Ф. К. Агашин

БИОМЕХАНИКА УДАРНЫХ ДВИЖЕНИЙ

ФиС

МОСКВА
«ФИЗКУЛЬТУРА И СПОРТ»
1977

7А.06
А23

Агашин Ф. К.

А23 Биомеханика ударных движений. М., «Физкультура и спорт», 1977.

207 с. с ил.

В книге рассматриваются вопросы биомеханики ударных движений на модели тенниса и футбола.

Автор развивает ряд оригинальных теоретических построений, которые являются базой для решения практических задач спортивной педагогики.

Книга адресована специалистам физического воспитания — тренерам, спортсменам, преподавателям и студентам высших физкультурных учебных заведений.

А $\frac{60901-103}{009(01)-77}$ 47—77 7А.06

Светлой памяти моего отца
Константина Александровича Агашина

ОТ АВТОРА

В настоящей книге рассматриваются вопросы биомеханики ударных движений, однако закономерности, выявленные на классе ударных движений, безусловно, могут быть полезными при исследовании и построении других видов спортивных движений и движений человека вообще. Книга написана автором на основе научных исследований и опыта тренерской работы.

При изучении любой науки, и особенно такой, которая возникла на стыке нескольких научных дисциплин, главным является глубокое усвоение важнейших теоретических положений — без этого невозможно творческое решение практических задач. Поэтому при написании книги особое внимание было уделено изложению основных понятий, определений, законов и закономерностей биомеханики.

Этой же цели служит и научная информация, приводимая в последующих разделах книги и имеющая прикладной характер, ибо она связана с изложением биомеханических методов в системе педагогических воздействий. Такая структура книги соответствует важнейшему принципу дидактики, в соответствии с которым знания получаются более глубокими и прочными, если они используются обучающимися в качестве активного средства для решения практических задач и всестороннего осмысления логических связей, которые существуют между отдельными фактами и теоретическими положениями.

Книга состоит из трех частей. Первая часть посвящена теоретическому анализу и синтезу ударных движений. Эта часть книги поможет тренерам глубже понять основы биомеханики, творчески применять их в своей практике.

Вторая часть книги адресована в основном преподавателям, научным работникам и аспирантам, работающим в области биомеханики конкретных видов спорта и в области общей биомеханики, а также производственникам, которые, изготавливая спортивный инвентарь и оборудование, в значительной степени влияют на педагогический процесс и, по существу, являются соавторами побед или поражений спортсменов.

Третья часть книги посвящена изложению практических методов тренировки ударных движений. Эта часть может прежде всего заинтересовать тренеров, а также самих спортсменов, так как она позволит сознательно подойти к планированию и осуществлению тренировочного процесса.

Естественно, что в одной книге невозможно полно осветить все многообразие проблем, которыми занимается биомеханика, поэтому автор старался последовательно изложить разработанные им положения волновой биомеханики и статистической биомеханики, на основе которых и рассматриваются практические примеры ударных движений.

Автор выражает глубокую благодарность профессорам Г. Е. Шилову, Н. Ф. Краснову, С. В. Фомину за конструктивное обсуждение рукописи книги и ряд полезных замечаний.

Безусловно, книга не лишена недостатков, и автор с благодарностью примет все замечания и пожелания читателей.

ВВЕДЕНИЕ

Биомеханика — наука, изучающая законы движения человека и других биологических систем в зависимости от действующих сил и на их основе устанавливающая законы взаимодействия человека и отдельных его органов с окружающей средой.

Биомеханическая теория движений человека подразумевает не простое соединение законов механики и биологических закономерностей, а их органическое слияние. Основная особенность биомеханики состоит в том, что, рассматривая какой-либо биологический процесс (например, ударное движение), она не пассивно описывает его, как это делает механика, а отражает активное влияние управления на процесс движения, или, говоря иными словами, биомеханика — это наука об управлении движениями.

Биомеханика ударных движений — наука об управлении движениями человека, выполняющего ударные действия собственной биомеханической цепью или инструментом по разного рода мячам, покрытиям, другим биомеханическим цепям и прочим видам среды.

В спорте ударные движения обусловлены правилами и образуют двигательную программу вида спорта, или, как будем иногда говорить, биомеханическую программу.

Управление физическими процессами с помощью технических средств и управляющих систем предполагает цели (или критерии качества) управления, поставленные человеком, и неявно предполагает программу управления, также смоделированную человеком. Это означает, что между человеком, ставящим цель (или цели) управления, и управляемым процессом может стоять любое количество регуляторов, следящих и управляющих систем, однако и в этом случае подобные процессы следует отнести к одной из многочисленных разновидностей биомеханических процессов.

В дальнейшем будет часто встречаться словосочетание «биомеханический процесс», в понятие которого вкладывается следующий смысл:

1) такой процесс (или такие движения) управляется, сознательно или подсознательно, но обязательно управляется; при этом в понятие «управление» входит и регулирование как частный случай программно-автоматического управления;

2) управляющие воздействия имеют характерные для человека параметры;

3) управляющие воздействия нелинейны *, эта нелинейность превышает нелинейность известных механических систем и сама является объектом управления.

Создание и развитие биомеханики ударных движений — актуальная задача, так как только зная закономерности этих движений, можно обоснованно — а значит, и успешно — проводить тренировочный процесс.

В самом деле, что должен обеспечивать тренировочный процесс? Прежде всего, возможность эффективно решать основные двигательные задачи, которые ставятся перед спортсменом. Какова сущность двигательных задач в ударных видах спорта? Сущность их заключается в следующем: спортсмен должен совершить ударное действие, затем переместиться, чтобы ответить на удар противника, далее снова следуют удар и перемещение и т. д. Таким образом, двигательная программа состоит из двух видов движений — ударных действий и перемещений. Следовательно, чтобы успешно решать двигательные задачи, или, скажем иначе, чтобы успешно осуществлять биомеханическую программу в видах спорта с ударными или ударoподобными движениями, необходимо строить тренировочный процесс на основе знаний строгих закономерностей этих двух видов движений спортсмена.

В ходе спортивной борьбы человек часто находится в состоянии, когда его двигательные механизмы и функции подчинены достижению одной цели, т. е. победы. Процессы, которые при этом происходят в организме спортсмена, должны быть скоординированы, соподчинены и направлены на точное выполнение движений, которые и обеспечивают победу. При этом и биохимические, и физиологические, и психологические процессы должны быть подчинены точному воспроизведению биомехани-

* Нелинейность — это вид функциональной зависимости между величинами, как угодно мало отличающейся от линейного закона связи.

ческой программы данного вида спорта, так как качество ее выполнения обусловливает достижение цели. Осознанная и изученная биомеханическая программа данного вида спорта является главным фактором успешной разработки методов тренировки.

В настоящее время имеется большая потребность в разработке и глубоком научном обосновании эффективных и надежных биомеханических методов воздействия на спортсмена в каждом конкретном виде спорта. Поэтому необходимо говорить не только о биомеханике вообще, а также, и прежде всего, о биомеханике конкретных двигательных актов, направленных на решение конкретных видов программ.

Дальнейшее развитие теории и методики спорта должно прежде всего основываться на изучении конкретных двигательных механизмов, т. е. на формировании биомеханики конкретных видов спорта. Только постановка, изучение и решение биомеханических задач, обусловленных программой определенного вида спорта, придают дополнительную значимость статистическим закономерностям, выявленным на данном классе движений. Применять более общие статистические закономерности, выявленные на общем классе движений, можно только с учетом биомеханики конкретного вида спорта.

На первых этапах своего развития методика тренировки ударных движений представляла собой обобщение опыта игроков, тренеров и специалистов, мало использовала научный анализ важных практических проблем. Одной из причин такого положения являлось отсутствие потребности в строгой научной постановке проблем в изучении ударов. Однако бурное развитие спортивных достижений и повышение требований к мастерству спортсменов потребовали научного подхода к тренировочному процессу.

Были привлечены методы ускоренной киносъемки и кироциклографические методы, которые позволили исследовать некоторые кинематические характеристики ударных движений, или, говоря иначе, рисунок этих движений. Из этих исследований был извлечен ряд полезных методических выводов, связанных с экономизацией целостных ударных движений спортсмена.

Дальнейший рост темпа, например в спортивных играх (теннис, футбол и др.), и требование стабильности техники спортсменов вызывают необходимость более

глубокого изучения рассматриваемых движений. Это изучение должно быть связано прежде всего с исследованием механизмов управления ударными движениями. При этом целостные ударные движения необходимо разбить на части (фазы), т. е. произвести своеобразное дифференцирование движений, затем исследовать каждую фазу, выявить закономерности формирования каждой из них и затем выяснить законы объединения этих фаз в оптимальное целое ударное движение, т. е. произвести как бы интегрирование движений, обеспечивающих надежное достижение поставленной цели удара.

Изучение всех видов управления ударными действиями и составляет основу биомеханики ударных движений. Биомеханика ударных движений позволяет осуществлять простые и более сложные биомеханические расчеты, связанные с решением уравнений биомеханики и вычислением количественных критериев управления ударными движениями.

Постановка расчетных биомеханических задач опирается на основные положения и гипотезы биомеханики. В основе классической биомеханики лежит гипотеза эквивалентности неживой и живой массы, в соответствии с которой можно применять законы механики к биологическим телам. Эта гипотеза предполагает, что биологическое тело рассматривается как целое, подвергающееся воздействию внешних или внутренних управляющих сил и моментов и не меняющее своей внутренней структуры под их воздействием.

Если же это условие оказывается невыполненным, то методы классической биомеханики становятся неприменимыми и нужно рассматривать внутреннюю структуру биологических тел.

Проблемами, связанными с учетом внутренней структуры взаимодействий, занимается статистическая биомеханика, т. е. биомеханика таких процессов, в основе которых лежит вероятностный характер взаимодействий частей рассматриваемого биологического тела (см. гл. 2, § 2). При этом считается, что справедлива гипотеза о соответствии модели движения реальному движению. Однако в этой книге моделирование таких процессов рассматривается лишь в меру необходимости.

Основные положения классической биомеханики вытекают из анализа силового взаимодействия человека со средой и связаны с установлением биомеханических моментов и сил. Особым разделом биомеханики является волновая биомеханика, изучающая законы управления волновыми процессами в человеке, животных и других биологических телах (см. гл. 2, § 1).

Эта книга не ставит своей целью полное теоретическое изложение основ биомеханики, она служит лишь введением в нее, раскрывая, ставя и решая в основном теоретические и практические ее проблемы. Современная биомеханика призвана решать два основных класса задач, имеющих прикладной характер. К первому из них относятся задачи, связанные с определением режима управляемого движения. При этом ищется такая программа управления, при которой данное невозмущенное движение приобретает требуемые свойства: либо наименьшее время, либо заданный импульс и т. д. В другом классе задач нужно построить такой мышечный аппарат управления (аналог в технике — регулятор), который гарантирует существование заданных свойств возмущенного движения.

На пути исследователя, работающего в области биомеханики макродвижений спортсмена, встают весьма серьезные трудности, обусловленные сложностью объекта исследования. Биомеханика макродвижений спортсмена сложна тем, что из огромного эмпирического материала нужно выявить главное звено и затем уже исследовать его количественными методами. В связи с трудностью создания аппаратуры, объективно фиксирующей динамические характеристики целостных движений человека, в настоящее время особенно ценны практические поиски моделей движений, правильно отражающих какую-либо биомеханическую программу.

Таким образом, биомеханика макродвижений спортсмена требует от исследователя не только глубоких экспериментальных и практических знаний о движениях человека и умения создать модель изучаемого движения, но и анализа их и осознания наиболее важных частей полученной модели с помощью физико-математических методов. Хотелось бы отметить те трудности, с которыми пришлось столкнуться при исследовании ударных движений спортсмена.

1. Трудности моделирования ударных движений. Потребовалось отсортировать большое количество факторов, способствующих достижению высоких результатов (например, в теннисе), и выделить из них главные.

2. Трудности биомеханического моделирования, т. е. трудности осознания, формулировки на языке биомеханики выделенных главных факторов в ударных движениях.

3. Трудности, возникающие при количественном описании биомеханических моделей. При этом пришлось столкнуться с целым рядом разнохарактерных, комплексных задач, решение которых требовало такого же комплексного применения методов различных отраслей знаний.

4. Трудности разработки практических методов построения и совершенствования ударных движений спортсмена, отвечающих установленным закономерностям этих движений.

Изучение перемещений спортсмена по площадке, процесса взаимодействия мяча и системы «спортсмен—инструмент», а также ударных движений спортсмена представляет большой интерес как в научном, так и в педагогическом аспекте.

Существенное место в биомеханике ударных движений занимают проблемы, связанные с изучением свойств спортивных инструментов, которые являются промежуточными регуляторами и значительно влияют на качество управления. В ходе игровых испытаний, физических и конструктивно-технологических исследований удалось раскрыть эти особенности и наполнить их физическим содержанием. Так, баллистические свойства ударных спортивных инструментов определяют качество управления инструментами вне фазы удара, а их упругие и волновые свойства — в фазе удара.

Управление инструментом и его устойчивость вне фазы удара связаны с исследованием баллистической устойчивости управляемого инструмента на траектории, а в фазе удара — с характером ее динамической устойчивости ко всем отклонениям, возникающим в фазе удара. Вопросы устойчивости управления становятся особенно актуальными в связи с ростом темпа игры и повышением требований надежности ударов в спорте.

Важную часть практической биомеханики ударных движений составляют соответствующие методы воздействий на спортсмена, которые объединяются в целостную эффективную систему тренировки ударных движений. Эффективность достигается за счет значительного повышения производительности тренировочного процесса, связанного в первую очередь с интенсификацией основных элементов тренировки, осознанностью их выполнения, а также с возможностью использовать отдельные методы в самой различной обстановке, в том числе и в домашних условиях.

Следует отметить, что разработанные методы тренировки имеют как специальное спортивное значение, так и широкую оздоровительную направленность.

В заключение нам хотелось бы сформулировать принцип, который, возможно, будет способствовать лучшей ориентации в сложной биологической теории — принцип 3-уровневости биопроцессов.

Биологические процессы можно разбить по величине материального носителя этих процессов на три связанных между собой уровня:

биомеханический уровень процессов взаимодействия макроскопических биомасс;

биохимический уровень процессов с материальным носителем порядка масс биомолекул и биомакромолекул;

информационно-психологический уровень процессов взаимодействия элементарных биовозбуждений, материальные носители которых обладают массами покоя, равными нулю.

ЧАСТЬ I ТЕОРЕТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ И СИНТЕЗ УДАРНЫХ ДВИЖЕНИЙ

В первой части книги формируются основы теории биомеханических структур, волновой и статистической биомеханики. Освещаются особенности биомеханических структур с позиции теории управления. Раскрывается сущность экспериментально установленного явления биомеханического резонанса (БМР), определяющего временну́ю структуру функционирования активных биомеханических цепей (БЦ) человека.

Излагается теория волновой биомеханики, представляющая собой теоретическую основу биомеханики ударов. Только на основе волновой биомеханики можно реализовать информативное биомеханическое тестирование спортсмена при отборе и биомеханическое прогнозирование результатов, оптимальных параметров БЦ спортсмена, а также прогнозирование оптимальных методик адаптации этих звеньев.

Уделено внимание и новому разделу биомеханики, которую автор назвал в 1972 г. «статистической биомеханикой». В этом разделе теоретически установлена неизвестная ранее закономерность биомеханического распределения, используя которую удается понять природу индуцированного излучения активными звеньями человека упругих волн.

Рассматривается также упруго-волновой механизм распространения информации у человека и механизм программно-автоматического управления. На основе вновь введенного принципа суперпозиции детерминированного и вероятностного будущего раскрывается взаимосвязь волновой и статистической биомеханики.

Показывается, что их взаимосвязь осуществляется посредством структуры памяти, которая задается в динамической и статистической формах.

Приводится аналитический вид реакции системы в зависимости от матрицы восприимчивости.

В заключение первой части дается ряд практических определений и понятий, необходимых для биомеханического моделирования ударных и удароподобных движений в различных видах спорта.

ГЛАВА 1 ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ АСПЕКТЫ БИОМЕХАНИКИ

§ 1. Виды биомеханических структур и вопросы симметрии

В данной главе мы рассмотрим несколько теоретических вопросов биомеханики.

Биомеханика — наука о биомеханических структурах, характеризуемых наличием:

1) внутреннего управления — самоуправления со структурой памяти в соответствии с самопоставленной (сюда входит и регулирование) или извне поставленной задачей, с распределенными вводом и выводом информации;

2) внутреннего распределенного источника энергии;

3) в движениях биомеханической структуры ускорений второго, третьего и более высоких порядков;

4) большого, но конечного числа постулированных природой степеней свободы.

Это определение биомеханики (Ф. К. Агашин, 1967) опирается на наиболее общее свойство материи — движение ее в пространстве — времени (или, как говорят, в четырехмерном пространстве), но с наличием со стороны самоуправляемой мышечной системы произвола в выборе задач.

Выбор того или иного вида спорта сокращает этот произвол до определенных границ, в рамках которых ставятся локальные тактические задачи. Отметим, что движения живой системы, вообще говоря, не подчиняются вариационным принципам механики, и прежде всего принципу Гамильтона, или принципу наименьшего действия. Можно, например, указать на то обстоятельство, что потенциальная энергия, входящая в функцию Лагранжа, не есть, как обычно, функция координат, а зависит от некоторого параметра, определяемого самоуправлением системы. В связи с этим характеризуемый вид энергии живой системы был назван биопотенциальной энергией (Ф. К. Агашин, 1967), которая характеризует упругие напряжения мышц в отличие от потенциальной энергии живой системы в поле сил тяжести.

Важную роль при изучении механохимических процессов играет их термодинамика (М. В. Волькенштейн, 1965, А. Г. Пасынский, 1968). Если мышца производит работу $W=P\Delta l$, где P — нагрузка, то общее изменение внутренней энергии при сокращении $E=H+W$, где общее количество выделенной теплоты $H=A+a\Delta l$ (A — теплота активации, a — константа). Отношение $\Theta=\frac{W}{E}$ определяет к. п. д. мышцы:

$$\Theta=\frac{P\Delta l}{A+(P+a)\Delta l}. \qquad (1)$$

По данным Хилла, Θ равно около 40%, однако эта величина характеризует отношение произведенной работы к общему изменению внутренней энергии мышцы и поэтому не учитывает затраты энергии на образование макроэргических соединений (аденозинтрифосфорной кислоты — АТФ и др.), являющихся биохимическим источником энергии мышцы. Если величину W отнести к общему количеству энергии, поглощенному организмом в виде пищевых продуктов, то величина η составляет лишь около 20%. Общее напряжение F, развиваемое деформируемым телом, является суммой двух членов: F_V — обусловленного изменением внутренней энергии и $F_S=T\left(\frac{\partial F}{\partial T}\right)_{P,l}$ — обусловленного энтропийными изменениями:

$$F=F_V+F_S=\left(\frac{\partial V}{\partial l}\right)_{P,T}+T\left(\frac{\partial F}{\partial T}\right)_{P,l}. \qquad (2)$$

Было доказано, что при мышечной деформации происходят изменения энергии взаимодействия между молекулярными цепями сократительных структур, в упорядоченности этих структур или в их взаимодействии с веществами среды, что и проявляется в изменении энтропийного фактора. Эти утверждения перекликаются с высказанной в работе (Э. Шредингера, 1955) мыслью о том, что человек вместе с пищей, являющейся «топливом» организма, поглощает не энергию, а негэнтропию *, которая затем с потерями перераспределяется по всему организму.

В любом виде спорта крайне важно для спортсмена найти необходимые величины кинетической и биопотенциальной энергии его биомеханических звеньев.

В данном выше определении биомеханики отмечается также наличие в движениях мышечной системы ускорений n-го порядка. При управлении процессом взаимодействия спортсмена со средой это является весьма важным обстоятельством, так как, порождаемые выс-

* Негэнтропия — отрицательная энтропия. Негэнтропия характеризует упорядоченность системы.

шими ускорениями нелинейности, позволяют хотя и с большими математическими трудностями, но наиболее адекватно описать процесс оптимального управления взаимодействием спортсмена со средой или спортивным инструментом. Закон сохранения энергии, например, для открытой системы «спортсмен — инструмент» естественно нарушается за счет влияния распределенного источника биопотенциальной энергии костно-мышечного аппарата спортсмена. Однако сохранения энергии системы «спортсмен—инструмент» и не требуется, так как в данном случае нам необходимо осуществлять процесс управления, который требует для своей реализации биопотенциальной энергии.

Существенную трудность в процессе становления технического мастерства представляет формирование частных подсистем движений (частей целостного управления) из ранее освоенных и вновь выработанных элементов. Трудность проявляется и при своего рода «сшивании» освоенных подсистем в целостное движение.

Выяснение закономерностей процесса «сшивания» кинематических, ритмических и динамических структур подсистем в одну целую структуру движения имеет большое научное и педагогическое значение.

Как при построении структур подсистемы движений (Н. А. Бернштейн, 1947; Д. Д. Донской, 1965), так и при их интеграции в полную биомеханическую структуру спортсмен воспринимает и перерабатывает значительное количество информации. Например, зрительный нерв состоит из 10^6 волокон, максимальная частота следования импульсов в каждом волокне нерва равна 55 импульсам в 1 сек. (частота слияния мельканий). Таким образом, как показывает несложный расчет, зрительный нерв может производить до $55 \cdot 10^6$ дв. ед. в 1 сек.

Информация, поступающая от воспринимающего аппарата спортсмена, от тренера и регистрирующих устройств, взаимодействует с информацией, извлеченной из ее хранилищ в памяти.

Вместе с возникшей задачей она служит основой для общего программирования действия и для его конкретной реализации.

Концентрируя внимание на различных сторонах системы движений, спортсмен увеличивает соответствующую информацию. Определение пространственных отношений связывается с различными системами отсчета:

1) жестко связанными с окружающими объектами, в том числе и подвижными;

2) жестко связанными с центром тяжести тела спортсмена и отдельными звеньями его тела.

Процесс установления подобных взаимосвязей макродвижений спортсмена приводит к формированию у него пространственной макроструктуры, пространственной взаимосвязи частей системы движений, немыслимой без соответствующей организации определенных потоков информации.

Динамические структуры (Ю. В. Верхошанский, 1963; Д. Д. Донской, 1965) являются важнейшими структурами движений спортсмена, определяющими в значительной мере кинематические структуры. Последние благодаря обратной связи (каналы информации) могут способствовать появлению нужных динамических структур.

Известно, что наличие ускорения (как линейного, так и углового) в движении определенных звеньев обусловлено наличием сил и моментов сил. Таким образом, мы приходим к физической связи кинематических и динамических структур на уровне ускорений. Эта связь становится еще теснее в случае наличия ускорений второго, третьего и более высокого порядка. Данная связь реализуется, когда силы и моменты сил представляют собой сложную функцию времени.

В образовании динамической структуры помимо реализующихся в действительности динамических характеристик движения (силы и моменты сил, массы, моменты инерции и высшие моменты) участвует определенным образом упорядоченная информация от анализаторов спортсмена с учетом дозированной величины сигналов (сообщений). В дальнейшем изложении понятие «динамическая структура» будет расширено (см. гл. 3, § 1).

В педагогическом плане важен процесс построения динамической структуры движения. На практике такое построение необходимо начинать с формирования базисной динамической структуры (Ф. К. Агашин, 1967), которая в процессе развития обрастает дополнительными динамическими связями, образуя целостную, достаточно вариативную динамическую структуру.

Надо отметить, что на процесс формирования динамической структуры движения огромное, а порой и решающее, влияние оказывают спортивный инструмент (шест, клюшки, лыжи, ракетки) и процессы оптимального взаимодействия с ним.

Качество инструмента во многом определяет технику спортсмена. При этом важное значение имеет правильный подбор инструмента для данного спортсмена.

Ритмические структуры системы движений (подсистемы), определяемые как соотношение временных интервалов, необходимых для прохождения звеньями спортсмена равных участков пути, очевидно теснейшим образом связаны с кинематическими и динамическими структурами. Если эти интервалы времени в достаточной степени отличаются друг от друга, то на равных участках развиваются различные ускорения, что возможно благодаря определенной для данного соотношения интервалов динамической структуре.

Однако эта связь ритмической и динамической структур и тут не ограничивается физической стороной дела. Для спортсмена информация, поступающая от реализации динамических и кинематических структур, распределяется во времени, внося свой вклад в образование ритмической структуры. В процессе движения на формирование ритмической структуры влияет и информация о дозированных во времени биологических процессах, идущих в системе (имеются в виду так называемые «биологические часы»).

Говоря о типах структур и об общих свойствах, нельзя не отметить одно общее свойство структур — симметрию (Ф. К. Агашин, 1967; Н. Ф. Овчинников, 1969). Известно, что для получения устойчивой стабильности эффекта необходимо обеспечить контролируемую вариативность движения спортсмена.

Рассмотрим некоторый последовательный ряд структур подсистем, обеспечивающих какое-то целостное движение. В силу обратимости этой последовательности мы приходим к физической эквивалентности обоих направлений времени, т. е. мы приходим к утверждению: каждая последовательность структур должна быть симметрична относительно процесса «обращения времени». Физически это означает, что может быть реализовано обратное движение. Прямое движение происходит за счет реализации структур одного знака (по определению — плюс), при этом амплитуды параметров структур знака (+) больше амплитуд структур знака (—), корректирующих прямое движение. Обратное движение

происходит за счет реализации структур знака (—), а структуры знака (+) корректируют его.

Для обеспечения наилучшего контроля вариативности движения, а значит, контроля самого движения на практике полезно реализовать движение, полностью образованное структурами, симметричными данным.

Например, в теннисной подаче крайне важно изучить движение не только в прямом, но и в обратном порядке, т. е. уметь совершать «обратную» петлю. Ее усвоение в значительной степени ускоряет построение динамической и ритмической структур прямого движения.

§ 2. Информационная структура

Как видно из § 1, в соотношении динамических, кинематических и ритмических структур играют роль не только взаимосвязи физического характера, но и их информационная зависимость.

Определим информационную структуру системы движений как последовательность упорядоченных во времени сообщений, несущих фиксированное количество информации о движениях и условиях их реализации и переданных по каналам, упорядоченным относительно системы отсчета, жестко связанной с телом спортсмена (Ф. К. Агашин, 1967). Динамические, кинематические и ритмические структуры содержат в себе информационную часть. Можно сказать, что они связаны между собой информационными структурами, имеющими динамический, кинематический и ритмический аспекты. В информационной структуре можно фиксировать время, тогда мы получим пространственную часть информационной структуры. Если фиксировать координаты, то получим временную часть информационной структуры. Можно сказать иначе: распределение информации * (по телу спортсмена) в пространстве в данный момент времени суть пространственная часть информационной структуры, а изменение этого распределения во времени — временная часть информационной структуры.

Понятие «информационная структура» может быть распространено и на неживые системы.

Информационная структура движений позволяет говорить не просто о биомеханике, а о комплексной

* Определим информацию как структуру элементарных биовозбуждений с массой покоя, равной нулю.

психобиомеханической сфере деятельности человека (Ф. К. Агашин, 1967; Д. Д. Донской, 1968). Она дает возможность установить не только каналы влияния психики на биомеханику, но, что еще важнее,— биомеханики на психику спортсмена. Так, формируя ближайшую пространственно-временную часть информационной структуры с помощью психологических методов воздействия на спортсмена, например с помощью внушения и самовнушения, можно и нужно помогать ликвидации погрешностей той части техники, которая представляет собой управление типа синтеза систем.

Однако никакими психологическими методами нельзя прямо повлиять на ту часть техники, которая соответствует программно-автоматическому управлению скоротечными биомеханическими процессами в спорте ($\tau \leqslant 120$ мсек), осуществляемому биомеханическим аппаратом спортсмена (БАС). Поэтому особую ценность приобретают биомеханические методы построения и совершенствования БАС, непосредственно решающего все технические задачи. При этом по мере совершенствования БАС можно не только устранить психические недостатки в подготовке спортсмена, но и сформировать у него психику бойца, психику чемпиона. Кроме того, информационная структура позволяет говорить о связи психики с биохимическими процессами, т. е. о психобиохимии, причем посредством психобиохимических процессов осуществляется связь с психобиомеханическими и далее с биомеханическими процессами. Эта связь носит характер стохастического управления. Поэтому одна из задач, стоящих перед спортсменом, заключается в увеличении пропускной способности одних каналов связи и в уменьшении других (Шеннон, 1938—1962), т. е. в создании условий для построения оптимальной в данном виде спорта информационной структуры. Построение и стабилизация ее производятся, с одной стороны, и прежде всего, биомеханическими методами (см. ч. III), а с другой стороны, методами психологии. Большую помощь в этом может оказать идеомоторная тренировка, или, как иногда говорят, фантомная гимнастика, т. е. мысленное исполнение движений по воображаемой двигательной программе.

При этом следует отметить, что информационная структура проходит различные стадии формирования, развития и вырождения.

Таким образом, мы видим, что кинематические, динамические и ритмические структуры тесно взаимосвязаны в системе движений. И ведущую роль в этом играет информационная структура. А это значит, что двигательные процессы тесно связаны с процессами управления движениями, причем последние являются ведущими.

Рассмотрим информационную структуру спортсмена с точки зрения физиологии. Центральная нервная система получает информацию о внешней среде и внутреннем состоянии организма от специализированных к восприятию раздражений органов рецепции. Рецепторами являются нервные окончания или нервные клетки (нейроны), реагирующие на определенные изменения в окружающей среде. Всю совокупность нейронов, участвующих в восприятии раздражений и проведении возбуждений, а также сенсорные клетки коры больших полушарий головного мозга И. П. Павлов считал единой системой, которую он обозначал термином «анализатор». Рецепторы — это периферическое звено анализатора. Афферентные нейроны и проводящие пути составляют проводниковый отдел анализатора. Участки коры больших полушарий мозга, воспринимающие возбуждение от рецепторов, представляют собой центральные концы анализаторов.

Порог раздражения рецепторов к адекватным раздражениям ничтожно мал. Так, фоторецепторы могут возбуждаться единичными фотонами, а волосковые клетки кортиева органа реагируют при действии энергии звуковых колебаний равной $1 \cdot 10^{-9}$ эрг/см$^2 \cdot$сек.

В 1834 г. Э. Вебер сформулировал закон, гласящий, что прирост раздражений, чтобы он стал ощутимым, должен превышать на определенную долю действовавшее ранее раздражение:

$$\frac{\Delta I}{I} = K, \tag{3}$$

где I — раздражение, ΔI — прирост раздражения, K — постоянная величина.

Г. Фехтер дал другую формулировку закона Вебера:

$$S = a \log R + b, \tag{4}$$

где S — величина ощущения, R — величина раздражения, a и b — постоянные. Т. е. величина отклика — ощущения логарифмически зависит от величины раздражения.

При выполнении ударных движений требуется очень тонкая и точная работа тактильных рецепторов, проприорецепторов, рецепторов вестибулярного аппарата, зрительного рецепторного аппарата, а также, правда в меньшей степени, слуховых рецепторов.

Тактильные рецепторы, или рецепторы прикосновения и давления, расположены на поверхности кожи и способны к быстрой адаптации, поэтому ощущается изменение давления, а не само давление. Все ощущения прикосновения и давления человек очень точно относит к определенному месту кожи. Локализация осязательных ощущений вырабатывается посредством опыта под контролем других органов чувств, главным образом зрения и мышечного чувства.

В управлении ударным движением весьма важно посредством опыта и сознательной тренировки достигнуть высокой дифференциации осязательных ощущений, а также тонкой и быстрой работы зрительного анализатора. Этому помогает сама природа, которая наделила, например, руку человека весьма малым порогом пространства — 1—2,5 мм, в то время как для ноги этот порог равен 10÷40 мм (рис. 1). Однако, помимо природных возможностей, для развития названных выше качеств необходимы специальные методы тренировки (см. гл. 6, 7).

Различают следующие виды проприорецепторов: мышечные веретена, находящиеся среди мышечных волокон, тельца Гольджи, расположенные в сухожилиях, и пачиниевы тельца, находящиеся в фасциях, покрывающих мышцы, в сухожилиях и связках. Все эти рецепторы относятся к группе механорецепторов. Мышечные веретена возбуждаются при изменении мышечных волокон (расслаблении и растяжении), тельца Гольджи — при сокращении мышечных волокон, а пачиниевы тельца — при давлении.

Важность афферентной иннервации, например, мышц кисти теннисиста или стопы футболиста и их тонкое функционирование очевидны, так как дают основную информацию о положении бьющего звена, которое определяет направление удара.

Рецепторы вестибулярного аппарата доставляют информацию о положении и движении тела в пространст-

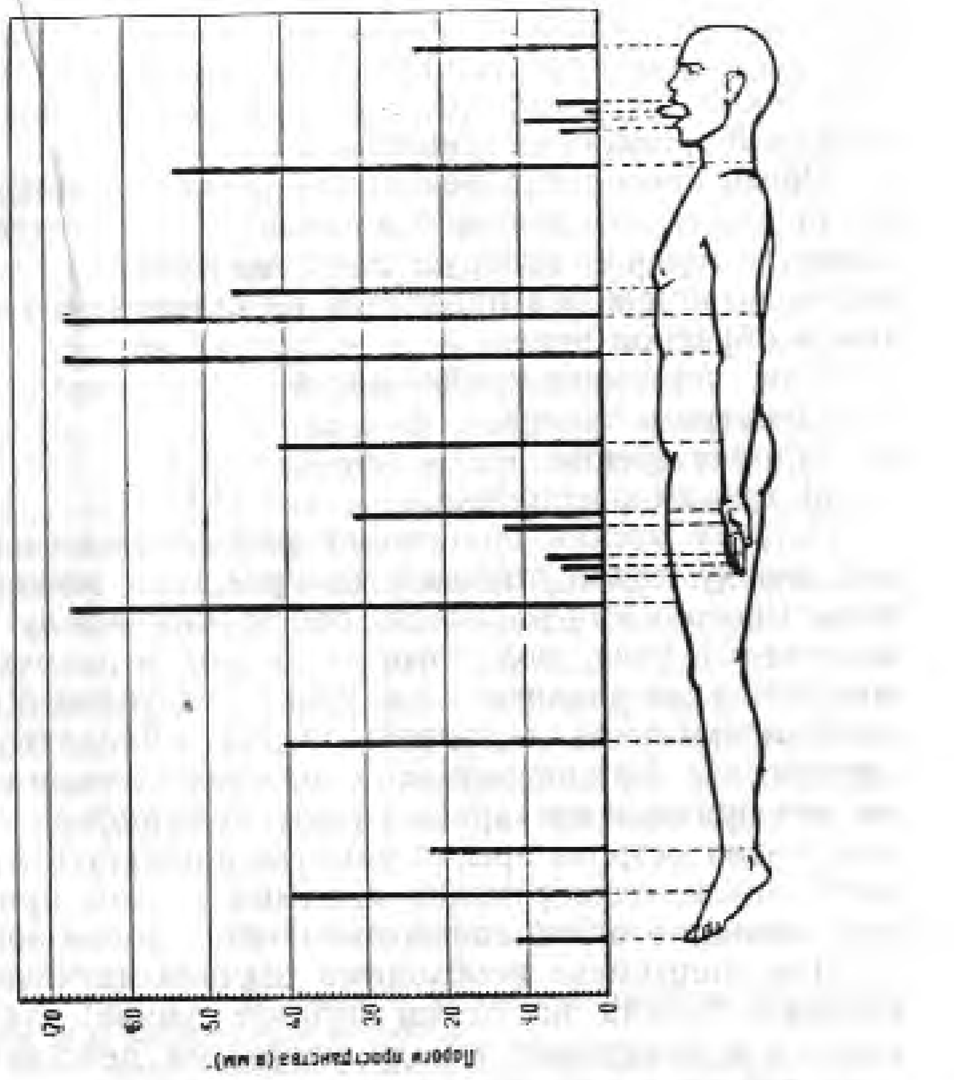


Рис. 1. Величины порогов пространства на различных участках тела человека

ве. Поступающие в центральную нервную систему импульсы от рецепторов вестибулярного аппарата обусловливают возникновение рефлексов, необходимых для сохранения равновесия тела. В результате этих рефлексов происходят сложнокоординированные тонические сокращения скелетной мускулатуры, с помощью которых положение тела выравнивается и сохраняет равновесие.

Адекватным раздражителем вестибулярного аппарата является ускоренное или замедленное вращательное или прямолинейное движение тела. Раздражение рецепторов вестибулярного аппарата происходит лишь под влиянием изменения скорости движения, т. е. когда есть ускорение. Равномерное движение без ускорения любого знака не вызывает раздражения. Порог различения вращения равен в среднем 2—3°/сек² углового ускорения. В связи с этим необходимо отметить особую пользу батутной тренировки теннисистов.

Орган зрительной рецепции — глаз — включает в себя аппарат, находящийся в сетчатке, и оптическую систему, которая фокусирует световые лучи и обеспечивает четкое изображение предметов на сетчатке в уменьшенном и обратном виде.

Для спортсмена крайне важны:

а) острота зрения,

б) поле зрения,

в) оценка расстояния.

Остроту зрения определяет то наименьшее расстояние между двумя точками, которое глаз может различить. Способность различать расстояния между точками зависит от угла, под которым видны эти точки. Нормальный глаз различает две точки под углом в 60″.

Максимальной остротой зрения обладает желтое пятно глаза. Вот почему для спортсмена важно смотреть на мяч прямо, а не «краем глаза». К периферии от желтого пятна острота зрения заметно снижается. Совокупность точек, одновременно видимых глазом при фиксации взгляда в одной точке, называется полем зрения.

Для спортсмена необходимо сначала научиться фиксировать взгляд на одном объекте (мяче), затем научиться в перерывах между ударными действиями видеть действия противника, затем расширять свое поле зрения, т. е. научиться видеть и чувствовать всю площадку, себя на ней, позицию противника — и все это при фиксированном взгляде на мяч. При этом повышенное сосредоточение внимания разумно в особенно важные моменты, если таковые есть. Однако умение рассеивать свое внимание в другие моменты также крайне важно для спортсмена.

Граница поля зрения, как известно, может составлять книзу 70°, кверху 60° и в стороны 90°. Угол зрения спортсмена является переменным; в момент удара он минимален, в другие моменты должен быть ограничен углом, под которым видна спортивная площадка, и не больше.

Восприятие глубины, а следовательно, оценка расстояния возможны как при монокулярном зрении, так и при бинокулярном. Во втором случае оценка расстояния

гораздо точнее. Рассматривание близких предметов сопровождается напряжением ресничной мышцы; восприятие этого мышечного напряжения (проприорецепции) помогает оценить расстояние до предмета.

Слуховые рецепторы находятся в улитке внутреннего уха. Благодаря наличию двух приемников звуковых колебаний человек в состоянии определить местонахождение источника звука (бинауральный эффект). В практике у спортсменов вырабатываются определенные звуковые структуры, которые позволяют характеризовать качество своих ударов и ударов противника.

Если учесть материальный носитель информационной структуры в механизме каждого анализатора, то все анализаторы БЦ человека можно разделить на два типа: фонотонный и фононный.

Во время состязаний спортсмен должен быть сосредоточен на целостной информационной структуре своих действий, восстановлении оптимального вида ее динамической части, устойчивости ее психологической части. Осознание взаимосвязей внутри целостной информационной структуры и способов управления ею — необходимое условие сосредоточенности на главных этапах соревновательной борьбы.

§ 3. Структуры в биомеханике

В связи с важностью понятия структуры рассмотрим этот вопрос более подробно.

Есть чисто математический способ определения понятия структуры. Согласно современной концепции математических структур, единственными объектами изучения в формализованной математической теории являются отношения, взятые сами по себе, безотносительно к элементам какого-либо множества.

Приведем два определения математической структуры, причем второе более строгое, чем первое.

1. Задать математическую структуру — это значит задать одно или несколько отношений, в которых находятся между собой элементы (или подмножества) некоторого абстрактного множества и указать систему условий (аксиом), которым удовлетворяют данные отношения. Недостаток этого определения состоит в том, что остается неясным, что понимается под отношением между элементами (или подмножествами) некоторого абстрактного множества.

Задать отношение между двумя элементами двух произвольных множеств A и B — это значит из множества всех подмножеств множества $A \times B$ выбрать по определенному правилу один-единственный элемент $S \in D(A \times B)$.

Точно так же можно задать определенные отношения между произвольными подмножествами множества A, если выбрать один элемент $V \in D(D(A))$.

2. Задать математическую структуру на исходных множествах $A, B \ldots C$ — это значит задать схему построения из $A, B \ldots C$ некоторого множества подмножества D и ряд правил (аксиом), позволяющих выбрать из D единственный элемент — подмножество определенного типа.

К настоящему времени известны только три типа, к которым сводятся все остальные. Это так называемые порождающие структуры:

1) структура порядка, задаваемая схемой $S \in D(A \times A)$ и играющая важную роль при рассмотрении отношений, приводящих к понятию натурального числа;

2) алгебраическая структура со схемой $F \in D((A \times A) \times A)$, выражающая идею операции;

3) топологическая структура, в основе которой лежит схема $V \in D(D(A))$, непосредственно связанная с интуитивным понятием непрерывности, окрестности и предела.

Рассмотрим подробнее, например, структуру порядка, которая нам пригодится в дальнейшем изложении материала. Можно сказать, что соотношение между двумя общими элементами множества E называется соотношением порядка в E, если оно удовлетворяет двум следующим условиям:

а) соотношение $\omega[x, y]$ и $\omega[y, z]$ влечет $\omega[x, z]$ (транзитивность);

б) соотношение $\omega[x, y]$ и $\omega[y, x]$ эквивалентно $X = Y$.

Условие б) влечет рефлексивность соотношения ω.

Когда рассматривается конкретное соотношение порядка в множестве E, говорят, что E упорядочено этим соотношением и что это соотношение определяет E структуру упорядоченного множества или структуру порядка.

Наряду с порождающими математическими структурами, на основе которых построена математика, т. е. построен способ мышления, существуют так называемые физические структуры (впервые введенные Ю. И. Кулаковым в 1968 г.), которые имеют дело с реальными объектами.

Рассмотрим два произвольных множества: множество M с элементами $i, k, \ldots l$ и множество N с элементами $\alpha, \beta, \ldots \gamma$. Допустим, что каждой паре $i \in M$, $\alpha \in N$ сопоставляется действительное число $a_{ik} \in R$, так что в конечном итоге множеству $M \times N$ сопоставляется некоторая числовая матрица $A = \|a_{ik}\|$. Так, если M и N — множества физических объектов различной природы, то a_{ik} — результат эксперимента, характеризующий отношения, в которых находятся объекты i и α. Считается, что на множествах M и N задана физическая структура ранга (m, n), если произведения $m \cdot n$ чисел $a_{i\alpha}$, $a_{i\beta}, \ldots a_{i\gamma}$; $a_{k\alpha}, a_{k\beta}, \ldots a_{k\gamma}$; $a_{l\alpha}, a_{l\beta}, \ldots a_{l\gamma}$, стоящих на пересечении любых m строк i, k, l и любых n столбцов α, β, γ, связаны между собой функциональной зависимостью $\Phi(a_{i\alpha}, a_{i\beta}, \ldots a_{i\gamma}; a_{k\alpha}, a_{k\beta}, \ldots a_{k\gamma}; a_{l\alpha}, a_{l\beta} \ldots a_{l\gamma})$, вид которой не зависит от выбора подмножества из m элементов $M_m = \{i, k, \ldots l\} \in M$ и подмножества из n элементов $N_n = \{\alpha, \beta, \ldots \gamma\} \in N$. При этом предполагается, что функция Φ аналитична и не может быть представлена в виде суперпозиции аналитических функций меньшего числа переменных.

Данное определение физической структуры применимо к описанию физических систем в том случае, когда есть экспериментальные данные.

Понятие структуры, вообще говоря, тесно связано с другим понятием — понятием взаимодействия. Эту связь можно проследить на примере анализа понятия «элементарная частица» (В. Я. Файнберг, 1963). Понятия взаимодействия и структуры элементарных частиц подвергаются дальнейшему видоизменению в релятивистской теории материи. В этой теории даже одна свободная частица не может быть локализована в области пространства $\leqslant \frac{h}{mc}$, где m — масса частицы, h — постоянная Планка, а c — скорость света, поэтому даже в отсутствии взаимодействия нельзя говорить о «точечных» частицах.

Учет взаимодействия приводит к тому, что частицы как бы обрастают, приобретают пространственно-временную структуру. Таким образом, понятие структуры нельзя оторвать от взаимодействия: структура обнаруживается при взаимодействии.

Говоря о динамической структуре движений человека, мы будем понимать ее как очень сложную пространственно-временную структуру взаимодействий его организма.

Наиболее объективное определение понятия взаимодействия дается на языке лагранжевого формализма. Под ним понимают процесс, обусловленный наличием в лагранжиане системы некоторого энергетического члена с некоторым коэффициентом, который определяет характер взаимодействия и называется константой связи.

Биологические системы подчиняются только им присущим закономерностям, прежде всего росту негэнтропии, причем этот процесс, начиная с некоторого уровня организации биологической системы, является управляемым в смысле достижения определенного значения энтропии относительно энтропии среды.

В связи с этим целесообразно ввести следующее определение биомеханической структуры. Будем говорить, что на множествах M, N и L задана биомеханическая структура, если каждой паре биофизических объектов $i \in M$ и $\alpha \in N$ соответствует функция, с одной стороны минимизирующая амплитуду взаимодействий — эксперимента (результат эксперимента — управления u_{ik}), а с другой стороны минимизирующая отклонения состояния физических объектов i, α от заданных значений функционалов из L.

На основе приведенного определения можно дать детальные варианты определений биомеханической структуры, отражающие более полную взаимосвязь элементов базовых множеств M, N и L. Отметим здесь только важность формализации структуры процесса сравнения результатов управлений — экспериментов U_{ik} с соответствующим прогностическим состоянием биофизических объектов.

Таким образом, мы рассмотрели все фундаментальные структуры, встречающиеся в физике, а также ввели понятие и дали определение биомеханической структуры.

Изложенный в этом параграфе материал является логической основой для развития гносеологической и теоретической базы биомеханики.

§ 4. Явление биомеханического резонанса

Сущность биомеханического резонанса (БМР)* заключается в том, что объективно наблюдается возрастание амплитуды отклика активного звена человека или совокупности его активных звеньев при внешних периодических механических воздействиях в диапазоне частот от 5 до 20 гц (преимущественно от 10 до 15 гц).

Длительность и характер механических импульсов (воздействий) существенны для приспособительной деятельности активных звеньев человека, но не влияют на наличие явления БМР. С этими характеристиками механических импульсов связаны те или иные возможности практического использования этого влияния. Надо отметить, что в образовании режима БМР участвуют нейронные пулы с природными импульсами активности.

Явление БМР наблюдается на активных биомеханических звеньях человека, которые представляют собой не просто костно-мышечный аппарат в анатомическом смысле, а функционирующую организованную совокупность биологических тканей человека, причем в эту организованную природой совокупность входят живые мышцы (мышечные волокна и их нейронные пулы), кости, связки и др.

Биомеханическое звено — это управляемый мышцами-синергистами и мышцами-антагонистами стержень — кость. Особенность соединения биомеханического звена в биомеханическую цепь заключается в том, что их связь в суставе осуществлена природой путем перекрещивания мышц соседних звеньев.

Методика проведения экспериментов. Для проведения экспериментальных исследований был собран биомеханический спектрометр** (рис. 2), обеспечивающий создание и измерение регулируемых как по частоте, так

---

* Явление биомеханического резонанса было обнаружено автором (1971 г.) в ходе исследования отклика целостных активных звеньев человека при внешних механических воздействиях на них, носящих периодический или почти периодический характер.

** Ф. К. Агашин. Резонансный биомеханический станок. Авт. св. № 429823 от 13 октября 1972 г.

и по мощности устойчивых упругих колебаний биомеханических цепей в диапазоне частот от 0 до 30 гц.

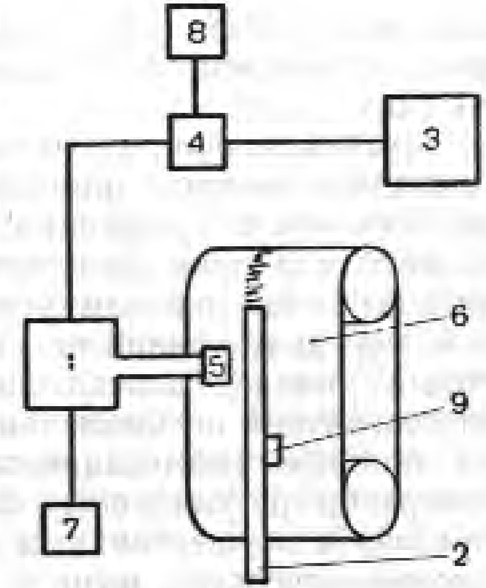


Рис. 2. Биомеханический спектрометр:
1 — генератор упругих волн; *2* — биохимическая цепь (БЦ); *3* — звуковой генератор с диапазоном от 1 до 30 гц; *4* — усилитель инфранизкой частоты; *5* — упругий элемент; *6* — регистрирующее устройство; *7* — источник переменного тока (~50 гц); *8* — источник стабилизированного напряжения; *9* — пишущее приспособление.

Генератор упругих волн может быть собран по различным схемам. Генератор, использованный в эксперименте, состоял из двух элементов: генератора регулируемых электрических импульсов и механической установки, создающей механические импульсы под воздействием электрических сигналов генератора. В качестве генератора электрических импульсов может быть применен, например, генератор инфранизких и низких частот типа ГЗ-39 или другой, эквивалентный ему, а также усилитель инфранизкой частоты с источником стабилизированного напряжения.

Механическая установка, в свою очередь, также может быть собрана по различным схемам. Разработанная нами установка содержала электромагнитную, исходно разомкнутую обмотку с подвижным сердечником и сменным грузом с упругим элементом на конце, развивающим механический импульс при периодическом замыкании обмотки с помощью электрических импульсов с регулируемой частотой. Такой способ создания механических импульсов обеспечивает достаточную стабильность частоты их следования и величину, не зависящую от внешней нагрузки. При этом величина импульсов регулируется изменением сменных масс наконечника генератора.

Методика регистрации БМР основана на использовании регистрирующего устройства, представляющего собой механический осциллограф, состоящий из приспособления с движущейся бумажной лентой для записи вынужденных колебаний и писчика, крепящегося на объекте исследования и фиксирующего его вынужденные колебания на ленте.

Возможна регистрация амплитуды вынужденных колебаний на фотобумаге посредством светового луча, источник которого укреплен на биомеханическом объекте. При этом требуется специальное затемнение. Возможны и другие регистрирующие средства.

В качестве биомеханической цепи исследовалась активная рука человека, держащего для увеличения амплитуды колебаний системы упругий стержень. Можно также использовать просто активную верхнюю конечность или нижнюю конечность человека, которые представляют собой упруго соединенные кости — стержни, распределенным источником которых служит энергия мышц.

Методика проведения экспериментов, устанавливающих существование явления биомеханического резонанса, состояла в следующем. Мышцы-сгибатели и мышцы-разгибатели руки испытуемого по команде: «Напрягите мышцы с постоянным усилием» — обеспечивали активную передачу усилий на внешний упругий стержень, который являлся передатчиком механических импульсов от генератора на биомеханическую цепь, и прежде всего на крайнее биомеханическое звено. Затем включался генератор регулируемых по частоте механических импульсов и осуществлялась запись амплитуды колебаний биомеханического звена в зависимости от частоты импульсов.

Условия проведения экспериментов. Одним из условий проведения экспериментов является получение на механической установке (см. рис. 2) механических импульсов, достаточных по величине для обеспечения вынужденных колебаний биомеханической цепи с учетом диссипационных потерь в ней. Величина импульсов ограничена сверху условием возникновения болевых ощущений. В ходе экспериментов исследованию подвергались различные биомеханические цепи.

Отметим, что условия реализации БМР допускают и непрерывное, и дискретное изменение частоты внешних упругих волн, причем, как это следует из структуры самой установки, можно использовать и синусоидальные упругие волны и импульсный режим для наблюдения БМР.

Рабочее биомеханическое звено активной биомеханической цепи располагается перпендикулярно направлению внешних импульсов, развиваемых генератором упругих волн. Важным условием наблюдения стационарного режима БМР является условие постоянства или квазипостоянства мышечного напряжения рабочего биомеханического звена активной биомеханической цепи.

С учетом условия биологических ограничений на длительность непрерывных изменений в режиме вынужденных колебаний рабочего биомеханического звена время непрерывных измерений может колебаться в пределах 1—3 мин. или в несколько более широких пределах.

В целях четкого наблюдения БМР необходимо обеспечить ровное, без задержки, перемещение ленты с достаточной для качественной развертки скоростью.

