

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(повне найменування вищого навчального закладу)

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОДІОТЕХНІКИ ЗВ'ЯЗКУ ТА ПРИЛАДОБУДУВАННЯ

КАФЕДРА ПРОЕКТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙНОЇ АПАРАТУРИ

(повна назва кафедри, циклової комісії)

# МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему: «Розробка пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини»

Виконав студент \_1\_ курсу групи РА-14м

напряму підготовки 8.050902«Радіоелектронні апарати та засоби »

Гришук М. С.

(прізвище та ініціали)

Керівник к.т.н. доцент Нікольський О.І.

м. Вінниця – 2015

**Об'єктом дослідження** є процес побудови пристрою оптико-електронної діагностики пульса людини. **Предметом дослідження** є ідеологія технічного розвитку напрямку неінвазивних технологій контролю пульсу людини.

**Метою магістерської кваліфікаційної роботи** є розробка пристрою оптико-електронної діагностики пульса людини. Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

- проаналізувати технічний розвиток і галузь до якої відноситься пристрій що розробляється;
- провести порівняльну характеристику пристрою, що розробляється з вже існуючими аналогами та прототипом, вказати на переваги та недоліки;
- проаналізувати електричну принципову схему пристрою;
- зробити аналіз технічних вимог до конструкції пристрою;
- провести компонування елементів друкованої плати та трасування з'єднань;
- провести електричні розрахунки друкованої плати, розрахунки електромагнітної сумісності, механічної міцності друкованої плати, розрахунок надійності;
- зробити моделювання вхідних кіл пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини;
- зробити моделювання теплових полів друкованої плати за допомогою програми THERMAL DESKTOP;
- розглянути питання економії та охорони праці.

# РОЗДІЛ 1 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ДОЦІЛЬНОСТІ РОЗРОБКИ

## 1.1 Суть технічної проблеми, що виникла на сучасному етапі розвитку науки, техніки пристроїв знімання медичної інформації

Незалежно від особливостей конкретних технічних реалізацій до пристроїв зняття інформації можна пред'явити ряд загальних вимог.

Вони повинні забезпечити:

- одержання стійкого інформативного сигналу;
- максимальну перешкодозахищеність;
- зручність розміщення в необхідному для виміру місці;
- відсутність побічно - дратівної або іншої дії на організм;
- можливість стерилізації (без зміни характеристик) і багаторазового використання.

## 1.2 Вимоги до розробки оптичних методів створення систем для оцінки кровонаповнення та вимірювань оптичних характеристик біотканин

На жаль при оптичному засобі перетворення біомедичних сигналів з'являються небажані чинники, що впливають на результат.

А) Чинники, зумовлені фізіологічними особливостями організму людини:

- присутність в крові людини окрім оксигемоглобіну і інших сполучень гемоглобіну, що інтенсивно поглинають випромінювання в тому ж спектральному діапазоні;
- поглинання радіації деякими "сторонніми" барвниками, що можуть вводитися в кров в певних клінічних ситуаціях;
- присутність в опромінюваному об'ємі тканини артеріальної, венозної і капілярної крові, ступінь оксигенації гемоглобіну в яких різна;
- неоднакові оптичні властивості різних ділянок тіла пацієнта, зумовлені багатообразністю їхньої структури і різницею кровонаповнення;
- вплив пігментації і стану шкіри на її оптичні властивості.

Б) Чинники, пов'язані з технічною реалізацією приладів:

- вибір геометрії оптичного датчика;
- вибір кількості джерел, що використовуються, і довжин хвиль випромінювання;
- існування відмінностей в спектральній чутливості фотоприймачів одного типу;
- кінцеве значення ширини випромінювання і зміщення спектрального максимуму відносного номіналу для випромінювачів напівпровідникового типу;
- вплив стороннього світла і рухових артефактів на вірогідність вимірювань.

Реєстрація відбитого від тканини сигналу не викликає особливих ускладнень.

Проблеми виникають під час калібрування і початкового настроювання приладу, оскільки інтенсивність відбитого сигналу залежить не лише від поглинання світла гемоглобіном, але і від оптичних параметрів тих біотканин, в яких розповсюджується випромінювання. Трудність полягає в тому, що існує певний розкид цих параметрів для різних ділянок тіла у різних людей.

Для вирішення цієї проблеми застосовані такі підходи:

- аналіз джерел випромінювання з різними довжинами хвиль, а також оптимізація конструкції оптичного датчика;
- аналіз як постійної, так і низькочастотної змінної, що входить до відбитого від біотканини сигналу. При цьому наявність складової змінної зумовлена в основному пульсацією артеріальної крові в судинах під час систоли. Приплив додаткового об'єму крові в судинах артеріального русла в момент систоли (з певною затримкою) викликає збільшення поглинання світла в тканині і її розсіювальних властивостей;
- зменшення впливу великочастотних завад за допомогою розробки низькочастотного цифрового фільтра, який виділяє інформаційну складову сигналу.

Таблиця 1.1 – Засоби неінвазивного діагностування

Модель	Тип	Характеристики	Вартість, USD
НП «Ютас», Україна			
ЮТАС ОКСІ-200	П/оксиметр	Портативний, неінвазивний моніторинг SpO2 і частоти пульсу; алгоритм усунення артефактів; яскравий цифровий дисплей; ступінь насичення артеріальної крові киснем SpO2; частота пульсу; індикатор пульсової хвилі	840
Criticare syst. Inc. (USA)			
500	П/оксиметр	Портативний монітор, програмне забезпечення, відображає величину артеріального тиску та насичення гемоглобіну крові киснем	1770
503	П/оксиметр	Портативний монітор для експрес-контролю і неперервного моніторингу, програмне забезпечення, алгоритм усунення артефактів, відображає насичення гемоглобіну крові киснем і частоту пульсу	2150

Продовження табл. 1.1

Модель	Тип	Характеристики	Вартість, USD
504	П/оксиметр +ЕКГ	Портативний SpO2 монітор; СД-дисплей, лінійний індикатор пульсу, форма пульсу синхронно з ЕКГ, вбудований принтер, вимірює насичення гемоглобіну крові киснем, частоту пульсу, а також візуалізує криву пульсової хвилі	3194
504 PONI	П/оксиметр	Портативний SpO2 монітор для експрес-контролю і СД дисплей, індикатор пульсу, вбудований принтер, неонатальне програмне забезпечення, вимірює SpO2 і ЧСС	1500
Micro Medical (USA)			
PulseTrace PCA	Неінвазивний пристрій	Портативний, кольоровий сенсорний екран, аналіз цифрової пульсової хвилі, визначає: індекс ригідності (IP), індекс відбиття (IB) судинний тонус (СТ), ЧСС, час від точки систолічної інцизури систолічного піку до точки діастолічної інцизури (PPT)	6300
PulseTrace PWV	Неінвазивний пристрій	Портативний, кольоровий РК екран, доплерівський датчик 4 МГц, вимірює ригідність артерій між двома точками, вбудований термопринтер, комп'ютерна програма Pulse Trace PWV	15 050

Таблиця 1.2 – Порівняльна характеристика аналогів та розроблюваного пристрою оптико-електронної діагностики пульса людини.

