

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ  
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное  
учреждение высшего образования  
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

## **МОНИТОРИНГ ВЕЛИЧИНЫ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА**

*Методические указания к лабораторной работе*

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

**Мониторинг величины сердечного выброса:** Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 18 с.

В методических указаниях рассмотрены методы и средства мониторинга величины сердечного выброса. Основное внимание уделено неинвазивным способам оценки величины сердечного выброса. Рассмотрены методики оценки производных гемодинамических показателей. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для бакалавров, обучающихся по направлению 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Методы и средства клинического мониторинга». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 4. Библиогр. 4 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

**Цель работы:** изучение основных методов и средств мониторинга величины сердечного выброса; анализ существующих подходов к неинвазивной оценке сердечного выброса и производных гемодинамических показателей.

## 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

Сердечный выброс характеризует насосную функцию сердца, то есть его способность к нагнетанию крови в артериальное русло. Чаще всего оцениваются два параметра сердечного выброса: ударный (систолический) объем (СО), равный количеству крови, выбрасываемому за одно сердечное сокращение, и минутный объем кровообращения (МОК), равный объему крови, проходящему через сердце за минуту. Минутный объем кровообращения равен произведению величины систолического объема на значение ЧСС.

Величина сердечного выброса гомеостатически поддерживается в организме в соответствии с потребностью метаболизма тканей, что делает этот показатель важным индикатором функционирования сердечно-сосудистой системы, отражающим процессы нервной и гуморальной регуляции. Определение параметров сердечного выброса, а также производных показателей, характеризующих центральную гемодинамику, играют важную роль в клиническом мониторинге.

Разработаны прямые методы определения сердечного выброса, связанные с катетеризацией сердца, а также неинвазивные, основанные на ультразвуковых (доплеровских), эхокардиографических, реографических и фотоплетизмографических методах оценки параметров кровотока.

Совершенствование техники клинического мониторинга за последние годы связывают с достижением неинвазивных методов измерения сердечного выброса, дающих при простоте их реализации оперативную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы пациента во время проведения хирургических вмешательств, а также в послеоперационном периоде.

### 1.1. Инвазивное измерение сердечного выброса

В основе инвазивных методов измерения сердечного выброса, используемых в клиническом мониторинге, лежит принцип А. Fick. По А. Fick, оценка объемной скорости кровотока осуществляется с помощью введения (инъекции) вещества индикатора внутрь сосуда в поток крови и определения изменения концентрации индикатора во времени. В этом случае объемная скорость потока крови оказывается равной отношению количества индикатора, введенного в единицу времени, к изменению его концентрации на изучаемом участке сосудистого русла.

В газовых методах оценки сердечного выброса в качестве индикатора используют газ, растворимость которого в крови известна. По прямому методу А. Fick в качестве такого газа используют кислород. Тогда, для определения сердечного выброса по количеству крови проходящей через легкие, измеряют потребление кислорода при дыхании и содержание кислорода в артериальной и смешанной венозной крови:

$$\text{МОК} = 100 \cdot \text{ПО}_2 / ([\text{O}_2]_a \cdot [\text{O}_2]_в),$$

где: МОК, л/мин – минутный объем кровообращения,  $\text{ПО}_2$ , л/мин – потребление кислорода при дыхании,  $[\text{O}_2]_a$ , % – содержание кислорода в артериальной крови,  $[\text{O}_2]_в$ , % – содержание кислорода в венозной крови.

Для получения пробы артериальной крови необходимо пунктировать артерию, а для пробы смешанной венозной крови – произвести зондирование сердца, забирая кровь из легочной артерии. Потребление кислорода пациентом и уровень гемоглобина, или кислородную емкость крови, определяют одновременно. Для расчета минутного объема кровообращения, по данным, полученным в результате анализа проб крови, определяют артерио-венозную разность по кислороду в объемных процентах.

Прямой метод А. Fick, являясь фундаментальным методом оценки параметров гемодинамики, обеспечивает высокую воспроизводимость оценки сердечного выброса, однако долгое время из-за сложности процедур его реализации он использовался только в физиологических исследованиях и функциональной диагностике.

В клиническом мониторинге лишь в последние годы появились возможности реализации метода А. Fick, благодаря разработке быстродействующих мониторов выдыхаемых газов, а также появлению волоконно-оптических оксиметров, позволяющих непрерывно определять артерио-венозную разность по кислороду с помощью волоконных катетерных датчиков, вводимых в соответствующие сосуды.

