

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ**  
**імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**  
**ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**  
(повна назва інституту/факультету)  
**КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**  
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:  
завідувач кафедри  
Владислав ШЛИКОВ  
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)  
«\_\_» \_\_\_\_\_ 2023 р.

**Дипломна робота**  
**на здобуття ступеня бакалавра**

**за освітньо-професійною програмою «Біомедичні прилади та інформаційно-вимірювальні системи»**

**зі спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»**  
(код та назва)

**на тему: «Алгоритм кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості ультразвукових зображень експериментальної пухлини»**

Виконав: студент 4 курсу, групи БП-91  
(шифр групи)

Шаблій Олександр Сергійович  
(прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_ (підпис)

Керівник асист. каф. БМІ Орел Валерій Бінгович  
(посада, науковий ступінь, вчене звання прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_ (підпис)

Консультант 2 проф. каф. БМІ, д.б.н. Орел Валерій Еммануїлович  
(номер розділу)(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_ (підпис)

Консультант 3 доцент к.т.н Демчук Гліб Вікторович  
(номер розділу)(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_ (підпис)

Нормоконтроль інженер 1 категорії Андрєєв Петро Іванович  
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_ (підпис)

Рецензент асист. каф. ББЗЛ Сніцар Євген Вікторович  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_ (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.  
Студент \_\_\_\_\_ (підпис)

Київ – 2023

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**  
**Факультет біомедичної інженерії**  
**Кафедра біомедичної інженерії**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

Освітньо-професійна програма «Біомедичні прилади та інформаційно-вимірювальні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту**

**Шаблію Олександрю Сергійовичу**

1. Тема роботи «Алгоритм кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості ультразвукових зображень експериментальної пухлини», керівник роботи Орел Валерій Бінгович, затверджені наказом по університету від «31» травня 2023 р. № 2106-с.
2. Термін подання студентом роботи 09.06.2023
3. Вихідні дані до роботи: ультразвукове дослідження, сонограми, ультразвукові еластограми.
4. Зміст роботи: складання алгоритму кількісного аналізу змін ехогенності та жорсткості ультразвукових медичних зображень злоякісної пухлини саркоми-45 після впливу протипухлинного ліпосомального наноконструкту з доксорубіцином та електромагнітного опромінення.
5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо): таблиці та зображення отримані в результаті виконання аналітичної та практичної частин роботи, презентація у MS PowerPoint.

## 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка алгоритму кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості ультразвукових зображень експериментальної пухлини	проф. каф. БМІ, д.б.н. Орел В.Е.	01.05.2023 <i>В.Орел</i>	29.05.2023 <i>В.Орел</i>
Охорона праці	доц. каф. ОППЦБ, к.т.н. Демчук Г.В.		

## 7. Дата видачі завдання: 5 «квітня» 2023 р.

### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Аналіз сучасної наукової літератури та патентної бази на тематику використання комп'ютерного текстурного аналізу для кількісної характеристики злоякісних пухлин на сонограмах та УЗ еластограмах.	квітень 2023 р.	
2.	Проведення фізико-технічної бази УЗД системи.	квітень/травень 2023 р.	
3.	Підбір програмних продуктів, методів сегментації медичних зображень татекстурних параметрів.	травень 2023 р.	
4.	Розрахунок середньої яскравості, жорсткості та показнику гетерогенності злоякісних пухлинах та нормальних тканинах на сонограмах та УЗ еластограмах.	травень 2023 р.	
5.	Охорона праці	травень 2023 р.	
6.	Представлення кінцевої версії дипломної роботи.	червень 2023 р.	
7.	Захист дипломної роботи.	червень 2023 р.	

Студент

Керівник

*В.Орел*

Олександр ШАБЛІЙ

Валерій ОРЕЛ

## АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Алгоритм кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості ультразвукових зображень експериментальної пухлини».

Обсяг дипломної роботи становить 59 сторінок, міститься 20 ілюстрацій, 20 таблиць. Загалом опрацьовано 33 джерела.

Актуальність: Окрім, візуальної якісної оцінки ультразвукових (УЗ) зображень тканин, існує потреба в кількісній оцінці. Алгоритм кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості УЗ зображень пухлини забезпечує об'єктивну, неінвазивну оцінку зміни структури тканин у відповідь на лікування.

Метою дипломної роботи є складання алгоритму кількісного аналізу змін ехогенності та жорсткості УЗ зображень після впливу протипухлинного наноконплексу та електромагнітного опромінення.

Завдання: ознайомитись з сучасною літературою на тему кількісного аналізу характеристик пухлин на УЗ зображеннях, фізико-технічною базою УЗ діагностичних систем. Підібрати програмні продукти, методи сегментації зображень та текстурних параметрів пухлини. Розрахувати середню яскравість, жорсткість, показник гетерогенності злоякісної пухлини на УЗ зображеннях. Провести аналіз змін розрахованих параметрів.

Основні результати: сформовано уявлення про застосування методів текстурного аналізу кількісної характеристики пухлини на УЗ зображеннях, опрацьовані принципи роботи УЗ діагностичних систем, підібрано програмні продукти, методи сегментації зображень та текстурних параметрів. Розраховано характеристики пухлини, складено алгоритм кількісного аналізу середньої яскравості, жорсткості, показника гетерогенності.

Ключові слова: сонограма, УЗ еластографія, пухлина, яскравість, жорсткість, показник гетерогенності.

