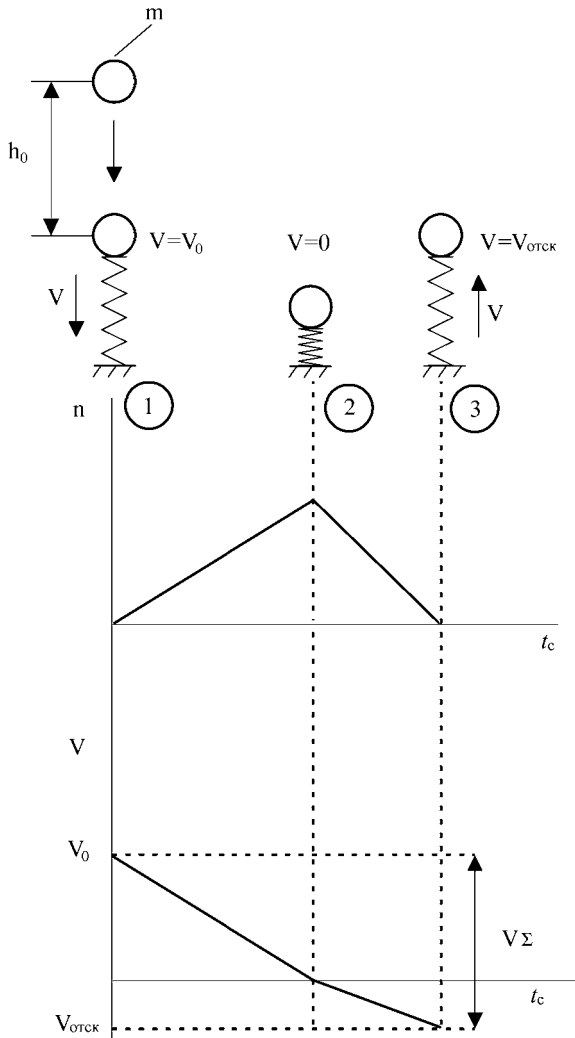


Рис. 2.1. Схема формирования скорости отскока ($V_{отск}$) и скорости, потерянной при ударе (V_{Σ}), для тела массы (m).

h_0 – высота свободного падения;

V_0 – начальная скорость удара;

$V_{отск}$ – скорость упругого отскока.

$$V = V_0 - g \int_0^t n dt - \text{ скорость тела (m) при ударе}$$

Тургор – состояние напряжения клеток, тканей и органов вследствие давления содержимого клеток на их эластичные оболочки и обратного давления оболочек на содержимое.

ЦНС – центральная нервная система.

ЧМТ – черепно-мозговая травма.

Эфферентный – выносящий; эфферентные волокна – нервные волокна, по которым нервные импульсы передаются от нервных центров к рабочим органам и тканям; эти волокна выносят нервные импульсы из нервного центра (ср. афферентный).

Глава 3

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

3.1. Введение

В данном разделе представлены биомеханические характеристики тела человека, которые относятся к обсуждаемой в книге теме и используются в дальнейшем изложении.

Данные приводятся для человека в возрасте от 20 до 55 лет, если не оговорено иное.

Приведены основные антропометрические данные, которые необходимо принимать во внимание при анализе реакции системы «человек-кресло» на воздействие ускорений.

Существенное значение при анализе деформаций тела человека в поле перегрузки имеют собственные частоты тела и его частей, изученные в настоящее время достаточно подробно в рамках исследований реакции тела человека на воздействие вибраций.

В основе построения ряда математических моделей, используемых в данной работе, лежат прочностные характеристики позвоночника, черепа, сосудов и других структур тела человека; соответствующие данные, включая результаты статических и динамических испытаний фрагментов позвоночника, а также биоманекенов, приведены в данном разделе.

3.2. Структура тела человека

На рисунках 3.1...3.4 показана структура костно-опорного аппарата, кровеносной и нервной систем человека, структура головы, а также оболочки головного мозга [66; 127].

На рис. 3.5 приведены данные о количестве жидкости в теле человека в зависимости от возраста и пола. Распределение крови по органам показано в таблице 3.1; там же дано содержание внеклеточной жидкости, приходящейся на 1 кг массы тела [195].

Массы отдельных органов приведены в таблице 3.2. Зависимость массы тела мужчин и женщин от возраста показана на рис. 3.6 [195].

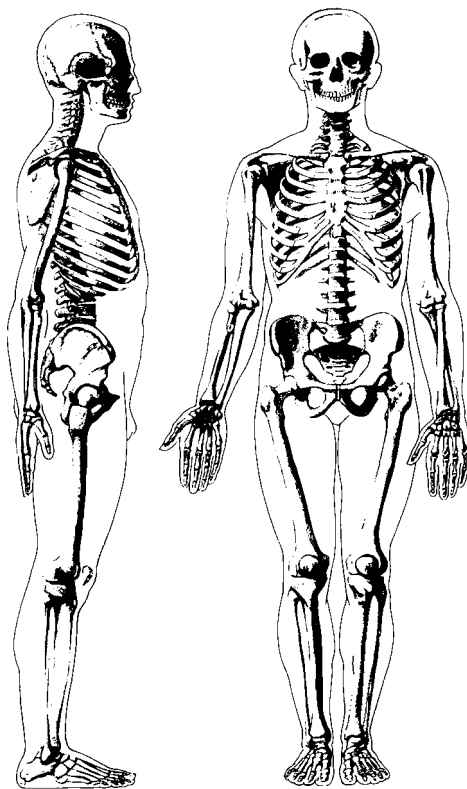


Рис. 3.1. Скелет человека

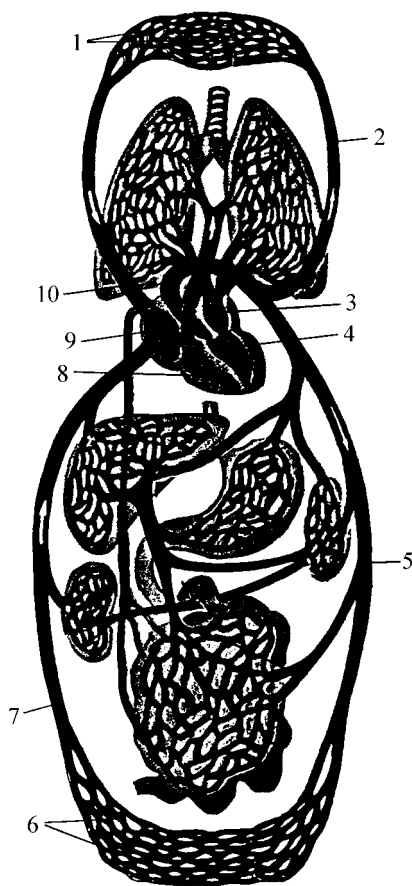


Рис. 3.2. Кровеносная система человека.
Схема большого и малого круга кровообращения

- 1 – капилляры головы и верхних отделов туловища; 2 – общая сонная артерия;
3 – левое предсердие; 4 – левый желудочек сердца; 5 – аорта; 6 – капилляры нижних
отделов туловища; 7 – нижняя полая вена; 8 – правый желудочек сердца;
9 – правое предсердие; 10 – верхняя полая вена.

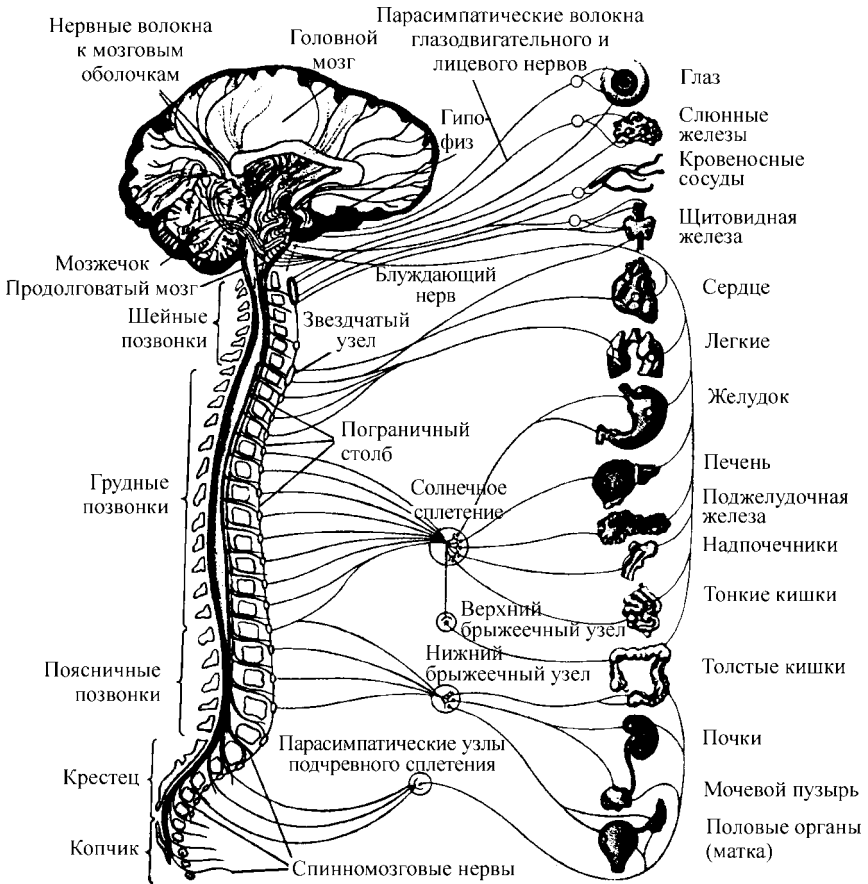


Рис. 3.3. Нервная система человека (схема)



Рис. 3.4. Структура и оболочки головного мозга

Таблица 3.1

Жидкость в организме человека. [195]

| № п/п | Наименование | Масса г | Объем мл |
|-------|---|----------------------------|----------------------------|
| 1 | Общая жидкость на 1 кг массы мужчины женщины | | 600 500 |
| 2 | Внеклеточная жидкость на 1 кг массы мужчины женщины | | 340 300 |
| 3 | Вся кровь мужчины женщины | 5500 4100 | 5200 3900 |
| 4 | Распределение крови, мужчины артерии вены легкие сердце | 1060 3380 530 530 | 1000 3200 500 500 |
| 5 | Распределение крови, женщины артерии вены легкие сердце | 790 2500 420 370 | 750 2400 400 350 |
| 6 | Содержание крови в головном мозге | 504 | 480 |
| 7 | Ликвор мужчины женщины | 120 100 | 120 100 |

Таблица 3.2

Масса органов тела человека [195]

| № п/п | Наименование | Масса г |
|-------|--|--------------|
| 1 | Сердце (без крови) мужчины женщины | 330 240 |
| 2 | Печень мужчины женщины | 1800 1400 |
| 3 | Головной мозг мужчины женщины | 1400 1200 |
| 4 | Спинальный мозг мужчины женщины | 30 28 |

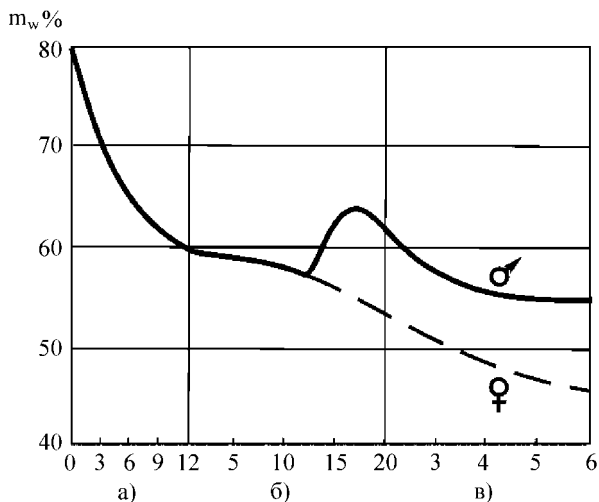


Рис. 3.5. Полное количество жидкости организма у мужчин и женщин в зависимости от возраста (в процентах от массы тела).
а) – месяцы; б) – годы; в) – десятилетия

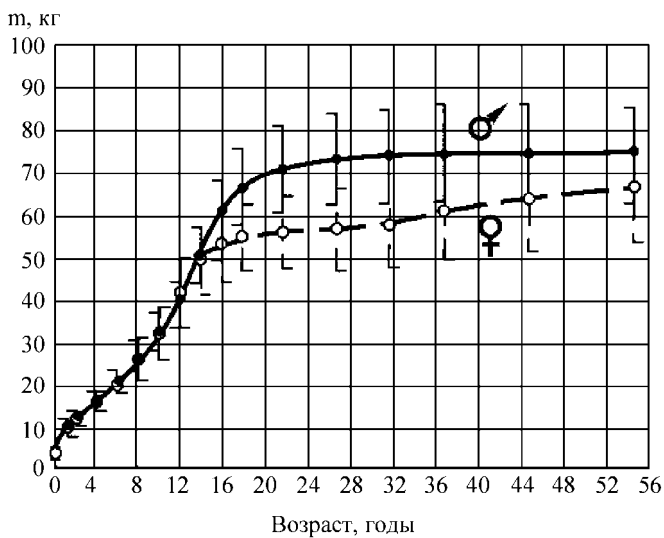


Рис. 3.6. Зависимость массы тела ($\pm\sigma$) мужчин и женщин от возраста

3.3. Антропометрия

Отдельные характерные размеры тела человека, представляющие интерес для обсуждаемой темы, приведены в таблице 3.3.

Таблица 3.3

Характерные размеры тела человека, в мм.
Возраст 20 – 59 лет (СССР), 18 – 45 лет (США) [42]

| № | Наименование | m СССР | σ СССР | 5-й перцентиль | | 95-перцентиль | |
|---|--|--------------|----------|----------------|--------------|---------------|--------------|
| | | | | СССР | США | СССР | США |
| 1 | Рост стоя | | | | | | |
| | муж. жен. | 1680 1567 | 58 57 | 1585 1470 | 1650 1520 | 1775 1660 | 1850 1750 |
| 2 | Рост сидя | | | | | | |
| | муж. жен. | 887 841 | 31 30 | 836 790 | 860 680 | 938 890 | 965 960 |
| 3 | Высота плеча над сиденьем (сидя) | | | | | | |
| | муж. жен. | 586 560 | 27 27 | 543 515 | 535 450 | 629 605 | 635 630 |
| 4 | Ширина плеч (габарит) | | | | | | |
| | муж. жен. | | | | 430 330 | | 480 480 |
| 5 | Ширина бедер (габарит) | | | | | | |
| | муж. жен. | 344 388 | 21 31 | 310 337 | 330 320 | 380 439 | 380 390 |
| 6 | Зона вертикальной досягаемости (стоя, от пола) | | | | | | |
| | муж. жен. | 2140 1981 | 84 76 | 2000 1860 | 1950 1750 | 2280 2110 | 2260 2060 |
| 7 | Зона боковой досягаемости (от оси тела) | | | | | | |
| | муж. жен. | | | | 740 685 | | 865 960 |

Как видно из таблицы, у мужчин (возраст 20 – 45 лет) разность между ростом сидя для 95 перцентилья и высотой плеча над сиденьем для 5 перцентилья достигает 430 мм. Этот размер характеризует

вариацию высоты над плечом системы «голова-шея», что существенно для конструктора, например, при выборе типа системы фиксации туловища к креслу, а также при решении проблемы кивка головы и обеспечения травмобезопасности головы и туловища в поле ускорений. Отметим, что вариация указанного размера с учетом детского возраста может быть значительно больше.

Показатели подвижности головы и позвоночника приведены в таблицах 3.4 и 3.5.

Таблица 3.4

Средние показатели подвижности позвоночника человека (градусы) [171]

| № п/п | Отдел позвоночника | Сгибание (кивок вперед) | Выгибание (кивок назад) | Боковой наклон | Вращение вокруг вертикал. оси |
|-------|--------------------|-------------------------|-------------------------|----------------|-------------------------------|
| 1 | Шейный | 70 | 60 | 30 | 75 |
| 2 | Грудной | 50 | 55 | 100 | 40 |
| 3 | Поясничный | 40 | 30 | 35 | 5 |
| 4 | Всего | 160 | 145 | 165 | 120 |

Таблица 3.5

Показатели подвижности головы человека (градусы) [97]

| № п/п | Наименование | Среднее значение | 5-й перцентиль | 95-й перцентиль |
|-------|----------------|------------------|----------------|-----------------|
| 1 | Наклон назад | 60 | 34 | 85 |
| 2 | Наклон вперед | 44 | 25 | 70 |
| 3 | Наклон вправо | 40 | 24 | 60 |
| 4 | Наклон влево | 42 | 26 | 62 |
| 5 | Поворот вправо | 73 | 53 | 86 |
| 6 | Поворот влево | 72 | 55 | 86 |

3.4. Физико-механические свойства

В таблице 3.6 даны резонансные характеристики тела человека и его частей. Как видно из таблицы, тело человека в целом представляет собой низкочастотную систему, обладающую рядом резонансных частот в диапазоне от 2 до 12 гц.

В позе «сидя» при низкочастотных колебаниях системы «человек-кресло» в горизонтальной плоскости (вдоль оси «бок-бок») голова совершает почти синхронные с туловищем колебания при большой амплитуде (рис. 3.7) [128].

Таблица 3.6

Резонансные частоты тела человека [62]

| № п/п | Тело человека и поза | Резонансная частота, гц |
|-------|---------------------------|-------------------------|
| 1 | Стоя в напряжении (ось z) | 6 и 11...12 |
| 2 | Стоя расслаблено (ось z) | 4...5 |
| 3 | Стоя (ось x) | 2 |
| 4 | Сидя (ось z) | 5...6 |
| 5 | Голова/плечи; стоя | 5...12 |
| 6 | Голова/плечи; сидя | 4...5 |
| 7 | Барабанная перепонка | 1000 |
| 8 | Кисть | 1...3 |
| 9 | Грудная клетка | 3,5 |
| 10 | Позвоночник (ось z) | 8 |
| 11 | Органы брюшной полости | 3...3,5 |
| 12 | Бедро стоя (ось z) | 4 |
| 13 | Бедро сидя (ось z) | 2...8 |
| 14 | Стопа сидя | < 10 |

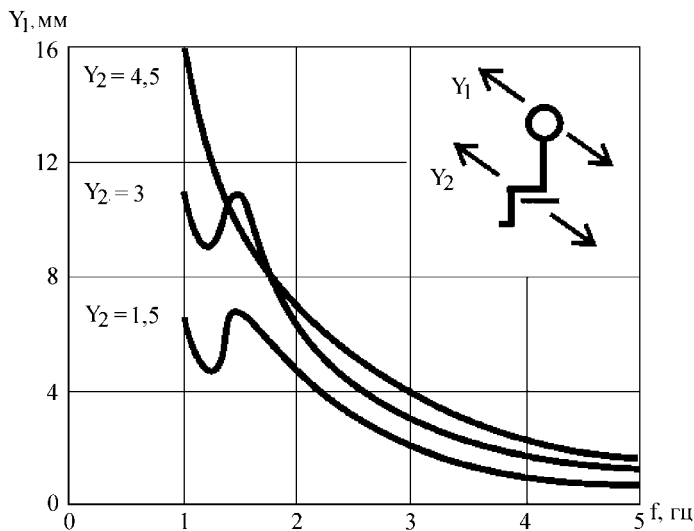


Рис. 3.7. Экспериментальные данные о поперечных вынужденных колебаниях головы человека относительно сиденья;
 Y_1 – амплитуда колебания головы [мм];
 Y_2 – амплитуда колебаний сиденья [мм]

В таблицах 3.7 и 3.8 приведены данные о плотности тканей и органов тела человека, а также скорости звука, измеренные в мягких тканях и компактной кости.

Таблица 3.7

Плотность тканей и органов тела человека [195]

| № п/п | Наименование | Плотность г/см ³ |
|-------|------------------------|-----------------------------|
| 1 | Костная ткань | 2,2 |
| 2 | Кортикальная ткань | 1,85 |
| 3 | Трабекулярная ткань | 1,08 |
| 4 | Хрящ | 1,1 |
| 5 | Сердце | 1,03 |
| 6 | Почки | 1,05 |
| 7 | Головной мозг | 1,035 |
| 7.1 | Белое вещество | 1,043 |
| 7.2 | Серое вещество | 1,0385 |
| 8 | Спинальный мозг | 1,38 |
| 8.1 | Белое вещество | 1,0244 |
| 8.2 | Серое вещество | 1,0382 |
| 9 | Ликвор | 1,0069 |
| 10 | Кровь | 1,055 |
| 10 | Жировая ткань | 1,92 |
| 11 | Плотность тела в целом | |
| 11.1 | мужчины | 1,07 |
| 11.2 | женщины | 1,0385 |

Таблица 3.8

Скорость звука в теле человека [44;220]

| № п/п | Тип ткани | Скорость звука м/с |
|-------|--|--------------------|
| 1 | Мягкая жировая ткань | 1465...1495 |
| 2 | Мягкие ткани | 1500...1600 |
| 3 | Компактная кость (плотность 1,93...1,98 г/см ³) | 3360 |

Скорость звука в мягких тканях тела человека практически совпадает со скоростью звука в воде (1500 м/сек), что связано с большим содержанием жидкости в мягких тканях (ср. табл. 3.7), плотность которых близка к плотности воды.

3.5. Прочностные характеристики позвоночника

У человека позвоночник состоит из 7 шейных позвонков, 12 грудных, 5 поясничных, 5 крестцовых, 4...5 копчиковых. Крестцовые и копчиковые позвонки, срастаясь, образуют крестец и копчик (рис.3.8)

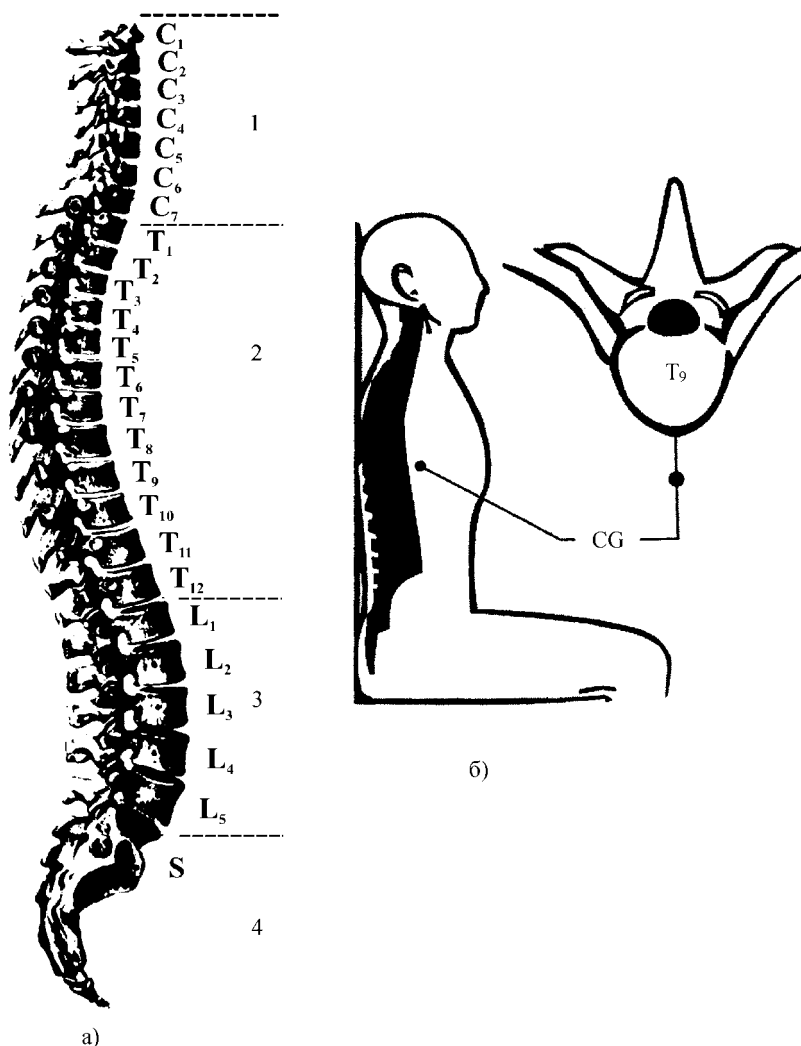


Рис. 3.8. Позвоночник человека (а) и положение центра масс туловища относительно позвоночника в позе сидя (б). 1 – шейные позвонки (C₁–C₇); 2 – позвонки грудного отдела (T₁–T₁₂); 3 – позвонки поясничного отдела (L₁–L₅); 4 – крестец (S)

Наименьшие размеры имеют шейные позвонки, несущие на себе только массу головы; наибольшие размеры и массу имеют поясничные и верхние крестцовые позвонки, несущие на себе всю массу тела, за исключением нижних конечностей.

Каждый позвонок состоит из тела и дуги с отростками, служащими для сочленения с выше- и нижележащими позвонками, ребрами и мышцами (рис. 3.9) [127].

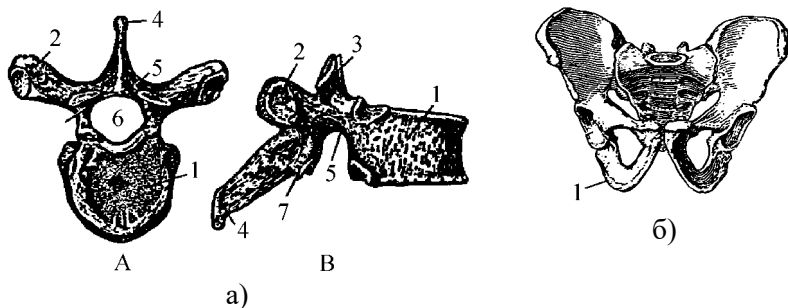


Рис. 3.9. Элементы скелета.

а) – грудной позвонок:

А – вид сверху; В – вид сбоку (справа); 1 – тело позвонка; 2 – поперечный отросток; 3 – верхний суставной отросток; 4 – остистый отросток; 5 – дужка позвонка; 6 – позвоночное отверстие; 7 – нижний суставной отросток.

б) – таз; 1 – седалищный бугор

Основная нагрузка, воспринимаемая позвоночником, передается через тело позвонка и сочлененные с ним межпозвоночные диски.

В позе сидя центр масс тела расположен на уровне позвонка T_9 , на расстоянии около 20 мм от передней поверхности позвонка (рис. 3.8) [255].

Как показали измерения (рис. 3.10), в позе сидя вес тела передается на опору (сиденье) через седалищные бугры [152].

Концевые (торцевые) пластинки и боковая поверхность позвонка состоят из прочной компактной костной ткани; внутренняя часть тела позвонка представляет собой пористую структуру, сходную с сотами, заполненными жидкостью.

На рис. 3.11 показана диаграмма статической деформации тела позвонка при сжатии [49]. Диаграмма имеет вид, характерный для упруго-пластических материалов. Наиболее близким техническим аналогом позвонка может служить трехслойная панель с сотовым наполнителем, которая имеет практически такую же форму диаграммы статической деформации при сжатии.

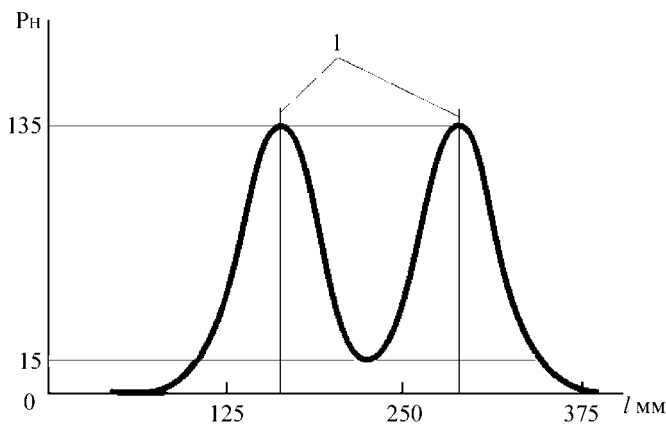


Рис. 3.10 Эпюра сил давления сиделищных бугров на сиденье; поза сидя. Масса тела человека 90 кг. 1 – линия, проходящая по сиделищным буграм

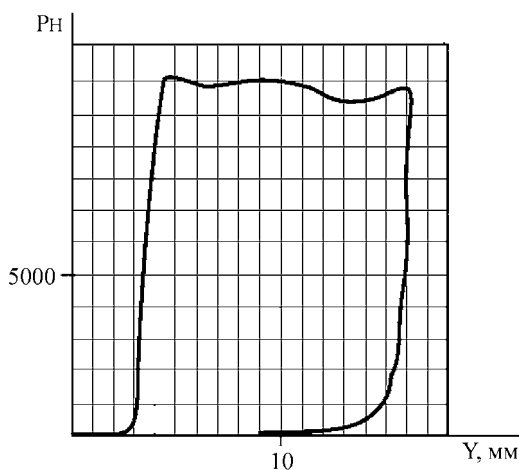


Рис. 3.11. Типовая диаграмма статической деформации позвонка при сжатии (позвонок L₅)

Из диаграммы деформации позвонка видно, что предел упругости позвонка близок к пределу пластичности и пределу прочности, в отличие от стандартной диаграммы деформации конструкционных сталей. В работах по биомеханике позвоночника упомянутые три параметра диаграммы деформации обычно объединяют общим термином «несущая способность позвонка».

В таблице 3.9 приведены величины относительной деформации позвонка при сжатии и соответствующие им пять степеней повреждения позвонка.

Экспериментальные данные о несущей способности позвонков шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника при статическом сжатии приведены в таблицах 3.10...3.13.

Таблица 3.9

Повреждения позвонков в зависимости от величины относительной деформации при статическом нагружении [49]

| Степень повреждения | Характеристика повреждения | Величина относительной деформации % |
|---------------------|--|-------------------------------------|
| 1 | Упругая (обратимая) деформация. Структурные макроскопические повреждения отсутствуют | 6 |
| 2 | Первые макроскопические необратимые изменения. Сжатие лимбической зоны | 12...13 |
| 3 | Трещины и сдавления в области обхвата талии позвонка | 17...18 |
| 4 | Переломы внутри тел позвонков без смещения отломков | 25...26 |
| 5 | Переломы тел позвонков со смещением отломков | 36...37 |

Таблица 3.10

Несущая способность (P_s) и максимальная упругая деформация ($\epsilon_{\text{упруг.}}^{\text{max}}$) позвонков. Средние значения по 6 – 16 наблюдениям. Мужчины. Возраст 19 – 40 лет. Скорость приложения нагрузки 10 мм/мин [49]

| № | Наименов. позвонка | P_s [Н] | $(\epsilon_{\text{упруг.}}^{\text{max}})$ % | Примечания |
|----|--------------------|-----------|---|---|
| 1 | C ₁ | 8000 | – | В шейном отделе предел прочности составил $\sigma_s \approx 117 - 155$ [Па 10^{-5}]; средний модуль упругости $E = 1540$ [Па $\cdot 10^{-5}$]. |
| 2 | C ₂ | 5100 | – | |
| 3 | C ₃ | 4040 | 8,8 | |
| 4 | C ₄ | 4080 | 8,7 | |
| 5 | C ₅ | 4530 | 9,6 | |
| 6 | C ₆ | 5630 | 9,7 | В грудном и поясничном отделе предел прочности составил $\sigma_s \approx 82 - 100$ [Па 10^{-5}]; средний модуль упругости $E = 1420$ [Па $\cdot 10^{-5}$]. |
| 7 | C ₇ | 4640 | 9,0 | |
| 8 | T ₁ | 4750 | 7,8 | |
| 9 | T ₂ | 4360 | 6,4 | |
| 10 | T ₃ | 4670 | 5,9 | |
| 11 | T ₄ | 5250 | 5,8 | Для (P_s) отклонения от средних значений составляли 15 – 20 %; в некоторых случаях до 40%. |
| 12 | T ₅ | 5510 | 6,1 | |
| 13 | T ₆ | 6190 | 6,3 | |
| 14 | T ₇ | 6810 | 6,1 | |
| 15 | T ₈ | 8240 | 6,3 | |
| 16 | T ₉ | 8400 | 6,3 | Для ($\epsilon_{\text{упруг.}}$) отклонения от средних значений составляли 20 – 30%; в некоторых случаях до 50%. |
| 17 | T ₁₀ | 8600 | 6,7 | |
| 18 | T ₁₁ | 9170 | 7,6 | |
| 19 | T ₁₂ | 10540 | 7,0 | |

Продолжение таблицы 3.10

| № | Наименов. позвонка | P_s [Н] | $(\varepsilon_{\text{упруг}})_{\text{max}}$ % | Примечания |
|----|--------------------|-----------|---|---|
| 20 | L ₁ | 10590 | 6,7 | Максимальная упругая деформация имела место в поясничном отделе: ($\delta_{\text{упруг}})_{\text{max}} = 1,5 - 1,9$ мм. Минимальная – в грудном отделе (T ₃ – T ₅) ($\delta_{\text{упруг}})_{\text{max}} = 1,1$ мм. |
| 21 | L ₂ | 11750 | 6,8 | |
| 22 | L ₃ | 12690 | 5,9 | |
| 23 | L ₄ | 12960 | 6,7 | |
| 24 | L ₅ | 12860 | 6,3 | |

Таблица 3.11

Несущая способность (P_s) и предел прочности (σ_s) шейных позвонков в зависимости от возраста [119]

| Возраст годы | Мужчины | | Женщины | |
|--------------|-----------|-------------------------------------|-----------|-------------------------------------|
| | P_s [Н] | σ_s [Па · 10 ⁻⁵] | P_s [Н] | σ_s [Па · 10 ⁻⁵] |
| 7 – 11 | 1483±83 | 75,0±3,6 | 1712±53 | 86,3±2,3 |
| 12 – 17 | 2360±164 | 82,5±6,4 | 2683±58 | 124,2±9,3 |
| 18 – 23 | 3169±123 | 120,0±5,4 | 2600±113 | 102,5±5,0 |
| 24 – 35 | 2894±112 | 111,6±4,1 | 3000±189 | 116,3±6,9 |
| 36 – 45 | 2828±158 | 100,0±6,1 | 2196±169 | 92,5±6,1 |
| 46 – 60 | 3444±271 | 110,9±9,6 | 1961±108 | 76,4±3,2 |
| 61 и старше | 1918±80 | 61,4±2,6 | 1742±153 | 63,1±5,0 |

Таблица 3.12

Несущая способность (P_s) и предел прочности (σ_s) позвонков грудного и поясничного отделов. Мужчины. Возраст 18...50 лет. [171]

| Позвонок | Количество наблюдений | (P_s) [Н] | | (σ_s) [Па × 10 ⁻⁵] | |
|-----------------|-----------------------|-------------|----------|---------------------------------------|----------|
| | | m | σ | m | σ |
| T ₂ | 1 | 4000 | – | 61,8 | – |
| T ₃ | 2 | 5825 | – | 93,3 | – |
| T ₄ | 3 | 5623 | 507 | 91,7 | 6,4 |
| T ₅ | 5 | 5360 | 1081 | 89,2 | 20,0 |
| T ₆ | 7 | 5319 | 1196 | 79,2 | 13,0 |
| T ₇ | 8 | 6014 | 1479 | 79,8 | 18,9 |
| T ₈ | 9 | 6067 | 1682 | 73,1 | 17,8 |
| T ₉ | 7 | 6943 | 1499 | 69,9 | 12,6 |
| T ₁₀ | 61 | 6753 | 1601 | 71,3 | 18,0 |
| T ₁₁ | 3 | 7611 | 1411 | 72,1 | 15,8 |
| T ₁₂ | 1 | 7000 | – | 68,0 | – |
| L ₁ | 2 | 9950 | – | 59,9 | 6,8 |
| L ₂ | 2 | 9600 | – | 61,1 | – |
| L ₄ | 30 | 10383 | 2043 | 69,7 | 14,43 |

Таблица 3.13

Сравнительные данные прочности мужских и женских позвонков в грудном отделе. Позвонок T_{10} [171]

| Мужчины | | | | Женщины | | | |
|-----------|----------|-------------------------------------|----------|-----------|----------|-------------------------------------|----------|
| P_s [Н] | | σ_s [Па · 10 ⁻⁵] | | P_s [Н] | | σ_s [Па · 10 ⁻⁵] | |
| m | σ | m | σ | m | σ | m | σ |
| 6657,5 | 1886 | 68,99 | 19,86 | 5994 | 1398 | 67,47 | 17,79 |

На рис. 3.12 показана зависимость несущей способности позвонка от времени его нагружения при сжатии (по [171]). С уменьшением времени нагружения, т.е. с ростом скорости приложения нагрузки, несущая способность позвонков возрастает в полтора-два раза.

Ниже, в п.7, приведены диаграммы динамической деформации позвонков, полученные на ударном стенде [145; 254], из которых также видно, что при динамической деформации несущая способность позвонков существенно увеличивается.

В составе позвоночника позвонки и межпозвоночные диски представляют собой единую систему, воспринимающую статические и динамические нагрузки.

На рис. 3.13 показана типовая диаграмма статической деформации межпозвоночного диска при статическом нагружении [49].

При осевой нагрузке на позвоночник, а также при изгибах позвоночника диск перераспределяет нагрузку по поверхности позвонка и одновременно служит демпфером, снижающим пиковые нагрузки на позвонки. Диск обладает вязко-упругими свойствами, включая свойства ползучести и релаксации.

В пульпозном ядре диска имеется собственное внутреннее давление, величина которого зависит от внешней нагрузки, позы и других факторов [153; 171].

Значительный практический интерес представляет анализ реакции позвоночника в целом на динамические нагрузки.

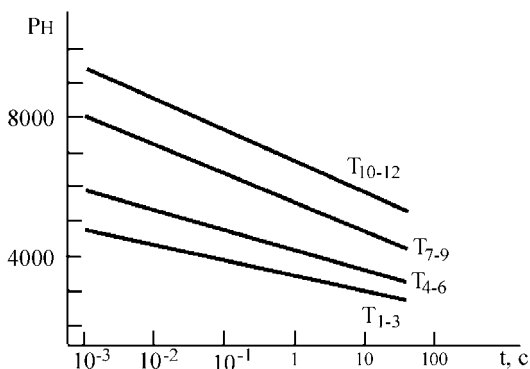


Рис 3.12. Зависимость несущей способности от времени нагружения позвонков на сжатие

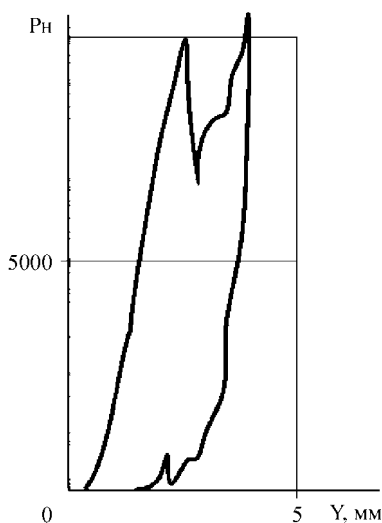


Рис. 3.13. Типовая диаграмма статической деформации межпозвоночного диска L_4/L_5

В таблице 3.14 приведены данные о локализации переломов позвоночника при аварийном катапультировании летчиков. Характер переломов показан на рис. 3.14 [232]. Как видно из рис.3.14, имеют место два существенно различных типа переломов:

I – разрушение тела позвонка в центральной зоне;

II – разрушение передней кромки позвонка.

Для выяснения возможных механизмов травмы по типу I и по типу II рассмотрим экспериментальные данные по катапультированию биоманекенов.

Таблица 3.14

Локализация переломов позвоночника при аварийном катапультировании летчиков. Цит. по [171]

| Индекс и номер позвонка | США | Франция | Велико-британия | ФРГ | Греция | Италия | Всего переломов |
|-------------------------|-----|---------|-----------------|-----|--------|--------|-----------------|
| T ₁ | – | – | – | – | – | – | – |
| T ₂ | – | – | – | – | – | – | – |
| T ₃ | 1 | 1 | 1 | 1 | – | – | 4 |
| T ₄ | 2 | – | 1 | 3 | – | – | 6 |
| T ₅ | 5 | 3 | 2 | 3 | – | – | 13 |
| T ₆ | 4 | 2 | 2 | 1 | – | – | 9 |
| T ₇ | 5 | 2 | 1 | 2 | – | 1 | 11 |
| T ₈ | 7 | 3 | 3 | 2 | – | 2 | 17 |
| T ₉ | 2 | – | 7 | – | – | 1 | 10 |
| T ₁₀ | 2 | – | 7 | 1 | 1 | – | 11 |
| T ₁₁ | 2 | – | 9 | 1 | 2 | 2 | 16 |
| T ₁₂ | 9 | 3 | 12 | 2 | 3 | 7 | 36 |
| L ₁ | 13 | 11 | 8 | 4 | 5 | 5 | 46 |
| L ₂ | 4 | 3 | 2 | – | 1 | 1 | 11 |
| L ₃ | 1 | – | – | 1 | – | 2 | 4 |
| L ₄ | 2 | 1 | – | – | – | 2 | 5 |
| L ₅ | 1 | – | – | – | – | – | 1 |
| Всего переломов | 60 | 29 | 55 | 21 | 12 | 23 | 200 |
| Всего летчиков | 43 | 20 | 32 | 14 | 6 | 15 | 130 |



Рис. 3.14. Характерные травмы позвоночника при аварийном катапультировании летчиков; а) – отделение и смещение передней кромки торца T_4 (II); раздавливание центра позвонка (I); б) – клиновидная травма передней стенки T_5 и T_6 (II) с расщеплением центра позвонка в нижней части грудного отдела (I).

На рис. 3.15 показаны результаты тензометрических измерений на позвонках биоманекена при катапультировании (перегрузка «голова – таз») [255].

Опыты проводились при сравнительно слабом натяжении плечевых ремней (около 50 н). Максимальный наклон туловища биоманекена вперед на уровне T_4 составил 37мм при свободном кивке головы вперед. Отклонение туловища вперед с образованием соответствующих изгибных деформаций в позвоночнике формируется, по меньшей мере, за счет двух факторов:

– из-за расположения центра масс туловища на ~ 20 мм спереди от передней стенки позвонка T_9 происходит нецентральное нагружение позвоночника при воздействии перегрузки «голова-таз»;

– из-за кивка головы, которая гасит свою кинетическую энергию за время $\sim 0,02$ с при натяжении плечевых ремней фиксации. Из рис. 3.15 видно, что имеет место запаздывание на $0,02$ с между началом действия перегрузки и началом отклонения туловища. Кивок головы заметно изменяет напряжение на передней и боковой стенках позвонков только на второй фазе движения после момента времени $t = 0,1$ с.

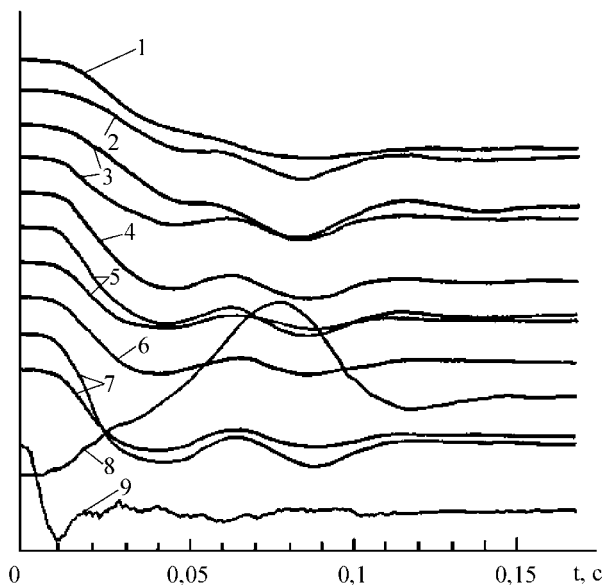


Рис. 3.15. Напряжение на позвонках при катапультировании биоманекена.

Голова не фиксирована. Предварительная затяжка плечевых ремней 50 н.

1 – перемещение туловища на уровне T_4 ; $\Delta X_{\max} = 37$ мм.

2;4;6 – напряжение на передней стенке позвонков T_{11} ; L_1 ; L_3 соответственно;

3;5;7 – напряжение на боковой стенке позвонков T_{11} ; L_1 ; L_3 соответственно;

8 – усилие в плечевых ремнях; $P_{\max} = 1170$ н;

9 – перегрузка катапультирования «голова – таз» $(+n_z)_{\max} = 14,5$ на кресле

Как видно из рис. 3.15, при приложении к сидалищным буграм биоманекена ударной перегрузки «голова-таз» $n_{z \max} = 14,5$ при скорости ее нарастания $1300 \dots 1400$ 1/с в позвоночнике возникает выраженный колебательный процесс.

Колебания распространяются вдоль позвоночника от нижних позвонков кверху; так, например, время распространения колебаний от L_3 до T_{11} равно $\sim 0,001$ с.

Частота колебаний составила для $T_{11} f_0 = 26,7$ гц; для $L_3 f_0 = 22,7$ гц. Более высокая, чем у человека, собственная частота колебаний позвонков биоманекена может быть связана с различной методикой измерений в опытах с испытателем и биоманекеном. Нельзя, по-видимому, исключить и возможность влияния окоченения тканей и структур биоманекена, что неизбежно повысит жесткость туловища, и, соответственно, возрастут собственные частоты позвоночника.

Различные собственные частоты позвонков T_{11} и L_3 свидетельствуют, что позвоночник реагирует на ударное воздействие подобно механической многомассовой системе.

Отметим также, что на второй фазе нагружения после 0,1 с процесс продольных колебаний позвонков быстро затухает, что связано с вязкими свойствами дисков. Амплитуда напряжений на позвонках на второй фазе нагружения уменьшается в $\sim 3 \dots 5$ раз.

Как показывает анализ приведенных экспериментальных данных, два различных типа травмы позвонков связаны с двумя различными процессами нагружения позвоночника.

При возникновении в позвоночнике продольных колебаний на первой фазе воздействия ударной перегрузки, когда изгибные деформации позвоночника (наклон вперед) еще не успел развиваться, будет иметь место сжатие межпозвоночного диска двумя соседними колеблющимися позвонками.

При сближении торцев двух соседних позвонков позвонки поворачиваются относительно суставных поверхностей, межпозвоночный зазор изменяет свою конфигурацию, передние кромки позвонков сближаются. Поскольку этот процесс при продольных колебаниях протекает достаточно быстро (за время порядка 0,001 сек), диск не успевает изменить свою форму синхронно с изменением формы межпозвоночного зазора.

В этом случае, при одновременном возникновении достаточно большой продольной силы, превышающей предел упругости тела позвонка, будет происходить вдавливание диска в концевую пластинку тела позвонка, т.е. в этой ситуации травма тела позвонка будет локализована в зоне центральной части его торца (травма по типу I рис. 3.14).

На второй фазе нагружения позвоночника на процесс продольных колебаний позвонков накладывается низкочастотный процесс – изгиб позвоночника при наклоне туловища вперед. В этом случае также происходит изменение формы межпозвоночного зазора. Однако этот процесс протекает примерно в 5 раз медленнее, что позволяет диску изменить свою форму синхронно с изменением зазора.

В этом случае по мере нарастания изгибных деформаций передние кромки позвонков сближаются вплоть до соприкосновения. При нарастании нагрузки сверх предела упругости позвонка происходит клиновидный скол, пластическая (необратимая) деформация передней части тела позвонка (травма по типу II рис. 3.14).

3.6. Прочностные характеристики черепа

Прочностные характеристики черепа изучались многими исследователями применительно к анализу черепно-мозговой травмы при ударных нагрузках. Однако, как показано ниже, деформационные свойства черепа имеют также существенное значение в анализе реакции человека на длительно – действующие продольные и поперечные перегрузки.

В работе [126] дано описание экспериментов по статическому нагружению черепов человека. В таблице 3.15. приведены результаты упомянутых экспериментов по измерению смещения характерных точек основания и свода черепа при его нагружении изнутри избыточным давлением $5 \cdot 10^4$ Па.

Таблица 3.15

Результаты измерений смещения характерных точек основания и свода черепа человека при его статическом нагружении изнутри избыточным давлением $5 \cdot 10^4$ Па. [126]

| № черепа, $\bar{X} \cdot 10^3, \quad \mathcal{E}$ | Смещение точек ($\times 10^3$) мм | | | |
|--|-------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|
| | Основание | | Свод | |
| | Точка 1 основание | Точка 2 вблизи ската основания | Точка 3 у венечного шва | Точка 4 на теменном бугре |
| 1 | 60 | 100 | 0 | 20 |
| 2 | 20 | 170 | 80* | 50* |
| 3 | 20 | 45 | 0 | 0 |
| 4 | 70 | 90 | 10 | 20 |
| 5 | 45 | 80 | 0 | 0 |
| $\bar{X} \cdot 10^3$ | 43 | 97 | 2,5 | 10 |
| $\pm \mathcal{E} \cdot 10^3$ | 38 | 56 | 7 | 18 |

Примечание. При расчете среднего значения смещения (\bar{X}) и доверительного интервала (\mathcal{E}) величины (*) не учитывались согласно критерию отбрасывания крайних вариант, принятому в биометрии.

Из таблицы видно, что смещения точек основания черепа значительно превышают соответствующие данные для свода, причем это различие статистически достоверно для вероятности 0,95, несмотря на большие доверительные интервалы, которые можно объяснить малым количеством изученных черепов и их существенными индивидуальными отличиями.

На рис. 3.16 б) показана схема модели черепа, предложенная в [196] на основании анализа полученных результатов измерений и испытаний. Модель представляет собой упругую оболочку в форме вытянутого эллипсоида вращения с плоским основанием, расположенным под углом к оси «грудь – спина».

Применительно к рассматриваемой нами задаче значительный интерес представляют результаты экспериментального исследования деформаций черепа и ушибов мозга при ударе черепа о жесткую преграду, проводившиеся на биоманекенах и изложенные в [53; 160].

В упомянутых работах показано, что имеется связь между ушибами мозга и деформацией костей основания черепа. На рис. 3.17 представлено движение глазничной части лобной кости при ударе головы о преграду, полученное на основании анализа тензометрических измерений.

Было обнаружено возвратно-поступательное движение глазничной части лобной кости по типу «прошелкивающей мембраны» на этапе возврата кости в исходное положение; при этом крыша глазницы совершает повреждающий удар по базальным отделам лобных долей мозга.

На рис. 3.18 приведены результаты анализа повреждений головного мозга и костей черепа при летальной черепно-мозговой травме в зависимости от направления удара [84]. Результаты, представленные на рис. 3.18, согласуются с экспериментальными данными (табл.3.15) о существенно меньшей жесткости основания черепа по сравнению со сводом.

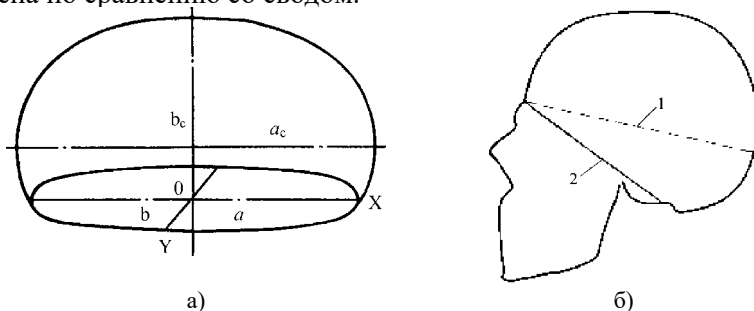


Рис. 3.16. Схема модели черепа.

- а) По [126]; a_c ; b_c – полуоси эллипсоида; a ; b – полуоси основания черепа.
 б) По [196]; 1 – положение плоскости основания черепа из [126]; 2 – положение плоскости основания черепа, уточненное по результатам динамических испытаний и расчетов по [196]

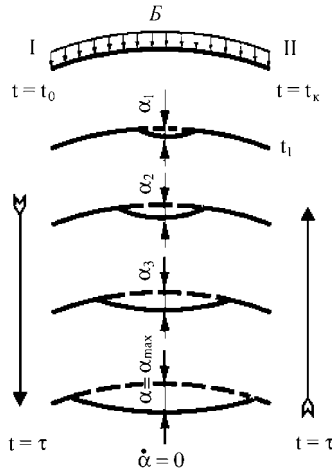


Рис. 3.17. Схема движения глазничной части лобной кости («крыши глазницы») при ударе головы биоманекена о преграду. Эксперимент.

I – фаза роста деформации; II – фаза возврата и «прощелкивания» кости.
 α ; $\dot{\alpha}$ – деформация и скорость деформации; B – эпюра внешней ударной нагрузки

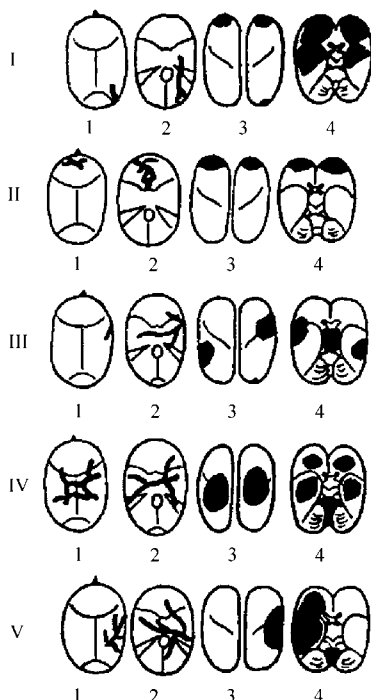


Рис. 3.18 Основные повреждения головного мозга и костей черепа при летальной черепно – мозговой травме в зависимости от направления удара.

