449035

МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО СПЕЦИАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ СССР

МОСКОВСКОЕ ОРДЕНА ЛЕНИНА, ОРДЕНА ОКТЯБРЬСКОЙ РЕВОЛЮЦИИ И ОРДЕНА ТРУДОВОГО КРАСНОГО ЗНАМЕНИ ВЫСШЕЕ ТЕХНИЧЕСКОЕ УЧИЛИЩЕ имени Н.Э. БАУМАНА

На правах рукописи

УДК 615.471.03:616.13

АРСЕНЬЕВ Сергей Борисович

МЕТОД ВНУТРИСОСУДИСТОЙ РЕОГРАФИИ. КАТЕТЕРНЫЕ ДАТЧИКИ И АППАРАТУРА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ

Специальность 05.11.17 - медицинское приборостроение

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук

г. Москва 1987 г.

Работа выполнена во Всесоюзном научном центре хирургии АМН СССР

Научный руководитель – д.т.н., профессор Б.И.Леонов

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук профессор В.В.Лаврентьев

кандидат технических наук А.Б.Симаков

Ведущая организация Научно-исследовательский институт трансплантологии и искусственных органов

Защита состоится "I6" марта I987 г. на заседании специализированного совета К 053.I5.I7 в Московском ордена Ленина, ордена Октябрьской Революции и ордена Трудового Красного Знамени высшем техническом училище имени Н.Э.Баумана по адресу: I07005, Москва, 2-я Бауманская, д. 5.

Ваш отзыв в I-м экземпляре, заверенный печатью, просим выслать по указанному адресу.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Училища.

Автореферат разослан " " _____ I98 г.

Желающие присутствовать на защите должны заблаговременно известить [illegible] ций на имя председ[illegible].

спец[illegible]

[illegible].Жаров

Л-4494
Типография
Тираж I0[illegible]

М449038

м I,0 п.л.
29.12.86

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность. Современный уровень хирургического и интенсивного лечения больных с тяжелыми заболеваниями сердечно-сосудистой системы характеризуется широким внедрением технических средств непрерывного контроля гемодинамики пациента. Ведущая роль отводится инвазивным методам, обеспечивающим наибольшую точность и информативность. Причем инвазивность, как правило, оправдана риском операции и тяжестью заболевания.

В настоящее время развитие инвазивных методов идет по пути комплексной оценки гемодинамики больного. В СССР и за рубежом ведутся интенсивные работы по созданию полифункциональных катетерных датчиков для синхронного измерения скорости кровотока и давления в сосудах. Кроме того, разрабатываются новые информативные методики, обеспечивающие определение гемодинамических показателей, ранее не доступных для клинического использования.

Широкие возможности в этом отношении открывает принцип катетерной импедансной реографии. Локализация электрического поля катетерного датчика в пределах небольшого участка тела обеспечивает выбор адекватной модели распределения поля. Простота конструкции и технологии изготовления реографических катетеров выгодно отличает их от других типов датчиков, например, электромагнитных катетеров.

Особое практическое значение для целей длительного контроля центральной гемодинамики имеет разработка метода, сочетающего импедансные измерения в аорте с одновременной регистрацией давления крови в ней. Именно такой подход обеспечивает комплексную оценку состояния центрального кровообращения больного. В настоящее время сведения о подобных исследованиях практически отсутствуют.

Актуальность темы подтверждается включением ее в задание 01.05 Н Госпрограммы ГКНТ СССР 0.69.03 по реконструктивной хирургии (ГР № 80063689).

Цель и задачи работы. Целью работы является разработка метода комплексного исследования центральной гемодинамики, основанного на одновременном измерении электрического сопротивления внутри участка аорты и давления крови в ней катетерным

№ 1449035

НТБ МГТУ им.Н.Э.Баумана
1449035
Арсеньев С.Б.Метод внутри

датчиком (метод внутрисосудистой реографии), и технических средств для его реализации. Для достижения поставленной цели необходимо было решить следующие задачи:

I. Теоретически обосновать метод внутрисосудистой реографии с позиций гидродинамики крупных артерий.

2. Разработать теоретическую модель катетерного реографического датчика, учитывающую распределение электрического поля в рабочей зоне.

3. Экспериментально исследовать адекватность теоретической модели. Обосновать выбор геометрических параметров датчика.

4. Обосновать структуру мониторной системы для слежения за параметрами центральной гемодинамики методом внутрисосудистой реографии, требования к конструкции датчиков и первичных РПГ-преобразователей. Разработать алгоритм и программы для автоматизации метода.

