

танной ИИС (рис. 4). Всего было исследовано семь проб различной концентрации, измерения повторялись троекратно. Сопоставление полученных данных показало, что в диапазоне концентрации от 0,05 до 0,4 г/л результаты определения концентрации ПГМГ по обеим методикам хорошо согласуются друг с другом; погрешность измерения концентрации в указанном диапазоне не превышает 10 %. В области больших концентраций ПГМГ в пробах фотометрирование с эозином не дает достоверных результатов, в то время как предложенная методика позволяет работать вплоть до концентраций 1,5...2 г/л с погрешностью не более 15 % на верхней границе диапазона.

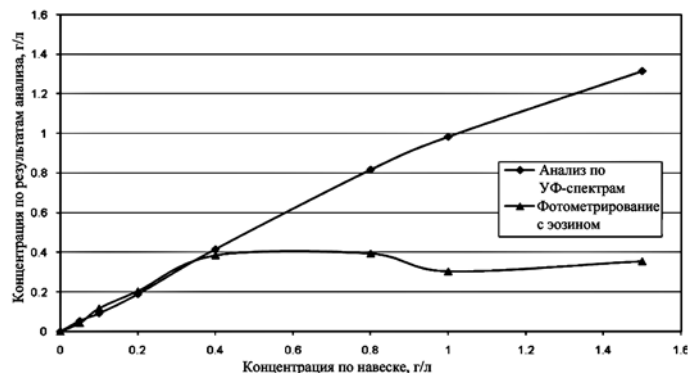


Рис. 4. Сравнение результатов анализа растворов ДС на основе ПГМГ по методике с эозином и по предложенной методике, по УФ-спектрам

Таким образом, разработанная методика и оптико-электронная информационно-измерительная система дают возможность проводить определение концентрации ПГМГ в поликомпонентных ДС с погрешностью, не превышающей 15 %. По сравнению с принятой методикой, основанной на фотометрировании с эозином, существенно сокращено время анализа, упрощена процедура пробоподготовки, расширен рабочий диапазон концентраций.

#### Список литературы:

1. Ерофеев В.Т., Колохов П.Г., Светлов Д.А. и др. Защита зданий и сооружений от микробиологических повреждений биоцидными препаратами на основе гуанидина. – СПб.: Наука, 2009. 192 с.

2. Афиногенова А.Г., Краснова М.В., Афиногенов Г.Е. Инструкция по применению и методам контроля качества дезинфицирующего (кожный антисептик) средства «ТефлексА», производство ЗАО «Софт Протектор». – СПб., 2007.
3. Бабушкин А.А., Бажулин П.А., Королев Ф.А. и др. Методы спектрального анализа. – М.: Изд-во МГУ, 1962. 510 с.
4. Василевский А.М., Коноплев Г.А., Торопов Д.К. Аппаратно-программный комплекс для автоматизированного спектрального анализа дезинфицирующих средств на основе полигексаметиленгуанидина / Материалы XII Санкт-Петербургской международной конференции «Региональная информатика-2010». С. 297-298.
5. Кострин Д.К., Ухов А.А. Интерференция в поверхностном слое и метрологические параметры спектрометров с ПЗС-фотоприемниками // Датчики и системы. 2013. № 5. С. 13-15.
6. Юдин Р.В., Кострин Д.К., Шишов Д.И., Ухов А.А. Повышение точности и воспроизводимости результатов колориметрических измерений светоизлучающих диодов // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2013. № 3. С. 8-13.

