

Физиология для анестезиолога

Резюме

Анестезиология как медицинская специальность с ее четырьмя столпами - анестезией, интенсивной терапией, неотложной медициной и обезболиванием - требует от врача глубоких знаний физиологии человека. Только при глубоком знании естественных процессов и законов в отдельных системах органов можно быстро распознать и адекватно лечить патологические явления. Данный обзор не может и не призван заменить учебник по физиологии человека, поэтому некоторые темы, такие как мышечная и нервная системы, свертывание крови, водно-солевой баланс и эндокринная система, не были рассмотрены в данном обзоре в связи с ограниченными возможностями. После объяснения наиболее важных основных физических терминов, объясняются темы теплового гомеостаза, принципов измерения сердечного выброса и пульсоксиметрии с помощью хорошо понятных мнемоник. В разделе "Дыхание и затем сердечно-сосудистая система" приводятся основные физиологические принципы работы легких, транспорта кислорода и газов, сердечного цикла и расчеты важнейших параметров кровообращения. Знание обсуждаемых здесь физиологических взаимосвязей, безусловно, не только улучшит качество лечения в анестезиологии, но и послужит основой для сдачи экзаменов в государственных медицинских ассоциациях, а также европейских экзаменов в нашей области.

Physiology for the physician in anaesthesiology

C. Wunder

► **Zitierweise:** Wunder C: Physiologie für die Ärztin/den Arzt in der Anästhesiologie. Anästh Intensivmed 2023;64:20–29. DOI: 10.19224/ai2023.020

Summary

Anaesthesiology as a medical specialty with its four pillars consisting of anaesthesia, intensive care medicine, emergency medicine and pain therapy requires a profound knowledge of human physiology from the medical practitioner. Only with profound knowledge of the natural processes and regularities in the individual organ systems can pathological events be recognised quickly and treated adequately. This review cannot and is unmeant to replace a textbook on human physiology, so certain topics (e.g., the muscular and nervous systems, blood clotting, salt and water balance, and the endocrine system) remain unaccounted in this review for reasons of capacity. After the explanation of the most important basic physical terms, the topics of heat homeostasis, principles of cardiac output measurements and pulse oximetry are explained with clearly understandable mnemonics. The basic physiological principles of lung function, oxygen and gas transport, the heart cycle and the calculation of the most important circulatory parameters can be found under the heading of respiration and then cardiovascular system. Knowledge of the physiological relationships discussed here certainly not only improves the quality of treatment in anaesthesiology, but also may lay a basis for passing the examinations at the state medical associations and also the European examinations in our specialty.

Zertifizierte Fortbildung

CME online

BDA- und DGAI-Mitglieder müssen sich mit ihren Zugangsdaten aus dem geschlossenen Bereich der BDA- und DGAI-Webseite unter der Domain www.cme-anesthesiologie.de anmelden, um auf das Kursangebot zugreifen zu können.

Ключевые слова

Физиология - Сердечно-сосудистая система - Дыхание

Keywords

Physiology – Cardiovascular System – Respiration

Основные физические термины

Давление

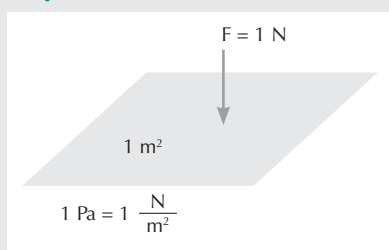
Давление - это сила, действующая на определенную поверхность.

$$p = F/A$$

p = давление; F = сила; A = поверхность

Один паскаль (Pa) соответствует силе в один ньютон (1N) на площади в один квадратный метр (m²). Таким образом, паскаль - это очень маленькая единица, поэтому мы обычно работаем с килопаскалями (kPa) (рис. 1).

Рисунок 1



Определение давления. P = давление в паскалях (Pa); F = сила в Ньютонах (N); A = площадь в квадратный метр (m²).

Законы газа

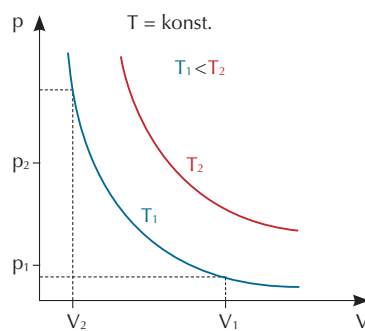
Следующие газовые законы представляют собой взаимосвязь между различными переменными состояния и, таким образом, свойствами и поведением идеальных газов. Идеальные газы - это модель реальных газов, основанная на множестве частиц, находящихся в неупорядоченном движении.

Газы, используемые при анестезии, не являются идеальными газами, так как молекулы газа настолько малы, что не занимают никакого объема и не оказывают никаких взаимных сил (н-р, взаимодействия в результате столкновений); тем не менее, следующие газовые законы действительны.

Закон Бойля и Мариотта

При постоянной температуре для фиксированного количества идеального газа его объем обратно пропорционален давлению. Таким образом: **большой объем → низкое давление или малый объем → высокое давление** (рис. 2).

Рисунок 2

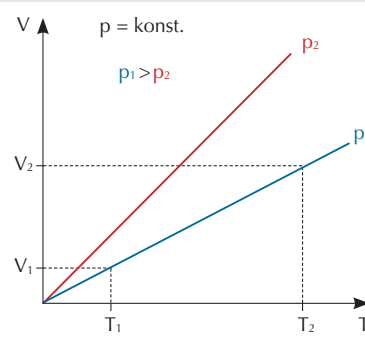


Графическое представление зависимости между объемом и давлением в соответствии с законом Бойля и Мариотта. p = давление; V = объем; T = температура.

Закон Шарля

При постоянном давлении для фиксированного количества идеального газа его объем пропорционален температуре. **Чем выше температура, тем больше объем газа** (рис. 3).

Рисунок 3



Графическое представление зависимости между температурой и объемом в соответствии с законом Шарля. p = давление; V = объем; T = температура.

