

УДК 534.24:620.179.16.611.12

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЛОКАЦИЯ ДВИЖЕНИЙ КЛАПАНОВ И МЫШЦЫ СЕРДЦА

В. М. Лубэ, Ю. Д. Сафонов, Л. И. Якименков

Рассмотрены метод и аппаратура для дифференциальной диагностики сердечных заболеваний, основанной на регистрации доплеровских ультразвуковых сигналов, отраженных от всех клапанов и отделов мышцы сердца. Особенностью устройства являются повышенная чувствительность и возможность вести раздельную и одновременную синхронную запись параметров движения мышцы и клапанов сердца. Описан метод дифференциального топического определения приобретенных пороков сердца на основе анализа последовательности движений всех клапанов и отделов мышцы сердца, что имеет существенные преимущества по сравнению с существующими методами: катетеризацией, фоно- и ультразвуковой кардиографией.

За последние годы ультразвуковые колебания получили заслуженное признание в биологии и медицине, обладая стимулирующим действием на биологические структуры [1], вызывая полезные эффекты в терапии [2, 3] и в других областях медицины (дерматологии, хирургии, гинекологии, стоматологии, отоларингологии, офтальмологии и др.); они успешно применяются для исследования макроструктуры органов и тканей, а в клинической практике — для диагностики и визуализации [1, 4, 5].

Высокая разрешающая способность — дистанционность, безопасность для пациентов и обслуживающего персонала, компактность, возможность получения ценнейшей информации и ее документации и другие преимущества ультразвуковых методов диагностики по сравнению, например, с рентгеновскими методами предопределяют их дальнейшее быстрое развитие наравне, а зачастую и взамен рентгеноскопии и рентгенографии.

В медицинской диагностике ультразвук был впервые применен для обнаружения опухолей и камней в желчном пузыре, в эхо-энцефалографии, для раннего обнаружения новообразований, в том числе и раковых опухолей, в гинекологической практике и др.

В этих случаях, в основном, применяется метод импульсной ультразвуковой биолокации, использующий принцип измерения временных соотношений между посылкой зондирующего и приемом отраженного на границах раздела (мышца — подкожная клетчатка — кость — кровь и др.) акустического импульса. Отраженные ультразвуковые сигналы получают также и от сердечной мышцы при импульсной ультразвуковой локации сердца через грудную клетку.

В работах [6—9] и др. изложена методика, аппаратура и клиника импульсной ультразвуковой кардиографии, которая в принципе позволяет с ограниченной точностью получать косвенную и не всегда достоверную информацию о наличии некоторых пороков сердца, в основном митрального стеноза.

Следует заметить, что при использовании импульсного эхо-метода требования к системам формирования акустического и электрического сигналов оказываются высокими. Иначе затруднительно различать ограждение

от близко расположенных внутрисердечных поверхностей на фоне помех. Наконец, импульсный метод дает сведения только о движении стенки левого предсердия и не информирует о работе других отделов сердца и его клапанов. Между тем данные о движениях клапанов играют главную роль в диагностике приобретенных пороков сердца.

Дальнейшим развитием методов ультразвуковой локации сердца является весьма эффективный доплеровский метод непрерывного излучения с использованием биений между прямым и отраженным сигналами [10], впервые предложенный в 1956 г. Сатамурой, Йошидой и др. [11, 12] и развитый авторами настоящей статьи [13].

Сущность доплеровского метода состоит в том, что при движении отражающего объекта частота отраженного сигнала отличается от частоты зондирующего на величину, пропорциональную скорости движения объекта. Непрерывное колебание синусоидальной формы, возбуждаемое преобразователем, отражается от сердечной мышцы и клапанов. Частота отраженного сигнала связана с частотой излучения f_{Γ} и скоростью движения v известным соотношением. При этом частота отраженного сигнала отличается от частоты излучения на так называемую доплеровскую частоту f_d , которая определяется по формуле

$$f_d = f_{\Gamma} \frac{2v}{c - v} \approx f_{\Gamma} \frac{2v}{c} \approx \frac{2v}{\lambda_{\text{ак}}}, \quad (1)$$

где $\lambda_{\text{ак}}$ — длина волны, пропорциональная скорости распространения ультразвука c в данной среде (на пути от грудной клетки к сердцу). Записывая кривую доплеровской девиации отраженного сигнала, можно получить значение скорости движения отдельно для любого клапана сердца, что, собственно, и получено в работах японских исследователей.

