

Универсальный пульсомер-тонометр

Аннотация

Предложен компактный многофункциональный манжетный прибор, сочетающий в себе свойства тонометра, анализатора пульсовой волны, электрокардиографа, апекскардиографа и электронного фонендоскопа. В этом приборе имеется отсчетно-командный блок с компрессором и монитором, дополненный датчиками пульсовой волны и фонендоскопом оригинальной конструкции на волоконной оптике. Имеются также электроды-клипсы для съемки ЭКГ в одном отведении. Датчики связаны с прибором беспроводной связью, что создает максимальное удобство для врача.

Современный рынок тонометров огромен. Ведущие производители «Омрон» (Япония), «Микролайф» (Швеция), «Меди-сана» (Германия) и многие другие соревнуются между собой в поставках и продажах по сути одного и того же прибора: манжетного тонометра-осциллометра с разной степенью автоматизации. Его две основные модели различаются расположением манжет на плече или на кисти руки. Кроме того, эти же фирмы производят и основной тип тонометра (тонометр Короткова), который сейчас тоже автоматизирован до носимого прибора за счет применения микрофона, воспринимающего звуки Короткова. Тонометр Короткова принят медиками как мировой стандарт и рекомендован как основной метод неинвазивного определения артериального давления. Итак, на мировом рынке господствуют манжетные тонометры, благодаря их неоспоримым преимуществам: индифферентности к артефактам установки манжеты и легкости автоматизации процесса. То есть с момента изобретения Короткова (приблизительно 1905 года) ничего принципиально нового не было предложено, кроме автоматизации процесса. Известный метод Савицкого, на котором работают все современные осциллометры, мало отличается от метода Короткова, так как в основу его положен тот же принцип передавливания сосудистого русла и оценки давления по амплитуде колебаний воздуха в манжете. Следует отметить, что подобный метод применялся еще в 1896 году Ривароче. Расхождение методов Короткова и Савицкого не является предметом обсуждения данной статьи. Альтернативными методами являются безманжетные.

На рубеже 2000 года в продаже появились тонометры японской фирмы «Кассио», встроенные в часы. Они выпускались в виде наручных часов или в виде часов-чечевицы. Принцип их работы был основан на зависимости скорости пульсовой волны от артериального давления (АД). Известно, что с ростом АД жесткость сосудистой стенки возрастает и соответственно растет скорость пульсовой волны. На этом нелинейном эффекте и были построены часы «Кассио». Они содержали два информационных канала: 1) канал пульсовой волны от фотоплетизмографа; 2) канал электрокардиограммы. То есть необходимо было коснуться указательным пальцем правой руки двух датчиков, расположенных на часах. Между ЭКГ и ПВ возникал фазовый сдвиг, связанный определенной зависимостью с АД. К сожалению, этот прибор не был приспособлен для определения нижнего уровня АД, что делало его неконкурентоспособным к обычным тонометрам. Кроме того, он требовал особой подготовки пальцев и комнатной температуры. При измерении прибор подвергался и другим артефактам, ввиду чего его многочисленные блокировки постоянно мешали производить замер. Трудности с замером удлиняли цикл измерения до 10 мин. Очень часто владельцы прибора не могли справиться с замером и возвращали прибор изготовителю. В конце концов часы-тонометр «Кассио» были сняты с производства, не получив распространения. Такая же судьба постигла тонометр американской фирмы «Примо». Этот прибор хотя и не имел манжетки для передавливания сосудистого русла, но требовал передавливания лучевой артерии за счет нажима на рычаг пальцем правой руки. Стоимость тонометра «Примо» составляла 1500 дол. США ввиду сложности конструкции. Данный тонометр принципиально не имел никаких преимуществ перед

обычными манжетными кистевыми осциллометрами ни по габаритам, ни по сложности. Поэтому фирма «Примо» прекратила выпуск своих тонометров примерно в 2008 году.

Наиболее серьезными конкурентными приборами являются артериальные тонометры, не требующие пережатия сосудов манжеткой, а имеющие только небольшое поджатие датчика пульсовой волны к артерии. Разработку тонометров, измеряющих АД по параметрам пульсовой волны лучевой артерии, следует считать отдельно развивающимся направлением. Как следует из статьи [1] подобные попытки имели место начиная с 1960 года.

