

Тартуский Университет
Факультет естественных наук и технологии
Институт Физики

Ольга Тарасова

**Исследование возможностей оценки
коэффициента Старлинга желудочков
сердца по Фуко-кардиограмме**

Магистерская Работа

Прикладная физика

Руководитель:
доцент, канд. биол. н.
Юри Ведру

Тарту 2008

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	3
1 ОБЗОР.....	4
1.1 ФУКО-КАРДИОГРАФИЯ.....	4
1.2 КОЭФФИЦИЕНТ СТАРЛИНГА	9
1.3 ЦЕЛЬ И ЗАДАЧИ.....	13
2 МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛЫ.....	15
2.1 МОДЕЛЬ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПО ЛИЩУК-МОСТКОВА-ВЕДРУ	15
2.2 МОДЕЛЬ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПО Х. СУГА.....	19
2.3 ЛИНЕЙНАЯ КОРРЕЛЯЦИЯ И ЕЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ.....	25
3 ПРОДЕЛАННАЯ РАБОТА И РЕЗУЛЬТАТЫ.....	27
3.1 ИССЛЕДОВАНИЕ НА МОДЕЛИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ЛИЩУК-МОСТКОВА-ВЕДРУ	27
3.1.1 Принцип.....	27
3.1.2 Реализация.....	27
3.1.3 Результат	29
3.2 ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА СТАРЛИНГА КОРРЕЛЯЦИОННЫМ МЕТОДОМ	29
3.2.1 Предпосылки для использования корреляционного метода	29
3.2.2 Реализация корреляционного метода	30
3.2.3 Исследование корреляционным методом	33
3.2.4 Результаты, полученные при исследовании корреляционным методом.....	34
3.2.5 Исследование влияния метода удаления компоненты дыхания на определение K_S	36
4 АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ И ОБСУЖДЕНИЕ	42
4.1 АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ, ПОЛУЧЕННЫХ КОРРЕЛЯЦИОННЫМ МЕТОДОМ	42
4.1.1 Условия достоверности значений коэффициента Старлинга по модели Суга	42
4.1.2 Влияние метода удаления компоненты дыхания на достоверность определения K_S	44
4.1.3 Применение K_S	45
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	46
КОККУВÖТЕ	47
SUMMARY	48
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	49
ПРИЛОЖЕНИЕ 1	52
ПРИЛОЖЕНИЕ 2	57

ВВЕДЕНИЕ

Настоящая работа проведена при институте экспериментальной физики и технологии физико-химического факультета Тартуского Университета. Работа относится к области биомедицинской физики и инженерии.

Медицина нуждается в атоматизированных неинвазивных методах для непрерывного мониторинга принципиальных клинических переменных и важных биомеханических параметров сердца в целом.

Закон сердца Старлинга, выражающий механизм Франка-Старлинга в желудочке сердца, был признан одним из важнейших законов для сердца. Он формулируется как зависимость между ударным объемом и некоторым показателем преднагрузки желудочка (например, конечно-диастолическим объемом). Эта зависимость стала основой для оценки насосной функции сердца. Коэффициент Старлинга является параметром линейной аппроксимации данной зависимости, который также называют насосным коэффициентом сердца. В данном исследовании предполагалось, что коэффициент Старлинга мог бы быть клинически важной характеристикой сердца.

Метод Фуко-кардиографии является одним из импедансных методов, претендующих на применение в клинической медицине для непрерывного слежения за биомеханической деятельностью сердца.

В связи с этим в настоящей работе исследовались возможности оценки коэффициента Старлинга желудочков сердца с помощью метода Фуко-кардиографии.

1 ОБЗОР

1.1 ФУКО-КАРДИОГРАФИЯ

В настоящее время существует необходимость в создании неинвазивного автоматизированного метода слежения за механической деятельностью сердца в клинических условиях.

Такой метод стали разрабатывать еще в 1960-ых годах во многих странах мира, в том числе и независимо в Тартуском Университете. Фуко-кардиография – бескровный метод регистрации механической деятельности сердца, который базируется на величине поглощения вихревых токов, индуцированных в области сердца высокочастотным магнитным полем, имеющим частоту порядка 10 МГц [2], [4].

Потери мощности зависят от электрической проводимости тканей в исследуемой области. При изменении кровенаполнения в грудной клетке, вместе с изменением объема крови в сердце, изменяется интенсивность возбуждаемых там токов Фуко [1], [17], [19], [5].

Метод Фуко-кардиографии (ФукоКГ) является одним из импедансных методов, претендующих на применение в клинической медицине для непрерывного слежения за механической деятельностью сердца [17], [3], [5].

Фуко-кардиографом (см. приложение 1) с поверхности грудной клетки синхронно с ЭКГ регистрируется сигнал ФукоКГ, который обусловлен определенными физиологическими и физическими процессами.

Нередко при снятии сигнала регистрируются посторонние физиологические явления, не связанные с исследуемым процессом. Это могут быть сигналы, получаемые от других внутренних органов в области грудной клетки человека, попадающих в *область чувствительности датчика ФукоКГ* (см. приложение 1). Для Фуко-кардиографии они являются помехами.

К помехам надо добавить и искажения сигнала от движений датчика по отношению к объекту. Последнее может происходить, например, из-за движений исследуемого. Помехи, получающиеся в таком случае, принадлежат к классу искажений, называемых артефактами (*artificial act*) – искажениями сигнала в результате влияния на процесс регистрации непредвиденного постороннего события.

Из физических источников искажения основным является сетевая наводка. Ее возникновение обусловлено тем, что часть переменного напряжения питающей сети

попадает на вход прибора. Частота этого искажения сигнала равна частоте сети, т.е. 50 Гц. Повлиять на ФукоКГ-сигнал до его демодулирования могут и мощные радиопередатчики, работающие в соответствующей области частот.

Еще одним источником искажения сигнала является аналого-цифровой преобразователь (АЦП). Время от времени он производит ошибку, в результате которой возникают большие одиночные выбросы, сильно отклоненные от текущего значения сигнала в соседние моменты времени.

И, наконец, кроме уже названных помех, на сигнал ФукоКГ накладываются собственные шумы усилителей и генератора высокой частоты [26].

Основными физиологическими составляющими необработанного сигнала ФукоКГ (рис. 1.1) являются *дыхательно-синхронная компонента (ДСК)* и *сердечно-синхронная компонента (ССК)* (см. приложение 1).

Компонента сигнала, вызванная сердечной деятельностью (ССК) состоит из двух аддитивных составляющих:

- 1) *сердечной компоненты* собственно, возникающей при изменении формы и объема сердца в ходе сокращений, и
- 2) *сердечно-синхронной компоненты несердечного происхождения (артериальной компоненты)*, возникающей из-за пульсации кровеносных сосудов (в основном – артериальных) в тканях (в т.ч. в легочной ткани) объекта в ритме сердца.

Дыхательно-синхронная компонента (ДСК) имеет три аддитивные составляющие:

- 1) *легочную компоненту*, происходящую непосредственно от изменения удельного сопротивления легочной ткани во время дыхания;
- 2) *дыхательно-синхронную компоненту сердечного происхождения (диафрагменного типа)*, происходящую от дыхательного колебания положения сердца по отношению к датчику вследствие движения сердца вместе с диафрагмой, и
- 3) *дыхательно-синхронную компоненту сердечного происхождения (объемного типа)*, выражающую дыхательное колебание среднего объема крови в сердце, которое возникает из-за изменения конечно-диастолического наполнения при изменении торакального давления. ДСК сердечного происхождения (объемного типа) - результат физиологического взаимодействия сердечной деятельности с дыханием.

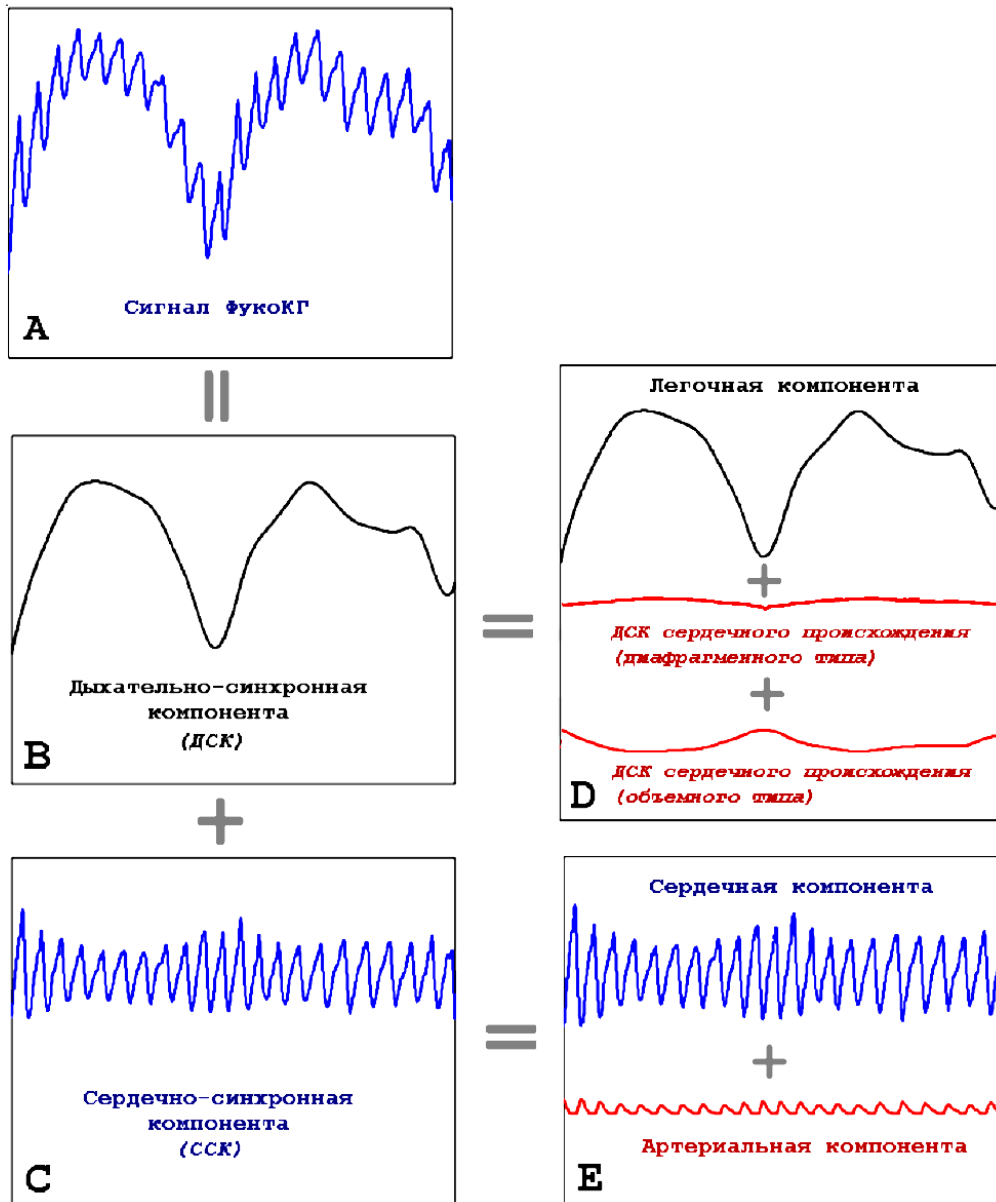


Рис. 1.1 Схема аддитивных составляющих сигнала ФукоКГ:

- А - Сигнал ФукоКГ,
- В - Дыхательно-синхронная компонента (ДСК) сигнала,
- С - Сердечно-синхронная компонента (ССК),
- Д - Аддитивные составляющие ДСК: легочная и две сердечного происхождения – диафрагменного типа и объемного типа,
- Е - Аддитивные составляющие ССК: собственно сердечная и артериальная.

По данным исследования [27] диафрагменная модуляция (ДСК сердечного происхождения (диафрагменного типа)) имеет очень слабое влияние на сердечную

деятельность. А *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа), как выяснилось в ходе настоящего исследования (п. 3.2.5), отражает часть колебаний сердечного объема и, как оказалось, существенно влияет на разработанный нами корреляционный метод определения коэффициента Старлинга по ФукоКГ (п. 3.2).

При исследовании сердечной деятельности другие компоненты *ДСК* сердечного происхождения кроме компоненты объемного типа являются помехой.

Так как Фуко-кардиограф не производит одновременно с регистрацией сигнала и его обработки, то прежде чем использовать данные в дальнейших исследованиях, получаемый сигнал (в том числе и параллельно регистрируемая ЭКГ) сохраняют в памяти компьютера в виде файла, а затем, применяя соответствующее программное обеспечение, проводят его *offline* обработку. Процесс первичной обработки сигнала осуществляется с помощью созданной ранее программы FCA (Foucault Cardiogram Analyzer), работающей в среде MATLAB и позволяющей получать усредненную волновую форму *ССК* сигнала ФукоКГ. В процессе *первичной обработки* зарегистрированных вместе с ЭКГ сигналов ФукоКГ проводится их фильтрация от шумов, с помощью фильтра низких частот 50 Гц, синхронизация по R-зубцам ЭКГ для каждого сердечного цикла. После первичной обработки из сигнала удаляется также и дыхательно-синхронная компонента (*ДСК*), проводится его *вторичная обработка*. Таким образом можно освободиться от одиночных произвольных шумов, а также построить волновую форму, в которой представлены характерные, в том числе и важнейшие индивидуальные, элементы *ССК* сигнала ФукоКГ (рис 1.2) [3], [19].

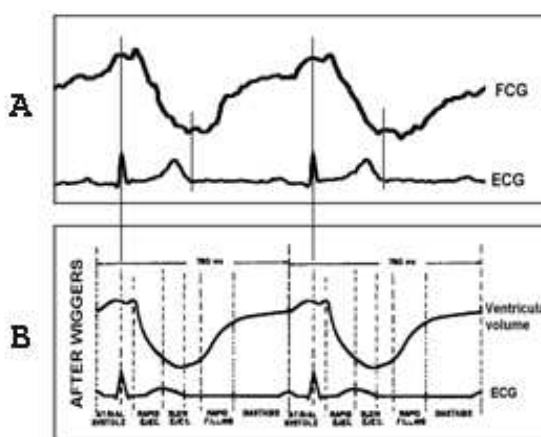


Рис. 1.2. Синхронно регистрируемые ЭКГ и *ССК* сигнала ФукоКГ (А). Кривая изменения объема желудочка по Виггерсу (В).

На кривой *ССК* (рис. 1.2) можно выделить отдельные циклы, каждый из которых отражает последовательность процессов, происходящих в сердце, и несет в себе важную клиническую информацию о его деятельности.

ССК сигнала ФукоКГ не является истинным отображением объема желудочка, а его заменителем - суррогатом. ФукоКГ-суррогатом $F(t)$ объема желудочка $V(t)$ называем такой первично обработанный и очищенный от дыхания (вторично обработанный) сигнал ФукоКГ, который регистрирован в таком положении датчика, где волновые формы сигнала по форме наиболее похожи на ожидаемые колебания объема желудочка.

ФукоКГ-суррогат связан с объемом желудочка линейным выражением:

$$F(t) = C_1 \cdot V(t) + C_2(t), \quad (1.1)$$

где C_1 – калибровочный коэффициент и C_2 – аддитивный сдвиг, который зависит от всех поглотителей, находящихся в области чувствительности катушки датчика ФукоКГ. Поскольку в сигнал ФукоКГ кроме *ССК* входит и *ДСК* легочного происхождения, то C_2 меняется во времени: $C_2 = C_2(t)$.

На данный момент остается невозможным калибровка полученного сигнала ФукоКГ в единицах объема. Калибровочный коэффициент C_1 явно индивидуален и заведомо не известен. Это свойственно всем импедансным методам. Поскольку каждый человек по своей анатомии и физиологии имеет некоторые индивидуальные особенности, то сигнал ФукоКГ может иметь заметно различные формы. Эти характерные особенности сигнала свойственны как данному пациенту, так и они зависят от размещения датчика на поверхности грудной клетки и от положения тела (лежа, стоя и т.д.) исследуемого [11].

Сдвиг $C_2(t)$ – такое же неизвестное слагаемое сигнала ФукоКГ, которое к тому же меняется вместе с дыханием и с изменением положения тела.

По сердечно-синхронной компоненте сигнала ФукоКГ можем установить изменения значений *ФукоКГ-суррогатов* для *конечно-систолического объема* $V_{КС}$, *конечно-диастолического наполнения* $V_{КД}$ и *ударного объема* $V_{УД}$ левого желудочка сердца (см. приложение 1).

С помощью ФукоКГ предполагается возможным непрерывный мониторинг и других биомеханических функций и параметров желудочков сердца. К числу ожидаемой полезной информации принадлежат *сердечный выброс*, *фракция выброса*, *сократимость*, *эластичность* и *вязкость* желудочков [9], [10] (см. приложение 1).

В данной работе метод Фуко-кардиографии исследовался с точки зрения применения для оценки *коэффициента Старлинга сердца*.

