

Таким образом, из простой классической модели выведены поляризационные свойства сигнала рассеяния в КАРС, полученные ранее с помощью громоздкого квантового расчета.

Автор выражает благодарность проф. Н. И. Коротееву за обсуждение результатов расчетов.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

[1] Чеботаев В. П. Препринт Ин-та теплофизики СО АН СССР № 85-83. Новосибирск, 1983. [2] Gain В., Milonni Р. W.//J. Opt. Soc. Am. 1987. В 4, N 1. P. 78. [3] Асланян Л. С. Дис. ... канд. физ.-мат. наук. М., 1980. [4] Гинзбург В. Л. Распространение электромагнитных волн в плазме. М., 1960. [5] Гладков С. М., Коротеев Н. И., Рычев М. В. и др.//Письма в ЖЭТФ. 1986. 43, № 5. С. 227. [6] Силин В. П. Параметрическое воздействие излучения большой мощности на плазму. М., 1973. [7] Ахманов С. А., Коротеев Н. И. Методы нелинейной оптики в спектроскопии рассеяния света. М., 1981. [8] Blombergen N., Shen Y. R.//Phys. Rev. 1966. 141, N 1. P. 298.

Поступила в редакцию  
16.11.87

ВЕСТН. МОСК. УН-ТА. СЕР. 3, ФИЗИКА. АСТРОНОМИЯ. 1989. Т. 30, № 2

УДК 532.574:535.36

#### ЛАЗЕРНАЯ ДОПЛЕРОВСКАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ ПОТОКОВ КРОВИ В ТОНКИХ КАПИЛЛЯРАХ

А. В. Приезжев, А. С. Степанян, Ю. А. Денисов

*(кафедра общей физики и волновых процессов)*

Дано описание лазерного доплеровского спектрометра дифференциального типа для измерения профилей скоростей потоков крови в тонких капиллярах; обсуждается проблема влияния многократного рассеяния.

Лазерная доплеровская спектроскопия (ЛДС) [1, 2] используется в гемодинамических исследованиях либо для оценки интенсивности микроциркуляции крови в некоторой области тела [3], либо для контактных измерений скорости кровотока в крупных сосудах с помощью вводимых в поток световодов [4]. Проводятся также бесконтактные измерения средней скорости на одиночных тонких (сравнимых с размерами зондирующего пучка) капиллярах глаза [5]. При этом, однако, информация о профиле скорости крови в сосуде отсутствует.

В настоящей работе дается описание ЛД спектрометра, построенного для измерения профилей скоростей течения крови по отдельным капиллярам, а также обсуждение возникающих при измерении проблем.

**1. Кровь как объект исследования методом ЛДС.** Кровь является неньютоновской сильнопоглощающей жидкостью, светорассеивающие и реологические свойства которой определяются в основном эритроцитами (присутствием других клеток крови можно пренебречь) [6]. Объемная концентрация эритроцитов в цельной крови человека (показатель гематокрита  $H$ ) составляет примерно 45%, т. е. эритроциты занимают почти половину объема жидкости.

Рассеивающие свойства крови определяются не только концентрацией эритроцитов, но и их размерами и формой. В нормальном состоянии эритроциты представляют собой двояковогнутые диски с толщиной по краю  $\sim 2$  мкм и диаметром  $\sim 8$  мкм. При рассеянии на

цельной крови в слое толщиной  $l \geq 20$  мкм существенную роль играет многократное рассеяние.

Практически методом ЛДС невозможно получать достоверную информацию из рассеивающего объема, находящегося в крови на глубине большей, чем 300 мкм, без использования возмущающих поток световодов. Этим и объясняется выбор размеров используемых в работе стеклянных капилляров, внутренний диаметр которых  $d \leq 350$ —400 мкм.

**2. Лазерный доплеровский спектрометр.** Измерения проводились на ЛД спектрометре дифференциального типа со спектральным анализом сигнала [7, 8] (рис. 1). Источником зондирующего излучения является He—Ne-лазер 1 (длина волны излучения  $\lambda = 0,63$  мкм). Измерительный объем с характерными размерами  $\sim 15$  мкм формируется с помощью глухих 2 и полупрозрачного 3 зеркал, телескопов 4 и линз 5. Угол между пучками равной интенсивности равен  $100^\circ$ . Рассеянное излучение собирается линзой 8 в телесном угле, определяемом диафрагмой 7.

