

Автоматизированная оценка показателей сократимости миокарда  
в эксперименте и клинике с помощью специализированного вы-  
числительного устройства "индекс"

М. В. Синьков, А. И. Закидальский, А. А. Мойбенко,  
Н. Н. Орлова, В. Л. Кравцов

Насосная функция сердца определяется двумя основными свойствами миокарда: способностью увеличивать силу сердечных сокращений при увеличении исходной длины миофибрилл (механизм Франка-Старлинга) и способностью изменять скорость и силу сокращений под влиянием инотропных воздействий вне зависимости от длины мышечного волокна (сократимость миокарда). Возможны два подхода к оценке сократимости сердечной мышцы. Первый из них основан на анализе функции сердца как насоса. Несмотря на достаточную информативность метода, использование его, особенно в клинической практике, ограничивается значительной трудоемкостью и необходимостью применения нагрузок на сердце.

В последние годы большее распространение в экспериментальной и клинической практике получает второй метод оценки сократимости миокарда, предусматривающий количест-

венное ее определение и основанный на применении принципов механики мышечного сокращения к анализу деятельности сердца.

Предложено значительное количество индексов сократимости, основанных на определении соотношения между скоростью нарастания давления ( $dP/dt$ ) и давлением в желудочке, что проследовало цель в той или иной мере приблизиться к построению кривой силаскорость и избежать при этом погрешностей, связанных с экстраполяцией.

Вместе с тем, расчеты большинства из предложенных индексов представляются достаточно сложной и трудоемкой задачей. Например, для получения данных для расчета  $\frac{dP/dt}{P_p}$  или  $\left(\frac{dP/dt}{P_a}\right)_{\max} - \gamma_{pm}$  необходимо произвести многократно деление показателей скорости нарастания давления ( $dP/dt$ ) на абсолютное -  $P_a$  или развиваемое  $P_p$  давление в левом желудочке сердца через интервалы времени порядка 2-4 мс и после соответствующей математической обработки этих данных перенести их на график. Не говоря о том, что это занимает очень много времени, точность ручной обработки также может подвергаться сомнению. Достаточно трудоемким является расчет и других индексов сократимости.

В связи с этим неоднократно предпринимались попыт-

ки автоматизации расчета отдельных индексов сократимости (Zieske, Levy 1968, Grossman и др., 1971, Goodman и др., 1972, Kraft и др., 1974.). Однако эти попытки не нашли воплощения в серийных приборах, за исключением, пожалуй, одного из наиболее простых индексов сократимости, расчет которого предусмотрен в калькуляторе фирмы Siemens-Elma .

Ставя перед собой задачу создания специализированного вычислительного устройства для оценки сократимости миокарда, мы стремились автоматизировать обработку нескольких наиболее информативных индексов сократимости миокарда и, таким образом, повысить эффективность научных исследований, а также получать немедленную, в реальном масштабе времени, информацию об изменении индексов сократимости миокарда, что позволило бы в эксперименте на животных и у постели больного проводить оценку кардиотропных влияний и лекарственных препаратов.

Для автоматической обработки нами были избраны индексы сократимости, производные от развиваемого (Pp) давления в левом желудочке.

Нам представлялось рациональным использовать модификацию индекса  $\frac{(dP/dt)_{max}}{4Ut}$ , включив в знаменатель в качестве  $4Ut$  площадь под кривой внутрижелудочкового давле-

ния за время от зубца R ЭКГ до  $(dP/dt)_{max}$ .

Для автоматического расчета был избран также показатель  $\frac{dP/dt}{P_a}$ .

Расчет вышеперечисленных индексов сократимости миокарда может быть осуществлен с помощью универсальных цифровых вычислительных средств. При этом достигается сравнительно высокая точность расчета, однако количество рассчитываемых индексов сократимости в единицу времени будет невелико. Стремление получить возможность поударного определения рассчитываемых параметров сократимости определяет необходимость построения специализированного вычислительного устройства (СВУ) в виде аналогового вычислителя, для которого время вычисления всех параметров сократимости занимает лишь незначительную долю периода одного сокращения.

