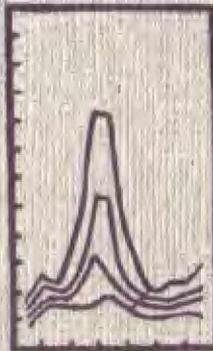
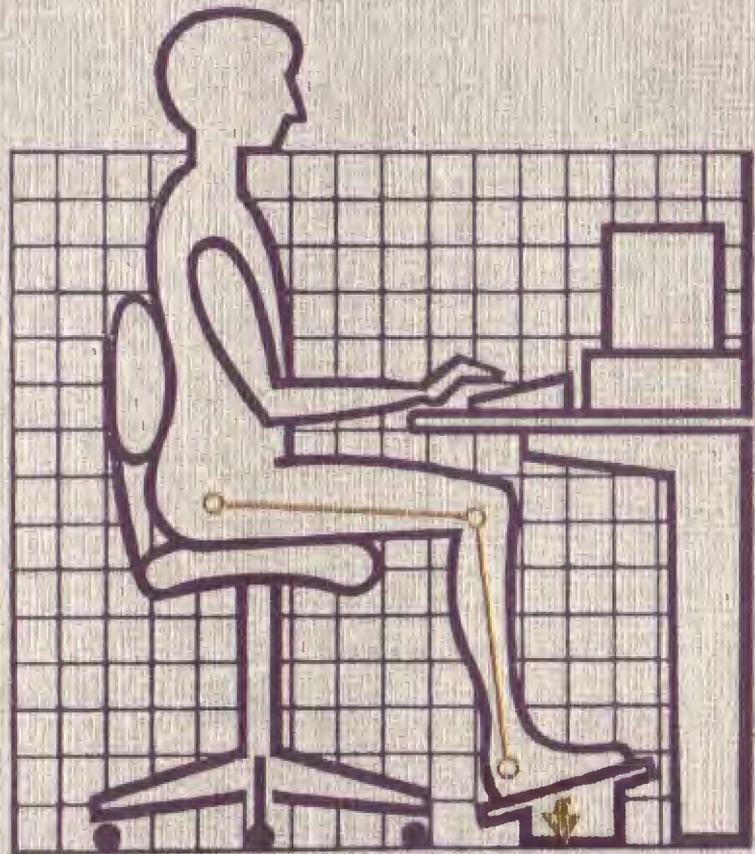


30.4
#36



А.С.Аруин
В.М.Зациорский

ЭРГОНОМИ- ЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА



*А.С.Аруин
В.М.Зациорский*

Эргономи- ческая биомеханика

3883



Москва
«Машиностройение»
1989

ББК 34.42

A86

УДК [331.101.1 : 573.6] : 621 + 331.45

Рецензент Т. Г. Чернышева

Аруин А. С., Зациорский В. М.

A86 Эргономическая биомеханика. — М.: Машиностроение, 1988. — 256 с.: ил.

ISBN 5-217-00509-2

Рассмотрены вопросы эргономической биомеханики применительно к машиностроению. Описаны биомеханика ручных действий и ручного инструмента, работы за пультом стоя, рабочих мест операторов и станочников, воздействия вибрации, средств индивидуальной защиты. Использование приведенных в книге сведений позволит создать оптимальные рабочие места, способствующие повышению производительности труда.

Для инженеров, организаторов производства и других специалистов предприятий (объединений), проектных и научно-исследовательских организаций машиностроения, дизайнеров, а также для работников служб охраны труда.

A 2701010000—059—59—89
038(01)—89

ББК 34.42

ISBN 5-217-00509-2 © Издательство «Машиностроение», 1989

Эргономическая биомеханика изучает механическое взаимодействие человека с окружающей его предметной средой с целью ее оптимизации. Это пограничный раздел биомеханики (изучающей механические явления в живых системах) и эргономики, имеющей целью совершенствование орудий, условий и процесса труда.

Эргономическая биомеханика относится к научным дисциплинам, предметом которых является изучение человеческого фактора в условиях современного производства. Важность возможно более полного использования человеческого фактора отмечалась в решениях XXVII съезда КПСС.

Хотя отдельные исследования, которые теперь относят к области эргономической биомеханики, были выполнены еще в начале нашего века, в целом это новый, формирующийся раздел науки. В нем еще многое остается неисследованным. Нет еще и устоявшегося его названия.

Конкурируют два термина. Один из них послужил названием книги. Второй английский «occupational biomechanics». Его простое калькирование на русский язык — «окуппационная биомеханика» — выглядит явно неприемлемо. Перевод «производственная биомеханика» хорош со всех точек зрения, кроме одной: он не охватывает внепроизводственную сферу (быт, спорт и др.). В действительности же и проводимые исследования, и области их применения в производственных и производственных условиях часто пересекаются. Поэтому мы остановились на первом варианте названия.

Что касается содержания, то материал книги отбирался таким образом, чтобы он имел непосредственное отношение к производственным процессам вообще и к машиностроению в частности.

Поскольку данная книга — первая на русском языке, посвященная вопросам эргономической биомеханики, авторы стремились сделать ее доступной и полезной для всех специалистов. Основное внимание в книге уделено научным идеям и результатам исследований, а не методам регистрации и механико-математическим моделям. Следует, однако, подчеркнуть, что профессиональная работа в области эргономической биомеханики требует и профессиональной подготовки.

В книге использованы стандарты и нормативно-техническая документация, действующая в основном на 1 января 1988 г.

А. МАНУАЛЬНЫЕ ДЕЙСТВИЯ (РАБОТА РУКАМИ)

В большинстве трудовых операций действия руками, или, как их иначе называют, мануальные действия (от лат. manus — рука, кисть руки) играют ведущую роль. Эффективность таких действий зависит от качества рабочего инструмента и умелого пользования им. Поэтому инструмент должен быть сконструирован так, чтобы работать с ним было удобно и безопасно, а производительность труда была высокой. Для этого необходимо, чтобы конструкция инструмента соответствовала биомеханическим свойствам двигательного аппарата человека.

1.1. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ КИСТИ И РУКИ ЧЕЛОВЕКА

Ниже рассматриваются только те особенности кисти и руки человека, которые могут иметь значение при конструировании рабочего инструмента и организации рабочего места.

1.1.1. Антропометрические размеры

В антропологии различают более 20 размерных признаков кисти [15, 37]. Однако на практике для биомеханических и эргономических расчетов используют только основные

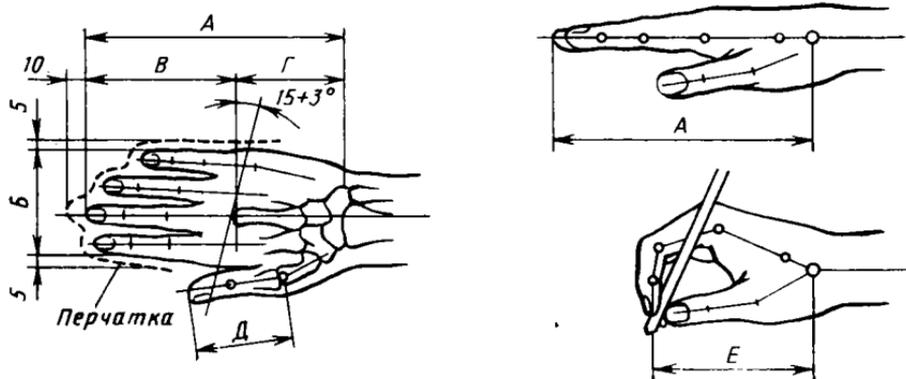


Рис. 1.1. Основные размеры кисти (см. табл. 1.1)

Размеры кисти мужчин, женщин, мм [34]

Признак измерения	Обозначение	Мужчины		Женщины	
		средняя	максимальная	минимальная	средняя
Длина кисти	А	193	208	178	176
Ширина кисти (в основании большого пальца)	Б	86	94	79	74
Длина среднего пальца	В	117	127	104	102
Длина пястья (до центра кулака)	Г	76	81	71	74
Длина большого пальца	Д	69	76	61	61
Длина кисти при письме	Е	117	127	104	—

размерные характеристики (рис. 1.1, табл. 1.1) [21, 34, 56 и др.]. У женщин и детей размеры кисти руки меньше [34, 56]. Это необходимо учитывать при конструировании рабочего инструмента.

1.1.2. Масс-инерционные характеристики звеньев руки

При выполнении некоторых рабочих действий (в частности, при движениях ударного типа, при работе с виброинструментом) могут возникать очень большие силы, действующие

Таблица 1.2

Средние значения ($x \pm \sigma$) масс-инерционных характеристик сегментов верхней конечности ($n=100$) мужчин [24]

Показатели	Сегменты		
	Кисть	Предплечье	Плечо
Масса, m , кг	$0,447 \pm 0,072$	$1,177 \pm 0,161$	$1,980 \pm 0,319$
Положение центра масс (ЦМ) на продольной оси сегмента, %	$63,09 \pm 4,85$	$57,26 \pm 3,26$	$55,02 \pm 4,19$
Отношение массы сегмента к массе тела m , %	$0,614 \pm 0,083$	$1,625 \pm 0,140$	$2,707 \pm 0,243$
Отношение радиуса инерции относительно сагиттальной оси сегмента к его длине, %	$28,5 \pm 2,16$	$29,5 \pm 0,86$	$32,8 \pm 1,61$
Отношение радиуса инерции относительно фронтальной оси сегмента к его длине, %	$23,3 \pm 1,71$	$28,4 \pm 0,65$	$31,0 \pm 1,245$
Отношение радиуса инерции относительно продольной оси сегмента к его длине, %	$18,2 \pm 2,30$	$13,0 \pm 1,51$	$18,2 \pm 3,27$

щие на сочленяющиеся костные поверхности в суставах, сухожилия и связки. Это может вызвать различного рода заболевания (см. ниже). Расчет подобного рода сил делается на основе решения обратной задачи динамики. Силы при этом определяются по известным (экспериментально зарегистрированным) кинематическим характеристикам движения. Для расчета необходимо знать масс-инерционные характеристики инструмента и отдельных звеньев руки.

К числу основных масс-инерционных характеристик относятся: масса (вес) отдельных звеньев тела, координаты центров масс, моменты инерции. Соответствующие данные для мужчин приведены в табл. 1.2. Эти данные получены путем вы-

Таблица 1.3

Коэффициенты уравнений множественной регрессии вида $y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2$ для вычисления масс-инерционных характеристик сегментов верхних конечностей мужчин по массе x_1 (кг) и длине x_2 (см) тела [24]

Сегменты	B_0	B_1	B_2	σ
Масса сегмента, кг				
Кисть	-0,1165	0,0036	0,00175	0,063
Предплечье	0,3185	0,01445	-0,00114	0,101
Плечо	0,250	0,03012	-0,0027	0,178
Положение центра масс на продольной оси сегмента, см				
Кисть	4,11	0,026	0,033	1,12
Предплечье	0,192	-0,028	0,093	1,14
Плечо	1,67	0,03	0,054	1,4
Главный центральный момент инерции относительно сагиттальной оси, кг·см²				
Кисть	-19,5	0,17	0,116	3,7
Предплечье	-64	0,95	0,34	10,2
Плечо	-250,7	1,56	1,512	27,6
Главный центральный момент инерции относительно фронтальной оси, кг·см²				
Кисть	-13,68	0,088	0,092	2,7
Предплечье	-67,9	0,855	0,376	9,6
Плечо	-232	1,525	1,343	26,6
Главный центральный момент инерции относительно продольной оси, кг·см²				
Кисть	-6,26	0,0762	0,0347	1,8
Предплечье	5,66	0,306	-0,088	2,9
Плечо	-16,9	0,662	0,0435	12,5

Примечание. σ — стандартная ошибка уравнения регрессии.

борки 100 мужчин с помощью радиоизотопного метода, который основан на регистрации ослабления интенсивности пучка гамма-излучения при прохождении его через тело испытуемого. Получаемая в процессе сканирования поверхностная плотность исследуемого участка тела позволяет рассчитать на ЭВМ масс-инерционные характеристики тела конкретного испытуемого.

Оценить масс-инерционные характеристики кисти, предплечья и плеча конкретного человека можно по известным величинам длины тела и массы с помощью уравнений множественной регрессии (табл. 1.3).

Если необходимы более точные оценки масс-инерционных характеристик, их можно получить с помощью уравнений регрессии, где независимыми переменными являются наиболее прогностичные антропометрические признаки, различные для каждого из звеньев тела. Эти уравнения и методика необходимых антропометрических измерений описаны в работе [24].

1.1.3. Нормативные модели руки

При проведении различных видов биомеханического анализа и моделирования порой возникает необходимость в некоторых усредненных количественных данных о строении руки. Подобные «нормативные модели» руки разработаны с различной степенью детализации [13, 42, 50 и др.].

Наиболее детальные модели включают данные о плечах сил отдельных мышц относительно разных степеней свободы при разном положении в суставах, длине мышц и их мышечной и сухожильной частях и т. п. Подобные морфометрические данные содержатся в работах [7, 24, 25, 46]. Эти данные необходимы для расчета внутренних сил, действующих на отдельные анатомические структуры кисти, предплечья и плеча.

Конечно, рука конкретного испытуемого, на которой проводится биомеханическое исследование, отличается от нормативной модели руки своими размерами и формой. Поэтому заложенные в нормативную модель размеры (например, плечи сил мышц и т. п.) будут отличаться от параметров данного испытуемого. Чтобы учесть эти различия, используют метод так называемого антропометрического масштабирования (anthropometric scaling method) [70, 71]. При этом исходят из предположения, что строение тела всех людей, в частности звеньев рук, отличается преобразованиями: параллельного переноса, поворота, растягивания или сжатия относительно трех ортогональных осей. Для математического описания этих преобразований практически удобно пользоваться методом так называемой линейной трансформации DLT (direct linear transformation). При DLT преобразование задается одной матрицей 4×4 [78]. Суть метода DLT заключается в следующем.

Предположим, что мы регистрируем на нормативной модели три координаты какой-либо определенной антропометрической точки (X_1, X_2, X_3) . Допишем к элементам этого трехмерного вектора еще один элемент, равный 1. Получим вектор-строку $(X_1, X_2, X_3, 1)$. Преобразование в этих случаях задается матрицей T размерностью 4×4 :

$$T = \left(\begin{array}{c|ccc} & & & 10 \\ \hline 3 \times 3 & & & 10 \\ \hline & & & 10 \\ \hline 1 \times 3 & & & 11 \end{array} \right).$$

где подматрица 3×3 соответствует преобразованиям поворота, а также растяжения или сжатия. Подматрица 1×3 описывает параллельный перенос. Переход от нормативной модели к реальной руке описывается преобразованием

$$(X_1, X_2, X_3, 1)T = (X'_1, X'_2, X'_3, 1),$$

где (X'_1, X'_2, X'_3) — три координаты одноименной антропометрической точки руки человека.

Матрица T содержит 12 неизвестных элементов. Чтобы их найти, надо экспериментально измерить координаты не менее 12 одноименных антропометрических точек на нормативной модели и руке испытуемого. После решения соответствующей системы линейных уравнений и нахождения матрицы $[T]$ можно рассчитать необходимые биомеханические параметры для руки испытуемого. Это, конечно, касается и тех параметров, которые прижизненно измерить нельзя (например, плечи сил мышечной тяги).

Описание нормативных моделей трудоемко, поэтому мы их здесь не приводим.

1.1.4. Движения руки. Хваты

Одна из функций верхней конечности состоит в манипуляциях кистью, для которых необходимо определенное пространственное положение руки. Имеется большое количество публикаций о кинематике движений руки, в частности данные о нормальном объеме движений в суставах по различным степеням свободы. На рис. 1.2 приведены некоторые варианты движений верхней конечности. Так как весь диапазон подвижности в сочленениях практически при бытовых и трудовых движениях не используется, ограничимся рассмотрением захватов.

Кисть представляет собой совершенный исполнительный орган, который дает возможность захватывать и манипулировать орудиями труда и материалами. Особые свойства кисти руки человека, обусловленные ее морфологическими особенностями,

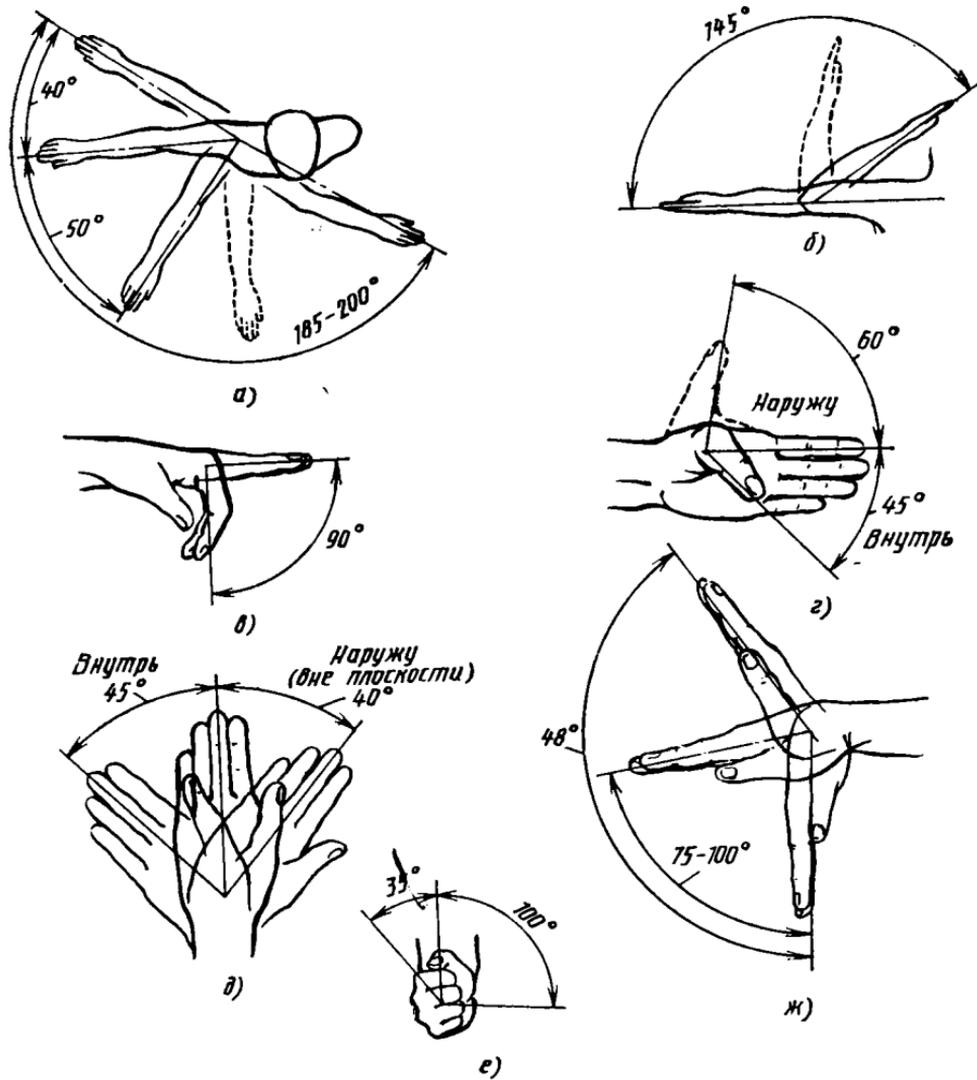


Рис. 1.2. Объем движений верхней конечности, не ограниченной одеждой:
 а — движение в плечевом суставе в горизонтальной плоскости; б — сгибание в локтевом суставе; в — сгибание пальцев; г — отведение и приведение большого пальца; д — отведение и приведение кисти; е — сгибание и разгибание кисти; ж — пронация и супинация кисти

характеризуются противопоставлением большого пальца, подвижного в пястно-запястном суставе, и механически независимыми пятью пальцами. Подвижность кисти и пальцев у мужчин и женщин неодинакова — объем движений в суставах кисти у женщин на несколько градусов больше, чем у мужчин (например, отведение на $4...5^\circ$, приведение на 6°). У полных женщин радиус движения меньше, чем у худых.

Из 30 степеней свободы верхней конечности человека 22 степени имеют ладонь и пальцы. Отсюда та широкая гамма возможных вариантов выполнения двигательных задач, в частности весьма различные варианты захвата.

Среди движений кисти выделяют *хватательные* (при этом какой-либо предмет или его часть удерживаются пальцами или в ладони) и *нехватательные* движения. К движениям последнего типа относятся, например, печатание на пишущей машинке, работа на кассовом аппарате, игра на пианино и других музыкальных инструментах, вытирание предметов и др.

Существует несколько классификаций способов захвата. По классификации, приводимой Бюссе [16], эти способы по аналогии с механизмами делятся на 6 основных категорий. В работе [84] предлагаются 9 видов захватов. Имеются работы, авторы которых используют 12 и более видов захватов. В наиболее простом случае все захваты делятся на две группы: силовые и точностные [64].

Удобной с практической точки зрения является классификация, предложенная И. Матевым, С. Банковым [29], с внесен-

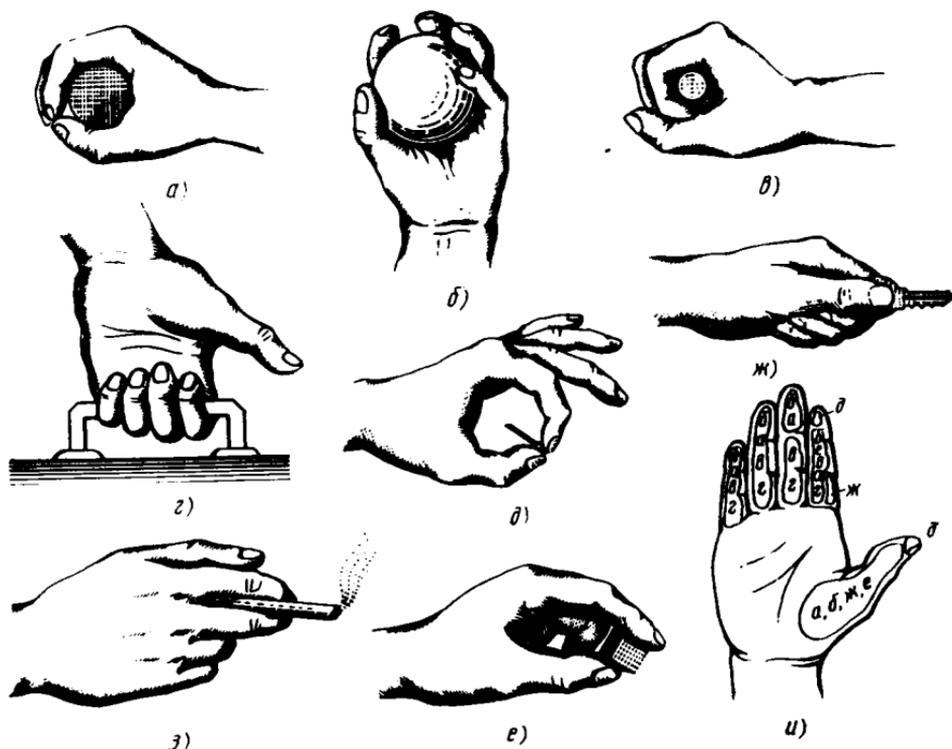


Рис. 1.3. Виды захватов:

а - цилиндрический; б - сферический; в - захват в кулак; г - захват-крючок; д - концевой; е - пальмарный; ж - ключевой; з - ножничный; и - зоны контакта кисти при различных типах захватов

ными авторами данной книги дополнениями. По этой классификации различают следующие виды захватов (рис. 1.3).

Схватывающие захваты

Цилиндрический захват (рис. 1.3, а). Вся поверхность ладони и пальцев охватывает какой-нибудь цилиндрический предмет, а большой палец образует около него кольцо.

Сферический захват (рис. 1.3, б). Большой палец, пальцы и ладонь кисти охватывают полностью какой-либо сферический предмет, например мяч или яблоко.

Захват в кулак (рис. 1.3, в). Сравнительно тонкий предмет захватывается в кулак, причем большой палец лежит на тыльной поверхности остальных пальцев, усиливая тем самым захват. Захват подобного типа утомителен, его трудно поддерживать долгое время.

Захват-крючок (рис. 1.3, г). Такой тип действия пальцами используется в том случае, когда противопоставление большого пальца необязательно. Пальцы II—V используются как крючок, согнутый только в межфаланговых суставах, причем большой палец обычно не принимает участия в захвате. Такой вид захвата может быть относительно пассивным — предмет висит на пальцах, как на крючке. Подобный захват используется при работе с некоторыми типами рукояток и тяг.

Кончиковые захваты

Концевой захват (рис. 1.3, д). Кончик большого пальца касается кончика указательного пальца при взятии какого-либо мелкого предмета, например бусинки или иголки. Этот захват называют еще чувствительным захватом. Он служит и для мелкого осязания.

Пальмарный захват (от лат. *palmaris* — ладонный) (рис. 1.3, е). Большой палец противопоставляется двум другим пальцам (часто указательному и среднему), соприкасаясь с ними ладонной поверхностью дистальных фаланг. Таким образом захватывают такие предметы, как карандаш, пинцет, ложку при еде, предметное стекло при микроскопии и др. Его применяют в тех случаях, когда необходима сила при захвате кончиками пальцев.

Боковые захваты

Ключевой захват (рис. 1.3, ж). Тонкий предмет, например ключ или монета, захватываются между большим пальцем и боковой стороной указательного пальца — типичный захват для поворота ключа в замке.

Ножничный захват (рис. 1.3, з). Этот вид захвата осуществляется между боковыми поверхностями двух соседних пальцев, чаще всего указательного и среднего. Таким образом, например, держат сигарету.

Приведенные примеры не исчерпывают всех возможных вариантов захватов предметов. В зависимости от рода деятельности существует определенная предпочтительность в выборе захватов. В повседневной жизни человек предпочитает пальмарный захват ключевому [16]. В экспериментах с удержанием и захватом различных предметов предпочтительность кончиковых захватов достигает 70—80% [1].

Не все типы захватов одинаково экономичны. Так, сравнительно быстрое утомление возникает при использовании захвата в кулак, наоборот, захват-крючок мало утомителен — с его помощью можно длительное время нести чемодан, портфель или поддерживать тяжесть тела при висе.

Каждый из этих захватов требует различных конструкций рукояток инструмента¹. Часто бывает, что рукоятка, сконструированная для одного типа захвата, совершенно непригодна для другого способа ее захватывания.

1.1.5. Силовые характеристики звеньев верхней конечности

Силовые характеристики звеньев верхней конечности зависят: от направления действия прикладываемой силы (толкание от себя, притягивание, вращательное движение и пр.); плоскости действия силы (сагиттальная, фронтальная); положения руки, которое характеризуется величиной межсегментных углов.

Сила в плечевом и локтевом сочленениях. На рис. 1.4 представлены средние значения сил, развиваемых мужчинами при различных углах в локтевом и плечевом суставах. Сила, проявляемая женщинами в аналогичных условиях, ниже примерно на 20% [86]. Анализ этих данных, а также более полных сведений о развиваемых верхней конечностью силах и моментах при разных направлениях действия и разных положениях тела, приведенных в работе [85], показывает, что сила в локтевом и плечевом сочленениях существенно меняется при различных положениях верхней конечности. Учет этих сведений при конструировании рабочих инструментов и пультов позволит выбрать оптимальное положение рычагов, работа с которыми будет незатруднительна.

¹ Характер захвата влияет на степень амортизации вибрации (см. гл. 4), возникающей, например, при работе с электроинструментом. Модернизация формы инструмента (в частности, его рукоятки) может улучшить комфортность работы [12].

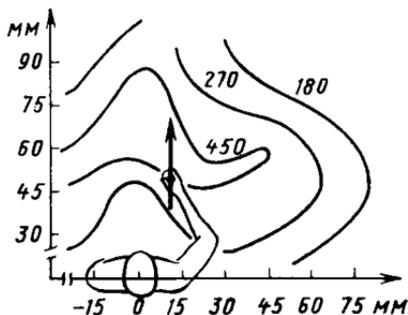
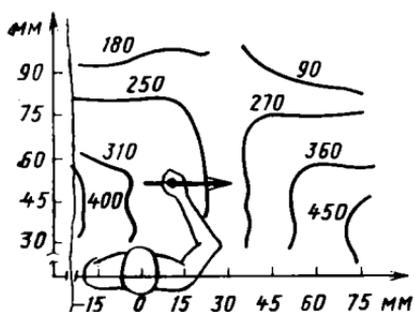
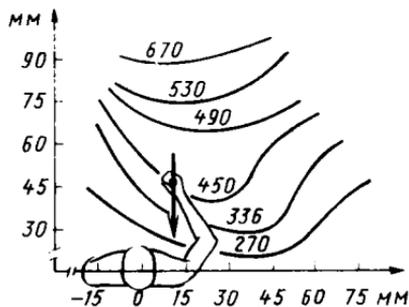
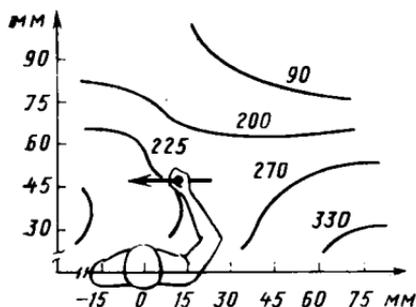


Рис. 14. Средние значения сил H , развиваемых мужчинами в направлениях, указанных стрелками, при работе сидя. Кисть перемещает рычаг в горизонтальной плоскости, расположенной на 250 мм выше тазобедренного сустава [40]

Сила кисти. Сила пальцев. Силовые характеристики кисти определяются посредством мануальной (кистевой) динамометрии¹. При этом измеряется максимальная сила захвата при изометрическом сокращении мышц.

Полученные подобными измерениями данные свидетельствуют о том, что средние значения силы у мужчин 455... 386 Н, у женщин 280... 230 Н.

Сила различных захватов неодинакова (табл. 1.4). Сила захвата изменяется в зависимости от отстояния точек приложения силы, т. е. от толщины захватываемого предмета.

Существует предпочтительное расстояние захвата, равное примерно 45 мм [68 и др.]. При увеличении расстояния на 10... 40 мм сила хвата возрастает [9], дальнейшее же увеличение на 45... 85 мм приводит к ее уменьшению (табл. 1.5).

¹ К сожалению, ценность получаемых посредством кистевой динамометрии данных довольно сомнительна с позиций использования их в эргономике. Очень немногие ручки управления и инструменты схватываются кистью и сжимаются тем же способом, что и ручной динамометр. Однако иногда эти способы очень схожи.

Таблица 1.4

Максимальная сила, развиваемая кистью у молодых мужчин в зависимости от степени раскрытия ладони в зависимости от типа захвата ($n=15$) [16]

Тип захвата	Сила захвата, Н
Концевой	95 ± 22
Ключевой	105 ± 22
Пальмарный	409 ± 73

Таблица 1.5

Максимальная сила захвата кисти у молодых мужчин в зависимости от степени раскрытия ладони (средняя длина кисти $192,14 \pm 4,96$ мм, длина среднего пальца $81,64 \pm 5,73$ мм ($n=31$)) [87]

Раскрытие ладони, мм	Сила, Н	
	Правая кисть	Левая кисть
85	$469,68 \pm 72,46$	$448,00 \pm 100,06$
75	$493,10 \pm 113,0$	$494,00 \pm 82,72$
65	$559,42 \pm 80,94$	$520,52 \pm 85,76$
55	$558,72 \pm 88,58$	$556,72 \pm 95,9$
45	$562,64 \pm 63,46$	$543,66 \pm 74,4$

Эти данные получены при расположении рукояток динамометра параллельно друг другу. При косоугольном их расположении (так как это бывает при работе плоскогубцами, кусачками и т. п.) наиболее выгодные расстояния такие, как на рис. 1.5.

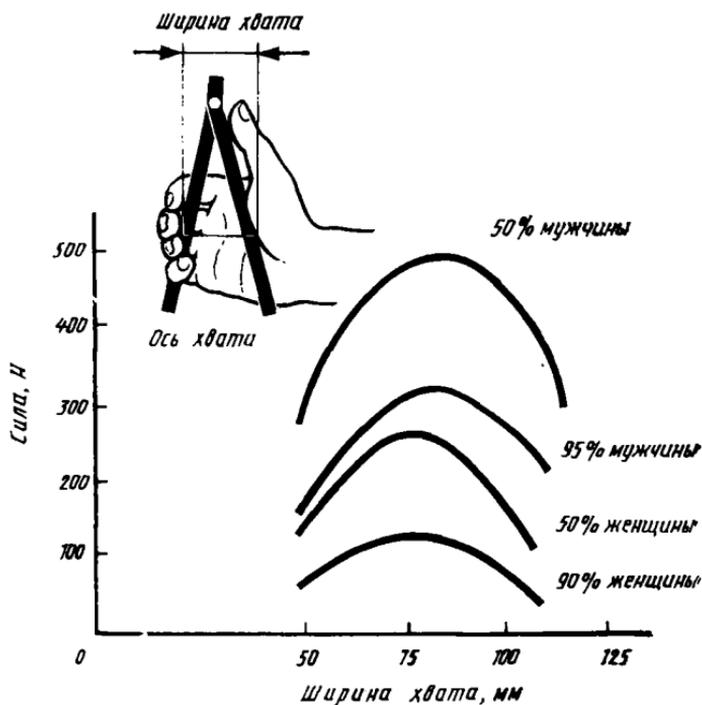


Рис. 1.5. Максимальная сила сдавливания рукояток при разной ширине между ними [49]

Сила захвата при разных положениях запястья ($n=30$) [82]

Угол отведения, °	Сила захвата, Н		
	15° ладонное сгибание	0°	15° дорсальное сгибание
0	262,20 ± 115,4	269,8 ± 95,3	312,3 ± 104,4
15	273,10 ± 4,56	296,4 ± 108,9	304,2 ± 101,2
30	265,8 ± 109,8	269,4 ± 109,8	279,5 ± 107,6

На силу захвата влияет положение кисти (табл. 1.6) [82 и др.].

Сила достигает максимальных значений, когда угол разгибания в лучезапястном суставе находится в пределах 30—40° [29].

Эти факты должны быть учтены при выборе оптимального расположения и толщины ручек приборов, рычагов управления и инструментов, манипуляция с которыми требует силового захвата.

Сила захвата зависит от силовых возможностей отдельных пальцев. Они обычно определяются попарно между большим и остальными пальцами с помощью специальных динамометров.

По средним данным, для мужчин ($n=16$) сила первого пальца правой кисти составляет 83 Н, левой 72 Н, для женщин ($n=25$) соответственно 62 и 58 Н. При длительном удержании предметов она ниже примерно на 40% [1]. Соотношение силы захвата между отдельными пальцами относительно постоянно. Наибольшая сила развивается между кончиками большого пальца и указательного, большого и III пальца. Однако, статистически значимой разницы между силой двух пальцев не установлено [9].

Сила захвата может быть увеличена путем поддержки противопоставленного пальца соседними пальцами. Так, если указательный палец при измерении силы опирается сбоку на III палец, сила повышается на 35% [9].

Внутренние силы. Под внутренними силами будем понимать силы, действующие на отдельные анатомические структуры кисти (суставные поверхности, связки, сухожилия). Их изучение представляет интерес, так как позволяет пролить свет на механизм возникновения некоторых профессиональных заболеваний и дать рекомендации о конструировании рационального рабочего инструмента и выполнении рабочих операций. Для определения внутренних сил используют либо непосредственные измерения на анатомических препаратах, либо, что чаще, механико-математические модели разной степени сложности

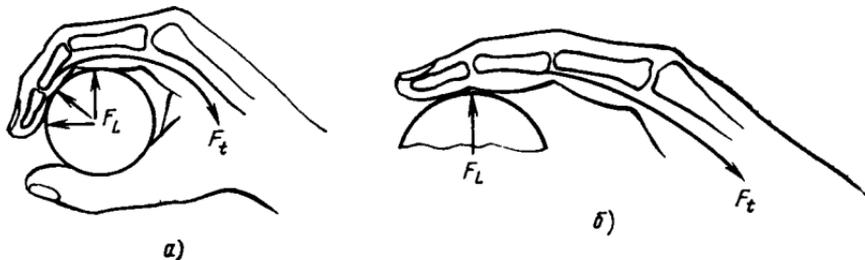


Рис. 1.6. Соотношение между внешне регистрируемой силой пальцев и силой тяги сухожилий [43]:

a — захват маленького объекта: $F_t \cong 2,8F_L$ для маленькой кисти, $F_t \cong 3,1F_L$ для большой кисти; *b* — надавливание пальцем или захват большого предмета; $F_t \cong 3,7F_L$ для маленькой кисти; $F_t \cong 4,3F_L$ для большой кисти

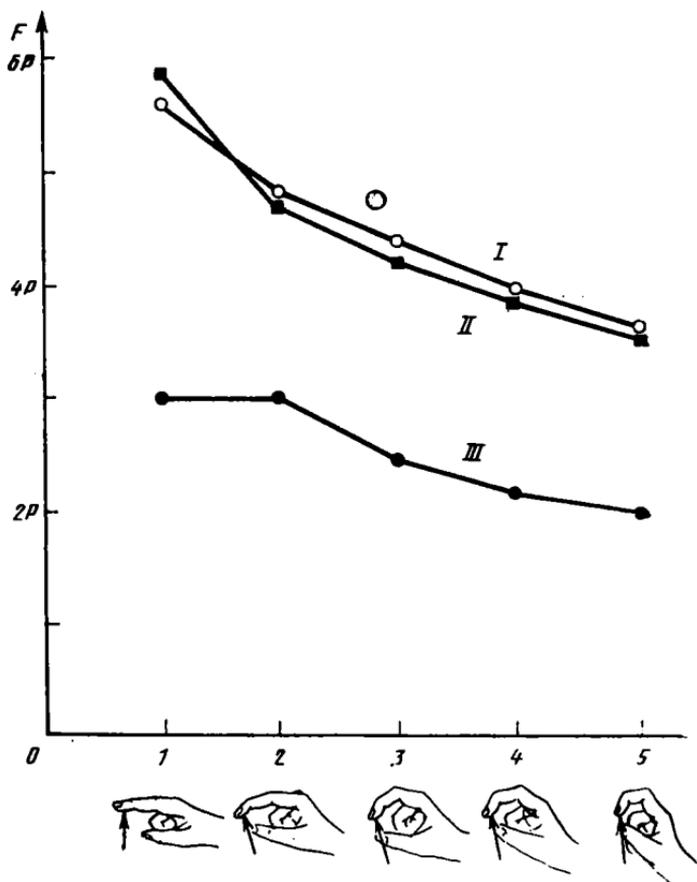


Рис. 1.7. Силы F в суставах указательного пальца при его различных положениях [91]:

I — проксимальный межфаланговый сустав; *II* — средний межфаланговый сустав; *III* — дистальный межфаланговый сустав; P — сила надавливания пальцем на предмет

При этом опираются на упомянутые выше нормативные модели руки.

На основе таких моделей было установлено, что многие внутренние силы, действующие на отдельные структуры кисти, существенно выше тех сил, которые регистрируются на динамометре. Это характерно для сил, которые действуют на сухожилия, соединяющие мышцы, расположенные на предплечье, с фалангами пальцев (рис. 1.6), [43, 50, 56], а также для сил, приложенных к суставным поверхностям (рис. 1.7). Например, сила, действующая на суставную поверхность между фалангами пальца, может в 6 раз превышать силу, приложенную к кончику пальца.

Большие величины сил, действующих на сухожилия, могут вызвать их удлинение и остаточную деформацию до 1—2% естественной длины [41]. После снятия нагрузки сухожилие восстанавливает свою исходную длину. Однако при нагрузке, повторяющейся с большой частотой, остаточная деформация сохраняется. Согласно одной из гипотез [49] это является начальным стимулом патологического процесса.

Однако еще большее опасение вызывает необходимость проявлять значительную силу при положении кисти, отклоняющемся от анатомического (когда продольные оси кисти и предплечья не совпадают). Если пальцы сгибаются, когда кисть находится в согнутом или разогнутом положении, сухожилие давит на окружающие ткани в месте сгиба рук (рис. 1.8). Силу давления можно определить по формуле [69]

$$F_N = \frac{F_T e^{\mu\theta}}{R},$$

где F_N — сила, действующая по нормали к поверхности и приведенная к единице длины, Н/м; F_T — сила тяги сухожилия, Н; e — основание натуральных логарифмов; μ — коэффициент трения между сухожилием и окружающими тканями; θ — угол отклонения кисти от продольного положения (он равен центральному углу сектора, на котором сухожилие давит на окружающие ткани), рад.

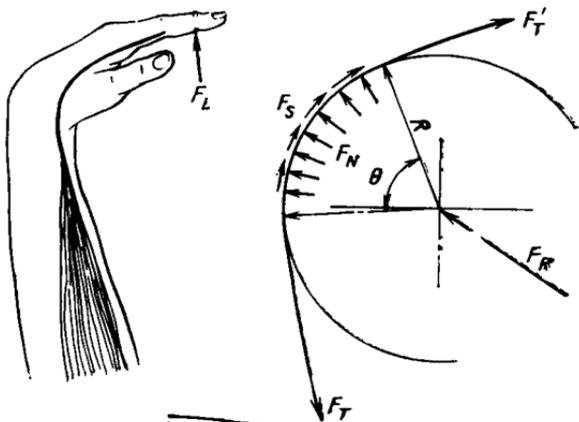


Рис. 1.8. Силы, действующие на запястье при отклонении кисти от среднего (нейтрального) положения [43]

Радиусы кривизны поверхностных и глубоких сухожилий сгибателей пальцев кисти [43]

Перцентиль, пол	Толщина кисти, мм	Радиусы кривизны R , мм			
		глубокие		поверхностные	
		Сгибание	Разгибание	Сгибание	Разгибание
5% женщины	31,8	15,0	8,9	16,8	10,7
95% мужчины	44,8	18,1	12,0	20,5	14,4

У здоровых людей упомянутый коэффициент трения невелик и варьирует от 0,003 до 0,004 [57]. Поэтому, пренебрегая силой сдвига F_s , создаваемой трением, и считая $F_T' = F_T$, получаем выражение

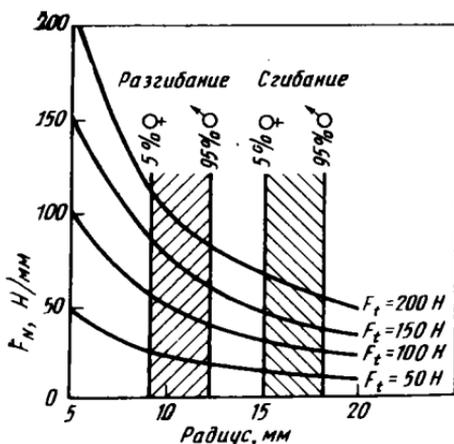
$$F_N = F_T / R.$$

Значения радиусов кривизны, необходимые для расчетов, приведены в табл. 1.7.

Зависимость между силой, приложенной к сухожилию, и давлением на окружающие ткани приведена на рис. 1.9. Из рисунка видно, что эта нагрузка больше у людей с маленькой кистью (женщин в частности). Результирующая радиальная поддерживающая сила F_R (см. рис. 1.8) может быть найдена по формуле

$$F_R = 2F_T \sin(\theta/2),$$

из которой видно, что ее величина существенно зависит от угла сгибания (разгибания, отведения, приведения) кисти. Рис.



1.10 иллюстрирует эту зависимость. Из приведенных данных следует, что при попытках с силой сжать пальцы, когда кисть не находится в среднем (анатомическом, нейтральном) положении, возникают большие нагрузки, действующие со стороны сухожилий на окружающие ткани.

Рис. 1.9. Сила на единицу длины, с которой сухожилие мышцы глубокого сгибателя пальцев давит на подлежащие ткани у людей с разными размерами кисти [49]

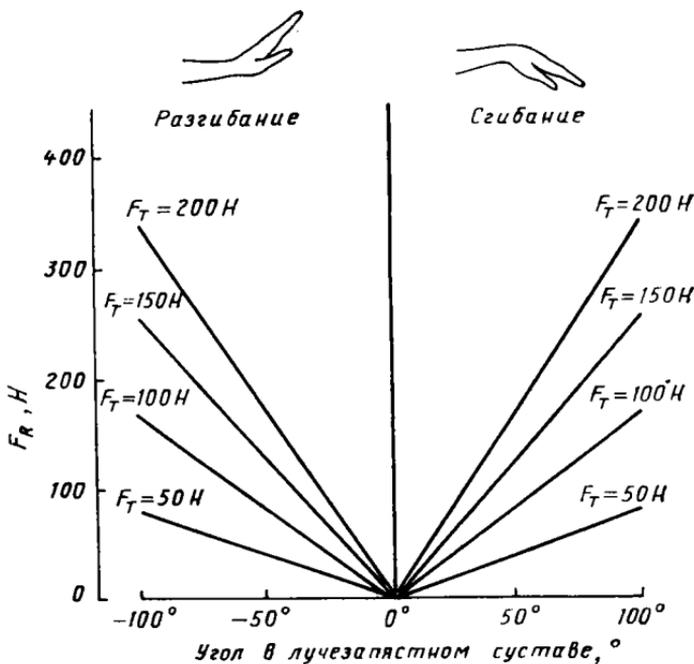


Рис. 1.10. Результирующая сила давления сухожилия на окружающие ткани в месте сгиба кисти [49]

Это увеличивает риск заболеваний (примеры см. ниже). Поэтому следует избегать рабочих поз и положений инструментов, вынуждающих отклонять кисть от ее естественного анатомического положения.

Индивидуальные особенности строения и силы кисти

Индивидуальные особенности работающего оказываются существенным фактором, который необходимо учитывать при конструировании рабочего инструмента.

Размеры кисти. Средние размеры кисти приведены в п. 1.1.1. Однако эти размеры варьируют у разных людей. Отличается несколько и форма (соотношение размеров) кисти. Так, исходя из соотношения длин различных пальцев, все кисти можно разделить на три группы. Первая группа с соотношением длин пальцев $II < IV$, вторая группа $II > IV$, третья группа $II = IV$.

На размеры кисти, как продольные, так и поперечные, влияет профессиональная деятельность человека: физические нагрузки трансформируют кисть. Данные рентгеноанализа показывают, что кисти людей умственного труда уступают по размерам кистям людей физического труда.

Антропометрические размеры кисти могут иметь значение при работе тем или иным инструментом. Примером может служить один из критериев отбора в музыкальную школу по классу рояля — размеры кисти должны перекрывать октаву.

Таблица 1.8

Средние силовые характеристики руки мужчин ($n=465$) и женщин ($n=139$) [62]

Сила, Н	Мужчины	Женщины
Сгибателей локтевого сустава	$272 \pm 8,1$	160 ± 51
Схвата доминантной рукой	452 ± 104	366 ± 64

Размеры кисти влияют на силу хвата — установлена статистически достоверная связь между индивидуальной длиной кисти и силой сжатия [87].

Пол и возраст. Установлены статистически достоверные различия между размерами кисти (см. п. 1.1.1) и силовыми характеристиками мужчин и женщин — у мужчин сила кисти и отдельных пальцев выше, чем у женщин (табл. 1.8).

В возрасте 10 лет сила мальчиков и девочек примерно одинакова, затем, между 12 и 19 годами, сила юношей возрастает быстрее и до большей величины со скоростью, пропорциональной росту и весу тела

[84]. У мужчин сила достигает максимума в возрасте 20—30 лет. Оставаясь на этом уровне в течение 5—10 лет, сила прогрессирующе снижается. Силовые возможности женщин в возрасте 30 лет составляют примерно 2/3 от силы мужчин того же возраста. Максимум у женщин достигается в возрасте 15—30 лет. После примерно 10 лет сохранения силовых показателей на том же уровне они убывают несколько быстрее, чем у мужчин. 50-летние женщины обладают примерно 50%-ными силовыми возможностями своих ровесников мужчин [74 и др.].

Инволютивные изменения кисти и лучезапястного сустава развиваются после 40 лет. Признаки инволюции суставов кисти у рабочих встречаются примерно в 2 раза реже, чем у лиц, чья профессия не связана с физическим трудом ($n=135$ у женщин и $n=230$ у мужчин) [30].

При заболевании суставов кисти сила, развиваемая отдельными пальцами, снижается. Это следует учитывать при проектировании рабочих мест для инвалидов.

1.1.6. Латеральные предпочтения (право- и леворукость)

У большинства людей имеются стойкие двигательные предпочтения при мануальных действиях. Человек выполняет многие движения всегда одной и той же рукой, в одну и ту же сторону, хотя этому никогда специально не учился. Подобная тенденция наблюдается на всех континентах: примерно у 9/10 людей имеется двигательная асимметрия, среди них 8/10 — правши, 1/10 — левши, остальные являются амбидекстриками, т. е. людьми, в равной мере владеющими обеими руками.

Существует гипотеза [23], что примерно 25% людей рождаются леворукими, 25% праворукими, а 50% амбидекстриками. Под влиянием родителей и среды, поощряющих праворукость, почти все с генетическими задатками амбидекстрии и часть с генетической предрасположенностью к левшеству приучаются использовать в качестве доминантной правую руку. Вид деятельности оказывает большое влияние на изменение соотношения право- и леворуких: среди работников ручного

труда левой рукой существенно меньше, чем среди работников умственного труда. В результате общая статистика такова: примерно 90% всех людей — правши [84].

Процент леворуких людей довольно велик — примерно каждый десятый. Этот факт редко учитывается при конструировании ручного инструмента и органов управления. В результате имеют место потери производительности труда (и нередко травмы), вызванные нарушением комфорта из-за вынужденного приспособления к неудобному инструменту. Примерно 10% инструмента с асимметричными рукоятками (углублениями для пальцев и т. п.) должно выпускаться в исполнении для левой руки. Это же касается и органов управления станками, машинами и т. п.

1.2. РАБОЧИЙ ИНСТРУМЕНТ. ОБЩИЕ ТРЕБОВАНИЯ

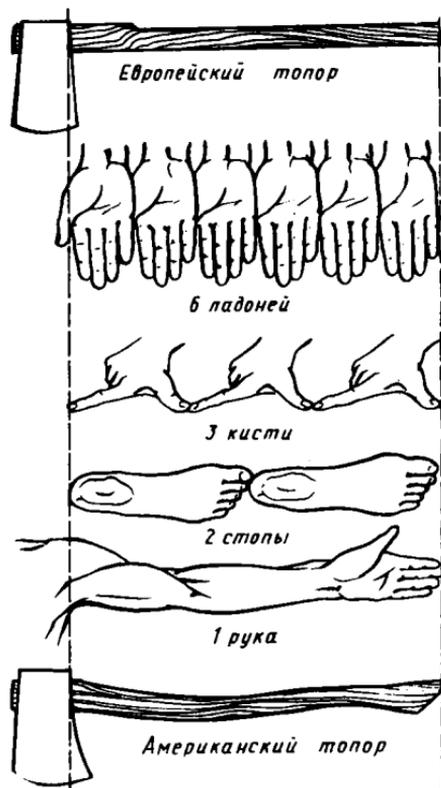
Общие требования к любому рабочему инструменту сводятся к трем основным требованиям: соответствие размеров инструментов особенностям рабочего; устранение излишних локальных давлений на отдельные участки кисти; обеспечение удобного положения руки и кисти при работе.

1.2.1. Размеры инструментов

В данном случае речь идет, во-первых, о размерах всего инструмента и, во-вторых, о размерах рукояти.

Размеры рабочих инструментов, применяемых в быту, веками определялись на основе антропометрических признаков. В качестве единиц измерения при этом использовались размеры отдельных частей тела — ширину кисти, длину рук и т. п. (рис. 1.11). Более подробно об этом см. работу [52].

Рис. 1.11. Выбор размеров инструментов с использованием народных норм [52]



Что касается размеров рукоятей инструментов, то они, очевидно, должны соответствовать размерам кисти работающих. Это требует выпуска рабочего инструмента нескольких типоразмеров. На то, какое это имеет важное значение, указывает, например, следующий факт: если женщинам доводится работать с инструментами, в которых рукоятка имеет «мужской» размер, то производительность труда падает, а травматизм возрастает [33]. Видимо, целесообразно подготовить рекомендации о типоразмерах ручного инструмента и их рукоятей.

1.2.2. Устранение чрезмерных локальных давлений

С известной долей условности можно выделить два типа взаимодействия кисти рабочего с рукояткой инструмента: взаимодействие трения (например, работа с отверткой, имеющей цилиндрическую рукоятку); взаимодействие формы (рукоятка имеет выступы и впадины, соответствующие особенностям хвата).

Если рукоятки инструментов имеют простые геометрические формы (цилиндры, усеченные конусы, эллипсоиды вращения и т. п.), то подобные инструменты относительно просты в изготовлении, а работающие достаточно быстро привыкают к работе с ними (в том случае, если размеры рукоятки соответствуют размерам кисти). Однако при действиях с таким инструментом сила хвата и воздействия на инструмент (сила подачи) не очень велика и вся механическая нагрузка на кисть приходится на отдельные точки ладони и пальцев, из-за чего могут возникать нежелательно большие локальные давления. В условиях профессиональной деятельности это приводит к неприятным ощущениям и снижению производительности труда.

Если конструкция рукоятки выбрана неудачно, то большое локальное давление может притиснуть на участок кисти, особенно подверженный поражению, что в свою очередь может вызвать заболевание (рис. 1.12). В этом случае шпатель, используемый при малярных работах, имеет рукоятку, которая надавливает на кровеносный сосуд (локтевую артерию), в результате чего уменьшается кровоснабжение безымянного пальца и мизинца. Субъективно это может привести к ощущению онемения и покалывания в пальцах. Обычно в таких случаях рабочие просто откладывают подобный инструмент. Однако если им продолжать работать, то, по данным [88], это провоцирует возникновение тромбоза локтевой артерии, а также некоторых других хронических заболеваний.

Разработанные с учетом этого обстоятельства рукоятки ручного инструмента (в частности, упорного действия — шпатели для малярных работ, штихели для граверных работ, шаберы

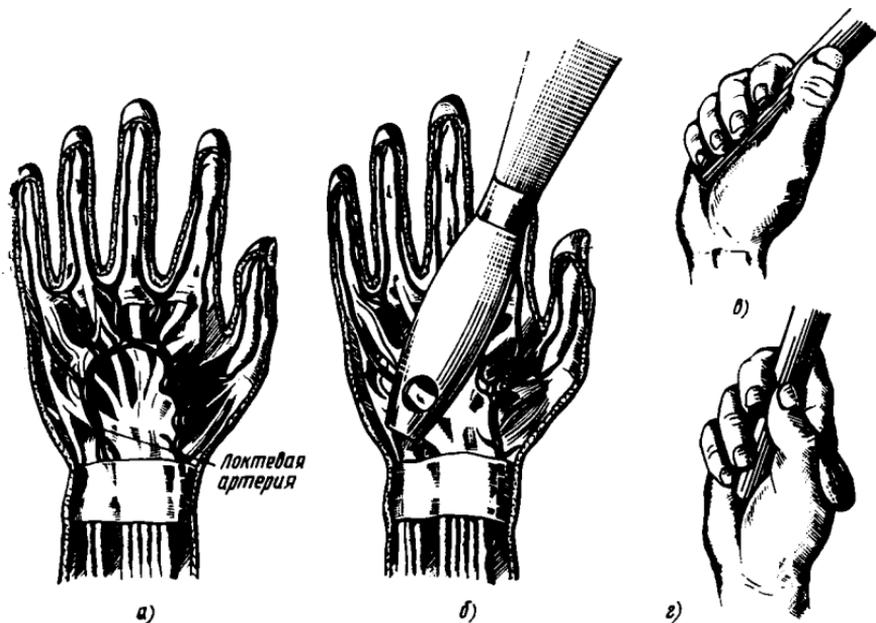


Рис. 1.12. Биомеханические и эргономические требования при конструировании ручного инструмента:

а — соотношения между костями, кровеносными сосудами, нервами в анатомическом препарате; *б* — шпатель для малярных работ часто держат таким образом, что он надавливает на локтевую артерию, а вектор давления направлен к крючку крючковидной кости; *в* — в кисти в результате этого уменьшается кровоснабжение IV и V пальцев; *г* — модифицированная рукоятка обеспечивает упор в плотные ткани между большим и указательным пальцами, что исключает надавливание на опасные зоны кисти [88]

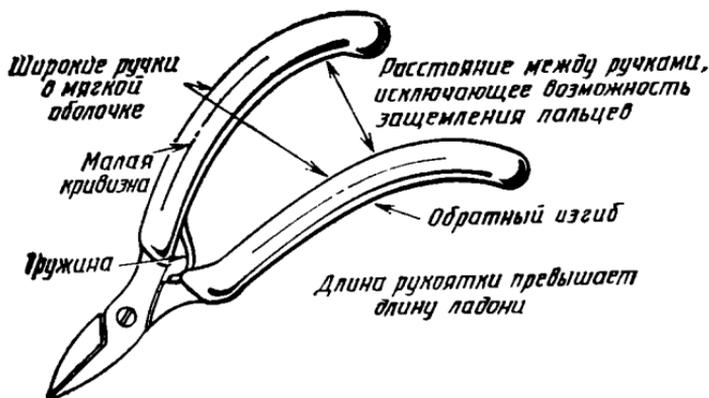


Рис. 1.13. Биомеханически «проработанная» рукоятка инструмента, требующего проявления большой силы захвата [49]

и пр.), обеспечивающие упор инструмента в плотные ткани кисти, исключают критическое надавливание (см. рис. 1.12).

Особенно часто чрезмерные локальные давления возникают, когда пользуются инструментами с маленькими рукоятками. В этом случае большое давление приходится на участки ладони, под которыми расположены ветви артерий и нервных стволов. Это приводит к явлениям, упомянутым выше. Увеличение контактной поверхности рукояток и их эргономическая проработка (рис. 1.13) позволяют избежать неблагоприятных последствий.

Идеальным является изготовление рукоятки инструмента по форме и размерам, соответствующим кисти конкретного человека, с учетом излюбленного варианта захвата (по слепку). Именно так, например, подгоняют рукоятку пистолета для спортсменов-стрелков. Это, конечно, нереально при массовом производстве.

Приемлемым вариантом является изготовление фигурных рукояток, форма которых соответствует обычному рабочему захвату инструмента (рис. 1.14). В США сейчас свыше 60% рабочего инструмента выпускают с рукоятками подобного типа. Это требует тщательной дизайнерской проработки формы рукоятки и более внимательного отношения к ее размерам. В случае фигурных рукояток при работе с инструментами, размеры которых не соответствуют размерам кисти, опасность увеличенных локальных давлений резко возрастает. Например, рукоятки с канавками для пальцев своими выступами создают нежелательное давление на слабые участки межфланговых суставов, что приводит к прерыванию рабочих операций и сниже-

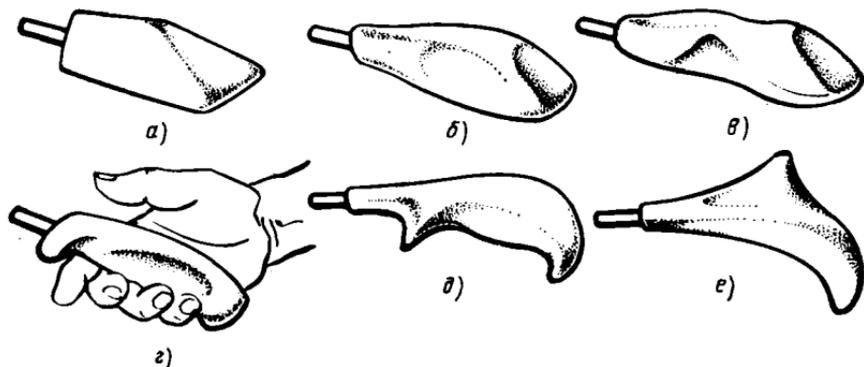


Рис. 1.14. Формы рукояток ручных инструментов:

а — трехгранная призма, являющаяся основой для оформления рукоятки (ее основание соответствует ширине ладони, а усеченная грань — половине ширины ладони); *б*, *в*, *г* — оптимальные формы рукояток, полученные с учетом анатомической структуры кисти, способа захвата и функционального назначения инструмента; *д* — форма ручки в виде крюка, предназначенная для работы инструментом при движении на себя; *е* — ручка шабера, предназначенная для надавливания инструментом вперед [38]

нию производительности. Может даже возникнуть хроническое заболевание суставов и кисти, приводящее к инвалидности [88].

Фигурные рукоятки инструментов необходимо выпускать достаточно большого количества типоразмеров — вероятно, не менее четырех-пяти, чтобы каждый мог подобрать себе инструмент по руке.

Рукоятки рабочих инструментов следует выполнять из непористого материала, не удерживающего жир и другие смазочные материалы; на них должны быть насечки или нарезки, уменьшающие риск выскальзывания инструмента. Материал рукоятки должен иметь низкую теплопроводность, иначе в холодную погоду на улице с таким инструментом будет трудно работать.

Надо также учитывать, что некоторые пластмассовые материалы, применяемые для изготовления рукояток, могут вызывать аллергические реакции и дерматиты [67].

Простейшим способом устранения избыточных локальных давлений на кисть, снижающим вероятность повреждения руки (болезненные потертости, волдыри, мозоли, связанные с большим давлением инструмента или органа управления на мягкие участки ладони), является использование рабочих перчаток (рукавиц). В некоторых случаях рекомендуется использовать защитные перчатки-кольчужки, выполненные из мелких металлических колец [28]. Перчатки могут, однако, исказить ощущение плотности захвата рабочего инструмента. Нервные рецепторы, сигнализирующие о степени смыкания кисти, в значительном количестве расположены вдоль межпальцевых поверхностей. Поэтому при работе в толстых перчатках сдавливание чувствительных нервных элементов может начаться до того, как кисть плотно обхватила инструмент или рукоятку управления. В результате захват становится ненадежным, а инструмент или изделие может выскочить из руки. Поэтому в рабочих перчатках межпальцевые поверхности желательно делать из тонкого материала, сохраняя толстый и плотный материал лишь для ладонных поверхностей.

1.2.3. Обеспечение удобного положения кисти и руки

Общее требование здесь состоит в следующем: рабочие операции должны выполняться, как правило, в середине возможного рабочего диапазона движения. Это обычно приводит к лучшим рабочим показателям и меньшей утомляемости. На рис. 1.15 показаны варианты работы отверткой при разной степени выпрямления руки и соответствующие им случаи обращений к врачу. Выполнение рабочих операций при выпрямленном положении руки резко увеличивает число обращений.

Другим примером может быть требование сохранения естественного положения кисти по отношению к предплечью. Например, работа традиционными пассатижами требует сгибания кисти в лучезапястном суставе, что, по данным работы [84], приводит к низкой производительности труда, а по данным работы [88], ведет также к увеличению длительности обучения монтажу радиоэлектронной аппаратуры и резкому — примерно в 4 раза — увеличению числа профессиональных заболеваний (рис. 1.16). Изменение конструкции инструмента так, чтобы при работе сохранялось естественное положение кисти, устраняет эти недостатки. Мнение «зачем искривлять руку, если можно сделать кривой рукоятку» хорошо отражает в данном случае суть дела.

Очень часто это требование реализуется за счет перехода к изготовлению рукояток пистолетного типа, продольная ось которых находится под углом к продольной оси рабочей части инструмента. Так выполнены ножи для разделки туш на мясокомбинатах (рис. 1.17).

Приведем еще некоторые рекомендации, основанные на анатомических и биомеханических данных: при надавливании инструментом на рабочий объект преимущественным является направление вдоль оси, проходящей через локтевой сустав и указательный палец; вращательные движения



Рис. 1.15. Частота обращений к врачу в зависимости от угла в локтевом суставе у рабочих ($n=38$), постоянно пользующихся отверткой [88]

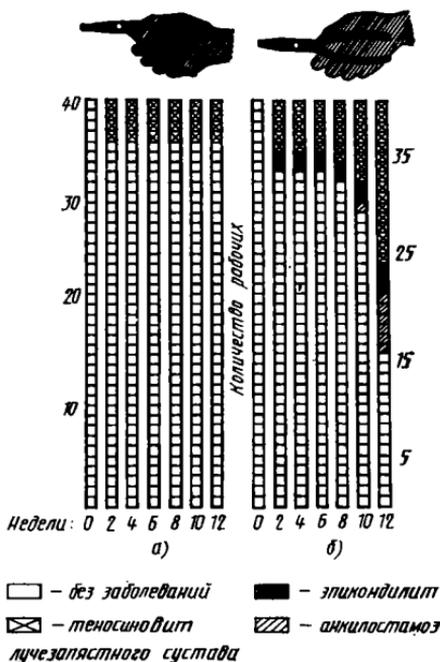


Рис. 1.16. Зависимость количества заболеваний от типа инструмента, используемого при сборке электронной аппаратуры. При локтевом изгибе кисти отмечается постепенное нарастание заболевания [88]

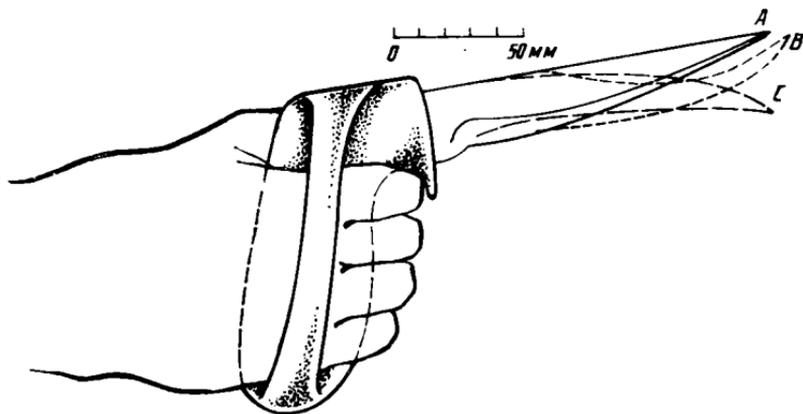


Рис. 1.17. Рукоятка ножей с тремя сменными лезвиями для разделки туш на мясокombинатах [44]

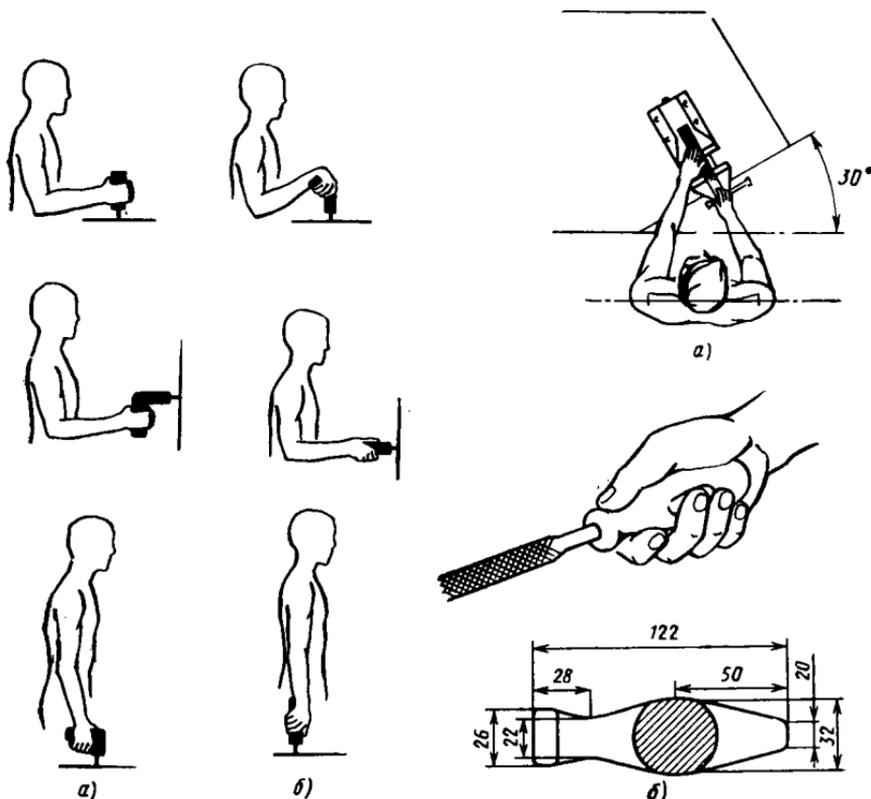


Рис. 1.18. Положение кисти при работе с электродрелями с разными рукоятками:

a — удобное положение кисти; *б* — неудобное (искривленное) положение кисти [49, переработано]

Рис. 1.19. Положение рук и туловища при слесарных работах напильником:

a — угловое расположение тисков обеспечивает правильное положение тела при работе; *б* — рукоятка напильника новой конструкции [59]

кистью следует осуществлять относительно оси, проходящей приблизительно через безымянный палец; следует избегать непрерывных или частых поворотов запястья.

Необходимо иметь в виду, что эргономическая проработка рукоятки должна проводиться в комплексе с решением других вопросов, в первую очередь с определением рабочей позы. Например, в зависимости от условий работы с электродрелью могут оказаться удобными разные виды рукояток (рис. 1.18).

Примером комплексного решения вопроса может быть разработка рукоятки напильника, приведенная в работе [59]. При этом учитывалось: наиболее удобное направление движения напильника (под углом 60° к фронтальной оси тела); привычка рабочих располагать свое туловище параллельно рабочей поверхности (что привело к изменению конструкции верстака и угловому положению тисков); необходимость совпадения направления движения напильника с направлением продольной оси предплечья; удобство хвата.

Результаты разработки приведены на рис. 1.19.

1.3. РУЧНОЙ ИНСТРУМЕНТ РАЗЛИЧНОГО НАЗНАЧЕНИЯ

1.3.1. Инструмент ударного типа

Эффективность ударных действий зависит от инструмента и от того, как выполняется движение верхней конечности, осуществляющей удар. Количественная характеристика эффективности — КПД¹ ударных инструментов — впервые была дана в работах В. П. Горячкина [19] и В. А. Желиговского [22].

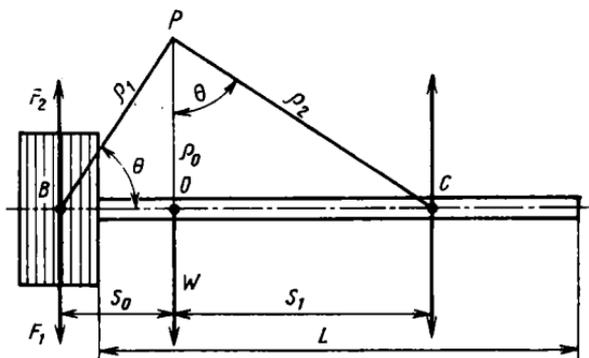
Ручной ударный инструмент имеет три характерные точки: центр масс, точку удара и центр удара, расположение которых на инструменте имеет существенное значение (рис. 1.20).

Центр удара C — это точка, которая при ударе бойка остается неподвижной, т. е. не изменяет своей скорости от удара. В этой точке скорость поступательного движения v равна скорости поворота ωS_1 (где S_1 — расстояние этой точки от ЦМ инструмента), но обратна ей по знаку. В этой точке рабочий инстинктивно располагает руку, чтобы не чувствовать удара.

* Под КПД (коэффициентом полезного действия) орудия понимают, насколько полно масса данного орудия и энергия, сообщенная ему рабочим, используется для нанесения удара. Следует отметить, что КПД орудия определяется параметрами самого орудия и не зависит от силы рабочего и тех скоростей, какие он сообщает орудью [22]. Его не следует смешивать с КПД системы орудие — человек, зависящим как от механических свойств инструмента, так и от характера удара и квалификации, умения работающего совершать удар.

Рис. 1.20. Схема расположения характерных точек ударного ручного инструмента:

B — точка удара расположена на бойке; O — центр масс; C — центр удара; F_1, F_2 — силы, действующие на линии действия; W — сила тяжести; S_1 — расстояние от центра масс до центра удара; L — общая длина рукоятки; S_0 — расстояние от центра масс до точки удара



Положение точки C можно определить графически. Для этого в центре масс инструмента O надо восстановить перпендикуляр к оси рукоятки, отложить на нем отрезок, равный $OP = \rho_0$ [где ρ_0 — радиус инерции относительно общего центра масс (ОЦМ)], соединить точку P с B и восстановить в точке P перпендикуляр к линии PB . Значение ρ_0 определяется по уравнению

$$\rho_0 = \sqrt{I_0/m},$$

где I_0 — момент инерции инструмента относительно ОЦМ; m — масса инструмента.

В общем виде КПД ручного ударного инструмента определяется отношением энергии, использованной в ударе, к энергии, затраченной на перемещение ручного инструмента [53]:

$$\eta = \frac{E_2}{E_1} = \frac{\frac{mv^2}{2} \left[\frac{S_1^2}{\rho_0^2 + S_1^2} + 1 \right]}{\frac{mv^2}{2} \left[\frac{\rho_1^2}{\rho_2^2} + 2 \right]},$$

где E_2 — энергия, используемая при ударе; E_1 — энергия, сообщаемая ручному инструменту; S_1 — расстояние от центра масс до центра удара; ρ_0 — радиус инерции относительно центра масс; ρ_1 — радиус инерции относительно точки удара; ρ_2 — радиус инерции относительно центра удара.

Подставляя в это уравнение $v = gt$ и применяя тригонометрические преобразования в соответствии с рис. 1.20, путем упрощения получим

$$\eta = (\rho_1^2 - S_0^2) / \rho_1^2$$

или

$$\eta = 1 - (S_0^2 / \rho_1^2).$$

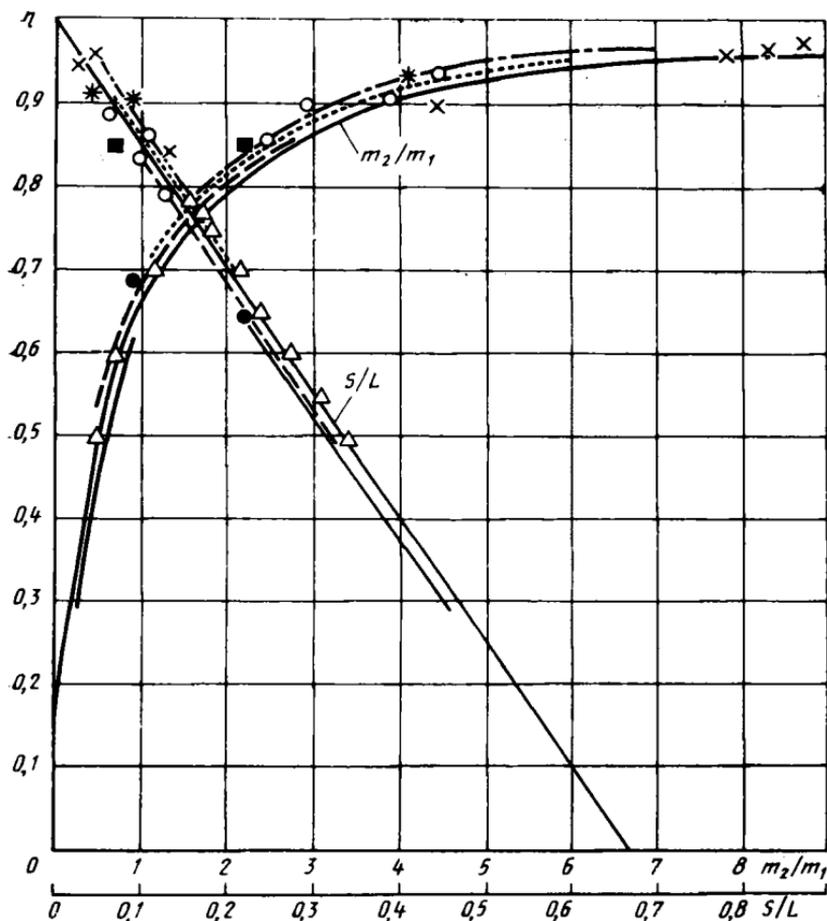


Рис. 1.21. КПД ручного ударного инструмента, определенный по соотношению S/L и по соотношению m_2/m_1 . Сводные данные. Минимальное значение КПД (0,25) достигается в случае, когда масса бойка бесконечно мала по сравнению с массой рукоятки (удар рукояткой без бойка); максимальное значение — когда масса рукоятки бесконечно мала по сравнению с бойком (как для одного бойка без рукоятки)

Обозначения: ■ — кетмень (среднее значение 0,86), ● — мотыги (среднее значение 0,65), * — кузнечная кувалда (среднее значение 0,93) [22]; × — молотки, ○ — топоры, △ — мотыги [19], - - - топоры; ... — молотки; — — — льнотрепалки; — — — мотыги [53].
Примечание. При построении графиков приняты следующие допущения: масса бойка сосредоточена в одной точке на конце рукоятки; ЦМ всего орудия лежит на геометрической оси рукоятки; направление удара проходит через ЦМ бойка перпендикулярно оси рукоятки

Предполагая для простоты, что масса бойка сосредоточена в одной точке, В. П. Горячкин разработал две формулы для приближенного определения эффективности ударного инструмента:

$$\eta = 1 - (3S_0/2L), \quad (1.1)$$

где S_0 — расстояние между центром масс и линией действия;
 L — общая длина рукоятки инструмента;

$$\eta = 1 - \left[\frac{3}{4} m_1 / (m_1 + m_2) \right], \quad (1.2)$$

где m_1 — масса рукоятки; m_2 — масса бойка (рабочей головки) инструмента.

Полученные по формулам (1.1) и (1.2) КПД ручных инструментов приведены на рис. 1.21.

КПД возрастает, когда центр масс инструмента приближается к бойку. КПД будет тем больше, чем легче рукоятка. Вот почему рукоятки обычно делают из дерева.

Центр удара у различных инструментов может находиться на различном расстоянии от того конца инструмента, которым наносятся удары (точки удара). Человек, работающий ручным инструментом, инстинктивно находит этот центр удара и держит инструмент рукой в этой точке.

Центр удара может локализоваться и не на оси рукоятки. Это может быть вызвано тем, что направление удара не перпендикулярно оси рукоятки или центр масс орудия не лежит на рукоятке. При ударе таким инструментом рука держащего рукоятку в любой точке будет испытывать отдачу. Поэтому в подобных случаях оправдано применение изогнутой рукоятки, чтобы центр удара лежал на ней (рис. 1.22).

Проведенный выше анализ ударных движений основывался на учете свойств только самого ударного инструмента. При этом не принималось во внимание, что в случае плотного хвата за рукоятку инструмент и кисть работающего образуют как бы одно целое. При определении масс-инерционных характеристик ударного инструмента должна учитываться присоединенная масса дистальных звеньев верхней конечности. Кроме того, существенное значение имеет то обстоятельство, что вращение ударного инструмента, в частности, в фазах замаха и ударного движения происходит не относительно центра удара (который, как известно, совпадает с центром качаний физического маятника), а относительно переменной мгновенной оси вращения.

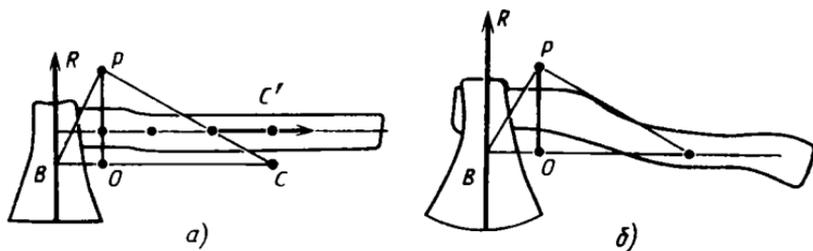


Рис. 1.22. Расположение центра удара ручного инструмента не на рукоятке (а) и создание удобных условий работы за счет ее изгиба (б)

Биомеханические характеристики работы топорами, имеющими разные масс-инерционные характеристики [92]

Масса топора, кг		Момент инерции, кг·м ²	Скорость ЦМ, м/с	Угловая скорость, рад/с	Кинетическая энергия, Дж		
без топор-ища	с топор-ищем				пере-носная	враща-тельная	полная
0,85	1,40	0,122	13,8	—23,4	133	33	167
1,59	2,07	0,133	14,3	—26,5	212	48	260
2,18	2,75	0,142	14,0	—19,0	270	26	296

Как показали исследования Н. А. Бернштейна еще в 1934 г., биомеханика удара имеет весьма сложную картину.

Этот вопрос изучался на материале ударных снарядов спортивного назначения (ракетки, клюшки, биты для игры в бейсбол и т. п.) [79 и др.]. В данном случае необходимость исследований была вызвана весьма высоким процентом заболеваний двигательного аппарата у людей, которым приходится выполнять большое количество ударных движений. Наиболее известным из заболеваний является латеральный эпикондилит (так называемый «теннисный локоть»), которому посвящена большая литература — см. обзор [10]. При запущенных формах данного заболевания человеку может грозить инвалидность.

Этиология заболевания в данном случае не вполне ясна. Наиболее вероятными представляются две гипотезы: первая состоит в том, что фактором, провоцирующим заболевание, являются большие ударные реакции в локтевом суставе; вторая связывает возникновение заболевания с совпадением резонансных частот ударного инструмента и дистальных звеньев руки (предплечья с кистью).

В работе [92] изучалось влияние массы топоров на сообщаемую им кинетическую энергию. Кинетическая энергия рассматривалась как сумма переносной $mv^2/2$ и вращательной $I\omega^2/2$ фракции. Было показано (табл. 1.9), что с увеличением массы топора (до 2,75 кг) полная кинетическая энергия возрастает. Однако при массе топора более 2 кг энергия вращательного движения начинает снижаться. Авторы объясняют этим давно замеченную в быту неэффективность работы ударными инструментами большой массы: на сообщение кинетической энергии вращательного движения рабочий должен затрачивать чрезмерно много сил.