Результаты экспериментов. При наблюдении с помощью биомеханического спектрометра за поведением различных образцов биомеханических цепей человека были получены экспериментальные данные в виде осциллограмм, записанных на ленте. В результате обработки данных записи было установлено, что среднее значение амплитуды колебаний биомеханической цепи зависит от частоты внешних импульсов. Причем увеличение среднего значения амплитуды происходит как за счет увеличения числа колебаний с большими значениями амплитуды, так и за счет роста величины самих амплитуд.

Выделение резонансного сигнала из общей картины колебаний производилось следующим образом. Было рассчитано среднее значение амплитуды колебаний сигнала на максимальных частотах, где не наблюдается колебаний с амплитудой, значение которой резко отличается от среднего значения на данной частоте (более чем на 30%):

$$\bar{A}(\nu)=\frac{\sum_{j=1}^{n} A_j}{n(\nu)}. \tag{5}$$

где A_j — значение амплитуды отдельного колебания,
$n(\nu)$ — общее число колебаний на данной частоте.

Затем определялась величина случайной ошибки по следующей формуле:

$$\sigma(\nu)=t_{1-\alpha}(f)\,\frac{\sqrt{S}}{\sqrt{n}}, \tag{6}$$

где $t_{1-\alpha}(f)$ — критерий Стьюдента для числа степеней свободы $f=n-1$ и доверительной вероятности $\alpha=95\%$,
S — дисперсия измерений величины A,
n — число колебаний на данной частоте.

Таким образом,

$$A(\nu)=\bar{A}(\nu)\pm\sigma(\nu). \tag{7}$$

Полученные средние значения амплитуды и случайной ошибки усреднялись по всем внерезонансным частотам:

$$A_{\Phi} = \frac{\sum\limits_{\nu_{\text{внр}}} \bar{A}(\nu)}{K}; \qquad (8)$$

$$\sigma_{\Phi} = \frac{\sum\limits_{\nu_{\text{внр}}} \sigma(\nu)}{K}, \qquad (9)$$

где K — общее число внерезонансных частот.

Усредненное значение средней амплитуды A_{Φ} рассматривалось далее как значение фона, от которого производился отсчет выделяемого сигнала, а усредненная случайная ошибка σ_{Φ} была принята за ошибку измерения фона. Затем увеличенное в 5 раз значение ошибки измерения фона $5\sigma_{\Phi}$ прибавлялось к величине фона A_{Φ}, и все колебания, амплитуда которых удовлетворяла условию: $A > A_{\Phi} + 5\sigma_{\Phi}$, считалось наблюдаемым сигналом.

Кривая зависимости отношения средней амплитуды отклика A к амплитуде фона $A_{\text{фон}}$ от частоты представлена на рис. 3.

Далее для каждой частоты был произведен расчет средневзвешенного значения амплитуды резонансных колебаний следующим образом. Число колебаний каждого резонансного отклика умножалось на среднее значение амплитуды этих колебаний; полученные произведения суммировались, и сумма делилась на общее число резонансных колебаний на данной частоте:

$$\bar{A}_i = \frac{\sum\limits_{j=1}^{\rho_i} A_j}{\rho_i}; \qquad (10)$$

$$\bar{A}_{\text{СВ}}(\nu) = \frac{\sum\limits_{i=1}^{M} \bar{A}_i \rho(i)}{\Delta n(\nu)}. \qquad (11)$$

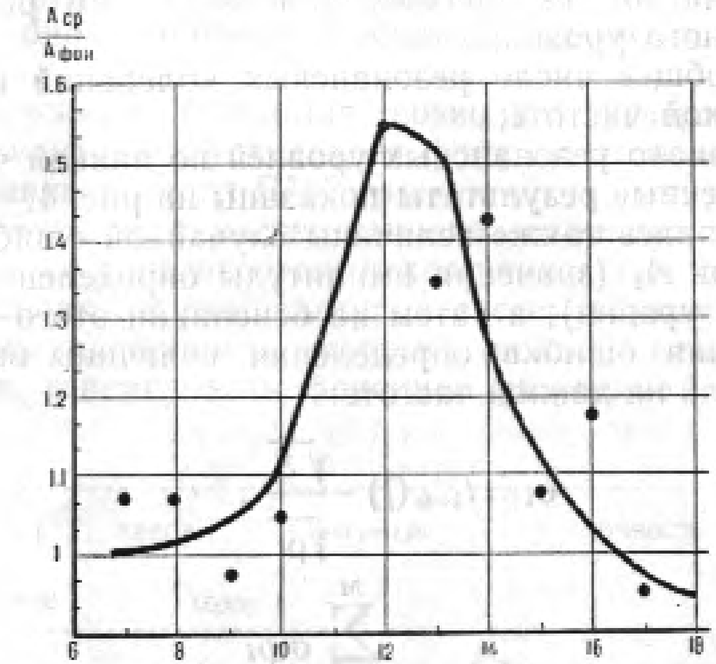


Рис. 3. Биомеханический резонанс в классической форме

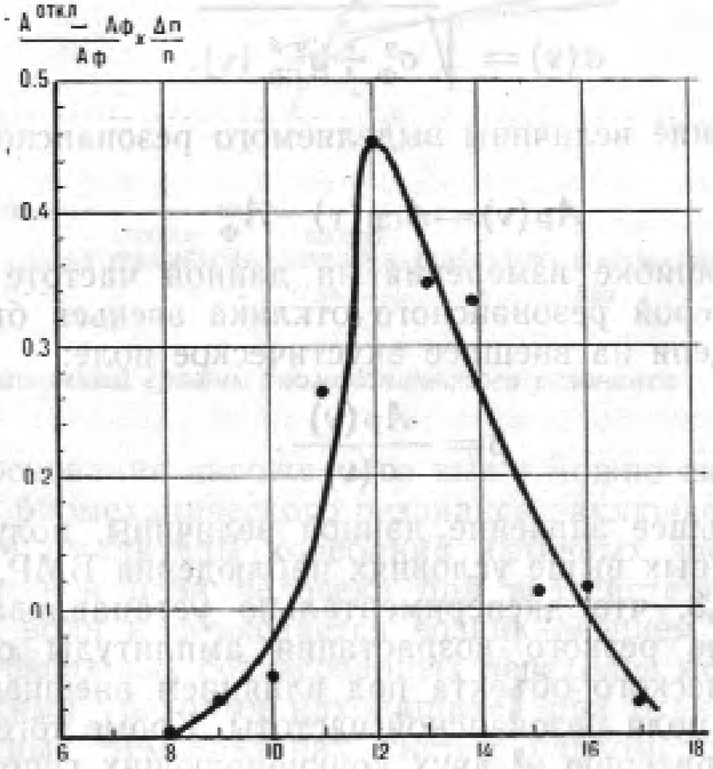


Рис. 4. Биомеханический стохастический резонанс

где ρ_i — число резонансных колебаний i-го резонансного уровня;

Δn — общее число резонансных колебаний на данной частоте;

M — число резонансных уровней по данной частоте.

Полученные результаты показаны на рис. 4.

Вычислялись также величины случайной ошибки при определении A_i (значения амплитуды определенного резонансного уровня), а затем на основании этого — средневзвешенная ошибка определения величины выделяемого сигнала на данной частоте:

$$\sigma_i = t_{1-\alpha}(f)\,\frac{\sqrt{S}}{\sqrt{\rho_i}}; \tag{12}$$

$$\sigma_{CB}(\nu) = \frac{\sum_{i=1}^{M} \sigma_i \rho_i}{\Delta n(\nu)}. \tag{13}$$

Далее вычислялась общая ошибка определения фона и сигнала для данной частоты:

$$\sigma(\nu) = \sqrt{\sigma_\Phi^2 + \sigma_{CB}^2}\,(\nu). \tag{14}$$

Отношение величины выделяемого резонансного сигнала

$$A_P(\nu) = A_{CB}(\nu) - A_\Phi \tag{15}$$

к общей ошибке измерения на данной частоте может служить мерой резонансного отклика звеньев биомеханической цепи на внешнее акустическое поле:

$$\beta = \frac{A_P(\nu)}{\sigma(\nu)}. \tag{16}$$

Наибольшее значение данной величины, полученное при описанных выше условиях наблюдения БМР, составило $\beta = 8{,}3$, что экспериментально устанавливает существование резкого возрастания амплитуды отклика биомеханического объекта под влиянием внешнего акустического поля резонансной частоты. Кроме того, сравнение по критерию χ^2 двух конкурирующих гипотез интерпретации данных в форме гауссового и линейного распределения (0,25 против 9,28) обеспечивает достоверное предпочтение гауссовой форме откликов наблюдаемых биомеханических объектов материального мира (рис. 5).

Полученный результат позволяет утверждать, что экспериментально установлен факт существования БМР. Объяснение явления БМР связано со структурой и свойствами активного костно-мышечного аппарата и, прежде всего, со способностью находящихся при отрицательных абсолютных температурах систем саркомеров излучать индуцированные упругие волны, или, другими словами, генерировать фононное излучение* (см. гл. 2, § 2).

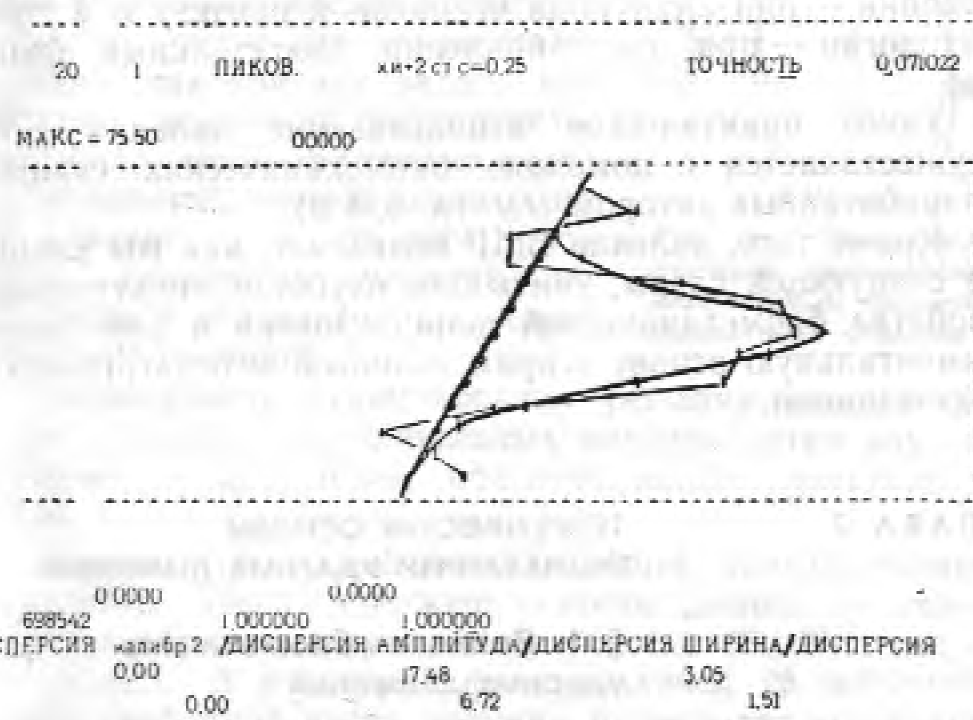


Рис. 5. Машинный график биомеханического резонанса

На основании изложенного выше можно сказать, что явление биомеханического резонанса заключается в возрастании амплитуды колебаний активных звеньев биомеханической цепи человека при воздействии внешних упругих волн и объясняется возникновением индуцированных фононных согласованных переходов между энергетическими уровнями находящихся при отрицательных абсолютных температурах систем саркомеров-синерги-

* Фонон — элементарное возбуждение, распространяющееся со скоростью звука, в связи с чем его называют еще квантом звука.

стов и саркомеров-антагонистов биомеханических звеньев под влиянием переменного акустического поля резонансной частоты.

Явление БМР кроме сферы физической культуры и спорта может быть использовано также в медицине — как в научных исследованиях, так и в практике, например в лечебной физкультуре, в терапии (новом ее разделе — биомеханотерапии), в ортопедии и т. п. Важной областью практического применения БМР может служить также реабилитация органов и систем человека. На основе явления БМР могут быть разработаны различные методики реабилитации, прежде всего в протезировании — при адаптации человека к протезу и в травматологии — при восстановлении двигательных функций.

Такое практическое использование явления БМР осуществляется с помощью биомеханических станков, разработанных автором (см. гл. 6, § 3).

Кроме того, явление БМР позволяет, как мы увидим из следующей главы, учитывать глубокие спектральные свойства биомеханической цепи человека и даст экспериментальную основу теории волновой и педагогической биомеханики.

ГЛАВА 2 ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ УДАРНЫХ ДВИЖЕНИЙ

§ 1. Волновая биомеханика ударных движений

В данном разделе формируются новые классы краевых задач теории управления, которые образуют математическую основу теоретической биомеханики. Подобные задачи возникли при изучении и описании таких биомеханических процессов, в которых либо с помощью специальных регуляторов, либо непосредственно человеком осуществляется управление процессами взаимодействия разного рода протяженных тел, например биомеханических звеньев при взаимодействии с внешними телами или, в общем случае, с внешней средой (Ф. К. Агашин, 1967—1970).

Отметим, что результаты, полученные при решении таких задач, находят применение в биомеханике труда,

спорта, в космической биомеханике, в биомеханике отдельных хирургических операций, а также в биомеханике некоторых специальных действий человека.

С физической точки зрения, управление осуществляется на базовом процессе, реализующемся в стержне с распределенной жесткостью $EI(x)$ и с распределенной массой $\rho(x)$ (рис. 6).

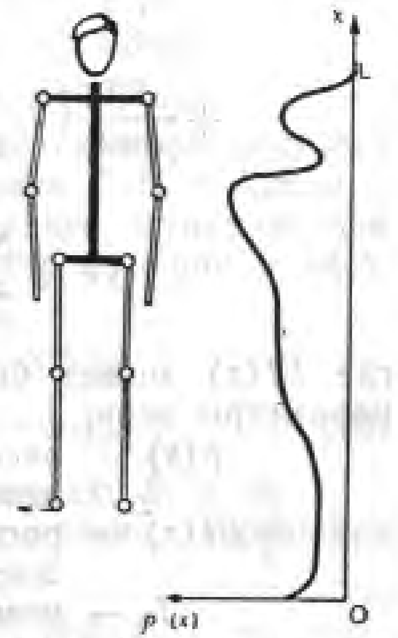


Рис. 6. Стационарная функция распределения массы вдоль биомеханической цепи человека

Рассматриваемые краевые задачи теории управления представляют и чисто математический интерес, так как эти задачи позволяют по-новому рассмотреть, например, связь граничных условий и условий, накладываемых на управление, т. е., по сути дела, связь граничных условий со структурой основного рассматриваемого уравнения.

Возможность существования решения рассматривается в рамках вычислительных методов путем изучения сходимости алгоритма, обеспечивающего решение задачи.

В рассматриваемой сначала общей модели биомеханического звена стержень — кость длины l — определенным образом закреплен на участке (S_1, S_2), так что $S_2 - S_1 = S$. В некоторой фиксированной 2δ-окрестности точки свободной части стержня происходит его взаимодействие с внешними упругими силами. Необходимо на участке (S_1, S_2) стержня реализовать такие управляющие воздействия, чтобы функционал, характеризующий внешнее взаимодействие стержня, минимально отклонился бы от заданного значения.

Рассмотрим линейное уравнение пятого порядка управляемых поперечных колебаний стержня, составленное при самых общих предположениях относительно действующих на него сил, при зонных функциях распределения, жесткости массы и управляющих воздействий:

$$\rho(x) \frac{\partial^2 Z}{\partial t^2} + \frac{\partial^2}{\partial x^2}\left[EI(x) \frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right] -$$

$$-\frac{\partial}{\partial x}\left[P(x)\frac{\partial Z}{\partial x}\right]-f(x,\ t)+\gamma\frac{\partial^5 Z}{\partial x^4\partial t}+$$

$$+\frac{\partial^2}{\partial x\partial t}\left(I_0\frac{\partial^2 Z}{\partial x\partial t}\right)=-K_1Z^2-K_2\frac{\partial Z}{\partial t}+$$

$$+\sum_{i=1}^{n}U_i(\nu,\ x,\ t)\Delta\nu_i, \qquad (17)$$

где $EI(x)$ может быть выражена через динамические параметры цепи;

- $\rho(x)$ — распределение массы стержня по длине;
- $EI(x)$ — распределение по длине и толщине жесткости на прогиб;
- I_0 — момент инерции единицы длины стержня относительно центральной оси, перпендикулярной к плоскости колебаний;
- $f(x,\ t)$ — интенсивность распределенной поперечной нагрузки; $\gamma=\eta I\varkappa$, где $\varkappa$ — коэффициент источника; η — коэффициент внутренней вязкости;
- $P(x,\ t)$ — интенсивность продольной силы (растягивающей или сжимающей);
- K_1 — коэффициент упругости внешней среды;
- K_2 — коэффициент сил трения;
- $U_i(\nu,\ x,\ t)$ — спектральное распределение управляющих воздействий.

С учетом внутреннего неупругого сопротивления второй член в левой части (17) может иметь вид:

$$\left(1+\frac{i\psi}{2\pi}\right)\frac{\partial^2}{\partial x^2}\left[EI(x)\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right]. \qquad (18)$$

В стержнях, длина которых значительно превосходит поперечные размеры, можно пренебречь инерцией вращения и положить $I_0=0$. В целом ряде задач можно считать также, что продольные силы отсутствуют, т. е. $P(x,\ t)$, и отсутствует упругая среда, т. е. $K_1=0$. Функцию $f(x,\ t)$ ограничим видом $f_0\sin\omega_{\text{пр}}t\delta(x-x_0)$, а коэффициент сил трения представим в виде:

$$K_2=K_0+K_3\Theta(\omega-1{,}3\omega_{\text{пр}}), \qquad (19)$$

где

$$\Theta(\omega-1{,}3\omega_{\text{пр}})=\begin{cases}1, \text{ если } \omega>1{,}3\omega_{\text{пр}}\\ 0, \text{ если } \omega<1{,}3\omega_{\text{пр}}.\end{cases}$$

В качестве функции, переводящей коэффициент сил трения из значения K_0 в значение $[(K_0+K_3\Theta(\omega-1{,}3\omega_{\text{пр}})]$, можно взять более гладкую функцию, чем разрывная функция Θ. Управляющие функции в частном случае можно представить:

$$U_{01}\sin(P_1t+\varphi_1)\delta(x-S_1)+$$
$$+U_{02}\sin(P_2t+\varphi_2)\delta(x-S_2), \qquad (20)$$

сосредоточив управление в двух точках: S_1 и S_2.

Учтя изложенные выше ограничения, перепишем уравнение (17) в виде:

$$\rho(x)\frac{\partial^2 Z}{\partial t^2}+\frac{\partial^2}{\partial x^2}\left[EI(x)\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right]+$$
$$+\gamma\frac{\partial^5 Z}{\partial x^4\partial t}=f_{\text{пр}}\sin\omega_{\text{пр}}t\delta(x-x_0)-$$
$$-K_2\frac{\partial Z}{\partial t}+U_{01}\sin(P_1t+\varphi_1)\delta(x-S_1)+$$
$$+U_{02}\sin(P_2t+\varphi_2)\delta(x-S_2). \qquad (21)$$

Без ограничения общности начальные и граничные условия запишем в виде:

$$Z(x,\ 0)=Z(x)$$
$$Z_t(x,\ 0)=V(x), \qquad (22)$$

для свободного конца

$$\left.\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right|_{x=l}=\left.\frac{\partial^3 Z}{\partial x^3}\right|_{x=l}=0, \qquad (23)$$

для шарнирно закрепленных точек 0 и s_i:

$$Z(x,\ t)\,|_{x=0}=\mu(t)\left.\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right|_{x=0}=M(t)$$

$$Z(x,\ t)\,|_{x=s_i}=\nu_i(t)\left.\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right|_{x=s_i}=M_i(\varphi,\ t). \qquad (24)$$

Отметим здесь, что изменение граничных условий можно рассматривать как фактор управления, причем такой фактор, который обеспечивает, прежде всего, обязательное существование решения, а затем и возможную его единственность.

Представление единственности как возможного условия связано с ограничениями, которые накладывает на класс допустимых управлений целевой функционал. В краевых задачах теории управления целевые функционалы задаются на классе решений рассматриваемых задач. При этом управление, доставляющее экстремум конкретному целевому функционалу, называется в этом смысле оптимальным.

Само собой разумеется, что в случае непоперечных деформаций БЦ следует рассматривать уравнения волновой биомеханики при продольных и вращательных взаимодействиях. Поэтому, хотя наибольшее распространение имеют поперечные к БЦ взаимодействия, возникновения в данной БЦ продольных и вращательных взаимодействий требует учета энергии всех типов управлений и деформаций БЦ.

Пусть $\xi(x, t)$ — продольное смешение какого-либо сечения в момент t:

$$\rho(x)\frac{\partial^2\xi}{\partial t^2}-\frac{\partial}{\partial x}\left[EA(x)\frac{\partial\xi}{\partial x}\right]=$$

$$=Q(x, t)+\sum_{i=1}^{n}U_i(x, t, \omega) \qquad (25)$$

$A(x)$ — площадь поперечного сечения БЦ. Граничное условие свободного конца:

$$\xi(0, t)=\xi_x(l, t)=0. \qquad (26)$$

Для дальнейшего исследования уравнения управляемых продольных колебаний БЦ рассмотрим модельную задачу о собственных формах продольных колебаний свободного звена-стержня.

Уравнение собственных форм продольных колебаний свободного однородного звена имеет вид:

$$\varphi''(x)+a^2\varphi(x)=0, \qquad (27)$$

где $a^2=\dfrac{p^2\rho}{EA}$.

Для продольных колебаний условие ортогональности имеет вид:

$$\int_0^l \rho\varphi_i(x)\varphi_k(x)\,dx=0. \qquad (28)$$

Граничные условия для продольных колебаний на свободном конце

$$EA\varphi'(x)=0. \qquad (29)$$

а на закрепленном $\varphi(x)=0$.

Другие свойства собственных форм аналогичны свойствам форм систем с конечным числом степеней свободы. Остается в силе теорема об узлах собственных форм: число узлов собственной формы n-го порядка равно $n-1$; при этом узлы двух последовательных форм перемежаются. Остается в силе и теорема о разложении любой формы по собственным формам однородной задачи.

Из краевых условий одного жестко закрепленного конца ($x=0$) и другого свободного ($x=l$) находим значения постоянных B и D общего решения:

$$\varphi_k(x)=B\cos a_k x+D\sin a_k x. \qquad (30)$$

Для граничных условий имеем $B=0$, $D\cos al=0$. Постоянная $D\neq0$, так как иначе $\varphi_k(x)\equiv0$. Нетривиальное решение получается при условии: $\cos al=0$.

Из условия находим:

$$a_k=\frac{(2k-1)\pi}{2l},\quad p_k=\frac{(2k-1)\pi}{2l}\sqrt{\frac{EA}{\rho}},$$

$$(k=1, 2, \ldots). \qquad (31)$$

Характеристическое уравнение, отбирающее собственные значения параметра a и определяющее собственные частоты системы, соответствует вековому уравнению систем с конечным числом степеней свободы.

Для собственных форм таким образом имеем:

$$\varphi_k(x)=D_k\sin\frac{(2k-1)\pi x}{2l},\ (k=1, 2\ldots). \qquad (32)$$

Общее решение можно записать в виде бесконечной линейной суммы главных колебаний:

$$\xi(x,\ t)=\sum_{k=1}^{\infty}(M_k\cos p_k t+N_k\sin p_k t)\sin\frac{(2k-1)\pi x}{2l}. \quad (33)$$

Постоянные M_k и N_k определяются из начальных условий. Чтобы найти M_k, полагаем $t=0$, затем умножаем обе части уравнения (33) на $\sin a_k x$ и интегрируем результат по x от 0 до l. Вследствие ортогональности форм $\sin a_k x$:

$$\int_0^l \xi(x,\ 0)\sin a_k x dx=M_k\int_0^l \sin^2 a_k x dx=M_k\frac{l}{2} \quad (34)$$

и

$$M_k=\frac{2}{l}\int_0^l \xi(x,\ 0)\sin a_k l dx. \quad (35)$$

Так же находят N_k по заданному значению производной

$$N_k=\frac{2}{lp_k}\int_0^l \dot{\xi}(x,\ 0)\sin a_k x dx. \quad (36)$$

Перейдем теперь к управляемым крутильным колебаниям звена — кости. Обозначим через $\Theta(x,\ t)$ угол поворота какого-либо сечения в момент t. Тогда общая структура уравнения волновой биомеханики вращений может быть записана в виде:

$$I\frac{\partial^2\Theta}{\partial t^2}-\frac{\partial}{\partial x}\left[GI_p\frac{\partial\Theta}{\partial x}\right]=$$

$$=Q(x,\ t)+\sum_{i=1}^{n}U_i(x,\ t,\ \omega), \quad (37)$$

где I — погонный момент инерции относительно оси стержня *.

* Под осью стержня здесь подразумевается линия, соединяющая центры тяжести поперечных сечений стержня, причем предполагается, что она совпадает с так называемой упругой осью стержня.

1. Концы свободны:

$$\Theta_x(0,\ t)=\Theta_x(l,\ t)=0. \quad (38)$$

2. Концы упруго закреплены:

$$\Theta_x(0,\ t)-h\Theta(0,\ t)=0 \quad (39)$$

и

$$\Theta_x(l,\ t)-h\Theta(l,\ t)=0. \quad (40)$$

Величины $p^2 I\Theta(x)$ для крутильных и $p^2\rho\varphi(x)$ для продольных колебаний называют иногда собственными нагрузками стержня, где p — частота главных гармонических крутильных колебаний БЦ с видом:

$$I(x,\ t)=\Theta(x)\sin(pt+\alpha). \quad (41)$$

Применив к этим нагрузкам обобщенный принцип взаимности Рэлея, выражающийся здесь в равенстве работы нагрузки $p_i^2 I\Theta_i(x)$ на перемещении $\Theta_k(x)$ работе нагрузки $p_k^2 I\Theta_k(x)$ на перемещении $\Theta_i(x)$, получим условие ортогональности собственных форм крутильных колебаний. На основании этого равенства:

$$p_i^2\int_0^l I\Theta_i(x)\Theta_k(x)dx=p_k^2\int_0^l I\Theta_k(x)\Theta_i(x)dx. \quad (42)$$

Если $p_i=p_k$, получим:

$$\int_0^l I\Theta_i(x)\Theta_k(x)dx=0, \quad (43)$$

где $\Theta(x)$ — функция, определяющая непрерывную совокупность амплитудных угловых отклонений сечений БЦ от их равновесных положений.

Общее решение однородного уравнения крутильных колебаний получим как бесконечную линейную сумму главных колебаний:

$$Y(x,\ t)=\sum_{k=1}^{\infty}H_k\Theta_k(x)\sin(p_k t+\alpha_k) \quad (44)$$

$$Y(x,\ t)=\sum_{k=1}^{\infty}\Theta_k(x)(M_k\cos p_k t+N_k\sin p_k t). \quad (45)$$

Постоянные H_k, α_k, M_k, N_k определяются из начальных условий:

$$\begin{aligned} y(x,\ 0) &= f(x) \\ \dot{y}(x,\ 0) &= \eta(x). \end{aligned} \tag{46}$$

Вычисление производится следующим образом: считая стержень однородным, умножая (45) на $\Theta_k(x)$, заменяя x на S и интегрируя по S, находим:

$$M_k \cos p_k t + N_k \sin p_k t = \int\limits_0^l y(S,\ t)\, \Theta_k(S)\, dS. \tag{47}$$

Положив $t=0$, получим:

$$M_k = \int\limits_0^l \Theta_k(S) f(S)\, dS; \tag{48}$$

взяв производную от (26) по t, найдем

$$N_k = \frac{1}{p_k} \int\limits_0^l \Theta_k(S)\, \eta(S)\, dS, \tag{49}$$

т. е. N_k и M_k являются коэффициентами разложения заданных функций $f(x)$ и $\eta(x)$ по собственным формам.

Логика биомеханики и рассмотренные новые классы задач теории управления (Ф. К. Агашин, 1967—1972) дают возможность ставить и решать весьма важные задачи, связанные с аналитическим конструированием оптимальных биомеханических аппаратов человека с заданными свойствами.

Средством конструирования в биомеханике является управляемая адаптация БЦ человека под влиянием управляемых внешних и внутренних воздействий на них. Целью конструирования является получение таких адаптированных БЦ, которые обладают наперед заданными параметрами и свойствами. Такие адаптированные БЦ были названы биомеханическими аппаратами человека (БАЧ).

В рассматриваемом ниже классе задач можно выделить два типа: первый тип возникает в случае, когда объектом управления является биомеханическая управляющая функция, подвергающаяся оптимальной адаптации; второй тип связан с оптимальной адаптацией

распределения массы и жесткости БЦ, определяющих в уравнении волновой биомеханики собственно структуру биомеханического процесса.

Основным способом управления в задачах конструирования БАЧ является развитие внешних воздействий, аналитически определяемых первым членом в правой части основного уравнения волновой биомеханики. Таким образом, решение указанных типов задач сводится к отысканию оптимальной полной структуры внешних воздействий, в которую в общем случае могут входить фазовая, временная, амплитудная, пространственная структуры, структура спектра этих воздействий и их поляризации и т. д.

Перед тем как записать полные уравнения волновой биомеханики, следует учесть экспериментально установленное явление биомеханического резонанса (БМР).

Управление БЦ осуществляется упругими волнами, принадлежащими определенному диапазону частот и образующими так называемый биомеханический программный спектр. Биомеханический спектр является спектром излучения и обладает интересной экспериментально установленной особенностью: объективно наблюдается избирательное возрастание амплитуды отклика активного биомеханического звена или всей цепи под влиянием упругих волн резонансной частоты. Явление БМР устанавливает существование собственного биомеханического спектра БЦ человека, спектральную функцию которого мы обозначим через $\rho_{\text{инд}}(\nu)$. Тогда для среднестатистической частоты БЦ индивида можно записать:

$$\nu_{\text{инд}} = \frac{\sum\limits_{k=1}^{n} e_{\text{инд}}(\nu)\, \nu_k}{\sum\limits_{k=1}^{n} e_{\text{инд}}(\nu)}. \tag{50}$$

Принимая во внимание данную особенность биомеханического управления волновым процессом, запишем уравнение волновой биомеханики в виде:

$$\rho(x) \frac{\partial^2 Z}{\partial t^2} + (u+iv) \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[EI(x) \frac{\partial^2 Z}{\partial x^2} \right] -$$

$$-\frac{\partial}{\partial x}\left[p(x)\frac{\partial Z}{\partial x}\right]+\frac{\partial^2}{\partial x\partial t}\left(I_0\frac{\partial^2 Z}{\partial x\partial t}\right)=$$

$$=\sum_{i=1}^{N_{\text{зв}}} f_{0i}e^{-\frac{(x-x_{0i})^2}{\delta x^2_{0i}}}\left|\sum_{k=1}^{n}\right|[1+m_{ik}\cos(p_k t+\varphi_k)]e^{j(\bar{\nu}_{\text{пр}}\cdot t+\varphi)}+$$

$$+\sum_{i=1}^{N_{\text{зв}}} u_{0i}e^{-\frac{(x-x\delta_i)^2}{\delta_{xi}}}\left|\sum_{j=1}^{N_u}\right|\{1+m_{ij}\cos[\nu_j^{MM}(t+$$

$$+\tau_{jadv})+\varphi_j]\}e^{j(\nu_{\text{инд}}t+\varphi)}; \qquad (51)$$

где

$$\left|\sum_{k=0}^{n}\right|[1+m_{ik}g_{ik}(t)]=$$

$$=\{1+g_{i0}(t)m_{i0}[1+g_{i1}(t)m_{i1}(1+g_{i2}(t)m_{i2}(1+\ldots\},$$

$$\bar{\nu}_{\text{пр}}=\frac{\sum_{k=1}^{n}e_{\text{пр}}(\nu)\,\nu_k^{(\text{пр})}}{\sum_{k=1}^{n}e_{\text{пр}}(\nu)}. \qquad (52)$$

Введем обозначение для экспериментального оператора, стоящего в левой части уравнения данного класса (51)

$$\rho(x)\frac{\partial^2}{\partial t^2}+(u+iv)\frac{\partial^2}{\partial x^2}\left[E(x)\frac{\partial^2}{\partial x^2}\right]-$$

$$-\frac{\partial}{\partial x}\left[p(x)\frac{\partial}{\partial x}\right]+\frac{\partial^2}{\partial x\partial t}\left(I_0\frac{\partial^2}{\partial x\partial t}\right)\equiv\text{Б}, \qquad (53)$$

а для выражения правой части (51) примем обозначение $\Pi(f,\ u,\ \nu_{\text{инд.}},\ \bar{\nu}_{\text{пр}},\ p_k)$.

Тогда уравнение (51) запишется в более простом виде

$$\text{Б}Z=\Pi(f,\ u,\ \nu_{\text{инд}},\ \bar{\nu}_{\text{пр}},\ p_k). \qquad (54)$$

Если рассмотреть модель биомеханической цепи с однородным распределением массы и жесткости, в которой отсутствуют продольные силы и пренебрежимо мал момент инерции единицы длины звена относительно центральной оси, перпендикулярной к плоскости колебаний, то дифференциальному оператору в левой части (53) с точностью до множителя может быть придан вид:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2}+\gamma^2\frac{\partial^4}{\partial x^4}=\left(\frac{\partial}{\partial t}+i\gamma\frac{\partial^2}{\partial x^2}\right)\times$$

$$\times\left(\frac{\partial}{\partial t}-i\gamma\frac{\partial^2}{\partial x^2}\right)\equiv\overline{\Box}. \qquad (55)$$

Обозначив

$$\frac{\partial}{\partial t}=\nabla_t \quad \text{и} \quad \frac{\partial^2}{\partial x^2}=\Delta_x,$$

получим

$$\overline{\Box}=(\nabla_t+i\gamma\Delta_x)(\nabla_t-i\gamma\Delta_x), \qquad (56)$$

Таким образом, в этих обозначениях однородное уравнение поперечных колебаний свободного стержня — кости будет иметь простой вид

$$\overline{\Box}Z=0. \qquad (57)$$

Интересно отметить, что первый сомножитель в выражениях (55) и (56) является оператором Шредингера.

Для продольных и крутильных биомеханических процессов можно записать соответственно уравнения:

$$\rho(x)\frac{\partial^2\xi}{\partial t^2}-\frac{\partial}{\partial x}\left[EA(x)\frac{\partial\xi}{\partial x}\right]=$$

$$=\Pi\ (f_\xi,\ u_\xi,\ \nu_{\text{инд}},\ \bar{\nu}_{\text{пр}},\ p_k); \qquad (58)$$

$$I\frac{\partial^2\Theta}{\partial t^2}-\frac{\partial}{\partial x}\left[GI_p\frac{\partial\Theta}{\partial x}\right]=$$

$$=\Pi\ (f_\Theta,\ u_\Theta,\ \nu_{\text{инд}},\ \bar{\nu}_{\text{пр}},\ p_k). \qquad (59)$$

Структура функций $\rho(x)$ и $E(x)$ на управляемых отрезках — звеньях может считаться на коротких временных интервалах практически неизменной, а в области соединения отрезков — звеньев функция должна быть доопределена межзвенными условиями, накладываемыми детерминированным или стохастическим образом.

Функцию $\rho(x)$ можно представить в виде:

$$\rho(x)=\rho_k(x)+\rho_\mu(x)+\rho_{\text{ст}}(x), \tag{60}$$

где ρ_k — распределение массы костей вдоль БЦ;
ρ_μ — распределение массы мышц вдоль БЦ;
$\rho_{\text{ст}}(x)$ — распределение сухожилий и прочих тканей вдоль БЦ.

Если учесть потери массы БЦ в ходе длительных внешних воздействий в виде изменения распределения массы мышц, то функцию $\rho(x)$ можно записать в виде:

$$\rho(x,t)=[\rho_k(x)+(\rho_{0\mu}(x)+\Delta\rho_\mu(x)\sin\nu_{\text{ТР}}t)+\rho_{\text{СТ}}(x)]. \tag{61}$$

Представим другую форму основного уравнения:

$$\rho(x,t)\frac{\partial^2 Z}{\partial t^2}+\frac{\partial^2}{\partial x\partial t}\left(I_0\frac{\partial^2 Z}{\partial x\partial t}\right)-\frac{\partial}{\partial x}\left[P(x)\frac{\partial Z}{\partial x}\right]+$$

$$+(u+iv)\left[\left\{E-\varkappa_M\left|\sum_{j=1}^{Nu}\right|\{_j 1+m_{ij}\cos[\nu_j^{MM}(t+\tau_{jadv})+\varphi_j]\}_j\times\right.\right.$$

$$\left.\left.\times e^{i(\nu_{\text{внз}}t+\varphi)}\right\}\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}I(x)\right]=$$

$$=\sum_{i=1}^{N_{\text{зв}}} f_{0i}e^{-\frac{(x-x_{0i})^2}{\delta x^2_{0i}}}\left|\sum_{k=1}^{n}\right|[1+m_{ik}\cos(p_k t+\varphi_k)]e^{j(\nu_{\text{пр}}t+\varphi)}. \tag{62}$$

Логика задач волновой биомеханики становится полной тогда и только тогда, когда указаны критерии качества управления. В волновой биомеханике будем записывать эти критерии в виде целевых функционалов, которые могут иметь любую размерность или быть безразмерными и выражать тем самым какое-либо отношение величин одинаковой размерности. Будем различать три основных типа целевых функционалов, имеющих размерность энергии, импульса и момента импульса.

Так, функционал с размерностью энергии формируется исходя из условия, что в результате управляемого

взаимодействия БЦ с внешней силой энергия взаимодействия должна достигать заданного значения E:

$$I_1=\left|\varepsilon_0-\frac{1}{2}\int_0^L\rho(x)\left(\frac{\partial Z}{\partial t}\right)^2 dx\right|\leqslant\varepsilon \tag{63}$$

или, учитывая энергию всех типов движения БЦ:

$$I_2=|\varepsilon_0-(E_1+E_2+E_0)|\leqslant\varepsilon. \tag{64}$$

Функционал с размерностью импульса формируется при условии, что в ходе внешнего взаимодействия стержня передаваемый импульс достигает заданного значения P_0. При этом будем считать, что реализуется только нормальная к стержню компонента импульса. Положим:

$$I_3=\min\left|P_0-\int_0^l\int_0^\tau\int_{\omega_{\text{пр}}-\gamma}^{\omega_{\text{пр}}+\gamma}\rho(x)\,\omega_{\text{пр}}\cdot Z(x,t,\omega)\,dx\,dt\,d\omega+\right.$$

$$+\int_0^\tau\left[U_{01}\sin P_1\left(t-\frac{x_0-S}{G_t}\right)+\right.$$

$$\left.\left.+U_{02}\sin P_2\left(t-\frac{x_0}{G_t}\right)\right]dt\right|. \tag{65}$$

Можно взять также более простой функционал в виде:

$$I_4=\min\left|P_0-\int_{x_0-\delta}^{x_0+\delta}\int_0^\tau\times\right.$$

$$\times\frac{\rho(x)\dfrac{\partial Z}{\partial t}\left[U_{01}\sin(P_1t+\varphi_1)+U_{02}\sin P_2t\right]}{\sqrt{2mE_0}}dx\,dt. \tag{66}$$

Причем в функционале I_3 условие наличия резонансного управления выполняется автоматическим совпадением частот вынуждающей силы $\omega_{\text{пр}}$ с частотой одной из управляющих функций, а стержень играет по своим спектральным характеристикам роль фильтра.

Различные объединения соотношений, определяющих уравнения (17, 21, 25, 37, 51, 59, 62), начальные и граничные условия (22—24, 26, 47), целевые функционалы (64—67), образуют классы прямых задач волновой биомеханики.

Далее, критерием качества самого процесса построения БАС может служить величина энергии индуцированного излучения упругих волн, производимого БЦ. Структура следов в БАС растет в режиме БМР максимально быстро, так как скорость образования памяти БАС, например в виде роста миомодуляций $V_{\text{сп}}, \sim e_{\text{вэ}}(v)$, и

$$E_{\text{вэ}} = \int\limits_0^L e_{\text{вэ}}(v)\,dv \tag{67}$$

максимальна при БМР по определению. В общем случае адаптации БЦ по параметру Π_{A_i} с учетом того, что скорость адаптации:

$$\dot{\Pi}_{A_i} \sim E_{\text{вэ}}(x) \tag{68}$$

следует признать, что время адаптации зависит от $e_{\text{вэ}}(v)$.

Целевые функционалы в адаптивном варианте могут рассматриваться в целостной структуре, влияя тем самым на искомую методику x.

Важным критерием качества процесса построения БАС является время, затрачиваемое на это построение, например:

$$I_t^{(m)} = \left| T_m - \sum \frac{\Delta m_{ij}}{\bar{\dot{m}}_{ij}} \right|; \tag{69}$$

$$I_t^{(u_{0i})} = \left| T_{u_{0i}} - \sum \frac{\Delta u_{0i}}{\bar{\dot{u}}_{0i}} \right|. \tag{70}$$

В общем случае адаптации БЦ по волновым, спектральным параметрам Π_{A_i}:

$$I_t^{\Pi_{A_i}} = \left| T_{\Pi_{A_i}} - \right.$$

$$\left. - \sum \frac{\Delta \Pi_{A_i}}{\bar{\dot{\Pi}}_{A_i}} \right|. \tag{71}$$

Совокупность изложенных выше уравнений, начальных и граничных условий вместе с функционалами типа (69—71) образуют классы задач управляемой адаптации в волновой биомеханике.

Итак, мы получили дифференциальные уравнения и сформулировали все типы задач волновой биомеханики, причем сразу для такого сложного вида программ, какими являются ударные движения.

Чтобы понять природу сил U_{0i} и энергии управления биомеханической цепью человека, следует обратиться к другому разделу теоретической биомеханики, названной автором в 1972 г. статистической биомеханикой.

§ 2. Статистическая биомеханика и закономерность биомеханического распределения

Закономерность статистической биомеханики представляет собой статистическую закономерность распределения заселенности биологических уровней. Знание такой закономерности для верхних и нижних энергетических уровней биосистемы может служить одной из основ для развития теоретических представлений о жизнедеятельности организма человека, а также позволит интенсивнее внедрять эти знания в практику (например, в лечебную физкультуру, механотерапию, а со временем и в другие области).

Рассмотрим произвольное макроскопическое состояние биологической системы, например системы саркомеров мышц. В работе В. Б. Емельянова, В. Н. Ефимова, Г. М. Франка (1966) была экспериментально установлена дискретность изменения длины групп саркомеров в процессе мышечного сокращения. При этом приращение длины саркомера за 2 мсек может быть как положительным, так и отрицательным, т. е. укорочение отдельного саркомера имеет колебательный характер со средней составляющей, совпадающей с ходом интегрального направления сокращения.

Эти экспериментальные данные могут быть объяснены механизмом последовательного, происходящего в несколько «шагов», дискретного захвата тонких нитей толстыми, обусловленного наличием фиксированных дискретных энергетических уровней в структуре состояния отдельного саркомера и системы саркомеров мышечного волокна целостной мышцы, а также в структуре мышц биомеханического звена и всей цепи в целом.

Таким образом, в системе саркомеров реализуется структура дискретных состояний. Распределим все дискретные состояния системы саркомеров по группам, каждая из которых содержит близкие состояния (обладающие, в частности, близкими энергиями), причем как число состояний в каждой группе, так и число находящихся в них саркомеров все же очень велико. Пронумеруем эти группы состояний номерами: $j=1, 2\ldots,$ и пусть G_j есть число состояний в j-й группе, а N_j — число саркомеров в этих состояниях. Тогда набор чисел N_j будет полностью характеризовать состояние системы саркомеров.

Задача о вычислении энтропии системы саркомеров промежуточного аккумулятора энергии (ПАЭ) сводится к задаче об определении статистического веса $\Delta\Gamma$ данного макроскопического состояния ПАЭ, т. е. числа микроскопических способов, которыми это состояние может быть осуществлено.

Рассматривая каждую группу из N_j саркомеров как независимую систему и обозначая посредством $\Delta\Gamma_j$ ее статистический вес, можно написать:

$$\Delta\Gamma=\Pi\Delta\Gamma_j. \tag{72}$$

Таким образом мы свели задачу к вычислению $\Delta\Gamma_j$. В каждом дискретном состоянии может находиться любое число саркомеров, так что статистический вес $\Delta\Gamma_j$ есть число всех способов, которыми можно распределить N_j частиц по G_j состояниям. Это число равно:

$$\Delta\Gamma_j=\frac{(G_j+N_j-1)!}{(G_j-1)!N_j!}. \tag{73}$$

Логарифмируя это выражение, используя формулу $\ln N!=N\ln\frac{N}{e}$ и пренебрегая при этом единицей по сравнению с очень большими числами G_j+N_j и G_j, получим с учетом (72), а затем и (73)

$$S=\ln\Delta\Gamma=\sum_j\ln\Delta\Gamma_j=\sum_j[(G_j+N_j)\ln(G_j+$$
$$+N_j)-N_j\ln N-G\ln G_j]. \tag{74}$$

Вводя средние числа заполнения $\bar{n}_j=\frac{N_j}{G_j}$, напишем энтропию неравновесной системы саркомеров в виде:

$$S=\sum_j G_j[(1+\bar{n}_j)\ln(1+\bar{n}_j)-n_j\ln\bar{n}_j]. \tag{75}$$

Выведем функцию распределения нашей системы в экстремальном для нее почти равновесном состоянии из условия экстремальности энтропии, возможного при дополнительных условиях:

$$\sum_j N_j=\sum_j G_j\bar{n}_j=N; \tag{76}$$

$$\sum_j \varepsilon_j N_j=\sum_j \varepsilon_j G_j\bar{n}_j=E, \tag{77}$$

выражающих постоянство полного числа саркомеров и полной энергии системы. Следуя методу неопределенных множителей Лагранжа, мы должны приравнять нулю производные:

$$\frac{\partial}{\partial\bar{n}_j}(S+\alpha N+\beta E)=0, \tag{78}$$

где α и β — некоторые постоянные.

Представляя (75) в (78) и беря производные, после несложных преобразований найдем:

$$\bar{n}_j=\frac{1}{e^{\alpha}+\beta\varepsilon_j-1}. \tag{79}$$

Спектр системы саркомеров находится целиком в конечном энергетическом интервале порядка величины энергии взаимодействия всех саркомеров рассматриваемой системы. Саркомерный энергетический спектр, обладающий конечностью числа своих уровней в силу безынерционности взаимодействия актиновых и миозиновых нитей саркомеров (В. М. Дещеревский, 1970) и связанного с ней отсутствия кинетической энергии в системе саркомеров существенно отличается от других спектров, которые благодаря наличию кинетической энергии простираются до сколь угодно больших значений энергии.

В связи с этой особенностью ПАЭ целесообразно рассмотреть для него область температур, соответствующих бо́льшим энергиям, чем все допустимые интервалы значений энергии, приходящейся на один саркомер.

Учитывая сказанное, положим $\alpha=\frac{-\mu}{T}$, а $\beta=\frac{1}{T}$ и получим распределение, совпадающее по внешнему виду с распределением Бозе, однако с совершенно новыми свойствами, возникающими в силу того, что $\mu>\varepsilon_{\max}$ при $T<0$

$$\bar{n}_j=\frac{1}{e^{\frac{\varepsilon_j-\mu}{T}}-1} \quad \text{при} \quad T<0. \tag{80}$$

Данное распределение представляет собой закономерность статистической биомеханики. Смысл этой закономерности состоит в том, что природа осуществляет условия, когда инвертированная биологическая система, например система саркомеров, имеет динамически равновесное инвертированное распределение.

Данное динамически равновесное распределение осуществляется по стабильным и квазистабильным уровням. Инвертированность биологических систем означает, что верхние энергетические уровни и наиболее заполнены, или, как говорят, заселены, а это приводит к активности таких систем к внешним воздействиям среды. Такие системы легко выделяют энергию в виде теплового излучения, упругих волн или других форм активности, причем чем быстрее и интенсивнее происходит выделение энергии, тем быстрее и интенсивнее происходит полное восстановление выделенной энергии, даже с некоторым запасом, возникающим вследствие инерционности восстановительного процесса. Система с инвертированной заселенностью уровней образует таким образом ПАЭ. Чем выше заселенность верхних уровней, тем ниже абсолютная температура ПАЭ. Восстановительные процессы могут привести к интересной ситуации, когда происходит заселение только верхнего уровня, что соответствует приближению отрицательной абсолютной температуры к нулю.

Из сказанного выше вытекает, что в ПАЭ реализуется конденсация состояний нового типа (назовем ее шин-конденсацией), которая происходит при $T=0$ на максимально высоком для данной системы энергетическом уровне.

Рассмотрим некоторые термодинамические свойства ПАЭ. Последние характеризуются тем, что взаимодействие саркомеров приводит к появлению нового саркомерного спектра энергетических уровней.

Пусть E — уровни энергии системы взаимодействующих саркомеров. Тогда для интересующей нас статистической суммы, используя разложение в ряд по степеням величины $\frac{E_n}{T}$ в рамках термодинамической теории возмущений, имеем:

$$Z_{\text{ПАЭ}}=\Sigma\, e^{-\frac{E_n}{T}}\cong\Sigma\left(1-\frac{E_n}{T}+\frac{1}{2T^2}E_n^2\right). \tag{81}$$

Полное число уровней в рассматриваемом спектре, конечно, равно числу всех возможных комбинаций дискретных состояний саркомеров; так, в предположении одинаковости всех саркомеров полное число уровней есть gN, где g — число возможных состояний отдельного саркомера, а N — полное число саркомеров в системе. Обозначая посредством черты арифметическое усреднение, перепишем $Z_{\text{ПАЭ}}$ в виде:

$$Z_{\text{ПАЭ}}=g^N\left(1-\frac{1}{T}\bar{E}_n+\frac{1}{2T^2}\bar{E}_n^2\right). \tag{82}$$

Для свободной энергии, логарифмируя и снова разлагая с той же точностью в ряд, получим:

$$F_{\text{ПАЭ}}=-T\ln Z_{\text{ПАЭ}}=$$
$$=-NT\ln g+\bar{E}_n-\frac{1}{2T^2}\overline{(E_n-\bar{E}_n)^2}. \tag{83}$$

Отсюда, используя термодинамическое соотношение, получим выражение для энтропии:

$$S_{\text{ПАЭ}}=N\ln g-\frac{1}{2T^2}\overline{(E_n-\bar{E}_n)^2} \tag{84}$$

и энергии

$$E_{\text{ПАЭ}}=\bar{E}_n-\frac{1}{T}\overline{(En-\bar{E}_n)^2}. \qquad (85)$$

При $T=\pm\infty$ энергии ПАЭ имеет наименьшее значение и равна $\bar{E}_n$, а энтропия достигает максимального значения. При более высоких энергетических состояниях ПАЭ происходит увеличение температуры от $T=-\infty$, причем температура, будучи отрицательной, уменьшается по абсолютной величине. При $T=0$ энергия достигает своего наибольшего значения, а энтропия обращается в ноль; ПАЭ при этом находится в своем наиболее высоком энергетическом состоянии.

Основное соотношение термодинамики для систем при отрицательных абсолютных температурах, в том числе и для ПАЭ, имеет вид:

$$TdS\leqslant dU+\delta W, \qquad (86)$$

где равенство относится к равновесным, а неравенство — к неравновесным процессам; здесь U — внутренняя энергия, W — работа.

Легкость, с которой теплота превращается в работу при $T=0$ в ПАЭ, и обусловливает многие специфичные свойства мышц.

При отрицательных абсолютных температурах в ПАЭ могут быть проведены различные круговые процессы, подобные циклу Карно (П. Гленсдорф, И. Пригожин, 1973). Пусть, как обычно, температура нагревателя будет T_1, а холодильника T_2. Тогда к. п. д. цикла Карно равен:

$$\eta=1-\frac{T_2}{T_1}. \qquad (87)$$

Поскольку температура нагревателя больше, чем температура холодильника, то $T_1>T_2$, $|T_2|>|T_1|$, $\frac{T_2}{T_1}>1$, и, следовательно, $\eta<0$.

Это означает, что при отрицательных абсолютных температурах для того, чтобы теплоту отнять от горячего тела и передать холодному, необходимо затратить работу. При этом холодному телу сообщается больше теплоты, чем отнято у горячего, на величину совершенной работы. Когда ПАЭ действует в противоположном направлении, т. е. выполняет роль холодильной машины, то при переносе теплоты от холодного тела к горячему им производится работа. Таким образом цикл замыкается. Если потом в следующем цикле с помощью имеющегося теплового контакта обоих тел позволить перейти теплоте от горячего тела к холодному, то получим периодически работающий двигатель, который, не вызывая в ходе своей работы в данный момент никаких изменений в окружающей среде,

производит работу за счет теплоты одного (холодного) тела. Такой процесс может быть стабильным при условии самовосстанавливаемости системы уровней ПАЭ с отрицательными абсолютными температурами. К.п.д. цикла Карно, действующего между температурами так же, как и в области положительных температур, меньше единицы. Это означает, что как при $T>0$, так и при $T<0$ тепловые двигатели поглощают теплоты больше, чем производят работу.