5. Провести экспериментальную проверку основных научных и практических результатов работы в условиях клиники: оценить погрешность метода по сравнению со стандартными методиками измерения скорости кровотока в аорте и сердечного выброса, показать диагностическую ценность метода.

Общая методика исследования основана на использовании аппарата математической физики, теории потенциала, методов математической физики, методов математического и физического моделирования.

Научная новизна. В процессе решения поставленных задач получены следующие основные научные результаты:

I. Предложен и теоретически обоснован метод внутрисосудистой реографии, обеспечивающий комплексное исследование центральной гемодинамики и гидромеханических параметров крупных артерий.

2. Разработана адекватная теоретическая модель катетерного реографического датчика, учитывающая распределение электрического поля в рабочей зоне.

3. Обоснован выбор оптимальных геометрических параметров датчика, обеспечивающих минимизацию ошибок определения гидродинамических параметров.

4. На основе клинических данных доказана диагностическая ценность метода при исследовании и слежении за параметрами

центральной гемодинамики.

Практическая значимость и внедрение результатов работы.

I. Разработан новый метод комплексного исследования центральной гемодинамики, внедренный в клиническую практику отделов рентгенологии и кардиореанимации Всесоюзного Научного Центра Хирургии АМН СССР и отдела сердечно-сосудистой хирургии Всесоюзного Кардиологического Научного Центра АМН СССР.

2. Разработаны конструкции катетерных реографических датчиков ПЭКР-4, ПЭКР-6. По плану ОКР в СКБ кабельной промышленности (г.Каменец-Подольский) изготовлены опытные образцы. Выпуск установочной партии реографических катетеров предусмотрен планом ОКР СКБ КП в 1987 г.

3. Разработан блок для внутрисосудистой реографии, входящий в состав прикроватного монитора информационно-измерительной системы "САМАРИЙ", предназначенной для послеоперационного контроля пациентов в отделениях интенсивной терапии. По плану ОКР в Союзном НИИ приборостроения изготовлены 2 комплекта системы, в общей сложности 8 прикроватных мониторов.

4. Разработаны алгоритмы и программы автоматизации метода внутрисосудистой реографии в составе мониторно-компьютерной системы. Программное обеспечение реализовано в системе "САМАРИЙ" и в комплексе программ, использующихся в ВНЦХ АМН СССР для мониторного контроля гемодинамики пациентов.

Апробация работы. Основные положения диссертации докладывались на Всесоюзной конференции "Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение" (Москва, 1983), Всесоюзной научно-технической конференции "Вопросы разработки и внедрения радиоэлектронных средств при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний" (Свердловск, 1984), Всесоюзной конференции "Применение медицинской техники в хирургии" (Иркутск, 1985), семинаре научно-технического совета ВНЦХ АМН СССР, научном семинаре кафедры биомедицинских технических систем и устройств МВТУ.

Публикации. По теме диссертации опубликовано 7 печатных работ и получено I авторское свидетельство.

Объем работы. Диссертация изложена на 154 стр., включая 50 рисунков, 11 таблиц, список литературы и приложения. Список литературы содержит 88 наименований. В приложениях приведены таблицы некоторых интегралов и функций, используемых в работе,

а также данные обследованных больных.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Первая глава посвящена теоретическому обоснованию метода внутрисосудистой реографии и модельным представлениям, лежащим в его основе.

Применительно к тетраполярному катетерному реографическому датчику базовые электроплетизмографические соотношения могут быть записаны в следующем виде

$$\left.\begin{aligned} z &= f(S, \rho_{кр}, \varphi_z) \\ \left|\Delta z/z\right| &= \beta\left(\Delta S/S\right) \end{aligned}\right\} \qquad (I)$$

где: z – регистрируемое сопротивление между измерительными электродами;

S – площадь поперечного сечения сосуда;

$\rho_{кр}$ – удельное электрическое сопротивление крови;

φ_z – обобщенный фактор, отражающий геометрию и величину электрического поля в рабочей зоне;

$\Delta z/z$, $\Delta S/S$ – относительные пульсовые изменения сопротивления z и площади сечения S;

β – коэффициент пропорциональности.

