

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 616.2

РАЗРАБОТКА МЕТОДА ПОВЫШЕНИЯ ТОЧНОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ ОКСИГЕНАЦИИ КРОВИ И ЧАСТОТЫ ПУЛЬСА

Тымчик Г.С., Сорока С.А., Самчук В.А., Ларина В.О., Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

В работе проведён анализ современной пульсоксиметрии, рассмотрены возможные погрешности прибора и факторы, влияющие на точность измерения. Предложен метод повышения точности измеряемых величин

Вступление. Постановка задачи

Современные пульсоксиметры (ПМ) как приборы неинвазивного мониторинга процентного содержания гемоглобина, насыщенного кислородом, и частоты сердечных сокращений, просты и удобны в эксплуатации, не требуют калибровки, обеспечивают измерение сразу после подключения. Информация, получаемая с их помощью, достаточна для быстрой оценки оксигенации (позволяет судить о степени гипоксии, развитии дыхательной недостаточности) и, в определенной степени, гемодинамики (частота пульса и его амплитуда) [1,2]. Благодаря простоте в эксплуатации и достаточной информативности пульсоксиметрии, которая бывает трансмиссионной и отраженной [3], она была принята как стандарт мониторинга безопасности у любого пациента, у которого возможны проблемы с насыщением крови кислородом [2].

Наряду с многочисленными разработками и улучшениями ПМ является актуальной потребность в улучшении точности измеряемых величин. На данный момент существует множество разработок, улучшающих характеристики ПМ путём сложных и дорогостоящих технических процессов [1]. Исходя из этого в работе была поставлена задача повышения точности путём незначительной модификации существующего прибора.

Обоснование метода

Пульсоксиметрия основана на том, что оксигемоглобин (HbO_2) и дезоксигемоглобин (Hb) отличаются по способности поглощать лучи инфракрасного и красного спектров. Hb сильнее поглощает красный свет с длиной волны 660 нм в то время, как HbO_2 – инфракрасные лучи, у которого длина волны составляет 940 нм. При пульсоксиметрии измеряется изменение абсорбции света при пульсации артерии [1].

Пульсоксиметрический датчик состоит из двух светоизлучающих диодов и широкополосного фотоприемника. Существует два типа датчиков: в первом анализируется излучение, которое рассеивается тканями, во втором – излучение, которое отражается от тканей [4]. Метод повышения точности может быть

использован только для первого типа (при котором датчик фиксируется на пальце руки или ноги в то время, как датчики второго типа размещаются на поверхности тела в месте проекции височной либо сонной артерии) и только для взрослых, поскольку у младенцев и новорожденных датчик крепится на стопе или на ладони [4].

Точность и ограничения метода пульсоксиметрии

Основной проблемой, с которой сталкиваются врачи и медсестры при использовании простых моделей ПМ, которые не оснащены системой защиты от помех и программами анализа сигналов, распознающих артефактов, является их склонность отображать искаженную информацию. При работе с мониторами такая искаженная информация может распознаваться, как реальная опасность для пациента.

При значении сатурации 70-100%, точность измерения достигнет максимума ($\pm 2\%$), если же насыщение гемоглобина кислородом составляет 50-69%, в таком режиме является характерным завышение результатов измерения [1].

Ниже перечислены факторы, влияющие на точность работы ПМ, а также их причины:

- *Качество светодиодов*

Идеальная точность измерения достигается при длинах волн красного и инфракрасного излучения 660 и 940 нм соответственно. У каждого светодиода своя уникальная характеристика излучения. Каждые 3 нм отклонения от идеальной длины волны дают погрешность 0,5% в измерении сатурации. Для избежания влияния датчика на значение SpO_2 светодиоды поддаются тестированию [1].

- *Местоположение датчика*

Для датчиков первого типа (трансмиссионных, надевающихся на палец) необходимо, чтобы обе части находились симметрично, чтобы путь между фотодетектором и светодиодами был одинаков. Если положение датчика меняется, значение сатурации может резко измениться в лучшую сторону. В случае двигательного беспокойства, мышечной дрожи, судорогах данные датчики не могут быть использованы. Таким недостатком не обладают рефракционные датчики, которые устанавливаются на любую часть тела, например, на лице, предплечье [3, 5, 6].

- *Пульсация вен и капилляров*

Венозная и капиллярная кровь имеет свойство ослаблять инфракрасное и красное излучение в зависимости от уровня окси- и дезоксигемоглобина в крови. Объем крови в венах и капиллярах считается постоянным, так как пульсация в них незначительна, что учитывается при расчетах. В определенных случаях пульсация артериального кровотока может передаваться на вены. При этом ПМ может занижать результат в следствии того, что в расчет включается поглощение света венозной кровью [1].

- *Состояние пациента*

Пульсовая волна может уменьшаться или исчезать при выраженном нарушении перфузии периферических тканей, в таком случае любые значения оксигенации малозначимы [2].

- *Скорость реакции ПМ на изменения SpO_2*

Скорость реакции ПМ зависит от линейной скорости артериального кровотока. При нормальных условиях кровь достигает датчика, расположенного на пальце руки, через 3-5 секунд. Таким образом, для определения значения оксигенации крови, монитору необходимо как минимум 5 пульсовых ударов, а на мониторе отображается сатурация, которая имела место 5-10 секунд назад [1].

Экспериментальные исследования и обсуждения результатов

Существует необходимость в модификации существующего прибора, который будет, возможно, в большей мере повторять существующие аналоги, но иметь более точные измеряемые характеристики за счёт увеличения полезной площади во время измерения, а также уменьшение влияния двигательных артефактов и возможного эффекта «полутени», которые возникают при дрожании во время транспортировки или при неправильном закреплении датчика.

В наших исследованиях для улучшения точности измерения используется прибор с четырьмя датчиками, параллельно соединенными при помощи коммутатора с ПМ (рис.1).

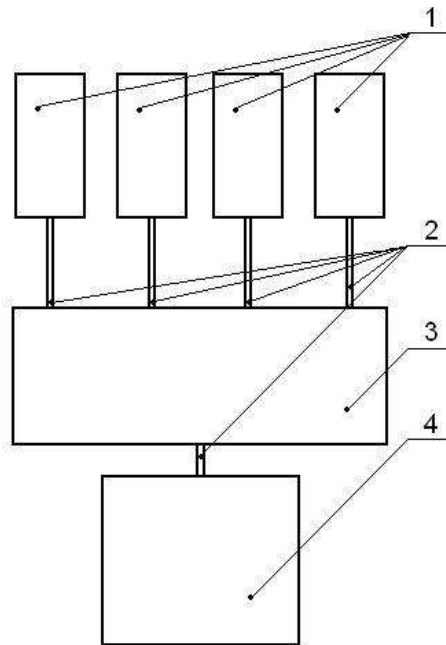


Рис. 1. Схема прибора: 1 – датчик, 2 – кабель, 3 – коммутатор, 4 – блок регистрации и обработки сигналов

Предложенный прибор был разработан на базе ПМ «ЮТАСОКСИ – 200» компании ЮТАС (Украина). Он состоит из блока регистрации и обработки сигналов, а также датчика, соединенного с помощью кабеля с этим блоком.

Прибор обеспечивает цифровую индикацию показаний измеряемых величин (SpO_2 в диапазоне от 1 до 99% и частоты пульса в диапазоне от 20 до 280 уд/мин), шкальную индикацию пульсовой волны, индикацию степени заряда аккумулятора, верхние и нижние значения диапазона тревожной сигнализации для частоты пульса и SpO_2 на ярком цифровом дисплее, мониторинг в режиме «Adl» – для взрослых и детей и режиме «nEO» – для новорождённых. Возможна передача данных в компьютер через порт для их анализа и хранения [7].