I – удар по затылку; II – удар спереди;

III – боковой удар;

IV – удар сверху вниз;

V – касательные удары сверху вниз;

1 – свод черепа; 2 – основание черепа;

3 – поверхность мозга в зоне свода черепа; 4 – базальная поверхность мозга;

жирные линии – линии переломов;

зачерненные участки – контузионные очаги

3.7. Прочность сосудов головного мозга

Существенное значение для переносимости человеком перегрузок имеют прочностные свойства (предел прочности и максимальная деформация) сосудов головного мозга.

В таблице 3.16 приведены данные об изменении механической прочности мозговых сосудов с возрастом.

Как видно из материалов таблицы с возрастом наблюдается снижение предела прочности артерий мозга на (13 – 56) %.

Максимальная относительная деформация тех же сосудов уменьшается с возрастом на (19–48)%, за исключением передней мозговой артерии, деформационные свойства которой практически не меняются на протяжении периода 18...50 лет.

Таблица 3.16

Изменение прочности мозговых сосудов с возрастом [48]

| № | Наименование сосудов | Возраст | Предел прочности н/мм ² ·10 ⁻¹ | Максимальная относительная деформация | Изменение среднего | Изменение максим. |
|---|----------------------|---------|--|---------------------------------------|--------------------|-------------------|
| | | | | | | |

| | | | | | предела прочности с воз- растом | относит. дефор- мации с возрас- том |
|---|---------------------------|----------|---------------|---------------|---------------------------------------|---|
| 1 | Общая сонная артерия | 18-35 | 0,0756±0,074 | 0,8208±0,0689 | -23% | -19% |
| | | 36-50 | 0,0817±0,0149 | 0,5872±0,0486 | | |
| | | Более 50 | 0,0629±0,0139 | 0,6682±0,0843 | | |
| 2 | Внутренняя сонная артерия | 18-35 | 0,0581±0,0122 | 0,7648±0,0809 | ±13,9% | -48% |
| | | 36-50 | 0,0501±0,0051 | 0,5284±0,0862 | | |
| | | Более 50 | 0,0582±0,0074 | 0,3998±0,0293 | | |
| 3 | Основная артерия | 18-35 | 0,1061±0,0259 | 0,2228±0,0316 | -56% | -23% |
| | | 36-50 | 0,0846±0,0149 | 0,2257±0,0656 | | |
| | | Более 50 | 0,046±0,0186 | 0,1714±0,0422 | | |
| 4 | Средняя мозговая артерия | 18-35 | 0,1353±0,022 | 0,1781±0,0177 | -35% | -23% |
| | | 36-50 | 0,1496±0,0525 | 0,1639±0,0342 | | |
| | | Более 50 | 0,0972±0,0222 | 0,1378±0,0244 | | |
| 5 | Передняя мозговая артерия | 18-35 | 0,2268±0,0626 | 0,1447±0,0139 | -54,6% | +2% |
| | | 36-50 | 0,207±0,0457 | 0,1438±0,0207 | | |
| | | Более 50 | 0,1029±0,0123 | 0,1471±0,0204 | | |

Глава 4

ДЛИТЕЛЬНО – ДЕЙСТВУЮЩИЕ ПЕРЕГРУЗКИ «ГОЛОВА-ТАЗ» И «ТАЗ – ГОЛОВА»

4.1. Введение

Первая инженерная конструкция, где человек подвергался воздействию перегрузки «голова – таз», была создана в 1752 году известным русским инженером – механиком А.К. Нартовым. В Ораниенбауме под Санкт – Петербургом для императрицы Елизаветы А.К. Нартовым была построена первая в мире катальная гора. Елизавета и ее приближенные охотно катались на этом уникальном сооружении, где, по ретроспективной расчетной оценке, перегрузка «голова – таз» изменялась от нуля (режим невесомости) до $n_z = 4$; в качестве системы фиксации использовали форейтора, который стоял за спинкой кресла с царственной особой.

Первые научные исследования влияния ускорений на человека относятся к началу XIX века, когда врачи помещали человека на специальную центрифугу в терапевтических целях [222]. Широкие исследования реакций человека на воздействие ускорений получили развитие значительно позже в связи с созданием и развитием авиации.

Запросы летной практики, в особенности первые катастрофы времен 20-х...30-х годов XX века, связанные с потерей сознания летчиками в маневренном полете, привели к быстрому развитию исследований переносимости человеком перегрузок.

К настоящему времени накоплен значительный объем теоретических и экспериментальных результатов исследований проблемы воздействия перегрузок на человека. В данной главе рассмотрены основные эффекты, связанные с действием на человека перегрузок «голова – таз» и «таз – голова».

Из опубликованных результатов исследований ниже обсуждаются лишь те биомеханические аспекты проблемы, которые непосредственно касаются темы. Материалы физиологических исследований, опубликованные в многочисленных монографиях и статьях, затронуты в объеме, необходимом для понимания рассматриваемых вопросов.

Приведены данные:

- о воздействии перегрузок больших величин, вызывающих потерю сознания у человека в поле перегрузки, а также краткие сведения о средствах защиты от потери сознания;

- о гемодинамических сдвигах, а также деформациях тканей и структур тела человека в поле перегрузки;
- материалы об индивидуальной устойчивости человека к перегрузке;
- о влиянии позы на переносимость воздействия;
- о влиянии на переносимость перегрузок возраста, здоровья, пола, состояния центральной нервной системы, цикличности воздействия.

Изложены материалы выполненного автором анализа дозы предельно – переносимой длительно – действующей перегрузки, полученной испытуемым в эксперименте, и зависимости упомянутой дозы от скорости нарастания и амплитуды перегрузки.

Приведены экспериментальные данные, относящиеся к вязко – упругим свойствам головного мозга, а также сделанные расчетные оценки реакции вязко – упругой модели головного мозга на воздействие длительной перегрузки.

Рассмотрен возможный механизм влияния деформаций головного мозга на потерю сознания человеком при длительно – действующих перегрузках «голова – таз».

4.2. Безопасность человека при длительно – действующих перегрузках «голова – таз»

4.2.1. Потеря сознания при перегрузках «голова – таз»

Потеря сознания. Первые случаи потери сознания (ПС) при воздействии перегрузок были отмечены летчиками еще в 1919-20 гг. Многочисленные физиологические исследования позволили создать целый ряд устройств и методических пилотажных приемов, используя которые летчики переносят без ПС маневренную перегрузку (n_z) $\approx 8 \dots 9$. Выявлены существенные взаимосвязи в формировании предпосылок, процесса и последствий ПС в полете.

В настоящее время по проблеме потери сознания (ПС) опубликовано большое число работ, ретроспективный анализ которых может представлять собой предмет самостоятельного исследования. Отметим лишь основные темы.

В практике авиационной медицины достоверным критерием приближения момента потери сознания в поле перегрузки «голова – таз» служит расстройство зрения.

В зависимости от величины и длительности действия перегрузки в нарушениях зрения выделяют две основные фазы: первая – ухудшение периферического зрения (сужение поля зрения), которое характеризуется как «серая пелена»; вторая – потеря центрального зрения – «черная пелена». В случае дальнейшего нарастания величины или времени действия перегрузки «голова – таз» могут наступить потеря сознания, судороги и смерть. При своевременном прекращении воздействия перегрузки происходит постепенная нормализация всех функций организма.

В некоторых случаях – при воздействии перегрузки «голова – таз» с большой скоростью нарастания – потеря сознания может наступить мгновенно и без предвестников в виде «серой» или «черной» пелены [2].

По наблюдениям врача (д-р Ливингстон), летавшего пассажиром (1938 г.), при перегрузке (n_z) = 4...6 он терял сознание. Период полной неработоспособности при ПС длился 15 с. После ПС возникало дремотное состояние, видения, депрессия, амнезия (цит. по [166]).

При изучении ПС д-р Стюарт (1940 г.) в полете потерял сознание, что было зафиксировано с помощью фотоаппарата, однако после полета он утверждал, что сознания не терял (подтверждение амнезии).

Еще во время 1-ой Мировой войны британскими специалистами ПС была документально подтверждена как причина ряда катастроф.

В [215] отмечается, что ПС регулярно наблюдается на тренировочных самолетах с двойным управлением Т-38 и Т-37 (США). В 1984 г. при анонимном опросе 1903 летчиков США 12 % летчиков сообщили о 227 случаях ПС в полете (на 12 типах самолетов).

Специальными исследованиями установлено, что около ~ 50 % испытуемых не помнят о случившейся ПС (амнезия). Учитывая это обстоятельство, указанный процент летчиков, столкнувшихся с ПС, может быть существенно больше 12 % [231].

В таблицах 4.1...4.3 приведены данные о случаях ПС в авиации США и Бразилии.

Таблица 4.1

Максимальные значения пилотажных перегрузок в 14 случаях ПС; авиация США. 1982-90 гг. [235]

| № п\п | n_z | Распределение | |
|-------|----------|---------------|----|
| | | Число ПС | % |
| 1 | 5...6 | 2 | 14 |
| 2 | 6...7 | 4 | 29 |
| 3 | 7...8 | 3 | 21 |
| 4 | ≥ 8 | 5 | 36 |

Таблица 4.2

Длительность режимов $n_z(t)$ в 12 случаях ПС при пилотаже;
авиация США. 1982-90 гг. [235]

| № п/п | Время действия; с (при $n_z > 5$) | Распределение | |
|-------|---------------------------------------|---------------|----|
| | | Число ПС | % |
| 1 | <5 | 2 | 17 |
| 2 | 5...10 | 7 | 58 |
| 3 | >10 | 3 | 25 |

Таблица 4.3

Потеря сознания летчиками в полете; 1991-92 гг.
Авиация Бразилии. [201]

| Число случаев | | |
|---------------------------|-------------------------|----------|
| ПС после черной пелены | ПС без предвестников | Всего ПС |
| 16 | 4 | 20 |

Примечание: Данные получены по результатам анонимного анкетирования 193 летчиков.

Как видно из таблицы 4.3 с потерей сознания в полете столкнулись примерно 10% летчиков из опрошенной группы 193 чел. В четырех случаях из 20 имела место потеря сознания без предвестников.

Отметим, что механизм появления ПС без предвестников в настоящее время до конца не раскрыт; одна из возможных версий формирования ПС без предвестников рассмотрена ниже.

На рисунке 4.1 приведена схема событий при потере сознания под воздействием перегрузки «голова – таз» (n_z) [260].

При исследованиях пределов переносимости испытателями перегрузки «голова – таз» на центрифуге также наблюдались случаи потери сознания [215; 263].

На рисунке 4.2 приведены средние данные о длительности периодов общей, абсолютной и относительной неработоспособности группы летчиков после ПС на центрифуге при различных параметрах диаграммы перегрузки $n_z(t)$.

В [215; 263] отмечается, что под воздействием перегрузки (n_z) потеря сознания может развиваться по типу обморочного состояния со сравнительно скорым (~15...20 с) возвратом сознания (ПС

типа I), или по типу общего коллапса (ПС типа II), который сопровождается спадом тонуса мышц, последующими судорогами, галлюцинациями, дремотным состоянием, замешательством с длительностью общего периода неработоспособности человека ~30 с и более.

Статистические данные о времени неработоспособности испытуемых после ПС приведены в таблице 4.4.

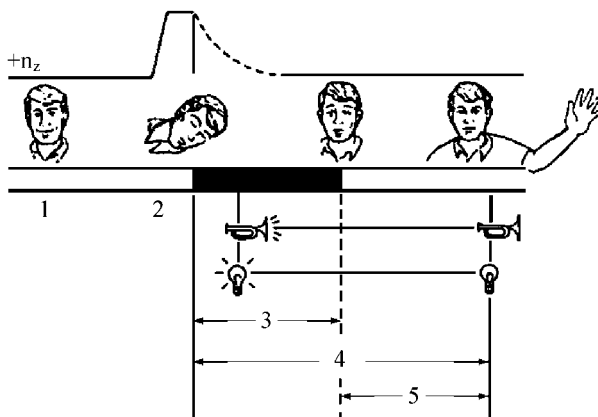


Рис. 4.1. Схема событий при потере сознания человеком под воздействием перегрузки «голова – таз».

1 – человек в сознании; 2 – человек без сознания; 3 – абсолютная неработоспособность; 4 – общая неработоспособность; 5 – относительная неработоспособность

Таблица 4.4

Время неработоспособности испытуемых после ПС при различных скоростях нарастания перегрузки [263]

| № | Скорость нарастания перегрузки ñ 1/с | Время неработоспособности после ПС с |
|---|---|--|
| 1 | 0,12 | 33 ±12,6 |
| 2 | 2,7 | 23,8 ±1,1 |

Используя данные рис. 4.2, сделаем сравнительную числовую оценку зависимости периода неработоспособности от дополнительной («паразитной») дозы перегрузки на этапе торможения центрифуги после команды «ПС» на остановку центрифуги.

Числовые оценки сведены в таблице 4.5, где

$$\Delta V_z = g(n_{z\max} - 1)^2 / 2ñ_z \text{ (доза перегрузки).}$$

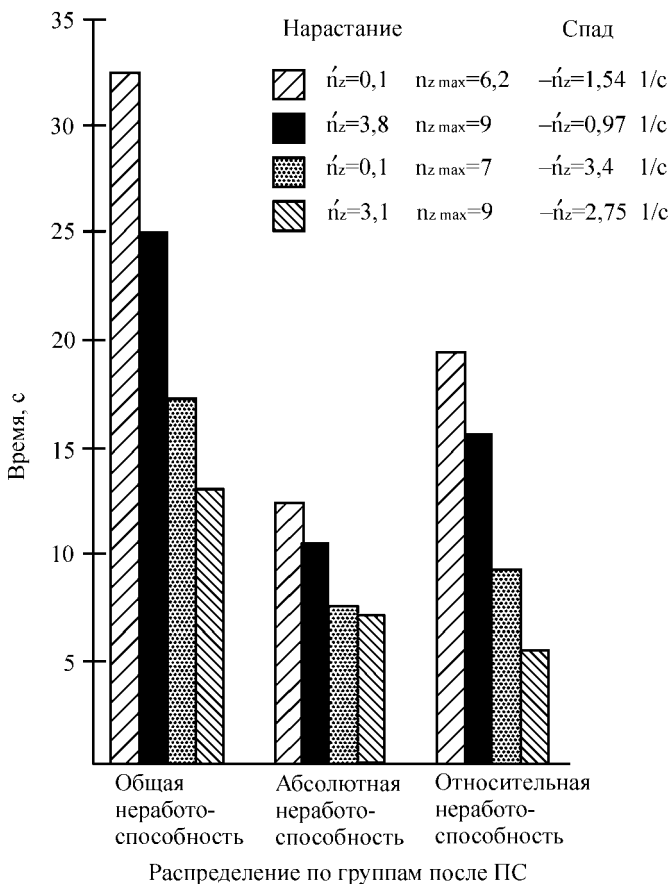


Рис. 4.2. Время неработоспособности после ПС. Центрифуга. Группа 107 летчиков авиации США

Таблица 4.5

Зависимость периода неработоспособности после ПС от дозы перегрузки (ΔV_z) на этапе торможения центрифуги

| № | $n_{z \max}$ | \dot{n}_z 1/c на спаде | t с время неработоспособн. | ΔV_z м/с на спаде | $(\Delta V_z)_{\text{отн}} = (\Delta V)_{1(3)}/\Delta V_{2(4)}$ | $t_{\text{отн}} = (t)_{1(3)}/(t)_{2(4)}$ |
|---|--------------|--------------------------|----------------------------|---------------------------|---|--|
| 1 | 6,2 | 1,54 | 35 | 86 | 1,65 | 1,94 |
| 2 | 7 | 3,4 | 18 | 52 | | |
| 3 | 9 | 0,97 | 25 | 323 | 2,83 | 1,92 |
| 4 | 9 | 2,75 | 13 | 114 | | |

Как видно из таблицы 4.5, в опыте №1 на спаде перегрузки, т.е. при торможении центрифуги после команды «ПС», доза перегрузки (ΔV_z) превысила соответствующую дозу перегрузки в опыте №2 в 1,65 раза; длительность периода неработоспособности оказалась в опыте №1 в 1,94 раза больше, чем в опыте №2.

В опытах №3 и №4 соответствующие цифры составили 2,83 и 1,92.

Предельно – переносимые перегрузки. На рисунке 4.3 приведены данные экспериментов на центрифуге согласно [18]. Кривые представляют собой средние значения, полученные по группам испытуемых. Каждая кривая – это набор дискретных режимов испытаний; использовать их можно для оценки времени переносимости конкретного значения максимальной перегрузки. Форма импульса – трапецевидная с равномерным нарастанием и спадом перегрузки в диапазоне $\dot{n} = 0,2 \dots 0,5$ 1/с. Перегрузка (n), отложенная по оси ординат, соответствует максимальному значению перегрузки на площадке трапецевидного импульса $n(t)$ в эксперименте.

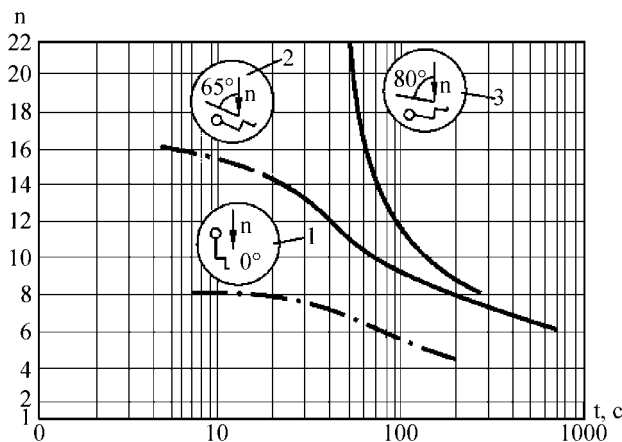


Рис 4.3. Время переносимости человеком в ППК перегрузок различного направления. 1 – стандартное кресло; тазобедренный угол около 90° ; 2 – стандартное кресло; тазобедренный угол около 100° ; 3 – кресло с индивидуально – моделированным ложементом; тазобедренный угол около 75° . Примечание: В [36] уточнено, что исследования, результаты которых приведены на кривой 3, проводились при угле 78° между вектором перегрузки и продольной осью тела человека

Опыты, соответствующие нижней (1) и средней (2) кривым, проводились в кресле, аналогичном стандартному катапультному креслу летчика. При этом углы в тазобедренном и коленном суставах ног испытуемого составляли около $90^\circ \dots 100^\circ$.

Опыты, соответствующие верхней кривой (3), проводились в специальном кресле, оборудованном ложементом, который был изготовлен по индивидуальному гипсослепку поверхности спины испытуемого, включая таз, шейный отдел позвоночника и голову. Углы в тазобедренном и коленном суставах составляли около 75°.

Большинство экспериментов проводилось с использованием противоперегрузочных костюмов.

Представляют интерес материалы испытаний, показанные на рис. 4.4 [252]. Используя данные рис. 4.4, автором были выполнены расчеты, (табл. 4.6), по которым оказалось возможным восстановить экспериментальные диаграммы $n(t)$ рис. 4.5, не приведенные в источнике [252].

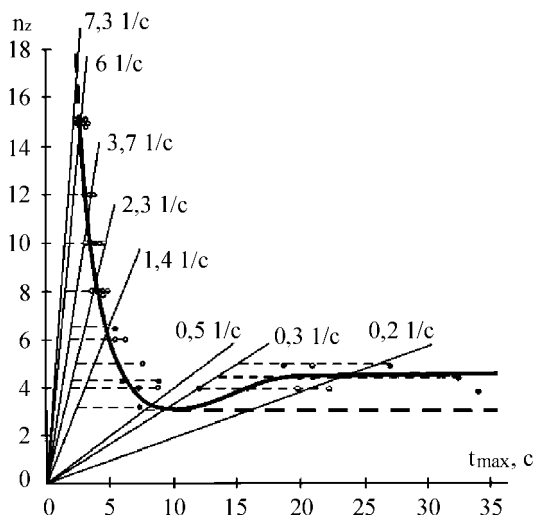


Рис. 4.4. Экспериментальные данные о предельно – переносимых испытуемыми перегрузках «голова – таз». Опыты на центрифуге. Без ППК.

Цифрами обозначена скорость нарастания перегрузки в каждой группе опытов

Таблица 4.6

Экспериментальные данные о переносимости испытуемыми на центрифуге перегрузки «голова-таз» (n_z) при различных скоростях нарастания

перегрузки \dot{n}_z . Без ППК. [252]

| № п/п | \dot{n}_z , 1/с | $n_{z\max}$ | $t_{\text{нараст.}}$, с | $t_{\text{плоч.}}$, с | t_{max} , с | ΔV_z , м/с | Результат эксперимента |
|-------|-------------------|-------------|--------------------------|------------------------|----------------------|--------------------|------------------------|
| 1 | 0,2 | 4,5 | 17,7 | 32,7 | 50,2 | 1422 | Черная пелена |
| 2 | 0,3 | 4 | 10,0 | 15,8 | 25,8 | 612 | Черная пелена |

Продолжение таблицы 4.6

| № п/п | \dot{n}_z , 1/с | $n_{z \max}$ | $t_{\text{нараст.}}$, с | $t_{\text{плоч.}}$, с | t_{\max} , с | ΔV_z , м/с | Результат эксперимента |
|-------|----------------------|--------------|-----------------------------|---------------------------|-------------------|-----------------------|-------------------------|
| 3 | 0,3 | 4,4 | 11,3 | 21,0 | 32,3 | 880 | Черная пелена |
| 4 | 0,3 | 4,4 | 11,3 | 19,4 | 30,7 | 836 | Черная пелена |
| 5 | 0,3 | 5 | 13,3 | 18,6 | 31,9 | 991 | Черная пелена |
| 6 | 0,3 | 5 | 13,3 | 21,0 | 34,3 | 1084 | Черная пелена |
| 7 | 0,3 | 5 | 13,3 | 26,9 | 40,2 | 1318 | Черная пелена |
| 8 | 2,3 | 4 | 1,3 | 8,5 | 9,8 | 268 | Потеря сознания |
| 9 | 2,3 | 4,2 | 1,4 | 8,6 | 10,0 | 293 | Граница потери сознания |
| 10 | 2,3 | 5 | 1,7 | 7,3 | 9,0 | 320 | Потеря сознания |
| 11 | 3,7 | 6 | 1,3 | 6,0 | 7,3 | 325 | Потеря сознания |
| 12 | 3,7 | 6 | 1,3 | 5,2 | 6,5 | 288 | Потеря сознания |
| 13 | 3,7 | 6,4 | 1,5 | 5,2 | 6,7 | 314 | Черная пелена |
| 14 | 6,0 | 8 | 1,2 | 3,8 | 5,0 | 305 | Граница потери сознания |
| 15 | 6,0 | 8 | 1,2 | 4,2 | 5,4 | 330 | Граница потери сознания |
| 16 | 6,0 | 8 | 1,2 | 3,3 | 4,5 | 270 | Потеря сознания |
| 17 | 6,0 | 10 | 1,5 | 3,6 | 5,1 | 388 | Граница потери сознания |
| 18 | 6,0 | 10 | 1,5 | 4,0 | 5,5 | 423 | Потеря сознания |
| 19 | 7,3 | 12 | 1,5 | 2,9 | 4,4 | 392 | Потеря сознания |
| 20 | 7,3 | 12 | 1,5 | 3,1 | 4,6 | 413 | Потеря сознания |
| 21 | 7,3 | 12 | 1,5 | 3,5 | 5,0 | 455 | Потеря сознания |
| 22 | 7,3 | 15 | 1,9 | 2,7 | 4,6 | 502 | Потеря сознания |
| 23 | 7,3 | 15 | 1,9 | 2,9 | 4,8 | 527 | Потеря сознания |
| 24 | 7,3 | 15 | 1,9 | 2,9 | 4,8 | 527 | Потеря сознания |
| 25 | 7,3 | 15 | 1,9 | 3,1 | 5,0 | 555 | Потеря сознания |

Примечание: 1. $\Delta V_z = g \int_0^{t_{\max}} (n_z - 1) dt$; (доза перегрузки).

2. $t_{\max} = t_{\text{нараст}} + t_{\text{плоч}}$;

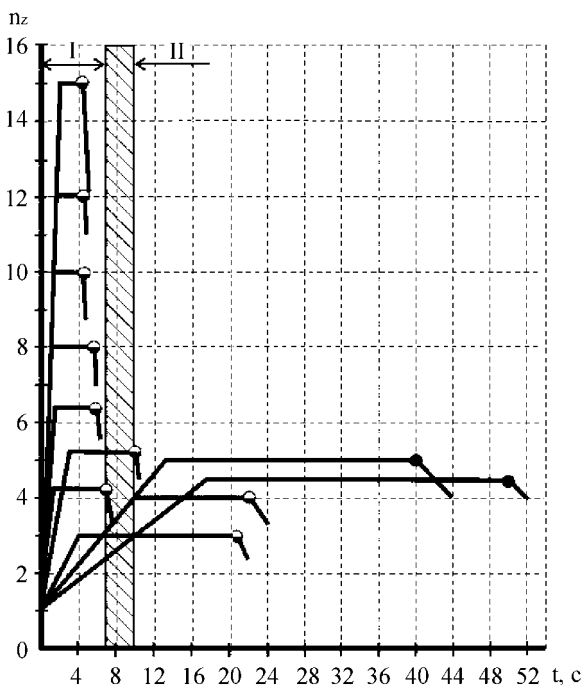


Рис. 4.5. Типовые диаграммы $n_z(t)$ в опытах с испытуемыми на центрифуге; обработка данных, приведенных на рис. 4.4.

I – латентный период развития компенсаторных реакций CCC;

II – зона включения компенсаторных реакций CCC

4.2.2. Влияние перегрузки «голова – таз» на гемодинамику

Гемодинамика. В настоящее время, насколько можно судить по литературе, включая фундаментальные исследования и официальные руководства [2; 16; 18; 36; 77] основной причиной потери сознания человеком под воздействием перегрузки «голова – таз» ($+n_z$) принято считать нарушение кровообращения в головном мозге и развитие соответствующих явлений церебральной гипоксии.

При действии перегрузки «голова-таз» ($+n_z$) происходит смещение крови и других жидких сред организма из верхних в нижележащие части тела; падает артериальное, венозное и внутричерепное давление; наблюдаются функциональные изменения в сердечно-сосудистой системе, системе дыхания, центральной нервной системе и ряде других систем организма.

Одновременно с нарушением гемодинамики возникает сжатие и продольно – поперечный изгиб позвоночника, наклон головы, деформируются мягкие ткани и внутренние органы, изменяется тонус мускулатуры, деформируется головной и спинной мозг.

При воздействии перегрузки в организме формируются компенсаторные механизмы, с помощью которых обеспечивается переносимость воздействия в течение некоторого времени.

Для полномасштабного включения в действие компенсаторных механизмов требуется определенное время (не менее 7 с; таблица 4.7).

Динамика срабатывания компенсаторных механизмов сердечно-сосудистой системы (ССС) человека в поле действия перегрузки показана на рис. 4.6.

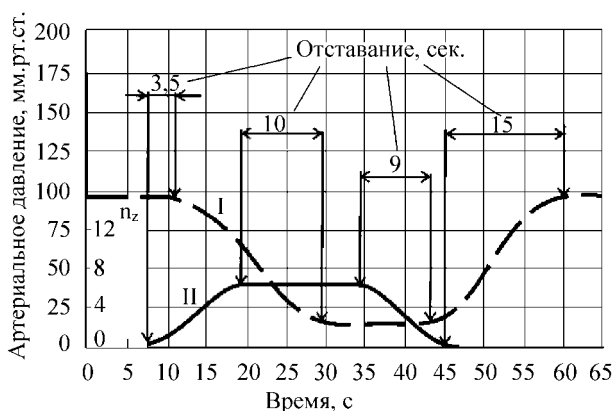


Рис. 4.6. Запаздывание в динамике артериального давления у человека (I) относительно диаграммы воздействующей перегрузки «голова – таз» (II)

Наблюдается запаздывание падения артериального давления относительно начала действия перегрузки на 3,5 с; возврат АД к исходному происходит через 15 с после окончания действия перегрузки. Приведенные данные относятся к случаю действия перегрузки $n_z \approx 6$ при скорости нарастания 0,3 1/с.

В голове человека в покое содержится около 500 см³ крови, из которой 85 % – в венозном русле и 15 % – в артериальном, а также около 80 см³ ликвора (спинномозговой жидкости) [195].

Таблица 4.7

Латентный период компенсаторного механизма сердечно-сосудистой системы человека при воздействии перегрузки

| № п/п | Автор | Длительность латентного периода, t , с |
|-------|---|--|
| 1 | Сергеев А.А [166] | 7...10 |
| 2 | McNaughton G B Gillingham K K [237] $\dot{n} = 2...7$ 1/с | 7...10 |
| 3 | Stoll A.M. [252] $\dot{n} = 0,2...7,3$ 1/с | 13...15 |
| 4 | Васильев П.В. Котовская А.Р. [36] | 8...12 |

Под действием перегрузки (n_z) кровь будет перемещаться и постепенно депонировать в нижележащих органах грудной и брюшной полостей, а также ногах, ликвор будет депонировать в спинномозговом канале.

Представляют интерес результаты экспериментального определения уменьшения церебрального объема крови (ЦОК) при действии перегрузки $n_z = 5$ у одного и того же испытуемого в двух опытах на центрифуге – при скорости нарастания перегрузки $(\dot{n})_z = 1$ 1/с и при $(\dot{n})_z = 5$ 1/с (рис. 4.7, таблица 4.8) [226].

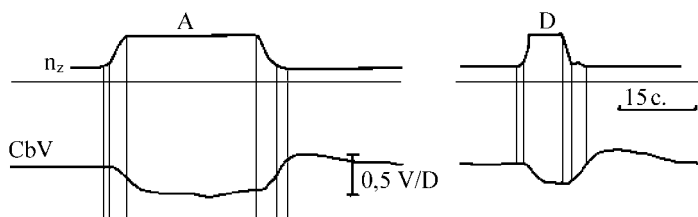


Рис. 4.7. Гемодинамика головного мозга у испытуемого DG при действии перегрузки. Центрифуга. Спектрофотометрия. Без ППК при минимальном ППК.

A – черная пелена; $(\dot{n})_z = 1$ 1/с . D – потеря сознания; $(\dot{n})_z = 5$ 1/с.

CbV – церебральный объем крови (ЦОК). V/D – см. Прим. к табл. 4.8

Из таблицы 4.8 видно, что в опыте №2 ($\dot{n}_z = 5$ 1/с) снижение ЦОК от исходного уровня было на 30 % меньше, чем в опыте № 1. При этом время действия перегрузки $(n_z)=5$ и величина дозы перегрузки (ΔV_z) во втором опыте были в 4 раза меньше, чем в опыте № 1 – т.е. все формальные признаки воздействия перегрузки в опыте №2 были меньше, либо не изменились по сравнению с условиями в опыте №1, кроме скорости нарастания перегрузки. В то же время в опыте № 2

через 7,5 секунд после выхода перегрузки на площадку (9,5 секунд от начала действия перегрузки) испыталитель потерял сознание.

Результаты приведенных экспериментов не могут быть объяснены только гемодинамическими явлениями и нуждаются в системном анализе с рассмотрением также биомеханики процесса формирования ПС.

Таблица 4.8

Результаты измерения церебрального объема крови (ЦОК) в опытах на центрифуге при медленном ($\dot{n} = 1$ 1/с) и быстром ($\dot{n} = 5$ 1/с) нарастании перегрузки (n_z) [226]

| № опыта | Воздействие | | | | | Результаты | | |
|---------|--------------|---------------|----------------------|-----------------------|------------------|--------------|------------------|----------------------|
| | $n_{z \max}$ | \dot{n} 1/с | $n_{\text{плоск}}$ с | $t_{\text{нараст}}$ с | ΔV_z м/с | Снижение ЦОК | | Реакция испыталителя |
| | | | | | | min | темп падения 1/с | |
| 1 | 5 | 1 | 31,0 | 5,5 | 1650 | 0,358 | 0,0346 | Черная пелена |
| 2 | 5 | 5 | 7,5 | 1,5 | 400 | 0,250 | 0,0527 | Потеря сознания |

Примечания. 1. Опыты проводились без ППК при минимальном мышечном напряжении.
 2. В опыте № 2 темп падения ЦОК был выше, чем в опыте № 1 в 1,5 раза.
 3. В опыте № 2 снижение ЦОК от исходного уровня было на 30 % меньше, чем в опыте № 1. ЦОК приведен в относительных единицах v/d : 1 v/d соответствует 10 – кратному изменению сигнала.
 4. В опыте № 2 величина (ΔV_z) была в 4 раза меньше, чем в опыте № 1. (ΔV_z) = $g(n_z - 1)dt$ м/сек; доза перегрузки в опыте; расчеты автора.

На рисунке 4.8 показаны результаты экспериментов по измерению скорости кровотока в головном мозге при действии на испыталителей перегрузки $n_z(t)$ с различной формой (профилем) диаграммы [241].

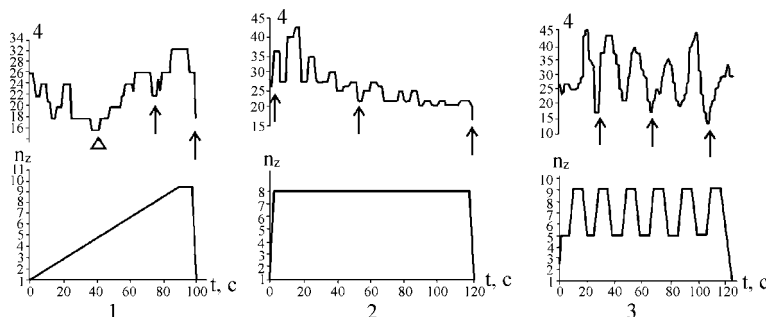


Рис. 4.8. Средние значения скорости кровотока в головном мозге у испыталителей.

Центрифуга. ППК + ИДД + ППМ. Δ – начало ИДД; \uparrow – ППМ.

1. (\dot{n}_z) = 0,1 1/с; 2. (\dot{n}_z) = 0,5 1/с; 3. (\dot{n}_z) = 1 1/с; 4 – скорость кровотока; см/с

Как видно из рисунка 4.8 скорость кровотока на протяжении всей диаграммы $n_z(t)$ сохраняется большой либо близкой к исходной. Аналогичные результаты содержатся в работе А.Р. Мансурова [94], где показано, что при увеличении перегрузки с $n_z = 1$ до $n_z = 3$ резко ускоряется кровоток – время прохождения крови по малому кругу сокращается в 2 раза (опыты на животных).

Прямое измерение венозного давления в яремной вене и артериального – на уровне головы показало, что при падении АД в области головы до 0 в яремной вене отрицательное давление составило минус 30...50 мм рт.ст. Вследствие этого проявляется достаточно существенный эффект подсоса («сифонный эффект»), что позволяет сохранить кровообращение в мозге на некотором уровне [36].

Изложенные данные свидетельствуют о том, что к моменту ПС (АД \approx 0 на уровне головы) в определенном объеме продолжается снабжение тканей мозга кислородом.

Под действием перегрузки (n_z) внутричерепное давление (ВЧД) падает.

В таблице 4.9 приведены данные об артериальном давлении (АД) и ВЧД, измеренных в экспериментах при действии перегрузки (n_z).

В момент времени, предшествующий ПС, артериальное давление у испытуемых на уровне глаз становится равным нулю. В результате оттока крови и спинномозговой жидкости от головы ВЧД может стать отрицательным.

Опыты на животных подтверждают, что при действии перегрузки (n_z) наблюдались случаи, когда ВЧД ≤ 0 (таблица 4.9).

В этой связи отметим, что при измерениях церебрального объема крови у испытуемых при действии перегрузки (n_z) обнаружено, что отток крови от головного мозга достигал 2/3 от исходного уровня [226]. Одновременно с этим происходил отток ликвора (спинномозговой жидкости). Эти обстоятельства делают вполне реальным возникновение при действии перегрузки (n_z) значительного отрицательного ВЧД и у человека.

Представляют интерес в этой связи данные экспериментов по измерению внутригрудного и внутрибрюшного давления при действии перегрузки «голова-таз» (n_z). Как видно из таблицы 4.10 в груди испытуемого в пищеводе зарегистрировано отрицательное давление. В вышележащих зонах тела, в особенности в голове, также можно ожидать возникновения отрицательного давления.

Таблица 4.9

Влияние перегрузки (n_z) на внутричерепное давление (ВЧД)

| № п/п | Объект исследований | $n_z \text{ max}$ | \dot{n} 1/с | $t_{\text{плоч}}$ с | ВЧД; АД, мм рт.ст. | | Примечание |
|----------------|---------------------|-------------------|---------------|---------------------|--------------------|---------------|---|
| | | | | | Исходное | При воздейст. | |
| 1 | Кошки, 6 особей | 7 | – | 10 | – | – | Разрыв спинномозгового канала в 2-х случаях из 6-ти. Курковский В.П., 1954 г. [166] |
| 2 | Крысы, 4 особи | 12,5...15 | – | 5...30 | ВЧД 17,5 | ВЧД – 43,2 | Непосредственно после воздействия ВЧД=+30 мм рт.ст. Волоконно-оптический датчик давления [258] |
| 3 | Испытатели, 3 чел. | 5...7 | 1 | 9...8 | – | – | У всех 3-х испытуемых →ПС. Скорость падения АД 13 мм рт.ст./с 2 внутрисосудистых датчика: на уровне сердца в плечевой артерии и на уровне глаз [236]. |
| Испытатель № 1 | На уровне сердца | | | | АД: | | За 3,5 с до ПС АД=0 |
| | На уровне глаз | | | | 260/200 | 85/80 | |
| Испытатель № 2 | На уровне сердца | | | | 130/91 | < 0 | За 2,5 с до ПС АД=0 |
| | На уровне глаз | | | | 200/160 | 140/20 | |
| Испытатель № 3 | На уровне сердца | | | | 91/51 | < 0 | За 2 с до ПС АД=0 |
| | На уровне глаз | | | | 180/155 | 80/60 | |

Таблица 4.10

Внутригрудное и внутрибрюшное давление при воздействии перегрузки «голова – таз» (n_z) [268]

| $(n_z)_{\text{max}}$ | 6,0 | 6,5 | 7,0 | 7,5 |
|----------------------|--------------------|---------------|----------------|-------|
| ΔP_1 | от: $-9 \pm 2,9$ | $-7 \pm 0,5$ | $-8 \pm 4,4$ | -12 |
| мм рт.ст | до: $4 \pm 9,1$ | $0,3 \pm 4,9$ | $5 \pm 6,3$ | -4 |
| ΔP_2 | от: $141 \pm 18,5$ | $166 \pm 6,4$ | $149 \pm 14,2$ | 152 |
| мм рт.ст | до: $147 \pm 33,1$ | $169 \pm 6,4$ | $161 \pm 14,4$ | 165 |

Примечания. 1. 5 испытуемых; использовался противоперегрузочный костюм и защитный прием Q-6 (специальное физическое упражнение)
2. $t_{\text{плоч}} = 10$ с; $\dot{n} = 1$ 1/с
3. ΔP_1 – внутригрудное давление; датчик вводился в пищевод
4. ΔP_2 – внутрибрюшное давление; датчик вводился в желудок

Средства защиты от перегрузки. В авиации широко применяются противоперегрузочные костюмы (ППК) в качестве средства повышения устойчивости человека к перегрузке «голова – таз».

Принцип действия ППК состоит в создании давления на поверхности тела человека за счет принудительного натяжения ткани костюма, плотно облегающей большую часть поверхности тела. Натяжение ткани осуществляется за счет специальных пневмокамер, встроенных в конструкцию ППК. Избыточное давление в камерах создается и регулируется специальным автоматом давления (АД), который работает по заданной программе соответственно величине перегрузки «голова-таз» и скорости ее нарастания.

В настоящее время ППК служит одним из основных средств обеспечения работоспособности летчика при воздействии пилотажных перегрузок.

Повышение устойчивости человека к перегрузке при использовании ППК обеспечивается за счет физиологического воздействия, которое создает ППК:

- механического сжатия сосудов ног и брюшной полости, вследствие чего уменьшается депонирование крови в этих областях;
- повышения внутрибрюшного давления, что приводит к подъему диафрагмы: подъем диафрагмы препятствует опусканию сердца под действием перегрузки «голова – таз»;
- передачи повышенного внутрибрюшного давления на внутригрудное. Повышение внутригрудного давления приводит к механическому сдавливанию крупных сосудов и повышению в них давления крови.

Согласно [2] применение ППК способствует нормализации регионарного кровообращения печени, почек, селезенки, поджелудочной железы и желудка.

Все это удерживает давление в сонной и вилочной артериях на более высоком уровне, улучшает приток крови к мозгу и сердцу, более длительно и при больших величинах перегрузок сохраняет зрение, нормальную работу сердечно-сосудистой системы и условно-рефлекторную деятельность, энерготраты, работоспособность.

Для повышения устойчивости человека к перегрузке (n_z) применяется также подача кислорода/воздушной смеси для дыхания под избыточным давлением («избыточное давление для дыхания» – ИДД). Осуществляется ИДД за счет использования специальной облегающей нижнюю часть лица маски и системы подачи кислорода с заданным давлением.

Механизм защитного действия ИДД заключается в механической передаче повышенного давления в легких на крупные магистральные сосуды и повышения в них давления крови, которое растет пропорционально величине избыточного давления под маской.

Эффективность ИДД существенно повышается при использовании нагрудного пневможилета, создающего компенсационное противодействие на область грудной клетки.

Разработаны также специальные физические упражнения, которые позволяют повысить переносимость человеком перегрузок.

Создание мышечного напряжения («противоперегрузочный маневр» – ППМ) в сочетании со специальным ритмом и глубиной дыхания существенно повышает устойчивость человека к перегрузке. Проблеме ППМ и соответствующим методикам тренировки посвящено значительное число работ [2; 223; 224, 234].

В указанных работах отмечается, что применение ППМ должно осуществляться в строгом соответствии с методическими разработками.

Установлено, что преждевременное прекращение ППМ даже на этапе спада перегрузки (n_z)_{маневр} вызывает мгновенную потерю сознания.

Этот факт, подтвержденный многократными наблюдениями, имеет принципиальное значение в понимании механизма потери сознания при воздействии перегрузки (n_z) (см. ниже).

Отметим, что совокупное использование средств повышения переносимости человеком перегрузки «голова – таз» в виде ППК+ИДД+ППМ имеет естественные границы применения. Так, у тренированных летчиков при использовании ППК+ИДД+ППМ систолическое давление в аорте может достигать 300 мм рт.ст. [267]. Столь высокое давление крови опасно, т.к. механическая прочность сосудов имеет определенные пределы (см. выше п. 3).

4.2.3. Деформации в теле человека при перегрузках «голова –таз»

Под действием перегрузки «голова – таз» происходит не только перемещение крови и нарушение гемодинамики – деформации подвергаются все ткани и органы тела человека.

Деформации позвоночника. Необходимо отметить еще одну проблему, связанную с воздействием на человека больших пере-

грузок «голова-таз» – высокий риск травмы позвоночника под действием больших длительных перегрузок [33; 63; 100].

При перегрузке $n_z=9$, характерной для современных высокоманевренных самолетов, на поясничный отдел позвоночника действует сила порядка 2500...3000 н; особенно большим нагрузкам подвергается шейный отдел позвоночника за счет эксцентричного нагружения позвонков при наклоне головы под действием перегрузки.

Число циклов таких чрезмерных воздействий может быть весьма велико, особенно у летчиков с большим налетом.

Подобные воздействия вызывают два процесса.

Происходит рост минерализации костной ткани некоторых позвонков и, соответственно, рост их несущей способности.

Одновременно длительное воздействие больших маневренных перегрузок приводит к достоверному возрастанию частоты дегенеративно-дистрофических изменений в позвоночнике, особенно в шейном отделе.

Деформации черепа. В работах, посвященных механизмам регуляции церебрального кровообращения [110], принято рассматривать череп как жесткую оболочку неизменного объема. Выше в п. 3. показано, что при изменении внутреннего давления проявляются упругие деформации основания черепа. Деформация основания черепа оказалась примерно в 10 раз больше деформации свода. Под действием перегрузки «голова – таз» будет происходить деформация черепа и изменение объема его внутренней полости.

Сделаем расчетную оценку нагрузок на основание черепа при действии перегрузки «голова-таз» (n_z) (рис. 4.9).

Голова человека массой около 5 кг опирается на позвоночник с помощью атлантного сочленения, расположенного вблизи центра основания черепа. При действии перегрузки (n_z) = 7...8 на основание черепа будет действовать сила

$$P_1 = 350...400 \text{ Н,}$$

приложенная от атлантного сочленения и направленная внутрь черепа в сторону свода. Под действием силы (P_1) основание черепа будет прогибаться в сторону свода черепа. Одновременно будут деформироваться базальные структуры мозга, ствол мозга и выходы 12 пар черепных нервов.

По мере падения внутричерепного давления (ВЧД) на череп снаружи начнет действовать нарастающее избыточное давление, возникшее из-за перепада внутреннего (ВЧД) и наружного давления.

Соответственно появится дополнительная сила (P_2), которая будет также прогибать основание черепа в сторону свода:

$$P_2 = S_{\text{основания}} \Delta P_{\text{изб}} ;$$

где $S_{\text{основания}} = 120 \dots 160 \text{ см}^2$ – площадь основания черепа [126];

$\Delta P_{\text{изб}}$ – наружное избыточное давление на основание черепа, которое будет нарастать от 0 до $\Delta P_{\text{изб}} \geq 0,13 \cdot 10^5 \text{ Па}$ (например, для случая, приведенного в табл. 4.9).

$\Delta P_{\text{изб}} \geq 0,13 \cdot 10^5 \text{ Па}$ формируется при падении ВЧД от исходного $\sim 100 \text{ мм рт. ст.}$ (табл.4.9 АД = 95...130 мм рт. ст. на уровне глаз) до нулевого или отрицательного значений. Для приведенных выше данных сила (P_2) будет составлять:

$$P_2 \geq 150 \dots 200 \text{ Н};$$

Отметим, что величина силы (P_2) может быть существенно больше сделанных оценок. В табл. 4.9 приведены результаты прямых измерений ВЧД у животных (крысы) с помощью волоконнооптического датчика.

При перегрузках $n_{z \text{ max}} = 12 \dots 15$ ВЧД составило минус 43,2 мм рт. ст. при исходном значении плюс 17,5 мм рт. ст., т.е. перепад давления составил 60,7 мм рт. ст., а ВЧД уменьшилось почти на 300%.

Таким образом в зоне максимальных перегрузок ($n_z = 7 \dots 8$ на основании черепа человека может действовать суммарная сила

$$P_{\Sigma} = P_1 + P_2 \cong 500 \dots 600 \text{ Н},$$

которая будет деформировать основание черепа, базальные структуры мозга и черепные нервы в поле перегрузки «голова-таз».

Можно полагать, что для черепа *in vivo*, в отличие от опытов согласно [126], деформации основания могут быть более значительными из-за податливости связок, соединяющих кости основания черепа.

Заметим, что проблема податливости основания и изменения объема черепа при колебаниях ВЧД представляет интерес также для теории и практики нейрохирургии, например, при исследованиях феномена пульсации ВЧД и кровотока в капиллярах головного мозга [110].

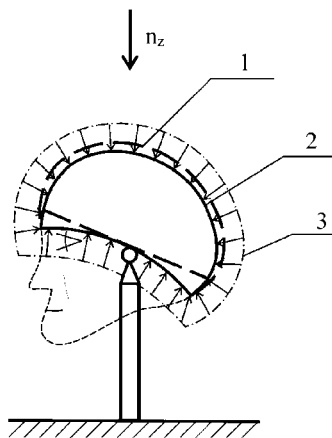


Рис. 4.9. Схема деформации черепа под действием перегрузки «голова – таз» (n_z) и дополнительного атмосферного давления, вызванного падением ВЧД в поле перегрузки (n_z).

- 1 – исходный контур черепа;
- 2 – контур деформированного черепа;
- 3 – эпюра дополнительного атмосферного давления

Деформации мозга. Головной и спинной мозг человека также будет подвергаться деформациям при действии перегрузки «голова – таз».

В работе [96] собак подвергали действию перегрузок 8 ед в течение 3 мин и 12 ед в течение 1 мин.

Полученные в работе [96] данные свидетельствуют о том, что воздействие перегрузок приводит к ряду морфологических и гистохимических изменений в прекоронарной области коры мозга. Отмечается, что большинство возникающих после воздействия перегрузок морфогистохимических изменений связано с развитием в коре тормозных процессов, необходимых для восстановления нормальной деятельности нервных клеток.

В работе [166] сообщается о случаях кровоизлияний в спинном мозге, а также о случаях разрыва спинномозгового канала под действием перегрузки, направленной вдоль позвоночника (опыты на животных; $n = 7$).

В другой работе [108], выполненной на интактных животных (собаках) при больших перегрузках ($n = 20...40$) головной мозг деформировался, сжимался и смещался по линии действия инерционных сил вплоть до образования на поверхности мозга – в зоне черепа, прилегающей к смещенному мозгу – отпечатков костей черепа.

В противоположной зоне черепа наблюдалось выделение пузырьков газов (десатурация) вследствие возникновения градиента давления по линии действия перегрузки и локального падения давления в полости герметичного черепа. Приведены также данные о многочисленных кровоизлияниях на границе белого и серого вещества головного мозга; наблюдались случаи разрыхления и разрыва сосудов мозга.

Можно полагать, что под воздействием перегрузки «голова – таз» мозг человека будет подвергаться деформациям так же, как в опытах на животных согласно [108;166].

Вследствие различной плотности и различной структуры отделов головного мозга, а также перепада гидростатического давления по линии действия перегрузки, деформации мозга под действием перегрузок (инерционных сил) будут распределены неравномерно. Наибольших деформаций можно ожидать в зоне базальных структур, прилегающих к основанию черепа, и ствола мозга, имеющего изогнутую форму.

Под действием инерционных сил, деформаций основания черепа, сил натяжения от спинного мозга и давления вышележащих структур ствол мозга может быть настолько деформирован, что может быть прижат к краю намета мозжечка и костным структурам

выхода в спинномозговой канал, что уже само по себе может послужить причиной потери сознания [111].

Следует отметить, что прогиб основания черепа в сторону свода (см. выше) будет дополнительно деформировать не только ствол мозга, а также и базальные структуры мозга и 12 пар черепно-мозговых нервов, проходящих сквозь основание черепа.

4.2.4. Индивидуальная устойчивость к перегрузке «голова – таз»

Статистические данные. На рис. 4.10 приведены результаты статистической обработки опытов на центрифуге с группой летчиков по оценке их устойчивости к перегрузке «голова – таз» [256].

В группу входили 1434 человека. Скорость нарастания перегрузки не превосходила $(\dot{n})_z \leq 1$ 1/с. Средства защиты от перегрузок (ППК; ППМ) не применялись.

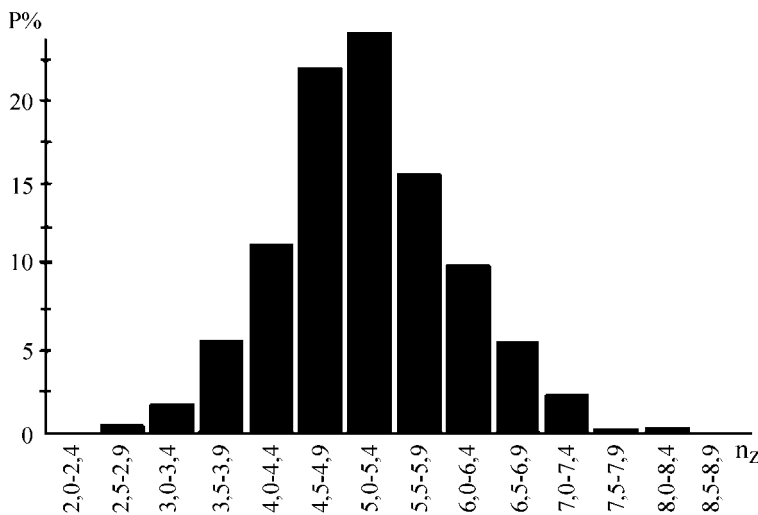


Рис. 4.10. Индивидуальная устойчивость к перегрузке «голова – таз» в группе летчиков 1434 чел.; $(\dot{n}_z) < 1$. Без наддува ППК. Без мышечного напряжения. Центрифуга

Как видно из рис. 4.10 распределение летчиков по их устойчивости к перегрузке оказалось близким к закону нормального распределения.

Значительный практический интерес представляет присутствие в группе лиц, устойчивых к перегрузке $(n_z) = 8,5 \dots 9$, а также лиц с пониженной устойчивостью на уровне $(n_z) = 2,5 \dots 3$.

Сходные данные приводятся в [2;166] (таблица 4.11).

Таблица 4.11

Реакции человека со специальной физической подготовкой на величину длительно-действующей перегрузки «голова-таз»

| № п/п | Средняя перегрузка и диапазон отклонений | Реакция на перегрузку |
|-------|--|---|
| 1 | 2 | Чувство прижатия к сиденью, тяжесть в руках и ногах |
| 2 | 3...3,5 | Невозможно встать с сиденья. Тяжесть в теле, боли в мышцах. Отвисание щек; деформация тела; наклон головы, бледность лица |
| 3 | 4,1(2,2...7,1) | Потеря периферического зрения |
| 4 | 4,7(2,7...7,8) | Полная потеря зрения («черная пелена») |
| 5 | 5,4(3,0...8,4) | Потеря сознания |

Влияние исходной позы. В таблице 4.12 приведены материалы испытаний на самолете по оценке влияния на переносимость перегрузок «голова – таз» исходной позы, принятой человеком перед началом действия перегрузки.

