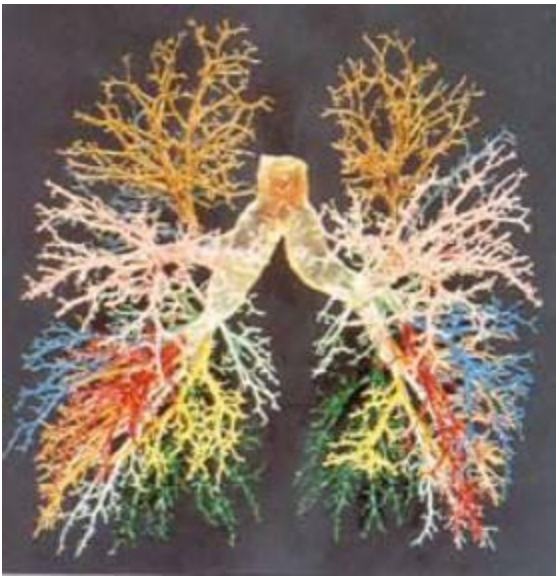


Биофизика ДЫХАНИЯ



ОБЪЕМЫ И ЕМКОСТИ ЛЕГКИХ

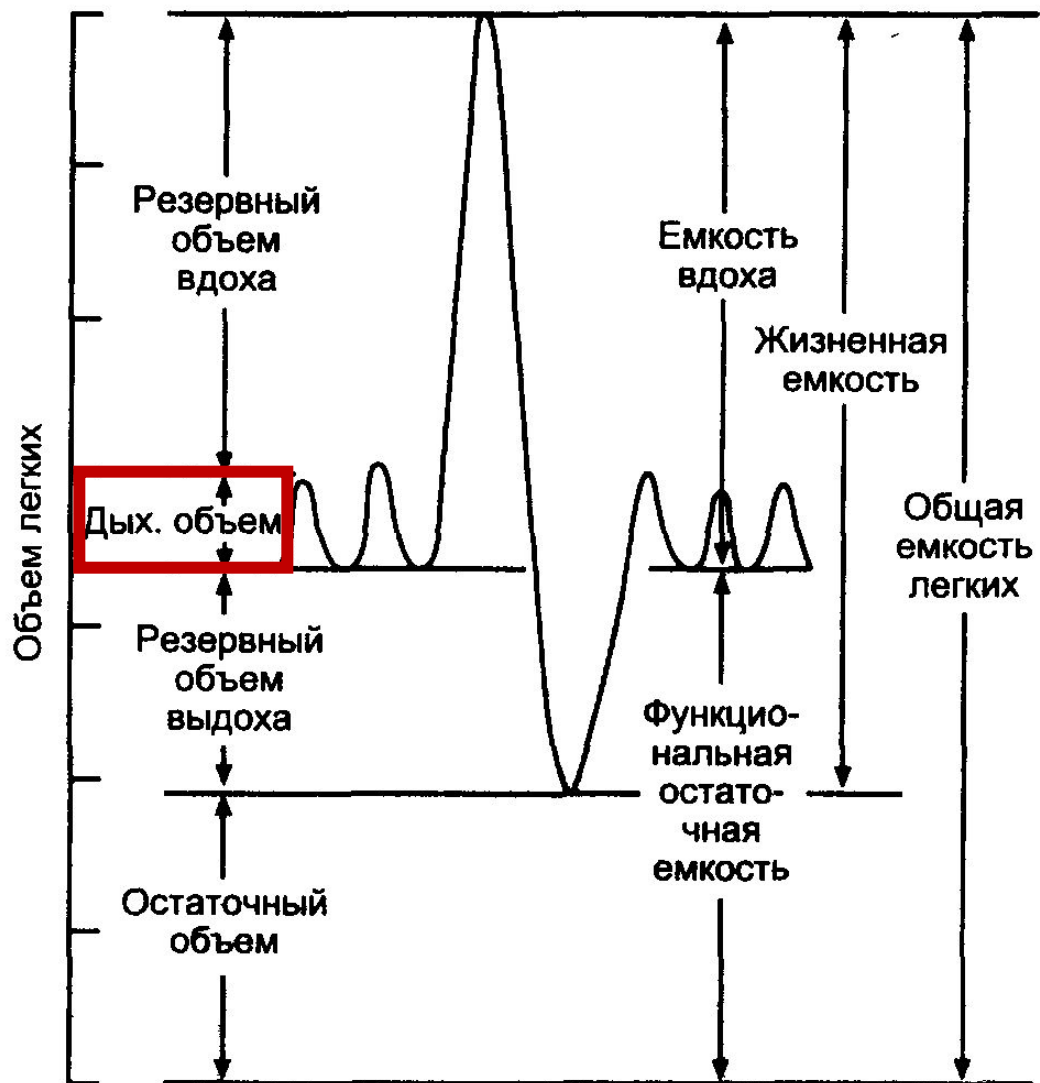
Остаточный объём (ОО) — объём воздуха, остающийся в **лёгких** после максимально усиленного выдоха (в норме 25-30% от ФОЕ).

Дыхательный объём (ДО) — объём воздуха, поступающий в **легкие** за один вдох при спокойном дыхании.

Резервный объём выдоха (резервный воздух) - объём воздуха, который можно выдохнуть при максимальном выдохе после обычного выдоха

Резервный объём вдоха (дополнительный воздух) - объём воздуха, который можно вдохнуть при максимальном вдохе после обычного вдоха





Жизненная ёмкость лёгких - объём воздуха, который выходит из лёгких при максимально глубоком выдохе после максимально глубокого вдоха.

Ёмкость вдоха - фактическая сумма дыхательного объёма и резервного объёма вдоха.

Функциональная остаточная ёмкость лёгких (ФОЕ) – объём воздуха, остающийся в лёгких после спокойного выдоха, сумма резервного объёма выдоха и остаточного объёма.

Общая ёмкость лёгких – объём воздуха в лёгких на высоте максимального вдоха.