Найменування аналога	К-сть вимірювальних показників	Мас (кг)	Наявність манжети	Вартість (дол.)	Критерій ефективності
Югас -100	1	1,2	Немає	60	0,016
PulseTrace РСА	4	1,1	Немає	6300	0,0006
EЛОКС-01	6	1,5	Немає	800	0,0075
КОРОС-300	5	2,5	Немає	2500	0,002
Комплексний пристрій «Динамар-Охуtrak»	6	3	Є	4500	0,0013
Розроблюваний засіб	1	1,1	Немає	45	0,022

# РОЗДІЛ 2 РОЗРАХУНОК КОНСТРУКЦІЇ ДРУКОВАННОЇ ПЛАТИ ПРИСТРОЮ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ ДІАГНОСТИКИ ПУЛЬСУ ЛЮДИНИ

## 2.1. Галузь використання приладу і ціль

Табл. 2.1 – Аналіз умов експлуатації

Клас використання	Стаціонарна
Група використання	5
Підгрупа використання	Непрофесійна
Категорія розміщення	Приміщення з нормальними умовами
Умови експлуатації	Лабораторне чи студійне приміщення

Обґрунтування обраних категорій:

Клас використання – стаціонарний (згідно класифікаційної характеристики детектор брехні належить до нерухомої апаратури);

Група використання – 5, (апаратура, яка працює на нерухомій основі);

Підгрупа використання – непрофесійна;

Категорія розміщення –1; ( для експлуатації в приміщеннях та під навісом і на об'єктах, де коливання температури або вологості суттєво відрізняється від умов на відкритому повітрі).



## 2.3.2 Цифровий опто-електронний сенсор для вимірювання пульсу

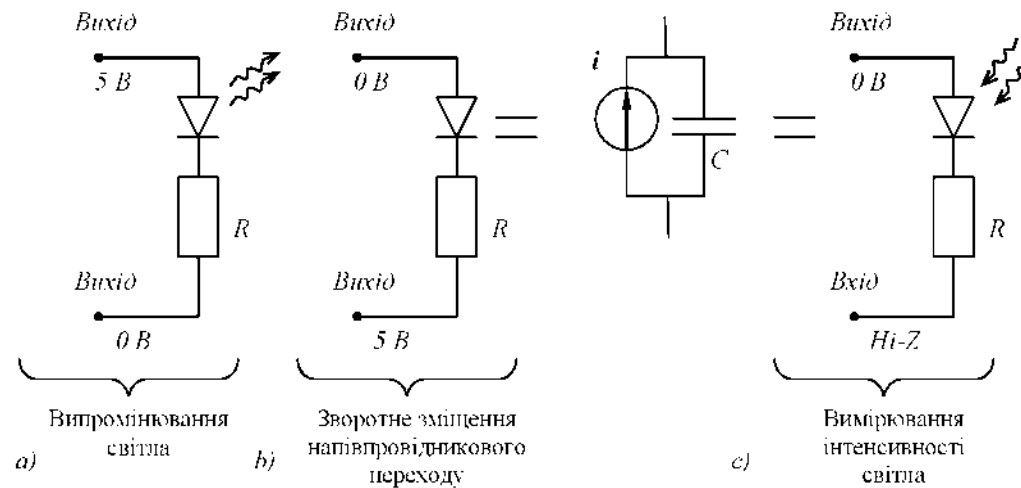


Рисунок - 2.2 Принцип роботи цифрового оптоелектронного сенсора [8]

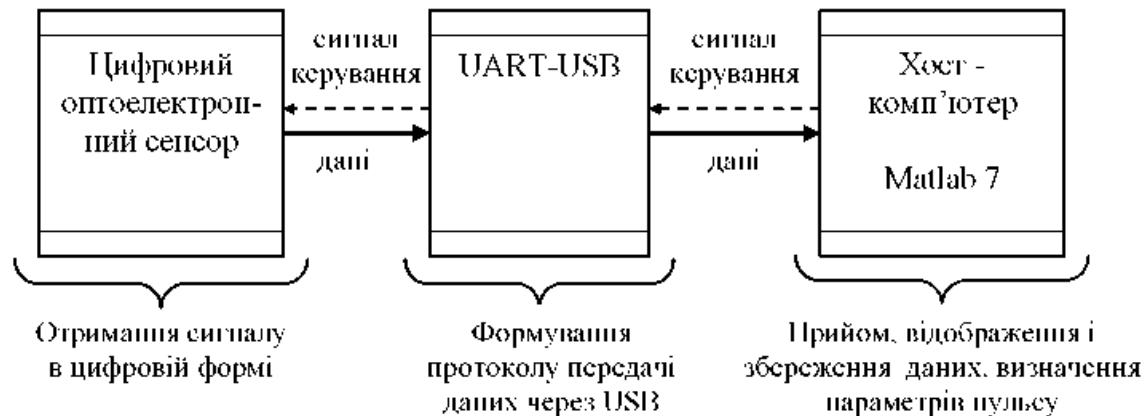


Рисунок 2.3 - Схема акселерації даних до ПК

### 2.3.3 Пристрій для виділення сигналів пульсу

«Устройство для выделения сигналов пульса **RU 2312587**»