Наименьшая переносимость перегрузки зафиксирована в позе стоя; наибольшая – в позе «на корточках».

Позе «на корточках» сопутствует напряжение ряда мышечных групп, что представляет собой применение в неявной форме определенного противоперегрузочного маневра; кроме того при использовании этой позы уменьшается высота столба крови, находящаяся под действием перегрузки.

Одновременно за счет уменьшения углов в тазобедренном и коленном суставах происходит частичное пережатие кровеносных сосудов, идущих в бедра и голени, что также способствует поддержанию кровяного давления в верхней части тела, в том числе и на уровне головы.

Таблица 4.12

Переносимость человеком перегрузки «голова-таз» при различных позах, принятых до начала действия перегрузки. Опыты на самолете. [166]

| № п/п | Поза | Перегрузка (n _z) | |
|-------|----------------|------------------------------|--------------------------|
| | | Без замечаний | Появление «серой пелены» |
| 1 | Стоя | – | 4...4,5 |
| 2 | Сидя | 4 | 4,5 |
| 3 | «На корточках» | 5,5...6 | – |

Готовность к восприятию перегрузки. Устойчивость человека к перегрузке зависит также от функционального состояния его нервной системы. Как видно из таблицы 4.13 в экспериментах на 2-х местных самолетах, когда летчик летал в качестве пассажира, его устойчивость к перегрузкам снижалась на 10%...13%.

Таблица 4.13

Сравнительные данные о переносимости перегрузок «голова-таз» летчиками, летавшими в качестве пилота или пассажира [166]

| № п/п | Реакция на воздействие | Перегрузка (n _z) | | Снижение переносимости перегрузки у пассажира % |
|-------|------------------------------------|------------------------------|-----------------------|---|
| | | В положении пилота | В положении пассажира | |
| 1 | Зрения ясное | 4,3 | 3,8 | 11,6 |
| 2 | Затуманивание зрения | 4,6 | 4,1 | 10,8 |
| 3 | Утрата периферического зрения | 5,0 | 4,4 | 12,0 |
| 4 | Полная утрата зрения | 5,4 | 4,7 | 13,0 |
| 5 | Полное обескровливание сосудов уха | 5,3 | 4,6 | 13,0 |

Возраст, здоровье, пол. Влияние возраста и отклонений здоровья от нормы на переносимость перегрузок «голова – таз» показано в таблицах 4.14...4.17.

Для здоровых лиц наилучшая переносимость перегрузок зафиксирована в возрасте 25...39 лет. В этой группе (201 чел.) отмечено снижение переносимости перегрузок примерно на 5% для возрастных групп 20...24 года и 40...49 лет (таблица 4.14).

Для летчиков с сосудисто – вегетативной недостаточностью наилучшая переносимость перегрузок имела место в возрасте 30...39 лет; в этой группе (127 чел.) относительно соответствующего возраста здоровых лиц отмечено снижение переносимости примерно на 15%. Внутри этой группы снижение переносимости перегрузок для лиц в возрасте 20...24 года составило примерно 15% , а для возраста 40...49 лет соответственно 10%.

Для группы испытуемых нелетных профессий (96 чел) в возрасте 21...50 лет без отклонений здоровья от нормы отмечено снижение переносимости перегрузок в возрастной группе 21...25 лет на 18% и в группе 46...50 лет на 20% (таблица 4.15).

В группе испытуемых в возрасте 41...58 лет (45 чел.; в том числе здоровых 23 чел.; с начальными признаками атеросклероза

22 чел.) отмечено снижение переносимости перегрузок на 16,7%...20% у лиц с признаками атеросклероза (таблица 4.16).

В работе [58] представлены материалы о переносимости перегрузок «голова – таз» группой летчиков, имевших отклонения здоровья от нормы. Исследования проводились на центрифуге. Переносимость перегрузок оценивалась по сужению периферического поля зрения («серая пелена»).

При вращении не применялись средства, повышающие переносимость перегрузок человеком. Средние значения переносимой перегрузки составили:

$(n_z)_{cp} = 6,41$ для всей группы;

$(n_z)_{cp} = 6,48$ для здоровых (66,9% от всей группы);

$(n_z)_{cp} = 6,29$ для летчиков, имевших отклонения здоровья от нормы.

Самые частые случаи отклонения здоровья от нормы и их переносимость приведены в таблице 4.17.

Представляют интерес материалы о переносимости перегрузок «голова-таз» женщинами.

В работах [89;240; 266] проверяли устойчивость группы практически здоровых женщин в возрасте 23...39 лет к перегрузкам «голова-таз» до $n_z = 5$ и перегрузкам «грудь-спина» до $n_x = 8$.

Наиболее низкую устойчивость к перегрузкам имели женщины моложе 25 лет; наиболее высокую – в возрасте 31...39 лет. Установлено, что переносимость максимальных перегрузок женщинами в возрасте до 30 лет была хуже, чем у мужчин.

Таблица 4.14

Переносимость перегрузок «голова-таз» в различных возрастных группах.
[177]

| № группы | Возраст в группе | Переносимые перегрузки (n_z) | |
|------------------|------------------|---|---|
| | | Здоровые лица (летчики и лица других профессий) | Летчики с сосудисто-вегетативной недостаточностью |
| 1 | 20...24 | 5,6+0,03 | 4,4+0,28 |
| 2 | 25...29 | 6,0+0,10 | 4,71+0,20 |
| 3 | 30...34 | 6,0+0,10 | 5,1+0,19 |
| 4 | 35...39 | 6,0+0,20 | 5,2+0,20 |
| 5 | 40...49 | 5,7+0,15 | 4,7+0,40 |
| Всего по группам | | 5,9+0,04 (для 201 чел.) | 4,87+0,00 (для 127 чел.) |

Примечания. 1. $\dot{n} = 0,4...0,5$ 1/с

2. $t_{плоч} = 30$ с; без ППК.

Таблица 4.15

Переносимость перегрузок «голова-таз» лицами нелетных профессий в различных возрастных группах [76]

| Перегрузка n_z | Возрастные группы (годы) | | | | | |
|---------------------|---|---------|---------|---------|---------|---------|
| | 21 – 25 | 26 – 30 | 31 – 35 | 36 – 40 | 41 – 45 | 46 – 50 |
| | % лиц с хорошей и удовлетворительной переносимостью | | | | | |
| 3 | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 |
| 4 | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 |
| 5 | 82 | 100 | 100 | 100 | 100 | 80 |

- Примечания. 1. $\dot{n} = 0,2$ 1/с
 2. $t_{\text{плоч}} = 30$ с
 3. Контингент 96 мужчин нелетных профессий, впервые подвергшихся действию перегрузки.
 4. При статическом напряжении мышц брюшного пресса и ног; без ППК.

Таблица 4.16

Переносимость перегрузок «голова-таз» лицами в возрасте 41-58 лет [87]

| Перегрузка n | % медицинских противопоказаний | | | |
|-------------------|--------------------------------|---------------------------------------|----------|----------|
| | Здоровые | С начальными признаками атеросклероза | | |
| | | 1 группа | 2 группа | 3 группа |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 0 | 0 | 16,7 | 20 |

- Примечания. 1. $\dot{n} = 0,2$ 1/с
 2. $t_{\text{плоч}} = 30$ с
 3. Обследовано 45 мужчин: 23 здоровых; 22 с начальными признаками атеросклероза.
 4. При статическом напряжении мышц брюшного пресса и ног; без ППК.

Таблица 4.17

Переносимость перегрузок «голова – таз» (n_z) летчиками с отклонениями здоровья от нормы [58]

| № п/п | Диагноз | Частота встречаемости % | Переносимая перегрузка (n_z) |
|-------|------------------------------------|-------------------------|----------------------------------|
| 1 | Понижение остроты зрения | 9,45 | 6,26 |
| 2 | Дегенерат. изменения позвоночника | 6,22 | 6,23 |
| 3 | Ослабление слуха | 4,55 | 6,21 |
| 4 | Язвенная болезнь | 4,42 | 6,30 |
| 5 | Нарушен. деят. кровеносн. системы. | 4,12 | 6,20 |
| 6 | Перенесенная почечная колика | 2,42 | 6,25 |
| 7 | Артериальная гипертония | 1,04 | 6,83 |
| 8 | Психические расстройства | 1,11 | 5,98 |
| 9 | Неврозы | 0,45 | 5,91 |
| 10 | Последствия травм | 0,96 | 6,30 |

4.2.5. Доза перегрузки

Как известно, маневренная перегрузка $(n_z)_{\text{маневр.}}$ служит средством изменения вектора скорости самолета (в общем случае, по величине и направлению). При возникновении $(n_z)_{\text{маневр.}}$ экипаж подвергается воздействию ускорения (перегрузки). Традиционно диаграмма перегрузки $n_z(t)$ характеризуется тремя основными параметрами (рис. 4.11):

- максимальным (амплитудным) значением перегрузки $(n_{z \text{ max}})$;
- длительностью действия максимальной перегрузки $(t_{\text{пл.}})$;
- скоростью нарастания перегрузки (\dot{n}_z) .

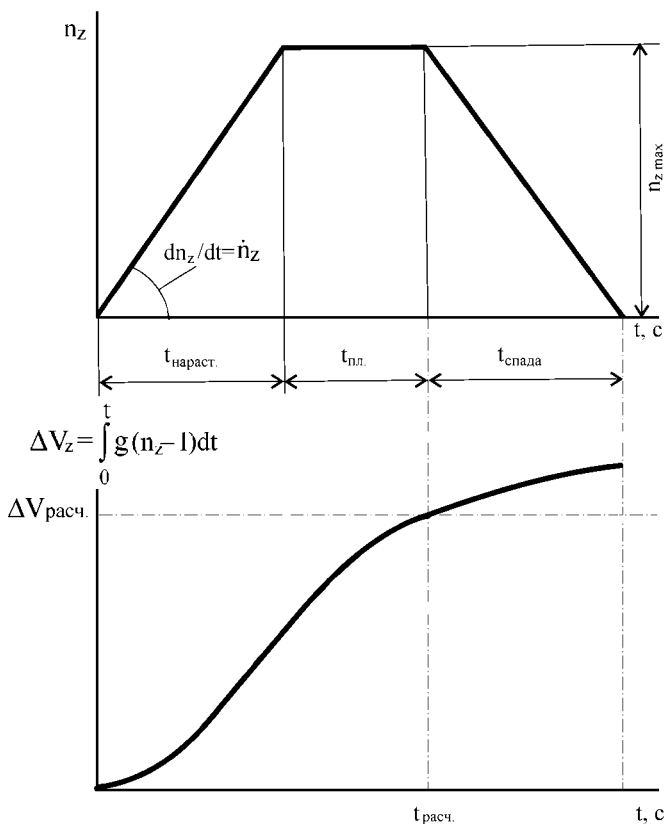


Рис. 4.11. Параметры диаграммы перегрузки

Эти параметры используются для физиологической оценки допустимости (недопустимости) воздействия перегрузки $n_z(t)$ на человека.

При таком подходе возникает ряд проблем.

Для диаграммы перегрузки в форме трапеции, которая обычно используется в опытах с испытуемыми на центрифуге, на этапе возрастания перегрузки от $n_z=1$ до $n_z=n_{z\max}$ при различных величинах скорости нарастания перегрузки (\dot{n}_z) допускается ошибка 10%...20% и более в оценке суммарного воздействия импульса инерционных сил (перегрузки) на человека (рис. 4.12);

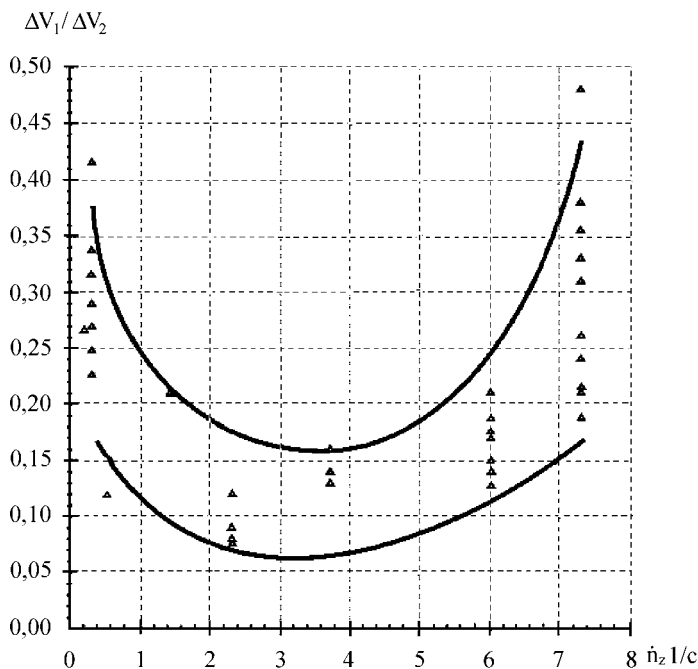


Рис. 4.12. Соотношение дозы перегрузки на этапах разгона (ΔV)₁ и площадки (ΔV)₂ в опытах на центрифуге

В случае рассмотрения диаграммы пилотажной перегрузки $n_z(t)$, которая, как правило, имеет несколько пиков, где $n_z > 1$, и несколько площадок, где $n_z = 1$, объективная физиологическая оценка допустимости/недопустимости воздействия затруднена.

В подобных задачах существенное значение имеет интеграл ускорения (рис. 4.11): $\Delta V_z = g \int (n_z - 1) dt$, который характеризует скорость, теряемую/приобретаемую системой «человек – кресло»

(СЧК) за время действия перегрузки (n_z), а также характеризует одновременно полный импульс инерционных сил, которые действовали на СЧК*.

Рассмотрим примеры. На рис. 4.13 из [36] приведены три диаграммы $n(t)$, предельно-допустимые для человека (в качестве примера рассматривается случай действия на человека поперечной перегрузки «грудь – спина»). В комментариях к этим диаграммам в [36] сделан вывод, что допустимый уровень (n_{max}) растет с ростом скорости нарастания перегрузки (\dot{n}).

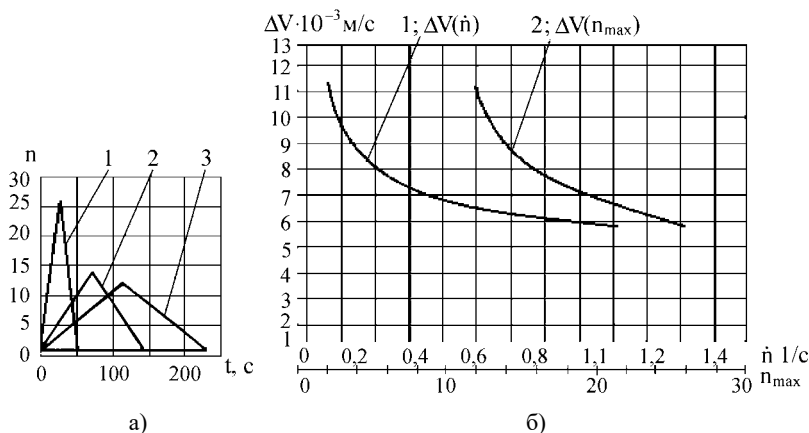


Рис. 4.13. Влияние скорости нарастания перегрузки на величину дозы перегрузки, предельно – переносимой человеком.
 а) по [36]; 1. (\dot{n}) = 1 1/с; 2. (\dot{n}) = 0,2 1/с; 3. (\dot{n}) = 0,1 1/с . б) расчет по данным [36]

Действительно, как видно из графика, приведенного на рис. 4.13 а) из [36] при $\dot{n} = 1$ 1/с в опыте была достигнута максимальная перегрузка $n = 26$ ед., в то время, как при $\dot{n} = 0,2$ 1/с и $\dot{n} = 0,1$ 1/с максимально достигнутая перегрузка составила $n = 14$ и $n = 12$ ед соответственно. Однако, как видно из графиков, приведенных на рис. 4.13 б), которые построены автором с использованием экспериментальных данных из рис. 4.13 а), достигнутая в опыте при $n = 26$ доза перегрузки (ΔV) уменьшилась в два раза при изменении скорости нарастания перегрузки от (\dot{n}_z) = 0,1 1/сек до (\dot{n}) = 1 1/с.

* В дальнейшем тексте книги параметр (ΔV) именуется «доза перегрузки» в целях сохранения единой терминологии.

Таким образом, трактовка эффекта возрастания (\dot{n}) как средства к повышению переносимости величины перегрузки, изложенная в [36], в действительности при системном анализе оказывается ошибочной, поскольку при этом достигнутое изменение скорости, что является целью создания перегрузки, существенно (в 2 раза) уменьшилось.

Изложенный пример показывает, что использование параметра

$$\Delta V = g \int_0^t (n-1) dt$$

задач о воздействии перегрузок на человека.

Отметим, что при исследовании ударных перегрузок параметр (ΔV) применяется традиционно как необходимый инструмент анализа (см. гл. 7).

В последнее время интеграл ускорения (либо интеграл перегрузки) ряд исследователей также использовали при рассмотрении отдельных задач о воздействии длительных перегрузок на человека [92; 261].

Ввиду существенного значения для безопасности человека в поле перегрузки параметра (ΔV), автором выполнен ретроспективный анализ этого параметра по материалам опубликованных экспериментальных исследований, посвященных пределам переносимости перегрузок человеком [16; 18; 203; 252].

На рисунке 4.14 а) по данным [252] и таблицы 4.6 в новых координатах « $\Delta V - \dot{n}$ » построена зависимость $\Delta V_z = f(\dot{n}_z)$, относящаяся к случаям появления «черной пелены» и потери сознания в опытах на центрифуге с испытуемыми и летчиками без ППК.

Как видно из рисунка 4.14 в диапазоне (\dot{n}_z) = 2...7,3 1/с доза перегрузки (ΔV_z) практически не зависит от величины (\dot{n}_z) и равна $(\Delta V_z)_{\max} \approx 400$ м/с.

Представляет интерес рассмотрение причин некоторых вариаций значения (ΔV_z) в зоне больших скоростей нарастания перегрузки (\dot{n}_z) = 6...7,3 1/с.

В работе [263] приведены результаты анализа экспериментов на центрифуге с добровольцами – испытуемыми, которые проводились в течение 11 лет (всего 501 опыт). Одна из целей анализа состояла в оценке точности диагностики момента наступления потери сознания (ПС) у испытуемого. Все случаи ПС по времени диагностики были разбиты на 3 группы:

- ранняя диагностика; наблюдалась в 111 опытах (22% случаев);
- совпадающая диагностика; наблюдалась в 198 опытах (39,5 % случаев);
- поздняя диагностика; наблюдалась в 192 опытах (38,3 % случаев).

Согласно [263], ранняя диагностика ПС обычно отмечалась при медленном нарастании перегрузки, в то время как поздняя диагностика чаще наблюдалась при быстром нарастании перегрузки (таблица 4.18).

Таблица 4.18

Ошибка в опознании момента потери сознания (ПС) при испытаниях на центрифуге. 501 эксперимент. Без ППК. [263]

| № п/п | Наименование параметра | $\dot{n}_z < 1 \text{ 1/c}$ | | $\dot{n}_z > 1 \text{ 1/c}$ | |
|-------|--|-----------------------------|------------|-----------------------------|-----------|
| | | <i>m</i> | σ | <i>m</i> | σ |
| 1 | Градиент нарастания перегрузки (+ \dot{n}_z), 1/c | 0,12 | $\pm 0,14$ | 2,7 | $\pm 1,2$ |
| 2 | Градиент спада перегрузки (- \dot{n}_z), 1/c | 0,67 | $\pm 0,57$ | 1,9 | $\pm 0,4$ |
| 3 | ΔV_z к моменту ПС, м/с* | 2345 | ± 1020 | 589 | ± 304 |
| 4 | Ошибка во времени опознания момента ПС, с | -0,04 | $\pm 2,2$ | 0,4 | $\pm 2,0$ |

Примечания. 1. *m* – среднее статистическое; σ – стандартное отклонение

2. $\Delta V_z = g \int_{t=0}^{t=t_{nc}} (n - 1) dt$ – доза перегрузки, воспринятой испытуемым к моменту ПС. Расчеты автора по данным [263]*

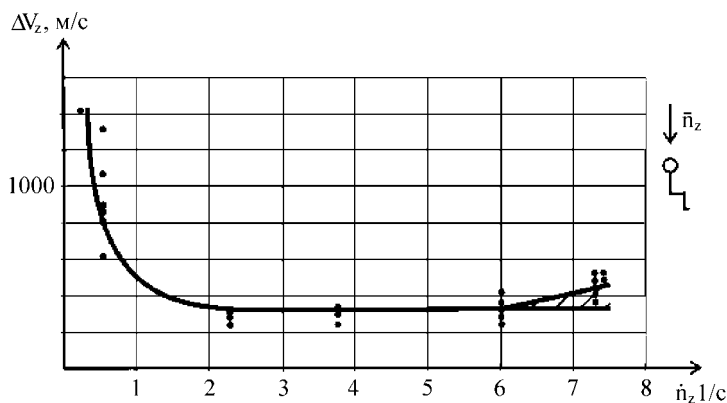
Установлено, что поздняя диагностика ПС в случаях медленного нарастания перегрузки сопровождалась значительно более выраженным удлинением периодов абсолютной и относительной неработоспособности испытуемых по сравнению со случаем быстрого нарастания перегрузки, увеличивалась также частота мышечных судорог.

В случае поздней диагностики ПС величина $(\Delta V)_{zmax}$ оказывается завышенной по сравнению с ее значением в момент фактического наступления ПС.

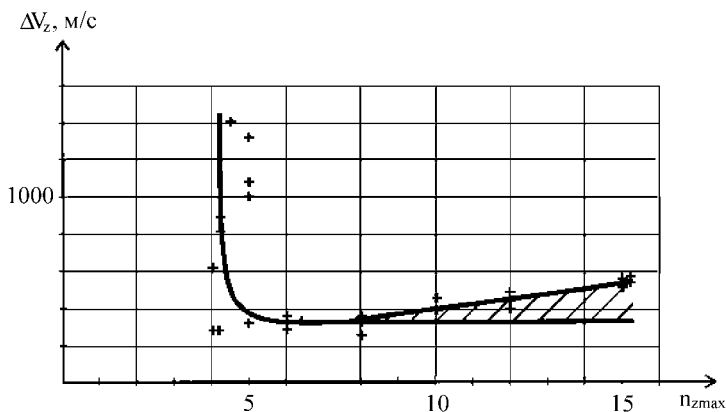
Как видно из таблицы 4.18 уже при скорости нарастания перегрузки (\dot{n}_z) = 2,7 1/c имеет место достоверное позднее опознание

момента ПС. Естественно ожидать, что при увеличении скорости нарастания перегрузки почти в три раза (до $\dot{n}_z=7,3$ 1/с) вероятность поздней диагностики возрастет.

На рис. 4.14 б) данные тех же опытов из [252], где наблюдалась «черная пелена» или потеря сознания, построены в координатах « $\Delta V - n_{z\max}$ ». Как видно из графика в диапазоне $(n_z)_{\max} = 10 \dots 15$ ($\dot{n}_z = 6 \dots 7,3$ 1/с) формально с ростом перегрузки несколько повышается величина интеграла ускорения, которая зафиксирована к моменту ПС или к моменту появления «черной пелены».



а)



б)

Рис.4.14. Максимальная доза перегрузки (ΔV_z) как функция скорости нарастания (а) и амплитуды (б) перегрузки. Расчет по данным табл. 4.6

Однако, с учетом данных таблицы 4.18, а также по физическому смыслу событий это повышение (ΔV_z) с ростом ($n_{z\max}$) на рис. 4.14 б) связано только с поздней диагностикой момента ПС в экспериментах, которые проводились при больших скоростях нарастания перегрузки.

Изложенные материалы показывают, что в области скоростей нарастания перегрузки «голова – таз» (\dot{n}_z) = 2...7,3 1/с и амплитудных значениях перегрузки $n_z = 6...15$ величина дозы перегрузки, предельно – переносимой человеком, есть величина практически постоянная и не зависит от амплитуды и скорости нарастания перегрузки.

Отметим, что полученные новые данные о предельных значениях параметра ($\Delta V_{z\max} \cong \text{const}$) в зоне больших перегрузок и скоростей их нарастания (см. рис. 4.14) представляют значительный теоретический и практический интерес для выяснения механизма потери сознания человеком при действии перегрузки «голова – таз».

На основании приведенных данных представляется возможным принять в качестве рабочей гипотезы следующее положение.

До начала действия перегрузки «голова – таз» (n_z) человек обладает некоторым запасом физиологической устойчивости (ЗФУ) к воздействию (n_z). По мере действия $n_z(t)$ и роста накопленной величины (ΔV_z) – дозы перегрузки – запас физиологической устойчивости уменьшается. Момент потери сознания соответствует исчерпанию ЗФУ.

Величина (ΔV_z), накопленная к моменту ПС, может рассматриваться как предельно-переносимая доза перегрузки «голова – таз».

Предельная доза перегрузки (ΔV_z) зависит от скорости нарастания перегрузки (\dot{n}_z), от амплитуды перегрузки, от формы диаграммы $n_z(t)$ и, по-видимому, может варьировать в зависимости от уровня усталости пилота и его индивидуальной устойчивости к перегрузке.

Отметим, что при определенных условиях циклические перегрузки переносятся человеком лучше, чем непрерывно действующие. На рисунке 4.15 представлены данные о переносимости испытуемыми циклических перегрузок «голова – таз» (n_z) [74]. В таблице 4.19 приведены результаты сравнительного анализа времени переносимости перегрузок при их непрерывном и циклическом воздействии на человека.

Как видно из таблицы 4.19 при циклическом воздействии перегрузок «голова-таз» в условиях эксперимента величина переносимой дозы перегрузки существенно возрастала; при этом минимальное значение перегрузки при циклическом воздействии не выходило в область отрицательных перегрузок «таз-голова» ($-n_z$).

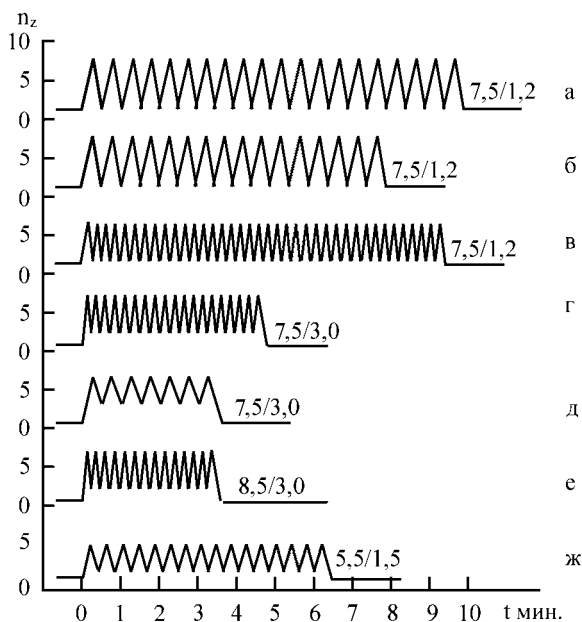


Рис. 4.15 Время переносимости испытателями в ППК многократного воздействия перегрузок различной интенсивности. Опыты на центрифуге.

а – при выполнении операторской работы; предел не достигнут.

б; в; г; д – достигнут предел переносимости;

е; ж – предел переносимости не достигнут.

Цифры справа – величины $(n_z)_{\max}$ и $(n_z)_{\min}$.

Таблица 4.19

Результаты сравнительного анализа времени переносимости человеком перегрузки «голова-таз» (n_z) при непрерывном и циклическом воздействии [74]

| При циклическом воздействии | | | | Максимальная длительность воздействия, t_{\max} , с | | ΔV_{Σ} , м/с | |
|-----------------------------|---------------------------------|------------------------------------|--------------------|---|--------------------------------|---------------------------------------|---|
| Серия опытов | $\frac{n_{z \max}}{n_{z \min}}$ | Длительность одного цикла, t , с | ΔV_1 , м/с | Непрерывно $t_{н. \max}$, с | Периодически $t_{ц. \max}$, с | Непрерывно $\Delta V_{н. \max}$, м/с | Периодически $\Delta V_{ц. \max}$, м/с |
| | | | | | | | |
| в* | 5*/1,2 | 16 | 330 | 124 | 608 | 5160 | 14100 |

Примечания (к табл. 4.19)

1. В опытах серии (б) достигнутое число циклов составило 16,5;

$\dot{n}=0,39$ 1/с.

2. В опытах серии (в) достигнутое число циклов составило 38;

$\dot{n}=0,78$ 1/с.

3. $t_{\max}=124$ с при $n=6$ по [18] .

4. $\Delta V_1 = g \int_0^{t_y} (n_z - 1) dt$ – импульс воздействия $n_z(t)$ за один цикл; расчет.

5. $\Delta V_\Sigma = g \int_0^{t_{\max}} (n_z - 1) dt$ – суммарный импульс $n_z(t)$ за время воздействия t_{\max} ; расчет.

6. В опытах [74] время действия $n_{z \max}$ в одном цикле составляло $t'_{\max}=1$ с.

7*. Расчеты, включенные в таблицу, проводились в предположении о снижении уровня перегрузки $n_z=7,5$ при использовании ППК [74] до $n_z=5^*$ в случае проведения тех же экспериментов без использования ППК.

4.2.6. Математическая модель головного мозга человека в поле длительно – действующей перегрузки

Существование дозы перегрузки как константы, на превышение которой при воздействии перегрузки «голова – таз» головной мозг человека реагирует потерей сознания, по – видимому, можно рассматривать как признак некоторых глубинных свойств головного мозга, исследование которых представляет несомненный теоретический и практический интерес.

Прямое отношение к упомянутым свойствам имеет вопрос о природе напряжений и деформаций, возникающих в мозге под действием инерционных сил (перегрузок).

На рисунке 4.16 по [121] приведены результаты измерения напряжений на поверхности мозга во времени (опыты на животных) при статическом надавливании на поверхность мозга пластины площадью 1 см^2 . Пластина погружалась в мозг на 3мм за время 60с.

В результате обработки материалов экспериментов показано, что ткани живого мозга при малых деформациях можно рассматри-

вать как линейную вязкоупругую среду с переменными свойствами, зависящими в значительной степени от гемодинамических показателей мозгового кровообращения, в частности, от артериального и венозного давления.

Согласно [121] модуль релаксации для мозга, как для однородной вязко – упругой среды имеет вид:

$$E(t) = E_0 + E_d e^{-t/T};$$

где

$E_0 = (0,2 \dots 0,3) 10^4$ Па – статический компонент модуля релаксации;

$E_d = (0,25 \dots 0,5) 10^4$ Па – динамический компонент модуля релаксации;

$T = 5 \dots 15$ минут – время релаксации.

Классической расчетной моделью вязкоупругой среды при одноосных деформациях служит модель Максвелла [154] (рис. 4.17).

Модель Максвелла состоит из упругого и вязкого элементов, соединенных последовательно. При действии на модель нагрузки напряжения в обоих элементах будет одинаковым, а деформации – различными.

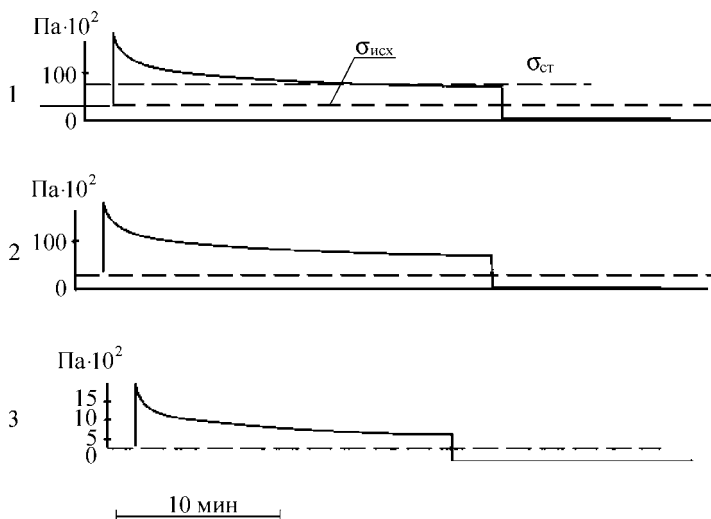


Рис. 4.16. Релаксация механического напряжения при ступенчатой деформации ткани живого и мертвого мозга. Абсцисса – время; ордината – величина механического

сопротивления, приходящегося на 1 см² площади.

1; 2 – запись релаксации живого мозга; 3 – мертвого мозга

Для упругого элемента модели имеем:

$$\sigma = E\varepsilon_y; \quad 4.1$$

σ – напряжение;

E – модуль упругости;

ε_y – относительная деформация упругого элемента.

Для вязкого элемента модели имеем:

$$\sigma = v (d\varepsilon_B/dt); \quad 4.2$$

v – коэффициент вязкости;

ε_B – относительная деформация вязкого элемента.

Суммарная деформация:

$$\varepsilon = \varepsilon_y + \varepsilon_B; \quad 4.3$$

Исключая из соотношений 4.1...4.3 ε_y и ε_B , получим:

$$d\sigma/dt = E(d\varepsilon/dt) - \sigma/T; \quad 4.4$$

$T = v/E$ – константа, имеющая размерность времени и называемая временем релаксации.

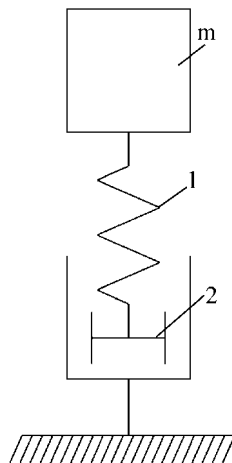
Следуя [154], рассмотрим основные случаи нагружения модели Максвелла.

1. Если суммарная деформация постоянна во времени ($\varepsilon = \text{const}$) ее производная в уравнении (4.4) обращается в нуль и для напряжения имеем:

$$\sigma = \sigma_0 e^{-t/T}, \quad 4.5$$

где σ_0 – напряжение в начальный момент времени.

Из формулы для (σ) видно, что время релаксации (T) по физическому смыслу соответствует времени действия напряжения, когда начальное напряжение (σ_0), падающее по экспоненте, снижается в 2,71 раза.



2. Если напряжение постоянно во времени ($\sigma = \text{const}$) ее производная в уравнении (4.4) обращается в нуль и для деформации имеем:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 + (\sigma/\nu)t; \quad 4.6$$

ε_0 – деформация модели в начальный момент времени.

3. Если напряжение равномерно увеличивается во времени ($\sigma = kt$) деформация (ε) изменяется во времени по параболическому закону:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 + (kT/\nu)t + (k/2\nu)t^2; \quad 4.7$$

Графики, соответствующие случаям 1 и 2, приведены на рис. 4.18 и рис. 4.19.

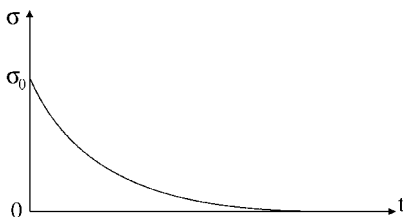


Рис. 4.18. Реакция модели Максвелла на нагрузку. Случай 1 (пояснения в тексте)

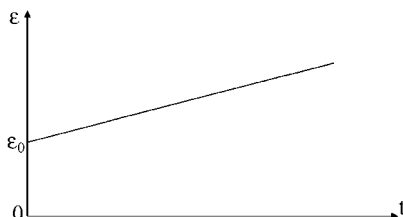


Рис. 4.19. Реакция модели Максвелла на нагрузку. Случай 2. (пояснения в тексте)

Как известно, головной мозг человека глубоко структурирован, пронизан сосудами кровеносной системы, имеет ряд жестких и полужестких образований. Ввиду весьма сложного устройства мозга разработка математических моделей, отражающих как его действительную структуру, так и физико – механические характеристики отдельных его компонентов затруднена, в настоящее время подобные модели не разработаны.

Рис. 4.17. Модель Максвелла.
1 – упругий элемент;
2 – вязкий элемент

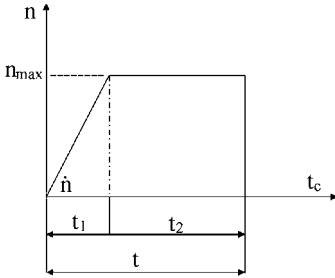


Рис. 4.20. Расчетная диаграмма перегрузки

Для расчетных оценок первого приближения, следуя [121], будем рассматривать мозг как однородную вязкоупругую среду с одноосными напряжениями. Принятое допущение позволяет применить модель Максвелла для анализа напряжений и деформаций головного мозга человека в поле перегрузки.

Применительно к испытаниям на центрифуге по оценке переносимости человеком перегрузки «голова – таз» при воздействии постоянной перегрузки (на площадке) головной мозг человека будет нагружаться по схеме приведенного выше расчетного случая (2); на этапе роста перегрузки при разгоне центрифуги по схеме случая (3).

Рассмотрим следующую задачу. На модель (рис. 4.17) действует перегрузка во времени с диаграммой согласно рис. 4.20. Требуется определить деформацию связи модели.

На первом этапе возрастания перегрузки в диапазоне времени (t_1) напряжение в связи растет: $\sigma = kt_1$. Деформация выражается уравнением (4.7). После подстановки $v = TE$ уравнение (4.7) запишется в виде:

$$\varepsilon_1 = (k/E)t_1 + (k/2TE)t_1^2; \varepsilon_0 = 0 \text{ при } t = 0.$$

На втором этапе при $n = \text{const}$ $\sigma = \text{const}$ и уравнение (4.6) запишется в виде:

$$\varepsilon_2 = \varepsilon_0 + (\sigma/TE)t_2; \text{ где } \varepsilon_0 = \varepsilon_1;$$

Максимальная деформация (ε_{max}) будет иметь место при:

$$t_1 = t_{1\text{max}}; t_2 = t_{2\text{max}}; \sigma = kt_{1\text{max}}; t = t_{1\text{max}} + t_{2\text{max}};$$

Расчетное уравнение для максимальной деформации (ε_{max}) имеет вид:

$$\varepsilon_{\text{max}} = (kt_{1\text{max}}/2TE)(2T + t_{1\text{max}} + 2t_{2\text{max}}); \tag{4.8}$$

$$E = 0,3 \cdot 10^4 (1 + e^{-vT}),$$

В расчете принято $E_0 = E_d = 0,3 \cdot 10^4$ Па.

Расчетное уравнение для упругой части деформации имеет вид:

$$(\epsilon_{\text{упруг}}) = \kappa t_{1\text{max}}/E_1; \quad 4.9$$

Расчетное уравнение для вязкой части деформации имеет вид:

$$(\epsilon_{\text{вязк}}) = \kappa(t_{1\text{max}})^2/E_1 T + (\kappa t_{1\text{max}}/E_2 T)t_{2\text{max}}; \quad 4.10$$

$$E_1 = 0,3 \cdot 10^4 (1 + e^{-t/T}), \text{ где } t = t_{1\text{max}};$$

$$E_2 = 0,3 \cdot 10^4 (1 + e^{-t/T}), \text{ где } t = t_{1\text{max}} + t_{2\text{max}};$$

Используя уравнения (4.8), (4.9), (4.10) сделаем расчетную оценку деформаций модели.

В качестве исходных данных для расчетов были использованы результаты испытаний на центрифуге по оценке пределов переносимости испытателями перегрузок «голова – таз» из [252] (см. табл. 4.6). В частности, расчеты проводились для условий опытов, где наблюдалась потеря сознания или «черная пелена». Отметим, что данные этих опытов рассматривались ранее в п. 4.2.5 при анализе дозы перегрузки как функции скорости нарастания перегрузки.

При проведении расчетов используем следующие допущения:

Параметр (κ) примем пропорциональным скорости нарастания перегрузки (\dot{n}) в опыте, что соответствует физическому смыслу рассматриваемой задачи: $(\kappa) \sim (\dot{n})$.

Параметр (t) (время действия нагрузки на модель), входящий в выражение для модуля релаксации (E), примем равным:

$(t) = (t_{1\text{max}}) + (t_{2\text{max}})$, где $(t_{1\text{max}})$ – время нарастания перегрузки в опыте; $(t_{2\text{max}})$ – длительность перегрузки на площадке в опыте (табл. 4.7).

Следуя [121] примем:

$T = 300\text{с}$ – время релаксации.

Отметим, что время релаксации (T) в работе [121] было определено в статических условиях, что диктовалось принятой методикой экспериментов.

Эксперименты по оценке пределов переносимости человеком перегрузки «голова – таз» гораздо более скоротечны (см., например, табл. 4.6). Можно предполагать, что в условиях экспериментов на центрифуге время релаксации (T) будет иным, и, вероятнее всего, значительно более коротким. В обоснование такого предположения приведем данные из [263], где исследовалось полное время

неработоспособности испытуемых после потери сознания в опытах на центрифуге при воздействии перегрузки «голова – таз» (группа 198 человек).

Это время согласно [263] составило:

- при скорости нарастания перегрузки (\dot{n}) = 0,12 1/с

$$(t_{\text{полн}}) = 33,6 \pm 12,6 \text{ с}$$

- при скорости нарастания перегрузки (\dot{n}) = 2,7 1/с

$$(t_{\text{полн}}) = 23,8 \pm 11,1 \text{ с.}$$

По физическому смыслу обсуждаемой задачи время релаксации напряжения в головном мозге в опытах на центрифуге должно быть либо меньше, либо иметь тот же порядок, что и время восстановления работоспособности после ПС.

В порядке иммитационного моделирования были проведены также расчеты, в которых время релаксации было принято равным $T = 30$ с.

Ввиду приближенного значения используемых исходных данных величина (ϵ_{max}), вычисленная по уравнениям (4.8; 4.9; 4.10), была пронормирована путем деления (ϵ_{max}) на ($\epsilon_{\text{базов}}$):

$$(\epsilon)_{\text{норм}} = (\epsilon_{\text{max}}) / (\epsilon_{\text{базов}});$$

За параметр нормирования ($\epsilon_{\text{базов}}$) было принято среднее из трех значений (ϵ_{max}), вычисленных по данным опытов №13; 14; 15 табл. 4.6. Указанные опыты были выбраны в качестве базовых, исходя из анализа кривой $(\Delta V) = f(\dot{n})$ (рис. 4.14а), где соответствующие экспериментальные точки расположены с минимальным разбросом.

Результаты расчетов по изложенной методике приведены на рис.4.21; 4.22; 4.23, где вычисленные значения деформации (ϵ)_{норм} построены в функции дозы перегрузки (ΔV_z).

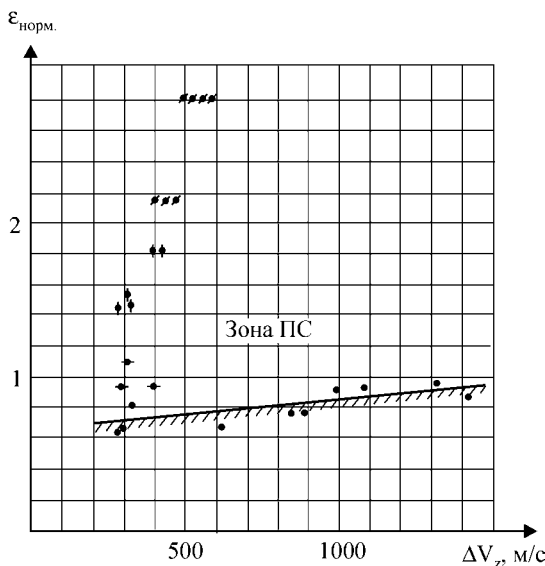


Рис 4.21 Общая относительная деформация ($\epsilon_{\text{норм.}}$) связи модели Максвелла в зависимости от дозы перегрузки (ΔV_z). Расчет. $T=300\text{с}$

$$\begin{array}{l} \bullet \bullet \bullet \quad \dot{n}_z = 0,2 \dots 2,3 \text{ 1/с}; \quad \blacksquare \blacksquare \blacksquare \quad \dot{n}_z = 3,7 \text{ 1/с}; \\ \blacktriangledown \blacktriangledown \blacktriangledown \quad \dot{n}_z = 6 \text{ 1/с}; \quad / / / \quad \dot{n}_z = 7,3 \text{ 1/с} \end{array}$$

Отметим, что нормированная величина деформации ($\epsilon_{\text{норм.}}$) не дает ответа на вопрос о действительных величинах расчетной относительной деформации в связи модели.

Однако использование ($\epsilon_{\text{норм.}}$) позволяет вполне корректно сравнивать расчетные деформации при воздействии на модель перегрузок «голова – таз» с различными скоростями нарастания (\dot{n}_z), амплитудами ($n_{z\text{max}}$) и дозами (ΔV_z), полученными в опытах с испытуемыми.

Анализ материалов расчетов показал:

1. Полученную функцию $\epsilon_{\text{норм.}} = f(\Delta V_z)$ можно рассматривать как пороговую, выше которой лежит зона ПС (рис. 4.21; 4.22).

2. С ростом дозы перегрузки в диапазоне (ΔV_z)=300...1400 м/с ($\dot{n}_z = 2,3 \dots 0,2 \text{ 1/с}$ соответственно) деформации ($\epsilon_{\text{норм.}}$) растут; это обстоятельство особенно отчетливо видно для варианта расчета при времени релаксации $T=30\text{с}$ (рис. 4.22).

При изменении дозы перегрузки от $\Delta V_z = 300$ м/с до $\Delta V_z = 1400$ м/с по расчету деформации увеличиваются с $\epsilon_{\text{норм}} = 0,6 \dots 0,7$ до $\epsilon_{\text{норм}} = 2 \dots 2,1$ (при $T = 30$ с).

3. При использовании в расчетах опытных данных, относящихся к случаям больших скоростей нарастания перегрузки ($\dot{n}_z = 3,7 \dots 7,3$ 1/с, расчетные деформации существенно превышают пороговые величины, при которых формируется ПС.

По расчету в этих опытах величины деформаций составили ($\epsilon_{\text{норм}} = 1 \dots 2,6$ при пороговой величине, достаточной для появления ПС, ($\epsilon_{\text{норм}} = 0,6 \dots 0,7$).

Из этого результата расчета следует, что в опытах при ($\dot{n}_z = 3,7 \dots 7,3$ 1/с могла иметь место поздняя диагностика момента ПС с соответствующим завышением параметров (t_1) и (t_2), использованных в расчете, а также завышением полученной испытателем дозы перегрузки (ΔV_z) относительно порогового значения (ΔV_z), при котором возникает ПС.

Учитывая, что общая длительность воздействия в этих опытах составляла всего ($t = 5 \dots 7,3$ с, вероятность поздней диагностики ПС в подобных опытах практически весьма велика (см. п. 4.2.5 «Доза перегрузки»). К сожалению, в источнике [252] прямых данных на это счет не содержится.

4. Расчеты с отдельным определением упругих и вязкопластических деформаций (рис.4.23) показали, что при ($\Delta V_z = 800 \dots 1400$ м/с и $\dot{n}_z = 0,2$ 1/с вязкопластические деформации в 1,5...2 раза превышают упругие.

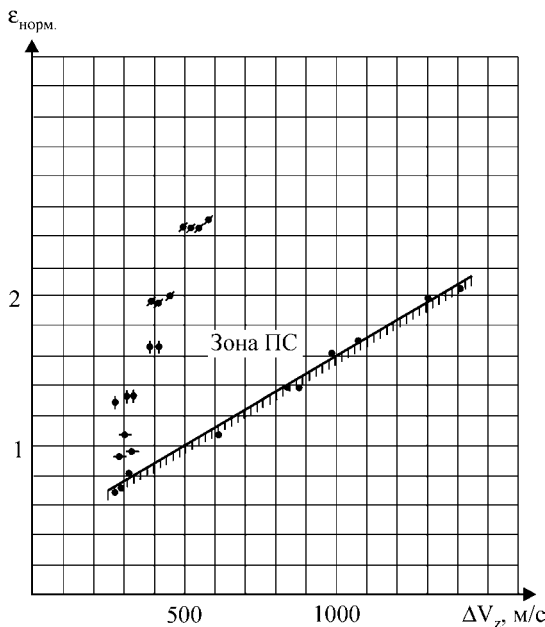


Рис. 4.22. Общая относительная деформация ($\epsilon_{\text{норм.}}$) связи модели Максвелла в зависимости от дозы перегрузки (ΔV_z). Расчет. $T=30\text{ с}$.

$$\begin{array}{l} \bullet \bullet \bullet \quad \dot{\gamma} = 0,2 \dots 2,3 \text{ 1/с}; \quad \blacksquare \blacksquare \blacksquare \quad \dot{\gamma} = 3,7 \text{ 1/с}; \\ \blacktriangledown \blacktriangledown \blacktriangledown \quad \dot{\gamma} = 6 \text{ 1/с}; \quad \ast \ast \ast \quad \dot{\gamma} = 7,3 \text{ 1/с}. \end{array}$$

При больших скоростях нарастания перегрузки $\dot{\gamma} = 3.7 \dots 7.3 \text{ 1/с}$ и при одной и той же предельно – переносимой испытателем дозе перегрузки $\Delta V_z = 300 \dots 400 \text{ м/с}$ упругие деформации по расчету превышают пороговую упругую деформацию, при которой наступает ПС, в 1,7...3,5 раза.

В то же время вязкопластические деформации при больших скоростях нарастания перегрузки не успевают сформироваться и остаются в 1,5...3 раза меньше пороговых упругих деформаций.

5. Во всем диапазоне значений исходных данных при (ΔV_z) = 300...1400 м/с и $\dot{\gamma} = 0,2 \dots 2,3 \text{ 1/с}$ по расчету пороговые упругие деформации связи модели оказались практически постоянными и составили $(\epsilon_{\text{норм.}})_{\text{средн.}} = 0,63 \approx \text{const}$ ($T=30 \text{ с}$).

6. Из результатов расчетов в рамках принятых допущений следует, что потеря сознания может быть защитной реакцией мозга на большие упругие деформации:

– при малых скоростях нарастания перегрузки ($\dot{n}_z < 1$ 1/с) человек благополучно переносит значительную дозу перегрузки $(\Delta V_z) \geq 1400$ м/с благодаря тому, что часть упругих деформаций успевает перейти в вязкопластические;

– при больших скоростях нарастания перегрузки ($\dot{n}_z > 1$ 1/с) вязкопластические деформации не успевают сформироваться и в момент времени, когда упругие деформации возрастают до критического порогового значения – наступает ПС; при этом переносимая человеком доза перегрузки уменьшается с величины $(\Delta V_z) \geq 1400$ м/с до $(\Delta V_z) = 300 \dots 400$ м/с.

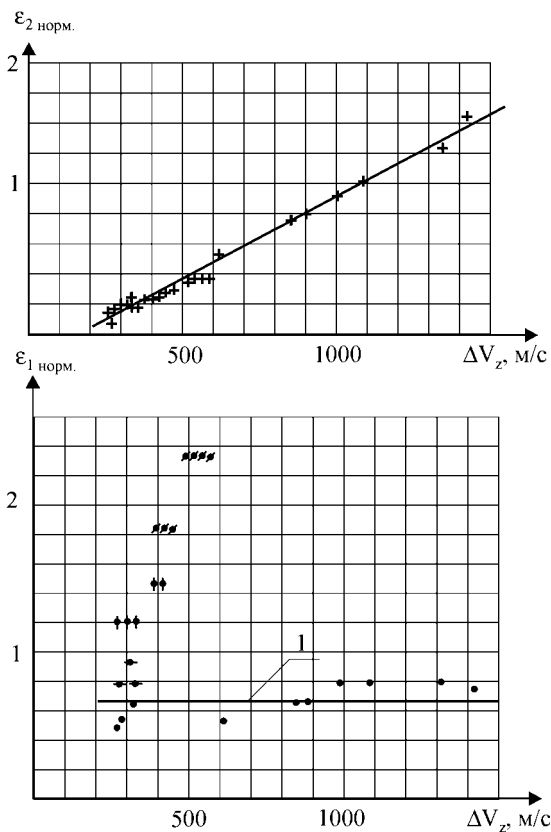


Рис. 4.23 Упругие ($\epsilon_{1 \text{ норм.}}$) и вязкопластические ($\epsilon_{2 \text{ норм.}}$) составляющие общей относительной деформации связи модели Максвелла в зависимости от дозы перегрузки ΔV_z . Расчет. $T=30$ с 1 – средние значения упругих относительных деформаций, соответствующие порогу ПС. ● — ○ — ▽ — ◻ — см. пояснения к рис. 4.21

4.2.7. О механизме потери сознания при длительно – действующей перегрузке «голова – таз»

В настоящее время принято считать (см. выше п.4.2), что основным фактором, ограничивающим переносимость человеком перегрузки «голова – таз», служит нарушение кислородного баланса организма и, прежде всего, нарушение церебрального кровообращения.

В работе [107] перечисляются следующие пути регулирования мозгового кровообращения:

- механическая автостабилизация посредством связи объемов и давлений крови и ликвора в черепе;
- гуморально – химическая регуляция тонуса мозговых сосудов посредством изменения концентрации метаболитов в притекающей крови и в ткани мозга;
- нервно – рефлекторная регуляция просвета мозговых сосудов.

Отметим, что дополнительным существенным фактором, который имеет самостоятельное значение в формировании пределов переносимости человеком перегрузки «голова – таз», служит прямое силовое воздействие перегрузки (инерционных сил) на ткани, структуры и сосуды головного мозга, как системы, обладающей вязкоупругими свойствами. В работе [121], посвященной экспериментальному исследованию вязкоупругих свойств мозга, указано:

«...Такие физические (точнее биомеханические) характеристики ткани мозга, как его упругость, вязкость, пластичность, также являются важными факторами, влияющими на динамику мозгового кровообращения. Например, диапазон изменения просвета сосудов, особенно на уровне капилляров, очевидно, зависит не только от упругости стенок, но и от вязко – упругих показателей ткани, окружающей эти сосуды.

