

TARTU RIIKLIKU ÜLIKOOLI
TOIMETISED

УЧЕННЫЕ ЗАПИСКИ
ТАРТУСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА
ACTA ET COMMENTATIONES UNIVERSITATIS TARTUENSIS

800

КЛИНИЧЕСКИЕ, МАТЕМАТИЧЕСКИЕ
И ИНЖЕНЕРНЫЕ ПРОБЛЕМЫ
СПОРТИВНОЙ МЕДИЦИНЫ

Спортивная медицина

TARTU  1988

TARTU RIIKLIKU ÜLIKOOLI TOIMETISED
УЧЕННЫЕ ЗАПИСКИ
ТАРТУСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА
ACTA ET COMMENTATIONES UNIVERSITATIS TARTUENSIS
ALUSTATUD 1893.a. VIHK 800 ВЫПУСК ОСНОВАНЫ В 1893.г

КЛИНИЧЕСКИЕ, МАТЕМАТИЧЕСКИЕ
И ИНЖЕНЕРНЫЕ ПРОБЛЕМЫ
СПОРТИВНОЙ МЕДИЦИНЫ

Спортивная медицина

ТАРТУ 1988

Редакционная коллегия: У. Лурк, К. Кокк

Редакционная коллегия: Ю. Лашк, К. Кокк

Ответственный редактор: М. Вайникко

СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ДАНЫХ ВЕДУЩИХ СПОРТСМЕНОВ ЭСТОНИИ

Т.Э. Кару, Э.Э. Кларик

Кафедра спортивной медицины и лечебной факультета ТГУ

В настоящее время актуальным направлением в создании автоматизированных методов обследования спортсменов является разработка систем обработки и одновременной интерпретации данных. Если в семидесятые годы основным вложением удавалось создание автоматизированных средств, алгоритмов и программ для ЭВМ, которые вычисляли необходимые показатели, то сейчас этот этап уже в определенной мере устарел. Необходимы алгоритмы и программы, в частности для микро- и мини-ЭВМ, которые позволяли бы печатать словесные заключения, используя терминологию повседневного общения специалистов. На кафедре спортивной медицины ТГУ уже создан такой on-line комплекс на базе ЭВМ СМ-1, который анализирует и интерпретирует спирограмму. Производительность труда такого комплекса в 6 раз выше, чем при немашином варианте. Особенно важно, что заключения понятны каждому врачу.

За последние годы на кафедре спортивной медицины составлена программа "ТЕСТ", которая обрабатывает результаты комплексного врачебного обследования спортсменов, печатая около 200 первичных и производных показателей. Эта программа внедрена в повседневную работу Вычислительного центра Спорткомитета ЭССР и Республиканского ВВД ЭССР для обследования сборных команд Эстонской ССР.

Однако самые большие трудности встречаются по-прежнему при объяснении результатов исследований тренерам. Обычно требуются словесные комментарии к цифровым данным, которые до последнего времени должен был давать врач. Эта процедура очень утомительная как для врача, так и тренера. Более того, устные комментарии во многом быстро забываются, они не систематичны, их невозможно сравнивать в динамике. Исходя из сложившейся ситуации, мы приступили к созданию комментирующих или интерпретирующих программ. Представляет ниже основ-

ные принципы, методику и результаты создания такой программной системы для обработки и анализа результатов углубленного медицинского обследования спортсменов высокого класса.

1. Исходные данные

Исходным материалом для работы интерпретирующих программ являются результаты врачебного обследования спортсмена. Некоторые из этих данных получают непосредственно из анамнеза, другие требуют специальных вычислений на ЭВМ, а часть показателей выражена в виде экспертных оценок врача в пятибалльной системе.

Сводная таблица распечатки результатов такого обследования по программе "ТЕСТ" представлена на рис. 1.

Эта распечатка имеет следующие разделы.

1. Общие данные.
2. Морфологические показатели сердца и данные ЭКГ до тестирования с физической нагрузкой.
3. Данные физикального и общего врачебного обследования.
4. Результаты фазового анализа сердечного цикла до нагрузки.
5. Результаты велоэргометрического теста.
6. Данные о восстановительном периоде.
7. Результаты общих данных по работоспособности.
8. Данные ЭКГ после нагрузки.
9. Данные фазового анализа после нагрузки.
10. Данные кислотно-щелочного состояния и лабораторных анализов.

Каждый из этих разделов отделен на распечатке от других разделов горизонтальными линиями. Это очень важно при сравнении нескольких распечаток.

2. Принципы составления программы "СПОРТ"

В основе проектирования программы² лежал структурный подход или модульное программирование. Это обеспечивает минимальную переработку программы при необходимости включения в комплекс дополнительных заключений или при изменении некоторых оценок. Программа "СПОРТ" состоит из 16-ти подпрограмм (модулей) и ее обслуживают 4 вспомогательные программы. Вспомогательными программами осуществляется управление файлами (файл - специально оформленный массив данных, имеющий

² Программы составлены с.н.с. Э.Клярик.

```

*****
* КАФЕДРА СПОРТИВНОЙ МЕДИЦИНЫ ТГУ                                COMPUTER СМ-1 *
* ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ ЦЕНТР СПОРТКОМИТЕТА                            И-7000 *
* АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ МЕДИЦИНСКОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ СПОРТСМЕНА    (ТЕСТ) *
*****
* ИМ: 3      Ф.И.О.: СААД ИИНА                                ВОЗРАСТ: 27 *
* РОСТ: 186  ВЕС: 80.0  РАЗРЯД: 4  СТАЖ: 13 Л  ДАТА: 09.10.84 *
* ВИД СПОРТА: БАСКЕТВОЛ  ДЛЮМ.ТЕМА: 2.04 М2  RR = 115/70 *
* ТР.ВАСМ: 15  ВЕЛ: 4300  ИИТ СУМ.: 10.0  ТР.ПЕРИОД: 211  ФОРМА: 3 *
-----
* ДО ТЕСТА:  ОС= 652.35  ОС/КГ= 9.06  ОС/М2=337.66  МК= 32.30 *
* ЭКГ: P- .08  PQ- .14  QRS- .10  QT- .40  DQT- .01  ЧВ-56.0 *
*      PQRS 60  БЛОК.ВР  НЕТ  АВ.БЛОК  НЕТ  ХР.ПЕРЕГР: 0  ПАТ.ИИ  1 *
-----
* НОС=0  ЗЕВ=0  ЗУБЫ=3  Ч.ТОНА=0  С.ТОНА=3  ПРОЧ.=0  СУИ.ПАТ=4 *
* СВ.ТРАВМ=1  ИИТ ВДОХ=6.0  ИИТ ВЫДОХ=5.5  ОСТ.УСТАЛОСТЬ=3 *
* ОКР.ГРУДИ= 90  СТАН.СИЛА= 64  ЛИН.ДЕХ=24  ИИРНОСТЬ Х=18 *
-----
* ФАЗОВЫЙ АНАЛИЗ:                                             БАЛЛЫ ЭКГ: 5 *
* БАЛЛЫ: 30  СОКРАТИТЕЛЬНАЯ СПОСОБНОСТЬ МИОКАРДА ХРОВЯЯ *
-----
* РЕЗУЛЬТАТЫ ВЕЛОЭРГОМЕТРИЧЕСКОГО ТЕСТА:  SPIROLIT - 2 *
* И *
* МАГНУЭК * ЧСС * V02 * V02КГ * O2ВС * ЕСO2 * ДК * ИИТ * АЕ/АН * Т *
* ДО * 80 * 514.9 * 7.2 * 5.9 * .00 * .88 * 1.00 * 1.00 * 2.0 *
* 75М 75 * 0 * .0 * .0 * .0 * .00 * .00 * 2.00 * XXXXX *
* 100М100 * 138 * 1802.1 * 25.0 * 13.1 * 32.16 * .89 * 3.50 * 3.00 * 6.0 *
* 150М125 * 0 * .0 * .0 * .0 * .00 * .00 * 4.00 * XXXXX *
* 200М150 * 174 * 2574.4 * 35.8 * 14.8 * 514.9 * 1.08 * 5.00 * 5.00 * 6.0 *
* 250М175 * 0 * .0 * .0 * .0 * .00 * .00 * 6.00 * XXXXX *
* 300М200 * 0 * .0 * .0 * .0 * .00 * .00 * 7.00 * XXXXX *
* 350М225 * 0 * .0 * .0 * .0 * .00 * .00 * 8.00 * XXXXX *
* СКУРТ * 187 * 12767.5 * 38.4 * 14.8 * 732.1 * 1.14 * 5.38 * 9.00 * 7.0 *
-----
* МАКСИМ. * 187 * 2767.5 * 38.4 * 14.8 * 732.1 * 1.1 * 5.4 * 9.0 * XXXXX *
* СУММА * 587 * 7659. * 106.4 * 48.5 * 1279.1 * 4.0 * 14.9 * 45.0 * XXXXX *
-----
* ВОССТАНОВЛЕНИЕ                                             ОЦЕНКА ЭКГ ВО ВРЕМЯ РАБОТЫ: 5 *
* 1' * 162 * 1995.1 * 27.7 * 12.3 * 571.2 * 1.16 * 3.87 * 10.00 * 7.0 *
* 2' * 102 * 1480.3 * 20.6 * 14.5 * 378.1 * 1.13 * 2.88 * 11.00 * 8.0 *
* 3' * 90 * 1287.2 * 17.9 * 14.3 * 289.6 * 1.10 * 2.50 * 12.00 * 7.0 *
* 4' * 0 * .0 * .0 * .0 * .0 * .00 * .00 * 13.00 * XXXXX *
* 5' * 0 * .0 * .0 * .0 * .0 * .00 * .00 * 14.00 * XXXXX *
* СУММА * 354 * 4763. * 66.1 * 41.1 * 1238.9 * 3.4 * 9.3 * 60.0 * XXXXXX *
-----
* ОТНОШН * 1.66 * 1.608 * 1.608 * 1.179 * 1.032 * 1.174 * 1.608 * 99.990 * .400 *
* СУММ * 941 * 12421. * 172.5 * 89.6 * 2518.1 * 7.4 * 24.1 * 100.0 * XXXXXX *
-----
* РМС 170- 144  РМС170/КГ= 2.00  V02/ОС= 4.24  АЛАКТ= 85.57 *
* ТИП ТЕСТА: 1  МАХ ВТ= 200.0  ИСВ= 354  СКУРТ ВТ=100.0  ОБОРОТЫ= 91 *
-----
* ПОСЛЕ ТЕСТА:  РМС/ОС= .22  RRМАХ 3' = 135  RRМАХ МАХ= 145 *
* ЭКГ: P- .07  PQ- .12  QRS- .08  QT- .39  DQT- .03  ЧВ-79.0 *
*      PQRS 60  БЛОК.ВР * *  АВ.БЛОК  ХР.ПЕРЕГР *  ПАТ.ИИ  XXX *
-----
* ФАЗОВЫЙ АНАЛИЗ:                                             БАЛЛЫ ЭКГ: XX *
* БАЛЛЫ: 0  СОКРАТИТЕЛЬНАЯ СПОСОБНОСТЬ МИОКАРДА НЕ ОЦЕНОНА *
-----
*      PH  VE  PCO2  BV  PO2  OИИ *
* КИСЛ.ВЕДОЧН.  ДО:  7.38  -1.80  39.00  XXXXX  XXXXX  XX *
* РАВНОВЕСИЕ  5':  7.25  -15.00  25.00  XXXXX  155.30  XX *
*      10':  7.26  -12.80  29.00  XXXXX  118.30  XX *
* ГИГЬЛ -11.0  E - 8.0  НОЧА - 4 *
*****

```

Рис. 1. Итоговая распечатка программы "TEST"

Алгоритм программы ТЕРН2 (З,К)

ПОКАЗАТЕЛЬ	К	К(1)	Т
1. ПАУ	1	1	1
2	2	2	2
3	3	3	3
4	4	4	4
5	5	5	5
6	6	6	6
7	7	7	7
8	8	8	8
9	9	9	9
10	10	10	10
СПЕЦИАЛИСТ	Б	Б	Б
ЭКОЛОГ	В	В	В
ИНСИ	Г	Г	Г
ИСО	Д	Д	Д
ИСО-1	Е	Е	Е
ИСО-2	Ж	Ж	Ж
ИСО-3	З	З	З
ИСО-4	И	И	И
ИСО-5	К	К	К
ИСО-6	Л	Л	Л
ИСО-7	М	М	М
ИСО-8	Н	Н	Н
ИСО-9	О	О	О
ИСО-10	П	П	П
ИСО-11	Р	Р	Р
ИСО-12	С	С	С
ИСО-13	Т	Т	Т
ИСО-14	У	У	У
ИСО-15	Ф	Ф	Ф
ИСО-16	Х	Х	Х
ИСО-17	Ц	Ц	Ц
ИСО-18	Ч	Ч	Ч
ИСО-19	Ш	Ш	Ш
ИСО-20	Щ	Щ	Щ

* * * * *

ИЗМЕНЕНИЯ КОНТРОЛЬ:
 *1. ОЧАГИ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ ОТСУТСТВУЮТ.
 *1. ВЫЯВЛЕНИЕ ОЧАГОВ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ.
 *1. ВЫЯВЛЕНИЕ ОЧАГОВ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ В РАЗНЫХ МЕСТАХ.
 *1. ВЫЯВЛЕНИЕ МНОЖЕСТВЕННЫХ ОЧАГОВ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ.
 *1. ОЧАГИ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ С ВЫРАЖЕННОЙ ФОРМОЙ.
 *1. ОЧАГИ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ В ВЫРАЖЕННОЙ ФОРМЕ И ТРЕБУЮТ
 * НЕМЕДИЕННОГО ЛЕЧЕНИЯ.
 *1. ОЧАГИ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ В ТЯЖЕЛОЙ ФОРМЕ И ДО ОКОНЧАНИЯ ЛЕЧЕНИЯ
 * НЕЛЬЗЯ ТРЕНИРОВАТЬСЯ И ВЫСТУПАТЬ В СОРЕВНОВАНИЯХ.
 *1. ОЧАГИ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ НЕ ОПРЕДЕЛЯЮТСЯ.
 * ОЧАГИ ХРОНИЧЕСКОГО ВОСПАЛЕНИЯ.
 * КАРИОЗНЫЕ ЗУБЫ
 * НОСОВАЯ СЯЗКИСТАЯ
 * КОСОВОЕ ДЫХАНИЕ
 * НИКАКИХ
 * *2. О ЧЕЛОВЕЧЕШУ ТРАМ ЗА ПОСЛЕДНИЕ 6 МЕСЯЦЕЙ НЕ ИМЕЮТ.
 * *2. В ТЕЧЕНИЕ ПОСЛЕДНЕГО МЕСЯЦА ТРАМ
 * *2. ДАННЫЕ О ТРАММАН ОТСУТСТВУЮТ.

Рис. 3. Пример выполнения алгоритма программы ТЕРН2 (программа "ЭКОЛОГ" - вариант "Безопасное сотрудничество")

имя). Имеется два типа файлов:

- 1) текстовые, со словесными заключениями;
- 2) цифровые, с нормальными значениями.

Файлы хранятся на магнитном диске. Для каждого раздела обследования имеется файл с готовыми текстовыми заключениями. Текстовые файлы состоят из оглавления раздела и последовательного ряда текстов. Каждое словесное заключение занимает в распечатке определенное количество строк. Подпрограмма распечатки соответствующего раздела выбирает по алгоритму нужную строку. Такая структура файлов обеспечивает независимость алгоритмов от языка (эстонский, русский, английский) и содержания текстов. В файле нормативных значений находятся порядковые номера (коды) видов спорта, и нормативные значения показателей (среднее арифметическое, стандартное отклонение или медиана и реялионы) для каждого вида спорта. Для получения нормативных значений показателей проведен тщательный статистический анализ по данным, сохраняющимся в базе данных Вычислительного центра Спорткомитета СССР начиная с 1984 года.

Структура выходной формы программы "СПОРТ" соответствует структуре выходной формы программы "ТЕСТ", т.е. для каждого раздела в таблице "ТЕСТ" соответствует в таблице "СПОРТ" столько же рядов. Для анализа результатов удобно ставить две таблицы рядом (рис. 2).

При создании арсенала словесных заключений, доступных ЭВМ для оформления отчета, по каждому разделу нужно было решить определенные задачи. Во-первых, выбрать адекватные словесные выражения с таким расчетом, чтобы они отражали весь диапазон возможных состояний, от наилучшего до самого плохого для данного контингента. Кроме того, всегда надо решить, каково оптимальное количество диапазонов для таких делений.

3. Принципы создания подпрограммы.

Показатели, на основе которых создаются словесные заключения, могут быть как количественными, так и качественными. Например, при создании раздела об очагах инфекции был применен следующий подход.

Врач при обследовании спортсмена отмечает каждый очаг инфекции и степень тяжести поражения в трехбалльной системе. ЭВМ рассчитывает сумму баллов и выбирает по этой сумме основную характеристику состояния, потом дополняет ее обобщающей расшифровкой (рис. 3).

Несколько иначе оценивается такой показатель, как $F_{0,170}$. Основной оценки здесь служит статистическое распределение данных. ЭВМ печатает фразу, которая соответствует определенному диапазону $\bar{x} \pm 0,5 S_x \cdot n$. Критерии оценок необходимо выбирать по данным распределения на основе распечатки из баз данных.

Более сложные алгоритмы необходимо применять при оценке данных кислотно-щелочного состояния, фазового анализа сердечного цикла и некоторых других данных.

В заключение следует подчеркнуть, что такие относительно несложные интерпретирующие программы значительно облегчают передачу нужной информации пользователю, каждое обследование корректно документируется. В настоящее время уже появились и первые зарубежные коммерческие интерпретирующие программы (их демонстрировала фирма "Semaomedice" на выставке в Москве "Спорт-86").

Разработка и усовершенствование программ "TEST" и "SPORT" являются основными разделами выбранного нами направления совершенствования методики врачебного обследования спортсменов на базе широкого применения средств вычислительной техники.

РЕЗУЛЬТАТЫ МАССОВОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ ОБЪЕМА СЕРДЦА У СПОРТСМЕНОВ МЕТОДОМ КРУПНОКАДРОВОЙ ЭЛДОГРАФИИ

А. П. Ландырь

Кафедра спортивной медицины и лечебной физкультуры ТГУ

Морфологическая характеристика "спортивного сердца" привлекает внимание специалистов как с теоретической, так и с практической точки зрения. В теоретическом плане в настоящее время отмечается определенное единство /1, 2, 3/ во взглядах на факторы, обуславливающие увеличение объема сердца. Выделяются два основных фактора: дилатация желудочков сердца, которая обеспечивает увеличение систолического объема крови при физической нагрузке, и гипертрофия миокарда желудочков, которая способствует усилению сократимости миокарда. Взаимодействие этих механизмов позволяет повысить производительность сердца в функциональном плане, а в морфологическом аспекте отражается в увеличении объема сердца.

Тесная зависимость между структурой и функцией "спортивного сердца" находит свое отражение во взаимосвязи величины объема сердца и ударного объема крови /2, 4/, в специфическом изменении кардиодинамики по данным фазового анализа при увеличении объема сердца /3, 5/. Такие сдвиги позволяют значительно повысить производительность сердца, что четко проявляется в повышении максимального потребления кислорода /6, 7/ и общей физической работоспособности /2/.

При этом отмечается, что чрезмерное увеличение сердца не является признаком адекватной адаптации к тренировочной нагрузке, а возникает на фоне форсированной тренировки, чаще у спортсменов с хроническими очагами инфекции и с другими отклонениями в состоянии здоровья /8, 9/.

Практический интерес представляют определение наличия гипертрофии различных отделов сердца, фиксация изменений конфигурации сердца, выявление чрезмерно увеличенных сердец, возможность ведения динамических наблюдений у спортсменов в годичном тренировочном цикле и при многолетних наблюдениях. Однако в доступных источниках чрезвычайно мало сведений об

изменениях конфигурации сердца и частоте определения гипертрофии желудочков сердца у спортсменов в зависимости от вида спорта и спортивного стажа. Большинство авторов ограничивается получением количественных значений абсолютного и относительного объема сердца без учета сопутствующих морфологических сдвигов.

В научных исследованиях и при обследовании ограниченного контингента спортсменов используется методика телерентгенографии и несколько реже - рентгенокимографии. При этом обследование ведется в специально оборудованных кабинетах и связано с расходом большого количества светочувствительного материала, что не позволяет использовать эти методики при массовом обследовании спортсменов.

Методика определения объема сердца методом крупнокадровой флюорографии разработана Т. Кару в 1966 г. /10/ и с успехом использовалась многими исследователями, особенно в Эстонии. Привлекает внимание простота проведения обследования, малый расход светочувствительного материала, возможность вести динамические наблюдения.

Целью нашей работы явилась апробация методики крупнокадровой флюорографии для определения объема сердца при массовых обследованиях спортсменов.

Методика использовалась в Тартуском городском врачебно-физкультурном диспансере. Съемка велась на аппарате "Хирана". Особенностью методики является необходимость выполнения двух снимков: во фронтальной и сагиттальной проекциях. Съемка во фронтальной проекции проводится как при обычном флюорографическом контроле. При съемке в сагиттальной проекции используется масштаб - плата из органического стекла с металлическими штифтами, расстояние между центрами которых 100 мм. Использование масштаба дает возможность использовать переходные коэффициенты при расчете величины объема сердца. Для более точного определения заднего контура сердца при съемке в сагиттальной проекции пищевод контрастируется бариевой массой. На рисунке I схематически изображены флюорограммы. На снимке во фронтальной проекции отмечаем точки, необходимые для расчета длинника (a и c) и поперечника (b и a) сердца. На снимке в сагиттальной проекции измеряем масштаб (расстояние между центрами штифтов), наибольший глубинный диаметр (между точками B и D), а также расстояние до центра сердца (между точками A и C).

Гипертрофия отделов сердца, а также изменения configura-

ции сердца выявлялись рентгенологически, по Зодиеву /II/.

Всего обследовано 1208 спортсменов, в основном I разряда и выше, проходивших плановую диспансеризацию, часть из них обследована многократно.

Полученные средние, а также минимальные и максимальные результаты значений абсолютного и относительных объемов сердца у спортсменов разных видов спорта представлены в табл. I и 2. В таблицы вошли данные представителей видов спорта, при этом число обследованных было не менее 20.

Анализ показывает, что полученные нами результаты средних значений абсолютного и относительного объемов сердца сравнимы с данными авторов, использовавших методику рентгенографии. Наибольшие средние значения отмечены у представителей видов спорта на выносливость (велоспорт, лыжный спорт, гребной спорт) или связанных с развитием выносливости (баскетбол, гандбол). Наименьшие средние значения наблюдаются у представителей координационных (спортивная и художественная гимнастика) и прикладных (пулевая стрельба, конный спорт) видов спорта.

Широкий диапазон крайних значений обусловлен разным мастерством (от II разряда до мсмк) и возрастом (от 14 до 37 лет) обследованных спортсменов и отражает значительную вариативность морфологических изменений при адаптации сердца к нагрузке. Необходимо отметить, что у отдельных спортсменов наблюдались значения объема сердца, превышающие критический (1000 см^3), у некоторых спортсменов превышение критического объема (1200 см^3) имеется в 10 видах спорта и в 19. Углубленное обследование выявило у части этих спортсменов патологические отклонения, требующие лечения.

На рисунке 2 представлены сравнительные данные зависимости величины объема сердца от спортивной квалификации. Сплошной линией соединены средние значения объема сердца у мастеров спорта десяти видов спорта, а прерывистой — у спортсменов I разряда. В видах спорта, развивающих выносливость, средние значения абсолютного и относительного объема сердца значительно выше у мастеров спорта. Только в прикладных видах спорта (стрельба, мотоспорт) у спортсменов I разряда выше величины относительного объема сердца, а у стрелков и абсолютного объема сердца. Таким образом отмечена четкая зависимость между величиной объема сердца и мастерством спортсменов в видах спорта, развивающих выносливость, и от-

Таблица I

Объем сердца у спортсменов разных видов спорта

№ Вид спорта	АОС (см ³)		ООС (см ³ /кг)		ООС (см ³ /м ²)							
	М	± в мин.	М	± в мин.	М	± в мин.						
1. Баскетбол	849,5	21,4	563,1	1270,2	12,7	0,29	6,4	17,4	466,4	11,0	868,3	643,4
2. Футбольный спорт	827,3	28,5	463,0	1083,4	13,3	0,40	8,8	17,1	487,7	16,6	303,5	626,4
3. Волейбол	796,3	23,4	613,3	1011,6	11,6	0,38	9,0	14,8	446,6	13,6	361,6	553,5
4. Гребной спорт	771,9	29,9	645,0	1261,0	12,3	0,46	7,3	17,5	487,2	17,4	277,8	685,7
5. Легкая атлетика	755,6	19,4	469,7	1090,1	12,5	0,25	7,3	17,4	449,6	9,6	296,0	612,3
6. Бронетанки-шашки	737,6	22,3	418,1	888,6	12,3	0,28	7,4	14,9	443,4	13,5	276,8	568,3
7. Ручной мяч	734,7	26,6	639,3	944,4	11,7	0,37	8,8	14,7	488,4	14,6	327,9	564,5
8. Плавание	723,7	22,3	522,4	1015,3	12,3	0,34	8,1	16,6	411,4	13,1	289,1	546,9
9. Туристская ку-домественная	674,8	26,7	392,6	854,6	12,7	0,43	8,9	16,4	429,1	13,2	837,2	520,1
10. Гимнастика спортивная	662,2	26,0	414,7	1070,7	12,6	0,36	8,8	16,7	426,8	12,7	304,4	621,4

Таблица 2

Объем воздуха у спортсменов разных видов спорта

№	Вид спорта	АОС (см ³)					ООС (см ³ /кг)					ООС (см ³ /м ²)						
		М	н	мкс.	мксб.	7	М	н	мкс.	мксб.	11	М	н	мкс.	мксб.	13	14	15
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15				
1.	Вольбол	31	1086,9	40,7	688,8	1359,1	13,6	0,36	10,2	18,2	531,9	16,4	382,1	701,6				
2.	Ручной мяч	29	1055,2	81,4	790,3	1245,6	14,2	0,85	10,7	18,1	543,6	43,2	395,2	705,6				
3.	Белоспорт	62	1037,4	32,5	662,4	1317,8	13,9	0,28	9,1	18,7	490,1	12,5	392,4	684,3				
4.	Гребной спорт	45	1033,5	22,5	703,6	1347,4	13,4	0,31	9,4	17,1	515,9	12,3	346,4	682,7				
5.	Лыжный спорт	60	1029,0	20,8	671,3	1358,4	14,2	0,25	10,5	19,1	534,7	10,8	324,6	734,7				
6.	Легкая атлетика	91	1021,8	19,7	697,7	1301,7	13,3	0,23	9,3	18,4	500,5	15,5	356,8	721,3				
7.	Ориентирование	37	1011,6	24,9	596,8	1266,8	14,2	0,36	8,2	18,2	537,3	13,2	322,4	690,2				
8.	Борьба	59	976,6	23,7	642,1	1261,1	13,1	0,28	9,0	19,1	570,7	11,1	354,1	779,2				
9.	Современное пятиборье	23	966,8	55,4	749,3	1310,0	13,1	0,48	9,8	15,6	493,1	20,0	405,3	640,4				
10.	Мотоспорт	31	966,1	30,8	663,1	1127,1	12,9	0,41	8,5	17,2	507,4	14,4	348,4	663,3				
11.	Подводный спорт	24	968,4	53,2	537,1	1235,3	12,4	0,59	8,0	16,1	494,4	23,7	295,4	630,6				

Продолжение табл. 2

I	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
12.	Фехтование	22	956,1	40,2	649,2	1171,5	12,9	0,47	11,1	15,9	493,3	20,2	380,4	592,2
13.	Волейбол	26	949,5	38,6	749,9	1170,8	12,1	0,41	10,3	16,2	459,5	15,2	394,6	637,3
14.	Плавание	22	937,9	32,0	698,1	1348,8	12,7	0,35	9,3	14,7	459,2	15,4	318,8	620,6
15.	Альпинизм	22	937,7	34,0	714,6	1185,6	12,6	0,43	9,8	16,1	491,3	16,9	378,5	645,6
16.	Стрельба пулевыми	20	998,6	27,4	668,4	1090,4	11,9	0,27	9,9	15,7	464,9	12,8	353,3	567,7
17.	Гимнастика	29	896,2	31,5	502,6	1011,3	14,3	0,93	10,2	17,8	508,9	24,4	344,4	602,5
18.	Бокс	44	874,0	28,8	576,5	1097,1	13,6	0,34	9,1	17,5	498,0	12,7	331,5	751,4
19.	Конный спорт	26	847,3	30,3	692,6	1036,1	12,7	0,39	10,0	15,5	466,8	15,4	362,8	593,3



Рис. 1. Измерительные точки на флюорограммах, необходимые для определения объема сердца.

сутствие зависимости в прикладных видах спорта.

Аналогичная картина выявляется при анализе соотношений величины объема сердца и спортивного стажа (рис. 3). Если у лыжников и пловцов отмечается прогрессирующий рост объема сердца с увеличением стажа, то у стрелков имеет место снижение средних величин в группе со стажем 5-6 лет, а также 9 лет и больше.

Если для выявления тенденций в изменении величины объема сердца использовали средние значения, то изучение динамики сдвигов проводили индивидуально. На рисунке 4 представлена индивидуальная динамика изменений величины абсолютного и относительного объемов сердца у двух спортсменов на этапах обследования (каждый этап проводился через 8-10 месяцев). У спортсменки А.В. отмечается увеличение объема сердца, более быстрое на первых этапах, с последующей стабилизацией (особенно относительного объема сердца). Состояние здоровья спортсменки в период наблюдения хорошее. Отмечался рост спортивных результатов. У спортсменки И.Э. прирост величины объема от I ко II этапу был очень резким и составил более 300 см³. Такое резкое увеличение было обусловлено форсированным характером тренировки. При этом на ЭКГ появились изменения, характерные для дистрофии миокарда от физического перенапряжения. Спортсменка провела курс лечения, снизила тренировочные нагрузки. В дальнейшем отмечалось значительное уменьшение величины объема сердца. Спортивные результаты ухудшились и спортсменка оставила спорт.

Мы считаем, что наряду с количественной оценкой величины сердца необходимо проводить и морфологическую оценку (опре-

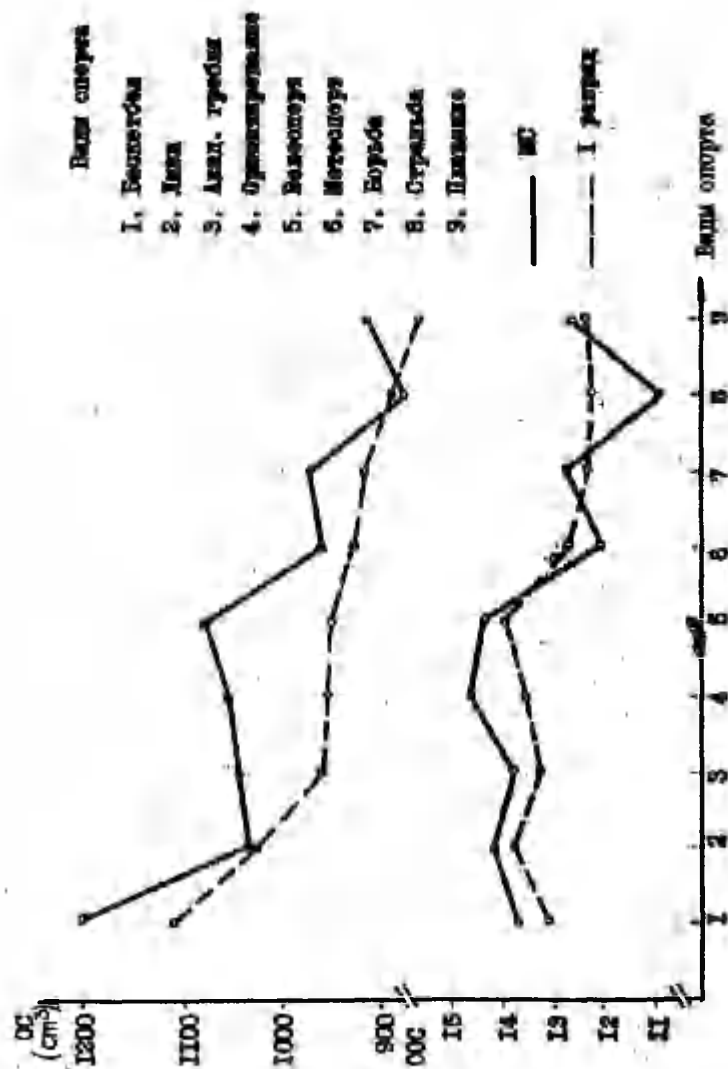


Рис. 2. Объем воздуха в неструктурно сплетенных.

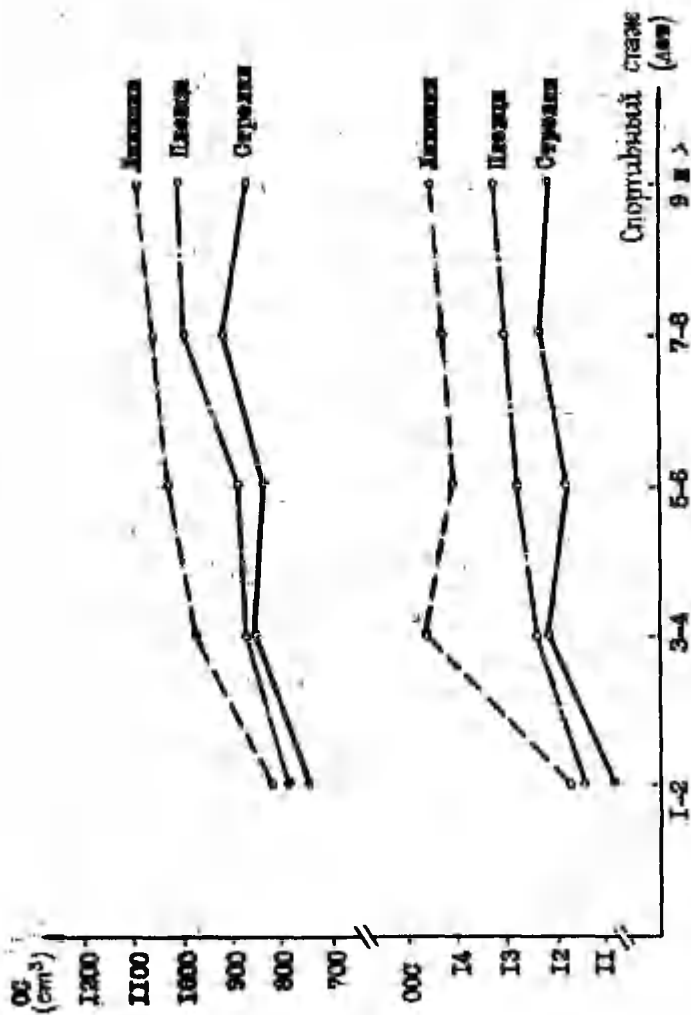


Рис. 3. Объем воздуха в спортивном стаже.