В качестве пациента – женщина 23 лет с нормальным состоянием дыхательной и кровеносной систем, индекс массы в норме, лак на ногтях отсутствует.

Измерения проводились последовательно в два этапа (с одним и четырьмя подключёнными к ПМ датчиками) в течении 5 минут с периодичностью одно измерение в секунду.

При этом были выдержаны следующие условия:

- Тусклое освещение;
- Пациентка находилась в лежачем положении, пальцы располагались на одном уровне с сердцем, что способствовало спокойному дыханию и постоянным значениям пульса.

Измеряя разницу между количеством света, абсорбируемого во время систолы и диастолы, ПМ определяет величину артериальной пульсации. Оксигенация рассчитывается, как соотношение количества HbO_2 к общему количеству гемоглобина, выраженное в процентах [5]:

$$SpO_2 = \left(\frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \right) \cdot 100\% .$$

В результате были получены графики зависимости оксигенации крови и частоты пульса от времени (при 1-ом и 4-х датчиках), которые представлены на рис. 2 и 3, соответственно.

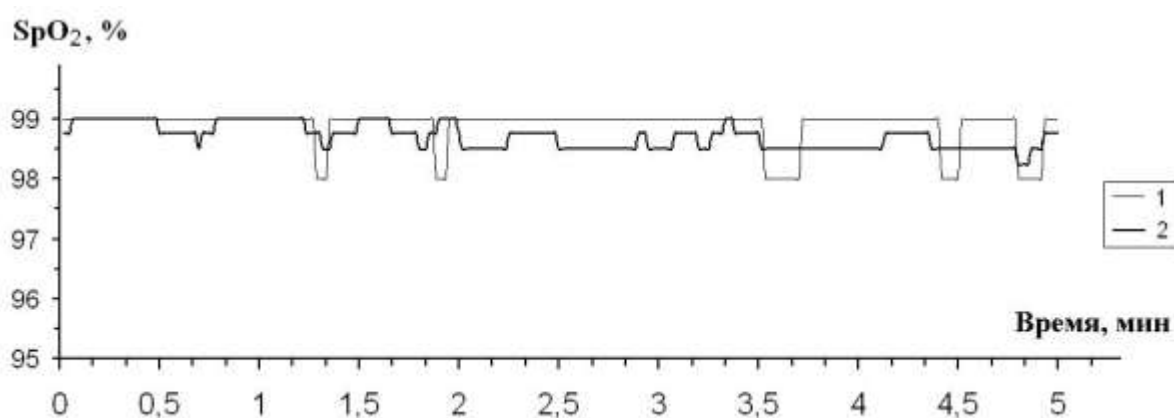


Рис. 2. Динамика оксигенации крови при измерении 1-м (1) и 4-мя датчиками (2)

Видно, что кривая 1 имеет «скачкообразный» характер. Величина скачков SpO_2 равна 1%, а их продолжительность колеблется от 5 до 15 с. Учитывая, что ошибка измерений составляет $\pm 2\%$, можно сделать вывод, что эти скачки являются систематическими ошибками, или вызваны, например, кратковременным дрожанием руки пациентки. Следовательно, во всём интервале измерений уровень SpO_2 можно считать постоянным и равным $(99 \pm 2)\%$.

Кривая 2 также имеет «скачкообразный» характер с частыми изменениями величины SpO_2 , при этом величина скачков уменьшилась до 0,25%. Уменьшение скачков в 4 раза даёт нам повод полагать, что для ПМ с 4-мя датчиками ошибка измерений примерно составляет 0,5%, что объясняется большей чувствительностью прибора к изменениям величины SpO_2 и незначительной разницей в данных, полученных с отдельных датчиков.

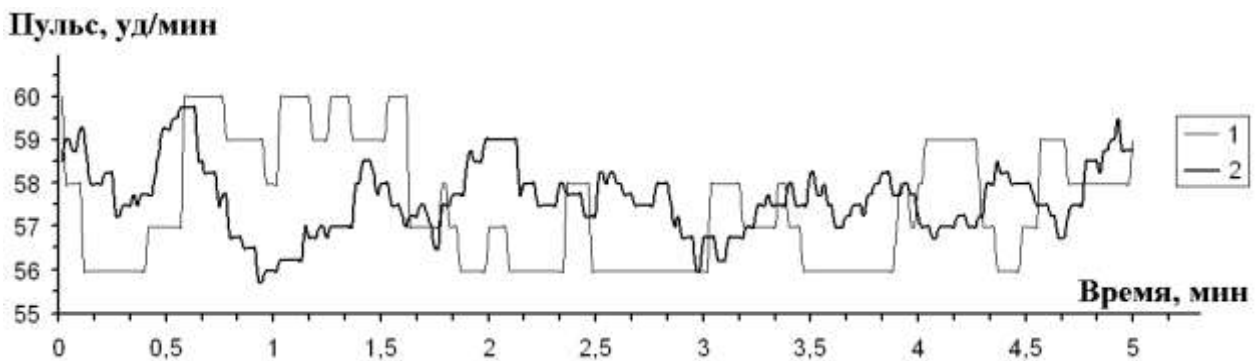


Рис. 3. Пульсограммы, полученные при измерении 1-м (1) и 4-мя датчиками (2)

Пульсограмма 1 имеет «скачкообразный» характер. Величина скачков пульса лежит в пределах от 1 до 3 ударов/мин, а их продолжительность колеблется от 5 до 40 с. Принимая во внимание ошибку ± 2 уд/мин, можно сказать, что пульс оставался постоянным (около 56 ударов/мин) во всём интервале измерений, кроме двух областей, где он поднялся до 60 и 59 уд/мин, продолжительностью 1 и 0,5 мин соответственно.

С другой стороны, пульсограмма 2 имеет «пилообразную» форму, с частыми изменениями величины пульса. Так как минимальная величина изменений приблизительно равна 0,25 ударов/мин, то, по аналогии с выводами, сделанными для SpO_2 , можно полагать, что ошибка измерения тоже уменьшилась в 4 раза. Это объясняется тем, что разница в динамике кровотока в каждом пальце пациентки в определённый момент времени слабо влияет на измерение частоты пульса, так как регистрируемые максимальные и минимальные величины интенсивности поглощаемого света изменяются в каждом датчике почти синхронно.

Выводы

В ходе проведения исследований и анализа их результатов показано, что систематическая ошибка измерения SpO_2 и частоты пульса с 4-мя датчиками примерно в 4 раза меньше, чем при использовании 1-го датчика за счёт увеличения полезной площади во время измерения.

Направлением дальнейших исследований является проведение расширенного эксперимента в условиях стационара с целью повышения точности.