1.2 КОЭФФИЦИЕНТ СТАРЛИНГА

Эксперименты Отто Франка (1899) на изолированном сердечно-легочном препарате лягушки позволили установить, что желудочек ведет себя как эластичный резервуар - при увеличении давления в желудочке сердца его конечно-диастолический объем также увеличивается. В связи с тем, что определение объема желудочка для целостного (интактного) организма довольно сложно, зависимость между давлением и объемом нуждалась в дальнейшем исследовании [13].

В 1914 году в классических исследованиях Старлинга и Паттерсона на сердечно-легочном препарате впервые была получена зависимость между средним давлением в правом предсердии и сердечным выбросом.

Из рисунка 1.3 видно, что кривые зависимости между средним давлением в правом предсердии и сердечным выбросом состоят из восходящей и нисходящей частей с точкой максимума между ними; последняя соответствует максимальному растяжению сердца и оптимальному выбросу. Этот максимум, как видно, различен для разных сердец как по абсолютной величине сердечного выброса, так и по величине давления в правом предсердии, при котором он достигается.

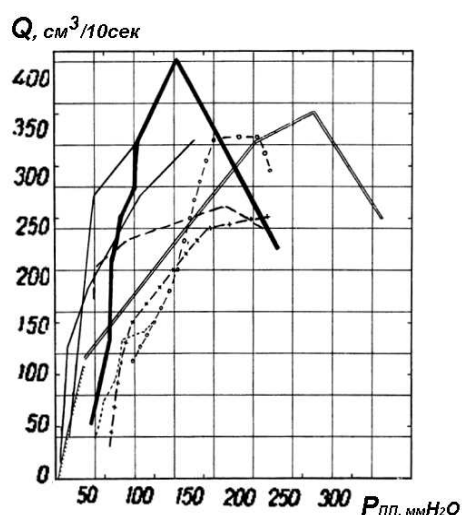


Рис. 1.3. Зависимость между сердечным выбросом и средним давлением в правом предсердии [22].

Зависимости, найденные Старлингом, носят качественный характер; они не содержат никаких данных о повторяемости и однозначности наблюдаемых реакций сердца, никаких статистических оценок результатов экспериментов. Тем не менее значение открытия Старлинга очень велико [7].

Первые качественные представления о саморегуляции насосной функции сердца нашли выражение в широко известном законе Франка-Старлинга для сердца, связавшем работу, совершаемую желудочком, со степенью растяжения его мышечных волокон в конце предшествующей диастолы (или с другими соответствующими величинами: конечно-диастолическим объемом, конечно-диастолическим давлением или средним давлением в предсердии).

В исследованиях Амосова и Лищука [7], так же как и данных Sarnoff и Berglung (1954), Guyton (1963) было установлено, что зависимости сердечного выброса (минутного объема), построенные от среднего давления в левом предсердии, конечно-диастолического давления в левом желудочке и конечно-диастолического объема левого желудочка качественно совпадают с венозной статистической характеристикой, в которой независимой переменной является среднее давление в правом предсердии. Они также показали, что классическая зависимость Старлинга (рис. 1.3) неверна. Кривая, отражающая зависимость производительности сердца от венозного давления, не имеет нисходящей ветви; при высоких значениях давления в правом предсердии она образует плато. Несмотря на прогрессивное нарастающее давление в правом предсердии количество крови, выбрасываемое левым желудочком, и развиваемая мощность не изменяются. Нисходящие части кривых, полученных Старлингом, по всей вероятности, явились результатом резкого ослабления функционального состояния сердца при высоких венозных нагрузках и уже не отражали истинной зависимости сердечного выброса от венозного притока [7]. Из всего выше сказанного следует, что кривая зависимости сердечного выброса от конечно-диастолического давления для интактного организма имеет вид кривой, представленной на рисунке 1.4.

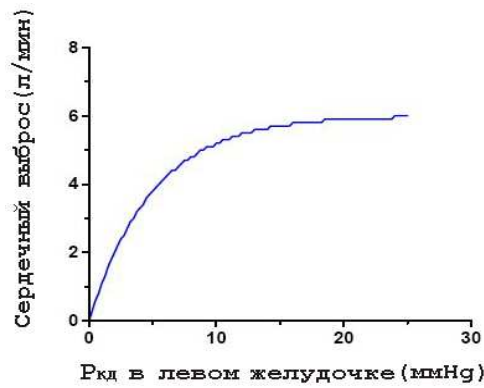


Рис. 1.4. Кривая зависимости сердечного выброса (CB) от конечно-диастолического объема (P_{KD}) в левом желудочке для интактного организма.

Описания насосной функции правого и левого желудочка аналогичны и отличаются незначительно, поэтому и в дальнейшем мы будем рассматривать только описания для левого желудочка сердца.

При описании функционирования желудочков их часто рассматривают как эластичные камеры. Для характеристики таких объектов используют зависимости объем-давление (рис. 1.5).

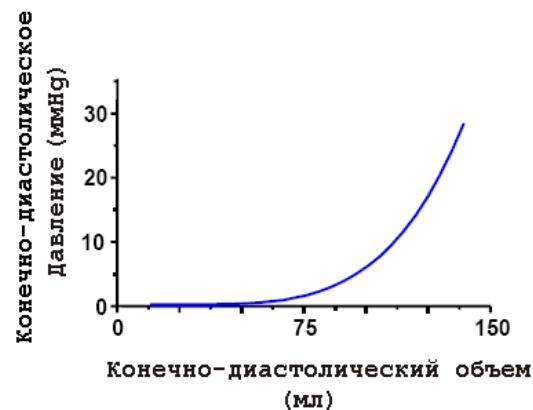


Рис. 1.5. Теоретическая кривая зависимости давления от объема левого желудочка для состояний сердца в конце диастолы.

Используя данную зависимость давление-объем (рис. 1.5), кривую Старлинга (рис. 1.4) можно представить в координатах объема, т.е. конечно-диастолическое давление по оси абсцисс можно заменить на конечно-диастолический объем.

Сердечный выброс (CB) по определению равен произведению ударного объема $V_{уд}$ и частоты сердечных сокращений $ЧСС$.

$$CB = V_{уд} \cdot ЧСС \quad (1.2)$$

Таким образом, используя зависимости на рисунках 1.4 и 1.5, получаем зависимость между ударным объемом $V_{уд}$ и конечно-диастолическим объемом $V_{кд}$ желудочка сердца (рис. 1.7), в виде которой зависимость Франка-Старлинга была также получена в экспериментах [15] (рис. 1.6), несколько десятков лет позже обнаружения Старлингом зависимости сердечного выброса от конечно-диастолического давления.

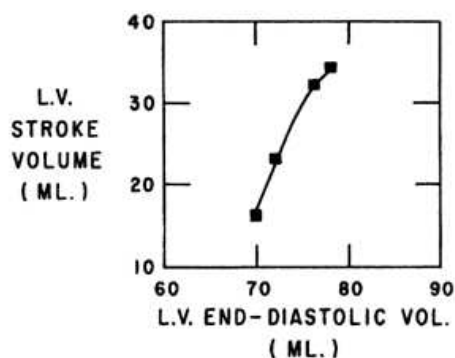


Рис. 1.6. Зависимость между конечно-диастолическим объемом (по оси абсцисс) и ударным объемом левого желудочка (по оси ординат), полученная в экспериментах W. L. Gleason и E. Braunwald [15].

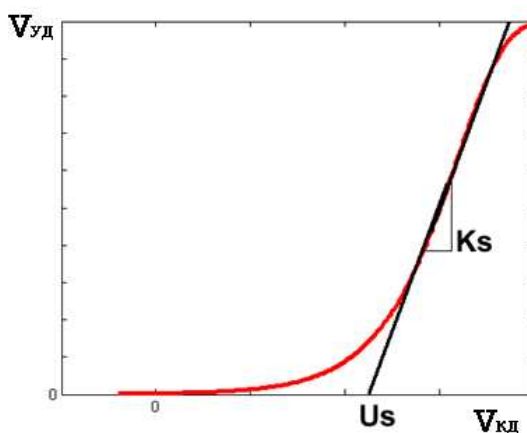


Рис. 1.7. Теоретическая зависимость между конечно-диастолическим объемом $V_{кд}$ и ударным объемом $V_{уд}$ левого желудочка сердца. Получена по кривой Старлинга, используя зависимость давление-объем (рис. 1.5). K_s и U_s – параметры линейной аппроксимации.

Результирующая кривая (рис. 1.7) более линейна в рабочей области кривой Старлинга. Уравнение линейного участка полученной теоретической кривой может быть определено следующим выражением

$$V_{уд} = K_S \cdot (V_{кд} - U_S) \quad (1.3)$$

где K_S и U_S – параметры линейной аппроксимации. В дальнейшем K_S мы будем называть коэффициентом Старлинга. Справедливость формулы 1.3 подтверждается также экспериментальными данными других авторов, которые проводили непосредственное измерение конечно-диастолического объема. Эти исследования, а также работы Рапапорта, Вилденталя и др. позволяют сделать вывод, что K_S изменяется в интервале [7]

$$0,2 \leq K_S \leq 0,8 \quad (1.4)$$

В клинической медицине одним из важных параметров сердца является *сократимость миокарда*, который должен быть показателем непосредственно сердца и не должен зависеть от свойств и процессов в сосудистой системе. Но так как все части системы сильно взаимосвязаны, то выделить такой показатель только для сердца очень трудно. Для принятой линейной аппроксимации насосной кривой в качестве показателя т.н. *инотропного состояния* сердца (сократимости) был принят коэффициент K_S . Эта числовая характеристика инотропизма (сократительной способности) была впервые приведена в работах авторов школы Н. М. Амосова [7], [8].

Знание такого показателя необходимо для индивидуализации моделей кровообращения, которые строятся для компьютеризированного управления состоянием кардиохирургических больных [18].

К сожалению, согласно взглядам настоящего времени, коэффициент Старлинга K_S , на макроскопическом уровне определения, невозможно считать показателем сократимости, однако он является очень важным показателем, характеризующим функциональную способность сердца.

1.3 ЦЕЛЬ И ЗАДАЧИ

Разрабатываемый метод Фуко-кардиографии всегда предполагался для применения в клинической медицине для слежения за механической деятельностью сердца. До начала нынешнего исследования применения Фуко-кардиографии в клинической медицине не существовало.

Из изложенного выше следует, что метод ФукоКГ мог бы позволить оценить функциональную способность сердца. В настоящей работе стало возможным поставить следующую цель, которая является актуальной для клинической медицины и может

быть достигнута с помощью имеющихся в нашем распоряжении средств биомедицинской техники и медицинской физики.

Цель настоящей работы – исследование возможностей оценки коэффициента Старлинга желудочков сердца по Фуко-кардиограмме.

Исходя из установленной цели данной работы, следовало итеративно решать следующий комплекс взаимосвязанных между собой задач:

1. Выбор и уточнение концепции коэффициента Старлинга желудочков сердца.
2. Нахождение возможных методов определения коэффициента Старлинга желудочков сердца.
3. Подготовка инструментария для компьютерных имитационных исследований и для исследования и проверки на реальных данных найденных методов.
4. Выбор подходящего для исследования материала из архива ранее полученных кривых Фуко-кардиограмм и по необходимости проведение дополнительных экспериментов. Определение условий или методов проведения экспериментов.
5. Проверка возможных методов определения коэффициента Старлинга с помощью обработки и анализа имитационных и экспериментальных (как из архива, так и из специально проведенных экспериментов) данных.
6. Проведение анализа полученных результатов.

2 МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛЫ

2.1 МОДЕЛЬ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПО ЛИЩУК-МОСТКОВА-ВЕДРУ

Одной из основных задач на первом этапе данного исследования было найти возможные методы определения коэффициента Старлинга желудочков сердца и определить может ли данный коэффициент быть показателем *сократимости миокарда* или *насосной способности сердца* (см. приложение 1). Один из возможных методов для такого исследования - математическое моделирование сердечно-сосудистой системы. Используемая модель должна в первую очередь обеспечить достаточно полную и адекватную имитацию сердца и условий, в которых оно находится в системе кровообращения. В качестве инструмента нами была использована математическая модель кровообращения по Лищук-Мосткова-Ведру [10], разработанная в вычислительной среде MATLAB.

В модели [10] для имитации сосудистых участков сердечно-сосудистой системы применено камерное моделирование. При этом сосуды описывают с помощью свойств эластичности (C), сопротивления (R) и инерционности (L) (рис. 2.1).

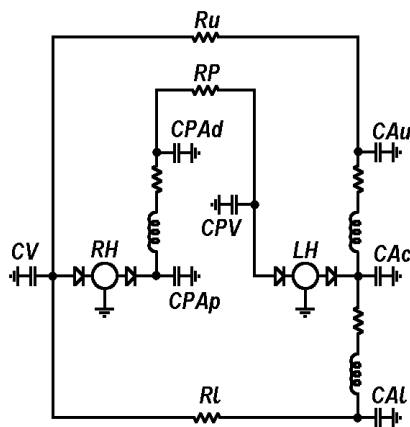


Рис. 2.1. Камерная структура модели кровообращения, CV-эластичность венозной камеры, RH-правое сердце, CPAp-эластичность проксимальной легочно-артериальной камеры, CPAd-эластичность дистальной легочно-артериальной камеры, CPV-легочно-венозная эластичность, LH-левое сердце, CAc-эластичность центральных артерий, CAu-эластичность артерий (верхняя часть тела), CAI-эластичность артерий (нижняя часть тела), Ru-периферическое сопротивление (верхняя часть тела), RP-легочное сопротивление, Rl-периферическое сопротивление (нижняя часть тела).

На основе такого подхода установлена общая структура модели кровообращения (гемодинамики) и построено 9-камерное описание сосудистых участков модели [10]. Математическое описание сосудистой системы выражается системой 14 соответствующих дифференциальных уравнений состояния.

Для описания сердца в модель была включена математическая модель, разработанная В.А. Лищуком и Е.В. Мостковой [9]. Эта модель основана на законе сердца Франка-Старлинга и биофизических свойствах миокарда. Модель состоит из двух камер (описываются только желудочки, которые представлены тонкостенными мышечными сферами). Для описания миокарда была использована модификация модели мышцы Хилла. Элементарная полоска миокарда рассматривается как структура, состоящая из сократительно-эластичных нитей, погруженных в эластичную среду. Учтена вязкость миокарда. Поведение сократительных элементов сердца в течение систолы описывается с помощью их закона сокращения, который выведен на основе закона Старлинга для сердца [12]. Циклическая деятельность сердца определяется чередованием систол и диастол, характеристиками которого является период сердечных сокращений и длительность диастолы. Клапаны сердца рассматриваются как каналы с переменной проводимостью, нелинейно зависящей от значений давления в их непосредственной окружности. В артериальных и легочных артериальных сосудистых руслах имеют место гемодинамические процессы колебания, которые возникают под влиянием отражения пульсирующих волн в артериях от верхних и нижних регионов артериальной системы [20]. Поэтому модель артериального русла представлена 3-камерной цепочкой, имеющей две ветви, представляющие верхние и нижние регионы артериальной системы.

Настоящая модель описывает изменения всех объемов и давлений в ее камерах и все потоки между камерами. На рисунках 2.2-3 представлены волновые формы кривых изменения переменных для левого и правого сердца, полученные с помощью математической модели для здорового человека в состоянии покоя [12].

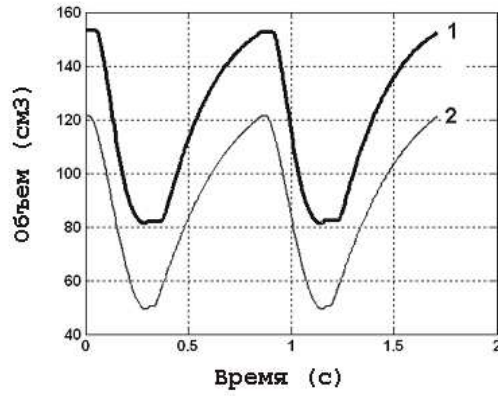


Рис. 2.2. Изменение объема желудочка в математической модели: 1-левое сердце, 2-правое сердце.

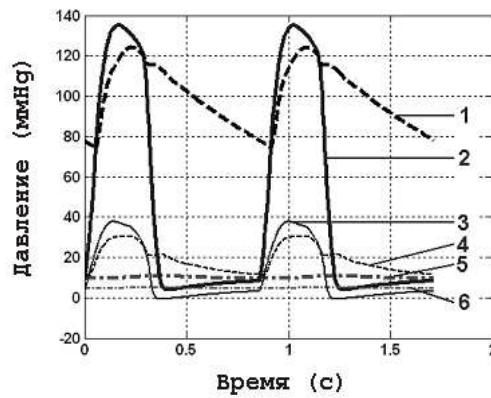


Рис. 2.3. Изменение давлений крови в: 1-центральных артериях, 2-левом желудочке, 3-правом желудочке, 4-проксимальных легочных артериях, 5-легочных венах, 6-венах.