БИОМЕХАНИКА ДЫХАНИЯ

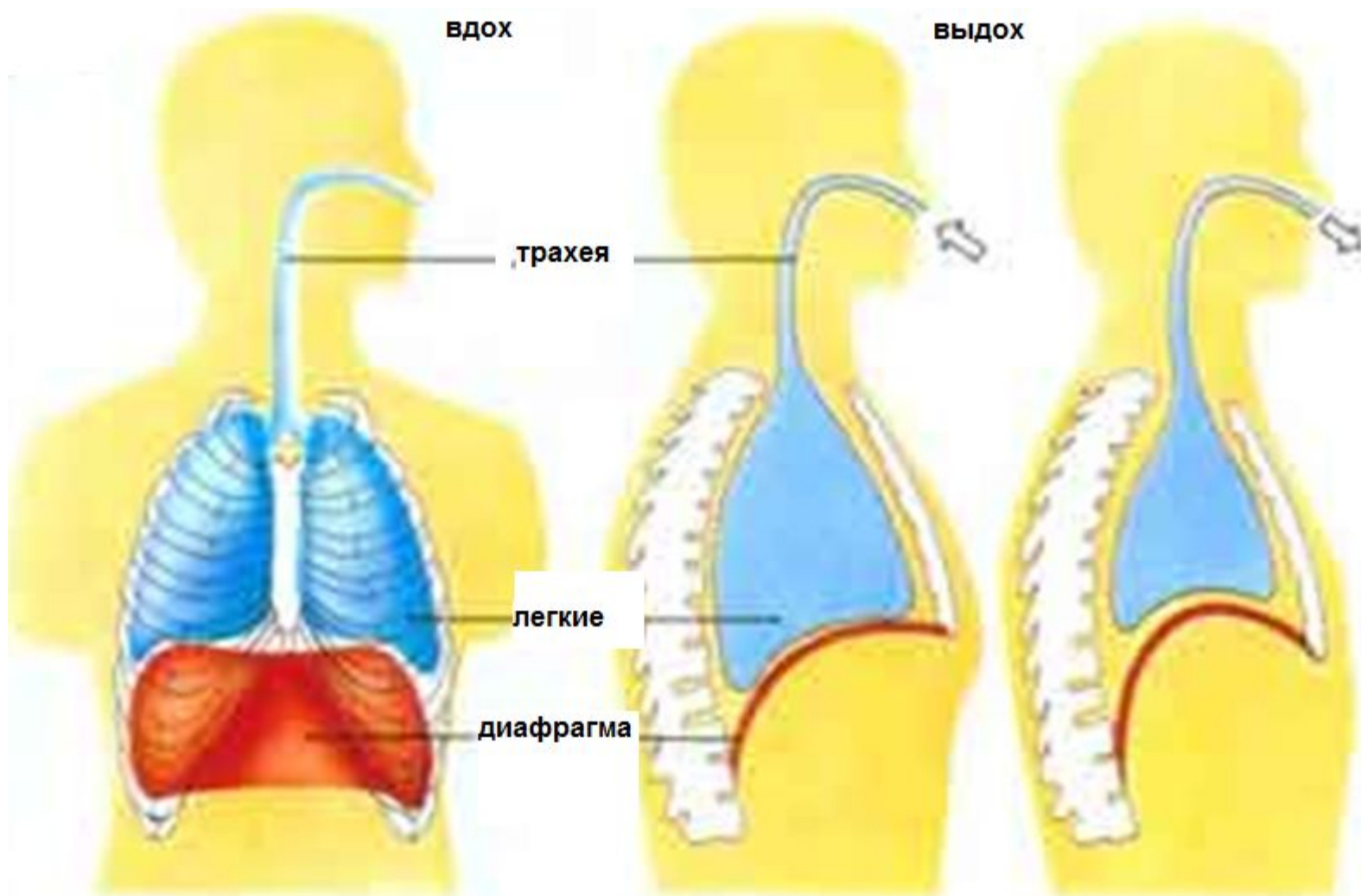
ВДОХ

ВЫДОХ

трахея

легкие

диафрагма



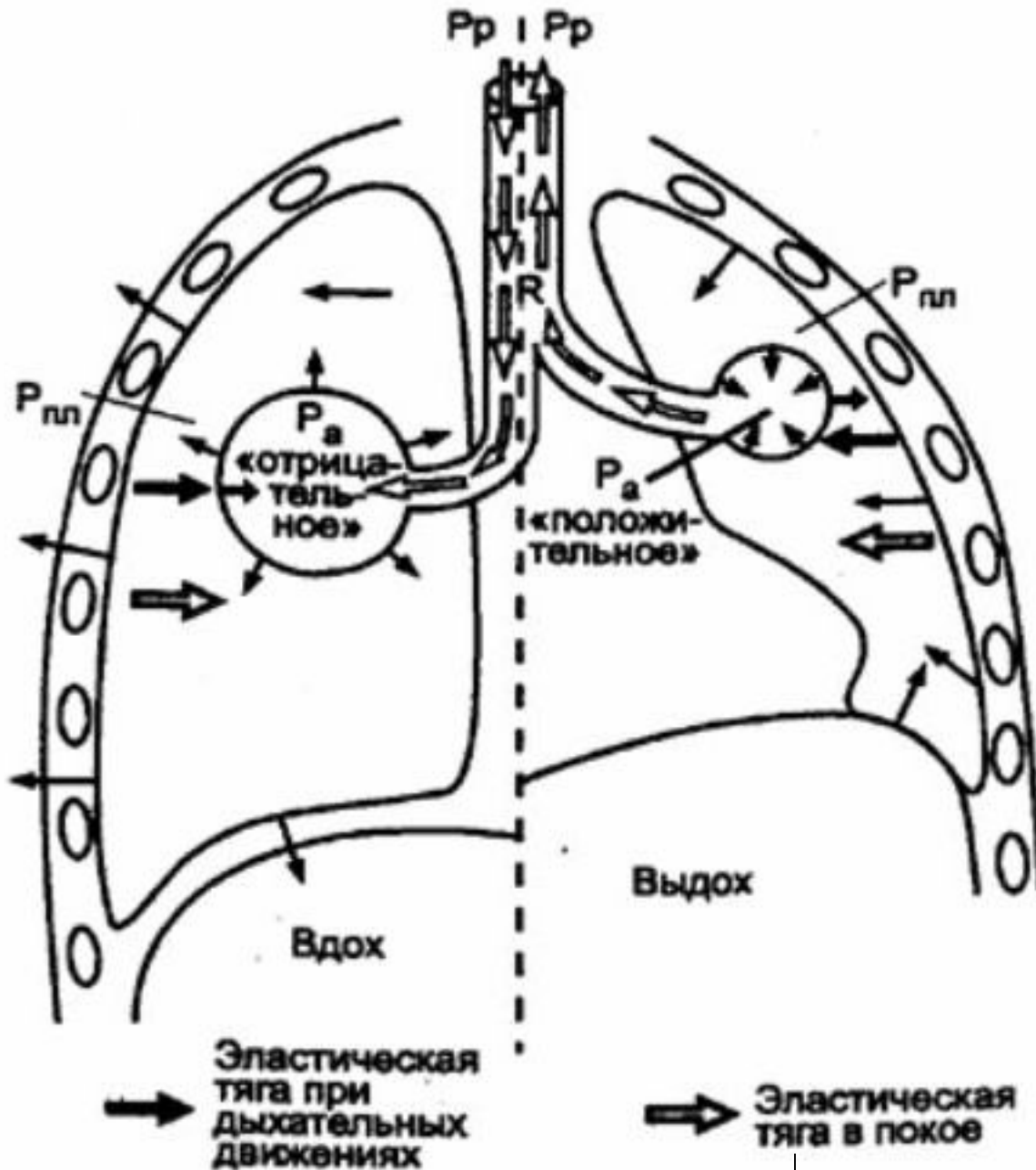


Схема изменения плеврального давления ($P_{пл}$) и альвеолярного давления (P_a)

при вдохе (слева) и выдохе (справа).
 P_r — давление в полости рта,
 R — аэродинамическое сопротивление воздухоносных путей.

→ Эластическая тяга при дыхательных движениях

→ Эластическая тяга в покое

Сила упругости легких

ТРАНСПУЛЬМОНАЛЬНОЕ ДАВЛЕНИЕ вызывает деформацию легочной ткани.