Закон Гей-Люссака

Для постоянного объема фиксированного количества идеального газа давление изменяется пропорционально температуре газа. **Чем выше температура, тем выше давление.**

Применение газовых законов

Мы можем рассчитать доступное содержание кислорода в баллоне, потому что к кислороду применимы газовые законы. Закись азота присутствует в цилиндре в жидкой и газообразной форме, поэтому газовые законы здесь не действуют.

$$V_2 = P_1 \times V_1$$

V_2 = доступный объем газа; P_1 = давление в баллоне; V_1 = объем (размер) баллона

Пример: На кислородном баллоне емкостью 5 л манометр показывает 137 бар. Таким образом, доступно $5 \times 137 = 685$ л кислорода.

Закон Хагена-Пуазейля

Своим законом Готхильф Хаген и Жан Мари Пуазей описали **объемный расход** (m³/s), т.е. объем потока (V) за единицу времени (t). Первоначально закон применим только к *ньютоновским жидкостям* (жидкостям, таким как вода, где скорость сдвига не влияет на вязкость). В движущихся жидкостях присутствуют силы трения, а это значит, что скорость сдвига жидкости описывает передачу силы так же, как и в твердом теле. Однако кровь представляет собой взвесь плазмы и клеточных компонентов. Поэтому вязкость здесь зависит от уровня скорости потока (равной скорости сдвига). Тем не менее, закон Хагена-Пуазейля приблизительно применим к свойствам потока крови в человеческом организме.

$$\dot{V} = \frac{dV}{dt} = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta} \frac{\Delta p}{l}$$

r = внутренний радиус сосуда; Δp = разность давлений начало-конец сосуда; η = вязкость жидкости; l = длина сосуда

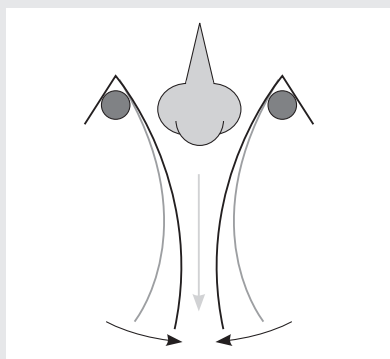
Объемный поток в сосуде зависит от радиуса сосуда в 4-й степени. Таким образом, удвоение радиуса сосуда приводит к 16-кратному увеличению объемного потока. В дополнение к радиусу сосуда, вязкость крови также влияет на объемный поток в сосудистой системе.

Эффект Бернулли

Увеличение скорости потока идеальной жидкости приводит к одновременному уменьшению давления.

Если воздух быстро проходит через два бумажных листа, висящих параллельно вниз, то чем быстрее воздух проходит между ними, тем ближе они притягиваются к потоку воздуха (рис. 4). Голосовые складки человека, например, вибрируют благодаря описанному эффекту.

Рисунок 4



Эффект Бернулли. Оба листа бумаги приближаются друг к другу, когда между ними возникает воздушный поток (высокая скорость потока - низкое давление).

Эффект Вентури

Эффект Вентури является продолжением эффекта Бернулли: если поток жидкости или газа в трубе затруднен (например, сужением), скорость потока увеличивается, а давление в трубе падает.

Причиной этого является принцип сохранения энергии (также 1-й закон термодинамики: энергия не может быть создана или уничтожена, а только переходит из одной формы в другую).

Одним из применений эффекта Вентури является маска Вентури, в которой

вакуум создается ускоренной струей газа (кислорода), что приводит к небулизации ("захвату молекул") жидких лекарств.

Закон Лапласа

В 1805 году Пьер Симон Лаплас вывел закон, который описывает связь между натяжением стенок, толщиной стенок и давлением, действующим на стенки полых органов.

Это относится к сферическим органам

$$K = p \times r / (2 \times d)$$

и к цилиндрическим органам

$$K = p \times r / d$$

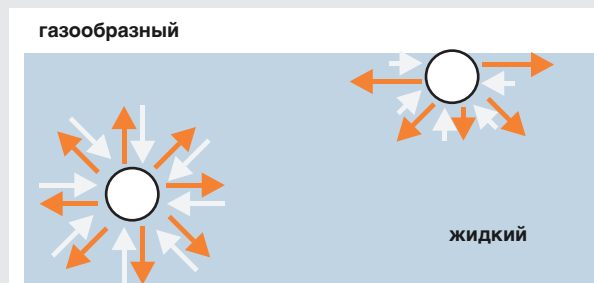
K = напряжение стенки; p = трансмуральное давление; r = радиус сосуда; d = толщина стенки

При одинаковом натяжении стенок (K) трансмуральное давление (p) шара с малым диаметром (d) будет намного больше, чем у шара с большим диаметром. Это легко объясняет, почему в начале надувания воздушного шара для надувания требуется высокое давление вдувания, а по мере дальнейшего надувания шара требуется меньшее давление для дальнейшего надувания шара.

Сурфактант в легочных альвеолах снижает поверхностное натяжение, позволяя коллабировавшим альвеолам вновь открываться под действием нормального инспираторного давления.

Повышенное напряжение сердечной стенки, которое возникает (например, в контексте стеноза аортального клапана) из-за повышенного трансмурального давления, может быть снова

Рисунок 5



На молекулы в жидкости действуют силы притяжения (оранжевый цвет) и отталкивания (серый цвет).

уменьшено путем соответствующей гипертрофии миокарда желудочков (таким образом, d увеличивается).

Поверхностное натяжение

Поверхностное натяжение - это сила между молекулами жидкости, которая противодействует внешним силам на поверхности (рис. 5).

Существует разница между силами, действующими на молекулы внутри жидкости, и силами, действующими на молекулы на поверхности жидкости. Внутри жидкости векторы сил, действующих на молекулы, взаимно уравнивают друг друга. На поверхности молекулы не имеют других молекул, действующих на них, поэтому здесь существуют чистые векторы силы, направленные внутрь жидкости.