## ABSTRACT

Thesis topic: "Algorithm for quantitative analysis of echogenicity and stiffness characteristics of experimental tumor ultrasound images".

The volume of the thesis is 59 pages, contains 20 illustrations, 20 tables. In total, 33 sources were processed.

Relevance: In addition to visual qualitative assessment of ultrasound (US) tissue images, there is a need for quantitative assessment. An algorithm for quantitative analysis of the characteristics of echogenicity and stiffness of US images of a tumor provides a more objective, non-invasive assessment of changes in tissue structure in response to treatment.

The purpose of the thesis is to develop an algorithm for quantitative analysis of changes in echogenicity and stiffness of US images after exposure to an antitumor nanocomplex and electromagnetic irradiation.

Objectives: to get acquainted with the current literature on the quantitative analysis of tumor characteristics in US images, the physical and technical basis of US diagnostic systems. To select software products, methods of image segmentation and tumor texture parameters. To calculate the average brightness, stiffness, and heterogeneity index of a malignant tumor on US images. To analyse changes in the calculated parameters.

Main results: an idea was formed about the application of methods of texture analysis of quantitative tumor characteristics on ultrasound images, the principles of operation of ultrasound diagnostic systems were worked out, software products, methods of image segmentation and texture parameters were selected. The tumor characteristics are calculated, and an algorithm for quantitative analysis of the average brightness, stiffness, and heterogeneity index is developed.

Keywords: sonogram, ultrasonic elastography, tumor, brightness, stiffness, heterogeneity index.

## ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП .....	9
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	11
1.1 Принципи та методи УЗД .....	11
1.1.1 Основні характеристики звукових хвиль .....	11
1.1.2 Генерація ультразвуку, отримання зображень, сонографія (В-режим)...12	
1.1.3 Фізичні основи УЗ еластографії .....	14
1.1.4 Метод компресійної еластографії.....	15
1.1.5 Переваги та недоліки УЗ діагностики.....	17
1.2 Фізико-технічна база УЗД систем.....	17
1.2.1 Дизайн та принцип роботи УЗ апарата.....	17
1.2.2 УЗ перетворювач.....	20
1.3 Аналіз текстури.....	23
1.3.1 Методи текстурного аналізу для аналізу медичних зображень.....	23
1.3.2 Статистичні методи для кількісного порівняння параметрів текстурного аналізу медичних зображень.....	24
1.3.3 Підбір програмного забезпечення для проведення обробки та аналізу цифрових зображень.....	24
Висновки до розділу 1 .....	25
РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ КІЛЬКІСНОГО АНАЛІЗУ ХАРАКТЕРИСТИК ЕХОГЕННОСТІ ТА ЖОРСТКОСТІ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ ПУХЛИНИ.....	26
2.1 Матеріали та методи.....	26

					<b>БП-91.90.3105.2106.ПЗ</b>			
<i>Вим</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>	Алгоритм кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості ультразвукових зображень експериментальної пухлини	<i>Лім.</i>	<i>Лист</i>	<i>Листів</i>
<i>Розробив</i>		<i>Шаблій О.С.</i>					6	59
<i>Перевірів</i>		<i>Орел В.Б.</i>						
<i>Реценз.</i>		<i>Сніцар С.В.</i>						
<i>Н. Контр.</i>		<i>Андреев П. І.</i>						
<i>Затвердив</i>		<i>Шликов В.В.</i>						
						<i>КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БП-91</i>		

2.2 Алгоритм отримання кількісних характеристик з УЗ зображення.....	27
2.3 УЗ візуалізація .....	29
2.4 Вибір зони інтересу пухлини та протилежної кінцівки на УЗ зображеннях.....	30
2.5 Сегментація зони інтересу пухлини та протилежної кінцівки на сонограмах (В-режим) та УЗ еластограмах.....	31
2.6 Вилучення текстурних параметрів із УЗ зображень.....	32
2.6.1 Розрахунок середньої яскравості та коефіцієнта автокореляції Морана на сонограмах (В-режим).....	32
2.6.2 Розрахунок жорсткості та коефіцієнта автокореляції Морана на УЗ еластограмах.....	34
2.7 Розрахунок кількісних показників жорсткості у програмному середовищі <i>MATLAB</i> .....	36
2.8 Результати порівняння отриманих значень середньої яскравості, жорсткості, індексу Морана по зображенню сонограм (В-режим), УЗ еластограм.....	41
Висновки до розділу 2 .....	46
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	47
3.1 Характеристика приміщення.....	47
3.2 Оцінка небезпечних та шкідливих факторів при виконанні УЗ діагностики.....	49
3.2.1 Безпека УЗ опромінення.....	50
3.2.2 Електробезпека.....	51
Висновки до розділу 3.....	53
ВИСНОВКИ .....	54
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	56
ДОДАТОК А.....	60
ДОДАТОК Б .....	61

## СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

- ДР – доксорубіцин  
ЕО – електромагнітне опромінення  
ЕП – електромагнітне поле  
ЛНК – ліпосомальний наноконплекс  
УЗ – ультразвуковий  
УЗД – ультразвукова діагностика

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
						8
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

## ВСТУП

Останнє десятиліття відзначено впровадженням у медицину, зокрема, онкологічну практику, високотехнологічних методів лікування та діагностики. Сучасні методи ультразвукових досліджень дозволяють отримати діагностичну інформацію як кількісного, так і якісного характеру [1, 2]. УЗД – один з найбільш широко використовуваних сучасних методів візуалізації. Він є універсальним, швидким, не застосовує іонізуючого випромінювання, простим у використанні, неінвазивним [2, 3].