1.3.2. Инструмент режущего типа

В технике, медицине, сельском хозяйстве, быту и т. п. широко распространены ножницы. Характерным преимуществом резки по принципу ножниц является возможность установки ножей под углом друг к другу, что позволяет применять значительно меньшие усилия. Это достигается за счет того, что

при резании ножницами, так же как и ножом, помимо нормального движения режущей кромки имеет место ее скользящее движение. При этом скольжение режущей кромки инструмента определяется так называемым коэффициентом скольжения, характеризующим отношение скользящего движения к нормальному:

$$\operatorname{tg} \tau = v_c / v_n = l / \sqrt{r^2 - l^2},$$

где l — эксцентриситет лезвия; r — радиус-вектор от оси вращения до точки, в которой происходит резание; v_c — скорость скользящего движения; v_n — скорость нормального движения.

Скольжение лезвия становится меньше по мере удаления от оси вращения; в этом случае процесс резания затрудняется (это справедливо как для прямого, так и для кривого лезвия) [20]. Резание ножницами в точках, удаленных от оси вращения, затруднено, поскольку процесс резания происходит почти исключительно за счет нормального давления при отсутствии скольжения. В этом случае необходимо создавать большие усилия, применив, например, ножницы с длинными рукоятками и короткими лезвиями. Именно так и поступают при перекусывании твердых материалов с помощью кусачек.

На процесс резания ножницами влияют: угол раскрытия, заточка лезвия, боковой зазор между лезвиями, форма лезвия и др.

Угол раскрытия ножниц. Процесс резания начинается с раскрытия лезвий под углом α , равным или меньше определенного угла φ , при котором проявляется трение ножниц и разрезаемый предмет удерживается в ножницах. Когда угол раскрытия ножниц α больше угла φ (рис. 1.23, а), а равнодействующее N' нормального давления, а также силы трения направлены в сторону от оси и разрезаемый предмет отталкивается от оси вращения, резание затруднено или невозможно. Когда угол раскрытия α меньше угла φ (рис. 1.23, б), силы N' направлены к

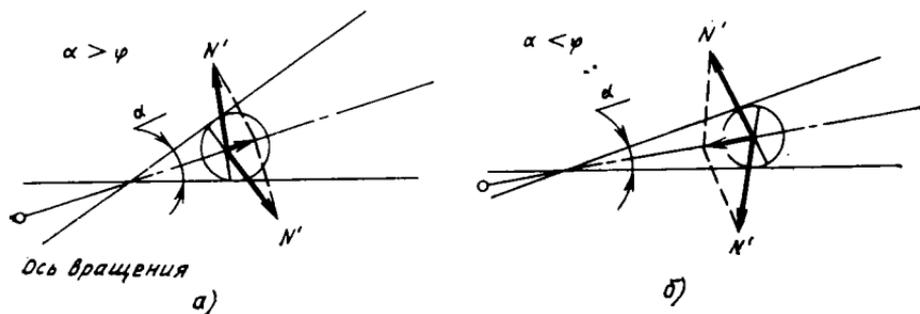


Рис. 1.23. Влияние угла раскрытия ножниц на процесс резания:
а — угол больше критического; б — угол меньше критического

оси. При различных углах резания¹ работа резания неодинакова. Для углов $6 \dots 8^\circ$ она минимальна [48].

Заточка лезвия. Ножницы бывают с двусторонними и односторонними лезвиями. Односторонние ножницы начинают резать с самого начала при $\operatorname{tg} \tau = \infty$, двусторонние же при условии, что

$$\operatorname{tg} \tau_0 = \frac{l}{\sqrt{r_0^2 - l^2}} = \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{\sin^2 \varphi} - 1}}$$

т. е. $\tau = \varphi$, где r_0 — наименьшее возможное расстояние предмета от оси.

Для двусторонних ножниц это наименьшее возможное расстояние разрезаемого предмета от оси равно

$$r_0 = l / \sin \varphi.$$

Из этого выражения следует, что чем больше эксцентриситет ножниц, тем позднее начинается резание. Следовательно, ножницы, имеющие одностороннюю заточку, имеют преимущество перед двусторонними. В конструктивном же отношении двусторонние ножницы проще в изготовлении, вследствие чего бытовые ножницы обычно выполняют с двусторонней заточкой. Ножницы же специального назначения имеют чаще всего одностороннюю заточку (ножницы для резки металла, так называемые гильотинные ножницы и т. п.).

Боковой зазор между лезвиями. Зазор между ножами (лезвиями) должен быть оптимальным. Его величина, обычно равная $0,1 \dots 0,2$ мм, зависит от свойств разрезаемого материала. С одной стороны, зазор не должен быть слишком мал (в противном случае потребуются дополнительные затраты энергии на преодоление трения между трущимися лезвиями), а с другой — он не должен быть чрезмерно велик, поскольку может возникнуть ситуация, при которой процесс резания прекратится и будет происходить заминание и втягивание разрезаемого материала между ножами. Как правило, выбор зазора между лезвиями ножниц зависит от толщины, вида и прочности разрезаемого материала.

Форма лезвия. Ножницы с прямыми лезвиями обладают определенными недостатками. Связано это с тем, что по мере удаления от оси вращения скольжение уменьшается. Именно поэтому ножницы с прямыми лезвиями вдали от оси вращения режут плохо. В этих случаях приходится создавать большой

¹ Следует отличать угол реза (угол между режущими кромками ножей стационарных ножниц), который обычно не меняется в процессе реза, и угол раскрытия ручных ножниц, который меняется в зависимости от толщины разрезаемого предмета.

момент силы (например, удлинить рукоять), поскольку расстояние от оси вращения велико, а коэффициент скольжения мал. С целью снижения этого влияния целесообразно применять ножницы с кривыми лезвиями. Кривая лезвия обычно выбирается в форме Архимедовой спирали или части окружности.

Примером того, как описываемые выше сведения могут быть использованы при конструировании ручного инструмента, может служить конструкция садовых ножниц. У традиционных ножниц этого типа при их наибольшем раскрытии в вершине угла (режущей части) помещается ветка лишь небольшого диаметра. Ветка же большого диаметра может поместиться только близко к концам режущей части ножниц, вдали от оси вращения. В результате этого разрез толстых веток такими ножницами оказывается затруднительным, так как либо приходится прилагать очень большие усилия для резания, либо угол раскрытия ножниц оказывается настолько велик, что предмет выскальзывает из ножниц. Модернизированные ножницы имеют выемку в нижней части одного из лезвий, в которой разрезаемый предмет задерживается и не выскальзывает в процессе резания.

1.3.3. Инструмент поворотного типа

Биомеханические характеристики движений, осуществляемых при работе инструментом поворотного типа, существенно зависят от его назначения и принципа действия. Так, момент силы, развиваемый при работе коловоротом, примерно в 5 раз больше, чем при работе отверткой (рис. 1.24). Понятно, что и производительность труда при работе таким инструментом различна.

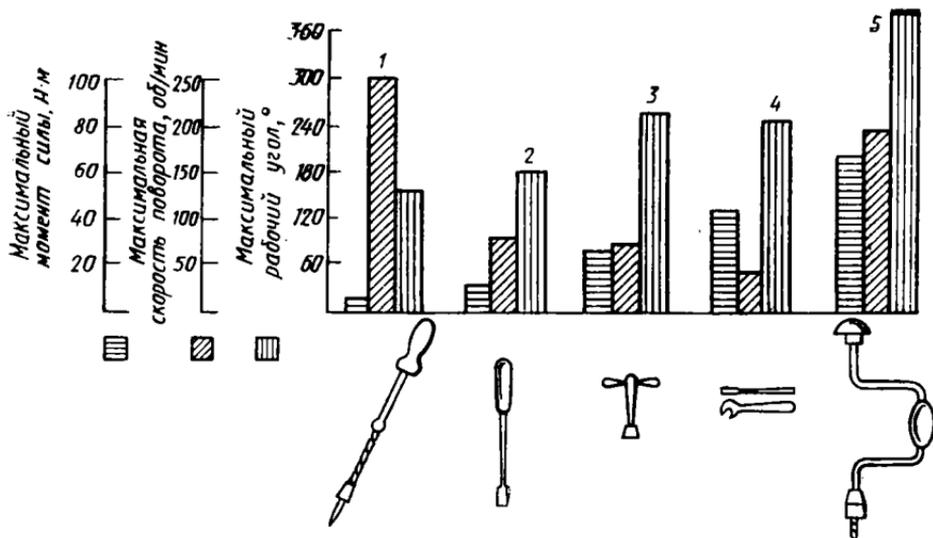


Рис. 1.24. Значение максимального момента силы, максимальной скорости поворота и максимального рабочего угла при работе различными инструментами [68]:

1 — механическая вращающаяся отвертка; 2 — обычная отвертка; 3 — торцовый ключ; 4 — накидной ключ; 5 — коловорот

Крутящий момент, развиваемый рукой при работе инструментом поворотного типа, зависит от ротации (супинации и пронации) предплечья и кисти. Среднее значение ротации предплечья, по данным разных авторов, достигает 200° : амплитуда пронации 94° , супинации 104° . У женщин амплитуда ротации выше, чем у мужчин. Некоторые авторы предполагают, что это связано с большей эластичностью связочного аппарата женщин. Отметим также, что у худых женщин получены большие значения амплитуды движений кисти, чем у полных. Подробнее об этом см. работу [83].

Размеры рукоятки играют существенную роль в создании крутящего момента при работе инструментом поворотного типа. Поскольку сила сжатия рукоятки равна $G = \Sigma q$, где q — нормальная к поверхности рукоятки компонента распределенной силы, развиваемой кистью, то вращающий момент T (в идеализированном случае) может быть представлен выражением

$$T = G\mu D, \quad (1.3)$$

где μ — коэффициент трения между рукой и рукояткой; D — диаметр рукоятки.

Из выражения (1.3) следует, что вращающий момент зависит от диаметра рукоятки, силы схвата и коэффициента трения между рукояткой и рукой. Можно предположить, что увеличить вращающий момент можно простым увеличением диа-

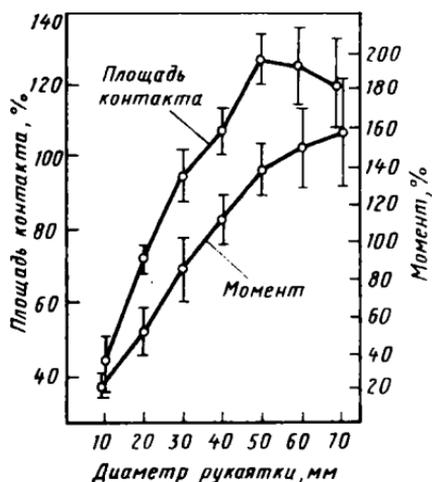


Рис. 1.25. Влияние диаметра рукоятки на вращающий момент (данные для 24 испытуемых) и площадь контакта кисти с поверхностью рукоятки (данные для 6 испытуемых) [77]

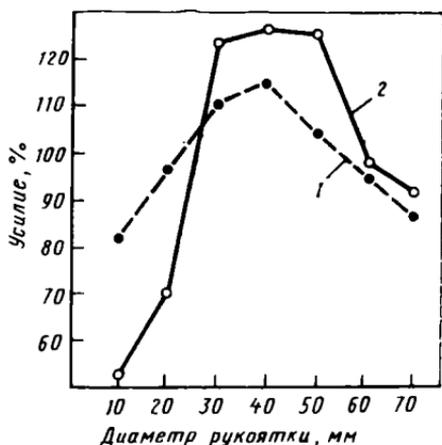


Рис. 1.26. Зависимость между силой вращения и осевым давлением и диаметром рукоятки (средние значения для 10 испытуемых) [77]: 1 — осевое давление; 2 — вращение

метра рукоятки (рис. 1.25). Именно так часто и поступают: рычаги, имеющие большое плечо, позволяют создать значительный вращающий момент. Однако для некоторых инструментов поворотного типа (например, для отверток) такой подход имеет ограничения, вызванные тем обстоятельством, что увеличение диаметра рукоятки свыше 50 мм приводит к уменьшению площади контакта кисти с рукояткой и уменьшению сил, действующих по касательной к поверхности рукоятки (рис. 1.26). Оптимум толщины (диаметра) рукоятки лежит примерно в диапазоне 35—50 мм, что соответствует примерно ширине раскрытия ладони, при которой сила схвата максимальна (см. табл. 1.5).

Форма рукоятки инструмента поворотного типа играет решающую роль и в обеспечении правильного функционирования верхней конечности. В наибольшей степени это проявляется при работе с отверткой, имеющей свою специфику: бывают случаи, когда для вывинчивания винтов требуется сделать 40...75 вращательных движений, на что уходит 17...74 с.

Вращательные движения отверткой по способу выполнения можно разделить на четыре основные группы (рис. 1.27):

быстрое вращение отверткой между пальцами (при этом создается незначительный крутящий момент), угол поворота без изменения хвата до 270° ;

вращение пальцами с упором в ладонь, угол поворота до 180° ;

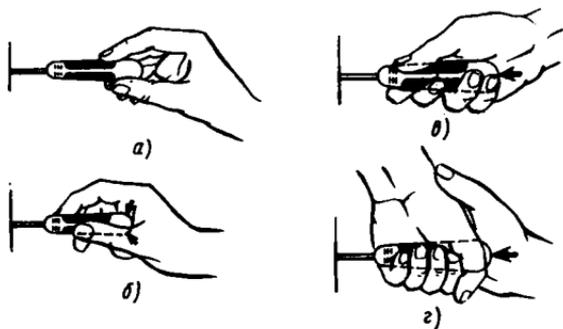
вращение кистью, угол поворота до 120° ;

вращение с нажимом, осуществляемое под давлением (тяжестью) всей руки, угол поворота до 60° .

При этом в зависимости от направления вращения (вправо или влево) рука охватывает рукоятку отвертки или отпускает ее, возвращаясь в исходное положение. Максимальные значения момента при работе отверткой достигаются тогда, когда рукоятка как бы является продолжением оси руки.

Рис. 1.27. Способы захвата и работы отверткой:

a — быстрое вращение между пальцами; *б* — вращение пальцами с упором в ладонную поверхность кисти; *в* — вращение кистью; *г* — вращение кистью с нажимом



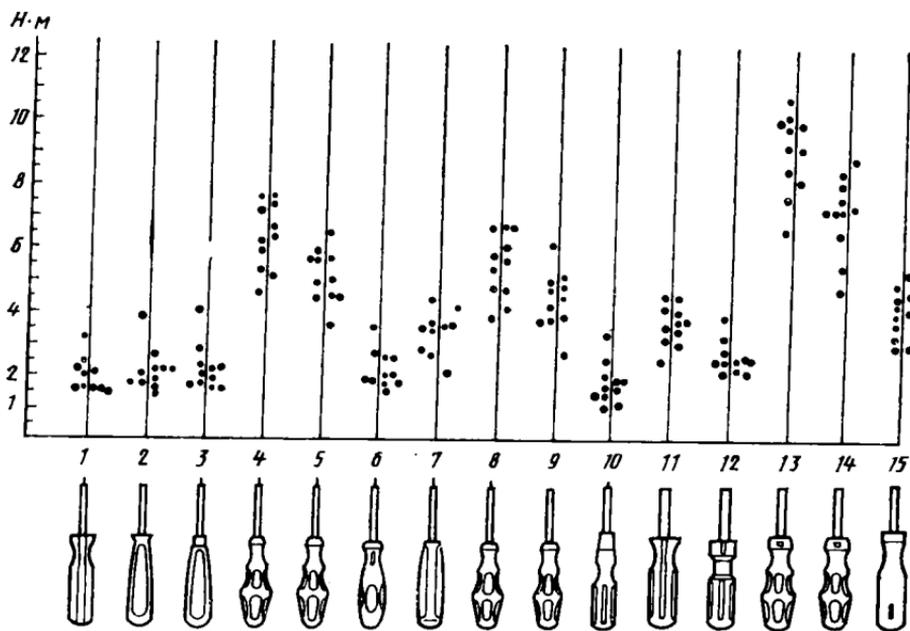


Рис. 1.28. Моменты вращения, развиваемые при использовании различных отверток. Отвертки 13 и 14 имеют ручки новой конструкции [59]

Эффективность работы отвертками существенно зависит от формы и размеров рукоятки (рис. 1.28). Эффективность любой формы рукоятки возрастает с увеличением диаметра ее сечения (см. п. 1.1.5) до 18...40 мм. Существенным (при длительной работе) является выбор сечения, при котором давление на единицу поверхности кисти будет минимальным. Этому требованию (в зависимости от индивидуальных особенностей кисти) удовлетворяют рукоятки с поперечником 30...40 мм и соответствующей формой торцевой части.

В частности, давление на ладонной поверхности связано с формой торцевой части рукоятки¹. Если торец рукоятки плоский, то давление велико, отвертки с такими рукоятками удобны при завинчивании с нажимом, однако и вероятность травмирования ладони при вращении возрастает. Такие рукоятки отверток удобнее применять при операциях в вертикальной плоскости; в остальных случаях необходимо использовать рукоятки с шарообразными торцами.

Для легких работ (завинчивание маленьких винтов и т. п.), требующих быстрого проворачивания отвертки между пальцами (рис. 1.27, а, б), ее размеры существенно отличаются: длина

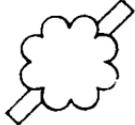
¹ Для создания большего давления инструмент часто снабжают упорами, дополнительными рукоятками. Например, ручные дрели, коловороты и пр. позволяют упираться в них плечом.

примерно 40 мм, небольшой диаметр у жала (клинка), увеличивающийся к торцевой части до 15 мм — в этом месте рукоять удерживается пальцами.

В табл. 1.10 приведены результаты измерения биомеханических характеристик мануальных действий при работе отвертками-

Таблица 1.10

Биомеханические характеристики работы отвертками с различной формой рукоятки [63]

Поперечный разрез рукоятки	Диаметр, мм	Максимальная длина, мм	Объем рукоятки, см ³	Средний максим- альный момент вращения		Средний угол вращения		Среднее время работы с отверткой	
				Завинчива- ние, Н·м	Развинчива- ние, Н·м	Завинчива- ние, °	Развинчива- ние, °	Завинчива- ние, с	Развинчива- ние, с
	20	90	22	3,6	3,4	111	102	2,5	3,0
	24	90	21	3,8	4,0	120	111	2,0	2,4
	28	110	55	5,4	5,8	124	122	1,5	1,6
	32	110	73	6,9	7,4	140	133	1,2	1,3
	25	100	34	3,9	4,2	115	108	2,0	2,2
	32	100	45	5,0	5,4	120	116	1,6	1,8
	36	98	48	4,8	5,3	117	120	1,6	1,7
	31	102	45	6,0	6,5	131	127	1,2	1,5
	25/50	107	50	6,0	6,7	142	144	1,4	1,6
	26	120	46	5,2	5,6	122	115	1,6	2,1

ми, имеющими различные рукоятки. Эти биомеханические характеристики весьма различны. В частности, на максимум крутящего момента влияет форма и размеры рукоятки, степень шероховатости поверхности, а также материал, из которого она сделана. Эластичный материал, обеспечивающий необходимую величину сцепления между кистью и рукояткой, более предпочтителен, поскольку в отличие от твердого материала не травмирует покровные ткани ладонной поверхности кисти. В этой связи пластмассовые рукоятки отверток предпочтительнее деревянных.

Следует, однако, отметить, что рукоятки отверток должны удовлетворять двум противоречивым требованиям: с одной стороны, они должны быть достаточно шероховатыми, чтобы исключить проскальзывание ладони, — здесь существенной оказывается даже влажность кисти, с другой — достаточно гладкими, чтобы исключить травмирование, например появление мозолей, потертостей и т. п.

Выбор рукояток зависит также от того, какой момент силы необходимо приложить при работе отверткой. Легко заворачивающиеся винты требуют незначительного момента, и завинчивание может быть осуществлено быстрым вращением отвертки с помощью пальцев (см. рис. 1.27); в этом случае могут быть применены отвертки, имеющие рукоятки цилиндрического сечения и шарообразную торцовую часть. Напротив, трудно завинчивающиеся винты требуют приложения большого момента силы на рукоятки и, как следствие, соответствующей опоры кисти (при этом основная нагрузка вращения приходится на большой и указательный пальцы).

Анализ биомеханических характеристик, приведенных в табл. 1.10 и на рис. 1.28, а также субъективных ощущений работающего позволили разработать формы рукояток, которые авторы считают оптимальными. Рукоятка, предложенная в работе [63], имеет переменное сечение: она сужается в средней части; торцовая часть, прилегающая к кисти, шарообразная; рукоятка имеет два плоских углубления — именно в этом месте располагаются большой и указательный пальцы. В месте крепления жала отвертки имеется небольшое утолщение рукоятки, предохраняющее пальцы от соскальзывания и травмы.

В работе [59] предлагается другой вариант рукоятки (рис.

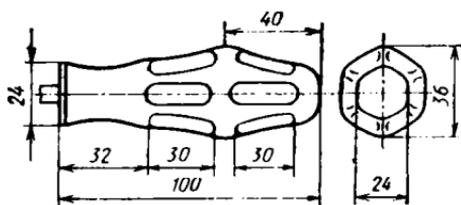


Рис. 1.29. Форма рукоятки отвертки, учитывающая биомеханические характеристики движения кисти при вращении [59]

1.29). В доказательство ее оптимальности автор ссылается на то, что такая рукоятка позволяет создавать очень большой момент вращения (см. рис. 1.28, поз. 13 и 14), она обеспечивает контакт с большой площадью ладони. На этом основании автор называет новую ручку ортопедической. Рабочие, опробовавшие рукоятку, почти всегда предпочитали ее остальным.

1.4. ОРГАНЫ УПРАВЛЕНИЯ

К числу наиболее часто используемых органов ручного управления относятся: кнопки, в том числе нажимаемые одним пальцем, нажимаемые несколькими пальцами; тумблеры и переключатели; поворотные ручки (включая штурвалы) и др. Эргономические требования к ним были многократно описаны в отечественной [14, 17, 27, 36, 39 и др.] и переводной литературе [35 и др.]. Чтобы избежать ненужных повторений, мы остановимся только на одном из ручных способов управления.

1.4.1. Работа на клавишных аппаратах

Клавишный ввод в настоящее время применяют весьма широко. Клавиатура используется в терминалах ЭВМ, в настольных счетных машинах, кассовых аппаратах, пишущих машинках, телеграфных аппаратах, канцелярских машинах, микрокалькуляторах и т. п. Рабочие циклы при работе на клавишных аппаратах, как правило, многократно повторяются. Большое их число за рабочую смену (табл. 1.11) приводит к нервно-мышечному утомлению, которое может быть основным этиологическим фактором мышечного перенапряжения и возникновения профессиональных заболеваний рук [32, 58, 60, 81 и др.].

Таблица 1.11

Усилия и число движений за смену при работе на клавишных инструментах [32]

Профессия	Число обследованных	Усилие, Н	Число движений за смену
Пианисты	21	$4,18 \pm 0,38$	$133\ 680 \pm 2750$
Телеграфисты	17	$2,24 \pm 0,06$	$96\ 750 \pm 4320$
Монотиписты	20	$3,33 \pm 0,08$	$83\ 108 \pm 2870$
Линотиписты	14	$1,62 \pm 0,06$	$41\ 498 \pm 2522$
Кассиры	18	$4,97 \pm 0,18$	378 ± 314

Примечание. Усилия измеряли при нажатии на клавишу в рабочих условиях. У пианистов смена равнялась 4 ч игры на инструменте.

Имеются данные, свидетельствующие, что в возникновении этих заболеваний существенную роль играет рабочая поза, а также форма, размеры и расположение клавиатуры [54, 60 и др.].

Биомеханика работы на клавишных аппаратах определяется [4]: положением клавиатуры относительно оператора (оно вместе с рабочей мебелью задает рабочую позу); устройством клавиатуры, а именно ее семантикой (т. е. смыслом, несомым отдельными клавишами), геометрией (расположением клавиш, углом их наклона, размерами клавиш и межклавишных интервалов и т. п.) и динамическими характеристиками.

Большинство клавишных аппаратов с точки зрения человеческого фактора сконструированы неудачно. И хотя за последние 50 лет внесено большое число предложений, направленных на их совершенствование [31, 76 и др.], значительная их часть не находит применения из-за необходимости переучивания многочисленного персонала и опасности иметь несколько клавиатур, на каждой из которых будет уметь работать только часть работников.

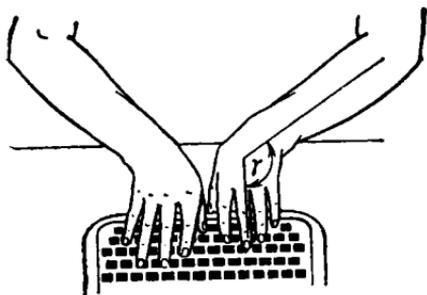
Рабочая поза оператора и расположение клавиатуры. В большинстве клавишных аппаратов клавиатура подобна той, что принята в пишущих машинках: несколько (обычно от трех до пяти) параллельных горизонтальных рядов клавиш длиной 200 ... 350 мм.

При работе с такой клавиатурой оператор должен держать ладони приблизительно горизонтально (пронированными, т. е. повернутыми внутрь вдоль продольной оси предплечья почти до анатомического предела). Этим сразу же нарушается одно из основных требований к правильной рабочей позе: рабочая поза должна находиться в середине возможного диапазона движения, вдали от анатомических границ подвижности. Чтобы обеспечить эту позу, должны быть активированы мышцы-прониаторы предплечья (главным образом круглый и квадратный прониаторы). Эти мышцы должны быть активны в течение всего времени поддержания позы. Такое длительное статическое напряжение мышц неминуемо приводит к их утомлению.

Пытаясь снизить мышечное напряжение, оператор непроизвольно стремится поднять локти в стороны и вперед. При этом, однако, мышцы плечевого пояса все равно будут испытывать повышение нагрузки в течение длительного времени [55]. Подобная увеличенная мышечная активность оператора, держащего локти в приподнятом состоянии, подтверждаемая электромиографическими измерениями, весьма утомительна (см. рис. 2.5, 2.28).

В большинстве случаев ширина клавиатуры меньше ширины плеч работающего; например, на стандартной пишущей машинке ширина клавиатуры 220 мм, а среднее расстояние меж-

Рис. 1.30. Положение рук при работе на клавишных инструментах. Ширина клавиатуры меньше ширины плеч, поэтому работа на такой клавиатуре приводит к необходимости отклонения кистей в стороны



ду локтевыми суставами у мужчины составляет около 500 мм (рис. 1.30).

В результате во время работы предплечья должны поворачиваться внутрь. Подобный поворот более характерен для мужчин, поскольку их плечи шире, чем у женщин. Указанный поворот приводит к тому, что нарушается перпендикулярное положение предплечья по отношению к продольному ряду клавиатуры. Это приводит к необходимости отклонения кисти в сторону клавишного аппарата (рис. 1.30). Наиболее ярко это отклонение (отведение кисти) проявляется у кассиров и операторов счетных машин, поскольку левой рукой они перелистывают документы, а правой работают на счетном аппарате. Результатом подобного отведения кисти является значительное число жалоб на болезненные ощущения в предплечьях и кистях, зависящие от угла ϕ отведения кисти [58, 73 и др.] (рис. 1.31). Частота жалоб на болезненные ощущения возрастает по мере увеличения угла отклонения кисти в сторону. Это хорошо соответствует описанным выше явлениям, связанным с возрастанием механической нагрузки на анатомические структуры лучезапястного сустава при необходимости отклонения кисти от ее нейтрального положения (см. рис. 1.8).

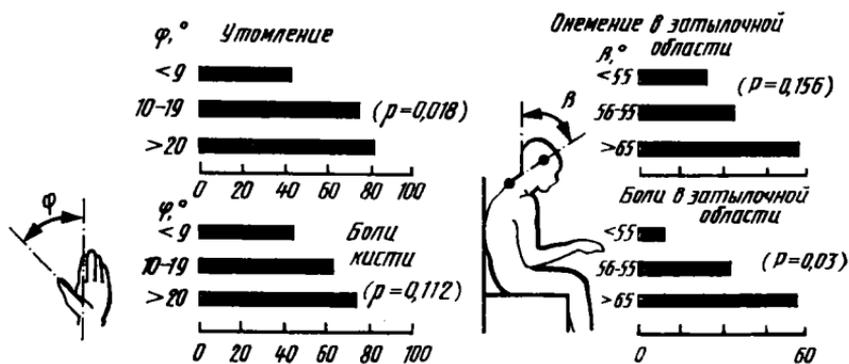


Рис. 1.31. Частота появления неприятных ощущений при работе на клавиатуре при различных углах отведения кисти и при разных углах наклона головы [58]. Угол определялся между вертикалью и прямой линией, соединяющей седьмой шейный позвонок со слуховым проходом

Отмеченные недостатки позы оператора могут быть устранены лишь при кардинальной реконструкции клавиатуры.

Отметим ряд типичных дефектов рабочей позы оператора при работе на клавишных аппаратах, которые легко устраняются правильно подобранной рабочей мебелью (см. п. 2.1.2). На позу, в частности на степень наклона вперед в шейном отделе позвоночника, влияет расстояние до считываемого материала и его положение. Увеличение наклона в шейном отделе позвоночника приводит к росту числа жалоб. В этом случае полезным является применение пюпитра для текста, регулируемого по высоте и положению. Существенное значение имеет также расстояние от туловища до клавиатуры: чем оно больше, тем утомительнее поза.

При работе на компьютере оператору часто приходится несколько секунд ждать ответа с зависшими над клавиатурой руками. Для снижения утомления оператора в этом случае целесообразно использовать клиновидные подставки к клавиатуре, на которых оператор может располагать руки для отдыха [31, 90] (рис. 1.32) или пользоваться устройством биомеханической разгрузки верхних конечностей (см. рис. 2.8).

До сих пор найдено только одно конструкторское решение, которое устраняет недостатки позы при работе на клавишных аппаратах, — это разделение клавиатуры на две части отдель-

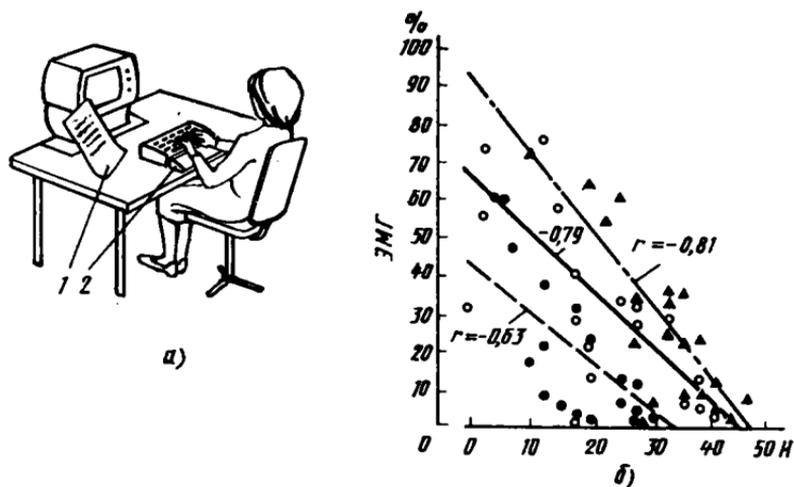


Рис. 1.32. Оборудование рабочего места пюпитром 1 и подставкой 2 для рук, размещенной между клавиатурой и телом, снижает утомление оператора (а); зависимость между величиной давления предплечья на клиновидную подставку и электрической активностью мышц ЭМГ (чем в большей степени предплечье опирается о подставку, тем меньше напряжение мышц ЭМГ) (б). ○ — предпочитаемая высота клавиатуры; ● — высота клавиатуры ниже на 5 см; ▲ — высота клавиатуры выше на 5 см предпочитаемого уровня (Средние данные 20 человек) [90]

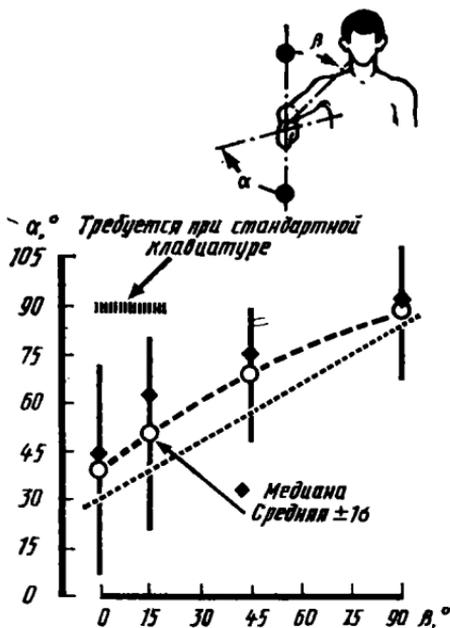
но для левой и правой руки и расположение каждой из них под углом друг к другу и не горизонтально, а под некоторым углом к сагиттальной оси тела, так, чтобы наружные края были ниже, чем внутренние. Детальное описание проведенных экспериментов приведено в работах [31, 66, 76]. Было установлено, что оптимальный угол наклона клавиатуры к срединной (сагиттальной) оси обычно составляет $45\text{--}60^\circ$. Этот угол зависит от ширины разнесения в стороны частей клавиатуры и от связанного с этим подъема локтевых суставов: с увеличением угла между рукой и туловищем предпочитаемое положение кисти меняется (рис. 1.33).

Рассмотрим отдельные вопросы, связанные с конструкцией клавиатуры.

Семантика клавиатуры. С тех пор, как в 1878 г. началось массовое производство первой пишущей машинки, в которой клавиши размещались в том же порядке, что и литеры в наборной кассе, расположение клавиш в ней практически не изменилось до настоящего времени. В 1971 г. Международная организация по стандартизации утвердила это расположение как международный стандарт (для клавиатуры с латинским шрифтом), который используется не только в пишущих машинках, но и в терминалах ЭВМ, телеграфных аппаратах и т. п.

Хотя к тому времени многочисленными исследованиями было установлено, что левая рука испытывает большую нагрузку, чем правая, что нагрузка на пальцы неравномерна и не соответствует их силовым возможностям (на мизинец левой руки она примерно в 6 раз выше, чем на мизинец правой), и было предложено свыше десятка более совершенных вариантов клавиатур, трудности, связанные с необходимостью переучивать персонал, оказались значительными. Автор работы [76] пришел к выводу, что все попытки усовершенствования семантики клавиатуры мало перспективны — они не будут поддержаны. Думается, что то же самое относится и к клавиатурам с русским шрифтом.

Рис. 1.33. Предпочтительное положение ладони и предплечья при работе на клавиатуре [66]



Однако при конструировании клавиатуры для аппаратов нового типа, относительно которых не предполагается, что на них будут работать опытные машинистки, следует учесть тот опыт, который был накоплен при попытках усовершенствовать клавиатуру пишущих машинок. Кроме того, следует иметь в виду, что пульта современных ЭВМ в принципе дают возможность перепрограммировать смысловое содержание клавиш по желанию пользователя. Трудно сказать, насколько широко этой возможностью будут пользоваться на практике.

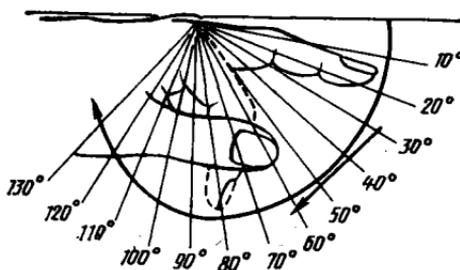
Геометрия клавиатуры. Каждый палец руки имеет разную длину, при сгибании кончики пальцев располагаются на разной высоте и движутся по дугам разной кривизны. Поэтому стандартное расположение клавиш «прямолинейные ряды и скошенные столбцы», при котором все клавиши одного ряда расположены на одной и той же высоте и утапливаются вертикально, не оптимально. Был предложен ряд вариантов приспособления геометрии клавиатуры к естественным особенностям кисти человека. Рассмотрим наиболее интересные из них.

1. Переход от клавиатуры «прямолинейные ряды — скошенные столбцы» к клавиатуре «дугообразные ряды — прямые столбцы»; в этом случае положение клавиш более соответствует строению кисти.

2. Использование клавиш неравной высоты, соответствующей неравной длине пальцев (так называемый Мальтрон-пулт). При работе за таким пультом оператор, случайно ошибившийся рядом клавиатуры, получает тактильную информацию об этом.

3. Определение оптимального угла утапливания клавиш. Рекомендации здесь даются на основе изучения кинематики движения пальцев при их сгибании (рис. 1.34), а также путем измерения усилий, требуемых для нажатия клавиш при различных углах наклона клавиатуры [93].

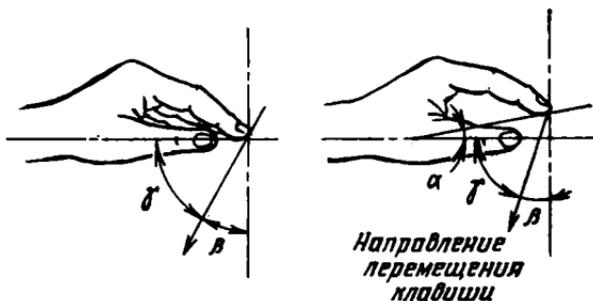
Наиболее приемлемым является приложение силы по касательной к траектории движения кончика пальца. Этот угол является также углом сильнейшего нажима. При любой конструкции клавиатуры оператор должен установить угол между своей рукой и направлением движения пальцев так, чтобы нажимать вдоль этой кривой. Если оператор не сможет легко установить правильный угол, не затрагиваясь до других клавиш и стола и не испытывая ощущений неудобства в за-



Если оператор не сможет легко установить правильный угол, не затрагиваясь до других клавиш и стола и не испытывая ощущений неудобства в за-

Рис. 1.34. Направление усилия, развиваемого пальцем, в зависимости от его положения

Рис. 1.35. Определение оптимального угла утапливания клавиш с учетом естественного положения кисти



пьястье, клавиатура будет для него неудобной (отсюда, в частности, следует, что клавиши, расположенные ближе к оператору, должны двигаться под другим углом, чем те, которые расположены дальше).

В тех случаях, когда кончик согнутого пальца находится на продольной оси предплечья (естественное положение кисти), предпочитаемый угол утапливания клавиши γ в среднем равен 55° по отношению к оси предплечья (рис. 1.35). Поэтому если клавиша утапливается в консоли вертикально, то для обеспечения оптимального угла надавливания на клавишу кисть должна была бы находиться под углом $\alpha = 35^\circ$ к горизонтали, что неудобно. Рекомендуемый компромисс состоит в том, чтобы клавиши утапливались под углом к вертикали в среднем $\beta = 21,5^\circ$. При этом угол между горизонтально расположенным предплечьем и кистью будет $\alpha = 13,5^\circ$.

Динамика клавиш. Динамика клавиш характеризуется зависимостью между силой, приложенной к клавише F , и ее перемещением S .

В соответствии с характером этой зависимости различают три основных типа клавиш.

1. Зависимость между силой и перемещением линейна (в рабочем диапазоне). Это так называемые «клавиши без ощущения завершения движения». Они имеют тот недостаток, что не обеспечивают обратной связи — оператор не знает, как сильно или далеко следует нажимать на клавишу для обеспечения необходимого эффекта.

2. Зависимость между силой и перемещением имеет линейный и нелинейный участки. Это так называемые «клавиши с ощущением удара». Клавиши подобного типа применяются сотни лет в музыкальных инструментах (органы, клавикорды и т. п.).

3. Клавиши «стопорного» типа. Когда сила, приложенная к клавише, достигает определенного уровня, клавиша начинает двигаться при постепенно уменьшающихся почти до нуля значениях силы; во второй части движения дальнейшее перемещение клавиши требует все возрастающих усилий. К сожалению

нию, зависимости такого типа изучены только в статике, при этом не учитывались ударный импульс, кинетическая энергия кисти и пальцев и др.

Интерес к вопросу об оптимальной динамике движения клавиш в настоящее время значительно снизился вследствие широкого использования технологически выгодного сенсорного управления. Сенсорная клавиатура быстро осваивается операторами, в том числе и большинством тех, кто привык к традиционной клавиатуре [72]. Поэтому именно сенсорная клавиатура (учитывая ее потенциальную дешевизну) рассматривается как наиболее перспективная.

Б. РАБОЧИЕ ДЕЙСТВИЯ НОГАМИ

Обычно рабочие действия ногами носят вспомогательный характер, хотя при управлении многими машинами и аппаратами эти действия оказываются весьма важными (управление самолетами, автомобилями, игра на некоторых музыкальных инструментах и др.).

Скорость и точность движений, выполняемых стопой, могут соперничать с некоторыми движениями, выполняемыми верхней конечностью. Так, временные параметры элементарных движений рукой, встречающихся в промышленности (в частности, «время дотягивания») при расстояниях 150 мм ничуть не меньше, чем время выполнения этих движений стопой [65].

Эксперименты по определению точности приложения статических сил к средствам управления самолетами, таким, как рычаги, штурвалы, показали, что относительная точность выполнения операции с помощью нижних конечностей была примерно такой же, как с помощью рук. Однако эргономическая литература утверждает, что операции управления нижними конечностями осуществляются с меньшей скоростью и точностью, чем аналогичные операции руками.

По мнению автора работы [65], подобные высказывания больше основываются на личном убеждении, чем на результатах исследований.

1.5. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

1.5.1. Антропометрические размеры

Основные размерные характеристики нижних конечностей мужчин и женщин приведены в гл. 2 (см. табл. 2.1). Укажем средние размеры стоп мужчин: длина 267 мм, ширина 100 мм; женщин: длина 244 мм, ширина 91 мм.

1.5.2. Масс-инерционные характеристики

Средние значения масс-инерционных характеристик сегментов нижних конечностей, определенные радиоизотопным методом, приведены в табл. 1.12.

Масс-инерционные характеристики нижней конечности конкретного человека можно определить по его массе и длине тела с помощью уравнений множественной регрессии (табл. 1.13).

Таблица 1.12

Средние значения ($x \pm \sigma$) масс-инерционных характеристик сегментов нижней конечности ($n=100$ мужчин) [24]

Показатели	Сегменты		
	Стопа	Голень	Бедро
Масса m , кг	$0,997 \pm 0,141$	$3,160 \pm 0,439$	$10,360 \pm 1,568$
Положение центра масс, %	$55,85 \pm 3,65$	$40,47 \pm 2,81$	$45,49 \pm 1,94$
Отношение массы сегмента к массе тела, %	$1,37 \pm 0,155$	$4,330 \pm 0,305$	$14,165 \pm 0,998$
Отношение радиуса инерции относительно сагиттальной оси сегмента к его длине, %	$25,7 \pm 0,95$	$28,1 \pm 0,63$	$26,7 \pm 0,99$
Отношение радиуса инерции относительно фронтальной оси сегмента к его длине, %	$24,5 \pm 0,80$	$27,5 \pm 0,61$	$26,7 \pm 0,99$
Отношение радиуса инерции относительно продольной оси сегмента к его длине, %	$12,4 \pm 1,24$	$11,4 \pm 1,96$	$12,1 \pm 0,93$

Таблица 1.13

Коэффициенты уравнений множественной регрессии вида $y = B_0 + B_1 x_1 + B_2 x_2$ для вычисления масс-инерционных характеристик сегментов нижних конечностей мужчин по массе x_1 (кг) и длине x_2 тела [24]

Сегмент	B_0	B_1	B_2	σ
Масса сегмента, кг				
Стопа	-0,829	0,0077	0,0073	0,101
Голень	-1,592	0,0362	0,0121	0,219
Бедро	-2,649	0,1463	0,0137	0,721
Положение центра масс на продольной оси сегмента, см				
Стопа	3,767	0,065	0,033	1,1
Голень	-6,05	-0,039	0,142	1,25
Бедро	-2,42	0,038	0,135	1,31

Сегмент	B_0	B_1	B_2	σ
Главный центральный момент инерции относительно сагиттальной оси, кг·см²				
Стопа	—100	0,480	0,626	6,8
Голень	—1105	4,59	6,63	48,6
Бедро	—3557	31,7	18,61	248
Главный центральный момент инерции относительно фронтальной оси, кг·см²				
Стопа	—97,09	0,414	0,614	5,77
Голень	—1152	4,594	6,815	49
Бедро	—3690	32,02	19,24	244
Главный центральный момент инерции относительно продольной оси, кг·см²				
Стопа	—15,48	0,144	0,088	2,7
Голень	—70,5	1,134	0,3	22
Бедро	—13,5	11,3	—2,28	49

Примечание. σ — стандартная ошибка уравнения регрессии.

При необходимости более точного определения этих характеристик можно пользоваться регрессионными уравнениями, где независимыми переменными служат наиболее прогностические антропометрические признаки. Эти уравнения приведены в работе [24].

1.5.3. Кинематические характеристики

На рис. 1.36 приведен возможный и рекомендуемый при рабочих операциях диапазон движений в отдельных суставах нижних конечностей.

Возможная амплитуда движений в суставе зависит от положения, которое при этом занимает соседний сустав (причиной этой зависимости являются двусуставные мышцы, т. е. те мышцы, которые проходят через два соседних сустава). В частности, степень сгибания в тазобедренном суставе и соответственно возможная высота расположения стопы (и педали) по отношению к сиденью зависит от степени сгибания в коленных суставах: выпрямленную ногу поднять высоко трудно.

Амплитуда движений в голеностопном суставе уменьшается с возрастом [75], она также зависит от положения голени относительно бедра, т. е. от угла в коленном суставе.

Что касается скорости движения нижних конечностей, то самым быстрым является движение голени вперед из верти-

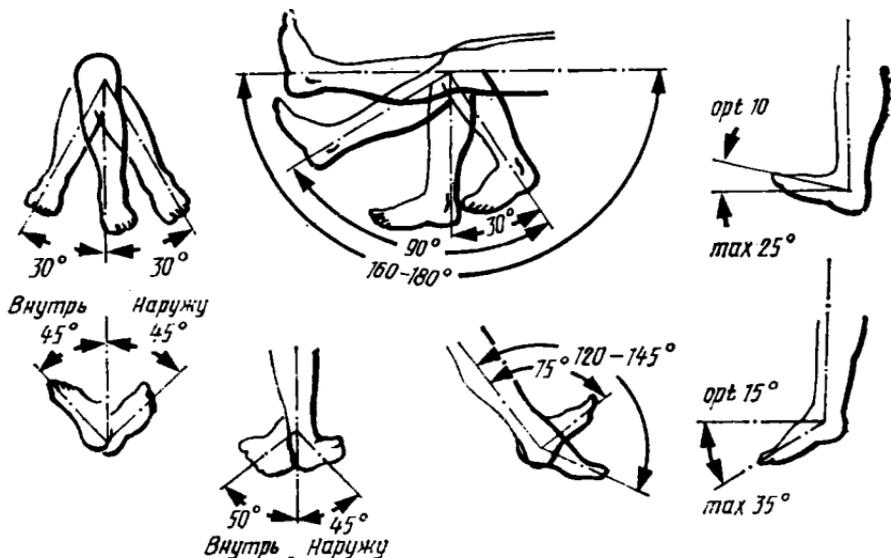


Рис. 1.36. Движения в суставах нижних конечностей. Размах и зона, используемая при управлении техническими устройствами

кального или близкого к нему положения; движения голени назад или в стороны более медленны [65].

1.5.4. Силовые характеристики

Изучению силовых характеристик нижних конечностей посвящено значительное число работ [3, 8, 40, 45, 85, 86 и др.]. Ограничимся рассмотрением силовых возможностей человека только при видах движения: выпрямлении ноги и подошвенном сгибании стопы. Другие виды редко используются для управления.

При выпрямлении ноги сила, которую проявляет сидящий человек, зависит от угла в коленном и тазобедренном суставах. Максимальные силовые показатели при давлении на педаль фиксируются при почти выпрямленном положении ноги, когда угол в коленных суставах близок к 170° или даже превышает его (рис. 1.37) [86].

Угол в тазобедренных суставах зависит от наклона спинки сиденья, высоты положения педали. Автор работы [86], изучавший зависимость силы давления на педаль от степени выпрямления ноги и высоты положения педали (к сожалению, только при вертикальном положении спинки сиденья и туловища), установил, что максимальная сила проявляется при расположении педали примерно на 150 мм ниже оси тазобедренных суставов. Аналогичные результаты получали и другие ис-

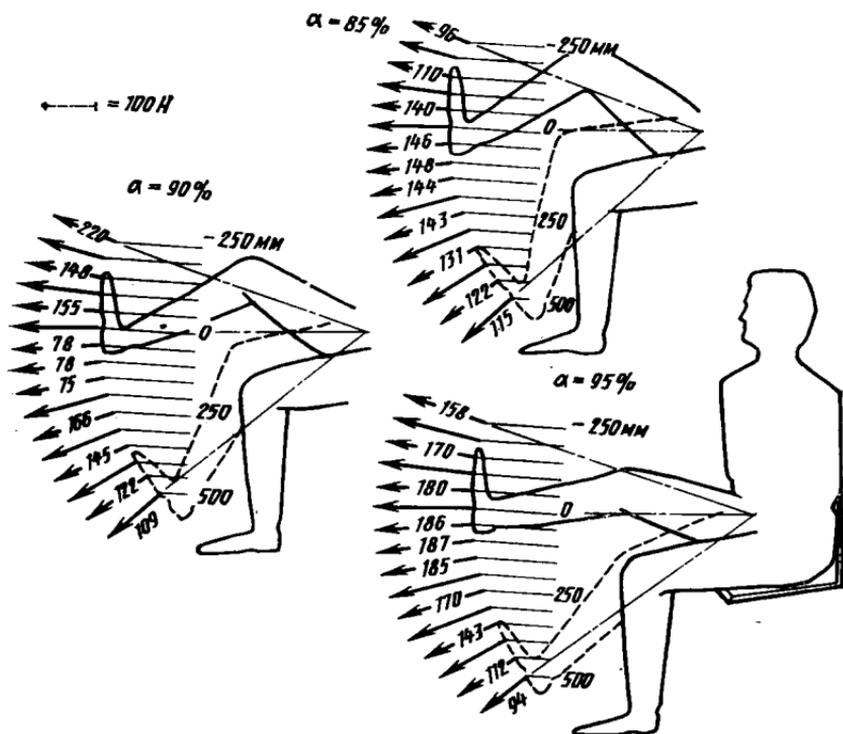


Рис. 1.37. Зависимость силы нижней конечности от угла в коленном суставе и высоты точки приложения:

α — степень сгибания нижней конечности, выраженная в % от максимального распрямления нижней конечности [86]

следователи. Такое положение педали, однако, очень неудобно, так как нога находится практически на весу. Из этого следует, что удобное положение педали вовсе не обязательно совпадает с таким, при котором проявляется наибольшая сила [6].

Женщины могут проявить при давлении на педаль силу, значительно меньшую, чем мужчины. Различия в силе правой и левой ноги не установлены [65].

1.5.5. Точность движений ногами

Точность движений голени вперед-назад не отличается от точности движений в стороны. В экспериментах движения влево были не более точными, чем движения вправо, а движения вперед были не более и не менее точными, чем движения назад. Различия в точности между более и менее быстрыми движениями не установлены [65].

В экспериментах по определению влияния угла в коленном суставе (углы 105, 120 и 135°, $n=36$) на точность перемещения

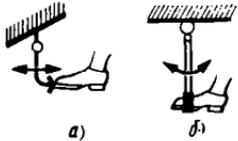
педаль не было обнаружено взаимосвязи точности перемещения и угла в коленном суставе, однако субъективно испытуемые указывали, что угол 120° был более удобен [65].

1.6. КОНСТРУКЦИЯ ПЕДАЛЕЙ И КАЧЕСТВО УПРАВЛЕНИЯ

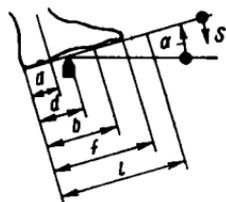
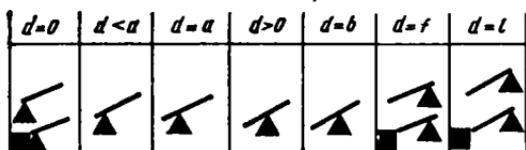
Качество управления зависит от положения педали относительно оператора и ее конструкции (примеры наиболее применяемых конструкций приведены в табл. 1.14). За исключением случая, когда управление осуществляется боковым движением колена в сторону (как в некоторых типах электрических швейных машин), во всех остальных конструкциях управляющее движение происходит в сагиттальной плоскости. В основном используются два вида движений: поворот стопы в голеностоп-

Таблица 1.14

Наиболее применяемые конструкции педалей

Вид педали	Движение нижней конечности	Словные характеристики движения
	Повороты стопы при опоре пяткой	Сидя 30 ... 60 Н Стоя 100 ... 300 Н Ход 40 ... 60 мм
	При опоре на подушечки пальцев	Сидя 40 ... 90 Н Стоя 140 ... 400 Н Ход 40 ... 60 мм
	При опоре на передний отдел стопы	Сидя 80 ... 100 Н Стоя 50 ... 150 Н Ход 30 ... 40 м
	Перемещение стопы вверх-вниз	Сидя 80 ... 100 Н Стоя 80 ... 50 Н Ход — большой
	Движение стопы вперед-назад: а — свободной б — закрепленной	Сила — средняя Ход — большой
	Движения коленей	Сила — малая Ход — малый

Расположение точки вращения педали



■ — Стационарный упор для пятки

Рис. 1.38. Варианты педалей с различным расположением оси вращения:

a — расстояние от пятки до лодыжки; b — расстояние от пятки до плюснефалангового сустава; d — расстояние от заднего края педали до оси вращения; f — длина стопы; l — длина педали; α — исходный угол наклона педали; S — движение педали — линейное или вращательное

ном суставе и выпрямление ноги. Сочетание различных вариантов положения педали, особенностей ее конструкции и управляющего движения дает большое число разных вариантов, которые изучены к настоящему времени явно недостаточно.

Педали, рассчитанные на использование в качестве управляющего движения поворота стопы в голеностопном суставе, отличаются по конструкции прежде всего местом расположения оси вращения (рис. 1.38).

1.6.1. Сила давления на педаль

При одном и том же моменте силы сопротивления педаль с осью вращения, расположенной под осью вращения голеностопного сустава ($d=a$), требует меньших усилий для перемещения. При перенесении оси вращения вперед или назад ($d < a$ и $d > a$) усилия возрастают. Наибольшие усилия приходится прикладывать, когда ось педали расположена у переднего края стопы.

1.6.2. Время, скорость, частота и точность выполнения рабочих операций

В тех случаях, когда ось вращения педали находится у ее переднего или заднего края ($d=l$; $d=0$), может быть произведено максимальное число движений в минуту (рис. 1.39). Использование стационарных платформ для упора пятки или расположение оси вращения педали под сводом стопы ($d > a$) снижают возможную частоту движений.

Аналогичные данные получены при оценке времени выполнения движений. Оно наименьшее у педали, имеющей точку опоры под осью голеностопного сустава ($d=a$). При перенесе-

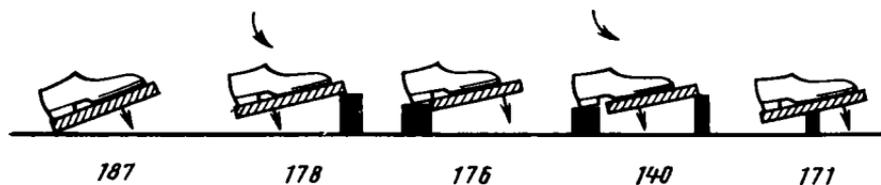


Рис. 1.39. Влияние расположения оси вращения педали на максимальное число нажатий в минуту [47]

нии оси вращения к переднему краю время увеличивается [65, 68, 89 и др.].

Особое место занимает комбинированная педаль, поворотом вперед и назад которой выполняются самостоятельные функции (например, подача топлива и торможение). Эксперименты по сравнению времени реакции от момента возникновения угрозы несчастного случая до начала торможения выявили преимущества комбинированной педали. При существующей системе двухпедального управления среднее время реакции $t_p = 0,468$ с; при использовании комбинированной педали шириной 87,5 и длиной 275 мм это время снижается до 0,256 с. Экономия 45% времени реакции за счет конструкции педали ведет к тому, что, например, на скорости 100 км/ч тормозной путь уменьшается примерно на 6 м [80].

Время нажатия на педаль тормоза у мужчин и женщины неодинаково. Мужчины проявляют большую скорость [51]. Из этого следует, что женщинам потребуется примерно на 3 м больше расстояние для того, чтобы остановиться при езде на автомобиле со скоростью 100 км/ч.

Точность движения педали наивысшая при расположении оси вращения под голеностопным суставом или под сводом стопы; точность ниже, когда ось вращения находится у заднего края стопы ($d=0$) [65].

1.7. ВЫБОР И РАСПОЛОЖЕНИЕ ПЕДАЛЕЙ

Вид педалей и их расположение в рабочем пространстве зависят от задачи, которую предстоит выполнить.

Если педали предназначены для передачи на механизм больших статических усилий, то их следует располагать примерно на уровне сиденья (не ниже 150 мм от него) на таком расстоянии, чтобы нижняя конечность была почти выпрямлена; угол между голенью и стопой должен быть 80...90°. Должна быть обеспечена прочная опора для спины.

Напротив, если выполняемые посредством педали операции не требуют значительных усилий, педаль может быть опущена и сила к ней будет прикладываться либо давлением всей нижней конечности, либо вращением стопы в голеностопном су-

ставе. При этом бедро должно находиться в горизонтальном положении или слегка приподнято, угол в коленном суставе должен быть $90 \dots 150^\circ$, а угол в тазобедренном суставе $90 \dots 120^\circ$ [65]. В большинстве случаев предпочтительнее pedalь с осью вращения, находящейся под осью голеностопных суставов ($d=a$).

Если pedalь рассчитана на управляющее движение всей ногой (а не управление поворотом стопы), то направление ее перемещения должно совпадать с естественным направлением разгибания выпрямляемой ноги во всем рабочем диапазоне. В противном случае контакт ноги с pedalью во время движения будет ухудшаться (вплоть до соскальзывания).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Апштейн З. В., Шейнфинкель В. М. Исследование функции схвата здоровой кисти // Протезирование и протезостроение. 1965. Вып. 15. С. 45—50.
2. Аруин А. С. Биомеханические основы индивидуальной защиты человека в условиях профессиональной деятельности // Здоровье и функциональные возможности человека. М.: Институт биофизики, 1985. С. 24.
3. Аруин А. С., Зацюрский В. М. Биомеханические свойства скелетных мышц и сухожилий. М.: ГЦОЛИФК, 1980. 63 с.
4. Аруин А. С., Зацюрский В. М. Эргономическая биомеханика работы на клавишных аппаратах. М.: 1984. 21 с. Деп. в ВИНТИ 26.02.85, № 1483.
5. Аруин А. С., Зацюрский В. М. Эргономическая биомеханика мануальных действий. М.: 1984. 91 с. Деп. в ВИНТИ 6.08.84, № 5684.
6. Аруин А. С., Зацюрский В. М. Эргономическая биомеханика рабочих действий ногами. М.: 1985. 23 с. Деп. в ВИНТИ 27.06.85, № 4650.
7. Аруин А. С., Зацюрский В. М., Прилуцкий Б. И. Морфометрия мышц в биомеханике локомоций. М.: 1986. 105 с. Деп. в ВИНТИ 05.09.86, № 6530.
8. Аруин А. С., Прилуцкий Б. И. Зависимость удлинения трехглавой мышцы голени от углов в голеностопном и коленном суставах // Физиология человека. 1986. Т. II. С. 244—248.
9. Банков Ст. Исследование силы схвата кисти // Ортопедия и травматология. София: 1977. Т. 14. С. 9—16.
10. Барри Х. С. Травмы мягких тканей у спортсменов // Наука и спорт. Под ред. В. М. Зацюрского. М.: Прогресс, 1982. С. 207—236.
11. Бернштейн Н. А. Физиология движений // Общие основы физиологии труда. М.—Л.: 1934. С. 336—450.
12. Биомеханические аспекты эргономики бытового электронного инструмента / Биленко А. Г., Бочаров А. Ф., Говорков Л. П. и др. // Техническая эстетика. 1983. № 5. С. 21—24.
13. Бирюкова Е. В., Юровская В. З. О расчетной модели руки. М.: 1981. 56 с. Деп. в ВИНТИ, № 15323.
14. Боброва-Голикова Л. П., Мальцева О. М., Коханова Н. А., Строкина А. Н. Эргономика и безопасность труда. М.: Машиностроение, 1985. 111 с.
15. Бунак В. В. Антропометрия. М.: Учпедгиз, 1941. 386 с.
16. Бюиссе С. Позы и движения // Физиология труда. М.: Медицина, 1973. С. 37—124.
17. Волкова И. М., Гончаров И. А., Горшков С. И. и др. Производственная эргономика. Под ред. С. И. Горшкова, М.: Медицина, 1979. 310 с.
18. Горячкин В. П. Теория ручных орудий // Вестник металлопромышленности. 1925. № 3—4. С. 193—200.
19. Горячкин В. П. Теория ручных орудий // Собр. соч. в 7 т. М.: Сельхозгиз, 1937. Т. I. С. 63—68.

20. Горячкин В. П. Теория ручных ножниц и основные принципы их построения // Собр. соч. в 7 т. М.: Сельхозгиз. 1940. Т. 5. С. 201—214.
21. Ермакова С. В., Подставка Т. П., Строкина А. Н. Антропометрический атлас. М.: ВНИИТЭ, 1977. 138 с.
22. Желгowski В. А. Ручные ударные орудия и работа ими // Вестник металлопромышленности. 1925. № 3—4. С. 200—218.
23. Зацнорский В. М. Двигательные предпочтения // Биомеханика. М.: Физкультура и спорт, 1979. С. 233—235.
24. Зацнорский В. М., Аруин А. С., Селуянов В. Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981. 141 с.
25. Зацнорский В. М., Аруин А. С., Прилуцкий Б. И., Шахназаров А. И. Определение биомеханическим способом плеч сил мышечной тяги // Физиология человека. 1985. Т. II. С. 616—622.
26. Зацнорский В. М., Бартоинетц К., Каймин М. А., Райцин Л. М. На пути к решению обратной задачи динамики при пространственном движении человека // Биомеханика: Тр. РИИТО. Рига: 1975. Вып. 13. С. 537—548.
27. Зинченко В. П., Муннипов В. М., Смоляев Г. Л. Эргономические основы организации труда. М.: Экономика, 1974. 329 с.
28. Каптерева Т. Т. Защитные перчатки // Техническая эстетика. 1983. № 9. С. 31.
29. Матов И., Банков Ст. Реабилитация при повреждениях руки. София: Медицина и физкультура. 1981. 255 с.
30. Машкара К. И. Особенности возрастной перестройки суставов кисти у представителей некоторых рабочих специальностей // Архив анатомии, гистологии и эмбриологии. 1966. Т. 5. № 1. С. 3—13.
31. Миртов Ю. Н., Аруин А. С. Эргономические и биомеханические основы конструирования клавиатуры // Тр. II Всесоюзной школы-семинара «Перспективы развития эргономической биомеханики». М.: 1988. С. 91—112.
32. Мойкин Ю. В., Тарасенко Н. А., Анянцев Б. Е. и др. Условия возникновения мышечных перенапряжений при локальной физической работе // Гигиена труда и профзаболеваний. 1982. № 5. С. 11—15.
33. Присакарь И. Ф. Травматизм и его профилактика. Кишинев: Штиинца. 1981. 191 с.
34. Сидоров О. А. Физиологические факторы человека, определяющие компоновку поста управления машиной. М.: Оборонгиз, 1962. 363 с.
35. Справочник по прикладной эргономике / Под ред. В. М. Мунипова. М.: Машиностроение, 1980. 212 с.
36. Справочник по нижней психологии / Под ред. Б. Ф. Ломова. М.: Машиностроение, 1982. 214 с.
37. Шашурнина Е. Н. Рекомендации по габаритам бытового оборудования для художников-конструкторов. М.: ВНИИТЭ, 1968. 235 с.
38. Шмид М. Эргономические параметры. М.: 1980. 237 с.
39. Эргономика: принципы и рекомендации. М.: ВНИИТЭ, 1983. 183 с.
40. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности. Рига: Зинатне, 1975. 324 с.
41. Abrahams M. Mechanical properties of tendon in vitro. // Med. Biol. Eng., 1967. V. 5. P. 433—443.
42. An K. N., Chao E. Y., Cooney W. P. et al. Normative model of human hand for biomechanical analysis // J. Biomechanics. 1979. V. 12. P. 775—778.
43. Armstrong T. J., Chaffin D. B. An investigation of the relationship between displacements of the finger and wrist joints and the extrinsic finger flexor tendons // J. Biomechanics. 1978. V. 11. P. 119—128.
44. Armstrong T. J., Foulke J. A., Joseph B. S., Goldstein S. A. Investigation of cumulative trauma disorders in poultry processing plant // AHAJ. 1982. V. 43, P. 103—116.
45. Aruin A. S., Zatsiorsky V. M. Biomechanical characteristics of human ankle-joint muscles // Europ. J. Appl. Physiology. 1984. V. 52. P. 400—406.

46. **Aruin A. S., Zatsiorsky V. M., Prilutsky B. I., Chachnazarov A. I.** The «biomechanical» method used for determining the arms of muscular force // *Biomechanics X-B* / Ed. B. Jonsson, Champaign: HKP. 1987. P. 1117—1121.
47. **Barnes R. M., Hardaway H., Podolsky O.** Which pedal is best? // *Factory management and maintenance*, 1942. V. 100. P. 98—99.
48. **Beier M.** Schneidkraft und Schneiderarbeit beim Scherschnitt nicht // *Allgemeine Papier — Rundschau*. 1961. N 25. S. 1190—1191.
49. **Chaffin D. B., Andersson G.** Occupational biomechanics, New York etc.: John Wiley & Sons. 1984. 454 p.
50. **Chao E. Y., Opgrande J. D., Axmear F. E.** Three — dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand function // *J. Biomechanics*. 1976. V. 9. P. 387—396.
51. **Davies B. J., Watts J. M.** Further investigations of movement time between brake and accelerator pedals in automobiles // *Human Factors*. 1970. V. 12. P. 559—561.
52. **Drillis R. J.** Folk norm and biomechanics // *Human Factors*. 1963. V. 5. P. 427—441.
53. **Drillis R., Schneck D., Gage H.** The theory of striking tools // *Human Factors*. 1963. V. 5. P. 467—478.
54. **Duncan J., Ferguson D.** Keyboard operating posture and symptoms in operating // *Ergonomics*. 1974. V. 17. P. 651—662.
55. **Ferguson D., Duncan J.** Keyboard design and operating posture // *Ergonomics*. 1974. V. 17. P. 731—744.
56. **Flatt A. E.** The care of congenital hand anomalies. Saint Louis: Mosby. 1977. 371 p.
57. **Fung V. C.** Biomechanics. New York: Springer-Verlag, 1981. P. 406—412.
58. **Hünting W.** Körperhaltung und Muskelermüdung bei Arbeiten an Buchungsmaschinen // *Medicine sociale et preventive*. 1979. V. 24. P. 284—285.
59. **Ivić S.** Ergonomsko oblikovanje drski ruchich alata // *Industrijsko oblikovanje*. 1982. N 67/68. S. 51—54.
60. **Ivić S.** Ergonomsko oblikovanje racunskih masina // *Industrijsko oblikovanje*. 1982. N 70. S. 23—24.
61. **Jenkins W. L.** The accuracy of pilot and non-pilots in applying pressures on rudder pedals. Memorandum Report TSEAA-694-3B. Aero—Medical Laboratory. Wright—Patterson. Air Force Base Ohio, 1946.
62. **Kamon E., Goldfuss A.** Plant evaluation of the muscle strength of workers. — *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 1978. V. 39. P. 801—807.
63. **Klose O., Liefen H.** Drehworkxonge: Lehn Schraubendreher // *Form*. 1967. N 40. S. 25—27.
64. **Kottke F. J., Stillwell G. K., Lehmann J. F.** Krugen's handbook of physical medicine and rehabilitation. Phyladelphia: W. B. Sanders. 1982. 1023 p.
65. **Kroemer K. H. E.** Foot operation of controls // *Ergonomics*. 1971. V. 13. N 3. P. 333—361.
66. **Kroemer K. H. E.** Human engineering the keyboard // *Human Factors*. 1972. V. 14. P. 51—63.
67. **Lachapelle J. M., Tennstedt D., Dumont-Fruytler M.** Occupational allergic contact dermatitis to isophorone diamine (LPD) used as an epoxy resin hardener // *Contact dermatitis*. 1978. V. 4. P. 109—112.
68. **Lehman G., Stler F.** Mensch und Gerät // *Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin*. Berlin: Urban und Schwarzenberg. 1961. Bd 1. S. 718—788.
69. **Le Veau B.** // *Biomechanics of human motion*, Philadelphia; Saunders. 1977. P. 150—156.
70. **Lew W. D., Lewis J. L.** An anthropometric — scaling method with application to the knee joint // *J. Biomechanics*. 1977. V. 10. P. 171—191.

71. **Lew W. D., Lewis J. L.** A technique for calculating in vivo ligament lengths with application to the human knee joint//*J. Biomechanics*. 1978. V. 11. N 8—9. P. 365—377.
72. **Loeb C. K. M.** Membran keyboards and human performance//*The Bell System Technical Journal*. 1983. V. 62. P. 1733—1749.
73. **Maeda L., Hünling W., Grangjean E.** A study of accounting—machine operators: localized fatigue complaints related to body posture//*Ergonomics*. 1979. V. 22. N 6. P. 699—700.
74. **Montoye H. J., Lamphiear D. E.** Grip and arm strength in males and females, age 10 to 69//*Res. Quarterly*. 1977. V. 48. P. 109—120.
75. **Nowak E.** Pomiary zakrezu ruchow story//*Ochrona Pracy*. 1973. V. 27. N 8. P. 12—13.
76. **Noyes J.** The QWERTY keyboard: a review//*Int. J. Man-Machine Studies*. 1983. V. 18. P. 265—281.
77. **Pheasant S., O'Heill D.** Performance in gripping and turning: A study in hand/handle effectiveness//*Appl. Ergonomics*. 1975. V. 6. P. 205—208.
78. **Pierrynowski M. R.** A physiological model for the solution of individual muscle forces during normal human walking. Doctoral dissertation: Simon-Fraser University. 1982.
79. **Plagenhoef Et.** Patterns of human motion. Prentice-Hall: Englewood Cliffs. 1971, 219 p.
80. **Pook J. K., West A. E.** A combined accelerator-brake pedal//*Ergonomics*. 1973. V. 16. N 6. P. 845—848.
81. **Prouza L., Cerný J., Dvorárková D.** Výsledky setrení zdravotního stavu pokladních v samoobsluhách//*Bezpečnost a hygiena práce*. (Ergonomie). 1983. N 4. S. 105—104.
82. **Pryce J. C.** The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength//*J. Biomechanics*. 1980. V. 13. P. 505—511.
83. **Redrove J.** Fitting the job to the woman: critical review//*Appl. Ergonomics*. 1979. V. 10. N 12. P. 215—223.
84. **Roebuck J. A., Kroemer K. H. E., Thomson W. G.** Engineering anthropometry methods. New York, 1975. 459 p.
85. **Rohmert W.** Maximalkräfte von Männern im Bewegungsraum der Arm und Beine. Forschungsberichte des Landes Nordrhein-Westfalen. 1966. N 1616. 38 S.
86. **Rohmert W., Jenik P.** Maximalkräfte von Frauen im Bewegungsraum der Arm und Beine. Berlin-Köln-Frankfurt: Beuth-Vertrieb. 1972. Bd. 22. 104 S.
87. **Stephan A., Kramer H., Mucke R., Bohfeldt H.** Maximale Handschlusskräfte junger Männer in Abhängigkeit für der Handöffnungsweite//*Zeitschrift für die gesamte Hygiene und ihre Grenzgebiete*. 1981. V. 27. N 9. S. 668—671.
88. **Tichauer E.** The Biomechanical basis of ergonomics. New York etc.: John Wiley & Sons. 1978. 99 p.
89. **Trombley D. J.** Experimental determination of an optimal foot pedal design. Master's Thesis. Zubbock: Texas Technological College, 1966.
90. **Weber A., Sancin E., Grandjean E.** The effects of various keyboard heights' on EMG and physical discomfort//*Ergonomic and health aspects in modern offices*/Ed. E. Grandjean. London: Taylor and Francis. 1984.
91. **Weightman B., Amis A.** Finger joint force predictions related to design of joint replacements//*J. Biomed. Eng.* 1982. V. 4. P. 197—205.
92. **Widule C. J., Foley V., Demo G.** Dynamics of the axe swing//*Ergonomics*. 1978. V. 21. P. 925—930.
93. **Young R. M., Barton J. S.** Force-sensitive platform for measuring keypresses//*Ergonomics*. 1983. V. 26. P. 243—249.
94. **Zatsiorsky V. M., Aruin A. S., Selujanov V. N.** Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. Berlin: Sportverlag. 1984. 144 s.

РАБОТА ЗА ПУЛЬТОМ (РАБОТА СИДЯ)

Идеальными являются рабочие места, на которых можно по выбору работать сидя или стоя. Однако это редко осуществимо. В тех случаях, когда можно выбирать, действует правило: не делать стоя то, что можно сделать сидя.

Преимущества работы сидя определяются: меньшими затратами энергии (они лишь на 5—15% больше, чем в положении лежа; даже при удобном положении стоя подобное превышение составляет 15... 30%) [13]; меньшим застоем крови в нижних конечностях (что особенно важно для работающих женщин); лучшими условиями для выполнения точной и тонкой работы; возможностью использовать для управления нижние конечности.

Однако и работа сидя не лишена недостатков. Общеизвестны болезни, вызванные сидячей работой. Хорошо сконструированное место для работы сидя должно предупреждать их появление.

2.1. РАБОЧЕЕ ПРОСТРАНСТВО

Рабочее пространство характеризуется досягаемостью органов управления (объемом пространства), их расположением и обзором.

2.1.1. Объем рабочего пространства

Действия руками. Объем рабочего пространства — это часть помещения, в котором может быть осуществлено рабочее движение без перехода работающего с места на место (или, иначе, без изменения положения его тела). Различают предельный и оптимальный (нормальный, функциональный) объемы касания и захвата. Предельный объем захвата (касания) для движения рукой — это множество точек пространства, в котором возможен захват (касание) предмета кистью. Предельный объем касания равен границам досягаемости. Оптимальный (нормальный, функциональный) объем рабочего пространства соответствует той части рабочего пространства, работа в пределах которой наиболее удобна.

Границы досягаемости определяют обычно в системе координат, начало которой находится на высоте плечевых суставов, точнее акромиальных точек (рис. 2.1). Типичной формой представления данных является изображение границ досягаемости на разной высоте по отношению к акромиальным точкам в проекции на горизонтальную (трансверсальную) плоскость либо в проекции на вертикальную (сагиттальную) плоскость при разном отведении руки в сторону. Как это обычно принято в подобных случаях, данные приводятся для перцентильных точек статистического распределения соответствующего размерного признака в популяции, а именно для 5 и 95%-ного перцентиля. Естественно, что пределы досягаемости у мужчин выше, чем у женщин. Имеется статистически значимое различие в пределах досягаемости для правой и левой руки на уровне плечевого пояса при углах $30 \dots 120^\circ$. Ниже и выше этого уровня различия меньше. Границы досягаемости существенно меняются на разных уровнях (по вертикали); выше и ниже базовой плоскости они меньше.

Приближенно границы досягаемости (как и другие размерные признаки рабочего пространства) можно определить на основе данных об антропометрических размерах частей тела и их статистическом распределении в соответствующих группах населения [14, 26]. Это можно сделать, однако, только приблизительно. Одна из главных причин этого состоит в том, что люди отличаются друг от друга не только общими размерами тела, но и соотношением этих размеров (т. е. пропорциями и конституцией тела). Например, при одной и той же длине тела два человека могут иметь разную длину ног и туловища. В результате для одного из них какой-либо элемент обстановки, скажем

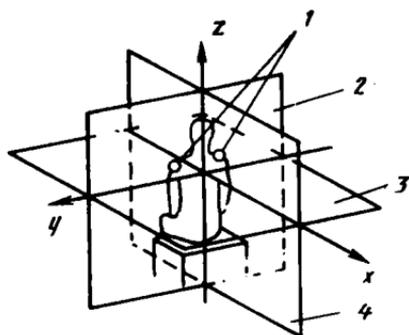


Рис. 2.1. Система измерений для определения пределов досягаемости рук:
1 — акромиальные точки; 2 — фронтальная плоскость; 3 — трансверсальная плоскость; 4 — сагиттальная плоскость

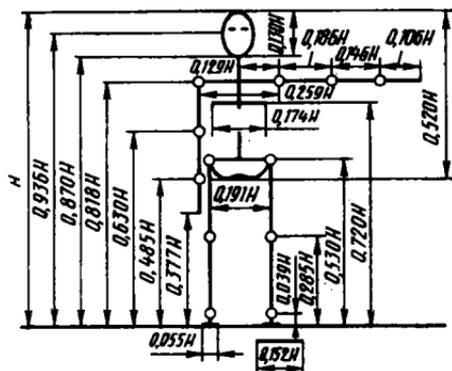


Рис. 2.2. Пропорции отдельных сегментов тела [50]

окно, может оказаться расположенным чрезмерно высоко или, наоборот, низко.

Если пренебречь различиями в пропорциях тела, то в первом приближении размеры отдельных сегментов тела можно оценить по данным, приведенным на рис. 2.2.

Непосредственное использование антропометрических данных при проектировании рабочего пространства возможно лишь в простых случаях — при выборе высоты сиденья или рабочей поверхности. Однако в большинстве рабочих ситуаций подобное упрощенное конструирование вследствие перемещений человека в рабочей зоне оказывается мало эффективным.

Для повышения точности проектирования используют методы моделирования рабочего пространства в натуральную величину — так называемый макетный метод (при этом осуществляются эксперименты по оценке удобства с привлечением испытуемых, имеющих размерные признаки, соответствующие граничным значениям популяции, скажем 10- и 90%-ному перцентиллям), а также метод манекенов, при котором плоские или объемные модели тела человека, выполненные с соблюдением пропорций и имеющие шарниры (что позволяет придавать им необходимые положения), помещаются на макеты соответствующих рабочих мест.

Очевидными недостатками этих методов являются сложности реального макетирования рабочих мест в натуральную величину, невысокая точность получаемых данных и высокая стоимость разработок при использовании манекенов.

Наиболее совершенный подход в компоновке рабочего пространства связан с использованием моделей, реализуемых на ЭВМ (см. гл. 6).

Пространство для ног. Для удобного размещения ног во время работы необходимо определенное пространство. Эта, казалось бы, второстепенная характеристика, но она влияет на качество труда. Неудобная поза, вызванная недостаточным пространством для ног при работе сидя приводит к значительному снижению точности тонких ручных операций [38].

Высота пространства для ног. Она состоит из суммы высоты сиденья, толщины бедра и определенной добавки x . Чем больше x , тем удобнее сидеть (увеличение значения x ограничивается, однако, высотой рабочей поверхности). При $x=0$ бедра ударяются в крышку рабочей поверхности (стола). Так сидеть очень неудобно.

В оптимальном варианте величина x должна быть такова, чтобы можно было закидывать ногу на ногу. Это может быть достигнуто при минимальном x , равном 150 мм.

Глубина пространства для ног. Оптимальная глубина пространства для ног составляет 650 мм. Это желаемые размеры. Однако в некоторых случаях в силу необходимости пространст-

во для ног в глубину уменьшают выше уровня высоты 300 мм косым скосом (косым пространством).

Ширина пространства для ног. Необходимость свободного передвижения нижних конечностей в боковых направлениях требует организации пространства для ног с шириной более 500 мм. Пространство с шириной менее 400 мм очень неудобно, следует избегать использования подобных рабочих мест.

Иногда по технологическим причинам, хотя это является нежелательным, пространство для ног необходимо оснастить колонкой или шпангоутом. В этих случаях следует добиваться расположения этих колонок максимально далеко от работающего, а сами колонки должны быть как можно уже. Справа и слева от колонки должен оставаться просвет шириной не менее 300 мм.

2.1.2. Расположение органов управления.

Положение тела

При расположении органов управления необходимо учитывать общие эргономические требования, устанавливаемые ГОСТами (прил. 1), а также предпочитаемые направления движения и силовые возможности работающих в разных точках рабочего пространства (см. рис. 1.2 и 1.4).

Отметим также, что часто практикуемое расположение органов управления таким образом, чтобы направление их движения совпадало с сагиттальной или фронтальной плоскостями тела сидящего оператора (так сказать в декартовых координатах), является неудачным. В первом приближении можно рекомендовать сферическую компоновку органов управления в «полярных координатах»: если представить себе сферу с центром в плечевом суставе работающего, то предпочитаемые направления движения рабочих органов управления — либо радиальные (к себе и от себя), либо движения по дуге сферы. Использование данных, приведенных на рис. 1.2 и 1.4, может помочь улучшить расположение органов управления.

В тех случаях, когда условия работы требуют длительного сохранения определенного положения туловища или рук, необходимо принимать во внимание нагрузку, приходящуюся на мышечные группы, обеспечивающие поддержание позы. Неудобная поза приводит к быстрому утомлению.

Скорость наступления утомления зависит от проявляемого усилия. Эта зависимость криволинейна (рис. 2.3).

