

Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”
Інститут прикладного системного аналізу

Адаптивна фільтрація часового ряду зі змінною дискретизацією

Автор :

Череда Григорій Олександрович

Науковий керівник:

доцент, к.т.н.

Тимошенко Юрій Олександрович

Актуальність

Highest Cardiovascular Disease Death Rates

Here's a look at the top 10 countries with the highest death rates for heart disease, stroke and high blood pressure per 100,000 men and women, ages 35 to 74.

Russian Federation	1,173
Ukraine	1,067
Romania	657
Hungary	524
Cuba	359
Brazil	347
Czech Republic	347
Argentina	305
Mexico	261
United States	235



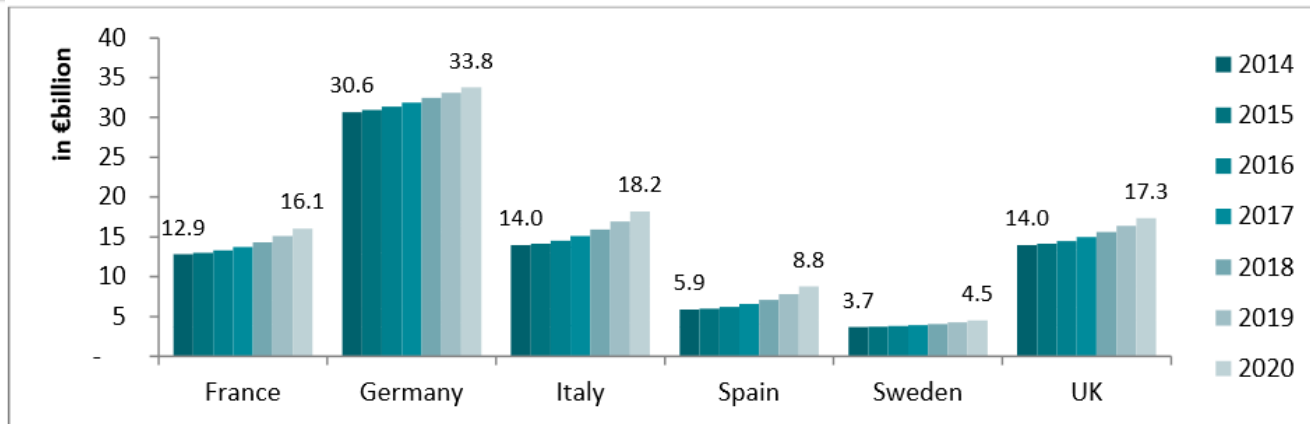
Russian Federation	466
Ukraine	454
Romania	312
Hungary	218
Cuba	209
Brazil	205
Czech Republic	142
Argentina	139
Mexico	137
United States	117



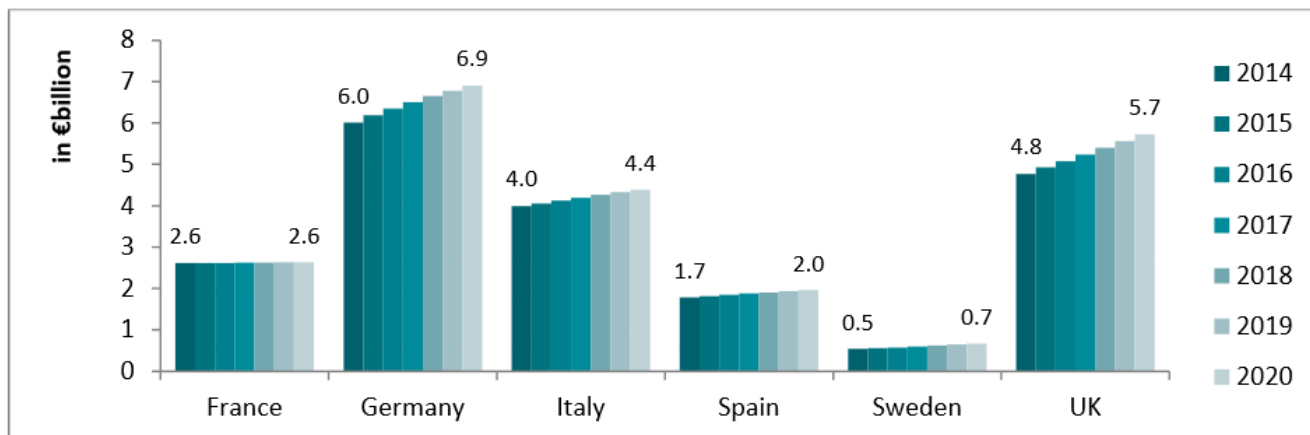
Sources: World Health Organization, National Center for Health Statistics and National Heart, Lung, and Blood Institute

Статистика смертності від серцево – судинних захворювань. Топ 10 країн.