Установленная статистическая закономерность описывает заполнение биологических уровней. Как уже говорилось выше, инвертированное заполнение уровней ПАЭ системы саркомеров обеспечивает высокую активность саркомерного ПАЭ к внешним воздействиям среды. Активность саркомерного ПАЭ проявляется в способности генерировать индуцированное излучение упругих волн, способных совершать работу в виде индуцированных фононов.

§ 3. Упруго-волновой механизм распространения информации у человека

Посмотрим, как используя свойства структуры саркомерного ПАЭ и, прежде всего, свойство легко порождать индуцированное излучение (ИИ), можно объяснить, например, наблюдаемое в практике явление управления скоротечными процессами. Известно, что время до появления реакции человека на какое-либо внешнее раздражение составляет 120—150 мсек. Это «мертвое» время, когда человек не может повлиять на развивающееся событие с помощью сознательной реакции. Процессы, длящиеся менее 120—150 мсек, таким образом, не должны бы поддаваться управлению, если считать, что информация о начале и ходе этого процесса распространяется только по каналам нервных путей. В самом деле, из 120—150 мсек скрытого времени только коммуникационное время, т. е. время распространения информации по нервным путям туда и обратно, составляет не менее 50—80 мсек. Затем 70 мсек времени затрачивается на реакцию соответствующего нервного центра. Казалось бы, природа такова, что человек не может управляемым образом отреагировать в интервале этого «мертвого» времени. Необходимость и практическая осуществимость управления даже такими процессами для решения возникающих в реальной деятельности человека задач приводят к мысли, что должен существовать еще какой-то механизм распространения информации у человека, обладающий значительно бо́льшей скоростью, чем скорость распространения импульса по нервным путям.

Действительно, такой дополнительный механизм существует — это распространяющиеся по тканям биомеханической цепи упругие, или акустические, волны. Кроме того, для осуществления программного управления, или, точнее, программно-автоматического управления, необходима оптимальная структура источников энергии, имеющая оптимальную пространственную и временну́ю энергетическую структуру, заранее потенциально сформированную и включенную с опережением. Минимальное время опережения определяется временем готовности структуры ПАЭ к действию, которое начинается после того, как внешнее воздействие упругих волн высвободит потребную часть накопленной структурой ПАЭ энергии. Энергия выделяется в виде энергии индуцированного излучения фононов.

Индуцированное излучение (ИИ) определенной программной структуры ПАЭ реализует механизм программно-автоматического управления (ПАУ). Пуск в действие механизма ПАУ реализуется снятием фононного и электромагнитного запора потенциального барьера в структуре ПАЭ с помощью автоматически действующего внешнего потока фононов в виде упругих волн. Электромагнитное управление нервными путями играет роль осуществителя предварительной (односторонней) готовности структуры ПАЭ к снятию двустороннего запора, превращения его в односторонний, который автоматически и снимается внешней структурой упругих волн. При этом, естественно, избирательность ИИ обеспечивает неприкосновенность запасов структуры ПАЭ вне программной динамической структуры и вне программного диапазона частот.

Таким образом, мы видим, что существует еще один важный механизм распространения информации — это распространяющиеся по тканям биомеханической цепи (костям, сухожилиям, мышцам и т. д.) упругие волны, внешние и индуцированные. Характеристический линейный размер человека — порядка 2 м. Средняя скорость упругих волн в его тканях — порядка 2000 м/сек (от 1600 до 3+35703). Следовательно, время распространения волны по звеньям человека — около 0,001. Итак, мы видим, что упругая волна, распространяющаяся по

звеньям человека, способна за 0,001 сек., т. е. за 1 мсек, доставить информацию о начинающемся процессе взаимодействия со средой.

Учитывая фононно-волновой механизм распространения информации, мы можем определить коммуникационное время в 2 мсек. Принимая во внимание профессиональный отбор и подготовку человека к управлению каким-либо скоротечным процессом, примем за нижнюю границу скрытого времени 120 мсек, а за коммуникационное время нервных путей по нижней границе — 50 мсек. Однако, исходя из нового коммуникационного времени (2 мсек), мы можем установить минимальное время опережения включения механизма ПАУ относительно начала самого процесса управления каким-либо скоротечным взаимодействием человека со средой. Для этого к времени сознательной реакции порядка 70 мсек надо прибавить половину нового коммуникационного времени (1 мсек) и половину старого, которое необходимо для сообщения структуры программирующих сигналов в ансамбле мышечных волокон с целью осуществления готовности структуры ПАЭ к действию под влиянием внешних упругих волн. В итоге время опережения как минимум должно быть равно 70+25+1=96 мсек. Это время опережения показывает, что включение и изменение программы еще возможны за 96 мсек до начала скоротечного процесса взаимодействия человека со средой. Возможно и чисто фононное автоматическое возбуждение структуры ПАЭ, обеспечивающее в случае ее оптимальности качественное управление. В этом случае снятие двустороннего запора в структуре ПАЭ происходит автоматически с появлением электрического локального сигнала, возникающего в результате фононно-экситонного взаимодействия. Время запаздывания отклика структуры ПАЭ при этом порядка 2 мсек.

Возможно соединение последовательного ряда программ, состоящих из автоматических откликов, следующих друг за другом в виде индуцированного излучения и обеспечивающих устойчивость процесса управления. Формирование последовательности оптимальных откликов представляет собой проблему весьма интересную в теории программно-автоматического управления действиями человека. При необученном, слабоадаптированном мышечном аппарате его ответная реакция на внешнее воздействие носит неупорядоченный, неструктуризованный характер, и, наоборот, при структуризованном, оптимально адаптированном мышечном аппарате его ответная реакция экономна и устойчива. Важным фактором функционирования такого биомеханического аппарата является выработка языка, на котором запрограммированный аппарат осуществляет управление скоротечным процессом взаимодействия человека. Выработка такого языка, в котором алфавитом служат амплитуды, фазы, частота, поляризация упругих волн и на котором формируют любые коды, осуществляется с помощью специальной тренировки мышечного аппарата, с использованием его свойства запоминать, т. е. накапливать и сохранять следы в своей структуре. С помощью указанного механизма индуцированного излучения структуры ПАЭ осуществляется программная часть таких биомеханических процессов, как ходьба, бег и другие движения.

Перейдем теперь к вопросу соединения ПАУ и УСС, и прежде всего к принципу, которому подчиняется поведение биологических систем. Наиболее удобно освещать эти вопросы, рассматривая взаимосвязь волновой и статистической биомеханики.

§ 4. Взаимосвязь волновой и статистической биомеханики

В предыдущих разделах книги были разработаны основные положения и уравнения волновой биомеханики и основное распределение статистической биомеханики. Попробуем теперь рассмотреть логическую и аппаратную взаимосвязь волновых и статистических закономерностей биомеханических процессов.

Логическая и аппаратная взаимосвязь волновых и статистических закономерностей осуществляется с помощью видов формальных выражений для такой категории, какой является структура памяти (СП).

Будем различать две основные динамические формы СП: а) динамическую и б) статистическую.

Динамическая форма СП может быть формализована на нескольких языках. Наиболее удобен волновой язык, позволяющий выразить СП в виде коэффициентов модуляции и их изменений. Статистическая СП наилучшим образом может быть выражена в рамках расширенного метода двухвременных температурных функций Грина.

Отметим, что СП может меняться во времени, а именно: может быть затухающей (диссипирующейся), поддерживающейся извне и самоподдерживающейся, осциллирующей, релаксирующейся и саморазвивающейся.

Приведем формулировку очень важного принципа, введенного автором, — принципа суперпозиции детерминированного и вероятностного будущего (СДВБ); поведение системы в будущем определяется детерминированной и вероятностной частью структуры памяти системы.

Рассмотрим теперь формальную сторону изложенного.

Полный гамильтониан, описывающий систему и ее взаимодействие с заданным внешним полем, равен $H(P, q)+H_t^1(P, q)$.

Возмущение $H_t^1(P, q)$ можно представить в виде:

$$H_t^1=-\sum_{j=1}^{n} F_j(t)\alpha_j, \tag{88}$$

где α_j — динамические переменные, $F_j(t)$ — «сила», с которой внешнее поле действует на переменную α_j, т. е. сопряженная ей сила, $F_j(t)$ — известная функция времени.

Возмущение (88) удобно представить в виде скалярного произведения n-мерных векторов:

$$H_t^1=-(\vec{F}(t)\vec{\alpha}), \tag{89}$$

где

$$\vec{\alpha}=(\alpha_1\cdots\alpha_n), \quad \vec{F}_1(t)=[F_1(t), \ldots F_n(t)].$$

Отметим, что в состоянии статистического равновесия $F_j^0=0$ (или $\langle\alpha_j\rangle_0=0$).

Если это не так и в статистическом равновесии $F_j^0\neq0$, что естественно в сложных задачах биомеханики, то за возмущение нужно принять отклонение энергии взаимодействия от равновесного «значения»:

$$H_t^1=-\sum_{j=1}^{n}(F_j(t)-F_j^0)\alpha_j. \tag{90}$$

Далее примем возмущение в форме (88), предполагая, что в случае, когда $F_j^0 \neq 0$, из $F_j(t)$ вычтены равновесные значения этого параметра.

Реакция системы, как известно из теории неравновесной статистической термодинамики (Д. Н. Зубарев), на возмущение (88) равна:

$$<\vec{\alpha}> = <\vec{\alpha}>_0 + \int_{-\infty}^{t} \varkappa(t-t')\vec{F}(t')\,dt', \tag{91}$$

где

$$\varkappa(t-t') = -\ll \vec{\alpha}(t)\vec{\alpha}(t') \gg$$

— обобщенная матрица реакции с компонентами:

$$\varkappa_{ik}(t-t') = -\ll \alpha_i(t)\,\alpha_k(t') \gg. \tag{92}$$

Двойные скобки обозначают запаздывающую функцию Грина в дискретном и классическом случаях.

Используемый здесь метод двухвременных температурных функций Грина, являющийся специфической переформулировкой общего аппарата статистической механики, представляется универсальным, так как для проведения исследований в принципиальной своей части он «нечувствителен» к тому, вырождена система или нет.

Поскольку запаздывающая функция Грина отлична от нуля лишь при положительных аргументах, то всегда для физических систем:

$$\varkappa(t-t') = 0 \text{ при } t < t', \tag{93}$$

что является выражением принципа причинности: реакция системы не может предшествовать во времени тому возмущению, которое ее вызывает.

В феноменологической теории, когда нет явных выражений для матрицы реакций $\varkappa(t-t')$, принцип причинности (93) принимается за основу теории как исходный физический постулат. Однако если задать структуру памяти в виде явных выражений матрицы реакции, например с помощью мартингалов, то соотношение (93) окажется неполным критерием реализуемости состояний системы. В этом случае, когда в системе имеется СП, в соответствии с принципом СДВБ реакция системы может предшествовать во времени возмущению.

При исчезании памяти принцип СДВБ дает в качестве своего частного случая принцип причинности.

Разложим функции $\vec{F}(t)$, $<\vec{\alpha}>$ в интегралы Фурье:

$$<\alpha> = <\alpha>_0 = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} \vec{\alpha}(\omega)\,e^{-i\omega t}\,d\omega; \tag{94}$$

$$F(t) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} \vec{F}(\omega)\,e^{-i\omega t}\,d\omega, \tag{95}$$

где $\vec{\alpha}(\omega)$, $\vec{F}(\omega)$ — фурье-компоненты флуктуаций и «сил»

$$\vec{\alpha}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} (<\alpha> - <\alpha>_0)\,e^{-i\omega t}\,dt; \tag{96}$$

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} \vec{F}(t)\,e^{i\omega t}\,dt. \tag{97}$$

Подставляя разложенные функции (94, 95) в (91), получим вместо интегрального соотношения алгебраическое уравнение линейной реакции:

$$\vec{\alpha}(\omega) = \varkappa(\omega)\,\vec{F}(\omega), \tag{98}$$

где

$$\varkappa_{ik}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} \varkappa_{ik}(t)\,e^{i\omega t}\,dt = -\ll \alpha_i | \alpha_k \gg_\omega =$$

$$= \int_0^{\infty}\int_0^{\beta} <\alpha_k \dot{\alpha}_i (t + i h_6 \lambda)\,e^{i\omega t - \varepsilon t}\,dt\,d\lambda \tag{99}$$

— обобщенная матрица восприимчивости. Формула (99) выражает флуктуационно-диссипационную теорему Кубо. Наряду с обобщенной матрицей восприимчивости $\varkappa(\omega)$ можно ввести матрицу обобщенного адмитанса:

$$Y(\omega) = -i\omega\varkappa(\omega) \tag{100}$$

и обратную ей матрицу обобщенного импеданса:

$$Z(\omega) = i\omega^{-1}\varkappa^{-1}(\omega). \tag{101}$$

Тогда уравнение линейной реакции (98) примет вид:

$$\vec{\alpha}(\omega)=\frac{1}{-i\omega}Y(\omega)\vec{F}(\omega). \qquad (102)$$

Если разбить $\varkappa(\omega)$ на вещественную и мнимую части, то для любой физической системы получим

$$\varkappa(\omega)=\varkappa'(\omega)+i\varkappa''(\omega), \qquad (103)$$

где $\varkappa'(\omega)$ — соответствует обратимым изменениям $\varkappa(\omega)$, а $\varkappa''(\omega)$ — характеризует диссипационные потери.

Для комплексной восприимчивости $\varkappa_{ik}(\omega)$ можно получить:

$$\varkappa_{ik}(\omega)=-\frac{1}{2\pi h_б}\int_{-\infty}^{\infty}(e^{h_б u/\Theta}-1)I_{\alpha_k\alpha_i}(u)\frac{du}{\omega-u-i\varepsilon}, \qquad (104)$$

где

$$I_{\alpha_k\alpha_i}(\omega)=\int_{-\infty}^{\infty}<(\alpha_k(t)-<\alpha_k>_0)\times$$

$$\times(\alpha_i(t')-<\alpha_i>_0)>e^{-i\omega(t-t')}dt$$

— фурье-компонента временной корреляционной функции, связывающей α_k и α_i.

Формула (104) представляет комплексную восприимчивость через спектральную интенсивность равновесных флуктуаций и выражает флуктуационно-диссипационную теорему Кэллена—Велтона. В классическом случае, переходя в (104) к пределу, получим

$$\varkappa_{ik}(\omega)=-\frac{1}{2\pi\Theta}\int_{-\infty}^{\infty}I_{\alpha_k\alpha_i}(u)\frac{udu}{\omega-u+i\varepsilon}. \qquad (105)$$

Запишем и обратные соотношения, выразив флуктуации через обобщенную восприимчивость:

$$\{\alpha_i(t)-<\alpha_i>_0)_1[\alpha_k(t')-<\alpha_k>_0]\}=$$

$$=\frac{ih_б}{4\pi}\int_{-\infty}^{\infty}[\varkappa^*_{ik}(\omega)-\varkappa_{ki}(\omega)]\operatorname{cth}\frac{h_б\omega}{2\Theta}e^{i\omega(t-t')}d\omega, \qquad (106)$$

где введены симметричные временные корреляционные функции, обозначенные фигурными скобками:

$$\{\alpha_k(t)\alpha_i(t')\}=$$

$$=\frac{1}{2}[<\alpha_k(t)\alpha_i(t')>+<\alpha_i(t')\alpha_k(t)>] \qquad (107)$$

симметричные относительно i, k с заменой $t\to t'$.

Из (106) при $t=t'$ следует:

$$\{(\alpha_i-<\alpha_i>_0),(\alpha_k-<\alpha_k>_0)\}=$$

$$=\frac{ih_б}{4\pi}\int_{-\infty}^{\infty}[\varkappa^*_{ik}(\omega)-\varkappa_{ki}(\omega)]\operatorname{cth}\frac{h_б\omega}{2\Theta}d\omega. \qquad (108)$$

Для частного случая одной переменной получим:

$$<(\alpha-<\alpha>_0)^2>=\frac{h_б}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty}\varkappa''(\omega)\operatorname{cth}\frac{h_б\omega}{2\Theta}d\omega. \qquad (109)$$

Соотношения (106), (108) и (109) позволяют по имеющейся матрице восприимчивости получить реакцию системы в виде флуктуаций динамических параметров физической системы.

В биомеханических процессах происходит не только диссипация, но и обратный процесс редиссипации. В связи с этим выражение для обобщенной матрицы восприимчивости следует записать так:

$$\varkappa(\omega)=\varkappa'(\omega)+i[\varkappa''(\omega)-\varkappa'''(\omega)]. \qquad (110)$$

Принимая во внимание перечисленное в начале параграфа многообразие типов зависимости СП от времени, учтем эту зависимость в общем виде:

$$\varkappa(\omega,t)=\varkappa'(\omega,t)+i[\varkappa''(\omega,t)-\varkappa'''(\omega,t)]. \qquad (111)$$

Можно выделить прямую и обратную задачи относительно биомеханической СП. Прямая задача заключается в том, что ищется по данной СП реакция системы в будущем при заданном возмущении, а обратная состоит в том, чтобы найти в будущем такую структуру воздействий, которая сформировала бы СП, реализующую заданную реакцию системы. При формализации обратной задачи для СП важна зависимость шага изменения параметров матрицы реакции от структуры и величины внешних воздействий. Учет изменения СП системы является необходимым условием точности биомеханической теории.

При этом процесс формирования оптимальной СП осуществляется в соответствии с принципом спектрального подобия внешнего адаптирующего воздействия и программной реакции. Далее, исходя из принципа СДВБ, учтем в соответствующем выражении детерминированную и вероятностную части СП, а именно:

$$\varkappa(\omega, t) = \varkappa'_{д}(\omega, t) + \varkappa'_{в}(\omega, t) +$$
$$+ i\{[\varkappa''_{д}(\omega, t) + \varkappa''_{в}(\omega, t)] - [\varkappa'''_{д}(\omega, t) + \varkappa'''_{в}(\omega, t)]\}, \quad (112)$$

где $\varkappa'''_{д}(\omega, t)$ — характеристика детерминированной части СП в редиссипации упругих волн, т. е. процесса индуцированного их излучения структурой ПАЭ;

$\varkappa'''_{в}(\omega, t)$ — вероятностная активная часть СП: аналогичный смысл имеют индексы д и в и для знакомых величин $\varkappa'$ и $\varkappa''$.

Разумеется, в предложенном подходе имеются свои трудности и проблемы, связанные с дальнейшим развитием этого теоретического направления. Следует сразу отметить, что главная проблема, которую предстоит решить, состоит в том, чтобы понять механизм поддержания, а при необходимости и восстановления структуры энергетических уровней ПАЭ или коэффициентов модуляции за счет ферментативного расщепления АТФ и других сопутствующих процессов.

Другой важной проблемой в свете взаимосвязи статистической и динамической теории является проблема выявления динамических законов дискретных переходов в ПАЭ и связанных с ним соответствующих правил запрета.

Материалы данного раздела, и прежде всего введенные понятия, потребуются при построении теории оптимальной тренировки, целью которой являются выработка в биомеханической цепи оптимальной структуры памяти и превращение ее из биомеханической цепи человека (БЦЧ) в биомеханический аппарат спортсмена (БАС).

§ 5. Некоторые практические определения и понятия

В этом параграфе мы дадим ряд определений некоторых понятий, которые нам понадобятся в дальнейшем для изложения материала. Книга посвящена биомеханике ударных движений, поэтому необходимо дать определение игровым видам спорта, содержащим ударные движения. Каждая из таких игр (теннис, футбол, волейбол, хоккей и пр.) — биомеханическая игра, в которой движения спортсмена состоят из:

а) ударных действий, выполняемых посредством спортивных инструментов произвольных конструкций или непосредственно звеном спортсмена;

б) произвольных и вынужденных перемещений по площадке с фиксированными параметрами.

В отличие от биомеханических игр, можно определить еще информационные игры, в которых движения игроков не играют главной роли, а важен лишь процесс обмена информацией. Это шахматы, шашки, математические игры и т. п.

Итак, основными действиями, например, теннисиста являются удары и перемещения по корту. Поскольку эти действия происходят в пространстве, удобно ввести следующие понятия. Область ударов как часть обычного трехмерного пространства есть пространственная окрестность траектории прилетающего мяча, в которой должен оказаться спортсмен, чтобы произвести удар. Пространство ударов определим как часть трехмерного пространства, которая охватывает всевозможные движения бьющего звена в ударном действии (рис. 7). После того как

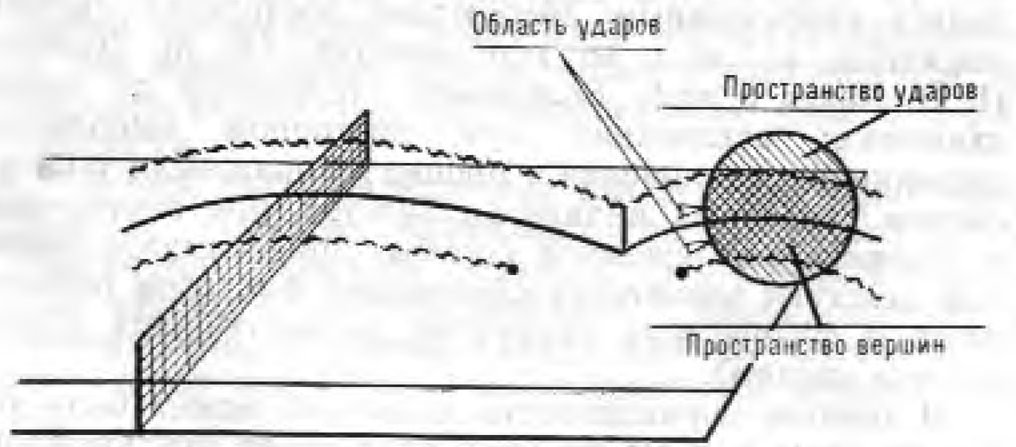


Рис. 7. Область ударов, пространство ударов и пространство вершин

спортсмен оказался в области ударов, перед ним встает задача выбора соответствующего удара и способа выполнения удара, а также его тактической направленности.

При изучении ударных действий полезно ввести такое понятие, которое лучше всего отражало бы специфический характер взаимодействия спортсмена с объектом удара. В связи с этим назовем вершинной частью ударного действия, или вершиной удара, или, еще короче, вершиной процесс взаимодействия объекта удара с системой «спортсмен—инструмент». Таким образом, пересечение области ударов с пространством ударов образует множество вероятных вершин ударного действия, или, более коротко, пространство вершин. Одна из задач спортсмена состоит в освоении этого пространства. Вершина имеет кинематические характеристики (например, путь сопровождения объекта удара), а также более важные в ударном движении динамические характеристики.

Напомним, что под спортивной техникой мы будем понимать структуру процессов управления, осуществляемых биомеханическим аппаратом спортсмена и направленных на выполнение общей двигательной программы вида спорта. Под тактикой мы будем понимать постановку локальных задач и информационное решение их с учетом возможностей техники, направленных на выполнение общей задачи данного вида спорта.

Выполнение сложнейшей программы движений спортсмена происходит при непрерывном изменении внешних условий спортивной борьбы и при постоянных изменениях состояния самого спортсмена — от психического состояния до характеристик работы мышц. Это делает невозможным абсолютное повторение системы движений во всех ее особенностях (В. М. Дьячков, И. П. Ратов и др.). Возникают отклонения от задачи движения: отклонения при повторном выполнении упражнения, отклонения в процессе управления у спортсменов различных индивидуальностей, при повторениях в условиях напряженной борьбы, при стимулировании, при действии множества сбивающих факторов психического и физического характера (вариативность задачи синтеза систем).

В теннисе вариативность движений может быть тем больше, чем дальше во времени отстоят эти движения от главной фазы движений в теннисе — фазы удара.

В связи с этим вводим понятия: сходящаяся вариативность и расходящаяся вариативность (Ф. К. Агашин, 1967).

Так, под сходящейся пространственной вариативностью системы будем понимать вариативность с уменьшающейся амплитудой пространственных вариаций (отклонений) системы движений, рассматриваемой от начала выбранного отсчета, например от общего центра тяжести спортсмена или от другой точки рассматриваемой системы.

Под расходящейся динамической вариативностью системы движений мы будем понимать вариативность с увеличивающейся амплитудой динамических вариаций системы, рассматриваемой от начала отсчета. Именно эти два типа вариативности и реализуются в движениях теннисиста относительно вершины удара.

В других видах спорта могут реализоваться расходящаяся пространственная и сходящаяся динамическая вариативности. Вообще под сходящейся (расходящейся) вариативностью системы по какому-то параметру мы будем понимать вариативность с уменьшением (увеличением) амплитуды вариаций системы по этому параметру. Причем вариации рассматриваются от выбранного начала отсчета.

При этом важно отличать вариативность системы с обратной связью от спонтанных флуктуаций*, которые, естественно, возникают в ходе движений и в случае плохой регуляции могут вызывать снижение эффективности синтеза систем спортсмена. Поэтому направление стабилизации (процессов управления) заключается также и в уменьшении амплитуды флуктуации, что достигается специальной тренировкой аппарата управления, с тем чтобы могло впоследствии осуществляться программно-автоматическое управление по борьбе с флуктуациями.

В этой связи полезно еще раз отметить одно важное понятие — понятие оптимального распределения жесткости биомеханического аппарата спортсмена. Оптимальная жесткость его обеспечивает, с одной стороны, эффективность, с другой — вариативность движений. Оптимальная жесткость биомеханического аппарата — эф-

* Спонтанные флуктуации — самопроизвольные отклонения и закономерные выбросы в состоянии движущихся звеньев спортсмена.

фективное средство для борьбы с внешними и внутренними помехами.

Биомеханический аппарат спортсмена (БАС) — это не просто рука теннисиста или нога футболиста. Это тонкий инструмент, инструмент, который нужно сначала создать, затем поддерживать в процессе эксплуатации, так как с течением времени он разрушается, и, кроме того, постоянно его совершенствовать. При этом БАС спортсмена определяется не внешним видом развитых мышц, а внутренней согласованной динамикой их действия.

Рассмотрим некоторые важные понятия феноменологической теории движений.

Управление движениями включает в себя: 1) процессы распределения энергии; 2) процессы, обеспечивающие целенаправленное, заранее обусловленное достижение цели, выполнение двигательной задачи посредством выработанного БА человека.

Управляемость движением обеспечивается:

а) контролем структуры и величины биопотенциальной энергии (Ф. К. Агашин, 1976), создаваемых под воздействием команд центральной нервной системы; при этом учитываются возможности биохимической энергетики человека (В. А. Энгельгард, 1948; Д. А. Сент-Дьерды, 1964);

б) контролем скорости перемещения системы и подсистем за счет активно действующих мышц, обусловливающей кинетическую энергию системы;

в) «вырезанием» из общего числа степеней свободы необходимых степеней свободы с нужными вкладами участия в сложном движении;

г) формированием двигательных команд на основе сигналов обратной связи о ходе движения, окружающих условиях и состоянии организма (М. А. Бернштейн, 1924—1961).

Регуляция движений — процесс борьбы с флуктуациями, случайными отклонениями, в первую очередь существенными, процесс коррекции возникших отношений, а также предупреждающая коррекция (Л. В. Чхаидзе, 1962, 1970). Наиболее совершенная регуляция обеспечивает блокаду сбивающих воздействий (Д. Д. Донской, 1965).

Координация движений представляет собой согласование движений звеньев тела в пространстве и во

времени, одновременных и последовательных, в соответствии с решаемой двигательной задачей, окружающими условиями и состоянием организма. Координация движений есть следствие координации (согласования) нервных процессов, которая обусловливает соответствующую (но не однозначную) координацию напряжений мышечных групп и тех биохимических процессов, которые обеспечивают биопотенциал. Координация движений, координация мышечных напряжений и координация нервных процессов — тесно связанные, взаимообусловленные процессы.

Адаптация движений (Д. Д. Донской, 1965) есть приспособление к выполнению двигательной задачи в определенных условиях деятельности и бывает следующих видов: а) генотипическая (родовая), проходящая в течение эволюции человечества; б) фенотипическая (индивидуальная) как результат физического воспитания и, в частности, целенаправленной спортивной тренировки; в) предваряющая — изменение состояния организма в соответствии с предстоящей деятельностью путем разминки, настроечных упражнений; г) координационная (в процессе движения) — во время выполнения упражнения как результат регуляции и управления. Адаптация движений проявляется через адаптацию биомеханического аппарата (Ф. К. Агашин, 1967).

В связи с развитием кибернетики (Я. Грдина, Н. А. Бернштейн, К. Шеннон, Н. Винер, Л. С. Понтрягин, Р. Беллман, А. Ляпунов, В. М. Глушков) стало очевидным введение в теорию движений такого понятия, как программа движений. Если сложилась такая программа, то остается лишь продвигаться к цели по этой программе, все время сверяясь с нею, сличая выполнение с образцом, с программой, внося поправки (коррекции) по ходу движения в случае отклонения от программы.

С результатами экспериментальных исследований высшей нервной деятельности при движениях хорошо согласуется математическая теория об организации поиска, обеспечивающего целенаправленность движений (И. М. Гельфанд, М. Л. Цейтлин, 1966; В. С. Гурфинкель и др.). По этой теории заранее рассчитать и планировать действие, ведущее к цели, невозможно: слишком сложна среда, слишком сложен двигательный аппарат, слишком много изменяющихся факторов по ходу движения, которые невозможно предвидеть. Цель достигается путем поиска, посредством которого организм поэтапно приближается к ней.

Весьма эффективен может быть целенаправленный поиск с ограниченной областью определения местонахождения цели (рис. 8). Чем меньше эта область, тем эффективнее и быстрее поиск. Такой поиск предполагает четкое определение цели и наличие методов, сужающих область определения цели (наличие границ). Применение этого варианта поиска читатель найдет в практических методах тренировки, изложенных в третьей части книги.

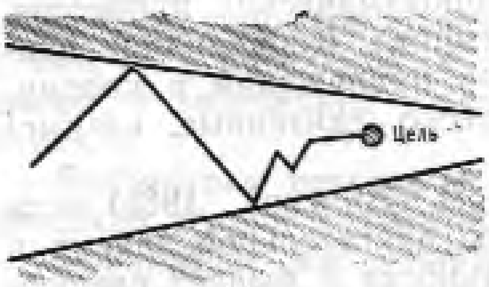


Рис. 8. Поиск с ограниченной областью расположения цели

При трудных и «плохо организованных задачах» поиск очень замедляется, уменьшается роль «шага», увеличивается время локального поиска. Характер условного рефлекса, его величина, устойчивость зависят от вероятности его подкрепления; он имеет, как говорят, вероятностную основу. От того, как ранее подкреплялся рефлекс, какова была вероятность подкрепления, как это зафиксировалось в памяти, зависит протекание рефлекса.

От того, как он будет подкрепляться в дальнейшем, зависит его упрочение — основа так называемой автоматизации.

Динамический стереотип (А. А. Ухтомский, 1950) как система рефлексов также имеет вероятностную природу. Он покрепляется самим фактом достижения цели. Неправильные решения, уводящие от цели, отбираются, не закрепляются, сигналы о них становятся тормозными.

В связи с этим хотелось бы подчеркнуть большую роль факта достижения цели. Методы, позволяющие регулярно, с большой вероятностью и надежностью достигать цели, дают возможность быстро выработать стабильную систему рефлексов, и их трудно переоценить в педагогической практике.

ЧАСТЬ II ЗАКОНОМЕРНОСТИ УДАРНЫХ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ПРОГРАММ

Во второй части книги на основе принципа СДВВ раскрывается сущность биомеханического аппарата спортсмена (БАС) и общие механизмы его функционирования. В этой части выявляется биомеханическая сущность категорий силы, быстроты, выносливости, гибкости и ловкости спортсмена. Определяются задачи управления ударным инструментом или бьющим звеном. Раскрываются общие характеристики структуры управляемого ударного движения, взаимосвязь ударных движений и перемещений по покрытию. Излагаются феноменологические закономерности ударных движений и управления ими. Описываются маятниковые динамические приборы и их возможности в определении точки нулевой отдачи в спортивных инструментах и в биомеханических звеньях. Специальный раздел посвящен соотношению кинетической, потенциальной и биопотенциальной энергии.

Так как динамические структуры ударных движений в значительной степени зависят не только от свойств биомеханического аппарата спортсмена, но и от свойств спортивных инструментов, то в специальной главе излагается теория спортивных инструментов ударного действия и основы их расчета.

ГЛАВА 3 ЗАДАЧИ УПРАВЛЕНИЯ УДАРНЫМИ ДВИЖЕНИЯМИ

§ 1. Биомеханический аппарат спортсмена и его свойства

В настоящее время известна классическая биомеханика, опирающаяся на классическую механику. Однако знания закономерностей классической биомеханики недостаточно, когда мы сталкиваемся с быстрыми сложными процессами. Поэтому для таких процессов необходимо использовать волновую биомеханику (см. ч. I, гл. 2, § 1), опирающуюся на закономерности волновых процессов.

Определение техники спорта. Для того чтобы логически связать некоторые важные понятия теории физического воспитания, необходимо ввести дополнительные, углубляющие или раскрывающие их, определения. Спортивная техника — это структура процессов управления, осуществляемых биомеханическим аппаратом спортсмена и направленных на выполнение двигательных программ данного вида спорта (Ф. К. Агашин, 1967).

Процессы управления действиями, осуществляемые биомеханическим аппаратом (БА) спортсмена, бывают двух типов: 1) процессы управления, связанные с синтезом систем с обратной связью (УСС), причем этот тип реализуется на достаточно больших отрезках времени (более 0,12—0,15 сек.); 2) программно-автоматическое управление (ПАУ) процессами, длящимися 0,12—0,15 сек. и менее. В спортивной практике такие процессы реализуются в фазах ударов, толчков и других скоротечных движениях.

Таким образом, если обозначить технику для краткости через Т, то можно написать формулу: Т=ПАУ+УСС.

Ставить и совершенствовать технику — это значит создавать и совершенствовать процессы управления в БА спортсмена как за счет оптимизации самих процессов, так и за счет изменения параметров самого БА спортсмена.

Естественно, чтобы совершенствовать технику какого-либо спортивного движения, необходимо знание механизма управления данным конкретным движением, т. е. необходимо знание конкретного биомеханического процесса. Иными словами, можно сказать, что техника какого-либо вида спорта — это биомеханический процесс.

Тогда, если мы обозначим биомеханический процесс как БП, наша формула приобретет следующий вид: Т=БП=ПАУ+УСС. ПАУ строится путем формирования в основном детерминированных, или, как говорят, причинных, связей между отдельными действиями на разных уровнях в целостной биомеханической цепи движений.

Природа реализации УСС определяется в большей степени вероятностными связями в цепях управления, так как сам процесс синтеза управляющих систем в

каждом конкретном движении в силу вариативности самого движения и наличия случайных факторов изменяющейся среды носит вероятностный характер.

Чтобы полнее раскрыть особенности ПАУ и УСС, необходимо хотя бы кратко рассмотреть временные аспекты процессов управления, а именно взаимосвязи «прошлого», а также «будущего» и «настоящего» или более полное взаимоотношение «прошлого» и «будущего» через «настоящее».

«Прошлым» движением спортсмена управлять нельзя — в этом состоит проявление фундаментального принципа, реализующегося в природе, — принципа причинности. «Будущие» же движения спортсмена поддаются управлению посредством создания в настоящем определенных биомеханических аппаратов и биорегуляторов, а также и механических регуляторов, которые в какой-то момент «будущего» обеспечат автоматическое управление двигательным процессом.

Разумеется, имеются биологические особенности процессов управления в биомеханике, которые, прежде всего, заключаются в самой высокой активности и адаптивности биологической системы, например цепи биомеханических звеньев БА спортсмена, причем адаптация является многоканальной и реализуется по всем параметрам системы. Адаптационные процессы в БА спортсмена можно разделить на поддерживающие, восстановительные и прогрессирующие.

Еще одной важной особенностью является одновременность прогнозирующего и реализующего процессов управления и возможность их постоянного сличения. Н. А. Бернштейн (1961) выдвинул «модель потребного будущего», согласно которой движение человека или животного осуществляется путем постоянного сличения реального движения и некоторого модельного движения, интуитивно сформированного человеком или животным под воздействием тех или иных факторов. Такая «модель будущего» может быть реализована в управлении типа синтеза систем (УСС).

Прогностическая деятельность в «модели потребного будущего» осуществляется только вероятностным путем, что оказывается достаточным для осуществления организмом естественных, медленных обычных движений.

В спортивных двигательных программах, от которых требуется необычная быстрота, сложность и трудность, выходящие, казалось бы, за пределы возможностей человека, прогнозирование движений, в том числе и рекордных, целесообразнее осуществлять в соответствии с принципом суперпозиции детерминированного и вероятностного будущего (СДВБ), который был подробно рассмотрен в гл. 2, § 4.

Детерминированное будущее в этой прогностической модели определяется механизмом ПАУ, осуществляемого БА спортсмена. В ПАУ «будущее» уже вложено в БА спортсмена, и прежде всего в его БАУ. БА спортсмена может быть разного качества, и поэтому прогноз спортивного движения — и, следовательно, его результат — может быть различен по достоверности. В ходе прогнозирования спортивного движения выявляется и уточняется цель движения, а также модельный процесс, который будет обеспечивать выполнение движения, его начальные и граничные условия.

Реализация движения — поэтапное сличение результата и цели и коррекция не только результатов, но и цели. Разумеется, более широкие выводы из принципа СДВБ можно сделать на основе количественной теории. Основы этой теории были рассмотрены в гл. 1, поскольку волновые биопроцессы являются характерной чертой функционирования цепи биомеханических звеньев спортсмена.

Биомеханический аппарат спортсмена. Аппаратом реализации заданной двигательной программы в каждом взятом виде спорта является биомеханический аппарат спортсмена (БАС). Категории «движение», «материя» не могут существовать друг без друга. В физике движение всегда связано с материальной структурой, с каким-либо материальным носителем.

В биомеханике также, и даже еще в большей степени, необходимо внимательно рассматривать материальный носитель движения. Таким материальным носителем спортивных движений является БАС. Движение же человека, точнее, его динамическая структура — суть изменения состояния БАС или структура дискретных переходов между уровнями и подуровнями БАС. Поэтому рассматривая БАС и его свойства, а также переходы между уровнями БАС, т. е. рассматривая материальный носитель движения и структуру переходов между его уровнями, мы познаем само движение.

Что же такое БАС? Под биомеханическим аппаратом спортсмена, осуществляющего какие-либо двигательные программы с определенными диапазонами частот $\nu_{i\text{пр}} \pm \Delta\nu_{i\text{пр}}$, будем понимать всю структуру биомеханических звеньев человека, реализующего динамические структуры данных двигательных программ.

БАС удобно разделить на биомеханический аппарат управления (БАУ) и биомеханический аппарат исполнения (БАИ). Под БАУ спортсмена, осуществляющего какие-либо двигательные программы с определенными диапазонами программных частот $\nu_{i\text{пр}} \pm \Delta\nu_{i\text{пр}}$, будем понимать структуру звеньев человека, которая обладает всеми степенями свободы без избытка, необходимыми для управления данными двигательными программами.

Под БАИ будем понимать все остальные звенья спортсмена, кроме звеньев БАУ.

Для краткости можно написать условную формулу: БАС = БАУ + БАИ.

Общности ради отметим, что можно говорить о биомеханическом аппарате человека, выполняющего не спортивную двигательную программу, а любую другую, например трудовую.

Для ясности изложения дадим еще несколько определений.

Базисной динамической структурой (БДС) какого-либо биомеханического процесса называется такая динамическая структура, которая реализуется в данном процессе в фазе наибольших ускорений во всех звеньях человека (Ф. К. Агашин, 1967). Уравнения волновой биомеханики, полученные в гл. 2, § 1, для отрезка времени удара как раз и представляют собой уравнения базисной динамической структуры.

Назовем ядром БДС ту пространственную часть, которая реализуется в БАУ. Ядро БДС реализуется в БАУ в фазах взаимодействия со спортивным объектом или средой, происходящих с максимальными ускорениями на отрезке времени. Ядро БДС — основа БАУ. Например, БАУ футболиста — стопа и голень. Структура усилий, реализующихся в БАУ футболиста, в фазе взаимодействия его с мячом в процессе удара, и образует ядро БДС.

Будем различать модельную БДС, которую хочет осуществить спортсмен, программную БДС, которая на самом деле программируется в БАС, и реальную БДС, которая получается в ходе реализации программной БДС. Модельная БДС реализуется в представлении спортсмена и зависит от его моделирующих свойств и информационной адаптивности его мышечной памяти; программная БДС реализуется в БАС, и зависит от программирующих свойств БАС, а реальная БДС зависит от динамических свойств БАС и их устойчивости к помехам. Высококачественный БАС способен модельную БДС превратить в реальную БДС устойчиво и с минимальной ошибкой.

Р. Мертон предположил, что супрасегментарные импульсы возбуждают не непосредственно альфа-мотонейроны, а активизируют сначала гамма-мотонейроны, отчего повышается импульсация веретенных афферентов и по механизму стреч-рефлекса срабатывают альфа-мотонейроны. Уровень веретенной импульсации, согласно гипотезе Мертона, есть не только мера расхождения реальной и требуемой длины мышцы, но и орудие для устранения этого несоответствия (разница между программной БДС и реальной БДС).

С целью обеспечения устойчивости и минимальности ошибки в БАС следует различать и по-разному формировать грубую часть, тонкую часть и сверхтонкую часть БДС. Устойчивость и тонкость БАС определяются устойчивостью и тонкостью программной БДС и реальной БДС, доставляющей тот или иной результат двигательной программы.

Если одному и тому же спортсмену приходится выполнять несколько двигательных программ, то его БАС должен быть оптимален с точки зрения критериев качества каждой программы. Задача совмещения в одном БАС различных, а часто входящих в противоречие друг с другом двигательных программ приводит к компромиссной стратегии построения данного БАС, к пропорциональному ограничению в развитии некоторых его сторон.

Если же у спортсмена проведена остронаправленная специализация его БАС для одной двигательной программы, то этот БАС не является оптимальным для другой программы, пусть даже внешне родственной, но отличающейся от основной целым рядом внутренних динамических параметров и характеристик.

Какие же требования предъявляются к БАС? Чтобы ответить на этот вопрос (разумеется, с учетом специфики того или иного вида спорта), необходимо рассмотреть основные классы свойств БАС.

Свойства биомеханических аппаратов спортсменов. Ранее были введены следующие классы свойств БАС (Ф. К. Агашин, 1974):

1) баллистические; 2) упругие; 3) спектральные; 4) адаптационные и адаптивные; 5) устойчивость.

Остановимся кратко на характеристике каждого из названных свойств.

1. Баллистические свойства БАС. Данные свойства определяются распределением массы спортсмена по всему объему его БАС, и прежде всего распределением массы по длине звеньев БАС. Необходимо рассматривать распределение массы по отдельным звеньям и по биомеханической цепи в целом. Исходя, например, из функции распределения $\rho(x)$ массы ноги футболиста по длине его стопы и голени l, образующим БАУ футболиста, устанавливаются все моменты данного распределения, в том числе и момент инерции, согласно выражению:

$$I_n = \int_0^l \rho(x) x^n dx. \qquad (113)$$

При $n=0$, $I_0=m$, где m — масса БАУ спортсмена; при $n=1$ $I_1=ma$, где a — центр масс БАУ; при $n=2$ $I_2=$ $=mab$ есть момент инерции БАУ, где b — его приведенная длина и т. д. В совокупности выше определенные моменты с распространением их определения на весь БАС, т. е. с увеличением l до L, где L — длина всех его звеньев, характеризуют баллистические свойства его биомеханического аппарата в целом в различных конфигурациях и его частей по отдельности. Моменты БАС определяют его свойства на различных траекториях, т. е. его баллистические свойства.

2. Упругие свойства БАС. Упругие свойства БАС определяются характеристиками распределения упругих деформаций костей, мышц, сухожилий и других тканей по всему объему БАС, и прежде всего распределением жесткости по длине его цепей.

Отметим, что упругие свойства БАС особенно важны при выполнении спортсменом упражнений со статистическими и квазистатическими нагрузками.

3. Спектральные свойства БАС. Спектральные свойства БАС являются свойствами, определяющими его оптимальность или неоптимальность для выбранной двигательной программы.

Введем следующие подклассы спектральных свойств БАС: резонансные диссипативные свойства БАС. Резонансные спектральные свойства БАС являются его самыми важными свойствами в том огромном большинстве видов двигательных программ, в которых требуется развить максимальный полезный импульс или произвести максимальную полезную работу. Диссипативные свойства БАС в этих программах чрезвычайно важны для его динамической устойчивости. В тех двигательных программах, в которых требуется устойчиво гасить импульсы (в том числе и паразитные), например при приземлении в гимнастическом соскоке, определяющими являются диссипативные свойства БАС. Рассмотрим пример, иллюстрирующий спектральную сущность БАС. Возьмем толкание ядра. Известно, что результат в толкании ядра прежде всего зависит от энергии полета ядра $\frac{mv^2}{2}$ (m — масса ядра, а v — его скорость) и правильного угла вылета.

Мы сформулируем критерий оптимальности с учетом спектральных свойств БАС с диапазоном программных частот $\omega_{пр}\pm\Delta\omega_{пр}$. Наглядное представление об этих частотах можно получить из следующего рассуждения. Рассмотрим два крайних типа разгона ядра. Первый тип — медленное «силовое» взаимодействие спортсмена с ядром. Обозначим время этого самого длительного «силового» взаимодействия через τ_{max}. Второй тип — быстрое «скоростное» разгонное взаимодействие спортсмена с ядром. Обозначим время этого самого краткосрочного взаимодействия через τ_{min}. Далее, время разгона есть половина периода целостного условного колебательного цикла: вперед-назад; поэтому периоды $T_{max}=2\tau_{max}$ и $T_{min}=2\tau_{min}$. Соответствующие частоты этих типов разгона равны:

$$\omega_{min}=\frac{2\pi}{T_{max}}=\frac{\pi}{\tau_{max}} \quad \text{и} \quad \omega_{max}=\frac{2\pi}{T_{min}}=\frac{\pi}{\tau_{min}}. \qquad (114)$$

Частоты, находящиеся между ω_{max} и ω_{min}, характеризуют «скоростно-силовое» разгонное взаимодействие и представляют наибольший интерес.

Найдем «золотую середину» в этом диапазоне частот. Обозначим интервал программных для данного вида спорта частот так:

$$\omega_{max}-\omega_{min}=2\Delta\omega_{пр}, \qquad (115)$$

где $\Delta\omega_{пр}$ — полуширина программных частот. Тогда «золотая середина» (мы ее обозначим через $\omega_{пр}$) может быть найдена из выражений:

$$\omega_{min}+\Delta\omega_{пр}=\omega_{max}-\Delta\omega_{пр}=\omega_{пр}. \qquad (116)$$

Отсюда:

$$\omega_{min}=\omega_{пр}-\Delta\omega_{пр}, \qquad \omega_{max}=\omega_{пр}+\Delta\omega_{пр}. \qquad (117)$$

Просуммируем все энергетические вклады, выделяемые спортсменом, со спектральным распределением его БАС $e_{пр}(\omega)$ по диапазону программных частот. Мы получим энергию, которую он сообщил ядру и которая определяет результат:

$$E=\frac{mv^2}{2}=\int\limits_{\omega_{пр}-\Delta\omega_{пр}}^{\omega_{пр}+\Delta\omega_{пр}} e_{пр}(\omega)\,d\omega. \qquad (118)$$

Чтобы обеспечить какой-то заданный результат (возможно, рекордный), необходимо при остальных благоприятных условиях обеспечить заданное (возможно, рекордное) значение энергии ядра, что осуществимо, как видно из формулы (118), за счет соответствующего вида программной спектральной биомеханической функции данного спортсмена $e_{пр}(\omega)$.

В диапазон программных частот попадают вклады от участков спектра, соответствующие различным физическим качествам, в таких пропорциях, при которых максимальный вклад вносится в частотах близких к $\omega_{пр}$ в конкретном виде движений. Вот почему БАС, сформированный для одного набора программных частот $\overset{(1)}{\omega}_{пр}\pm\Delta\overset{(1)}{\omega}_{пр}$, непригоден в целом даже с учетом адаптивных свойств для какого-либо другого набора программных частот $\overset{(2)}{\omega}_{пр}\pm\Delta\overset{(2)}{\omega}_{пр}$, возникающих в другом спортивном движении.

Спектральные свойства БАС связаны со способностью его звеньев генерировать, проводить, отражать, преломлять, аккумулировать и рассеивать упругие волны, переносящие различные усилия, возникающие в БАС, а также с его способностью синтезировать и преобразовывать частоты этих упругих волн, причем последнее определяет высокую степень нелинейности поведения структур БАС.

4. Адаптационные и адаптивные свойства БАС. Адаптационные и адаптивные свойства БАС, проявляемые при внешних и внутренних воздействиях, определяются приспособительными биомеханическими, биохимическими, физиологическими, психологическими процессами конкретного спортсмена. При этом адаптивные свойства определяются изменением характеристики динамических, относительно быстрых процессов БАС и отражают приспособление БАС к конкретному набору двигательных программ за счет некоторого изменения спектрального распределения энергии по отдельным частотам упругих волн.

Адаптационные свойства БАС определяются и медленными изменениями параметров самого БАС и стабильных процессов в нем. К таким изменениям относятся изменения мышечных тканей, сухожилий, костей, а также биомеханические изменения. Экспериментально установлено, что последние зависят от характера тренирующих нагрузок (принцип специфичности биомеханической адаптации организма к мышечной деятельности — Н. Н. Яковлев, 1955; Н. И. Яковлев, А. В. Коробков, С. В. Янанис).

5. Свойства устойчивости БАС. Устойчивость БАС можно определить двумя группами его свойств. Одна группа этих свойств связана со стабильностью адаптационных границ спектрального распределения. Другая группа устойчивости БАС определяется величиной вариаций его адаптивности при обратном и скоростном восстановлении и поддержании его спектральных свойств.

Устойчивость оптимальных для данного набора двигательных программ динамики ансамблей мышечных волокон и динамической структуры целых мышц БАС зависит от стабильности их к внешним и внутренним процессам, и прежде всего к биохимическим процессам.

§ 2. Биомеханическая сущность физических качеств спортсмена

Попытаемся проанализировать на основании литературных источников понятия «физические качества спортсмена» с целью установления имеющихся между ними взаимосвязей.

Как уже отмечалось в работе Б. И. Бутенко (1971), «во многих видах спорта физические качества очень часто развиваются без учета техники спортивных движений». Причина, на наш взгляд, кроется не только в недостаточной изученности техники отдельных видов спорта, но и в логической оторванности понятий «техника» и «физические качества», в неиспользовании связующего их базового понятия, а именно — понятия «управление». Мы попытаемся, исходя из понятий свойств БАС и понятия «управление», коснуться некоторых сторон теории и методики физического воспитания и спорта и поставить некоторые новые проблемы.

Попытаемся сначала, используя категорию «свойств биомеханического аппарата», вскрыть сущность физических качеств спортсмена. Основные понятия «сила», «быстрота», «выносливость» и специальные понятия «ловкость» и «гибкость» являются необходимыми общими понятиями теории и методики физического воспитания, но они становятся недостаточными для сложных и скоростных двигательных программ в современном спорте. При характеристике общего развития спортсмена использование понятий свойств БАС достаточно, так как для этих целей они являются избыточными по сравнению с понятиями физических качеств. Категорию «физическое качество» можно представить как характеристику усредненных и просуммированных свойств БАС, причем усреднение и суммирование осуществляются по частоте ω упругих волн (сила, быстрота, ловкость), по времени t (выносливость), по пространству x (гибкость), либо по парным объединениям величин ω, t, x, или по всем (сложные качества).

Сила — спектральное свойство биомеханического аппарата спортсмена развивать управляемую мощность, полученную усреднением и суммированием по низкочастотной части спектра (от 0 до 1 гц).

Такое определение физического качества «силы» позволяет объединить в этом понятии понятие ньютоновской силы, с одной стороны, а с другой стороны, способность человека совершать механическую работу.

Однако ясно, что такое условное выделение указанного интервала частот для понятия «сила» и приводит к необходимости говорить о различных видах силы («быстрая», «максимальная» и т. п.).

Прежде чем перейти к анализу понятия «быстрота», установим, как связаны между собой скорость биомеханического звена длины l и частота его вращательных или колебательных движений (можно сказать, все движения человека состоят в итоге из вращательных и колебательных движений в силу ограниченности линейных размеров его звеньев).