Резонанс и демпфирование

Резонанс описывает состояние системы, находящейся под воздействием колеблющейся силы, действующей с частотой, близкой к собственной частоте системы.

Собственная частота системы - это частота (колебаний), которую получает система, когда она используется или к ней подводится энергия. Единицей измерения является герц (Гц).

Когда автомобиль проезжает мимо оконного стекла, звуковые волны

автомобиля заставляют оконное стекло вибрировать ("дребезжать") выше определенной частоты. Вибрации оконного стеклопакета достигают максимума на естественной собственной частоте стеклопакета.

Демпфирование - это уменьшение амплитуды вибрации в системе, вызванное потерей энергии из-за сил, препятствующих вибрации. В измерительных системах демпфирование необходимо для точного измерения, но слишком большое демпфирование является проблематичным. Коэффициент демпфирования описывает величину демпфирования в системе и лежит между нулем (отсутствие демпфирования) и единицей (максимальное критическое демпфирование). Коэффициент демпфирования, равный нулю, возможен только теоретически, поскольку в этом случае амплитуда колебаний входного сигнала распространялась бы во времени без потери энергии.

Занижение демпфирования происходит, когда системе не удается предотвратить колебания вокруг нулевой линии с течением времени после подачи входного сигнала (рис. 6). **Избыточное демпфирование** приводит к очень медленному снижению измеренного значения до нуля после входного сигнала; таким образом, система реагирует слишком медленно.

Тепловой гомеостаз

Потеря тепла пациентом происходит 5 различными путями:

Излучение

Излучение - это потеря тепла от тела во внешнюю систему с более низкой температурой посредством испускания инфракрасного излучения без прямого контакта.

Потеря тепловой энергии зависит в основном от разницы температур между телом и окружающей средой. Например, температура кожи одетого человека составляет 33°C. На поверхности одежды она составляет 28°C, что приводит к потере излучения в 100 Вт при температуре окружающей среды 20°C.

Рисунок 6



На долю радиации приходится 40-60% теплопотерь пациента.

Конвекция

Конвекция - это потеря тепловой энергии за счет обмена воздуха над поверхностью тела, который холоднее температуры тела.

Эффект пропорционален площади поверхности тела и количеству движения воздуха. На конвекцию приходится 30% теплопотерь пациента.

Проведение

Кондукция - это потеря тепловой энергии телом при прямом контакте со средой (например, ледяной водой, постельным бельем и т.д.), которая холоднее температуры тела.

На кондукцию приходится только 5% теплопотерь пациента.

Испарение

Жидкости, которые испаряются при контакте с телом (т.е. переходят в газообразную фазу, например, пот), извлекают тепловую энергию из тела во время этого процесса.

Испарение может составлять до 50% теплопотерь пациента.

Дыхание

При дыхании происходит потеря тепловой энергии за счет увлажнения и нагревания вдыхаемого воздуха.

Эта потеря составляет всего 5% от общей теплопотери пациента.

Измерение сердечного выброса

Возможности динамического измерения **сердечного выброса (CO)** у пациентов в операционной и отделении интенсивной терапии постоянно расширяются. Поэтому необходимо понимать принципы этих измерений.

Принцип Фика

Общее поглощение или высвобождение вещества органом равно произведению кровотока через орган и артерио-венозной разницы концентраций вещества в органе.

Это определение является основой для расчета CO с использованием подходящего вещества, такого как кислород, тепло или краситель, на основе следующей формулы:

$$VO_2 = CO \times (caO_2 - cvO_2)$$

Преобразование в соответствии с CO дает результат:

$$CO = VO_2 / (caO_2 - cvO_2)$$

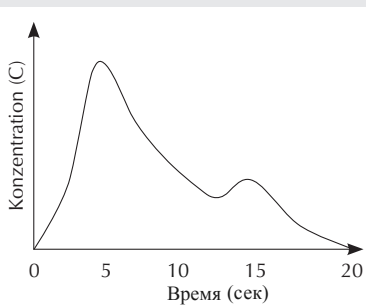
VO₂ = поглощение кислорода; CO = сердечный выброс; caO₂ = содержание кислорода в артериальной крови; cvO₂ = содержание кислорода в смешанной венозной (легочно-артериальной) крови.

Метод термодилуции и разбавления красителя

Основы

Определенное количество **вещества-маркера** (например, холодной жидкости или красителя) вводится в центральную вену, и кривая его концентрации регистрируется вниз по течению с течением времени с помощью специального датчика или (легочного) артериального катетера. Используя площадь под этой так называемой индикаторной кривой разбавления, алгоритмы, основанные на **уравнении Стюарта-Гамильтона**, теперь могут быть использованы для расчета CO (рис. 7).

Рисунок 7



Кривая разбавления красителя с течением времени. После инъекции наблюдается увеличение концентрации в течение последующего времени (до 5 с) с последующим снижением. Второй пик концентрации (на 15 с) возникает из-за рециркуляции индикаторного вещества.

Уравнение Стюарта-Гамильтона

При известной массе (m) вещества измеренная концентрация (c) в растворе может быть использована для определения объема (V) раствора следующим образом:

$$V = m / c$$

Если концентрация регистрируется не однократно, а как изменение концентрации во времени ($c \cdot \Delta t$), то CO можно определить следующим образом:

$$CO = m / (c \cdot \Delta t)$$

Применение этой формулы для термодилуции приводит к следующему расчету:

$$CO = V \times (T_b - T_i) \times k / (T_b \cdot \Delta t)$$

V = вводимый объем; T_b = температура крови; T_i = температура вводимой жидкости; k = расчетная константа; $(T_b \cdot \Delta t)$ = изменение температуры крови с течением времени.

Ударный объем

Ударный объем сердца в систолу (УО, единица измерения: мл) можно рассчитать на основе **CO** и **частоты сердечных сокращений f**:

$$SV = CO / f$$

Пульсоксиметрия

Для интерпретации значений необходимо понимать уравнения и принципы, лежащие в основе измерений пульсоксиметрии. В сути, **интенсивность света меняется**, когда он проходит через вещество. Можно рассматривать либо то, сколько света может проникнуть в вещество, либо то, сколько света поглощается веществом.

