

УКРАИНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ФИЗИЧЕСКОГО ВОСПИТАНИЯ И СПОРТА

На правах рукописи

БРЕТЗ КАРОЛЬ

УСТОЙЧИВОСТЬ РАВНОВЕСИЯ
ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

~~24.00.01~~ Олимпийский и профессиональный спорт

24.00.02

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой степени
доктора педагогических наук

Киев - 1997



Дисертацією являється рукопись.

Робота виконана в Венгерському університеті фізического виховання.

Научний консультант:

доктор педагогічних наук, професор БОЛОБАН Віктор Николаевич.

Офіційні опоненти:

доктор біологічних наук, професор ЛАПУТИН Анатолій Николаевич;

доктор педагогічних наук, професор БИЗИН Віктор Петрович;

доктор біологічних наук, КОСТЮКОВ Александр Иванович;

Ведуче закладення - Чернігівський державний педагогічний інститут, Міністерство освіти України, г. Чернігів.

Захист здійсниться "23" майд 1997 г. в 14 час. 30 мин.
на засіданні спеціалізованого ученого ради Д 50.29.01 Українського державного університету фізического виховання і спорту /252650, г. Київ-5, ул. Фізкультури, 1/.

С дисертацією можна ознайомитися в бібліотеці Українського державного університету фізического виховання і спорту /252650, г. Київ-5, ул. Фізкультури, 1/.

Автореферат розіслан "22" листопада 1997 г.

Учений секретар
спеціалізованого ученого ради,
доктор педагогічних наук, професор

Ивашченко Л.Я.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы.

Динамическое равновесие тела является важным условием активного взаимодействия человека с внешней средой. За прошедшие десятилетия вопрос стабильности равновесия тела человека приобрел важную роль в исследованиях, проводимых в области физического воспитания, спорта, физиологии и психологии труда, в космических исследованиях и в клиниках.

Литература по рассматриваемой проблеме весьма обширна. Со времени опубликования результатов эвристических экспериментов и основного труда Моритца Ромберга (Romberg, 1840) прошло уже более ста пятидесяти лет. Позднее стали классическими другие работы, значительно обогатившие литературу по данной теме, в частности, труды венгерских лауреатов Нобелевской премии Роберта Барани (Bárány, 1907, 1912) и Дьердя Бекеша (Békésy, 1967).

Следует упомянуть и оригинальные работы Ратова (1963), Гурфинкеля (1965), а также теоретические труды Големы (Golema, 1987), исследования Болобана (1990), Лапутина (1990) и других специалистов, в которых рассмотрены проблемы регуляции позы тела и системы тел в видах спорта со сложной координационной структурой движений.

Можно привести значительное количество примеров из жизни, где устойчивость равновесия тела человека является весьма существенным фактором при достижении результатов. Например, в строительстве, работнику приходится выполнять сложные операции, требующие очень высокого уровня равновесия тела. Физическое воспитание и спорт тоже предъявляют к функции равновесия тела специфические требования, определяющие эффективность двигательных действий (Aján, Bagoda, 1988., Hamza, Bretz, 1994). Стабильность равновесия представляет собой важный фактор в видах спорта со сложной координационной структурой (Болобан 1971-1990, Болобан, Мистулова, 1995).

В положении стоя вертикальная проекция центра массы двигается вокруг определенной точки, при этом в общих контурах организм функционирует как система автоматического регулирования со своими регуляторами, каналами, связями. Ряд специалистов анализируют работу этой системы с точки зрения теории автоматического регулирования (Левандо, 1977).

Теория и практика анализа систем обратной связи достигли в современной науке высокого уровня, однако использование этой информации в области биомеханики все еще встречается с большими

трудностями. Например, у человека весьма сложно записать элемент формирования основного управляющего сигнала, который фактически является одним из наиболее важных компонентов в контуре управления (Bretz, Kaske, 1994).

В физическом воспитании и спорте весьма сложным было бы применение принципов, непосредственно реализуемых в технической практике. Большие трудности здесь связаны с определением "блока сложения". Несколько проще производится дефинирование "исполнительных органов" (терминология автоматического регулирования), а именно, нервно-мышечной системы.

Несмотря на изложенное выше, можно отметить, что механические аналогии, взятые из технической практики, оказывают хорошую помощь при определении биомеханических принципов и при описании движения центра массы тела. При определении значительного количества параметров динамической устойчивости равновесия с таким же успехом мы можем использовать взятые из технической практики аналогии и механические расчеты.

Высокая степень актуальности данной проблемы стимулирует исследователей к разработке новых методик. Уже в течение нескольких десятилетий в биомеханике изучается движение центра масс с использованием теории автоматического регулирования (Вукобратович, 1976), а также средств кино- и видеотехники, инфракрасной съемки, тензодинамографии. (Известные фирмы в этой области: Adidas, Addon, AMT, Agiel, Emed, Kistler, Selspot и т.д.)

Однако, несмотря на достигнутые успехи, проблема все еще далека от разрешения. Это обусловлено прежде всего тем, что диаграммы движений центра масс тела имеют сложный, комплексный характер (Paillard, 1960-1988. Schlesinger, 1984; Roll and Roll, 1988; Saupé, 1988). Все сегменты тела имеют свою резонансную частоту, поэтому при регуляции позы человека в автоматизированном режиме в системе контроля возникают ошибки. Именно поэтому оценка и анализ диаграмм движений центра масс, содержащих случайные факторы, весьма трудна (Brüel-Kjaer, 1993).

Тема данного исследования была избрана с учетом важности поставленной проблемы для теории и практики физического воспитания (Baron et al., 1982). Настоящая работа посвящена изучению статодинамической устойчивости равновесия, как одной из актуальных проблем современных наук о человеке (Bernstein, 1967; Ishida et al., 1980; Maki et al 1987).

По современным представлениям равновесие тела человека регулируется комплексной системой контроля, которая содержит многочисленные сенсомоторные анализаторы (Adam et al. 1968). Движение центра масс означает стохастические "выходные" сигналы из этой системы (Collins, De Luca, 1993, 1994)

Гипотеза работы

Определение объективных количественных характеристик устойчивости тела человека позволит разработать более эффективную методологию совершенствования функции равновесия в спортивной тренировке и при занятиях массовыми видами физического воспитания различных групп населения.

Цель работы

Совершенствование функции равновесия путем повышения эффективности методологии измерения и оценки устойчивости равновесия тела в спортивной тренировке и в физическом воспитании различных групп населения.

Задачи работы

1. Разработать методы объективной регистрации количественных параметров равновесия, характеризующих степень устойчивости тела человека.
2. Разработать методологию анализа процессов направленного формирования функции равновесия в спортивной тренировке и при занятиях массовыми видами физического воспитания различных групп населения.
3. Проверить разрабатываемую концепцию в условиях длительного эксперимента с целью ее оптимизации (с учетом особенностей моторики спортсменов и представителей различных групп населения).
4. Внедрение разрабатываемой дидактической системы в педагогический процесс спортивной тренировки и массового физического воспитания.

Научная новизна работы

Научная новизна работы заключается в следующем:

1. Теоретически сформулирована и экспериментально обоснована концепция интегральной оценки развития двигательной функции по показателям устойчивости тела человека.
2. Изучены закономерности формирования функции равновесия у человека в онтогенезе, в зависимости от уровня его тренированности и характера профессиональной двигательной деятельности.
3. Разработана специальная компьютерная тензосистема с пакетом прикладных программ и методика ее применения в интенсификации процесса обучения двигательным навыкам и коррекции локомоции, а также физическом воспитании детей и взрослых, спортивной тренировке и реабилитации.
4. Разработаны комплекс тестов, позволяющих объективно оценить уровень развития функции равновесия у человека по регист-

рируемыми показателями колебаний общего центра массы тела и тестовая программа регистрации усилий и пространственно-временных параметров в ходьбе.

5. Установлены объективные критерии интегральной оценки уровня развития двигательной функции, в состав которой включены траектория движения общего центра массы тела по сагиттальной и фронтальной осям, рассматриваемая анализом Фурье в соответствующем частотном спектре, а также величина радиус-вектора колебаний центра массы в горизонтальной плоскости.
6. Разработаны диаграмма показателей теста Унтербергера-Фукуды и методика исследования асимметрии сенсорных проприоцептивных функций нижних конечностей.

Теоретическая и практическая значимость исследований, уровень внедрения полученных данных.

Результаты исследований опубликованы в Венгрии, Германии, Голландии, Канаде, на Украине, во Франции и в некоторых других странах, обсуждены на международных конгрессах по биомеханике и физическому воспитанию (52 публикации). Автором получено 9 патентов и 5 промышленных образцов в Венгрии и Германии. Практические результаты исследований используются в мире в 46 лабораториях.

В настоящее время результаты исследований используются в области теории и методики спортивной тренировки и в массовой физической культуре в Венгрии, в Германии, а также в области двигательной реабилитации - в клиниках Европы (в Германии - 35, в Австрии - 5, в Швейцарии - 3, в Италии - 1, в Венгрии - 2; подробный список институтов приводится в приложении диссертации).

Полученные данные внедрены также в учебный процесс на кафедре биомеханики Венгерского университета физического воспитания, на кафедрах кинезиологии и гимнастики Украинского государственного университета физического воспитания и спорта, в ряде институтов Германии, Австрии и Италии.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Методология интегральной оценки степени развития двигательной функции по показателям уровня формирования функции равновесия у человека в онтогенезе, в зависимости от его тренированности и характера профессиональной двигательной деятельности.
2. Система специальных средств измерения, оценки и прогнозирования способности человека к управлению устойчивостью собственного тела.
3. Критерии объективной оценки уровня развития функции равновесия у лиц с различными особенностями моторики.

4. Комплекс специальных тестов для анализа устойчивости тела человека в спортивной и профессиональной деятельности, физическом воспитании и оздоровительной физической культуре различных групп населения.
5. Методология и дидактические основы использования системы специализированных технических средств в управлении тренировочным процессом спортсменов, в формировании и коррекции двигательных навыков в лечебно-восстановительных мероприятиях для лиц с нарушением функций двигательного аппарата.

Объект исследования

Статическая и динамическая устойчивость равновесия тела человека в физическом воспитании, спорте и реабилитации.

Предмет исследования

Механизмы и закономерности формирования устойчивости в равновесии тела человека при обучении и спортивной тренировке.

Методы и организация исследований.

Настоящее исследование проводилось в Научно-исследовательском институте физической культуры и спорта, в Институте технической электрофизики при Техническом университете г. Мюнхена (Германия) и в Венгерском университете физического воспитания (г. Будапешт). Отдельные результаты исследований обсуждались на конференциях, семинарах и дискуссиях на кафедрах гимнастики и кинезиологии Украинского государственного университета физического воспитания и спорта (г. Киев).

Работа проводилась в четыре этапа. На первом этапе была сформулирована основная концепция. На втором этапе был выполнен комплекс технических и биомеханических исследований, направленных на создание автоматизированной измерительной системы.

На третьем этапе было проведено 20 серий экспериментов по изучению механизмов и закономерностей формирования устойчивости у лиц с различными особенностями моторики, с участием 250 испытуемых.

На последнем, четвертом этапе по результатам экспериментов была разработана система тестов, позволяющих в автоматизированном режиме исследований объективно оценивать состояние функции равновесия. На этом этапе производилось также внедрение результатов работы в практику массового физического воспитания и спортивной тренировки.

