

Разработка комплексной биотехнической системы наблюдения и коррекции параметров жизнедеятельности организма человека во сне при синдроме обструктивного апноэ и его последствиях

Буковский М.П., Белик Д.В.

Новосибирский Государственный Технический Университет

Аннотация: В статье описывается конструкция принцип работы разработанной биотехнической системы, предназначенной для борьбы с синдромом обструктивного апноэ сна и его последствиями.

Ключевые слова: биотехническая система, обструктивное апноэ, устранение храпа, внезапная смерть во сне.

ВВЕДЕНИЕ

Синдром обструктивного апноэ сна (СОАС) – это нарушение дыхания человека во сне, связанное с падением мышечного тонуса органами верхних дыхательных путей (глотки, гортани), в связи с чем дыхание человека во сне приобретает прерывистый характер (появляется храп), а при наиболее тяжелых формах может прекращаться на длительное время (от 10 секунд до 2-3 минут) и составлять в общей сложности до 50-60% от общего времени сна. При обструктивном апноэ нарушается структура сна, появляется дневная сонливость, ухудшается память, снижается умственная и физическая работоспособность. У больных обструктивным апноэ не происходит снижения артериального давления во время сна. При возникновении апноэ давление резко повышается. В связи с этим, обструктивное апноэ является фактором риска для людей, страдающих заболеваниями сердечно-сосудистой системы — артериальной гипертензией, ишемической болезнью сердца. Повышается риск внезапной смерти человека во сне в результате остановки сердца и инсульта.

ОБЗОР СУЩЕСТВУЮЩИХ СРЕДСТВ РЕШЕНИЯ ПРОБЛЕМЫ

В настоящее время существует немало консервативных методов устранения рисков, связанных с синдромом обструктивного апноэ сна. Эти методы могут улучшить общее состояние больного, снизить выраженность храпа и проявлений синдрома обструктивного апноэ. К сожалению, большинство из них имеют неустраняемые недостатки, препятствующие

использованию их в быту. В большинстве случаев эти недостатки связаны с крайним неудобством в использовании существующих приспособлений. При использовании таких средств человеком, страдающим синдромом обструктивного апноэ, резко снижается уровень комфорта его повседневной жизни, в частности сна. Те же, приборы, которые избавлены от недостатков эргономики уступают в функциональности и эффективности. Ниже рассмотрены существующие методы борьбы с синдромом обструктивного апноэ сна и его последствиями.

Существуют различные приспособления, предназначенные для уменьшения храпа, например, „подтяжки для подбородка, шейные воротники, удерживающие нижнюю и верхнюю челюсти в сомкнутом состоянии, носовые расширители и воздуховоды, внутриротовые приспособления. Они могут способствовать снижению интенсивности храпа, но не устранять его полностью”. [1]

Наиболее надёжным и эффективным средствами борьбы с синдромом обструктивного апноэ являются приборы CPAP или BiPAP. „Лечение при помощи аппарата CPAP (Constant Positive Airway Pressure) было предложено в 1981 году. Принцип действия – создание постоянного повышенного давления воздуха в верхних дыхательных путях. BiPAP же создаёт разное давление на вдохе и выдохе, тем самым облегчая выдох. Данный вариант на сегодняшний день является наиболее эффективным методом из консервативных методов устранения СОАС. CPAP представляет собой компрессор, который при помощи гибкого шланга соединён с маской, падающей воздух в верхние дыхательные пути под давлением 5-10 см вод.ст. на протяжении всего дыхательного цикла во время сна. Действует как пневматическая распорка, препятствующая спаданию стенок глотки повышенным давлением. Однако около 30% больных вынуждены отказаться от аппарата из-за невозможности привыкнуть к маске на лице или к работающему около кровати компрессору.