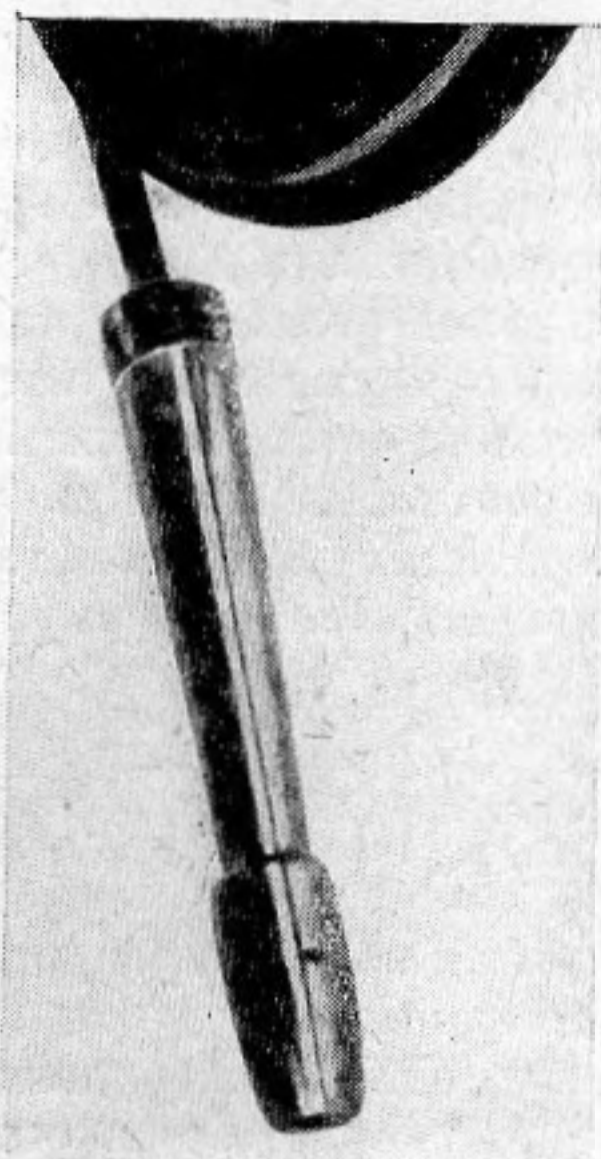
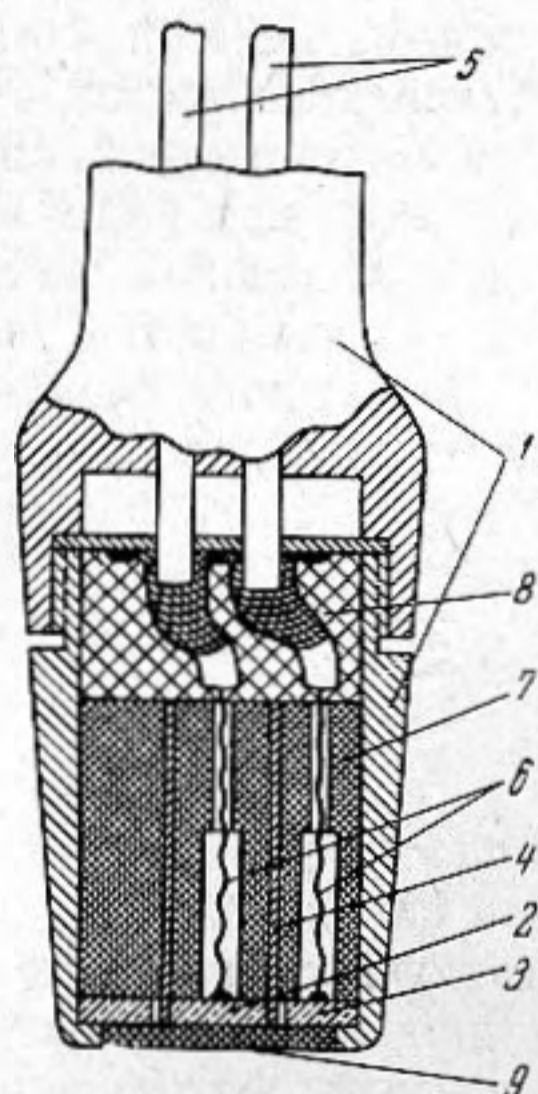
Авторами настоящей статьи изготовлен и в клинических условиях испытан прибор для ультразвуковой локации клапанов и мышцы сердца. Разработанная аппаратура позволяет получать информацию о всех фазах сердечного цикла отдельно для каждой полости или отдела (левого предсердия и желудочка, правого предсердия и желудочка) и каждого клапана.

Анализ частотного состава доплеровского сигнала можно провести на основе рассмотрения механической модели клапанов и эюры скоростей их движения. Каждую створку клапана можно представить как упругую движущуюся пластинку, закрепленную с одной стороны. Если клапан неподвижен, — доплеровский сигнал отсутствует. При движении клапана возникают доплеровские частоты, отвечающие различным участкам движущейся створки клапана. Каждому участку створки свойственна своя скорость, а, следовательно, и своя доплеровская частота. В силу этого, как только клапан начинает двигаться, появляется сплошной спектр доплеровского сигнала в интервале от $f_d = 0$ и $f_d = f_{d \text{ max}}$.