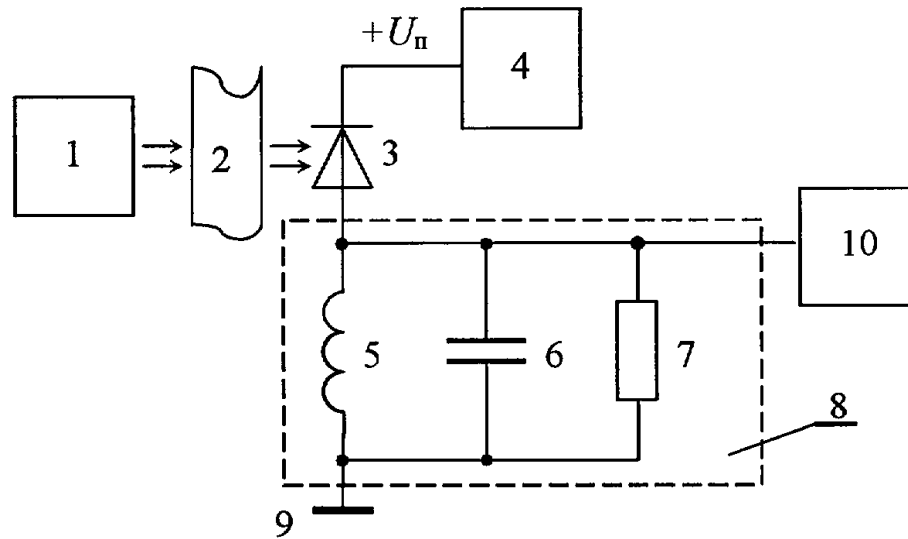


Рисунок 2.4 - Пристрій для виділення сигналів пульсу

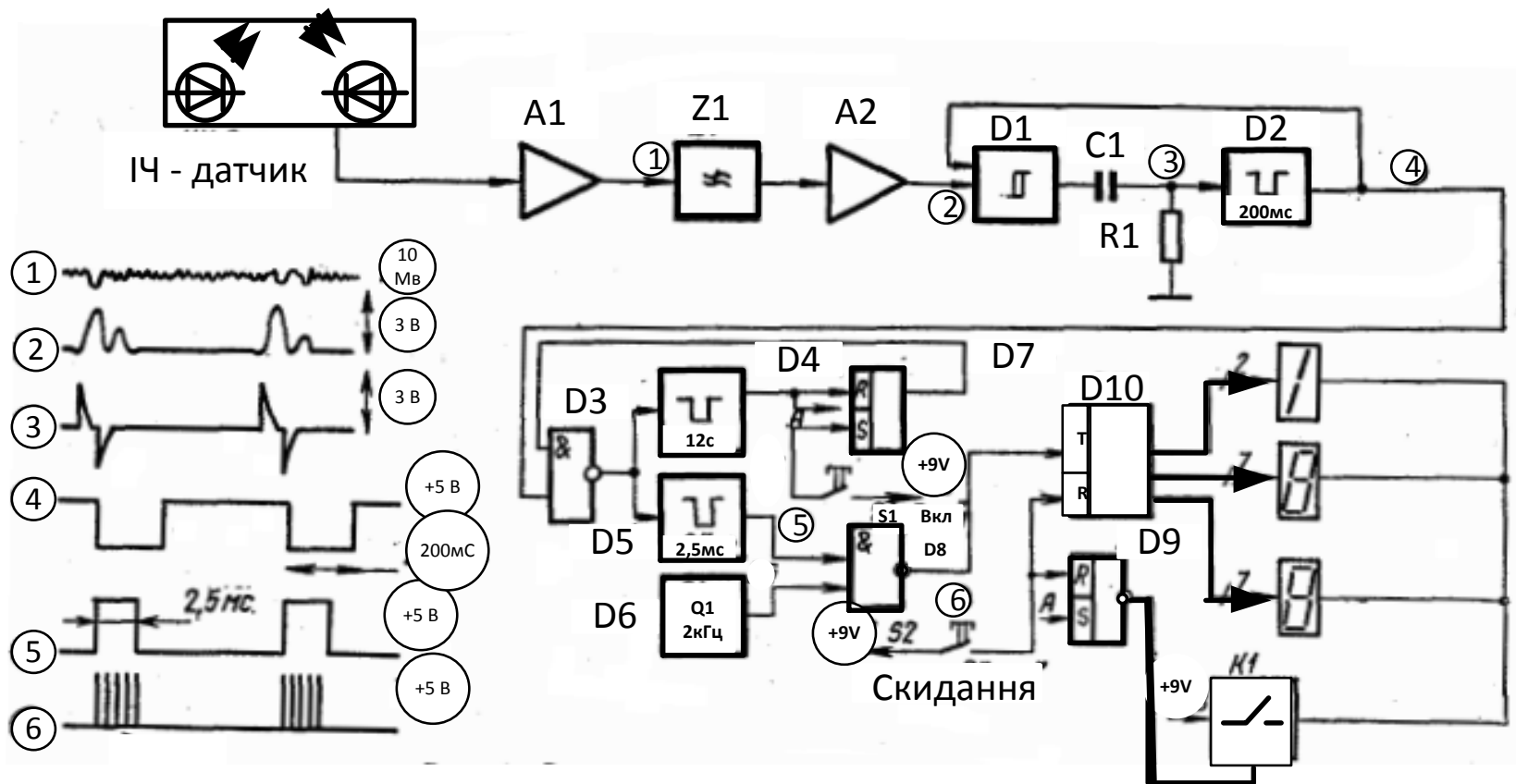
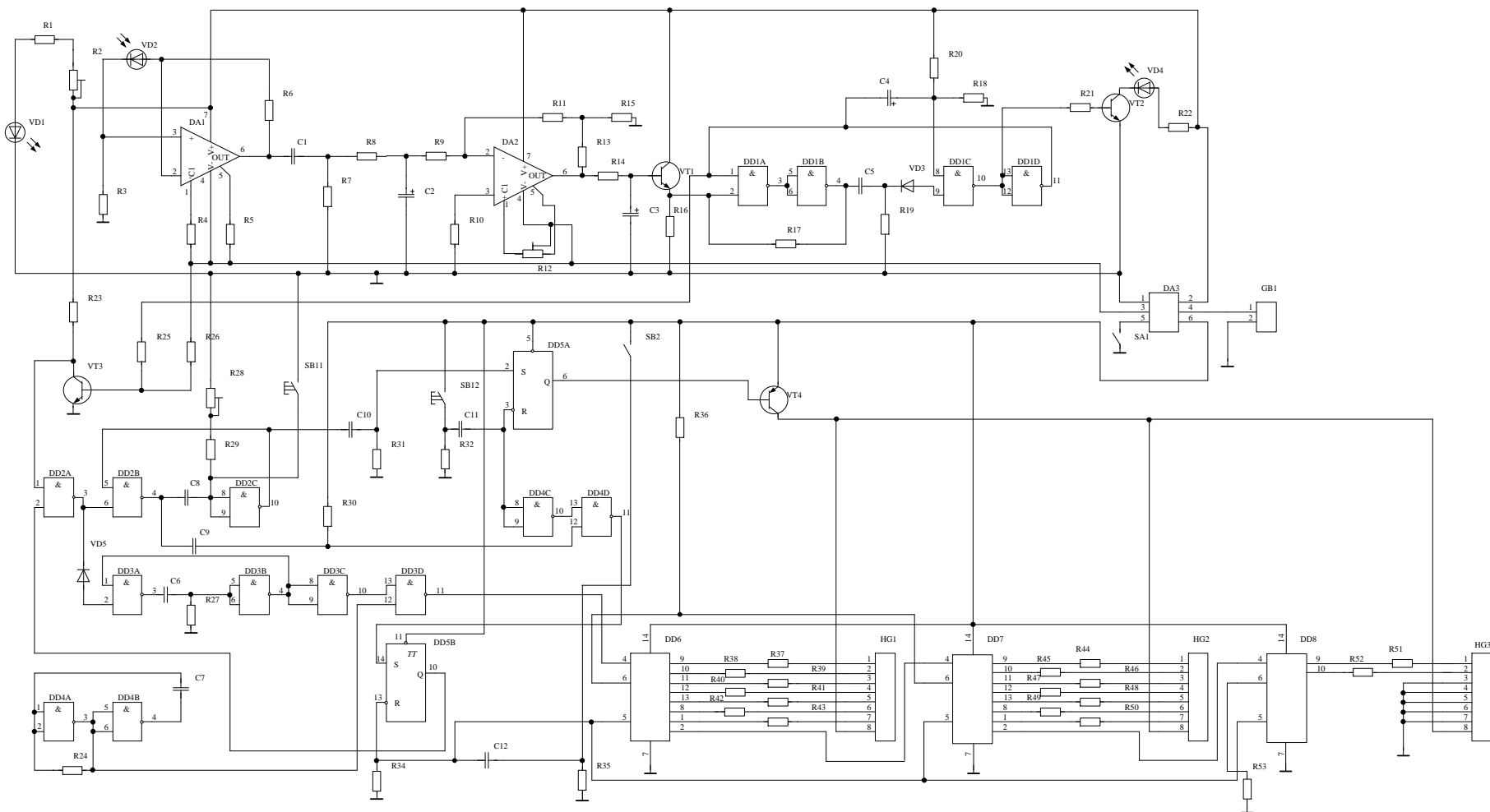