При проведении исследований использовался системный подход с применением частных педагогических и биомеханических методов, включающих: анализ специальной литературы, педагогические наблюдения, педагогические эксперименты, а также методики

регистрации биомеханических характеристик равновесия тела человека (тензодинамография, стабилотография, фото-, кино- и видеосъемка и др.).

Результаты экспериментов обрабатывались методами математической статистики с использованием ЭВМ (Корн и Корн, 1970; Дженкинс, Баттс, 1971; Пиппард, 1985).

Структура и объем работы.

Диссертация состоит из предисловия, введения, четырех глав, списка литературы (328 источников), приложения. Работа изложена на 240 страницах, иллюстрирована 43 рисунками и 14 таблицами.

СОДЕРЖАНИЕ ОСНОВНЫХ РАЗДЕЛОВ ДИССЕРТАЦИИ

ПРОБЛЕМА РЕГУЛЯЦИИ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКА

Моритц Хейнрих Ромберг, в его основном труде ("Учебник нервных болезней человека", Romberg, 1840) интерпретирует ряд сенсомоторных пороков, причины судорог мышечной системы при движении и стоя, в отношении воздействия центральной нервной системы.

Роберт Барани в 1914 году удостоен Нобелевской премии, за труды, связанные с физиологией вестибулярного аппарата, органа равновесия.

Дердь Бекешы в 1961 году удостоен Нобелевской премии (в области физиологии и медицины). Им ведутся физиологические акустические исследования, измерения частоты резонанса тела человека в разных положениях.

Донской и Задиорский (1979), в учебном пособии по биомеханике, подробно рассматривают вопросы равновесия.

Болобан (1978, 1981, 1986) занимался анализом устойчивости равновесия тела и системы тел. Его анализ стабилотограмм свидетельствует о том, что колебания тела носят крутильный характер, то есть в интересах устойчивости тело спортсмена движется налево и направо вокруг оси, проходящей через его центр тяжести.

Хатце (Hatze, 1986) дал обзор о методах биомеханического анализа движений, об их цели, а также о преимуществах и ограничениях применения описанных им методов и средств. Голема (Golema, 1987) провел исследование с использованием стабилотографии. Автором использовалась теория автоматических регулировок. Динер (Diener et al., 1984, 1986) занимается вопросами применения постурографии в качестве клинического метода, относительно возможных травм

мозжечка. Им дано определение динамического постурографического метода: исследование процесса стабилизации прямого стояния после внезапного наклона платформы.

По Казакову и соавт. (1989) колебания общего центра тяжести тела человека объективно отражают состояние различных регуляторных систем организма, а также его функциональное состояние. Тренквальдер и его сотрудники (Trenkwalder, 1990) установили, что постуральная нестабильность может быть ранним и характерным симптомом заражения спидом.

Аллум (Allum, 1990) провел систематизацию постурографических систем, анализируя при этом современные методы проведения измерений и ожидаемое развитие в этой области. При обсуждении динамической постурографии Аллум приводит отчет об одновременном использовании вращающейся опорной поверхности, измерительной платформы и ЭМГ. Накагава и его сотрудники (Nakagawa et al., 1990) разработали средство, с помощью которого можно определять распределение силы, создаваемой двумя ногами. Данное оборудование было разработано с целью проведения исследования детей, страдающих симптомом Дауна. Миттелштедт (Mittelstaedt, 1990) изучал роль рецепторов типа утрикулус и саккулус в гравитационной ориентации.

Магнуссон и его соавторы (Magnusson et al. 1990) изучали важность сомато-сенсорной функции. Суть их исследований заключалась в том, что они различными методами влияли на эффективность регулирования равновесия у детей.

Исследовательская группа Охашы (Охашки et al. 1990) в связи с вестибулярной регулировкой стремилась выяснить разницу между визуальной стабилизацией и визуальной обратной связью.

Кларке и соавторы (Clarke et al., 1990) разработали измерительную систему на базе ЭВМ, с помощью которой возможно достижение весьма значительных результатов в реабилитации.

Хамман и Краузен (Hamman and Krausen, 1990) знакомят с одним из клинических применений постурографии. Пиикке и его сотрудники (Puukke et al., 1990) занимались исследованиями постуральной стабильности у спортсменов-стрелков. Мэзюр и Кремье (Mesure and Cremieux, 1992) изучали сохранение статического и динамического равновесия, используя датчики ускорений, которые размещались в различных точках тела обследуемого. Велозо и Абрантес (Veloso and Abrantes, 1992) проводили синхронный сбор данных по результатам ведущих бегунов с помощью фотозлектрических сенсоров. Полученные ими видеоматериалы были сравнены с теми данными, которые были замерены с помощью тензоплатформы типа Кистлер 9281В.

Боргезе (Borghese, 1992) разработал систему под названием SMART3D, с помощью которой - посредством 4 телекамер - возможно более эффективное восстановление из проекций трехмерных изображений движения, отмеченных маркерами. Бартон и Бартон

(Barton and Barton, 1992) исследовали, как можно с помощью всего лишь одной телекамеры эффективно производить анализ движения в трех измерениях. Мауро и Мауро (Mauro and Mauro, 1992) в целях проведения испытаний, связанных с равновесием, разработали простое в исполнении вспомогательное средство.

Охмиши (Ohmichi, 1992) проводил исследования трехмерной кинематики и кинетики средней точки массы тела во время бега.

Для изучения поведения человеческого тела в случае воздействия на него внешних сил Бруелем и Киаэром (Bruel and Kjaer, 1993) была создана модель, основанная на комбинации пружин и масс. Изучение частоты резонанса на сидящем человеке было проведено Бекешы (Békésy, 1967).

Кастнер (Kastner, 1993) провел анализ возможностей и пределов биомеханических измерительных методов. Он дал критический обзор использовавшихся до настоящего времени систем и широких требований, которые к ним предъявляются. Сobotка (Sobotka, 1993) анализирует вопрос обоснования системы моторной функции человека, указывая на необходимость создания такой модели, которая объединяет в себе все аспекты исследования движений.

В моделировании ходьбы, измерении усилий во время выполнения шага, наблюдаются самые разнообразные подходы (Bretz, Szondy et al. 1973, Stanmore sandal 1972-80, Berthoz et al., 1988, Assaiante et al. 1989, etc). Новыми подходами являются наши настоящие аппроксимации: тесты Унтербергера-Фукуды и наша программа: "Ganganalyse" /Анализ ходьбы/.

Можно определить отношение величины диапазона латеральных колебаний головы во время шагового цикла. Этот качественный аспект имеет большое значение с точки зрения типичности для объяснения фиктивного светящегося следа при регистрации колебаний тела и головы (Claussen, 1985).

Проведением серии экспериментов (Бретц, 1984) мы дали ответ на те вопросы, которые касаются соотношения времени, количественных и качественных показателей некоторых существенных психофизиологических процессов, протекающих в период с момента экспозиции раздражения до акции, а также до релаксации, следующей за акцией.

Наше измерение и регистрирование ставило целью определение следующих основных данных:

- T1 - Промежуток времени с момента экспозиции возбуждения до момента появления вызванного потенциала, отведенного с окципитальной (O1-O2) поверхности.
- T2 - Промежуток времени с момента экспозиции возбуждения до момента появления с движением потенциала, отведенного с поверхности над моторной корой (C3-C4). (Появление этого потенциала зависит от выполнения движения).
- T3 Промежуток времени с момента экспозиции возбуждения до момента появления соотносимой электромиограммы.

- T4 - Промежуток времени с момента экспозиции возбуждения до момента достижения половинного значения восходящей ветви усредненной электромиограммы.
- T5 - Промежуток времени с момента экспозиции возбуждения до момента достижения половинного значения нисходящей ветви усредненной электромиограммы.
- T6 - Время, замеренное с момента экспозиции возбуждения до модуса времени акции.
Функционировавшее устройство представляло собой электромеханическую модель хронометра.

Результаты измерений приводятся в таблице 1.

Таблица 1.

Фазы распространение информации от момента возбуждения до акции (Бретз, 1984).

Stat.	T1	T2	T3	T4	T5	T6
Average	0,061	0,092	0,141	0,187	0,371	0,199
St. dev.	0,016	0,014	0,009	0,016	0,061	0,080

В этой биоэлектронной модели:

- 1) визуальная информация достигает окципитальной области за время T1
- 2) время (T2 - T1) - отрезок времени перехода информации с окципитальной области на моторную (центральную) область, и т.д.

Определение центра массы живых тел усложняется за счет того, что центр массы живых организмов фактически не является стабильной точкой (Hasan et al.1990; Ohmichi,1992). Эти же задачи в нашей лаборатории, в Венгерском университете физического воспитания, мы могли решать электронными устройствами: "Ariel" и "Selspot" /инфракрасными камерами/ и т. д. Геометрия массы тела была определена Задиорским, Аруином и Селуяновым (1984) с помощью радиоизотопного метода.

Эксперимент "ходьба" (с закрытыми глазами) является самым чувствительным тестом вестибулярного аппарата из серии тестов равновесия. Одновременно он представляет собой реакцию всего тела на равновесие. В него входят механизмы реституции и компенсации (Claussen, Claussen, 1985).

Для исследований на пригодность NASA разработал слепую ходьбу, которая называется ВОФЕК. Это означает "ходить по полу с закрытыми глазами". Испытуемый проходит всю экспериментальную

дистанцию дважды. Благодаря этому на кадре КК - граммы можно увидеть две параллельно идущих змейки светящихся следов.

Уже в начале этого раздела мы выразили то мнение, что система Selspot, применяемая в нашей лаборатории, значительно лучше реализует измерительные задачи по сравнению с КК-графией. Следует отметить, что система КК-графии имеет широкое применение и в настоящее время, так как Selspot отличается высокой стоимостью и требует более высокой технической подготовки. Кроме этого, оценочный и диагностический метод КК-графии может прекрасно использоваться для системы Selspot и для стабиллометрии (тест Ромберга и Унтербергера-Фукуды).

Колебания тела можно измерить перемещением центра давления ног (CFP). Иногда его называют центром силы, вызванной нестабильностью тестируемого лица, которое стоит на фиксированной платформе. Этот параметр измеряется с использованием тензодатчиков расположенных на четырех углах платформы. Выходные сигналы тензодатчиков используются для регистрации сил, являющихся результирующими проекции центра тяжести испытуемого.

Многие исследователи (Hellebrant, 1938; Гурфинкель, 1965; Bensel et al., 1968; Bretz and Koenig, 1982 - 1991; Black et al. 1983; Болобан и соавт. 1990; Лапутин и соавт., 1990) использовали различные модели тензоплатформ, чтобы анализировать колебания тела.

Новые публикации показывают, что движущаяся платформа дает высший уровень диагностики равновесия, когда речь идет о дефиците вестибулярной системы. Однако дестабилизация визуальной среды дает меньше дополнительной информации. Другие авторы говорят, что неподвижная платформа также позволяет эффективно регистрировать и оценивать колебание тела (Collins et al. 1993).

Регистрация равновесия тела с использованием неподвижной платформы осуществляется с использованием дестабилизаций поверхностей платформы, подвижным адаптером платформы, а также с закрытием глаз у испытуемых. Тест связывается с деятельностью вестибулярной сенсорной системы.

Больной пациент делает большие колебания тела отличающиеся от нормальной популяции. Эта аппроксимация была использована многими авторами (Black et al., 1983, Matsuoka et al. 1986).

На базе традиционных исследований выдающихся венгерских ученых, лауреатов Нобелевской премии Барани и Бекеши, а также на основе современных научных данных по проблеме регуляции позы тела человека, достоверно установлены требования теории и практики в этой области, позволившие определить наиболее актуальное направление исследований.

МЕТОДОЛОГИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ

Концепция исследований заключается в интегрированной регистрации функции времени давления, вертикальной проекции движения центра масс и развитии тестов, обеспечивающих эффективное измерение и оценку равновесия тела человека.

В этой связи нами разработана измерительная система, устройство которой представлено блок-схемой на рис.1. Измерительная система одинаково пригодна для проведения исследований статического и динамического равновесий.

Стабилографическая измерительная система

Стабилографическая измерительная система состоит из тензоплатформы, усилителя, микрокомпьютера, персонального компьютера, монитора и принтера. Три тензометрических датчика размещаются по периметру круга радиусом "R", при этом они образуют правильный треугольник. Специальное механическое исполнение платформы обеспечивает возможность измерения сил, точка приложения которых располагается не только в пределах треугольника. Благодаря этому, на всей поверхности платформы квадратной формы с длиной ребра 500 мм возможно измерение силы в любой точке с линейной погрешностью 1,5%. Диапазон измерений, используемый платформой, находится в пределах от 20 до 3.500 N (newton), собственная частота платформы превышает 500 Гц (то есть, она может использоваться и для проведения динамических исследований) (Рис. 1.)

Усиление выходного напряжения тензодатчиков, включенных по мостовой схеме, производится измерительным усилителем специального исполнения, располагающим низким уровнем шума. Нами использовано в общей сложности шесть таких усилителей с симметричным входом и асимметричным выходом; это объясняется тем, что мы пользуемся одновременно двумя платформами, причем каждая из них включает в себя три тензодатчика.

Фильтр (500 Гц) следует за измерительным усилителем. Возникла необходимость в использовании большего усиления в целях обеспечения возможности использования всего диапазона в 12 бит преобразователя А/D, следующего после мультиплексоров, так как эффективный диапазон должен быть не менее 11 бит.

Программа запрашивает данные испытуемого, а именно: фамилию, имя, дату рождения и другие основные данные и в заключение производит их запись на диск.

С помощью программы производится переход в подменю "измерение равновесия" (тест Ромберга). Появляется градуированная шкала, и при этом (непосредственно после нажатия клавиши) происходит уравнивание платформы, так называемое "нулирование".

Продолжительность измерения может устанавливаться в пределах от 20 с до 2 мин. В процессе проведения измерения программа еже-секундно дает сигнал об истечении времени, об актуальных координатах центра масс и о размере силы вертикального направления, действующей на платформу. Перемещение центра масс (колебания) может быть прослежено в системе координат, появляющейся на экране. Одновременно вычислительная машина производит непосредственный сбор данных с целью проведения в дальнейшем анализа и документирования.

Изображение графического экрана может быть получено за счет принтера, кроме этого может производиться и дальнейший анализ результатов, который состоит из двух частей. С одной стороны, производится расчет и индикация радиуса того круга, в пределах которого находится определенный процент данных развертки стабилотограммы (68%, или 95 %; см. рис. 3.). С другой стороны, может быть дано графическое изображение смещения в направлении "x" и "y" (координаты центра масс), а также преобразование этих функций времени по Фурье.

Преимущество этого анализа заключается в том, что по спектру могут быть считаны частоты, характерные для колебаний тела, а это оказывает помощь в классификации результатов. Графическое изображение на экране также может быть распечатано принтером.

Основной целью теста Ромберга является определение степени способности испытуемого лица стоять неподвижно на одном месте, то есть сохранять центр масс в одной точке. Необходимость в этом исследовании возникает с одной стороны, в случае диагностики определенных болезней или травм, а с другой стороны, при изучении и оценке определенных способностей спортсменов.

В случае тех гимнастов, у которых простой тест Ромберга не дает достаточного дифференцирования, целесообразным может быть применение усложненного теста Ромберга, имеющего несколько вариантов. Общей чертой этих усложненных вариантов является то, что они требуют активного поддержания равновесия, иными словами, к примеру, обследуемое лицо должно стоять на полушарии или же совмещать обе ноги в одну линию и т.д.

Измерительная система используется и для изучения отдельных элементов визуальной, проприоцептивной, вестибулярной комплексной системы стабилизации. Уже было упомянуто, что, принимая во внимание характер биологической обратной связи-тренинга, данный метод может применяться и в качестве терапии в реабилитационной области.

Исходя из разработанной концепции, нами создана и прошла экспериментально-техническое обоснование система тестов на координацию движений с произвольным смещением ОЦМ, используя аудиовизуальную систему обратной связи (Bretz, Kaske, 1994).

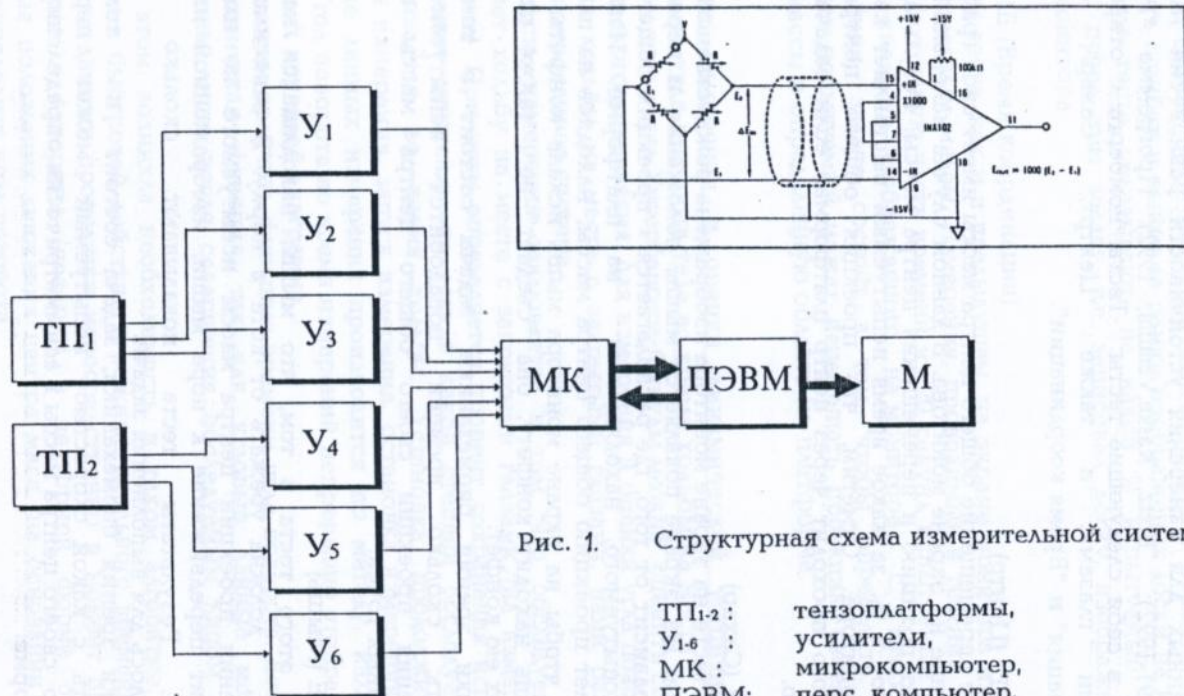


Рис. 1. Структурная схема измерительной системы

- ТП_{1,2} : тензоплатформы,
- У₁₋₆ : усилители,
- МК : микрокомпьютер,
- ПЭВМ: перс. компьютер,
- М : монитор.

Ниже приводится краткое описание тестов "Feedback", разработанных для измерения устойчивости равновесия тела детей (Bretz, 1991-1992); Bretz, Kaske, Ventilla, 1992). Программа "Feedback" включает в себя следующие тесты: Тесты Ромберга с открытыми и закрытыми глазами, а также "Центр", "Сахар", "Мышь", "Координация" и "Время координации".

CENTRE (Центр)

Каждое перемещение общего центра массы имеет свое графическое изображение на экране монитора. В данном случае маленький квадрат показывает позицию и перемещения центра массы. Результаты теста показывают в %, за какое время испытуемый выставляет квадрат в центр монитора. Отметим, что проекция общего центра массы испытуемого проходит через центр платформы, если задача решена правильно.

SUGAR (Сахар)

В этом тесте на экране монитора изображена рождественская елка с конфетами. На экране появляется мышь, положение и перемещение которой зависит от того, где располагается проекция общего центра массы испытуемого, находящегося на платформе. Испытуемый перемещает проекцию общего центра массы, находясь на платформе, для того, чтобы на экране монитора мышь искала конфеты на елке. Если мышь находит конфету, она "съедает" ее, также показан % съеденных ею конфет.

С точки зрения биомеханики, задача состоит в том, чтобы определить, сколько времени понадобится испытуемому для перемещения проекции своего общего центра массы в шесть определенных точек.

MOUSE (Мышь)

Смысл этого теста в том, что мышь, находящаяся на экране монитора, должна убежать от кота в норку. В зависимости от перемещения проекции центра массы испытуемого по платформе, происходит передвижение к норе мыши, изображенной на экране монитора. Результаты теста показывают, сколько времени понадобилось для выполнения задачи.

С точки зрения биомеханики, задача состоит в том, чтобы определить, с какой скоростью испытуемый может перемещать проекцию своего центра массы в асимметрически определенную точку на платформе.

COORD (Координация)

В этом тесте на экране монитора изображена доска с цветным мелом. Смысл этого теста заключается в том, чтобы полностью зарисовать мелом доску. Это должно проводиться с помощью

испытуемого, который находится на платформе и перемещает проекцию своего общего центра массы. Однако, испытуемый может совершить ошибку и выйти за рамки изображения доски на мониторе. Результаты теста показывают, на какой % испытуемый выполнил стоящую перед ним задачу, т.е. зарисовал доску, изображенную на экране монитора.

C.TIME (Время координации)

В этом тесте, как и в предыдущем, на экране монитора изображена доска с цветным мелом. Измерения, проводимые в течении 20 секунд, показывают какую часть времени из 20 секунд испытуемый рисовал в пределах квадрата, изображенного на мониторе. С точки зрения биомеханики, задача состоит в том, чтобы определить, с какой точностью испытуемый может перемещать проекцию своего общего центра массы в определенную область на платформе.

Методика измерения и оценки динамической устойчивости по показателю угла поворота тела во время ходьбы на месте

С помощью теста Унтербергера-Фукуды можно оценить сохранение динамического равновесия. Для измерения и оценки угла поворота тела во время ходьбы на месте с закрытыми глазами, нами разработана автоматизированная система.

Сущность измерения заключается в том, что обследуемое лицо выполняет ходьбу на месте с закрытыми глазами (на измерительной платформе). При этом определяется процент сохранения испытуемым направления движения, то есть в какой степени обследуемое лицо поворачивается во время ходьбы. Установка продолжительности времени измерения, запуск измерения, остановка измерения, а также хранение данных измерения производится по методу, изложенному выше. Угол поворота во время измерений непрерывно отображается на небольшой круговой диаграмме.

Мы можем получить функцию времени угла поворота. Естественно, это ступенчатая функция, так как угловые данные могут быть определены лишь после совершения обследуемым лицом половины шага.

При этом возникла необходимость в таком алгоритме, который отличается быстротой действия в режиме реального времени, то есть обработка данных проводится непосредственно в момент проведения измерения. Алгоритм (поворот) в векторной форме определяет конечные положения движения центра масс, на основании чего уже можно определить угол поворота.

Возможность оценки результатов измерений обеспечивается системой за счет таблиц, диаграм, функций времени и анализа Фурье.