46% пациентов жалуются на частые пробуждения, а 44% - на чиханье, отёк слизистой полости носа, сухость в глотке. У некоторых отмечено развитие синуситов, евстахиитов, головокружения и удушья. Высокая цена прибора и отсутствие покрытия медицинской страховкой делает невозможным его широкое применение в нашей стране. Невозможность создания портативной версии прибора ограничивает удобство использования его в быту". [1]

Существуют также портативные приборы наблюдения для борьбы с симптомами СОАС, выполненные в виде наручных часов. Такие приборы используют в своём действии данные о сатурации, кровяном давлении, тоне периферических артерий и частоте сердечного ритма, получаемые с пульсоксиметрического датчика, установленного на пальце пациента. При этом система не фиксирует самого факта храпа, а косвенно делает вывод о его наличии по снижению насыщения крови кислородом. Такой метод не может являться достоверным средством фиксирования храпа, поскольку даже при полной остановке дыхания сатурация падает до 90% спустя 40 секунд и до 80% спустя лишь 2 минуты. При этом при отсутствии длительных остановок дыхания у пациента храп на сатурацию влияет очень слабо. От длительных остановок дыхания, которые могут детектировать такие приборы, защититься при этом всё равно не удастся. Обратная связь в случае её наличия в таких приборах осуществляется электрическим воздействием в области запястья, которое вызывает привыкание пациента и в конечном итоге он просто перестанет на него реагировать. Кроме того относительно высокий порог чувствительности человека к электрическому импульсу вынудит производителей применять для воздействия большие токи, которые быстро будут растрчивать энергию аккумуляторов. Отзывы пациентов, которые использовали такие приборы в домашних условиях, показывают их крайне низкую эффективность.

РАЗРАБАТЫВАЕМАЯ СИСТЕМА

В лаборатории „БиоЭМИ” Научно-исследовательского Института Медицинской Инженерии Новосибирского Государственного Технического Университета разработана биотехническая система, позволяющая значительно повысить эффективность устранения храпа при синдроме обструктивного апноэ сна, снизить вероятность внезапной смерти человека во сне при наиболее тяжелых формах этого заболевания, а также проводить анализ состояния больного во время сна.

На *Рисунке 1* представлена структурная схема наиболее полной системы комплексного наблюдения за параметрами жизнедеятельности человека и их коррекции во сне. Сбор данных о

функционировании сердечнососудистой, дыхательной и центральной нервной систем осуществляется по трём основным каналам: канал снятия ЭЭГ, канал сбора акустических данных с микрофона, установленного на шее пациента, канал сбора данных о механических вибрациях с акселерометра, также установленного на шее пациента.

Разрабатываемая система использует в своём действии данные электроэнцефалограммы, снимаемой с пациента по одному каналу. Полученные данные используются для наблюдения за фазой и глубиной сна пациента. Суть этой идеи заключается в выделении из всего спектра электроэнцефалографического сигнала так называемого δ -ритма. δ -ритм (дельта-ритм) – один из анализируемых при снятии ЭЭГ электрических сигналов (ритмов), возникающий, как правило, при глубоком естественном сне. Для δ -ритма характерна относительно высокая амплитуда сигнала (сотни микровольт), а также полоса частот от 1 до 4 Гц.

В разрабатываемой системе сигнал, полученный с поверхности головы пациента, предварительно усиливается в тысячи раз с помощью специально спроектированного для этой цели низкочастотного усилителя. Для непосредственного снятия сигнала используются два электрода, один из которых выполняет функцию пассивного, закреплённого на шее, щеке или мочке уха пациента. Второй, активный, электрод располагается в точке головы, в которой наиболее явно проявляется δ -ритм. Усиленный ЭЭГ-сигнал подается на фильтрующий селектор δ -ритма. Его функцией является отделение искомого δ -ритма, используемого в системе, от остальных сигналов, полученных с электродов, расположенных на голове пациента. Среди „лишних” присутствуют как низкоамплитудные сигналы остальных ритмов головного мозга, так и сигналы более высокой амплитуды, возникающие вследствие сокращения мышц шеи и лица (электромиографические сигналы). Также в спектре полученного сигнала присутствуют помехи различной природы: наводки от бытовых электросетей, высокочастотные импульсы разрядов статического электричества, возникающих при трении одежды и волос пациента о постельное бельё, и т.д. От последних упомянутых помех, называемых синфазными, полезный сигнал избавляет дифференциальный усилитель с коэффициентом подавления таких помех 120-130 дБ. Сигналы высокой, относительно электроэнцефалографических, частоты, такие как миографические, подавляются с помощью входящего в блок фильтрующего селектора δ -ритма режекторного фильтра или фильтра низких частот. В полученном в результате фильтрации сигнале присутствуют близкие по частоте с δ -ритмом остальные ритмы головного

мозга. Однако среди них δ -ритм является наиболее высокоамплитудным, вследствие чего его окончательная селекция осуществляется при

выделении из спектра сигнала гармоник с наибольшей амплитудой.

