

# ПРЕДВАРИТЕЛНА ОБРАБОТКА И МАТЕМАТИЧЕСКИ АНАЛИЗ НА PPG СИГНАЛИ

## PREPROCESSING AND MATHEMATICAL ANALYSIS OF PPG SIGNALS

**Galya Georgieva-Tsaneva**

*Institute of Robotics - Bulgarian Academy of Sciences*

*E-mail: galitsaneva@abv.bg*

### Abstract

*The report presents the main research trends in the preprocessing and mathematical analysis of photoplethysmographic signals. The use of PPG in recent years has grown in parallel with the deepening penetration of modern technology in people's daily lives. At the same time, the modernization of technology has led to the miniaturization of optical sensors. A detailed overview of the state of PPG technology today and the possibilities of using PPG sensors for reporting and long-term monitoring of the health of people in their daily lives is offered. The report considers methods for noise reduction in photoplethysmographic signals based on the use of discrete wavelet transform and threshold processing of the obtained coefficients. A comparison is made between the presented methods on the basis of evaluation parameters.*

**Keywords:** photoplethysmographic signals; preprocessing; denoising; threshold processing; PPG device; health monitoring.

### 1. ВЪВЕДЕНИЕ

Днес приложението на фотоплеизмографските сигнали (PPG) е нарастнало значително в сравнение с използването на електрокардиографските сигнали (ЕКГ). Това се дължи на непрекъснато усъвършенстващите се съвременни оптични технологии за производство на PPG сензори, нарастване на тяхната точност при регистрация на сигнала и миниатюризацията. Освен това се отбелязва напредък и в клиничната и практическата приложимост на PPG сигналите при диагностициране на сърдечно-съдови заболявания. Посредством най-новите технологии като Интернет на нещата, Интернет на здравните неща, генетични алгоритми, изкуствен интелект и биосензори, непрестанно нараства използването на PPG, което води до персонализиран напредък в електронното здравеопазване и здравните грижи. В последните години PPG сигнала се превърна във важен инструмент за диагностика на много заболявания, поради своята простота, добро съотношение цена/полза, лекотата на получаване на сигнала и неинвазивна технология на получаването му.

Днес PPG сигналите могат да се използват за оценка на заболявания на сърдечносъдовата система, като например атеросклероза, артериална скованост [1]. Математическите анализи на извлечените времеви серии дават възможност да се изследват емоционални състояния, стрес [2, 3], натоварване, промени, предизвикани от физическа активност [4], да се прави биометрична идентификация [5, 6], изследване на когнитивни отговори. Създават се различни видове приносими устройства [7], регистриращи и анализиращи PPG сигнали.

**Целта на настоящата статия** е да се представят получени резултати от изпълнението на проект „Изследване на приложението на нови математически методи за

анализ на кардиологични данни“, финансиран от Фонд Научни Изследвания, свързани със създаване и изследване на математически методи за предварителна обработка на фотоплетизмографски сигнали (изследване на алгоритми за намаляване на шума). В статията са показани резултати, получени при предварителната обработка на реални фотоплетизмографски записи.

## 2. ИЗЛОЖЕНИЕ

### 2.1. Обзор

Фотоплетизмографските сигнали се получават в резултат на осветяване на тъканта от светлинен диод, а детектор отчита интензитета на светлината, след проникването ѝ в тъканта, който интензитет зависи от редица фактори [8] – обем на кръвта в кръвоносните съдове, еластичност на стените на съдовете, скорост на кръвния поток и други. Установено, че периодичността на PPG сигнала съответства на сърдечния ритъм.

Взаимодействието на оптичните сензори с човешката тъкан е сложно явление, което включва разсейване, поглъщане и отражение на светлината. Научните изследвания са показали, че червената и инфрачервената светлина се пропуска от тъканите с минимално взаимодействие с тях. Установено е, че дълбочината на проникване на светлината е пропорционална на дължината на излъчваната вълна от сензора. Доказано е, че зелената светлина е най-подходяща за определяне на циркулиращия кръвен поток, жълтата светлина за изчисляване на перфузията на тъканта, разположена под повърнината, а инфрачервената и близките до нея – за определяне на кръвния поток във вътрешните тъкани.