Максимальную составляющую спектра $f_{d \text{ max}}$ дает та область створки клапана, которая обладает максимальной линейной скоростью. Таким образом, при движении клапана наблюдается сплошной спектр доплеровского сигнала, имеющий тем большую девиацию частоты, чем больше скорость движения клапана. Эти особенности доплеровского метода дают возможность определять время движения клапанов, моменты их открытия и закрытия, принимая (с незначительной погрешностью) скорость движения клапанов постоянной.

Из выражения (1) следует, что доплеровская частота пропорциональна измеряемой частоте. Эксперименты, проведенные авторами с использованием имитатора движения клапана, позволили установить, что излучаемая частота должна лежать в пределах от 2 до 3,5 Мгц. Частоту ниже 2 Мгц брать не рекомендуется, так как при этом сигнал на доплеровской частоте, отвечающей движению стенок сердца ($f_{d \text{ ст}}$), будет маскироваться

низкочастотными помехами. Кроме того, при уменьшении частоты увеличивается размер ультразвукового пучка, что приводит к уменьшению осевой интенсивности, а также затрудняет селекцию одного клапана от другого. При частоте выше 3,5 Мгц увеличивается поглощение звуковой энергии в тканях и становится затруднительным разделение избирательным усилителем доплеровской частоты клапана и гармонических составляющих доплеровской частоты стенки сердца.



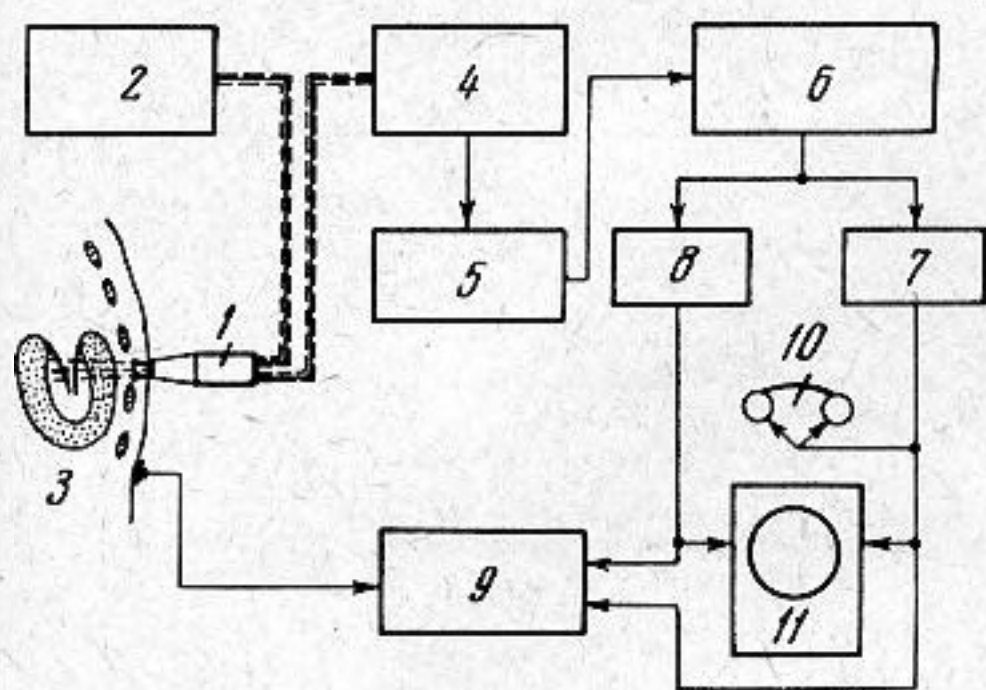
Фиг. 1

Для диагностических целей рекомендуется не применять интенсивность излучения более 300 мвт/см^2 ; по предварительным расчетам, интенсивность в наших опытах не превышала 50 мвт/см^2 .

