АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ

Том XXXV 1989 Вып. 6

КОНФЕРЕНЦИИ И СОВЕЩАНИЯ

НАУЧНАЯ СЕССИЯ НАУЧНОГО СОВЕТА АН СССР ПО ПРОБЛЕМЕ «АКУСТИКА»

Отделение общей физики и астрономии АН СССР преобразовало Объединенный научный совет АН СССР по комплексной проблеме «Физическая и техническая акустика» в Научный совет АН СССР по проблеме «Акустика». Председателем Научного совета АН СССР по проблеме «Акустика» утвержден доктор физико-математических наук профессор Лямшев Леонид Михайлович.

19–20 декабря 1988 г. состоялось пленарное заседание и научная сессия Научного совета АН СССР по проблеме «Акустика». Были обсуждены итоги деятельности совета за 1988 г. и основные научные достижения в области акустики за этот период времени.

На научной сессии были заслушаны доклады по направлению «Акустика в медицине и биологии». Ниже публикуются рефераты докладов.

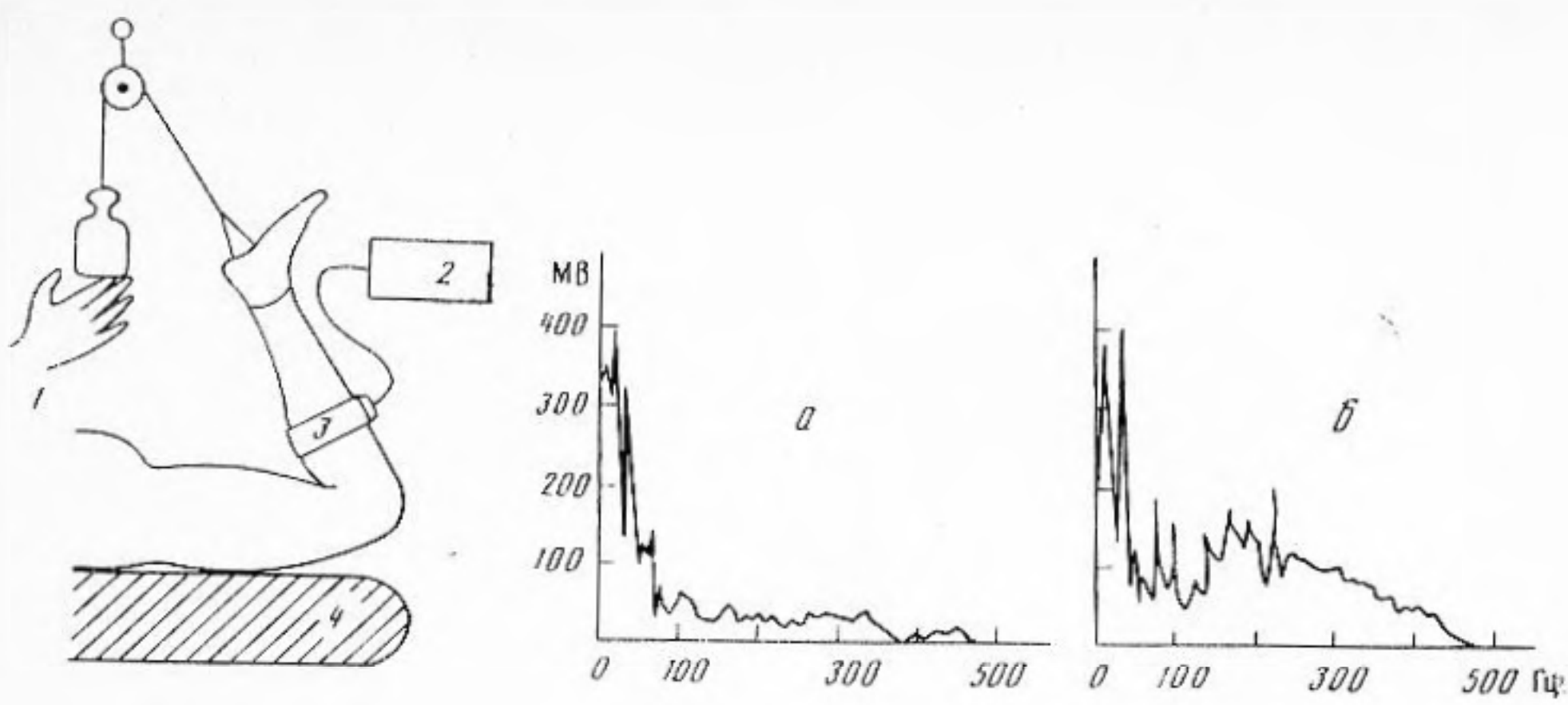
Антонец В. А. Вибрационная диагностика в медицинских и биологических задачах. Многие процессы жизнедеятельности человеческого организма и других биологических систем сопровождаются механическими колебаниями – вибрациями тканей, а также изменением их упруговязких свойств, вызываемым биохимическими реакциями и изменением внутренней структуры. Эти два обстоятельства дают определенные возможности использовать методы вибрационной диагностики для оценки функционального состояния различных физиологических систем и тканей организма.

С начала 70-х годов Институтом прикладной физики совместно с Горьковским медицинским институтом им. С. М. Кирова, Всесоюзным научным центром хирургии и Институтом медико-биологических проблем велись разработки количественных методов оценки некоторых параметров функционального состояния сердечно-сосудистой системы на основе измерения общих и локальных колебаний тела человека, вызываемых работой сердца (Зверев В. А., Антонец В. А.). Ряд результатов использован для методик предоперационного обследования больных и контроля сердечной деятельности космонавтов во время полета.