Результаты экспериментов обрабатывались методами математической статистики с использованием ЭВМ (Корн и Корн, 1970; Дженкинс, Баттс, 1971; Пиппард, 1985).

Дифференцированный измерительный прибор для проведения спортивной диагностики (ПСИХО-8)

В целях проведения исследований в области физиологии труда, здравоохранения, физического воспитания и спорта было разработано значительное количество различных типов оборудования, пригодного для исследования психомоторных способностей.

Известная в применении аппаратура этого назначения производит отдельные замеры мгновенных значений вырабатываемых усилий, тремора, балансирования, времени реакции, пульса, фузионной частоты зрения и т.д. Фузионная частота зрения представляет собой то граничное значение частоты, при котором мигание источника света, происходящее с возрастающей частотой, воспринимается глазом в качестве постоянного свечения.

Целью работ по развитию "Психо-8" было создание такого оборудования, которое в единой модульной системе проводит измерение вырабатываемых усилий, равновесия, тремора, времени реакции, фузионной частоты зрения и пульса и др. (Bretz, Toth, 1987).

В соответствии с поставленной целью, оборудование включает в себя каскад, т.е. блок возбуждения, чувствительный преобразовательный элемент, который подключается к микрокомпьютеру. К логической схеме с ориентацией на задание относится операционная клавиатура. Оборудование выдает буквенно-цифровую информацию о параметрах, указанных в вводной части.

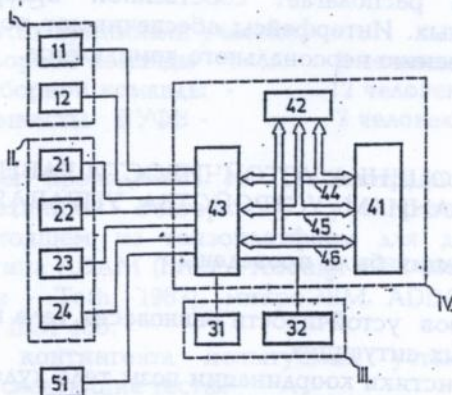
Новым является то, что при проведении биомеханических и психофизиологических измерений более выгодным является дифференцирующая аппроксимация и метод исследований. В качестве примера можно упомянуть исследование способности балансирования, проводимое с использованием качающейся измерительной платформы, где ожидается разграничение положения равновесия и бокового наклона.

При измерении скорости развиваемых усилий, измеряется время для достижения различных уровней этого усилия.

При измерении фузионной частоты зрения, с одной стороны, производится определение частот, при которых мигание источника света различимо, а, с другой стороны, - определяется граничное значение частоты.

На рис.2. приводится принципиальная схема устройства оборудования. В блоке выработки сигнала (I) располагаются фотостимуляторный датчик (11), состоящий из приводной цепи тока и источника света, фоностимулирующий датчик (12). При измерении

скорости изменения усилий фузионной частоты зрения управление экспозицией возбуждения производится посредством логической схемы (43), в системе регулирования с открытым каналом. Измерение ритма сердечной деятельности производится пульсометром (51) последовательно и одновременно. Чувствительно-преобразовательный блок (II) включает в себя датчик силы (21), тензоплатформу для измерения равновесия (22), датчик тремора (23), а также кнопку получения ответа (24). Все подключается к микрокомпьютеру (IV), представляющему собой часть оборудования. В микроЭВМ входит микропроцессор (41), блок памяти (42) и логическая схема с ориентацией на задание (43). К микроЭВМ подключен оперативный блок (III), включающий в себя клавиатуру (31) и индикаторный узел (32). (Рис. 2.)



I. : STIMULATOR BLOCK

- 11 : PHOTOSTIMULATOR
12 : PHONOSTIMULATOR

II. : SENSOR-TRANSFORMATOR BLOCK

- 21 : FORCE TRANSDUCER
22 : BALANCE TRANSDUCER
23 : TREMOR SENSOR
24 : RESPONSE DEVICE

III. : OPERATOR UNIT BLOCK

- 31 : KEYBOARD
32 : DISPLAY

IV. : MICROCOMPUTER BLOCK

- 41 : MICROPROCESSOR
42 : MEMORY
43 : LOGIC UNIT

- 51 : PULSE SENSOR

Рис. 2. Дифференцированный измерительный прибор для проведения спортивной диагностики - "Психо 8".
Условные обозначения и перевод изложены в тексте.

При исследовании устойчивости равновесия и при измерении тремора применение данного оборудования создает систему биорегулирования с замкнутым каналом. При измерении способности балансирования на нестабильной опоре, так называемым регулируемым параметром является горизонтальное расположение платформы, а при измерении тремора этим параметром является срединное расположение стержня в любом кольце, имеющем покрытие из благородных металлов. Данное оборудование может использоваться в различных видах спорта в качестве диагностического целевого прибора.

Возможность применения данного оборудования распространяется и на ряд областей исследований, касающихся эргономии, клиники, другой профессиональной деятельности. С точки зрения техники системы построения, это открытая измерительная система, которая может расширяться без каких-либо ее изменений.

Оборудование располагает собственной программой обработки полученных данных. Интерфейсы обеспечивают возможность подключения к оборудованию персонального компьютера.

ИЗМЕРЕНИЕ И ОЦЕНКА УСТОЙЧИВОСТИ РАВНОВЕСИЯ ТЕЛА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ УСТРОЙСТВА, УПРАВЛЯЕМОГО ЭВМ

По теме диссертации были проведены исследования

- параметров устойчивости равновесия тела гимнастов в модельных ситуациях,
- характеристики координации позы тела художественных гимнасток,
- устойчивости ортоградного положения тела детей при решении двигательных задач на равновесие,
- способности сохранять равновесие учащимися Высшей школы балета,
- стабильности исходной позы тела у дзюдоистов,
- специальных способностей сохранения равновесия у акробатов-наездниц,
- особенности поддержания позы "Фламинго" в условиях эффекта вестибулярного раздражения, а также

исследования

- специальной способности сохранения равновесия биатлонистов,
 - проприоцептивной чувствительности незрячих детей.
- (Последние две темы не включены в диссертацию.)

В качестве примера представляем результаты исследований устойчивости равновесия спортсменов сборной команды Венгрии по гимнастике.

Параметры и функции устойчивости равновесия тела гимнастов в модельных ситуациях.

ЗАДАЧИ:

1. Изучение координации вертикального и перевернутого положения тела гимнастов.
2. Определение и анализ биомеханических параметров функции равновесия тела.
3. Обеспечение методических рекомендаций по совершенствованию динамической осанки, устойчивости движений и функции равновесия тела.

МЕТОДОЛОГИЯ.

В экспериментах принимали участие:

гимнасты сборной команды -	8 человек,
гимнастки сборной команды -	12 человек,
студенты-гимнасты ВУФВ -	7 человек.

Исследования проводились на стабилографическом комплексе кафедры биомеханики Венгерского университета физического воспитания, состоящем из тензоплатформ для дифференциального анализа усилий типа ADAM (Bretz - Koenig: 1982-1991), оборудования "Психо 8" (Bretz - Toth: 1987), микроЭВМ ADDON, персонального компьютера типа IBM 486.

Для данного контингента испытуемых установлены наиболее информативные, следующие тесты.

1. Традиционный тест Ромберга (стойка ноги вместе, руки вперед, глаза открыты). Фиксировать 60 с.
2. Традиционный тест Ромберга (стойка ноги вместе, руки вперед, глаза закрыты). Фиксировать 60 с.
3. Стойка на "полупальцах" (имитация позы приземления гимнастов после выполнения упражнений и соскоков), ноги вместе, спина прямая, руки в стороны.
Фиксировать 20 с.
4. Пять кувырков вперед (темп - 1 кувырок за 1 с), затем принятие позы Ромберга (тест 1). Фиксировать 40 с.
5. Пять кувырков назад (темп - 1 кувырок за 1 с), затем принятие позы Ромберга (тест 1). Фиксировать 40 с.
6. Для мужчин:
 - пять поворотов, каждый на 360° в положении вися на кольцах (с помощью тренера), затем принятие позы Ромберга (тест 1). Фиксировать 40 с;

Для женщин:

- пять поворотов, каждый на 360° боком на полу, выпрямившись, руки вперед, затем принятие позы Ромберга. (Тест 1) Фиксировать 40 с.
- 7. Расслабление: 20 - 40 с, затем принятие позы Ромберга (тест 1).
- 8. Стойка на руках (в пределах стабиллографической платформы). Фиксировать 20 с.

РЕЗУЛЬТАТЫ.

В таблицах 2., 3. и 4. отражены данные проведенных исследований.

Обозначения и наименования, принятые в таблицах:

Nr.	- номер
Name	- инициалы испытуемого (фамилия, имя)
Age	- возраст (в годах)
Mass	- масса (кг)
Height	- рост (см)
Average	- среднее значение
Standard dev.	- средняя квадратичная ошибка
Skewness	- симметрия
Kurtosis	- эксцесс (показатель распределения данных)
Ave. dev.	- погрешность среднего значения.

В таблице записаны данные, которые имеют общую форму:

$$Rk - Tn.$$

Выражение "Rk"

Если $k = I$, то в таблице имеем обозначение RI.

Это значит, что тест проводился с открытыми глазами.

Если $k = II$, то в таблице имеем обозначение RII.

Это значит, что тест проводился с закрытыми глазами.

Выражение "Tn".

Если n - нечетное число, то в таблице записаны данные радиусов, характеризующих круги, содержащие 95 % данных развертки;

Если n - четное число, то в таблице записаны данные радиусов, характеризующих круги, содержащие 68 % данных развертки.

Таким образом (см. таблицы 2., 3., 4.):

RI-T1: радиус круга, характеризующего равновесие содержащего 95 % данных развертки (см. рис. 3.)
Тест Ромберга. Фиксирование 60 с.

RI-T2: радиус круга, содержащего 68 % данных развертки.

RII-T3 и T4	Тест Ромберга.	Фиксирование 60 с.
RI- T5 и T6	Стойка на носках, в полуприсяде, с полунаклоном, руки в стороны.	Фиксирование 20 с.
RI-T7 и T8	Измерения после пяти кувырков вперед.	Фиксирование 40 с.
RI-T9 и T10	Измерения после пяти кувырков назад.	Фиксирование 40 с.
RI-T11 и T12	Измерения после пяти поворотов.	Фиксирование 40 с.
RI-T13 и T14	Измерения в позе Ромберга.	Фиксирование 60 с.
RI-T15 и T16	Стойка на руках.	Фиксирование 20 с.

