

УДК 534.8:  
53.085.332

С. И. Березина  
В. Е. Лямов  
И. Ю. Солодов

## АКУСТИЧЕСКАЯ МИКРОСКОПИЯ

Оптическая микроскопия существует уже более трехсот лет и за это время завоевала прочное положение во всех областях естествознания как мощный инструмент проникновения в микромир. Развитие оптики и других разделов физики позволяют постоянно совершенствовать методы микроскопии. Так, наряду с обычным оптическим микроскопом появились поляризационные, интерференционные, ультрафиолетовые, рентгеновские, телевизионные и электронные микроскопы. Совершенствование методов микроскопии состоит в получении большего увеличения, большего разрешения, лучшего контраста, другими словами, — в получении большей информации о микрообъектах. Во всех этих методах микроскопии используются либо электромагнитные волны, либо электроны, и в конце концов формирование изображения определяется рассеянием или взаимодействием этих волн на микрообъекте.

Однако каждый вид излучения дает одностороннюю информацию о свойствах микрообъекта, поэтому использование новых видов волн открывает дополнительные возможности в микроскопии. Таким новым видом волн могут быть акустические волны, рассеяние которых на микрообъекте определяется его упругими свойствами. Однако долгое время применение акустических волн в микроскопии было невозможным из-за того, что не были развиты методы генерации и приемы высокочастотного ультразвука, что необходимо для получения достаточного разрешения.

Впервые идея создания акустического микроскопа была высказана С. Я. Соколовым [1], который в 1948 г. получил авторское свидетельство на ультразвуковой микроскоп, а в 1951 г. получил Государственную премию первой степени за «Изобретение ультразвукового микроскопа». Однако дальнейшее развитие этой идеи сдерживалось тем, что практически освоенный диапазон частот (до 100 МГц) не позволял получить достаточного разрешения и увеличения [2, 3]. Уже С. Я. Соколов понимал необходимость перехода на более высокие частоты и один из первых разработывал методы генерации и приемы акустических волн гиперзвукового диапазона [3, 4]. В дальнейшем методы генерации и приемы гиперзвуковых волн были развиты Л. Г. Меркуловым [5], К. И. Баранским [6], Х. Бёммелем и К. Дрансфельдом [7]. В последние годы методы СВЧ-акустики хорошо разработаны. Появились пленочные преобразователи, развиты методы возбуждения и приема гиперзвука с поверхности пьезоэлектрических кристаллов, разработана доступная технология получения акустических монокристаллов высокого качества [8, 9]. Все это послужило экспериментальной базой для разработки акустического микроскопа.

В 1959 г. Ф. Данн и В. Фрей сделали новую попытку создания ультразвукового микроскопа [10]. Для визуализации изображения они использовали миниатюрные термоэлектрические зонды [10, 11]. Квэйт с сотрудниками [12—16], разрабатывая методы формирования акусти-

ческих изображений, предложил использовать акустическую линзу на гиперзвуковых частотах и метод сканирования. Реализация акустического микроскопа, основанного на этих идеях, позволила получить разрешение  $\sim 1$  мкм на частоте 1 ГГц [16].

Уже первый экспериментальный акустический микроскоп привлек внимание биологов, так как позволил получать изображение биологических объектов без предварительного окрашивания и выявлять некоторые новые детали. Большие возможности в совершенствовании методов акустической микроскопии связаны с применением лазеров, акустооптических систем и голографических методов [13, 17—19].

Дальнейшее совершенствование акустического микроскопа связано с повышением разрешающей способности, улучшением методов сканирования и методов визуализации акустического изображения. В настоящее время разрешение и увеличение акустического микроскопа ниже, чем оптического; однако уже сейчас акустический микроскоп позволяет решить одну из важнейших задач микроскопии — улучшение контраста.

Качество любого микроскопа определяется четырьмя главными характеристиками: разрешающей способностью, увеличением, контрастом и рабочим расстоянием. В любом типе микроскопа (оптическом, электронном, акустическом) разрешение, т. е. минимальное расстояние между двумя близкими, но различными объектами, ограничивается длиной волны  $\lambda$ , используемой для формирования изображения. В общем случае разрешение определяется выражением

$$d = \frac{\lambda}{2N_a},$$

где  $N_a = n \sin \theta$  — числовая апертура объектива,  $n$  — показатель преломления среды, которая находится между объективом и объектом,  $\theta$  — половина апертурного угла объектива. Обычный микроскоп дает разрешение порядка  $10^{-4}$  см, электронный — до  $10^{-8}$  см. В акустической микроскопии используются ультразвуковые волны от 1 МГц до 1 ГГц, и если в качестве среды, в которой находится объект, используется вода, то соответствующие длины волн будут 1,5 мм и 1,5 мкм. Низкочастотный диапазон с разрешением порядка 1 мм в настоящее время широко применяется, например, в целях медицинской ультразвуковой диагностики [20, 21]; высокочастотный — позволяет получить разрешение, сравнимое с оптическим. Однако следует иметь в виду, что поглощение ультразвука в жидкости пропорционально квадрату частоты, и поэтому на гиперзвуковых частотах чувствительность системы будет заметно снижаться. Кроме того, в акустическом микроскопе можно улучшать разрешение за счет увеличения числовой апертуры объектива путем подбора среды с большим показателем преломления.

Известно, что в линзовых системах для получения большего увеличения уменьшают фокусное расстояние объектива, что возможно за счет увеличения кривизны линзы  $1/R$  или увеличения отношения показателя преломления линзы к показателю преломления среды  $n_l/n_{cp}$ . Применяемые в оптике материалы не позволяют получить  $n_l/n_{cp} > 2-3$ . Более широкий спектр величин фазовых скоростей в акустических материалах позволяет подобрать пару линза—среда с отношением  $n_l/n_{cp} = v_{zv}/v_{ж} \sim 10$ , где  $v_{zv}$  — скорость звука в звукопроводе,  $v_{ж}$  — скорость звука в жидкости. Так, для границы сапфир—вода  $v_{zv}/v_{ж} = 7,54$ . Таким образом, при равной кривизне линзы в акустике можно получить меньшее фокусное расстояние, следовательно, и большее увеличение объектива.

В оптическом микроскопе контраст изображения определяется угловым распределением рассеянного или прошедшего через объект света, которое зависит от контраста оптической прозрачности объекта. В большинстве случаев биологические микрообъекты имеют малый оптический

контраст и для повышения его применяют окрашивание. Получение акустических изображений также определяется поглощением и рассеянием ультразвуковых волн на деталях микрообъекта. Однако в этом случае контраст определяется механическими свойствами объекта (упругостью, плотностью, поглощением звука) и может быть гораздо выше, чем оптический, вследствие большего различия коэффициентов преломления и поглощения для различных частей объекта.

Практически важной характеристикой микроскопа является рабочее расстояние — допустимое расстояние между объектом и линзой. В акустическом микроскопе оно мало ( $\leq 1$  мм) по двум причинам: во-первых, потому, что из-за большой величины  $n_n/n_{ср}$  акустические линзы короткофокусные, во-вторых, вследствие сильного поглощения гиперзвука в жидкости. Для увеличения рабочего расстояния необходимо использовать жидкости с малым затуханием гиперзвука.