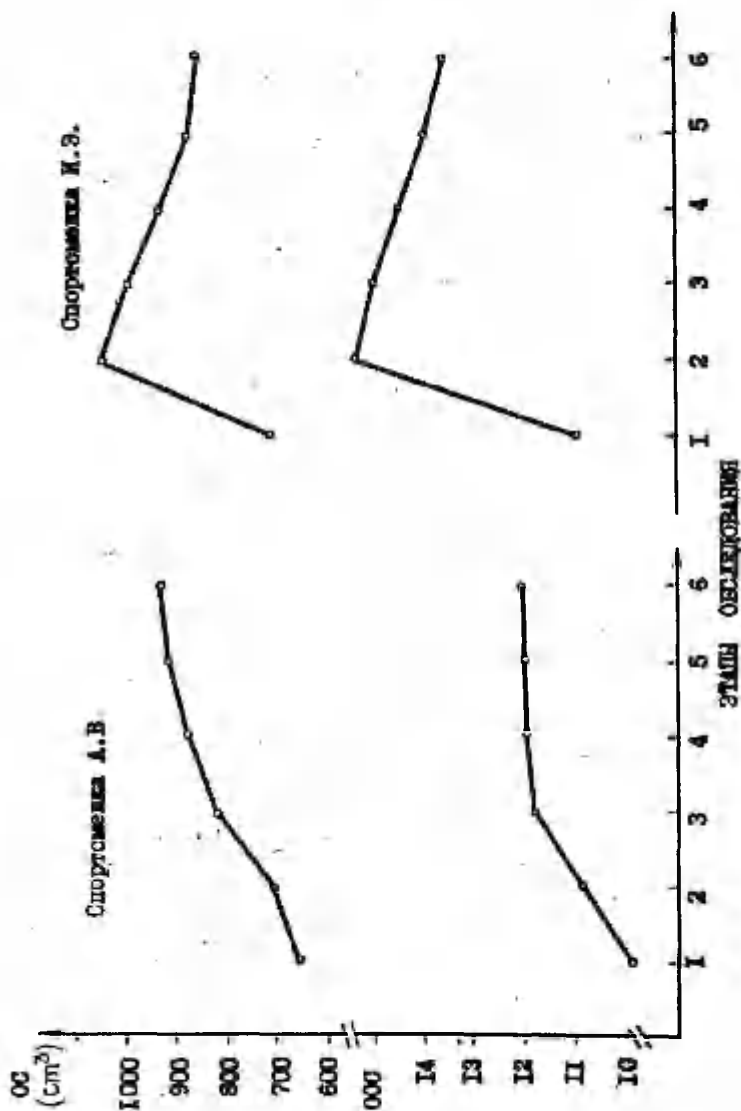


Рис. 4. Динамика вывозимой массы зерна.

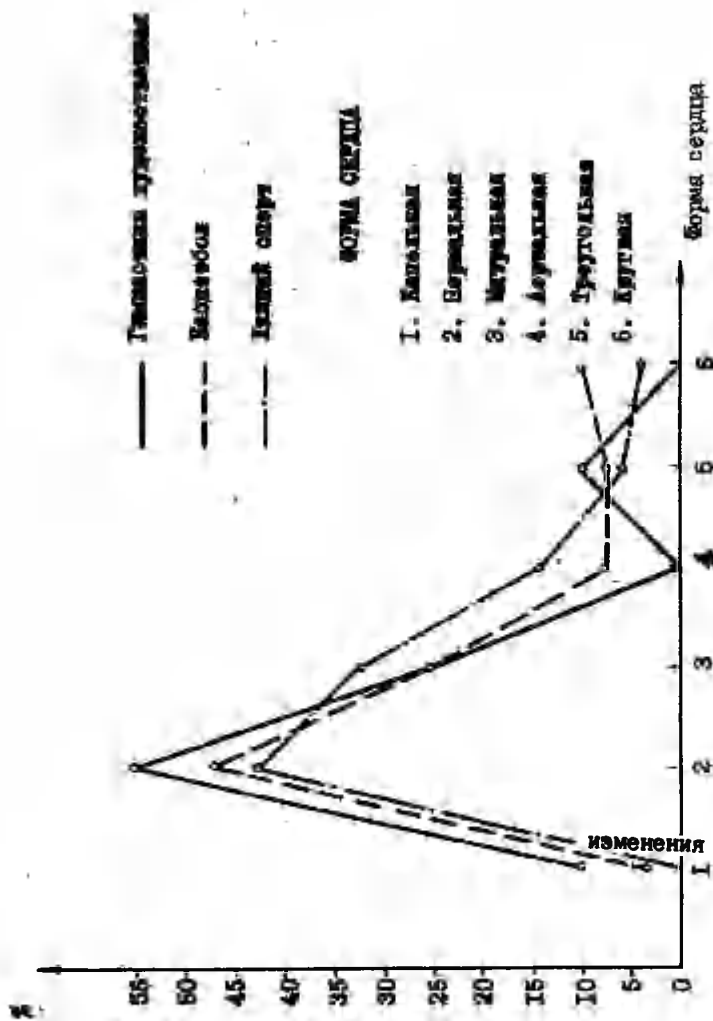


Рис. 5. Форма сердца в различные периоды.

делить форму сердца, выявить наличие гипертрофии отделов сердца и т.д.). У обследованных спортсменов превалировала нормальная конфигурация сердца с весьма значительными колебаниями по видам спорта. На удивление часто определялась митральная форма, достигавшая 33,3% у лыжниц, у представителей ряда видов спорта диапазона 20-30%.

Значительно реже встречалась аортальная форма сердца, хотя у спортсменов по гребле на байдарках и каное частота выявления достигала 16,6%. "Капельное" сердце определялось значительно чаще у спортсменок, достигая 10,3% у представительниц художественной гимнастики. У мужчин такая конфигурация определялась в единичных случаях. Треугольная и круглая форма сердца встречалась редко и преимущественно у мужчин.

На рисунке 5 показана зависимость между видом спорта и формой сердца. У гимнасток часто встречаются сердца каплеобразной формы, но вовсе отсутствуют сердца аортальной и круглой формы. У лыжниц не отмечено сердец каплеобразной формы, зато высок процент сердец митральной и аортальной формы. Высоким был процент сердец круглой формы у баскетболисток.

Число случаев гипертрофии желудочков сердца у спортсменов по видам спорта имеет значительные различия. Среди обследованных спортсменов гипертрофия левого желудочка сердца значительно чаще (27,4-48,3%) определяется у представителей видов спорта на выносливость, чем скоростно-силовых (6,3-15,8%), прикладных (0-13,4%) и спортивных игр (0-24,4%). Такая же зависимость распределения отмечена у обследованных с гипертрофией правого желудочка сердца, однако число выявленных случаев при этом значительно ниже: в видах спорта на выносливость - 12,6-24,4%, в скоростно-силовых - 4,6-15,6%, в прикладных - 0-7,7% и спортивных играх - 0-21,8%. Гипертрофия ни правого, ни левого желудочка сердца не обнаружена у спортсменок трех видов спорта (художественная гимнастика, настольный теннис, конный спорт).

Для обследования спортсменов, имеющих выраженные изменения формы сердца и гипертрофию желудочков сердца, использовали дополнительные методики (ЭКГ, ФКГ, ПКГ, ЭхоКГ и т.д.). У части из них были выявлены заболевания сердца, что позволило провести курс лечения, снизить нагрузки, а некоторым спортсменам запретили занятия спортом.

Определение наличия гипертрофии желудочков и изменения конфигурации сердца мы считаем обязательным, так как при

среднем объеме сердца могут быть значительные изменения его формы, обусловленные выраженной гипертрофией различных отделов сердца. А большое по объему сердце может иметь нормальную конфигурацию без признаков преимущественной гипертрофии какого-либо отдела сердца.

Проведенная работа показала, что методика крупнокадровой флюорографии для измерения объема сердца является простой, доступной, информативной, а получаемые результаты сравнимы с данными телерентгенографии. Это позволяет рекомендовать методику для использования во врачебно-физкультурных диспансерах при проведении массовых обследований для измерения объема и изучения морфологии сердца спортсменов.

Литература

1. Граевская Н.Д., Данилова Г.Н., Кару Т.Э., Слободской Ю.Н. Рентгенологические методы исследования сердца // Проблемы спортивной медицины. - М., 1972. - С. 70-93.
2. Карпман В.Л., Хрущев С.В., Борисова Д.А. Сердце и работоспособность спортсмена. - М., 1978.
3. Хрущев С.В. Объем сердца, динамика сердечной деятельности и аэробная производительность у спортсменов: Дис. ... д-ра мед. наук. - Иваново, 1970.
4. Меерсон Ф.З. Миокард при гиперфункции, гипертрофии и недостаточности сердца. - М., 1965.
5. Gottschalk K. Kardiodynamik im Sport. - Leipzig, 1981.
6. Лабанаускас К.П. Объем сердца как показатель функциональной подготовки спортсмена // Спортивная кардиология. - Вильнюс, 1975. - С. 33-36.
7. Граевская Н.Д. Влияние спорта на сердечно-сосудистую систему. - М., 1975.
8. Данилова Г.Н., Павлов В.С. Тренировка на выносливость и объем сердца у спортсменов // Медицинские проблемы спорта. - М., 1979. - С. 36-43.
9. Дембо А.Г., Пинчук В.М., Левина Л.И. Гиперфункция сердца и гипертрофия миокарда у спортсменов // Дилатация сердца и гипертрофия миокарда у спортсменов. - М., 1973. - С. 42-66.

10. Кару Т.Э. Приложение корреляционного анализа при изучении воздействия повторных силовых нагрузок на гемодинамику у выех спортсменов. Дис. ... канд.мед.наук. - М., 1966.
11. Зодиев В.В. Рентгенодиагностика заболевания сердца и сосудов. - М., 1968.

ПОКАЗАТЕЛИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ И РАБОТОСПОСОБНОСТЬ У ПРЕДСТАВИТЕЛЕЙ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ ЛЫЖНОГО СПОРТА

П.-Х.Г. Кингисепп, В.А. Васк
Кафедра физиологии ТГУ

В настоящее время в спортивной медицине все большее значение приобретает выяснение факторов, определяющих работоспособность спортсменов. В таких видах спорта, где спортивная результативность зависит во многом от выносливости, главную роль среди вегетативных функций играет состояние кардиореспираторной системы. О функции сердца и крови в этой системе имеется множество данных, гораздо меньше сведений о состоянии дыхательных органов. Это обстоятельство связано, видимо, с общераспространенным мнением, что внешнее дыхание не является главным лимитирующим звеном среди систем, обеспечивающих организм кислородом, и поэтому ему уделяют меньше внимания. В последнее время интерес к респираторной системе повысился, и многие руководства /2, 4, 10/, обзоры /9, 11/ и статьи /8, 12/ подчеркивают важность изучения внешнего дыхания у спортсменов, тренирующихся на выносливость.

По А.Г. Дембо и др. /2/ виды спорта делятся на девять групп. В четвертую группу из занимающихся циклическими видами спорта входят лыжники-гонщики, двоеборцы и биатлонисты. Названные представители лыжного спорта отличаются как по своим тренировочным нагрузкам, так и по характеру тренировки. Большинство данных, опубликованных о лыжниках, касается гонщиков. О представителях других специальностей имеется относительно мало данных.

Целью настоящего исследования поставлено изучение работоспособности и функционального состояния внешнего дыхания у лыжников различных видов специальности.

Методика

Контингент исследуемых состоял из лыжников сборных команд Эстонской ССР. Исследования проводились кафедрами физиологии и спортивной медицины ТГУ. В исследуемую группу входили лыжники-гонщики ($n = 18$), биатлонисты ($n = 26$),

двоеборцы ($n = 21$) - спортсмены в возрасте от 19 до 29 лет.

У всех исследуемых проводили спирографию с одновременным определением остаточного объема легких (ООЛ) /7/, определяли газообмен, общую и альвеолярную вентиляцию легких. Измеряли пневмотахометрические показатели на вдохе и выдохе ($\dot{V}_{вд}$ и $\dot{V}_{выд}$) и максимальную вентиляцию легких (МВЛ). Кроме того, проводили пробу повторной задержки дыхания по Ибрагиму /13/ в модификации Васара /1/. Все вычисления, необходимые для получения показателей внешнего дыхания, производили полуавтоматически на ЭВМ /6/.

Мышечную работу выполняли на велоэргометре в виде ступенчато-повышающейся нагрузки. Ступенчатой нагрузке предшествовала 2-минутная разминка мощностью 100 Вт. После двухминутного отдыха следовала ступенчатая нагрузка. Начальная мощность работы - 100 Вт, через каждые 3 минуты мощность повышали по 50 Вт до мощности 250 Вт. В конце последней ступени нагрузки проводили 1-минутный спурт с максимальным темпом педалирования, во время которого определяли максимальное потребление кислорода (МКП). Во время физической работы регистрировали кардиотахограмму. Газообмен и легочная вентиляция исследовались модифицированным методом Дугласа и Холдена на последней минуте каждой ступени.

Результаты

Антропометрические данные, основные показатели внешнего дыхания и работоспособности приведены в таблице I.

Таблица I

Антропометрические данные, показатели внешнего дыхания и работоспособности у биатлонистов (В), лыжников-гонщиков (Г) и двоеборцев (Д); $\bar{x} \pm m$, обозначение сокращений дано в тексте

Показатель	Единицы измерения	Биатлонисты	Лыжники-гонщики	Двоеборцы
		(В) $n = 26$	(Г) $n = 18$	(Д) $n = 21$
1	2	3	4	5
Возраст	год	21,1 \pm 0,6	22,9 \pm 0,7	21,9 \pm 0,8
Вес	кг	73,4 \pm 1,2	70,4 \pm 1,0	71,2 \pm 1,4
Рост	см	179,8 \pm 1,4	176,1 \pm 1,4	176,0 \pm 1,2
ЖЕЛ	л	5,4 \pm 0,1	5,4 \pm 0,1	5,4 \pm 0,1

Продолжение табл. I

I	2	3	4	5
ОЕЛ	л	7,1 \pm 0,2	7,2 \pm 0,2	7,0 \pm 0,2
ООД/ОЕЛ	%	23,1 \pm 1,1	24,3 \pm 0,8	23,0 \pm 1,1
ЖЕЛ/Вес	мл/кг	74,1 \pm 1,1	77,0 \pm 1,5	74,9 \pm 1,3
МВЛ	л/мин	189,7 \pm 5,6	178,0 \pm 9,6	172,8 \pm 10,3
ПТ _{вд}	л/с	5,8 \pm 0,2	5,7 \pm 0,2	5,7 \pm 0,2
ПТ _{вд}	л/с	7,0 \pm 0,2	7,4 \pm 0,3	6,9 \pm 0,3
ОФВ _{вд} /ЖЕЛ	%	80,9 \pm 1,9	78,1 \pm 1,8	77,7 \pm 1,6
I апн.	с	88,2 \pm 5,7	87,1 \pm 7,4	85,1 \pm 4,6
II апн.	с	104,4 \pm 6,0	108,2 \pm 8,0	98,5 \pm 5,1
III апн.	с	109,8 \pm 6,8	128,1 \pm 8,4	111,1 \pm 7,5
Δ апн.	с	21,6 \pm 6,8	41,0 \pm 4,1	26,0 \pm 6,7
МПК	мл/мин·кг	67,2 \pm 1,9	73,5 \pm 3,1	63,8 \pm 2,7
РВС ₁₇₀	Вт	234,6 \pm 12,2	252,2 \pm 10,3	254,0 \pm 10,3

Все объемы и емкости легких выражены в условиях ВТРС, показатели пневмотахометрии в условиях АТРС и МПК в условиях СТРО.

Полученные результаты показывают, что у высококвалифицированных лыжников различных специальностей т.н. статические показатели внешнего дыхания по их средним не отличаются (рис. I). К статическим показателям мы относим жизненную емкость легких (ЖЕЛ) и общую емкость легких (ОЕЛ). При этом интересно отметить, что жизненный индекс (ЖЕЛ, деленная на вес тела - мл/кг) самый высокий у лыжников-гонщиков и отличается статистически достоверно от данного показателя у биатлонистов и двоеборцев.

Из динамических показателей внешнего дыхания ПТ_{вд} у лыжников-гонщиков выше, чем у биатлонистов и двоеборцев, ПТ_{вд} у изучаемых групп лыжников не отличались; то же самое касается максимальной вентиляции легких и индекса Тиффно (ОФВ_{вд}/ЖЕЛ), которые не имели различий между исследуемыми группами лыжников.

Функциональной пробой, показывающей приспособление к гипоксии и гиперкапнии, являлась повторная задержка дыхания. Для хорошо тренированных исследуемых характерно, что третья задержка дыхания удлиняется сравнительно с первой. Эффект удлинения третьей задержки дыхания выражался отчетливее у лыжников-гонщиков и достигал 41,0 \pm 4,1 секунды, что

ЖЕЛ
ОЕЛ
ВТРС

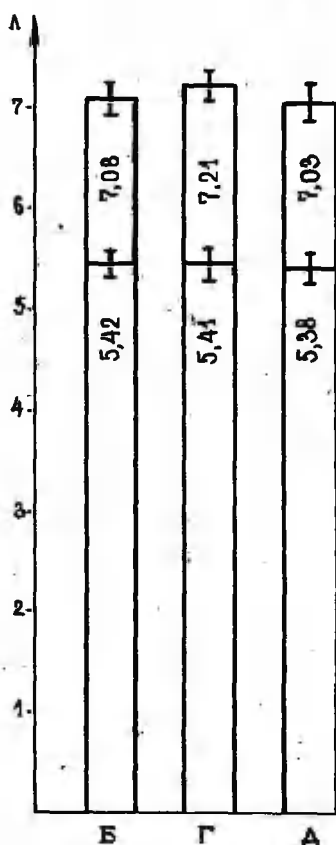


Рис. 1. Жизненная емкость легких - ЖЕЛ (нижняя часть столбика) и общая емкость легких - ОЕЛ (весь столбик) в литрах у биатлонистов (Б), лыжников-гольфников (Г) и двоеборцев (Д). На рисунке приведены арифметические средние показателей и их доверительные границы ($\bar{X} \pm m$). Объемы даны в условиях ВТРС.

Выше достигнутого удлинения третьего вдоха у биатлонистов и двоеборцев (рис. 2).

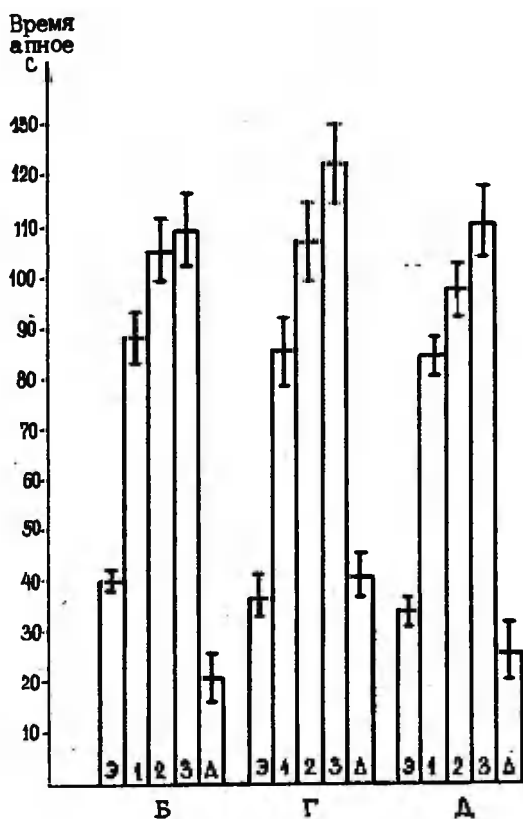


Рис. 2. Продолжительность задержки дыхания в секундах. Э - длительность задержки дыхания на выдохе; 1, 2, 3 - длительность первого, второго и третьего апное на глубоком вдохе; Δ - удлинение третьего апное по сравнению с первым. Б - биатлонисты, Г - лыжники-гонщики, Д - двоеборцы. На рисунке приведены арифметические средние показателей и их доверительные границы ($\bar{x} \pm m$).

Работоспособность исследуемых оценивалась по RWC_{170} и МПК. По нашим данным самую низкую RWC_{170} имеют биатлонисты, что отличается от соответствующих показателей у лыжников-

гонщиков и двоеборцев, у которых PWC_{170} существенно не отличались. МПК самое высокое у лыжников-гонщиков и оно отличается от МПК биатлонистов и двоеборцев (рис. 3).

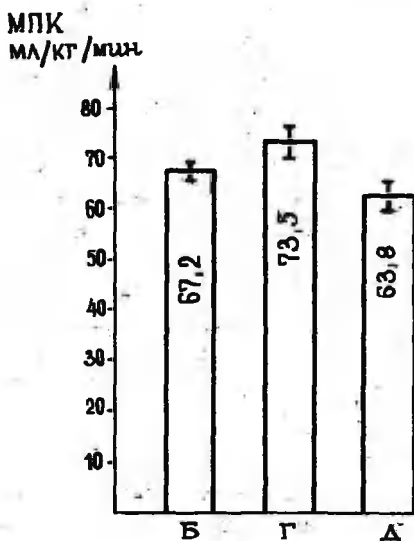


Рис. 3. Максимальное потребление кислорода в мл на кг веса тела в минуту в условиях ЭТРД. Б - биатлонисты, Г - лыжники-гонщики, Д - двоеборцы. На рисунке приведены арифметические средние показателей и их доверительные границы ($\bar{x} \pm m$).

Обсуждение результатов

Оценивая полученные результаты, можно сказать, что у наблюдаемых групп лыжников функциональные возможности внешнего дыхания в состоянии относительного покоя не отличаются. Различия выявляются при выполнении физической работы и пробы повторной задержки дыхания, характеризующих функциональные способности системы дыхания. Приведенные в литературе [3] данные о ЖЕЛ у лыжников-гонщиков (5,03 л) ниже полученных нами фактических данных ЖЕЛ. Полученные показатели, как

справедливо подчеркивает Дембо /2/, следует оценивать в процентах к должной величине. При этом необходимо знать, по каким формулам должны показатели вычислялись. Данных о МЭЛ биатлонистов и двоеборцев нам в литературе найти не удалось. Что касается остаточного объема легких (ООЛ) и общей емкости легких (ОЕЛ), то эти показатели внешнего дыхания у спортсменов определяются крайне редко /1, 5/, и мы не нашли ни одного источника об ОЕЛ у лыжников. По нашим данным ОЕЛ не имеет статистически достоверных коррелятивных связей с показателями работоспособности у лыжников.

Пневмотахометрические показатели, показывающие объемную скорость движения воздуха при форсированном дыхании, характеризуют мощность дыхательных мышц и проходимость дыхательных путей и отличаются между исследуемыми группами лыжников только по ПГ_{вд}. Это говорит о том, что с развитием тренированности на выносливость и большей аэробной работоспособностью увеличивается сила вдоха. Вполне возможно, что именно сила вдоха определяет увеличение легочной вентиляции во время физической нагрузки.

Максимальная вентиляция легких, которая у исследуемых групп лыжников статистически не отличалась, не имеет достоверных коррелятивных связей и с показателями работоспособности. Обсуждая значение максимальной вентиляции легких среди факторов, определяющих работоспособность, целесообразно привести мнение Михайлова /9/ о том, что "классическая МВЛ", которую определяют в течение 15 секунд, может не выражать действительных резервов легочной вентиляции.

Работоспособность, оцениваемая по PWC_{170} , лежит в пределах тех величин, которые приводят Карпман и др. /4/ для лыжников-гонщиков (250-310 Вт). Биатлонисты и двоеборцы имеют по нашим данным более низкие значения PWC_{170} .

Максимальное потребление кислорода ($73,5 \pm 3,1$ мл/мин·кг) как интегральный показатель работоспособности у лыжников-гонщиков близко к средней величине ($72,1$ мл/мин·кг), приведенной в литературе /4/. Биатлонисты и двоеборцы, несмотря на то, что имеют одинаковую функциональную возможность внешнего дыхания, не достигают близких к лыжникам-гонщикам величин МПК. Можно предположить, что ограничивающим работоспособность звеном является мощность сердечного выброса и несогласованность работы сердечно-сосудистой и дыхательной систем.

В заключение можно сказать, что представители различных

видов лыжного спорта, обладающие до определенной степени одинаковыми функциональными возможностями системы внешнего дыхания, отличаются по функциональным способностям. Из этого вытекает, что только индивидуальный подход к каждому спортсмену может выявить все тончайшие механизмы, определяющие его работоспособность.

Литература

1. Васар Э.Ф. Spiroграфические исследования для установления должных величин показателей внешнего дыхания и физиологическая характеристика пробы повторного апноэ: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. - Тарту, 1973.
2. Дембо А.Г. Актуальные проблемы современной спортивной медицины. - М., 1980. - 294 с.
3. Карпман В.Л. Спортивная медицина. - М., 1980. - 349 с.
4. Карпман В.Л., Белоцерковский Э.Б., Гудков И.А. Исследование физической работоспособности у спортсменов. - М., 1974. - 95 с.
5. Кингисепп П.-Х.Г., Васк В.А. Внешнее дыхание и работоспособность у представителей различных видов лыжного спорта // Актуальные проблемы спортивной медицины и лечебной физкультуры. - Каунас, 1983. - Ч. I. - С. II7-II8.
6. Кингисепп П.-Х.Г., Кару Т.Э., Ноорма Р.Ю. Применение ЭВМ для обработки данных функционального исследования внешнего дыхания // Уч. зап. Тарт. ун-та, - 1976. - Вып. 394. - С. 23-38 (Труды по медицине, 32).
7. Кингисепп П.-Х., Раамат Р. Одновременное определение общей емкости легких и ее подразделений // Исследования по пульмонологии. - Таллин, 1971. - С. 64-67.
8. Кучкин С.Н. Резервы дыхательной системы при различных уровнях аэробной производительности // Физиология человека. - 1983. - № 9. - С. 406-416.
9. Михайлов В.В. Дыхание спортсмена. - М., 1983. - 103 с.
10. Lung function and work capacity / Ed. J.D. Brooke. - Salford, 1971.
11. Bye P.T.P., Farkas G.A., Rousseau Ch. Respiratory factors limiting exercise // Ann. Rev. Physiol. - 1983. - Vol. 45. - P. 439-451.

12. Grimby G. Respiration as a limiting factor for working capacity // Pneumologie. - 1976. - Suppl. - P. 11-16.
13. Israel S. Neue Gesichtspunkte zum Atemanhaltenversuch in Klinik und sportärztlicher Praxis // Z. Ges. Inn. Med. - 1957. - Bd. 12. - S. 1048-1052.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ ПРИ ФИЗИЧЕСКОЙ НАГРУЗКЕ В ДИАГНОСТИКЕ ХРОНИЧЕСКОЙ КОРОНАРНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ

Я. А. Маароос

Кафедра спортивной медицины и лечебной физкультуры ТГУ

Наиболее распространенным независимым методом диагностики хронической коронарной недостаточности является электрокардиография при пробе с дозированной физической нагрузкой.

Сопоставление результатов ЭКГ при пробе с физической нагрузкой с данными ангиографического исследования венечных артерий сердца показывает, что точность независимого метода в диагностике хронической коронарной недостаточности зависит от многих факторов /2, 18, 39/. Для характеристики точности метода определяется его чувствительность и специфичность, частоты ложноположительных и ложноотрицательных результатов теста, предсказательная ценность и коэффициент риска. При этом используются следующие формулы /5/:

$$\text{чувствительность \%} = \frac{\text{ИП}}{\text{ИП} + \text{ЛО}} \cdot 100,$$

$$\text{специфичность \%} = \frac{\text{ИО}}{\text{ИО} + \text{ЛП}} \cdot 100,$$

$$\text{частота ложноположительных тестов \%} = \frac{\text{ЛП}}{\text{ИП} + \text{ЛП}} \cdot 100,$$

$$\text{частота ложноотрицательных тестов \%} = \frac{\text{ЛО}}{\text{ИО} + \text{ЛО}} \cdot 100,$$

$$\text{предсказательная ценность \%} = \frac{\text{ИП}}{\text{ИП} + \text{ЛП}} \cdot 100,$$

$$\text{коэффициент риска} = \frac{\text{ИП}}{\text{ИП} + \text{ЛП}} : \frac{\text{ЛО}}{\text{ЛО} + \text{ИО}}$$

где ИП - истинноположительный результат, ИО - истинноотрицательный результат, ЛП - ложноположительный результат и ЛО - ложноотрицательный результат.

По литературным данным чувствительность ЭКГ-функциональ-

ной пробы колеблется от 38,6 до 96%, а специфичность - от 32,7 до 96,3% /10, 33/. Таким образом, точность ЭКГ при пробе с физической нагрузкой в диагностике коронарной недостаточности имеет большие различия и многие критерии для оценки результатов пробы остаются нерешенными. Факторы, которые в основном влияют на чувствительность и специфичность пробы, следующие /28/:

1) факторы, обусловленные пациентом: возраст, принимаемые лекарства, наличие перенесенного инфаркта миокарда, патологическая ЭКГ в покое, количество пораженных венечных артерий и степень их сужения;

2) электрокардиографические факторы: система отведений ЭКГ, электрокардиографический критерий для окончания функциональной пробы, электрокардиографические критерии для оценки пробы в отношении коронарной недостаточности;

3) факторы, которые связаны с исследователем: критерии для окончания функциональной пробы, интерпретация показателей коронарной недостаточности на ЭКГ, интерпретация результатов ангиографического исследования венечных артерий сердца и выбор методики проведения функциональной пробы.

I. Методика проведения функциональных проб

Для проведения ЭКГ-функциональных проб в основном применяются степ-тесты, дозированные физические нагрузки на велоэргометре или на тредмиле. При этом нагрузки могут быть постоянными, равномерно повышающимися, ступенчато повышающимися и ступенчато повышающимися с интервалами отдыха между нагрузками. ВОЗ (1971) рекомендует ступенчато повышающиеся варианты нагрузки от 25 до 50 Вт через 3-6 мин, до появления субъективных или объективных признаков коронарной недостаточности или повышения уровня ЧСС до 75-80% от возрастного максимума. Однако, по мнению некоторых авторов /36/, в диагностике хронической коронарной недостаточности лучше применять функциональные пробы, при которых мощность нагрузки повышается через каждую минуту или равномерно в течение всего теста. Такие варианты нагрузки уменьшают количество ложноотрицательных ответов, связанных с усталостью периферических мышц.

Предложена также оригинальная методика проведения ЭКГ при пробе с физической нагрузкой при ложноотрицательном ответе пробы /28/: через 60 мин повторяется последняя нагрузка, на которой была остановлена проба со ступенчато повы-

напряжения нагрузками. Этот прием позволяет сократить количество ложноотрицательных результатов еще на 30%.

2. Электрокардиографические отведения

Пока не существует единого мнения по вопросу применения ЭКГ-отведений, регистрируемых непосредственно в момент проведения пробы с физической нагрузкой. Чаще всего для проведения функциональной пробы применяют регистрацию ЭКГ в 12 общепринятых отведениях, а непосредственно во время нагрузки - в отведениях V_1 до V_6 . При этом качество записи ЭКГ не всегда хорошее. Поэтому многие исследователи предпочитают регистрацию ЭКГ по Mason-Likar /35/, где отведения от конечностей наложены на тело исследуемого. Сравнивая общепринятые 12 отведений с модификацией по Mason-Likar, можно заключить, что амплитуда зубца R в отведениях II, III и aVF больше при отведении Mason-Likar, а в отведении I и aVL - меньше. Кроме того, наблюдается повышение депрессии сегмента ST и амплитуды зубца T в отведениях II, III и aVF и уменьшение в отведениях I и aVL. В отведениях V_1 до V_6 существенных различий между этими системами регистрации не отмечается /38/. Таким образом, для правильной интерпретации результатов ЭКГ-функциональной пробы необходимо учитывать особенности системы регистрации ЭКГ по Mason-Likar.

Сопоставление данных ЭКГ при пробе с физической нагрузкой с результатами коронарографии выявило определенные закономерности по диагностической чувствительности отдельных отведений в диагностике коронарной недостаточности. Из прекардиальных отведений диагностическая чувствительность коронарной недостаточности выше всего в отведении V_5 (89%), меньше в отведениях V_6 (70%) и V_4 (53%) /16/.

При спазме передней межжелудочковой ветви левой венечной артерии наиболее чувствительным признаком считается повышение сегмента ST в отведении V_3 /17/. Ложноположительных и ложноотрицательных результатов чувствительности ЭКГ при пробе с физической нагрузкой меньше у больных с поражением передней межжелудочковой ветви левой венечной артерии и больше при стенозе правой венечной артерии или огибающей ветви левой венечной артерии /33/. Поэтому относительно большое количество ложноположительных и ложноотрицательных результатов наблюдается на ЭКГ в отведениях II, III и aVF. При поражении огибающей ветви левой венечной артерии инфаркт миокарда локализуется высоко в латеральной стенке левого

желудочка, что в свою очередь отражается в отведении aV_L , но чувствительность этого отведения невысокая /18/.

Применение двухполюсной или биполярной системы отведений позволяет получить хорошее качество ЭКГ непосредственно во время физической нагрузки. При этом применяется одно или несколько отведений. Некоторые авторы /39/ нашли, что чувствительность биполярных прекардиальных отведений CM_5 и CS_5 превышает по смещению сегмента ST чувствительность отведений ST и V_6 . Использование комбинированной системы отведений CM_5 , CS_5 и CB_5 дает чувствительность ЭКГ-нагрузочной пробы в пределах 54-73% при специфичности от 72 до 96% /17/. Так как отведения II, III, aVF не всегда отражают очаговые изменения миокарда в диафрагмальной части левого желудочка сердца, некоторые исследователи /39/ предлагают для повышения чувствительности ЭКГ-нагрузочной пробы отведение CL .

Обобщая, можно сказать, что по чувствительности и специфичности биполярные прекардиальные отведения не превосходят электрокардиограмму в 12 отведениях при пробе с физической нагрузкой в диагностике хронической коронарной недостаточности.

Для повышения диагностической чувствительности ЭКГ при пробе с физической нагрузкой в последнее время применяются дополнительные прекардиальные отведения, количество которых достигает 96 и более /34/. Некоторые авторы /22/ при применении 16 прекардиальных отведений достигли 96%-ной чувствительности метода при 90%-ной специфичности ЭКГ-функциональной пробы. Общепринятые 12 отведений позволили на этом же контингенте показать диагностическую чувствительность ЭКГ-функциональной пробы 80%. При этом авторы подчеркивают хорошую информативность дополнительных прекардиальных отведений при поражении только одной венечной артерии сердца.

Мы применили 30 дополнительных прекардиальных отведений для проведения ЭКГ при пробе с физической нагрузкой у 94 больных и получили чувствительность ЭКГ-функциональной пробы 91,5%. При этом чувствительность 12 отведений была 78,7%. Учитывая трудоемкость функциональной пробы с дополнительными отведениями ЭКГ, можно рекомендовать этот вариант пробы в том случае, когда при применении 12 отведений тест оказывается отрицательным /32/.

Ортогональные отведения (по Франку) не являются более чувствительными, чем однополюсные или двухполюсные отведения в диагностике коронарной недостаточности. По данным не-

которых авторов чувствительность ЭКГ при пробе с физической нагрузкой при применении ортогональных отведений не превышает 40% /39/.