Най-големият недостатък при използване на различните видове сензори е наличието на дискомфорт при ежедневните дейности от тяхното поставяне върху човешкото тяло. Предпочитани места от гледна точка на местоположение на сензорите и ефективност при регистриране на сигналите са пръстите на ръцете, ушната мида, китките на ръцете, въпреки ограничената кръвна перфузия на тези места.

Според начина на измерване на светлината, има два вида сензори: работещи с отражение и с предаване на светлината. При отражателния метод източникът и фотодетекторът са разположени от една и съща страна на тъканта, което дава възможности за поставяне на сензора на по-вече места. При предавателния метод източникът и фотодетекторът са разположени на различни места и преминаващата светлина се приема директно от детектора. Предавателния метод осигурява по-добро качество на регистрирания сигнал, но ограничава местоположението на използвания сензор.

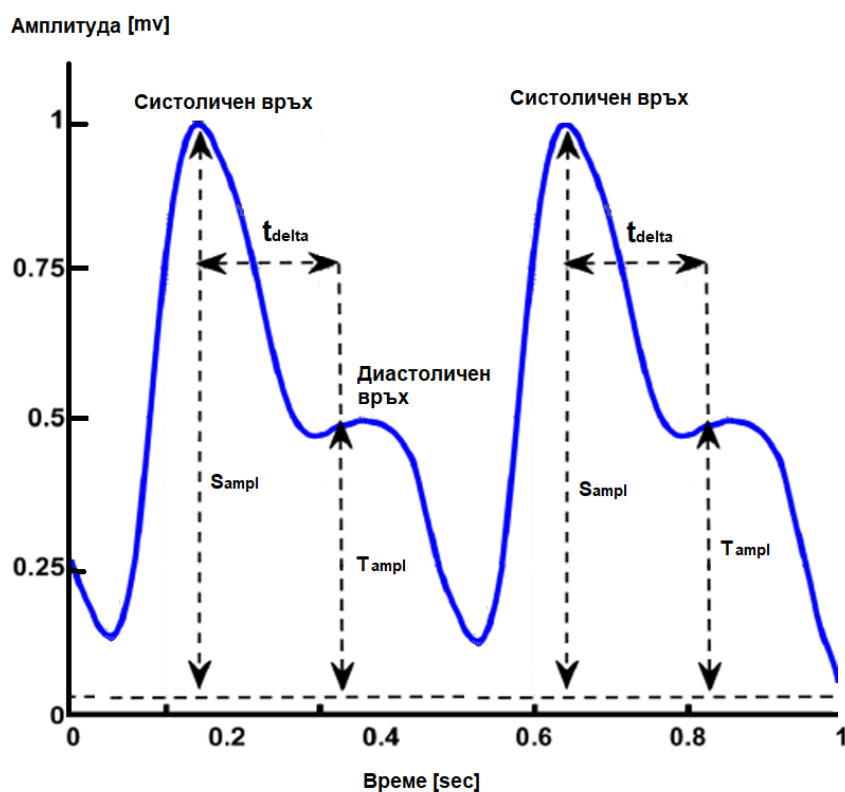
Експерименталните данни показват, че най-малък брой артефакти се откриват при сигнали, получени от сензори, разположени на ушната мида. Поради начина на закрепване на сензора към ушната мида, в повечето случаи това местоположение е непрактично за ежедневна употреба.

Регистрираните сърдечни сигнали са информационна основа за извършване на математически анализ на дейността на сърдечно-съдовата система на субектите. На базата на създадените алгоритми за обработка на сърдечните сигнали, се създават информационни системи, позволяващи постигане на добра точност на извлечените RR интервалите на сърдечната честота, необходими за математически анализ на вариабилността на сърдечната честота. Софтуерният анализ, базиран на съвременни линейни и нелинейни математически методи, дава информация за кардиологичния

статус на индивида. Получените резултати могат да се използват за подпомагане диагностиката на сърдечно-съдовите заболявания. От съществено значение при използването на PPG и ECG е чистотата на сигналите (намаляване и отстраняване на шумовите влияния), тъй като от това зависи точността на последващите анализи [9] и правилната диагностика на тяхна основа. Данните и получените резултати могат да се съхраняват в бази от данни, като се използват и математически базирани методи [10] за реализиране на защита на информацията.