Актуальність



Загальні витрати, спричинені CVD в мільярдах євро, прогноз 2014-2020 рік



Економічні втрати через передчасну смертність від CVD працездатного населення

П4-медицина – новая концепция здравоохранения «Медицина – 2020»

□ **П4 медицина**

От описательной науки к информационной

□ **П**редсказательная

□ **П**рофилактическая

□ **П**ерсонализированная

□ **П**ри участии пациента

4 «столпа» медицины П4

- Медицина – информационная наука (геномика, протеомика, эпигеномика, транскриптомика...)
- Новейшие технологии – основа медицины
- Системный подход к болезни и лечению
- Современный аналитический инструментарий (компьютерная/математическая обработка данных)



Высокий экономический эффект

(Значительное снижение расходов на лечение)

Рішення

- Системи машинного навчання моніторингу та аналізу ЕКГ
- Відеосистема безконтактного трекінгу пульсу людини

Стадії обробки ЕКГ:

- 1 Оцифровка сигналу ЕКГ
- 2 **Видалення шумів.**
- 3 Анотація.
- 4 Видобуток ознак патологій,
вилучення пульсу.
- 5 Застосування моделей
машинного навчання.

Стадії обробки відео для вилучення пульсу:

- 1 Обробка кадрів просторовими
фільтрами.
- 2 Вилучення сигналу рівня
оксигемоглобіну
- 3 **Редискретизація і фільтрація.**
- 4 Вилучення пульсу і обчислення
ознак патологій.
- 5 Застосування моделей
машинного навчання.

Об'єкт, предмет і мета дослідження

- **Об'єктом** дослідження є часовий ряд.
- **Предмет** дослідження - методи фільтрації і редискретизації часового ряду.
- **Мета** дослідження –
 - 1) порівняння впливу різних методів цифрової обробки сигналу на якість видалення високочастотних та низькочастотних шумів з сигналу ЕКГ.
 - 2) фільтрація нерівномірно дискретизованого часового ряду оксигемоглобіну в крові для вилучення подій серцебиття людини.

Завдання

- Проаналізувати існуючі підходи для фільтрації ЕКГ від шумів.
- Створити програмну систему для позбавлення сигналу ЕКГ від шумів
- Проаналізувати існуючі підходи редискретизації нерівномірно дискретизованого сигналу
- Створення програмної системи редискретизації та фільтрації сигналу в реальному часу

Типи шумів ЕКГ

- дрифт базової лінії, що спричинений диханням (baseline wandering, низькочастотний шум частотою до 0.5 Гц);
- завади, що наведені шумом датчиків (високочастотний шум частотою вище 45 Гц);
- завади, наведені електричною діяльністю м'язів та органів, що оточують серце.

CWT (Неперервне вейвлет-перетворення)

- CWT – скалярний добуток функції з вейвлетом в $L_2(R)$

$$T(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt$$

де a – масштаб, b -зміщення

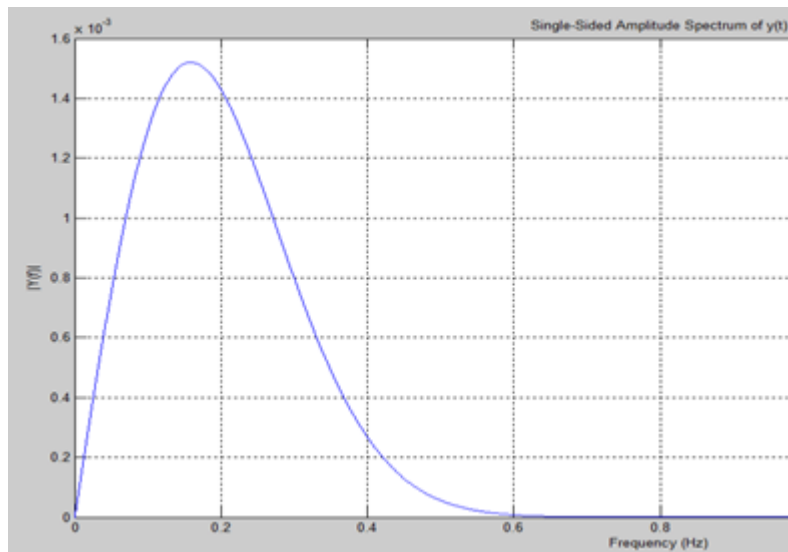
- Функція, що згладжує $\theta(t) = e^{-x^2/2}$, вейвлет $\psi(x) = -xe^{-x^2/2}$ є її похідною.

