

Содержание

Предисловие	5
От авторов	6
1. История изучения показателей внешнего дыхания	9
2. Основы физиологии и патофизиологии внешнего дыхания. Обструктивный и рестриктивный синдромы	13
2.1. Строение органов дыхания	13
2.2. Механизмы газообмена в легких	17
2.3. Дыхательная недостаточность	18
3. Легочные объемы и емкости. Оценка ФОЕ методами разведения гелия и вымывания азота	22
4. Показатели легочной вентиляции: ЧД, МОД, МАВ, проба ФЖЕЛ, МВЛ. Понятие о поглощении кислорода и эффективности вентиляции	29
4.1. Понятие мертвого пространства	30
4.2. Проба ФЖЕЛ	32
4.3. Проба максимальной вентиляции легких	35
4.4. Потребление кислорода и оценка эффективности вентиляции	35
5. Кривая поток–объем форсированного выдоха, основные показатели	37
6. Тест с форсированным вдохом. Подходы к выявлению обструкции верхних дыхательных путей	41
7. Технические аспекты спирометрии	44
7.1. Основные типы спирометров	44
7.2. Требования к спирометрам	47
7.3. Калибровка	49
7.4. Коррекция результатов измерений	50
8. Подготовка к исследованиям, обслуживание аппаратуры	52
9. Методика проведения спирометрии. Маневры ЖЕЛ и ФЖЕЛ	55
10. Должные величины	62
11. Оценка спирометрических показателей	66

12. Критерии качества и дефекты исследования	70
13. Бронходилатационные тесты	80
14. Бронхопровокационные тесты	83
15. Проведение спирометрии у детей	89
16. Примеры заключений спирометрических исследований	94
А. Обозначения основных параметров ФВД	107
Литература	109

1. История изучения показателей внешнего дыхания

До середины XIX века медики не имели достаточно точных и удобных инструментов для измерения параметров дыхания в условиях рутинного исследования пациентов. В 1846 г. британский врач Дж. Хатчинсон (J. Hutchinson) [20] опубликовал сообщение об изобретенном им приборе для измерения объемов выдыхаемого воздуха — спирометре, с использованием которого Хатчинсон сделал ряд актуальных и по настоящее время наблюдений: определена структура *ЖЕЛ* как сумма дыхательного и резервных объемов вдоха и выдоха, сделаны ценные наблюдения изменения окружности грудной клетки при исследовании *ЖЕЛ* и *ДО*, сформулированы основные принципы методики клинического измерения *ЖЕЛ*, проведены исследования биомеханики межреберной мускулатуры. На основе измерений *ЖЕЛ* у нескольких тысяч здоровых лиц с разными антропометрическими данными Хатчинсон экспериментально выявил линейную корреляцию между ростом и *ЖЕЛ* и не обнаружил связи *ЖЕЛ* с массой тела, фактически заложив основу оценки параметров легочной вентиляции сравнением с *ДВ* (см. стр. 62).

Можно считать, что именно с этой даты берет начало история объективного исследования функции внешнего дыхания, хотя и до Хатчинсона были публикации о приборах, позволявших измерить дыхательные объемы или экскурсию грудной клетки.

Спирометр Хатчинсона представлял собой воздушный колокол, в который пациент производил максимальный выдох (на рис. 1 представлена схема относительно современного прибора такой конструкции). Колокол поднимался пропорционально объему выдохнутого в него воздуха. Это позволяло определить жизненную емкость легких (*ЖЕЛ*) или, при изменении методики, дыхательный объем (*ДО*). Для уменьшения сопротивления дыханию колокол уравнивался системой противовесов, а герметизация осуществлялась водой. Усовершенствования спирометра Хатчинсона, которые производились в течение десятков лет, касались в основном способов уравнивания колокола и графической регистрации результатов измерений. Такие спирометры выпускались вплоть до вытеснения их микропроцессорными системами.