Физический смысл роли упругости и вязкости:

- при увеличении упругости ткани, окружающей стенки сосудов, уменьшается диапазон изменений их просвета;
- при увеличении вязкости могут наступить значительные временные задержки в системе саморегуляции мозгового кровотока.

Таким образом, изменения вязко – упругих свойств ткани при сохранении реакции сосудистой стенки на газовый состав крови и на изменение метаболизма могут повлиять на эффективность саморегуляции мозгового кровотока».

Упругие и вязкопластические деформации, которые возникают и накапливаются в тканях мозга под действием перегрузки «голова – таз» (см. выше п. 4.2.6), включая сосуды, капилляры и окружающую их ткань, существенным образом будут влиять на доставку кислорода к клеткам мозга.

Кроме указанного эффекта, перегрузка (инерционные силы) деформируют непосредственно нервные клетки, что подтверждается результатами морфологических исследований на животных [96, 108, 166].

На основании анализа материалов, изложенных в данной главе, вероятные механизмы возникновения потери сознания под воздействием перегрузки «голова – таз» схематично могут быть представлены в следующем виде.

4.2.7.1. Формирование ПС при скорости нарастания перегрузки (\dot{n}_z) < 1 1/с

Под действием перегрузки:

1. Падает артериальное, венозное и внутричерепное давление.
2. Включаются в работу компенсаторные механизмы сердечно – сосудистой системы по поддержанию АД и обеспечению доставки кислорода к тканям и клеткам мозга.
3. В тканях и структурах мозга накапливаются вязкоупругие деформации, что, дополнительно к действию перегрузки «голова – таз», препятствует доставке кислорода к тканям мозга.
4. К моменту исчерпания компенсаторных резервов ССС и снижения объема доставки кислорода ниже критического уровня наступает потеря сознания.

Выше в п. 4.5 показано, что по расчету для вязкоупругой модели мозга типа Максвелла при изменениях предельно-переносимой дозы перегрузки в широком диапазоне значений (ΔV_z) = 300...1400 м/с упругие деформации, накопленные к моменту ПС, остались практически неизменными.

Не исключено, что накопление в тканях мозга до некоторого порогового значения упругих деформаций, которые не успевают релаксировать, может иметь самостоятельное значение в механизме формирования ПС при (\dot{n}) < 1 1/с.

Формирование напряжений и деформаций под воздействием инерционных сил при одновременном падении тургора мозговой ткани из-за нарушения мозговой и общей гемодинамики, может приводить к

потере сознания человеком, даже при условии развития уровня циркуляторной гипоксии мозга, недостаточного для потери сознания в качестве единственной ее причины.

4.2.7.2. Формирование ПС при скорости нарастания перегрузки ($\dot{n}_z) > 1$ 1/с

Под действием перегрузки:

1. Быстро падает артериальное, венозное и внутричерепное давление. (Скорость падения АД – порядка 13 мм рт. ст./с и более) [236]
2. Доставка кислорода к тканям и клеткам мозга осуществляется за счет работы ССС и сифонного эффекта в связи с резким падением венозного давления. Компенсаторные механизмы ССС не успевают вступить в работу в полном объеме.
3. Соответственно падению артериального, венозного давления и ВЧД падает тургор тканей мозга и их вязкоупругие характеристики.
4. В тканях и структурах мозга накапливаются упругие деформации, которые не успевают релаксировать. При развитии деформаций сверх пороговых значений – наступает потеря сознания. Доза перегрузки в этом случае ($\Delta V_z) = 300 \dots 400$ м/с, что примерно в три – пять раз ниже, чем в случае ($\dot{n}_z) < 1$ 1/с.

Существование в области ($\dot{n}_z) > 1$ 1/с предельно – переносимой дозы перегрузки, как константы, ($\Delta V_z) = 300 \dots 400$ м/с = const, вероятно, может характеризовать некоторый критический пороговый уровень упругих деформаций тканей мозга (базальных структур, ствола мозга и др.) в поле перегрузки; потеря сознания наступает как защитная реакция мозга на деформации, превышающие пороговые.

Существенное значение для понимания обсуждаемой проблемы имеют экспериментальные данные о многократно наблюдавшихся случаях мгновенной потери сознания пилотом при преждевременном прекращении противоперегрузочного маневра (ППМ) в поле действия перегрузки «голова – таз» [224].

При выполнении ППМ артериальное давление повышается вплоть до значений АД = 300 мм рт. ст. [267]. В этих условиях сохраняется высокий тургор в тканях мозга – т.е. в тканях мозга поддерживается высокий уровень упругости.

В момент преждевременного прекращения ППМ, когда еще действует большая по величине перегрузка «голова – таз», артериальное давление резко падает, что влечет за собой столь же резкое падение тургора и упругости тканей мозга.

Величина накопленных к этому моменту под действием перегрузки упругих деформаций в тканях мозга оказывается выше упавшего порогового (безопасного) уровня упругости тканей мозга – наступает мгновенная потеря сознания как защитная реакция мозга на превышение пороговых (безопасных) деформаций тканей и структур мозга под действием инерционных сил (перегрузки).

Одновременно с падением АД нарушается баланс давлений на упругое основание черепа, которое под действием наружного атмосферного давления дополнительно прогнется вовнутрь (в сторону свода) и дополнительно сдеформирует ствол и базальные структуры мозга, что может иметь самостоятельное значение в формировании ПС в этот момент времени.

В работе [121] отмечается, что вязкоупругие характеристики мозга существенно нелинейны и зависят от артериального, венозного и внутричерепного давления. Из приведенных материалов следует, что существенное значение в формировании ПС под действием перегрузки «голова – таз» имеет не только абсолютное значение деформаций, накопленных в тканях мозга, но также соотношение этих деформаций и вязкоупругих характеристик мозга.

В заключение отметим, что проблема потери сознания человеком в поле перегрузки еще далека от полного решения. Несомненный интерес представляли бы целенаправленные исследования влияния нарушений церебральной гемодинамики в поле перегрузки на вязкоупругие свойства мозга, распределение напряжений и деформаций в различных отделах мозга при перегрузках, процесса релаксации напряжений и деформаций во времени и ряда других сопутствующих задач.

4.3. Перегрузка «таз – голова»

Прежде всего отметим, что проблеме переносимости человеком перегрузок «таз-голова» ($-n_z$) посвящено относительно мало работ [2; 36; 40; 41; 166; 202; 222]. Проблема переносимости перегрузок ($-n_z$) рассматривалась применительно к следующим практическим задачам:

- катапультирование вниз при аварийном покидании самолета;
- воздействие на летчика/парашютиста длительных вращений после катапультирования и при спуске с больших высот;
- пилотирование высокоманевренных и спортивных самолетов.

В настоящее время появился практический интерес к нормированию перегрузок «таз-голова», которые могут действовать на физически неподготовленных людей – посетителей аттракционов.

Гемодинамика. Под действием перегрузки «таз-голова» ($-n_z$) происходит перемещение крови в верхнюю часть туловища и голову. В голову сместится и часть ликвора, находящегося в спинномозговом канале.

В таблице 4.3.1 (цит. по [166]) приведены экспериментальные данные о давлении в сонной артерии при воздействии ($-n_z$).

У обезьян при действии ($-n_z$)=12 в течение 40 с наблюдалось повышение давления в венозных пазухах твердой мозговой оболочки с 7 мм рт. ст. до 12 мм рт. ст., т.е. в 1,7 раза.

Согласно [166], Армстронг и Хейл (1937 г.) в качестве испытуемых подвергались воздействию перегрузки «таз-голова» ($-n_z$)=3,5...4. После опыта они писали: «Испытуемый производит впечатление чем-то ошеломленного человека и находится в состоянии психической спутанности. Все его реакции имеют большое сходство с тем, что наблюдается при сотрясении мозга».

Таблица 4.3.1

Изменение артериального давления в сонной артерии под воздействием перегрузки «таз-голова» ($-n_z$)

| № п/п | Объект исследования | $(-n_z)_{\max}$ | Время действ. ($-n_z$) с | Давление в мм рт. ст. | | | | |
|-------|---------------------|-----------------|----------------------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|----------------------------|-----------------------------|
| | | | | до опыта | в опыте, первые 5 с | в опыте, последн. 5 с | после опыта, через 1...4 с | после опыта, через 1...20 с |
| 1 | Обезьяна | 5 | 15 | 105/90 | 145/115 | 120/95 | 78/60 | 80/65 |
| 2 | Человек | 5 | 15 | 140/90 | 205/165 | 175/150 | 125/70 | 135/85 |

Деформации мозга и черепа. При воздействии перегрузки «таз-голова» мозг подвергается сложной пространственной деформации.

Под действием инерционной силы, действующей на отрыв головы от атлантного сочленения, основание черепа будет прогибаться в сторону, противоположную своду. Внутричерепное давление будет повышаться за счет натекания в голову дополнительной массы крови и ликвора, что создает в зоне базальных структур и ствола мозга дополнительную деформацию.

Инерционные силы будут действовать на отрыв от основания черепа базальных структур, которые будут смещаться в сторону свода черепа, что создаст деформации растяжения в черепно-мозговых нервах, проходящих сквозь основание черепа.

Изложенное описание явлений, возникающих при действии перегрузки «таз-голова» ($-n_z$), основано на анализе опубликованных материалов испытаний, включая данные о физико-механических свойствах мозга и черепа человека.

Реакции человека на величину длительно-действующей отрицательной перегрузки «таз-голова» приведены в таблице 4.3.2.

Реакции и предельно – переносимые перегрузки. В [2] отмечается, что уже при перегрузках ($-n_z$)=1,5...2 появляется выраженное состояние дискомфорта: чувство прилива крови к голове, тяжести и распираания головы, пульсирующая головная боль, снижение остроты зрения.

При возрастании перегрузок ($-n_z$) до 2,5...3 наблюдается одышка, опущение нижних век, слезотечение, в отдельных случаях петехиальные кровоизлияния на слизистой под конъюнктивой.

Согласно [2], в широкой летной практике не рекомендуется превышать значения отрицательных перегрузок более $|-n_z| < 1,5$.

На рисунке 4.3.1 и в таблице 4.3.3 приведены данные о пределах переносимости перегрузок «таз-голова» ($-n_z$) физически подготовленными людьми (летчики, добровольцы-испытатели).

Таблица 4.3.2

Реакции человека со специальной физической подготовкой на величину длительно-действующей перегрузки «таз-голова» [2; 40; 41]

| № п/п | Средняя перегрузка и диапазон отклонений | Реакция на перегрузку |
|-------|---|---|
| 1 | (-1,5)...(-2) | Выраженное состояние дискомфорта, чувство прилива крови к голове, тяжесть и распираение головы, пульсирующая головная боль, снижение зрения, затруднения в управлении самолетом |
| 2 | (-2,5)...(-3) | Одышка, опущение нижних век, слезотечение, петехиальные кровоизлияния на лице |
| 3 | (-5) при $\Delta t=5c$ (-3) при $\Delta t=10c$ (-2) при $\Delta t=300c$ | Предельно-переносимо. Граница потери сознания. |

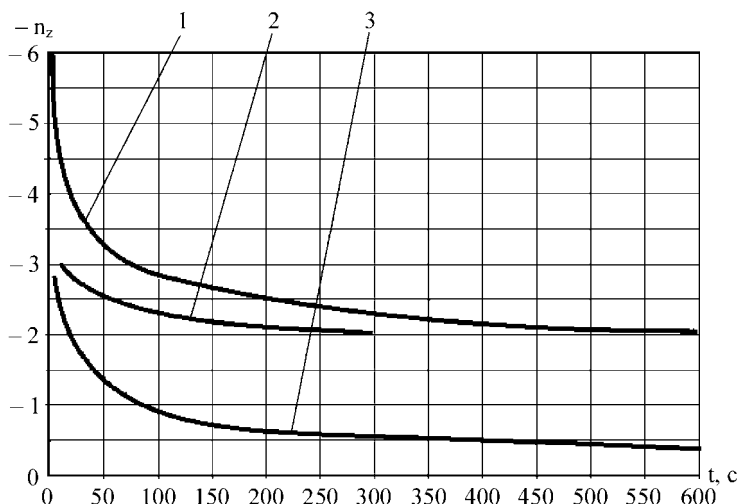


Рис 4.3.1. Время переносимости человеком перегрузки «таз – голова» ($-n_z$) для позы сидя с фиксацией таза и плеч к креслу.
1. по [36]; 2. по [202]; 3 – по данным табл. 4.3.5

Таблица 4.3.3

Время переносимости человеком перегрузки «таз-голова» ($-n_z$) для позы сидя с фиксацией таза и плеч к креслу.
(\dot{n}) < 1 1/с по [2; 40; 41].

| | | | |
|--------|---|----|-----|
| $-n_z$ | 5 | 3 | 2 |
| t, c | 5 | 10 | 300 |

Перегрузка «таз – голова» при вращении. Данные о допустимой для человека угловой скорости вращения относительно оси Oy (или Ox), проходящей через тело человека, приведены в таблице 4.3.4. При таком вращении под действием инерционной силы, пропорциональной радиусу, верхняя часть туловища и голова будут находиться под действием перегрузки «таз – голова» ($-n_z$)^ω:

$$(n_z)^\omega = \omega^2 \cdot R/g$$

В таблице 4.3.5 по данным таблице 4.3.4. приведены результаты расчета перегрузок ($-n_z^\omega$), действующих на уровне головы человека в случае вращения с постоянной угловой скоростью. Поскольку перегрузка ($-n_z^\omega$), пропорциональна радиусу, в первом

приближении можно принять, что средняя перегрузка вдоль радиуса, равная $\frac{1}{2} (n_z^{\omega})$, на уровне головы, создает то же воздействие на столб крови между осью вращения и головой, что и соответствующая линейная перегрузка $(-n_z)$. Отметим, что подобные оценки были ранее сделаны в [182].

Таблица 4.3.4

Время переносимости человеком вращения с постоянной угловой скоростью (ω) относительно оси Оу (или Ох) в позе сидя. [1]

| № п/п | Положение оси вращения | (ω), 1/с | t, с |
|-------|--|-------------------|------|
| 1 | На уровне гребешков подвздошных костей | 9,4 | 3 |
| | | 5,2 | 120 |
| 2 | На уровне сердца | 16,7 | 3 |
| | | 12,6 | 4 |
| | | 4,7 | 600 |

Результаты расчетов, приведенные в таблице 4.3.5, нанесены на график (рисунок 4.3.1), где одновременно показаны данные по допустимому времени действия $(-n_z)$ согласно [36; 202]. Как видно из графиков рисунка 4.3.1 при общих сходных закономерностях $(-n_z) = f(t)$, полученных разными авторами, имеются существенные различия в количественных рекомендациях.

Выше отмечалось, что под действием перегрузки $(-n_z)$ происходит повышение кровяного давления в сосудах головы и верхней части тела.

В этой связи представляют интерес данные о прочности сосудов в зависимости от возраста (см. выше п. 3).

Таблица 4.3.5

Линейная перегрузки «таз-голова» $(-n_z)$, действующая на уровне головы при вращении человека в позе сидя относительно оси Оу (или Ох) с угловой скоростью (ω). Расчет по данным таблицы 4.3.4

| № п/п | (ω), 1/с | t, с | Расстояние от оси вращения до линии глаз, R, м | Перегрузка от вращения на уровне головы $(-n_z)^{\omega} = \omega^2 R/g$ | Перегрузка от вращения, приведенная к линейной перегрузке $(-n_z)$ |
|-------|-------------------|------|--|--|--|
| 1 | 9,4 | 3 | 0,56 | 5,04 | 2,52 |
| 2 | 5,2 | 120 | 0,56 | 1,54 | 0,77 |
| 3 | 12,6 | 4 | 038 | 6,15 | 3,07 |
| 4 | 4,7 | 600 | 038 | 0,85 | 0,42 |

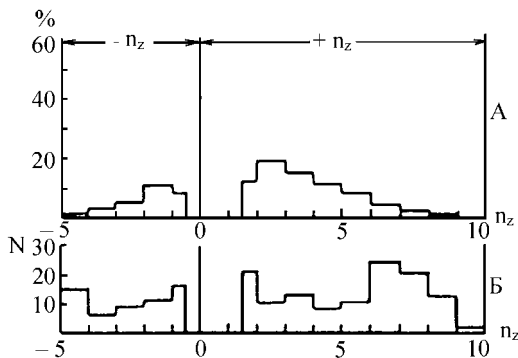
Знакопеременные перегрузки ($\pm n_z$). В [2] отмечается, что знакопеременные перегрузки ($\pm n_z$) человек переносит значительно хуже, чем перегрузки одного направления, особенно при их повторном воздействии. Большое значение имеют такие факторы как общая продолжительность цикла, амплитуды положительной и отрицательной фазы, (длительность площадок каждой фазы цикла), т.е. доза перегрузки ($+\Delta V_z$) и ($-\Delta V_z$), скорость нарастания перегрузки и функциональные особенности организма.

В зависимости от указанных характеристик знакопеременных перегрузок лимитирующими критериями переносимости могут выступать зрительные расстройства, укачивание, утомление, а также потеря сознания.

В летной практике в ряде случаев, например, полет на малой высоте в условиях турбулентной атмосферы, время действия знакопеременных перегрузок может достигать десятков минут.

На рис.4.3.2 и 4.3.3 приведены результаты анализа перегрузок, действующих на пилота спортивного самолета. Представляет интерес распределение режимов по величинам маневренных перегрузок.

Так число режимов при перегрузке ($-n_z$)=5 мало отличается от числа режимов при ($+n_z$)=3...4. Однако интегральное время действия перегрузки ($-n_z$)=5 в ~ 20 раз меньше времени действия перегрузок ($+n_z$)=1...3.



Документированы случаи изменения перегрузки от $(+n_z) = 5$ до $(-n_z) = 5$ за интервал времени 3 сек, что было близко к пределу переносимости. Скорость нарастания перегрузок на спортивных самолетах достигает

$(\dot{n}_z)_{\max} = \pm 6$ 1/сек. В маневренном полете на спортивном самолете летчик зафиксирован в кресле плечевыми и поясными ремнями.

Опасность для человека могут представлять знакопеременные перегрузки с большим колебанием амплитуды в положительной и отрицательной фазе, особенно переход от отрицательных перегрузок $(-n_z)$ к большим положительным перегрузкам $(+n_z)$ при большом градиенте нарастания $(+\dot{n}_z)$.

Рис. 4.3.2. Пилотажные перегрузки на спортивном самолете Як – 50 [40].
 А – гистограмма импульса $T = n_{z\max} \cdot t_{\text{полет}}$;
 Б – распределение числа режимов (N) с перегрузками $(\pm n_z)$ различного уровня.
 Время полета 20,3 мин. Время действия перегрузок:
 $(+n_z) > 1,5 \rightarrow 323\text{с}$;
 $|-n_z| > 0,5 \rightarrow 207\text{с}$; $(\pm n_z) \rightarrow 688\text{с}$

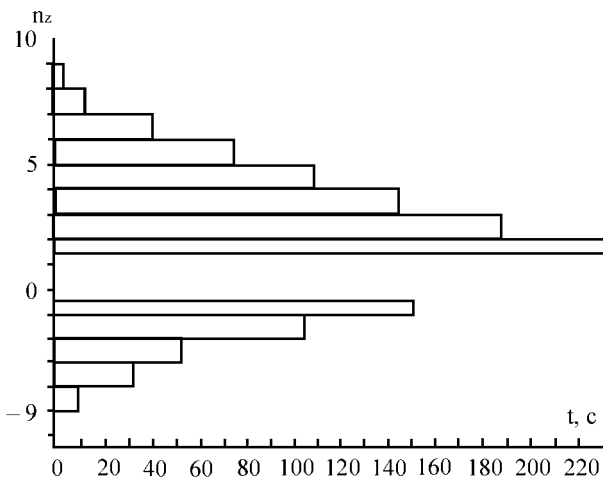


Рис. 4.3.3. Распределение пилотажных перегрузок $(+n_z)$ по времени в 210 полетах на спортивном самолете Як – 50. [40]

В этом случае избыточное давление крови в голове, создавшееся при действии отрицательной перегрузки «таз – голова» $(-n_z)$ будет существенно ускорять отток крови от головы при переходе к перегрузке «голова-таз» $(+n_z)$.

В результате внутричерепное давление может резко упасть, что приведет к подвижкам и колебаниям основания черепа, деформации ствола и базальных структур мозга и к риску потери сознания.

Следует отметить, что циклические воздействия знакопеременных перегрузок ($\pm n_z$) с малой величиной амплитуды в отрицательной фазе ($|-n_z| \approx 0,5 \dots 1$) и величиной $+n_z < 2 \dots 3$ при времени действия каждой фазы перегрузки $\sim 0,5 \dots 1$ с достаточно спокойно переносятся людьми без специальной физической подготовки. Об этом свидетельствует многолетняя практика эксплуатации аттракционов типа «катальная гора» в парках развлечений многих стран мира.

Глава 5

ДЛИТЕЛЬНО – ДЕЙСТВУЮЩИЕ ПЕРЕГРУЗКИ «ГРУДЬ-СПИНА», «СПИНА-ГРУДЬ» И «БОК-БОК»

5.1. Перегрузки «грудь-спина»

При исследованиях переносимости человеком перегрузок было обнаружено, что перегрузки, действующие в сагиттальной плоскости по направлению, близкому к оси «грудь-спина», переносятся человеком значительно лучше, чем по любым другим направлениям.

Основные закономерности воздействия на человека перегрузки «грудь-спина», а также перегрузок, действующих в латеральной (боковой) плоскости были выявлены при исследованиях проблемы обеспечения безопасности экипажей пилотируемых космических кораблей [36; 77].

Эксперименты проводились с участием испытуемых и сопровождалась обширным комплексом физиологических измерений, включая исследования [16; 17; 18; 36; 77]:

- сердечно-сосудистой системы;
- системы дыхания;
- центральной нервной системы;
- системы зрения;
- желудочно-кишечного тракта;
- функционирования системы крови;
- рентгенографии грудной клетки и внутренних органов в процессе действия перегрузки;
- работоспособности испытуемых при и после воздействия перегрузки;
- реакций организма на перегрузку в последствии;
- адаптации и кумуляции действия перегрузок.

В упомянутых работах сформулированы основные симптомы предельной переносимости испытуемыми больших поперечных перегрузок, направленных близко к оси «грудь-спина».

Указанные симптомы характеризуют системные нарушения функций организма при воздействии перегрузки «грудь – спина»:

- нарушается работа сердечно-сосудистой системы и системы дыхания;
- появляются сильные загрудинные боли и боли в эпигастриальной области;

– наблюдались случаи, когда при угле 90° между спинкой кресла и вектором перегрузки величиной $n=10\dots12$ внезапно наступившие боли в подложечной и за грудиной областях приводили к рефлекторной остановке дыхания.

– наблюдаются петехиальные кровоизлияния на дорсальной поверхности тела, неплотно прилегающей к креслу;

– отмечаются головокружения после воздействия;

– появляются зрительные расстройства;

Показано, что зрительные расстройства при поперечных перегрузках связаны с нарушением регионарного кровообращения в сосудах глаза за счет составляющей перегрузки по линии «лоб-затылок» и не являются предвестниками потери сознания.

При достижении перегрузками «грудь – спина» предельно – переносимых значений потеря сознания не наблюдается.

В случае расположения спинки кресла под углом около 80° к вектору перегрузки при $n = 14\dots15$ происходит потеря зрения. Однако человек переносит при этом без потери сознания перегрузку до $n_{\max}=20\dots22$ и может выполнять определенные рабочие операции, если необходимая информация поступает к нему не по зрительному, а по слуховому каналу [18].

В таблицах 5.1 и 5.2 согласно [203] приведены данные о времени переносимости испытателями поперечных перегрузок для двух различных вариантов экспериментов:

– для позы «лежа на спине»,

– для позы «полулежа» с углом 70° между вектором поперечной перегрузки и спинкой кресла; при этом колени испытателя в позе «полулежа» были подняты до уровня головы.

В первом случае была достигнута предельная перегрузка $n_{\max}=8$; во втором случае $n_{\max}=10$ при значительно более комфортных условиях воздействия.

На рис. 5.1 согласно [16] показаны результаты исследования времени переносимости испытателями поперечных перегрузок, направленных под углом 65° к спинке кресла. Были достигнуты переносимые перегрузки $n=15$ при времени действия 10 сек; однако, в ряде экспериментов имели место случаи потери сознания.

Выше в п. 4 на рис. 4.3 согласно [18] приведены результаты испытаний по оценке времени переносимости поперечных перегрузок испытателями при угле между спинкой кресла и вектором поперечной перегрузки 78° . Переносимые перегрузки составили $n_{\max}=22$ при времени действия 50 сек.

Таблица 5.1

Время переносимости испытателями перегрузки «грудь-спина» (n_x) в позе «лежа на спине». $(\dot{n})_x \leq 0,5$ g/c [203]

| № п/п | n_x | t с | $\Delta V^\#$ м/с | Отзыв испытателей |
|-------|-------|--------|----------------------|---|
| 1 | 3 | 571 | 11520 | Головокружение после воздействия. Из 9-ти испытателей режим прошли 8 человек |
| 2 | 4 | 381 | 11590 | Головокружение после воздействия. Режим прошли все 9 испытателей |
| 3 | 5 | 285 | 11650 | Дискомфорт за грудиной. Режим прошли все 9 испытателей |
| 4 | 6 | 228 | 11760 | Значительный дискомфорт за грудиной. Режим прошли 7 испытателей из 8 |
| 5 | 7 | 190 | 11890 | Боль за грудиной. Затрудненное дыхание. Режим прошли 8 испытателей из 9 |
| 6 | 8 | 160 | 11840 | Сильная боль за грудиной. Затрудненное дыхание. Предельно-переносимо для 7 испытателей из 7 |

$(\Delta V)^\#$ – расчет по данным [203].

Таблица 5.2

Время переносимости человеком перегрузки «грудь-спина» в позе «полулежа» с углом 70° между вектором суммарной перегрузки и осью «голова-таз» человека. Тазобедренный угол около 100° .

$(\dot{n}) \leq 0,5$ g/c. [203]

| № п/п | n_Σ | t с | $\Delta V^\#$ м/с | Отзыв испытателей |
|-------|------------|--------|----------------------|---|
| 1 | 8 | 160 | 11840 | Переносимо без болей за грудиной и без затруднений дыхания. Режим прошли 5 испытателей из 5 |
| 2 | 9 | 140 | 12010 | Переносимо аналогично условиям (n_x) = 6 в позе «лежа на спине» (см. табл. 5.1). Режим прошли 3 испытателя из 3 |
| 3 | 10 | 126 | 12340 | Переносимо аналогично условиям (n_x) = 7 в позе «лежа на спине» см. табл. 5.1). Режим прошли 2 испытателя из 3 |

$(\Delta V)^\#$ – расчет по данным [203].

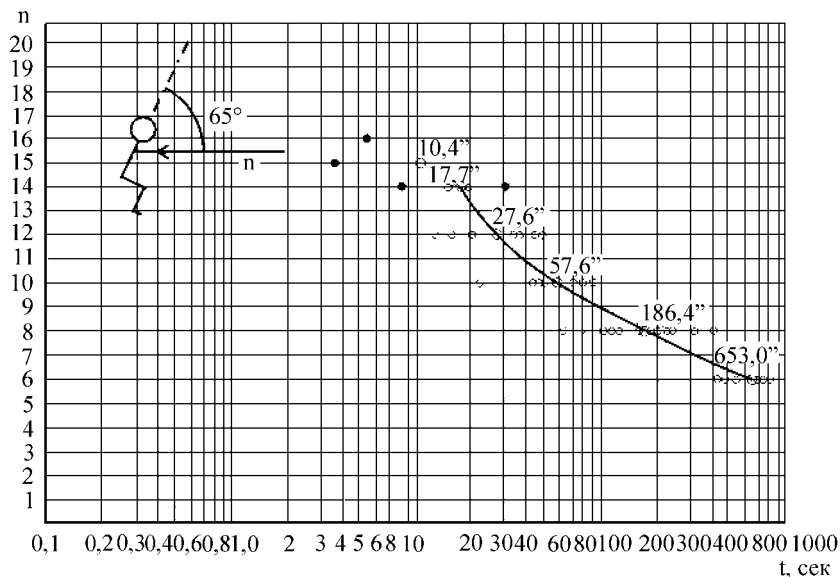


Рис. 5.1. Перегрузки, предельно – переносимые испытателями; черными точками показаны случаи потери сознания. Центрифуга. Угол между спинкой кресла и вектором перегрузки 65° . Тазобедренный и коленный углы около 110°

На рис. 5.2 приведены сводные данные о переносимости человеком поперечных перегрузок при различных позах и межзвенных углах.

Как видно из приведенных материалов, при определенных условиях переносимость человеком поперечных перегрузок может быть весьма высокой.

Из рассмотрения изложенных выше материалов видно, что значительный научный интерес представляет вопрос о причинах резкого, более чем в два раза, возрастания пределов переносимости человеком поперечной перегрузки при изменении на $10^\circ \dots 12^\circ$ угла между вектором поперечной перегрузки и продольной осью тела человека (спинкой кресла; рис. 5.2).

При угле между вектором поперечной перегрузки и спинкой кресла 90° предельно-допустимая перегрузка составила $n_{\max}=8$ (табл.5.1); при соответствующем угле $78^\circ \dots 80^\circ \rightarrow n_{\max}=20 \dots 22$. (рис. 5.2).

В ряде работ [17; 18] в качестве причин повышения устойчивости человека к поперечной перегрузке при угле 78° между вектором перегрузки и спинкой кресла называется улучшение кислород-

ного снабжения головного мозга за счет лучшего функционирования системы дыхания, а также сердечно-сосудистой системы.

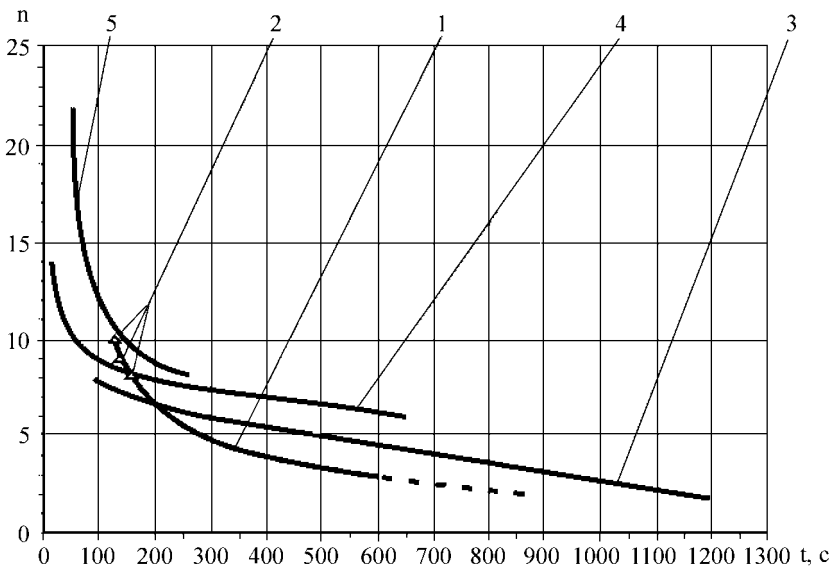


Рис. 5.2. Время переносимости человеком поперечных перегрузок при различных позах и межзвенных углах. 1. $\varphi = 90^\circ$; поза лежа на спине [203]; 2. $\varphi = 70^\circ$; поза лежа на спине при поднятых коленях; тазобедренный угол около 100° [203]; 3. $\varphi = 90^\circ$; колени подняты [36]; 4. $\varphi = 65^\circ$; тазобедренный и коленный углы около 110° [16]; 5. $\varphi = 78^\circ$; тазобедренный и коленный углы около 75° [18]; φ – угол между спинкой кресла и вектором перегрузки

Однако опубликованные материалы не дают ответа на вопрос о причинах и механизме резкого повышения устойчивости человека к поперечной перегрузке при малом изменении угла наклона спинки кресла.

Представляет также практический интерес сравнительный анализ переносимости человеком поперечных перегрузок при углах 65° и 78° между вектором перегрузки и продольной осью тела человека.

5.2. О влиянии деформаций мозга на переносимость человеком поперечных перегрузок

В принятой при экспериментальных исследованиях позе «лежа» или «полулежа» голова человека опирается на заголовник и сохраняет исходное положение при действии поперечных перегрузок.

Рассмотрим силы, действующие на человека в поле поперечной перегрузки.

При средних размерах черепа вдоль линии лоб-затылок $L \approx 15\text{ см}$ перегрузка $(n)_{\Sigma} = 22$ создаст (дополнительно к имеющемуся ВЧД) гидродинамическое давление в зоне затылка:

$$(\Delta P) = L \cdot \rho \cdot g \cdot (n_{\Sigma}) = 0,34 \cdot 10^5 \text{ Па или } 258 \text{ мм рт. ст.},$$

где ρ – плотность мозга.

Из приведенной числовой оценки видно, что вдоль линии «лоб-затылок» в поле перегрузки имеется значительный градиент давления; под действием инерционных сил и градиента давления мозг будет деформироваться, сжиматься по направлению «лоб-затылок».

У человека плоскость основания черепа наклонена к линии визирования на угол около 25° (рис. 5.3).

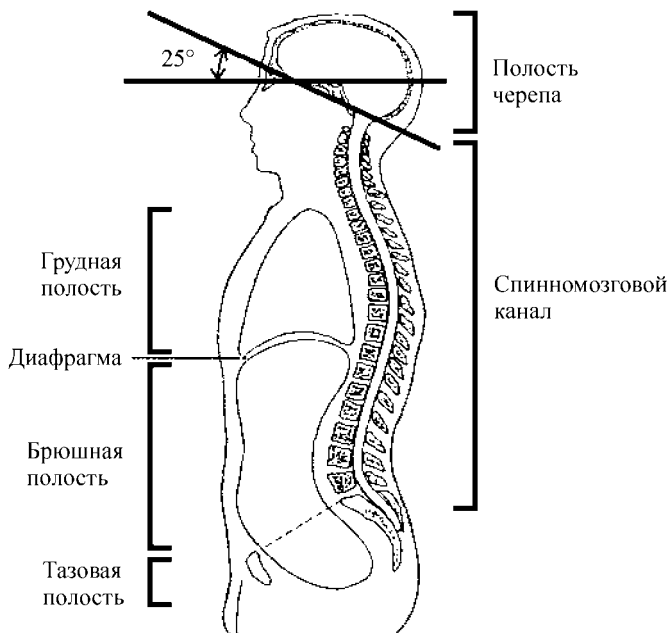
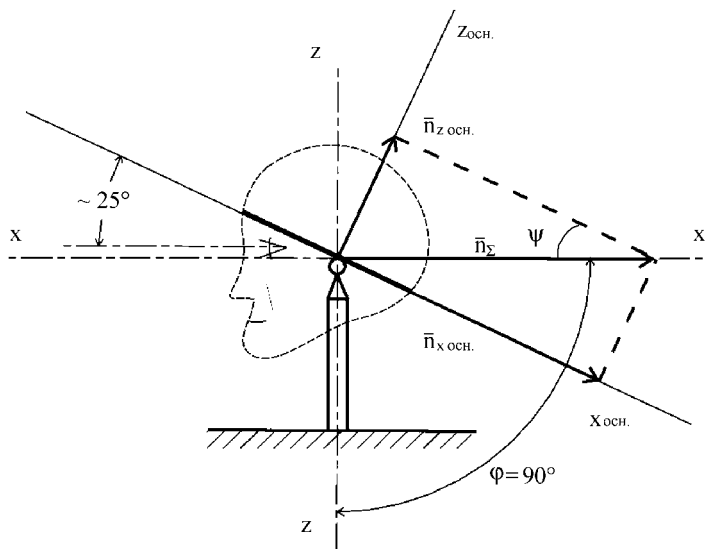
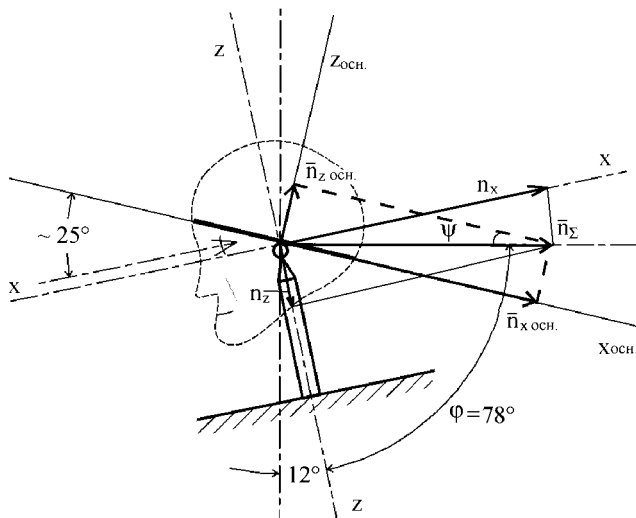


Рис. 5.3. Средний угол наклона плоскости основания черепа к линии визирования [66]

Для углов 65° ; 78° и 90° между вектором поперечной перегрузки и спинкой кресла на основание черепа будет действовать компонента поперечной перегрузки, направленная по нормали к плоскости основания черепа. Ее величина по расчету будет составлять (табл. 5.3; рис. 5.4):



а)



б)

Рис. 5.4. Влияние угла (φ) между вектором суммарной перегрузки (n_{Σ}) и продольной осью тела человека на величину перегрузки ($n_{z_{осн}}$), действующей на отрыв базальных структур мозга от основания черепа. $(n_{z_{осн}}) = n_{\Sigma} \cdot \sin\psi$

Таблица 5.3

| φ° | n_z/n_Σ | n_x/n_Σ | $\sin\psi = n_{\text{основания черепа}}/n_\Sigma$ |
|-----------------|----------------|----------------|---|
| 90 | 0 | 1 | 0,422 |
| 78 | 0,208 | 0,98 | 0,224 |
| 65 | 0,422 | 0,9 | 0 |

где φ° – угол между вектором поперечной перегрузки и продольной осью тела человека (спинкой кресла).

Доза перегрузки (ΔV) в функции максимальной перегрузки ($n_{\Sigma\max}$), рассчитанная для трех случаев, приведенных в таблице 5.3, показана на рис. 5.5 и рис. 5.7.

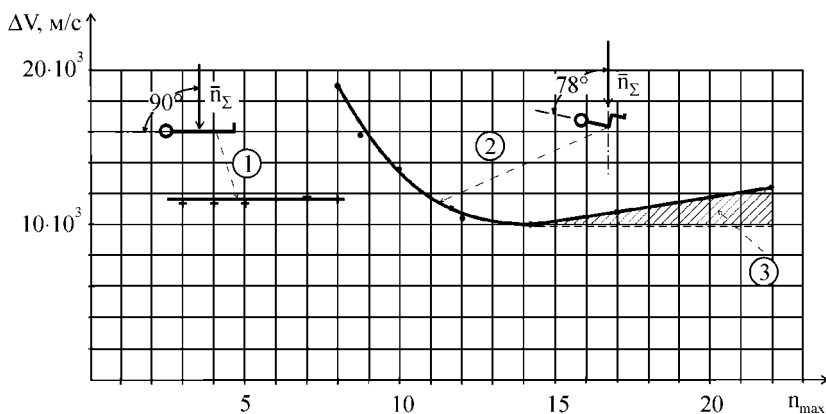


Рис. 5.5. Предельно – переносимые дозы перегрузки; 1. $\Delta V = f(n_{\Sigma\max})$; расчет по данным [203]; 2. $\Delta V = f(n_{\Sigma\max})$; расчет по данным [18]; 3. Зона погрешности в определении момента остановки эксперимента

Случай $\varphi = 90^\circ$. Как видно из рис. 5.4 и таблицы 5.3 при угле 90° компонента суммарного вектора перегрузки, действующая на голову и направленная от основания черепа в сторону свода, составляет более 40% от величины суммарного вектора. Эта компонента будет действовать на отрыв базальных структур от основания черепа, что вызовет, помимо других эффектов, деформацию 12 пар черепно-мозговых нервов, выходящих из ствола и базальных структур мозга и проходящих через основание черепа (соответственно топографии их прохождения в голове, что требует отдельного исследования).

Деформации черепных нервов могут вызвать болевой синдром или нарушение функций органов, связанных с любой из 12 пар этих нервов.

Деформация черепных нервов могла послужить истинной причиной достижения предельно-переносимых условий экспериментов при угле 90° в работе [203], а также и в работе [18], где сказано: «...При поперечно направленном ускорении «спина-грудь» болевые ощущения могут возникнуть в подложечной и загрудинной областях, а также по краю реберной дуги. Мы наблюдали случаи, когда при строго поперечном (под углом 90°) направлении вектора ускорений относительно тела человека при $10...12g$ эти внезапно наступавшие болевые ощущения приводили к рефлекторной остановке дыхания. Природа такого рода болевых ощущений окончательно не выяснена».

Аналогичные симптомы отмечены в работе [203] таблица 5.1 ($\varphi = 90^\circ$).

Случай $\varphi = 78^\circ$. Из данных, приведенных в табл. 5.3, видно, что при повороте спинки кресла на 12° силы, действующие на отрыв базальных структур от основания черепа и деформирующие черепно-мозговые нервы, уменьшаются почти в два раза. Это позволило более чем в два раза увеличить амплитуду предельно-переносимых перегрузок с уровня $n_\Sigma = 8$ до уровня $n_\Sigma = 20...22$ без предъявления жалоб о резких болях в загрудинной области.

Одновременно предельно-переносимая доза перегрузки при $n_\Sigma = 8$ от величины $(\Delta V_{\max}) = 12000$ м/с увеличилась до 19000 м/с (рис. 5.5).

Однако наиболее интересный факт состоит в том, что при дальнейшем увеличении амплитудного значения перегрузки выше $n_\Sigma = 10$ предельно-переносимая доза перегрузки вновь снизилась до величины $(\Delta V_{\max}) \approx 10000$ м/с.

В итоге при угле $\varphi = 78^\circ$ в диапазоне максимальных перегрузок ($n_{\Sigma\max} = 12...22$) величина (ΔV_{\max}) осталась постоянной и практически совпала с величиной, достигнутой при угле 90° (рис.5.5):

В зоне максимально-переносимых перегрузок ($n_{\Sigma\max} = 12...22$) ($\varphi = 78^\circ$):

$$(\Delta V_{\max}) = \text{Const} \approx 10000...11000 \text{ м/с.}$$

Переход от угла $\varphi = 90^\circ$ к углу $\varphi = 78^\circ$ позволил повысить предельно-переносимую дозу перегрузки только в узком диапазоне перегрузок $n_\Sigma = 8...10$.

Таким образом, в зоне больших поперечных перегрузок «грудь-спина» предельно-переносимая доза перегрузки (ΔV_{\max}) оказалась не зависящей от величины перегрузки и от угла (φ) между суммарным вектором поперечной перегрузки и продольной осью тела человека (т.е. от угла установки спинки кресла с человеком к вектору суммарной перегрузки).

В работах [18; 36] сообщается, что в зоне больших поперечных перегрузок причиной остановки экспериментов служили нарушения функций системы дыхания, а также сердечно-сосудистой системы.

Нарушения в системе дыхания приводило к снижению минутного объема дыхания и, соответственно, нарушению транспорта кислорода к клеткам головного мозга (рис. 5.6).

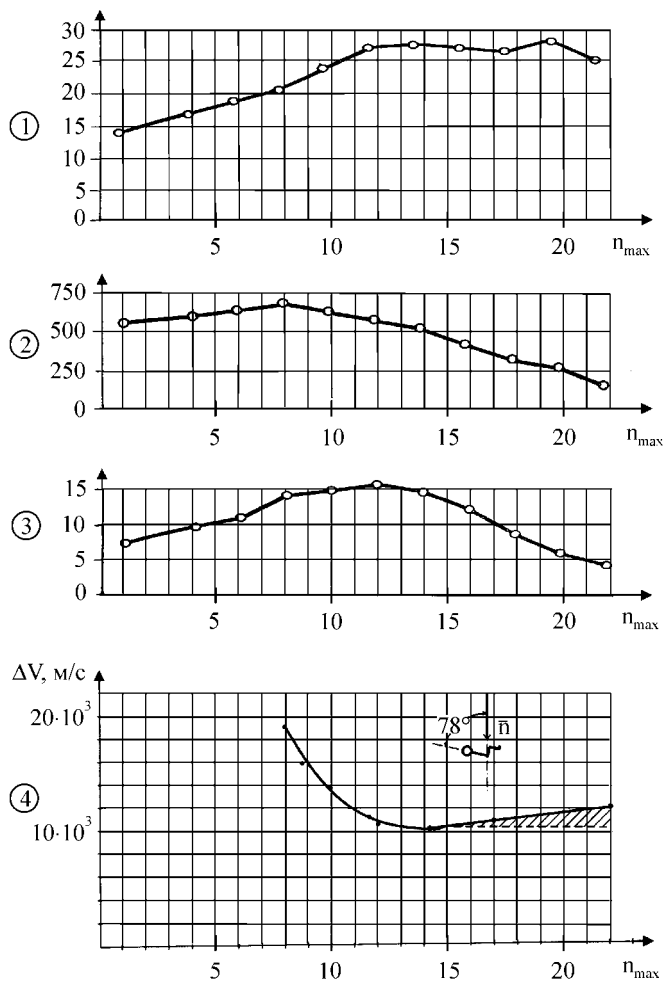


Рис. 5.6. Зависимость показателей внешнего дыхания (1; 2; 3) и предельно – переносимой дозы перегрузки (4) от максимальной перегрузки.

1. Частота дыхания; вдох/мин.
2. Дыхательный объем; мл.
3. Минутный объем дыхания; л/мин [18]

Однако сопоставление данных о нарушении системы дыхания в поле больших перегрузок с предельно – переносимой в тех же экспериментах дозой перегрузки (ΔV_{\max}) (рис 5.6) показывает, что еще при перегрузках (n_{Σ}) = 12, когда минутный объем дыхания был максимальным, доза перегрузки (ΔV_{\max}) уже уменьшилась до минимального значения (ΔV_{\max}) = 10000 м/с = const.

При дальнейших экспериментах с возрастанием перегрузки в опыте до (n_{Σ}) = 20...22 минутный объем дыхания действительно продолжал падать, однако значение предельно – переносимой дозы перегрузки оставалось постоянным и сохраняло значение, достигнутое при перегрузке (n_{Σ}) = 12.

Изложенные данные означают, что причиной остановки эксперимента, например, при перегрузке (n_{Σ}) = 12, не могли послужить нарушения функций системы дыхания, когда минутный объем дыхания достигал максимума, а соответствующая предельно – переносимая доза перегрузки уже снизилась до минимума.

Как было отмечено выше, одной из причин остановки экспериментов служили нарушения в работе сердечно-сосудистой системы – появление брадикардии и экстрасистолии различного типа [18; 23]. Существенное значение для выяснения вопроса о генезе нарушения функций ССС в условиях обсуждаемых экспериментов имеют данные, приведенные в [36] (стр. 192):

«Исследование у человека с предварительным введением атропина показали, что временная блокада n. vagi исключала появление брадикардии не только при тех ускорениях, при которых она обычно регистрировалась, но и при ускорениях больших величин порядка (n_x) = 14...16. Эти материалы свидетельствуют о важной роли в происхождении брадикардии при действии ускорений (n_x) тонуса блуждающего нерва».

Отметим, что блуждающий нерв – один из 12 пар черепных нервов, проходящих к внутренним органам из ствола мозга сквозь базальные структуры мозга и основание черепа.

Под воздействием поперечных перегрузок больших величин при смещении, деформации ствола мозга и его базальных структур относительно основания черепа будет происходить также деформация черепных нервов, включая и блуждающий нерв, вследствие чего его тонус, как и тонус других черепных нервов, попавших в зону деформации, будет изменяться при действии большой поперечной перегрузки.

Деформации черепных нервов и блуждающего нерва в поле больших перегрузок и соответствующие изменения их тонуса могли послужить истинной причиной нарушения функций системы дыхания и сердечно-сосудистой системы, и, тем самым, послужить причиной остановки экспериментов в зоне ($n_{\Sigma\max}$).

Таким образом, результаты проведенного биомеханического анализа подтверждаются данными физиологических исследований при $\varphi = 90^\circ$ в виде затруднений дыхания вплоть до его рефлексорной остановки, болей за грудиной, развития нарушений сердечного ритма и проводимости [18; 36; 203], как возможного результата сдавления черепно – мозговых нервов, в частности, блуждающего нерва.

Случай $\varphi = 65^\circ$. Как видно из табл. 5.3, при угле 65° между суммарным вектором перегрузки и продольной осью тела человека компонента суммарной перегрузки, действующая на отрыв базальных структур от основания черепа равна нулю; одновременно по касательной к основанию черепа действует вектор полной суммарной перегрузки $n_{\Sigma} = 15$ (рис. 5.4).

При средних размерах черепа вдоль линии лоб-затылок ~ 15 см перегрузка $n_{\Sigma} = 15$ создаст дополнительное к имеющемуся в черепе ВЧД гидродинамическое давление в зоне затылка: $\Delta P = 0,231 \cdot 10^5$ Па или 176 мм рт. ст., что вызовет появление градиента давления в черепе по линии действия перегрузки.

Ткани мозга под действием инерционных сил и градиента давления будут деформироваться, смещаться к затылочной части вдоль основания черепа, что приведет к сдавливанию, деформации всех или некоторых из 12 пар черепных нервов, проходящих из ствола мозга сквозь основание черепа в этой зоне.

Деформация, ущемление черепных нервов, включая блуждающий нерв, может вызвать соответствующие болевые синдромы при максимальных перегрузках, что и наблюдалось на практике [18].

На рис. 5.7 приведены результаты расчетов предельно – переносимой дозы перегрузки (ΔV), выполненные для случая $\varphi = 65^\circ$ по экспериментальным данным [16]. Там же нанесена компонента (ΔV_z), действовавшая вдоль позвоночника в тех же опытах (кривая 2), а также кривая 1 – предельно – переносимая доза (ΔV_z) перегрузки «голова-газ», как функция ($n_{z\max}$), полученная по расчету по данным работы [16].

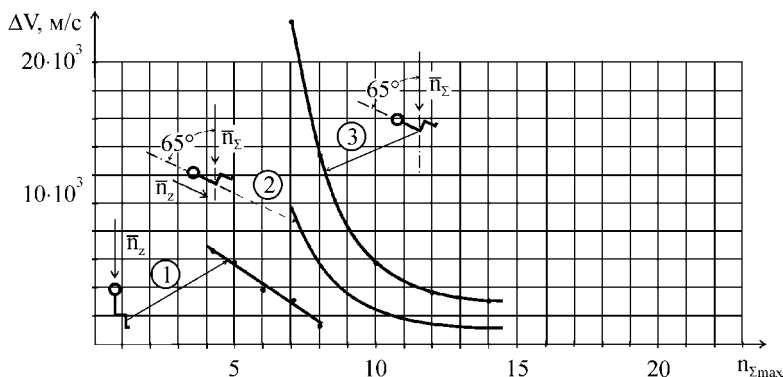


Рис.5.7. Предельно – переносимые дозы перегрузки; 1. $(\Delta V_z)_{\max} = f(n_z)_{\max}$; расчет по данным [16]; 2. $(\Delta V_z)_{\max} = f(n_z)_{\max}$; расчет по кривой 3; [16]; 3. $(\Delta V)_{\Sigma} = f(n_{\Sigma})_{\max}$; расчет по данным [16]

Как видно из сопоставления кривых 1 и 2 рис. 5.7, в экспериментах с углом $\varphi = 65^\circ$ переносимая доза перегрузки (ΔV_z) в зоне максимальных перегрузок «голова-таз» ($n_{\max} = 12 \dots 15$) составила $(\Delta V_z) \approx 1000$ м/с, что практически совпадает со значением (ΔV_z) , полученным в опытах по воздействию на испытуемых изолированной (без поперечной компоненты) перегрузки «голова-таз» при предельно – переносимых перегрузках ($n_{z\max} = 8$ (кривая 1)).

На рис. 5.8 приведены результаты измерений артериального давления в плечевой артерии (на уровне сердца) при углах $\varphi = 65^\circ$ и $\varphi = 78^\circ$. На рис. 5.8 видно, что при $\varphi = 65^\circ$ почти в два раза выросла нагрузка на сердечно-сосудистую систему по сравнению со случаем $\varphi = 78^\circ$ за счет компенсаторной реакции ССС на увеличение примерно в два раза продольной составляющей перегрузки вдоль магистральных сосудов кровеносного русла (табл. 5.3). В этих условиях переносимый уровень суммарной перегрузки уменьшился с 22 до 15.

Анализ приведенных выше данных показывает, что критериями переносимости максимальных поперечных перегрузок в опытах с углом $\varphi = 65^\circ$ служат симптомы и механизмы, которые характерны для предельно-допустимых перегрузок «голова-таз», в частности, падение тургора, потеря сознания и др. (см. выше п.4).

Более высокие значения суммарных перегрузок и дозы перегрузки, достигнутые в опытах с углом $\varphi = 65^\circ$, по сравнению с результатами опытов по кривой 1 (рис. 5.7) объясняются тем, что

компонента перегрузки «голова-таз», которая действовала вдоль позвоночника, составляла только $\sim 25\%$ от величины суммарного вектора перегрузки.

