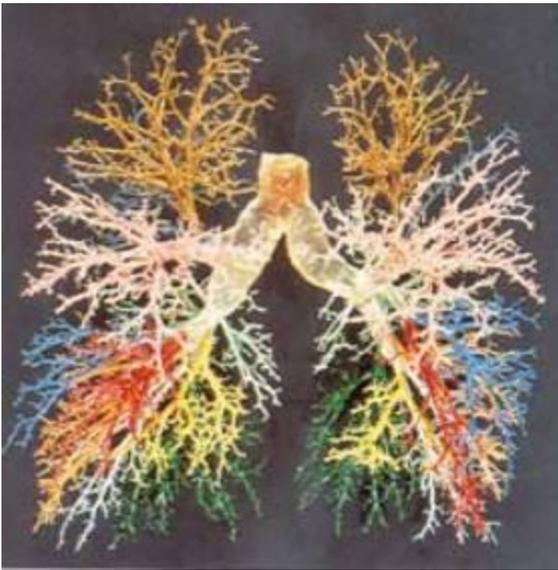


# Биофизика ДЫХАНИЯ



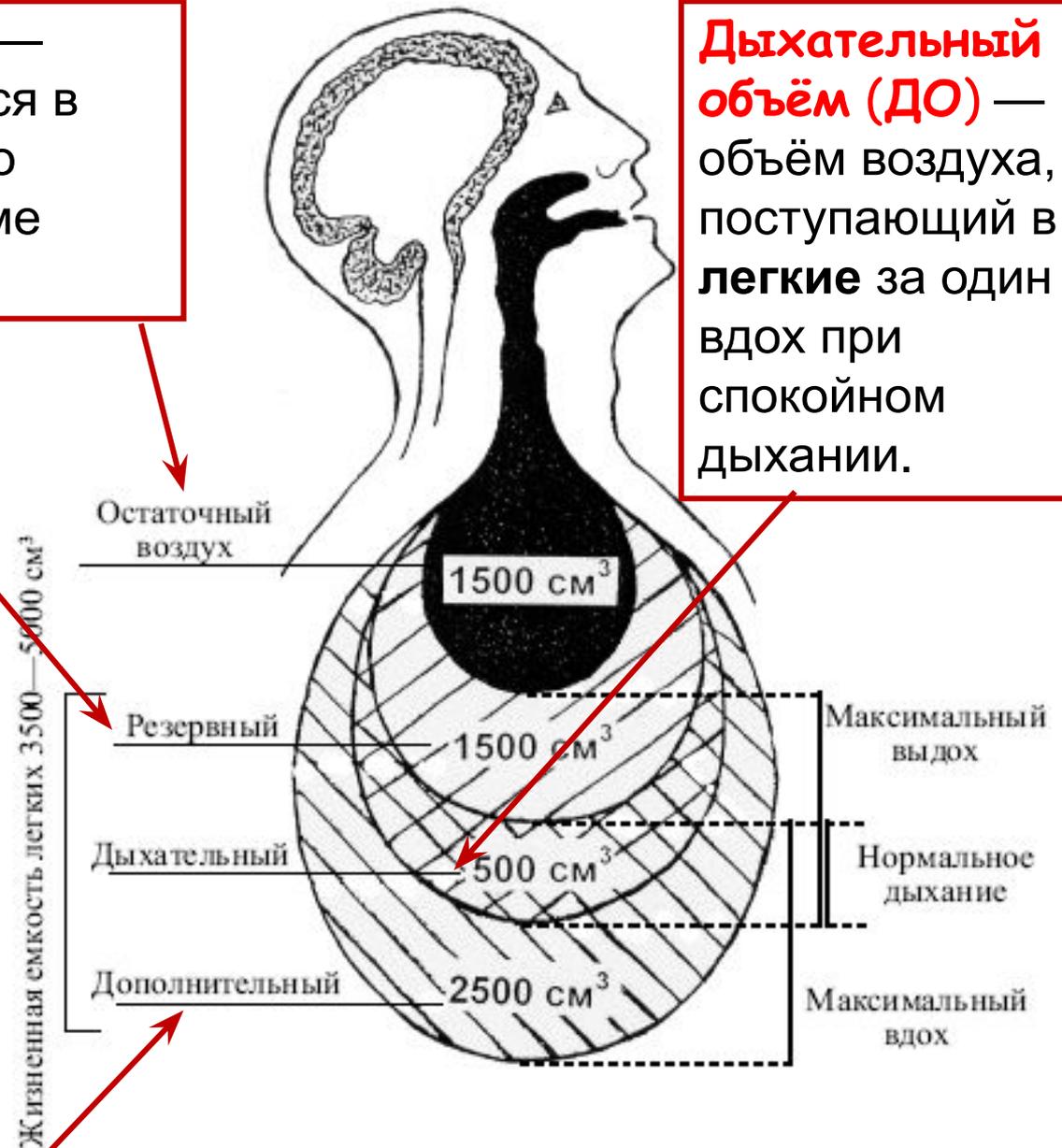
# ОБЪЕМЫ И ЕМКОСТИ ЛЕГКИХ