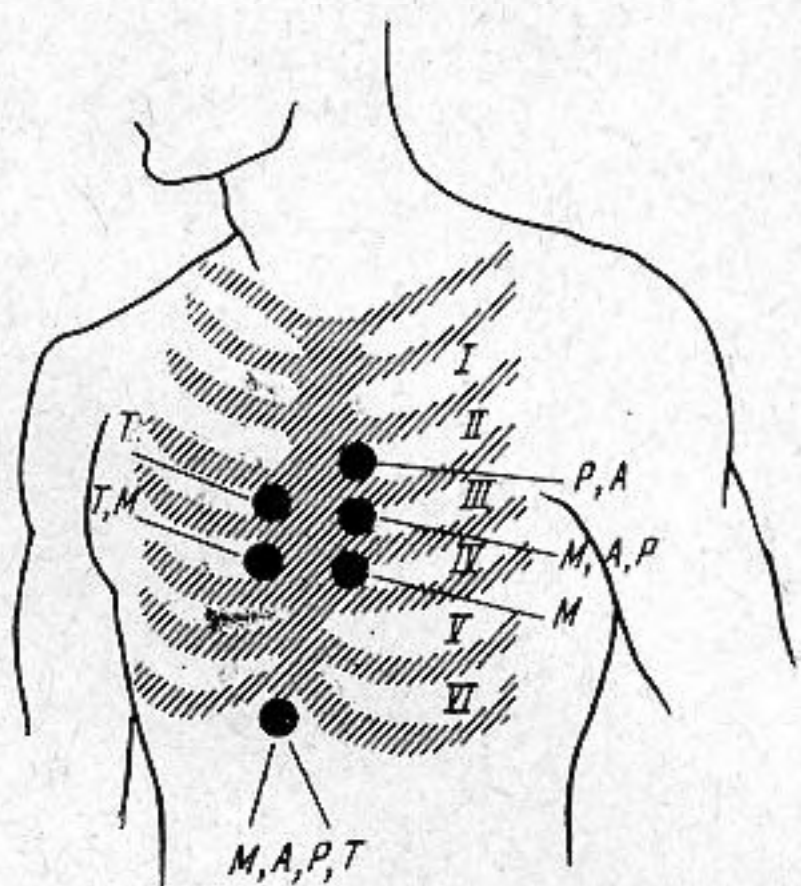
На фиг. 1 показаны конструкция и внешний вид датчика. В корпусе 1 датчика размещены передающая 2 и приемная 3 пьезопластины, которые в отличие от конструкции, описанной в работах [11, 12], акустически разделены. Такая схема позволяет устранить паразитные акустические связи и увеличить глубину модуляции частоты доплеровского сигнала, облегчая его индикацию и повышая чувствительность устройства на порядок. Этой же цели служит экран 4. Напряжение генератора через высокочастотный кабель 5 и контакты 6 подается на пьезопластины. Оба пьезоэлемента изготовлены из пьезокерамики цирконата титаната свинца (передающая шайба имеет диаметр 3 мм, приемная — 10 мм) и задемпфированы демпфером 7 и эпоксидной смолой 8 для уменьшения добротности, а следовательно, и для улучшения формы зондирующего сигнала. Для получения хорошего контакта с телом пациента и улучшения согласования торец датчика покрыт согласующим слоем 9 из эпоксидного компаунда типа ЭД-6.

На фиг. 2 представлена функциональная схема прибора. Передающая пластина датчика 1 возбуждается от высокочастотного генератора 2 на собственной частоте 2 Мгц. Генератор с выходной мощностью 2—3 вт был собран по схеме Шембея на лампе 6П1П. Связь передающей пластины с контуром генератора автотрансформаторная и подбирается в процессе настройки прибора. Приемная пластина преобразует отраженный от мышцы и клапанов сердца 3 ультразвуковой сигнал в электрический. При этом в результате биений зондирующего и отраженного от клапанов и мышцы сердца сигналов на вход резонансного усилителя 4 поступает модулированное напряжение. Частота модуляции, равная разности частот генератора

и отраженного сигнала, является доплеровской частотой. Особенность усилителя 4, построенного на лампе 6Ж5П, — малая добротность резонансного контура, что позволяет сохранить форму сигнала без искажений. Приемная пьезопластина связана со входом усилителя 4 индуктивной связью. Использование резонансного усилителя дает возможность снизить уровень сетевых помех.