Тим не менш, УЗД обмежена високою залежністю від навичок оператора, досвіду та психоемоційного стану самого лікаря, та залежністю від налаштувань апаратури. Крім того, фізико-технічні особливості конструкцій УЗ апаратів викликають суттєві нелінійні спотворення, що впливають на процеси візуалізації та формування медичного УЗ зображення [3]. Також, одним із проблемних питань в УЗД є візуальна диференціація злоякісних та доброякісних пухлин, а також необхідність об'єктивної оцінки ефективності лікування новоутворень. УЗ еластографія, яка може надати інформацію про жорсткість тканин, з'явилася як потенційний допоміжний інструмент для подолання цих проблем при УЗД [1, 2].

Аналіз показників текстури надає можливість фахівцям формалізовано, а не за допомогою пальпації виміряти жорсткість тканин пухлин відносно нормальних тканин [2, 4], що вкрай важливо для оцінки тканини та дієвості застосованої терапії. Особливо це важливо на ранніх стадіях виявлення всіх можливих патологій та визначення плану подальшого лікування.

Метою дипломної роботи є складання алгоритму кількісного аналізу змін ехогенності та жорсткості ультразвукових медичних зображень злоякісної пухлини саркоми-45 після впливу протипухлинного ліпосомального наноконструксу з доксорубіцином та електромагнітного опромінення.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
						9
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Задачі дипломної роботи:

- огляд та аналіз сучасної наукової літератури та патентної бази на тематику використання методів текстурного аналізу для кількісної характеристики злоякісних пухлин на сонограмах (В-режим) та УЗ еластограмах;
- огляд фізико-технічної бази УЗД систем;
- підібрати програмні продукти, методи сегментації медичних зображень та текстурних параметрів;
- скласти алгоритм кількісного аналізу змін розрахованих значень середньої яскравості, жорсткості та показників гетерогенності у злоякісних пухлинах та нормальних тканинах на сонограмах (В-режим) та УЗ еластограмах.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		10

# РОЗДІЛ 1

## ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

### 1.1 Принципи та методи УЗД

#### 1.1.1 Основні характеристики звукових хвиль

УЗД – методика візуалізації, що використовує звукові хвилі високої частоти (2-18 МГц). Ультразвук – це форма неіонізуючого випромінювання, яка використовує високочастотні звукові хвилі для візуалізації тіла [5].

Звук – це механічна хвиля, яка викликає збурення в середовищі, переносячи енергію з однієї точки в іншу. Коли звукова хвиля проходить через середовище, енергія поширюється через зіткнення сусідніх частинок, які коливаються навколо свого положення спокою без результуючого зміщення [5]. Як і всі хвилі, звук можна описати рядом параметрів, а саме: довжина хвилі, амплітуда, період, частота, швидкість поширення в середовищі.

Довжина хвилі ( $\lambda$ ) – це відстань, на якій повторюється форма хвилі, визначена шляхом вимірювання відстані між двома послідовними відповідними точками однієї фази.

Амплітуда ( $A$ ) – це міра максимальної висоти хвилі та відноситься до зміщення частинок.

Період ( $\tau$ ) – це час, необхідний для одного повного хвильового циклу.

Частота ( $f$ ) – це кількість повних циклів за секунду.

Швидкість ( $c$ ) – це швидкість, з якою звукові хвилі проходять крізь середовище. Швидкість звукової хвилі визначається фізичними властивостями середовища, через яке вона проходить, і може бути розрахована за допомогою рівняння:

$$c = \sqrt{\frac{\beta}{\rho}}, \quad (1.1)$$

де  $c$  – швидкість,  $\beta$  – жорсткість (об'ємний модуль),  $\rho$  – щільність.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		11

Хвильове рівняння:

$$c = \lambda * f, \quad (1.2)$$

де  $c$  – швидкість,  $\lambda$  – довжина хвилі,  $f$  – частота.

Хвильове рівняння пов'язує частоту ( $f$ ), довжину хвилі ( $\lambda$ ) та швидкість ( $c$ )  
рис. 1.1.

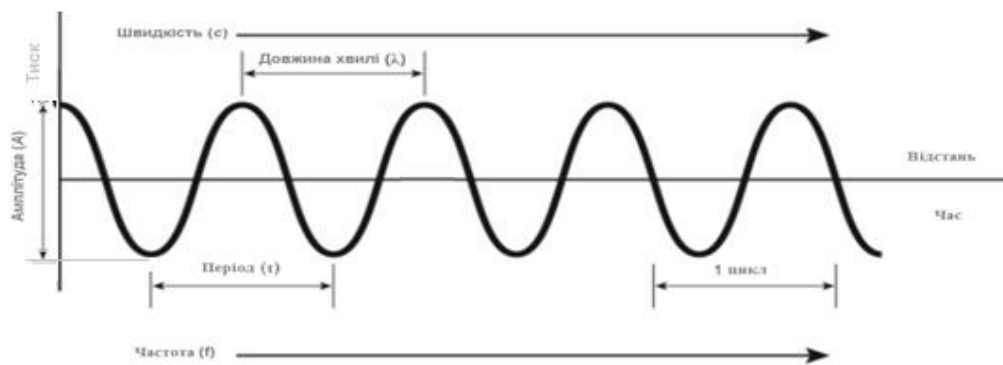


Рисунок 1.1 Параметри звукової хвилі [5]

Передбачається, що швидкість проходження через м'які тканини дорівнює сталій (1540 м/с), існує зворотна залежність між частотою і довжиною хвилі, отже, зі збільшенням частоти довжина хвилі зменшується, і навпаки. У діагностичному УЗ дослідженні роздільна здатність залежить від довжини хвилі, а глибина проникнення та згасання від частоти [6].