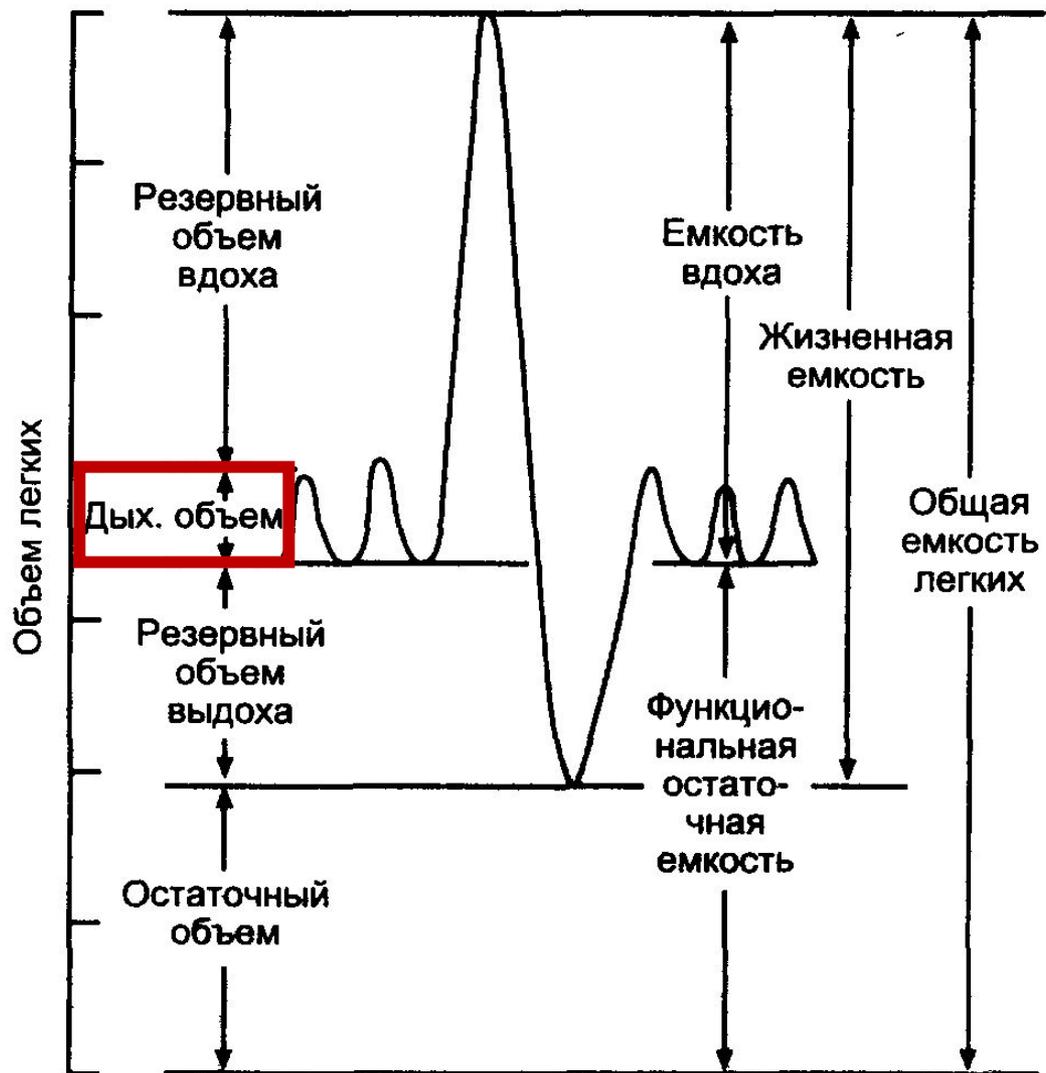
**Остаточный объём (ОО)** — объём воздуха, остающийся в **лёгких** после максимально усиленного выдоха (в норме 25-30% от ФОЕ).

