

БІОТЕХНІЧНІ ТА МЕДИЧНІ АПАРАТИ, СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ

УДК 615.835.3

Ференс Р.Б., студ.
Грек О.В., асист.

Житомирський державний технологічний університет

РОЗРОБКА АПАРАТУ НАСИЧЕННЯ ОЗОНОМ ПОВІТРЯ З ТАЙМЕРОМ ТА ДИСТАНЦІЙНИМ КЕРУВАННЯМ

Проаналізувавши літературні джерела медичного спрямування, ознайомившись з матеріалами XI медичної конференції та VII міжнародного конгресу ІМЕОФ, а також дослідивши вплив озонотерапії на живі організми, можна виділити наступні ознаки:

- Потужна антибактеріальна, протівірусна, протигрибкова, протизапальна дії;
- Покращує реологічні властивості та мікро-циркуляції крові;
- Підвищує постачання тканини киснем, знімає явище гіпоксії органів;
- Полегшує лікування бронхіальної астми, туберкульозу, пневмонії, алергії, та хвороб вуха, горла та носа;

Існують різні види класифікацій сучасних озонаторів, за принципом отримання озону:

Тихий розряд. Синтез з газоподібного кисню під впливом тихого електричного розряду. З цією метою в зазор між електродами, підключеними до джерела високої напруги, пропускається повітря або чистий кисень. Напруга, що подається на електроди, зазвичай становить від декількох тисяч до декількох десятків тисяч вольт.

Бар'єрний розряд. розряд, виникає між двома діелектриками або діелектриком і металом в колі змінного струму, є ефективним і економічним генератором озону.

Дуговий розряд. При отриманні озону можливо використовувати так само і дуговий розряд. Термічна дисоціація молекул різко зростає з ростом температури. Так, при $T = 3000\text{K}$ - зміст атомарного кисню становить $\sim 10\%$. Такі температури (кілька тисяч градусів) можна отримати в дуговому розряді атмосферного тиску. Однак освіту O_3 нездійсненно при високих температурах, оскільки озон розкладається швидше молекулярного кисню, але можна створити нерівноважні умови: нагріти газ в високотемпературній камері, а потім різко його охолодити. Це дає можливість надрівноважного утворення озону. Озон виходить як проміжний продукт при переході суміші $\text{O}_2 + \text{O}$ до молекулярного кисню. Максимальна концентрація O_3 в такому варіанті плазмотрона досягає 1%.

Коронний розряд. Утворюється, коли електричне поле навколо провідника сильно неоднорідне, в повітрі відбувається іонізація, супроводжувана світінням, провідник при цьому оточений як би короною. Світіння корони не досягає протилежного електрода, затухаючи в навколишньому газі. Залежно від коронного електроду розрізняють негативну і позитивну корону, а в залежності від способу живлення - корону постійного і змінного струму, імпульсну і т. п. Кількість озону, що утворюється в коронному розряді, коливається від 15 до 25 г на кВт· ч.

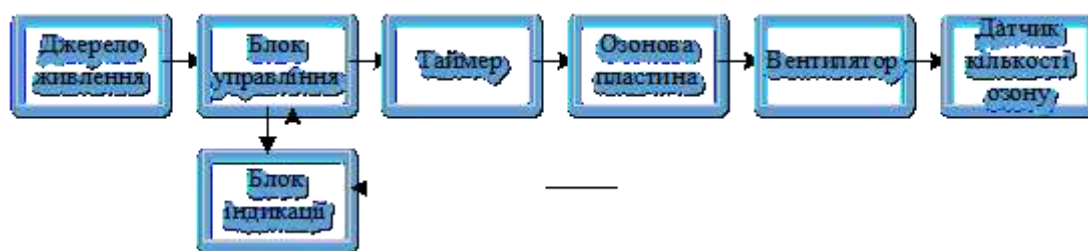


Рисунок 1 - Апарат генерації озону

Синтез під впливом ультрафіолетового випромінювання. Він полягає в тому, що кисневмісний газ пропускається через охолоджуваний і прозорий для ультрафіолетового випромінювання (наприклад, кварцовий) реактор, опромінюваний джерелом ультрафіолетового випромінювання, які мають відповідний спектр. Як газу, як правило, використовується чистий кисень.