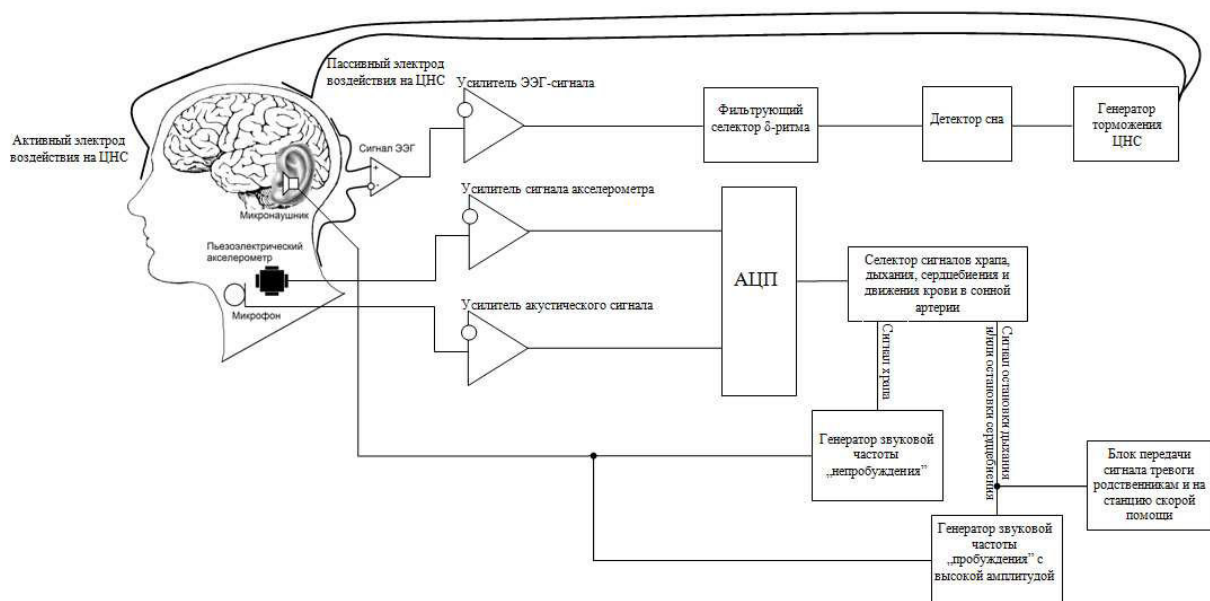


Рисунок 1. Полная структурная схема системы комплексного наблюдения и коррекции параметров жизнедеятельности организма во сне

Так как при здоровой центральной нервной системе δ -ритм возникает только в состоянии глубокого сна, то по его наличию можно судить о том, спит человек или нет, а по динамике его изменения можно оценить в какой из четырёх фаз сна пребывает мозг человека. В разрабатываемой системе эти показатели важны для создания обратной связи. При некоторых нарушениях работы сердечнососудистой, дыхательной и нервной систем состояние глубокого сна может оказаться для человека труднодостижимым. Так, например, при синдроме обструктивного апноэ сна человек может часто просыпаться из-за создаваемых им же звуков храпа, вследствие чего отсутствует полноценный глубокий сон, и как следствие, дальнейшие нарушения работы центральной нервной системы. В данном случае, а также во многих подобных ему для обеспечения возможности глубокого сна с последовательной сменой всех его фаз используется обратная связь, сопровождаемая тормозящим воздействием на центральную нервную систему. Суть обратной связи состоит в генерировании системой сигналов, тормозящих центральную нервную систему, при незапланированном выходе человека из фазы глубокого сна. За генерирование таких сигналов отвечает соответствующий блок на структурной схеме прибора. Его действие аналогично физиотерапевтическому аппарату, осуществляющему процедуру электросна.

