АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС «Автоматизированная система мониторинга сердечной деятельности у высококвалифицированных спортсменов»

Шифр «кардио-спорт-12»

Москва - 2012

Разработка аппаратно-программного диагностического комплекса

Актуальность проблемы

- Большое влияние на здоровье спортсменов регулярной физической активности
- Регулярное участие в спортивных тренировках и соревнованиях повышает риск внезапной сердечной смерти
- Необходимость периодического обследования спортсменов с целью выявления сердечно-сосудистой патологии, кардиомиопатии, аномалий коронарных артерий и т.д.
- Выработка единых регулирующих правил относительно допуска спортсменов с сердечно-сосудистыми заболеваниями к соревнованиям

Современные методы диагностики сердечно-сосудистых заболеваний

- **Предварительный скрининг** на основе жалоб и данных осмотра спортсмена
- **Электрокардиография** не позволяет выявить повреждения клапанного аппарата, аномалии коронарных артерий, расширение аорты
- **Эхокардиография** – диагностика ГКМП, клапанные пороки сердца, расширение аорты. Недостаток – субъективизм, сложность в визуализации коронарных артерий, отсутствие представления о структурно-функциональном состоянии сердца
- **Мультиспиральная компьютерная томография** – серии изображений, позволяющих изучать размеры и объемы камер сердца и толщину миокарда, фракцию выброса, ударный объем, сократимость миокарда. Недостатки – инвазивность и высокая стоимость

Многофункциональный ультразвуковой аппарат для проведения кардио-сосудистых исследований экспертного уровня

Медицинское применение и возможности ПО системы:

- ✔ Кардиология
- ✔ Коронарные артерии
- ✔ Сосудистые исследования
- ✔ Совместная томографическая и ультразвуковая визуализация
- ✔ Исследование динамики движения миокарда, вычисление деформаций и скоростей деформаций
- ✔ Анализ скручивания (torsions)
- ✔ Картирование физической жесткости-эластичности тканей и патологических образований
- ✔ Оценка эластичности сосудов в режиме реального времени
- ✔ Расчет эластичности артерий, параметров пульсовой волны и локального С/Д кровяного давления

Математическое моделирование как перспективное направление в создании новых методов инструментального обследования

Основная цель: исследовать работу сердца и предсказать результаты будущих наблюдений

Источник информации: ультразвуковая диагностика с использованием системы MyLab 90 Esaote

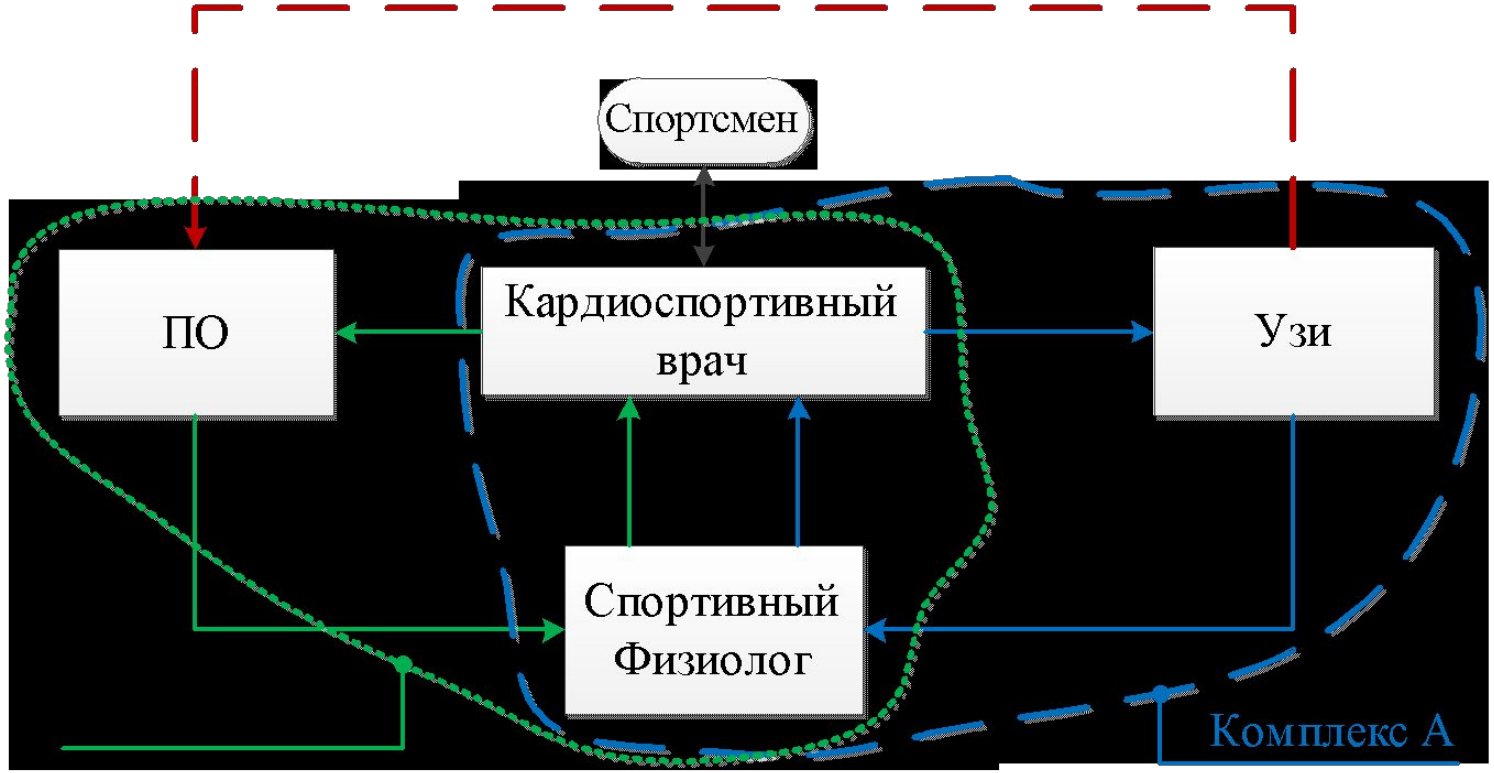
Основные признаки математической модели

- **Геометрия камер сердца и крупных сосудов**
- **Инерционность камер**
- **Эластичность стенок камер**
- **Гидродинамическое сопротивление**
- **Зависимость объема камер от времени**
- **Объемный выброс из желудочков**
- **Поле скоростей**
- **Картина сердечных сокращений под нагрузкой**

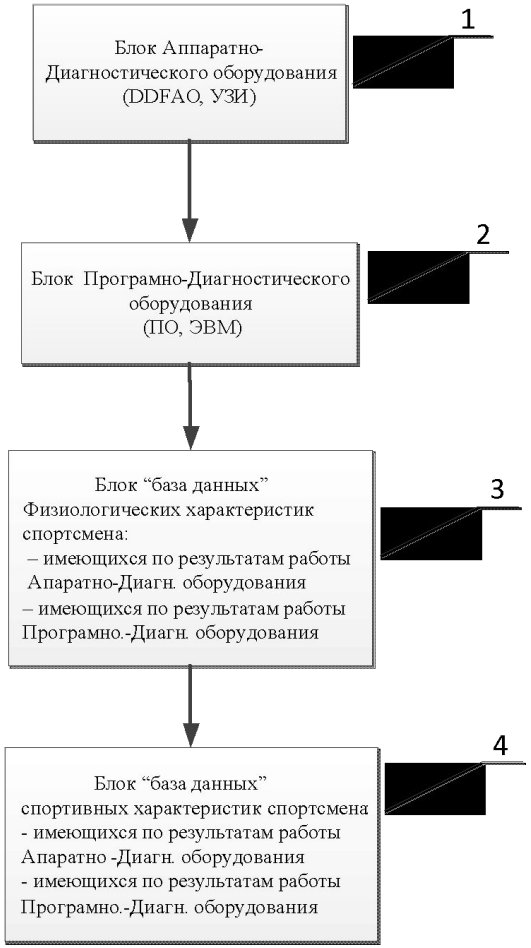
Преимущества математического моделирования

- **Высокая точность диагностики**
- **Возможность построения трехмерного изображения сердца**
- **Отсутствие субъективного фактора**
- **Прогнозирование реакции миокарда конкретного спортсмена на нагрузку**
- **Использование данных УЗИ**

Структурно-функциональная схема А-ПДКамплекса



Блок-схема макетного образца А-ПДКомплекса



Использование УЗИ в построении аппаратно-программного диагностического комплекса

Численные параметры, определяемые по данным УЗИ

- Объём сердечной мышцы (общий и по отделам сердца)
- Толщина сердечной стенки
  - в нескольких стандартных точках
  - особенности сердечной стенки (необычные утоньшения и утолщения)
- Объём отделов сердца (максимальный и минимальный за период)
- Площади поперечного сечения входящих и выходящих в сердце сосудов
  - в стандартных сечениях
  - в максимальных сечениях в ближней окрестности сердца
  - в минимальных сечениях в ближней окрестности сердца
- Полный поток крови за период (по большому и малому кругу)
- Кинетическая энергия вытекающей крови (по большому и малому кругу)

Использование УЗИ в построении аппаратно-программного диагностического комплекса

Определение поля скоростей сердечной мышцы

1. Определение поля скоростей камер и крови в желудочках и крупных сосудах

2. Определение проекции скорости на направление луча (допплерография) – один из трех компонентов скорости

3. Применение некоторой геометрической модели потока крови и движения стенки для определения других компонент (реконструкция движения стенки по Бакбергу, гипотеза аксиальной симметрии потока крови)

4. Проведение УЗИ камер сердца с трех или двух направлений – для прямых измерений проекций скоростей

5. Определение проекции скорости на нормаль к поверхности для гладких областей

6. Определение двухмерной проекции скорости на плоскость перпендикулярную лучу для стенок камеры (для складок, изломов, стыков стенок и т.п.)

7. Интерполяция компонент скорости между особыми точками.

Использование УЗИ в построении аппаратно-программного диагностического комплекса

Анизотропия миокарда

- Мелкомасштабная: вдоль и поперёк мышечных волокон
- Крупномасштабная: вдоль и поперёк ленты миокарда

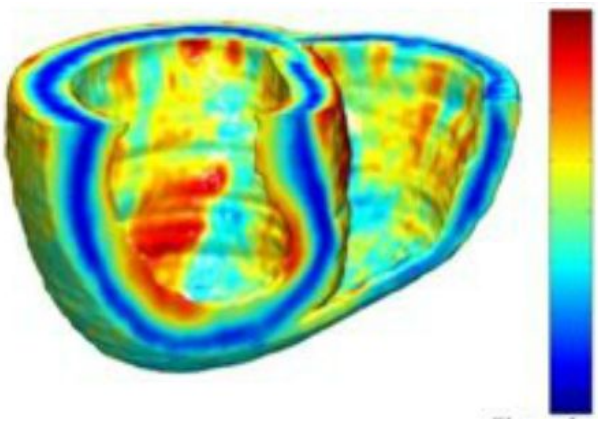
- Экспериментальное определение модулей упругости и коэффициентов Пуассона на образцах сердца животных

- Усреднение свойств разных слоев поперек сердечной стенки

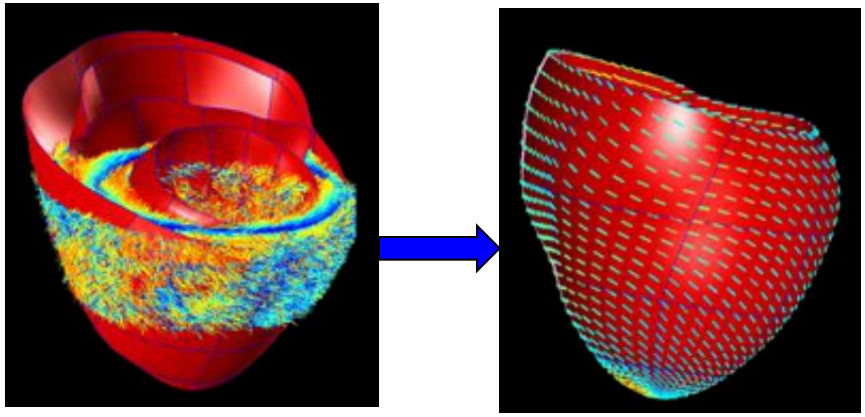
- Подход, основанный на использовании упругости ленты миокарда вдоль и поперек ленты

- Приближенная модель анизотропии “вдоль верёвки” – выделенное направление ленты

Картина укладки волокон в желудочках



От замеров при УЗИ до моделирования по МКЭ



Использование УЗИ в построении аппаратно-программного диагностического комплекса

Синхронизация при реконструкции 3D и 4D геометрии сердца

- **Недостаток используемого аппарата УЗИ – одномерная матрица датчиков, позволяющая снимать только 2D срезы**
- **3D модель сердца строится на основе данных трёх УЗИ срезов – расчётная сетка в большей мере генерируется с помощью поверхностной интерполяции и экстраполяции**
- **Возможность возникновения в модели особенностей, отсутствующих в реальном сердце и наоборот – отсутствие особенностей, которые попали между плоскостями УЗИ срезов**
- **На 3D модели необходимо обозначить плоскости УЗИ срезов**
- **Первоочередная мера – использование кронштейна для фиксирования положения датчика УЗИ и поворачивания его на заданные углы вокруг фиксированной прямой**
- **3D модель может быть получена только за счёт комбинации различных срезов в эквивалентные моменты времени – проблема непериодичности колебаний сердца**
- **Часы - само сердце**
- **ЭКГ, артериальное давление, звук сердца – дополнительные средства для определения синхросигнала**
- **Динамическая 4D модель – набор 3D поверхностей в 4D пространстве-времени**

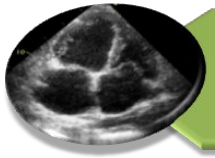
Использование УЗИ в построении аппаратно-программного диагностического комплекса

Чем нужно дополнить УЗИ?

- **Аппарат УЗИ позволяет получить геометрию сердца и его характеристики функционирования только в режиме покоя**
- **Под нагрузкой снимаются данные о сердечном ритме и силе сердечных сокращений (ЭКГ, измерение пульса и артериального давления)**
- **Задача воспроизведения сердечных сокращений под нагрузкой на математической модели сердца**
- **Стандартизованная нагрузка (велоэргонометр, приседания, и т.п.)**
- **Нагрузка во время занятий спортом**

Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ

Методологические проблемы



1

- Качество изображений с УЗИ аппарата ЦСМ

2

- Вопрос выбора алгоритмов триангуляции

3

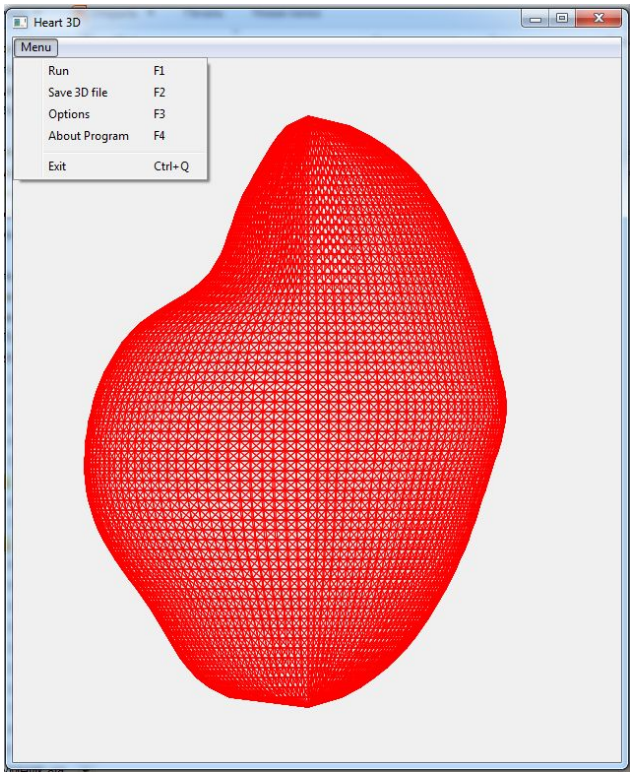
- Необходимость построения внутренней топологии

4

- Создание ПО распознавания изображений

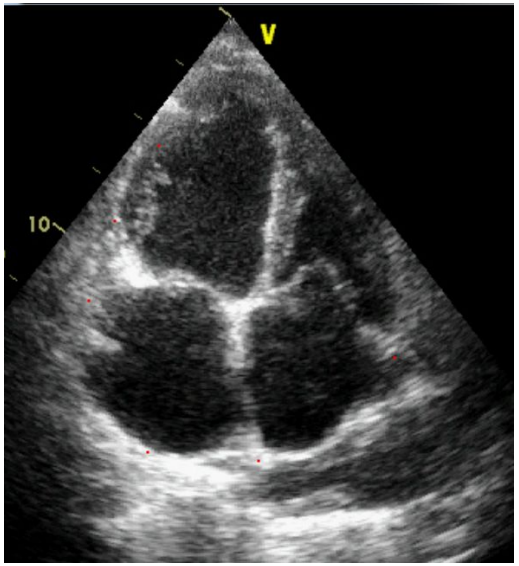
Направления работы

- Создания ПО «полуавтоматического» построения с применением собственных программ и лицензионного ПО
- Создание ПО автоматического построения

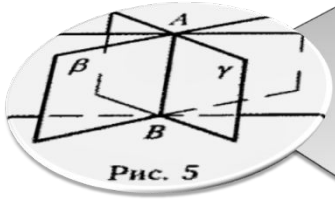


Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ

Полуавтоматический режим

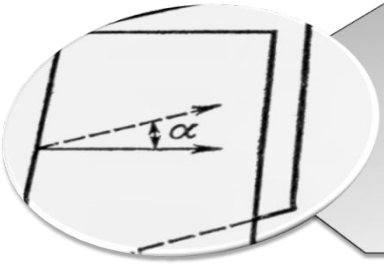


1. • Ввод изображений в цифровом формате (УЗИ снимается с апекальной позиции)
2. • Задание угла между сечениями
3. • Расстановка точек «руками» для построения сплайнов (от 5 до 10 точек на сплайн)



Приближения:

- Считаем что все сечения имеют общую линию

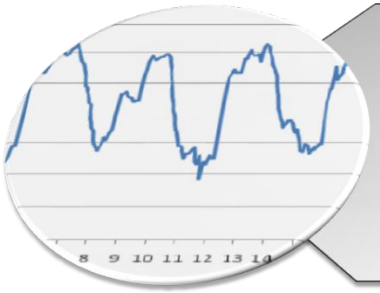


Перспективы снятия приближения:

- После готовности системы распознавания изображения будет создан комплекс алгоритмов по которым, зная угол поворота относительно предыдущего среза, ориентация сечений будет проходить автоматически с привязкой только к апексу, который в свою очередь будет отмечаться на снимке врачом.

Приближения:

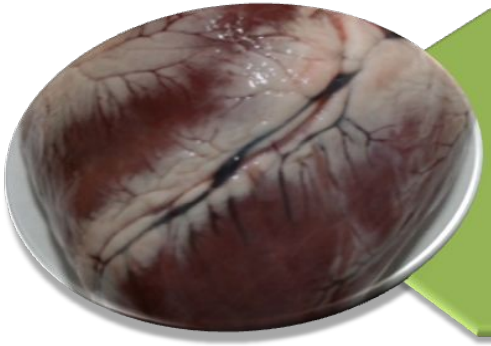
- На всех снимках фаза сокращения считается одинаковой



Перспективы снятия приближения:

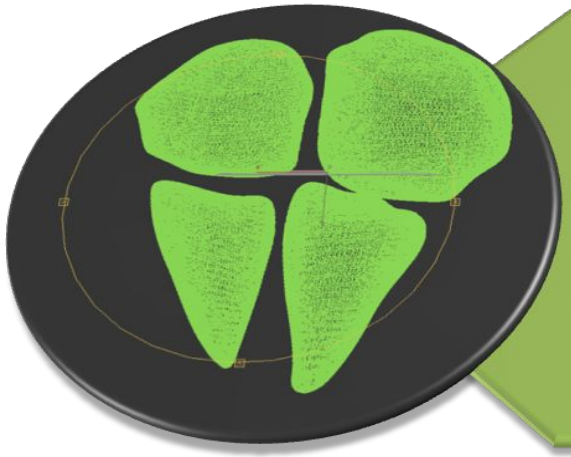
- Использование аппарата УЗИ оснащенного функцией 4D позволяет снимать одновременно 3 среза, что в случая построения модели по 3-м сечениям снимает данный вопрос.
- Альтернативным решением является снятие узи в виде видеоряда по каждому срезу и далее уже привязка сделать привязку к фазе (также необходимо выбрать спектр показателей, по которому будет происходить привязка)

Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ



Проблема:

- Несмотря на принципиальную разрешимость создания ПО полуавтоматического построения сетки желудочков и предсердий сложной задачей является построения всей эндокардиальной поверхности в частности соединение камер.