Наиболее распространенные ошибки при конструировании рабочего места сидя состоят в следующем.

1. Руки и плечи приходится держать слишком высоко (в результате устают и болят мышцы плечевого пояса);

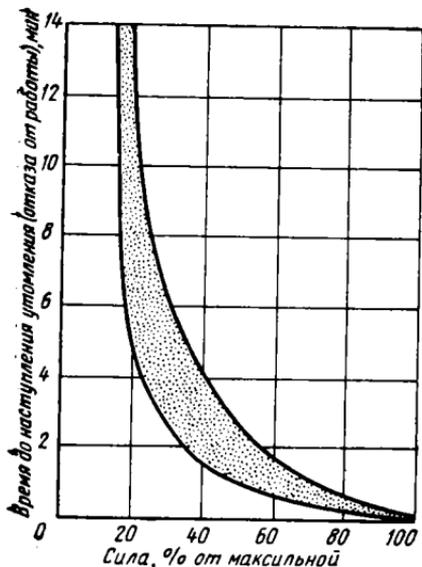


Рис. 2.3. Зависимость между величиной усилия (в % от максимальной силы) при поддержании позы и временем ее сознательного сохранения (средние данные для разных мышечных групп) [44]

2. Органы управления (или предметы труда) находятся слишком далеко от тела — вблизи границы досягаемости;

3. Рабочая поза характерна наклоном головы и туловища вперед, вследствие чего устают мышцы шеи и спины.

Рассмотрим эти случаи.

На рис. 2.4 и 2.5 показано, как быстро в среднем наступает утомление (сильная боль с отказом от продолжения работы)

у молодых здоровых рабочих при разных положениях рук и плеч по вертикали. Видно, что чем выше положение рук и плеч, тем быстрее наступает утомление и отказ от работы. В этих опытах испытуемых просили поддерживать заданную позу неподвижно так долго, как они это были в состоянии сделать.

В тех случаях, когда орган управления или предмет труда расположен чрезмерно далеко спереди, работа также становится утомительной. В этих опытах условия были аналогичны описанным выше. На рис. 2.6 приведены данные для двух случаев работы: с подлокотниками на рабочих креслах и без них. Использование подлокотников не только увеличивает время до наступления утомления (особенно при близком расположении кистей

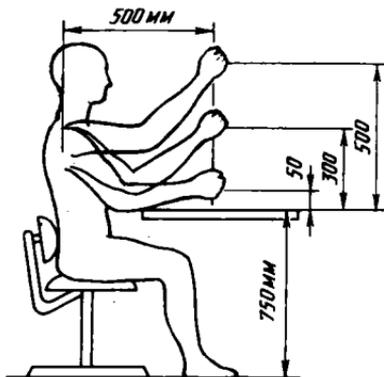
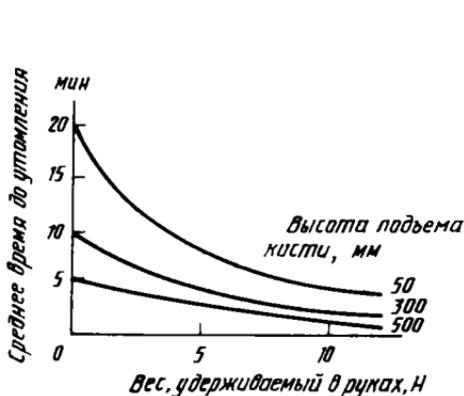


Рис. 2.4. Время наступления утомления при разных рабочих позах [24]

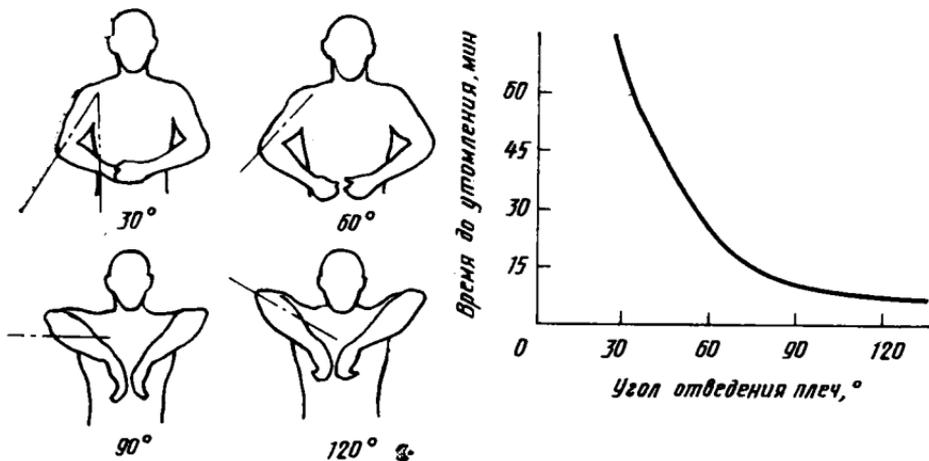


Рис. 2.5. Время наступления утомления при разном положении плеч [24]

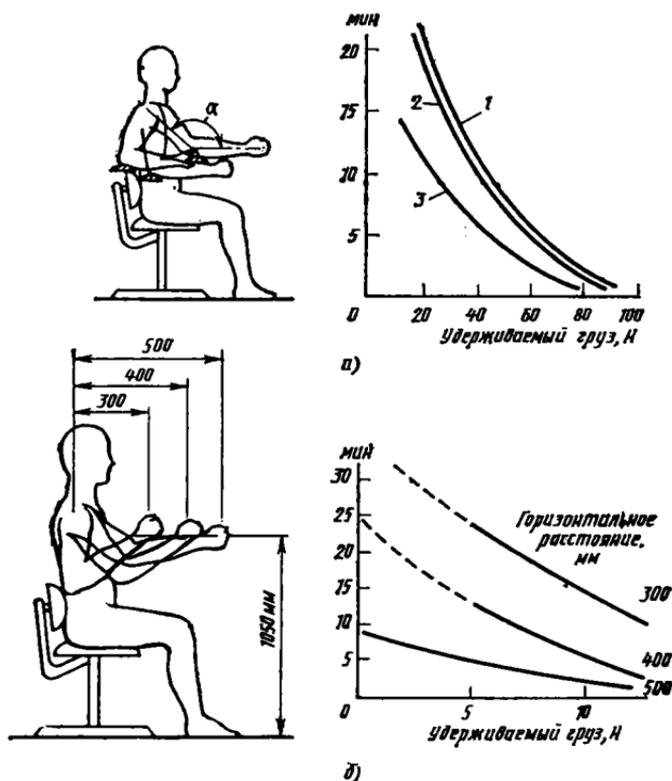


Рис. 2.6. Среднее время сохранения позы до наступления утомления у молодых здоровых мужчин при разных положениях руки:

а — на рабочем месте с подлокотниками; 1 — положение руки близко к телу (угол в локтевом суставе $\alpha=55^\circ$); 2 — среднее (угол $\alpha=90^\circ$); 3 — полувыпрямленная рука ($\alpha=140^\circ$); предплечье во всех случаях горизонтально; б — без использования подлокотников [24]

рук к туловищу), но и позволяет удерживать значительно больший груз.

Еще одно обстоятельство, которое надо принимать во внимание при расположении предметов труда на разном расстоянии от тела,— возможность чрезмерного увеличения нагрузки на межпозвоночные диски. Это происходит в результате очень большого плеча силы тяжести груза, поднимаемого прямой рукой далеко от туловища [6].

При удалении груза от тела может случиться, что необходимый для подобных действий момент силы в плечевом суставе превысит не только эргономически допустимый уровень, но и максимальные возможности работающего. На рис. 2.7 показано, как изменяется момент силы в плечевом суставе по мере выпрямления руки. Видно, например, что при положении плеча, близком к вертикали, женщины — участницы экспериментов — могли удерживать груз свыше 100 Н. По мере того, как положение плеча приближалось к горизонтальному, для удержания того же груза требовался все больший момент силы. Когда плечо занимало горизонтальное положение, предельная величина удерживаемого веса была менее 70 Н.

Из приведенных результатов следует, что рабочее место надо стремиться планировать таким образом, чтобы операции руками выполнялись близко от тела — при минимальном отклонении плеч от вертикали.

Вообще, там, где это возможно, следует оборудовать рабочие места подлокотниками или подставками под руки; расположение

верхних конечностей на них во время пауз в работе снижает утомление мышц плечевого пояса.

Однако поскольку большинство рабочих действий руками все же длительное время выполняется на весу, возможности такой фиксированной в пространстве опоры снижаются. В этом случае

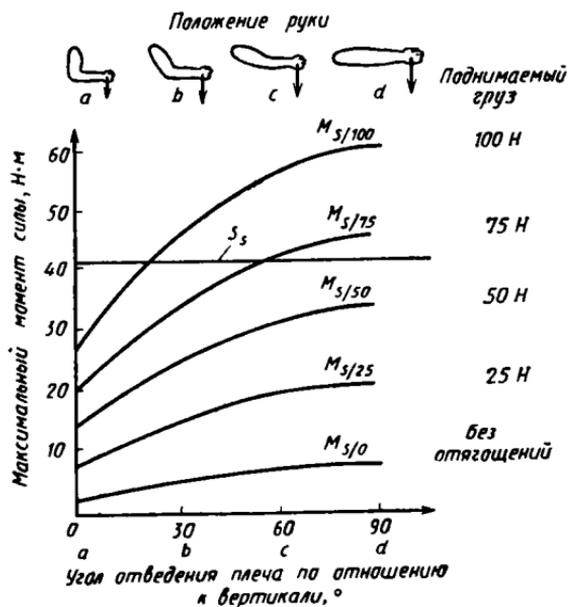


Рис. 2.7. Изменение момента силы в плечевом суставе при удержании разных грузов в сравнении со средними значениями максимального момента силы молодых работниц [25]

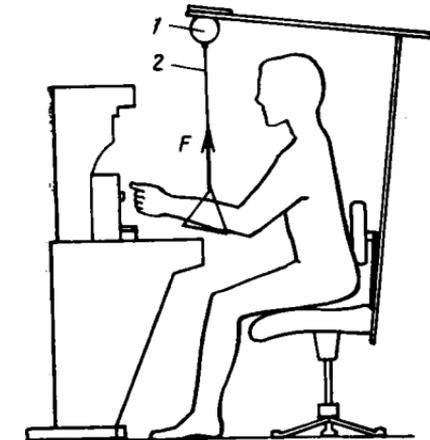


Рис. 2.8. Уменьшение нагрузки на плечевой пояс посредством устройства биомеханической разгрузки:

1 — регулируемое разгрузочное приспособление; 2 — гибкая тяга

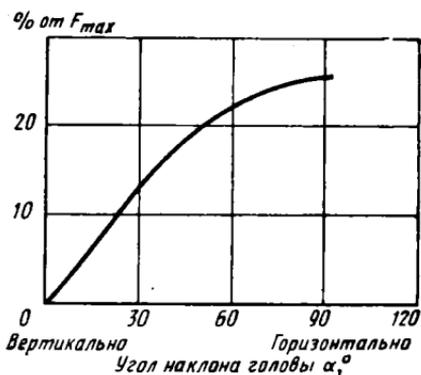


Рис. 2.9. Сила, проявляемая мышцами-разгибателями шеи (в % от их максимальной силы) при разных углах наклона головы у женщин (средние данные) [25]

уменьшить нагрузку на плечевой пояс оператора можно, создавая верхним конечностям подвижную в пространстве антигравитационную поддержку [2, 3]. Разгружающее усилие F при этом выбирается с учетом масс-инерционных характеристик тела, биомеханики двигательного аппарата оператора, характера рабочих действий при перемещении различных грузов в позе сидя (рис. 2.8) [4, 10].

Установлено, что использование таких приспособлений снижает механические энергозатраты в суставах верхней конечности и компрессионные силы, действующие на III межпозвоночный диск [5], что положительно сказывается на повышении производительности труда.

В случае необходимости фиксации взгляда на низко расположенных объектах и вызванной этим позе сидя с наклоном вперед возникают моменты силы тяжести: головы относительно шейных позвонков; верхней части тела относительно поясничной области. При этом нагрузка, которую несут мышцы-разгибатели шеи и позвоночного столба, может достигать существенных значений. Это в особенности касается женщин, у которых силовые возможности мышц меньше. На рис. 2.9 показано соотношение между углом наклона головы у женщин и степенью активации мышц — разгибателей шеи. Видно, что степень активности мышц может достигать существенной доли от максимальных силовых показателей данной мышечной группы, что приводит к ее утомлению (ср. с данными, приведенными на рис. 2.3). Действительно, автор работы [24] нашел четкую зависимость между углом на-

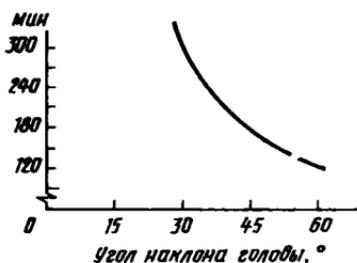


Рис. 2.10. Время сохранения позы с разным наклоном головы [24]. Задание: 50 мин сохранения позы чередуются с 10-минутными интервалами отдыха. Испытуемые — 5 молодых женщин. Критерий утомления: сильная боль и отказ от продолжения задания

клона головы в позе сидя и временем до момента наступления утомления (рис. 2.10).

Хроническое утомление определенных мышечных групп, которое повторяется каждый рабочий день в течение месяцев и лет, может вести к ряду заболеваний. Поэтому, если работающие жалуются на боли в области шеи, вызванные утомлением мышц ее задней поверхности, следует ознакомиться с их рабочей позой. В случае, если угол наклона головы в течение рабочего дня длительное время превышает 25...30°, рабочее место должно быть реконструировано (либо изменен регламент работы, в который следует ввести увеличенные паузы отдыха). Последнее особенно важно, если работа носит интеллектуальный характер: умственная или эмоционально напряженная работа сопровождается увеличенной активностью мышц шеи.

Что касается наклона туловища вперед, то было выявлено, что субъективное ощущение дискомфорта высоко коррелирует с моментом силы относительно тазобедренных суставов [22]. Время до наступления утомления мышц-разгибателей позвоночника быстро сокращается, если проявляемая ими сила превышает 30% максимальной (рис. 2.11). На этом основании автор работы [36] приходит к выводу, что большинство мужчин и 85...90% женщин могут в течение дня выдерживать рабочую позу, при которой угол наклона туловища не превышает 20°. Любое дополнительное сгибание вперед будет вызывать более или менее быстрое утомление и субъективно тяжело переноситься.

В последние годы предложены варианты органов управления, которые в значительной степени снимают вопрос об их расположении. В первом из них [34] траектория органов управления (рукояток, рычагов) определяется следующим образом: че-

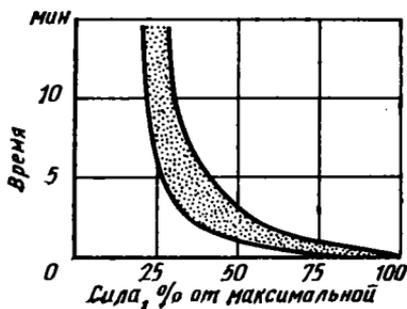


Рис. 2.11. Зависимость времени наступления утомления от силы, развиваемой мышцами-разгибателями позвоночного столба (в % к максимальной силе) [36]

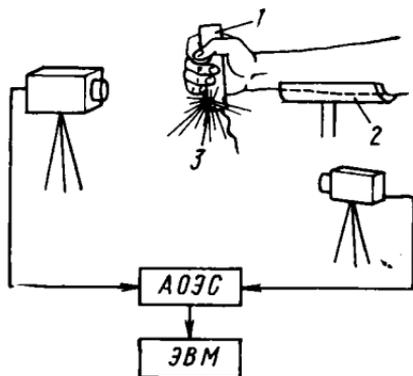


Рис. 2.12. Устройство управления в виде свободно перемещающейся рукоятки:

1 — свободно движущаяся рукоятка; 2 — упор для предплечья; 3 — инфракрасный диод

ловек-оператор двигает незакрепленную рукоятку, как ему удобно (рис. 2.12). Движение рукоятки регистрируется в трехмерном пространстве (например, с помощью автоматических оптоэлектронных систем «Селспот», Швеция, или «Вайкон», Англия) и вводится в память ЭВМ. После этого конструируют орган управления так, чтобы траектория его движения воспроизводила наиболее предпочитаемую траекторию. Этот метод довольно сложен в реализации.

Другой вариант управления состоит в том, что оператор перемещает незакрепленный предмет. Движение этого предмета регистрируется и передается на машину как управляющее движение. Так устроен манипулятор «мышь» современных персональных ЭВМ: перемещение «мыши» однозначно определяет движение курсора на экране дисплея. В принципе «мышь» является примером нового варианта органа управления. Если движение подобного манипулятора сделать трехмерным и его (подобно некоторым вариантам «мыши») снабдить несколькими кнопками, то таким образом можно обеспечить управление довольно сложными объектами. Это позволит реализовать принцип «приспосабливать органы управления к человеку, а не человека к органам управления».

2.1.3. Визуальные требования

Визуальные требования к организации рабочего пространства сводятся к двум основным пунктам: первое — хороший обзор рабочего поля, второе — расположение основных объектов наблюдения в границах оптимальной зоны видимости, что поз-

воляет наблюдать их без поворота и наклона головы. Это обеспечивается тремя путями: правильным расположением рабочего места (например, кабины крана) по отношению к рабочему полю; конструкцией окон и зеркал (если они есть); компоновкой рабочей зоны (табло, экранов, рычагов управления, клавиатуры и пр.).

При вертикальном положении головы ось спокойного взгляда направлена вниз от горизонтали под углом около 15° (рис. 2.13). Границы оптимальной зоны видимости простираются от горизонтали вниз до угла примерно 30° . На этом рисунке показаны также границы представления информации — в этих пределах могут располагаться средства индикации.

При необходимости выведения взгляда за пределы оптимальной зоны видимости, чтобы сохранить его нормальную линию в оптимальной зоне, приходится подымать или опускать голову. В этом случае границы полезной зоны существенно расширяются [7, 11, 12 и др.], однако при этом не исключено появление быстрого утомления оператора.

В горизонтальной плоскости оптимальный угол обзора составляет $\pm 15^\circ$. Поворот головы в сторону также увеличивает границы полезной зоны до $\pm 60^\circ$. При одновременном повороте головы и глаз зона видимости расширяется до $\pm 95^\circ$.

Рабочее пространство следует конструировать таким образом, чтобы избежать по возможности поворотов головы. Это требование особенно важно при работе с быстродвижущимся оборудованием: постоянные повороты вызывают затруднения при ра-

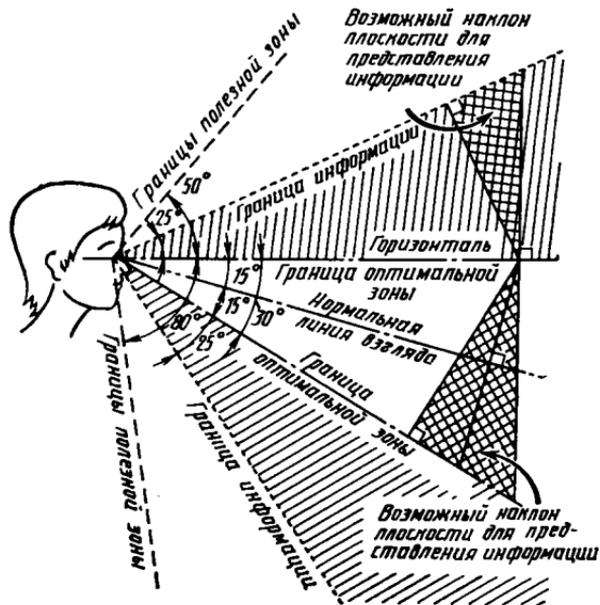


Рис. 2.13. Зоны видимости в сагиттальной плоскости. Нормальная линия взгляда соответствует минимальной активности мышц затылка, (она расположена, примерно, под углом 15° к горизонтали) [49, переработано]

боте. Наиболее экономичный способ проектирования рабочей зоны для обзора основан на использовании ЭВМ и методов машинной графики (см. гл. 6).

2.2. РАБОЧАЯ ПОЗА И РАБОЧАЯ МЕБЕЛЬ

В настоящее время все больше людей работают, учатся, ездят в транспорте, отдыхают в позе сидя. Шутливое прозвище современного человека *Homo sedens* (человек сидящий) не так уж далеко от истины. Люди сидячего образа жизни (что стало синонимом малой подвижности) часто страдают болезнями сердечно-сосудистой системы, ожирением, нарушениями обмена веществ. В большинстве случаев это не столько следствие длительного пребывания именно в позе сидя, сколько результат общей малой двигательной активности (гипокинезии). Однако ущерб здоровью часто связан и с неправильными позами сидящих, что определяется формами кресел, стульев, автомобильных и рабочих сидений. Конструкция мест для сидения влияет и на производительность труда, поэтому стул (кресло) надо рассматривать как важный рабочий «инструмент».

Универсальных мест для сидения, пригодных для всех видов работы, не существует. Все определяется характером рабочих движений и направлением взгляда. Поэтому конструирование мест для сидения должно проходить в единстве с конструированием рабочего пространства (в частности, рабочей поверхности).

Хорошо сконструированное место для работы сидя не должно вызывать: искривления позвоночника; излишне большой мышечной активности (что будет приводить к быстрому утомлению); чрезмерной нагрузки на межпозвоночные диски (последствия — заболевания позвоночника, в частности остеохондроз и вызванные им радикулиты, ишиас и др.); излишних локальных давлений на отдельные участки опорной поверхности, приводящих, в частности, к пережиманию кровеносных сосудов и застою крови; напряжения зрения вследствие неверно выбранного расстояния до рабочей поверхности.

2.2.1. Биомеханика позы «сидя»

При сидении человека на опоре без поддерживающей спинки силы реакции опоры, вызванные действием веса расположенных выше таза частей тела, приложены к сидельным буграм (рис. 2.14). В результате на таз человека действует момент вращения, который при расслабленной мускулатуре приводит к повороту таза, сползанию вперед и опрокидыванию туловища назад. Действие этого момента может быть до некоторой степени нейтрализовано опорой о спинку и подбором материала для сиденья с большим коэффициентом трения (рис. 2.15).

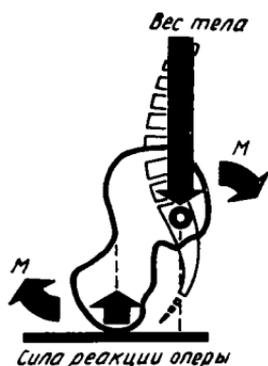


Рис. 2.14. Возникновение момента вращения M в позе сидя

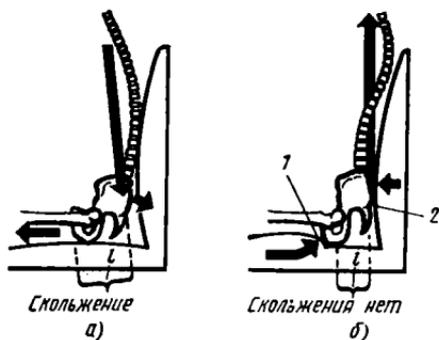


Рис. 2.15. Влияние профиля сиденья на положение позвоночника:

а — плоское сиденье; вес верхней части корпуса создает момент вращения, действующий на таз, при этом сидельные бугры сползают вперед, а позвоночник неестественно изгибается; такая поза неудобна, часто ведет к повреждениям или к болезненным сдвигам в области таза; *б* — изогнутое сиденье, имеющее, например, опорную подушечку *1*, уменьшает скольжение вперед. Прочная опора *2* в области поясницы поддерживает таз, который занимает анатомически правильное положение. Туловище может быть расслаблено

Для противодействия моменту силы, действующему на таз, и сохранения рабочей позы в работу включается большое число мышц. Поскольку длительное сохранение такой позы утомительно (мышцы, поддерживающие позу, работают в статическом режиме), человек вынужден перемещать туловище вперед, по возможности сближая линии действия результирующей веса верхней части тела и результирующей сил реакции опоры.

Он может это делать двумя способами [1]. В первом случае спина остается прямой, поясничный лордоз (прогиб позвоночника вперед) сохраняется и человек приобретает позу, соответствующую осанке, которую обычно считают правильной (рис. 2.16, *а*). Эта поза действительно имеет ряд достоинств, помимо

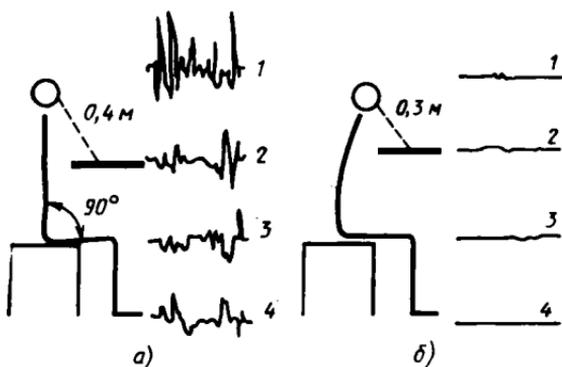


Рис. 2.16. ЭМГ мышц спины при правильной осанке, соответствующей строго вертикальному положению (*а*) и в расслабленном состоянии при слегка наклоненном корпусе (*б*):

1 — трапециевидная мышца; *2* — широчайшая мышца спины; *3* — правая мышца, выпрямляющая позвоночник; *4* — левая мышца, выпрямляющая позвоночник

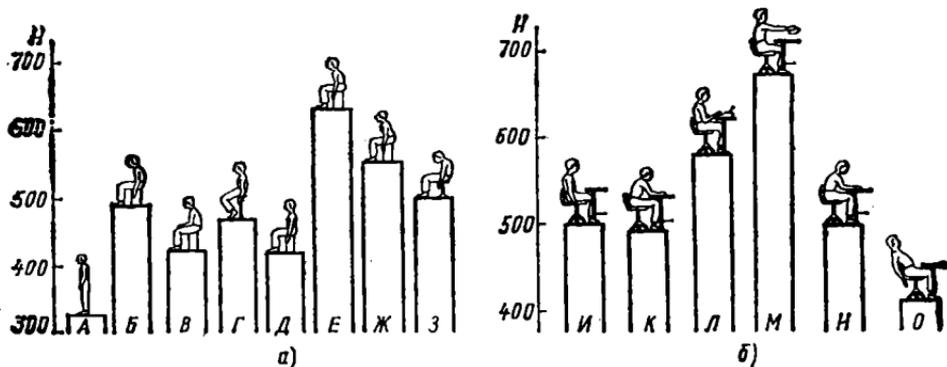


Рис. 2.17. Компрессионная сила, действующая на пояснично-крестцовое сочленение при разных вариантах позы сидя [21, переработано]:

а — сидя на табуретках (без спинки); *А* — расслабленная поза стоя; *Б* — расслабленная поза сидя; *В* — руки на коленях; *Г* — ноги на весу; *Д* — выпрямившись; *Е* — наклон вперед; *Ж* — наклон вперед, спина прямая; *З* — отодвинувшись назад; *б* — сидя на креслах; *И* — руки свободно свешены вниз; *К* — писание; *Л* — печатание на машинке; *М* — поднимание груза; *Н* — нажимание ногой на педаль; *О* — расслабленная поза

эстетических, в частности сохранение поясничного лордоза приводит к тому, что давление в межпозвоночных дисках в этой позе оказывается относительно небольшим. Однако степень мышечной активности при такой позе весьма велика, поэтому поза утомительна. Главный же ее недостаток: чрезмерно большое расстояние от глаз до рабочей поверхности, что делает затруднительным работу с мелкими деталями, чтение и письмо.

Другой вариант (гораздо более распространенный) состоит в том, что работающий наклоняется вперед (примерно так, как показано на рис. 2.16, б), располагая центр тяжести верхней части тела примерно над садишными буграми или спереди от них и приближая глаза к рабочей поверхности. Именно в такой позе чаще всего работают. При этом степень активности многих мышц действительно снижается. Однако силы, действующие на пояснично-крестцовое сочленение в такой позе, могут возрастать (рис. 2.17). Кроме того, при определенных положениях тела становится крайне неблагоприятной нагрузка, приходящаяся на межпозвоночные диски.

Межпозвоночные диски несут двойную функцию: опорную, выдерживая вес вышележащих отделов тела, и демпфирующую, смягчая ударные нагрузки, возникающие при приземлении, постановке ноги на землю при ходьбе и беге и т. п. Каждый диск состоит из фиброзного кольца, ядра и хрящевых пластинок, посредством которых диск отделяется от примыкающих позвонковых тел.

Тело позвонков, состоящее из более жесткого материала, имеет больший модуль упругости, чем диск. Поэтому деформации возникают в диске, который распределяет результирующие силы путем увеличения внутридискового давления и «выпячивания» ядерной пульпы¹.

¹ Более подробно о внутридисковом давлении см. в гл. 3.

Поза сидя не всегда позволяет равномерно распределить нагрузку на передний и задний отделы межпозвоночного диска, что приводит к концентрации давления в нем.

Чрезмерное увеличение внутридискового давления является потенциально опасным; оно приводит к преждевременной дегенерации дисков, вызывая, как следствие, остеохондроз и сопутствующие ему заболевания — радикулиты, ишиас и пр. Рациональная конструкция рабочей мебели должна предупреждать появление излишнего внутридискового давления.

Критическим фактором в этом случае является сохранение естественной кривизны позвоночника в поясничной части (лордоза).

На рис. 2.18 показано, как изменяется поясничная кривизна позвоночного столба при разных позах — от положения стоя (поза А) до наклона вперед, когда поясничный лордоз почти полностью исчезает (поза Р). Эти данные получены из рентгенограмм, которые накладывались друг на друга так, что крестцовые отделы позвоночного столба совпадали. Через остистые отростки поясничных позвонков проводили касательные, которые и представлены на рисунке. Видно, что при некоторых вариантах позы сидя поясничный лордоз почти пропадает.

Если при сидении лордоз не сохраняется, давление в дисках значительно увеличивается и при этом возникают силы, стремящиеся сместить диск в переднем и заднем направлении. Рациональной конструкцией сиденья и спинки можно предохранить человека от этих осложнений.

Степень сохранения поясничного лордоза при позе сидя зависит не только от конструкции кресла, но и, естественно, от положения тела, в частности от степени сгибания ног в коленных суставах. Связано это с тем, что некоторые мышцы задней поверхности бедра двусуставные: они крепятся одним своим концом к тазовой кости, а другим — к костям голени и проходят через два сустава — тазобедренный и коленный. Люди с недостаточной податливостью мышц задней поверхности бедер (это можно определить по глубине наклона вперед с выпрямленными ногами: плохая гибкость говорит о плохой податливости мышц) при выпрямлении ног в коленных суставах в позе сидя не могут сохранить поясничный лордоз. Имеет место статистически значимая корреляция ($r=0,44$) между степенью изменения поясничного лордоза при выпрямлении ног в коленных суставах в позе сидя и гибкостью, измеренной при наклонах вперед [46].

Множественность факторов, влияющих на внутридисковое давление при позе сидя, и актуальность хотя бы приближенной его оценки привели к созданию механико-математической модели, предназначенной для приближенного определения давления в межпозвоночных дисках поясничной области при разных вариантах позы сидя и вставания с кресла [29]. При наличии мик-

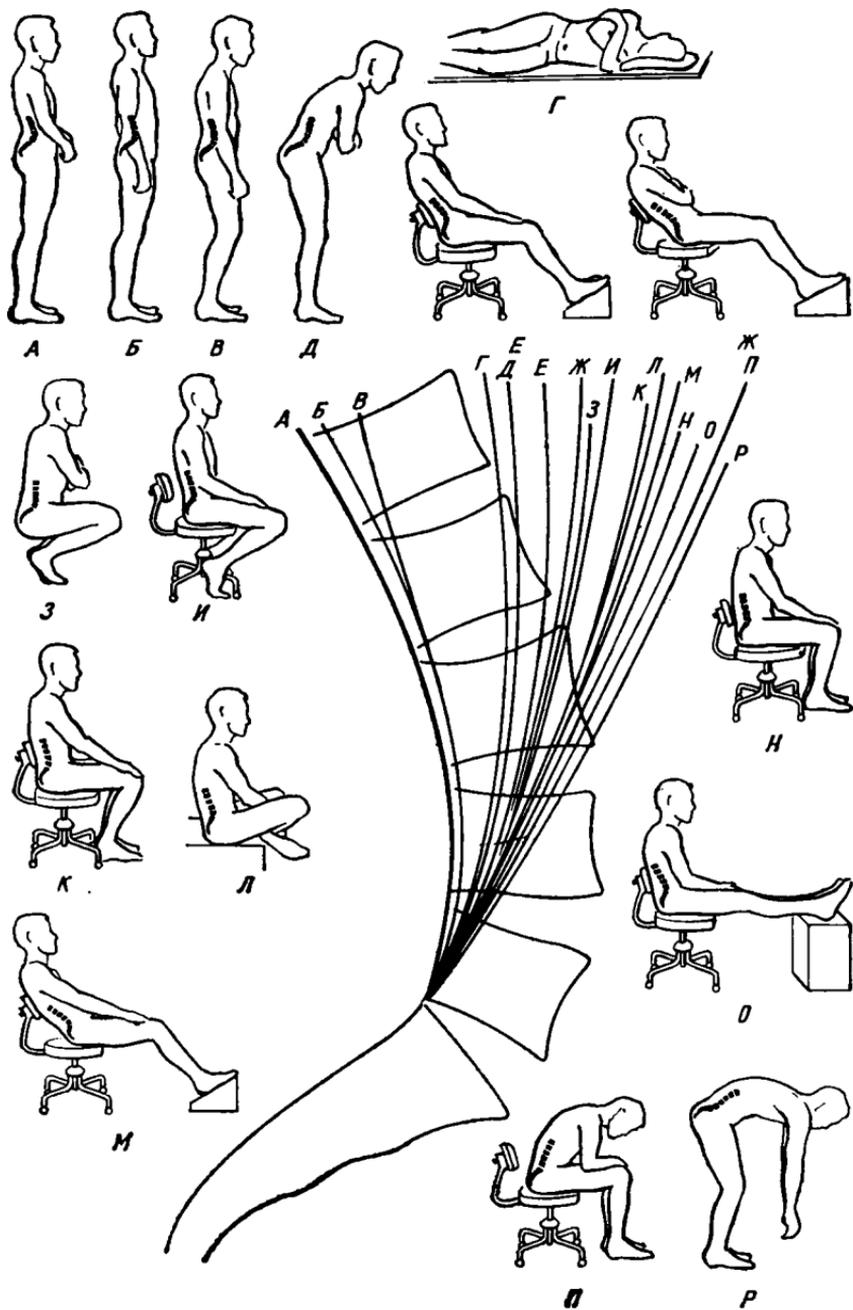


Рис. 2.18. Изменение поясничной кривизны позвоночника при различных позах [37]

рокомпьютера и измерительных устройств (силоизмерительная опорная платформа, а также датчики, крепящиеся к подлокотникам) метод может быть использован в производственных условиях. Результаты расчетов выдаются через несколько секунд.

Важным является также распределение давления на поддерживающей поверхности. Для его измерения между телом и сиденьем устанавливаются силовосчувствительные датчики (тензо-, пьезо-, гидравлические и т. п.).

Когда человек сидит правильно, между седалищным бугром, который несет на себе основной вес туловища, и сиденьем находятся только кожа и жировые прослойки. Это важно, поскольку любое давление, приложенное к мышечным волокнам, становится болезненным. В случае правильной позы этого не происходит — под седалищным бугром мышц нет. Поэтому главная опора, обеспечиваемая сиденьем, должна находиться у точки седалищного бугра и слегка впереди нее.

Существенную роль в обеспечении оптимальной позы играет жесткость опорной поверхности. С одной стороны, сиденья должны обладать минимальной жесткостью, чтобы снизить давление на мягкие ткани таза; с другой — они не должны быть чересчур мягкими, так как малая жесткость сидений приводит к неправильному положению таза и искривлению позвоночника.

Удобство сиденья влияет также на кровоток в нижних конечностях, который может нарушиться из-за пережимания кровеносных сосудов. Наиболее часто это бывает, когда излишне большое давление приходится на нижнюю часть бедер (здесь особенно страдают люди с короткими ногами, которые сидя не могут дополнительно опереться ногами о пол). Кровеносные сосуды задней поверхности бедер легко пережимаются на твердой поверхности бедерной кисти. Слабая мышечная система, имеющаяся в этом месте бедра, плохо обеспечивает защиту сосудов от сжатия. Подтверждением этому служит положительная корреляция между ухудшением кровотока в нижних конечностях (31 испытуемый) и вдавливанием переднего края сиденья в мягкие части бедер [30], а также потертости на передней грани сидений, не имеющих наклона вперед (изнашивается лишь передняя часть обивки).

У людей сидячих профессий часто к концу рабочего дня наблюдаются застойные явления в нижних конечностях, что сопровождается увеличением их объема и субъективными ощущениями тяжести и отека. Это во многом связано с конструкцией сиденья. Экспериментами [42] было установлено, что нахождение на сиденье, имеющем клин, сдавливающий нижнюю часть бедра и ухудшающий кровоток, приводит к увеличению прироста объема стопы примерно на 30 ... 40% больше по сравнению с расположением на удобном сиденье.

В работе [30] автор оценивал кровоток в нижней конечности испытуемого, располагающегося на различных сиденьях (автомобильные сиденья, деревянные скамейки и т. п.). Была установлена положительная связь застоя крови с условиями расположения испытуемых на сиденье (коэффициент корреляции между застоем крови в нижних конечностях и глубиной расположения на сиденье равен 0,45; по-видимому, это связано с изменениями угла в тазобедренном суставе; с качеством закрепления испытуемых ремнями безопасности $r=0,71$ и др.). Отсутствие адекватной поддержки спины и глубоко вдавленные подушки сиденья приводили к сгорбленной, неудобной позе, тем самым изменяя геодинамику.

Рис. 2.19. Новый вариант сиденья, способствующий сохранению поясничного лордоза

Интересно, что принятая на Востоке поза сидя скрестив ноги (постурецки) лишена большинства недостатков, возникающих при использовании привычной нам европейской мебели. В данном случае в значительной степени сохраняется естественная кривизна позвоночника, увеличивается незначительно внутридисковое давление, не пережимаются кровеносные сосуды ног. Люди, использующие такую позу в качестве основной, реже страдают радикулитами. К сожалению, эта поза никак не вписывается в современные условия производства и даже в странах, где она является традиционной (Японии, например), сохраняется лишь в быту.

В последнее время появились варианты сидений, использующие преимущества восточной позы, но более приспособленные к европейским обычаям. Располагаясь на таком сиденье, имеющем наклон вперед, человек голенями упирается в мягкий валик, уравнивая значительную часть веса тела. При этом сохраняется естественная кривизна позвоночника (рис. 2.19).



2.2.2. Размеры и конструкция рабочих кресел

Антропометрические размеры тела человека в позе сидя. Размеры рабочих кресел должны соответствовать антропометрическим размерам тела человека. Последние измеряются в трех направлениях: в вертикальном, продольном (сагиттальном) и поперечном (фронтальном) (рис. 2.20).

Соответствующие статистические данные об антропометрических размерах сидящего человека приведены в табл. 2.1 [16]. Аналогичные сведения содержатся также в работах [9, 14 и др.]. Необходимо обратить внимание на то, что способы измерения и названия некоторых из упомянутых размерных признаков отличаются от принятых в «классической» антропометрии. В некоторых случаях во избежание путаницы это подчеркнуто с помощью прилагательного «эргономическая».

Размеры рабочих кресел. Размерные признаки, используемые в международной практике при стандартизации рабочих кресел, приведены на рис. 2.21.

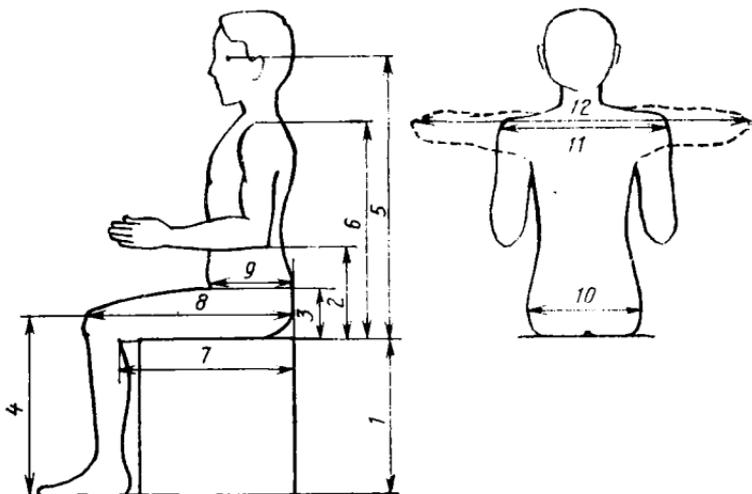


Рис. 2.20. Вертикальные, сагиттальные и поперечные размеры сидящего человека (см. табл. 2.1)

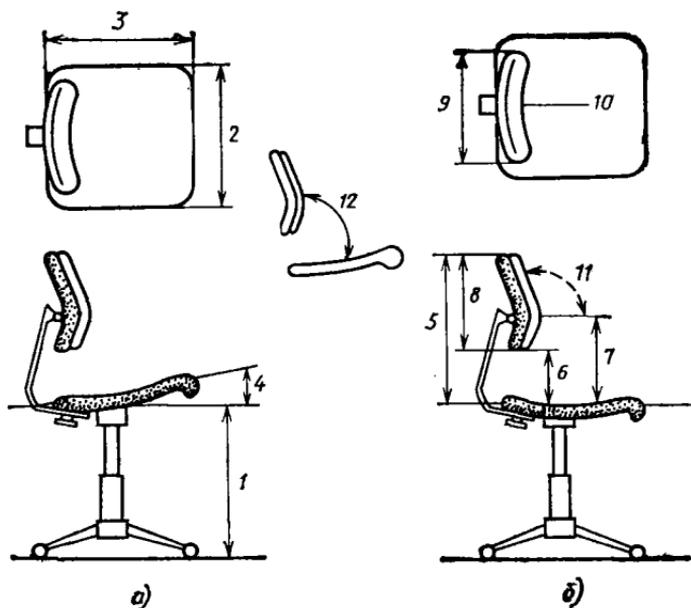


Рис. 2.21. Размерные признаки рабочих кресел

Рассмотрим, например, такой показатель, как высота сиденья. Под ней понимают расстояние между поверхностью сиденья и полом. Если высота сиденья ниже нормы, колени поднимутся слишком высоко, нижняя часть бедер не будет касаться сиденья, площадь опоры уменьшится; напротив, если высота чрезмерна,

Вертикальные, сагиттальные и поперечные антропометрические размеры сидящего человека

Обозначения на рис. 2.20	Измеряемый показатель	Пол	Возраст	\bar{x}	σ	Перцентиль		Число испытуемых
						10	90	
Вертикальные размеры, см								
1	Высота подколенной ямки	М, Ж	18—70	42,4	3,2	38,5	46,5	947
2	Высота локтевых суставов	М, Ж	18—70	59,6	3,3	55,4	63,9	575
3	Эргономическая высота бедра	М, Ж	18—69	56,9	3,5	52,4	61,6	834
4	Высота коленного сустава	Ж	—	51,0	3,3	—	—	1166
		М	17—26	55,0	3,2	—	—	561
		М	25—49	52,8	3,0	—	—	86
5	Высота глаз	Ж	25—49	49,7	3,1	—	—	77
		М	25—49	78,5	4,2	—	—	87
6	Высота плеча	Ж	—	73,1	3,3	—	—	1166
		М, Ж	18—70	99,5	6,0	91,6	107,5	921
Сагиттальные размеры, см*								
7	Внутренняя длина бедра	М	25—49	48,5	3,0	44,2	52,8	87
		Ж	25—49	47,2	2,3	43,7	51,8	112
8	Внешняя длина бедра	М	70	58,3	3,0	53,6	63,7	163
		М	17—26	61,9	3,3	56,2	66,3	273
		М	25—49	59,3	3,0	54,4	64,2	87
		Ж	70	56,6	3,0	51,3	61,6	183
		Ж	25—49	56,9	3,0	52,1	61,5	282
		Ж	50—64	57,3	3,2	52,7	63,1	143
9	Эргономическая толщина туловища	М, Ж	18—70	58,7	3,5	—	—	921
		М	25—49	24,1	3,1	19,5	29,0	87
		Ж	25—49	24,6	2,4	20,8	28,7	112
Поперечные размеры, см*								
10	Эргономическая ширина таза	М	17—26	34,3	2,2	33,4	42,0	586
		Ж	20—24	38,0	2,6	34,3	42,8	170
		Ж	25—49	39,1	2,9	34,6	43,7	297
		Ж	50—64	40,3	3,1	35,4	45,7	143
		М, Ж	18—70	37,9	3,3	—	—	922
11	Ширина плеч	М	17—26	38,5	2,1	34,8	41,8	853
		М	25—49	35,7	1,8	32,2	39,0	85
		Ж	20—24	35,8	1,8	—	—	88
		Ж	25—49	36,2	1,6	—	—	279
		Ж	50—64	35,9	1,8	—	—	143
12	Межлокетевое расстояние	М	17—26	42,2	3,5	37,5	48,7	586

* Для 5 и 95 перцентилей.

Примечание. М — мужчины; Ж — женщины.

ноги будут свободно свисать, что увеличивает давление на нижнюю часть бедер и ведет к передавливанию кровеносных сосудов.

В различных справочных материалах и экспериментальных работах рекомендуется разная высота сидений. В частности, международная организация по стандартизации (ИСО) рекомендует высоту сидений, равную 460 мм [41]. Различными авторами указывается разброс значений высот 350 ... 500 мм. Для конторских служащих ($n=68$) она установлена 420 ... 470 мм [23], для учащихся школ 440 ... 450 мм [33]. Понятно, что для людей с разными размерами тела требуется разная высота сидений. Так, для школьников высота стула должна соответствовать одной трети

Таблица 2.2

Рекомендуемые размеры рабочих кресел, мм

Обозначения на рис. 2.21	Показатель	ГОСТ 21889—76*	Стандарт ФРГ	Британский стандарт	Шведский стандарт	Европейский стандарт
	Сиденье					
1	Высота	—	420...540	430...510	390...510	390...540
2	Ширина	—	400...450	410	420	400
3	Глубина	—	380...420	360...470	380...430	380...470
4	Угол наклона, °	0 ... 5	0...4	0...5	0...4	0...5
	Спинка					
5	Высота верхней кромки	—	320	330	—	—
6	Высота нижней кромки	—	—	200	—	—
7	Высота опорной поверхности	150 ... 280	170...230	—	170...220	170...260
8	Высота	—	220 ...	—	220...	100...
9	Ширина	—	360...400	300...360	360...400	360...400
10	Горизонтальный радиус	460	400...700	310...460	400...600	Мин.400
11	Вертикальный радиус	620	700	Выпуклая	Выпуклая	—
12	Угол наклона, °	95—110	—	95—105	—	—
	Подлокотники					
	Длина	—	200...280	220	200...	200...
	Ширина	50—80	—	40	40...	40...
	Высота	—	210...250	160...230	210...250	210...250
	Расстояние между подлокотниками	—	480...500	470...560	460...	460...500

Примечание. В ГОСТ 21889—76* остальные размеры устанавливаются исходя из антропометрических данных с учетом поправки на спецодежду и снаряжение.

их роста, т. е. составлять 400...600 мм [41]. Наиболее приемлемым здесь кажется такой подход — высота сиденья не должна превышать минимальной длины голени со стопой (высоты подколенной ямки) у лиц, пользующихся данной мебелью.

Сводные данные о рекомендуемых размерах рабочих кресел приведены в табл. 2.2. Размеры кресла должны позволять сидящему свободно изменять свою позу.

2.2.3. Наклон и форма сидений

Наклон сиденья существенно влияет на рабочую позу. В зависимости от назначения мебели наклон сиденья может быть вперед или назад. В принципе существуют два варианта наклона поверхностей сидений: первый, предназначенный как для работы, так и для отдыха, — для задней посадки (так называемый проект Аккерблома, с передней гранью, расположенной выше задней); второй для работы — для передней посадки (с передней гранью ниже задней — так называемые проекты Целлера и Юргенса). Кроме того, существуют еще множество промежуточных вариантов соотношения высоты передней, задней и средней частей сидений.

Если сиденье выполнено с наклоном вперед, то имеется тенденция к сползанию к передней грани сиденья. Для предотвращения сползания поверхность сиденья часто делают с наклоном назад на 3...4°. Однако подобные сиденья имеют свои недостатки, поскольку обычно человек, работающий за столом, принимает позу с наклоном и опорой на переднюю часть стола. При этом, как показано выше, передний край сидений надавливает на мягкие ткани бедер, ухудшая кровоток. Чем больше наклон сиденья назад, тем сильнее при такой позе край сиденья надавливает на нижнюю поверхность бедер, приводя к застою крови в нижних конечностях.

Автор работы [40], исследуя на группе испытуемых ($n=10$, рост 160—170 см) влияние угла наклона сиденья на изменение длины мышц спины и давление в трех частях плоскости сидений, установил, что наименьшие давления и удлинение мышц спины (при наклонах туловища) достигаются при наклоне сиденья вперед на 15° и наклоне рабочей поверхности на 10°. Наибольшее давление в передней части сиденья возникает при использовании сиденья с незначительным наклоном назад (5°) и горизонтальной рабочей поверхностью (рис. 2.22).

Учитывая данные этих исследований, было рекомендовано делать сиденья рабочих кресел, предназначенных для работы за столом, с наклоном вперед на 15° (при одновременном наклоне столешницы на 10°). Эта рекомендация была широко разрекламирована. Однако недавние исследования [27] показали, что пользование такими стульями вызывает ощущение дискомфорта

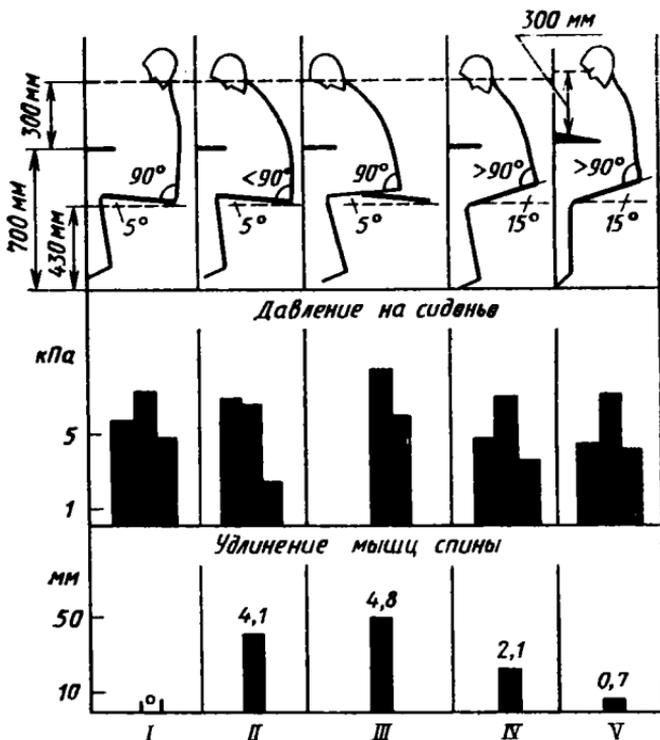


Рис. 2.22. Удлинение мышц спины и давление на сиденье при изменении наклона рабочей плоскости и плоскости сиденья:

I — работа на клавиатуре; *II* — чтение и работа на клавиатуре (теоретический случай); *III* — то же, реальный случай; *IV* — чтение и работа на клавиатуре при использовании рабочего кресла с регулировкой; *V* — то же, рабочая поверхность наклонена [40, переработано]

в нижних конечностях и неудобства при вставании и посадке. Так что эта конструкция стульев тоже имеет свои недостатки.

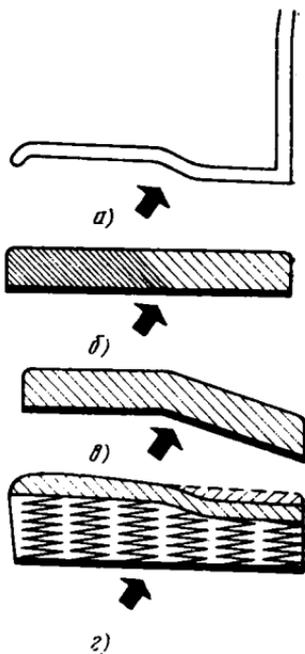
Использование сидений с наклоном вперед на 15° и более приводит к возможности соскальзывания тела с этого сиденья. Соскальзывание можно уменьшить, используя тканые обивки сидений (имеющих увеличенные коэффициенты трения).

Одним наклоном сиденья не всегда удается создать оптимальную позу человека. На нее влияют также форма и свойства сидений. Профиль сиденья существенно изменяет положение тела сидящего человека, в частности положение позвоночника. К настоящему времени предложены несколько вариантов профилей сидений.

Авторы работы [23] сравнивали плоское сиденье с сиденьями сложной конфигурации. При использовании сиденья «двойной клин», имеющего углубление в месте расположения сидельных бугров, положение позвоночника было более выпрямленным, в

Рис. 2.23. Различные варианты профиля сиденья:

a — жесткая опора из гнутой древесины, пластмассы и т. п.; *б* — передняя и задняя части опоры сделаны из материала различной жесткости; *в* — мягкая опора с одинаковой жесткостью во всех частях сиденья; *г* — одновременное изменение профиля и жесткости разных частей сиденья (задняя часть сиденья заглубляется и более податлива). Во всех случаях скольжение сидельных бугров благодаря конструкции опоры уменьшается



частности сохранялся поясничный лордоз (что, как отмечалось выше, имеет существенное значение для уменьшения давления на межпозвоночные диски).

Другой вариант профиля сиденья учитывает, что момент вращения, действующий на таз при сидении, может быть скомпенсирован поддержкой под поясницу (так называемой спинкой Аккерблома) и некоторым заглублением части сиденья, прилегающей к спинке. Это создает противодействие повороту и соскальзыванию таза. Тот же результат может быть достигнут при плоском сиденье за счет того, что задняя часть сиденья делается менее жесткой, чем передняя. На этой основе разработаны различные варианты сидений (рис. 2.23).

2.2.4. Глубина сиденья

Этот параметр особенно существен для расслабленной позы с опорой на заднюю спинку сиденья.

Недостаточно глубокое сиденье приводит к увеличению давления на мягкие ткани опорной поверхности бедер. В работе [23] рекомендуется глубина сиденья не менее 350 мм. Чрезмерно глубокое сиденье (больше длины бедер) приводит к тому, что человек не имеет возможности поставить стопы на опору, вследствие чего он вынужден перемещаться к переднему краю. В этом случае опереться на спинку сиденья уже не удастся. С такого кресла также довольно трудно встать.

Максимальная глубина сиденья определяется внутренней длиной бедер лиц, пользующихся креслами. В принципе она может быть рассчитана из соотношения $L = 2/3$ анатомической длины бедер (при минимальном значении 350 мм).

2.2.5. Задняя спинка кресел

Ни один из элементов кресел не влияет столь значительно на давление в межпозвоночных дисках, как конструкция спинки.

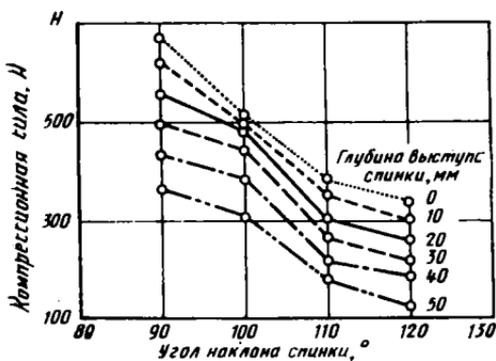


Рис. 2.24. Компрессионная сила, действующая на III поясничный позвонок при рабочих позах [17]

Наиболее обстоятельные исследования по этой проблеме принадлежат шведскому биомеханику Андерсену, который начиная с 1974 г. провел самостоятельно или вместе с сотрудниками ряд фунда-

ментальных экспериментов [17, 18, 19, 21]. В опытах систематически изменялся наклон спинки, а также глубина и высота ее выступа. Кроме того, изучалось влияние дополнительного изгиба спинки (увеличенной опоры) на уровне лопаток и общего наклона всего кресла. При этом измерялись внутридисковое давление и электрическая активность мышц. В каждой позе проводились рентгенографические измерения поясничного лордоза и взаимного положения позвонков и крестца.

Основные результаты исследования сводятся к следующему: точная высота выступа спинки не имеет существенного значения, если только она находится на уровне поясничной области (с первого по пятый поясничный позвонок); поэтому в стандартных креслах выступ спинки может находиться на постоянной высоте;

дополнительная опора на уровне лопаток, создаваемая за счет изгиба спинки кресла, приводит к повышению внутридискового давления и не может быть рекомендована;

общий наклон кресла (сиденья и спинки) назад снижает внутридисковое давление в очень малой степени либо совсем не снижает его; это малоэффективный путь рационализации кресел;

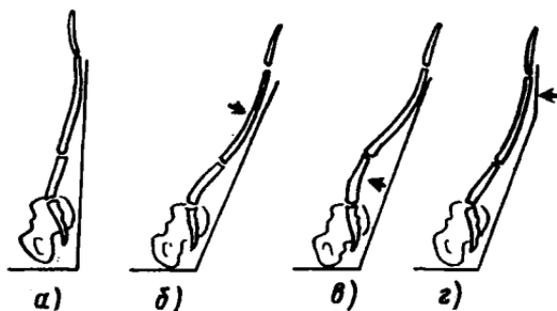
при глубине выступа спинки 40 мм сохраняется естественный поясничный лордоз; увеличение выступа спинки до 50 мм приводит к снижению внутридискового давления (рис. 2.24).

увеличение угла наклона спинки приводит к снижению внутридискового давления при всех изученных комбинациях изменения остальных элементов конструкции кресла; при этом снижается также степень электрической активности мышц.

В целом наблюдаемую картину можно объяснить следующим образом (рис. 2.25, а—г). Внутридисковое давление зависит от сохранения поясничного лордоза и от распределения тяжести верхней части тела между спинкой кресла и тазовой областью. При наклоне спинки назад поясничный лордоз уменьшается, однако поскольку при этом часть тяжести верхней части тела берет на себя спинка кресла, активность мышц и внутридисковое

Рис. 2.25. Положение тела и позвоночного столба при разных вариантах позы сидя:

а — спинка прямая, угол 90° ;
б — спинка прямая, наклон 110° ;
в — выступ спинки в поясничной области;
г — наклон спинки 110° , дополнительный изгиб (поддержка) в области лопаток [21]



давление снижаются (см. рис. 2.25, б). Поддержка позвоночного столба на уровне поясницы за счет выступа спинки кресла восстанавливает естественный поясничный лордоз (рис. 2.25, в) и приводит к снижению давления в межпозвоночных дисках. Поддержка на уровне груди и лопаток вызывает кифоз (изгиб, противоположный лордозу) позвоночного столба (рис. 2.25, г), уменьшение степени лордоза и ведет поэтому к увеличению компрессионной силы, действующей на позвонки.

Из сказанного следует, что желательными являются наклон спинки кресла и наличие выступа спинки на высоте поясничной области. Следует однако отметить, что угол наклона спинки кресла и высота ее выступа связаны между собой. При наклоне спинки назад сама спинка и туловище поворачиваются относительно разных осей: спинка — относительно своей оси, туловище — относительно сидельных бугров. Расстояние между этими осями вращения в среднем около 170 мм. Поэтому траектории движения выступа спинки *Б* и поясничной области *А* при повороте различны (рис. 2.26). При больших углах наклона спинки ее выступ может выйти за пределы поясничной области тела.

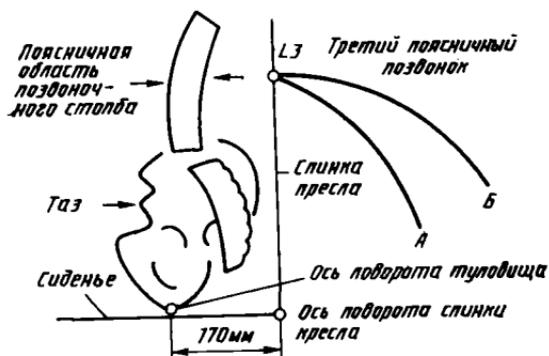


Рис. 2.26. Схема поворота спинки кресла и туловища [18]

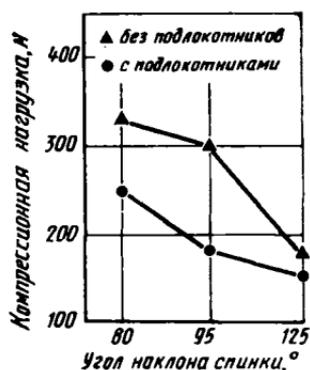


Рис. 2.27. Влияние опоры руками о подлокотники на компрессионную нагрузку, действующую на поясничные межпозвоночные диски [21, переработано]

Поскольку при опоре о спинку, имеющую угол наклона более 100° , рабочие движения могут быть затруднены (исключая управление автомобилем, самолетом и пр.), целесообразен наклон спинки около 100° , так как нагрузки на межпозвоночные диски ниже максимальных и досягаемость рук достаточная. К такой рекомендации приходят большинство авторов работ [8, 14, 15, 22], отмечающих, что опорная поверхность спинки в случае ее изгиба должна размещаться примерно на высоте 200 мм от уровня сиденья; именно здесь находится поясничная зона, для которой должна быть обеспечена опора.

2.2.6. Подлокотники и подставки

Правильно оборудованное место для работы сидя должно иметь подлокотники и подставки для ног. Подлокотники ведут к снижению внутридискowego давления при всех позах (рис. 2.27). Опора руками о подлокотники при вставании со стула снижает внутридискowego давление примерно в 6 раз (без опоры давление поднимается до 10 МПа, с опорой лишь до 1,5 МПа) [20]. Людям, страдающим заболеваниями позвоночника, такие подлокотники особенно необходимы.

Подставки для ног нужны для выравнивания различий в росте людей, находящихся на рабочем месте, рассчитанном на среднего человека.

Требования к подставкам для ног следующие: верхняя часть подставки должна обеспечивать возможность изменения угла по горизонтали на $10 \dots 30^\circ$; высота, измеренная в центре опорной поверхности, должна регулироваться в пределах $40 \dots 150$ мм; минимальные размеры подставки — ширина 400 мм, длина 300 мм.

2.2.7. Рабочая поверхность

Высота рабочей поверхности. Высота рабочей поверхности представляет собой расстояние по вертикали от пола до воображаемой горизонтальной плоскости, которая находится в сфере захвата и на которой осуществляются основные трудовые движения.

Высота рабочей поверхности при работе сидя не может быть фиксированной для всех видов работ. Она определяется характером выполняемой работы и углом зрения, который должен составлять $38 \pm 2^\circ$, что соответствует наклону головы примерно на 23° (с учетом угла оси спокойного взгляда 15°). Голова в таком положении удерживается преимущественно за счет пассивного натяжения связок задней поверхности шеи. Активность мышц при этом минимальна, и поэтому поза оказывается малоустойчивой.

При соответствии высоты рабочей поверхности выполняемой работе достигается наибольшая производительность труда. В частности, при работе на клавишных инструментах, характерной чертой которой является наличие большого числа стереотипных движений, рекомендуемая высота рабочей поверхности составляет 600 ... 680 мм, т. е. меньше, чем, например, при точных и тонких операциях сборки электронной аппаратуры, где она равна, по данным работы [12], 900 ... 1020 мм.

Оптимальная высота стола для конторских служащих составляет, по рекомендациям разных авторов, 720 ... 780 мм [23, 41].

Обратим внимание, что при конструировании рабочего места необходимо учитывать различие в размерах мужчин и женщин. Они довольно значительны: мужчины в среднем на 100 мм выше женщин, высота локтевого сустава мужчин в положении стоя примерно на 60 мм и сидя на 2,5 мм выше, чем у женщин. Уровень глаз у мужчин в положении стоя в среднем на 75 мм, а сидя на 85 мм выше, чем у женщин.

Разумеется, высота рабочей поверхности должна выбираться в единстве с высотой сиденья и рабочей позой. Существенным в данном случае является положение верхних конечностей: руки не должны сгибаться вперед в плечевых суставах более чем на 25° и отводиться в стороны на угол γ более чем на 15 ... 20°. Отклонение от этого положения рук приводит к увеличению мышечной активности (рис. 2.28), а также повышению энергозатрат и снижению производительности труда (рис. 2.29).

Наклон рабочей поверхности. Наклон рабочей поверхности в зависимости от вида работ может варьировать от 0 и почти до

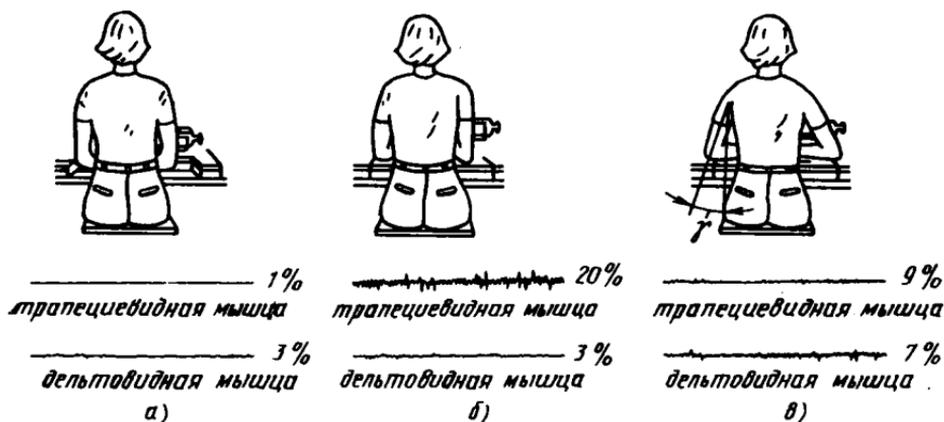


Рис. 2.28. Электрическая активность мышц плечевого пояса при разной высоте расположения клавиатуры:

а — оптимальная высота; *б* — слишком большая высота расположения, оператор поднимает плечи вверх, активна трапециевидная мышца; *в* — слишком большая высота расположения, оператор поднимает вверх локти, активна дельтовидная мышца [32, переработано]

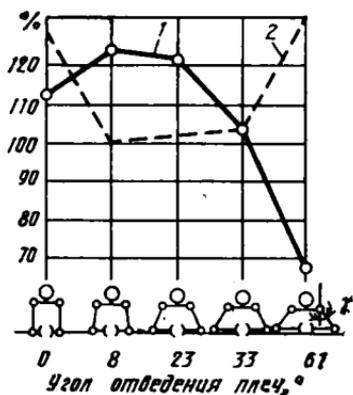


Рис. 2.29. Изменение производительности труда (1) и энергозатрат (2) при разной высоте рабочей поверхности [48]

90° (чертежные доски кульманов располагают почти вертикально). Для рабочих столов, предназначенных для чтения и письма, такой большой наклон необязателен. Средние значения наклона столов для чтения и письма, полученные по группе студентов ($n=30$), произвольно его выбравших, равнялись $12,1 \pm 2,7^\circ$ [33]¹.

Аналогичные данные получили и другие исследователи, отмечавшие, что наклон рабочей поверхности — важная характеристика конструкции рабочего места. В частности, установлено, что наклон на 18° рабочей поверхности уменьшает нагрузку на мышцы шеи и позвоночник [39]. По данным [40, 41] наклон рабочей поверхности на 10° в сочетании с наклоном сиденья вперед на 15° приводит к более равномерной нагрузке на позвоночник и тазовую область.

Эксперименты с чтением и письмом на рабочих поверхностях, имевших наклон $0, 12$ и 24° , показали, что при работе на наклонной поверхности осанка была более правильной, активность мышц меньше, были ниже усталость и неприятные ощущения в спине [28]. В этой связи обычно рекомендуемый угол наклона рабочей плоскости $10 \dots 20^\circ$.

Определить угол наклона рабочей поверхности можно также аналитически по значениям досягаемости руками любой точки рабочей поверхности (рис. 2.30):

$$\operatorname{tg} \alpha = (h_1 - h_2) / (d_1 - d_2).$$

Размеры тела и возраст оказывают существенное влияние на рассчитываемый таким образом угол наклона. Для 200 испытуемых различного возраста получены следующие зависимости [35]:

Возраст, лет	Угол наклона, °
10—13	17,6
14—17	15,9
Св. 18	9,32

¹ Человек при работе за столом инстинктивно выбирает такой наклон головы, который обеспечивает угол между рабочей поверхностью и нормальным направлением взгляда, примерно равный 90° . Рабочие поверхности, не имеющие наклона, требуют определенных усилий от человека, чтобы выдержать угол 90° . Это часто приводит к перегрузкам мышц шеи и снижает производительность труда (см. рис. 2.10). Использование наклонных рабочих поверхностей уменьшает вероятность появления этих явлений.

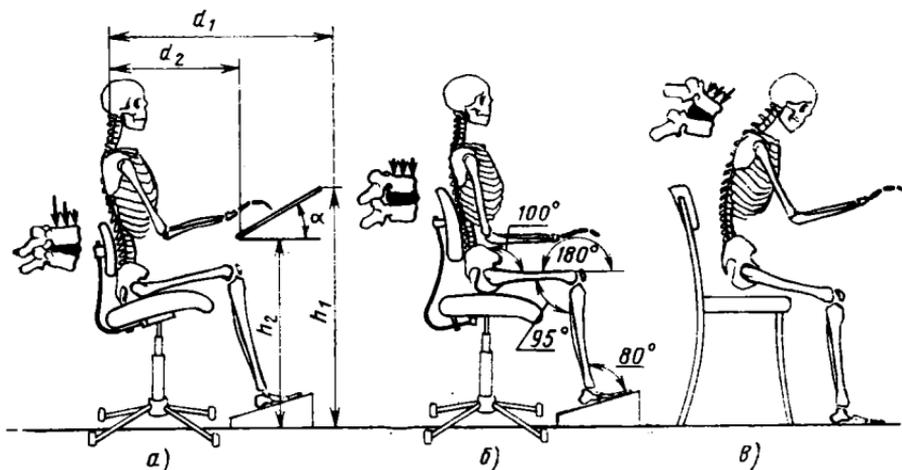


Рис. 2.30. Правильное (поза б) и неправильные (позы а и в) положения оператора при работе слепым методом на клавишных аппаратах. При правильной позе нагрузка на переднюю и заднюю часть поясничных межпозвоночных дисков примерно одинакова. В позе а давление больше на заднюю, в позе в — на переднюю часть диска

Ширина рабочей поверхности. Ширина рабочей поверхности не должна быть меньше, чем рабочее пространство в горизонтальной плоскости. Ее величина должна быть, по возможности, не менее 700 мм (минимальное значение 500 мм) [49].

Для письма предлагается ширина рабочей поверхности, равная 500 мм (380 мм — рабочая зона и остальное — для бумаг и других материалов); 100 мм плоскости при этом может быть горизонтальной, остальная часть — наклонной [33].

Форма рабочей поверхности. В некоторых случаях целесообразно применение рабочей поверхности, имеющей (в плане) скругленную со стороны работающего грань. Такое несложное преобразование позволяет значительно увеличить рабочую зону.

2.2.8. Соотношение рабочей поверхности и сидений

Взаимное расположение сиденья и рабочей поверхности определяет рабочую позу, влияет на производительность труда и комфорт работающего. Разнообразие видов рабочей деятельности не позволяет ограничиться разработкой какого-то одного вида рабочего места, в равной мере приемлемого для всех видов работ. Существуют лишь некоторые типичные случаи, на которые должен ориентироваться проектировщик, принимая во внимание характер рабочих движений и направление взгляда работающего (в частности, необходимость изменения его направления в процессе работы).

В качестве примера рассмотрим конторскую работу (чтение и письмо) и работу на клавиатуре, не требующую систематического перевода взора с рабочей поверхности (например, на удаленный экран дисплея и т. п.). В этой типичной ситуации высота сиденья приспособляется к высоте рабочей поверхности. Если при подгонке высоты сиденья под высоту рабочей поверхности контакт стоп с опорой неполный, следует использовать подставки для ног.

Что же касается формы и наклона сиденья и рабочей поверхности, то в упомянутых двух случаях они должны быть различны. Для работы за столом можно рекомендовать наклон сиденья вперед на $10 \dots 15^\circ$ (при таком наклоне давление на межпозвоночные диски меньше) [6] и небольшую фиксирующую подушку для предотвращения сползания (см. рис. 2.23). Такая конструкция сиденья оправдана лишь в том случае, если крышка стола наклонена к сидящему на $10 \dots 15^\circ$. Интересно, что дети часто стремятся сидеть на наклонном вперед стуле. Дети интуитивно находят ту позу, которая им удобнее всего.

Поскольку при работе за столом человек время от времени должен направлять свой взгляд вперед (на экран ЭВМ, на пульт, на посетителя и т. п.), то его поза будет изменяться. В этом случае сидеть на наклонном сиденье ему неудобно, он будет сползать с него. Отсюда вывод: кресла для работы должны иметь переменный угол наклона от -5° (наклон назад) до 15° при наклоне вперед. Такие кресла находят все более широкое применение. Конечно, они стоят дороже обычных, но это себя оправдывает и снижением заболеваемости, и повышением производительности труда.

Рекомендации к выбору рабочей позы при работе на клавишных инструментах (см. рис. 2.30) следующие (см. также п. 1.4.1):
угол между плоскостью подставки для ног и продольной осью стопы должен быть около 80° ;

бедрa на сиденье должны располагаться горизонтально, при этом угол в коленном суставе будет составлять около 95° ;

наклон спинки сиденья примерно равен $100 \dots 105^\circ$;

угол плеча с вертикалью должен быть около 5° ;

предплечье должно быть расположено горизонтально с локтевым суставом на уровне рабочей поверхности.

При такой рабочей позе давление на межпозвоночные диски относительно небольшое и равномерно распределено по передней и задней части диска.

Если говорить об основных тенденциях конструкторской мысли при усовершенствовании мест работы за столом и пультом, то надо отметить две из них. Первая связана с попытками брать в качестве исходного момента при конструировании наиболее удобную рабочую позу и затем уже приспособлять все место работы к данной позе. Это может достигаться, например, за счет сво-

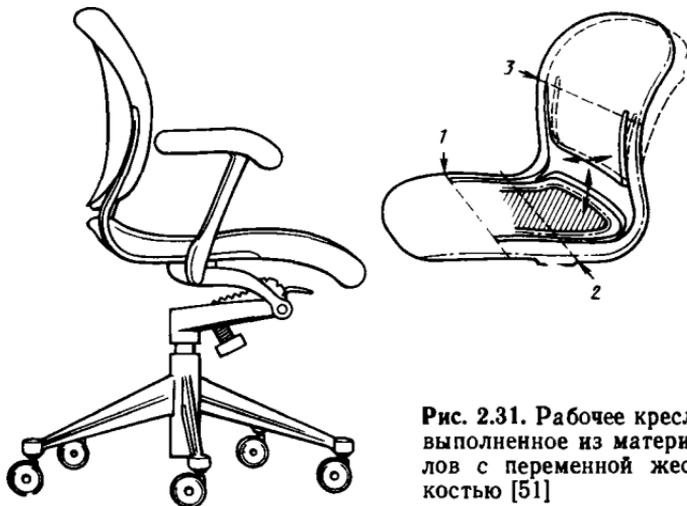


Рис. 2.31. Рабочее кресло, выполненное из материалов с переменной жесткостью [51]

бно перемещаемых устройств управления (аналогичных «мышь», используемой при управлении курсором на дисплее), что было описано выше.

Другая тенденция заключается в создании все более совершенных (и, к сожалению, все более дорогих) рабочих кресел. Среди них, например, кресло «Эква» (авторы Б. Стampf и Д. Чедуик)¹ или кресло, в конструкции которого использованы материалы, имеющие неодинаковую в разных частях сиденья и спинки жесткость, вследствие чего они изгибаются под действием силы тяжести тела [51]. Особенности конструкции следующие:

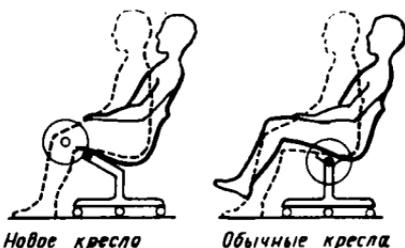
передняя часть сиденья (спереди от оси 1 на рис. 2.31) легко деформируема и поэтому не пережимает кровеносные сосуды нижней части задней поверхности бедер;

спинка несколько отклоняется назад относительно оси 2, расположенной примерно под седалищными буграми;

упругая пластинка в нижней части спинки изгибается под действием силы тяжести тела относительно оси 3;

все кресло слегка поворачивается под тяжестью сидящего человека относительно оси, расположенной вблизи коленных суставов, что позволяет фиксировать ноги прочно на полу (в других креслах с изменяющимся углом наклона ось вращения находится под позвоночным столбом (рис. 2.32);

Рис. 2.32. Оси поворота обычных и нового кресла



¹ Описанию этого кресла посвящен специальный выпуск журнала Design Quarterly, 1984, № 126.

свободный промежуток между сиденьем и спинкой служит вентиляционным целям. Под сиденьем находится пневматическая пружина, используемая при изменении высоты сиденья, а также для гашения удара при посадке на кресло. Это лишь часть дизайнерских решений, использованных при разработке данного кресла.

Другие кресла последнего времени, например «Симбио» [45], почти столь же сложны, а некоторые, например финское «кресло будущего 2003» [47], даже включают несколько электродвигателей, позволяющих регулировать положение отдельных элементов кресла.

Насколько оправданы все эти сложности при конструировании столь простой вещи, как обычный стул? То, что установлено исследованиями в настоящее время, позволяет сделать вывод, что рабочая мебель заслуживает внимательного к себе отношения. В мировой литературе многократно отмечалось, что затраты на изготовление ее наиболее сложных образцов (кресла с переменной высотой и углами наклона сидений и спинки; выбор материала определенной жесткости, неодинаковой в разных частях сиденья; «двойные клинья», тканые покрытия и др.) в процессе эксплуатации многократно окупаются снижением заболеваемости и повышением производительности труда.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аруин А. С., Зацморский В. М. Эргономическая биомеханика работы за пультом. М.; 1984. 63 с. Деп. в ВИНТИ 17.04.85, № 2599.
2. Аруин А. С., Зацморский В. М. Рабочее место оператора. А. С. № 1335277 СССР: МКИ А. 61F5/37.
3. Аруин А. С., Зацморский В. М. Способ снижения нагрузок на плечевой пояс: А. С. № 1393418 СССР: МКИ А. 61F 5/37.
4. Аруин А. С., Зацморский В. М. Перспективы развития эргономической биомеханики. Киев: Знание, 1987. 16 с.
5. Аруин А. С., Прилуцкий Б. И. Оптимизация рабочих действий руками // Тр. II Всесоюз. школы-семинара «Перспективы развития эргономической биомеханики». М.: 1988. С. 4—18.
6. Аруин А. С., Сазонов В. П. Нагрузки, действующие на поясничный отдел позвоночника при различных рабочих позах // Сб. докл. Всесоюз. конф. «Проблемы биомеханики в спорте». М.: 1987. С. 8—9.
7. Боброва-Голикова Л. П., Мальцева О. М., Коханова Н. А., Строкина А. Н. Эргономика и безопасность труда. М.: Машиностроение, 1985. 111 с.
8. Бюсссе С. Позы и движения // Ж. Шеррер. Физиология труда. М.: Медицина, 1973. С. 37—124.
9. Ермакова С. В., Подставка Т. П., Строкина А. Н. Антропометрический атлас. М.: ВНИИТЭ, 1977. 138 с.
10. Зацморский В. М., Аруин А. С., Селуянов В. Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981. 114 с.
11. Зинченко В. П., Мунипов В. М., Смолян Г. Л. Эргономические основы организации труда. М.: Экономика, 1974. 240 с.
12. Коханова Н. А. Размерные соотношения на рабочем месте // Производственная эргономика. М.: Медицина, 1979. С. 113—138.