Кроме того, важной характеристикой акустического микроскопа является чувствительность, определяемая наименьшим рассеянным сигналом, при котором приемная система микроскопа позволяет получить изображение. Она зависит от параметров приемной системы, в частности ее шумов. В лучших конструкциях она достигает  $10^{-8}$  Вт/см<sup>2</sup> [15].

В акустическом микроскопе существует проблема преобразования акустического изображения в видимое. Можно выделить два направления в решении этой проблемы: прямое акустооптическое преобразование акустического изображения и методы сканирования. Первое направление связано с различными эффектами взаимодействия света и звука (брэгговская дифракция, рассеяние света на возмущенной поверхности и др.). Методы механического сканирования для визуализации ультразвуковых изображений впервые были предложены С. Я. Соколовым [22]. В этом случае яркость изображения определяется интенсивностью прошедшего (отраженного) ультразвукового пучка, а полное изображение формируется либо путем перемещения приемника, либо перемещением объекта, аналогично формированию телевизионного раstra. Рассмотрим отдельные схемы акустических микроскопов.

Акустический микроскоп, использующий брэгговскую дифракцию, был предложен Квэйтом и др. [23]. На рис. 1 показана схема такого микроскопа. Пленочный ZnO-преобразователь возбуждает плоские ультразвуковые волны частоты 860 МГц, которые проходят через сапфировый (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) звукопровод, акустические трансформаторы на границе кристалл — жидкость, уменьшающие потери на отражение, и далее рассеиваются объектом. Акустическая линза собирает рассеянные объ-

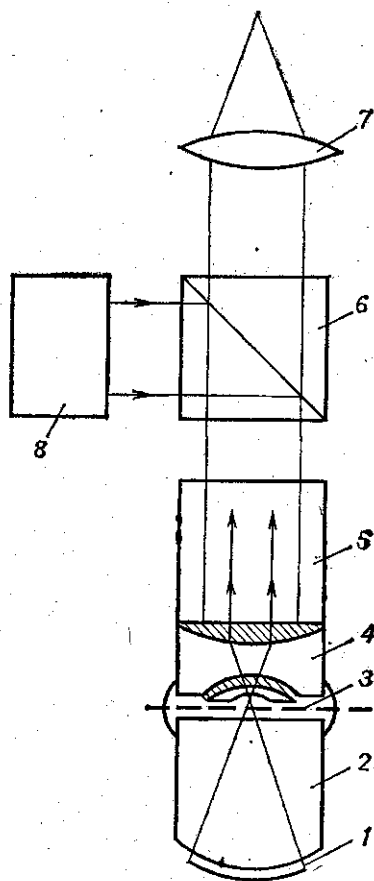


Рис. 1. Акустический микроскоп с использованием коллинеарной дифракции Брэгга: 1 — пленочный преобразователь, 2 — звукопровод, 3 — микрообъект, 4 — акустический объектив, 5 — брэгговская ячейка (кристалл ниобата лития), 6 — призма Глана, 7 — оптический окуляр, 8 — лазер

ектом звуковые волны в параллельный пучок, который входит в анизотропный кристалл  $\text{LiNbO}_3$ , где с помощью коллинеарной брэгговской дифракции происходит преобразование акустического изображения в оптическое. Дифрагированный пучок выделяется призмой Глана и фокусируется оптической линзой на фокальную плоскость, давая изображение объекта. Частота звука, необходимая для выполнения коллинеарной дифракции, определяется выражением

$$f = \frac{v}{\lambda} (n_o - n_e),$$

где  $v$  — скорость звука,  $\lambda$  — длина волны света,  $n_o$  и  $n_e$  — показатели преломления обыкновенного и необыкновенного лучей в направлении коллинеарной дифракции. Распределение интенсивности дифрагированного света по поперечному сечению будет соответствовать распределению интенсивности звука, что позволяет получать оптическое изображение поперечного сечения акустического пучка. Частоты коллинеарной дифракции для различных кристаллов приведены в табл. 1. Эффектив-

Таблица 1

Кристалл	Направлен- ные рас- простран- ения звука	Фазовая скорость звука, $v \cdot 10^3$ см/с	Длина волны света $\lambda$ , Å	Показатели прелом- ления		Частота зву- ка $f$ , МГц	Акустоопти- ческий фак- тор $M_2$
				$n_o$	$n_e$		
$\text{PbMoO}_4$	$z$	3,83	5170	2,461	2,316	1070	10,2
$\text{CdS}$	$x$	4,10	6250	2,467	2,484	112	2,96
$\text{LiNbO}_3$	$x$	6,61	6328	2,286	2,200	860	2,45
$\text{LiNbO}_3$	$y$	6,88	6328	2,286	2,200	935	2,45
$\text{SiO}_2$	$x$	5,66	6430	1,542	1,551	79	2,35
$\text{TiO}_2$	$x$	9,17	6000	2,600	2,878	4250	2,78
$\text{CaCO}_3$	$x$	7,11	6430	1,655	1,485	1880	1,05
$\text{Al}_2\text{O}_3$	$x$	11,15	5890	1,768	1,759	170	0,0325

ность взаимодействия света и звука определяются акустооптическим фактором  $M_2$  [24]. Как видно из этой таблицы, наиболее подходящими для данного метода являются кристаллы ниобата лития, рутила, кварца и молибдата свинца.

В рассматриваемом микроскопе акустическая линза объектива была изготовлена из алюмоиттриевого граната, который почти изотропен и обладает низкими акустическими потерями на гиперзвуковых частотах. Для повышения числовой апертуры вогнутая поверхность линзы заполняется ртутью, скорость звуковых волн в которой намного ниже скорости звуковых волн в алюмоиттриевом гранате. В [23] с помощью такой системы при поле зрения 0,75 мм получено разрешение 22 мкм, что соответствует 14 длинам звуковых волн на частоте 860 МГц. Дальнейшее улучшение разрешения может быть достигнуто конструирова-

нием высококачественных акустических линз. В [25] для снижения сферической аберрации была разработана составная линза с аплантическими поверхностями и на частоте 860 МГц достигнуто разрешение 5 мкм. Достоинством данного микроскопа является прямое преобразование акустического изображения в оптическое, а недостатком — единственная рабочая частота, высокие требования к акустической линзе, сравнительно низкая чувствительность. Чувствительность микроскопа определяется акустооптическим фактором  $M_2$  и интенсивностью лазерного излучения, из-за чего эквивалентная шумовая температура оптического приемного устройства, пропорциональная частоте света, составляет  $\sim 10\,000\text{ K}$  [26].

Для визуализации акустического изображения можно использовать воздействие акустической радиационной силы на суспензию микрочастиц на поверхности жидкости [12, 18, 27] или на жидкие кристаллы [28]. В этом случае акустическая радиационная сила изменяет концентрацию микрочастиц в соответствии с распределением интенсивности звука. При этом частицы сначала ориентируются параллельно фронту падающей волны, а затем концентрируются в областях максимумов картины [29]. Так как оптическая плотность слоя пропорциональна концентрации частиц, то формируется оптическое изображение, соответствующее акустическому. Разрешение такой системы определяется также и размерами микрочастиц.