Закон Бера

Закон Бера гласит, что в растворах **коэффициент поглощения α** для света находится в пропорциональной зависимости от **концентрации c**:

$$\alpha = \epsilon \cdot c$$

ϵ представляет собой так называемый молярный коэффициент экстракции, который является характерной величиной для каждого типа молекул в конкретном растворителе. Этот закон действует только тогда, когда нет взаимодействия между отдельными растворенными молекулами, то есть, как правило, только в разбавленных растворах.

Закон Бугера — Ламберта

Закон Ламберта-Бугера описывает ослабление интенсивности излучения в зависимости от длины пути при прохождении через поглощающее вещество. Соответственно, поглощение света веществом пропорционально глубине проникновения.

Закон Ламберта-Бера

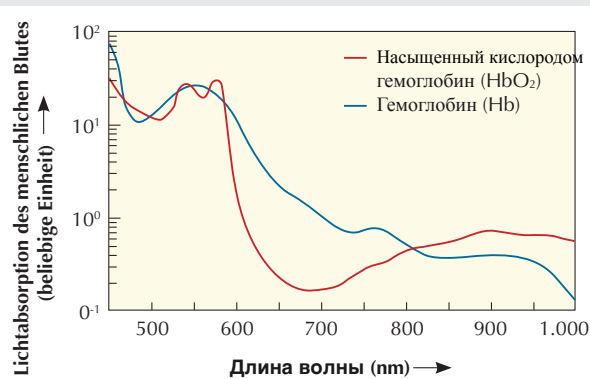
Комбинация обоих законов приводит к закону Ламберта-Бера:

$$A = \epsilon \cdot c \cdot x \cdot d$$

A = поглощение (часто также E = экстракция); ϵ = молярный коэффициент экстракции; C = концентрация; d = толщина слоя

При пульсоксиметрии концентрация и коэффициент молярной экстракции постоянны. Однако толщина слоя меняется, потому что капилляры расширяются с каждой пульсовой волной, создавая тем самым волну пульсоксиметрии. Пульсоксиметрия измеряет процентное насыщение гемоглобина (**Hb**) кислородом (**SpO₂**). Основа этого измерения заключается в том, что **инфракрасный свет** по-разному поглощается оксигенированным гемоглобином (**HbO₂**) и неоксигенированным гемоглобином (**Hb**) (Рис. 8). Для трансиллюминации пальца периодически используется свет двух различных длин волн (660 нм = красный и 940 нм = инфракрасный). Капилляры в пальце расширяются синхронно, вызывая изменение поглощения света, как описано в законе Ламберта-Бера.

Рисунок 8



Спектры поглощения света человеческой кровью при различных длинах волн света. Хорошо видны различные кривые поглощения Hb и HbO₂ при 660 нм и 940 нм.

При избытке Hb поглощается больше красного света, и соответствующая амплитуда волны становится меньше. Если, с другой стороны, имеется избыток HbO₂, то амплитуда волны инфракрасного света меньше. Отношение амплитуд двух световых волн друг к другу позволяет определить текущее насыщение кислородом, используя специальный алгоритм расчета и значения, хранящиеся в банке данных.

Дыхание

Статические и динамические параметры функции легких

Дыхательный объем

Дыхательный объем (ДО) описывает объем газа, который вдыхается или выдыхается при нормальном дыхании в состоянии покоя (единица измерения: мл).

Остаточный объем

Остаточный объем (ОО) характеризует объем газа, который остается в легких после максимального выдоха (единица измерения: мл).

Резервный объем вдоха

Резервный объем вдоха (РОВд) описывает объем газа, который можно дополнительно вдохнуть после обычного вдоха в состоянии покоя (единица измерения: мл).

Резервный объем выдоха

Резервный объем выдоха (РОВвд) описывает объем газа, который может быть дополнительно выдохнут после нормального выдоха в состоянии покоя (единица измерения: мл).

Общая емкость

Емкость (С) определяется как сумма объемов легких.

Жизненная емкость

Жизненная емкость (ЖЕЛ) характеризует объем вдыхаемого газа после

максимального выдоха с последующим максимальным вдохом (сумма из РОВд, РОВвд и ДО; единица измерения: мл).

Функциональная остаточная емкость

Функциональная остаточная емкость (ФОЕ) характеризует объем газа, остающийся в легких после нормального выдоха (сумма РОВвд и ОО; единица измерения: мл).

Общая емкость легких

Общая емкость легких (ОЕЛ) - это сумма всех объемов легких (единица измерения: мл).

На рисунке 9 представлены статические объемы легких у здорового взрослого человека.

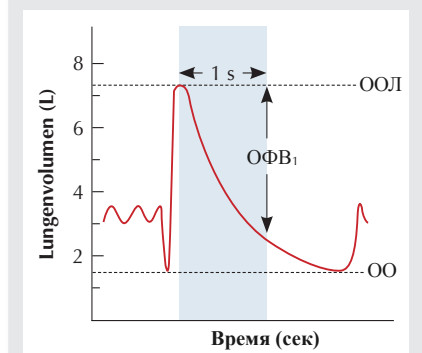
Объем форсированного выдоха за 1 секунду

Объем форсированного выдоха за 1 секунду (FEV₁; ОФВ₁) это максимально возможный объем воздуха, который можно выдохнуть после максимального вдоха в течение первой секунды с наибольшим усилием (единица измерения: л/с). Его регистрируют с помощью спирометрии или спирографии (рис. 10).

Сопrotивление дыхательных путей

Сопrotивление дыхательных путей (R) описывает изменение давления в дыхательных путях в зависимости от изменения потока вдыхаемого газа (ед: см H₂O/лxсек).