Решение:

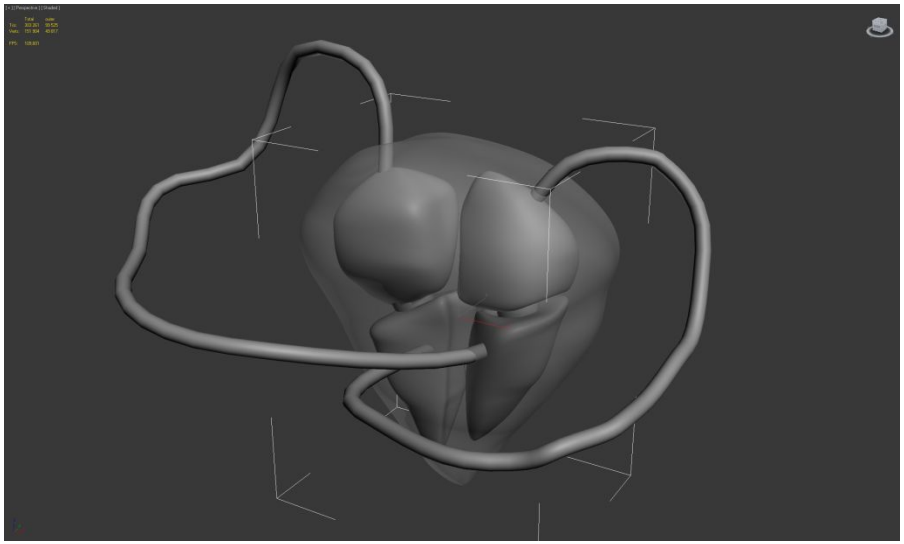
- На данный момент проблема находится на стадии активного поиска решения и разработки. Упрощенный макет создан полностью «ручным» методом

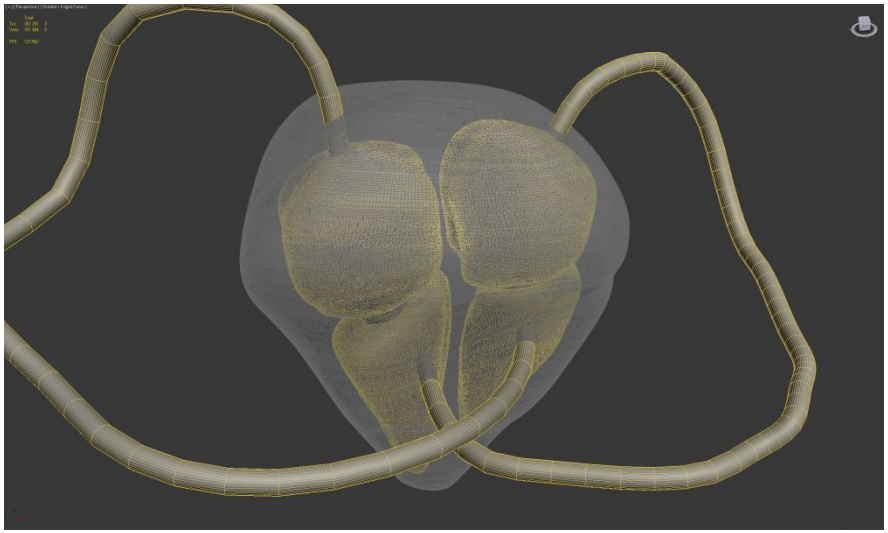
13053	23694	2
3	2	23694
23694	23695	3
23718	4	3
3	23695	23718
23697	5	25492
23697	6	5
23698	8	23696
9	8	23698
23698	13040	9
23699	10	13040
23700	11	10
10	23699	23700
12	11	23700
23700	13041	12
13047	14	13
13	23701	13047
13047	13048	15
15	14	13047
23703	17	16
16	23702	23703
23704	18	17
17	23703	23704
19	18	23704
23704	23705	19
21	20	23707
23707	23706	21
22	21	23706
22	23706	25496
23708	22	25496
24	23	23709
24	23709	25495
23710	24	25495
25	24	23710
23710	23711	25
23712	26	25
25	23711	23712
23713	27	26
26	23712	25497
23713	26	25497
23714	29	28
28	23713	23714
30	29	23714
23714	23715	30
31	30	23715
23715	23716	31
32	31	23716
23716	23717	32
1	2	34
34	33	1

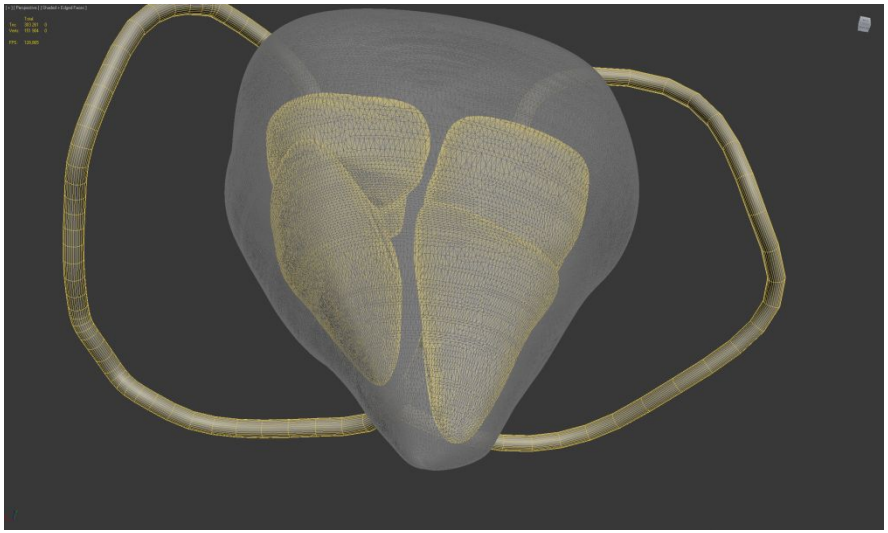
- **Создано собственное ПО, генерирующее модель сердца по заданному количеству срезов**
- **Построена оболочечная сетка, пригодная для использования для различных математических моделей**
- **Геометрическая модель была использована для создания упруго-механической модели**
- **Создан макет 4-х камерной модели сердца с «выправленной» топологией по результатам участия во вскрытиях в Жуковской городской больнице**
- **Планируется создание дружелюбного интерфейса к созданному программному комплексу**

Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ

Полученные геометрические модели для конкретного спортсмена

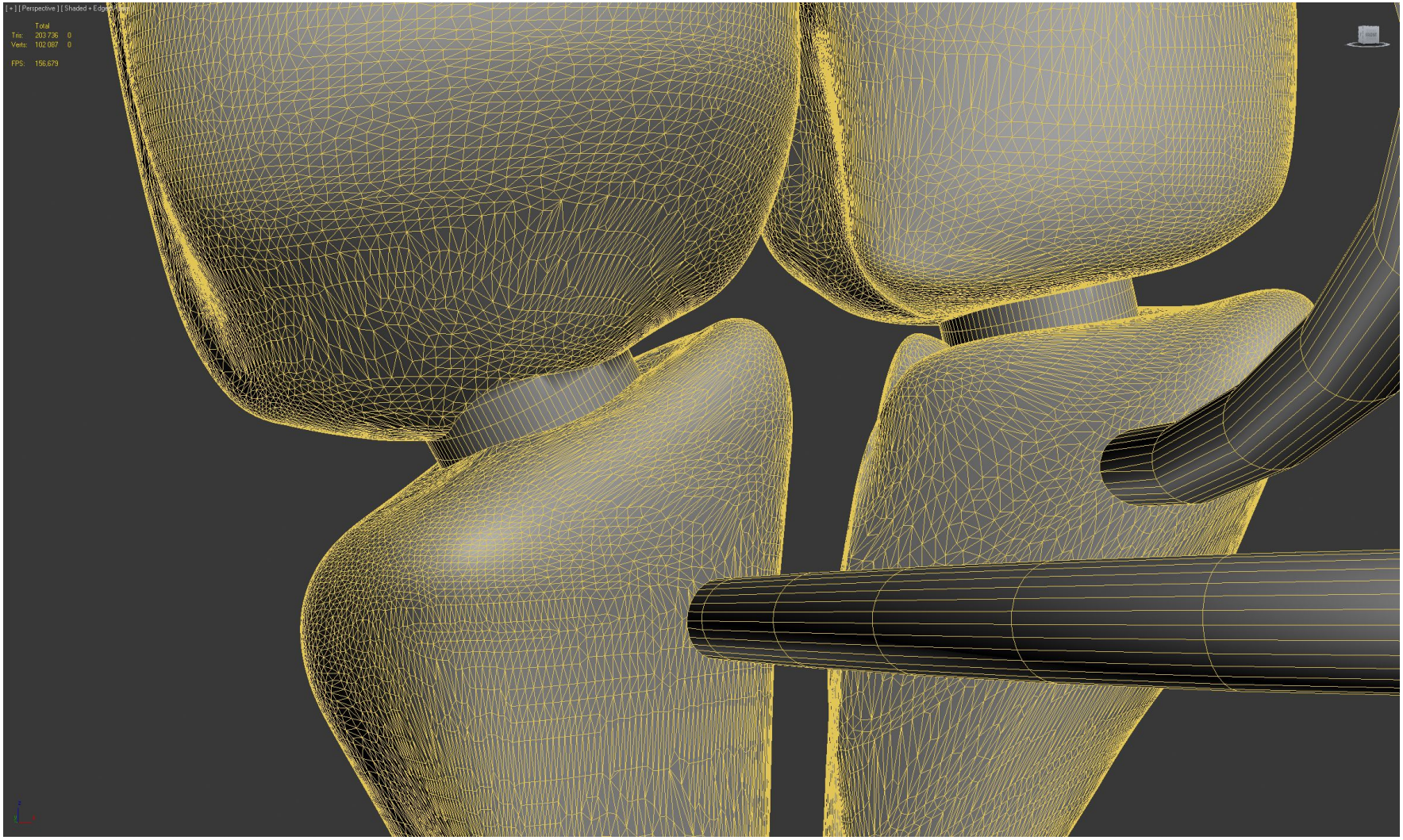






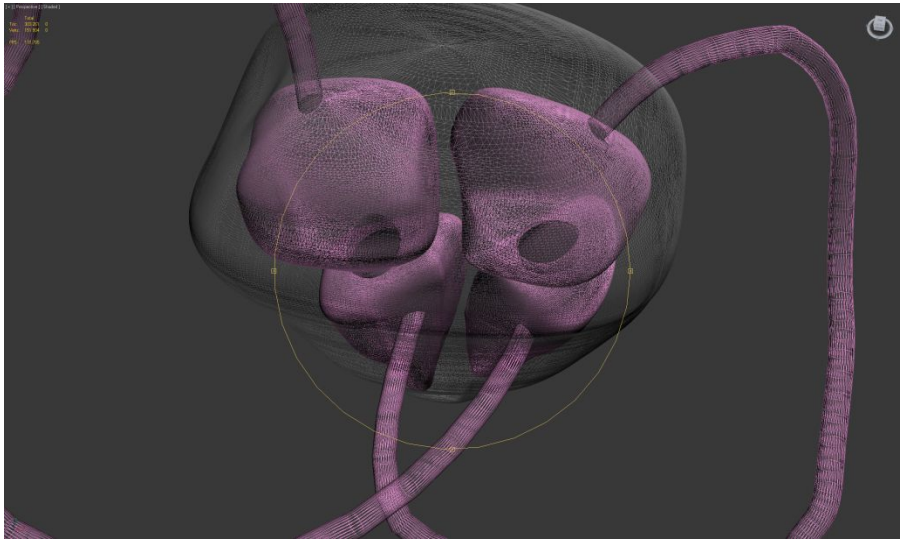
Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ

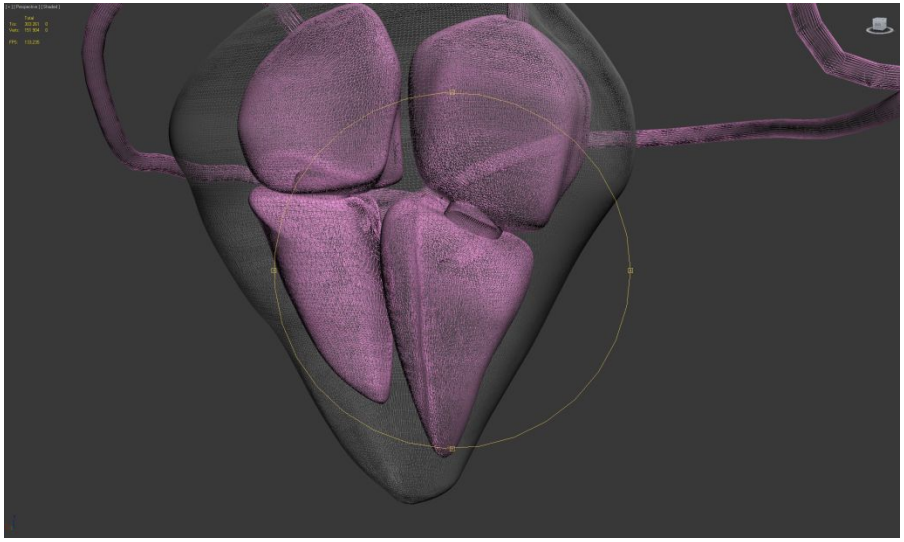
Техxнология моделирования сосудов и клапанов



Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ

Полученные геометрические модели для конкретного спортсмена





Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ

Перспективы развития программного обеспечения

ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКИЙ РЕЖИМ

1. Проводятся работы по созданию адаптивной системы распознавания изображений УЗИ
2. Проводятся работы по восстановлению динамической модели УЗИ по видеоряду (данные получаем на аппарате GE Vivid 7 Pro 85-ой клинической больницы)
3. Активно ведется поиск решения проблемы «сшивки» камер друг с другом для создания ПО автоматического восстановления системы кровообращения сердца
4. Изучается вопрос возможности параметрического восстановления коронарной системы кровообращения и создания единой модели сердца по результатам УЗИ исследования
5. Проводятся работы по оценке и повышения точности создаваемого ПО

АВТОМАТИЧЕСКИЙ РЕЖИМ

1. Проводятся работы по созданию адаптивной системы распознавания изображений УЗИ
2. Прорабататывается концептуальный дизайн адаптивной самообучающейся системы
3. Ведутся работы по созданию концептуального решения создания единого информационного пространства, формируемого на основе результатов УЗИ исследований для «обучения» ПК автоматического построения модели
4. Изучается вопрос возможности параметрического восстановления коронарной системы кровообращения и создания единой модели сердца по результатам УЗИ исследования
5. Ведется сбор показателей по которым будет производится параметрическое построение

Создание ПО моделирования геометрии сердца по данным УЗИ

Конкуренция на рынке программного обеспечения

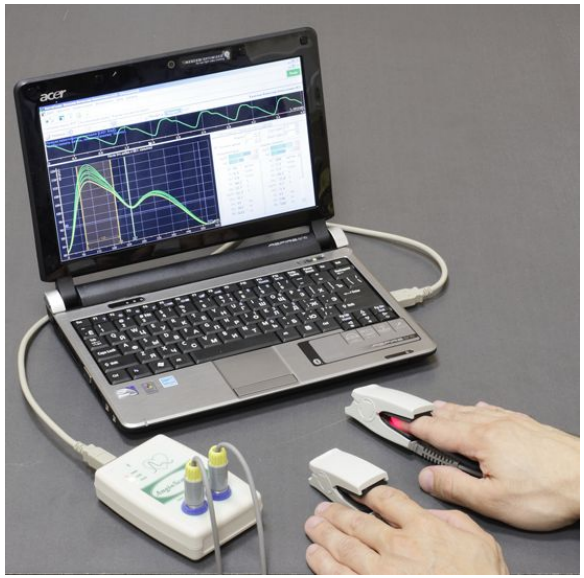
1

- Работы Багберга, НО команда Джеральда Дэвида не рассматривает предсердия, просто «срезает» сердце над желудочками

2

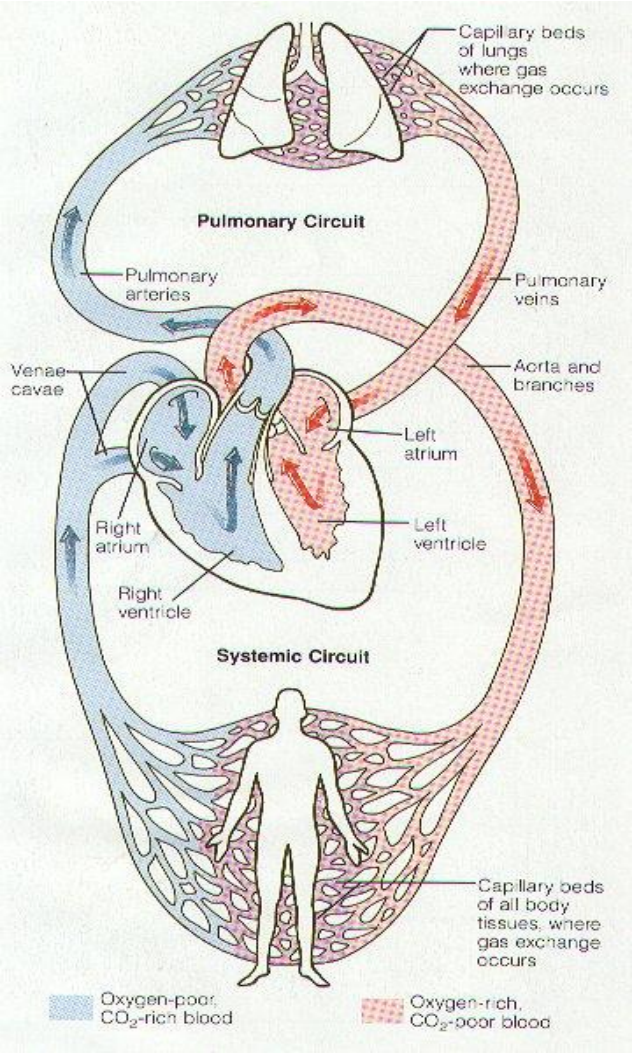
- Решение esaote, да НО имеет широкий спектр приближений, с учетом динамики развития наше решение только по качеству построения модели по УЗИ превзойдет решение esaote по всем параметрам в краткосрочной перспективе

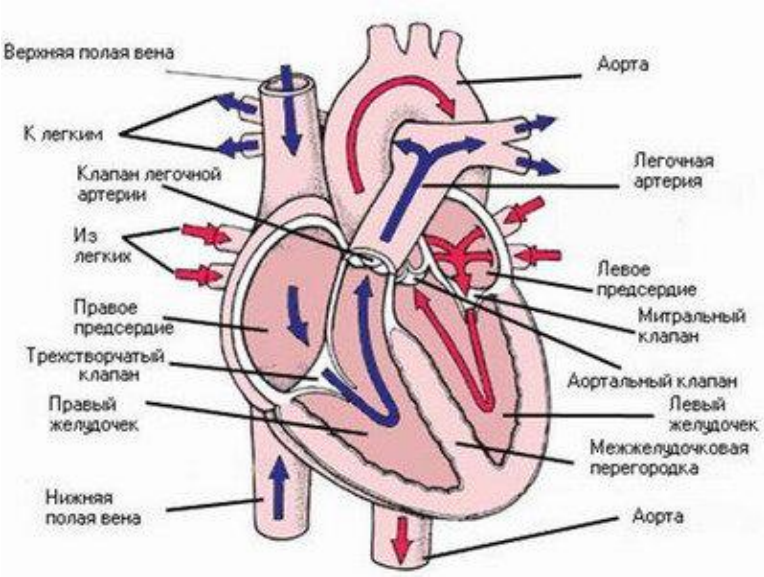
Настройка гидродинамических моделей под конкретного пациента по данным УЗИ

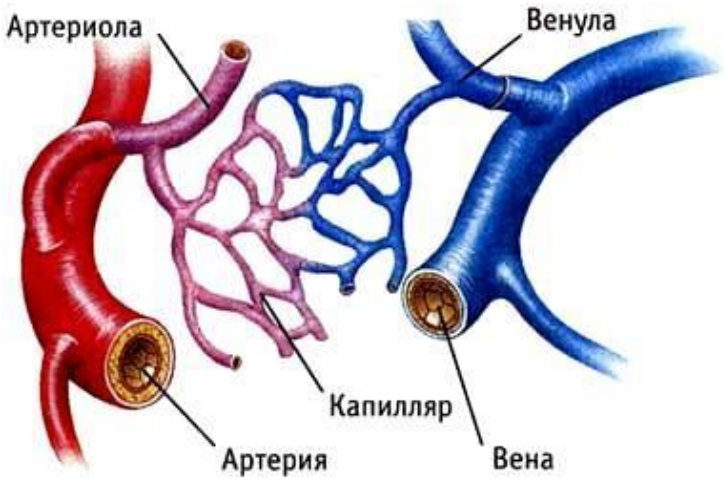


Настройка гидродинамических моделей под конкретного пациента по данным УЗИ

Структура сердечнососудистой системы







Настройка гидродинамических моделей под конкретного пациента по данным УЗИ

Функциональные параметры

- *Растяжимость (эластичность)*
- *Инерционность (масса)*
- *Гидродинамическое сопротивление*
- *V(t), Q(t)*