Всі методи мають ряд як переваг, так і недоліків. Наприклад синтез під впливом ультрафіолетового випромінювання більш простий в реалізації, але значно менш продуктивний за всі інші методи. Тому не застосовується в промислових апаратах.

Для не промислових масштабів доцільним буде використовувати саме метод тихого розряду, оскільки його продуктивність є досить високою, а складність та собівартість реалізації помірною. Далі наведено блок-схему апарату генерації озону (рис. 1).

Шевчук Б.В., студ.
Грек О.В., асист.

Житомирський державний технологічний університет

РОЗРОБКА ВИМІРЮВАЧА ЧСС

Контроль функціонального стану серцево-судинної системи пов'язаний насамперед з використанням складних методик (електрокардіографія, полікардіографія, ехокардіографія та ін.), що застосовуються зазвичай під час проведення поглибленого медико-біологічного контролю спортсменів. На даний момент існує декілька розповсюджених систем вимірювання пульсу.

- 1) Пальпаторна
- 2) Друга існуюча система – вмонтований давач виміру серцевого тиску на кардіотренажерах. Такий давач дозволяє перевірити пульс під час кардіонавантажень.
- 3) Система автоматичного виміру пульсу на основі мікроконтролеру з подальшим збереженням інформації мінімізує можливість похибки та дозволяє зробити точніший висновок щодо отриманої інформації.

Для визначення ЧСС найбільш часто використовується електрокардіографічний канал моніторів, в якому виділяються QRS-комплекси ЕКГ і обробляються значення тривалостей R-R інтервалів. Визначення ЧСС засноване на вимірюванні тривалості періодів прямування пульсових коливань (у разі реєстрації ЕКГ – QRS-комплексів), що представляють собою кардіоінтервали (КІ). Після усереднення певної кількості отриманих значень тривалості КІ, ЧСС визначають за формулою

$$\text{ЧСС} = 60/T_{\text{cp}}, \tag{1}$$

$$T_{\text{cp}} = 1/\sum T_i, \tag{2}$$

де T_i – значення i -го КІ в секундах.

Аналогові вимірювачі ЧСС визначають її поточне (миттєве) значення:

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{T_c} \tag{3}$$

де $T_c T_c$ – кількість ударів серця за 1 хв.

Прилад, що розробляється (рис. 1), вимірюватиме ЧСС цифровим способом. Цифровими називаються такі вимірювальні прилади, в яких вимірювана величина автоматично в результаті квантування, дискретизації, порівняння, цифрового кодування і відповідних обчислень постає у вигляді коду, що виражає значення цієї величини.

Принцип дії цифрового частотоміра середніх значень засновано на підрахунку кількості імпульсів невідомої частоти f_x за зразковий часовий інтервал t_0 , який формується зразковою мірою часу.