Многочисленные исследования в этом направлении упираются в проблему позиционирования датчика на артерии. Малейшие движения руки приводят к значительным искажениям сигнала. Один из основных методов борьбы с указанной проблемой – введение многоточечных датчиков-матриц, значительно удорожающих прибор уже на этапе разработки. Применяют матрицы на 9 и более элементов с пространственным разрешением 0,2 мм. Такие датчики чрезвычайно сложны технологически, и до сегодняшнего дня подобные приборы практически отсутствуют для массовых пользователей и не доведены до потребительской кондиции. В работах [2], [3] описана попытка создания одноточечных тонометров на базе волоконно-оптических датчиков давления. В их основе лежат параметрически надежные жгутовые волоконно-оптические коллекторы, чувствительные к перемещениям отражающих элементов мембран или консолей.

Исследования, проводимые авторами с 1990 года по настоящее время, показали, что возможно создание приборов, определяющих АД на основе одноточечных и трехточечных датчиков пульсовой волны.



Рис. 1. Волоконно-оптические датчики пульсовой волны (а) и оптофонендоскопы (б)

Остановимся на свойствах этих датчиков, разработанных в период с 1990 года в Институте машиноведения им. А.А. Благоврава Российской академии наук (ИМАШ РАН). На рис. 1 показаны представители двух типов таких устройств, предназначенные для исследования пульсовых волн (рис. 1а) и вибросигналов и акустических сигналов в широком диапазоне ча-

стот от 0,05 Гц до 20 кГц на основе головки фонендоскопа (оптофонендоскопы – рис. 1б). Датчики пульсовой волны могут быть построены на основе мембранных головок и иметь вытянутую в осевом направлении конструкцию (типа датчиков австралийской фирмы «Сфигмокор») либо иметь радиальный выход волокна, и тогда они могут крепиться под ремешок, например на запястье руки, для исследования пульсовых волн лучевой артерии.

Традиционно применяемые для этой цели датчики фирмы «Сфигмокор» держат рукой, и под фиксацию ремешком они непригодны, поэтому их возможности ограничены. В частности, затруднительно проведение многоканального обследования синхронно на крупных артериях.

Оптофонендоскоп, обладающий широкополосными свойствами, воспринимает сигналы в области как звука, так и инфразвука; он может служить для синхронной многоканальной записи вибросигналов сердца, а также сопровождающих работу сердца звуковых сигналов. Кроме того, он пригоден для исследования звуков Короткова при манжетном измерении артериального давления.

Описываемые датчики пульсовых волн и оптофонендоскоп чувствительны к механическим колебаниям, поэтому относятся к датчикам кардиомеханосигналов.

Особый интерес представляют характеристики (статические и динамические) этих датчиков, поскольку от них зависит степень погрешностей, вносимых в замер самими информационными преобразователями.

Первоначально рассмотрим результаты статических испытаний головок датчиков пульсовых волн. Перемещение механических элементов датчика (мембраны или консоли с зеркалом) в датчиках конструкции ИМАШ РАН отслеживаются бесконтактно, волоконно-оптическим зондом. Поэтому погрешности перемещения здесь минимальны и вносятся только за счет механических головок.

Воздействие оказывали двумя способами: давлением и усилием. В первой группе испытаний участвовали головки мембранного типа, полученные методами лазерной микросварки и электроэрозией.

В период 01.03.-17.03.2010 гг. были проведены испытания разработанного в ИМАШ РАН волоконно-оптического датчика (ВОД) на основе рандомизированного многоканального зонда с модуляцией интенсивности.

Параметры волоконно-оптического жгута следующие: диаметр волокна – 50 мкм, диаметр жгута – 1,5 мм, длина жгута – 60 см. Разводка оптической схемы с выравниванием освещенности по торцу была проведена на Лыткаринском заводе оптического стекла.

Параметры головки датчика: диаметр мембраны – 3 мм, толщина мембраны – 50 мкм, материал мембраны – никель. Мембранный наконечник выполнен в ИМАШ РАН методом точечной лазерной сварки.

Были проведены испытания в статике – нагружение давлением в камере.

В ходе испытаний получены следующие характеристики:

- диапазон измеряемых давлений: 0...300 мм рт. ст.;
- чувствительность датчика с оптоэлектронным преобразователем: 1,7 мВ/мм рт. ст.;
- шумовая дорожка: 1 мВ, что соответствует перемещению 15 нм или давлению 0,6 мм рт. ст.;
- амплитуда пульсовой волны: 80 мм рт. ст.;
- нелинейность в диапазоне амплитуды пульсовой волны: 4 %.