13. **Моно Г.** Энергетические затраты у человека // Физиология труда / Ж. Шеррер, М.: Медицина, 1973. С. 125—169.
14. **Палюшкевич Л.** Избранные вопросы соматометрии // Эргономика. М.: Мир, 1971. С. 253—281.
15. **Плюшкене И. Ю., Строкина А. Н.** О некоторых угловых и линейных параметрах спинки рабочего сиденья // Техническая эстетика, 1975, № 2. С. 22—23.
16. **Aldman B., Lewin T.** Anthropometric measurements of sitting adults. Report, Gothenburg: University of Gothenburg, 1977.
17. **Andersson G. B. J., Jonsson R., Örtengren R.** Myoelectric activity in individual lumbar erector spinal muscles in sitting. A study with surface and wire electrodes // Scand. J. Rehab. Med., suppl. 1974. V. 3, P. 91—108.
18. **Andersson G. B. J., Murphy R. W., Örtengren R., Nachemson A. L.** The influence of backrest inclination and lumbar support on the lumbar lordosis in sitting // Spine. 1979. V. P. 52—58.
19. **Andersson G. B. J., Örtengren R.** Myoelectric back muscle activity during sitting // Scand. J. Rehab. Med., Suppl. 1974. V. 3. P. 73—90.
20. **Andersson G. B. J., Örtengren R., Nachemson A.** Disc pressure measurements when rising and sitting down on a chair // Eng. Med. 1982. V. 11. P. 189—190.
21. **Andersson G. B. J., Örtengren R., Nachemson A., Elfström G.** Lumbar discs pressure and myoelectric back muscle activity during sitting // Scand. J. Rehab. Med. 1974. V. 3. P. 104—133.
22. **Boussenna M., Corlett E. N., Pheasant S. T.** The relationship between discomfort and postural loading at the joints // Ergonomics. 1982. V. 25. P. 315—322.
23. **Burandt M., Grandjean E.** Sitting habits of office employees // Ergonomics. 1963. V. 6. P. 217—228.
24. **Chaffin D. B.** Localized muscle fatigue — definition and measurement // J. Occup. Med. 1973. V. 15. P. 346—354.
25. **Chaffin D. B., Andersson G. B. J.** Occupational biomechanics. — New York etc.: John Wiley & Sons. 1984. 454 p.
26. **Das B., Grady R. M.** Industrial workplace layout design: an application of engineering anthropometry // Ergonomics. 1983. V. 26. P. 433—447.
27. **Drury C. G., Francher M.** Evaluation of a forward-sloping chair // Appl. Ergonomics. 1985. V. 16. P. 41—47.
28. **Eastman M. C., Kamon E.** Posture and subjective evaluation at flat and slanted desks // Human Factors. 1976. V. 18, P. 15—25.
29. **Eklund J. A., Corlett E. N., Johnson F.** A method for measuring the load imposed on the back of a sitting person // Ergonomics. 1983. V. 26. P. 1063—1076.
30. **Glassford E. J.** The relationship of hemodynamics to seating comfort // SAE Preprint. 1977, N 770248. P. 1—6.
31. **Grandjean E.** Physiologische Arbeitgestaltung. Leitfaden der Ergonomie. München: Ott. Verlag. 1967.
32. **Hagberg M.** Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions // Amer. J. Phys. Med. 1981, V. 60. P. 111—121.
33. **Hirra D. S.** An ergonomic appraisal of educational desks // Ergonomics. 1980. V. 23. P. 213—221.
34. **Holzhausen K. P.** Analysis of movements for workplace design // Manned systems design: Methods equipment and applications / Ed. J. Moraal, New-York, London. 1980. P. 337—362.
35. **Ivic S.** Ergonomski principi oblikovanja radne površine u sedjećem položaju // Industrijsko oblikovanje. 1980. N 55. P. 42—44.
36. **Jørgensen K.** Back muscle strength and body weight as limiting factors for work in standing slightly-stooped position // Scand. J. Rehab. Med. 1970. V. 2. P. 149—153.
37. **Keegan J. J.** Alterations of the lumbar curve related to posture and seating // J. Bone Joint Surg. 1953. V. 35-A. P. 589—603.

38. **Kroemer K. H. E.** Menschengerechte Abmessunger von Arbeitstichen // Werkstattstechnik. 1963. N 1. S. 5—7.
39. **Less M., Eikelberg W. W. B.** Forces changes in neck vertebral and muscles // Biomechanics V-A./Ed. P. Komi. Baltimore: UPP. 1976. P. 530—536.
40. **Mandal A. C.** Work-chair with titling seat // Ergonomics. 1976. V. 19. P. 157—164.
41. **Mandal A. C.** The correct height of school furniture // Human Factors. 1982. V. 24. P. 257—269.
42. **Pottier M., Dubrenil A.** The effects of sitting posture on the volume of the foot // Ergonomics. 1969. V. 12. P. 753—758.
43. **Redgrove J.** Fitting the job to the woman: critical review // Appl. Ergonomics. 1979. V. 10. P. 215—223.
44. **Schutz R. K.** Cyclic work-rest exercise effect on continious hold endurance capability. The University of Michigan. Ann Arbor. 1972, doct. diss.
45. «Simbio» — Symbiose Von Mensch und Stuhl // MD: Moebel Interior Design. 1985. N 2. S. 32—34.
46. **Stokes J. A., Abery J. M.** Influence of the hamstring muscles on lumbar spine curvature in sitting // Spine. 1980. V. 5, P. 525—528.
47. **Taskinen R.** Kehitys on utopioiden toteuttamista // Muoto. 1983. V. 4. P. 54—55.
48. **Tichauer E.** The biomechanical basis of ergonomics. New-York etc: John Wiley and Sons. 1978. 99 p.
49. **Tisserand M., Saulnier H.** Dimensionnement des posted de travail // CAHIERS de Notes Documentaires. 1982. V. 1382. — P. 377—395.
50. **Winter D. A.** Biomechanics of human movement. New York etc.: John Wiley and Sons. 1979. 202 p.
51. **Yeaple F.** Engineering chair shell flexes independently down, back, and side ways // Design News. 1984. V. 40. P. 124—126.

В условиях современного производства значительное число работ выполняется стоя. Сюда относится работа станочников — токарей, фрезеровщиков и др., многие операции на сборочных конвейерах, например при сборке автомобилей, большинство работ в полиграфическом производстве, подсобные работы и др. Вне сферы машиностроения к этой категории профессий относятся многие рабочие места в торговле (продавцы, грузчики), связи (почтальоны), медицине (хирурги и хирургические сестры), сельском хозяйстве и пр.

Можно выделить два варианта работы стоя: работа выполняемая на месте — с незначительными передвижениями; работа, связанная с переходами с одного места на другое.

А. РАБОТА, ВЫПОЛНЯЕМАЯ НА МЕСТЕ

3.1. ЛЕГКАЯ ФИЗИЧЕСКАЯ РАБОТА

Длительное пребывание в положении стоя, даже если выполняемые рабочие операции не требуют больших мышечных усилий, является утомительным. При этом мышцы нижних конечностей статически напряжены, что может привести к ухудшению их кровоснабжения (вследствие сдавливания кровеносных капилляров), а венозный отток крови от нижних конечностей к сердцу затруднен (вследствие того, что не действует так называемый мышечный насос: при ритмическом сокращении мышц кровь в венах как бы выдавливается по направлению к сердцу; при статическом напряжении этого не происходит). В результате, хотя потребность в увеличенном притоке крови к мышцам не очень большая, мышцы могут испытывать недостаток кислорода (рис. 3.1) и в то же время в венах нижних конечностей могут накапливаться кровь и лимфа, что внешне выражается в отеке ног.

Потенциально это может привести к варикозному расширению вен и другим заболеваниям. Вообще у представителей этих профессий часто встречаются болезни ног.

Другое слабое звено при работе стоя — поясничная область. Механические нагрузки, действующие на межпозвоночные диски при положении стоя, могут превышать вес тела. Рассмотрим ме-

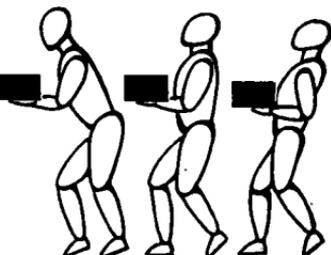
Покой	Статическая работа	Динамическая работа
 Потребность Приток	 Потребность Приток	 Потребность Приток
		

Рис. 3.1. Кровоснабжение мышц при различных режимах деятельности

ханизм возникновения этих нагрузок (рис. 3.2). Центр масс тела стоящего человека расположен примерно в области V поясничного позвонка. Поэтому на данный позвонок действует вес вышележащих частей тела, равный примерно половине веса тела.

Однако центр масс вышележащей части тела расположен не непосредственно над межпозвоночным диском, а несколько впереди от него (это касается и IV поясничного позвонка, который наиболее выступает вперед). Поэтому возникает момент силы вращения, под действием которого тело сгибалось бы вперед, если бы моменту силы тяжести не был противопоставлен момент силы, создаваемый мышцами-разгибателями позвоночного столба.

Эти мышцы расположены близко от оси вращения (которая находится приблизительно в районе студенистого ядра межпозвоночного диска), и поэтому плечо силы их тяги небольшое. Чтобы создать необходимый момент силы, эти мышцы обычно должны развивать большую силу (действует закон рычага: чем меньше расстояние, тем больше сила).

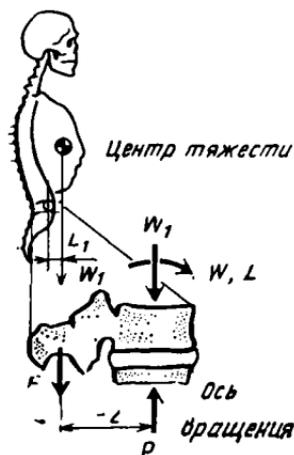


Рис. 3.2. Механизм создания механической нагрузки на межпозвоночные диски:

W_1 — вес вышележащих частей тела; L_1 — плечо силы тяжести; F — сила мышц, разгибающих позвоночный столб; L_2 — их плечо. Поскольку система находится в равновесии, $W_1 L_1 = F L_2$, откуда $F = W_1 L_1 / L_2$. Сила, действующая на межпозвоночный диск, $P = W_1 + F$ или $P = W_1 (1 + L_1 / L_2)$

Поскольку линия действия силы мышечной тяги идет практически параллельно позвоночному столбу, эта сила, суммируясь с силой тяжести, резко увеличивает давление на межпозвоночные диски. Поэтому сила, действующая на V поясничный позвонок при обычном положении стоя, составляет не половину веса тела, а вдвое большую величину. При наклонах, поднимании тяжестей и некоторых других движениях внешние силы создают большой момент относительно оси вращения, проходящей через поясничные межпозвоночные диски. Мышцы и особенно связки позвоночного столба расположены близко от оси вращения, и поэтому проявляемая ими сила должна в несколько раз превосходить вес поднимаемого груза и вышележащих частей тела. Именно эта сила влияет на механическую нагрузку, которая приходится на межпозвоночные диски. Например, сила, действующая на III поясничный позвонок у человека весом 700 Н, в разных условиях [84] следующая:

Поза или движение	Сила, Н
Лежа на спине, вытяжение 300 Н	100
Лежа на спине, ноги прямые	300
Положение стоя	700
Ходьба	850
Наклон туловища в сторону	950
Сидя без поддержки	1000
Изометрические упражнения для мышц брюшного пресса	1100
Смех	1200
Наклон вперед 20°	1200
Подъем в сед из положения лежа на спине, ноги выпрямлены	1750
Подъем груза 200 Н, спина прямая, колени согнуты	2100
Подъем груза 200 Н из наклона вперед, ноги выпрямлены	3400

У большинства женщин при положении стоя, кроме того, в силу особенностей телосложения возникает еще пара сил, действующих относительно тазобедренного сустава. При этом основание крестцовой кости (место соединения крестца с нижней поверхностью V поясничного позвонка) у женщин располагается кзади от фронтальной оси тазобедренных суставов (у мужчин их вертикальные проекции практически совпадают, рис. 3.3), что создает для них дополнительные трудности при подъеме тяжестей; один и тот же поднимаемый груз для женщин примерно на 15% тяжелее.

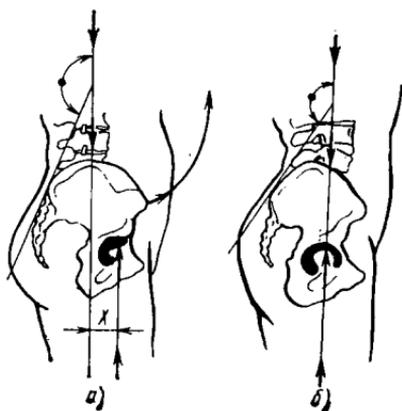


Рис. 3.3. Анатомическое строение пояснично-крестцового сочленения и тазобедренного сустава у женщин (а) и у мужчин (б) [99]

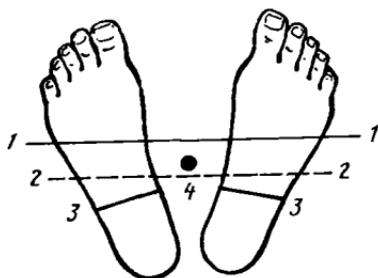


Рис. 3.4. Схема положения проекции общего центра масс по отношению к суставным линиям нижних конечностей в удобной стойке:

1—1 — проекция оси тазобедренных суставов; 2—2 — проекция оси коленных суставов; 3—3 — проекция осей голеностопных суставов; 4 — проекция общего центра масс [13]

При обычной стойке проекция общего центра масс тела расположена на $7,5 \pm 2,5$ мм кзади от вертельной точки (10—30 мм от фронтальной оси тазобедренных суставов), на $8,7 \pm 0,9$ мм кпереди от коленной точки и на $42 \pm 1,8$ мм кпереди от голеностопной точки (рис. 3.4) [13].

С эргономической точки зрения элементы рационализации работ стоя сводятся к определению оптимальных покрытий полов и обуви, совершенствованию рабочей позы и нормированию рабочего времени (введение перерывов для отдыха и пр.). Первые два вопроса биомеханические в своей основе.

В работе [73] изучалось влияние покрытий пола разной твердости (от бетона до мягкого винилового) на изменение объема голени при стоянии (отек ног), частоту изменения позы, колебания тела, активность мышц. Проводили также опрос работниц о том, на каком покрытии они предпочитают работать (сами покрытия закрывались бумагой, чтобы опрашиваемые не знали, о каком покрытии идет речь). Было выявлено, что уже после 1 ч работы стоя происходит увеличение объема голени, увеличивается число движений ногами (перешагиваний, переступаний), возрастают колебания тела и мышечная активность. Однако четких связей с твердостью покрытий обнаружить авторам не удалось. В то же время была найдена существенная отрицательная ранговая корреляция ($r > 0,5$) между твердостью покрытий и субъективными предпочтениями: в большинстве случаев предпочтение отдавалось менее твердым поверхностям.

Очень мягкие поверхности, однако, непригодны для транспортирования грузов. На них также трудно обеспечить необходимый коэффициент трения с подошвой обуви. Поэтому твердость покрытий для производственных помещений рекомендуется выдерживать в некотором среднем диапазоне — 80...85 единиц твердости по А. Шору (стандарт ФРГ DIN 53505) [88]. Если в помещении приходится перемещать тяжелые грузы или оно предназначено для больших пешеходных потоков, твердость покрытий должна быть около 80 единиц, при малой пешеходной нагрузке рекомендуемая твердость около 85 единиц. Эти границы выдерживаются фирмами, производящими искусственные покрытия для производственных и бытовых помещений (например, ве-

Рис. 3.5. Подставка для уменьшения нагрузки на поясничную область

душей итальянской фирмой по производству покрытий «Мондо раббер»).

Рабочая поза, как известно, определяется прежде всего положением рабочей поверхности и объекта труда.

Для облегчения рабочей позы стоя применяют подставки для одной из ног (рис. 3.5). Такие подставки уменьшают нагрузку на межпозвоночные диски поясничной области и рекомендуются для использования не только рабочим, но и хирургам, поварам, домашним хозяйкам и пр. Сокращению поясничного лордоза способствуют также полусидячие позы.

Высокие стулья позволяют быстро переходить в положение стоя и обратно. Однако нагрузка на ноги здесь больше, чем при обычном положении сидя.



Не рекомендуется



Рекомендуется

3.2. ТЯЖЕЛАЯ ФИЗИЧЕСКАЯ РАБОТА (ПОДНИМАНИЕ ГРУЗОВ)

3.2.1. Поясничный болевой синдром

Согласно данным медицинской статистики [101] до 80% взрослого населения страдает постоянными или временными болями в области поясницы (так называемый поясничный болевой синдром — ПБС — Low back pain). ПБС — это обобщающий термин. В зависимости от особенностей протекания возможна дальнейшая дифференциальная диагностика ПБС (радикулиты, ишиас и др.). Потери по нетрудоспособности, вызванные ПБС, занимают, по данным ряда авторов, либо первое место среди всех остальных болезней, либо второе, уступая только простудным заболеваниям [20].

Среди причин, вызывающих ПБС (помимо нарушения обмена веществ, инфекций, генетической предрасположенности и т. п.), на одно из первых мест должны быть поставлены факторы биомеханического порядка.

Хотя точная причина ПБС в настоящее время остается неизвестной — так во всяком случае утверждают крупнейшие авторитеты в этой области [84, 85, 101] — имеются многочисленные косвенные данные о том, что в большинстве случаев первопричиной возникновения болей являются изменения со стороны межпозвоночных дисков [33, 34, 84, 85].

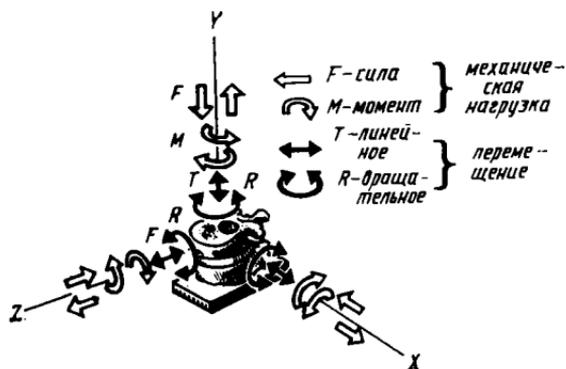


Рис. 3.6. Направления механических нагрузок, действующих на межпозвоночные диски, и вызываемые ими перемещения (деформации)

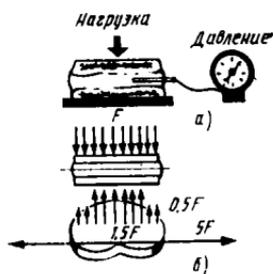


Рис. 3.7. Схема измерения (а) и давление в межпозвоночном диске (б) [85]

Межпозвоночные диски состоят из фиброзного кольца по периметру и студенистого ядра в центре. У молодых людей студенистое ядро содержит до 85% воды, и в нем действуют законы гидростатического давления, а именно закон Паскаля: давление распространяется одинаково во все стороны [31, 33, 84]. На этом основан метод прижизненного определения внутридискового давления: в студенистое ядро вводится игла с манометрическим датчиком [33, 84, 85]. Сложность метода препятствует его повседневному применению.

С возрастом происходит постепенное обезвоживание диска (его дегидратация) и в студенистом ядре законы гидростатического давления перестают проявляться [33, 34].

Механические свойства дисков при их нагружении в различных направлениях (рис. 3.6) различны.

При сжатии двух позвонков с соединяющим их диском вдоль оси позвоночника (оси Y) гидростатическое давление в студенистом ядре примерно в 1,5 раза превосходит среднее давление F (Н/м^2) — действующее на поверхность диска.

При этом вертикальное давление на фиброзное кольцо составляет лишь $0,5F$, но зато возникает горизонтальное давление, растягивающее диск изнутри и достигающее на поверхности фиброзного кольца $4-5 F$ (рис. 3.7).

Фиброзное кольцо состоит из нескольких цилиндрических слоев, в каждом из которых волокон идут под углом примерно 30° к горизонтали, но направления хода волокон в смежных слоях меняются. В дисках молодых и пожилых людей при одной и той же внешней механической нагрузке различны не только давление, действующее на отдельные слои фиброзного кольца [15, 28, 72], но и его направление (рис. 3.8).

Механическая прочность дисков при вертикальном нагружении достаточно высока: она не уступает прочности смежных с ними позвонков [14]. Однако строго вертикальное нагружение позвоночного столба не типично для реальных повседневных ситуаций; даже при обычном стоянии нагрузка не действует строго вдоль оси позвонков (оси Y) вследствие кривизны позвоночного столба и возникающих силовых моментов (см. ниже). Из биомеханического анализа следует, что наиболее травмоопасными являются ситуации, когда большая механическая нагрузка действует на межпозвоночные диски при наклоне или повороте позвоночного столба. При этом могут действовать большие напряжения сдвига.

При наклоне позвоночного столба студенистое ядро смещается в сторону, противоположную наклону, а фиброзное кольцо при этом несколько выпя-

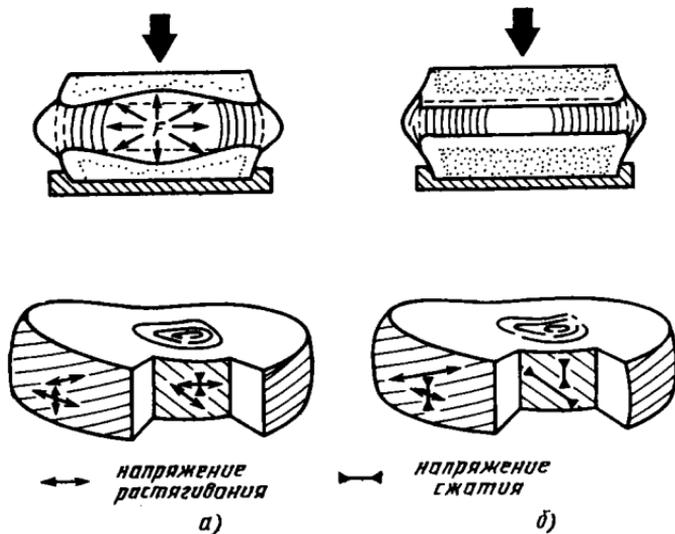


Рис. 3.8. Давления, действующие на отдельные слои фиброзного кольца в нормальных (а) и дегенеративных (б) дисках [101]. В нормальном диске видна реакция «выпячивания» ядерной пульпы, в дегенерированном диске нагрузка передается только на кольцо, реакция ядра отсутствует

чивается (рис. 3.9). У людей с ПБС это может привести к раздражению нервных окончаний, либо к сдавливанию корешков спинного мозга и появлению болезненных ощущений.

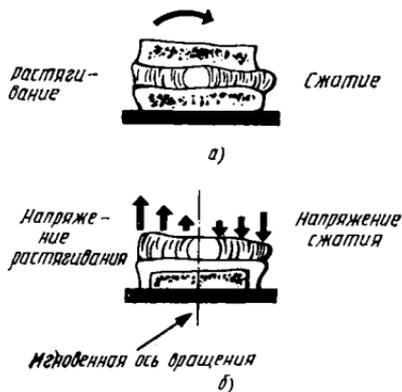
Межпозвоночные диски лишены нервных окончаний. Поэтому их травмирование не ощущается человеком до тех пор, пока не произойдет раздражение рецепторов или корешков нервов, расположенных вблизи позвоночного столба (например, в результате выпячивания межпозвоночного диска).

Профилактика ПБС является важной социальной задачей: материальные расходы, идущие на лечение заболеваний ПБС, очень велики.

Существует прямая связь между частотой и тяжестью ПБС и выполняемой работой. Так, согласно результатам обследования, проведенного в 1981 г. Национальным институтом США по безопасности труда в промышленности (National Institute for Occupational Safety and Health — NIOSH) [86]:

около $\frac{1}{3}$ рабочих мест в Соединенных Штатах требует проявления значительных мышечных усилий;

Рис. 3.9. Деформация диска (а) и механическое напряжение (б) при наклоне туловища [101, переработано]



в среднем каждый двадцатый рабочий из числа указанной трети в течение года пропускает работу вследствие травм или заболеваний, связанных с большими мышечными напряжениями; свыше 60% людей, страдающих ПБС, сообщили, что причиной заболевания было чрезмерное мышечное напряжение;

если появление ПБС, вызванное мышечным перенапряжением, приводило к длительной потере трудоспособности, то затем лишь менее одной трети заболевших продолжали работать на прежнем рабочем месте;

ПБС, вызванный мышечным перенапряжением, примерно в 2/3 случаев имел место в результате подъема тяжестей и в 20% вследствие усилий, приложенных к тележкам, тачкам, вагонеткам и т. п.

Из сказанного понятно, почему влиянию биомеханических факторов на ПБС посвящено большое количество исследований.

3.2.2. Внутривнутрибрюшное давление и его роль

Когда человек поднимает груз, момент силы тяжести, создаваемый этим грузом, а также весом вышележащих частей тела относительно оси, проходящей через межпозвоночный диск, уравнивается активностью мышц-разгибателей позвоночного столба. Давление в брюшной полости также создает некоторый момент силы, направленный на разгибание, и потому приводит к некоторому снижению силы, развиваемой разгибателями позвоночного столба. В конечном итоге следствием этого является снижение давления на межпозвоночные диски.

Внутрибрюшное давление повышается при натуживании, т. е. при напряжении мускулатуры выдоха с закрытой голосовой щелью. В результате внутренней поддержки давление на межпозвоночные диски может уменьшаться до 40% [47, 50].

Наиболее доступный способ измерения внутрибрюшного давления состоит в том, что манометрические датчики вводят в полость желудка. Передачу сигнала осуществляют либо по радио (так называемые телеметрические пилюли), либо по проводам. Во втором случае внешние процедуры такие же, как при взятии пробы желудочного сока. При этом измеряют внутрижелудочное давление, которое практически равно внутрибрюшному [21, 93 и др.].

На рис. 3.10 приведены зависимости внутрибрюшного давления от условий проявления мышечных усилий. Из результатов экспериментов следует, что внутрибрюшное давление пропорционально моменту силы относительно оси вращения, проходящей через межпозвоночные диски, а не проявляемой силе или поднимаемому грузу. Поскольку при разной технике выполнения подъемов одной и той же внешне проявляемой силе могут соот-

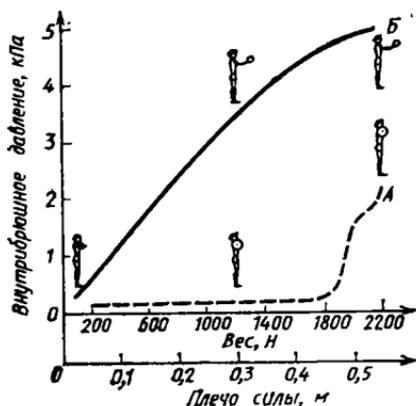


Рис. 3.10. Внутрибрюшное давление при увеличении: А — груза, удерживаемого на плечах; Б — момента силы (плеча силы тяжести, груз 200 Н) [20]

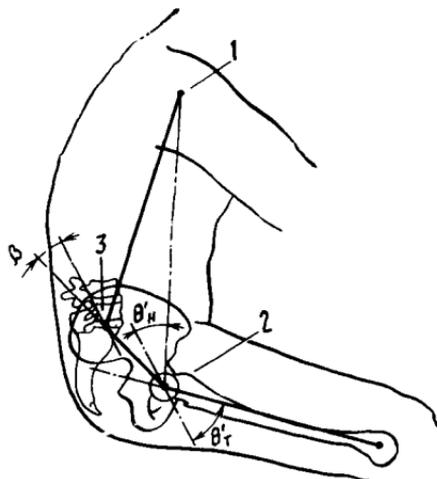


Рис. 3.11. Углы, используемые в модели:

1 — плечевой сустав; 2 — тазобедренный сустав; 3 — пояснично-крестцовое сочленение (L_5/S_1) [46]

ветствовать разные моменты силы (что зависит от плеча силы), то некоторые варианты подъема тяжестей более травмоопасны, чем другие.

Если известен момент силы, развиваемый в тазобедренном суставе, а также углы наклона бедер и туловища к вертикали, внутрибрюшное давление может быть приблизительно оценено по эмпирическому уравнению регрессии [46]

$$P_A = 10^{-4} [43 - 0,36 (\theta_n' + \theta_r')] [M_n^{1,8}],$$

где P_A — внутрибрюшное давление, кПа; θ_n' и θ_r' — углы наклона туловища и бедер к вертикали, ° (рис. 3.11); M_n — момент силы в тазобедренном суставе, Н·м.

Коэффициент корреляции между действительными значениями внутрибрюшного давления и предсказанными по уравнению регрессии был равен 0,73. Различия между предсказанными и действительными значениями объясняются главным образом неточностями в определении суставных углов и неучетом такого обстоятельства, как скорость развития мышечного усилия. Авторы работы [35], в частности, установили, что при быстром проявлении усилия (движение типа рывка в тяжелой атлетике) внутрибрюшное давление примерно на 20% выше, чем при медленном проявлении этой силы.

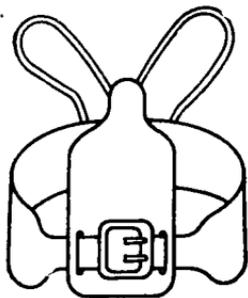


Рис. 3.12. Пояс-корсет с пластиной, рекомендуемый для ношения при подъеме тяжестей

Внутрибрюшное давление создается активностью мышц брюшного пресса, межреберных мышц и диафрагмы. До некоторой степени оно может быть повышено за счет корсета. Ношение тяжелоатлетического пояса преследует, по существу, те же цели.

Особенно эффективны при подъеме тяжестей пояса специальной конструкции с жесткой пластиной, подогнанной по форме живота (рис. 3.12). Использование таких поясов приводит к существенному повышению внутрибрюшного давления и снижению нагрузки, приходящейся на межпозвоночные диски. Ношение подобных поясов должно быть рекомендовано при подъеме больших тяжестей (например, грузчикам).

3.2.3. Определение механических нагрузок, действующих на позвоночник, методами математического моделирования

Прямые экспериментальные определения внутридискового давления сложны, чреваты осложнениями и возможны не во всех случаях. Поэтому вызывает интерес определение нагрузок, действующих на межпозвоночные диски, расчетным путем на основе биомеханической модели. Все модели подобного рода основаны на решении обратной задачи динамики: нахождении сил по известному движению. Хотя задачи такого типа решаются на основе хорошо известных уравнений динамики (кинетостатики, динамических уравнений Эйлера, уравнений Лагранжа второго рода и др.), большое число участвующих в движении звеньев тела и возможных степеней свободы могут сделать задачу очень громоздкой и неудобной для численного решения. Поэтому используют методы, упрощающие запись уравнений движения и численное решение (последовательное нахождение сил и моментов для каждого из звеньев модели, начиная со свободного звена, см. [19], а также теории графов [11] и др.). Такими методами при относительно умеренном использовании машинного времени удается решать довольно объемные задачи (например, для пространственной 15-звенной модели с 42 степенями свободы [16, 29]).

При моделировании звенья тела обычно представляются твердыми, а сочленения — идеальными шарнирами. Сложность модели, естественно, снижается, если рассматривается лишь плоское движение небольшого числа звеньев.

Модели, используемые для определения механической нагрузки, действующей на межпозвоночные диски, можно разделить на три группы.

Первая группа моделей. В данном случае решаются уравнения равновесия (уравнения сил и моментов, действующих относительно оси вращения) без учета сил внутрибрюшного давления. В некоторых видах движения внутрибрюшное давление невелико (например, при неглубоких приседаниях), и отказ от его учета не приводит к большим ошибкам. Пример таких расчетов приведен на рис. 3.2.

Вторая группа моделей. Эта группа моделей отличается от первой тем, что в число рассматриваемых сил вводится и внутренняя поддержка, создаваемая внутрибрюшным давлением (что требует, конечно, его регистрации). Момент силы, создаваемый внутрибрюшным давлением, определяют следующим образом: зарегистрировав внутрибрюшное давление и зная площадь поперечного сечения туловища на уровне диафрагмы (или площадь диафрагмы), рассчитывают силы внутренней поддержки; умножая силу внутренней поддержки на плечо диафрагмы, рассчитывают момент силы внутренней поддержки.

Указанные способы расчета пригодны для определения механической нагрузки, действующей на межпозвоночные диски, только при симметричных движениях (типа подъема штанги). Кроме того, в них не принимаются во внимание силы мышечной тяги, создаваемые другими мышцами, помимо длинных разгибателей спины (в частности, мышцами брюшного пресса). Если учесть действие этих мышц, то система уравнений оказывается неопределенной, так как число уравнений (в общем случае их шесть — по три для сил и моментов) меньше числа неизвестных, к числу которых относятся силы тяги мышц и связок, а также внутренней поддержки. Связано это с так называемой проблемой избыточности: число мышц, а точнее актонов, в живом организме существенно больше числа обслуживаемых ими степеней свободы (подробнее см. работу [19]).

Третья группа моделей. Эта группа моделей лишена указанных недостатков. В данном случае принимается во внимание активность всех основных мышц, которые могут создавать момент силы относительно поясничной области позвоночника. Для решения системы уравнений используют методы оптимизации, в частности метод линейного программирования [94]. Из моделей этой группы упомянем модель Шульца [93], правильность которой проверялась в экспериментах путем непосредственного измерения давления в межпозвоночных дисках. Коэффициент корреляции между рассчитанными и экспериментально определенными величинами внутрдискового давления был равен 0,98. Модель учитывала действие не только длинных мышц спины, но и активность широчайших мышц, прямой и косых мышц живота (рис.

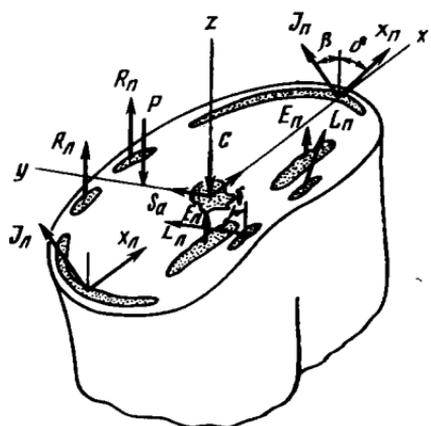


Рис. 3.13. Модель для определения давления на межпозвоночные диски оптимизационными методами [93]. Равнодействующие сил соответственно левой и правой:

R_d, R_n — прямых мышц живота; X_d, X_n — наружных косых мышц живота; J_d, J_n — внутренних мышц живота; E_d, E_n — разгибателей спины; L_d, L_n — широчайших мышц спины; P — сила внутренней поддержки; S_a — плечо силы внутренней поддержки; C — результирующая сила, действующая на межпозвоночный диск

3.13). Принимается в расчет также внутрибрюшное давление. В настоящее время, видимо, эту модель можно считать наиболее обоснованной. При помощи ее можно производить расчет нагрузок, действующих на межпозвоночные диски при выполнении разнообразных движений¹.

Опишем более подробно одну из часто используемых моделей, предназначенную для оценки давления на пояснично-крестцовое сочленение [44]. Это сочленение относится к числу наиболее часто травмируемых при подъеме тяжестей — 85 ... 95% всех грыж межпозвоночных дисков происходит примерно с равной частотой либо в этом сочленении, либо на уровне между IV и V поясничным позвонками [71]. Описываемая модель относится ко второй из упомянутых выше групп, в ней учитываются силы пневматической поддержки. Она предназначена для анализа симметричных, относительно медленных движений. При описании модели мы будем опускать ссылки на многочисленные литературные источники, на основе которых она построена.

Обратимся снова к рис. 3.11. На основе рентгенологических данных расстояние от тазобедренного сустава до пояснично-крестцового сочленения в модели принято равным 20% расстояния между тазобедренным и плечевым суставами. Соотношение между углом наклона таза (угол β на рис. 3.11) и углами наклона бедер θ_T' и туловища θ_N' приведено на рис. 3.14. Из графика следует, что при наклоне туловища вперед более чем на 20° таз начинает поворачиваться вперед (по часовой стрелке) в соотношении: два градуса поворота таза на каждые три градуса наклона туловища. Наоборот, при сгибании коленных суставов и наклоне бедер более чем на $10 \dots 15^\circ$ таз поворачивается назад

¹ В конце 1987 г. появились краткие публикации [36] о том, что позвоночник при подъеме тяжести целесообразно рассматривать как арочную конструкцию. Это снимает ряд несоответствий, возникающих при использовании упомянутых выше моделей.

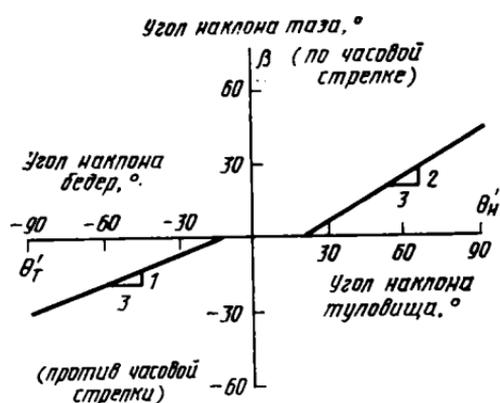


Рис. 3.14. Угол наклона таза β как функция угла наклона туловища θ_n' и бедер θ_{τ}' к вертикали [51]

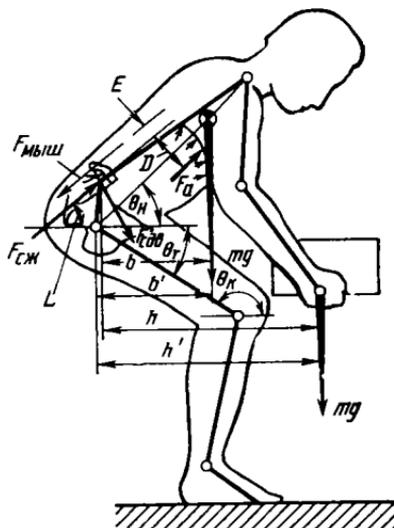


Рис. 3.15. Механико-математическая модель подъема тяжестей (плоский квазистатический вариант) [44]

(против часовой стрелки) в соотношении: поворот таза на один градус при сгибании бедер на три градуса. При одновременном приседании (повороте бедер) и наклоне туловища вперед влияние этих движений на поворот таза в той или иной степени компенсируется.

Силы, учитываемые в рамках этой модели, приведены на рис. 3.15. Плечо силы внутрибрюшного давления D (мм) изменяется в зависимости от угла наклона туловища:

$$D = 70 + 80 \sin \theta_n'$$

Плечо силы тяги мышц-разгибателей позвоночного столба принято равным 50 мм.

Предполагая, что ускорения при подъеме груза невелики, инерционными членами уравнений движения пренебрегают (квазистатический вариант модели). В этом случае для каждого положения тела выписывают три уравнения равновесия (одно уравнение моментов и два уравнения для проекций сил на вертикальную и горизонтальную ось), на основе чего рассчитывают неизвестные силы (тяги мышц $F_{\text{мыш}}$, а также силы сжатия и сдвига $F_{\text{сж}}$, $F_{\text{сдв}}$, действующие на пояснично-крестцовое сочленение). Вес груза, внутрибрюшное давление и масс-инерционные характеристики звеньев тела предполагаются известными.

Описанная модель является типичной плоской простой моделью. Трехмерные динамические модели значительно более сложны.

Таблица 3.1

Средние величины ($\bar{x} \pm \sigma$) масс-инерционных характеристик сегментов тела человека ($n=100$) мужчин [19]

Сегмент	m , кг	ЦМ	m , %	K_1	K_2	K_3
Голова	5,018 ± 0,393	50,02 ± 2,23	6,940 ± 0,707	30,3 ± 1,29	31,5 ± 1,34	26,1 ± 2,10
Верхний отдел туловища	11,654 ± 1,873	50,66 ± 2,24	15,956 ± 1,529	50,5 ± 3,74	31,99 ± 1,71	46,5 ± 4,64
Средний отдел туловища	11,953 ± 2,176	45,02 ± 2,12	16,327 ± 1,725	48,2 ± 4,24	38,3 ± 2,43	46,8 ± 5,60
Нижний отдел туловища	8,164 ± 1,492	35,41 ± 3,01	11,174 ± 1,428	35,6 ± 2,05	31,9 ± 2,37	34,0 ± 3,00

Обозначения: m — масса тела, кг; ЦМ — положение центра масс на продольной оси сегмента, %; m — отношение массы сегмента к массе тела, %; K_1 — отношение радиуса инерции относительно сагиттальной оси сегмента к его длине, %; K_2 — отношение радиуса инерции относительно фронтальной оси сегмента к его длине, %; K_3 — отношение радиуса инерции относительно продольной оси сегмента к его длине, %; σ — средняя квадратическая ошибка признака.

Таблица 3.2

Коэффициенты уравнений множественной регрессии вида $y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2$ для вычисления масс-инерционных характеристик сегментов тела мужчины по массе x_1 (кг) и длине x_2 (см) тела [19]

Сегмент	B_0	B_1	B_2	σ
Масса сегмента, кг				
Голова	1,296	0,0171	0,0143	0,322
Верхняя часть туловища	8,2144	0,1862	-0,0584	1,142
Средняя часть туловища	7,181	0,2234	-0,0663	1,238
Нижняя часть туловища	-7,498	0,0976	0,04896	1,020
Положение центра масс на продольной оси сегмента, см				
Голова	8,357	-0,0025	0,023	0,69
Верхняя часть туловища	3,32	0,0076	0,047	1,19
Средняя часть туловища	1,398	0,0058	0,045	1,18
Нижняя часть туловища	1,182	0,0018	0,0434	1,0
Главный центральный момент инерции относительно сагиттальной оси, кг·см²				
Голова	-78	1,171	1,519	42,5
Верхняя часть туловища	81,2	36,73	-5,97	297
Средняя часть туловища	618,5	39,8	-12,87	237
Нижняя часть туловища	-1568	12	7,741	156

Сегмент	B_0	B_1	B_2	σ
Главный центральный момент инерции относительно фронтальной оси, кг·см²				
Голова	—112	1,43	1,73	40
Верхняя часть туловища	367	18,3	—5,73	171
Средняя часть туловища	263	26,7	—8,0	175
Нижняя часть туловища	—934	11,8	3,44	117
Главный центральный момент инерции относительно продольной оси, кг·см²				
Голова	61,6	1,72	0,0814	35,6
Верхняя часть туловища	561	36,03	—9,98	212
Средняя часть туловища	1501	43,14	—19,8	188
Нижняя часть туловища	—775	14,7	1,685	116

Все механико-математические модели движений человека требуют знания масс-инерционных характеристик сегментов тела. Такие масс-инерционные характеристики для отдельных частей туловища и головы приведены в табл. 3.1, а уравнения регрессии для их оценки по известным значениям массы и длины тела — в табл. 3.2. Напомним, что аналогичные данные были описаны в гл. 1 для верхних (табл. 1.2 и 1.3) и нижних конечностей (табл. 1.12 и 1.13).

3.2.4. Механические нагрузки при поднимании тяжестей

Результаты многочисленных исследований свидетельствуют, что при поднимании тяжестей на межпозвоночные диски поясничной области действуют очень большие механические нагрузки, приближающиеся иногда к пределу их механической прочности. Например, компрессионная нагрузка при усаживании больного с парализованными нижними конечностями в кресло-каталку у разных санитаров варьировала от 485 до 9381 Н [61]; подъем чугунных балок весом 680 Н приводил к сжатию дисков с силой 9000 Н [62]. Предел же прочности межпозвоночных дисков в соответствии с данными [67] составляет от 3698 Н (старая женщина) до 12981 Н (молодой мужчина). Сходные по порядку величины приведены в работе [2] для поясничных позвонков человека. Поэтому актуальна задача максимально возможного снижения нагрузки, приходящейся на поясничную область. Это достигается правильной техникой подъема груза, использованием упомянутых выше поясов и корсетов и нормированием веса, размера и положения груза по отношению к рабочему.

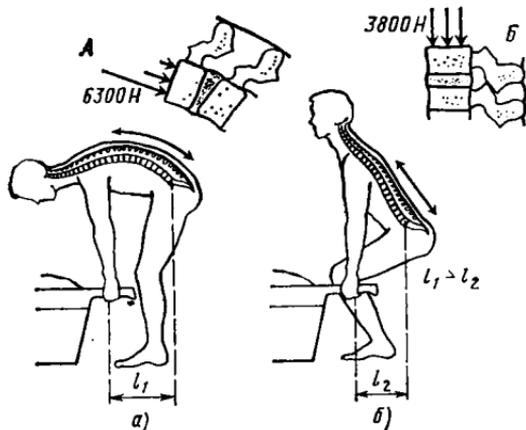


Рис. 3.16. Нагрузка на межпозвоночные диски при подъеме грузов весом 500 Н разными способами: а — неправильная техника («круглая спина») — нагрузка неравномерная; б — правильная техника

Что касается техники подъема, то рекомендации сводятся к следующему: стараться присесть, а не наклоняться; сохранять при подъеме естественную кривизну позвоночника (поясничный лордоз) и

поднимать грузы не рывком, а медленным и плавным движением.

Первая рекомендация основана на предположении о том, что при подъеме ногами момент силы, создаваемый относительно пояснично-крестцового сочленения, будет меньше, чем при подъеме спиной. В случае, показанном на рис. 3.16, это, вероятно, так и будет. Однако при одинаковом расстоянии поднимаемого груза от стоп рабочего преимущество подъема ногами может исчезнуть. В работе [78] сравнивались разные варианты подъема и опускания груза весом 150 Н при одинаковом его расстоянии от стоп рабочего, равном 0,3 м. Различия между некоторыми вариантами оказались статистически несущественными (табл. 3.3).

Вообще, при подъеме грузов следует стараться подходить к поднимаемому предмету как можно ближе. Необходимо, однако,

Таблица 3.3

Компрессионная нагрузка на пояснично-крестцовое сочленение при разных вариантах подъема и опускания груза весом 150 Н [78]

Способ подъема	Компрессионная нагрузка, Н		Существенность различий				
			2	3	4	5	6
1 Подъем наклоном	5765	871	НС	+++	+	+	+++
2 Подъем приседая	6939	1087		+++	+	+	+++
3 Подъем на полку	3304	484			+++	+++	+
4 Опускание наклоном	5290	497				НС	+++
5 Опускание приседая	5317	663					+++
6 Опускание на полку	2938	546					—

Обозначения: НС — различия несущественны; (+) соответствует $p < 0,05$; (++) — $p < 0,01$; (+++) — $p < 0,001$ ($n=10$)

Рис. 3.17. Соотношение между механическими нагрузками, действующими на пояснично-крестцовые сочленения и коленные суставы при поднимании одного и того же груза разными способами (один испытуемый) [39]

учитывать, что снижение нагрузок на поясничную область при подъеме грузов приседая (ногами) сопровождается одновременным возрастанием сил, действующих на анатомические образования коленных суставов (рис. 3.17). Для рабочих с начальными признаками артроза коленных суставов такой способ подъема может оказаться непригодным.

Если при подъеме тяжестей сохраняется поясничный лордоз (см. рис. 3.16, б), можно избежать концентрации напряжений на передней поверхности межпозвоночных дисков. Такой способ подъема более предпочтителен.

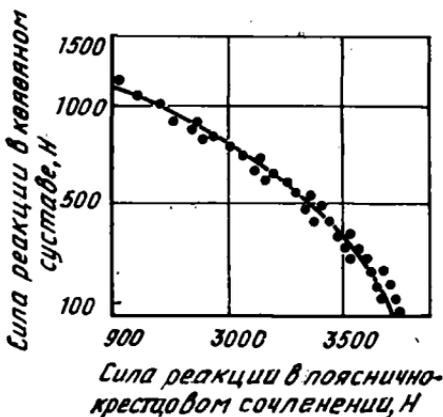
Указанным вариантам подъема тяжестей следует специально обучать.

Механическая нагрузка на позвоночник, помимо веса поднимаемого груза, определяется его размерами и положением. Имеет также значение наличие ручек на поднимаемом предмете.

Чем больше размеры поднимаемого предмета, тем дальше располагается его центр масс от тела и тем больший момент приходится развивать мышцам-разгибателям позвоночного столба при его подъеме (подробнее см. ниже). Что касается положения груза, то имеют значение два обстоятельства.

Положение груза влияет на глубину наклона туловища при подъеме и его поворот. При наклоне туловища вперед активность мышц, разгибающих позвоночный столб, сначала увеличивается, но затем, при более глубоком наклоне, практически полностью исчезает (рис. 3.18) [58]. Нагрузку при этом берут на себя связки и фасции спины. Поскольку они расположены близко от оси вращения, то должны оказывать сильное противодействие моменту тяжести. При этом давление на межпозвоночные диски оказывается очень большим.

Также относительно расслаблены мышцы позвоночного столба и в начальной фазе подъема небольших тяжестей (примерно до 200 ... 300 Н) из положения глубокого наклона. Начало разгибания и подъема происходит при этом за счет поворота таза. Поэтому следует избегать подъема плоских невысоких грузов, лежащих на полу.



Сила и момент, действующие на пояснично-крестцовое сочленение при подъеме тяжестей, находящихся на разном расстоянии от тела [38, переработано]

Вариант подъема	Положение (координаты) груза, $\times 10^{-2}$ м			Вес груза, Н	Компрессионная сила		Момент относительно продольной оси	
	x	y	z		Н	%	Н·м	%
1	-41	25,5	80	200	1500	22	10,9	35
				100	1193	17	5,4	17
2	-41	51	40	200	1463	21	32,15	103
				100	1116	16	16,06	51

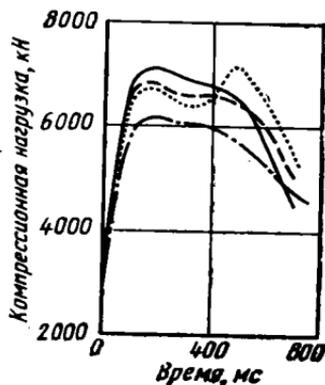
грузе. Отсюда следует, что нормироваться должен не поднимаемый груз сам по себе, а создаваемая этим грузом механическая нагрузка, которая зависит не только от массы груза, но и способа его подъема.

3.2.5. Рукоятки для перемещения грузов вручную

Применение рукояток на грузах, перемещаемых вручную, не приводит к снижению механической нагрузки, испытываемой межпозвоночными дисками. Более того, эти нагрузки могут быть даже несколько более высокими (рис. 3.20) за счет того, что грузы, имеющие рукоятки, поднимают быстрее [60]. Однако, как следует из работы [53], рукоятки рекомендуется обязательно применять, так как они снижают вероятность падения поднимаемых грузов, уменьшают на 11% потребление кислорода, создают возможность для приложения усилий, на 20% больших, чем при подъеме контейнеров, не имеющих рукояток.

Рис. 3.20. Компрессионная нагрузка на пояснично-крестцовое сочленение при подъеме ящиков разного размера и веса:

Размеры и вес ящиков: — 380 мм — 321 Н; --- 510 мм — 289 Н; 640 мм — 271 Н (для ящиков с ручками); - - - - 380 мм — 321 Н (для ящиков без ручек) [60]



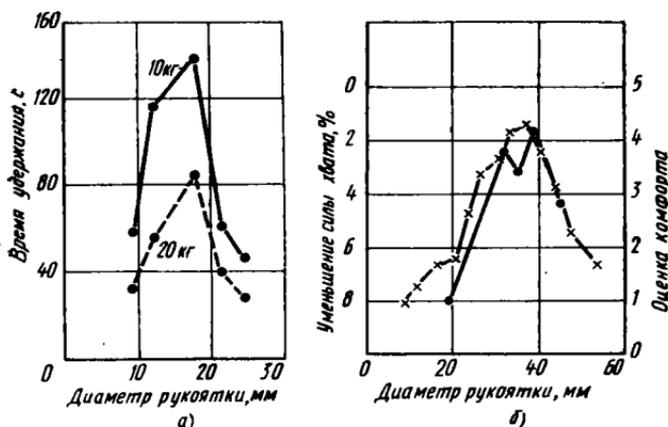


Рис. 3.21. Влияние диаметра рукоятки на время ее удержания (а) и влияние диаметра рукоятки на уменьшение силы ее хвата и ощущение комфорта (б) [53, переработано]:

●—● сила; ×—× предпочтение

При попытках определения оптимальных размеров рукояток результаты очень сильно зависели от использованного критерия. В качестве критериев, в частности, использовались [53]: предельное время удержания, сила хвата и субъективные предпочтения рабочих. Результаты приведены на рис. 3.21. Из рисунка видно, что хотя контейнеры с тонкими рукоятками (с диаметром менее 20 мм) могут удерживаться в руке дольше, рабочие предпочитают работать с рукоятками большей толщины. На основании подобных исследований в работе [53] рекомендуется при подъеме и переносе грузов применять рукоятки длиной не менее 115 мм, диаметром 25—38 мм и зазором для пальцев 30—50 мм. При конструировании рукояток следует стремиться распределять нагрузку на возможно большую поверхность ладони и пальцев, исключать локальную нагрузку за счет устранения острых углов, кромок, ребер и канавок для пальцев; углубления для пальцев полезны лишь тогда, когда они соответствуют размерам кисти рабочего. На поверхности рукоятки рекомендуется делать накатку для исключения проскальзывания ладони.

3.2.6. Нормирование работ, связанных с подъемом тяжестей

В практике нормирования подобных работ сложилось два основных подхода. При первом подходе нормируется только вес поднимаемого груза, при втором — механическая нагрузка на отдельные части тела (прежде всего на межпозвоночные диски). Первый подход более прост, второй — более точен.

Примером норм первой группы могут быть рекомендации Международной организации труда ILO (табл. 3.5) [68].

В качестве примера норм второй группы рассмотрим рекомендации Национального института по безопасности труда в промышленности [86]. Эти рекомендации ограничены случаями подъема грузов двумя руками в сагиттальной плоскости при ширине объекта (расстоянии между руками) не более 750 мм, удобном хвате, возможности близко подойти к поднимаемому предмету (отсутствии препятствий), отсутствии опасности поскользнуться и благоприятных температурных условиях. Предполагается также, что условия труда не требуют подъема груза быстрым рывком.

С учетом сказанного в рекомендациях нормируются: вес поднимаемого груза L ; удаление центра масс груза (или точки хвата) от тела, точнее от точки, лежащей на линии, соединяющей центры голеностопных суставов обеих ног на равном расстоянии от этих центров в начале h_0 и конце подъема H_D ; положение поднимаемого груза по вертикали перед началом подъема V_0 ; высота подъема груза $D = V_D - V_0$; средняя частота подъемов в минуту F ; рабочее время, в течение которого выполняются подъемы (в диапазоне от менее 1 ч до 8 ч).

Расстояние от поднимаемого предмета до тела в начале подъема определяется по эмпирической формуле (рис. 3.22)

$$h = 15 + l/2,$$

где 15 — расстояние от предмета до тела, см; l — размер поднимаемого груза (рис. 3.22).

На основе биомеханических исследований прочности межпозвоночных дисков и хрящевых поверхностей позвонков были определены допустимые границы компрессионных нагрузок (рис. 3.23). Было выбрано два уровня нагрузки на пояснично-крестцовое сочленение: 3400 Н — при превышении этого уровня работа становится опасной для некоторых рабочих; 6400 Н — при нагрузках больше указанной работа становится опасной для большинства рабочих. Соответственно было выделено два граничных значения нормируемых нагрузок: условно приемлемая нагрузка (УПН) и максимально допустимая нагрузка (МДН). При нагрузках ниже УПН риск заболеть ПБС минимален. Если значе-

Максимальное значение эпизодически поднимаемых грузов, Н, в соответствии с рекомендациями Международной организации труда

Возраст, лет	Мужчины	Женщины
14—16	143	96
16—18	181	115
18—20	222	134
20—35	240	143
35—50	202	125
Старше 50	153	96

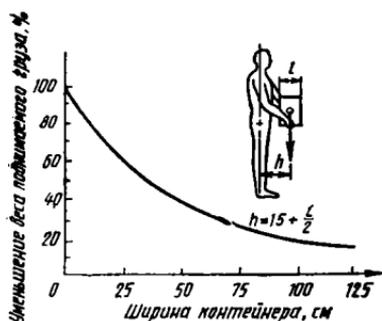


Рис. 3.22. Влияние ширины контейнера на предельный вес поднимаемых грузов [86]

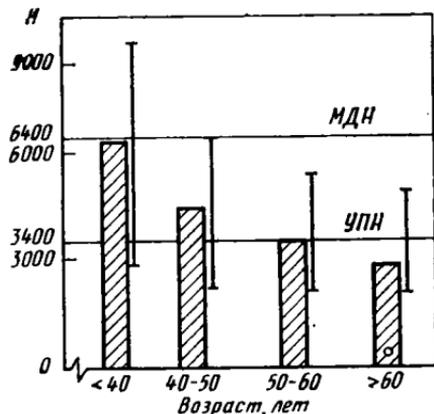


Рис. 3.23. Механическая прочность позвонков (средние и размахи) и межпозвоночных дисков у лиц разного возраста [46, переработано]

ние механической нагрузки находится между УПН и МДН, необходим специальный отбор рабочих и их тренировка. Желательна реорганизация рабочего места. Если нагрузки превышают МДН, рабочее место должно быть реконструировано и условия труда изменены.

В описываемых стандартах приняты во внимание частота подъема груза и длительность работы, связанной с подъемом тяжестей, в течение дня. С биомеханической точки зрения это оправдано, так как при компрессионной нагрузке происходит дегидратация межпозвоночных дисков и их уплощение (рис. 3.24),

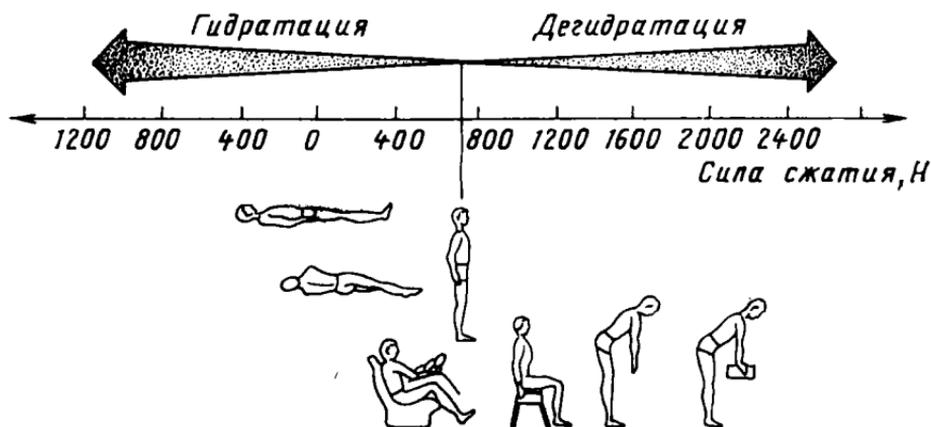


Рис. 3.24. Соотношение между внутридисковым давлением и водонасыщением студенистого ядра (для диска L_3) [69]

что приводит к резкой концентрации механических нагрузок на поверхностях суставных отростков, образующих межпозвоночные суставы [56]. Во время отдыха водонасыщение межпозвоночных дисков увеличивается и их толщина восстанавливается.

Упомянутые выше уровни УПН и МДН выделены не только на основе биомеханических данных. При их определении учитывались также данные медицинской статистики (эпидемиологические данные), данные физиологических исследований, а также двигательные (физические) возможности работающих.

УПН соответствует условиям труда, при которых эпидемиологические данные свидетельствуют об увеличенном риске заболевания ПБС для некоторых рабочих; компрессионная нагрузка на пояснично-крестцовое сочленение превышает 3,4 кН: расход энергии рабочим превышает 14,7 кДж/мин; при этом свыше 75% женщин и 99% мужчин могут поднять рабочий груз.

При достижении и превышении МДН: частота и тяжесть заболеваний двигательного аппарата (прежде всего ПБС) увеличивается у большинства рабочих, находящихся в подобных условиях; компрессионная нагрузка превышает 6,4 кН; расход энергии превышает 21 кДж/мин для большинства рабочих; только 25% мужчин и 1% женщин обладают словыми возможностями, позволяющими им поднять предлагаемый груз.

Пять биомеханических факторов являются определяющими: вес предмета; размеры предмета; его положение в начале подъема (с пола, подставки, со стола); высота подъема и частота подъемов. Взаимодействие этих факторов предполагается мультипликативным и выражается формулой

$$\text{Допустимый вес на уровне УПН, Н} = 392 \left(\frac{15}{h} \right) [1 - (0,004 | V - 75 |)] \left(0,7 + \frac{7,5}{D} \right) \times \left(\frac{1 - F}{F_{\max}} \right) \quad (3.1)$$

Принято, что МДН = 3УПН

В этой формуле h может изменяться от 15 до 80 см; V_0 — варьирует от нуля (уровень пола) до 175 см; D — вертикальное перемещение ($D = V_D - V_0$), может изменяться от 25 до 200 см (если D менее 25 см, принимается $D = 25$ см); F — средняя частота подъемов (подъемы/мин), которая может изменяться от 0,2 (подъем 1 раз в 5 мин) до максимальных значений; максимально допустимые значения определяются продолжительностью рабочего периода (от 1 до 8 ч), а также тем, выполняются ли подъемы только движениями рук или требуют также наклона туловища или приседания (табл. 3.6).

Поскольку на величины допустимых грузов влияют сразу четыре переменных, проиллюстрировать все зависимости трудно.

Таблица 3.6

Максимально допустимые частоты подъема грузов в производственных условиях, подъем/мин [86]

Длительность работы, ч	Начальная высота груза, м	
	0,75 (работа стоя)	0,57 (подъем приседая или наклоняясь)
1	18	15
8	15	12

На рис. 3.25 приведен один из возможных примеров для случая редких ($F < 0,2$) подъемов груза с пола ($V_0 = 15$ см) на расстояние $D = 60$ см. Анализ формулы (3.1) показывает, что в наиболее благоприятных условиях поднимаемый груз может достигать 392 Н. Этими оптимальными условиями являются: единичные редкие подъемы (не чаще чем 1 раз в 5 мин); подъем груза около тела ($h = 15$ см); начальное положение груза 75 см; объект поднимается не более чем на 25 см. Любое отклонение от этих наиболее благоприятных условий приводит к снижению допустимого веса поднимаемого

груза 75 см; объект поднимается не более чем на 25 см. Любое отклонение от этих наиболее благоприятных условий приводит к снижению допустимого веса поднимаемого

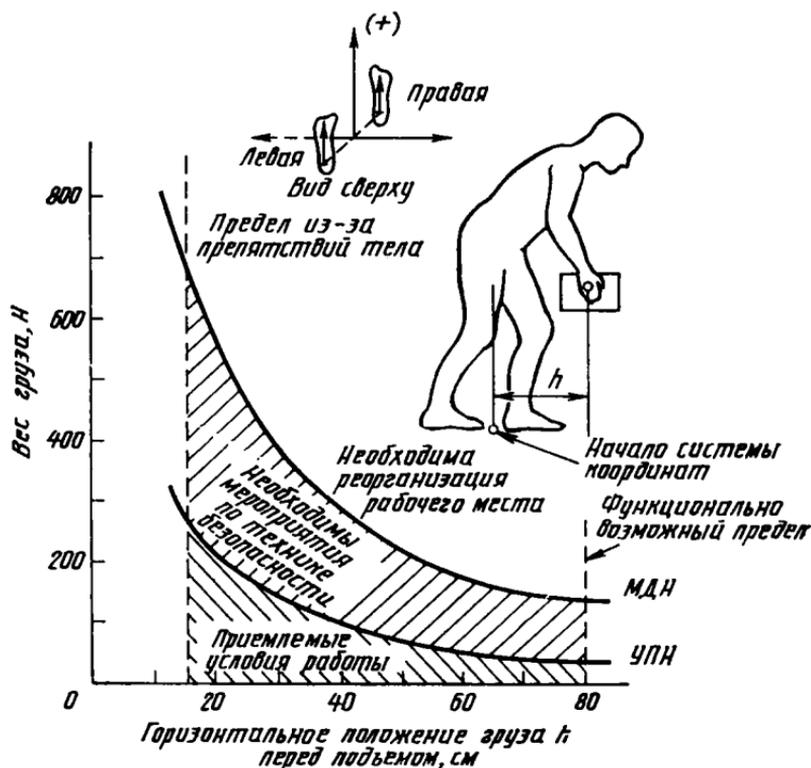


Рис. 3.25. МДН, УПН при разных положениях груза по горизонтали [46, переработано]

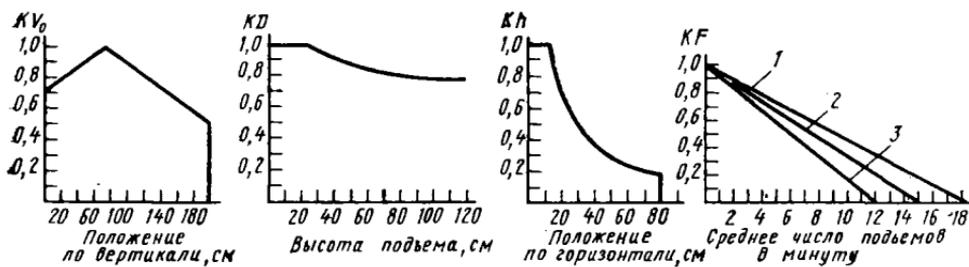


Рис. 3.26. Значения коэффициентов h , F , D , V_0 , используемые для расчетов УПН для различных условий подъема грузов:

1 — эпизодические подъемы с высоты сидения и выше ($F_{\max}=10$); 2 — систематические подъемы с высоты сидения и выше или эпизодические подъемы с высоты пола ($F_{\max}=15$); 3 — систематические подъемы из низкого положения ($F_{\max}=12$) [86, переработано]

груза. Формула (3.1) может быть переписана в упрощенной форме

$$\text{УПН} = 392 (Kh) (KV_0) (KD) (KF),$$

где Kh , KV_0 , KD , KF — коэффициенты, зависящие от расстояния h груза от тела, начальной высоты V_0 расположения груза, высоты его подъема D и частоты подъемов F . Значения этих коэффициентов для разных условий приведены на рис. 3.26, из которого видно, что наиболее важными являются факторы h и F .

На рис. 3.27 показано, как изменяется компрессионная нагрузка $F_{сж}$ на пояснично-крестцовое соединение в зависимости от веса и размера поднимаемого предмета.

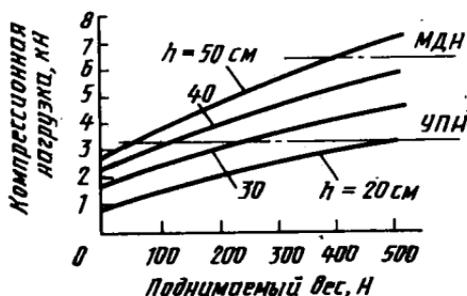
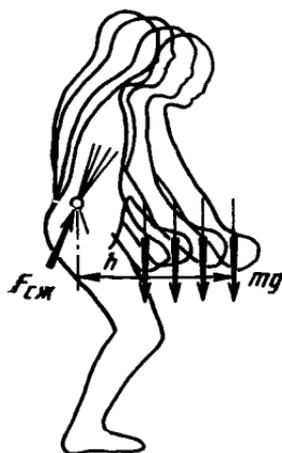


Рис. 3.27. Нагрузка на пояснично-крестцовое сочленение при разных размерах и весе поднимаемого предмета [45]

Б. РАБОТА, СВЯЗАННАЯ С ПЕРЕДВИЖЕНИЯМИ

3.3. ХОДЬБА

Применительно к ходьбе задача эргономической биомеханики состоит в обеспечении безопасных и комфортных условий передвижения.

Различные участки стопы в разные фазы ходьбы и бега испытывают неодинаковое давление (рис. 3.28). Типичной для ходьбы является следующая картина: давление, локализуемое при первом соприкосновении стопы с опорой в области пятки, перемещается в передний отдел стопы и, достигая максимума в области плюсневых костей, уменьшается при отрыве пальцев от опоры. Центр давления равномерно переходит от боковой стороны пятки к большому пальцу.

В проекции на вертикальную продольную плоскость годограф сил опорных реакций имеет характерный двухлепестковый вид (рис. 3.29). Участки этой кривой с наибольшим отношением горизонтальной составляющей силы к вертикальной наиболее опасны с точки зрения возможного проскальзывания стопы на опоре и падения.

Средняя частота шагов при естественной ходьбе взрослых мужчин в городских условиях составляет 1,8 Гц, при ходьбе женщин 1,9 Гц [55], варьируя в довольно широких пределах от 40 до 180 шагов в минуту [5].

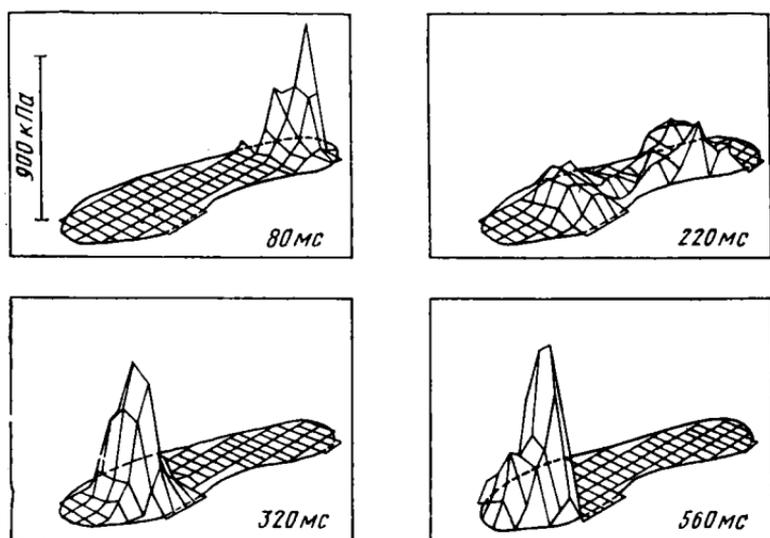


Рис. 3.28. Распределение нагрузки по стопе при ходьбе, полученное с графдисплея. Высота выступающих частей пропорциональна давлению между стопой и опорой. Указано время с момента начала опорного периода [43]

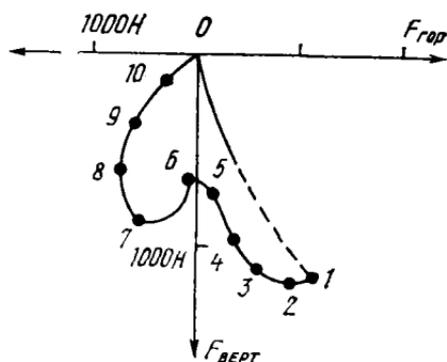
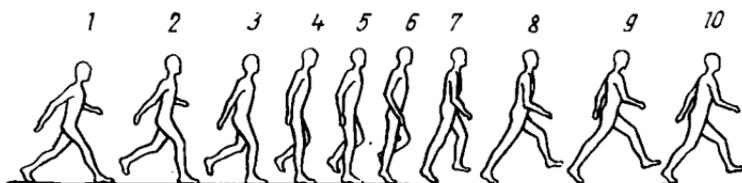


Рис. 3.29. Связь опорных усилий и положений тела при ходьбе. Временной интервал между кадрами 60 мс

Конструкции для пешего передвижения, например пешеходные мосты, должны иметь полосу собственных частот, выходящую за пределы основных гармоник спектра опорной реакции при ходьбе. В противном случае может возникнуть опасность резонанса. Это в особенности касается совпадения с частотой первой гармоники.

Из других характеристик ходьбы упомянем ширину постановки стоп. При ходьбе по ровной поверхности она составляет у мужчин 120 мм, у женщин 40 мм. При ходьбе с грузом или по лестнице ширина постановки стоп увеличивается. Это, к сожалению, не всегда учитывается конструкторами.

3.3.1. Фрикционные свойства обуви и опорной поверхности

Сила трения, возникающая между ногой и опорой, должна исключать проскальзывание стопы. Скользящая опорная поверхность и неприспособленность обуви вызывают опасность падения и травм. Согласно медицинским статистическим данным, более 60% травм возникает вследствие падений [30]. Опасность падений увеличивается с возрастом: у 54% лиц старше 65 лет травмы, вызванные падением, заканчивались летальным исходом [90]. Интересно отметить, что, согласно данным официальной статистики, в Швеции больше людей погибают в результате падения (43% всех несчастных случаев со смертельным исходом), чем вследствие дорожно-транспортных происшествий (31%) [97].

При передвижении человека стопа действует на опору с оп-

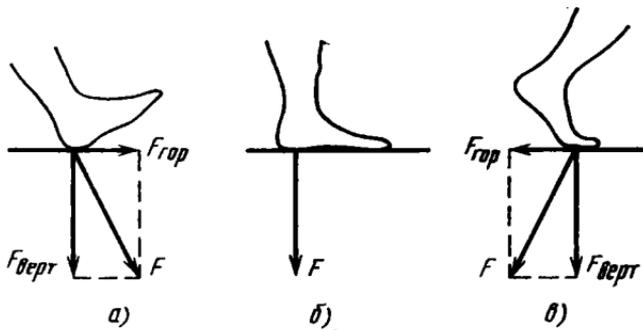


Рис. 3.30. Силы взаимодействия между стопой и опорой

ределенной силой (рис. 3.30). Эту силу можно разложить на вертикальную $F_{\text{верт}}$ и горизонтальную $F_{\text{гор}}$ составляющие.

Степень безопасности (с точки зрения вероятности поскользнуться) оценивается выражением

$$A = (F_{\text{гор}}/F_{\text{верт}}) - f,$$

где f — коэффициент трения между полом и обувью;

Если $F_{\text{гор}}/F_{\text{верт}}$ больше f , существует большой риск поскользнуться. Если $F_{\text{гор}}/F_{\text{верт}}$ существенно меньше f , такой риск минимален.

При ходьбе и беге ни f , ни отношение $F_{\text{гор}}/F_{\text{верт}}$ не являются постоянными величинами. Коэффициент трения f может изменяться в зависимости от формы стопы, скажем, большего или меньшего «впивания» пальцев в стельку обуви или почву. Отношение $F_{\text{гор}}/F_{\text{верт}}$ зависит от характера ходьбы (при ходьбе маленькими шагами его максимальные величины уменьшаются; именно так стараются ходить люди по скользкой поверхности) и индивидуальных особенностей людей. Типичная картина изменения $F_{\text{гор}}/F_{\text{верт}}$, зарегистрированная при ходьбе, приведена на рис. 3.31. Из рисунка видно, что травмоопасными являются две ситуации, соответствующие первому и последнему моментам опоры. Первая возникает в момент касания опоры стопой (рис.

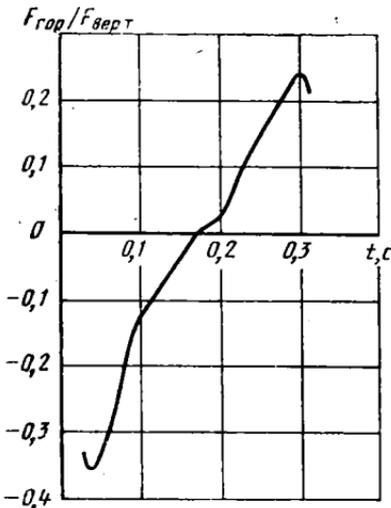


Рис. 3.31. Отношение горизонтальной (тангенциальной) составляющей силы к вертикальной (нормальной) составляющей. Скорость ходьбы около 7 км/ч

Коэффициенты трения между резиновым каблуком и кафельным полом в разных условиях [41]

Состояние кафельного пола	Угол, °	Коэффициент трения	Оценка
Сухой	33,8	0,65	Нет риска поскользнуться
Смоченный слоем воды	21,6	0,50	То же
Вымазан жиром	9,0	0,16	Большой риск поскользнуться
Покрыт рубленным конским салом	7,0	0,12	То же

3.30, а). Эта ситуация наиболее опасна, ибо, поскользнувшись, человек падает в данном случае на спину. Вторая травмоопасная ситуация при завершении отталкивания (рис. 3.30, в). В данном случае сохраняется больше шансов сбалансировать и смягчить падение руками.

Коэффициент трения f между обувью и опорой должен быть при обычной ходьбе не менее 0,3 [41], а при быстрой ходьбе — не менее 0,4. Это в особенности касается трения между каблуками и опорной поверхностью. При $f < 0,3 \dots 0,4$ возникает опасность поскользнуться. Выборочные данные о коэффициентах трения резинового каблука и кафельного пола приведены в табл. 3.7.

В некоторых ситуациях предъявляются повышенные требования к фрикционным качествам обуви. Это касается, например, тех предприятий, где на керамическом полу постоянно имеются частицы жира, которые нарушают контакт подошвы с опорой (уменьшается сила трения), вследствие чего происходит скольжение обуви. Обувь, используемая в этих условиях, должна обеспечивать повышенный коэффициент трения при обильном ее смазывании. Этого можно достичь, используя рациональный подбор материалов и их структуры для низа обуви, подошвы со специальными присосками, рифление подошв и каблуков [5]. Фрикционные характеристики подошв обуви существенно зависят от их рифления, в частности от направления рифов (рис. 3.32). Для ходьбы по сухой поверхности це-

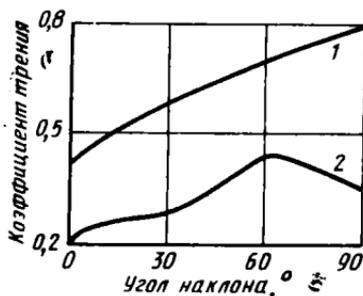


Рис. 3.32. Влияние угла наклона рифов к продольной оси подошвы на коэффициент трения:

1 — по сухой плитке; 2 — по зажиренной плитке [12]

лесообразнее использовать подошвы с направлением рифов перпендикулярно оси подошвы; для передвижения по за жиренной поверхности (например, в условиях цехов мясокомбината) следует использовать обувь с рисунком рифов, расположенным под углом 60° к оси подошвы. Такой рисунок рифления обеспечивает лучшее выдавливание жировой смазки в углубление рифлений, вследствие чего повышается коэффициент трения.

Примерно до 1982 г. все работы о биомеханике падения и фрикционных свойствах обуви и покрытий основывались на предположениях, что в момент постановки ноги на землю каблук имеет нулевую горизонтальную скорость; при оценке опасности пользования следует использовать статический коэффициент трения между обувью и покрытием.

Как показали исследования шведских авторов, ни то ни другое не является правильным [74, 75, 97, 98].

Перед постановкой ноги на землю стопа движется (по отношению к телу) назад. Если бы такого движения не было и стопа бы просто опускалась вниз, она становилась бы на опору, имея горизонтальную скорость, равную скорости тела, что приводило бы к разрывному изменению скоростей и удару. Скорость движения стопы назад в идеальном случае должна быть строго равна поступательной скорости тела. Только в этом случае так называемая посадочная скорость стопы будет равна нулю. Скоординировать эти два движения тела (вперед и стопы назад) с идеальной точностью человеку не всегда удается. Поэтому посадочная скорость стопы обычно отличается от нуля. Довольно часто она отрицательна (т. е. направлена в сторону, противоположную направлению ходьбы). При этом на опорной динамограмме может быть виден «положительный», т. е. направленный по ходу движения тела всплеск (рис. 3.33).

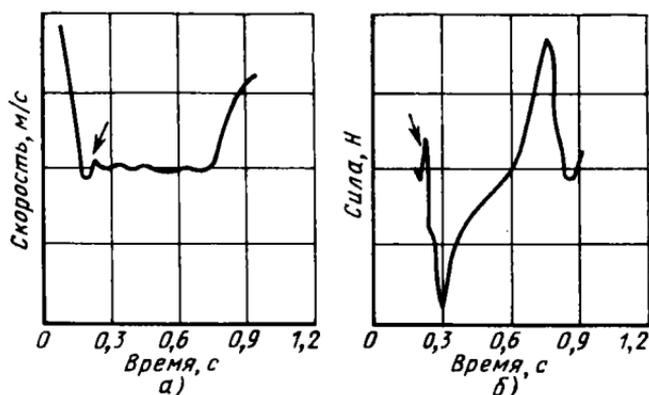


Рис. 3.33. Скорость стопы (а) и горизонтальная составляющая динамограммы отталкивания при ходьбе (б) [74]

Авторы работы [74], зарегистрировав с высокой точностью постановку ноги на опору, в 80 попытках нашли отрицательную посадочную скорость (сюда вошли только те попытки, в которых абсолютная величина посадочной скорости превысила 0,05 м/с). Положительный всплеск на динамограмме (рис. 3.33, показан стрелкой) был найден в 82 случаях. Тетрахорический коэффициент корреляции между частотами этих событий был очень высок. Отсюда следует, что начальные условия при постановке ноги на землю не являются статическими.

В части экспериментов авторы [74] предлагали испытуемым ходить по скользкой поверхности (использовалась дорожка из коррозионно-стойкой стали, которая незаметно для испытуемых в части опытов покрывалась мыльным раствором). Было зарегистрировано 124 попытки. В 39 случаях наблюдалось поскользывание, в том числе в 16 без падения, 23 попытки закончились падением (испытуемых страховали специальным устройством). Во всех случаях поскользывания (включая падения) скольжение каблука начиналось в среднем через 50 мс после контакта, когда

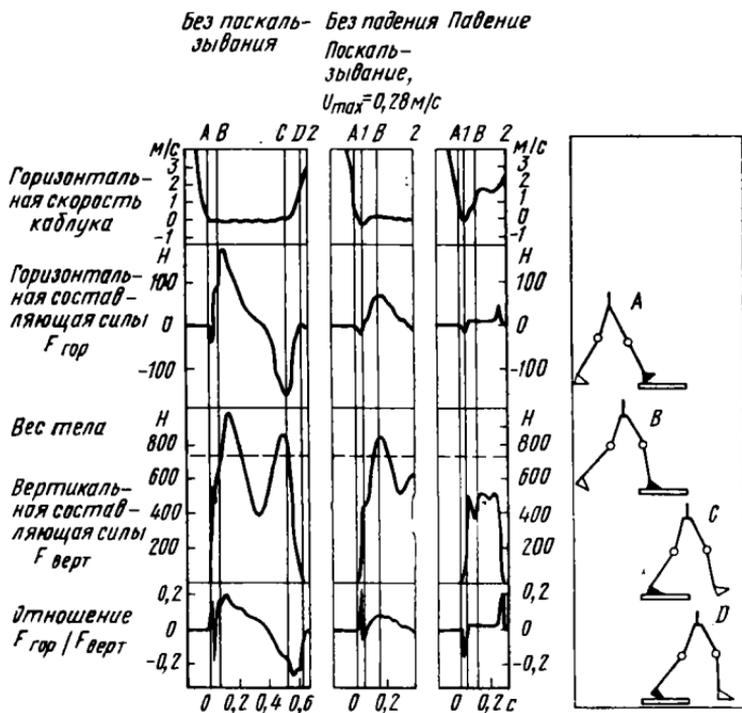


Рис. 3.34. Скорость стопы в фазе опоры и сила реакции опоры при различных условиях ходьбы:

1 — начало поскользывания; 2 — конец регистрации; А — постановка пятки; В — отрыв другой ноги от опоры; С — постановка другой ноги на опору; D — отрыв ноги от опоры [97]

Биомеханические характеристики взаимодействия ноги с опорой при поскальзывании во время ходьбы [97]

Показатель	Поскальзывание $x \pm \sigma$	
	без падения ($n=16$)	с падением ($n=39$)
Время начала скольжения от момента контакта каблука с опорой, мс	51 ± 22	48 ± 21
Время достижения максимальной скорости скольжения, мс	47 ± 22	Регистрация заканчивалась до достижения максимальной скорости
Максимальная скорость скольжения, мс	440 ± 280	Выше скорости ходьбы (1—2 мс)
Дистанция скольжения, мм	48 ± 45	Регистрация заканчивалась до окончания скольжения
Отношение горизонтальной составляющей силы к вертикальной:		
в начале скольжения	$0,09 \pm 0,07$	$0,09 \pm 0,06$
через 50 мс	$0,13 \pm 0,05$	$0,09 \pm 0,06$
через 100 мс	$0,13 \pm 0,05$	$0,09 \pm 0,06$

вертикальная составляющая силы опорной реакции равнялась примерно 60% веса тела (рис. 3.34). При этом сила сцепления с грунтом была очень невелика (табл. 3.8).