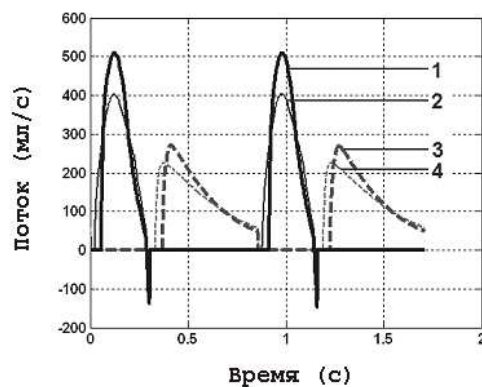


Рис. 2.4. Изменения потоков через клапаны сердца: 1-аортальный, 2-легочно-артериальный, 3-миотральный, 4-трикуспидальный.

В настоящей модели состояние желудочка сердца определяется объемом его полости V и объемом псевдополости ω . Последний можно трактовать как объем полости желудочка, в котором последовательные эластичные элементы заменены абсолютно жесткими [10]. Одно из уравнений, которые были использованы для математического описания модели – выражение для закона сохранения объема:

$$\frac{dV}{dt} = Q_{in} - Q_{out} \quad (2.1)$$

где Q_{in} и Q_{out} входящий и исходящий поток крови желудочка сердца соответственно.

Изменение объема псевдополости желудочка (псевдообъема) в модели представлена вторым дифференциальным уравнением вида:

$$\frac{d\omega}{dt} = -\frac{\kappa}{T_{sys}} \cdot [\omega(t) - u] \quad (2.2)$$

где ω – псевдообъем желудочка, T_{sys} – период систолы, κ характеризует сократимость миокарда. Псевдообъем в данном случае – это переменная, характеризующая состояние сокращения желудочка, представленная в виде объема сферы, состоящей из сократительных элементов миокарда.

Уравнение (2.1) представляет собой адаптацию закона Старлинга для модели сердца в каждый момент сокращения миокарда. Параметр κ характеризует сократимость миокарда. А второе дифференциальное уравнение (2.2) показывает, что уменьшение объема желудочка во время систолы – процесс близкий к экспоненциальному (рис. 2.5).

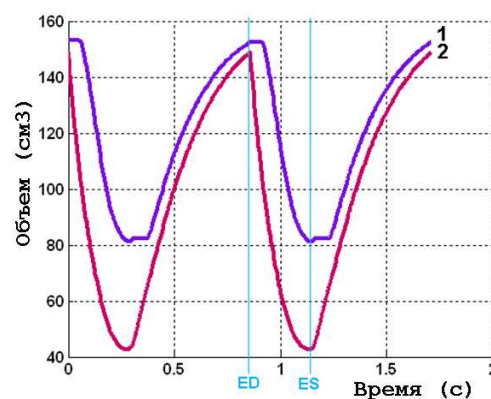


Рис. 2.5 Изменения истинного (1) и псевдообъема (2) желудочка сердца в математической модели кровотока Лищук-Мосткова-Ведру. ED – конец диастолы и ES – конец систолы.

2.2 МОДЕЛЬ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПО Х. СУГА

В учебном материале Д. Буркхоффа [13] представлена восходящая к Х. Суга [23], [24], [14] модель кровообращения. Наряду с общим описанием сердечно-сосудистой системы и насосной функции сердца, представлены и уточнены концепции сократимости, *пост- и преднагрузки сердца* (см. приложение 1).

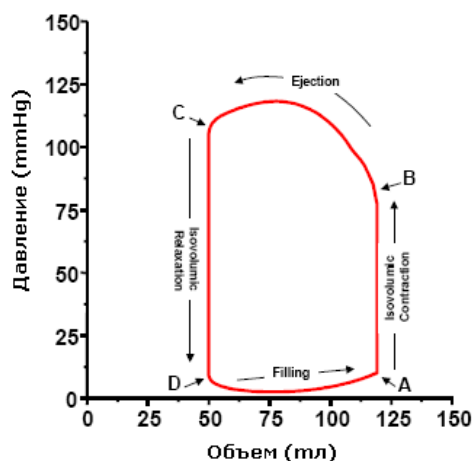


Рис. 2.6. *PV*-диаграмма сердечного цикла - диаграмма взаимозависимости давления и объема левого желудочка сердца в ходе сердечного цикла; D-A - фаза наполнения, A-B - изоволюметрическое сокращение, B-C - фаза изгнания, C-D - изоволюметрическое расслабление [13].

Зависимость давления левого желудочка от его объема можно представить в координатах давление-объем, другими словами – в виде *PV*-диаграммы сердечного цикла (рис. 2.6) [13]. На диаграмме представлены четыре основные фазы сердечного цикла: фаза изометрического сокращения (A-B), изгнания (B-C), изометрического расслабления (C-D) и фазы наполнения (D-A).

Из представленной рисунке 2.6 *PV*-диаграммы можно установить несколько важных характеризующих сердечный цикл величин (рис. 2.7). В данном исследовании для нас особый интерес представляют конечно-систолический и конечно-диастолический объемы, ударный объем и конечно-систолическое давление.

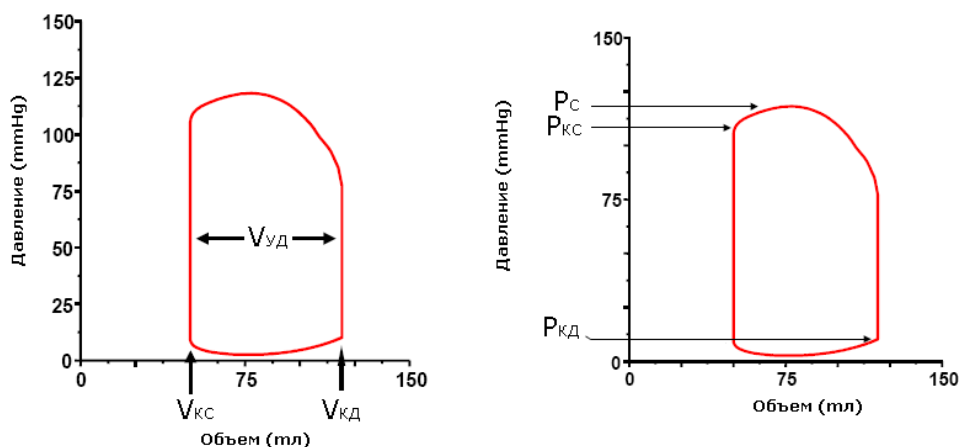


Рис. 2.7. Определение параметров и переменных для сердца в течение одного сердечного цикла. $V_{КД}$ – конечно-диастолический объем, $V_{КС}$ – конечно-систолический объем, $V_{УД}$ – ударный объем, $P_{КС}$ – конечно-систолическое давление, $P_{КД}$ – конечно-диастолическое давление [13].

Для характеристики свойств камер желудочков сердца в диастолу и систолу в согласно Х.Суга следует использовать конечно-диастолическую PV -характеристику (EDPVR - end-diastolic pressure-volume relationship) и конечно-систолическую PV -характеристику (ESPVR - end-systolic pressure-volume relationship), которые можно рассматривать кривыми эластической деформации желудочка соответственно для конечно-диастолического и конечно-диастолического состояний..

Зависимость между всевозможными конечно-диастолическими значениями давления и соответствующего объема левого желудочка (EDPVR) представлена на рисунке 2.8.

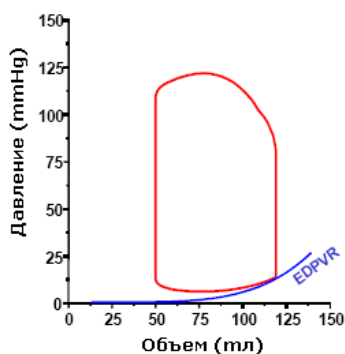


Рис. 2.8. Конечно-диастолическая PV -характеристика желудочка (EDPVR) вместе с PV -диаграммой сердечного цикла [13].

Данная взаимозависимость связывает значение конечно-диастолического давления $P_{КД}$ со значением конечно-диастолического объема $V_{КД}$ и наоборот. Зависимость давления от объема можно представить нелинейной функцией:

$$P_{КД} = P_0 + \beta \cdot (V_{КД})^\alpha \quad (2.3)$$

где P_0 – асимптота давления при малых значения объема, α и β – константы, определяющие кривизну линии и установленные по механическим свойствам мышцы, и структурным особенностям желудочка [13].

Прямая зависимости между конечно-систолическим давлением и объемом (ESPVR) пересекает ось объема в точке V_0 (рис. 2.9А-В).

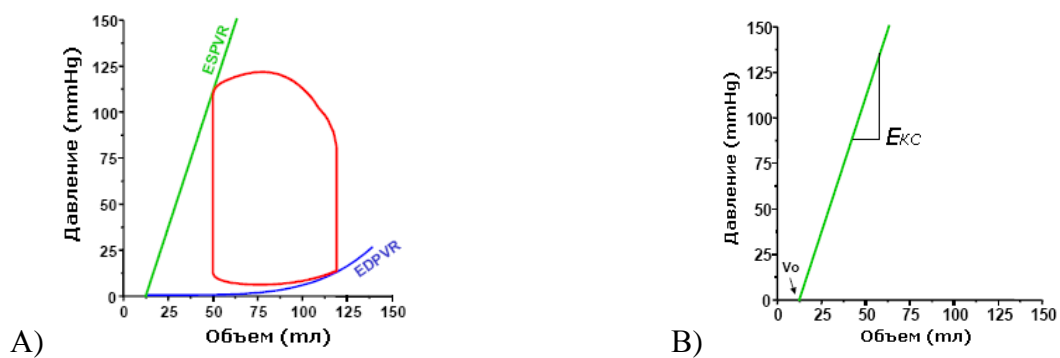


Рис. 2.9. А) PV -диаграмма сердечного цикла, рядом с которой показаны: кривые EDPVR и ESPVR;

В) наклон $E_{КС}$ кривой ESPVR, характеризующий конечно-систолическую эластичность. V_0 – точка, в которой ESPVR пересекает ось объема – значение ненапряженного объема [13].

В отличие от кривой EDPVR, зависимость ESPVR согласно Суга [13] считается линейной и может быть выражена следующей функцией:

$$P_{КС} = E_{КС} \cdot (V_{КС} - V_0) \quad (2.4)$$

где $P_{КС}$ – конечно-систолическое давление, V_0 – определен выше, $V_{КС}$ – конечно-систолический объем, $E_{КС}$ – наклон конечно-диастолической PV -характеристики (рис. 2.9В). В данном случае $E_{КС}$ характеризует конечно-систолическую эластичность [13].

В течение одного сердечного цикла ESPVR может поворачиваться в направлении от и к кривой зависимости EDPVR (рис. 2.10).

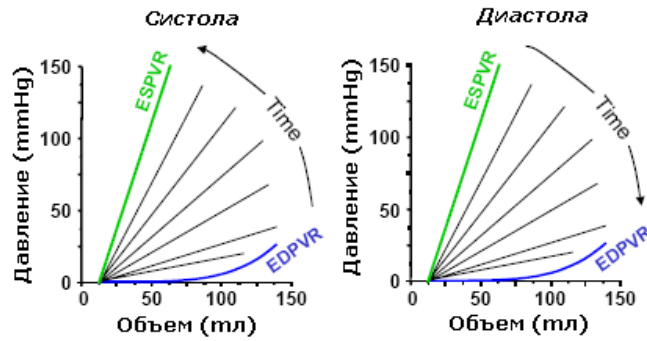


Рис. 2.10. Поворачивание ESPVR – изображение изменения во времени эластичности $E(t)$ в течение систолы и диастолы [13].

Поскольку $E_{КС}$ равен наклону прямой ESPVR и характеризует конечно-систолическую эластичность сердца. Учитывая возможность поворачивания ESPVR (рис. 2.10) можем говорить о меняющейся во времени эластичности $E(t)$. Зная функцию $E(t)$ и изменение во времени значения объема $V(t)$, можно установить функцию $P(t)$ для желудочка сердца в течение сердечного цикла с помощью следующей зависимости:

$$P(V, t) = E(t) \cdot [V(t) - V_0] \quad (2.5)$$

Согласно Х.Суга $E_{КС}$ предполагается показателем *сократимости* (см. приложение 1), так как $E_{КС}$ меняется в зависимости от сократимости желудочка и не зависит от постнагрузки для сердца (состояния артериальной и микрососудистой систем) или преднагрузки для сердца (венозного притока и связанного с ним конечно-диастолического объема). Изменения давления желудочка и ударного объема не могут характеризовать сократимость желудочка сердца, так как такие изменения могут быть результатом изменения венозного притока или артериального оттока.

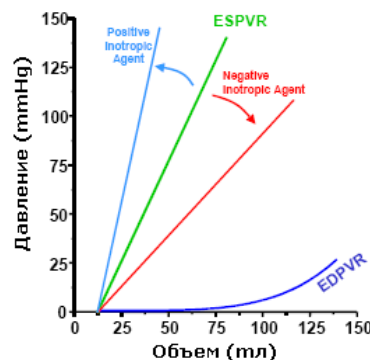


Рис. 2.11 Изменение наклона $E_{КС}$ кривой ESPVR в сторону увеличения или уменьшения, посредством положительных или отрицательных инотропных агентов (воздействий, стимулирующих сердечное сокращение), способных влиять на сократимость мышечной ткани [13].

Из рисунка 2.11 видно, что посредством положительных или отрицательных инотропных агентов (лекарственных и других химических препаратов - стимуляторов сердечного сокращения, воздействующих на сократительную способность сердечной мышцы и частоту сердечных сокращений) меняется наклон $E_{КС}$ кривой ESPVR в сторону увеличения или уменьшения соответственно.

Показателем постнагрузки в настоящей модели является изменение полного периферического сопротивления $ППС$, которое можно также определить по PV -диаграмме сердечного цикла (рис. 2.12). На рисунке, представленном ниже, E_a определена как эффективная периферическая эластичность, которая тесно связана с $ППС$.

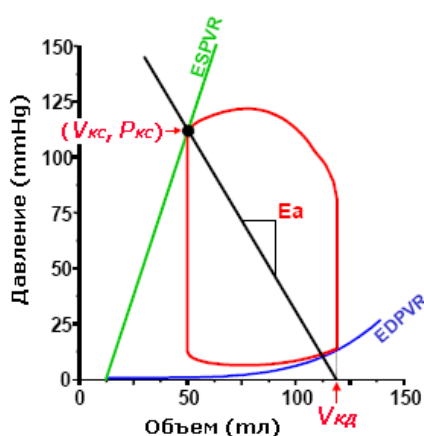


Рис. 2.12 PV -диаграмма сердечного цикла. Наклон прямой E_a характеризует эффективную периферическую эластичность [13].

Полное периферическое сопротивление определено следующим отношением:

$$ППС = \frac{P_{СР.А} - P_{ЦВ}}{СВ} \quad (2.6),$$

где $P_{ЦВ}$ – давление в центральных венах, $P_{СР.А}$ – среднее артериальное давление. Сердечный выброс $СВ$ связан с ударным объемом $V_{УД}$ и частотой сердечных сокращений $ЧСС$ с помощью формулы (1.2):

$$СВ = V_{УД} \cdot ЧСС \quad (2.7)$$

Подставив выражение для $СВ$ в уравнение 2.6, получаем:

$$ППС = \frac{(P_{СР.А} - P_{ЦВ})}{V_{УД} \cdot ЧСС} \quad (2.8)$$

Чтобы упростить данное выражение, учтём, что $P_{ЦВ}$ (в норме от 0 до 5 ммHg) настолько мало по сравнению с $P_{СР.А}$, что им можно пренебречь. Давление $P_{СР.А}$ практически

равняется конечно-систолическому давлению в желудочке $P_{КС}$. Тогда можем переписать уравнение 2.8 следующим образом:

$$ППС = \frac{P_{КС}}{V_{уд} \cdot ЧСС} \quad (2.9),$$

или

$$ППС \cdot ЧСС = \frac{P_{КС}}{V_{уд}} \quad (2.10).$$

Следует заметить, как показано на рисунке 2.12, что отношение $P_{КС} / V_{уд}$ можно определить по PV -диаграмме сердечного цикла, если провести прямую с отрицательным наклоном из точки на оси объема, определяющей значение конечно-диастолического объема $V_{КД}$, в точку значения конечно-систолического давления $P_{КС}$ и объема $V_{КС}$. Наклон данной прямой E_a , характеризующий эффективную периферическую эластичность, определяется отношением [13]:

$$E_a = \frac{P_{КС}}{V_{уд}} \quad (2.11).$$

С помощью данной модели по PV -диаграмме также были рассмотрены влияния изменений полного периферического сопротивления $ППС$, конечно-диастолического объема $V_{КД}$, показателя сократимости $E_{КС}$, и частоты сердечных сокращений $ЧСС$ на наклон прямой E_a (рис. 2.13 А-Д).

Из (2.10) следует и на рисунке 2.13А показано, что при увеличении $ППС$ наклон прямой E_a увеличивается, а $V_{уд}$ уменьшается, если $E_{КС}$, V_0 , $ЧСС$ постоянны.

Влияние преднагрузки ($V_{КД}$) показано на рисунке 2.13В. При постоянных $ЧСС$ и $ППС$ наклон прямой E_a также остается без изменений. Тогда при постоянном $ESPVR$ и увеличении $V_{КД}$ происходит увеличение $P_{КС}$ и $V_{уд}$.