Вычислительное устройство работает в комплекте аппаратуры, содержащей датчики исходной информации, регистрирующее устройство, аппаратуру долговременного документирования результатов вычислений.

СВУ работает с входными унифицированными сигналами от электроанометра и стандартного электрокардиографа (ЭКГ). СВУ имеет выходы, к которым могут быть подключены

шлейфный осциллограф, чернильнопишущий струйный или перьевой самописец. Допустимый диапазон изменений частоты сердечных сокращений составляет 40-300 ударов в минуту. Время от зубца R ЭКГ до значения  $(dP/dt)_{max}$  лежит в пределах от 15 до 60 мс.

Допустимые пределы изменений давления в левом и правом желудочках сердца составляют 40-300 мм рт. ст. и 10-60 мм рт. ст. соответственно. Величины  $(dP/dt)_{max}$  левого и правого желудочков сердца лежат в пределах от 1000 до 6000 мм рт. ст./сек и от 200 до 1500 мм рт. ст./сек соответственно.

Приведенные исходные данные явились основой создания и выбора параметров СВУ, структурная схема которого показана на рис. 1. В состав схемы входят: ГТС - генератор тестовых сигналов, РУ - развязывающий усилитель КАЛИБР - калибратор, УПТ с НЧФ - усилитель постоянного тока с низкочастотным фильтром, П - переключатель режимов работы, Сх сл/хр - схема слежения/хранения,  $d/dt$  - дифференциатор,  $\ln$  - логарифматор,  $(dP/dt)_{max}$  - схема выделения и запоминания максимума первой производной,  $\int$  - интегратор,  $\div$  - блок деления. Работа отдельных блоков СВУ координируется схемой управления. СВУ имеет два режима работы. Первый из них является тестовым, второй - рабочим.

Тестовые сигналы представляют собой имитацию кривой внутрижелудочкового давления и сигнала R ЭКГ. Кривая внутрижелудочкового давления описывается дифференциальным уравнением третьего порядка с постоянными коэффициентами.

При калибровке на вход  $PY_1$  поступает сигнал, соответствующий заданному статическому калибровочному давлению, а с его выхода на вход устройства калибровки. Устройство калибровки формирует сигнал определенной формы, амплитуда которого соответствует заданному статическому калибровочному давлению. Это позволяет производить калибровку производных, величина которых зависит от статического калибровочного давления, а также остальных индексов, величины которых определяются принятой формой калибровочного сигнала.

Одним из основных узлов, определяющих динамическую точность СВУ, является дифференциатор. Реальный дифференциатор может быть представлен в виде последовательного соединения идеального дифференциатора с низкочастотным фильтром. Наличие фильтра необходимо для сглаживания высокочастотных помех, содержащихся в дифференцируемом сигнале и усиливаемых дифференциатором, а также дополнительных помех, возникающих в самом дифференциаторе. Наконец, реальный дифференциатор для обеспечения устойчивости всегда имеет,

по крайней мере, инерционное звено, которое можно рассматривать как низкочастотный фильтр.

Наличие низкочастотного фильтра приводит к искажению выходного сигнала реального дифференциатора. Искажение сигнала на выходе фильтра прежде всего проявляется в задержке максимального значения производной, изменении его величины и, наконец, формы выходного сигнала. Однако в большинстве случаев производная содержит основную гармонику и сравнительно мало высших гармоник. Тогда, пренебрегая высшими гармониками и учитывая, что в переходном процессе свободная составляющая сравнительно быстро затухает, максимум производной можно определить по вынужденной составляющей переходного процесса, а ее запаздывание по фазовому сдвигу.