В конце 70-х годов совместно с Горьковским научно-исследовательским институтом травматологии и ортопедии были начаты исследования опорно-двигательной системы человека (Анишкина Н. М., Антонец В. А., Ефимов А. П.). Эти работы основаны на измерении вибраций и ударов тела человека, сопровождающих естественные и тестовые двигательные акты, т. е. сравнительно низкоамплитудные и высокочастотные компоненты движения, которые не находятся под прямым контролем сознания. Для снижения требований к точности оценки влияния передаточных сред (тканей и структур тела) исследовалась асимметрия вибраций, вызываемых движениями левых и правых конечностей.

Разработанные методы в сочетании со специальными клиническими приемами стали основой создания принципиально новых методов обследования пациентов: способы диагностики заболеваний костно-суставного аппарата нижних конечностей, биомеханической диагностики нарушений двигательной функции верхней конечности человека; определения состояния суставных поверхностей (см. рисунок), способа определения срока прекращения иммобилизации конечностей при переломах, диагностики сдавления периферического нерва и др. Разработанные методы применяются для ранней доклинической и дорентгенологической диагностики состояния органов движения, дозирования и коррекции тренирующих нагрузок при реабилитации, имеют хорошие перспективы в неврологии и космической медицине. Параллельно ведутся работы по контролю непроизвольных и целенаправленных движений головы человека-оператора.

С середины 80-х годов начаты работы по вибрационной диагностике реологических характеристик биологических тканей. Первоначально эти задачи возникли в связи с исследованием искажающего влияния передаточных сред (тканей и структур тела) и неравномерности частотных характеристик датчиков, контактирующих с телом, на параметры сигналов, регистрируемых при контроле сердечно-сосудистой и опорно-двигательной систем (Антонец В. А.). Исследование реологических пара-



Исследование состояния суставных поверхностей по спектру генерируемых вибраций: *1* – рука исследователя, *2* – регистратор, *3* – датчик, *4* – звукопоглощающее основание. *а* – здоровый коленный сустав, *б* – больной коленный сустав

метров ведется на основе измерения динамической жесткости тканевых образцов канонической формы (Розенблюм Л. А.), а также измерения импедансных (Тиманин Е. М.) и дисперсионных характеристик (Клочков Б. Н., Казаков В. В.) поверхностных поперечных волн в диапазоне частот до нескольких сотен герц. Этот диапазон частот удобен для исследования биологических тканей, так как при ограниченной мощности колебаний могут быть созданы относительно большие деформации и существенно облегчены измерения механических напряжений, величины которых невелики в силу мягкости тканей. Кроме того, известно, что продольные волны имеют характеристики, малочувствительные к структурным изменениям среды, а высокочастотные поперечные волны имеют слишком большой декремент затухания.

Разработаны также методы исследования вязкости микродоз биологических жидкостей (Шмелев И. И., Мансфельд А. Д.) и поверхностного натяжения растворов поверхностно-активных веществ (Антонец В. А., Казаков В. В.).

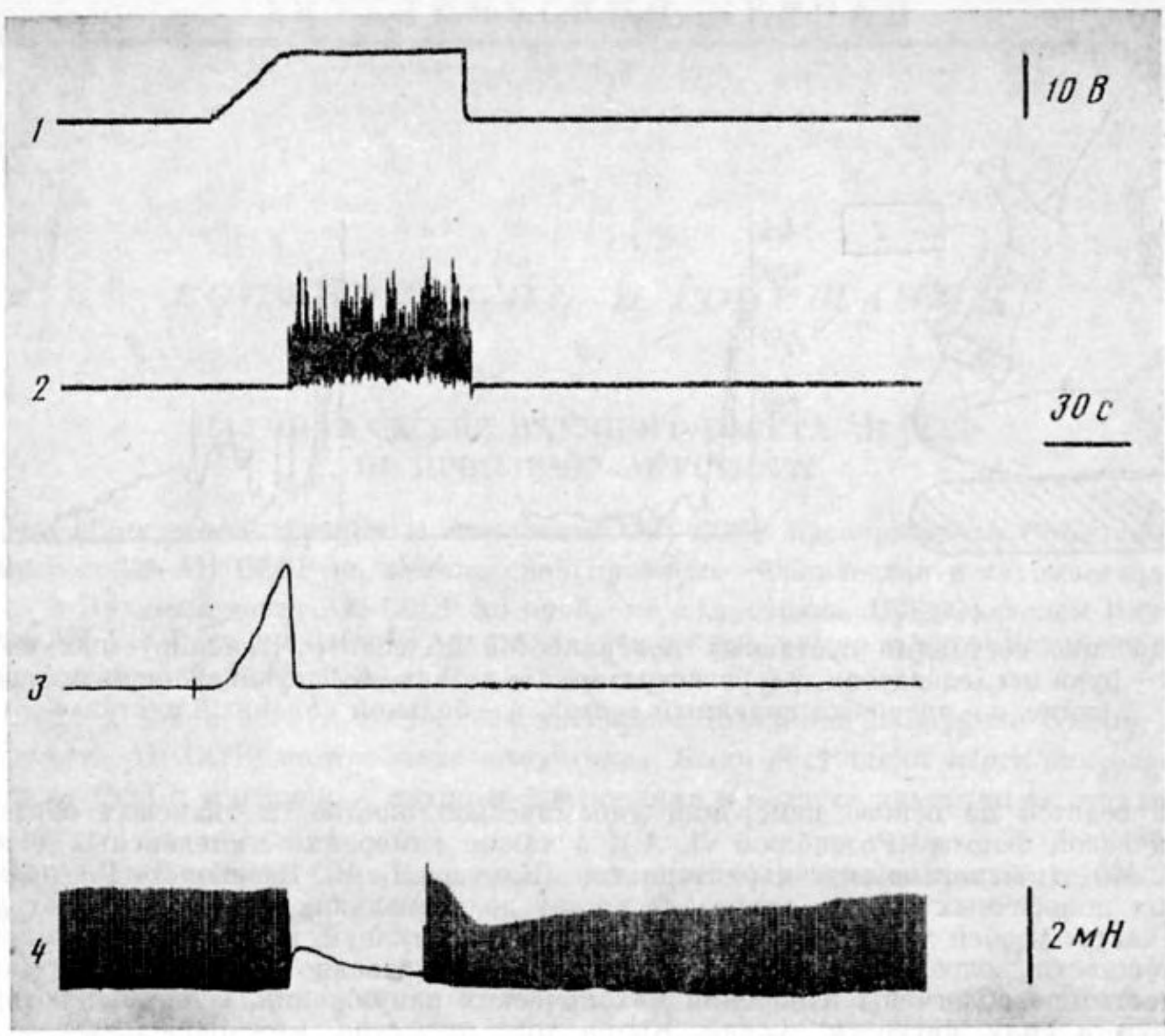
К интересным находкам можно отнести обнаруженные активные отклики тканей в ответ на механическое воздействие (Клочков Б. Н., Казаков В. В.) и зависимость параметров откликов от активности ткани (Антонец В. А., Серебрякова Н. Г.), а также генерацию напряженной мышцей звуков в диапазоне частот до нескольких сотен герц (Аксенова Р. Х., Антонец В. А., Мансфельд А. Д.).

