

# РЕГИСТРИРАНЕ НА ДИХАТЕЛНА ДЕЙНОСТ ЧРЕЗ ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАФСКИ СИГНАЛИ

инж. Добромир Пемков Добрев - ЕМА ИНЖЕНЕРИНГ ЕАД - София

**Abstract.** *The Sudden Infant Death Syndrome (SIDS) is one of the most frequent fatal events in children from birth to about one year of age. It is accepted, that sleep apnea has a major impact on the emergence of the syndrome or of other life threatening conditions. The only established preventive measure is continuous respiration and heart rate monitoring, combined with readiness to act in the occurrence of apnea or marked bradycardia. It is accepted that reduction of the heart rate with 20 bpm or more with respect to the mean of the preceding 2 min period or a rate lower than 100 bpm for about 15 s is a threatening event.*

Heart rate is the most frequently monitored parameter in critical patient care. This is due to the high reliability of the acquisition and processing of electrocardiogram (ECG) signals. Therefore, the idea of extracting respiration related signal from the ECG was developed. It is known that QRS amplitude is modulated by respiration, due to changing the heart position and respectively of the heart electrical vector, caused by diaphragm and chest movements. The modulation is not deep and depends on the body posture too, making the choice of ECG lead quite critical. These difficulties prevented application of the method in practical monitoring systems.

*The advantage of using the same electrodes for ECG and respiration monitoring is considerable, therefore we were motivated to try and improve the reliability of this method.*

*In the present investigation we used lead I. A circuit was developed for amplification and storage of the R-S amplitude of successive QRS complexes, while existing methods make use of the R wave amplitude only. In quiet breathing, relative QRS amplitude changes up to about 25% were obtained in inspiration and expiration.*

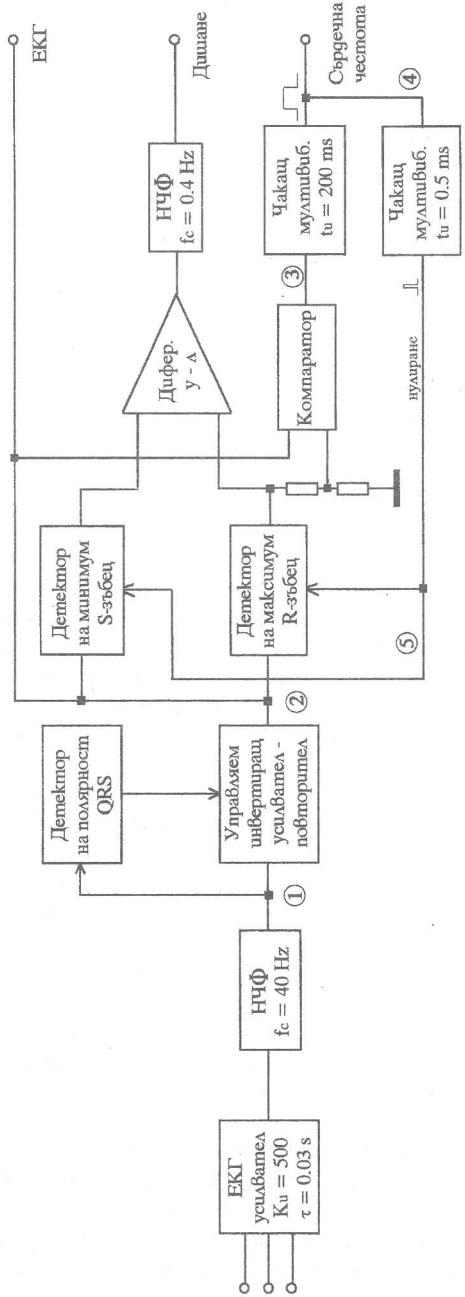
*Modulation signals synchronously with acoustic respiration signals were recorded. Full correlation of both signals was present, taking into account that the acoustic signal appears twice in a respiration cycle. Further investigations are necessary in different body positions and during posture changes, as well as with different ECG leads, in order to completely assess the reliability of respiration signal extraction from the ECG.*