Фиг. 2



Фиг. 3

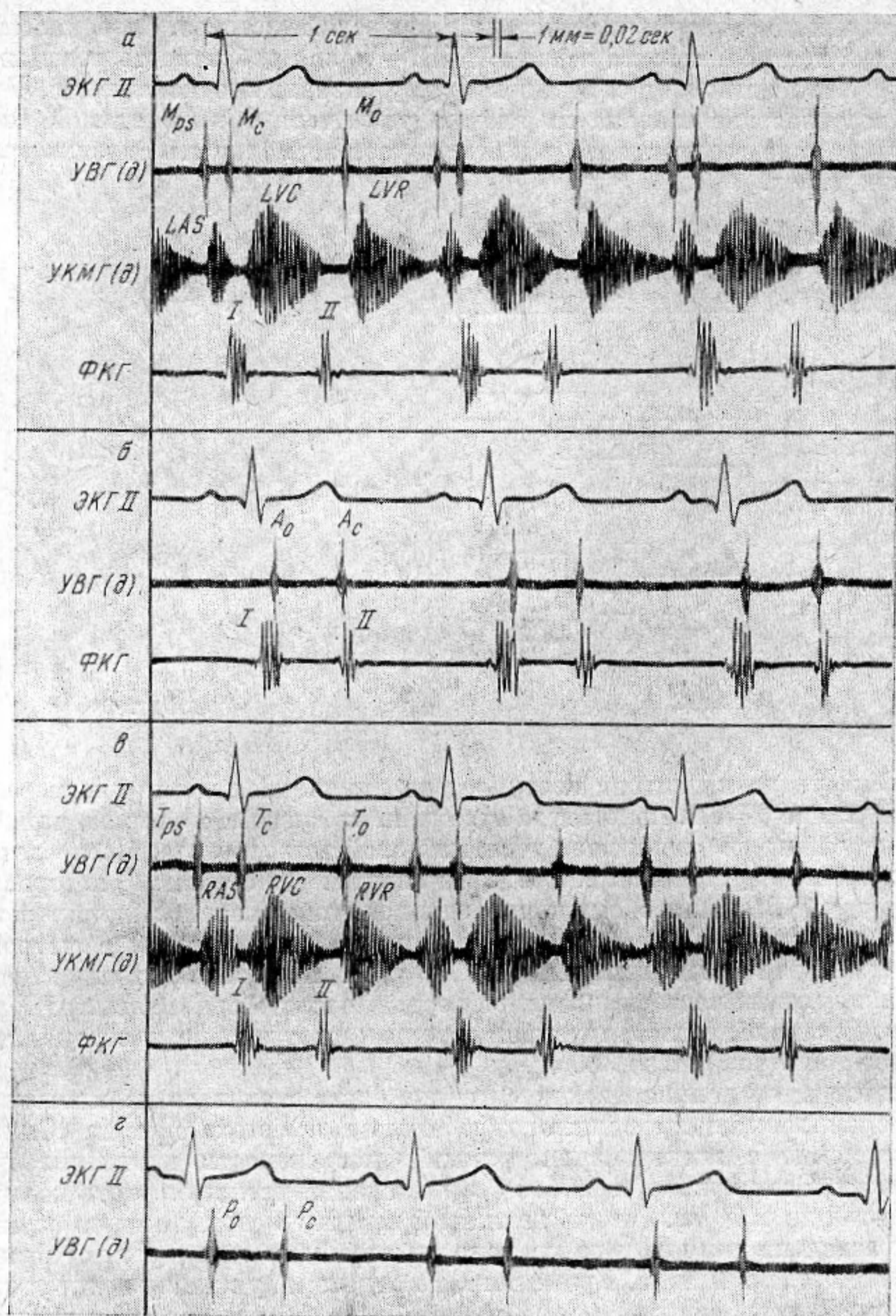
После усиления сигнал поступает на линейный детектор 5, выполненный на лампе 6Ж5П. Амплитуда отраженного сигнала на выходе приемной пьезопластины не превышает десятых долей микровольта. После детектирования сигнал усиливается предварительным усилителем 6, построенным на лампе 6Ж5П. Для обеспечения одновременной записи доплеровских сигналов разных частот (от мышцы сердца и от клапанов) в устройстве применены два мостовых фильтра 7, 8 [14]. В высокочастотном канале, регистрирующем частоты клапанов сердца, частота среза фильтра 7 равна 400 *гц*. В канале, регистрирующем низкие частоты (мышцы сердца), частота среза фильтра 8 равна 300 *гц*.

Регистрация доплеровских сигналов осуществлялась на многоканальном чернильнопишущем мингографе 9 типа «Kardioгex» (фирма «Сименс») одновременно с электрокардиограммой при скорости движения бумаги 50 *мм/сек*. Этот прибор способен без искажений регистрировать колебания с частотой до 1000 *гц*. Запись движений клапанов сердца можно осуществлять отдельно для каждого клапана, что выгодно отличается от фонокардиографического метода. Кроме того, по отдельному каналу ведется запись движения стенки сердца.

В принципе возможно построение многоканальной системы с записью всех фаз сердечного цикла левого и правого отделов сердца одновременно. Так как доплеровское смещение частоты от движения сердечных клапанов составляет 500—1000 *гц*, а от движения мышцы — всего 100—200 *гц*, то использование электрических фильтров на выходе прибора позволяет вести отдельную регистрацию движения клапана и одной половины сердца (например, митрального клапана и левого отдела сердца) и без изменения положения датчика. Предварительная настройка прибора и акустический поиск движущихся элементов клапанно-мышечного аппарата сердца ведется с помощью телефонов 10 и осциллооскопа 11.

Небезынтересен вопрос о выборе положения датчика на грудной клетке. На фиг. 3 показана примененная нами система расположения датчика при локации клапанов сердца.