Генератор торможения центральной нервной системы представляет собой генератор

импульсов тока низкой частоты и малой силы. Так при проведении процедуры используются импульсы тока силой до 10 мА, следующие с частотой 5-150 Гц и имеющие длительность 0,5 мс. Напряжения на электродах имеет амплитуду 50-70 В.

Установлено, что импульсный ток частотой от 5 до 150 Гц оказывает на головной мозг седативное воздействие. Механизм этого воздействия заключается в прямом и рефлекторном влиянии импульсов на кору головного мозга и подкорковые образования. Импульсный ток представляет собой слабый раздражитель, оказывающий монотонное ритмическое воздействие, в результате которого сознание человека ослабевает и он впадает сначала в состояние дремоты, а затем в глубокий сон. При проведении процедуры электросна в физиотерапевтическом кабинете частота и сила тока подбираются индивидуально к каждому пациенту. В рамках разрабатываемой системы предполагается полностью автоматизированное функционирование блока торможения ЦНС. При автоматическом режиме работы генератора, частота импульсов тока может изменяться благодаря наличию обратной связи с головным мозгом пациента (ЭЭГ-канал сбора данных). Микропроцессор, внедрённый в блок генератора торможения ЦНС, по поступающему δ -ритму, выделенному из ЭЭГ-сигнала на предыдущих этапах, будет оценивать динамику изменения глубины сна человека и по этим данным регулировать выходную частоту импульсного

тока. Это позволит использовать систему в полностью автономном режиме, не прибегая к помощи медицинского персонала, а значит, даёт возможность использовать систему не только в палатах лечебного учреждения, но также и амбулаторно.

Основная часть диагностических данных, на основании которых производится анализ функционального состояния дыхательной и сердечнососудистой систем, собирается с помощью микрофона, установленного на шею пациента. Получаемый, усиливаемый и впоследствии обрабатываемый акустический сигнал несёт в себе информацию о дыхании и сердцебиении человека.

К выбранному для разрабатываемой системы микрофону предъявляются очень жесткие требования в отношении его частотных характеристик, чувствительности и помехоустойчивости. Так, используемый в аппарате микрофон является микроэлектромеханической системой (МЭМС). Применение в разрабатываемой системе микрофона, изготовленного по технологии МЭМС, позволяет максимально миниатюризировать блок первичных преобразователей (датчиков), расположенных шее пациента, что делает систему наиболее удобной в использовании как в больничных, так и в домашних условиях, а также минимизирует степень контакта датчиков с посторонними предметами (постельным бельём и одеждой пациента). Последний фактор весьма важен, поскольку в дальнейшем при обработке полных данных сигналы, возникающие при контакте датчика с посторонней поверхностью, могут быть расценены как патологические, хотя на самом деле являются не более чем артефактами. Помимо миниатюрности выбранный микрофон обладает превосходными частотными характеристиками (полоса пропускания от 10 Гц до 20 кГц), а также высокой помехозащищённостью, что обеспечивается встроенным в конструкцию микрофона дифференциальным предусилителем.

Сигнал, полученный с предусилителя микрофона поступает на специально спроектированный дифференциальный усилитель, обеспечивающий усиление слабого акустического сигнала до сотен раз, а также подавление синфазных (наведённых) помех.

Для выделения из всего спектра акустического сигнала спектральных составляющих, наиболее характерных для звуков дыхания, сердцебиения и храпа различной природы, а также звука движения крови по сонной артерии, используется специально спроектированный для этой цели селектор. Сигналы, рассматриваемые здесь, имеют значительно более сложные спектральные характеристики, нежели сигналы ЭЭГ, рассмотренные выше. Спектры этих