## 2.2. Характерни точки в PPG сигнала

Характерните точки в PPG сигнала са представени на фиг. 1. Това са амплитудата на систоличния пик (SAMPL); амплитуда на точката на прегъване преди диастоличния връх (TAMPL); На фигурата е обозначен и времевия интервал от между систоличния пик и точката на прегъване ( $t_{\text{delta}}$ ).



Фиг. 1. Основни точки във фотоплетизмографския сигнал

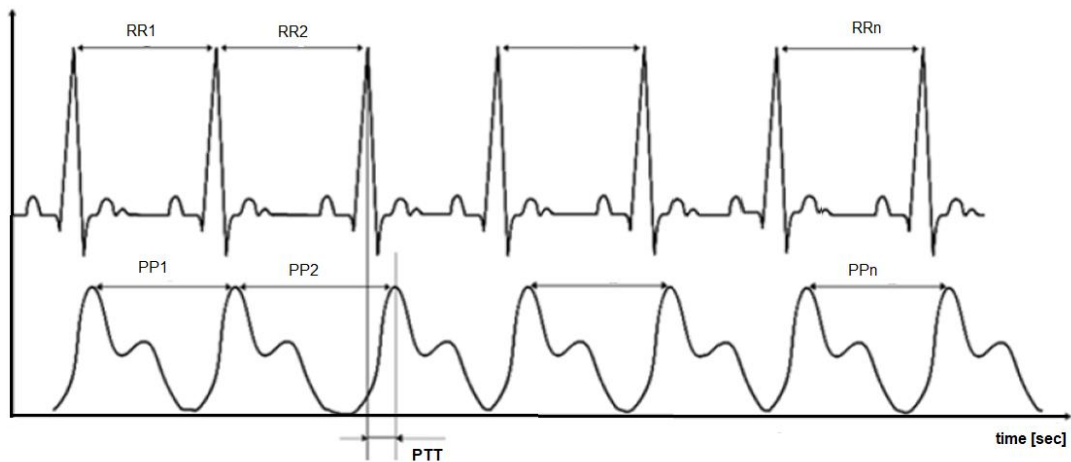
## 2.3. Сравнение между ECG и PPG

Електрокардиографските (краткосрочни, получени в стационарни условия с електрокардиограф и дългосрочни, получени при извършване на ежедневната дейност на субектите, получени с холтер) [11, 12] и фотоплетизмографските сигнали (получени с преносими PPG устройства) [13, 14, 15] са неинвазивни средства за отчитане и наблюдение на дейността на сърдечно-съдовата система.

На фиг.2 е показано времето, през което регистрираният импулс (сигнал) се разпространява до сърцето от периферното място на отчитане на сигнала: PTT( Pulse

Transit Time). Този интервал може да се използва като средство за определяне на артериалното налягане (АР). В научната литература съществуват доказателства, че този интервал съответства на времето, необходимо за разпространение на вълната на артериалното пулсово налягане от аортната клапа до периферното място на регистрацията (например пръста).

РТТ може да бъде незабавно получено от сравнението между електрокардиограмата фотоплетизмограмата.



Фиг. 2. Сравнение между класическа електрокардиограма и фотоплетизмограма

#### 2.4. Процедура за намаляване на шума

В доклада са представени методи за намаляване на шумовите влияние във фотоплетизмографските сигнали. Този проблем е важен предвид, че фотоплетизмографските сигнали силно се влияят от артефакти, причинени от движение [9], например при преместване на ръката, на която се регистрира сигнала.

Реализиран е уейвлет базиран алгоритъм за потискане на шума, който допълва предварителната обработка на сигнала. За изпълнение на алгоритъма е приложена е уейвлет трансформация на Daubechies, като са изследвани уейвлет бази си с различен брой коефициенти и различни нива на декомпозиция.