В результате наших опытов были найдены точки в межреберных промежутках (I—VI), с которых успешно лоцируются все клапаны отдельно

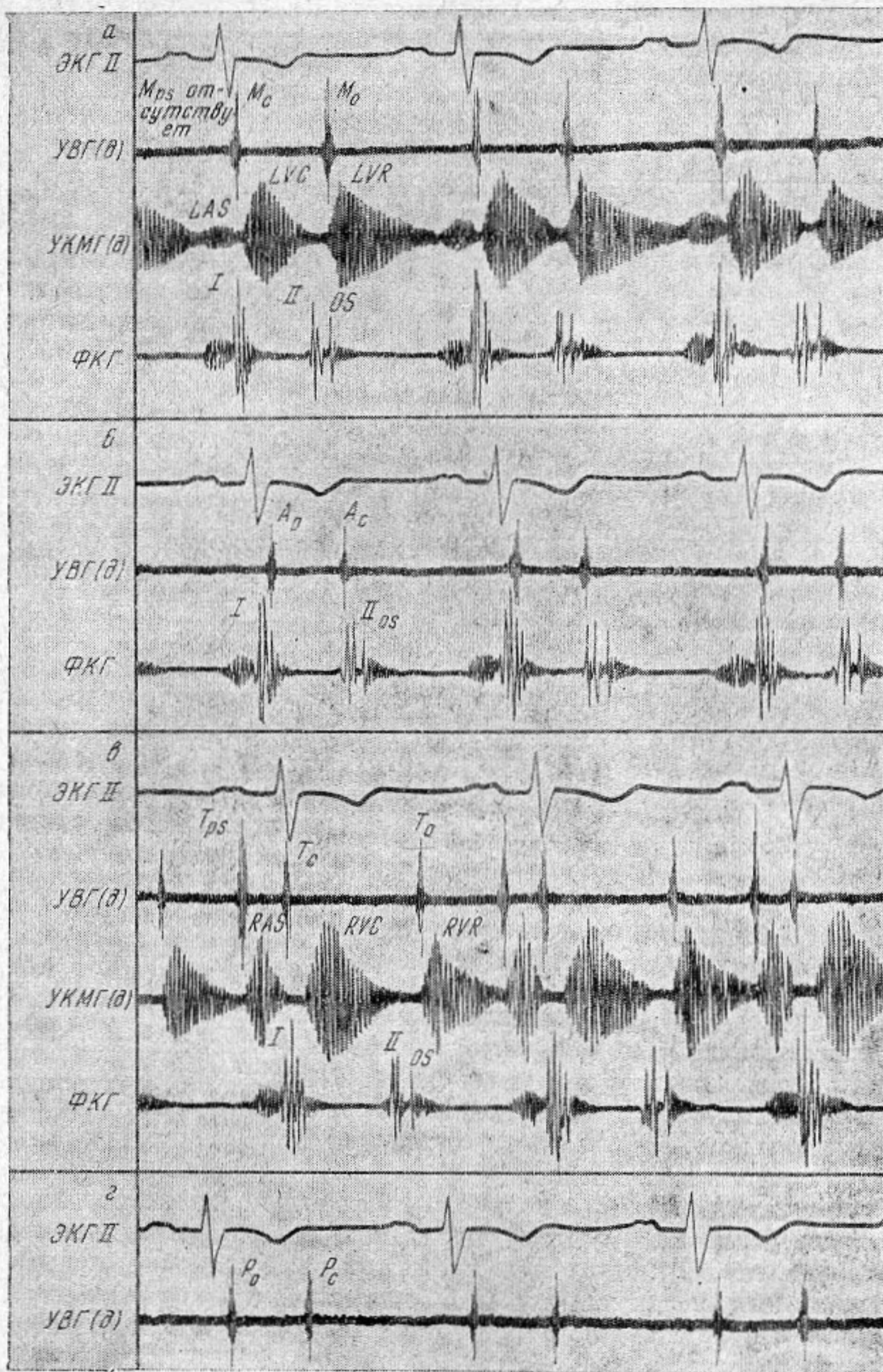


Фиг. 4

или одновременно. Надежный поиск митрального *M*, трехстворчатого *T*, аортального *A* и пульмонального *P* клапана ведется посылкой ультразвукового луча из шести точек. Наиболее полная информация обеспечивается при локации клапанов также через переднюю брюшную стенку из точки (*M, A, P, T*).

В работах японских исследователей [11, 12] используются лишь точки *M, A, P* и *M*, что дает возможность вести надежную селекцию только митрального клапана и резко ограничивает возможности диагностики.

