



**Bakoulev Center**  
**for Cardiovascular Surgery**

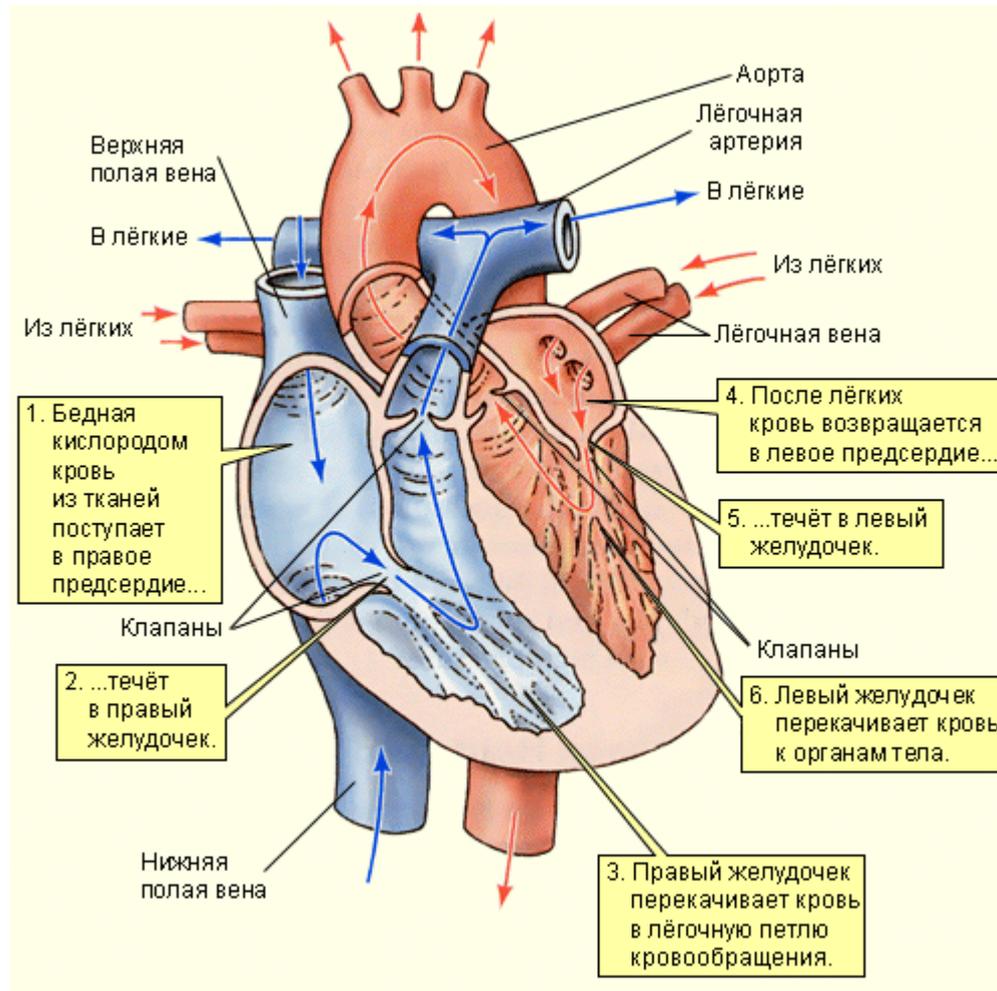


# Анализ внутрисердечного потока крови с учетом его смерчеобразной структуры

Докладчик – аспирант 4 г.о. Талыгин Е.А.

Научный руководитель – д.т.н., проф., Афанасьев В.Н.

# Движение крови в сердце



# Типы течений. Критерий Рейнольдса

$$R_e = \frac{\rho}{\eta} v D$$

$\rho$  – плотность среды,  $\eta$  – динамическая вязкость,  $v$  – характерная скорость,  $D$  – гидравлический диаметр

- Ламинарное течение -  $R_e < R_b$
- Переходный режим течения -  $R_b < R_e < R_c$
- Турбулентный режим течения -  $R_e > R_c$
- Среднее значение критерия Рейнольдса в кровеносной системе -  $R_e \sim 1,2 * 10^4$ , а  $R_c \sim 1,9 * 10^3$

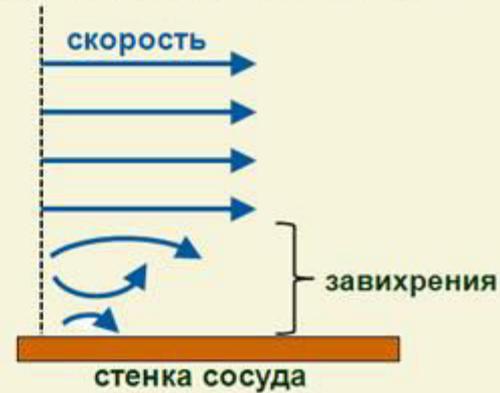
# Сравнение режимов

## Профили скоростей при течении вязкой жидкости по сосуду

А) ламинарное течение



Б) турбулентное течение



показана нижняя половина сечения сосуда

© ГОУ ВПО РГМУ Росздрава

# Анализ гидродинамики потока крови

**Для обеспечения стабильности системы поток крови в сердце и магистральных артериях ДОЛЖЕН :**

1. Иметь низкое гидродинамическое сопротивление;
2. Быть свободным от отрывных и застойных зон;
3. Быть структурированным и циклически воспроизводимым с минимальными потерями энергии;
4. По возможности слабо взаимодействовать со стенками;
5. Обладать широким регуляторным и компенсаторным диапазоном состояний.