На основе приведенных данных был сделан вывод, что при оценке опасности поскальзывания должны быть применены более сложные методы современной трибологии и следует использовать не статический, а так называемый кинетический коэффициент трения, который зависит от скорости скольжения, формы и площади контактной поверхности, приложенной силы и времени, в течение которого она прикладывается.

Авторы работы [98] сравнили в эксперименте 27 различных способов определения фрикционных свойств обуви (из числа более 70, описанных в литературе). Коэффициенты корреляции между результатами, полученными разными способами, в ряде случаев были близки нулю. Поэтому было предложено измерять коэффициент трения непосредственно при ходьбе. Для этого испытуемым предлагалось ходить с максимально возможной скоростью по дорожке, представляющей собой в плане трехугольник периметром 12 м. Коэффициент трения определялся по формуле

$$\text{Коэффициент трения} = K/T^2,$$

где T — время и K — эмпирический коэффициент, зависящий от геометрии дорожки. Определенный таким образом коэффициент трения исключительно высоко коррелирует ($r=0,99$) с коэффи-

циентом трения, рассчитанным на основе анализа динамограммы взаимодействия с опорой при ходьбе. В качестве последнего бралось наивысшее отношение горизонтальной составляющей силы реакции опоры к вертикальной (при вертикальной составляющей выше 20% веса тела).

Общепринятые методы определения фрикционных свойств обуви в настоящее время отсутствуют. К ним могут относиться только такие методы, в которых условия естественной ходьбы моделируются с возможно большей точностью.

В связи с распространением в последнее время в производственных помещениях искусственных синтетических покрытий следует обратить внимание на то, что их высокие фрикционные свойства достигаются обычно за счет рифления поверхности, а не свойств самого материала.

3.3.2. Демпфирование ударных нагрузок

Каждая постановка ноги на опору при передвижениях человека сопровождается кратковременным силовым возмущением, которое распространяется по всему телу. Такие динамические воздействия могут при определенных условиях привести к повреждениям опорно-двигательного аппарата человека. Проблема эта довольно серьезна, так как именно особенности передвижения являются причиной того, что 60...80% взрослых горожан имеют разнообразные патологические изменения позвоночника и связанные с ними неврологические заболевания (межпозвоночный остеохондроз, спондилез и т. п.). Объяснение данной ситуации, очевидно, состоит в том, что двигательный аппарат человека, эволюционно приспособленный к ходьбе босиком по сравнительно мягкой земле, в условиях современного производства оказался подверженным интенсивным механическим воздействиям, которые связаны с передвижением человека в жесткой обуви по жесткой поверхности¹. В результате этого опорно-двигательный аппарат человека поглощает десятки миллионов механических ударов, источником которых изо дня в день, из года в год служит каждый шаг.

Имеющиеся по этому вопросу научные данные получены в результате исследований, выполненных в трех различных направлениях: первое — это непосредственная регистрация ударных нагрузок, испытываемых различными частями тела; второе — это экспериментальное определение тех патологических изменений, которые наблюдаются в двигательном аппарате при передвижении на грунтах различной твердости (естественно, что такие экс-

¹ Несовершенство рабочих поз и мебели, ошибки при грузоподъемных операциях, в процессе которых нагрузка на позвоночник оказывается чрезмерно большой, также имеют большое значение (см. п. 2.2, 2.3 гл. 2).

Ударные нагрузки, зарегистрированные на разных частях тела при ходьбе и беге

Вид локомоций	Опорная поверхность	Ускорение g			Вид обуви	Число испытуемых	Источник
		на стопе или голени	в области таза	на голове			
Ходьба с частотой 1 шаг/с	Деревянное покрытие	31*	1,3	0,6	С жестким каблуком	31	[64]
	Бетон	26*	1,2	0,6	То же		
	Трава	12,5*	1,1	0,6	»		
Ходьба при $V=1,2$ м/с Медленный бег	Асфальт	2,52**	1,6	0,61	Боснком	3	[7]
	Деревянное покрытие	31*	2,1	1,1	»	31	[64]
	Бетон	26*	2,1	1,6	»		
	Трава	23*	2,1	1,4	»		
Нормальная ходьба То же »	Винил на бетоне	5*		5***	Босиком	1	[79]
	То же »	6** 1,8**		0,4*** 0,7***	» С изолирующим каблуком		

* Зарегистрировано на каблуке; ** Зарегистрировано на большой берцовой кости. *** Зарегистрировано датчиком, зажатым в зубах.

перименты возможны только на животных); третье — это использование данных медицинской статистики.

Данные о динамических нагрузках, испытываемых телом при ходьбе и беге, приведены в табл. 3.9. Заметим, что для получения таких данных приходится прибегать к довольно сложным методам. Например, чтобы избежать смещения кожи и добиться жесткости фиксации датчиков ускорения на теле, их крепили непосредственно к большеберцовой кости, используя специальные жесткие спицы диаметром 1,14 мм. [79].

Из табл. 3.9 видно, что пиковые ускорения на стопе довольно велики (на каблуке, например, до 30 g); нагрузки демпфируются нижними конечностями и туловищем; нагрузки зависят от вида обуви и покрытия.

С увеличением скорости при ходьбе ударные нагрузки увеличиваются линейно (рис. 3.35).

Конечно, величина динамических нагрузок зависит еще от

Рис. 3.35. Увеличение вертикальных ускорений частей тела при возрастании скорости ходьбы [54]:

1 — голень; 2 — таз; 3 — голова

того, как идти: при мягкой «кошачьей» походке ударные нагрузки намного ниже, чем при строевом солдатском шаге.

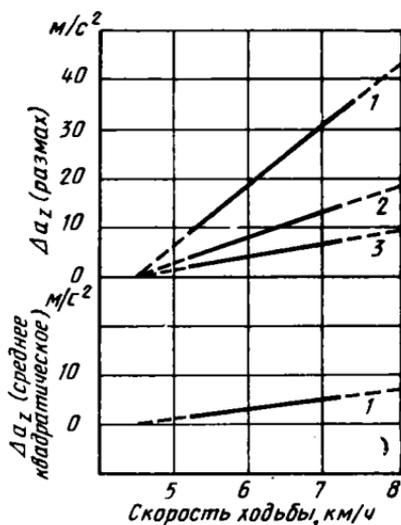
Исследованиями в области экспериментальной патологии установлено, что передвижение по твердым покрытиям отрицательно сказывается на биохимических свойствах суставных хрящей, вызывает изменение архитектуры костей, ведет к артрозам. Так, в одном из экспериментов, по ходу которого две группы овец медленно ходили ежедневно по 2 ч в течение трех месяцев по бетонному полу (первая группа) и по опилкам (вторая группа) было обнаружено, что передвижение по твердой поверхности ведет к потере протеогликана несущими участками хрящей. Анализ же субхондральных структур дистальной части бедренной кости свидетельствовал о значительных изменениях трабекулярной архитектуры кости у животных этой группы [91].

Демпфирование ударных нагрузок при передвижении человека происходит за счет самого двигательного аппарата, обуви, покрытий.

При очень больших нагрузках демпфирование в основном осуществляется за счет сгибания коленного сустава. Если ноги хотя бы немного согнуты, снижение динамических воздействий может происходить очень результативно. Например, у горнолыжников средние квадратические ускорения на ботинке в направлении, перпендикулярном склону, порой достигают 100 g; ускорение же головы в этих условиях (у хороших спортсменов) не превышает 4—5 g.

Коэффициент передачи [т. е. отношение амплитуды сигнала на «выходе» (голове) к амплитуде сигнала на «входе» (стопе)] составляет всего 0,04—0,05 [87]. Это приближается к коэффициенту передачи подвесок в современных легковых автомобилях. Но в быту такой явно выраженной виброизоляции за счет сгибания в коленных суставах, как правило, не происходит. Основными виброизоляторами в этом случае являются стопа, суставные поверхности нижних конечностей и межпозвоночные диски.

Демпфирующие свойства стопы очень важны [сравните ускорения на пятке (порядка 25—30 g) с ускорениями на голени (порядка 4—7 g), приведенными в табл. 3.9]. Некоторые заболевания, в частности плоскостопие, резко ухудшают демпфирующие свойства стопы [4, 18]. В этом случае коэффициент передачи



возрастает (см. например, рис. 4.17 в гл. 4). Поэтому ортопедическая обувь должна быть с улучшенными демпфирующими качествами (о чем не всегда помнят).

Здоровые коленные суставы человека обладают коэффициентом передачи, равным $0,53 \pm 0,25$. Коэффициент передачи суставов, пораженных остеоартритом, увеличивается до $0,69 \pm 0,24$. Снижение изолирующих способностей суставов с дегенеративными изменениями приводит к перенапряжению других элементов опорно-двигательного аппарата.

Что касается демпфирующих свойств позвоночника, то при обычной ходьбе разность ускорений тазовой области и головы составляет $0,5 \dots 1 \text{ g}$, примерно на такое кинематическое возбуждение приходится реагировать позвоночному столбу при каждом шаге.

Очевидно, что жесткие покрытия поглощают нагрузку существенно слабее, чем мягкие. Однако, как уже указывалось (см. п. 3.2), для производственных помещений с пешеходными потоками чаще всего используются покрытия полов с твердостью 80—85 единиц по Шору. Поэтому особую роль приобретают защитные свойства обуви.

Обувь с хорошими поглощающими свойствами существенно снижает ударные нагрузки, приходящиеся на тело. Наиболее благотворно влияние такой обуви проявляется при передвижении по жесткому покрытию (асфальт, бетон и т. п.). При этом степень демпфирования зависит от конструкции обуви, материала подошвы и каблука, наличия изолирующей стельки и т. п.

Оценка демпфирующих свойств обуви, находящейся на стопе, проведенная с помощью метода вибрационных испытаний [3, 9], позволила установить, что из материалов, используемых при производстве подошв повседневной обуви, меньше всего демпфирует динамические воздействия кожа, значительно лучше пористая резина и вспененный полиуретан [10] (рис. 3.36). Применение металлических подковок и косячков, укрепленных на каблуках, ухудшает поглощающие свойства обуви. Используе-

ние же эластичных каблучков с вставкой из полиуретана с высокими гистерезисными свойствами или полимерных прокладок, например из сорботана, вдвое снижает регистрируемые ускорения. Полезным также оказывается использовать

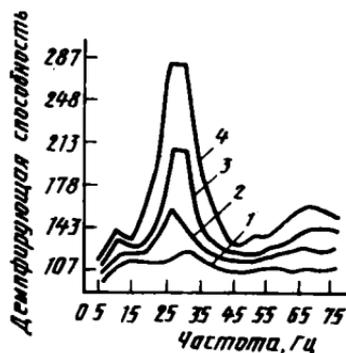


Рис. 3.36. Демпфирующая способность различной обуви:

1 — полуботинки, подошва из кожи; 2 — кеды, подошва из пористой резины; 3 — кроссовки, подошва из пористой резины; 4 — кроссовки, подошва из вспененного полиуретана [10]

обувь с закругленной пяточной гранью каблука — ходьба в такой обуви снижает динамическую нагрузку за счет амортизации перекатом по закругленной части каблука. Такую обувь следует рекомендовать людям с заболеваниями опорно-двигательного аппарата, с остеохондрозом, спондилезом, с пояснично-крестцовым радикулитом и т. п.

Интересной новинкой является демпфирующая обувь с пневматической подошвой (в подошву подкачивается специальным насосом воздух), которая поглощает энергию ударного импульса, а затем, возвращаясь к первоначальной форме, способствует отталкиванию от опоры [89]. Наряду с улучшенными поглощающими свойствами обувь с пневматической подошвой уменьшает затраты энергии при передвижениях на 2,8% [59].

3.3.3. Биомеханические требования к обуви

Помимо фрикционных и демпфирующих свойств (зависящих в равной мере как от обуви, так и от покрытий) и такого очевидного условия, как соответствие формы и размеров обуви форме и размерам стопы, можно выделить еще ряд биомеханических требований к обуви.

Распределение нагрузки по стопе. Одним из объективных критериев рациональной конструкции обуви является относительно равномерное распределение давления на поверхности стопы, т. е. отсутствие чрезмерной концентрации давления на каких-либо участках.

На распределение нагрузки на участки стопы влияют высота каблука и опорная жесткость обуви.

Высота каблука. Распределение парциальных нагрузок в здоровой стопе при стоянии примерно соответствует соотношению: задний отдел 56%, передний отдел 44%. Подобный уровень нагрузок сохраняется в условиях 8-часового рабочего дня [27]. Применение обуви с различной высотой каблука приводит к перераспределению нагрузок, действующих на передний и задний отделы стопы (рис. 3.37).

Экспериментами установлено, что пользование обувью с высотой каблука до 50 мм не сопровождается перегрузкой передних отделов. Высота же каблука

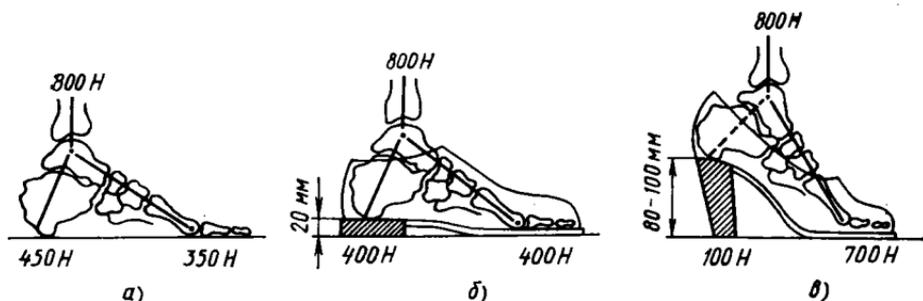


Рис. 3.37. Распределение парциальных нагрузок в здоровой стопе:

а — без обуви; б, в — в обуви с различной высотой каблука; в обуви с высотой каблука 20 мм нагрузка между передним и задним отделом стопы распределяется равномерно; в обуви с высоким каблуком большая часть нагрузки падает на передний отдел стопы [26]

свыше 50 мм приводит к такой перегрузке, а также изменяет характеристики ходьбы — уменьшается длина шага, угол разворота стоп и др. [82].

Эти данные согласуются с результатами электромиографических исследований, которыми установлено, что у женщин степень участия мышц голени при ходьбе в обуви с различной высотой каблука различна. ЭМГ отличается как по величине, так и по длительности активности. Наименьшая активность икроножной и передней большеберцовой мышц зарегистрирована при ходьбе в обуви с высотой каблука 20 ... 40 мм [23].

Ходьба на высоких каблуках увеличивает ударную нагрузку на межпозвоночные диски, в особенности при спуске по лестнице (табл. 3.10) приводит к искривлению поясничного отдела позвоночника [99].

Опорная жесткость обуви. Под опорной жесткостью понимается способность низа обуви приформовываться к стопе. Известно, что в первые дни носки обуви часто появляются потертости плантарной поверхности стопы и ощущения «жжения». В дальнейшем на внутренней поверхности стельки под головками плюсневых костей, пальцами, в области пятки образуются углубления, т. е. создается индивидуальное ложе для стопы, что уменьшает удельное давление, благодаря чему исчезают неприятные ощущения.

В результате экспериментов установлены материалы низа обуви и их сочетания, лучше всего приформовывающиеся к стопе [32].

Изгибная жесткость обуви. Различная изгибная жесткость обуви видоизменяет биомеханику ходьбы. Так, при ходьбе в обуви различной жесткости (0,025; 0,05; 0,06; 0,2 Н/м) временные параметры ходьбы и ЭМГ мышц голени существенно изменяются [22].

Вес обуви. Вес обуви — существенный показатель ее свойств, влияющий на комфортные условия передвижения человека. При передвижении в тяжелой обуви затрачивается значительно больше усилий и энергии, чем при передвижении в легкой обуви.

В наибольшей степени на общий вес бытовой обуви влияет вес подошв, каблуков и стелек. Так, вес подошв составляет 15 ... 40%, вес каблуков 8 ... 30%, вес стелек 12 ... 20% общего веса обуви [25]. В процессе носки вес обуви изменяется незначительно.

Латеральная стабильность. При передвижениях человека нога обычно касается опоры латеральной стороной пятки и подгибается в медиальную сторону (пронируется). Мускулатура и связки голеностопного сустава в определенной степени противодействуют подворачиванию. Слишком низкие (менее 20 мм) или высокие (больше 35 мм) каблуки, в особенности при их сочетании с мягким материалом низа обуви, приводят к значительным латеральным смещениям. Вообще требования хороших демпфирующих свойств обуви и ее латеральной стабильности в известной мере противоречат друг другу — добиться одновременно того и другого трудно. Это связано с тем обстоятельством, что величина пронации только за счет деформации медиальной части подошвы может достигать 3°.

Таблица 3.10

Ударная нагрузка на межпозвоночные диски в области V поясничного позвонка при ходьбе в обычной обуви и на высоких каблуках (расчеты сил сделаны для человека весом 700 Н) [83]

Вид ходьбы	Низкий каблук		Высокий каблук	
	Ускорение g	Сила, Н	Ускорение g	Сила, Н
По горизонтальной поверхности	0,5	200	1,0	400
Спуск по лестнице	0,75	300	2,5	1000

Поэтому помимо традиционных конструкторских решений типа увеличения ширины подошвы, укрепления верха и в особенности задника обуви [42], в последние годы предлагается использовать корректирующую обувь со скошенной опорной поверхностью либо применять специальные вкладыши (по типу полусупинаторов), которые выгоднее всего размещать: одну ближе к пятке, другую латерально ближе к носку обуви (подробнее см. [5, 6]).

3.4. ПЕРЕДВИЖЕНИЕ ПО ЛЕСТНИЦАМ, ПАНДУСАМ, СХОДНЯМ, ПРИСТАВНЫМ ЛЕСТНИЦАМ

Подъем по лестнице является довольно большой физической нагрузкой: при нормальной скорости передвижения энергозатраты могут достигать 63 кДж/мин, что равно энергозатратам при ходьбе по ровной поверхности со скоростью 3 км/ч с заплечным грузом 1000 Н [24]. Поэтому желательно, чтобы конструкции лестниц были близки к оптимальным.

В 1672 г. Франсуа Блондель, директор Королевской академии архитектуры в Париже [57] на основе своих наблюдений над людьми, поднимающимися по лестнице, рекомендовал соотношение высоты и ширины ступенек, которое в современной записи выглядит так:

$$2a + b = 610 \text{ мм,}$$

где a — высота; b — ширина ступеней (рис. 3.38).

Прошедшие годы и исследования немного изменили эти рекомендации.

Оптимальные размеры ступеней определяются на основе двух групп требований: во-первых, соответствия размеров ступеней размерам тела человека и кинематике и, во-вторых, минимального уровня энергозатрат при подъеме по лестнице. Лестницы, удовлетворяющие этим требованиям, являются в то же время наиболее безопасными.

$2a + b = \text{двум длинам стоп}$

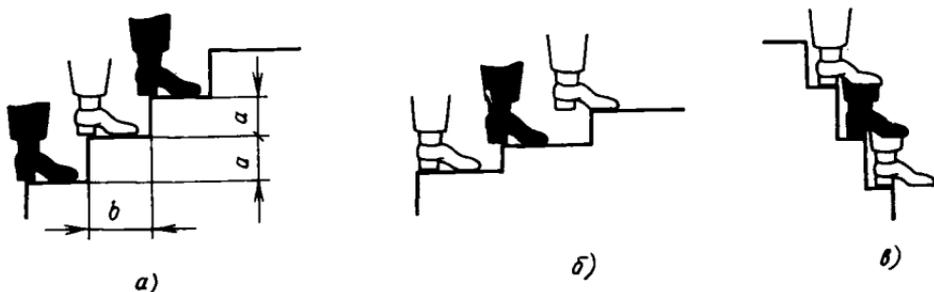


Рис. 3.38. Схематичное представление соотношения между длиной стопы и шириной и высотой ступеней лестниц (а) и варианты неправильного выбора основных размеров ступеней лестниц, изменяющих походку: слишком широкие ступени при малых их высотах (б); слишком узкие ступени при больших их высотах (в)

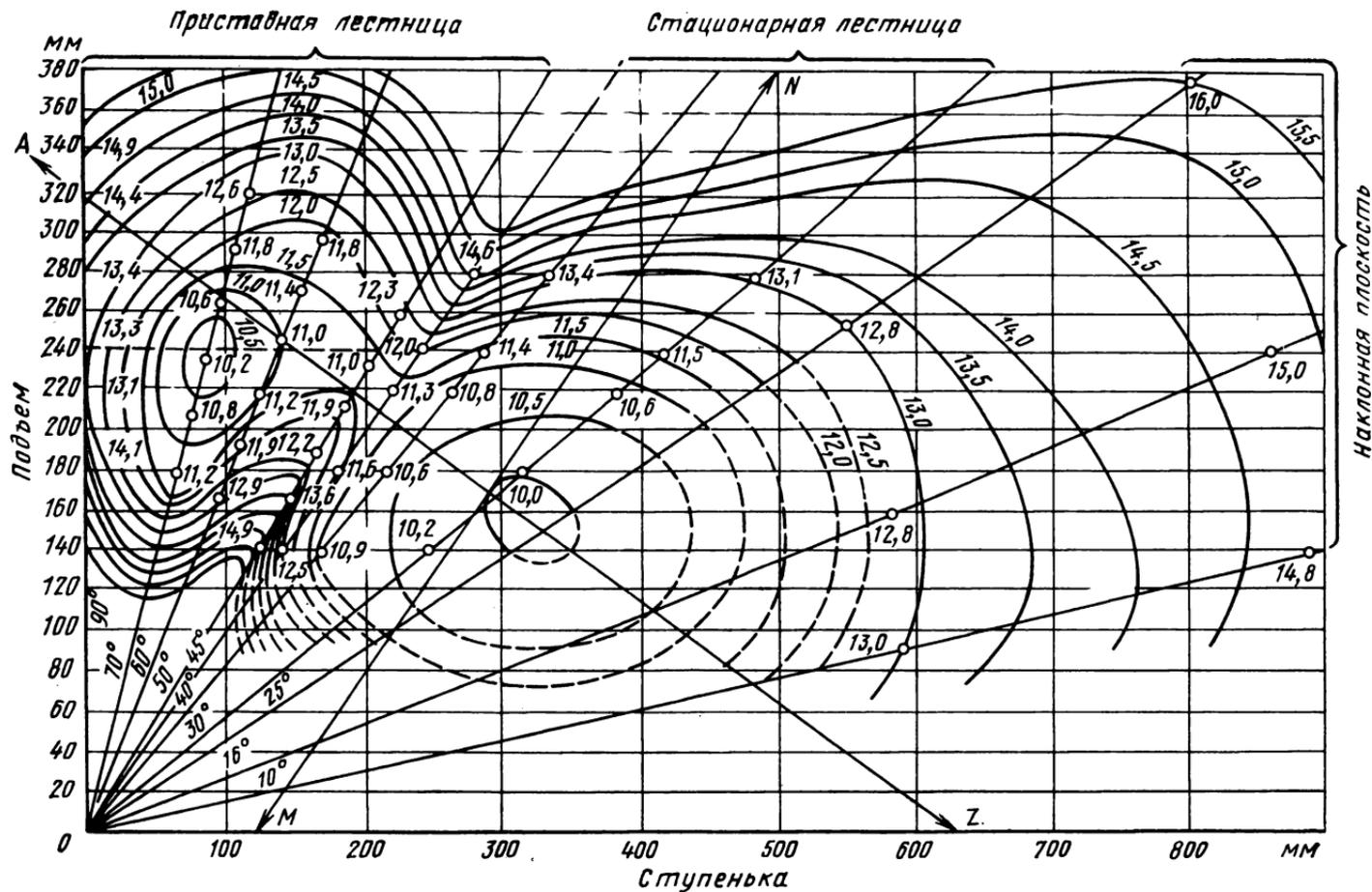


Рис. 3.39. Энергозатраты (кал/кг·м) при подъеме по лестнице и наклонной плоскости в зависимости от высоты ступенек и угла наклона. Кривые линии связывают точки равного расхода энергии. Прямая MN иллюстрирует формулу $b-a=120$ мм, прямая AZ — формула $2a+b=630$ мм [24]

К первой группе относятся три требования. Первое требование состоит в том, чтобы размеры ступеней соответствовали естественной длине шага. Средняя длина шага при так называемой бытовой ходьбе, т. е. при неторопливой ходьбе с естественной для данного человека скоростью, когда он не знает, что за ним наблюдают, равна примерно утроенной длине стопы [17] или более точно, по данным работы [55], у мужчин 741 мм (результаты 534 наблюдений), у женщин 634 мм (572 наблюдения). Придерживаясь нижнего из указанных значений, выводим формулу, определяющую соотношение высоты и ширины ступеней:

$$2a + b = 630 \text{ мм}$$

или с учетом 5%-ной ошибки

$$2a + b = 600 \dots 660 \text{ мм.}$$

Лестницы, удовлетворяющие этому требованию, считаются правильно построенными (что отражено в руководствах по строительству и нормативных актах).¹

Второе требование заключается в том, чтобы ширина ступеней превышала длину стопы (рис. 3.38). При подъеме это не столь важно, но при спуске малые размеры ступеней заставляют разворачивать стопу и опускаться боком (это касается прежде всего высокорослых людей), что приводит к неестественной походке и увеличивает опасность падения. Отсюда следует, что ширина ступеней должна быть не менее 280 ... 300 мм.

Третье требование заключается в том, что высота ступеней, очевидно, не должна превышать половины шага, т. е. примерно 310 мм (в частности, при подъеме по вертикальной лестнице).

Таковы основные ограничения на размеры ступеней. Выход за эти ограничения будет создавать неудобства пешеходам (в особенности большого и маленького роста).

Энергетический оптимум размера ступеней определяется в двух вариантах: первый — для произвольного угла наклона лестниц, второй — для заданного угла наклона.

Измерения затрачиваемой человеком энергии при ходьбе по лестнице с разным углом наклона и разным соотношением ширины и высоты ступеней, проведенные в работе [24], показали, что оптимальная высота равна 170 мм, а ширина 290 мм. Любое отклонение размеров ступенек от оптимальных будет приводить к снижению экономичности ходьбы (рис. 3.39).

¹ Другое встречающееся архитектурное правило, чтобы размеры ступеней соотносились как $b-a=120$ мм, биомеханически не обосновано.

Оптимальные размеры ступеней соответствуют углу наклона лестничных сходов 30°. Однако такие лестницы занимают большое пространство, и архитекторы часто вынуждены использовать более отвесные лестницы, менее благоприятные по сравнению с оптимальными, приравливаясь к конкретным условиям. Например, при высоте межэтажных перекрытий, равной 2600 мм, приемлемой при подъеме, с энергетической точки зрения, является лестница из 12 ступенек, каждая высотой 217 мм и шириной 241 .. 245 мм [100], что соответствует углу наклона лестницы около 42°. Спуск по такой лестнице будет, однако, доставлять неудобство людям со стопой больших размеров.

Автор работы [92], исследуя ходьбу женщин по лестницам с углами наклона 27, 38 и 40°, обнаружила, что энергозатраты на 1 м перемещения в вертикальном направлении в этих случаях составили 0,033, 0,056 и 0,064 кДж/(кг·м). В последнем случае (угол 40°) энергорасход был почти в 2 раза больше, чем при подъеме по лестницам с углом 27°. Сходные данные были получены в работе [40]: пологие лестницы с соотношением высоты и ширины ступенек 178 : 229 мм были более экономичны, чем крутые (с соотношением 229 : 216 мм). Более поздние исследования [57] показали, что наиболее экономичными являются углы 23 ... 32°. Оптимальные размеры ступеней для лестниц с таким наклоном приведены на рис. 3.40.

Учитывая данные о том, что длина шага более 800 мм встречается редко [17], видимо предельно допустимый размер ступеней должен ограничиваться выражением

$$2a + b \leq 800 \text{ мм.}$$

Такие лестницы возможны, если ими пользуются лишь молодые и здоровые люди.

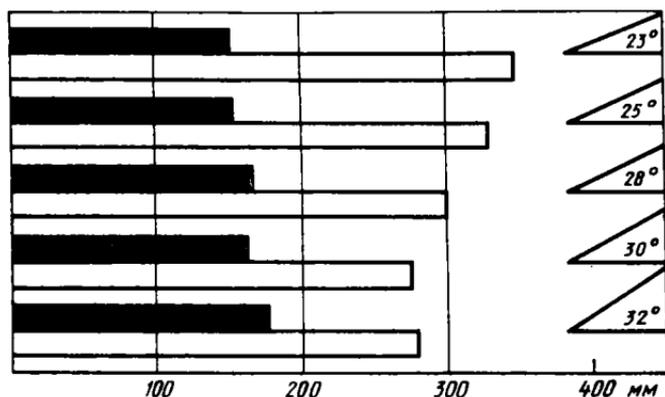


Рис. 3.40. Рекомендуемые размеры ступеней лестниц в зависимости от угла наклона лестниц. Черные линии — высота ступеней, белые — ширина. Справа — углы наклона лестниц [57]

При углах менее 30° помимо лестниц порой используют наклонные плоскости (пандусы). Подъем по лестнице, имеющей тот же угол, что и пандус, боле экономичен. Поэтому, если нет дополнительных обстоятельств, вызывающих необходимость использования пандусов (движение колесного транспорта, например), их рекомендуется использовать при уклонах не более $10-12^\circ$ [1].

При передвижениях по пандусам минимум энергозатрат достигается при ходьбе с относительно небольшой длиной шагов (порядка 400 м (см. рис. 3.40).

При недостатке места (чаще всего на транспорте) применяют крутые лестницы (трапы). Превышение их крутизны свыше 79° создает опасные условия для передвижения и считается нежелательным. На очень крутых лестницах (в особенности на вертикальных) проекция центра масс человека не проходит через площадь опоры и удержаться в равновесии можно только за счет хвата руками за перила или лестницу. Соображения как безопасности, так и энергетического оптимума рекомендуют использовать лестницы с высотой ступенек не более 240...250 мм (при обусловленном выше пределе 310 мм). К сожалению, конструкторы (в частности, железнодорожных вагонов, трамваев, автобусов и троллейбусов) не всегда придерживаются этого правила: высота ступеней оказывается чрезмерной.

На трапах должны быть обязательно перила. Расстояние до перил должно позволять держаться за них человеку невысокого роста, стоящему в любом месте трапа.

В производственной практике часто используют приставные лестницы. Неосторожная или неправильная работа на них может привести к падениям и тяжелым травмам. По статистике [52], в 66% случаев (из общего числа 248) причиной падения было скольжение лестницы. Остальные 33% связаны с оступанием при подъеме по лестнице.

По данным [65, 66] на строительстве и производственных предприятиях в Англии в течение года было зарегистрировано 894 случая падения с тяжелыми травмами вследствие скольжения приставных лестниц, из них около 30% падений закончились смертью. Другие литературные данные уточняют эту статистику: больше всего несчастных случаев происходит вследствие соскальзывания в сторону верхней части лестницы. Это может быть вызвано несколькими ошибками: неровное или мягкое основание под ножками лестницы в сочетании с критическим углом установки лестницы значительно повышает опасность; слишком большой наклон в сторону на лестнице с опорой одной ногой на ступеньке, а другой на что-либо еще, например подоконник, или карниз крыши.

Условия равновесия приставной лестницы различны, когда она опирается о стену или об угол (рис. 3.41) [66].

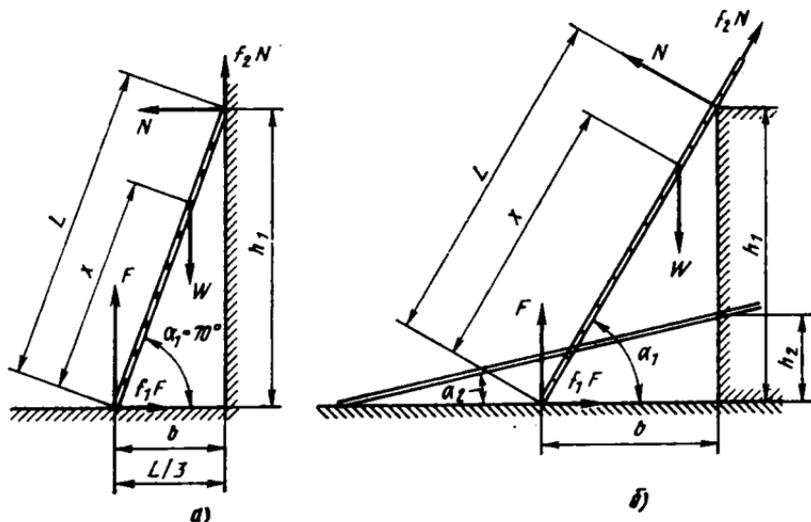


Рис. 3.41. Силы, действующие на лестницу, прислоненную к стене (а) и опирающуюся на выступ или опору (б):

L — длина лестницы; X — расстояние до центра масс системы «лестница — человек» (оно меняется при подъеме и спуске человека); h_1 — высота до точки опоры лестницы; h_2 — высота точки опоры сходящей; b — расстояние от ножек лестницы до стены; α_1 — угол наклона лестницы; α_2 — угол наклона сходящей; W — сила тяжести системы «лестница — человек»; F , N — силы в точках опоры; правильное соотношение между длиной лестницы и расстоянием от стены до ее ножек достигается при $\alpha = 70^\circ$ ($b = L/3$)

В первом случае критический угол наклона лестницы, при котором она еще не скользит, задается выражением

$$\operatorname{tg} \alpha = [R(1 + f_1 f_2)] / f_1,$$

где R — отношение расстояния до центра масс лестницы с находящимся на ней человеком к длине лестницы (X/L); f_1 — коэффициент трения лестницы о пол; f_2 — коэффициент трения лестницы о стену.

Например, при $f_1 = f_2 = 0,25$, что примерно соответствует коэффициенту трения сухого дерева по сухому дереву, безопасный угол наклона лестницы α составляет не менее 70° .

Если лестница (или сходящая) опирается о предмет с относительно узкой гранью (угол, стены, труба и т. п.), то условия безопасности определяются из выражения

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{R(1 + f_1 f_2)}{2f_1} \pm \sqrt{\frac{R^2(1 + f_1 f_2)^2 - 4f_1[f_1 + R(f_2 - f_1)]}{2f_1}}.$$

Это уравнение имеет два корня. Один из них соответствует высоким углам наклона (приставные лестницы), другой — низким (сходящая).

При углах, находящихся между критическими, конструкция неустойчива. При таких углах наклона работать нельзя. Для приведенного выше примера ($f_1=f_2=0,25$) безопасные углы составляют для приставных лестниц 76° и больше¹, для сходен 14° и меньше.

Если сама лестница стоит устойчиво, то падение возможно в случае оступания человека, поднимающегося по ней. На вероятность такой ошибки влияют два обстоятельства: длина тела (рост) человека и угол наклона лестницы.

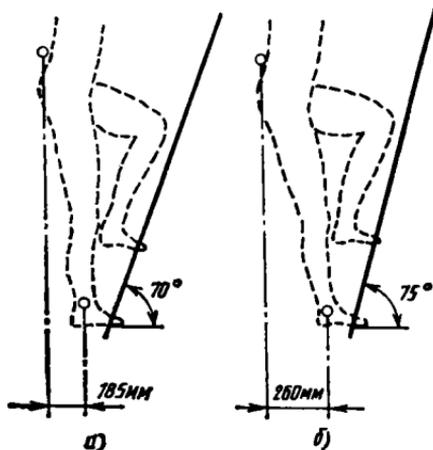
При ходьбе длина шага человека определяется его ростом, при подъеме же по лестнице она определяется расстоянием между перекладинами. Поскольку большинство лестниц изготавливаются в расчете на среднего человека, высоко- и низкорослые люди должны изменять свои движения, чтобы приспособиться к средним условиям. Такие изменения приводят к увеличению риска несчастных случаев.

Автор работы [52] провел тщательное исследование биомеханики подъема по приставной лестнице, стоящей под углом 70° и 75° . Хотя различия в угле наклона (всего 5°) кажутся не очень большими, субъективно люди, работающие на приставных лестницах, различают эти два условия очень четко. Угол 70° соответствует отношению горизонтального расстояния к длине лестницы, примерно, как $1:3$, а угол 75° — отношению $1:4$ (рис. 3.42).

При установке лестницы под более крутым углом отмечалось чувство ненадежности опоры (что подтверждалось биомеханическими данными), боязнь упасть назад и, как следствие, напряженность движений при подъеме. Участие рук более важно при подъеме по крутой лестнице, но если руки в этом случае соскальзывают, у человека меньше шансов восстановить равновесие.

Таким образом, на выбор оптимального угла приставной лестницы влияют два обстоятельства: опасность соскальзывания лестницы и опасность

Рис. 3.42. Расстояние между меткой на крестце и меткой на лодыжке при подъеме по лестнице с углом наклона 70° (а) и 75° (б). Средние значения для 22 испытуемых [52]



¹ Этот угол нельзя увеличивать беспредельно: при $\alpha=80 \dots 85^\circ$ находиться на незакрепленной лестнице опасно.

оступания. Эти влияния разнонаправлены: чем круче угол наклона лестницы, тем меньше опасность, что она соскользнет, но тем выше опасность оступиться и наоборот.

Вывод из этих биомеханических исследований таков: если коэффициент трения между ножками лестницы, опорой и стеной достаточно высок или лестница закреплена, следует рекомендовать ее устанавливать под углом 70° , относя нижний конец от стены на расстояние, равное примерно одной трети лестницы [косинус угла 70° равен 0,34 (см. рис. 3.42)].

Длину приставных лестниц выбирают с таким расчетом, чтобы при максимальном подъеме над стопами оставалось 900 ... 1200 мм, которые необходимы для сохранения равновесия.

3.5. ПЕРЕНОС И ПЕРЕДВИЖЕНИЕ ТЯЖЕСТЕЙ

При необходимости переноски грузов желательно нести их так, чтобы тяжесть передавалась непосредственно на туловище. Например, сравнивая разные варианты переноса грузов [96], установили, что перенос груза в руках приводит к дополнительным энергозатратам в сравнении с другими способами (в заплечных мешках, на голове и т. п.). Аналогичные результаты были получены при сравнении двух вариантов переноса груза: в носилках с наплечными лямками и без них [80]. В первом случае работа была значительно более легкой. На этом основании рекомендуется, например, санитарам-носильщикам использовать при работе наплечные лямки.

Предельно допустимые размеры груза, переносимого в двух руках, приведены на рис. 3.43, а. Превышение этих размеров либо не позволяет дотянуться руками до передней кромки груза, либо затрудняет обзор.

При переноске груза в одной руке размеры переносимого предмета должны быть таковы, чтобы его можно было нести на вытянутой руке (рис. 3.43, б). Переносимые таким образом предметы, например чемоданы, должны быть как можно более узкими. Чем уже такой предмет, тем больший груз можно перенести.

Установлена зависимость между предельной величиной груза, переносимого в одной руке, и его шириной:

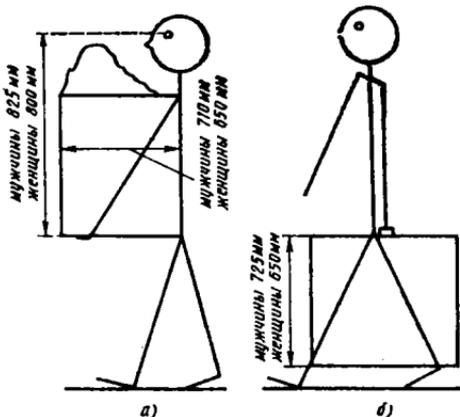


Рис. 3.43. Предельные размеры грузов, переносимых в двух руках (а) и в одной руке (б) [53]

Максимально допустимый вес, $H=351,2 - 0,169 \times \text{ширина (мм)}$.

Это уравнение выведено для молодых здоровых людей [53].

В случае переноса груза в одной руке для обеспечения равновесия необходим равный и противоположно направленный момент относительно сагиттальной оси тела. При этом возникает значительная нагрузка на позвоночник, поэтому обычно предпочитают нести два более легких контейнера по одному в каждой руке, что улучшает равновесие. Допустимые нагрузки являются одинаковыми при статическом удержании как одного контейнера, так и двух контейнеров, каждый из которых имеет такой же вес, что и первый контейнер [53].

При перевозке груза в двухколесных тачках более выгодными являются те из них, в которых центр масс расположен так, что при передвижении тачки работающему не приходится прикладывать ненужных усилий на удержание груза (центр масс тачки с грузом должен находиться над колесами как можно ближе к ним (рис. 3.44). Если применяются колеса на резиновых шинах, они выгодны лишь при работе на неровной поверхности. В этом случае расход энергии уменьшается до 20%. Примерно настолько же он увеличивается при перемещении тачки на резиновых шинах по ровной поверхности [24].

При перемещении груза в тележках, что является очень распространенной операцией, следует обращать внимание на способ передвижения. Тележку надо толкать от себя, а не тянуть на себя; в этом случае нагрузка на межпозвоночные диски несравненно меньше (рис. 3.45). Передвижение груза в тележках предъявляет повышенные требования к трению между подошвами обуви и полом.

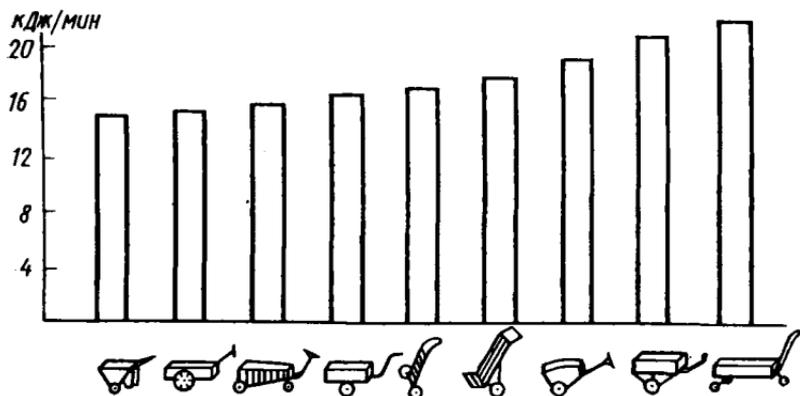


Рис. 3.44. Энергорасход при перевозке груза 500 Н на различных тачках со скоростью 4,5 км/ч [77]

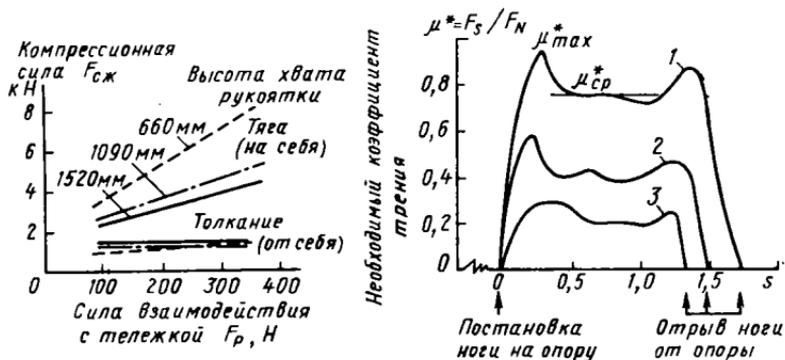


Рис. 3.45. Компрессионные силы, действующие на пояснично-крестцовое сочленение при перемещении тележек (рабочий весом 607 Н перемещает тележку со скоростью 1,8 км/ч), и динамические коэффициенты трения между подошвами и покрытием пола, необходимые для перемещения тележки с грузом [76]:

1 — тяжелая тележка ($F_p=300$ Н); 2 — тележка среднего веса $F_p=200$ Н); 3 — легкая тележка ($F_p=100$ Н)

Был проведен ряд исследований, чтобы определить оптимальную высоту рукояток на тележках [37, 76, 81 и др.]. Рекомендуемая высота составляет 910 ... 1150 мм (примерно на высоте тазового пояса). Автор работы [76] сравнивал компрессионные нагрузки, приходящиеся на межпозвоночные диски при передвижении тележек с рукоятками на высоте 660, 1090 и 1520 мм, и пришел к выводу, что нагрузка минимальна при высоте рукояток 1090 мм. Используя математическое моделирование, авторы работы [81] установили, что при очень большом коэффициенте трения между обувью и полом самые большие толкающие усилия можно проявить при высоте рукояток 500 ... 900 мм. Столь низкая высота позволяет толкать тележку с очень большим наклоном тела и тем самым полезно использовать его. Однако в реальных условиях такой способ работы опасен из-за высокого риска поскользнуться.

Направление усилия, прикладываемого рабочим к тележке (или другому объекту), далеко не всегда точно совпадает с желаемым направлением движения. Для случая толкания тележки предложили [37] оценивать эффективность действий рабочего по косинусу угла между направлением силы, прикладываемой им к рукояткам, и горизонталью. Однако авторы работы [63] считают такой подход неверным, указывая, что у человека есть предпочитаемые направления приложения усилий, действуя вдоль которых он может развить наибольшую силу. В этом случае ему будет выгоднее прикладывать усилие в удобном направлении (даже если оно не совсем совпадает с требуемым), терять часть сил впустую, чем с идеальной точностью давить (тянуть, толкать и пр.) в требуемом направлении, кото-

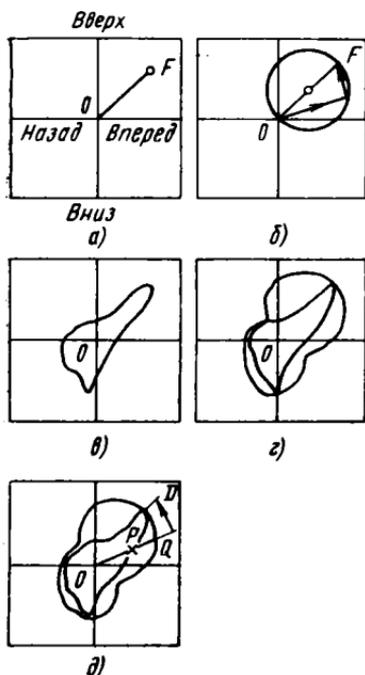


Рис. 3.46. Диаграммы для расчета КИС:

a — вектор силы OF ; *б* — вектор силы OF имеет составляющие по другим направлениям, которые лежат по окружности с диаметром OF ; *в* — огibaющая измеренных 36 усилий в сагиттальной плоскости; *г* — каждая точка на огibaющей *в* имеет связанную с ней окружность составляющих (внешняя огibaющая является касательной всех этих окружностей); *д* — в каждом выбранном направлении отношение радиусов OQ и OP внешней и внутренней огibaющих равно КИС, $КИС = OQ/OP$ в направлении OQ ; максимальный КИС достигается при отклонении результирующей силы на угол D [63]

рое для него неудобно. Они установили, что действительно во многих случаях максимальная сила в требуемом направлении проявляется, когда человек прикладывает силу под некоторым углом к нему. Для анализа подобных ситуаций был введен коэффициент использования усилия (КИС), способ расчета которого приведен на рис. 3.46. Для этого испытуемых просили давить под разными углами к горизонту с максимальной силой на рукоятки, расположенные на разной высоте, в 36 различных направлениях через каждые 10° . Из рис. 3.46 видно, что в большинстве случаев КИС достигает максимальных значений при отклонении прикладываемой силы от направления, требуемого условиями задачи. Соотношения между максимальными значения-

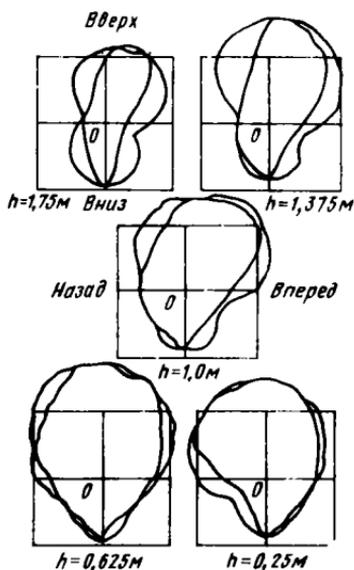


Рис. 3.47. Средние отношения сила/вес тела при пяти высотах положения рукоятки и свободной постановке ног ($n=10$). Внутренние кривые — огibaющие максимальных силовых показателей при проявлении силы в строго определенном направлении. Внешние кривые — максимальные силы, проявляемые в разных направлениях при разрешении проявлять силу под произвольным углом к требуемому направлению [63]

Рекомендуемые максимальные значения прикладываемого усилия при эпизодическом перемещении (толкании) тележек с грузом, Н [46, переработано]

Использованный критерий	Возраст, лет	Усилие, Н				Источник
		Направление от себя		Движение к себе		
		М	Ж	М	Ж	
Внутрибрюшное давление не больше 12 кПа	20 ... 60	235	—	392	—	[50]
Коэффициент трения 0,5 и компрессионная нагрузка на пояснично-крестцовое сочленение $\leq 3,4$ кН	Не указано	200	—	200	—	[76]
Статическая сила, которую могут развить 95% мужчин, коэффициент трения 0,6	18 ... 25	200	—	—	—	[70]
Сила, которая по субъективным оценкам может быть превышена 90% рабочих при очень высоком коэффициенте трения	Около 30	230	190	270	220	[95]
Статическая сила, развиваемая не менее чем 50% испытуемых при большом трении	19 ... 23	360	230	400	290	[37]

Примечание. М — мужчина, Ж — женщина.

ми силы, прикладываемой в строго определенном направлении и регистрируемой на рукоятке при использовании предпочитаемых направлений, приведены для разных высот рукояток на рис. 3.47.

Что касается нормирования предельных усилий при передвижении тележек, то здесь рекомендации разных авторов несколько расходятся, что объясняется различиями в контингенте испытуемых и в использованных критериях (табл. 3.11).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Александр К. Э., Добер Б. И., Кудрявцев О. К. Пешеходные эстакады и тоннели в городе. М.: Госстройиздат, 1963. 116 с.
2. Аникин Ю. М., Обысов А. С. Основные параметры механических свойств позвонков человека // Механика композитных материалов. 1979. № 3. С. 540—541.
3. Аруин А. С. Способ определения демпфирующей способности объекта: А. С. № 1137372 СССР: МКИ 01 М 19/00.
4. Аруин А. С., Зацморский В. М. Определение рессорных свойств стопы // Ортопедия, травматология и протезирование. 1978. № 6. С. 85—88.
5. Аруин А. С., Зацморский В. М. Эргономическая биомеханика ходьбы и бега. М.: ГЦОЛИФК, 1983. 52 с.

6. Аруин А. С., Зациорский В. М. Биомеханические требования к обуви. М.: 1984. 34 с. Деп. в ВИНТИ 26.07.84, № 5458.
7. Аруин А. С., Актюв А. В., Корецкий А. В. Демпфирование ударных нагрузок при локомоциях // Медицинская биомеханика. Рига: 1986. Т. 3. С. 32—37.
8. Аруин А. С., Зациорский В. М. Эргономическая биомеханика работы стоя. М.: 1986. 108 с. Деп. в ВИНТИ 26.01.87, № 598.
9. Аруин А. С., Потемкин В. А., Зациорский В. М., Корецкий А. В. Способ определения демпфирующей способности объекта: А. С. № 1208490 СССР: МКИ 01 М 19/00.
10. Аруин А. С., Зациорский В. М., Потемкин Б. А., Корецкий А. В. Испытание демпфирующих свойств обуви вибрационным методом // Кожевенно-обувная промышленность. 1987. № 4. С. 22—23.
11. Виттенбург Я. Динамика систем твердых тел. М.: Мир, 1980. 290 с.
12. Гриценко З. А., Кутянин Г. И., Сафрай Б. А. Исследование факторов, влияющих на фрикционные свойства подошвенных резин // Изв. ВУЗов «Технология легкой промышленности». 1965. № 1. С. 60—65.
13. Гурфинкель В. С., Коц Я. М., Шик М. Л. Регуляция позы человека. М.: Наука, 1965. 256 с.
14. Данилов В. И., Аникин Ю. М. Некоторые вопросы прочности конструкции позвоночного столба человека // Механика композитных материалов. 1979. № 3. С. 541—544.
15. Дмитриев А. Е., Ляпин В. А., Потемкин Б. А., Романов В. И. Экспериментальные методы исследования воздействий ударных и вибрационных нагрузок на биологические объекты // Медицинская биомеханика. Рига, 1986. Т. 3. С. 117—123.
16. Зациорский В. М. Биодинамика спортивной техники / Под ред. В. М. Зациорского. М.: ГЦОЛИФК, 1978. 169 с.
17. Зациорский В. М., Каймин М. А. Биомеханика ходьбы. М.: ГЦОЛИФК, 1978. 65 с.
18. Зациорский В. М., Аруин А. С. Способ исследования стопы: А. С. № 584842 СССР: МКИ А 61 В 5/00.
19. Зациорский В. М., Аруин А. С., Селуянов В. Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981. 144 с.
20. Зациорский В. М., Сазонов В. П. Биомеханические основы профилактики повреждений поясничной области позвоночника при занятиях физическими упражнениями // Теория и практика физкультуры. 1985. № 7. С. 33—41.
21. Йорданов И. Вопросы физической культуры. София, 1961. № 8—9. С. 520—523.
22. Ковалев А. Л., Горбачик В. Е. Влияние изгибной жесткости обуви на биомеханические параметры ходьбы детей // Стопа и вопросы построения рациональной обуви. М.: ЦИТО, 1980. С. 34—37.
23. Коновал В. П. Изменение электрической активности мышц голени при ходьбе в обуви с различной высотой каблука // Стопа и вопросы построения рациональной обуви. М.: ЦИТО, 1968. Вып. 28. С. 45—46.
24. Леман Г. Практическая физиология труда. М.: Медицина, 1967. 329 с.
25. Любич М. Г. Свойства обуви. М.: Легкая индустрия, 1969. 254 с.
26. Маркс В. О. Ортопедическая диагностика. Минск: Наука и техника. 1978. 510 с.
27. Павлова Л. Б. Биомеханика стопы в условиях профессионального ортостаза // Тез. докл. III Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики. Рига, 1983. Т. 2. С. 78—80.
28. Правецкий В. Н., Сахаров Б. И., Бомштейн К. Г., Ляпин В. А. Некоторые прочностные биомеханические характеристики позвоночника при моделировании тела человека // Вопросы прочности и долговечности элемен-

тов авиационных конструкций. Межвуз. сб. Вып. 3. М.: МАИ. 1977, с. 69—77.

29. Прилуцкий Б. И. Математическое моделирование движений человека на ЭВМ: (описание модели и пакета программ). М.: ГЦОЛИФК, 1987. 50 с.

30. Присакарь И. Ф. Травматизм и его профилактика. Кишинев: Шти-янда, 1981. 190 с.

31. Райхинштейн В. Х., Овсейчик Я. Г. Функциональное состояние меж-позвоночных поясничных дисков при быстродействующих динамических вер-тикальных нагрузках//Ортопедия, травматология и протезирование, 1984. № 8. С. 26—29.

32. Смелкова С. В., Горбачик В. Е. К вопросу об опорной жесткости низа обуви//Стопа и вопросы построения рациональной обуви. М.: ЦИТО, 1980. С. 37—41.

33. Цивьян Я. Л., Райхинштейн В. Х. Межпозвоночные диски. Новоси-бирск: Наука, 1977. 165 с.

34. Юмашев Г. С., Фурман М. Е. Остеохондрозы позвоночника. М.: Ме-дицина, 1984. 382 с.

35. Asmussen E., Poulson E. On the role of the intra-abdominal pressure in relieving the back//Communications of Danish Nat'l Assoc. Infant. Paraly-lysis. 1968. V. 28. P. 1—11.

36. Aspden R. M. Intra-abdominal pressure and its role in spinal mecha-nics//Clinical Biomechanics. 1987. V. 2. P. 168—174.

37. Ayoub M. M., Mc Daniel J. W. Effects of operator stance on pushing and pulling tasks//Am. Institute of Industrial. Eng. Transactions. 1974. V. 6. P. 185—195.

38. Bhattacharya A., Ghista D. N. Biomechanical guidelines for determi-ning the limiting values of occupational task involving torsional loading of the spine//Biomechanics IX-B./Eds. D. Winter et al. Champaign: HKP. 1985. P. 60—65.

39. Bejjani F. J., Gross C. M., Pugh J. W. Model for static lifting: rela-tionship of loads on the spine and the knee//J. Biomechanics. 1984. V. 17. P. 281—286.

40. Brude F. M., Floyd W. F., Ward J. S. Oxygen consumption and heart rate during stair climbing//J. of Physiology. 1967. V. 191. P. 90—92.

41. Carlsöö S. How man moves. London: Heinemann. 1975. 198 p.

42. Cavanagh P. R. The running shoe book. Mountain view: World cop. Publication. 1981. 390 p.

43. Cavanagh P. R., Michioyshi A. E. A technique for the display of pressure distributions beneath the foot//J. Biomechanics. 1980. V. 13. N 2. P. 69—75.

44. Chaffin D. B. On the validity of biomechanical models of the low back for weight lifting analysis. New York: ASME Proceeding, 1975. 75-WA-Bio.

45. Chaffin D. B. The value of biomechanical assessments of problems of load.//Occupational Biomechanics. Waterloo, 1983. P. 25—31.

46. Chaffin D. B., Andersson G. Occupational biomechanics. New York etc: John Wiley & Sons. 1984. 454 p.

47. Chaffin D. B., Park K. S. A longitudinal study of low-back pain as associated with occupational weight lifting factors//Amer. Ind. Hyg. J. 1973. V. 34. P. 513—525.

48. Chu M. L., Gradisar I. A. Sorbothane induced «insertion loss» in skeletal impact forces//Proc. 35th Annu. Conf. Eng. Med. and Biol. Phila-delphia. 1982. V. 24. P. 10.

49. Davis P. R. The use of intra-abdominal pressure in evaluating stres-ses on the lumbar spine//Spine. 1981. V. 6. P. 90—97.

50. Davis P. R., Stubbs D. A. Force limits in manual work//Appl. Ergo-nomics. 1978. V. 9. P. 33—38.

51. Dempster W. T. Space requirements of the seated operator // WADC-TR-55-159. Aerospace Med. Res. Lab. Wright-Patterson. AFB. Ohio. 1955.
52. Dewar M. E. Body movements in climbing a ladder // *Ergonomics*. 1977. V. 20, P. 67—86.
53. Drury C. G. Handles for manual materials handling // *Appl. Ergonomics*. 1980. V. 11. P. 35—42.
54. Dupuis H., Draeger J., Hartung E. Vibration transmission to different parts of the body by various locomotions // *Biomechanics V-A/Ed. P. Komi*. — Baltimore: UPP. 1976. P. 537—547.
55. Finley F. R., Cody K. A. Locomotive characteristics of urban pedestrians // *Arch. Phys. Med. and Rehab.* 1970. V. 51. P. 423—426.
56. Florini J. T., Mc Commond D. Forces on the lumbo-vertebral facets // *Annals of Biomedical Eng.* 1976. V. 4. P. 354—363.
57. Fitch J. M., Templer J., Corcoran P. The dimensions of stair // *Scientific Am.*, 1974. V. 231. P. 82—90.
58. Floyd W. F., Silver P. H. S. The function of the erectors of the spinal muscles in certain movements and postures in man // *J. Physiology*. London. 1955. V. 129. P. 184—203.
59. Frederic E. C., Hawley E. T., Powers S. K. Lower O₂ cost while running in air custom type shoe // *Med. Sci. Sport*. 1980. V. 12. P. 81—82.
60. Freivalds A., Chaffin D. B., Garg A., Lee K. W. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads // *J. Biomechanics*. 1984. V. 17. P. 251—262.
61. Gagnon M., Sicard C., Drouin G. Evaluation of loads on the lumbar spine with motion analysis techniques and a static planar model // *Biomechanics IX-B/Eds. D. A. Winter, et al.* Champaign: HKP. 1985. P. 44—49.
62. Gracovetsky S., Farfan H., Lamy C. A mathematical model of the lumbar spine using an optimized system to control muscles and ligaments // *Orthopedic Clinics of North Am.* 1977. V. 8. P. 135—153.
63. Grieve D. W., Pheasant S. T. Naturally preferred directions for the exertion of maximal manual forces // *Ergonomics*. 1981. V. 24. P. 685—693.
64. Günther R. Über Stosserchütterungen beim Gang des Menschen // *Int. Z. angew. Physiol.* 1968. Bd. 26. S. 130—141.
65. Hepburn H. A. Portable ladders. Part 1: The quarter-length rule // *Brit. J. Industrial Safety*. 1958. V. 4. P. 155—158.
66. Hepburn H. A. Portable ladders. Part II: Footing the ladder theory and practice // *Brit. J. Industrial Safety*. 1959. V. 4. P. 161—163.
67. Hutton W. C., Adams M. A. Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? // *Spine*. 1982. V. 7. P. 586—590.
68. International labour organization (ILO) Maximum permissible weight to be carried by one worker. Geneva. 1962. Inform. Sheet N 2.
69. Kramer J. Biochemie der Zwischenwirbelscheiben // *Wirbelseule Forch. Prax.* 1974. Bd. 59. S. 10—16.
70. Kroemer K. H. E., Robinson D. E. Horizontal static forces exerted by men standing in common working postures on surfaces of various fractions // AMRL-TR-70-114. Aerospace Med. Research Lab. Wright-Patterson AFB. Ohio. 1971.
71. Krusen F., Ellwood C. M., Kottke F. J. Handbook of physical medicine and rehabilitation, Philadelphia: Saunders. 1965. 897 p.
72. Kulak R. F., Belytschko T. B., Schultz A. B., Galante J. O. Nonlinear behavior of the human intervertebral disc under axial load // *J. Biomechanics*. 1976. V. 9. P. 377—386.
73. Kuorinka I., Häkkinen S., Nieminen K., Saari J. Comparison of floor surfaces for standing work // *Biomechanics VI-B/Eds. E. Asmussen, K. Jorgensen*. Baltimore. UPP, 1978. P. 207—211.
74. Lanshammar H., Strandberg L. Horizontal floor reaction forces and heel movements during the initial stance phase // *Biomechanics VIII-R/Eds. H. Matsui, K. Kobayashi*. Champaign: HKP. 1983. P. 1123—1128.

75. **Lanshammar H., Strandberg L.** Assessment of friction by speed measurement during walking in a closed path // *Biomechanics IX-B/Eds. D. A. Winter et al.* — Champaign: HKP. 1985. P. 72—75.
76. **Lee K. S.** Biomechanical modelling of cart pushing and pulling // Ph. D. thesis. Ann Arbor: Univ. of Michigan. 1982.
77. **Lehman G., Stier F.** *Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin.* Berlin: Urban und Swarzenberg. 1961. Bd. 1. S. 788—856.
78. **Leskinen T. P. J., Stalhammar H. R., Kuorinka J. A. A., Troup J. D. G.** Hip torque, lumbosacral compression and intra-abdominal pressure in lifting and lowering tasks // *Biomechanics IX-B/Eds. D. Winter et al. Champaign: HKP. 1985. P. 55—59.*
79. **Light L. H., McLellan G. E., Klenerman L.** Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear // *J. Biomechanics.* 1980. V. 13. P. 477—480.
80. **Lind A. R., Me Nichol G. W.** Cardiovascular responses to holding and carrying weights by hand and by shoulder harness // *J. of Appl. Physiology.* 1968. V. 25. P. 261—267.
81. **Martin J. B., Chaffin D. B.** Biomechanical computerized simulation of human strength in sagittal plane activities // *Am. Institute of Industrial Eng. Trans.* 1972. V. 4. P. 19—28.
82. **Merrifield H. H.** Female gait patterns in shoes with different heel heights // *Ergonomics.* 1971. V. 14. P. 411—417.
83. **Münchinger R.** Die auf die Wirbersäule wirkenden mechanischen Kräfte // *Reum. Forsch. und Praxis.* 1964. Bd. 2. S. 136.
84. **Nachemson A.** Towards a better understanding of low-back pain: A review of the mechanics of the lumbar disc // *Rheumatol. and Rehabil.* 1975. V. 14. P. 129—143.
85. **Nachemson A.** The lumbar spine: An orthopaedic challenge // *Spine.* 1976. V. 1. P. 59—71.
86. **National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH).** A work practices guide for manual lifting. Tech. Report N 81—122. Cincinnati: NIOSH. 1981. 183 p.
87. **Nigg B. M., Neukom P. A., Spirig J., Unold E.** Die Belastung des menschlichen Bewegungsapparates bei sportlicher Betätigung // *Forschung und Technik.* 1974. N 466.
88. **Norm Bundesrepublik Deutschland (BRD) DİN 53505.**
89. **Pac-Pomarnacki.** Pomisl poduszki powietznej w pantoflu sportowym // *Sport Wyczynowy.* 1982. N 6. P. 57—60.
90. **Petrovic M.** Neki problemi biomehanike kretania // *Ergonomija (SFRJ).* 1977. V. 4. P. 37—44.
91. **Radin E. L., Orr R. B., Kelman J. L. et al.** The effect of hard and soft surface walking on sheep knee // *Abstracts 3th Ann. conference Am. Soc. of Biomech. The Penn. State Univ., 1979. P. 25.*
92. **Richardson M.** Physiological responses and energy expenditures of women using stair of three designs // *J. of Appl. Physiology.* 1966. V. 21. P. 1078—1082.
93. **Schultz A. B., Andersson B. J. G., Örtengren R., Haderspeck K., Nachemson A.** Loads on the lumbar spine // *J. Bone Joint Surg.* 1982. V. 64A. P. 1078—1082.
94. **Seireg A., Arvikar R. J.** A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system // *J. Biomechanics.* 1973. V. 6. P. 313—326.
95. **Snook S. H.** The design of manual handling tasks // *Ergonomics.* 1978. V. 21. P. 963—986.
96. **Soule R. G., Goldman R. E.** The energy cost of loads carried on head, hands or feet // *J. of Appl. Physiology.* 1969. V. 27. P. 687—690.
97. **Strandberg L., Lanshammar H.** On the biomechanical of slipping

accidents // Biomechanics VIII-A/Eds. H. Matsui, K. Kobayashi. Champaign: HKP. 1983. P. 397—402.

98. **Strandberg L., Lanshammar H.** Walking slipperiness compared to data from friction meters // Biomechtnics IX-B/Eds. D. A. Winter et al. Champaign: HKP. 1985. P. 76—81.

99. **Tichauer E. R.** The biomechanical basis of ergonomics. New-York etc.: John Wiley. 1978. 99 p.

100. **Ward J. S., Beadling B.** Optimum dimensions for domestic stair-cases // Architects J. 1970. V. 151. P. 513—520.

101. **White A. A., Panjabi M. M.** Clinical biomechanics of the spine.— Philadelphia: I. B. Lippincott Co., 1978. 534 p.

ВИБРАЦИИ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

В условиях современного производства, а также на транспорте человек нередко подвергается действию механических колебаний — вибраций. Типичные характеристики таких вибраций приведены на рис. 4.1. Тело человека можно рассматривать как своеобразную колебательную систему, являющуюся частью более общей системы «оператор — машина». При вибрации происходит взаимное распределение колебательной энергии между телом человека и машиной. Колебания распространяются по телу человека, вовлекая в вибрацию отдельные органы и части тела, каждый из которых обладает собственными инерционными, упругими и демпфирующими свойствами. Схема строения

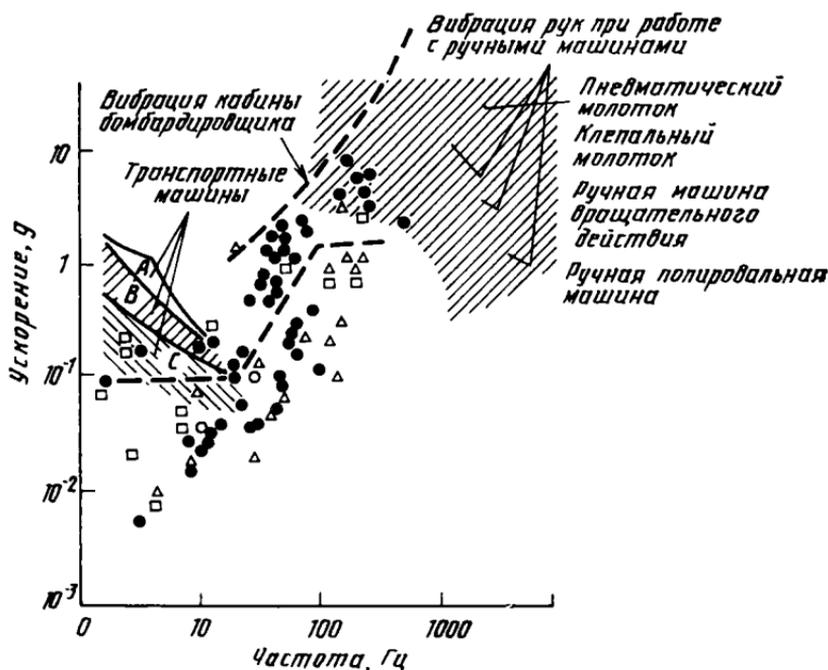


Рис. 4.1. Типичные условия воздействия вибрации при механическом взаимодействии человека с окружающей его предметной средой: ● — нежелательная вибрация на уровне сиденья; ○, □, △ — приемлемая вибрация [41]: ○ — винтовой самолет; △ — реактивный самолет; □ — вертолеты

тела человека (его анатомия) очень сложна. При этом механические свойства отдельных частей тела существенно нелинейны, а тело в целом, конечно же, не является пассивным объектом. Человек, например, изменяет позу или напряжение мышц, приспособляясь к механическим условиям, в которых он оказывается. Все это чрезвычайно затрудняет изучение биомеханического действия вибрации на человека.

Хотя в отдельных случаях дозированная вибрация оказывает положительное воздействие на организм (примером может служить известный всем вибромассаж), все же в машиностроении вибрация, действующая на человека, обычно является вредным фактором, влияние которого стремятся исключить или ограничить. Механическая вибрация может вызвать целый комплекс отрицательных явлений, начиная от ощущения дискомфорта и укачивания (так называемой морской болезни или болезнью движения) и кончая вибрационной болезнью (тяжелым, стойким заболеванием). Механизмы подобных патологических явлений во многом остаются еще неясными. Однако бесспорно, что именно биомеханика вибрационного возмущения является тем фактором, который включает механизм физиологических, биохимических и психологических изменений, приводящих в конечном итоге к ухудшению состояния человека или возникновению патологии. В частности, наблюдается четкая зависимость между биомеханическими особенностями вибрации и степенью ее потенциальной опасности (рис. 4.2). Изучение биомеханических особенностей действия вибрации на тело человека является основой как для понимания механизмов указанных явлений, так и для разработки систем виброзащиты, а также нормирования вибрационного возмущения в условиях производства и на транспорте.

В отличие от других разделов эргономической биомеханики вопросам биомеханики вибраций как на русском, так и на иностранных языках посвящено большое количество публикаций, включая монографии [18, 26, 28, 35], справочники [12, 61 и др.] и труды конференций [13, 50, 51 и др.]. В нашей стране основные работы в этом направлении выполнены акад. К. В. Фроловым и сотрудниками его школы. В данной главе мы ограничимся лишь описанием основ биомеханического действия

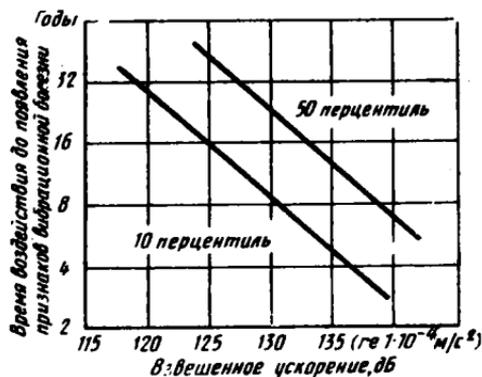


Рис. 4.2. Зависимость времени действия вибрации от суммарного взвешенного ускорения [57]

вибрации на человека, отсылая читателя, заинтересованного в отдельных частных вопросах, к упомянутым выше монографическим и справочным изданиям.

4.1. ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ И СПОСОБЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВИБРАЦИЙ

4.1.1. Разновидности вибраций

Вибрации можно разделить на две группы — детерминированные и случайные. Детерминированными называются вибрации, параметры которых изменяются со временем по строго определенному закону, исключающему случайность. Наиболее простой из таких вибраций является гармоническое (синусоидальное) колебание. Параметры детерминированных вибраций в любой момент времени могут быть определены совершенно точно на основе их известного закона либо на основе измеренных значений колебательного процесса в прошлом. Параметры случайных колебаний в определенный момент времени могут быть предсказаны лишь с определенной степенью вероятности. Для этого должен быть проведен статистический анализ отдельных реализаций за предшествующий период.

В условиях производства вибрации обычно представляют собой детерминированные полигармонические колебания либо сумму детерминированных и случайных колебаний. Вибрации на транспорте, как правило, случайны. Однако экспериментальные наблюдения показывают, что в очень большом числе случаев такие вибрации можно рассматривать как стационарные и эргономические. Таковой является, например, вибрация на рабочем месте водителя локомотива на железной дороге [33]. В большинстве случаев статистическое распределение смещений предполагается гауссовским (подчиняющимся нормальному закону), однако это требует экспериментального подтверждения.

При взаимодействии тела человека с источником механических колебаний в идеализированном случае могут иметь место четыре основных вида вибраций:

1. Тело человека колеблется как единое целое (как идеально твердое тело).

2. Происходят колебательные изменения углов в суставах (изменения позы) — части костного скелета меняют свое взаимное положение.

3. Происходят перемещения внутренних органов относительно скелета и друг друга.

4. Колеблются мягкие ткани и кожа (по отношению к костному скелету).

В действительности все эти колебания происходят почти всегда одновременно. Тем не менее из практических соображе-

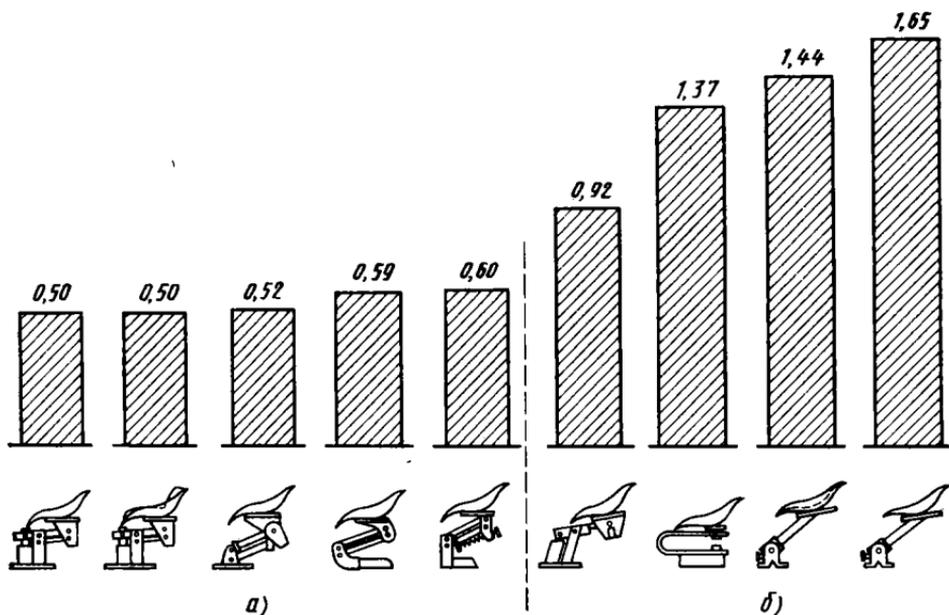


Рис. 4.3. Расход энергии трактористом (ккал/мин сверх уровня покоя) при работе на креслах разной конструкции [38, переработано]:
 а — поступательные колебания сиденья; б — непоступательные колебания сиденья

ний при изучении вибраций тела человека принято выделять:
 общую вибрацию всего тела (она передается через опорные поверхности — пол, сиденье);
 локальную вибрацию (типа той, что бывает при работе с ручными машинами).

Вибрации, естественно, могут происходить относительно шести степеней свободы (три поступательных и три угловых независимых перемещения), однако влияние угловой вибрации на человека почти полностью не изучено и обычно ограничиваются лишь материалами о поступательных колебаниях тела.

Известно, однако, что угловые колебания тела переносятся существенно хуже, чем поступательные (рис. 4.3).

При описании общей вибрации вне зависимости от положения тела (стоя, лежа) принято использовать следующие координатные оси: ось X — от спины к груди; ось Y — от правого плеча к левому; ось Z — от таза к голове.

При описании локальной вибрации одна из осей совпадает с направлением силы нажатия на ручную машину.

Описывая действующие на тело вибрации, необходимо указывать их направление.

4.1.2. Основные характеристики вибраций

В литературе при описании воздействия вибраций на человека используют разные показатели. Часть из них общеизвестна, другие специально созданы для характеристики реакции тела человека на вибрационное возмущение (так называемые «взвешенные показатели») (см. п. 4.4).

Гармонические колебания, как известно, полностью описываются амплитудой, частотой и начальной фазой. При этом виброперемещение, виброскорость и виброускорение однозначно связаны. Теоретически безразлично, что именно регистрируется — перемещение, скорость или ускорение вибрации. Зная одни показатели, можно легко определить другие (практически, однако, предпочтительнее измерять ускорение: во-первых, это обычно легче, а во-вторых, при интегрировании возникает гораздо меньше ошибок, чем при дифференцировании зарегистрированного сигнала). Напомним, что при постоянной амплитуде виброперемещения амплитуда виброскорости пропорциональна частоте колебаний, а амплитуда виброускорения — квадрату частоты. Поэтому если с ростом частоты виброскорость остается постоянной (так работают многие стенды, предназначенные для вибрационных испытаний), то виброускорение линейно возрастает, а виброперемещение линейно снижается (рис. 4.4).

Любое сложное негармоническое колебание может быть представлено, как известно, в виде суммы простых гармонических колебаний, образующих так называемый спектр колебаний. Если анализируемое колебание периодическое, его спектр дискретный (такой спектр называют также линейчатый). Для непериодических колебаний (такowymi, в частности, явля-

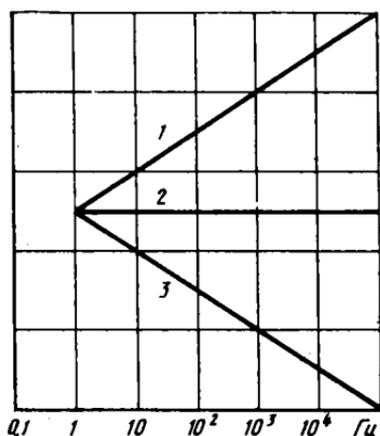


Рис. 4.4. Взаимосвязь трех основных параметров вибрации

1 — виброускорение, м/с^2 ; 2 — виброскорость, м/с ; 3 — виброперемещение, м

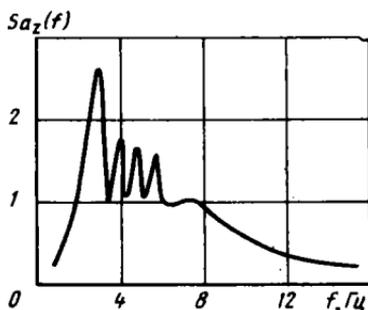


Рис. 4.5. Спектральная плотность виброускорений скрепера Д-357 при скорости 15 км/ч

ются случайные колебания) характерен сплошной спектр, который содержит составляющие с частотами, непрерывно заполняющими некоторую область. Пример такого спектра приведен на рис. 4.5, из которого видно, что основные колебания происходят в диапазоне частот 1,5 ... 10 Гц.

Часто представляют интерес не мгновенные значения параметра колебательного процесса, а их средние величины за какой-либо интервал времени. Для этого используют средние квадратические величины (среднее арифметическое, конечно, тоже может быть рассчитано, но его величина мало информативна). Среднее квадратическое рассчитывается по формуле

$$X_{\text{ск}} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} x^2(t) dt},$$

где $x(t)$ — интегрируемая функция; $t_2 - t_1$ — интервал времени, в пределах которого производится усреднение.

При гармонических колебаниях $X_{\text{ск}}$ за период или полупериод колебаний равно $0,707X_0$, где X_0 — амплитуда колебаний.

Важными показателями являются энергия и мощность вибрации. Из теории колебаний известно, что возбуждение вибрации всегда сопровождается затратами энергии, пропорциональными квадрату средней квадратической колебательной скорости (пропорциональными v). Поэтому расчет v часто представляет большой интерес.

