4510.0
И20

Министерство здравоохранения Латвийской Республики
Латвийский научно-исследовательский институт
травматологии и ортопедии

На правах рукописи

ИВАНОВА
Галина Павловна

УДК 612.76:796

БИОМЕХАНИКА УДАРНЫХ ВЗАИМОДЕЙСТВИЙ В СПОРТЕ

(01.02.08 - биомеханика)

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
доктора биологических наук

РИГА - 1991 г.

ЧИТАЛЬНА ЗАЛА
ЛДУФК

Работа выполнена на кафедре биомеханики Государственного института физической культуры имени П.Ф. Лесгафта

Официальные оппоненты:
доктор биологических наук Шапков Ю.Т.
доктор биологических наук Аруин А.С.
доктор технических наук, профессор Кнетс И.В.

Ведущая организация - Санкт-Петербургский университет
г. Санкт-Петербург, Университетская наб., 7/9

Защита состоится 27 декабря 1991 г. в часов на заседании Специализированного Совета Д 081. 02. 01 при Латвийском НИИ травматологии и ортопедии. 226005 Рига, ул. Дунтес, 12/22

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ЛНИИТО. 226005 Рига, ул. Дунтес, 12/22

Автореферат разослан 21 ноября 1991 г.

Ученый секретарь Специализированного Совета,
доктор технических наук И.С. Адамович

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность.

Двигательная деятельность человека является предметом изучения многих наук. Биомеханика выступает в роли интегральной оценки координирующей и управляющей деятельности мозга, определяющей результат двигательной активности /Сеченов И.М., Бернштейн Н.А./.

Перемещения человека в пространстве или передвижение других тел при участии человека осуществляются вследствие взаимодействия живой системы с окружающей его средой. Среди многообразия различных взаимодействий особое место занимают соударения. Высшие спортивные достижения сопряжены с воздействием на организм человека огромных ударных нагрузок. Для борьбы с перегрузками и для регулирования характеристик механической ударной волны необходимо изучение закономерностей процессов непосредственно в фазе контакта тел, которые исследовались только в чисто механических системах.

В биомеханике известны работы, в которых рассмотрены события, предшествующие соударению и следующие за ударом /Бернштейн Н.А., Чхаидзе Л.В., Агашин Ф.К., Зайцева Л.С., Бартониетц К., Hatze H., Groppel J., Plagenhoef S./.

Экспериментальные исследования биомеханики построения собственно ударного взаимодействия до сих пор не проводились. Актуальность работы заключается в том, что знания о характеристиках фазы соударения в живых системах нужны не только биомеханикам, но необходимы и специалистам различных отраслей: медикам, травматологам и ортопедам, биотехнологам, конструкторам спортивных изделий, эргономистам, тренерам-педагогам. Закономерности протекания контактной фазы могут быть положены в основу теории построения ударных взаимодействий человека в труде и спорте с целью профилактики вредных влияний ударных нагрузок на организм, совершенствования техники и методики обучения основному элементу двигательной деятельности - взаимодействию человека со средой, инструментом, машиной для повышения производительности труда.

На защиту выносится положение о том, что [illegible]ние ударного взаимодействия живой системы с другим телом принципиально отличается от механического удара и характеризуется управляемостью системы в фазе контакта по следующим показателям:

- балансу энергии тел до и после соударения;
- времени взаимодействия тел;
- совместному перемещению тел;
- скорости распространения ударной волны в телах.

Управляемость в биомеханической системе состоит в том, что при подготовке к ударам разной целевой направленности создаются определенные механизмы управления:

- скоростью ударника, путем передачи энергии в биосистеме от опоры к дистальному звену;
- жесткостью фиксации звеньев благодаря соответствующей мышечной активности;
- инертностью ударника вследствие изменения длины кинематической цепи.

Реализация механизмов осуществляется в двух временных интервалах:

- непосредственно перед каждым соударением;
- в процессе тренировки и адаптации биосистемы к ударным нагрузкам.

Управление ударным взаимодействием обеспечивается благодаря работе центрального, рефлекторного и периферического циклов взаимодействия организма с окружающей средой при соответствующей подготовке биомеханических свойств системы тела и создания моторных подпрограмм целевого назначения.

Цель работы заключается в разработке основ биомеханической теории ударных взаимодействий звеньев тела человека с опорой или мячом для более полной реализации двигательных возможностей организма в целенаправленной спортивной деятельности. Поставленная цель достигается путем комплексного исследования процесса.

Диссертационная работа выполнена в соответствии с тематикой Всесоюзных планов НИР Спорткомитета и Госкомспорта СССР с 1971 по 1990 г.г.: № 2.7.4.2 "Биомеханические закономерности управления движениями в условиях предельных нагрузок и напряже-

ний" ; № 2.6.8.2 "Системное обоснование адаптации организма спортсмена к физической нагрузке по мере достижения спортивного мастерства" ; в соответствии с координационным планом научно-исследовательских работ АН СССР на 1986-1990 г.г. по проблеме I.IO.5 "Биомеханика" /тема I.IO.5 п.п. 3.6.02, 3.6.04/ "Исследование биомеханических факторов, определяющих и лимитирующих спортивную работоспособность" ; а также тематикой хоздоговорных работ института с лабораторией эргономики Всесоюзного института технической эстетики с 1980 по 1984 г.г.: "Определение комплекса биомеханических и электрофизиологических показателей для оценки функционального состояния человека в экстремальных условиях" /№ госрегистрации: 01.84.0016350/.

Научная новизна работы состоит в исследовании биомеханики ранее неизученного явления - ударного взаимодействия тел в спорте. Установлен новый эффект в поведении биомеханической системы при соударении с опорой или мячом, выражающийся в непостоянстве коэффициента восстановления скорости мяча после удара и постоянстве показателя передачи скорости от ударника к мячу. Впервые экспериментально исследованы параметры фазы взаимодействия человека с опорой и мячом, механизмы подготовки живой системы к соударению, а также моторные программы различных ударов. Открыто явление управляемости энергией взаимодействия, адекватное двигательной задаче, физической подготовленности и опыту человека, которое заключается во взаимосогласовании переменных параметров биосистем и механических факторов контакта для получения необходимых механических характеристик перемещаемого тела после взаимодействия. Впервые разработаны основы биомеханической теории ударного взаимодействия в спорте и на основе её даны рекомендации педагогам, тренерам и спортсменам.