*The method considered facilitates the detection of respiration and heart rate from the same pair of electrodes and it could find application in monitoring by comparison of respiration and heart rate variations and apnea detection in SIDS threatened infants.*

Синдромът на внезапната детска смърт ( Sudden Infant Death Syndrome - SIDS ) е една от най-честите фатални причини при деца на възраст до около една година. Много хипотези са изказани с цел той да бъде обяснен. Общоприето е, че апнеята по време на сън има значителна роля за появата на синдрома или възникването на моменти застрашаващи живота на детето. Единствената доказана засега мярка с висока ефективност в профилактиката на синдрома е деновощното мониториране на дишането и на сърдечната дейност, с готовност за оказване на необходимата помощ при появя на апнея и изразена брадикардия [ 4 ].

Сърдечната честота е най-често използвания показател при наблюдение на критично болни. Това се дължи на високата сигурност, с която електрокардиографските ( ЕКГ ) сигнали се снемат усилват и обработват. Поради това възниква идеята за извличане на сигнал съответстващ на дихателната дейност от ЕКГ сигнала.

Някои от изследванията с такава цел [ 3, 6 ] са насочени към корелацията между сърдечната честота и дихателната дейност. Връзка между двете е наблюдавана и е известна като RSA - респираторна синус аритмия. Изразена е в промяна на R - R интервалите, като при апнея те



Фиг. 1. Блокова схема за регистриране на дихателна ритмичност чрез ЕКГ сигнал.

нарастват, т. е. настъпва брадикардия. Директното получаване на сигнал за дишане от тази промяна обаче е невъзможно, тъй като сърдечният ритъм се влияе от много други показатели и респираторната му модулация не е строго изразена. По забавянето на сърдечната честота може да се предположи вероятен епизод на апнея. Ако честотата намалее с 20 удара в минута от усреднената за предишни период от 2 минути или спадне под 100 удара в продължение на около 15 s, га се алармира за застрашаващо живота на детето явление [ 5 ].

От друга страна, известно е, че ЕКГ сигналът е амплитудно модулиран от дихателната дейност.

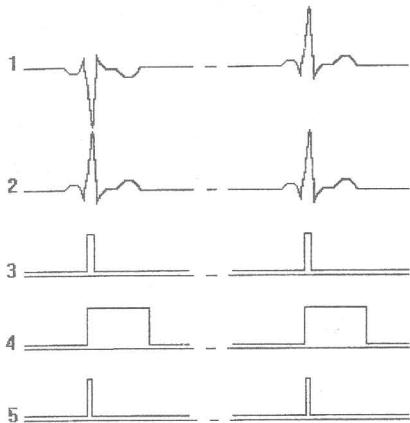
В теорията на електрокардиографията сърцето се разглежда условно като дипол, чийто електричен вектор изменя своята големина и посока по време на сърдечния цикъл. Проекцията на този вектор може да се регистрира върху ос, формирана от двойка електроди разположени по повърхността на тялото. Регистрираното напрежение е пропорционално на големината на тази проекция.

При дишане са характерни движени на гръденния кош и диафрагмата спомагащи за поемането и издишването на въздуха в и от белите дробове. Тези движения предизвикват промяна в ориентацията на сърцето и следователно на посоката на сърдечния електричен вектор спрямо оста на отвеждане. Това от своя страна се отразява на амплитудата на регистрираното напрежение. Модулацията на ЕКГ сигнал не е дълбока и се влияе от положението на цялото тяло, като значение има и изборът на отвеждане. Това ограничава използването на метода за практическо приложение в мониторни системи.

Преимството от едновременното получаване на сигнали за сърдечната и дихателната дейност е съществено, поради което си поставихме за цел повишим сигурността на разглеждания метод.