*Александр Михайлович Василевский,  
д-р техн. наук, профессор,  
Георгий Асадович Коноплев,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра квантовой электроники  
и оптико-электронных приборов,  
Санкт-Петербургский государственный  
электротехнический университет «ЛЭТИ»,  
Дмитрий Анатольевич Светлов,  
канд. техн. наук, генеральный директор,  
ЗАО «Софт Протектор»,  
Владимир Александрович Герасимов,  
ассистент,  
Дмитрий Константинович Кострин,  
ассистент,  
Андрей Александрович Ухов,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра электронных приборов и устройств,  
Санкт-Петербургский государственный  
электротехнический университет «ЛЭТИ»,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: amvasilevsky@mail.ru*

М.П. Буковский, Д.В. Белик

## Система наблюдения и коррекции параметров жизнедеятельности организма человека во сне

### Аннотация

В статье описаны конструкция и принцип работы разработанной биотехнической системы, предназначенной для борьбы с синдромом обструктивного апноэ сна и его последствиями. Система позволит предотвратить внезапную смерть человека во сне в результате остановки дыхания и сердцебиения, а также регистрировать предынсультное состояние человека и сообщать о приближающемся кризисе близким родственникам и лечащему врачу.

### Введение

Синдром обструктивного апноэ сна (СОАС) – это состояние, характеризующееся наличием храпа, периодическим спадением верхних дыхательных путей на уровне глотки и прекращением легочной вентиляции при сохраняющихся дыхательных усилиях, снижением уровня кислорода крови, грубой фрагментацией сна и избыточной дневной сонливостью [1].

При тяжелых формах СОАС может отмечаться до 400...500 остановок дыхания за ночь продолжительностью до 1 мин и более (суммарно – до 3...4 ч), что ведет к острому и хроническому недостатку кислорода во время сна. Это, в свою очередь, существенно увеличивает риск развития артериальной гипертензии, нарушений ритма сердца, инфаркта миокарда, инсульта. СОАС значительно утяжеляет течение ишемической болезни сердца и хронической обструктивной болезни легких [1].

Из-за нарушения целостной структуры сна утром беспокоят разбитость и головная боль. В течение дня отмечается тяжелая сонливость, раздражительность, сниженный фон настроения. Особенно опасны приступы острой сонливости во время управления автомобилем, существенно увеличивающие риск дорожно-транспортных происшествий. Ухудшаются память и внимание, снижается умственная и физическая работоспособность [1].

При тяжелой форме СОАС также развивается нарушение продукции соматотропного гормона (гормона роста) и тестостерона, пики секреции которых отмечаются в глубоких стадиях сна. При СОАС глубокие стадии сна практически отсутствуют, что ведет к недостаточной продукции указанных гормонов [1].

Таким образом, спектр последствий синдрома обструктивного апноэ весьма широк и охватывает в основном сердечно-сосудистую и нервную системы, но также часто затрагивает дыхательную и эндокринную системы. Часть последствий может быть устранена при своевременном лечении первоисточника заболевания. СОАС в наиболее тяжелой и запущенной стадии приводит к появлению серьезных осложнений, требующих не только устранения их причины (самого СОАС), но и безотлагательного лечения их самих. Некоторые из этих заболеваний без должного внимания могут привести к отказу систем органов и к внезапной смерти человека, в том числе во сне.

## **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 применении 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.

Имеются различные приспособления, предназначенные для уменьшения храпа, например, «подтяжки» для подбородка, шейные воротники, удерживающие нижнюю и верхнюю челюсти в сомкнутом состоянии, носовые расширители и воздухопроводы, внутриротовые приспособления. Они могут способствовать снижению интенсивности храпа, но не устранять его полностью [2].

Наиболее надежными и эффективными средствами борьбы с синдромом обструктивного апноэ являются приборы CPAP и 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 создает разное давление на вдохе и выдохе, тем самым облегчая выдох. Данный вариант на сегодняшний день является наиболее эффективным из консервативных методов устранения СОАС. CPAP представляет собой компрессор, который при помощи гиб-

кого шланга соединен с маской, падающей воздух в верхние дыхательные пути под давлением 5...10 см вод. ст. на протяжении всего дыхательного цикла во время сна. Он 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, отек 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 [2].