Электронная часть схемы: 9—ФЭУ-79; 10—усилитель У7-1; 11—осциллограф, 12—анализатор спектра С4-73; 13—интегратор Я4С-78; 14—индикаторно-измерительный блок Я4С-76; 15—самописец ЛКД4-003.

Исследуемая жидкость течет через капилляр 6, куда поступает из кюветы 16 с магнитной мешалкой 17. Создание и поддержание стационарного потока жидкости осуществляется системой 18.

Измерение мгновенного значения скорости потока, усредненного по измерительному объему, осуществляется путем регистрации значения частоты, соответствующей максимуму доплеровской составляющей мгновенного спектра выходного сигнала ФЭУ (доплеровского спектра).

Рабочему диапазону анализатора спектра  $\Delta F = 0$ —20 кГц соответствует диапазон скоростей потока на оси капилляра  $\Delta v = 0$ —10 мм/с. Интегратор позволяет усреднять мгновенные спектры по 4—1024 реализациям.

Пространственное разрешение спектрометра составляет 15 мкм. Поэтому данный спектрометр позволяет измерять профили скоростей в капиллярах с  $d \geq 70$  мкм путем сканирования измерительным объемом по диаметру капилляра. Экспериментальная установка предназначена для исследования потоков крови. Поэтому продольный и поперечный размеры измерительного объема соответствуют пространственному масштабу неоднородностей самой крови, т. е. среднему диаметру диска эритроцита.

Время измерения одного профиля определяется главным образом временем перемещения измерительного объема  $\tau$ , числом точек на профиле  $n_1$  и выбранным числом усреднений  $n_2$ . При характерных значениях  $\tau = 5$ —15 с,  $n_1 = 10$ —15,  $n_2 = 256$ —512 это время составляет 1—10 мин.

### 3. Результаты измерений.

а) Вода с латексом полистирола. Калибровочные измерения профилей скоростей были проведены на воде с частицами

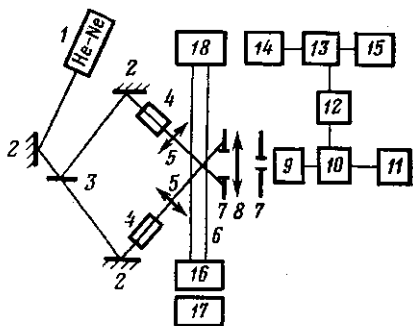


Рис. 1. Схема лазерного доплеровского спектрометра дифференциального типа

латекса полистирола с характерным размером 0,7 мкм. Концентрация латекса подбиралась таким образом, чтобы можно было считать рассеяние однократным (порядка  $5 \cdot 10^4$  част./мм<sup>3</sup>).

Эксперименты проводились на капиллярах с  $d=200-1000$  мкм. Следует ожидать, что для воды как для ньютоновской жидкости будет пуазейлевский профиль:

$$v(r) = v_0[1 - (2r/d)^\alpha] \quad (1)$$

со значением  $\alpha=2,0$  (влиянием частиц полистирола на профиль можно пренебречь). В формуле (1)  $v_0$  — скорость на оси капилляра, а  $r$  — расстояние от оси.

Однако в эксперименте величина  $\alpha$  получается систематически заниженной на 10%. Это связано с большими градиентами скорости в измерительном объеме, которые приводят к дополнительному смещению максимума доплеровского спектра. (При измерении профиля скорости течения воды через стеклянную трубку с  $d=1$  см при том же значении  $v_0$ , когда градиент скорости в  $\sim 15-20$  раз меньше градиента в капилляре, величина  $\alpha=2,0 \pm 0,01$ .) С помощью ЭВМ по разработанному алгоритму можно учесть это влияние градиента скорости и компенсировать систематическую погрешность по  $\alpha$ .