По результатам работы получено 2 авторских свидетельства на изобретения и 3 рационализаторских предложения.

Достоверность результатов обеспечивается использованием адекватных методик измерения, большими объемами выборок при анализе статистически значимых факторов, строгостью постановки эксперимента, надежностью алгоритмов расчета, проверкой и сходимостью результатов моделирования с экспериментальными данными.

Практическая ценность работы заключается в применении положений разработанной теории удара в практике спорта и эргономике. Основные положения биомеханической теории удара и способы получения информации о технике спортивных движений использованы тренерами в их практической работе, что подтверждено 7 актами внедрения результатов научной работы.

Основные положения теории ударных взаимодействий вошли в содержание некоторых учебных курсов институтов физкультуры:

- по биомеханике в виде опубликованных разделов /№ I, 2, 4/ в практикуме по биомеханике: Практикум по биомеханике/Учебное пособие для институтов физической культуры: М.: Физкультура и Спорт, 1980. С.100-106;

- по спортивным играм в виде изданных глав в учебниках:
- Теннис//Спортивные игры/Учебник для институтов физической культуры: Гл.8. - М.: Физкультура и Спорт, 1975;
- Теннис//Спортивные игры/Учебник для пед.ВУЗов: Гл.8. - М.: Просвещение, 1977;
- Теннис//Спортивные игры и методика преподавания/Учебник для институтов физической культуры: Гл.II. - М.: Физкультура и Спорт, 1986 /2-е издание дополненное и переработанное/.

Практическая значимость разработанного аппаратурного комплекса для биомеханического исследования, например в эргономике, доказана внедрением его в работу по оценке качества сельхозмашин, электроинструментов, при анализе функционального состояния операторов и рабочих производства, что отражено в научном отчете /№ госрегистрации: 01.84.0016350/, пяти публикациях лаборатории эргономики Института Технической эстетики при ГКНТ и акте внедрения. По материалам эргономического исследования ударных взаимодействий подготовлен учебный курс в институте физкультуры "Спортивная эргономика", ценность которого для учебного процесса подтверждена актом внедрения.

Апробация работы.

Основные результаты и научные положения диссертации были сообщены на Международных и Всесоюзных конгрессах и конференциях, в том числе на:

I. Восьмом Международном симпозиуме по биомеханике спорта

/г.Прага, 1990 г./;

2. Международных конгрессах "Спорт в современном обществе" /г.Москва, 1974 г.; г.Тбилиси, 1980 г./;

3. Международной конференции "Достижения биомеханики в медицине" /г.Рига, 1986 г./;

4. Международной конференции тренеров по теннису /г.Таллин, 1986 г./;

5. Всесоюзном симпозиуме с международным участием "Актуальные вопросы травмотологии и ортопедии" /г.Рига, 1987 г./;

6. Третьей Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики /г.Рига, 1983 г./;

7. Второй Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики /г.Рига, 1979 г./;

8. I Всесоюзной конференции по инженерной и медицинской биомеханике /г.Рига, 1975 г./;

9. XI-XIУ Всесоюзных научных конференциях по физиологии и биохимии спорта /1968, 1972, 1974, 1976 г.г./;

10. Всесоюзном симпозиуме по биомеханическим проблемам управления спортивными движениями человека /г.Тбилиси, 1978 г./;

11. Всесоюзных конференциях по биомеханике спорта: Киев /1976 г./, Каменец-Подольск /1981 г./, Чернигов /1989 г./;

12. Всесоюзных школах-семинарах по биомеханике /1982, 1984, 1991 г.г./;

13. Школе-семинаре "Перспективы развития эргономической биомеханики" /г.Севастополь, 1987 г./.

Публикации.

По теме диссертации опубликовано 35 работ, включая главы в трех учебниках, в двух учебных пособиях; статьи в журналах и трудах, тезисах и материалах конференций общим объемом 27 печатных листов. В библиографическом списке приводится 21 работа, в которых отражено основное содержание диссертации.

Структура и объем работы.

Диссертация состоит из введения, 6 глав, заключения, списка литературы, включившего 310 наименований. Работа состоит из 280 стр. машинописи, 69 рисунков, 30 таблиц.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы диссертационной работы и практическая значимость проведенного исследования для биомеханики и физиологии, а также формулируются научные положения, выносимые на защиту.

Первая глава диссертации посвящена обоснованию комплексности поднятой в работе проблемы и ее граничного положения, как в научном, так и в методическом плане. Приводятся сведения по истории возникновения интереса к проблеме механики удара и трактовке положений классической и современной теории удара, описываются научные подходы к изучению явления удара, предлагается математический аппарат исследования закономерностей удара в рамках классической теории удара Ньютона, обсуждается значение коэффициента восстановления и величины приведенной массы для оценки эффективности ударных взаимодействий. Показано, что успешность изучения проблемы удара зависит от уровня аппаратурного оснащения исследований ударных явлений в спорте и методологической платформы биомехаников, трактующих результаты. Обобщен экспериментальный материал по исследованию ударных сил отталкивания от опоры и ударов в спортивных играх. Сделан вывод об отсутствии механической теории спортивного удара и слабой разработанности способов регистрации ударных сил.

Ознакомление с литературой по удару показало, что проблема удара очень широкая и включает ряд отдельных задач:

- преднастройка организма к соударению;
- формирование двигательных программ экстраполяции;
- отклик биомеханической системы на механическое возмущение;
- периферическая организация движения;

Каждая из перечисленных задач представляет собой отдельную проблему, без принципиального разрешения которых не могут быть найдены механизмы взаимодействия живой системы с упругой опорой или мячом.

Во второй главе диссертации рассматриваются особенности методики исследования ударных взаимодействий, которые связаны с регистрацией относительно кратковременных интервалов и весьма больших ударных сил, высокоамплитудной электрической активности мышц в малые промежутки времени одновременно с записью механических характеристик движения.

Сложность экспериментальных исследований удара сопряжена с возникновением сил "отдачи" на звенья. По этой причине датчики информации о различных процессах использованы только малой массы с жестким креплением их на звене. Для записи электрической активности мышц был применен оригинальный комплекс миографической аппаратуры, разработанной на кафедре биомеханики ГДОИФК им.П.Ф.Лесгафта.