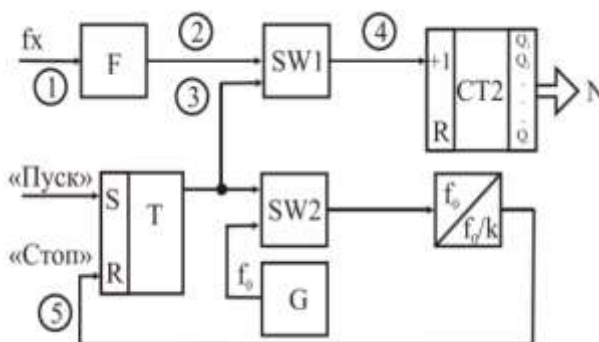


Рисунок 1 – Структурна схема цифрового частотоміра

Структурна схема частотоміра містить такі основні блоки: Т – RS – тригер, SW2 – схема збігу, G – генератор зразкової частоти, ПЧ – подільник частоти, що формує зразковий часовий інтервал t_0 . Цифрові вимірювачі ЧСС визначають середнє за деякий інтервал часу, або миттєве значення ЧСС (за один період скорочення серця). Під час визначення середнього значення ЧСС проводиться простий підрахунок імпульсів (R-зубців, сигналів датчика серцевих скорочень і т.д.). До складу вимірювачів ЧСС входять таймери (генератори імпульсів тривалості, що калібрується), лічильники, дільники частоти, тактові генератори. Таймери виконуються на лічильниках і дільниках частоти, а дільники частоти – на стандартних лічильниках. В якості тактових генераторів використовуються кварцові генератори, що мають стабільну частоту. Для побудови дільників можна застосувати двійкові лічильники. Щоб отримати різні коефіцієнти ділення, можна використовувати зовнішні логічні схеми і входи паралельного завантаження, які, як правило, завжди є в сучасних лічильниках.

Існують також цифрові вимірювачі ЧСС миттєвою (поточною) ЧСС за один період скорочення. Вони називаються ритмокардіовозометрами. Ці пристрої на апаратному рівні є вельми оригінальні по своїх рішеннях, але містять велику кількість мікросхем.

Як висновок, розробка цифрового пристрою виміру ЧСС є доцільною, так як даний пристрій матиме багато позитивних ознак. Він буде легкодоступним пересічному населенню за рахунок не дорогої елементної бази, а також за рахунок виконання виміру лише ЧСС, що обґрунтовує його дешевизну. Даний пристрій можна буде використовувати самостійно вдома для моніторингу роботи серця, а також, в лікарнях та медичних установах і безумовно для навчання студентів та учнів, при розробці подібних пристроїв.

РОЗРОБКА ПРИЛАДУ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

Проблема діагностики та лікування захворювань людини набуває великого значення. Оскільки, дихання є невід'ємною складовою життєдіяльності людини, а також, цей процес відбувається підсвідомо, то реєстрація параметрів дихання людини, крім діагностичного значення, має важливе значення у психофізіологічних дослідженнях. Об'єктивні дані щодо характеру дихання людини є невід'ємним показником при оцінці стану людини. Крім того, отримання даних щодо параметрів дихання людини при різних функціональних навантаженнях та пробах дає можливість характеризувати адаптаційні можливості організму та простежити, як змінюється параметри дихання людини залежно від поставленого завдання.

На даний момент існує декілька поширених засобів для реєстрації зовнішнього дихання людини, таких як спірометрія, пневмографія, фотоплетизмографія та інші. Ці засоби дозволяють отримати велику кількість показників таких як: частоту і ритм дихання, тривалість фаз вдиху і видиху, зареєструвати основні дихальні об'єми.

Оскільки, для проведення цих методів потрібна спеціальна апаратура, тому в домашніх умовах виконати діагностику всіх показників дихання стає неможливим. Також основним недоліком цієї апаратури є те що вони мають великі розміри і високу вартість, тому такі прилади є тільки в спеціальних медичних установах. Крім того, методи вимагають виконання спеціальних маневрів, які неможливі при деяких серйозних захворюваннях.

Робота запропонованого приладу (рис. 1) базується у вимірюванні різниці температур повітря, що вдихається та видихається, на основі термоелектричного ефекту (термопари). Під час реєстрації використовується чутливий до зміни температури елемент приладу, який закріплюється біля ніздрів людини, яка бере участь у досліді.