Наличие запаздывания в дифференциаторе приводит к существенным погрешностям в определении индексов сократимости. Для устранения погрешностей из-за запаздывания в СВУ при определении индекса  $\frac{dP/dt}{P(t)}$  используется известный метод логарифмирования сигнала пропорционального давлению с последующим дифференцированием по времени выходного сигнала логарифматора. Значительное уменьшение погрешности в определении индексов сократимости вида  $\frac{(dP/dt)_{max}}{P(t_m)_{разб}}$  и  $\frac{(dP/dt)_{max}}{\int_0^{t_m} P(t)_{разб} dt}$  может быть достигнуто за счет введения

задержки сигналов, пропорциональных развиваемому давлению. В простейшем случае задержку можно осуществить за счет введения низкочастотного  $Re$  фильтра. Еще большую компенсацию погрешности из-за запаздывания производной можно получить в том случае, когда развиваемое давление и интеграл развиваемого давления получают соответственно однократным и двукратным интегрированием выходного сигнала реального дифференциатора.

Лабораторная апробация разработанного СВУ была проведена: 1) в условиях физиологического эксперимента, 2) в условиях экспериментальных моделей различных патологических состояний.

При проведении экспериментальных и клинических испытаний на вход СВУ "Индекс" подавались сигналы внутрижелудочкового давления и ЭКГ от электроманометра и электрокардиографа мингографа фирмы "Элема". Полученная с помощью СВУ информация о сократимости миокарда в аналоговой форме непрерывно регистрировалась на струйном самописце того же прибора.

Эксперименты проводили на наркотизированных собаках с катетеризацией полостей сердца и магистральных сосудов.

Проведенные исследования показали, что специализи-



рованное вычислительное устройство обеспечивает одновременный, непрерывный расчет в течение каждого сердечного сокращения всех заданных индексов.

Лабораторная апробация разработанного специализированного вычислительного устройства "Индекс" показала, что рассчитываемые с его помощью индексы сократимости миокарда характеризуются малой зависимостью от нагрузки объемом и сопротивлением и обнаруживают высокую чувствительность к действию инотропных факторов. Мгновенный поударный расчет индексов обеспечивает пригодность прибора для исследования сократимости во время различных физиологических реакций, в том числе весьма кратковременных, что открывает определенные перспективы использования разрабатываемого СВУ для изучения вопросов регуляции сократительной функции сердца.

В условиях физиологического эксперимента был проведен сопоставительный анализ показателей сократимости, автоматически рассчитанных СВУ и полученных в результате ручной обработки. При сопоставлении этих данных мы не обнаружили статистически достоверных различий между показателями, обработанными автоматически и вручную.

СВУ "Индекс" было также испытано на экспериментальных моделях коронарной недостаточности при дозированном огра-

ничении коронарного кровотока и реноваскулярной гипертонии.

Проведенная апробация прибора с использованием указанных экспериментальных моделей показала надежную работу устройства в условиях разнонаправленных колебаний гемодинамических параметров, превышающих физиологические, и возможность определения с помощью СВУ закономерных и различных по направленности изменений сократимости в условиях сердечно-сосудистой патологии.

Клинические испытания СВУ "Индекс" проводились при комплексном обследовании больных инфарктом миокарда. Кривые внутрижелудочкового давления регистрировались при катетеризации правых отделов сердца с помощью стандартных катетеров Курнана и внешнего датчика. В условиях регистрации и включения СВУ "Индекс" в систему "манометр-регистрирующее устройство" были аналогичными таковым в описанных выше экспериментах. Катетеризация сердца проводилась с целью мониторинга основных параметров гемодинамики в процессе фармакологической терапии, направленной на стабилизацию и ограничение зоны инфаркта, в частности, при применении  $\beta$  - адреноблокаторе обзидана.

Использование в клинической практике СВУ "Индекс", позволяющего одновременно проводить непрерывную регистра-

цию и визуальный контроль на экране осциллографа в состоянии сократимости миокарда, дает возможность в ходе лечебных мероприятий получать немедленную визуальную и документальную информацию об изменениях сократительного состояния миокарда у больных. Такая информация открывает широкие возможности для патогенетически обоснованного применения различных фармакологических средств при лечении больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями, в частности, инфарктом миокарда.