Пусть, например, спринтер бежит стометровую дистанцию за $t=10$ сек. Оценим приблизительно частоту движений одной его ноги. Положим среднюю длину шага равной 2 м, тогда на всей дистанции обе ноги произведут 50 шагов, или 50 вращательных циклов, а одна нога соответственно $n=25$ циклов за 10 сек. Следовательно, средняя частота вращательных движений ноги спринтера составит:

$$\omega=\frac{n}{t}=2{,}5 \text{ гц}. \qquad (119)$$

Зная длину звеньев его ноги l, равную, например, 1 м, найдем среднюю скорость движения его стопы: $V=l\omega=2{,}5$ м/сек.

Отметим, что эта скорость отличается от скорости перемещения самого спортсмена, которая может быть значительно выше за счет вклада в кинетическую энергию бегущего спринтера значительной величины биопотенциальной энергии, реализуемой в фазе контакта спортсмена с покрытием.

При этом ясно, что для увеличения скорости перемещения бегуна (прежде всего его полной кинетической энергии) необходимо соответствующее увеличение биопотенциальной энергии, выделяемой спортсменом в фазе контакта,— это одна биомеханическая задача для спортсмена и его тренера. Необходимо также увеличение и кинетической энергии звеньев его ноги, набираемой в полетных фазах, а чтобы добиться этого, требуется при фиксированном для данного спортсмена значении l увеличивать частоту ω, что представляет собой

другую биомеханическую задачу тренировочного процесса. Третьей задачей является получение наилучших для каждого спортсмена пропорций биопотенциальной и кинетической энергии звеньев спортсмена.

Сформулируем определение «быстрота». *Быстрота* — спектральное свойство БАС развивать управляемую мощность, полученную усреднением и суммированием по части спектра выше 1 гц.

Быстроту нужно классифицировать не только по видам спорта (например то, что быстро для штангиста, медленно для теннисиста), но и по уровням технической подготовленности.

Б. И. Бутенко (1966) выявил несколько закономерностей, соблюдение которых является обязательным в тренировке спортсменов. Мы приведем формулировку одной из этих закономерностей, которая нам понадобится в предстоящей работе: «...несмотря на кажущееся внешнее сходство, движения, выполняемые с различной скоростью, с различной интенсивностью, суть различные движения». Исходя из этой качественной закономерности, мы можем выразить зависимость техники или биомеханического процесса (БП) от скорости в виде условной записи:

$$\text{Т}=\text{Т}(v)=\text{БП}(v). \qquad (120)$$

Поскольку скорость V зависит от частоты, то формулу (120) можно записать в таком виде:

$$\text{Т}=\text{Т}[v(\omega)]\text{БП}[v(\omega)], \qquad (121)$$

а если известна точная зависимость необязательной средней скорости $V=v(\omega)$, то в виде:

$$\text{Т}=\text{Т}(\omega)=\text{БП}(\omega). \qquad (122)$$

Если говорить на динамическом языке, то быстроту можно трактовать как управление типа ПАУ и УСС внутренней динамикой работы мышц в зависимости от их внутреннего состояния при дополнительном условии минимума времени, необходимого для достижения посредством движений некоторой цели.

Быстрота имеет кинематический и динамический аспекты. Чем больше быстрота, тем меньше в кинематическом аспекте время какого-либо движения и больше его скорость, а в динамическом аспекте тем больший импульс или момент импульса развивается спортсменом при данных массах или моментах инерции ускоряемых звеньев за счет увеличения скорости.

Можно сказать, что понятие «быстрота» в динамическом аспекте стыкуется с понятием «сила» посредством скоростно-силовых качеств. В том же динамическом аспекте максимальная сила стыкуется со скоростно-силовыми качествами посредством быстрой силы или даже взрывной силы.

Но все эти качества не очень предметны, если не определить количественно, какую задачу мы ставили перед спортсменом в данном виде спорта.

Язык спектральных и других свойств БАС позволяет, органично аккумулируя в себе понятия «сила», «быстрота» и «скоростно-силовые качества», количественно сформулировать требования, предъявляемые к БАС для реализации данной двигательной программы с диапазоном программных частот $\omega_{пр} \pm \Delta\omega_{пр}$.

Так, раскрывая сначала сущность понятий «сила», «быстрота» и «скоростно-силовые качества» как интегрирование (суммирование) спектральной функции последовательно по участкам спектра, запишем:

$$\text{«сила»} = \int_0^1 e(\omega)\, d\omega, \qquad (123)$$

$$\text{«скоростно-силовые качества»} = \int_1^5 e(\omega)\, d\omega, \qquad (124)$$

$$\text{«быстрота»} = \int_5^8 e(\omega)\, d\omega, \qquad (125)$$

где $e(\omega)$ — спектральная биомеханическая функция. Свыше 8 гц идут резонансные и программные спектральные свойства биомеханического аппарата спортсмена.

Можно взять другие пределы и даже выделить бóльшее число отрезков в спектре частот от 0 до 8 гц, определив свой участок в спектре для максимальной силы и для взрывной и пр. Однако важнее выяснить, в каких сочетаниях требуются физические качества, чтобы наилучшим образом обеспечить фундамент для выполнения движения в данном виде спорта.

Это также можно сделать, используя спектральный язык, если определить для каждого данного вида спорта критерий оптимальности для спектральной функции $e_{пр}(\omega)$.

Выносливость — свойство устойчивости БАС, заключающееся в сохранении БАС в среднем по времени при выполнении данной двигательной программы своих спектральных свойств.

Отметим, что свойства устойчивости БАС в более широком плане позволяют говорить об устойчивости не только по времени, но и относительно разного рода возмущающих воздействий и разного рода динамических режимов, что будет соответствовать, например, силовой выносливости, скоростной выносливости и пр.

Известно, что построение и закрепление навыка, т. е. соответствующее построение и закрепление мышечным аппаратом динамической структуры какого-либо движения, и прежде всего его БДС, осуществляется многократным повторением данных динамической структуры (ДС) и ее БДС. Поэтому сначала необходимо их точно сформировать в данном БАС путем многократного повторения на выносливость. Только близость ДС и БДС к оптимальному механизму движения и их устойчивость обеспечивают высокий к. п. д. и устойчивость БАС по времени.

При формировании качества выносливости большую роль играют механизмы переходов энергии из различных гармоник источника в полосу программных частот $\omega_{пр} \pm \Delta\omega_{пр}$. Воспитать выносливость — это значит сформировать и развить механизмы пластичного переключения выделения энергии из одного режима в другой. Отметим, что выяснение механизмом динамической устойчивости базисной динамической структуры представляет собой сложный комплекс проблем, постановку и решение которых еще предстоит осуществлять.

Перейдем к ловкости. Б. И. Бутенко (1971) дает такое определение ловкости: «Ловкость — способность человека управлять проявлением силы во времени и пространстве, т. е. управлять своими движениями».

Воспользуемся существенной частью этого определения, отражающей управление движениями, и постараемся раскрыть в определении ловкости биомеханические особенности управления движениями спортсменом.

Ловкость — свойство высокой адаптивности БАС, проявляющееся в быстрой приспособительной изменчивости спектральной плотности БАС, а также в управляемом варьировании значений $\omega_{пр}$ и $\Delta\omega_{пр}$.

Отметим, что в среднем физически ловкий человек может не достигнуть специальной ловкости в заданных двигательных программах. И, наоборот, человек, обладающий специальной ловкостью в заданных двигательных программах, может не проявить качества ловкости в неродственных двигательных программах, так как его БА обладает определенными спектральными свойствами, оптимальными относительно заданных $\omega_{пр}$ и $\Delta\omega_{пр}$.

Гибкость — упругое свойство устойчивого БАС обеспечивать управление с большими пространственными амплитудами движений звеньев спортсмена.

Свойства БАС раскрывают не только содержание физических качеств, не только существенную часть техники — процессы программно-автоматического управления, но и позволяют дать некоторые физиологические и биохимические характеристики. Например, свойством БА спортсмена-прыгуна может служить минимальность энергии диссипации в БА в фазе отталкивания или оптимальные баллистические свойства БАС прыгуна в воду.

Кроме того, язык свойств БАС, можно надеяться, позволит поставить проблемы, имеющие большое значение для практики спорта. Среди них можно, например, назвать проблему построения БАС с заранее заданными свойствами, обеспечивающими рекордный результат, проблему метода быстрой настройки БАС на частотный диапазон двигательной программы $\omega_{пр} \pm \Delta\omega_{пр}$ и некоторые другие.

Указанные проблемы поддаются, как видно из гл. 2, § 1, математической формализации в рамках волновой биомеханики.

§ 3. Определение задач управления ударным спортивным инструментом

Рассмотрим постановку задач управления ударным инструментом на модели тенниса.

Для выполнения сильных, точных и стабильных ударов ракеткой по мячу необходимо строго определенное

управление ракеткой как вне фазы удара, обеспечивающее точность расположения на плоскости ракетки деформирующегося мяча, так и в момент удара, обеспечивающего окончательную силу удара и, что самое главное, его точность.

Управлять фазой удара в теннисе методом синтеза систем, т. е. при помощи осознаваемых действий и коррекций нельзя, так как время взаимодействия ракетки с мячом в среднем равно 5÷15 мсек, т. е. около 0,01 сек (рис. 9), что на порядок меньше времени, в течение ко-

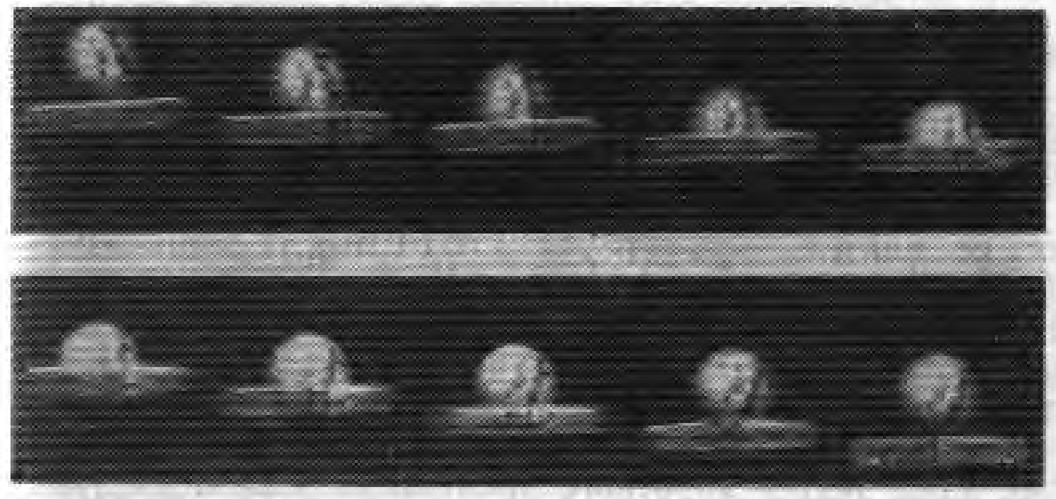


Рис. 9. Кинематика процесса взаимодействия ракетки с мячом. Длительность фазы сильного удара ≃0,01 сек. Диаметр теннисного мяча 6,6 см. Смещение ракетки за время взаимодействия 5,4 см

торого нервная система организма человека еще может отреагировать на раздражение. Поэтому управление фазой удара происходит по принципу программного автоматического управления, для осуществления которого необходим оптимальный биомеханический аппарат управления (БАУ) теннисиста, т. е. оптимальная для тенниса и для данного спортсмена структура кисти и предплечья. Изложение механизма программно-автоматического управления было проведено выше (гл. 2, § 3). Разобьем все ударное действие на пять фаз (рис. 10): I — движение ракетки назад, II — ускоренное движение вперед, III — взаимодействие с мячом (фаза удара), IV — замедленное движение вперед, V — возвращение ракетки в исходное положение. Наиболее важны II, III и IV фазы, и особенно конец II, вся III и начало IV фазы. По их значимости для успешного выполнения ударного действия фазы можно расположить так: III, II, IV,

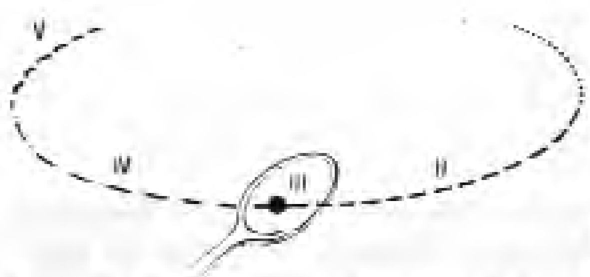


Рис. 10. Разделение ударного действия теннисиста на фазы

I, V. Например бóльшая значимость IV фазы по сравнению с I обусловлена тем, что IV фаза находится в непосредственной временной и пространственной близости от основной III фазы и выход из III фазы очень важен для сохранения так называемого «чувства мяча», которое потребуется теннисисту в следующем ударном действии. При игре с лёта фаза I может вообще отсутствовать — движение осуществляется сразу навстречу мячу.

Самое главное значение, конечно, имеет III фаза, хотя ее длительность (порядка 0,01 сек.) очень мала (остальные фазы имеют длительность от 1 до 5 сек). Но именно действия теннисиста в этот отрезок времени определяют эффективность удара. Понимание взаимодействия ракетки с мячом необходимо для формирования программного управления ракеткой и мячом в течение даже такого короткого времени их взаимодействия.

За время удара (τ) ракетка с находящимся на ней мячом проходит поступательно путь (S), причем в момент встречи ракетки и мяча скорость ракетки (v_{p_0}) и скорость мяча ($v_{м_0}$) определяются относительно земли и направлены противоположно. Так как энергия системы «теннисист—ракетка» и ее эффективная масса значительно больше, чем у мяча, то в некотором приближении можно рассматривать их взаимодействие как упругий удар о движущуюся стенку.

Скорость мяча не может меняться скачком; на каком-то участке пути (величина деформации струн и мяча) имеется большое отрицательное ускорение, что гасит скорость мяча до нуля относительно ракетки (первая часть фазы удара) за время t_1.

Затем начинается вторая часть фазы удара — ускорение движения мяча вперед (t_2). И тут величина сопровождения мяча, т. е. путь, на котором ракетка еще воздействует на мяч, зависит от характера движения ракетки и характера движения мяча под воздействием только сил упругих деформаций (струн и мяча). Оба

эти движения ускоренные. Но величина ускорений у них различна.

Если сила упругой деформации ($F=-kx$) переменна и зависит от величины деформации струн и мяча, то и ускорение мяча переменно, причем оно максимально в момент наибольшей деформации. По мере уменьшения деформации уменьшается и это ускорение. И если бы ракетка двигалась равномерно, то время ускорения мяча (время возможных автоматических корректировок, нужных для управления) было бы невелико. Движение ракетки в фазе удара должно быть ускоренным, чтобы оптимизировать время контролируемого воздействия на мяч (т. е. ракетка — неинерциальная система отсчета).

Когда первоначальное положительное ускорение мяча спадает, то ведущую роль начинает играть ускорение самой ракетки. Это ускорение обязано своим происхождением квазистатическим силам, действующим со стороны теннисиста. Квазистатические силы — это «почти статические» силы, отличающиеся перемещением точки приложения этих сил и некоторым их изменением.

При больших угловых скоростях ракетка обладает большим моментом импульса ($N=I\Omega$, где I — момент инерции относительно оси вращения, Ω — угловая скорость), и кинетической энергией $\left(T=\dfrac{I\Omega^2}{2}\right)$. Но корректировка удара при большой скорости затруднена, и нужна длительная последовательная практика, чтобы обеспечивать точность за счет изменения в нужной мере момента количества движения. Как правило, достаточно средней по величине угловой скорости движения ракетки, набираемой еще до удара. В фазе удара (время τ) движение ракетки поступательное, с использованием кинетической энергии ракетки и руки, а также биопотенциальной энергии БАС.

Биопотенциальная энергия названа биопотенциальной потому, что, с одной стороны, она представляет собой энергию индуцированного излучения упругих волн (гл. 2, § 2) — ПАЭ, в основе функционирования которого лежат биохимические процессы, а с другой стороны, в механическом плане она является потенциальной. Вообще говоря, кинетическая энергия звеньев спортсмена — это следствие постепенного превращения той же биопотенциальной энергии. Однако, когда к интересующему нас процессу, происходящему, например, в фазе какого-либо спортивного удара, подключается биопотенциальная энергия непосредственно в виде энергии упругих напряжений мышц БАУ, обладающего к тому же как материальная структура и кинетической энергией, то целесообразно различать биопотенциальную и кинетическую энергию звеньев тела спортсмена. К тому же биопотенциальная энергия — это не просто энергия биохимического источника, а энергия биохимического источника с упорядоченной и оптимальной для данной программы спортивных действий модуляционной структурой. Именно поэтому с минимальной погрешностью можно со структурой сил в БАУ сопоставить формализованное биопотенциальное поле, которое призвано реализовать ту или иную программу управления.

Полную энергию в теннисных ударах пополняют прежде всего за счет кинетической энергии движущихся звеньев спортсмена, так как ее можно постепенно наращивать путем движения в кинематических цепях тела теннисиста.

Биопотенциальная энергия переходит в фазе удара в кинематическую энергию поступательного движения звеньев биомеханической цепи тела спортсмена. В различных ударах, в разных соотношениях используются оба вида энергии.

Биопотенциальная энергия более легко поддается контролю, чем кинетическая. Вот почему при игре с лёта, где нужна повышенная надежность эффективных ударов, предпочтительнее использовать биопотенциальную энергию ($^3/_4$) и лишь $^1/_4$ кинетической. При игре с задней линии соотношение биопотенциальной и кинетической энергии определяется как 1:1 или даже 1:3.

Более точная пропорция соотношения обоих видов энергии устанавливается спортсменом в зависимости от задачи и характера удара, а также от индивидуальности теннисиста.

В управлении ударом любого направления нельзя сбрасывать со счетов возможность управления движением всей руки в пространстве ударов (пространство около туловища, в пределах которого может выполняться ударное движение руки). Малоквалифицированные игроки, не обращая должного внимания на управление при помощи кисти, управляют ракеткой в разнообразных ситуациях преимущественно движением в крупных

суставах, что раскрывает их намерения и ухудшает управление.

Управлять при помощи кисти не значит осуществлять движение ею в пространстве. Наоборот, для этого необходимо развивать в кисти структуру мощных и в то же время тонких усилий почти без пространственных перемещений самой кисти относительно предплечья. Целесообразнее поэтому добиваться стандартности в движениях крупных суставов (плечевого, локтевого), перенося тонкое управление на суставы кисти и пальцы, т. е. на те звенья, которые естественным образом соприкасаются с ракеткой. Игроки высокого класса правильнее распределяют нагрузки в кисти, и поэтому у них проще и свободнее движение всей руки. Чем сильнее, многосвязнее управляющие структуры в БА управления спортсмена, тем проще, устойчивее, свободнее будет все движение. Таким образом можно быстрее связать перемещение всего тела с БАУ теннисиста и через него с вершиной удара.

Направление полета мяча будем характеризовать (рис. 11) углом места (ε) — в вертикальной плоскости (выше-ниже) и азимутом (φ) — в горизонтальной плоскости (правее-левее). Контроль по углу места осуществляется вращением ракетки вокруг ее продольной оси — посредством вращающих моментов сил (M_ε) (см. рис. 9) — для прикрытия плоскости ракетки и для ее приоткрытия. Некоторые малоквалифицированные игроки, сильно зажав ракетку в кисти, контролируют угол места (ε) только вращением предплечья (пронация-супинация). Такой контроль дает лишь грубое управление. Тонкое управление достигается добавлением вращения ракетки концевыми фалангами пальцев. Усилия, прилагаемые к ракетке со стороны ладони и концевых фаланг, противоположно направлены и создают пару сил, облегчающую контроль. Часто ограничивают активный контроль только действием ладони (действие на внутреннюю, нижнюю и верхнюю поверхности

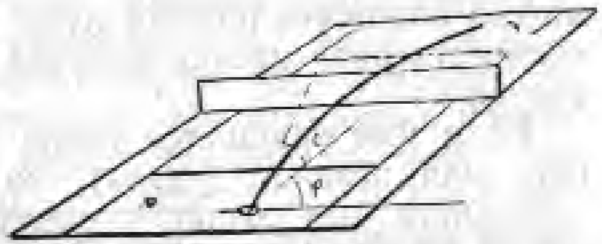


Рис. 11. Направление полета мяча характеризуется углами φ и ε

руки при ударе справа); при этом воздействие концевых фаланг на внешнюю поверхность используется недостаточно.

Моменты сил контроля угла места (M_ε) определяются свойствами ракетки, дальностью начинающегося удара и степенью вращения мяча. Так, в фазе удара справедливо соотношение

$$I_\varepsilon \frac{d\omega_\varepsilon}{dt} = M_\varepsilon - M_{\varepsilon\,\text{сопр}}, \qquad (126)$$

где I_ε — момент инерции ракетки относительно оси x, ω_ε — угловая скорость вращения ракетки вокруг оси x, M_ε — управляющий момент, действующий со стороны БАУ, $M_{\varepsilon\,\text{сопр}}$ — момент сопротивления, приложенный к ракетке со стороны мяча, если есть хотя бы малое отклонение точки контакта от оси. Вне фазы удара $M_{\varepsilon\,\text{сопр}}$ можно положить равным нулю. В части III будет дана количественная оценка величин, приводимых в этом параграфе.

Если мяч вращается после удара (в случае крученого или резаного удара), то это значит, что рукой теннисиста был создан управляющий момент силы, который обозначим через M_S (рис. 12). Величина его равна:

$$M_S = I_S \frac{d\omega_S}{dt} + M_{S\,\text{сопр}} + m_\text{р}(a_0 - S) g \sin\alpha, \qquad (127)$$

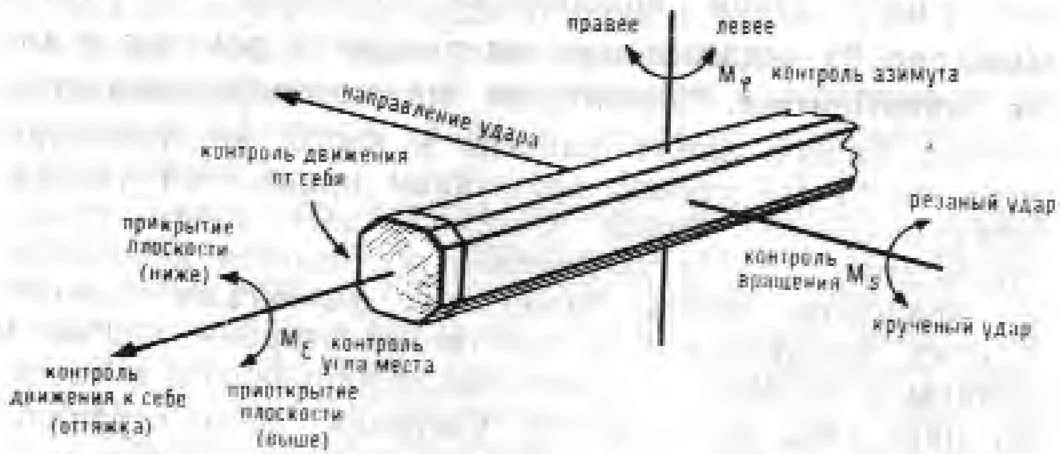


Рис. 12. Моменты сил управления спортивным инструментом

где I_S — момент инерции ракетки относительно оси Z, ω_S — угловая скорость вращения ракетки вокруг оси Z, M_S — управляющий момент, действующий со стороны БАУ, $M_{S\,\text{сопр}}$ — момент сопротивления, всегда приложенный к ракетке со стороны мяча, кроме того случая, когда мяч не вращался ни до, ни после удара (вне фазы удара $M_{S\,\text{сопр}}$ можно положить равным нулю), $m_\text{р}$ — масса ракетки, S — индивидуальный параметр, равный длине диагонали ладони теннисиста, a_0 — расстояние от торца ракетки до центра тяжести, g — ускорение свободного падения, α — угол наклона ракетки к вертикали.

Боковые вращения мяча гасятся, или придаются ему действием сил теннисиста, параллельных продольной оси ракетки (F). Вращение мяча вследствие эффекта Магнуса (возникновение поперечной силы, действующей на тело, вращающееся в потоке воздуха) влияет непосредственно на характер и дальность полета мяча.

Перейдем теперь к рассмотрению управления удара по азимуту (φ). В идеальных условиях удара (отсутствие вращения мяча и отклонения точки удара от продольной оси ракетки) вертикальная корректировка по углу места может отсутствовать. Но вследствие напряжений в ручке ракетки в горизонтальной плоскости при ударе регулирующее усилие по азимуту возникает в любых условиях. Поэтому при ударе руке приходится нести нагрузку, совершать работу по гашению скорости мяча и сообщению ему скорости противоположного направления. К этому добавляется еще нагрузка по корректированию усилий, направленных на сохранение поступательного движения ракетки в фазе удара.

В ручке ракетки при ударе возникает распределение напряжений; оно зависит от скорости полета мяча, его вращения и точки удара. Корректирующие усилия так гасят избыток одних и дополняют недостаток других напряжений, чтобы рука создавала требуемые управляющие усилия. Безусловно, правильные ощущения взаимодействия руки с ракеткой возникают в процессе длительной практики. Но если организовать поиск нужных ощущений сознательно, то можно значительно ускорить появление необходимых навыков у спортсменов.

Контроль по азимуту должен осуществляться со всех сторон руки, но основное представление дают воздействия на заднюю и переднюю грани ручки. Это значит, что как основную нагрузку, так и корректирующую несут ладонь и пальцы. Кроме нормальных напряжений (перпендикулярно ручке) очень важную роль играют и касательные (вдоль ручки), так как они создают довольно большие моменты сил, которые складываются в суммарный момент сил (M_φ), определяющий точность по азимуту. Эти моменты сил (M_φ) влияют также и на силу удара, что выдвигает их среди всех управляющих моментов на особое место.

В фазе удара справедливо также соотношение, характеризующее управление ракеткой в азимутальной плоскости:

$$I_\varphi \frac{d\omega_\varphi}{dt} = M_\varphi - M_{\varphi\,\text{сопр}}, \qquad (128)$$

где I_φ — момент инерции ракетки относительно оси Y, ω_φ — угловая скорость вращения ракетки вокруг оси Y, M_φ — управляющий момент, действующий со стороны БАУ, $M_{\varphi\,\text{сопр}}$ — момент сопротивления, всегда приложенный со стороны мяча. Вне фазы удара $M_{\varphi\,\text{сопр}}$ можно считать равным нулю.

Таким образом, процессы управления осуществляются посредством трех моментов — M_φ, M_ε, M_δ и силы F. Они определяются напряжением мышц и расстоянием приложения сил от соответствующих осей, которые зависят от размеров ладони. При этом весьма существенна еще тонкая вариативность значений этих моментов, порождаемых рукой теннисиста. Она особенно важна, если ракетка не высококачественна. Уравнения можно назвать уравнениями классической биомеханики тенниса.

Из огромного числа степеней свободы системы «рука—ракетка» нужно выбрать необходимые направления по всем контролирующим параметрам. Из цели удара и информации о его условиях вытекают задачи программного управления ракеткой. Управляющие моменты следует синхронизировать, и при этом очень быстро. Необходимую скорость реализации управляющих моментов обеспечивает жесткость биомеханического аппарата управления (БАУ). При этом важно, чтобы не было люфта в суставах и время развития эффекта приложенных сил было мало. Управляемая теннисистом

жесткость БАУ обеспечивается фиксацией ладони и пальцев, корректирующими усилиями как на увеличение сжимающих ручку ракетки усилий, так и на их уменьшение. Мышцы-синергисты и мышцы-антагонисты своей активностью совместно обеспечивают оптимально необходимую жесткость управляющего аппарата, а значит, и скорость реализации управляющих моментов M_φ, M_ε, M_δ и силы F. Оптимальная жесткость позволяет скоррелировать управляющие напряжения и обеспечить использование кинетической энергии вращающихся частей руки, а также использовать контролируемую дополнительную биопотенциальную энергию мышц.

Можно сказать, что вариативность или даже быстрая вариативность динамических характеристик БАУ необходима для быстрого и тонкого перераспределения напряжений мышц в зависимости от цели начинающегося удара и полученной информации о мяче.

Напомним, что процессы управления действиями спортсмена были разбиты на два типа: 1) управление, связанное с синтезом систем с обратной связью, причем этот тип управления реализуется на достаточно больших отрезках времени (больших 0,12—0,15 сек.), и 2) программно-автоматическое управление отдельными звеньями тела спортсмена в некоторых фазах, и прежде всего программно-автоматическое управление процессом взаимодействия ракетки с рукой теннисиста в фазе удара, т. е. во время взаимодействия ракетки с мячом.

Синтез систем теннисиста должен быть таков, чтобы обеспечить встречу мяча с ракеткой в пределах площади S. Затем в ходе взаимодействия происходит программно-автоматическое управление с помощью биомеханического аппарата управления теннисиста. Задача программного управления теннисиста состоит в сообщении прилетающему мячу необходимого в данном ударе импульса и ориентации его в выбранном направлении, а также определенного собственного момента количества движения мяча, или, как говорят для краткости, спи́на * мяча, который возникает из-за вращения.

* Спи́н — это собственный момент импульса, возникающий при вращении мяча вокруг своего центра масс.

На рис. 13 показано распределение точек соприкосновения эллиптической плоскости ракетки с мячом. Даже у хороших теннисистов мячи ложатся не точно в центр эллипса, а в некоторую его окрестность S в силу закономерной погрешности предварительного управления, представляющего собой синтез подсистем целостного ударного действия. При отражении трудных мячей эта площадь может возрастать и становиться равной S_1 или даже достигать всей площади эллипса ракетки S. В особо трудных ситуациях или в случае очень большой погрешности управления движениями (недостаточно высокая квалификация теннисиста) мяч вообще может оказаться вне струнной поверхности ракетки, т. е. ракетка, неточно управляемая теннисистом, не захватывает мяч. В этом случае задача о встрече двух движений (мяча и ракетки) не решена. Хотя нужно в отработке предварительного управления уменьшить площадь рассеяния точек соприкосновения мяча со струнной поверхностью, мы можем это сделать только до некоторого предельного значения S_0, определяемого закономерной погрешностью предварительного управления движениями ударного действия. Поэтому натренированный аппарат управления теннисиста («теннисная рука»), осуществляя программно-автоматическое управление в фазе удара, призван нейтрализовать упомянутую закономерную погрешность.

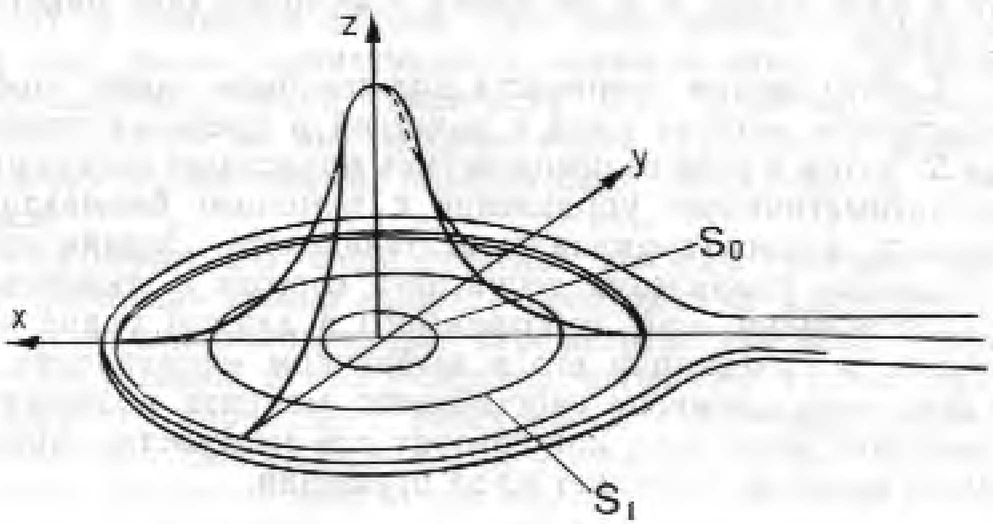


Рис. 13. Рассеяние точек соприкосновения мяча с эллиптической плоскостью ракетки

Более того, в целях повышения надежности ударов в различных игровых ситуациях теннисисту следует в тренировочной работе постепенно увеличивать площадь возможного контакта струнной поверхности с мячом.

Можно говорить об оптимальной технике данного теннисиста. Тогда необходимо строго определять оптимальность: либо в смысле минимума затрачиваемой на движения энергии, либо в смысле максимума точности выполнения программы в теннисе, либо и того и другого (это наиболее целесообразная оптимальность в биомеханике тенниса), либо в смысле минимума или максимума какой-нибудь объективной характеристики. Это — необходимые условия оптимальности техники. Ее достаточным условием является интуитивное понятие устойчивости управления основным теннисным действием — ударным, так как перемещения по корту являются необходимым, но недостаточным условием. Это требование обеспечивает теннисисту стабильность на данном уровне его техники управления.

Составим таблицу абсолютных значений импульсов (P), реализуемых в теннисных ударах (табл. 1).

Таблица 1

Таблица импульсов, сообщаемых (передаваемых) теннисистом мячу массы $m=0{,}057$ кг, $P=m(v_1+v_2)$ в н·сек *

v_1 \ v_2	0	5	10	20	25	30	40	50
0	0	0,29	0,57	1,14	1,43	1,71	2,28	2,85
5	0,29	0,57	0,86	1,43	1,71	2	2,57	3,14
10	0,57	0,86	1,14	1,71	2	2,28	2,28	3,42
20	1,14	1,43	1,71	2,28	2,57	2,85	3,42	3,99
25	1,43	1,71	2	2,57	2,85	3,14	3,71	4,27
30	1,71	2	2,28	2,85	3,14	3,42	3,99	4,56
40	2,28	2,57	2,85	3,42	3,71	3,99	4,56	5,13
50	2,85	3,14	3,42	3,99	4,27	4,56	5,13	5,7

* v_1 — скорость прилетающего мяча в м/сек, v_2 — скорость улетающего мяча в м/сек.

4 Зак. 3334

Во внутренний квадрат таблицы попали импульсы, развиваемые в среднетемповой игре.

Часто необходимо придавать вращения мячу: во-первых, для обеспечения разнообразных траекторий полета мяча, которые используются в борьбе за лучшую позицию на корте; во-вторых, для затруднения точного ответного удара противника вследствие неточного отскока мяча от корта и внесения определенной погрешности как в предварительное, так и в программно-автоматическое управление ударом, который должен проводить соперник; и, наконец, в-третьих, вращение часто бывает необходимо для придания полету мяча устойчивости.

Исходя из того, что момент инерции мяча $I_м \cong 600$ г·см², составим таблицу передаваемых моментов количества движения мяча (табл. 2).

§ 4. Ударные движения и перемещения по покрытию

Цель перемещений по спортивному покрытию состоит в том, чтобы своевременно оказаться в области ударов и обеспечить достаточно большое пространство вершин ударов. Работа ног по перемещению при этом тесно связана с работой ног в процессе самого ударного движения и во многом определяется последней. Те требования к структуре усилий ног, которые предъявляет базисная динамическая структура ударного движения, определяют прежде всего «вход» и «выход» из ударного движения, а также работу ног между собственными ударными движениями с учетом особенностей движений противника во время его ударного движения.

Перед тем как выяснить взаимозависимость ударных движений и перемещений, например по корту, сформулируем некоторые положения, вытекающие из спортивной практики.

Для успешного ведения борьбы необходимо обеспечивать предельные значения некоторых важных характеристик движений спортсмена:

а) максимум темпа, который зависит от максимума скорости полета мяча после собственного удара (а точнее — от максимума импульса мяча) и минимума времени нахождения мяча на собственной стороне теннисиста;

Таблица 2

Таблица значений момента количества движения теннисного мяча $\Delta N = I_м(\omega_1 + \omega_2)$ (в 10^{-4} н·сек·м), сообщаемого ему теннисистом *

ω_1 \ ω_2	0	5	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
0	0	3	6	12	18	24	30	36	42	48	54	60
5	3	6	9	15	21	27	33	39	45	51	57	63
10	6	9	12	18	24	30	39	42	48	54	60	66
20	12	15	18	24	30	39	42	48	54	60	66	72
30	18	21	24	30	39	42	48	54	60	66	72	78
40	24	27	30	39	42	48	54	60	66	72	78	84
50	30	33	39	42	48	54	60	66	72	78	84	90
60	36	39	42	48	54	60	66	72	78	84	90	96
70	42	45	48	54	60	66	72	78	84	90	96	102
80	48	51	54	60	66	72	78	84	90	96	102	108
90	54	57	60	66	72	78	84	90	96	102	108	114
100	60	63	66	72	78	84	90	96	102	108	114	120

* $I_м = 6 \cdot 10^{-5}$ кг·м² — момент инерции мяча, ω_1 — скорость вращения прилетающего мяча в 1/сек, ω_2 — скорость вращения улетающего мяча в 1/сек.

б) минимум отклонений вектора импульса мяча от выбранного направления удара и устойчивость управления ракеткой, которая определяет уверенность спортсмена в успехе его ударов; отметим здесь, что устойчивость управления ракеткой зависит прежде всего от баллистической устойчивости самой ракетки, а также от других динамических свойств ракетки (см. гл. 5).

При максимуме темпа собственной игры необходимо еще обеспечивать достаточно высокий к. п. д. ударного действия η и к. п. д. очка σ.

Направление вектора импульса мяча $\bar{P}$ выбирается из условия максимального прицельного расстояния траектории мяча до противника или максимального времени достижения противником мяча с учетом его начальной скорости перемещения $\vec{V}_{\text{оп}}$ в момент удара теннисиста.

Для изложения дальнейшего материала сформируем основную модель действий теннисиста. Она может быть образована так: теннисист совершает поочередные удары в правый и левый угол при минимальном отклонении от углов корта и при максимальной скорости мяча; при этом еще достигается $\max \eta$ и $\min$ времени нахождения мяча на своей стороне.

Как следующее приближение в основной модели тенниса можно максимизировать прицельное расстояние от противника до траектории полета мяча; т. е. максимизировать время достижения противником мяча с учетом начальной скорости движения противника. Но это уже вопрос тактики, и в нашей основной модели этому случаю может соответствовать выбор: либо поочередные удары по углам, либо повторные удары в один из углов. Рассмотрим основную модель действий теннисиста, т. е. последовательность операций, которые он выполняет и которые обусловливают тактику.

Иными словами, чем выше и надежнее техника, тем проще тактика. Итак, основную модель действий теннисиста на корте можно условно представить в виде произведения трех операций: O_1 — операция перемещения, O_2 — операция ударного действия, O_3 — операция программного управления фазой удара.

Для подсчета средней энергии затрат на среднее перемещение $\bar{l}$ по корту ($\bar{l}$ — средняя длина свободного пробега) будем считать:

а) в первую половину $\left(\frac{\bar{l}}{2}\right)$ движение равноускоренным,

б) во вторую половину движение равнозамедленным.

Характер наиболее трудного перемещения параллельно задней линии определен структурой тенниса: надо добежать до места удара и возвратиться назад для следующего удара. Поэтому скорость как в начале, так и в конце перемещения должна равняться нулю: $V_{\text{по}} = V_{\text{пt}} = 0$.

Следовательно,

$$\bar{l} = \frac{\bar{a}_1 t_1^2}{2} + \frac{\bar{a}_2 t_2^2}{2}. \tag{129}$$

Предположим, что $\bar{a}_1 = \bar{a}_2$, $t_1 = t_2 = t$, тогда $\bar{l} = \bar{a}t^2$ и

$$t = \sqrt{\frac{\bar{l}}{\bar{a}}}.$$

Положим $\bar{l} = 5$ м, а $t = 1{,}6$ сек. Тогда среднее ускорение перемещения: $\bar{a} = 2$ м/сек^2.

Для описания энергетической эффективности действий теннисиста за матч удобно ввести коэффициент полезного действия теннисиста за матч:

$$\varkappa = \frac{\sum\limits^{N_1} E_{\text{пв}}}{\sum\limits^{N} E_{\text{з}}} \Theta(2N_1 - N), \tag{130}$$

где $\sum\limits^{N_1} E_{\text{пв}} \equiv \sum\limits_{n=1}^{N_1} E_{\text{пв}}^{(n)}$ — полезная энергия выигранных спортсменом мячей за весь матч. N_1 — число ударных действий выигранных мячей; $\sum\limits^{N_2} E_{\text{пп}} \equiv \sum\limits_{n=1}^{N_2} E_{\text{пп}}^{(n)}$ — полезная энергия проигранных спортсменом мячей за весь матч. N_2 — число ударных действий проигранных мячей; $\sum E_{\text{з}} \equiv \sum\limits_{n=1}^{N} E_{\text{з}}^{(n)}$ — полная энергия, затраченная спортсменом за весь матч, $N = N_1 + N_2$.

$$\sum_{n=1}^{N} E_{\text{з}} = \sum_{n=1}^{N} E_{\text{з}}^{n} \text{ на перемещение } + \sum_{n=1}^{N_1} E_{\text{зв}}^{n} + \sum_{n=1}^{N_2} E_{\text{зп}}^{n}.$$

$$\Theta(2N_1 - N) \equiv \Theta(N_1 - N_2) =$$

$$= \begin{cases} 1 \text{ при } N_1 > N_2 > N_0 \\ 0 \text{ при } N_0 < N_1 < N_2 \end{cases}$$

N_0 — минимальное число ударных действий, необходимых для победы.

В матче из трех сетов (для победы необходимо минимум 2 сета) $N_0^{(2)} = 2 \times 6 \times 4 = 48$ (ударных действий), в матче из 5 сетов (для победы нужно минимум 3 сета) $N_0^{(3)} = 3 \times 6 \times 4 = 72$ (ударных действия).

Для описания энергетической эффективности отдельных движений теннисиста удобно ввести коэффициент полезного действия спортсмена в одном ударе, т. е. отношение полезной энергии ($E_п$) к затраченной ($\bar{E}_з$) в одном ударном действии:

$$\eta = \frac{E_п}{\bar{E}_з}, \qquad (131)$$

причем

$$E_п = \frac{P^2}{2m}, \qquad (132)$$

где m — масса мяча, а P — передаваемый импульс (см. табл. 1). $\bar{E}_з$ можно примерно оценить следующим выражением

$$\bar{E}_з = 2\, M \cdot \bar{a} \cdot \bar{l} + 2\left(\frac{I_р\, \bar{\omega}_р^2}{2}\right) + 2\left(\frac{I_т\, \bar{\omega}_т^2}{2}\right) +$$

$$+ (\bar{t}_{пер} + \bar{t}_{уд}) \cdot \bar{E}_{дисс}, \qquad (133)$$

где M — масса теннисиста, $I_р$ — момент инерции руки с ракеткой относительно плечевого пояса; $\bar{\omega}_р$ — средняя угловая скорость вращения руки; $I_т$ — момент инерции туловища относительно продольной оси; $\bar{\omega}_т$ — средняя угловая скорость вращения туловища; $\bar{t}_{пер}$ — среднее время перемещения; $t_{уд}$ — среднее время ударного действия; $\bar{E}_{дисс}$ — средняя диссипация энергии в мышечных тканях в единицу времени (масса мышц равна 0,4 M).

Простое сравнение позволяет заключить, что коэффициент η в теннисе чрезвычайно мал. Поэтому тем более важна задача тренировочной работы по его повышению, и прежде всего путем снижения затраченной энергии.

Введем также еще один очень важный коэффициент — коэффициент полезного действия розыгрыша одного очка:

$$\sigma = \frac{\eta}{N_\sigma}, \qquad (134)$$

где N_σ — число ударных действий теннисиста при розыгрыше одного очка. Снижение этой величины — большой резерв повышения мастерства.

Отметим еще важность уменьшения $\bar{t}_{пер}$ для сокращения потерь энергии и для достижения трудных мячей на больших $\bar{l}$:

$$\bar{t}_{пер} = \frac{\bar{l}}{V_{пер}} = \int_0^{\bar{l}} \frac{dl}{V_{пер}(l)} \cong \sum_{i=1}^{n} \frac{\Delta l_i}{V_{пер}(\Delta l_i)}. \qquad (135)$$

Образующаяся в результате контакта скорость может быть представлена в виде:

$$V_{пер} = \frac{1}{M} \int_0^{\tau_k} f(t)\, dt = \frac{1}{M} \int_0^{\tau_k} \int_0^{\lambda_{max}} F(\lambda, t)\, d\lambda\, dt, \qquad (136)$$

где τ_k — время контакта спортсмена с кортом при $E_{затрат}$, а $F(\lambda, t)$ — спектральная функция взаимодействия спортсмена с покрытием.

Спектральная функция взаимодействия спортсмена с покрытием показывает, какие звенья спортсмена, каждому из которых соответствует определенная собственная частота, в какой пропорции и в какой временной отрезок самого процесса контакта с покрытием принимают участие в создании результирующего импульса перемещения спортсмена как целостной материальной структуры. Таким образом, задача, стоящая перед теннисистом при перемещениях по корту, состоит в выработке такого биомеханического аппарата перемещения (БАП), который бы создавал наилучшее согласование в работе звеньев спортсмена в процессе взаимодействия с покрытием. Практические рекомендации по улучшению перемещения по покрытию даны в части III.

ГЛАВА 4

ОСНОВНЫЕ ДИНАМИЧЕСКИЕ СТРУКТУРЫ УДАРНОГО ДВИЖЕНИЯ

§ 1. Качественная модель базисной динамической структуры (БДС)

Базисной динамической структурой (БДС) ударного действия мы называем такую динамическую структуру, которая реализуется в фазе удара во всех звеньях спортсмена.

Таким образом БДС, например, теннисиста по определению представляет собой структуру тех усилий спортсмена, которые развиваются в его бьющей руке, туловище и в остальных звеньях в то время, когда он взаимодействует с мячом.

Особенность любого ударного действия состоит в том, что в фазе удара в биомеханическом аппарате человека генерируются упругие волны звукового и инфразвукового диапазонов, с помощью которых осуществляется взаимодействие спортсмена со средой.

В связи с этим необходимо выяснить, из каких компонентов складывается энергия упругой волны. Оказывается, колеблющиеся в упругой волне частицы среды (в данном случае частицы, составляющие ракетку и ткани тела спортсмена) обладают как кинетической и потенциальной энергией деформации, так и биопотенциальной энергией.

Наличие мощной упругой волны, возникающей в фазе удара и распространяющейся на этом отрезке времени по звеньям спортсмена, делает управление ударом своеобразным и достаточно трудным процессом. В реальной действительности БДС очень сложна. В нее входит не только взаимодействие теннисиста, предписанное ему программой тенниса, но и взаимодействие внутренних органов между собой, обусловленное функционированием человека как материальной биомеханической структуры. Последнего аспекта мы не будем касаться, предполагая, что у спортсмена нет никаких патологических особенностей и мы имеем дело со здоровым организмом. Взаимодействие же звеньев спортсмена, обусловленное программой движения, как было показано, состоит из двух действий спортсмена: перемещения по покрытию и ударного действия.

Если задолго до начала ударного действия имеется ярко выраженное перемещение с отсутствием признаков ударного действия, если при приближении к месту удара начинают появляться элементы ударного действия, а также если в I и II фазах ударного действия имеется тесная взаимосвязь между работой ног и действием аппарата управления, то в фазе удара происходит окончательное и органическое слияние работы ног и ударного действия спортсмена, точнее — полное подчинение работы ног управлению ударным действием.

Такое соподчиненное подключение работы ног к динамическим структурам управляющего аппарата в фазе удара и приводит к образованию БДС. В зависимости от БДС, которая будет реализована в готовящемся ударе, формируются и динамические структуры в более далеких от БАУ звеньях спортсмена, т. е. структуры БАИ.

Основная задача формирующихся структур БАИ заключается в обеспечении наилучшего расположения звеньев БАС и такого их взаимодействия, которое обеспечивало бы необходимый для предстоящего удара спектр упругих волн, распространяющихся к биомеханическому аппарату управления.

Можно выделить два характерных вида нагрузки, образующих БДС: 1) упругая волна акустического диапазона; 2) так называемые квазистатические взаимодействия. Их соотношение может быть различным в различных БДС.

Введем и определим три типа базисной динамической структуры. Первый тип БДС характеризуется большим вкладом квазистатических взаимодействий по сравнению с упругими волнами. Первый тип БДС свойствен спортсменам с «богатым» мышечным оснащением, способным развивать большие квазистатические взаимодействия.

Второй тип БДС характеризуется большим вкладом упругих волн по сравнению с квазистатическими взаимодействиями. Исходя из этого, целесообразно классифицировать разные стили игры спортсменов и для каждого стиля использовать свой тип спортивных инструментов. Второй тип БДС характерен для спортсменов с умеренным мышечным оснащением и повышенной длиной звеньев тела. Можно добиться больших успехов, совершенствуя как первый, так и второй тип базисной динамической структуры.

Третий тип характеризуется примерно равным вкладом упругих волн и квазистатических взаимодействий.

Спортсмен, реализующий в основном какой-нибудь один тип ударного действия, может использовать для выполнения отдельных видов удара и другие типы БДС. Первый тип БДС соответствует позиционному стилю игры, второй — атакующему, а третий — комбинационному. Еще раз отметим, что каждому типу БДС должен соответствовать свой тип спортивного инструмента.

§ 2. Маятниковые приборы

Прежде чем перейти к анализу управляющей части БДС, рассмотрим маятниковые приборы, разработанные автором совместно с Г. Г. Слезовым. Эти приборы-юстиметры позволяют установить особенности управляющей части базисной динамической структуры спортсмена с учетом свойств спортивных инструментов.

Данные приборы* служат для установления наличия и определения местоположения таких точек в биомеханической цепи или спортивном инструменте (клюшки, ракетки и т. п.), в которых не возникают импульсы отдачи. Назовем их О-точками. Оптимальное расположение определенной О-точки уменьшает излишнюю отдачу и делает биомеханическую цепь или спортивный инструмент удобными для управления.

Важнейшей характеристикой свойств звеньев биомеханической цепи, например, теннисной ракетки (см. гл. 5) является функция распределения ее массы по длине $\rho(x)$ $0 \leqslant x \leqslant l$, где l — длина ракетки.

При этом существенное место занимает индивидуальный параметр S. Он представляет собой диагональ ладони спортсмена, идущую от дистальной головки второй пястной кости к проксимальной части гипотенора.

Будем рассматривать в данном разделе для определенности только ракетки, хотя все сказанное с соответствующими параметрами относится и к клюшкам всех видов и т. п. Для соответствия ракетки руке спортсмена необходимо равенство расстояния от торца ракетки до

* Ф. К. Агашин, Г. Г. Слезов. Прибор для определения точки нулевой отдачи спортивного инвентаря ударного действия. Авт. св. № 249243 от 27 декабря 1967 г.

О-точки длине диагонали ладони спортсмена или, что эквивалентно, совпадение О-точки с S-точкой.

Анализ динамики удара показывает, что введение параметра предъявляет совершенно новые требования к ракетке в целом: теннисную ракетку следует рассматривать как физический маятник, закрепленный в точке S, со строго заданными положениями центра тяжести и центра удара. Введем некоторые характеристики ракетки: a_0 — расстояние от торца до центра тяжести, b_0 — расстояние от торца до центра эллипса.

При несовпадении точки S с О-точкой либо падает точность ударов, либо рука автоматически уходит от правильной хватки. При этом рука самопроизвольно сползает в процессе игры в область удаленной от торца О-точки, что уменьшает момент инерции ракетки, а значит, и полную энергию удара. Это явление особенно часто наблюдается у детей, так как детские ракетки в бо́льшей степени не отвечают необходимым требованиям.

Введение параметра S и обусловленное этим очень важное требование — совпадение центра удара относительно точки S с геометрическим центром эллиптической части ракетки создают основу для дальнейшего повышения качества теннисных ракеток, при котором возможен более глубокий учет индивидуальных особенностей спортсмена.

В соответствии с этим к производству предъявляется новое требование обеспечения правильного положения О-точки, которое можно вначале определить экспериментально, а затем переместить в заданную точку путем оптимального конструирования спортивного инвентаря ударного действия и соответствующей юстировки. Новые требования предъявляются тем самым и к процедуре подбора типа ракетки для теннисиста.

Для экспериментального определения О-точки, а также для правильного подбора спортивного инвентаря созданы приборы АС-1 и АС-2, которые выполнены по схеме маятниковой подвески с подвижной осью, находящейся в безразличном равновесии.

Прибор АС-1. Опытный образец прибора представлен на рис. 14. Этот прибор позволяет непосредственно определять положение центра удара (величину $b = b_0 - S$) относительно точки S. Поэтому его можно применять для контроля и юстировки теннисных ракеток

Рис. 14. Прибор АС-1

с натянутыми струнами либо со специальной вставкой в эллипс ракетки, имитирующей струны по весу и линейному распределению массы. Прибор АС-1 использовался при оценке конструкций теннисных ракеток отечественного и зарубежного изготовления, а также при проверке и юстировке новых ракеток («Дубинушка» и «Тарту») на таллинской фабрике.