В настоящото изследване са използвана следната формула за изчисляване на прага за обработка на уейвлет коефициентите:

- Твърда прагова обработка. Методът е предложен от Donoho и Johnstone (1995 г.) [16]. Всички уейвлет коефициенти се сравняват с предварително избран праг и тези от тях, които по абсолютна стойност са по-малки от прага се нулират:

$$d_{thr}^{hard}(d) = \begin{cases} 0, & \text{if } |d| < thr \\ d, & \text{if } |d| \geq thr \end{cases} \quad (1)$$

- Мека прагова обработка. Всички коефициенти, абсолютните стойности на които са по-малки от стойността на прага се нулират; от останалите се изважда/ прибавя стойността на прага [16]:

$$d_{thr}^{soft}(d) = \begin{cases} d + thr, & \text{if } d < 0, |d| > thr \\ d - thr, & \text{if } d > 0, |d| > thr. \\ 0, & \text{if } |d| \leq thr \end{cases} \quad (2)$$

- Адаптивна прагова филтрация. Праговата стойност е променлива и се цалкулира за всяко ниво на разложение според:

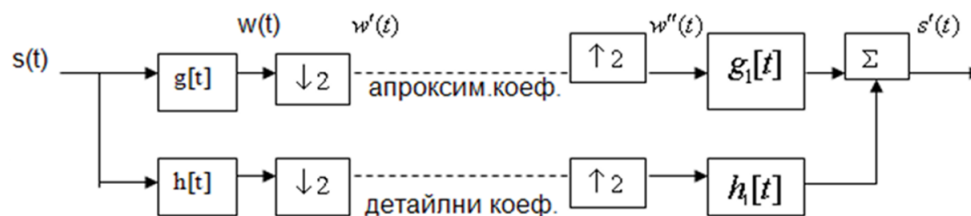
$$\delta_j = \sigma_j \sqrt{2 \log(N_j)} \quad (3)$$

В горната формула:

$j$  – ниво на декомпозиция;

$N$  – размер на изследваната последователност.

При прилагане на мултирезолуционен анализ (МРА - Multiresolution Analysis) се осъществява анализ на сигнала при различни честоти с различни резолюции. Приемайки дадена резолюция, изследваният сигнал се апроксимира, като се игнорират флукуациите от по-ниските скали. С увеличаване на резолюцията, фините детайли се добавят към описанието на сигнала, извършвайки по този начин по-добра апроксимация на сигнала. На фиг. 3 е показано схематично уейвлет декомпозицията при прилагане на ДУТ, две нива на разложение. При реализиране на ДУТ се получават два вида коефициенти: детайлни и апроксимиращи.



Фиг. 3. Уейвлет декомпозиция, 2 нива

Основните стъпки на процедурата за намаляване на шума във физиологични сигнали са следните:

1. Добавяне на гаусов шум върху първоначалните PPG данни (избира се фиксирана дължина на данните  $N$ , обикновено кратна на две или  $2^n$ ).
2. Прилагане на дискретна уейвлет трансформация (ДУТ) върху първите  $N$  даннови стойности до предварително избрано ниво на декомпозиция.
3. Определяне праговата стойност за редуциране на коефициентите за всяко ниво на декомпозиция на данните.
4. Прилагане на избрания метод на филтрация върху получените от уейвлет детайлни коефициенти.
5. Реконструиране на данните (инверсна УТ).
6. Калкулиране на оценъчните параметри на изследваните данни.

## 2.5. Параметри за оценка

В това изследване са използвани следните формули за оценка на реализираните методи за намаляване на шума:

- SNR (отношение сигнал/шум) измерва се в децибели (dB) [17]:

$$SNR_{db} = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{v(n)^2} \approx 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{(s(n) - \tilde{s}(n))^2} \quad (4)$$

- MSE (средна квадратична грешка), изчислена с формулата [17]:

$$MSE = E\{(s(n) - \tilde{s}(n))^2\} \approx \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (s(n) - \tilde{s}(n))^2 \quad (5)$$

- NMSE (нормализирана средно квадратична грешка), определена чрез:

$$NMSE = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (s(n) - \tilde{s}(n))^2 \quad (6)$$