- Таким чином, вейвлет-перетворення можна

записати як $T_x(a,\tau) = -a \left(\frac{d}{d\tau} \right) \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \theta_a(t-\tau) dt$

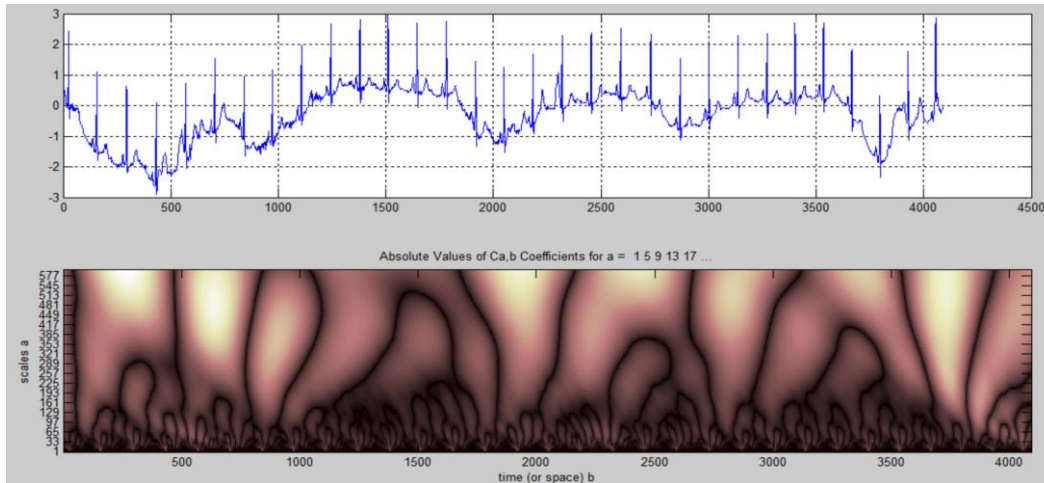
Співвідношення між масштабом та частотою вейвлету

- Частота, досліджувана в сигналі, обернено пропорційна масштабу. Необхідно знайти константу C у виразі
$$f = C/a$$
- Спектр гауссівського вейвлету отриманий за допомогою дискретного перетворення Фур'є. Максимум спектру відповідає досліджуваній в сигналі частоті

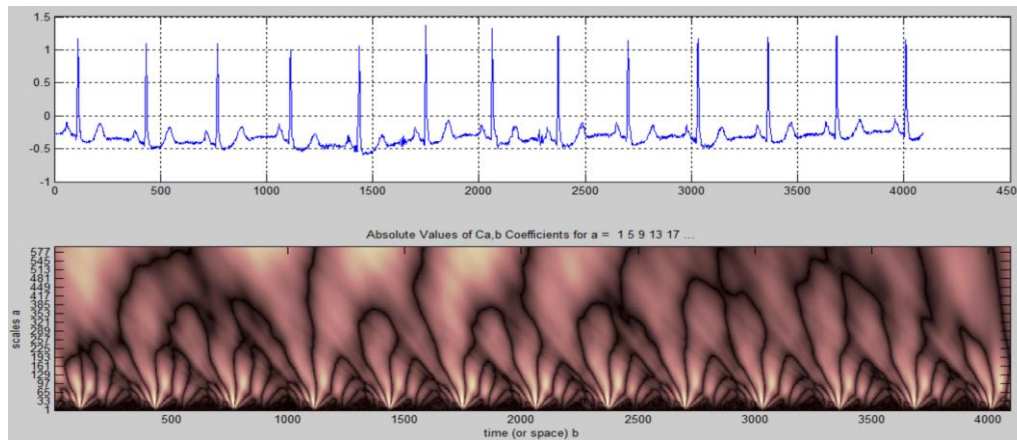


$C = 0.16$ для похідної гауссівської функції

Графічне зображення SWT



*Вейвлетограмма
сигналу з ефектом
baseline wandering*



*Вейвлетограмма
сигналу з
високочастотними
шумами*

FWT (Швидке вейвлет-перетворення)

- $y(t) \in L_2(\mathbb{R})$, ідея - розбиття $y_{j+1}(t)$ наближення сигналу на дві частини – апроксимуючу та деталізуючу.

$$y_{j+1}(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_{j,k} \varphi_{j,k}(t) + \sum_{k \in \mathbb{Z}} d_{j,k} \psi_{j,k}(t)$$

- Масштабуюча функція $\varphi_{j,k}(t) = \sqrt{2^j} \varphi(2^j t - k)$; вейвлет функція $\psi_{j,k}(t) = \sqrt{2^j} \psi(2^j t - k)$
- Вводяться простори $V_j \subset L_2(\mathbb{R})$ та $W_j \subset L_2(\mathbb{R})$
- Базис V_j - $\{\varphi_{j,n}, n \in \mathbb{Z}\}$, базис W_j - $\{\psi_{j,n}, n \in \mathbb{Z}\}$
- Тоді у випадку, якщо базиси ортонормовані:

$$V_{j+1} = V_j \oplus W_j$$

мають місце рівності $L_2(\mathbb{R}) = \overline{\bigoplus_{j=-\infty}^{\infty} W_j}$ та $L_2(\mathbb{R}) = \overline{\bigoplus_{j=-\infty}^{\infty} V_j}$

Алгоритм FWT

Коефіцієнти в лінійній комбінаціях

$$\psi_{j-1,k}(t) = \sum_n g_n \varphi_{j,n+2k} \quad \varphi_{j-1,k}(t) = \sum_n h_n \varphi_{j,n+2k}$$