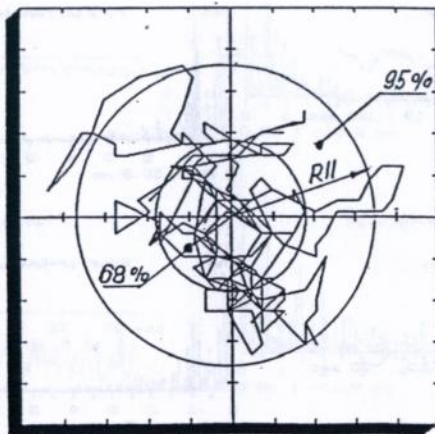
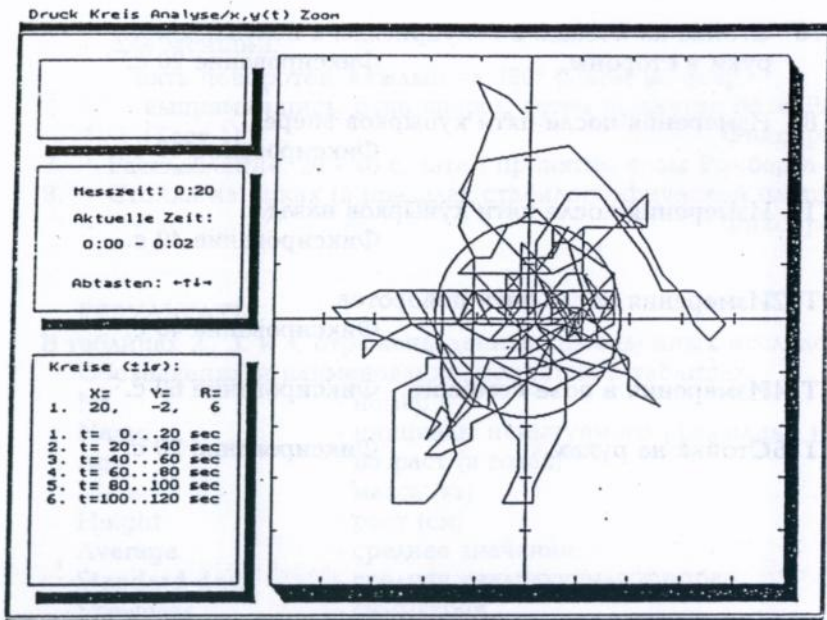


Рис. 3. Обозначение RI, RII, ... RI-T1, RI-T2.....
Радиус круга в стабилграмме.



F10-Menü Esc-Quitt P-Print screen

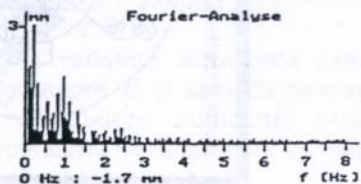
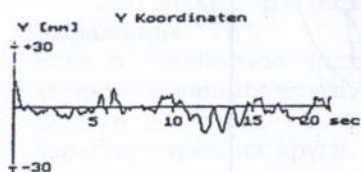
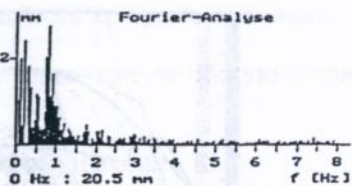
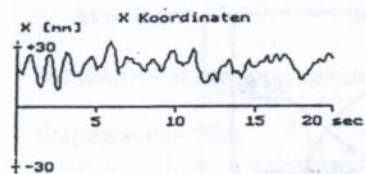


Рис. 4. Стабилограммы и анализ Фурье стойки на полупальцах. Фиксировать 20 с.

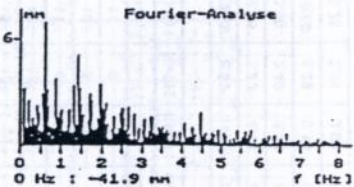
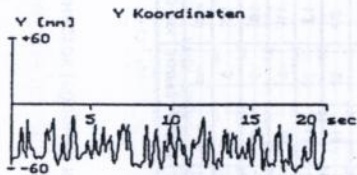
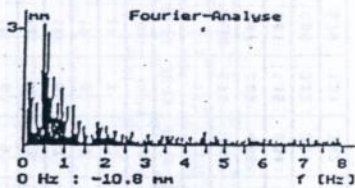
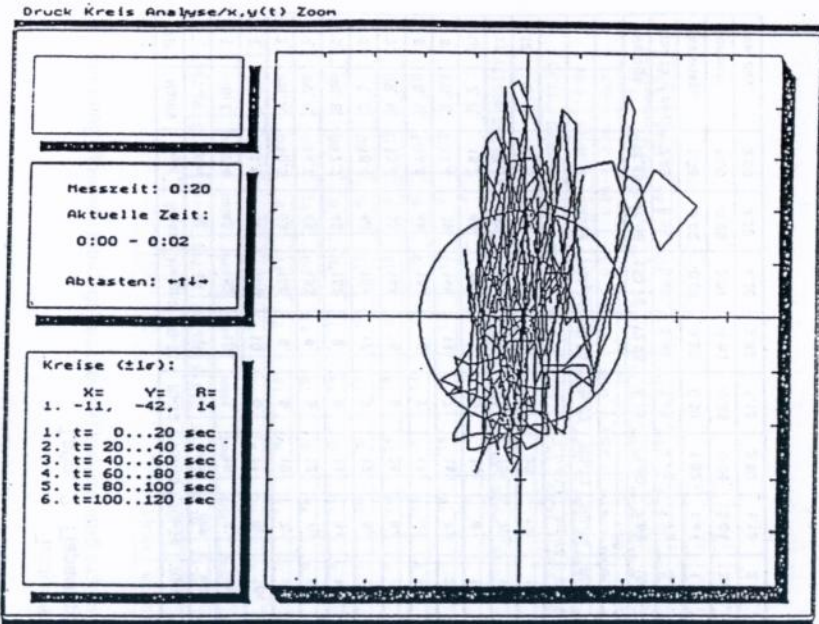


Рис. 5 . Стабилограммы, функции времени, анализ Фурье стойки на руках (20 с) (в пределах стабилиграфической платформы)

Экспертиза: тренер сборной команды Венгрии по гимнастике, Donath F.

Табл. 2 . Параметры устойчивости равновесия гимнасток (сборная команда Венгрии)

Nr	Name	Age	Mass	Height	RI-T1	RI-T2	RII-T3	RII-T4	RI-T5	RI-T6	RI-T7	RI-T8	RI-T9	RI-T10	RI-T11	RI-T12	RI-T13	RI-T14	RI-T15	RI-T16
		Years	kg	cm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm
1	B. I.	17.4	45	152	15	7	15	7	15	8	11	6	13	6	10	5	13	7	45	20
2	D. I.	21.6	53	158	10	5	11	6	16	8	10	5	14	5	10	5	9	5	25	15
3	N. A.	16.3	53	158	9	5	13	7	15	8	8	4	8	5	11	5	14	7	26	13
4	V. A.	14.7	45	153	9	5	12	7	17	8	8	3	16	5	10	7	14	6	29	14
5	G. E.	17.2	49	157	9	6	11	5	11	6	7	3	6	4	8	5	18	8	33	16
6	T. Z.	16.4	48	164	17	9	19	8	18	9	12	6	20	8	14	6	10	6	31	22
7	K. N.	13.9	38	144	16	9	24	9	12	5	11	6	10	4	12	7	15	7	40	25
8	B. V.	14.8	48	152	15	7	17	8	15	8	15	6	9	5	17	10	21	12	18	9
9	G. E.	14.4	39	146	11	7	15	7	25	9	42	11	22	9	42	16	14	7	25	15
10	Z. F.	15.2	43	158	12	6	13	8	16	9	11	6	12	5	11	6	15	7	26	13
11	S. N.	14.1	37	151	10	7	13	7	18	10	19	6	12	5	10	5	11	6	20	13
12	O. E.	22.5	43	152	14	8	23	12	16	8	11	7	13	8	11	6	23	13	25	13
		Age	Mass	Height	RI-T1	RI-T2	RII-T3	RII-T4	RI-T5	RI-T6	RI-T7	RI-T8	RI-T9	RI-T10	RI-T11	RI-T12	RI-T13	RI-T14	RI-T15	RI-T16
	Average	16.55	45.08	153.75	12.25	6.75	15.50	7.58	16.17	8.00	13.75	5.75	12.92	5.75	13.83	6.92	14.75	7.58	28.58	15.67
	Standard dev.	2.83	5.38	5.58	2.99	1.42	4.42	1.73	3.49	1.35	9.47	2.09	4.68	1.66	9.16	3.20	4.18	2.43	7.76	4.50
	Skewness	1.38	-0.02	-0.06	0.32	0.30	1.02	1.41	1.25	1.07	2.81	1.18	0.64	1.05	3.10	2.46	0.72	1.64	0.94	0.92
	Kurtosis	1.00	-0.95	0.01	-1.63	-0.86	-0.06	3.64	3.58	1.50	8.56	3.22	0.11	-0.21	10.09	6.39	0.14	1.87	0.68	0.48
	Ave. dev.	2.09	4.26	4.38	2.63	1.13	3.50	1.18	2.22	0.83	5.79	1.33	3.42	1.33	5.25	2.06	3.04	1.71	5.85	3.39

Табл. 3 Параметры устойчивости равновесия гимнастов (сборная команда Венгрии)

Nr	Name	Age	Mass	Height	RI-T1	RI-T2	RII-T3	RII-T4	RI-T5	RI-T6	RI-T7	RI-T8	RI-T9	RI-T10	RI-T11	RI-T12	RI-T13	RI-T14	RI-T15	RI-T16
		Years	kg	cm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm
1	S. Z.	24.6	61	171	15	7	17	9	16	9	15	9	15	9	14	9	17	10	32	18
2	Sz. Z.	23.9	62	170	10	6	15	8	13	6	10	5	12	5	14	7	11	6	28	14
3	L. A.	21.2	64	170	11	6	21	12	17	9	17	8	12	6	19	11	20	11	37	19
4	C. Z.	25.0	64	168	13	6	14	8	17	9	12	5	11	6	14	7	10	6	36	18
5	F. C.	27.6	65	165	9	5	17	8	18	8	14	7	10	5	11	6	11	5	30	11
6	J. K.	19.0	65	171	12	7	26	11	22	9	12	7	20	34	16	8	18	9	119	26
7	M. B.	27.7	58	164	15	8	21	10	15	7	15	8	14	7	14	7	16	6	37	18
8	P. Z.	22.8	65	176	12	6	18	9	16	8	12	7	18	11	18	10	13	7	29	13
		Age	Mass	Height	RI-T1	RI-T2	RII-T3	RII-T4	RI-T5	RI-T6	RI-T7	RI-T8	RI-T9	RI-T10	RI-T11	RI-T12	RI-T13	RI-T14	RI-T15	RI-T16
Average		23.98	63.00	169.38	12.13	6.38	18.63	9.38	16.75	8.13	13.38	7.00	14.00	10.38	15.00	8.13	14.50	7.50	43.50	17.13
Standard dev.		2.98	2.51	3.78	2.17	0.92	3.89	1.51	2.60	1.13	2.26	1.41	3.51	9.77	2.56	1.73	3.74	2.20	30.72	4.61
Skewness		-0.32	-1.31	0.21	0.12	0.49	0.88	0.82	0.95	-1.11	0.17	-0.40	0.77	2.59	0.27	0.63	0.17	0.64	2.75	0.73
Kurtosis		-0.38	1.10	0.40	-0.94	0.42	0.59	-0.54	2.32	0.29	-0.63	-0.61	-0.53	6.93	-0.15	-0.80	-1.71	-1.29	7.67	1.17
Ave. dev.		2.25	2.00	2.78	1.66	0.72	3.03	1.22	1.75	0.88	1.88	1.00	2.75	6.06	2.00	1.41	3.25	1.88	18.88	3.34

Табл. 4 Параметры устойчивости равновесия гимнастов (студенты В.У.Ф.В.)

