

4. G.I.M.I.C. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.gimic.jp/>. – Дата доступа: 26.02.2024.

5. Закерничный, И. В. Проблема передискретизации в звуковых генераторах / И. В. Закерничный, А. Ю. Ключкий // Технические средства защиты информации: тезисы докладов XX Белорусско-российской научно-технической конференции, Минск, 7 июня 2022 г. / Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники ; редкол.: Т. В. Борботько [и др.]. – Минск, 2022. – С. 45.

6. Yamaha LSI Data Book Ongen-hen: Detabukku Ongen-hen Catalog No. 7610002 1994.10. – Yamaha Corporation, 1994. – P. 2-111–2-134.

7. SAM D21/DA1 Family Low-Power, 32-bit Cortex-M0+ MCU with Advanced Analog and PWM: Complete Datasheet. – Microchip Technology Inc., 2020. – 1115 p.

8. Закерничный, И. В. Метод управления звуковыми синтезаторами / И. В. Закерничный // Радиотехника и электроника: сборник тезисов докладов 58-й научной конференции аспирантов, магистрантов и студентов, Минск, апрель 2022 / Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники. – Минск, 2022. – С. 84–86.

9. C86CTL FM Sound Chip Control Library for G.I.M.I.C / C86BOX [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://github.com/honet/c86ctl>. – Дата доступа: 26.02.2024.

УДК 616.24-073.43:534.7:615.47

СРАВНЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ КОНТРОЛЯ ПЕРИОДА ДЫХАТЕЛЬНОГО ЦИКЛА ПРИ ВОЗДУШНОЙ И КОСТНОЙ ПРОВОДИМОСТИ АКУСТИЧЕСКОГО СИГНАЛА

Студенты гр. 11302220 Занько А. И., Борисенок Р. А., Валай М. А.

Кандидат техн. наук Богдан П. С., кандидат техн. наук, доцент Зайцева Е. Г.

Белорусский национальный технический университет, Минск, Беларусь

В ряде случаев необходимо производить круглосуточный мониторинг дыхания человека. Проведение таких исследований по традиционной методике, т. е. с использованием микрофона при воздушной проводимости затруднительно. Поэтому в качестве альтернативы была исследована возможность получения акустического сигнала посредством костной проводимости, т. е. со стационарным контактом микрофона с поверхностью тела.

Звуки дыхания испытуемого были записаны в покое и после физической нагрузки в виде 15 приседаний. Для записи использовались два смартфона одинаковой модели. Запись двумя смартфонами производилась одновременно. Для исследования воздушной проводимости первый смартфон был удален на 50 мм от носа, а второй контактировал с подключичной ямкой.

Результаты одновременной записи аудиограмм и пространственно-временных распределений сигнала до и после физической нагрузки с использованием воздушной и костной проводимости одинаковыми записывающими устройствами представлены на рис. 1.

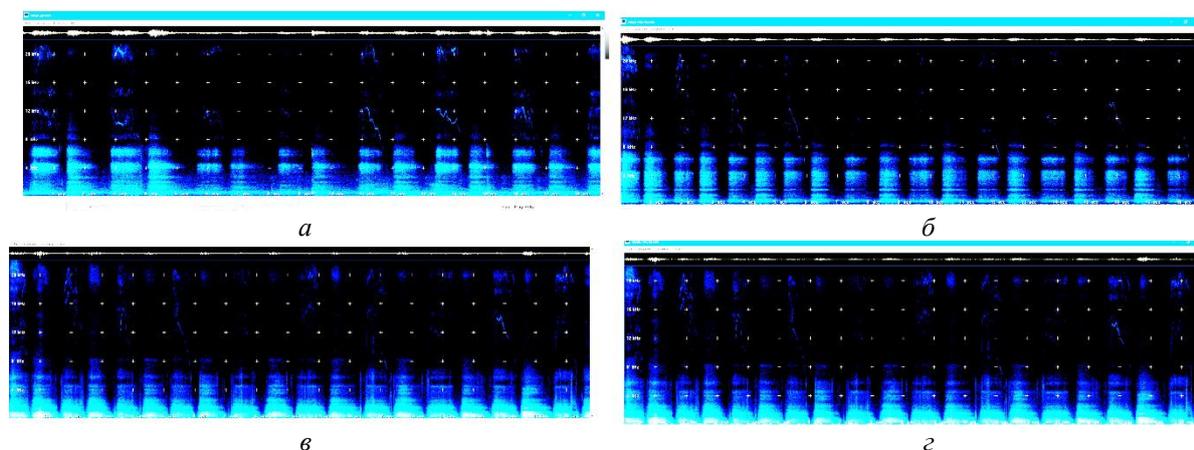


Рис. 1. Аудиограммы (сверху) и пространственно-временные распределения сигнала (снизу) до (а) и после (б) физической нагрузки с использованием воздушной проводимости, то же (в) и (з) с использованием костной проводимости