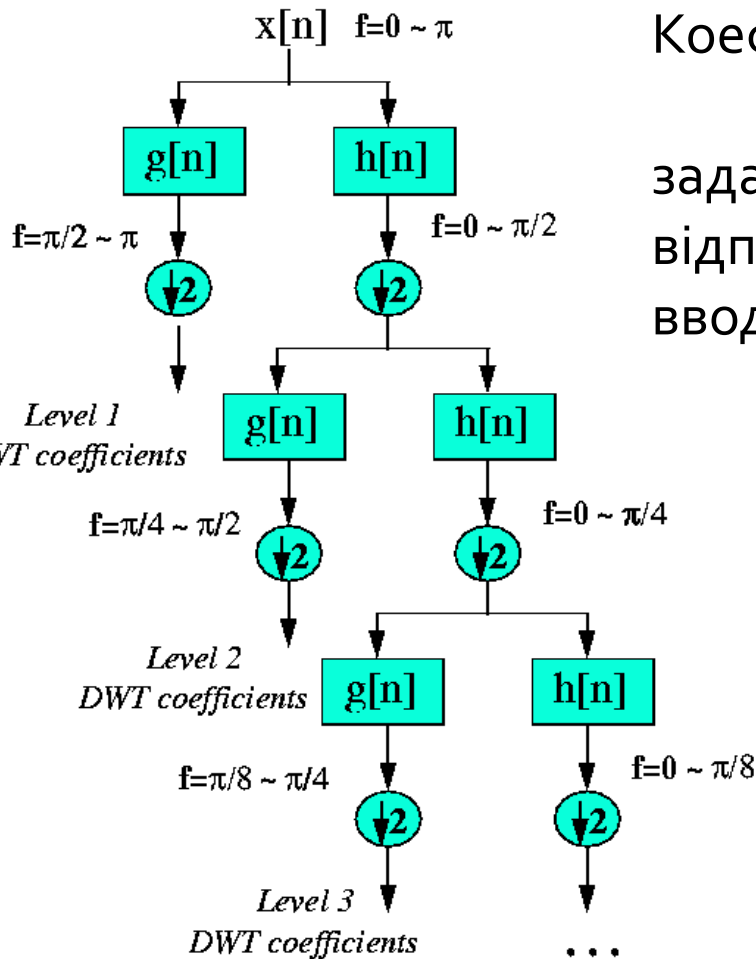
задають фільтри високих та нижніх частот відповідно. Для розкладу по базису вводиться операція згортки.

$$Y_l = \sum_n x[2k - n]h[n]$$

$$Y_h = \sum_n x[2k - n]g[n]$$

Відновлення сигналу:

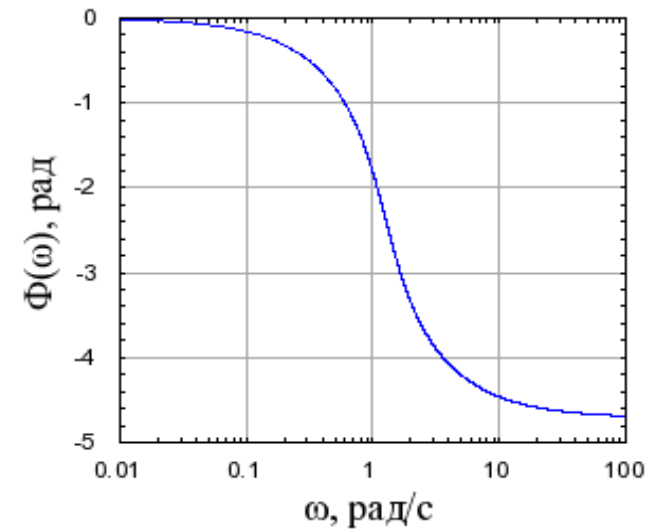
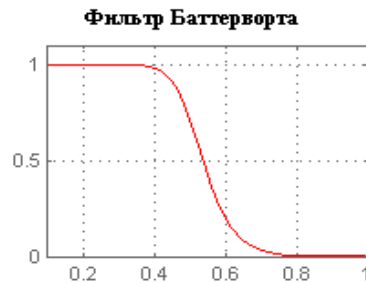
$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (y_{high}[k] \cdot g[-n + 2k]) + (y_{low}[k] \cdot h[-n + 2k])$$



Гільки дерева алгоритму FWT

Фільтр Баттерворта

- Фільтр Баттерворта володіє найгладшою АЧХ



ФЧХ фільтру Баттерворта

Порівняння АЧХ фільтру Баттерворта з АЧХ інших фільтрів

- Формула застосування цифрового фільтру Баттерворта порядку N

$$y(i) = \sum_{l=0}^{N-1} b_l x(i-l) - \sum_{k=0}^{N-1} a_k y(i-k)$$

Оцінка якості очистки ЕКГ від шумів

Процедура оцінка якості роботи фільтрів

- Моделюється чистий ЕКГ сигнал
- До сигналу додається білий шум
- Зашумлений сигнал фільтрується
- Різниця чистого та фільтрованого сигналу є залишковим шумом
- Критерій – Signal to Noise Ratio (SNR)

$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{RMS_{noise}}{RMS_{clear}} \right),$$

де RMS_{noise} є середньоквадратичним значенням амплітуди шуму;

RMS_{clear} є середньоквадратичним значенням сигналу без шуму.