3. Электрокардиографические признаки коронарной недостаточности

3.1. Смещение сегмента ST. Наиболее характерным признаком коронарной недостаточности следует считать смещение сегмента ST вниз на 0,1 мВ и больше от изоэлектрической линии через 80 мс после окончания комплекса QRS. При этом различают несколько типов смещения сегмента ST: горизонтальное, косое нисходящее и косое восходящее. Все эти признаки детально представлены в кодированном виде в новом Миланском коде (1982) /37/. Величина депрессии сегмента ST коррелирует с количеством пораженных артерий и степенью сужений венечных артерий сердца. Показано /43/, что смещение сегмента ST более чем на 0,3 мВ указывает на наличие поражения нескольких венечных артерий с проксимальным стенозом. Некоторые авторы /30/ описывают при смещении сегмента ST на 0,2 мВ и более патологические изменения в двух или трех артериях. При этом в 82% случаев наблюдалось сужение главного ствола левой венечной артерии сердца. Авторы считают все-таки, что смещение сегмента ST на 0,2 мВ и более не является чувствительным признаком диагностики критических стенозов венечных артерий, потому что специфичность признака невысокая.

Горизонтальное или косое нисходящее смещение сегмента ST на ЭКГ при проведении пробы с физической нагрузкой является общепризнанным критерием коронарной недостаточности.

Некоторые авторы считают, что косое смещение сегмента ST вверх выявляется при отсутствии коронарной недостаточности и поэтому имеет наименьшее диагностическое значение (повышает количество ложноположительных результатов ЭКГ при пробе с физической нагрузкой). Однако некоторые авторы /7, 29/ считают косое смещение сегмента ST вверх на 0,2 мВ и более через 80 мс после комплекса QRS также признаком коронарной недостаточности. Для дифференциальной диагностики информативности этого признака предлагается определить отношение Q_X / Q_T (X - то место, где сегмент ST пересекает изоэлектрическую линию). При величине этого показателя 50% и больше смещение сегмента ST вверх считается признаком коронарной недостаточности. Другим дополнительным признаком ко-

ронарной недостаточности на основе смещения сегмента ST вверх считается отношение $Q_{T_фактическое} / Q_{T_должное}$ большее, чем 1,08, при котором $Q_{T_должное} = Q_{T_фактическое} \cdot 0,4 \cdot \sqrt{R_R}$. Показатель определяется на ЭКГ через одну минуту после окончания функциональной пробы /24/.

Можно согласиться с мнением некоторых исследователей /7, 39/, согласно которому при оценке смещения сегмента ST необходимо учитывать высоту амплитуды зубца R в конкретном отведении, а не считать признаком коронарной недостаточности смещение сегмента ST на 0,1 мВ и более для всех отведений. Важное обследование /41/ для интерпретации смещения сегмента ST, направленного вверх, в диагностике коронарной недостаточности проведено в течение 6 лет с наблюдением за прогнозом 431 больного с таким смещением сегмента ST в нагрузочной ЭКГ. Авторы нашли, что углубление патологии при этом протекало таким же образом как и у больных с горизонтальным смещением сегмента ST на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой.

В некоторых случаях (3,0-6,5%) /17/ при проведении ЭКГ в пробе с физической нагрузкой наблюдается смещение сегмента ST вверх от изоэлектрической линии на 0,1 мВ и более. Наличие смещения сегмента ST вверх на ЭКГ в покое после перенесенного инфаркта является признаком аневризма сердца. При исследовании ЭКГ в пробе с физической нагрузкой у 680 больных в 12 отведениях /20/ обнаружена положительная взаимосвязь смещения сегмента ST вверх и асинергии стенки левого желудочка сердца. Чувствительность ЭКГ при пробе с физической нагрузкой в диагностике асинергии левого желудочка сердца составляла 55% и специфичность - 100%. При этом чувствительность пробы повысилась в связи с более тяжелым поражением стенки левого желудочка. Наибольшее смещение сегмента ST вверх происходит в отведениях u_2 - (65%), v_5 - (21%), II, III и aVF (22%), в первую очередь у больных после перенесенного инфаркта (зубец Q инфаркта в соответствующем отведении) /17/.

Некоторые авторы считают /3, 40/, что повышение сегмента ST на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой указывает на проксимальное поражение венечных артерий. При оценке смещения ST надо учитывать, что при спазмах венечных артерий и у больных со стенокардией типа Prinzmetal также наблюдается повышение сегмента ST на ЭКГ /25/.

Мы сравнивали больных с хронической коронарной недоста-

точностью, у которых на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой наблюдалось смещение сегмента ST вверх (22 больных) или вниз (30 больных) на основе данных коронарографии и вентрикулографии. Наши наблюдения согласуются с данными других авторов /7, 20, 40/, согласно которым смещение сегмента ST вверх указывает на асинергию стенки и снижение насосной функции левого желудочка сердца. Статистически достоверной взаимосвязи между смещением сегмента ST вверх на ЭКГ и количеством пораженных артерий, степенью и локализацией стеноза венечных артерий сердца не наблюдалось.

Исследование динамики смещения сегмента ST вверх у больных через 3 недели, 6 недель и 3 месяца после инфаркта миокарда передней локализации на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой показало, что реакция сегмента ST в отведениях, отражающих центр инфаркта, постоянно уменьшается. Через 3 недели после инфаркта повышение сегмента ST разнилось в среднем 2,6 мм (от 1,0 до 6,0 мм), а через 3 месяца после инфаркта миокарда - в среднем 1,5 мм. Из результатов наших исследований можно заключить, что в раннем периоде после инфаркта миокарда динамика смещения сегмента ST вверх на ЭКГ при функциональной пробе отражает степень гипоксии в очаге инфаркта и имеет, очевидно, прогностическое значение /5/.

Из вышеизложенного можно заключить, что смещение сегмента ST вверх на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой связано с асинергией стенки левого желудочка сердца, со спазмом или поражением проксимальной части венечных артерий сердца.

3.2. Изменение амплитуды зубца R на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой. Уменьшение амплитуды зубца R на ЭКГ при функциональной пробе считается нормальной реакцией при адаптации сердечно-сосудистой системы к нагрузке. Признаком коронарной недостаточности считается повышение амплитуды зубца R или неизменная амплитуда зубца R на ЭКГ через минуту после окончания пробы /7, 14, 22/. По методике Вагера и соавторов /12/ амплитуда зубцов R суммируется в отведениях II, III, aVF, V_4 до V_6 в покое через минуту после нагрузки. Вагман и соавторы /13/ предлагают суммировать амплитуды зубцов R в отведениях aVL, aVF, V_3 до V_6 и зубцов S в отведениях V_1 и V_2 . Повышение суммарного индекса зубцов R ($\Delta \Sigma R \geq 0$) на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой свидетельствует о более тяжелом поражении венечных артерий и снижении функции левого желудочка сердца /9, 11/. Следует отметить, что до сих пор нет еще вполне определенного взгляда на ме-

механизмы изменения амплитуды зубца R при проведении пробы с физической нагрузкой. Некоторые авторы /14/ показали, что при нормальной адаптации сердечно-сосудистой системы повышение активности симпатно-адреналовой системы вызывает уменьшение объема левого желудочка при нагрузке. Это ведет к уменьшению амплитуды зубца R на ЭКГ.

При ухудшении функционального состояния левого желудочка сердца объем его и масса крови в нем увеличиваются, вызывая повышение амплитуды зубца R. Иногда гиперконтрактильность окружающего миокарда может компенсировать гипоконтрактильность пораженной области стенки левого желудочка. В таком случае увеличение зубца R на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой не наблюдается /19/. Причины повышения амплитуды зубца R на ЭКГ при нормальных венечных артериях и нормальной функции левого желудочка пока неизвестны.

Сравнением смещения сегмента ST и динамики амплитуды зубца R ($\Delta\Sigma R$) на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой у больных с хронической коронарной недостаточностью показано /16/, что чувствительность смещения сегмента меньше и специфичность выше, чем увеличение амплитуды зубца R на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой. Другие авторы /19/ получили на основе показателя $\Delta\Sigma R \geq 0$ чувствительность пробы 68% и специфичность 84%, так как смещение сегмента ST при исследовании этого же контингента дало чувствительность пробы только 49% и специфичность 74%. При применении показателя $\Delta\Sigma R \geq 0$ нашли чувствительность ЭКГ при пробе с физической нагрузкой в диагностике коронарной недостаточности 70% и специфичность 88,6% /9/. Мы обследовали 57 мужчин с ангиографически документированной коронарной недостаточностью и по смещению сегмента ST нашли чувствительность пробы 80,3% и специфичность 50,0%, а по изменению амплитуды зубца R ($\Delta\Sigma R \geq 0$) чувствительность пробы составляла 68,2% при специфичности 61,5%. Таким образом, по нашим данным чувствительность показателя $\Delta\Sigma R$ в диагностике коронарной недостаточности была меньше, чем по общепризнанному критерию смещения сегмента ST.

Некоторые авторы считают /15/, что смещение сегмента ST вместе с уменьшением амплитуды зубца R на ЭКГ указывает на ложноположительную пробу, а увеличение амплитуды зубца R без смещения сегмента ST является признаком ложноотрицательного результата на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой.

В заключение можно сказать, что причины динамики зубца R на ЭКГ при пробе с физической нагрузкой окончательно не ре-

шени. Кроме увеличения объема левого желудочка при $\Delta\Sigma R \geq 0$ Watanabe и соавторы /42/ связывают увеличение зубца R на ЭКГ с фазами дыхательных колебаний грудной клетки, ротацией сердца, электрическим различием в правой и левой половине сердца и увеличением гематокрита. При ишемии миокарда авторы связывают увеличение амплитуды зубца R с ухудшением проводимости в ишемическом миокарде, замедлением деполяризации в очаге ишемии и с уменьшением ивонэлектрического потенциала миокарда. Все вышеприведенные факторы вызывают изменение оси векторной петли комплекса QRS, но окончательно взаимосвязи между этими факторами неизвестны.

3.3. Дополнительные критерии для оценки результатов ЭКГ при пробе с физической нагрузкой в диагностике хронической коронарной недостаточности

Самая легкая степень гипоксии миокарда приводит к снижению амплитуды зубца T. Необходимо лишь учитывать, что зубец T изменяется при самых различных состояниях, а не только при коронарной недостаточности. В случае приступа стенокардии инверсия положительного зубца T на ЭКГ в пробе с физической нагрузкой при низкой частоте сердечно-сосудистой системы является признаком ишемии миокарда /39/.

Инверсию положительного зубца U на ЭКГ при функциональной пробе считают признаком коронарной недостаточности /7, 39/. Этот элемент ЭКГ наблюдается только в 15% случаев и чувствительность его при диагностике коронарной недостаточности равна 21%, а специфичность - 97%. По данным некоторых авторов /23/ при инверсии зубца U в отведениях I, aVL, V₁ до V₆ на ЭКГ покоя на ангиограмме наблюдается 75%-й стеноз передней межжелудочковой ветви левой венечной артерии сердца.

При двухфазном зубце P в отведении V₁ произведение абсолютного значения амплитуды в мм и продолжительности в секундах отрицательной фазы его, большее или равное 0,03 мм·с, считается признаком патологии. Между конечно-диастолическим давлением левого желудочка сердца и размером отрицательной части зубца P обнаружена корреляционная взаимосвязь, поэтому некоторые исследователи /21/ считают этот показатель в диагностике асинергии левого желудочка информативным (чувствительность 73% и специфичность 83%).

Дополнительным критерием коронарной недостаточности является также появление нарушений ритма ЭКГ при пробе с

физической нагрузкой. При исследовании 240 больных с хронической коронарной недостаточностью в 20,5% случаев наблюдалось нарушение ритма /4/. Авторы заключили, что при малой нагрузке (при низкой частоте пульса) появляющиеся полиморфные вентрикулярные экстрасистолы свидетельствуют о коронарной недостаточности, особенно при снижении функции левого желудочка сердца. Такое мнение разделяют и другие авторы /39/.

Кроме электрокардиографических признаков в диагностике коронарной недостаточности в последнее время важное значение имеет реакция артериального давления во время проведения функциональной пробы. Снижение артериального систолического давления на 10 мм рт.ст или больше во время нагрузки или в первую минуту восстановления считается патологической реакцией. Снижение артериального давления при нагрузке связано со снижением насосной функции левого желудочка, вызванным ишемией миокарда. Во время снижения артериального давления обычно наблюдается и выраженное смещение сегмента ST .

4. Количественная оценка признаков коронарной недостаточности на ЭКГ

С целью усовершенствования анализа и оценки ЭКГ у больных ИБС в динамических наблюдениях нами разработана система количественной оценки признаков коронарной недостаточности по данным ЭКГ покоя и ЭКГ при пробе на велоэргометре. Для первичной статистической обработки на ЭВМ СМ-1 у 104 больных с ангиографически документированной коронарной недостаточностью измеряли следующие 12 показателей: максимальное смещение сегмента ST от изоэлектрической линии (ST_{\max}), количество отведений со смещением ST (N_{ST}), суммарное смещение ST во всех отведениях (сумма ST), среднее смещение ST (сумма ST/ N_{ST}), изменение суммарного индекса амплитуды зубцов R в нагрузочной ЭКГ ($\Delta \Sigma R$) по Bergman и соавт. /13/, показатели Q_X/Q_T (в %) и Q_{Tc} по Greenberg и соавт. /24/, отношение ST_{\max} к амплитуде зубца R в одном отведении (ST_{\max}/R) по Саткене /7/, показатель $ST_{\max}/w_{\max} \cdot 10^2$ по Kaltenbach и соавт. /27/, $ST_{\max}/ЧСС_{\max} \cdot 10^2$ по Kardaash и соавт. /26/, показатель DP_{\max}/ST_{\max} по Luksic и соавт. /31/ и показатель $\Delta \text{сумма } R / \text{сумма } ST_{\max}$ по Bonoris и соавт. /15/.

По данным корреляционного анализа между выведенными показателями и данными ангиографического исследования из показателей ЭКГ мы выбрали для дальнейшей обработки 5 наиболее

информативных. На следующем этапе исследования, учитывая линейный характер сдвигов этих показателей при оценке степени коронарной недостаточности, для характеристики каждого показателя по критерию "лучше-хуже" использовали оценочный линейный график, разработанный Т.Э. Кару (1976). На основании результатов статистической обработки описанного выше материала по 104 больным Э.Э. Кязрик (1984) предложила шкалы оценки по пятибалльной системе для каждого показателя (с точностью $\pm 0,1 \cdot S_x$) и итоговый оценочный балл. Шкалы для отдельных показателей ЭКГ приведены в таблице I.

Для представления критериев количественного анализа признаков коронарной недостаточности в виде регрессионной формулы предварительно провели оценку вышеприведенных 5 признаков ЭКГ у 25 больных ИБС экспертно-статистическим методом /1/.

В комиссию экспертов вошли 3 профессора, 1 доцент и 1 научный сотрудник, которые оценивали ЭКГ у 25 больных по критерию "лучше-хуже", а также по 5-балльной системе тяжести коронарной недостаточности. Учитывая баллы экспертной оценки для каждого больного и используя метод пошаговой регрессии /13/, Э.Э. Кязрик (1984) разработала на ЭВМ регрессионную формулу. Найденная формула характеризует степень коронарной недостаточности, совпадая с результатами экспертной оценки с вероятностью 93,6%.

$$y = 0,563 \frac{ST_{\max}}{W_{\max}} + 0,458 \frac{ST_{\max}}{ЧСС_{\max}} + 0,404 \frac{\sum ST}{n \cdot ST} + 0,137 \frac{ST_{\max}}{ST_{\max}} + 0,013 \Delta \Sigma R + 1,371.$$

Между итоговым оценочным баллом по таблице I и y установлено корреляционное взаимоотношение ($r = 0,80$, $p < 0,001$).

В заключение можно сказать, что для ежедневной практической работы можно рекомендовать балльную оценку показателей коронарной недостаточности ЭКГ по таблице I. Если возможно использовать машинную обработку информации на ЭВМ, то и целесообразнее ввести оценку коронарной недостаточности на ЭКГ с помощью регрессионной формулы.

Вышеприведенная количественная оценка признаков коронарной недостаточности полностью оправдала себя при динамических наблюдениях больных ИБС после аортокоронарного шунтирования, повышая при этом степень достоверности врачебного заключения и ускоряя обработку данных ЭКГ.

Таблица 1

Шкала оценки качества окружающей среды

ST_{\max}	$\Delta \Sigma, R$	$\frac{\Sigma ST}{N \cdot ST}$	$\frac{ST_{\max}}{W_{\max}} \cdot 10^2$	$\frac{ST_{\max}}{ЧС_{\max}} \cdot 10^2$	Валы, сланцы и их обвалы - ценки	Итоговая оценочная балл
> 3	> 16	> 4,0	> 4,0	> 4,0	5 - очень тя- желая де- тология	> 18
3	11-16	3,0-3,9	3,0-3,9	3,0-3,9	4 - тяжелая детология	14-17
2	6-10	2,0-2,9	2,0-2,9	2,0-2,9	3 - детология средней тяжелости	10-13
1	0-5	1,0-1,9	1,0-1,9	1,0-1,9	2 - легкая детология	6-9
0	< 0	0-0,9	0-0,9	0-0,9	1 - норма	≤ 5

Заключение

Результаты ЭКГ при пробе с физической нагрузкой в диагностике хронической коронарной недостаточности зависят от многих факторов, из которых самыми главными являются степень поражения венечных артерий сердца, система отведений для регистрации ЭКГ, критерии определенных признаков коронарной недостаточности на ЭКГ и величины физических нагрузок. Кроме общепризнанного критерия смещения сегмента ST на ЭКГ, при пробе с физической нагрузкой целесообразно учитывать и другие дополнительные показатели повышения чувствительности и специфичности пробы. Измерение всех показателей коронарной недостаточности усложняет анализ результатов ЭКГ при пробе с физической нагрузкой. Автоматизированная обработка показателей пробы с помощью вычислительной техники и использование количественных критериев оценки позволяет повысить ценность ЭКГ при пробе с физической нагрузкой в диагностике коронарной недостаточности.

Литература

1. Айвазян С.А., Бежаева З.И., Староверов О.В. Классификация многомерных наблюдений. - М.: Статистика, 1974. - С. 206-217.
2. Гасидин В.С. Хронические формы ишемической болезни сердца. - М.: Медицина, 1976.
3. Голиков А.П., Чарчоглян Р.А., Зингерман Л.С., Левшунов С.П. и др. О подъеме сегмента ST при физической нагрузке: компьютерный анализ, сопоставление с данными ангиографии, клиническое значение // Кардиология. - 1983. - Т. 23, № 3. - С. 55-59.
4. Лупанов В.П., Мазаев В.П. Сопоставление данных велоэргометрической пробы и коронарографии у больных ишемической болезнью сердца // Кардиология. - 1978. - Т. 18, № 4. - С. 83-88.
5. Маароос Я.А. Динамика сегмента ST в нагрузочной ЭКГ от 3 недель до 3 месяцев после инфаркта миокарда // Медицинский факультет здравоохранения: Тез. докл. - Тарту, 1980. - С. 91-92.

6. Ryan T.J., Fischer L.D., Weiner D.A., McCabe C.H. et al. Использование ЭКГ при физической нагрузке для оценки состояния больных ишемической болезнью сердца // Кардиология. - 1982. - Т. 22, № 2. - С. 22-26.
7. Саткене Г.-Д.И. Исследование возможностей повышения информативности велоэргометрии в диагностике ишемической болезни сердца в различных клинических группах лиц с сердечно-болевым синдромом: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. - Каунас, 1983. - 26 с.
8. Себер Д. Линейный регрессионный анализ. - М.: Мир, 1980. - 367 с.
9. Фуркало Н.К., Лутай М.И. Амплитуда зубца и сократительная функция левого желудочка у больных ишемической болезнью сердца // Кардиология. - 1982. - Т.22, № 6. - С. 44-50.
10. Чернявская З.В. Толерантность к физической нагрузке у больных ишемической болезнью как показатель резерва коронарного кровообращения: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. - М., 1978. - 22 с.
11. Azenazi J., Parisi A.F., Cohn P.F., Freedman W.B. et al. Value of the QRS complex in assessing left ventricular ejection fraction // Amer. J. Cardiol. - 1978. - Vol. 41, N 3. - P. 494-495.
12. Baron D.W., Ilsley G., Sheiban I., Poole-Wilson P.A. et al. R Wave amplitude during exercise: Relation to left ventricular function and coronary artery disease // Brit. Heart J. - 1980. - Vol. 44, N 5. - P. 512-517.
13. Berman J.L., Wynne J., Cohn P.F. Multiple-lead QRS changes with exercise testing // Circulation. - 1980. - Vol. 61, N 1. - P. 53-61.
14. Bonoris P.E., Greenberg P.S., Castellanet M.J., Ellestad M.H. Significance of changes in R wave amplitude during treadmill stress testing: Angiographic correlation // Amer. J. Cardiol. - 1978. - Vol. 41, N 5. - P. 846-851.
15. Bonoris P.E., Greenberg P.S., Christison G.W., Castellanet M.J. et al. Ability of R-wave amplitude (RWA) changes to reduce false negative (FN) and false Positive (FP) responses by ST depression in treadmill stress testing (TST) // Amer. J. Cardiol. - 1978. - Vol. 41, N 2. - P. 378.

16. de Caprio L., Cuomo S., Belloti P., Adamo B. et al. R wave amplitude changes during stress testing: Comparison with ST segment depression and angiographic correlation // Amer. Heart J. - 1980. - Vol. 99, N 4. - P. 413-418.
17. Chahine R.A., Raizner A.B., Ishimori T. The clinical significance of exercise-induced ST-segment elevation // Circulation. - 1976. - Vol. 54, N 2. - P. 209-213.
18. Chaitman B.R., Hanson J.S. Comparative sensitivity and specificity of exercise electrocardiographic Lead systems // Amer. J. Cardiol. - 1981. - Vol. 47, N 6. - P. 1335-1349.
19. Christison G.W., Bonoris P.E., Greenberg P.S., Castellanet M.J. et al. Comparison of changes in R wave amplitude (RMA) and ST segments in treadmill stress testing (TST) as a Predict of CAD // Amer. J. Cardiol. - 1978. - Vol. 41, N 2. - P. 376.
20. DeFeyter P.J., Majid P.A., Van Benige M.J., Wardah R. et al. clinical significance of exercise-induced ST segment elevation // Brit. Heart J. - 1981. - Vol. 46, N 1. - P. 84-92.
21. Forfang K., Stake G. P wave terminal force and persisting ST elevations in chronic ischemic heart disease // Amer. Heart J. - 1976. - Vol. 92, N 3. - P. 297-301.
22. Fox K., Selwyn A., Jonathan A. et al. Electrocardiographic mapping after exercise for evaluation of coronary bypass graft surgery // Amer. J. Cardiol. - 1979. - Vol. 44, N 6. - P. 1251-1256.
23. Gerson M.C., McHenry P.L. Resting U wave inversion as a marker of stenoses of the left anterior descending coronary artery // Amer. J. Med. - 1980. - Vol. 69, N 4. - P. 545-550.
24. Greenberg P.S., Friscia D.A., Ellestad M.H. Predictive accuracy of Q-X/Q-T ratio, Q-T_c interval, S-T depression and R wave amplitude during stress testing // Amer. J. Cardiol. - 1979. - Vol. 44, N 1. - P. 18-23.
25. Helfant R.H. Coronary arterial spasm and provocative testing in ischemic heart disease // Amer. J. Cardiol. - 1978. - Vol. 41, N 4. - P. 787-789.

26. Kardaash M., Elamin M.S., Mary D.A.S.G., Whitaker W. et al. The slope of ST segment / Heart rate relationship during exercise in the prediction of severity of coronary artery disease // Europ. Heart J. - 1982. - Vol. 3, N 5. - P. 449-458.
27. Kaltenbach M., Bussmann W.D., Giebeler B. Prognostic relevance of invasive and noninvasive findings in patients with coronary heart disease // Prognosis of coronary heart disease: Abstracts. - Bad Krozingen, 1982. - 1.5.
28. Kellerman J.J., Frank A., Drory Y., Fisman E. Adjusted single exercise test: A new exercise test for improved diagnosis of coronary heart disease // Cardiol. - 1980. - Vol. 65, N 2. - P. 121-127.
29. Kurita A., Chaitman B.H., Bourassa M.G. Significance of exercise-induced junctional S-T depression in evaluation of coronary artery disease // Amer. J. Cardiol. - 1977. - Vol. 40, N 4. - P. 492-497.
30. Levites R., Anderson G.J. Detection of critical coronary lesions with treadmill exercise testing: Fact or fiction? // Amer. J. Cardiol. - 1978. - Vol. 42, N 4. - P. 533-538.
31. Lucsic I.G., Raffo J.A., Mary D.A., Watson D.A. et al. Use of exercise tests in assessment of the functional result of aortocoronary bypass surgery // Thorax. - 1981. - Vol. 36, N 6. - P. 428-434.
32. Maaros J., Altraja E., Sulling S. 30 rinnalülituses registreeritud koormus: EKG südame isheemiatõve diagnoosimisel // Nõuk. Eesti Tervishoid. - 1982. - Nr.3. - Lk. 173-175.
33. Maaros J., Eha J. ECG exercise test and selective coronary angiography in patients with coronary artery disease // Adv. Cardiol. - 1981. - Vol. 28. - P. 181-182.
34. Madias J.E. Precordial ST-segment mapping // J. Electrocardiol. - 1978. - Vol. 11, N 4. - P. 369-374.
35. Mason R.E., Likar I. A new system of multiple-lead exercise electrocardiography // Amer. Heart J. - 1966. - Vol. 71, N 2. - P. 196-205.
36. Åström H., Jonsson B. Design of exercise test, with special reference to heart patients // Brit. Heart J. - 1976. - Vol. 38, N 3. - P. 289-296.

37. Prineas R.J., Grow R.S., Blackburn H. The Minnesota code manual. - Littleton: John Wright Publishing, 1982.
38. Hautaharju P.M., Prinsas R.J., Crow H.S., Seale D. et al. The effect of modified limb electrode positions on electrocardiographic wave amplitudes // J. Electrocardiol. - 1980. - Vol. 13, N 2. - P. 109-114.
39. Sotobata I., Kondo T., Kawai N. Present status of exercise testing in the evaluation of coronary artery disease // Jap. Circul. J. - 1981. - Vol. 45, N 3. - P. 381-393.
40. Sriwattanakomen S., Tiozon A.R.; Zubritsky S.A., Elebner O.G. et al. S-T segment elevation during exercise: Electrocardiographic and arteriographic correlation in 38 patients // Amer. J. Cardiol. - 1980. - Vol. 45, N 4. - P. 762-768.
41. Stuart R.J., Ellestad M.H. Upsloping S-T segments in exercise stress testing // Amer. J. Cardiol. - 1976. - Vol. 37, N 1. - P. 19-22.
42. Watanabe K., Bhargava V., Froelicher V.F. The relationship between exercise-induced R wave amplitude changes and QRS vector loops // J. Electrocardiol. - 1981. - Vol. 14, N 2. - P. 129-138.
43. Williams D.O., Most A.S. Clinical, angiographic and hemodynamic characteristics of patients with a strongly positive exercise test // Cardiology. - 1980. - Vol. 66, N 4. - P. 241-249.

ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА ДЛИТЕЛЬНОСТЬ ФАЗ СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА

А.А. Лыкус

Государственный Центральный ордена Ленина институт
физической культуры, Москва

Кафедра спортивной медицины и лечебной физкультуры ТГУ

Длительность фаз сердечного цикла определяется главным образом сократимостью миокарда и влиянием экстракардиальных условий функционирования желудочков - режимом наполнения полостей и сопротивлением изгнанию крови в магистральные сосуды /3/.

Показано /3, 9, 14/, что нормальная длительность фаз сердечного цикла во многом зависит от длительности сердечного цикла, от величины ударного объема крови и других факторов. Без учета факторов, влияющих на длительность фаз сердечного цикла, невозможна правильная физиологическая и клиническая оценка хронокардиограмм как у нетренированных людей, так и у спортсменов. Надо также учитывать, что различия в длительности фаз сердечного цикла у спортсменов и у нетренированных людей связаны, помимо прочего, со структурно-функциональными особенностями "спортивного сердца", с индивидуальным уровнем функционального состояния сердечно-сосудистой системы у спортсменов.

Для выявления факторов, определяющих нормальную хронокардиограмму левого сердца у тренированных и у нетренированных людей, были обследованы 112 спортсменов высокой квалификации и 52 здоровых человека, не занимающихся спортом. Длительность фаз сердечного цикла была рассчитана с синхронизированных эхокардиограмм митрального и аортального клапанов и левого желудочка. Эхокардиографические обследования проводились по общепринятой методике (Зарецкий, Мухарьямов) на эхокардиографе УЗКАР-3. Объемы левого желудочка высчитывались по формуле Teichholz /13/ и масса миокарда по формуле D.A. Беленькова. Для определения общей физической работоспособности использовали тест РМС₁₇₀.

Одним из самых сильных факторов, определяющих длительность фаз сердечного цикла, является длительность сердечного

цикла (С). Колебания частоты сердечного ритма в состоянии покоя у нетренированных людей и у спортсменов довольно значительны и различны в частоте сердечных сокращений накладывает определенный отпечаток на динамику сердца. Вместе с тем некоторые из фаз сохраняют свою длительность неизменной при колебании сердечного цикла. Поэтому все фазы сердечного цикла мы разделили на две группы по их взаимосвязи с длительностью сердечного цикла.

В первой группе фазы, длительность которых крайне мало или совсем не зависит от сердечного ритма. В эту группу входят влектрокинематическая латентность, фаза максимального изгибания, период напряжения предсердия, интерсистолический интервал, протодыстолический интервал. Сюда не входят фазы, которые протекают несколько быстрее при более высокой ЧСС — наовольническое сокращение и расслабление, асинхронное сокращение, быстрое малозначительное, систола предсердия и период нагнетания крови из предсердия.

Ко второй группе отнесены фазы, сильно связанные с сердечным ритмом. При изменениях сердечного ритма существенно меняется длительность этих фаз. Если расположить все эти фазы в порядке возрастания связи между их длительностью и длительностью сердечного цикла, то на основании наших наблюдений можно получить следующий ряд: период изгибания — фаза редуцированного изгибания — механическая систола — общая систола — фаза медленного наполнения.

Специальный интерес представляет количественное описание обнаруживаемых взаимосвязей. Располагая математической записью нормальных взаимосвязей между длительностью какой-либо фазы и величиной сердечного цикла, можно предсказывать продолжительность этой фазы при любой частоте сердечных сокращений.

Полученное нами уравнение регрессии, описывающее взаимосвязь между длительностью сердечного цикла и периодом изгибания для нетренированных людей, имеет следующий вид:

$$E = 0,12I C + 0,152 \quad (I)$$

В группе спортсменов взаимосвязь между длительностями сердечного цикла и периодом изгибания не столь сильна, как у нетренированных людей. У спортсменов с фазовым синдромом гиподинамии миокарда при увеличенной длительности сердечного цикла наблюдается значительное укорочение периода изгибания по отношению к его должным величинам. Таким образом, кривая,

характеризующая взаимосвязь между величиной сердечного цикла и длительностью периода изгнания у спортсменов, имеет более медленный подъем и может быть описана уравнением

$$E = 0,098 C + 0,163. \quad (2)$$

Мнения разных авторов относительно влияния частоты сердечных сокращений на длительность фаз, составляющих период изгнания, противоречивы /6, 7, 10/.

Наши исследования показали, что хорошую связь с сердечным ритмом имеет фаза редуцированного изгнания (РИ). При частом сердечном ритме эта фаза короткая, а при редком ритме более длинная. Взаимосвязь между длительностями сердечного цикла и фазы редуцированного изгнания можно описать уравнением:

$$РИ = 0,145 C - 0,021. \quad (3)$$

Индивидуальные значения РИ в группе спортсменов вполне соответствуют должным его величинам, вычисленным по уравнению (3).

Длительность механической систолы левого желудочка (S_m) еще более существенно зависит от сердечного ритма, чем период изгнания крови из него ($r = 0,82$). Взаимосвязь между C и S_m в группе спортсменов несколько слабее ($r = 0,74$), индивидуальные значения S_m у спортсменов довольно хорошо совпадают с должными, вычисленными по уравнению

$$S_m = 0,124 C + 0,181. \quad (4)$$

Еще теснее между собой связаны длительность общей систолы (S_o) и сердечного цикла. По мнению В.Л. Карпмана /3/, связь этих величин носит практически линейный характер. По нашим данным она может быть описана следующим уравнением:

$$S_o = 0,128 C + 0,231. \quad (5)$$

Приведенное уравнение пригодно как для нетренированных лиц, так и для спортсменов.

Фаза медленного наполнения (МН) больше других фаз зависит от сердечного ритма. Длительность фазы МН колеблется в значительных пределах и ее главным образом определяется длительность диастолы. Зависимость между величиной сердечного цикла и длительностью фазы медленного наполнения можно выразить в виде уравнения:

$$МН = 0,84 C - 0,53. \quad (6)$$

Фаза медленного наполнения является наиболее непостоянной фазой сердечного цикла, она выявляется лишь при нормальном сердечном ритме или при брадикардии. При частом сердечном ритме фаза медленного наполнения отсутствует.

Вторым важным фактором, определяющим нормальную длительность фаз сердечного цикла, является ударный объем крови (УО). Для выброса большого объема крови желудочком при прочих равных условиях приходится затрачивать больше времени, это отражается на длительности периода изгнания — он увеличивается. Такого рода взаимосвязь подтверждена многими авторами /9, 12, 15/. В наших исследованиях связь между периодом изгнания и систолическим выбросом крови носит параболический характер (рис. 1), демонстрируя увеличение длительности всего периода изгнания при росте систолического выброса от 50 до 80 мл у нетренированных людей и 60–90 мл у спортсменов. У спортсменов с большим ударным объемом растет длительность периода изгнания с увеличением ударного выброса замедляется. В группе нетренированных людей тоже видна горизонтальная ветвь кривой, однако она выражена меньше.

Увеличение ударного выброса у спортсменов в покое достигается не только за счет увеличения времени изгнания, но происходит и в результате более эффективного сердечного сокращения — путем увеличения скорости опорожнения желудочков, особенно в начальной части периода изгнания.

Разные фазы изгнания по-разному изменяются при увеличении ударного выброса. Так, протосфигмический интервал имеет обратную зависимость от величины ударного выброса ($r = -0,68$), то есть увеличение объема выбрасываемой крови приводит к укорочению этого интервала. Длительность второй части периода изгнания, фазы максимального изгнания, имеет слабую обратную зависимость от ударного выброса ($r = -0,22$). Длительность фазы редуцированного изгнания, напротив, сильно связана с величиной систолического выброса ($r = 0,64$). Скорость циркулярного укорочения миокарда в фазе редуцированного изгнания мало изменяется при увеличении ударного выброса. Таким образом, увеличение объема крови, выбрасываемого в фазе редуцированного изгнания, достигается главным образом за счет удлинения этой фазы.