Мощность, как известно, определяется произведением скорости тела на силу, действующую в направлении движения. Если известны мгновенные величины силы и скорости, можно рассчитать мощность. Мощность, которая не рассеивается колеблющейся системой, т. е. не переходит в другие виды энергии — тепловую, химическую и др., называют *реактивной* или *отражаемой*. Эта мощность затрачивается на изменение кинетической и/или потенциальной энергии движущейся точки (тела). Мощность, переходящая в другие виды энергии, называется *активной* или *поглощаемой*.

4.1.3. Логарифмические единицы измерений

Частота вибрации тела человека может изменяться в очень больших пределах — от долей герца до 1—2 тыс. герц и выше. Амплитуды вибрации также очень варьируют. Например, колебательные скорости в зоне контакта могут изменяться в 100 раз и более. В этих условиях для измерения сигнала удобно пользоваться логарифмическими единицами измерений — децибелами, а также октавами.

Октава, применяемая для измерения частот, равна интервалу между двумя частотами (f_2 и f_1), логарифм отношения которых

Октавные и 1/3-октавные полосы частот

Средние геометрические частоты, Гц	Граничные значения частотных полос, Гц		Средние геометрические частоты, Гц	Граничные значения полос, Гц	
	1/3 октавы	октава		1/3 октавы	октава
0,8	0,7	} 0,7—1,4	12,5	11,2—14,1	} 11—22
1,0	0,89—1,12		16	14,1—17,8	
1,25	1,12—1,4		20	17,8—22,4	
1,6	1,4—1,78	} 1,4—2,8	25	22,4—28,2	} 22—41
2,0	1,78—2,24		31,5	28,2—35,5	
2,5	2,24—2,8		40	35,5—44,7	
3,15	2,8—3,5	} 2,8—5,6	50	44,7—56,2	} 44—88
4,0	3,5—5,6		63	56,2—70,8	
5,0	4,4—5,6		80	70,8—89,1	
6,3	5,6—7,1	} 5,6—11,2	100	89,1—112,2	} 88—177
8,0	7,1—8,9		125	112,2—141,3	
10	8,9—11,2		160	141,3—177,8	

при основании 2 равен единице ($\ln(f_2/f_1) = 1$). Частота верхней границы октавы вдвое больше частоты ее нижней границы. Октавы обычно характеризуют по их средним частотам, в качестве которых используют средние геометрические

$$f_c = \sqrt{f_1 f_2} = 1,414 f_1.$$

При изучении действия вибрации на человека средние величины октавных полос обычно выбирают в соответствии с рекомендациями Международной организации по стандартизации (ИСО). Они составляют ряд: ...8—16—31,5—63—125—250... Гц. Октава — это довольно большой частотный интервал и поэтому обычно используют более дробные величины, равные одной трети от октавы. Рекомендуемые значения октавных и 1/3-октавных полос частот приведены в табл. 4.1.

Децибел — это одна десятая часть бела, который равен: 1 бел = $\lg(P_2/P_1)$ при $P_2 = 10P_1$, где P_2 и P_1 — какие-либо энергетические величины (энергии, мощности и т. п.). Поскольку, как отмечалось выше, энергия вибраций пропорциональна квадрату виброскорости, уровни средних квадратических колебательных скоростей (дБ) определяют по формуле

$$L_v = 10 \lg(v_{ск}/v_0)^2 = 20 \lg(v_{ск}/v_0),$$

где $v_{ск}$ — измеряемая виброскорость; v_0 — опорное значение виброскорости.

Хотя выбор опорной скорости принципиального значения не имеет (он вносит лишь некоторую постоянную разницу в результаты измерений), его следует указывать. Это обычно делают так, как показано на абсциссе рис. 4.2 (сокращение ге от слова *gefegepe* — опорный, эталонный). В качестве стандартной опорной скорости принята $v_0 = 5 \cdot 10^{-8}$ м/с. Если в децибелах измеряют виброперемещение или виброускорение, как опорные рекомендуются соответственно $8 \cdot 10^{-12}$ м и $3 \cdot 10^{-4}$ м/с².

4.1.4. Механическое моделирование тела человека

При решении многих практически важных задач тело человека целесообразно представить в виде модели. Обычно в качестве модели используют механическую систему, состоящую из некоторого числа твердых тел, соединенных упругими и вязкими связями. Каждый элемент такой модели является носителем только одного свойства: тела обладают массой, но не деформируемы; упругие связи (идеальные пружины) рассматриваются как лишенные массы и трения; вязкие связи (демпферы) оказывают лишь сопротивление, пропорциональное скорости. Подобные системы называются, как известно, системами с сосредоточенными параметрами.

Представление такой сложной системы, как тело человека, в виде системы с сосредоточенными параметрами является, конечно, большим упрощением. Однако при малых колебаниях и частотах возбуждения до 100 Гц такая идеализация в большинстве случаев оказывается оправданной. В этих условиях механическая энергия колебательного движения распространяется в виде волн, длина которых существенно больше размеров тела. В данной полосе частот тело человека под действием вибрации можно рассматривать как линейную вязкоупругую механическую систему. Линейность, в частности, предполагает, что параметры модели (жесткости упругих связей и т. п.) в процессе испытаний не меняются и не зависят от уровня возбуждения.

Уравнения движения подобных систем с сосредоточенными параметрами имеют следующий общий вид:

$$A\ddot{q} + B\dot{q} + C\bar{q} = \bar{F},$$

где A — матрица инерционных коэффициентов (масс и моментов инерции); B — матрица коэффициентов сопротивления; C — матрица коэффициентов жесткости; \bar{q} — вектор обобщенных координат; \bar{F} — вектор обобщенных сил.

В простейшем случае в отдельных ситуациях тело человека удовлетворительно моделируется даже одномассовой системой (рис. 4.6).

Если известны частотные характеристики системы (они определяются экспериментально), на их основе можно рассчитать

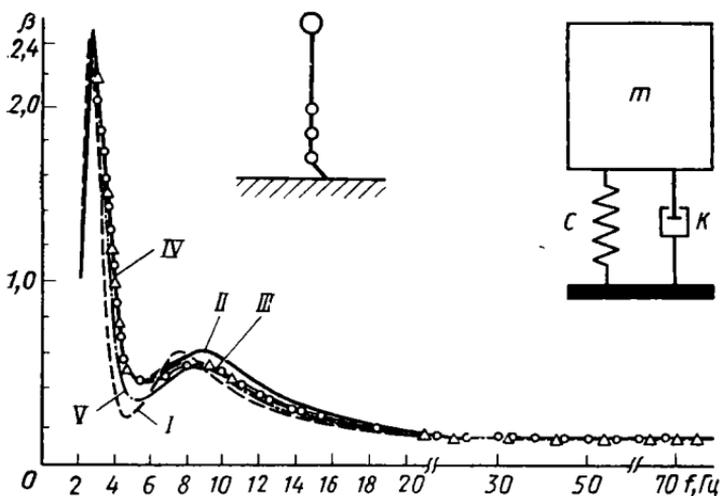


Рис. 4.6. Одномассовая модель тела человека и амплитудно-частотные характеристики испытуемого:

I — голова; II — плечо; III — пояс; IV — колено; V — стопа [31]

параметры модели [4, 24, 25, 40, 65 и др.]. С математической точки зрения эта задача является переопределенной — количество уравнений больше числа неизвестных. Поэтому оценку искомых параметров можно улучшить с помощью оптимизационных процедур, минимизируя, например, среднее квадратическое отклонение функции, описывающей динамические свойства модели, от одноименной функции, зарегистрированной экспериментально.

При моделировании добиваются, чтобы механическая модель имела те же динамические характеристики, что и тело человека. Если линейные модели не удовлетворяют этому требованию, переходят к моделям нелинейным. Например, если одномассовую модель типа показанной на рис. 4.6 использовать для описания тела сидящего человека, она дает хорошее совпадение с экспериментом в случае, если вместо постоянного коэффициента жесткости использовать функцию, согласно которой жесткость зависит от уровня вибровозмущения [40].

4.1.5. Динамические характеристики

Поведение линейных вязкоупругих механических систем под действием вибрации разной частоты описывается тремя динамическими характеристиками: входным механическим импедансом $Z_m(\omega)$, передаточным импедансом, комплексной частотной характеристикой $G(\omega)$.

Входной механический импеданс характеризует механическое сопротивление колебательному движению в точке приложения

силы. Он равен комплексному отношению приложенной силы F к вызванной ею колебательной скорости v :

$$\bar{Z}_m(\omega) = \bar{F}/\bar{v} \quad (4.1)$$

При гармонических колебаниях векторы силы и скорости могут быть выражены в виде

$$\bar{F} = F e^{i(\omega t - \varphi)}; \quad (4.2)$$

$$\bar{v} = v e^{i\omega t}, \quad (4.3)$$

где ω — угловая частота, рад·с⁻¹ ($\omega = 2\pi f$, где f — частота периодических колебаний, т. е. число колебаний в секунду, Гц); φ — угол сдвига фаз между силой и скоростью.

Подставляя выражения (4.2) и (4.3) в формулу (4.1), получаем следующее выражение для импеданса:

$$\bar{Z}_m = \bar{F}/\bar{v} = (F/v) e^{i\varphi} = F/v (\cos \varphi + i \sin \varphi).$$

Абсолютная величина механического импеданса зависит не только от амплитуд F и v , но также от угла сдвига фаз колебаний силы и скорости. В импедансе выделяются две части: модуль импеданса и аргумент импеданса. Модуль входного механического импеданса характеризует отношение амплитуды вынуждающей силы, приложенной в точке возбуждения колебаний, к амплитуде скорости той же точки. Аргумент импеданса описывает сдвиг фаз между названными силой и скоростью.

При изменении частоты вибраций модуль импеданса изменяется различным образом в зависимости от того, как создается механическое сопротивление — силами упругости, трения или инерции (рис. 4.7). Поэтому нередко достаточно определить

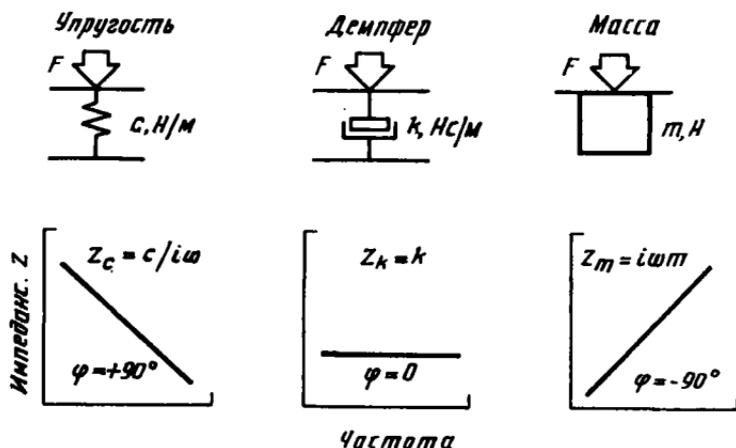


Рис. 4.7. Изменение механического импеданса в зависимости от природы механического сопротивления

лишь внешний вид зависимости модуля импеданса от частоты, чтобы сделать заключение о природе сил сопротивления колебательному движению. Если на кривой импеданса имеется четко выраженный экстремум (механическое сопротивление невелико), он соответствует резонансной частоте.

Мощность колебательного процесса пропорциональна входному механическому импедансу (а также квадрату колебательной скорости). Поэтому знание входного импеданса позволяет определить колебательную энергию.

Передаточный импеданс определяется аналогично входному импедансу в виде комплексного отношения силы и скорости, измеренных в различных точках тела.

Комплексная частотная характеристика описывает соотношение между колебаниями какой-либо точки на теле и точки, в которой приложено возбуждение. Для ее расчета определяют виброскорость (или виброускорение) в заданной точке тела человека и в точке приложения силового возбуждения вибрации. Математически комплексная частотная характеристика рассчитывается аналогично тому, как это было описано выше для механического импеданса. Ее модуль является безразмерной амплитудно-частотной характеристикой (отношение амплитуды колебаний на выходе системы к амплитуде колебаний на ее входе при разных частотах вибрации). Ее аргумент характеризует сдвиг фаз колебаний в названных точках.

4.2. ДЕЙСТВИЕ НА ЧЕЛОВЕКА ВИБРАЦИИ

4.2.1. Общие положения

Вибрация оказывает на организм человека разноплановые воздействия: меняется деятельность физиологических функций, при интенсивной и длительной вибрации могут возникнуть преходящие или постоянные патологические изменения, проявляется влияние на психические функции. Например, слабая низкочастотная гармоническая (1—2 Гц) вибрация вызывает сонливое состояние; высокочастотная случайная вибрация ведет к противоположному эффекту. Вибрации с различными частотами оказывают неодинаковое воздействие на человека (табл. 4.2).

Рассмотрение разнообразных биологических, психологических и медицинских аспектов действия вибрации на человека находится вне темы данной книги. Мы ограничимся проблемами биомеханики. Упомянем лишь один важный вопрос.

Какой именно биомеханический фактор способствует началу патологического процесса? Здесь в течение ряда лет конкурировали две точки зрения. Согласно первой из них таковым фактором является энергия колебательного процесса, возникающего в зоне контакта тела с внешним вибратором и распространяюще-

Области частот вредного действия вибраций на человека [23]

Действие вибраций	Частота, Гц
Укачивание	10^{-1} 1 10 10^2 10^3 10^4 10^5
Основные резонансы тела	
Затруднение дыхания	
Вредное влияние на зрение	
Вредное влияние на сердечно-сосудистую систему	
Ухудшение координации рук, непостоянство давления стопы на опору	
Ухудшение качества работы человека-оператора	
Нагревание тканей, разрушение клеток	

гося по телу. При этом такие характеристики колебаний, как виброперемещение, виброскорость и виброускорение, самостоятельного значения не имеют: если колебательные энергии (или поглощаемые мощности) равны, вибрации, действующие в достаточно широком диапазоне частот, оказывают равный физиологический или патологический эффект.

Другая гипотеза состояла в том, что биологические эффекты являются частотно-зависимыми и биологически важной является величина рассеянной в теле энергии в относительно узком частотном диапазоне. Это так называемый принцип энергетического частотно-избирательного действия вибрации. Он состоит в том, что при вибрации на некоторой частоте возбуждаются определенные биологические структуры (в частности, виброрецепторы), увеличенная или измененная активность которых является источником всех последующих биологических или патологических процессов. В последние годы эта точка зрения стала преобладающей. На ней, в частности, основаны действующие международные стандарты нормирования вибрации.

Биомеханика действия вибрации на человека зависит от характеристик вибрационного возбуждения — его интенсивности, частоты и длительности; позы человека, места и направления вибрации по отношению к телу; состояния человека (в частности, степени мышечной активности, утомления, эмоциональной напряженности и др.), а также его индивидуальных особенностей.

При таком разнообразии действующих факторов едва ли можно рассчитывать на создание строгой единой теории действия вибрации на человека, которую можно было бы использовать

для предсказания биомеханических и прочих эффектов, вызываемых вибрацией. В настоящее время можно сформулировать лишь некоторые основные положения и закономерности. Если разработчику их недостаточно, он должен обратиться к справочной литературе (Вибрации в технике. Т. 6. Под ред. К. В. Фролова. М.: Машиностроение, 1981), в которой приводятся обширные данные о механическом импедансе и частотных характеристиках, зарегистрированных при различных, типичных для производства позах и разных типах вибраций. Если и этого недостаточно, можно воспользоваться методами механико-математического моделирования, заимствовав из упомянутых справочников как одну из разновидностей моделей, так и численные значения ее параметров. Данные о массах и моментах инерции отдельных частей тела человека содержатся в работе [15]. Там же есть сведения о коэффициентах жесткости и сопротивления скелетных мышц человека.

Перейдем к рассмотрению основных факторов, касающихся биомеханики вибраций.

4.2.2. Частотные диапазоны вибрации

При оценке действия общей вибрации на человека выделяются три основных полосы частот: ниже 1 Гц, 1 ... 80 Гц, выше 80 Гц.

Вибрации с частотами ниже 1 Гц вызывают укачивание (морскую болезнь). Эффекты укачивания различаются по характеру от других эффектов, вызываемых вибрацией. Имеющиеся (разрозненные и редкие) экспериментальные факты не дают возможности напрямую связать феномен укачивания с такими характеристиками вибрации, как ее интенсивность, частота и длительность. Огромную роль здесь играют индивидуальные особенности (пол, возраст), активность (пассажиры подвержены укачиванию в большей мере, чем члены экипажа, несущие служебные обязанности), направление взгляда и объекты наблюдения, запахи и многое другое. Все это не дает возможность сформулировать для данного частотного диапазона какие-нибудь правила и четкие нормы (хотя в приложении к стандарту ИСО 2631 и была предпринята попытка изложить некоторые предварительные соображения на этот счет).

По другой причине остался вне нормирования и частотный диапазон с частотами выше 80 ... 100 Гц. В данном случае эффекты вибрации теряют общий характер. С увеличением частоты колебаний длины упругих волн уменьшаются. И ощущения и объективные данные становятся очень сильно зависимыми от локальных условий в точке приложения вибрации, т. е. от направления вибрации, области, через которую она передается, условий демпфирования в месте передачи вибрации (одежда,

обувь). При столь высоких частотах важную роль играет вибрация кожи и поверхностно лежащих тканей, на которую большое влияние оказывают названные локальные условия передачи вибрационного возмущения. При этих частотах использование моделей с сосредоточенными параметрами приводит к очень большим ошибкам. Построение моделей с распределенными параметрами и привлечение методов механики сплошной среды, вероятно, станет тем направлением, которое будет исследовано в будущем. Однако в настоящее время имеющиеся факты явно недостаточны для каких-либо обобщений.

Таким образом, более или менее изученными являются частоты 1 ... 80 Гц. Характерно, что именно в этом диапазоне находится в большинстве случаев спектр вибраций, встречающихся на производстве и транспорте (исключением является ручной виброинструмент, где наблюдаются частоты до нескольких сотен герц, но это относится скорее к локальной вибрации). Уже упоминалось, что в рассматриваемой частотной полосе оказались очень полезными относительно простые линейные модели тела человека как системы с сосредоточенными параметрами. Весь дальнейший материал данного раздела относится, как правило, к частотам вибрации, не превышающим 80 ... 100 Гц.

4.2.3. Механическое сопротивление

На рис. 4.8 приведены входные механические импедансы тела человека в позах стоя и сидя. Из рисунка видно, что на низких частотах (примерно до 8 Гц) сопротивление определяется главным образом инерционными силами, затем главенствующую роль при позе сидя начинают играть диссипативные силы (вязкое трение, потери), а при положении стоя — упругие и

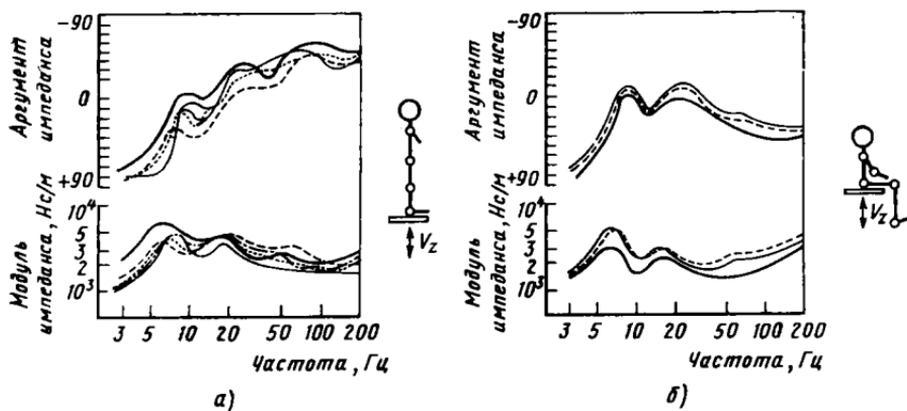


Рис. 4.8. Входные механические импедансы человека:
а — сидящего; б — стоящего [55]

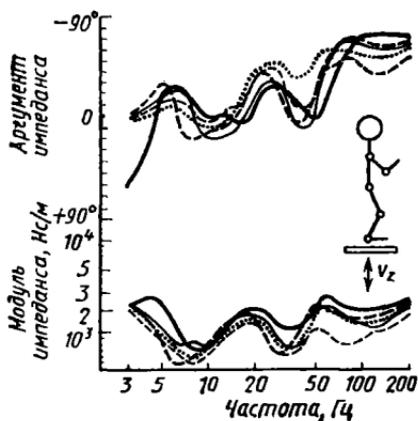


Рис. 4.9. Входной механический импеданс стоящего человека с согнутыми в коленных суставах ногами [55]

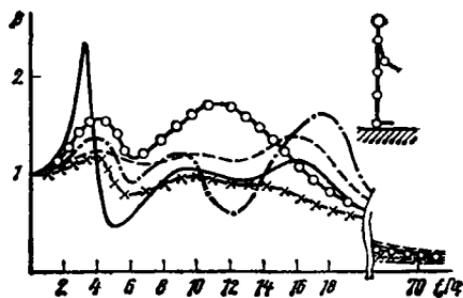


Рис. 4.10. Амплитудно-частотные характеристики тела человека при воздействии вибрации со стороны стоп:

— голова, —X— плечо; —O— пояс; - · - · колено; - - - - стопа

диссипативные силы. Исследуя механический импеданс стоящего человека при вибрационном возбуждении, в диапазоне 15 ... 300 Гц, приложенном со стороны стоп, также установили [21], что тело человека ведет себя как «упругость с потерями». Эквивалентные коэффициенты жесткости и сопротивления в среднем оказались равны: для женщин $K_{ж}=7 \cdot 10^5 \text{ Н} \cdot \text{м}^{-1}$, $\eta_{ж}=0,6$, для мужчин $K_{м}=10 \cdot 10^5 \text{ Н} \cdot \text{м}^{-1}$, $\eta_{м}=0,5$.

Приведенные на рис. 4.8 данные являются довольно типичными: на низких частотах механическое сопротивление тела человека зависит главным образом от его массы, на более высоких — от упруговязких свойств. Не следует, однако, думать, что эта зависимость всегда выглядит так просто, как это показано на рис. 4.8. При некоторых других позах она более сложна и менее определена. Например, достаточно в положении стоя согнуть ноги в коленных суставах, чтобы картина существенно изменилась (рис. 4.9).

Преобладание в механическом импедансе сил трения (диссипативных сил) говорит о том, что в данном диапазоне частот значительная часть механической энергии колебаний рассеивается — переходит в тепло.

4.2.4. Комплексные частотные характеристики

Амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) тела человека в некоторых позах приведены на рис. 4.6, 4.10 и 4.16. Из этих рисунков видно, что резонансные свойства тела очень существенно зависят от позы, но всегда проявляются в диапазоне ниже 60 Гц.

На рис. 4.11 приведена модель тела человека, состоящая из твердых тел (масс), пружин (упругостей) и демпферов (потерь, диссипативных элементов). Как указано на модели, резонанс отдельных частей тела происходит при разных частотах. При вертикальном вибрационном возбуждении резонанс органов брюшной полости наблюдается при частотах 4...8 Гц, голова оказывается в резонансе при частотах около 25 Гц. При более высоких частотах входят в резонанс глазные яблоки. Например, при первых полетах американских космических кораблей вибрация с частотой 50 Гц приводила к тому, что космонавты не могли считывать показания приборов вследствие резонансной вибрации глаз. Субъективно ощущение было таким, что глаза покрываются пеленой [29].

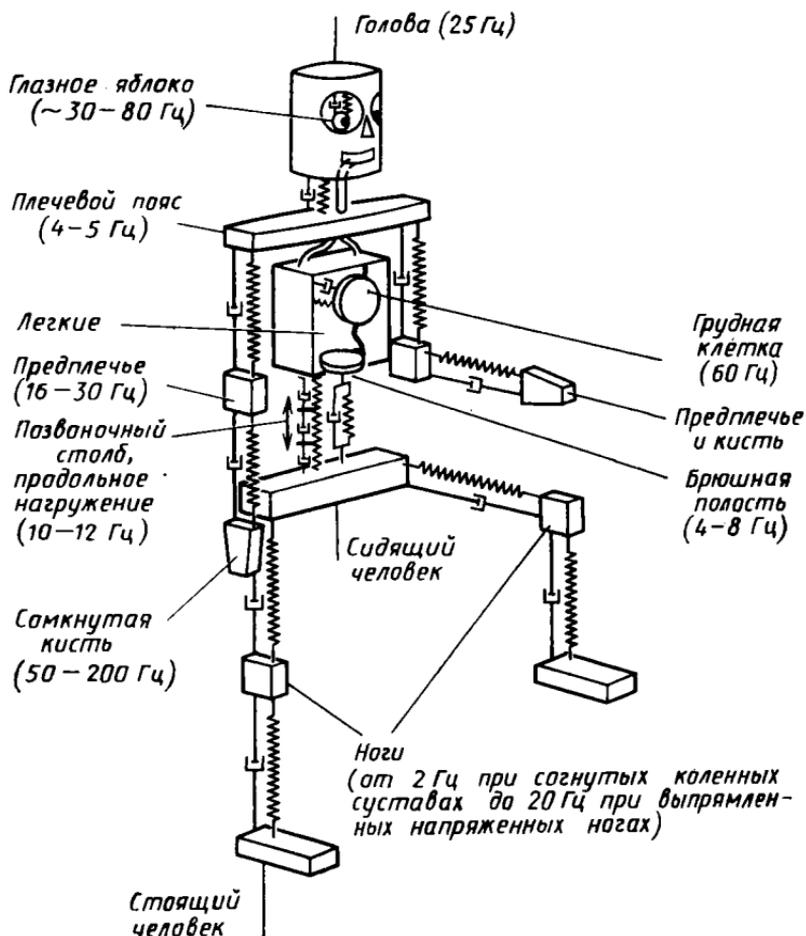


Рис. 4.11. Модель тела человека и резонансы отдельных частей тела [57]

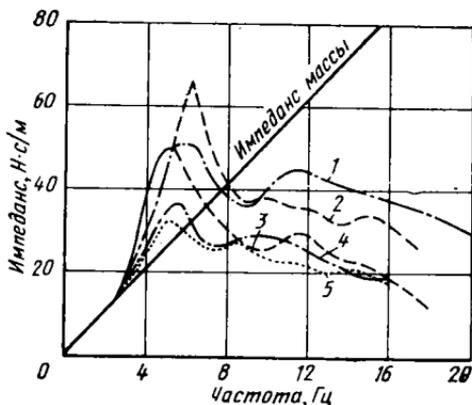


Рис. 4.12. Механический импеданс человека, применяющего и не применяющего полужесткий корсет в области пояса [36]:

1 — стоя; 2 — сидя выпрямившись; 3 — сидя, мышцы расслаблены; 4 — сидя выпрямившись с полужестким корсетом; 5 — сидя (мышцы расслаблены) с полужестким корсетом

Входящие в резонанс органы нередко вызывают болезненные ощущения, связанные, в частности, с растягиванием соединительнотканых образований, под-

держивающих вибрирующий орган. Такие ощущения иногда можно уменьшить. Например, ношение плотного пояса или корсета изменяет импеданс (рис. 4.12), уменьшает болевые ощущения, возникающие при резонансных колебаниях печени ($f = 4$ Гц).

Степень выраженности резонанса в механике принято характеризовать добротностью системы, которая численно равна отношению резонансной частоты к ширине резонансной кривой $\Delta\omega$ на уровне убывания амплитуды в $\sqrt{2}$ раза: $Q = \omega / \Delta\omega$. Добротность тканей тела человека в среднем довольно низка ($Q = 1-2$; для сравнения Q камертона $\approx 10^2$) [41]. Поэтому резонансные пики обычно не очень выражены.

4.2.5. Демпфирование колебаний

Механические колебания распространяются вдоль тела со скоростью 50...60 м/с (согласно данным [17] эта скорость в среднем равна $56,2 \pm 4,0$ м/с).

При распространении от места силового возбуждения в отсутствие резонанса колебания затухают. Энергия колебаний при этом поглощается тканями тела. При частоте вибрационного возбуждения 50 Гц ослабление колебаний при их прохождении от стоп до головы достигает 30 дБ, а при возбуждении, передаваемом через кисти рук, колебания, доходящие до головы, ослабевают на 40 дБ (рис. 4.13). На участке грудная клетка — колени коэффициент поглощения для одиночного силового синусоидального импульса составил 0,59 [17]. Энергия, поглощенная при этом телом, может быть рассчитана по формуле

$$\Delta W = W_0 (1 - e^{-0,59l}),$$

где l — относительная длина проходимого участка.

Степень ослабления колебаний зависит от нескольких причин. Важнейшие из них — частота колебаний и степень мышечного

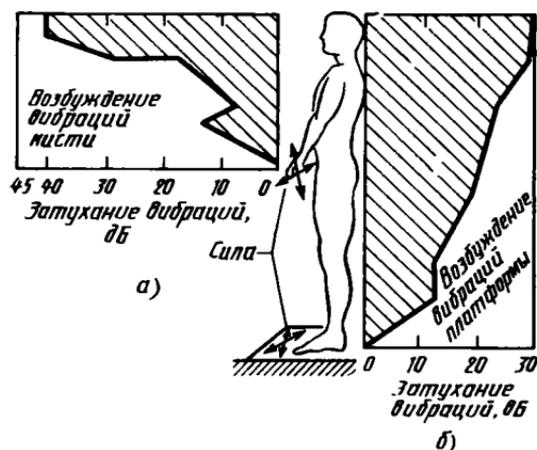


Рис. 4.13. Затухание колебаний частотой 50 Гц при воздействии их:
 а — через кисти; б — через стопы [34]

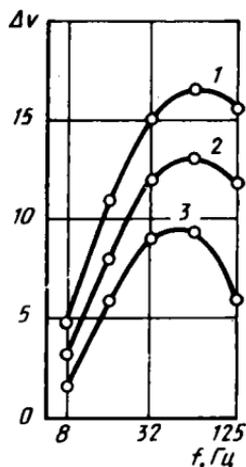


Рис. 4.14. Зависимость интенсивности вибрации на плече от силы P нажатия на рукоятку вибратора [26]:
 1 — $P=200$ Н; 2 — $P=100$ Н; 3 — $P=50$ Н

напряжения. Чем выше частота колебаний, тем в большей степени они затухают при распространении по телу [26]. При низких частотах (примерно до 10 Гц) затухания колебаний практически не происходит.

Увеличение мышечного напряжения, что равносильно повышению жесткости мышц, приводит к тому, что затухание колебаний становится менее выраженным [18, 22 и др.]. Подобное возрастание проводимости вибраций проявляется тем четче, чем выше степень мышечного напряжения (рис. 4.14).

4.2.6. Влияние направления вибрации

Вибрации, действующие в направлении грудь — спина, а также плечо — плечо, отличаются по своим механическим эффектам от вибрации, действующей вдоль продольной оси тела. Механический импеданс при этом очень сильно зависит от места приложения вибрационного возбуждения. Вибрации, приложенные, например, к груди, спине и голове, довольно значительно отличаются друг от друга. При обычном вертикальном положении тела (стоя, сидя) приложенные к опорной поверхности вибрации, действующие в горизонтальном направлении, могут вызывать при низких частотах постоянные изменения позы тела — «кивки». Голова при этом совершает движения по траектории эллипсоидного вида (рис. 4.15). При стоянии амплитуда движений головы при всех частотах ниже амплитуды вибраци-

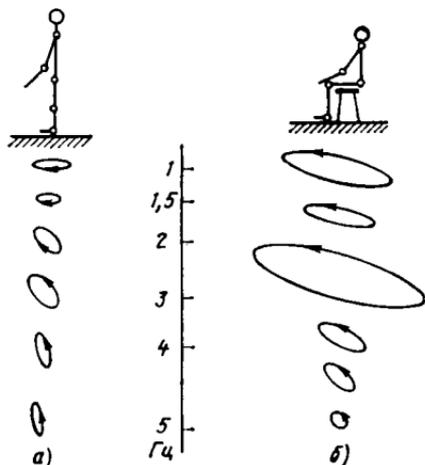


Рис. 4.15. Движение головы человека при горизонтальных колебаниях тела в продольном направлении [16]:

а — стоящего; б — сидящего

онного возбуждения, что, очевидно, связано с активным противодействием мышц сильным колебательным движениям головы, которые могли бы привести к потере равновесия и падению. С увеличением частоты колебаний на 1 ... 5 Гц движение головы все меньше происходит в горизонтальном и больше в вертикальном направлении.

Если человек сидит на горизонтально колеблющемся основании, на частотах около 2 Гц наблюдается резонанс «кивательных» движений головы относительно как сиденья, так и плеч (рис. 4.15) [14]. Конструкции транспортных средств должны учитывать необходимость исключения горизонтальных колебаний в этой области частот.

При частотах 5 Гц и выше горизонтальные колебания основания не приводят к значительным движениям головы.

4.2.7. Особенности действия вибрации при положении стоя

Динамические характеристики стоящего человека зависят от особенностей позы, в частности от степени сгибания ног в коленных суставах и наклона туловища.

При согнутых ногах и наклоне туловища на амплитудно-частотных характеристиках наблюдаются два максимума (рис. 4.16): один — для головы, плеч и поясничной области на частоте 2,5 ... 3 Гц, другой — на частоте 12 Гц для стопы и коленей. Отсюда можно заключить, что туловище и голова колеблются как единое целое. То же можно сказать о стопах и голенях. Поэтому тело человека в подобных позах хорошо моделируется двухмассовой системой с сосредоточенными параметрами. На частотах выше 4 Гц анатомические структуры коленных суставов в процессе разгибательных движений играют роль демпфера. Бедра при этом поворачиваются относительно осей, проходящих через коленные суставы. При моделировании, следуя так называемому принципу симметрии, используемому при дискретизации систем с распределенными параметрами [8], масса бедра делится на две равные части, одна из которых включается в массу m_1 модели, а вторая в массу m_2 . Численные же значения коэффи-

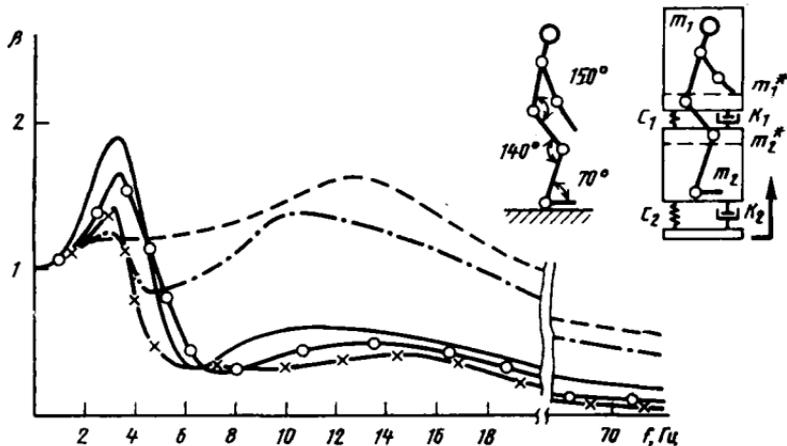


Рис. 4.16. Амплитудно-частотные характеристики стоящего на полусогнутых ногах человека при вертикальных колебаниях тела со стороны стоп [2]:

—○— голова; —×— плечо; —○— пояс; —·— колено; —·— стопа

циентов жесткости и сопротивления достигают: $C_1 = 0,74 \cdot 10^4$ Н/м, $C_2 = 11,4 \cdot 10^4$ Н/м, $K_1 = 335,2$ Н·с/м и $K_2 = 587$ Н·с/м [2].

Уже отмечалось, что тело человека, стоящего с выпрямленными ногами на носках, может рассматриваться как одномассовая система. Этот вывод основан на следующих фактах (см. рис. 4.6):

все АЧХ содержат только один ярко выраженный максимум на частоте около 2,4 Гц; второй максимум на частоте 7,5 ... 8,5 Гц значительно меньше уровня возбуждения;

при прохождении вибрационного сигнала по телу амплитуды вынужденных колебаний, измеренные на различных частях тела, практически совпадают друг с другом во всем исследованном диапазоне частот. Близки оказываются также резонансные частоты.

Средние значения коэффициентов жесткости и сопротивления, измеренные у семи мо-

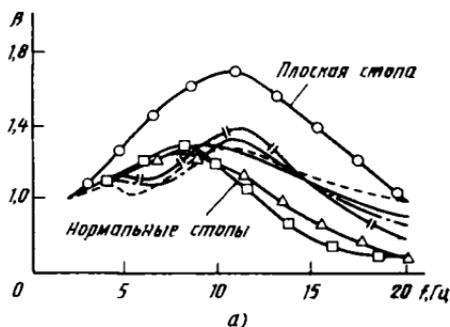


Рис. 4.17. Амплитудно-частотные характеристики стоп а и плантограммы б нормальной и патологической стоп [3]

лодых здоровых испытуемых, были равны соответственно $1,49 \pm 0,35 \text{ Н/м} \cdot 10^4$ и $430 \pm 36,1 \text{ Н} \cdot \text{с/м}$ [5, 6, 31].

При положении стоя с выпрямленными ногами и туловищем резонансы отдельных частей тела наблюдаются на разных частотах (см. рис. 4.10). Для моделирования в этом случае следует использовать многомассовые модели типа, например, приведенной выше на рис. 4.16 или более сложные, описанные в работе [24].

Вибрация, возбуждаемая опорными поверхностями, демпфируется стопами и хрящевыми поверхностями суставов нижней конечности.

Стопы человека несут среди прочего и рессорную функцию, смягчая ударные и вибрационные возбуждения (рис. 4.17). Демпфирующие свойства стопы проявляются заметно при частотах возбуждения выше 12 ... 15 Гц. Стопа человека, имеющего выраженное плоскостопие, обладает гораздо худшими демпфирующими свойствами [3]. Подробнее см. [7], а также п. 3.3.2.

4.2.8. Особенности действия вибрации при положении сидя

Входной механический импеданс сидящего человека при частотах выше 8 ... 10 Гц определяется главным образом диссипативными силами. Значительное демпфирование приводит к тому, что большая часть энергии вибрации поглощается телом человека. Вероятно, именно это и является причиной широкого распространения ряда заболеваний (в частности, позвоночника) у представителей профессий, которые подвергаются вибрационному возбуждению в сидячей позе. Например, установлено, что у водителей-профессионалов легковых автомобилей грыжи межпозвоночных дисков встречаются в 2 раза чаще, чем у лиц сидячих профессий, не подвергающихся вибрации [45]. У водителей грузовых автомобилей это заболевание встречается в 4 раза чаще. Увеличенный риск заболеваний поясничной области позвоночника обнаружен также у трактористов [37], водителей автобусов [45], пилотов самолетов [35].

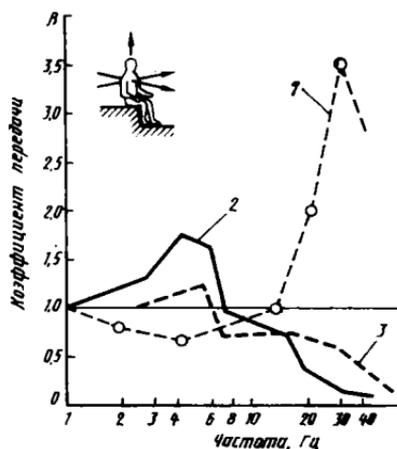


Рис. 4.18. Амплитудно-частотные характеристики тела сидящего человека [57]:

1 — голова/плечо; 2 — плечо/вибростенд; 3 — голова/вибростенд.

Использование подставки для ног не изменяет частотную зависимость импеданса, но уменьшает его модуль при всех частотах. Следовательно, при этом уменьшается и мощность вибрации.

Отклонение туловища назад приводит к появлению максимумов на графиках модулей импеданса при частотах ниже 5 Гц, что вызвано изгибными колебаниями позвоночника. Наклон туловища вперед приводит к уменьшению численных значений модуля импеданса при частотах выше 10 Гц [55].

Амплитудно-частотная характеристика различных частей тела сидящего человека приведена на рис. 4.18. Видно, что резонансы по отношению к вибрирующему основанию наблюдаются лишь в диапазоне частот до 7 Гц.

Из общетеоретических соображений можно заключить, что использование подлокотников должно уменьшить вибрационную нагрузку, приходящуюся на позвоночный столб.

4.3. ЛОКАЛЬНАЯ ВИБРАЦИЯ

Полоса частот вибрации ручных машин, передаваемая через руки работающего, составляет примерно 2 ... 1000 Гц и даже выше.

4.3.1. Вибрация ручных машин

В настоящее время широко используются вибрационные ручные машины.

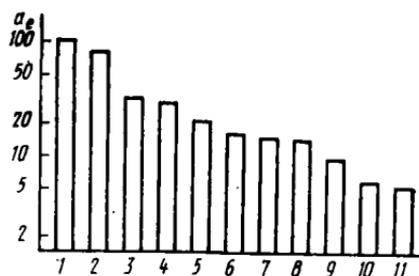
Традиционно вибрационные ручные машины классифицируются следующим образом:

ударные, наиболее известным примером которых является отбойный молоток, где по рабочей части или буру удары наносит поршень-боек, совершающий возвратно-поступательные движения под действием сжатого воздуха;

вращательные типа шлифовальных и фрезерных, в которых системы питания сжатым воздухом или электроэнергией через

Рис. 4.19. Средние квадратические значения ускорений a_e , регистрируемые на рукоятке машины в направлении главного действия инструментом [47]:

1 — пневматический молоток (обработка стали); 2 — отбойные и бурильные молотки в горной промышленности; 3 — ударный гайковерт; 4 — пневматическая трамбовка; 5 — пневматический молоток (обработка естественного камня); 6 — электромолоток (долбежка бетона); 7 — перфоратор; 8 — моторные пилы; 9 — электрический гайковерт; 10 — шлифовальная машина (обработка стали); 11 — стронтельные машинны, управление вручную



передаточный вал приводят во вращательное движение рабочий инструмент (диски, фрезы и т. п.);

смешанного действия, наиболее характерным примером которых является перфоратор (бурильный молоток); бур перфоратора совершает одновременно вращательное и ударное движения, что позволяет его использовать при бурении шурфов в твердых породах.

Воздействие различных ручных машин на верхние конечности человека неодинаково (рис. 4.19). На интенсивность и спектр вибраций, возбуждаемых вибрационными машинами, сильно влияют тип используемой машины (машины ударного типа более опасны, чем машины вращательного типа) [47]; твердость обрабатываемого материала, направление вибрации, сила хвата за рукоятку инструмента, механические характеристики верхней конечности человека и др.

4.3.2. Действие локальной вибрации на человека. Вибрационная болезнь

Низкочастотная локальная вибрация может передаваться через одну или две руки на туловище (в особенности если руки напряжены) и вызывать эффекты общего характера типа головной боли, тошноты и т. п. Локальная вибрация на высоких частотах с биомеханической точки зрения действительно локальна — ее механическое воздействие ограничено верхними конечностями. Однако ее не механическое, а патофизиологическое влияние может быть весьма широко, что и послужило основанием для выделения вибрационной болезни в качестве самостоятельного заболевания, при котором наблюдаются изменения со стороны многих органов и систем [1, 18, 19, 48, 52 и др.].

Симптомы вибрационной болезни многообразны, но наиболее часто она проявляется во внезапном нарушении кровообращения пальцев кисти, что приводит к их побелению, нарушению чувствительности (это затрудняет выполнение точных работ), онемению, ощущениям покалывания. Эти явления усиливаются при холоде, на первых порах они относительно быстро проходят. При длительном воздействии вибрации симптомы становятся более тяжелыми и патология может стать необратимой. Это обычно приводит к необходимости изменения профессии, приводя в особо запущенных случаях к гангрене.

Выше уже отмечалось (см. рис. 4.2, а также [32]), что риск заболеть вибрационной болезнью находится в прямой зависимости от биомеханических параметров вибрации (в частности, от частотно-взвешенных значений виброускорения).

Из регулируемых биомеханических характеристик работы с виброинструментом, которые влияют на риск заболеть вибрационной болезнью, отметим следующие.

1. Существенные статические и динамические нагрузки на верхние конечности, которые могут быть вызваны большим весом инструмента, необходимостью прикладывать при работе с ним значительные мышечные усилия и пр. Это приводит к напряжению мышц рук, что увеличивает проводимость вибро-возбуждения [18]. В таких случаях начинают страдать локтевой и лучезапястный суставы [39, 48, 52 и др.]. Отсюда такие рекомендации, как снижение веса виброинструмента, использование при работе с ним специальных подставок или подвесов и т. п. Например, в одном из экспериментов при работе с ручной дрелью без подвески производительность труда снижалась на 12,3% по сравнению с условиями, когда дрель через систему блоков и тросов уравнивалась равным грузом и оператор должен был лишь направлять машину [9].

2. Сила обхвата рукоятки инструмента. Определяющей здесь является квалификация рабочего. Неопытность новичков, судорожно сжимающих рукоятку инструмента, приводит к большей передаче вибрационного возбуждения по телу, что провоцирует возникновение болезни и ее прогрессирование [48].

4.3.3. Биомеханические характеристики локальной вибрации

При анализе локальной вибрации рука человека может быть представлена моделью с сосредоточенными параметрами. Одна из наиболее простых моделей приведена на рис. 4.20. Она состоит из двух масс — кисти и всей остальной части руки. Разумеется, в литературе можно найти примеры использования и более сложных моделей [10, 22, 42, 53, 54, 59, 64 и др.]. Однако динамические характеристики руки значительно зависят от ее положения, прежде всего от углов сгибания в локтевом и лучезапястном суставах (рис. 4.21). Модули импеданса могут отличаться при разных позах на 10...20 дБ. При изменении позы

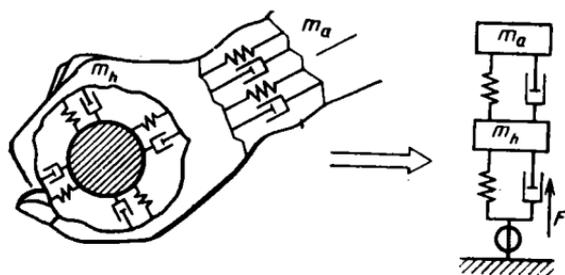


Рис. 4.20. Двухмассовая модель руки [58]

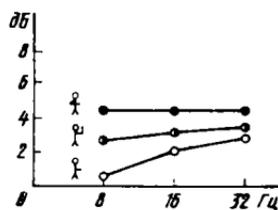


Рис. 4.21. Влияние позы оператора гайковерта на динамические характеристики руки [18]

меняется и положение максимума импеданса [11]. Кроме того, импеданс зависит от направления вибрации, силы обхвата рукоятки, поэтому точного совпадения между результатами различных работ в данном случае ожидать не приходится. Однако общие тенденции изменений вполне определены.

Примерно до 80 Гц при вибрации, действующей вдоль продольной оси предплечья (оси z), основное сопротивление (рис. 4.22) создается массой кисти (до 30 Гц сказывается и влияние массы предплечья). После 80 ... 100 Гц импеданс определяется главным образом сопротивлением мягких тканей ладоней и кисти. Авторы работы [44] установили, что при частотах около 20 Гц наблюдается резонанс кисти.

Мощность, поглощаемая тканями рук, относительно невелика при низких частотах и держится на высоком, почти постоянном уровне при частоте выше 80 Гц (энергия рассеивается под действием диссипативных сил).

Руку по отношению к вибрации, возбуждаемой на ладонной поверхности кисти, можно рассматривать как фильтр низких частот [56, 62], характеристики которого меняются при частоте около 100 Гц (рис. 4.23). В полосе частот 20 ... 100 Гц ослабление сигнала составляет 3 дБ на октаву, при частотах 100 ... 630 Гц демпфирование увеличивается до 10 дБ на октаву для локтевого сустава и плеча и до 6 дБ на октаву для кисти. При 1000 Гц сигнал, доходящий до локтевого сустава, ослабевает на 45 ... 50 дБ. Для лучезапястного сустава затухание составляет 40 дБ.

Передача вибрации верхней конечностью практически линейна: увеличение вибрации рукоятки на 10 дБ приводит к возрастанию вибрации кисти также на 10 дБ.

Передача вибрации примерно пропорциональна кубическому корню силы обхвата рукоятки вибратора [56]. Так, в одном из экспериментов увеличение силы

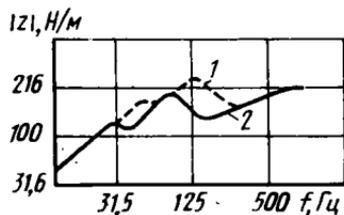


Рис. 4.22. Импеданс системы рукоятка — рука [58]:

1 — увеличенная сила хвата;
2 — нормальная сила хвата

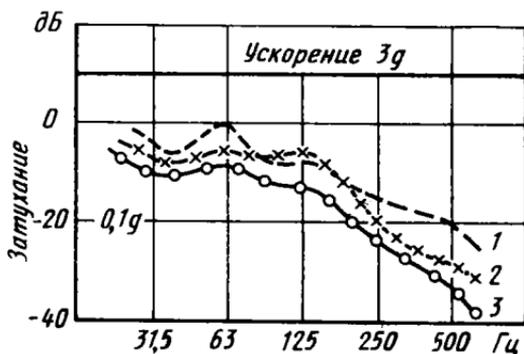


Рис. 4.23. Затухание колебаний в верхней конечности [46]:

1 — запястье; 2 — локоть, 3 — плечо,

обхвата с 10 до 40 Н привело к увеличению вибрации лишь на 3 ... 5 дБ.

Поскольку при частотах выше 100 Гц энергия вибрации поглощается в значительной степени мягкими тканями кисти [60] и вибрации носят локальный характер, вызывает интерес входной механический импеданс отдельных участков ладони и пальцев. Такие исследования были проведены в работе [49]. Их основные результаты приведены на рис. 4.24. На всех кривых модуля импеданса видны четкие минимумы при частотах 80 ... 200 Гц. Эти минимумы соответствуют локальным резонансам отдельных участков кожи. При вибрации в условиях резонанса увеличивается опасность того, что будут превзойдены пределы допустимой деформации отдельных участков мягких тканей, что приведет к их травмированию.

Знание модуля и аргумента импеданса дает возможность оценить величину поглощаемой мощности. Она пропорциональна, как известно, вынуждающей силе, скорости в точке приложения силы и косинусу сдвига фаз между ними. Если вынуждающая сила и виброскорость находятся в фазе, поглощаемая энергия максимальна. Активная (поглощаемая) мощность минимальна при фазовом сдвиге $\pm 90^\circ$. Из рис. 4.24 видно, что при частотах 80 ... 200 Гц упомянутый фазовый сдвиг близок к нулю и, следо-

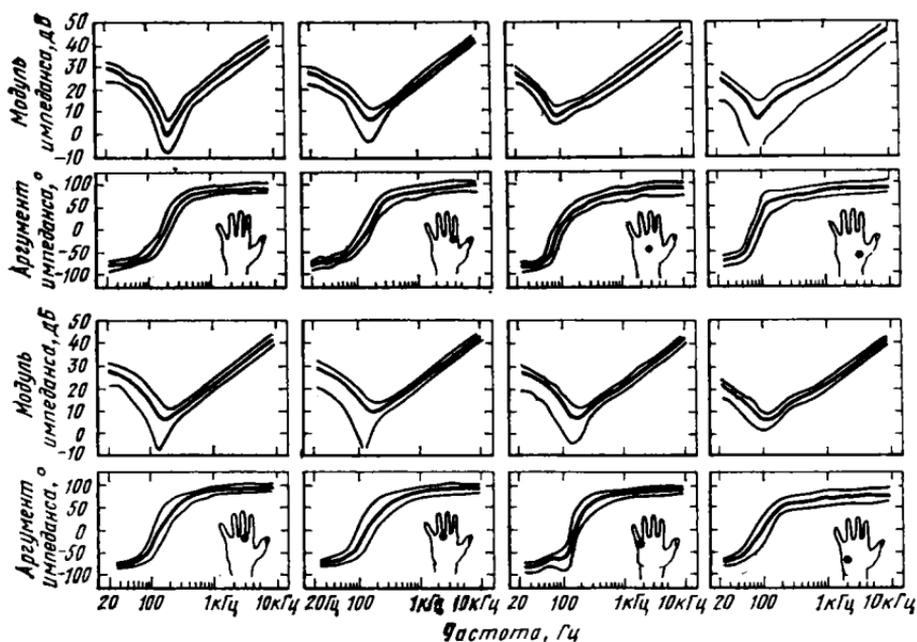


Рис. 4.24. Входной механический импеданс отдельных участков ладони и пальцев [49]

вательно, в этом диапазоне частот энергия, поглощаемая тканями руки, велика.

К сожалению, рабочая частота многих ручных вибрационных машин находится в указанной неблагоприятной зоне. Нельзя исключить гипотезу, что в основе вибрационного синдрома лежит передача большого количества виброэнергии при резонансном возбуждении в полосе частот 80 ... 200 Гц.

В определенной степени эта гипотеза подтверждается данными, полученными в работе [43] о том, что наиболее опасной частотой вибрации ручного инструмента является частота 125 Гц: у рабочих, использовавших такие инструменты, был самый высокий риск заболеваний вибрационной болезнью.

Целесообразно искать технические решения, которые позволили бы вывести рабочие частоты ручных вибрационных машин за пределы указанного диапазона частот.

4.4. НОРМИРОВАНИЕ ВИБРАЦИЙ

Нормирование вибрационных возбуждений, равно как и виброзащита рабочих, имеют первостепенное значение для улучшения условий труда и профилактики вибрационной болезни. Это важно не только с гуманитарной и социальной, но и с экономической точек зрения: средние годовые потери государства от одного случая вибрационной болезни у рабочего-машиностроителя составляют 9753 р. [20].

Первые в мире нормативные акты, ограничивающие влияние локальной вибрации на рабочих местах, были приняты в СССР в 1955 г. Они в решающей мере основывались на исследованиях Е. Ц. Андреевой-Галаниной. Отечественные и основные международные стандарты и нормы, регламентирующие действие вибрации в производственных условиях, приведены в прил. 2. Коротко опишем их главные положения.

Предварительно следует отметить, что разработка подобных нормативных актов является сложным делом, во-первых, из-за очевидной невозможности проводить на людях эксперименты, опасные для их здоровья, а во-вторых, из-за множественности критериев, которые могут и должны быть использованы для оценки вредного действия вибрации. Здесь наблюдаются известные различия: международные стандарты (ИСО 2631—1978 и ИСО 5349—1986) опираются прежде всего на данные биомеханических исследований и субъективное восприятие переносимости вибраций; отечественные нормы (ГОСТ 12.1.012—78* и др.) в большей степени учитывают результаты гигиенических исследований.

С биомеханической точки зрения действие вибрации может быть оценено по энергии механических колебаний, переданной телу человека. Она, как известно, пропорциональна квадрату

виброскорости v^2 , входному механическому импедансу тела Z и времени воздействия вибрации T :

$$Q = ZV^2T.$$

Поскольку в реальных условиях вибровозбуждение обычно имеет сложный спектр, передаваемая энергия в таких случаях равна

$$Q = T \sum_{i=1}^n v_i^2 |Z_i|,$$

где T — длительность действия вибрации; v_i — среднеквадратическое значение виброскорости i -й гармонической составляющей; (Z_i) — модуль входного механического импеданса.

Если бы действие вибрации на человека определялось только энергией вибровозбуждения, то указанные выше формулы могли непосредственно быть использованы в целях нормирования. Однако эффект вибрационного возбуждения зависит, помимо места и направления приложения вибрации, также от частоты сигнала (принцип энергетического частотно-избирательного действия вибрации) [26]. Поэтому при нормировании вибрации используют один из двух вариантов: указывают допустимые величины вибровозбуждения (виброскорости или виброускорения) в различных частотных диапазонах (октавах или третьоктавных полосах); определяют взвешенную интегральную оценку вибровозбуждения, используя для этого весовые коэффициенты, различные для разных частотных диапазонов.

В стандартах отдельно регламентируются требования к общей и локальной вибрации. В качестве показателя вибровозбуждения используют либо виброскорость (это более наглядно, так как виброскорость непосредственно связана с виброэнергией, передаваем-

Рис. 4.25. Допустимые уровни вибрации (дБ) в октавных полосах частот (Гц); вибрация:

1 — транспортная (1а — в направлении оси z ; 1б — в направлении осей x или y); 2 — транспортно-технологическая; 3 — технологическая (3а — в производственных помещениях с вибрирующим оборудованием; 3б — в служебных помещениях на судах; 3в — в производственных помещениях без вибрирующих машин; 3г — в помещениях административно-управленческих служб и для работников умственного труда)

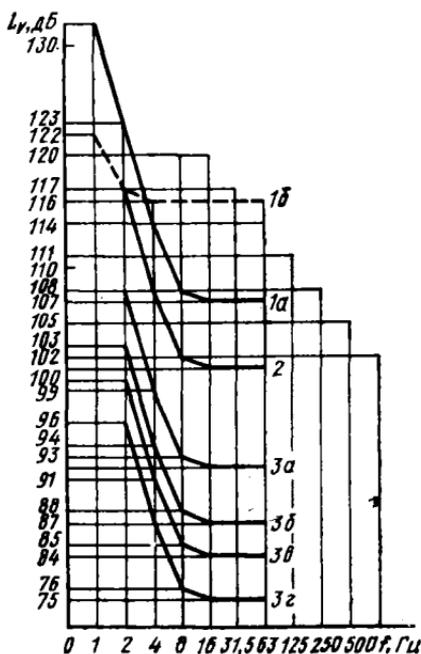
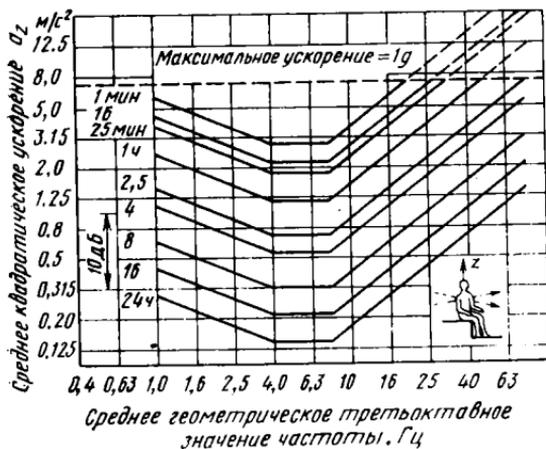


Рис. 4.26. Допустимые значения вертикальной вибрации (критерий «снижение производительности труда»)



мой телу), либо виброускорение (которое легче регистрировать) [27].

На рис. 4.25 приведены допустимые виброскорости при общей вибрации, соответствующие требованиям ГОСТ 12.1.012—78*. ГОСТ различает три категории вибрации: транспортную, транспортно-технологическую, воздействующую на рабочих местах машин с ограниченной подвижностью, в частности при их перемещении в производственных помещениях; технологическую, проявляющуюся на рабочих местах стационарных машин или передающуюся на рабочие места, не имеющие источников вибрации.

Допустимые уровни виброускорений, регламентируемые международными стандартами ИСО для вертикальной и горизонтальной общей вибрации стоящего или сидящего рабочего, приведены на рис. 4.26 и 4.27. Они соответствуют той верхней границе возможного вибровозбуждения, ниже которой сохра-

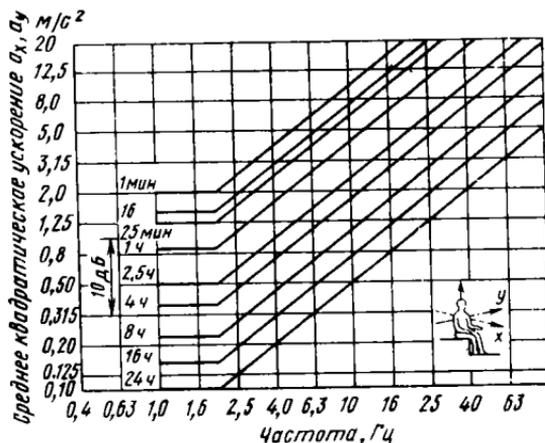
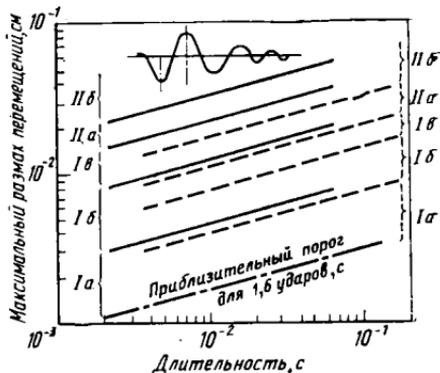


Рис. 4.27. Допустимые значения горизонтальной вибрации (критерий «снижение производительности труда»)

Рис. 4.28. Границы переносимости вертикальных ударов тела стоящим человеком при повторных ударных возбуждениях опоры:

1а — порог восприятия; 1б — слабые ощущения; 1в — неприятные ощущения; 1г — очень неприятные ощущения; опасно при длительной экспозиции; 1иа — исключительно неприятно, опасно [57]:
 ——— один удар в секунду; - - - - - шесть ударов в секунду



няется работоспособность работающих (производительность труда не снижается вследствие усталости). Кроме того, стандарты ИСО предусматривают еще два граничных значения вибрации. Первое из них соответствует уровню комфорта. Для его определения надо из значений, приведенных на рис. 4.26 и 4.27, вычесть 10 дБ (или, что то же самое, разделить на 3,15). Чтобы определить верхний предел воздействия, превышение которого опасно для здоровья, надо величины, показанные на графиках, умножить на 2 (прибавить 6 дБ).

Аналогичные рекомендации для локальной вибрации приводятся в международном стандарте ИСО 5349. В сравнении с отечественными стандартами стандарт ИСО переоценивает низкие и недооценивает высокие частоты.

Представляют интерес первые попытки нормировать периодические ударные нагрузки, передаваемые через опорные поверхности. Такие нагрузки типичны для работ, выполняемых в кузнечных цехах, при забивании свай и т. п. Исследования показали, что основное значение здесь, помимо частоты ударов, имеют амплитуда возбуждения и время нарастания импульса удара. Проект таких рекомендаций приведен на рис. 4.28.

Часто желательно выразить уровень вибровозбуждения одним числом. Для этого используют взвешенные оценки. Они могут быть получены либо с помощью РС-фильтров (характеристики таких фильтров рекомендуются для разных случаев международным стандартом ИСО 2631—1978), либо вычислены по формуле

$$\tilde{u} = \sqrt{\sum_{i=1}^n K_i^2 U_i^2},$$

где U_i — среднее квадратическое значение нормируемого параметра в i -частотной полосе; K_i — весовой коэффициент для i -й частотной полосы. Значения этих коэффициентов приведены в табл. 4.3.

Значения весовых коэффициентов K_i частотных фильтров
(по ГОСТ 12.1.012—78 *)

Средне-геометрические частоты полос, Гц	Виброускорение				Виброскорость			
	для 1/3 октавы		для 1/1 октавы		для 1/3 октавы		для 1/1 октавы	
	Z	X, Y	Z	X, Y	Z	X, Y	Z	X, Y
0,8	0,45	1,0			0,045	0,4		
1,0	0,5	1,0	0,5	1,0	0,064	0,5	0,05	0,5
1,25	0,56	1,0			0,09	0,62		
1,6	0,63	1,0			0,128	0,78		
2,0	0,71	1,0	0,71	1,0	0,178	1,0	0,16	0,9
2,5	0,8	0,8			0,25	1,0		
3,15	0,9	0,63			0,36	1,0		
4,0	1,0	0,5	1,0	0,5	0,512	1,0	0,45	1,0
5,0	1,0	0,4			0,64	1,0		
6,3	1,0	0,315			0,8	1,0		
8,0	1,0	0,25	1,0	0,25	1,0	1,0	0,9	1,0
10,0	0,8	0,2			1,0	1,0		
12,5	0,63	0,16			1,0	1,0		
16,0	0,50	0,125	0,5	0,125	1,0	1,0	1,0	1,0
20,0	0,40	0,1			1,0	1,0		
25	0,315	0,08			1,0	1,0		
31,5	0,25	0,013	0,25	0,063	1,0	1,0	0,1	1,0
40	0,2	0,05			1,0	1,0		
50	0,16	0,04			1,0	1,0		
63	0,125	0,0315	0,125	0,0315	1,0	1,0	1,0	1,0
80	0,1	0,025			1,0	1,0		

Практический пример использования подобных взвешенных оценок был приведен выше, на рис. 4.2.

Согласно международному стандарту ИСО 2631-1978 взвешенная оценка виброускорения должна сопоставляться: для горизонтальной вибрации — с допустимым уровнем в октавной полосе 1...2 Гц, для вертикальной вибрации — с октавной полосой 4...8 Гц. В случае, если зарегистрированное значение превосходит допустимое, должен проводиться анализ по третьоктавным полосам.

При делении вибрации на категории (как это определено ГОСТ 12.1.012—78 *) допустимый уровень транспортно-технологической вибрации устанавливается на 6 дБ, а технологической на 15 дБ ниже уровня транспортной вибрации. Для работ с повышенными требованиями указанное снижение составляет 20 дБ.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андреева-Галанина Е. Ц., Дрогичина Э. А., Артамонова В. Г. Вибрационная болезнь. М.: Медицина, 1961. 175 с.
2. Арунн А. С. Экспериментальные исследования и моделирование эквивалентных биомеханических характеристик нижних конечностей человека. Автореф. дис. ...канд. биолог. наук, М., 1978. 20 с.
3. Арунн А. С., Зацнорский В. М. Определение рессорных свойств стопы // Ортопедия, травматология и протезирование, 1978, № 6. С. 85—88.
4. Арунн А. С., Зацнорский В. М., Паюовко Г. Я., Райцин Л. М. Динамическая модель тела человека при вибрационном воздействии со стороны стоп // Сб. материалов III Всесоюз. конф. по биологической и медицинской кибернетике. М.—Сухуми, 1978. Т. 1. С. 261—263.
5. Арунн А. С., Зацнорский В. М., Паюовко Г. Я., Райцин Л. М. Эквивалентные биомеханические характеристики мышц голеностопного сустава // Физиология человека, 1978, т. 4, № 6, с. 1072—1079.
6. Арунн А. С., Зацнорский В. М., Паюовко Г. Я., Райцин Л. М. Исследование биомеханических свойств нижних конечностей человека методом вибрационных испытаний // Тез. докл. II Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики. Т. 4. Рига: Зинатне, 1979. С. 35—37.
7. Арунн А. С., Зацнорский В. М. Эргономические аспекты биомеханики взаимодействия с опорой. 1984, 60 с. Деп. в ВИНТИ 30.07.84, № 5533.
8. Бидерман В. Л. Прикладная теория механических колебаний. М.: Высшая школа, 1972. 416 с.
9. Ванаев В. С., Васильев Ю. М., Куликова Л. К. и др. Некоторые вопросы исследования вибрационного воздействия ручных машин на человека в условиях стендовых испытаний // Тез. докл. III Всесоюз. симпозиум «Влияние вибраций на организм человека». М.: Наука, 1977. С. 87—90.
10. Васильев Ю. М., Матвеев Ю. И., Палкин П. В. Входной импеданс антропометрической модели руки // Тез. докл. III Всес. симпозиум «Влияние вибраций на организм человека и проблемы виброзащиты». М.: Наука, 1977. С. 91—94.
11. Васильев Ю. М., Матвеев Ю. И., Палкин П. В. Влияние позы на входной импеданс антропометрической модели руки // Тез. докл. III Всесоюз. симпозиум «Влияние вибраций на организм человека и проблемы виброзащиты». М.: Наука, 1977. С. 95—99.
12. Вибрация в технике. Справочник. Т. 6. Защита от вибрации и ударов / Под ред. К. В. Фролова. М.: Машиностроение, 1981. 456 с.
13. Влияние вибраций на организм человека: Тез. докл. III Всесоюз. симпозиум «Влияние вибраций на организм человека и проблемы виброзащиты». М.: Наука, 1977. 447 с.
14. Глухарев К. К., Потемкин Б. А., Сиренко В. И. О нелинейности и нестационарности динамических характеристик тела человека // Машиноведение. 1972. № 4. С. 9—14.
15. Зацнорский В. М., Арунн А. С., Селуянов В. Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: ФизС, 1981. 141 с.
16. Леман Г. Практическая физиология труда. М.: Медицина, 1967. 329 с.
17. Лифшиц И. Б. Исследование распространения силового импульса в теле человека // Тез. докл. III Всес. симпозиум «Влияние вибраций на организм человека и проблемы виброзащиты». М.: Наука, 1977. С. 109—114.
18. Микулинский А. М., Шейман Л. С., Радзюкевич Т. М. Воздействие локальной вибрации и вопросы виброзащиты. Горький: Волго-Вятское кн. изд-во, 1983. 176 с.
19. Молоканов К. П., Соколик Л. И. Влияние производственной вибрации на костно-суставную систему. М.: Медицина, 1975. 208 с.
20. Осинцев В. Я., Бушуева Г. А., Кацнельсон Б. А. К анализу эконо-

мического ущерба от вибрационной болезни // Гигиена и санитария. 1976. № 10. С. 42.

21. **Асипова С. П., Васильев Ю. М., Борисов Л. П.** Об импедансе человека со стороны ног // Научные работы институтов охраны труда ВЦСПС. М.: Профиздат, 1970. Вып. 65. С. 76—80.

22. **Палкин П. В.** Распространение колебаний и вибрационных сил по руке оператора при работе с ручными машинами // Научные проблемы охраны труда на современном этапе. М.: Профиздат, 1984. С. 7—13.

23. **Пановко Г. Я., Рабинович Б. А., Северин Г. И.** и др. Средства испытаний систем человек—машина, функционирующих в условиях вибрации, удара, шума. // Испытательная техника. М.: Машиностроение, 1982. С. 375—421.

24. **Пановко Г. Я., Потемкин Б. А., Фролов К. В.** Определение параметров моделей тела человека-оператора при вибрационном и ударном воздействиях // Машиноведение, 1972. № 3. С. 31—37.

25. **Пановко Г. Я., Трактовенко Б. Г.** Дискретная колебательная модель тела человека и определение ее параметров. // Машиноведение. 1974. № 4. С. 16—20.

26. **Разумов И. К.** Основы теории энергетического действия вибрации на человека. М.: Медицина, 1975. 205 с.

27. **Суворов Г. А., Шарниов Л. Н., Денисов Э. И.** Гигиеническое нормирование производственных шумов и вибраций. М.: Медицина, 1984. 240 с.

28. **Фролов К. В., Фурман Ф. А.** Прикладная теория виброзащитных систем. М.: Машиностроение, 1980. 279 с.

29. **Шарп М.** Человек в космосе. М.: Мир, 1971. 200 с.

30. **Aruin A. S.** A method of determining spring capacities of foot // Abstracts VIII th International Congress of Biomechanics. July 20+24. 1981. Nagoya, Japan. P. 35.

31. **Aruin A. S., Zatsiorsky V. M.** Biomechanical characteristics of human ankle-joint muscles // Eur. J. Appl. Physiology. 1984. V. 52. P. 400—406.

32. **Babic R., Ninkovic Z.** Vibraciona osteoartropatija ruku rudara i metacala uslovljena vibracijama rucnih alata // Ergonomija. 1982. N 5. S. 13—23.

33. **Bajon W., Nader M.** The analysis of locomotive drivers reaction on certain dynamical loads // Proceedings of the second International CISM—IFTOMM Symposium. Moscow. 1985. P. 139—144.

34. **Bekesy V.** Über die Vibrationsempfindung // Akust. Z. 1939. Bd. 4. S. 316—334.

35. **Chaffin D. B., Andersson G.** Occupational Biomechanics. New York etc.: John Wiley & Sons. 1984. 454 p.

36. **Coermann R. R., Ziegenruecker G. H., Wittwer A. L., Von Gierke H. E.** The passive dynamic mechanical properties of the human thorax—abdomen system and of the whole body system // Aerospace Medicine. 1960. V. 31. N 6. P. 443—455.

37. **Depuis H., Christ W.** Untersuchung der Möglichkeit von Gesundheits-Schädigungen im Bereich der Wirbelsäule bei Schlepperfahrern // Max Plank Inst., Bad Kreuznach. H. A N 72/2. 1972.

38. **Dieckman D.** Einfluss vertikalen mechanischer Schwingungen auf den Menschen // Int. Z. angew. Physiol., 1957. Bd 16. S. 519—564.

39. **Dieckman D., Meyer H.** Schwingungen (Vibration) und deren Einwirkung auf den Menschen Überblick // Zeitschrift für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz, Prophylaxe und Ergonomic. 1982. Bd 32. S. 374—378.

40. **Frolov K. V.** Modern problems of vibrations in the systems «Man-machine-Environment» // Proceedings of the 1-st International CISM—IFTOMM—WHO Symposium. 1979. Udine. Italy. / Eds G. Bianchi, K. V. Frolov, A. Oledzki. Amsterdam etc. 1981. P. 1—41.

41. **Gierke H. E., Goldman D. E.** Effects of shock and vibration on man / Shock and vibration handbook / Eds C. M. Harris, C. E. Crede. New York etc.: Me Graw—Hill Book Company. 1976. P. 44-1—44-57.

42. **Hempstock T. I., O'Connor D. E.** Assessment of hand transmitted vibration // *Ann. Occup. Hyg.*, 1978. V. 21. P. 57—67.
43. **Huvärinen J., Pyykkö S., Sundberg S.** Vibration frequencies and amplitudes in the aetiology of traumatic vasospastic disease // *Lancet*. 1973. V. 14. P. 791—794.
44. **Iwata H., Matsuda A., Takahashi H., Watabe S.** Roentgenographic findings in elbows of rock drill workers // *Acta Scholae Med. Univ. Gifu*. 1971. V. 19. P. 393—404.
45. **Kelsey J. L., Hardy R. J.** Driving of motor vehicles as a risk factor for acute herniated lumbar intervertebral disc // *American J. of Epidemiology*. 1975. V. 102. N 1. P. 63—73.
46. **Korhonen O., Pyykkö I., Starek J. et al.** Local vibration. Medical and methodological problems and criteria. Institute of Occupational Health. Helsinki. 1977. P. 1—83.
47. **Krause P.** *Vibration am Arbeitsplatz*. Berlin: Verlag Tribüne. 1980. S. 1—48.
48. **Lounda L., Lukaš E.** Pusibeni vibraci pneumatického náradi na človeka // *Rudu*. 1974. R. 22. N 9. P. 276—280.
49. **Lundtöm R.** Local vibrations — mechanical impedance of the human hand's glabrous skin // *J. Biomechanics*. 1984. V. 17. P. 137—144.
50. **Man under vibration: suffering and protection.** Proceedings of the 1st. International CISM—IFTOMM—WHO Symposium, April, 3+6 1979, Udine, Italy / Eds. G. Bianchi, K. V. Frolov, A. Oledzki. — Amsterdam etc.: Elsevier Scientific Publishing Company. 1981. 437 p.
51. **Man under vibration.** Proceedings of the second International CISM—IFTOMM Symposium. April 8—12 1985, Moscow, USSR. / Ed. K. V. Frolov — Moscow: Mechanical Engineering Research Institute Publishers. 1985. 353 p.
52. **Miller D.** Vibration syndrome. National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). 1983. V. 29. N 3. 21 p.
53. **Mischoe J. W., Suggs C. W.** Hand-arm vibration: Part I. Subjective response to single and multi-directional sinusoidal and non-sinusoidal excitation // *Journal of Sound and Vibration*. 1974. V. 35. N 4. P. 479—488.
54. **Mishoe J. W., Suggs C. W.** Hand-arm vibration. Part II: Vibrational response of the human hand // *Journal of Sound and Vibration* 1977. V. 53. N 4. P. 545—558.
55. **Miva T.** Mechanical impedance of human body in various postures // *Industrial Health*. 1975. V. 13. N 1—2. P. 1—22.
56. **Pyykkö I., Farkkila M., Toivanen J., Korhonen O., Hyvärinen J.** Transmission of vibration in the hand-arm system with special reference to changes in compression force and acceleration // *Scand. J. Work. Environment Health*. 1976. V. 2. P. 87—95.
57. **Rasmussen G.** Human body vibration exposure and its measurement // *Technical Review*. Bruel & Kjaer. 1982. N 1. P. 3—31.
58. **Rasmussen G.** Measurement of vibrational effect of man // *Proceeding Second International CISM-IFTOMM Symposium 1985. Moscow. USSR.* / Ed. K. V. Frolov. M.: MERI. 1985. P. 286—292.
59. **Reynolds D. D., Soedel W.** Dynamic response of the hand-arm system to sinusoidal input // *J. of Sound and Vibration*. 1972. V. 21. — N 3. — P. 339—353.
60. **Reynolds D. D., Soedel W.** Dynamic response of the hand-arm system to sinusoidal input // *The vibration syndrome* / Ed. W. Taylor, London: Academic Press. 1974. P. 150—168.
61. **Shock and vibration handbook** / Eds. C. M. Harris, C. E. Grede. New York: Mc Graw-Hill Book Company. 1976. 628 p.
62. **Suggs C. W.** Modelling of the dynamic characteristic of hand-arm system // *The vibration syndrome* / Ed. W. Taylor. London: Academic Press. 1974. P. 169—186.

63. **The vibration syndrome**/Ed. W. Taylor. London: Academic Press, 1974. 226 p.

64. **Wood L. A., Suggs C. W., Abrams C. F.** Hand-arm vibration. Part III: A distributed parameter dynamic model of the human hand-arm-system// *Journal of Sound and Vibration*. 1978. V. 57. N 2. P. 157—169.

65. **Zatsiorsky V. M., Aruin A. S., Raltsin L. M., Panovko G. J.** The determination of the equivalent biomechanical characteristics of the ankle joint muscles by vibration test// *Proceeding of the 1st International CISM—IFTOMM-WHO Symposium*. 1979. Udine, Italy/Eds G. Bianchi, K. V. Frolov, A. Oledzki. Amsterdam etc.: 1981. P. 166—175.

66. **Zatsiorsky V. M., Aruin A. S., Prilutsky B. I.** et al. Biomechanical characteristics of human body// *Biomechanics and performance in sport*/Ed. W. Baumann. Schorndorfe: Verlag Karl Hofmann, 1983. P. 71—83.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПРЕДУПРЕЖДЕНИЯ ТРАВМАТИЗМА

5.1. МЕХАНИЧЕСКАЯ ТОЛЕРАНТНОСТЬ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

5.1.1. Общие положения

Если механическое воздействие на тело человека (сила, давление, ускорение) превышает некоторые границы, возникает травма. Верхний предел безопасной для человека механической нагрузки характеризует *механическую толерантность тела человека*¹.

В зависимости от конкретных условий могут быть использованы разные критерии механической толерантности — от субъективного ощущения неудобства и легкой боли до смертельного исхода. Неоднократно были предложены разные градации вредного действия повышенных механических нагрузок. Например, такая: 0 — без изменений; 1 — ощущение неудобства, слабая боль при полном сохранении работоспособности и целостности тканей; 2 — легкие ушибы и ссадины, незначительные физиологические расстройства при временной небольшой потере работоспособности; 3 — травмы мягких тканей при значительной болезненности, существенные физиологические изменения, сопровождающиеся кратковременной утратой и длительным снижением работоспособности; 4 — тяжелые травмы (переломы, сотрясения мозга) с длительной потерей работоспособности; 5 — летальный исход. Разумеется, могут быть предложены и более детальные шкалы. Уровень механической толерантности, естественно, будет различен при разных выбранных критериях.

Но даже если критерий выбран, точную границу толерантности едва ли можно определить. Это можно объяснить тремя основными причинами.

Причина первая. Громадное разнообразие условий, приводящих к травме. Небольшое изменение позы, направления собственного движения, степени активности мышц может существенно изменить не только тяжесть, но и характер травмы. При транспортных травмах не столь уж редки случаи, когда из двух

¹ В отечественной литературе, посвященной защите человека от неблагоприятных факторов полета, приняты также понятия: устойчивость к воздействию ускорений [7], допустимая величина ударных перегрузок [9], функциональная устойчивость [6] и др.

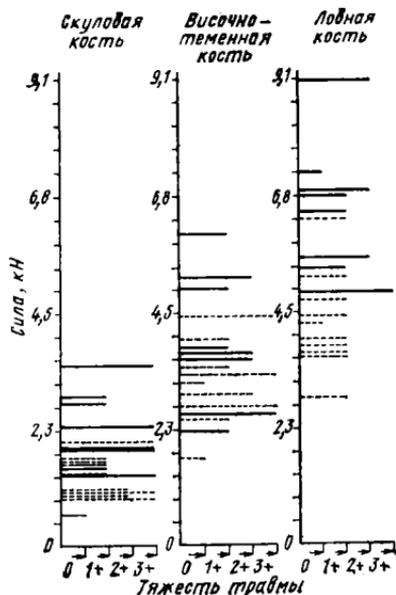


Рис. 5.1. Различия прочности костей черепа у разных биоманекенов [51]:

— мужчины; - - - женщины

рядом сидящих пассажиров один погибает, а другой остается невредимым.

Причина вторая — индивидуальные различия людей, которые распространяются и на механическую толерантность, в частности механическую прочность тканей тела. На рис. 5.1 представлена зависимость между силой удара и тяжестью травмы (перелом черепа, зарегистрированный на трупных препаратах). Из рис. 5.1 видно, что прочность тканей у разных препаратов (биоманекенов) отличалась в 2... 2,5 раза. Можно лишь отметить, что переломы у женских трупных препаратов наблюдались в среднем при меньшей силе удара, чем у мужских.