Электрический ток, протекающий через активные электроды, локализуется в пределах небольшого участка тела. Это создает предпосылки для выбора достаточно адекватной модели распределения электрического поля в зоне измерительных электродов. Прирост давления крови в фазу систолы приводит к пульсовому колебанию площади сечения сосуда. Таким образом, сочетание импедансных измерений с регистрацией давления крови позволяет измерительными средствами определить соотношение сила – деформация локального участка артерии. Это соотношение, как известно, играет фундаментальную роль в гидродинамике крупных артерий, устанавливая связь между скоростью кровотока и скоростью волновых процессов в гидродинамической системе. Следовательно, применяя ту или иную гидродинамическую модель кровеносного сосуда по измеренным величинам можно рассчитать основные гидромеханические параметры сосуда: линейный и объемный кровоток, растяжимость сосудистой стенки, скорость распространения пульсовой волны. При проведении измерений в аорте указанные параметры трансформируются в важнейшие показатели центрального кровообращения. Изложенные соображения определили функциональную схему метода (рис.I).

Выбор гидродинамической модели основывался на следующих

допущениях: I) артерия – прямая упругая трубка, свойства стенки и невозмущенная площадь которой постоянны вдоль продольной оси; 2) кровь – однородная невязкая жидкость; 3) длина волны возмущения велика по сравнению с диаметром трубки. Первое допущение обусловлено локальным характером импедансных измерений – расстояние между измерительными электродами ℓ имеет порядок диаметра сосуда. Второе и третье допущения общеприняты в гидродинамике крупных артерий.

С учетом принятых допущений задача сводится к рассмотрению одномерной нестационарной гидродинамической модели. Принимая во внимание, что относительное пульсовое расширение артерии мало по величине (не более I0%), движение крови можно описать системой линейных дифференциальных уравнений:

$$\left.\begin{aligned} S'_t + S_0 \cdot u'_x &= 0 \\ u'_t + \tfrac{1}{\rho} p'_x &= 0 \\ p &= P(S) \end{aligned}\right\} \qquad (2)$$

где: u – средняя по сечению сосуда скорость кровотока;
S – площадь сечения;
S_0 – невозмущенная площадь сечения;
p – избыточное (пульсовое) давление крови;
ρ – плотность крови;
индексы x, t означают – частные производные по координате, совпадающей с продольной осью, и по времени, соответственно.

При оценке состояния центральной гемодинамике больного для клиницистов наибольший интерес представляют интегральные показатели кровообращения: сердечный выброс, средняя линейная скорость кровотока и др. Система (2) позволяет перейти к интегрированию во времени, которое приводит к следующим рабочим соотношениям:

$$\left.\begin{aligned} \bar{u} &= \sqrt{\frac{\Delta S}{S} \cdot \frac{\Delta P}{\rho}} \;;\; Q = S\sqrt{\frac{\Delta S}{S} \cdot \frac{\Delta P}{\rho}} \\ \bar{D} &= \frac{\Delta S}{S} \cdot \frac{1}{\Delta P} \;;\; \bar{C} = \left(\rho \cdot \bar{D}\right)^{-1/2} \end{aligned}\right\} \qquad (3)$$

где $\bar{u}$ – средняя линейная скорость кровотока;
Q – объемный расход;
$\bar{D}$ – растяжимость сосудистой стенки;
$\bar{C}$ – скорость пульсовой волны;

$\frac{\overline{\Delta S}}{S}$ – среднее относительное пульсовое расширение сосуда;

ΔP – среднее пульсовое давление крови.

Для установления зависимости межэлектродного сопротивления $\tilde{z}$ от площади сечения сосуда S рассмотрена двухслойная симметричная модель реографического катетера в кровеносном сосуде. В этой модели сосуд представлен цилиндром, имеющим удельное электрическое сопротивление $\rho_{кр}$, окруженным бесконечной средой с удельным сопротивлением $\rho_т$. Электроды катетера считаются точками на продольной оси. Решение уравнения Лапласа в цилиндрических координатах приводит к следующим формулам для межэлектродного сопротивления $\tilde{z}$ и коэффициента пропорциональности β:

$$\tilde{z} = \rho_{кр}\gamma + \frac{2\rho_{кр}}{\pi^2 r_c} A(\lambda, \varkappa), \qquad (4)$$

$$\beta = \frac{\gamma_2 A(\lambda,\varkappa) + \frac{1}{4}\left[\left(\lambda+\frac{\lambda}{\varkappa}\right)E\left(\lambda+\frac{\lambda}{\varkappa}\right) - \left(\lambda-\frac{\lambda}{\varkappa}\right)E\left(\lambda-\frac{\lambda}{\varkappa}\right)\right]}{\frac{1}{4}\left[\left(\frac{1}{\lambda-\frac{\lambda}{\varkappa}}\right) - \left(\frac{1}{\lambda+\frac{\lambda}{\varkappa}}\right)\right] + A(\lambda,\varkappa)} \qquad (5)$$