$$P_{\text{транс}} = P_{\text{альв}} - P_{\text{плев}}$$

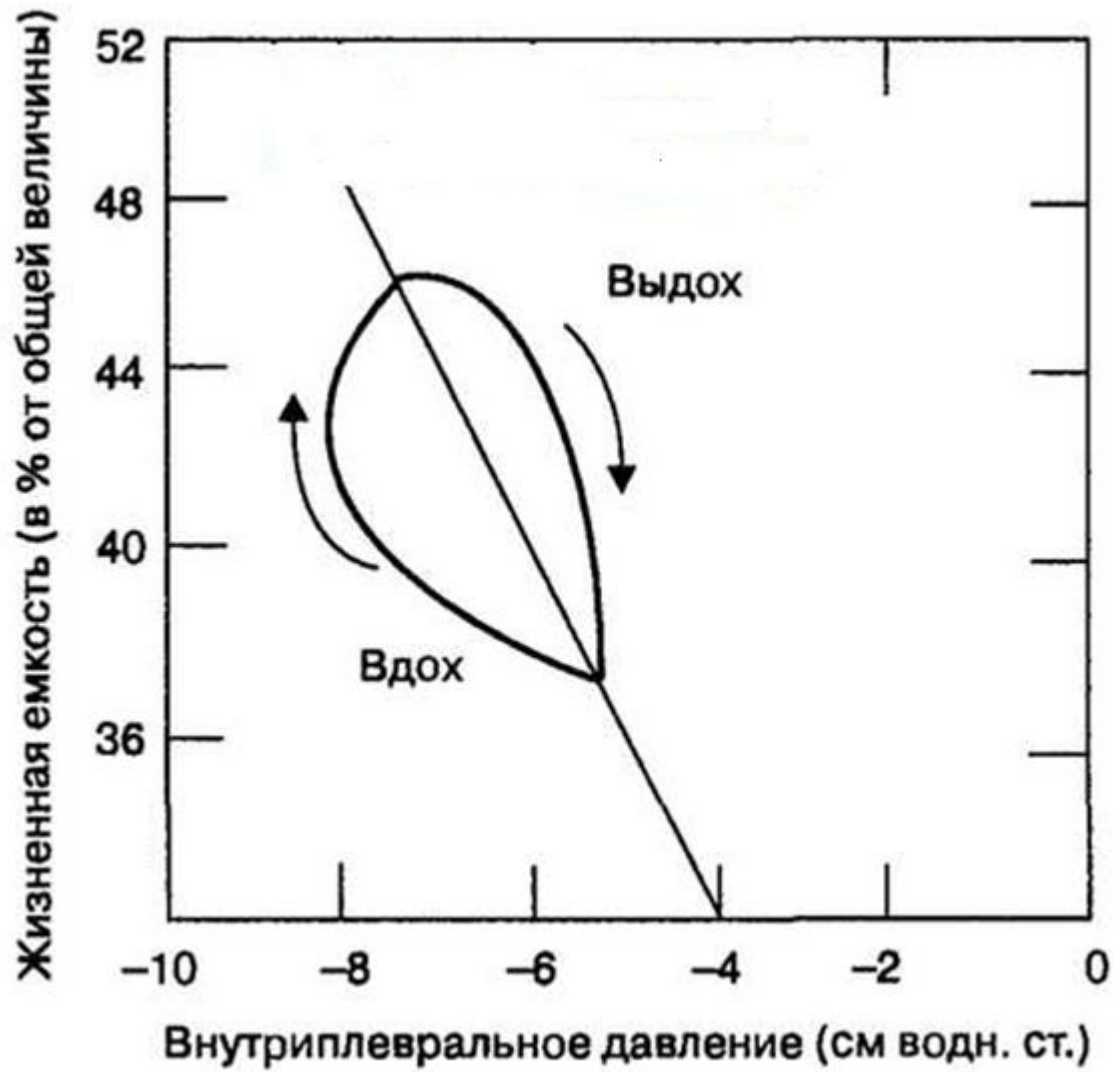
ВДОХ

увеличение транспульмонального давления

дополнительное растяжение альвеол

снижение давления в альвеолах

воздух входит в легкие

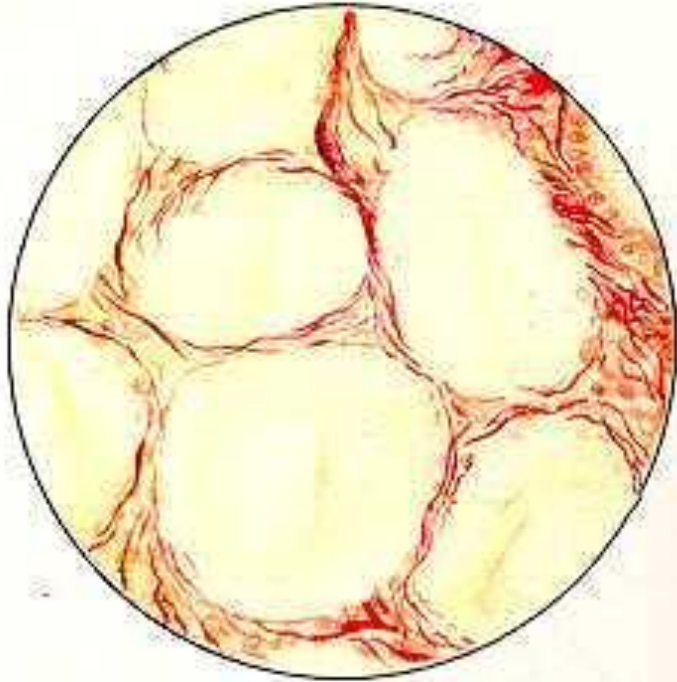


ЭЛАСТИЧЕСКАЯ ТЯГА ЛЕГКИХ

```
graph TD; A[ЭЛАСТИЧЕСКАЯ ТЯГА ЛЕГКИХ] --> B[УПРУГИЕ СИЛЫ]; A --> C[СИЛЫ ПОВЕРХНОСТНОГО НАТЯЖЕНИЯ];
```

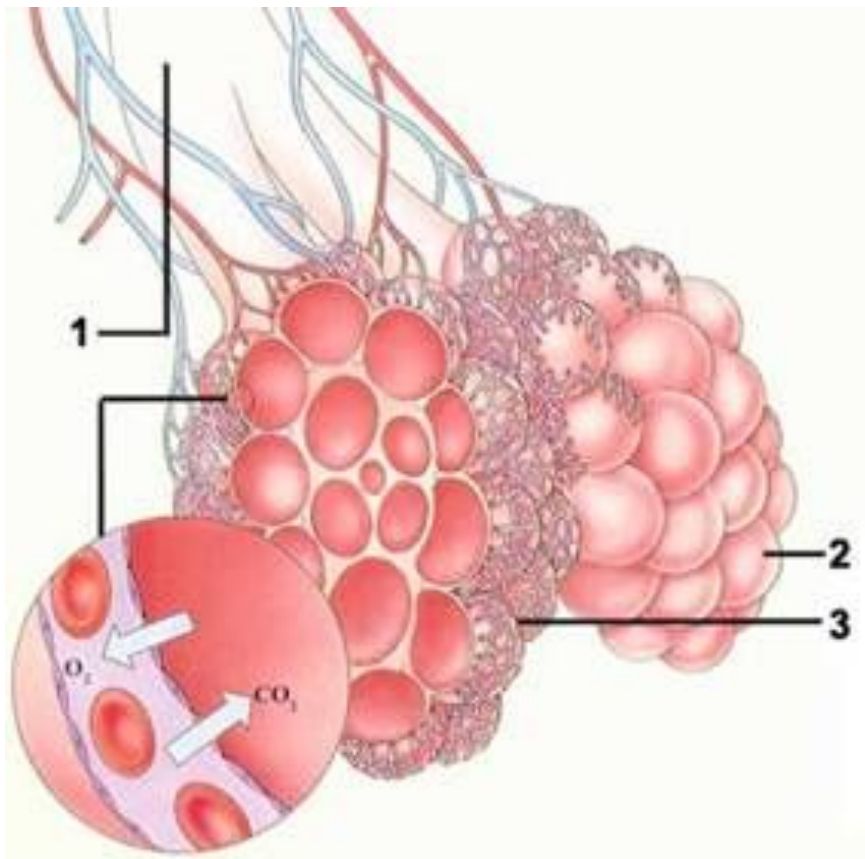
УПРУГИЕ СИЛЫ

СИЛЫ ПОВЕРХНОСТНОГО НАТЯЖЕНИЯ



УПРУГОСТЬ ОБУСЛОВЛЕНА
ПРЕИМУЩЕСТВЕННО
ЭЛАСТИЧЕСКИМИ
ВОЛОКНАМИ, КОТОРЫЕ
СПОСОБНЫ
РАСТЯГИВАТЬСЯ.