Величина систолического выброса связана определенным образом и с фазами диастолы. Так, величина этого показателя коррелирует с длительностью фазы изоволюмического расслабления, быстрого и медленного наполнения. Однако эти взаимо-

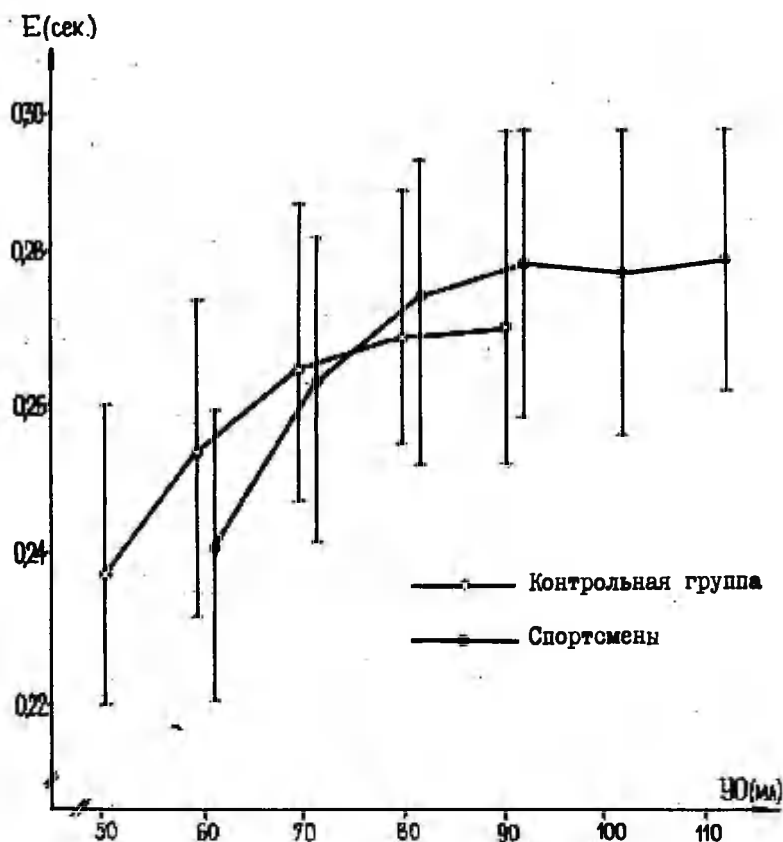


Рис. I. Взаимосоотношение между длительностью периода изгибания (E) и величиной ударного объема крови (УО) у спортсменов и в контрольной группе.

связи, установленные на основании корреляционного анализа, имеют опосредованный характер. С физиологической точки зрения основная роль здесь принадлежит венозному возврату, величина которого влияет как на длительность диастолических фаз, так и на величину ударного объема.

Факторный анализ выявил и третий фактор, определяющий длительность фаз сердечного цикла. Это гипертрофия стенок левого желудочка. Толщина стенок влияет на длительность фаз асинхронного сокращения, изоволюмического расслабления и

быстрого наполнения и в некоторой мере на фазы систолы предсердия.

При увеличении толщины стенок левого желудочка фаза асинхронного сокращения удлиняется. Длительность асинхронного сокращения особенно тесно связана с величиной мышечной массы миокарда левого желудочка. Охват всех мышечных волокон левого желудочка сократительным процессом при гипертрофированном миокарде занимает более длительное время.

При гипертрофии миокарда отмечается и более длительная фаза изоволюмического расслабления: по-видимому, более толстые стенки желудочка требуют и более длительного ее расслабления. Удлинение изоволюмического расслабления наблюдается и у больных с гипертрофией сердечной мышцы /8, II/.

Отмеченное удлинение фазы быстрого наполнения у спортсменов с гипертрофией миокарда продолжает оставаться не вполне ясным. Работами /2, 4/ было показано, что при систематической физической тренировке релаксационные способности миокарда увеличиваются и благодаря этому растет время, затрачиваемое на быстрое наполнение. Однако этот факт не может быть распространен на гипертрофированное "спортивное сердце", полости желудочков которого одновременно не подвергнуты дилатации. У этих спортсменов релаксационные способности миокарда понижены.

Удлинение периода напряжения предсердия связано с развитием гипертрофии миокарда левого желудочка, податливость (compliance) стенок которого уменьшается и растет конечно-диастолическое давление в полости желудочка. Левое предсердие, работая против относительно высокого сопротивления изгнанию, дилатируется, а затем, по-видимому, гипертрофируется. Вместе с тем сам факт увеличения размеров предсердия говорит об удлинении мышечных волокон и тем самым об увеличении мышечной массы предсердия. Можно предположить, что в основе удлинения фазы напряжения левого предсердия лежит замедление охвата сократительным процессом гипертрофированного миокарда предсердия.

Наряду с вышерассмотренными физиологическими факторами, оказывающими определенное влияние на длительность фаз сердечного цикла, рассмотрим и взаимосвязь фазовой структуры сердечной деятельности с некоторыми характеристиками, определяемыми непосредственно спортивной деятельностью наших исследованных. В качестве такой характеристики была выбрана общая физическая работоспособность. Используя этот показа-

тель, мы отдавали себе отчет о том, что влияние ее на фазовую структуру было опосредованным. В действительности индивидуальные особенности общей физической работоспособности сопровождаются комплексными изменениями, такими, как частота сердечных сокращений, сердечный выброс, гипертрофия миокарда и т.д.

На рисунке 2 показана зависимость индивидуальной длительности изоволюмического сокращения (ИС) от уровня индивидуальной работоспособности. Как следует из этого рисунка, длительность ИС замедляется по мере роста общей физической работоспособности. Как известно, общая физическая работоспособность достигает наибольших величин у лиц, тренирующихся на выносливость. А ведь именно у этих спортсменов длительность изоволюмического сокращения оказывается наибольшей.

Зависимость длительности периода изгнания (Е) от показателей работоспособности (рис. 3) носит своеобразный характер. Индивидуальные значения Е вначале с ростом работоспособности увеличиваются, так как увеличиваются и длительность сердечного цикла и сердечный выброс, т.е. главные факторы, определяющие длительность периода изгнания. При общей работоспособности около 1600-1700 Кгм/мин длительность стабилизируется, хотя длительность сердечного цикла продолжает увеличиваться.

Изменение длительности фаз внутри изгнания происходит следующим образом: с ростом физической работоспособности длительность максимального изгнания несколько уменьшается, а длительность редуцированного изгнания компенсаторно увеличивается. Как видим (рис. 3), при достижении высокой работоспособности длительность как максимального, так и редуцированного изгнания стабилизируется на определенном уровне. По-видимому, такое соотношение фаз максимального и редуцированного изгнания, а также относительное укорочение длительности всего периода изгнания при высоких значениях общей физической работоспособности являются оптимальными для выброса большого объема крови.

Из приведенных данных явствует, что с увеличением общей физической работоспособности, а, следовательно, и производительности сердечно-сосудистой системы происходят определенные сдвиги в структуре сердечного цикла. Эти сдвиги характерны для регулируемого фазового синдрома гиподинамики миокарда, являющегося показателем высокой экономности работы сердца.

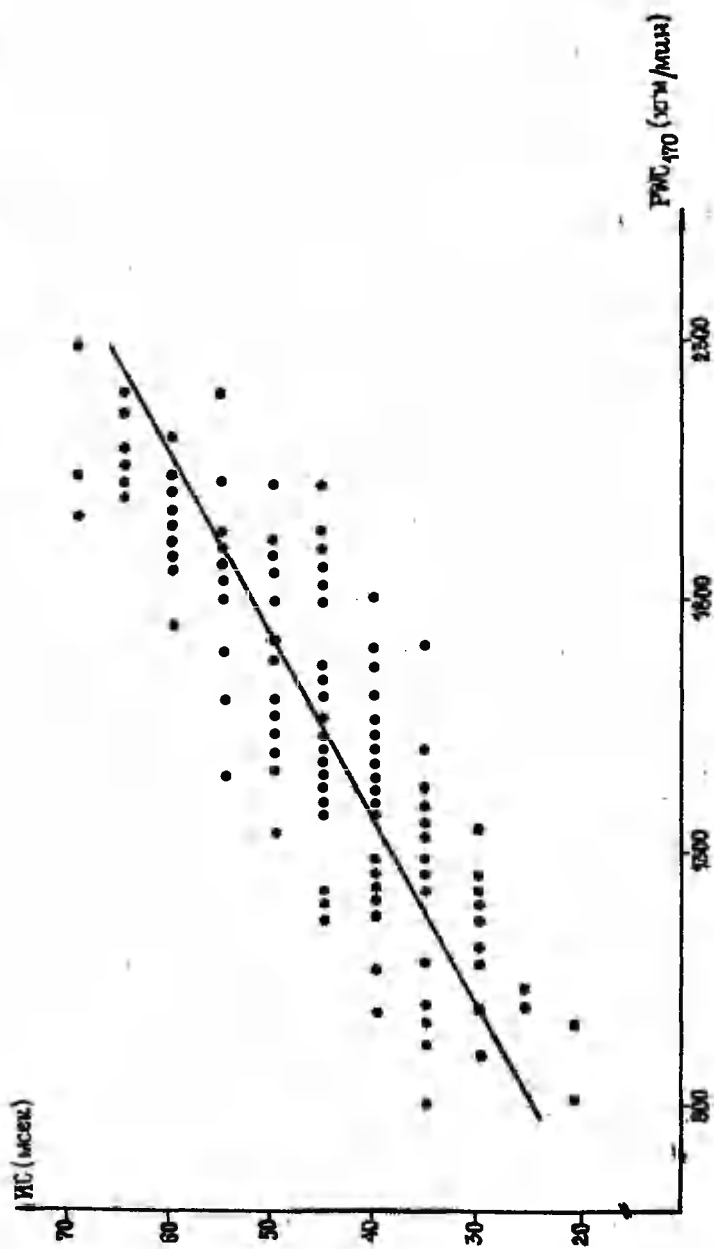


Рис. 2. Взаимосвязь между длительностью индивидуального сокращения и величиной фактической работоспособности по тесту RSC170.

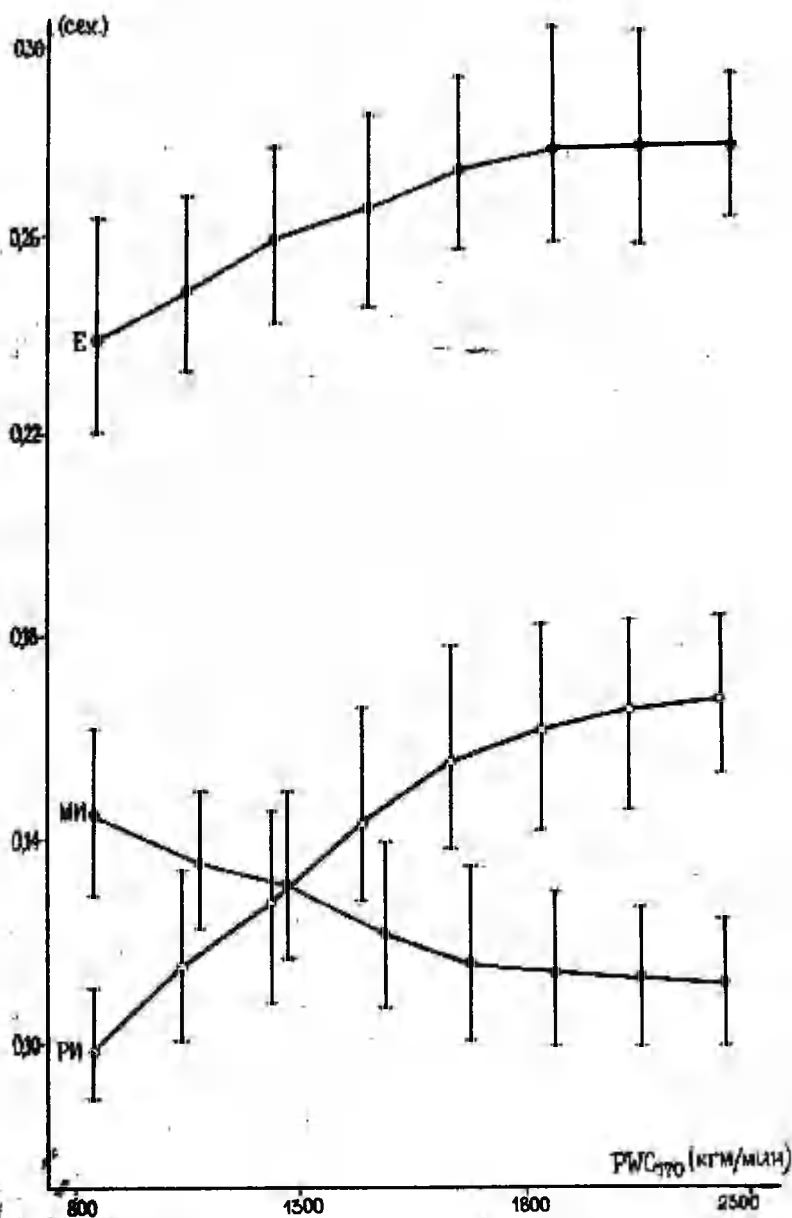


Рис. 3. Взаимоотношение длительности периода изгнания (Е), фаз максимального (МИ) и редуцированного изгнания (РИ) с величиной физической работоспособности.

Таким образом, обнаруживаемые у спортсменов изменения длительности фаз систолы и диастолы левого желудочка и левого предсердия отражают структурно-функциональные изменения сердца, развившиеся под влиянием занятий спортом.

Литература

1. Зарецкий В.В., Бобков В.В., Ольбинская Л.И. Клиническая эхокардиография. - М.: Медицина, 1979. - 247 с.
2. Капелько В.И. Механические свойства гипертрофированной сердечной мышцы // Кардиология. - 1971. - № II. - С. 89-96.
3. Карман В.Л. Фазовый анализ сердечной деятельности. - М.: Медицина, 1965. - 275 с.
4. Меерсон Ф.З., Капелько В.И. Сокращение и расслабление сердечной мышцы при адаптации к физическим нагрузкам // Физиол. ж. СССР. - 1979. - № 5. - С. 793-795.
5. Мухарямов Н.М., Бележков В.Н. Ультразвуковая диагностика в кардиологии. - М.: Медицина, 1981. - 158 с.
6. Рогова Р.Д., Сокива В.А. Реокардиографические исследования у здоровых людей // Здравоохр. Белоруссии. - 1966. - № 5. - С. 14-17.
7. Смоленский Г.А., Ковалева А.С. Длительность и структура цикла сердечного сокращения // Физиол. ж. СССР. - 1966. - № 12. - С. 1471-1475.
8. Шхвацабая И.К., Дренев А.П., Толстов А.Н. Фазовая структура сердечного цикла у больных гипертонической болезнью по данным эхокардиографии // Кардиология. - 1981. - № 5. - С. 55-60.
9. Braunwald E., Sarnoff S.I., Stainaby W.N. Determinants of duration and mean rate of left ventricular ejection // Circul. Res. - 1958. - Vol. 6. - P. 319-325.
10. Broustet P., Bricaud A., Cottin D. Morphologie du ventriculogramme et valvular fonctionelle du myocarde. - Actual. Cardiol. - 1961. - Vol. 10. - P. 181-191.
11. D'Angelo R., Shan N., Rubler S. Diastolic time intervals in ischemic and hypertensive heart disease // Chest. - 1975. - Vol. 68. - P. 65-61.

12. Shuknya H., Masuda Y. Problems in the noninvasive evaluation of cardiac function by mechanocardiography // J. Cardiography. - 1980. - Vol. 10. - P. 717-729.
13. Teichholz L., Kreulen T., Herman M. Problems in echocardiographic volume determinations: Echocardiographic-angiographic correlations in presence or absence of asynergy // Amer. J. Cardiol - 1976. - Vol. 37. - P. 7-11.
14. Weissler A., Garrard O. Systolic time intervals in cardiac disease // Diseases. - 1971. - Vol. 11, N 1. - P. 1-5; N 2. - P. 6-10.
15. Weissler A., Harris W., Schvenfeld O. Bedside techniques to evaluation of ventricular function in man // Amer. J. Cardiol. - 1965. - Vol. 23. - P. 577-583.

ЦЕНТРАЛЬНАЯ ГЕМОДИНАМИКА У СПОРТСМЕНОВ ВО ВРЕМЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗОК

Н. Э. Олмаз

Кафедра спортивной медицины и лечебной физкультуры ТГУ

В последние годы повышенное внимание привлекает к себе изучение центральной гемодинамики с применением неинвазивных методов исследования непосредственно во время выполнения физической нагрузки. Такие исследования необходимы для оценки функциональных возможностей спортсмена, так как анализ изменений основных показателей гемодинамики позволяет правильно установить величину оптимальных и предельных тренировочных и соревновательных нагрузок и разработать режим отдыха.

Задачей данной работы являлось изучение динамики некоторых показателей центральной гемодинамики непосредственно во время выполнения велотермометрических нагрузок у спортсменов, тренировочный процесс которых направлен на развитие выносливости. При этом более пристально изучался вопрос о взаимосвязях между этими показателями на разных ступенях выполняемых нагрузок. Так же была поставлена цель: выявить индивидуальные вариации в механизмах обеспечения кровоснабжения в зоне умеренных и максимальных сдвигов кислородного режима организма.

I. Материал и методика

Обследовано 30 спортсменов в возрасте от 18 до 26 лет ($x = 20,6 \pm 0,3$)*, занимающихся греблей, лыжными гонками, плаванием, ориентированием и современным пятиборьем. По спортивной квалификации было 7 спортсменов I разряда, 12 кандидатов в мастера спорта и II мастеров спорта. Спортсменов обследовали в середине подготовительного периода.

Использована двухступенчатая модель нагрузки на велотермометре "Эрготат - 4". Мощность первой ступени составляла 150 Вт, мощность второй ступени - 300 Вт, длительность каждой ступени - 3 минуты, скорость педалирования - 70 об/мин.

* Здесь и далее даны значения $\bar{x} \pm m$.

Между нагрузками выдерживалась 1-минутная пауза в работе. После выполнения второй нагрузки выполнялся спурт, педалирование в максимальном темпе, в течение одной минуты при начальной мощности 250 Вт. Длительность изучаемого восстановительного периода была 3 минуты. В сокращенном виде формула тестирования выглядит следующим образом /6/: $BI - SW - [3(70)150] + [0(0)150] \times 2 + [1(m.s.x)250] - I1 - R3$. Для регистрации показателей центральной гемодинамики использовали тетраполярную грудную реографию по методу W.G. Kubicek, модифицированную Д.Г. Пушкарем и соавт. /8/. Регистрация исследуемых кривых проводилась на электрокардиографе ЭКГ-01, где синхронно регистрировались ЭКГ, ФКГ, РКГ и дифференциальная РКГ.

Запись проводилась у спортсменов до нагрузки, в первые 10 сек после выполнения нагрузок и спурта, а также на 3-ей минуте восстановительного периода в сидячем положении исследуемого. РКГ и дифференциальная РКГ регистрировались с помощью аппарата РПГ2-02, ЭКГ записывали по методике Л.А. Бутченко /1/, для записи ФКГ использовали фоноприставку типа 056. Регистрация проводилась при задержке дыхания спортсменом после умеренного выдоха. Артериальное давление измеряли по методике Короткова в эти же периоды. Показатели газообмена регистрировались непрерывно аппаратом "Спиролит". Частоту сердечных сокращений рассчитывали по величине интервала R-R на ЭКГ.

Для изучения центральной гемодинамики использовали следующие общепринятые показатели: систолическое артериальное давление (САД), диастолическое артериальное давление (ДАД), ударный объем крови (УОК), ударный индекс (УИ), минутный объем крови (МОК), сердечный индекс (СИ), общее периферическое сопротивление (ОПС). Для точного выяснения некоторых аспектов сердечной деятельности изучали дополнительные показатели: расход энергии на передвижение крови (РЭ), отражающий экономичность работы сердца; реографический систолический индекс (РСИ), характеризующий силу сердечных сокращений; индекс напряжения миокарда (ИНМ), способный определить длительность подготовки к процессу изгнания; а также реографический диастолический индекс (РДИ), демонстрирующий состояние оттока крови из артерий в вены и тонус венозных сосудов /7/.

2. Результаты и обсуждение

При мышечной работе кровообращение должно обеспечивать адекватную доставку кислорода к работающим мышцам, а также гарантировать теплоотдачу путем усиления кожного кровотока. Исходя из этого при мышечной работе в системе кровообращения происходят регуляторные изменения: гомеостатическое регулирование вегетативной системой меняется на гетеростатическое регулирование /4/, увеличивается ударный объем крови, повышается тонус крупных артерий, увеличивается инотропизм сердца, уменьшается периферическое сосудистое сопротивление, происходят изменения гемоконцентрации и эффективности кровотока. Можно предположить, что только наличие оптимальных взаимоотношений между этими механизмами может обеспечить адекватность кровообращения при выполнении физической нагрузки. В нашей работе проведен анализ некоторых аспектов процесса регуляции кровообращения в условиях нагрузки. Абсолютные значения изучаемых показателей на разных этапах тестирования представлены в таблице I.

В условиях мышечного покоя у обследованных спортсменов средняя величина ударного объема крови составила $86,5 \pm 4,2$ мл, минутного объема крови - $5,71 \pm 0,26$ л, сердечного индекса - $2,76 \pm 0,15$ л/м² при значительном диапазоне колебаний индивидуальных значений: 42 - 128 мл, 2,7 - 7,7 л, 1,2 - 4,3 л/м² соответственно.

Общее периферическое сопротивление по средним данным было 1302 ± 92 дин·см⁻⁵·с. Аналогичные данные по вышеуказанным и дополнительным показателям (табл. I) отмечены также другими авторами /4, 7/. У обследованного контингента отмечен более высокий уровень потребления кислорода в покое (577 ± 32 мл/мин), чем у здоровых нетренированных людей. По нашим данным корреляционный анализ величины УОК до нагрузки не выявил достоверной корреляционной зависимости с ростом, массой тела и потреблением кислорода. Следует иметь в виду, что данная группа по антропометрическим данным весьма однородна, коэффициент вариаций роста - 3,5%, массы тела - 12,4%.

Во время велоэргометрического теста систолическое артериальное давление повысилось с уровня 121,5 в покое до 202,0 мм рт.ст. (167%) сразу после спурта. Диастолическое артериальное давление изменилось соответственно с 72,8 до 57,4 мм

Дополнительные нагрузки по величине на разных этапах проектирования,
для варианта Б ± n, в области Б от исходного уровня

	Величина нагрузки					
	До нагрузки	После первой нагрузки	После второй нагрузки	После третьей нагрузки	После четвертой нагрузки	Всего за период 3 мес.
	1	2	3	4	5	6
САД (мм рт. ст.)	121,5±2,6	165,5±4,4 (136)	195,0±3,6 (161)	202,0±3,7 (167)	153,8±4,0 (127)	
ДАД (мм рт. ст.)	72,8±2,4	70,1±3,1 (86)	63,5±3,8 (87)	57,4±2,9 (79)	61,7±2,7 (86)	
ЧСС (уд./мин.)	67,5±2,5	112,0±3,2 (166)	157,4±3,0 (233)	175,8±2,0 (260)	107,8±2,9 (160)	
УОК (мл)	86,5±4,2	96,4±3,9 (114)	96,2±4,7 (111)	104,9±5,3 (121)	107,7±5,0 (125)	
УИ (мл · м ⁻²)	42,1±2,2	47,8±2,1 (113)	46,5±2,3 (110)	50,7±2,3 (120)	52,1±2,4 (124)	
МПК (л)	5,71±0,26	10,90±0,44 (191)	15,27±0,89 (267)	19,40±0,92 (322)	11,7±0,69 (206)	
СИ (л · м ⁻²)	2,76±0,15	5,31±0,24 (192)	7,40±0,41 (268)	8,90±0,41 (322)	5,67±0,31 (205)	

Прогнозные табл. I

	1	2	3	4	5	6
РЭ ($\text{Вт} \cdot \text{А}^{-1}$)		11,8±0,3	13,3±0,4 (113)	14,0±0,5 (113)	13,7±0,5 (116)	12,4±0,3 (106)
ОПЕ ($\text{мкс} \cdot \text{с} / \text{см}^5$)		1302±92	784±44 (80)	528±50 (48)	494±41 (38)	918±61 (55)
РСМ		1,70±0,09	1,87±0,10 (98)	1,61±0,09 (96)	1,75±0,09 (103)	1,85±0,11 (109)
РДМ (%)		59,7±2,8	54,0±2,5 (90)	60,1±3,4 (101)	61,9±3,5 (104)	52,7±2,9 (88)
ЭП ($\text{мкс} / \text{мин}$)		377±32	2414±51 (418)	3539±73 (618)	4026±81 (669)	-
ЭПМК ($\text{мкс} / \text{мин} \cdot \text{кВт}$)		7,0±0,5	29,3±1,0 (418)	43,2±1,2 (617)	49,0±1,3 (700)	-

ЭП

и составило 79% от исходного уровня. По данным корреляционного анализа САД до нагрузки имеет отрицательную корреляционную связь с величиной УОК на первой ступени нагрузки ($r = -0,47$) и с величиной УОК второй ступени нагрузки ($r = -0,42$). Таким образом лица, имеющие в состоянии мышечного покоя более высокие значения САД, имеют во время физической нагрузки более низкие величины УОК. САД до нагрузки имеет положительную корреляционную связь с величинами РЭ до нагрузки ($r = 0,91$), после первой ступени нагрузки ($r = 0,57$), после второй ступени нагрузки ($r = 0,55$) и в восстановительном периоде ($r = 0,5$). Это показывает, что у спортсменов, имеющих в состоянии покоя более высокие значения САД, расход энергии в состоянии покоя, во время выполнения физических нагрузок и в восстановительном периоде относительно более высокий.

Частота сердечных сокращений в процессе тестирования значительно повысилась, достигая после спурта по средним данным 175,8 уд/мин, что составляет 260% от исходного. Ударный индекс во время работы имел тенденцию к повышению до 120% после выполнения спурта. Изменения сердечного индекса значительно более выражены, достигая 322% от исходного, что обусловлено значительным повышением ЧСС после спурта. Средняя величина ударного объема крови сразу после спурта составляла 104,9±5,3 мл, при диапазоне колебаний индивидуальных значений от 65,6 до 176,4 мл. Средняя величина минутного объема крови сразу после спурта составляла 18,4±0,9 л/мин при диапазоне колебаний индивидуальных значений от 11,5 л/мин до 31,1 л/мин. Столь значительные индивидуальные колебания показателей обусловлены различными механизмами адаптации к нагрузке. При изучении неоднородности гемодинамического ответа на физическую нагрузку выявлено 3 типа реакции центральной гемодинамики /5/: гипер-, нормо- и гипокINETические (рис. 1). Среди обследованных спортсменов вышеуказанные типы реакции выявлены соответственно у 9, 10 и 11 спортсменов.

Первый тип реакции характеризуется постоянным увеличением ударного объема крови по мере повышения мощности физической нагрузки.

Если средняя величина УОК до нагрузки составляла 84,7 мл, то наиболее высокие значения УОК и МОК определялись при выполнении максимальной мышечной работы, средние величины 134,8 мл и 23,5 л/мин сразу после спурта.

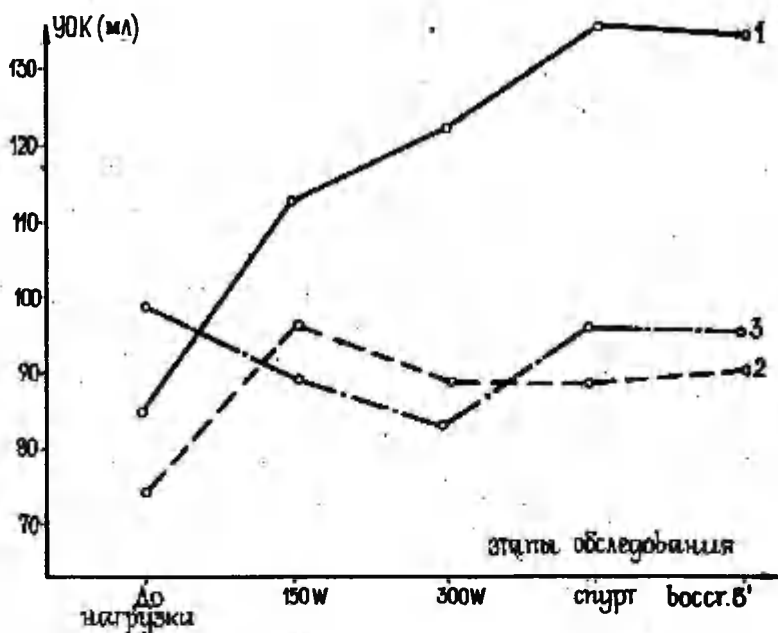


Рис. 1. Типы реакции на физическую нагрузку у спортсменов по динамике величины ударного объема крови: 1 - гиперкинетический, 2 - нормокинетический и 3 - гипокинетический.

Второй тип реакции характеризуется тем, что средняя величина УОК в покое ниже (73,8 мл), чем у спортсменов с первым типом реакции. Во время выполнения первой ступени нагрузки УОК увеличивается до 96,7 мл по средней величине, однако при дальнейшем повышении мощности физической нагрузки величина УОК практически не меняется (89,1 мл и 89,2 мл соответственно сразу после второй ступени нагрузки и спурта).

Для спортсменов с третьим типом реакции характерно, что начальная величина УОК равняется 99,6 мл, то есть выше, чем у спортсменов с предыдущими типами реакции. Во время работы УОК начинает снижаться по сравнению с исходным и достигает 83,8 мл по средней величине сразу после второй ступени нагрузки. Однако сразу после спурта величина УОК увеличивается до 96,1 мл, приближаясь к исходной величине.

При гиперкинетическом типе реакции величина МОК сразу после спурта растет в значительной степени за счет повышения УОК. При нормо- и гипокинетическом типе реакции большую роль играет повышение ЧСС (рис. 2).

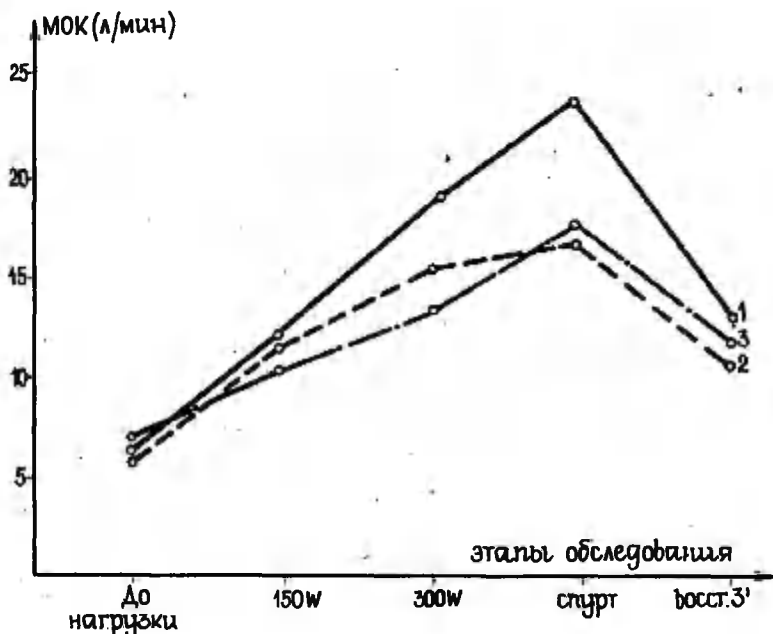


Рис. 2. Типы реакции на физическую нагрузку у спортсменов по динамике величины минутного объема крови: 1 - гиперкинетический, 2 - нормокинетический и 3 - гипокинетический.

Средняя величина общего периферического сопротивления сразу после спурта составляла 494 ± 41 дин·см⁻⁵·сек, при диапазоне индивидуальных колебаний от 241 до 1300 дин·см⁻⁵·сек. Для ОПС характерно постоянное снижение его по мере повышения мощности физической нагрузки. По данным корреляционного анализа величина ОПС до нагрузки имеет отрицательную корреляционную связь с величиной СИ в покое ($r = -0,68$), сразу после первой ступени нагрузки ($r = -0,49$), сразу после спурта

($r = -0,53$) и в восстановительном периоде ($r = -0,47$). Это показывает, что у спортсменов, имеющих более низкие значения ОПС в состоянии мышечного покоя, сердечный индекс до нагрузки, сразу после первой ступени нагрузки и спурта, а также в восстановительном периоде относительно более высок.

Средняя величина максимального потребления кислорода во время спурта составила $4025,7 \pm 60,5$ мл/мин, при диапазоне индивидуальных колебаний от $3272,0$ до $4586,0$ мл/мин. Средняя величина относительного МПК во время спурта составляла $49,0 \pm 1,3$ мл/мин/кг, при диапазоне индивидуальных колебаний от $39,0$ до $64,6$ мл/мин/кг. По оценочным таблицам МПК [9] эти показатели достаточно высокие для спортсменов данного уровня спортивного мастерства в рассматриваемых видах спорта. По данным корреляционного анализа УОК и МОК сразу после спурта не имеют достоверных связей с ЧСС и МПК. Следует подчеркнуть, что данная группа спортсменов по величине МПК довольно однородна, коэффициент вариаций МПК - $8,2\%$, по величине ЧСС сразу после спурта коэффициент вариаций $6,0\%$.

Среди показателей, характеризующих сердечное сокращение, больше других изменяется показатель расхода энергии на передвижение I л крови, который сразу после второй ступени нагрузки составляет 119% от начального. Показатели РСИ и РДИ имеют тенденцию к увеличению по мере повышения мощности физической нагрузки. Однако средние показатели мало характеризуют работу сердца у отдельных лиц, так как у спортсменов гемодинамическая адаптация на нагрузку происходит по трем разным типам.

В заключение необходимо подчеркнуть, что реакция систем кровообращения и дыхания непосредственно связана с мощностью выполняемой мышечной работы. С повышением мощности физической нагрузки до определенного предела линейно увеличивается частота сердечных сокращений и минутный объем крови. Это связано с увеличением потребности организма в кислороде при физической нагрузке. Организм обеспечивает повышенное потребление разными видами гемодинамического ответа. Для спортсменов, которые развивают преимущественно качество выносливости, характерна физиологическая дилатация сердца с большим резервным объемом крови, и у этих спортсменов сердечный выброс больше во время напряженной мышечной деятельности.

По нашим данным усиление сердечного сокращения происходит только у $1/3$ спортсменов (гиперкинетический тип) при вы-

раженной тахикардии, вызванной мышечной работой (после второй ступени нагрузки и спурта, где ЧСС 156 и 176 уд/мин).

Еще у 1/3 спортсменов (нормокинетический тип реакции) максимизация ударного объема крови происходила при ЧСС 114 уд/мин. Адаптации к работе, увеличение МОК, осуществлялась за счет значительного увеличения ЧСС, без дальнейшего увеличения УОК. Возможно, по разным причинам не хватает условий для интенсификации венооттока.

У 1/3 спортсменов максимизация МОК во время работы на велоэргометре носила комбинированный характер. При сниженной (УОК на первой и второй ступени работы МОК увеличивался только за счет ЧСС. Во время же спурта отмечено увеличение УОК при дальнейшем повышении ЧСС. Очевидно, что такая динамика обусловлена как регуляторными воздействиями, так и местными условиями обмена.

По данным одних авторов максимизация ударного объема крови происходит при ЧСС, равной 120-130 уд/мин /2,3/, а по данным других - уже при ЧСС - 110 уд/мин /10/. Такие различия, по-видимому, обусловлены тем, что в исследованиях этих авторов не учитывался тип реакции центральной гемодинамики.

