

# АКУСТИЧЕН МЕТОД ЗА МОНИТОРИРАНЕ НА АПНЕЯ

инж. Добромир Пемков Добрев - ЕМА ИНЖЕНЕРИНГ ЕАД - София

**Abstract.** *The Sudden Infant Death Syndrome (SIDS) is a frequent life threatening event of children from birth to about one year of age. In many developed countries this is the cause of almost 1/3 of the overall death rate. The sudden death of an apparently healthy baby, its condition verified by meticulous postmortem investigation, remains unexplained. Various hypotheses have been proposed for the incidence and effects of SIDS. It is presently accepted by all researchers, that the sleep apnea has a major significance for the emergence of SIDS or for other life threatening conditions. The only preventive measure, believed as highly effective, is continuous breathing and/or heart rate monitoring, combined by readiness for taking appropriate action in the event of apnea or marked bradycardia.*

*Existing monitoring instruments are mostly based on mechanical detection of breathing movements or on measurement of chest electrical impedance. They are not fully effective in cases of obstructive apnea, where respiratory movements may occur, but no air flows to the lungs. Acoustic monitoring was tried by detection of breathing sound, but it was not routinely accepted.*

*A modification of the acoustic breathing monitoring method is proposed here, using a piezoelectric sensor, affixed laterally on the neck over the trachea. Miniature microphones previously used for the purpose are difficult to attach and sensitive to external noise, making them unreliable. These drawbacks are practically eliminated by the use of a flat piezoelectric crystal, mounted on a small thin metal plate (piezo buzzer). It is easy to place and affix on the neck and its low sensitivity to external noise is further improved by an upper layer of foam rubber.*

*Comparative testing in real environment with an electret microphone showed a superior insensitivity of the piezoelectric sensor to external noise, speech etc.*

*The electronic circuitry includes a preamplifier, band pass filters, envelope detector and low frequency amplifier. The output signal adequately reproduces breathing activity.*

*The respiratory cycle is divided into inspiration and expiration phases, appearing as separate waves in quiet breathing. The two waves merge in fast breathing. An important advantage of the method is that tracheal sound is directly related to lung ventilation. The absence of air flow is detected by the lack of breathing sounds and this is an indication of obstructive and other type of apnea.*

*The acoustic apnea monitor proposed here can be used as a stand alone device or as a supplement to existing monitoring techniques of SIDS threatened children, with the aim of improving detection reliability.*

Синдромът на внезапната немска смърт ( Sudden Infant Death Syndrome - SIDS ) е един от най-често застрашаващите живота при деца по време на постнеонаталния период ( от едноседмична до около едногодишна възраст ). В много развити страни на този синдром се дължи близо 1/3 от общата немска смъртност . Внезапната смърт на видимо здраво дете, гори след задълбочено аутопсионно изследване остава необяснена . Предложени са много хипотези, с които се прави засега неуспешен опит да се обяснят възникването и проявите на SIDS . Повечето от изследователите са на мнение, че SIDS се дължи на комплекс от причини, по-важните от които са следните:

- смутена регулация на дишането поради незрелост на центъра на дишане;
- хиперреактивни рефлекси от страна на дихателната система и увреждания на дихателните пътища;
- сърдечни аномалии, като удължен QT интервал, склонност към брадикардия, предсърдни екстрасистоли и камерна фибрилация.

Наблюденията показват, че в повечето случаи SIDS настъпва в резултат на спиране на дишането и затова апнея - хипотезата, предложена от A. Steinschneider, е общоприета. Описани са три типа апнея:

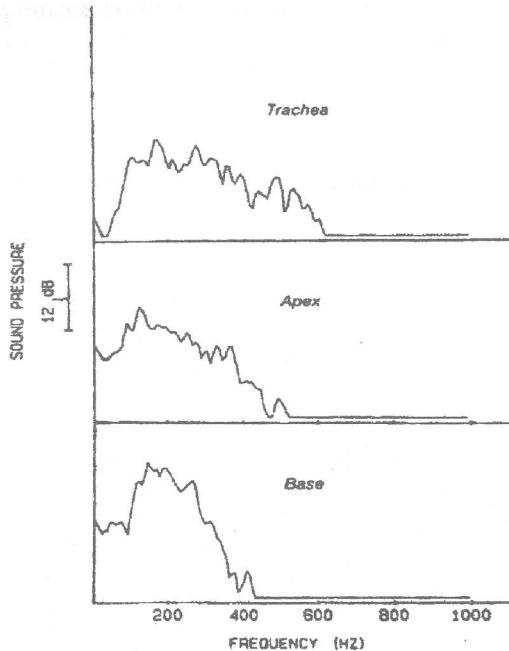
- обструктивна - настъпваща при спиране на притока на въздух в дихателните пътища;
- централна - при която липсва централен импулс за дихателни движения;
- смесена - дължаща се на прекъсване на въздушния поток поради липса на дихателни движения, последвано от неефективно възстановяване на дишането [ 1, 2 ].