где r_c – радиус сосуда;

$\lambda = L/2\,r_c$

$\varkappa = L/\ell$ } геометрические параметры датчика;

$\gamma = \frac{1}{\pi}\left[\frac{1}{(\lambda-\ell)} - \frac{1}{(\lambda+\ell)}\right]$

L – расстояние между электродами;

ℓ – расстояние между измерительными электродами.

$$A(\lambda,\varkappa) = \int_0^\infty F(m)\sin(m\lambda)\sin\left(m\frac{\lambda}{\varkappa}\right)dm; \quad E\left(\lambda\pm\frac{\lambda}{\varkappa}\right) = \int_0^\infty F(m)m\sin\left(\lambda\pm\frac{\lambda}{\varkappa}\right)dm;$$

$$F(m) = \frac{B K_0(m) K_1(m)}{B K_1(m) K_0(m) + 1};$$

$B = \frac{\rho_т}{\rho_{кр}} - 1$ – параметр модели, отражающий соотношение удельных сопротивлений крови и окружающих тканей;

$K_0(m), K_1(m)$ – функции Бесселя;

m – параметр разделения переменных.

Расчеты по формулам (4) и (5), выполненные на ЭВМ, выявили следующие закономерности: 1) при $L/\ell = \varkappa \geq 2$ электрическое поле однородно в зоне измерительных электродов; 2) межэлектродное сопротивление $\tilde{z}$ убывает с увеличением параметра $\lambda = L/2\,r_c$

и с уменьшением модельного параметра β ;3) коэффициент пропорциональности β достигает максимального значения (близкого к единице) при $1 < \lambda < 2$.

Реальные электроды имеют конечные размеры. Это приводит к возмущению поля в приэлектродной области. Для потенциальных электродов получена оценка, показывающая, что возмущение поля убывает как куб отношения линейного размера электрода a к расстоянию от него, т.е. практически взаимным влиянием электродов можно пренебречь, если $l/a \geq 4$.

Для токовых электродов конечных размеров межэлектродное расстояние эквивалентной точечной схемы может быть найдено по формуле:

$$l' = \frac{2a}{\ln\left(\frac{l+a}{l-a}\right)} \qquad (6)$$

где l' – расстояние между электродами эквивалентной точечной схемы;

l – расстояние между центрами электродов конечных размеров;

a – длина электрода.

Формула (6) показывает, что при $l/a \geq 5$ расстояния l и l' совпадают с точностью до десятых процента.

Вторая глава посвящена экспериментальному исследованию адекватности теоретической модели реографического катетера и выбору геометрических параметров датчика.

Исследование включало три серии экспериментов. В первой серии выполняли опыты на электрофизической установке, имитирующей кровеносный сосуд с проводящими в электрическом отношении стенками. Для этой цели использовалась трубка из плотного картона, погруженная в физиологический раствор. В этих экспериментах непосредственно измеряли модельный параметр β и геометрические параметры датчика. По этим данным вычисляли теоретические значения межэлектродного сопротивления $Z_{теор}$ и сравнивали их с измерениями $Z_{изм}$. Расхождения $Z_{изм}$ и $Z_{теор}$ лежали в пределах 10% в диапазоне изменений параметра β от 1,1 до 21,2.

Вторая серия включала острые эксперименты на животных (собаках). Их цель состояла в идентификации модельного параметра в реальных условиях и изучении зависимости β от частоты зондирующего тока.

В грудной аорте анестизированного животного устанавливали многоэлектродный датчик (n = 10, ℓ = 8 мм). На каждой рабочей частоте регистрировали сопротивление $Z_{изм}$ между центральной парой электродов, последовательно увеличивая базу между токовыми электродами. Частоту тока меняли в пределах от 100 гц до 1 мгц.

По измеренным величинам, используя формулу (4), расчитывали значения параметра B . Затем сравнивали значения B , полученные при разных базах L , определяя коэффициент вариации. Для частот выше 10 кгц во всех экспериментах коэффициент вариации не превышал 15% в то время, как на частоте 100 гц он достигал 21%. Повидимому, это связано с поляризацией электродов на низких частотах. С увеличением частоты зондирующего тока значение параметра B уменьшается. Так, на частоте 1 мгц оно почти в полтора раза меньше, чем на частоте 100 кгц. Учитывая эти факты, частоту рабочего тока целесообразно выбирать в диапазоне от 10 до 100 кгц. В этом диапазоне среднее значение (для пяти животных) составляет $2{,}58 \pm 0{,}21$.