### 1.1.2 Генерація ультразвуку, отримання зображень, сонографія (В-режим)

УЗ візуалізація використовує ті самі принципи, як і сонар. Коли звукова хвиля досягає об'єкта, вона відбивається чи заломлюється від неоднорідностей біологічного середовища, тобто має місце там, де є межа біологічних шарів, наприклад кров і стінка судини.

УЗ хвилі створюються шляхом короткочасного пропускання електричного струму через п'єзоелектричний кристал усередині УЗ перетворювача (датчика).

Деякі матеріали, насамперед кристали та деякі види кераміки, змінюють форму, коли до них прикладається електричний заряд. Ці матеріали також демонструють зворотний ефект: при застосуванні тиску вони змінюють форму і створюється електричний заряд. Це явище відоме як прямий та зворотній п'єзоелектричний ефект. П'єзоелектричні кристали дозволяють УЗ датчику діяти як передавач і приймач звуку. Відбита частина повертається до пристрою, де спотворює форму перетворювача і створює електричний заряд [6, 7], який можна обробити для отримання УЗ зображень.

Сонографія надає змогу отримати у двовимірному режимі зображення органів. Цей метод часто позначають як В-режим (яскравість). Двовимірні зображення формуються по одному рядку за раз, шляхом переміщення УЗ променів по всій площині структури. Завдяки чому забезпечується реєстрація сигналів одночасна чи послідовна від множини точок об'єкта. Потім лінії складаються разом і створюється кадр. Кадри повторюються для створення зображення в реальному часі. Положення залежить від часу проходження імпульсу туди та у зворотному напрямку, який, своєю чергою, визначається щільністю і, отже, швидкістю досліджуваного середовища. Залежно від типу тканини звукові хвилі поширюються з різною швидкістю найповільніше через повітря, найшвидше через кісткову тканину [7].

При сонографії (В-режим) яскравість всіх точок на моніторі прямо залежить від амплітуди відбитого ехо-сигнала від анатомічних поверхонь [7]. Яскрава світла пляма створюється сильним ехо-сигналом, сірі відтінки – це слабші сигнали. Там, де ехо-сигнал не повертається до датчика, структури на зображенні виглядають чорними.

Анехогенність – повна або майже відсутність зворотних звукових хвиль, область чорна. Гіпоехогенність – структура має дуже мало відлунь і здається темнішою, ніж оточуючі (наприклад, жир). Гіперехогенний (ехогенний) – велика амплітуда ехо-сигналів, що повертаються, здається яскравішою, ніж навколишні тканини [8] рис. 1.2.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		13



Рисунок 1.2 – Зображення вільної рідини в правому верхньому фланку на сонограмі (В-режим) [8]

На екрані тверді структури наприклад, кістки чи кальцинати будуть білого кольору та яскраві, а утворення з рідиною, такі як вода або сеча – чорні (рис. 1.2).

### 1.1.3 Фізичні основи УЗ еластографії

УЗ еластографія несе принципово іншу інформацію про тканини, ніж сонографія (В-режим). Еластографія є набором методів, за допомогою яких жорсткість тканини оцінюється як фізична властивість (модуль пружності Юнга). Модуль Юнга – це константа пропорційності, яка пов'язує прикладену силу на одиницю площі, або напругу, і результуючу відносну зміну розмірів тканини, або деформацію [1]. Жорсткість є біомаркером патології тканини. УЗ еластографія вимірює механічні властивості тканини шляхом моніторингу реакції тканини на акустичну енергію.

Модуль Юнга ( $E$ ) визначається рівнянням (закон Гука), коли нормальна напруга ( $\sigma$ ) викликає нормальну деформацію ( $\varepsilon$ ), де нормальна деформація перпендикулярна поверхні:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (1.3)$$

Модуль Юнга також можна розрахувати, використовуючи співвідношення:

$$E=3\rho c^2, \quad (1.4)$$

де  $\rho$  – щільність тканини, а  $c$  – швидкість зсувної хвилі.

Відповідно, методи УЗ еластографії можна розділити на два: компресійна та зсувнохвильова еластографія рис. 1.3.

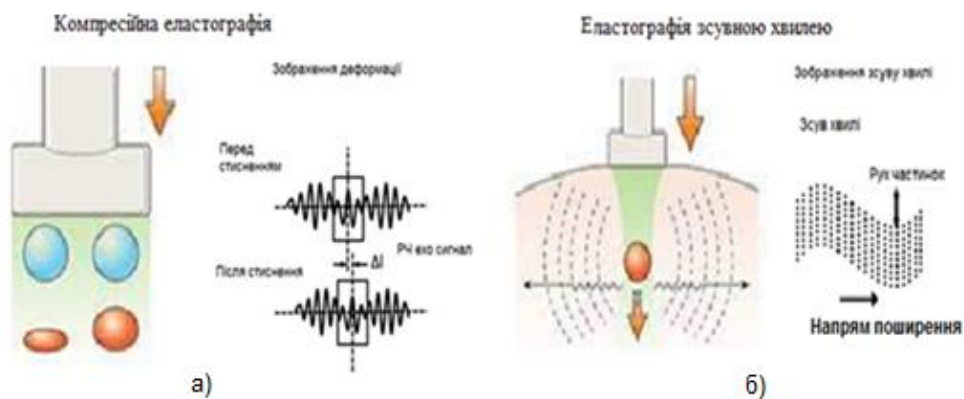


Рисунок 1.3 – Види еластографії: а) компресійна, б) зсувнохвильова [1, 2]

В еластографії на основі деформації сила застосовується шляхом застосування тиску зонда або через ендогенну механічну силу (наприклад, пульсація сонної артерії). В еластографії на основі зсувної хвилі зсувна хвиля тканини індукується системою візуалізації [1].