Литература

1. Каков С.В., Мулер В.П. Пульсоксиметрия // Вестник новых медицинских технологий. – 2006. – Т. 13, № 1. – С.171-172.
2. Пиковский В.Ю., Захарова А.Е., Мельникова Л.А., Сильвестром В.Д. Применение пульсоксиметрии на догоспитальном этапе оказания медицинской помощи // Вестник интенсивной терапии. – 2003. №1. – С.17-18.
3. Пульсоксиметрия [Электронный ресурс] – Режим доступа: www.oximetry.ru.
4. Современные методы пульсоксиметрии [Электронный ресурс] / С. Гусева // Медтехника и медизделия. – 2006. №6(35). Режим доступа: http://www.farosplus.ru/index.htm?/mtmi/mt_35/pulsoksimetr.htm.
5. Пульсоксиметрия // Медицинская сестра. – 2006. № 3. – С. 24-25.
6. Метод пульсоксиметрии, пульсоксиметрические датчики и аксессуары [Электронный ресурс]: раздел «Статьи» – Режим доступа: http://www.sensitec.ru/press/articles/stati_po_monitoringu/metod_pulsoksimetrii_pulsoksimetricheskie_datchiki_i_aksessuary/
7. Пульсоксиметр «ЮТАСОКСИ-200» / Инструкция по эксплуатации. – К.: ЮТАС, 2008. – С. 3-5.

Тимчик Г.С., Сорока С.О., Самчук В.А., Ларіна В.О. Розробка методу підвищення точності вимірювання оксигенації крові та частоти пульсу В роботі проведений аналіз сучасної пульсоксиметрії, розглянуті можливі похибки приладу та фактори, що впливають на точність вимірювання. Запропонований метод підвищення точності вимірюваних величин.	Tymchik G.S., Soroka S.O., Samchuk V.A., Larina. Method development for improvement of accuracy of blood oxygenation and pulse frequency measuring Analysis of modern pulseoxymetry was done in this paper, possible inaccuracy and factors, influencing on measurement accuracy were considered. The improvement method for accuracy of measurands is offered.
---	--

Надійшла до редакції
16 березня 2009 року

УДК 621.317

ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ТЕКСТИЛЬНИХ МАТЕРІАЛІВ, ОБРОБЛЕНИХ НАТУРАЛЬНИМИ ФАРБНИКАМИ

¹⁾Скрипник Ю.О., ¹⁾Ваганов О.А., ¹⁾Супрун Н.П., ¹⁾Шевченко К.Л., ²⁾Яненко О.П.,
¹⁾Київського національного університету технологій та дизайну (КНУТД), м. Київ, Україна;

²⁾Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Проведено дослідження електромагнітних властивостей текстильних матеріалів, оброблених натуральними фарбниками на основі лікарських трав. Показано вплив натуральних фарбників на рівень електромагнітного випромінювання. Запропонована формула для оцінки комфортності текстильних матеріалів, оброблених натуральними фарбниками.

Вступ. Постановка задачі

Все, що виробляється людиною, особливо із застосуванням синтетичних матеріалів, теоретично, в більшій або меншій мірі, представляє небезпеку для неї самої і для природи. Це відноситься і до текстилю, і до багаточисленних виробів з нього.

В рамках глобальної проблеми – безпека людини-споживача, безпека природи (стоки, викиди в атмосферу), безпека на стадії утилізації продукції - в останні десятиліття все жорсткіше постає питання не тільки про якість виробів з текстиля, але також і про їх безпеку [1]. Споживачі, особливо в розвинених країнах Західної Європи і Північної Америки, все більше цікавляться екологічно чистою продукцією, у тому числі і екологічно чистим одягом. Викликано це тим, що значна частина синтетичних фарбників, які повністю витіснили натуральні з текстильного виробництва і художніх промислів, виявилися достатньо токсичними, навіть такими, що викликають алергію. Деякі синтетичні фарбники при експлуатації одягу мігрують крізь шкіру в організм людини, викликаючи шкідливу дію [2,3].

Особливу увагу екологів привертає стадія фарбування текстильних матеріалів. Низка барвників з класу прямих, а також похідні бензидину виявилися канцерогенними, вони заборонені для застосування в цивілізованих країнах. Заборона на ряд фарбників діяла раніше і в СРСР. На жаль, зараз в Україні за безпекою виробів з текстилю практично ніхто не стежить – ні держава, ні Союз захисту прав споживачів. Синтетичні фарбники часто не тільки токсичні для людини, але і важко біологічно розщеплюються, створюючи проблеми з їх утилізацією. На стадії завершальної обробки також застосовуються речовини, які потенційно можуть бути небезпечними для людини. Особливо актуально це для препаратів, що містять формальдегід, які активно використовуються для надання текстилю деяких споживчих властивостей [4].

На міжнародному ринку попит на екологічну продукцію перевищує пропозицію, ціна на неї постійно росте. Крім того, має значення аспект соціальної відповідальності – покупці усвідомлюють, що, купуючи екологічно чисту продукцію, вони роблять внесок у захист навколишнього середовища.

Останнім часом у всьому світі значно збільшився інтерес до натуральних фарбників. Натуральні фарбники екологічно чисті, вони нешкідливі для організму людини, оскільки є складовою частиною природи. Такі фарбники дають набагато більше кольорів і відтінків, які, крім того, можна міняти, змінюючи умови фарбування і вводячи різні протравки. Сировина для нату-

ральних фарбників відновлюється в природі. Селекція, схрещування і генна інженерія дадуть можливість значно збільшити фарбувальну здатність рослин. Багато фарбників отримують з відходів різних галузей промисловості (харчової, деревообробної, фармацевтичної, лісового господарства). Стійкість забарвлення рослинними фарбниками, як правило, достатньо висока. Музейні колекції багатьох країн світу мають килими, гобелени, одяг та інші вироби із забарвленого текстилю, які, незважаючи на стародавній вік, зберегли красу первинних кольорів.

Основна частина

Безумовно, натуральні фарбники не позбавлені недоліків. Головним з них є недостатня фарбувальна здатність рослин, яка приблизно в 10-25 разів менша, ніж у синтетичних фарбників, а також довший процес фарбування. Забарвлення, які отримують за допомогою рослинних фарбників, не є «постійними», оскільки залежать від місць і умов вирощування рослин, їх зрілості, часу збирання, умов експлуатації, що викликає труднощі стандартизації забарвлень.

Для України виробництво і застосування рослинних фарбників може стати достатньо перспективним. Це обумовлено численними чинниками, і, перш за все, наявністю сировини, великим досвідом, накопиченим попередніми поколіннями в галузі фарбування природними фарбниками, можливостями отримання цих фарбників з промислових відходів, простотою і екологічністю їх виробництва і застосування.

В той же час відсутні об'єктивні методи оцінки якості подібних матеріалів та сумісності їх з тілом людини. Одним з таких методів може бути вимірювання електромагнітного випромінювання або поглинання надзвичайно слабких мікрохвильових сигналів. Такі вимірювання дозволяють провести як оцінку комфортності, так і сумісності текстильних матеріалів для одягу [5, 6]. Проте реалізація електромагнітного методу передбачає наявність високочутливої апаратури для вимірювання потужності сигналів на рівні власного випромінювання людини, що складає $1 \cdot 10^{-20} - 1 \cdot 10^{-21}$ Вт/(Гц·см²) і досягається за допомогою радіометрів мікрохвильового діапазону [7].

Відомо, що фізичні тіла та біологічні об'єкти, маючи температурні градієнти відносно оточуючого них середовища, згідно з законами термодинаміки випромінюють в нього широкий спектр електромагнітних випромінювань, інтенсивність яких I_{ω} (Вт/(Гц·см²)) визначається за формулою Релея-Джинса

$$I_{\omega} = \frac{2\pi f^2}{C^2} \beta k T = \frac{2\pi}{\lambda^2} \beta k T, \quad (1)$$

де f – частота коливань, k – постійна Больцмана; T – термодинамічна температура тіла; C – швидкість світла; β – коефіцієнт випромінювальної здатності (сірості) тіла; λ – довжина хвилі.