N ^o	Name	Age	Mass	Height	RI-T1	RI-T2	RII-T3	RII-T4	RI-T5	RI-T6	RI-T7	RI-T8	RI-T9	RI-T10	RI-T11	RI-T12	RI-T13	RI-T14	RI-T15	RI-T16	
		Years	kg	cm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm
1	B. A.	19.7	64	168	11	5	12	6	13	7	8	4	9	5	10	5	10	5	40	26	
2	G. G.	22.6	60	171	9	5	11	5	15	8	13	6	8	5	19	7	14	9	37	9	
3	B. N.	20.2	75	172	14	8	16	7	12	6	20	8	16	9	22	11	10	5	32	17	
4	O. O.	19.4	55	164	12	9	12	6	13	6	12	6	12	5	10	7	13	5	26	16	
5	D. I.	18.8	50	156	9	5	9	4	9	4	7	2	10	6	11	5	7	4	31	16	
6	B. G.	22.4	68	176	10	5	15	8	19	8	13	8	7	4	10	5	8	5	39	19	
7	G. S.	25.1	73	176	12	6	20	10	13	8	12	5	12	6	16	10	13	6	36	19	
		Age	Mass	Height	RI-T1	RI-T2	RII-T3	RII-T4	RI-T5	RI-T6	RI-T7	RI-T8	RI-T9	RI-T10	RI-T11	RI-T12	RI-T13	RI-T14	RI-T15	RI-T16	
		Average	21.18	63.57	169.00	11.00	6.14	13.57	6.57	13.43	6.71	12.14	5.57	10.57	5.71	14.00	7.14	10.71	5.57	34.43	17.43
		Standard dev.	2.28	9.22	7.14	1.83	1.68	3.69	1.99	3.05	1.50	4.22	2.15	3.05	1.60	5.00	2.48	2.69	1.62	5.00	5.06
		Skewness	0.82	-0.23	-1.03	0.46	1.18	0.75	0.65	0.72	-1.00	0.87	-0.49	0.82	1.66	0.80	0.78	-0.15	1.97	-0.68	0.08
		Kurtosis	-0.29	-1.21	0.72	-0.53	-0.35	0.23	0.35	1.95	0.47	1.67	-0.18	0.50	3.49	-1.23	-1.06	-1.69	4.45	-0.40	2.04
		Ave. dev.	1.89	7.35	5.43	1.43	1.35	2.94	1.51	2.04	1.18	2.50	1.63	2.37	1.10	4.29	1.92	2.24	1.10	4.08	3.35

При математико-статистической обработке результатов были вычислены следующие количественные значения:

"average":	среднее значение, (1)
"standard deviation":	среднее квадратическое отклонение, (2)
"skewness":	асимметрия, (3)
"kurtosis":	эксцесс, (4)
"average deviation":	среднее отклонение, (5)
"correlation coefficient":	коэффициент корреляции, (6)
T-проба	(7)

Программа "Excel" фирмы МИКРОСОФТ производит автоматическое вычисление этих величин. Согласно указаниям МИКРОСОФТ-а, если асимметрия и эксцесс оказываются в пределах между -2 и +2, то можно предполагать, что распределение приближается к гауссовскому распределению.

Преобразования Фурье играют большую роль во многих областях науки. Это привело к широкой разработке численных методов преобразования входного сигнала в частотный спектр. Для проведения анализа Фурье наших стабิโลграмм, нами были разработаны специальные программы для ЭВМ.

В отношении дальнейших подробностей я ссылаюсь на Пиппарда. (Пиппард, 1985)

Как видно из табл. 2. по данным колебания центра тяжести тела гимнасток в каждом тесте выявлен высокий уровень устойчивости равновесия. Среднее значение R1-T2 (тест Ромберга с открытыми глазами) равно 6,75 мм, а средний показатель RII-T4 (тест Ромберга с закрытыми глазами) равен 7,58 мм (68% данных развертки). Это говорит о том, что проприоцептивная функция у этой группы испытуемых отличается высоким уровнем функционирования.

В тесте "стойка на руках" (показатель RI-T16) среднее значение колебания центра тяжести составляет 15,67 мм, что также характеризует высокий уровень устойчивости.

Если сравнить показатели устойчивости равновесия у женщин (табл. 2) и мужчин (табл. 3), то показатели у женщин оказались на более высоком уровне. Особенно различие заметно в тестах (RI-T8) и (RI-T10), после пяти кувырков в перед и назад.

Корреляционные связи показывают стохастический характер перемещения центра тяжести тела во всех проведенных тестах.

Проведены аналогичные исследования и на студентах (мужчинах) университета (табл. 4), у которых уровень спортивного мастерства достаточно высокий, но несколько ниже, чем в сборной команде Венгрии (табл. 3). Можно сказать, что показатели у этой

группы спортсменов незначительно отличаются от аналогичных показателей сборной команды.

Например, в тесте (RI-T16) - стойка на руках - различие составляет 0,3 мм (17,43 - 17,13), а дисперсия - 0,45 (5,06 - 4,61).

Однако, следует отметить, что предложенная система тестов и каждый тест в отдельности могут быть использованы в контроле и управлении тренировочным процессом гимнастов.

На рисунках (4. и 5.) приводятся диаграммы одной серии измерений члена сборной команды (гимнастика).

Анализ стабилотрамм методом Фурье свидетельствует о том, что устойчивость определяется в основном колебаниями тела с частотой 0,2-4 Гц. На рис. 4. и 5. приведены индивидуальные показатели анализа устойчивости равновесия методом Фурье в позе "стойка на полупадаха" и "стойка на руках" испытуемого "Sz.Z.". (См. табл. 3.), в фронтальной (x) и сагиттальной (y) плоскостях.

(См рис. 4) Доминирующие частоты: x: 0,6 и 0,7 Гц - y: от 0,6 до 4 Гц.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ

Оценка стабилотрамм

В разработанной нами стабилотрафической измерительной системе объективная оценка стабилотрамм производится с использованием радиуса характеристического круга. Этот круг охватывает 68 % и (или) 95 % точек развертываемой стабилотрамм (рис. 3).

Важной информацией является сдвиг центра характеристического круга, имеющий место во время проведения теста Ромберга. Изображение характеристического круга производится через каждые 20 секунд. Кроме этого производится определение периода времени всего эксперимента. В связи с этим, направление и степень смещения центра круга хорошо характеризует психомоторное состояние обследуемого лица.

Надежность проведения испытания повышается и за счет того, что производится определение функции времени стабилотрамм как во фронтальном, так и в сагиттальном направлении, а также за счет того, что мы определяем спектр Фурье для этих функций. За счет использования этих данных представлялась возможность проведения объективной цифровой оценки результатов теста Ромберга в отношении отдельных лиц и регистрация сравнительных данных.

Было установлено, что стабилотрамм традиционного теста Ромберга различна для различных обследуемых групп: для спортсменов, для людей, не занимающихся спортом, для более молодой возрастной группы, для пожилых людей и т.д. Однако, следует отметить, что

степень различия у практически здоровых людей не имеет существенных различий.

Из проведенных нами испытаний выяснилось, что наилучшие результаты по тесту Ромберга были получены при обследовании детей в возрасте от 10 до 14 лет. Имели место и специфические случаи. Так, в случае с биатлонистами также были получены очень хорошие результаты теста Ромберга, что неудивительно, так как в этом виде спорта обязательным условием результативности является безукоризненное сохранение равновесия. В случае применения обычного теста Ромберга испытания проводились как при открытых, так и при закрытых глазах. Установлено, что многоканальная обратная связь, содержащая визуальные, проприоцептивные и вестибулярные элементы восприятия, лучше работает при наличии визуальной обратной связи, чем без таковой. Это утверждение, в общей своей форме, в большинстве случаев справедливо, но имеют место и исключения. К примеру, можно привести факт, полученный на членах команды Венгрии по биатлону, когда выяснилось, что их результат иногда не зависит от того, открыты или закрыты глаза во время теста. В обоих случаях зафиксированы неоднократно хорошие результаты. Естественно, подобные случаи являются исключением.

Далее, нами было установлено, что для реализации надежности и пригодности теста Ромберга требуется более продолжительное время регистрации. При серийном проведении теста на детях школьного возраста и на других возрастных группах, продолжительность времени, приходящегося на одну серию, составляла 20 с. Здесь цель была составная, в связи с чем продолжительность измерения такой длительности считалась достаточной. В случае проведения теста Ромберга рекомендуется более длительная продолжительность - 1 минута.

Усложненный тест Ромберга дает возможность получить однозначное представление о различиях между отдельными группами обследуемых лиц, а именно - между группами различной возрастной категории, между группами лиц, занимающихся различными видами спорта, или группами лиц различного рода деятельности. Этот тест, в первую очередь, в связи с его сложностью, позволяет дифференцировать обследуемых лиц. Наш опыт свидетельствует о том, что даже среди спортсменов были обнаружены случаи, когда обследуемое лицо, не имея предварительной подготовки, или вообще не могло выполнить тест, или же выполняло его с трудом.

Оригинальный тест "Унтербергера-Фукуда", который выполнялся по специальной программе, также послужил источником важной информации. Этот тест исследует основные характеристики управления движениями человека. Благодаря применению этого теста, при условии отключения визуальной обратной связи, можно определить как угол поворота при ходьбе на месте, так и точность сохранения заданной позиции тела.

Наш опыт свидетельствует о том, что на результаты этого теста, помимо индивидуальных качеств, значительное влияние оказали и психические условия проведения измерений. Именно этим объясняется то обстоятельство, что в некоторых случаях были получены экстремумные значения и результаты.

В процессе исследований проводилось изучение стабильности ходьбы. Была разработана методика, при которой обеспечивалась возможность одновременного измерения и регистрации силы реакции опоры, то есть диаграммы усилий испытуемого, и сдвига центральной точки давления. Здесь между обследуемыми группами наблюдались весьма значительные различия и имел место большой разброс результатов. Неудивительно, что лучшие результаты были получены при обследовании учащихся Высшей школы балета и занимающихся художественной гимнастикой. Измерительная система дает характерные показатели в отношении крутизны нарастания силы, пиковых значений силы, характеристик "перекатывания" ноги и других важных данных.

Психология и философия изобретений

Ниже мы рассмотрим несколько вопросов психологии и философии изобретений относительно нашей диссертационной работы.

"Изобретение", согласно статьи Закона о монополии, означает какой-либо новый метод разработки, получения предмета патентного документа или предоставление исключительного права, а также определяет какой-либо новый метод или способ в целях развития, усовершенствования или контроля производства.

Очевидно, изобретение новой методологии или оборудования представляет собой более широкое понятие, чем то, на что дается патент. (Bretz, 1982).

Многие авторы пришли к выводу, что нет необходимости в широкой трактовке общего понятия изобретения и в обеспечении правовой защиты. Противники этой точки зрения считают необходимой более точную формулировку критериев новизны или патентоспособности.

В области естественных наук не следует забывать о том, что основной целью деятельности, связанной с проектированием научного эксперимента, является разработка современного, целесообразного и экономичного решения.

Мы рекомендуем к принятию тот критерий, который базируется на "неожиданности" результата, полученного за счет нового применения патентоспособного использования. Принятие критерия опирается на введение концепции причинной обусловленности в такой мере, в какой уместно говорить о стирании границ причины и риска в случае рискованного контракта, которым можно считать и патентование. Мы утверждали, что если нет риска, то случай патентоспособности за отсутствием "причины" не имеет места, так как изобретение не

отличается неожиданным характером, который мог бы привести к существенному шагу вперед. (Casalonga, 1949).

Определенным отражением происхождения понятия изобретения является появление юридической концепции причинной обусловленности, а также общая цель, которую стороны стремятся достичь за счет договора, воплощаемого изобретением. Осознание того, что теория связи "причина-следствие" является движущим мотивом и это способствует межнаучному сближению права, психологии и философии изобретения.

Бобровский (Bobrowszky, 1978), анализируя понятие изобретения, редуцированное в юридических целях, разрешает это противоречие точными дефинициями. По его мнению юридическое понятие изобретения базируется на комплексе естественнонаучных, технических и общественно-экономических моментов.