Изменение показателя сократимости $E_{КС}$, при постоянных свойствах артериальной системы и преднагрузки, показано на рисунке 2.11С. При увеличении $E_{КС}$ прямая E_a пересекает $ESPVR$ в точке более высокого давления и меньших значений объема. Кроме того, наблюдается увеличение значений $V_{уд}$.

Влияния же изменений $ЧСС$ (рис. 2.13А) на наклон прямой E_a аналогично влиянию $ППС$, которое представлено на рисунке 2.13D [13].

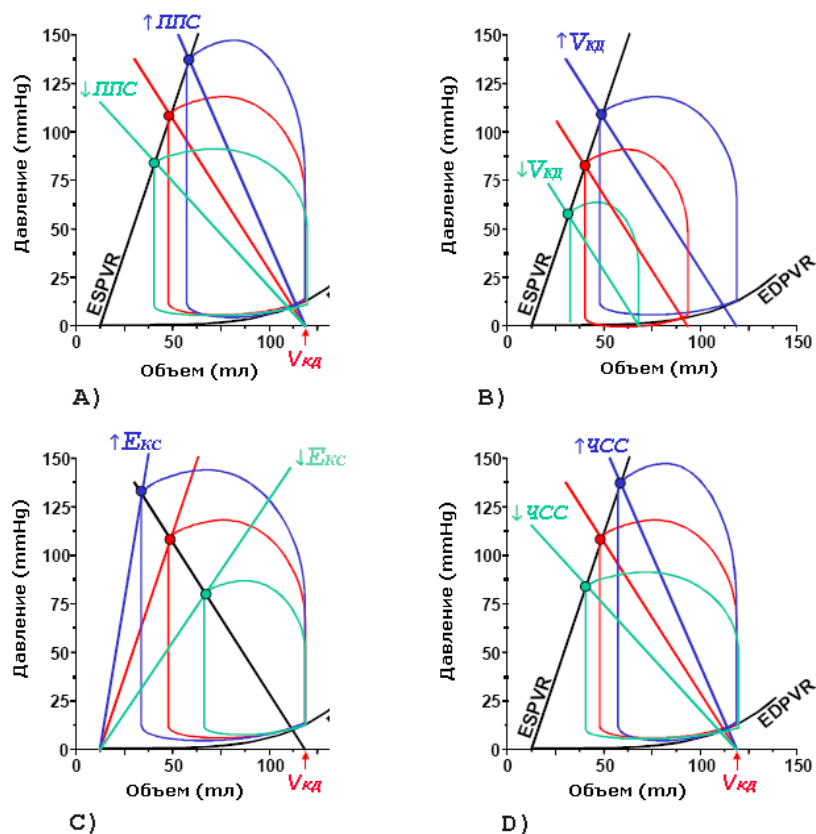


Рис. 2.13. PV -диаграммы, демонстрирующие влияния изменений полного периферического сопротивления $ППС$, конечно-диастолического объема $V_{кд}$, показателя сократимости $E_{кс}$, и частоты сердечных сокращений $ЧСС$ на наклон прямой E_a [13].

2.3 ЛИНЕЙНАЯ КОРРЕЛЯЦИЯ И ЕЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Из формулы 1.3 (пункт 1.2) следует, что коэффициент Старлинга K_S является параметром линейной аппроксимации кривой Старлинга – зависимости между конечно-диастолическим объемом и ударного объема левого желудочка сердца, которая линейна в рабочей области данной кривой. Поэтому для оценки отношений между двумя переменными и определения коэффициента Старлинга использовался метод регрессионного анализа.

Для обеспечения надежности построения линии регрессии и нахождения ее наклона был применен корреляционный метод. Корреляционный анализ позволяет также количественно оценить, насколько соответствует линия регрессии отдельным точкам, фиксирующим данные наблюдений.

Линейная корреляция – зависимость между случайными переменными, не имеющая строго функционального характера, при которой изменение одной из

случайных величин приводит к изменению математического ожидания другой. Сопоставляя каждому значению одной величины, скажем x , среднее из соответствующих значений другой величины, скажем y , мы получаем функцию регрессии или просто регрессию y на x .

Линейная регрессия имеет следующую формулу:

$$y = ax + b \quad (2.12)$$

где y - зависимая переменная; x - независимая переменная; b - величина y при $x = 0$; a - наклон линии регрессии (коэффициент пропорциональности изменений y и x).

Мера зависимости между величинами характеризуется *коэффициентом корреляции* [21].

Формула для вычисления коэффициента корреляции:

$$r = \frac{\sum (x_k - \bar{x}) \cdot (y_k - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x_k - \bar{x})^2 \cdot \sum (y_k - \bar{y})^2}} \quad (2.13)$$

где x_k и y_k ($k= 1, 2, \dots, m$), \bar{x} и \bar{y} - средние значения x_k и y_k [21].

Коэффициент корреляции принимает значения $-1 \leq r \leq 1$. Чем ближе $|r|$ к единице, тем теснее связь. При $r = \pm 1$ корреляционная связь представляет линейную функциональную зависимость. Близость коэффициента корреляции к единице указывает на высокую степень линейной зависимости [21].

3 ПРОДЕЛАННАЯ РАБОТА И РЕЗУЛЬТАТЫ

3.1 ИССЛЕДОВАНИЕ НА МОДЕЛИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ЛИЩУК-МОСТКОВА-ВЕДРУ

3.1.1 Принцип

Волновая форма сердечно-синхронной компоненты сигнала ФукоКГ похожа на волновую форму желудочкового объема сердца (рис. 1.2). Поэтому предполагаем из Фуко-кардиограммы (см. приложение 1) получить диагностически ценную информацию.

В начале данной работы проводилось исследование возможностей определения ударного объема и коэффициента сократимости миокарда с помощью применения математической модели сердца, описанной в п. 2.1.

3.1.2 Реализация

В математической модели сердечно-сосудистой системы по Лищук-Мосткова-Ведру в качестве характеристики инотропного состояния выступает параметр κ .

Применение κ вместо K_S для характеристики сократимости предпочтительно тем, что κ характеризует именно сократительные элементы миокарда, тогда как K_S является характеристикой целого сердца и зависит кроме свойств сократительных элементов, например, от эластичности [10].

В настоящей модели давление в желудочке зависит от истинного значения объема и псевдообъема желудочка сердца (п. 2.1).

Ударный объем – объем крови, нагнетаемый левым или правым желудочком в соответствующий магистральный сосуд (в аорту или легочную артерию) при одном сокращении сердца. Ударный объем равняется разности конечно-диастолического и систолического объемов, которые можно установить по соответствующим значениям модельной кривой для каждого сердечного цикла (рис. 3.1).

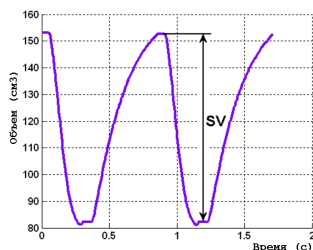


Рис. 3.1. Кривая объема левого желудочка, полученная с помощью математической модели, разработанной в среде MATLAB. SV - ударный объем желудочка.

Таким образом, модель содержит искомые параметры и позволяет имитировать их влияние на форму кривой изменения объема желудочка. Была поставлена задача: установить, возможно ли на основе экспериментального сигнала ФукоКГ обратно определить значение κ – показателя сократимости.

Из рисунка 2.5 в п. 2.1 видно, что скорость уменьшения истинного объема в точке ее максимального значения близка к скорости уменьшения псевдообъема. Принимая во внимание тот факт, что уменьшение объема желудочка во время систолы – процесс близкий к экспоненциальному, по двум точкам такой кривой можно построить систему, состоящую из двух логарифмических уравнений:

$$\begin{cases} \ln \frac{V(t_1) - V_\infty}{V(0) - V_\infty} = -\frac{\kappa \cdot t_1}{T_{sys}} \\ \ln \frac{V(t_2) - V_\infty}{V(0) - V_\infty} = -\frac{\kappa \cdot t_2}{T_{sys}} \end{cases} \quad (3.1)$$

где $V(t)$ – объем желудочка; t – время, отсчитанное от начала систолы; T_{sys} – период систолы; V_∞ – асимптота экспоненциального уменьшения объема в течение систолы; t_1 и t_2 – выбранные моменты времени в систолу.

На рисунке 3.2 представлены те же кривые для систолы желудочка, что и на рисунке 2.5 (п. 2.1), но с логарифмической шкалой по вертикальной оси. Линейный спад кривых 1 и 2, как показано на рисунке 3.2, характеризует процесс сокращения желудочка.

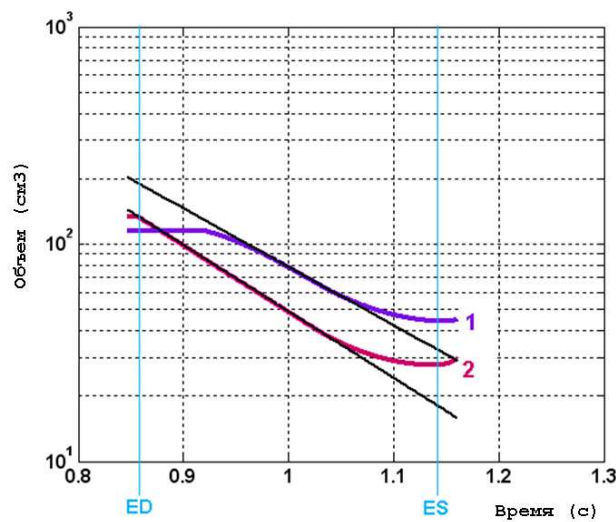


Рис. 3.2 Изменения истинного (1) и псевдообъема (2) желудочка сердца в логарифмических координатах по вертикальной оси ординат в математической модели кровообращения Лищук-Мосткова-Ведру.

3.1.3 *Результат*

Определение показателя сократимости k по кривой изменения псевдообъема невозможно, так как такая переменная не подлежит измерению. В ходе исследования предполагалось, что ее возможно определить по кривой изменения ФукоКГ-суррогата (п. 1.1, (1.1)) истинного объема. Недостаток метода ФукоКГ в его индивидуальной калибровке, но в данном случае значение скоростной характеристики (постоянной времени) экспоненциального процесса – это время e -кратного изменения, которое не зависит от калибровки сигнала. Однако, зависит от того, по отношению к чему надо рассчитывать кратность изменения. Здесь предполагалось, что асимптоту процесса $V(0)$, решая (3.1), тоже можно будет установить.

Исследуя возможности *параметрической идентификации* (см. приложение 1) модели кровообращения Лищук-Мосткова-Ведрю по систолической части сердечно-синхронной компоненте сигнала ФукоКГ, был произведен расчет k и $V(0)$, решая (3.1). Истинное значение для k в модели было установлено равным 2, но экспериментально получили значение 1,75. Результаты нуждались в дальнейшем исследовании, но как выяснилось, данный метод для определения показателя сократимости является неустойчивым. Названная неустойчивость выражалась в заметном изменении параметров модели при малых изменениях в общей форме Фуко-кардиограммы.

По видимому, для устойчивого определения параметров экспоненциальных кривых, получаемых в модели в качестве кривых изменения объемов псевдополостей желудочков, наблюдаемый систолический участок сердечно-синхронной компоненте сигнала ФукоКГ является слишком коротким. Можно предположить, что всякие шумы и искажения приводят к заметным отклонениям модельной кривой даже при одинаковом сокращении сердца. Поэтому было решено исследовать возможность применения иного метода, описание которого представлено в следующем пункте.

3.2 ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА СТАРЛИНГА КОРРЕЛЯЦИОННЫМ МЕТОДОМ

3.2.1 *Предпосылки для использования корреляционного метода*

В п. 1.2 было дано выражение для закона Старлинга для сердца. В линейном приближении он может быть выражен следующим равенством:

$$V_{уд} = K_S \cdot (V_{кд} - U_S) \quad (3.2)$$

где K_S и U_S – параметры линейной аппроксимации кривой Старлинга, выраженной в объемных переменных, в рабочей области желудочка. То, что K_S является наклоном

линии регрессии, которую можно построить по значениям $V_{уд}$ и $V_{кд}$, побудило применения корреляционного метода.

Количественно измерить достоверность построения необходимой линии регрессии и определения K_S можно посредством расчета соответствующего коэффициента корреляции. Чем ближе значение коэффициента корреляции к единице, тем выше степень линейной зависимости и тем точнее значение для K_S .

3.2.2 Реализация корреляционного метода

Метод Фуко-кардиографии предполагает связь между сердечно- синхронной компонентой (*ССК*) сигнала ФукоКГ и объемом желудочка, которую можно выразить линейным выражением (1.1). Тогда сердечно-синхронную составляющую сигнала ФукоКГ, можно считать некоторым ФукоКГ-суррогатом объема желудочка.

Основная идея определения коэффициента Старлинга по *ССК* заключалась в том, чтобы построить линию регрессии по значениям *ФукоКГ-суррогата ударного объема* $V_{уд}$ и *ФукоКГ-суррогата конечно-диастолического наполнения* $V_{кд}$. Значение *ФукоКГ-суррогата конечно-диастолического наполнения* $F_{кд}$ (см. выше формулу (1.1) и приложение 1)

$$F_{кд} = C_1 \cdot V_{кд} + C_2(t), \quad (3.3)$$

где C_1 – калибровочный коэффициент и $C_2(t)$ – аддитивный сдвиг. А *ФукоКГ суррогат ударного объема* $F_{уд}$ определен выражением:

$$F_{уд} = (C_1 \cdot V_{кс} + C_2(t)) - (C_1 \cdot V_{кд} + C_2(t)), \quad (3.4)$$

тогда после преобразования (3.4) $C_2(t)$ сокращается и

$$F_{уд} = C_1 \cdot V_{уд} \quad (3.5)$$

Сдвиг $C_2(t)$ – неизвестное слагаемое, которое зависит от всех поглотителей, находящихся в области чувствительности датчика ФукоКГ. В него входит также и поглощение от легких. Из -за влияния дыхания сдвиг $C_2(t)$ меняется вместе с дыханием во времени и затрудняет нахождение регрессии. В таком случае, коррелировать между собой *ФукоКГ-суррогат конечно-диастолического наполнения* и *ФукоКГ-суррогат ударного объема* не возможно. Поэтому, после первичной обработки (фильтрации) сигнала ФукоКГ, необходимо удаление легочной компоненты сигнала, которая является одной частью дыхательной-синхронной компоненты (*ДСК*). Но мы можем избавиться только полностью от дыхательно-синхронной компоненты [6].

Процесс удаления ДСК сигнала ФукоКГ осуществляется следующим образом. При проведении эксперимента всегда синхронно регистрируются сигнал ФукоКГ и вспомогательный сигнал ЭКГ (электрокардиограмма). Это позволяет сигнал ФукоКГ разделить на серии циклов. Границы циклов определяют по соответствующим R-зубцам ЭКГ. Для каждого сердечного цикла рассчитывается среднее значение сигнала [19]. Затем к полученным точкам применяется интерполирующая функция сплайна и полученная таким образом кривая принимается за дыхательно-синхронную компоненту сигнала. Затем, из прошедшего первичную обработку сигнала ФукоКГ (рис. 3.3), удаляем (вычитываем) полученную оценку дыхательно-синхронной компоненты. Полученный комплекс циклов располагается по нулевой линии (рис. 3.4).

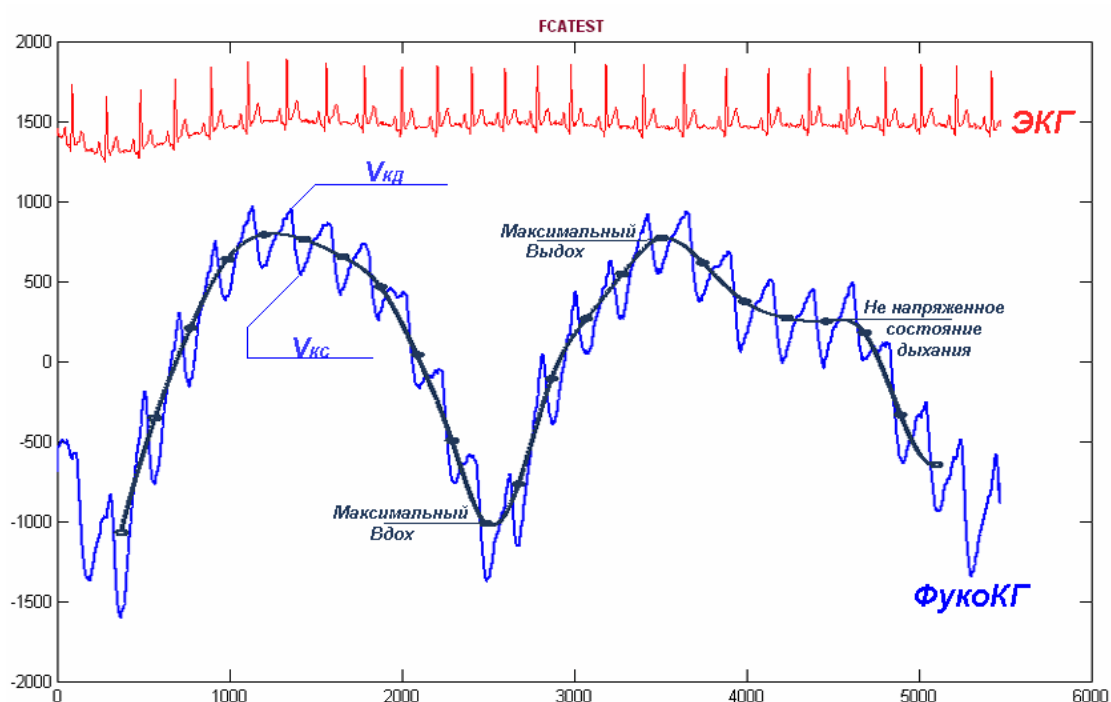


Рис. 3.3. Сердечно-синхронная и дыхательно-синхронная компоненты прошедшего первичную обработку сигнала ФукоКГ, регистрируемого синхронно с ЭКГ.