Міліметровий діапазон довжин хвиль іманентний живим організмам і досить широко використовується, наприклад, у квантовій медицині для корекції

стану здоров'я людини. Тому оцінювання комфортності одягу за допомогою радіометричних методів мм-діапазону вважається нами доцільним та досить перспективним кроком [8, 9, 10].

Проведено експериментальні дослідження на радіометричній системі (РС), інтегральна чутливість якої складає $1 \cdot 10^{-14}$ Вт/см². Частота експериментальних досліджень становила 52 ГГц.

Схема проведення експериментальних досліджень із використанням мікрохвильової РС представлена на рис 1.

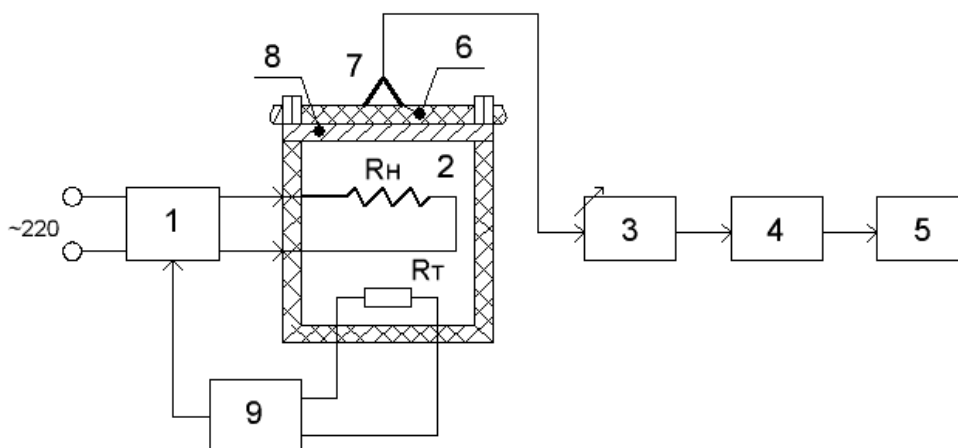


Рис. 1. Схема дослідження мікрохвильової випромінювальної здатності текстильних матеріалів з просочкою лікарськими травами:

- 1 – блок живлення; 2 – термостат; 3 – змінний атенуатор;
- 4 – високочутлива радіометрична система (РС);
- 5 – вимірювальний пристрій;
- 6 – матеріал з просочкою лікарськими травами;
- 7 – контактна антена;
- 8 – пластина термостата 2;
- 9 – регулятор температури;
- R_н – опір нагрівача; R_т – опір терморезистора (ММТ).

Для дослідження використано натуральні матеріали – вовна та бавовна. В якості натуральних фарбників обрано розчини лікарських трав: ромашка, звіробій та ромашка і звіробій з протравками.

Процедура проведення експерименту полягала в наступному. Матеріал з просочкою лікарськими травами 6 розміщують на пластину 8 термостата 2. Температуру в термостаті 2 підтримують на рівні 36 °С, що відповідає температурі шкіри людини. Значення температури автоматично регулюють нагрівачем R_н, терморезистором R_т, регулятором температури 9 та блоком живлення 1.

Контактну антену 7 встановлюють впритул до матеріалу з просочкою лікарськими травами 6. Прийняте контактною антеною 7 електромагнітне випромінювання (ЕМВ) від досліджуваного матеріалу з просочкою лікарськими травами 6 послаблюється змінним атенуатором 3 і через високочутливу РС 4 потрапляє на вимірювальний пристрій (індикатор) 5. За показами вимірювального пристрою 5 фіксують рівень ЕМВ матеріалів, що були оброблені натуральними фарбниками на основі лікарських трав.

Результати дослідження приведені в табл.1.

Таблиця 1. Рівень ЕМВ матеріалів, що були оброблені натуральними фарбниками

№ п/п	Матеріал	$I_{\omega} \cdot 10^{-20}$, Вт/(Гц·см ²)
1	бавовна чиста	3,84
2	бавовна, оброблена ромашкою	4,77
3	бавовна, оброблена ромашкою з протравкою	4,86
4	бавовна, оброблена звіробієм	4,86
5	вовна чиста	4,29
6	вовна, оброблена ромашкою	4,68
7	вовна, оброблена ромашкою з протравкою	4,92
8	вовна, оброблена звіробієм	5,20
9	вовна, оброблена звіробієм з протравкою	5,20
10	шкіра людини	5,20

Як видно з табл.1, просочка бавовняних та вовняних матеріалів натуральними фарбниками на основі лікарських трав збільшує випромінювальну здатність матеріалів, величина якої наближається до рівня власного випромінювання тіла людини.

Із [11] відомо, що наближення до рівня випромінювання тіла людини характеризує сумісність матеріалів для одягу з людським організмом.

Ступінь сумісності (комфортності) текстильних матеріалів, в тому числі і матеріалів, оброблених натуральними фарбниками, можна оцінити за допомогою коефіцієнта комфортності, вираженого у відсотках.

Використовуючи результати експериментальних досліджень, відсотковий коефіцієнт комфортності будемо визначати за формулою

$$\Theta = \left(1 - \frac{n_{\phi \varepsilon} - x}{n_{d \rightarrow \delta}} \right) \cdot 100, \% \quad (2)$$

де $n_{\phi \varepsilon}$ – рівень ЕМВ шкіри людини; x – рівень ЕМВ матеріалів, просочених на-

туральними фарбниками на основі лікарських трав; $n_{\text{а} \rightarrow \text{в}}$ - рівень ЕМВ абсолютно чорного тіла при $T = 309 \text{ K}$, $I_{\omega, \text{АЧТ}} = 8 \cdot 10^{-20} \text{ Вт}/(\text{Гц} \cdot \text{см}^2)$.

Результати оцінки відсоткового коефіцієнта комфортності представлені в табл.2

Таблиця 2. Оцінка відсоткового коефіцієнта комфортності

№ п/п	Матеріал	Θ , %
1	бавовна чиста	83
2	бавовна, оброблена ромашкою	95
3	бавовна, оброблена ромашкою з протравкою	96
4	бавовна, оброблена звіробієм	96
5	вовна чиста	89
6	вовна, оброблена ромашкою	94
7	вовна, оброблена ромашкою з протравкою	97
8	вовна, оброблена звіробієм	100
9	вовна, оброблена звіробієм з протравкою	100

Як видно з табл.2, просочка бавовняних та вовняних матеріалів натуральними фарбниками на основі лікарських трав призводить до зростання відсоткового коефіцієнта комфортності. При цьому спостерігається досить цікаве явище: просочка текстильних матеріалів натуральними фарбниками на основі лікарських трав призводить до того, що матеріал, оброблений натуральними фарбниками, проявляє кращі властивості у порівнянні з матеріалом, не обробленим фарбниками.

Висновки

Фарбування текстильних матеріалів натуральними фарбниками, які отримані на основі лікарських трав, значно підвищує рівень випромінювання електромагнітного сигналу, наближаючись до рівня власного випромінювання шкіри людини, а також забезпечуючи при цьому більшу комфортність одягу з них. Окрім того, фарбування натуральними фарбниками має лікувальний ефект на організм людини. Тому доцільні подальші розвідки у визначеному напрямі.