# Уравнение Навье-Стокса

$$\frac{\partial W_r}{\partial t} + W_r \frac{\partial W_r}{\partial r} + \frac{W_\varphi}{r} \frac{\partial W_r}{\partial \varphi} - \frac{W_\varphi^2}{r} = -\frac{\partial \varepsilon}{\partial r} + \nu \left( \frac{\partial^2 W_r}{\partial r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 W_r}{\partial \varphi^2} + \frac{\partial^2 W_r}{\partial z^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial W_r}{\partial r} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial W_\varphi}{\partial \varphi} - \frac{W_r}{r^2} \right);$$

$$\frac{\partial W_z}{\partial t} + W_r \frac{\partial W_z}{\partial r} + \frac{W_\varphi}{r} \frac{\partial W_z}{\partial \varphi} + W_z \frac{\partial W_z}{\partial \varphi} + W_z \frac{\partial W_z}{\partial z} = -\frac{\partial \varepsilon}{\partial z} + \nu \left( \frac{\partial^2 W_z}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial W_z}{\partial r} + \frac{\partial^2 W_z}{\partial z^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 W_z}{\partial \varphi^2} + \frac{\partial^2 W_z}{\partial z^2} \right);$$

$$\frac{\partial W_\varphi}{\partial t} + W_r \frac{\partial W_\varphi}{\partial r} + \frac{W_\varphi}{r} \frac{\partial W_\varphi}{\partial \varphi} + \frac{W_r W_\varphi}{r} + W_z \frac{\partial W_\varphi}{\partial z} = -\frac{\partial \varepsilon}{\partial \varphi} + \nu \left( \frac{\partial^2 W_\varphi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial W_\varphi}{\partial r} - \frac{W_\varphi}{r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 W_\varphi}{\partial \varphi^2} + \frac{2}{r^2} \frac{\partial W_r}{\partial \varphi} + \frac{\partial^2 W_\varphi}{\partial z^2} \right)$$

$$\frac{\partial W_r}{\partial r} + \frac{W_r}{r} + \frac{\partial W_z}{\partial z} = 0$$

здесь:  $r$ ,  $z$ ,  $\varphi$  - радиальная, продольная и азимутальная цилиндрические координаты, соответственно,  $W_r$ ,  $W_z$ ,  $W_\varphi$  - радиальная, продольная и азимутальная компоненты скорости течения, полная скорость которого составляет  $W$ ,  $\varepsilon = P/\rho + U$ ,

$P$  - локальные давления в точках с координатами  $r$ ,  $z$  и  $\varphi$ , а  $U$  - потенциал внешних сил.

# Точные решения в общем виде

$$W_r = C_0(t)r + \frac{2\nu B}{r}$$
$$W_z = -2C_0(t)z + C_2(t)$$
$$W_\varphi = \frac{\Gamma_0(t)}{2\pi r} + \sum_i \frac{\Gamma_i(t)}{2\pi r} \Gamma[(C_1 + 1), \beta_i(t)r^2]$$
$$\beta_i(t) = \frac{\beta_i(0) \exp\left[-2 \int_0^t C_0(\tau) d\tau\right]}{1 + 4\nu \beta_i(0) \int_0^t \exp\left[-2 \int_0^{\tau'} C_0(\tau'') d\tau''\right] d\tau'}$$

$r, z, \varphi$  - радиальная, продольная и азимутальная цилиндрические координаты, соответственно,  $V_r, V_z, V_\varphi$  - радиальная, продольная и азимутальная компоненты скорости течения,  $\nu$  - кинематическая вязкость,  $C_0(t), C_1(t), \gamma_0(t), \gamma_i(t), \beta_i(t)$  - произвольные функции времени,  $C_2(t)$  - функция времени, определяющая продольную компоненту скорости в  $z = 0$ .

# ТР при одной циркуляции

- Структура струи  $V = f\{r, z, \varphi\}$ ;
- Квазипотенциальность потока - только  $V_\varphi$  зависит от вязкости
- Нестационарность потока выражается функциями  $C_0(t), \Gamma_0(t)$

$$\begin{aligned}V_r &= -C_0(t)r \\V_z &= 2C_0(t)z + C_1(\tau) \\V_\varphi &= \frac{\Gamma_0(t)}{2\pi r} \left[ 1 - \exp\left(\frac{-C_0(t)r^2}{2\nu}\right) \right]\end{aligned}$$

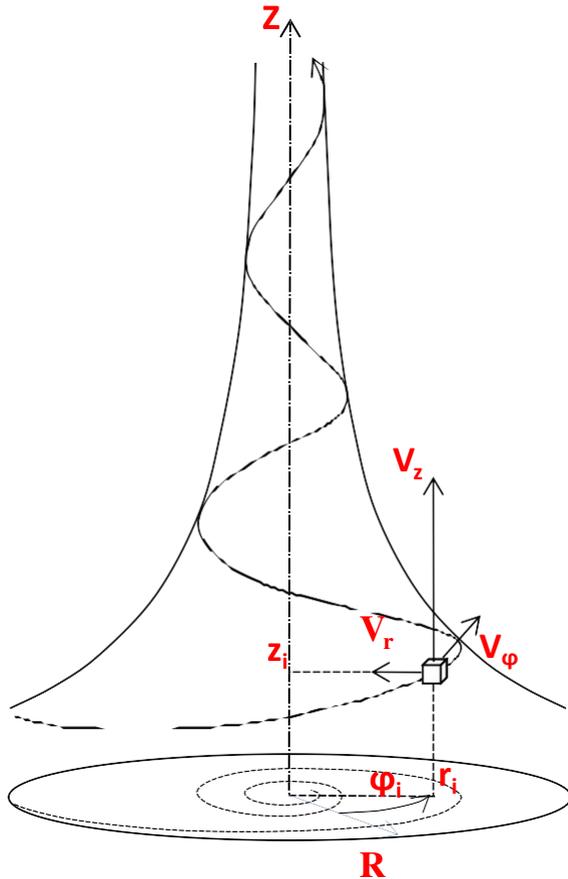
$C_0(t) = -V_r/R$ , - произвольная функция, зависящая от времени, определяющая сходимость струи [sec<sup>-1</sup>];