Метод разведения индикатора заключается во введении в поток крови известного количества вещества-красителя и измерении изменения его концентрации на дистальном участке сосудистого русла. В качестве индикатора используется красящее вещество (интактное вещество, имеющее острый пик поглощения при спектрофотометрировании), быстро покидающее сосудистое русло, что удобно при частых повторных определениях значений сердечного выброса.

Введенный в вену краситель проходит через правое сердце, малый круг кровообращения, левое сердце и поступает в артерии, где и определяют его концентрацию. Минутный объем кровообращения может быть определен на основе уравнения Stewart-Hamilton:

$$MOK = \frac{60 \cdot I_0}{T \int_0 [i](t) dt}$$

где:  $I_0$ , г – количество введенного красителя,  $[i](t)$ , г/л – концентрация красителя в артериальной крови,  $T$ , с – время измерения.

Для получения зависимости  $[i](t)$  – кривой разведения красителя, необходим многократный забор проб артериальной крови и их спектрофотометрический анализ.

Кривую разведения можно записать с помощью ушного оптического датчика, регистрирующего поглощение в области красного света. В этом случае можно отказаться от проб артериальной крови, ограничиваясь введением красителя в вену и забором двух тест-проб венозной крови.

Прежде чем весь введенный краситель пройдет мимо места забора проб (или точки расположения регистрирующего датчика), первые его порции рециркулируют, что сопровождается подъемом кривой разведения (рисунок 1). При обработке кривой разведения, перед

интегрированием зависимости для расчета величины МОК, падающий участок кривой разведения аппроксимируют экспонентой для устранения ошибок, связанных с рециркуляцией красителя.

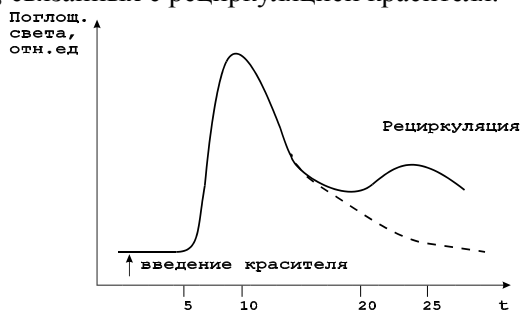


Рисунок 1 – Кривая разведения красителя

Метод термодилуции является одним из вариантов метода разведения, при котором в качестве индикатора используется охлажденный (до  $+5^{\circ}\text{C}$ ) раствор, например, глюкозы, вводимый через катетер в правое предсердие.

Для зондирования сердца используется катетер Swan-Ganz, имеющий на конце малоинерционный датчик температуры – термистор (постоянная времени около 60 мс). На поверхности катетера на определенных расстояниях до его конца (6 и 16 см) расположены электроды для контроля внутрисердечной ЭКГ, отверстия для болюсного введения индикатора (21 см), отверстие для инфузии растворов (31 см) (рисунок 2).

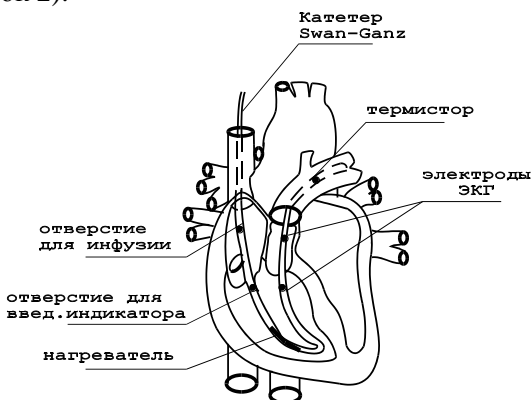


Рисунок 2 – Зондирование сердца катетером Swan-Ganz

Катетер проводится через верхнюю полую вену таким образом, что термистор располагается в стволе легочной артерии, а отверстие, через которое вводится индикатор – в правом предсердии.

Таким образом, путем измерения изменения температуры крови в легочной артерии с помощью термистора определяется функция правого сердца. В данном случае уравнение Stewart-Hamilton имеет вид:

$$МОК = \frac{60 \cdot V(T_B - T_i) \cdot K}{\int_0^T t_B(t) dt}$$

где:  $V$ , л – объем вводимого индикатора;  $(T_B - T_i)$ , °С – разность температур между кровью и индикатором;  $K$  – постоянная, зависящая от размера катетера, удельной теплоемкости индикатора, скорости его введения;  $t_B(t)$  – текущее значение температуры.