Наибольшие трудности изучения ударных взаимодействий возникли при регистрации относительно малых, но значимых для физики удара, деформаций и перемещений тел за время контакта, которые необходимо было получить с точностью, обеспечивающей достоверный биомеханический анализ движения. Применена киносъемка фаз соударения на 35 мм пленку с частотой 1000-1500 кадров в секунду, по которой получены координаты, обеспечивающие расчет биомеханических характеристик движения с необходимой точностью.

Для измерения ускорения сконструирован и изготовлен специальный трехкоординатный датчик ударных ускорений. При определении перемещения общего центра масс тела во время удара и оценке механической отдачи на тело человека применялись методики тензодинамографии и стабилографии, которые в комплексе с ЭМГ движения позволили увидеть взаимосвязь внешнего и внутреннего силового поля, как проявление самоорганизации системы в ответ на выход из механического равновесия под действием ударного импульса.

Исследование моторных программ осуществлялось на материале сравнения параметров электромиограмм при ударах по различным мячам с разной целевой установкой и в сопоставлении с изменением механической структуры движения. Разработан пакет прикладных программ для анализа электрической активности и механических характеристик на ЭВМ применительно к ударным действиям.

Все использованные методики анализа жестко синхронизированы во времени, что лежит в основе комплексного подхода к проблеме удара, где согласование процессов по частоте и фазе имеет особенно большое значение.

В биомеханическом исследовании приняло участие более 500 спортсменов разной квалификации. Закономерности фазы соударения устанавливались на группах элитных спортсменов: в футболе-на игроках команды "Зенит": Казаченке, Желудкове и др.; в волейболе-на участниках олимпиады и первенств мира: Дилленбурге, Ермилове, Кузнецове и др.; в теннисе - Метревели, Савченко, мастерах спорта Садкове В., Василевском С. и др.

Третья глава посвящена оценке эффективности ударных действий. Использован общепринятый коэффициент восстановления скорости в классическом ударе - К. Наиболее высокий коэффициент К получен для ударов в теннисе, где К в среднем по группе равен $0,56 \pm 0,01$, что в соответствии с данными табл.I достоверно отличает теннис по среднему значению коэффициента восстановления от ударов в волейболе и футболе, в которых имеет место контакт непосредственно руки или ноги с мячом без промежуточного элемента. Возможно, что ракетка поднимает энергетическую эффективность движения. В отдельных ударах К равняется или более I, что противоречит механическому представлению о "К" в классической теории удара.

Характер передачи скорости от ударника к мячу исследовался с помощью введенного нами коэффициента R, как отношения скорости мяча после удара к доударной скорости звена: $R = u_2 / v_1$. R меняется от $0,75\,V_1$ до $4\,V_1$, однако значение этого показателя, усредненное для группы ударов по видам спорта, очень близкое и находится в пределах I,2 независимо от типа, соотношения масс в ударе и от К /см.табл.I/.

Согласно модели, построенной на теории Ньютона при отсутствии потерь энергии в контакте и при использовании /в качестве приведенной/ массы всего тела, предельная скорость вылета мяча после удара может быть равна только $1,98\,V_1$, Это свидетельствует об энергетической "добавке" в фазе соударения и делается вывод о необходимости изучения характеристик движения

Таблица I

Средние сравнительные показатели ударных действий в теннисе, волейболе и футболе.

Вид спорта	Величина соотношения масс		$K \pm S_K$	Показатель "передачи скорости" - $R \pm S_R$
	$\frac{m \text{ расч.}}{m \text{ мяча}}$	$\frac{m \text{ дист.зв.}}{m \text{ мяча}}$		
теннис $n = 16$	3,7	6,6	$0,56 \pm 0,01$	$1,24 \pm 0,06$
волейбол $n = 12$	2,6	2,6	$0,49 \pm 0,01$	$1,18 \pm 0,05$
футбол $n = 9$	6,5	2,9	$0,48 \pm 0,01$	$1,27 \pm 0,13$

тел в фазе взаимодействия с целью раскрытия механизма возникновения неравенства энергии до и после удара.

Глава 4. Создание теории целенаправленного соударения живой системы с другим телом должно базироваться на эмпирических данных, касающихся механики взаимодействия, как интегральной картины проявления более высоких биологических уровней организации движения. В четвертой главе приводятся результаты проведенного впервые исследования механики движения отдельных точек системы "нога-мяч", "рука-мяч", "человек-опора".

С целью изучения механизма взаимодействия человека с упругой опорой измерена деформация сетки батута и перемещение общего центра масс спортсмена в период контакта. Установлено, что по мере роста относительной скорости сближения тел падает составляющая энергии живой системы, направленная на создание

воздействия силы на опору для дополнительной ее деформации. Эта составляющая дает при прыжках на высоте 3,5 м всего 4 % от результирующей энергии тела, в то время, как в прыжках на высоте I,5 м, эта энергия равна 5I %, что доказывает управляемость биомеханической системы в фазе контакта в большей мере при меньших скоростях соударения и большем времени взаимодействия.

Соударения ноги, руки с мячом кратковременнее, чем отталкивания. Система "нога-мяч" вполне описывается тремя характерными точками /рис.I/:

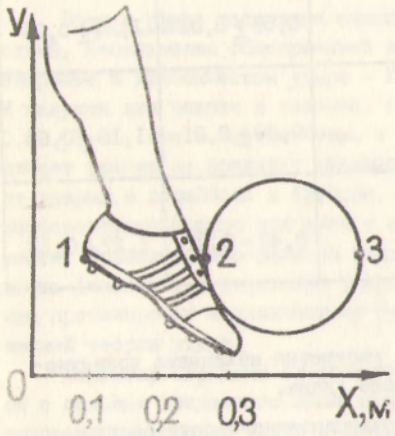


Рис.I. Схема системы "ударник-мяч".

I - наружный край пятки;
2 - точка контакта стопы с мячом;
3 - наружный край мяча.