В 1925 г. швейцарский физиолог и инженер А. Флейш (A. Fleisch) [17] ввел в практику прибор для регистрации объемной скорости потока воздуха в процессе дыхания, получивший название «пневмотахограф». Прибор представлял собой трубку с пневмосопротивлением и дифференциальным манометром, измерявшим перепад давления на резистивном элементе. Перепад давления в та-

ком устройстве определяется сопротивлением резистивного элемента и объемной скоростью потока. В последующем был осуществлен ряд усовершенствований конструкции Флейша, однако основной принцип измерения объемной скорости потока оставался неизменным. Удобство конструкции заключается в возможности измерения не только скорости потока, но и его направления, оценивая отдельно вдох и выдох.

Форсированная ЖЕЛ была предложена Б.Е. Вотчалом в 1947 г., примерно в то же время, в 1949 г. Р. Тиффно (R. Tiffeneau) предложил показатель $ОФВ_1$ и индекс $ОФВ_1/ЖЕЛ$.

В 1951 г. Х. Дайман (H. Dayman) [16], используя пневмотахограф, детально описал кривые поток–объем у пациентов с различной легочной и бронхиальной патологией, обосновал удобство графического представления взаимосвязи скорости потока и объема во время форсированного выдоха. Им также были сделаны важные наблюдения о сопротивлении легочной ткани в процессе форсированного выдоха у разных категорий пациентов. Вероятно, это было первое детальное исследование, продемонстрировавшее высокую диагностическую ценность одновременного исследования скорости потока и объемов дыхания.

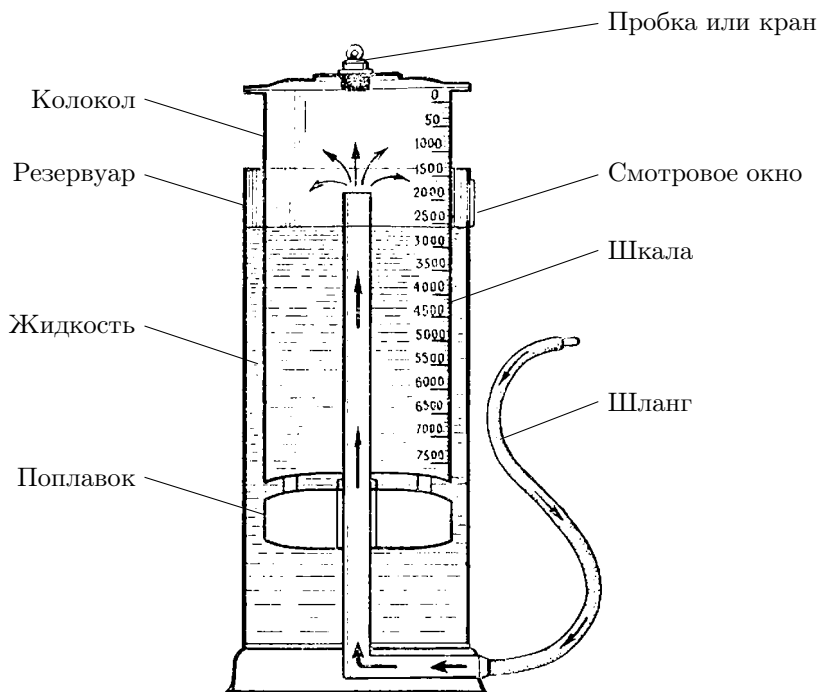


Рис. 1. Схема спирометра с воздушным колоколом
Стрелками показано направление движения воздуха

Важной задачей объективного исследования ФВД была миниатюризация аппаратуры, поскольку все имевшиеся к середине XX века конструкции приборов были достаточно массивными и не позволяли проводить исследования вне специальных лабораторий. Создать по-настоящему портативную конструкцию удалось Б. Райту (B. Wright) [25], который в 1950-х годах разработал и ввел в практику два важнейших для объективного исследования ФВД портативных измерительных прибора: «сухой» спирометр и пикфлоуметр.