Что касается сущности изобретения, то правильным является определение в венгерской, русской и в немецкой юридической литературе; согласно этому определению изобретение не что иное, как взаимосвязь цели и средства.

В нашем случае: средство - это методология, цель - это развитие устойчивости равновесия тела.

Итак, наиболее важными элементами понятия изобретения, редуцированного в юридических целях, является следующее: возникающая в результате творения человеческого разума взаимосвязь "цель-средство", которая может быть освоена как интеллектуально, так и материально.

Патентоспособность измерительной системы.

Докторант ставил задачу обосновать новое направление, часть полученных результатов которого является патентоспособной в Европе.

Согласно Applebaumу и его сотрудников (Applebaum et. al 1969): патентом является документ, выданный правительством, на основании которого юридически можно воспрепятствовать тому, чтобы посторонние лица могли использовать изобретение, в целях производства или реализации.

Французское толкование американского юридического определения "Patent: a grant...": "Brevet: octroi par le Gouvernement..." "Патентом является разрешение"

В заключение приводим немецкий вариант: "Патентом является право, выданное правительством...." ("Das Patent: ein von der Regierung erteiltes Recht...").

Из приведенного сравнения очевидно, что выражения "grant" и "octroi" в сущности весьма схожи по своему смысловому содержанию и могут быть переведены как разрешение, разрешительный документ. В немецком варианте подчеркивается "право", "правомочие".

Аппелбаум и его сотрудники (1969) определили три вида утилизации: производство, использование, реализация, в то время как французский

вариант определения содержит более подробную информацию в отношении процедуры заявки.

Патентоспособное изобретение не что иное, как любое новое техническое решение, означающее прогресс и применимое на практике.

Весьма схожее с вышеприведенным и русское определение: "...изобретение, отличающееся существенной новизной и дающее положительный эффект в решении технической задачи в любой области народного хозяйства, культуры, здравоохранения или обороны страны."

Американский закон о патенте определяет условия выдачи патента в увязке с личностью изобретателя. /Новый, полезный, неочевидный метод производства машин, материалов или состава, а также дальнейшее усовершенствование перечисленного./

С точки зрения патентоспособности состоянием техники считается общая сумма сведений, получивших публикацию (обнародование) в письменной, устной или прикладной форме. Из американской практики патентирования нам известно весьма лаконичное и хорошо применимое определение, а именно: "состояние техники : вся специальная литература (спецматериал), которая относится к новизне изобретения, предлагаемого к патентованию" (1.)

Обратимся снова к американскому требованию.

Критерий, в котором можно усмотреть и некоторую субъективность оценки, но весьма важный с точки зрения оценки степени прогресса и достижения изобретательского уровня, присутствует - в прямой или косвенной форме - в патентном праве большинства стран. Рассмотрим его значение. Неочевидность: такие различия между представленным на патентование материалом и положением в технике, которые в суммарной форме и в момент появления изобретения не являются очевидными для специалиста, располагающего подготовкой среднего уровня.

Эти данные указывают на то, что:

- оценка в каждом отдельном случае отличается сложностью и нуждается в участии специалиста не среднего уровня, а располагающего профессиональными данными и способностями выше среднего уровня, или же в участии группы специалистов;
- исключение субъективных факторов является сложностью;
- при определении патентоспособности могут иметь место ошибочные решения, в связи с чем следует в усиленной степени применять средства и методы психологии.

Мы согласны с Бобровским (1978), который пишет, что в рамках критерия неочевидности следует достичь баланса в оценке двух аспектов - изобретения и деятельности, связанной с рождением изобретения. Благодаря этому неочевидность охватила бы качественную оценку и ее решение по линии новизны и экономи-

ческих, технических, научных и общественных эффектов по линии прогресса.

Основной концепцией разработки нашей методологии была теория новизны (Bretz, König, 1982).

В следующей части приводятся главные результаты и новизна нашей работы.

1. Нами были разработаны новые единицы оборудования:
 - для регистрации стабิโลграммы;
 - для проведения и регистрации теста Унтербергера-Фукуда;
 - для анализа ходьбы с системой автоматической оценки изображения;
 - для анализа характеристик усилий и движений центра давления одновременно.

2. Мною были сконструированы исследовательские системы для графического изображения диффузионных диаграмм с характеристическими кругами, функций времени и спектров Фурье, в аналоговой и цифровой форме;

тесты для изучения:

 - характеристик равновесия,
 - координации движений;
 - статической симметрии;
 - динамической симметрии усилий.
 - одновременно с телеметрической электро-миографией, с переходной характеристикой сохранения равновесия.

3. Мною были разработаны специальные тесты:
 - для оценки моторной координации детей;
 - для центров физической реабилитации и адаптации.

4. С использованием разработанных нами измерительных систем, методик и тестов, было исследовано равновесие тела:
 - у членов национальных сборных команд;
 - у студентов университетов;
 - у школьников средних общеобразовательных школ;
 - у людей пожилого возраста в домах престарелых, и.т.д.

5. Мною были проанализированы результаты измерений. Установлено, что полученные распределения не отличаются существенно от распределения Гаусса по тестам симметрии и эксцесса.

6. Разработанные нами измерительные системы, методики и тесты позволили характеризовать моторную координацию и функцию равновесия разных возрастных групп, представителей разных видов спорта, физическую нагрузку в бытовой, трудовой и спортивной деятельности.
7. Результаты исследований по частоте колебаний тела во время движения и покоя коррелируют с данными Бекеши (1967), а по частоте резонанса тела человека дополняют их. Частотные характеристики общего центра масс человека в ортогональном положении находятся главным образом в диапазоне от 0 до 3 Гц.
8. Мы развивали программы для отдельных и совместных исследований трехканальной "bio-feedback" системы, содержащей зрительные, вестибулярные и проприоцептивные компоненты.
9. Наши исследования объективно показывают, что коэффициент стабилизации после нагрузки вестибулярной системы с использованием вращения, в большой мере зависит от двигательной активности, уровня тренированности, психологического состояния организма и от генетических факторов. На этот вывод наталкивают исследования у отдельных гимнастов, где нагрузка квази-однородна, но результаты тестов значительно отличаются.
10. Совместно с сотрудниками Украинского государственного университета физического воспитания и спорта нами разработаны дидактические средства, методы и элементы контроля, объединенные в программы развития координации движения и функции равновесия тела детей 4-6 лет (К. Бретц, В.Н. Болобан, Т.Е. Мистулова, 1995). В процессе внедрения и дальнейшего развития программ мною разработана и выполнена объективная оценка устойчивости тела детей методом стабิโลграфии.
11. Результаты работы используются в 46 институтах Европы: в Германии (35), в Австрии (5), в Швейцарии (3), в Италии (1), в Венгрии (2 лаб.).

ВЫВОДЫ

1. В результате проведенных исследований разработано новое научное направление. Сущность его состоит в том, что в нем впервые теоретически обоснованы и экспериментально исследованы закономерности формирования функции равновесия у человека. На основании полученных данных предложена педагогическая методология высокоэффективного использования

- специальных средств обучения в спортивной тренировке и в массовом физическом воспитании.
2. Система специальных средств интенсификации процесса обучения, предлагаемая в настоящем исследовании включает две тензоплатформы, усилители, микрокомпьютер, программное обеспечение и комплекс педагогических методов использования технических устройств в дидактическом процессе.
 3. Для оценки моторной координации при формировании функции равновесия целесообразно использовать разработанную систему тестов. Эти тесты позволяют получить объективные количественные данные о характеристиках равновесия, статической и динамической симметрии опорных реакций, электрической активности скелетной мускулатуры при реализации компенсаторных движений, выполняемых с целью сохранения равновесия тела человека.
 4. Проведенные исследования свидетельствуют о том, что проявление способности к равновесию тела является интегральным показателем уровня формирования основных компонентов моторики у людей с различной степенью развития двигательной функции в онтогенезе в связи с различной степенью тренированности и специальной направленностью профессиональной двигательной деятельности.
 5. Развитие способности к равновесию в пространстве в онтогенезе характеризуется установленной в настоящем исследовании динамикой формирования генотипических и фенотипических рефлекторных механизмов управления колебаниями основных подвижных масс звеньев тела человека. Это выражается в изменениях амплитуды колебаний общего центра масс от 7,4 (2,7) (мм) у 6-4 летних детей до 5-2 (1,94) (мм) у взрослых 22,5 летних индивидуумов, а также в способности к направленному перемещению общего центра масс у детей младшего возраста объемом от 50 (8,6) процентов и у взрослых индивидуумов до 63,7 (7-33) процентов от заданной дидактической программы.
 6. Экспериментально установлено, что у лиц, систематически занимающихся различными физическими упражнениями, в зависимости от степени тренированности и уровня развития координационных способностей, проявляются конкретные двигательные возможности по управлению функцией равновесия. Об этом свидетельствуют показатели разработанной в настоящем исследовании тестирующей программы оценки колебания общего центра масс тела у лиц с различной степенью тренированности. В эксперименте доказано, что высшим уровнем устойчивости обладают те лица, у которых радиус характеристического круга в тесте Ромберга / $R I - 68 \% - 60 с /$ не превышает 8 мм.
 7. Профессиональная двигательная деятельность оказывает соответствующее влияние на формирование функции равновесия в той

степени, в которой она обеспечивается участием механизмов управления устойчивостью тела человека. Это подтверждается тем, что у лиц, занимающихся биатлоном, гимнастикой и акробатикой процент отклонений радиус-вектора колебаний общего центра масс тела значительно ниже, чем у представителей многих других видов спортивной деятельности.

8. Установлено, что критериями интегральной оценки уровня развития двигательной функции являются такие характеристики устойчивости как траектория движения общего центра массы по направлению сагиттальной и фронтальной осей, как функция времени и спектр Фурье этих функций. На основании разработанных критериев предложена система, состоящая из 6 тестов, позволяющая объективно оценить степень устойчивости тела и надежно прогнозировать развитие двигательных способностей каждого обследуемого индивидуума.
9. Разработанная в результате проведенных исследований дидактическая методология получила полное экспериментальное подтверждение, что дает основания для внедрения и в практику прогнозирования двигательных способностей детей младшего возраста; в практику двигательной реабилитации лиц пожилого возраста, нуждающихся в социальной защите, а также в тренировочный процесс спортсменов высокой квалификации и в двигательную подготовку специалистов различных профессий.
10. Экспериментально показано, что испытуемые, применявшие разработанные нами методы диагностики и тесты, впоследствии при занятиях специальными физическими упражнениями во всех случаях демонстрировали достоверно более высокие показатели развития моторики в (среднем на 30 % в сравнении с индивидуумами, занимающимися по традиционным методикам).

ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ ОПУБЛИКОВАНЫ СЛЕДУЮЩИЕ РАБОТЫ

Патенты

1. Bretz, K. (1964) *AC voltage stabilizer*. Hungarian Patent. No. 154.298.
2. Bretz, K., Szondy, L., Agócs, J., Fejes, Z., Karády, P. (1973) *Equipment for investigation of leg efforts*. Hungarian Patent. N°: 168.-367.
3. Bretz, K., Stemmitzer, R., Tóth, D. (1975) *Universal dynamometer*. Hungarian Patent. N 174.780.