$\Gamma_0(t)$  - произвольная функция, зависящая от времени, определяющая циркуляцию струи [m<sup>2</sup>/sec];

$C_1(t)$  - произвольная функция, зависящая от времени, определяющая величину  $V_z$  в плоскости  $Z = 0$  в момент времени  $t$  [m/sec]

$\nu$  - кинематическая вязкость [sec/m<sup>2</sup>]

# Линии тока смерчеобразного потока



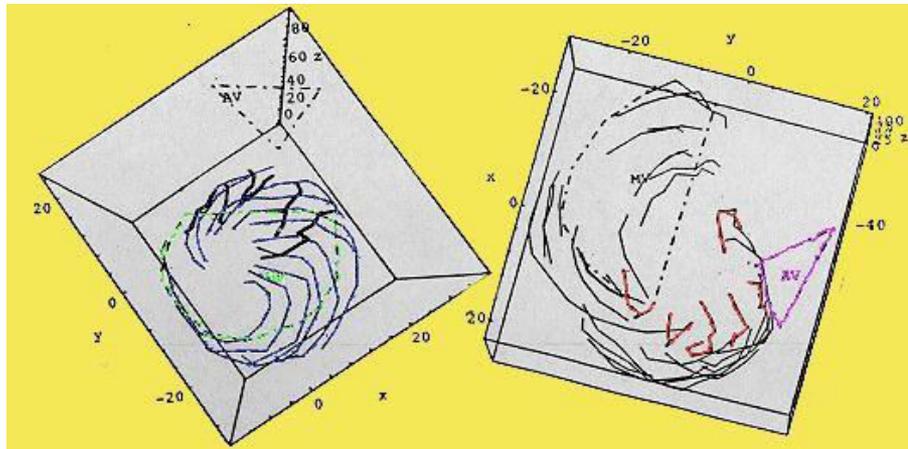
$$\frac{dr}{V_r} = \frac{dz}{V_z} \quad -\frac{dr}{C_0(t)r} = \frac{dz}{2C_0(t)z}$$

$$z_i r_i^2 = \text{const}$$

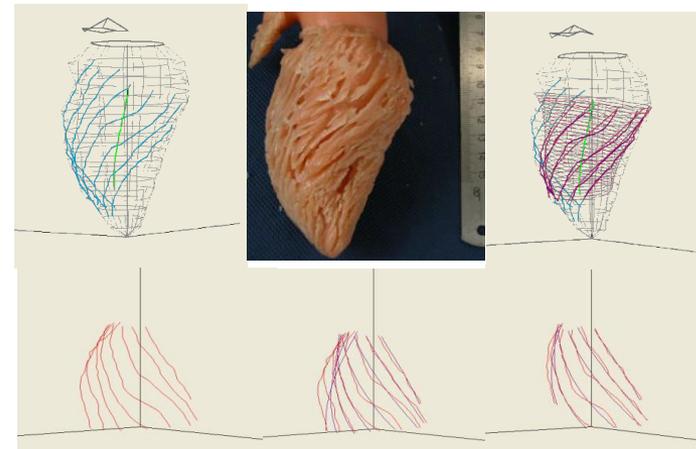
$$\frac{dr}{V_r} = \frac{r d\phi}{V_\phi} \quad -\frac{dr}{C_0(t)r} \approx \frac{2\pi r^2 d\phi}{\Gamma_0}$$

$$\phi = \phi_0 \pm \frac{V_{\phi 0}}{2U_{R_0}} \left[ \left( \frac{R_0}{r_i} \right)^2 - 1 \right]$$

# Классификация трабекул

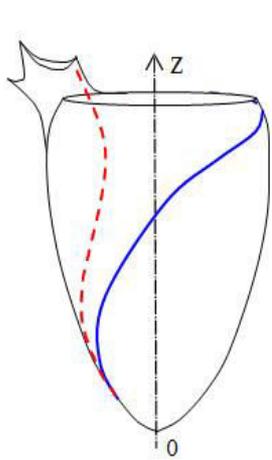


Идентификация систолических (красные) и диастолических (синие) трабекул (AV – аортальный клапан, MV – митральный клапан) и их положение в полости ЛЖ

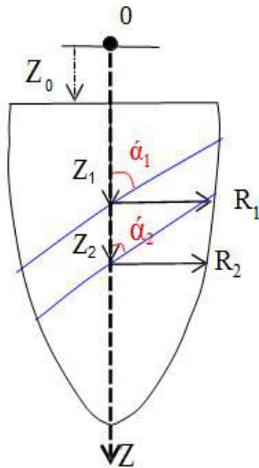


Аппроксимация линий трабекул к расчётным линиям тока TLJ ( $R^2 > 0.7$ ,  $p < 0.05$ )

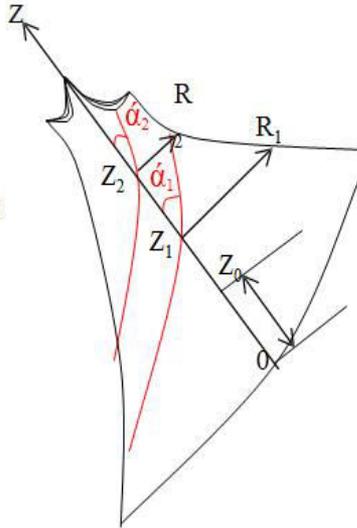
# Измерение и расчет структурных параметров ТЛЖ