По данным корреляционного анализа основные показатели, характеризующие центральную гемодинамику на разных этапах исследования, имели большое количество достоверных корреляционных связей между собой. Однако дополнительные показатели имели только некоторые достоверные корреляционные связи с основными показателями гемодинамики. Отсюда следует, что в дальнейшем надо глубже изучить дополнительные показатели по отношению к трем разным типам гемодинамического ответа. Таким образом, при адаптации организма к физической нагрузке у спортсменов выявлены три типа реакции центральной гемодинамики, которые обеспечивают удовлетворение возросших потребностей и которые необходимо использовать для индивидуальной оценки.

Литература

1. Бутченко Л.А. Электрокардиография в спортивной медицине. - Л.: Медгиз, 1963. - 204 с.
2. Карпман В.Л., Лубина В.Г., Синяков А.Ф. Кровообращение при управляемой тахикардии // Физиол. ж. СССР. - 1973. - Т. 59, № 2. - С. 292-298.

3. Карман В.И., Лыбина Б.Г., Меркулова Р.А. Гемодинамика при различных режимах мощности физической нагрузки // Кардиология. - 1973. - № 12. - С. 83-85.
4. Карман В.И., Лыбина Б.Г. Динамика кровообращения у спортсменов. - М.: Внacuкyльтуpa и спорт, 1982. - 134 с.
5. Кару К.Г. Комплексная оценка приспособимости сердечно-сосудистой системы к физической нагрузке у больных инфарктом миокарда методами тетраполярной грудной реографии: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. - Киев, 1985. - 24 с.
6. Кару Т.Э., Мауроc Я.А. Система сокращений обозначений лабораторных физических нагрузок // Спортивная медицина. - Тарту 1976. - Т. I. - С. 40-46. - (Уч. зан. / Тарт. ун-т; Вып. 394).
7. Методические рекомендации по определению основных параметров гемодинамики и тонуса сосудов методом тетраполярной импедансовой реоплетнмографии. - Киев: Наук. думка, 1980. - 18 с.
8. Пушкарь В.Т., Большов В.М., Елизарова Н.А. и др. Определение сердечного выброса методом тетраполярной грудной реографии и его методические возможности // Кардиология. - 1977. - № 7. - С. 85-90.
9. Пирнат Я.П. Возрастно-половые стандарты (10-45 лет) аэробной способности человека: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. - М., 1983. - 22 с.
10. Åatrend P.-O., Rodahl K. Textbook of work physiology. - New-York-London: McGraw-Hill Book Co., 1970. - 731 p.

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА СОКРАТИТЕЛЬНОЙ СПОСОБНОСТИ МИОКАРДА У СПОРТСМЕНОВ

А. П. Ландырь

Кафедра спортивной медицины и лечебной физкультуры ТГУ

Оценка сократительной способности миокарда играет важную роль в результатах комплексного обследования функционального состояния организма спортсменов. Однако оценка сократительной способности миокарда, даваемая большинством авторов [2, 3, 5, 8], носит качественный характер и заключается в выявлении фазовых синдромов, при этом наличие переходных и неопределенных форм фазовых синдромов миокарда затрудняет их анализ и оценку. Предложенная В. И. Левичевым, В. С. Павловым [7] количественная система оценки показателей хронокардиографии у спортсменов страдает определенными недостатками: оцениваются изменения сдвигов показателей хронокардиографии только в одну сторону от принятых граничных значений, суммарная оценка не дает точной градации изменений функционального состояния миокарда.

В данной работе представлены результаты проведенной нами разработки и апробации системы количественной оценки сократительной способности миокарда у спортсменов в состоянии мышечного покоя.

1. Методика

Сократительную способность миокарда оценивали у 368 спортсменов (249 мужчин и 139 женщин), представителей циклических видов спорта, тренировочный процесс которых направлен в основном на развитие выносливости. Спортивная квалификация обследованного контингента высокая: 13 мастеров спорта международного класса, 88 мастеров спорта, 156 кандидатов в мастера спорта, 131 спортсмен I разряда. Спортивный стаж спортсменов колебался от 2 до 17 лет, тренировочная нагрузка - от 18 до 40 часов в неделю. Поликардиограмма (синхронная запись ЭКГ, ФКГ и СФГ) регистрировалась у спортсменов в состоянии мышечного покоя на аппарате "Биокомб-5". Расчет фа-

зовых показателей проводился по методике Blumberger в модификации В.Л. Карпмана /5/. Полученные данные обработаны методами математической статистики на ЭВМ СМ-1.

2. Результаты и обсуждение

При разработке системы количественной оценки сократительной способности миокарда проведен анализ информативности для отбора показателей, наиболее полно отражающих процесс сокращения левого желудочка сердца. При этом учитывали физиологическое содержание показателя и результаты корреляционного анализа: величину коэффициента корреляции, сумму абсолютных значений коэффициента корреляции конкретного показателя, расположение показателя на схеме "Путь максимальной корреляции" /4/. Это позволило из 25 рассчитанных показателей отобрать восемь наиболее информативных, которые представлены в таблице 1.

Для отобранных показателей с помощью регрессионного анализа было установлено направление динамики изменений при улучшении или ухудшении сократительной способности миокарда. Полученные нами данные дополнили результатами авторов /1, 2, 3/, изучавших динамику хронокардиометрических показателей в различные периоды тренировочного процесса. Это позволило перейти к разработке системы количественной оценки сократительной способности миокарда.

Обычно при разработке нормативов используются средняя арифметическая и среднее квадратичное отклонение. Однако при асимметрии распределения значений показателей эти критерии использоваться не могут, поэтому мы обратились к методике реляционных /6/.

С помощью методики реляционных проведено шкалирование абсолютных значений отобранных наиболее информативных показателей, а для периода изгнания - шкалирование величины и направления отклонения фактического значения от должного (для спортсменов $E_d = 0,266 \cdot C^{0,26}$, для спортсменок $E_d = 0,270 \cdot C^{0,30}$). Шкалирование велось в системе "лучше-хуже", реляционные интервалы оценивались от 6 (наилучшие значения) до 1 балла (наихудшие значения). Оценочная таблица показателей хронокардиометрии у спортсменов в состоянии мышечного покоя представлена в таблице 2.

Полученные оценки показателей суммируются и по шкале суммарных оценок показателей хронокардиометрии (табл. 4) выдается общее заключение по сократительной способности миокарда

Таблиця 1

Показатели фазового анализа у обледованих структурних елементах в состоянии
мелкого льда ($M \pm m$)

№	Контингент	а	ЧЭС	ІС	Е	ВСП	СМР	ВММО	ГДІ	$\frac{E}{IC}$	$\frac{ВКН}{IC}$
1.	Львники	69	57,0	0,641	0,272	86,89	0,028	15,36	7,4		1,84
			1,02	0,002	0,003	0,566	0,003	0,258	0,456		0,135
2.	Пловці	62	62,1	0,037	0,263	87,91	0,03	16,31	8,56		2,07
			1,23	0,002	0,003	0,595	0,002	0,242	0,675		0,191
3.	Велогонщики	36	58,35	0,040	0,270	87,22	0,028	15,61	7,39		1,63
			1,776	0,003	0,003	0,949	0,005	0,4	0,607		0,169
4.	Ориентировщики	23	54,51	0,037	0,279	88,54	0,039	15,13	9,88		2,31
			1,587	0,003	0,004	0,927	0,004	0,366	1,363		0,348
5.	Гребцы (акadem.)	25	61,0	0,044	0,280	86,5	0,002	17,64	6,62		1,66
			3,351	0,004	0,003	1,023	0,001	1,01	0,706		0,296
6.	Гребцы (малоз)	34	56,87	0,039	0,280	87,8	0,04	15,74	8,0		1,73
			2,186	0,003	0,007	1,075	0,008	0,485	1,083		0,267
7.	Львники (м.)	56	57,55	0,040	0,278	86,97	0,022	15,9	7,91		2,06
			1,366	0,002	0,003	0,617	0,003	0,315	0,674		0,186
8.	Пловцы (м.)	83	67,83	0,036	0,268	88,19	0,015	18,0	9,67		2,32
			1,093	0,002	0,003	0,555	0,002	0,213	0,689		0,197

ОЦЕНОЧНАЯ ТАБЛИЦА ПОКАЗАТЕЛЕЙ ХРОНОКАРДИОМЕТРИИ
У СПОРТСМЕНОВ В СОСТОЯНИИ МЫШЕЧНОГО ПОКОЯ

ЧСС	IC	ЭМР	ВСП	ВИМО	ГАП	ВКН	E	Класс
<48	> 0.062	> 0.07	< 80	< 13	< 4.0	< 0.9	$E < (Eg - 0.03)$	6
48 < ЧСС < 53	0.051 < IC < 0.062	0.055 < ЭМР < 0.066	80 < ВСП < 84	13 < ВИМО < 14.5	4.0 < ГАП < 5.5	0.9 < ВКН < 1.25	$(Eg - 0.03) < E < (Eg - 0.01)$	5
53 < ЧСС < 59	0.04 < IC < 0.051	0.04 < ЭМР < 0.05	84 < ВСП < 88	14.5 < ВИМО < 16	5.5 < ГАП < 7	1.25 < ВКН < 1.6	$(Eg - 0.01) < E < Eg$	4
59 < ЧСС < 68	0.03 < IC < 0.04	0.03 < ЭМР < 0.04	88 < ВСП < 91.5	16 < ВИМО < 17.5	7 < ГАП < 14	1.6 < ВКН < 3.6	$Eg < E < (Eg + 0.01)$	3
68 < ЧСС < 77	0.02 < IC < 0.03	0.02 < ЭМР < 0.03	91.5 < ВСП < 95	17.5 < ВИМО < 19	14 < ГАП < 21	3.6 < ВКН < 5.6	$(Eg + 0.01) < E < (Eg + 0.03)$	2
> 77	< 0.02	< 0.02	> 95	> 19	> 21	> 5.6	$E > (Eg + 0.03)$	1

у спортсменов в состоянии мышечного покоя.

Таблица 3

Должные значения периода изгнания

ЧСС	Е _д		ЧСС	Е _д		ЧСС	Е _д	
	женщ.	мужч.		женщ.	мужч.		женщ.	мужч.
35	0,322	0,306	54	0,284	0,273	73	0,258	0,253
36	0,319	0,304	55	0,281	0,272	74	0,257	0,252
37	0,317	0,302	56	0,280	0,271	75	0,257	0,251
38	0,314	0,300	57	0,278	0,270	76	0,255	0,250
39	0,312	0,298	58	0,277	0,268	77	0,254	0,249
40	0,309	0,296	59	0,275	0,267	78	0,253	0,248
41	0,307	0,294	60	0,274	0,266	79	0,252	0,248
42	0,305	0,292	61	0,273	0,265	80	0,251	0,247
43	0,303	0,290	62	0,271	0,264	81	0,250	0,246
44	0,301	0,288	63	0,270	0,263	82	0,249	0,245
45	0,299	0,287	64	0,269	0,262	83	0,249	0,244
46	0,297	0,286	65	0,267	0,261	84	0,248	0,244
47	0,295	0,283	66	0,266	0,259	85	0,247	0,243
48	0,293	0,282	67	0,265	0,258	86	0,246	0,242
49	0,291	0,280	68	0,264	0,257	87	0,245	0,242
50	0,289	0,279	69	0,263	0,257	88	0,244	0,241
51	0,288	0,277	70	0,262	0,256	89	0,243	0,240
52	0,286	0,276	71	0,261	0,255	90	0,243	0,239
53	0,284	0,275	72	0,259	0,254			

Таблица 4

Шкала суммарных оценок показателей хронокардиографии у спортсменов в состоянии мышечного покоя

Сумма баллов	Сократительная способность миокарда
≥ 35	отличная
$28 \leq B < 35$	хорошая
$21 \leq B < 28$	удовлетворительная
< 21	неудовлетворительная

Представим пример получения количественной оценки показателей фазового анализа с помощью разработанной системы.

Таблица 5

Распределение оценок сократительной способности миокарда в состоянии мышечного покоя у спортсменов по видам спорта.

№ п/п	Контингент	n	Диапазон оценок в баллах	Оценка сократительной способности миокарда			неудовлетво- рительная
				отличная	хорошая	удовлетво- рительная	
1.	Лыжники	69	12-43	17,7	29,5	43,0	9,7
2.	Пловцы	62	13-42	11,4	35,8	33,9	18,9
3.	Велогонщики	36	16-39	15,7	46,9	18,7	15,7
4.	Ориентировщики	23	17-45	13,6	36,4	40,9	9,1
5.	Гребцы (каное)	34	21-40	11,1	46,4	34,6	9,9
6.	Гребцы (академ.)	25	16-43	15,3	44,4	28,2	12,1
7.	Лыжники (ж)	56	14-42	22,4	32,8	31,0	13,8
8.	Пловцы (ж)	63	10-38	9,2	29,1	38,5	29,2
Средние				14,6	36,9	33,6	14,9

Спортсмен П.Р.

Показатель	ЧСС	IC	ЭМР	ВСП	ВИМО	ГДП	ВКН	Е	Е _д
Значение	50	0,065	0,052	80,8	13,5	4,2	1,2	0,273	0,279
Оценка	5	6	4	5	5	5	5	4	($\Delta E = -0,006$)
Сумма баллов 39. Сократительная способность миокарда отличная									

Для ускорения процесса оценки разработанная нами система количественной оценки сократительной способности миокарда у спортсменов автоматизирована, реализуется на ЭВМ СМ-1, что позволяет вести расчет хронокардиометрических показателей, проводить их оценку и выдавать заключение в кратчайшие сроки.

Диапазон оценок в баллах и распределение оценок сократительной способности миокарда в состоянии мышечного покоя у спортсменов обследованных видов спорта представлены в таблице 5.

Широкий диапазон оценок сократительной способности миокарда у спортсменов обусловлен, в первую очередь, функциональным состоянием миокарда, а также различиями в состоянии здоровья, особенностями методики тренировочного процесса, неодинаковым уровнем спортивного мастерства.

3. В ы в о д ы

1. Разработана система количественной оценки сократительной способности миокарда у спортсменов в состоянии мышечного покоя, которую могут использовать врачи функциональной диагностики, врачебно-физкультурных диспансеров и комплексных научных групп.

2. Индивидуальная количественная оценка сократительной способности миокарда у спортсменов дает конкретную оценку функционального состояния миокарда, позволяет вести динамические наблюдения, проводить сравнения сократительной способности миокарда спортсменов разных видов спорта.

3. Результаты количественной оценки сократительной способности миокарда необходимо учитывать при назначении и коррекции тренировочных нагрузок, при решении проблем спортивного отбора и оценке эффективности лечебных и профилактиче-

ских мероприятий, что будет способствовать повышению качества тренировочного процесса.

Литература

1. Аграненко В.С. Место комплекса кардиологических исследований в диагностике функционального состояния высококвалифицированных спортсменов на различных этапах их подготовки к ответственным соревнованиям // Влияние современной системы подготовки спортсменов на состояние здоровья и динамику тренированности. - М., 1977. - С. 82-90.
2. Бутков А.Д. Хронокардиометрия (фазовый анализ сердечного сокращения) // Проблемы спортивной медицины. - М., 1972. - С. 94-109.
3. Ведерников В.В. Особенности кардиодинамики у спортсменов: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. - Л., 1971.
4. Выханду Л.К. Об исследовании многопризнаковых биологических систем // Применение математических методов в биологии. - Л., 1964. - С. 19-22.
5. Карпман В.Л. Фазовый анализ сердечной деятельности. - М., 1965.
6. Кару Т.Э. Теоретические основы применения критерия "лучше-хуже" в функциональной диагностике по системе ССТ // Спортивная медицина. Тарту, 1976. - Т. I. - С. 59-67.
7. Левичев В.И., Павлов В.С. Сократительная способность сердца у спортсменов в состоянии покоя и при дозированной физической нагрузке // Медицинские проблемы спорта. - М., 1979. - С. 22-27.
8. Стогова Л.И., Калугина Г.Е., Аграненко В.С., Степанова Е.С., Гончарова Г.А., Кузьмина В.Н. Варианты фазовых синдромов хронокардиограммы у спортсменов высокой квалификации // Влияние современной системы подготовки спортсменов на состояние здоровья и динамику тренированности. - М., 1977. - С. 70-76.

РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ СЕРДЦА ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Е.В. Мосткова

Институт сердечно-сосудистой хирургии
им. А.Н. Бакулева АМН СССР, Москва

Применение математического моделирования в медицине позволяет проводить исследования, которые были недоступны в эксперименте и при изучении состояния больных, космонавтов, спортсменов. Не вызывает сомнения, что исследования влияния нагрузки на сердечно-сосудистую систему спортсмена, анализ гемодинамики при той или иной патологии требует применения модели пульсирующего сердца. Такая модель должна отражать важнейшие физиологические и биофизические закономерности сердца.

Анализ известных моделей сердца показал, что в них зачастую не включены такие важные физиологические зависимости, как закон Старлинга /13, 10, 16/, не учтены тонические или вязкостные свойства миокарда /20, 13/, не рассматривается работа клапанов /20, 10/, не учитывается пульсация крови /4/.

Актуальные задачи клинической и спортивной медицины, а также возможности аппаратного и математического оснащения современного здравоохранения сделали реальным и важным создание модели сердца, ориентированной на применение в научных и клинических исследованиях.

1. Основные физиологические закономерности и характеристики

Разработка математической модели заключается в решении двух задач: выделения системы основных физиологических закономерностей и их формализации

В результате анализа литературных данных и обобщения клинического опыта в систему основных закономерностей сердца мы включили 8 наиболее значимых зависимостей:

1. Мышца сердца в покое проявляет вязкоупругие свойства /9, 1/.

2. При сокращении мышца развивает активное напряжение,

зависящее от исходной длины мышцы /II/.

3. Сокращение целого сердца подчиняется гетерометрической саморегуляции (закону сердца Старлинга) /I8/.

4. Влияние артерии у здорового сердца подчиняется гомеометрическому закону саморегуляции /I5/.

5. Сердце рассматривается как 4-камерный резервуар. При этом связь давления в каждой полости сердца с напряжением в стенках и размерами полости определяется законом Лапласа /2/.

6. Ритмика и фазовые соотношения задаются активностью синоатриального узла.

7. Поток крови через клапаны сердца определяется градиентом давления, инерционностью потока крови и сопротивлением клапана /I2/.

8. Открытие клапанов происходит в момент, когда давление по одну сторону от клапана превысит давление по другую сторону. Начало закрытия клапанов обусловлено процессом замедления тока крови через клапаны, а окончательное закрытие — обратным током (регургитацией) некоторого количества крови /I2, 3/.

Построение модели сердца, отражающей перечисленные выше закономерности в полном объеме, до сих пор по данным литературы не было осуществлено.

2. Механика сердечной мышцы

За основу для описания механического поведения миокарда примем так называемую 4-элементную модель сердечной мышцы, которая представляет собой известную 3-элементную модель Хилла с включенным в нее вязкостным элементом параллельно сократительному элементу. Такая конфигурация элементов позволяет получать вязкоупругие свойства миокарда, не противоречащие экспериментальным данным /I/.

Чтобы правильно учесть соотношение площадей поперечного сечения компонентов сердечной мышцы, соответствующих параллельным и последовательным эластическим элементам, представляется целесообразным перейти от одномерной 4-элементной модели к ее пространственному аналогу (рис. I). В такой модели параллельный эластический элемент заменен пассивным эластичным веществом, в которое погружены одномерные активные сократительные нити. Основную часть этого пассивного эластичного вещества составляют внутриклеточная жидкость, саркоlemma, соединительные ткани и т.д. Такой подход приведен в работах Груда с соавт. /I0/, однако в их описании сократительные ни-

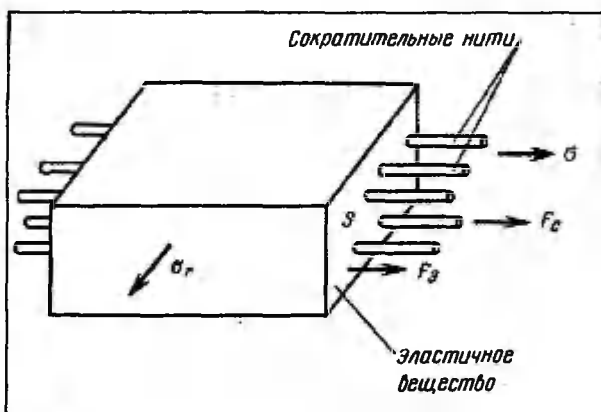


Рис. 1. Пространственная модель сердечной мышцы (по /10/). F_c - сила, развиваемая сократительными нитями, F_3 - сила упругости, возникающая в эластичном веществе при его деформации, σ - напряжение, S - площадь.

ти лишены вязкостных свойств. Чтобы избавиться от этого недостатка, сократительную нить представим в виде модели согласно рис. 2. Сократительные нити и эластичное вещество механически связаны так, что изменение длины сократительной системы вызывает равную деформацию эластичного вещества вдоль направления нитей.

Напряжение вдоль направления нитей σ будет определяться суммой силы упругости, возникающей в эластичном веществе при его деформации ($F_3 = \sigma_3 S_3$), и силы, развиваемой в сократительных нитях ($F_c = \sigma_c S_c$):

$$\sigma = (\sigma_3 S_3 + \sigma_c S_c) / S \quad (1)$$

где σ_3, σ_c - напряжения соответственно в эластичном веществе и сократительных нитях, S - площадь рассматриваемой области, перпендикулярная направлению нитей ($S = S_3 + S_c$); S_3, S_c - площади, занимаемые эластичным материалом и сократительными нитями соответственно. Таким образом, выражение (1)

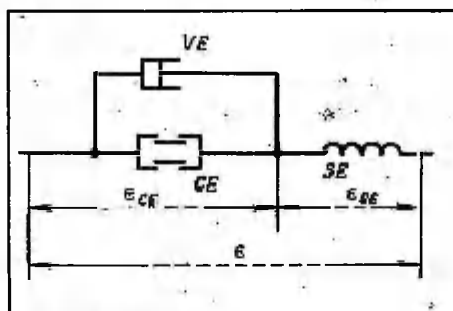


Рис. 2. Модель сократительной кити. CE - сократительный элемент, SE - последовательный упругий элемент, ϵ - относительная деформация, VE - вязкостный элемент.

в отличие от выражений, используемых Фангом, Аптером, и др. /8, 6, 7/, позволяет учесть соотношения между сечениями параллельного и последовательного упругих элементов, которые зависят от регуляции и состояния мышцы. Согласно работе /10/ $\frac{S_c}{S} = 0,07$ и $\frac{S_a}{S} = 0,93$.

Напряжения σ_3 и σ_c будут определяться относительными деформациями параллельного (ϵ) и последовательного (ϵ_{SE}) элементов (рис. 2), а также упругими свойствами эластичного вещества и сократительных нитей мышцы. Для модулей упругости параллельного и последовательного эластичных элементов примем линейные аппроксимации /20, 7/.

$$\frac{d\sigma_3}{d\epsilon} = a\sigma_3 + b, \quad (2)$$

$$\frac{d\sigma_c}{d\epsilon_{SE}} = c\sigma_c + d$$

(a, b, c, d - константы), что приводит к следующим выражениям для напряжений

$$\sigma_3 = E_{PE} \cdot (e^{K_{PE} \epsilon} - 1), \quad (3)$$

$$\sigma_c = E_{SE} \cdot (e^{K_{SE} \epsilon_{SE}} - 1).$$

$E_{PE}, E_{SE}, K_{PE}, K_{SE}$ - параметры, характеризующие упругие свойства эластичного вещества и сократительных нитей.

В пассивном состоянии сократительный элемент считается свободно растяжимым /8/ ($\sigma_{CE} = 0$) и для моделирования вязкостных эффектов параллельно ему включен вязкостный элемент, определяющий скорость расслабления мышцы. Поведение вязкостного элемента в простейшем случае описывается линейным законом /9/

$$\eta \frac{d\varepsilon_{VE}}{dt} = \sigma_{VE}, \quad (4)$$

где η - коэффициент вязкости миокарда, σ_{VE} - напряжение в вязком элементе. Учитывая, что в пассивном состоянии $\sigma_{CE} = 0$, имеем $\sigma_{VE} = \sigma_C$.

Уравнения (1)-(4) определяют связь $F(\sigma(t), \varepsilon(t), \frac{d\sigma}{dt}, \frac{d\varepsilon}{dt}) = 0$ - реологическое уравнение пассивной мышцы. Введенные соотношения не дают полного, детального описания механики пассивного миокарда. Наша задача - возможно более естественным образом увязать исследования функции сердца с практикой физиологических и патофизиологических исследований сердечно-сосудистой системы в целом. По этой причине при выборе конфигурации модели мышцы и аппроксимирующих зависимостей мы предпочли наиболее простые из имеющихся в литературе вариантов.

3. Сокращение и возбуждение

С точки зрения поставленной задачи нас интересуют сократительные свойства сердца как целого органа. Введение более детальных уровней описания приведет к нежелательному усложнению модели, значительному увеличению числа параметров, подлежащих идентификации (это число определяется возможностями контроля). Зададим переход от состояния "диастолы" к состоянию "систола" сменой математических выражений, описывающих движение сократительного элемента в диастолу и систолу.

Для описания сокращения сократительных элементов воспользуемся линейной аппроксимацией зависимости Старлинга:

$$V_{УД} = K_C \cdot (V_{КД} - U_C), \quad (5)$$

где $V_{УД}$ и $V_{КД}$ - соответственно ударный и конечный диастолический объем желудочка, K_C - коэффициент, отражающий сократительную способность сердца, U_C - параметр линейной ап-

проксимации зависимости Старлинга.

Распространим это соотношение на связь между мгновенными значениями скорости сокращения сократительных элементов и объема полости, причем так подберем коэффициент пропорциональности χ , чтобы экспериментально установленное интегральное соотношение (5) осталось в силе:

$$\frac{dV_{CE}}{dt} = \chi \cdot (V_{CE}(t) - U_C), \quad t \in (0, \tau_C). \quad (6)$$

Здесь V_{CE} - объем полости за вычетом той части объема, которая обусловлена растяжением последовательных упругих элементов, τ_C - длительность систолы.

Решение этого дифференциального уравнения при начальных условиях $V_{CE}(0) = V_{KD}$ и условии $V(t) - V_{CE}(t) \ll V_{UD}$ приводит к следующему выражению для коэффициента пропорциональности:

$$\chi = \frac{\ln(1 - K_C)}{\tau_C}. \quad (7)$$

Очевидно, как и во всех предыдущих случаях, от линейной аппроксимации зависимости Старлинга, если появятся основания, можно перейти к любой установленной более адекватной нелинейной форме зависимости между $\frac{d}{dt}V_{CE}$ и V_{CE} .

4. Клапаны сердца

Учитывая инерционность потока крови (L) и вязкое сопротивление клапана ($1/\varrho$), поток через аортальный клапан ($\varphi_{ЛЖ,А}$) определяется как

$$\varphi_{ЛЖ,А} = \varrho \left[P_{ЛЖ}(t) - P_A(t) - L \frac{d}{dt} \varphi_{ЛЖ,А} \right], \quad (8)$$

где $P_A(t)$; $P_{ЛЖ}(t)$ - давления в артерии и левом желудочке соответственно.

Открытие клапана происходит в момент, когда давление в желудочке превысит давление в артерии. Проводимость открытого клапана $\varrho = \varrho^*$ остается постоянной в течение всего периода изгнания. Начало закрытия обусловлено процессом замедления тока крови через клапан, а окончательное закрытие - обратным потоком (регургитацией) некоторого объема крови (Δ).

$$\Delta(t) = \begin{cases} \int_{\tau_1}^t q_{\text{ЛЭЖ,А}}(\tau) d\tau, & \text{при } q_{\text{ЛЭЖ,А}} \leq 0, \\ 0, & \text{при } q_{\text{ЛЭЖ,А}} > 0, \end{cases} \quad (9)$$

где τ_1 - момент времени, начиная с которого поток поменял направление.

Перемещения, вызывающие изменения объема полости Δ , обуславливают закрытие клапана, и величина проводимости обратному току крови $\varphi(t)$ в нашей модели будет определяться как логистическая функция от этих перемещений:

$$\varphi(t) = 2\varphi^*/(1 + e^{-\beta\Delta(t)}). \quad (10)$$

$\beta > 0$ - постоянная для данного клапана величина. При $\Delta(t) < 0$ величина проводимости резко снижается (постоянная β характеризует скорость падения проводимости потоку крови при течении ее в обратном направлении) и по достижении $\Delta(t)$ некоторой критической величины $\Delta(t) = \Delta^*$, φ становится равной нулю и сохраняет нулевое значение до конца изометрического сокращения желудочка следующего сердечного цикла.

Таким образом, выражение для проводимости аортального клапана в течение всего сердечного цикла можно записать в виде:

$$\varphi(\Delta) = \begin{cases} \frac{2\varphi^*}{1 + e^{-\beta\Delta(t)}} & \text{при } \Delta(t) > \Delta^*, \\ 0 & \text{при } \Delta(t) \leq \Delta^*. \end{cases} \quad (11)$$

Аналогичные выражения, отличающиеся лишь значениями постоянных, можно записать и для трех остальных клапанов сердца.

5. Геометрия сердца

При выборе геометрической модели сердца мы решили не усложнять ее заранее какой-либо спецификой, учитывая, что поставлена задача анализа деятельности сердца в ее связи со всей сердечно-сосудистой системой. Кроме того, переход к сложным геометрическим моделям вносит довольно незначительные изменения в рассчитанное по модели значения сердечного выброса.

Примем предположение, что каждая полость сердца: левое (ЛП) и правое (ПП) предсердия, левый (ЛЖ) и правый (ПЖ) желудочек есть тонкостенная сфера, каждая со своим радиусом R_i и постоянной толщиной h_i ($i = лп, лж, пп, пж$). Тогда соотношение между напряжением в стенке полости $\sigma_i(t)$, давлением внутри нее $P_i(t)$ и ее размерами определяется формулой Лапласа

$$\sigma_i(t) = \frac{P_i(t) \cdot R_i(t)}{2h_i} \quad (I2)$$

Полагаем, что мышечный слой изотропен и несжимаем, а каждый его элемент (полоска в любом направлении) может быть представлен описанной здесь 4-элементной моделью мышцы. При этом связь напряжения в стенке каждой полости с деформацией полоски мышечного слоя определяется выражениями (I)-(4). ε в этих выражениях будет определять относительную деформацию полоски, взятой по образующей сферы ($\varepsilon = \frac{R - R_0}{R_0}$, $\varepsilon_{SE} = \frac{R - R_{CE}}{-R_{SE,0}}$) R_0 - радиус сферы при ненапряженном состоянии эластичного вещества, R_{CE} - радиус сферы, за вычетом той части объема, которая обусловлена растяжением последовательных упругих элементов, $R_{SE,0}$ - радиус сферы, составленной лишь из недеформированных последовательных элементов.

6. Модель в целом

Обобщая введенные соотношения (I)-(I2) и дополняя их выражениями, связывающими линейные и пространственные размеры сферы ($V = \frac{4}{3} \pi R^3$, $V_{CE} = \frac{4}{3} \pi R_{CE}^3$), а также исключив промежуточные переменные, получим математическую модель функционирования одной полости (например, левого желудочка) сердца во время одного сердечного цикла ($t \in [0, T]$) в виде системы уравнений (I3) - (I6).

Функции $q_{лп, лж}(t)$ и $P_A(t)$ являются внешними по отношению к модели левого желудочка и определяются из моделей левого предсердия и артерии.

В нашей работе мы показали существование и единственность решения задачи Коши для системы дифференциальных уравнений (I3) при любых физиологически допустимых значениях параметров сердца и начальных условий. При этом решение системы во всем сердечном цикле имеет вид кусочно-гладкой кривой.

$$\left\{ \begin{aligned} \frac{d}{dt} V &= q_{\text{ЛП,ЛЖ}}(t) - q_{\text{ЛЖ,А}}(t) & , t \in [0, T]; \\ \frac{d}{dt} q_{\text{ЛЖ,А}} &= \frac{1}{L} \cdot [P_{\text{ЛЖ}}(t) - P_{\text{А}}(t) - \frac{1}{\rho} q_{\text{ЛЖ,А}}(t)] & , t \in \{t: \rho(t) \neq 0\}; \\ \frac{d}{dt} V_{\text{СЕ}} &= \begin{cases} E_{\text{СЕ}} V_{\text{СЕ}}^{\frac{2}{3}}(t) \cdot (V_0^{\frac{1}{3}} - V_{\text{СЕ},0}^{\frac{1}{3}}) \cdot (e^{\frac{K_{\text{СЕ}} E_{\text{СЕ}}(t)}{\rho} - 1}) \cdot \frac{1}{\eta} & , t \in [\tau_c, T), \\ \chi \cdot [V_{\text{СЕ}}(t) - U_c] & , t \in [0, \tau_c); \end{cases} & (13) \\ \frac{d}{dt} \Delta &= q_{\text{ЛЖ,А}}(t) & , t \in \{t: q_{\text{ЛЖ,А}}(t) \leq 0\}; \\ \Delta &= 0 & , t \in \{t: q_{\text{ЛЖ,А}}(t) > 0\}; \\ q_{\text{ЛЖ,А}} &= 0 & , t \in \{t: \rho(t) = 0\}; \end{aligned} \right.$$

$$\text{примем } P_{\text{ЛЖ}}(t) = h \left[\frac{\rho}{6V(t)} \right]^{\frac{1}{3}} \cdot \left[E_{\text{PE}} \cdot (e^{\frac{K_{\text{PE}} E(t)}{\rho} - 1}) \cdot \frac{\Delta_{\text{PE}}}{\rho} + E_{\text{SE}} \cdot (e^{\frac{K_{\text{SE}} E_{\text{SE}}(t)}{\rho} - 1}) \cdot \frac{\Delta_{\text{SE}}}{\rho} \right], \quad (14)$$

$$E(t) = \frac{V(t)^{\frac{1}{3}} - V_0^{\frac{1}{3}}}{V_0^{\frac{1}{3}}}, \quad E_{\text{SE}}(t) = \frac{V(t)^{\frac{1}{3}} - V_{\text{СЕ}}(t)^{\frac{1}{3}}}{V_{\text{СЕ},0}^{\frac{1}{3}}}, \quad (15)$$

$$\rho(t) = \begin{cases} 0 & , t \in \{t: \Delta(t) \leq \Delta^*\}, \\ 2\rho^* / (1 + e^{-\beta \Delta(t)}) & , t \in \{t: \Delta(t) > \Delta^*\}. \end{cases} \quad (16)$$

Для исследования созданной модели разработаны соответствующие алгоритмы и программы. Исследования модели проводились в направлении проверки ее адекватности по экспериментальным данным и анализа влияния параметров сердца на гемодинамику в различных режимах. Ввиду ограниченного объема публикации результаты исследования здесь не приводятся.