Существуют также портативные электромеханические подбуживающие устройства, представляющие собой приборы в виде наручных браслетов, которые улавливают звуки храпа и посылают слабые электрические или механические импульсы, раздражающие нервные окончания на руке и таким образом подбуживающие мозг пациента. Выпускается достаточно много разновидностей таких приборов под различными торговыми марками [1].

Эти приборы дают неплохой эффект в том случае, когда пациент лишь иногда похрапывает ночью или храп отмечается только в положении на спине. В этой ситуации прибор может сработать несколько раз за ночь, сон становится на некоторое время поверхностным, и пациент перестает храпеть. Или же в ответ на срабатывание такого «будильника» пациент может сменить позу, например, перевернуться со спины на бок. Фактически получается, что данные устройства не обладают каким-либо лечебным действием, а лишь подбуживают пациента в ответ на возникновение храпа [1].

Если же пациент храпит всю ночь и во всех положениях тела, то данный прибор будет срабатывать всю ночь и постоянно будить человека. Таким образом, эти устройства неприменимы при тяжелом храпе и СОАС. Главным недостатком таких приборов является то, что они срабатывают на любой звук, амплитуда которого превышает определенное значение. Иными словами, прибор будет срабатывать на голос, шуршание постельного белья, посторонние громкие звуки, доносящиеся из соседних комнат, не говоря уже о храпе соседа по комнате или кровати. Устройство будит человека при любом доносящемся звуке. Поэтому при относительно высоком акустическом фоне целостность сна пациента теряется со всеми вытекающими последствиями.

Таким образом, на сегодняшний день не существует единого метода лечения или устранения как простого (неосложненного) храпа, так и синдрома обструктивного апноэ сна и его последствий: внезапной смерти во сне в результате нехватки кислорода или остановки сердца. Существующие технические средства являются узконаправленными и борются каждый с отдельно взятой патологией с переменным успехом. Более того, применение существующих устройств и приборов накладывает определенные социально-бытовые ограничения на пациента, доставляет немалый дискомфорт, заставляющий порой отказываться от лечения.

## **Разработанная система**

В лаборатории «БиоЭМИ» Научно-исследовательского института медицинской инженерии Новосибирско-

го государственного технического университета разработана биотехническая система, позволяющая значительно повысить эффективность устранения как простого храпа, так и храпа, осложненного синдромом обструктивного апноэ сна, снизить вероятность проявления негативных последствий этого заболевания, в том числе внезапной смерти человека во сне.

На рис. 1 представлена структурная схема наиболее полной системы комплексного наблюдения за параметрами жизнедеятельности человека и их коррекции во сне. При разработке структурной схемы производился выбор методов наблюдения за параметрами функционирования организма человека, а также выбор методов воздействия с целью коррекции этих параметров. Так, для определения состояния человека во сне применяют 4 канала сбора данных. Для коррекции состояния пациента применяют 3 вида воздействия.

Для наблюдения за фазой и глубиной сна человека используются два канала сбора данных: канал сбора данных электроэнцефалограммы и канал сбора данных кожно-гальванической реакции. Опираясь на эти данные, можно с высокой точностью определять факт бодрствования/сна, а также его стадию в реальном времени. Данные о глубине и стадии сна необходимы для выбора оптимального воздействия на нервную систему человека. Как уже говорилось выше, методы борьбы с простым храпом неприменимы для борьбы с апноэ. Это связано с пробуждением мозга через определенный промежуток времени после остановки дыхания. Вследствие этого подбуживающее акустическое воздействие, которое применяется в системе для устранения простого храпа, нельзя применять при апноэ. Дифференцировать состояние нервной системы человека при апноэ и при простом храпе помогает детектор сна.

Кроме того, данные о глубине и стадии сна необходимы в том числе и для создания биологической обратной связи, сопровождаемой тормозящим действием 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 в структурной схеме прибора.

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. Напряжение на электродах имеет амплитуду 50...70 В [3].