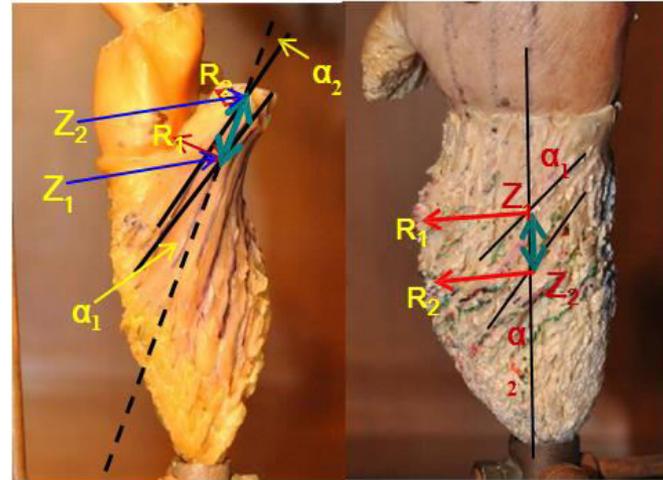
Преимущественные направления систолических (красные) и диастолических (синие) трабекул в полости ЛЖ



Заполняющий поток



Изгибаемый поток



$$Z_2 > Z_1 \longrightarrow R_2 < R_1; \alpha_2 < \alpha_1$$

Расстояние между началом координат ТЛЖ и точкой на измеряемой части оси Z. Общее значение продольной координаты  $Z = Z_0 + Z_{1,2}$  [m]

Объемный параметр ТЛЖ [m<sup>3</sup>]

$$Z_0 = \frac{\text{ctg} \alpha_2 \cdot R_1 \cdot Z_1 - \text{ctg} \alpha_1 \cdot R_2 \cdot Z_2}{\text{ctg} \alpha_1 \cdot R_2 - \text{ctg} \alpha_2 \cdot R_1}$$

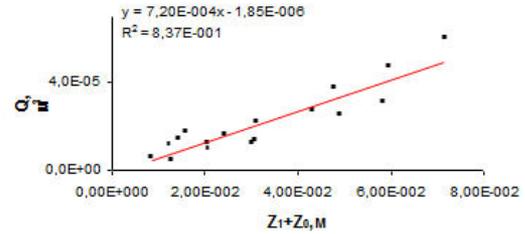
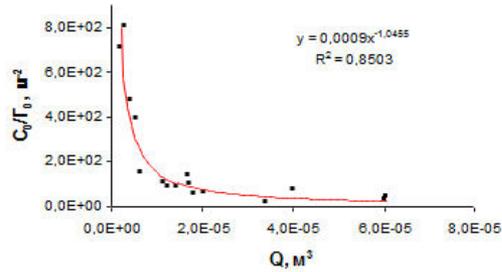
$$Q = (Z_1 + Z_0) \cdot R_1^2; Q = (Z_2 + Z_0) \cdot R_2^2$$

$$\frac{C_0}{\Gamma_0} = \frac{\text{ctg} \alpha_1}{4 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot (Z_1 + Z_0)}; \frac{C_0}{\Gamma_0} = \frac{\text{ctg} \alpha_2}{4 \cdot \pi \cdot R_2 \cdot (Z_2 + Z_0)}$$

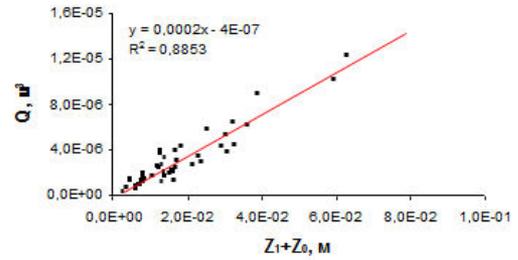
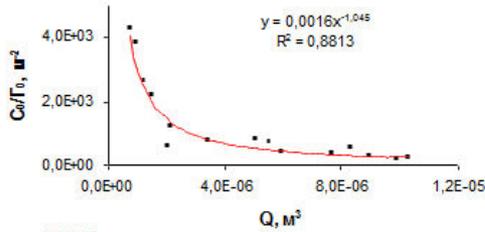
Параметр сходимости, пропорциональный отношению  $V_z/V_\phi$  и  $V_r/V_\phi$  [m<sup>-2</sup>]

# Потоко-задающие структуры у млекопитающих разного размера

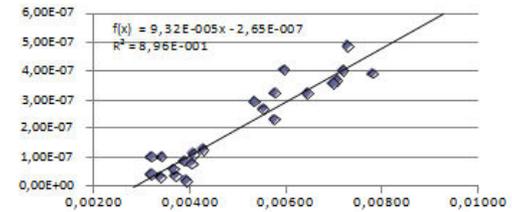
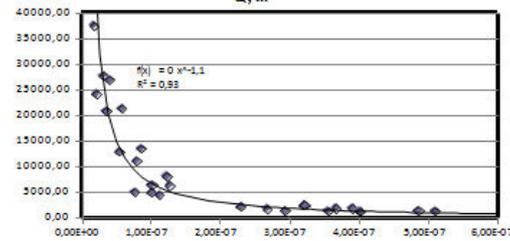
Человек (12)



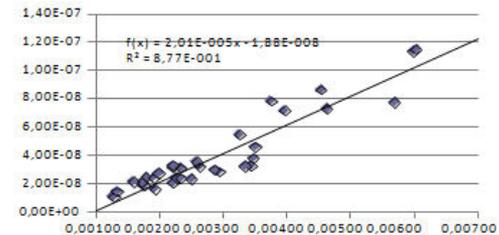
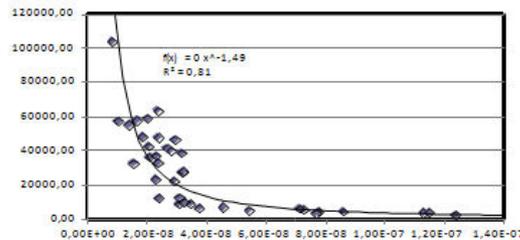
Собака (12)



Кролик (4)