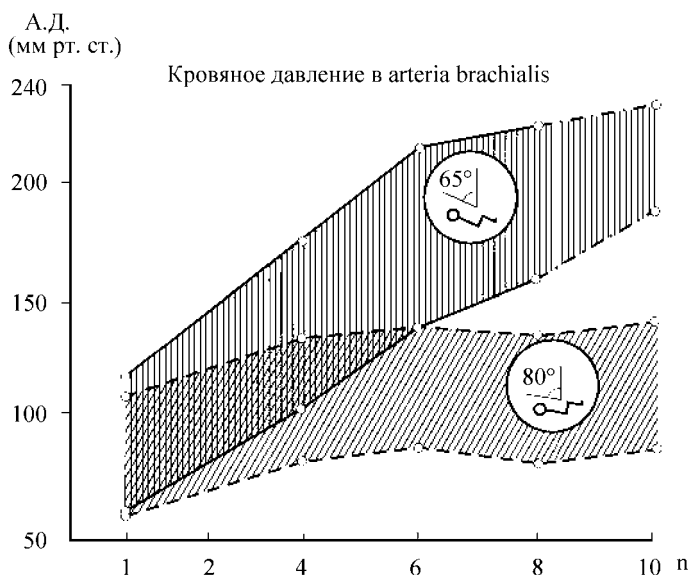


Рис. 5.8. Артериальное давление в плечевой артерии при различных величинах поперечных перегрузок

Из экспериментальных данных, приведенных на рис. 5.8 следует, что при $\varphi = 78^\circ$ у испытуемых сохранялся умеренный уровень артериального давления, соответствовавший потребному, заданному компенсаторными механизмами регулирования ССС.

В случае $\varphi = 78^\circ$ при воздействии перегрузок (n) = 20...22 и большой дозе перегрузки (ΔV) = 10000...11000 м/с мозг подвергался значительным деформациям. Можно полагать, что одна из причин сохранения сознания в этих условиях – поддержание на достаточно высоком уровне АД, ВД, ВЧД, тургора и вязкоупругих характеристик тканей мозга.

5.3. Перегрузка «спина-грудь» ($-n_x$)

Существует ряд инженерно-технических задач, решение которых связано с воздействием на человека длительно – действующих перегрузок «спина – грудь» ($-n_x$). К ним относятся:

- создание и эксплуатация современных скоростных аттракционов;
- создание систем аварийного спасения пилотов скоростных самолетов;
- создание автомобильных ремней безопасности и ряд других подобных проблем.

Длительно – действующие перегрузки «спина – грудь» исследовались параллельно с перегрузками «грудь – спина» [36; 77; 222].

В упомянутых исследованиях было показано, что при использовании специальных систем фиксации может быть обеспечена хорошая переносимость человеком перегрузок «спина-грудь», близкая к уровню переносимости перегрузки «грудь-спина».

Существенное различие в восприятии человеком перегрузок ($+n_x$) и ($-n_x$) связано с различной кинематикой тела человека при воздействии указанных перегрузок.

Под действием перегрузки ($+n_x$) инерционная сила прижимает тело человека к опорным поверхностям кресла. Под действием перегрузки ($-n_x$) развивается кивок головы и туловища вперед. На рис. 5.9 приведена схема кивка в случае использования только поясной системы фиксации человека к креслу в зоне таза. В этом случае при развитом кивке на человека могут действовать те же инерционные силы, что и при перегрузке «таз-голова»; в процессе кивка из исходного положения голова и верхняя часть туловища могут приобрести угловую скорость (ω), что требует принятия специальных мер

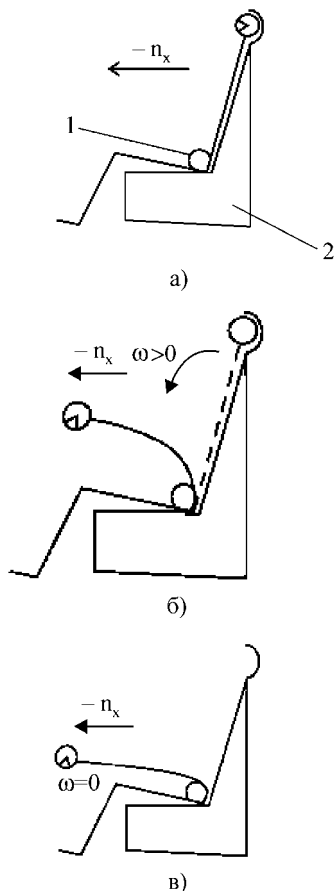


Рис. 5.9. Кинематическая схема кивка при перегрузке, действующей в направлении «спина – грудь» ($-n_x$) и использовании системы фиксации таза.

1. Система фиксации таза.
2. Кресло. а) исходная поза; б) наклон туловища с угловой скоростью (ω); в) конечная поза

по недопущению контакта тела человека с интерьером в передней полусфере.

На рис. 5.10 приведены данные о времени переносимости человеком перегрузки «спина-грудь» ($-n_x$) при использовании различных систем фиксации.

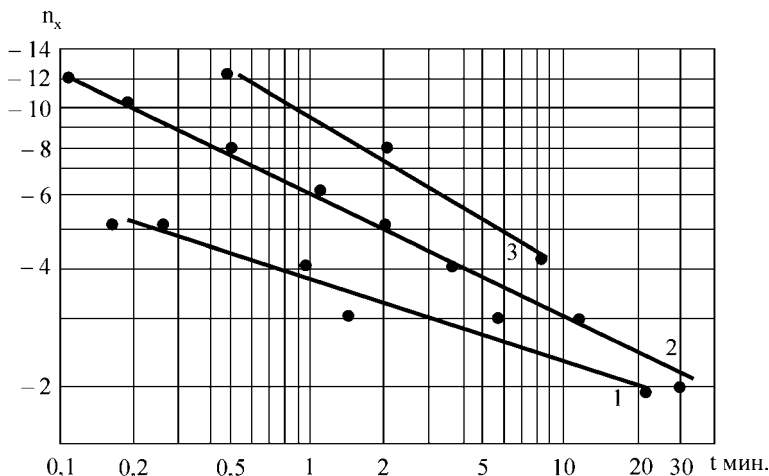


Рис. 5.10. Время переносимости человеком перегрузок «спина – грудь» ($-n_x$) при различных условиях фиксации к опоре. [36].

1. Поза сидя с фиксацией туловища и головы.
2. Поза сидя с фиксацией туловища, головы и конечностей.
3. Поза лежа на сетчатой опоре

При малых величинах перегрузок ($-n_x$), например, при обычном торможении автомашины, достаточно небольших мышечных усилий, чтобы удержаться в кресле.

Однако, в аварийных ситуациях перегрузка «спина – грудь» может достигать величины ($-n_x$) = 10...20 и более. Безопасность человека в этих случаях может быть обеспечена только при использовании специальных систем фиксации. Специальные системы фиксации, применявшиеся в экспериментальных исследованиях, на практике не нашли применения ввиду их сложности.

Наиболее трудные проблемы возникают с защитой головы человека. Под действием перегрузки «спина – грудь» происходит резкий кивок головы вперед; при этом голова поворачивается относительно центра вращения, лежащего в области шейных позвонков; центр масс головы, в котором приложена инерционная сила, не совпадает с центром вращения головы относительно шейных позвонков.

Создание безопасных систем фиксации и защиты головы от кивка представляет собой сложную конструкторскую задачу.

На практике, в зависимости от конкретных условий, применяются различные сочетания элементов полной системы фиксации человека в кресле – упоры для ног, поясной ремень, поясной и плечевой ремень и т.д.

Основной способ защиты человека от неблагоприятного воздействия перегрузки ($-n_x$) – использование рациональных систем фиксации, соответствующих расчетным случаям воздействия на человека перегрузок «спина – грудь».

5.4. Перегрузка «бок – бок» ($\pm n_y$)

Длительно-действующие перегрузки «бок-бок» ($\pm n_y$) возникают при использовании скоростных аттракционов, а также при пилотировании высокоманевренных самолетов, где они обычно сопутствуют перегрузкам ($\pm n_z$).

В [2; 29; 30; 31] отмечается, что комбинированное действие перегрузок ($\pm n_z$) и ($\pm n_y$) более существенно влияет на ряд функций человека, чем перегрузки одного направления. Так, например, управленческие способности пилота при изолированном действии перегрузки $n_z=5$ ухудшаются на 29%; при комбинированном воздействии $n_z=5$ совместно с $n_y=2$ – на 70% [2].

В работах [29; 30; 31] на центрифуге исследовалась переносимость человеком боковых перегрузок величиной до ($\pm n_y$) = 3...3,5 при изолированном воздействии, а также в сочетании с продольной перегрузкой (n_z) = 5. Длительность воздействия составляла 15...30 сек.

Отмечается влияние совместного действия продольных и боковых перегрузок на пространственную ориентацию человека – восприятие гравитационной вертикали.

Судя по результатам исследования в экспериментах физиологических функций, боковые перегрузки представляют собой более интенсивный стресс-фактор по сравнению с продольными перегрузками, и условия их переносимости предъявляют повышенные требования к физическому состоянию человека.

Из анализа имеющихся материалов о переносимости человеком длительно – действующей перегрузки «бок-бок» видно, что лимитирующими факторами выступают:

– нарушения функций основных физиологических систем организма;

– механические деформации (изгиб) туловища и кивок головы в боковой плоскости.

Одно из существенных средств повышения переносимости человеком боковой перегрузки – использование в составе системы фиксации боковых опорных поверхностей, которые позволяют исключить (или уменьшить) нежелательные деформации тела человека в боковой плоскости.

Имеется экспериментальная работа [199] по оценке устойчивости человека к знакопеременным перегрузкам, где чередовались перегрузки ($\pm n_x$) и ($\pm n_y$). Основные результаты упомянутой работы приведены в таблице 5.4.

Таблица 5.4

Устойчивость человека к поперечным знакопеременным перегрузкам. Скорость вращения кабины центрифуги относительно оси Oz человека 15 град/с и 60 град/с $n=4$ или 6

| Перегрузка | Форма диагр. | Амплитуда | Скорость нараст. \dot{n} 1/с | Общее время действия t_{\max} | Длительность цикла (период) T_0 , с | Число циклов | Доза ΔV за время $T_0/2$, м/с | Перепад (Δn) перегрузки за время T_0 |
|------------|--------------|-----------|--------------------------------|---------------------------------|---------------------------------------|--------------|--|--|
| $\pm n_x$ | синусоида | 4 | 4 | 600 | 6 | 100 | 80 | 8 |
| | | | 1,0 | 600 | 24 | 25 | 320 | |
| | | 6 | 7 | 300 | 6 | 50 | 120 | 12 |
| | | | 1,5 | 300 | 24 | 12,5 | 480 | |
| $\pm n_y$ | синусоида | 4 | 4 | 600 | 6 | 100 | 80 | 8 |
| | | | 1 | 600 | 24 | 25 | 320 | |
| | | 6 | 7 | 300 | 6 | 50 | 120 | 12 |
| | | | 1,5 | 300 | 24 | 12,5 | 480 | |

- Примечания:
1. Воздействие знакопеременных поперечных перегрузок («бок-бок» $\pm n_y$; «грудь-спина» и «спина-грудь» $\pm n_x$) переносится человеком хуже, чем воздействие перегрузки «грудь-спина».
 2. Отмечено смещение сердца вправо/влево под действием перегрузки $\pm n_y$.
 3. Воздействие при $T_0=6c$ ($\Delta V=80/120$ м/с) переносится лучше, чем воздействие при $T_0=24c$ ($\Delta V=320/480$ м/с)
 4. Субъективно наиболее неблагоприятно воздействие перегрузки ($-n_y$) слева-направо.
 5. Испытатели фиксировались к креслу по тазу и плечам.

Глава 6

ПЕРЕГРУЗКИ, ДОПУСТИМЫЕ ДЛЯ ЧЕЛОВЕКА БЕЗ СПЕЦИАЛЬНОЙ ФИЗИЧЕСКОЙ ПОДГОТОВКИ (Перегрузки на аттракционах)

6.1. Введение

К лицам без специальной физической подготовки, которые добровольно и регулярно испытывают на себе воздействие перегрузок, относятся посетители парков, центров семейного отдыха и других учреждений индустрии развлечений, где установлены механизированные парковые аттракционы.

Посетители аттракционов – наиболее массовая категория лиц, испытывающих воздействие как длительных, так и виброударных перегрузок.

В настоящее время в мире существует более 300 крупных парков развлечений, оснащенных современными аттракционами; каждый из этих парков посещают от 1,5 до 17 млн. человек в год. В России действует более 600 парков, в которых аттракционами пользуются ежегодно десятки миллионов человек

Современные парковые механизированные аттракционы представляют собой сложные инженерные сооружения. Для достижения развлекательного эффекта креслу с посетителем задают поступательные, вращательные, колебательные и другие законы движения, при которых на посетителя действуют перегрузки различного направления и длительности.

Наибольшие перегрузки посетители аттракционов испытывают на катальных горах, которые во всем мире справедливо именуются «русскими горками». Первую катальную механическую горку в 1752г. в Санкт-Петербурге построил А.К. Нартов для императрицы Елизаветы. На горке А.К. Нартова перегрузка «голова-таз» достигала $n_z=3...4$.

Современные катальные горы (рис. 6.1) относятся к самым популярным аттракционам; наиболее крупные катальные горы имеют высоту до 100 м, длину трассы более 3 км, время проезда по трассе 150...200 секунд, на посетителя действуют перегрузки «голова-таз» $n_z=5...6$; «грудь-спина» $n_x=\pm 3$; «бок-бок» $n_y=\pm 2$, скорость поезда превышает 100 км/час, на такой трассе имеется 5...6 мертвых петель, а общее число участков трассы с динамическими нагрузками достигает 10...11.

В парках развлечений используются также башни свободного падения (перегрузка 3...5), качели различного типа (перегрузка 3...4), включая качели с пространственным движением многоместной кабины, где одновременно с линейными перегрузками действуют угловые скорости и угловые ускорения, и многие другие типы аттракционов, на которых у посетителя «дух захватывает» от острого развлекательного эффекта.

Аттракционами пользуются как дети 7...8 лет, так и взрослые. При этом посетитель сам выбирает тот аттракцион, катание на котором допускает его состояние здоровья.



Рис. 6.1. Катальная гора «Кобра». Компания «Мир». Россия

В соответствии с действующими правилами на аттракционах, создающих динамические нагрузки, вывешивают рекомендации с запретом на пользование подобными аттракционами лицами, имеющими отклонения здоровья от нормы (беременным, с сердечно-сосудистыми заболеваниями, с заболеваниями костно-опорного аппарата и т.п.).

В настоящее время разработан ряд национальных и международных стандартов на проектирование, производство и эксплуатацию аттракционов, включая аттракционы для детей.

Отметим, что создание такого стандарта, как стандарт на перегрузки, допустимые для посетителя аттракциона, представляет собой достаточно сложную проблему. Это связано с многообразием видов диаграмм перегрузок на аттракционах, комбинированным и повтор-

ным действием различных компонент перегрузки, а также с практически неограниченным возрастом посетителей аттракционов, состояние здоровья которых перед поездкой на аттракционе не проверяется.

6.2. Экспериментальные данные. Стандарт ASTM F-2291-03 (США)

Безопасность посетителя аттракциона существенно зависит не только от уровня перегрузки, но и от конструкции системы фиксации. На многих аттракционах кресло с посетителем совершает сложное пространственное движение, при котором система фиксации выполняет две функции:

- предохраняет посетителя от выпадения из кресла,
- обеспечивает посетителю сохранение заданной позы, благоприятной для хорошей переносимости всех динамических нагрузок на трассе аттракциона.

По типу применяемой системы фиксации все аттракционы могут быть разбиты на три группы:

1. на кресле посетителя имеются только упоры для рук и ног;
2. на кресле имеется специальная система фиксации, предназначенная для удержания посетителя в кресле;
3. на кресле имеется специальная система фиксации, обеспечивающая посетителю сохранение заданной позы в поле перегрузки на всей трассе аттракциона.

В отличие от авиационных и автомобильных кресел, где используются мягкие ремни безопасности с индивидуальной подгонкой, на аттракционах второй и третьей групп во всем мире применяются



Рис. 6.2. Системы фиксации посетителя аттракциона. Компания «Мир». Россия

системы фиксации жесткого типа и одного типоразмера. Эту особенность систем фиксации необходимо учитывать при анализе безопасности посетителя аттракциона. Характерные типы систем фиксации, применяемые на аттракционах, приведены на рис. 6.2. Конструкция систем фиксации рассчитана на посетителя аттракциона ростом не менее 120 см.

В 2003г. комитет F-24 Американского общества по испытаниям материалов (ASTM) выпустил стандарт F-2291-03 по проектированию аттракционов [250].

Материалы стандарта ASTM F-2291- 03 позволяют построить диаграммы перегрузок, предельно-допустимых для посетителя аттракциона (рис. 6.3; 6.4).

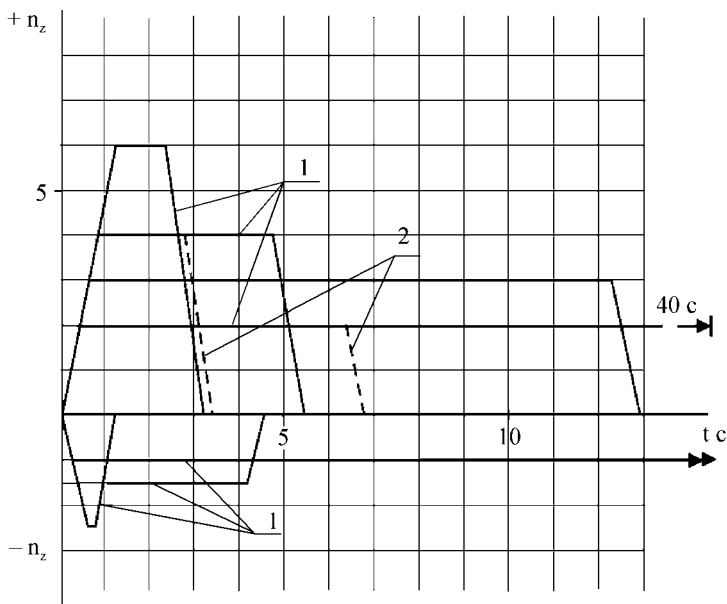
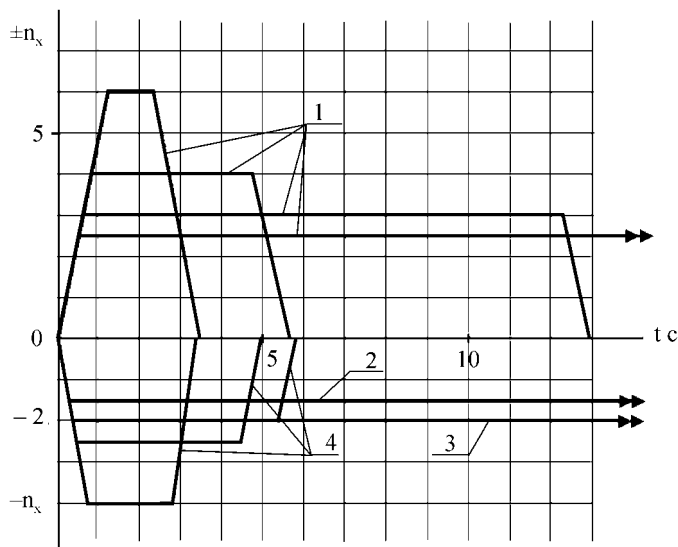


Рис. 6.3. Диаграммы перегрузок «голова – таз» ($+n_z$) и «таз – голова» ($-n_z$), предельно – допустимые для посетителя аттракциона согласно стандарта ASTM F –2291-03. Примеры.

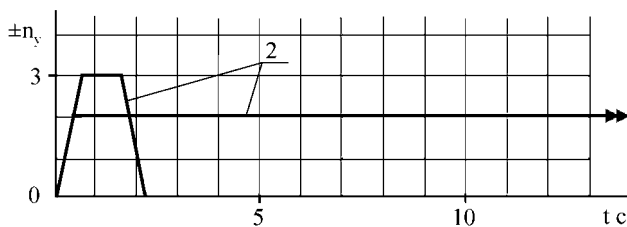
1. Для посетителя аттракциона, расположенного в кресле с системой фиксации, обеспечивающей заданную позу.
2. Для случая, когда перегрузка «таз – голова» ($-n_z$) предшествует перегрузке «голова – таз» ($+n_z$)

Диаграммы построены в предположении, что скорость нарастания перегрузки по каждой из компонент суммарного вектора $n_{\Sigma}(t)$

составляет $\dot{n}=5$ g/сек, т.е. величину, характерную для механизированных аттракционов.



а)



б)

Рис. 6.4. Диаграммы перегрузки «грудь – спина» ($+n_x$), «спина – грудь» ($-n_x$) (а) и «бок – бок» ($\pm n_y$) (б), предельно – допустимые для посетителя аттракциона согласно стандарта ASTM F – 2291 – 03. Примеры.

1. Кресло с системой фиксации таза и плеч и подголовником.
2. Кресло с системой фиксации таза.
3. Кресло с системой фиксации таза и плеч.
4. Для позы лежа со специальной системой фиксации

В стандарте применение нормативных диаграмм перегрузок увязано с типом системы фиксации, конструктивными особенностями кресла и с определенными условиями по сочетаемости предшествующих и последующих перегрузок в целях повышения безопасности посетителя аттракциона.

Материалы стандарта построены на основе анализа и обобщения результатов измерений перегрузок на действующих аттракционах, выполненных рядом частных компаний США. В стандарте учтены многие особенности воздействия перегрузок на посетителей аттракционов. Однако необходимо отметить, что ряд задач, существенных для безопасности посетителей аттракционов, остался за рамками стандарта ввиду их сложности (см. ниже п.6.3; 6.4).

Доза перегрузки на аттракционах. Представляет практический интерес доза перегрузки, допускаемая для посетителей аттрак-

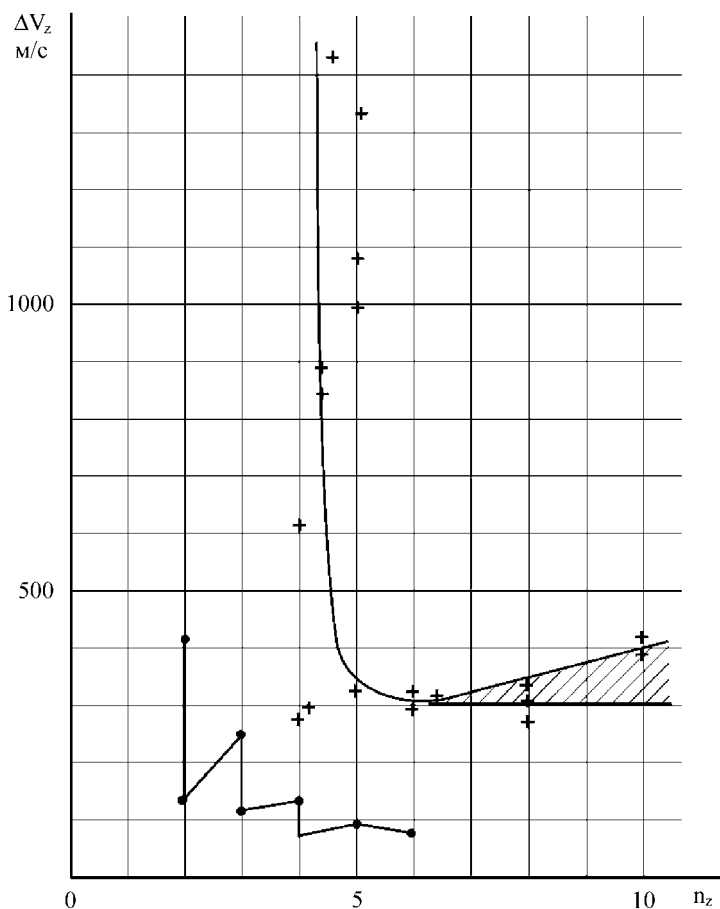


Рис. 6.5. Зависимость дозы перегрузки (ΔV_z) по оси «голова – таз» от максимальной перегрузки (n_z): +++ предельно – переносимо добровольцами – испытателями на центрифуге; расчет по [252]. ••• предельно – допустимо для посетителей аттракциона согласно стандарта ASTM F – 2291 – 03; расчет по [250]

циона стандартом F-2291. Расчетные значения ΔV_z приведены на рис. 6.5. Расчеты выполнены по методике, использованной выше в п. 4; в расчетах скорость нарастания перегрузки была принята равной $\dot{n}_z=5$ 1/с.

На этом же рисунке показаны значения ΔV_z , полученные для физически подготовленных людей (см. п.4). На рис. 6.5 видно, что доза перегрузки ΔV_z на катальных горах почти в три раза меньше величин ΔV_z , предельно-переносимых для физически хорошо подготовленных испытуемых.

Материалы о воздействии ударных перегрузок на голову посетителя аттракциона приведены ниже в п.7.4.

6.3. Безопасность посетителей аттракционов при действии перегрузки. Структура проблемы

Структура проблемы обеспечения безопасности посетителей аттракционов при перегрузках представлена на рис. 6.6.

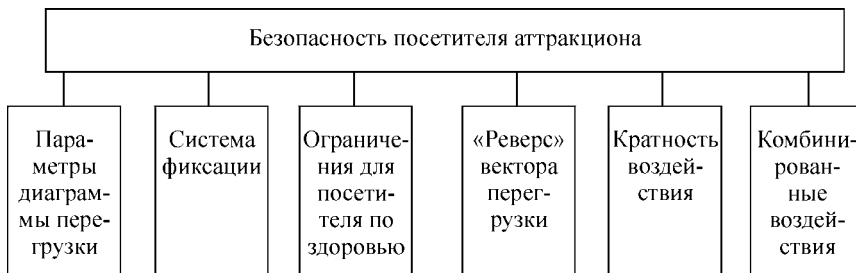


Рис. 6.6. Безопасность посетителя аттракциона при перегрузках. Структура проблемы

Диаграмма перегрузки. Отметим, что нормы на допустимые перегрузки распространяются только на диаграмму перегрузки определенной формы. Разработчики стандарта F-2291 в неявном виде предполагают, что диаграмма перегрузки имеет форму трапеции, верхняя сторона которой равна интервалу времени, в течение которого действует максимально-допустимая перегрузка. В тексте упомянутого стандарта форма диаграммы перегрузки, к которой относится стандарт, не указана, что можно отнести к одному из недостатков стандарта

На рис. 6.7 приведены диаграммы перегрузки, измеренные на катальной горе «Конек-горбунок», разработанной компанией «Мир» (Россия). Как видно из рис. 6.7 эти диаграммы только в некоторых случаях могут быть аппроксимированы трапецией.

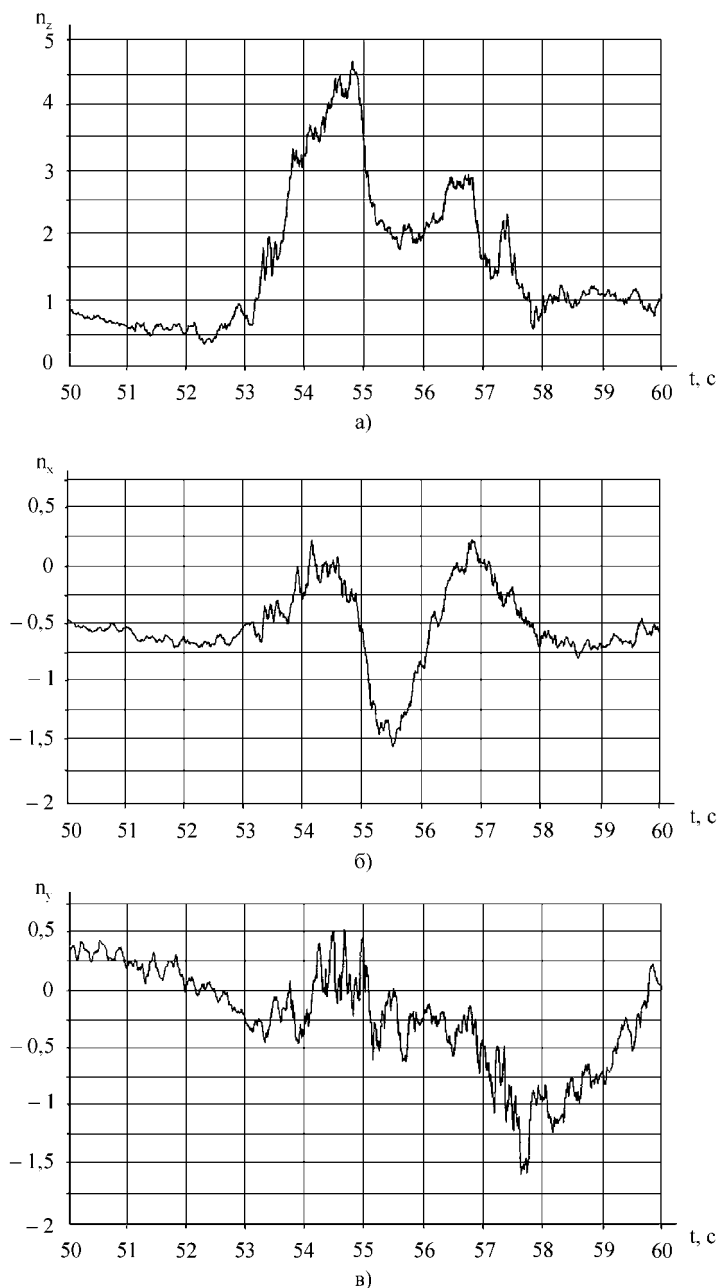


Рис. 6.7. Перегрузки на кресле посетителя катальной горы «Конек – горбунок». Компания «Мир». Россия

Система фиксации. Одна из основных составляющих в обеспечении безопасности посетителя аттракциона – эффективная система фиксации, куда входит собственно система фиксации и конструкция кресла.

Жесткие системы фиксации одного типоразмера, применяемые на современных аттракционах, ставят посетителей разного роста и разного телосложения в неравные условия по условиям комфорта и безопасности при перегрузках.

На рис 6.2 видно, что посетители с различным телосложением имеют существенно разные зазоры между верхней частью туловища и системой фиксации, что может привести у некоторых посетителей к нежелательным ударным нагрузкам на голову, например, при знакопеременных перегрузках по оси «бок-бок».

Ограничения на использование аттракциона. Посетитель может выбрать для катания любой аттракцион. Однако этот выбор должен быть сделан с учетом индивидуальных возможностей перенести динамические воздействия, создаваемые аттракционом, т.е. с учетом собственного здоровья, самочувствия, возраста, антропометрических особенностей (телосложения).

Ограничения на состояние здоровья посетителя аттракциона в виде пиктограммы или текста как правило обозначаются рядом с кассой по продаже билетов на аттракцион.

6.4. Знакопеременное, многократное и комбинированное воздействие перегрузок

«Реверс» вектора перегрузки. Выше в п. 4. было показано, что знакопеременные перегрузки по оси «голова-таз» переносятся человеком значительно хуже перегрузок одного направления. Большое значение в этих случаях имеет скорость изменения перегрузки и пауза по времени между воздействием перегрузок разного направления.

Переносимость человеком знакопеременных перегрузок по оси «бок-бок» существенно зависит от конструктивных особенностей применяемой системы фиксации и использования (или не использования) боковых опорных поверхностей.

Знакопеременные перегрузки по оси «грудь-спина» требуют особого внимания конструктора аттракциона, т.к. при этих пере-

грузках могут иметь место удары головы человека о подголовник, что недопустимо.

Кратность воздействия. Существуют аттракционы, где имеются несколько динамических участков, на каждом из которых перегрузки могут быть близкими к предельно-допустимым. В настоящее время переносимость человеком совокупности подобных воздействий остается пока не исследованной и не нормируется в стандартах.

Комбинированные воздействия. На рис. 6.7 видно, что на аттракционе в интервале времени около 10 секунд одновременно действуют три компонента суммарного вектора перегрузки. Некоторые из подобных ситуаций рассмотрены в стандарте F-2291. Однако на практике число возможных комбинаций комбинированных воздействий может быть достаточно велико; например, некоторые из компонент вектора суммарной перегрузки могут иметь знакопеременный характер.

Известны два основных расчетных случая комбинированного действия на человека компонентом n_x ; n_y ; n_z суммарного вектора перегрузки:

– одновременное действие компонентом без сдвига по фазе; в этом случае компоненты перегрузки формируются за счет разложения вектора суммарной перегрузки, направленного под углом к системе «человек-кресло», на оси, связанные с телом человека (рис. 6.8.а).

– одновременное действие компонентом перегрузки со сдвигом по фазе их максимальных значений; в этом случае различные компоненты перегрузки формируются за счет движения системы «человек-кресло» по сложной пространственной траектории, как, например, при движении тележки с посетителями по трассе катальной горы, изогнутой в двух или трех плоскостях (рис. 6.8.б; в).

Известно, что определяющее влияние на переносимость человеком подобных воздействий, при прочих равных условиях, имеет конструкция кресла и системы фиксации. Примеры систем фиксации, применяемых на аттракционах, показаны на рис. 6.9.

При рассмотрении этой проблемы необходимо принимать во внимание существенные различия собственных частот тела человека при нагрузках, действующих по различным связанным осям тела.

Так, например, период собственных колебаний туловища вдоль оси «голова-таз» составляет $(T_o)_z = 0,1 \dots 0,2$ с; соответственно вдоль оси «бок-бок» $(T_o)_y = 0,3 \dots 0,5$ с.

Именно по причине различных значений (T_0) по различным осям тела человека комфортность и переносимость человеком комбинированного воздействия компонентов перегрузки в определяющей степени будет зависеть от соотношения ($\Delta t/T_0$); знака параметра (Δt), а также конструкции кресла и системы фиксации (рис. 6.8; 6.9).

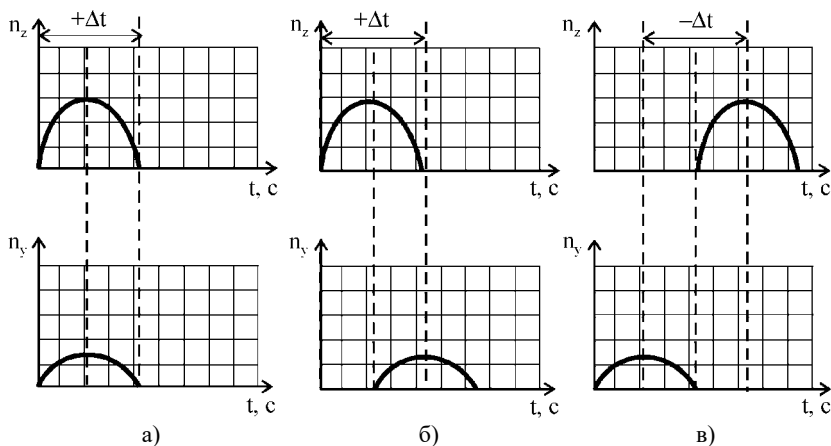


Рис. 6.8. Комбинированное воздействие перегрузки на систему «человек – кресло». а) одновременное воздействие перегрузок «голова – таз» и «бок – бок»; б) и в) воздействие перегрузок «голова – таз» и «бок – бок» со сдвигом по фазе

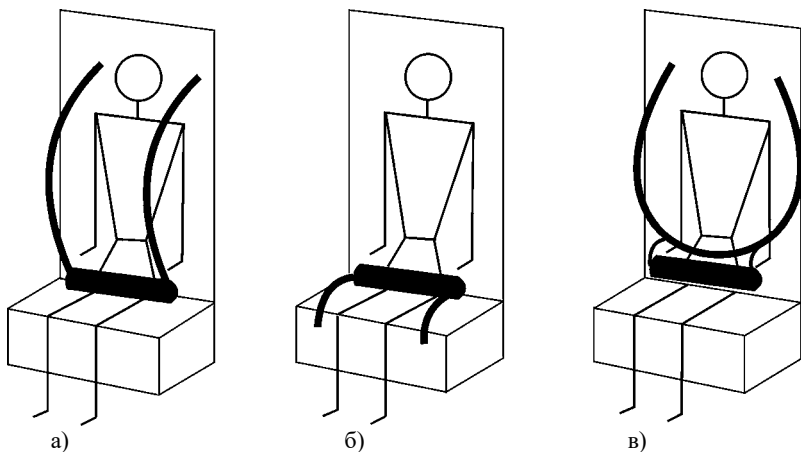
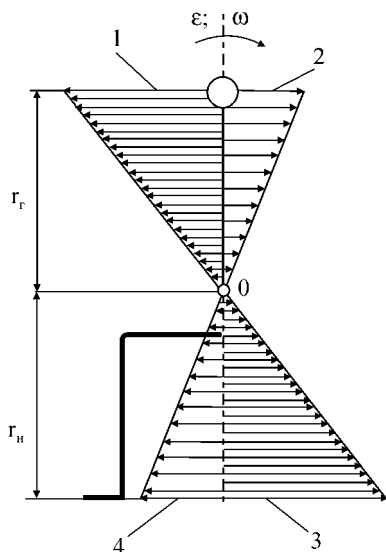


Рис. 6.9. Схемы систем фиксации посетителя аттрациона в кресле. Компания «Мир». Россия. а) фиксация таза и плеч; б) фиксация таза; в) фиксация плеч в боковой плоскости и таза

Нормы на комбинированное воздействие перегрузок для посетителя аттракциона в увязке с рекомендуемой системой фиксации в настоящее время отсутствуют.

6.5. Угловые скорости и угловые ускорения

Воздействию угловых скоростей и угловых ускорений чаще всех подвергаются посетители механизированных аттракционов и летчики в маневренном полете.



Человек в поле угловых скоростей и угловых ускорений ощущает два эффекта:

1 – появляются перегрузки:
 $n_{\omega} = \omega^2 r / g$ – перегрузка, созданная угловой скоростью (ω);
 $n_{\varepsilon} = \varepsilon r / g$ – перегрузка, созданная угловым ускорением (ε).

2 – возникает реакция вестибулярного аппарата, для которого угловая скорость и угловое ускорение служат специфическим раздражителем.

Схема распределения перегрузок по телу человека при вращении относительно оси, про-

Рис. 6.10. Распределение перегрузок по телу человека при вращении относительно оси, проходящей вблизи центра тяжести; $(\varepsilon) 1/c^2$ и $(\omega) 1/c$ – угловое ускорение и угловая скорость.

1. Эпюра перегрузки «таз - голова»;
 $(-n_z)^{\omega} = \omega^2 r_H / g$;
2. Эпюра перегрузки «спина - грудь»
 $(-n_x)^{\varepsilon} = \varepsilon r_r / g$;
3. Эпюра перегрузки «голова - таз»
 $(+n_z)^{\omega} = \omega^2 r_H / g$;
4. Эпюра перегрузки «грудь - спина»
 $(+n_x)^{\varepsilon} = \varepsilon r_r / g$.

ходящей вблизи центра тяжести, показана на рис. 6.10.

Перегрузки от угловой скорости и углового ускорения в проекциях на оси, связанные с телом человека, суммируются с соответствующими компонентами линейной перегрузки.

Вестибулярный аппарат позволяет человеку ощущать свое положение и перемещение в пространстве. Исследованиям реакций вестибулярного аппарата на различные виды ускорений по-

священа обширная специальная литература; (см., например, [1; 2; 36; 77; 166]). Интерес к этой проблеме связан с «болезнью движения» – сохранением или утратой человеком работоспособности и пространственной ориентировки при и после воздействия угловых скоростей и угловых ускорений.

Для посетителей аттракционов реакция вестибулярного аппарата будет определять их самочувствие при и после поездки на аттракционе. Людям с ослабленным вестибулярным аппаратом вряд ли следует подвергаться действию угловой скорости и углового ускорения, поскольку после интенсивного вращения их самочувствие может ухудшиться.

Проблемы, связанные с «болезнью движения», в данной работе не рассматриваются; они имеют самостоятельное значение и требуют специального анализа.

Глава 7

УДАРНЫЕ ПЕРЕГРУЗКИ

7.1. Введение

С ударными перегрузками человек регулярно сталкивается в быту (транспорт), на занятиях спортом (бокс, прыжки и др.), а также в некоторых областях профессиональной деятельности (летчики, трактористы, операторы дорожных машин и др.).

При аварийных ситуациях человек может подвергаться воздействию ударных перегрузок больших величин, которые могут быть опасны как для здоровья, так и для жизни. К этой группе событий относятся аварии на наземном, водном и авиационном транспорте, применение систем аварийного спасения, а также различные бытовые аварийные случаи (падение на твердую поверхность и др.)

Сюда же можно отнести случаи природных и техногенных аварий и катастроф, при которых на человека могут действовать ударные перегрузки больших величин.

Аварийные перегрузки (как и другие аварийные воздействия) принято подразделять на расчетные и нерасчетные.

К расчетным относятся случаи воздействия перегрузок, вероятность которых нельзя пренебречь.

Перегрузки, отнесенные к расчетным, изучаются заранее; на случай их появления предпринимаются меры и разрабатываются средства по обеспечению безопасности человека, который может подвергаться их воздействию.

Типовой пример воздействия на человека расчетных аварийных перегрузок – катапультирование летчика при аварии самолета. Катапультное кресло проходит большой цикл экспериментальной отработки и устанавливается на самолет с целью обеспечить безопасность летчика в случае возникновения расчетной аварийной ситуации в полете.

К нерасчетным принято относить случаи воздействия перегрузок, вероятность которых мала, а также случаи природных и техногенных аварий и катастроф, величины перегрузок в которых не поддаются предварительному прогнозу. Отметим, что нерасчетные перегрузки могут быть как безопасными, так и травмоопасными.

Экспериментальные исследования переносимости человеком ударных перегрузок были начаты в ряде стран (Германия, Швеция – 1943г.; Англия, США, СССР – 1944...1945г.г.) при создании самолетных катапультных кресел.

С участием испытателей исследовались перегрузки катапультирования «голова-газ» $n_z=10\dots 20$ при времени действия $t=0,1\dots 0,2$ сек [1; 7; 165].

Обширные исследования переносимости человеком ударных перегрузок были проведены в СССР и США при создании первых пилотируемых космических кораблей применительно к обеспечению безопасности космонавтов при ударе корабля о грунт или воду в процессе посадки [19; 20; 45; 50; 51; 69; 72; 146; 162; 163].

Аналогичные исследования проводились также в целях создания средств защиты от удара водителей и пассажиров автомобилей.

Воздействие ударных перегрузок на человека относится к весьма сложным многофакторным процессам. Для пояснения существа проблем, которые приходится решать при защите человека от ударных перегрузок, рассмотрим ряд примеров.

7.2. Примеры

7.2.1. Столкновение автомашин

Статистика дорожно-транспортных происшествий (ДТП). Ниже изложены материалы, показывающие масштаб проблемы ДТП. В таблице 7.1 приведены данные о числе автомашин, находящихся в эксплуатации в различных странах мира на начало 2003г. [120].

Таблица 7.1

Число автомашин в расчете на 1000 жителей

| Страна | США | Италия | Порту- галия | ФРГ | Япония | Фран- ция | Россия |
|--------------------------------------|-----|--------|-----------------|-----|--------|--------------|--------|
| Число автомаш. на 1000 жителей | 757 | 612 | 642 | 540 | 547 | 548 | 223 |

По данным ООН на 1999г. ежегодно в мире погибает в ДТП около 500 тыс. человек (табл. 7.2), а годовой экономический ущерб составляет \$500 млрд.

По [3] в 1998г. в США в ДТП погибли 41907 человек, а около 3 млн. человек получили травмы.

Таблица 7.2

Число людей, ежегодно погибающих в ДТП [3]

| Регион | Азия и Тихо-океанск. регион | Европа | Африка | Северная Америка | Южная Америка |
|----------------|-----------------------------|---------|---------|------------------|---------------|
| Число погибших | 250 тыс. | 98 тыс. | 74 тыс. | 45тыс | 39 тыс. |

В таблице 7.3 приведены многолетние данные МВД о ДТП в России.

Таблица 7.3

Результаты ДТП в России за 1997...2002г [120]

| Год | 2002 | 2001 | 2000 | 1999 | 1998 | 1997 |
|-----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Погибли | 33243 | 30916 | 29594 | 29718 | 29021 | 27665 |
| Получили травмы | 215678 | 187790 | 179401 | 182123 | 183846 | 177924 |

Всего за период 1997...2002г. в России в ДТП погибли 180157 человек, получили травмы 1126771 человек.

По данным Всемирной Организации Здравоохранения и ЕЭК ООН среди основных причин смерти населения дорожно-транспортные происшествия занимают третье место после рака и сердечно-сосудистых заболеваний.

В группе населения в возрасте до 34 лет смерть от ДТП стоит на первом месте.

Анализ ДТП на легковом транспорте показал, что пострадавшие получают множественные сочетанные травмы – одновременно травмируются различные органы и части тела человека. Распределение травм приведено в табл. 7.4. Распределение пострадавших в ДТП по категориям приведено в таблице 7.5.

Таблица 7.4

Распределение травм по различным частям тела пострадавших в ДТП [109]

| Вид травмы | Травма головы | Травма ног | Травма грудной клетки | Травма живота | Травма рук | Травма шеи |
|------------------|---------------|------------|-----------------------|---------------|------------|------------|
| В % от числа ДТП | 75,2 | 49,1 | 28 | 14 | 7 | 0,1 |

Таблица 7.5

Распределение пострадавших в ДТП по категориям [109]

| Категория | Водители и пассаж. легков. а/м | Водители и пассаж. груз. а/м | Водители и пассаж. автобусов | Велосипедисты | Пешеходы | Прочие |
|---------------------------|--------------------------------|------------------------------|------------------------------|---------------|----------|--------|
| % от числа участников ДТП | 46,3 | 11,4 | 2,2 | 2 | 36,4 | 1,6 |

Перегрузки при столкновении автомашин. Ниже рассматриваются материалы, относящиеся к случаям столкновения автомашин. Безопасность человека при наезде автомашины на пешехода представляет собой самостоятельную весьма сложную проблему, которая требует специального исследования и в книге не рассматривается.



Рис. 7.1. Расчетные аварийные случаи столкновения автомашин

Анализ материалов о ДТП [120; 157] позволяет сформулировать ряд расчетных аварийных случаев, для которых необходимо рассматривать реакцию системы «человек-кресло» на перегрузки, возникающие при ДТП (рис. 7.1).

Перегрузки, действующие на автомобиль и систему «человек-кресло» при ДТП, определяются экспериментально по методике, предусмотренной международными стандартами. Автомобиль, оснащенный измерительной аппаратурой с испытательными манекенами в креслах, разгоняется до заданной скорости и затем имитируется один из расчетных случаев (рис. 7.1).

В таблице 7.6 приведены характерные параметры ударных перегрузок при подобных испытаниях.

Таблица 7.6

Результаты испытаний автомобилей на фронтальный удар [157]

| № п/п | Тип автомобиля | Скорость удара км/час (м/с) | Мах перегрузка | | Длительность удара сек | Примечание |
|-------|----------------|-----------------------------|----------------|-------------------|------------------------|--|
| | | | На кузове | В голове манекена | | |
| 1 | Легковой | 49,2(13,7) | 48 | 104 | 0,05 | |
| 2 | Грузовой | 34,4(9,5) | 68 | 38 | 0,05 | |
| 3 | Автобус | 50(13,9) | 42 | 31 | 0,1 | Манекен размещен на сидении за водителем |

При фронтальном ударе происходит резкий кивок головы вперед, даже в случае использования стандартных ремней безопасности автомобиля (рис. 7.2).

В случае наезда сзади или сбоку наблюдается столь же резкое смещение головы и тела человека внутри автомобиля по направлению действия инерционных сил.

Скорость движения головы пострадавшего относительно интерьера салона/кабины автомобиля может достигать 6...10 м/с и более.

Скорость нарастания ударной перегрузки, действующей на пострадавшего, составляет 1700 1/с и более.

Все современные легковые автомобили оборудованы, в том или ином объеме, системой обеспечения безопасности водителей и пассажиров на случай ДТП.

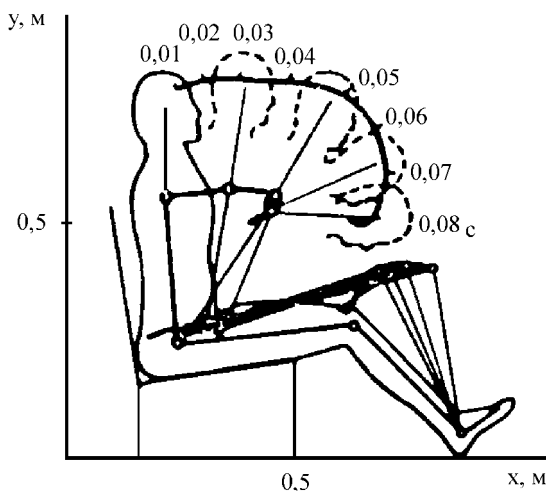


Рис. 7.2. Кинематика головы манекена во времени при фронтальном столкновении автомашины. Испытания с использованием диагонально – поясного ремня.
 $V = 50 \text{ км/час}$ ($13,9 \text{ м/с}$). [157]

К указанным системам обеспечения безопасности относятся:

- Ремни безопасности с трехточечным или многоточечным креплением;
- Ремни безопасности с надувными прокладками, предназначенными для снижения удельного давления ремней на тело человека при ДТП и более плотной его фиксации к креслу;
- Ремни безопасности, обеспечивающие фиксацию в кресле людей различной комплекции, включая детей;
- Ремни безопасности с адаптивной точкой крепления плечевого ремня для фиксации в кресле людей с различным ростом сидя;
- Надувные подушки, размещаемые спереди и сбоку и предназначенные для исключения жесткого удара человека о конструкцию салона, включая многосекционные подушки с различным давлением в секциях;
- Амортизационные прокладки, устанавливаемые в зоне головы человека;
- Устройства, предназначенные для предварительного натяжения ремней безопасности в первой фазе ДТП;
- Устройства, предназначенные для автоматического включения аварийных систем (пневмоподушек и др.), основанные на использовании:

- датчиков перегрузки, фиксирующих контакт автомобиля с преградой;
- дистанционной системы измерения расстояния и скорости столкновения автомобиля с преградой, (радары различного типа);
- «Ячейки безопасности» – секции салона, формируемые силовым набором, обеспечивающие безопасность человека при деформации автомашины в процессе ДТП.

Устройства, устанавливаемые на автомобиль и предназначенные для обеспечения безопасности человека при ДТП, подвергаются испытаниям на соответствие критериям и требованиям международных стандартов.

Однако, как видно из материалов п. 7.2.1, все перечисленные выше меры на практике оказались недостаточно эффективны.

7.2.2. Аварийное приземление самолета

Статистика летных происшествий. В табл. 7.7 приведены опубликованные данные о погибших в авиационных авариях и катастрофах за 10 лет с 1987 по 1996г. (по всем странам мира).

Таблица 7.7

Данные о погибших при авариях и катастрофах пассажирских самолетов [25]

| Годы | 1987 | 1988 | 1989 | 1990 | 1991 | 1992 | 1993 | 1994 | 1995 | 1996 |
|----------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Число погибших | 944 | 1007 | 1450 | 611 | 1090 | 1422 | 1109 | 1385 | 1215 | 1840 |

Отметим, что число погибших в летных происшествиях во всем мире за год примерно в 20 раз меньше, чем в дорожно-транспортных происшествиях только в одной стране (США) (см. п. 7.2.1).

Во Франции в период 1974-1977гг. в авиации общего назначения были зарегистрированы 1416 летных происшествий (ЛП), из них в 336 ЛП пострадали люди. Среди пострадавших 258 человек погибли, а 334 человека получили травмы различной степени тяжести. Локализация травм у 334 пострадавших приведена в табл. 7.8.

Таблица 7.8

Локализация травм у 334 пострадавших в ЛП в авиации общего назначения Франции в период 1974-1977 [244]

| Локализация | Голова и шея | Позвоночник | Руки | Ноги | Грудь | Живот | Не установлена |
|-----------------|--------------|-------------|------|------|-------|-------|----------------|
| Число случаев | 181 | 61 | 105 | 77 | 45 | 22 | 79 |
| Число случаев % | 31,7 | 10,7 | 18,4 | 13,5 | 7,8 | 3,8 | 13,8 |

Примечание: У 334 потерпевших имели место 570 травм.

Как видно из табл. 7.8 63,6 % процента травм относятся к травмам головы и конечностей.

Анализ материалов летных происшествий, приведенный в [247], показал, что имеется статистическая граница выживаемости людей, попавших в ЛП (табл. 7.9).

Таблица 7.9

Скорости и углы пикирования самолета при ударе о грунт, предельные для выживания людей, попавших в ЛП

| | | | | |
|----------------------------|------------|----------|------------|------------|
| Скорость с-та км/час (м/с) | 140 (38,9) | 130 (36) | 117 (32,5) | 100 (27,8) |
| Угол тангажа град. | 0 | 15 | 30 | 45 |

Перегрузки при аварийном приземлении самолета. По данным [247] упомянутая выше граница выживаемости характеризуется следующими параметрами ударных перегрузок и потерянными при ударе значениями скоростей (интегралами ударных ускорений):

$n_x = 30 \dots 35$; $\Delta V_x = 18 \dots 21$ м/с; – по продольной оси самолета;
 $n_z = 25 \dots 30$; $\Delta V_z = 15 \dots 18$ м/с; – по вертикальной оси самолета.

На рис. 7.3 показан характер перегрузок на кресле и конструкции пола кабины, полученных при ударе натурного самолета о грунт в эксперименте, где исследовались условия аварийной посадки самолета при ЛП. Перегрузка на кресле по оси «голова-таз» составила $n_z=19$, скорость, потерянная при ударе, $\Delta V_z=15,7$ м/с, скорость нарастания перегрузки $\dot{n}_z = 600$ 1/с.