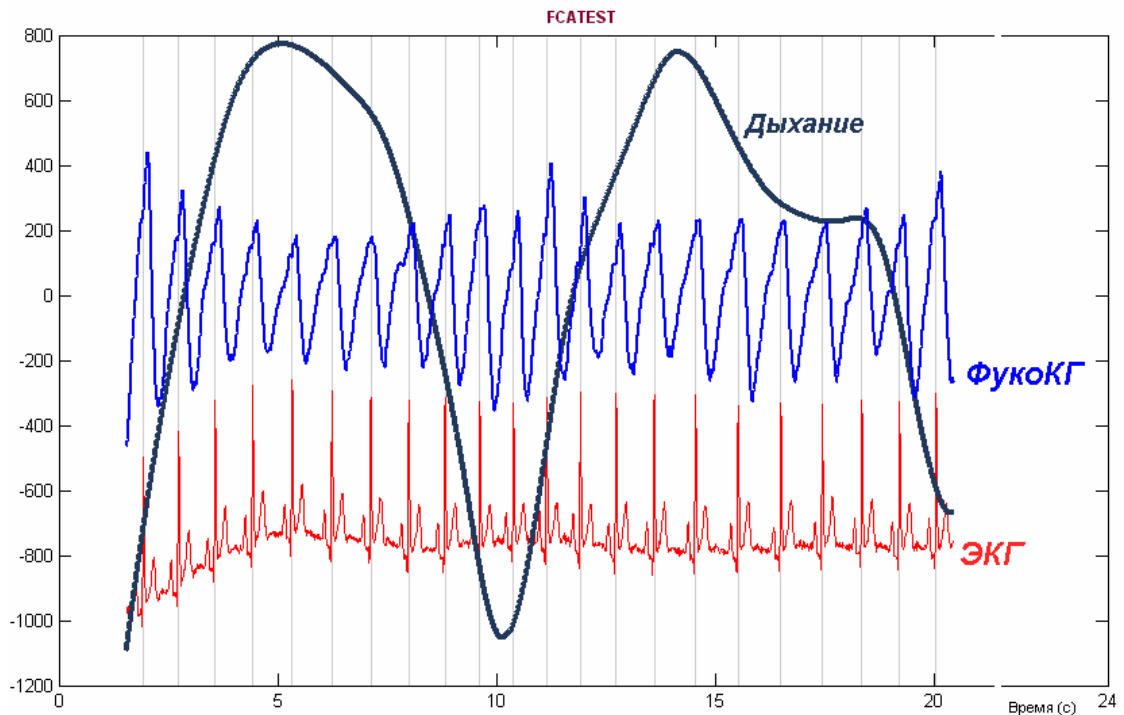


Рис. 3.4. Сердечно-синхронная и дыхательно-синхронная компоненты прошедшего первичную обработку сигнала ФукоКГ, и синхронного ЭКГ, после удаления дыхания (вторичной обработки).

После процедуры описанной выше, влияние сдвига $C_2(t)$ значительно уменьшилось, но сигнал все еще имеет некоторые искажения и сдвиги. Поэтому было решено построить линию регрессии не по значениям суррогата $F_{уд}$ ударного объема $V_{уд}$ и суррогата $F_{кд}$ конечно-диастолического наполнения $V_{кд}$, а по значениям их соответствующих малых изменений (рис. 3.5b). Малые изменения искажаются значительно меньше. Получаем их путем измерения изменения суррогата конечно-диастолического наполнения по отношению к конечно-диастолическому наполнению в следующем сердечном цикле и измерения изменения суррогата ударного объема, по отношению к следующему циклу. И коррелируем их.

Уравнение такой регрессии:

$$\Delta F_{уд} = K_S \cdot \Delta F_{кд} \quad (3.6)$$

Регрессионный коэффициент K_S рассчитываем по $\Delta F_{уд}$ и $\Delta F_{кд}$, определяемым по сердечно-синхронной компоненте сигнала ФукоКГ.

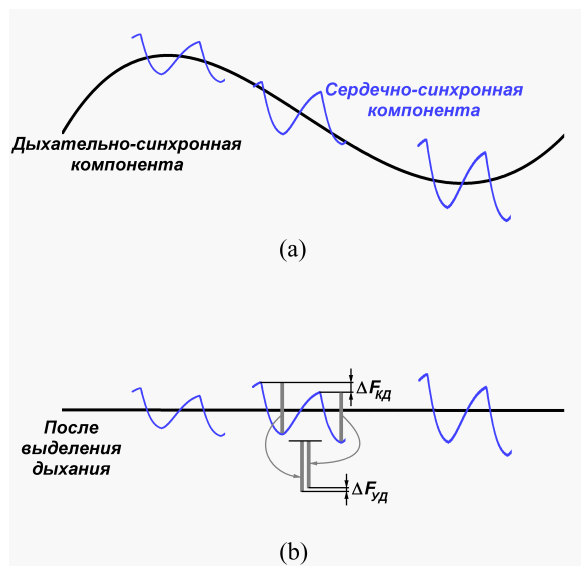


Рис. 3.5. (а) Сердечно-синхронная и дыхательно-синхронная компоненты ФукоКГ; (б) Схематическое изображение малых изменений суррогата $F_{уд}$ ударного объема $V_{уд}$ и суррогата $F_{кд}$ конечно-диастолического наполнения $V_{кд}$ левого желудочка сердца, по сердечно-синхронной компоненте сигнала ФукоКГ.

3.2.3 Исследование корреляционным методом

Для определения коэффициента Старлинга методом, представленном в предыдущем пункте, была проведена стандартная процедура регистрации кривых сигнала ФукоКГ в положении лежа и стоя для пяти человек мужского пола в возрасте от 20-ти до 35-лет.

В момент регистрации сигнала центр катушки индуктивности датчика ФукоКГ был установлен на грудной клетке на 2,5 ниже точки *верхушечного толчка* сердца. Эту точку находили известным в кардиологии *методом перкуссии* (см. приложение 1). Данное расположение датчика определено как наиболее правильное в результате ранее проведенных исследований вариации формы кривых магнитоиндукционной плетизмограммы и Фуко-кардиограммы, регистрируемых с грудной клетки человека [11]. В ходе такого исследования получили карту сканирования. Используя эти экспериментальные данные, для каждой полученной точки проверялось сохранение закона Старлинга описанным ранее корреляционным методом. Точка с самой высокой корреляцией ($r = 0,95$) была определена лучшей точкой расположения датчика.

Полученные в ходе настоящего исследования экспериментальные данные были первично обработаны с помощью подготовленного для данной цели программного обеспечения в вычислительной среде MATLAB. В процессе обработки (первичной и

вторичной) зарегистрированных вместе с ЭКГ сигналов ФукоКГ была проведена их фильтрация от шумов, с помощью фильтра низких частот 50 Гц, синхронизация по R-зубцам ЭКГ для каждого сердечного цикла и выделена дыхательно-синхронная компонента из сигнала.

Для каждого исследуемого были получены записи сигналов ФукоКГ синхронно с ЭКГ. Сигнал ФукоКГ регистрировали в течение двух минут, таким образом каждый из них состоит из более 100 сердечных циклов. Первые несколько записей были сняты в положении лежа. В течение эксперимента исследуемого просили встать для записи трех сигналов в положении стоя и затем снова принять положение лежа (рис. 3.8).

По сердечно-синхронной компоненте сигналов ФукоКГ были определены малые изменения суррогата ударного объема $F_{УД}$ и суррогата конечно-диастолического наполнения $F_{КД}$

По их значениям была построена линия регрессии и корреляционное поле и произведен расчет соответствующих регрессионных и корреляционных коэффициентов.

3.2.4 Результаты, полученные при исследовании корреляционным методом

Исследуя экспериментальные данные методом, описанным в п 3.2.2 и 3.2.3, получили следующие результаты (рис. 3.6-3.8). На рисунках 3.6 и 3.7 представлены корреляционные поля малых изменений $F_{УД}$ и $F_{КД}$, полученных при обработке ССК сигналов ФукоКГ корреляционным методом одного из исследуемых, снятых в положении лежа и стоя соответственно. Коэффициент Старлинга K_S – наклон линии регрессии. Через u_K здесь обозначена неопределенность (оценка типа А) значения K_S .

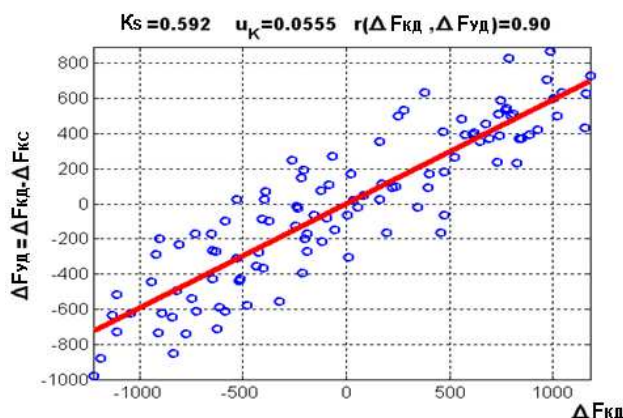


Рис. 3.6 Корреляционное поле по соответствующим значениям малых изменений $\Delta F_{УД}$ и $\Delta F_{КД}$ для положения лежа.

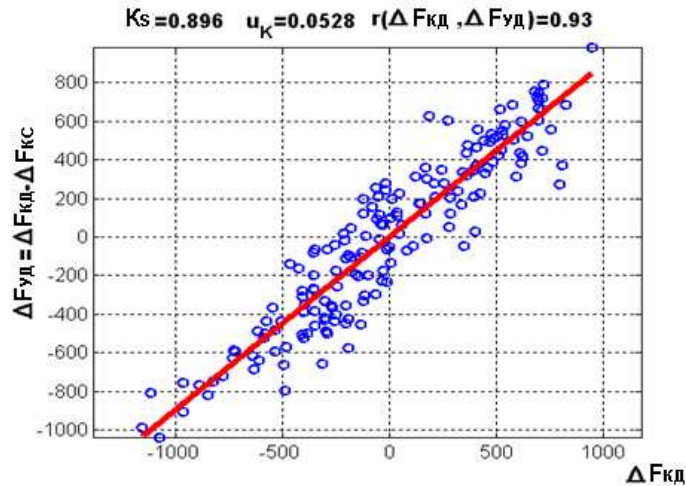


Рис. 3.7 Корреляционное поле по соответствующим значениям малых изменений $\Delta F_{уд}$ и $\Delta F_{кд}$ для положения стоя.

На рисунке 3.8 кривые изменения значений K_S , коэффициента корреляции r и периода сердечных сокращений T . По оси абсцисс – время в минутах, отсчитанное от начала эксперимента. Каждая точка на графиках соответствует моменту времени, в который осуществлялась регистрация сигнала ФукоКГ (в течение двух минут).

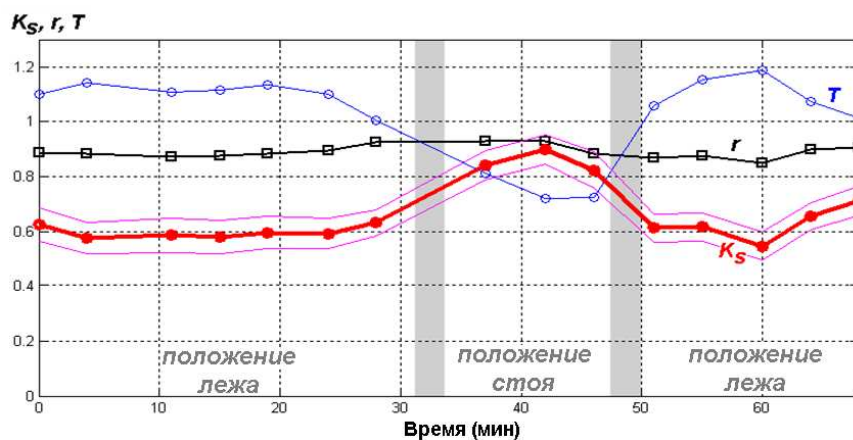


Рис. 3.8. Кривые изменения значений K_S , коэффициента корреляции r и периода сердечных сокращений T , рассчитанных по каждой из 15-ти Фукокардиограмм, зарегистрированных в течение эксперимента.

Значение коэффициента корреляции r в данном эксперименте получено достаточно высоким, поскольку была выбрана наилучшее расположение датчика (пункт 3.2.3). Наблюдается зависимость K_S от положения тела исследуемого во время регистрации сигнала ФукоКГ. При обработке корреляционным методом *ССК* сигналов ФукоКГ, снятых в положении лежа для данного исследуемого, для K_S было получено

значение приблизительно равное 0,6, с коэффициентом корреляции 0,90 (рис. 3.6). Оно значительно меньше значения $K_S=0,9$ в положении стоя, с таким же высоким коэффициентом корреляции 0,93 (рис. 3.7). В приложении 2 представлены кривые изменения значений K_S , полученных при обработке результатов измерения еще трех из пяти исследуемых, результаты измерения которых посчитали наиболее достоверными. В двух случаях для K_S были получены значения больше единицы (рис. 1 в приложении 2), что противоречит определению интервала значений коэффициента Старлинга, полученному из экспериментальных данных других авторов (1.4). Определение для $E_{КС}$ - наклона кривой ESPVR, предполагаемого показателя сократимости миокарда, на PV-диаграмме в модели кровообращения по Суга (пункт 2.2) также указывает на то, что получение результата $K_S>1$ свидетельствовало об ошибке - либо в концепции определения K_S , в алгоритме ее реализации или в тексте программного обеспечения, реализующей этот алгоритм.

Как можно заметить на рисунке 3.8, существует явная обратная зависимость изменения коэффициента Старлинга от изменения периода T . То есть, чем больше частота сердечных сокращений ППС, тем выше определяемое данным методом значение K_S . Анализ обнаруженной зависимости K_S от частоты сердечных сокращений представлен в п. 4.1.1.

В ходе исследования также выяснилось, что у дыхания двойная роль в процессе изменения ССК сигнала ФукоКГ. С одной стороны оно необходимо, чтобы изменялся ФукоКГ-суррогат ударного объема (см. п. 1.1, приложение 1), иначе не будет никакой корреляции, а с другой стороны дыхание вносит непостоянный сдвиг в Фукокардиограмму. На данном этапе мы можем удалить только дыхательно-синхронную компоненту полностью. Она состоит из легочной компоненты, ДСК сердечного происхождения (диафрагменного типа) и ДСК сердечного происхождения (объемного типа) (см. приложение 1). Но таким образом подавляются колебания ДСК сердечного происхождения (объемного типа), отражающие колебание среднего наполнения желудочков, что было доказано с помощью модельного исследования (п. 3.2.5).

3.2.5 Исследование влияния метода удаления компоненты дыхания на определение K_S

Для исследования влияния метода удаления дыхательно-синхронной компоненты из сигнала ФукоКГ, полученного в эксперименте, на определение коэффициента Старлинга корреляционным методом была построена упрощенная

модель кровообращения в вычислительной среде MATLAB. Настоящая модель – имитация первично обработанного сигнала ФукоКГ (п. 1.1), изменения его составляющих – сердечно-синхронной, дыхательно-синхронной, легочной и дыхательно-синхронной компоненты $ДСК$ сердечного происхождения (объемного типа). На рисунках 3.9-3.11 представлены результаты, полученные с помощью данной модели. В модели выполнялся закон Старлинга для сердца: было задано начальное значение для конечно-диастолического объема $V_{КД}$ и значение для коэффициента Старлинга ($K_S = 0,8$), по которым для каждого сердечного цикла рассчитали значение конечно-систолического объема $V_{КС}$. Далее, для того, чтобы получить кривую изменения объема желудочка, аналогичную кривой сигнала ФукоКГ, значения конечно-диастолического объема $V_{КД}$ были промодулированы имитированным сигналом дыхания так, чтобы его значения, а значит и значения конечно-систолического объема $V_{КС}$, изменялись от цикла к циклу подобно тому, как это происходит в действительности (рис. 3.9).