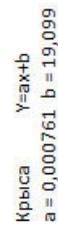
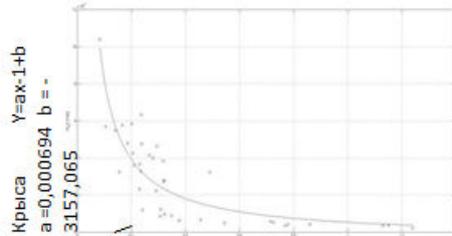
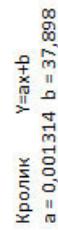
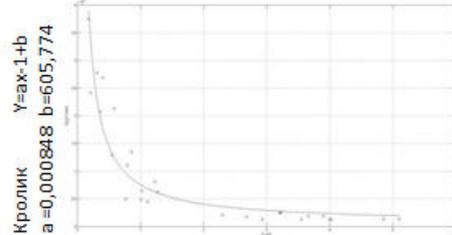
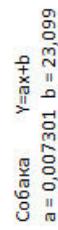
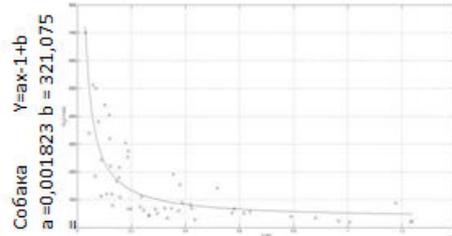
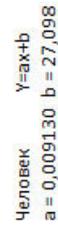
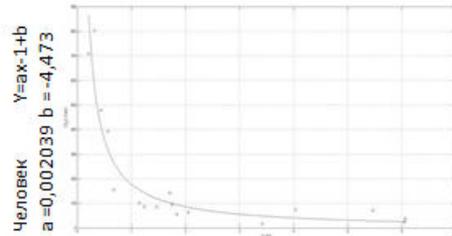
Крыса (4)



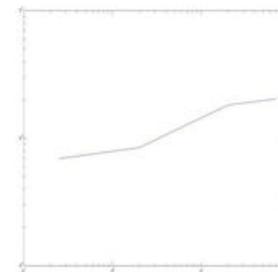
# Сравнительный анализ слепков ЛЖ

$C_0/\Gamma_0$   
( $m^{-2}$ )

$Q$   
( $m^3$ )



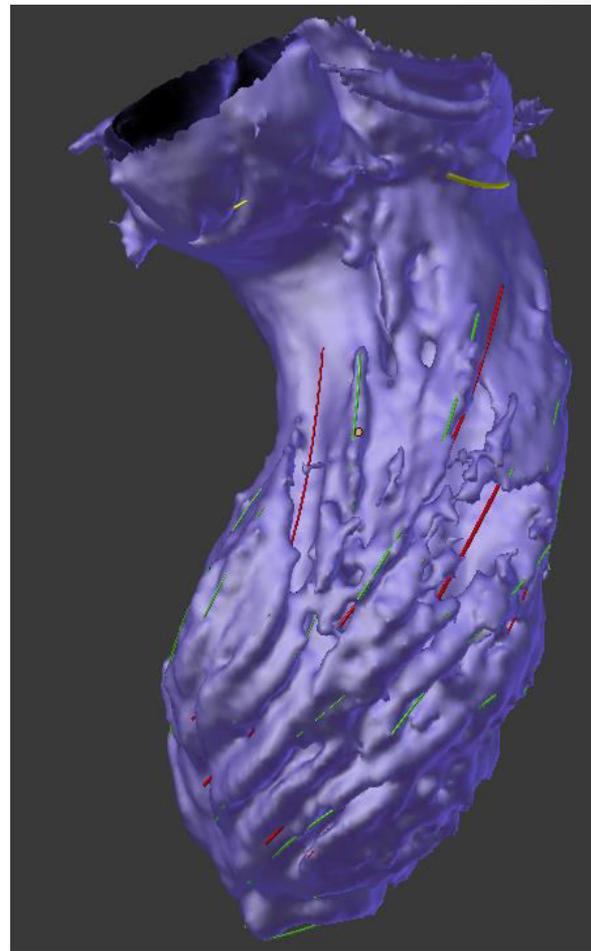
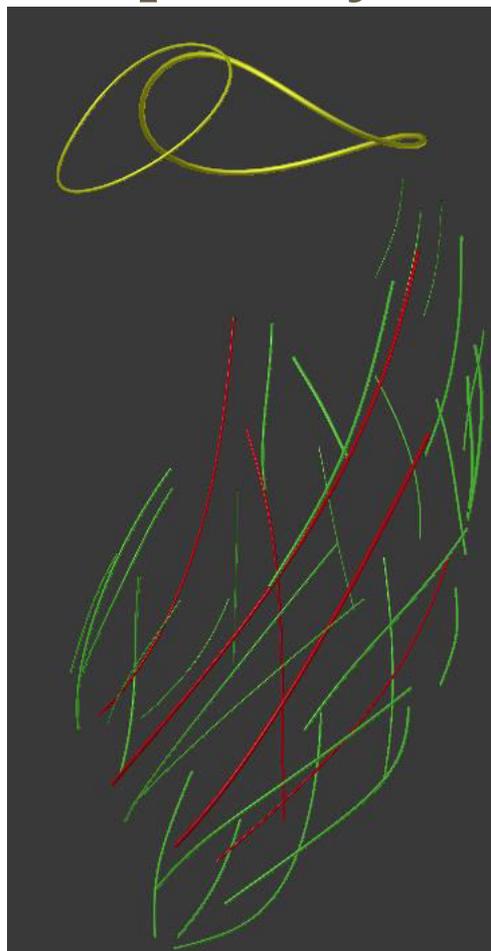
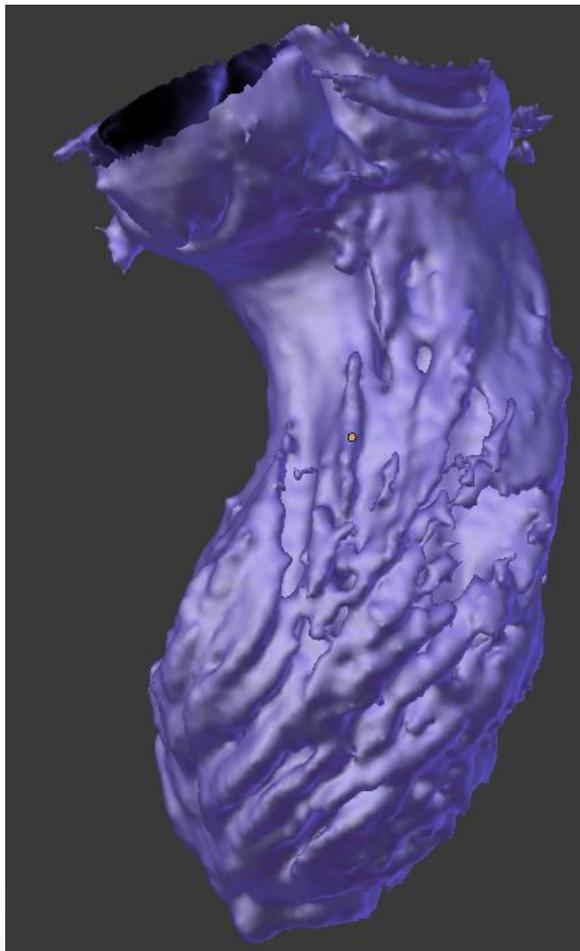
Зависимость  $a_{C_0\Gamma_0}$   
от веса