В клинике госпитальной терапии Воронежской областной больницы и Воронежского медицинского института были проведены испытания прибора на 60 здоровых и 80 больных с различными клапанными пороками сердца. Полученные данные показали, что у здоровых лиц имеются определенные



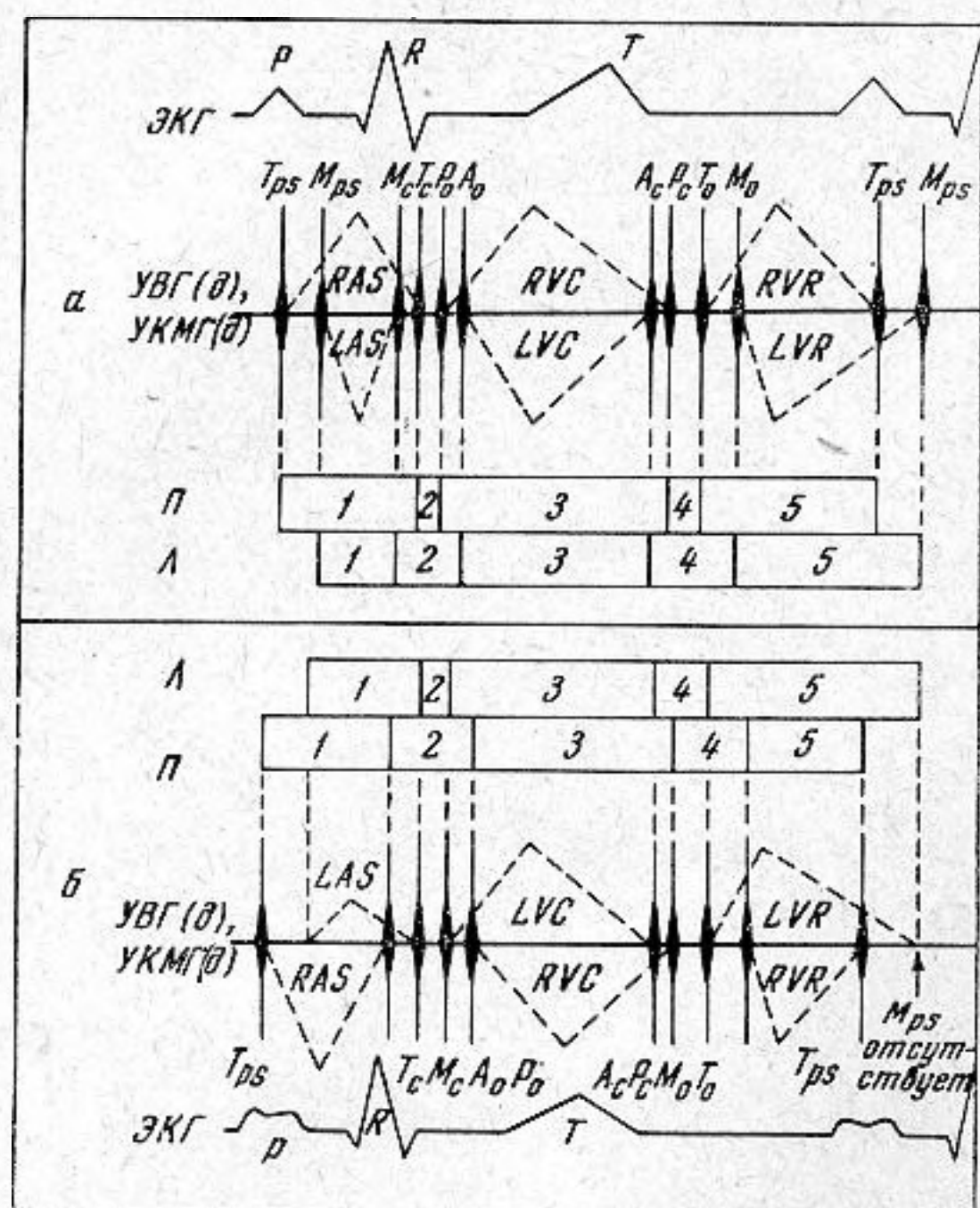
Фиг. 5

нормальные стандарты движения клапанов и стенок сердца и закономерные временные соотношения всех фаз сердечного цикла, легко определяемые из записей, названных нами ультразвуковыми вальвулограммами УВГ (д) для клапанов и ультразвуковыми кинетомиограммами УКМГ (д) — для мышцы сердца.

Значок д указывает, что запись осуществлена на основе использования доплер-эффекта в отличие от импульсных ультразвуковых кардиограмм (УКГ).