#### 1.1.4 Метод компресійної еластографії

Компресійна еластографія досить часто застосовується для візуальної оцінки тканин як доповнення до прогнозування злоякісності пухлин [2, 9]. При компресійній еластографії вимірюємо жорсткість тканин. Жорсткіші тканини менше деформуються і відповідно мають нижчу деформацію та вищий модуль Юнга. Метод дозволяє якісно та напівкількісно оцінити ступінь еластичності тканин [1, 9]. Інформація представляється, або за допомогою колірною картування.



### 1.1.5 Переваги та недоліки УЗ діагностики

Методи на основі ультразвуку викликають особливий інтерес завдяки багатьом перевагам, таким як широка доступність, у тому числі біля ліжка пацієнта, відносно низька вартість, висока інформативність, відсутність променевого навантаження, безболісність [6-8]. Це неінвазивний метод медичної візуалізації.

Існує ряд факторів які впливають на УЗД, а саме затінення, реверберація та артефакти перешкод, або залежність від оператора УЗ систем. Налаштування та параметри системи (наприклад, частота ультразвуку, частота дискретизації, посилення тощо) також можуть давати необ'єктивні результати, якщо вони не стандартизовані для груп пацієнтів. Крім того, відсутність одноманітності налаштувань системи робить порівняння вимірювань від системи одного виробника з системою іншого складною [1, 2, 9].

### 1.2 Фізико-технічна база УЗД систем

#### 1.2.1 Дизайн та принцип роботи УЗ апарата

УЗ апарат, по суті, складається з перетворювача, передавача, генератора імпульсів, компенсуючих підсилювачів, блоку управління фокусуванням, цифрових процесорів і системи відображення.

Зовнішній вигляд УЗ апарату експертного класу *VINNO G86*, який використовувався для візуалізації злоякісної експериментальної пухлини саркоми-45, наведено на рис. 1.5.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		17



Рисунок 1.5 – Зовнішній вигляд УЗ апарату експертного класу VINNO G86:

- 1 – монітор, 2 – пристрій введення даних або панель керування з клавіатурою,  
 3 – трекбол, 4 – сенсорна панель, 5 – дискові пристрої зберігання даних,  
 6 – ультразвукові датчики, 7 – кабелі датчиків, 8 – центральний процесор,  
 9 – блок, що складається з електронних плат, 10 – принтер,  
 11 – блок живлення [11]

У медичній візуалізації використовуються чотири різні режими ультразвуку:

А-режим (англ. *amplitude*) відображає амплітуду ехо-сигналу як функцію відстані, візуалізується на екрані у вигляді осцилограми;

В-режим (англ. *brightness*) перетворює амплітуду ехо-сигналу в сіру шкалу, створює 2D-, 3D- зображення анатомічних структур в режимі, близькому до реального часу;

M-режим (англ. *moution*) це одновимірний режим, відображає рухомі структури;

Доплерівський режим. Зображує рух рідини за допомогою доплерівського зсуву, індукованого рухомими відбивачами, наприклад, клітинами крові [12].

УЗ апарат експертного класу *VINNO G86* включає стандартні основні блоки які з'єднані так, як показано на рис. 1.6.