Рисунок 2.5 – Структурна схема пристрою оптико-електронної діагностики пульса людини

# ПРИСТРІЙ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ ДІАГНОСТИКИ ПУЛЬСА ЛЮДИНИ

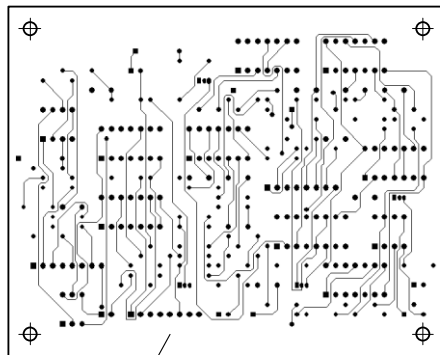
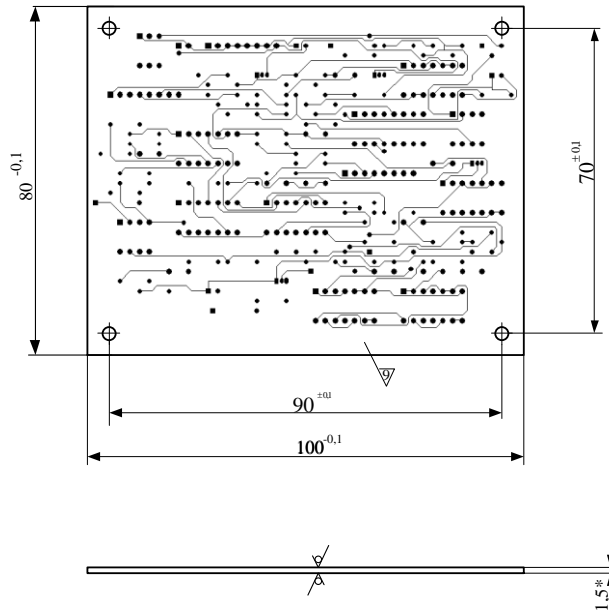
Схема електрична принципова



# ПРИСТРІЙ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ ДІАГНОСТИКИ ПУЛЬСА ЛЮДИНИ

Плата друкована

√ Rz40 Ⓞ



9

Таблиця 1

Умовне позначення отворів	Діаметр отвору, мм	Діаметр конт. площ.	Наявність метализації	Кількість отворів
●	0,9	1,4	є	246
■	1,1	1,6	є	21
○	3	-	-	4

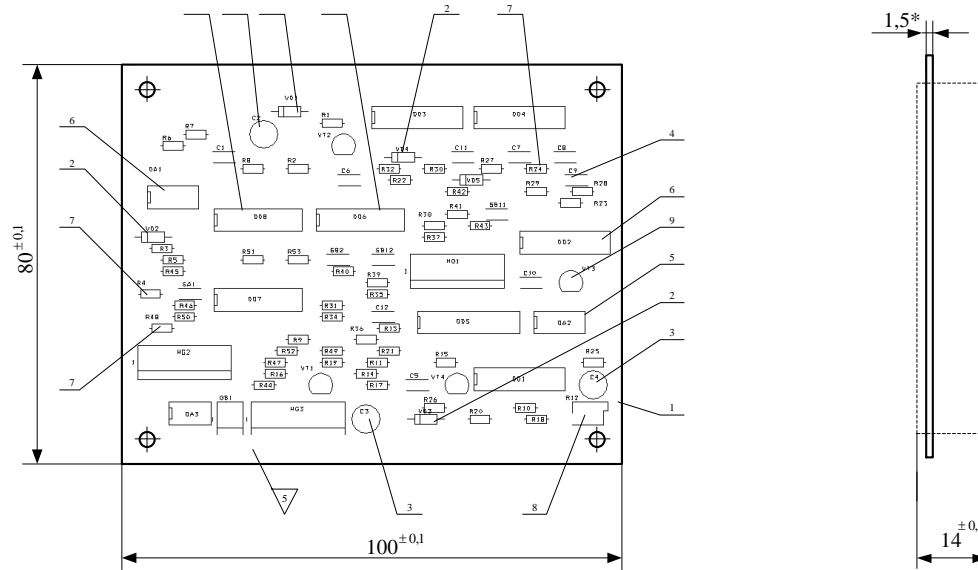
Таблиця 2

Параметри друкованого рисунку	Розміри, мм	
	в широких місцях	у вузьких місцях
Ширина провідника	0,15	0,1
Відстань між провідниками	0,1	0,05