Он оказался надежным и удобным в эксплуатации и в таком виде может быть рекомендован для широкого практического использования.

Прибор АС-1 состоит из основания, на котором установлены направляющие. В направляющих перемещаются ползуны, образующие вместе с рамкой подвижную каретку. Рамка, в свою очередь, свободно вращается относительно ползунов. На рамке имеются зажимные винты, при помощи которых ракетка закрепляется в точке S. Для того чтобы каретка не сходила с направляющих, поставлены винты-упоры. Эти винты одновременно выполняют роль крепления направляющих к основанию.

При проектировании и изготовлении прибора особо учитывались два фактора. Первый — это силы трения. Силы трения в отверстиях ползунов, куда вставляются оси вращающейся рамки, должна быть минимальной, а сила трения ползунов в направляющих должна быть оптимальной: больше инерционных сил, действующих на ось подвески при колебаниях теннисной ракетки, и в то же время меньше силы, действующей на эту ось

в интервале по фазе $0-\frac{\pi}{2}$ каждого пробного удара.

Для обеспечения этих требований ползуны изготовлены из фторопласта, который имеет малый коэффициент трения, не подвержен коррозии и образует хорошую пару с латунными направляющими. Такая пара не требует смазки.

Второй фактор — возможно меньший вес движущихся частей прибора. Ползуны, а особенно рамка, которая участвует в колебаниях совместно с ракеткой, вносят систематическую погрешность в измерения величины b. Поэтому рамка и зажимные винты изготовлены из дюралюминиевого сплава, а в ползунах сделаны облегчающие отверстия (при желании при особо точных измерениях эту систематическую ошибку можно учесть).

Методика измерения величины на приборе АС-1 достаточно простая. Перед началом прибор жестко устанавливается основанием на любой платформе горизонтально (желательно по уровню) таким образом, чтобы обеспечить возможность малых колебаний ракетки. Ракетка ручкой вставляется в рамку и по заранее нанесенной отметке точки S, характеризующей руку данного спортсмена, закрепляется зажимными винтами.

Нанося малые пробные удары перпендикулярно струнной поверхности (по струнам или специальной вставке) в различных областях эллипса ракетки, перемещаясь от начала обода к его основанию или наоборот, можно найти ту область и ту точку, при ударах по которым каретка не будет перемещаться.

Измеряя обычной линейкой с миллиметровыми делениями расстояние от найденной точки, определяем величину b. Правильно отъюстированная и подобранная ракетка должна удовлетворять условию $b+S=b_0$, т. е. центр удара должен находиться в середине эллипса ракетки.

Отметим, что при выбранной методике точность определения величины b практически не зависит от изменения силы пробных ударов, но значительно зависит от местоположения точки нанесения этих ударов. Это позволяет измерить точку нулевой отдачи с точностью ± 2 мм.

Прибор АС-2. Прибор АС-2 создан на основании принципа симметрии по той же физической схеме, что

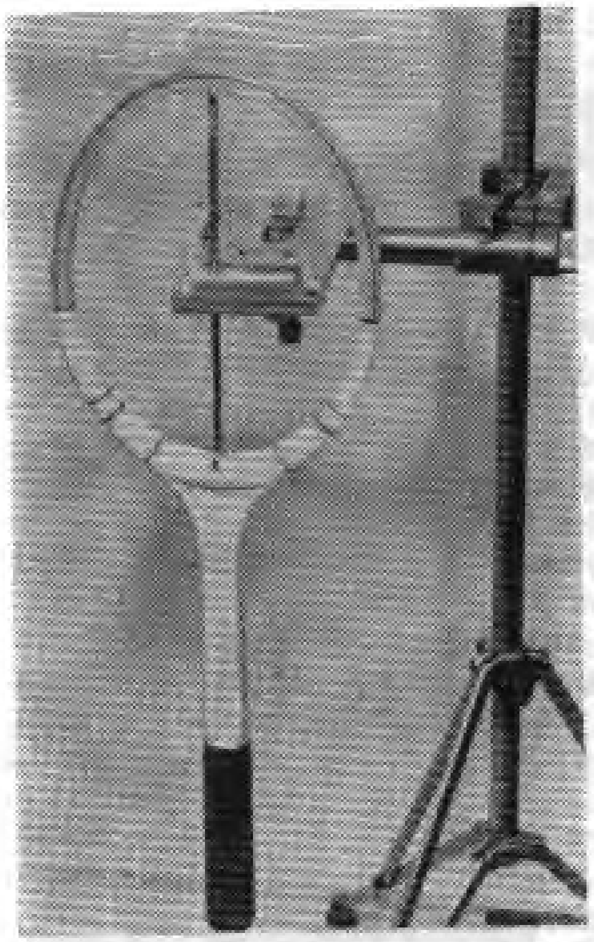


Рис. 15. Прибор АС-2

и АС-1. Однако подвеска ракетки осуществляется в середине эллипса — в центре удара, который принимается за начало отсчета величины b (рис. 15).

Конструктивно это выполняется за счет специальной вставки в эллипс ракетки. Размеры и вес вставки подбираются такими, чтобы по возможности имитировать вес (18—20 г) и распределение масс струн. Вставка в середине эллипса ракетки соединяется с осями маятниковой подвески, которые закреплены в ползунах.

При помощи прибора АС-2 можно контролировать и юстировать теннисные ракетки, ракетки для бадминтона, когда струны не натянуты. Поэтому для производства ракеток данный прибор удобнее.

Методика измерения величины b на приборе АС-2 такая же, как и на приборе АС-1. Только в данном случае непосредственно определяется положение О-точки и ее совпадение с точкой S. Если при нанесении пробных ударов по ручке в точке S каретка не перемещается вдоль направляющих, то величины b и $(b_0—S)$ совпадают и ракетка правильно отъюстирована для спортсмена с характеристикой руки S. Кроме установления наличия и определения местоположения точки нулевой отдачи, которая соответствует узлу распространяющихся вдоль ракетки волн звукового диапазона, данные приборы, и прежде всего АС-1, позволяют определять устойчивость О-точки при смещении точки удара от центра эллиптической струнной поверхности.

С этой целью по имеющейся на приборе шкале замеряется, на сколько делений отклонится каретка от нулевого положения после одного пробного удара с определенным импульсом при фиксированном отклонении точки этого удара от центра струнной поверхности вдоль оси x.

§ 3. Анализ управляющей части базисной динамической структуры

Способ держать ракетку обусловливается следующими факторами: необходимостью выполнения задач управления ракеткой, общими закономерностями строения руки человека и индивидуальными особенностями руки теннисиста. Ранее было показано, что задачи управления заключаются в создании необходимых и достаточных значений M_φ, M_ε, M_S и F, а также корректирующих приращений $\pm\Delta M_\varphi$, $\pm\Delta M_\varepsilon$, $\pm\Delta M_S$ и $\pm\Delta F$. Представим управляемый инструмент схематично (рис. 16). Тогда участок, контролируемый рукой, будет иметь вид отрезка OS.

Рис. 16. Управление инструментом на участке OS

Рис. 17. Управление инструментом на участке S_1S_2

Для обеспечения какого-то выбранного направления удара, которое будем считать перпендикулярным к плоскости эллипса, необходимо обеспечить почти поступательность движения эллипса.

Примечание 1. Линии падающего и отраженного мяча могут не совпадать при фиксированной плоскости эллипса. Такие удары чаще осуществляются при игре у сетки и требуют тонкого управления ракеткой.

Чтобы сохранить прямолинейное, почти поступательное, или, как принято говорить, квазипоступательное, движение бьющего звена в фазе удара как в горизонтальной, так и в вертикальной плоскости, необходимо отсутствие моментов сил, т. е. результирующий вращающий момент в фазе удара должен быть равен нулю.

Квазипоступательность в вертикальной плоскости обеспечивается равенством нулю результирующего момента силы тяжести и момента M_S.

Момент M_S представляет собой суммарный момент действия сил руки теннисиста, направленных на участке O_1S вверх в плоскости эллипса, а на участке O_1O вниз.

Примечание 2. Иногда теннисист контролирует участок не OS, а какой-то участок S_1S_2, что вызвано стремлением приблизить точку S к О-точке и уменьшить плечо силы тяжести ракетки, при этом естественно уменьшается и момент инерции ракетки (рис. 17).

Примечание 3. Моменты M_S могут действовать и не на всем участке OS (см. рис. 16): 5, 4 и 3-й пальцы и проксимальная часть тенора часто обеспечивают основной вклад в M_S, 2-й палец несет ярко выраженные управляющие функции и вносит вклад не только в $\pm\Delta M_S$, но и в $\pm\Delta M_\varphi$ и в $\pm\Delta M_g$.

Поступательность в вертикальной плоскости нарушается при крученых и резаных ударах. Поступательность в горизонтальной плоскости также обеспечивается равенством нулю результирующего момента. Он складывается из переменных во времени моментов силы упругой деформации со стороны мяча (в случае несовпадения оси вращения ракетки с О-точкой и неравенства кинетической энергии мяча кинетической энергии ракетки, моментов сил отдачи и момента M_φ).

Момент M_φ представляет собой сумму моментов, создаваемых отдельными участками ладонной поверхности кисти теннисиста, причем силы, создающие эти моменты, лежат в горизонтальной плоскости. Будем в дальнейшем силу упругой деформации мяча, действующую на ракетку, называть квазистатической силой F_k. Рассмотрим плоский удар средней силы в момент конца первой и начала второй части фазы удара. На кисть теннисиста сила F_k производит действие, показанное на рис. 18.

Рис. 18. Структура квазистатических сил

Задача состоит в том, чтобы нейтрализовать действие моментов этой квазистатической силы противоположным действием биомеханических моментов. Силы же отдачи, образованные упругой волной, распространяющейся по ракетке, в первой части удара t_1 показаны на рис. 19 (схема *а*), а во второй части фазы удара t_2 — на схеме *б*.

Примечание 4. Для простоты силы отдачи представлены спадающими к нулю по прямолинейному закону от торца ракетки к О-точке, находящейся к точке S.

Величина и структура квазистатического воздействия, порождающего биомеханические моменты, зависят от характера удара, т. е. от соотношения биопотенциальной и кинетической энергий. Возможен предельный случай, когда квазистатическое воздействие почти отсутствует, т. е. управление во II фазе только динамическое, причем вклад программного управления почти отсутствует.

Примечание 5. Слово «почти» объясняется тем, что удар производится не строго в точке *b*, а в некоторой ее окрестности в силу деформации мяча и поэтому возникает необходимость в фазе удара хотя бы минимальной дозы биопотенциальной энергии.

Такие удары реализуются в предельном случае БДС II

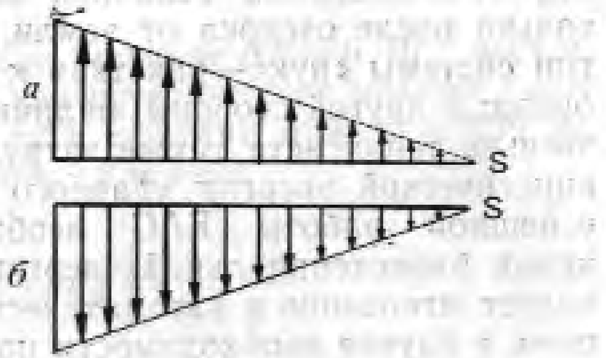


Рис. 19. Структура упругих сил отдачи

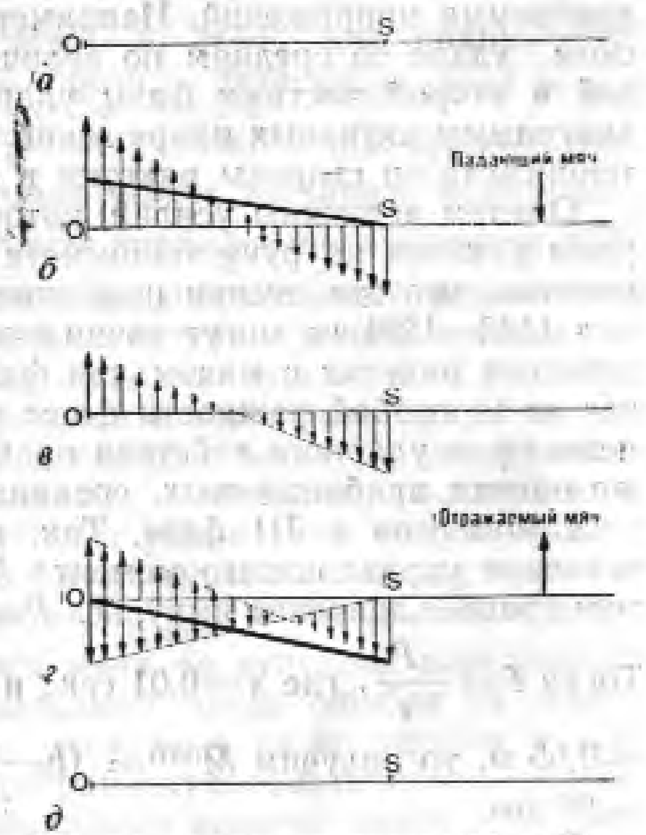


Рис. 20. Модель управляющей части базисной динамической структуры

типа, если держать ракетку за самый конец или расслабить бьющую ногу в футболе и производить удар «нахлестом» за счет определенной дозы кинетической энергии, зависящей от энергии мяча. Однако если доза кинетической энергии оказывается неточной (больше или меньше), а подкорректировать ее нечем (квазистатическое воздействие очень мало), то и удар оказывается неточным. Неточная дозировка кинетической энергии ударного действия естественна, так как, с одной стороны, окончательная величина энергии мяча выяснится только после отскока от земли, а основная часть энергии системы «рука—ракетка» к этому времени уже набрана; с другой стороны, наличие флуктуации в системе звеньев теннисиста также затрудняет точную дозировку кинетической энергии ударного действия. Поэтому для успешной работы БАС необходим контролируемый вклад биопотенциальной энергии, наличие которой позволяет мгновенно и автоматически увеличить или уменьшить в случае необходимости полную энергию удара.

В реальной действительности возможны различные удары, каждому из которых соответствует определенная диаграмма напряжений. Например, при некотором плоском ударе со средним по величине импульсом с первой и второй частями фазы удара можно сопоставить диаграммы активных напряжений, действующих на руку теннисиста со стороны ракетки в фазе удара (рис. 20).

Оценим величины усилий, которые действуют со стороны ракетки на руку теннисиста в фазе удара. Сразу отметим, что эти оценки приближенны, так как уравнения (126—128) не могут точно описать процесс взаимодействия ракетки с мячом для фазы удара. Тем не менее из-за особой важности фазы удара для результата целостного ударного действия представляет интерес также оценка приближенных, средних значений управляющих моментов в III фазе. Так, при расчете среднего значения управляющего момента M_φ в фазе удара примем среднее значение импульса $P=2$ нсек (см. табл. 1). Тогда $F=\frac{P}{\tau}$, где $\tau=0{,}01$ сек., и если $S=0{,}1$ м и $b_0=0{,}55$ м, то получим $\bar{M}_\varphi^{(III)}=(b_0-S)F=0{,}45$ м$\cdot$200 н$=90$ нм.

Вычисление среднего значения управляющего момента погрешности M в фазе удара существенно зависит от

величины погрешности управления до фазы удара по оси y. Возьмем среднее значение $\Delta y=5$ см$=0{,}05$ м. Тогда при $F=200$ и $\bar{M}_\varepsilon^{(III)}=\Delta y\bar{F}=0{,}05$ м$\cdot$200 н$=10$ нм.

Для определения M_S воспользуемся не определением момента силы, как было в первых двух случаях, а законом Ньютона в виде:

$$M_S=\frac{\Delta\bar{N}}{\Delta t}.$$

Взяв из табл. 2 среднее значение $\Delta\bar{N}=6\cdot10^{-3}$ нсек.м, положив $\Delta t=\tau$ и учтя квазистатический момент силы тяжести ракетки $m_p g(a_0-S)$, получим при $m_p=0{,}39$ кг, $a_0=0{,}33$ м, $S=0{,}1$ м и $g=9{,}8$ м$\cdot$сек^2.

$$\bar{M}_S^{(III)}=\frac{\Delta\bar{N}}{\tau}+m_p g(a_0-S)=$$

$$=6\cdot10^{-1}_{\text{нм}}+0{,}84\text{ нм}=1{,}44\text{ нм}$$

Сравнивая $\bar{M}_\varphi^{(III)}$, $\bar{M}_\varepsilon^{(III)}$ и $\bar{M}_S^{(III)}$, мы видим, что $\bar{M}_\varepsilon^{(III)}$ на порядок меньше $\bar{M}_\varphi^{(III)}$, а $\bar{M}_S^{(III)}$ на порядок меньше $\bar{M}_\varepsilon^{(III)}$. Величина $\bar{M}_S^{(III)}$ достаточно мала, однако вращение прилетающего мяча может доставить неприятности не трудностью создания управляющего момента $\bar{M}_S^{(III)}$ и не только затруднением предварительного управления до фазы удара вследствие нестандартного отскока от корта, а тем, что в силу большого трения между покрытием мяча и бьющим звеном в ходе фазы удара возникает перемещение вращающегося мяча по поверхности звена, что может привести к сильному возмущению программно-автоматического управления по углу места ε и по азимуту φ, т. е. к возникновению дополнительных возмущающих моментов $M_{\varepsilon\,\text{возм}}$ и $M_{\varphi\,\text{возм}}$. Это перемещение вращающегося мяча по струнной поверхности является причиной большого числа ошибок «в сетку» или «за сетку». Чтобы уменьшить число ошибок и увеличить надежность программно-автоматического управления, спортсмену необходимо создать такой БАУ, который в первой части фазы удара помимо реализации своей программы будет автоматически гасить возмущающие вращения мяча, т. е. будет делать то, что спортсмены называют «посадить мяч на ногу (руку, ракетку, клюшку и т. д.)», а потом уже его подрезать, подкручивать или не дать ему в итоге никакого вращения, согласно предварительно фиксированной программе. Тонкое умение «посадить мяч» — залог успешной нейтрализации возмущающих вращений мяча, приданных ему противником. Это умение спортсмен может освоить и развить с помощью метода вторичных ударов (МВУ), изложенного в гл. 6.

Рис. 21. Трубка, образованная ладонью и пальцами, в которой помещается ручка ракетки

В теннисе кисть спортсмена (ладонь или пальцы) должна образовывать своеобразную упруго-жесткую трубу (рис. 21), в которой находится ручка ракетки. Только тогда рука и инструмент образуют одно целое. Участки стенки этой трубки могут оказывать мгновенное самостоятельное дифференцированное воздействие на ручку инструмента.

Примечание 6. Отметим необходимость взаимосвязи в действиях отдельных участков трубки. БДС удара справа и удара слева отличаются прежде всего разными вкладами БПЭ и КЭ. Слева легче обеспечить большие КЭ, чем БПЭ, справа наоборот, так как ручку ракетки слева охватывает один палец, а справа — четыре. IV фазу удара слева проводить значительно легче, чем справа, поскольку в торможении ракетки участвуют 4 пальца, а в аналогичной фазе удара справа — один.

Охарактеризуем роль пальцев бьющей руки теннисиста:

1-й палец выполняет управляющие-исполняющие функции, особенно в ударах слева, так как он один противопоставлен всем остальным пальцам. В связи с этим большое значение приобретают действия ногтевой и основной фаланг 1-го пальца, а также его пястная кость, и особенно ее дистальная головка; 2-й палец несет ярко выраженные управляющие функции, т. е. создает корректирующие приращения моментов $\pm\Delta M_\varphi$, $\pm\Delta M_в$,

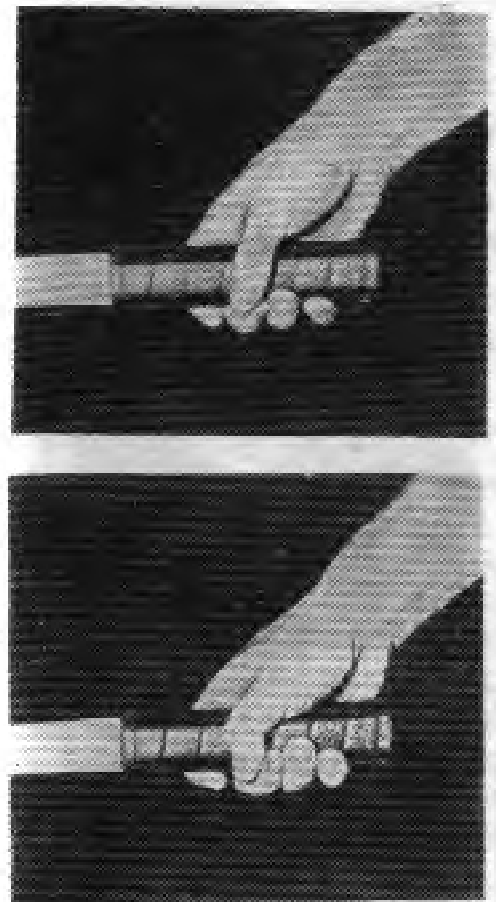


Рис. 22. Различная глубина хватки

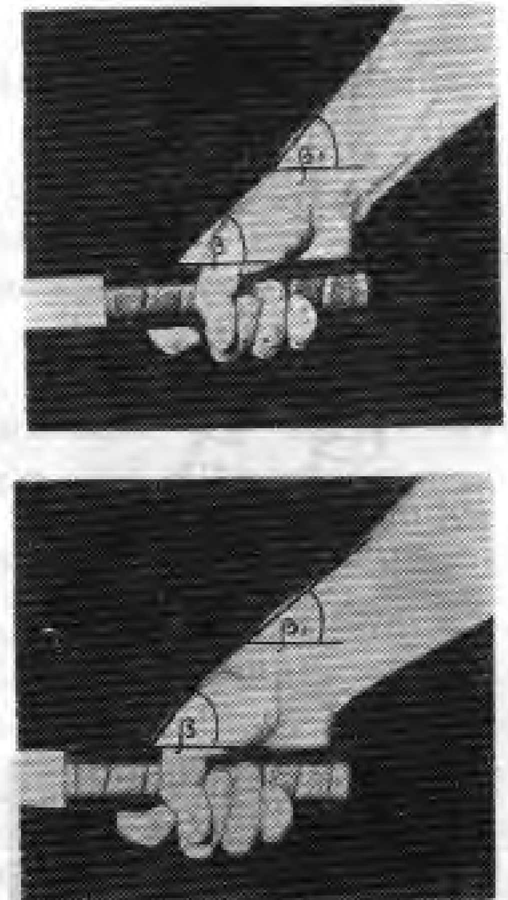


Рис. 23. Различные углы изгиба кисти в плоскости эллипса ракетки. На верхнем рисунке угол $\beta<\beta_1$, что позволяет создать достаточный $+\Delta M_B$, корректирующий основной $-\Delta M_B$ при резаных ударах, на нижнем рисунке угол $\beta>\beta_1$, что позволяет создать достаточный $-\Delta M_B$, корректирующий основной $+\Delta M_B$ при крученых ударах. Случай $\beta<\beta_1$ можно рекомендовать для удара справа, случай $\beta>\beta_1$ — для удара слева

$\pm\Delta M_B$ и силы $\pm\Delta F$, выполняя функции управляющей квазистатической опоры; для 3-го и 4-го пальцев характерны исполняющие функции, они также создают опору в центре кисти, на которой развиваются управляющие напряжения по ее краям; 5-й палец выполняет управляющие функции.

Существующие хватки отличаются между собой глубиной (рис. 22), а также величиной углов α, β и γ (рис. 23—25).

В момент игры для проведения того или иного типа удара теннисист использует тот или другой наиболее приемлемый способ держания ракетки. Теннисная хват-

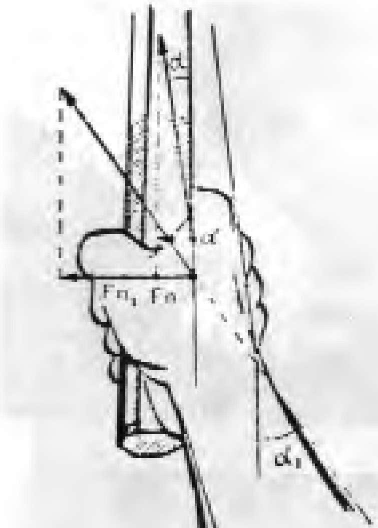
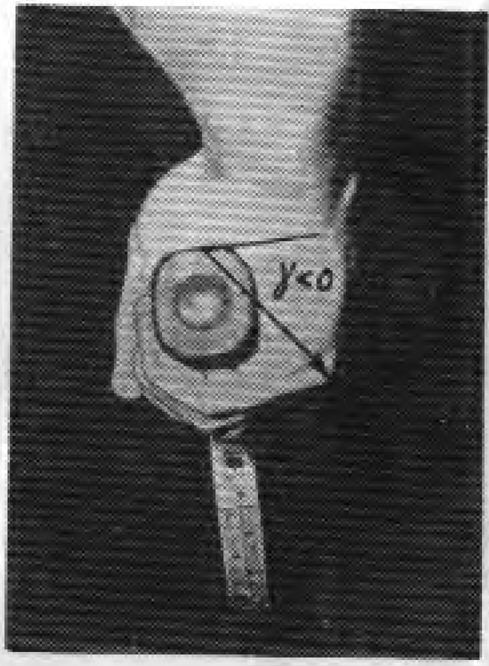
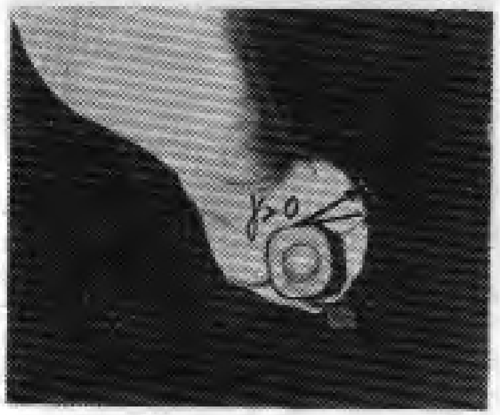


Рис. 24. Углы α и α_1





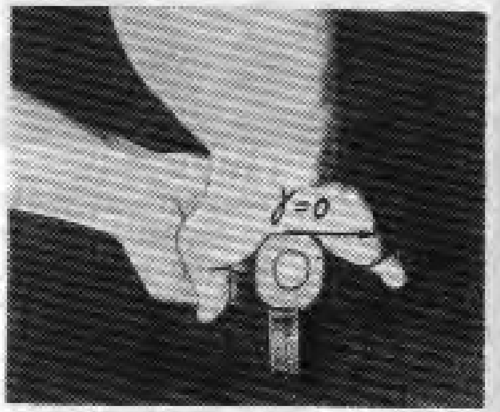


Рис. 25. $\gamma>0$ — «западная» хватка (удар слева и справа в этом случае осуществляется одной стороной ракетки); $\gamma<0$ — «восточная» хватка, $\gamma\approx 0$ — «континентальная» хватка

ка характеризуется прежде всего определенными значениями углов α, β и γ. Переход от одного способа к другому должен быть хорошо отработан и непрерывен по своему характеру. Особенно хорошо теннисист должен адаптироваться к небольшим перехватам.

В практике обращают обычно внимание на перехват (точнее, поворот) только по углу γ. В действительности при этом происходит суперпозиция всех трех видов поворота, т. е. к повороту по углу γ добавляются одновременно небольшие повороты по углам α и β.

Рассмотрим модель хватки для удара справа (см. рис. 24). Углы α и α_1 регулируют нормальную к ручке составляющую силы, передаваемую костями предплечья, развиваемую мышцами плеча и приложенную в окрестности точки S.

Наличие этой составляющей позволяет лучше регулировать величину биопотенциальной энергии в фазе удара. Проекции F_n и F_{n_1} зависят от величин F и F_1 и углов α и α_1: $F_n = F\sin\alpha$, $F_{n_1} = F_1 \sin\alpha_1$.

Для выполнения удара слева требуются составляющие, направленные противоположно — F_n и F_{n_1}. Это возможно, когда F_1 и F меняют знак на противоположный при положительных α_1 и α либо когда при том же направлении сил углы становятся меньше нуля, в основном α, так как отрицательные значения α очень малы. Первый случай можно рекомендовать при резаных ударах слева, например при слайсах, второй — при различных крученых ударах слева.

Обоснованность существа процесса управления ракеткой и создание биомеханического аппарата управления являются основой психобиомеханики тенниса. Для лучшего осознания этих процессов полезно раскрыть значения управляющих моментов, которые создает БАУ теннисиста. Управляющие воздействия на ракетку можно представить (см. гл. 2, рис. 1) в виде суперпозиции трех моментов сил:

а) M_φ, б) M_g, в) M_8 и усилия F.

Азимутальный момент M_φ по определению равен: $M_\varphi = [S \times F_\varphi]$,
где $F_\varphi = K_1(x)(S/2 - x) + F_{01}\sin(\omega t - kx)$;

S — индивидуальный параметр (длина диагонали ладони теннисиста); x определен в интервале $0<x<S$; ω — частота упругой волны $\cong 320 \pm \Delta\omega$ (гц). Синусоидальный член отличен от нуля только в фазе удара. Учитывая формулу для M_φ и то, что $S \perp F_\varphi$, найдем оценку для F_φ в фазе удара при $S = 0{,}1$ м:

$$F_\varphi^{(III)} = \frac{\overline{M}_\varphi^{(III)}}{S} = 900 \text{ н.}$$

Момент угла места по определению равен:

$$M_\varepsilon = \sum_{i=1}^{8} [r_i \cdot F_{\varepsilon i}],$$

где r_i — апофема соответствующей грани нормального сечения ручки;

$F_{\varepsilon i}$ — средняя тангенциальная сила, приложенная к соответствующей грани.

Суммирование ведется по числу граней ракетки. Принимая во внимание формулу для M_ε и то, что $r_{ср} \perp F_\varepsilon$, где $r_{ср}=3{,}4 \cdot 10^{-2}$ м есть среднее арифметическое значение для апофем r_i, найдем оценку для средней тангенциальной силы F_ε в фазе удара:

$$F_\varepsilon^{(III)} = \frac{M_\varepsilon^{(III)}}{r_{ср}} = 300 \text{ н}.$$

Момент вращения M_S по определению равен $M_S = [S \times F_S]$,

где

$$F_S = K_2(x)\left(\frac{S}{2} - x\right) + F_{02}\sin(\omega t - kx), \quad 0 < x < S.$$

Исходя из формулы для M_S и учитывая то, что $S \perp F_S$, найдем оценку F_S в фазе удара при $S=0{,}1$ м:

$$F_S = \frac{M_S}{S} = 14{,}4 \text{ н}.$$

Усилие F, если оно отлично от нуля, параллельно ручке ракетки и вызывает боковое вращение мяча.

Знание структуры данной специальной нагрузки теннисиста, и прежде всего положение точки нулевой отдачи, необходимо для выбора оптимальной хватки и точного управления ракеткой как до и после удара, так (что особенно важно) и в фазе удара.

§ 4. Динамические структуры I, II, IV и V фаз

Механизм управления бьющим звеном вытекает из физической сущности процесса взаимодействия БАС с мячом, задач управления инструментом и из строения БЦ человека.

Динамические структуры, как известно, не наблюдаются визуально, но они хорошо ощущаются спортсменом. Фаза удара, как уже было определено, состоит из двух частей: первая часть — от начала взаимодействия мяча с ракеткой до момента, когда его скорость равна нулю относительно инструмента; вторая — это оставшаяся часть процесса взаимодействия инструмента с мячом — до тех пор, пока мяч движется ускоренно ($a_{мяча} > 0$).

Помимо квазистатических воздействий на БАУ спортсмена в инструменте возникают ударные импульсы, которые имеют одно направление в первой части удара и противоположное во второй.

Из задач управления инструментом вытекает необходимость почти поступательного движения его не только в фазе удара, но и в ее δ-окрестностях *.

Такое квазипоступательное движение возможно в случае равенства нулю результирующего момента действующих на инструмент сил.

Наряду с программным управлением важным фактором успешного ударного движения является процесс управления инструментом в остальных фазах. Рассмотрим идеальный удар в смысле отсутствия отклонения точки удара от ударного центра инструмента. Основная особенность ударного движения спортсмена в I и II, IV и V фазах состоит в том, что они являются вращательными движениями. Это объясняется конечностью амплитуды движений, связанной с ограниченностью размеров БЦ человека, и довольно большими ускорениями.

* Под δ-окрестностью фазы удара будем понимать заключительную часть II фазы — фазы ускоренного движения инструмента (+δ-окрестность) и начальную часть IV фазы — фазы замедленного движения инструмента (−δ-окрестность), в которых БАС готов произвести удар. Отметим, что ускорение в движениях инструмента в δ-окрестности фазы удара по абсолютной величине максимально по сравнению с ускорениями I и V фаз.

Под оптимальным движением инструмента будем понимать такое движение, которое обеспечивает: его достаточную кинетическую энергию, ограничивающую скорость движения снизу; поступательный характер движения инструмента в δ-окрестности фазы удара, необходимый для достижения стоящей цели, а также наилучшие условия для управления инструментом, ограничивающие скорость движения инструмента сверху.

Поскольку для создания даже небольшого углового ускорения ε инструмента необходимы большие моменты силы *M* (вследствие относительно большой для человека величины момента инерции бьющего звена), это приводит к неоправданным затратам усилий при лишних движениях инструмента.

Будем различать вращательные в горизонтальной плоскости движения инструмента, определяемые вращательным движением звеньев БАУ (например, в теннисе движения предплечья и плеча) и определяемые вращательными движениями в суставах плечевого пояса, движением обоих плечевых поясов, движением бедер и вращательными движениями в коленных суставах. Естественно, необходимо строить движения спортсмена при ударах таким образом, чтобы основная нагрузка падала на более крупные по сравнению с БАУ звенья (в целях повышения к. п. д. ударного действия). Поэтому после выполнения первой фазы, например в ударном движении руки, вторую фазу надо начинать движением более крупных суставов: тазобедренного, плечевого, коленного, локтевого, голеностопного и кистевого.

При этом от начала второй фазы вплоть до ее середины инструмент движется квазипоступательно, приобретая достаточно большую скорость за счет предыдущих движений в крупных суставах. Затем к движению инструмента добавляется вращательное движение в ближайшем суставе. Как поступательные, так и вращательные движения инструмента являются ускоренными, причем ускорение не равно константе, а монотонно растет вплоть до максимальных ускорений в фазе удара.

Задача спортсмена (спортсмены высокого класса приходят к этому эмпирически) состоит в том, чтобы обеспечить непрерывность роста ускорения инструмента. Отметим, что эта непрерывность является весьма

важным моментом в движениях второй фазы и особенно важна в +δ-окрестности фазы удара. При этом скорость в δ-окрестности фазы удара максимальна по сравнению с подготовительными и заключительными фазами и мало отличается от средней скорости в фазе удара. Это значит, что в ±δ-окрестности фазы удара БАУ спортсмена находится в состоянии боеготовности.

По данным педагогических наблюдений и миографических экспериментов, у хорошо подготовленных спортсменов величина ±δ-окрестности фазы удара переменна: а) при трудных ударах сложной ситуации она возрастает и может распространяться не только целиком на II—IV фазы, но и даже на I фазу. Происходит расширение программного управления от III фазы на остальные фазы ударного действия; б) при хороших условиях удара ±δ-окрестность может достигать 0, т. е. состояние боеготовности спортсмена возникает в самой фазе удара.

После фазы удара наступает IV фаза — замедленного движения (ощутимое замедление начинается после δ-окрестности фазы удара). Основная задача IV фазы — снизить непрерывным образом кинетическую энергию БАС. Это достигается уменьшением его момента инерции относительно максимально удаленной оси вращения, которая может находиться в плечевом поясе, бедрах, коленях, вплоть до конца стопы (ось вращения может также находиться в левом носке ноги для правшей).

Такое уменьшение момента инерции достигается поворотом инструмента в соседних суставах. Две основные оси вращения, например, в теннисе расположены в кистевом и локтевом суставах. В большей степени — в локте и в меньшей — в кисти.

Отметим, что стабильность точных ударов спортсмена достигается за счет сходящейся пространственной вариативности звеньев БАС. Опишем некоторые ощущения от спортивного инструмента вне фазы удара (более полно они изложены в гл. 5). Основные ощущения от спортивного инструмента, например теннисной ракетки, испытываемые спортсменом, определяются динамическими параметрами спортивного инструмента. Когда он берет инструмент в руку, он ощущает определенную нагрузку, создаваемую моментом силы тяжести и численно определяемую как $mg(a-S)=F \cdot S$, где m — масса инструмента; g — ускорение свободного падения; a — центр тяжести. Таким образом, его ощущения зависят в этом случае прежде всего от расположения центра тяжести инструмента. Эти же ощущения наблюдаются и при квазипоступательном движении. Когда спортсмен проводит I и II фазы удара одной кистью, то его ощущения определяются моментом инерции относительно точки S или точки O. При этом наибольшее сопротивление возникает при наибольшем моменте инерции инструмента. Если ось вращения отодвигать дальше, то движение инструмента будет ближе к квазипоступательному движению (с естественно меньшим ускорением при том же пути $\varphi=\frac{\varepsilon t^2}{2}$), и потому развиваются меньшие вращательные моменты, и ощущения спортсмена приближаются к квазистатическим. Это облегчение связано также и с тем, что в действие вступают крупные мышцы, а они легче выполняют это движение. Ощущения спортсмена при таком движении, когда ось вращения находится, скажем, в локте, смешанные: он чувствует и инструмент, и вращающийся БАУ, например предплечье. Но так как в действие вступают более мощные мышцы, а ощущения от движения руки постоянны (привычны), то общее чувство сопротивления при этом уменьшается. Вот почему начинать движение замаха надо относительно оси, достаточно удаленной от точки S.

Таким образом, то, что опытные спортсмены часто отводят инструмент в I фазе не кистью, а вращением в локте, является, вообще говоря, интуитивным стремлением обеспечить оптимальность соединения динамических структур в БАУ, где важно не нарушить образовавшиеся тонкие управляющие структуры, и в плечевом поясе, где образовались исполняющие динамические структуры.

Чрезвычайно важным элементом целостного движения спортсмена является соединение I и II фаз ударного действия, в ходе которого вращательное движение инструмента по часовой стрелке непрерывным образом переходит в движение против часовой стрелки. Чтобы не нарушить ощущений от инструмента и БАУ, соединение I и II фаз следует проводить в локте и даже еще

дальше от БАУ — в верхнем плечевом поясе. Это же, уменьшая радиус плеча управления, уменьшает и величины необходимых управляющих моментов, что облегчает спортсмену весь процесс управления.

Оценим величины усилий, которые действуют со стороны инструмента на БАУ спортсмена вне фазы удара. Для этого воспользуемся в качестве примера уравнениями классической биомеханики. Вне фазы удара моменты сопротивления отсутствуют, так как сопротивлением воздуха в первом приближении можно пренебречь. Рассмотрим сначала уравнение (128) при $M_{\text{сопр}}=0$:

$$I_\varphi = \frac{d\omega_\varphi}{dt} M_\varphi. \tag{137}$$

Величина момента инерции ракетки I_φ для взрослого теннисиста находится в пределах от 3.10^{-2} до 5.10^{-2} кГм². Возьмем среднее значение 4.10^{-2} кГм².

Величину углового ускорения $\frac{d\omega_\varphi}{dt}$ найдем следующим образом. На II и IV фазы ударного действия теннисист тратит примерно 1 сек. (длительностью III фазы можно пренебречь). Будем для простоты считать, что за это время ракетка вначале равноускоренно (во II фазе), а затем равнозамедленно (в IV фазе) описывает угол $\varphi=\pi$. Тогда, например, во II фазе ракетка проходит угол $\varphi=\frac{\pi}{2}$ за 0,5 сек. и в наших предположениях:

$$\varepsilon_\varphi \equiv \frac{d\omega_\varphi}{dt} = \frac{2\varphi}{t^2} \simeq 12{,}56 \frac{1}{\text{сек}^2}.$$

Таким образом, из (137) для M_φ получается следующая величина: $M_\varphi = 5 \cdot 10^{-1}$ нм.

Это решение справедливо в том случае, если движение равноускоренное или равнозамедленное. В действительности за счет непрерывной концентрации усилий к фазе удара в $\pm\delta$-окрестностях III фазы сильного удара могут развиваться и большие угловые ускорения в пределах одного порядка.

Однако силу удара следует увеличивать не за счет повышения скорости движения БАУ и инструмента, что увеличивает возможность ошибки, а прежде всего за счет оптимального взаимодействия инструмента с объектом удара, причем оптимальность понимается в смысле достижения резонанса в процессе данного взаимодействия.

Считая, что центр области контакта мяча с эллипсом ракетки совпадает с центром последнего, положим $M_{сопр}=0$. Получим:

$$I_\varepsilon=\frac{d\omega_\varepsilon}{dt}M_\varepsilon. \tag{138}$$

При абсолютно плоском ударе по невращающемуся мячу и в случае совпадения центра области контакта с центром удара инструмента управляющий момент M_ε может обращаться в нуль. Вне фазы удара значения M_ε достаточно малы, так как момент инерции инструмента, например теннисной ракетки, $I_\varepsilon=10^{-3}$ кГм$^2=10^4$ гсм^2 на полтора порядка меньше I_φ, а величина $\frac{d\omega_\varepsilon}{dt}$ достигает небольших значений лишь в $\pm\delta$-окрестностях ударов с вращениями мяча. В ходе II и IV фаз предварительного управления по углу ε ракетка описывает сначала ускоренно, а потом замедленно максимально допустимый угол ε за время t. Например, во II фазе ракетка может описывать в целях достижения точности направления полета мяча малый угол $\varepsilon=\frac{\pi}{30}$ за $t=0{,}5$ сек. Предположив движение равноускоренным, получим:

$$\varepsilon=\frac{d\omega_\varepsilon}{dt}=\frac{2\varepsilon}{t^2}\approx 0{,}4\frac{1}{\text{сек}^2}.$$

Отсюда управляющий момент по углу ε вне фазы удара будет равен $M_\varepsilon\simeq 0{,}4\cdot 10^{-3}$ нм. Именно в силу малых значений I_ε и M_ε предварительное управление по углу ε, от которого требуется очень точная ориентация плоскости ракетки, представляет подчас большую трудность, если учесть, что при этом одновременно нужно осуществлять предварительное управление и по

углу φ, при котором моменты M_φ на 2—3 порядка больше моментов M_ε. Несмотря на эту трудность и связанную с ней важность предварительного управления по углу M_ε, все же основная значимость управляющего момента M_ε проявляется в фазе удара, в ходе которой от M_ε требуется нейтрализация момента сил возмущения, порождаемого за счет закономерного отклонения точки начального контакта мяча от оси x эллипса ракетки.

Перейдем теперь к управлению вращением инструмента в вертикальной плоскости. Вне фазы удара, когда $M_{сопр}=0$, оно принимает вид:

$$M_S=I_S\frac{d\omega_S}{dt}+m_p g(a_0-S)\sin\alpha. \tag{139}$$

В рассматриваемом примере момент инерции ракетки I_S в силу симметрии ее конструкции равен I_φ, т. е. среднее значение $I_S\simeq 4\cdot 10^{-2}$ кГм^2. Так как полный угол, описываемый ракеткой под действием M_S, в среднем равен $\frac{\pi}{2}$, то, следовательно, равноускоренно и равнозамедленно ракетка проходит углы по $\frac{\pi}{4}$. Отсюда:

$$\varepsilon_S\equiv\frac{d\omega_S}{dt}\simeq 6{,}28\frac{1}{\text{сек}^2},$$

а величина

$$I_S\cdot\frac{d\omega_S}{dt}\simeq 2{,}5\cdot 10^{-1}\ \text{нм}.$$

Постоянно действующий во II, III и IV фазах момент оценим исходя из того, что сразу после окончания I фазы ракетка начинает двигаться по траектории, находящейся почти в горизонтальной плоскости. Поэтому положим $\alpha=\frac{\pi}{2}$. Тогда для теннисиста с индивидуальным параметром руки $S=11$ см$=0{,}11$ м при $m_p=390$ г $=0{,}39$ кг, $a=33$ см$=0{,}33$ м и $g=9{,}8$ м/сек^2:

$$m_p g(a_0-S)\sin\alpha\cong 0{,}84\ \text{нм.}=8{,}4\cdot 10^{-1}\ \text{нм}.$$

Полный средний управляющий момент вращения вне фазы удара найдем из уравнения: $M_S 10{,}9 \cdot 10^{-1}$ нм. $\simeq$ $\simeq 1{,}1$ нм. Таким образом, мы видим, что за счет наличия поля сил тяжести управляющий момент M_S может во II и IV фазах превосходить другие моменты управления M_φ и тем более M_ε. Это обстоятельство заставляет обратить особое внимание на специальную тренировку такого БАУ, который развивал бы оптимальный по величине и структуре M_S. Специальные методы для развития достаточных M_S, M_φ и M_ε будут приведены в гл. 6 и 7.

§ 5. Значение биомеханических опор в построении стабильной управляющей части БДС

Совокупность биомеханических опор в фазе удара реализует исполняющую часть базисной динамической структуры. Под биомеханической опорой какого-то узла (некоторая совокупность костей, суставов и всех соединенных с ними мышц) будем понимать активизацию мышц (некоторое напряжение), обеспечивающую целостность узла и минимум его пространственного перемещения относительно окружающих его узлов. С позиций биомеханики опора в данном узле представляет собой частичное или полное исключение внутренних для данного узла степеней свободы его частей.

Будем различать верхнюю опору, центральную опору и нижнюю опору. Биомеханическая сущность нижней опоры состоит в создании и подключении кинетической энергии тела к общей энергии ударного действия. Функция центральной опоры заключается в создании и подключении к ударному действию биопотенциальной и кинетической энергии тела. Качественную передачу кинетической и потенциальной энергии тела дальше, к месту контактов звеньев БАС с объектом удара (например, при ударе верхней конечностью) обеспечивает верхняя биомеханическая опора. Создание верхней опоры обусловливается взаимодействием бьющей части руки и балансной части пояса верхних конечностей, но основное значение имеет, конечно, бьющая часть верхнего пояса, которая и является связующим звеном между центральной и нижней опорами, с одной стороны, и БАУ, с другой.

Создание центральной опоры затрудняется тем обстоятельством, что эта опора тесно связана с процессом дыхания и обусловленной им периодичностью движений диафрагмы и соседних с ней активных мышц туловища. Это обстоятельство только подчеркивает важность преодоления трудности и создания центральной биомеханической опоры, так как, опираясь на нее, организм развивает те или иные управляющие воздействия в крупных звеньях туловища человека.

Центральная опора важна не только в видах спорта, в которых есть ударные движения, но и в других, особенно при управлении движениями в безопорном состоянии: в броске, в прыжках, в том числе и в прыжках в воду, на батуте, в состоянии невесомости, в космосе. Отметим, что в силу этой взаимосвязи занятия, например, на батуте могут быть очень полезны в игровых видах спорта.

Нижняя опора представляет собой такое взаимодействие мышц бедра и голени, которое оставляет квазистатичным в пространстве их сочленение, т. е. коленный сустав.

Определенную трудность в формировании нижней опоры создает возмущение со стороны динамической структуры взаимодействия спортсмена с покрытием. Основной особенностью последней является упругая волна, распространяющаяся в нижнюю опору и выше при каждом контакте ступни спортсмена с покрытием.

В настоящей работе нет необходимости подробно рассматривать все перечисленные выше биомеханические опоры. Остановимся подробнее на формировании центральной биомеханической опоры. Ее особенность заключается в том, что это в основном мышечная опора, т. е. создаваемая взаимодействием функционирующей диафрагмы и соседних с ней активных мышц туловища.

В верхней и нижней биомеханических опорах важную роль играют кости и их суставы. При этом необходимым условием создания этих опор является отсутствие люфтов в суставах, которое обеспечивает широкополосную проводимость упругих волн.

В центральной же опоре широкополосная проводимость обеспечивается только за счет позвоночника, причем этот вклад является существенным, но не основным. Основной вклад вносится, как мы уже сказали, взаимодействием развитой диафрагмы и соседних с ней активных мышц туловища.

Так как в создании центральной биомеханической опоры основную роль играет диафрагма, то в связи с этим возникает актуальная проблема постановки дыхания спортсмена. Отметим при этом, что постановка дыхания имеет не только биомеханический аспект, но и является одним из ведущих факторов, определяющих аэробные возможности организма. Совершенствуя аэробные возможности, можно развить выносливость спортсмена. Эти вопросы нашли развитие в работе А. П. Скородумовой. Опираясь на полученные экспериментальные данные потребления количества кислорода, ею был сделан вывод о целесообразности уменьшения энерготрат за счет экономизации функций при выполнении ударов и увеличения уровня максимального потребления кислорода (МПК).

Уменьшение энерготрат происходит за счет экономизации движений при ударе, т. е. за счет повышения к. п. д. ударов, который взаимосвязан с МПК. Коэффициент корреляции между уровнем мастерства, характеристикой которого является к. п. д. ударного действия, и МПК равен у женщин 0,663, у мужчин — 0,537.

Итак, построение центральной биомеханической опоры имеет два аспекта: биомеханический и биохимический. В биомеханическом плане она необходима для осуществления биомеханических процессов управления действиями спортсмена. В биохимическом плане она необходима для создания достаточных по величине, стабильных и надежных биомеханических потенциалов. Более подробные сведения о связи максимальной скорости потребления кислорода, которая пропорциональна скорости биохимических реакций в мышцах, и скорости сокращения мышц читатель найдет в работе М. В. Волькенштейна (1965).

Рассмотрим модель центральной биомеханической опоры (ЦБО). В весьма упрощенном виде она представлена на рис. 26.

Биомеханические требования, предъявляемые к диафрагме, можно сформулировать так:

1) эластичность активной диафрагмы и соседних мышц туловища, позволяющих совершать всевозможные повороты верхней части туловища относительно нижней;

2) достаточная жесткость диафрагмы и обеспечение быстрого управления взаимным расположением звеньев спортсмена, и прежде всего взаимным расположением верхней и нижней частей его тела. Функции ЦБО могут быть разными в различных фазах движения.

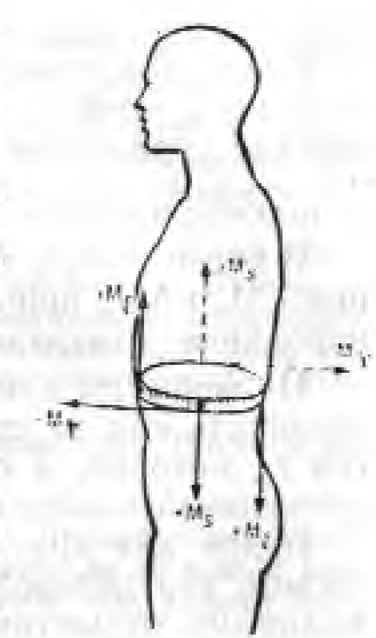


Рис. 26. Модель центральной биомеханической опоры

В педагогическом плане важно формирование такой ЦБО (как по конфигурации, так и по динамическим характеристикам), в которой диафрагма могла бы быть центральной мышцей не только по расположению, но и по управлению телом спортсмена.

Представим срез туловища на уровне диафрагмы, как изображено на рис. 27. Значение вращательных моментов при этом определяется выражением:

$$\sum \vec{M} = \sum_{i=1}^{n} [\vec{r_i} \cdot \vec{F_i}].$$

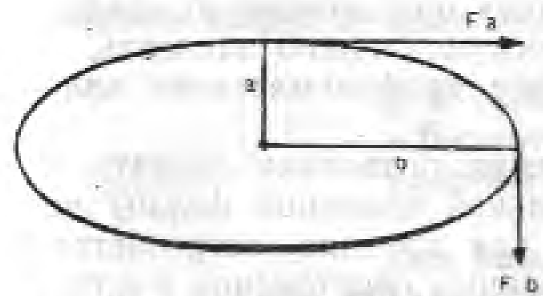


Рис. 27. Контур диафрагмального среза

Кроме того, из закона Ньютона для вращательного движения имеем $\vec{M} = I\vec{\varepsilon}$, где I — момент инерции тела относительно данной оси вращения, а $\vec{\varepsilon}$ — угловое ускорение (о механике спортивных вращательных движений см. работы В. Т. Назарова, 1966—1974).

Из уравнения видно, что при фиксированном I величина $\vec{\varepsilon}$ будет тем больше, чем больше M. Получение достаточно большого $\vec{\varepsilon}$ необходимо, с одной стороны, для того, чтобы развить достаточную угловую скорость Ω в целях получения достаточной кинетической энергии ракетки и звеньев руки, а с другой стороны, для обеспечения управления фазой удара, где угловое ускорение $\vec{\varepsilon}$ непосредственно связано с линейным ускорением $\vec{a}$.