Схема акустического микроскопа, основанного на методе тонкого слоя с суспензией микрочастиц, показана на рис. 2 [12]. Плоская звуковая волна, возбуждаемая с помощью  $\text{LiNbO}_3$ -преобразователя, проходит через кварцевый звукопровод и падает на объект, находящийся в слое воды, который отделен от слоя с суспензией тонкой миларовой пленкой. Взвешенные частицы регистрируют звуковую тень от объекта, и ее можно наблюдать через прозрачный люцитовый диск, акустический импеданс которого близок к акустическому импедансу воды. Изображение рассматривается в обычный оптический микроскоп, который и определяет увеличение. На частоте 1,1 ГГц получено разрешение 9 мкм при чувствительности  $5 \cdot 10^{-2}\text{ Вт/см}^2$ . Рассмотренная система визуализации акустического изображения позволяет осуществлять интерференционный и голографический варианты микроскопа [13]. В первой схеме два акустических луча (см. рис. 3) в отсутствии объекта создают систему интерференционных полос в суспензии микрочастиц. Присутствие объекта изменяет картину интерференции и позволяет визуализировать его акустическое изображение. На частоте 260 МГц получено разрешение 60 мкм. Схема голографического акустического микроскопа показана на рис. 4. Голограмма образуется в тонком слое суспензии от объектного и опорного звуковых пучков. Оптическое изображение восстанавливается с помощью лазера либо непосредственно (в реальном масштабе времени), либо после фотографирования голограммы. В данной схеме получено разрешение 300 мкм на частоте 600 МГц при чувствительности  $10^{-4}\text{ Вт/см}^2$ . Преимуществом голографического метода является возможность получения объемных изображений и отсутствие сложных акустических линз.

Большое распространение в акустической микроскопии получили методы сканирования при преобразовании акустического изображения

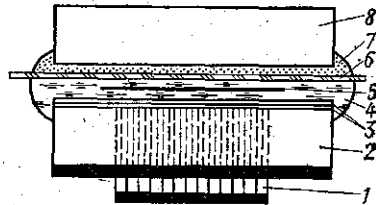


Рис. 2. Акустический микроскоп с визуализацией суспензией микрочастиц: 1 — пленочный преобразователь, 2 — звукопровод, 3 — акустические трансформаторы, 4 — вода, 5 — микрообъект, 6 — тонкая миларовая пленка, 7 — суспензия микрочастиц, 8 — прозрачный люцитовый диск

в видимое. При этом запись изображения производится на экране осциллографа, фотопленке или бумаге синхронно с механическим перемещением приемного устройства или объекта. Применение сканирую-

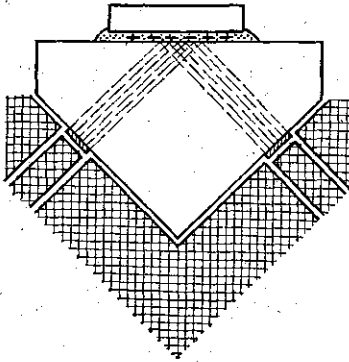


Рис. 3. Интерференционный акустический микроскоп

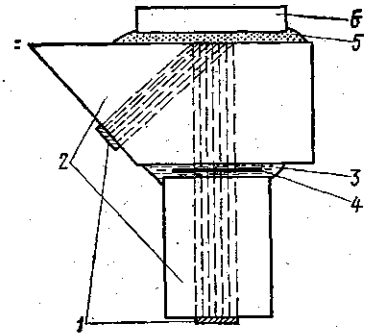


Рис. 4. Голографический акустический микроскоп: 1 — пленочный преобразователь, 2 — звукопровод, 3 — вода, 4 — микрообъект, 5 — суспензия микрочастиц, 6 — прозрачный люцитовый диск

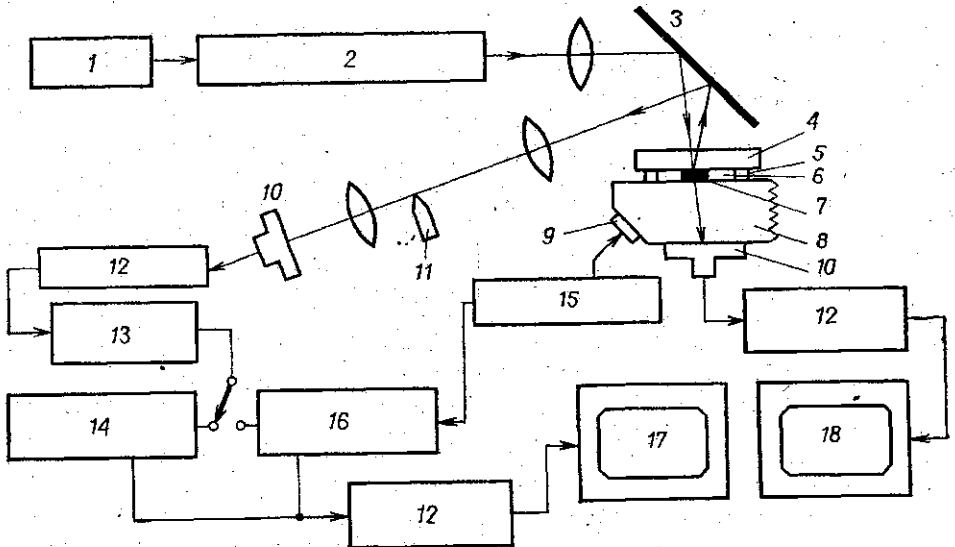


Рис. 5. Схема сканирующего акустического микроскопа с лазерным считыванием поверхностного рельефа: 1 — лазер, 2 — дефлектор, 3 — зеркало, 4 — прозрачный пластик, 5 — полупрозрачная зеркальная пленка, 6 — вода, 7 — микрообъект, 8 — звукопровод (плавленый кварц), 9 — пленочный преобразователь, 10 — фотодиод, 11 — «оптический нож», 12 — усилитель, 13 — фильтр, 14 — детектор амплитуды, 15 — СВЧ-генератор, 16 — детектор фазы, 17, 18 — осциллограф с запоминанием

щих методов позволяет увеличить чувствительность микроскопа за счет применения электронного усилителя.

Л. Корпел [30, 31] разработал схему микроскопа, позволяющего получать одновременно оптическое и акустическое изображения микрообъекта (рис. 5). В этой системе исследуемый объект помещается в во-

де в непосредственной близости от границы так, что создает тень от звукового пучка. Поверхность пластика, граничащую с водой, покрывают полупрозрачной зеркальной пленкой и освещают сфокусированным лучом лазера. Для получения акустического изображения используется отраженный свет, который на границе модулируется по углу и проходит через «оптический нож», превращающий угловую модуляцию в модуляцию интенсивности. После «ножа» световые лучи собираются на фотодиод и образуют электрический сигнал, соответствующий локальному акустическому давлению на границе пластик—вода [32, 34]. Электрический сигнал модулирует яркость электрического луча осциллографа. Для получения оптического изображения используют проходящий через границу световой пучок, который взаимодействует с объектом и собирается вторым фотодиодом.