КОЛЛАГЕНОВЫЕ ВОЛОКНА
УЛОЖЕНЫ ВОЛНООБРАЗНО,
ПРИ УВЕЛИЧЕНИИ ОБЪЕМА
ОНИ РАСПРЯМЛЯЮТСЯ, НО
НЕ РАСТЯГИВАЮТСЯ



АЛЬВЕОЛА – СФЕРА С
РАДИУСОМ r_a

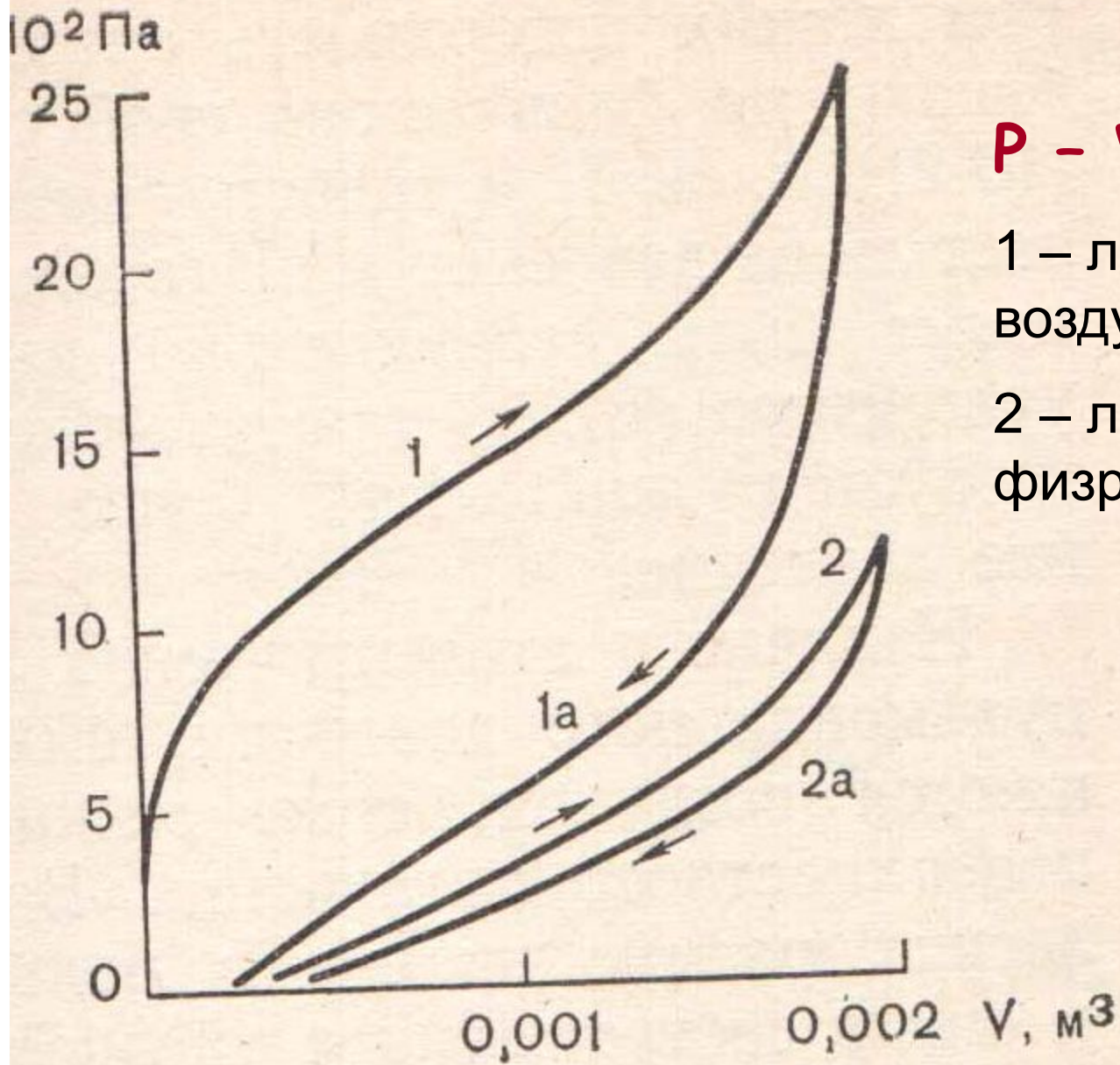
ДАВЛЕНИЕ В АЛЬВЕОЛЕ:

$$P_{\text{альв}} = \frac{2\sigma}{r_a} + \frac{2\tau_T h}{r_a}$$

σ - поверхностное
натяжение

τ_T - напряжение стенки
альвеолы

h – толщина стенки



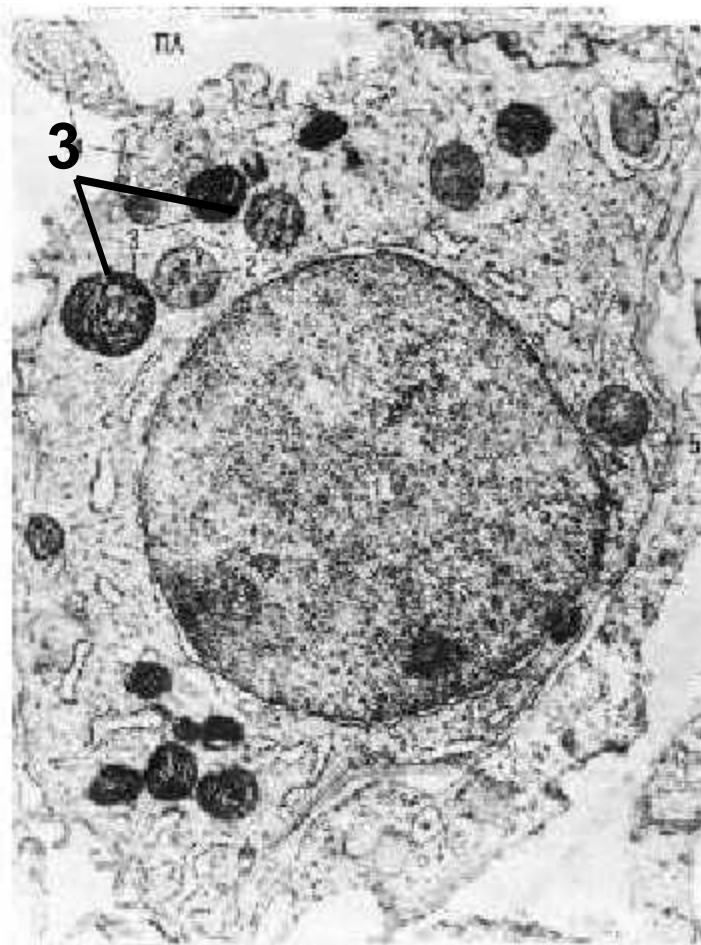
P - V диаграмма

1 – легкие заполнены
воздухом

2 – легкие заполнены
физраствором

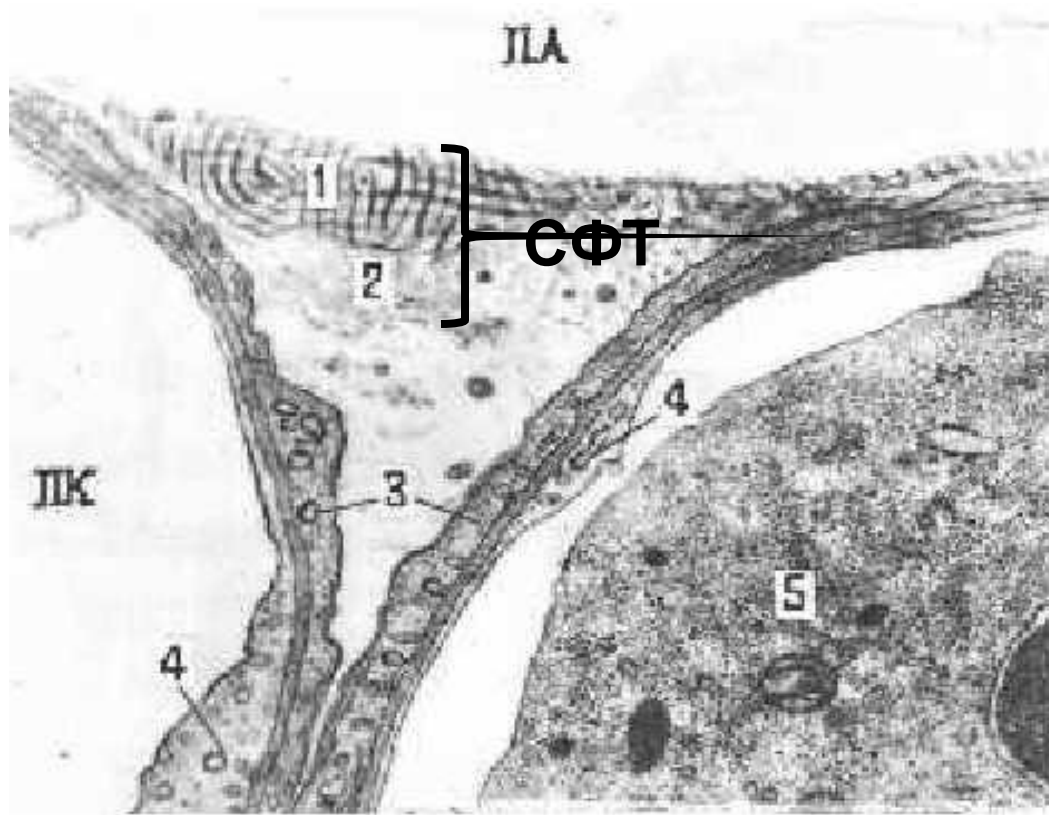
СТАБИЛИЗАЦИЯ СИЛ ПОВЕРХНОСТНОГО
НАТЯЖЕНИЯ ПРОИСХОДИТ С ПОМОЩЬЮ
СУРФАКТАНТА

(от англ. Surface active agent)



АЛЬВЕОЦИТ, ПРОДУЦИРУЮЩИЙ СУРФАКТАНТ

На микрофотографии видны осмиофильные (следовательно, липидной природы) слоистые, или пластинчатые, тельца (3).



ПА – просвет альвеол

СФТ – сурфактантный комплекс: 1 – наружная мембранная фаза

2 – внутренняя жидкая гипофаза

Сурфактант секретируется гранулярными альвеоцитами.

Сурфактант состоит из липидов (до 90% лецитина) и белков

Основное уравнение биомеханики дыхания - уравнение Родера

Согласно **уравнению Родера**, изменение давления в зависимости от объема $P(V)$ в процессе дыхания складывается из нескольких компонент:

$$P(V) = f_1(V) + f_2(V') + f_3(V'')$$

1. **Эластическое** сопротивление дыханию $-f_1(V)$.
2. **Неэластическое** сопротивление дыханию $-f_2(V')$.
3. **Инерционная** компонента $-f_3(V'')$.

1. Эластическая компонента

отображает закон Гука:

$$P(V) = f_1(V) = \frac{1}{C} V$$

Необходимо учитывать вклад в эластичность (упругость) как грудной клетки (СТ), так и ткани легкого (СL):

$$P(V) = f_1(V) = \frac{1}{C} V = \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_T} \right) V$$

Растяжимость, как грудной клетки, так и ткани легкого сравнима:

$CT = CL = 0,2$ л/см вод.ст.

2. Неэластическое сопротивление дыханию