ЭКГ
МРТ

Структурные параметры

- *Длина*
- *Диаметр*
- *Геометрия*
- *Топология*

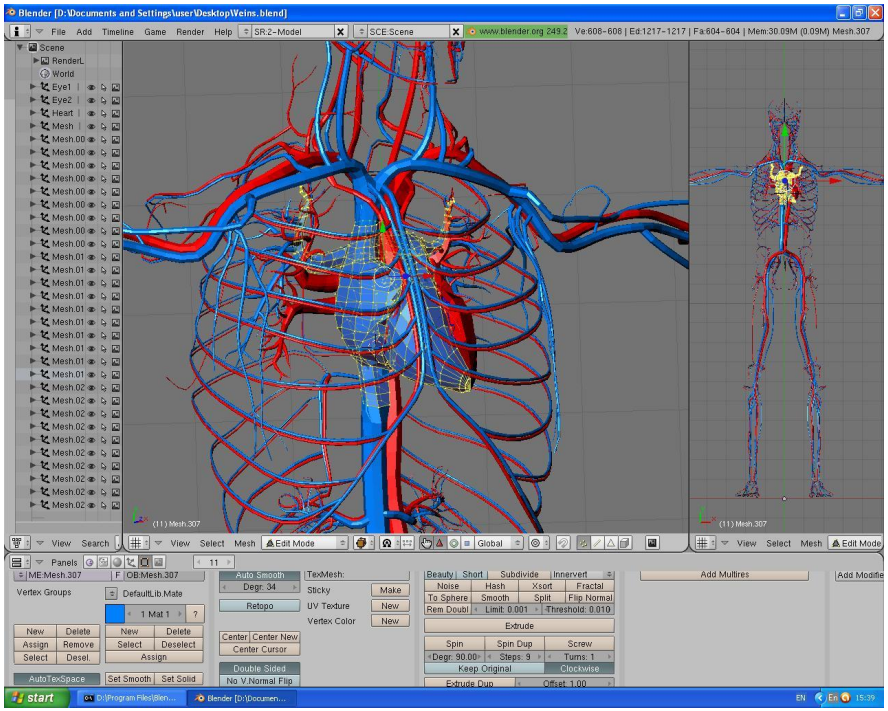
УЗИ

Входные параметры

Инерционность камер сердца
Эластичность стенок камер сердца
Гидродинамическое сопротивление камер
Зависимость объема камеры от времени
Зависимость объемного выброса из желудочков от времени

Внешнее давление, *V(t), Q(t)*

Настройка моделей под конкретного пациента: структура сосудов



Настройка гидродинамических моделей под конкретного пациента по данным УЗИ

Гидродинамическая модель сердца

Осредненное по объему уравнение движения для каждой камеры (аналог 2-го закона Ньютона):

$$I_j \frac{d^2 V_j}{dt^2} + r_j \frac{dV_j}{dt} + \frac{V_j - V_{0j}(t)}{C_j(t)} = p_j$$

Перетоки между камерами:

$$\frac{dV_j}{dt} = \sum_k \varepsilon_k Q_{jk} \qquad \varepsilon_k = \pm 1 \quad j = 1 \div 4$$

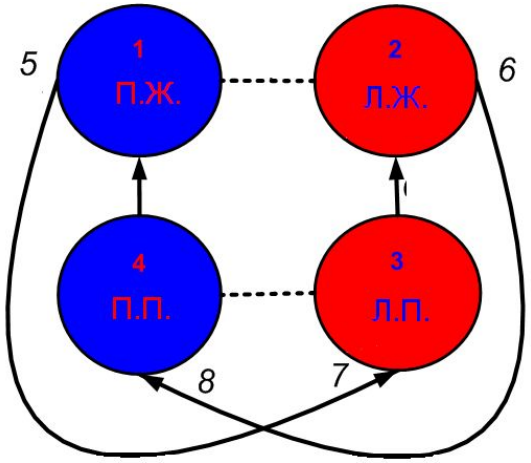
Фазы сердечного цикла:

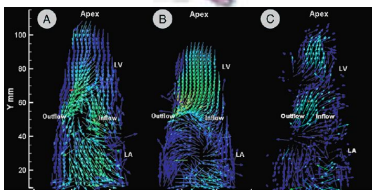
$$1)\ \Delta t = 0.08\,\text{sec} \qquad Q_{51} = Q_{62} = Q_{14} = Q_{23} = 0$$

$$2)\ \Delta t = 0.293\,\text{sec} \qquad Q_{14} = Q_{23} = 0$$

$$3)\ \Delta t = 0.067\,\text{sec} \qquad Q_{51} = Q_{62} = Q_{14} = Q_{23} = 0$$

$$4)\ \Delta t = 0.56\,\text{sec} \qquad Q_{51} = Q_{62} = 0$$



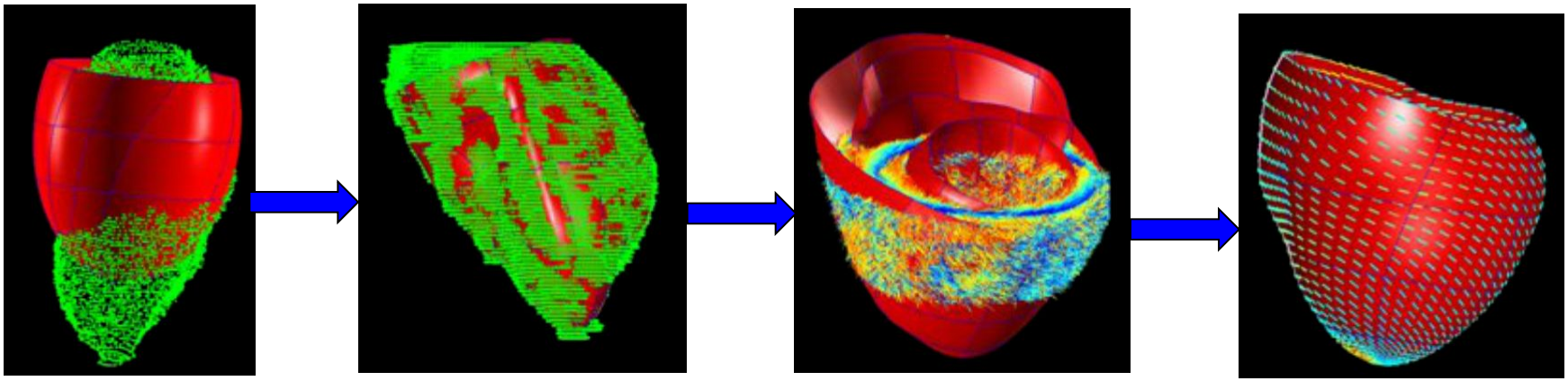


Направления развития модели

- Клапаны сердца закрываются не мгновенно
- Структура миокарда
- Возникновение вихрей в желудочках

Моделирование упруго-механических характеристик сердца на основе данных УЗИ

Конечно-элементное моделирование сердца



Шаблонная модель и контуры | **Изменение формы** | **Направления волокон** | **Полная КЭ модель**

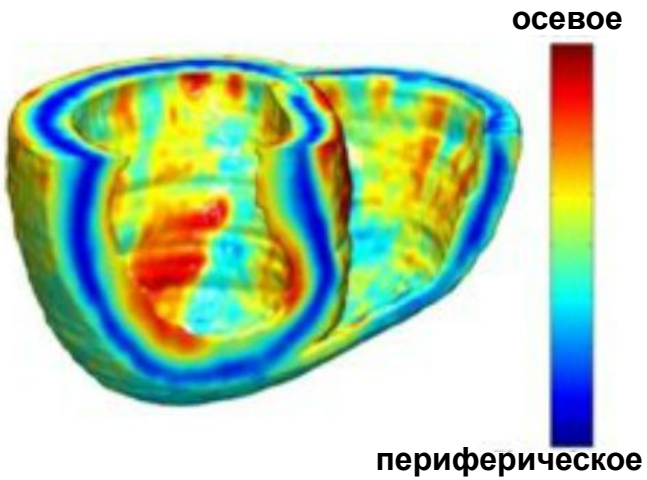
Требования к геометрическим параметрам модели

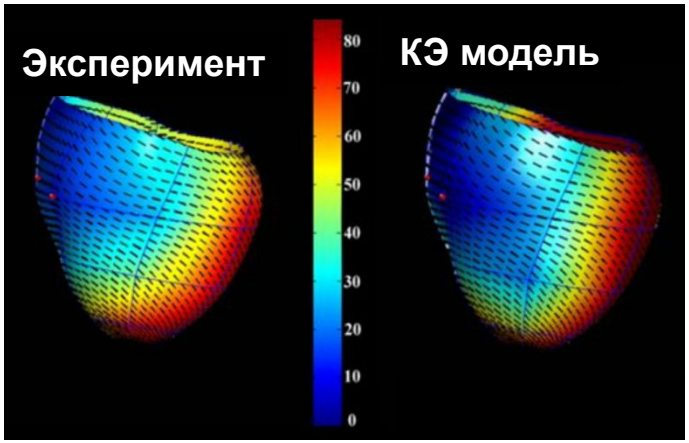
	Количество узлов	Средне-квадратичное отклонение, мм	Количество направлений волокон
Эпикард	60000	0.4	75000
Левый желудочек	25000	1.2	20000
Правый желудочек	25500	3.5	25000

Моделирование упруго-механических характеристик сердца на основе данных УЗИ

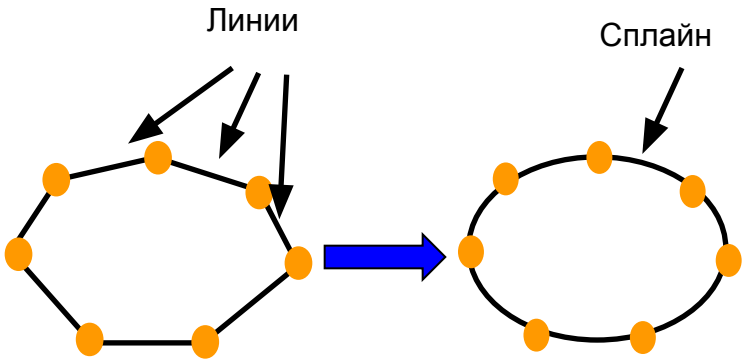
Проблемы моделирование на основе экспериментальных данных

Картина укладки волокон в желудочках

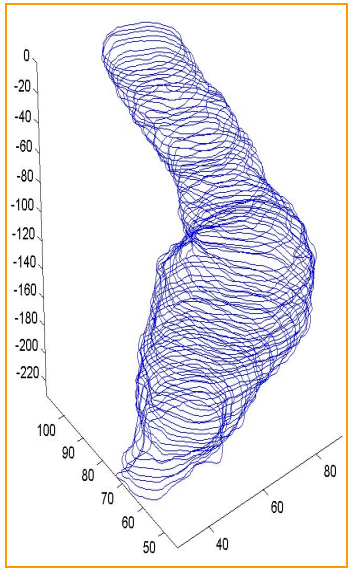




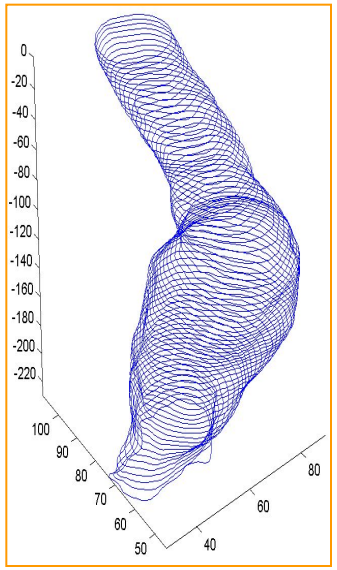
Сглаживание контура



До сглаживания



После сглаживания

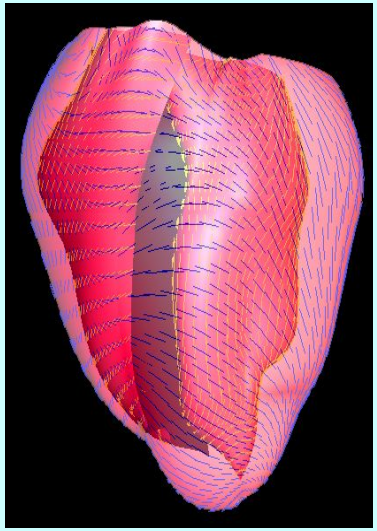


Моделирование упруго-механических характеристик сердца на основе данных УЗИ

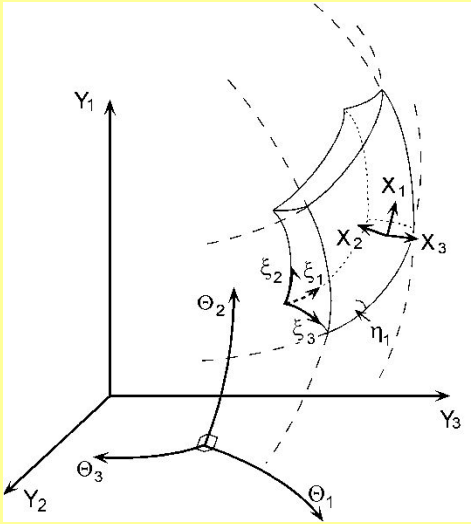
Проблемы моделирование на основе экспериментальных данных

Твердотельная/оболочечная модель

- Нелинейная модель Муни-Ривлина для гиперупругого материала
- Возможность использования однородного материала
- Учёт несжимаемости
- Формулировка с большими перемещениями



Множественность систем координат



Глобальная декартова система координат $\{Y_1, Y_2, Y_3\}$

Ортогональная криволинейная система координат для описания геометрии и деформаций $\{\Theta_1, \Theta_2, \Theta_3\}$

Криволинейная местная система координат конечного элемента $\{\xi_1, \xi_2, \xi_3\}$

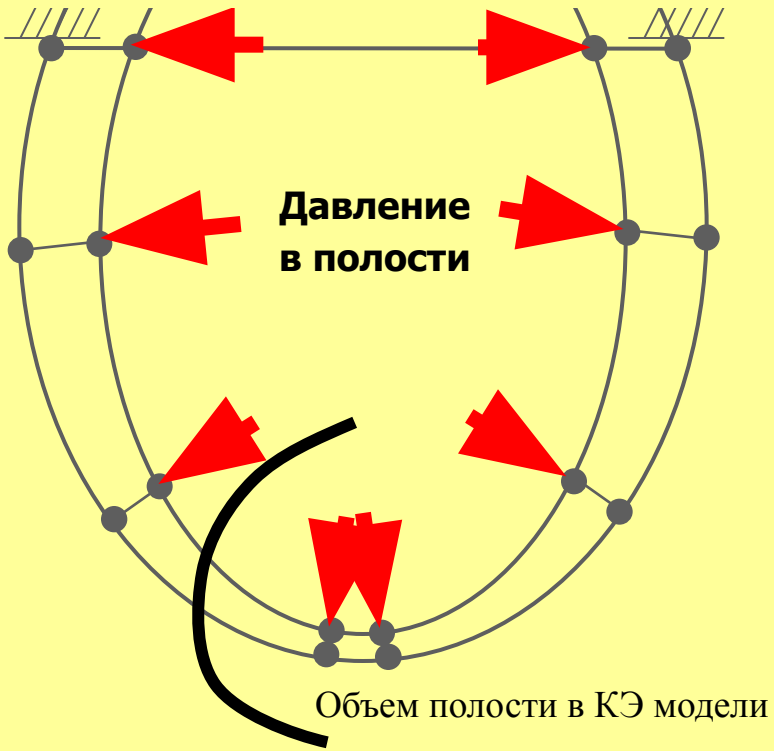
Местная телесная система координат, определяющая симметрию материала (направления волокон) $\{X_1, X_2, X_3\}$

Моделирование упруго-механических характеристик сердца на основе данных УЗИ

Основные вопросы, возникающие при моделировании упругости сердца

1. **При использовании оболочечной модели важно в упругой модели сердца определить толщину оболочечных элементов и усредненные упругие константы материала**
2. **Второй более сложный вариант - представление модели сердца трехмерными элементами (тетраэдрами, гексаэдрами).**
3. **Связь оболочки с основными полостями достаточно неопределенная: можно ли ее заменить только упругими трубками. Возможно необходимо при динамическом моделировании сердечных сокращений учитывать факторы упругости и демпфирования за счет других связей.**
4. **Каковы свойства материала? Возможно ли в начальном приближении использовать только изотропный материал и какие в этом случае выбирать характеристики: модуль Юнга, коэффициент Пуассона?**
5. **Насколько отличаются упругие свойства материала во взаимно перпендикулярных направлениях? Какие значения модулей Юнга в двух (трех) направлениях : E1, E2 (E3) и соответствующих коэффициентов Пуассона?**
6. **Возможно ли на данном этапе определить в случае ортотропии их главные направления в трехмерной модели?**
7. **Каким образом можно было бы учесть начальные напряжения, имеющие большое значение при моделировании упругих колебаний и динамики движение?**

Давление выступает в качестве гемодинамического граничного условия



Насколько верно квазистатическое определение НДС в сердечной мышце?

Моделирование упруго-механических характеристик сердца на основе данных УЗИ

Упруго-механическая модель сердца

Основное уравнение динамического расчёта:

$$M\ddot{q} + D\dot{q} + Gq = Q,$$

где ***M***, ***D***, и ***G*** матрицы масс, демпфирования и жесткости, ***Q*** – гидродинамические силы, ***q*** – вектор обобщенных координат

Квази-статический анализ:

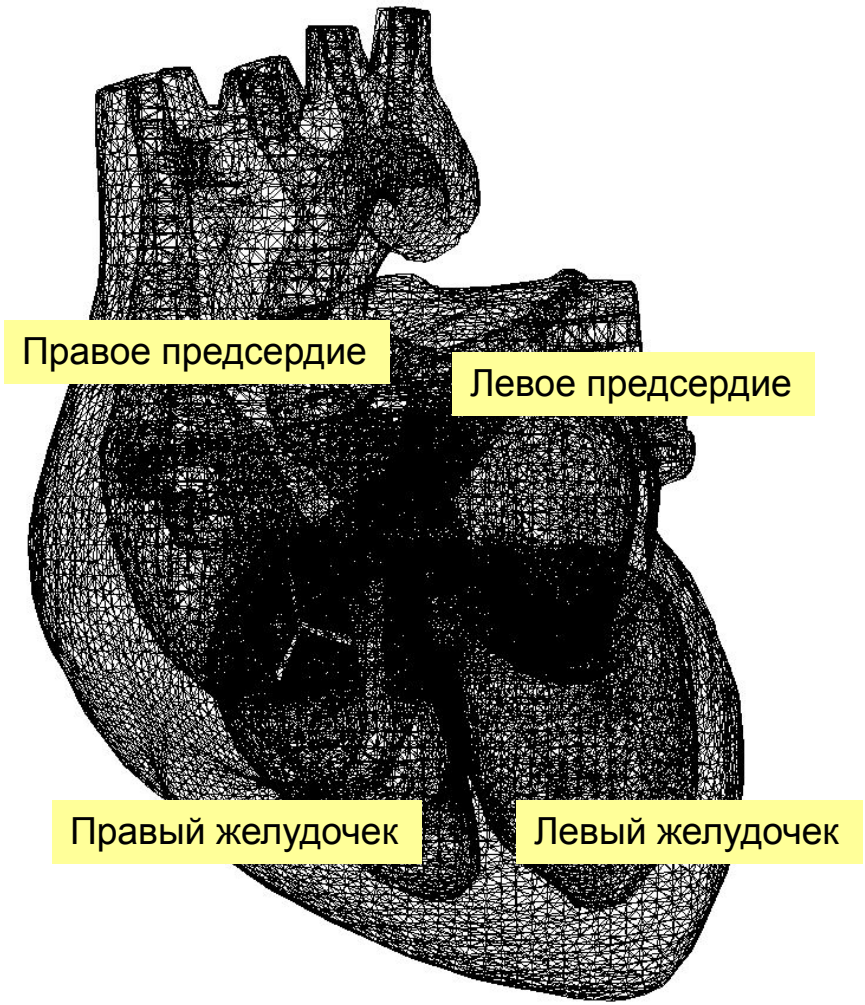
$$GU = Q$$

$$G = \sum_e G^e, \quad Q = \sum_e Q^e$$

$$G^e = \int_{V^r} B^T(\xi) D(\xi) B(\xi) \det(J(\xi) dV^r,$$

$$Q^e = \int_{V^r} N(\xi) Q_V \det(J(\xi) dV^r + \int_{S_f} N(\xi_S) Q_S dS,$$

$$\sigma^e = DBU^e$$



Совместное геометрическое, упруго-механическое и гидродинамическое моделирование сердца

Как проводить упруго-гидро-динамический расчет

Сканирование по УЗИ, компьютерная томография, эксперимент

+

Свойства крови

Свойства материала миокарда

Гидродинамическая модель

- Картина потока
- Давления и сдвиговые напряжения

Упругая модель

- Деформации и скорости
- Напряжения в теле

Комбинированная модель взаимодействия жидкости и упругого тела

- Реалистичная картина работы сердца
- Напряжения в теле

Совместное геометрическое, упруго-механическое и гидродинамическое моделирование сердца