- \*Розміри для довідок.
- Плату виготовити комбінованим методом.
- Плата повинна відповідати ГОСТ 23751-86.
- Допускається форма контактних площадок довільна,  $V_{мін} = 0,1$  мм.
- Міжосьова відстань між довільними двома отворами становить  $+ 0,1$  мм.
- Параметри друкованого рисунку виконати згідно з таблицями 1, 2.
- На плату зі сторони пайки нанести захисну маску.
- На платі виконати маркування елементів.
- Заводський номер і дату виготовлення виконати фарбою БМ білою, шрифтом ЗПр-3.

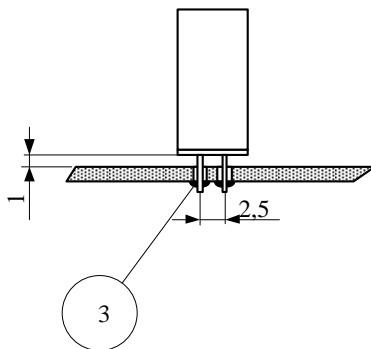
# ПРИСТРІЙ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ ДІАГНОСТИКИ ПУЛЬСА ЛЮДИНИ

Складальне креслення



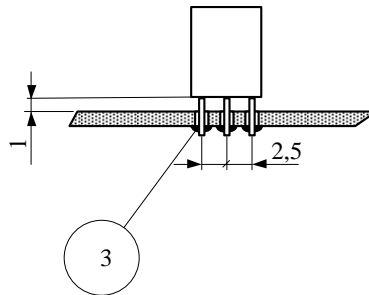
Установка C2-C4

M5:1



Установка R2, R12

M2:1



1. \*Розміри для довідок.

2. Установку радіоелементів здійснити за ОСТ4.010.030-82:

конденсатори C1-C8 по варіанту 2в;

конденсатори C3, C9 за кресленням;

резистори R1-R3 по варіанту 2а;

кварц ZQ1 по варіанту 2в;

мікросхеми DD1-DD8 по варіанту 8а.

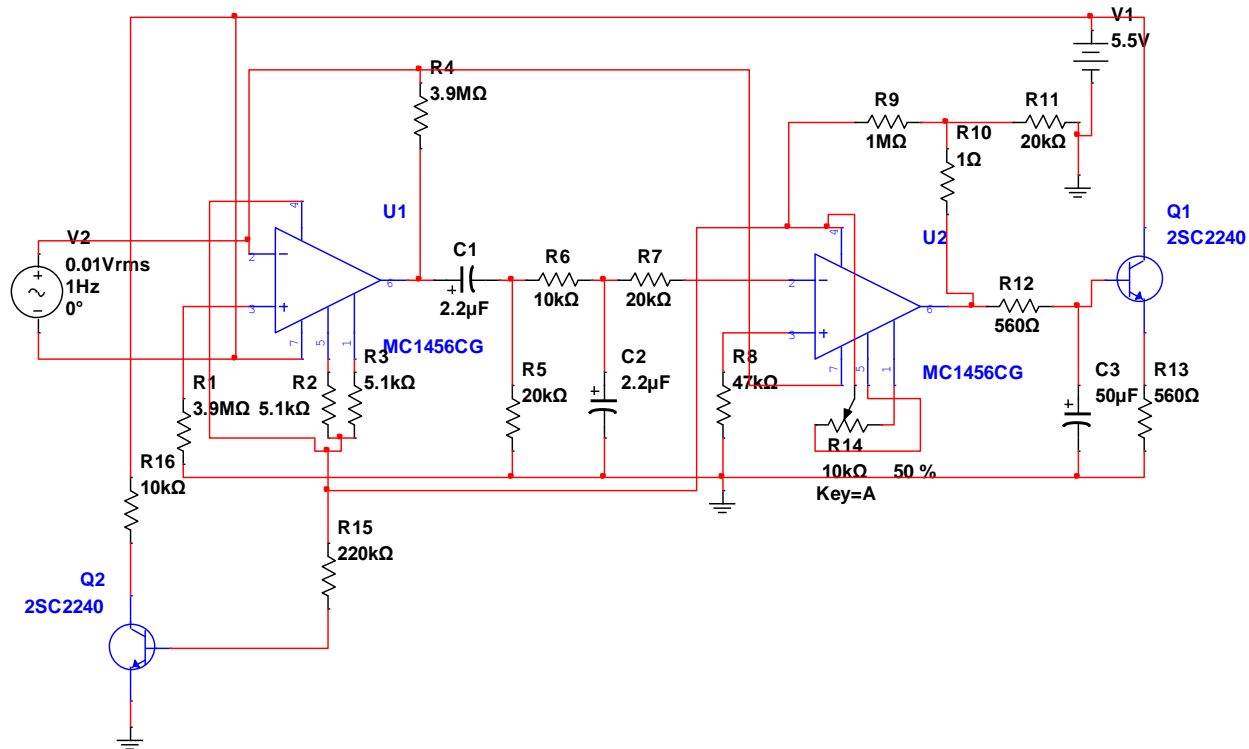
3. Паяти: припой ПОС-61 ГОСТ 21931-76.

4. Покриття УР-231 ІV.

5. Таврувати знак ВТК.