Параметры для режима функционирования, близкого к нормальному, подобраны так, что значения функций и вид кривых давлений, объемов и потоков в полостях сердца совпадают с реальными данными для здорового человека /5/. Часть параметров сердца выбрана на основе опубликованных в литературе данных, остальные подобраны из физиологических соображений с помощью исследования на модели. К сожалению, приводимые в публикациях данные по численным значениям параметров миокарда сильно варьируют. Так, значения жесткости параллельных эластических элементов миокарда (E_{PE}) по данным /9/ имеют порядок единиц мм рт. ст., по данным /7/ - десятков мм рт. ст., по данным /17/ - 10^3 мм рт.ст. Принятое в настоящей работе значение $E_{\text{PE}} = 50-100$ мм рт.ст., как показало исследование модели, достаточно хорошо отражает физиологические процессы. Значение коэффициента K_{PE} у здоровых людей по ли-

Параметры сердца, принятые в модели

Таблица I

Параметры, обозначения, размерность	Единица измерения	Левое предсер- дие	Левый желудочек предсер- дие	Правое предсер- дие	Правый желудочек
Жесткость паракельных элементов	E_p мм рт. ст.	50	100	50	50
Жесткость последовательных элементов	K_{pe} - E_{se} мм рт. ст. K_{se} -	4 500	4 15000	4 500	4 4000
Вязкость миокарда	η мм рт. ст.	1000	1000	1000	1000
Сократимость	K_c - U_c мм V_0 мм	0,5 20	0,6 40	0,5 20	0,7 20
Сдвиг вязкости Старлинга	L с ² ·мм рт.ст./мл	10 ⁻²	10 ⁻³	10 ⁻²	10 ⁻³
Ненапряженный объем	Q^* с·мл рт.ст./мл	100	90	100	50
Инерционность потока	h ом	0,4	1	0,2	0,5
Пройденность на выходе Толщина стенки	R^* мм ⁻¹	10	10	10	10
Постоянная клапан	Δ^* мм	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
Максимальный объем регургитации	ζ_c с	0,1	0,34	0,1	0,34
Длительность систолы					

температурным данным имеет порядок 4-12 в желудочках и 4-9 в предсердиях /9, I, 7/. Значение коэффициента вязкости миокарда η имеет порядок 10^3-10^5 мм рт.ст.·сек /7/, причем для пожилых людей оно оказывается примерно на порядок меньше, чем у молодых. Приводящиеся в литературе данные по значению жесткости последовательных элементов $E_{SE} = 0,34 \text{ г}\cdot\text{мм}^{-1}$ (25 мм рт.ст.) /7/ не учитывают разницу в относительных площадях, занимаемых параллельными и последовательными элементами. С учетом этой разницы значение E_{SE} для здорового сердца должно быть примерно в 100-150 раз больше значения жесткости параллельных эластических элементов. Значения $K_{SE}/l_{0,SE}$ по данным /7, I4/ равны 4-15 мм^{-1} . Значения инерционности потока крови (L) лежат, согласно данным /12/, в пределах $10^{-3}-10^{-2}$ мм рт.ст.·мл $^{-1}$. Значения проводимости митрального клапана $\varphi_{МК} = 100 \text{ мл (мм рт.ст.}\cdot\text{с)}^{-1}$ /19/; проводимости аортального клапана $\varphi_{АК} = 50 \text{ мл (мм рт.ст.}\cdot\text{с)}^{-1}$. Значение сократимости (K_C) выбрано, исходя из данных /4/, а также обработанного автором клинического материала по группе больных без признаков сердечной недостаточности: $K_C = 0,6-0,8$. Значение параметра U_C линейной аппроксимации зависимости Старлинга принято $U_C = 20 \text{ мл /4/}$. Значение ненапряженного объема желудочка V_0 , как показало исследование модели, определяет конечный диастолический ($V_{КД}$) и конечный систолический ($V_{КС}$) объемы. Оно выбрано таким образом, чтобы значения $V_{КД}$ и $V_{КС}$ совпадали с данными для человека в норме. Подобранные параметры для четырех камер сердца сведены в таблицу I.

Литература

1. Биомеханика сердечной мышцы / В.Я. Изаков, Г.П. Иткин, В.С. Мархасин и др. - М.: Наука, 1981. - 328 с.
2. Браунвальд Е., Росс Д., Зонненблик Е. Механизмы сокращения сердца в норме и при недостаточности. - М., 1974. - 195 с.
3. Лицук В.А. Формализованная теория кровообращения, ориентированная на кардиохирургическую клинику: Дис. ... д-ра биол. наук. - М., 1981.
4. Теоретические исследования физиологических систем / Под ред. М.М. Амосова. - Киев: Наук. думка, 1977.- 245 с.
5. Фолков Б., Нил Э. Кровообращение. - М., 1976. - 463 с.
6. Apter J., Graessley W. A physical model for muscular behavior // Biophys. J. - 1970. - Vol. 10. - P. 539-555.

7. Capelo A., Comincioli V., Minelli R. Study and parametre identification of a rheological model for excised quiescent cardiac muscle // J. Biomech. - 1981. - Vol. 14. - P. 1-11.
8. Fung Y.C. Mathematical representation of the mechanical properties of the heart muscle // J. Biomech. - 1970. - Vol. 3. - P. 381-404.
9. Glantz S. A three-element description for muscle with viscoelastic passive elements // J. Biomech. - 1977. - Vol. 10. - P. 5-20.
10. Grood E., Phillips C., Mates R. Contractile filament stress in the left ventricle and its relationship to the wall stress // Trans. ASME: J. Biomech. Eng. - 1979. - Vol. 101. - P. 225-231.
11. Hill A.V. Heat of shortening and dynamic constants of muscle // Proc. Roy. Soc. - 1938. - N 126. - P. 136-195.
12. Iau V., Sagawa K. Model analysis of the contribution of atrial contraction to ventricular filling // Ann. Biomed. Eng. - 1979. - Vol. 7. - P. 167-201.
13. Mirsky I. The effects of geometry, elasticity and external pressures on the diastolic pressure-volume and stiffness-stress relations // Circul. Res. - 1979. - Vol. 44. - P. 601-611.
14. Wilson B. Influence of muscle length on the mechanical parameters of myocardial contraction // Acta Physiol. Scand. - 1972. - Vol. 85. - P. 1-23.
15. Sarnoff S., Mitchell J., Gilmore J. et al. Homeostatic autoregulation in the heart // Circul. Res. - 1960. - Vol. 8. - P. 1077-1091.
16. Shroff S., Janicki J., Weber K. A model of left ventricular systolic dynamics // Proc. 35th Ann. Conf. Eng. Med. and Biol. - Philadelphia, 1982. - Vol. 24. - P. 63.
17. Shoucri R., Dumesnil J., Rouleau J. Some applications of the concept of body forces for the myocardium // Bull. Math. Biol., 1982. - Vol. 44. - P. 819-840.
18. Starling E. Linnæus lecture on law of the heart. - London, 1918. - 27 p.
19. Vit K. Mathematical model of left-heart haemodynamics // Proc. UKSC Conf. Comput. Simul. - Guildford, 1978. - P. 71-77.
20. Wong A.Y.K. Mechanics of cardiac muscle based on Huxley's model // J. Biomech. - 1972. - Vol. 5. - P. 107-117.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ПРИКЛАДНЫХ ИМИТАЦИОННЫХ ЗАДАЧ ФИЗИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

Ю.В. Ведру

Институт сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева

АМН СССР, Москва

Сектор изучения адаптации

Института общей и молекулярной патологии ТГУ

Прикладные задачи, связанные с имитационным моделированием сердечно-сосудистой системы, возникают в (спортивной) физиологии и медицине в связи с проблемами функциональной диагностики, лечения нарушений кровообращения, а также при исследовании физиологических механизмов, зависящих от кровообращения. Главным объектом исследования во многих подобных задачах является сердце, оно же во многом определяет и функционирование всей сердечно-сосудистой системы. Для решения таких задач с помощью имитационного моделирования на ЭВМ необходима математическая модель сердечно-сосудистой системы, которая в первую очередь обеспечивала бы достаточно полную и адекватную имитацию сердца и условий, в которых оно находится в системе кровообращения. Из последнего требования следует, что в модели должны с необходимой подробностью отражаться все сосудистые участки замкнутого круга кровообращения. Поскольку во многих приложениях нельзя пренебречь регуляторными процессами в сердечно-сосудистой системе, то требуется, чтобы модель содержала предпосылки для имитации регуляции.

Прикладная ориентация предъявляет к модели определенные требования /6, 7, 10/. Объем модели и степень обобщений в ней должны быть согласованы с возможностями контроля объекта. Модель должна оперировать понятиями, близкими к тем, которые используются в физиологической науке. Она должна учитывать основные законы физики и физиологии объекта. Прикладная модель должна быть доступной пользователю и удобной в обращении.

К сегодняшнему дню построено множество моделей сердечно-сосудистой системы. Из них прикладное значение имеют в основном модели, которые пренебрегают пульсацией кровообращения /1, 5, 6, 7, 21/. В то же время пульсация несет важную информацию о сократительных, эластических, вязкостных и др. свойствах сердца и сосудов. Для обеспечения возможности расшифровки и использования этой информации модель должна описывать пульсацию кровообращения. Однако существующие пульсирующие модели сердечно-сосудистой системы, например /4, 16, 17, 18, 25/, имеют либо не соизмеримое с объемом контроля описание системы кровообращения, либо недостаточно адекватное описание сердца (типично включает обоснованно критикованную /25/ модель сердца в виде переменной упругости). Исходя из такого понимания положения была предпринята настоящая работа по разработке математической модели сердечно-сосудистой системы.

I. Математическое описание кровообращения

Для имитации сосудистых участков сердечно-сосудистой системы представляется удобным камерное моделирование /6, 7, 16, 24, 25/. При этом сосуды описывают с помощью свойств эластичности (C), сопротивления (R) и инерционности (L).

На основе такого подхода нами установлена общая структура модели кровообращения (гемодинамики) (рис. 1) и построено 7-камерное описание сосудистых участков модели сердечно-сосудистой системы. В последнем с подробностью, соответствующей возможностям клинического контроля и требующей минимального объема вычислений при реализации модели, описаны все основные русла сосудистой системы человека.

Артериальное и легочно-артериальное русла изображены моделями с малым количеством камер, позволяющими имитировать колебательные процессы гемодинамики этих русел. Чтобы отобразить отражение пульсовых волн от артериальных участков верхней и нижней части тела /23/, модель артериального русла построена в виде 3-камерной цепи с T-образной топологией. Модели артериального и легочно-артериального русел создают предпосылки для удовлетворительной аппроксимации входных динамических характеристик этих сосудистых русел и, следовательно, для получения адекватной нагрузки сердца.

Венозное и легочно-венозное русла в построенной модели рассматриваются обобщенно как одиночные эластичные камеры. Вследствие этого модель не описывает распределения давления

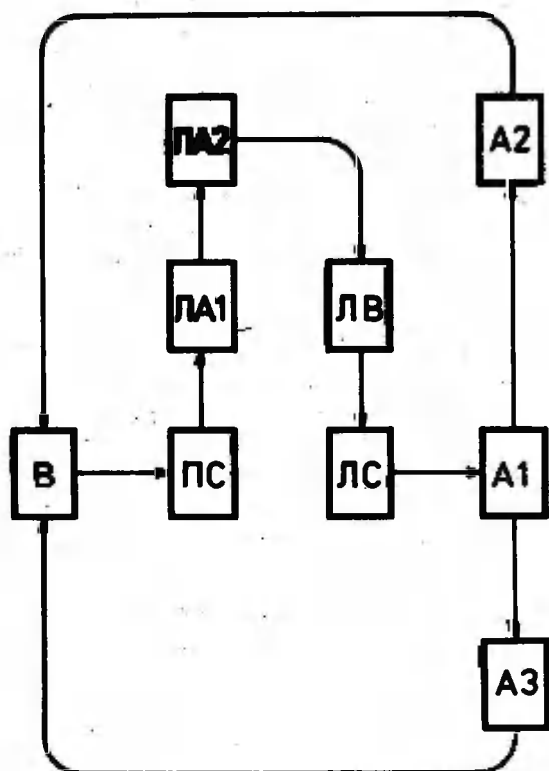


Рис. 1. Камерная структура модели кровообращения. ЛС - левое сердце (желудочек), А1 - центральные артерии, А2 - артерии верхней части тела, А3 - артерии нижней части тела, В - вены, ПС - правое сердце (желудочек), ЛА1 - проксимальная легочно-артериальная камера, ЛА2 - дистальная легочно-артериальная камера, ЛВ - легочные вены.

и объема, и также потоков внутри венозной системы. Применение такого обобщенного описания обусловлено сложностью венозной гемодинамики, которая не позволяет по реально осуществимому контролю судить о деталях гемодинамических процессов в венозной и легочно-венозной системах. Поэтому мы ограничились описанием лишь тех процессов, которые можно оценить по контролю.

Наиболее важным свойством микрососудистых участков сосудистой системы является их гидравлическая проводимость. Влияние их объема и эластичности на кровообращение мало, что позволяет эти свойства отнести к соседним сосудистым участкам. В построенной модели микрососудистые участки большого круга кровообращения сосредоточены в двух периферических проводимостях, а легочное микрососудистое русло отображено одной проводимостью.

Математическое описание сосудистой системы выражается следующими уравнениями /6, 7, 9, 16, 24/.

Уравнения непрерывности потока

$$\frac{dV_i(t)}{dt} = q_{j,i}(t) - q_{i,k}(t), \quad (1)$$

$$(i,j,k) \in \{(A2,A1,B), (A3,A1,B), (\Lambda A1, ПС, \Lambda A2), (\Lambda A2, \Lambda A1, \Lambda B)\}$$

$$\frac{dV_{A1}(t)}{dt} = q_{ПС,A1}(t) - q_{A1,A2}(t) - q_{A1,A3}(t); \quad (2)$$

$$\frac{dV_B(t)}{dt} = q_{A1,B}(t) - q_{A2,B}(t) - q_{B,ПС}(t). \quad (3)$$

Уравнения потока с учетом инерционности крови (в артериальном и легочно-артериальном руслах):

$$\frac{dq_{i,j}(t)}{dt} = \frac{1}{L_{i,j}} \cdot [P_i(t) - P_j(t) - R_{i,j} \cdot q_{i,j}(t)], \quad (4)$$

$$(i,j) \in \{(A1,A2), (A1,A3), (\Lambda A1, \Lambda A2)\}.$$

Уравнения резистивного потока в микрососудах:

$$q_{i,j}(t) = \frac{1}{R_{i,j}} \cdot [P_i(t) - P_j(t)], \quad (i,j) \in \{(A2,B), (A3,B), (\Lambda A2, \Lambda B)\}; \quad (5)$$

$$R_{A2,B} = \frac{1}{\rho_{A,B} \cdot \xi}, \quad R_{A3,B} = \frac{1}{\rho_{A,B} \cdot (1-\xi)}, \quad R_{\Lambda A2,\Lambda B} = \frac{1}{\rho_{\Lambda A2,\Lambda B}}. \quad (6)$$

Уравнения эластичного наполнения сосудов:

$$P_i(t) = \frac{1}{C_i} \cdot [V_i(t) - U_i], \quad i \in \{A1, A2, A3, B, \Lambda A1, \Lambda A2, \Lambda B\}. \quad (7)$$

В приведенном описании t - время, V_i и P_i - объем и давление в камере i , $q_{i,j}$ - поток из камеры i в камеру j ; $C_i, U_i, R_{i,j}, \rho_{i,j}, L_{i,j}, \xi$ - параметры модели (табл. I). Нижние индексы, обозначающие камеры модели, соответствуют рис. I.

Предполагается, что можно пренебречь влиянием на гемодинамику силы тяжести (объект лежит горизонтально) и дыхания (детали пульсирующей гемодинамики можно регистрировать при задержанном дыхании).

Чтобы предоставить исследователям возможность детального анализа деятельности сердца и выявления внутрисердечных причин, приводящих к развитию (патологического) состояния, для описания сердца применена математическая модель, разработанная В.А. Лицуком и Е.В. Мостковой /8, II/. Эта модель основана как на физиологических закономерностях, установленных на целом сердце, так и биофизических свойствах миокарда. С целью упрощения вычислений и дальнейшего повышения качества имитации гемодинамики сердца нами изменено в ней описание клапанов и применено согласующееся с экспериментальными и клиническими сведениями описание расслабления.

Сердце моделируется 2 камерами (описываются только желудочки). Можно считать, что объем и эластичность предсердий включены в камеры, моделирующие венозную и легочно-венозную системы.

Циклическая деятельность сердца рассматривается как чередование систол и диастол, характеристиками которых являются период сердечных сокращений $T = T(n)$ и длительность систолы $T_{\text{сис}} = T_{\text{сис}}(n)$ (n - номер сердечного цикла). Моменты окончания систолы $t_{\text{кс}}(n)$ и диастолы $t_{\text{кд}}(n)$ n -го цикла выражаются

$$t_{\text{кс}}(n) = T_{\text{сис}}(n) + \sum_{l=1}^{n-1} T(l) + t_0, \quad (8)$$

$$t_{\kappa A}(n) = \sum_{l=1}^n T(l) + t_0 \quad (9)$$

Состояние желудочка определяется еще объемом его полости V_i ; $i \in \{ \text{ЛС}, \text{ПС} \}$ и объемом псевдополости ω_i (в /II/ обозначен V_{CE}). Последний можно трактовать как объем полости желудочка, в котором последовательные эластические элементы заменены абсолютно жесткими. В нашей версии модели сократительная деятельность желудочка описывается следующими уравнениями (объяснение параметров дано в табл. I):

$$\frac{d\omega_i(t)}{dt} = \begin{cases} -\frac{\alpha_i}{T_{\text{сис}}(n)} \cdot [\omega_i(t) - u_i] \cdot f_i(t, n), & \text{если } t \in (t_{\kappa A}(n-1), t_{\kappa C}(n)], \\ \frac{3E_{\text{SE},i}}{n_i} \cdot (V_{0,i}^{\frac{1}{3}} - V_{\text{SEO},i}^{\frac{1}{3}}) \cdot (e^{\kappa_{\text{SE},i} \cdot \varepsilon_{\text{SE},i}(t)} - 1) \cdot \omega_i^{\frac{2}{3}}(t) f_i(t, n), & \text{если } t \in (t_{\kappa C}(n), t_{\kappa A}(n)]; \end{cases} \quad (10)$$

$n = 1, 2, 3, \dots; \quad i \in \{ \text{ЛС}, \text{ПС} \};$

$$\varepsilon_{\text{SE},i}(t) = V_{\text{SEO},i}^{-\frac{1}{3}} \cdot (V_i^{\frac{1}{3}}(t) - \omega_i^{\frac{1}{3}}(t)), \quad \varepsilon_i(t) = V_{0,i}^{-\frac{1}{3}} \cdot (V_i^{\frac{1}{3}}(t) - V_{0,i}^{\frac{1}{3}}) \quad (11)$$

Здесь функция

(12)

$$f_i(t, n) = \begin{cases} \frac{|t - t_{\kappa C}(n)|}{T_{\text{PC},i}}, & \text{если } t \in [t_{\kappa C}(n) - T_{\text{PC},i}, t_{\kappa C}(n) + T_{\text{PC},i}], \\ 1, & \text{если } t > t_{\kappa C}(n) + T_{\text{PC},i} \text{ или } t < t_{\kappa C}(n) - T_{\text{PC},i} \end{cases}$$

обеспечивает плавность расслабления миокарда в модели.

Таблица I

Параметры модели кровообращения

Обозначение	Наименование	Единица измерения	Значение для примера нормы
I	2	3	4
$\alpha_{AC} / \alpha_{PC}$	Коэффициент сокращения левого/правого сердца	-	2,0/2,0
u_{AC} / u_{PC}	Систолический тонус левого/правого сердца	см ³	15,0/8,0
$K_{SE,AC} / K_{SE,PC}$	Коэффициент нелинейности для жесткости последовательных элементов миокарда левого/правого сердца	-	2,0/2,0
$E_{SE,AC} / E_{SE,PC}$	Коэффициент жесткости последовательных эластичных элементов миокарда левого/правого сердца	Торр	800/600
$K_{PE,AC} / K_{PE,PC}$	Коэффициент нелинейности для жесткости параллельных эластичных элементов миокарда левого/правого сердца	-	2,0/2,0
$E_{PE,AC} / E_{PE,PC}$	Коэффициент жесткости параллельных эластичных элементов миокарда левого/правого сердца	Торр	150/150
η_{AC} / η_{PC}	Коэффициент вязкости для миокарда левого/правого сердца	Торр·с	400/400
$V_{D,AC} / V_{D,PC}$	Объем расслабленного левого/правого сердца	см ³	135/115
$V_{SED,AC} / V_{SED,PC}$	Объем сферы, определяемой ненапряженными последовательными элементами миокарда левого/правого сердца	-	1,0/1,0
$q_{AB,AC}^* / q_{B,PC}^*$	Проводимость открытого входного клапана левого/правого сердца	см ³ /с·Торр	40/40
$q_{AC,A1}^* / q_{PC,AA1}^*$	Проводимость открытого выходного клапана левого/правого сердца	-	25/50
$q_{AC,A1}^* / q_{PC,AA1}^*$	Обратный поток, вакрывающий выходной клапан левого/правого сердца	см ³ /с	150/130
h_{AC} / h_{PC}	Средняя толщина стенки левого/правого сердца	см	0,8/0,4
S_{AC} / S_{PC}	Доля сократительных нитей в площади сечения миокарда левого/правого сердца	-	0,07/0,07

Продолжение табл. I

I	2	3	4
$T_{PC, AC} / T_{PC, PC}$	Половина времени расслабления миокарда левого/правого сердца	c	0,12/0,08
T	Период сердечных сокращений	"	0,857
T_{CIC}	Длительность систолы	"	0,264
$\rho_{A, B}$	Общая периферическая проводимость	$cm^3 / (c \cdot Torr)$	0,9
$\rho_{AA2, AB}$	Общая легочная проводимость	"	12,5
ξ	Коэффициент распределения общей периферической проводимости	-	0,3
$R_{A1, A2}$	Сопротивление артерии верхней части тела	$Torr \cdot c / cm^3$	0,08
$R_{A1, A3}$	Сопротивление артерий нижней части тела	"	0,08
$R_{AA1, AA2}$	Сопротивление легочных артерий	"	0,03
$L_{A1, A2}$	Инерционность крови в артериях верхней части тела	$Torr \cdot c^2 / cm^3$	0,0042
$L_{A1, A3}$	Инерционность крови в артериях нижней части тела	"	0,003
$L_{AA1, AA2}$	Инерционность крови в легочных артериях	"	0,001
C_{A1}	Эластичность центрального участка артериального русла	$cm^3 / Torr$	0,45
C_{A2}	Эластичность артерий верхней части тела	"	0,18
C_{A3}	Эластичность артерий нижней части тела	"	0,5
C_B	Эластичность вен	"	200
C_{AA1}	Эластичность проксимального участка легочно-артериального русла	"	0,7
C_{AA2}	Эластичность дистального участка легочно-артериального русла	"	2,3
C_{AB}	Эластичность легочных вен	"	30
U_{A1}	Расправляющий объем центрального участка артериального русла	cm^3	40
U_{A2}	Расправляющий объем артерий верхней части тела	"	20

Продолжение табл. I

I	2	3	4
U_{AS}	Расправляющий объем артерий нижней части тела	см ³	60
U_B	Расправляющий объем вен	"	3060
U_{AA1}	Расправляющий объем проксимального участка легочно-артериального русла	"	11,8
U_{AA2}	Расправляющий объем дистального участка легочно-артериального русла	"	86,2
U_{AB}	Расправляющий объем легочных вен	"	100

В модели-прототипе /II/ переход от систолы к диастоле сопровождается скачкообразной сменой уравнений, из которых одно описывает мышцу, полностью охваченную сокращением, другое — мышцу, в которой все сократительные элементы находятся в пассивном состоянии. Это равноценно допущению, что сокращение миокарда начинается и кончается во всех его точках одновременно. Однако известно, что разные участки и слои реальной сердечной мышцы не начинают и не кончают сокращение синхронно /9, 12, 15/. Вследствие принятого в модели-прототипе допущения функция $\omega(t)$ [$V_{CE}(t)$] в ней имеет разрывы производной в моменты смены диастолы и систолы. Такой же характер получают давление и объем сердца. В результате у кривых давления в сердце (и, например, в аорте) должны появиться нефизиологические изломы в моменты смены систолы на диастолу.

Чтобы исключить это явление, способное сильно исказить форму пульсовых колебаний в артериальных сосудах, в нашей версии модели с помощью функции $f_i(t, n)$ обеспечивается такой переход миокарда от сокращения к расслабленному состоянию, при котором производная объема псевдополости остается непрерывной. Это можно интерпретировать как плавное расслабление миокарда, происходящее в интервале времени от $t_{KC}(n) - T_{PC,i}$ до $t_{KC}(n) + T_{PC,i}$. Время $2 \cdot T_{PC,i}$ можно назвать длительностью расслабления желудочка.

Такое представление согласуется с экспериментальными данными В.Н. Фатенкова, показавшего, что сокращение внутреннего (циркулярного) слоя мышцы заканчивается уже во время

максимума Т-зубца ЭКГ (т.е. в конце фазы максимального изгибания), а сокращение субэпикардального и субэндокардиального слоев заканчивается лишь после окончания изоволюмического расслабления /15/.

В качестве меры инотропного состояния или сократимости сердца можно рассматривать коэффициент Стерлинга K_c /5, 11, 13/. В нашей версии модели сердца в качестве характеристики инотропного состояния желудочка выступает параметр α . Для жесткого желудочка α взаимно однозначно связано с K_c : $\alpha = -\ln(1 - K_c)$, однако для общего случая нет простого выражения, связывающего K_c с параметрами модели. Скорость сокращения сократительных элементов миокарда $d\omega(t)/dt$ при заданной длительности систолы $T_{\text{сис}}$ определяется параметрами α и \bar{u} совместно. Из формулы (10) видно, что α определяет постоянную времени τ сократительного процесса: $\tau = T_{\text{сис}}/\alpha$.

Обнаруживающаяся при этом пропорциональная зависимость τ от $T_{\text{сис}}$ учитывает положение, что при сохранении сократимости постоянной, уменьшение длительности систолы приводит к увеличению скорости сокращения миокарда. Качественно такая же зависимость специально введена в некоторые модели сердца /5/.

Применение α вместо K_c для характеристики сократимости предпочтительно тем, что α характеризует именно сократительные элементы модели миокарда, тогда как K_c является характеристикой целого сердца и зависит кроме свойств сократительных элементов, например, от эластичности миокарда.

По формуле (10) легко заметить, что параметр \bar{u} является пределом, к которому стремится $\omega(t)$ при увеличении продолжительности систолы.

Уравнение давления в желудочке /11/ в наших обозначениях имеет вид

$$P_i(t) = 4\pi \left[\frac{P_i(t)}{6V_i(t)} \right]^3 \cdot [E_{PE,i} \cdot (1 - s_i) \cdot (e^{K_{PE,i} \cdot \varepsilon_i(t)} - 1) + E_{SE,i} \cdot s_i \cdot (e^{K_{SE,i} \cdot \varepsilon_{SE,i}(t)} - 1)] \quad (13)$$

$$i \in \{AC, PC\}.$$

Клапаны сердца рассматриваются как каналы с переменной проводимостью, нелинейно зависящей от значений функций кровотока (P_i, q_j) в их непосредственной окружности:

$$q_{ij}(t) = g_{ij}(t) \cdot [P_i(t) - P_j(t)]. \quad (14)$$

С помощью гистерезисной функции $g(x, a)$

$$g(x, a) = \begin{cases} \frac{1}{2} (\text{sign } x + 1), & \text{если } \frac{dx}{dt} > 0, \\ \frac{1}{2} [\text{sign}(x - a) + 1], & \text{если } \frac{dx}{dt} < 0, \end{cases} \quad (15)$$

изменение проводимости клапанов в цикле сокращения записывается в виде

$$q_{i,j}(t) = q_{i,j}^* \cdot g[P_i(t) - P_j(t), a]. \quad (16)$$

Для полулунных (выходных) клапанов, $(i,j) \in \{(AC, A1), (PC, AA1)\}$, $a = -q_{i,j}^* / q_{i,j}^*$. Такое описание позволяет имитировать регургитацию, влияющую на форму пульсовых волн в артериальном и легочно-артериальном сосудистых руслах. Клапан открывается, как только на нем возникает перепад давления в направлении открытия, т.е. когда $P_i(t) - P_j(t) > 0$. Он остается открытым, пока выполняется условие $q_{i,j}(t) > -q_{i,j}^*$. Если обратный поток превысит значение $q_{i,j}^*$, клапан закрывается.

Для артерио-вентрикулярных (входных) клапанов, $(i,j) \in \{(B, PC), (AB, AC)\}$, упрощенно считается $a = 0$.

Наполнение желудочка V_i подчиняется уравнению непрерывности (I), в котором $(i, j, k) \in \{(LC, LB, AI), (PC, B, AA1)\}$.

2. Организация модели сердечно-сосудистой системы

Уравнения (I)–(I6) составляют математическое описание кровообращения в сердечно-сосудистой системе. Они образуют систему, которую можно привести к нормальному виду системы обыкновенных дифференциальных уравнений первого порядка:

$$\dot{X}(t) = F[X(t), \Pi, t], \quad (17)$$

где $X(t)$ – вектор состояния модели кровообращения Π – вектор параметров модели кровообращения, $\dot{X}(t)$ – вектор производных от переменных состояния, F – вектор-функция, описывающая модель.

Для системы (I7) можно поставить т.н. задачу Коши - задачу определения поведения системы, если известно ее состояние в начальный момент.

В полной модели сердечно-сосудистой системы модель кровообращения выступает как одна часть - объект управления. Вторая часть - управляющая система - должна описываться в соответствующей модели регуляции.

Сегодня существует множество моделей регуляции сердечно-сосудистой системы, различающихся по возможностям их применения, и более того, - имеется несколько концепций о принципах этой регуляции /4, 5, 13, 18/. Поэтому нами была поставлена цель создать такую программную реализацию модели сердечно-сосудистой системы, которая позволила бы соединить модель кровообращения с различными моделями регуляции. Для достижения этого в разработанных программах предусмотрено оформить модель регуляции в виде отдельной подпрограммы. Тогда программу расчета модели сердечно-сосудистой системы можно скомпоновать с различными вариантами программы регуляции.

На основании соотношения характерных скоростей протекания процессов регуляции и пульсации кровообращения параметры модели кровообращения можно считать в течение сердечного цикла постоянными. Они могут меняться от цикла к циклу: $\Pi = \Pi(\tau)$. Для каждого цикла можно решить задачу Коши, получив начальные значения из требования непрерывности состояния модели в моменты смыкания циклов. Имитация функционирования сердечно-сосудистой системы тогда сведется к решению последовательности задач Коши.

Разработанная математическая модель реализована на ЭВМ в виде пакета программ "CCC" /2/. Пакет написан на языке Фортран и содержит средства для подготовки задачи имитации (ввод и изменение значений параметров и начального состояния модели), для ее решения, для воздействия на имитируемый процесс путем принудительного изменения параметров модели, для отображения имитированного процесса в виде графиков и таблиц. Управление работой программы ведется в форме диалога с ЭВМ.

3. Оценка параметров и исследование модели

Для имитации функционирования сердечно-сосудистой системы на основе изложенной математической модели требуются значения параметров модели.

При оценке параметров сосудистой системы мы воспользова-

лись работой /10/, в которой на основе обширных литературных и клинических сведений построены наборы взаимно согласованных параметров и функций кровообращения для 4-камерной непulsирующей модели /7, 1/ в случае т.н. "среднего человека" (с массой 72 кг, поверхностью тела $1,7 \text{ м}^2$).

Наряду с этими использовались и другие литературные данные /3, 9, 16, 26/, которые позволили определить значения параметров всех частей модели сосудистой системы, кроме артериального и легочно-артериального русел. Для этих русел были получены лишь суммарные эластичность и расправляющий объем. Поэтому оценка параметров артериального и легочно-артериального русел проводилась путем подбора в ходе настройки частотных характеристик их гидродинамического входного импеданса.

Гидродинамический входной импеданс является характеристикой, описывающей свойства артериального дерева как проводника пульсовых волн /9, 19, 22, 23/. Входной импеданс — комплексная величина, которая связывает между собой давление и поток в рассматриваемом малом участке артериального дерева:

$$F_f\{P\} = Z(f) \cdot F_f\{q\}, \quad (18)$$

где $F_f\{P\}$, $F_f\{q\}$ — Фурье-изображения (спектральные разложения) потока и давления, f — частота — аргумент спектрального разложения.

Была поставлена задача обеспечить в построенной нами модели адекватную гидродинамическую нагрузку сердца и правильное отображение волновых процессов. В /23/ опубликованы результаты исследования подробной большой разветвленной модели артериального русла. Эта модель хорошо согласуется с результатами клинических измерений на больных, не имеющих артериальной патологии. В публикации приведены частотные характеристики для входных импедансов восходящей и нисходящей аорты, а также одной из больших артерий, снабжающих кровью верхнюю часть тела — Tr. brachiocephalicus (A. anonyма). Поскольку эти характеристики сняты на модели в одинаковых условиях, то они в отличие от клинических данных хорошо взаимно согласованы. На их основе были составлены эталоны для входных импедансов ветвей модели. Эталон для входного импеданса верхней ветви модели был рассчитан на основе входного

импеданса *Tr. brachiocephalicus*, учитывая, что анатомия артериальных сосудов верхней части тела человека мало отклоняется от зеркально-симметрической.

В ходе настройки старались подобрать такой набор параметров артериального русла, который обеспечил бы наибольшую близость входных импедансов нашей модели и эталона. Расчет входных импедансов нашей модели проводился на ЭВМ с помощью методов расчета линейных цепей.

Полученные в результате настройки частотные характеристики входного импеданса на выходе левого желудочка вместе с эталонными кривыми показаны на рисунке 2. Отклонения амплитудно-фазовых

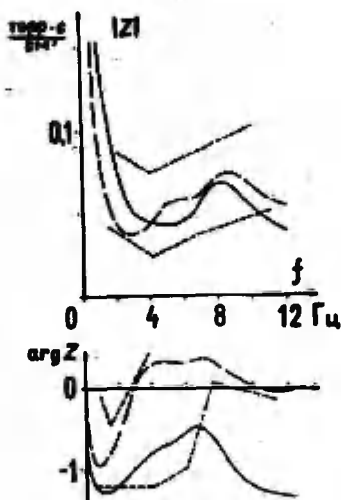


Рис. 2. Входной импеданс модели артериального русла.

- — настоящая модель после настройки,
- - - эталон, полученный на основе /23/,
- - границы разброса клинических данных согласно /23/.

тудно-частотной характеристики от эталона можно считать достаточно малыми, поскольку общий ход кривой совпадает с эталонными, а колебание ее входит в пределы разброса клинических данных. Отклонения фазочастотных характеристик от эталонов на частотах выше 4-5 Гц не удалось устранить, что, вероятно, связано с сосредоточением параметров в построенной модели.

Несмотря на это, настроенная модель позволяет удовлетворительно имитировать пульсационные процессы в артериальном русле.

Аналогично проводилась настройка и оценка параметров легочно-артериального русла. В литературе не удалось найти данных о входном импедансе легочно-артериального русла человека. Поэтому эталоном был принят результат измерения легочно-артериального импеданса на 29 собаках /20/, модуль которого был перенормирован так, чтобы сопротивление постоянному потоку совпадало со значением общей легочной проводимости человека.