Если объект удалять от границы, то изображение становится размытым. В таком случае необходимо записывать фазу сигнала с помощью опорного электрического сигнала. Это приводит к формированию на экране осциллографа акустической голограммы, которая может быть восстановлена оптически на последующей стадии [13, 35]. Микроскоп Корпеля имел рабочую частоту 100 МГц, соответствующую длине звуковой волны в воде 15 мкм, и давал разрешение оптических и акустических изображений порядка 20—25 мкм при чувствительности  $10^{-3}$  Вт/см<sup>2</sup> [36].

Сканирующий акустический микроскоп, основанный на использовании фотопроводящего пьезоэлектрического преобразователя, был разработан Б. Олдом и др. [37, 38]. Схема такого микроскопа приведена на рис. 6. Акустический сигнал, возбуждаемый пленочным ZnO-преобразователем, проходит через жидкостную ячейку, содержащую микрообъект и попадает на приемный пьезоэлектрический преобразователь — фотопроводящую пленку CdS. По поверхности пленки в двух направлениях сканируется луч лазера. В точках, на которые попадает свет, фотопроводимость как бы «закорачивает» пьезоэффект; тем самым изменяется уровень сигнала с преобразователя пропорционально интенсивности падающего звукового пучка в данной точке. В этой модели создается достаточно однородное акустическое «освещение» вдоль всего сравнительно большого поля зрения. Роль предметного столика играет миларовая пленка (6,4 мкм), зажата между двумя тонкими латунными кольцами. Пленка поглощает 50% падающей акустической энергии. В данном случае разрешение зависит не только от длины звуковой волны, но и от свойств полупроводящей пленки (диффузии носителей заряда, которая определяет эффективный размер светового пятна). Рассмотренный микроскоп позволял получить разрешение 25 мкм на частоте 1,1 ГГц [39].

Ближе других по разрешению к оптическому микроскопу стоит линзовый сканирующий акустический микроскоп, предложенный Р. Леманом и С. Квэйтом [14—16, 39]. Основу микроскопа составляет пара сферических акустических линз, расположенных зеркально относительно друг друга (рис. 7), пространство между которыми заполнено жидкостью. Жидкость обеспечивает большой коэффициент преломления для акустической линзы и хороший акустический контакт между звукопроводом и объектом. Объект помещается в фокальную плоскость системы линз и механически передвигается по двум осям, причем сканирование синхронизировано с разверткой запоминающего осциллографа, а выход детектора модулирует яркость. Разрешение микроскопа определяется диаметром сфокусированного звукового пучка в плоскости объекта. Точность, с которой фокусируется пучок, ограничивается сферической абберацией и сильно зависит от отношения скоростей распространения звука в жидкости и звукопроводе. Расчеты, основанные на теории абберации первого порядка, показывают, что сфериче-

ская aberrация пропорциональна  $(v_{ж}/v_{зв})^2$ . В акустике это отношение можно сделать малым, так что сферической aberrацией можно пренебречь [15].

Основные характеристики линзового сканирующего акустического микроскопа определяются частотой гиперзвука, геометрией и акустиче-

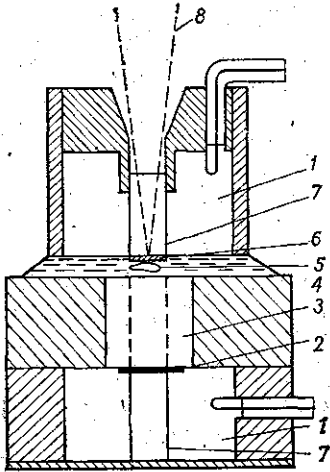


Рис. 6. Сканирующий акустический микроскоп с пьезополупроводниковым преобразователем: 1—СВЧ-резонатор, 2—ZnO-пленочный преобразователь, 3—звукпровод, 4—вода, 5—микрообъект, 6—фотопроводящий CdS-пленочный преобразователь, 7—рутиловый стержень, 8—сканирующий луч лазера

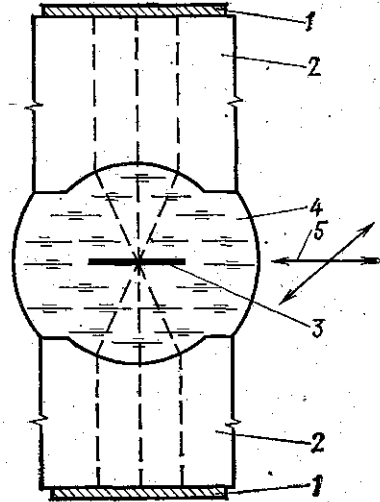


Рис. 7. Линзовый сканирующий акустический микроскоп: 1—пленочный преобразователь, 2—звукпровод, 3—микрообъект, 4—вода, 5—направления механического сканирования

скими параметрами фокусирующей системы. Оптимальные размеры линз определяются акустическими потерями в жидкости

$$\Pi_{ж} = 2\alpha F,$$

потерями на отражение при нормальном падении

$$\Pi_{отр} = 20 \lg \left( 1 - \frac{\rho_{зв}v_{зв} - \rho_{ж}v_{ж}}{\rho_{зв}v_{зв} + \rho_{ж}v_{ж}} \right),$$

потерями на одно преобразование  $\Pi_{пр}$ , а также рабочим расстоянием  $l=2F \cos \theta$ , где  $F$ —фокусное расстояние линзы,  $\rho_{зв}$  и  $\rho_{ж}$ —плотности звукпровода и жидкости,  $\theta$ —половина апертурного угла. Кроме того, при выборе размеров фокусирующей системы исходят из необходимой чувствительности  $S$  и разрешающей способности  $d$ :

$$S = \frac{P_{min} 10^{0,05\Pi}}{\pi r^2},$$

где  $\Pi = 2\Pi_{пр} + \Pi_{ж} + 2\Pi_{отр}$ ,  $r_l = F \sin \theta$ —радиус линзы,  $P_{min}$ —чувствительность приемника.

Как видно из этих соотношений, повышение разрешающей способности требует повышения частоты гиперзвука и увеличения апертуры. Однако с ростом частоты растет затухание в жидкости  $\Pi_{ж}$ , что требует сокращения рабочего расстояния. Увеличение апертурного угла также



приводит к снижению рабочего расстояния. При выборе  $\theta$  необходимо учитывать фактор фокусировки [40]. Оптимальные апертурные углы для акустических сферических линз лежат в пределах  $80-100^\circ$ . Увеличение апертуры и соответственно разрешения за счет увеличения отношения  $v_{зв}/v_{ж}$  ограничивается ростом потерь на отражение и снижение чувствительности микроскопа.