# РОЗДІЛ 4 МОДЕЛЮВАННЯ ПРИСТРОЮ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ ДІАГНОСТИКИ ПУЛЬСА ЛЮДИНИ.

## 4.1 Моделювання вхідних кіл пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини.



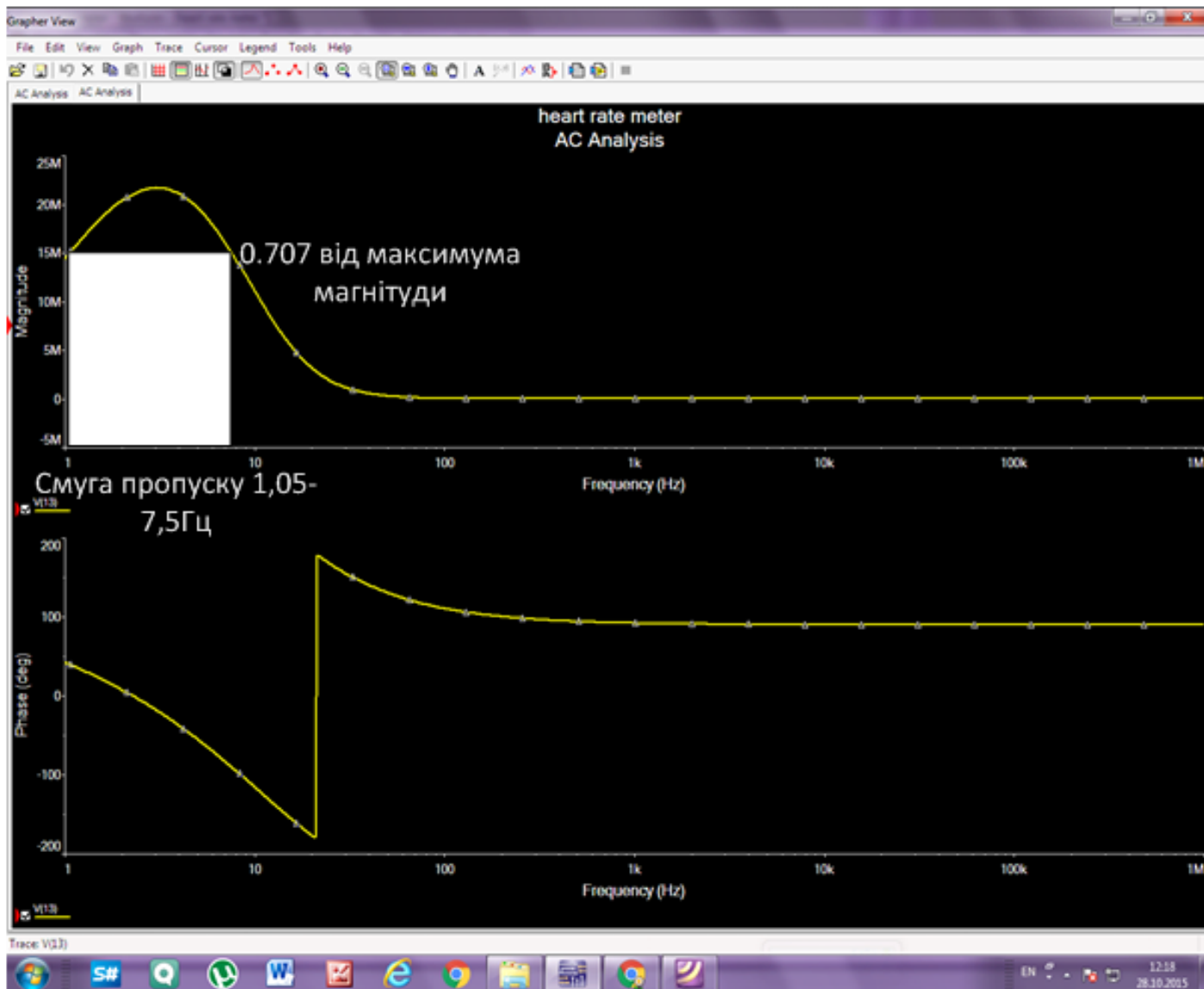


Рисунок 4.2 - амплітудно-частотна характеристика (АЧХ) та фазо-частотна характеристика (ФЧХ) пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини з смугою пропуску 1,05-7,5Гц.