Метод связывания упругой и гидродинамической моделей

Оценить давления в полостях сердца

$$\vec{P} = \begin{bmatrix} P_L \\ P_R \end{bmatrix}$$

МКЭ модель → **МКЭ объемы полостей**

Модель циркуляции → **Объемы полостей**

$$\vec{V}^{FE} = \begin{bmatrix} V_L^{FE} \\ V_R^{FE} \end{bmatrix}$$

$$\vec{V}^{circ} = \begin{bmatrix} V_L^{circ} \\ V_R^{circ} \end{bmatrix}$$

Рассчитать различие R

$$\vec{R} = \vec{V}^{FE} - \vec{V}^{circ}$$

Удовлетворяется ли заданный критерий

Да → **Следующий шаг по времени**

Нет → **Обновить Якобиан** / **Не обновлять Якобиан**

$$\vec{P}^{new} = \vec{P}^{old} - \left[\frac{\partial \vec{R}}{\partial \vec{P}} \bigg|_{p^{old}} \right]^{-1} \cdot \vec{R}$$

Совместное геометрическое, упруго-механическое и гидродинамическое моделирование сердца

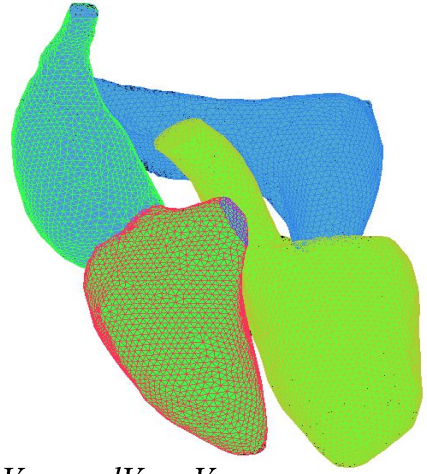
Процесс взаимодействия на 3D моделях сердца

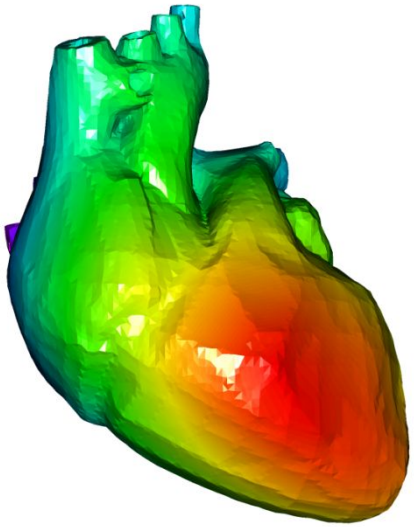
Стадии сердечного цикла

Деформации растяжения и скручивания

Гидродинамическая модель

Упруго-механическая модель



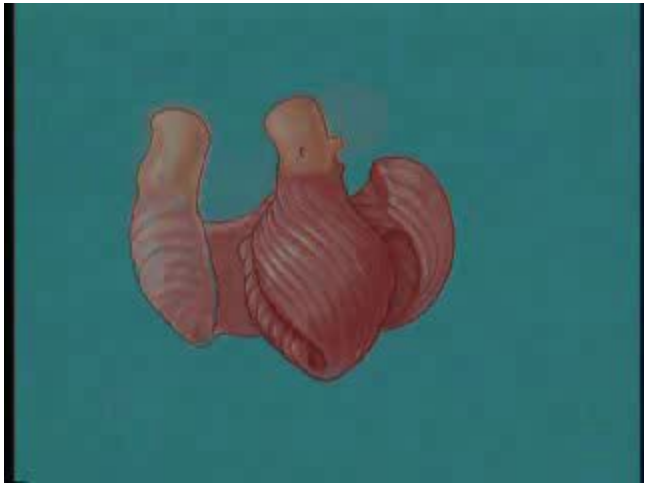


$$I_j \frac{d^2 V_j}{dt^2} + r_j \frac{dV_j}{dt} + \frac{V_j}{C_j} = p_j - p_j^{ext}(t), \; j = 1 \div 4$$

Расчетный модуль аппаратно-программного диагностического комплекса

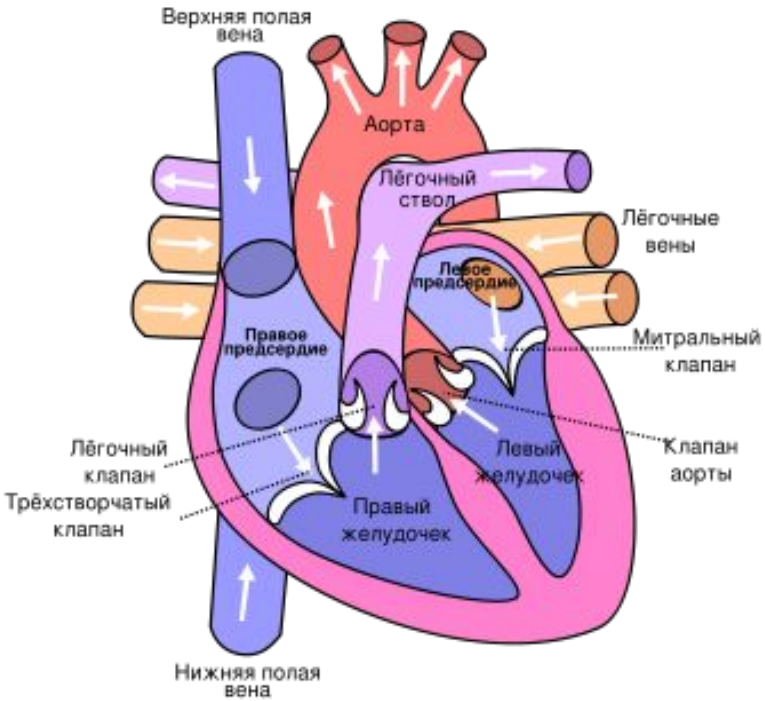
Heart as sheet convoluted in double spiral

Gerald D. Buckberg



The heart is formed from flat sheet of myocardium convoluted in double spiral which generates conical cavities

Complex system for 3D modeling

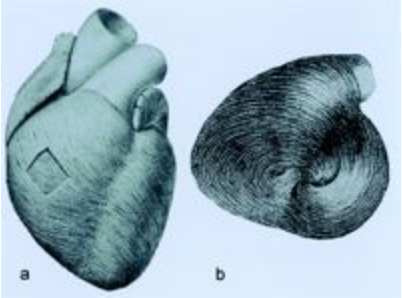


Problems to be solved:

Create hydrodynamic model
Create elastic-mechanical model
Interaction between the models

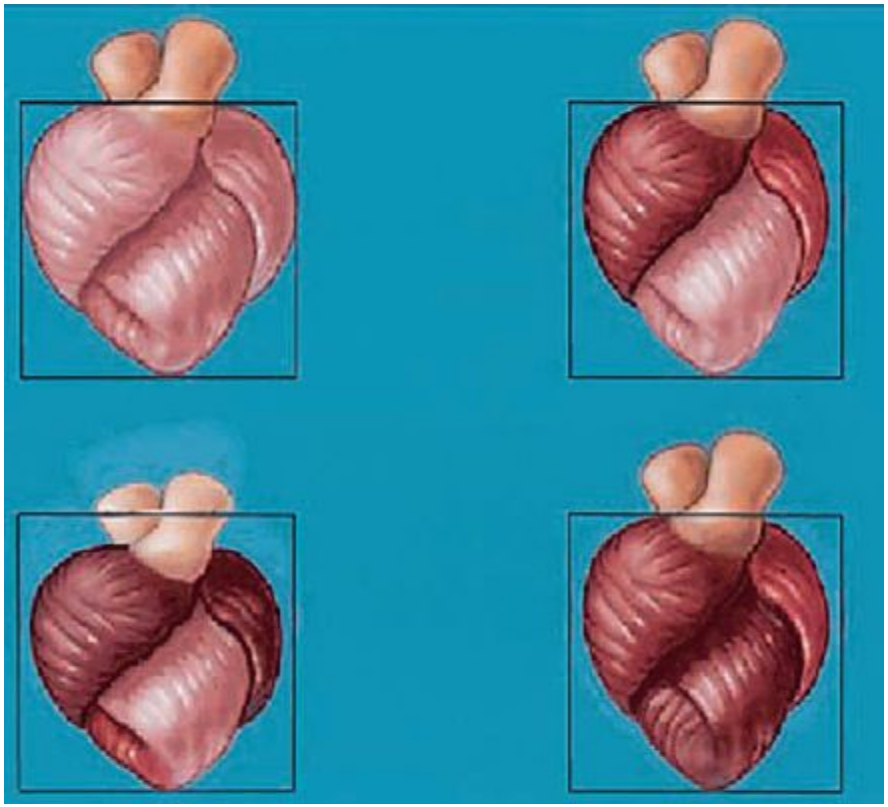
New properties of heart activity

Clockwise and counterclockwise spirals

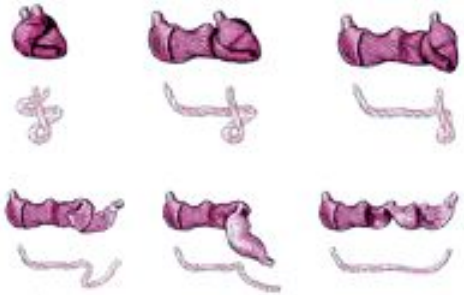


Four motion of the heat:

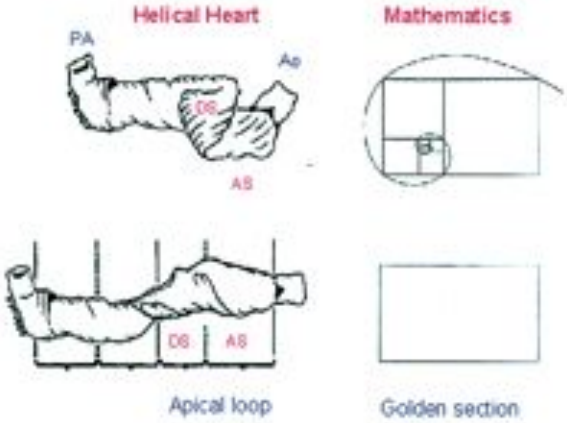
Narrowing
Shortening
Lengthening
Widening



Unfolding of the rope and heart

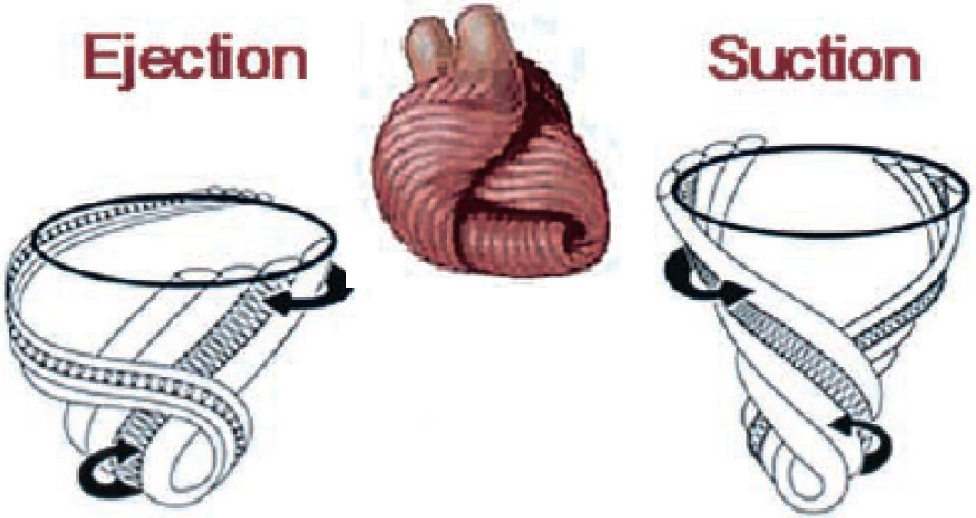


Spiral formation of the apical loop and the mathematical spiral

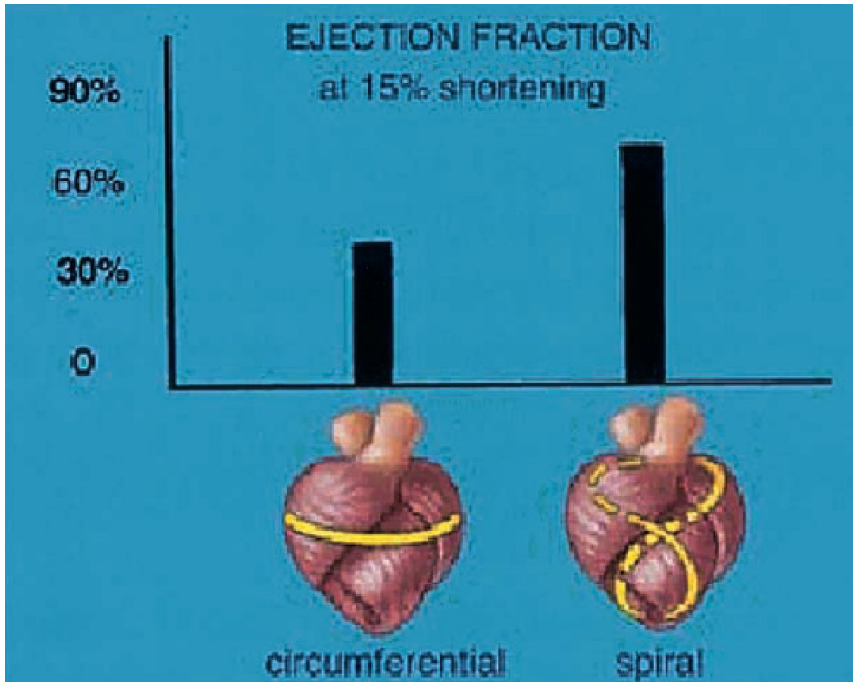


Ejection and suction of heart

The helical external ventricular shape is shown in the *top panel*, and the internal, coil formation of the descending and ascending segments responsible for ejection and suction are shown in the *bottom panels*

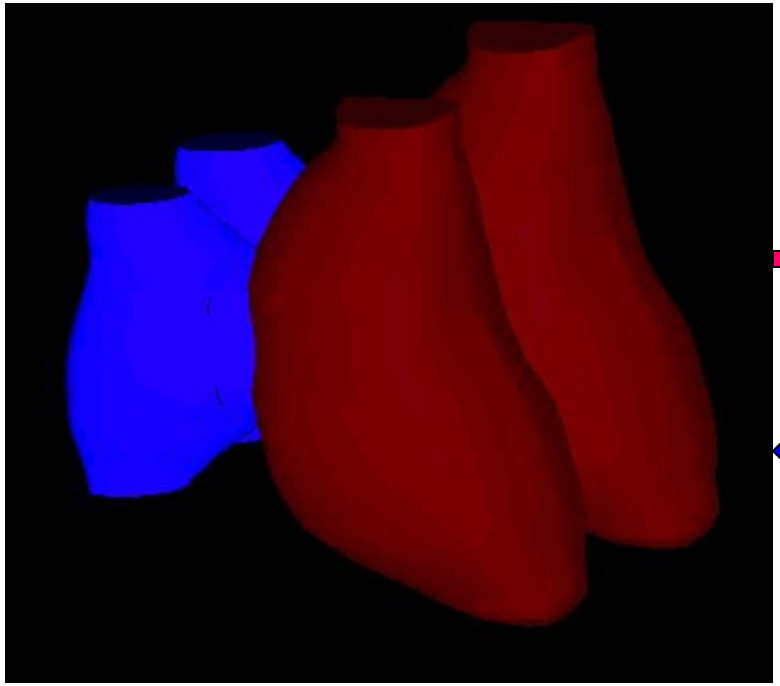


The relationship between fiber angle and ejection fraction is compared for contractile shortening of 15%.
Note that the transverse, or circular, arrangement allows a 30% ejection fraction, which becomes 60% with a spiral orientation



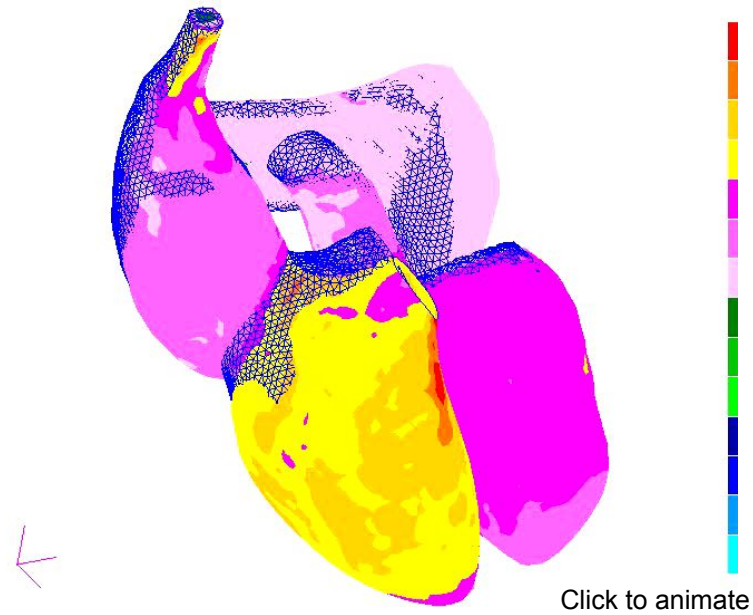
Interaction between the parameters of hydrodynamic and elastic-mechanical models of heart

Demonstration of analysis results on two models



$p_j(t)$

c_j



σ_j

$p_j(t)$ - pressure in the heart chambers

c_j - elasticity parameter of heart walls

© Double spiral, 2008

Сопряжение упругомеханической и четырёхёмкостной гидродинамической моделей

Сходство моделей

- Четырёхёмкостная модель (4 отклонения объёмов от равновесных значений):

$$I_j \ddot{V}^j + r_j \dot{V}^j + \frac{V^j}{C_j} = p^j - p^{j\ ext}(t), \qquad j = 1, \ldots, 4.$$

- Упругомеханическая модель (3N координат векторов смещения):

$$M\ddot{q} + D\dot{q} + Gq = Q.$$

- Уравнения полностью аналогичны по форме.
- Первые — линейные комбинации вторых.

Связи объёмов и координат

- Матрица перехода от координат *q* к объёмам *V* имеет вид

$$\Lambda^j_{a\alpha} = \frac{\partial V^j}{\partial q^{a\alpha}} = s_a n_{a\alpha} f_{ja}$$

здесь a = 1…*N* — номер узла, α = 1,2,3 номер координаты. $\mathbf{n}_a$ внешняя единичная нормаль к внутренней поверхности камеры номер *j* проходящая через узел a, s_a — площадь внутренней поверхности камеры номер j, приходящаяся на узел номер a.

УЗИ □ четырёхёмкостная модель

$$\text{УЗИ} \rightarrow V(t) \rightarrow p^j, p^{j\ ext}.$$

Четырёхёмксотная модель □ упругомеханика

- **Упрощение 1**: постоянство давления в камере

$$p^j \to Q,$$

$$Q_A = \sum_j \Lambda^j{}_A p^j.$$

Упрощение 2: посегментная активация мышц сердца

- Относительное изменение упругости камер:

$$x_j(t) = C_j p^{j\ ext}(t)/V_j$$

- Изменение продольной (вдоль ленты миокарда и вдоль предсердий) части матрицы жёсткости (активная упругомеханическая модель):

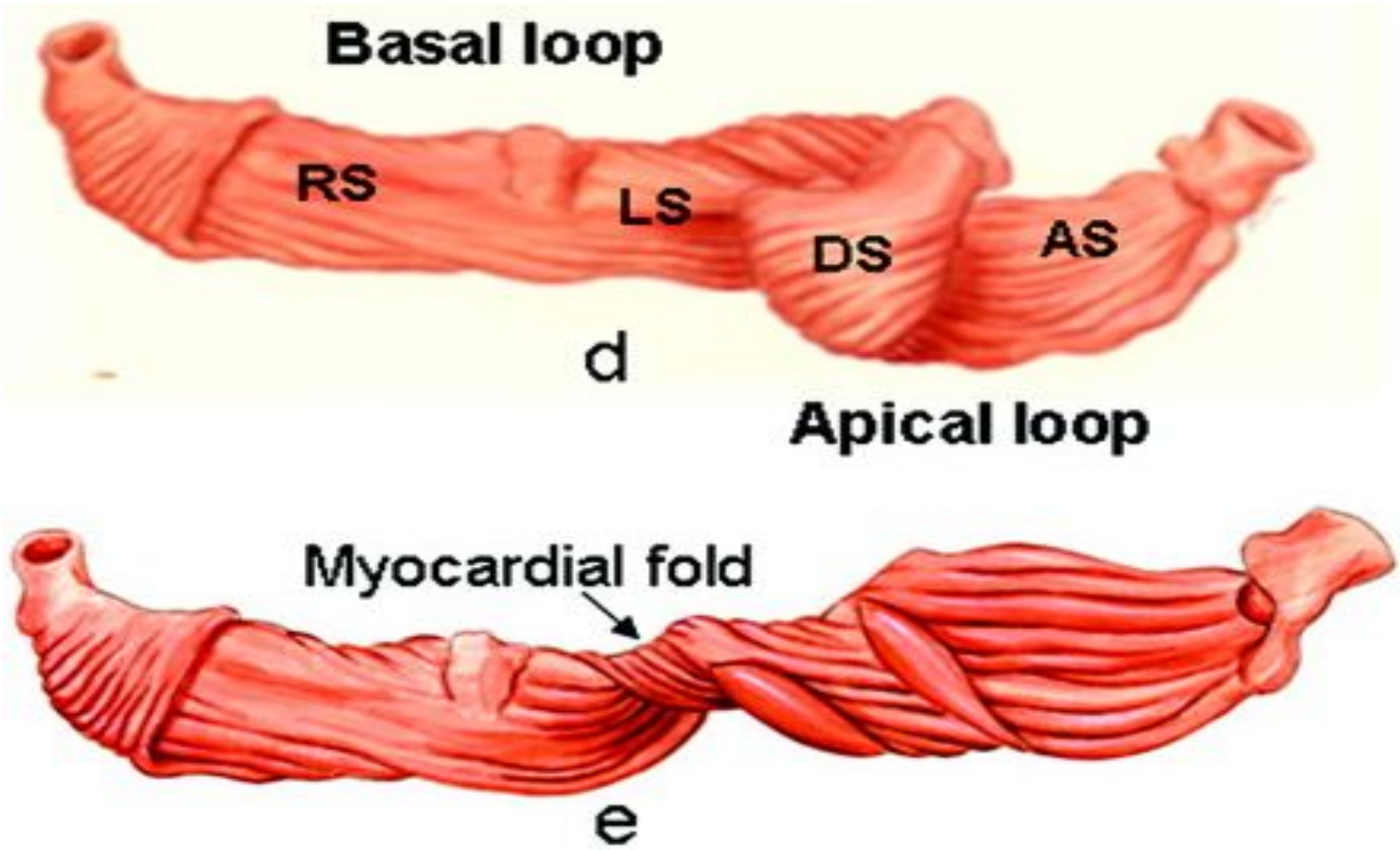
$$G_{\|}(t) = G_{\|0}\left(1 + \sum_j L_{nj}(t) x_j(t)\right)$$

n — номер сегмента сердечной мышцы, *j* — номер камеры. Матрица влияния *L* изменяется в соответствии с фазами сердечного цикла (по мере активизации сегментов сердечной мышцы).