**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

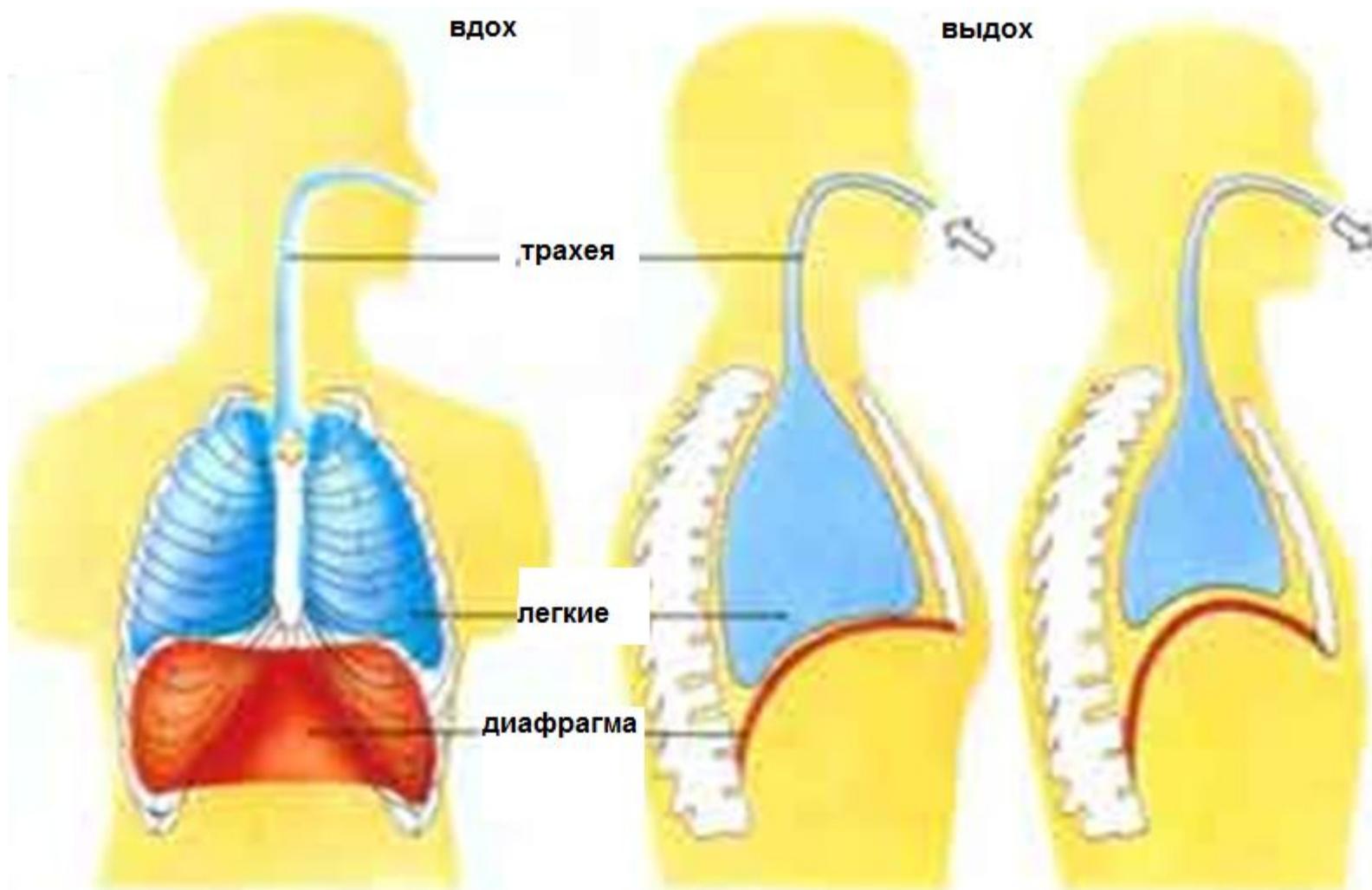
**ВДОХ**

**ВЫДОХ**

трахея

легкие

диафрагма



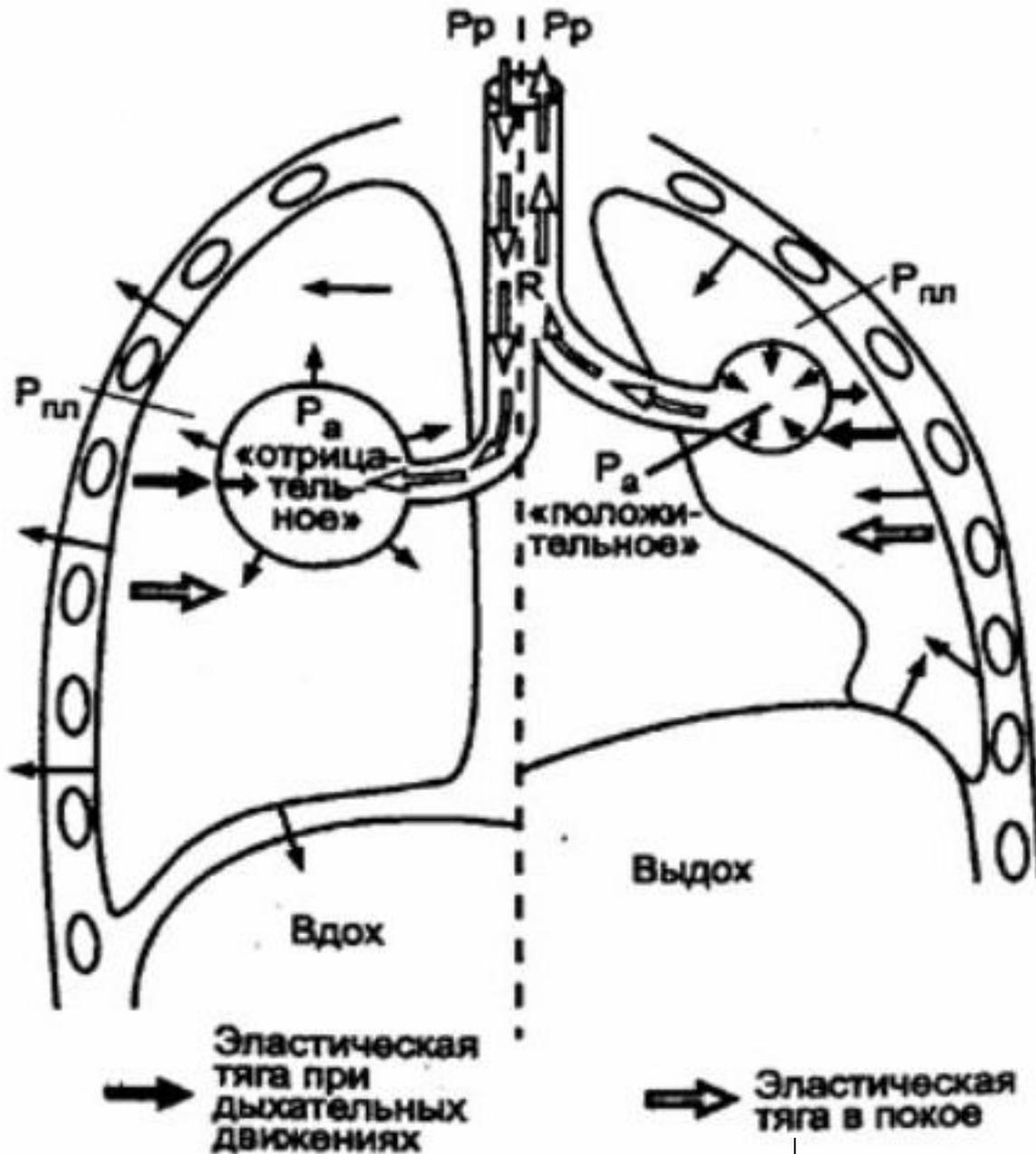


Схема изменения плеврального давления ( $P_{пл}$ ) и альвеолярного давления ( $P_a$ )