сигналов сильно накладываются друг на друга, а потому их селекция представляет собой очень сложную задачу. Для её решения требуется проектирование множества полосовых фильтров, имеющих чётко ограниченную полосу пропускания. Порядок этих фильтров, а также точность, предъявляемая к компонентам, используемым при их проектировании, не позволяют создать этот блок системы, оперируя лишь с аналоговой электроникой. Поэтому для решения этой задачи предполагается использование цифрового микроконтроллера, на котором программными средствами будет реализован блок селекции сигналов. Учитывая это, сигнал, поступающий с микрофонного усилителя, предварительно должен быть оцифрован. Для этой цели используется аналого-цифровой преобразователь (АЦП), характеристики которого должны удовлетворять следующим требованиям. Скорость аналого-цифрового преобразования, определяется тактовой частотой микросхемы АЦП, по теореме Котельникова она должна быть минимум вдвое больше наивысшей частоты, содержащейся в спектре сигнала. Верхняя частота спектра исследуемого сигнала равна максимальной частоте полосы пропускания микрофона и составляет 20 кГц. Следовательно, частота дискретизации микросхемы АЦП должна составлять не менее 40 кГц. Важна также разрядность АЦП преобразователя.

Селектор сигналов дыхания, храпа, сердцебиения и кровотока, как было указано выше, работает на основе множества полосовых фильтров. Каждый фильтр выделяет полосу частот, для которых проявление того или иного сигнала является наиболее характерным. При наличии спектральных характеристик „отвечающих” за определённый сигнал, срабатывает детектор этого сигнала. В случае обнаружения в спектре сигнала гармоник, указывающих на наличие храпа, сигнал детектора активирует специально спроектированный генератор так называемых звуковых частот „непробуждения” определённой амплитуды. Эти частоты подаются на установленный в ушном канале пациента микронаушник. Частоты „непробуждения” воздействуют на нервную систему человека, однако не приводят к его пробуждению. Ответом нервной системы на такой раздражитель является моторная реакция организма, то есть движения конечностей, сокращение мимических мышц и мышц гортани. В результате человек либо меняет свое положение либо восстанавливается тонус глотки, что в конечном итоге устраняет храп и все его негативные последствия.

Селектор сигналов также детектирует гармоники, соответствующие дыханию и сердцебиению пациента. При их наличии система работает в штатном режиме, осуществляя слежение за глубиной сна человека

и наличием храпа. При появлении признаков остановки дыхания или сердцебиения система немедленно отреагирует, подав на микронаушник высокоамплитудный раздражающий сигнал. Следующая за ним реакция нервной системы человека, скорее всего, приведет моментальному восстановлению дыхания и/или сердцебиения. Если же этого не происходит система автоматически через встроенные модули связи (GSM, GPRS, 3G, Ethernet, WiFi) оповестит ближайших родственников пациента, лечащего врача, а также отправит вызов на станцию скорой помощи. Такая своевременная реакция может предотвратить внезапную смерть человека во сне и снизить риск таковой у групп людей, наиболее ей подверженных.

Канал сбора данных о механических вибрациях работает на основе первичного преобразователя, представляющего собой высокочувствительный акселерометр. Акселерометр преобразует механические вибрации (колебания) в электрический сигнал пропорциональной частоты и амплитуды. Предполагается устанавливать акселерометр рядом с микрофоном на шее пациента. Акселерометрический канал сбора данных введён в конструкцию системы в качестве вспомогательного акустическому каналу. Поскольку преобразуемый микрофоном в электрический сигнал звук также является по своей природе механическими колебаниями, сигналы, получаемые с микрофона и акселерометра в целом пропорциональны друг другу. Однако акселерометр в определённых частотных областях всё же имеет большую чувствительность, чем даже микрофон, выполненный по технологии МЭМС, а также меньше подвержен возникновению артефактов. Это связано с тем, что в соответствии с принципом действия микрофон предполагает наличие воздушного зазора между источником сигнала и чувствительным элементом, тогда как акселерометр предназначен для непосредственного контакта с источником вибраций. Введение в систему акселерометрического канала сбора данных даёт возможность не только увеличить надёжность работы системы при обработке данных о храпе, дыхании и сердцебиении, но и собирать и обрабатывать данные, недоступные для получения с использованием только лишь микрофона. К таким данным относятся низкочастотные (< 10 Гц) сигналы, а также сигналы, имеющие маленькую амплитуду, принятие которых с использованием микрофона, не представляется возможным из-за отражения акустических волн от границ раздела твёрдой и воздушной сред и затухания их при прохождении через последнюю. Так, например, сигнал, создаваемый кровотоком в сонной артерии, который, предположительно, может

быть принят с помощью акселерометра и выделен селектором может нести ценные диагностические данные для исследования кровообращения головного мозга и предотвращения инсульта.