Перегрузка по поперечной оси кресла (n_x) имеет знакопеременный характер, что может представлять определенную опасность

для головы и шеи пассажира в связи с формированием «кивка» головы вперед вплоть до контакта с передним креслом.

При действии отрицательной перегрузки «спина-грудь» ($-n_x$), одновременно с кивком головы, можно ожидать также резкого перемещения рук и ног пассажира вперед.

Отметим, что одновременно с поперечной знакопеременной перегрузкой (n_x) действует перегрузка «голова-таз» (n_z); их совместное действие неизбежно приводит к увеличению скорости и резкости кивка головы и повышению опасности черепно-мозговой травмы (см. табл. 7.8).

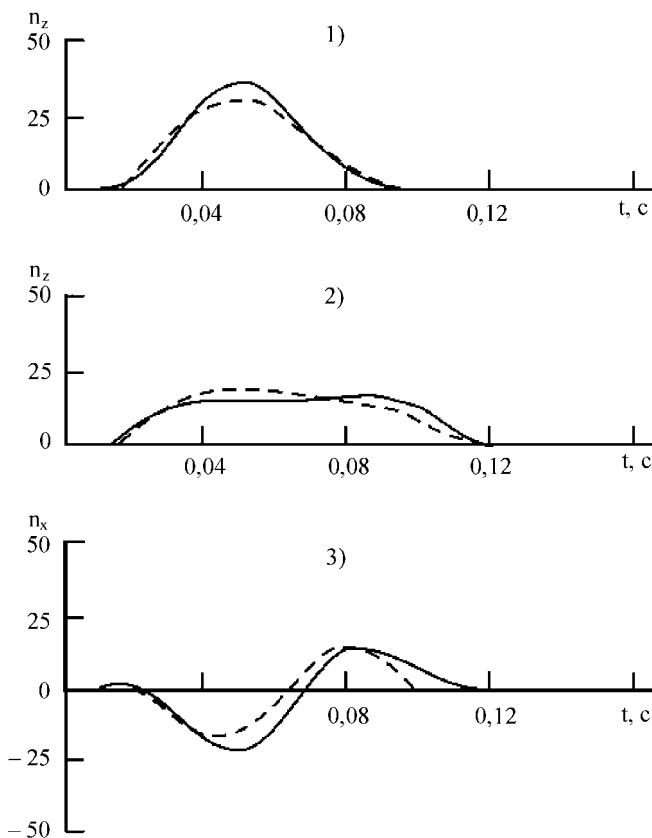


Рис. 7.3. Перегрузки, измеренные в экспериментах по сбросу на бетон самолета массой 3500кг. Отфильтровано в полосе частот 0 – 60 гц.

1. Вертикальная перегрузка на полу кабины (в осях самолета): $(n_z)_{\max} = 38$;
 $(\dot{n}_z) = 1000$ 1/с; $(\Delta V_z) = 15$ м/с.
2. Перегрузка «голова – таз» на кресле: $(n_z)_{\max} = 19$; $(\dot{n}_z) = 600$ 1/с. $(\Delta V_z) = 15,7$ м/с.
3. Перегрузка «спина – грудь» на кресле: $(-n_x) = 23$; $(\dot{n}_x) = 950$ 1/с; $(\Delta V_x) = 5,4$ м/с.

7.3. Ударная перегрузка в системе «человек-кресло»

7.3.1. Постановка задачи. Система «человек-кресло» (СЧК)

Наиболее полно проблема переносимости человеком ударных перегрузок исследовалась применительно к задачам обеспечения безопасности экипажей средств транспорта – авиационного и наземного.

На тех транспортных средствах, где возможно действие ударных перегрузок на экипаж, человек, как правило, располагается в специальном кресле в заданной позе, благоприятной для переносимости ударных перегрузок, и фиксируется к креслу ремнями безопасности той или иной конструкции.

Кресло с зафиксированным в нем человеком образует единую систему «человек-кресло» (СЧК). Отметим, что подавляющее большинство теоретических и экспериментальных исследований по проблеме защиты человека от ударных перегрузок проводилось для системы «человек-кресло».

Основная цель исследований состояла в определении критериев и пределов переносимости ударных перегрузок для системы «человек-кресло». В ряде случаев исследования проводились с целью проверки эффективности различных средств защиты человека от ударных перегрузок – систем фиксации, катапультных кресел, амортизационных кресел, амортизационных прокладок и др.

Материалы, изложенные в данной книге по проблеме переносимости человеком ударных перегрузок, также относятся к СЧК, за исключением некоторых задач удара головы о преграду.

В экспериментах воздействие ударных перегрузок на СЧК исследовалось с участием добровольцев-испытателей, с использованием биоманекенов, биологических материалов и препаратов (позвонков и других элементов костно-опорного аппарата и мягких тканей), а так же испытательных антропометрических манекенов. Значительный объем исследований проводился на животных (обезьяны, собаки и др.)

Ударная перегрузка, действовавшая на СЧК, измерялась на твердых опорных поверхностях кресла, в котором располагался испытатель или манекен; результаты измерений на кресле служили основой для построения норм на допустимые для человека ударные перегрузки. В ряде случаев в исследовательских целях измерялись перегрузки в манекене (в голове, в груди, на голове и позвонках биоманекена и др.).

7.3.2. Экспериментальные данные

В данном пункте изложены опубликованные результаты целенаправленных экспериментов, проводившихся с участием добровольцев-испытателей. Материалы систематизированы и обработаны автором. Ссылки на соответствующие источники даны в тексте.

В научной литературе содержатся описания большого числа испытаний на воздействие ударной перегрузки на испытателей. Прямое сравнение результатов испытаний, как правило, затруднено ввиду различных методик испытаний, различных систем фиксации и конструктивных различий испытательных установок.

В таблицы 7.10-7.14, приведенные ниже, включены, как типовые примеры, лишь те опубликованные материалы, в которых содержатся сведения об основных параметрах диаграммы $n(t)$: амплитуде перегрузки (n_{\max}), времени действия (t_{\max}), скорости нарастания перегрузки (\dot{n}), скорости, потерянной/приобретенной при ударе (ΔV), а также сведения об основных условиях и результатах экспериментов.

7.3.3. Анализ экспериментальных данных

Перегрузка «голова-таз» n_z (табл.7.10). Работа [257] содержит материалы, существенные для понимания физического смысла процесса воздействия на тело человека перегрузок с большой скоростью нарастания. Как видно из результатов экспериментов, при увеличении перегрузки в два раза (со 105 до 210) максимальная величина скорости, потерянной при ударе, осталась неизменной и составила 4,1м/сек (рис.7.4).

Отметим, что в работе [253], проведенной 13 лет спустя другой группой авторов, был получен практически тот же результат: при ударе вдоль позвоночника с большой скоростью нарастания перегрузки максимальная скорость, потерянная при ударе, составила 3,94 м/сек.

В обоих случаях имела место большая скорость нарастания перегрузки – 19000 1/с и более.

Обе группы авторов констатировали локализацию болевых ощущений в голове, в области крестца и поясничного отдела позвоночника; в [257] наблюдались неблагоприятные симптомы со стороны центральной нервной системы; в [253] отмечены жалобы испытателей на боли в области груди.

Условия опытов, при которых скорость, потерянная при ударе, достигала ≈ 4 м/сек, были расценены испытателями как предел допустимой переносимости.

Таблица 7.10

Экспериментальные данные о переносимости человеком ударных перегрузок «голова-таз» (n_z)

| № п/п | n_z max | $t_{\text{сек}}$ max | \dot{n} 1/с | V_o м/с | $\Delta V^{(\#)}$ м/с max | Экспериментальная установка и поза испыталеля | Число испыталелей в программе. Отзыв. | Источ-ник |
|-------|--------------|-------------------------|--|--------------|---------------------------------|--|--|-----------|
| 1 | 105–210 | 0,09–0,06 | 21×10^3 – 76×10^3 | 1,75–3,0 | 4,1 | Вертикальный копер. Поза «сидя». Кресло без спинки | 30 испыталелей; 75 опытов. При $V_o=3$ м/сек – боль в голове, в области крестца и поясничных позвонков. Предел добровольной переносимости. | [257] |
| 2 | 95 | 0,006 | 19×10^3 | – | 3,94 | Вертикальный копер. Жесткое кресло со спинкой и системой фиксации. Поза «сидя». | 13 испыталелей. Сильные боли в области груди, в нижнем отделе позвоночника, в голове, в животе. Предел добровольной переносимости. | [253] |
| 3 | 220 | 0,04 | 44×10^3 | – | 7,0 | Вертикальный копер. Жесткое кресло со спинкой и системой фиксации. Амортизационная прокладка толщиной 190мм между испыталелем и сиденьем | Без болевых ощущений. Незначительный удар в области живота. | [253] |
| 4 | 16,8 | 0,065 | 2300 | – | 10 | Вертикальный копер. Кресло с индивидуально моделированным ложементом. Поза «полулеж». Угол спинки к вертикали 40° | 11 испыталелей. Без замечаний. | [19, 163] |
| 5 | 18,4 | 0,2 | 180 | 26 | 26 | Катапультиное кресло. Система фиксации таза и плеч. | 175 случаев катапультирования в том числе 12 случаев травм позвоночника. | [207] |
| 6 | 16 | 0,4 | 200 | 40 – 45 | 40 – 45 | Современное катапультиное кресло с ракетным ускорителем. | | [2] |

#) $\Delta V = g \int (n_z - 1) dt$ м/сек;

Таблица 7.11

Экспериментальные данные о переносимости человеком
ударных перегрузок «таз-голова» ($-n_z$)

| № п/п | $-n_z$ мах | $t_{сек}$ мах | \dot{n} 1/с | V_0 м/с | $\Delta V^{#}$ м/с мах | Экспериментальная установка. Поза испыталеля. | Функциональные расстройства. | Источ- ник |
|-------|---------------|------------------|------------------|--------------|------------------------------|---|---|---------------|
| 1 | 12 | 0,15–0,2 | до 120 | – | – | Катапультное кресло, стандартная система фиксации. Поза «сидя» | Боль в голове. Зрительные расстройства. Предельно- допустимо. | [1] |
| 2 | 18,5 | – | – | 5,9 | 5,9 | Кресло со специальной система фиксации. Поза «сидя». | Боль в голове. Зрительные расстройства. | [207] |
| 3 | 9 | – | – | 12,7 | 12,7 | Катапультное кресло, стандартная система фиксации. Поза «сидя». | Боль в голове. Зрительные расстройства. | [207] |
| 4 | 8 | 0,2 | 80 | 11,4 | 11,4 | Катапультное кресло, стандартная система фик- сации. Поза «сидя». | Переносимо. | [222] |

#) $\Delta V = g \int (n_z - 1) dt$ м/сек;

Таблица 7.12

Экспериментальные данные о переносимости человеком ударных перегрузок «грудь-спина» (n_x)

| № п/п | n_x мах | tсек мах | \dot{n} 1/с | V_0 м/с | $\Delta V^{(\#)}$ м/с мах | Экспериментальная установка. Поза испытуемого. | Заключение | Источник |
|-------|--------------|-------------|------------------|--------------|---------------------------------|--|---|----------|
| 1 | 40,4 | 0,048 | 2140 | 14,8 | 14,8 | Жесткое кресло. Специальная система фиксации. Поза «сидя». Горизонтальный стенд | Симптомы шока и потери сознания. Предельно-переносимо. | [207] |
| 2 | 35 | 0,061 | 1150 | 15,8 | 15,8 | Жесткое кресло. Специальная система фиксации. Войлочная прокладка 12 мм на подголовнике. Поза «сидя». Горизонтальный стенд | Переносимо. | [222] |
| 3 | 32 | 0,115 | 530 | 27 | 27 | Жесткое кресло. Спец. система фиксации. Войлочная прокладка 12 мм на подголовнике. Поза «сидя». Горизонтальный стенд. | Переносимо. | [222] |

#) $\Delta V = g[(n_z - 1)dt]$ м/сек;

Таблица 7.13

Экспериментальные данные о переносимости человеком ударных перегрузок «спина-грудь» ($-n_x$)

| № п/п | $-n_x$ мах | $t_{\text{сек}}$ мах | \dot{n} 1/с | V_0 м/с | $\Delta V^{#}$ м/с мах | Экспериментальная установка. Поза испытуателя. | Заключение | Источник |
|----------|---------------|-------------------------|------------------|--------------|------------------------------|---|--|----------|
| 1 | 45,4 | 0,18 | Около 500 | 56 | 56 | Жесткое кресло. Специальная система фиксации с площадью охвата 553 см ² ; защита от кивка. Поза «сидя». Горизонтальный стенд. | Переносимо. | [207] |
| 2 | 35 | 0,117 | Около 600 | 30 | 30 | Жесткое кресло, Специальная система фиксации. Поза «сидя». Горизонтальный стенд | Переносимо. | [222] |
| 3 | 38 | 0,054 | 1400 | 14,8 | 14,8 | Жесткое кресло. Специальная система фиксации. Поза «сидя». Горизонтальный стенд | Признаки шока. Предельно-переносимо. | [222] |
| 4 | 17,6 | 0,12 | 960 | 9,57 | 11 | Жесткое кресло. Спец. система фиксации. Поза полулежа. Угол наклона спинки назад 45°. $n_z=17,6$; $\Delta V_z=\Delta V_x=7,8$ м/с Горизонтальный стенд | Признаки шока. Травма в зоне Т ₆ -Т ₇ -Т ₈ . Предельно-переносимо. Лечение в течение 60 дней. | [251] |
| 5 | 40 | 0,16 | 1500 | 57,4 | 57,4 | Стандартное катапультное кресло. Поза «сидя лицом к потоку». Торможение при воздействии скоростного напора без вращения. | Предельно-допустимо. | [1] |

#) $\Delta V = g \int (n_z - 1) dt$ м/сек;

Таблица 7.14

Экспериментальные данные о переносимости человеком
ударных перегрузок «бок-бок» ($\pm n_y$)

| № п/п | n_y мах | $t_{\text{сек}}$ мах | \dot{n} 1/с | V_0 м/с | $\Delta V^{(\#)}$ м/с мах | Экспериментальная установка. Поза | Заключение | Источник |
|-------|--------------|-------------------------|------------------|--------------|---------------------------------|---|---|----------|
| 1 | 23,1 | 0,057 | 1200 | 8,4 | 8,4 | Жесткое кресло с боковыми опорами для головы, туловища, ног. Поза «сидя». | Предел переносимости не был достигнут. | [207] |
| 2 | 10 | – | – | – | 4,6 | Кресло с системой фиксации таза. | Изгиб туловища вбок до 30° | [207] |
| 3 | 11,7 | – | – | – | 4,5 | Кресло с системой фиксации таза и плеч. | Предельно-допустимо. Брадикардия. Шок от воздействия ремней на каротидную зону. | [207] |
| 4 | 30 | 0,13 | 600 | – | 20 | Кресло с системой фиксации таза и плеч | Предельно-переносимо. Брадикардия. | [103] |

#) $\Delta V = g[(n_z - 1)dt]$ м/сек;

Аналогично п.4.4 величину скорости ΔV , потерянной (или приобретенной) при воздействии ударной перегрузки на человека, можно трактовать как дозу ударной перегрузки.

| К | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|---------------|-----------------------|-------------------------|--------------------------|--------------------------------|-----------------------------|----------------|-----------------|----------------------|
| симп- томы | без симп- томов | слабое давле- ние | умерен. давле- ние | незна- чит. дис- комфорт | существ. диском- форт | слабая боль | умерен. боль | силь- ная боль |

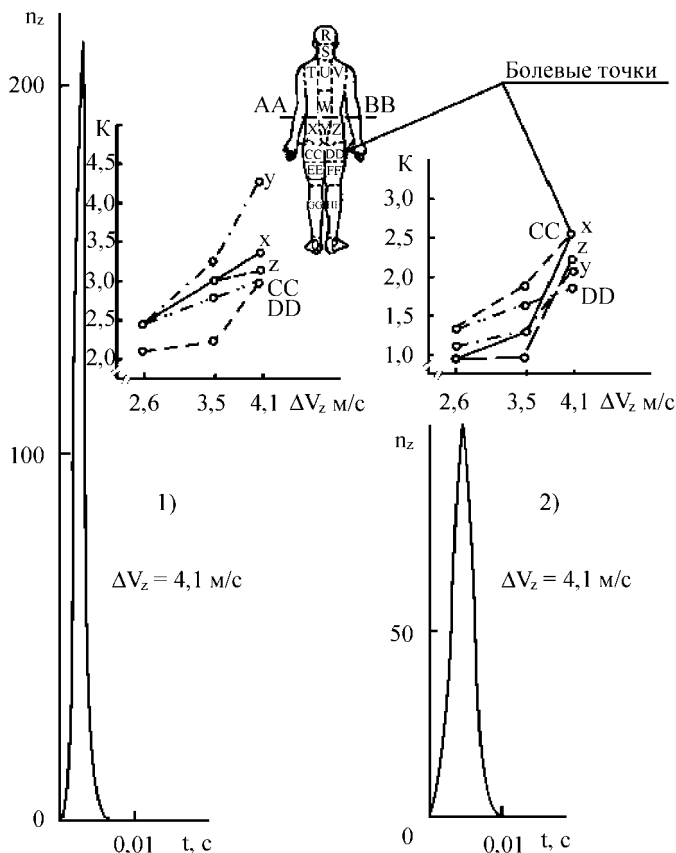


Рис. 7.4. Локализация болевых точек у испытуемых в экспериментах при воздействии ударных перегрузок с большой скоростью нарастания.

1. $(\dot{n}_z) = 76 \cdot 10^3 \text{ 1/c}$; 2. $(\dot{n}_z) = 21 \cdot 10^3 \text{ 1/c}$

Учитывая результаты экспериментальных работ [253; 257], при больших скоростях нарастания ударной перегрузки значение

$\Delta V \leq 4 \text{ м/с}$ можно рассматривать как предельно-переносимую дозу ударного воздействия при перегрузке «голова-таз» с большой скоростью нарастания для физически хорошо подготовленных людей.

Как видно из табл.7.10, с уменьшением величины \dot{n}_z допустимая величина ΔV_z быстро растет: при $\dot{n}_z = 2300 \text{ 1/с}$ $\Delta V_{\text{допуст.}} = 10 \text{ м/с}$; при $\dot{n}_z = 200 \text{ 1/с}$ соответственно $\Delta V_{\text{допуст.}} = 40 \text{ м/с}$.

Ряд экспериментов в [253] был проведен с использованием модифицированного кресла с амортизирующей прокладкой толщиной 190мм, установленной между опорной пластиной, на которой сидел испытуемый, и жесткой конструкцией кресла (см. п. 3 табл. 7.10).

В этих опытах скорость, теряемая при ударе, была доведена до 7м/с; при этом болевых симптомов в позвоночнике и голове не наблюдалось. Амортизирующая прокладка, материал которой был целенаправленно подобран в специальных опытах, позволила снизить скорость нарастания перегрузки и, соответственно, повысить переносимую величину ΔV . К сожалению, в упомянутом эксперименте инструментальные данные об измеренных перегрузках на опорной пластине, на которой сидел испытуемый, в источнике [253] не приводятся.

Перегрузка «таз-голова» ($-n_z$). (Табл. 7.11). Исследования ударных перегрузок «таз-голова» проводились в целях обеспечения безопасности летчиков при аварийном покидании самолета по схеме «катапультирование вниз». В этом случае внешние силы прикладываются к телу человека через ремни системы фиксации кресла по направлению «голова-таз»; инерционные силы действуют по линии «таз-голова».

В опытах скорость нарастания перегрузки составляла 80...120 1/с; максимальная перегрузка «таз-голова» ($-n_z$) = 8...12; приобретенная скорость $\Delta V = 11,4...12,7 \text{ м/с}$.

В [207] отмечается, что в случае снижения скорости катапультирования до $V_0 = 5,9 \text{ м/с}$ максимальная допустимая перегрузка может быть увеличена с ($-n_z$) = 9 до ($-n_z$) = 18,5.

Перегрузка «грудь-спина» n_x (табл.7.12). При воздействии ударной перегрузки «грудь-спина» на систему «человек-кресло» под действием инерционных сил тело человека прижимается к опорным поверхностям кресла. Деформируется (уплощается) грудная клетка; в случае неплотного прижатия головы к подголовнику кресла в началь-

ный момент времени может произойти дополнительный удар головы о подголовник. Как правило, подголовники кресел в системе СЧК имеют специальную амортизирующую прокладку.

При скорости нарастания ударной перегрузки $\dot{n}_x = 2140$ 1/с предельно-переносимая скорость, приобретенная СЧК при ударе, составила $\Delta V_x = 14,8$ м/с.

В опытах, где скорость нарастания перегрузки была снижена до 530 1/с, безопасная скорость, приобретенная СЧК при ударе, увеличилась до $\Delta V_x = 27$ м/с.

Как и при воздействии перегрузки «голова-таз», скорость, приобретенная (потерянная) при ударе, оказалась обратно пропорциональна скорости нарастания перегрузки «грудь-спина».

Перегрузка «спина-грудь» (табл. 7.13). При воздействии ударной перегрузки «спина-грудь» под действием инерционных сил тело человека смещается от спинки кресла вперед с опорой на ремни системы фиксации (см. п.п. 1; 2; 3 табл. 7.13).

В экспериментах при использовании специальной системы фиксации показана удовлетворительная переносимость перегрузки «спина-грудь» ($-n_x$) = 45,4 и скорости, потерянной при ударе, $\Delta V_x = 56$ м/с; скорость нарастания перегрузки составила $\dot{n}_x \sim 500$ г/с.

Предельно-переносимым оказалось воздействие с перегрузкой ($-n_x$) = 38; $\Delta V_x = 14,8$ м/с; $\dot{n}_x = 1400$ 1/с.

В п.4 табл. 7.13 приведены результаты эксперимента, в котором кресло с испытуемым было наклонено на 45° подголовником назад от вертикали. Максимальная перегрузка торможения тележки составила $n = 25$.

На кресле: ($-n_x$) = 17,6; $n_z = 17,6$; $\Delta V = 11$ м/с; $\dot{n} = 960$ 1/с. Условия эксперимента оказались предельно-переносимыми. Были отмечены признаки шока и травма позвоночника в области $T_6 \dots T_8$. Время лечения испытуемого составило 60 дней.

Основная причина негативного результата эксперимента – комбинированное действие перегрузок «голова - таз» (n_z) и «спина-грудь» ($-n_x$) при больших величинах $\Delta V = 11$ м/с и $\dot{n} = 960$ 1/с, что вызвало значительный кивок головы и деформацию туловища в грудной зоне.

Отметим, что для катапультных кресел при торможении в потоке «лицом к потоку» без вращения за предельно-допустимые приняты параметры:

$$(-n_x) = 40; \Delta V_x = 57,4 \text{ м/с}; \dot{n}_x = 1550 \text{ 1/с [1]}.$$

Перегрузка «бок-бок» (табл. 7.14). При воздействии на СЧК ударной перегрузки по линии «бок-бок» наибольшее влияние на переносимость человеком воздействия оказывает конструкция системы фиксации.

При использовании кресла, оборудованного боковыми опорами для головы, туловища, ног при воздействии $n_y=23,1$; $\Delta V_y=8,4\text{м/с}$; $\dot{n}_y=1200\text{ 1/с}$ предел переносимости не был достигнут.

В то же время при использовании для фиксации плеч и туловища системы ремней у испытуемого был отмечен шок вследствие воздействия ремней на каротидную зону; режим эксперимента (n_y)=11,7; $\Delta V_y=4,5\text{м/с}$ был признан предельно-допустимым (скорость нарастания перегрузки в опытах в источнике не указана).

Значительный интерес представляют результаты целенаправленных экспериментов по оценке переносимости испытуемыми боковых перегрузок, приведенные в работе [103]. В физиологических экспериментах с участием 12 испытуемых – добровольцев показано, что в условиях фиксации в кресле плечевым и поясным ремнями предел переносимости ударных перегрузок «бок-бок» длительностью от 0,13 до 0,16 с лежал в пределах от 15 до 30 ед; скорость нарастания перегрузки составляла 400...600 1/с.

Переносимость боковых ударных перегрузок при фиксации в кресле только поясным ремнем оказалась в 1,8 раза ниже.

В [103] не приводятся данные о скоростях удара при испытаниях. По приближенной расчетной оценке, скорости, потерянные при ударе, составляли $\Delta V_y \approx 12...20\text{ м/с}$.

В заключение приведем перечень технических параметров, определяющих переносимость человеком перегрузок, как ударных, так и длительных (табл. 7.15).

Таблица 7.15

Параметры, влияющие на переносимость перегрузок человеком

| № | Наименование параметров | Схема действия |
|---|---|----------------|
| 1 | Форма и параметры диаграммы перегрузки $n(t)$ | |
| 2 | Угол между вектором n и осями тела человека | |

Продолжение таблицы 7.15

| № | Наименование параметров | Схема действия |
|---|---|----------------|
| 3 | Сочетание и последовательность действия во времени компонентов n_x ; n_y ; n_z вектора n | |
| 4 | Поза и межзвенные углы (ϕ) тела человека | |
| 5 | Форма и жесткость опорных поверхностей | |
| 6 | Схема и конструктивные параметры системы фиксации. P_1 – усилие притяга плеч P_2 – усилие притяга пояса | |
| 7 | Возраст человека | |
| 8 | Сопутствующие нагрузки (температура, вибрация и др.) | |

7.3.3.1. Сопоставление материалов по авариям на транспорте с результатами физиологических испытаний

Представляет практический интерес сопоставление режимов испытаний автомобилей на фронтальный удар (табл.7.6) с результатами физиологических испытаний переносимости человеком ударных перегрузок (табл.7.10...7.13).

Скорости удара, при которых производятся испытания автомобилей, выбраны как наиболее вероятные при ДТП и составляют $V_0 = 9,5...13,9$ м/с.

При этих скоростях у пострадавших в ДТП, как правило, наблюдается значительный травматизм и летальные исходы [120].

В то же время, как видно из табл. 7.13, безопасные для человека скорости фронтального удара при физиологических испытаниях

существенно превосходят скорости испытаний автомобилей (в ряде случаев в 2...3 раза).

Аналогичная картина наблюдается при сопоставлении условий аварийного удара самолета о грунт (см. п. 7.2.2.1) с материалами таблиц 7.10. и 7.13.

Из представленного анализа следует, что в настоящее время физиологические резервы человека по переносимости ударных перегрузок используются на современных средствах транспорта далеко не полностью.

7.3.4. Математические модели системы «человек-кресло» при ударе

Назначение В фундаментальной работе [45] справедливо отмечается, что при исследовании переносимости человеком ударных перегрузок использование математического моделирования представляется вполне логичным и закономерным, поскольку патогенез травмы, имеющий важное практическое значение, является механическим по своей природе.

Математическому моделированию СЧК при ударе посвящена обширная литература (см. например, [15, 22, 36, 44, 53, 90, 93, 104, 117, 124, 129, 131, 139, 144]). К числу задач, которые решались с использованием матмоделей, относятся:

- исследование физических процессов и биомеханических закономерностей в СЧК при ударе;
- оценка критериев и пределов переносимости СЧК ударной перегрузки,
- прогностические расчеты, используемые при разработке программы экспериментальных исследований,
- прогностические расчеты реакции СЧК на воздействие ударной перегрузки на режимах, недоступных (опасных) для экспериментальных исследований,
- сравнительная оценка реакции СЧК на различные варианты приложения нагрузки и ряд других.

Соответственно назначению на практике нашли применение различные математические модели: одноосные, плоские и пространственные; одномассовые и многомассовые, с сосредоточенными и распределенными параметрами.

Ниже рассмотрен ряд характерных моделей.

Упругий стержень как математическая модель позвоночника при продольном ударе. Выше в п. 3 «Биомеханические характеристики тела человека» показано, что позвоночник обладает упругими свойствами.

При ударе вдоль позвоночника в теле человека возникают напряжения и упругие деформации. Ввиду сложной «архитектуры» тела человека, волны напряжений будут распространяться с различной скоростью по мягким тканям и костным структурам. Можно ожидать появления отраженных волн напряжений, особенно в черепе, а также суммирования напряжений на фронте отраженных волн.

Рассмотрим следующую задачу. Примем, что позвоночник представляет собой стержень из упругого изотропного материала. К нижнему концу стержня мгновенно прикладывается некоторое напряжение, например, за счет удара со скоростью (V) тяжелым твердым телом массой (m). В этом случае напряжение начнет распространяться по стержню со скоростью, равной скорости звука в материале стержня. На фронте первой волны напряжение может быть вычислено по формуле акустического сопротивления:

$$\sigma = \rho V, \quad (7.1)$$

где σ – напряжение,

a – скорость звука в материале стержня,

ρ – плотность материала стержня,

V – скорость удара.

Как видно из приведенной формулы, напряжение в материале стержня зависит только от скорости удара и не зависит от перегрузки.

Правомерность использования и рамки применимости подобной модели можно оценить путем сопоставления результатов расчета по приведенной формуле с экспериментом.

Согласно [220] скорость звука в теле человека составляет $V \approx 1500$ м/с. Плотность трабекулярной ткани, хрящей и крови, составляющих основную массу позвоночника, $\rho \approx 1100$ кг/м³. Нижняя граница предела упругости позвонков человека составляет около $60 \cdot 10^5$ Па (см. п.3).

Используя приведенные числовые значения параметров, сделаем оценку величины скорости удара по торцу стержня, при которой можно ожидать появления в материале стержня напряжений, превышающих предел упругости позвонков. Эта скорость удара составляет: $V = 3,64$ м/с.

В табл. 7.10. приведены результаты физиологических испытаний по воздействию на добровольцев-испытателей ударной перегрузки с большой скоростью нарастания порядка 20000 g/c и более. Такие условия эксперимента достаточно близко соответствуют случаю мгновенного приложения нагрузки к сидельным буграм таза человека.

В экспериментах максимальная потерянная при ударе скорость, соответствующая пределу добровольной переносимости, составила $\Delta V = 4,0 \dots 4,1$ м/с, что достаточно близко соответствует сделанным расчетным оценкам.

Как видно из приведенных данных, упругий изотропный стержень можно рассматривать как модель позвоночника человека в случаях, когда скорость нарастания перегрузки «голова-таз» на кресле в СЧК составляет 20000 g/c и более.

Отметим, что остается открытым вопрос о возможности применения рассмотренной модели при скоростях нарастания перегрузки, меньшей 20000 g/c.

2-х массовая модель СЧК. Индекс динамической реакции (DRI). Схема двухмассовой модели СЧК приведена на рис. 7.5. Насколько можно судить по литературе [165; 207], подобная модель в настоящее время достаточно широко используется при оценках допустимости перегрузок, действующих на летчика при аварийном катапультировании. Используя двухмассовую модель, вычисляется так называемый «Индекс динамической реакции» (DRI – Dynamic Response Index), как критерий допустимости перегрузок катапультирования для летчика.

Представляет интерес анализ физического смысла «Индекса динамической реакции», а также пределов применимости двухмассовой модели в используемой методике.

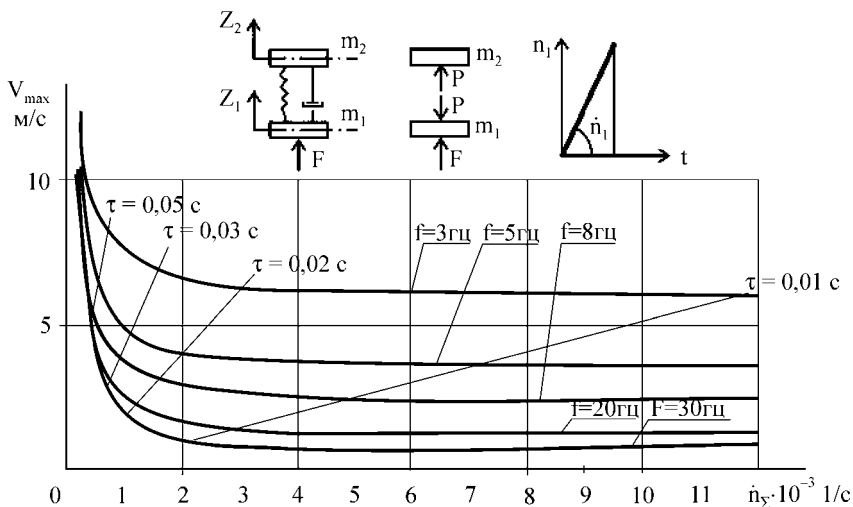
Рассмотрим задачу в предположении, что масса $m_1 \gg m_2$, т.е. масса кресла вместе с массой нижней части тела человека много больше массы верхней части тела.

Выражение для внешней силы, приложенной к СЧК (усилие стреляющего механизма катапультиного кресла), запишем в виде:

$$F \approx (g \dot{v}_1 m_1) t; \quad (7.2)$$

где \dot{v}_1 – скорость нарастания перегрузки на кресле;

t – время действия стреляющего механизма;



7.5. Зависимость предельно – допустимой скорости (дозы перегрузки), приобретенной 2-х массовой моделью при ударе, от скорости нарастания перегрузки на нижней массе модели

Усилие $P(t)$ в связи между массами (m_1) и (m_2) записывается в виде:

$$P(t) = c(dz_1/dt - dz_2/dt) + k(z_1 - z_2); \quad (7.3)$$

где c – коэффициент демпфирования,
 k – коэффициент упругости.

Обозначим:

$$z = z_1 - z_2; \quad dz/dt = dz_1/dt - dz_2/dt; \quad d^2z/dt^2 = d^2z_1/dt^2 - d^2z_2/dt^2;$$

$$c(m_1 + m_2) / (m_1 m_2) = 2\alpha;$$

$$k(m_1 + m_2) / m_1 m_2 = \omega^2;$$

Для приведенных обозначений уравнение движения двухмассовой системы запишется в виде:

$$d^2z/dt^2 + 2\alpha(dz/dt) + \omega^2z = g \dot{n}_1 t; \quad (7.4)$$

Правая часть приведенного уравнения – это ускорение на катапультном кресле, которое может быть либо задано, либо измерено в эксперименте. Для известной правой части уравнение решается. В результате может быть получено выражение для относительного смещения масс $z(t)$ и значение (z_{\max}).

Для перегрузки на верхней массе имеем:

$$n_2 = P/gm_2;$$

Если: $[k(z_1 - z_2)] \gg [c(dz_1/dt - dz_2/dt)]$, то, в первом приближении, можно принять:

$$P = k(z_1 - z_2) = kz;$$

Перегрузка на верхней массе: $n_2 = P/gm_2 = (z/gm_2)(\omega^2 m_1 m_2 / (m_1 + m_2))$;

Если $m_1 \gg m_2$, то $m_1 / (m_1 + m_2) \approx 1$; в этом случае:

$$(n_2)_{\max} = \omega^2 z_{\max} / g = \text{DRI согласно [207]}. \quad (7.5)$$

Как видно из приведенных соотношений, индекс DRI по физическому смыслу представляет собой перегрузку на верхней массе модели.

При исследованиях динамики СЧК, например, вращательного движения катапультного кресла с пилотом при вводе в действие систем стабилизации, анализе динамики кресла на этапе работы ракетного ускорителя (КСМ) и в других подобных задачах двух – массовая модель и индекс DRI могут быть полезны при сравнительных параметрических расчетах.

В то же время, на практике индекс DRI ряд авторов [165] используют для прямой оценки допустимости (или недопустимости) для человека перегрузок, действующих на СЧК, что представляется сомнительным по следующим причинам.

Как показано выше в п. 3, при воздействии ударной перегрузки «голова-таз» с импульсом, близким по форме к катапультному, в позвоночнике человека возникают колебания.

Травмы позвоночника, которые наблюдаются при катапультировании [232], формируются вследствие относительного смещения позвонков друг относительно друга в процессе изгиба и сжатия позвоночника.

Этот процесс, при прочих равных условиях, существенно зависит от жесткости и толщины опорной прокладки на поверхности сиденья. Хорошо известно [229], что свойства упомянутой прокладки оказывают большое влияние на травмы позвоночника при катапультировании.

Так, например, в случае использования податливой прокладки между телом человека и сиденьем, при одной и той же перегрузке

катапультирования, может существенно возрасти вероятность травмы позвоночника.

Нижняя масса m_1 в составе двухмассовой модели в действительности представляет собой многомассовую систему, в которой имеют место колебания и относительные перемещения позвонков, в ряде случаев приводящие к травме. Однако, перемещения и деформации позвонков не влияют на расчетное значение DRI, поскольку при расчете DRI масса кресла вместе с нижней массой тела человека рассматривается как единое твердое тело.

Ввиду изложенного, индекс DRI имеет ограниченные рамки применимости, вытекающие из допущений, принятых при построении двухмассовой математической модели. Его применение для прямой оценки допустимости или недопустимости для человека перегрузок в процессе катапультирования представляется не корректным.

2-х массовая модель СЧК. Зависимость предельно-допустимой скорости удара от скорости нарастания перегрузки. Для 2-х массовой модели (рис. 7.5) рассмотрим следующую задачу.

К нижней массе модели приложен ударный импульс $F(t)$. На усилии в связи накладывается условие: $P_{\max} \leq g m_2 n_{2\max}$; где $n_{2\max}$ – максимально-допустимая перегрузка на верхней массе. Определим предельно-допустимую скорость удара, при которой реализуется условие $P \leq P_{\max}$.

Рассмотрим простейший случай воздействия на модель ударного импульса треугольной формы: $F=qt$; $q=\text{const}$; t – время.

При $m_2 \ll m_1$ можно записать: $F \approx (g \dot{n}_1 m_1)t$.

Усилие в связи запишется в виде (7.3) (см. выше).

Уравнение (7.4) перепишем в виде:

$$d^2z/dt^2 + 2\alpha(dz/dt) + \omega^2z = \gamma t; \quad (7.6)$$

где $\gamma = g\dot{n}_1$;

Рассмотрим решение уравнения (7.6) для случая критического демпфирования $\alpha = \omega$, что соответствует аperiодическому закону движения массы m_2 .

В этом случае решение уравнения (7.6) имеет вид:

$$z = (c_1 + c_2 t) e^{-\omega t} + \gamma/\omega^2 \cdot t - 2\gamma/\omega^3; \quad (7.7)$$

При $t = 0$: $z = 0$; $dz/dt = 0$;

$$c_1 = 2\gamma/\omega^3; \quad c_2 = \gamma/\omega^2;$$

После преобразований получим:

$$z = \gamma/\omega^3 [e^{-\omega t}(\omega t + 2) + (\omega t - 2)]; \quad (7.8)$$

$$dz/dt = \gamma/\omega^2 [1 - e^{-\omega t} (\omega + 1)]; \quad (7.9)$$

Используя (7.8) и (7.9), для усилия в связи имеем:

$$P = c(dz/dt) + kz = [g m_1 m_2 / (m_1 + m_2)] (1 - e^{-\omega t}) \dot{n}_1 t; \quad (7.10)$$

Как видно из (7.10) максимальное усилие в связи реализуется при $t = t_{\max} = \tau$, где τ – длительность импульса ударной перегрузки, приложенной к модели.

Для импульса ударной перегрузки в форме прямоугольного треугольника выражение для скорости, приобретенной моделью при ударе, имеет вид:

$$V_{\max} = 0,5 g \dot{n}_1 \tau^2; \quad (7.11)$$

Максимальная перегрузка на верхней массе (m_2):

$$n_{2\max} = P_{\max}/gm_2 = [m_1/(m_1 + m_2)] (1 - e^{-\omega \tau}) \dot{n}_1 \tau; \quad (7.12)$$

Используя (7.11) и (7.12), получим:

$$V_{\max} = [(m_1 + m_2)/m_1]^2 [g n_{2\max}^2 / 2 \dot{n}_1 (1 - e^{-\omega \tau})^2]; \quad (7.13)$$

Из рассмотрения формулы (7.13) могут быть сделаны выводы, имеющие определенное практическое значение.

Прежде всего заметим, что величину $n_{2\max}$ – максимальную перегрузку на верхней массе модели – в данной задаче следует рассматривать как некоторую константу, характеризующую предельно-допустимые условия нагружения массы (m_2).

В рассмотренной постановке задачи для двухмассовой модели максимальная скорость, которую может приобрести модель при ударе, обратно пропорциональна скорости нарастания перегрузки на нижней массе, т.е.

$$V_{\max} = \text{Const} / \dot{n}_1 \quad (7.14)$$

По формуле (7.13) были выполнены расчеты, результаты которых приведены на рис. 7.5.

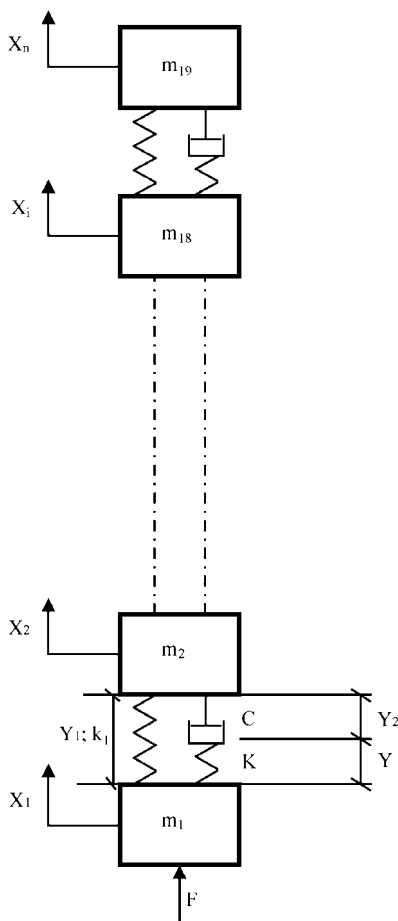
В расчетах было принято $n_{2\max} = 20$. Зависимость $V_{\max} = f(\dot{n}_1)$ имеет вид гиперболы. При $\dot{n}_1 \geq 2000$ 1/с кривая имеет малый наклон к оси абсцисс.

Наиболее существенное изменение V_{\max} по расчету наблюдается в диапазоне $\dot{n} = 500 \dots 2000$ 1/с.

Результаты анализа 2-х массовой математической модели СЧК, изложенные в данном п. 7.3.4, дают теоретическое обоснование правомерности и практической значимости использованию координат « $V_{\max} - \dot{y}$ » при исследовании динамики СЧК.

7.3.5. Многомассовая математическая модель системы «человек-кресло». (Модель Полиэм-19.)

Назначение и основные допущения. Модель Полиэм-19 была разработана в целях анализа динамики системы «человек-кресло»



7.6. Схема многомассовой математической модели «Полиэм – 19»

при воздействии ударной перегрузки «голова-таз». Схема модели показана на рис. 7.6. При построении модели были приняты следующие допущения:

1. СЧК представляет собой многомассовую систему, состоящую из набора жестких масс и вязко - упругих связей между массами.

Допущение основано на следующих экспериментальных данных.

В табл. 3.6 приведены резонансные частоты тела человека при продольных вибрациях. Как видно из таблицы, по продольной оси «голова-таз» имеется несколько резонансных частот в диапазоне 4...12 гц. Наличие нескольких резонансных частот дает основание рассматривать СЧК как многомассовую систему.

Вязко-упругий характер связей между массами основан на результатах экспериментов по динамическому нагружению позвонков, приведенных в [104; 145].
2. При действии ударной перегрузки «голова-таз» деформации тела человека имеют одноосный характер.

Как показано выше в п.3, при продольном ударе вдоль оси «голова-таз» изгибные деформации туловища развиваются спустя 0,03... 0,05 с после начала действия перегрузки «голова-таз». Запоздывание поперечных деформаций связано с тем, что резонансные частоты по поперечной оси «грудь-спина» ($f_0 \approx 2$ Гц) в 4...5 раз ниже, чем резонансные частоты продольных колебаний позвоночника ($f_0 = 8...11$ Гц).

Следует отметить, что действие на СЧК ударных перегрузок с длительностью до 0,05с представляет самостоятельный практический интерес при решении задач безопасности человека при авариях на транспорте.

3. Числовые значения каждой массы в модели Полиэм-19 принимаются равными массе секции туловища, лежащей в створе позвонка данного номера.

Подобный подход является традиционным и был успешно использован рядом авторов [166; 248; 216].

Расчетные уравнения. Критерии. Для модели, приведенной на рис.7.6, уравнения движения имеют вид:

$$\begin{aligned} d^2 x_1 / dt^2 &= 1/m_1 \cdot (F - P_1); \\ d^2 x_i / dt^2 &= 1/m_i (P_{i-1} - P_i); \end{aligned} \quad (7.15)$$

$$d^2 x_n / dt^2 = 1/m_n (P_{n-1});$$

где $2 \leq i \leq n-1$; $n = 19$;

m_1 – масса таза с присоединенной массой бедер;

m_i ; m_n – массы секций туловища, лежащие в створе позвонков данного номера между плоскостями, проведенными на уровне концевых пластинок позвонков грудного и поясничного отделов позвоночника;

F – внешняя сила, приложенная к модели;

P_i ; P_i – усилия в связи между массами (m_i).

Один из наиболее существенных параметров модели – силовая характеристика связи между массами (P_i). Для ее определения были использованы опубликованные в [104; 145] результаты статических и динамических испытаний позвонков человека (рис. 7.7).

Как показал анализ, позвонок человека при динамической деформации может быть представлен в виде модели, приведенной на рис. 7.8.

В качестве силовой характеристики был принят набор из нелинейной вязко – упругой связи и параллельной ему упругой связи.

Нелинейная вязко – упругая связь характеризуется коэффициентом вязкости (ζ), коэффициентом упругости (k) и показателем степени (φ).

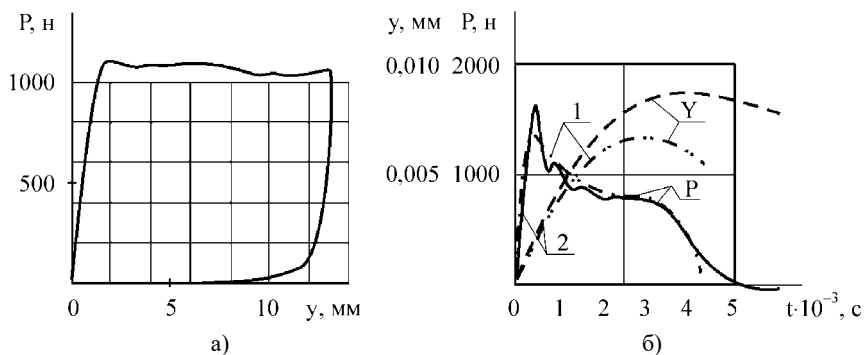


Рис. 7.7. Диаграммы статической и динамической деформации позвонка.

а) статические испытания [49]; б) динамические испытания [145];

1. Эксперимент. 2. Расчет

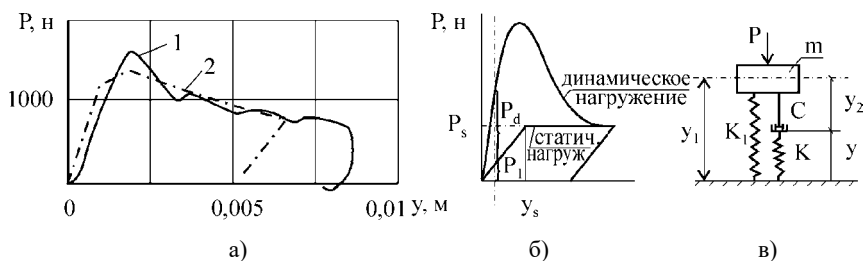


Рис. 7.8. Структура расчетной модели позвонка.

а) Экспериментальная (1) и расчетная (2) диаграммы динамической деформации позвонка. б) Структура расчетной диаграммы деформации позвонка.

в) Расчетная модель позвонка

Параллельная упругая связь характеризуется коэффициентом упругости (k_i), различным для каждого позвонка грудного и поясничного отделов позвоночника.

Для суммарного усилия сжатия позвонка имеем (рис 7.8):

$$P_1 = (k_1 y_1 + P_d) \text{Sign}(y_1);$$

Для (P_d) имеем: $P_d = c(dy_2/dt)^\varphi$; $P_d = ky$; после преобразований получим:

$$P_d = k[dy_1/dt - (P_d/c)^{1/\varphi}]dt; \quad (7.16)$$

При $dy_1/dt \leq (P_d/c)^{1/\varphi} \rightarrow P_d = 0$; при $dy_1/dt \leq 0 \rightarrow P_d = 0$.

$$P_i = (k_i y_i + P_{di}) \text{Sign}(y_i);$$

$$P_{di} = k[dy_i/dt - (P_{di}/c)^{1/\varphi}]dt;$$

При $dy_i/dt \leq (P_{di}/c)^{1/\varphi} \rightarrow P_{di} = 0$; при $dy_i/dt \leq 0 \rightarrow P_{di} = 0$.

$$y_1 = x_1 - x_2; \quad dy_1/dt = dx_1/dt - dx_2/dt;$$

$$y_i = x_i - x_{i+1}; \quad dy_i/dt = dx_i/dt - dx_{i+1}/dt;$$

Следует отметить, что условие $P_d = 0$ при $dy/dt \leq 0$ (фаза разгрузки позвонка), по-видимому, отражает свойства реальных позвонков лишь приближенно, т.к. при появлении растягивающей нагрузки (при $dy/dt \leq 0$) компонента (P_d) может быть и не равна нулю.

За критерий травмоопасности нагрузки, которая появлялась на позвонке при ударе, принималось соотношение:

$$P_{отн1} = P_1/P_{s1} \leq 1; \text{ или } P_{отни} = P_i/P_{si} \leq 1;$$

где $P_{отн1}$; $P_{отни}$ – относительная нагрузка на позвонок данного номера;

P_{s1} ; P_{si} – несущая способность позвонка данного номера, соответствующая пределу текучести позвонка (σ_s).

Числовые значения параметров, входящих в формулы (7.16) были получены при обработке экспериментальных данных, опубликованных в [104; 145].

Числовые значения масс и пределы текучести позвонков (P_s), использовавшиеся при расчетах, заимствованы из литературы (см. п.3).

Все заимствованные из литературы параметры и константы в процессе отладочных расчетов варьировались и уточнялись методом иммитационного моделирования; при этом в качестве критерия отбора расчетных значений параметров были использованы данные о резонансных частотах тела человека в позе «сидя», а также данные о предельно-переносимых ударных перегрузках «голова-таз», приведенные в п.п. 7.3.2 и 7.3.3.

Результаты расчетов с использованием модели Полиэм-19 и их анализ приведены ниже в п. 7.3.6.

7.3.6. Результаты расчетов с использованием модели Полиэм-19. Пределы применимости модели

Расчеты с использованием модели Полиэм-19 проводились с целью:

- идентифицировать расчетные параметры модели с известными экспериментальными данными;
- исследовать реакцию модели на воздействие ударной перегрузки.

Резонансные частоты.

На рис. 7.9...7.12 приведены результаты расчетов реакции модели Полиэм-19 на воздействие виброперегрузки с различными частотами от 3 гц до 11 г. Как видно из графиков при переходе от частоты 3гц к частотам 8гц и 11 гц имеет место рост амплитуды относительной нагрузки на позвонки T_4 и T_8 более чем в два раза, что свидетельствует о наличии резонанса на частотах 8...11 гц.

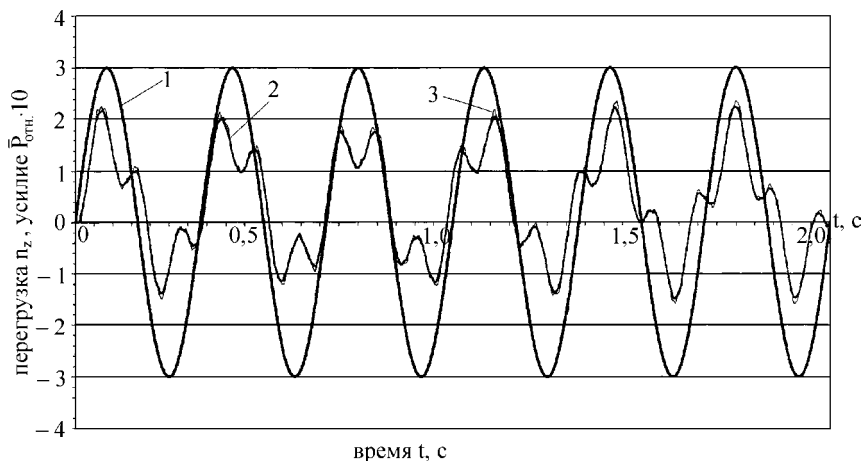


Рис. 7.9. Реакция модели «Полиэм –19» на виброперегрузку: $n_z = n_{z\max} \sin(2\pi f_0 t)$;
 $f_0 = 3$ гц; $n_{z\max} = 3$.

1. Перегрузка на нижней массе (m_1).
2. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_8 .
3. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_4

На рис. 7.12 показаны сводные данные о реакции модели на виброперегрузки различных частот. Там же нанесены данные о резонансных частотах позвоночника человека по [77].