Исходные размеры тел в системе "ударник-мяч" в проекции на направление удара - ось X :

I - размер ударника - $(X_2 - X_1)$,
2 - размер мяча - $(X_3 - X_2)$,
3 - размер системы - $(X_3 - X_1)$

Деформация - Δ каждого тела и всей системы изучалась, как функция времени - t , и как функция перемещения по оси направления удара - X . По полученным значениям деформаций определялись зависимости:

$$\Delta_1 = \Delta_1(t) \quad , \quad \Delta_2 = \Delta_2(t) \quad , \quad \Delta_3 = \Delta_3(t) \quad .$$

Далее методом численного дифференцирования определялась скорость деформации тел в фазе соударения. Из зависимости $\Delta_3 = f(X)$ с учетом жесткости мяча определялась работа сил деформации на пути совместного движения ударника с мячом.

Имеет место отставание величины перемещения мяча от величины перемещения стопы во времени и пространстве, что характеризует ударную систему, как нелинейную, обладающую переменной жесткостью и наличием реологических свойств тканей соударяющихся тел. Средние значения механических параметров фазы контакта для системы и ее элементов приведены в таблице 2.

Таблица 2.

Механические характеристики фазы взаимодействия ноги с мячом при ударе в футболе / n =.9 /.

Параметры	Название точки тела, звена, фазы	$X \pm S_X$
Перемещение за время контакта, м	№ I - пятка	0,253 ± 0,011
	№ 2 - контактная	0,231 ± 0,012
	№ 3 - наружный край мяча	0,220 ± 0,010
Максимальная деформация, м	Δ_1 - стопы	0,045 ± 0,001
	Δ_2 - мяча	0,069 ± 0,003
	Δ_3 - системы	0,113 ± 0,005
Время, с	τ - соударения	0,021 ± 0,002
	t_I - подфаза деформации	0,010 ± 0,001
	t_{II} - восстановление формы	0,012 ± 0,001

Кривые скоростей движения точек ударной системы в проекции на ось X представлены на рисунке 2. Фаза взаимодействия делится на две подфазы:

t_I - фаза деформации,

t_{II} - фаза восстановления формы тел.

Границей между подфазами является момент времени - t_v , соответствующий появлению общей для тел скорости.

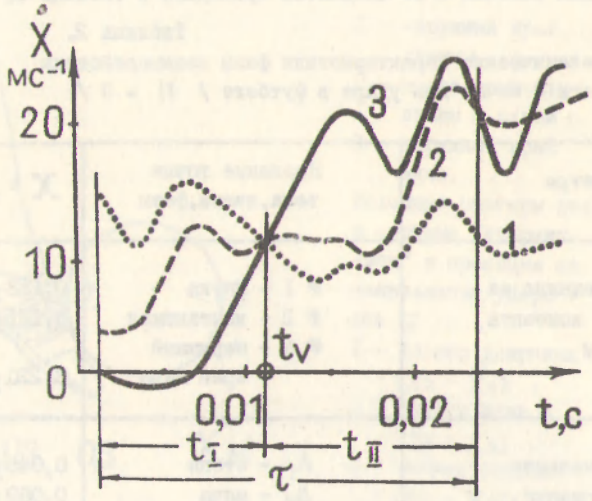


Рис.2. Зависимость горизонтальных составляющих скоростей точек системы от времени в фазе соударения - τ : I - пятка, 2 - точка контакта, 3 - наружный край мяча; t_I - фаза деформации, t_{II} - фаза восстановления формы тел, t_v - граница фаз.

Скорость деформации мяча, как функция самой деформации, т.е. изменения его размера, представлена на рисунке 3. Фазовая траектория позволяет косвенным способом оценить мощность деформации мяча по величине площади под кривой. В первой подфазе удара развивается большая мощность, чем во второй, когда движущийся с огромной скоростью ударник, догоняя мяч, препятствует своим давлением восстановлению формы.



Рис.3. Фазовая траектория:
Δx - величина деформации футбольного мяча;
$\dot{\Delta x}$ - скорость деформации мяча;
F - статическая сила деформации.

На рисунке 4 представлены графики деформаций волейбольных мячей, как функции перемещения их в направлении удара:
I - при ударе с малой деформацией мяча /хлесткий удар/,

II - при ударе с большой деформацией мяча /давящий удар/ ;
площадь A_I - работа силы деформации в первой подфазе контакта,
площадь A_{II} - работа силы деформации во второй подфазе взаимодействия.

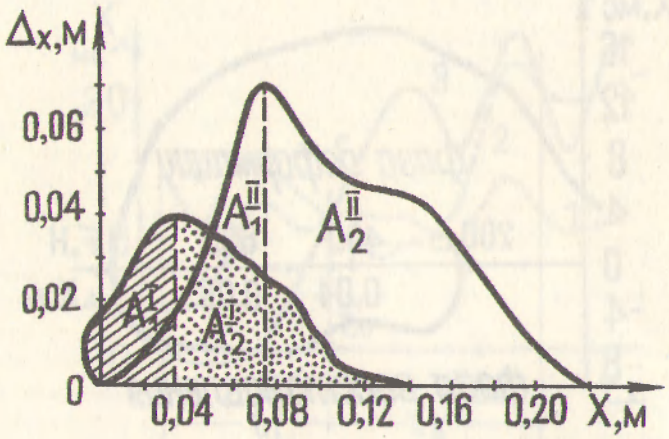


Рис.4. Деформации мяча - Δx, как функция перемещения мяча по оси удара - X /объяснения в тексте/.

Работа сил деформации мяча во второй части контакта больше, чем в первой, о чем свидетельствует сравнение площадей:

$$A_2^{I} > A_1^{I} \quad , \quad A_2^{II} > A_1^{II}$$

Полученные неравенства доказывают возникновение добавочной энергии в фазе контакта на пути совместного перемещения тел. Увеличение давления на мяч приходится на вторую половину ударной фазы, когда мяч уже сдеформирован. Это экономично, т.к. нет расхода энергии на повторное сжатие. Давящее воздействие на мяч в фазе контакта оказывает ударник. На рисунке 5 показана зависимость угловой скорости - ω предплечья и линейное ускорение его в направлении удара - a , как функции скорости вылета мяча. Значения ω и a в зоне А, т.е. незначительных скоростей вылета мяча /U м/, имеют высокую корреляцию / r = 0,9 /. В зоне Б, при скоростях вылета мяча выше I5 $мс^{-I}$, наблюдается уменьшение прироста ω и увеличение прироста a по мере возрастания скорости вылета мяча. Увеличение ускорения предплечья свидетельствует о сложном механизме развития ускорения ударника благодаря участию в движении нижерасположенных звеньев тела, как доказывают результаты стабилографических исследований ударов, показывающие, что на момент противодействия ударному импульсу прослеживается ускоренное смещение тела в направлении удара. Таким образом в создании скорости вылета мяча принимает участие не только предплечье, но и вся биокинематическая система звеньев, оказывающая силовое воздействие на мяч.