В настоящото изследване е използвано I отвеждане. Синтезирана е схема, която след усилване запомня амплитудата R - S на всеки QRS комплекс, за разлика от съществуващите методи, при които се измерва само амплитудата на R вълната. По този начин се постига по-голяма чувствителност към амплитудните промени на ЕКГ сигнал, а това води до извлечане на по-добър сигнал за дишане. В случая е необходима идентификация на QRS комплексите и формирането на реперен импулс в точно фазово съотношение с тях. Това обикновено се извършва чрез филтриране и амплитудна дискриминация на сигнала, тъй като комплексите са с много по-голяма амплитуда. На фиг. 1 е показана блоковата схема, по която е разработен макет, с помощта на който са направени лабораторни експерименти. С времедиаграмите на фиг. 2 е нагледена работата ѝ.

Усиленият ЕКГ сигнал е с честотна лента 5 - 40 Hz. Той е частично диференциран от разделителната времеконстанта на усилвателя ( $\tau=0.03s$ ), която е по-малка от стандартната с цел подискане на високи P - T вълни и дрейф на нулевата линия. Спектърът на сигнала е ограничен до 40 Hz с НЧФ от II рег, с което се премахва опасността от изра-



Фиг. 2

Ако ЕКГ сигналът е с положителен R зъбец, управляемия инвертиращ усилвател повтаря сигнала, ако той е отрицателен - го инвертира. Сигнал за управление се получава от компаратор, сравняващ максималната с минималната стойности на сигнала, получени от пасивни върхови детектори. По-нататък ЕКГ сигнал е със строго положителен R зъбец ( фиг.1, фиг. 2 ).

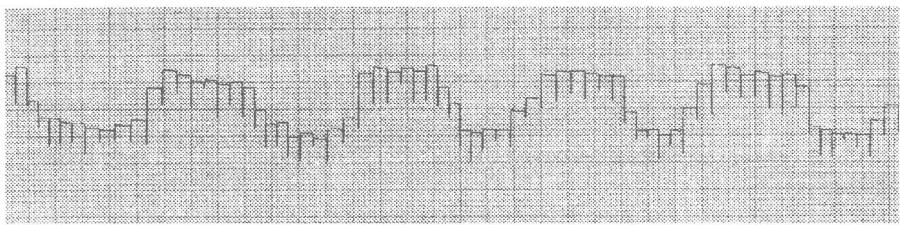
Така обработен, ЕКГ сигналът се подава на активни детектори на максимум-минимум, запомнящи амплитудата на R-S зъбците до следващия QRS комплекс, след което те се нулират ( в частта Q - R ) и запомнят новите стойности.

Синтезираната схема работи с автоматично формиране на нивото на дискриминация на базата на запомнената максимална стойност на сигнала от предходния QRS комплекс. При достигане на нов QRS с амплитуда над половината от тази запомнена стойност, компараторът сработва и запуска чакащ мултивибратор, който се самоблокира и генерира импулс с продължителност 200 ms. Така допълнително се изключва възможността за второ сработване през това време ( евентуално висока Т вълна ). По положителния фронт на генерирания импулс се запуска втори чакащ мултивибратор, който нулира детекторите. Нулирането става за време 0.5 ms в частта QR, след което амплитудите на R и S вълните се запомнят съответно от детекторите на максимална и минимална стойност. Разликата от запомнените стойности се получава в изхода на диференциалния усилвател, а стъпаловидният характер на получената крива се изглежда от включението НЧФ.

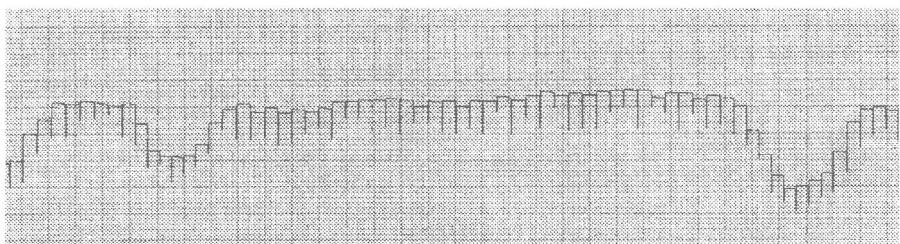
На следващите фигури са приложени получените в лабораторни условия експериментални резултати. При спокойно дишане могат да се

богдането на реперен импулс от случайни високочестотни смущения [ 1, 2 ].