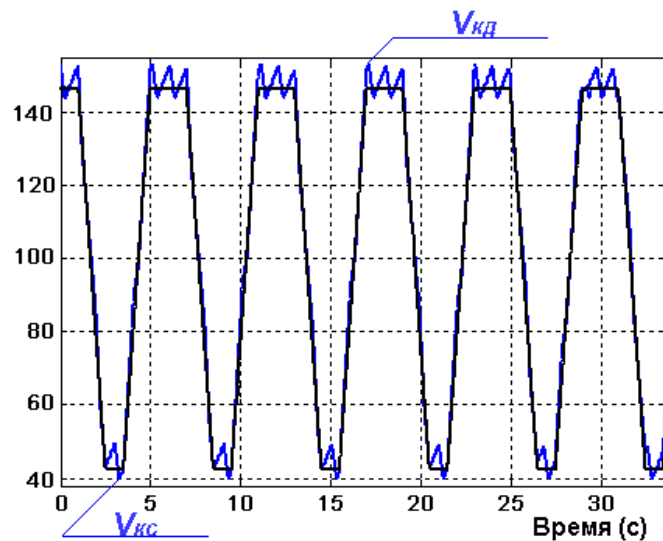


Рис. 3.9. Симулированное дыхание (черная кривая) и сигнал ФукоКГ (синяя кривая) в модели для исследования искажений, возникающих в процессе удаления дыхательно-синхронной компоненты.

Как уже говорилось в пункте 3.2.4, в процессе удаления дыхательно-синхронной компоненты мы подавляем и колебания $ДСК$ сердечного происхождения (объемного типа). На рисунке 3.10 показана доступная для исследования только в модели сердечно-синхронная компонента в сигнале ФукоКГ (синяя линия на рисунке), которая модулирована дыханием. В ней присутствует вклад дыхания в истинный, получаемый бы непосредственно от сердца сигнал – влияние $ДСК$ сердечного происхождения

(объемного типа). Программа удаления дыхательно-синхронной компоненты находит в сигнале ФукоКГ и эту аддитивную слагаемую (красная линия на рисунке). В процессе удаления дыхательно-синхронной компоненты из сигнала ФукоКГ вместе с легочной компонентой дыхательного происхождения вычитывается и эта компонента.

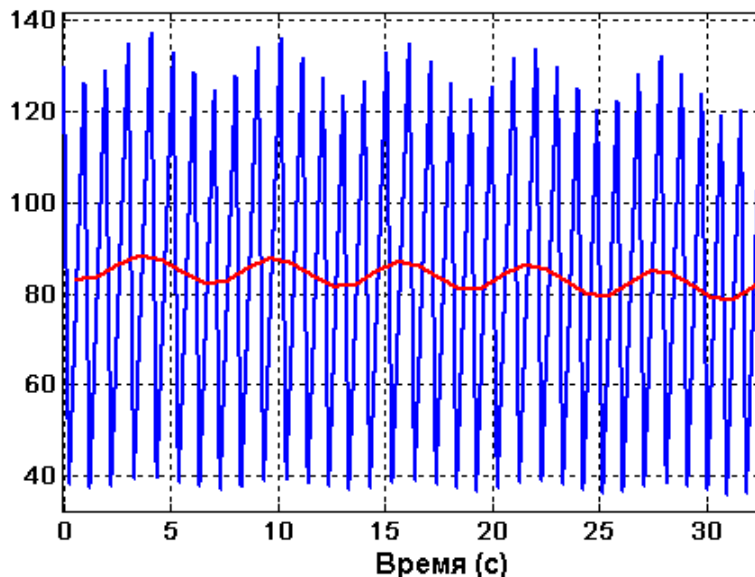


Рис. 3.10. Влияние изменения дыхательно-синхронной компоненты сердечного происхождения (объемного типа) (красная линия) на сердечно-синхронную компоненту имитируемого в модели сигнала ФукоКГ (синяя линия).

Следует обратить особое внимание, что огибающие колебаний снизу и сверху, показывающие изменения соответственно конечно-систолического и конечно-диастолического объемов на модельной Фуко-кардиограмме, до удаления *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа). (рис. 3.11А), находятся в фазе. Выделение же этой компоненты из сигнала ФукоКГ, по нашему предположению, изменяет характер сигнала, и теперь, как видно на рисунке 3.11В, огибающие колебаний объемов находятся в противофазе.

Ниже будет показано, что для исключения неправильных оценок коэффициента Старлинга в сигнале должны присутствовать *ССК* и *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа).

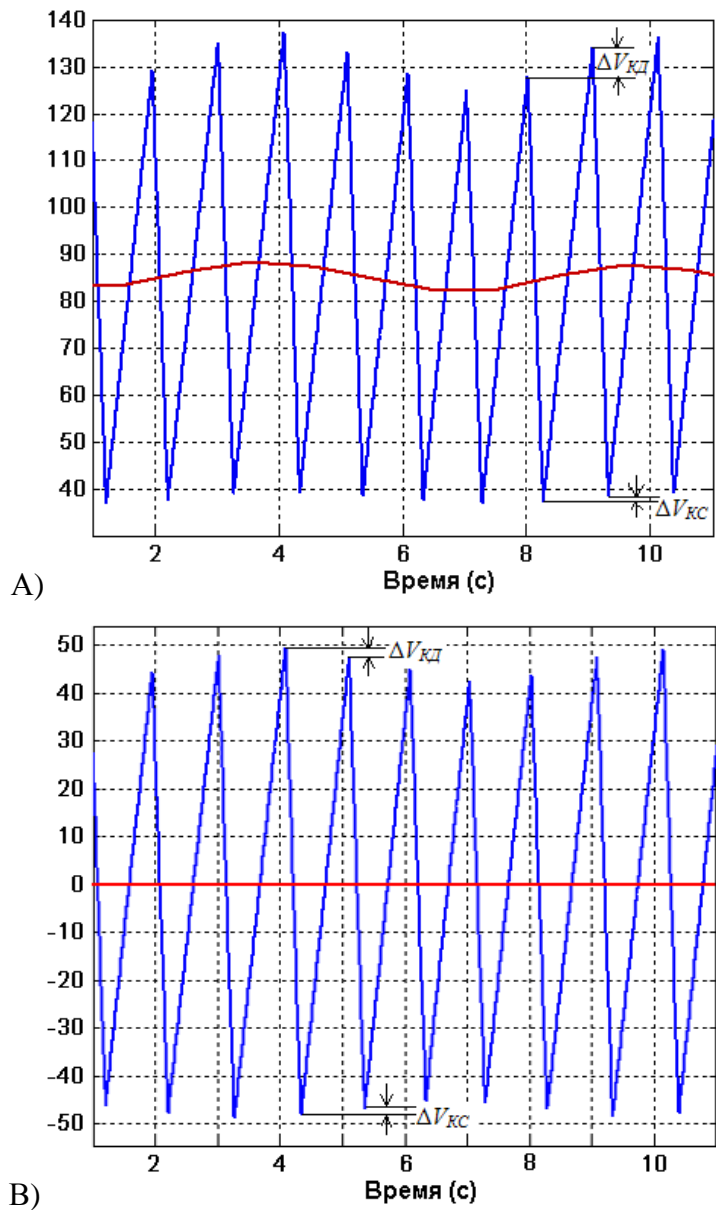


Рис. 3.11. Имитируемая в модели *ССК* сигнала ФукоКГ до удаления дыхательно-синхронной компоненты сердечного происхождения (объемного типа) (А) и после ее удаления (В).

По кривым, полученным в модели после удаления *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа) и при сохранении ее влияния на *ССК* сигнала ФукоКГ, для каждого сердечного цикла определили значения малых изменений ΔV_{KD} и $\Delta V_{уд}$. По их значениям построили корреляционные поля и по наклону полученной линии регрессии рассчитали коэффициент Старлинга.

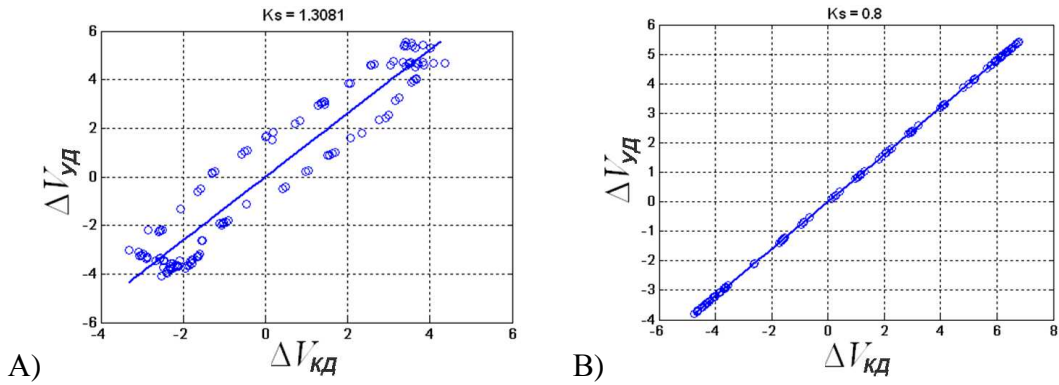


Рис. 3.12. Корреляционное поле малых изменений конечно-диастолического объема ΔV_{KD} и ударного объема $\Delta V_{УД}$ левого желудочка после удаления *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа), (А) и без ее удаления (В).

При расчете коэффициента Старлинга по модельной кривой после удаления дыхательно-синхронной компоненты полностью, получили значение $K_S = 1,3$ (рис. 3.12А), которое больше значения $K_S = 0,8$, заданного в модели. А при исследовании корреляционным методом модельной кривой изменения объема левого желудочка, для которой сохранили влияние дыхательно-синхронной компоненты сердечного происхождения (объемного типа), получили $K_S = 0,8$ (рис. 3.12В).

Анализируя полученный результат можно заключить, что данный метод удаления дыхательно-синхронной компоненты, которым подавляются и естественные колебания *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа), действительно вносит сдвиг в Фуко-кардиограмму, что приводит к ошибочным результатам при определении коэффициента Старлинга (например $K_S > 1$).

Доказательство этого утверждения следует из сравнения огибающих колебаний объемов на рисунках 3.11А и 3.11В. Согласно нашему методу, коэффициент Старлинга определен через отношение малых изменений ΔV_{KD} и $\Delta V_{УД}$. Ударный объем, в свою очередь, равен разнице конечно-диастолического и конечно-систолического объемов. Таким образом выражение (1.3) в п. 1.2

$$V_{УД} = K_S \cdot (V_{KD} - U_S) \quad (3.7)$$

можно записать как

$$V_{КС} = V_{KD} - K_S \cdot (V_{KD} - U_S). \quad (3.8)$$

Дифференцируя выражение для закона Старлинга, получаем:

$$dV_{КС} = dV_{KD} - K_S \cdot dV_{KD} \quad (3.9)$$

После преобразований

$$K_S = 1 - \frac{dV_{КС}}{dV_{КД}}. \quad (3.10)$$

Далее, заменив в (3.10) производную на отношение малых изменений объемов, получаем

$$K_S = 1 - \frac{\Delta V_{КС}}{\Delta V_{КД}}. \quad (3.11)$$

На рисунке 3.11А видно, что огибающие колебаний, показывающие изменения соответственно конечно-систолического и конечно-диастолического объемов находятся в фазе, т.е малые изменения $\Delta V_{КС}$ и $\Delta V_{КД}$ всегда одного знака. Значит их отношение всегда положительно и, согласно (3.11), невозможно получить оценки K_S больше единицы. После же удаления дыхательно-синхронной компоненты *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа) (рис. 3.11В) огибающие колебаний в противофазе, т.е малые изменения $\Delta V_{КС}$ и $\Delta V_{КД}$ всегда разного знака и их отношение отрицательно, что доказывает возможность получения оценок $K_S \geq 1$ при исследовании определения коэффициента Старлинга разработанным нами корреляционным методом.

4 АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ И ОБСУЖДЕНИЕ

4.1 АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ, ПОЛУЧЕННЫХ КОРРЕЛЯЦИОННЫМ МЕТОДОМ

4.1.1 Условия достоверности значений коэффициента Старлинга по модели Суга

В настоящей главе происследуем условия выполнения закона Старлинга и достоверности определения коэффициента Старлинга по модели кровообращения Х.Суга (пункт 2.2). Для этого рассмотрим PV -диаграммы для двух сердечных циклов (рис. 4.1).

Предположим, что гипотеза Суга (п. 2.2) о сократимости адекватна. Так как $E_{КС}$ является показателем сократимости сердца (постоянной миокарда), то его значение и V_0 не меняются. Допустим также, что сохраняется постоянство

$$ППС \cdot ЧСС = \frac{P_{КС}}{V_{уд}} = const \quad (4.1),$$

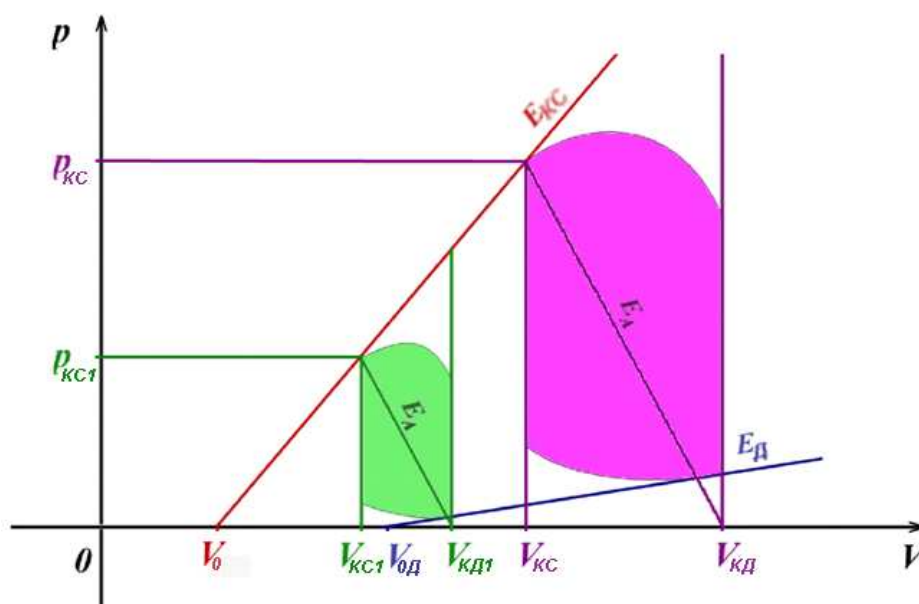


Рис. 4.1. PV -характеристики левого желудочка сердца для двух разных сердечных циклов.

С учетом выражения 2.11 в пункте 2.2 для определения эффективной эластичности E_a и при условии (4.1), для двух сердечных циклов получаем

$$E_a = ППС_1 \cdot ЧСС_1 = ППС \cdot ЧСС, \quad (4.2)$$

то есть

$$E_a = \frac{P_{КС1}}{V_{уд1}} = \frac{P_{КС}}{V_{уд}}. \quad (4.3)$$

Из подобия треугольников $V_0-P_{KC}-V_{KD}$ и $V_0-P_{KCI}-V_{KDI}$ следует, что

$$\frac{V_{уд}}{V_{уд1}} = \frac{V_{KD} - V_0}{V_{KDI} - V_0} \quad (4.4).$$

Тогда ударный объем можно выразить отношением

$$V_{уд} = \underbrace{\frac{V_{уд1}}{V_{KDI} - V_0}}_{K_S} \cdot \left(V_{KD} - \underbrace{V_0}_{U_S} \right) \quad (4.5)$$

Из (4.5) видно также, что V_0 в модели Суга соответствует U_S , входящее в (1.3) – выражения для определения коэффициента Старлинга. Из всего вышесказанного следует что, при изменении расположения PV -цикла желудочка в условиях постоянства сократимости, закон Старлинга выполняется при условии, если сохраняется постоянство (4.1).

Если учесть условия для выполнения закона Старлинга (формулы 4.1), то должно сохраняться постоянство значения частоты сердечных сокращений $ЧСС$, так как полное периферическое сопротивление $ППС$ может меняться очень мало. Однако, при анализе экспериментальных значений для K_S , полученных с помощью разработанного нами корреляционного метода для определения коэффициента Старлинга (пункт 3.1, 3.2), была обнаружена зависимость оценки K_S от частоты сердечных сокращений. В отличие от Старлинга и его последователей, которые проводили эксперименты на сердечно-легочном препарате, мы исследовали состояние сердца интактного организма. Поэтому установление стационарного режима, при котором не менялась бы частота сердечных сокращений практически невозможно. В случае не изолированного сердца, каждый сердечный цикл имеет свою длину, поэтому период сердечных сокращений меняется от цикла к циклу. Отсюда можно сделать вывод, что и K_S может меняться от цикла к циклу в зависимости от изменения $ЧСС$.