Спирометр Райта представляет механический счетчик оборотов турбины, на которую подается выдыхаемый воздух. Число оборотов прямо пропорционально объему прошедшего через направляющую систему спирометра воздуха. Считывание результата измерения ЖЕЛ производится на круговой шкале, проградуированной в единицах объема. После прохождения через спирометр воздух выходит в атмосферу. Сухие спирометры пользовались популярностью в течение полувека, когда их позиции стали теснить микропроцессорные комбинированные приборы.

В 1959 г. Б. Райт и К. МакКерроу (C. McKerrow) [25] описали пикфлоуметр и методику исследования пиковой объемной скорости (ПОС) форсированного выдоха. Выдыхаемый с силой воздух, воздействуя на подвижный подпружиненный элемент конструкции, вызывал его отклонение, которое показывалось на круговой шкале, проградуированной в значениях объемной скорости выдоха (л/мин). Пикфлоуметр с линейной шкалой, также изобретенный Райтом, широко применяется и сегодня для самоконтроля ПОС в домашних условиях. Исследование ПОС, ставшее благодаря этому прибору необременительным, позволило объективно оценивать обструкцию дыхательных путей.

Бодиплетизмография как метод детального исследования дыхательных объемов, включая остаточный объем и общую емкость легких, бронхиального сопротивления была введена в 1969 г. А. Дюбуа (A. DuBois) [15] и соавт. Эта методика без существенных изменений используется сейчас.

С 1980-х годов в спирометрической аппаратуре начинается широкое использование микропроцессоров и цифровых технологий обработки сигналов. Это произошло благодаря высокой точности измерений, надежности приборов, возможности наращивать число параметров путем относительно несложных вычислений. В настоящее время большинство приборов для рутинных исследований являются цифровыми.

Схема (рис. 2) цифрового спирометра с незначительными вариациями повторяется в приборах разных производителей. Первичный измеритель (см. рис. 19 на с. 45) формирует цифровой сигнал, который пропорционален либо скорости проходящего воздуха, либо его объему. Эти данные вместе с сигналами, позволяющими точно измерить время, подаются в микропроцессорное устройство, которое обрабатывает их, формирует необходимые графики и производит вычисление числовых значений. Полученные данные могут быть выведены на дисплей или принтер. Цифровые технологии существенно упростили использование приборов для измерения параметров ФВД, сделали приборы портативными, способствовали заметному повышению точности измерений.

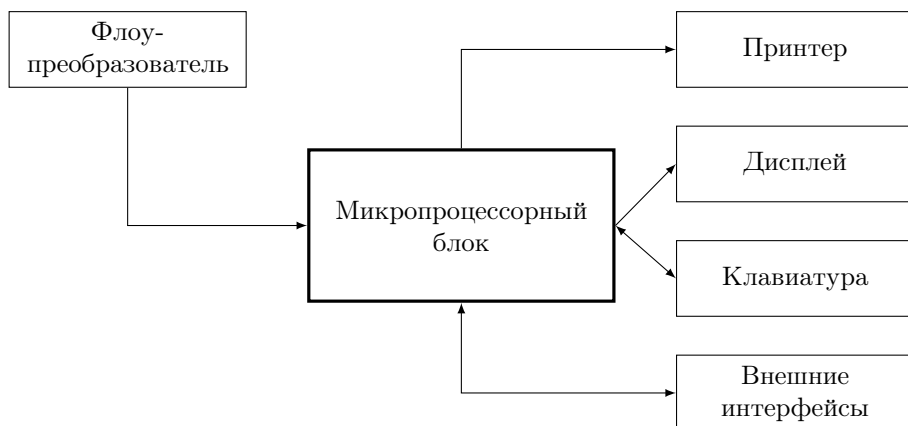


Рис. 2. Типовая схема современного прибора для исследования ФВД

Цифровые спирометры позволили существенно упростить процедуру интерпретации результатов исследований, поскольку имеют возможность автоматического сравнения полученных результатов с ДВ без применения таблиц, номограмм, трудоемких расчетов. В некоторых приборах имеются вывод автоматического заключения, обработка результатов бронходилатационных проб, выбор лучшей попытки для анализа, стимулирующие программы для пациентов. Последние выводят на дисплей понятные пациенту зрительные образы, которые можно улучшить, правильно выполнив дыхательный маневр. Ряд приборов оснащены программой контроля качества дыхательного маневра.