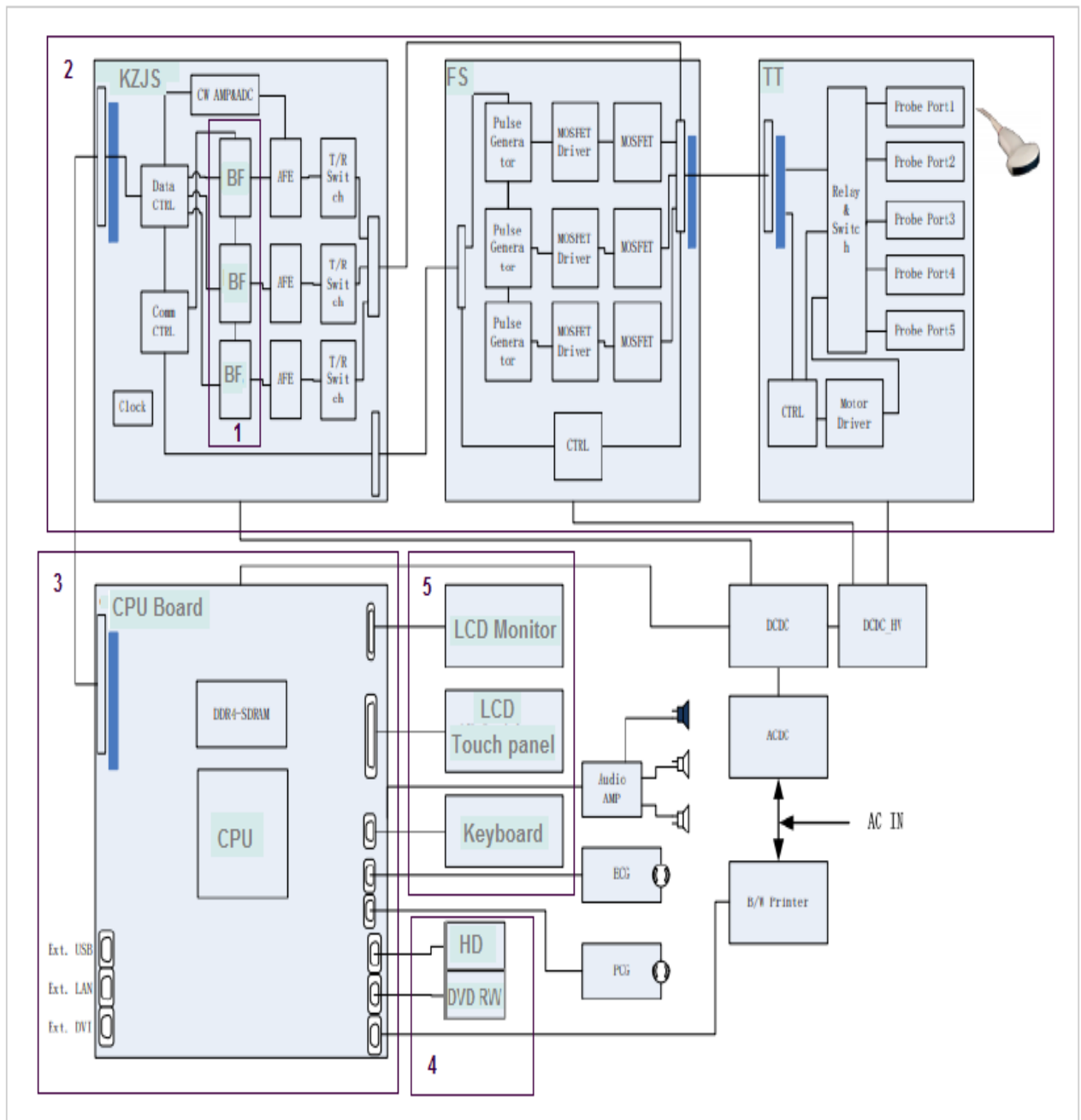


Рисунок 1.6 – Загальна блок-схема УЗ апарату експертного класу *VINNO G86*

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

На рис.1.6 цифрою 1 позначено – вимикач з силовим фільтром (*BF*) ; 2 – передні панелі: плата реле (плата *TT*), щит приймально-контрольний (плата *KZJS*), плата передавача (плата *FS*); 3 – внутрішній процесор (плата центрального процесора, *CPU*); 4 –*DVD RW* та жорсткий диск (*Hard Disk*); 5 – пульт оператора: клавіатура (*Keyboard*), сенсорна панель (*LCD Touch panel*) , *LCD* монітор (*LCD Monitor*) [11].

### 1.2.2 УЗ перетворювач

УЗ перетворювач – ручна частина УЗ апарату рис. 1.7, яка відповідає за створення та виявлення УЗ хвиль. УЗ перетворювач перетворює електричну енергію в механічну (звукову) і назад за допомогою п'єзоелектричного ефекту.

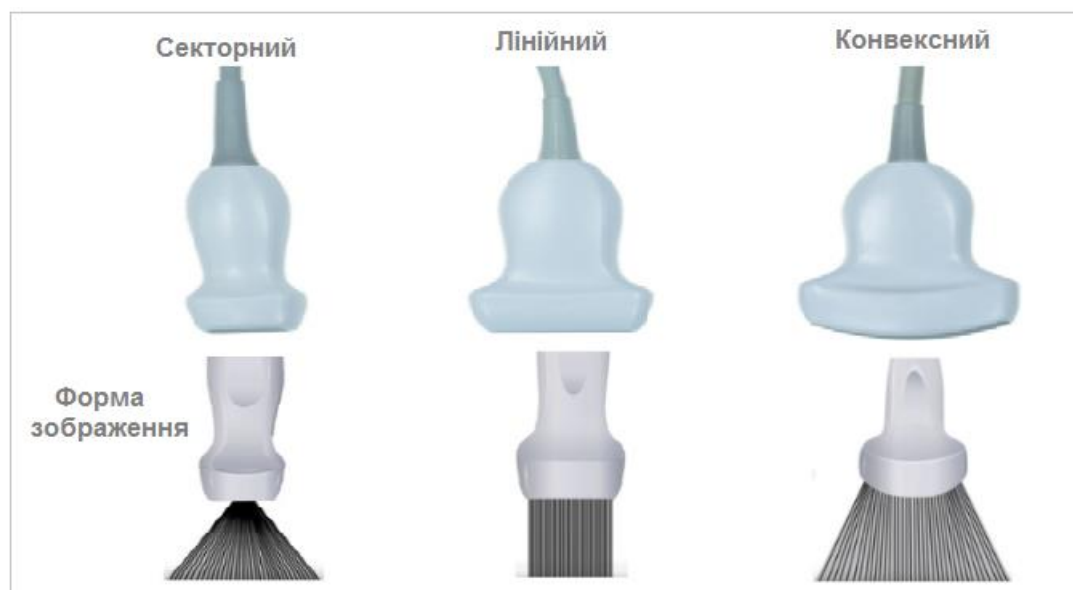


Рисунок 1.7– Стандартні УЗ перетворювачі, форма зображення [8]

В таблиці 1 наведено характеристики основних типів УЗ перетворювачів, які використовуються в УЗД.