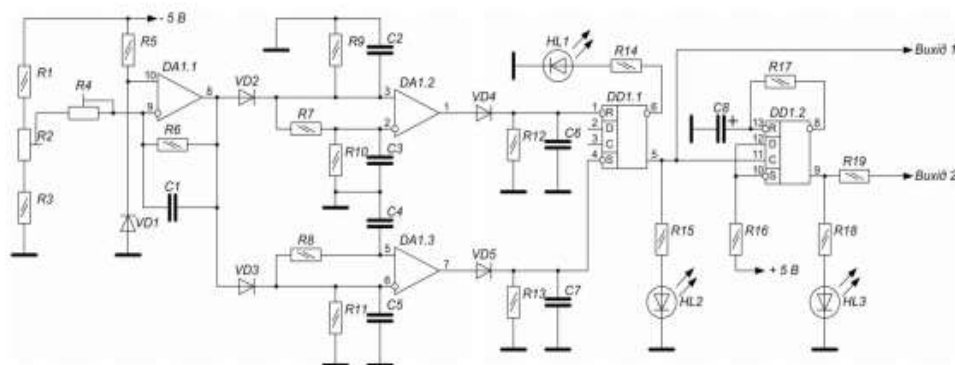


Рисунок 1. Схема електрична принципова

Прилад, що розробляється, вимірюватиме частоту дихання людини, який в свою чергу має декілька суттєвих переваг у порівнянні з пневмографами, плетизмографами та фотоплетизмографами. Першою з переваг приладу є те що він доволі простий, не потребує спеціального спорядження таких як: облаштованих спеціальних камер, застосування масок на обличчі, поясів для грудної клітки та складних підсилювачів сигналу. Основною з переваг є те що чутливий елемент розміщений так, щоб не завдавати незручності, так як цей елемент не торкається самого обстежуваного. Тому під час реєстрації людина не буде відчувати ніякого дискомфорту і зможе дихати вільно, на відміну від інших приладів, які зазвичай прикріплюються на обличчі обстежуваного. До основних недоліків цього приладу слугує обмеження температури в приміщенні, яке не має перевищувати температуру тіла людини. Оскільки за такої температури не буде реєструватися різниця температур, між навколишнім повітрям та повітрям, що видихається. Ще одним недоліком, запропонованого нами приладу, є неможливість вимірювати дихальні об'єми.

Підсумовуючи, можна стверджувати, що всі сучасні прилади реєстрації дихання людини є досить складними, і наявність таких приладів в психофізіологічних лабораторіях небагато. Тому було розроблено прилад для реєстрації зовнішнього дихання людини, який має просту будову і невелику вартість.

РОЗРОБКА ЦИФРОВОГО ФІЛЬТРА ФОНОКАРДІОГРАФА

Фонокардіографія — метод дослідження і діагностики порушень діяльності серця і його клапанного апарату, заснований на реєстрації та аналізі звуків, при скороченні та розслабленні серця. Фонокардіографія об'єктивізує дані аускультації серця, уточнює їх результатами амплітудно-частотного аналізу звуків, вимірювання їх довго-тривалості і інтервалів між ними. Цей метод є одним із найбільш інформативних і неінвазивних для діагностики клапанних пороків серця, заснований на виявленні і аналізі характерних змінних серцевих тонів.

Фонокардіографією називається інструментальний метод графічної реєстрації звуків, що виникають при роботі серця. Графік ФКГ (фонокардіограма) являє собою коливання звукового тиску (вісь ординат) як функцію часу (вісь абсцис).

С позицій клінічної практики варто розрізнити три основні категорії тонів серця:

- 1) облігатні клапанні I і II тони, які в нормі записуються з усіма частотними характеристиками;
 - 2) факультативні низькочастотні м'язові III і IV тони;
 - 3) патологічні екстратони, представлені майже винятково високочастотними елементами ФКГ
- Обґрунтування вектору та критерію якості:

$$K_{рез} = f(k_1, \dots, k_m) = f(K), \quad (1)$$

де $K_{рез}$ - результуючий показник якості,

$f(k_1, \dots, k_m)$ - цільова функція (її вигляд обґрунтований призначенням системи).

Для виготовлення друкованої плати необхідно вибрати наступні матеріали: матеріал для діелектричної основи друкованої плати, матеріал для друкованих провідників і матеріал для захисного покриття від впливу вологи.

Характеристики готової друкованої плати залежать від конкретного сполучення вихідних матеріалів, а також від технології, що включає і механічну обробку плат.

Принцип роботи схеми простий: мікроконтроллер DD1 являється власне цифровим фільтром і проводить обчислення за алгоритмом розробленим вище.