Рисунок 10



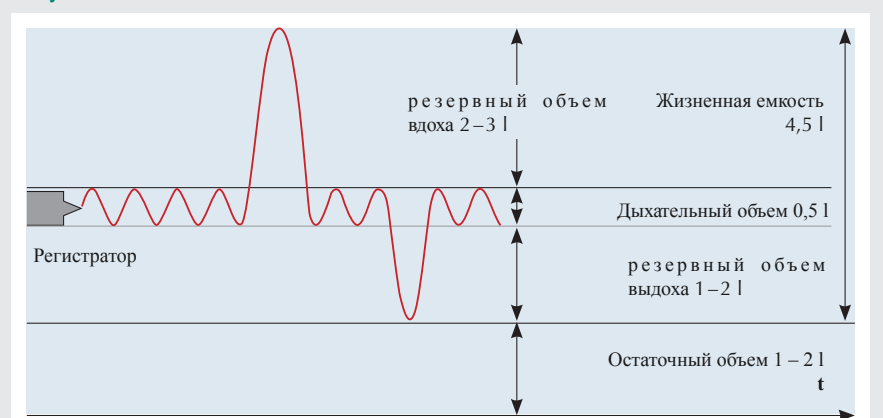
Объем форсированного выдоха за 1 секунду (ОФВ₁) при спирографии. Физиологически 75% жизненной емкости может быть выдохнуто в течение одной секунды (ОФВ₁/ЖЕ = 0,75).

Расширяемость легких/податливость/compliance

Compliance (C) описывает изменение объема на изменение давления (единица измерения: мл/см H₂O).

Расширяемость всего легкого (C) складывается из суммы обратных значений расширяемости грудной клетки (150 - 200 мл/см H₂O) и расширяемости легочной ткани (150 - 200 мл/см H₂O) и составляет 75 - 100 мл/см H₂O (рис. 11).

Рисунок 9



Запись теста функции легких с отображением легочных объемов (физиологические значения у здоровых взрослых).

Рисунок 11



Кривая давление-объем легких (спонтанное дыхание). Повышение внутригрудного давления приводит к изменению объема легких. При выдохе кривая принимает другой вид (ход) при снижении давления из-за влияния сурфактанта (так называемый гистерезис).

Уравнение шунта

Уравнение шунта можно использовать для расчета отношения кровотока в шунте к общему кровотоку через легкие.

Нормальное значение составляет 0,3. В патологических условиях это соотношение может увеличиваться, что приводит к снижению парциального давления кислорода в артериальной крови (p_aO_2).

$$Q_s/Q_T = (C_cO_2 - C_aO_2) / (C_cO_2 - C_vO_2)$$

Q_s = легочной шунт (мл/мин); Q_T = сердечный выброс (CO/CV, мл/мин); C_cO_2 = содержание кислорода в легочных капиллярах (мл O_2 /л крови); C_aO_2 = содержание кислорода в артериальной крови; C_vO_2 = содержание кислорода в смешанной венозной крови.

Содержание кислорода в артериальной крови и содержание кислорода в смешанной венозной крови может быть рассчитано по соответствующим образцам крови (артерия и легочная артерия) и суммированию кислорода, связанного с гемоглобином и растворенного в плазме (см. ниже). С другой стороны, содержание кислорода в легочных капиллярах может быть точно определено только при исследовании образца легочной венозной крови; поэтому альвеолярное парциальное давление кислорода (p_AO_2) используется в качестве приближенного показателя.

Уравнение альвеолярного газа

Если предположить, что вдыхаемый газ не содержит CO_2 , что все альвеолярные газы (кроме кислорода) находятся в равновесии с их растворенной долей

в крови и что альвеолярный воздух насыщен водяным паром, то альвеолярное парциальное давление кислорода (p_AO_2), может быть рассчитано следующим образом:

$$p_AO_2 \approx FiO_2 (p_{atm} - p_{H_2O}) - (p_aCO_2 / RQ)$$

FiO_2 = содержание кислорода во вдыхаемом газе; p_{atm} = текущее атмосферное давление (н-р 760 mmHg); p_{H_2O} = давление водяного пара при температуре тела; p_aCO_2 = парциальное давление CO_2 в артериальной крови; RQ = дыхательный коэффициент (0,8 при нормальном питании).

Эффект Пастера

Луи Пастер впервые обнаружил на дрожжевых грибах в 1861 году, что окислительное фосфорилирование (т.е. аэробный метаболизм) в митохондриях становится невозможным при превышении определенного парциального давления кислорода. Это 1 мм рт.ст. (0,13 кПа).

Доставка O_2

Глобальная доставка кислорода (DO_2) может быть рассчитана по формуле:

$$DO_2 = CaO_2 \times CO$$

DO_2 = доставка O_2 ; CaO_2 = артериальный O_2 ; CO = сердечный выброс

В норме доставка O_2 (DO_2) у здорового человека составляет 1.000 ml/min.

Потребление O_2 (VO_2) составляет у взрослых в покое 250–500 ml/min.

Коэффициент экстракции кислорода

Коэффициент экстракции кислорода (O_2ER) рассчитывается следующим образом:

$$O_2ER = VO_2 / DO_2$$

VO_2 = потребление O_2 ; DO_2 = доставка O_2

O_2ER обычно составляет 0,2-0,3, что означает, что потребляется только 30% предлагаемого кислорода, и организм имеет соответствующие глобальные резервы, прежде чем аэробный метаболизм будет нарушен.

Содержание кислорода в артериальной крови и артериовенозная разница O_2

Расчет содержания артериального кислорода (CaO_2):

$$CaO_2 = (1,34 \times Hb \times S_aO_2) + (0,003 \times p_aO_2)$$

1,34 = число Хюфнера, определяющее, сколько кислорода может связать один грамм гемоглобина (мл/г); Hb = содержание гемоглобина в крови

(g/dl); S_aO_2 = насыщение артериальной крови кислородом (%); 0,003 = физическая константа для растворимости кислорода в плазме (1/mmHg x ml/dl); p_aO_2 = парциальное давление кислорода в артериальной крови (mmHg)

Аналогичным образом можно определить содержание кислорода в центральной венозной или смешанной венозной крови. Для этого необходимо взять образец крови из центральной вены или из легочной артерии (с помощью катетера легочной артерии).

