

**ВОЗМОЖНЫЕ ПОДХОДЫ К ПОСТРОЕНИЮ ТЕСТ-ОБЪЕКТОВ ДЛЯ ПРОВЕРКИ  
РАБОТОСПОСОБНОСТИ ПРИБОРОВ ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ  
ФЛОУМЕТРИИ**

**И.О. Козлов**

(Государственный университет – учебно-научно-производственный комплекс, Орел)

**Научный руководитель – ассистент Е.А. Жеребцов**

(Государственный университет – учебно-научно-производственный комплекс, Орел)

Метод лазерной доплеровской флюметрии (ЛДФ) позволяет оценить интенсивность кровотока в микроциркуляторном русле. Единицей измерения является «показатель микроциркуляции» (ПМ) – величина, которая выражается в относительных перфузионных единицах, и пропорциональна средней концентрации ансамбля эритроцитов и их средней скорости. Физически, ПМ представляет собой зарегистрированную мощность переменного сигнала с фотоприемника, которая выделяется за счет фотосмещения сигналов с опорной и сдвинутой за счет эффекта Доплера (в полосе от 1 Гц до 24 кГц) частотами. Регистрируемый прибором ЛДФ сигнал изменения перфузии по времени состоит из двух основных составляющих: переменной и постоянной. Постоянная – это средняя перфузия крови за выбранный интервал времени. Переменная часть сигнала обусловлена физиологическими факторами регуляции кровенаполнения. Она отражает частотные ритмы регуляции кровотока. И та и другая составляющие важны для диагностирования целого ряда заболеваний. Также, показатель микроциркуляции коррелирует с состоянием глубоких вен и сердечно-сосудистой системы в целом. По косвенным признакам диагноз может оценить также различные заболевания периферийной нервной системы, ответственной за колебания микрососудистого русла. Поэтому данный метод востребован и развивается.

В настоящее время существует проблема, заключающаяся в том, что отсутствуют средства контроля качества приборов ЛДФ. Это основной нерешенный вопрос данной технологии. Поэтому для дальнейшего развития и применения ЛДФ следует направить усилия на разработку тест-объектов, имитирующих доплеровский сдвиг. Естественно, использование приборов, потенциально выдающих результаты далекие от действительности недопустимо, особенно, если предназначением устройства является применение в здравоохранении. Такой тест-объект должен обеспечить возможность оперативно комплексно контролировать техническое состояние как оптической, так и электронной частей канала измерения. В частности, он должен воспроизводить постоянную и переменную составляющие перфузии, так как для диагностики ряда заболеваний существует потребность в точной оценке микроколебаний в кровенаполнении сосудов. Другим немаловажным требованием является универсальность. Также в рамках одного устройства должна быть выполнена функция управления уровнем воспроизведимой перфузии.

Большинство современных методов решения проблемы контроля качества сигнала ЛДФ не отвечают поставленной задаче. В настоящее время в качестве тест-объектов ЛДФ используют коллоидные растворы светорассеивающих частиц, которые моделируют движение форменных элементов крови (ФЭК) за счет броуновского движения. При этом нормируют их концентрацию, а скорость броуновского движения вычисляют за счет теоретических зависимостей от температуры и параметров формы частицы. Эта теория требует учета ряда макро- и микро- показателей, характеризующих коллоидный раствор, что является недостатком. Основными проблемами данного метода являются зависимость от температуры, высыхание раствора, чувствительность к вибрации. Кроме того, для воспроизведения разных уровней перфузии нужно обладать набором нескольких растворов, что является не удобным на практике.

Другим подходом является использование чередующихся слоев твердых материалов с

разными оптическими свойствами. В них, крайние слои остаются неподвижны, а средние перемещаются электромотором. Основным недостатком является то, что устройство требует использование точной и дорогой механики; вместе с тем, отсутствует воспроизведение переменной составляющей перфузии.

Усовершенствованием предыдущего метода, является устройство контроля качества на основе прецизионного пьезоактуатора. Светорассеивающий слой в нем приводится в движение актуатором с частотой в диапазоне от 0,1 Гц до 20 кГц. Сам по себе, он представляет пластину, характеризуемую ламбертовским рассеянием, выполненную из полимера с объемно-распределенными микрочастицами. Лазерное излучение проходит сквозь светопрозрачную пластину, отражается от светорассеивающего слоя и попадает в фотоприемник прибора ЛДФ. Для исключения засветки от поверхностей устройства может быть введен дополнительный светопоглощающий слой. Также, в данном приборе реализовано воспроизведение колебаний кровенаполнения в кровяном русле в диапазоне от 0,01 до 1 Гц. Варьируя режимы работы, существует возможность имитировать разнообразные постоянные и переменные составляющие. Увеличить точность моделирования оптических свойств крови можно внесением в светорассеивающий слой различных дополнительных поглощающих веществ. Данный тест-объект позволяет проверить работоспособность любого прибора ЛДФ и провести метрологический контроль его состояния. Однако высокая стоимость пьезоактуаторов может быть серьезным препятствием к распространению данного метода.

Новый предлагаемый нами способ имитации доплеровского сдвига основан на импульсном режиме работы светоизлучающего диода (СИД). Меняя частоту импульсов СИДа, существует возможность воспроизведения перфузии на разных уровнях. Отличительной чертой данного метода (как и всех оптических методов воспроизведения доплеровского сдвига) является использование только фотопринимающего канала приборов ЛДФ. Оба волокна фиксируются, и направляются на СИД под определенным углом. Выбирается различные несущие и модулируемые частоты импульсов, скважность. С помощью экспериментальной установки был проведен ряд исследований. Использовались четыре СИДа: красный, зеленый, синий, и желтый, расположенные на плате. Они подключаются к управляемому напряжением источнику тока. Напряжение питания 12 В. Управляющее напряжение однополярное, может изменяться в диапазоне от 0 до 1,25 В. Максимальный ток, протекающий через диоды равен 30 мА. На приборе МЛНДК «ЛАКК-М» были воспроизведены графики перфузии. Метод требует дальнейших исследований и доработки характеристик и режимов работы.

Другой исследованный нами метод воспроизведения доплеровского сдвига основан на вращении освещенной источником излучения круглой пластины, с равномерно вырезанными секторами определенного углового размера (оптический чоппер). Воспроизведение уровней перфузии достигается использованием набора различных пластин.

Подводя итоги, можно сказать, что создание тест-объектов для приборов ЛДФ (также как и для других приборов неинвазивной оптической диагностики) представляет собой нетривиальную задачу. Из-за сложности математического описания метода ЛДФ, и затруднений в описании процессов распространения света отразившегося от тест-объекта, одним из решений, которое обойдет эти сложности, является воспроизведение доплеровского сдвига более отвлеченным от реального объекта методами. Из изложенных выше, особое внимание предлагается уделить методам, в которых в качестве тест-объекта для проверки оптоэлектронного канала используются СИД.