Сегменты сердечной мышцы

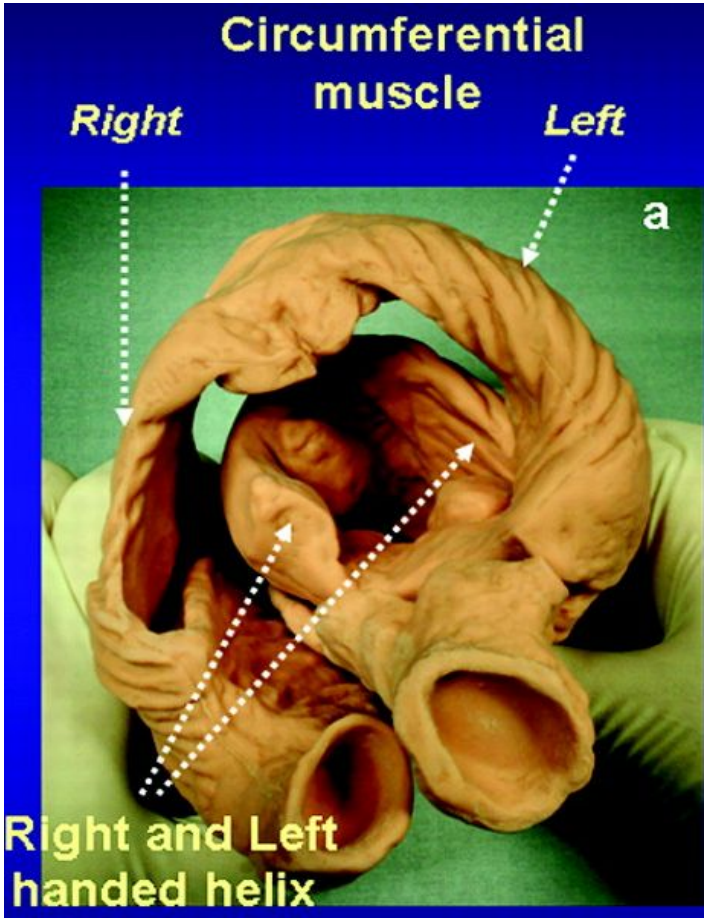
- правый сегмент базальной петли миокарда (от лёгочной артерии, внешняя стенка правого желудочка);
- левый сегмент базальной петли миокарда (внешний слой наружной стенки левого желудочка);
- нисходящий сегмент апикальной петли миокарда
- восходящий сегмент апикальной петли миокарда
- левое предсердие
- правое предсердие

Сегменты миокарда



Сегменты миокарда

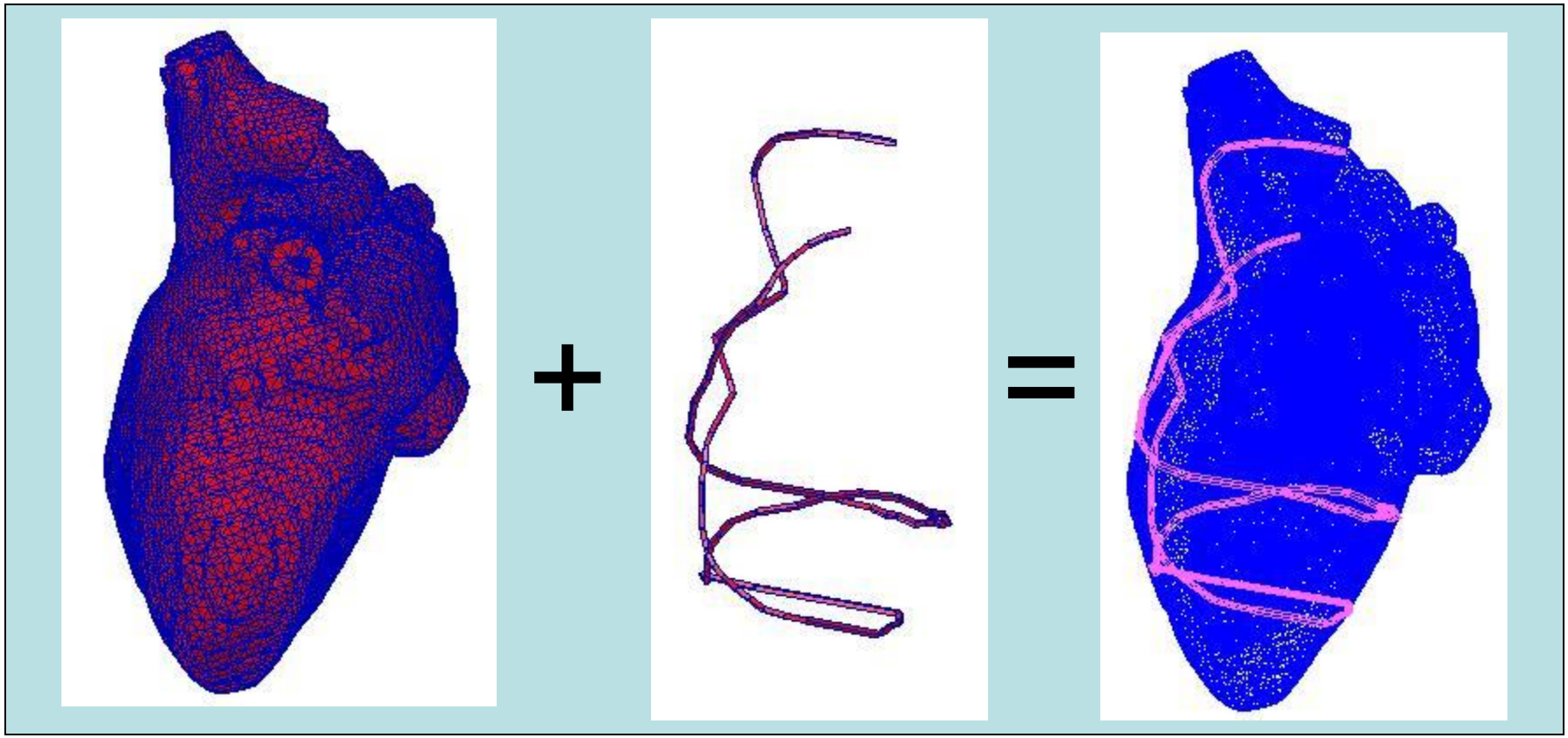
- правый сегмент базальной петли миокарда (Right);
- левый сегмент базальной петли миокарда (Left);
- нисходящий сегмент апикальной петли миокарда (Right handed helix)
- восходящий сегмент апикальной петли миокарда (Left handed helix)



Матрица влияния *L*

- RS давит на правый желудочек
- LS давит на левый желудочек
- DS укорачивает сердце (оба желудочка)
- AS расширяет сердце (оба желудочка)
- Стенка левого предсердия сжимает л. предсердие
- Стенка правого предсердия сжимает пр. предсердие