В третьей серии экспериментов использовали данные киноангиографии грудной аорты человека. Задача их состояла в проверке формулы (5) для коэффициента пропорциональности β между относительным пульсовым расширением аорты $\frac{\Delta S}{S}$ и относительным пульсовым изменением межэлектродного сопротивления $\frac{\Delta Z}{Z}$, а также в корректировке модельного параметра B применительно к человеку.

Контрольные значения относительного пульсового расширения аорты получали по контрастным киноангиограммам восходящего отдела. Импедансные измерения осуществляли многоэлектродным катетером при двух комбинациях расстояний между токовыми и измерительными электродами (L_1 = 30 мм, ℓ_1 = 10 мм, L_2 = 60 мм, ℓ_2 = 20 мм). По результатам измерений определяли значения $\beta_{изм}$, которые затем сравнивали с расчитанными по формуле (5). По тесту Стьюдента значимых различий (для 5% уровня) не выявлено. Уточненное значение модельного параметра для человека на частоте 77 кгц составило $2{,}90 \pm 0{,}26$.

Результаты экспериментальных исследований подтверждают правомерность использования предложенной теоретической модели для описания зависимости межэлектродного сопротивления от пло-

щади сечения сосуда. Анализ модели позволяет выбрать оптимальные расстояния между электродами датчика, при которых минимизируются погрешности, вызванные распределением электрического поля в рабочей зоне.

В качестве критериев оптимальности были приняты следующие: I) минимум суммы отклонений коэффициента β от единицы для всего диапазона изменений радиуса аорты; 2) минимум суммы ошибок определения площади S, обусловленных вариабельностью модельного параметра B.

Поиск оптимальных параметров осуществляли на ЭВМ методом перебора по сетке. В расчетах был принят диапазон изменений радиуса аорты от 0,8 до I,7 см, а параметра B от 2,0 до 4,0. Максимальное расстояние между токовыми электродами ограничено длиной восходящей аорты (l_{max} = 6,0 см), а минимальное расстояние между измерительными электродами – их взаимным влиянием (l_{min} = 0,8 см).

Расчеты показали, что первое условие выполняется при l_o = 6,0см, l_o = I,2 см. Учитывая, что максимальное количество электродов датчика по конструктивным соображениям ограничено шестью, поиск минимума суммы ошибок S проводили только по параметру $x = l/l$, приняв $l = l_o$. Полученное значение x =2,I2 для l_o = 6,0 см соответствует расстоянию между измерительными электродами l_o = 2,8 см. Таким образом, реографический катетер, предназначенный для определения сердечного выброса, должен иметь шесть электродов – одну пару токовых и две пары измерительных, причем внешняя пара измерительных электродов служит для измерения площади сечения аорты S.

Для выбранных межэлектродных расстояний были рассчитаны теоретические погрешности определения параметров центральной гемодинамики во всем диапазоне изменений радиуса аорты. Для средней линейной скорости кровотока и скорости пульсовой волны максимальная теоретическая погрешность составляет $\pm$ 3%, а для сердечного выброса – I4%, +I3% при B = 2,0 и 4,0 соответственно.

Использование формулы (4) для определения площади S подразумевает табличное задание зависимости, что в практическом отношении создает определенные неудобства. Поэтому для S получена приближенная формула, расхождение которой с зависимостью

(4) лежит в пределах 10%. Формула имеет вид:

$$S = 0{,}962\,\rho_{кр}/(1 - 0{,}063\,\rho_{кр}). \qquad (7)$$

В третьей главе рассмотрены вопросы аппаратурного и программно-алгоритмического обеспечения метода внутрисосудистой реографии.

Непрерывный характер информации, регистрируемой с помощью реографического катетера, создает основу для построения на базе метода мониторной системы для непрерывного контроля параметров центральной гемодинамики пациента. Такая система должна включать первичный РПГ-преобразователь, работающий с реографическим катетерным датчиком, блок прямого измерения давления крови и вычислительное средство, обеспечивающее вычисление искомых показателей гемодинамики в реальном масштабе времени.

Конструкция катетерных реографических датчиков должна отвечать общемедицинским требованиям, предъявляемым к изделиям катетерного типа, а также специфическим требованиям, связанным с наличием электродов и соединительных проводников. Указанные требования учитывались при разработке базовых конструкций датчиков ПЭКР-4 и ПЭКР-6.