- RMSE (основна средно квадратична грешка), изчислявана по формулата:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{2N} \sum_{n=0}^{N-1} (s(n) - \tilde{s}(n))^2} \quad (7)$$

- PSNR (пиково отношение сигнал/шум), което се дава с:

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{255}{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |s(n) - \tilde{s}(n)|} \quad (8)$$

- PRD (средно квадратична разлика в проценти), определена като [17]:

$$PDR = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - \tilde{s}(n)]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n)]^2}} \cdot 100\% \quad (9)$$

Във формулите са използвани следните обозначения:

$s(n)$ - оригинални входни данни;

$\tilde{s}(n)$ - преобразуван обезшумен сигнал;

$v(n)$  - шумова съставка;

$N$  – дължина на данните в отчети.

### 3. РЕЗУЛТАТИ

Представените алгоритми за намаляване на шума в PPG сигналите са реализирани в среда на Microsoft C++. Получените резултати са получени със създадена софтуерна програма.

Представените резултати в таблица 1 са получени с дължина на PPG данните 16 384 отчета. Изследванията са проведени с реализация на алгоритъма с твърда, мека и адаптивна филтрация при прилагане на праговата обработка на уейвлет коефициентите. Изследвани са уейвлет бази си на Daubechies с различен брой коефициенти (два, четири, осем, дванадесет, двадесет). Резултатите в таблица 1 са при прилагане на дискретна уейвлет трансформация с базис на Daubechies с 8 коефициента, четвърто ниво на декомпозиция.

Представените в таблицата оценъчни параметри показват оптимални стойности при прилагане на метода с адаптивна филтрация на детайлните коефициенти (оптимално отношение сигнал/шум 13.44; средна квадратична грешка 0.018; средно квадратична разлика в проценти 23.64%).

Таблица 1. Оценъчни параметри

Алгоритъм	SNR	PSNR	MSE	NMSE	RMSE	PDR [%]
Твърда филтрация	11.22	41.23	0.041	0.112	0.202	<b>32.07</b>
Мека филтрация	12.08	40.09	0.033	0.11	0.182	<b>33.13</b>
Адаптивна филтрация	13.44	42.91	0.018	0.073	0.134	<b>23.62</b>

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Докладът разглежда уейвлет базирани алгоритми за подобряване процеса на отстраняване на шума в PPG сигнали. Разгледани са алгоритми с мека, твърда и адаптивна филтрация. Направеното изследване включва и анализ, оценка и определяне на оптимален уейвлет базис за реализиране на процедурата по намаляване на артефактите. Най-добри са показателите за алгоритмите с адаптивен праг, като при него е определено максимално отношение сигнал/шум и минимална средноквадратична грешка.

Методите за намаляване на шума във фотоплетизмографските сигнали, дават възможност за коректност на последващите математически анализи и точност на получените резултати и направените изводи. Всичко това довежда до подпомагане на процеса на правилната диагностика и ефективност на приложеното лечение към изследваните пациенти.

Фотоплетизмографските сигнали съдържат в себе си богата информация, която е свързана със здравословното състояние на организма, неговата реакция при стрес, натоварване и промени в околната среда. По тази причина изследването на PPG сигналите все още има с какво да провокира интереса на изследователите си.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Научното изследване е проведено като част от проекта „Изследване на приложението на нови математически методи за анализ на кардиологични данни“ № КП-06-Н22/5 от 07.12.2018 г., финансиран от фонд „научни изследвания“.

## ЛИТЕРАТУРА

- [1] D. Castaneda, A. Esparza, M. Ghamari, C. Soltanpur, H. Nazeran. (2018). „A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care“. *Int. J. Biosens. Bioelectron*, 4, 195–202.
- [2] M. Gjoreski, M. Luštrek, M. Gams, H. Gjoreski. (2017). “Monitoring stress with a wrist device using context”. *J. Biomed. Inform.* 73, 159–170.