Таблиця 1 – Характеристики основних УЗ перетворювачів [7, 8]

Назва датчика	Форма зображення	Частота	Глибина сканування	Основне застосування
Конвексний (вигнута матриця)	сектор з великим вигнутим відбитком	2-8 МГц низька	до 30 см	трансабдомінальний
Секторний (з фазованою решіткою)	сектор з невеликим розміром	1,5-5 МГц низька	до 24 см	ідеальний для використання між ребрами, кардіологічний, трансабдомінальний
Лінійний (лінійна матриця)	прямокутне плоске	5-15 МГц висока	до 10 см	судини, оцінка поверхневих структур м'яких тканин

Перетворювач складається з основних компонентів:

– кристал/керамічний елемент з п'єзоелектричними властивостями: зазвичай виготовлений з *PZT* (цирконад - титанад свинцю) [13]; може складатись з одного елемента або бути з кількох елементів – широкосмуговим перетворювачем; товщина елемента визначається бажаною резонансною частотою: дорівнює половині довжини хвилі; більш товстий елемент створює коливання з нижчою частотою, тоді як тонший елемент створює коливання з вищою частотою;

– позитивний і заземлюючий електроди на гранях елемента: позитивний електрод знаходиться в задній частині елемента; електрод заземлення знаходиться на передній частині елемента, дозволяє електричне підключення;

– демпфуючий (підпирний) блок:  
кріпиться до задньої частини кристала; поглинає ультразвукову енергію, спрямовану назад та послаблює блукаючі ультразвукові сигнали від корпусу; гасить резонансні коливання в елементі, що створює коротший просторовий імпульс (це забезпечує кращу осьову роздільну здатність для візуалізації органів і високу смугу пропускання для отримання відбитих ехо-сигналів);

– узгоджувальний шар:  
межа між елементом перетворювача та тканиною; забезпечує близько 100% передачу ультразвуку від елемента до тканин (за рахунок мінімізації відбиття через проходження різних середовищ – акустичний опір); досягає цього,

складаючись із шарів матеріалу з акустичним опором, які знаходяться між м'якою тканиною та матеріалом датчика (може складатися з одного чи кількох шарів, товщина кожного шару становить одну чверть довжини хвилі);

– корпус:

містить пластиковий корпус, металевий екран і звукоізолятор, забезпечує електричну ізоляцію та захист перетворювача.

УЗ перетворювачі зазвичай складаються з 128-512 п'єзоелектричних елементів, розташованих у лінійних або криволінійних масивах.

Ширина кожного елемента дорівнює або менше  $1/2$  довжини хвилі, а довжина перетворювача зазвичай становить від 5 до 15 см. Кожен елемент окремо ізольований [6, 13].

На рис. 1.8 представлено будову лінійного УЗ перетворювача.

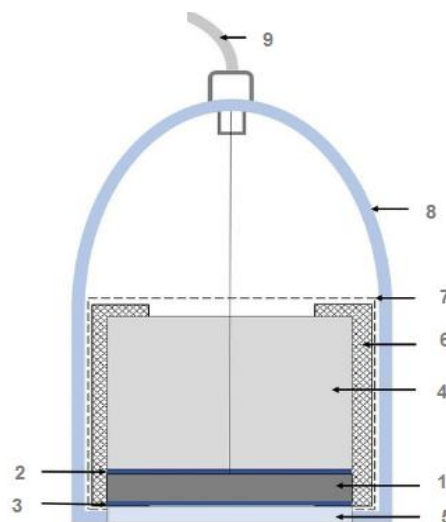


Рис.1.8 – Будова лінійного УЗ перетворювача: 1 – кристал п'єзоелектричний, 2 – позитивний електрод, 3 – заземлюючий електрод, 4 – демпфуючий (підпирний) блок, 5 – узгоджувальний шар, 6 – акустичний ізолятор, 7 – металевий екран, 8 – пластиковий корпус, 9 – коаксіальний кабель [13]

Перетворювачі можуть створювати УЗ випромінювання за допомогою механічних або електронних засобів. У механічних перетворювачах використовуються або коливальні, або обертові колеса. В електронних перетворювачах існує два способи генерації ультразвукового променя: лінійний масив або фазована решітка.

### 1.3 Аналіз текстури

#### 1.3.1 Методи текстурного аналізу для аналізу медичних зображень

Медичні зображення зазвичай оцінюються візуально або якісно, при цьому багато інформації, що міститься в зображеннях залишається невикористаною. Одним із способів доступу до цієї прихованої інформації є вилучення кількісної інформації з клінічних зображень. Текстурний аналіз використовує УЗ зображення, отримані в звичайній діагностичній практиці і включає в себе комплекс математичних обчислень, які виконуються з даними, що містяться на знімках.

Під текстурою будемо розуміти характеристики об'єкта, які визначаються формою, розміром, щільністю, розташуванням та співвідношенням його частин.

Основні методи текстурного аналізу:

– статистичні, засновані на описі текстури зображення за допомогою унікальних статистичних характеристик (базуються на представленні текстури з використанням властивостей, що керують розподілом та взаємозв'язками значень рівня сірого у зображенні);

– трансформаційні, засновані на перетворенні зображення за допомогою Фур'є або вейвлет-підходів і характеризують текстуру в області перетворення;

– структурні, розглядають текстуру як комбінацію початкових патернів, коли виявлено первинну текстуру, а потім обчислюють статистичні властивості первинної текстури і використовують їх як ознаку (для зображень з нерегулярною текстурою вони не є оптимальними);

– модельні, де розробляється математична модель (наприклад, фрактальна або стохастична), яка представляє текстуру. Параметри моделі оцінюються і використовуються для аналізу зображення. Недоліком є складність обчислень, які пов'язані з оцінкою цих параметрів [14].