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

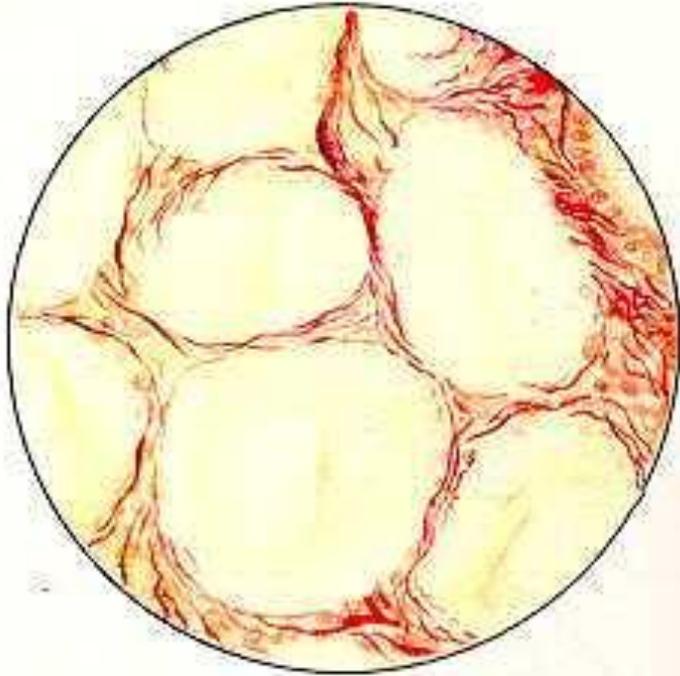


**ЭЛАСТИЧЕСКАЯ ТЯГА ЛЕГКИХ**

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

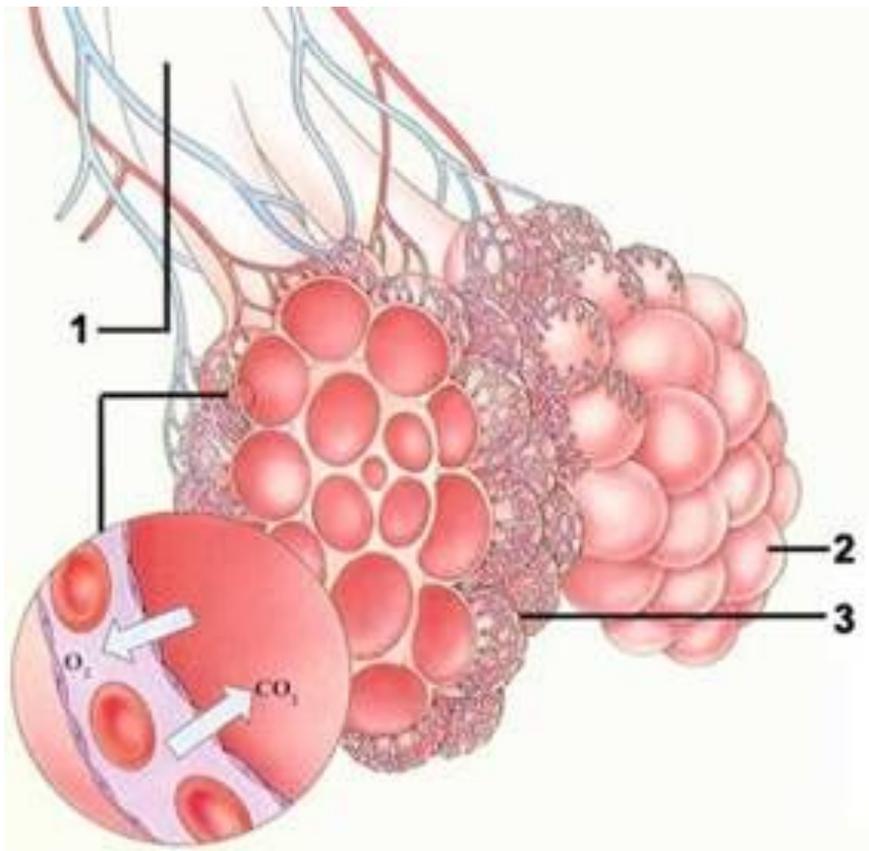
**УПРУГИЕ СИЛЫ**

**СИЛЫ ПОВЕРХНОСТНОГО НАТЯЖЕНИЯ**



УПРУГОСТЬ ОБУСЛОВЛЕНА  
ПРЕИМУЩЕСТВЕННО  
**ЭЛАСТИЧЕСКИМИ**  
**ВОЛОКНАМИ**, КОТОРЫЕ  
СПОСОБНЫ  
РАСТЯГИВАТЬСЯ.