За запомняне на амплитудната разлика между R - S зъби е необходимо получаването на реперен импулс в частта Q - R на QRS комплекса, като същият трябва да бъде с определена полярност ( напр. положителен R зъбец ). По тази причина в схемата е включен управляем от полярността на сигнала инвертиращ усилвател, в изхода на който ЕКГ сигнал е с положителна R вълна, без значение от размяната на електродите при поставянето или от ориентацията на сърцето.



Фиг. 3. Сигнал от изхода на детектора на максимум ( R зъбец ).



Фиг. 4.Сигнал от изхода на детектора на максимум ( R зъбец )  
при задържане на дишането.

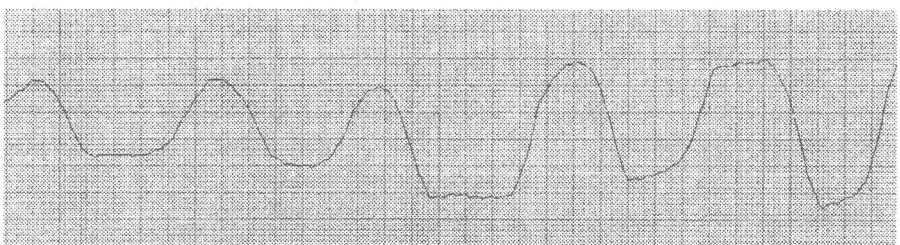
наблюдават до около 25 % относителни промени при вдишване и издишване.

На фиг 3 е показан сигналът в изхода на детектора на максимум при спокойно дишане и седнало положение, а на фиг. 4 - при задържане на дишането.

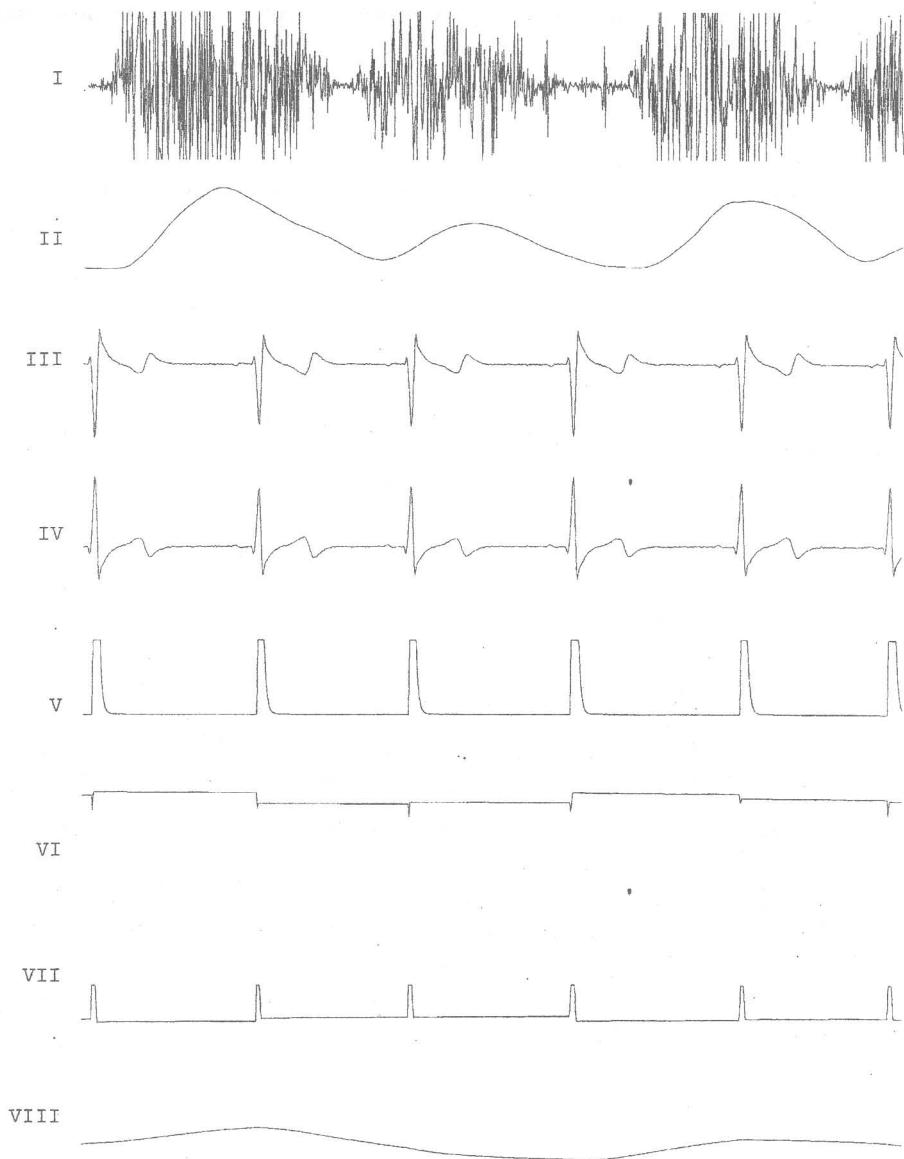
На фиг 5 е показан сигналът в изхода на схемата след филтриране. Горните записи са направени с помощта на микроточков термопринтер. Чувствителността е  $400 \mu\text{V}/\text{cm}$ , а скоростта на хартията - 3 mm/s.