Для проведения исследований в Институте прикладной физики разрабатываются и изготовляются пьезоакселерометры для медицинской и технической диагностики (Анишкина Н. М., Антонец В. А., Таратенкова О. Н.), бесконтактные ультразвуковые виброметры (Казаков В. В.) и другие устройства. Разрабатываются новые методы обработки данных, основанные на гипотезе о генерации стохастического сигнала нелинейной динамической системой (Рейман А. М., Спивак-Баранов М. Е.).

Богданов К. Ю., Гаврилов Л. Р., Захаров С. И., Розенштраух Л. В., Юшин В. П. Действие фокусированного ультразвука на миокард животных. Известно, что при некоторых заболеваниях (в том числе и сердечных) применение ультразвуковой терапии противопоказано [1]. В связи с этим представляет интерес исследование факторов, лежащих в основе таких противопоказаний. В настоящей работе исследовалось действие фокусированного ультразвука на электрофизиологические параметры миокарда крысы.

Папиллярные мышцы изолировали из желудочка сердец крыс и помещали в экспериментальной камере между датчиком силы сокращения и фиксатором. Мышцу перфузировали оксигенированным физиологическим раствором при $t=32°$ С и стимулировали электрическими импульсами длительностью 3 мс с частотой 1 Гц. Дном камеры служил фокусирующий излучатель ультразвука на частоту 543 кГц. Мышцу помещали в фокальной плоскости излучателя, диаметр которого составлял 50 мм, а фокусное расстояние – 40 мм. Для контроля ультразвукового поля в перфузат (над мышцей) погружали миниатюрный гидрофон. О развитии кавитации судили по появлению субгармоники на $^1/_2$ основной частоты, при этом порог кавитации соответствовал интенсивности 1,4–0,16 Вт/см^2 (20 измерений). Воздействие ультразвуком проводили в непрерывном режиме, плавно увеличивая интенсивность до появления субгармоники. В ряде опытов контролировали температуру в фокальной области, и ее рост не превышал 0,5° С. С помощью микроэлектродов регистрировали трансмембранный потенциал действия. Силу сокращения, потенциал действия и сигнал с гидрофона записывали на самописце.

Постепенное увеличение интенсивности ультразвука приводило к контрактуре



Действие кавитации на силу сокращения папиллярной мышцы крысы: *1* – напряжение, подаваемое на излучатель, *2* – субгармоника (272 кГц), *3* – звуковое давление, измеренное с помощью гидрофона в фокальной области над мышцей (максимальное значение соответствует интенсивности 1,5 Вт/см², *4* – сила сокращения

и временной потере возбудимости мышцы (рисунок). Этот эффект по времени совпадал с возникновением кавитации, регистрируемой по субгармонике, а также с резким падением звукового давления над мышцей (рисунок, кривые *2* и *3*). Величина контрактуры составила 53,1±4% исходной силы сокращения. Затем мышца расслаблялась до величины, близкой к напряжению покоя в контроле, и начинала отвечать на стимуляцию в среднем через 69,3 с. После периода восстановления сила достигала контрольного уровня или уменьшалась не более чем на 10%.

Регистрация мембранного потенциала действия при действии ультразвука показала, что невозбудимость была вызвана сильной деполяризацией мембраны. Величина деполяризации составила 54 мВ. В период невозбудимости одновременно с расслаблением мышцы наблюдали реполяризацию до значений, близких к исходному потенциалу покоя. Процесс восстановления исходных силы сокращения и параметров мембранного потенциала не зависел от того, прекращено или продолжается ультразвуковое воздействие (рисунок). Этот результат можно объяснить резким уменьшением интенсивности ультразвука в фокусе из-за «экранировки» мышцы газовыми пузырьками, возникшими при кавитации.