## 4.2.2 Моделювання теплових полів друкованої плати за допомогою програми THERMAL DESKTOP

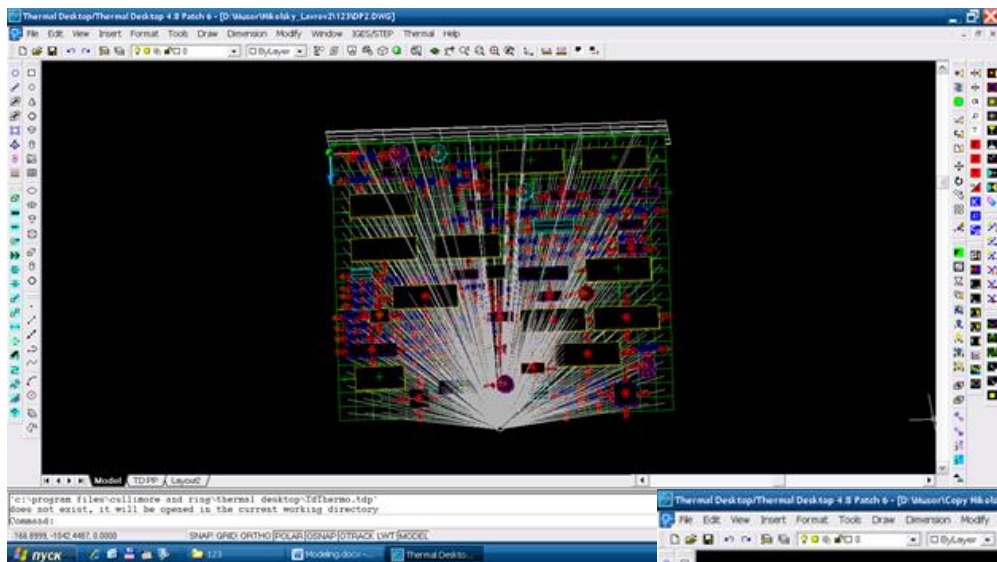
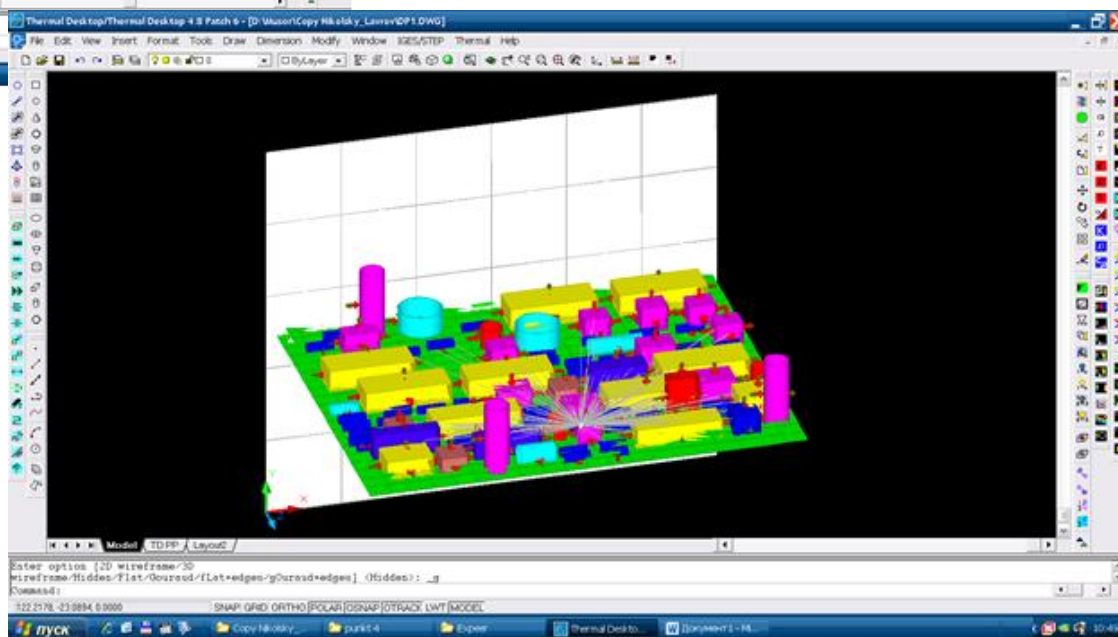
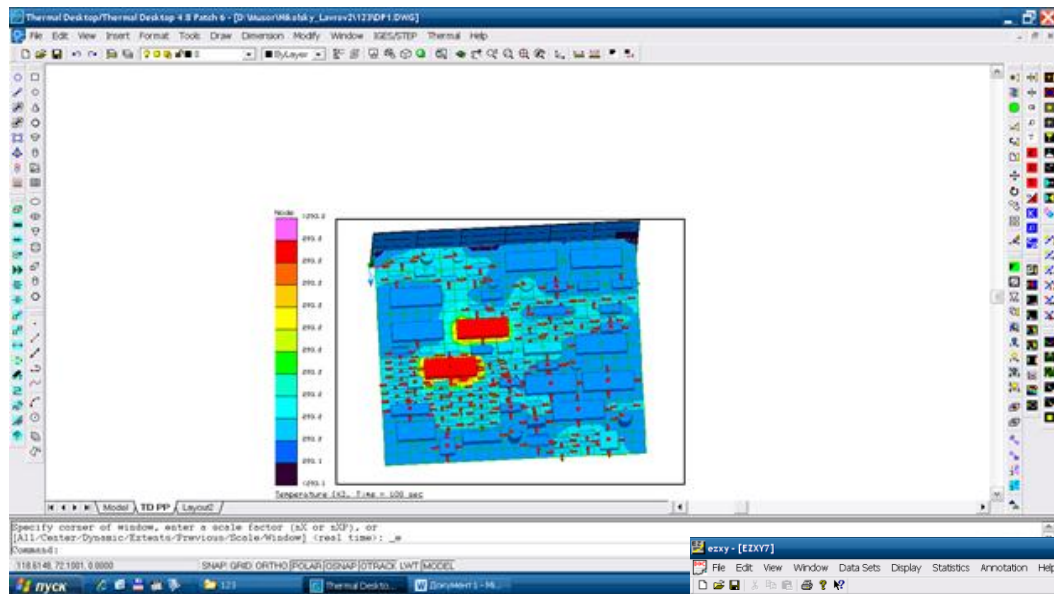


Рисунок 1 – 3D зображення плати друкованої з елементами з використанням інструмента «Каркас».

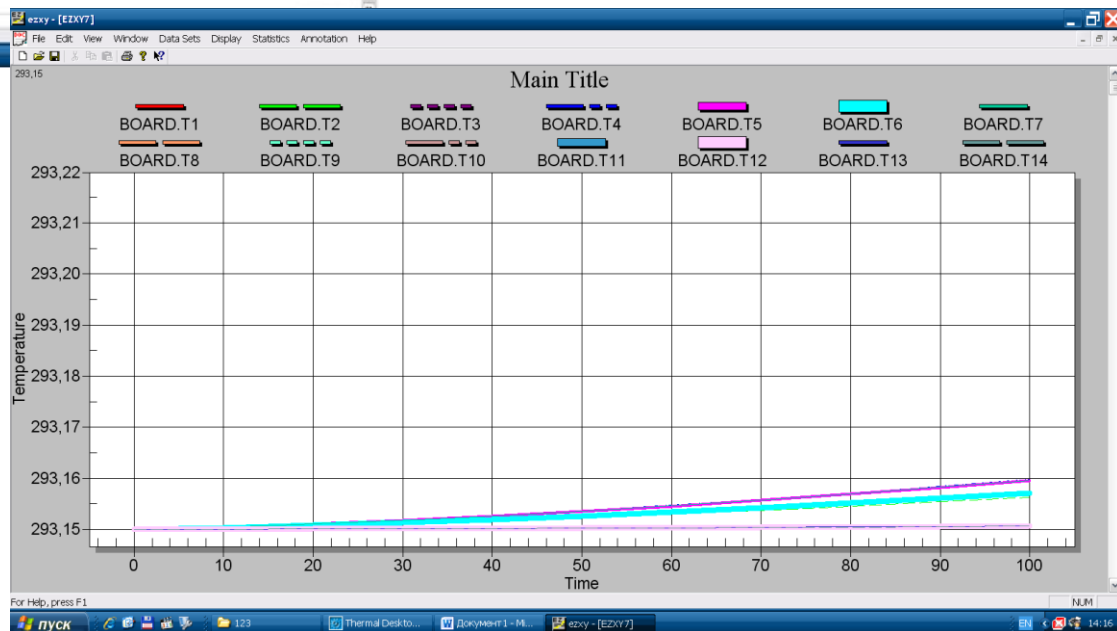
Рисунок 2 - 3D зображення плати друкованої з елементами з точкою обдуву, тобто охолодження елементів.