Формула $CaO_2 - CvO_2$ называется артериальной кислородной разницей ($avDO_2$) и является мерой кислородного истощения организма. У взрослых он составляет примерно 4 - 6 мл/дл в состоянии покоя. Кислородное истощение значительно отличается в различных органах. В условиях покоя $avDO_2$ в почках составляет около 1,5 мл/дл, в мозге - около 6,5 мл/дл и в сердце - около 11,5 мл/дл.

Гипоксия

Гипоксия - это состояние тканей и клеток, при котором функционирование клеток становится невозможным из-за недостатка кислорода.

Причиной гипоксии можно назвать четыре состояния:

Гипоксемическая гипоксия

При гипоксемической гипоксии снижение парциального давления кислорода в артериальной крови является причиной недостатка кислорода в тканях.

Анемическая гипоксия

При анемической гипоксии наблюдается недостаток кислорода в тканях из-за снижения количества переносчиков кислорода (гемоглобина).

Ишемическая гипоксия

При ишемической гипоксии причиной недостатка кислорода является снижение кровотока (перфузии) в тканях.

Гистотоксическая гипоксия

При гистотоксической гипоксии кислород доступен тканям в достаточном количестве, но не может

быть использован (нарушение окислительного фосфорилирования, например, под действием цианида).

Кривая диссоциации оксигемоглобина

Кривая диссоциации кислорода - это графическое представление взаимосвязи между парциальным давлением кислорода (p_aO_2) и насыщением гемоглобина артериальным кислородом (S_aO_2).

Кривая диссоциации кислорода имеет сигмоидный ход (Рис. 12). Это связано с тем, что при низком p_aO_2 первая молекула кислорода медленно связывается с полностью дезоксигенированным гемоглобином. Это первое связывание изменяет как структуру гемоглобина, так и взаимодействие отдельных субъединиц гемоглобина друг с другом и приводит к тому, что 2-я и 3-я молекулы кислорода легче присоединяются к гемоглобину; 4-я молекула, с другой стороны, присоединяется несколько менее легко. Кривая связывания кислорода характеризуется так называемым давлением полунасыщения кислородом (P_{50}), т.е. значением pO_2 , при котором 50% гемоглобина насыщается O_2 . В состоянии покоя этот показатель составляет примерно 27 мм рт.ст.

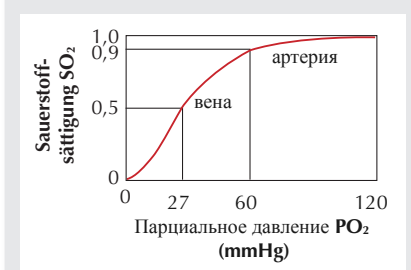
P_{50} или ход кривой диссоциации кислорода может быть смещен вправо или влево под действием факторов. **Сдвиг влево** (т.е. увеличение сродства Hb к кислороду) вызывается

- пониженный уровень p_aCO_2 ,
- алкалоз,
- пониженная температура,
- пониженная концентрация 2,3-DPG (2,3-Diphosphoglycerat),
- фетальный гемоглобин и
- оксид углерода.

Напротив, **сдвиг вправо** (т.е. пониженное сродство Hb к кислороду) вызывается

- повышенный уровень p_aCO_2 ,
- ацидоз,
- повышенная температура,
- повышенная концентрация 2,3-DPG (2,3-Diphosphoglycerat)
- беременность.

Рисунок 12



Кривая диссоциации оксигемоглобина

Эффект Бора

Сродство гемоглобина к кислороду уменьшается при низком pH и увеличивается при высоком pH. Поэтому кислород легче высвобождается в периферических тканях и, наоборот, легче связывается с гемоглобином в легких после отдачи CO_2 .

Эффект Бора также оказывает влияние во время беременности, когда CO_2 переходит из крови плода в плаценте в кровь матери. В материнской крови содержание CO_2 увеличивается, а сродство к O_2 уменьшается, в то время как в крови плода содержание CO_2 уменьшается, а сродство к O_2 увеличивается.

Транспорт двуокиси углерода (CO_2)

Углекислый газ в двадцать раз более растворим в крови, чем кислород, и транспортируется тремя путями:

- физически растворяется в плазме (около 5%)
- химически связан с гемоглобином (около 5%; так называемое карбаминное связывание). CO_2 связывается с N-концевой α -аминогруппой глобиновых цепей; таким образом, на одну молекулу гемоглобина может быть связано максимум 4 молекулы CO_2 .
- после преобразования в бикарбонат (около 90%). Следующая реакция происходит в эритроците в периферической ткани (катализируется через фермент карбоновая ангидраза), в то время как обратная реакция происходит в легочных капиллярах во время выдоха CO_2 .



Эффект Холдейна

Дезоксигенированный гемоглобин может поглощать больше CO_2 чем оксигенированный гемоглобин. Это связано с тем, что дезокси-Hb лучше буферизует протоны (H^+) и поэтому с большей вероятностью будет вырабатывать HCO_3^- .

Сердечно-сосудистая система

Сердечный цикл

От закрытия митрального клапана до открытия аортального клапана длится фаза изоволюметрического сокращения (рис. 13). Развивается первый систолический сердечный тон. Трехстворчатый клапан выпячивается в правое предсердие, и развивается волна C давления в предсердии. Аортальный клапан открывается, начинается фаза изгнания, которая заканчивается когда аортальный клапан снова закрывается.

Кривая объема желудочка показывает дальнейшее увеличение объема, соотносящееся с волной P на ЭКГ, вызванное наполнением желудочка предсердием. При **фибрилляции предсердий** это наполнение отсутствует в связи с чем конечный диастолический объем желудочка уменьшается.