Из литературы известно, что сильные и резкие обратимые контрактура и деполяризация миокарда обычно сопутствуют механическому или тепловому повреждению сердечных клеток [2]. С другой стороны, в биоакустической литературе описаны повреждающие эффекты кавитации на одиночные клетки и простейшие организмы [3, 4]. Это позволило предположить, что наблюдаемые эффекты связаны с обратимым повреждающим действием кавитации на миокард.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Haar G., Dyson M., Coaakley E. M.* The use of ultrasound by physiotherapists in Britain, 1985 // Ultrasound Med. Biol. 1987. V. 13. № 10. P. 659–663.
2. *Deleze J.* Cell-to cell communication in the heart: structure – function correlations // Experientia. 1987. V. 43. P. 1068–1075.
3. *Carstensen E. L.* Acoustic cavitation and the safety of diagnostic ultrasound // Ultrasound Med. Biol. 1987. V. 13. № 10. P. 597–606.
4. *Miller D. L.* A review of the ultrasonic bioeffects of microsonation, gas-body activation, and related cavitation-like phenomena // Ultrasound Med. Biol. 1987. V. 13. № 8. P. 443–470.

Дмитриев В. Н. Применение фокусированных приемников ультразвука для дистанционных измерений в биомедицинской акустике. При исследовании механизмов взаимодействия ультразвука с биологическими тканями, а также в различных практических медицинских приложениях весьма актуальной является проблема метрологического обеспечения. В частности, необходим контроль за параметрами воздействующего акустического излучения, требуется также иметь информацию о теплофизических и акустических характеристиках исследуемой ткани, о наличии в ней кавитации. Медицинская специфика предъявляет достаточно жесткие требования к средствам измерения, которые должны обеспечивать дистанционность измерений, высокое пространственное разрешение и обладать достаточной чувствительностью. В работе [1] было показано, что фокусированные пьезокерамические приемники ультразвука с вогнутой сферической поверхностью могут быть использованы для дистанционных измерений амплитудно-фазовых распределений звукового давления в произвольных акустических полях, обладающих осевой симметрией. Если характерный размер пространственной неоднородности поля излучения больше отношения длины волны λ к углу раскрытия приемника α_m, то выходной сигнал приемника пропорционален звуковому давлению поля излучения в той точке среды, которая совпадает с реальным фокусом приемника. В случае полей фокусирующих излучателей условие применимости сводится к требованию, чтобы угол раскрытия приемника был больше угла раскрытия излучателя или равен ему. Измерения пространственных распределений полей плоских и фокусирующих излучателей, выполненные в воде, в твердых телах и в образцах различных биологических тканей (мышечная и жировая ткань, печень, мозг, глаза животных) в частотном диапазоне 0,5–3,0 МГц, показали, что результаты измерений с помощью фокусированных приемников хорошо согласуются с результатами расчетов и с данными, полученными при использовании в эксперименте миниатюрных гидрофонов с размерами $\sim\lambda-2\lambda$.

С помощью набора фокусированных приемников исследовались также спектры кавитационного шума (субгармоника и ультрагармоники), возникающего под действием мощного фокусированного ультразвука в воде и биологических тканях. Ось каждого приемника ориентировалась перпендикулярно оси воздействующего сходящегося пучка. Было получено, что возникновение кавитации носит ярко выраженный пороговый характер, а изменение амплитуд отдельных спектральных составляющих не коррелирует с ростом интенсивности воздействующего ультразвука.