Література

1. Проданчук М.Г., Сененко Л.Г., Кравчук О.П та ін. Сучасні проблеми безпечності текстильних матеріалів та одягу в рамках гармонізації з вимогами стандартів країн Європейського співтовариства // Современные проблемы токсикологии. – 2004. - №4. – С.4–6.
2. Котоменкова О.Г., Виноградова А.В., Ермилова И.А. Об оценке безопасности текстильных волокнистых материалов. / Потребительский рынок: качество и безопасность това-

- ров и услуг: Материалы международной научно-практической конференции. – Орел, 2001. – С.14-15.
3. Грушко Я.М., Тимофеева С.С. Красители и их вредное действие на организм // Гигиена и санитария. -1983. - №8. - С.48-50.
 4. Киселев А.М. Экологические аспекты процессов отделки текстильных материалов // Российский химический журнал. -2002. - №1. - С.20-30.
 5. Скрипник Ю.О., Супрун Н.П., Ваганов О.А., Яненко О.П., Перегудов С.М. Радиометричний метод оцінки комфортності текстильних матеріалів для одягу // Вісник КНУТД. – 2008. - №5 (43). – С. 9-14.
 6. Ваганов О.А., Скрипник Ю.О., Яненко О.П. Дослідження відбиваючої здатності матеріалів одягу в діапазоні НВЧ // Наукові праці ВНТУ. Електронне наукове фахове видання. – Вінниця, 2007.
 7. Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф., Манойлов В.Ф. и др. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов. Под ред. Ю.А. Скрипника. - Житомир: Изд-во "Волянь", 2003. – 408 с.
 8. Скрипник Ю.А., Шевченко К.Л., Яненко А.Ф. Оценка электромагнитных свойств материалов для одежды // Материалы XVI Международной конференции «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» «Крымико-2006». – Севастополь. – 2006. – С.866-868.
 9. Спосіб оцінки комфортності матеріалів для одягу: Деклараційний патент на корисну модель № 59881А, Україна, МПК G01N33/36. Скрипник Ю.О., Супрун Н.П., Островецька Ю.І., Яненко О.П. – 2003 р. Бюл. №9. – 8 с. 1 іл.
 10. Супрун Н.П., Островецкая Ю.И., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. Микроволновая оценка комфортности материалов для одежды // Материалы XII Международной конференции «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» «Крымико-2002». – Севастополь. – 2002.
 11. Яненко О.П., Ваганов О.А., Скрипник Ю.О. Корелометри в оцінці властивостей матеріалів // Вісник НТУУ «КПІ». Серія радіотехніка. Радіоапаратобудування: - 2008. - №36. – С.41-45.

<p>Скрипник Ю.А., Ваганов А.А., Супрун Н.П., Шевченко К.Л., Яненко А.Ф. Исследование электромагнитных свойств текстильных материалов, обработанных натуральными красителями Проведены исследования электромагнитных свойств текстильных материалов, обработанных натуральными красителями на основе лекарственных трав. Показано влияние натуральных красителей на уровень электромагнитного излучения. Предложена формула для оценки комфортности текстильных материалов, обработанных натуральными красителями.</p>	<p>Skripnik Yu.O., Vaganov O.A., Suprun N.P., Shevchenko K.L., Yanenko O.P. Research of electromagnetic properties of textile materials, treated nature-colours Researches of electromagnetic properties of textile materials, treated nature-colours on the basis of medicinal herbares are conducted. Influence of nature-colours is rotined on the level of electromagnetic radiation. A formula is offered for the estimation of comfort of textile materials, treated nature-colours.</p>
--	---

*Надійшла до редакції
8 квітня 2009 року*

УДК 616.155

ВЛИЯНИЕ ТЕМПЕРАТУРЫ НА РАБОТУ ГЕМАТОЛОГИЧЕСКОГО АНАЛИЗАТОРА

Максимчук И.В., Ангелова А.А., Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», м. Киев, Украина

Получены данные о величине температурной ошибки гематологического анализатора. Обосновано применение определенного соотношения сопротивлений датчика и нагрузки

Вступление. Постановка задачи

Гематологические анализаторы оценивают размеры и структуру клеток крови. Наибольшее распространение получили анализаторы, подсчет клеток в которых основан на кондуктометрическом методе, который позволяет определить большинство эритроцитарных и тромбоцитарных показателей, связанных с объемом клеток. Кондуктометрический метод заключается в определении количества и размера клеток в зависимости от изменения электрического сопротивления, когда частица (клетка) в электролите проходит через маленькую апертуру [1]. Наибольших успехов в разработке анализаторов достигли фирмы: Sysmex (Япония), Nihon Kohden (Япония), Bayer (Германия), Beckman Coulter (США).

Несмотря на все достоинства, даже самые современные гематологические анализаторы обладают некоторыми ограничениями.

В настоящее время для обеспечения качественного и точного анализа необходимо выполнять некоторые условия, потому что гематологические анализаторы чувствительны к колебаниям температуры. Поэтому, температура помещения, где проходит анализ, должна оставаться относительно постоянной, для обеспечения максимальной воспроизводимости.

Так в инструкции прибора «Целлоскоп 202» [2] указывалось, что температурный коэффициент сопротивления электролита равен — 2% на 1 градус, то при изменении температуры на 5 градусов ошибка амплитуды составит 10%. Дуглас и Аткинсон [3] определили величину калибровочного коэффициента при двух температурах: 26 и 37° С. Различие составило 22,5%. На существенную зависимость результатов измерения от температуры обратили внимание также О'Коннел и Мэрч [4].

Во избежание значительных температурных ошибок рекомендуется производить измерения при той же температуре, при которой производили калибровку. Однако вряд ли подобную рекомендацию можно признать удовлетворительной, так как она равносильна требованию термостатирования прибора.

Основной задачей нашего исследования является уменьшение влияния температурной ошибки при гематологических исследованиях.

Определение температурной ошибки

Рассмотрим какие параметры изменятся при изменении температуры. Элек-

тролит характеризується еквівалентною електропровідністю (відношення удельної електропровідності до концентрації розчину).

$$\lambda = \chi / c \quad [\text{см} \cdot \text{м}^2 / \text{моль}]. \quad (1)$$

Розглянемо вплив малих перепадів температури (до 100°) на еквівалентну електропровідність. Взаємозв'язок температури та електропровідності можна описати наступним рівнянням.

$$\lambda_2 = \lambda_1 [1 + \alpha'(t_2 - t_1) + \beta(t_2 - t_1)^2] \approx \lambda_1 [1 + \alpha'(t_2 - t_1)], \quad (2)$$

де λ_1 і λ_2 – еквівалентні електропровідності при температурах t_1 і t_2 ; α' і β' – емпіричні коефіцієнти. [3].

Удельна електропровідність пов'язана з температурою співвідношенням схожим за формою з рівнянням (2). Отже, можна приблизно вважати, що при збільшенні температури на 1° електропровідність розчину зростає на 2-2,5%.

Оскільки робоча температура більшості гематологічних аналізаторів лежить в інтервалі від 15 до 35°C , то значення електропровідності при 35°C в півтора рази більше ніж при 15°C . Тому для уникнення великої похибки вимірювань необхідно, щоб в вимірній камері була постійна температура.

Невиконання цього вимоги призведе до зміни електропровідності, що в свою чергу призведе до зміни амплітуди імпульсу. Взаємозв'язок цих величин можна описати рівнянням.

$$U_A = 16IfV / \chi \pi^2 d^4 (1 + \xi_1 + \xi_2), \quad (3)$$

де f – коефіцієнт форми та орієнтації частинок, що характеризує збільшення опору між електродами датчика і приймає значення від 1 до 4,5; V – об'єм частинки; d – діаметр отворів датчика (від 10 до 200 мкм); $\xi_1 = R_d/R_n$, $\xi_2 = R_d/R_{ex}$, R_d – опір датчика, R_n – опір навантаження, R_{ex} – вхідний опір підсилювача. [3].