Среднее артериальное давление

Среднее артериальное давление (MAP) - это среднее, т.е. усредненное значение артериального давления, не зависящее от систолических и диастолических колебаний в сосудистой системе.

$$MAP = (BP_{syst} + 2 \times BP_{diast}) / 3$$

MAP = среднее артериальное давление; BP syst = систолическое артериальное давление; BP diast = диастолическое артериальное давление.

Коронарное перфузионное давление

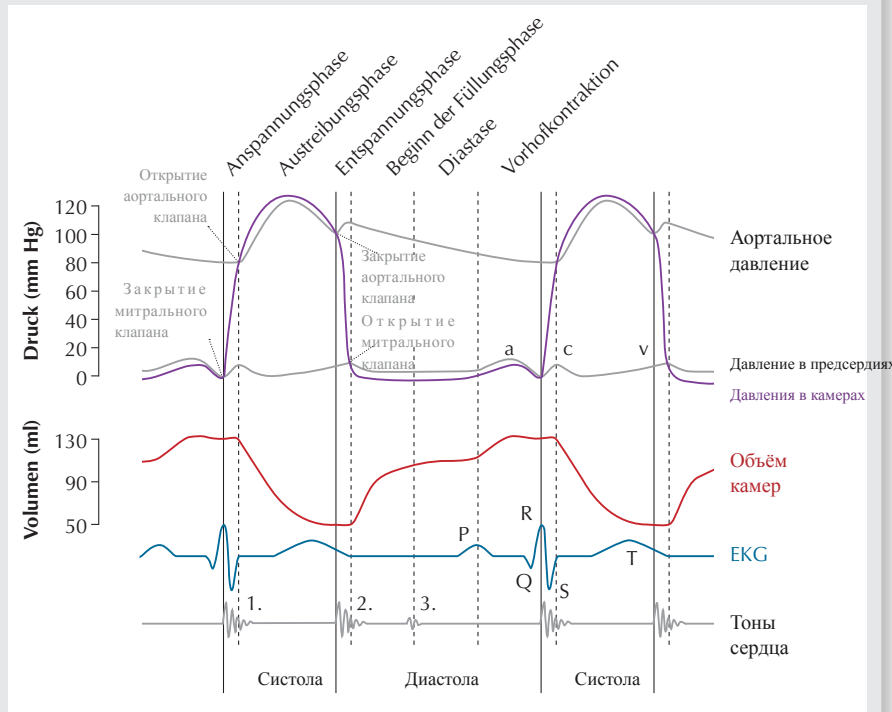
Перфузионное давление в коронарной артерии (CPP; единица измерения: мм рт.ст.) во время диастолы (при отсутствии коронарного стеноза) - это разница между диастолическим давлением в аорте (AP_{diast}) и конечным диастолическим давлением левого желудочка (LVEDP).

LVEDP обычно можно приравнять к давлению окклюзии легочных капилляров (PCWP), которое можно измерить с помощью катетера легочной артерии.

$$CPP = AP_{diast} - LVEDP$$

CPP = коронарное перфузионное давление; AP_{diast} = диастолическое давление в аорте; LVEDP = конечное диастолическое давление левого желудочка.

Рисунок 13



Сердечный цикл с представлением соотношений давления, объема в желудочке, ЭКГ и аускультативных звуков сердца.

Коронарный кровоток

Кровоток в коронарной артерии (CBF; единица измерения: мл/мин) рассчитывается аналогично закону Ома следующим образом (рис. 14):

$$CBF = CPP / CVR$$

CBF = коронарный кровоток; CPP = коронарное перфузионное давление; CVR = коронарное сосудистое сопротивление.

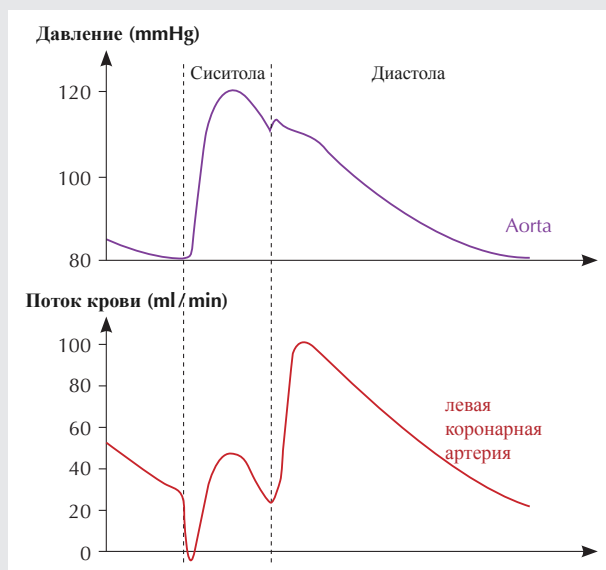
Кривая ЦВД

Центральное венозное давление (ЦВД) характеризует венозное давление крови, измеренное через центральный венозный катетер (ЦВК). Если кончик ЦВК находится в месте перехода нижней поллой вены в правое предсердие, центральное венозное давление приблизительно соответствует давлению в нижней поллой вене и, следовательно, давлению в правом предсердии. Полученная таким образом кривая давления имеет определенный ход в течение сердечного цикла (рис. 15).

„Проведение“ катетера для измерения давления в легочной артерии

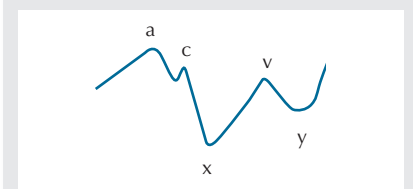
Давление заклинивания легочной артерии (PCWP/ДЗЛА) позволяет косвенно оценить давление в левом предсердии "через легочное русло". В идеале наконечник раздутого баллона PCWP опускается в зону 3 (по West) в легком. **3-зонная модель Веста** описывает тот факт, что легочная перфузия не распределена однородно по всему легкому, а увеличивается от апикальной части к базальной под действием силы тяжести.