Оценка распределения суммарного расправляющего объема между камерами в моделях артериального и легочно-артериального русел проводилась в предположении, что его распределение совпадает с распределением эластичности.

Для проверки настроенной модели артериального русла исследовались колебания, возникающие в ней вследствие поступления в центральную артериальную камеру импульсов потока, по форме и количественным характеристикам близких к импульсу сердечного выброса. Кривые давления и потоков в этом модельном эксперименте показаны на рисунке 3. Сравнение этих кривых с клиническими записями /19, 23, 26/ позволяет сделать следующие выводы.

Формы колебаний потоков в модели хорошо совпадают с их оригиналами. Поток $Q_{A1, A2}$ можно сопоставить с потоком в крупных артериях, снабжающих кровью верхнюю часть тела человека, поток $Q_{A1, A3}$ — с потоком в нисходящей аорте. В модели имитируется запаздывание пульсовой волны давления на периферии. На рисунке 3 отмечены точки начала подъема давления в камерах модели. Момент начала подъема давления в артерии используется при клиническом определении скорости распространения пульсовой волны /9/. Запаздывание этого момента по отношению к началу подъема давления в центральной камере (A1) для верхней камеры (A2) составляет 0,033 с, для нижней камеры — 0,044 с.

Участком в реальной сосудистой системе, давление в котором наиболее хорошо как по форме, так и по временным характеристикам совпадает с давлением в модельной камере A1, является средняя часть дуги аорты. Таким участком для камеры A3 является центральная область брюшной аорты, а для камеры A2 — плечевая артерия. Построенная 3-камерная модель артериального русла имеет сравнительно малое число элементов, од-

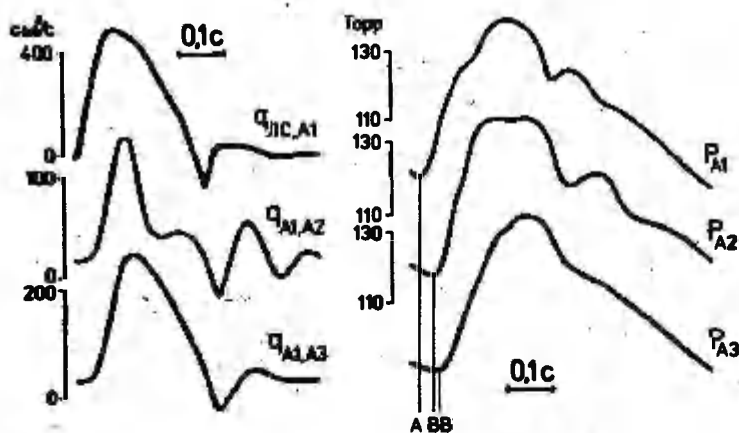


Рис. 3. Волны потока и давления в модели артериального русла при потоке $Q_{A1C, A1}(t)$ заданном в соответствии с клиническими данными. А, Б, В - моменты начала подъема волны давления.

нако при этом еще не тердится локализованность отображаемых ею гемодинамических процессов. В составе имитационной модели сердечно-сосудистой системы модель артериального русла может позволить имитировать трансформацию явлений центральной гемодинамики в явления, регистрируемые при периферическом контроле.

При оценке параметров модели сердца мы воспользовались сведениями из работы /II/. Однако литературные данные, по которым можно судить о величине параметров модели сердца, неоднозначны. Поэтому проведена дополнительная настройка модели сердца в составе модели кровообращения, содержащей уже настроенные модели артериального и легочно-артериального русел. Значения параметров из /II/ использовались при этом как начальные приближения. При настройке добивались наилучшего качества имитации гемодинамики сердца. Последнее оцени-

велось по следующим гемодинамическим функциям: V_{AC} , Γ_{AC} , $Q_{AC, A1}$, V_{PC} , P_{PC} , $Q_{PC, A1}$. Эталоном служили здесь кривые прямого измерения давления в желудочках /I2, I4, 22/, кривые пульсирующего потока на выходе сердца, зарегистрированные с помощью электромагнитной флоуметрии /23/, и кривые изменения объема желудочка в течение сократительного цикла, построенные с использованием методик онкометрии, ангиографии и эхокардиографии /I2, II/.

Полученные оценки параметров модели кровообращения сведены в таблицу I. При таких значениях параметров в модели кровообращения устанавливается режим, имитирующий кровообращение нормального человека в состоянии покоя. Характеристики этого режима даны в таблице 2. Кривые изменения в течение одного цикла этого режима основных гемодинамических функций левого желудочка изображены на рисунке 4. Формы кривых близки к реальным. В этих условиях (когда поток $Q_{AC, A1}$ полностью определяется моделью) формы потоков $Q_{AC, A1}$, $Q_{A1, A2}$, $Q_{A1, A3}$ не намного отличаются от приведенных на рисунке 3.

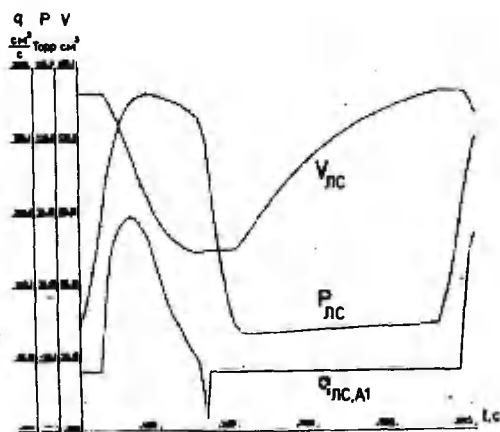


Рис. 4. Имитация модели гемодинамики левого желудочка в течение одного цикла сердечных сокращений для состояния покоя нормального человека.

Например, в случае $T_{PC,i} = 0$, т.е. если в модели сердца по существу отсутствует поправка $f_i(t, n)$, появляется нефизиологический налом кривых давления в момент окончания систолы.

Этот факт подтверждает необходимость внесенных нами в модель сердца модификаций.

Таблица 2

Характеристики режима в модели кровообращения,
имитирующего состояние покоя человека

Функция кровообращения	Единица	Значение		
Объем циркулирующей крови	см ³	5003		
Частота сердечных сокращений	л/мин	70		
Минутный объем кровообращения	см ³ /мин	5010		
Систолическое артериальное давление	Торр (мм рт. ст.)	124	125	121
Диастолическое артериальное давление	"	78	77	77
Среднее артериальное давление	"	99	98	94
Среднее центральное венозное давление	"	4,8		
Систолическое легочно-артериальное давление	"	30,3	25,1	
Диастолическое легочно-артериальное давление	"	11,4	11,2	
Среднее легочно-артериальное давление	"	18,5	16,2	
Среднее легочно-венозное давление	"	10,0		
Конечно-диастолический объем желудочка	см ³	153	121	
Конечно-систолический объем желудочка	"	81	50	

Примечание: Для артериального и легочно-артериального давления приведены значения во всех камерах, соответственно в порядке P_{A1}, P_{A2}, P_{A3} и P_{AA1}, P_{AA2} . Конечно-диастолические и конечно-систолические объемы желудочков даны в последовательности: левое сердце, правое сердце.

В целом модель кровообращения в режиме имитации состояния покоя удовлетворительно отображает работу сердца и его взаимодействие с сосудистой системой.

Настоящая работа является одним из этапов разработки математических моделей нового качества для решения прикладных задач физиологии и медицины. Такое качество может быть достигнуто более детальным (по сравнению с прежними моделями) отображением гемодинамики (в т.ч. имитацией пульсовых колебаний), более дифференцированным отображением обоснованно выбранных свойств системы, учетом регуляторных процессов. При обеспечении всего в построенной модели сердечно-сосудистой системы основную роль играют новые модель сердца и модель артериального сосудистого русла.

Модификации, внесенные нами в модель сердца, повысили ее адекватность и тем самым улучшили качество всей модели кровообращения. В работе решена проблема организации вычислительного процесса, позволяющего проводить имитацию функционирования сердечно-сосудистой системы как без учета, так и с учетом регуляции. Созданное программное обеспечение, реализующее модель на ЭВМ, позволяет комплексировать модель кровообращения с различными моделями регуляции.

Для решения некоторых задач существующая модель кровообращения достаточна и без наличия модели регуляции. В общем же случае дальнейшая работа с моделью с целью решения прикладных задач включает в себя разработку моделей регуляции. Существующие модель кровообращения и программы ЭВМ являются для этого необходимым и полезным инструментом. Очевидна и их полезность в качестве средства обучения.

Литература

1. Бураковский В.И., Ведру Д.В., Ганичкин Д.Н. и др. Комплекс математических моделей и методов для индивидуальной диагностики и терапии больных с острыми и тяжелыми расстройствами кровообращения и дыхания // *Вопр. кибернетики.* - М., 1963. - Вып. 85: Применение математических методов и вычислительной техники в кардиохирургии. - С. 36-54.
2. Ведру Д.В., Назарьева О.В. Пакет программ моделирования сердечно-сосудистой системы // *Алгоритмы и программы: Инф. бюл.* / Гос. фонд алгоритмов и программы СССР. - М., 1986. - № 3 (72). - С. 66.

3. Вестергоф Н., Босман Ф., Де Врис К.Д. и др. Аналеговое исследование артериальной системы человека // Гидродинамика кровообращения: Сб. переводов / Под ред. С.А. Регирера. - М., 1971. - С. 181-213.
4. Кростон Р.К., Раммел Д.А., Кей Ф.Д. Моделирование на вычислительной машине реакции системы сердечно-сосудистой регуляции на физическую нагрузку // Тр. Америк. общества инженеров-механиков / Пер. с англ., сер. 4.: Динамические системы и управление. - М.: Мир, 1973. - Т. 95, # 3. - С. 66-73.
5. Ляссова О.И., Палец Б.И., Береговский Б.А. Регуляция кровообращения: Экспериментальные и математические исследования. - Киев: Наук. думка, 1977. - 159 с.
6. Лицук В.А. Общие свойства сердечно-сосудистой системы. - Киев, 1971. - 20 с. (Препринт / Ин-т кибернетики АН УССР: 71-15).
7. Лицук В.А., Столяр В.Л. Общее математическое описание сердечно-сосудистой системы // Применение математических моделей в клинике сердечно-сосудистой хирургии. - М.: Машиностроение, 1980. - С. 17-30.
8. Лицук В.А., Мосткова Е.В. Математическая модель сердца для интенсивной терапии и острого физиологического эксперимента // Применение математических моделей в клинике сердечно-сосудистой хирургии. - М.: Машиностроение, 1960. - С. 49-61.
9. Механика кровообращения / Пер с англ. К.Каро, Т.Педди, Р.Шротер, У.Сид. - М.: Мир, 1981. - 624 с.
10. Мироненко В.И. Системный анализ состояния кровообращения с помощью математической модели на основе мониторингового компьютерного контроля: Дис. ... канд. биол. наук. - М., 1981. - 271 с.
11. Мосткова Е.В. Разработка математической модели сердца для применения в физиологических исследованиях // Настоящий сборник. - С. 80.
12. Парин В.В., Карпман В.Л. Кардиодинамика // Физиология кровообращения: Физиология сердца. - Л.: Наука, 1980. - (В серии: Руководство по физиологии). - С. 215-240.
13. Теоретические исследования физиологических систем / Под ред. Н.М. Амосова. - Киев: Наук. думка, 1977. - 245 с.

14. Уйгурс К. Динамика кровообращения. - М.: Изд-во иностранной литературы, 1957. - 134 с.
15. Фатенков В.Н. О механике диастолы сердца // Физиол. ж. СССР. - 1983. - Т. 59, № 5. - С. 666-671.
16. Beneken J.E.W., Hideout V.C. The use of multiple models in cardiovascular system studies: Transport and perturbation methods // IEEE Trans. Biomed. Eng. - 1968. - Vol. BME-15, N 4. - P. 281-289.
17. Dagan J. Pulsatile mechanical and mathematical model of the cardiovascular system // Med. Biol. Eng. Comput. - 1982. - Vol. 20, N 5. - P. 601-607.
18. Dousset B., Raybaud J. Non-linear distributed model of cardiovascular system // Medinfo 80: Proc. 3rd World Conf. Med. Inform., Tokyo, 1980. - Amsterdam etc.: North-Holland Publ. Co., 1980. - P. 409-413.
19. Mills C.J., Gabe I.T., Gault J.H. et al. Pressure-flow relationships and vascular impedance in man // Cardiovasc. Res. - 1970. - Vol. 4, N 4. - P. 405-417.
20. Milnor W.R., Bergel D.H., Bargainer J.D. Hydraulic power associated with pulmonary blood flow and its relation to heart rate // Circul. Res. - 1966. - Vol. 19, N 3. - P. 467-480.
21. Möller D., Popovic D., Thiele G. Simulation and parameter identification of the closed-loop cardiovascular system by the use of a nonlinear mathematical model // Contr. Sci. and Technol. Progr. Soc.: Proc. 8th Trienni. World Congr. IFAC, Kyoto, 1981. - Oxford etc.: Pergamon Press, 1982. - Vol. 7. - P. 3741-3746
22. Noble M.I.M. Left ventricular load, arterial impedance and their interrelationship // Cardiovasc. Res. - 1979. - Vol. 13, N 4. - P. 183-198.
23. O'Rourke M.F., Avolio A.P. Pulsatile flow and pressure in human systemic arteries: Studies in man a multi-branched model of human systemic arterial tree // Circul. Res. - 1980. - Vol. 46, N 3. - P. 363-372.
24. Hideout V.C., Dick D.E. Difference-differential equations for fluid flow in distensible tubes // IEEE Trans. Biomed. Eng. - 1967. - Vol. BME-14, N 3. - P. 171-177.
25. Sagawa K. Comparative models of overall circulatory mechanics // Adv. in Biomedical engineering. - New York etc.: Academic Press, 1973. - Vol. 3. - P. 1-96.

26. Schaaf B.W., Abbrecht P.H. Digital computer simulation of human systemic arterial pulse wave transmission: A nonlinear model // J. Biomech. - 1972. - Vol. 5. - Pp 345-364.

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА СТЕПЕНИ СХОДСТВА И РАЗЛИЧИЯ МЕЖДУ МНОГОМЕРНЫМИ БИОЛОГИЧЕСКИМИ ОБЪЕКТАМИ

Т.Э. Олъм

Таллинский педагогический институт

При обследовании биологических объектов измеряют и регистрируют, как правило, целый ряд показателей, характеризующих эти объекты. Одной из задач исследователя является разработка обоснованной оценки степени различия между исследуемыми объектами по всей совокупности измеренных показателей.

В настоящей статье описан один из общих подходов к количественной оценке степени сходства и различия между многомерными биологическими объектами, первоначальная идея которого была представлена нами уже в тезисах /2/. Излагаемые теоретические выкладки будут иллюстрироваться на примере количественной оценки степени различия между видами спорта по влиянию их тренировочных нагрузок на функцию внешнего дыхания спортсменов. Для этого с применением гипоксемических проб были обследованы 214 мастеров спорта и перворазрядников, представляющих десять видов спорта, перечисленных в таблице I. Для каждого спортсмена в основном тренировочном периоде определялись частота, глубина и минутный объем дыхания, поглощение кислорода и коэффициент использования кислорода при:

- 1) дыхании атмосферным воздухом,
- 2) дыхании газовой смесью с 10% O_2 при оксигенации крови 80 и 70%,
- 3) возвратом дыхания при оксигенации крови 80 и 70% - итого двадцать пять показателей внешнего дыхания.

Пусть у нас имеется всего m биологических объектов, каждый из которых характеризуется n измеренными средними показателями H_{ik} , $i = 1, \dots, m$; $k = 1, \dots, n$. Требуется дать количественную оценку степени различия между всеми объектами, учитывающую одновременно все n показателей.

Для получения такого обобщенного критерия различия целесообразно рассматривать оцениваемые объекты как точки в

n -мерном пространстве. Положение каждой i -й точки (каждого объекта) определяется значениями n координат H_{ik} . В таком случае расстояние между i -ым и j -ым объектами вычисляется по известной из аналитической геометрии формуле

$$d_{ij} = \sqrt{\sum_{k=1}^n (H_{ik} - H_{jk})^2} \quad (I)$$

Вычисленные по этой формуле расстояния имеют два существенных недостатка. Во-первых, разности некоторых показателей по абсолютным величинам могут быть настолько велики, что они практически свели бы на нет влияние разностей тех показателей, абсолютные величины которых измеряются единицами. Во-вторых, вычисленное таким образом расстояние зависело бы от принятых единиц измерения. Поэтому целесообразно разности в выражении (I) нормировать, разделив их на объединенное стандартное отклонение

$$s_{ij,k} = \frac{\sum_{p=1}^{r_i} (h_{ikp} - H_{ik})^2 + \sum_{q=1}^{r_j} (h_{jkq} - H_{jk})^2}{r_i + r_j - 2} \quad (2)$$

где h_{ikp} (h_{jkq}) - значение k -го показателя при p -ом (q -ом) измерении i -го (j -го) объекта;

r_i (r_j) - число измерений i -го (j -го) объекта.

Для упрощения вычислений и облегчения изменения количества учитываемых показателей целесообразно вместо расстояний оперировать их квадратами. При этом несколько более резко выделяются большие расстояния, а меньшие расстояния в некоторой степени умяются. Для большей универсальности можно ввести еще положительные весовые коэффициенты ρ_k , дающие возможность учесть степень важности каждого k -го показателя. Итак, степень различия между i -ым и j -ым объектами по исследуемым показателям определяется квадратом расстояния

$$d_{ij}^2 = \sum_{k=1}^n \rho_k \left(\frac{H_{ik} - H_{jk}}{s_{ij,k}} \right)^2 \quad (3)$$

Нам представляется, что врачебно-физиологическая сущность введенной нами меры степени сходства и различия между двумя объектами (3) лучше передается термином "совокупное различие между двумя объектами". Поэтому в дальнейшем вместо выражения "квадрат расстояния" будем применять термин "совокупное различие" и обозначим его буквой "P".

Таблица I

Совокупные различия между видами спорта

Вид спорта	Бег на ср. дист.	Бокс	Борьба	Велоспорт	Водное поло	Волейбол	Лыжный спорт	Плавание	Подводное плаван.	Пятиборье
1. Бег на ср. дист.	-	5,04	4,69	2,15	3,02	3,99	2,06	2,74	8,00	3,08
2. Бокс	5,04	-	4,15	8,09	2,70	4,31	4,20	10,08	9,02	3,67
3. Борьба	4,09	4,15	-	4,87	2,66	3,10	4,99	5,17	8,69	4,84
4. Велоспорт	2,15	8,09	4,87	-	5,08	5,82	3,24	3,69	7,28	6,15
5. Водное поло	3,02	2,70	2,66	5,08	-	3,45	5,77	5,92	5,24	2,91
6. Волейбол	3,98	4,31	3,10	5,82	3,45	-	6,23	8,60	10,69	3,24
7. Лыжный спорт	2,06	4,20	4,98	3,24	5,77	6,23	-	3,73	9,34	4,54
8. Плавание	2,74	10,08	5,17	3,69	5,92	8,60	3,73	-	4,13	9,17
9. Подводное плавание	8,00	9,02	8,69	7,28	5,24	10,69	9,34	4,13	-	13,13
10. Пятиборье	3,08	3,67	4,64	6,15	2,91	3,24	4,54	9,17	13,13	-
Сумма	34,15	51,23	42,36	46,37	36,75	49,42	44,09	53,20	75,52	50,53
Среднее F	3,79	5,69	4,71	5,15	4,08	5,39	4,90	5,91	8,39	5,61

В таблице I приведены совокупные различия между десятью спортивными специализациями по их влиянию на внешнее дыхание, рассчитанные по формуле (3) с учетом исследованных нами 25 показателей при весовых коэффициентах ρ_k , равных единице.

Среднее совокупное различие характеризует расположение объекта относительно остального множества исследованных объектов. Чем меньше это различие, тем более центральное место среди других объектов занимает данный объект по суммарной оценке по всем исследованным показателям.

Для лучшей обзорности общей картины взаиморасположения всех исследованных биологических объектов по совокупности признаков целесообразно построить на основе таблицы типа I путь минимальных совокупных различий (ПМСР). Для этого нужно все m объектов связать между собой $(m-1)$ связями так, чтобы сумма совокупных различий, соответствующих примененным связям, была минимальной. Методика определения ПМСР аналогична методике определения максимального корреляционного пути, описанной в статье /1/. Разница лишь в том, что теперь будем искать в таблице элемент минимальной величины: выписанный ряд сравним с другим рядом, заменяя при этом большие члены выписанного ряда меньшими соответствующими членами нового ряда и т.д.

Путь минимальных совокупных различий для исследованных видов спорта изображен на рисунке I.

При большом количестве объектов желательно провести их группировку с учетом всей совокупности исследованных признаков. Для этого известно несколько методов. Наиболее естественный подход предложен в статье /3/. По этой методике расширяют группу до тех пор, пока прирост среднего внутригруппового расстояния не превысит прирост среднего внегруппового расстояния.

Для изложения перефразированной для нашего случая методики группировки введем следующие обозначения:

m - число исследуемых многомерных биологических объектов;

$P_j = \sum_{i=1}^m P_{ij}$ - сумма элементов j -го столбца (или строки) таблицы типа I;

n - число объектов в группе;

$s = \frac{1}{2} n(n-1)$ - число связей (совокупных различий) внутри группы;

$S = \frac{1}{2} \sum_{i,j \in \Psi} P_{ij}$ - сумма внутригрупповых совокупных различий,

где Ψ - множество объектов, включенных в состав группы;

Таблица 2

К определению суммарного овокупного различия отдельных видов спорта

Шифры членов группы	Бег на сред. дист.									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1, 7	(2,06)	9,24	9,08	5,39	8,79	10,21	(2,06)	6,47	17,34	7,62
1, 7, 4	(4,29)	17,33	13,95	(5,39)	13,87	16,03	(5,29)	19,16	24,62	13,77
1, 7, 4, 8	(6,94)	27,38	19,12	(9,08)	19,79	24,63	(9,02)	10,16	28,75	22,94
3, 5	8,11	6,85	(2,66)	9,95	(2,66)	6,55	10,76	11,09	13,94	7,55
3, 5, 6	12,09	11,16	(5,76)	15,77	(6,11)	(6,55)	16,99	19,69	24,62	18,79
3, 5, 6, 10	15,17	14,83	(10,4)	21,92	(9,02)	(9,79)	21,53	28,86	37,75	(10,79)
3, 5, 6, 10, 2	20,21	14,83	(14,88)	30,01	(11,72)	(14,10)	25,73	38,91	46,77	(14,46)

Таблица 3

Вычисление критерия группировки $\frac{\Delta V}{\Delta S}$

Шифры членов группы и включаемого вида спорта	\hat{m}	ΣP_k	S	ϵ	\bar{P}_S	V	v	\bar{P}_V	ΔV	ΔS	$\frac{\Delta V}{\Delta S}$
1, 7	2	78,24	2,06	1	2,05	74,12	16	4,63	4,63	2,05	2,26
1, 7, 4	3	124,61	7,44	3	2,48	109,73	21	5,23	0,60	0,43	1,39
1, 7, 4, 8	4	177,81	17,60	6	2,93	142,61	24	5,95	0,72	0,45	1,60
1, 7, 4, 8, 3	5	220,17	36,72	10	3,67	148,73	25	5,87	-0,08	0,74	-0,11
3, 5	2	79,11	2,66	1	2,66	73,79	16	4,61	4,61	2,66	1,73
3, 5, 6	3	122,53	9,21	3	3,07	110,11	21	5,24	0,63	0,41	1,54
3, 5, 6, 10	4	179,06	20,00	6	3,33	139,06	24	5,80	0,56	0,26	2,15
3, 5, 6, 10, 2	5	230,29	34,83	10	3,48	160,63	25	6,43	0,63	0,16	4,20
3, 5, 6, 10, 2, 9	6	305,81	81,60	16	5,44	148,61	24	5,96	-0,48	1,96	-0,24

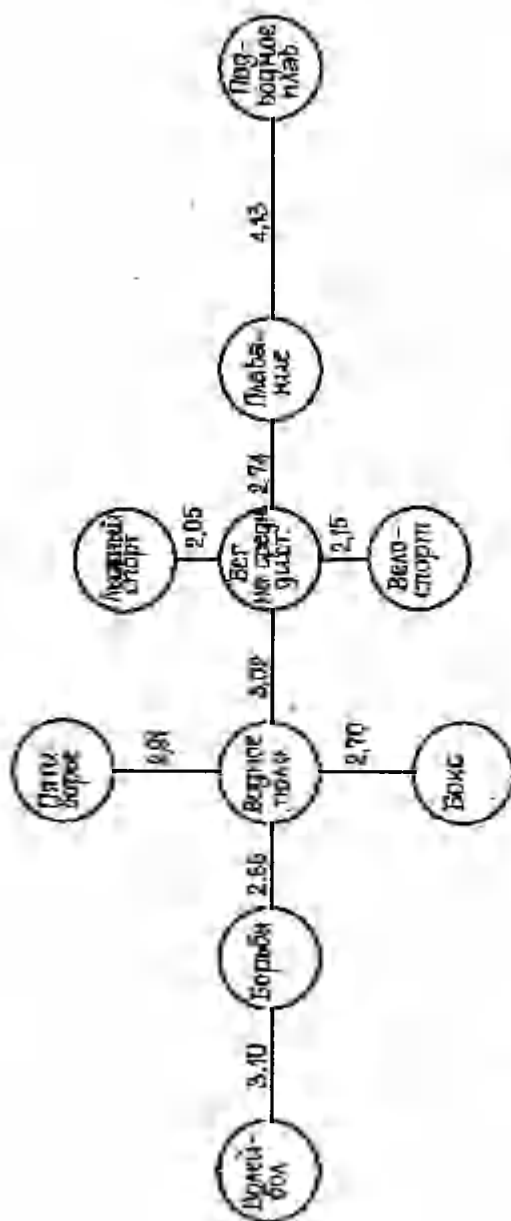


Рис. 1. Путь минимальных совокупных различий (МЦР) между видами спорта. Помечено. Расстояние между центрами кругов пропорциональна соответствующим совокупным различиям. Величины этих различий заложены над соответствующими сегментами.

$\bar{P}_S = \frac{S}{s}$ - среднее внутригрупповое совокупное различие;

$\nu = \hat{m}(m - \hat{m})$ - число внегрупповых связей, т.е. связей между объектами, включенными в рассматриваемую группу, и объектами, не включенными в нее;

$V = \sum_{j \in \Psi} P_j - 2S$ - сумма внегрупповых совокупных различий;

$\bar{P}_V = \frac{V}{\nu}$ - среднее внегрупповое совокупное различие,

$\Delta S = \bar{P}_{S_{m+1}} - \bar{P}_{S_m}$ - прирост среднего внутригруппового совокупного различия, обусловленный включением в группу нового объекта;

$\Delta V = \bar{P}_{V_{m+1}} - \bar{P}_{V_m}$ - прирост среднего внегруппового совокупного различия, обусловленный включением в группу нового объекта.

Группировка начинается с выделения пары многомерных объектов Q_a и Q_b , совокупное различие между которыми является наименьшим (по табл. типа I). Пусть это будет P_{ab} . Среднее внегрупповое совокупное различие получим по формуле

$$\bar{P}_V = \frac{V}{\nu} = \frac{P_a + P_b - 2P_{ab}}{2(m-2)}$$

Чтобы расширить полученную группу, следует определить такой объект, который был бы одновременно самым близким к обоим уже включенным в группу объектам. Такому условию соответствует, очевидно, объект Q_c , у которого сумма совокупных различий $P_{ac} + P_{bc}$ минимальна. После этого определим новые внутригрупповые \bar{P}_S и внегрупповое \bar{P}_V .

Четвертый включаемый в группу объект Q_d должен удовлетворять требованию

$$\sum_{j \in \{a,b,c\}} P_{jd} = P_{ad} + P_{bd} + P_{cd} = \min.$$

Затем вычислим новые \bar{P}_S и \bar{P}_V и т.д..

Средние совокупные различия \bar{P}_S и \bar{P}_V в общем случае увеличиваются. Когда в группу включают объект, который действительно сюда принадлежит, то среднее внегрупповое совокупное различие увеличивается быстрее, чем среднее внутригрупповое совокупное различие. Если же прирост ΔV становится меньше ΔS , то расширение группы прекращается, образование группы считается завершенным.

Из оставшихся вне группы объектов определяют ядро новой

группы: два объекта, совокупное различие между которыми минимально. Затем описанная процедура расширения группы вокруг этого ядра повторяется сначала. Такое образование групп продолжается до тех пор, пока все объекты не будут включены в ту или иную группу (или же вне групп останется один обособленный объект).

Математические выкладки по проведению группировки целесообразно осуществлять по двум параллельным схемам. По первой схеме (табл. 2) определяем сумму внегрупповых совокупных различий по отдельным видам спорта. Это дает нам возможность решить, включение в группу какого вида спорта дает среднему внутригрупповому совокупному различию наименьший прирост. В этой схеме все внутригрупповые совокупные различия заключены в скобки, а наименьшее суммарное внегрупповое различие подчеркнуто.

По второй схеме (табл. 3) проверяем, удовлетворяет ли критерию группировки новый вид спорта, определенный в первой схеме и стоящий в общей сложности наиболее близко к включенным уже в группу видам.

Обследованные нами 10 видов спорта разделились на две четко разграниченные группы.

В первую группу вошли бег на средние дистанции, велосипедный спорт, лыжный спорт и плавание, т.е. те виды спорта, тренировочный режим которых нацелен на выработку выносливости или быстроту и выносливость, и характеризуется этот режим большой или субмаксимальной циклической мощностью.

Вторую группу составляют бокс, борьба, водное поло, волейбол и пятиборье, т.е. виды спорта, тренировочные нагрузки которых направлены на выработку ловкости и быстроты или ловкости, быстроты и силы, и характеризуется этот режим ациклической, переменной мощностью.

Обособленным осталось подводное плавание.

Естественно, что для более полной характеристики влияния характера тренировочных нагрузок видов спорта желательно рассматривать показатели не только внешнего дыхания, но и сердечно-сосудистой системы, нужно изучать биохимические показатели и т.д. Все это следует иметь в виду и при других комплексных исследованиях с применением описанного здесь понятия совокупного различия (или некоторого его аналога).

Литература

1. Выханду Л.К. Об исследовании многопризнаковых биологических систем // Применение математических методов в биологии. - Л., 1964. - Вып. 3. - С. 19-22.
2. Ольм Т.Э. Применение многомерного статистического анализа для оценки различия между представителями разных видов спорта // Применение электронно-вычислительной техники в науке о спорте (Кибернетика и спорт): Тез. докл. конф., 10-12 сент. 1968 г. - М., 1968. - С. 83-85.
3. Фрей Г., Выханду Л. Новый метод выделения классификационных единиц // Изв. АН ЭССР. Сер. биол. - 1966. - № 4. - С. 563-567 (на ест. яз.).

БЫСТРОДЕЙСТВУЮЩИЙ ТЕРМОСТАБИЛИЗИРОВАННЫЙ ДАТЧИК ДЫХАНИЯ

С. П. Яксман

Сектор изучения адаптации Института общей и
молекулярной патологии ТГУ

С развитием электроники все больше используются электрические методы исследования вентиляции легких. Для этих целей обычно применяются преобразователи тепловой энергии. Таковыми могут быть термомпары и термосопротивления.

Термоанемометры позволяют построить датчики дыхания открытого типа, обладающие маленьким сопротивлением дыханию и работающие как на вдохе, так и на выдохе. Выходной сигнал датчика можно передать на ЭВМ.

Основным уравнением теплопреобразователя является уравнение теплового баланса, по сущности которого все тепло, поступающее к преобразователю, идет на повышение его теплоемкости и отдачу тепла.

Тепло, поступающее к преобразователю ($q_{эл}$), является теплом, создаваемым в результате выделения в нем электрической мощности. При теплообмене происходит переход некоторого количества тепловой энергии из одной части пространства в другую. Теплообмен может происходить тремя способами:

- а) теплопроводность - в чистом виде имеет место только в твердых телах - соответствующий поток тепла обозначим через $q_{тп}$,
- б) конвекция - перемещение материальных частиц - имеет место только в жидкостях и газах - $q_{то}$,
- в) излучение - поток электромагнитных волн, излучаемых телом за счет его тепловой энергии - $q_{из}$.

Следовательно, при неизменном агрегатном состоянии среды и при постоянной температуре тела уравнение теплового баланса преобразователей будет выглядеть так

$$q_{эл} = q_{то} + q_{тп} + q_{из} \quad (I)$$

Использовать это выражение для расчета термоанемометров трудно, потому что оно неявно содержит очень много независи-

ных друг от друга компонентов. Чтобы освободиться от некоторых из них, надо сконструировать анемометр так, чтобы некоторые компоненты теплоотдачи стали бы минимальными и их можно было бы не учитывать. Так, в преобразователях, в которых отношение длины нагреваемого провода l к его диаметру d $l:d = 500:800$, можно пренебречь влиянием $q_{\text{из}}$ и $q_{\text{т}}$ в формуле (I). В таких преобразователях можно полный тепловой поток определять по формуле Ньютона /I/:

$$I^2 R = \kappa S \theta \quad (2)$$

где κ - коэффициент теплоотдачи, S - поверхность тела, θ - разность температур среды и проволоки, I - величина электрического тока, проходящего через проволоку с сопротивлением R .

Коэффициент теплоотдачи зависит от геометрических параметров преобразователя и от физических свойств газа и определяется по формуле:

$$\kappa = \frac{c \lambda}{d} \cdot \left(\frac{v \cdot d}{\nu} \right)^n, \quad (3)$$

где λ - коэффициент теплопроводности газа, v - скорость движения газа, ν - кинетическая вязкость газа, c и n зависят от скорости и от диаметра провода. Как следует из (3), κ является функцией линейной скорости течения газа /2/.

2. Конструкция и принцип работы

Датчик - это мост из проволочных сопротивлений. Все ветви моста изготовлены из одного и того же материала - палладия - диаметром 40 мкм (это гарантирует им одинаковый температурный коэффициент сопротивления).

Противостоящие ветви моста R_T (рис. I) являются измерительными, две остальные - компенсационными. Компенсационная ветвь состоит из компенсационного мостика (четыре проволочных сопротивления R_k) и сопротивления $R_{\text{см}}$, который единственно выполнен из сплава, имеющего очень маленький температурный коэффициент сопротивления. Мост сопротивлений удерживают в равновесии при помощи источника питания (DA и V), управляемого напряжением неравновесия моста. Выходной сигнал

снимают с выхода указанного источника питания.

В исходном состоянии мост находится в равновесии:

$$R_T = R_K + R_{CM}. \quad (4)$$

Сопротивление каждой из измерительных ветвей больше, чем сопротивление одного проволочного элемента в компенсационной ветви, поскольку через элементы измерительных ветвей протекает больший ток и, следовательно, температура измерительных ветвей больше ($t_T \gg t_K$) температуры компенсационных ветвей. В потоке воздуха R_T из-за высокой температуры отдаст больше теплоты и их сопротивление уменьшается значительно больше. Равновесие моста нарушается. С помощью управляемого источника увеличивается ток питания моста, пока мост не вернется в равновесие. Получается зависимость тока питания моста I от объемной скорости воздуха $I = f(Q)$. Эта зависимость не является линейной. Выход датчика подается на ЭВМ, где зависимость выравнивается и определяется объемная скорость воздуха.