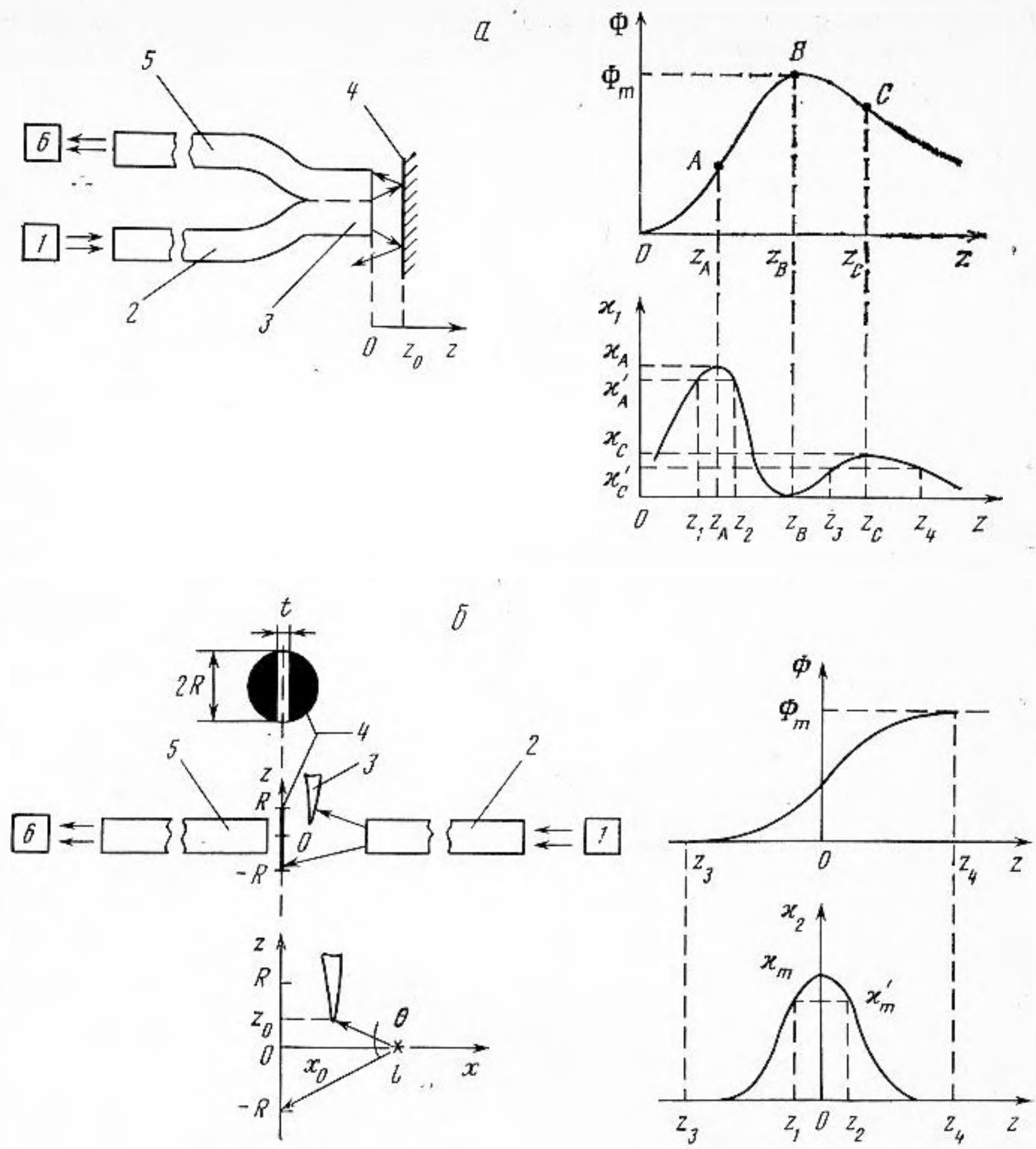
Возможность регистрации не только амплитуды, но и фазы акустического сигнала с помощью фокусированных приемников позволяет использовать измерительную систему, состоящую из двух конфокально настроенных фокусирующих преобразователей, для дистанционных измерений коэффициентов затухания и поглощения мягких тканей, а также их температуропроводности. С этой целью в фокальной области измерительной системы под действием короткого ультразвукового импульса от дополнительного фокусирующего излучателя создается локальный нагрев. Измеряется фазовый сдвиг зондирующего акустического сигнала, прошедшего через ткань до и после нагрева. Измеряя начальный скачок фазы, возникающий под действием импульса нагрева, можно определить приращение температуры (с точностью $\sim 0{,}2°$ С), зная температурную зависимость скорости звука и геометрию нагревающего пучка. Измерения в двух точках, расположенных на разной глубине, позволяют найти коэффициент затухания данной ткани. Затем по известным значениям плотности и теплоемкости среды, а также интенсивности и длительности нагревающего импульса можно рассчитать коэффициент поглощения. Анализ фазовой кривой на стадии остывания после выключения ультразвука позволяет определить коэффициент температуропроводности среды. С помощью данной методики проводились измерения коэффициентов температуропроводности, затухания и поглощения на частотах 1 и 2 МГц в образцах мышечной и жировой ткани, а также в печени. Длительность импульса нагрева составляла 0,01–0,1 с, частота зондирующего сигнала ~ 3 МГц. Полученные результаты хорошо согласуются с литературными данными.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Гаврилов Л. Р., Дмитриев В. Н., Солонцова Л. В.* Бесконтактный метод исследования акустических полей ультразвуковых фокусирующих преобразователей // Акуст. журн. 1986. Т. 32. № 5. С. 670–675.

Каплун С. М. Методы и устройства с использованием механооптического преобразования для измерения характеристик ультразвуковых хирургических инструментов. Одной из основных характеристик ультразвуковых хирургических инструментов является амплитуда колебательных смещений ξ_m' их рабочего торца, которая в свою очередь определяется амплитудой колебательных смещений ξ_m электромеханических преобразователей, являющихся активными элементами этих инструментов.

Для измерений ξ_m в настоящее время наиболее точными и широкополосными являются оптические интерференционные методы. Однако конструктивная сложность, необходимость точной юстировки, нестабильность в работе затрудняют практическое использование этих методов, особенно в условиях промышленного производства. Амплитуда ξ_m' измеряется в большинстве случаев широко известным ме-



Принцип действия и характеристики преобразователей первого (*а*) и второго (*б*) типов

тодом оптического микроскопа [1], к недостаткам которого следует отнести высокую погрешность измерений, отсутствие фотоэлектрического преобразования и, следовательно, невозможность дальнейшей обработки измеряемого сигнала.

В Акустическом институте АН СССР разработан ряд измерительных устройств на основе механооптических преобразователей (МОП) двух типов, использующих амплитудную модуляцию светового потока (в отличие от интерференционных измерителей, использующих фазовую модуляцию света). МОП первого типа предназначен для измерения амплитуды ξ_m торцов преобразователей с площадью $S \geqslant 5$ мм^2; МОП второго типа ориентирован на работу с ультразвуковыми инструментами, имеющими малые поперечные размеры рабочих торцов $d \leqslant 0{,}5$ мм (скальпели, иглы и т. п.).

Принцип действия МОП первого типа, упоминаемого в [2–4], поясняется рисунком, *а*. Источник света *1* облучает торец передающего жгута *2* волоконно-оптического коллектора (ВОК) *3*, на выходе которого формируется расходящийся световой поток. После отражения от поверхности *4*, находящейся на расстоянии z от торца ВОК, часть светового потока попадает в приемный жгут *5* и передается к фотоприемнику *6*. Световой поток Ф на выходе приемного жгута ВОК определяется в самом общем случае выражением

$$\Phi(z) = \gamma \int\limits_{S(z)} E(z)\, ds,$$

где γ – светопропускание приемного жгута; $E(z)$ – освещенность приемного жгута; $S(z)$ – площадь засвеченного участка торца приемного жгута. С увеличением Z световой поток Ф сначала нарастает в связи с приращением площади $S(z)$, а после достижения максимума при некотором $z = z_B$ начинает убывать приблизительно пропорционально z^2.