Первичные РПГ-преобразователи для внутрисосудистой реографии принципиально не отличаются от обычных тетраполярных реоплетизмографов, поэтому при их разработке за основной нормативный документ был принят ОСТ 42-21-8-81. Тем не менее, для них характерен ряд особенностей, наиболее существенными из которых являются: 1) относительно узкий диапазон регистрируемых параметров полного электрического сопротивления, малое значение нижнего предела изменений базового импеданса; 2) меньшая амплитуда зондирующего тока; 3) более высокие требования к электробезопасности прибора.

Указанные особенности учитывались при разработке блоков внутрисосудистой реографии, входящих в состав прикроватного монитора информационно-измерительной системы САМАРИЙ. Макетные образцы преобразователей прошли клиническую апробацию в ВНЦХ АМН СССР.

Система САМАРИЙ предназначена для послеоперационного контроля пациентов в специализированных отделениях интенсивной терапии кардиологического профиля. Ее низший иерархический уровень, прикроватный монитор, имеет блочно-модульную конструкцию

и встроенный микрокомпьютер. Набор функциональных блоков обеспечивает комплексное исследование центральной гемодинамики и мониторный контроль состояния пациента.

При создании программно-алгоритмического обеспечения метода использовался опыт разработки и эксплуатации мониторно-компьютерных систем, накопленный в ВНЦХ АМН СССР. Выбор структуры алгоритма основывался на следующих положениях: I) кривая артериального давления - наиболее устойчивый сигнал; 2) важнейшее звено обработки - анализ кривой артериального давления и выделение кондиционного сердечного цикла; 3) внутрисосудистая реограмма и кривая артериального давления практически синфазны во времени.

На основе базового алгоритма были разработаны две программы обработки сигналов реографического катетера. Первая программа предназначена для исследовательских целей и входит в комплекс программ, используемых в ВНЦХ АМН СССР для интраоперационного и послеоперационного мониторинга гемодинамики больных. Исследовательская программа работает с предварительной буферизацией исходных массивов данных (по 500 точек в каждой серии). Поиск характерных точек на кривой артериального давления производится ретроспективным анализом записанной серии. Программа написана на ФОРТРАНе и реализуется в мини-ЭВМ *PDP* II/34A.

Вторая программа является эксплуатационной и предназначена для автоматизации метода в прикроватном мониторе системы САМАРИЙ. Ее отличительной особенностью является организация обработки "на проходе" без предварительной буферизации массивов. Выбор такой формы обработки продиктован ограничениями оперативной памяти встроенного микрокомпьютера и времени обработки. Эксплуатационная программа написана на ассемблере и реализуется в микро-ЭВМ Электроника-60.

Заключительная глава посвящена проверке основных научно-практических результатов работы в условиях клиники, а также предварительным исследованиям диагностических возможностей метода внутрисосудистой реографии. Общий объем клинических наблюдений составил 36 больных, из них 30 больных обследованы в кабинете ангиографии и у 6 больных проведен послеоперационный мониторный контроль центральной гемодинамики в отделении кардиореанимации ВНЦХ АМН СССР. Кроме этого метод внутрисосудис-

той реографии использован для контроля гемодинамики при 16 операциях на коронарных артериях и аорте в отделе сердечно-сосудистой хирургии ВКНЦ АМН СССР.

Импедансные измерения выполняли реографическими катетерными датчиками ПЭКР-4 и ПЭКР-6, используя макетные образцы разработанных первичных РПГ-преобразователей. Для обеспечения мониторного режима РПГ-преобразователь через согласующее устройство был подключен к прикроватному компьютеру "СОЛО-1041" коммерческой мониторно-компьютерной системы "*Hellige*" (ФРГ), которой оснащено отделение кардиореанимации ВНЦХ АМН СССР. В исследовательском режиме информацию записывали на ЧМ-магнитограф и затем обрабатывали на ЭВМ *PDP* II/34A.

Клиническую верификацию метода проводили относительно общепринятых методик измерения сердечного выброса и линейной скорости кровотока в аорте. Результаты сравнений представлены в табл.2.

С целью изучения диагностических возможностей метода у ряда больных выполнено комплексное исследование реакции центральной гемодинамики на изометрическую нагрузку и нитроглицериновую пробу. Кроме параметров, характеризующих расход крови, исследовали также динамику скорости пульсовой волны и локальной растяжимости аорты. Получены данные, позволяющие связать реакцию сердечно-сосудистой системы со степенью атеросклеротических поражений коронарных артерий. Так, для группы больных с диффузным атеросклерозом коронарных артерий средние значения скорости пульсовой волны и растяжимости аорты составили 9,65 $\pm$ 2,21 м/сек и (12,2 $\pm$ 5,1)$\cdot 10^{-4}$ м^2/н, а для группы больных с другими сердечными патологиями соответственно 7,92 $\pm$ 2,09 м/сек и (17,9 $\pm$ 5,9)$\cdot 10^{-6}$ м^2/н.