На фиг. 6 е представен многоканален запис, с който е направено сравнение с пневмограмма от акустичен монитор. Едновременно са записани 8 канала, с помощта 12 битов АЦП за персонален компютър IBM PC/AT.

Показаните сигнали са съответно:



Фиг. 5. Пневмограмма получена от ЕКГ сигнал.



Фиг. 6. Многоканален запис, илюстриращ работата на схемата.

- I и II канал - дихателни сигнали от акустичен монитор - преди и след демектирането им;
- III и IV канал - ЕКГ сигнал - преди и след управляемия инвертиращ усилвател, с чувствителност  $1\text{mV/cm}$ ;
- V канал - изход на компаратора, изработващ реперен импулс ( $4\text{V/cm}$ );
- VI и VII канал - изходи на демектори на максимум и минимум ( $\text{R}$  и  $\text{S}$  зъбци), чувствителност  $1\text{mV/cm}$ ;
- VIII канал - филтрираната разлика от  $\text{R-S}$  амплитудите ( $1\text{mV/cm}$ ).

От направения запис се вижда съответствие между циклите, като се има предвид, че сигналът от акустичния монитор е с удвоена честота.

Необходимо е по-нататъшно изследване на ефективността на метода при различни положения на тялото и различни отвеждания, в реални клинични условия.

Разгледаният метод улеснява регистрирането на дихателната дейност и може да намери приложение за едновременно мониториране, съпоставяне и анализ на сърдечната и дихателната честота и апнеите при деца застрашени от SIDS.

## БИБЛИОГРАФИЯ

1. Даскалов И., *Усиливане и обработка на ЕКГ сигнали*, Съвременни проблеми на електрониката в медицината, Тематичен сборник, Техника, 1978, стр. 145 - 188.
2. Доценски И., *Измерване на честотата на сърдечната дейност*, Съвременни проблеми на електрониката в медицината, Тем. сборник, Техника, 1978, стр. 189 - 222.
3. Curzi-Dascalowa, *Relationship between respiratory pauses and heart rate during sleep in normal premature and full-term newborns*, Journal of Developmental Physiology, 11, 1989, p. 323-330.
4. Robert C., *Sudden infant death syndrome ( SIDS )*. Pediatric Respiratory Disease. Diagnosis and Treatment, 1993, p. 67 - 72.
5. Werthammer J., *Apnea Monitoring by Acoustic Detection of Airflow*, Pediatrics, Vol. 71, 1, 1983, p. 53 - 55.
6. Zhao L., *Respiration derived from the electrocardiogram during heart rate variability studies*, 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1994, p. 123 - 124.