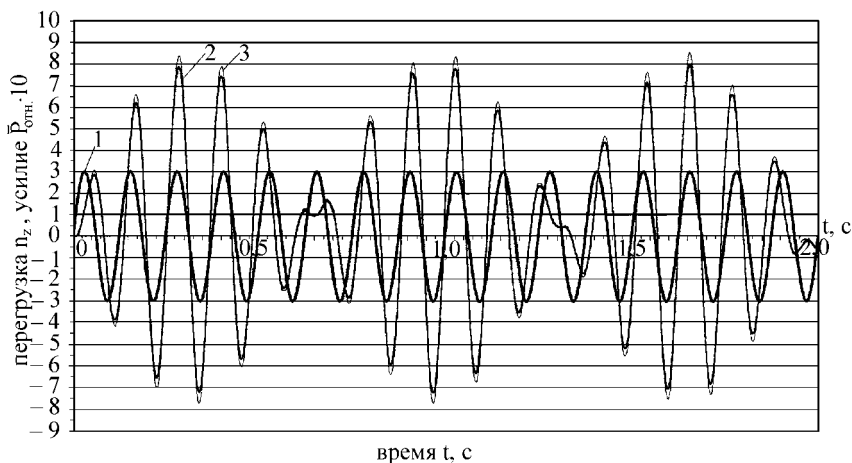


Рис. 7.10. Реакция модели Полиэм – 19 на виброперегрузку: $n_z = n_{z\max} \sin(2\pi f_0 t)$; $f_0 = 8$ Гц; $n_{z\max} = 3$. Зона резонанса.

1. Перегрузка на нижней массе (m_1).
2. Относительное усилие ($P_{отн}$) на позвонке T_8 .
3. Относительное усилие ($P_{отн}$) на позвонке T_4

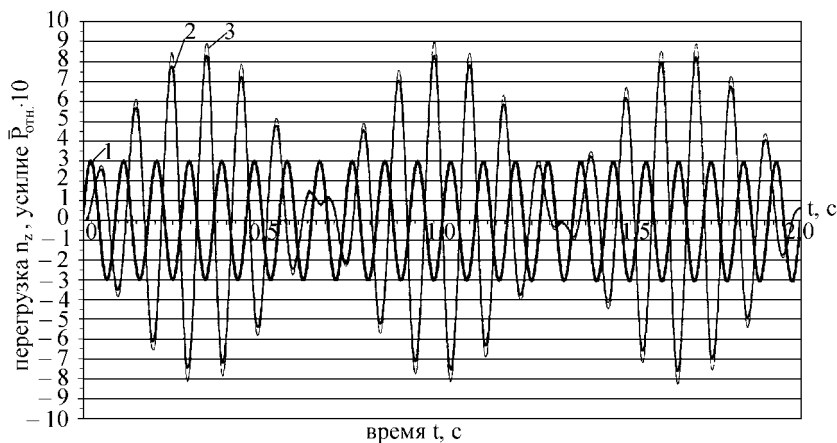


Рис. 7.11. Реакция модели Полиэм – 19 на виброперегрузку: $n_z = n_{z\max} \sin(2\pi f_0 t)$; $f_0 = 11$ Гц; $n_{z\max} = 3$. Зона резонанса.

1. Перегрузка на нижней массе (m_1).
2. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_8 .
3. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_4

Приведенные материалы расчетов показывают, что полоса резонансных частот модели достаточно близко совпадает с имеющимися экспериментальными данными о резонансных частотах тела человека.

С ростом амплитуды виброперегрузки до $(n_{z\max}) = 3$ в зоне резонанса нагрузка на позвонки достигла по расчету предела текучести позвонков T_8 и T_4 .

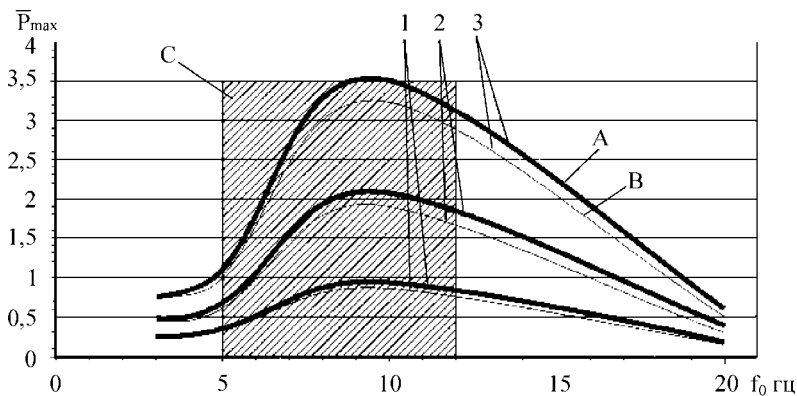


Рис. 7.12. Зависимость максимального относительного усилия в позвонках от частоты (f_0) виброперегрузки, действующей на нижнюю массу модели Полиэм – 19.
1. $n_{z\max} = 3$; 2. $n_{z\max} = 7$; 3. $n_{z\max} = 12$; А – позвонок T_4 ; В – позвонок T_8 .

С – зона резонансных частот позвоночника человека при действии вибрации вдоль позвоночника. Эксперимент [77]

Реакция модели на совместное действие ударных и кратковременных перегрузок.

На рис. 7.13...7.14 приведены результаты расчетов по определению реакции модели Полиэм-19 на совместное воздействие ударных и кратковременных $t=2$ с перегрузок.

При воздействии перегрузки $(n_z) = 5$ со скоростью нарастания 10 1/сек в позвонках возникает усилие сжатия, достигающее 20% от предела текучести позвонка (рис. 7.13). После воздействия ударной перегрузки $(n_z) = 25$ длительностью 0,02 с в позвонках возникают колебания с ростом усилия сжатия до 60%...70% от предела текучести позвонка и частотой около 10 Гц, лежащей в зоне резонанса.

Полученные результаты расчета имеют существенное практическое значение.

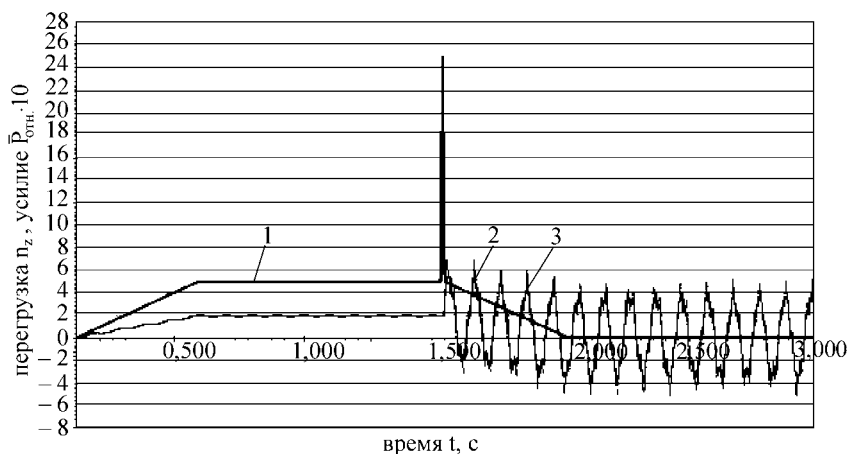


Рис. 7.13. Реакция модели Полиэм – 19 на совместное действие кратковременной и ударной перегрузки. 1. перегрузка на нижней массе (m_1). 2. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_8 . 3. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_4

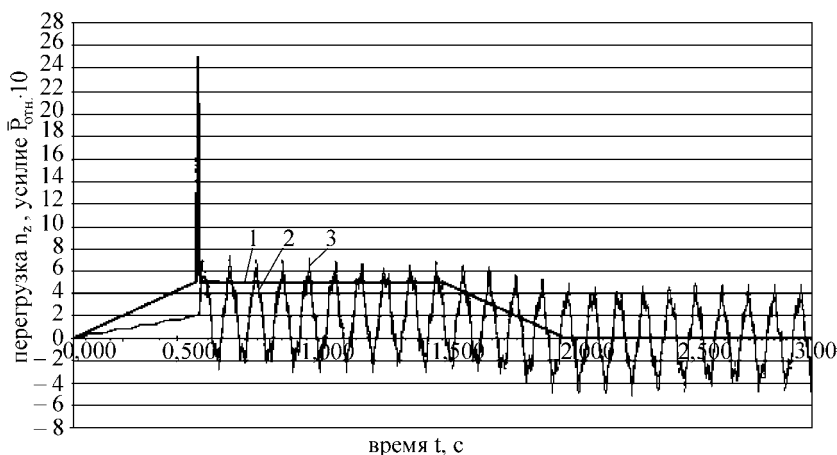


Рис. 7.14. Реакция модели Полиэм – 19 на совместное действие кратковременной и ударной перегрузки. 1. перегрузка на нижней массе (m_1). 2. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_8 . 3. Относительное усилие $P_{отн}$ на позвонке T_4

Так, например, совместное действие кратковременных и виброударных перегрузок имеет место на аттракционах типа «деревянная катальная гора».

Если в подобных случаях кратковременные перегрузки будут лежать в диапазоне $(n_z) = 5 \dots 6$ при одновременном действии ударных или виброударных перегрузок, из-за резонансных колебаний в позво-

ночнике можно ожидать появления болевых ощущений в спине у посетителей аттракционов, особенно у лиц старшего возраста.

Подобные проблемы имеют место также на современных скоростных морских судах. В работе [230] отмечается, что у членов экипажа скоростных морских судов были обнаружены клиновидные деформации позвонков в зоне двенадцатого грудного и первого поясничного позвонков, а также изменения формы позвонков и межпозвоночных дисков.

Их причиной могут быть повторяющиеся нагрузки сжатия позвоночника при выполнении физической работы в условиях воздействия на судно ударов и вибраций. Как видно из рис. 7.12, в случае, если вибрации судна лежат в зоне резонансных частот позвоночника, суммарные усилия сжатия могут превысить предел текучести позвонков.

Локализация травмы в позвоночнике в зависимости от формы импульса ударной перегрузки.

Модель Полиэм-19 позволяет прогнозировать локализацию травмы в зависимости от формы ударного импульса (рис. 7.15).

При скорости нарастания перегрузки порядка 200...300 1/с, что характерно для современных катапультных кресел, локализация травмы по расчету приходится на зону грудного отдела позвоночника, что близко совпадает с известными статистическими материалами по аварийному катапультированию.

Так по данным, приведенным в [171], при аварийном катапультировании летчиков наблюдались 200 случаев травмы позвонков. Из них на грудной отдел в зоне $T_3...T_{12}$ и верхнюю часть поясничного отдела в зоне $L_1...L_2$ приходится 190 случаев, на нижнюю часть поясничного отдела в зоне $L_3...L_5$ – только 10 случаев.

При скорости нарастания перегрузки порядка 10000 1/с по расчету локализация травмы смещается в нижнюю зону (L_5) поясничного отдела позвоночника, что близко соответствует известным экспериментальным данным (рис. 7.4).

Импульсы ударной перегрузки равной переносимости.

На рис. 7.16 и 7.17 приведены результаты расчетного определения предельно-допустимых импульсов перегрузки с различными скоростями нарастания; как видно из приведенных данных, с уменьшением скорости нарастания перегрузки допустимая величина скорости, теряемой при ударе, быстро растет, особенно при $\dot{n} < 3000$ 1/с.

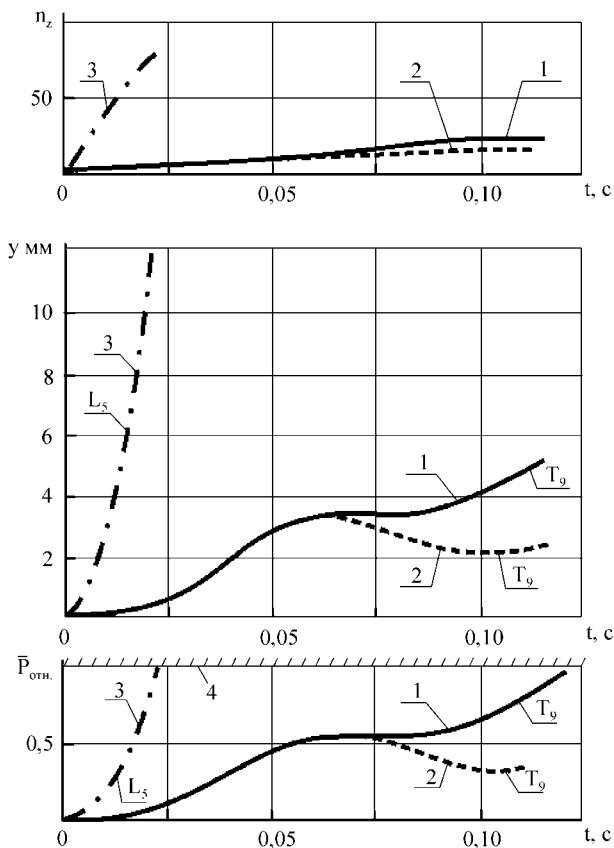


Рис. 7.15. Локализация травмы в позвоночнике в зависимости от формы диаграммы и амплитуды перегрузки на нижней массе (m_1) модели Полиэм – 19. Расчет. 1; 2: $\dot{n}_z = 300$ 1/с; 3: $\dot{n}_z = 10000$ 1/с; 4. Граница $\bar{P}_{отн} \geq 1$, где достигается предел текучести позвонков. T_9 ; L_5 – номера позвонков грудного и поясничного отделов позвоночника соответственно

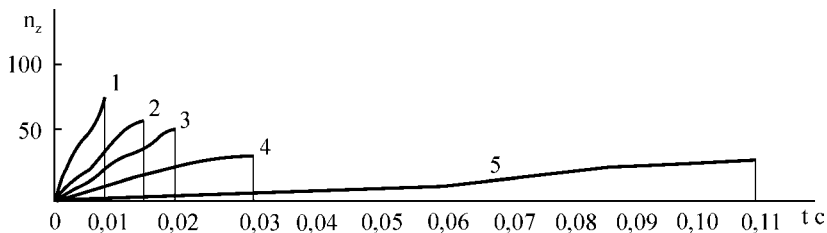


Рис. 7.16. Диаграммы ударных перегрузок на массе (m_1) модели Полиэм – 19, предельно – допустимые по условию сохранения прочности позвонков. Расчет. 1. $\dot{n}_z = 30000$ 1/с; 2. $\dot{n}_z = 15000$ 1/с; 3. $\dot{n}_z = 10000$ 1/с; 4. $\dot{n}_z = 5300$ 1/с; 5. $\dot{n}_z = 3500$ 1/с

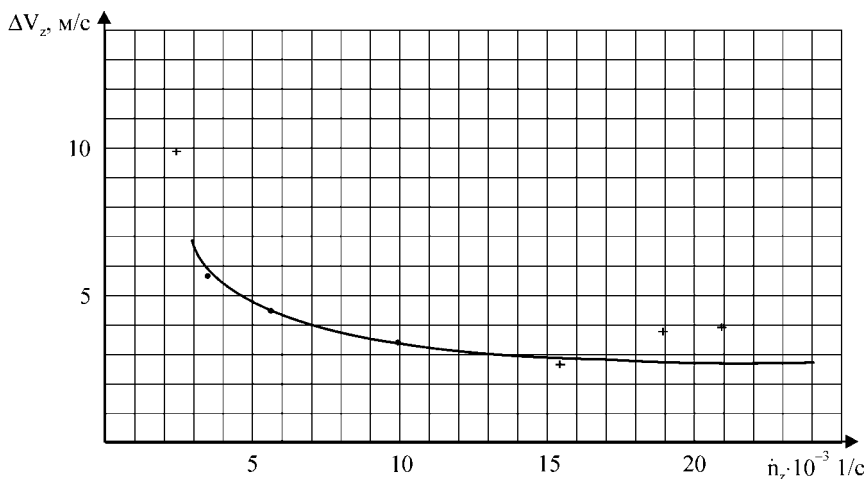


Рис. 7.17. Зависимость скорости (ΔV_z), потерянной при ударе, от скорости нарастания перегрузки на массе (m_1) модели Полиэм – 19.
 ••• Расчет. +++ Эксперимент

Результаты расчетов, приведенные на рис. 7.15 и 7.16, могут быть использованы для анализа статистических данных о травматизме людей при летных происшествиях (рис. 7.18).

Известно, что при ударе самолета о грунт скорость нарастания ударной перегрузки превышает 5000 $1/c$. В этом случае скорости удара, меньшие 3 м/с относятся к травмобезопасным. Травмоопасная зона начинается при скоростях, превышающих 4 м/с, что и наблюдается на практике (рис. 7.18).

Результаты исследования модели Полиэм – 19 показали, что эта модель может быть продуктивно использована для анализа задач по воздействию ударных перегрузок на систему «человек-кресло», представляющих практический интерес.

Границы применимости этой модели определяются теми допущениями, которые заложены в ее основу. Корректные результаты расчетов при использовании модели можно получить в тех случаях, когда реализуется основное допущение – на этапе движения СЧК, который подвергается анализу, деформация туловища человека должна иметь одноосный характер (или близкий к одноосному).

Это условие обычно реализуется на начальном этапе действия ударной перегрузки в интервале времени до 0,05 с.

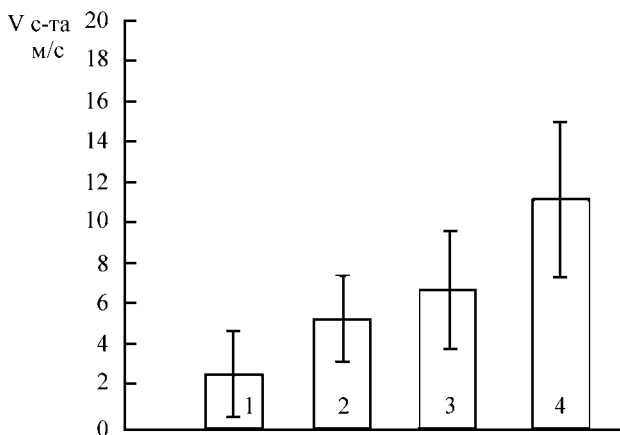


Рис. 7.18. Категории травм позвоночника при аварийном ударе самолета о грунт с вертикальной скоростью (V_0). [171].

1. Повреждения отсутствуют.
2. Переломы с остаточной деформацией.
3. Переломы со смещением отломков.
4. Переломы, сочетающиеся со смертельной травмой

Отметим, что в случае использования эффективных систем фиксации человека в кресле, существенно уменьшающих поперечную деформацию тела человека в поле перегрузки, а также в случаях, когда совместно с перегрузкой «голова – таз» действует перегрузка «грудь – спина», прижимающая тело человека к спинке кресла, указанный временной интервал может быть и более 0,05 с.

7.4. Воздействие ударных перегрузок на голову

7.4.1. Введение

Как видно из материалов по п. 7.2, черепно-мозговая травма (ЧМТ) составляет значительную часть травм, сопутствующих транспортным авариям. Из общей совокупности ЧМТ могут быть выделены следующие основные группы:

- ЧМТ в системе «человек-кресло»;
- ЧМТ при падении человека на твердую поверхность;
- ЧМТ при соударении головы с различными предметами.

В указанных трех группах при возникновении ЧМТ имеют место два существенно различных случая:

- ЧМТ при ударе головы о твердую преграду/предмет;

– ЧМТ вследствие резкого кивка головы.

В данном разделе обсуждается закрытая черепно-мозговая травма, которая формируется без нарушения целостности костей черепа. ЧМТ с проникающими ранениями черепа представляет собой самостоятельную проблему и в данной работе не рассматривается.

На рис.7.19 показана схема удара головы о преграду в передней полусфере и кивок головы вперед-вниз. На практике приходится рассматривать также удары и кивки в боковой плоскости и в задней полусфере.

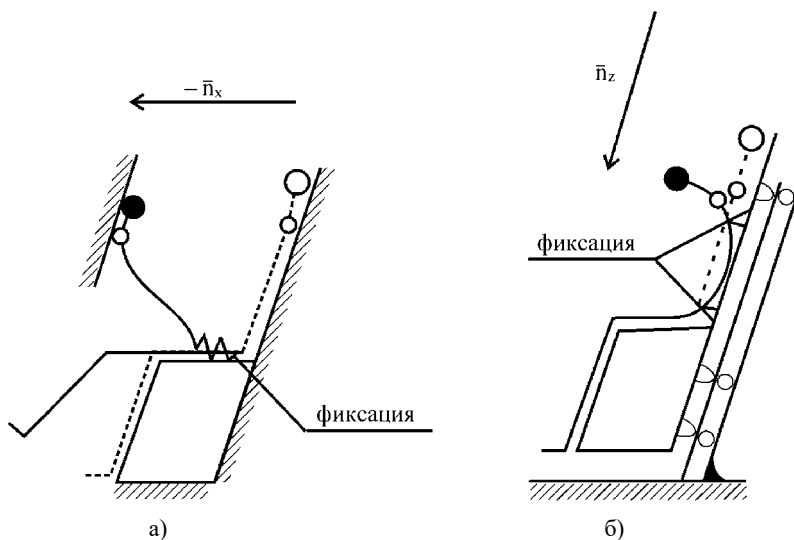


Рис. 7.19. Схема деформаций тела человека при ударе головой о преграду (а) и при кивке головы под действием перегрузки «голова – таз» (б)

В ряде случаев большое влияние на переносимость удара в голову, при прочих равных условиях, оказывает момент сопротивления шейного шарнира.

Выше при рассмотрении системы «человек-кресло» анализировались перегрузки, действовавшие на конструкцию кресла, в котором человек был определенным образом зафиксирован.

В случае воздействия удара на голову проблема анализа и установление допустимых норм существенно сложнее по ряду объективных причин. Голова как твердое тело имеет более 6 степеней свободы. Голова сочленена с позвоночником (с шейным позвонком C_1) сферическим шарниром (атлантное сочленение); при этом

центр масс головы не совпадает с центром вращения; любой удар в голову – это нецентральный удар, который вызывает как линейное перемещение, так и вращение головы.

За счет подвижности шейных позвонков голова имеет также множество дополнительных осей вращения. Как показала практика, в условиях воздействия на голову ударных перегрузок использовать какие-либо системы фиксации головы к креслу, как правило, не желательно во избежание дополнительных нагрузок на голову со стороны системы фиксации.

Структурно голову подразделяют на череп, мозг и лицевую часть; каждая из этих составляющих имеет весьма сложную строение, что также существенно затрудняет анализ проблемы.

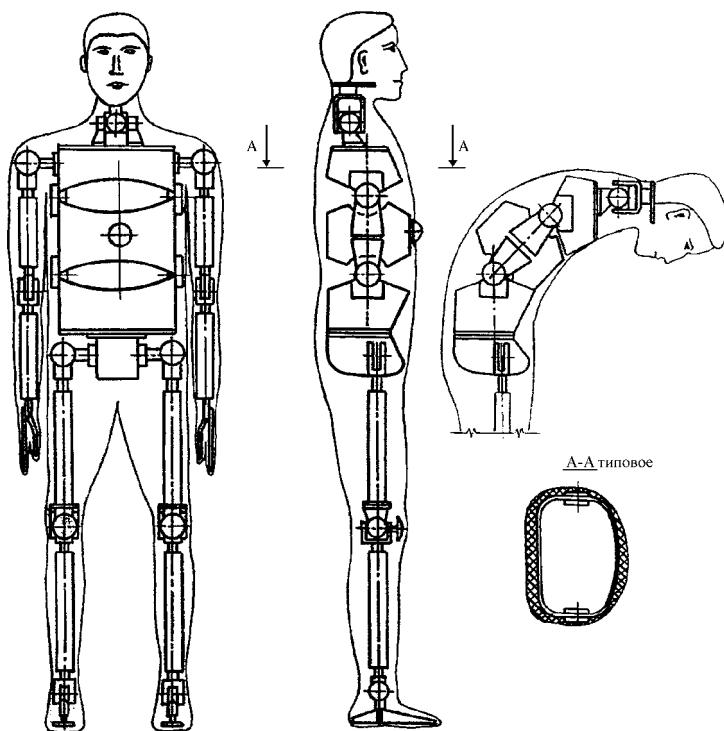


Рис. 7.20. Испытательный манекен. [136]

При исследованиях транспортных аварий, для определения нагрузок, действующих на голову при ударе, применяются специальные антропометрические манекены, конструкция которых

позволяет устанавливать датчики ускорений в голову манекена (рис.7.20). Испытательные манекены, используемые на практике, моделируют голову человека как твердое тело, что позволяет измерить и оценить внешние нагрузки, действующие на голову при ударе.

Необходимым звеном в построении норм на допустимые для головы ударные перегрузки служат испытания с применением биоманекенов (трупов людей); наибольший опыт работы с биоманекенами накоплен лабораториями судебно-медицинской экспертизы [54].

7.4.2. Экспериментальные данные

Результаты испытаний с использованием биоманекенов.

В экспериментах с использованием биоманекенов [53; 54; 160] показано, что при непроникающих ударах со стороны лба, виска или затылка контузии и ушибы тканей мозга локализуются в зонах лобных и височных долей, прилегающих к основанию черепа, независимо от направления удара.

Обнаружена зависимость между интенсивностью повреждений мозга и толщиной костей в области крыши глазницы и больших крыльев основной кости черепа. Чем тоньше были эти кости, тем значительно повреждались основания лобных долей и полюса височных долей мозга.

В экспериментах прямыми тензометрическими измерениями показано, что при упомянутых ударах наблюдается вибрация и возвратно-поступательное движение тонких костей основания черепа в области крыши глазницы по типу прощелкивающей мембраны (рис. 3.17). При прощелкивании тонких костей основания черепа на этапе их возвратного движения, происходит удар костью по прилегающей к основанию черепа поверхности мозга с повреждением тканей мозга [53].

Отмечены значительные вариации толщины костей крыши глазницы: от 0,05 см до 0,2 – 0,3 см. В тех случаях, когда толщина крыши глазницы достигала 0,2 – 0,3 см, выраженность отмеченного явления значительно снижалась за счет большой жесткости этих костей.

Сходные результаты были получены авторами [84] при анализе 69 летальных случаев, причиной которых была транспортная че-

репно – мозговая травма. В работе показано, что независимо от направления удара в голову – со лба, с затылка, со стороны темени или с виска – всегда наблюдались повреждения тканей мозга, прилегающих к основанию черепа (рис. 3.18).

Приведенные экспериментальные данные согласуются с экспериментальными данными из [126], где было показано, что податливость костей основания черепа примерно в 10 раз больше, чем податливость костей свода.

Формирование черепно-мозговой травмы в зависимости от локализации и скорости удара. В [133;134] изложены результаты анализа архивного материала, накопленного травматологическим отделением института нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко АМН СССР в период 1938 – 1971г.г.

Производилась выборка историй болезни, содержащих описание обстоятельств ЧМТ, которые позволяли ретроспективно расчетным путем оценить скорость удара головы о преграду, а также другие физические условия удара.

Обрабатывались случаи, когда первичная изолированная травма головы была следствием падения человека на твердую поверхность с какой – либо известной высоты. Из обработки были исключены травмы теменной области, так как они, как правило, были следствием транспортных аварий или случаев падения на голову предметов с неизвестной высоты.

С учетом указанных ограничений из 3000 историй болезни для обработки были отобраны 317 случаев:

112 – с травмой лобной области;

84 – с травмой височной области;

121 – с травмой затылочной области.

Результаты обработки материалов по [133; 134] приведены на рис. 7.21.

В работе [84] отмечается, что при ударах любой локализации – со лба, с затылка, с виска – повреждались внутричерепные базально – магистральные сосуды и структуры ствола мозга. Этот результат совпадает с данными, изложенными выше в п. 7.4.2, и подтверждает выводы о роли основания черепа и базальных структур мозга в формировании черепно – мозговой травмы, сделанные в [53; 54; 160] на основании испытаний с биоманекенами.

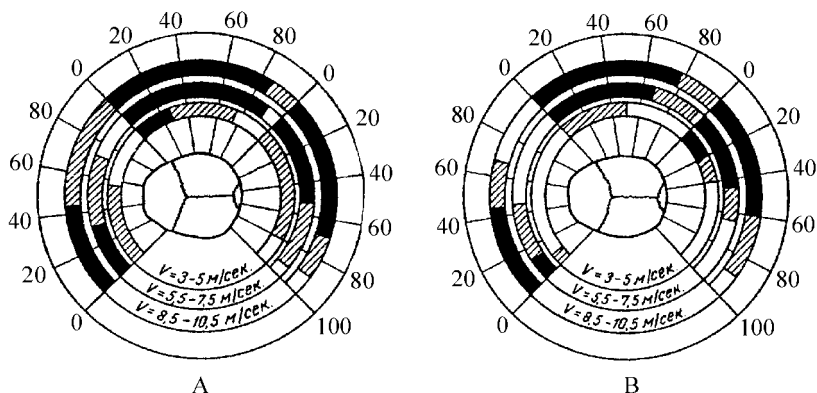


Рис. 7.21. Распределение черепно – мозговых травм различной степени тяжести (в %) в зависимости от скорости и локализации удара. А – «жесткий» удар; В – «смягченный» удар. Состояние пострадавшего в ближайшем последствии: светлая часть диаграммы – безопасное; заштрихованная – допустимое; темная – опасное. Результаты анализа клинических данных. [133]

В работе [134] на основании анализа результатов, изложенных в [133], был сделан вывод: скорость удара головы о твердую преграду 3 м/с является пороговой для возникновения сотрясения (контузии) головного мозга с потерей сознания.

Черепно – мозговые травмы на аттракционах. В работе [217] опубликованы данные о черепно – мозговых травмах, зарегистрированных у посетителей катальных гор в различных странах мира (США, Канада, Франция, Италия, Япония, Великобритания). За период 1966 – 2000г.г. всего собрано 20 случаев, которые необходимо соотнести к нескольким миллиардам поездок посетителей аттракционов на катальных горах за этот период времени.

Черпно – мозговая травма у посетителя аттракциона – событие достаточно редкое, в особенности по сравнению с аналогичными травмами в дорожно – транспортных происшествиях.

Дополнительный анализ показал следующее.

Из 20 случаев, упомянутых выше:

- 9 случаев – локализация ЧМТ в зоне основания черепа;
- 4 случая – разрыв шейных артерий;
- 3 случая – субдуральные гематомы неуказанной локализации;
- 1 случай кратковременный микроинсульт;
- 3 случая ЧМТ у посетителей с отклонением здоровья от нормы в части сердечно-сосудистых заболеваний, преклонного возраста и др.

В статьях, посвященных анализу случаев ЧМТ у посетителей аттракционов, высказывается предположение, что причиной ЧМТ могли быть резкие кивки головы на виражах и петлях катальной горы, а также удары головы об элементы системы фиксации.

Результаты предварительного анализа этого явления изложены ниже.

7.4.3. Анализ экспериментальных данных

Транспортные травмы. Кривая Патрика и порог потери сознания. Выше в п. 7.2 приведены данные о транспортных травмах и о перегрузках, действующих на автомобиль и манекены при испытаниях автомобилей на удар. В подобных испытаниях, помимо прочих измерений согласно действующим стандартам, предусматривается измерение перегрузок в голове испытательного манекена. Перегрузки, измеренные в голове манекена, оцениваются на их допустимость для человека с использованием «кривой Патрика», приведенной на рис. 7.22 [157].

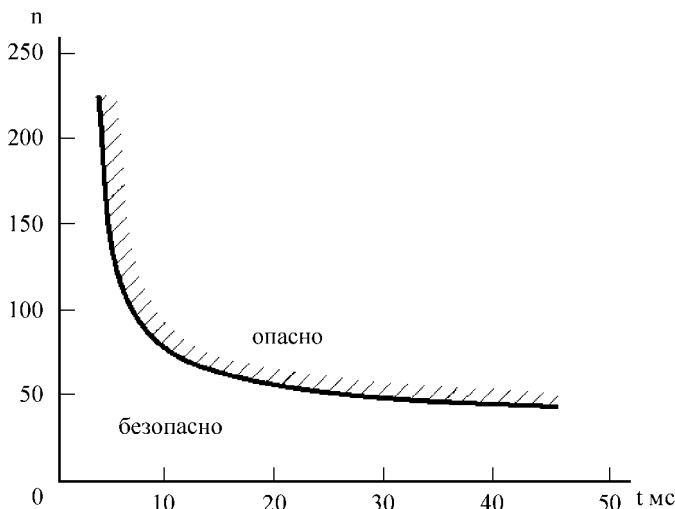


Рис. 7.22. Кривая Патрика. Граница ударного воздействия на голову человека, вызывающего сотрясение мозга средней степени тяжести. Удар лбом о твердую плоскость. (n) – перегрузка, измеренная в голове испытательного манекена

Кривая Патрика, используемая для оценки результатов испытаний на удар автомобилей, традиционно строится в координатах «перегрузка-время».

Особенность измерения ударных перегрузок состоит в том, что полученные в опытах кривые, как правило, осложнены виброперегрузками и нуждаются в предварительном фильтровании. При фильтровании, приборном или математическом, может искажаться амплитудное значение перегрузки, что вносит определенные трудности в аттестацию результатов эксперимента.

Поскольку при ударе форма диаграммы ударной перегрузки $n(t)$ близка к треугольной, кривая Патрика легко может быть перестроена в координатах « $\Delta V - \dot{n}$ », где $\Delta V = g \int n dt$ – скорость, потерянная при ударе, (т.е. площадь диаграммы $n(t)$).

Соответствующая кривая приведена на рис. 7.23, где нижняя кривая соответствует случаю диаграммы $n(t)$ в форме прямоугольного треугольника, а верхняя – форме равнобедренного треугольника.

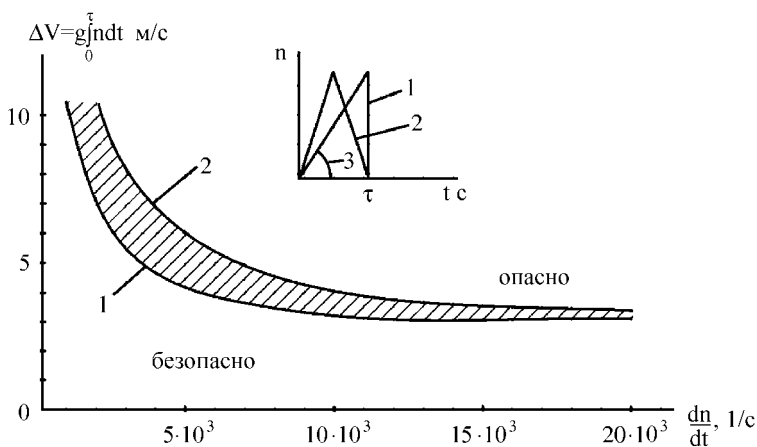


Рис. 7.23. Кривая Патрика в координатах « $\Delta V - \dot{n}$ », где (ΔV) – доза перегрузки; (\dot{n}) 1/с – скорость нарастания перегрузки в голове манекена

Как видно из рис. 7.23 при больших скоростях нарастания перегрузки (7×10^3 1/сек и более) и скоростях менее 3 м/с ударное воздействие на голову лежит в безопасной зоне.

Этот результат близко соответствует данным, полученным в независимых исследованиях историй болезни пациентов с закрытой ЧМТ в работе [134], где скорость удара головы 3 м/с и менее также отнесена к безопасным режимам удара по признаку контузии мозга и потери сознания.

Отметим, что в случае непроникающего удара по голове твердым предметом весом 4,54 кг скорость удара 3,05 м/с также признана в [36] пороговой по признаку сотрясения мозга.

Кривая Патрика в координатах « $\Delta V - \dot{n}$ » существенно упрощает процедуру анализа экспериментальных данных. В частности, если требуется оценить безопасность для человека ударной перегрузки, измеренной в голове манекена, достаточно:

- на диаграмме перегрузки $n(t)$ определить скорость нарастания перегрузки dn/dt ;
- найти величину ΔV – интеграл ударной перегрузки (интеграл ускорения), т.е. скорость, потерянную при ударе;
- точку с координатами « $\Delta V - \dot{n}$ » нанести на график рис. 7.23;
- если точка лежит ниже кривой $\Delta V (\dot{n})$ – режим удара безопасный, если точка лежит выше кривой $\Delta V (\dot{n})$ – режим удара травмоопасный.

Испытательные манекены. Необходимое условие использования норм на допустимые для головы ударные перегрузки – применение специальных испытательных манекенов, оснащенных измерительной аппаратурой, пригодной для измерения ударных процессов.

На рис. 7.20 представлен подобный испытательный манекен, применяемый при испытаниях аттракционов; широко известны манекены для испытаний автомобилей на удар – манекены серии «Гибрид», размеры которых соответствуют полному антропометрическому ряду размеров – от детских до взрослых, включая манекены мужчин и женщин.

В заключение необходимо сделать ряд методических замечаний, связанных с использованием испытательных манекенов.

Одна из целей испытаний – подтверждение безопасного уровня перегрузок, действующих на голову.

В ряде случаев существенное влияние на результаты испытаний могут оказать характеристики шейного шарнира манекена. Момент сопротивления шейного шарнира манекена должен быть подобен соответствующему моменту сопротивления на изгиб шеи человека как в продольной плоскости, так и в поперечной плоскости. Это требование должно соблюдаться в тех случаях, когда голова манекена подвергается ударной нагрузке в плоскости, перпендикулярной линии позвоночника.

При ударах со стороны темени необходимость выполнения этого условия требует дополнительного анализа.

В тех случаях, когда ударной нагрузке на голову могут подвергаться люди с различными антропометрическими размерами, в испытаниях необходимо применять манекены соответствующих размеров:

– если, например, на аттракционах применяется единая для всех посетителей система фиксации, ее эффективность должна быть испытана с манекенами всех типоразмеров – детских, мужских, женских, – включая измерение перегрузок в голове манекена. В этом случае манекены должны быть оборудованы шейным шарниром, момент сопротивления которого должен быть подобен моменту сопротивления шеи человека.

Кивок головы. Кивку головы как причине черепно-мозговой травмы посвящен ряд исследований (см. например, [242]).

При самостоятельном наклоне максимальные углы поворота головы составляют: вперед $\sim 45^\circ$; назад $\sim 60^\circ$. (см. п. 3).

В работе [246] приведены результаты исследования кивка головы добровольцев – испытуемых (6 человек), полученные в экспериментах по лобовому удару о преграду специальной тележки. Ударное воздействие на систему «человек – кресло» доводилось до уровня добровольной переносимости.

Максимальные значения кинематических параметров движения головы в опытах составили:

– скорость, приобретенная головой при движении вперед–вниз $\Delta V_x = 10$ м/сек;

– перегрузка в голове (по результатам анализа скоростной киносъемки) $n_x = 23$;

– скорость нарастания перегрузки в голове $\dot{n}_x = 700$ 1/с

– среднее угловое ускорение $\varepsilon = 850$ 1/с²;

Приведенные параметры воздействия были расценены испытуемыми как переносимые без замечаний.

При рассмотрении приведенных выше результатов экспериментов следует принять во внимание, что испытуемые были зафиксированы в кресле системой поясных и плечевых ремней. Собственная частота системы «голова – шея» составляет 12...20 гц, собственная частота туловища в поперечном направлении составляет 2 – 4 гц.

При лобовом ударе на первом этапе движения, в пределах люфта и начальной вытяжки ремней фиксации, происходит наклон вперед всей верхней части туловища – плечевого пояса вместе с системой «голова – шея».

Кивок головы относительно плеч развивается по мере натяжения ремней, тормозящих плечевой пояс. В процессе вытяжки ремней фиксации угловое ускорение головы уменьшается вследствие

уменьшения плеча инерционной силы, приложенной к голове, относительно точки вращения верхней части туловища (рис. 7.2).

В случае удара сзади по системе «человек – кресло» могут иметь место два различных расчетных случая:

– кресло имеет подголовник и ударная нагрузка к голове прикладывается от подголовника;

– кресло не имеет подголовника; под действием инерционной силы плечи будут прижаты к спинке кресла, а голова начнет интенсивно вращаться назад. В этом случае, при равных ударных нагрузках со случаем кивка вперед, угловые ускорения головы могут быть в несколько раз больше.

Сделаем приближенные оценки нагрузок на голову при ударе сзади по системе «человек – кресло» в случае отсутствия подголовника.

Воспользуемся данными о столкновении автомашин, приведенными в п. 7.2.

При перегрузке на корпусе автомашины $n = 48$ и среднем времени удара $0,025$ с, считая мышцы шеи расслабленными и спинку кресла жесткой, по расчету получим (для массы головы $m = 5$ кг; радиус вращения головы $0,2$ м):

– скорость, приобретенная головой при ударе, $\Delta V = 12$ м/с;

– скорость нарастания перегрузки $\dot{n} = 3800$ 1/с.

В случае, если перегрузка на корпусе автомашины $n = 20$ по расчету получим:

– скорость, приобретенная головой при ударе, $\Delta V = 4$ м/с;

– скорость нарастания перегрузки $\dot{n} = 4000$ 1/с.

Из сопоставления приведенных выше экспериментальных данных по кивку вперед и расчетных оценок по кивку назад с нормативными данными по кривой Патрика (рис. 7.23) видно, что нагрузки на голову при кивке назад существенно более травмоопасны.

Отметим, что сходные данные были получены в работе [242], где в качестве травмоопасных нагрузок на голову обозначены:

– угловое ускорение 1800 рад/с² при времени действия $0,02$ с. Пересчет этих данных в координаты « $\Delta V - \dot{n}$ », показывает, что они соответствуют скорости, приобретенной при ударе, $2,7$ м/с и скорости нарастания перегрузки 2700 1/с; как видно из рис. 7.23, интенсивность такого воздействия лежит вблизи травмоопасной зоны.

Характер черепно – мозговой травмы при кивке головы. В работе [105] изложено краткое описание картины ЧМТ у 7 пациентов, у которых были обнаружены гематомы после резкого кивка головы без контакта головы с каким-либо предметом.

Возраст больных от 32 до 55 лет; 5 мужчин и 2 женщины.

У 4 больных развитию гематомы предшествовало падение на ягодицы; у 2 – резкий кивок головы назад при автодорожной аварии (наезд сзади); у одного – падение с высоты на ноги.

Все пострадавшие поступили в больницу в ясном сознании с жалобами на сильную нарастающую головную боль.

В результате обследования у всех пациентов обнаружены гематомы различной локализации: в теменной области; теменно – височной; в срединных структурах мозга; в зоне основания черепа. В двух случаях констатирован отрыв пиальной вены

Отмечается, что, по результатам исследования, клиническая картина гематом у пациентов не отличается от клинической картины гематом, возникающих после травм головы при ударе о преграду.

Анализ случаев черепно – мозговой травмы на аттракционах. Современные крупные катальные горы имеют 3 – 5 «мертвых петель» в вертикальной плоскости и 5 – 10 виражей в горизонтальной плоскости. Максимальные перегрузки по линии голова – таз достигают при этом $n_z = 5 - 6$, а боковые $n_y = \pm 3$ при времени действия $t \leq 1$ с.

На рис. 6.8 показаны основные случаи сдвига по фазе продольных n_z и боковых n_y перегрузок, действующих на пассажира катальной горы по трассе движения. При этом кинематика кивка головы и суммарные перегрузки, действующие на голову, будут зависеть:

- от временного сдвига фаз перегрузок n_z и n_y и от их знака;
- от собственных частот туловища и системы «голова – шея»;
- от индивидуальных антропометрических параметров и физиологических особенностей данного пассажира;
- от конструктивных особенностей системы фиксации пассажира в кресле.

К существенным антропометрическим параметрам и физиологическим особенностям пассажира в рассматриваемом случае относятся: рост сидя; ширина плеч; длина шеи; масса головы, толщина костей основания черепа; возраст пассажира и состояние (хрупкость / эластичность) сосудистой системы головного мозга; наличие /отсутствие повышенного кровяного давления.

Основные типы систем фиксации, применяемые на катальных горах показаны на рис. 6.9. Их основная особенность – унифицированные размеры, единые для всех категорий пассажиров – полных и худощавых, детей и взрослых, молодых и пожилых, имеющих хорошую физическую подготовку и не имеющие таковой.

Из рассмотрения рис. 6.9 видно, что при использовании схемы а) при большом росте сидя в процессе кивка головы задевание головы за элементы системы фиксации маловероятно; при малом росте сидя вероятность такого задевания существенно выше.

При использовании схемы б) вероятность задевания головой за систему фиксации ничтожно мала; однако в этом случае можно ожидать появления глубоких и резких кивков головы, поскольку плечи пассажира не зафиксированы.

При использовании схемы в) система фиксации обеспечивает опору для плеч при действии боковых перегрузок, однако не препятствует деформации туловища и кивку головы в продольной плоскости.

Сделаем оценку скорости движения головы (V_{\max}) в боковой плоскости под действием боковой перегрузки на катальной горе.

Согласно стандарта [250] допустимая величина боковой перегрузки составляет $n_y = \pm 3$ при длительности $t = 0,2 \dots 1$ секунда.

Примем массу головы 5 кг; расстояние от шейного шарнира до центра масс головы $r = 0,2$ м; длительность действия боковой перегрузки $t = 0,2$ с.

Момент сил инерции, вызывающий поворот головы:

$$M = (G_{\text{головы}}) \times (n_y) \times (r) = 50 \times 3 \times 0,2 = 30 \text{ нм.}$$

Момент инерции головы относительно шейного шарнира:

$$I_{\text{ш}} = I_c + mr^2 = m D^2 / 10 + mr^2 = 0,22 \text{ кгм,}$$

где $D = 0,2$ м – диаметр головы.

В случае расслабленных шейных мышц (шарнирный момент сопротивления шеи вращению $M_{\text{ш}} = 0$):

$$V_{\max} = (G_{\text{головы}} n_y r / I_{\text{ш}}) \times (t) (r) = 5,44 \text{ м/с.}$$

В случае максимально напряженных шейных мышц, исключаящих вращение головы в поле боковой перегрузки:

$$V_{\max} = 0;$$

Соответственно среднее значение (V_{\max}) составит

$$(V_{\max})_{\text{среднее}} = 2,72 \text{ м/сек.}$$

Таким образом скорость удара головы об элемент наплечной системы фиксации может лежать в пределах $V = 3 \dots 5$ м/с.

В п. 7.4.3 было показано, что скорость удара головы о жесткую преграду $V = 3$ м/с относится к порогу потери сознания. Боковой удар головы об элемент системы наплечной фиксации, обычно покрытый амортизирующей прокладкой, со скоростью $V = 3 \dots 5$ м/с при повторных (многократных) воздействиях. может быть травмоопасен. Возникновение или отсутствие ЧМТ в этих условиях в значительной степени будет зависеть также от жесткости и деформируемости костей основания черепа у данного индивидуума.

Отметим что ЧМТ с повреждением базальных структур мозга составило 45% из общего числа ЧМТ на аттракционах.

Малое число ЧМТ на фоне многих миллионов благополучных поездок посетителей на катальных горах в парках различных стран мира свидетельствует в пользу того, что возникновение ЧМТ у посетителя аттракциона может быть следствием случайного сравнительно маловероятного стечения ряда обстоятельств (рост сидя; длина шеи; податливость костей основания черепа; расслабленность шейных мышц; конструкция системы фиксации; неудачное сочетание перегрузок «голова-газ» и «бок-бок» и др.).

7.5. Безопасность человека при действии ударных перегрузок

Состояние вопроса. В настоящее время исследования проблемы безопасности человека при действии ударных перегрузок еще далеки от завершения.

Наибольший интерес представляет разработка норм по воздействию на человека в СЧК комбинированных (действующих по разным осям одновременно) и многократных ударных перегрузок.

Сравнительно мало изучены ударные воздействия по оси «бок-бок».

Самостоятельную проблему составляют вопросы взаимодействия тела человека с ремнями и другими элементами системы фиксации при ударе.

Значительный интерес представляет дальнейшее развитие методов математического моделирования реакции СЧК на удар, включая использование трехмерных математических моделей тела человека.

Тем не менее, полученные к настоящему времени результаты исследований позволяют сделать ряд выводов, имеющих практическое значение.

При заданных условиях ударного воздействия (скорость и направление удара, перегрузка, скорость нарастания перегрузки, кратность воздействия) определяющее значение для безопасности человека имеет конструкция кресла и система фиксации человека в кресле – ее конструкция, плотность фиксации человека в кресле, травмобезопасность элементов системы фиксации, быстроедействие и др.

Так, например, как показано в п. 7.3.2, испытатель, зафиксированный в кресле специальной системой фиксации, благополучно перенес лобовой удар со скоростью 56 м/с (200 км/час).

Из общих соображений ясно, что безопасность человека при ударе будет повышаться при снижении скорости удара и перегрузки. В то же время, как показывает анализ, имеется ряд специфических критериев безопасности, характерных для воздействия на человека ударных перегрузок.

Критерии и рекомендации. Переносимость ударных перегрузок может быть оценена дозой ударной перегрузки (ΔV), величина которой зависит от скорости нарастания перегрузки (\dot{n}).

В координатах « $\Delta V - \dot{n}$ » весь спектр ударных воздействий может быть разбит на три диапазона (рис. 7.24) с различными критериями переносимости в каждом из диапазонов. В настоящее время, с учетом имеющихся материалов исследований, границы диапазонов могут быть обозначены лишь приближенно.

В диапазоне (А) $\dot{n} \leq 500$ 1/с для диаграмм перегрузки в форме трапеции, полусинусоиды или треугольника определяющим фактором служит максимальное значение ударной перегрузки.

В данном случае для повышения безопасности человека необходимо снижать максимальную амплитуду ударной перегрузки, что может быть достигнуто:

- за счет снижения скорости удара;

– за счет применения амортизаторов с достаточным ходом и характеристикой, при которой максимальная перегрузка и скорость ее нарастания не выходят за установленные пределы.

В диапазоне (B) $500 < \dot{n} \leq 5000$ 1/с (ΔV) есть сложная функция n_{\max} ; \dot{n} и формы диаграммы ударной перегрузки $n(t)$. В этом диапазоне допустимые значения ударного воздействия приходится искать в каждом конкретном случае отдельно, с учетом всей совокупности факторов, влияющих на переносимость человеком удара, и, прежде всего, с учетом формы диаграммы ударной перегрузки.

На практике в этом случае из имеющегося банка экспериментальных данных подбираются аналоги диаграмм $n(t)$, переносимость которых была изучена ранее, либо проводятся целенаправленные экспериментальные и теоретические исследования.

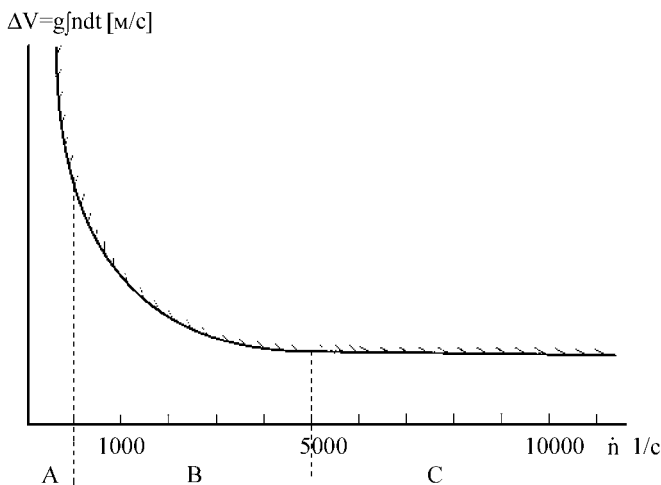


Рис. 7.24. Критерии и параметры оценки переносимости человеком ударной перегрузки (пояснения в тексте).

А) $\dot{n} \leq 500$ 1/с. В) $500 < \dot{n} \leq 5000$ 1/с. С) $\dot{n} > 5000$ 1/с

Как видно из рис 7.24, в этом диапазоне воздействий безопасность человека существенно зависит от скорости нарастания ударной перегрузки; при снижении скорости нарастания перегрузки безопасная для человека доза перегрузки быстро возрастает.

В диапазоне (C) $\dot{n} > 5000$ 1/с доза перегрузки $\Delta V \leq \Delta V_{\max} = \text{Const}$; т.е. в этом диапазоне воздействий переносимость человеком удара не

зависит от величины перегрузки и от формы диаграммы перегрузки, а зависит только от скорости, потерянной (приобретенной) при ударе.

В диапазонах (В) и (С), где критичным параметром служит интеграл ускорения (ΔV) – скорость, потерянная /приобретенная при ударе – безопасность человека может быть повышена не только за счет очевидного мероприятия – снижения начальной скорости удара, но также за счет снижения упругости системы «человек – кресло».

Как известно, при абсолютно упругом ударе коэффициент восстановления скорости:

$$K_v = V_{\text{отск}} / V_0 = 1,$$

где $V_{\text{отск}}$ – скорость отскока при ударе;

V_0 – начальная скорость удара.

В этом случае скорость, потерянная при ударе, $\Delta V = 2V_0$.

Если удар абсолютно пластичный, то $K_v = 0$, и $\Delta V = V_0$.

На практике для реальных СЧК $0 < K_v < 1$;

Как видно из приведенных соотношений, для диапазонов (В) и (С) снижение упругих свойств СЧК, т.е. снижение скорости отскока системы при ударе, существенно повышает безопасность человека в СЧК.

Пример. Выбор характеристики амортизатора (амортизирующей прокладки). Применительно к диапазону (В) в качестве примера использования предложенных критериев, рассмотрим следующую задачу.

На СЧК, имеющую начальную скорость (V_0) и массу (m), действует ударная перегрузка с диаграммой в форме прямоугольного треугольника с постоянной скоростью нарастания перегрузки (\dot{n}_1) = Const.

Требуется определить:

1. Какой вид имеет характеристика амортизатора, обеспечивающего условие (\dot{n}_1) = Const.

2. Как изменить характеристику амортизатора для увеличения безопасной дозы перегрузки ΔV с величины ΔV_1 , которая соответствовала заданной величине (\dot{n}_1), до величины ΔV_2 , которой будет соответствовать новое уменьшенное значение скорости нарастания перегрузки (\dot{n}_2).

Под характеристикой амортизатора $P(y)$ будем иметь в виду зависимость усилия амортизатора (P) от деформации амортизатора (y).