Если поверхность измеряемого объекта помещается на расстоянии $z = z_0$ и синусоидально колеблется с амплитудой ξ_m и частотой Ω, то световой поток Ф модули-

руется с той же частотой и в первом приближении может быть представлен в виде

$$\Phi(z_0, \xi_m) = \Phi(z_0) + \left(\frac{\partial \Phi(z)}{\partial z}\right)_{z=z_0} \xi_m \sin \Omega T.$$

Величина $\varkappa = \partial\Phi(z)/\partial z$ имеет смысл механооптической чувствительности МОП. Кривая $\Phi(z)$ (рисунок, *а*) имеет точки перегиба A и C слева и справа от максимума, в окрестностях которых чувствительность $\varkappa_1$ максимальна и слабо зависит от z, что обуславливает целесообразность установки расстояния $z_0 = z_A$ или $z_0 = z_C$ при использовании МОП для измерения ξ_m.

Нижний предел динамического диапазона МОП определяется шумами электронных схем фотоэлектрического преобразования и усиления. Верхний предел при $z_0 = z_A$, $z_0 = z_C$ определяется как $\xi_{A\,\max} = {}^1/_2(z_2 - z_1)$, $\xi_{C\,\max} = {}^1/_2(z_4 - z_3)$, где z_1 и z_2 соответствуют значению $\varkappa_A' = \varkappa_A(1-\alpha)$, z_3 и z_4 – значению $\varkappa_C' = \varkappa_C(1-\alpha)$, α – допустимый коэффициент нелинейных искажений сигнала на выходе МОП. Из графика зависимости $\varkappa_1(z)$ видно, что увеличение чувствительности приводит к сужению динамического диапазона. Следует отметить, что чувствительность $\varkappa_1$ зависит от коэффициента отражения поверхности измеряемого объекта, поэтому в измерителях на базе МОП первого типа предусмотрена компенсация влияния этого фактора на результаты измерений [4].

В МОП второго типа [4] передающий *2* и приемный *5* жгуты расположены на одной оптической оси (ось x на рисунке, *б*). Щелевая диафрагма *4* шириной t и длиной $2R$ устраняет зависимость выходного сигнала МОП от поперечных размеров и формы рабочего торца инструмента *3*, который вносится в зазор между диафрагмой *4* и жгутом *2* и частично перекрывает световой поток. Конец инструмента располагается параллельно диафрагме *4*, ориентированной вдоль оси z симметрично относительно оси x.

Можно показать, что, если передающий жгут является ненаправленным источником света силой I, а приемный жгут также не обладает направленностью, зависимость светового потока Φ на выходе приемного жгута от положения конца инструмента по осям z и x имеет вид

$$\Phi(z, x) = \gamma It + \{R(l^2+R^2)^{-1/2} + z[(l-x)^2+z^2]^{-1/2}\}/l, \qquad (1)$$

где γ – светопропускание приемного жгута, l – расстояние по оси x от диафрагмы до ненаправленного источника. Выражение (1) имеет смысл при выполнении условий: $0 < x < l$, $z_3 \leqslant z \leqslant z_4$, где $z_3 = -R(l-x)/l$, $z_4 = R(l-x)/l$. При гармонических колебаниях с амплитудой ξ_m' и частотой Ω инструмента, конец которого помещен в точку z_0, x_0, световой поток Φ в первом приближении представляется выражением: $\Phi(z_0, x_0, \xi_m') = \Phi(z_0, x_0) + \varkappa_2 \xi_m' \sin \Omega T$, где $\varkappa_2 = \gamma It(l-x_0)^2\{[(l-x_0)^2+z_0^2]^3\}^{-1/2}/l$ – чувствительность МОП второго типа. Очевидно, что при $z_0 = 0$ $\varkappa_2 = \gamma It(l-x_0)/l$ и достигает своего максимума. Ясно также, что $\varkappa_2$ растет с приближением x_0 к l, но при этом уменьшается динамический диапазон МОП. Влияние шумов и нелинейности зависимости $\Phi(z)$ сказывается на динамическом диапазоне МОП второго типа таким же образом, как и для МОП первого типа.

Качественное подобие зависимостей $\Phi(z)$, рассмотренных МОП, сходство их конструкций и электронных схем обработки измеряемого сигнала дают возможность использовать оба типа МОП в одном универсальном измерительном устройстве. Такое устройство позволяет измерять амплитуды ξ_m, ξ_m' объектов, поперечные размеры которых могут варьироваться в широких пределах. Были изготовлены и испытаны приборы на основе описанных МОП, предназначенные для работы в диапазоне частот от единиц ГЦ до десятков кГц. При чувствительности порядка десятков мВ/мкм их динамический диапазон достигает сотен мкм, при чувствительности порядка единиц мВ/мкм – нескольких мм; пороговая чувствительность не превышает долей мкм. Все эти приборы характеризуются высокой помехоустойчивостью к электромагнитным наводкам, конструктивной простотой, удобством в эксплуатации, технологичностью изготовления.

Автор выражает благодарность И. П. Голяминой за помощь в написании этой статьи.

ЛИТЕРАТУРА

1. Преобразователи ультразвуковые магнитострикционные. Методы измерения характеристик. ГОСТ 27955-88(МЭК782). Госкомиздат СССР по стандартам.
2. *Menadier C., Kissinger C., Adkins H.* The Fotonic Sensor // Instruments and Control Systems. 1967. V. 3. June. P. 114–120.
3. *Зак Е. А., Кравченко Н. П.* Фотоэлектрические измерительные преобразователи с разветвленными световодами // Зарубеж. радиоэлектрон. 1980. № 7. С. 55–64.
4. *Голямина И. П., Каплун С. М.* Оптические датчики для измерения амплитуды ультразвуковых колебаний // Матер. науч.-техн. сем. Новые разработки в ультразвуковой технике и их применение. Л.: Знание, 1982. С. 76–80.