Третья причина — очевидная невозможность разрушающих испытаний на человеке. Поэтому почти все данные о механической толерантности человека получены на основе косвенных методов. Таких методов пять: изучение условий, приведших к травме, например анализ зависимости между высотой падения и тяжестью травмы (рис. 5.2); опыты на биоманекенах (таким путем можно изучить лишь условия, приводящие к переломам; активностью мышц в этом случае пренебрегают, что не может не привести к ошибкам); опыты на животных (преимущественно обезьянах); эксперименты на добровольцах (в допустимом диапазоне механических нагрузок); методы математического моделирова-

Рис. 5.2. Тяжесть травм при падении на голову с разных высот [63]: по ординате: обобщенный показатель тяжести травм детей, равный кубическому корню из суммы кубов единичных показателей, где единичный показатель изменяется от 1 до 5; градация 2 соответствует трещинам черепа, а градация 5 — наиболее тяжелому механическому повреждению (размозжению) черепа). Все случаи травм обследовались автором на месте происшествия: ● — удар о твердую поверхность; + — удар о поверхность с невысокой твердостью (трава, песок)



Рис. 5.2. Тяжесть травм при падении на голову с разных высот [63]:

по ординате: обобщенный показатель тяжести травм детей, равный кубическому корню из суммы кубов единичных показателей, где единичный показатель изменяется от 1 до 5; градация 2 соответствует трещинам черепа, а градация 5 — наиболее тяжелому механическому повреждению (размозжению) черепа). Все случаи травм обследовались автором на месте происшествия: ● — удар о твердую поверхность; + — удар о поверхность с невысокой твердостью (трава, песок)

вания (используются обычно модели с сосредоточенными параметрами)¹. Их в литературе описано свыше 100 [5, 19, 50 и др.].

С учетом сказанного точность всех оценок механической толерантности невелика. И лишь потребность в таких оценках объясняет, почему они столь широко используются.

Различают механическую толерантность по отношению к ускорению тела и контактными силами. Разумеется, с точки зрения «чистой» механики такое деление не строго: опасные для организма ускорения возникают благодаря именно действию контактных сил. Однако в значительном числе случаев силы, приложенные к телу человека, не вызывают в местах контакта каких-либо существенных механических повреждений. Возникающие же при этом большие ускорения и связанные с ними инерционные силы, действующие внутри тела, могут привести к тяжелым последствиям. При анализе действия контактных сил интерес смещается к явлениям перфорации тканей и органов, переломам и пр.

5.1.2. Толерантность к ускорениям

Толерантность к ускорениям всего тела². Величины ускорений, испытываемых человеком в разных ситуациях, приведены в табл. 5.1 (при использовании этих данных следует учитывать их ориентировочный характер).

Таблица 5.1

Некоторые кратковременные ускорения и их длительность [40]

Условия возникновения ускорений	Ускорение, g	Длительность, с
Лифты		
В среднем в быстроходных лифтах	0,1—0,2	1—5
Порог комфорта	0,3	—
Экстренное замедление	2,5	—
Общественный транспорт		
Нормальное ускорение и замедление	0,1—0,2	5
Экстренное торможение на скорости 110 км/ч	0,4	2,5
Автомобили		
Комфортабельная остановка	0,25	5,8
Весьма нежелательно	0,45	3—5

¹ Наряду с использованием моделей с сосредоточенными параметрами в последние годы заметна тенденция более широкого применения моделей, имеющих распределенные параметры и основанных на теориях оболочек или конечных элементов.

² В книге не рассматриваются ускорения, вызванные внезапным изменением давления воздуха или воды (например, в результате взрывной волны).

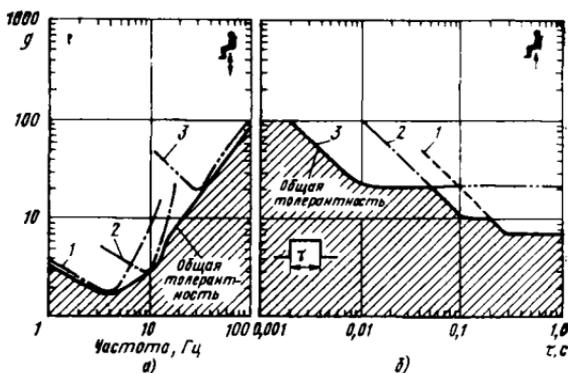
Условия возникновения ускорений	Ускорение, g	Длительность, с
Максимально достижимо	0,7	3
Авария	20—100	0,1
Самолеты		
Обычный взлет	0,5	10
Взлет с катапульты	2,5—6	1,5
Аварийное приземление (с возможностью выживания)	20—100	—
Катапультирование с сиденья	10—15	0,25
Человек		
Раскрытие парашюта на высоте 12 км	33	0,2—0,5
То же, 2 км	8,5	0,5
Приземление с парашютом	3—4	0,1—0,2
Падение в спасательную сеть при пожаре	20	0,1
Падение в глубокий сугроб	200	0,015—0,03
Голова		
Падение взрослого человека с высоты 2 м головой на твердую поверхность	250	0,007
Добровольно переносимый удар в защитном летном шлеме	18—23	0,02

Примечание. В авиации и космонавтике ускорения, испытываемые телом, принято характеризовать в единицах перегрузки. Единица — это безразмерная величина, равная отношению ускорения центра масс тела, к ускорению земного притяжения. Мы будем пользоваться более привычными в земных условиях единицами *g*.

Толерантность различных органов и систем к ускорениям не одинакова: некоторые из них травмируются при меньших величинах и длительностях ускорения, чем другие. Толерантность всего тела соответствует минимальным значениям (огбающей) толерантности отдельных частей при разной длительности ускорения (рис. 5.3). Из приведенного рисунка также видна связь между толерантностью к вибрациям и ускорениям: системы тела с большей собственной частотой являются слабым звеном при воздействии кратковременных ускорений. Если значительная часть энергии удара, вызвавшего ускорение тела, локализована в области собственных частот каких-либо органов тела, т. е. если длительность ударного импульса соответствует периоду собственных колебаний этих органов, то именно они наиболее подвержены разрушениям. Если же длительность удара значительно меньше периода собственной частоты колебаний, эффект удара локализуется в месте соударения (реально это наблюдается, когда длительность удара составляет меньше одной сотой доли секунды).

Рис. 5.3. Зависимость между толерантностью всего тела и толерантностью отдельных его частей при воздействии на сидящего человека вибраций (а) и ускорений (б) [10]:

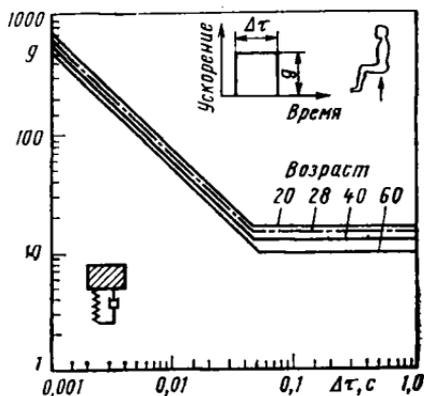
1 — толерантность системы «позвоночник — живот»; 2 — толерантность системы «пояснично-крестцовая область»; 3 — толерантность головы; заштрихована область, в которой тело в целом толерантно



Из рис. 5.3 и сказанного выше следует, что толерантность к ускорениям зависит от их величины и длительности. Типичная зависимость между критическими значениями этих переменных приведена на рис. 5.4. Кривая зависимости получена на основе модели, представленной на рис. 5.4 внизу слева. Численные значения параметров модели и прочности позвонков при их компрессионном нагружении авторами работы определялись экспериментально или брались из литературы.

Приведенные на рис. 5.4 графики имеют точку перегиба. Справа от нее вероятность повреждения зависит лишь от превышения указанных на графике ускорений и не зависит от длительности импульса. Слева от точки перегиба критическая величина ускорения резко увеличивается при уменьшении длительности ударного импульса. При этом предельные значения допустимого ускорения определяются произведением $G\tau = \Delta v_{\text{крит.}}$. То, что именно прирост скорости («дельта v») является при короткой длительности воздействия определяющим параметром, может быть интерпретировано следующим образом: в данном временном диапазоне критической величиной является сообщенная телу энергия (которая пропорциональна, естественно, квадрату «дельта v»). Эта концепция была предложена в 1962 г. Пейном (в другой формулировке ее назы-

Рис. 5.4. Теоретическая кривая повреждения для 50%-ной вероятности компрессионного перелома позвоночника для действия прямоугольного импульса ускорения в направлении G_{+z} (к голове) [83]: по оси абсцисс — длительность импульса Δt (с), по оси ординат — ускорение в единицах g.



вают теорией постоянного импульса, поскольку в этом случае переданный телу импульс тоже остается постоянным). Верхняя граница временного интервала, в котором «дельта v » — теория верна, определяется периодом собственной частоты колебаний системы. Согласно Пейну, эта верхняя граница равна примерно 45 мс. Авторы работы [86] пытались проверить эту теорию в эксперименте. Для этого они сравнивали два варианта соударения испытуемого, сидящего на кресле, при его остановке после падения вниз с разных высот. Условия испытаний изменялись таким образом, что энергия удара оставалась постоянной, а время соударения, остановки и торможения составляло в части опытов 4 мс, а в другой части 8 мс. По предположению, испытуемые не должны были по субъективным ощущениям воспринимать различия в этих заданиях (поскольку «дельта v » сохранилась постоянной). Авторам не удалось, однако, получить четких результатов, и гипотеза осталась неподтвержденной (но и не опровергнутой).

При грубой, приближенной оценке границы толерантности ориентируются лишь на предельно допустимые величины ускорения (без учета их длительности).

Так, автор работы [34] указывает следующие безопасные пределы нагрузок для парашютистов: в передне-заднем направлении «грудь — спина» $G_{-x} \leq 25 g$ и «спина — грудь» $G_{+x} \leq 20 g$, в вертикальном направлении вверх $G_{+z} \leq 35 \dots 40 g$ и вниз $G_{-z} \leq 15 g$, в боковом направлении $G_{\pm y} \leq 15 g$. В некоторых работах можно встретить указание на большие величины допустимых ускорений. Однако данные большинства исследователей близки к упомянутым. Например, для продольного ускорения («голова — таз» и «таз — голова») большинство авторов указывает возможные ускорения $18,2 \dots 25,7 g$ [80]. Более точная и полная оценка может быть получена, если учитывать по меньшей мере четыре характеристики действующего ускорения, а именно: направление, величину, длительность и скорость нарастания ускорения. На рис. 5.5 в качестве примера приведены данные по толерантности человека к действию ускорений в направлении «грудь — спина». Более полные данные о толерантности в направлении «спина — грудь», «таз — голова», «голова — таз» содержатся в работе [40]. Они также приведены в работе [2].

При использовании этих данных необходимо учитывать, что для большинства ситуаций они будут завышенными: эти данные получены на молодых здоровых испытуемых, имевших значительный опыт подобных испытаний (!). Испытуемые были прочно фиксированы в креслах, форма которых для них подбиралась индивидуально, при этом в ожидании опыта они напрягали мышцы и т. п.

Если тело человека фиксировано не жестко, пределы допустимых ускорений будут существенно меньшими. Едва ли мож-

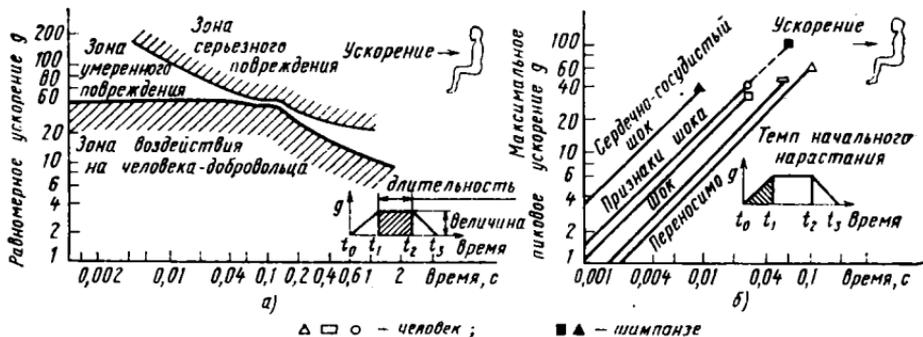


Рис. 5.5. Толерантность человека при действии ускорения в направлении «грудь — спина»:
 а — влияние величины и длительности равномерного ускорения; б — влияние нарастания ускорения [40]

но назвать даже их приближенные значения: все будет определяться конкретной ситуацией — позой, диапазоном возможных перемещений и т. п. В этом случае надо принимать во внимание по меньшей мере три обстоятельства.

Во-первых, свободная подвижность тела может привести к тому, что внешняя сила, вызвавшая ускорение, будет прикладываться к относительно небольшой поверхности, вследствие чего давление в этой области тела может оказаться чрезмерно высоким (т. е. критическими станут контактные силы, что приведет к ссадинам, переломам и т. п.). Вообще распределение поверхностного давления на возможно большую площадь повышает переносимость нагрузок. Например, если животных перед сбрасыванием помещали в контейнер с водой или гипсовым раствором, пределы выживаемости повышались в несколько раз. Серьезные нарушения возникали лишь при ускорении $> 500 g$ [79].

Во-вторых, при движении звеньев тела могут произойти так называемые вторичные удары. Например, в довольно типичной ситуации внезапной остановки транспортного средства пассажир, закрепленный поясными ремнями (типа тех, что используются в самолетах), может удариться головой о грудь или колени, не говоря уже об ударах о внешние предметы (удар водителя о рулевую колонку).

В-третьих, в такого рода ситуациях ускорения, с которыми двигаются отдельные звенья тела, могут отличаться по направлению и превосходить по величине ускорение центра масс тела или действующего на него механического объекта. Например, в той же типичной ситуации внезапной остановки автомобиля туловище движется с ускорением, в 3 раза превышающем ускорение кресла (при закреплении человека лишь поясным рем-

нем и сохраненной возможности «кивка» туловищем) [40]. Поэтому в этих условиях допустимое ускорение транспортного средства, скажем, за 0,1 с не 40 ... 50 g, как указано выше на рис. 5.5, а, а лишь 10 ... 20 g.

В тех случаях, когда фиксируется не только пояс, но и плечи и остаются возможными движения головы, испытываемые ею при внезапном торможении ускорения в несколько раз превышают ускорения на сиденье. В этих опытах испытуемые держали акселерометры во рту (в зубах). Они сидели на специальной платформе типа саней, скользящей по рельсам и подвергавшейся дозированному торможению.

Зависимость между торможением (отрицательным ускорением) платформы и ускорением головы у сидящего человека (плечи фиксированы) следующая [35]:

Максимальное ускорение платформы, g	Максимальное ускорение головы на уровне рта, g	Максимальная угловая скорость, градус/с
2,7	4,5	300
6,2	22,9	1000
10,1	47,8	1490

Таким образом, для частично закрепленного тела точные значения допустимых ускорений вряд ли могут быть указаны.

Довольно своеобразные эксперименты по определению возможных ускорений грудной клетки и головы проведены в работе [62]. С помощью акселерометров авторы телеметрически регистрировали ускорения грудины, головы и области живота у циркового артиста, который выполнял прыжки с высоты до 17,3 м на слой матов толщиной до 0,9 м. В полете артист делал 3/4 сальто вперед, падая на маты в выпрямленном положении спиной вниз. Скорость непосредственно перед приземлением доходила до 18,3 м/с. Максимальное ускорение грудной клетки достигало 49,2 g при скорости нарастания 6000 g/с. Для головы соответствующие значения были 56 g и 10 000 g/с. Подобные прыжки артист выполнял в течение многих лет без видимых признаков травм и заболеваний. На этой основе авторы рекомендуют в качестве верхнего предела допустимых ускорений грудной клетки в передне-заднем направлении (при ускорении всего тела) величину 60 g при длительности импульса до 100 мс.

Общие рекомендации по защите тела от ускорений при катастрофах сводятся к следующему [40]: полная фиксация тела и ограничение движений конечностей, распределение нагрузки на возможно большую площадь; следует избегать концентрации сил, изгибных моментов и сдвиговых эффектов; нагрузку следует стремиться передавать на тазовую область (не на позвоночник); прочность элементов предметной среды, непосред-

ственно окружающей человека, должна быть выше толерантности его тела (чтобы избежать поражения обломками)¹.

Толерантность головы к ускорениям. Распространенным явлением при сильном ударе головой является сотрясение мозга. Волны деформации, лежащие в основе сотрясения, могут быть следствием деформации черепа и (или) ускорения головы и других элементов тела при ударном взаимодействии. Может случиться, что костные покровы головного мозга остаются неповрежденными, но тем не менее имеет место более или менее тяжелая патология. Типичным примером может быть соударение головы в защитном шлеме или каске с твердым препятствием.

Точные механизмы сотрясения мозга и пограничных состояний, предшествующих ему, неизвестны. Существует несколько основных гипотез.

Теория гидростатического напряжения — при ударе повышается давление внутримозговой жидкости, что вызывает деформации поверхности мозга. Механико-математическая модель сотрясения мозга, основанная на этой концепции, была предложена авторами работ [66] и [85], использовавшими метод конечных элементов. Из модели и экспериментальных фактов следует, что степень тяжести мозговых нарушений определяется максимальными значениями внутричерепного давления. При давлении выше 165 кПа наблюдаются легкие повреждения; повышение давления выше 241 кПа ведет к тяжелым мозговым травмам. Для определения зависимости внутричерепного давления от величины и длительности ускорения головы авторы работы [85] проводили моделирование на ЭВМ, используя в качестве возмущения импульсные перегрузки треугольной формы. Эти результаты будут приведены на рис. 5.8.

Ротационная теория [46, 47], согласно которой повреждающими являются лишь большие угловые (а не линейные) ускорения головы. Основана эта теория на том, что мозг относительно несжимаем; его объемный модуль упругости 2065, 35 МПа [41]. Поэтому линейно действующие ускорения не создают заметного смещения мозга по отношению к черепу. В то же время модуль сдвига мозгового вещества относительно невелик. В связи с этим при быстром повороте головы мозг как бы отстаёт от костей черепа. Поэтому именно большие угловые ускорения, согласно этой теории, вызывают разрушение относящихся к мозгу анатомических образований. Действительно, авторы работы [74], используя просверленные окошки в крышке черепа, установили, что при быстрых поворотах головы череп уходит вперед, а мозг отстаёт от него.

В качестве довольно своеобразного косвенного подтверждения опасности поворотных движений головы можно привести результаты скоростной киносъемки движений дятла [55]. Голова дятла при долбежке движется линейно с минимальным смещением после нанесения удара. Скорость соударения составляет примерно 6...7 м/с с замедлением после соударения с деревом, достигающим 1000 g.

Ротационная теория не может, однако, объяснить происхождение повреждений мозга, локализованных на стороне, противоположной месту столкновения, так называемых противоударных повреждений (рис. 5.6). Для ряда локализаций удара зона противоударных повреждений не лежит на «линии удара», она расположена вблизи основания черепа. Подробнее см. [5, 11].

Кавитационная теория, согласно которой повреждения образуются вследствие градиента давления, приводящего к распространению напряжения. При распространении волн деформации в отдельных участках могут возникнуть

¹ Последнее положение не согласуется с концепцией конструирования элементов предметной среды из легко деформируемых элементов (см. п. 5.2.3).

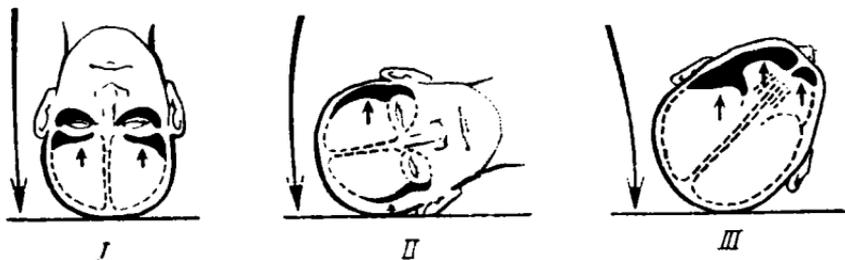


Рис. 5.6. Расположение ударных и противоударных повреждений при ударах различными поверхностями головы:

I — теменной областью; II — боковой поверхностью головы; III — боковой поверхностью затылочной области.

Большие стрелки указывают направление движения головы, малые стрелки — расположение противоударных повреждений [25, переработано]

отрицательные давления, что приводит к парообразованию, кавитации и разрушению тканей. Действительно, автор работы [41] зарегистрировал на черепах трупов в противоположном месте соударения полюсе отрицательные давления до 0,07 мПа при ускорениях примерно 75 g. В качестве критической величины отрицательного давления, приводящего к кавитации мозговой ткани, называется 1 мПа.

Кавитационная теория, однако, имеет и противников, объясняющих ее популярность лишь элегантностью методов, разработанных для ее подтверждения. По мнению А. П. Громова [11], кавитационная теория небезупречна как в теоретическом, так и в практическом отношении.

Другие теории сотрясения мозга — медицинские по своему характеру — связывают повреждения с кровозлияниями вследствие разрывов, защемления ретикулярной формации, нарушениями биохимических реакций и др. Видимо, в действительности имеется некоторая комбинация всех или части отмеченных выше эффектов.

Толерантность головы к линейным ускорениям. В разных литературных источниках, стандартах, нормах и правилах испытаний защитных приспособлений используются разные критерии толерантности головы.

1. Максимальное допустимое ускорение

$$a_{\max} < g_1.$$

Ряд стандартов последних лет называют в качестве такой предельной величины 400 g. Необходимо однако иметь в виду, что это значение во многих случаях не может обеспечить безопасность.

2. Допустимое ускорение при заданной его длительности (или, наоборот, допустимая длительность при заданном ускорении). Например, в стандарте [38] указывается, что ускорение головы манекена при испытаниях не должно в течение 3 мс превосходить 80 g. Американские стандарты по защитным каскам требуют, чтобы ускорение головы не превосходило 200 g в течение > 3 мс и 150 g в течение > 5 мс. Некоторые авторы приводят в своих работах другие данные. Например, авторы

работы [75], регистрируя телеметрически ускорения внутри футбольных шлемов (речь идет об американском футболе), исходили из эмпирических критериев безопасности, равных 188... 230 g, при длительности соударения не свыше 310... 400 мс.

3. Значения некоторой функции от величин и длительности ускорения, которые не должны быть превышены. Эти функции, как правило, основаны на так называемой кривой Патрика (другое название кривая Уэйн-стейт), характеризующей зависимость допустимого среднего замедления головы от длительности удара. Эта кривая была получена сотрудником университета Уэйна (Уэйн-стейт юнивесити) Патриком. Наиболее известны и широко применяются два индекса, основанные на кривой Патрика.

Индекс тяжести травмы

$$\text{ИТТ} = \int_{t_1}^{t_2} a(t)^{2,5} dt \leq 1000.$$

Этот индекс используется в стандарте, определяющем требования к спортивным шлемам (для хоккея, американского футбола и др.). Правда, значения индекса в стандарте взяты на уровне 1500, а не 1000, как предлагал вначале его автор.

Критерий травмирования головы (head injury criteria — НИС), используемый в автомобильной промышленности США (стандарт № 208):

$$\text{КТТ} = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \leq 1000.$$

где t_1 и t_2 выбираются таким образом, чтобы максимизировать критерий.

Алгоритм и программа для расчета указанного критерия на ЭВМ описаны в работе [77].

Соотношения между описанными критериями зависят от формы импульса ускорения. Обычно ИТТ на 15—18% выше величин критерия травмирования головы КТГ [43]. При испытаниях в близких условиях между ИТТ и максимальным ускорением имеется большая корреляция [30].

Несколько иной в сравнении с описанным подход был использован Слаттеншеком, который предложил простую одномассовую модель для описания смещения мозгового вещества под влиянием удара в голову (рис. 5.7). Отталкиваясь от кривой Патрика и предположив, что

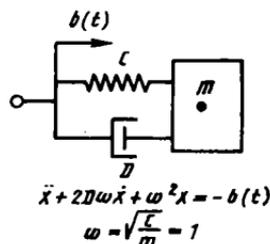


Рис. 5.7. Модель повреждения мозга [81]:

Переносимое смещение $x_{\text{толер}} = 2,35 \text{ мм} = \text{const}$; индекс толерантности $J = x_{\text{max}}/x_{\text{толер}}$

в основе сотрясения мозга лежит сдавливание ретикулярной формации мозговым веществом [32], он определил численные значения параметров своей модели. В частности, было установлено, что допустимая величина смещения мозгового вещества не превышает 2,35 мм.

На рис. 5.8 приведены значения допустимых ускорений головы для разных критериев. Кроме описанных выше в тексте критериев, на рис. 5.8 приведены также кривая толерантности к сотрясениям мозга (ТСМ) [72] и критерий максимального стресса [82].

Как видим, при всех различиях между используемыми критериями толерантности головы для них характерно то, что возмущающим фактором является ускорение, сообщаемое голове, а не, скажем, энергия удара (энергия удара, приводящая к сотрясению мозга, составляет 21 ... 23 Дж) [11, 40].

В работе [63] с тяжестью мозговых нарушений сопоставлялись критерии, основанные на значениях ускорения, и критерии, базирующиеся на значениях энергии удара. Корреляции первой группы критериев с тяжестью травмы были существенно большими. Другие авторы едины в мнении о том, что при очень коротких длительностях соударения переносимые без травмы ускорения возрастают, за исключением модели Уорда.

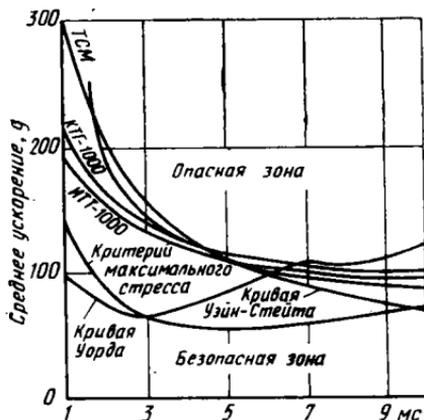


Рис. 5.8. Толерантность головы к ускорениям согласно разным моделям. Сокращения: ТСМ, КТГ и ИТТ — кривая толерантности к сотрясениям мозга, критерий травмирования головы и индекс тяжести травмы

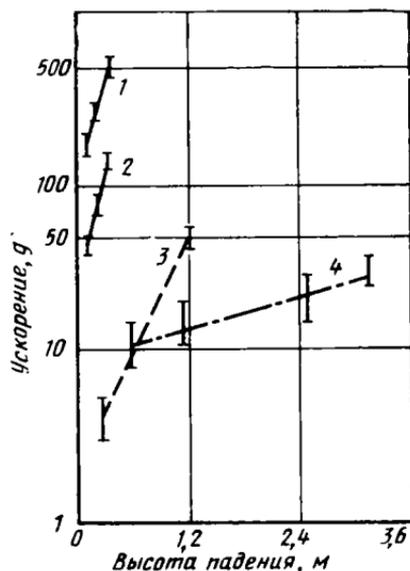


Рис. 5.9. Ускорение модели головы при падении на различные покрытия [37]: 1 — бетон; 2 — асфальт; 3 — резиновый материал; 4 — мелкий гравий

Параметры соударения головы с преградой различной жесткости
[22, переработано]

Преграда	Максимальная сила, Н	Время ударного импульса, с	Число опытов	Примечание
Утрамбованная земля	2940—4018	0,021—0,029	9	Переломов костей черепа не обнаружено
Деревянные или кирпичные покрытия	7448—10566	0,0079—0,0089	3 6	То же »
То же	9114—12930	0,0088—0,0098	10	Наблюдались переломы костей черепа
Бетонное покрытие	9898—11956	0,0064—0,0074	10	Во всех случаях появились переломы костей черепа

При соударении головы с преградой характеристика удара, в частности его энергия и ускорение головы, зависят, помимо скорости соударения, от механических свойств преграды — жесткости, демпфирования (рис. 5.9) и ориентации тела в момент удара (см. ниже, рис. 5.13).

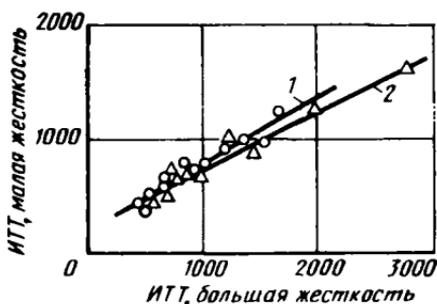
В табл. 5.2 приведены экспериментально зарегистрированные значения силы и времени ударного импульса при ударах затылочной областью после падения на различные покрытия.

Асфальтовые и бетонные покрытия несравненно более опасны при падении в сравнении с резинобитумным покрытием или тем более мелким гравием, который является одним из наиболее рекомендуемых материалов для детских площадок со снарядами и аттракционами. К сожалению, действительная жесткость покрытий, приведенных в табл. 5.2 и на рис. 5.9, в частности резинобитумного, утрамбованной земли и т. п., остается неизвестной. Поэтому приведем данные о результатах падения манекенов в разных защитных шлемах на поверхности с различной известной жесткостью (рис. 5.10 и 5.11).

Рис. 5.10. Зависимость между индексами тяжести травмы при ударе головы манекенов в различных защитных шлемах о поверхность различной жесткости (см. рис. 5.11). Скорость в момент начала соударения 4,5 м/с, удар о верхнюю (теменную) часть головы [30]:

Уравнения регрессии: большая жесткость $y = 0,58x + 205$; малая жесткость $y = 0,51x + 232$;

1 — антропоморфный макет, $r = 0,958$; 2 — металлический макет, $r = 0,978$;
○ — антропоморфный макет; △ — металлический макет



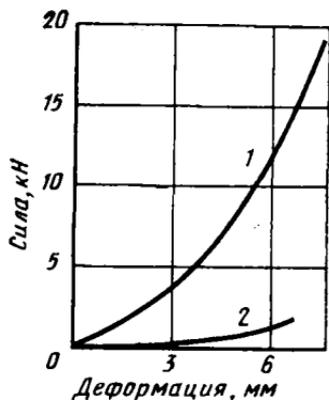


Рис. 5.11. Зависимость сила — деформация для поверхностей с большой 1 и малой 2 жесткостью (см. рис. 5.10) [30]

При ударе человека головой о неподвижную преграду энергия удара зависит помимо скорости и других переменных также от массы головы, которая в среднем равна $6,940 \pm 0,707\%$ массы тела [13]. Масса и моменты инерции головы могут быть вычислены по уравнениям регрессии, в которых независи-

мыми переменными являются масса x_1 (кг) и длина тела x_2 (см):

Масса головы, кг
 Положение центра масс головы, см
 Момент инерции относительно оси, кг·см²:
 сагиттальной
 фронтальной
 продольной

$$y = 1,296 + 0,071x_1 + 0,0143x_2$$

$$y = 8,357 - 0,0025x_1 + 0,023x_2$$

$$y = -78 + 1,71x_1 + 1,519x_2$$

$$y = -112 + 1,43x_1 + 1,73x_2$$

$$y = 61,6 + 1,72x_1 + 0,0814x_2$$

Однако на энергию удара влияет масса не только головы, но и других частей тела. Как известно, если соударению подвергается сложная механическая система (например, тело или голова человека), она в момент удара (рис. 5.12, а) может быть промоделирована более простой системой, состоящей из сосредоточенной массы, называемой эффективной массой, и упругости (жесткости).

Эффективная масса рассчитывается как частное от деления импульса удара (площади под кривой сила — время) на половину квадрата скорости в момент соударения. Относительные величины эффективной массы головы при соударении с твердой преградой приведены на рис. 5.12, б. У детей эффективная масса головы при ударе примерно равна ее действительной массе (отношение этих масс близко к единице), у взрослых это значение близко к 2,4. Другими словами, масса туловища практически не участвует в ударном взаимодействии у де-

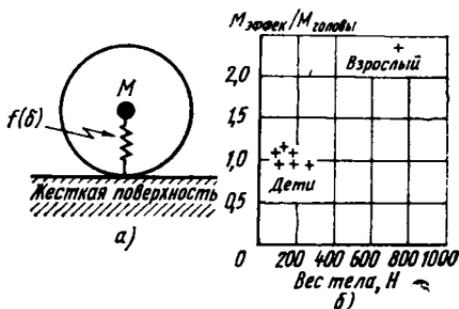


Рис. 5.12. Модель головы в момент удара (а) и эффективная масса головы при ударе у детей и взрослых (б) [63]

Рис. 5.13. Зависимость энергии удара головы от положения тела по отношению к направлению движения и преграде [40]

тей, у взрослых же картина иная.

Эффективная ударная масса и соответственно характеристики удара головой сильно зависят от положения тела по отношению к направлению движения и преграде (рис. 5.13).

Когда голова соударяется не с неподвижной преградой, а со свободным телом, естественно, что ускорения ударяющего предмета и головы при ударе связаны друг с другом и зависят от массы предмета (рис. 5.14).

Толерантность головы к угловым ускорениям. В свете описанной выше ротационной теории сотрясений мозга и упомянутых фактов о том, что торможение транспортного средства может вызывать резкие «кивки» головой, изучение толерантности головы к угловым ускорениям представляет существенный интерес. К этому еще можно добавить, что упомянутые «кивательные» движения обычно при больших ускорениях происходят с отдачей: голова, дойдя до предельно возможного положения при своем движении вперед, с силой отбрасывается назад (рис. 5.15). Если при «кивке» вперед обычно происходит лишь удар подбородком о грудь, то быстрое и произвольно контролируемое движение назад при отсутствии подголовника может закончиться летальным исходом.

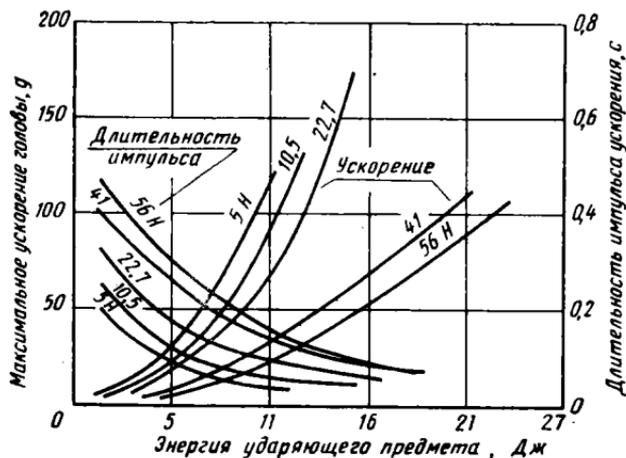
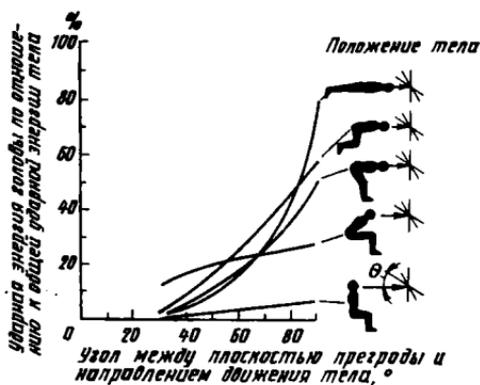


Рис. 5.14. Ускорение головы и длительность ударного импульса в зависимости от энергии и веса ударяющего предмета [45]

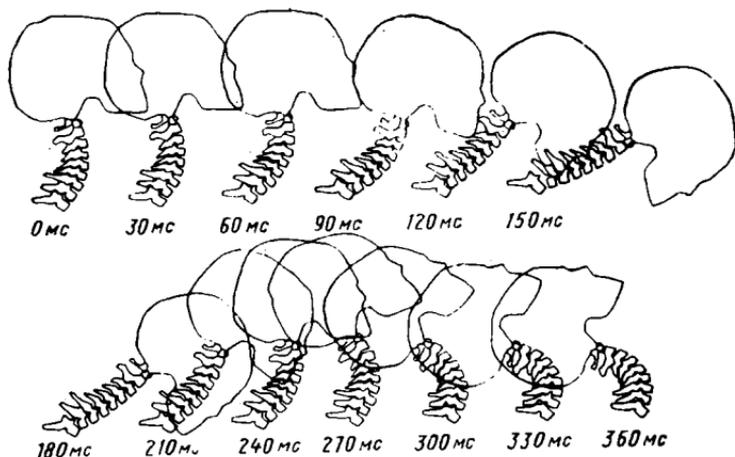


Рис. 5.15. Последовательность кивательных движений головы в результате торможения (отрицательного ускорения) платформы. Импульс торможения треугольной формы, ширина импульса 305 мс при максимуме 7,4g. Результаты моделирования на ЭВМ хорошо согласуются с экспериментальными данными [59]

Тем не менее, несмотря на понимание важности этой проблемы, она остается довольно плохо изученной. Связано это с тем, что результаты опытов на животных в данном случае плохо переносятся на человека. Отсюда большой разницей в результатах и рекомендациях (почти всегда основанных на обобщениях данных, полученных на животных). Так, в работе [70] указываются в качестве предельно допустимых угловые ускорения до 1800 рад/с^2 при угловой скорости 50 рад/с . Однако в работе [33] отмечено отсутствие неблагоприятных последствий у человека при угловом ускорении 2675 рад/с^2 и угловой скорости 38 рад/с .

Одна из сложностей в перенесении данных, полученных на животных, на человека состоит в различии размеров их мозга. При увеличении размеров головы и мозга момент инерции mr^2 увеличивается пропорционально линейному размеру (например, диаметру) в пятой степени. Момент сопротивления, возникающий на границе между мозгом и черепной коробкой, возрастает пропорционально кубу линейных размеров (сила сопротивления пропорциональна поверхности соприкосновения мозга и черепной коробки, т. е. квадрату линейных размеров, а плечо силы, естественно, пропорционально линейному размеру). Поэтому с возрастанием веса мозга (у типичного подопытного животного макаки-резус мозг весит 0,7—1 Н, у шимпанзе 3,5... 5 Н, у человека 9... 14 Н и больше) прочность связи между мозгом и черепной коробкой будет ослабевать пропорционально квадрату линейных размеров. Поскольку же масса мозга

пропорциональна его диаметру в третьей степени, то допустимые угловые ускорения соотносятся между собой как

$$\dot{\omega}_1/\dot{\omega}_2 = (m_1/m_2)^{2/3},$$

где ω — угловое ускорение; m — масса мозга.

У животных эта зависимость находит экспериментальное подтверждение. Так, у обезьян саймири (вес их мозга 0,2... 0,27 Н) сотрясение мозга наступает с 50%-ной вероятностью при 25 000 рад/с², у макаки-резус при 10 000 рад/с², у шимпанзе около 4000 рад/с². Рассчитанные значения ускорений для человека приведены на рис. 5.16.

Определение толерантности головы по отношению только к линейным или только к угловым ускорениям является, конечно, упрощением. В реальных ситуациях голова участвует в движениях обоих типов. Эти движения головы, однако, никогда не были изучены.

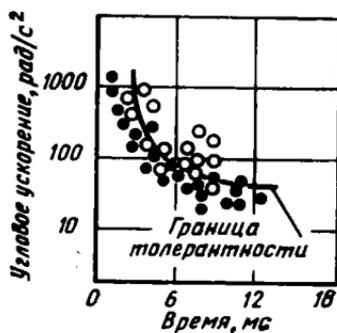
Толерантность шейного отдела тела. Перелом шейных позвонков относится к числу очень опасных травм и нередко заканчивается летальным исходом. Толерантность зависит от механизма травм, которые бывают различны.

При вертикальном ударе (имитация падения тяжелого предмета на голову) переломы шейных позвонков происходят при силе, эквивалентной статическому нагружению 5—6 кН. В работах [11, 15] этот диапазон расширяется до 4—8 кН. Например, в одном из экспериментов переломы шейных позвонков происходили при пиковой нагрузке 5700 Н и энергии удара 250 Дж, что соответствовало скорости соударения 7,5 м/с [31]. Защитные каски, видимо, изменяют нагрузку не очень значительно. Во всяком случае при испытании на биоманекенах шлемов, рекомендуемых для игроков в американский футбол, повреждения шейного отдела позвоночника наступали при силе удара, соответствующей силе сжатия шеи 6672 Н [61]. Если удар приходится не по центру головы и возможно некоторое соскальзывание бойка по поверхности шлема, разрушения либо не происходят вовсе, либо они наступают при гораздо больших ударных воздействиях (см. п. 5.2.1).

При механических воздействиях, приводящих к сгибаниям и разгибаниям шеи, типа приведенных на рис. 5.15, травмы могут наступать при превышении анатомически воз-

Рис. 5.16. Толерантность головы к угловым ускорениям [71]:

● — без травмирования; ○ — с травмированием



можного диапазона движения либо вследствие очень больших действующих силовых моментов. Различать эти случаи полезно, так как степень сопротивления мышц внешнему моменту силы может быть различной (например, у не ожидающего удара или тем более дремлющего человека это сопротивление очень велико).

Диапазон допустимых движений головы по отношению к туловищу составляет, по данным разных авторов, $54,4 \dots 72,2^\circ$ при сгибании и $39,4 \dots 93,2^\circ$ при разгибании [62]. На этом основании некоторыми стандартами для подголовников сидений в автомобилях установлен предельный угол поворота 40° и допустимое перемещение головы назад 102 мм. Использование подголовников практически снимает вопрос о переломах позвонков в результате переразгибания шеи.

При внезапном торможении транспортного средства или его ускорении (например, в результате удара сзади) на шейный отдел могут действовать большие моменты силы. В качестве порога болевых ощущений при сгибании называлась величина 59,7 Н·м, однако некоторые испытуемые-добровольцы переносили момент силы до 88,1 Н·м без видимых повреждений [36]. При этом наибольшее относительное смещение головы по отношению к туловищу составило 70° , а подбородок испытуемого соприкасался с его грудной клеткой. В испытаниях на биоманекенах в аналогичной позе (касание подбородком груди) момент, равный 188,9 Н·м, переносился без повреждения связок и костей. Однако при моменте 412 Н·м (моделировался наезд автомобиля на препятствие) наступали тяжелые повреждения межпозвоночных дисков шейного отдела.

При разгибании головы (моделирование наезда на автомобиль сзади) в отсутствие подголовника момент относительно седьмого шейного позвонка, оцененный в 206 Н·м, приводил к тяжелым травмам [53]. Повреждения межпозвоночных дисков наблюдались уже при моментах, равных 66,7 Н·м. Если имелась опора для головы, межпозвоночные диски не повреждались, но разрывы связок имели место.

Что касается боковых движений головы, то предел переносимых воздействий здесь не определен. Можно лишь отметить, что он выше 45,2 Н·м: воздействие такой силы не оказывало повреждающего влияния [73].

5.1.3. Толерантность к контактным воздействиям

Возможно бесчисленное количество вариантов соударения тела с предметами или препятствиями. Поскольку построение единой теории, на основе которой можно предсказывать последствия таких соударений, невозможно, изучению подвергаются лишь некоторые наиболее типичные случаи. В пер-

вом приближении таких случаев два: столкновение с плоской неподвижной преградой и удар предметом с ограниченной поверхностью (в предельном случае острым предметом). Различия между этими вариантами очень большие. Например, при ударе головой об острый твердый угол энергия удара, при которой происходит перелом костей черепа, в 10 раз меньше той энергии, при которой совершается перелом в случае удара о плоскую поверхность [80].

Толерантность головы. Разрушение костей черепа при приложении сосредоточенной нагрузки происходит при энергии удара 45...50 Дж [11]. В работе [42] приводятся близкие по значению величины 45,2...67,8 Дж. Различия в значительной степени определяются площадью контактной поверхности. Например, при ударе о стальную плоскую плиту переломы наблюдались при энергии удара примерно 70 Дж, а при ударе бойком — при энергии 34 Дж [42].

При ударе по голове падающим предметом тяжесть травмы определяется кинетической энергией этого предмета, т. е. его массой и высотой падения.

Разные части головы имеют неодинаковую прочность. Авторы работы [64], используя боек площадью 645 мм², получали переломы черепа в лобной области при силе 4000 Н, в теменно-височной 2000 Н, в скуловой при 890 Н. Эти различия понятны: лобная кость почти в 3 раза толще височной¹.

Авторы работы [57] использовали для предсказания переломов костей черепа теорию пластин и оболочек Экспериментально определив или заимствовав из литературных источников ряд численных значений параметров уравнений (например, приняв модуль упругости костей черепа, равным 15 485, 25 мПа, и др.), они получили в качестве критического значения для бойка площадью 645 мм² силу 3491 Н, что довольно хорошо соответствует экспериментальным данным. Аналогичные результаты описаны в работе [11].

Толерантность грудной клетки. Деформация грудной клетки при ее сдавливании в передне-заднем направлении вследствие удара в грудину показывает высокую корреляцию тяжести повреждений, определенных клиницистами и выраженных в специальной шкале, так называемой шкале AIS (abbreviated injury scale) [51, 52].

В качестве допустимого предела указывалось ускорение центра масс верхней половины туловища в направлении грудь — спина и спина — грудь, не превышающее 60 g в течение 3 мс [39]. Однако, согласно упомянутым исследованиям [51], толерантность внутренних органов грудной полости характеризуется не величи-

¹ Различия прочности обусловлены не только толщиной кости, существенное значение играет и ее неоднородность.

ной ускорения, а степенью деформации грудной клетки. Авторы работы [65] на основе исследований пришли к выводу, что критерии толерантности грудной клетки, основанные на величинах ускорения, ведут к большим ошибкам и в случае удара в грудь спереди не могут быть использованы для предсказания тяжести травмы. Они называют, например, следующие величины деформации грудной клетки, соответствующей трем баллам по шкале AIS (для человека в возрасте 45 лет): 5-й перцентиль (женщины) 60 мм; 50-й перцентиль — медиана (мужчины) 75 мм; 95-й перцентиль (мужчины) 90 мм.

Практическое применение рекомендаций этих авторов (например, в случае отработки эффективности спасательных устройств) требует, однако, использования манекенов, свойства грудной клетки которых идеально соответствуют свойствам грудной клетки человека.

Максимально возможное усилие при ударе грудной клетки о преграду (в частности, водителя автомобиля о рулевое колесо) определяется стандартами в 11 340 Н [39].

Толерантность нижних конечностей. Максимально допустимое усилие, действующее на бедренную кость при ударе, определено стандартом США по безопасности автотранспортных средств в 6350 Н [39].

Автор работы [84], обобщив результаты собственных опубликованных работ, вывел следующие зависимости, определяющие предельную величину нагрузки при ударе по колену сидящего человека (превышение этих величин ведет к переломам):

$F=23,4-0,7t$ при t меньше 20 мс, $F=8,90$ при t больше 20 мс.

В этих формулах сила F выражается в килоньютонах и время t в миллисекундах.

5.2. СРЕДСТВА ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ЗАЩИТЫ

5.2.1. Защита головы. Защитные шлемы и каски

Защитные шлемы и каски¹ издавна использовались в военном деле. Их основное назначение состояло в защите головы от проникающего ранения. Защитные приспособления, применявшиеся для защиты головы на производстве, представляли собой сначала кожаные или войлочные колпаки, которые затем были заменены касками из алюминия. В принципе могут смягчить удар и обычные зимние головные уборы. Например, при падениях шап-

¹ Отметим различие между каской и шлемом. Защитная каска предназначена главным образом для защиты верхней части головы человека от ударов падающих или летящих предметов (ИСО 3873). Шлем же предназначен для предохранения верхней части головы от травм при падениях во время дорожно-транспортных происшествий (ГОСТ 26584—85).

ка-ушанка увеличивает время соударения в 5—9 раз [12]. Новый этап в создании шлемов и касок бытового и производственного назначения начался с конца 40-х годов, когда стали выпускать пластмассовые шлемы из прессованных текстильных материалов.

Все шлемы и каски состоят из корпуса (колпака) и внутренней оснастки (некоторые включают также подбородный ремень и (или) маску, либо полумаску для защиты глаз и лица).

Шлемы и каски должны удовлетворять основным требованиям: защищать голову от проникающих ранений; демпфировать удар, т. е. снижать энергию удара, доходящую до головы; снижать амплитуду и увеличивать длительность ударного импульса; не увеличивать опасности травм шейного отдела позвоночника при быстрых движениях (вследствие увеличения массы и момента инерции сегмента «голова+шлем»); быть удобными при ношении, т. е. не вызывать утомления, не ограничивать видимость и возможность общения, быть пригодными для ношения в любую погоду и т. п.

Классические, сделанные из стали военные каски и шлемы (например, шлемы рыцарей), обладая высокой прочностью при разрушении, хорошо решали только первую задачу: защиту от проникающих предметов (прежде всего относительно мелких и летящих с высокой скоростью камней, осколков). Многие рыцарские шлемы передавали на голову всю энергию удара подобно тому, как ведут себя каски с так называемой нулевой амортизацией. Как показали исследования А. П. Громова [11], только за счет перераспределения энергии удара на большую площадь подобные каски предохраняют кости черепа от переломов (но не мозг от сотрясений). Видимо, проникающие ранения головы у рыцарей были редки, а сотрясения мозга и переломы шейных позвонков встречались чаще.

К производственным и бытовым (например, мотоциклетным) каскам и шлемам предъявляются другие требования: они должны защищать голову от ударов, происходящих с относительно небольшими скоростями при больших взаимодействующих массах. Основное внимание должно уделяться их амортизационным свойствам.

Методы испытаний и нормирование защитных свойств шлемов и касок. Используются два основных способа испытаний защитных свойств шлемов и касок. При первом из них на макет головы в каске сбрасывается с определенной высоты груз заданного веса с выбранной формой бойка; во втором — находящийся в определенном положении макет головы падает на плоскость. Хотя оба метода позволяют создать одинаковые величины энергии удара, второй из них, видимо, более предпочтителен, так как с большей легкостью позволяет изучать: амортизационные свойства при ударе в разные части шлема (удар ведь далеко не всегда

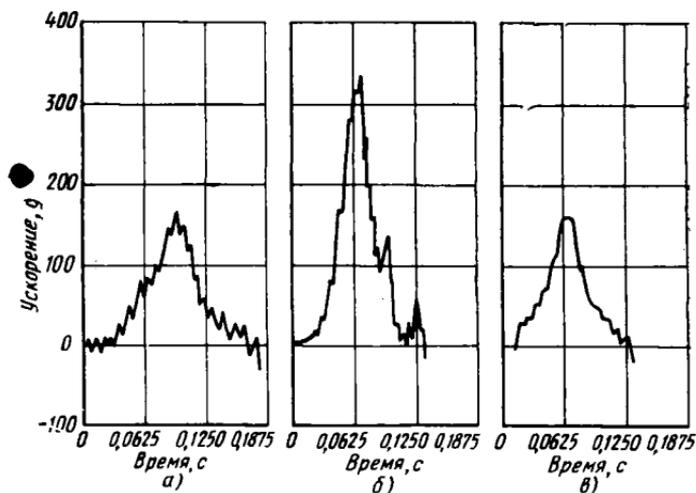


Рис. 5.17. Ускорения при ударах лобной долей биоманекена (а), металлического (б) и антропоморфного (в) макетов головы в одном и том же защитном шлеме. Высота падения 1,52 м. [43]

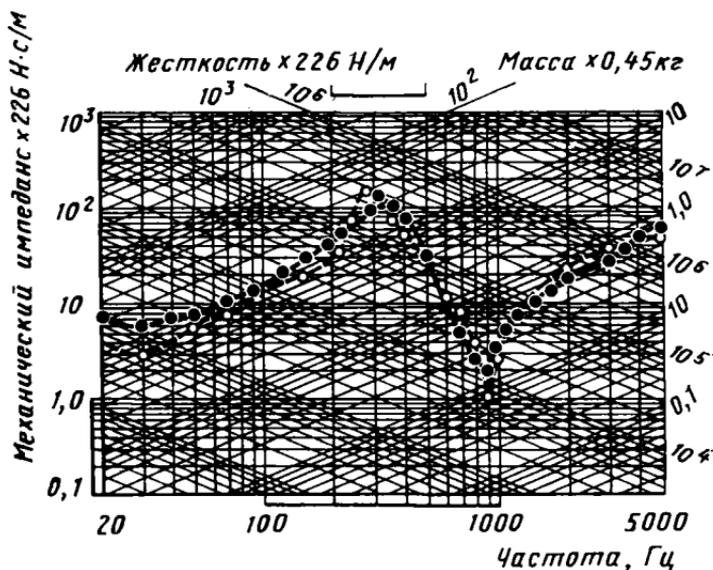


Рис. 5.18. Модуль механического импеданса головы (при возбуждении со стороны лба) и антропоморфного макета [43]:

—□— модель; —●— биоманекен

приходится точно сверху, так как даже при ударе падающим предметом рабочий может находиться в согнутом положении); влияние свойств поверхности, о которую происходит удар (см. рис. 5.10).

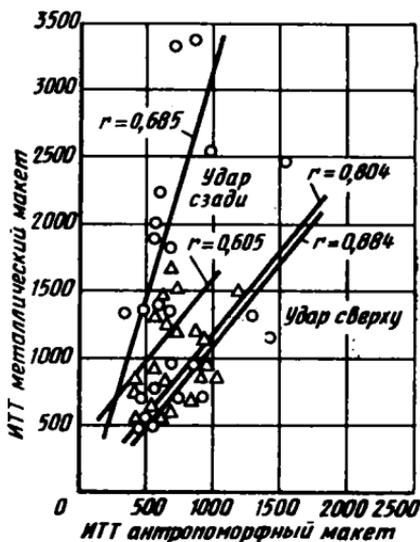
Этот метод также позволяет использовать макет, близкий по своим динамическим свойствам к свойствам головы. При этом макеты могут быть выполнены из композитных материалов [14] или из металла. Когда макет делается из металла, динамика соударения меняется (рис. 5.17, а и б) — ударное ускорение становится значительно больше. Антропоморфный макет разрабатывается так, чтобы входной механический импеданс был аналогичен импедансу головы (рис. 5.18). Динамика соударения антропоморфного макета аналогична динамике соударения головы (см. рис. 5.17, а, б). При создании антропоморфного манекена мозговое вещество моделируется силиконовым гелем, кожа — каучуком, шея делается полужесткой. К сожалению, такие антропоморфные макеты дороги и быстро выходят из строя. Показатели же, полученные на металлических макетах, хотя и отличаются от величин, зарегистрированных на антропоморфных объектах, показывают с ними высокую корреляцию (рис. 5.19).

Низкая корреляция наблюдается лишь при ударах в затылок. Снижение корреляции объясняется двумя обстоятельствами: некоторым поворотом антропоморфного макета при ударе (благодаря полужесткой шее такой поворот до некоторой степени возможен; металлические макеты закрепляются жестко) и различиями в амортизационных свойствах шлемов при ударе сверху и сзади. Происходит это вследствие того, что в затылочной области шлема более плотно прилегают к голове и поэтому возможность демпфирования энергии удара здесь уменьшена. Из сказанного следует два практических вывода: при испытании шлемов и касок (за исключением ударов в затылочную область) можно пользоваться более дешевыми

Рис. 5.19. Корреляция индекса тяжести травмы при использовании антропоморфных и металлических макетов при ударе сверху и сзади [30]:

○ — твердая поверхность; △ — мягкая поверхность

Уравнения регрессии:
удар сверху $y = 1,3x - 118$ (твердая поверхность);
 $y = 1,2x - 128$ (мягкая поверхность);
удар сзади $y = 3,4x - 212$ (твердая поверхность);
 $y = 1,2x - 374$ (мягкая поверхность)



металлическими макетами, пересчитывая экспериментально определенные значения ИТТ по уравнениям, приведенным в подписи к рис. 5.19; при совершенствовании защитных шлемов следует обращать особое внимание на их защитные свойства в затылочной области.

ГОСТ 12.4.128—83* (прил. 3) в соответствии с международным стандартом ИСО 3873 регламентирует: механическую прочность корпуса каски — при вертикальном ударе с энергией 80 Дж на корпусе не должно быть видимых повреждений; сопротивление перфорации — каска не должна протыкаться при ударе острым бойком, падающим с энергией не менее 30 Дж; амортизацию удара — при вертикальном ударе с энергией 50 Дж усилие, переданное каской на макет головы, не должно превышать 5 кН.

Требования, установленные стандартами других стран, очень близки к приведенным в (табл. 5.3).

В таблицы не включены требования, принятые в США для спортивных шлемов (передача на голову не более 1500 единиц ИТТ при падении антропоморфного макета головы с высоты 152,4 см) и мотоциклетных шлемов (передача на голову не более 1000 единиц КТГ). Содержащиеся в упомянутых стандартах требования нуждаются в дальнейшем уточнении: они регламентируют свойства шлемов и касок лишь при вертикальных ударах. Это приводит к тому, например, что, как показали Вылегжанин А. И. и др. [8], защитные свойства касок, используемых в строительстве, при боковых ударах явно недостаточны. Кроме

Таблица 5.3

Требования, предъявляемые стандартами разных стран к механическим свойствам защитных касок [15]

Страна	Амортизация удара		Устойчивость к перфорации	
	энергия удара, Дж	переданное усилие, кН	энергия удара, Дж	глубина проникновения, мм
Бельгия	50	5	—	—
Великобритания	50	—	30	—
Дания	45	5	22	—
Италия	—	—	22	9,5
Испания	40	—	10	10
Международный стандарт	50	5	30	10
США	54	4	13,5	10
Франция	50	5	29,4	—
ФРГ	45	5	22,5	—
Финляндия	45	5	22,5	—
Швеция	45	5	22	—
СССР	50	5	30	—

того, допускаемые ими значения силы, будучи, быть может, не очень опасными с точки зрения повреждения мозга (здесь сказать что-либо трудно, так как сотрясение мозга вызывается ускорением головы, а с каким ускорением будет двигаться голова под действием приложенной силы, зависит от ее эффективной массы при соударении, которая не постоянна — см. выше рис. 5.12), с очень большой степенью вероятности приведут к перелому шейных позвонков. Напомним, что при вертикальном ударе позвонки ломаются при силе 4 ... 5 кН.

Основные характеристики защитных касок, выпускаемых в нашей стране, приведены в табл. 5.4.

Пути совершенствования амортизационных свойств шлемов и касок. Амортизационные возможности шлемов и касок зависят от размеров, формы и материала корпуса и конструкции и материала внутренней оснастки.

Разумеется, улучшение амортизационных свойств шлемов и касок не должно сопровождаться снижением их прочности и сопротивления перфорации ниже необходимого уровня.

В принципе увеличение размера корпуса приводит к повышению амортизации удара за счет того, что его энергия распределяется на большую площадь. Так, в исследованиях [43] было показано, что увеличение размера шлема (отстояние внутренней поверхности шлема от головы) всего лишь на 8,1 мм приводит к снижению индекса тяжести травмы в среднем в 2,1 раза. Типичные значения при испытаниях были таковы: 2060 единиц ИТТ при обычном шлеме (это почти наверняка смертельный исход) снижались до уровня 1000 единиц (очень малая вероятность травмы) при иошении шлема увеличеных размеров. Приведенные результаты, конечно, объясняются не только увеличением иаружной площади шлема, но и прежде всего непосредственно увеличением расстояния между головой и шлемом.

Это позволяет использовать элементы внутренней оснастки, которые на большем пути поглотят большее количество энергии удара. Контакт внутренней поверхности колпака защитного приспособления с головой в этом случае будет менее вероятен. Поэтому согласно международному стандарту зазор между головой и внутренней поверхностью колпака должен быть не менее 25 мм. Однако увеличивать зазор беспредельно нельзя: это приводит к увеличению момента инерции головы со шлемом, что при резких боковых или сгибательно-разгибательных движениях головы, вызванных ударом или торможением тела, увеличивает опасность травмирования шейных позвонков. Поэтому ГОСТ 12.4.128—83 * устанавливает максимальную величину зазора между головой и шлемом 50 мм.

Что касается формы касок, то некоторые варианты защитных касок имеют ребра жесткости, которые повышают прочность колпака (рис. 5.20).

Характеристики защитных касок [18, переработано]

Каска	Вес, Н	Материал	Защитные свойства			Примечание
			Сопротивление ударной нагрузке	Вертикальный зазор, мм		
				до удара	в момент удара	

Для горных работ

«Шахтер-1»	3,9	Полиэтилен	При энергии 50 Дж переданное усилие не более 5 кН	25	5	Имеет центральное продольное ребро жесткости
«Шахтер-2»	3,9	»	То же	25	5	
«Донбасс-2»	4...4,5	»	При энергии удара 50 Дж амортизация не менее 70%	22	5	—
Проходческая	6,2	Текстолит	Обеспечивает сопротивление ударной нагрузке с энергией 80 Дж			
Винипластовая	3,9	Винипласт	То же, с энергией 60 Дж	22— 25	—	

Общего назначения

«Труд»	3,8	Полиэтилен	При энергии удара 50 Дж амортизация не менее 70%	25	5	Имеет продольное ребро жесткости
«Дружба»	3,9	Пластик АСБ	Обеспечивает сопротивление ударной нагрузке с энергией 69 Дж	25	5	Имеет центральное продольное ребро жесткости
«Салво»	3,9	Полиэтилен	При энергии удара 55 Дж амортизация не менее 76%	25	5	То же
Для судостроителей	3,9...4,2	»	Обеспечивает сопротивление ударной на-	25	5	»

Каска	Вес, Н	Материал	Защитные свойства			Примечание
			Сопротивление ударной нагрузке	Вертикальный зазор, мм		
				до удара	в мо- мент удара	
«Донбасс»	4,6	Стеклопластик	грузке с энергией 60 Дж То же	25	5	Имеет центральное продольное ребро жесткости
Текстолитовая	3,7...5	Текстолит	Выдерживает вертикальную ударную нагрузку 55 Дж	Не менее	5	Имеет 3 продольных вертикальных ребра жесткости
Специального назначения						
Противошумовая	7,3	—	—	—	—	Комбинация каски «Шахтер-2» и противошумовых наушников
Для электросварщиков	7,2	—	—	—	—	Комбинация каски для судостроителей с укороченным козырьком и щитка для электросварщиков

Примечание. Все каски обладают устойчивостью к проникновению острых предметов.

Такие ребра жесткости имеют, например, выпускаемые в нашей стране текстолитовые каски, каски из стеклопластика «Донбасс». При этом, однако, если таких продольных ребер несколько и они расположены вблизи теменной части, то упавший на каску в этом месте предмет не может соскользнуть в сторону. Он может только перемещаться в пределах двух ребер жесткости, вследствие чего, задерживаясь на каске, передает ей полную энергию удара (рис. 5.20).

При одном ребре жесткости сила, действующая на каску от упавшего недалеко от центральной оси предмета, раскладываясь на составляющие, оказывается достаточной, чтобы позволить предмету соскользнуть с каски. При этом чем дальше от оси на-

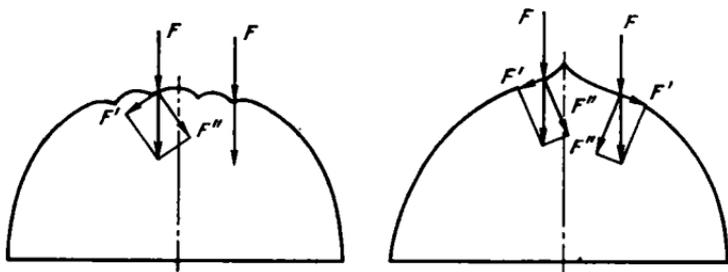
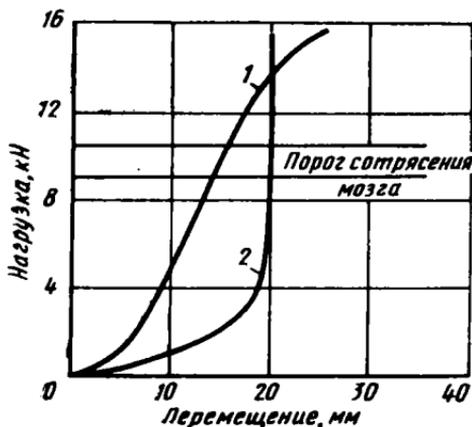


Рис. 5.20. Влияние формы каски и наличия ребер жесткости на распределение сил от падающих предметов [49]

ходится точка контакта с упавшим предметом, тем быстрее происходит соскальзывание.

Шлемы и особенно каски должны обеспечивать условия минимального по времени контакта падающего на голову человека предмета с поверхностью шлема. С этой целью они должны быть как можно более обтекаемы, чтобы падающий предмет скатывался с каски, передавая усилие лишь только по касательной. При этом имеет значение также гладкость наружной поверхности колпака защитного приспособления: если она гладкая, то способна изменить направление действия удара, частично отвести его и смягчить.

При характеристике амортизационных свойств шлемов и касок имеют значение не только интегральные оценки рассеяния энергии, но и ее текущая зависимость от деформации. На рис. 5.21 приведены статические зависимости сила — деформация для различных шлемов. Горизонтальные линии на уровне 8,9 и 10 кН соответствуют динамической нагрузке, приводящей к ускорению головы весом 44 Н, равному 200 и 205 g. В типичных случаях изменения ускорения во времени столь большие его величины ведут к превышению значений



ИТТ свыше 1500 единиц, что является условным порогом сотрясения мозга. На деформацию хоккейного шлема до уровня порога сотрясения мозга затрачивается энергии лишь 26 Дж (это может быть подсчитано по площади под кривой сила — деформация);

Рис. 5.21. Зависимость сила — деформация для различных шлемов [44]:
1 — шлем для авиарийных ситуаций; 2 — шлем для хоккея

у шлема для аварийных ситуаций эта величина составляет 44 Дж. При этом, на что собственно и следует обратить внимание, при силе, превышающей 3,5 кН, хоккейный шлем почти полностью теряет амортизирующие свойства и вся энергия удара будет передаваться голове, вызывая большие ускорения. Шлем для аварийных ситуаций имеет более плавную зависимость деформации от приложенной силы — без точки перегиба.

При создании внутренней оснастки шлемов и касок используют три основных конструктивных элемента: прокладки, подвески и гидравлические амортизаторы (редко). Прокладки часто ведут к концентрации усилий [40], но без них обойтись нельзя и, кроме того, они препятствуют смещению шлема на голове. Поэтому в большинстве случаев используют некоторую комбинацию прокладок и подвесок. Эффективность прокладок зависит от их толщины и материала, из которого они сделаны.

Обычно для прокладок используют материал с внутренними пустотами (типа пенопласта). При деформации подобного материала энергия сначала затрачивается на ликвидацию имеющихся в нем пустот, после чего происходит уже собственно деформация материала, который начинает вести себя как монолит.

Прокладки должны устанавливаться в наиболее вероятных местах ударов. Например, в касках для горных рабочих рекомендуется по внутреннему периметру колпака размещать полосы из синтетической губки шириной 40 мм [56]. Эти амортизирующие прокладки предназначены для поглощения энергии боковых ударов, которые случаются при падении камней на голову наклонившегося рабочего.

Уже отмечалось, что амортизирующие возможности разных участков шлемов не одинаковы. Наихудшие они в лобной части [43].

Не все участки шлемов и касок одинаковы с точки зрения прочности. В частности, наихудший показатель степени травмирования установлен при падении на переднюю часть шлема [43]. Это объясняется несколькими причинами: данный участок шлема находится рядом с передним вырезом и площадь поддержки для прокладки и упругой подвески оказывается минимальной; это место близко расположено к местам крепления внутренней оснастки; в этом месте радиус кривизны оказывается минимальным, и поэтому удар распределяется по наименьшей площади.

Амортизирующие свойства защитных касок при эксплуатации ухудшаются. Особенно значительно теряют эти свойства шлемы и каски, подвергнувшиеся ударам. Причиной несчастных случаев часто бывает ношение касок, потерявших свои эксплуатационные свойства [8, 11, 76]. Поэтому все защитные устройства должны проходить периодический контроль, не использоваться больше положенного регламентного срока и заменяться после сильных ударов и при первых признаках повреждений.

Масс-инерционные характеристики шлемов и касок и профилактика повреждения шейной области. При увеличении массы и момента инерции системы голова+шлем увеличивается опасность травмирования шейных позвонков при быстрых движениях. Определяющими здесь являются вес шлема, положение его центра масс относительно оси вращения, проходящей через шейные межпозвоночные диски, и момент инерции.

Наиболее очевидным здесь является влияние веса шлема. Например, шлем весом 13,6 Н, составляющим примерно 30% массы головы, повышает ее момент инерции в 2 раза [20]. При резком торможении это может оказаться опасным.

Вес защитных касок, выпускаемых нашей промышленностью, в зависимости от конструкции и размера составляет 3,7 ... 6,2 Н (см. табл. 5.4); вес зарубежных касок 3,5 ... 8,5 Н [15].

Вес защитных шлемов разных размеров не должен превышать 7 ... 10 Н (ГОСТ 26584—85). Шлем должен рассчитываться так, чтобы вертикальная проекция его центра масс при естественной позе работающего совпадала с вертикальной проекцией центра масс головы или находилась несколько сзади ее. В противном случае возникает дополнительный момент силы тяжести (рис. 5.22). Ношение шлемов с неверным расположением центра масс ведет к утомлению мышц шеи и вызывает головные боли.

Проекция центра масс головы человека на продольную (сагитальную) плоскость располагается над верхним краем наружного слухового отверстия (сам центр масс лежит сзади так на-

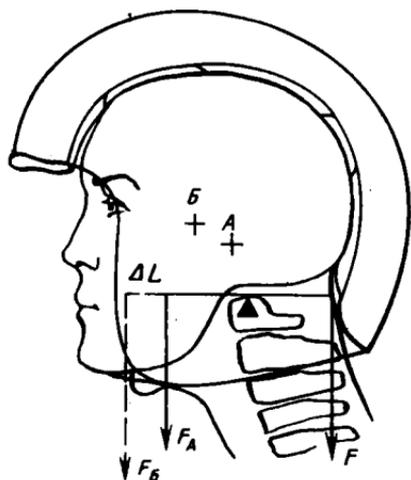


Рис. 5.22. Изменение положения центра масс головы при ношении шлема: А — положение ЦМ головы без шлема; В — положение ЦМ системы «голова — шлем»; ΔL — увеличение плеча действия силы тяжести головы при ношении шлема [20]

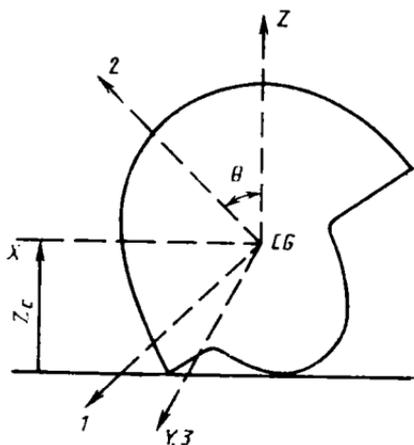


Рис. 5.23. Система координат, используемая для расчета моментов инерции защитных шлемов:

x, y, z — оси системы координат; 1, 2, 3 — главные центральные оси инерции [67]

Уравнения регрессии для расчета центральных моментов инерции защитных шлемов, $\text{кг} \cdot \text{м}^2$, по известным значениям их массы, кг

№ пор.	Уравнение регрессии	Коэффициент корреляции
1	$I_x = 0,0078m + 0,4599$	0,7502
2	$I_y = 0,0102m - 1,6414$	0,8011
3	$I_z = 0,0107m - 0,7328$	0,8866

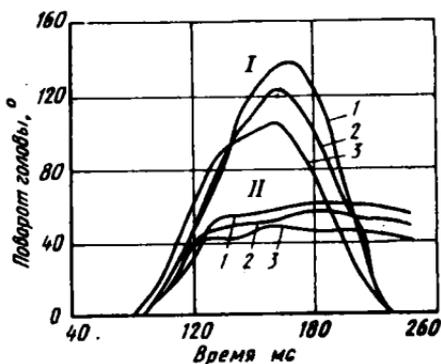
зываемой спинки турецкого седла примерно на 7 мм) [13]. При положении выпрямившись стоя и сидя вертикальная проекция центра масс головы проходит спереди от поперечной оси атлантозатылочного сустава, соединяющего череп с первым шейным позвонком (атлантом). Поэтому голову удерживают от наклона вперед своим напряжением мышцы задней поверхности шеи (выйной области). Чтобы уменьшить нагрузку на эти мышцы, центр тяжести шлема надо стараться сдвинуть как можно более назад и вниз [1].

Защитные шлемы не являются телами простой формы. Поэтому определить их моменты инерции на основе известных в теоретической механике формул нельзя. Экспериментальные же методы весьма трудоемки. Поэтому авторы работы [67] разработали способ приближенной оценки моментов инерции защитных шлемов по известным значениям массы. Введя систему координат так, как показано на рис. 5.23, авторы рассчитали уравнения регрессии для различных защитных шлемов (ВВС США, шлемов для велосипедистов и игроков в американский футбол и т. п.). Расчет подобных уравнений регрессии оказался возможным благодаря тому, что шлемы симметричны относительно сагиттальной плоскости и их форма оказалась сходной. Уравнения приведены в табл. 5.5. Эти уравнения не пригодны, если форма шлемов существенно изменится.

В настоящее время, видимо, лучшим средством защиты области шеи от травм, вызванных как быстрыми «кивательными» движениями головы вследствие

Рис. 5.24. Влияние веса шлема и надвигного воротника на угловое смещение головы при ударах [48]:

I — без сдерживающего воротника; II — со сдерживающим воротником; 1 — вес 22,7 Н; 2 — вес 11,3 Н; 3 — без шлема



внезапного торможения или ускорения транспортного средства, так и столкновениями, являются пневматические защитные воротники, которые снижают опасность повреждений при ношении даже довольно тяжелых шлемов (рис. 5.24). Такие воротники, в частности, рекомендуется использовать в комплекте с мотоциклетными шлемами.

5.2.2. Защита от падений с высоты

Средства защиты от падений с высоты должны: предохранять от падений; в случае падения обеспечивать выживание и защиту от травм; быть удобными и не стеснять свободы движений рабочего.

Средства защиты от падения с высоты можно разделить на две группы. К первой группе относятся средства, собственно предупреждающие падение. Это ограждения на рабочих местах, подвижные леса, поднимаемые площадки и т. п., позволяющие снизить вероятность падения.

Ко второй группе относятся средства, которые защищают человека от травм, если все же падение произошло. К ним относятся предохранительные сетки, натягиваемые при строительстве зданий, монтаже конструкций и т. п., предохранительные и спасательные пояса, страховочные жилеты и т. п. (см. прил. 3).

В последнее время за рубежом при строительных работах все большее распространение получают сетки безопасности, обычно укрепляемые на расстоянии около 6 м ниже места производства работ. Эта тенденция связана с большой стоимостью возведения строительных лесов для многоэтажных зданий и длинномерных пролетов мостов.

Требования к подобным предохранительным сетям (соотношение продольных и поперечных размеров, размеры ячей, прочностные и амортизационные свойства и пр.) отражены в ряде стандартов.

Предохранительные сетки позволяют существенно снизить вероятность травмирования при падении. Однако их применение невыгодно при разовых кратковременных работах (окраска металлических конструкций мачт электропередач, антенн ретрансляторов и пр.). В этих случаях главным средством защиты являются предохранительные пояса. К сожалению, можно согласиться с авторами работы [21] в том, что конструкции выпускаемых в нашей стране предохранительных поясов имеют существенные недостатки, связанные с тем, что они разрабатываются организациями, не имеющими достаточного опыта, с учетом своих условий.

Высота падения и сила, действующая на тело. Высота свободного падения определяется прежде всего длиной фала. Поскольку пояса и фалы имеют разную жесткость, пояса могут по-раз-

ному крепиться на теле, зависимость между высотой падения и силой при ударе нельзя вывести лишь на основе известных формул механики. Ее приходится определять экспериментально. Кроме того, следует иметь в виду, что нет однозначной зависимости между длиной крепительного троса и высотой падения: многое зависит от места крепления фала и положения работающего перед падением. Высота падения может достигать удвоенной длины фала (рис. 5.25). При оценке соотношения между длиной троса и высотой падения нужно также принимать во внимание, что вследствие смещения снаряжения на теле в конце падения длина падения увеличивается.

В опытах с тренированным каскадером, совершавшим прыжки с высоты 0,2 ... 0,8 м с закрепленным на груди предохранительным поясом, сила достигала 4800 Н, и испытуемый отказался от дальнейших испытаний вследствие болей в позвоночнике [28]. Примерно такие же значения (сила до 5 кН, ускорение при ударе до 6 ... 7 g) зарегистрированы в работе [58] при падении человека с высоты 0,8 м. Имеются сведения о возможных случаях перелома ребер при падении с ремнем, закрепленным на уровне грудной клетки, с высоты лишь 0,5 м [26].

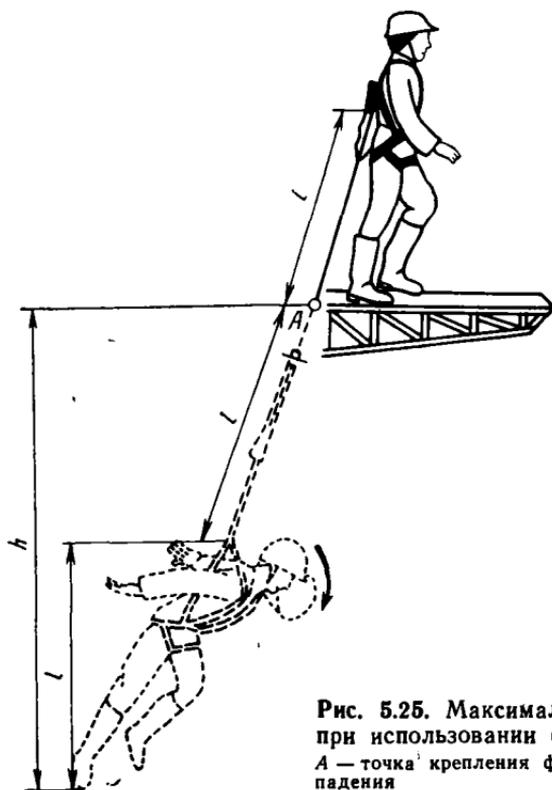


Рис. 5.25. Максимальная высота падения (4 м) при использовании фала длиной 2 м:
А — точка крепления фала; l — длина фала; h — высота падения

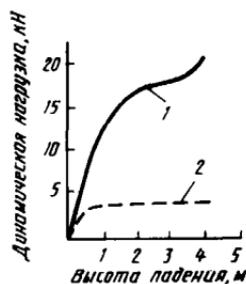


Рис. 5.26. Силы, действующие на манекен весом 1000 Н при сбрасывании его с разной высоты [27]:
1 — без использования энергопоглощающего устройства;
2 — с использованием энергопоглощающего устройства

Наиболее обстоятельные исследования в этом направлении были проведены при сбрасывании манекенов с высоты 0,5 ... 4,0 м (рис. 5.26). Максимальная сила при падении с больших высот превышала 22 кН, что в реальных ситуациях почти неминуемо привело бы к очень тяжелым повреждениям с почти вероятным смертельным исходом.

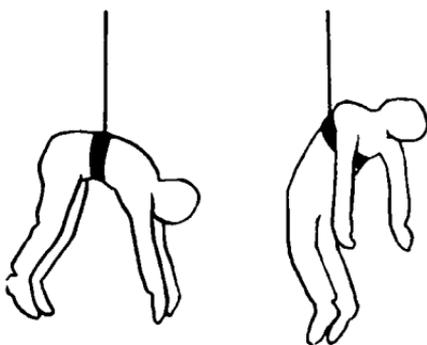
Допустимую максимальную длину троса разные источники указывают по-разному. Наиболее жесткие требования заложены во французский стандарт [68]: длина троса спасательного пояса без амортизирующих устройств не должна превышать 0,6 м. При использовании амортизирующих устройств длина троса с металлическими деталями не должна превосходить 2 м [78].

В качестве предельной величины силовой нагрузки автор работы [26] на основе своих исследований рекомендует 6 кН. Несколько более высокие значения указываются в ГОСТ 5718—77 * — до 6860 Н.

Следует, однако, отметить, что предельно переносимые нагрузки зависят от конструкции пояса.

Конструкция пояса. Большинство используемых предохранительных ремней закрепляются на поясе работающего. Переносимая величина нагрузки при этом существенно зависит от ширины ремня: в поясе шириной 105 мм она равна примерно 5400 Н; при поясах, более узких, шириной 50 мм нагрузка снижается до 4700 Н [11]. Как видим, эти значения ниже рекомендованных. Даже при срыве с очень небольшой высоты человек в поясе подобной конструкции испытывает, как минимум, весьма неприятные ощущения [58]. В частности, при применении пояса на уровне живота — сжатие брюшной полости, тошноту; на уровне грудной клетки — стеснение дыхания, удушье; на уровне подмышечных впадин — сжатие, затрудняющее циркуляцию крови, что приводит к онемению конечностей.

При подвешивании людей в положениях, приведенных на рис. 5.27, выяснилось, что органы брюшной полости при таких позах не способны сопротивляться даже незначительным ударам. Подвешивания в этих позах показали, что они очень быстро стано-



новятся невыносимыми и не могут сохраняться без риска для жизни более нескольких минут. При этом наблюдаются расстройства функций дыхательной и сердечно-сосудистой систем, приводящие к обмороку.

Рис. 5.27. Невыносимое положение тела, возникающее при использовании простым поясным ремнем

Как правило, человек, оказавшийся в столь неудобном положении, не может произвольно его изменить. Вследствие того, что место закрепления предохранительных ремней, надетых на пояс работающего, располагается вблизи от общего центра масс человека, сохранение равновесия затруднено: достаточно лишь небольшого усилия, чтобы тело опрокинулось вниз головой (о положении центра масс см. работу [13]). Обычный, не прошедший специальной тренировки человек, как правило, самостоятельно из этого положения выйти не в состоянии, что может закончиться трагически. Подобные ситуации красочно описаны в «Цусиме» А. С. Новиковым-Прибоем: плохо сконструированные спасательные пояса приводили к гибели матросов.