- [3] V. Montesinos, F. Dell'Agnola, A. Arza, A. Aminifar, D. Atienza. (2019). "Multi-Modal Acute Stress Recognition Using Off-the-Shelf Wearable Devices". In *Proceedings of the 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Berlin, Germany, 23–27 July 2019; pp. 2196–2201.
- [4] A. Valdés. (2017). "A. Measurement of Acute Psychological Stress". Ph.D. Thesis, Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra, Spain. [https://www.researchgate.net/profile/Adriana-Valdes/publication/323663141\\_Measurement\\_of\\_acute\\_psychological\\_stress/links/5b408010a6fdccbcf906c227/Measurement-of-acute-psychological-stress.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Adriana-Valdes/publication/323663141_Measurement_of_acute_psychological_stress/links/5b408010a6fdccbcf906c227/Measurement-of-acute-psychological-stress.pdf)
- [5] V. Jindal, J. Birjandtalab, M.B. Pouyan, M. Nourani. (2016). "An adaptive deep learning approach for PPG-based identification". In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, USA, 16–20 August 2016; pp. 6401–6404.
- [6] D. Biswas, L. Everson, M. Liu, M. Panwar, B.E. Verhoef, S. Patki, C.H. Kim, A. Acharyya, C. Van Hoof, M. Konijnenburg, N. Van Helleputte. (2019). "CorNET: Deep Learning Framework for PPG-Based Heart Rate Estimation and Biometric Identification in Ambulant Environment". *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, 13, 282–291.
- [7] G. Masinelli, F. Dell'Agnola, A. A. Valdés and D. Atienza. (2021). "SPARE: A Spectral Peak Recovery Algorithm for PPG Signals Pulsewave Reconstruction in Multimodal Wearable Devices". *Sensors*, 21, 2725. <https://doi.org/10.3390/s21082725>
- [8] M. Elgendi, (2012). "On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals". *Curr. Cardiol. Rev.* 8, 14–25.
- [9] D. Pollreisz, N. TaheriNejad, (2019). "Detection and Removal of Motion Artifacts in PPG Signals". *Mob. Netw. Appl.* <https://doi.org/10.1007/s11036-019-01323-6>
- [10] G. Bogdanova, T. Todorov. (2022). "Enumeration of Optimal Equidistant Codes" *Mathematics* 10, no. 5: 740. <https://doi.org/10.3390/math10050740>
- [11] E. Gospodinova, P. Lebamovski, M. Gospodinov. (2021), "Automatic analysis of ECG signals based on their fractal and multifractal properties". *International Conference on Computer Systems and Technologies '21, Association for Computing Machinery*, New York, NY, United States, ISBN:978-1-4503-8982-2, DOI:10.1145/3472410.3472421, pp.136-140.
- [12] T. Todorov, G. Bogdanova, N. Noev, N. Sabev (2019). Data management in a Holter Monitoring System, *TEM Journal*, 8(3), 801-805.
- [13] M. Gospodinov, E. Gospodinova, P. Lebamovski. (2021). "Analysis of Heart Rate Variability using photoplethysmographic and electrocardiographic signals", *Scientific conference with international participation STEMEDU-2021*, 3, IMI-BAS, 2021, ISBN:2683-1333, pp. 7-12.
- [14] K. Cheshmedzhiev. (2021). "Registering and Processing of a Photoplethysmography Signals". In *Scientific conference with international participation STEMEDU 2021*, 3, IMI-BAS, 2021, ISBN:2683-1333, pp. 13-19. <http://www.math.bas.bg/vt/stemedu/book-3/02-STEMedu-2021.pdf>
- [15] M. Gospodinov, K. Cheshmedzhiev (2019). "Three-Sensor Portable Information System for Physiological Data Registration". In *Proceedings of CompSysTech '19 Proceedings of the 20th International Conference on Computer Systems and Technologies*, ACM New York, NY, USA, ISBN:978-1-4503-7149-0, DOI:<https://doi.org/10.1145/3345252.3345281>, 36-41. <https://dl.acm.org/doi/10.1145/3345252.3345281>
- [16] D. L. Donoho and I. M. Johnstone (1994). "Ideal spatial adaptation via wavelet shrinkage". *Biometrika*, 81, 425-455.
- [17] S. Poornachandra, N. Kumaravel. (2006). "Subband Adaptive Shrinkage for Denoising of ecg Signals", *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, Vol. 2006, pp.1-10.