Основная часть диагностических данных, на основании которых проводится анализ функционального состояния дыхательной и сердечно-сосудистой систем, собирается с помощью микрофона, установленного на шею пациента. Получаемый, усиливается и впоследствии обрабатываемый акустический сигнал несет в себе информацию о дыхании и сердцебиении человека.

Для выделения из всего спектра акустического сигнала спектральных составляющих, наиболее характерных для звуков дыхания, сердцебиения и храпа различной природы, используется специально спроектированный для этой цели цифровой селектор, представляющий собой набор цифровых фильтров. Каждый фильтр выделяет полосу частот, для которых проявление того или иного сигнала является наиболее характерным. При наличии спектральных характеристик, «отвечающих» за определенный сигнал, срабатывает детектор этого сигнала. В случае обнаружения в спектре сигнала гармоник, указывающих на наличие простого храпа, сигнал детек-

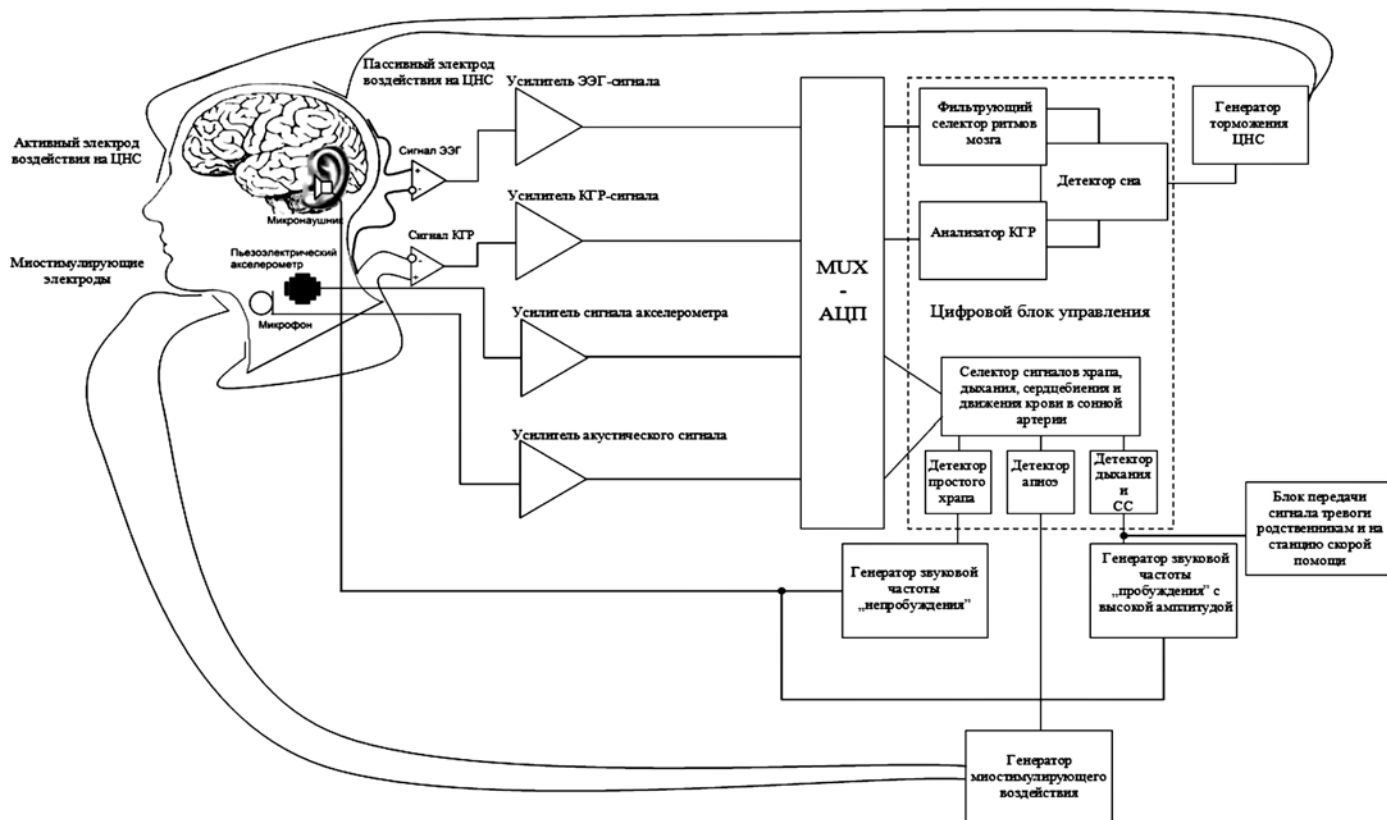


Рис. 1. Полная структурная схема системы комплексного наблюдения и коррекции параметров жизнедеятельности организма во сне

тора активирует специально спроектированный генератор так называемых звуковых частот непробуждения определенной амплитуды. Это и есть подбуживающее воздействие, о котором говорилось выше. Данные частоты подаются на установленный в ушном канале пациента микронаушник. Целью воздействия таких частот является смена стадии сна пациента с последующим изменением его положения в постели или восстановлением мышечного тонуса в районе верхних дыхательных путей. Вместе с тем применяемое воздействие должно быть относительно мягким, чтобы не приводить к резкому пробуждению человека и выходу его из состояния сна. Основание полагать, что такое воздействие возможно, дают труды [5], [6], в которых описываются биоэффективные частоты, воздействие которыми на те или иные системы организма человека оказывает на них влияние. Так, например, вегетативная нервная система человека, включающая в себя симпатическую и парасимпатическую системы, имеет собственные частоты, лежащие в диапазоне от 5 до 150 Гц и выше [5].