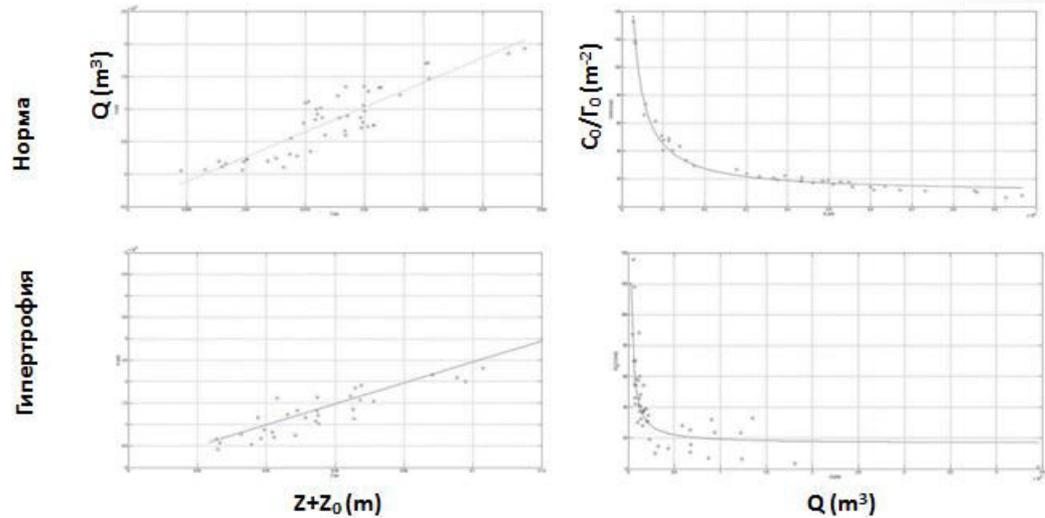
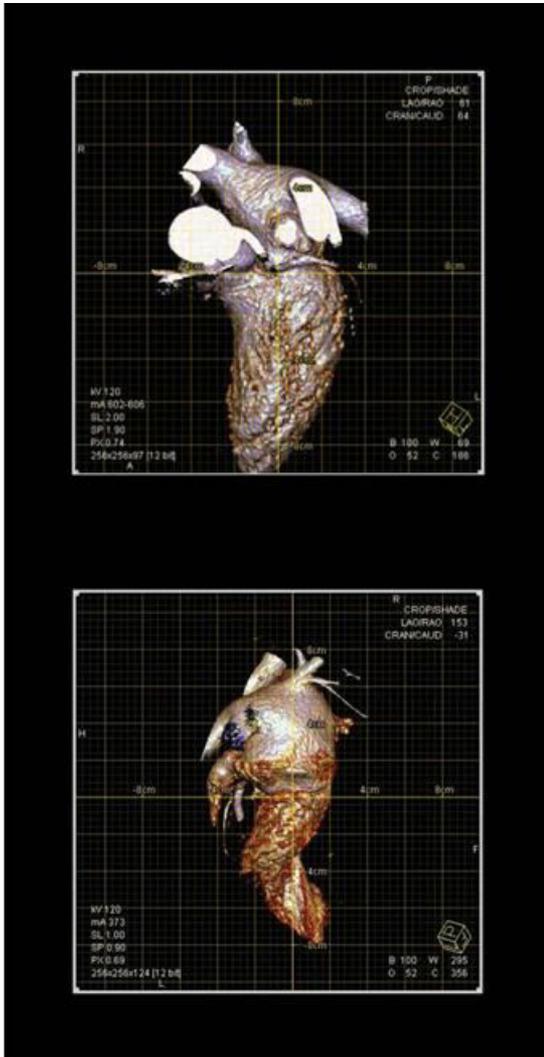
Зависимость  $a_Q$  от  
веса