Значення критерію якості очищення ЕКГ від шумів

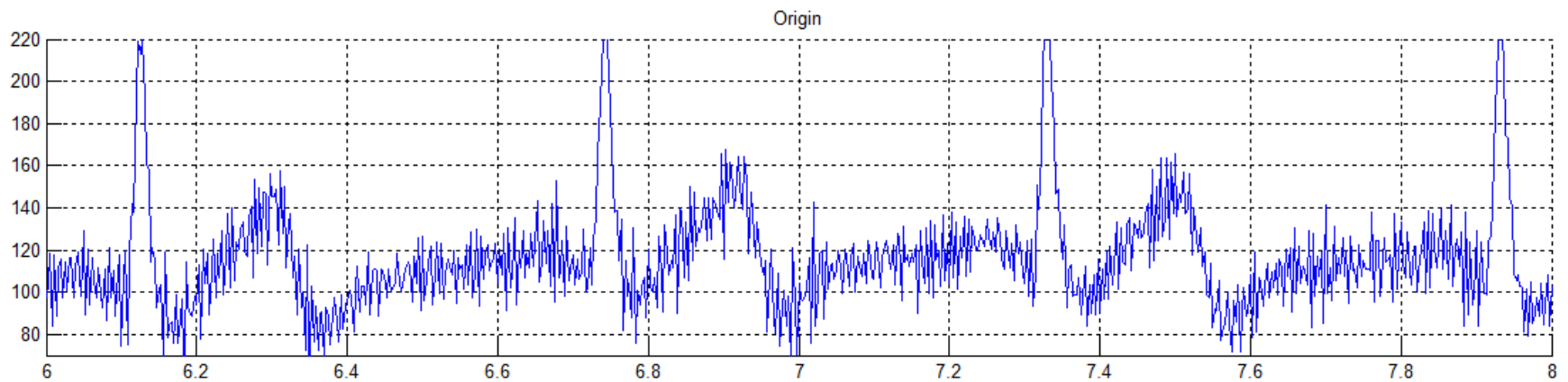
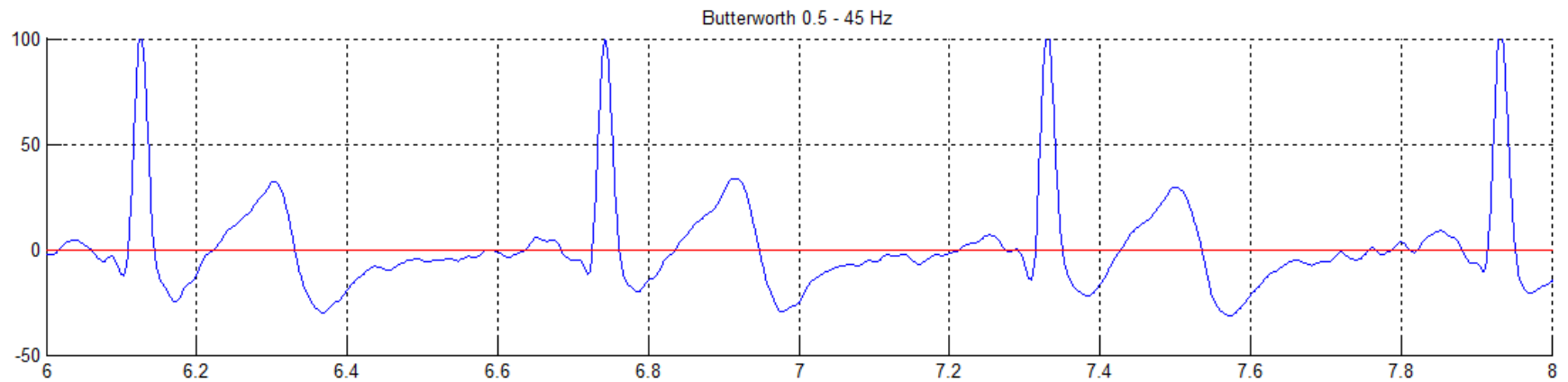
- Значення SNR для різних методів фільтрації оцифрованого сигналу ЕКГ

Тип фільтрації	Значення SNR, dB
Фільтр Баттерворта	22,81
Вейвлети	20,34
FIR фільтри	19,52