Наиболее сложной для технической реализации задачей является дифференцирование между собой сигналов простого храпа и храпа, осложненного апноэ.

Как показывают исследования [7], [8], спектральные характеристики сигналов храпа различной природы сильно различаются в зависимости от этимологии. По происхождению храп можно разделить на несколько групп и подгрупп: носовой храп, ротоносовой храп и храп, возникающий в результате апноэ. Последний, в свою очередь, делится в зависимости от местоположения источника на храп верхнего уровня (выше свободного края мягкого неба) и храп нижнего уровня (ниже свободного края мягкого нёба) [7]. Кроме того, известно [8], что первый и последующие звуки храпа в цикле «апноэ-дыхание-апноэ» также имеют довольно разные спектральные характеристики. На *рис. 2* представлены спектры звуков так называемого простого храпа, природа которого не связана с синдромом обструктивного апноэ.

Как видно из представленных графиков, спектры даже простого храпа сильно отличаются. На *рис. 3* представлены спектры звуков храпа, возникающего при синдроме обструктивного апноэ.

По *рисунку* видно, что спектры звуков храпа при синдроме обструктивного апноэ гораздо сложнее и содер-

жат высокочастотные составляющие. Кроме того, различны также и спектры звуков храпа при первом и последующих вдохах после приступа апноэ. Такое различие между звуками храпов различной природы позволило спроектировать частотный анализатор, который, основываясь на спектральных характеристиках сигналов, будет способен дифференцированно подходить к регистрации храпа. Таким образом, на основе данной технологии можно, во-первых, реализовать скрининговую систему, необходимую для диагностики апноэ, а во-вторых, выбирать подходящее воздействие при устранении простого храпа или апноэ.

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 к моментальному восстановлению дыхания и/или сердцебиения. Если же этого не происходит, то 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.

В качестве вспомогательного канала сбора данных в систему введен высокочувствительный акселерометр. Он позволяет увеличить достоверность детектирования тех или иных сигналов акустическим каналом.