Кроме этого, из Фурье-разложения кривых относительного пульсового расширения аорты и артериального давления определяли частотную дисперсию скорости пульсовой волны на пике изометрической нагрузки и спустя две минуты после введения нитроглицерина. Пример такого исследования представлен на рис.2. Полученные клинические результаты подтверждают диагностическую ценность метода внутрисосудистой реографии.

ОБЩИЕ ВЫВОДЫ

I. Предложена функциональная схема метода комплексного исследования центральной гемодинамики, основанная на одновременном измерении электрического сопротивления и давления крови внутри участка аорты. На основе анализа одномерной нестационарной гидродинамической модели крупной артерии обоснованы расчётные соотношения, связывающие пульсовое растяжение сосуда и давление крови с интегральными показателями центральной гемодинамики: средней линейной скоростью кровотока, сердечным выбросом, растяжимостью сосудистой стенки, скоростью пульсовой волны.

2. Разработана теоретическая модель катетерного реографического датчика, учитывающая распределение электрического поля датчика в районе измерительных электродов. Получено аналитическое выражение для межэлектродного сопротивления в виде функции от площади сечения сосуда, геометрических параметров датчика и модельного параметра, отражающего соотношение удельных электрических сопротивлений крови и окружающих сосуд тканей.

3. Экспериментально установлено, что погрешность предложенной модели датчика применительно к аорте животного и человека не превышает 20%. Значение модельного параметра для аорты человека на частоте 77 кгц составляет $2{,}90 \pm 0{,}26$.

4. На основе анализа модели датчика выбраны оптимальные расстояния между токовыми и измерительными электродами, при которых минимизируются погрешности определения параметров центральной гемодинамики. По теоретической оценке для оптимальных межэлектродных расстояний предельная погрешность, обусловленная распределением поля в рабочей зоне, не превышает 3% для линейной скорости кровотока и скорости пульсовой волны, I6% для площади сечения аорты и I4% для сердечного выброса.

5. Мониторная система для слежения за параметрами центральной гемодинамики методом внутрисосудистой реографии должна включать первичный РПГ-преобразователь и электроманометр, работающие на один и тот же катетерный реографический датчик, и цифровую обрабатывающую систему, обеспечивающую вычисление гемодинамических показателей в реальном времени.

6. Разработаны базовые конструкции реографических катетеров ПЭКР-4 и ПЭКР-6, изготовлены опытные образцы. Структурные и принципиальные схемы первичных РПГ-преобразователей реализованы в

блоке внутрисосудистой реографии, входящем в состав информационно-измерительной мониторной системы "САМАРИЙ".

7. Разработано программно-алгоритмическое обеспечение автоматизации метода. Программы обработки сигналов реографического катетерного датчика реализованы на микро-ЭВМ "Электроника 60" /в системе "САМАРИЙ"/ и на ЭВМ общего назначения типа СМ-4.

8. В процессе клинической верификации метода относительно стандартных методик измерения сердечного выброса и скорости кровотока в аорте получены следующие результаты: при сравнении с методом электромагнитной катетерной флоуметрии /по линейной скорости/ коэффициент корреляции r = 0,94, средняя относительная погрешность δ = 8% в диапазоне линейной скорости от 12 до 40 см/сек.; при сравнении с методом кинорентгеноволюметрии /по сердечному выбросу/ коэффициент корреляции r = 0,92, средняя относительная погрешность δ = 11% в диапазоне изменений сердечного выброса от 3,5 до 8,5 л/мин.; при сравнении с методом термодилюции /по сердечному выбросу/ коэффициент корреляции r =0,95, средняя относительная погрешность δ = 7,4% в диапазоне изменений сердечного выброса от 2,5 до 9 л/мин.

Доказана диагностическая ценность метода при исследовании и слежении за параметрами центральной гемодинамики.

Основные положения диссертации опубликованы в следующих работах:

1. Арсеньев С.Б., Михайлов Ю.М. Измерение сечения и механических характеристик аорты с помощью кондуктометрического датчика // Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение: Тез. докл. УII Всесоюзной конференции. - М., 1983. - С.120- 121.