Увеличение пути совместного движения мяча и звена, а также времени контакта в ударах с максимальной скоростью вылета мяча, а особенно в ударах по тяжелым мячам, связано с понижением жесткости системы и компенсацией потерь энергии путем затраты работы силы давления звена на мяч за дополнительное время и на более длинном пути.

Жесткость сустава крайне нелинейна и невозможно априорно знать закон изменения динамики связей в суставе. Однако, реальную жесткость определяют по экспериментальным записям ускорения

согласно уравнения: $C = f^2 m$, где m - масса колеблющихся звеньев, f - циклическая частота колебаний, определяемая выражением: $f = 2\pi/T$, где T - период колебаний звеньев после удара относительно сустава. В акселерографических экспериментах зарегистрированы послеударные колебания звеньев при разной жесткости системы, при разной подготовке мышечной системы к удару /рис.6/.

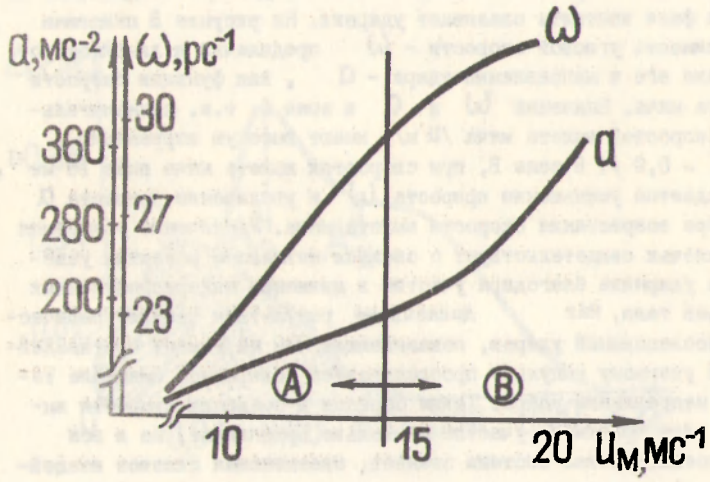


Рис.5. Зависимости угловой скорости - ω и линейного ускорения - a предплечья при ударе по мячу в волейболе в зависимости от величины скорости вылета мяча - $U_м$.

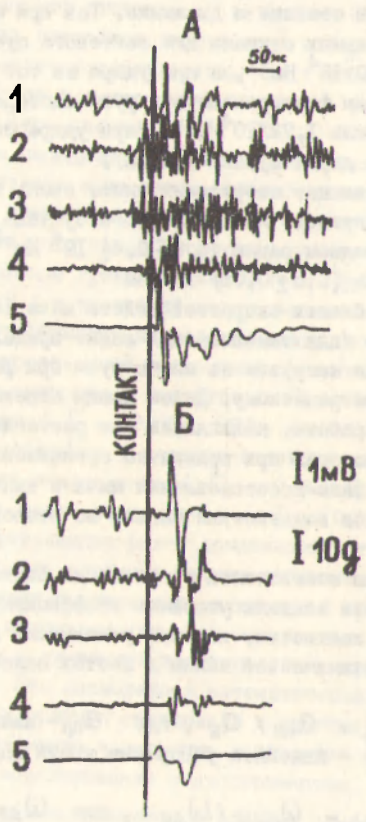


Рис.6. ЭМГ мышц и ускорения при соударениях с мячом в теннисе: А - с подготовкой биомеханической системы к удару, Б - без подготовки. I - двуглавая плеча, 2 - трехглавая плеча, 3 - сгибатель кисти, 4 - разгибатель кисти, 5 - линейное ускорение кисти в направлении удара. Горизонтальная ось - время, вертикальной линией отмечен контакт ракетки с мячом.

2881/1

БИБЛИОТЕКА
Львовского гос.
института физ. культ.

Результаты исследования ударов в теннисе расширили представление о жесткости в статике и динамике. Так при игре на корте жесткость в отдельных случаях для локтевого сустава у мастеров доходила до 20×10^4 $Нм^{-1}$, а при ударе на той же скорости, но мячом о статически фиксированную в руке мастера ракетку жесткость локтя была лишь $1{,}72 \times 10^4$ $Нм^{-1}$ /при ударе справа/ и $2{,}6 \times 10^4$ $Нм^{-1}$ при ударе двумя руками /слева/.

Высококвалифицированные спортсмены имеют очень высокую жесткость суставов. Жесткость лучезапястного сустава у мастеров-волейболистов в среднем равна $(5{,}8 \pm 0{,}4)$ 10^4 $Нм^{-1}$, у начинающих спортсменов лишь $(0{,}8 \pm 0{,}03)$ 10^4 $Нм^{-1}$.

Возможно, что в области скоростей вылета мяча 15 м/с /для волеболистов/ и 35 м/с /для теннисистов/ лежит предельно допустимая для спортсмена нагрузка на мышцы руки при работе в режиме, близком к изометрическому. Далее мышцы переходят в эксцентрический режим работы, накапливая при растягивании потенциальную энергию, которая при правильно организованном движении может перейти в фазе восстановления мяча в кинетическую и осуществить добавочное воздействие на мяч во второй подфазе контакта.

Для характеристики жесткостной организации биокинематической цепи при ударах были введены условные коэффициенты статической и динамической жесткости, которые улавливают полноту прохождения ударной механической волны в местах связей, т.е. в суставах:

- в статике - $K_{ст} = a_{пр} / a_к$, где $a_{пр}$ - линейное ускорение предплечья, $a_к$ - линейное ускорение кисти вдоль направления удара;

- в динамике - $K_\omega = \omega_{после} / \omega_{до}$, где $\omega_{до}$ - угловая скорость звена до соударения, $\omega_{после}$ - угловая скорость звена после соударения.