4. Bretz, K., Bihámi, J., (1977) *Device for measuring psycho-physiological stresses*. Hungarian Patent, No. 176.925.
5. Bretz, K., Boksay Z. Takács B. (1983) *Measuring device of box punching*. Hungarian Patent. а.: 188.031.
6. Bretz K., Tóth I. (1987-1990) *Differential measuring equipment of psycho-physiology*. Hungarian Patent. а.: 205.241.
7. Bretz, K., König, H. L. (1982-1992) *Messplattform für differentielle Kraftanalyse*. German Patent, . 32 45 453.
8. Tóth Á., Bretz K., Illés A. (1975) *Equipment for investigation of driver capability*. Hungarian Patent. N 176.550.
9. Tóth Á., Bretz K., Illés A. (1975) *Fahrsimulator*. DDR Patent. N° 134. 684.

Промышленные образцы

10. Barótfy I., Bretz K., Mikecz I. (1977) *Psycho-physiological measuring device*. Industrial Design. N° 78.221. (in Hungarian)
11. Baumler, G., Bretz, K., Fischer, H., Podolay, P. (1986) *Ski-Langlauftrainer*. DGBM. Hauptklasse A63B 69/18 86/3190/4. 1-8. S.
12. Baumler, G., Bretz, K., Fischer, H., Podolay, P. (1987) *Geraet zur Messung des Tremors*. DBGM. Hauptklasse A61B5/10 8706275/4a. 1-7. S.
13. Baumler, G., Bretz, K. (1988) *Kraftmesstock für Skilanglauf*. DGBM. Hauptklasse 601L 1/22 8808486/4a. 1-6. S.
14. Bretz K., Stremnitzer R., Tóth D. (1975) *Car simulator*. Industrial design N° 77.877. (in Hungarian)
15. Bretz, K., Porkoláb, L. (1980) *Transmitter*. Industrial Design. N° 80.073. (in Hungarian)

Статьи, тезисы, брошюры

16. Bretz K., Peternák G. (1968) *Voltage stabilizer with high accuracy. Mérés és automatika*, Vol.16, pp. 352-355. (in Hungarian)
17. Bretz, K. (1970) *Une nouvelle méthode d'exploration du temps de réaction*. *Électronique Médicale*, Vol. 55, pp.19-20.
18. Bretz, K., Chignon, J. C., Distel, R. (1970) *Quelques problèmes posées par l'analyse du temps de réaction*. Publication I.N.S. Paris. Vol. 87, pp. 1-13.

19. Bretz, K., Chignon, J., C., Distel, R. (1970) *A new method for action time measuring*. In: Mezinárodní Symp. Lékařské Elektr. Praha, pp. 28-31.
20. Bretz, K., Nemessúri, M. (1971) *Registration of mechanical muscle activity by transformation of the EMG* TF Tud. közl. Vol. 4, pp. 187-195. Signals. (in Hungarian)
21. Bretz, K. (1973) *Telemetry recording of physiological parameters and reaction time on athletes*. Actual Questions of Sport and Physical Education, Vol. 9, pp. 73-84.
22. Bretz K., Csáki P., Fejes Z., Nádori L. (1974) *Employment of factor analysis in physical education research*. Actual Questions of Physical Education and Sport. Vol. 10, pp. 99-111. (in Hungarian)
23. Bretz, K., Agócs J., Fejes Z., Karádi P., Szondy L. (1974): *Telemetry equipment for investigation of gait disorders*. In: Third Medoco- Technical Conference, Budapest, pp. 192-193. (in Hungarian)
24. Bretz, K. (1975) *Devices and measuring methods of physical education research*. Seminar. Carleton University, Dept. of Engineering. Ottawa. 31. 10.
25. Bretz, K. (1975): *Méthodes électroniques de recherches pour l' étude des sports d'élite*. Université de Montréal. Inst. d'Educ. Phys. Séminaire au III: Cycle. Montréal. 28. 10.
26. Bretz, K. (1975): *Bio-engineering aspects of physical education research*. Columbia Univ. Postgrad. Sem. New York, Vol. 6-7, pp. 11.
27. Bretz, K. (1975) *Bioengineering aspects of sport research*. Seminar. McGill University. Inst. Bioeng. Montréal 30.10.
28. Bretz, K. (1975) *Biological stimulation and registration in the near field zone*. Proceedings of the Sport and Physical Education Researches, pp. 145-151. (in Hungarian)
29. Bretz, K. (1978) *Messung der Menschlichen Kraft und Bewegungszeit*. Technische Universität, München. Seminar Institut für Elektroakustik. Vol. 10. pp. 7.
30. Bretz, K. (1978) *Telemetry of limb forces*. In: 4th Int. Symp. on Biotelemetry. Garmisch Partenkirchen. H. J. Klewe. H. P. Kimmich (eds.) Karger, Basel. pp. 207-210.

31. Bretz, K. (1978) *Latency time between the electrical and mechanical activity of muscles*. In: VII. Symposium on Movement Biology. Tihany .
32. Bretz, K., Csáki, P., Porkoláb, L. (1979) *Construction of electro-mechanical device for muscle investigation*. Proceedings of the Research Institute of HUPE (1977-78), pp. 267-274. (in Hungarian)
33. Belágyi, J., Szécsényi, J., Pallai, G., Bretz, K., Tatai, Zs. (1979) *Study of force development in resting and activated muscles during velocity dependent stretching*. Acta Biochim et Biophys. Akad. Sci. Hung., Vol. 14.(1-2), pp. 95-101. (in Hungarian)
34. Bretz, K., Nemessúri, M., Syed, M.R., Dévai, E. (1979) *Correlation and latency between the EMG and dynamogram*. In: Studies from the Research Institute of the HUPE (1977-78), pp. 195-203. (in Hungarian)
35. Bretz, K. (1980) *New ways and means of assessing speed-power qualities*. In: World. Sci. Congress. Tbilisi.
36. Bretz, K., Boksay, Z. (1981) *Measurement of the dynamic parameters of the effort*. In: Biomechanics VII.-A. Ed. Morecki et al. PWN Polish Sci., pp. 593-597.
37. Bretz, K. (1982) *Some aspects of investigation of the patent ability*. Dissertation in the University Eötvös Lóránd, Juridical Faculty. 43 p. (in Hungarian, English, French etc.)
38. Bretz, K. (1988) *New bio-telemetry systems with infrared signal transmission*. Seminar in Res. Inst of Phys. Educ. Peking.
39. Bretz, K. (1988) *Problems of the special time measuring in the biomechanics*. Seminar in Res. Inst of Phys. Educ. Peking.
40. Bretz, K. (1988) *Up-to-date measuring methods in the biomechanics* Seminar in Res. Inst. of Phys. Educ., Sanghai.
41. Bretz, K., Kaske, R. J., Ventilla, Zs. (1992) *Static and dynamic investigation of the human balance*. In: ISBS 10th Symp., Milano, /Eds./ Rodano, R. at al., pp. 223-326.
42. Bretz, K., Kaske, R. J., Ventilla, Zs., Zana, T. (1993) *Some aspects of the investigation of the balance in sports*. In: ISBS XIV. Congr. Paris., /Eds./ Bouisset, S. at al., pp. 218-219.
43. Bretz, K. (1993) *Biomechanical aspects of research in sport*. Int. Congr. of Up-to-Date Olympism Sports, Kiev. USUPES. (in Russian)

44. Bretz, K., Kaske, R. J. (1994) *Postural control and movement coordination skill*. Proceedings of the Second World Congr. of Biomech., Amsterdam, /Eds./ Bankevoort at al., Vol. I, pp. 99.
45. Bretz, K., Kaske, R., J. (1994) *Some parameters of multi-loop biofeedback control of posture*. In. Proc. of the 12th Int. Symp. on Biomech.in Sports. Budapest, Siófok, pp. 159-161.
46. Hamza, I., Bretz, K. (1994) *Some special efficiency factors in gymnastics*. In: Proceedings of the 12th International Symposium on Biomechanics in Sport. /ed./ Barabás, A., Fábíán, Gy., H.U.P.E., pp. 257-259.
47. Bozsik, A., Bretz, K. (1994) *Body sway in biathlon shooting*. Biomech. in Sports. Proceedings of the 12th Int. Symp. on Biomech.. in Sports. Budapest. pp. 164-166.
48. Bretz, K., Lee C.P. (1995) *Static balance and motor co-ordination in elderly*. XV. Congr. of Int. Soc. of Biomech. /Eds/ Hakkinen, K., Keskinen, K.L, Komi, P., Mero A., pp. 128-129.
49. Bretz K., Kaske, R.J. (1995) *Effect of dancing on equilibrium of children*. Int. Conf. of P.E. and Sports of Children and Youth. Bratislava, Slovakia. Ed. L. Komadel, pp. 132-136.
50. Mistulova, T., Bretz K., Boloban, V.N. (1995) *Children`s body stability when solving equilibrium tasks*. Abstr. of XIII Int. Symp. on Biomech. in Sports. Thunder Bay, Ontario, Canada.
51. Mistulova, T., Bretz K., Boloban, V.N. (1995) *Peculiarities of conservation of children`s body stability*. Int. Conf. of P.E. and Sports of Children and Youth. Bratislava, Slovakia. Ed. L. Komadel, pp.196-199.
52. Boloban, V.N., Bretz K., Erdódy M., Mistulova, T. (1995) *Equilibrium of children practising judo*. XIII Int. Symp. on Biomech. in Sports. Thunder Bay, Ontario, Canada. Ed. T. Bauer pp. 274-277.

Bretz, K.: *The Stability of the Human Body's Equilibrium*.

Thesis for obtaining a Doctor's Degree in Pedagogical Sciences, Speciality 24.00.01 - Olympic and Professional Sports, Ukrainian State University of Physical Education and Sports, Kiev, 1997.

In this thesis an investigation of the stability of the human body's equilibrium has been theoretically formulated and experimentally substantiated. The methodology of measurement, evaluation, and prediction of the ability to control the equilibrium has been developed. The displacements of the COP were evaluated by using a computerized

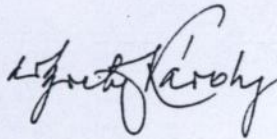
complex stabilometry system with bio-feedback control. A special test complex has been applied to the study of a number of different parameters of the equilibrium in physical education and rehabilitation, sports and professional activities, on different age groups of subjects. Didactic foundation for realization of specialized means and methods of formation and correction of the static and dynamic stability of the human body's equilibrium have been considered.

Бретз, К.: Устойчивость равновесия тела человека.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора педагогічних наук з спеціальності 24.00.01 - Олімпійський і професійний спорт, Український державний університет фізичного виховання і спорту, Київ, 1997.

В дисертації теоретично сформульовано та експериментально обґрунтовано концепцію інтегрального вивчення стійкості рівноваги тіла людини. Розроблено методологію вимірів, оцінки та прогнозування здібності людини до керування стійкістю тіла на основі комп'ютерного стабілографічного комплексу з біологічним зворотним зв'язком. У дослідженнях та експериментах досягнуто ефекту застосування розробленого комплексу спеціальних тестів для аналізу стійкості рівноваги тіла людини у фізичному вихованні та оздоровчій фізичній культурі різних верст населення, спортивній і професійній діяльності. Розглянуто дидактичну основу реалізації спеціалізованих засобів та методів формування та корекції статичної і динамічної стійкості рівноваги тіла людини.

Ключеві слова: стабілографія, патент, рівновага, статична, динамічна, стійкість, біологічний зворотний зв'язок, координація рухів, дидактичні засоби та методи, рухова активність, спортивна майстерність.



Подписано к печати 24.03.1997. Формат 60x84/16

Объем 2,5 усл. печ. л. Тираж 120 экз.

Ingenieurbüro- Dr. Bretz K., Budapest.

Tel. 361-216 1547, Fax: 361- 216 5467

AB 37.604