Кривая разведения, полученная методом термодилуции, представляет собой зависимость температуры, регистрируемой термистором, от времени. Погрешности метода термодилуции в основном связаны с методикой введения индикатора и его характеристиками. Ошибки уменьшаются с увеличением объема инъекции, но слабо зависят от увеличения разности температур между кровью и индикатором. Кроме того, при очень сильном охлаждении индикатора могут возникнуть сердечные аритмии.

Из-за малых погрешностей измерений метод термодилуции считается клиническим стандартом в определении сердечного выброса. В настоящее время выпускается аппаратура, позволяющая вести мониторинг сердечного выброса методом термодилуции с вычислением различных гемодинамических показателей.

Система REF-1 (Baxter, США), включающая катетер Swan-Ganz, позволяет контролировать гемодинамические параметры: минутный объем кровообращения, сердечный индекс, ударный объем, ЧСС по результатам оценки R-R интервалов внутрисердечной ЭКГ, а также фракцию выброса правого желудочка (долю крови, выбрасываемую за один удар), конечно-систолический и конечно-диастолический объе-

мы правого желудочка. Прибор имеет графический дисплей для отображения кривой разведения и вычисляемых параметров.

Монитор сердечного выброса “Vigilance” (Baxter, США) позволяет вести непрерывные измерения показателей без инъекции индикатора. Для построения кривой разведения используется импульсное изменение температуры крови в правом предсердии с помощью спирального импульсного малоинерционного нагревателя, укрепленного на поверхности катетера Swan-Ganz в той его части, которая располагается в правом предсердии (рисунок 2).

Поскольку тепловые импульсы, сообщаемые крови, имеют малую мощность, то в мониторе используется оригинальная система формирования время-импульсного кода нагрева и корреляционного обнаружения и измерения изменений температуры крови в легочной артерии, необходимая для точного построения кривой разведения.

Данный монитор дает хорошее совпадение результатов измерений с традиционной методикой термодилуции и обладает рядом очевидных достоинств, главным из которых является отсутствие необходимости введения раствора индикатора.

## **1.2. Неинвазивная оценка величины сердечного выброса**

Инвазивные средства измерения сердечного выброса, обеспечивая необходимую точность определения параметров центральной гемодинамики, применяются в случаях, когда риск, связанный с процедурами зондирования сердца, оправдан необходимостью получения диагностической информации. Это ограничивает широкое применение инвазивных средств в практике клинического мониторинга. Особенно это относится к методу термодилуции, требующему катетеризации легочной артерии.

В то же время развитие косвенных методов оценки параметров гемодинамики позволяет с достаточной точностью определить пульсовые изменения центрального и периферического кровотока, что в сочетании с компьютерными средствами обработки биомедицинских сигналов открывает возможность построения технических средств для неинвазивной оценки величины сердечного выброса.



Ультразвуковой доплеровский (УЗД) метод оценки сердечного выброса основан на измерении скорости потока крови в грудной аорте с помощью УЗД датчика. Минутный объем кровообращения может быть определен по формуле:

$$МОК = V_{cp} \cdot S_a \cdot T_{из} \cdot ЧСС,$$

где:  $V_{cp}$ , дм/с – скорость крови в аорте, усредненная за время изгнания;  $S_a$ , дм<sup>2</sup> – площадь поперечного сечения аорты;  $T_{из}$ , с – время изгнания.

Необходимыми условиями проведения ультразвуковых доплеровских измерений является обеспечение перекрытия рабочим сектором УЗД датчика площади аорты и выбор такого положения датчика, при котором он находился бы в непосредственной близости к исследуемому потоку и ультразвуковые колебания распространялись бы в направлении потока крови.

Наиболее просто реализуется супрастенальное положение УЗД датчика. Оно позволяет измерить скорость потока крови восходящей части аорты. Для проведения измерения УЗД датчик периодически помещается в яремную ямку и излучение датчика направляется вдоль аорты. Для измерений могут быть использованы приборы с непрерывным или импульсным режимом излучения. Импульсный режим является более помехоустойчивым, так как он позволяет считывать информацию о скорости кровотока на определенном расстоянии от датчика, в области расположения интересующих анатомических структур.

Диаметр аорты, необходимый для вычисления МОК, может быть определен с помощью анализа прекардиального эхокардиографического изображения или найден по номограммам. Сравнение результатов, полученных супрастенальным УЗД методом, с данными термодилуции показывает удовлетворительное соответствие (коэффициент корреляции  $r=0,87$ ) в большом диапазоне значений МОК (1,86...10,1 л/мин), однако авторы, использующие эту методику, отмечают важность правильного размещения датчика.