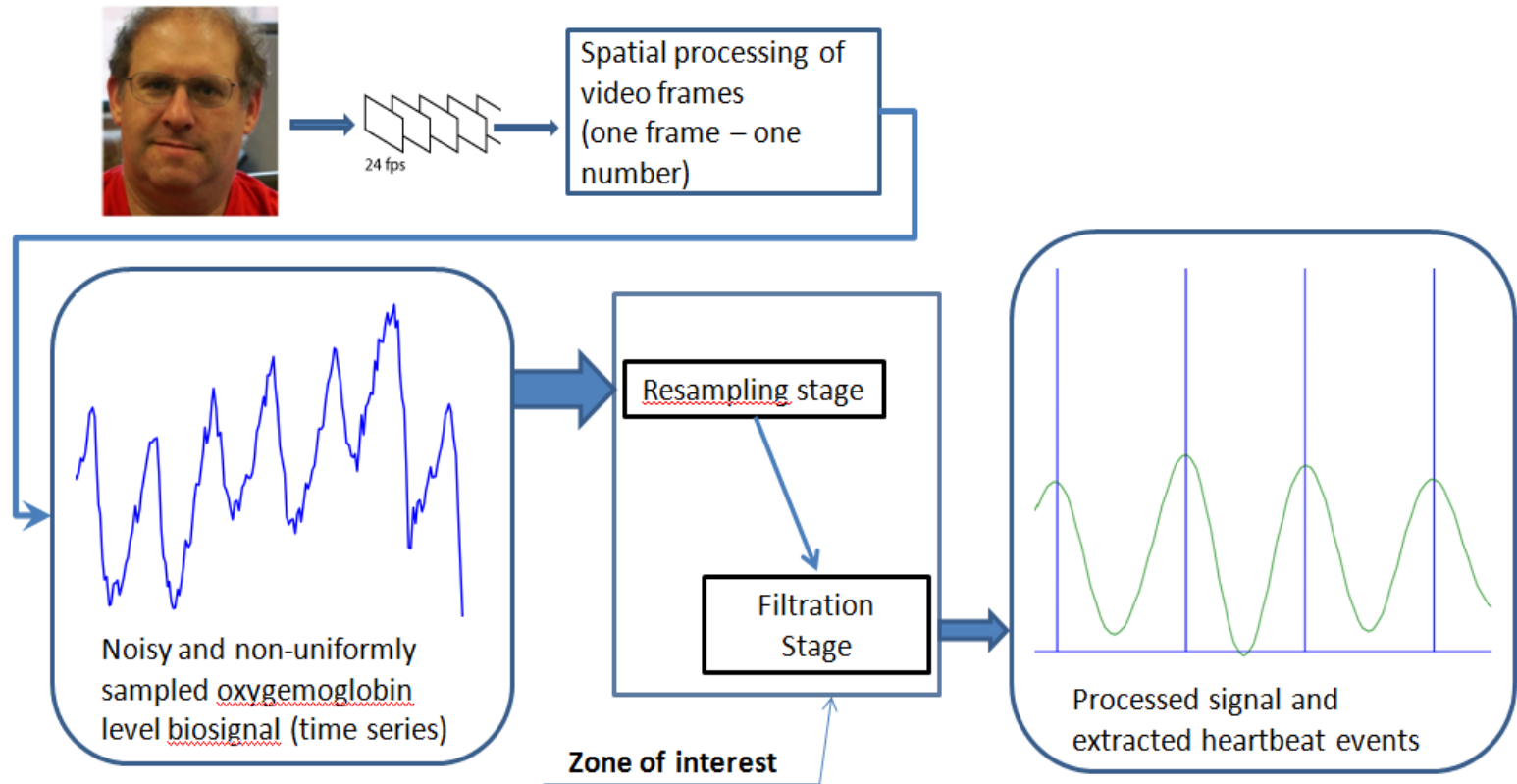
Згідно з критерієм, кращим виявився фільтр Баттерворта при одночасному позбавленні шумів високої та низької частоти

Результат

■ Фільтрований сигнал ЕКГ



Вилучення пульсу з сигналу оксигемоглобіну



Графічне представлення стадій роботи відеосистеми для вилучення пульсу

Методи редискретизації і фільтраці

- Методи редискретизації
 - 1) Лінійна інтерполяція
 - 2) Інтерполяція кубічними сплайнами
 - 3) Sinus Cardinalis оптимальна інтерполяція
- Методи Фільтрації
 - 1) Фільтр Баттерворта
 - 2) Фільтр Бесселя
 - 3) FIR фільтр

Sinc оптимальна інтерполяція

- Ідея в тому, щоб розглянути набір нерівномірно дискретизованих даних так, як ніби вони вже були відновлені з рівномірно дискретизованого сигналу через $\text{sinc}(t) = \frac{\sin \pi t}{\pi t}$ (sinus cardinalis) інтерполяцію

$$y(t) = \sum_{k=1}^N y(kT) \frac{\sin(\pi(t - kT)/T)}{\pi(t - kT)/T} = \sum_{k=1}^N y(kT) \text{sinc}\left(\frac{t - kT}{T}\right).$$