Развитие цифровых технологий привело к появлению компьютерных спирометров. В компактном устройстве объединяются флоупреобразователь и часть цифровых блоков. Устройство подключается по стандартному интерфейсу к компьютеру с установленным специализированным программным обеспечением. Это позволяет максимально задействовать вычислительные возможности компьютера, легко организовывать базы данных исследований и взаимодействие с информационными системами (электронной историей болезни). Масса, габариты и мобильность такого решения определяются параметрами компьютера и принтера. Для стационарной аппаратуры экспертного класса такое решение постепенно становится доминирующим.

2. Основы физиологии и патофизиологии внешнего дыхания. Обструктивный и рестриктивный синдромы

Дыхание — это совокупность процессов, обеспечивающих поглощение кислорода организмом, его использование в окислении органических веществ и выведение избытка углекислого газа. У человека в обычных условиях основной источник энергии клеток — аэробный обмен, связанный с потреблением кислорода.

Процесс дыхания у человека можно разделить на три этапа.

Первый этап — внешнее, или легочное, дыхание. Это совокупность процессов, проходящих в легких и включающих в себя вентиляцию и легочный газообмен. Вентиляция представляет собой обмен газов между атмосферой и альвеолярным пространством. Легочный газообмен — обмен газов через альвеолярно-капиллярную мембрану. Этот процесс происходит по законам диффузии по градиенту концентрации (парциального давления) газов: кислород из альвеолярного пространства поступает в кровь легочных капилляров (в альвеолах парциальное давление кислорода около 100 мм рт. ст., в притекающей крови легочных капилляров — около 46 мм рт. ст. По градиенту парциального давления кислород идет из альвеол в кровь). В обратном направлении углекислый газ выходит из крови легочных капилляров (где его давление в притекающей крови составляет около 46 мм рт. ст.) в альвеолярное пространство, где его давление около 40 мм рт. ст.). В итоге притекающая к альвеолам венозная кровь становится артериальной. Таким образом, итогом внешнего (легочного) дыхания является артериализация крови.

Второй этап дыхания представляет собой транспорт газов (кислорода и углекислого газа) кровью от легких ко всем органам организма.

Третий этап — тканевое дыхание — совокупность процессов поглощения кислорода клеткой и выделение CO_2 .

2.1. Строение органов дыхания

Верхние дыхательные пути включают носовую полость, носоглотку, глотку и гортань. Основное назначение верхних дыхательных путей — подготовка воздуха к газообмену в альвеолах. Здесь происходят очистка воздуха от крупных взвешенных в воздухе примесей, согревание, увлажнение возду-

ха, частично очистка от бактерий и вирусов. Очистка продолжается и далее в кондуктивной и смешанной зонах дыхательных путей.

Нижние дыхательные пути включают трахею и бронхи. Трахея представлена незамкнутыми хрящевыми кольцами. Плотная основа стенки трахеи представлена 16–20 дугами из гиалинового хряща, а задняя часть — соединительнотканной мембраной, которая позволяет беспрепятственно проходить пищевому комку через пищевод, находящийся позади трахеи. Изнутри трахея выстлана эпителием, содержащим бокаловидные клетки, выделяющие секрет в просвет трахеи. Трахея делится на два главных бронха, идущих, соответственно, к правому и левому легкому.