Важной проблемой является оценка точности определения  $\alpha$ . В приближении однократного рассеяния на точность определения  $\alpha$  кроме градиента скорости влияет и нестационарность течения, связанная с нестационарностью работы насоса. Для уменьшения влияния последнего фактора необходимо увеличивать число усреднений по профилям. Так, если число усредняемых мгновенных спектров  $n_2=512$  и число усредняемых профилей  $n_3=5$ , то относительная погрешность  $\Delta\alpha/\alpha \leq 5\%$ .

б) Плазма крови. Согласно нашим экспериментам плазму крови, текущую по капиллярам с  $d \geq 175$  мкм, можно считать ньютоновской жидкостью, так как профиль скорости при комнатной температуре с погрешностью не более 5% является параболическим ( $\alpha=2,0$ ).

в) Разбавленная и цельная кровь. При показателях гематокрита  $H \leq 0,5-1\%$  (однократное рассеяние) профиль течения разбавленной крови не отличается по  $\alpha$  (с точностью 5%) от профиля, характерного для плазмы. При  $H > 1-2\%$  начинает сказываться многократное рассеяние.

На рис. 2 показан характерный вид доплеровского спектра, зарегистрированного в условиях многократного рассеяния при положении измерительного объема на оси потока крови в капилляре с  $d=210$  мкм. Ширина спектра на уровне 0,5 равна 1,7 кГц при доплеровской частоте  $f_d=4,1$  кГц. Обращает на себя внимание асимметричная форма спектра. Для сравнения на рис. 2 приведен доплеровский спектр, соответствующий однократному рассеянию на разбавленной крови, текущей с той же скоростью. Видно, что многократное рассеяние приводит к смещению доплеровской частоты и как следствие этого — к искажению профиля скоростей.

Если в этих условиях, не внося поправок, формально построить профиль, то получается кривая, выходящая за границы капилляра (рис. 3), что не имеет физического смысла. Это свидетельствует о том, что ошибка в определении  $\alpha$  из-за многократного рассеяния может быть сравнимой и даже большей, чем из-за влияния градиента скорости.

Для корректных измерений профиля скорости потока крови в тонких капиллярах при высоких показателях гематокрита также необходимо разработать методику вычисления поправок на доплеровскую частоту.

То, что, несмотря на многократное рассеяние, доплеровский спектр при измерении на цельной крови имеет четко выраженный максимум, связано с вытянутостью вперед индикатрисы рассеяния эритроцитов, которые по своим размерам почти в 14 раз больше длины волны излучения. Это легко подтверждается экспериментом с водой и латексом полистирола при концентрации латекса порядка  $2 \cdot 10^6$  част./мм<sup>3</sup>

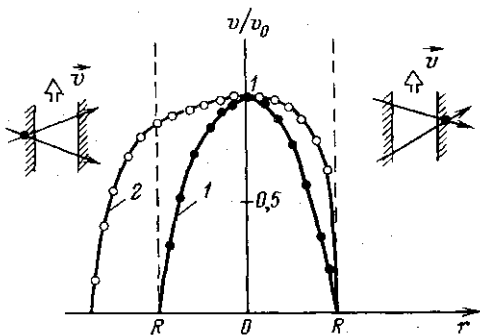
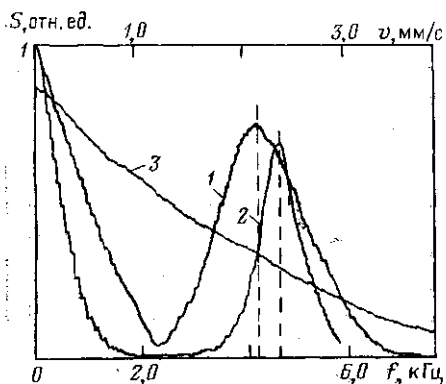


Рис. 2. Характерный вид доплеровского спектра: 1 — цельная (консервированная) кровь ( $H=39\%$ ), 2 — разбавленная кровь ( $H=0,5\%$ ), 3 — раствор латекса полистирола в воде с концентрацией  $2 \cdot 10^6$  част./мм<sup>3</sup>. Капилляр с диаметром  $d=175$  мкм

Рис. 3. Профили скоростей ( $d=175$  мкм): 1 — вода, 2 — цельная кровь. Кружочки — эксперимент, аппроксимирующие кривые построены по методу наименьших квадратов

(существенное многократное рассеяние). Как видно из рис. 2, в этом случае доплеровская составляющая спектра исчезла и результирующий спектр представляет собой спадающую кривую с полушириной, пропорциональной средней скорости течения.