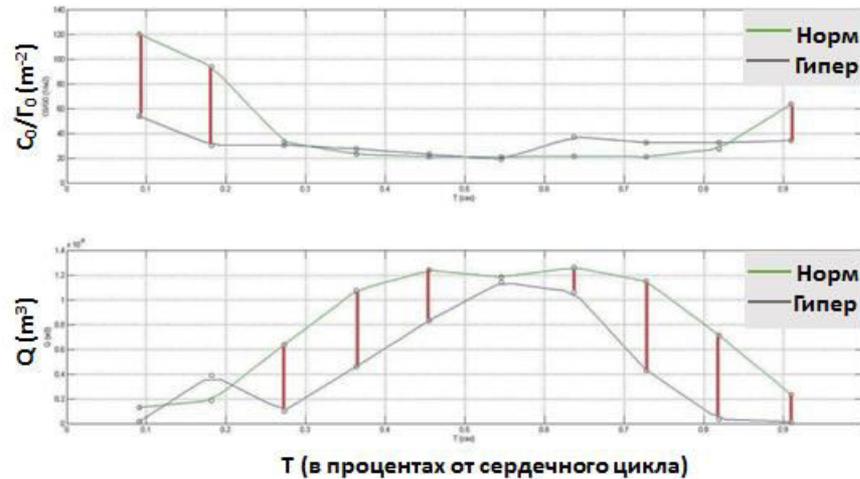
# Пространственное моделирование трабекул



# МСКТ ЛЖ (норма и ГКМП)



Критериальные графики, подтверждающие, что все измеренные точки принадлежат ТЛ

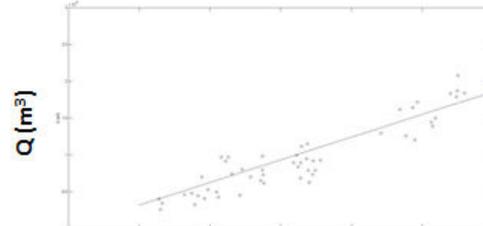
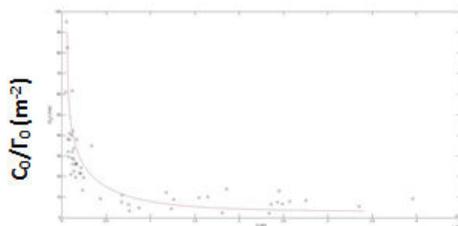


Динамика  $C_0/\Gamma_0$ , и  $Q$  в течение сердечного цикла (начало цикла при открывании МК). Достоверность отличий ( $p < 0,05$ )

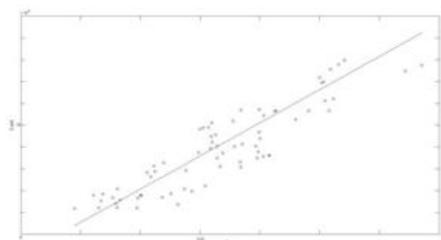
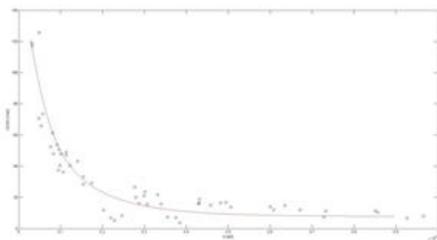
**ВЫВОД : Структурные параметры потока отражают ремоделирование ЛЖ**

# ГКМП до и после септальной миоэктомии доступом из правого желудочка

До операции

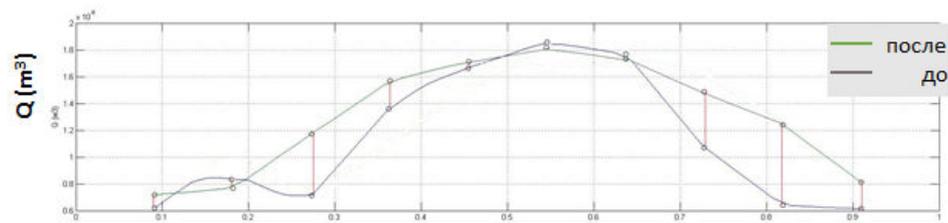
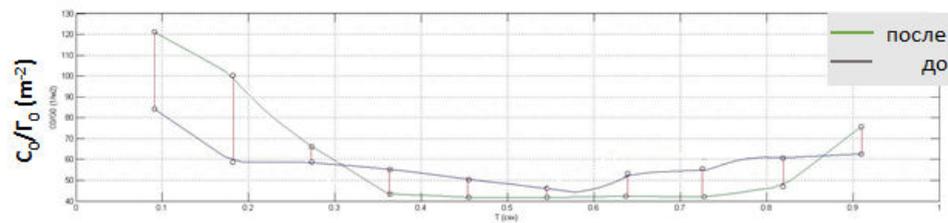


После операции



$Q (m^3)$

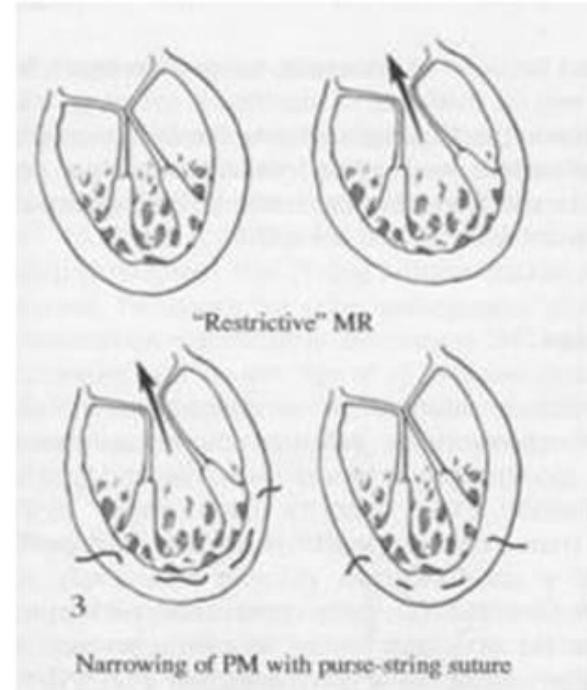
$Z+Z_0 (m)$



T (в процентах от сердечного цикла)