Датчик мембранного типа обладает герметичностью, поэтому его удобно испытывать давлением. Датчик пульсовой волны радиальной конструкции имеет консольный упругий элемент и в исходном конструктивном варианте герметичностью не обладает. Поэтому для сравнения статических характеристик датчиков двух типов проводили испытания с нагружением силой калиброванными грузами. По результатам испытаний отмечена более высокая чувствительность радиального (консольного) датчика, что необходимо учитывать при конструировании вторичной аппаратуры.

Дополнительно в ИМАШ РАН были проведены динамические испытания датчика пульсовой волны мембранного типа сравнительно со стандартным пьезоакселерометром. Блок-схема стенда представлена на рис. 2.

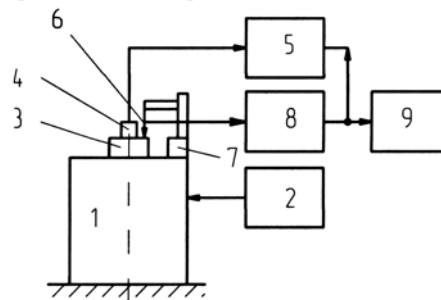


Рис. 2. Блок-схема стенда: 1 – вибратор ЭДВК 250; 2 – генератор ЭДВК 250; 3 – якорь вибратора; 4 – акселерометр «Bruel and Kjaer», тип 470; 5 – осциллоскоп «Gold», тип Classic; 6 – ВОД; 7 – магнитная стойка; 8 – оптоэлектронный блок; 9 – цифровой мультиметр «Mastech M9508»

Амплитудно-частотная характеристика, полученная в диапазоне 14...570 Гц, достаточно гладкая (без резонансных эффектов). Она снята при нагружении калиброванным виброускорением с постоянным значением 10g.

Для формирования окончательных выводов о качестве разработанных ИМАШ РАН датчиков пульсовой волны были проведены в клинических условиях прямые сравнительные испытания датчиков американской фирмы «Миллар» (в составе диагностического прибора австрийской фирмы «Сфигмокор») и волоконно-оптических датчиков пульсовой волны отечественной разработки как осевой, так и радиальной конструкции. Результаты обследования показали эквивалентное качество замера и выявили дополнительные преимущества датчиков разработки ИМАШ РАН, а именно возможность их крепления под шлейку и удобство при многоканальном обследовании.

Возвращаясь к основной теме, которой посвящена данная статья, перейдем к описанию экспериментов, направленных на исследование тех возможностей, которые открываются для неинвазивной тонометрии при использовании описанных выше датчиков кардиомеханосигналов – пульсовых волн и виброакустических сигналов в широкой полосе пропускания частот.

Следует отметить, что исследование пульсовых волн с помощью датчиков описанного выше типа относится к сфигмографии высокого разрешения [3]. В частности, был исследован процесс изменения пульсовых волн, происходящий во время переадаптации сосудистого русла манжетой.

На сегодняшний день предложенная в 1905 году Н.С. Коротковым методика неинвазивного определения артериального давления с помощью пережатия сосудистого русла манжетой остается основной по всему миру и утверждена в 1999 году Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ) в качестве эталонного метода для врачей. Однако остается фактом, что за более чем 100-летнюю историю исследования метода Короткова ученым так и не удалось сформировать теорию происхождения тонов и шумов. Кроме того, до настоящего времени не объяснен феномен так называемого бесконечного тока, который наблюдается у лихорадящих больных, при анемиях, физических и эмоциональных нагрузках, пороках сердца, у детей. Известны и значительные отклонения данных, полученных методом Короткова, при сопоставлении их с прямыми измерениями [4], [5]. Нет необходимости останавливаться на актуальности повышения точности измерения АД, так как причинами огромного числа смертей в настоящее время являются гипертоническая болезнь и ее последствия.