На фиг. 4 и 5 приведены записи движений клапанов и мышцы левого (а, б) и правого (в, г) отделов сердца синхронно с электрокардиограммой

(ЭКГ-II) и фонокардиограммой с верхушки (ФКГ) в норме (фиг. 4) и патологии (фиг. 5, митральный стеноз). Допплеровские сигналы от клапанов представляют собой короткие (0,02—0,4 сек) пакеты колебаний с частотой 500—1000 гц, достаточно полно характеризующие моменты движений любого лоцируемого клапана M_{ps} , T_{ps} в систоле предсердий M_c , T_c , A_c , P_c — при закрытии, M_o , T_o , A_o , P_o — при открытии. Сигналы, полученные в результате движения различных отделов мышцы сердца, соответствуют времени сокращения предсердий (LAS, RAS), желудочка (LVC, RVC) и релаксации последних (LVR, RVR).



Фиг. 6

1—5 обозначены фазы цикла для правого (П) и левого (Л) отделов сердца.

Из рассмотрения фиг. 6, б нетрудно видеть отклонения последовательности движений клапанов и мышцы сердца по сравнению с фиг. 6, а. Кроме того, в данном случае наблюдаются такие отклонения от нормы, которые характерны только для этого порока сердца (отсутствие M_{ps} , малая амплитуда сигнала LAS и т. п.).

Статистическая обработка полученных экспериментальных данных дала возможность установить систему признаков, характерных для того или иного порока, либо их сочетания, что открывает широкие практические возможности для дифференциальной бескровной диагностики сердечных заболеваний и исключает применение опасных для пациентов методов катетеризации полостей сердца [15, 16].

В настоящее время ведется массовое обследование больных, что позволит значительно расширить информацию и в других пороках сердца (пороки аортальных клапанов, клапанов легочной артерии и их сочетаний с митральным и трикуспидальными пороками). Разработка системы машинной обработки получаемых данных и соответственного алгоритма (с учетом пульса, дыхания, возраста и др.) позволит значительно расширить применение ценного метода дифференциальной диагностики — ультразвуковой доплеровской локации клапанов и мышцы сердца.

ЛИТЕРАТУРА

1. И. Е. Эльпинер. Ультразвук. Физико-химическое и биологическое действие. М., Физматгиз, 1963.
2. Байер, Э. Дернер. Ультразвук в биологии и медицине. Л., Медгиз, 1958.
3. Н. П. Крылов, В. И. Рокитянский. Ультразвук и его лечебное применение. М., Медгиз, 1958.

4. Л. Д. Розенберг, И. Е. Эльпинер. Физические и технические основы применения ультразвуковых волн в биологии и медицине. Сб. «Электроника в медицине». М.—Л., Госэнергоиздат, 1960.
5. М. Д. Гуревич. Ультразвуковая медицинская аппаратура. Сб. «Электроника в медицине». М.—Л., Госэнергоиздат, 1960.
6. W. D. Keidel. Über eine neue Methode zur Registrierung der Volumveränderungen des Herzens am Menschen. Z. Kreislaufforsch, 1950, 39, 5, 257—262.
7. I. Edler, A. Gustafson. Ultrasonic cardiogram in mitral stenosis. Acta Med. scand. 1957, 159, 2, 85—90.
8. J. J. Wild, M. D. Crawford, J. M. Beid. Visualisation of the excised human heart by means of reflected ultrasound or echography. Amer. Heart. J., 1957, 54, 6, 903—906.
9. S. Effert, H. Erkens, T. Grosse-Brockhoff. Über die Anwendung des Ultraschall—Echoverfahrens in der Herzdiagnostik. Dtsch. med. Wschr., 1957, 82, 31, 1253—1257.
10. П. А. Бакулев. Радиолокация движущих целей. Изд-во «Сов. радио», 1964.
11. S. Satomura. Choonha Doppeler — honi. Yoru Shinzokinokenso no Kenkyu: I. bemi, II Sochi (A study an examining the heart with ultrasonics. I Principle. II Instrument). Jap. Circul J., 1956, 20, 227—231.
12. T. Yoshida ...etc. Analysis of heart motion with ultrasonic Doppler method and its chinical application. Amer. Heart. J., 1961, 61, 1, 61—75.
13. В. М. Лубэ, Ю. Д. Сафонов, Л. И. Якименков и др. «Устройство для изучения деятельности сердца». Решение о выдаче авторского свидетельства по заявке на изобретение № 1001600/31—16 с приоритетом от 15 апреля 1965 г.
14. Ю. А. Андреев, В. О. Кобак. Двойные τ -образные мосты в избирательных усилителях. Л., Судпромгиз, 1962.
15. В. С. Савельев. Зондирование и ангиокардиография при врожденных пороках сердца. М., Медгиз, 1961.
16. А. С. Сметнев. Газовый состав крови в полостях сердца при митральных пороках. Терап. архив, 1957, 29, 3, 59—63.

Воронежский политехнический
институт

Поступила в редакцию
27 сентября 1965 г.