

УДК 535.8

К. Б. Чавченко

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Україна

КОНСТРУЮВАННЯ ЛАЗЕРНОГО ДОПЛЕРІВСЬКОГО ВИТРАТОМІРУ КРОВІ З ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМ РЕФЛЕКТОРОМ

К. В. Chavchenko

DESIGN OF LASER DOPPLER BLOOD FLOW METER WITH ELLIPSOIDAL REFLECTOR

Лазерна доплерівська флоуметрія є безконтактним методом зондування капілярів світлом лазера з метою діагностики стану мікроциркуляції крові в органах і тканинах. Метод може використовуватися для діагностики і контролю медикаментозної терапії в кардіології, ревматології, дерматології, при діабеті, при опіках, для оцінки ступеню ураження тканини при трансплантації і пластичній хірургії, при пораненнях, для моніторингу в судинній хірургії і стоматології тощо.

Лазерні доплерівські витратоміри є технічними засобами флоуметрії та використовуються для вимірювання лінійної швидкості і в біомедицині найбільш часто застосовуються при транскутанному вимірі мікроциркуляції крові в судинах в режимі реального часу, як показник фізичного, медикаментозного та екологічного навантаження на основі реєстрації частоти розсіяного частинками лазерного випромінювання [1].

На даний час існує проблема розробки нового, досить дешевого та простого за конструктивними особливостями приладу, який водночас зможе забезпечити належний рівень вимірювань з достатнім співвідношенням сигнал-шум та розширення можливостей цього приладу шляхом використання в ньому основ еліпсоїдальної фотометрії та математичного апарату Монте-Карло симуляції поширення оптичного випромінювання в біологічних структурах [2,3].

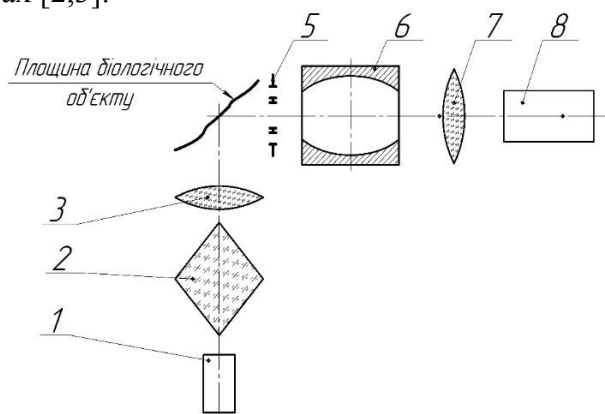


Рисунок 1. Структурна схема лазерного доплерівського витратоміру крові з еліпсоїдальним рефлексором

Для вирішення даної проблеми було запропоновано схему лазерного доплерівського витратоміру крові (рис.1), який складається з джерела лазерного випромінювання 1, у якості якого використовується напівпровідниковий лазер з довжиною хвилі випромінювання 650 нм, з вбудованим коліматором. Колімований пучок світла за допомогою призми 2, у залежності від її конструктивних особливостей, розділяється на два паралельних пучка у випадку призми-ромба або на світлове кільце, якщо призма буде у формі

конуса. Випромінювання, яке прямує від призми фокусується за допомогою об'єктива 3 всередині площини біологічного об'єкту на судині, у якій потрібно виміряти швидкість потоку. Область перетину сфокусованих пучків формує зондуєчий об'єм лазерного доплерівського вимірювача швидкості. Нерозсіяні складові цих лазерних пучків блокуються за допомогою діафрагми 5, конфігурація параметрів діафрагми підбирається в залежності від властивостей досліджуваного об'єкту та особливостей взаємного розміщення з системою реєстрації. Розсіяне випромінювання з корисною складовою сигналу збирається еліпсоїдальним рефлектором 6 та фокусується за допомогою проекційної оптичної системи 7 на площині приймального елементу в блоці приймально-реєструючої системи 8. У блоці 8 оптичне випромінювання перетворюється в змінний електричний сигнал, величина якого прямо пропорційна інтенсивності світла на його поверхні в кожен момент часу. Таким чином, частота електричного сигналу фотоприймача дорівнює величині доплерівського зсуву частоти і прямо пропорційна швидкості руху об'єкту. Далі цей сигнал підсилюється і передається для подальшої обробки.

Для того щоб отримати інформацію про рух досліджуваного об'єкта, необхідно виміряти величину доплерівського зсуву частоти розсіяного випромінювання. Частота коливань світлової хвилі дуже велика і для видимого світла має величину порядку 10^{15} Гц. У даний час практично неможливо безпосередньо виміряти таку високу частоту оптичних коливань з точністю, достатньою для виявлення доплерівського зсуву частоти. Тому для визначення величини доплерівського зсуву частоти застосовують метод оптичного змішування. На фотоприймач направляються одночасно дві світлові хвилі, що мають різні частоти. У результаті інтерференції цих хвиль, інтенсивність світла на поверхні фотоприймача змінюється з частотою, що дорівнює різниці частот коливань цих хвиль. Для вимірювання частоти сигналу можуть бути використані різні радіотехнічні методи, але на даний час для обробки сигналів в лазерному витратомірі найпростіше реалізувати цифрові методи.

Технічний результат полягає в забезпеченні високого співвідношення сигнал-шум при вимірюванні швидкості течії сильно розсіювальних рідин, таких як цільна кров в артеріолах і венах тварин або людини. При цьому результат вимірювання швидкості практично не залежить від величини кута між оптичною віссю лазерного доплерівського вимірювача, напрямком лазерних пучків і віссю судини.

Таким чином, забезпечується точне вимірювання швидкості потоку за допомогою лазерного доплерівського витратоміру при використанні одного каналу реєстрації доплерівського зсуву частоти [4].

Література

1. Безуглый М. А. Применение эффекта Доплера в оптической биомедицинской диагностике / Безуглый М. А., Коцур Я. А. // Вісник НТУУ «КПІ». Приладобудування : збірник наукових праць. – 2011. – Вип. 42. – С. 177–184.
2. Безуглый М.А., Безуглая Н.В., Самияк А.Б. Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии // Приборы и методы измерений. 2016; 7(1): с. 67-76.
3. Bezuglyi, M., N. Bezuglaya, and A. Viruchenko. "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media." Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 2017 IEEE 37th International Conference on. IEEE, 2017.
4. Пат. 2610559 Российская Федерация, МПК А61В 5/05, G01P 5/26, G01P 5/01 Способ измерения скорости течения крови / Бороздова М. А., Федосов И. В., Тучин В. В.; заявл. 28.08.2015 ; опубл. 13.02.07, Бюл. № 5.