Для устранения апноэ неприемлемо воздействие, применяемое для устранения храпа. В связи с этим был выбран иной тип воздействия, который позволит полностью устранить апноэ и его негативные последствия, не причиняя существенных неудобств пациентам. При разработке метода воздействия за основу были взяты работы [9]-[11], описывающие устранение СОАС путем стимуляции подъязычного нерва, иннервирующего мышцы языка и глотки. Стимуляция подъязычного нерва позволяет держать в тонусе мышцы глотки, что препятствует их спаданию. Проводимые клинические испытания [11] до-

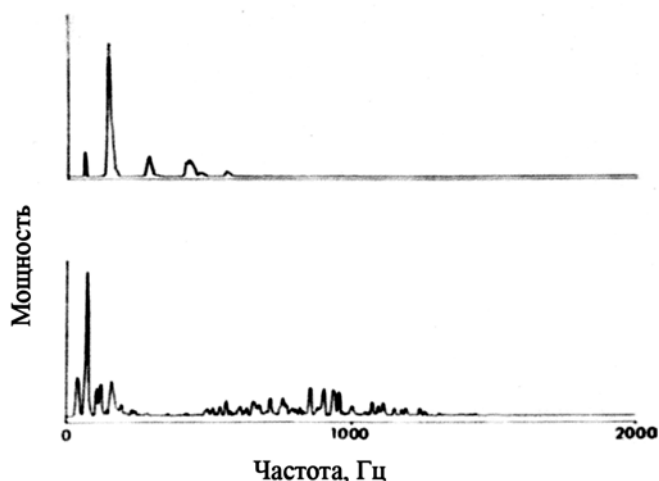


Рис. 2. Спектры мощностей звуков носового храпа (вверху) и ротоносового храпа (внизу) [8]

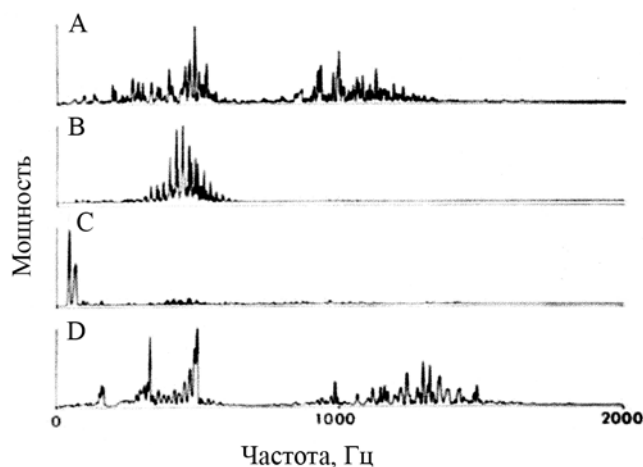


Рис. 3. Спектры мощностей звуков храпов непосредственно после приступа апноэ: А – первый вдох после апноэ; В – второй вдох; С – третий вдох; D – первый вдох нового цикла [8]

казывают высокую эффективность метода при борьбе с ночным апноэ. Недостатком описываемого в указанных работах метода является его инвазивность. Электроды, применяемые для нейростимуляции, имплантируются под кожу пациента. Для разрабатываемой системы проектируется миостимулятор, работающий чрескожно, с использованием накладных, клеящихся электродов. В этом случае применение такого метода воздействия для устранения апноэ было бы целесообразным ввиду удобства его применения пациентами и относительной дешевизны в сравнении с аппаратами СРАР.

## Заключение

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

- 1) изучение физиологических процессов, происходящих в организме человека во сне при возникновении простого храпа, а также апноэ;
- 2) изучение существующих средств борьбы с храпом и СОАС, определение их основных достоинств и наиболее существенных недостатков, препятствующих их повсеместному использованию;
- 3) разработка концепции биотехнической системы, предназначенной для устранения храпа и СОАС, формулировка основных ее задач;
- 4) изучение научной, технической и медицинской литературы с целью выбора оптимального набора методов сбора данных;
- 5) оценка амплитудно-частотных характеристик аудиосигнала храпа человека различной природы и других диагностических показателей;
- 6) изучение научной, технической и медицинской литературы с целью выбора оптимального набора методов воздействия.