Modification of finite element model by including the twisted rope model



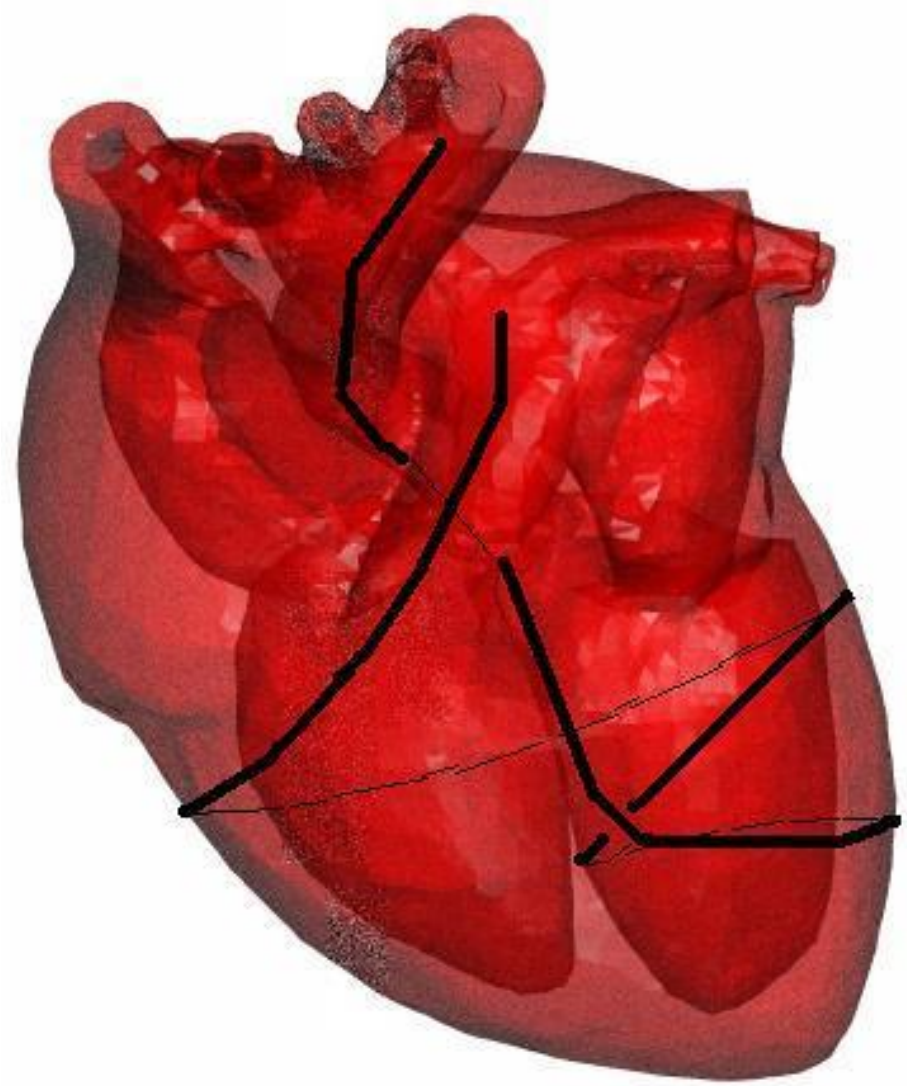
Shell model

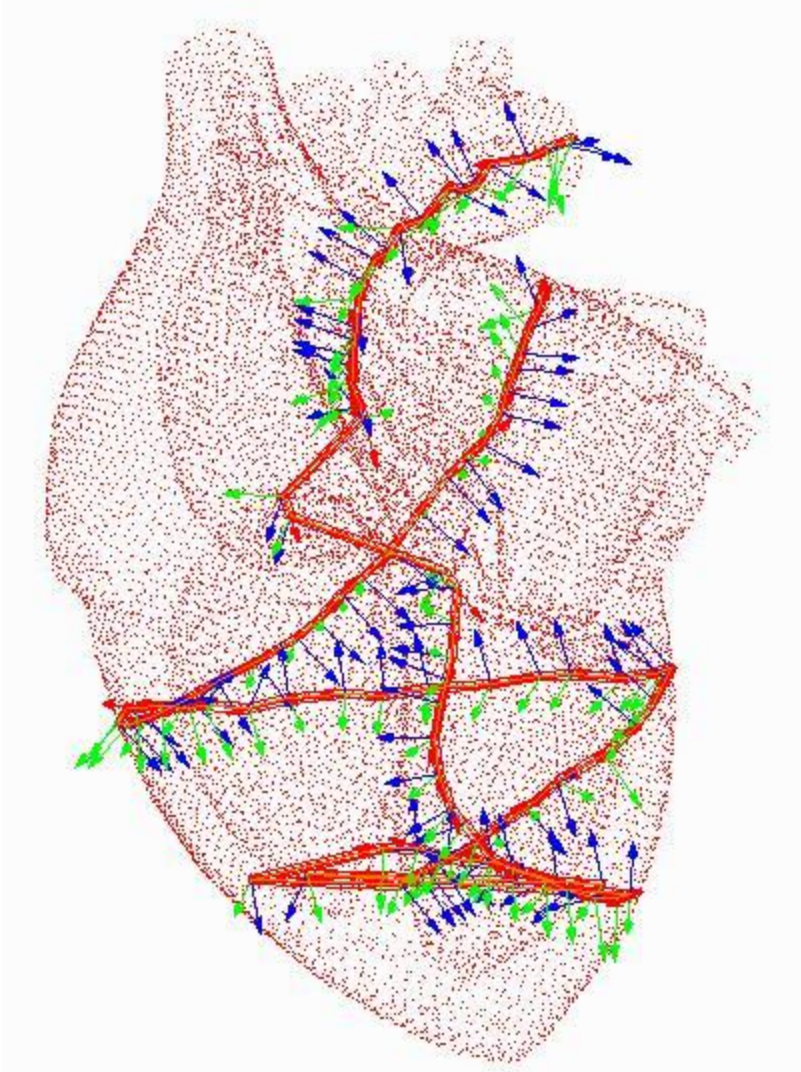
Full model

Buckberg's idea

© Double spiral, 2009

The rope model in the finite element model

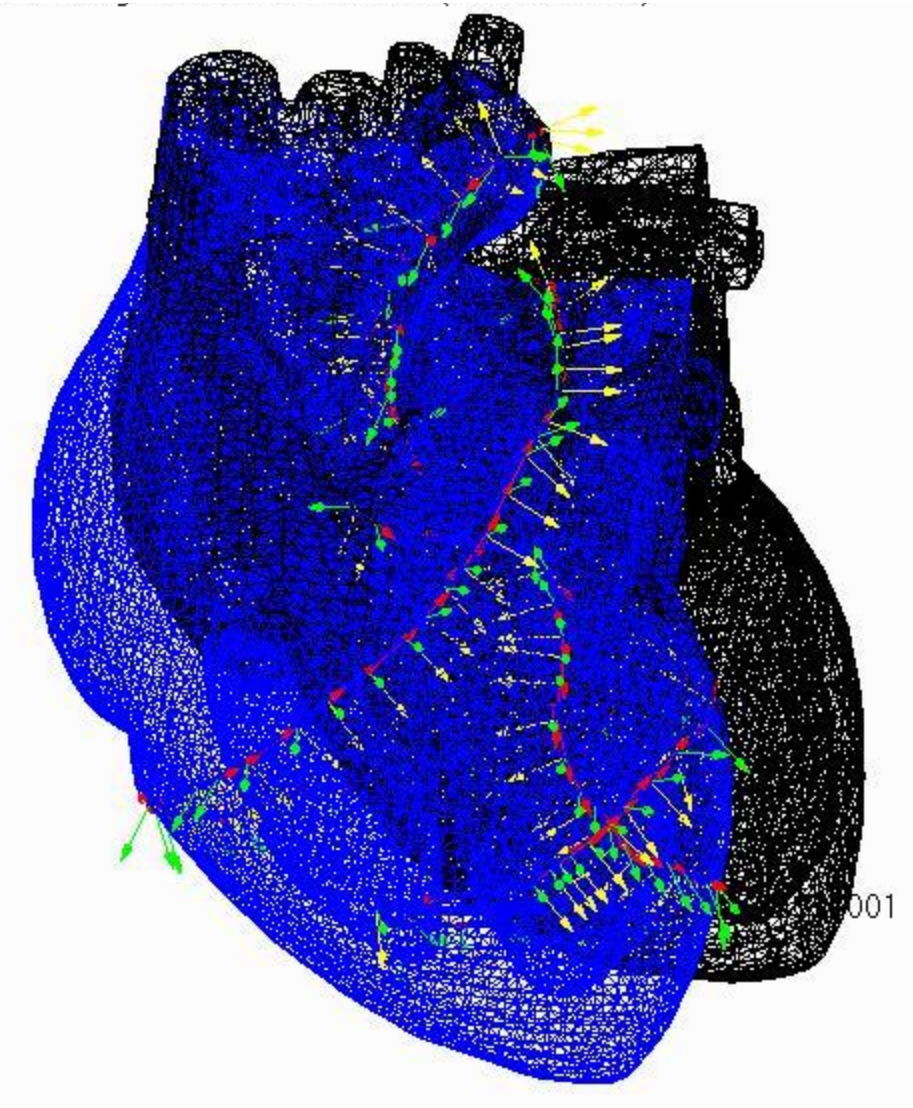




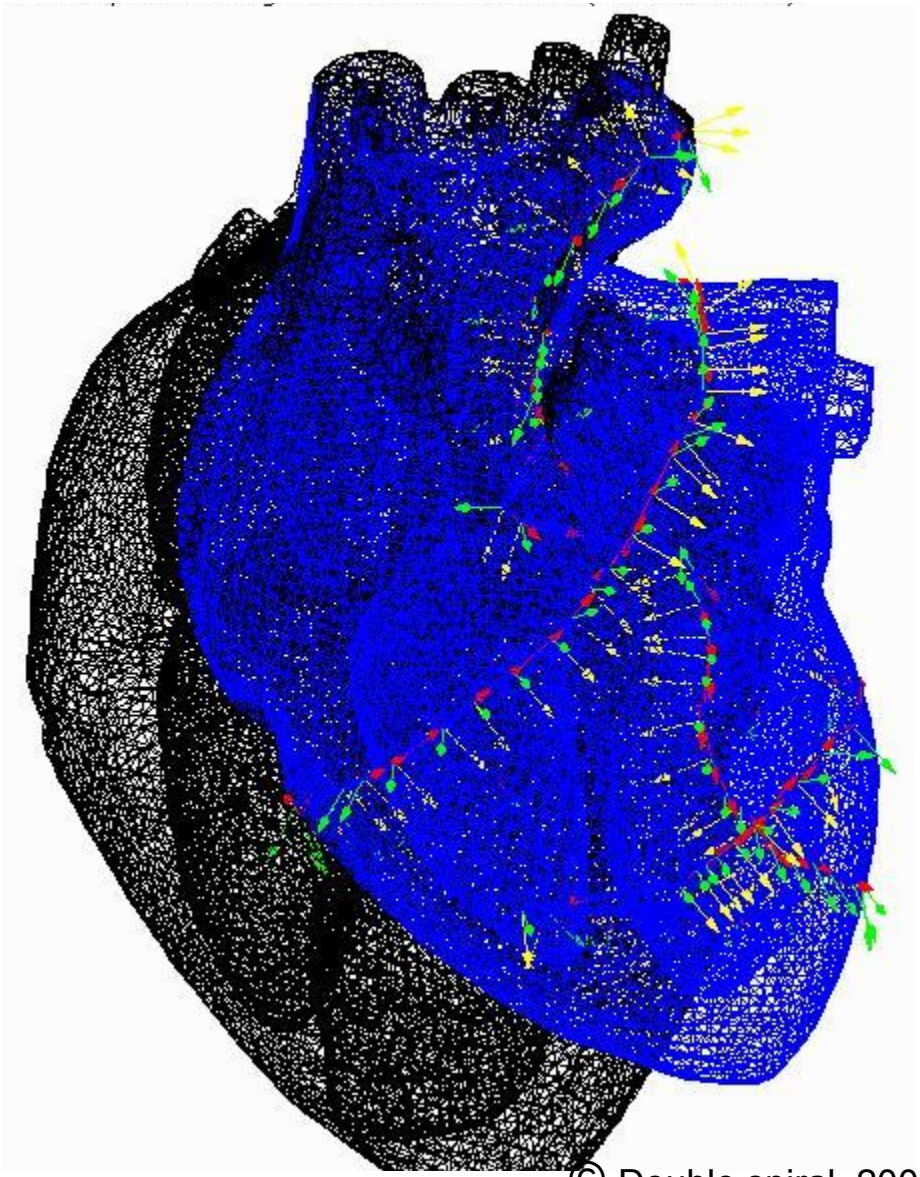
© Double spiral, 2009

Elastic vibration modes of heart model

1st vibration mode



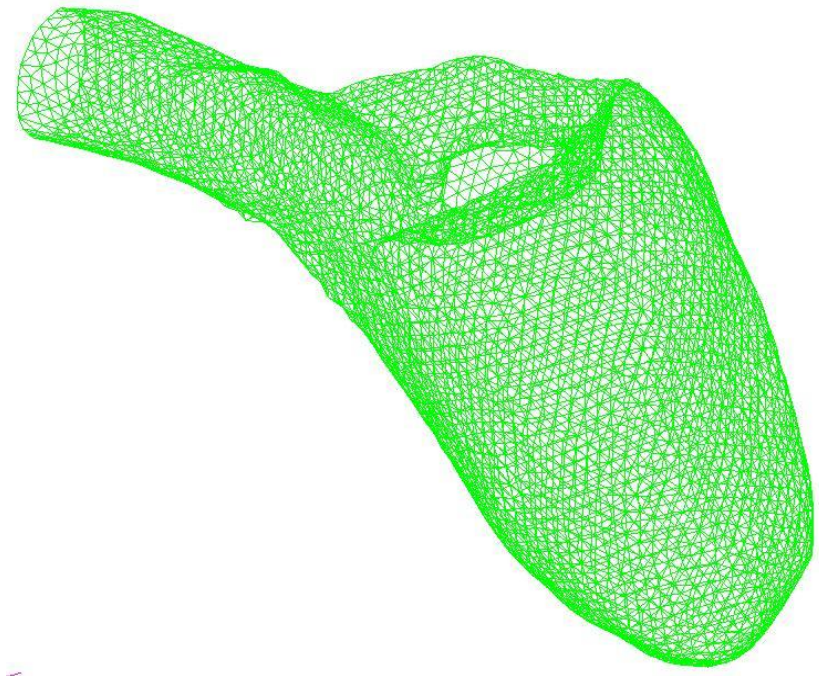
2nd vibration mode



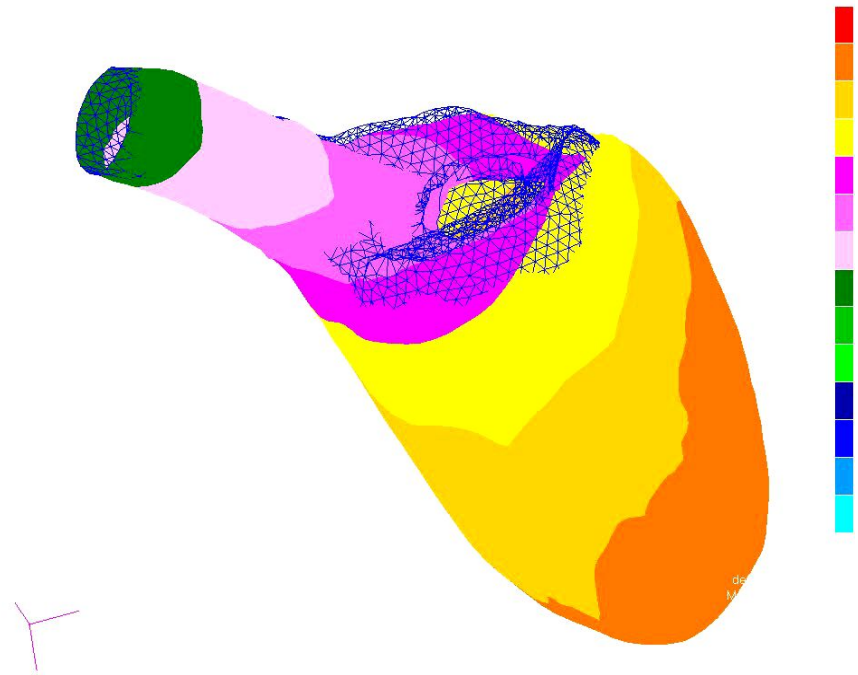
© Double spiral, 2009

Test analysis results for a separate vessel

Vessel model

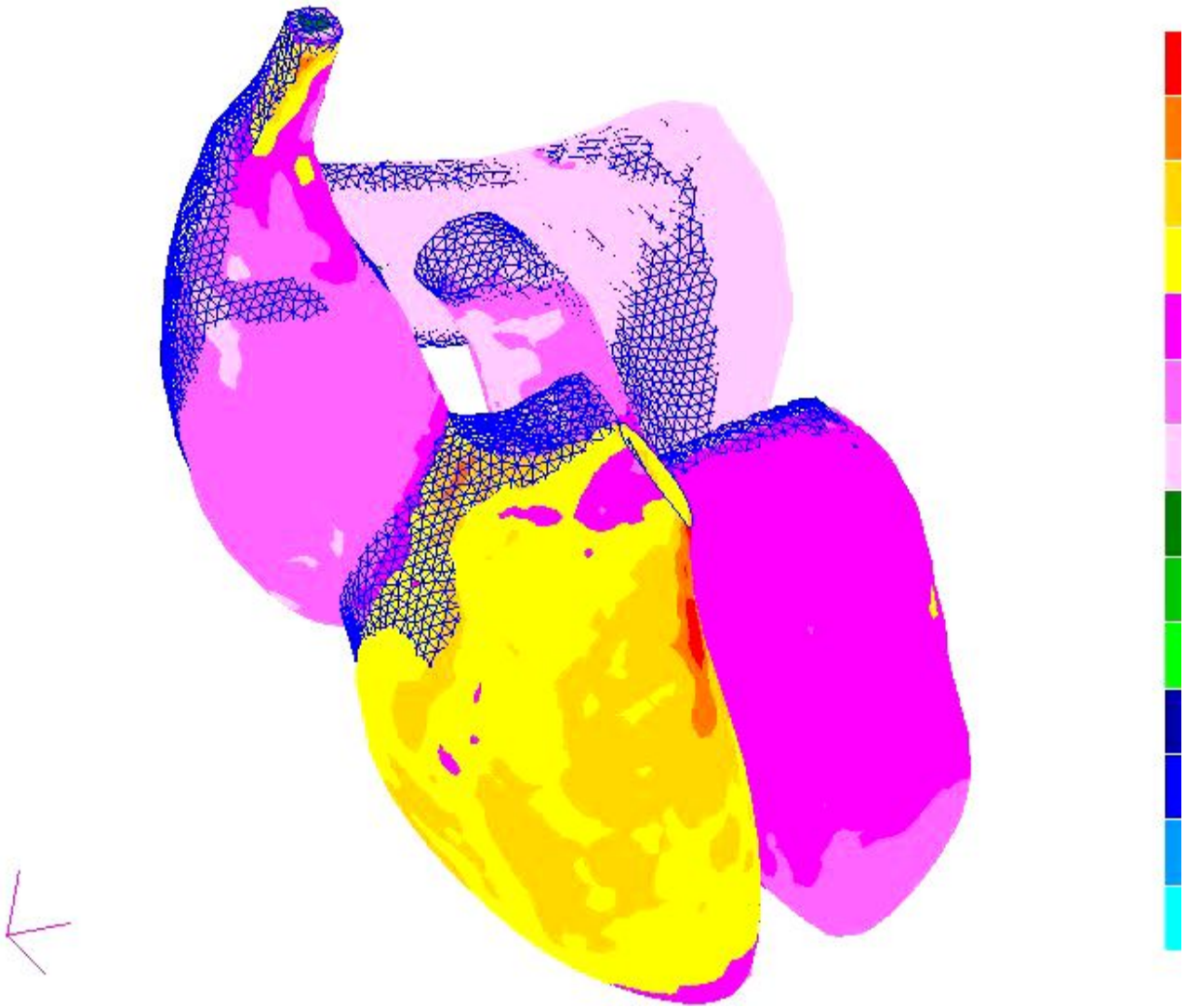


Animation of displacements under pressure, obtained from hydrodynamic model



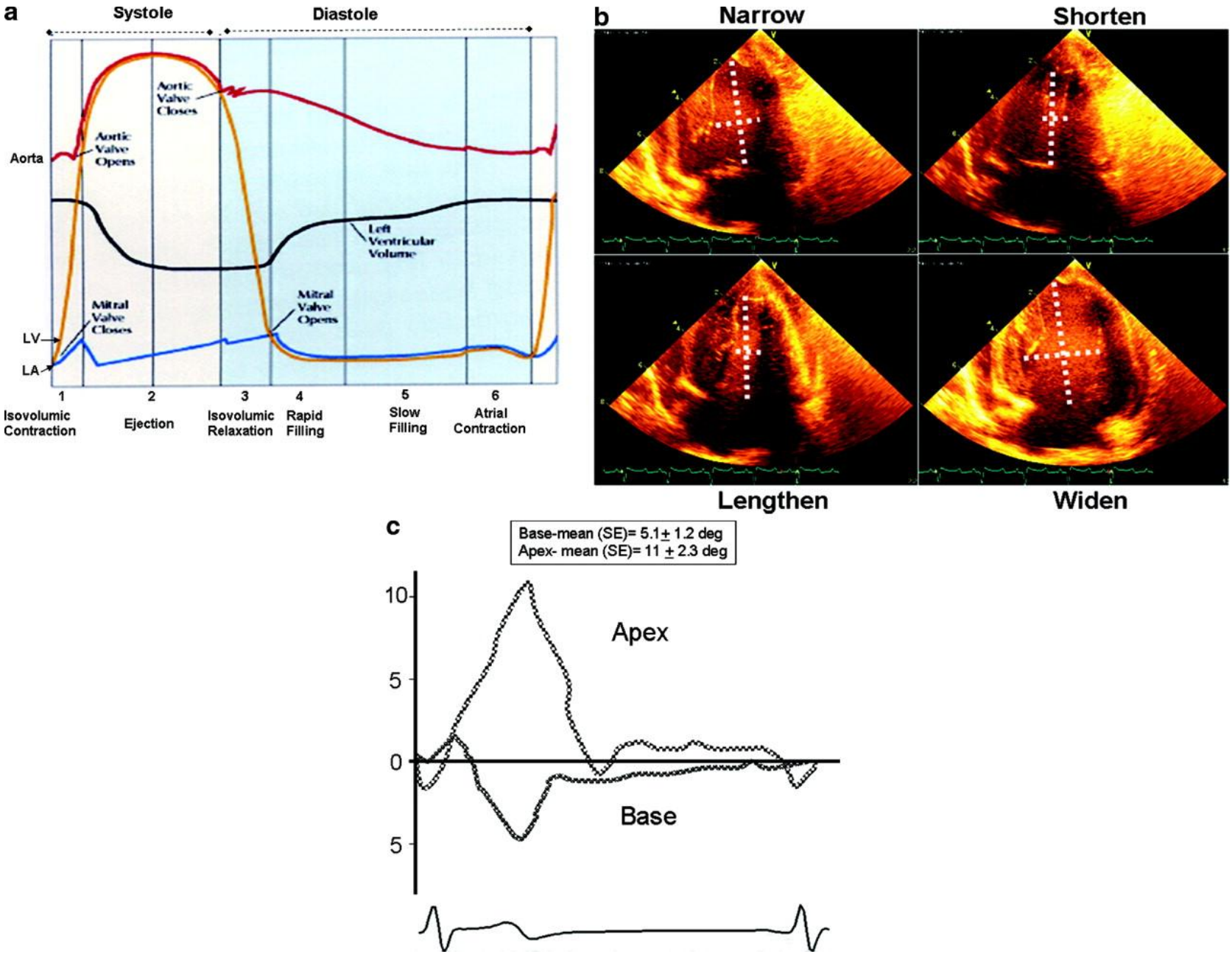
© Double spiral, 2009

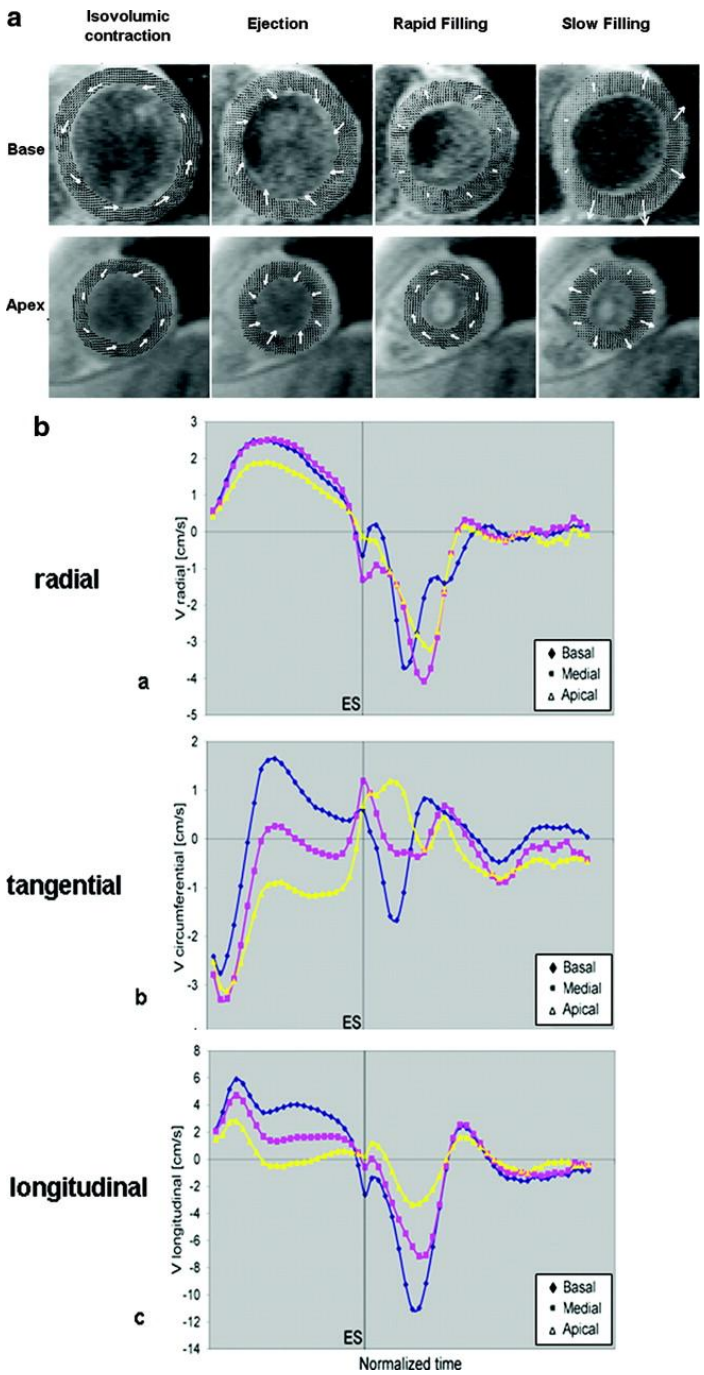
Animation of vessels motion under hydrodynamic loads

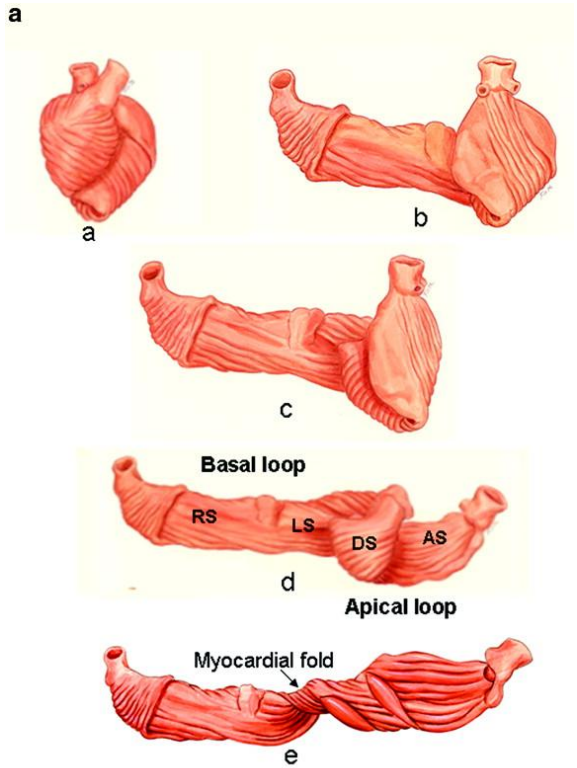


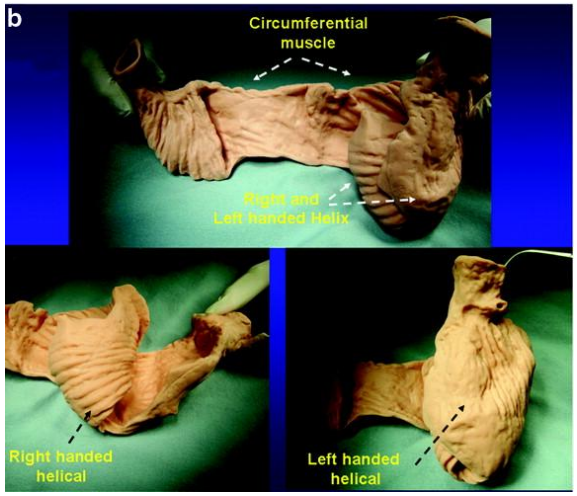
© Double spiral, 2009

Расчетные физиологические показатели, получаемые при использовании аппаратно-программного диагностического комплекса


a
Systole
Diastole
Aortic Valve Closes
Aortic Valve Opens
Aorta
Left Ventricular Volume
Mitral Valve Closes
Mitral Valve Opens
LV
LA
1
2
3
4
5
6
Isovolumic Contraction
Ejection
Isovolumic Relaxation
Rapid Filling
Slow Filling
Atrial Contraction
b
Narrow
Shorten
Lengthen
Widen
c
Base-mean (SE)= 5.1± 1.2 deg
Apex- mean (SE)= 11 ± 2.3 deg
10
5
0
5
Apex
Base


a
Isovolumic contraction
Ejection
Rapid Filling
Slow Filling
Base
Apex
b
radial
V radial [cm/s]
Basal
Medial
Apical
ES
a
tangential
V circumferential [cm/s]
b
longitudinal
V longitudinal [cm/s]
c
Normalized time

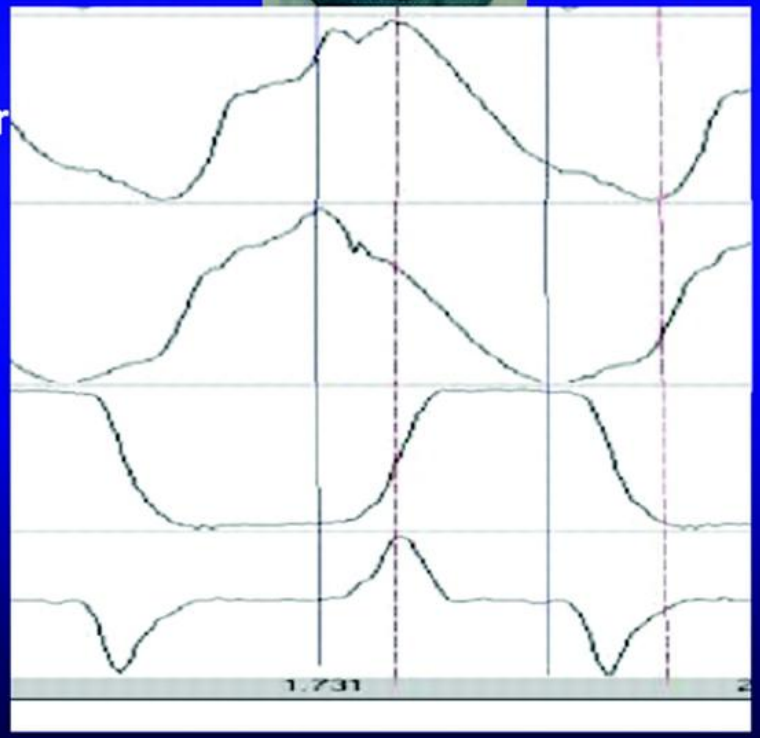

a
a
b
c
Basal loop
RS
LS
DS
AS
d
Apical loop
Myocardial fold
e

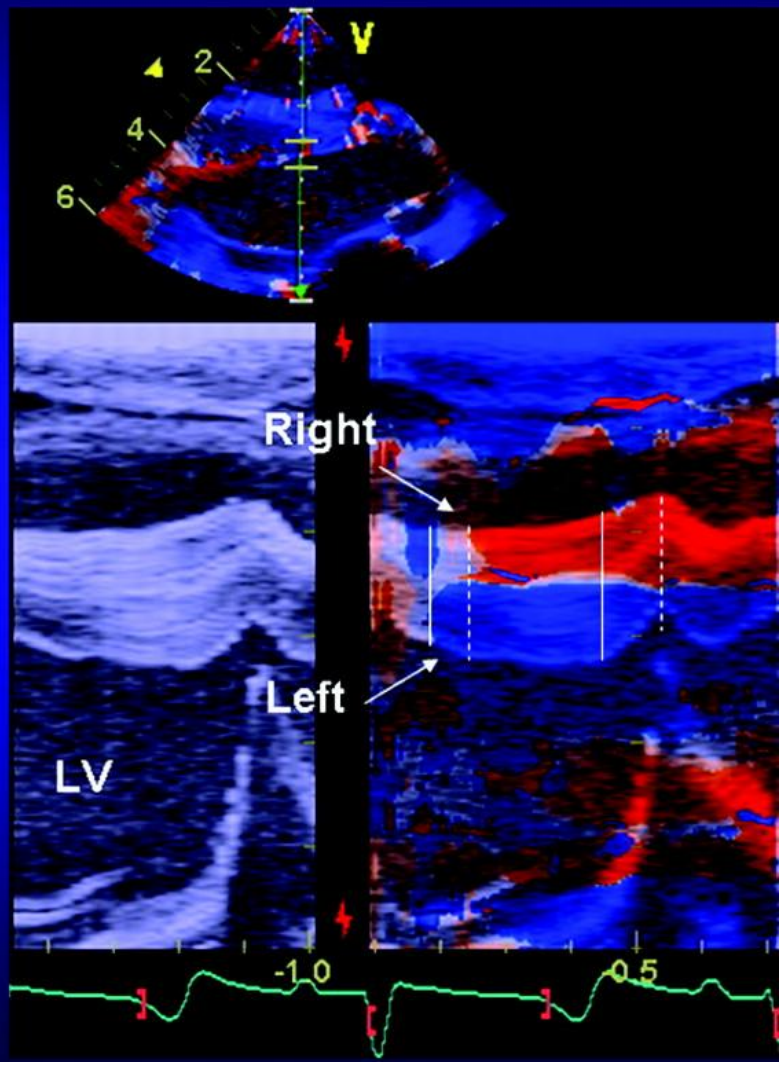

b
Circumferential muscle
Right and Left handed Helix
Right handed helical
Left handed helical