В остальном действие акселерометрического канала сбора данных аналогично акустическому каналу.

В связи с возможностью использования блоков предложенной системы отдельно друг от друга, при проведении опытно-конструкторской работы был выбран модульный принцип построения системы. Описанная выше система, структурная схема которой изображена на Рисунке 1, может разбиваться на модули, используемые отдельно от остальных в зависимости от цели, преследуемой при её использовании с данным пациентом.

1. Наиболее простая биотехническая система может быть построена на основе микрофона с блоком усиления, АЦП, упрощённого варианта селектора гармоник, выделяющего только гармоники храпа, генератора звуковых частот „непробуждения” и микронаушника. Назначением такой системы является устранения храпа как фактора риска для ряда заболеваний при непробуждении человека. Полученная система портативна, при этом датчик должен быть закреплён на шее пациента, а электронная часть системы может быть установлена за раковиной уха, на груди или плече в зависимости от индивидуальных предпочтений пользователя. Система работает автономно от бытовых источников электроэнергии на аккумуляторе или батарее.

2. Более сложная система, предназначенная для предотвращения внезапной смерти во сне в результате остановки дыхания и сердцебиения, может быть построена на основе микрофона и/или акселерометра сопряжённого с блоком усиления, АЦП, селектором гармоник, отвечающих за дыхание и сердцебиение, генератора пробуждающих частот и микронаушником. Дополнительно также может быть установлен модуль экстренной связи с близкими родственниками, лечащим врачом и станцией скорой помощи. Полученная система также может быть выполнена как портативная, работающая от аккумулятора, для использования в домашних условиях. Блок связи посредством беспроводных сетей должен при этом иметь устойчивое соединение с ретранслирующими и маршрутизирующими устройствами.

3. Отдельно может быть реализована система для людей, страдающих бессонницей, и другими заболеваниями нервной системы, связанными с нарушением целостности и структуры сна. Эта система будет содержать в себе ЭЭГ-канал сбора данных с сопряжённым с ним генератором торможения ЦНС. Такая система может быть выполнена в стационарном

виде с необходимостью подключения к бытовой электросети, поскольку генератор торможения ЦНС потребляет значительное количество мощности.

4. Комбинация рассмотренных систем позволяет построить наиболее полную комплексную систему наблюдения и коррекции сна. Данная биотехническая система применима для устранения отягощенных последствий СОАС, таких как приступ удушья, инфаркт, инсульт, аритмия и внезапная смерть. Такая система может быть выполнена только в стационарном варианте и может использоваться как в домашних условиях, так и в лечебно-профилактических учреждениях.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При создании настоящей биотехнической системы была проведена следующая научно-исследовательская работа:

1. Оценка амплитудно-частотных характеристик аудио-сигнала храпа человека различной природы и других диагностических показателей;

2. Клинические исследования, направленные на определение частоты „непробуждения”;

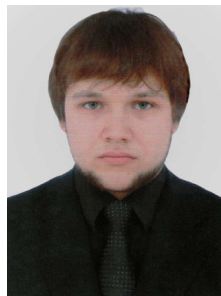
3. Работа по оценки амплитудно-частотных характеристик аудио-обстановки в постели пациента и рядом с ним;

4. Оценка амплитудно-частотных характеристик вибро-сигналов, получаемых с поверхности тела пациента во сне.

Следует отметить, что в настоящее время проводится научно-исследовательская работа совместно с НИИ физиологии и фундаментальной медицины СО РАМН на базе Сомнологического Центра Клиники Института.

ЛИТЕРАТУРА

[1] Владыкина Е.В. Устранить храп – дело техники. Hi+Med: Высокие технологии в медицине. 2011.



Буковский Максим Павлович – студент II курса магистратуры НГТУ, факультета АВТ; лаборант Научно-Исследовательского Института Медицинской Инженерии НГТУ.

E-mail:
maxim.bukovsky@mail.ru



Белик Дмитрий Васильевич – д.т.н., доцент, зав. кафедрой ССОД НГТУ, академик РАЕН, АМТН.

E-mail:
ssod@tiger.cs.nstu.ru