- динамическая (скоростная) характеристика

$$f_2(V') = K_1 V' + K_2 (V')^2$$

$$K_1 = \frac{8\eta l}{\pi R^4} \quad K_2 = \frac{fl}{4\pi^2 R^5}$$

K1- сопротивление воздуха при его **ламинарном** движении по воздухоносным путям

$$K_1 = \frac{8\eta l}{\pi R^4}$$

K2- сопротивление воздуха при его **турбулентном** движении по воздухоносным путям

$$K_2 = \frac{fl}{4\pi^2 R^5}$$

где: f-коэффициент трения, определяющийся числом Рейнольдса:

$$R_e = \frac{2R\rho v_{кр}}{\eta}$$

3. Инерционная компонента дыхания

характеризует влияние инерционных свойств ткани легких (I) на процесс дыхания.

Отражает зависимость от **ускорения** (вторая производная скорости) изменения объема дыхания.

$$f_3(V'') = I V''$$

Вклад инерционной компоненты дыхания в общее уравнение Родера меньше всего и часто им пренебрегают при различных расчетах.

РАБОТА ДЫХАНИЯ

$$W = P \cdot \Delta V$$

W – работа

P - давление

ΔV – изменение
объема

Вдох: работа дыхания, в основном, тратится на **преодоление эластического сопротивления** легочной ткани и **резистивного сопротивления дыхательных путей**, при этом около 50 % затраченной энергии накапливается в упругих структурах легких.

Выдох: накопленная потенциальная энергия высвобождается, что позволяет преодолевать экспираторное сопротивление дыхательных путей.

Работа дыхания **для преодоления эластического сопротивления** (податливости легких) возрастает по мере увеличения дыхательного объема.

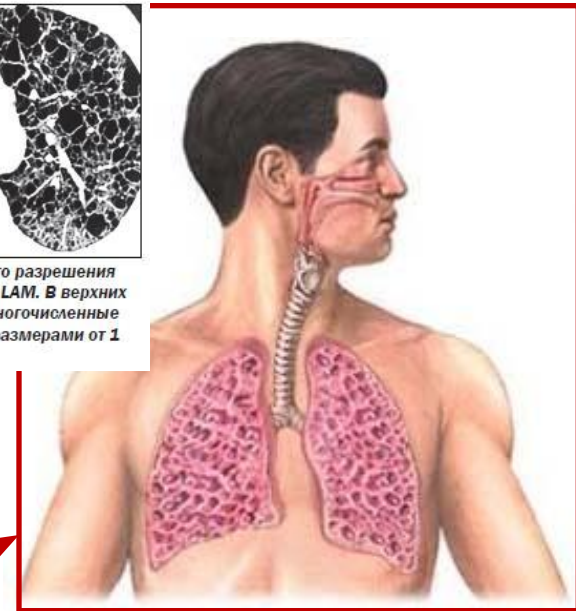
Работа **для преодоления резистивного сопротивления** дыхательных путей возрастает при увеличении частоты дыхания.