Также в нескольких экспериментах были получены значения оценок K_S больше единицы. Данный результат противоречит определению интервала для значений коэффициента Старлинга, полученному из экспериментальных данных других авторов (формула (1.4), пункт 1.2)

Доказательство невозможности $K_S \geq 1$, используя модель Суга, заключается в следующем. Введем новую переменную

$$v = V - U_S \quad (4.6)$$

Используя зависимости в формулах 2.4 и 2.11 в п. 2.2 и определение переменной v (формула 4.6), для $E_{КС}$ и E_a получаем выражения

$$E_a = \frac{P_{КС}}{v_{УД}} \quad (4.7)$$

$$E_{КС} = \frac{P_{КС}}{v_{КС}} \quad (4.8)$$

откуда

$$v_{УД} = \frac{P_{КС}}{E_a}; v_{КС} = \frac{P_{КС}}{E_{КС}}; v_{КД} = \frac{P_{КС}}{E_{КС}} + \frac{P_{КС}}{E_a} \quad (4.9)$$

По определению

$$K_S = \frac{v_{УД}}{v_{КД}} \quad (4.10)$$

тогда подставив (4.9) в (4.10) можно определить связь между коэффициентом Старлинга и параметрами в модели Суга:

$$K_S = \frac{1}{1 + \frac{E_a}{E_{КС}}} \quad (4.11)$$

С другой стороны, с учетом формул (4.7)-(4.9) для K_S можем также получить выражение вида:

$$K_S = 1 - \frac{v_{КС}}{v_{КД}} \quad (4.12)$$

Из формулы (4.11) видно, что значения K_S больше единицы возможны при $v_{КС} < 0$ и отрицательном наклоне $E_{КС}$ (рис. 4.1); согласно (4.12) это означало бы уменьшение объема желудочка в конце систолы ниже значения V_0 . При таких условиях закон Старлинга не выполняется. Данное заключение подтверждает, что значения оценок коэффициента Старлинга, получаемые нами в процессе анализа *ССК* сигнала ФукоКГ корреляционным методом действительно ошибочны.

4.1.2 Влияние метода удаления компоненты дыхания на достоверность определения K_S

Было проведено модельное исследование влияния метода выделения дыхательно-синхронной компоненты (*ДСК*) из сигнала ФукоКГ. Как уже упоминалось в п. 3.2.4 и 3.2.5 на данный момент мы имеем возможность удалить только полностью дыхательно-синхронную компоненту, которая в свою очередь состоит из легочной компоненты сигнала, происходящей непосредственно от изменения удельного

сопротивления легочной ткани во время дыхания, *ДСК* сердечного происхождения (диафрагменного типа) и колебания *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа). Результаты модельного исследования показали, что выделение дыхательно-синхронной компоненты сердечного происхождения (объемного типа) (п. 3.2.5, рис. 3.11) приводит к неправильным результатам при определении коэффициента Старлинга ($K_S > 1$), так как искажаются колебания среднего наполнения желудочков, обусловленные движением сердца во время дыхания, а коэффициент Старлинга, согласно нашему методу, определен через отношение малых изменений ударного и конечно-диастолического объема желудочка сердца.

Поэтому необходимо провести дополнительные исследования и найти другой метод удаления дыхательной компоненты. Стоит рассмотреть возможность использования другого аналогичного Фуко-кардиографа для регистрации, одновременно с регистрацией ФукоКГ первым датчиком, сигнала только легочного происхождения с другой области грудной клетки человека. Таким образом одновременно можем получить два сигнала ФукоКГ, один из которых состоит только из легочной компоненты сигнала, которую затем можно вычестить из первоначального сигнала.

4.1.3 Применение K_S

Так как коэффициент Старлинга – коэффициент линейной аппроксимации зависимости между конечно-диастолическим и ударным объемом желудочка сердца и его можно выразить через отношение малых изменений, то он определяет чувствительность ударного объема к конечно-диастолическому наполнению. Фактически, такой коэффициент показывает, какая доля от увеличения конечно-диастолического объема будет полезно превращена в увеличение ударного объема. Проведя аналогию с определением коэффициента полезного действия, в данном случае можем говорить об «объемном КПД» или насосной эффективности желудочков сердца.

Наш метод определения коэффициента Старлинга статистический и даёт только среднее значение K_S . Если применить другой метод удаления дыхания из сигнала ФукоКГ, который не приводит к неправильным результатам определения K_S разработанным нами корреляционным методом, то метод Фуко-кардиографии мог бы стать неинвазивным инструментарием, позволяющим осуществить мониторинг изменения переменной $K_S(t)$, характеризующей насосную способность (эффективность) желудочка сердца для интактного организма, в частности человека.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Исследование возможности оценки коэффициента Старлинга желудочков сердца с помощью метода Фуко-кардиографии проведено при институте экспериментальной физики и технологии Тартуского Университета.

На основе исследований Амосова, Лищука и других авторов, а также модели кровообращения по Х.Суга, уточнили концепцию и возможные условия определения коэффициента Старлинга.

В вычислительной среде MATLAB подготовили инструментарий

- а) для компьютерных имитационных исследований возможности определения показателя сократимости миокарда с помощью модели по Лищук-Мосткова-Ведру и
- б) для исследований на экспериментальных данных возможности определения коэффициента Старлинга корреляционным методом – на основе регрессии малых естественных изменений ударного и конечно-диастолического объема левого желудочка.

В ходе исследования, выявили что процесс параметрической идентификации модели кровообращения Лищук-Мосткова-Ведру по систолической части Сердечно-синхронной компоненте сигнала ФукоКГ неустойчив.

Точка, расположенная на 2,5 см ниже точки верхушечного толчка сердца, была определена лучшей точкой расположения центра датчика ФукоКГ на теле пациента.

При анализе результатов экспериментов определили, что корреляционный метод определения коэффициента Старлинга имеет предпосылки быть, после исправления недостатков в предварительной обработке сигнала, применен для практического использования. С помощью модельного исследования показали, что причина получаемых иногда теоретически невозможных значений коэффициента Старлинга – это неправильный метод удаления дыхательно-синхронной компоненты (*ДСК*) из сигнала ФукоКГ, которым подавляются и естественное колебание *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа), которое должно сохраниться.

Рекомендация для дальнейших исследований – исследовать возможность применения второго аналогичного Фуко-датчика, чтобы одновременно с обычной регистрацией сигнала ФукоКГ, получить сигнал преобладающе легочного происхождения.

KOKKUVÕTE

SÜDAME STARLINGI KOEFFITSIENDI FOUCAULT' KARDIOGRAMMIST MÄÄRAMISE VÕIMALUSTE UURIMINE

Olga Tarassova

Töö on valminud TÜ eksperimentaalfüüsika ja tehnoloogia instituudis (juhendaja dots. Jüri Vedru). Käesolevas töös on uuritud Starlingi koefitsiendi määramise võimalusi Foucault' kardiogrammi alusel.

Töö käigus on täpsustatud Starlingi koefitsiendi kontseptsiooni ja tema määramise võimalikkuse tingimusi, lähtudes Amossovi, Lištšuki ja teiste autorite uuringuteest ning H. Suga vereringemudelidest.

MATLABi keskkonnas on koostatud tarkvara:

- a) südamelihase kontraktiilsuse määramise võimaluse automatiseeritud imitatsioonilisteks uuringuteks Lištšuki-Mostkova-Vedru mudeli abil ja
- b) Starlingi koefitsiendi hindamise võimaluse uurimiseks korrelatsioonimeetodil – südame löögimahu ja lõppdiastoolse täitumise väikeste loomulike muutuste regressiooni alusel.

Uuringu käigus selgitati välja, et Lištšuki-Mostkova-Vedru mudeli identifitseerimine Foucault' kardiogrammi süstoolse osa põhjal on mittepüsiv protsess.

On leitud, et anduri tsentri parima paigutuse kohaks patsiendi rindkerel on punkt 2,5 cm allpool südame tiputõuke kohta.

Tulemuste analüüsimisel on leitud, et korrelatsioonimeetodil on eeldused jõuda, pärast puuduste kõrvaldamist signaali eeltöötluses, kasutusse praktikas. Mudeluuringuga on näidatud, et teoreetiliselt võimatute Starlingi koefitsiendi väärtuste saamise põhjuseks on ebaõige meetod hingamissünkroonse komponendi (*HSK*) elimineerimiks FouKG signalist, millega surutakse maha ka loomulik südametekkeline (mahutüüpi) võnkumine *HSK*-s, mis peab alles jääma.

Tulevasteks uuringuteks on soovitus: tuleb leida usaldusväärsem meetod hingamise mõju elimineerimiseks. Näiteks tuleks uurida võimalust kasutada veel üht analoogilist Foucault' andurit, selleks et tavalise FouKG registreerimisega samaaegselt saada ülekaalukalt kopsutekkeline signaal.

SUMMARY

STUDY OF POSSIBILITIES OF FOUCAULT CARDIOGRAPHY-BASED ESTIMATION OF STARLING HEART COEFFICIENT

Olga Tarassova

The work has been performed at the Institute of Experimental Physics and Technology of the University of Tartu. The aim was to investigate the possibilities of Foucault cardiography-based estimation of Starling heart coefficient.

On the basis of works by Amosov, Lischuk and other authors, and the H. Suga's model of circulation, the concept and possible conditions of Starling heart coefficient estimation were specified.

Special software has been composed in MATLAB environment, for computer simulation analysis of

- a) the myocardium contractility factor estimation using mathematical model by Lischuk-Mostkova-Vedru, and
- b) the correlation method for Starling coefficient estimation. The correlation method is based on applying linear regression to the small increments of the FCG-based substitutes of the stroke and end-diastolic ventricular volume.

During testing of the methods it was found, that the process of parametrical identification of the mathematical model by Lischuk-Mostkova-Vedru on the grounds of data of systolic part of the Foucault cardiogram (FCG) is unstable.

The location of the centre of the FCG transducer's inductor coil approximately 1 inch below the apex beat was considered as the proper.

During the analysis of the experimental results it was found, that the correlation method for the estimation of the Starling heart coefficient has good prospect to be used in practice, provided that the signal pre-processing would be improved. The reason of receiving sometimes theoretically impossible values of the Starling coefficient is use of a faulty method for elimination of respiration-synchronous component (*RSC*) from the FCG signal; it also suppresses natural variation of the heart-originated *RSC* component (of volumetric type) which shall remain.

Recommendation for further studies: the possibilities of independent respiratory activity recording using another simultaneous Foucault transducer must be studied.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Tarjan P., McFee R. (1968). Electrodeless Measurements of the Effective Resistivity of the Human Torso and Head by Magnetic Induction. *IEEE Trans Biomed Eng*, **BME-15**, 4, 266-278.
2. Humal L.-H., Vedru J. (1996). Physiological measurement based on Foucault principle: Set-up of the problem. *Med Biol Eng Comput*, **34**, suppl I, part 2, 183–184.
3. Vedru J., Trolla J., Loog P., Talts J (1998). Prospect of Foucault Cardiography for the Monitoring of Cardiac Output. *Proc. Int. Conf. Biomedical Engineering, Kaunas, Oct. 22-23, 1998*, Kaunas, Technologija, 12-15.
4. Guardo R., Trudelle S., Adler A., Boulay C., Savard P (1995). Contactless Recording of Cardiac Related Thoracic Conductivity Changes. *Proc IEEE Eng in Med and Biol Soc 17th Ann Conf, Montreal, Canada, Sept. 20-23, 1995*, 1581-1582.
5. Ovetchko N., Tchironova N., Ollik R., Kivimäe R., Vedru J. (2005). Ascertaining the Link between the Heart Motion and the Foucault Cardiogram. *Proc. Int. Conf. Biomedical Engineering, Kaunas, Oct. 27-28, 2005*, Kaunas, Technologija, 115-118.
6. Tarassova O., Vedru J. Possibilities of Foucault Cardiography-Based Estimation of Heart Pumping Performance.– *13th Int. Conf. on Electrical Bioimpedance and 8th Conf. on Electrical Impedance Tomography, Graz, Austria, Aug. 29 - Sept. 2, 2007. –IFMBE Proceedings, 2007. – Vol. 17. – Pp. 586 - 590.*
7. Амосов Н. М., Лищук В. А., Пацкина С. А. и др. (1969). Саморегуляция сердца. *Киев, Наукова думка.*
8. Амосов Н. М., Палец Б. Л., Агапов Б. Г. и др. (1977). Теоретические исследования физиологических систем. Математическое моделирование. *Киев, Наукова думка.*
9. Мосткова Е.В. (1988). Разработка математической модели сердца для применения в физиологических исследованиях. *Acta et Comm. Univ. Tartuensis*, **800**, 80-91.
10. Ведру Ю.В. (1988). Математическая модель сердечно-сосудистой системы для прикладных имитационных задач физиологии и медицины. *Acta et Comm. Univ. Tartuensis*, **800**, 92-113.
11. Vedru J., Solntseva O. Variation of Magnetic Induction Plethysmogram on Human Thoracic Surface. – *13th Int. Conf. on Electrical Bioimpedance and 8th Conf. on Electrical Impedance Tomography, Graz, Austria, Aug. 29 - Sept. 2, 2007. –IFMBE Proceedings, 2007. – Vol. 17. – Pp. 743 - 746.*

12. Tarassova O., Vedru J. (2006). Set-up of the Problem for Estimation of Myocardium Parameters on the Grounds of Foucault Cardiography. *Proc. Int. Conf. Biomedical Engineering, Kaunas, Oct. 26-27, 2006*, Kaunas, Technologija, 44-47.
13. Burkhoff D. Mechanical Properties of the Heart and Its Interaction with the Vascular System. <http://www.columbia.edu/itc/gsas/g6001/BasicLVMechanics.pdf>, November 11, 2002.
14. Suga H. (2003). Cardiac Energetics: From E_{MAX} to Pressure-Volume Area. *Clin Exp Pharmacology and Physiology*, **30**, 580-585.
15. Gleason W. L., Braunwald E. (1962). Studies on Starling's Law of the Heart: VI. Relationships between Left Ventricular End-Diastolic Volume and Stroke Volume in Man with Observations on the Mechanism of Pulsus Alternans. *Circulation*, **25**, 841-848.
16. Andrews P. (2003) Diastolic Heart Failure Demystified. *Chest*, **124**, 744-753.
17. Wilson D. L., Geselowitz D. B. (1981). Physical Principles of the Displacement Cardiograph Including a New Device Sensitive to Variations in Torso Resistivity. *Proc IEEE Transact on Biomed Eng*, **BME-28**, 10, October, 702-710.
18. Лищук В. А. (1991). Математическая теория кровообращения. *Москва, Медицина*.
19. Овечко Н. (2007). Исследование возникновения характерных элементов Фуко-кардиограммы. *Магистерская работа, Тартуский университет*.
20. O'Rourke M.F. Avolio A.P. (1980). Pulsatile Flow and Pressure in Human Systemic Arteries: Studies in Man and Multibranched Model of Human Systemic Arterial Tree. *Circul. Res.* – Vol. 46, N 3. P. 363-372.
21. Румшинский Л.З. (1971). Математическая обработка результатов эксперимента. М., 192 стр.
22. Patterson S. W., Starling E. H. (1914). On the Mechanical Factors which Determine the Output of the Ventricles. *J. Physiol.* **48**, 357-379.
23. Suga H. (1990). Ventricular Energetics. *Amer. Physiol. Soc.* Vol. 70, N 2. P. 247-270.
24. Suga H., Sagawa K., Shoukas A. A. (1973). Load Independence of the Instantaneous Pressure-Volume Ratio of the Canine Left Ventricle and Effects of Epinephrine and Heart Rate on the Ratio. *Circul. Res.* Vol. 32, P. 314-322.
25. Malmivuo J., Plonsey R. *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, (Oxford University Press, New York, 1995), Web-version.
26. Макарова О. (2000). Способ нахождения среднеансамблевой волновой формы Фуко-кардиограммы. Бакалаврская работа, (Тартуский Университет).

27. Zadin V., Skaburskas K., Vedru J. (2007). Influence of Breathing on Foucault Cardiogram Origination. – *13th Int. Conf. on Electrical Bioimpedance and 8th Conf. on Electrical Impedance Tomography, Graz, Austria, Aug. 29 - Sept. 2, 2007. –IFMBE Proceedings, 2007.* – Vol. 17. – Pp. 62-65.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

Словарь используемых терминов

Д

Дыхательно-синхронная компонента (ДСК) сигнала ФукоКГ – аддитивная составляющая сигнала ФукоКГ, возникающая как сумма трех синхронных с дыханием компонент: 1) легочной компоненты, 2) дыхательно-синхронной компоненты сердечного происхождения (диафрагменного типа) и 3) дыхательно-синхронной компоненты сердечного происхождения (объемного типа).

ДСК сигнала ФукоКГ сердечного происхождения (диафрагменного типа) – аддитивная составляющая сигнала ФукоКГ, происходящая от дыхательного колебания положения сердца по отношению к датчику вследствие движения сердца вместе с диафрагмой.

ДСК сигнала ФукоКГ сердечного происхождения (объемного типа) - аддитивная составляющая сигнала ФукоКГ, выражающая дыхательное колебание среднего объема крови в сердце, которое возникает из-за изменения конечно-диастолического наполнения при изменении торакального давления. *ДСК* сердечного происхождения (объемного типа) - результат физиологического взаимодействия сердечной деятельности с дыханием.

Ж

Желудочки сердца - две нижние толстостенные камеры сердца, играющие роль нагнетающего насоса; они получают кровь из верхних камер - предсердий и, сокращаясь, направляют ее в артерии.

Л

Легочная компонента сигнала ФукоКГ – аддитивная составляющая сигнала ФукоКГ, происходящая непосредственно от изменения удельного сопротивления легочной ткани во время дыхания.