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.

### Список литературы:

1. Бузунов Р.В., Легейда И.В. Храп и синдром обструктивного апноэ сна. Уч. пособие для врачей. – М.: Управление

делами Президента Российской Федерации ФГУ «Клинический санаторий «Барвиха», 2011. 77 с.

2. Владыкина Е.В. Устранить храп – дело техники // Hi-Med. Высокие технологии в медицине. 2011.
3. Обросов А.Н., Карачевцева Т.В. Руководство по физиотерапии и физиопрофилактике детских заболеваний. – М.: Медицина, 1987. 384 с.
4. Улащик В.С. Физиотерапия. Универсальная медицинская энциклопедия. – Минск: Книжный Дом, 2008. 640 с.
5. Хабарова О.В. Биоэффективные частоты и их связь с собственными частотами живых организмов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2002. № 5. С. 56-66.
6. Хабарова О.В. Резонансные эффекты в живых организмах. – М.: Препринт ИЗМИРАН, 2000.
7. Huijie X., Weining H., Lisheng Y., Lan C. Sound spectral analysis of snoring sound and site of obstruction in obstructive sleep apnea syndrome // Informa Healthcare: Acta Otolaryngologica. 2010. № 130. PP. 1175-1179.
8. Rogelio Perez-Padilla J., Slawinski E., Difrancesco L.M., Feige R.R., Remmers J.E., Whitelaw W.A. Characteristics of the Snoring Noise in Patients with and without Occlusive Sleep Apnea // American Review of Respiratory Disease. 1993. Vol. 137. PP. 635-644.
9. Eastwood P.R., Barnes M., Walsh J.H. Treating obstructive sleep apnea with hypoglossal nerve stimulation – 2011.
10. Steier J., Seymour J., Rafferty G.F. Continuous transcutaneous submental electrical stimulation in obstructive sleep apnea: A feasibility study – 2011.
11. Hypoglossal nerve stimulation for sleep apnoea – Technology Brief / Health Policy Advisory Committee on Technology, Australia – 2012.

Максим Павлович Буковский,  
аспирант, кафедра ССОД, факультет АВТ, НГТУ,  
мл. научный сотрудник,  
Научно-исследовательский институт  
медицинской инженерии НГТУ,  
Дмитрий Васильевич Белик,  
д-р техн. наук, зав. кафедрой,  
Новосибирский государственный  
технический университет (НГТУ),  
г. Новосибирск,  
e-mail: maxim.bukovsky@mail.ru

А.М. Назаров

## Система для локомоторной терапии

### Аннотация

Система для локомоторной терапии СЛТ предназначена для использования в реабилитационном процессе восстановления двигательной активности пациентов со спинномозговой травмой, черепно-мозговой травмой, ДЦП, перенесших инсульт, заболевания нервной системы. Она позволяет поместить пациента над беговой дорожкой в вертикальном положении, частично скомпенсировать его вес и принудительно передвигать ноги пациента синхронно с лентой беговой дорожки. СЛТ обеспечивает физиологические движения нижних конечностей (ходьбу) пациента посредством системы приводов тазобедренного и голеностопного суставов.

Система для локомоторной терапии (СЛТ) предназначена для роботизированной локомоторной терапии пациентов с нарушением опорно-двигательного аппарата. Методика локомоторной терапии признана одной из самых эффективных реабилитационных технологий восстановления навыка ходьбы во всем мире [1]-[4]. Она заключается в ходьбе на тредмилле с одновременным поддержанием части веса пациента и принудительным пере-

движением его ног по движущейся ленте тредмилла. Вначале пациент просто подвешивался над беговой дорожкой и два методиста помогали передвигать ему ноги. Для облегчения физической нагрузки врачей были созданы роботизированные комплексы «Локомат» в Швейцарии и «ReoAmbulator» в США. Однако они отличаются высокой стоимостью и неудобны для работы.

СЛТ целесообразно использовать при неврологичес-