Рисунок 14



Кровоток в левой коронарной артерии в зависимости от условий давления в аорте. После окончания систолы и закрытия аортального клапана коронарный кровоток резко возрастает (100 мл/мин). Коронарный кровоток наиболее выражен в диастолу.

Рисунок 15



Кривая давления ЦВД с соответствующим обозначением. a = сокращение предсердий; c = выпячивание трехстворчатого клапана в процессе изоволюметрического сокращения желудочков; x = смещение плоскости клапана в систолу и расслабление предсердий; v = наполнение предсердий при закрытом трехстворчатом клапане; y = пассивное наполнение желудочков после открытия трехстворчатого клапана.

В зоне 3 легочное артериальное и легочное венозное давление все время выше альвеолярного давления. Это обеспечивает непрерывный кровоток, и РАК можно легко ввести в сегменты легочных артериальных сосудов этой зоны при раздутом баллоне. В конечном положении баллон окклюзирует меньшую ветвь легочной артерии, так что кровоток далее дистально задерживается, и кривая давления больше не может быть получена ретроградно (из правого желудочка) (рис. 16). В этих условиях антеградное давление из областей, расположенных дальше "вниз по течению" (левое предсердие), регистрируется через столб крови.

Повышение давления в левом предсердии может иметь множество причин:

- нарушение функции левого желудочка (например, вследствие инфаркта миокарда),
- митральный порок,
- перегрузка жидкостью или
- тампонада перикарда.

Фракция выброса желудочков

$$EF = [(EDV-ESV) / EDV] \times 100$$

или

$$EF = (SV / EDV) \times 100$$

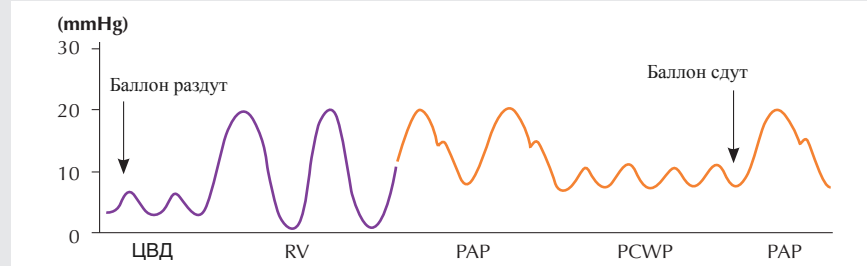
EF = фракция выброса (%); EDV = конечно-диастолический объем; ESV = конечно-систолический объем; SV = ударный объем (= EDV-ESV)

Системное сосудистое сопротивление (SVR)

Сопротивление потока в системе кровообращения, против которого левый желудочек должен делать выброс, также называется системным сосудистым сопротивлением и соответствует **постнагрузке левого желудочка**. Единицей измерения для SVR является $\text{Pa} \cdot \text{s} / \text{m}^3$ или $\text{N} \cdot \text{s} / \text{m}^5$. Существуют также более старые (и более традиционные) единицы измерения, такие как $\text{dyn} \times \text{s} / \text{cm}^5$ oder $\text{mmHg} \times \text{min} / \text{l}$.

Нормальное значение для здорового взрослого человека в состоянии покоя составляет $1.000 - 1.500 \text{ dyn} \times \text{s} / \text{cm}^5$. 1 dyn соответствует силе, необходимой для ускорения массы в 1 g на

Рисунок 16



Кривая давления во время продвижения катетера для измерения давления в легочной артерии. В положении кривой давления ЦВД баллон раздувается на кончике катетера. Следуя за потоком крови, катетер проходит правый желудочек (RV) и, наконец, попадает в легочный артериальный путь (PAP). Окончательное положение достигается при появлении так называемой клиновидной кривой (PCWP), которая формируется при окклюзии ветви легочной артерии через баллон и позволяет оценить состояние давления в левом предсердии "через легочное кровообращение". В этом положении баллон сдувается, окклюзии сосудов больше нет, и так называемая клиновидная кривая уступает место кривой давления в легочной артерии.

$1 \text{ cm}^2 / \text{s}^2$. Поэтому 1 dyn - очень маленькая сила и соответствует всего $1/100.000 \text{ Newton}$.

$$SVR = (MAP-RAP) \times 80 / HZV$$

SVR = системное сосудистое сопротивление; MAP = среднее артериальное давление; RAP = (среднее) давление в правом предсердии; HZV = сердечный выброс

Легочное сосудистое сопротивление (PVR)

Легочное сосудистое сопротивление (PVR) - это сопротивление потока в области легочного протока, против которого должен выбрасывать воздух правый желудочек. Он соответствует постнагрузке правого желудочка, и его нормальное значение у здорового взрослого человека в состоянии покоя составляет $50-150 \text{ dyn} \times \text{s} / \text{cm}^5$.

$$PVR = (MPAP-LAP) \times 80 / HZV$$

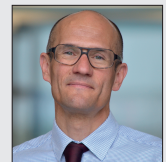
PVR = легочное-сосудистое сопротивление; MPAP = среднее легочное артериальное давление; LAP = (среднее) давление в левом предсердии (как показано выше, в клинических условиях здесь используется PCWP); HZV = сердечный выброс.

Literatur

1. Schmidt RF, Lang F, Thews (Hrsg): Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie. Berlin Heidelberg: Springer Verlag 2005; 29. Auflage
2. Cross M, Plunkett E: Physics, Pharmacology and Physiology for Anaesthetists: Key Concepts for the FRCA. Cambridge: University Press 2014; 2. Auflage
3. Vaupel P, Schaible H-G, Mutschler E (Hrsg): Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft 2015; 7. Auflage.

Korrespondenz- adresse

**Prof. Dr. med.
Christian Wunder,
DEAA**



Abteilung für Anästhesie und operative Intensivmedizin
Robert-Bosch-Krankenhaus
Auerbachstraße 110
70376 Stuttgart, Deutschland
Tel.: 0711 8101 3484
E-Mail: Christian.Wunder@rbk.de
ORCID-ID: 0000-0002-6768-8300