Альтернативными методами замера АД являются осциллография и тахосциллография, на основе которых создано большинство современных манжеточных тонометров-автоматов. Однако врачам по-прежнему в качестве основного прибора рекомендуется тонометр Короткова, где используется аускультативный принцип отсечки показателей АД. Сейчас, на-

ряду с осциллометрами, для стационарных и амбулаторного контроля применяют также автоматизированные приборы, использующие принцип Короткова, реализованный с помощью микрофонов. Однако все проблемы, связанные с особенностями метода Короткова, при этом остаются.

Суть обоих этих современных методов заключается в правильном определении показателей АД в зависимости либо от виброосцилляций, либо от аускультаций при сбросе (или нагнетании) давления в манжете.

Безусловно, самым точным способом определения момента, когда при падении давления в манжете происходит первое попадание порции крови в расположенное ниже манжеты сосудистое русло, является установка не фонендоскопа или датчика давления в манжете, а измерение датчиком пульсовой волны описанного выше типа. Было проведено измерение, в котором декомпрессия манжеты сопровождалась записью с волоконно-оптического датчика пульсовой волны, установленного на лучевой артерии. Результаты замера представлены на рис. 3. Здесь на рис. 3а показан процесс пережатия сосудистого русла манжетой (от 1-й до 13-й с), затем пауза (от 13-й до 25-й с), затем декомпрессия (от 25-й до 100-й с). Запись в файл производили непрерывно с помощью режима, в котором реализован фрагмент двухминутной записи. Из записи следует, что момент поступления первой пульсовой волны после пережатия может быть точно зафиксирован, что содержит предпосылки для точного определения значения верхнего артериального давления. После этого, как видно из записи, следуют несколько пульсовых волн с повышенной амплитудой (рис. 3б). Волны с повышенной амплитудой проходят от 31-й до 50-й с и имеют низкочастотную модуляцию в виде двух всплесков огибающей с периодом примерно 10 с. Далее процесс стабилизируется на пульсовых волнах примерно исходной амплитуды.

Особый интерес представляет анализ изменения формы пульсовых волн в процессе восстановительного периода во время декомпрессии манжеты и после нее.

Первые пульсовые волны после восстановления кровотока в лучевой артерии имеют остроконечную форму и лишены дополнительных откликов на заднем скате волны. Этим отличаются первые 6...8 ударов. Попробуем объяснить это явление. Дело в том, что у дистального края манжеты, где и происходит первый пробой при декомпрессии, форма сосуда имеет вид узкой щели, в которой течение крови силфонизируется, т. е. выпрыскивается с большой скоростью, создавая острую пульсовую волну значительной амплитуды. Потом сосуд захлопывается, так как давление в манжете превышает давление в части пульсовой волны, которая формируется после максимума. Поступает порция крови, но главное, формируется пульсовая волна, которая успевает отразиться от ладони и уйти назад

через манжету, но не успевает вернуться назад к датчику второй раз и образовать характерный «горб» на заднем скате. Поэтому задний скат остается гладким. Затем время впрыска через слабеющий край манжеты увеличивается, так как давление в манжете продолжает падать. Примерно на девятом ударе на заднем фронте волны появляются характерные для обычной пульсовой волны горбы. Этот процесс с модуляцией волн по амплитуде продолжается до приблизительно 50-й с, где волна полностью восстанавливает свою исходную форму. Приборы отмечают, что в момент полного восстановления волны (примерно 50-я с после начала съемки) затухают звуки Короткова, следовательно, можно отметить нижнее значение артериального давления.

Очевидно, что метод регистрации давления при декомпрессии и отсечке верхнего и нижнего значений артериального давления с помощью описанного датчика пульсовой волны на лучевой артерии позволит довольно точно измерить показатели и легко автоматизировать процесс. Таким образом, можно говорить о повышении точности манжетных методов, если вместо фонендоскопа или датчика пульсаций давления в манжете применять датчик пульсовой волны.

С учетом изложенных выше фактов можно сделать вывод том, что использование новых датчиков пульсовой волны открывает две возможности в совершенствовании неинвазивных методов измерения АД, а именно: 1) уточнение данных и автоматизацию процесса при передавливании манжетой; 2) дальнейшую разработку безманжетного артериального тонометра [6].