Sinc оптимальна інтерполяція

- Для цього будується система

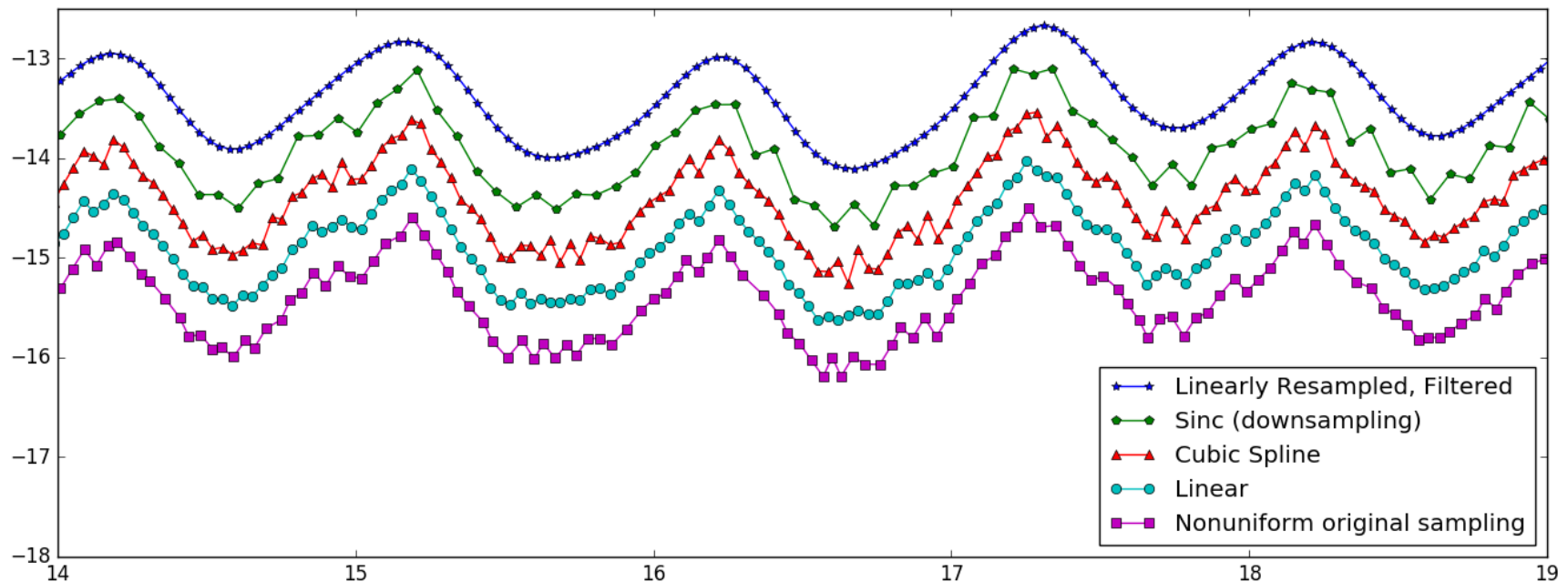
$$\begin{bmatrix} y(t_0) \\ y(t_1) \\ \dots \\ y(t_m) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{sinc}\left(\frac{t_0-T}{T}\right) & \text{sinc}\left(\frac{t_0-2T}{T}\right) & \dots & \text{sinc}\left(\frac{t_0-nT}{T}\right) \\ \text{sinc}\left(\frac{t_1-T}{T}\right) & \text{sinc}\left(\frac{t_1-2T}{T}\right) & \dots & \text{sinc}\left(\frac{t_1-nT}{T}\right) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \text{sinc}\left(\frac{t_m-T}{T}\right) & \text{sinc}\left(\frac{t_m-2T}{T}\right) & \dots & \text{sinc}\left(\frac{t_m-nT}{T}\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} y(T) \\ y(2T) \\ \dots \\ y(nT) \end{bmatrix}.$$

- Скорочений вигляд $y_t = A_{\text{sinc}} y_T$

- Задача мінімізації нев'язки $\min_{y_T} (A_{\text{sinc}} y_T - y_t, A_{\text{sinc}} y_T - y_t)$