Одним из путей улучшения разрешающей способности и чувствительности микроскопа является выбор жидкости с оптимальными акустическими свойствами. Обычно поглощение в жидкости характеризуется коэффициентом

$$\frac{\alpha}{f^2} = \frac{2\pi^2}{\rho v_{ж}} \left( \eta_v + \frac{4}{3} \eta_s \right),$$

где  $\eta_v$  и  $\eta_s$  — объемная и сдвиговая вязкость. Из выражения

$$\lambda^2 = \frac{v_{ж}^2}{2F\alpha} \frac{\alpha}{f^2} 2F$$

видно, что при фиксированном полном поглощении ячейки  $2\alpha F$  (при заданной чувствительности микроскопа), рабочем расстоянии  $t_p \sim 2F$  разрешение будет определяться величиной  $v_{ж}^2 \frac{\alpha}{f^2}$ . Для оценки «акустического качества» жидкости К. Квэйт [41] ввел параметр

$$M = \frac{\lambda_v}{\lambda},$$

где  $\lambda_v$  — длина волны звука в воде,  $\lambda$  — длина волны звука в данной жидкости. Таким образом, фактор  $M$  показывает, насколько разрешение в жидкости лучше, чем в воде. Если частотная зависимость поглощения в жидкости  $\alpha(f)$  совпадает с зависимостью поглощения в воде  $\alpha_v(f_v)$ , то

$$M = \frac{v_v}{v_{ж}} \frac{[\alpha_v(f_v)/f_v^2]^{1/2}}{[\alpha(f)/f^2]^{1/2}}$$

Для ряда жидкостей, жидких металлов и некоторых криогенных жидкостей  $\alpha/f^2$  не зависит от частоты. Тогда

$$M = \frac{v_v}{v_{ж}} \frac{(\alpha/f^2)_v^{1/2}}{[\alpha/f^2]^{1/2}}$$

В табл. 2 приведены основные акустические параметры ряда жидкостей, результаты расчета фактора  $M$  и потерь для частоты 500 МГц по данным [41—44]. Как видно из таблицы, при заданных потерях только жидкие металлы дают лучшее разрешение, чем вода. В работе [41] проведены измерения акустических свойств различных жидкостей, причем особое внимание отводится электролитам, которые имеют меньшие значения коэффициента  $\alpha/f^2$ , чем вода. Оказывается (см. рис. 8), что в диапазоне частот до 1,5 ГГц водный раствор RbI на 30% улучшает разрешение. На более высоких частотах рекомендуется использовать сероуглерод  $CS_2$ .

В сканирующем микроскопе, показанном на рис. 7, в качестве

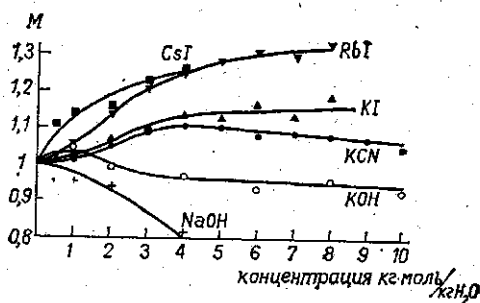


Рис. 8. Зависимость фактора  $M$  от концентрации электролитов

Таблица 2

Жидкость	Химическая формула	Температура	Плотность $\rho$ , г/см <sup>3</sup>	Скорость звука $v$ , 10 <sup>3</sup> см/с	Акустический импеданс $z$ , 10 <sup>3</sup> г·см/с	Поглощение $\frac{\alpha}{f^3} \cdot 10^{-17}$ (дБ/см) <sup>2</sup>	$f = 500$ МГц		M	$Al_2O_3, f = 500$ МГц				
							$\lambda$ , мкм	$\alpha$ , дБ/см		$v_{ж}$ /√ж	F, мм	П отр, дБ	П ж, дБ	П=П ж + П отр, дБ
Вода	H <sub>2</sub> O	20°C	1	1,48	1,48	-25	2,96	542	1	7,54	0,25	23,8	27,1	74,7
Перекись водорода (90%)	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	0°C	1,46	1,45	2,12	11,2	2,9	243	1,21	7,70	0,24	20,8	11,7	53,3
Спирт метиловый	CH <sub>3</sub> OH	20°C	0,79	1,12	0,89	43	2,24	933	1,01	9,97	0,18	28,1	33,6	89,8
Спирт этиловый	C <sub>2</sub> H <sub>5</sub> OH	20°C	0,79	1,18	0,93	52	2,36	1128	0,86	9,51	0,19	27,1	42,9	97,1
Цетрахлористый углерод	CCl <sub>4</sub>	25°C	1,60	0,93	1,48	570	1,18	1237	0,33	12,03	0,15	23,8	37,1	84,7
Сероуглерод	CS <sub>2</sub>	25°C	1,26	1,15	1,45	130	2,3	2821	1,7	9,7	0,19	24,0	—	—
Индий	In	260°C	7,3	2,22	16,17	—	4,43	—	—	5,05	0,40	5,5	—	—
Галлий	Ga	50°C	6,1	2,74	16,19	1,58	5,48	34,3	1,82	4,08	0,53	5,5	3,6	14,6
Ртуть	Hg	20°C	13,55	1,45	19,66	5,5	2,90	119	1,89	7,71	0,24	4,3	5,7	14,3
Водород	H <sub>2</sub>	17°K	0,07	1,19	0,08	5,6	2,38	1,22	2,34	9,43	0,19	48,9	4,6	102,4
Азот	N <sub>2</sub>	73,9°K	0,81	0,96	0,77	10,6	1,92	232	2,10	11,63	0,15	29,3	6,96	65,6
Гелий	He	4,22°K	0,13	0,18	0,02	230	0,36	4991	2,23	62,24	0,027	60,1	27	147,2
Гелий	He	0,45°K	—	0,24	—	5,8	0,48	126	24	46,5	0,036	—	0,9	—
Неон	Ne	27,09°K	1,2	0,6	0,72	23,2	1,2	503	2,45	18,58	0,093	30,0	9,4	69,4
Аргон	Ar	85,2°K	1,4	0,85	1,19	10,1	1,7	219	2,43	13,12	0,14	25,7	6,1	57,5
Ксенон	Xe	164°K	3,5	0,63	2,21	22	1,26	477	2,38	17,7	0,098	20,5	9,3	50,3

жидкости использовалась вода, звукопроводы были изготовлены из сапфира. Рабочая частота микроскопа могла выбираться в диапазоне от 160 МГц до 1 ГГц [14—16, 39]. При этом разрешение составляло соответственно от 10 до 1 мкм. Механическое сканирование по одной оси осуществлялось с помощью динамического громкоговорителя на частоте

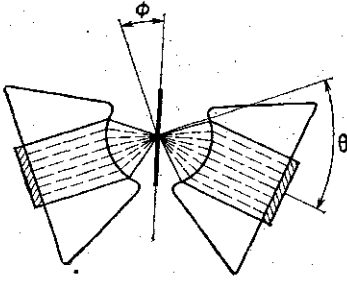


Рис. 9. Режим темного поля в сканирующем акустическом микроскопе:  $\Phi$  — угол отклонения плоскости сканирования от фокальной плоскости излучающей линзы,  $\theta$  — угол отклонения акустической оси приемной линзы от акустической оси излучающей линзы

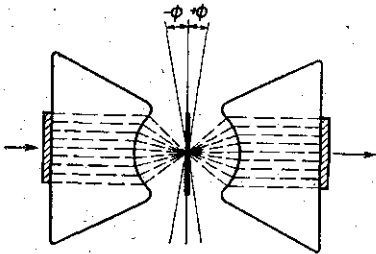


Рис. 10. Стереоскопический режим в сканирующем акустическом микроскопе:  $+\Phi$  и  $-\Phi$  — углы отклонения плоскости сканирования от фокальной плоскости системы