Рисунок 5. КТ высокого разрешения 44-летней женщины с LAM. Слева в верхней доле утолщения междольковых перегородок (указано стрелками)



Рисунок 6. КТ высокого разрешения 36-летней женщины с LAM. В верхних долях легких видны многочисленные тонкостенные кисты размерами от 1 до 2 см в диаметре



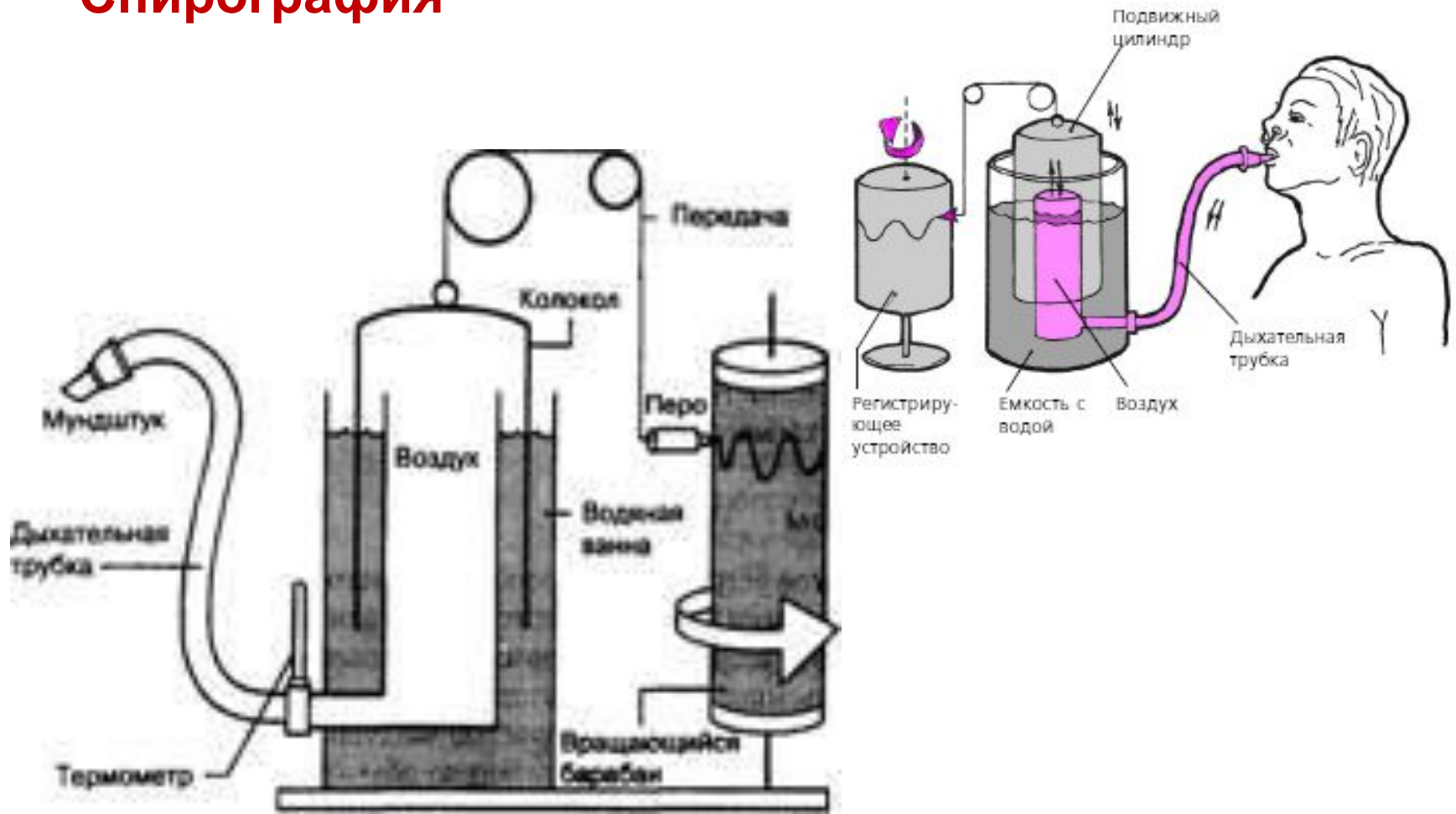
Работа дыхания возрастает

- при снижении растяжимости легких (рестриктивная патология)
- росте сопротивления дыхательных путей (обструктивная патология)
- тахипноэ (учащение дыхания, до 60 дыхат. движений в мин).

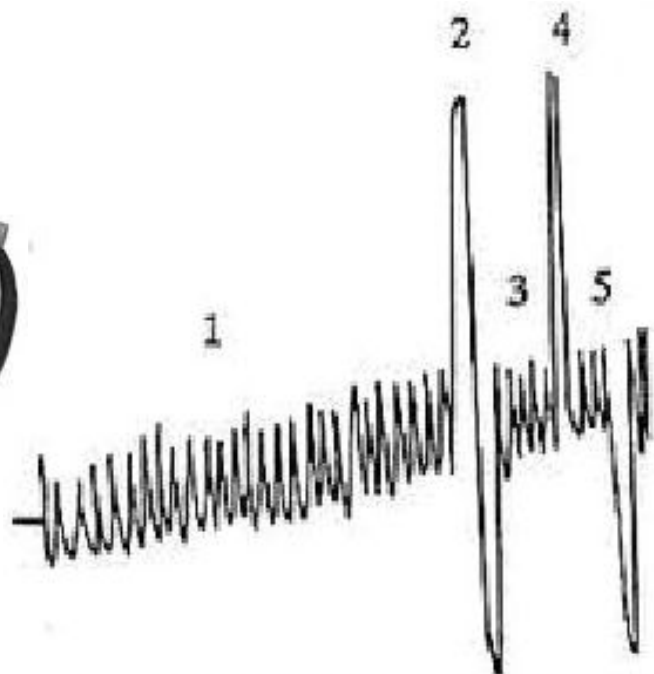


МЕТОДЫ ИЗУЧЕНИЯ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

Спирография



Спирограф — прибор для непрерывной графической регистрации изменения объемов вдыхаемого и выдыхаемого воздуха