Рисунок 1. - Приклад ЦАП з використанням схеми реалізації

Внутрішній десятирозрядний АЦП оцифровує сигнал з частотою дискретизації, яка задається програмно. ЦАП перетворює цифровий код у сигнал. Обмін між ЦАП та мікроконтроллером проводиться по послідовному синхронному інтерфейсу. Конденсатори С4-С13 на схемі поєднуються між виводами живлення та землі для зменшення завад по живленню на платі. Багатопозиційний ключ SA1 вказує який фільтр зараз працює, що визначається мікроконтроллером, як наявність напруги логічної 1 на одній з його ніг.

На основі даного ЦАП було спроектовано та розведено друковану плату в програмному середовищі P-CAD2001 Trial.

Було обрано найбільш зручний розмір друкованої плати: 60 x 60 мм. Конструкція блоку складається з плати, на якій розміщені всі елементи. Плата розташовуватиметься в середині приладу і кріпитиметься на чотирьох болтах.

В результаті проведеної роботи було розроблено цифровий фільтр фонокардіографа. В подальшому планується вдосконалення даного пристрою з урахуванням сучасних аналогів та стандартів якості.

ВЛАСНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ХОЛОДНОЇ ПЛАЗМИ В ДОСЛІДЖУВАНОМУ ЧАСТОТНОМУ ДІАПАЗОНІ

Для створення різноманітних конструкцій плазмових генераторів, в першу чергу важливе дослідження характеристик холодної плазми. Нижче, для прикладу, розглянуто дослідження характеристик холодної плазми в частотному діапазоні.

Частотний діапазон для досліджень плазмового випромінювача був обраний нижче плазмової частоти електронів, значення якої визначаються формулою:

$$\omega_e = \sqrt{\frac{4\pi \cdot N_e \cdot e_e^2}{m_e}},$$

де ω_e – кутова плазмова частота; N_e – ефективна концентрація заряджених частинок, см^{-3} ; e_e – заряд електрона, $e_e = 4,80 \cdot 10^{-10}$ СГСЕ; m_e – маса електрона, $m_e = 9,11 \cdot 10^{-28}$.

Питома провідність холодної плазми (σ) в присутності електромагнітного поля і відносна діелектрична проникність визначаються по співвідношенням з:

$$\sigma = \frac{e_e^2 N_e \nu_{ef}}{m_e (\omega^2 + \nu_{ef}^2)},$$

де σ – питома провідність холодної плазми в см/м .

Відносна діелектрична проникність переважно визначається з співвідношення:

$$\epsilon_r = 1 - \frac{4\pi \cdot e_e^2 \cdot N_e}{m_e (\omega^2 + \nu_{ef}^2)},$$

де ν_{ef} – ефективне число зіткнень частинок за секунду

$$\nu_{ef} = \frac{5,5 \cdot N_e}{T^2} \cdot \log \left(\frac{220 \cdot T_e}{N_e^{\frac{1}{3}}} \right),$$

де T – температура плазми, $^{\circ}\text{K}$; T_e – температура електронної компоненти плазми.

Розрахунки питомої провідності холодної плазми і її відносної діелектричної проникності виконані для метрового діапазону довжин хвиль. Графіки питомої провідності холодної плазми і відносної діелектричної провідності (з температурою електронної компоненти плазми $T_e = 10^4$ $^{\circ}\text{K}$) приведені на рисунках 1а (графіки залежності відносної діелектричної проникності холодної плазми від частоти) та 1б (графіки залежності питомої провідності холодної плазми від частоти) для різної ефективної концентрації заряджених частинок в плазмі:

1 - $N_e = 10^{12} \text{см}^{-3}$; 2 - $N_e = 10^{13} \text{см}^{-3}$; 3 - $N_e = 10^{14} \text{см}^{-3}$; 4 - $N_e = 10^{15} \text{см}^{-3}$.