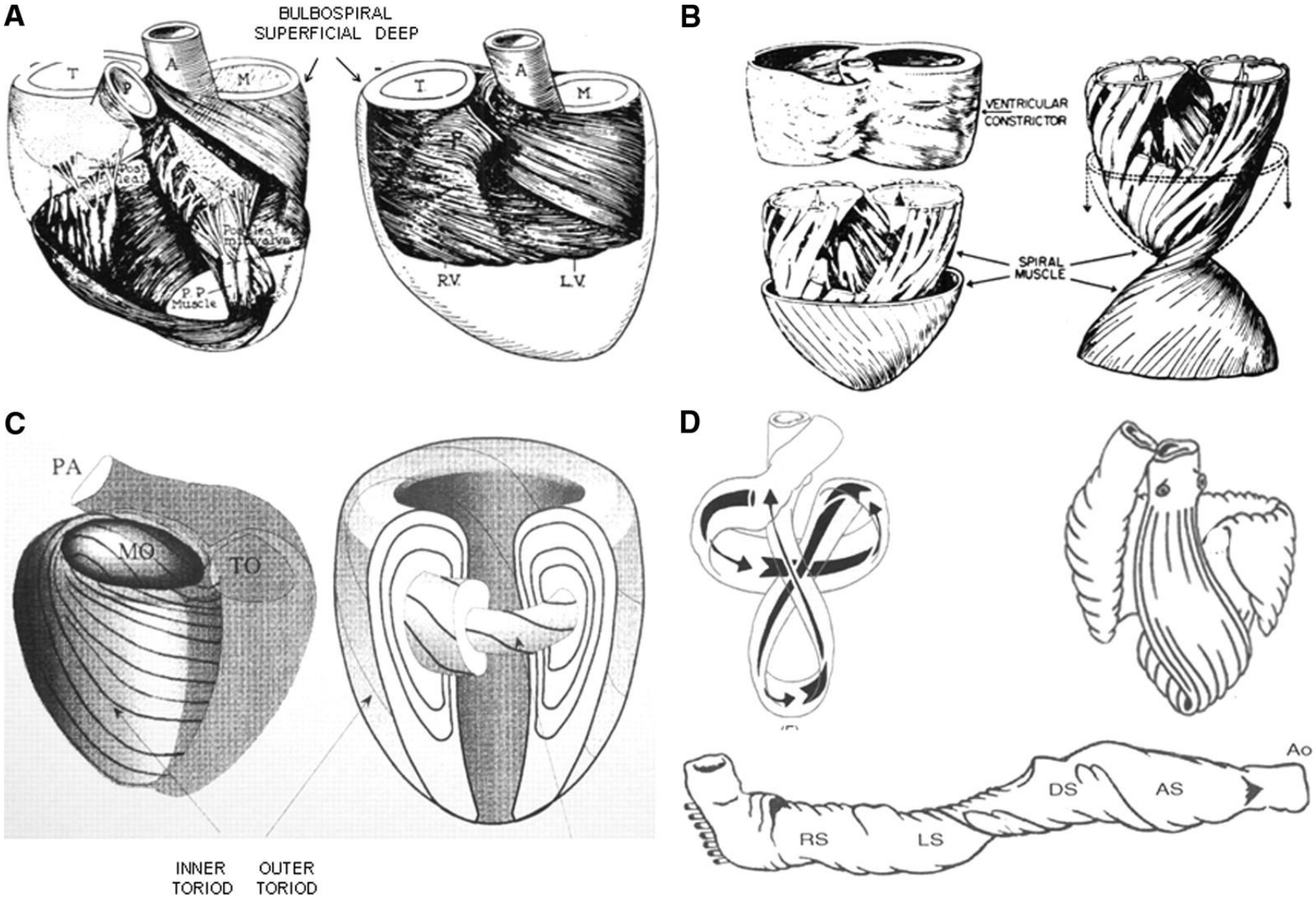
Normal Sequence

Free Wall

Septum





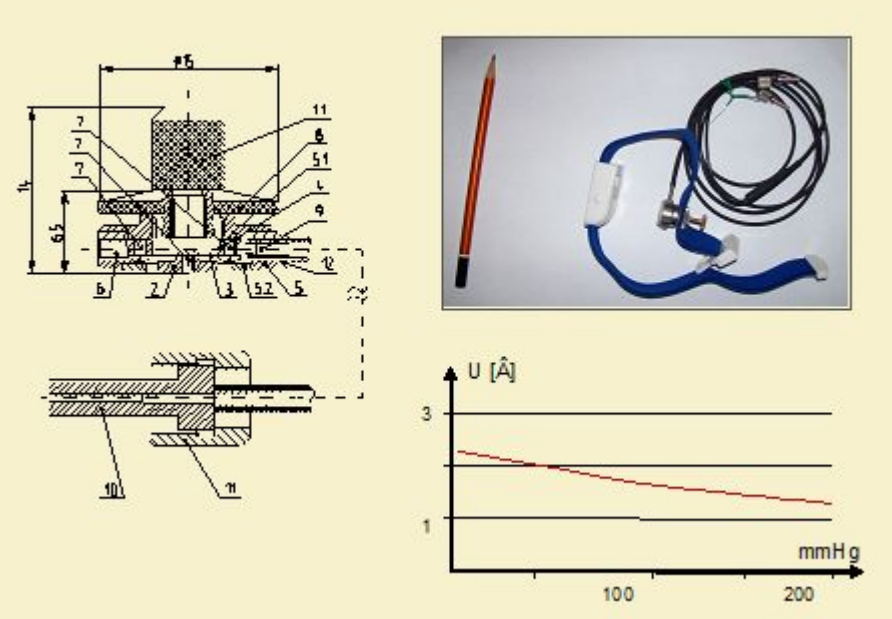

A
BULBOSPIRAL
SUPERFICIAL DEEP
T
A
M
P
P.P.
Muscle
R.V.
L.V.
B
VENTRICULAR
CONSTRICTOR
SPIRAL
MUSCLE
C
PA
MO
TO
INNER
TORIOD
OUTER
TORIOD
D
Ao
DS
AS
RS
LS

Имеющиеся возможности:

-«взять» из УЗ аппарата высокого класса двумерную информацию о геометрических характеристиках ЛЖ, возможно «карты локальных деформаций» и провести «углубленный» анализ данных.

- «взять» из УЗ аппарата высокого класса показатели внутрисердечной и аортальной гемодинамики в виде «карты скоростей» крови в полостях, скорости кровотока в аорте, а также одновременно получить информацию о «кривой давления» в начальном участке аорты.

Основой системы является оригинальный волоконно-оптический датчик с возможностью крепления на запястье или шее.



Электронный модуль прибора позволяет преобразовать сфигмограмму в цифровой формат для последующей многоуровневой обработки.

<u>Что даёт новый подход:</u>

а) Биомеханически обоснованную трактовку «новых» показателей ЭхоКГ, которые становятся все более популярными в последнее время, но основаны на «примитивных» представлениях об организации стенки ЛЖ, а также предложения по новым индексам, «извлекаемым» из данных ЭхоКГ.

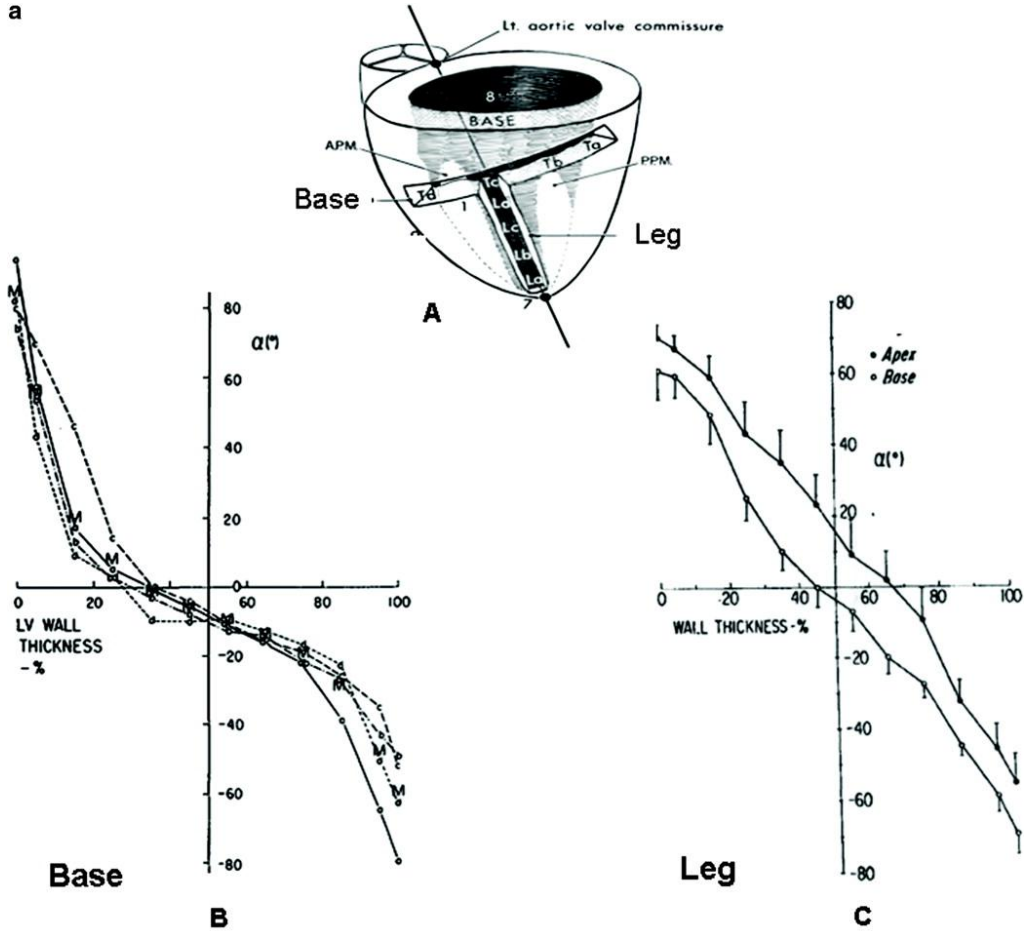
б) Новые представления об оптимальном сопряжении «левый желудочек» - «крупные артерии» - «мелкие артерии».

<u>Использование в спортивной медицине:</u>

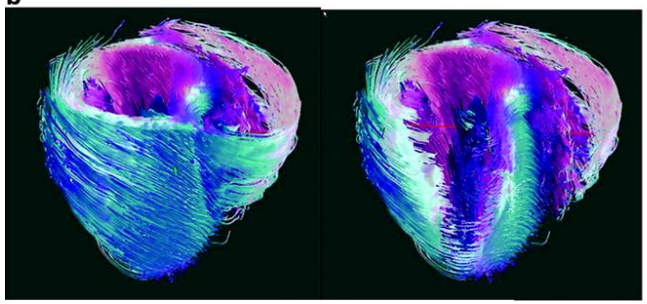
а) Для выявления ранних признаков дисадаптационных изменений в с-с системе, сопровождающих «перетренированность».

б) для выработки новых критериев «готовности» с-с системы к пиковым нагрузкам , которое определяется «оптимальным» согласованием «сердца» - «крупных артерий» - «мелких артерий».

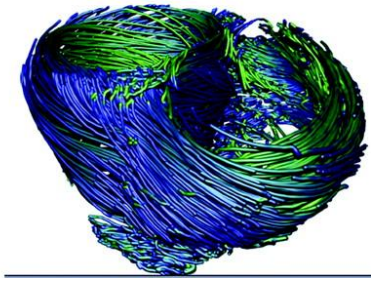
a


Lt. aortic valve commissure
BASE
APM
PPM
Base
Leg
A
α(°)
LV WALL THICKNESS -%
Base
B
• Apex
∘ Base
α(°)
WALL THICKNESS-%
Leg
C

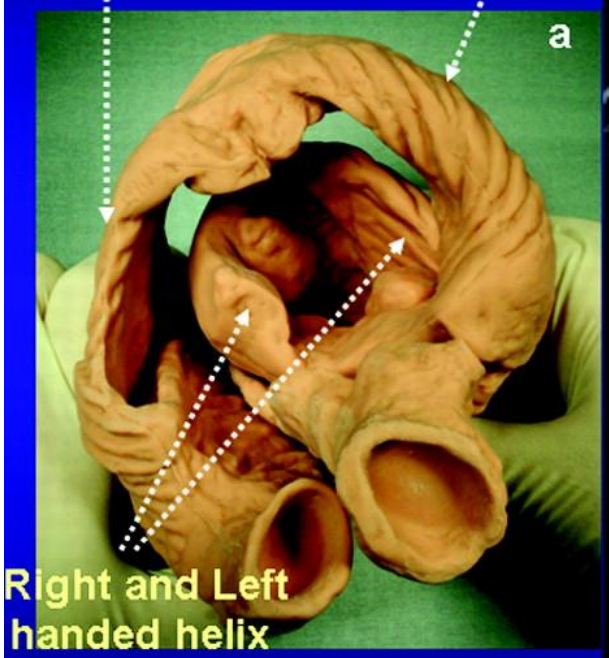
b



c



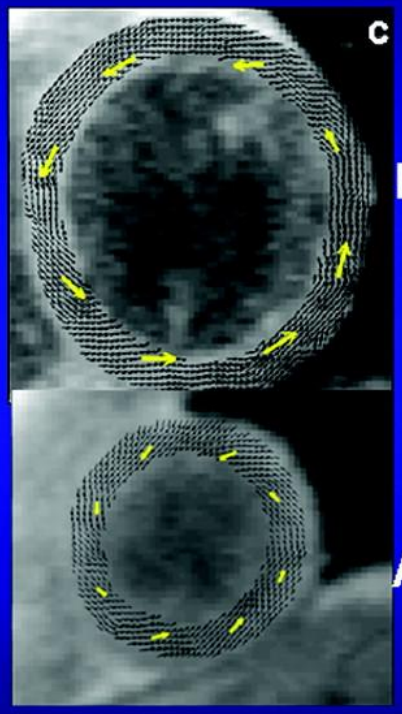
Pre Ejection Phase



Architecture

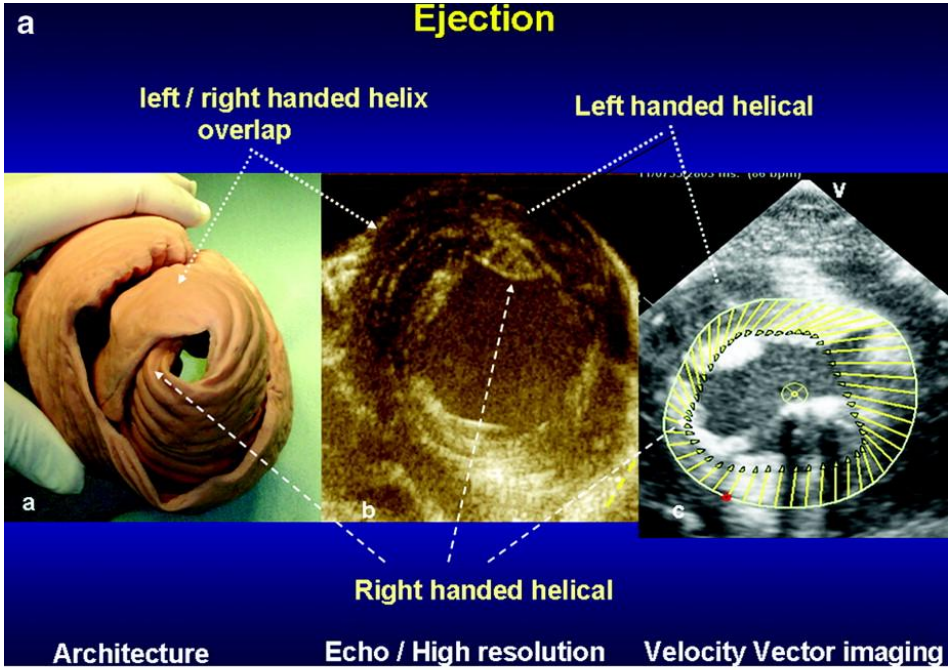
Velocity Vector Imaging

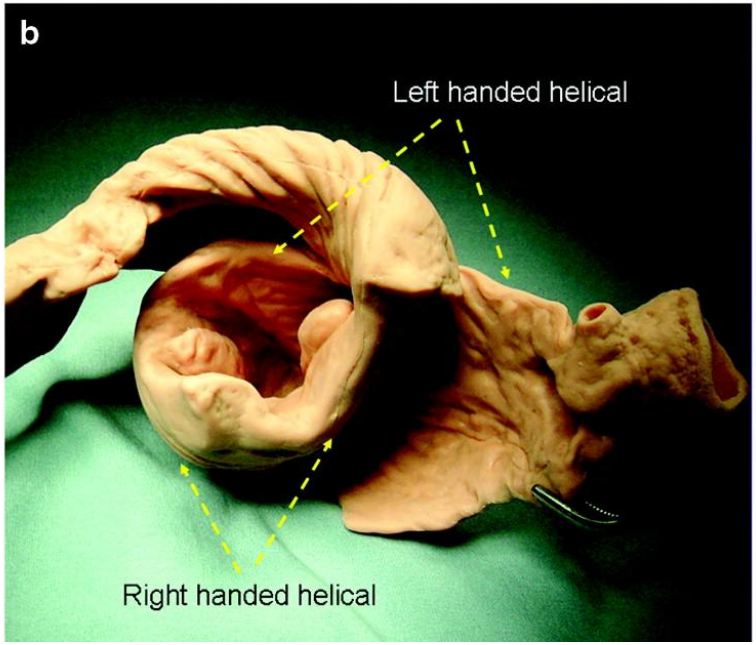
Elongation



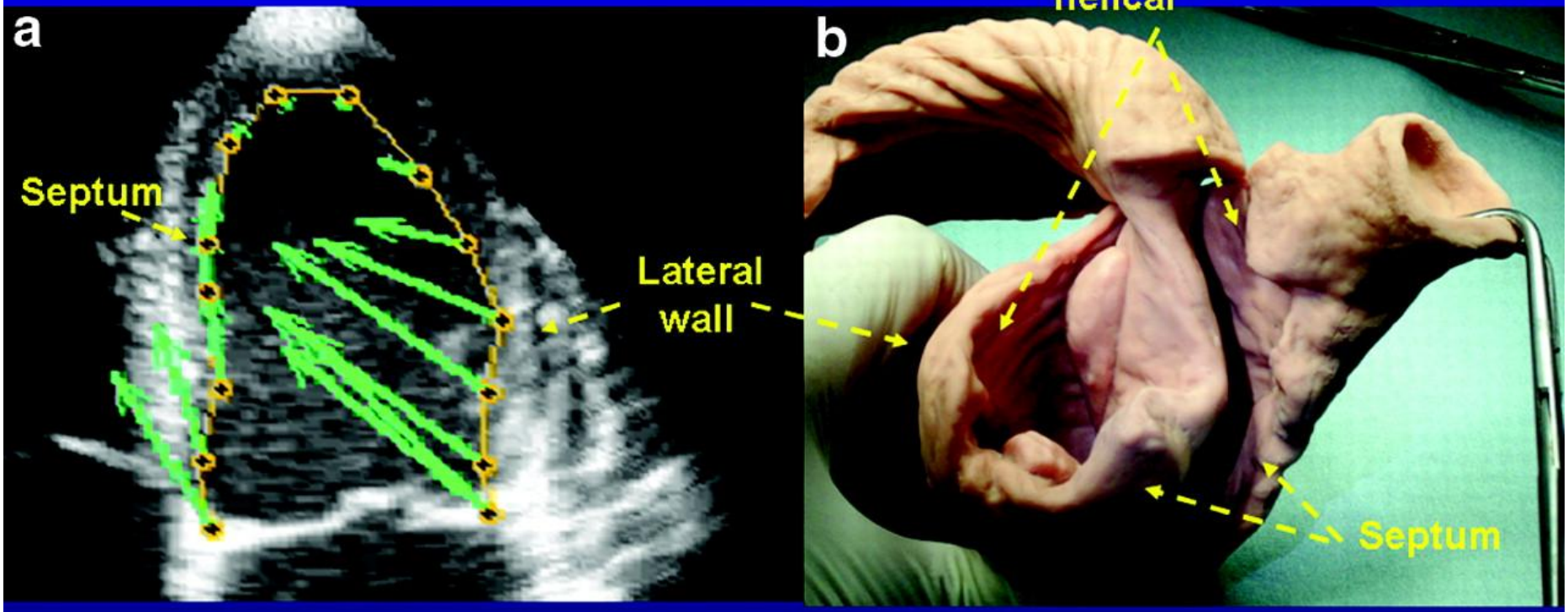
MRI

Counterclockwise Rotation


a
Ejection
left / right handed helix overlap
Left handed helical
V
a
b
c
Right handed helical
Architecture
Echo / High resolution
Velocity Vector imaging