СПИРОГРАММА

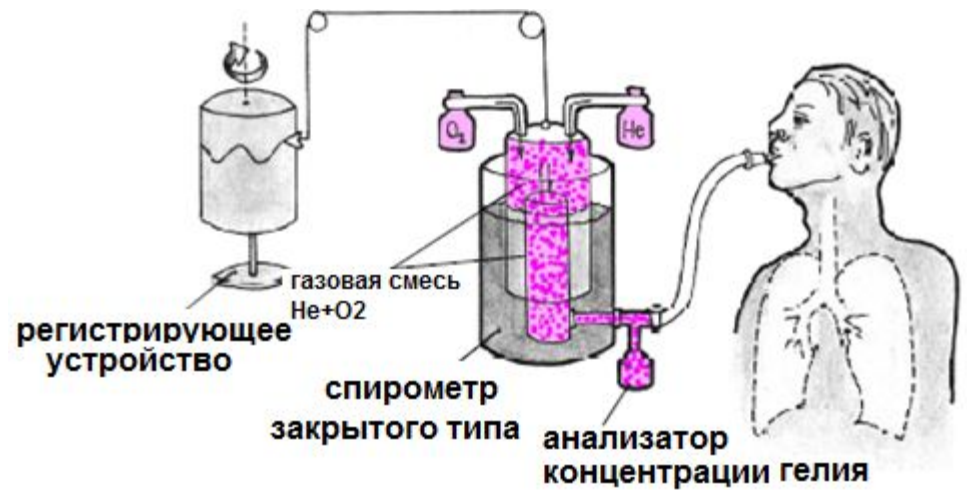
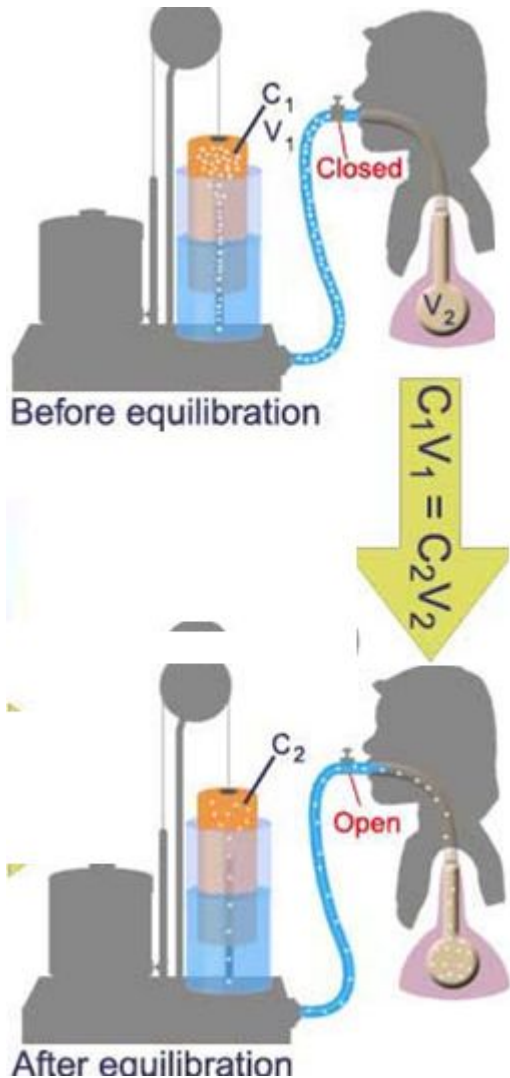
- 1 - минутный объем дыхания
- 2 - ЖЕЛ
- 3 - дыхательный объем
- 4 - резервный объем вдоха
- 5 - резервный объем выдоха

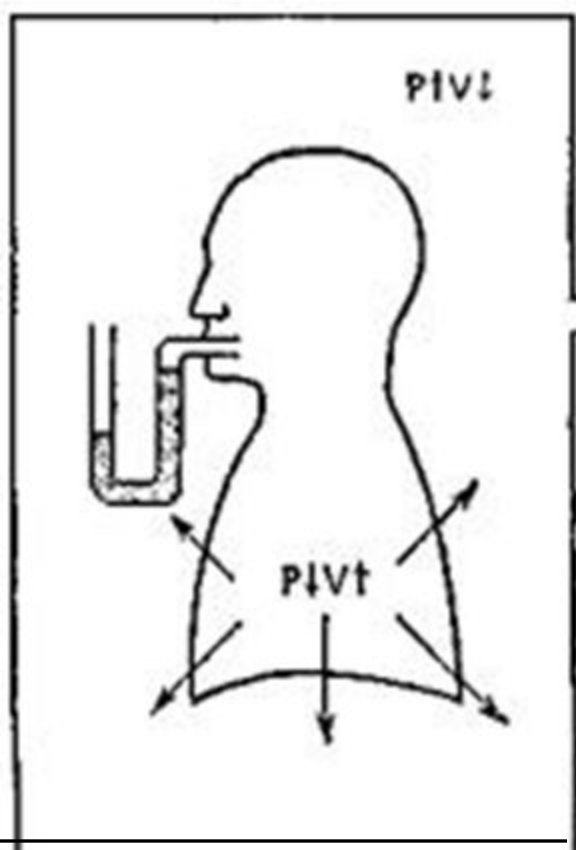


Остаточный объём, а также **ФОЕ** нельзя определить с помощью одной **спирометрии**; это требует дополнительных измерений объёма легких (с помощью специальных методов)

.

Метод определения остаточного объема и функциональной остаточной емкости легких (метод разведения)





Измерение ФОЕ с помощью общего **плетизмографа.**

Он представляет собой герметичную камеру, напоминающую кабинку телефона-автомата, с обследуемым внутри.

Плетизмограф

Плетизмография основана на синхронном измерении скорости воздушного потока (пневмотахограммы) и колебаний давления в герметичной кабине, куда помещается пациент.

Давление в кабине изменяется синхронно колебаниям альвеолярного давления, о котором судят по коэффициенту пропорциональности между объемом кабины и объемом газа в легких.





Пневмотахометрия — метод, позволяющий определить изменения объёмной скорости потока вдыхаемого и выдыхаемого воздуха на протяжении дыхательного цикла.

ПЛЕТИЗМОГРАФИЯ позволяет определить

- параметры внешнего дыхания
- сопротивление дыхательных путей воздушному потоку (R)
- растяжимость легких

$$R = \frac{P_{\text{атм}} - P_{\text{А}}}{F}$$

где $P_{\text{атм}}$ — атмосферное давление (см вод. ст.);
 $P_{\text{А}}$ — внутриальвеолярное давление (см вод. ст).
 F — скорость воздушного потока (л/с).