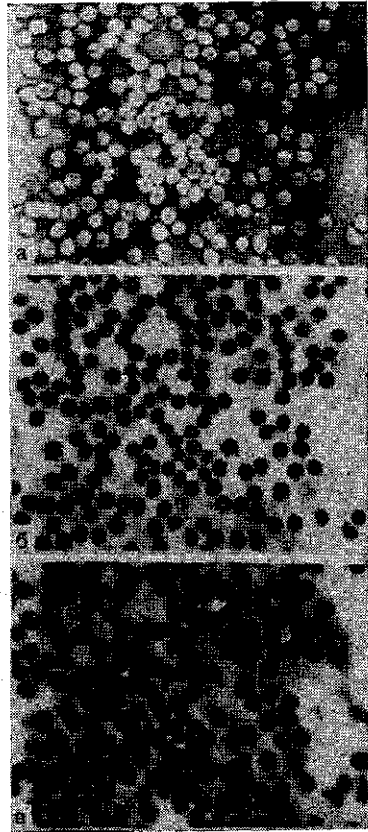


Рис. 11. Акустические изображения красных кровяных телец, полученные на частотах: а—450, б—900 МГц и в — на второй гармонике частоты 450 МГц [47]

60 Гц, медленное перемещение вдоль другой — гидравлическим микролифтом. Увеличение определялось отношением амплитуды развертки на экране осциллографа к амплитуде сканирования и достигало  $200\times$  [39].

Как и в оптике, акустический микроскоп позволяет применять различные методы наблюдения объекта: светлого и темного поля, стереоскопический [45], на отражение [46]. Для осуществления работы микроскопа по методу темного поля один из звукопроводов отклоняется на небольшой угол от оси системы (рис. 9). Приемная акустическая линза собирает лучи, рассеянные краями и границами структуры под большими углами, что улучшает контраст изображения. В стереоскопическом микроскопе два изображения объекта получают при двух различных положениях плоскости сканирования по отношению к оси системы (рис. 10). В режиме на отражение акустический микроскоп

позволяет исследовать поверхность твердых тел, пленок, интегральных схем, биполярных транзисторов [46].

Особенностью сканирующего линзового микроскопа является возможность получения изображений на гармониках основной частоты, возникающих в фокусе линзы из-за нелинейных свойств жидкости и объекта. В работе [47] получены изображения красных кровяных телец на второй гармонике основной частоты 450 МГц и на третьей гармонике частоты 275 МГц. «Нелинейные» изображения являются негативными по отношению к «линейным» и отличаются от них резким изменением контраста на границах микрообъекта (рис. 11). Эта особенность связана с поглощением образцом второй гармоники, излученной в воде. Несмот-

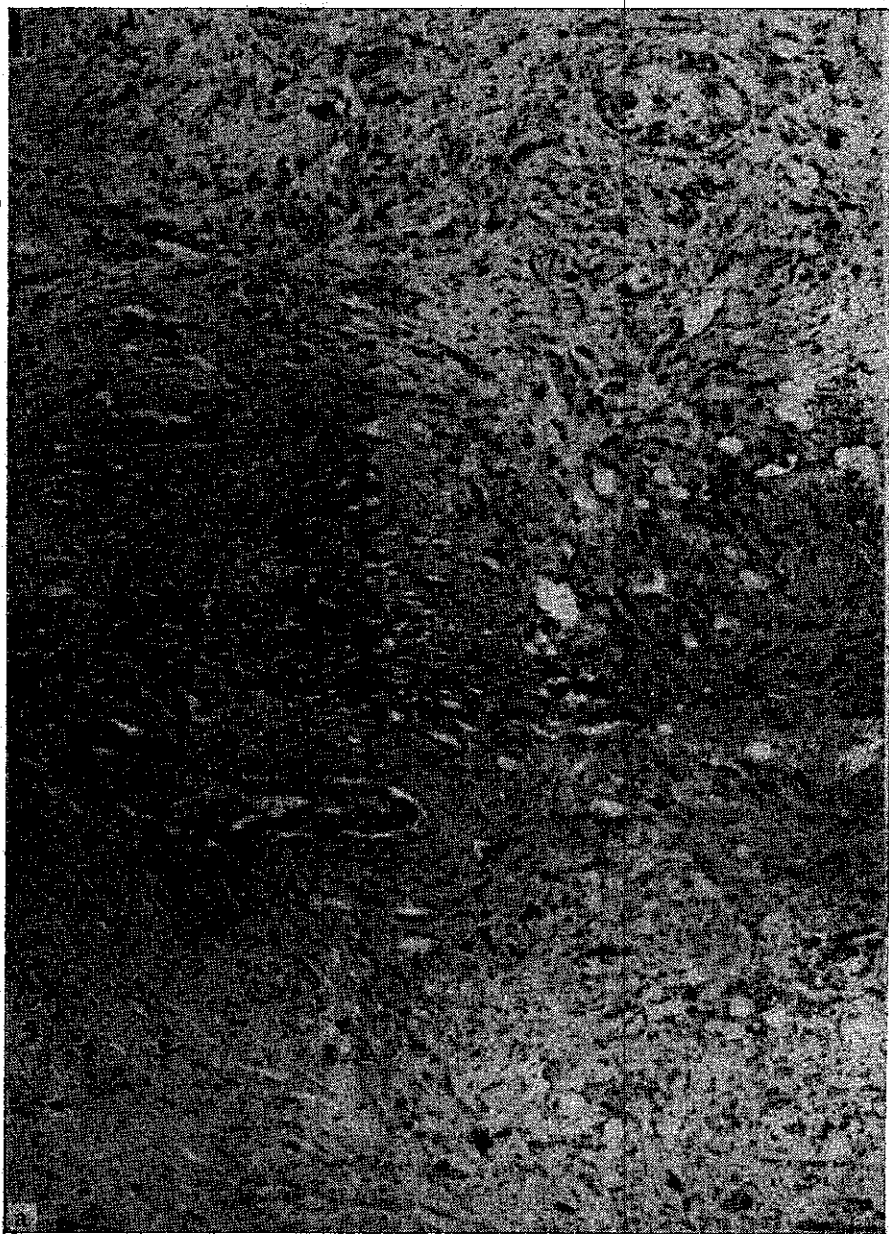
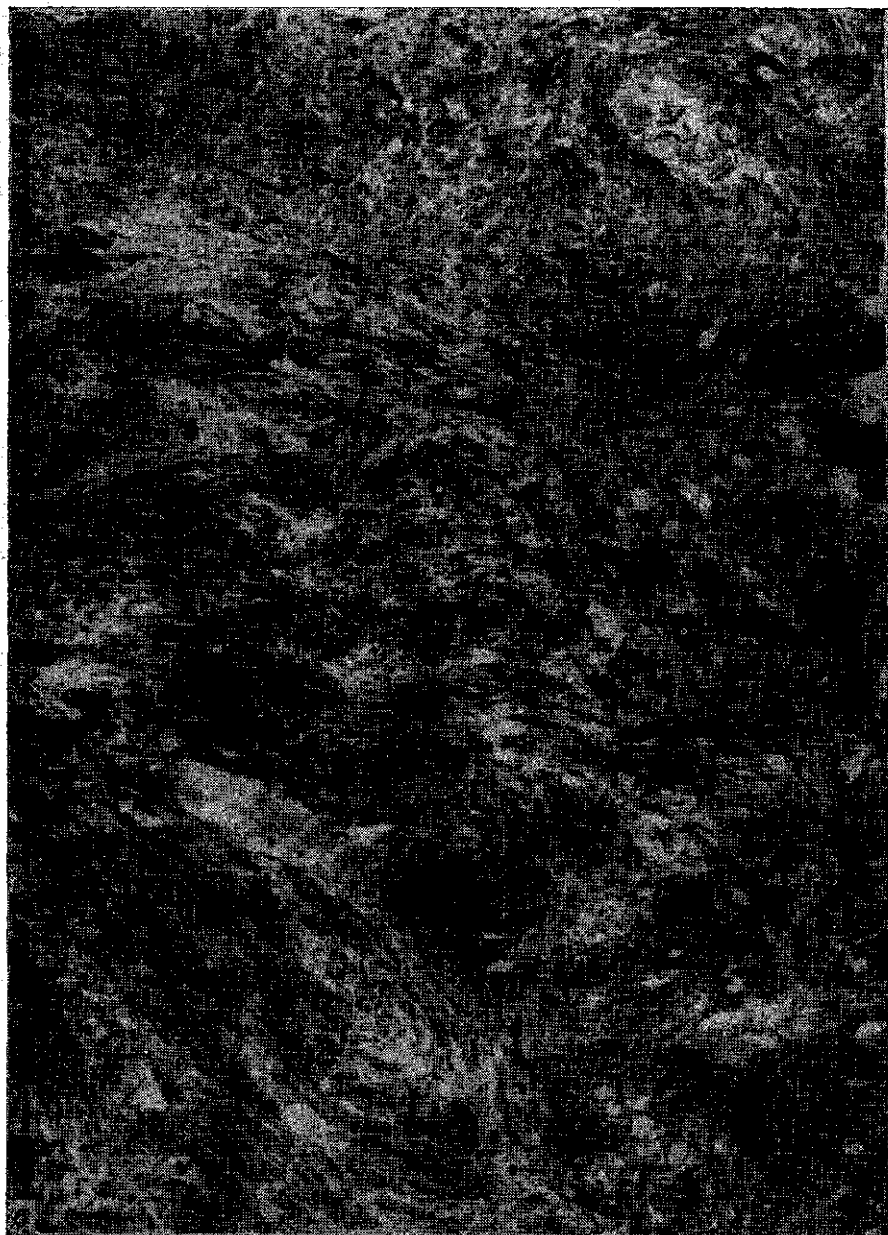