Кириллов А. Г., Мансфельд А. Д., Рейман А. М., Чичагов П. К., Шишков А. В., Шмелев И. И. Исследования и разработки в области ультразвуковой медицинской техники в ИПФ АН СССР. Исследования и разработки в ИПФ в области ультразвуковой медицинской техники проводятся в нескольких направлениях, примеры которых

представлены ниже — это методы ультразвуковой диагностики сердечно-сосудистых заболеваний, диагностика состояния биологических сред (в частности, обнаружение газовых пузырьков в тканях средствами нелинейной локации), а также измерение параметров биологических жидкостей.

Одной из важнейших проблем диагностики сердечно-сосудистых заболеваний является проблема оценки функционального состояния сердца, его способности переносить физические нагрузки. Для исследований такого рода необходима информация о динамике структур сердца в процессе выполнения физических нагрузок, которая может быть получена с помощью ультразвуковой локации. Однако в эхокардиографических приборах информация представляется в виде М-эхокардиограмм, т. е. растровых изображений на экране, дальнейшую обработку которых трудно автоматизировать. Для получения длительных непрерывных осциллограмм движения структур сердца (с возможностью их дальнейшей обработки) разработано микропроцессорное устройство, позволяющее выделить сигнал от интересующей структуры сердца, пользуясь М-эхограммой, и далее отслеживать ее движение. Устройство работает совместно с серийным эхокардиографом УЗКАР-3. Полученная осциллограмма может подвергаться дальнейшей обработке, в частности спектральной. Это, во-первых, дает возможность количественного описания кривой и, во-вторых, существенно повышает помехозащищенность метода, так как помехи, связанные со срывами слежения, проявляются в спектре в виде шумового пьедестала, а периодическое движение структур — в виде гармонического ряда. Изучение динамики спектров движения задней стенки левого желудочка при исследовании групп здоровых людей (в том числе спортсменов) и больных ишемической болезнью сердца показало, что до нагрузки спектр содержит три-четыре гармоники (С. М. Аратен с соавт.). При нарастании физической нагрузки высшие гармоники постепенно пропадают, а уровень первой (соответствующей частоте пульса) — растет и по совершении некоторой работы входит в насыщение, после чего выполнение нагрузочного теста необходимо прекращать. При этом величина выполненной работы различна для разных групп, связана с тренированностью и состоянием и может служить для их оценки.

В некоторых задачах медицины и физиологии возникает необходимость контроля возникновения газовых пузырьков в биологических тканях при изменении внешнего статического давления или при воздействии мощного ультразвука. Обнаружение пузырьков в тканях затруднено из-за наличия множественных отражений от неоднородностей (слоев) тканей, превышающих по амплитуде сигналы от пузырьков. В разработанном приборе «ВЕТЕР» для обнаружения газовых пузырьков используются нелинейные и параметрические свойства газового пузырька. Зондирование производится акустическими импульсами с частотой заполнения 1 МГц, а прием на частотах 0,5 и 2,5 МГц. В результате принимается сигнал только от пузырьков, причем определенных размеров (в нашем случае 4—12 мкм). К сожалению, метод малопригоден для такой важной задачи, как диагностика кессонной болезни у водолазов, так как с ростом статического давления его чувствительность быстро падает. Это, впрочем, характерно для любых методов, основанных на акустической нелинейности газового пузырька.

При исследовании свойств биологических жидкостей (в частности, при измерении вязкости) существующие приборы требуют довольно значительных (несколько миллилитров) доз исследуемой жидкости. Предлагаемый ультразвуковой вискозиметр требует всего 0,01 мл, что является его основным достоинством. Работа прибора основана на измерении добротности кварцевого резонатора (Х-среза), совершающего продольные колебания, при нанесении на его поверхность капли исследуемого вещества с заданной площадью. Разработанный образец позволяет измерять вязкости жидкостей в диапазоне 0,1 ... 1000 сПз. Точность измерения, определяемая погрешностью фиксации площади капли, не превышает 10%.

Миргородский В. И., Пешин С. В. Акустотермометрия — новый метод исследования конденсированного состояния. Акустотермометр (АТ) представляет собой прибор, предназначающийся для измерения температуры внутри различных объектов посредством регистрации испускаемого из исследуемой области теплового акустического излучения. Впервые на возможность таких измерений было обращено внимание в работе [1], а позднее проведены теоретические исследования предмета [2, 3]. Из них следует, что в сравнении с радиотермометрами (приборы, измеряющие температуру по тепловому радиоизлучению) АТ обладают лучшим пространственным разрешением (из-за более чем на порядок меньших длин волн принимаемого теплового акустического излучения), но худшей чувствительностью, что связано с меньшими возможными полосами принимаемых частот. Кроме того, с помощью АТ открывается возможность проведения измерений в средах с высокой электропроводностью: металлах, полупроводниках и растворах электролитов. В работе [4], в которой сообщалось об экспериментальной реализации АТ, проверена возможность измерения таким способом глубинной температуры. При этом на частоте около 1 МГц была достигнута флуктуационная чувствительность около 0,8° С при постоянной времени интегрирования ~30 с. Дальнейшие исследования показали возможность достижения чувствительности около 0,3° С.

Весьма интересным представляется реализация многочастотного режима измерения, что, как известно [2, 3], позволяет получать разрешение по глубине. При попытке обеспечения такого режима с помощью одного пластинчатого пьезопреобра-

зователя, работающего на гармониках, оказалось, что акустическое согласование при посредстве четвертьволновой пластины эффективно лишь на первой гармонике, а на высших гармониках сопровождается существенными, в данном случае, потерями. Аналогичные трудности возникают при реализации электрического согласования на частотах, соответствующих акустическим гармоникам пьезопреобразователя. Использование сложной согласующей цепи позволяет обеспечить согласование на этих гармониках, но сопровождается уменьшением полос пропускания (а следовательно, и чувствительности) на каждой гармонике, в связи с чем такое согласование теряет смысл.