Влияние жесткости и других предударных характеристик на скорость вылета мяча изучалась статистически. Обнаружено, что в волейболе между скоростью вылета мяча и доударными характеристиками предплечья у мастера имеется сильная корреляционная связь, в отличии от начинающих, но нет достоверной связи с по-

казателями жесткости суставов. У новичков, наоборот, есть корреляция между скоростью вылета мяча и K_{ω} и K_{σ} / r = 0,52 /. Эти факты говорят о том, что у мастера совершенство управления скоростью вылета мяча связано с регулированием показателей жесткости ударной цепи.

Управление передачей энергии в контактной фазе у квалифицированного человека в процессе многолетней тренировки и умения подготавливать двигательный аппарат к соударению становится настолько надежным, что между скоростью вылета мяча и доударной скоростью предплечья устанавливаются почти функциональные связи / r = 0,922 / в то время, как у неопытных спортсменов при тех же ударах коэффициент корреляции между этими же величинами равен 0,786. Скорость мяча после удара у мастера почти не зависит от потери скорости в контакте / r = 0,35/, а у начинающего - зависит / r = 0,68-0,87/. Ускорение кисти и предплечья перед соударением у мастера-волейболиста полностью определяет скорость вылета мяча / r = 0,921-0,958 /, а у начинающих эта связь очень разноречива / r = 0,3-0,8 /.

Все вышеперечисленные факты доказывают, что биомеханическая система со столь огромным числом переменных параметров в фазе взаимодействия в результате длительной тренировки и адаптации к ударным нагрузкам начинает выступать, как почти полносвязный механизм с линейными зависимостями параметров входа и выхода из удара. Это позволило в математических моделях ударной фазы использовать принцип соударения с линейной характеристикой промежуточного элемента и получить достаточно хорошее совпадение результатов моделирования с экспериментом.

В пятой главе раскрываются механизмы подготовительных и ударных действий, которые реализуются в двух временных интервалах:

- перед каждым очередным ударом,
- в процессе длительной адаптации к ударным нагрузкам, тренировки и формирования двигательных программ.

Среди многих механизмов создания рациональной структуры ударного взаимодействия выделены следующие:

- механизм развития скорости ударника;

- механизм передачи механической волны от опоры к дистальному звену,

- механизмы мышечной организации движения: последовательной и одновременной активности мышц-антагонистов, торможения нижерасположенного по цепи звена, создания определенной суставной жесткости в статике и динамике.

Результат удара зависит от величины скорости ударника, процесс развития которой происходит "снизу-вверх" и заключается в последовательном ускорении звеньев от проксимальных к дистальным.

Выявлена роль колебательного характера отталкивания и волновой передачи механической энергии по кинематической цепи, зарегистрировано импульсное перемещение ОЦМ тела в направлении удара. Установлено, что признаком оптимальности структуры действия является включение всех возможных степеней свободы и подвижностей в суставах для данной кинематической цепи. На модели доказано, что скручивающее движение туловища увеличивает скорость дистальных звеньев, но для реализации этого движения момент вращения в нижерасположенном суставе должен создаваться за полупериод собственных колебаний вышерасположенного звена.

Периоды активности мышц ног при ударе показывают, что мышцы проксимальных звеньев работают продолжительнее в подготовительной фазе, чем мышцы дистальных /таблица 3/. Вариативность активности в фазе подготовки выше, чем в фазе соударения и ниже, чем в заключительной фазе. Подтверждено анализом мышечной активности, что статическая фиксация суставов создается путем одновременного напряжения мышц-антагонистов в предконтактной фазе.

Активность мышц-антагонистов дистального сустава цепи направлена на организацию статической жесткости в суставе. Управление динамической жесткостью и реализация двигательной программы происходит в проксимальном суставе при постоянстве активности одной мышцы и большой изменчивости другой. На рисунке 7 показана связь электрической активности двуглавой и трехглавой мышц плеча. По-видимому, регулятором жесткости цепи является двуглавая мышца плеча. Поскольку в последовательных ударах для нее получены варьирующие в широком диапазоне значения интеграль-

ной ЭМГ при стабильных показателях активности трехглавой мышцы плеча.

Таблица 3.

Время активности мышц ног в фазах удара по мячу в футболе.

№ п/п	Название мышц	Показатели	Фазы удара по мячу		
			Подготовительная	Соударения	Заключительная
I.	m. biceps femoris	$\bar{t}$,мс	655	I9,I	94
		S_t ,мс	22	0,68	I6
		V ,%	I9,5	20	97
2.	m.fastus	$\bar{t}$,мс	574	23,7	I54
		S_t ,мс	30,5	I,I2	9,I
		V ,%	33	28	33
3.	m.triceps surae	$\bar{t}$,мс	288	2I,4	I63
		S_t ,мс	40,3	0,5	I3,4
		V ,%	42	I4	46
4.	m.tibialis anterior	$\bar{t}$,мс	237	23	I75
		S_t ,мс	27	I,5	2I
		V ,%	4I	2I	42

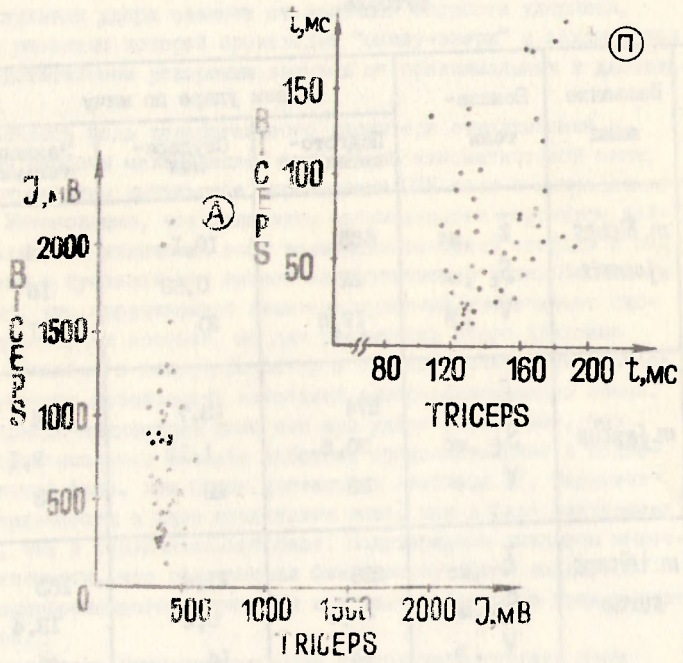


Рис.7. Зависимость электромиографических показателей мышц-антагонистов локтевого сустава в фазе подготовки к соударению: J - интегральная активность мышцы в секунду, t - время активности мышцы.