В связи со сказанным следует решительно отказаться от простых поясных ремней, выполненных аналогично предохранительному (монтерскому) поясу, не имеющему лямок для крепления ремня на уровне грудной клетки или плеч. Наилучшим с точки зрения безопасности было бы решение использовать полное привязное снаряжение, включающее не только поясной ремень и плечевые лямки, но также и набедренные лямки. В этом направлении предстоит решить еще много проблем, начиная от совершенствования конструкции защитных поясов и кончая необходимостью выработки мнения об обязательности их ношения.

Что касается конструкции, то она должна зависеть, в частности, от вероятного направления падения. При вероятном падении вперед крепление должно находиться на спине на уровне лопаток; при падении назад — спереди на уровне груди.

Использование амортизаторов падения. Современные страховочные пояса должны включать амортизирующие элементы и устройства. Применение энергопоглощающих устройств резко снижает опасность удара при падении (см. рис. 5.26). По данным [11], применение амортизаторов в 2 раза снижает нагрузку на фал.

Амортизаторы по их конструкции можно разделить на три группы. К первой группе относятся амортизаторы, содержащие скользящий ползун. Автоматическое блокирующее устройство состоит из колец или колодок, зажимающих под действием приложенной силы несущий элемент (канат, рельс и т. п.).

Устройства второй группы включают барабан, на который под действием пружины наматывается трос. Когда скорость разматывания барабана при падении достигает определенной величины, под действием центробежной силы включается система торможения (например, дисковый тормоз).

Третья группа амортизаторов падения основана на использовании в конструкции элементов, которые, разрушаясь при падении, выполняют роль поглотителей кинетической энергии падающего тела. Автор работы [27], который сопоставлял устройства всех трех групп, считает эту последнюю группу наиболее пред-



Рис. 5.28. Полное привязное снаряжение со встроенным амортизатором падения:

1 — страховочный фал; 2 — энергопоглощающее устройство

почтительной. Устройства подобного типа растягивают по времени ударный импульс и снижают силы, действующие на тело.

Такого типа амортизаторы существуют в двух вариантах.

К первому типу относятся амортизаторы, основанные на гашении механической энергии при принудительном вытягивании троса или выдергивании металлических шаров, укрепленных в обойме из эластомера.

Ко второму типу относятся конструкции, в которых используется способ рассеяния кинетической энергии за счет контролируемого обрыва специально для этой цели

предназначенных элементов: нитей или пучка лент, нашитых на свернутые ремни или оплетающих их; заключенной в чехол ленты, сложенной гармошкой и прошитой капроновыми нитями; пучка синтетических волокон, удлиняющихся при приложении нагрузки к свитой определенным образом нити и т. п.

На этом принципе работают амортизаторы французских фирм «Агор-Секюрит», «Кисов», шведской фирмы «Ирвин» и др. Амортизаторы подобного типа в последние годы применяются все более широко [24].¹ Их преимущества очевидны: малый вес и габаритные размеры, удобство в использовании, высокая безопасность.

Отметим некоторые особенности их применения. Амортизаторы падения третьего типа, независимо от направления возможного падения, требуют закрепления стропа на спине человека (рис. 5.28). Их применение оправдано, лишь когда точка крепления страховочного фала расположена ниже места зацепления на теле. В других случаях целесообразно применять амортизаторы первого и второго типов.

5.2.3. Защита от транспортных травм

Безопасность транспортных средств (в частности, автомобилей) обеспечивается их конструкцией и условиями эксплуатации. Различают активную, пассивную и послеаварийную безопасность. Активная безопасность направлена на предупреждение

¹ В частности, ГОСТ 12.4.089—80 требует применения такого амортизатора.

дение дорожно-транспортных происшествий (ДТП), послеаварийная безопасность характеризуется возможностью эвакуации людей из поврежденного автомобиля без причинения им дополнительных травм. Мы будем рассматривать лишь пассивную безопасность (точнее ее биомеханический аспект), под которой понимают совокупность технических решений, позволяющих уменьшить тяжесть последствий от ДТП.

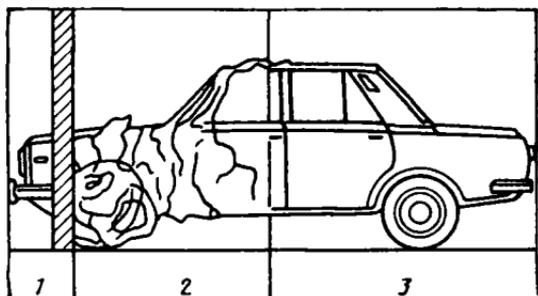
Пассивная безопасность обеспечивается комплексом мер: безосколочными многослойными стеклами, мягкой обивкой деталей интерьера, утапливающимися или изгибающимся при ударе рулевыми колонками, достаточно большим расстоянием от коленей водителя до передней панели и пр. Особое значение имеет соотношение прочности разных частей автомобиля: средняя часть кузова, ограничивающая жизненное пространство водителя и пассажиров, должна быть более прочной, чем его передние и задние части, которые при столкновении должны, деформируясь, поглощать кинетическую энергию удара. Однако изучение последствий ДТП и испытания по их имитации с манекенами показали, что основную опасность при ДТП представляют не столько предельные деформации кузова с вторжением узлов и деталей внутрь салона, сколько перемещение и удары человека о внутренние элементы интерьера в результате больших ускорений при столкновении и опрокидывании автомобиля.

Рассмотрим последовательность событий при наезде автомобиля на неподвижное препятствие на скорости 50 км/ч. При наезде все части машины приобретают большое отрицательное ускорение. Наибольшее значение оно имеет в области переднего бампера и постепенно уменьшается по мере удаления от него [23]. Передняя часть кузова претерпевает деформацию, зона которой простирается примерно до середины переднего сиденья (рис. 5.29).

В момент наивысшего смятия (оно достигается примерно за 70 мс) передняя часть кузова сминается приблизительно на 0,5 м. Вследствие накопления энергии упругой деформации истечении этого времени аварийный автомобиль движется в обратном направлении и удаляется от препятствия.

Рис. 5.29. Деформация кузова автомобиля при столкновении:

1 — тормозной путь; 2 — зона деформации; 3 — область вне зоны деформации



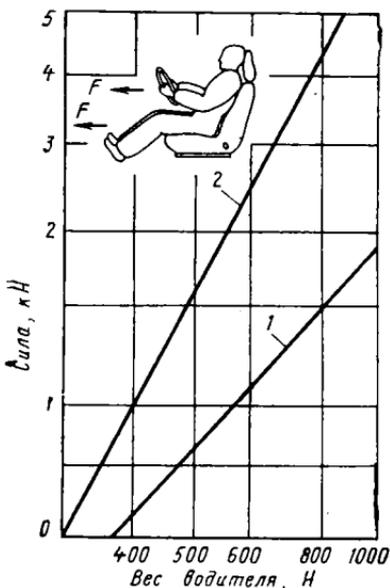


Рис. 5.30. Зависимость между силой разгибания двух ног и рук и весом тела у водителей. Стрелками показано направление проявляемой водителями силы:

1 — руки; 2 — ноги

Тормозной путь сиденья автомобиля в этой ситуации равен примерно 0,5 м (при обычном торможении он составляет на скорости 50 км/ч 8 ... 20 м). Зная скорость автомобиля (≈ 14 м/с), можно легко подсчитать, что ускорение составляет 20 g. Как показано в эксперименте (см. выше), максимальное мгновенное ускорение в такой ситуации в 2 раза больше среднего, т. е. достигает 40 g. Для человека весом 750 Н это эквивалентно действию силы 30 кН.

Максимальные силы, которые могут проявить при разгибании рук

и ног водителя — молодые мужчины разного веса, находящиеся в кресле автомобиля, — приведены на рис. 5.30. Для человека весом 750 Н значения силы составляют в среднем 3750 Н для ног и 1400 Н для рук. Вместе всего 5150 Н, что существенно меньше той силы, которую надо было бы приложить к рулевой колонке и опоре ногами, чтобы избежать смещения тела вперед в салоне (добавим к этому, что время 0,07 с слишком мало, чтобы человек успел проявить свою максимальную силу при разгибании рук и ног).

Поэтому в подобных ситуациях не только пассивно сидящий манекен, но и активно сопротивляющийся человек начинает перемещаться вперед. Движения тела состоят из нескольких фаз: I — тело смещается вперед, что сопровождается ударом коленей о переднюю панель; II — тело срывается с сиденья, бедра высоко поднимаются, водитель ударяется головой о потолок кабины, после чего его кидает грудью и животом на рулевое колесо; III — происходит отдача головы после удара, ее движение назад; IV — новый бросок вперед, сопровождаемый вторым ударом груди о рулевое колесо; V — голова оказывается на передней окружности рулевого колеса.

В этой приблизительной схеме взаимодействия человека (водителя) с интерьером автотранспортного средства возникают травмы различных частей тела.

Наибольшее число травм при авариях составляют травмы головы. Удары головы при этом приходятся о лобовое стекло, рамы, стекла дверей, руль, крышу, приборный щиток и т. п. Пассажиры, сидящие на заднем сиденье, ударяются о крышу салона, спинку переднего сиденья, о боковые части ав-

томобиля. Тяжесть повреждений головы при этом различна. Например, установлено, что удар головы со скоростью 16—20 км/ч о лобовое стекло приводит к появлению резаных и рваных ран [69]. Ушибы и сотрясения мозга происходят при ударах о двери, руль, крышу.

Травмы нижних конечностей по частоте занимают второе место. При этом наиболее травмируемыми оказываются колени человека, которые бьются о приборный щиток.

Связано это с тем обстоятельством, что угол в коленных и тазобедренных суставах сидящего в автомобиле человека примерно равен 90° , вследствие чего коленный сустав является выступающим вперед участком тела человека. В связи с этим он часто является энергопоглощающим буфером. При этом, учитывая, что продольная ось бедра в таком положении совпадает с направлением действия сил, ударный импульс чаще всего передается на тазобедренный сустав, что приводит к появлению так называемых дистантных травм. Поскольку сила, при которой разрушается бедренная кость, находится в пределах 10...15 кН, можно ожидать в данном случае повреждений, так как расчет показывает, что при скорости соударения с преградой 90 км/ч сила, действующая на бедренную кость человека весом 750 Н, примерно равна 50 кН.

Тяжесть травм, естественно, резко увеличивается при возрастании скорости автомобиля. Поскольку кинетическая энергия пропорциональна квадрату скорости, то увеличение скорости в 2 раза, скажем с 40 до 80 км, в 4 раза увеличивает кинетическую энергию соударения. В образовательных целях порой полезно сопоставить движение автомобиля с его падением с определенной высоты: скорость 80 км/ч достигается при падении с высоты 25 м — примерно высоты восьмизэтажного дома.

Из специальных устройств пассивной безопасности широкое распространение получили только два: удерживающие ремни и подголовники.

Удерживающие ремни (ремни безопасности) были впервые предложены в 1903 г. [16]. Известны их четыре основных варианта (рис. 5.31): поясной (с двумя точками крепления), диагональный (двухточечный), диагонально-поясной (трехточечный) и двухплечевой (четырёхточечный).

Вследствие возможного сгибания тела вперед поясной ремень является ненадежным средством защиты. Диагональный ремень не предохраняет от проскальзывания вперед таза и нижних ко-

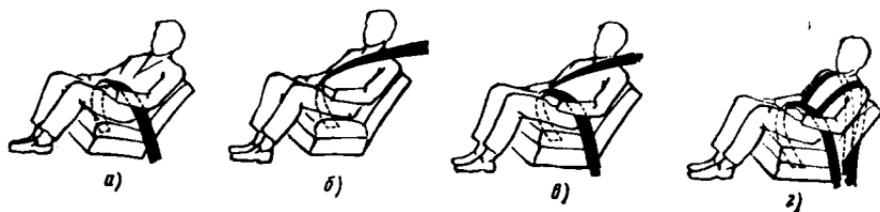


Рис. 5.31. Основные виды ремней безопасности:

а — поясной ремень; б — диагональный ремень; в — диагонально-поясной ремень; г — двухплечевой ремень

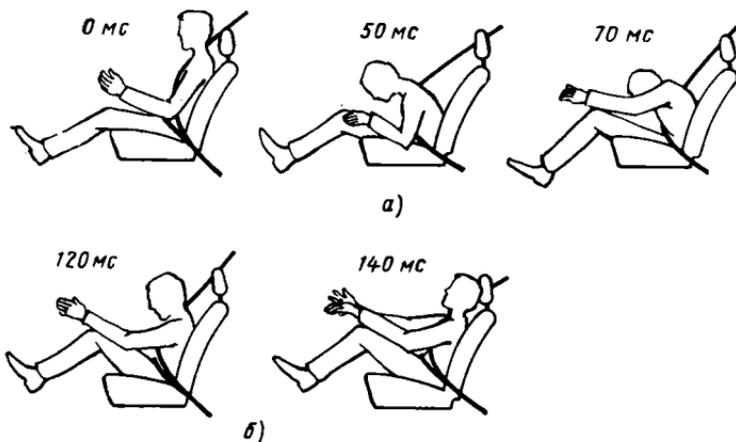


Рис. 5.32. Фазы перемещения манекена, закрепленного диагонально-поясным ремнем безопасности при фронтальном столкновении:
а — движение вперед; *б* — движение назад

нечностей. Двуплечевой четырехточечный ремень обеспечивает наибольшую безопасность, однако неудобен практически: его трудно надевать и он быстро загрязняется. Поэтому наибольшее распространение получили диагонально-поясные ремни, в особенности наматывающиеся (инерционного типа). Типичная картина движения манекена, закрепленного ремнями этого типа, при столкновениях показана на рис. 5.32.

Подобные ремни обеспечивают достаточно высокую безопасность. При сравнительной оценке эффективности ремней безопасности, основанной на изучении статистики травм, опытах с манекенами, трехточечный ремень был оценен индексом 100, диагональный 77, а индекс простого поясного ремня составил 25 ... 30.

Безопасность человека зависит также от регулирования ремней. Оптимальным является положение, указанное на рис. 5.33. Чтобы избежать ушибов и врезаний в тело, ремень не должен иметь перегибов и перекручиваний. Он должен крепиться возможно ближе к телу с зазором не более 20 ... 30 мм.

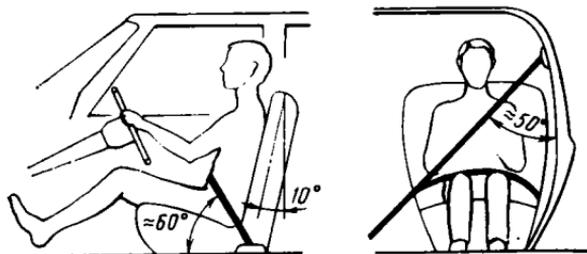


Рис. 5.33. Оптимальное регулирование и надевание ремня безопасности

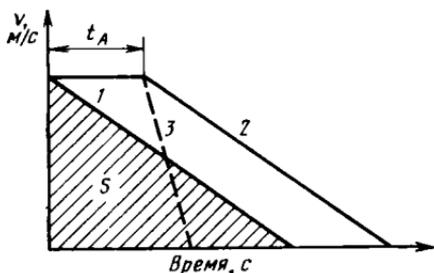


Рис. 5.34. Снижение скорости тела пассажира при различной слабине ремня

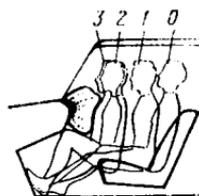


Рис. 5.35. Надувные ремни безопасности и фазы перемещения пассажира, пользующегося надувной подушкой при фронтальном столкновении

На рис. 5.34 показана схема снижения скорости тела человека при разной плотности прилегания ремней безопасности. Линия 1 соответствует туго надетому (без слабину) ремню, линии 2 и 3 — ремню, имеющему зазор с телом. При туго надетом ремне перемещение равномерно и величина ускорения не превышает предельно допустимых значений — уровня толерантности. Затененная область под кривой соответствует пути, на котором перемещается тело. Его величина не должна превышать свободного пространства внутри салона между человеком и передней панелью.

При свободно надетом ремне безопасности возможны два варианта. В первом случае (линия 2) податливость привязного ремня такая же, что и в описанном раньше случае. Тогда путь тела увеличивается (графически эта разница равна площади между линиями 1 и 2) и возникает опасность выйти за пределы свободного пространства и удариться о части машины. Во втором случае (линия 3) используется ремень с малой податливостью (угол наклона линии 3 выбран таким образом, чтобы площади, ограничиваемые этой линией и линией 1, были равны — это соответствует одному и тому же пути торможения). Этот вариант приводит к удару человека о ремень и возникновению очень больших ускорений, которые могут превзойти уровень толерантности.

При зазоре 200 мм и выше ремни не обеспечивают защиты от травм.

Усовершенствованным вариантом ремней безопасности являются надувные ремни, обеспечивающие лучшее распределение нагрузки на тело (рис. 5.35).

Из числа других возможных средств защиты назовем следующие

Надувные подушки, которые при получении сигнала воспринимающего устройства (оно срабатывает при условиях, эквивалентных столкновению с барьером на скорости 19—29 км/ч) заполняются в течение 30 мс газом, который до этого находился в какой-либо емкости под давлением, либо был выработан газогенератором. Эти устройства вызывают серьезную критику вследствие того, что закрывая лицо водителя, подушки исключают его участие в остановке автомобиля, что увеличивает тяжесть повреждений. Кроме того, такие подушки очень дороги в эксплуатации.

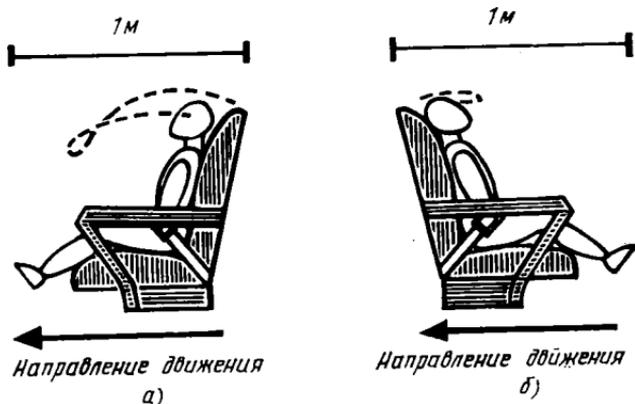


Рис. 5.36. Перемещение головы ребенка (пунктир) при резком торможении автомобиля на скорость 50 км/ч при традиционном расположении (а) и спиной к направлению движения (б) [29, переработано]

Посадка пассажиров (в первую очередь детей) осуществляется спиной к направлению движения (рис. 5.36) [3, 29]. Это вполне разумная и легко осуществимая мера, реализации которой мешают только психологические обстоятельства: желание сидеть «как все» и глядеть вперед на дорогу.

Устройство кресла таким образом, чтобы оно могло поворачиваться относительно оси, проходящей через основание передних ножек. Задние ножки кресла делаются выдвижного (тубусного) типа с демпфером внутри. В случае внезапной остановки и ускорения, превышающего заданный пороговый уровень, кресло поворачивается, отчасти демпфируя нагрузку. При ударе тело удлинится. При хорошо держащих ремнях безопасности это может несколько уменьшить ускорение, испытываемое телом.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аруни А. С. Биомеханические основы индивидуальной защиты человека в условиях профессиональной деятельности // Здоровье и функциональные возможности человека. М.: Институт биофизики МЗ СССР, 1985. С. 24.
2. Аруни А. С., Зацюрский В. М. Эргономическая биомеханика предупреждения травматизма. М., 1987. 112 с. Деп. в ВИНТИ 23.12.87, № 9005.
3. Аруни А. С., Зацюрский В. М. Перспективы развития эргономической биомеханики. Киев: Знание, 1987. 16 с.
4. Барер А. С., Коиахевич Ю. Г., Шолло Л. Н. Критерий безопасности в проблеме защиты головы летчика от удара // Космическая биология и авиакосмическая медицина. 1982. № 5. С. 29—33.
5. Барер А. С., Харченко В. И., Коиахевич Ю. Г. и др. Моделирование черепно-мозговой травмы при оценке и разработке средств защиты летчика от удара // Космическая биология и авиакосмическая медицина. 1983. № 5. С. 7—12.
6. Барер А. С., Коиахевич Ю. Г. Понятие функциональной прочности в проблеме объективизации биомеханических требований к средствам защиты

ты и спасения экипажей летательных аппаратов // Космическая биология и авиакосмическая медицина. 1987. № 2. С. 21—24.

7. Васильев П. В., Глод Г. Д. Пилотажные перегрузки // Авиационная медицина. М.: Медицина, 1986. С. 75—100.

8. Вылегжанин О. И., Суворов Б. Л., Кремлева Л. Ф. Сравнительная оценка боковой амортизации защитных касок, применяемых в строительстве // Актуальные вопросы охраны труда. М.: Профиздат, 1985. С. 50—53.

9. Гозулов С. А., Стулаков Г. П. Ударные перегрузки // Авиационная медицина. М.: Медицина, 1986. С. 100—118.

10. Гирке Х. Е. Биодинамическое поведение тела человека // Механика. М.: Мир, 1966. № 1. С. 146—164.

11. Громов А. П. Биомеханика травмы. М.: Медицина, 1979. 271 с.

12. Дербоглав В. В. Судебно-медицинская оценка повреждений костей черепа в зависимости от условий падения на плоскости и характера поверхности соударения: Автореф. дисс. ...канд. медиц. наук. М.: 1975. 28 с.

13. Зациорский В. М., Аруин А. С., Селуянов В. Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: ФизС, 1981. 141 с.

14. Конахевич Ю. Г., Шолпо Л. Н., Зуев Б. М. и др. Композитная физическая модель головы человека // Механика композитных материалов. 1982. № 2. С. 330—335.

15. Корзон А. И., Суворов Б. Л., Трубников Е. Г. Защитные каски. // Охрана труда. 1982. Вып. 3. С. 1—47.

16. Литвинова Т. А., Новоселов В. Т., Демьянова Р. П. Пользуетесь ли Вы ремнями безопасности? М.: Транспорт. 1983. 48 с.

17. Матросов А. Ф., Корзон А. И., Суворов Б. Л. и др. Методические рекомендации по испытанию промышленных касок. Свердловск: ВНИИ охраны труда, 1981. 43 с.

18. Матросов А. Ф., Корзон А. И., Суворов Б. Л. и др. Промышленные защитные каски: Альбом-каталог. Свердловск: ВНИИ охраны труда, 1981. 27 с.

19. Образцов И. Ф., Конахевич Ю. Г., Ляпин В. А. и др. Математическое моделирование кинематической реакции тела человека на ударные воздействия // Космическая биология и авиакосмическая медицина. 1986. № 4. С. 37—41.

20. Панин Н. Л. К оптимизации конструкции средств защиты головы // Медико-технические проблемы индивидуальной защиты человека. М.: ИБ, 1984. С. 145—150.

21. Попадейкин В. В., Самолдин А. А., Суворов Б. Л. и др. Предохранительные пояса // Охрана труда. М.: Профиздат, 1982. Вып. 4. С. 1—44.

22. Прудковский Б. А., Ромадановский О. А. Исследование процесса соударения головы человека с преградой различной жесткости // Биомеханика. Рига, РНИИТО, 1975. С. 23—26.

23. Рябчинский А. И. Механизм травмирования человека в автомобиле и биомеханика дорожно-транспортных происшествий. Таллин: Валгус, 1979. 126 с.

24. Симонов В. И., Шибанов Н. М., Яшин В. С. Спецодежда, спецобувь и другие средства индивидуальной защиты для строителей. М.: Стройиздат, 1984. 103 с.

25. Сингур Н. А. Ушибы мозга. М.: Медицина, 1970. 224 с.

26. Amphoux M. Les contraintes physiologiques et la conception des équipements individuels de la protection contre les chutes // Annales de l'Institut technique du Bâtiment et de travaux publics. 1982. N 401. P. 80—84.

27. Archer P. Les équipement individuels de Protection contre les chutes // Annals de l'Institut technique du Bâtiment et de travaux publics. 1982. N 401. P. 99—106.

28. Ardoin G. Etude expérimentale sur les ceintures de sécurité // Cahiers de C. P. du Bâtiment et des Travaux publics. 1972. N 2. P. 42—49.

29. **Arnberg P. W.** The design and effect of child restraint systems in vehicles // *Ergonomics*. 1978. V. 21. P. 681—690.
30. **Calvano N. J., Berger R. E.** Effects of selected test variables on the evaluation of football helmet performance // *Medicine and Science in sport*. 1979. V. 11. P. 293—301.
31. **Culver R. H., Bender M., Melvin J. W.** Mechanisms, tolerances and responses obtained under dynamics of superior inferior head impact. Report N PB-299292. University of Michigan, 1978.
32. **Douglass J. M., Nahum A. M., Roberts S. B.** Applications of experimental head injury research // *Proc. 12th Stapp Car Crash Conf.* 1968. P. 317—337.
33. **Ewing C. L.** Injury criteria and human tolerance for the neck // *Aircraft Crashworthiness* / Ed. K. Saczalski. Charlottesville: University Press of Virginia. 1975.
34. **Ewing C. L.** Impact injury of the head and spine / Eds. C. L. Ewing et al., Springfield, Il: Thomas C. C., 1983. 654 p.
35. **Ewing C. L., Thomas D. J., Patric L. M., Beeler G. W., Smith M. J.** Living human dynamic response to G_x impact acceleration. II — Accelerations measured on the head and neck // *Proc. 13th. Stapp Car Grash Conf.* 1969. P. 400—415.
36. **Ewing C. L., Thomas D. J.** Torque versus angular displacement response of human head to—G_x impact acceleration // *Proc. 17th Stapp Car Crash Conf.*, 1973. P. 309—342.
37. **Fipp G., Watson V. J.** Polymeric surfaces for sport and recreation. London. 1982. 294 p.
38. **Federal motor vehicle safety standart 218.** 1974. Motorcycle Helmets.
39. **Federal safety standarts 208,** Section 6.2, 1977.
40. **Gierke H. E., Goldman D. E.** Effects of shock and vibration on man // *Shock and Vibration Handbook* / Eds C. M. Harris, C. E. Crede. — New York etc.: Mc Graw-Hill Book Company. 1976. P. 41-1—44-57.
41. **Gurdjian E. S.** Impact head injury: mechanistic, clinical and preventive correlations. Springfield: C. Thomas. 1975. 370 p.
42. **Gurdjian E. S., Lissner R., Patrick L. M.** Protection of the head and neck in sports // *JAMA*. 1962. V. 182. P. 509—512.
43. **Hodgson V. R.** National operating committee on standards for athletic equipment: fooball helmet certification program // *Medicine and science in sports*. 1975. V. 7. P. 225—232.
44. **Hodgson V. R.** Approaches and evaluative techniques for helmet // *Proc. Int. Symp. Biomech. Assessments of Sport Protective Equipment*. Waterloo: ISB. 1983. P. 23—29.
45. **Hodgson V. R., Nakamura G. S., Talwalker R. F.** Response of the facial structure to impact // *Proc. 8th Stapp Car Crash Conf.*—1964. P. 229—250.
46. **Holbourn A. H. S.** Mechanics of head injuries // *Lancet*. 1943. V. 2. P. 438—441.
47. **Holbourn A. H. S.** The mechanics of brain injuries // *Brit. Med. Bull*. 1945. V. 3. P. 147—149.
48. **Huston R. L., Sears J.** Effect of protective helmet mass on head/neck dynamics // *Transactions ASME*. 1981. V. 103. P. 18—23.
49. **Kertész L. S.** Egyes munkavédelemi sisakokkal szemben támasztott követelmények // *Munkavédelem, munka-es üremegészségügy*. 1983. V. 29. P. 125—131.
50. **King A. J.** New perspectives and needs in biomechanical modelling // *Antropometry and Biomech. Theory and Appl.*, *Proc. NATO Simp.*, Cambridge, 7—11 July. 1980. New York etc., 1982. P. 169—172.
51. **Kroell C. K., Gadd C. W., Schneider D. C.** Biomechanics in crash injury research // *ISA Transaction*. 1974. V. 13. P. 183—198.
52. **Kroell C. K., Schneider D. C., Nahum A. M.** Impact tolerance and

response of the human thorax II // Proc. 18th Stapp. Car Crash Conf., 1974. P. 383—413.

53. **Lange W.** Mechanical and physiological response of the human cervical vertebral column to severe impacts applied to the torso // Proc. Symp. Biodynamic Models and Their Applications. Wright—Patterson Air Force Base. Ohio. — October 1970. — P. 141.

54. **Liu Y. K.** Biomechanics and biophysics of CNS trauma // Central Nervous System Trauma. Research Status Report / Ed. G. L. Odom. — Duke University, Durham, N. C., 1979. P. 36.

55. **May P. R., Fuster J. M., Haber J., Hirschman A.** Woodpecker drilling behavior: an endorsement of the rotational theory of impact brain injury // Arch. Neurology. 1979. V. 36. P. 370—373.

56. **Mayer A., Barlier A.** Les casques de Montague // Travail et Sécurité. 1980. N 4. P. 197—204.

57. **Melvin J. W., Evans F. G.** A strain energy approach to the mechanics of skull fracture // Proc. 15th Stapp. Car Crash Conf., 1971. P. 666—685.

58. **Merlin—Chalumeau P.** Les protection individuelles contre les chute de grande hauteur // Le Batiment-Batir. 1981. N 8—9. P. 47—54.

59. **Merrill T., Goldsmith W., Deng Y. V.** Three-dimensional response of a lumped parameter head-neck model due to impact and impulsive loading // J. Biomechanics. 1984. V. 17. P. 81—95.

60. **Mertz H. J., Gadd C. W.** Thoracic tolerance to whole-body deceleration // Proc. 15th Stapp. Car Crash Conf. 1971. P. 135—157.

61. **Mertz H. J. Jr., Hodgson V. R., Thomas L. M., Nyquist G. W.** An assessment of comprehensive neck loads under injury-producing conditions // Physician and Sport Medicine. 1978. V. 6. P. 32—43.

62. **Mertz H. J. Jr., Patrick L. M.** Strength and response of the human neck // Proc. 15th Stapp. Car Crash Conf. 1971. P. 207—255.

63. **Mohan D., Bowman B. M., Snyder R. G., Foust D. R.** A biomechanical analysis of head impact injuries to children // Transaction ASME. 1979. V. 101. P. 250—260.

64. **Nahum A. M., Gatts J. D., Gadd C. W., Danforth J.** Impact tolerance of the skull and face // Proc. 12th Stapp. Car Crash Conf. 1968. P. 302—316.

65. **Neathery R. F., Kroell C. K., Mertz H. J.** Prediction of thoracic injury from dummy responses // Proc. 19th Stapp Car Crash Conf. 1975. P. 295—316.

66. **Newman J. A.** // Biomechanics IX-B/Eds D. A. Winter, et al. Campaign: HKP. 1985. P. 154—160.

67. **Njus G. O., Nye T. A.** The inertial and geometrical properties of helmet // Medicine and Science in Sports and Exercise. 1984. V. 16. P. 498—505.

68. **Norme française homologue NFS 71020.** Equipments individuels de protection contre les chutes. 1978.

69. **Nowak W.** Tipische Unfallverletzungen bei Auffahrunfaellen // Verkehrstechnik — Verkehrssicherheit. 1968. Bd. 2. — S. 145—169.

70. **Ommaya A. K., Corrao P., Letcher F. S.** Head injury in the chimpanzee. Part I: Biodynamics of traumatic unconsciousness // J. Neurosurg. 1973. V. 39. P. 152—166.

71. **Ommaya A. K., Yarnell P., Hirsh A. E., Harris E. H.** Scaling of experimental data on cerebral concussion in sub-human primates to concussion threshold for man // Proc. 11th Stapp Car Crash Conf., 1967. P. 73—80.

72. **Ono K., Kikuchi A., Nakamura M., Kobayashi H., Nakamura N.** Human head tolerance to sagittal impact reliable estimation deduced from experimental head injury using subhuman primates and human cadaver skulls // Proc. 24th Stapp Car Crash Conf., 1980. P. 103—160.

73. **Patrick L. M., Chou C. C.** Response of the human neck in flexion, extension and lateral flexion. Vehicle Research Institute: Report VRI 7.3., SAE New York. 1976.

74. **Pudenz R. H., Shelden C. H.** The lusite calvarium — a method for

- direct observation of the brain II. Cranial trauma and brain movement// J. Neurosurg. 1946. V. 3. P. 487—505.
75. Reid S. E., Tarkington J. A., Epstein H. M., O'Dea T. J. Brain tolerance to impact in football// Surg. Gynecol. Obstet. 1971. V. 133. P. 929—936.
76. Riedel W. Nur feste Schalen schützen// Deutsche Strassenverkehr. 1983. V. 31. S. 16—17.
77. Rodden B. E., Timothy J., Reichert J. K. An algorithm for determining the head injury criterion (HIC) from records of head acceleration// SAE Technikal Papers Series. 1983, N830469. 17 p.
78. Roszkowski W., Kilianska M. Wymacania dla Pasow, szelek Bezpieczenstwa i Innych Vrzadzen Pzecimspadowich// Prace. 1982. V. 32, P. 37—45.
79. Rushmer R. F., Green R. L., Kingsley H. D. Internal injuries produced by abrupt deceleration of experimental animals// J. Aviat. Medicine. — 1946. — V. 17. — P. 511—532.
80. Sances A. J., Weber R. C., Larson S. J., Cusick J. S., Myklebust J. B., Walsh P. R. Bioengineering analysis of head and spine injuries// CRC Crit. Rev. Bioeng. 1981. V. 5. P. 79—122.
81. Slattenschek A. Verhalten von Kraftfahrzeug-Windschutz-Scheibent bei Schlagversuchen mit dem Phantom-Kopf// ATZ. 1968. N 7. S. 233—241.
82. Stalnaker R. L., McElhaney J. H., Roberts V. L. MSC tolerance curves for human head impacts// ASME Paper. 1971. N 71 — WA/BHF-10.
83. Stech E. L., Payne P. R. Dynamic models of the human body. ARRL-TDR-64-23, Wright-Patterson AFB. Ohio. 1964.
84. Viano D. C. Considerations for o femur injury criterion// Proc. 21th Stapp Car Crash Conf., 1977. P. 445—473.
85. Ward C., Chan M., Nahum A. Intracranial pressure — a brain injury criterion// Proc. 24th Stapp Car Crash Conf. 1980. P. 161—185.
86. Weis E. B., Pearce W. L., Shoenbergen R. W., Muhic L. A. Measurements of human responses to short duration impact// J. Biomechanics, 1973. V. 6. P. 719—728.

АВТОМАТИЗИРОВАННОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ РАБОЧИХ МЕСТ

Положение конструктора, создающего проект рабочего места, т. е. той части машины, с которой непосредственно взаимодействует рабочий-оператор, довольно существенно отличается от ситуации, в которой находятся его коллеги, разрабатывающие другие части машины. Они могут опереться в своих разработках на фундаментальные технические дисциплины (начиная от теории механизмов и машин, сопромата и пр.), стандарты и многочисленные справочные данные. Подобной строгой теории, которую можно было бы использовать при проектировании рабочих мест, нет. Есть лишь многочисленные разрозненные эргономические рекомендации, размерные признаки, которые надо учитывать, дизайнерские идеи. В таких условиях опыт, интуиция конструктора и талант дизайнера могут дать больше, чем точные технические значения, которыми владеет инженер.

Отсюда и своеобразие методов конструирования рабочих мест, где на определенном этапе большую роль играет натурное макетирование: делается макет рабочего места в натуральную величину и затем оно доводится при испытаниях [12]. Такие рекомендации, как переместить ручку управления чуть-чуть вправо, переместить индикатор влево, поднять зеркало заднего вида повыше и т. п., даются обычно после опробования рабочего места испытателем. Традиционно используемый при этом метод проб и ошибок невыгоден: обычно после первой пробы не удается получить требуемое проектное решение, поэтому такой путь конструирования долгов и дорог.

Широкое развитие вычислительной техники позволяет автоматизировать процесс проектирования в разных отраслях народного хозяйства. Автоматизированное проектирование, осуществляемое с помощью ЭВМ, при рациональном распределении функций между человеком и ЭВМ, по данным [2], повышает производительность труда проектировщиков станочных приспособлений в 5-10 раз, позволяет в несколько раз сократить сроки проектирования.

Автоматизация проектирования способствует перенесению значительной части конструкторской и дизайнерской работы на первые этапы проектирования, используя для этого графическое изображение модели рабочего места и манекена-оператора на экране компьютера. Оценка удобства разрабатываемого рабочего места в этом случае осуществляется конструктором по заданным

эргономическим [16, 19, 21, 26 и др.] или биомеханическим критериям [3, 4, 8, 13, 18]. Возможности, открываемые подобным подходом, очень велики. Используя устройства управления курсором (типа «мышь» или «джойстик»), световое перо или сенсорные экраны, можно вносить исправления в эскизные проекты прямо на экране дисплея. Можно поворачивать трехмерное изображение, разглядывая его с разных точек зрения. Эта точка зрения может совпадать с положением глаз будущего оператора, и это даст возможность видеть обстановку так, как ее впоследствии будет видеть реальный оператор.

Путем геометрического моделирования можно автоматически проводить измерения размерных признаков, включенных в наблюдаемую сцену. Можно (и это очень ценно) накапливать банк дизайнерских решений и при конструировании, скажем, органов управления станком, вызывать из памяти компьютера все варианты дизайнерских решений этой задачи. Отдельные удачные блоки таких решений можно переносить, используя фреймовую технологию программирования, на экран, совмещая затем графические фрагменты, представляемые в разных «окнах». Все это значительно упрощает и удешевляет проектирование. При этом меняется не существо, а технология работы дизайнера и конструктора: они могут теперь более успешно реализовать свои замыслы.

Наилучшая форма организации такого проектирования достигается при применении систем автоматизированного проектирования (САПР) — комплекса средств автоматизации проектирования, взаимосвязанного с подразделениями проектной организации и выполняющего автоматизированное проектирование [9].

В настоящее время разработаны основные положения теории и практики САПР [9, 10, 11 и др.], а также вопросы автоматизации проектирования в отдельных отраслях промышленности, в частности в машиностроении [6, 7 и др.], радиоэлектронике, микроэлектронике, вычислительной технике [1, 5 и др.].

Следует, однако, отметить, что вопросы конструирования рабочего места человека в большинстве упомянутых монографий и учебных пособий не рассматриваются.

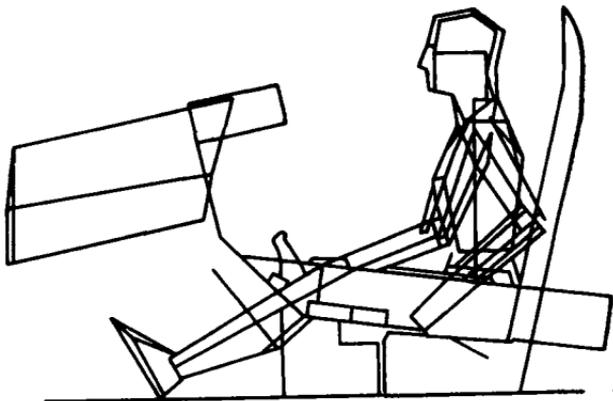
Разработка САПР рабочих мест в настоящее время активно развивается. Спрос на уже созданные САПР огромен: согласно данным [18], к моменту публикации их работы только одна из подобных систем ADAM использовалась в 18 странах более чем 300 фирмами.

6.1. ВОЗМОЖНОСТИ И РАЗНОВИДНОСТИ САПР РАБОЧИХ МЕСТ

Можно выделить три группы САПР рабочих мест.

1. Статические системы — позволяют наблюдать положение оператора на рабочем месте в разных позах. Используются для

Рис. 6.1. Модель системы ВОЕМАН [26]



определения зон досягаемости и визуальной оценки степени удобства позы. Наиболее старыми системами этой группы являются система Воетман, разработанная фирмой Боинг [26] и CGE (Crewstation Geometry Evaluator [21]). Обе системы работали в пакетном режиме. Они позволяли получать изображение оператора в проекции на три координатные плоскости (рис. 6.1). Более поздние системы этой группы были просты в употреблении. Статические модели (как и все описываемые ниже) дают возможность произвольно изменять размеры тела манекена-оператора на экране. При их использовании можно ставить вопросы примерно таким образом: что будет видеть водитель ростом 190 см; дотянется ли оператор ростом 160 см до рычага управления и т. п. Одной из первых таких систем была система COMBIMAN [15, 23, 24] (рис. 6.2). Статические модели сейчас уже уступают место более совершенным (интерактивным, в частности) системам.

2. Кинематические системы — позволяют генерировать на экране и получать изображения движущегося оператора или оператора в разных позах (рис. 6.3). Примером такой системы является система SAMMIE [17].

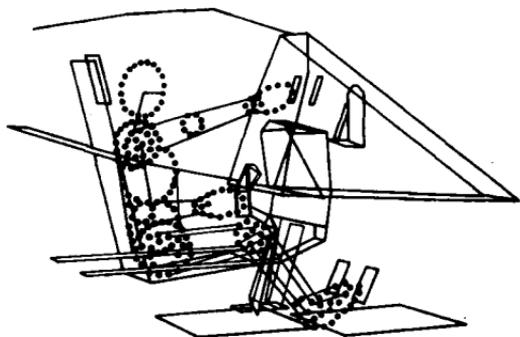
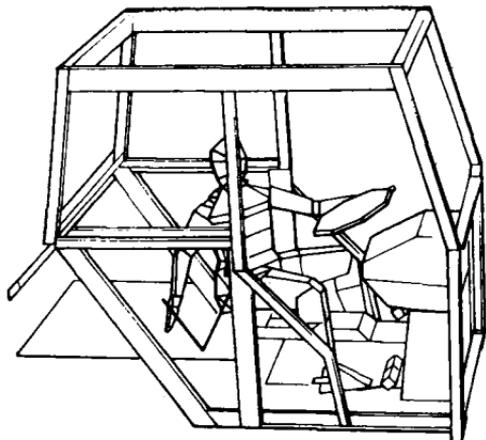


Рис. 6.2. Модель системы COMBIMAN [24]

Рис. 6.3. Модель системы SAMMIE [17]



3. Динамические системы — позволяют оценивать силы и моменты, требуемые для выполнения определенных движений. К моделям этой группы относится, например, упоминавшаяся выше система ADAM.

Системы такого рода, как правило, основаны на использовании стандартных пакетов программ машинной графики. Например, системы АДАМ, COMBIMAN и SAMMIE базируются на пакете CADAM (Computer Aided Design and Manufacturing).

6.2. НЕКОТОРЫЕ САПР РАБОЧИХ МЕСТ

6.2.1. Система SAMMIE

Система SAMMIE (сокращение от System for Aiding Man Machine Interaction Evaluating) относится к числу кинематических систем. Основное внимание при компоновке рабочих мест уделяется досягаемости и зонам обзора. Система предоставляет следующие возможности: трехмерное моделирование рабочего места и оборудования; моделирование манекена-оператора в произвольных позах для эргономических оценок; множественные методы наблюдения конструируемых сцен (практически с любой точки зрения, например изнутри создаваемой на экране конструкции); интерактивное (диалоговое) общение с моделью рабочего места с целью ее исправления, дополнения, изменения и пр.

Основными компонентами системы являются рабочее место и изображение манекена-оператора. Рабочее место строится из стандартных геометрических тел заданной формы (кубов, призм, цилиндров и т. п.). Пример автопогрузчика, созданного таким образом, приведен на рис. 6.4. При построении сложных объектов элементарные тела могут быть подвергнуты преобразованиям параллельного переноса, поворота, а также растяжения и сжатия. При построении в программу закладывается ряд геометрических и логических требований. Например, сохранение геометрической формы и размеров недеформируемых элементов конструкции; сохранение контакта между некоторыми элементами,

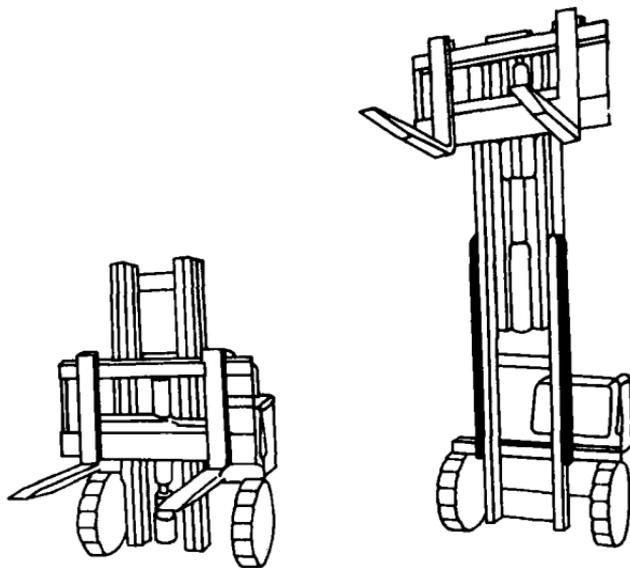


Рис. 6.4. Модель автопогрузчика, построенная из стандартных элементов [22]

например колеса с осью; возможность движения некоторых элементов относительно других, например возможность движения вилочных захватов автопогрузчика по определенной траектории и т. п.

Система позволяет изменять взаимное положение элементов рабочей среды. Например, достаточно приписать какому-либо движению элементов рабочего места (подъему захватов) соответствующую команду «Захват поднять», чтобы это движение выполнялось по одной команде. Подобные перемещения объектов получили название манипуляций.

Модель тела человека также строится из простых геометрических элементов (рис. 6.5). Обычно при работе задаются моделями трех определенных размеров, соответствующих 5, 50 и 95%-ному перцентилю. Однако при необходимости размеры манекена могут быть заданы произвольно.

Работа с системой проходит, как правило, в диалоговом режи-

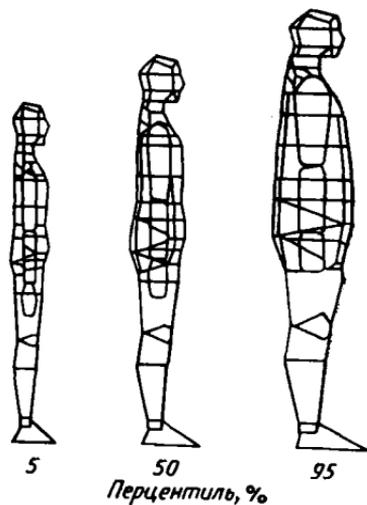


Рис. 6.5. Модель человека-оператора, соответствующая 5, 50 и 95%-ному перцентилю [17]

ме на основе имеющихся меню. Их всего 35. Примерами могут быть: меню оператора — для выбора размера и позы манекена; меню зоны обзора — для выбора точки зрения и типа проекции (параллельная, перспективная, аксонометрическая и т. п.); дисплей-меню — для работы только с частью модели, выбираемой по желанию и т. п.

Во всех режимах предусмотрена возможность изменения размера изображения (трансфокации).

Наиболее часто модель используется для решения следующих вопросов:

оценка соответствия размеров рабочего места размерам оператора (поместится ли он в отводимом ему пространстве);

определение пределов досягаемости; при этом интересующий разработчика объект может быть указан: его координатами; по названию, предварительно введенному в программу (в этом случае будет определяться досягаемость этого объекта при его перемещении в пространстве); по направлению движения части тела (достанет ли оператор до стены (любой ее точки), если он привстанет и вытянет руку в сторону?);

определение зон видимости; при этом любой поверхности могут быть приписаны свойства зеркала, как плоского, так и вогнутого, либо выпуклого с произвольно выбираемыми фокусными расстояниями. Это позволяет определить зоны обзора.

6.2.2. Система ADAM

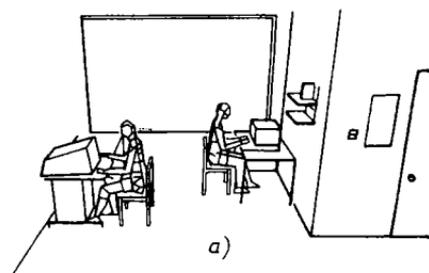
Эта система в дополнение к ранее описанным возможностям позволяет также решать некоторые динамические задачи, например определять моменты сил в суставах при выполнении определенных заданий (для этого в компьютер введены сведения о масс-инерционных характеристиках тела человека). Рабочая поза оператора в этой системе может быть задана командой и затем уточнена при последующей работе. Примеры стандартных поз, вызываемых по команде из меню, приведены на рис. 6.6. Изменение размеров манекена достигается с помощью множителей: при переходе от манекена, соответствующего по размерам 5%-ному перцентилю, к манекену, соответствующему 95%-ному перцентилю, размеры тела умножают на коэффициент 1,15. Таким же образом можно получить изображение манекена, соответствующего по размерам любому желаемому перцентилю.

Движения (изменения позы) манекена задаются как повороты относительно выделенных осей (осей в суставах). Последовательные положения тела могут быть при необходимости сохранены (рис. 6.7).

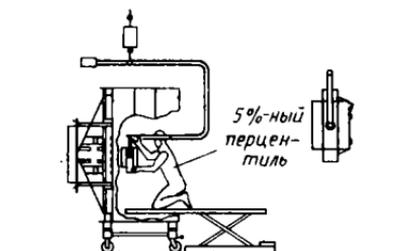
Описанные системы дают возможность дизайнерской проработки довольно сложно организованных рабочих мест (рис. 6.8).



Рис. 6.6. Стандартные (основные) позы, вызываемые из меню [18]



а)



б)

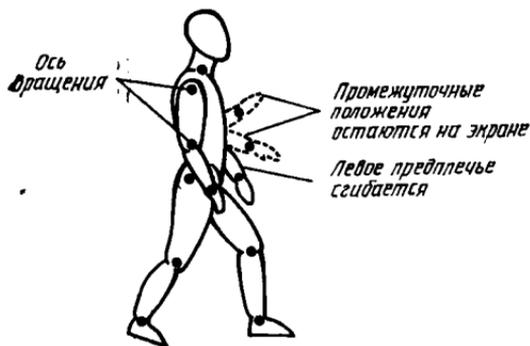
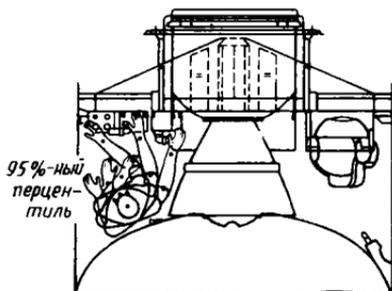


Рис. 6.7. Движение манекена [18]



в)

Рис. 6.8. Примеры разработок рабочих мест с помощью САПР SAMMIE (а) и САПР ADAM (б, в) [18]

При работе с САПР рабочих мест удобно пользоваться специально для этой цели разработанными интерпретаторами графических программ [25]. Они позволяют, в частности, получать последовательность изображений по типу мультипликационных фильмов.

6.2.3. Система ЭРГОБИМ

Укрупненная схема алгоритма САПР ЭРГОБИМ, разрабатываемой в лаборатории эргономической биомеханики Московского института электронного машиностроения, приведена на рис. 6.9.

В САПР можно выделить три основные подсистемы: формиро-

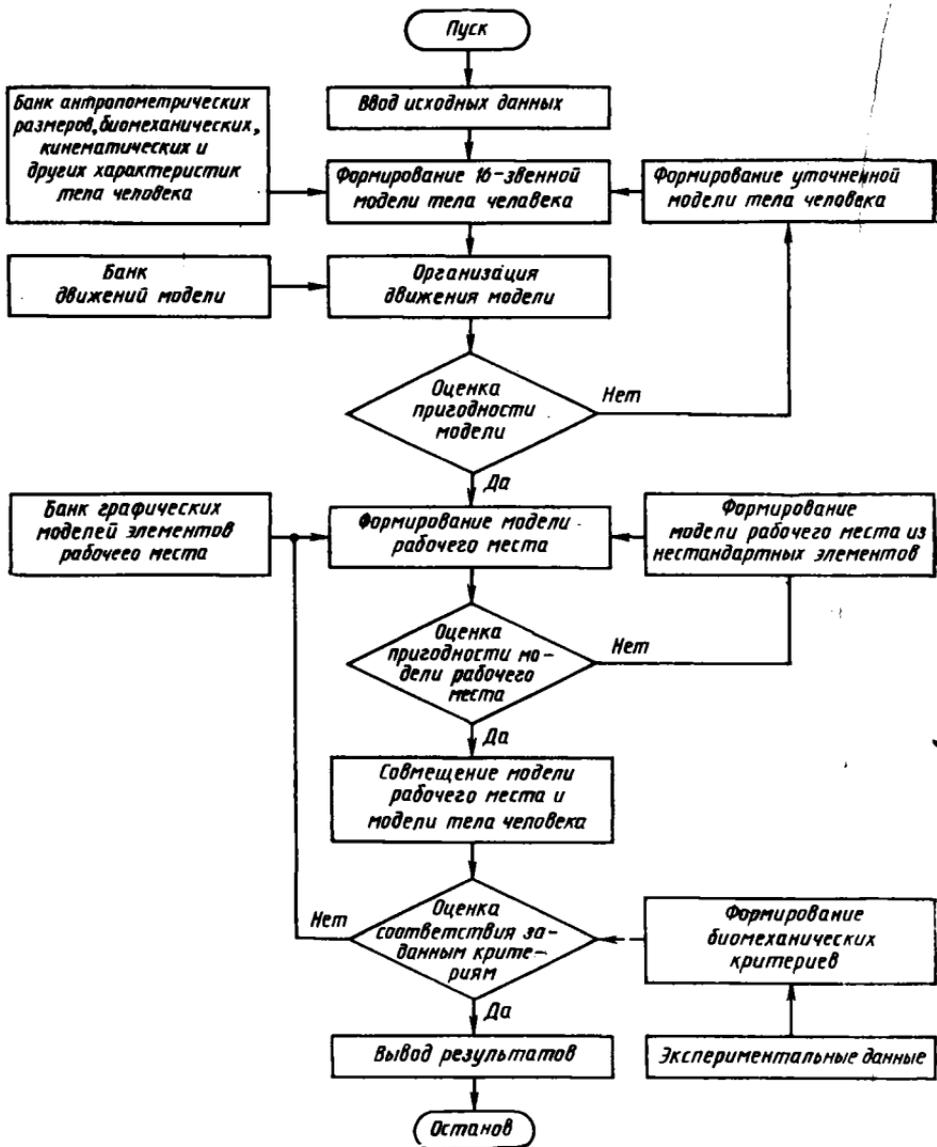


Рис. 6.9. Укрупненный алгоритм САПР ЭРГОБИМ

вание модели тела человека-оператора; конструирование модели рабочего места; оптимизация конструкции рабочего места с помощью заданных критериев.

Исходной информацией первой подсистемы проектирования служит информация о антропометрических, биомеханических, кинематических и других параметрах тела человека. На этом этапе происходит формирование 16-звенной модели тела человека, раз-

мерные параметры которой соответствуют, 5, 50, 95%-ному перцентиллю размеров тела предполагаемых операторов. С этой целью предусмотрено обращение к банку антропометрических данных. В случае же необходимости конструирования рабочих мест, требующих особой конструктивной проработки, например для инвалидов, размерные параметры модели тела могут выбираться в соответствии с размерами тела конкретных операторов.

В зависимости от задач конструирования могут быть использованы модели различной степени адекватности реальному объекту: *статические модели*, отражающие лишь размеры тела человека; они позволяют изучать соответствие габаритных размеров оборудования размерным параметрам тела; *кинематические модели*, построенные с учетом сведений о характеристиках движения тела человека, в частности, в зонах досягаемости, подвижности суставов, точностных, скоростных и других характеристиках человека; они позволяют изучать движения тела и его частей; *динамические модели*, включающие в себя масс-инерционные, силовые, прочностные, резонансные, морфометрические и прочие биомеханические характеристики тела. Такие модели могут быть пассивны, когда исследуется поведение человеко-машинной системы в ответ на внешнее воздействие (вибрацию, ускорение), или активны, когда учитываются сила мышц, выполняемая работа [14].

Изменение положения модели, соответствующее изменению позы человека-оператора при оценке досягаемости оборудования с использованием статических моделей, организация движения модели и ее элементов при исследовании кинематических и динамических моделей могут осуществляться путем обращения в банк стандартных движений элементов модели (поворот, линейное перемещение и т. п.).

Заключительной процедурой этапа моделирования тела человека является оценка пригодности модели. В случае неадекватности модели задачам конструирования, например по степени соответствия какого-либо параметра реальному объекту, имеется возможность формирования уточненной модели.

Исходной информацией второй подсистемы являются технические параметры разрабатываемого рабочего места, в частности тип работы (стоя, сидя), геометрические размеры, требуемое расположение оборудования, последовательность рабочих действий и т. п.

На этом этапе конструирования осуществляется формирование рабочего места из стандартных моделей, для этого предусмотрено обращение в банк моделей элементов рабочей среды. Примером наиболее часто используемых «заготовок» являются модели рабочего стола и стула для конторской работы. Размеры модели, пространственное положение ее элементов задаются конструктором и могут корректироваться им в процессе проектиро-

вания. В случае необходимости, например при конструировании рабочих мест, имеющих сложную конфигурацию, моделирование рабочего места можно осуществить из нестандартных элементов. С этой целью предусматривается использование возможностей графического дисплея.

Третья подсистема проектирования предназначена для совмещения модели рабочего места и модели оператора (введения оператора в обстановку). На данном этапе осуществляется разработка оптимального варианта рабочего места с учетом соответствия разработанной конструкции различным критериям, в частности могут быть использованы критерии досягаемости органов управления и подсобных объектов. Конструктор при оптимизации, например, кабины автомобиля транспортного средства решает такой вопрос: сможет ли водитель ростом 170 см закрыть дверь, не вставая с места, или не будет ли водитель ростом 190 см задевать при повороте туловища за элементы интерьера кабины? Любое отклонение от желаемых размеров автоматически измеряется и регистрируется. В частности, решается такой вопрос: если сумма длин частей тела меньше расстояния до объекта и он не досягаем, указывается, на сколько объект должен быть приближен. В соответствии с этим разработчик осуществляет корректировку проекта конструкции.

Основное значение при оптимизации имеет достижение соответствия разработанного рабочего места биомеханическим критериям, конкретная величина которых выбирается из литературных источников или с использованием данных специально поставленных экспериментов. Например, при использовании в качестве критерия момента, действующего на межпозвоночный диск, или внутридискового давления последовательность действий конструктора на этапе оптимизации будет следующая: рассчитывается величина момента (или давления) для оптимизируемого варианта конструкции рабочего места с учетом позы, занимаемой оператором, последовательности движения и пр.; полученные значения сопоставляются с критическими величинами, зарегистрированными на работающем в данных условиях человеке (они приведены в гл. 2 и 3), находящимися в памяти ЭВМ, и в случае их превышения осуществляется модификация рабочего места.

Такой путь оптимизации аналогичен для всех применяемых критериев. Увеличение же их числа при оптимизации повышает вероятность того, что разработанное рабочее место будет человеку удобно.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абraitис Л. Б., Шейнаускас Р. И., Жилевичус В. А. Автоматизация проектирования ЭВМ. М.: Советское радио, 1978. 269 с.
2. Алферов А. В. Механизация и автоматизация проектно-конструкторских работ. М.: Машиностроение, 1973. 192 с.

3. **Аруин А. С.** Вопросы создания САПР рабочего места конструктора // Докл. науч. техн. конф. «Автоматизация конструкторского проектирования РЭА и ЭВА». Пенза: ПДНТП, 1986. С. 81—83.
4. **Аруин А. С., Зацюрский В. М.** Перспективы развития эргономической биомеханики. Киев: Знание, 1987. 16 с.
5. **Ильин В. Н., Коган В. Л.** Разработка и применение программ автоматизации схемно-технического проектирования. М.: Радио и связь, 1984. 368 с.
6. **Капустин Н. М.** Разработка технических процессов обработки деталей на станках с помощью ЭВМ. М.: Машиностроение, 1976. 287 с.
7. **Капустин Н. М., Васильев Г. Н.** Автоматизация конструкторского и технологического проектирования. М.: Высшая школа, 1986. 189 с.
8. **Копылов Д. В., Аруин А. С.** Использование биомеханических критериев при разработке САПР рабочего места // Тр. II Всесоюз. школы-семинара «Перспективы развития эргономической биомеханики». М.: 1988. С. 72—81.
9. **Норенков И. П.** Введение в автоматизированное проектирование технических устройств и систем. М.: Высшая школа, 1986. 303 с.
10. **Петренко А. И.** Основы автоматизации проектирования. Киев: Техника, 1982. 295 с.
11. **Петренко А. И., Семенов О. И.** Основы построения систем автоматизированного проектирования. Киев: Вища школа, 1984. 296 с.
12. **Полюшкевич Л.** Избранные вопросы соматометрии // Эргономика. М.: Мир, 1971. С. 253—281.
13. **Aruin A. S.** Aktuelle Probleme der ergonomischen Biomechanik // Vortragsreihe 30 Intern. Wiss. Koll. T. H. Ilmenau, 1985, S. 187—190..
14. **Aruin A. S., Prilutsky B. I.** Human body simulation in computer-aided design of work stations. Proceeding of the 1-st International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. Warsaw, 25—27 June 1987 // Biology of Sport, 1988. V. 5. Suppl. 1. P. 199—206.
15. **Vapu P. et al.** Users' guide for COMBIMAN programs. Dayton: University of Dayton Research Institute. 1980.
16. **Bittner A.** Computerized accomodated percentage evaluation (CAPE) model for cockpit analysis and other exclusion studies. TP-75-49 Pacific Missile Test Center. Pt Mugu. California, 1975.
17. **Bonney M. C., Blunsdon C. A., Case K., Porter J. M.** Man-machine interaction in work systems // Int. J. Prod. Res., 1979. V. 17. P. 619—629.
18. **Cahill H. E., Davids R. C.** ADAM-A computer aid to maintainability design // Proc. Annu. Reliab. and Maintainab. Symp., New-York. 1984. P. 12—16.
19. **Coblentz A., Steck R., Renaud C., Ignazi J.** La conception et l'evaluation de systèmes homme-machine par la représentation tridimensionnelle en CAO // Travail Humain. 1985. V. 3. P. 265—278.
20. **Edwards R., Osgood A., Renshaw K., Chen H.** Crew station assessment of reach (CAR) model; Users' guide. Report D-180-1932-1-1, Boeing Aerospace. Seattle. Washington. 1976.
21. **Katz R.** Crew station design and evaluation methods: Users guide. Seattle. Washington: Boeing Computer Services. 1972. Report 40003.
22. **Kingsley E. C., Schofield N. A., Case K.** CAMMIE-A computer aid for man — machine modelling // Computer Graphics. 1981. V. 15. P. 163—169.
23. **Kroemer K. H. E.** COMBIMAN — computerized biomechanical man-model. AMRL-TR-72-16, Aerospace Medical Research Laboratory. Wright—Patterson Air Force Base. Dayton. Ohio. 1972.

24. **McDaniel J. W.** Computerized biomechanical man-model. AMRL-TR-76-30. Aerospace Medical Research Laboratory. Wright-Patterson Air Force Base. Dayton. Ohio. 1976.

25. **O'Donnell T. J., Olson A. J.** CRAMPS-A Graphics language interpreter for real-time, interactive, three-dimensional picture editing and animation // Computer Graphics. 1981. V. 15. P. 133—142.

26. **Ryan P.** Conckpit geometry evaluation Final Report. Vol. 1. — Program Description and Summary. JANAIR Report 7000201. Seattle: Boeing Company. 1971. 71 p.

ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение 1

ОСНОВНЫЕ НОРМАТИВНО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ДОКУМЕНТЫ ПО ОРГАНИЗАЦИИ РАБОЧЕГО МЕСТА ЧЕЛОВЕКА

Документ	Название	Содержание
ГОСТ 12.0.002—80 (СТ.СЭВ 1084—78)	ССБТ. Термины и определения	Устанавливает применяемые в науке, технике и производстве термины и определения основных понятий в области безопасности труда
ГОСТ 12.2.049—80	ССБТ. Оборудование производственное. Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования к вновь проектируемому и модернизируемому производственному оборудованию, применяемому во всех отраслях народного хозяйства
ГОСТ 26387—84	Система «человек — машина». Термины и определения	Устанавливает термины и определения основных понятий в области системы «человек — машина» и ее эргономического обеспечения
ГОСТ 21034—75 ГОСТ 12.2.032—78	ССБТ. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования к рабочим местам при выполнении работ в положении сидя при проектировании нового и модернизации действующего оборудования и производственных процессов
ГОСТ 12.2.033—78	ССБТ. Рабочее место при выполнении работ стоя. Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования к рабочим местам при выполнении работ в положении стоя при проектировании нового и модернизации действующего оборудования и производственных процессов
ГОСТ 21889—76*	Система «человек — машина». Кресло человека-оператора. Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования к креслу человека-оператора, а также типы и основные

Документ	Название	Содержание
ГОСТ 23000—78	Система «человек — машина». Пульты управления. Общие эргономические требования	конструктивные параметры кресел Устанавливает общие эргономические требования к расположению средств отображения информации и органов управления на панели пультов
ГОСТ 22615—77	Система «человек — машина». Выключатели и переключатели типа «Тумблер». Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования на все виды выключателей и переключателей типа «тумблер»
ГОСТ 22614—77	Система «человек — машина». Выключатели и переключатели клавишные и кнопочные. Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования на все виды клавишных и кнопочных выключателей и переключателей
ГОСТ 22613—77	Система «человек — машина». Выключатели и переключатели поворотные. Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования ко всем видам поворотных выключателей и переключателей
ГОСТ 21752—76*	Система «человек — машина». Маховики управления и штурвалы. Общие эргономические требования	Устанавливает общие эргономические требования к маховикам управления, штурвальным и рулевым колесам системы «человек — машина», предназначенным для выполнения ступенчатых переключений и плавного динамического регулирования одной или двумя руками
ГОСТ 21753—76*	Система «человек — машина». Рычаги управления. Общие эргономические требования	Устанавливает эргономические требования к рычагам управления системы «человек — машина», предназначенным для выполнения ступенчатого переключения и плавного динамического регулирования одной или двумя руками
ГОСТ 12.3.013—77	ССБТ. Работы машинописные. Общие требования безопасности	Распространяется на машинописные работы, выполняемые на машинах пишущих, наборно-пишущих, пишущих автоматах на предприятиях, в организациях и уч-

Документ	Название	Содержание
		режденных всех отраслей народного хозяйства, а также устанавливает общие требования безопасности: к помещениям для машинописных работ; к организации рабочего места, к методам контроля за выполнением требований безопасности

Приложение 2

ОСНОВНЫЕ НОРМАТИВНО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ДОКУМЕНТЫ ПО ЗАЩИТЕ ЧЕЛОВЕКА ОТ ВИБРАЦИИ

Документ	Название	Содержание
ГОСТ 24346—80 (СТ СЭВ 1926—79)	Вибрация: термины и определения	Устанавливает основные термины и определения в области вибрации
ГОСТ 24347—80 (СТ СЭВ 1927—79)	Вибрация: обозначения и единицы величин	Устанавливает обозначения и единицы величин, характеризующих вибрацию
ГОСТ 25980—83	Вибрация. Средства защиты. Номенклатура параметров	Устанавливает номенклатуру параметров, необходимых для выбора средств защиты и расчета систем вибрационной защиты
ГОСТ 12.1.012—78* (СТ СЭВ 1932—79, СТ СЭВ 2602—80)	ССБТ. Вибрация. Общие требования безопасности.	Устанавливает классификацию и гигиенические нормы вибрации, требования к вибрационным характеристикам производственного оборудования, включая средства транспорта, ручные стационарные, самоходные и прицепные машины и механизмы, к средствам вибрационной защиты и методам контроля вибрации
ГОСТ 12.1.043—84	ССБТ. Вибрация. Методы измерения на рабочих местах в производственных помещениях	Устанавливает общие требования к проведению измерений параметров вибрации
ГОСТ 12.4.012—83	ССБТ. Средства измерения и контроля вибрации на рабочих местах	Распространяется на средства и контроля вибрации на рабочих местах

Документ	Название	Содержание
ГОСТ 12.1.042—84 * (СТ СЭВ 5035—85)	ССБТ. Вибрация. Методы измерения на рабочих местах	на рабочих местах и в производственных помещениях во всех отраслях народного хозяйства Устанавливает требования к методам измерения и обработке результатов измерений локальной вибрации во всех отраслях народного хозяйства
ГОСТ 12.2.013—87 (СТ СЭВ 789—86)	ССБТ. Машины ручные электрические. Общие требования безопасности и методы испытаний	Устанавливает требования безопасности к конструкции, методам испытания и правилам безопасности эксплуатации ручных электрических машин
ГОСТ 12.4.002—74	ССБТ. Средства индивидуальной защиты рук от вибрации. Общие технические требования	Распространяется на средства индивидуальной защиты рук работающего от вибраций, защитные свойства которых обеспечиваются применением упругодеформируемых материалов
ГОСТ 12.4.094.—88 (СТ СЭВ 3075—81)	ССБТ. Вибрация. Динамические характеристики тела человека при воздействии вибрации. Методы определения	Устанавливает виды динамических характеристик тела человека и методы их определения при воздействии локальной и общей вибрации
ГОСТ 25571—82	Вибрация. Основные положения методов расчета виброизоляции рабочего места операторов самоходных машин	Устанавливает основные положения расчета виброизоляции рабочих мест и сидений операторов от вертикальных колебаний
ГОСТ 26143—84	Вибрация. Подвижной состав городского электрического транспорта. Нормы вибрации	Устанавливает нормы вибрации, воздействующей на водителей и пассажиров подвижного состава городского электрического транспорта в эксплуатационных условиях и методы оценки вибрации
Международный стандарт ИСО 2631—78	Руководство по оценке воздействия общей вибрации на тело человека	Указывает допустимые пределы воздействия вибраций, передающихся от жестких опорных поверхностей к телу человека в частотном диапазоне 1—80 Гц. Используются критерии «Порог снижения комфорта», «Граница снижения комфорта», «Граница снижения произ-

Документ	Название	Содержание
1956—78 МЗ СССР	Методические рекомендации по разработке норм на допустимые уровни вибрации рабочих мест для разных категорий трудовой деятельности	водительности труда и усталости», «Предел воздействия» Предназначены для унификации нормирования вибрации рабочих мест с учетом характера трудовой деятельности
1957—78 МЗ СССР	Методические рекомендации по разработке дифференцированных норм локальной вибрации с учетом вибросиловых характеристик	Предназначены для унификации нормирования локальных вибраций ручных машин с учетом их вибросиловых характеристик с целью повышения их вибробезопасности
2909—82 МЗ СССР	Гигиенические рекомендации к конструированию ручных машин для повышения их вибробезопасности	Предназначены для специалистов, конструирующих ручные машины. Содержат дополнительные требования опережающего характера, не регламентированные в нормативах

Приложение 3

ОСНОВНЫЕ НОРМАТИВНО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ДОКУМЕНТЫ ПО СРЕДСТВАМ ПРЕДУПРЕЖДЕНИЯ ТРАВМАТИЗМА

Документ	Название	Содержание
ГОСТ 5718—77*	Пояса предохранительные. Общие технические условия	Распространяется на предохранительные пояса, предназначенные для обеспечения безопасности работ на воздушных линиях электропередачи, на электрических станциях, распределительных устройствах общего назначения и других энергетических сооружениях и в контактных сетях

Документ	Название	Содержание
ГОСТ 14185—77*	Пояс предохранительный монтерский для воздушных линий электропередач. Технические условия	Распространяется на предохранительный монтерский пояс, предназначенный для обеспечения безопасности работы на воздушных линиях электропередачи, электрических станциях и подстанциях, а также на других энергетических сооружениях
ГОСТ 12.4.089—80	ССБТ. Строительство. Пояса предохранительные. Общие технические требования	Устанавливает общие требования безопасности к применяемым при производстве строительно-монтажных работ на высоте безлямочным и лямочным предохранительным поясам
ГОСТ 18837—82Е	Ремни безопасности для водителей и пассажиров автотранспортных средств. Технические условия	Распространяется на ремни безопасности для водителей и пассажиров автотранспортных средств (легковых, грузовых автомашин, автобусов, троллейбусов и других транспортных средств), сконструированных на их шасси, и устанавливает требования к ремням безопасности, изготовляемым для нужд народного хозяйства и экспорта
ГОСТ 12.4.128—83** (СТ СЭВ 4033—83)	ССБТ. Каски защитные. Общие технические требования и методы испытания	Устанавливают общие технические требования и методы испытаний на защитные каски, применяемые во всех отраслях народного хозяйства для предотвращения или уменьшения воздействия на головы работающих опасных и вредных производственных факторов
ГОСТ 12.4.091—80*	ССБТ. Каски шахтерские пластмассовые. Общие технические условия.	Распространяется на пластмассовые шахтерские каски, предназначенные для защиты работающих от механических повреждений, поражения электрическим током и от воды
Международный стандарт ИСО 3873—77	Каски защитные промышленные	Устанавливает физические и эксплуатационные требования, методы испытания и требования к маркировке для промышленных защитных касок

Документ	Название	Содержание
ГОСТ 26584—85	Безопасность дорожного движения. Шлемы для мотоциклистов. Технические условия	Распространяется на шлемы для мотоциклистов, предназначенные для защиты головы водителей и пассажиров мототранспортных средств

Предисловие	3
Глава 1. Рабочие действия и рабочий инструмент	4
А. Мануальные действия (работа руками)	4
1.1. Биомеханические особенности кисти и руки человека	4
1.1.1. Антропометрические размеры	4
1.1.2. Масс-инерционные характеристики звеньев руки	5
1.1.3. Нормативные модели руки	7
1.1.4. Движения руки. Хваты	8
1.1.5. Силовые характеристики звеньев верхней конечности	12
Индивидуальные особенности строения и силы кисти	19
1.1.6. Латеральные предпочтения (право- и леворукость)	20
1.2. Рабочий инструмент. Общие требования	21
1.2.1. Размеры инструментов	21
1.2.2. Устранение чрезмерных локальных давлений	22
1.2.3. Обеспечение удобного положения кисти и руки	25
1.3. Ручной инструмент различного назначения	28
1.3.1. Инструмент ударного типа	28
1.3.2. Инструмент режущего типа	32
1.3.3. Инструмент поворотного типа	35
1.4. Органы управления	41
1.4.1. Работа на клавишных аппаратах	41
Б. Рабочие действия ногами	48
1.5. Биомеханические характеристики нижних конечностей	48
1.5.1. Антропометрические размеры	48
1.5.2. Масс-инерционные характеристики	49
1.5.3. Кинематические характеристики	50
1.5.4. Силовые характеристики	51
1.5.5. Точность движений ногами	52
1.6. Конструкция педалей и качество управления	53
1.6.1. Сила давления на педаль	54
1.6.2. Время, скорость, частота и точность выполнения рабочих операций	54
1.7. Выбор и расположение педалей	55
Список литературы	56
Глава 2. Работа за пультом (работа сидя)	60
2.1. Рабочее пространство	60
2.1.1. Объем рабочего пространства	60
2.1.2. Расположение органов управления. Положение тела	63
2.1.3. Визуальные требования	69
2.2. Рабочая поза и рабочая мебель	71
2.2.1. Биомеханика позы «сидя»	71
2.2.2. Размеры и конструкция рабочих кресел	77

2.2.3. Наклон и форма сидений	81
2.2.4. Глубина сиденья	83
2.2.5. Задняя спинка кресел	83
2.2.6. Подлокотники и подставки	86
2.2.7. Рабочая поверхность	86
2.2.8. Соотношение рабочей поверхности и сидений	89
Список литературы	92
Глава 3. Биомеханика работы стоя	95
<i>А. Работа, выполняемая на месте</i>	<i>95</i>
3.1. Легкая физическая работа	95
3.2. Тяжелая физическая работа (поднимание грузов)	99
3.2.1. Пояничный болевой синдром	99
3.2.2. Внутривибрирующее давление и его роль	102
3.2.3. Определение механических нагрузок, действующих на позвоночник, методами математического моделирования	104
3.2.4. Механические нагрузки при поднимании тяжестей	109
3.2.5. Рукоятки для перемещения грузов вручную	113
3.2.6. Нормирование работ, связанных с подъемом тяжестей	114
<i>Б. Работа, связанная с передвижениями</i>	<i>120</i>
3.3. Ходьба	120
3.3.1. Фрикционные свойства обуви и опорной поверхности	121
3.3.2. Демпфирование ударных нагрузок	127
3.3.3. Биомеханические требования к обуви	131
3.4. Передвижение по лестницам, пандусам, сходам, приставным лестницам	133
3.5. Перенос и передвижение тяжестей	140
Список литературы	144
Глава 4. Вибрации тела человека	150
4.1. Основные понятия и способы измерения вибраций	152
4.1.1. Разновидности вибраций	152
4.1.2. Основные характеристики вибраций	154
4.1.3. Логарифмические единицы измерений	155
4.1.4. Механическое моделирование тела человека	157
4.1.5. Динамические характеристики	158
4.2. Действие на человека вибрации	160
4.2.1. Общие положения	160
4.2.2. Частотные диапазоны вибрации	162
4.2.3. Механическое сопротивление	163
4.2.4. Комплексные частотные характеристики	164
4.2.5. Демпфирование колебаний	166
4.2.6. Влияние направления вибрации	167
4.2.7. Особенности действия вибрации при положении стоя	168
4.2.8. Особенности действия вибрации при положении сидя	170
4.3. Локальная вибрация	171
4.3.1. Вибрация ручных машин	171
4.3.2. Действие локальной вибрации на человека. Вибрационная болезнь	172
4.3.3. Биомеханические характеристики локальной вибрации	173
4.4. Нормирование вибраций	176
Список литературы	181
Глава 5. Биомеханические аспекты предупреждения травматизма	185
5.1. Механическая толерантность тела человека	185
5.1.1. Общие положения	185

5.1.2. Толерантность к ускорениям	187
5.1.3. Толерантность к контактным воздействиям	202
5.2. Средства индивидуальной защиты	204
5.2.1. Защита головы. Защитные шлемы и каски	204
5.2.2. Защита от падений с высоты	216
5.2.3. Защита от транспортных травм	220
Список литературы	226
Глава 6. Автоматизированное проектирование рабочих мест	231
6.1. Возможности и разновидности САПР рабочих мест	232
6.2. Некоторые САПР рабочих мест	234
6.2.1. Система SAMMIE	234
6.2.2. Система ADAM	236
6.2.3. Система ЭРГОБИМ	237
Список литературы	240
Приложения	243
Приложение 1. Основные нормативно-технические документы по организации рабочего места человека	243
Приложение 2. Основные нормативно-технические документы по защите человека от вибрации	245
Приложение 3. Основные нормативно-технические документы по средствам предупреждения травматизма	247

УВАЖАЕМЫЙ ЧИТАТЕЛЬ!

**Издательство «Машиностроение» выпустит
в 1990 году следующие книги:**

По экономике машиностроения

Старик Д. Э., Родченко В. И., Сергеев С. А. Экономическая эффективность машин: Критерии и методы оценки. — М.: Машиностроение. — 10 л.: ил. — (в обл.): 50 к.

Описаны критерии и методы определения экономической эффективности машин на стадиях их разработки, производства и эксплуатации. Изложены методы определения экономической эффективности транспортных машин и их двигателей при полной и неполной информации. Даны методы определения экономического эффекта комплектующих изделий или элементов систем машин.

Для технологов, экономистов, конструкторов и других специалистов предприятий (объединений), проектных и научно-исследовательских организаций.

Ташев А. К., Смагин В. Н., Баев Л. А. Эффективность интенсификации машиностроения. — М.: Машиностроение. — 5 л.: ил. — (Экономика интенсификации машиностроения). — (в обл.): 25 к.

Показана связь интенсификации производства с его эффективностью. Рассмотрены методы оценки уровня интенсификации производства, определения эффективности новой техники и обоснование ее параметров по критериям интенсификации производства. С позиции интенсификации производства изложены вопросы планирования прогресса техники, выбора основных технико-экономических характеристик перспективных машин, оптимального периода их замены более прогрессивными моделями.

Для инженеров, экономистов и других специалистов предприятий, проектных и научно-исследовательских организаций, занимающихся вопросами экономики интенсификации производства.

**По всем вопросам приобретения книг следует обращаться
в книжные магазины,
распространяющие техническую литературу.**

ПРОИЗВОДСТВЕННОЕ ИЗДАНИЕ

**Аруин Александр Семенович,
Зациорский Владимир Михайлович**

ЭРГОНОМИЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА

Редактор *В. И. Яковлева*
Переплет художника *Ю. Трегубова*
Художественный редактор *В. Д. Лысков*
Технический редактор *Л. П. Гордеева*
Корректор *Л. Л. Георгиевская*

ИБ № 5636

Сдано в набор 29.03.89. Подписано в печать 31.05.89. Т-08036. Формат 60×88^{1/16}. Бумага офсетная № 2. Гарнитура литературная. Печать офсетная. Усл. печ. л. 15,68. Усл. кр.-отт. 15,68. Уч.-изд. л. 17,01. Тираж 8800 экз. Заказ № 1281. Цена 1 р. 20 к.

Ордена Трудового Красного Знамени издательство «Машиностроение», 107076, Москва, Стромьянский пер., 4.

Московская типография № 8 Государственного комитета СССР по печати. 101898, Москва, Центр, Хохловский пер., 7.