Рис. 12. Изображения среза опухоли при 100× увеличении:

ря на то что максимум акустической интенсивности находится в плоскости образца [48], значительная величина второй гармоники генерируется водой. Таким образом, в «нелинейные» акустические изображения дают вклад как линейные, так и нелинейные свойства микрообъекта. Если нелинейность микрообъекта определяет генерацию второй гармоники, то линейные свойства будут модулировать сигнал второй гармоники, генерируемой в воде.

Малые размеры акустических линз требуют прецизионного изготовления элементов акустической системы и высокой точности при настройке. Это относится и к совмещению фокусов линз и к соосности звукопроводов. Так как пьезоэлектрические пленки чувствительны к



а — оптическое (окрашенное), б — акустическое (неокрашенное) [39]

распределению как по амплитуде, так и по фазе в падающей волне, расфокусировка системы снижает ее чувствительность. Эффективность конфокальной системы определяется произведением распределений акустического поля в фокусе приемной и излучающей линз, что сужает фокальный диаметр пучка. В работе [49] показано, что конфокальная линзовая конфокальная геометрия позволяет значительно уменьшить прямой сигнал. Следует отметить, что применение пьезоэлектрических

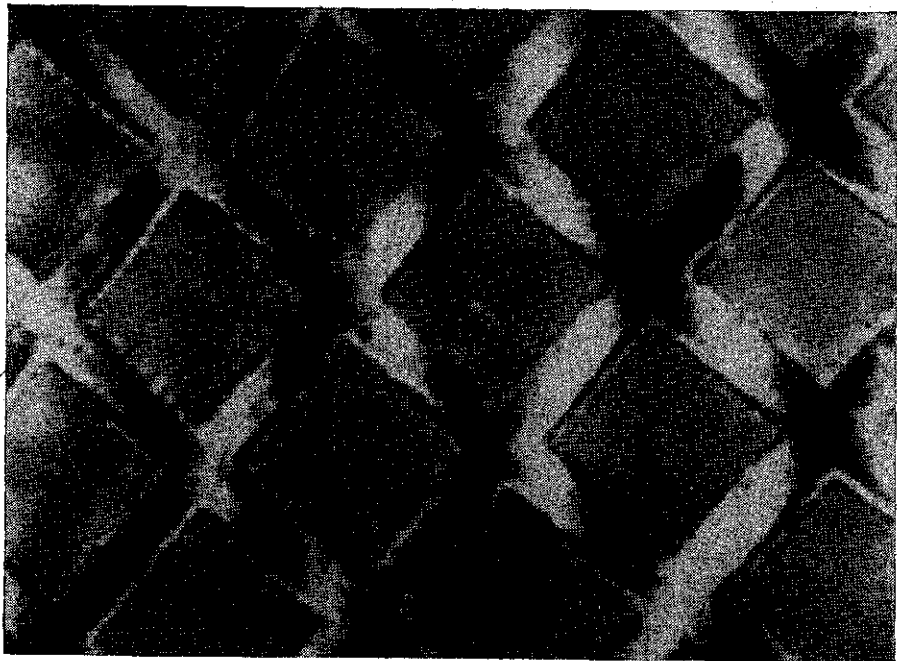


Рис. 13. Акустическое изображение металлической сетки 500 Меш с периодом  $\sim 50$  мкм

преобразователей гиперзвука резко снижает температуру шумов приемной системы (до 300 К) [26].

Как уже отмечалось выше, одним из основных преимуществ акустического микроскопа является возможность увеличения контраста, что представляет большой интерес для биологии и медицины. С помощью акустического микроскопа были получены изображения различных биологических объектов, срезов тканей, в том числе и срезов опухолей [17, 33, 39, 47, 50]. Сравнение оптических и акустических изображений (рис. 12) показывает, что даже при достижимых в настоящее время разрешениях, акустические изображения позволяют выявить некоторые новые детали. Поэтому акустический микроскоп привлек медиков возможностью исследования и классификации нормальных и аномальных тканей [15, 39].

Малые уровни мощности ультразвука в акустическом микроскопе при высокой чувствительности [26] позволяют избежать разрушения биологических объектов [51] и наблюдать в микроскопе даже живые объекты. Так, в работе [52] проводились исследования живого сердца зародыша мыши в сканирующем акустическом микроскопе, формирующем одновременно акустическое и оптическое изображения. Обработка сигнала акустического изображения проводилась на ЭВМ, что позволяло сравнивать размеры сердца до и после раздражения и регистри-

ровать быстрые сокращения сердечной мышцы. С помощью акустического микроскопа были измерены акустические параметры ткани сердца.