Представляется целесообразным создание универсального компактного прибора, способного синхронно измерять АД различными традиционными и новыми методами и одновременно дающего врачу информацию о насосной функции сердца (пульсовые волны), электрокардиограмму (хотя бы в одном отведении) и позволяющего прослушать фонендоскоп по громкой связи и увидеть низкочастотную картину вибросигналов сердца при помощи оптофонендоскопа. Блок-схема такого прибора представлена на рис. 4. Основой прибора является отсчетно-командное устройство, содержащее крупный монитор и компрессор 1. Давление нагнетаемого компрессором воздуха контролируется встроенным датчиком давления 4, который одновременно измеряет уровень осцилляций при декомпрессии манжеты 3. Манжета надувается через резиновый шланг 2. Весь измерительный цикл управляется процессором отсчетно-командного устройства. Прибор снабжен оптофонендоскопом 5, датчиками пульсовой волны 6, 8 и электродами-клипсами ЭКГ 7. Датчики 5, 6, 8 и ЭКГ-клипсы 7 (с предусилителем биопотенциалов) имеют беспроводную связь с блоком 1 по типу описанных в [2] беспроводных модулей. Фактически прибор имеет только один резиновый шланг 2, соединяющий

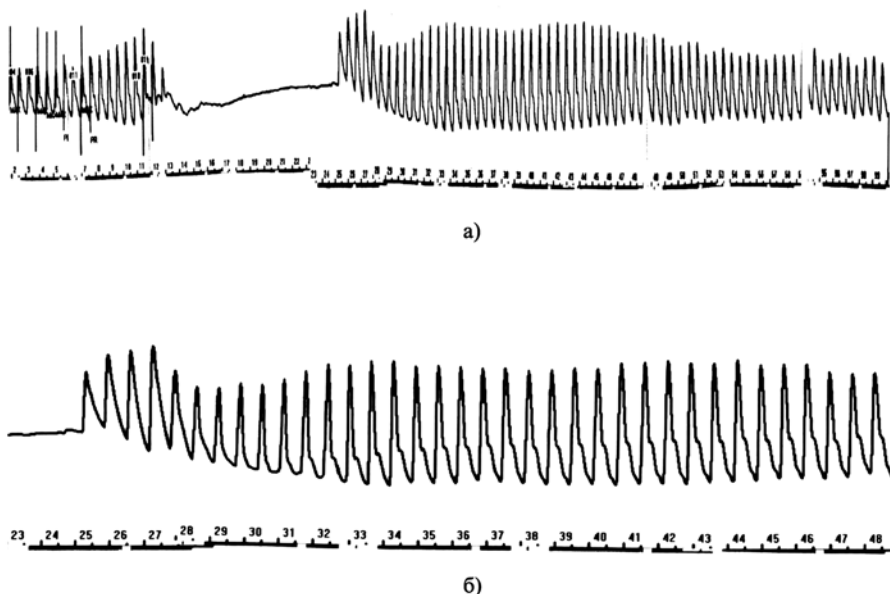


Рис. 3. Затухание (а) и восстановление (б) пульсовых волн в цикле компрессия-декомпрессия

блок 1 с манжетой 3. Остальные информационные каналы, соединяющие датчики с блоком 1, не имеют проводов, что создает большую комфортность для врача при пользовании прибором. Описываемое универсальное устройство может выполнять следующие функции, давая врачу многообразную информацию о сердечно-сосудистой системе пациента:

- 1) обеспечивать синхронную запись и анализ пульсовых волн пациента с лучевых артерий правой и левой рук или с лучевой и сонной артерий;
- 2) одновременно могут быть записаны сигнал ЭКГ и оптофонендограмма с датчика, установленного в области сердца;
- 3) обеспечивать прослушивание фонендоскопом по громкой связи в акустическом диапазоне;
- 4) обеспечивать синхронное манжетное измерение АД методом Савицкого и Короткова;
- 5) обеспечивать синхронное манжетное измерение АД методом параллельной регистрации пульсовой волны лучевой артерии;
- 6) обеспечивать несинхронное измерение АД методом артериальной тонометрии с помощью датчика пульсовой волны на лучевой артерии, а также мониторинг АД;
- 7) обеспечивать расчет центральной пульсовой волны и центрального давления (давления в аорте) методами апланационной тонометрии.