2. Арсеньев С.Б. и др. Новый мониторный метод измерения сердечного выброса /С.Б.Арсеньев, Ю.М.Михайлов, М.Г.Лепилин, М.И.Поликарпов // Кровообращение. - 1984. - № 5. - С.15- 19.

3. Арсеньев С.Б., Михайлов Ю.М. Внутрисосудистая реография как метод комплексной оценки гемодинамики // Вопросы разработки и внедрения радиоэлектронных средств при диагностике

сердечно-сосудистых заболеваний: Тез. докл. Всесоюзной научно-технической конференции. – Свердловск, 1984. – С.116–117.

4. Арсеньев С.Б. Выбор расстояний между электродами импедансного катетера для внутрисосудистых исследований // Применение медицинской техники в хирургии: Тез. докл. Всесоюзной научной конференции. – Иркутск, 1985, часть I. – С.104–105.

5. Абугов А.М. и др. Измерение сердечного выброса импедансным катетером во время внутрисердечных исследований /А.М.Абугов, С.Б.Арсеньев, В.М.Ткаченко, В.А.Шепкин // Применение медицинской техники в хирургии: Тез. докл. Всесоюзной научной конференции. – Иркутск, 1985, часть 2. – С.155–156.

6. А.С. 1162406 СССР А61В 5/00. Способ определения функционального состояния аорты /Ю.М.Михайлов, С.Б.Арсеньев, М.Г.Лепилин. – № 3551552/28–13. // Бюллетень изобретений. – 1985. – № 23.

7. Арсеньев С.Б., Исланова О.В. Автоматизированная обработка сигналов реографического катетерного датчика в процессе мониторинга параметров центральной гемодинамики: Тез. докл. IУ симпозиума по применению математических методов и ЭВМ в медико-биологических исследованиях. – Гагры, 1985. – С.204–205.

8. Арсеньев С.Б. Обоснование параметров реографического катетера для внутрисосудистых исследований // Мед. техн. – 1986. – №2. – С.13–19.

Таблица I

Геометрические параметры катетерных реографических датчиков ПЭКР–4 и ПЭКР–6

Тип	Число электродов		Расстояние между электродами, мм		Длина электрода, мм	
	токов.	измер.	токов.	измер.	токов.	измер.
ПЭКР–4	2	2	60	12	4	2
ПЭКР–6	2	4	60	12 28	4	2

Таблица 2

Результаты клинической верификации метода внутрисосудистой реографии

контрольный метод	сравниваемая величина	n	r	m	δ	место измерения
катетерная электромагнитная флоуметрия	ср.линейная скорость кровотока	24	0,91	±3,10см/сек	8,1%.	восходящая аорта
-"-	-"-	18	0,90	±3,91см/сек	9,5%	
кинорентгеноволюмометрия	сердечный выброс	11	0,92	±0,77л/мин	11,2%	восходящая, грудная, брюшная, аорта
термодилюция	-"-	37	0,95	±0,42л/мин	7,4%	восходящая аорта

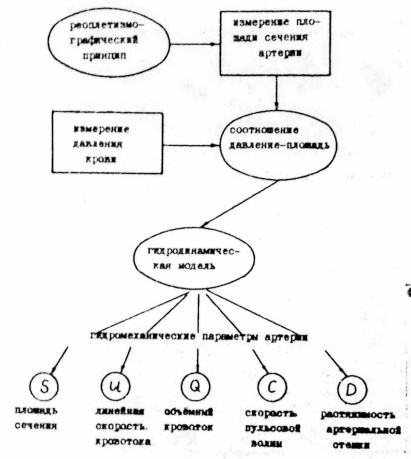


Рис.I. Функциональная схема метода внутрисосудистой реографии

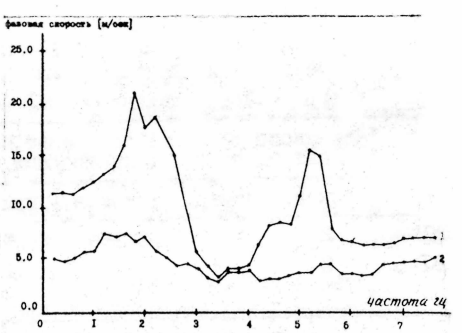


Рис.2 Частотная дисперсия скорости пульсовой волны в аорте: I - пик изометрической нагрузки (3 мин., усилие 10 кг), 2 - две минуты после введения нитроглицерина.

ИВТ
им. Н.Н. Бурд
БИБЛИОТЕКА