Глава 6 посвящена исследованию признаков адаптации двигательного аппарата к ударным нагрузкам и анализу моторных программ различной направленности, созданных в процессе длительной тренировки.

В результате обширного комплексного эксперимента установлено, что у человека вместе с базовой центральной программой ударного действия формируются подпрограммы преодоления различных по величине нагрузок, подпрограммы целевого назначения, например, ударов силового и точностного характера. Установлено, что механическая структура подготовительного движения и фазы встречи с мячом создается с учетом сопротивления среды, веса и эргономических свойств мяча. В параметрах же электромиограмм не всегда просматриваются достоверные различия, лишь удары с разной двигательной задачей, например на силу и точность, отличаются по многим механическим и электромиографическим показаниям. Доказано, что при ударах по излишне тяжелым мячам искажается структура двигательного действия, а потому не рекомендована тренировка ударов по мячам с массой более 2 кг. Приводятся практические рекомендации и принцип работы на тренажерах при подготовке спортсменов разной квалификации.

В Ы В О Д Ы

Разработанная биомеханическая теория удара основывается на следующих положениях:

I. Биомеханическая система кинематических цепей человека является механически открытой и диссипативной системой, изменяющей энергетику контактной фазы согласно двигательной задаче и целям ударного действия.

Установлено, что коэффициент восстановления скорости - К, принятый в механике для оценки обмена энергии между телами в спортивных ударах , не постоянен, имеет высокую изменчивость и может превышать I, что противоречит исходной модели Ньютоновского удара, где значение К всегда меньше I.

Экспериментально обнаружено, что введенный показатель передачи скорости, как отношение скорости вылета мяча после удара к доударной скорости конечности, у опытных спортсменов в среднем по группам игровых видов спорта является величиной постоянной и равной I,23 независимо от соотношения ударных масс, их скоростей и физических данных испытуемых. Данные отдельных соударений в спорте показывают четырехкратное увеличение скорости вылета мяча по сравнению со скоростью конечности перед ударом, в то время, как согласно классической теории удара, допустимо только двукратное увеличение скорости конечности даже при полном отсутствии потерь энергии в контакте и участии в ударе, в качестве приведенной массы, всего тела. Этот факт и коэффициент восстановления, больший единицы, говорят о наличии в ударе "энергетической добавки" непосредственно в фазе контакта тел, а потому требуются новые подходы для описания этого явления.

2. Явления соударений в спорте следует отнести к упруго-пластическим взаимодействиям, имеющим конечное время контакта, путь совместного перемещения тел, распространение механической волны по телу с конечной скоростью. Впервые определены зависимости перемещения скорости точек систем "нога-мяч", "рука-мяч" от времени, что позволило расчитать работу сил деформации и действия звена на мяч. Экспериментально и методом моделирования установлено, что время взаимодействия ударника /кинематическая цепь тела/ с мячом зависит от упругих свойств тел и их масс. Время взаимодействия с теннисным мячом при подаче равно $6,7 \pm 0,7$ мс, с футбольным мячом - 21 ± 2 мс, соударение же руки с волейбольным мячом в зависимости от типа удара может изменяться от I4 до 22 мс.

Путь совместного движения тел в направлении удара зависит от относительной скорости сближения тел, соотношения масс и жесткостей соударяющихся тел. Деформация тел в контакте, как функция перемещения и времени при ударах в футболе, волейболе зависит от жесткостной организации живой системы и характеризует (с учетом постоянства коэффициента жесткости мяча) импульс и работу сил в фазе контакта.

3. Основным управляемым параметром фазы взаимодействия является жесткость биосистемы, под которой в настоящей работе понимается пропорциональность между силой и суммарной деформацией /тканей, суставных образований и перемещений в суставах/. Жесткость кинематической цепи формируется в процессе обучения и тренировки.

Степень регулирования жесткостными показателями удара отражается на совершенстве управления скоростью мяча. У мастеров спорта нет достоверной связи между скоростью вылета мяча и жесткостью ударника / Γ = 0,09 /. У новичков, наоборот, есть достоверная связь коэффициента жесткости и скорости вылета мяча / Γ = 0,53/. Жесткость лучезапястного сустава у опытных волейболистов равна в среднем $5,8 \times 10^4$ $Нм^{-1}$, а локтевого сустава - $14,6 \times 10^4$ $Нм^{-1}$, в отличии от начинающих юных спортсменов, у которых она соответственно $0,8 \times 10^4$ $Нм^{-1}$ и $3,7 \times 10^4$ $Нм^{-1}$. Жесткость в динамике выше, чем в статике: жесткость локтевого сустава теннисиста на корте 20×10^4 $Нм^{-1}$, а в лаборатории при противодействии быстролетящему мячу всего $1,7 \times 10^4$ $Нм^{-1}$ при ударе справа и $2,6 \times 10^4$ $Нм^{-1}$ при ударе слева двумя руками. С ростом относительной скорости сближения тел возникает импульс, превышающий допустимые силовые пределы для противодействия организма.

4. Ведущим параметром, определяющим результат ударного взаимодействия, является скорость ударника, которая создается в многозвенных кинематических цепях тела путем последовательной волновой передачи энергии от опоры к дистальному звену. Методом математического моделирования установлено, что чем короче период создания момента вращения и больше разница моментов инерции скручивающихся частей тела, тем быстрее и полнее проходит механическая волна по телу и выше скорость ударника. Импульс момента силы, приложенный к перемещаемому звену, должен развиваться в течение полупериода собственных колебаний звена.