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



**АЛЬВЕОЛА** – СФЕРА С  
РАДИУСОМ  $r_a$

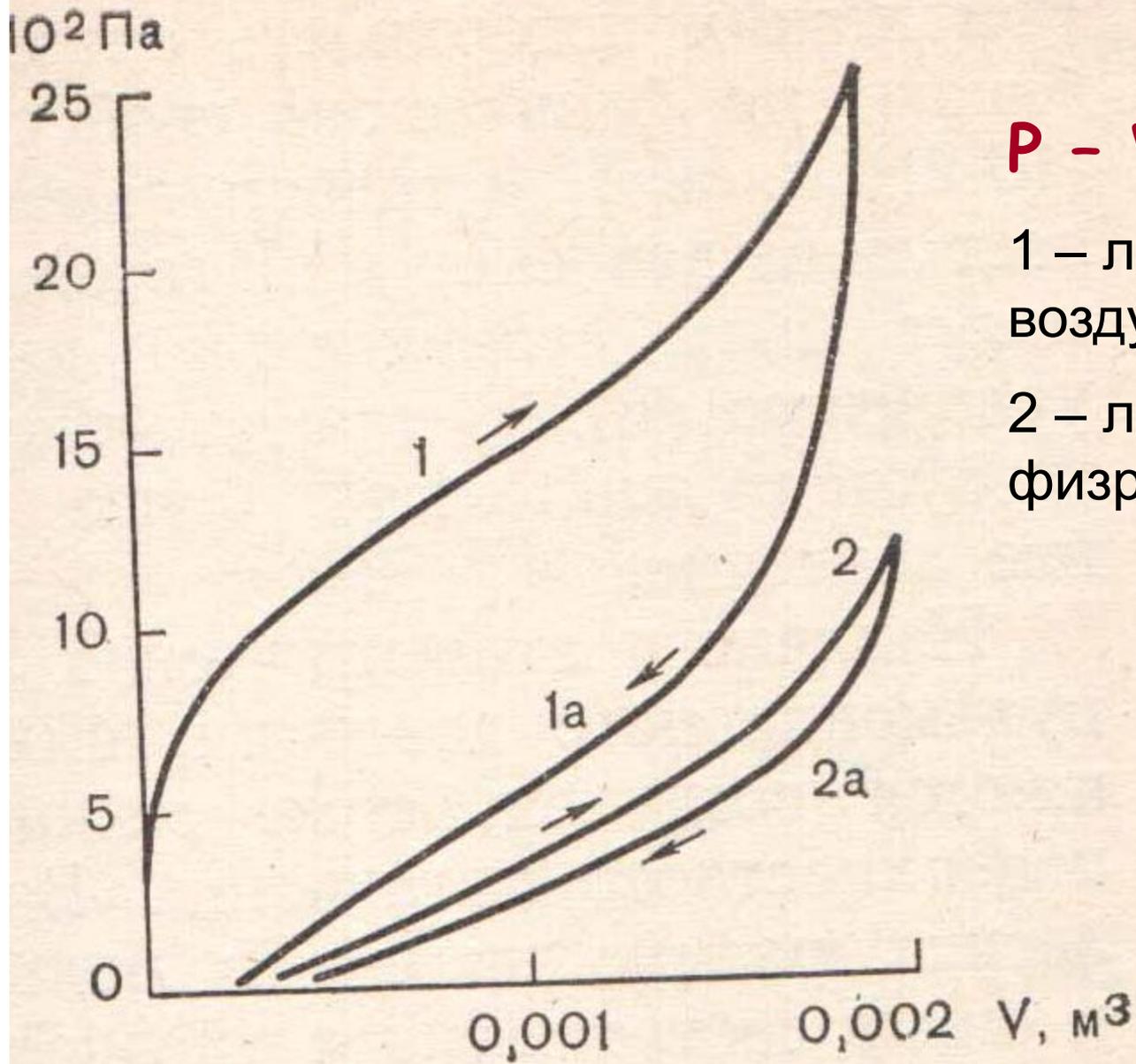
**ДАВЛЕНИЕ В АЛЬВЕОЛЕ:**

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

$\sigma$ - поверхностное  
натяжение

$\tau_T$  - напряжение стенки  
альвеолы

$h$  – толщина стенки



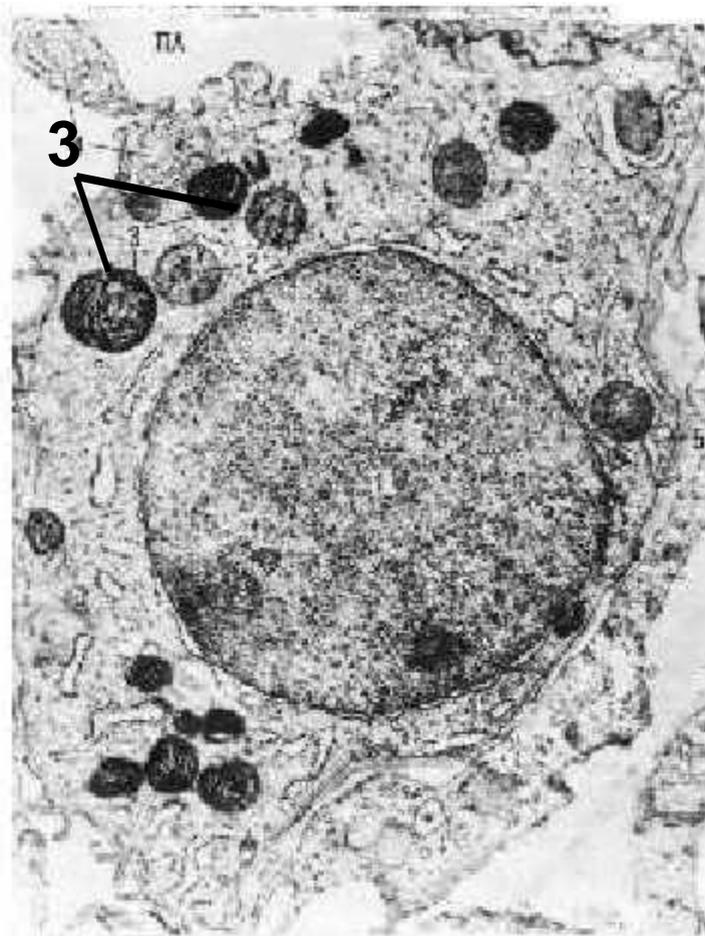
## **P - V диаграмма**

1 – легкие заполнены  
воздухом

2 – легкие заполнены  
физраствором

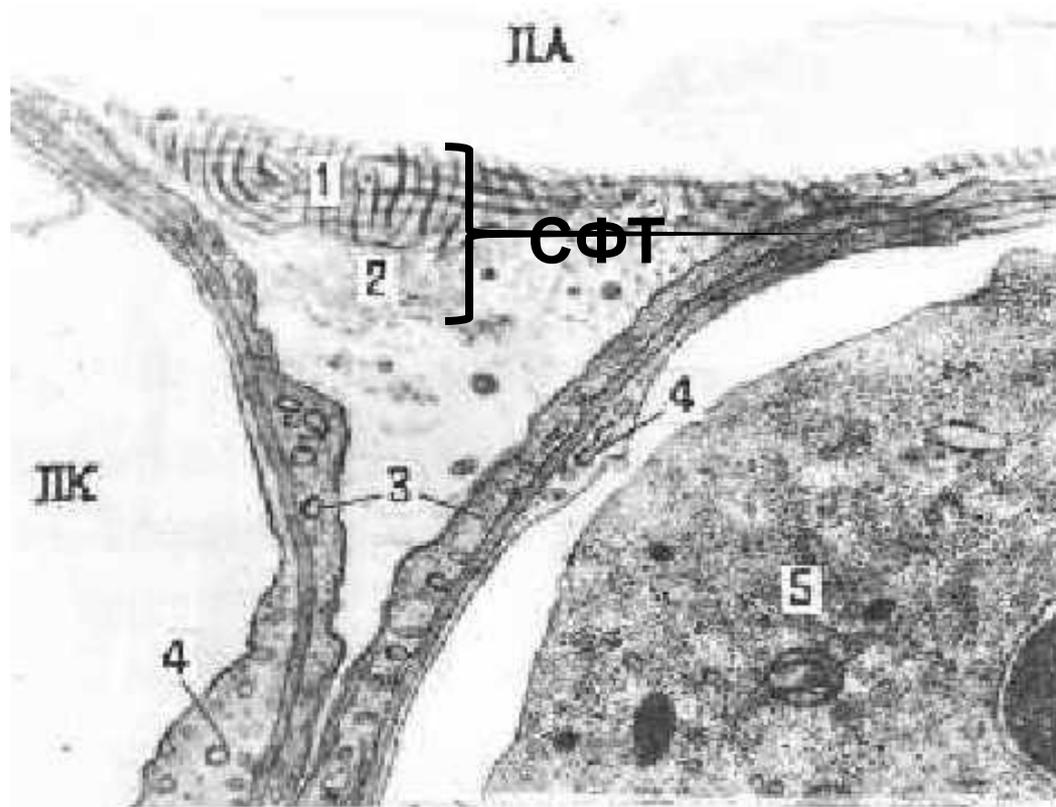
СТАБИЛИЗАЦИЯ СИЛ ПОВЕРХНОСТНОГО  
НАТЯЖЕНИЯ ПРОИСХОДИТ С ПОМОЩЬЮ  