Обработка звуков дыхания осуществлялась в программах *Gram*, *Microsoft Excel*. В результате обработки было установлено, что при костной проводимости средние значения периода

дыхания оказались соответственно до и после нагрузки на 27 % и на 15,7 % больше, чем при воздушной. Это объясняется поглощением сигнала в твердых и жидких субстанциях организма и в результате ослаблением его амплитуды на выходе из тела, т. е. чувствительность микрофона при костной проводимости оказалась недостаточной для точной фиксации моментов начала и конца выдоха. При костной проводимости начало вдоха фиксировалось позже, а конец выдоха – раньше, чем при воздушной. Отсюда очевидна необходимость использования при анализе периода дыхания более чувствительного микрофона. В то же время для исследования более длительных сигналов, в том числе времени восстановления периода дыхания после нагрузки (например, 22 с в конкретном случае) относительная погрешность при сравнении результатов исследования по воздушной и костной проводимости оказалась практически равной нулю. Таким образом, для мониторинга звуков дыхания возможно использовать методику костную проводимости, устанавливая чувствительный миниатюрный микрофон в контакте с телом.

УДК 615.47

УМНЫЕ ВЕСЫ ДЛЯ ДЕТЕЙ

Студент гр. МС-401 Зиёмухаммедова М. Х.

Ст. преподаватель Махмудов С. Й.

Совместный Белорусско-Узбекский межотраслевой институт прикладных технических квалификаций в городе Ташкенте, Ташкент, Узбекистан

Интеллектуальные весы для детей с системой подогрева и измерением высоты при посадке представляют собой инновационное медицинское устройство, разработанное для обеспечения точного и комфортного измерения веса и высоты у детей. Эти весы обладают дополнительными функциями, такими как автоматическая система подогрева и измерение высоты при посадке.

Система подогрева в интеллектуальных весах для детей предназначена для создания комфортных условий при проведении измерений. Дети, особенно младенцы, могут быть чувствительны к холоду, что может вызывать дискомфорт и искажать результаты измерений. Система подогрева в весах позволяет поддерживать оптимальную температуру поверхности весов, чтобы снизить дискомфорт и обеспечить более точные результаты измерений.

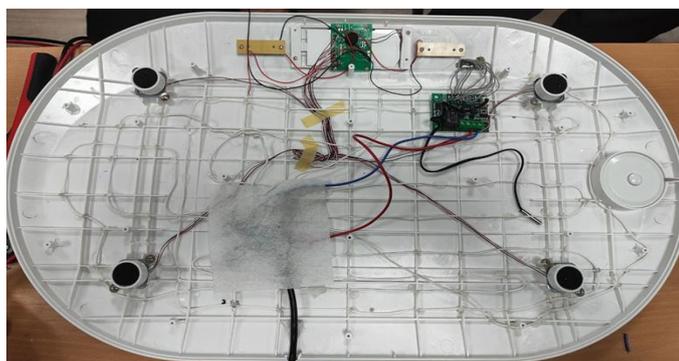


Рис. 1. Внутренний вид подогрева

Система подогрева может быть реализована с использованием нагревательных элементов, расположенных под поверхностью весов. Температура нагрева контролируется и поддерживается автоматически, чтобы предотвратить перегрев или недостаточное нагревание. Интеллектуальные весы для детей также обладают функцией измерения высоты при посадке на них. Это особенно полезно для мониторинга роста детей на регулярной основе. При посадке на весы, интегрированные сенсоры или оптические системы могут автоматически измерять высоту ребенка. Эти данные затем могут быть сохранены и использованы для отслеживания роста и развития ребенка.

Измерение высоты при посадке может быть реализовано с помощью лазерных или оптических датчиков, которые сканируют ребенка при посадке на весы и определяют его