Помимо биологических и медицинских применений акустический микроскоп может быть полезен в микроэлектронике для неразрушающего контроля интегральных схем и других твердотельных приборов [45]. На рис. 13 показан пример такого изображения. В отличие от электронной и оптической микроскопии, акустический микроскоп при соответствующей фокусировке позволяет увидеть не только поверхность интегральной схемы, но и глубинные участки и тем самым контролировать дефекты в подложке и в слоистой структуре микросхемы. Кроме того, акустический микроскоп, по-видимому, найдет применение в минералогии для исследования микрошлифов руд, кристаллов, в том числе и непрозрачных. Акустический микроскоп позволит исследовать дефекты и микронеоднородности упругих свойств кристаллов, как линейных, так и нелинейных, их анизотропию. Для этих целей необходимо совершенствовать режим работы микроскопа на отражение. Как и в оптике, в акустической микроскопии могут оказаться весьма эффективными поляризационные методы. Однако это требует применения твердотельных линз и немеханических (электронных) методов сканирования, которые уже нашли применение в области низкочастотного звуковидения [53, 54].

Рассмотренные примеры показывают, что акустическая микроскопия может найти широкое применение в различных областях научных исследований и, наряду с оптической и электронной микроскопией, давать более полное представление о микрообъектах.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Соколов С. Я. Ультразвуковой микроскоп. Авторское свидетельство СССР № 79219, 1948.
2. Соколов С. Я. «Заводская лаборатория», 1952, 18, 1207—1212.
3. Соколов С. Я. ДАН СССР, 1949, 64, 335—345.
4. Соколов С. Я. «Успехи физических наук», 1950, 40, 1—39.
5. Меркулов Л. Г. «Акустический журнал», 1959, 5, 374—376.
6. Баранский К. И. ДАН СССР, 1959, 114, 517—519.
7. Böttmel H. E., Dransfeld K. «Phys. Rev.», 1960, 117, 1245—1252.
8. Spencer E. G., Lenzo P. V., Ballman A. A. «Proc. of the IEEE», 1967, 55, N 12, 2074—2108.
9. Лямов В. Е. Сб. Гидроакустика и ультразвук, т. 81, 1973, вып. I, с. 3—25.
10. Dunn F., Fry W. J. «J. Acous. Soc. Am.», 1959, 31, 632—633.
11. Hawley S. A., Breyer J. E., Dunn F. «Rev. Sci. Inst.», 1962, 33, 1118—1119.
12. Cunningham J. A., Quate C. F. «J. Physique», 1972, 33, Coll. C-6, Suppl. 42.
13. Cunningham, Quate C. F. «Acoust. Holography», v. 4. New York, 1972, 667—685.
14. Lemons R. A., Quate C. F. «IEEE Cat.», 1974, 73 CHO 807—8SU, E—6, 18—21.
15. Lemons R. A., Quate C. F. «Appl. Phys. Lett.», 1974, 24, 165.
16. Lemons R. A., Quate C. F. «IEEE Cat.», 1975, 74 CHO, 896—ISU.
17. Kessler L. W., Palermo P. R., Korpel A. «Acoust. Holography», v. 4. New York, 1972, с. 51—71.
18. Kessler L. W., Palermo P. R., Korpel A. «Acoust. Holography», v. 5, New York—London, 1974, с. 15—23.
19. Korpel A. «Appl. Phys. Lett.», 1966, 9, 425.
20. Brenden B. B. «J. Phys; E. Sci. Inst.», 1975, 8, 885—894.
21. Vilkomerson D. «Acoust. Holography», v. 4. New York—London, 1972, с. 401—429.
22. Соколов С. Я. «Заводская лаборатория», 1935, 4, 1468—1473.
23. Navlice J., Quate C. F., Richardson B. «IEEE Trans.», 1968, SU-15, 68.
24. Дамон Р., Мэлони В., Мак-Магон Д. В кн.: Физическая акустика, т. 8. М., 1974, с. 311—426.
25. Mueller R. K. «Proc. IEEE», 1971, 59, 1319—1335.
26. Wade G. «IEEE Trans.», 1975, SU-22.
27. Eller A. «J. Acoust. Soc. Am.», 1968, 43, 170.
28. Kessler L. W., Sawyer S. P. «Appl. Phys. Lett.», 1970, 17, 440—441.
29. Либерман М. Ю. «Акустический журнал», 1976, 22, 257—260.
30. Kessler L. W., Korpel A., Palermo P. R. «Nature», 1972, 239, 111.
31. Korpel A., Kessler L. W. «Acoust. Holography», v. 3, New York, 1971, 23—43.

32. Kessler L. W., Korpel A., Palermo P. R. «J. Opt., Soc., Am», 1971, 61A, 1579.
33. Korpel A. «Ultrasonic Imag. Holography Med. Sonar. and Opt. Appl.», New York—London, 1974, p. 345—362.
34. Korpel A., Kessler L. W., Palermo P. R. «Nature», 1971, 232, 110.
35. Whiteman R. L., Korpel A. «Appl. Optics.», 1969, 8, 1567—76.
36. Adler R., Korpel A., Desmares P. «IEEE Trans.», 1968, SU-15, 157—161.
37. Auld B. A., Gilbert R. J. et al. «Acoust. Holography», v. 4. New York—London, 1972, p. 73—96.
38. Auld B. A., Addison R. C., Webb D. C. «Acoust. Holography», v. 2. New York, 1970, p. 117—132.
39. Lemons R. A., Quate C. F. «Science», 1975, 188, 905—911.
40. Розенберг Л. Д. В кн.: Источники мощного ультразвука. М., 1967, с. 149—208.
41. Atta J., Quate C. F., «J. Acous. Soc. Am.», 1976, 59, 69—73.
42. Handbook of Lasers with Selected Date on Optical Tehnology. Cleavland — New Jersey, 1971.
43. Handbook of Chemistry and Physics. Clewland, 1956.
44. Воронкова Е. М., Гречушников Б. Н., Дистлер Г. И., Петров И. П. Оптические материалы для инфракрасной техники. М., 1965.
45. Bond W. L., Cutter C. C., Lemons R. A. «Appl. Phys. Lett.», 1975, 27, N 5, 270—272.
46. Lemons R. A., Quate C. F. «Appl. Phys. Lett.», 1974, 25, N 5.
47. Kompfner R., Lempus R. A. «Appl. Phys. Lett.», 1976, 28, 295—297.
48. Каневский И. Н., Суржков Б. С. «Акустический журнал», 1971, 17, 247—253.
49. Slayter E. M. Wiley Interscience. New York, 1970, p. 240.
50. Kessler L. W. Proc Symp. opt. and acoustic micro-electron. Ney York, 1974, p. 109—113.
51. Гаврунов Л. Г. «Акустический журнал», 1971, 17, 337—353.
52. Kessler L. W. et al. Ultrasonic Symp. Proc. Los-Ang., Calif., 1975, p. 57—58.
53. Beaver W. L. «IEEE Cat.», 1976, 75, CHO—994—4SU, 88—90.
54. Leung W. P., Mills R. A. et al. Ultrasonic Symp. Proc., Los-Ang., Calif., 1975, p. 84—87.

Поступила в редакцию  
8.6.1976 г.  
Кафедра  
акустики.