**СУРФАКТАНТА**

(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

$\Delta V$  – 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.

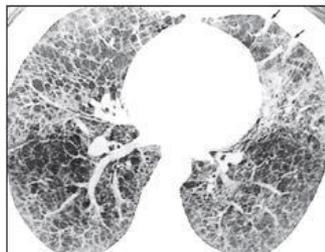


Рисунок 5. КТ высокого разрешения 44-летней женщины с LAM. Слева в верхней доле утолщения междольковых перегородок (указано стрелками)

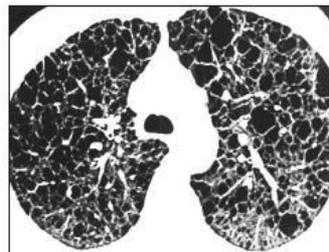
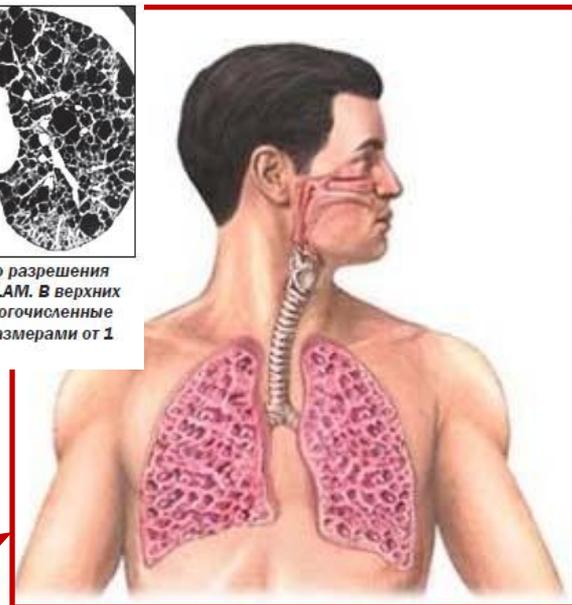


Рисунок 6. КТ высокого разрешения 36-летней женщины с LAM. В верхних долях легких видны многочисленные тонкостенные кисты размерами от 1 до 2 см в диаметре