В связи с этим вопрос обеспечения достаточно большого $M_{\text{ц}} \pm \Delta M_{\text{ф}}$ приобретает важное значение в функционировании центральной биомеханической опоры.

Из формулы для момента сил видно, что его можно увеличить как за счет усилий F_i, так и за счет радиусов r_i, которые, в свою очередь, обусловливаются конфигурацией диафрагмального среза.

Будем для краткости называть моменты сил, создаваемые центральной биомеханической опорой, диафрагмальными моментами. Диафрагмальные моменты играют большую роль в фазах всех видов удара. Естественно, что увеличение диафрагмальных моментов невозможно осуществлять только за счет увеличения усилия, развиваемого центральной биомеханической опорой. Значительную роль в создании достаточных моментов играют также значения r_i.

Будем различать большую и малую полуоси диафрагмального среза туловища. Для создания диафрагмальных моментов различных направлений необходимо обеспечение достаточно больших значений полуоси диафрагмального среза туловища спортсмена, т. е. значений a и b. Эти значения тесно связаны и с площадью диафрагмального среза S. Приняв приближенную конфигурацию среза за эллиптическую, можно записать, что $S = \pi ab$, где a и b — полуоси диафрагмального эллиптического среза.

Педагогические наблюдения позволили сделать вывод, что нарушение правильной овальной формы приведенного выше сечения, как правило, встречается у недостаточно квалифицированных спортсменов и с поразительной последовательностью наблюдается у спортсменов высокого класса. Добавим здесь, что крепкая диафрагма является непременным условием и красивой свободной осанки.

Отметив необходимость теоретического исследования биомеханического и биохимического аспектов проблемы центральной биомеханической опоры, перейдем к некоторым упражнениям, которые, как показала практика, способствуют освоению и совершенствованию центральной опоры. Это — дыхательные упражнения.

1. Через нос вдохнуть, задержать дыхание на 3—5 сек. и ровной струей через сжатые губы (с маленьким отверстием посредине) выпускать воздух, держа мышцы центральной опоры несколько напряженными и не подтягивая живот.

2. При выдохе производить легкий стон, который может быть создан только работой средненапряженной диафрагмы. Прекращение стона будет свидетельствовать об окончательном закреплении диафрагмы. В тот момент следует выполнить небольшой вдох, который своеобразным ударом изнутри чуть-чуть выпятит область прикрепления диафрагмы к брюшной стенке.

Это чрезвычайно эффективное упражнение, оно способствует также росту общей силы спортсмена.

3. Чередовать неглубокое дыхание: вдох через нос, выдох через рот, а затем вдох через рот, выдох через нос. Дыхание осуществляется усилиями диафрагмы и межреберных мышц, но ни в коем случае не ключичным дыханием; верхний плечевой пояс должен быть при этом свободным от усилий.

Для правильного выполнения этих упражнений требуются время и постоянная тренировка. После освоения упражнений их можно применять в любых условиях, в том числе и на соревнованиях. Помимо биомеханического и биохимического воздействий они оказывают и психологический эффект, успокаивая нервную систему, помогая сосредоточиться для ведения борьбы. Эти три упражнения могут являться дополнительными к системе упражнений для развития мышц живота.

Заметим, что благодаря сильной динамической связи мышц живота и диафрагмы обычные упражнения для тренировки мышц живота также оказывают положительное воздействие на диафрагму.

§ 6. Кинетическая, потенциальная и биопотенциальная энергия ударных действий

При каждом ударном действии происходят сложные механические и биомеханические процессы. Для их объективного понимания целесообразно дать некоторые энергетические характеристики.

В кинетическую энергию, например, ударного действия верхней конечностью входят: кинетическая энергия звеньев БАУ, плечевого пояса, туловища, а также ног. Каждый из этих вкладов состоит из кинетической энергии поступательного движения и кинетической энергии вращательного движения.

Потенциальная энергия в обычном механическом понимании появляется прежде всего в случае наличия деформируемого инструмента, (например, теннисного обода, струн, мячей) и представляет собой энергию их деформации. Потенциальная энергия в чистом виде реализуется, например, в теннисном ударе в том случае, если теннисист при ударе едва держит инструмент двумя пальцами и не добавляет тем самым в фазе удара энергию мышц. Обладая несколько большим к. п. д., такие удары чрезвычайно ненадежны и нестабильны. В реальных условиях в фазе удара подключается прежде всего биопотенциальная энергия БАС, которая присоединяется к энергии деформации инструмента, эквивалентной изменению кинетической энергии звеньев.

Кроме того, в ударном действии может быть использована потенциальная энергия некоторых звеньев спортсмена в поле сил тяжести земли. Оно набирается за счет биопотенциальной энергии спортсмена путем предварительного увеличения высоты расположения звеньев тела относительно опорной поверхности. Преимущество частичного использования потенциальной энергии поля сил тяжести состоит в возможности точной предварительной дозировки этого вида энергии с последующей точной дозировкой перехода этого вида энергии в кинетическую энергию звеньев спортсмена.

Можно предложить следующую схему переходов видов энергии.

Биохимический источник энергии

↓

Биопотенциальная энергия промежуточного аккумулятора энергии

↓

Потенциальная энергия деформации звеньев спортсмена (включая инструмент) ⇄ Кинетическая энергия звеньев спортсмена ⇄ Потенциальная энергия звеньев в поле сил тяжести

Рассматривая I и II фазы ударного действия, отметим, что кинетическая энергия в этих фазах может быть получена действиями различных групп мышц либо в начале II фазы, либо в ее развитии. Наиболее управляемое и эффективное развитие скорости звеньев будет состоять из действий мышц руки и туловища, синхрони-

зированных таким образом, что к моменту начала III фазы ускорение звеньев туловища (при достаточно малых скоростях) максимально. Это необходимо для того, чтобы подсоединить к взаимодействию мяча с объектом удара кинетическую и биопотенциальную энергии более удаленных от места удара и более крупных звеньев спортсмена.

Представим полную энергию взаимодействия (для простоты без учета вращения мяча) непосредственно перед ударом в виде:

$$W = T_{БАС} + T_{М} + U_{б-м}, \qquad (140)$$

где $T_{БАС}$ — кинетическая энергия звеньев БАС;
$T_{М}$ — кинетическая энергия прилетающего мяча;
$U_{б-м}$ — биопотенциальная энергия спортсмена;
(T — энергетический параметр, задаваемый противником).

Полная энергия взаимодействия в середине фазы удара (когда мяч останавливается относительно земли) может быть записана в виде:

$$W' = T'_{БАС} + П_{БАС} + П_{М} + U'_{б-м}, \qquad (141)$$

где $T'_{БАС}$ — кинетическая энергия звеньев БАС в середине фазы удара;
$П_{БАС}$ — потенциальная энергия упругой деформации звеньев БАС, включая инструмент;
$П_{М}$ — потенциальная энергия упругой деформации мяча;
$U'_{б-м}$ — биопотенциальная энергия спортсмена в середине фазы удара.

Полная энергия взаимодействия сразу после фазы удара определяется по формуле:

$$W'' = T''_{БАС} + T''_{М} + U''_{б-м}. \qquad (142)$$

Без учета потерь в полезную энергию удара вошло изменение кинетической энергии звеньев БАС:

$$\Delta T = T_{БАС} - T''_{БАС} \qquad (143)$$

и изменение биопотенциальной энергии звеньев спортсмена.

Введем показатель $n = \frac{\Delta T}{\Delta U_{б-м}}$. Если $n < 1$, то будем говорить, что реализуется удар с I типом базисной динамической структуры (БДС-I), если $n>1$ — о БДС-II, если же $n\cong1$ — о БДС-III.

Для повышения к.п.д. ударного действия η, например, в теннисе желательно уменьшение $T''_{БАС}$. При этом $T''_{БАС}$ в начале IV фазы гасится за счет биопотенциальной энергии мышц, а затем за счет перехода в потенциальную энергию поля сил тяжести, которая после этого используется для проведения заключительной V фазы с минимумом напряжения, т. е. в почти расслабленном состоянии.

Задавая различные $U_{б-м}$ в I и II фазах, мы получим различные значения кинетической энергии звеньев БАС перед фазой удара. А задавая определенную структуру $U_{б-м}$ в $+$ δ-окрестности фазы удара, мы фиксируем механизм программного управления определенного типа ударов.

Значения полезной энергии взаимодействия мяча с БАС определяются значениями передаваемого импульса. Например, для тенниса их можно получить по формуле:

$$E_{полезн}=\frac{P^2}{2m}, \qquad (144)$$

где P — передаваемый импульс (берется из табл. 1); m — масса мяча, равная 0,057 кг.

При этом $\frac{P^2}{2m}=\Delta T+\Delta U_{б-м}$. (145)

Так, например, при $P=2$ нсек $E_{полезн}$ 35 нм=35 дж.

Упражнение. Составить таблицу значения полезной энергии взаимодействия мяча со звеньями БАС на основании табл. 1.

Нужно отметить, что написанные выше соотношения энергетического баланса являются приближенными, так как они не учитывают диссипацию энергии в БАС. Этот фактор можно учесть, если перейти к волновой трактовке биомеханических процессов, т. е. к волновой биомеханике (см. теорию волновой биомеханики, гл. 2, § 1). Однако коснемся здесь некоторых ее качественных сторон. Например, энергия $(П_{БАС}+П_М)$ в основном эквивалентна в ударах II типа (т. е. в ударах за счет «хлеста») кинетической энергии звеньев спортсмена, движения которых должны быть синхронизированы таким образом, чтобы имел место таутохронизм* распространения упругих волн, несущих энергию от этих звеньев в точку удара. При этом торможение звеньев и связанное с ним пополнение потенциальной энергии деформации звеньев БАС и мяча целесообразно производить таким образом, чтобы основная энергия доставлялась упругими волнами, порождаемыми хотя и более далекими от точки удара звеньями спортсмена и поэтому менее мобильными в программном управлении ударом, но зато более крупными, т. е. более энергоемкими.

Не только повышение к.п.д. каждой мышцы и равнозагруженность действия всей мышечной массы, но еще и повышение надежности управления синтезом подсистемы ударного действия приводит к необходимости участия в ударном действии всех звеньев спортсмена. Повышение надежности этого вида управления происходит за счет увеличения числа звеньев и связанного с ним роста взаимозаменяемости и взаимокорректировки. При этом, естественно, облегчается и задача БАУ по энергообеспечению удара, что дает ему возможность более надежно реализовать и второй вид управления — программное управление фазой удара, т. е. управление, осуществляемое теннисистом помимо его сознания, и для проведения которого необходим оптимальный БАУ.

Кроме того, в рамках волновой трактовки биомеханических процессов можно расшифровать такое теннисное понятие, как «чувство мяча».

«Чувство мяча» — свойство БАУ обеспечивать резонансное взаимодействие с объектом удара. Хорошее «чувство мяча» может возникнуть только в оптимальном для данного спортсмена БАУ. Резонансный характер взаимодействия энергетически наиболее выгоден. Поэтому стремление развить «чувство мяча» должно идти по пути создания такого БАУ, который обеспечивал бы резонансное взаимодействие объекта удара со звеньями БАС. Для этого создание БАУ необходимо вести по пути образования ансамблей мышечных волокон, которые обеспечивали бы стохастическое** управление ударным процессом с программной частотой $(50\pm\Delta\nu)$ гц.

* Таутохронизм — одновременность достижения упругими волнами фиксированной точки при различных путях распространения.

** Стохастическое управление — вероятностное управление со случайной природой реализации управляющих воздействий.

Работа на тренировочных биомеханических станках, например типа А-5 или А-31 (см. гл. 6), обеспечивает резонансный режим работы БАУ, создающий «чувство мяча». При этом низкочастотная часть спектра упругих волн соответствует передаче биопотенциальной энергии, а высокочастотная — передаче кинетической энергии. Управляющие воздействия меняют частоты, амплитуды и фазы упругих волн, или, иначе, управляющие воздействия перераспределяют спектральный состав, т. е. вклады в него от коротковолновых и длинноволновых участков спектра.

ГЛАВА 5 ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ОСНОВЫ РАСЧЕТА СПОРТИВНЫХ ИНСТРУМЕНТОВ УДАРНОГО ДЕЙСТВИЯ

§ 1. Баллистические свойства инструментов

Рассмотрим прежде всего теоретические основы расчета оптимальных спортивных инструментов (сами расчеты конструкций инструментов могут составить предмет самостоятельной книги).

Из механики известно, что кинетическая энергия любого физического тела (например, теннисной ракетки или хоккейной клюшки) равна:

$$T=\frac{mv^2}{2}+\frac{1}{2}I_{ik}\Omega_i\Omega_k, \tag{146}$$

где m — масса тела, v — линейная скорость центра инерции тела, $\Omega_{i,k}$ — угловые скорости вращения тела.

Тензор $I_{ik}=\Sigma m(x_l^2\delta_{ik}-x_ix_k)$ * называется тензором моментов инерции или просто тензором инерции тела. Если твердое тело — сплошное, как в случае теннисной ракетки или хоккейной клюшки, то:

* Буквами i, k, l обозначены тензорные индексы, пробегающие значения 1, 2, 3. При этом применяется правило суммирования, согласно которому знаки сумм опускаются, а по всем дважды повторяющимся индексам подразумевается суммирование по значениям 1, 2, 3; так, $x_l^2=x_l\cdot x_l=\vec{x}^2$.

$$I_{ik}=\int\limits_V\rho(x_l^2\delta_{ik}-x_ix_k)\,dV. \tag{147}$$

Данный тензор симметричен, т. е. $I_{ik}=I_{ki}$.

Как и всякий симметричный тензор второго ранга, тензор инерции может быть диагонализован выбором соответствующих осей x_1, x_2, x_3. Эти направления являются главными осями инерции, а соответствующие значения компонент тензора — главными моментами инерции; обозначим их как I_1, I_2, I_3*.

У теннисной ракетки, которую рассмотрим в качестве сложной модели инструмента, два главных момента инерции равны $I_1=I_2=I\neq I_3$, т. е. она является симметричным волчком.

Введем функцию распределения массы ракетки по ее длине $\rho(x)$ и будем называть ее линейной плотностью. Тогда, по определению, для момента инерции тела относительно 0 (обозначим I_0) имеем:

$$I_0=\int\limits_0^l\rho(x)\,x^2dx. \tag{148}$$

Аналогично для момента I_3 получим:

$$I_3=2\int\limits_0^f\rho(y)\,y^2dy,$$

где f — малая полуось эллипса, причем $2\int\limits_0^f\rho(y)\,dy=m$,

где m — масса ракетки. Функции $\rho(x)$ и $\rho(y)$, определяющие I_0 и I_3, обусловливают тем самым свойства теннисной ракетки при движениях в пространстве в различных фазах движения теннисиста, т. е. они определяют баллистические свойства теннисной ракетки.

Поскольку ударное действие теннисной ракетки совершается всегда в основном за счет I_0, то характеризующая эту величину функция $\rho(x)$ является решающей характеристикой инструмента (Ф. К. Агашин, 1966—1967).

* Момент инерции точечной массы относительно какой-то оси вращения определяется как произведение этой массы на квадрат расстояния от нее до оси вращения.

§ 2. Требования, которым должна удовлетворять теннисная ракетка

Исходя из практики тенниса, биомеханических особенностей хватки теннисиста и физических свойств удара, можно сформулировать требования, которым должна удовлетворять теннисная ракетка.

Целостное движение ударного действия теннисиста может быть представлено как сумма поступательного и вращательного движения с разными вкладами и направлениями. Поскольку ракетка в фазе удара (фаза, когда мяч взаимодействует с ракеткой) движется в макромасштабе поступательно для обеспечения наилучшего контроля точности ударного действия, то отсюда вытекает условие равенства нулю всех действующих в фазе удара на ракетку моментов сил: $\vec{M}=\vec{M}_{(\text{со стороны мяча})}+\vec{M}_{(\text{со стороны теннисиста})}=0$.

Сделав это замечание, опишем теперь ощущения теннисиста от ракетки и переведем их на язык соответствующих параметров.

Опытные теннисисты оценивают игровые качества ракетки, выполняя четыре простые операции:

а) берут ракетку в руки и горизонтально держат ее;

б) покачивают в кисти;

в) производят имитацию ударов с переменной осью вращения;

г) производят удары.

Ясно, что ощущение от теннисной ракетки, испытываемое теннисистом, определяется параметром самой теннисной ракетки. Когда теннисист берет ракетку в руки, то чувствует определенную нагрузку, создаваемую моментом силы тяжести и численно определяемую им и величиной индивидуального параметра (S), зависящего, в свою очередь, от длины диагонали ладони теннисиста.

Рис. 28. Схема инструмента и приложенных к нему сил

Изобразим ракетку схематично отрезком линии (рис. 28), где все значения взяты от 0:

1) S — индивидуальный параметр,

2) a_0 — расстояние от центра тяжести,

3) b_0 — расстояние до центра удара,

4) l — длина ракетки.

В точке S рука теннисиста создает некоторую опору, относительно которой берутся значения действующих моментов сил f_1 и f_2: $M_1=S\cdot f_1$; $M_2=(a_0-S)f_2=mg\cdot(a_0-S)$, где m — масса ракетки (участком $0S$ для простоты пренебрегаем — очень малая масса), g — ускорение свободного падения.

В условиях равновесия $M_1=M_2$ и $f_1+f_2=f$. Отсюда:

$$f_1=\frac{mg(a_0-S)}{S}; \qquad (149)$$

$$f_2=\frac{mg(a_0-S)}{S}+mg=mg\frac{a_0}{S}. \qquad (150)$$

Таким образом, ощущения от ракетки в точке S в первой операции определяется массой ракетки, расстоянием до центра тяжести (a_0) и индивидуальным параметром (S).

Отметим, что моменты создаются в руке по всей длине ладони, причем до середины ее они — одного знака, после — другого. Удаленная от торца ракетки точка (S) действует на 2-й палец вниз, сам торец (точка 0) действует на проксимальную часть гипотенора вверх.

Вторая операция углубляет представление о расположении центра тяжести и выявляет новый параметр ракетки — момент инерции (I) относительно оси, расположенной в кисти, его величину, а также формирует начальное представление о том, какой вклад в общий момент инерции дают отдельные участки ракетки.

Третья операция — имитация различных теннисных движений с переменной осью вращения — позволяет опытным теннисистам лучше определить не только характер распределения массы ракетки по ее длине (а значит, и величины вкладов отдельных участков в момент инерции относительно какой-либо оси), но величину и распределение аксиального момента инерции ($I_з$). Третья операция дает представление о баллистических свойствах данной ракетки (I_{ih}), и прежде всего данного линейного распределения массы по длине ракетки.

Наконец, четвертая операция выявляет ударные свойства теннисной ракетки. Свойства ракетки в момент удара определяются двумя необходимыми факторами, которые в известном смысле противоположны друг другу.

Первый фактор — эффективность ракетки в ударе, которая требует достаточно большой величины момента инерции и, следовательно, большой кинетической энергии $\frac{I\omega^2}{2}$.

Второй фактор — управляемость ракетки в фазе удара, при которой необходимы, во-первых, определенный характер отдачи в ручке рукоятки, а во-вторых, небольшой момент инерции для более легкого управления ракеткой.

Значение хорошей управляемости в фазе удара усиливается значительно вследствие очень малого времени взаимодействия ракетки с мячом. Это время в среднем равно 0,01 сек.

Характер распределения импульсов отдачи в ручке ракетки зависит полностью от объективных параметров ракетки и физической природы удара.

Как показывает эксперимент, проводимый на маятниковом приборе, в ручке ракетки существует точка, в которой при ударе не наблюдается отдачи (напомним, что мы назвали ее для краткости O-точкой). Эта точка должна располагаться в некоторой достаточно малой окрестности точки S. Это утверждение вытекает из следующих соображений:

1. Расположение точки O-отдачи в окрестности точки S обусловливается тем, что необходимо обеспечить сходство структуры напряжений до удара и в момент удара в окрестности точки S, требующееся, в свою очередь, для сравнительных оценок при управлении. Важно, чтобы в момент удара в окрестности O-точки не было импульса отдачи, который вращением выбивал бы ракетку из рук: с чем трудно было бы бороться, так как точка опоры находится рядом, плечо очень мало и, следовательно, нужны очень большие силы, чтобы получить моменты сил для гашения приращения момента импульса ($\Delta N = \Delta t \cdot M$). Обеспечив прочную, не возмущенную сильными вращениями опору в окрестностях точки S, можно легко преодолеть момент импульса удара созданием больших и точно дозируемых моментов управляющих сил за счет большого плеча (и даже максимально возможного от опоры в точке S до конца ручки).

2. Биомеханическая особенность хватки состоит в том, что торец ракетки находится в ближней и более массивной части кисти, а крайняя область ракетки, еще контролируемая рукой, подвергается управлению менее массивной частью ее, и, что более важно, наиболее удаленной от «кистевой» оси вращения. Это требует минимального воздействия от удара в точке, для того чтобы, сохранив управляющие функции (малейшее отклонение ракетки тут же фиксируется этой частью кисти), окрестность точки S не подвергалась дополнительным переменным напряжениям в фазе удара.

3. Если учесть процесс распространения упругих волн, несущих энергию, то ясно, что точка O-отдачи должна быть в точке S, а не дальше, чтобы сохранить относительный минимум выделяемой энергии в ручке ракетки, так как в кисти сосредоточен относительный минимум биомеханического потенциала.

Примечания: 1. Знак моментов импульсов меняется: в фазе удара в первой части — один, во второй части — противоположный (вынужденные колебания). После фазы удара должна быть более частая смена знака (собственные колебания с большим затуханием).

2. В действительности точка опоры размазана из-за сильной корреляции усилий в руке, и область опоры может занимать участок основной фаланги 2-го пальца и часть участка дистальных головок пястных костей 2-го и 3-го пальцев. Задача состоит в том, чтобы обеспечить в целях стабилизации эффекта управления возможность вращения ракетки вокруг любой оси, находящейся не только в суставах, не только в области $0S$ (вращение либо вокруг 0, либо вокруг S, либо вокруг промежуточной точки), но и в области Sl и даже вокруг оси, находящейся вне ракетки по оси x (как на участке $x<0$, так и на участке $x>l$). Для этого необходима очень быстрая корректировка амплитуд, управляющих воздействием руки теннисиста на отрезке $0S$.

Так как центр удара в теннисной ракетке фиксирован (середина эллиптической мембраны), то для того, чтобы O-точка переместилась в точку S, необходима строго определенная величина момента инерции, ранее совершенно не учитывавшаяся при производстве ракеток и их подборе для теннисистов, а именно:

$$I = m(a_0 - S)(b_0 - S) = \int_0^l \rho(x)(x-S)^2 dx. \qquad (151)$$

Решение этого интегрального уравнения достигается за счет подходящей функции $\rho(x)$.

§ 3. Уравнения для функции распределения массы

Итак, мы установили, что свойства ракетки определяются функцией распределения массы ракетки по ее длине $\rho(x)$. Совершенно очевидно, что $\rho(x)$ на отрезке $(0, l)$ всюду положительна: $\rho(x)>0$. Из определения функции можно получить первое интегральное соотношение: $\int_0^l \rho(x)\,dx = m$.

Далее следует известное второе соотношение для центра масс:

$$\int_0^l \rho(x)\,x\,dx = ma_0, \tag{152}$$

где a_0 — расстояние от 0 до центра масс.

Величина a_0, вообще говоря, не является зависимой. В целях выравнивания влияния квазистатических усилий, действующих на ракетку со стороны руки и со стороны мяча, т. е. в целях создания у теннисиста ощущения, что ракетка есть продолжение руки или будто он бьет не ракеткой, а собственной ладонью, необходимо, исходя из равенства моментов этих сил относительно центра масс, уравнять плечи их действия, т. е. $a_0-S=b_0-a_0$, откуда $a_0=\dfrac{b_0+S}{2}$.

Третье интегральное соотношение вытекает из требований расположения 0-точки в точке S:

$$\int_0^l \rho(x)\,(x-S)^2dx = m\,(a_0-S)\,(b_0-S), \tag{153}$$

где b_0 — расстояние от точки 0 до центра удара, которое простыми преобразованиями приводится к виду:

$$\int_0^l \rho(x)\,x^2dx = ma_0^2+I = ma_0b_0-mS\,(b_0-a_0), \tag{154}$$

где $I=m\,(a_0-S)\,(b_0-a_0)$.

Если зафиксировать m, a_0, S, b_0 по определенной классификации категорий ракеток, то мы получим систему интегральных уравнений, необходимых для определения $\rho(x)$ в другом виде:

$$\int_0^l \rho(x)\,dx = S_0; \tag{155}$$

$$\int_0^l \rho(x)\,x\,dx = S_1; \tag{156}$$

$$\int_0^l \rho(x)\,x^2dx = S_2, \tag{157}$$

где $S_0=m$; $S_1=ma_0$; $S_2=ma_0b_0-mS\,(b_0-a_0)$.

Примечание. Эта система уравнений напоминает классическую проблему моментов (А. А. Марков, 1884, Н. И. Ахиезер, 1961), в которой, однако, даются и последующие моменты, неизвестные пока в реальных физических и биомеханических задачах.

Данная система интегральных уравнений путем соответствующего выбора вида функции $\rho(x)$ и линеаризации может быть сведена к системе линейных алгебраических уравнений, которая в общем случае является несовместной. Подобная система может быть решена приближенно с точностью до наименьшего квадратичного уклонения (Г. Е. Шилов). Решение системы уравнений (155—157) может быть найдено в общем виде с помощью представления искомой функции $\rho(x)$ ее рядом Фурье—Лежандра. Заменой переменного $\xi=-1+2\dfrac{x}{l}$ записываем интегралы в виде:

$$\int_{-1}^{+1} \rho(\xi)\,d\xi = a_0; \tag{158}$$

$$\int_{-1}^{+1} \rho(\xi)\,\xi\,d\xi = a_1; \tag{159}$$

$$\int_{-1}^{+1} \rho(\xi)\,\xi^2d\xi = a_2, \tag{160}$$

или же

$$\int_{-1}^{+1} \rho(\xi) P_0(\xi)\, d\xi = b_0; \qquad (161)$$

$$\int_{-1}^{+1} \rho(\xi) P_1(\xi)\, d\xi = b_1; \qquad (162)$$

$$\int_{-1}^{+1} \rho(\xi) P_2(\xi)\, d\xi = b_2, \qquad (163)$$

где $P_k = \frac{1}{2^k K!} [(\xi^2 - 1)^k]^{(k)}$ — полиномы Лежандра.

Тогда искомая функция $\rho(\xi)$ дается формулой:

$$\rho(\xi) \sim \sum_{n=0}^{\infty} \gamma_n P_n(\xi), \qquad (164)$$

где коэффициенты Фурье—Лежандра γ_n вычисляются по формулам:

$$\gamma_n = \frac{(\rho, P_n)}{(P_n, P_n)} = \frac{2n+1}{2} \int_{-1}^{+1} \rho(\xi) P_n(\xi)\, d\xi. \qquad (165)$$

Учитывая формулу, а также то, что $P_0(\xi) \equiv 1$, $P_1(\xi) = \xi$, $P_2(\xi) = \frac{3}{2}\left(\xi^2 - \frac{1}{3}\right)$ получим:

$$\rho(\xi) = \frac{1}{2} b_0 + \frac{3}{2} b_1 \xi + \frac{15}{4} b_2 \left(\xi^2 - \frac{1}{3}\right) + \frac{7}{2} b_3 P_3(\xi) + \cdots, \qquad (166)$$

причем коэффициенты $b_3, b_4 \ldots$ могут быть взяты произвольно, в том числе могут быть приняты равными нулю.

Мы получили набор решений, который можно ограничить фиксацией $b_3, b_4 \ldots$ с помощью дополнительных условий. При этом, однако, в силу осцилляций полиномов Лежандра полученное таким путем решение может

привести к отрицательным значениям $\rho(\xi)$ и далее $\rho(x)$, что может нарушить обязательное условие. Далее мы предлагаем другой алгоритм, который представляется более простым, надежным и удобным для практического использования при проектировании таких сложных изделий, как спортивные инструменты.

Рассмотрим модель инструмента, состоящую из двух концентраций массы. В двухточечной модели инструмента для удовлетворения интегральных уравнений, очевидно, можно разместить $m_S = \frac{m}{2}$ в точке S и $m_b = \frac{m}{2}$ в точке b_0.

В самом деле, тогда $(b_0 - S) = 2(a_0 - S)$ и, следовательно, $I = m_b (b_0 - S)^2 = 2m(a_0 - S)^2$.

С другой стороны, $I = m(a_0 - S)(b_0 - S) = 2m(a_0 - S)^2$, что и требовалось доказать.

Если мы захотим изменить расположение центра тяжести (например, уменьшить значение a_0), то, естественно, изменится и соотношение масс m_S и m_b. Пусть $a_0 - S < \frac{b_0 - S}{2}$, из равенства $m_b (b_0 - S)^2 = m(a_0 - S) \times \times (b_0 - S)$ имеем:

$$m_b = \frac{m(a_0 - S)}{b_0 - S}. \qquad (167)$$

Из условия определения центра тяжести a_0 найдем:

$$m_S (a_0 - S) = m_b (b_0 - a_0), \qquad (168)$$

$$m_S = \frac{m_b (b_0 - a_0)}{a_0 - S} = \frac{m(a_0 - S)(b_0 - a_0)}{(b_0 - S)(a_0 - S)} = \frac{m(b_0 - a_0)}{b_0 - S}. \qquad (169)$$

Как бы ни менялось расположение центра тяжести между S и b, в распределении концентраций не возникает ни излишка, ни недостатка в массе. В самом деле:

$$m_S + m_b = \frac{m(b_0 - a_0)}{b_0 - S} + \frac{m(a_0 - S)}{b_0 - S} = m. \qquad (170)$$

Таким образом, при наличии двух концентраций в точках S и b_0 третьей концентрации не возникает. Сместим концентрацию m_b в точку b_{0k} и выясним условие образования третьей концентрации.

Момент инерции относительно точки S должен быть равен:

$$I_S = m(a_0 - S)(b_0 - S). \tag{171}$$

Для обеспечения этого момента инерции в точке b_{0k} необходима масса:

$$m_b = \frac{m(a_0 - S)(b_0 - S)}{(b_{0k} - S)^2}. \tag{172}$$

Условие равновесия дает $m_S(a_0 - S) = m_b(b_{0k} - a_0)$. Подставим сюда (172) и выразим m_S:

$$m_S = \frac{m(b_{0k} - a_0)(b_0 - S)}{(b_{0k} - S)^2}. \tag{173}$$

Для образования третьей концентрации необходимо $m_b + m_S < m$.

Сложим уравнения (172) и (173) и после алгебраических преобразований получим:

$$m_b + m_S = m\frac{(b_{0k} - S)^2 - (b_{0k} - b_0)(b_{0k} - S)}{(b_{0k} - S)^2}, \tag{174}$$

так как $b_{0k} - S > 0$. Следовательно, для реализации трех концентраций необходимо условие $b_{0k} > b_0$.

При выполнении этого условия у нас остается какая-то масса $m - m_b - m_S$, которую, чтобы не нарушать статического равновесия, поместим в точку a_0. Масса m_a внесет лишний вклад в момент инерции: $\Delta I = m_a \cdot a^2$, где $a = a_0 - S$, который надо скомпенсировать за счет m_b:

$$\Delta m_b = \frac{\Delta I}{(b_{0k} - S)^2}, \tag{175}$$

что повлечет за собой компенсацию в m_S для сохранения центра тяжести

$$\Delta m_S = \frac{\Delta m_b\,(b_{0k} - a_0)}{a_0 - S}. \tag{176}$$

В результате этого в центр тяжести добавится:

$$\Delta m_a = \Delta m_b + \Delta m_S. \tag{177}$$

Итак, с учетом поправки:

$$m'_b = m_b - \Delta m_b;$$

$$m_S = m_S - \Delta m_S; \tag{178}$$

$$m'_a = m_a - \Delta m_a.$$

Добавка Δm_a снова увеличит момент инерции, но но уже на меньшую, чем ΔI, величину $\Delta I'$:

$$\Delta I' = \Delta m_a \cdot a^2.$$

Продолжая эту процедуру, можно получить любую точность значений масс m_S, m_a и m_b.

Данный алгоритм был переведен на машинный язык для электронной машины М-20. Так, например, для весовой категории $m = 390$ г с индивидуальным параметром $S = 10$ см и величиной управляемости $a_0 = 33$ см получены значения масс: $m_b = 164{,}450361$ г, $m_S = 178{,}750392$ г, $m_a = 46{,}7992457$ г с точностью по массам: $\Delta m_b = 0{,}00001$ г, $\Delta m_S = 0{,}00004$ г, $\Delta m_a = 0{,}00008$ г.

Естественно, такая точность не обязательна при практическом проектировании и расчетах ракетки.

Полученные концентрации подвергались распределению в 34 ячейки, в результате чего были получены 34 числа $\rho(n)$ распределения массы ракетки по ее длине ($\rho(n)$ — масса n-й ячейки). Пример распределения массы ракеток «Шлезингер» и «Олимпия» по длине приведен на рис. 29.

При этом если в первых работах автора осуществлялось только распределение массы вдоль оси X, то в результате анализа результатов игровых и технических испытаний первых опытных партий ракеток типа Iа, Iб, Iв и IIа стала очевидна необходимость учета распределения массы и вдоль оси Y $[\rho(y)]$, что было в дальнейшем осуществлено в опытной партии ракеток типа II.

Отметим, что 0-точка теннисной ракетки должна быть устойчивой при отклонениях точки удара от точки b_0.

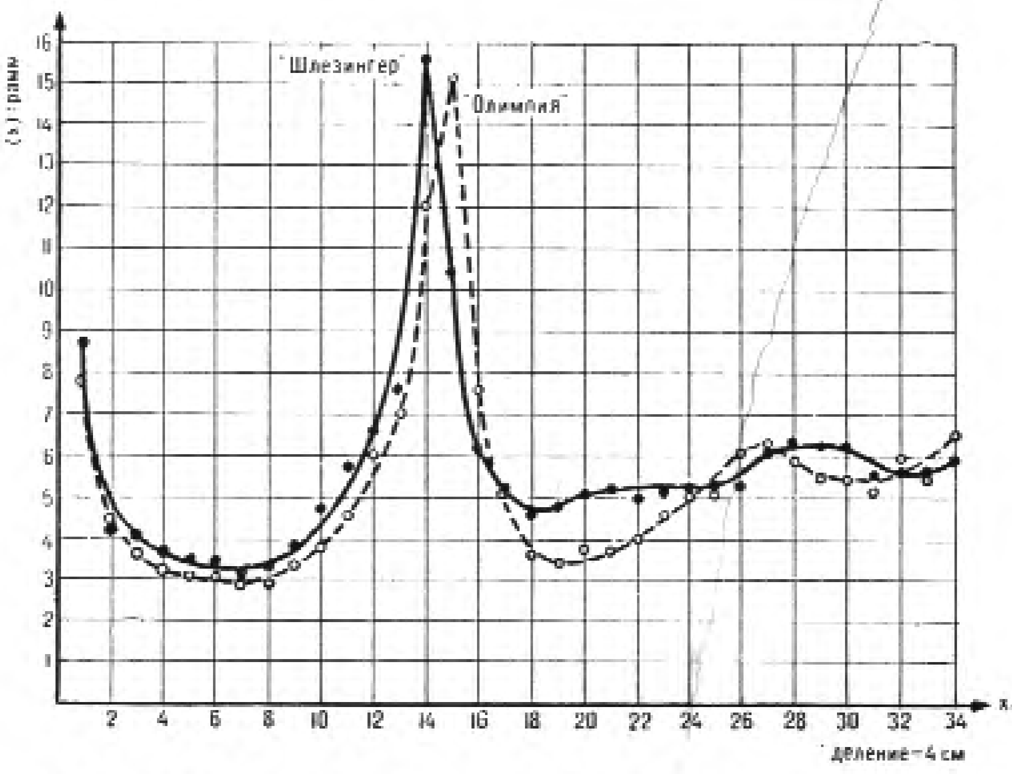


Рис. 29. Характерный график распределения массы по длине ракетки

Это достигается уменьшением a_0 и увеличением I_S. В самом деле:

$$b_0 = \frac{I_S}{m(a_0 - S)} + S. \qquad (179)$$

Отсюда

$$\Delta S = \frac{\Delta b}{\dfrac{I_s}{m(a_0 - S)^2} + 1}. \qquad (180)$$

Следовательно, чтобы ΔS было мало, необходимо, чтобы $\dfrac{I_s}{m(a_0-S)^2}$ было велико.

§ 4. Упругие свойства теннисной ракетки

Если рассматривать воздействия на ракетку в фазе удара как квазистатические, а также учесть, что в теннисном ударе наблюдается слабый из-

гиб ракетки (или, будем говорить, стержня), то можно установить, что $E_y = -EI_2Y'''$, $F_z = -EI_1Z'''$ где F_y, F_z — составляющие перерезывающей силы, а I_1 и I_2 — главные моменты инерции сечения стержня.

Изгиб является слабым, если направление касательной $\vec{t}$ к стержню медленно изменяется вдоль его длины, т. е. производная мала, что имеет место в реальных теннисных ударах.

Если изгиб производится сосредоточенными силами, то перерезывающая сила постоянна вдоль каждого из отрезков стержня между точками приложения сил, а в каждой из этих точек испытывает скачок, равный приложенной внешней силе.

Величины EI_2 и EI_1 (E — модуль Юнга) называют жесткостью стержня на изгиб соответственно в главных плоскостях xZ и xI.

Можно обобщить основные уравнения на случай стержней переменного сечения. У таких стержней моменты инерции I_1 и I_2 являются функциями x. Для перерезывающей силы в этом случае имеем:

$$F_y = -E\frac{d}{dx}\left(I_2\frac{d^2Y}{dx^2}\right), \quad F_z = E\frac{d}{dx}\left(I_1\frac{d^2Z}{dx^2}\right). \qquad (181)$$

Для спортивного инструмента ударного действия, очевидно, можно предположить, что один конец ее (ручка $x=0$) заделан, а другой ($x=l$) свободен, причем к последнему приложена сосредоточенная сила f.

Вдоль всей длины стержня $F = \text{const} = f$, поэтому

$$\zeta''' = -\frac{f}{EI},$$

где $I = \dfrac{I_1 I_2}{\sqrt{I_1^2\cos^2\alpha + I_2^2\sin^2\alpha}}$ — эффективный момент инерции сечения стержня, α — угол между плоскостью действия сил и первой главной плоскостью изгиба; в нашем случае $\alpha = 0$ и $I = \dfrac{I_1 I_2}{I_1} = I_2$.

Из условий $\zeta = 0$, $\zeta' = 0$ при $x = 0$ и $\zeta'' = 0$ при $x'' = l$, получаем:

$$\zeta=\frac{f}{6EI}x^2(3l-x);\quad \zeta(l)=\frac{fl^3}{3EI}. \qquad (182)$$

Последняя формула пригодна для приближенной оценки жесткости ракетки EI, исходя из экспериментальных данных $\zeta(l)$ и f при данной l.

Так, ракетка «Эстония» при нагрузке $f_1=5{,}25$ кг дала $\zeta(l)=1{,}8$ см, а при $f_2=12{,}8$ кг, $\zeta(l)=4{,}5$ см. Отсюда жесткость ракетки при $l=58$ см, так как $S=10$ см (где S — заделка): $EI\cong 2\cdot 10^5$ кг.см².

Но это среднее значение жесткости. В действительности имеет место некоторая функция распределения жесткости по длине ракетки $EI(x)$, причем наиболее важной и чувствительной частью этого распределения является участок головки ракетки.

Существует нижняя граница жесткости ракетки, диктуемая величиной пространственных деформаций, которые не должны быть слишком велики, чтобы не вносить больших ошибок в ориентацию конечного импульса удара. Однако в большинстве ракеток эта грань далеко не достигнута.

В теннисном ударе основные деформации представляют собой изгиб и сжатие эллиптического обода, его кручение, кроме участка соединения со стержнем, а также изгиба стержня. В первом приближении можно не учитывать небольшой вклад от кручения стержня ракетки, возникающий при крученых и резаных ударах.

Одно из условий, которое должно быть также выполнено в ракетке, — максимум симметрии деформаций относительно вершины удара. Энергию, накапливаемую в скручиваемых участках эллиптической части ракетки длиной l, которые для удобства примем за круглые валы с диаметром d, можно определить, если известно τ_{max} — наибольшее касательное напряжение на поверхности вала.

Энергия, накопленная в материале, заключенном между двумя цилиндрическими поверхностями радиусов r и $r+dr$, равняется:

$$\frac{2\tau_{max}r^2}{Gd^2}2\pi lrdr, \qquad (183)$$

где G — модуль упругости при сдвиге.

Тогда полная энергия скручивания ($U_{скр}$), накопленная в вале, будет:

$$U_{скр}=\int\limits_0^{\frac{d}{2}}\frac{2\tau_{max}r^2}{Gd^2}2\pi lrdr=\frac{1}{2}\,\frac{\pi d^2l}{4}\cdot\frac{\tau_{max}^2}{2G}. \qquad (184)$$

При этом полный угол закручивания будет на основании формулы равен:

$$\varphi=l\Theta=\frac{M_k\cdot l}{GI_p}, \qquad (185)$$

где Θ — угол закручивания на единицу длины вала; M_k — крутящий момент; I_p — полярный момент инерции круга диаметра d. Если измерить угол закручивания, то из уравнения (185) можно получить величину G.

Приведем еще одно важное соотношение при кручении круглого стержня:

$$\tau_{max}=\frac{M_kd}{2I_p}=\frac{16M_k}{\pi d^3}. \qquad (186)$$

Объединяя (184), (185) и (186), получим

$$U_{скр}=\frac{\varphi^2GI_p}{2l}. \qquad (187)$$

Угол φ можно приблизительно вычислить по величине отклонения центральной части струнной поверхности ракетки от плоскости ее эллипса.

Если мы предположим, что изогнутая ось ракетки при ударе имеет такую же форму, как при статическом изгибе, то полная энергия изгиба ($U_{изг}$), накопленная в ракетке, равняется:

$$U_{изг}=\frac{P\delta}{2}, \qquad (188)$$

где P — действующая сила; δ — динамический прогиб.

В нашем случае с учетом приведенной массы ракетки динамический прогиб равняется (С. П. Тимошенко, 1965):

$$\delta=\delta_{\text{ст}}+\sqrt{\delta_{\text{ст}}^2+\frac{\delta_{\text{ст}}V^2}{g}\cdot\frac{1}{1+\frac{33}{140}\cdot\frac{ql}{Q}}}, \qquad (189)$$

где $V^2=V_{\text{мяч}}^2+\frac{I_{\text{рак}}\omega_{\text{рак}}^2}{m_{\text{мяч}}}=2gh; \quad Q=m_{\text{мяч}}\cdot g;$

$$\delta_{\text{ст}}=\frac{Ql}{48EI},$$

где l — большая ось эллипса, q — линейный удельный вес ракетки, $\delta_{\text{ст}}$ — статический изгиб. Величиной $\delta_{\text{ст}}$ по сравнению с h можно пренебречь. Тогда

$$\delta=\sqrt{\frac{\delta_{\text{ст}}V^2}{g}\cdot\frac{1}{1+\frac{33}{140}\cdot\frac{ql}{Q}}}. \qquad (190)$$

Проектирование ракеток необходимо осуществлять исходя из функции распределения массы $\rho(x)$ и значения полной полезной энергии взаимодействия мяча с системой «ракетка — теннисист»:

$$E=\frac{P^2}{2m}=\Delta T+\Delta U_{\text{б-м}}, \qquad (191)$$

которую в первом приближении можно положить равной:

$$\Delta T+\Delta U_{\text{б-м}}=\Pi, \qquad (192)$$

где Π — энергия упругих деформаций.

В свою очередь, $\Pi=U_{\text{скр}}+U_{\text{изг}}$.

Кроме того, с целью обеспечения необходимой для точности удара симметрии деформации нужно соблюдать равенство энергетических вкладов от деформаций, симметричных относительно взаимно перпендикулярных осей эллиптической части ракетки. Исходя из распределения полной энергии Π, значение которой мы задали, получим значения каждого из видов деформаций. Пусть, например, для двух боковых участков эллипса ракетки длиной l каждый $U_{\text{скр}}=K_{\text{скр}}\cdot\Pi$, где $K_{\text{скр}}\simeq\frac{1}{4}$.

Тогда из (187) можно определить $I_{\text{р}}$. Зная функцию линейного распределения массы ракетки по ее длине $\rho(x)$, а также значения объемной плотности $\rho_x(x)$ данного набора древесины (или любого другого материала, в том числе и металла) в условиях данной технологии запрессовки (или обработки), можно найти величины площадей сечений:

$$S(x)=\frac{\rho(x)}{\rho_x(x)}. \qquad (193)$$

Например, для кругового сечения:

$$I_{\text{р}}=\frac{\pi d^4}{32}=\frac{Sd^2}{8}. \qquad (194)$$

Отсюда:

$$d=\sqrt{\frac{8I_{\text{р}}}{S}}.$$

Точно так же учитываются другие энергетические вклады в полную энергию упругих деформаций. Аналогично можно вычислить и размеры a и b в случае эллиптического сечения обода ракетки.

Однако оговоримся, что изложенные выше формулы пригодны лишь для приближенных оценок, так как они справедливы до тех пор, пока эффективная масса падающего тела (в нашем случае — мяча) достаточно велика по сравнению с массой стержня (ракетки). В противном случае становится необходимым учет поперечных колебаний стержня (см. § 5). С методами определения собственных частот поперечных колебаний стержня читатель может ознакомиться в работе И. М. Бабакова (1968).

В заключение еще раз подчеркнем важность влияния теннисной ракетки на оптимальность контакта с ней руки спортсмена, причем это влияние особенно заметно при замене старой ракетки на новую. Часто БАУ опытного теннисиста может создать в фазе удара достаточную величину $\Delta U_{\text{б-м}}$ и необходимую структуру напряжений, а свойства замененной ракетки, в данном случае баллистические свойства, энергия деформаций и ее пространственная структура могут ограничить возможности биомеханического аппарата управления или даже свести их на нет. В этом случае происходит переход состояния БАУ на другой уровень за счет перестройки структуры БАУ. Особенно нежелательная перестройка БАУ наблюдается в ходе напряженной соревновательной борьбы в случае замены одной ракетки другой, которая отличается основными параметрами от первой.

Поскольку теннисист часто на протяжении сезона несколько раз меняет ракетки, насущным вопросом в целях сохранения его БАУ является динамическая эквивалентность таких замен. Динамическая неэквивалентность заменяемых ракеток служит серьезным препятствием роста стабильности результатов и роста уровня мастерства теннисистов, так как заставляет работать БАУ теннисиста в нестационарном режиме. Этот фактор нельзя устранить никакими психологическими воздействиями и волевыми приказами, он может быть исключен из рассмотрения только стабильным производством эквивалентных друг другу теннисных ракеток с наперед заданными, оптимальными для данного спортсмена параметрами*.

§ 5. О задачах конструирования спортивных инструментов

Опытным спортсменам известно, какую огромную роль играет спортивный инвентарь в достижении победы. Однако в настоящее время вопросы его совершенствования упираются не только в технологию его изготовления, но прежде всего в теорию. Производственники должны получить точные технические задания с учетом, прежде всего, спортивных критериев качества, предъявляемых к спортивному инструменту как к конструкции.

Те или другие свойства спортивного инструмента, по сути дела, определяют всю тонкую структуру биомеханических процессов управления, т. е. наиболее ценную часть техники. Чтобы дать толчок к дальнейшему развитию видов спорта, в которых имеется спортивный инструмент, необходимо создать теорию соответствующего инструмента, далее биомеханику взаимодействия с ним и затем только строить общие статистические закономерности теории данного вида спорта.

* Ф. К. Агашин. Способ изготовления спортивного инвентаря ударного действия. Авт. св. № 244165 от 29 июня 1966 г.

Общая же теория всех видов спорта настолько общая, что относится скорее к области общих закономерностей деятельности человека как биологической структуры в предельных режимах ее функционирования.

Однако вернемся к инструментам. В русском хоккее ведение клюшкой мяча часто осуществляется одной рукой, и поэтому можно было бы так же, как и в случае теннисной ракетки, расположить 0-точку на расстоянии, удаленном от торцов на величину диагонали ладони спортсмена. Ударное действие хоккеист совершает в основном двумя руками, находящимися рядом. Поэтому, учитывая положения, приведенные в гл. 5, § 2, необходимо в основное уравнение для функции распределения массы вдоль клюшки поставить значение $2S$:

$$\int_0^l \rho(x)(x-2S)^2 dx = m(a_0+2S)(b_0-2S), \tag{195}$$

где S — индивидуальный параметр хоккеиста.

Затем необходимо учесть уравнение для центра тяжести

$$\int_0^l \rho(x) x dx = ma_0 \tag{196}$$

и условие нормировки

$$\int_0^l \rho(x) dx = m. \tag{197}$$

Упругие и волновые свойства клюшки для русского хоккея определяются величиной энергии деформации клюшки в ударе, в основном энергии деформации при изгибе и энергии деформации при скручивании. При этом также (см. гл. 5, § 4) важен принцип симметрии распределения энергии деформации относительно вершины удара.

Прочность достигается, с одной стороны, перечисленными факторами, а с другой — достаточно большим значением $\min \rho(x)$, определяемым экспериментально.

В хоккее с шайбой дело обстоит иначе. Основной вариант ведения так же, как и бросок и ударное действие, осуществляется довольно широко расставленными рукамими. Для точного управления шайбой как при осуществлении паса, так и в ударах по воротам (типа «бросок» или «щелчок») для каждого хоккеиста необходимо свое индивидуальное расположение точки нулевой отдачи на стержне клюшки. Это расположение можно определить из условия эквивалентности ощущений в окрестности этой точки от клюшки при непрерывном ведении и при ударах. Обозначим это расстояние через ξ_0.

Так как в хоккее с шайбой особенно часты замены клюшек в силу их поломки из-за больших динамических нагрузок, то вопрос о динамической эквивалентности заменяемых клюшек здесь особенно актуален. Подбор эквивалентных по своим игровым свойствам клюшек, от которого во многом зависит стабильность результатов хоккеиста, возможен на основе совпадения основных параметров ударного инструмента, и прежде всего совпадения расстояния, отделяющего от торца клюшки точку нулевой отдачи, т. е. равенства параметра ξ_0 у заменяемых клюшек.

Таким образом, основное уравнение для функции распределения массы по длине клюшки для игры в хоккей с шайбой имеет вид:

$$\int_0^L \rho(x)\,(x-\xi_0)^2 dx = m\,(a_0-\xi_0)\,(b_0-\xi_0). \qquad (198)$$

При формировании упругих и волновых свойств клюшки для игры в хоккей с шайбой также применим принцип симметрии распределения энергии деформаций относительно вершины удара и принцип устойчивости точки ξ_0 при изменении точки соприкосновения клюшки с шайбой.

Спортивный инструмент является своеобразным регулятором. В качестве весьма характерной общей задачи конструирования регуляторов мы рассмотрим задачу синтеза регулятора в виде неоднородного стержня с искомыми функциями распределения массы $\rho(x)$ и жесткости $EI(x)$ при определенных дополнительных ограничениях на них (Ф. К. Агашин, Б. М. Будак, 1974). Характерной особенностью является то, что биомеханический регулятор должен удовлетворять требованию наименьшего уклонения основной своей частоты от частоты внешнего воздействия, которое приложено к регулятору помимо управления. Это обстоятельство ниже зафиксировано в целевом функционале.

В качестве основного уравнения рассмотрим линейное уравнение четвертого порядка поперечных колебаний неоднородного стержня:

$$\rho(x)\frac{\partial^2 Z}{\partial t^2} + (u+iv)\frac{\partial^2}{\partial x^2}\left[EI(x)\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right] =$$
$$= f_0 \sin \omega_{\text{пр}} t\cdot\delta(x-x_0) - K\frac{\partial Z}{\partial t} +$$
$$+ u_{01}\sin(P_1 t+\varphi_1)\,\delta(x-S_2) + u_{02}\sin P_2 t\,\delta(S). \qquad (199)$$

Начальные и граничные условия без ограничения общности возьмем соответственно в виде:

$$Z(x,\,0)=0,\qquad Z_t(x,\,0)=0; \qquad (200)$$

для свободного конца:

$$\left.\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right|_{x=l} = \left.\frac{\partial^3 Z}{\partial x^3}\right|_{x=l} = \left.\frac{\partial^4}{\partial}\right|_{x=l} = 0; \qquad (201)$$

для шарнирно закрепленных точек:

$$Z(S_1,t) = \left.\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right|_{x=S_1} = 0,\qquad Z(S_2,t) = \left.\frac{\partial^2 Z}{\partial x^2}\right|_{x=S_2} = 0. \qquad (202)$$

Целевой функционал зададим исходя из такого требования к искомым функциям $\rho(x)$ и $EI(x)$, которое обеспечит минимум уклонения первой собственной частоты неоднородного стержня от заданной программной частоты внешнего воздействия.