В результате многочастотный вариант АТ был изготовлен путем объединения в один блок параллельно расположенных, но независимых пьезопреобразователей на различные частотные диапазоны.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Бабий В. И.* Перенос акустической энергии в поглощающей и излучающей среде // Морские гидрофизические исследования. Севастополь: Морской гидрофизический институт АН УССР, 1974. № 2(65). С. 189–192.
2. *Bowen T.* Acoustic passive remote temperature sensing // – In book: Acoustic Imaging. V. 11/Ed. by J. P. Powers. N. Y.: Plenum, 1982. P. 549–561.
3. *Гуляев Ю. В., Годик Э. Э., Дементиенко В. В., Пасечник В. И., Рубцов А. А.* О возможностях акустической термографии биологических объектов // Докл. АН СССР. 1985. Т. 283. № 6. С. 1495–1499.
4. *Миргородский В. И., Пешин С. В., Пасечник В. И., Рубцов А. А., Годик Э. Э., Гуляев Ю. В.* Зондирование внутренней температуры объектов по их тепловому акустическому излучению // Докл. АН СССР. 1987. Т. 297. № 6. С. 1370–1372.

Санин А. Г. О градуировке ультразвуковых преобразователей. Широкое распространение ультразвуковой диагностики в медицине делает все более актуальным вопрос об измерении передаточных характеристик ультразвуковых головок в мегагерцевом диапазоне частот. Несмотря на принципиальную возможность измерения, например излучаемой акустической мощности с помощью оптического [1, 2], калориметрического [1] или радиационного [1, 3] методов, разработчики и пользователи практически не имеют соответствующей измерительной аппаратуры. Метод самовзаимности достаточно простой для реализации, требует дополнительных акустических измерений при градуировке на частотах вблизи резонансной.

В настоящем сообщении описан метод градуировки ультразвуковых преобразователей, пригодный как для килогерцевого, так и для мегагерцевого диапазонов частот и требующий измерений только электрических величин. Методика основана на использовании связи входного электрического сопротивления (проводимости) преобразователя с его акустической нагрузкой. Эта связь на данной частоте описывается, как известно, дробно-линейной функцией (ДЛФ) при условии линейности преобразователя. Можно показать, что коэффициенты ДЛФ, нормированные условием взаимности, соответствуют так называемой общей (цепной) матрице, описывающей характеристики преобразователя как четырехполюсника. Измерив тем или иным способом коэффициенты ДЛФ, можно вычислить искомые коэффициенты передачи. Известный способ экспериментального определения ДЛФ состоит в троекратном измерении входного комплексного сопротивления (проводимости) преобразователя при нагружении последнего тремя акустическими сопротивлениями известной величины. Подобный подход к электроакустическим преобразователям описан в [4], его распространение на преобразователи мегагерцевого диапазона и некоторые модификации описаны в [5, 6]. Следует отметить, что в выражения искомых коэффициентов передачи при этом входят модули разностей измеряемых электрических величин, что существенно повышает требования к точности замеров.

Оставаясь в рамках известного способа, можно существенно повысить точность результатов, упростить аппаратуру и процедуру измерений. Для этого используется, во-первых, возможность записи коэффициентов передачи как функций только разностей измеряемых электрических величин: разности исключить нельзя, но можно исключить отдельно входящие значения. Во-вторых, можно непосредственно измерять эти разности, точнее модули разностей, что существенно упрощает аппаратуру. Градуировка сводится к измерениям модулей токов или напряжений, а не составляющих комплексного сопротивления.

Различные варианты градуировки, основанные на описанном подходе, были экспериментально проверены; измерялись чувствительности преобразователей для медицинской диагностической аппаратуры (частоты 1–4 МГц), наихудшая погрешность результатов не превышала 12–15%.

Следует отметить, что этот метод пригоден лишь в тех случаях, когда реакция входного электрического сопротивления (проводимости) преобразователя достаточно велика при вариациях акустической нагрузки, т. е. на частотах вблизи резонансной. При градуировке на частотах вдали от резонансной целесообразно использовать в совокупности с описанным методом самовзаимности, так как на этих частотах последний не требует дополнительных измерений акустического сопротивления преобразователя.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Варшавский Ю. И., Токмакова Е. И.* Анализ методов измерения характеристик полей ультразвуковых медицинских приборов // Матер. VI Всесоюз. конф. Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение. М.: ВНИИФТРИ, 1981. С. 74–75.
2. *Варшавский Ю. И., Токмакова Е. И.* Измеритель малых мощностей ультразвука // Матер. VIII Всесоюз. конф. Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение. М.: ВНИИФТРИ, 1986. С. 129.
3. *Снытко А. Я.* Градуировка применяемых в медицине ультразвуковых излучателей и приемных зондов методом акустической радиометрии // Матер. VI Всесоюз. конф. Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение. М.: ВНИИФТРИ, 1981. С. 73–74.
4. *Чернышев К. В.* Об экспериментальном определении параметров линейных электроакустических пьезопреобразователей // Встн. МГУ. Сер. Физика, астрон. 1966. № 2. С. 35–39.
5. *Рейман А. М., Санин А. Г., Чичагов П. К.* Градуировка ультразвуковых преобразователей // Ультразвуковая диагностика. Горький: ИПФ АН СССР, 1983. С. 21–36.
6. *Санин А. Г., Чичагов П. К.* Два метода градуировки ультразвуковых медицинских преобразователей // Матер. VIII Всесоюз. конф. Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение. М.: ВНИИФТРИ, 1986. С. 123.