Классическая схема Э. Вейбеля (Weibel E.R., 1963) предполагает 23 генерации бронхов (рис. 3). Бронхи от 1-й до 16-й генерации составляют проводящую (кондуктивную) зону. В ней не происходит газообмена, поскольку в ней нет альвеол, но в ней происходит подготовка воздуха к газообмену. Эта зона в совокупности с трахеей и верхними дыхательными путями составляет анатомическое мертвое пространство (т.е. объем, который не участвует в газообмене). Начиная с 17-й генерации появляются единичные альвеолы. Количество их нарастает в дистальном направлении. Это переходная зона, здесь уже начинается газообмен. А дистальные — дыхательные бронхиолы заканчиваются альвеолярными ходами, со стенками, образованными исключительно альвеолами. Отделы легкого, содержащие альвеолы и участвующие в газообмене, называются дыхательной или респираторной зоной. Общий объем респираторной зоны у взрослого человека составляет в среднем около 3000 мл. Общее количество альвеол у человека — около 500 млн (по разным данным от 300 до 700 млн), а их суммарная площадь составляет около 40–120 м².

В крупных бронхах слизистая оболочка представлена реснитчатым эпителием (рис. 4), между реснитчатыми клетками располагаются бокаловидные клетки, продуцирующие секрет. Соотношение реснитчатых и бокаловидных клеток в норме примерно 5:1–10:1. На поверхности клеток находится слизь, включающая более жидкий внутренний (золь) и более плотный наружный (гель) слои. В подслизистой оболочке расположены многоклеточные железы, мышечные клетки и гиалиновые хрящи, составляющие каркас стенки бронха. Однонаправленное движение ресничек (на каждой реснитчатой клетке содержится около 20 ресничек, которые осуществляют биение с частотой до 1000 в минуту) продвигает осевшие патогенные субстанции в проксимальном направлении. Реснитчатый эпителий в совокупности с одноклеточными железами (бокаловидными клетками) и многоклеточными железами в подслизистой оболочке стенки бронхов составляют основу мукоцилиарного аппарата — главного механизма очистки воздуха и его подготовки к газообмену. По мере продвижения от крупных к мелким бронхам количество хрящевой ткани уменьшается: от колец и полуколец в проксимальных бронхах до островков хрящевой ткани в дистальных бронхах, в дистальном направлении возрастает количество мышечных волокон. Бронхи диаметром менее 2 мм (начиная с 11-й генерации), лишенные хрящевого скелета, могут менять свой просвет и полностью спадаться при повышении внутригрудного давления при выдохе, особенно при форсированном выдохе (экспираторный коллапс мелких брон-