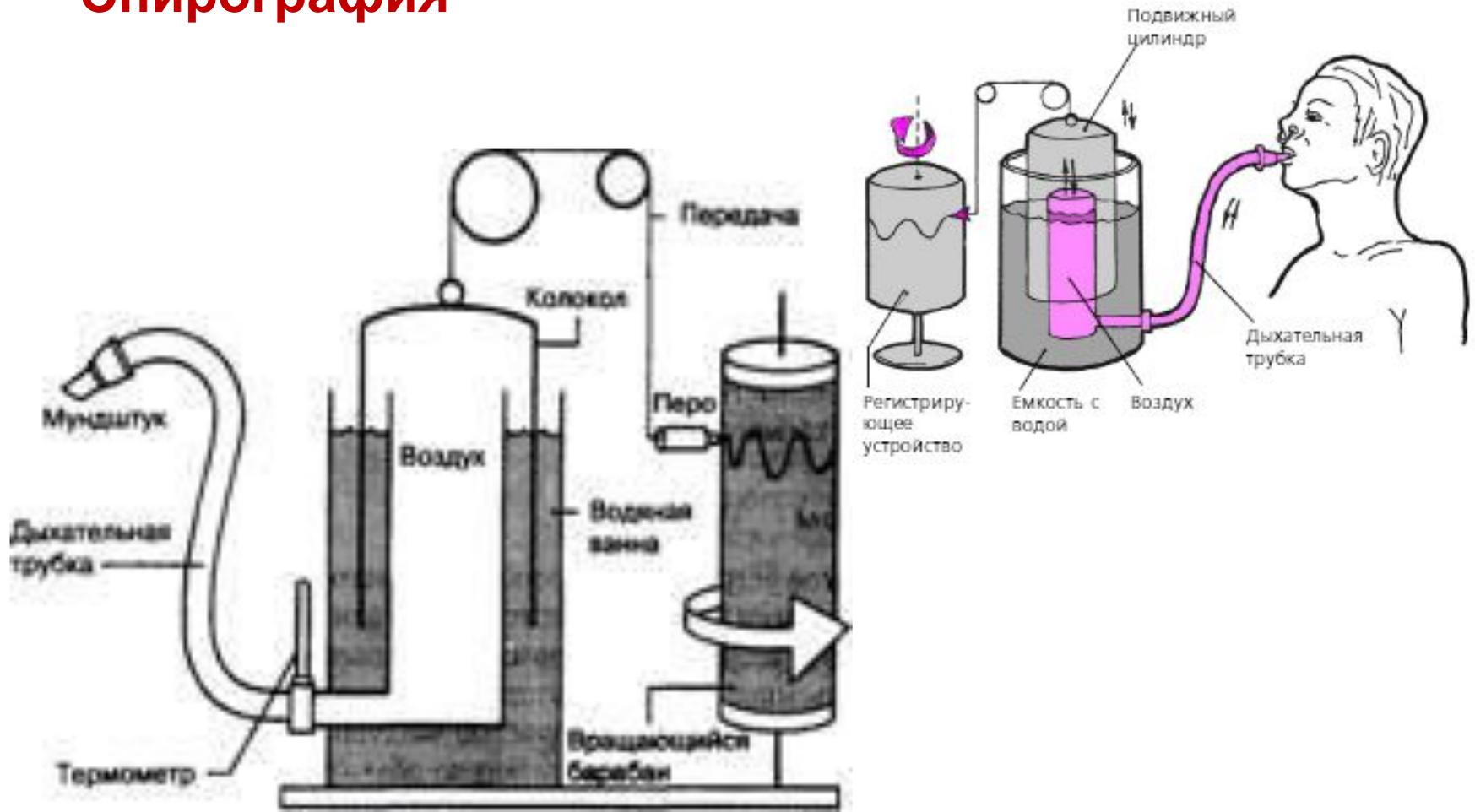
## Работа дыхания возрастает

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

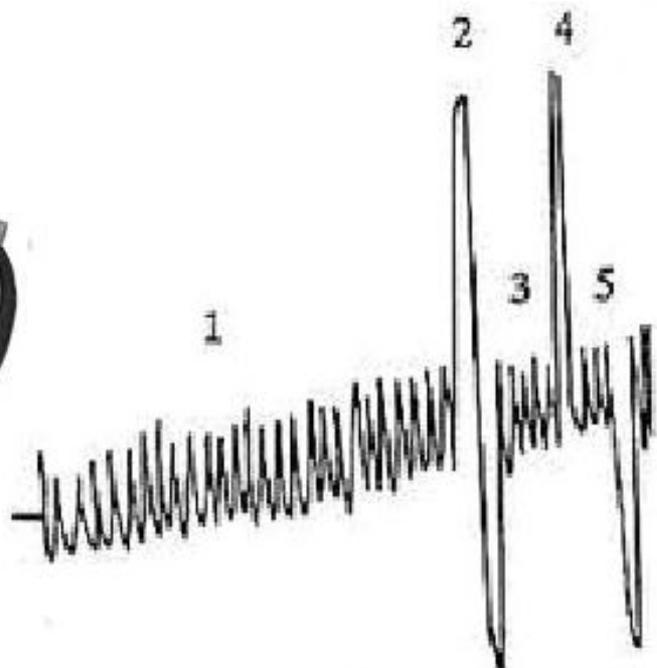


# МЕТОДЫ ИЗУЧЕНИЯ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

# Спирография



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



## СПИРОГРАММА

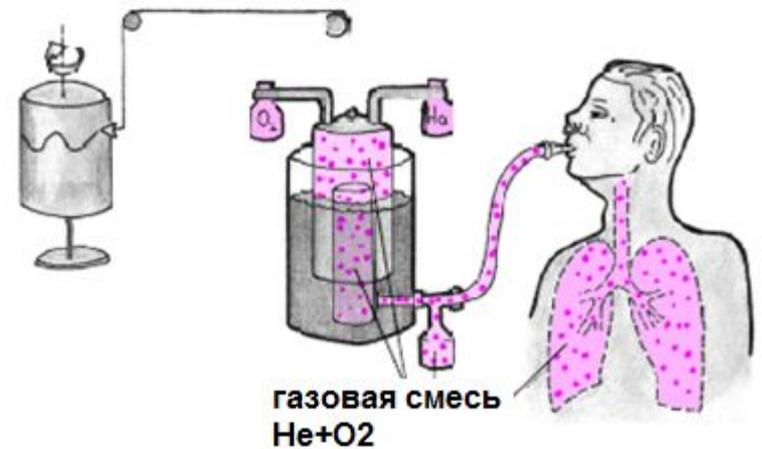
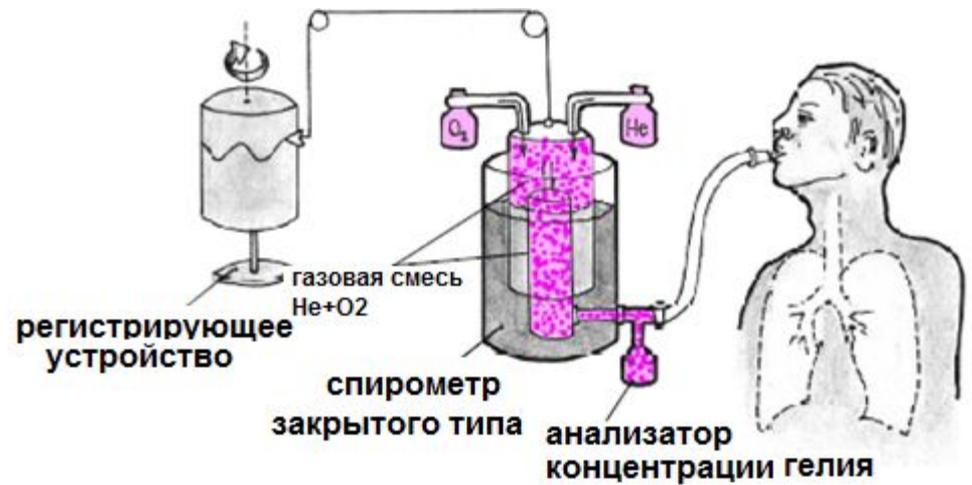