Н

Насосная способность (насосная функция) сердца – способность сердца обеспечивать организм достаточным притоком крови..

Насосный коэффициент сердца - количественная оценка способности сердца перекачивать кровь, т.е насосной способности сердца.

Q

Область чувствительности Фуко-датчика –участок пространства, в котором чувствительность датчика к перераспределению удельной проводимости среды превышает заданный уровень. Имеет форму тора, окружающего кольцо индуктора Фуко-датчика.. При этом ось симметрии катушки является линией нулевой чувствительности датчика. Плотность тока, индуцируемого магнитным полем в исследуемом объекте (связанная с локальной чувствительностью) уменьшается с увеличением расстояния от провода индуктора (см. рис. 1) [25]. Размеры области чувствительности датчика определяются размерами самого индуктора. Для области наибольшей чувствительности центральная линия тора совпадает с проводом индуктора. Следовательно, сигнал, получаемый Фуко-кардиографом, регистрируется с областей вокруг провода катушки, а не с ближайших к центру индуктора участков.

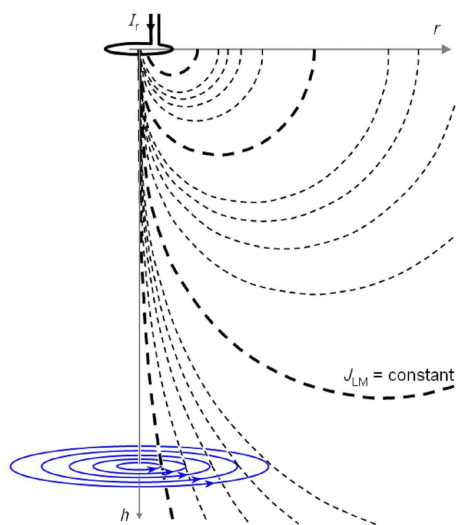


Рис. 1. Область чувствительности индукционного датчика в однородном полупространстве, наполненном умеренно проводящей немагнитной ($\mu=1$) средой [25]. Штриховые линии - линии плотности токов Фуко (т.е. равной локальной чувствительности).

Область верхушечного толчка – область на поверхности грудной клетки, где проявляется короткая пульсация левого желудочка в начале систолы, когда при сокращении он округляется и касается изнутри грудной стенки. В норме эта область

располагается на левой среднеключичной линии или медиально от неё в пятом или в четвёртом межреберье (рис. 2).

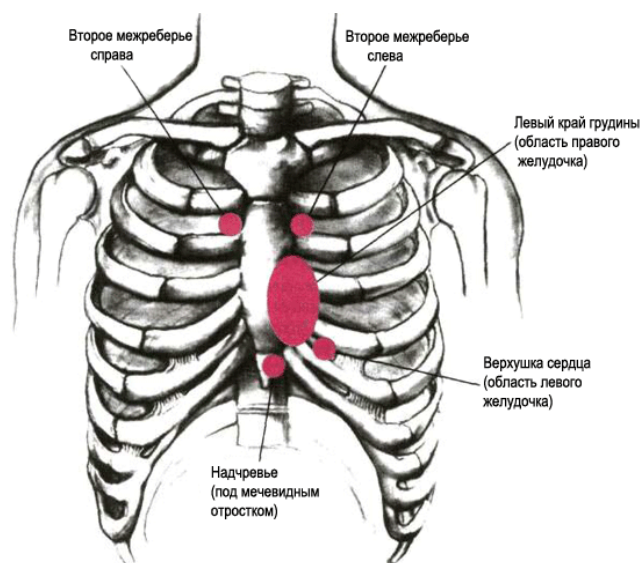


Рис. 2. Анатомическое расположение верхушки сердца (т.е. области верхушечного толчка).

II

Параметрическая идентификация модели – подгон параметров, имеющих в модели таким образом, чтобы поведение модели соответствовало экспериментальным данным, т.е. чтобы получаемые в модели процессы были достаточно близки к кривым, зарегистрированным в эксперименте.

Перкуссия – метод постукивания для нахождения контура сердца в полости грудной клетки. При постукивании по поверхности тела в лежащих под местом выстукивания органах возникают колебательные движения, прослушиваются звуки определённой громкости, продолжительности, высоты и звучания. Например, лёгкие содержат воздух и дают громкий (ясный) звук; сердце, печень, мышцы, как плотные органы, дают тихий (тупой) звук.

Постнагрузка желудочка - это те силы, которые оказывают сопротивление работе желудочка во время его активного сокращения. Оно прямо зависит от давления внутри полости желудочка и внутренних размеров желудочков и обратно пропорциональна толщине стенки желудочка.

Преднагрузка желудочка - это те силы, которые действуют на волокна миокарда желудочка непосредственно перед их сокращением (т.е. в условиях соединения с венозным руслом). Изменения преднагрузки влияют на конечно-диастолический объём,

важную определяющую функции желудочка. Изменение преднагрузки является одним из фундаментальных исполнительных механизмов управления насосной функцией сердца.

С

Сердечно-синхронная компонента сигнала ФукоКГ (ССК) – аддитивная составляющая сигнала ФукоКГ, возникающая как итог двух синхронных с сердечными сокращениями компонент: 1) сердечной компоненты – ССК сердечного происхождения и 2) артериальной компоненты - ССК несердечного происхождения.

ССК сигнала ФукоКГ сердечного происхождения - Сердечная компонента -- аддитивная составляющая сигнала ФукоКГ, возникающая при изменении формы объема сердца в ходе сокращений,

ССК сигнала ФукоКГ несердечного происхождения - Артериальная компонента - аддитивная составляющая сигнала ФукоКГ, возникающая из-за пульсации кровеносных сосудов (в основном – артериальных) в тканях объекта, в т.ч. тех, которые приводят к изменению удельного сопротивления легочной ткани в ритме сердца.

Сердечный выброс (СВ) или минутный объем кровообращения (МОК) - количество крови, выбрасываемое за 1 минуту желудочками. Равно произведению ударного объема ($V_{уд}$) на частоту сокращений в минуту. В среднем составляет 4,5-5,5 л/мин для взрослого человека в состоянии покоя.

Сократимость миокарда - силовая характеристика сокращения сердечно-мышечных волокон. Желательный количественный показатель сократимости должен обладать следующими свойствами: должен быть некоторой постоянной миокарда и не зависеть от пред- и постнагрузки, от свойств артериальной системы.

У

Ударный объем ($V_{уд}$) - объем крови, нагнетаемый каждым желудочком в соответствующий магистральный сосуд (аорту или легочную артерию) при одном сокращении сердца.

Ф

Фракция выброса (K_{EF})- отношение ударного объема к конечно-диастолическому объему желудочка

$$K_{EF} = \frac{V_{UD}}{V_{KD}}$$

Фуко-кардиограмма (общий термин) – квазипериодические колебания ФукоКГ-суррогата объема левого желудочка сердца, получаемые после первичной обработки сигнала ФукоКГ и удаления его дыхательно-синхронной компоненты. В них можно выделить отдельные сердечные циклы (рис. 1.2), которые характеризуются двумя основными фазами сердечной деятельности: диастолической частью, состоящей из периода релаксации и связанной с наполнением желудочков и систолической частью – периодом сокращения желудочков с выбросом крови из них. Кривая ФукоКГ достигает локальных минимума и максимума в точках экстремумов кривой изменения объема желудочков. Сигнал ФукоКГ регистрируется с поверхности грудной клетки. Одновременно в наших исследованиях регистрируется ЭКГ.

Фуко-кардиограф – прибор для регистрации колебаний поглощаемой сердцем энергии переменного электромагнитного поля. Состоит из автономного высокочастотного (около 10 МГц) LC-генератора, который питает индуктор, создающий в объекте исследования магнитное поле. Индуктор (одновитковая катушка диаметром 130 мм) вместе с конденсатором образуют параллельный колебательный контур, соединенный с пиковым детектором. Вся цепь электрически экранирована и помещена в пластмассовый корпус.

ФукоКГ-суррогат объема желудочка – сигнал ФукоКГ, зарегистрированный в таком положении датчика, где волновые формы сигнала по форме наиболее похожи на ожидаемые колебания объема желудочка.

ФукоКГ-суррогат конечно-диастолического наполнения – значение сигнала **ФукоКГ** в момент окончания диастолы желудочков сердца. Ставят в соответствие с конечно-диастолическим объемом левого желудочка сердца.

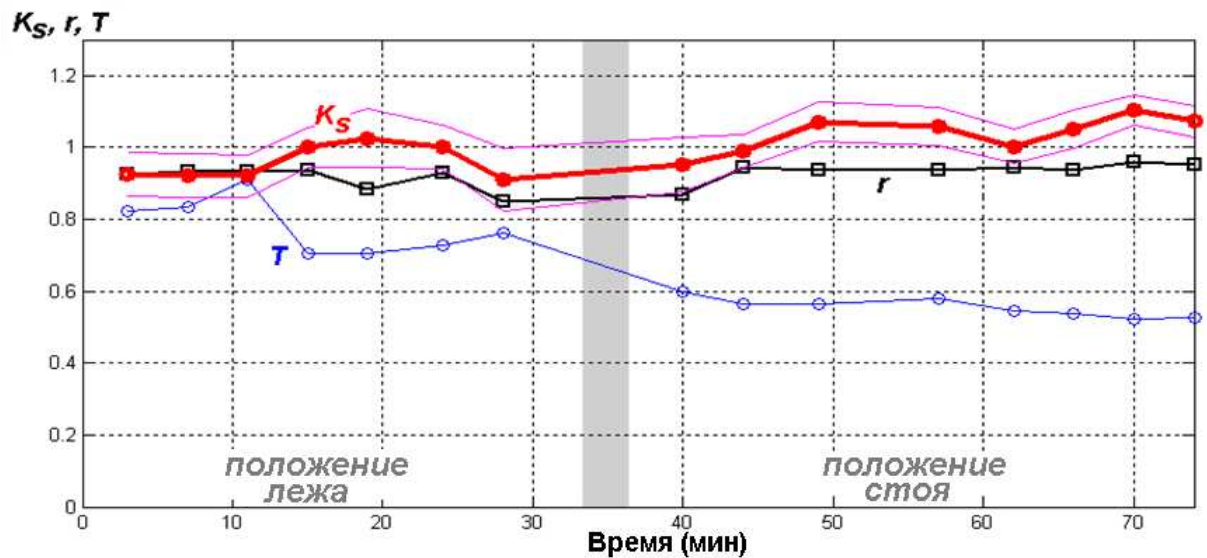
ФукоКГ-суррогат конечно-систолического объема – значение сигнала **ФукоКГ** в момент систолы желудочков сердца. Ставят в соответствие с конечно-систолическим объемом левого желудочка сердца.

ФукоКГ суррогат ударного объема – значение сигнала **ФукоКГ**, определенное разницей ФукоКГ-суррогата конечно-диастолического наполнения и ФукоКГ-суррогата конечно-систолического объема.

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

Пример результатов эксперимента, в котором получили корреляционным методом значение коэффициента Старлинга больше единицы

Исследуемый 1



Исследуемый 2

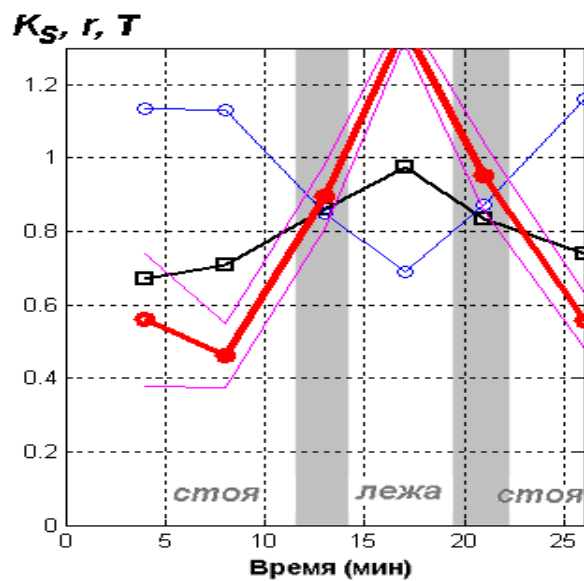
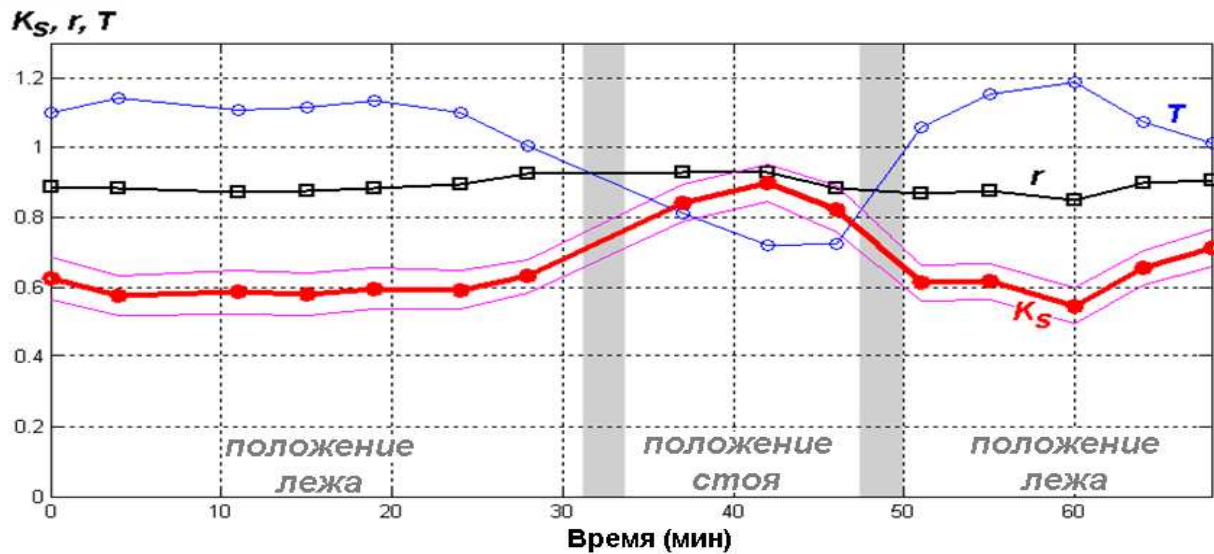


Рис. 1. Кривые изменения значений K_S , коэффициента корреляции r и периода сердечных сокращений T , рассчитанных по каждой из 15-ти Фукокардиограмме, регистрированных в определенные моменты времени в течении эксперимента. Для данных исследуемых, *исследуемого 1 и 2*, оценка значения коэффициента Старлинга в некоторые моменты превышала единицу.

Пример результатов эксперимента, в котором получили корреляционным методом значение коэффициента Старлинга не превышающее единицу

Исследуемый 3



Исследуемый 4

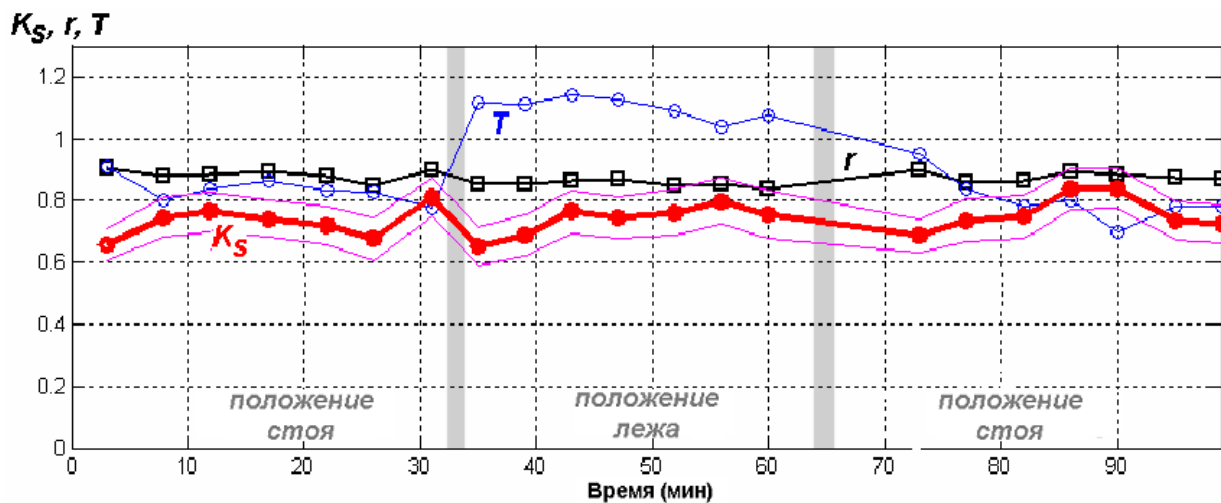


Рис. 2. Кривые изменения значений K_S , коэффициента корреляции r и периода сердечных сокращений T , рассчитанных по каждой из 15-ти Фукокардиограмме, зарегистрированных в определенные моменты времени в течении эксперимента. Для данных исследуемых, *исследуемого 3 и 4*, оценка значения коэффициента Старлинга не превышала единицу.