Як видно з рівняння (3) залежність між удельною електропровідністю та амплітудою напруги лінійна, отже, при збільшенні температури на 1° амплітуда зростає на 2-2,5%. Значення амплітуди характеризує розміри клітин. За розмірами клітин визначається склад клітинних елементів крові. Можна сказати, що аналізатор повинен відображати помилковий результат, особливо це стосується лейкоцитів. Тому потрібно визначити три різновиди лейкоцитів. Розділення лейкоцитів за їхніми розмірами (діаметр моноцитів – 15-20 мкм, лімфоцитів – менше 10 мкм і поліморфноядерних середніх клітин 12-14 мкм) [5]. Якщо зміниться значення амплітуди, то аналізатор зробить помилку при розділенні лейкоцитів на різні види.

Покажемо, що температурна помилка може бути значно зменшена шляхом застосування певного співвідношення опорів датчика і на-

грузки. У большинства серийных приборов выполняется условие $R_{ex.} \gg R_n$, и, следовательно, $R_{н.э} \approx R_n$. Для этого случая, выражение для амплитуды импульса может быть написано в виде

$$U_{д} = (U - E_{п}) \frac{R_n \Delta R_{д}}{(R_n + R_{д})^2} \quad (4)$$

Обозначим через t_0 температуру калибровки, а через t — температуру измерений. Тогда

$$\left. \begin{aligned} R_{дt} &= R_{д0} (1 + \alpha_1 \Delta t) \\ \Delta R_{дt} &= \Delta R_{д0} (1 + \alpha_1 \Delta t) \\ R_{нт} &= R_{н0} (1 + \alpha_2 \Delta t) \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

где $\Delta t = t - t_0$; α_1 и α_2 — температурные коэффициенты сопротивления электролита и нагрузки, соответственно.

Величина температурной ошибки равна:

$$\delta_t = \frac{U_{д0} - U_{дt}}{U_{д0}} \cdot 100 \quad (6)$$

При изменении температуры изменяется величина тока датчика. У приборов с постоянным уровнем напряжения, это изменение остается незамеченным и поэтому величина тока не регулируется. При выводе формулы температурной ошибки будем пользоваться выражением (4).

Подставив в уравнение (6) выражения (4) и (5), после преобразований получим:

$$\delta_t = \left[1 - \frac{(1 + \alpha_1 \Delta t)(1 + \alpha_2 \Delta t)}{\left(1 + \frac{\alpha_2 \Delta t \beta + \alpha_1 \Delta t}{1 + \beta} \right)^2} \right] \cdot 100 \quad (7)$$

где

$$\beta = \frac{R_{н0}}{R_{д0}} = \frac{1}{\xi} \text{ - коэффициент относительности сопротивлений нагрузки и датчика.}$$

Из формулы (7) следует, что величина температурной ошибки зависит не только от величин Δt , α_1 и α_2 , но и от отношения сопротивлений нагрузки и датчика β .

Для электролитов $\alpha_1 = -(0,02-0,03) \text{ 1/град}$ [5], для сопротивления нагрузки $\alpha_2 = +0,001 \text{ 1/град}$. Так как $\alpha_2 \ll \alpha_1$, то в выражении (7) можно принять $\alpha_2 = 0$.

Тогда

$$\delta_t = \frac{\alpha_1 \Delta t (1 + \alpha_1 \Delta t - \beta^2)}{(1 + \beta + \alpha_1 \Delta t)^2} \cdot 100 \quad (8)$$

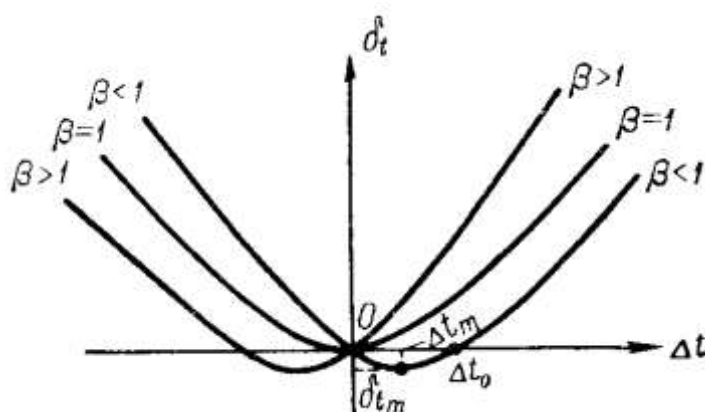


Рис.1. График функции $\delta_t = F(\Delta t, \beta)$.

Исследуем полученное выражение $\delta_t = 0$ при $\Delta t = 0$ и $1 + \alpha_1 \Delta t - \beta^2 = 0$ откуда

$$\Delta t_0 = \frac{\beta^2 - 1}{\alpha_1}$$

Следовательно, функция (8) имеет экстремум. Продифференцировав ее и приравняв производную к нулю, после преобразований получим:

$$\left. \begin{aligned} \Delta t_m &= \frac{\beta^2 - 1}{\alpha_1} \\ \delta_m &= -\frac{(\beta - 1)^2}{4\beta} \cdot 100 \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

График функции $\delta_t = F(\Delta t, \beta)$ приведен на рис.1.

Для количественной оценки величины ошибки примем $\Delta t_{\max} = \pm 15$ град и $\beta = 0,5 \div 10$, что полностью охватывает встречающиеся на практике случаи. В формулу (8) необходимо подставлять абсолютные значения Δt . Если $\Delta t < 0$, то комплекс $1 + \alpha_1 \Delta t$ необходимо заменить на $1/(1 + \alpha_1 \Delta t)$.

Результаты подсчета величины ошибки при различных Δt и β приведены в табл. 1.

Из данных табл.1 видно, что наименьшие величины ошибок соответствуют значению $\beta = 1$. Дополнительные расчеты с использованием выражений (9) показали, что оптимальные значения β лежат в пределах $0,9 \div 1,0$. В этом случае при колебаниях температуры (в °C) 20_{-10}^{+15} средняя величина ошибки не превысит $\pm 2\%$.

Таблиця 1. Величина температурної помилки (в %) при різних значеннях Δt і β

β	Δt , град					
	+ 5	+ 10	+ 15	-5	-10	-15
0,5	-3,3	-6,5	-9,4	+3,7	+8,2	+13,5
1,0	+0,3	+1,2	+3,1	+0,3	+1,2	+3,1
2,0	+3,7	+8,2	+13,5	-3,3	-6,5	-9,4
10,0	+8,4	+17,0	+26,0	-8,9	-19,5	-32,2

Для порівняння вкажемо, що при тих же змінах температури і $\beta = 10$ величина помилки зростає до $\pm 23\%$.

Зменшення величини сигналу, викликане зменшенням β , може бути легко компенсовано збільшенням струму датчика і посилення.

Якщо умова $R_{ex} \gg R_n$ не виконується. Можна показати, що формула температурної помилки має в цьому випадку наступний вигляд:

$$\delta_t = \frac{\alpha_1 \Delta t (\xi \eta + \xi \eta \alpha_1 \Delta t - 1)}{(1 + \xi + \xi \alpha_1 \Delta t)(1 + \eta + \eta \alpha_1 \Delta t)} \cdot 100 \quad (10)$$

Розрахунки показують, однак, що і тут мінімальна величина помилки отримується при $R_n \approx R_0$.

Обсуждение экспериментальных исследований

Експериментальну перевірку формули (8) виробляли на установці з багатоканальним амплітудним аналізатором.