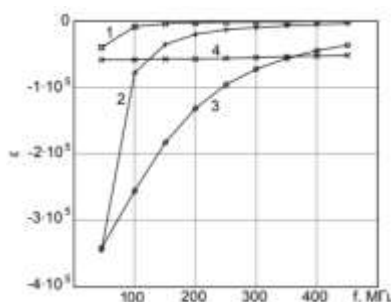


Рисунок 1а

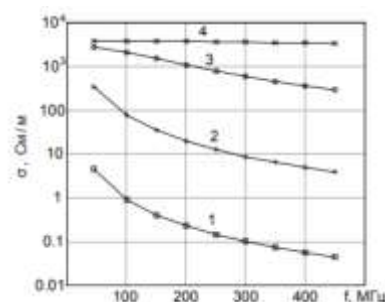


Рисунок 1б

В подальшому планується дослідження радіофізичних характеристик власне холодної плазми газового розряду і електродинамічних характеристик різних конструкцій плазмових випромінювачів, виконаних на основі холодної плазми, включаючи і ефективність обох варіантів плазмових випромінювачів.

МОДЕЛЮВАННЯ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ НА ВИРАЖЕНІЙ ДІЛЯНЦІ ПРОМЕНЕВОЇ АРТЕРІЇ

З метою виявлення перших ознак хвороб системи кровообігу та їх профілактики необхідно забезпечити медичні заклади ефективними методиками діагностики та автоматизованими системами, здатними аналізувати стан серцево-судинної системи (ССС) і надавати інформацію про наявність/відсутність її дисфункцій. Це дозволить прискорити процедуру встановлення діагнозу, підвищити ефективність медичної діагностики, розробити профілактичні заходи для запобігання захворюванням кровоносної системи.

Загальний вигляд математичного рівняння пульсової хвилі (для вікової категорії 20-22 років людей без явних патологій з боку ССС)

$$p = p_a + p_0 \cdot \cos\omega \left(t - \frac{1}{v} \right) + 1,5 \cdot p_0 \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2} \left(t - \frac{1}{v} + \varphi' \right) \right| + 1,5 \cdot p_0 \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2} \left(t - \frac{1}{v} + \varphi'' \right) \right|$$

де p_a – атмосферний тиск чи тиск в середовищі навколо судини, p_0 – амплітуда пульсової хвилі, $p_0^{нлеч}$ – амплітуда дикротичної хвилі, $p_0^{нлеч}$ – амплітуда пресистоличної хвилі, ω – кругова частота дикротичної хвилі, ω'' – кругова частота пресистоличної хвилі, φ' – затримка в часі між систоличною та дикротичною компонентами, φ'' – затримка в часі між систоличною та пресистоличною компонентами, v – швидкість пульсової хвилі, ω – кругова частота коливань, t – час.

З урахуванням зауважень до моделей, що були розроблені раніше, для 6 типів пульсу математичні рівняння можна зобразити наступним чином.

Тип сигналу «рівний пульс»

$$p_{pie} = 50 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,12 \right) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,30 \right) \right| = 50 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,11 \right) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,29 \right) \right|$$

Тип сигналу «нерівний пульс»

$$p_{nepie} = 50 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,15 \right) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,22 \right) \right| = 50 \dots 55 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - 0,0088 \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,14 \right) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,21 \right) \right|$$

Тип сигналу «високий пульс»

$$p_{вис} = 60 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,9 \right) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,32 \right) \right| = 60 + 22,5 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - 0,0088 \right) + 34,6 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,8 \right) \right| + 34,6 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,31 \right) \right|$$

Тип сигналу «низький пульс»

$$p_{низ} = 45 + 9,4 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,9 \right) \right| + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,2 \right) \right| = 45 + 9,4 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - 0,0088 \right) + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,89 \right) \right| + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,19 \right) \right|$$

Тип сигналу «швидкий пульс»

$$p_{шиб} = 75 + 43,13 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,135 \right) \right| + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,06 \right) \right| = 75 + 43,13 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - 0,0088 \right) + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,126 \right) \right| + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,05 \right) \right|$$

Тип сигналу «повільний пульс»

$$p_{пов} = 80 + 20,63 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,075 \right) \right| + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,55 \right) \right| = 80 + 20,63 \cdot \cos 6,61 \cdot \left(t - 0,0088 \right) + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,066 \right) \right| + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 \cdot \left(t + 0,0465 \right) \right|$$

На основі модельних даних в подальшому планується розробити експертну систему діагностики стану ССС.