При чреспищеводном измерении сердечного выброса УЗД датчик крепится к стандартному пищеводному стетоскопу и оценка кровотока осуществляется в нисходящей части аорты. Калибровка чре-

спищеводных измерений проводится с помощью супрастенального датчика, путем определения поправочного коэффициента, учитывающего изменение скорости кровотока в нисходящей части аорты. Однако, при изменениях мозгового кровообращения такая калибровка может быть неточной.

Данный метод измерений считается относительно неинвазивным, так как большой размер датчика не позволяет проводить его использование без общей анестезии. Однако в кардиохирургии, когда необходимо постоянное наблюдение за величиной сердечного выброса, данный метод находит широкое применение.

Для внутритрахеального измерения сердечного выброса используется специальная эндотрахеальная трубка, содержащая импульсный УЗД датчик. Ультразвуковые колебания излучаются датчиком в направлении кровотока восходящей части аорты. Использование сканирующего датчика позволяет с его помощью определить диаметр аорты для вычисления величины сердечного выброса. Ограничением метода является необходимость интубации трахеи. Дополнительные ошибки возникают из-за движения трубки во время дыхания, однако они, как показывает сравнение с методом термодилуции, оказываются небольшими.

Использование метода импедансной плетизмографии (реографии) для оценки величины сердечного выброса основано на анализе изменений электрического сопротивления грудной клетки под влиянием сосудистого кровотока. Показано, что при прохождении через ткани, содержащие артериальный сосуд, слабого переменного тока существует линейная зависимость между колебаниями электрического сопротивления тканей и пульсовыми колебаниями объема крови:

$$\frac{\Delta Z}{Z} = - \frac{\Delta V}{V}$$

где:  $\Delta Z/Z$  – относительное изменение сопротивления тканей между электродами,  $\Delta V/V$  – относительное изменение объема крови в тканях в той же области.

Исходя из этого соотношения, можно по измерениям электрического сопротивления тканей определить параметры кровотока. Для

проведения измерения выбирается слабый переменный ток амплитудой порядка 5 – 10 мА, частотой около 100 кГц, прикладываемый к тканям через накожные электроды. Зарегистрированные изменения сопротивления тканей определяются пульсацией крови в крупных сосудах и коррелируют с фазами сердечного цикла.

W.Kubichek, изучая торакальную импедансную плетизмограмму, регистрируемую с измерительных электродов расположенных на шее и грудной клетке на уровне мечевидного отростка, показал, что систолический объем пропорционален максимуму скорости изменения сопротивления тканей  $Z$  и продолжительности фазы изгнания  $T_{и}$  (рисунок 3). Формула определения систолического объема имеет вид:

$$CO = \frac{\rho \cdot L^2 \cdot T_{и}}{Z_0^2} \cdot \left(\frac{dz}{dt}\right)_{\max}$$

где:  $\rho$  – удельное сопротивление крови,  $L$  – расстояние между электродами,  $Z_0$  – базовая величина сопротивления межэлектродного промежутка.



Рисунок 3 – Запись изменений торакального сопротивления и ЭКГ

Сравнение полученных значений сердечного выброса при торакальном расположении электродов с данными, определенными по методам А. Fick, разведения красителя и термодилуции, показало хорошее соответствие результатов ( $r=0,85$ ). При оптимизации импедансного метода (использование активной составляющей сопротивления, минимизация расстояния между электродами) соответствие еще более улучшается ( $r=0,94$ ). Методика импедансной плетизмографии облада-

ет высокой чувствительностью, что было показано на примере оценки изменений систолического объема во время проведения ортостатических проб.

В мониторах сердечного выброса, построенных на импедансном методе, может быть использована стандартная реографическая методика регистрации зависимости изменения сопротивления тканей между измерительными электродами. Компьютерная обработка этой зависимости позволяет в реальном масштабе времени производить вычисление  $dz/dt$ , поиск максимума и минимума кривой необходимые для определения данных, входящих в выражение для СО (рисунок 3).

Наибольшие ошибки при обработке сигнала реограммы возникают при определении величины времени изгнания  $T_{и}$ , так как инцизура реограммы может быть слабо выражена. Для уменьшения погрешностей может использоваться модель реографического сигнала в экспоненциальном разложении.