3. Термочувствительность датчика

Точность датчика страдает из-за зависимости выходного сигнала от внешней температуры. Для уменьшения этой зависимости необходимо в выходной сигнал датчика ввести поправку, которая учитывала бы изменения температуры внешней среды. Во многих датчиках используется дополнительный термистор, которым измеряется температура внешней среды и, посредством соответствующего компенсатора вводится поправка в характеристики датчика.

В данной работе пытались уменьшить зависимость выходного сигнала датчика от температуры внешней среды специальным построением моста сопротивлений. Весь мост сопротивлений помещали в струю воздуха.

Для достижения термокомпенсации датчика в него последовательно с мостом включали резистор R с постоянным сопротивлением. Подбором величины сопротивления R удалось эту задачу решить.

Элементы моста датчика, кроме дополнительного сопротивления R_{CM} , изготовили одинаковыми из одного и того же материала - палладия. Следовательно, зависимость сопротивления от температуры у них одинакова. В компенсационном плече

проводами размещены параллельно, вследствие чего электрический ток, протекающий через них, в два раза меньше электрического тока проволок измерительных плеч.

В одной проволоке компенсационного плеча из-за наличия $R_{см}$ выделяющаяся тепловая энергия меньше, чем $1/4$ энергии, которая выделяется на сопротивлении измерительного плеча. Другими словами, при изменении температуры среды приращение выделяющейся тепловой энергии измерительного плеча превышает приращение выделяющейся тепловой энергии компенсационного плеча. В результате происходит смещение равновесия моста.

В случае равновесия сопротивлений плеч моста одинаковы, т.е. $R_T = R_K + R_{см}$,

$$\text{где} \quad R_T = R_0 [1 + \alpha (\theta_T - \theta_0)] , \quad (5)$$

$$R_K = R_0 [1 + \alpha (\theta_K - \theta_0)] . \quad (6)$$

Данные формулы (5) и (6) показывают зависимость сопротивлений R_T и R_K от их температуры /3/. В этих формулах: R_0 - сопротивление проволоки при температуре t_0 , α - температурный коэффициент сопротивления.

Температурные зависимости можно выразить по отношению разностей температур:

$$\theta_0 = t_0 - t_1 , \quad (7)$$

$$\theta_T = t_T - t_1 , \quad (8)$$

$$\theta_K = t_K - t_1 , \quad (9)$$

где t_1 - температура потока воздуха,
 t_0 - температура, при которой измерено сопротивление проволоки R_0 ,
 t_T - температура измерительной ветви (проволоки измерения),
 t_K - температура проволок компенсационной ветви.

Поскольку измерительные плечи моста сопротивлений датчика и проволоки компенсационных ветвей изготовлены из одного и того же материала, выделяющаяся в них мощность находится в одинаковой зависимости (2) от температуры:

$$P_T = \kappa S \theta_T, \quad (10)$$

$$P_K = \kappa S \theta_K, \quad (11)$$

где P_K - выделяющаяся мощность одного элемента компенсационного плеча,

P_T - выделяющаяся мощность на измерительном плече.

На основании (10), (11) можно написать

$$\frac{P_K}{\theta_K} = \frac{P_T}{\theta_T} \quad (12)$$

Так как $P_T = R_T I_1^2$ и $P_K = R_K I_1^2/4$,

где I_1 - электрический ток в одном плече моста сопротивлений датчика,

$$4R_T \theta_K = R_K \theta_T, \quad (13)$$

откуда с помощью (5)-(7) можно вывести уравнение для определения температуры измерительного плеча:

$$\theta_T^2 + \theta_T \left(\frac{1}{2} - \theta_0 - \frac{R_{CM}}{\alpha \cdot R_0} \right) + \frac{4}{3} \frac{R_{CM}}{\alpha \cdot R_0} \left(\theta_0 - \frac{1}{2} \right) = 0. \quad (14)$$

Полученное уравнение (14) содержит четыре переменных и в данной работе решается в частном случае. В мосте сопротивлений дополнительный резистор $R_{CM} = R_0/2$ и уравнение (13) и (14) решили по отношению θ_T и θ_K при температурах потока воздуха $t_1 = 20-40^\circ\text{C}$. Сопротивление R_0 измерено при температуре $t_0 = 0^\circ\text{C}$ и конкретные данные коэффициента температурной зависимости сопротивления получены из справочника физических величин /3/. Расчет имеет следующие результаты.

Если $t_1 = 40^\circ\text{C}$, то $\theta_0 = -40^\circ\text{C}$,
 $\theta_T = 160,3^\circ\text{C}$, $t_T = 260,3^\circ\text{C}$,
 $\theta_K = 28,7^\circ\text{C}$, $t_K = 68,1^\circ\text{C}$,
 $R_T = 1,76 R_0$ и $R_K = 1,26 R_0$.
 Если $t_1 = 20^\circ\text{C}$, то $\theta_0 = -20^\circ\text{C}$,
 $\theta_T = 159,6^\circ\text{C}$, $t_T = 179,6^\circ\text{C}$,
 $\theta_K = 28,0^\circ\text{C}$, $t_K = 49,0^\circ\text{C}$,

$$\begin{aligned}
 &R_T = 1,682 R_0 \text{ и } R_K = 1,18 R_0. \\
 \text{Если } &t_t = 30^\circ\text{C}, \text{ то } \theta_0 = -30^\circ\text{C}, \\
 &\theta_T = 160,0^\circ\text{C}, \quad t_T = 190,0^\circ\text{C}, \\
 &\theta_K = 28,4^\circ\text{C}, \quad t_K = 58,4^\circ\text{C}, \\
 &R_T = 1,72 R_0 \text{ и } R_K = 1,22 R_0.
 \end{aligned}$$

Мощность потока теплоты, уносимого от проводника путем конвекции, определяется формулой Ньютона (2). Используя уравнение (6), получим:

$$I^2 R_0 [1 + \alpha(\theta_T - \theta_0)] = \kappa S \theta_T. \quad (15)$$

Попытаемся вычислить изменение квадрата электрического тока (I^2) по формуле (15) в пределах конкретных температур потока воздуха.

В промежутке температур 20°C до 40°C получим:

$$\frac{\Delta I^2}{I^2} = 4,15\% \quad \text{и} \quad \frac{\Delta I}{I} = -2,07\%,$$

где ΔI — изменение электрического тока в результате изменения температуры измеряемого потока воздуха.

Для этих температур потока воздуха было вычислено также изменение сопротивления R_T (измерительных плеч) $\frac{\Delta R_T}{R_T} = 4,55\%$ и изменение сопротивления проволок R_K (компенсационной ветви) $\frac{\Delta R_K}{R_K} = 5,9\%$. По этим данным можно определить и изменение сопротивления всего моста датчика R' . Величины ΔR_T , ΔR_K , $\Delta R'$ — изменения соответственно R_T , R_K и R' в результате изменения температуры воздуха.

Поскольку ΔI и $\Delta R'$ — малые величины, можно, исходя из равенства $U = I \cdot (R + R')$, выписать:

$$\Delta U = \Delta I (R + R') + I \cdot \Delta R', \quad (16)$$

где ΔU — изменение напряжения всего датчика в результате изменения температуры потока воздуха.

Чтобы получить минимальную зависимость выходного напряжения датчика U от температуры измеряемого потока воздуха, следует приравнять (16) к нулю. Отсюда получим

$$\frac{\Delta I}{I} = - \frac{\Delta R'}{R + R'}. \quad (17)$$

Поскольку мы выше показали $\frac{\Delta I}{I} < 0$, $\frac{\Delta R'}{R'} > 0$, то уравнение (17) можно удовлетворить подходящим выбором величины R . В итоге получим, что выходное напряжение датчика зависит наиболее слабо от изменений температуры потока воздуха в промежутке температур от 20°C до 40°C , если подобрать дополнительный резистор так, чтобы $R = 2,5I R'$.

4. Обеспечение чувствительности датчика к направлению потока

Одним из необходимых свойств датчика без клапанов является чувствительность к направлению потока воздуха, которая дает возможность анализировать как вдох, так и выдох. Во многих случаях чувствительность к направлению достигается использованием нескольких датчиков. Термочувствительные датчики помещаются в дыхательную маску на определенном расстоянии друг от друга так, чтобы в показаниях датчиков, охлаждаемых потоком воздуха, возникало определенное смещение во времени, по которому можно определить направление потока воздуха /4, 5/.

В данной работе мы пытались добиться чувствительности к направлению таким размещением плеч датчика, при котором в зависимости от направления потока в выходной диагонали компенсационного мостика (рис. 1) возникает разность напряжений, знак которой позволяет определить направление движения воздуха.

Плечи моста сопротивлений датчика расположены попарно один за другим так, что проволоки, отмеченные на рисунке 1 буквой Т, остаются точно за проволоками, отмеченными буквой Е. При вдохе горячий воздух, нагретый высокотемпературной измерительной ветвью Е, нагревает проволоку компенсационной ветви Т, находящуюся за ней по направлению движения воздуха. Сопротивление последней повышается и на выходной диагонали компенсационного мостика возникает разность потенциалов.

При выдохе горячий воздух, нагретый измерительной ветвью Т, нагревает другую проволоку Е того же компенсационного мостика, находящуюся за ним (по направлению движения воздуха). На выходной диагонали мостика возникает разность потенциалов. Знак разности потенциалов на выходной диагонали компенсационного мостика зависит от направления движения воздуха.

Дополнительный нагрев проволок компенсационной ветви,

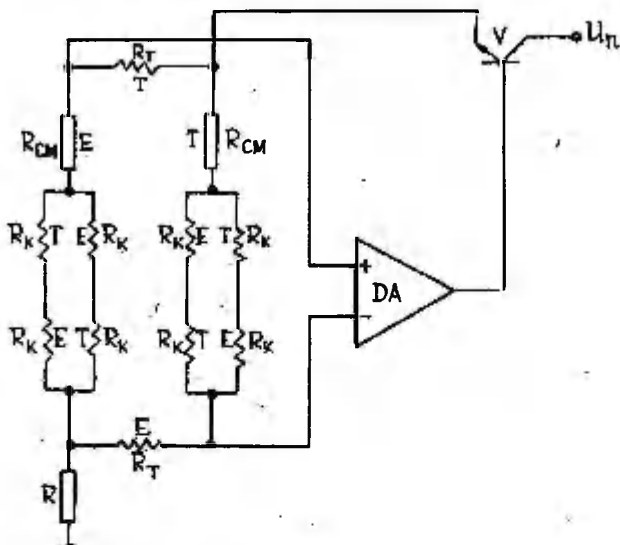


Рис. 1. Принципиальная электрическая схема термостабилизированного датчика дыхания (объяснение в тексте).

которые находятся рядом с измерительными проволоками, по величине незначителен. Расположением остальных проволок компенсационных ветвей удалось исключить возможное возникновение разбаланса моста сопротивлений датчика вследствие принятых мер для обеспечения чувствительности к направлению.

5. Сопротивление датчика дыхания

Сопротивление маски дыханию можно определить, измеряя давление в маске при дыхании. В маске, отверстие трубки которой имеет площадь сечения 462 мм^2 , получено давление при максимальной вентиляции (объемная скорость 10 л/с) $28 \text{ мм H}_2\text{O}$. Из этого видим, что данный датчик не обладает существенным сопротивлением дыханию и, согласно литературным данным /6/, практически не влияет на механизм дыхания и не приводит к искажениям при измерении вентиляции.

Л и т е р а т у р а

1. Электрические измерения неэлектрических величин / Под ред. Л.В. Новицкого. - Л., 1975. - С. 326-356.
2. Нащокин В.В. Техническая термодинамика и теплопередача. - М.: Высшая школа, 1980. - 400 с.
3. Краткий физико-технический справочник / Под ред. К.П. Яковлева. - М., 1960. - Т. I. - С. 363-364.
4. Авторское свидетельство СССР № 655386, кл. А61В 5/08, 1979.
5. Авторское свидетельство СССР № 827028, кл. А61В 5/08, 1981.
6. *Neue Methoden zum Studium des Gasaustausches und der Lungenfunktion von Alfred Fleisch.* - Leipzig: VEB Georg Thieme, 1961, - S. 51-56.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОБЪЕМНОЙ СКОРОСТИ ДЫХАТЕЛЬНОГО ПОТОКА ВОЗДУХА С ПОМОЩЬЮ ТЕРМИСТОРНОГО ДАТЧИКА

Ю.О. Лоолайд, С.П. Яксман

Кафедра спортивной медицины и лечебной физкультуры ТГУ
Сектор изучения адаптации Института общей и
молекулярной патологии ТГУ

Целью данной работы было разработать датчик, электропотребление которого было бы мало, вследствие чего его можно было бы использовать как портативный переносный аппарат. Обработка его выходного сигнала могла бы происходить на микропроцессоре.

Принципиальная электрическая схема датчика дыхания представлена на рисунке I. Датчик представляет собой мост сопротивлений, три плеча которого постоянны (R_1, R_2, R_3), в четвертое плечо включено термосопротивление (R_4). Датчик содержит еще усилитель напряжения рассогласования на микросхеме и транзисторе. Для определения объемной скорости воздуха использованы два таких датчика с разной рабочей температурой. Термосопротивления датчиков помещены в трубку маски. Маска закрывает рот и нос. Вдыхаемый воздух проходит через трубку маски.

Питание моста происходит от генератора U_n , величина тока которого изменяется и регулируется с помощью усилителя напряжения рассогласования DA и транзистора V. Напряжение питания моста сопротивлений соответствует значению, при котором мост сопротивлений находится в равновесии. В датчике могут использоваться термисторы Т-8, Т-9, ТШ-1.

В стеклянной оболочке термистора проделаны отверстия, через которые поток воздуха попадает непосредственно к кристаллу термистора. С помощью выводов термисторы зафиксированы в центре потока воздуха. В одном датчике используются два моста сопротивлений, термосопротивления которых размещены в маске один за другим. Остальные элементы моста сопротивлений вместе с усилителем напряжения и термистором размещены на общей монтажной плате.

Оба термистора принадлежат к одному типу, т.е. в одном

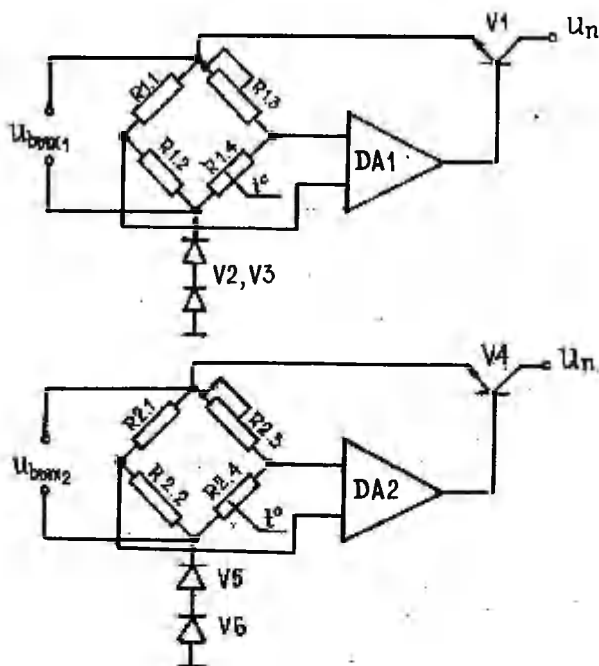


Рис. 1. Принципиальная электрическая схема датчика.

датчике используются элементы со сходными характеристиками. На рисунке 2 показана зависимость сопротивления термистора от его рабочей температуры. Сопротивление термистора, т.е. его рабочая температура, устанавливается выбором сопротивления R_3 . Рабочая температура термистора (t_1 или t_2) практически постоянна, не зависит от температуры проходящего потока воздуха (температуры среды) T и выбрана так, что $t_1 \ll t_2$. Перенос теплоты от термистора происходит практически путем конвекции. Переносом тепла излучением и тепловой проводимостью металлов можно пренебречь. Можно записать:

$$P_i = (t_i - T) f(Q), \quad i = 1, 2. \quad (I)$$

Термистор, помещенный в поток воздуха, остывает, т.е. происходит передача тепла частицам воздуха. Вследствие этого сопротивление термистора увеличивается и равновесие моста

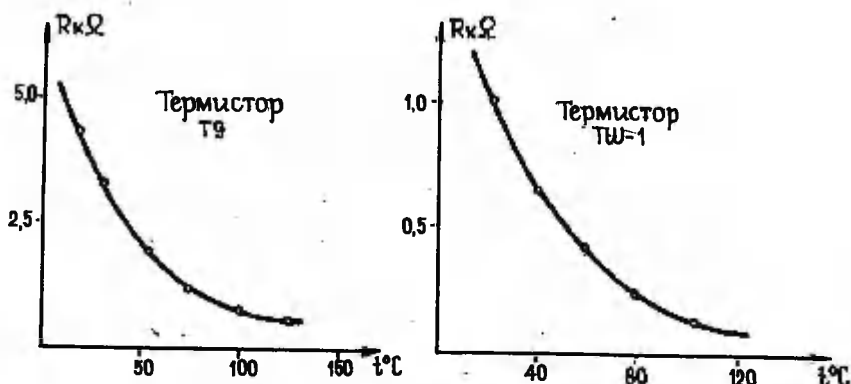


Рис. 2. Зависимость сопротивления термистора от температуры согласно /1/.

нарушается. Усилители напряжения рассогласования увеличивают напряжение питания моста сопротивлений, в результате чего на термисторе выделяется большая мощность. Это компенсирует тепловую энергию, отдаваемую потоку воздуха. Количество тепловой энергии, отдаваемой потоку воздуха, пропорционально скорости движения потока воздуха. Проходящий через мост датчика электрический ток является функцией скорости движения воздуха.

Зависимость полученного выходного напряжения датчика от скорости потока представлена на рисунке 3.

Два моста сопротивлений используются потому, что у выходного сигнала зависимость от изменений температуры внешней среды очень велика (рис. 4).

2. Обработка сигнала датчика

Рабочее напряжение датчика u зависит от рабочей температуры датчика t , от температуры воздуха T и от скорости потока воздуха Q : $u = u(t, T, Q)$. При этом величина $\frac{u^2}{t - T}$ зависит только от скорости потока воздуха Q /2/ и эти зависимости для двух датчиков можно представить в виде

$$\frac{u_1^2}{t_1 - T} = f_1(Q); \quad \frac{u_2^2}{t_2 - T} = f_2(Q), \quad (2)$$

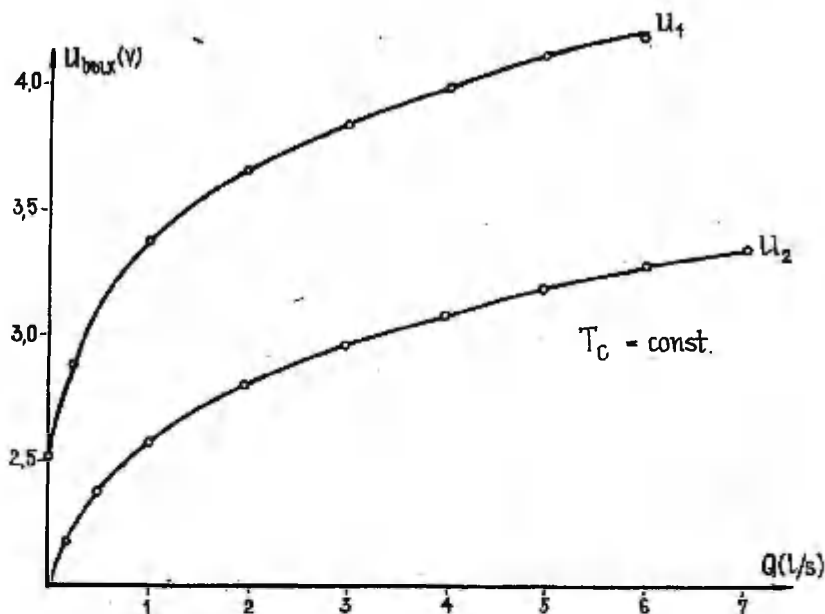


Рис. 3. Зависимость выходного сигнала датчика от объемной скорости воздуха.

где u_1 и u_2 - рабочие напряжения, t_1 и t_2 - рабочие температуры датчиков. Для практического использования датчиков надо знать зависимости f_1 и f_2 . Поскольку аналитическое выражение вида функций f_1 и f_2 довольно трудоемко и сложно, мы использовали представление их в виде таблиц. Для этого был проведен ряд измерений u_1 и u_2 на разных скоростях потока воздуха Q . Температура воздуха была сохранена на постоянном уровне T_C . По этим измерениям были составлены таблицы значений функций. По таблицам калибровки производилось дальнейшее измерение скорости потока воздуха Q при неизвестной температуре воздуха.

Пусть u_1^0 и u_2^0 - пара измерений при скорости потока воздуха Q^0 и температуре T^0 . Тогда, обозначая $(u_1^0)^2 = p_1$ и $(u_2^0)^2 = p_2$, по формулам (2)

$$\begin{aligned} p_1 &= (t_1 - T^0) f_1(Q^0), \\ p_2 &= (t_2 - T^0) f_2(Q^0). \end{aligned} \quad (3)$$

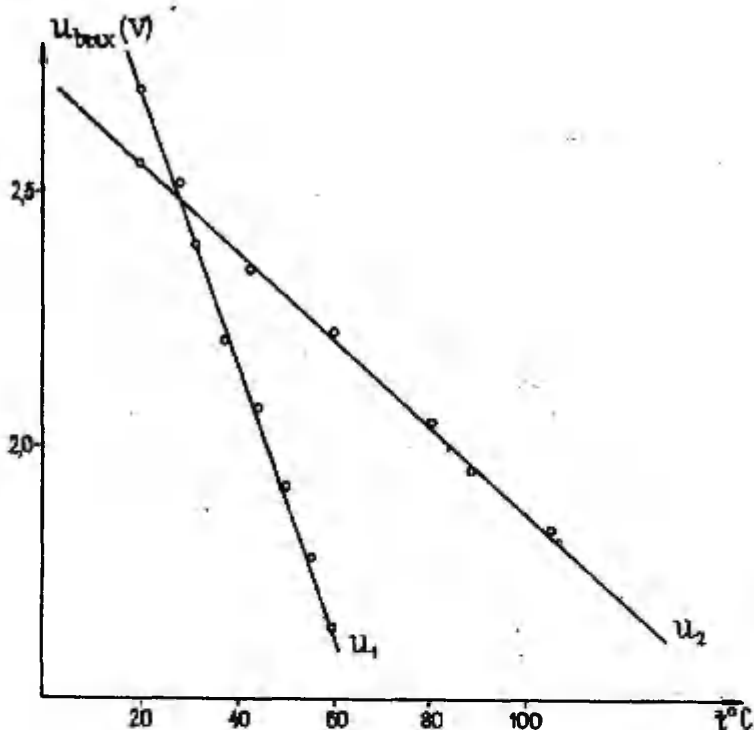


Рис. 4. Зависимость выходного сигнала датчика от температуры окружающей среды (поток воздуха отсутствует).

Рассмотрим полученные уравнения как систему уравнений для определения неизвестных T^0 и Q^0 , предположив, что $t_1 < t_2$. Для решения этой системы выбираем некоторое начальное значение температуры T_1 , при помощи которого можем вычислить приближение скорости потока воздуха $Q_1 = f_2^{-1} \left(\frac{P_2}{t_2 - T_1} \right)$, где f_2^{-1} обозначает обратную функцию функции f_2 . При помощи Q_1 можем найти новое приближение температуры $T_2 = t_1 - \frac{P_1}{f_1(Q_1)}$. В общем, когда мы имеем приближение температуры T_k , тогда

$$Q_k = f_2^{-1} \left(\frac{P_2}{t_2 - T_k} \right) \quad \text{и} \quad T_{k+1} = t_1 - \frac{P_1}{f_1(Q_k)}. \quad (4)$$

Описанный итерационный процесс сходится, если $t_1 < t_2$, при этом тем быстрее, чем больше разница t_1 и t_2 . При очень

близких t_1 и t_2 итерационный процесс может из-за неточностей в измерениях не сойтись. С другой стороны, разница t_1 и t_2 ограничивается техническими особенностями датчика. Слишком высокая температура датчика быстро портит его. Температура датчика, близкая к температуре изучаемого воздуха, снижает чувствительность датчика и приводит к большой ошибке измерения.

Пределы последовательностей $\lim T_k = T^*$ и $\lim Q_k = Q^*$ являются решением системы (3), т.е. $T^* = T^0$ и $Q^* = Q^0$ (рис. 5). Не имеет значения, с какой стороны мы будем приближаться к T^* . Итерационный процесс можно закончить, когда разница двух последовательных значений Q_k и Q_{k+1} становится меньше допустимой погрешности измерения. Итерационный процесс иллюстрируется рисунком 5.

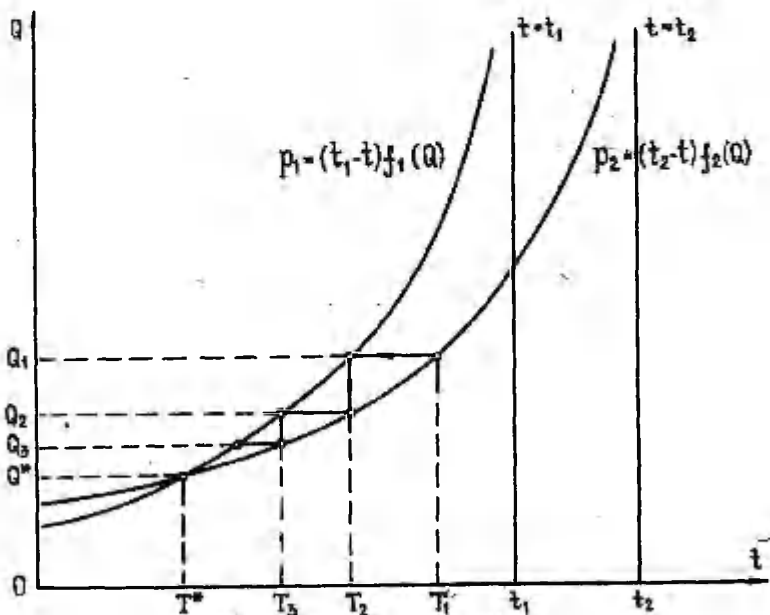


Рис. 5. Схема итерационного процесса для нахождения T^* и Q^* по измерениям u_1^0 и u_2^0 .

Вычисления значений функций f_1 и f_2^{-1} производится на основе таблиц, полученных в ходе калибровки. При нахождении

значений функций между узлами используется линейная интерполяция. (Если точность линейной интерполяции не удовлетворяет, можно использовать более точный метод.) Комплекс, состоящий из ЭВМ с подключенным к нему датчиком, позволяет следить за динамическими изменениями потока воздуха, в том числе и дыхательного потока.

3. Источники ошибок и общая ошибка измерения

Хотя описанный выше итерационный процесс (4) сходится, надо заметить, что из-за неточностей в измерениях $Q^{\#}$ приближается к Q^0 с некоторой ошибкой ΔQ . Нас интересует, как величина $\Delta Q = |Q^0 - Q^{\#}|$ зависит от ошибок измерения. При определении Q по f_2^{-1} источниками погрешности являются следующие ошибки Δx_i измерения величин x_i , входящих в формулу (4). Приведем оценки ошибок Δx_i и чувствительностей S_i конечного результата $Q^{\#}$ к ошибкам Δx_i для датчика с рабочей температурой $t_2 = 120^\circ\text{C}$ и при скорости воздуха $Q = 0,5$ л/с:

- 1) ошибка определения температуры датчика $t_2 = x_1$ во время калибровки: $\Delta x_1 = 2,5^\circ\text{C}$, $S_1 = 1$;
- 2) ошибка определения температуры воздуха $T_c = x_2$ во время калибровки: $\Delta x_2 = 1^\circ\text{C}$, $S_2 = -0,2$;
- 3) ошибка определения напряжения $u_2 = x_3$ во время калибровки: $\Delta x_3 = 0,01\text{В}$, $S_3 = -0,028$,
- 4) ошибка определения объемной скорости воздуха $Q = x_4$ во время калибровки: $\Delta x_4 = 0,01$ л/с, $S_4 = 0,2$;
- 5) ошибка определения напряжения $u_2 = x_5$ во время измерения: $\Delta x_5 = 0,01\text{В}$, $S_5 = 0,28$
- 6) ошибка определения температуры датчика $t_2 = x_6$ во время измерения: $\Delta x_6 = 2,5^\circ\text{C}$, $S_6 = -1$
- 7) дрейф рабочей температуры $t_2 = x_7$ в отношении температуры датчика $t_2 = x_1$ полученной при калибровке: $\Delta x_7 = 2,5^\circ\text{C}$; $S_7 = -1$.

Значения Δx_i были оценены по техническим данным измерительных приборов. Чувствительности S_i получены по формуле $S_i = \frac{\partial Q}{\partial x_i} \cdot \frac{x_i}{Q}$, где Q рассматривалась как функция нескольких переменных $Q(x_1, x_2, x_3, x_4, x_5, x_6, x_7)$, \bar{x}_i и \bar{Q} обозначают диапазон изменения соответствующих величин, здесь $\bar{x}_i = 2\Delta x_i$. Частные производные $\frac{\partial Q}{\partial x_i}$ получены численным расчетом из формул (3) и (4), используя табулированные значения Q . При вычислении частных производных по аргументам $x_1 \div x_4$, вариации которых можно отождествить с ошибками калибровки, каждому аргументу задавали малое приращение, затем рассчиты-

Таблица I

Влияние разных ошибок на точность конечного результата. Рабочая температура датчика $t = 120^{\circ}\text{C}$, температура калибровки $T_c = 20^{\circ}\text{C}$, скорость потока воздуха $Q^0 = 0,5 \text{ м/с}$

Температура измерения $T^0 = 20^{\circ}\text{C}$

ΔX_1	ΔX_2	ΔX_3	ΔX_4	ΔX_5	ΔX_6	ΔX_7	ΔQ	$\delta Q(\%)$
2,5	0	0	0	0	2,5	0	0	0
0	0	0	0	0	0	-2,5	0,061	10,2
0	I	0,01	0,01	0,01	0	0	0,0686	1,7
2,5	I	0,01	0,01	0,01	2,5	0	0,068	1,6
0	I	0,01	0,01	0,01	0	2,5	0,063	10,5

Температура измерения: $T^0 = 35^{\circ}\text{C}$

ΔX_1	ΔX_2	ΔX_3	ΔX_4	ΔX_5	ΔX_6	ΔX_7	ΔQ	$\delta Q(\%)$
2,5	0	0	0	0	2,5	0	0,008	1,5
0	0	0	0	0	0	2,5	0,0525	10,6
0	-I	0,01	0,01	0,01	0	0	0,031	6,25
2,5	-I	0,01	0,01	0,01	2,5	0	0,022	4,4
0	-I	0,01	0,01	0,01	0	-2,5	0,063	16,7

вам новую таблицу калибровки и по этой таблице находили $Q^{\text{ж}}$, соответствующее данному значению аргумента. По изменению значения $Q^{\text{ж}}$ и приращению значения x_i оценили $\frac{\partial Q}{\partial x_i}$.

Как видно, $Q^{\text{ж}}$ имеет наибольшую чувствительность к ошибкам температуры датчика $\Delta x_1, \Delta x_6$ и Δx_7 . Направляется вопрос, с какой точностью надо определять температуру датчика. Если предположить, что калибровка датчика производилась только-что, можно считать, что дрейфа нет и $\Delta x_7 = Q$. Тогда ошибки Δx_1 и Δx_6 систематические, $\Delta x_1 = \Delta x_6$ и влияния этих ошибок приблизительно компенсируют друг друга. Полностью компенсируются они тогда, когда температура воздуха во время измерения равна температуре во время калибровки $T^0 = T_c$. Следовательно, точность измерения температуры датчика не является самым важным вопросом.

Отдельно надо рассмотреть случай, когда рабочая температура имеет значительный дрейф во времени, т.е. $\Delta x_7 \neq 0$. Тогда эта ошибка вызывает неизвестную систематическую ошибку при определении $Q^{\text{ж}}$. Эту ошибку мы можем оценивать по формуле

$$\Delta Q = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial Q}{\partial x_i} \cdot \Delta x_i \right)^2}$$

Для $Q = 0,5$ л/с получаем оценку ошибки $\Delta Q = 0,059$ л/с или $\frac{\Delta Q}{Q} = 11\%$. Столь большая ошибка указывает на необходимость периодической калибровки датчика. Зависимость погрешности Q от ошибок Δx_i приведена в таблице I.

В смысле точности измерения Q более важное значение имеют точность измерения скорости потока воздуха во время калибровки и точность измерения напряжения датчика. Важным представляется также качество калибровки. Надо следить, чтобы температура и влажность воздуха во время калибровки оставались постоянными.

Литература

1. Лавриненко В.Д. Справочник по полупроводниковым приборам. - Киев: Техника, 1984. - 375 с.
2. Электрические измерения неэлектрических величин / Под ред. П.В. Новицкого. - Л.: Энергия, 1975. - 576 с.

Содержание

Т.Э. Кару, Э.Э. Кяэрик. Система автоматизированной обработки медицинских данных ведущих спортсменов Эстонии	3
А.П. Ландырь. Результаты массового обследования объема сердца у спортсменов методом крупнокадровой флюорографии	I
П.-Х.Г. Кингисепп, В.А. Вакс. Показатели внешнего дыхания и работоспособность у представителей различных видов лыжного спорта	24
Я.А. Маароос. Электрокардиография при физической нагрузке в диагностике коронарной недостаточности	33
А.А. Ляхмус. Факторы, влияющие на длительность фаз сердечного цикла	50
М.Э. Оямаа. Центральная гемодинамика у спортсменов во время выполнения физических нагрузок	61
А.П. Ландырь. Количественная оценка сократительной способности миокарда у спортсменов	72
Е.В. Мосткова. Разработка математической модели сердца для применения в физиологических исследованиях	80
Ю.В. Ведру. Математическая модель сердечно-сосудистой системы для прикладных имитационных задач физиологии и медицины	92
Т.Э. Олым. Количественная оценка степени сходства и различия между многомерными биологическими объектами	II4
С.П. Яксман. Быстродействующий термостабилизированный датчик дыхания	I24
Ю.О. Лоолайд, С.П. Яксман. Определение объемной скорости дыхательного потока воздуха с помощью термисторного датчика	I33

Ученые записки Тартуского государственного университета.

Выпуск 800.

КЛИНИЧЕСКИЕ, МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ИНЖЕНЕРНЫЕ ПРОБЛЕМЫ

СПОРТИВНОЙ МЕДИЦИНЫ.

Спортивная медицина.

На русском языке.

Тартуский государственный университет.

СССР, 202400, г.Тарту, ул.Ванкоояи, 18.

Ответственный редактор В. Ведру.

Корректор И. Пауска.

Подписано к печати 3.02.1988.

№ 02402

Формат 60х90/16.

Бумага писчая.

Машинпись. Ротапринт.

Учтно-издательских листов 8,65. Печатных листов 9,0.

Тираж 600.

Заказ № 36.

Цена 1 руб. 70 коп.

Типография ТГУ, СССР, 202400, г.Тарту, ул.Лийги, 78.