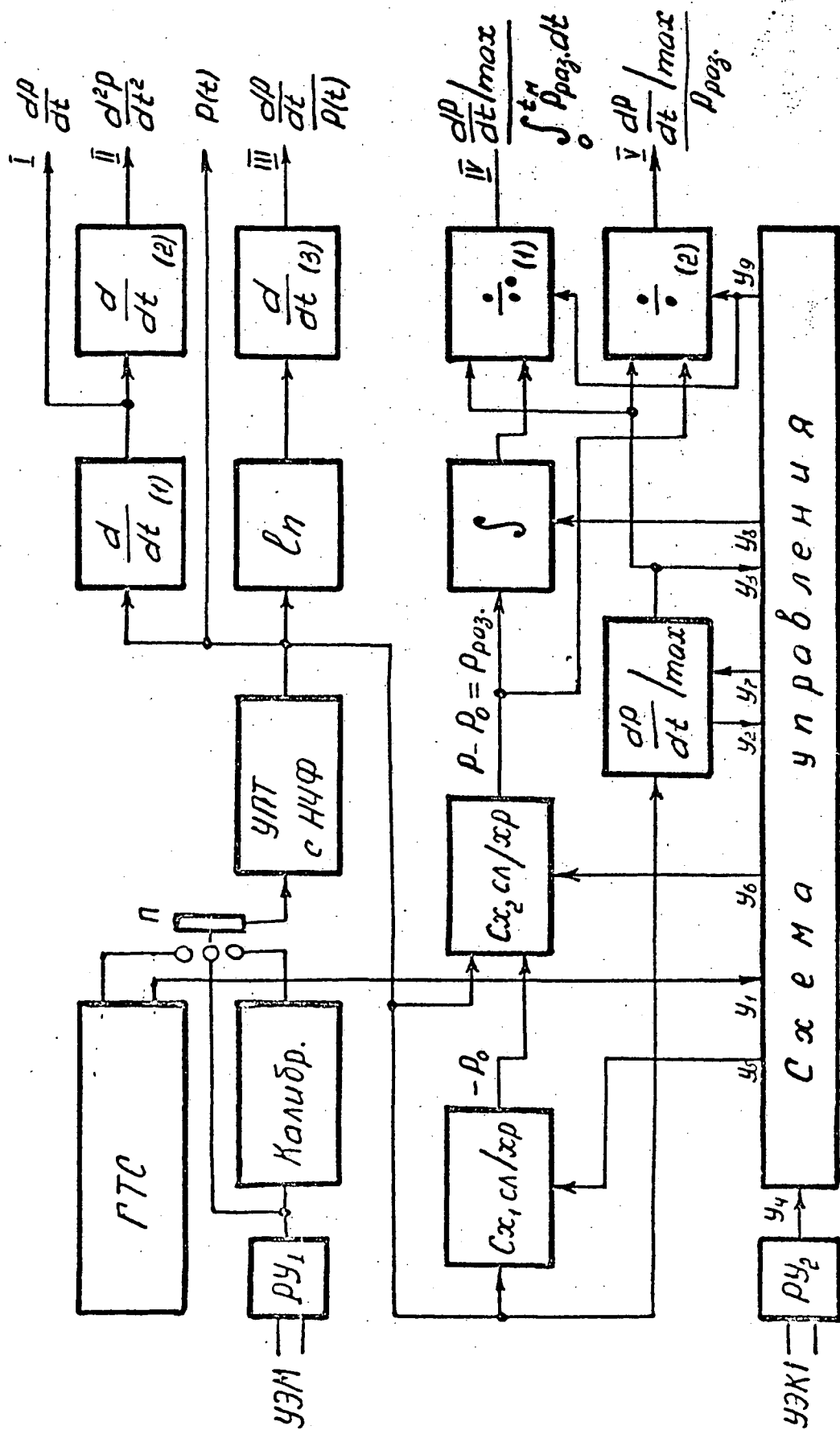


Рис. 1. Структурная схема СВУ и двигателя