Первую собственную частоту неоднородного стержня определим формулой Рэлея. Тогда целевой функционал примет вид:

$$I = \left|\nu^2_{\text{пр}} - \frac{\int_0^l EI(x)\,\psi''^2 dx}{\int_0^l \rho(x)\,\psi^2(x)\,dx}\right|^2 \leqslant \frac{\gamma}{2}, \qquad (203)$$

где в качестве первого одночленного приближения базисной формы $\psi(x)=\psi_1(x)$ возьмем:

$$\psi_1(x)=\left(1-\frac{x}{l}\right)^2. \qquad (204)$$

Примечание. В целевом функционале помимо потенциальной энергии деформаций можно учесть дополнительную энергию, которая в конечном счете тоже является потенциальной энергией и обеспечивается силами управления.

Тогда:

$$I_1=\left|\,v_{\text{пр}}^2-\frac{\int_0^l EI(x)\psi''^2dx+\int\rho(x)v_{\text{пр}}^2\,dx}{\int_0^l\rho(x)\psi^2(x)\,dx}\right|^2\leqslant\frac{\gamma}{2}. \qquad (205)$$

Рассмотрим структурные особенности функций $\rho(x)$ и $EI(x)$. При конструировании биомеханических регуляторов возникают разного рода ограничения на функции $\rho(x)$ и $EI(x)$, а также дополнительные требования к ним. Так, очевидное условие положительной функции $\rho(x)$ на всем отрезке $(0-l)$ приводит к неравенству:

$$\rho(x)>0, \qquad (206)$$

которое в силу конструктивных требований обычно должно быть более жестким, например:

$$\rho_{min}\leqslant\rho(x)\leqslant\rho_{max}. \qquad (207)$$

Кроме того, $EI_{\min}\leqslant EI(x)\leqslant EI_{\max}$.

Для рассматриваемого класса биомеханических регуляторов мы потребуем еще выполнения следующих условий:

$$m_{min}\leqslant\int_0^l\rho(x)\,dx\leqslant m_{max}; \qquad (208)$$

$$m_{min}a_{min}\leqslant\int_0^l\rho(x)\,x\,dx\leqslant m_{max}a_{max}; \qquad (209)$$

$$m_{min}(a_{min}-S_0)(b_0-S_0)\leqslant$$

$$\leqslant\int_0^l\rho(x)(x-S_0)^2dx\leqslant m_{max}(a_{max}-S_0)\cdot(b_0-S_0). \qquad (210)$$

Приведенные соотношения (199—205) с дополнительными условиями (206—210) образуют основную задачу конструирования биомеханических регуляторов данного типа.

ЧАСТЬ III ПРАКТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ТРЕНИРОВКИ УДАРНЫХ ДВИЖЕНИЙ

Третья часть книги целиком педагогическая, она содержит предлагаемые автором практические методы тренировки ударных движений. Примером достижения волновой биомеханики служит создание принципиально нового средства — биомеханических станков, работающих на основе явления биомеханического резонанса. Станки позволяют не только динамично развивать физические качества человека в оптимальном сочетании, но на основе индивидуального биомеханического спектра надежно обеспечивать также достижение заранее заданных свойств биомеханического аппарата человека.

Наряду с методом вторичных ударов следует отметить разработанный автором метод обобщенной динамики (МОД), открывающий новые возможности в формировании биомеханического аппарата спортсмена. Проводится также описание еще нескольких новых методов управляемого воздействия на спортсмена. Используя разработанные биомеханические методы, можно осуществлять тренировку ударных движений в футболе, теннисе, волейболе, легкой атлетике и других видах спорта.

ГЛАВА 6 МЕТОД ВТОРИЧНЫХ УДАРОВ

§ 1. Путь построения базисной динамической структуры ударных движений

Основное внимание в ныне известных способах тренировки уделяется выработке определенных (в зависимости от школы тренера и ученика) кинематических и ритмических структур. Что касается динамических структур, то здесь спортсмен предоставлен самому себе и вынужден строить эти структуры стихийно, по крохам, часто значительно изменяя их или заменяя новыми. На это уходит много лет, и, естественно, очень ограниченное число спортсменов вырабатывает относительно устойчивые и относительно эффективные динамические структуры.

Трудности и малая эффективность этих способов обусловливаются тем (основная причина), что, следуя этим способам, спортсмен не знает конечной цели своих поисков, т. е. такого набора динамических структур (в зависимости от типа удара), в котором эти структуры непрерывным образом могут переходить одна в другую. Естественно, что у этих динамических структур (в силу непрерывности и ограниченности пределов их изменений) есть основное общее ядро, т. е. базисная динамическая структура (БДС), которая, в основном, определяется важнейшим фактором — процессом взаимодействия ракетки с мячом. По мере развития спортсмена эта БДС «обрастает» другими (для данного типа удара) динамическими структурами (тут проявляется важнейшая роль управляющих структур), и на этой основе добавляются соответствующие кинематические и соответствующие ритмические структуры.

Непрерывный широкий набор устойчивых и эффективных динамических структур определяет существенную часть класса теннисиста.

Другая причина малой эффективности существующих способов обучения состоит в том, что нет достаточно разработанных, научно обоснованных методов, т. е. нужные движения пытаются строить не закладывая основы в виде фундаментальных динамических структур, а приступая к строительству (построению) сначала настроечных кинематических, а затем ритмических структур.

Существующие способы обучения начинают с важного, но не основного, так как работа над нужными кинематическими и ритмическими структурами позволяет синтезировать форму движения, однако последняя при этом неустойчива без прочных динамических структур, составляющих содержание движений.

Этим призвана заниматься педагогическая биомеханика, включающая в себя теорию конструирования различных БАС по видам спорта, расчет рекордных результатов, теорию методики оптимального конструирования БАС, или теоретическую методику.

К педагогической биомеханике следует отнести и задачи биомеханического прогнозирования БАС будущего

в различных видах спорта с учетом специфики подводящих, ударoподобных и ударных действий.

Ударное действие включает в себя составные части: энергообеспечение удара, динамику действия и управление действием.

Существующие способы обучения если и обращают внимание на динамику действия, то лишь по внешним параметрам, уделяя внимание построению ритмо-кинематических структур и отчасти энергообеспечению удара. Основному же фактору — управлению ударным действием, обеспечивающему цель всего ударного действия и состоящему в получении основных параметров удара (скорость мяча V, направление φ, ε и вращение S), уделяется слишком мало внимания. Однако именно управлением определяется и сила удара, ибо без упругой жесткости управляющего аппарата невозможна передача энергии по линии системы «теннисист — ракетка — мяч» и точность удара, так как без действий управляющего аппарата невозможно создать малые $\pm\Delta\varphi$, $\pm\Delta\varepsilon$, $\pm\Delta V$.

Совершенно ясно, что задачи управления ракеткой должны быть центральными в процессе обучения теннисиста, поскольку от того, насколько качественно будут решены именно эти задачи, зависит класс спортсмена. Поэтому необходим такой метод тренировки, который с самого начала обучения позволил бы сознательно освоить приемы управления ракеткой в фазе удара — главнейшей из всех фаз.

Таким методом является метод вторичных ударов. Методика реализации этого метода должна быть неотъемлемой частью методики тренировки на любом этапе обучения, развития и совершенствования спортсмена. На основе полученных БДС и динамических структур, вырабатываемых методом вторичных ударов, начинают строиться с учетом индивидуальных возможностей пространственно-временные (кинематические) структуры.

Дальнейшее развитие спортсмена идет по пути тесного контакта методов, позволяющих выработать динамические структуры, особенно управляющие динамические структуры, и методов, позволяющих строить кинематические (пространственно-временные) структуры.

§ 2. Принцип вторичных ударов

Принцип вторичных ударов (Ф. К. Агашин, 1967) состоит в выполнении одной заданной программы вторичными управлениями и коррекциями с возможностью подключить сознание в скоротечный процесс путем развертки этого процесса во времени.

Принцип вторичных ударов позволяет превратить программно-автоматическое управление в управление с обратной связью. В целях отработки процесса программного управления ракеткой во время взаимодействия ракетки с мячом (III фаза) и создания биомеханического аппарата управления, а также в целях отработки действий в граничных II и IV фазах и получения дополнительных необходимых для классных ударов вариаций БДС, и прежде всего вариаций управляющих частей БДС, предлагается метод вторичных ударов.

Его основное преимущество заключается в следующем. Полностью реализуются условия удара, т. е. на участке 0—S (ручка) реализуется структура ударных напряжений. Но вместо мяча используется тяжелый шарообразный объект, радиус кривизны которого близок к радиусу кривизны мяча. В качестве такого объекта можно взять, например, гантель или специальные приспособления.

Объект может быть закреплен, может удерживаться тренером. После того как тренер ознакомит спортсмена с основными положениями метода вторичных ударов, спортсмен может заниматься отработкой ударов самостоятельно.

После произведенного первого удара ракетка отскакивает на определенное расстояние, но под действием возвращающей силы руки снова совершает удар, отскакивая уже на меньшее расстояние, и т. д. пока не будет прижата силой руки к гантели. Можно сказать, что происходят затухающие колебания (затухающий дриблинг). Количество таких вторичных ударов зависит от упругости объекта (гантель может быть покрыта материалами с различной упругостью или даже сам объект изготовлен из материалов с разным коэффициентом упругости), от степени натяжения струн и коэффициента их упругости и, наконец, от закона изменения действующих моментов сил со стороны руки.

Для пояснения характера вторичных ударов прилагается кинограмма (рис. 30).

Совокупность вторичных ударов до полного затухания назовем серией. Количество ударов (n) в серии может колебаться в зависимости от цели упражнения. Оно может быть и равным единице ($n=1$).

После того как произведен 1-й удар и ракетка отскочила на определенное расстояние, об этом ударе можно судить по тому, изменит ли плоскость ракетки свою ориентацию. Если изменение есть, то 2-й удар не может быть выполнен точно или вообще не получится.

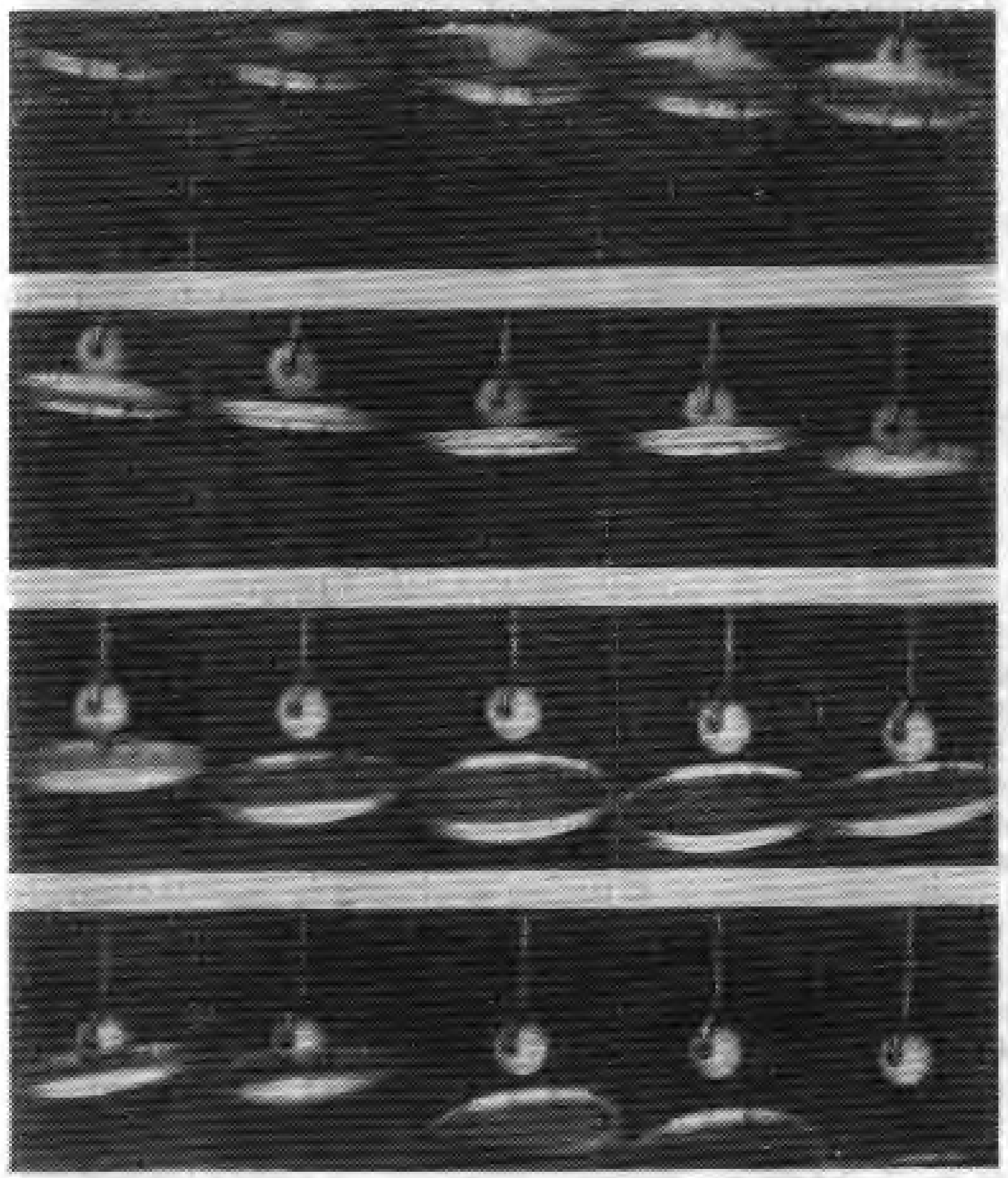


Рис. 30. Кинограмма участка серии вторичных ударов

Таким образом, 2-й удар показывает, насколько эффективно произведен 1-й удар, 3-й удар характеризует 2-й и т. д. Начиная с $n=2$, $(n-1)$-й, n-й и $(n+1)$-й удары тесно взаимосвязаны, фактически метод вторичных ударов позволяет увеличить очень малое время фазы удара и дает возможность осваивать эту важнейшую фазу каждому спортсмену.

Метод вторичных ударов реализуется и на двух гантелях или станках, которые закреплены на некотором расстоянии друг от друга. Ракетка, отскочив от одной гантели, ударяется во вторую, возвращается назад и т. д. При этом полезны следующие режимы:

а) гантели неподвижны,
б) гантели раздвигаются,
в) гантели сдвигаются.

При реализации метода вторичных ударов на одной гантели возможны три режима:

а) гантель покоится,
б) гантель движется в направлении удара,
в) гантель движется в направлении против удара.

Гантели применяются различных весовых категорий — 1, 2, 3, 4, 5 кг, в зависимости от возраста и физического развития теннисиста.

§ 3. Станки для тренировки по принципу вторичных ударов

Первоначально принцип вторичных ударов был осуществлен на тяжелых, неподвижных шарообразных объектах. Использовалось простое подручное средство — гантель. Однако желание совместить упругие волны, реализуемые во вторичных ударах, с пространственным перемещением точек соприкосновения ракетки и объекта в этих ударах в пределах пространственного перемещения реального теннисного удара (5—6 см) привело к мысли о создании тренировочного станка. После целого ряда предварительных конструкций был создан тренировочный станок А-5 *.

Принципиальная схема тренировочного станка А-5 ** показана на рис. 31, а его общий вид — на рис. 32. Ста-

* Первый образец станка А-5 выполнен в мастерских ордена Ленина Физического института АН СССР им. П. Н. Лебедева в 1969 г.
** Ф. К. Агашин. Устройство для тренировки техники удара спортсменов. Авт. св. № 387720 от 22 июля 1971 г.

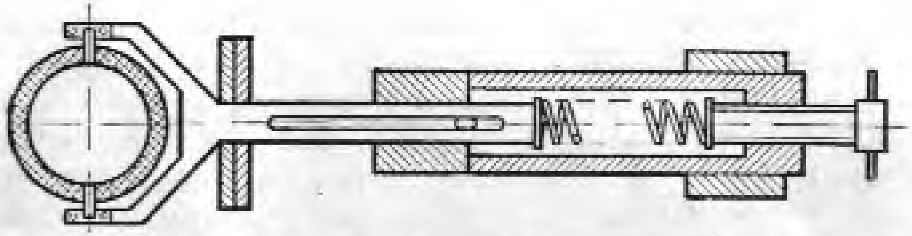


Рис. 31. Принципиальная схема тренировочного станка А-5

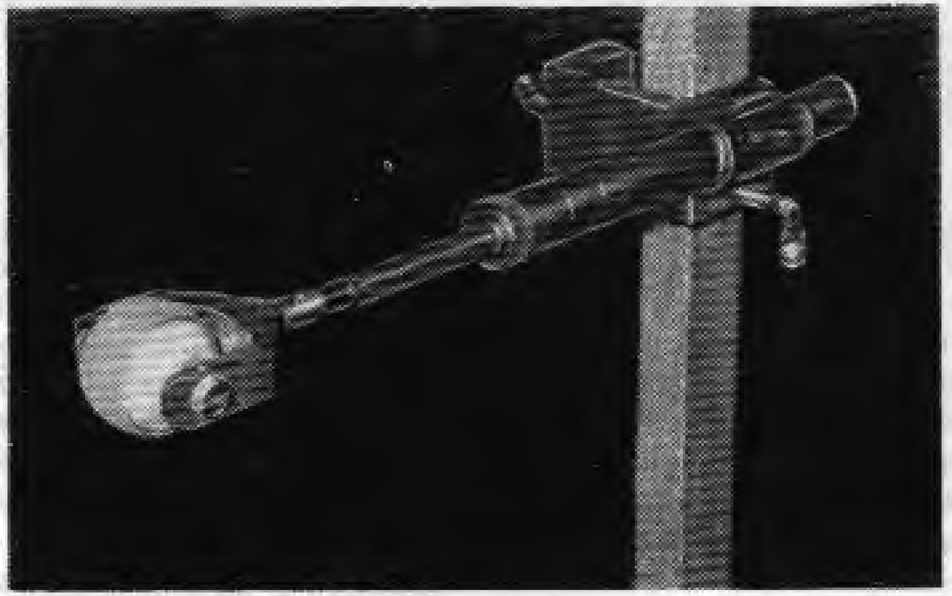


Рис. 32. Тренировочный станок А-5

нок состоит из следующих основных узлов: крепящей струбцины *1*, направляющей трубки *2*, подвижного стержня *3*, лимитирующей объект удара головки *4* и пружины *5*. Направляющая *2* имеет отверстие для винта и стопор *6*. Подвижной стержень *3* содержит направляющий желоб *7*. Головка *4* представляет собой крепящуюся вилку *8* на стержне *3* с помощью винтов *9* и несущую ось вращения шарового объекта *10*. Оси этого объекта находятся в шарикоподшипниках *11*, заделанных в вилку *8*.

Природа шарового объекта определяется структурой ударного действия в конкретном виде спорта. Его радиус и структура могут быть различны для различных видов спорта, где есть ударные действия. Шаровой объект может быть металлическим, пластиковым, каучуковым, резиновым и кожаным, а также состоять из слоев различных материалов.

Работа на станке осуществляется таким образом: с помощью струбцины *1* станок закрепляется на какой-либо высоте (высота закрепления может изменяться), затем спортсмен становится в позицию, точно соответствующую фазе удара, и плавно, без усилия контактирует с шаровым объектом *10*. Затем отводит ракетку на небольшое расстояние и осуществляет ударные действия по принципу вторичных ударов, описанному выше.

После каждой серии вторичных ударов головка продвигается на некоторое расстояние вперед, и ракетка как бы снова догоняет ее, осуществляя автоматически многократный контроль на протяжении всей проводки. В серии может быть 6—7 вторичных ударов (в некоторых случаях 2—3 или даже один удар). При малом числе ударов удобно тренировать крученые и резаные удары, для чего винтом *3* фиксируются различные повороты вилки *8*. Пружина *5* аккумулирует потенциальную энергию в течение серии вторичных ударов. Станок может служить прибором для измерения силы. Для этого пружина градуируется, а градуировка наносится на подвижной стержень *3*. В исходном положении 0 совпадает с концом трубки 2, а после удара измерительное кольцо, надетое на стержень *3*, показывает силу удара.

Параметры станков, объединенных в поточную линию, подбираются так, чтобы среди собственных частот станков $\omega_{0i}=\sqrt{\frac{K_i}{m_i}}$ заведомо нашлась такая, которая совпадала бы с собственной частотой мышц БАУ данного теннисиста ($\omega_{БАУ}=5\div10$ гц) *.

Была изготовлена опытная партия тренировочных станков А-5, которая успешно прошла длительные, всесторонние испытания, и в настоящем виде станок А-5 может быть рекомендован для широкого внедрения в практику.

Автором предложен еще один тренировочный станок — А-31, который одновремено может являться и прибором, определяющим угловые отклонения импульса силы спортсмена от выбранного фиксированного направления (рис. 33).

* Для собственных колебаний станка можно записать уравнение: $\ddot{x}+\omega_0^2x=0$, где ω_0 — собственная частота колебаний станка.

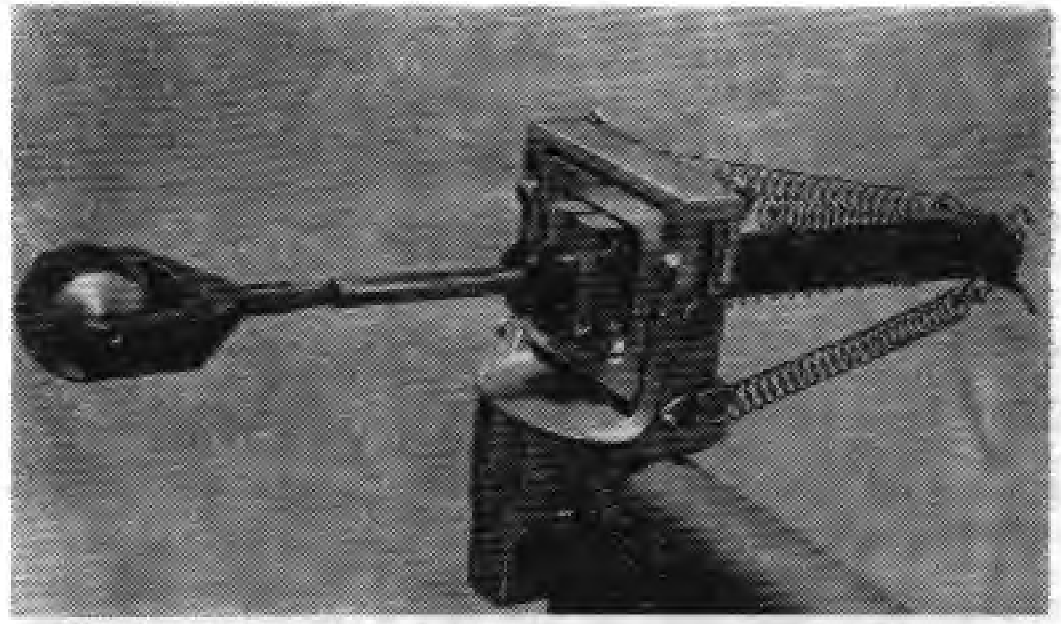


Рис. 33. Станок-прибор А-31

Этот станок отличается тем, что с целью выяснения величин угловых погрешностей в направлении импульса удара патрон помещен в держатель, имеющий 2 независимые вращательные степени свободы. В случае измерительной работы наиболее целесообразно производить одно ударное действие. При этом максимальный угол отклонения, зафиксированный, как обычно, свободной стрелкой, покажет величину угловой ошибки (если таковая имеется) в направлении развитого импульса.

При использовании станка-прибора А-31 в тренировочных целях можно отметить ряд очень важных преимуществ, которые делают его незаменимым для поддержания высокой спортивной формы теннисиста (и, прежде всего, точности ударов), а также для дальнейшего совершенствования, выражающегося в повышении устойчивости, точности его ударных действий, т. е. устойчивости минимума угловых отклонений импульса удара теннисиста от выбранного направления.

Анализируя причины неточности ударных действий, можно сделать вывод, что основной из этих причин является неприспособленность управляющего аппарата теннисиста нейтрализовать закономерные флуктуации в распределении полного воздействия ручки ракетки на управляющий аппарат, возникающие вследствие разброса точек соприкосновения мяча со струнной поверхностью относительно центра удара (предполагается, что ракетка идеально подобрана, т. е. середина эллиптической части ракетки совпадает с ее центром удара). Станок А-31 предоставляет теннисисту возможность систематически работать как над уменьшением разброса точек соприкосновения струнной поверхности с объектом удара, так (это самое главное) и над нейтрализацией флуктуаций в распределении воздействия ручки ракетки на аппарат управления. Иными словами, станок-прибор А-31 позволяет повышать устойчивость аппарата управления к этим закономерным и случайным помехам. На рис. 34 приведена электрическая схема работы биомеханического звена спортсмена на станке. Разработка биомеханических станков получила и дальнейшее развитие *.

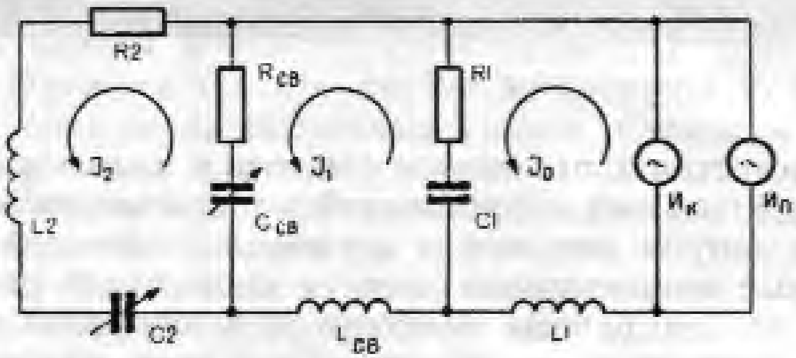


Рис. 34. Эквивалентная схема системы «станок—биомеханическое звено спортсмена» в электромеханических аналогиях

§ 4. Обоснование эффективности метода вторичных ударов

Почему у высококлассных игроков, несмотря на различие их движений, сильные, точные удары? Как добиться стабильных сильных и точных ударов? Каковы факторы, влияющие на стабильную эффективность ударов? Вот вопросы, на которые многие теннисисты хотели бы получить ответы.

Совершенно очевидно, что игрок может повлиять окончательно на силу и точность удара лишь на том

* Ф. К. Агашин, М. Ф. Агашин. Биомеханический станок с полной динамической симметрией. Авт. св. № 423479 от 21 октября 1972 г.; Ф. К. Агашин. Биомеханический станок для тренировки. Авт. св. № 1997141/28-12 от 1 февраля 1974 г.

отрезке времени, когда мяч непосредственно соприкасается с ракеткой.

При довольно большом разнообразии движений высококвалифицированных спортсменов и даже при наличии существенных особенностей в стиле их объединяет один главный фактор, обусловливающий силу, характер и точность ударов, — фактор взаимодействия ракетки с мячом.

Различие в технике движений обусловливается различным соотношением биопотенциальной энергии, потенциальной (так как часть биопотенциальной энергии может переходить через кинетическую энергию просто в потенциальную энергию частей руки и тела) и кинетической энергии, вложенной в удар. Это различие вызвано индивидуальными возможностями и особенностями теннисиста и его школы. Метод вторичных ударов значительно ускоряет выработку стабильных, сильных и точных ударов.

Какие же важные факторы обеспечиваются методом вторичных ударов?

1. Метод вторичных ударов (МВУ) позволяет увеличить запасы биопотенциальной энергии мышц руки теннисиста (и прежде всего мышц кисти и предплечья), т. е. расширить физиологические возможности чисто «теннисных» мышц кисти и предплечья в том режиме работы, какой есть в действительности. Проведенные эксперименты показывают, что физиологический предел наступает значительно позже, после применения МВУ.

МВУ дает возможность также наладить точную силовую координацию усилий теннисиста, т. е. обеспечивает создание такого БАУ, который развивает резонансный режим работы ансамблей мышц (см. гл. 1).

Если какая-либо из мышц сократится сильнее или слабее, чем это необходимо, точная координация движения будет нарушена. Степень напряжения каждой мышцы в первую очередь зависит от пусковых и адаптационно-трофически-регуляторных влияний центральной нервной системы. Мышцы могут быть напряжены не в целом, а за счет лишь некоторого количества мышечных волокон, что является важным фактором в градуировании степени напряжения. Центральная нервная система изменяет степень мышечного сокращения путем изменения частоты посылаемых в мышцу импульсов (А. В. Хилл, 1964; В. И. Дещеревский, 1970).

Собственная частота звеньев БЦЧ находится в диапазоне 5—20 гц, преимущественно 10—15 гц (см. гл. 1, § 4). Обычные ударные движения в реальной игре или на тренировке происходят с частотой порядка 0,2 гц ($T=5$ сек.), а у различных тренировочных стенок достигают 0,6÷0,8 гц. Эти частоты недостаточны для резонансного режима образования БАУ, чем и обусловливается одна из главных трудностей освоения ударных движений. Поэтому необходим такой метод тренировки, при котором ударные импульсы следовали бы один за другим, воздействуя на БАУ с частотой, близкой к собственной частоте БЦЧ. Именно этот диапазон частот (даже с индивидуальным выбором) и обеспечивает МВУ, осуществляемый на биомеханических станках. Поэтому только МВУ позволяет максимально быстро строить БАУ спортсмена. Существенным моментом является также и то, что импульсы в серии вторичных ударов следуют не только с резонансной для БАУ частотой, но при этом выполняют одну программу, что, в свою очередь, позволяет в ходе вторичных ударов вводить корректировки и добиваться точности исполнения заданной программы данного типа удара.

Кроме того, МВУ дает возможность выбрать наилучший для данного спортсмена способ держать спортивный инструмент, так как если его держать не совсем удобно, то вторичные удары просто не получатся. МВУ позволяет выработать оптимальную жесткость БАУ, необходимую как для достаточного энергообеспечения, так и для проведения процесса управления ударным действием.

2. МВУ позволяет добиться высокой точности ударов. Точность ударов обусловливается возможностью создания контролируемых приращений $\pm\Delta M_{\varphi}$, $\pm\Delta M_{\varepsilon}$, $\pm\Delta M_{\text{s}}$ и $\pm\Delta F$. Класс игрока определяется (в отношении точности) возможностью быстрого создания очень малых $\pm\Delta\varphi$, $\pm\Delta\varepsilon$ и $\pm\Delta E$ при любых значениях φ, ε и E. Области распределения φ, ε и E: $0<\varphi<\pi$; $0<\varepsilon<\frac{\pi}{2}$; $0<E<E_{\text{крит}}$.

3. МВУ позволяет выработать эффективную вариативность точки удара на бьющем звене и тем самым стабильность точности ударов.

4. МВУ обеспечивает контролируемую вариативность точки удара в пространстве вершин ударов, которая дает возможность:

а) менять тактический характер удара: точка удара более вынесена вперед — нападающий удар с выходом к сетке; точка удара менее вынесена вперед или обычная — активный или обычный удар; менять высоту точки удара (в зависимости от характера удара и грунта);

б) осуществлять предварительное направление удара;

в) осуществлять маскировку направления предполагаемого удара.

5. МВУ обеспечивает осознанность управления ударным инструментом или звеном.

Известно, что возбуждение во второй сигнальной системе связано с анализом различных раздражителей, действующих на человека и вызывающих те или иные ответные реакции. В экспериментальных условиях обеспечение «равномерного фона» (пользуясь термином Н. А. Подкопаева) можно в известной степени получить достаточно четкой информацией испытуемого о сущности тех действий, которые над ним производят, устранением различных дополнительных раздражителей второй сигнальной системы.

В естественной обстановке спортивной деятельности спортсмен получает и перерабатывает огромную информацию за очень короткие промежутки времени, что значительно осложняет ситуацию. Использование педагогических методов должно предусматривать формирование в сознании спортсмена представления того двигательного акта, который ему надлежит освоить. Создание представления должно предварять момент начала выполнения двигательного акта. Отражение во второй сигнальной системе характера предстоящего двигательного акта создает условия для равномерного фона нервной деятельности без возникновения дополнительных очагов возбуждения. Только при наличии уже создавшегося дополнительного представления о двигательной реакции целесообразно начинать ее выполнение с целью формирования соответствующего спортивного акта. В спортивной практике, да и в других областях деятельности человека (например, при обучении летному делу), эмпирически установлен прием «предварительного продумывания» («мысленного воспроизведения») предстоящих действий. Большая эффективность такого педагогического приема отмечалась в работах Э. Я. Крее (1955), В. М. Дьячкова (1958) и др.

Совершенно ясно, что физиологический механизм этого приема состоит в отражении во второй сигнальной системе человека тех реакций, которые ему предстоит освоить и воспроизвести. Естественно, сочетание такого «предварительного продумывания» действия с самим ярко выраженным в МВУ действием еще более эффективно.

Очевидно, все сказанное может являться физиологическим обоснованием одного из основных принципов преподавания тенниса — принципа сознательного освоения действий.

6. Метод вторичных ударов позволяет выработать концентрированное внимание на процесс удара (умение «смотреть на мяч»).

Спортивные занятия, как известно, — это не просто мышечная работа. Освоение спортивного навыка, как сложного координированного акта, связано с образованием сложного динамического стереотипа этого акта, что, как известно из учения о высшей нервной деятельности, представляет собой большой нервный труд. Желание спортсмена овладеть этим навыком обусловлено стремлением к достижению высоких результатов. В связи с этим формирование динамического стереотипа, лежащего в основе каждого двигательного акта спортсмена, сопровождается огромным влиянием раздражений из второй сигнальной системы.

МВУ, таким образом, позволяет выработать прочный динамический стереотип акта удара, способного устоять от влияния раздражений из второй сигнальной системы, так как благодаря этому методу теннисист имеет возможность сконцентрировать все свое внимание на процессе удара (на объекте удара, на положении ракетки и на той информации, которую он получает при ударах).

7. МВУ позволяет отрабатывать все удары.

8. МВУ дает возможность развивать огромную (более 600—800% и более от обычной) мощность специальной тренировочной нагрузки и, следовательно, выполнять нужный объем работы в короткое время с одновременным повышением к. п. д. ударных действий спортсмена. МВУ обеспечивает возможность повысить к. п. д. удара тем, что, во-первых, вырабатываются нужные пропорции биопотенциальной и кинетической энергии, и, во-вторых, вся эта энергия выделяется непосредственно в фазе удара на объекте удара, что и увеличивает η (нет потерь и лишних затрат биопотенциальной энергии в остальных фазах, а в фазе удара ее тратится столько, сколько нужно для намеченного удара, и не больше), а значит увеличивает и $\varkappa$. Повышение η — путь роста мастерства. Отметим, что повышение производительности тренировки спортсмена открывает большие возможности улучшения преподавания ударных движений в спортивных и общеобразовательных школах, а особенно в вузах, где фактор экономии времени играет огромную роль для спортсмена-студента.

9. Метод вторичных ударов позволяет обеспечить весьма важный для теннисиста процесс — процесс «сшивания» структур удара справа и слева при работе между двумя гантелями или станками.

10. Психологический эффект метода вторичных ударов очевиден. Появление «чувства мяча» и чувства уверенности в ударе значительно облегчает преодоление «объективных» трудностей теннисиста (Ф. К. Агашин, 1967).

Объективными называются трудности, детерминируемые специфическими для данного вида спорта препятствиями, без преодоления которых спортсмен не может овладеть данным видом спорта. В теннисе эти трудности определяются биомеханической программой тенниса. Без детального изучения объективных трудностей, соответствующих специфике данного вида спорта, т. е. без изучения его биомеханики, не может быть правильно поставлена и методика воспитания соответствующих волевых качеств спортсмена. При этом, поскольку эти трудности «объективные», т. е. определяются спецификой данного вида спорта, методика воспитания соответствующих волевых качеств будет по своей сущности идентична для всех людей, занимающихся данным видом спорта.

Субъективными называются (П. А. Рудик, 1962) трудности, основу которых составляет личностное отношение спортсмена к объективным особенностям данного вида спорта, к условиям тренировок, спортивных соревнований и т. п. Эти трудности, как правило, носят индивидуальный характер, они могут быть различными у представителей одного и того же вида спорта.

Методика преодоления этих трудностей (а следовательно, и методика воспитания требуемых волевых качеств спортсмена) имеет, естественно, иной характер по сравнению с методикой воспитания волевых качеств при преодолении объективных трудностей. Большое значение в этой методике приобретают методы разъяснения, убеждения, воздействия примером, проведение тренировок и соревнований в различных условиях в целях выработки адаптации к условиям соревнования, накопление опыта «самоприказа» (сущность которого составляет усилие воли, направленное на подавление астенических эмоций) и другие средства, позволяющие привести нервную систему данного спортсмена в оптимальное для решения стоящей перед ним задачи состояние, воспитывать у него спокойствие и сдержанность в отношении сопутствующих соревнованию внешних факторов и т. д.

Однако эффективность системы мероприятий, составляющих содержание психологической подготовки к соревнованию, во многом зависит от различных факторов: организационных, материальных, бытовых и даже интимных, которые могут оказать неблагоприятное влияние на общее психическое состояние спортсмена. Вот почему спортсмен особенно хорошо должен быть подготовлен к преодолению объективных трудностей, чтобы перечисленные выше факторы меньше отразились на результате.

Преодоление объективных трудностей, и прежде всего биомеханических, является основой — фундаментом для преодоления субъективных трудностей при освоении ударных движений.

§ 5. Общая методика тренировки на станках

Рассмотрим общую методику освоения станков на примере станка А-5. Станок можно располагать на различной высоте, в домашних условиях прикрепляя его к дверям, столам и т. п., а на площадке или поле он может быть установлен, например, на специальной стойке.

Возьмем в качестве примера теннисный станок. Станок укрепляется на определенной высоте — пусть это будет высота на уровне пояса, т. е. та высота, на которой проводятся обычные удары с задней линии. Для

работы на станке можно использовать специальную тренировочную ракетку, ручка которой должна в точности совпадать с ручкой игровой ракетки.

Одной из основных задач работы на станке является выбор наиболее удобного местоположения теннисиста относительно предполагаемой точки удара. Это местоположение определяется такими биомеханическими характеристиками спортсмена, как длина звеньев его тела, соотношение длин этих звеньев и некоторыми динамическими параметрами, входящими в БДС. Смоделировать полную БДС чрезвычайно трудно, поэтому сложно дать конкретные рецепты для строго научного построения основной структуры теннисиста в целом. Но поскольку мы точно знаем управляющую часть БДС, т. е. ее важнейшую часть, мы можем создать условия для организованного поиска самим спортсменом наиболее оптимальных для него условий остальных подструктур БДС.

Станок автоматически обеспечивает возникновение у спортсмена оптимальной управляющей части БДС, поэтому при работе на нем нужно попробовать несколько местоположений относительно объекта удара. Но прежде, чем совершить ударные действия по станку, полезно без удара прикоснуться инструментом к объекту удара и развить прижимающее усилие. Сохраняя это прижимающее усилие, спортсмену следует несколько раз изменить свое местоположение для выбора такого положения, в котором он чувствовал бы наименьшую затрату сил. После этого следует отвести инструмент от объекта удара, набрать скорость и произвести серию вторичных ударов.

При опускании точки удара, т. е. при опускании станка, следует изменить и ориентацию ствола станка таким образом, чтобы предполагаемый удар проходил в нужном направлении. Чрезвычайно полезным для отработки различных типов ударов как справа, так и слева является следующий вариант общей методики тренировки. Станок закрепляется в крайнем нижнем положении с соответствующей ориентацией ствола, а после проведения ряда серий вторичных ударов он поднимается на 10 см выше (с соответствующим изменением ориентации ствола), и снова производится серия вторичных ударов. Повторяя последовательно эту процедуру, теннисист заканчивает упражнение в крайней верхней для себя точке. При этом основным фактором, влияющим на ориентацию ствола по отношению к горизонту, является степень удаленности места удара, т. е. станка, от предполагаемой сетки (удар с задней линии, удар с хавкорта, удар у сетки). Если предполагаемые удары происходят в удаленной от сетки точке, то предпочтительнее увеличивать дозу кинетической энергии в полной энергии удара, и, наоборот, если отрабатываются удары около сетки, то в полной энергии удара увеличивается соответственно доза биопотенциальной энергии, т. е. усиливается прижимающая деятельность руки теннисиста в ходе серии вторичных ударов. По мере изменения высоты изменяется и степень сгибания ног в коленях.

Другим аспектом общей методики освоения станка А-5 является дискретное изменение расстояния от станка после каждой серии вторичных ударов. Упражнение начинается в максимально удаленном от станка местоположении, в котором теннисист едва достает объект удара. Причем ракетка, рука и линия туловища перпендикулярны стволу станка (это касается и удара справа, и удара слева). После выполнения серии вторичных ударов в таком положении теннисист делает опорной ногой маленький шаг вперед, порядка 10 см, с последующим подтягиванием без отрыва неопорной ноги от поверхности земли.

После такого перемещения теннисист немедленно совершает другую серию вторичных ударов. Чередуя серию вторичных ударов с последующим перемещением вперед, теннисист вплотную приближается к объекту удара, причем шаг выполняется тогда, когда производится замах. Достигнув максимально близкой к объекту удара точки положения, теннисист начинает удаляться с помощью таких же маленьких шагов от объекта удара, с той лишь разницей, что порядок работы ног теперь противоположный: передвижение назад начинается каждый раз с неопорной ноги. Можно рекомендовать при движении к станку увеличивать силу удара, а при удалении от него — уменьшать.

Еще одним важным кинематическим аспектом общей методики освоения станка А-5 является строгое соблюдение ориентации бьющего звена к стволу станка. Многие, даже хорошие, спортсмены, не обладающие достаточной точностью ударов, могли убедиться, работая

на станке, как трудно сначала сохранять в течение серии вторичных ударов строгую ориентацию.

Очень важным разделом общей методики работы на станке является выработка контроля не только в фазе удара, но и в ее $\pm\delta$-окрестности фазы удара, причем важное значение имеет $-\delta$-окрестность фазы удара, начинающейся сразу после фазы удара. Это было выявлено с помощью педагогических экспериментов, проведенных с мастерами спорта по теннису.

Для получения $-\delta$-окрестности фазы удара достаточно создать такое положение продольной линии ракетки относительно предплечья руки, как будто удар уже закончен, а головка ракетки продолжает свое движение.

Для отработки исходной стойки теннисиста станок следует закрепить на уровне центра эллипса ракетки (примерно на уровне глаз) в тот момент, когда теннисист находится в исходном положении. Это необходимо для получения возможности ударить по мячу не двигая рукой относительно плечевого пояса, только за счет поворота туловища, а также для соединения начала I фазы удара с III фазой и далее с концом V фазы, т. е. для выработки целостности и непрерывности ударных действий, столь необходимых в тактических комбинациях.

Итак, по сути дела, мы изложили пространственную и временну́ю вариативность БДС для любого конкретно взятого теннисиста. Но наибольшее значение имеет, пожалуй, динамическая вариативность самой БДС. При этом имеется два основных аспекта реализации этой вариативности в общей методике работы на станках. Первый аспект связан с вариативностью сил отдачи, их амплитуд, фаз и частот. Второй — с вариативностью квазистатических сил. Вариативность сил отдачи достигается вариацией точки удара на плоскости, а также изменением силы удара.

Вариативность квазистатических сил реализуется при вариации места хватки по всему стержню ракетки, т. е. на участке $(0\ a_0)$. Это очень полезное упражнение для отработки БАУ теннисиста.

Существует и психологический аспект общей методики освоения станка, который можно сформулировать коротко как воспитание самоконтроля теннисиста. Для этого тренер должен задавать четкую программу работы на станке и объяснять не только, как выполнять эту программу, но и как ее контролировать самому теннисисту. Самоконтроль, прежде всего, относится к ориентации плоскости ракетки. Обучение теннисиста самоконтролю при работе на станке А-5 позволяет разгрузить тренера при одновременном повышении качества тренировки большого числа теннисистов.

Несколько замечаний по применению МВУ. На площадке и при работе у тренировочной стенки или вообще при использовании любого метода можно перетренироваться, тем более при использовании МВУ — очень эффективного средства. Постепенность и регулярность в тренировке помогут избежать этой опасности. Конкретные комплексы упражнений приведены в гл. 8.

Сделаем три замечания.

1. Только реальный мяч, причем определенный сорт мяча, позволяет выработать необходимые для тонкого управления еще более тонкие динамические подструктуры, особенно в управляющем аппарате.

2. МВУ не заменяет тренировку на корте, так как для успешной игры теннисисту нужно развитие пространственного восприятия корта, линий, сетки и т. п.; МВУ дополняет систему тренировки (соответственно перестраивая ее) в главном элементе — в работе над БАУ.

3. Не следует злоупотреблять большой амплитудой силы. Метод вторичных ударов — это способ интенсивно трудиться; он позволяет повысить эффективность тренировки и достичь успехов в спортивном мастерстве.

ГЛАВА 7 НЕРЕЗОНАНСНЫЕ МЕТОДЫ ПОСТРОЕНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ПРОГРАММ

§ 1. Метод обобщенной динамики

Целью метода обобщенной динамики (МОД) является целенаправленная оптимизация процесса получения кинетической энергии системы и эффективного ее использования (достаточный к. п. д.). Средства реализации метода — движения на станках типа А$=i=$П, движения с тяжестями и адекватным сопротивлением во всех фазах, движения в замедленном, адекватном и убыстренном ритме, с сокращенной, нормальной и увеличенной амплитудой и различной симметрией.

Остановимся на некоторых весьма полезных для спортсменов режимах МОД. Эти режимы работы на биомеханических станках способствуют развитию непрерывности движения и обеспечивают необходимый импульс, развиваемый в двигательных программах.

Уравнение обобщенной динамики, реализуемой на биомеханических станках типа А$=i=$П, имеет вид:

$$F_{\text{БЦ}}=m_{\text{ст}}\frac{d^2x}{dt^2}+F_{\text{ст}}(x). \qquad (211)$$

В этом общем случае возникают управляемые инерционные силы и управляемые адекватные силы. Управляемые инерционные силы могут варьироваться на биомеханическом станке без ограничений как за счет величины $m_{\text{ст}}$, так и за счет ускорений $\frac{d^2x}{dt^2}$ движений.

В случае, если $F_{\text{ст}}(x)=0$, проявляются обычные инерционные свойства тренировочной массы $m_{\text{ст}}$, перемещающейся по направляющим заданной пространственной формы, причем масса $m_{\text{ст}}$ может изменяться без ограничений.

В случае, когда $m_{\text{ст}}\frac{d^2x}{dt^2}$ мало, на станке реализуются силы, распределенные по заданному закону $F(x)$ без влияния сил инерции.

Если закрепить копир с помощью фиксатора, то тем самым создается механическая потенциальная стенка, что позволяет развивать на станке и статические нагрузки. Упражнения метода статических нагрузок, например для развития основных управляющих моментов M_φ, M_ε и M_S, изложены в одной из работ автора*.

Известно, что скорость биохимической реакции $\dot{\xi}$ существенно зависит от биомеханической скорости V, а при $V=0$ (изометрическое сокращение) минимальна. Там же показано, что при изометрическом сокращении скорость биохимической реакции в 5 раз меньше, чем

* Ф. К. Агашин. Управление теннисной ракеткой. «Теория и практ. физ. культ.», 1967, № 1, стр. 18.

при укорочении в отсутствие груза. Это обстоятельство позволяет спортсмену в изометрических упражнениях очень экономно использовать биохимическую энергию и таким образом повышать к. п. д. своих действий и осуществлять относительное накопление энергии. Благодаря этому случай статических и квазистатических нагрузок позволяет накапливать значительную величину биопотенциальной энергии.

§ 2. Метод модельных и симметричных упражнений

Целью настоящего метода является выработка определенных динамических структур во всех фазах, кроме фазы ударов. Этими методами отрабатываются важнейшие динамические структуры, необходимые при движении ракеткой в I, II, IV и V фазах, а также соответствующие этим фазам кинематические структуры (место действия, скорость ракетки и руки и т. д.) и ритмические структуры.

Этот метод дает возможность наладить взаимосвязь между динамическими и пространственно-временными структурами в I, II, IV и V фазах и тем самым создает условия для получения оптимальных управляющих динамических структур. Весьма полезными упражнениями являются такие модельные упражнения, которые позволяют вырабатывать, с одной стороны, достаточное количество кинетической энергии (достаточная скорость движения руки спортсмена), с другой — отработать управляющие динамические структуры, реализуемые в I, II, IV и V фазах.

Перед тем как осваивать модельные и симметричные упражнения, полезно овладеть предварительным методом — методом промежуточных поз.

Под методом промежуточных поз мы будем понимать метод, предполагающий нахождение спортсмена в течение некоторого отрезка времени в той или иной фиксированной позе, которая затем сменяется другой позой, причем вся совокупность поз реализует какое-либо программное движение.

Этот метод позволяет отработать конфигурационные расположения частей системы, или, иными словами, позволяет определить координаты частей системы в физической системе отсчета, жестко связанной с той или иной частью системы.

Умение переносить начало системы отсчета с одной части системы на другую значительно повышает эффективность этого метода.

Метод промежуточных поз способствует также появлению правильных статических нагрузок, входящих в динамическую структуру квазистатическим образом (например, появление нужных ощущений от расположения общего центра тяжести относительно точек опоры).

Модельные упражнения можно охарактеризовать как упражнения, которые не точно воспроизводят кинематику обычного ударного действия, а немного отходят от нее, подчеркивая одни элементы и нивелируя другие. К таким упражнениям можно отнести, например, следующие:

I. а) спортсмен занимает исходное положение для удара справа, причем центр тяжести находится на правой ноге, рука отведена параллельно линии плеч в сторону, теннисист держит ракетку не за ручку, а за шейку. Ракетка ориентирована также параллельно линии плеч и горизонтально земле (рис. 35);

б) совершается энергичный вынос ракетки вперед строго поступательно. При этом плечи поворачиваются на 90° и центр тяжести переносится на левую ногу.

После придания ракетке определенного импульса вперед и не дожидаясь момента, когда ракетка с рукой достигнут максимально возможной удаленной точки, теннисист заставляет пальцы немного раздаться и на время предоставляет ракетку самой себе. За это время ракетка успевает проскользнуть в руке от шейки до ручки (можно до самого ее конца; см. рис. 35, *б*, *в*).

В последний момент теннисист зажимает пальцы, останавливает ракетку и фиксирует это положение. Эта часть упражнения реализует модель удара справа. Если провести симметричное движение в обратной последовательности, то реализуется модель удара слева;

в) ракетке придается поступательное движение назад; затем, когда руки оказываются в отведенном назад положении, пальцы руки едва разжимаются, позволяя ракетке проскользнуть по ним до упора о головку ракетки. Плечи при этом поворачиваются обратно на 90° — центр тяжести переносится на правую ногу.