В заключение надо отметить, что факт существования явно выраженного максимума доплеровского спектра при измерениях на цельной крови и его изменения при сканировании по диаметру капилляра говорит о принципиальной возможности измерения профиля скоростей без возмущения потока.

Авторы благодарят С. А. Ахманова, С. А. Регирера и Ю. М. Романовского за полезные обсуждения.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Дубнищев Ю. Н., Ринкевичус Б. С. Методы лазерной доплеровской анемометрии. М., 1982. [2] Приезжев А. В. // Изв. АН СССР, сер. физ. 1986. 50, № 6. С. 1134. [3] Cochran T. et al. // Med. and Biol. Eng. and Comput. 1981. 18, N 5. P. 589. [4] Nishihara H. et al. // Appl. Opt. 1982. 21, N 10. P. 1785. [5] Riiva C. E., Grumwald J. E., Petrig B. L. // Appl. Opt. 1985. 24, N 5. P. 605. [6] Левтов В. А., Регирер С. А., Шадрин Н. Х. Реология крови. М., 1982. [7] Глойти В. Н., Денисов Ю. А., Приезжев А. В. // Мат. конф. «Лазеры в

## ФИЗИКА ТВЕРДОГО ТЕЛА

УДК 538.913—405

### ИЗУЧЕНИЕ ПОСТОЯННЫХ ГРЮНАЙЗЕНА ДЛЯ ОПТИЧЕСКИХ МОД КВАРЦА, АЛМАЗА, КРЕМНИЯ И ГЕРМАНИЯ

Е. К. Захарова, Л. П. Осипова

(кафедра общей физики для физического факультета)

Проведен расчет значений изобарических  $\gamma_i^P$  и изотермических  $\gamma_i^T$  микроскопических постоянных Грюнайзена кристаллов кварца, алмаза, кремния и германия и разделен вклад фонон-фоонных взаимодействий и теплового расширения кристалла в температурный сдвиг частоты изученных фононов.

Температурные изменения частоты нормальных колебаний решетки  $\omega_i$  являются ангармоническим эффектом. При этом температурная зависимость  $\omega_i$  определяется как тепловым расширением кристалла за счет изменения межатомных силовых постоянных, так и изменением собственной энергии фононов вследствие фонон-фоонных взаимодействий (при постоянном объеме  $V$ ).

В работе [1] для учета вклада фонон-фоонных взаимодействий в температурный сдвиг частоты фононов была использована теория возмущений с учетом членов 3-го и 4-го порядков в разложении потенциальной энергии решетки. Однако полученное при этом выражение довольно сложно и неудобно для сопоставления с экспериментальными данными.

Рядом авторов [2, 3]\* предложена приближенная методика оценки вклада фонон-фоонных взаимодействий в температурный сдвиг  $\omega_i$  на основе введения микроскопических постоянных Грюнайзена: изохорической  $\gamma_i^V$ , изотермической  $\gamma_i^T$  и изобарической  $\gamma_i^P$ . При этом

$$\gamma_i^P = -\frac{1}{\alpha\omega_i} \left( \frac{\partial\omega_i}{\partial T} \right)_P, \quad (1)$$

где  $\alpha$  — коэффициент объемного теплового расширения,

$$\gamma_i^T = -\frac{1}{\chi_T\omega_i} \left( \frac{\partial\omega_i}{\partial P} \right)_T, \quad (2)$$

где  $\chi_T$  — изотермическая сжимаемость кристалла при постоянной температуре  $T$ , т. е.  $\gamma_i^P$  определяется температурной зависимостью  $\omega_i$ , а  $\gamma_i^T$  — зависимостью  $\omega_i$  от приложенного внешнего давления  $P$ . Микроскопическая постоянная  $\gamma_i^V$  характеризует величину фонон-фоонного взаимодействия и равна

$$-\frac{1}{\alpha\omega_i} \left( \frac{\partial\omega_i}{\partial T} \right)_V.$$

\* Подробнее см. в нашей работе [4].