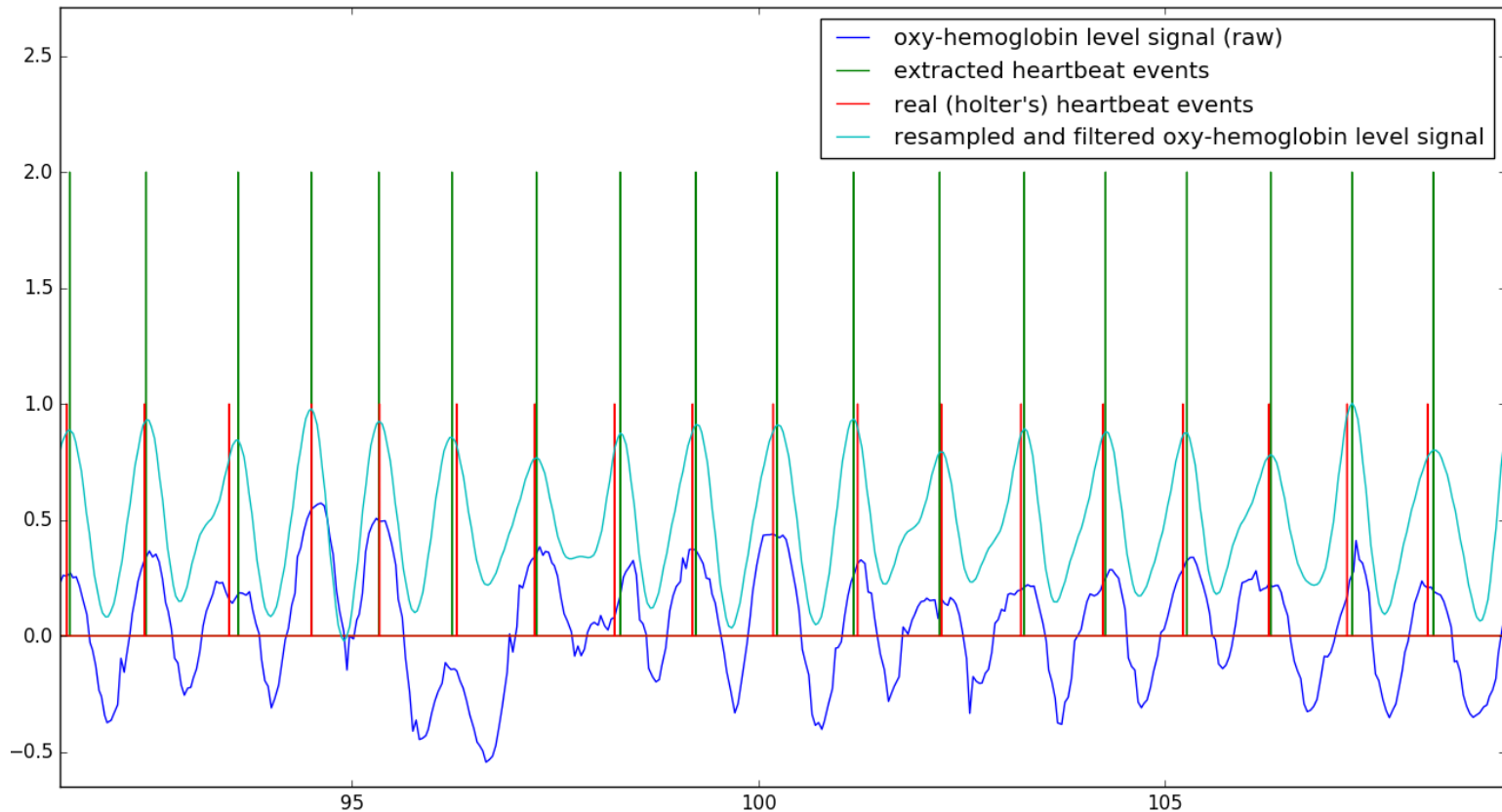
Вплив методів дискретизації на форму сигналу

- Знизу вгору представлені такі сигнали: сирий сигнал, редискретизовані сигнали (лінійна, кубічні сплайни, sinc інтерполяція), фільтрований сигнал



Вплив методів редискретизації і фільтрації на якість вилучення пульсу

- На рисунку представлено відхилення моментів серцебиття людини, що зафіксовані відеосистемою, від моментів серцебиття, що зафіксовані через ЕКГ



Критерій якості

- Критерій є мірою подібності двох послідовностей – перша послідовність (моментів серцебиття) B отримана з редискретизованого та фільтрованого сигналу рівня оксигемоглобіну в крові, друга послідовність A отримана з Холтеру (ЕКГ)

$$Q = \frac{Acc}{1 + RMSE}, \in [0,1]$$

- $RMSE$ описує середньоквадратичне відхилення подій в двох послідовностях

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i \in Z} \delta_i^2}{Card(Z)}}$$

$$Acc = \frac{TP}{Card(A) + FP}$$

де Z – множина відповідних подій в послідовностях A та B ;

TP – число співпадінь з B , що відповідають співпадинням з A ,

FP – число пропущених в B подій (“missed”).

Результати

- Вплив методу редискретизації на значення критерію якості вилучення моментів серцебиття людини

	Особа 1	Особа 2	Особа 3
Лінійна інтерполяція	94,1%	96,7%	94,8%
Інтерполяція кубічними сплайнами	93,5%	95,4%	94,1%

Результати



Висновки

- Найкраща якість вилучення моментів серцебиття людини досягається при використанні лінійної інтерполяції в якості процедури редискретизації
- Показано, що висока частота рівномірної редискретизації не впливає на складові низьких частот в результуючому сигналі.
- По результатам даного дисертаційного дослідження зроблено дві публікації
- На базі даної роботи планується подача заявки на VI-й конкурс стартап проектів Sikorsky Challenge