Единствено доказана засега мярка с висока ефективност в профилактиката на синдрома е генонощното мониториране на дишането, често и на сърдечната дейност, с готовност за оказване на необходимата помощ при появя на апнея и изразена брадикардия.

Съществуващите монитори следят най-често дихателните движения или електричния импеданс на гръден каш. Те регистрират артефакти от движения на пациента и не са ефективни при обструктивни апнеи или плитко диафрагмено дишане. За сигурното регистриране на епизодите с апнея е необходимо сензорната система на монитора пряко да реагира на белодробната вентилация, т. е. на наличието на въздушен поток през трахеята. Традиционно в този случай е използването на термистор, приложен към носа или устата, за отразяване на температурните промени между вдишвания и издишвания въздух. Методът се прилага при възрастни, а при деца с риск от SIDS, където се налага продължително наблюдение, обикновено не е сигурен, поради изместяване на термистора от въздушния поток. Освен това, за прецизна работа е необходимо използването на маска върху носа и устата, тъй като потокът може да преминава само през един от тези изходи. Използването на маска е крайно нежелателно при новородени.

Възможно е регистрирането на дишането да се извърши по акустичен път на базата на шума от обмена на въздух [ 3, 4, 5, 6 ]. Въздушният поток при дишане предизвиква шум, който може да се регистрира с помощта на микрофон поставен над трахеята или на гърдите. Полученият сигнал е с честотни компоненти между 100 - 600 Hz или между 100 - 400 Hz в зависимост от това дали микрофонът е поставен на трахеята или върху гръдената стена. На фиг.1 е показан спектърът на сигнала при различни места на поставяне на микрофона [ 3 ]. Съществено предимство на така получения сигнал е това, че той съответства на наличието или не на въздушен поток през трахеята. Необходима е висока чувствителност на използвания микрофон, за получаването на качествен сигнал. От друга страна тя е недостатък, при наличните видове микрофони, тъй като води до регистриране на нежелани околнни звукове, говор и пр. Това ограничава широкото приложение на метода.

В настоящото изследване е синтезирана модификация на акустичен монитор, при който за сензор е използван пиезоелектричен елемент



Фиг. 1. Спектър на шума от дишане.

блоковата схема на синтезирания акустичен монитор.

от вида звуков излъчвател (piezo - buzzer). Основно негово предимство е слабата му чувствителност към звукови сигнали издаващи от разстояние, т. е. от странични нежелани излъчватели, до които не е непосредствено прилепен. В конкретния случай той се поставя и механично контактува странично на шията над трахеята. Нечувствителността му към околни шумове се повишава допълнително посредством външен защитен пласт от дунапрен. Освен това, той има и други предимства като ниска цена и лесна изработка в произволна форма и размери. В случая е използван пиеозелектричен преобразувател с външен диаметър 26 mm.

На фиг.2 е показана

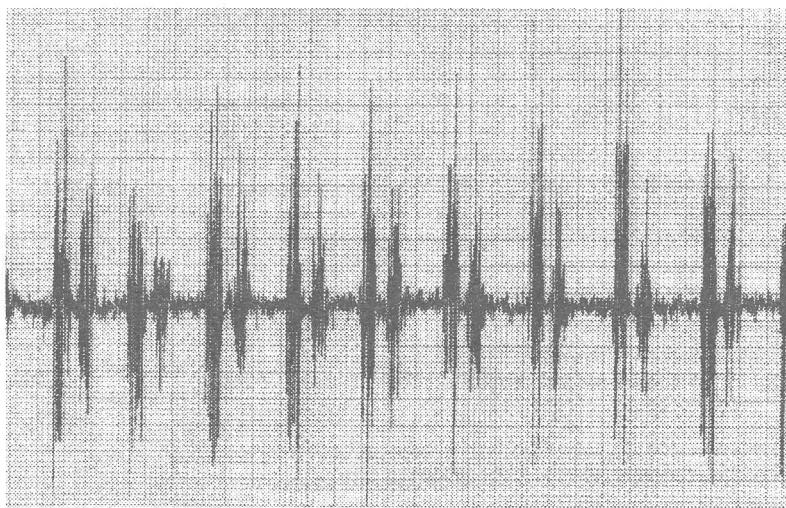


Фиг. 2. Блокова схема на акустичен монитор.

Сигналът от преобразувателя се усилва 1000 пъти от високоимпедансен инструментален усилвател. Усиликането е разпределено между входното стъпало (100 пъти) и следващото, което е с регулируем коефициент на усиливане. От фиг.1 се вижда, че енергията на полезната сигнал е съсредоточена в честотна област 100 - 400 Hz. Този спектър е отделен с помощта на лентов филтър с апроксимирана предавателна функция по Butterworth. Филтърът е от 4 пъти, с цел минималното влияние на нежелани спектрални съставки и е изграден по известната схема на

P. Sallen & L. Key, имаща проста конфигурация. В изхода на филтъра сигналът е амплитудно модулиран от процеса на дишане. Демодулирането на този сигнал се осъществява чрез двутактното му изправяне с помощта на активен детектор, а обвивката е отделена с НЧ филтър от 2 ред с гранична честота 2 Hz. Полученият в изхода на филтъра сигнал съответства на дихателната дейност.