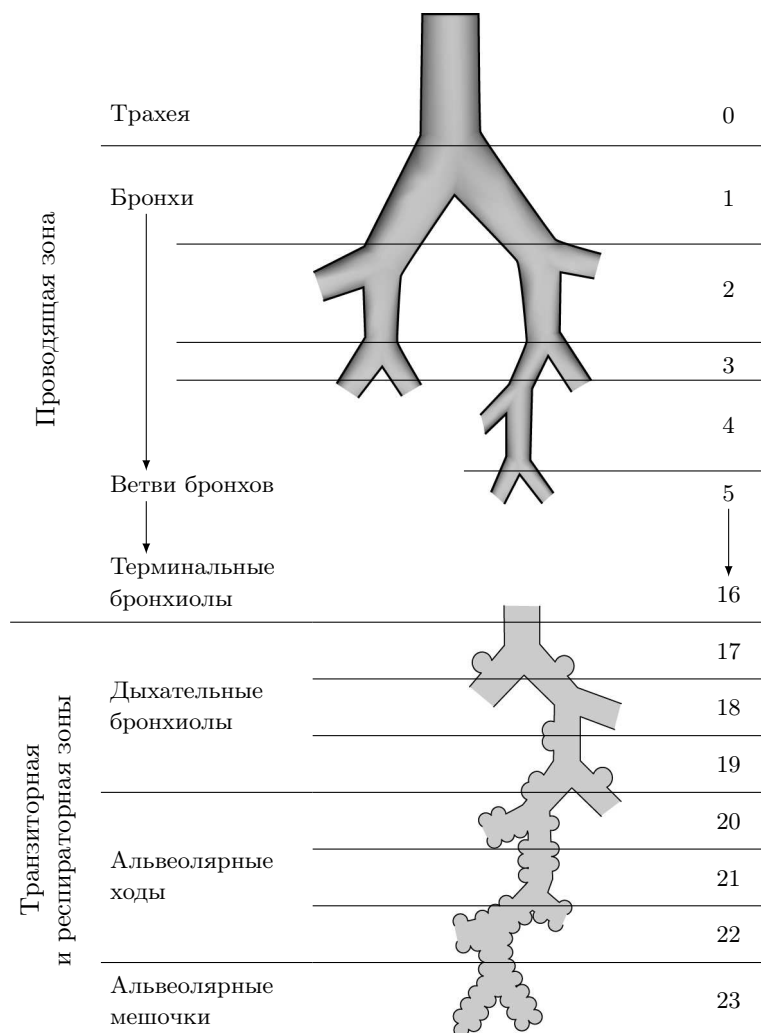


Рис. 3. Схема дихотомического деления бронхиального дерева по E.R. Weibel (по [13])

В правом столбце: 0...23 — генерации бронхов.

хов). Они находятся в раскрытом состоянии за счет растягивающей силы рядом расположенных альвеол, каждая из которых стремится уменьшить свой диаметр и прикладывает растягивающую силу к стенке мелких бронхов. При уменьшении эластической тяги (например, при эмфиземе легких) на вдохе происходит увеличение просвета бронхов, а на выдохе, особенно форсированном, эластическая сила недостаточна, чтобы сохранить просвет бронхов, происходит значительное уменьшение их просвета (экспираторное сужение) или даже полный экспираторный коллапс. Таким образом, при эмфиземе мелкие

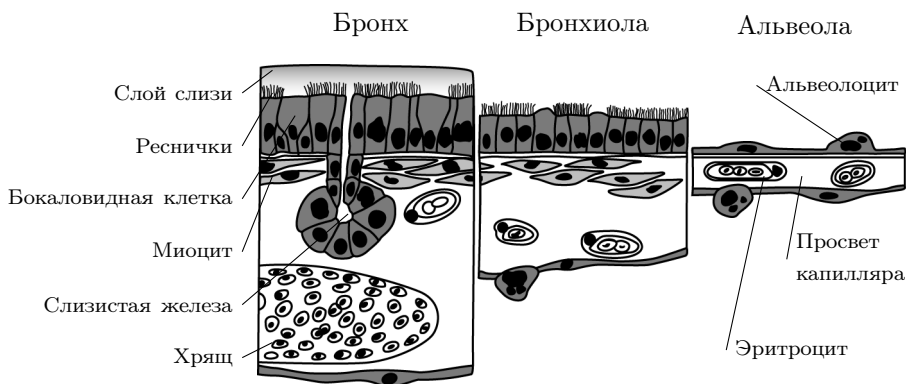


Рис. 4. Схема строения стенок воздухоносных путей (обработано из [2])

бронхи выполняют роль своеобразного клапана, способствующего «нагнетанию» воздуха в легкие и увеличению их объема.

В альвеолах стенка представлена альвеоцитами, базальной мембраной и эндотелиоцитами.

Легкие располагаются в грудной клетке. Грудная клетка изнутри выстлана париетальной плеврой. Легочная ткань снаружи выстлана висцеральной плеврой. Между париетальной и висцеральной плеврой находится плевральная щель, содержащая небольшое количество (1–2 мл) плевральной жидкости, выполняющую роль смазки, уменьшающей трение листков плевры друг о друга при дыхании. Давление в плевральной полости отрицательное (т.е. меньше атмосферного и составляет около -10 см вод. ст. в верхних отделах и около -2 см вод. ст. в нижних отделах легкого при вертикальном положении тела). В правом легком выделяют три доли, в левом — две.