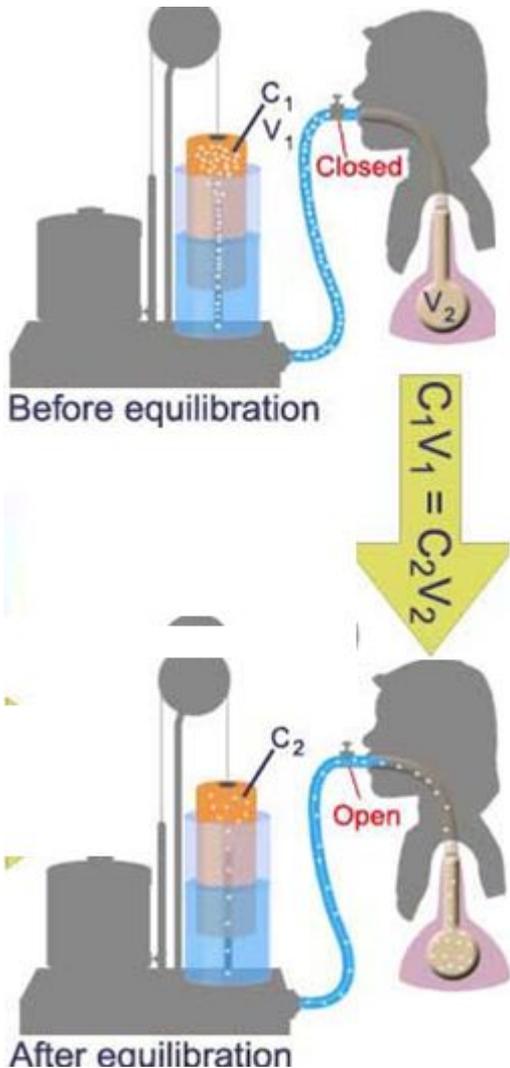
- 1 - минутный объем дыхания
- 2 - ЖЕЛ
- 3 - дыхательный объем
- 4 - резервный объем вдоха
- 5 - резервный объем выдоха

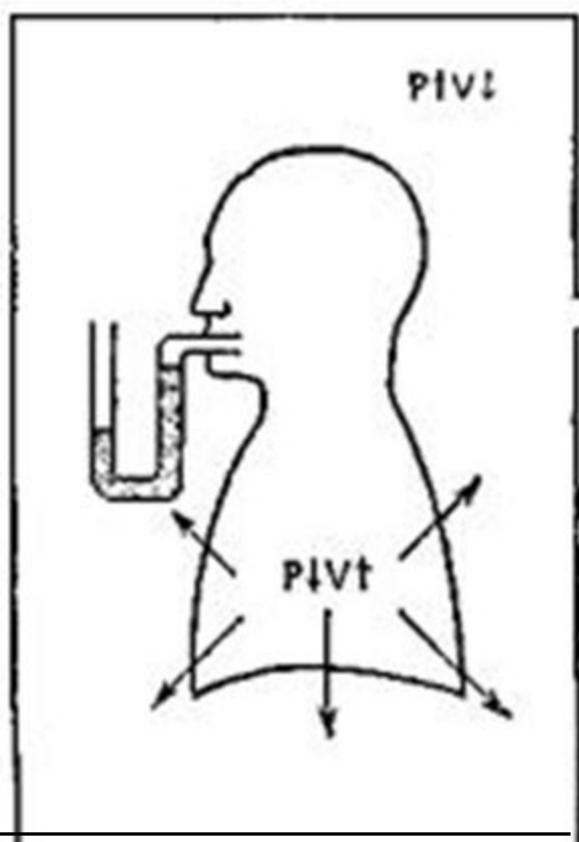


Остаточный объём, а также **ФОЕ** нельзя определить с помощью одной **спирометрии**; это требует дополнительных измерений объёма легких (с помощью специальных методов)

.

# 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).