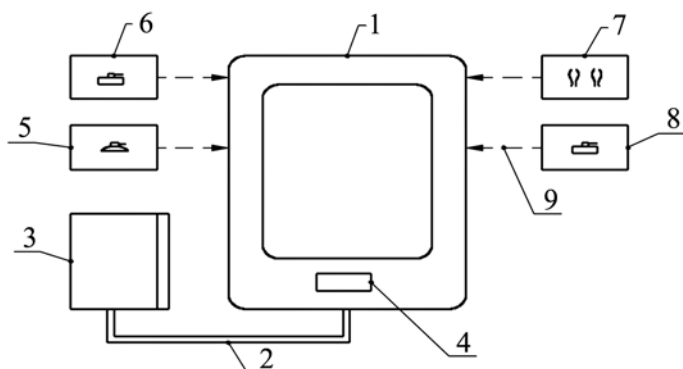


Рис. 4. Блок-схема универсального тонометра:

- 1 – отсчетно-командное устройство; 2 – резиновый шланг;
- 3 – плечевая манжета; 4 – встроенный датчик давления манжеты и осцилляций; 5 – оптофон-фонендоскоп;
- 6, 8 – датчики пульсовой волны лучевой и сонной артерий;
- 7 – кардиограф на два отведения; 9 – беспроводные связи

Следует отметить, что практически все измерительные каналы на сегодняшний день уже реализованы в виде одноканальных приборов и остается только объединить их в моноблок согласно рис. 4.

Список литературы:

1. Eckerle J.S. Tonometry, Arterial. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2nd Edition. 2006. Vol. 6. PP. 402-410.
2. Явелов И.С. Тайна пульсовой волны. – М.-Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2012. 256 с.
3. Явелов И.С., Рогоза А.Н. О новых возможностях сфигмографии высокого разрешения // Функциональная диагностика. 2009. № 2. С. 82-86.
4. Дегтярев В.А. О статье В.Ф. Романовского и А.М. Романовской «К вопросу о неинвазивном осциллометрическом методе измерения артериального давления» // Функциональная диагностика. 2009. № 2. С. 87-91.
5. Григорян С.С., Саакян Ю.З., Цатурян А.К. К теории метода Короткова // Болгарская академия наук. Биомеханика 15-16. – София, 1984. С. 54-75.
6. Явелов И.С., Ничипорук И.А., Явелов О.И., Явелов Р.И. Способ измерения артериального давления / Патент РФ № 2434574 от 13.05.2010 г.

Игорь Самуилович Явелов,
канд. техн. наук, вед. научный сотрудник,
Андрей Викторович Рочагов,
научный сотрудник,
отдел биомеханики ИМАШ РАН,
г. Москва,
e-mail: yishome@mail.ru

Е.В. Благоев, А.Ю. Герасименко, А.А. Дудин, Л.П. Ичкитидзе, Е.П. Кицюк, А.П. Орлов, А.А. Павлов, А.А. Полохин, Ю.П. Шаман

Широкополосные чувствительные элементы приемников излучения на основе углеродных нанотрубок

Аннотация

Разработан новый вид чувствительных элементов на основе углеродных нанотрубок (ЧЭУНТ) фотоэлектрических приемников оптического излучения. Проведены исследования оптических параметров ЧЭУНТ, в результате которых выявлен их рабочий диапазон длин волн 500...8000 нм. Максимальная фоточувствительность ЧЭУНТ достигала 0,7 мА/Вт в ближнем ИК-диапазоне спектра. Быстродействие чувствительных элементов составляло не более 30 мкс.

Введение

Современная медицинская техника невозможна без использования оптических систем. Широко применяются диагностические оптические приборы в офтальмологии, томографии и топографии организма, в лабораторных микробиологических исследованиях и пр. С помощью терапевтических оптических приборов испаряют, коагулируют и режут биоткани, внутренне облучают кровь, управляют адресной доставкой лекарственных средств в организме и т. д. Применение оптических систем в медицинской технике обусловило потребность контроля характеристик используемого излучения.

В связи с этим с начала прошлого века ведутся разработки приемников оптического излучения, основанных на различных принципах действия. Подавляющее большинство существующих на сегодняшний день фотоприемников функционирует всего на трех основных физических принципах. Это тепловые фотоприемники, приемники на основе внешнего фотоэффекта и приемники на базе внутреннего фотоэффекта.

Основным элементом приемника излучения является его чувствительный элемент, который поглощает излучение. По принципу действия чувствительные элементы (ЧЭ) делятся на два основных типа: фототермические и фотоэлектрические. В приемниках первого типа реализуется механизм преобразова-