Для ослабления сетевых помех при регистрации реограммы и артефактов движения может быть использован параболический цифровой фильтр, а для идентификации характерных точек реограммы – первая и вторая производная реограммы.

В многоканальных мониторах, содержащих канал ЭКГ, реографические электроды могут быть совмещены с электродами ЭКГ в первом стандартном отведении с развязкой через фильтры, настроенные на частоту тока реографических измерений. Кроме того, присутствие ЭКГ сигнала позволяет повысить точность измерения  $T_{и}$ .

Другим, реографическим методом определения сердечного выброса является метод М.И. Тищенко – интегральная реография тела (ИРГТ). Метод можно рассматривать как электрическую модель метода ультранизкочастотной баллистокардиографии – одного из наиболее точных механических методов оценки параметров гемодинамики, используемых в функциональной диагностике.

Запись кривой ИРГТ напоминает по форме сфигмограмму, на которой легко выделяются анакротическая и катакротическая части. Для расчета СО необходимо определение характерных точек кривой, по которым находят расстояние между моментами начала фаз быстро-

го изгнания соседних комплексов (С), равное длительности сердечного цикла, длительность катакrotической части реограммы (Д), максимальную амплитуду реограммы (Y) (рисунок 4).

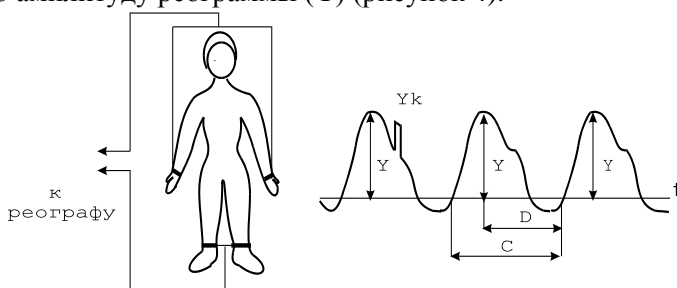


Рисунок 4 – Запись интегральной реограммы по методу М.И. Тищенко  
 Величина CO рассчитывается по формуле:

$$CO = \frac{k \cdot l^2 \cdot Y \cdot C}{Y_k \cdot D \cdot R}$$

где:  $k$  – эмпирический поправочный коэффициент (для мужчин – 0,275, для женщин – 0,247);  $R$ – базовое сопротивление;  $y_k$  – амплитуда калибровочного сигнала;  $l$  – рост обследуемого.

Благодаря дистальному расположению электродов помехоустойчивость метода ИРГТ выше, чем при торакальной импедансной плетизмографии, поэтому ИРГТ удобнее для применения в клинической анестезиологии и реаниматологии. Кроме того, в отличие от метода W. Kubicek, с помощью ИРГТ рассчитывается ряд ценных клинических показателей (коэффициент интегральной тоничности как показатель системного артериального тонуса, колебания ударного объема за дыхательный цикл, показатели взаимосвязи сердечно-сосудистой и дыхательной систем, соотношения вне- и внутрисосудистой жидкости и прочее).

Использование тетраполярного варианта ИРГТ и применение дифференциальной ИРГТ позволяет использовать для расчета ударного объема формулу W. Kubicek. Достоинством импедансных мониторов является непрерывное измерение и индикация текущих значений сердечного выброса, позволяющие быстро оценить изменение состояния сердечно-сосудистой системы пациента.

Для определения величины сердечного выброса может быть использован компьютерный анализ фотоплетизмограммы, регистрируемой пульсоксиметрическим датчиком на мочке уха.

Для 42 реанимационных больных получено хорошее соответствие результатов измерения СО с данными, определенными методом термодилуции ( $r=0,93$ ; максимальное отклонение – не более 10%). Метод является перспективным из-за простоты процедур измерения и возможности непрерывного мониторинга сердечного выброса, хотя остается неясной проблема калибровки результатов измерения СО при различных формах патологии периферического кровообращения.

Так как сердечный выброс во многом определяет величину артериального давления, то рядом исследователей были предложены формулы для вычисления СО с учетом измеренных прямым или косвенным методами показателей АД. Точность вычисления СО недостаточна, однако, недостатки определения абсолютной величины СО компенсируются возможностью производить эти исследования в динамике. Формула Бремзера-Ранке:

$$CO = \frac{1332 \cdot \Delta P \cdot Z \cdot S \cdot T \cdot Q}{C_p \cdot D}$$

где: Q, см<sup>2</sup> – площадь поперечного сечения аорты, определяемая по таблице или номограмме; ΔP, мм рт. ст. – пульсовое давление, Z – фактор поправки, равный 0,6 для человека; (S, D, T), с, – длительность систолы, диастолы и сердечного цикла, соответственно; C<sub>p</sub>, см/с – скорость распространения пульсовой волны по аорте.