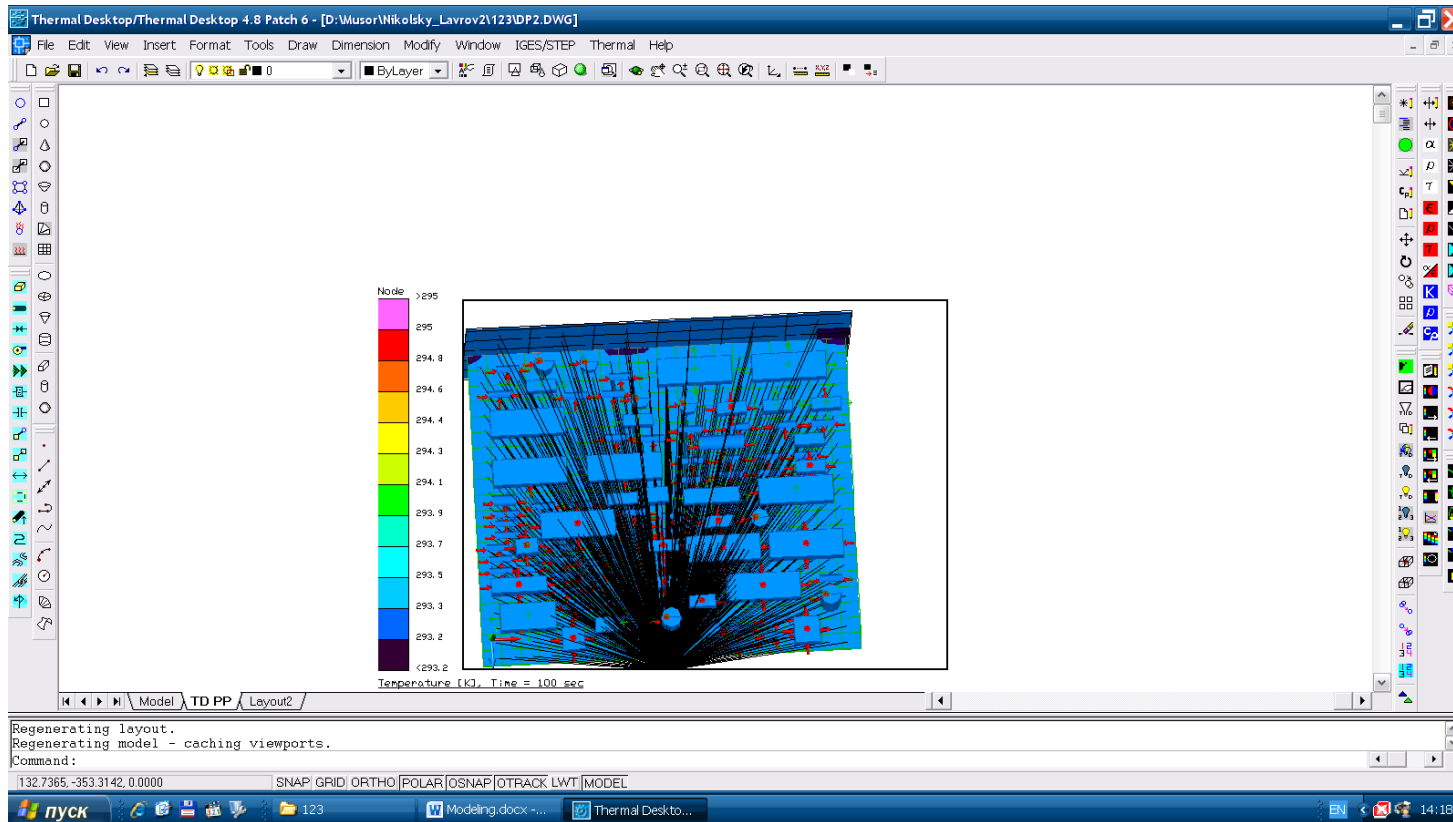
# Моделювання теплових полів на друкованій платі в вакуумі пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини



Графіки моделювання теплових полів на друкованій платі пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини з врахуванням процесу охолодження



# Моделювання теплових полів на друкованій платі пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини з врахуванням процесу ОХОЛОДЖЕННЯ



# ВИСНОВКИ

1. У роботі розроблений пристрій оптико-електронної діагностики пульсу людини, зроблено проектування друкованої плати та визначено експлуатаційні характеристики пристрою.

2. Було проведено порівняльну характеристику приладу, що розроблявся, із вже існуючими прототипами та аналогами, вказані переваги та недоліки.

3. Вибрана електрична принципова схема пристрою на основі неінвазивного інфра-червоного сенсора.

4. Розраховані розміри плати виробу  $100 \times 80$  мм і маса 43 г. Проведено трасування друкованої плати.

5. За матеріал для друкованої плати вибрано склотекстоліт фольгований двосторонній марки СФ-2-35-1.5, який має товщину фольги 35 мкм, товщина матеріалу з фольгою 1.5 мм.

6. Були проведені розрахунки електромагнітної сумісності елементів, механічної міцності друкованої плати, а саме: на удар, на вібрацію, розрахунок на надійність, теплові розрахунки.

Під час розрахунку електромагнітної сумісності елементів друкованої плати паразитна взаємоіндукція між двома друкованими провідниками  $M = 38,9$  нГн, взаємна ємність  $C = 9,72$  пФ., які знаходяться в межах норми і не потрібно додаткових засобів для їх зниження.

Під час розрахунку плати на вібростійкість частота власних коливань не співпала з резонансною частотою і становить 531 Гц, отже співвідношення розмірів плати задовольняють вимогам вібростійкості. А граничний прогин друкованої плати становить  $\delta_{\text{гран}} = 1,1 \cdot 10^{-4}$  (мм), що не перевищує допустимого значення, тому можна сказати, що вібраційні навантаження не вплинуть на роботу пристрою.

7. Проведено моделювання вхідних кіл пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини. Побудована амплітудно-частотна характеристика (АЧХ), та фазо-частотна характеристика (ФЧХ) пристрою оптико-електронної діагностики пульсу людини з смугою пропуску 1,05-7,5 Гц.

8. Розраховано нагріту зону корпусу пристрою та зроблено моделювання теплових полів друкованої плати. При перегріванні кожуха на  $\Delta t_{k1} = 2$  (°C) значення розсіюваної потужності становитиме  $P1 = 10,806$  (Вт), при якій маємо значення температури нагрітої зони  $t_{z1} = 22,02$  (°C) і температури кожуха  $t_{k1} = 22$  °C. При перегріванні кожуха на  $\Delta t_{k2} = 5,0$  °C значення розсіюваної потужності становитиме  $P2 = 12,7$  (Вт), при якій маємо значення температури нагрітої зони  $t_z = 25,12$  (°C). Проведено моделювання теплових полів на платі друкованій пристрою за допомогою програми THERMAL DESKTOP. По результатам моделювання видно, що при моделюванні в повітряному середовищі з охолодженням елементи на платі мають розкид температури 1°C.

Дякую за увагу!