На следващите фигури са показани получените в лабораторни условия

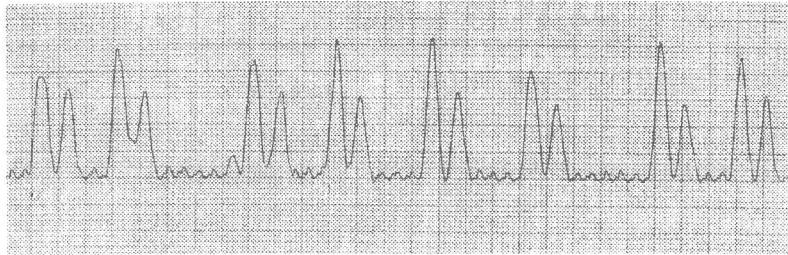


Фиг.3. Дихателен акустичен сигнал след филтриране.

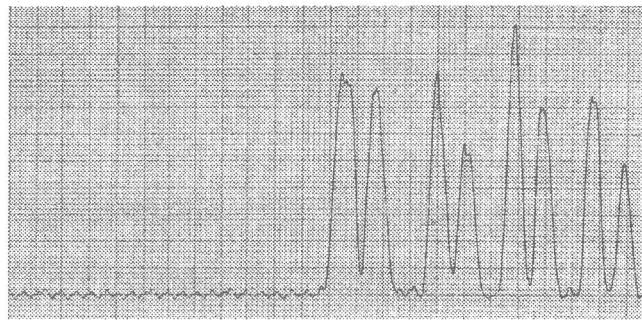
резултати. Записите са направени с помощта на микроточков термопринтер. На фиг. 3 е показан усиления и филтриран акустичен сигнал от дишане, преди той да бъде детектиран, а на фиг. 4 - демодулирания сигнал от изхода на схемата. Чувствителността е 200 mV/cm, а скоростта на хартията 3 mm/s. Сигналът е разделен на инспираторна и експираторна компонента, изразени като отделни вълни при спокойно дишане.

На следващите фигури са показани задържане на дишането, последвано от дълбоко дишане - фиг. 5 и запис на бързо дишане - фиг. 6. При него две вълни от вдишване и издишване се сливат. Направени са сравнителни изследвания с електротен микрофон. Чувствителността на микрофона към околнни шумове е много по-висока, което е негов недостатък.

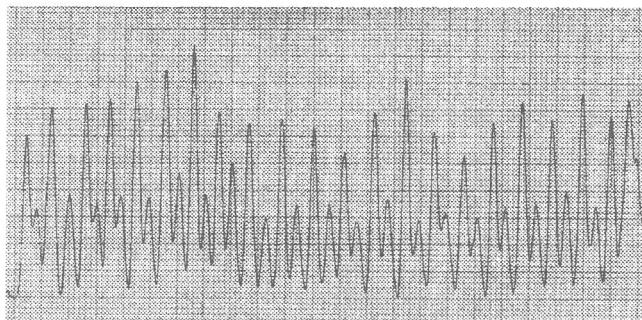
Направените записи показват, че пиеゾелектричният преобразувател с успех може да се използва вместо микрофон за акустично регистриране на дишане. От качествено получена пневмограма ( без артефакти ), сигнал за алармиране на епизоди на апнея се получава просто, чрез прагово



Фиг. 4. Пневмограма при спокойно дишане.



Фиг. 5. Задържане на дишането и дълбоко дишане.



Фиг. 6. Пневмограма при бързо дишане.

ниво, компаратор и чакащ мултибирамор, презапускащ се от всеки цикъл на дишане. По-сигурно това би било, ако след аналого-цифрово преобразуване сигналът се подложи на подходяща софтуерна обработка за разпознаване периодите на апнея [ 6 ].

Предложението акустичен монитор за апнея може да се използва самостоятелно или в допълнение към наличните мониторни системи при деца застрашени от SIDS, за повишаване сигурността на детектиране.

## БИБЛИОГРАФИЯ

1. Robert C., *Sudden infant death syndrome*, Pediatric Respiratory Disease. Diagnosis and Treatment, 1993, p. 579 - 583.
2. Maynard C., Obstructive sleep apnea syndrome, Pediatric Respiratory Disease. Diagnosis and Treatment, 1993, p. 563 - 574.
3. William W., *Lung sounds and phonopterumography*, Pediatric Respiratory Disease. Diagnosis and Treatment, 1993, p. 67 - 72.
4. Heemels J., *Tracheal sound detector*, Med. & Biol. Eng. & Comput., 24, 1986, p. 182 - 185.
5. Werthammer J., *Apnea Monitoring by Acoustic Detection of Airflow*, Pediatrics, Vol. 71, 1, 1983, p. 53 - 55.
6. Peirick J., *Automated apnoea detection by computer: analysis of tracheal breath sounds*, Med. & Biol. Eng. & Comput., 21, 1983, p. 632 - 635.