В изложенной постановке уравнение движения будет иметь вид:

$$m(d^2y/dt^2) = G - P; \quad \text{где } P = nG = ngm; \quad n = \dot{n}t;$$

n – перегрузка на массе (m); t – время;

Примем: $(d^2t/dt^2) \gg g$;

После преобразований решение уравнения движения будет иметь вид:

$$y = -g\dot{n}t^3/6 + V_0t;$$

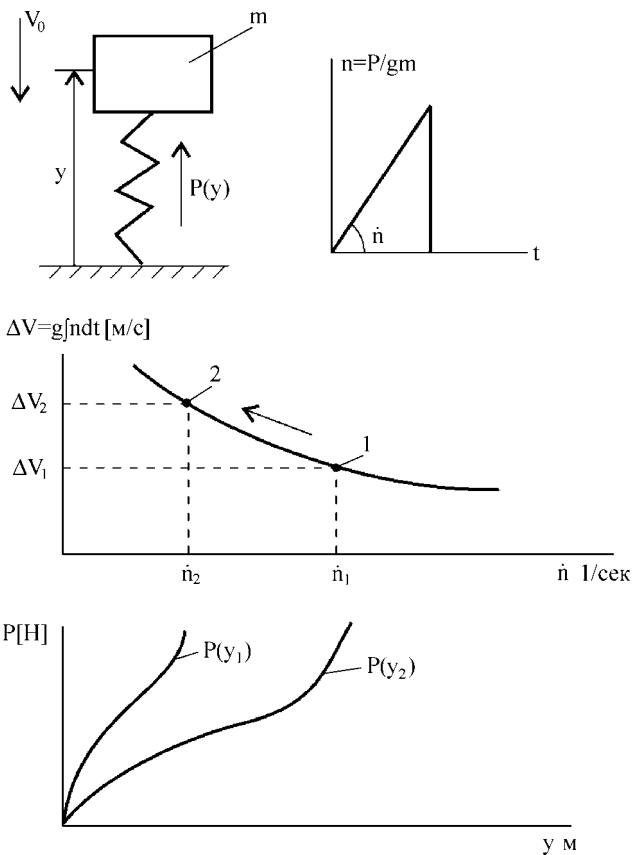
После подстановки: $t = P/\dot{n}G$;

$$y = - (g/6\dot{n}^2G^3)P^3 + (V_0/\dot{n}G) P;$$

Полученное выражение позволяет решить поставленную задачу:

– исходным данным (\dot{n}_1) и (ΔV_1) будет соответствовать кривая $P_1(y_1)$,

– измененным данным (\dot{n}_2) и (ΔV_2) будет соответствовать кривая $P_2(y_2)$ рис.7.25.



7.25. Выбор характеристики амортизатора (пояснения в тексте)

Литература

1. Авиационно-космическая медицина. (Проблемы безопасности полетов) Ред. Гюрджян А.А. М. Воениздат. 1975г.
2. Авиационная медицина. (Руководство). Ред. Рудный Н.М., Васильев П.В., Гозулов С.А. М. Медицина. 1986г.
3. Автостроение за рубежом. 1998г. №8. 1999г. №4; №8.
4. *Акулов В.А., Вартбаронов Р.А.* Гидромеханические эффекты в кровеносных сосудах человека при вращении на центрифуге короткого радиуса. Авиакосмич. и экологич. медицина. 2003г. Т.37. №6. с. 34-40.
5. *Алабужев П.М.* Взаимосвязь между формой импульса силы и некоторыми характеристиками движения твердого тела. Физико-технич. пробл. разработки полезных ископаемых. №4. Новосибирск 1975г.
6. *Александров В.В., Александрова Т.Б., Бут Г.В. и др.* Об идентификации параметров линейной модели стабилизации системы гемодинамики. Вестн. МГУ. Сер 1. 1995г. №4. с. 60-66.
7. *Алексеев С.М. Балкин Я.В. и др.* Средства спасения экипажа самолета. М. Машиностроение. 1975г.
8. Амортизационные кресла экипажей летательных аппаратов. Вестник авиации и космонавтики. 2002г. №5. с. 54-55
9. *Аникин Ю.М., Обысов А.С.* Основные параметры механических свойств позвонков человека. Механика композитных материалов. 1979г. №3.
10. *Аруин А.С., Зацюрский В.М.* Эргономическая биомеханика. М. Машиностроение. 1988г.
11. *Архангельский Д.Ю.* Об электрокардиографических признаках достижения предела переносимости непрерывно нарастающих ускорений «спина-грудь». Авиаци. и космич. медицина. Тр. III Всесоюз. конф. по авиаци. и косм. медиц. 10-13 июня 1969г. Калуга. т.1. с. 22.
12. *Архангельский Д.Ю., Плахотнюк Л.С.* Показатели гемодинамики человека при непрерывно нарастающей перегрузке. Космич. биол. и медицина. 1983г. №1. с. 48-52.
13. Атлас. Нервная система человека. Ред. Микадзе Ю.В. Астапова В.М. М. ПЕР СЭ 2003г.
14. *Бажина Е.Н.* Влияние формы импульса на величину энергии, поглощенной колебательной системой. Респ. межведом. темат. научно-техн. сб. «Обработка металлов давлением». Харьковск. гос. университет. Вып.9 1973г.
15. *Баландин Д.В., Болотник Н.Н.* Предельные возможности противоударной изоляции системы с двумя степенями свободы. Изв. РАН. Мех. тверд. тела. 2001г. №6 с. 52-62.
16. *Барер А.С.* Предел переносимости человеком поперечно действующих ускорений и физиологические реакции организма. Пробл. космич. биолог. М. АН СССР. 1962г. т. 2. с. 255.
17. *Барер А.С. и др.* Физиологические реакции организма человека на поперечно направленные ускорения и некоторые пути повышения устойчиво-

- сти к этим воздействиям. Авиакосмич. медиц. Тр. секции Моск. физиологич. общества. М. 1967г. сб. №1 .
18. *Барер А.С.* Проблемы ускорений в космической физиологии. Космич. биол. и медиц. 1967г. №1.
 19. *Барер А.С., Гозулов С.А. и др.* Реакция организма человека на воздействие перегрузок с большими скоростями нарастания. Пробл. космической биологии. М. Наука. 1967г. Т.VI.
 20. *Барер А.С., Гозулов С.А., Костин В.К., Рабинович Б.А. и др.* Переносимость человеком ударных перегрузок с большими скоростями нарастания. XV конгресс по авиационной и космической медицине. Прага. 26 сент. – 01 окт. 1966г.
 21. *Барер А.С., Родин С.А., Тардов В.М.* Работоспособность человека – оператора при действии гравитационной перегрузки и некоторые способы ее повышения. Межвузов. сб. Калининского госуд. университета. «Возрастные аспекты моторно – висцеральных отношений при мышечной деятельности». 1982г. с. 116 – 126.
 22. *Барер А.С., Витолс Э.А., Данос Я.А. и др.* Выбор аналитического описания динамики нагружения и разрушения элементов позвоночника человека. Мех. композит. материалов. 1986г. №2. с. 327 – 331.
 23. *Баршев В.* Год под знаком ДТП. Российская газета. №279(3656) 17.12.2004г.
 24. *Бать М.И., Джанелидзе З.Е., Кельзон А.С.* Теоретическая механика в примерах и задачах. Т.1. М. 1967г.
 25. *Беляев В.В., Ружижский Е.И.* Авиационные происшествия с гражданскими самолетами в 1989 – 1999г. Проблемы безопасности полетов. 2003г. №11.
 26. *Береговой Г.Т., Тищенко А.А., Шибанов Г.П., Ярополов В.И.* Безопасность космических полетов. М. Машиностроение. 1977г.
 27. *Береговой Г.Т., Ярополов В.И., Баранецкий И.И.* Справочник по безопасности космических полетов. М. Машиностроение. 1989г.
 28. Большой атлас по анатомии. Роен Й.В. Йокочи К., Лютьен- Дрекол Э. Пер. с англ. М. АСТ. Астрель. 2003г.
 29. *Бухтияров И.В., Воробьев О.А., Хоменко М.И.* Исследование ориентировки человека относительно вертикали при воздействии сочетанных продольно-боковых перегрузок. Авиакосмич. и экологич. медиц. 1996г. №1 с. 16.
 30. *Бухтияров И.В., Воробьев О.А., Хоменко М.И.* Пространственная ориентировка человека при действии перегрузки $+G_z$ и движениях головы. Авиакосмич. и экологич. медицина. 2005г. Т. 39. №2.
 31. *Бухтияров И.В., Головкина О.Л.* Сравнительные показатели газоэнергообмена при воздействии боковых (G_y), продольных (G_z) и продольно – боковых (G_z/G_y) перегрузок. Авиакосмич. и экологич. медицина. 2005г. Т. 39. №5.
 32. *Бухтияров И.В., Воробьев О.А., Дворников М.В., Хоменко М.И.* Медико – технические и эргономические предложения по созданию средств противоперегрузочной защиты от сочетанных перегрузок продольного и бокового направлений. 4-й Международн. аэрокосмич. конгр. Сб. тезисов. М. 18-23 авг. 2003г.

33. Бухтияров И.В. и др. Оценка кумулятивных эффектов влияния пилотажных перегрузок на шейный отдел позвоночника методом мета – анализа. *Авиакосмич. и экологич медицина*. 2001г. №3.
34. Бухтияров И.В., Головкина О.Л., Хоменко М.Н. Динамика показателей респираторной системы человека при различной скорости нарастания перегрузок (G_z). *Авиакосмич. и экологич. медицина*. 2002г. №1.
35. Бухтияров И.В., Воробьев О.А., Хоменко М.Н. Взаимодействие зрительной, вестибулярной и проприоцептивной систем в процессе пространственной ориентировки человека в условиях воздействия боковых и продольно-боковых перегрузок. *Авиакосмич. и экологич. медицина*. 2002г. №6.
36. Васильев П.В., Котовская А.Р. Длительные линейные и радиальные ускорения. В кн. *Основы космической биологии и медицины*. 1975г. т. 2. кн.1. с.117.
37. Вартбаронов Р.А., Хоменко М.Н. Перспективные направления защиты летчика от воздействия знакопеременных перегрузок ($\pm G_z$), возникающих на высокоманевренных спортивных самолетах. Организм и окружающая среда: жизнеобеспечение человека в экстремальных условиях. Матер. Росс. конфер. М. 26-29 сент. 2000г. Т.1.
38. Вартбаронов Р.А., Глод Г.Д., Углова Н.Н., Ролик Н.С. Гиповолемические реакции человека и животных при воздействии перегрузок $+G_z$ нарастающей интенсивности. *Космич. биол. и медиц*. 1987г. №3. с. 35.
39. Вартбаронов Р.А., Баранова Е.В. Реакции регионарного сосудистого тонуса при действии ортостатических и гравитационных нагрузок. *Космич. биолог. и медиц*. 1991г. №5.
40. Волошин В.Г., Быкова Ю.И., Опышко А.В., Лапина Н.А. Характеристика перегрузок при спортивных полетах на высший пилотаж. *Космич. биолог. и авиакосмич. медиц*. 1985г. №6. с. 20.
41. Волошин В.Г., Быкова Ю.И., Кузнецов В.Г., Лапина Н.А. Влияние перегрузок на организм летчика-спортсмена при полетах на высший пилотаж. *Космич. биолог. и авиакосмич. медиц*. 1988г. №5. с. 14.
42. Вудсон У., Коновер Д. Справочник по инженерной психологии для инженеров и художников-конструкторов. Пер. с англ. М. 1968г.
43. Гидон В.А., Заяц А.И., Логинов В.Г., Орехов А.П., Улицкий Е.Я., Цвих Б.Д. Динамические характеристики человека-оператора мобильных машин. В кн. *Влияние вибраций на организм человека и проблемы виброзащиты*. Тезисы докл. 4 февраля 1974г. Москва-Левково. ИМАШ АН СССР.
44. Гирке Х.Э. Биодинамическое поведение тела человека. Сб. переводов иностр. статей. Механика. 1966г. №1. с. 146.
45. Гирке Х.Э., Бринкли Д.В. Ударные ускорения. В кн. *Основы космич. биолог. и медиц*. 1975г. т.2 кн.1. с. 232 –264.
46. Глод Г.Д., Корженяц В.А. и др. Влияние перегрузок на пилотов высокоманевренных самолетов. *Военно – медиц. журнал*. 1987г. №2.
47. Гнездилов В.А., Рабинович Б.А. Нужен стандарт на перегрузки, допустимые для посетителя аттракциона. *Стандарты и качество*. №3. 2001г.

48. *Годлевска М.А.* Изменения механических свойств мозговых артериальных сосудов с возрастом (эксперим. данные). Биомеханика. Тр. Рижского НИИ травматологии и ортопедии. 1975г. Вып. XIII.
49. *Гозулов С.А., Коржеянец В.А., Скрыпник В.Г., Сушков Ю.К.* Исследование прочности позвонков человека на сжатие. Арх. анатомии, гистологии и эмбриологии. 1969г. Т. LI. №9.
50. *Гозулов С. А.* К вопросу о кумулятивном влиянии ударных ускорений. Военно-медиц. журн. 1956г. №10. с. 55-59.
51. *Гозулов С. А.* Влияние катапультирования на лиц с различным функциональным состоянием сердечно-сосудистой системы. Военно-медиц. журн. 1962г. №1. с. 62-67.
52. *Голов Г.А.* Изменение газообмена и насыщения артериальной крови человека кислородом при воздействии поперечно-направленных ускорений. Бюлл. эксперим. биол. и медиц. 1966г. Т. LXII. №11. с.35.
53. *Громов А.П., Салтыкова О.Ф., Болонкин Г.С., Пырлина Н.П.* Значение костно-черепной деформации в механизме экспериментальных ушибов мозга. Биомеханика. Тр. Рижского НИИ травматол. и ортопед. Вып. XIII. 1975г.
54. *Громов А.П.* Биомеханика травмы. М. Медицина. 1979г.
55. *Данилов В.И., Аникин Ю.М.* Некоторые вопросы прочности позвоночного столба человека. Механика композитных материалов. 1979. №3. с.541-544.
56. *Данилов В.И.* К вопросу об эластичности межпозвоночных дисков человека. В кн. «Макро – микроструктура тканей в норме, патологии и эксперименте». Чебоксары. 1980г. с. 85-88.
57. *Дасов Н.Я.* Безопасность в водно-моторном спорте. М. ДОСААФ СССР. 1988г.
58. *Домашук Ю.* Переносимость перегрузок $+G_z$ летчиками с отклонениями в состоянии здоровья. Космич. биол. и медиц. 1988г. №4. с. 84.
59. *Зорилэ В.И., Ушаков И.Б.* Функционально – адаптивный способ и система управления Л.А. для активного обеспечения безопасности полета при нарушении работоспособности летчика. Организм и окружающая среда: жизнеобеспечение человека в экстремальных условиях. Матер. конфер. Москва. 28-29 сент. 2000г. Т. 1.
60. *Зубавин В.Б.* Кровообращение в церебральных и поверхностных сосудах головы человека при действии ускорений по рео- и фотоплетизмографической оценке. Авиаци. и космич. медицина. Тр. III Всесоюзн. конфер. по авиаци. и космич. медицине. 1969г. Москва. Т. 1.
61. Инженерная психология в применении к проектированию оборудования. Пер. с англ. Ред Ломов Б.Ф. М. Машиностроение. 1971г.
62. ИСО 2631-78. Международный стандарт. Руководство по оценке действия общей вибрации на тело человека.
63. *Калякин В.В., Бухтияров И.В., Васильев А.Ю.* Исследование минеральной насыщенности костной ткани поясничных позвонков в процессе систематического воздействия перегрузок ($+G_z$). Авиакосмич. и экологич. медиц. 1996г. Т. 30. №5. с. 9-13.

64. Каменский Ю.Н., Шульженко Е.Б., Андреева В.Г. Влияние скорости нарастания перегрузки на реакции системы внешнего дыхания. Космич. биол. и медиц. 1977г. Т. 11. №1. с. 89.
65. Карпов В.Н., Ушаков И.Б. Унификация эффектов воздействия экстремальных факторов полета различной энергетической природы. Космич. биол. и медиц. 1995. Т. 29. № 1. с. 19-25.
66. Козлов В. И., Цехмистренко Т.А. Анатомия нервной системы. М. Мир. АСТ. 2003г.
67. Колесников С.В., Вартбаронов Р.А., Котовская А.Р. Переносимость ускорений (+G_z) летчиками со склонностью к гипотонической реакции в условиях жаркого климата. Космич. биол. и медиц. 1976г. №4. с.30.
68. Комендантов Г.Л., Левашов В.В. Катапультирование летчика. Авиаци. медиц. 1946г. №1.с. 14-17.
69. Космические аппараты. Ред. К.П. Феоктистов. Воениздат. М. 1983.
70. Космическая биология и медицина. Ред. Яздовский В.И. М. 1966г.
71. Космонавтика. Сов. энциклопедия. М. 1985г.
72. Костин В.К. Влияние ударных ускорений различного направления на сердечно-сосудистую систему. Авиационная и космическая медицина. Тр. III Всесоюзн. конференции по авиаци. и космич. медицине. 10-13 июня 1969г. Калуга. М. 1969г.
73. Котовская А.Р., Лобаиков С.И., Симпура С.Ф. и др. Влияние длительных линейных ускорений на организм человека. Пробл. космич. биол. АН СССР. 1962г. Т.2. с. 238-246.
74. Котовская А.Р., Вартбаронов Р.А., Хоменко М.Н. Переносимость человеком повторно действующих перегрузок (+G_z). Космич. биол. и медицина. 1977г. Т. 11. №6. с. 12-19.
75. Котовская А.Р., Димитров О.Т., Лукьянюк В.Ю., Виль-Вильямс И.Ф. и др. Устойчивость к перегрузкам +G_z и +G_x у лиц старших возрастных групп, здоровых и с начальными признаками атеросклероза. Космич. биол. и медиц. 1985г. №3. с. 27.
76. Котовская А.Р., Виль-Вильямс И.Ф., Лукьянюк В.Ю. Переносимость перегрузок +G_z лицами нелетных профессий различного возраста. Космич. биол. и медиц. 1986г. №4. с. 25.
77. Котовская А.Р., Вартбаронов Р.А. Длительные линейные ускорения. Космическая биология и медицина. Совместное Российско - Американское изд. в 5-ти томах. М. Наука. 1997г. Т. 3. Кн. 2. с. 10-67.
78. Котовская А.Р., Виль-Вильямс И.Ф., Фомина Г.А. Взаимосвязь физиологических реакций космонавта при действии перегрузок +G_z на участке спуска с орбиты на Землю с гемодинамическими перестройками в условиях кратковременной невесомости. Авиакосмич. и экологич. медицина. 2005г. Т. 39 №2.
79. Котовская А.Р., Виль-Вильямс И.Ф., Лукьянюк В.Ю., Катаев Ю.В. Переносимость космонавтами перегрузок (+G_x) в полетах на кораблях типа «Союз» в экспедициях МКС-1; 6-9; ЭП-1-7 МКС. Авиакосмич. и экологич. медицина. 2005г. Т. 39. №5.

80. Краткий справочник по космической биологии и медицине. Ред. Бурназян А.И. М. Медицина. 1967г.
81. *Крюков В.Н., Плаксин В.О.* Новые данные о биомеханике и характере повреждений черепа. Суд. мед. экспертиза. 1980г. Т. 23. №4.
82. *Кудрин И.Д., Куманичкин С.Д., Лев И.Д. и др.* К патогенезу воздействия импульсных ускорений на организм. Тез. Докл. IV Всесоюзн. Конференц. по космич. биологии и авиакосмич. медиц. Калуга. 1972г. с. 31. М-1972г. – Калуга.
83. *Курковский В.П.* Об изменениях центральной и некоторых отделов периферической нервной системы при повторных перегрузках. Тез. докл. на науч. сессии ВМА и ВММА. 1954г.
84. *Курме Д.А., Купч Я.А.* Черепно-мозговые повреждения в зависимости от пусковых механизмов. Биомеханика. Тр. Рижского НИИ травматолог. и ортопед. Вып. XIII. 1975г.
85. *Лоцилов В.И., Газарян А.С., Бабаев Э.П.* Некоторые механические свойства черепной костной ткани. Тр. Рижского НИИ травматологии и ортопедии. Вып. XIII. Рига. 1975г.
86. *Лоцилов В.И. Газарян А.С. Бабаев Э.П.* Собственные напряжения в костных тканях черепа. Мех. полимеров. 1974г. №4.
87. *Лукьянюк В.Ю.* Переносимость перегрузок ($+G_z$) лицами в возрасте от 41 года до 58 лет. Космич. биолог. и медиц. 1984г. №5. с. 18.
88. *Лукьянюк В.Ю., Котовская А.Р., Виль-Вильямс И.Ф. и др.* Динамика переносимости перегрузок ($+G_z$) лицами нелетных профессий при длительном наблюдении. Авиакосмич. и экологич. медиц. 1995г. №4. с. 21.
89. *Лукьянюк В.Ю., Котовская А.Р., Виль-Вильямс И.Ф., Колотеева М.И.* Влияние возраста на переносимость перегрузки ($+G_z$) и ($+G_x$) женщинами при отборе кандидатов в космонавты. Авиакосмич. и экологич. медицина. 1998г. Т. 32. №2. с. 18-24.
90. *Мазурин Ю.В., Ступаков Г.П.* Прогнозирование действия на человека линейных и ударных ускорений. Космич. биолог. и авиакосмич. медиц. 1989г. Т. 23. №4.
91. *Мазурин Ю.В., Ступаков Г.П.* Определение допустимых длительностей и амплитуд действующих на человека линейных ускорений высоких уровней. Космич. биолог. и медиц. 1991г. Т. 25. №1.
92. *Мазурин Ю.В., Ступаков Г.П., Хоменко М.Н.* Прогноз переносимости продольных линейных ускорений «таз-голова» малой длительности (до 5 сек). Авиакосмич. и экологич. медицина. 1997г. Т. 31. №3.
93. *Макэлхейни Д., Робертс Вл.* Критерии травм головы. Мех. полимеров. 1976г. №3 с. 465-477.
94. *Мансуров А.Р.* Влияние на организм человека и животных ускорений и взрывной декомпрессии. Докт. дисс. Москва-Ташкент. 1968г.
95. *Машиностроение.* Энциклопедический справочник. М., 1947, т.1. кн.2.
96. *Медведев Д.И.* О морфологических и некоторых гистохимических изменениях в прекоронарной области коры мозга собак при действии поперечных ускорений. Пробл. космич биолог. 1967. М. Наука. Т. VI.

97. Методические рекомендации по использованию антропометрических данных при конструировании оборудования. ВЦСПС. М. 1982г.
98. *Милешкина Н.Д. и др.* Обеспечение безопасности дорожного движения в странах Азии и Тихоокеанского региона. Автостроение за рубежом. 1999г. №4. с. 18-23.
99. *Моисеев Ю.Б.* Особенности травм позвоночника у катапультировавшихся летчиков. Военно – медиц. журнал. 1995г. №6 с. 55-61.
100. *Моисеев Ю.Б.* Большие пилотажные перегрузки и дегенеративно – дистрофические изменения позвоночника у летчиков. Новая проблема? Авиакосмич. и экологич. медицина. 1997г. Т. 31. №6.
101. *Моисеев Ю.Б.* Травматизм летного состава при катапультировании. Военно – медиц. журнал. 2003г. №11 с. 59-62.
102. *Моисеев Ю.Б.* Системный подход в эргономическом сопровождении создания средств противоударной защиты летного состава. 4-й международный аэрокосмический конгресс. Сб. тезисов. М. 18-23 авг. 2003г.
103. *Моисеев Ю.Б., Корженянец В.А.* Переносимость человеком ударных перегрузок «бок-бок». Авиакосмич. и экологич. медицина. 2004г. Т.38. №3.
104. *Моорлат И.В., Витолс Э.А., Рабинович Б.А. и др.* Оценка критической скорости удара, вызывающего разрушение позвонков человека. Мех. композитных матер. 1979г. №6 с. 1127-1130.
105. *Мосиччук Н.М. и др.* Субдуральные гематомы при не прямой травме головы. Вопросы нейрохирургии. 1994г. №2.
106. *Москаленко Ю.Е.* О пульсации головного мозга в закрытой полости черепа. Изв. АН СССР. Сер. Биологич. 1961г. №4. с. 620-629.
107. *Москаленко Ю.Е., Вайнштейн Г.Б., Касьян И.И. и др.* Механизмы внутричерепной гемодинамики при воздействии ускорений. Авиаци. и космич. медиц. Тр. III Всесоюз. конф. по авиаци. и космич. медиц. Калуга. 10-13 июня 1969г. Т. 2. с. 84. М. 1969г.
108. *Москаленко Ю.Е., Вайнштейн Г.Б., Касьян И.И.* Внутричерепное кровообращение в условиях перегрузок и невесомости. М. Медицина. 1971г.
109. *Нагнйбеда А.Н.* Клинико-статистич. характеристика дорожно-транспорт-ных травм и эксперимент. развитие концепции травмогенеза в службе скорой помощи. Канд. дисс. 1992г.
110. *Науменко А.И.* О колебаниях давления в герметически закрытой полости черепа. Физиологич. журнал СССР. 1956г. Т. XLII №8.
111. *Никифоров А.С., Коновалов А.Н., Гусев Е.И.* Клиническая неврология. М. Медицина. 2004г. Т III.
112. *Николаев Г.А., Лоцилов В.И., Газарян А.С., Бабаев Э.П.* Собственные напряжения в черепной костной ткани. Биомеханика. Тр. Рижского НИИ травмат. и ортопедии. Рига. 1975г. Вып. XIII.
113. Новая концепция превентивной безопасности фирмы Мерседес-Бенц. Автостроение за рубежом. 2003г. №12.
114. *Новотный И., Шульц И.* Острые заболевания мозговых сосудов у летчиков. Космич. биология и авиакосмич. медицина. 1988г. Т. 22. №3.
115. Новые средства безопасности для автомобилей. Автостроение за рубежом. 2003г. №3. с. 14.

116. Носков В.Б., Лукьянюк В.Ю., Соколова Т.В., Котовская А.Р. Переносимость поперечных (+G_x) и продольных (+G_z) перегрузок при фармакологической гипогидратации. Космич. биол. и медицина. 1991г. №5.
117. Образцов И.Ф. и др. Математическое моделирование кинематической реакции тела человека на ударные воздействия. Космич. биол. и авиакосмич. мед. 1986г. №4. с. 37-41.
118. Обысов А.С. Надежность биологических тканей. М. Медицина. 1971.
119. Обысов А.С. Результаты исследования механических свойств некоторых костей человека. Биомеханика. Тр. Рижского НИИ травматологии и ортопедии. Рига. 1975г. Вып. XIII. с. 94-96.
120. О состоянии безопасности дорожного движения в Российской Федерации. Государственный доклад. Российская газета. №3295. 11.09.2003г.
121. Пальцев Е.И., Сировский Э.Б. Вязкоупругие и пластические свойства живого мозга. Биомеханика. Тр. Рижского НИИ травматологии и ортопедии. 1975г. Вып. XIII.
122. Петрухин В.Г., Маркарян С.С. Патоморфологические изменения при действии радиальных ускорений в направлении «голова – ноги». Пробл. космич. биол. М. Наука. 1967г.
123. Плам Ф. Познер Д. Диагностика ступора и комы. Пер. с англ. М. Медицина. 1986г.
124. Повецкий А.С., Помахаев В.П., Рабинович Б.А. Математическая модель тела оператора при воздействии ударных нагрузок на голову. Тез. докл. Влияние вибрац. различных спектров на организм человека и проблемы виброзащиты. 3 – 6 февр. 1972г. Москва-Левково. ИМАШ. АН СССР. М. 1972г.
125. Повецкий А.С., Помахаев В.П., Рабинович Б.А. и др. Экспериментальная установка для определения противоударных свойств защитных шлемов. Тез. докл. Влияние вибраций различных спектров на организм человека и проблемы виброзащиты. 4 февр. 1974г. М. Наука. 1974г.
126. Повецкий А.С., Рабинович Б.А., Тардов В.М., Чернейкин В.А., Шолто Л.Н. Купол с плоским основанием, как модель черепа человека при механических нагрузках. Биофизика, 1974г. Т. XIX, Вып. 6.
127. Популярная медицинская энциклопедия. Ред. Бакулев А.Н. Петров Ф.Н. Сов. энциклопедия. М. 1961.
128. Потемкин Б.А., Ротенберг Р.В., Сиренко В.Н., Фролов К.В. Анализ горизонтальных колебаний тела человека. Тез. докл. Влияние вибраций различных спектров на организм человека и проблемы виброзащиты. 4 февр. 1974г. Москва- Левково. ИМАШ АН СССР. М. Наука. 1974г.
129. Проблемы прочности в биомеханике. Ред. Образцов И.Ф. 1988г.
130. Пуриныш И.Ж. Экспериментальные исследования ряда механических свойств межпозвоночных дисков поясничного отдела позвоночника. Мех. полимеров 1974г. с. 1090-1095.
131. Рабинович Б.А. Расчетная оценка прочности позвоночника человека при продольном ударе с большой скоростью нарастания перегрузки. Проблемы космической медицины. Матер. конфер. 24-26 мая 1966г. М. 1966г.

132. Рабинович Б.А., Северин Г.И., Данилин Р.С. и др. Система амортизации кресла пилота космического летательного аппарата. Авт. свид. № 213470. 1967г.
133. Рабинович Б.А., Шолто Л.Н., Щербакова Е.Я. Зависимость характера черепно-мозговой травмы от условий ударного воздействия. Космич. биол. и медиц. 1971г. №5.
134. Рабинович Б.А., Тардов В.М., Шолто Л.Н., Щербакова Е.Я. Оценка пороговой величины скорости удара, вызывающего сотрясения мозга у человека. (Анализ клинических данных). Тез. докл. IV Всесоюзной конфер. по космич. биолог. и медиц. т. I. 1972г. г. Калуга. М-1972-Калуга.
135. Рабинович Б.А., Повицкий А.С. и др. Устройство для испытаний защитных шлемов на ударные нагрузки. Авт. св. 391390. 1973г.
136. Рабинович Б.А., Харченко В.И., Баскакин Н.Н., Рябчинский А.И. Манекен человека. Авт. свид. №708395. 1979г.
137. Рабинович Б.А., Северин Г.И. и др. Страховочная подвесная система верхолаза. Авт. св. 902760. 1981г.
138. Рабинович Б.А., Барер А.С. и др. Физическая модель головы человека. Авт. св. 841022. 1981г.
139. Рабинович Б.А. Теоретическое исследование реакции системы «человек-кресло» на продольный удар. IV Всесоюзн. симпозиум «Влияние вибраций на организм человека и проблемы виброзащиты». Тезисы докл. Левково. М. Наука. 1982г.
140. Рабинович Б.А. Расчетная оценка скорости и перемещения плеч пилота при воздействии перегрузки «спина –грудь». Тез. докл. VII Всесоюзной конфер. по космич. биолог. и авиакосмич. медиц. 1982г. г. Калуга. М-1982-Калуга.
141. Рабинович Б.А., Северин Г.И. Испытания систем «человек-машина» при ударе. В кн. Испытательная техника. Справочн. в 2-х т. Машиностроение. 1982г.
142. Рабинович Б.А., Иванов А.Н., Смирнов Ю.М. и др. Кабина вертолета с шасси с аварийными амортизаторами. Авт. св. 1135114. 1983г.
143. Рабинович Б.А., Костин В.К., Голов В.К. и др. Ложемент кресла обезьяны. Авт. св. 1083505. 1983г.
144. Рабинович Б.А., Денисов В.Н., Константинова Т.Г. Использование многомассовой математической модели позвоночника человека для исследования и прогноза локализации травмы при продольном ударе. III Всесоюзн. конф. по проблемам биомеханики. Тез. докл. Т. II. Рига. 1983г.
145. Рабинович Б.А., Кикутс Р.П., Данос Я.А. и др. Прочность позвонков человека при ударе. Мех. композитных материалов. 1983г. №2.
146. Рабинович Б.А. Проблема безопасности экипажа при посадке в отделяемой кабине. Авиаци. и космич. новости. №1(2). 1994г.
147. Рабинович Б.А. Аттракционны. Значения перегрузок, допустимых для посетителя аттракциона. Пояснительная записка к проекту стандарта. ЗАО Рах. 1996г. Рукопись. 163 стр.
148. Рабинович Б.А. О возможных причинах головной боли при многократных поездках на катальной горе. Парки и клубы. 2000г. №1. с. 12-15.

149. Рабинович Б.А. Аварии на аттракционах. Профессия – досуг. 2000г. №1.
150. Рабинович Б.А., Гнездилов В.А. Аттракцион (Варианты). Патент 2183977. 2002г.
151. Рабинович Б.А. Вязко-упругие свойства мозга и потеря сознания человеком при ускорениях. Авиакосмич. и экологич. медиц. 2006г. Т. 40. № 6.
152. Распределение давления на сиденье в позе сидя. Пер. с англ. (Product Engineering. 1962г. April.)
153. Райхинштейн В.Х., Овсейчик Я.Г. Функциональное состояние межпозвоночных дисков при быстродействующих динамических вертикальных нагрузках. Ортопед. травматол. и протезир. 1984г. №8 с. 26-29.
154. Ржаницын А.Р. Теория ползучести. М. Стройиздат. 1968г.
155. Ривкин В.Л., Бронштейн А.С. и др. Медицинский толковый словарь. М. Медпрактика. 2005.
156. Роев Й.В., Йокочи К., Лютъен-Дреколл Э. Большой атлас по анатомии. АСТ Астрель. М. 2003г.
157. Рябчинский А.И. Механизм травмирования человека в автомобиле и биомеханика дорожно – транспортных происшествий. Таллин – Валгус. 1979г.
158. Савин Б.М. К вопросу о генезе зрительных расстройств при ускорениях. Проблемы космической биологии. М. Наука. 1967г. Т. VI.
159. Савин Б.М. Гипервесомость и функции центральной нервной системы. Л. Наука. 1970г.
160. Салтыкова О.Ф. О деформационном механизме экспериментальных контузий головного мозга. Суд.-мед. экспертиза. 1980г. Т.23. №4.
161. Северин Г.И., Повицкий А.С., Рабинович Б.А. Переносимость человеком кратковременных (ударных) перегрузок (к вопросу о выборе механической модели). Тез. докл. Тр. III Всесоюзн. конференции по авиац. и космич. медицине. Т. 2. 10-13 июня 1969г. Калуга. М. 1969г.
162. Северин Г.И., Рабинович Б.А. Проектирование амортизационного кресла пилота летательного аппарата. Моск. авиац. институт. М. 1987г.
163. Северин Г.И. Основные концепции систем аварийного спасения экипажей ЛА. Техника воздушного флота. 1991г. №1.
164. Северин Г.И. Новая катапульта «Звезды». Военный парад. 1994г. Июль-август.
165. Северин Г.И. Катапультируемые кресла нового поколения – высшие технические достижения. Авиапанорама. 1997г. Ноябрь-дек. с. 33-35.
166. Сергеев А.А. Физиологические механизмы действия ускорений. Л. Наука. 1967г.
167. Симонов. Л.Г., Сарибекян А.С. Особенности пульсаций объемов и давлений при измерении «резервных» пространств в полости черепа. Космич. биолог. и авиакосмич. медицина. 1987г. Т. 21. №1.
168. Сингур Н.А. Ушибы мозга. М. Медицина. 1970г.
169. Сокол Е.А. Об изменениях сосудистой системы глаза при ускорениях «голова-газ». Авиаци. и космич. медиц. Тр. III Всесоюзной конф. по авиац. и космич. медиц. 10-13 июня 1969г. г Калуга. т. II. М. 1969г.

170. Статистика дорожно-транспортных происшествий. АИФ. №21 (1022) май 2002г.
171. *Ступаков Г.П., Козловский А.П., Казейкин В.С.* Биомеханика позвоночника при ударных перегрузках в практике авиационных и космических полетов. Проблемы космической биологии. 1987г. т. 56. 240 стр.
172. *Ступаков Г.П., Моисеев Ю.Б.* Влияние длительности продольной механической нагрузки на биомеханические реакции позвоночника человека. Авиакосмич. и экологич. медицина. 1993г. Т. 27. № 5-6.
173. *Ступаков Г.П., Меденков А.А., Хоменко М.Н.* Пилотажные и ударные перегрузки в авиации. Проблемы безопасности полетов. ВИНИТИ. 1994, № 4.
174. *Ступаков Г.П., Гозулов С.А., Казейкин В.С.* Ударные перегрузки. Совместное Российско-Американское изд. в 5-ти томах. М. Наука. 1997г. Т.3. Кн. 2. с. 68-97.
175. *Строев Н.С.* Выбор параметров катапультных сидений для скоростных самолетов. Техника воздушного флота. 1947г. №2.
176. *Суднишников Б.В.* Некоторые вопросы машин ударного действия. Новосибирск. 1949г.
177. *Суворов П.М.* Влияние возраста, профессии и физической подготовки на переносимость человеком длительных ускорений. Космич. биолог. и медиц. 1968г. №6. с. 62.
178. *Суворов П.М.* Значение изучения переносимости радиальных ускорений летным составом. Военно-медиц. журнал. 1968г. №10.
179. *Суворов П.М., Гольдин Н.А.* Анализ некоторых форм нарушения ритма сердечной деятельности у летного состава при воздействии радиальных ускорений. Военно-медиц. журн. 1968г. №10. с. 43-49.
180. *Суворов П.М., Дьяченко Л.И.* Влияние длительных ускорений ($+G_z$) на гемодинамическую и биологическую активность сердца у человека. Авиаци. и космич. медиц. Тр. III Всесоюзн. конф. по авиаци. и космич. медиц. Т. II. с.231. 10-13 июня 1969г. Калуга. М. 1969г.
181. *Суворов П.М., Сидорова К.А.* Длительные перегрузки ($+G_z$) и прогнозирование их переносимости. Авиаци. и экологич. медиц. 1995г. Т. 29. №2. с. 13.
182. *Тардов В.М.* О переносимости человеком ударных угловых ускорений. Тр. III Всесоюз. конф. по авиаци. и космич. медиц. 10-13 июня 1969г. Т. 2. г. Калуга. М. 1969г.
183. *Тихомиров Е.П.* Влияние ускорений на ритм сердечной деятельности человека. Тр. III Всесоюзной конф. по авиаци. и космич. медиц. 10-13 июня 1969г. г Калуга. т. II. М. 1969г.
184. *Тихомиров Е.П.* Хронотропная реакция сердца при действии ускорений. Космич. биолог. и медицина. 1969г. №3.
185. *Тихонов М.А. Архангельский Д.Ю. и др.* Гемодинамические реакции на избыточное внутригрудное давление при перегрузках ($+G_z$). 1983 № 5.
186. *Фридман А.П.* Основы ликворологии. М. Медгиз. 1987г.
187. *Хайкин С.Э.* Физические основы механики. М. 1963г.

188. Харченко В.И., Головлева Н.В. и др. Математическое моделирование кинематики головы летчика при катапультировании в воздушном потоке. Космич. биолог. и медиц. 1987г. №2.
189. Хоменко М.Н., Вартбаронов Р.А., Бухтияров И.В. Медицинское обеспечение и психофизиологическая подготовка летчиков к полетам на высокоманевренных самолетах Военно-медицин. журнал. 2000г. №10.
190. Хоменко М.Н., Усов В.М., Кукушкин В.А., Дворников М.В. Экспертные системы реального времени при решении задач обеспечения безопасности высотного и маневренного полета. Сб. тезисов. 4-й Международный аэрокосмич. конгресс. 18-23 августа 2003г. Москва. М. 2003г.
191. Хоменко М.Н., Бухтияров И.В., Малащук Л.С. Влияние факторов длительного полета на переносимость перегрузок (+G_z). Авиакосмич. и экологич. медицина. 2003г. Т.37. №4.
192. Хоменко М.Н., Бухтияров И.В., Малащук Л.С. Оценка переносимости перегрузок +G_z после моделирования 8-часового полета. Авиакосмич. и экологич. медицина. 2005г. Т. 39. №4.
193. Цивьян Я.Л., Райхинштейн В.Е. Механические свойства пульпозного ядра поясничных межпозвоночных дисков по данным бародискометрии в эксперименте. Ортопед. травматол. и протезиров. 1970г. №6 с. 55-60.
194. Цивьян Я.Л., Райхинштейн В.Е. Межпозвоночные диски. (Некоторые аспекты физиологии и биомеханики). Новосибирск. Наука. 1977г.
195. Человек. Медико-биологические данные. Международная комиссия по радиологической защите. Публикация №23. М. Медицина. 1977г.
196. Чернейкин В.А., Шолто Л.Н. Дальнейшее изучение черепа человека в виде купола с плоским основанием. Биофизика 1976г. Т. XXI. №2.
197. Шульженко Е.Б. Нервно-рефлекторные механизмы регуляции гиподинамических сдвигов при быстром и медленном нарастании ускорений. Космич. биолог. и медиц. 1967г. №1. с. 45.
198. Шульженко Е.Б., Виль-Вильямс И.Ф., Новиков В.Н. Физиологические реакции организма при предельных сроках воздействия поперечно-направленных ускорений. Космич. биолог. и авиакосм. медиц. Тез. докл. IV Всесоюзн. конф. г.Калуга. 1972г. М. – 1972 – Калуга.
199. Шульженко Е.Б., Виль-Вильямс И.Ф. Реакции сердечно-сосудистой системы человека на воздействие знакопеременных поперечных перегрузок. Космич. биолог. и медиц. 1972г. Т. 6 №5. с. 51.
200. Шульженко Е.Б., Виль-Вильямс И.Ф. Анализ нарушений ритма сердечной деятельности при поперечно направленных перегрузках с различными физическими характеристиками воздействий. Тр. 8-х чтений, посвященных разработке научного наследия и развитию идей К.Э. Циолковского. М. 1974г.
201. Alvin K.M. Grayout, blackout and G-loss of consciousness in the Brasilien Air Force. A 1991-1992 Survey.
202. Aviation Medicine. /Physiology and human factors/. Ed. J. Ernsting. London. 1978.
203. Ballinger E.P. Human experiments in subgravity and prolonget acceleration. J. Av. Med. 1952. V. 23. №. p. 319.

204. *Banks R.D. Grisset J.D. et al.* The «Push-Pull effect». Av. Sp&Env. Med. 1994. V. 65. №8.
205. *Barry S. et al.* Human tolerance to G_z acceleration loads generated in high-performance helicopters. Av. Sp & Env. Med. 2001. V.72. №8.
206. *Beckman E.L., Duane T.D., Ziegler J.E., Hanter H.N.* Some observation on human tolerance to acceleration stress. Phase IV. Human tolerance to high positive G applied at a rate of 5 to 10 G per second. J. Av. Med. 1954. V.25. №4. p. 50.
207. *Brinkly J.W., Raddin J.H.* Biodynamics: Transitory acceleration. Fundamentals of aerospace medicine. Ed. De Hart R.L. Philadelphia. 1985.
208. *Burns J.W. et al.* Assisted positive pressure breathing for augmentation of acceleration tolerance time. Av. Sp. & Env. Med. 1988. V.59. №3. p. 225-233.
209. *Burton R. R.* Human responses to repeated high G simulated aerial combat maneuvers. Av. Sp. Environ Med. 1980. V.51. №11. p. 1185-1192.
210. *Burton R.R.* G – induced Loss of Consciousness: definition history. Current status. Av. Sp. & Env. Med. 1988 №1.
211. *Campbell R.L.* Flying Safety. 1991. V47. №4.
212. *Clarke N. P. et al.* Human tolerance to prolonged forward and backward acceleration. J. Av. Med. 1959. V.30. №1.
213. *Clere J.M., Gillingham K. et al.* Effects of G-level and G-onset rate on relaxed + G_z tolerance. Av. Sp. & Env. Med. 1988. V. 59. №5.
214. *Clere J.M. et al.* Human + G_z tolerance with assisted positive breathing during different onset rates and SACM profiles. Av. Sp. & Env. Med. 1990. V.61. №5. p. 495.
215. *Cyrus C.M. et al.* The effect of + G_z offset rate on recovery from acceleration – induced loss of consciousness. Av. Sp. & Env. Med. 1990. V. 61. №10.
216. *David O. King L.Y.* A mathematical model of spinal response to impact. J. Biomech. 1971. V4. №1. p. 49.
217. Fixed Theme Park Rides and Neurological Injuries. (Expert Panel Consensus Report). Am. Ass. of Neurolog. Surg. Aug. 9 2002.
218. *Forster E.M. et al.* Reflex heart rate response to variable onset + G_z . Av. Sp. & Env. Med. 1988. V.59. №3. p.249-254.
219. *Forster E.M., Winnery J. et al.* G-LOC recovery with and without G-suitinflation. Av. Sp. & Env. Med. 1994. V.65. №3. p. 249-253.
220. *Frucht A.H.* Die Schallgeschwindigkeit in menschlichen und tierischen Geweben. Zeitschrift fur gesamte experimentelle Medicine. 1953. Bd. 120. №5. S. 526-557.
221. *Gaines M.* G-loc: timings the killer. Flight international V.131. №4055. 1987.
222. *Gauer O.H., Zuidema G.D.* Gravitational stress in aerospace medicine. London. 1961.
223. *Gillingham K.K.* High-G stress and orientation stress: physiologic effects of aerial maneuvering. Av. Sp. & Env. Med. 1988. V.59. Suppl. p.A10-A20.

224. *Gillingham K.K., Fosdick J.P.* High-G training for fighter aircrew. *Av. Sp. & Env. Med.* 1988. V.59. №1. p. 12-19.
225. *Glaister D.H.* Current and emerging technology in G-LOC deflection: non-invasive monitoring of cerebral microcirculation using near infrared. *Av. Sp. & Env. Med.* 1988. V. 59. №1.
226. *Glaister D.H. et all.* A near – infrared spectrophotometric method for studying brain O₂ sufficiency in man during +G acceleration. *Av. Sp. & Env. Med.* 1988. V.59. №3.
227. *Harding Safety Products.* Prospectus.
228. *Haug E.* Biomechanical models in vehicle accident simulation. ESI Group. France. 1997.
229. *Hearon B.F., Brinkly J.W.* Effect of seat cushions on human response to +G impact. *Av. Sp. & Env. Med.* 1986. V. 57. №2. p. 113.
230. *Hiroshi K. et all.* Ergonomic evaluation methods of repeated shocks and vibrations on high speed ships: final report. *J. Jap. Inst. Navig.* 1982. №67. p. 35-44.
231. *Johanson D.C. et all.* A new look at the loss of consciousness experience within the US Naval Forces. *Av. Sp. & Env. Med.* 1988. V.59. №1.
232. *Kazarian L. E.* Identification and classification of vertebra fractures following emergency capsul from military aircraft. *Av. Sp. & Env. Med.* 1978. №1.
233. *Kotke F.J., Mundale M.O.* Distribution of mass body on the spine. *Archives of physical medicine.* 1959. V 40. Sept. pp 379-382.
234. *Le Verett S.D., Winnery J.E.* Biodynamics: Sustained acceleration. *Fundamentals of aerospace medicine.* Ed. De Hart R.L. Philadelphia. 1985.
235. *Lyons T.J. et all.* G-induced loss of consciousness accidents: US AF experience 1982-1990. *Av. Sp. & Env. Med.* 1992. V.63. №1.
236. *Mc Kelvie et all.* Arterial blood pressure at (+G_z) – induced loss of consciousness in human centrifuge subject. *Prepr. of 62-nd Ann. Sci. Veet. Aerosp. Med. Ass.* 1991. p. A-26.
237. *McNaughton G, Gillinghman K.* G-induced loss of consciousness. *Flying Safety.* 1983. V.39. №4. p. 23.
238. *Moore T.W., Jaron D. et all.* A mathematical model of G- time tolerance. *Av. Sp. Env. Med.* 1993. V64. №10. p.947-951.
239. *Nachemson A.* The influence of spinal movements on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stresses in annulus librosus. *Acta Orthop. Scan.* 1963. V33. p. 183-207.
240. *Navathe P.D. et all.* Relaxed acceleration tolerance in female pilot trainees. *Av. Sp. & Env. Med.* 2002. V.73. №11.
241. *Njemanze P.C. et all.* Perfusion of visual cortex during pressure breathing at different high-G stress profiles. *Av. Sp. & Env. Med.* 1993. V64. №5.
242. *Omaya A.H. et all.* The role of whiplash cerebral concussion. *Proc. 10-th Stapp Carcrash conf.* 1967. p. 197.
243. *Pakhomov E.* Russian catapult. *Passport to the new world.* 1993. №7-8. p.118-119.

244. *Plantureux G. et all.* Considerations medicales sur les accidents de l'aviation legere. Medecine Aeronautique et Spatiale, Medecine Subaquatique et Hiperbare. 1979. T. XVIII, №69. p. 40-44.
245. Raceboat. 1993. Aug./Sept.
246. *Roberts V.L., Robbins D.H.* Kinematic analysis of human volunteer tests. Human Impact Response. Mear. and simulat. Proc. Symp. Warren. Mich. 1972. NewYork-London. 1973. p. 393.
247. SAE Techn. Pap. Ser. 1981. №810611; pp.1-16; 1987. №871006; pp. 1-20.
248. *Schultz A.B. et all.* Analog studies of force in the spine: mechanical properties and motion segment behavior. J Biomechanics. 1973. V6. p.337-383.
249. *Severin G.I.* Comprehensive approach to the problem of crew emergency escape from flying vehicles. Aircraft flight safety conference . Zhukovsky. Russia. Ayg.31-Sept.5 1993. M. 1993.
250. Standard ASTM F-2291-03; US. Standard practice for design of amusement rides and devices. 2003.
251. *Stapp J.P., Taylor E.R.* Space cabin landing impact vector effects on human physiology. Aerospace Medic. 1964. V.35. №12.
252. *Stoll A M.* Human tolerance to positive G as determined by the physiological end-points. J. Av. Med. 1956. V.27. №4. p. 356-367.
253. *Swearingen J.J. et all.* Human voluntary tolerance to vertical impact. Aerosp. Med. 1960. V31. №12. p. 989.
254. *Vitols E.A., Danos J.A., Kostin V.K., Moorlat N.V., Rabinovich B.A.* The evaluation of critical impact velocities causing human spine fractures. Seara med. Neuroc. (Sao Paulo) 1982. V.XI. №3.
255. *Vulcan A.P. et all.* Effects of bending on the vertebral column during +G acceleration. Aerospace Medic. 1970. V.41 №3. p. 294.
256. *Webb J.T. et all.* Unpredictability of fighter pilot G tolerance using anthropometric and physiologic variables. Av. Sp. & Env. Med. 1991. V.62. № 2.
257. *Weis E.B. et all.* Measurement of human response to short duration impact. J. Biomech. 1973. V.6 №6. p. 719.
258. *Werchan P.M. et all.* Deceleration associated loss of consciousness : a new component of G-LOC? Prepr. of 62-nd Ann. Sci. Meet. Aerosp. Med. Ass. 1991. p. A-33.
259. Whinnery J.E. +G – induced loss of consciousness and Aircraft recovery. Av. Sp. & Env. Med. 1987. V. 58 №6.
260. *Whinnery J.E. et all.* Characterization of the resulting incapacitation following unexpected +G-induced loss of consciousness. Av. Sp. & Env. Med. 1987. V. 58. №7.
261. *Whinnery J.E.* Methods for describing and quantifying +G_z – induced loss of consciousness. Av. Sp. & Env. Med. 1989. V60 N8. p.798-802.
262. *Whinnery C.C. et all.* Enhancing recovery from +G_z – induced loss of consciousness. Av. Sp. & Env. Med. 1990. V. 61. №5. p. 468.

263. *Whinnery J.E.* Recognizing +G – induced loss of consciousness and subject recovery from unconsciousness on a human centrifuge. *Av. Sp. & Env. Med.* 1990. V. 61 №5. p. 406-411.
264. *Whinnery J.E.* Observations on the neurophysiologic theory of acceleration +G_z induced loss of consciousness . *Av. Sp. & Env. Med.* 1989. V. 60 №6. p. 589.
265. *Whinnery J.E.* +G-induced loss of consciousness as a sequential step in the body's protective mechanism against ischemic/ hypoxic insult. *Av.Sp. & Env. Med.* 1990. V.61. №5. p. 467.
266. *Whinnery J.E.* et all. The electrocardiographic response of females to centrifuge +G stress. *Av. Sp. & Env. Med.* 1990. V.61. №11. p. 1046.
267. *Wood E.H.* Maximal protection anti-G suits and their limitation. *Safe J.*1988. №3. p.30-40.
268. *Zhang S.X. et all.* The peculiarity of thoracic and abdominal pressures during Q-G maneuvering of centrifuge G-load. *Prepr. of 62-nd Ann. Sci. Meet. Aersp. Med. Ass.* 1991. p. A19.

Б.А. Рабинович

**БЕЗОПАСНОСТЬ ЧЕЛОВЕКА
ПРИ УСКОРЕНИИ
(Биомеханический анализ)**

Подписано в печать 1.02.2007. Формат 60×90 1/16.

Печать офсетная. Бумага офсетная № 1.

Печ. л. 13,0. Тираж 2000 экз. Заказ 4256.

ЗАО «Книга и Бизнес»,

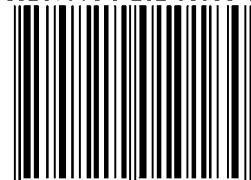
125047, г. Москва, ул. 1-я Тверская-Ямская, д. 22

Отпечатано в ФГУП «Производственно-издательский комбинат ВИНТИ»,

140010, г. Люберцы Московской обл., Октябрьский пр-т, 403.

Тел. 554-21-86

ISBN 978-5-212-01018-4



9 785212 010184