Структурно-функциональной единицей легкого является **ацинус**. Ацинус представляет собой разветвление терминальной бронхиолы (которая делится на респираторные бронхиолы 2 и 3-го порядка и альвеолярные ходы, последние заканчиваются альвеолярными мешочками) с опутывающими альвеолы капиллярами малого круга кровообращения. Ацинус — функциональная единица респираторной зоны легкого, где происходит газообмен. У человека в среднем на один альвеолярный ход (конечная часть респираторной бронхиолы) приходится 21 альвеола [13].

Функциональная система дыхания включает следующие компоненты: альвеолярный аппарат, воздухопроводящие пути, костно-мышечный аппарат и плевру, дыхательную мускулатуру, малый круг кровообращения, нейрогуморальный аппарат регуляции. Центральная нервная система осуществляет регуляцию дыхания. Система регуляции дыхания многоуровневая. Нижний уровень — дыхательный центр, расположенный на уровне продолговатого мозга на дне 4-го желудочка. Высший уровень регуляции — кора больших полушарий. Дыхание — одна из немногих физиологических функций, подверженных волевой регуляции. Грудная клетка и дыхательная мускулатура — орган,

обеспечивающий дыхательный акт. Основной дыхательной мышцей является диафрагма, дополнительными — мышцы межреберные и мышцы шеи. Следующий компонент — воздухопроводящие пути, которые доставляют воздух до респираторной зоны и осуществляют подготовку воздуха к газообмену (согревание, увлажнение, очистка от примесей, бактерий и вирусов). Совокупность альвеол составляет респираторную зону легких, в которой происходит газообмен. Малый круг кровообращения осуществляет приток венозной крови к альвеолам и отток от них артериальной крови.

Акт дыхания. Вдох является активным актом, происходящим за счет сокращения дыхательной мускулатуры. Основной дыхательной мышцей является диафрагма, дополнительную роль выполняют межреберные мышцы. Вспомогательные дыхательные мышцы, которые включаются при углубленном дыхании, — мышцы шеи и верхнего плечевого пояса. Выдох при спокойном дыхании — пассивный, происходит за счет расслабления дыхательных мышц и сокращения растянутых на вдохе эластических структур аппарата дыхания. При углубленном дыхании выдох становится активным за счет подтягивания экспираторной мускулатуры.

Работа дыхательной мускулатуры приводит к уменьшению плеврального давления на вдохе и растяжению легких, альвеолярное давление становится меньше атмосферного, и воздух из атмосферы поступает в альвеолы. На выдохе плевральное давление увеличивается (становится менее отрицательным), альвеолярное давление увеличивается, и воздух выходит из альвеол в атмосферу.

2.2. Механизмы газообмена в легких

По мере продвижения от проксимальных к дистальным бронхам резко увеличивается их суммарный просвет: от $2,5 \text{ см}^2$ на уровне трахеи до нескольких сотен см^2 на уровне бронхиол и до $11\,800 \text{ см}^2$ на уровне альвеолярных мешочков. Это приводит к тому, что при вдохе воздух проходит по проксимальному участку бронхов (примерно до 16-й генерации) с достаточно большой скоростью по механизму конвективного переноса. Однако далее линейная скорость движения воздуха резко падает. Поэтому на уровне дистальных бронхов и бронхиол основным механизмом вентиляции является диффузия газов по градиенту их концентрации (кислорода в дистальном направлении, углекислого газа в обратном направлении). Из-за резкого падения скорости движения воздуха происходит оседание на слизистой оболочке мелких бронхов различных примесей, попавших в дыхательные пути при дыхании.

Таким образом, газообмен по длине воздухоносных путей проходит за счет двух процессов: конвективного переноса воздуха в проксимальных бронхах и за счет диффузии в дистальных. Отсюда понятно, что состав альвеолярного газа практически не меняется от вдоха к выдоху. Постоянство газового состава внутри альвеол является одной из важных физиологических констант организма, определяющих постоянство газового состава артериальной крови.