b
Left handed helical
Right handed helical

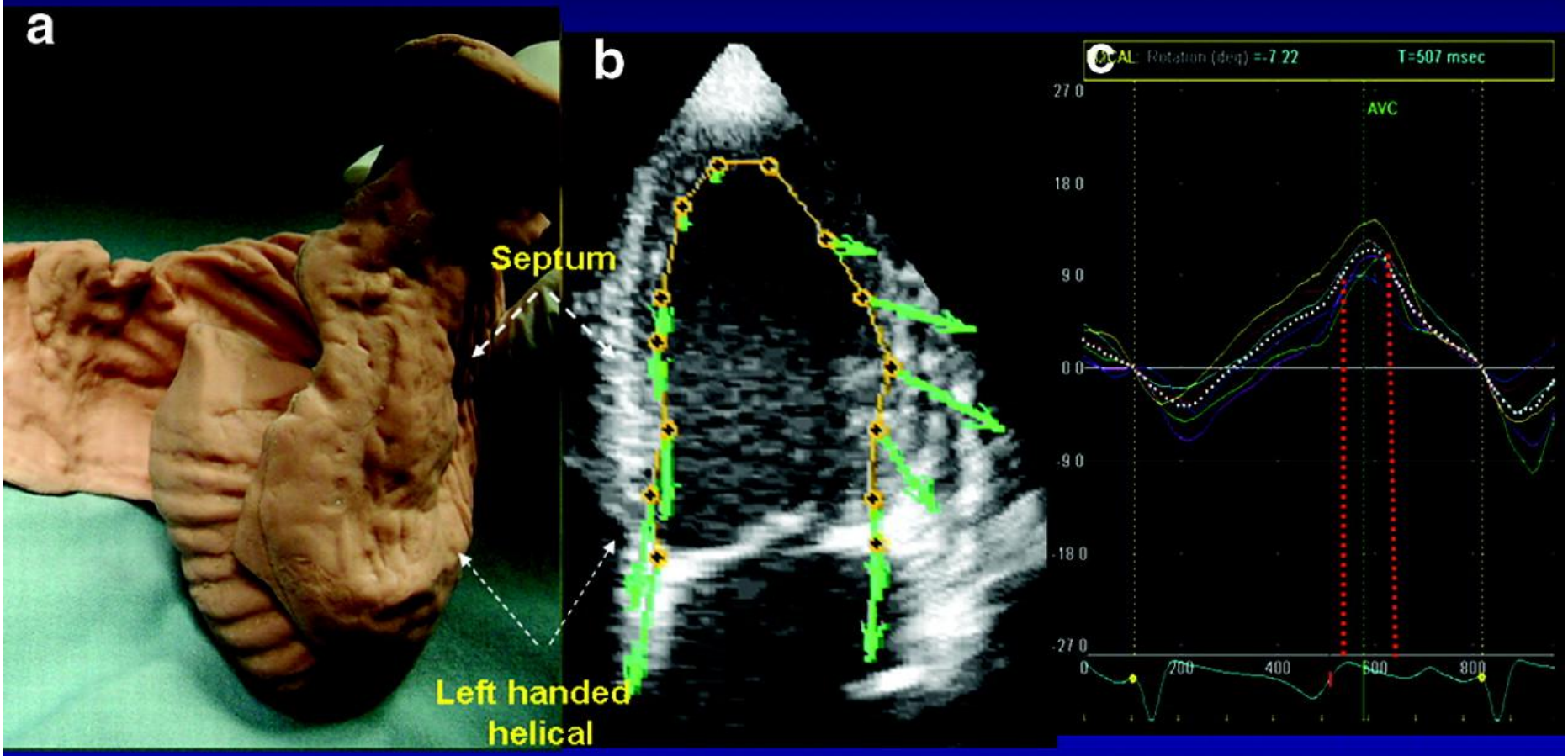
Ejection



Velocity Vectors

Architecture

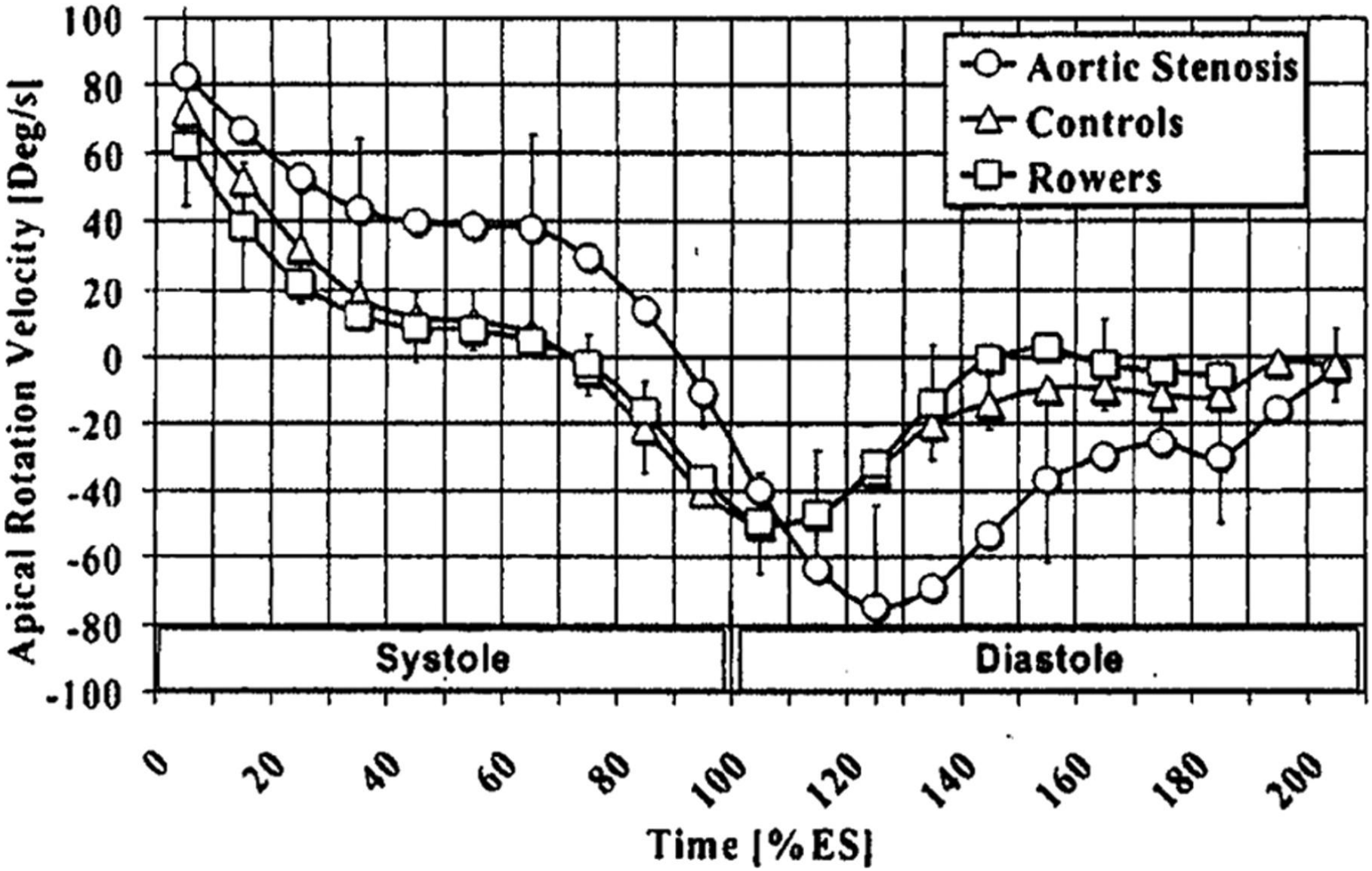
Isovolumic phase



Architecture

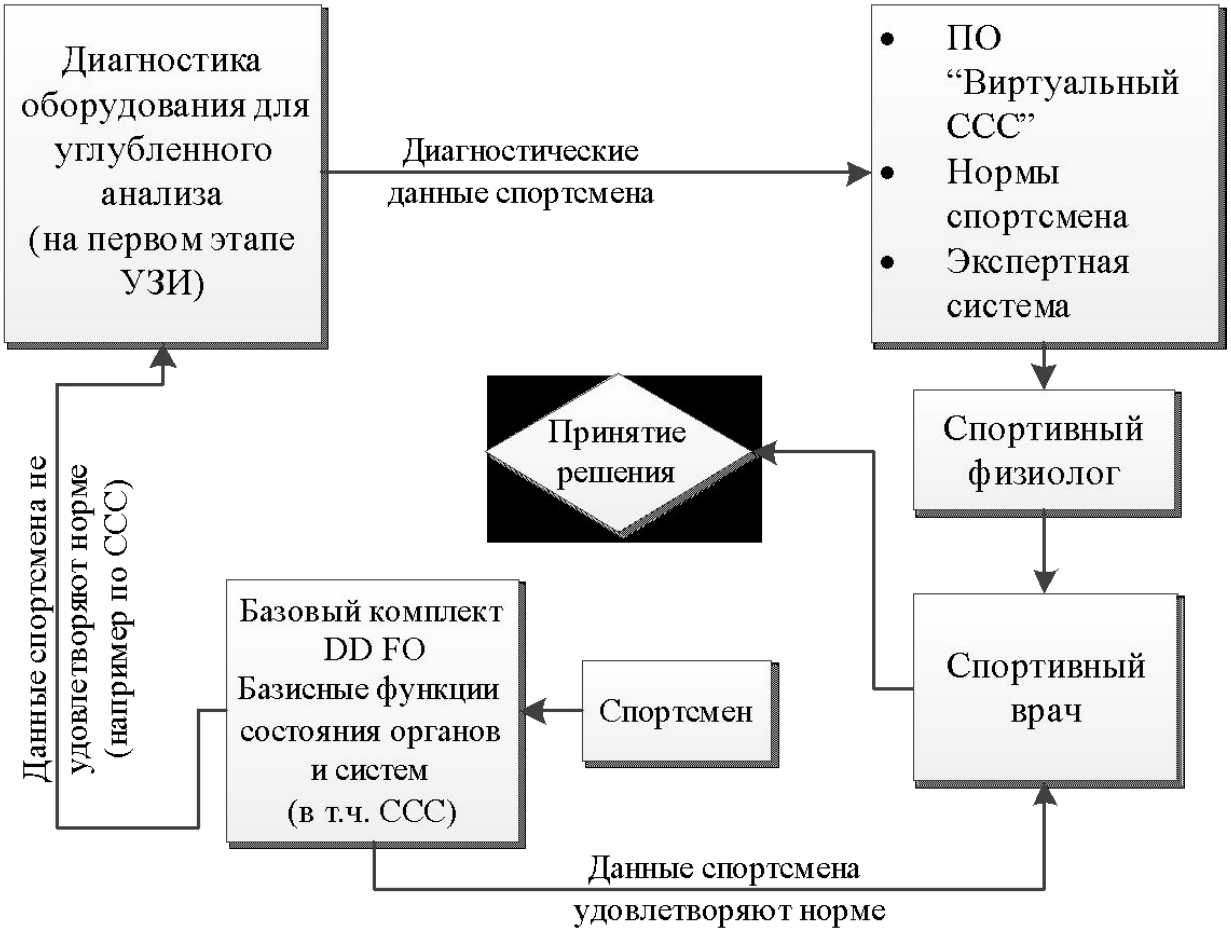
Velocity Vectors
elongation

Speckle Tracking
strain


Aortic Stenosis
Controls
Rowers
Apical Rotation Velocity [Deg/s]
100
80
60
40
20
0
-20
-40
-60
-80
-100
Systole
Diastole
0
20
40
60
80
100
120
140
160
180
200
Time [% ES]

Применение аппаратно-программного диагностического комплекса для подготовки спортсменов высокой квалификации

Регламент работы А-ПДКомплекса со спортсменами



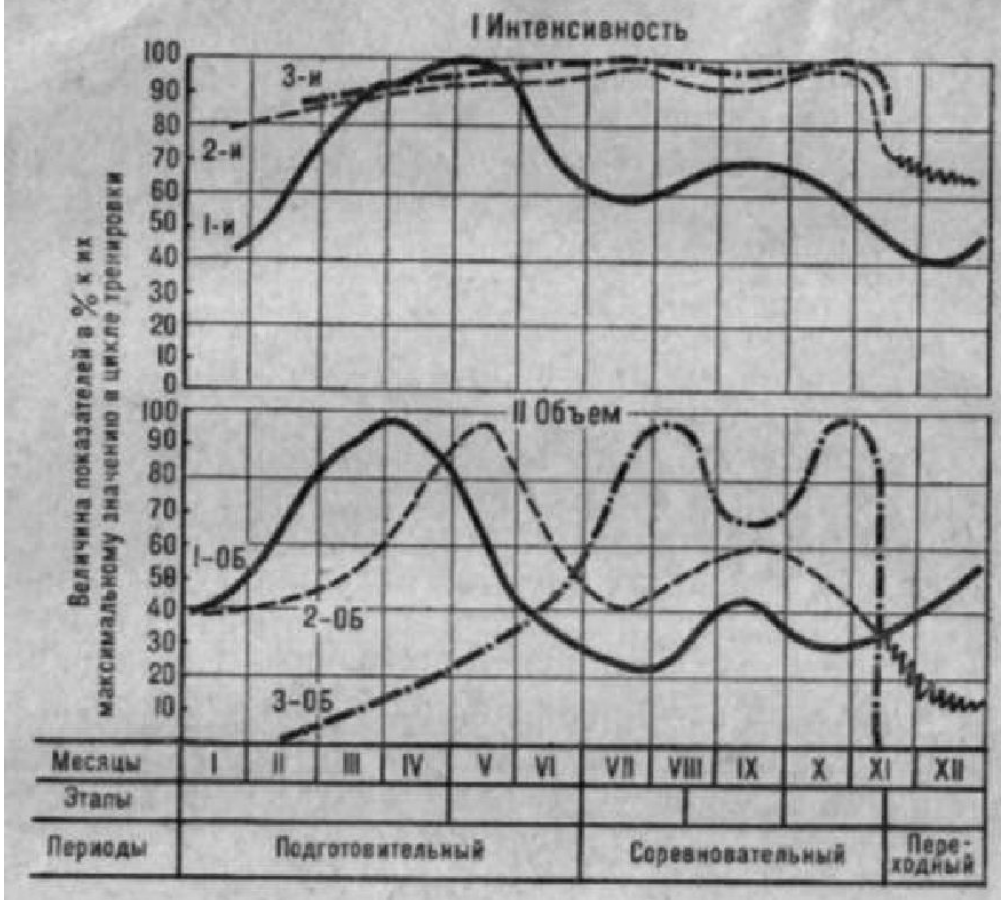


Рис. 7. Примерная схема динамики нагрузок в годичном цикле тренировки по основным компонентам общего объема и интенсивности (один из вариантов),

«1-ОБ» и «1-И» — параметры объема и (соответственно) относительной интенсивности упражнений общеподготовительного характера;

«2-ОБ» и «2-И» — некоторые параметры объема и интенсивности специально-подготовительных упражнений;

«3-ОБ» и «3-И» то же в избранных соревновательных упражнениях

№	Вид спорта	Характер нагрузки на сердечнососудистую систему	Показатели работы сердечнососудистой системы в покое	Особенности тренировочного процесса
1	Спортивная ходьба	Длительная, монотонная нагрузка в аэробном режиме. На возврат крови к сердцу работает «мышечный насос». Тонус сосудов во время нагрузки низок, что уменьшает периферическое сосудистое сопротивление и облегчает работу сердца.	Артериальное давление, частота сердечных сокращений на нижней границе нормы, или ниже – физиологическая брадикардия и гипотония. Объем полостей сердца увеличивается, толщина стенки существенно не изменяется.	Важно иметь большой запас скорости в ходьбе, так как чем больше частота шагов, с которой может идти скороход, не уменьшая длины шага, тем легче ему идти с меньшей скоростью продолжительное время. В этой связи ходоки работают не только на выносливость, но и на скорость.
2	Плавание	Горизонтальное положение тела, движение в плотной среде. Это определяет больший венозный возврат и увеличение сосудистого сопротивления, что составляет дополнительную нагрузку на сердце, специфичную именно для плавания.	Артериальное давление, частота сердечных сокращений в покое на нижней границе нормы, или ниже – физиологическая брадикардия и гипотония. Объем полостей сердца увеличивается, толщина стенки существенно не изменяется.	Самые большие объемы тренировочных нагрузок принадлежат именно пловцам. Это обусловлено минимизацией нагрузки на скелет. Однако, такие объемы приводят к быстрому исчерпанию адаптационных резервов сердца.

3	Борьба	При натуживании происходит повышение внутрибрюшного и внутригрудного давления. Вследствие этого просвет полых вен уменьшается, приток крови к правым отделам сердца уменьшается, следовательно, уменьшается выброс из правого желудочка. Высокое внутригрудное давление способствует уменьшению просвета легочных капилляров, падает венозный приток к левым отделам сердца. В результате систолический объем уменьшается.	Артериальное давление, частота сердечных сокращений в покое ближе к верхней границе нормы. Объем полостей сердца не увеличивается, толщина стенки увеличивается существенно.	Особенностью этого вида спорта является комплексность воздействия на все физические качества и большинство мышц, причем в нестандартных условиях. Спортсмены этого вида испытывают нагрузки интенсивностью по ЧСС до 200 уд.мин.
4	Сноуборд, горные лыжи	Выброс большого количества адреналина, который не может быть утилизирован в процессе двигательной активности. Увеличение частоты и силы сердечных сокращений не адекватно физической нагрузке.	Артериальное давление, частота сердечных сокращений в покое соответствуют физиологической норме. Объем полостей сердца существенно не увеличивается, толщина стенки существенно не изменяется.	Короткий специальный подготовительный период и длительный соревновательный период. В этой связи специальная физическая подготовка, как правило, не разделяется по времени с технико-тактической подготовкой. Это создает большую валовую нагрузку на адаптационные возможности организма.

Тема: ремоделирование миокарда и реактивность сердечно-сосудистой системы у спортсменов разных видов спорта в процессе тренировки

Цель исследования: изучить анатомо-функциональные особенности миокарда у спортсменов различных видов спорта на разных этапах тренировочного процесса.

Задачи:

1. Изучить динамику показателей морфометрии миокарда и внутрисердечной гемодинамики в состоянии покоя у спортсменов во время периода тренировок и после соревнований.
2. Исследовать реакцию сердечно-сосудистой системы на физическую нагрузку у спортсменов в процессе спортивной тренировки.
3. Оценить динамику физической работоспособности и миокардиального резерва у спортсменов во время тренировок и соревнований.
4. Обосновать показатели и критерии контроля состояния сердечно-сосудистой системы в ходе тренировочного процесса.
5. Реализовать возможности контроля функционального состояния спортсмена при помощи программно-диагностического комплекса.

Группы обследуемых:

- спортсмены высокого класса с ежедневными интенсивными нагрузками (аэробный вид спорта),
- спортсмены высокого класса с ежедневными интенсивными нагрузками (силовой вид спорта),
- практически здоровые лица того же возраста (контрольная группа).

Методы исследования:

- антропометрические данные,
- анамнестические, данные характеризующие спортивную квалификацию,
- эхокардиография покоя (оценка морфометрии миокарда, систолической и диастолической функции ЛЖ, оценки деформации миокарда желудочков),
- стресс-эхокардиография (оценка динамики ЧСС, АД, определение толерантности к физической нагрузке, определение систолического и диастолического резерва миокарда),
- программно-диагностический комплекс определения оптимального функционального состояния спортсмена (входящие параметры - антропометрические, анамнестические и эхокардиографические данные в динамике; исходящие параметры - динамика спортивных достижений в процессе наблюдения).

Дизайн исследования:

1-й этап - исследовательский:

- парные исследования в начале, в течении и в конце разных (зима, лето) этапов тренировочного цикла в группах спортсменов высокого класса,
- анализ полученных данных с целью выявления оптимальных параметров для прогнозирования наилучших спортивных результатов,
- разработка программно-диагностического комплекса прогнозирования наилучшего спортивного результата на основе некоторых данных первичного и этапного обследования.

2-й этап - апробация:

- независимые исследования в региональных спортивных центрах с целью определения диагностических возможностей нового программного комплекса,
- решение вопросов оптимизации применения созданного продукта.