Першу серію спроб вели при $\beta = 10$ ($R_n = 10 R_0 = 150 \text{ кОм}$), другу — при $\beta = 1$. Величина різниці температур складала $\Delta t = 11,5\text{—}12 \text{ град}$. Робочою суспензією служила кров. Спочатку записували еритроцитометричну криву при кімнатній температурі і відмічали номер каналу, відповідний моді кривої (H_{mf}). Далі протягуванням нагрітого в термостаті розчину прогрівали датчик, після чого записували еритроцитометричну криву в прогретому розчині (H_{mt}).

Величина струму датчика в прогретому розчині кілька збільшувалася, але регулювання струму не виробляли. Величину температурної помилки в експерименті визначали за формулою:

$$\delta_{t_2} = \frac{H_{M0} - H_{Mt}}{H_{M0} + H_0} \cdot 100$$

В табл. 2 наведені теоретичні і експериментальні значення температурної помилки, з якої видно, що ці значення практично збігаються.

Таблиця 2. Теоретические и экспериментальные значения температурной ошибки

β	Δt , град	$\delta_{\text{т}}$, %	$\delta_{\text{тв}}$, %
10	12	20,6	19,0
1	11,5	1,8	2,0

Выводы

Исследовано, что температурная ошибка может быть значительно уменьшена путем применения определенного соотношения сопротивлений датчика и нагрузки. Расчеты показали, что минимальная величина ошибки получается при $R_n \approx R_d$. Экспериментальная проверка показала, что теоретические и экспериментальные значения температурной ошибки практически совпадают.

Можно сказать, что использование предложенного способа снижения температурной ошибки существенно повысит точность гематологического анализатора. Следующим этапом разработок можно считать уменьшение величины концентрационной ошибки путем рационального выбора отношения сопротивления нагрузки и датчика.

Литература

1. Козенец Г.И., Погорелов В.М., Шмаров Д.А., Боев С.Ф., Сазанов В.В. Клетки крови: современные технологии исследования. – М.: Триада-фарм, 2002.- 451с.
2. Celloscope 202. Automatic Particle Counter. Instruction manual, 1984
3. Грилихес М.С., Филановський Б.К. Контактная кондуктометрия: теория и практика метода. – Л.: Химия, 1980. – 176 с.
4. Рабинович Ф.М. Кондуктометрический метод дисперсионного анализа. – Л.: Химия, 1970, 176 с.
5. Козенец Г.И., Сарычева Т.Г., Луговская С.А., Дягилева О.А., Погорелов В.М., Проценко Д.Д. Гематологический атлас: настольная книга врача лаборанта. – М.: Практическая медицина, 2008. – 187с.

<p>Максимчук І.В., Ангелова А.А. Вплив температури на роботу гематологічного аналізатора Отримані дані про величину температурної помилки гематологічного аналізатора. Обґрунтовано застосування певного співвідношення опорів датчика і навантаження.</p>	<p>Maksimchuk I.V., Angelova A.A. Influence of temperature on work of haematological analyzer Information is got about the size of temperature error of haematological analyzer. Application of certain correlation of resistances of sensor and loading is grounded.</p>
---	--

*Надійшла до редакції
19 березня 2009 року*

УДК 617.55-089-78

МОДЕЛЬНЕ ПРЕДСТАВЛЕННЯ СТРУКТУРИ БІОТКАНИНИ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ТА МОНІТОРІНГУ

Денисов М.О., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

В роботі для цілей діагностики та моніторингу запропоновано модельне представлення структури біотканини однорідним випадковим полем променистості «імпульсного» типу. Наведені математичні вирази статистичних характеристик в залежності від фізичної природи формування полів променистості

Вступ

Одним з пріоритетних та найбільш перспективних напрямків розвитку сучасної медицини є впровадження в клінічну практику мінімально інвазивних технологій, які спрямовані на досягнення максимального клінічного ефекта при мінімізації несанкціонованих ушкоджень, що потерпає пацієнт. В останні 20-25 років набули широкого поширення сучасні методи діагностики та лікування з використанням незображуючих волоконно-оптичних систем. Об'єктом дослідження в діагностичних та моніторингових незображуючих волоконно-оптичних системах (НВОС) мінімально інвазивної клінічної медицини виступає біотканина (БТ), а інформаційним сигналом - оптичне випромінювання, трансформоване при проходженні через досліджувану біотканину.

Існуючі математичні моделі не розглядають трансформоване біотканиною оптичне випромінювання з позицій теорії випадкових процесів, що, на думку автора, не є слушним, зважаючи як на складну просторову структуру біотканин, так і на випадковий характер інформаційного оптичного сигналу від них.

Постановка задачі

Для математичного моделювання процесів діагностики та моніторингу з використанням НВОС важливе значення набуває модельне представлення як структури самої біотканини, так і інформаційного сигналу від неї. При цьому спектральний склад, інтенсивність та просторовий розподіл трансформованого оптичного випромінювання несуть інформацію про стан та можливі патологічні зміни в морфології біотканини.

Моделювання структури біотканини

В діагностичних та моніторингових НВОС біотканина, що досліджується, організаційно входить як в енергетичний канал, так і в інформаційний канал [1]. В першому випадку біотканина виступає кінцевою ланкою - об'єктом опромінювання, тоді як в другому випадку - джерелом інформаційного оптичного сигналу.

Опромінювання біотканини продукує три можливих варіанти інформаційного оптичного сигналу, що різняться за своєю фізичною природою, а саме:

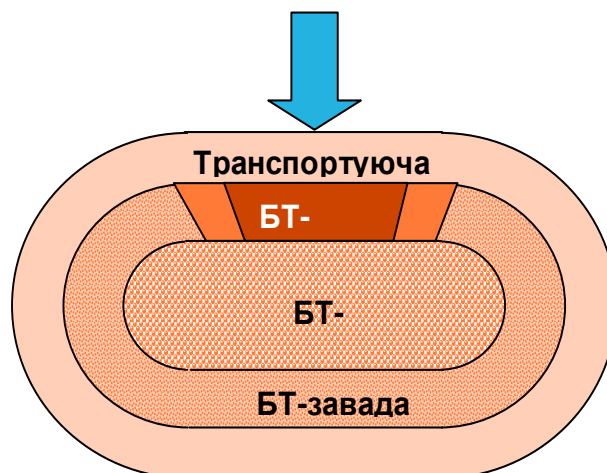
- випромінювання, відбите поверхнею БТ;
- випромінювання, розсіяне поверхнею та глибинними шарами БТ;
- вторинне випромінювання БТ (авто- або індуквана флуоресценція).

В залежності від морфологічної структури біотканини та взаємного розташування її окремих ділянок по відношенню до приймальної оптичної системи біотканина може виступати в якості об'єкту дослідження, фону, завади або транспортуючого середовища (рис. 1а, 1б).