Такие циклы симметричных моделей справа и слева можно повторять много раз подряд в различном темпе:

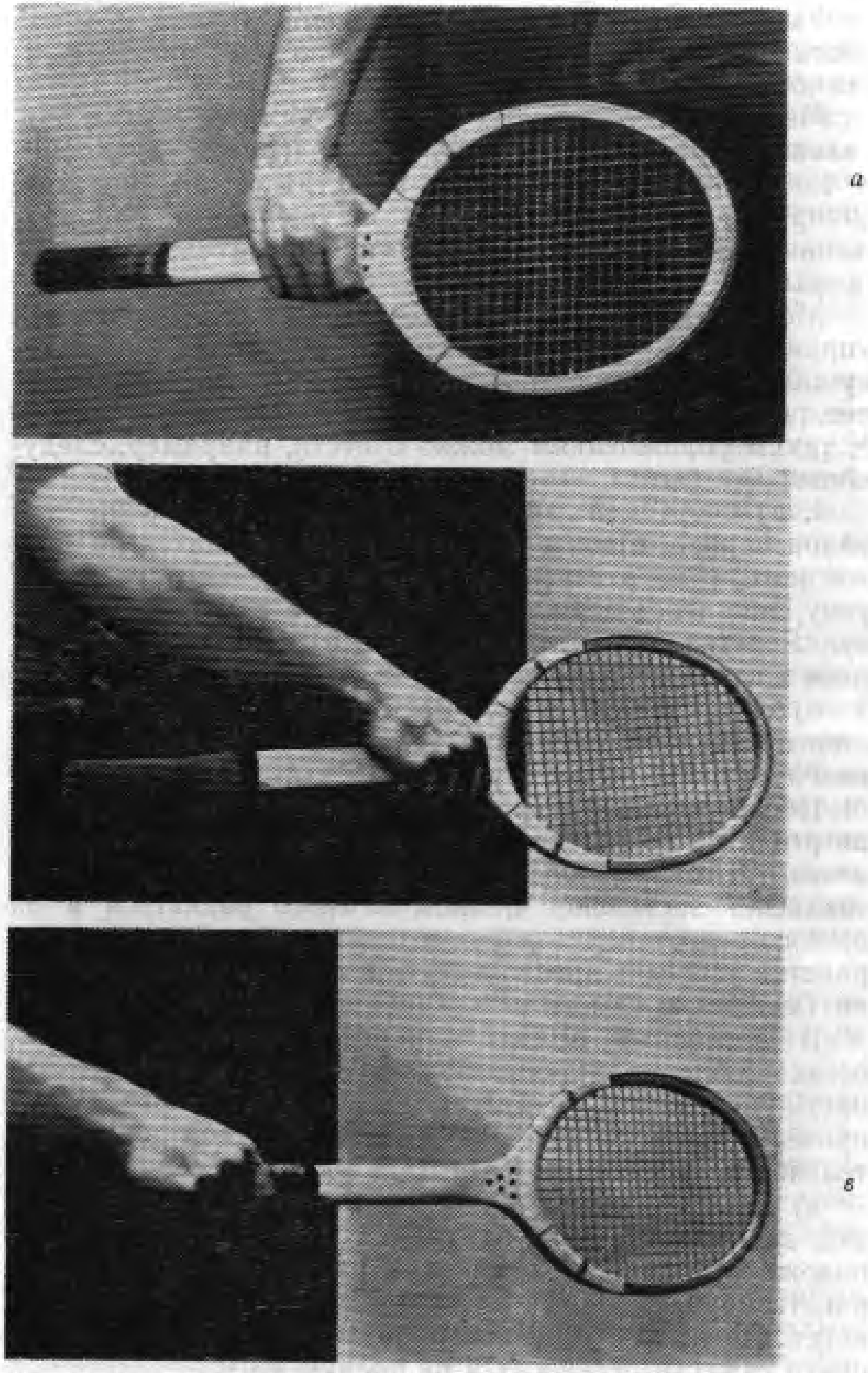


Рис. 35. Модельное упражнение:
а — исходное положение, *б* — рука едва разжимается, *в* — рука сжимается, фиксируя ракетку

медленном (когда теннисист осваивает это движение), среднем и быстром.

Отметим, что ритм этого движения точно такой же, как и в реальных ударах. Наиболее трудно выполнять это движение при уменьшенных амплитудах размаха.

Эти медленные и симметричные упражнения позволяют выработать динамические и кинематические структуры крупных суставов во II и IV фазах ударного действия:

II. а) исходное положение теннисиста для удара справа;

б) проводится I, II (III фаза удара при имитации отсутствует) и начало IV фазы.

Далее осуществляется резкое действие кисти в противоположном удару направлении, т. е. как бы в этот момент совершается удар слева. Ракетка при этом останавливается, а рука теннисиста, едва разжавшись, проскальзывает по ручке ракетки к шейке, где и поддерживает ее.

Это модельное упражнение помогает отрабатывать управляющие динамические структуры IV фазы ударного действия.

§ 3. Метод массажных упражнений

Задачей метода массажных упражнений является упорядочение действия мышц, а также обеспечение получения спортсменом информации от отдельных узлов системы с целью построения и совершенствования пространственно-временных структур. Этот метод особенно эффективен в период интенсивных специализированных тренировок БАУ.

Основным в методе массажных упражнений является получение дополнительной информации о местонахождении отдельных звеньев БЦ, а также тонкая настройка мышц — это позволяет концентрировать внимание на конфигурации частей мышечной системы. Такая дополнительная информация и соответствующая ей некоторая концентрация внимания достигаются с помощью массажных упражнений.

Массажные упражнения существенно отличаются от массажа: они проводятся при активном состоянии мышц (при массаже мышцы расслаблены).

Особенностями массажных упражнений является и то, что они осуществляются в условиях небольших перемещений, имитирующих удар.

Массажными упражнения называются потому, что при их выполнении применяются три элемента из общей техники массажа: 1) поглаживание, 2) растирание, 3) разминание.

§ 4. Метод переменного числа степеней свободы

Для воздействия на систему движений обычно используются изменения: условий окружения, состояния спортсмена и постановки общей и локальных задач (Д. Д. Донской, 1968). Во всех трех направлениях целесообразно создавать не только облегчающие (упрощающие) или утяжеляющие (усложняющие) факторы, но и факторы, способствующие поиску новых степеней свободы. Изменения условий окружения касаются места тренировки, соревнований, снарядов, технических, метеорологических, климатических факторов и т. п. Состояние спортсмена зависит как от повышения работоспособности (разминка, настройка, врабатывание, эмоциональный фон и т. п.), так и от понижения общей и специальной работоспособности под действием физической нагрузки, психологических, и в частности эмоциональных, факторов.

Для воздействия на состояние спортсмена, на его биомеханические структуры применяется метод переменного числа степеней свободы, который может быть охарактеризован как метод локализованных воздействий на систему и локализованных действий системы. Возможны следующие варианты: а) у системы жестким закреплением ликвидировано несколько степеней свободы, в остальных ей предоставлена полная свобода; этот вариант необходим при разрушении непригодных динамических структур спортсмена; б) ликвидированы почти все степени свободы; оставшиеся позволяют совершать определенные движения; этот вариант необходим при поиске и построении необходимых структур.

Метод переменного числа степеней свободы может быть применен как при построении нужных динамических структур, так и, что особенно важно, при разрушении неправильных, неоптимальных движений (особенно вариант «*а*»).

Разрушение неправильных движений (Ф. К. Агашин, 1967) — это процесс не только «забывания» неправильных движений с точки зрения трех важнейших критериев в их оценке; энергообеспечения, динамики и управления (если это возможно), а прежде всего целенаправленное разрушение сложившихся неоптимальных биомеханических структур в случае их прочности.

§ 5. Метод комплексной динамики

Задачей этого метода является построение определенных динамических и кинематических структур во взаимодействии. Этот метод мало разработан, но весьма перспективен, позволяет создавать упражнения комплексного характера и, кроме того, синтезировать в одном упражнении сразу несколько существующих методов.

Ударные движения среди других видов движений обладают рядом характерных особенностей, из которых можно подчеркнуть две наиболее важные: асимметрия движений и огромная скорость переработки информации как за счет большого объема этой информации, так и за счет малого времени ее переработки и реализации.

В связи с этим значительно повышается роль автоматизма движений, для обеспечения которого необходима автономность важнейших звеньев БАС — звеньев БАУ.

ГЛАВА 8 ТРЕНИРОВКА УДАРНЫХ ДВИЖЕНИЙ

§ 1. Моделирование БДС в ударных движениях

По ходу изложения уже отмечалось, что те или иные положения справедливы не только для тенниса, но и для других видов спорта. В этом разделе мы специально остановимся на этих вопросах.

В исследовании биомеханики спортивных игр (футбол, волейбол, хоккей с мячом, хоккей с шайбой, настольный теннис, бадминтон и т. п.) можно с успехом применить моделирование основных движений этих видов спорта с помощью БДС, и прежде всего ее управляющей части.

В перечисленных видах спорта, несмотря на различия, одна общая черта: в структуре движений есть ударное действие по внешнему объекту. В фазе удара спортсмена по объекту реализуется БДС. Ясно, что при этом ощущения спортсменов в разных видах спорта различны, прежде всего в силу различия величины развиваемого импульса (например, в настольном теннисе и в футболе). Чтобы убедиться в этом, достаточно составить таблицы, аналогичные табл. 1 (стр. 97).

Однако во всех ударных действиях есть общее — это управление ударным действием, как предварительное, так и программно-автоматическое в фазе удара.

Механизм программно-автоматического управления, вскрытый в гл. 2, полностью реализуется не только в ударных действиях в теннисе и футболе, но и в настольном теннисе, бадминтоне, волейболе и других ударных спортивных действиях. Отсюда и БАУ спортсменов в данных игровых видах спорта, которые осуществляют механизм программно-автоматического управления, играют очень большую роль.

Для их создания и совершенствования принципиально применимы многие изложенные выше методы, и особенно МВУ.

§ 2. К методике тренировки ударных действий футболиста

Цель этого раздела — подробнее изложить возможности метода вторичных ударов для отработки ударных действий футболиста.

Как известно, взаимодействия игроков футбольной команды как между линиями, так и внутри них направлены, с одной стороны, на необходимость обороны собственных ворот, а с другой — на достижение конечной цели футбола — поражение ворот противника, по крайней мере, на один раз больше, чем это сумеет сделать противник. Поэтому все усилия игроков футбольной команды направлены на создание условий игрокам линии нападения, а внутри нее — какому-то одному игроку, который производит ударное действие по воротам.

Это не означает, что команда специально играет на какого-то отдельного нападающего (хотя и такой случай встречается). Иногда трудно предсказать, у кого из игроков возникнут условия для удара и кто возьмет на себя ответственность произвести удар по воротам, ибо этот завершающий акт является вершиной атаки, развиваемой всем коллективом. Но из практики известно, как трудно с достаточной надежностью произвести точное ударное действие. Трудности особенно возрастают, если учесть, что в современных условиях активизировалась деятельность защиты и в воротах, как правило, стоит опытный вратарь. Все это ставит на первый план тренировки футболиста отработку завершающих ударных действий с высокой вероятностью поражения ворот.

Только команда, обладающая по крайней мере двумя-тремя игроками линии нападения, способными выполнить в трудных условиях завершающие удары с 80—90% вероятности поражения ворот, может одерживать стабильные победы. Важность подготовки игроков-снайперов, способных совершать удары с таким высоким процентом вероятности поражения ворот, диктуется огромным количеством усилий, предпринимаемых всем коллективом команды.

Не будем касаться всего многообразия проблем, связанных с функционированием сложного организма футбольного коллектива; остановимся на биомеханических аспектах ударного действия футболиста, целью которого является поражение ворот противника.

Ударные действия футболиста характеризуются тем, что контакт ног с мячом осуществляется на расстоянии порядка 10 см, при этом в сильном ударе развивается громадное усилие знакопеременного характера, действующее на ногу футболиста, амплитуда которого может достигать сотен килограммов.

Рассмотрим основное ударное действие — удары по воротам, хотя все сказанное можно отнести к передаче и другим ударам. Линейные размеры ворот, как известно, таковы: ширина 7,32, высота 2,44 м. Для простоты возьмем центральный удар с расстояния 15 м, определим (рис. 36) угол, под которым видна ширина ворот (φ), и угол, под которым видна их высота (ε).

Если учесть, что действия вратаря существенно сокращают поражаемую площадь ворот, то, как показывает простой расчет, угловой разброс от предполагае-

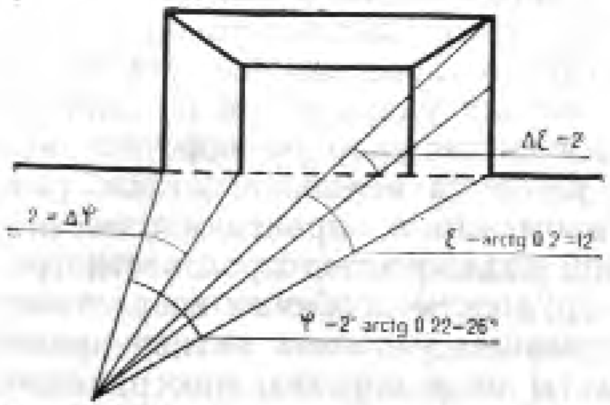


Рис. 36. Углы поражения футбольных ворот $\Delta\varphi$ и $\Delta\varepsilon$

мого направления удара необходимо свести к минимуму, т. е. $\pm\Delta\varphi=2^\circ$ и $\pm\Delta\varepsilon=2^\circ$. Для того чтобы выполнить эти высокие требования, необходима особая чувствительность бьющей ноги. Воспитание такой чувствительности — чрезвычайно трудная задача. Она может быть осуществлена значительно быстрее и качественнее с помощью метода вторичных ударов, проводимого на специальных станках А-41 (рис. 37—40).

Большая интенсивность нагрузки, высокий к. п. д., полноценность сопровождения и все другие преимущества метода вторичных ударов (см. гл. 6) помогут обеспечить стабильную надежность точных и сильных ударов.

§ 3. О тренировке ударных фаз в легкой атлетике

Рассмотрим применение БДС в легкой атлетике. По определению, БДС бегуна на дистанции длиной L реализуется в фазе его контакта с покрытием.

Пусть длина отрезка от одного i-го контакта с покрытием до другого $(i+1)$-го будет обозначена через Δl_i, тогда:

$$L=\sum_{i=1}^{N}\Delta l_i, \tag{212}$$

где N — полное число шагов-отрезков. Можно также написать равенство $L=N\Delta\bar{l}$, где $\Delta\bar{l}$ — средняя длина отрезка.

После контакта бегуна с покрытием (время этого контакта обозначим τ_i) спортсмен (точнее, его центр тяжести) приобретает некоторую скорость $\vec{V}_i$, которая

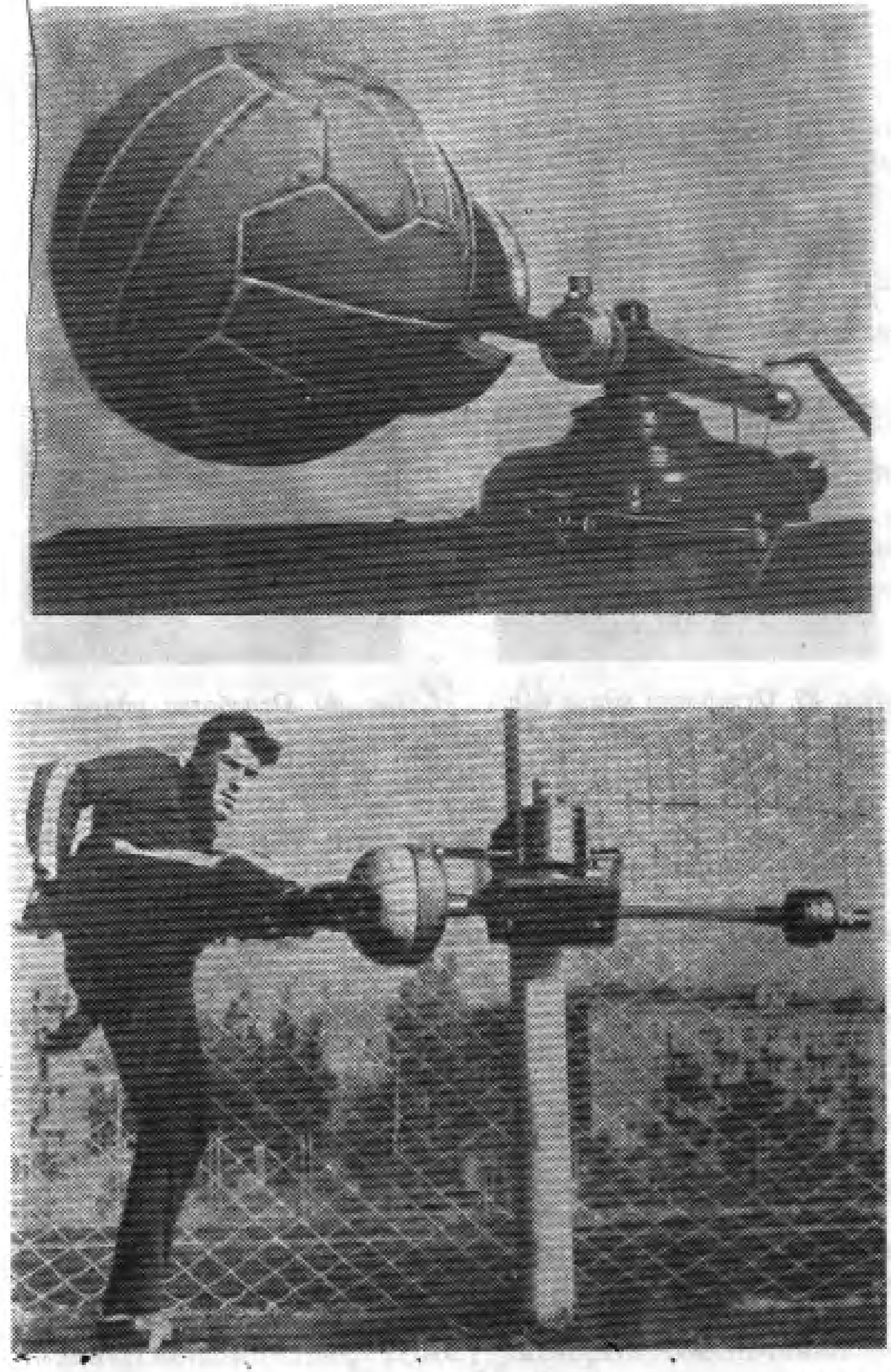


Рис. 37. Общий вид станка А-41 для тренировки футболиста и футбольного биомеханического станка А-42-П

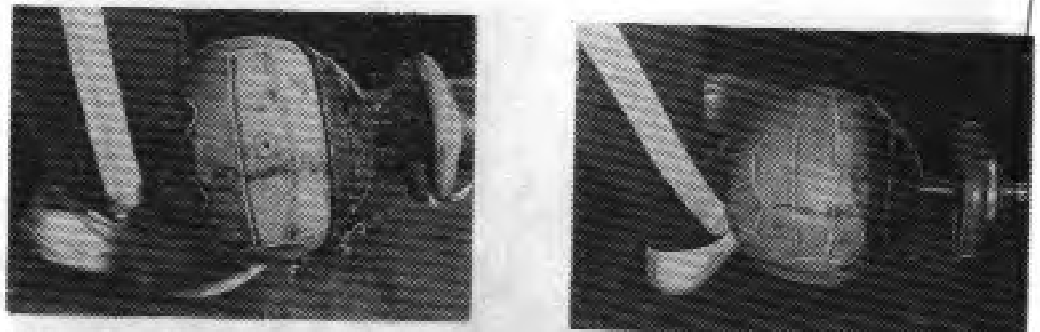


Рис. 38. Отработка ударных действий футболиста подъемом стопы

Рис. 39. Отработка удара внутренней и внешней частью стопы

Рис. 40. Отработка удара пяткой

имеет вертикальную составляющую $V_{i\text{в}}$ и горизонтальную составляющую V_{ir}.

Если ввести среднюю скорость на i-м отрезке $\bar{V}_{ir}$, которая не меняется на отрезке $\tau+\Delta l_i$, так что

$$\frac{\Delta l_i}{\bar{V}_{ir}(\Delta l_i)} = \tau_i + \Delta l_i, \tag{213}$$

где τ_i — время i-го контакта, Δl_i — время i-го полета, то полное время, за которое бегун пробегает дистанцию L, равно:

$$t_L = \sum_{i=1}^{N} \frac{\Delta l_i}{\bar{V}_{ir}(\Delta l_i)}. \tag{214}$$

На самом деле из-за того, что $\bar{V}_{ir}$ в силу большого сопротивления воздуха ($F_{\text{сопр}} \sim \bar{V}_{ir}^2$) убывает во времени на отрезке (t_i, t_{i+1}), нас интересует та часть функции $V_{ir}(t)$, где она имеет наибольшее значение. Задача

бегуна состоит также и в повышении $V_{ir}(t)$, и в использовании наибольших ее значений на отрезке $\Delta t_i = \Delta t_{\text{подъема}} + \Delta t_{\text{падения}}$. Первая часть задачи заключается в увеличении импульса силы бегуна в фазе контакта, вторая — в более пологой ориентации направления импульса бегуна, что приводит к меньшему Δl_i и к большему числу шагов.

Известно, что $\Delta l_i = \dfrac{V_i \sin 2\alpha_i}{2g}$ (без учета сопротивления воздуха), где α_i — угол наклона P_i к покрытию.

В реальной действительности:

$$\Delta l_i^{(2)} < \Delta l_i^{(1)}, \quad \Delta l_i = \Delta l_i^{(1)} + \Delta l_i^{(2)}. \tag{215}$$

$V_{ib_{\text{в}}} = V_{ib_{\text{г}}}$ вследствие ничтожности сопротивления воздуха в вертикальном направлении. Отсюда $\Delta t_{\text{подъема}} = \Delta t_{\text{падения}}$. Вообще $\Delta t_i = \Delta t_{i\text{подъема}} + \Delta t_{i\text{падения}}$, но с учетом предыдущего равенства $\Delta t_i = 2\Delta t_{i\text{подъема}} = 2\Delta t_{i\text{падения}}$.

Так как $\vec{P} = M \cdot \vec{V}_i$,

$$t_L = \sum_{i=1}^{N} \frac{\Delta l_i}{\dfrac{P_{ir}}{M}}, \tag{216}$$

где $P_{ir} = \int_0^{\tau}\int_0^{\omega_{\text{пр}}} F(t, \omega)\, d\omega dt.$

Чтобы уменьшить t_L, необходимо обеспечить увеличение прежде всего $\Delta l_i^{(1)}$ и уменьшение $\Delta l_i^{(2)}$, что достигается, во-первых, за счет увеличения $|P_i|$, что, в свою очередь, обеспечивается в фазе контакта, и, во-вторых, за счет тенденции к убыванию угла α_i наклона вектора P_i к покрытию, что влечет за собой относительное для данного бегуна увеличение числа шагов на дистанции L или на ее участке, при этом еще больше возрастает значение процесса взаимодействия бегуна с покрытием.

Все сказанное позволяет сформулировать основную задачу системы тренировки бегуна: каждому бегуну необходимо сформировать свой индивидуальный биомеханический аппарат (БАС), который обеспечивал бы энергетически наивыгоднейшее резонансное взаимодействие с покрытием на взаимно скоррелированной частоте, которая определяется временем взаимодействия

7 Зак. 3334

с данным покрытием, с одной стороны, а с другой — собственными частотами мышц данного бегуна.

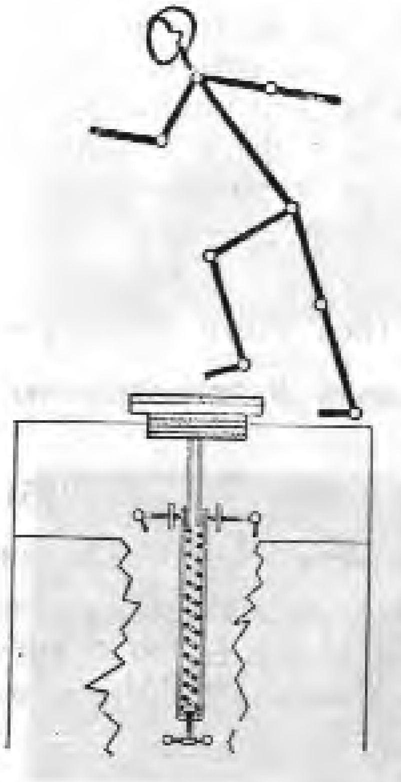


Рис. 41. Схема станка А-101 для отработки резонансного контакта спортсмена с покрытием ($\omega_{0i}=5\div10$ гц)

Такое формирование БАС бегуна можно осуществить на специальном тренировочном станке А-101 * (рис. 41), работающем по принципу вторичных ударов.

Задавая различные ориентации подвижной платформы, можно отрабатывать нормальную и тангенциальную составляющие усилий, возникающих в фазе контакта спортсмена с покрытием. Тангенциальную составляющую можно отрабатывать и на станке А-41 (см. рис. 35, *в*), генерирующем поперечные (относительно голени) волны, которые реализуют тангенциальную составляющую усилий контакта.

Сформированный на станке, а также с помощью сопутствующих упражнений БАС бегуна (или любого другого спортсмена), осуществляющего перемещения по покрытию (футболиста, теннисиста и др.), позволит ему существенно повысить коэффициент полезного действия своих движений при перемещении, управляемость, маневренность, увеличит скорость, обеспечит, образно говоря, «чувство покрытия».

---

* Ф. К. Агашин, М. Ф. Агашин. Станок для тренировки. Авт. св. № 397211 от 22 июля 1971 г.

ПРИЛОЖЕНИЕ. СВОЙСТВА СПОРТИВНЫХ МЯЧЕЙ

§ 1. Критерии качества теннисного мяча

Введем критерии для определения игровых и эксплуатационных качеств теннисного мяча. Рассмотрим упругие и баллистические свойства мяча, а также характер и прочность покрытия. Прочность покрытия и стабильность упругих свойств определяют время службы мяча. От баллистических и аэродинамических свойств зависят полет мяча и устойчивость его в полете. Баллистические свойства и характер покрытия влияют на взаимодействие мяча с ракеткой. Наконец, упругие свойства (коэффициент упругости мяча K) в значительной степени определяют время взаимодействия мяча с ракеткой, вносят существенный вклад в полное время взаимодействия. Этот вклад должен быть оптимальным. Снизу он ограничен конечным временем взаимодействия для рассредоточения во времени нагрузок (и, значит, снижения максимума нагрузок), а также для осуществления качественного контроля, т. е. $K<K_{max}$. Сверху вклад времени ограничен тем, что при увеличении времени взаимодействия увеличивается максимальная деформация мяча. Так как часть кинетической энергии мяча и ракетки при стандартных ударах переходит в потенциальную энергию упругой деформации мяча и эта часть примерно сохраняется: $\Pi_м=\frac{Kx_0^2}{2}$, то, следовательно, уменьшается K, что приводит, во-первых, к большим тепловым потерям, во-вторых — и это главное — к осцилляциям мяча после удара $\left(\text{так как период} \sim \frac{1}{\sqrt{K}}\right)$ и неровному полету мяча.

И, значит, должно быть также $K>K_{min}$.

Оптимальное значение K устанавливается экспериментальным путем.

§ 2. Вращение мяча

При полете вращающегося мяча возникает эффект Магнуса. Степень действия эффекта Магнуса особенно важно учитывать спортсмену для обеспечения задач управления. (Эффект Магнуса состоит в возникновении поперечной силы, действующей на тело, вращающееся в набегающем на него потоке газа или жидкости.)

Например, если вращающийся бесконечно длинный круговой цилиндр обтекается безвихревым потоком, направленным перпендикулярно его образующим, то вследствие вязкости газа скорость течения со стороны, где направление скорости потока и вращения цилиндра совпадают, увеличивается, а со стороны, где они противоположны, — уменьшается. В результате давление на одной стороне возрастает, на другой уменьшается, т. е. появляется поперечная сила Y (рис. 42), определяемая теоремой Жуковского, которая гласит, что если установившийся плоскопараллельный потенциальный

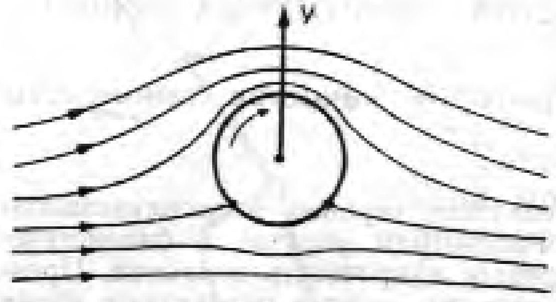


Рис. 42. Подъемная сила

поток несжимаемого газа набегает на бесконечно длинный цилиндр перпендикулярно его образующим, то на единичный участок цилиндра действует подъемная сила Y, равная произведению плотности γ среды на скорость потока V и на циркуляцию Γ скорости по любому замкнутому контуру, охватывающему обтекаемый цилиндр, т. е.:

$$Y=\gamma V\Gamma;$$

$$m\vec{g}+\vec{Y}=m\vec{a},$$

где a — ускорение, нормальное к потоку (земле). Оно определяет время падения мяча на землю.

Если выполняется крученый удар (один знак у $m\vec{g}$ и $\vec{Y}$: вниз), то $|a|$ — велико и необходима составляющая скорость вверх, чтобы увеличить время полета:

$$h=\frac{at^2}{2}; \quad t=\sqrt{\frac{2h}{a}},$$

где h — высота полета мяча над землей.

Если выполняется резаный удар ($\vec{Y}$ направлена вверх), то $|a|$ мало и время полета может быть больше, чем требуется ($S=Vt$, а S не может быть больше размеров площадки). Поэтому должна быть ограничена V мяча и угол ε.

Естественно, что на полет мяча оказывает влияние время интенсивного вращения мяча (в обтекающей струе воздуха есть и трение). Это время при существующем трении (зависящем в основном от покрытия мяча) определяется энергией вращения: $I_м=\frac{\omega^2}{2}$, т. е. зависит от $I_м$ — момента инерции мяча.

Наличие вращения у мяча (спин) существенно меняет картину взаимодействия инструмента с мячом. Появляется дополнительная составляющая воздействия на инструмент, которую нужно нейтрализовать. Эта составляющая может достигать очень больших значений, так как энергия вращения может быть даже больше энергии поступательного движения мяча:

$$\frac{I_м\omega^2}{2}>\frac{m_M V^2}{2},$$

где

$I_м=\frac{8}{15}\pi d(R_0{}^5-R_1{}^5)$ — экваториальный момент инерции мяча, ω — угловая скорость вращения, R_0 — внешний радиус мяча, R_1 — внутренний радиус, d — средняя плотность мяча. Отметим, что в силу пятой степени зависимости момента инерции мяча от внешнего и внутреннего радиусов мяча его баллистические и аэродинамические свойства в значительной степени зависят от того, каковы значения R_0 и R_1 и одинакова ли толщина мяча (R_0-R_1) для любого участка сферы.

Спиновое воздействие со стороны мяча направлено в плоскости эллипса ракетки в зависимости от направления вращения. При крученом ударе противника это воздействие направлено вниз, при резаном — вверх, а при боковых вращениях — в соответствующую сторону. При смешанных вращениях естественно возникают сложные воздействия, подчиняющиеся принципу суперпозиции.

Количественная сторона фактора вращения мяча может быть определена. Закон сохранения момента импульса дает:

$$N=I_м\omega_м=I_р\omega_р,$$

где $\omega_м$ — нулевая скорость мяча до удара, откуда

$$\omega_р=\frac{I_м\omega_м}{I_р},$$

где $\omega_р$ — угловая скорость ракетки после удара при условии, что ракетка предоставлена сама себе. В действительности приобретенный ракеткой момент импульса погашается рукой теннисиста.

Уравнения динамики вращательного движения:

$$M=\frac{dN}{dt}=I_р\frac{d\omega_р}{dt};$$

$$M=I_м\frac{d\omega_м}{dt}; \quad M=I_м\frac{\Delta\omega_м}{\Delta t}.$$

Если после удара вращение отсутствует, то $\Delta\omega_м=\omega_м$; если мяч стал вращаться в противоположную сторону с той же скоростью, то $\Delta\omega_м=2\omega_м$.

При сильном вращении $\Delta\omega_м$ может быть $\gg\omega_м$. Время же Δt представляет собой время вращательного (спинового) взаимодействия ракетки с мячом. В первом случае оно $\sim\frac{\tau}{2}$, а в других случаях может достигать максимального значения τ, обусловленного характером временной зависимости азимутального момента $M_\varphi(t)$.

§ 3. Колебания мяча

Поскольку для волновой биомеханики очень важно знание частот собственных колебаний объектов и участков среды, с которыми приходится соприкасаться человеку, приведем экспериментальные данные о собственных частотах футбольного мяча. Любой спортивный мяч представляет собой оболочку, заполненную средой, в частности газовой, находящейся под определенным давлением.

Футбольный мяч был исследован на определение собственного спектра, и прежде всего его основной гармоники при различных давлениях воздуха в нем (рис. 43). Полученные данные позволили экспериментально определить собственную частоту футбольного мяча, которая оказалась порядка 40 гц. Таким образом, чтобы взаимодействие БАС футболиста с мячом носило самый выгодный резонансный характер, необходимо, чтобы средняя частота пульсаций активности ансамблей мышечных волокон БАС, и прежде всего БАУ, была бы порядка 40 гц, т. е. программная частота в футболе — $\nu_{пр.ф} = 40$ гц.

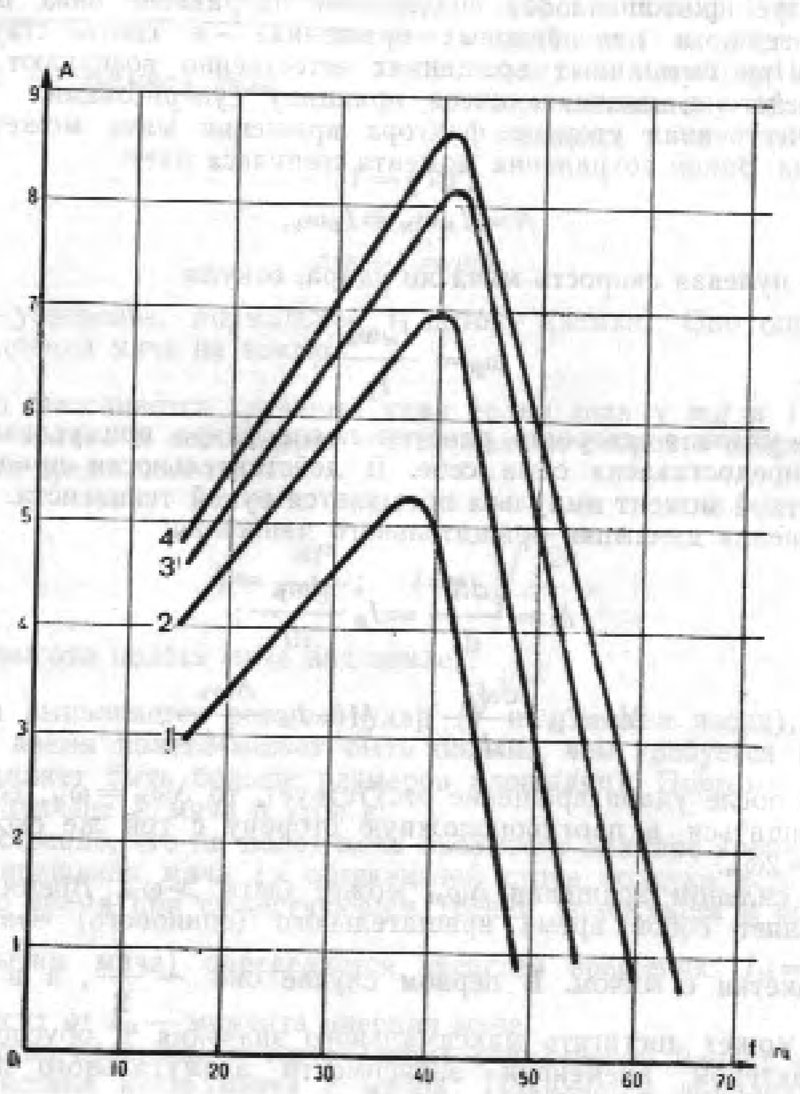


Рис. 43. Семейство резонансных кривых футбольного мяча в зависимости от давления в нем

В заключение отметим, что высококачественный спортивный мяч со стабильными спектральными свойствами позволяет спортсмену уверенно идентефицировать данный процесс взаимодействия БАС с мячом (с определенной устойчивой траекторией полета мяча) на полях и площадках, что является необходимым условием достижения высокой и стабильной точности управления.

СОКРАЩЕНИЯ В ТЕКСТЕ

БАИ — биомеханический аппарат исполнения
БАС — биохимический аппарат спортсмена
БАУ — биомеханический аппарат управления
БАЧ — биомеханический аппарат человека
БДС — базисная динамическая структура
БЗ — биомеханическое звено
БМР — биомеханический резонанс
БМС — биомеханический станок
БПЭ — биопотенциальная энергия
БЦ — биомеханическая цепь
БЦЧ — биомеханическая цепь человека
ДС — динамическая структура
ИИ — индуцированное излучение
ИС — информационная структура
ИСП — информационная структура памяти
МВУ — метод вторичных ударов
МОД — метод обобщенной динамики
МСП — мышечная структура памяти
ПАУ — программно-автоматическое управление
ПАЭ — промежуточный аккумулятор энергии
ПСДВВ — принцип суперпозиции детерминированного и вероятностного будущего
СП — структура памяти
УСС — управление типа синтеза систем

ЛИТЕРАТУРА

Агашин Ф. К. Управление теннисной ракеткой. «Теор. и практ. физ. культ.», 1967, № 1.

Агашин Ф. К. Теоретические и экспериментальные исследования управления ударными действиями теннисистов и обоснование совершенствования методики его тренировки. Дисс. М., 1967.

Агашин Ф. К. Подброс и фаза удара в теннисной подаче. Сб. «Теннис», 1967, № 1.

Агашин Ф. К. Как выбрать теннисную ракетку. Сб. «Теннис». М., ФиС, 1968.

Агашин Ф. К. Некоторые биомеханические трудности тенниса и методы их преодоления. Матер. научн.-метод. конф. Изд. МГУ, 1969.

Агашин Ф. К., Слезов Г. Г. Приборы для юстировки спортивного инвентаря ударного действия (юстиметры). «Теор. и практ. физ. культ.», 1970, № 2.

Агашин Ф. К., Донской Д. Д. Взаимосвязь структур как исходная позиция биомеханики спорта. Матер. Всесоюз. конф. по технике спорта. М., 1966.

Агашин Ф. К., Зайцев В. С. Преодоление основных психологических и биомеханических трудностей в совершенствовании техники тенниса. Матер. III съезда об-ва психологов. Т. III, вып. 2. М., 1968.

Агашин Ф. К., Зайцева Л. С. Особенности работы мышц теннисиста. «Теор. и практ. физ. культ.», 1972, № 8.

Агашин Ф. К., Будак Б. М. Об одном классе задач теории управления. Труды НИИВЦ МГУ. «Решение задач оптимального управления и некоторых обратных задач». Изд. МГУ, 1974.

Агашин Ф. К. О свойствах биомеханического аппарата спортсмена. Сб. научных тезисов Всемирн. науч. конгресса. М., ФиС, 1974.

Александров Е. В., Соколинский В. Б. Прикладная теория соударения стержней с торцами произвольной формы. М., 1964.

Анохин П. К. Физиология и кибернетика. «Вопросы философии», вып. 4, 1957.

Ахиезер Н. И. Классическая проблема моментов. М., ФиС, 1961.

Айзерман М. А., Андреева Е. А. О некоторых простых механизмах управления скелетными мышцами. В сб. «Исследование процессов управления мышечной активностью». М., «Наука», 1970.

Бальсевич В. К. Основные закономерности становления и развития локомоторной функции в онтогенезе человека. Матер. 1-й Всесоюз. научн. конф. по биомеханике спорта, 1974.

Бабский Е. Б., Зубков А. А., Косицкий Г. И., Ходоров Б. И. Физиология человека. М., «Медицина», 1966.

Базаров И. П. Термодинамика. М., Изд. Физ.-мат. литературы, 1961.

Бабаков И. М. Теория колебаний. М., «Наука», 1968.

Белиц-Гейман С. П. Техника теннисиста. М., ФиС, 1965.

Белман Р. Процессы регулирования с адаптацией. М., «Наука», 1964.

Белман Р., Калаба Р. Динамическое программирование и современная теория управления. М., «Наука», 1968.

Бернштейн Н. А. Исследования по биомеханике удара. В сб. «Исследования ЦИТ». Т. 1, вып. 1. М., 1923.

Бернштейн Н. А. Биомеханическая нормаль удара. В сб. «Исследования ЦИТ». Т. 1, вып. 2. М., 1924.

Бернштейн Н. А. О построении движений. М., Медгиз, 1947.

Бернштейн Н. А. Очередные проблемы физиологии активности. В сб. «Проблемы кибернетики», 1961, № 6.

Бернштейн Н. А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности. М., «Медицина», 1966.

Бриллюэн Л. Н. Наука и теория информации. М., Физматгиз, 1960.

Бриллюэн Л. Н. Научная неопределенность и информация. М., «Мир», 1966.

Будак Б. М., Самарский А. А., Тихонов А. Н. «Сборник задач по математической физике». М., Госиздат, 1955.

Бурбаки Н. Теория множеств. М., «Мир», 1965.

Бутенко Б. И. О некоторых закономерностях спортивной тренировки. «Теор. и практ. физ. культ.», 1966, № 2, 3.

Бутенко Б. И. Новое в понимании двигательного навыка. «Теор. и практ., физ. культ.», 1971, № 2.

Верхошанский Ю. В. Основы специальной силовой подготовки. М., ФиС, 1970.

Винер Н. Кибернетика. М., «Советское радио», 1968.

Волькенштейн М. В. Молекулы и жизнь. М., «Наука», 1965.

Гастев А. К. Трудовые установки. М., «Экономика», 1973.

Гельфанд И. М., Гурфинкель В. С., Цетлин М. Л., Шик М. А. Некоторые вопросы исследования движений. В сб. «Модели структурно-функциональной организации некоторых биологических систем». М., «Наука», 1966.

Гельфанд И. М., Фомин С. В. «Вариационное исчисление». М., Изд. Физ.-мат. литературы, 1961.

Гельфанд И. М., Цетлин М. Л. О математическом моделировании механизмов центральной нервной системы. М., Изд. Физ.-мат. литературы, 1961.

Гленсдорф П., Пригожин И. Термодинамическая теория структуры, устойчивости и флуктуаций. М., «Мир», 1973.

Глушков В. М. О кибернетике как науке. В сб. «Кибернетика, мышление, жизнь». М., «Мысль», 1964.

Гурфинкель В. С., Сотникова Л. Е., Терешков О. Д., Фомин С. В., Шик М. А. Анализ физиологического тремора с помощью универсальной вычислительной машины. В сб. «Модели структурно-функциональной организации некоторых биологических систем». М., «Наука», 1968.

Гурфинкель В. С., Фомин С. В., Штилькинд Т. И. Определение суставных моментов при локомоции. Биофизика. Т. 16, вып. 2, 1970.

Гросс Х. Х. Кибернетическое моделирование при оптимизации спортивной техники и процесса обучения. Матер. Всемирн. научн. конгресса. М., ФиС, 1974.
Дещеревский В. И. Кинетическая модель мышечного сокращения и ее экспериментальная проверка. Автореф. канд. дисс. Изд. МГУ, 1970.
Донской Д. Д. Движения спортсмена. М., ФиС, 1965.
Донской Д. Д. Биомеханика с основами спортивной техники, М., ФиС, 1977.
Донской Д. Д. Законы движений в спорте. М., ФиС, 1968.
Дьячков В. М. Прыжок в высоту с разбега. М., ФиС, 1958.
Дьячков В. М., Клевенко В. М., Новиков А. А., Преображенский И. Н., Савин С. А. Совершенствование технического мастерства спортсменов. М., ФиС, 1967.
Емельянов В. Б., Ефимов В. Н., Франк Г. М. Изучение структурных изменений в мышце при одиночном сокращении дифракционным методом. В кн. «Биофизика мышечных сокращений». М., «Наука», 1966.
Жуков Н. И. Информация. Минск, «Наука и техника», 1966.
Зайцева Л. С. Современные методы исследования техники тенниса (наука — практике). В сб. «Теннис», вып. 2, 1971.
Зайцева Л. С. Применение метода вторичных ударов для определения специальной подготовленности теннисистов. Тезисы докл. XII Всесоюз. науч. конф. по физиологии, морфологии, биохимии и биомеханике мышечной деят. Львов, 1972.
Зациорский В. М. Физические качества спортсмена. М., ФиС, 1966.
Зациорский В. М. Кибернетика, математика, спорт. М., ФиС, 1969.
Зациорский В. М., Филин В. П. К теоретическому обоснованию современной методики воспитания быстроты. «Теор. и практ. физ. культ.», 1962, № 6.
Иванова Г. П. Особенности биодинамики ударных движений и управления ими. В сб. «Ученые записки ГДОИФКа им. П. Ф. Лесгафта», вып. XVI. Л., 1972.
Именитов Л. Б. Об оптимальном распределении усилий. «Теор. и практ. физ. культ.», 1969, № 11.
Исакович М. А. Общая акустика. М., «Наука», 1973.
Зубарев Д. Н. Неравновесная статистическая термодинамика. М., «Наука», 1971.
Зубарев Д. Н. Неравновесная статистическая термодинамика. М., «Наука», 1971.
Комарова Л. Н. Некоторые вопросы акустики изогнутых стержней и оболочек. Автореф. канд. дисс. М., 1969.
Коробков А. В. Новое в физиологии спорта. М., ФиС, 1961.
Коробков А. В. К вопросу о развитии представлений о физиологических основах спортивной тренировки. «Теор. и практ. физ. культ», 1959, № 6.
Коренберг В. Б. Надежность исполнения в гимнастике. М., ФиС, 1970.
Коренев Г. В. Введение в механику управляемого тела. М., «Наука», 1964.
Коренев Г. В. Цель и приспособляемость движения. М., «Наука», 1974.

Краснов Н. Ф. Аэродинамика тел вращения, М., «Машиностроение», 1964.
Красовский И. Н. Теория управления движением. М., «Наука», 1968.
Крээ Э. Я. Теннис. М., ФиС, 1955.
Крээ Э. Я. Сб. «Теннис». М., ФиС, вып. 1, 1969.
Кулаков Ю. И. Элементы теории физических структур. Изд. МГУ, 1968.
Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Механика. М., Физматгиз, 1952.
Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Теория упругости. М., «Наука», 1965.
Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Статистическая физика. М., «Наука», 1964.
Лукирская Г. П. Сравнительная биомеханическая характеристика структуры удара в теннисе. «Теор. и практ. физ. культ.», 1965, № 11.
Майданский П. К. Обучение юных искусству тенниса. М., ФиС, 1966.
Малкин И. Г. Теория устойчивости движения. М., «Наука», 1966.
Марков А. А. О некоторых приложениях алгебраических непрерывных дробей. Дисс. Спб, 1884.
Матвеев Л. П. О проблемах теории и методики спортивной тренировки. «Теор. и практ. физ. культ.», 1969, № 4.
Назаров В. Т. Один из способов управления механической энергией тела гимнаста при оборотах на перекладине. «Теор. и практ. физ. культ.», 1966, № 3.
Назаров В. Т. Механика вращательных движений вокруг фиксированной оси. «Теор. и практ. физ. культ.», 1967, № 10.
Назаров В. Т. Из истории аналитической биомеханики. В сб. «Биомеханика физических упражнений», вып. 1. Рига, 1974.
Матвеев Л. П. Проблема периодизации спортивной тренировки. М., ФиС, 1965.
Морейнис К. И., Славуцкий Я. Л., Курильская Н. К., Баскакова Н. В., Гриценко Г. П. Математическое моделирование ходьбы и электромиография. Сборник трудов. М., 1969, стр. 109—118 (Центральный НИИ протезирования и протезостроения).
Новиков А. Д. Теория и методика физического воспитания. Ч. 1. М., ФиС, 1967.
Овчинников Н. Ф. Структура и симметрия. Системные движения. М., «Наука», 1969.
Озолин Н. Г. Современная система спортивной тренировки. М., ФиС, 1970.
Павлов И. П. Полн. собр. соч. М., 1947—1949.
Пасынский А. Г. Биофизическая химия. М., «Высшая школа», 1968.
Персон Р. С. Электромиография в исследованиях человека. М., «Наука», 1965.
Персон Р. С., Либкинд М. С. Моделирование интерференционной электромиограммы. В сб. «Проблемы физиологии двигательного акта». М., 1970.
Понтрягин Л. С., Болтянский В. Г., Гамкрелид-

зе Р. В., Мищенко Е. Ф. Математическая теория оптимальных процессов. М., Наука, 1969.
Попов В. Б., Попов С. Н., Поссе К. А. К вопросу о предельных значениях интегралов или суммы. Сообщ. Харьк. матем. об-ва за 1885 г., стр. 35—38.
Пуни А. Ц. Очерки психологии спорта. М., ФиС, 1959.
Ратов И. П. Исследование спортивных движений и возможностей управления изменениями их характеристик с использованием технических средств. Докт. дисс. М., 1974.
Ратов И. П., Девишвили В. М., Донской Д. Д., Муравьев В. Н., Нагорный А. Г., Фруктов А. Л. К явлениям минимизации отклонений характеристик двигательной функции с увеличением скоростей перемещения и сопротивлений материи. В сб. «Итоги научной сессии ЦНИИФКа», 1965.
Рудик П. А. Сб. «Проблемы психологии спорта». М., 1962. Изд. соц.-экон. лит., 1962.
Рытов С. М. Модулированные колебания и волны. В кн. «Труды ФИАН», т. 2, вып. 1, 1940.
Саркизов-Серазини И. М. Спортивный массаж. М., ФиС, 1963.
Свидерский В. И. О диалектике элементов и структур. М., Изд. соц.-экон. лит., 1962.
Сент-Дьердьи А. Введение в субмолекулярную биологию. М., «Наука», 1964.
Сеченов И. М. Рефлексы головного мозга. Спб. 1863.
Сеченов И. М. Физиология нервных центров. М., Изд. АМН СССР, 1952.
Сеченов И. М. Избр. произв. Т. I, 1952.
Северин Ф. В. Гамма-эфферентная система и двигательная активность. В сб. «Проблемы физиологии двигательного акта». Моск. физиол. об-во. М., 1970.
Скородумова А. П. Исследование некоторых показателей выносливости теннисистов и путей их повышения в процессе физической подготовки. Канд. дисс. М., 1968.
Сорокин Е. С. К теории внутреннего трения при колебаниях упругих тел. ЦНИИС, 1960.
Сороко Л. М. Основы голографии и когерентной оптики. М., «Наука», 1971.
Столбов В. В., Чудинов И. Г. История физической культуры. М., ФиС, 1975.
Стрелец В. Г. Методы изучения и тренировки органов равновесия пилотов. Ордена Ленина Академия гражданской авиации.
Тимошенко С. П. Сопротивление материалов. М., «Наука», 1965.
Тильден В. С. Искусство игры в теннис. М., ФиС, 1930.
Тихонов А. Н., Самарский А. А. Уравнения математической физики. М., Изд. технико-теор. лит., 1953.
Тутевич В. Н. Теория спортивных метаний. М., ФиС, 1969.
Ухтомский А. А. Доминанты как рабочий принцип нервных центров. Собр. соч. Т. I. Л., 1950.
Ухтомский А. А. Физиология двигательного аппарата. Собр. соч. Т. 3. Л., 1951.
Файнберг В. Я. Специфические черты квантовой теории элементарных частиц. Сб. «Философские проблемы физики элементарных частиц». М., Изд. АН, 1963.

Филиппов В. К., Лукьяшко В. Г., Бойко Ю. Н. Модельный эксперимент как метод изучения биомеханики физических упражнений. Матер. 1-й Всесоюз. науч. конф. по биомеханике спорта. Ч. II. М., 1974.
Фролов К. В. Методы исследования колебаний в системах «человек—машина». В сб. «Виброзащита человека-оператора и вопросы моделирования». М., «Наука», 1973.
Чхаидзе Л. В. Значение динамических составляющих в центральной регуляции координационной структуры локомоторных актов человека. Сб. «Биофизика». Т. VII, вып. 4, 1962.
Чхаидзе Л. В. Дальнейшие исследования биомеханических особенностей техники игры в футбол. В сб. «Материалы научн. конф. по итогам научн.-исслед. работы за 1965 г.». ГНИИФК, 1966.
Чхаидзе Л. В. Об управлении движениями человека. М., ФиС, 1970.
Шеннон К. Э. Работы по теории информации и кибернетики. М., Изд. иностр. лит. 1963.
Шилов Г. Е. Математический анализ (конечномерные и линейные пространства). М., «Наука», 1969.
Шредингер Э. Что такое жизнь с точки зрения физики? М., Изд. «Иностр. литература», 1962.
Элашвили В. И. О некоторых дискуссионных вопросах определения понятий «физические качества» и «способности» человека. «Теор. и практ. физ. культ.», 1969, № 12.
Яковлев Н. Н. Биохимия спорта. М., ФиС, 1974.
Яковлев Н. Н., Коробков А. В., Янанис С. В. Физиологические и биохимические основы теории и методики спортивной тренировки. М., ФиС, 1957.
Agashin F. K. Uhest treeningumeetodist tennises, Kehalkultuur, 1967.
Ashby W. Ross. Adopliveness and equilibrium, «Journal of Mentel Science», 86, 478, 1940.
Callen H. B., Welton T. A. Phys. Rev. 83, 34, 1951.
Eldred E., Granit R., Merton R. A. I. Physiol, 122, 498, 1953.
Granit R., Holmgren B., Merton R. A. I. Physiol, 130, 213, 1955.
Gonzales R. Man wiht a Racket, «Yoseloff», London, P. 214.
Gorden G., Huxley A. F., Yulian F. I. Physioli, 184, 170, 1966.
Merton R. A. 1952. In.: Spinal cord Ciba Found, Symp. 247, London, 1953.
Mottram T. Modern lawn tennis, London, 1957.
Xill A. V. Proc. Rog. Soc. B. 159, 1964.
Huxley H. E. I. M. B. 7, 281, 1963.
Huxley H. E. Proc. Rog. Soc. B. 160, 442, 1964.
Huxley H. E., Brown M. I. M. B., 30, 383, 1967.
Ten greale professional, New York, 1964.

ОГЛАВЛЕНИЕ