

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 избегания 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 лицо, 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 соединёнными при помощи коммутатора с ПМ (рис.1).

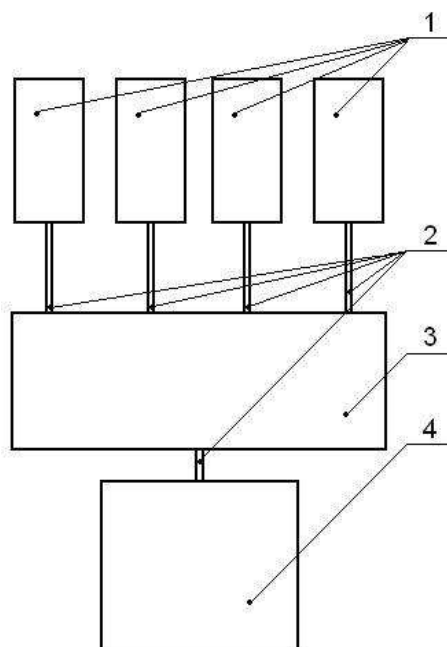


Рис. 1. Схема прибора: 1 — датчик, 2 — кабель, 3 — коммутатор, 4 — блок регистрации и обработки сигналов

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.

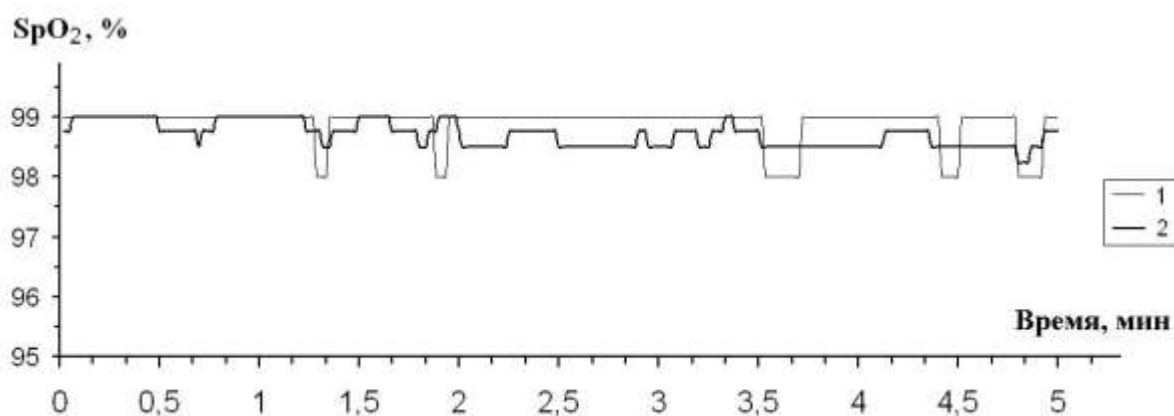


Рис. 2. Динамика оксигенации крови при измерении 1-м (1) и 4-мя датчиками (2)

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.

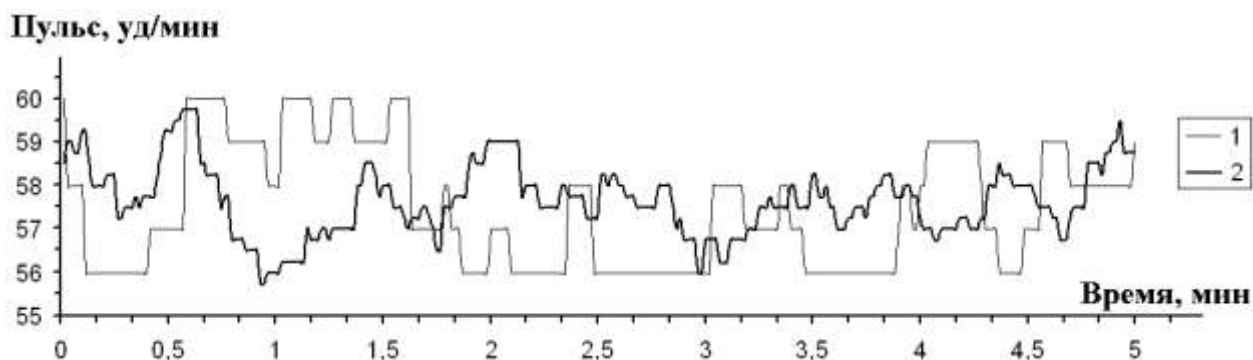


Рис. 3. Пульсограммы, полученные при измерении 1-м (1) и 4-мя датчиками (2)

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;