5. В процессе адаптации к ударным нагрузкам и тренировке создаются моторные программы, установленные по электромиографической картине мышечного обеспечения движения, позволяющие из-

менять механические параметры удара при различных целях движения, при разном весе и эргономических свойствах инвентаря:

- направленных на развитие скоростей звеньев тела и конечностей перед ударом;
- обеспечивающих статическую фиксацию отдельных сочленений и вращательную жесткость в момент контакта тел;
- учитывающих величину "отдачи" при ударе, воспринимаемой биомеханической системой.

6. Двигательная активность человека в ударных взаимодействиях строится на трех уровнях: центральном, рефлекторном и периферическом.

Центральные моторные программы подготовительных действий к соударению обеспечивают опережающее контакт развитие напряжений мышц: за 62±6 мс перед контактом с батутом включается четырехглавая мышца бедра и за 256±16 мс передняя большеберцовая; при ударе в волейболе сгибатель кисти активен за 168 мс до соударения, а программа одновременной активности мышц кисти при жесткой встрече ракеткой мяча у теннисиста включается за 88±7 мс.

Рефлекторный уровень реализуется в виде изменения динамической жесткости мышц, вследствие рефлекса на растяжение мышцы и нагрузку.

Движение в контакте протекает согласно законов периферического цикла взаимодействия, а реакция мышечной системы на механическое возмущение зависит от уровня подготовки системы к соударению и скорости движения звеньев.

Основные результаты диссертационной работы, опубликованы в статьях:

I. Иванова Г.П. Особенности биодинамики ударных движений и управления ими//В кн. Ученые записки. - Вып.XУI. - Л.: ГДОИФК, 1972. - С.106-115.

2. Иванова Г.П., Першин А.Н. Биомеханические аспекты управления ударным движением//В кн. Физиологические основы управления движением/ред.Талышев Ф.М.: Физкультура и Спорт, 1980. - С.29-34.

3. Иванова Г.П. Биомеханика ударов в спортивных играх//Сб. науч.тезисов Всесоюзного научного конгресса "Спорт в современном обществе". М.: Физкультура и Спорт, 1974.

4. Иванова Г.П., Фетисова С.Л. О построении биомеханической системы двигательного аппарата при ударах//Биомеханика/Труды Рижского научно-исследовательского института траматологии и ортопедии, вып.XII. - Зинатне, 1975. - С.546-552.

5. Иванова Г.П. Биомеханические методы исследования в спорте: Учебное пособие/Редактор. Л.: ГДОИФК, 1976. - 91 с.

6. Иванова Г.П. Управление послеударной скоростью мяча/Теория и практика физической культуры. 1978. - № 2. - С.11-14.

7. Иванова Г.П., Першин А.Н. Роль суставной жесткости биосистемы и пути ее изучения по материалам исследования взаимодействий в спорте//Тезисы докл. II Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики. - Рига, 1979. Т.3. - С.133-136.

8. Иванова Г.П., Макаров Н.В. О некоторых механизмах взаимодействия тела с упругой опорой /на примере батута/ //В сб. Биомеханические факторы координации спортивных достижений/Редактор Козлов И.М. Л.: ГДОИФК, 1981. - С.42-51.

9. Иванова Г.П., Чхаидзе Л.В. О типах построения движений при ударе в спорте//В кн. Спорт в современном обществе: Сб. итоговых научных материалов. М., 1980. - С.216-218.

10. Иванова Г.П., Бочаров А.Ф., Станиславский О.А., Биленко А.Г. Тренажерное устройство/Авторское свидетельство №1102617.

11. Иванова Г.П., Минин В.В. Совершенствование техники ударных движений на основе моделирования//В сб. Вопросы физического воспитания студентов: ХУШ Межвузовский. - Л.:ЛГУ,1987.- - С.88-96.

I2. Иванова Г.П. Теннис//В кн. Спортивные игры и методика преподавания/Учебник для институтов физической культуры. Ред. Портных Ю.И. 2-е издание, доп. и перераб. - гл.II. - М: Физкультура и Спорт, I986. - С.3I0-3I9.

I3. Иванова Г.П., Биленко А.Г. Стабилографический анализ нормальной стойки//В кн. Медицинская биомеханика. Рига, I986. - Т.3. - С.43-46.

I4. Иванова Г.П., Чайнова Л.Д. Эргономика и спорт//Техническая эстетика. I990. - № I. - С.I8-20.

I5. Иванова Г.П., Биленко А.Г., Афанасьев О.В. Электромиографический анализ двигательных действий: методический подход, обработка результатов, их биомеханическая интерпретация//В кн. Эргономика/Психофизиологические показатели: автоматизированные исследования. М., I990. - С.8-22.

I6. Иванова Г.П., Григорьев В.А., Томова С.У. Факторы, определяющие игровую точность волейболистов//В кн. Вопросы физического воспитания студентов/Межвузовский сборник. Вып. XXII, ЛГУ, I99I. - С.48-55.

I7. Иванова Г.П., Макаров Н.В. Построение движений спортсмена при отталкивании от сетки батута//В межвуз.сб. Вопросы физического воспитания студентов. - Л.: ЛГУ, I984. - Вып.XУI. - - С.43-50.

I8. Иванова Г.П., Биленко А.Г., Бочаров А.Ф. Способы биомеханической оценки состояния напряженности//Труды ВНИИТЭ. Серия "Эргономика". Вып.33. Проблемы системного исследования состояния напряженности человека. - М.: ВНИИТЭ, I986. - С.29-38.

I9. Иванова Г.П., Жарков А.Я. Еще раз о ракетках//В сб. Теннис - М.: Физкультура и Спорт, I988. - С.44-47.

20. Иванова Г.П., Дорохов С.И. Механизмы регуляции жесткости фиксации звеньев кинематической цепи в броске мяча в гандболе//В межвуз.сб. Вопросы физического воспитания студентов. - Л.: ЛГУ, I988. - Вып.XIX. - С.4I-48.

2I. Иванова Г.П., Биленко А.Г. Совершенствование устойчивости тела с помощью тренажера-стабилографа//В межвуз.сб.Вопросы физического воспитания студентов. - Л:ЛГУ,I990. - Вып.XXI.

22. Иванова Г.П., Дементьева М.П. Основы биомеханики тенниса за рубежом. ЦООНТИ-ФИС, м., 1988. - 30 с., ил.