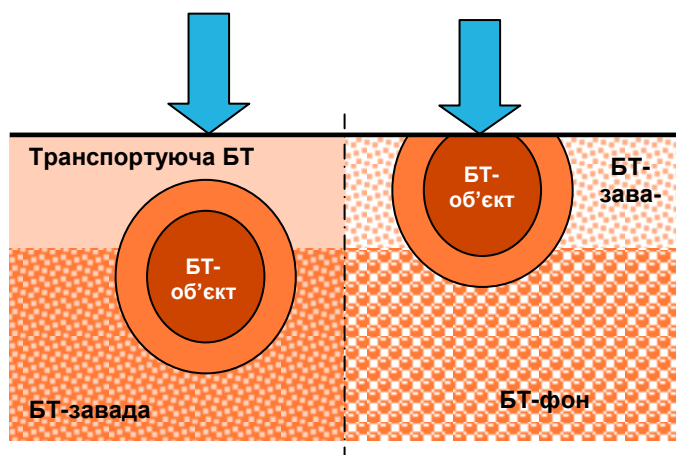
З урахуванням незначної глибини проникнення оптичного випромінювання видимого діапазону всередину біотканини найбільш інформативними для цілей діагностики та моніторингу виступають БТ-об'єкт та БТ-завада, що зазвичай безпосередньо контактують одна з іншою, до того ж утворюючи на границі їх розділення ділянки з перехідними біологічними та фізичними властивостями. При розташуванні об'єкту дослідження не на поверхні біотканини, а в її глибині, суттєву роль відіграє також транспортуюча біотканина (рис. 1в).



а



б



в

Рис. 1. Модельне представлення структури біотканини

Моделювання інформаційного сигналу

З метою діагностики та моніторингу запропоновано модельне представлення біотканини, що досліджується, двомірним випадковим полем променистості «імпульсного» типу, що характеризується накладанням випадкового числа подібних за формою ділянок постійної променистості на темному фоні. Таке представлення дозволяє описати складне поле незалежно від природи формування променистості його окремих елементів, яка може бути різною - як за рахунок відбитого або розсіяного випромінювання зовнішніх джерел випромінювання, так і за рахунок вторинного випромінювання флуоресценції.

При моделюванні використовувались деякі спрощуючі припущення, а саме:

- поле променистості в першому наближенні вважається стаціонарним, однорідним та ізотропним;
- ділянки постійної променистості («імпульси») мають круглу форму з центром, що співпадає з центром кола;
- розподіл центрів «імпульсів» у довільній області \square площею $S(\square)$, що співпадає з полем зору приймальної оптичної системи, задає основний пуасонівський процес;
- кутовий розподіл «імпульсів» є рівновірогідним;
- розподіл площі «імпульсів» m_s незалежно від природи формування поля променистості підпорядковується закону Пуасона.

З урахуванням прийнятих припущень, статистичні характеристики однорідного випадкового поля променистості можуть бути визначеними у вигляді [2]:

- математичне очікування променистості поля в довільній точці «А»:

$$m_L^k(A) = \mu \cdot m_s \cdot I_k, \quad (1)$$

$$I_k = \int_0^{\infty} L_k \cdot p_k(L_k) \cdot dL_k \quad (2)$$

- кореляційна функція:

$$R_L(l) = \mu \cdot \tilde{m}(l) \cdot I_k^2 \quad (3)$$

- нормована кореляційна функція:

$$r_L(l) = \frac{\tilde{m}(l)}{m_s} \quad (4)$$

де μ - параметр основного пуасонівського процесу, що дорівнює середній кількості «імпульсів» в одиничній площі; $p_k(L_k)$ – одномірна щільність розподілу вірогідності променистості “ L_k ” при $L_k \in [0, \infty]$; $\tilde{m}(l)$ – площа перетину «імпульсів», центри яких відстоять один від одного на інтервал кореляції l $[0 \leq l \leq \frac{2\sqrt{m_s}}{\sqrt{\pi}}]$, яка визначається згідно [3]:

$$\tilde{m}(l) = m_s \frac{2}{\pi} \left[\arccos \frac{l\sqrt{\pi}}{2\sqrt{m_s}} - \frac{l\sqrt{\pi}}{2\sqrt{m_s}} \sqrt{1 - \frac{\pi l^2}{4m_s}} \right]. \quad (5)$$

Щільність розподілу вірогідності променистості $p_k(L_k)$ залежить від фізичної природи формування поля променистості (“М” – внаслідок відбиття випромінювання поверхнею БТ, “F” – з внаслідок авто- або індукованої флуоресценції, “В” – внаслідок розсіяння випромінювання поверхнею та глибинними шарами БТ) і подпорядковується різним законам:

- для випромінювання, відбитого поверхнею біотканини (закон Пуасона):

$$p_M(L_M) = \frac{\exp\left(-\frac{L_M}{m_M}\right)}{m_M}, \quad (6)$$

- для випромінювання авто- або індукованої флуоресценції (нормальний закон розподілу):

$$p_F(L_F) = \frac{1}{\sigma_F \sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{(L_F - m_F)^2}{2\sigma_F^2}\right], \quad (7)$$

- для випромінювання, розсіяного поверхнею та глибинними шарами біотканини:

$$p_B(L_B) = \frac{1}{2m_M} \exp\left(\frac{\sigma_F^2}{2m_M^2}\right) \exp\left(-\frac{L_B - m_F}{m_M}\right) \operatorname{erfc}\left(\frac{\sigma_F}{m_M \sqrt{2}} - \frac{L_B - m_F}{\sigma_F \sqrt{2}}\right), \quad (8)$$

Підставлянням (6 - 8) в формулу (2) можна отримати математичні вирази для інтенсивності випадкового поля променистості залежно від природи його формування:

$$I_M = m_M, \quad (9)$$

$$I_F = \frac{m_F}{2} \operatorname{erfc}\left(\frac{m_F}{\sigma_F \sqrt{2}}\right) + \frac{\sigma_F}{\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{m_F^2}{2\sigma_F^2}\right), \quad (10)$$

$$I_B = \frac{m_M}{2} \exp\left(\frac{\sigma_F^2}{2m_M^2}\right) \exp\left(\frac{m_F}{m_M}\right) \left[\operatorname{erfc}\left(\frac{\sigma_F}{m_M \sqrt{2}} - \frac{L_B - m_F}{\sigma_F \sqrt{2}}\right) + \operatorname{erfc}\left(\frac{\sigma_F}{m_M \sqrt{2}} + \frac{m_F}{\sigma_F \sqrt{2}}\right) \right]. \quad (11)$$

З урахуванням отриманих виразів (5, 9-11) визначення кореляційної та нормованої кореляційної функцій однорідного випадкового поля променистості не складає проблеми.

Висновки

Отримані математичні вирази можуть бути використані для математичного моделювання складної структури біотканини, яку можна розглядати як локально-однорідне випадкове поле променистості.

Література

1. Денисов М.О. Класифікація волоконно-оптичних систем для мінімально інвазивної клінічної медицини//Вісник НТУУ «КПІ», Приладобудування. -2006. - №32. – С.146–152.
2. Абакшин Ю.Е., Коваленко Л.Г., Филимонов Р.П. Описание пространственного импульсного поля помех вероятностной моделью составного процесса // Автометрия. – 1975. - №6. – С.3–8.
3. О’Нейл Э. Введение в статистическую оптику / Пер. с англ. – М.: Мир. – 1966. – 254 с.

<p>Денисов Н.А. Модельное представление структуры биоткани для диагностики и мониторинга Для целей диагностики и мониторинга предложено модельное представление исследуемой биоткани однородным случайным полем лучистости «импульсного» типа. Приведены математические выражения статистических характеристик однородных случайных полей лучистости в зависимости от физической природы оптического излучения, трансформированного биотканью.</p>	<p>Denysov M.O. Tissue structure model for diagnosis and monitoring. The tissue structure model has been proposed for the purposes of tissue diagnosis and monitoring. That is simulated as homogeneous random “pulse” type field of radiance. The mathematical expressions for statistical features of such radiance fields are presented for different cases of optical radiation transformed with tissue.</p>
---	---

*Надійшла до редакції
14 травня 2009 року*