Формула Старра:

$$CO = 90,97 + 0,54 \cdot \Delta P - 0,57 \cdot Pd - 0,61 \cdot B$$

где: Pd, мм рт.ст – диастолическое давление, B – возраст, в годах.

Для определения СО у детей была предложена следующая формула:

$$CO = 80 + 0,5 \square DP - 0,6 \square Pd + 2 \square B$$

Методики оценки сократительной деятельности сердца по проявлениям его механической активности оказались малоприменимыми для мониторинга показателей центральной гемодинамики, основное

их применение – использование в функциональной диагностике сердечно-сосудистой системы.

Наряду с мониторингом параметров АД, СО, ЦВД, важное значение в клинической практике имеет слежение за некоторыми производными этих величин. Предел нормальных значений МОК у взрослого человека в норме составляет 3,5–5,5 л/мин, при физической нагрузке: 25–30 л/мин. МОК увеличивается при различных стрессовых ситуациях за счет выброса катехоламинов.

Отношение МОК к поверхности тела  $S_T$  является относительно постоянной величиной и называется сердечным индексом (СИ):

$$\text{СИ}[\text{л/мин}^2] = \frac{\text{МОК}}{S_T}$$

Соответственно, отношение СО к  $S_T$  называется ударным индексом (УИ):

$$\text{УИ}[\text{мл/м}^2] = \frac{\text{СО}}{S_T}$$

Поверхность тела  $S_T$  (в  $\text{м}^2$ ) можно определить по формуле Брейтмана:

$$S_T[\text{м}^2] = 0,087 \cdot (l + M) - 0,26$$

где:  $l$  – рост в см,  $M$  – масса в кг.

Величину  $S_T$  можно определить, также, по нормограмме Герцага-Энгстрема или Дюбуа. Общее периферическое сосудистое сопротивление (ОПСС) представляет собой суммарное сопротивление системы артериол – величину, обратную суммарной проходимости артериол. ОПСС может быть найдено по формуле Пуазейля:

$$\text{ОПСС} [\text{дин} \cdot \text{с/см}^5] = \frac{79920 \cdot Pm}{\text{МОК}}$$

где:  $Pm$  – среднее динамическое давление.

Предел нормальных колебаний ОПСС составляет 1200 – 2500  $\text{дин} \cdot \text{с/см}^5$ . ОПСС увеличивается при компенсированной кровопотере, инфаркте миокарда, поверхностном наркозе, гипертонической болезни и уменьшается при коллапсе, декомпенсированной кровопотере, глубоком наркозе, септическом шоке, интоксикации. Отношение

ОПСС к поверхности тела  $S_T$  называется удельным периферическим сопротивлением (УПСС), которое отражает состояние наиболее периферических отделов артериального русла (прекапилляров).

## **2. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА**

1. Цель работы.
2. Составить схему классификации существующих методов определения и оценки величины сердечного выброса.
3. Составить таблицу, содержащую определение основных гемодинамических показателей.

## **3. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ**

1. Основное понятие о сердечном выбросе, важность мониторинга показателя.
2. Инвазивные методы измерения величины сердечного выброса.
3. Метод термодилуции.
4. Общий подход к неинвазивному измерению величины сердечного выброса.
5. Использование метода импедансной плетизмографии для неинвазивной оценки величины сердечного выброса.
6. Метод Тищенко для оценки величины сердечного выброса.

## **4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ**

1. Разработать структурную схему неинвазивного монитора величины сердечного выброса.
2. Разработать эскиз принципиальной схемы аналоговой части прибора неинвазивной оценки сердечного выброса на основе метода импедансной плетизмографии. Обосновать выбор элементной базы и провести расчет номиналов схемы.
3. Разработать структурную схему монитора величины сердечного выброса на основе метода термодилуции.



## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
3. Корневский, Н.А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 688 с.
4. Гусев, В. Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него [текст] / В. Г. Гусев – М: Машиностроение, 2004. – 597 с.

*Учебное издание*

**МОНИТОРИНГ ВЕЛИЧИНЫ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА**

*Методические указания*

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет  
имени академика С.П. Королева  
443086 Самара, Московское шоссе, 34