Динамика  $C_0/G_0$ , и  $Q$  в течение сердечного цикла (начало цикла при открывании МК). Достоверность отличий ( $p < 0,05$ )

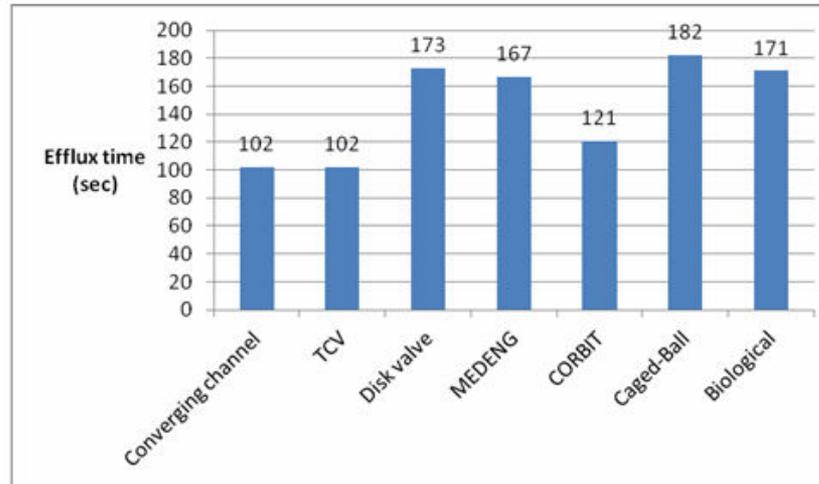
# Тактика и способы хирургической коррекции при реконструктивных операциях



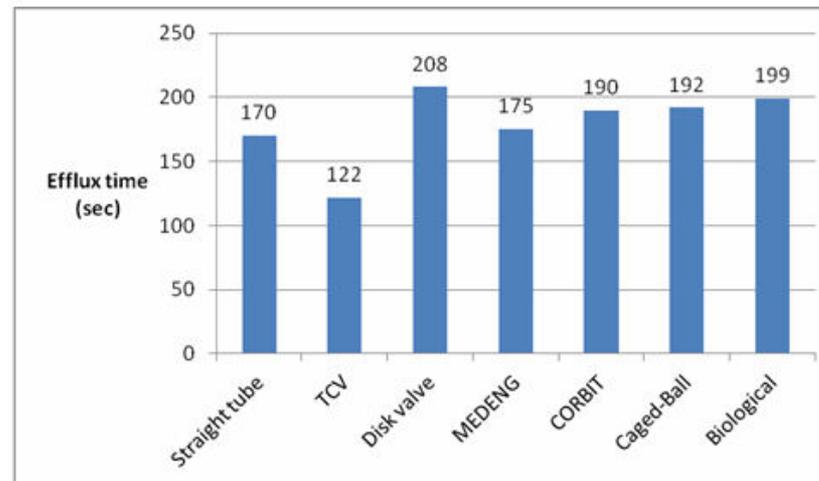
# Создание трехстворчатого протеза аортального клапана TCV



# Время истечения через каналы

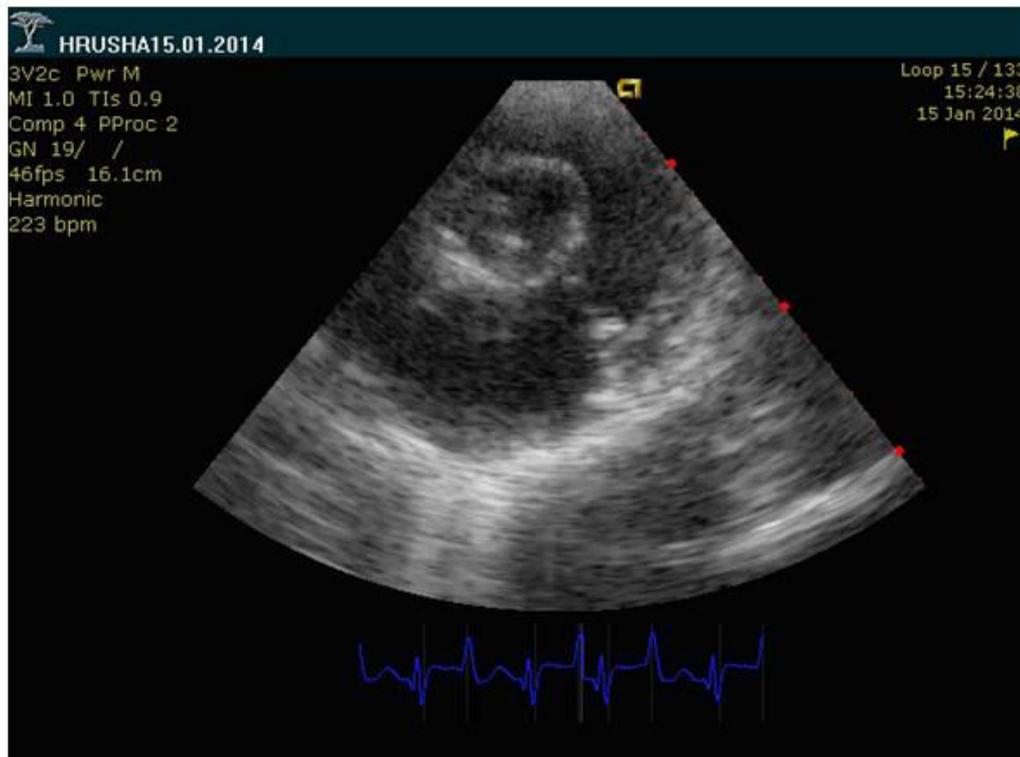


Смерчевой канал



Прямой канал

# Подопытное животное



# Перспективы развития



Спасибо за внимание!