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		23

### 1.3.2 Статистичні методи для кількісного порівняння параметрів текстурного аналізу медичних зображень

Найбільш широко використовуються для медичних застосувань статистичні методи. Це групи методів аналізу текстури зображень, які виконують ряд статистичних обчислень над функціями розподілу інтенсивності освітленості пікселів [4, 14]. До таких методів належать статистичні характеристики першого, другого та вищих рівнів.

До статистичних даних першого порядку належать середнє значення, дисперсія, середньоквадратичне відхилення, асиметрія та ексцес, гістограма, оскільки в ній використовується центральне середнє значення.

Статистичні дані другого порядку використовують відношення сусідства між пікселем, що цікавить (область інтересу), та сусідніми пікселями. До статистик другого порядку відносяться матриця співпадінь сірих рівнів (*GLCM*), локальний бінарний шаблон (*LBP*) та автокореляційна функція (*ACF*) [14] які широко використовуються для опису текстури.

Статистики більш високих порядків не надають жодної інформації зі спектральної та просторової точки зору, тому вони не розглядаються для інтерпретації зображень [4, 14].

### 1.3.3 Підбір програмного забезпечення для проведення обробки та аналізу цифрових зображень

Використовуються численні методики та алгоритми для обробки та аналізу біомедичних зображень які відображені в програмному забезпеченні, такому як *MaZda*, *PyRadiomics*, *ImageJ*, *IBEX*. Найбільш частіше застосованим в практиці програмним пакетом є *ImageJ* [15] – програма з відкритим програмним кодом,

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		24

написаною мовою *Java*. Можливості *ImageJ* можна розширити за допомогою численних плагінів – спеціалізованих програмних компонентів та скриптових макросів.

За допомогою *ImageJ* можна працювати з 2-D та 3-D зображеннями, а саме переглядати, аналізувати, редагувати, зображення, обчислювати площі, статистичні показники піксельних значень виділених (вручну або за допомогою порогових функцій) областей інтересу, вимірювати відстані, створювати гістограми, проводити масштабування, згладжування, фільтрацію тощо.

## Висновки до розділу 1

У даному розділі були досліджені методи УЗ візуалізації, принципи отримання сонограм (В-режим) та УЗ еластограм. Проведено аналіз компресійного методу еластографії. Розглянуто типову систему УЗД, основні складові системи, режими УЗ візуалізації, будову та принцип дії перетворювача.

Розглянуті та проаналізовані відомі методи текстурного аналізу для медичних зображень. Обрано статистичні методи, тому що завдяки ним можна виконати обчислення над функціями розподілу інтенсивності освітленості пікселів. Також підібрано зручне та практичне програмного забезпечення для обробки та аналізу цифрових зображень – програму *ImageJ*.

Опрацювання сучасних джерел літератури показало перспективу використання методу компресійної еластографії, як доповнення до ультразвукового В-режиму, а використання аналізу текстури може надати додаткову до візуального аналізу кількісну інформацію для фахівця про особливості медичного зображення.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		25

## РОЗДІЛ 2

### РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ КІЛЬКІСНОГО АНАЛІЗУ ХАРАКТЕРИСТИК ЕХОГЕННОСТІ ТА ЖОРСТКОСТІ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ ПУХЛИНИ

#### 2.1 Матеріали та методи

Об'єктами дослідження були неінbredні щури з експериментальною пухлиною саркомою-45.

Проаналізовано 300 медичних зображень груп тварин-пухлиноносіїв, в залежності від впливу лікувального наноконплексу та електромагнітного опромінення:

1. Контроль (без терапевтичного впливу).
2. Внутрішньовенне введення вільного препарату доксорубіцину (ДР).
3. Введення ДРта електромагнітне опромінення (ЕО).
4. Введення ліпосомального наноконплексу (ЛНК) ДР.
5. Введення ЛНК ДР та опромінення ЕО.
6. Пухлину лише опромінювали ЕО.

Перещеплення пухлини проведено введенням у стегно щура клітинної суспензії з урахуванням ваги тварин за стандартною схемою [16]. Тваринам-пухлиноносіям було внутрішньовенно введено розчин офіціального ДР (*Ebewe*, Австрія) 1,5 мг/кг або ЛНК ДР (*Dr. Reddy's Laboratories*, Індія) 2 мг/кг ваги щура.

Локальне опромінення пухлини на правому стегні проводили експериментальним зразком апарату Магнітерм радіочастотою ЕП 42 МГц впродовж 15 хв. після введення препарату.

Для візуалізації злоякісних пухлин застосовано УЗ апарат експертного класу *VINNO G86* з поверхневим датчиком *X4-12L* (частота 12-15 МГц), значення температурного індексу для м'яких тканин  $TIS = 0,7$  та механічного індексу  $MI = 1,3$  [17, 18].

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		26



На рис. 2.2 представлена блок-схема алгоритму кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості УЗ зображень експериментальної пухлини саркоми-45 на сонограмах (В-режим) та УЗ еластограмах.



Рисунок 2.2 – Блок-схема алгоритму кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості УЗ зображень пухлини (створено в *yEd Graph Editor*)

## 2.3 УЗ візуалізація

Було проаналізовано 300 УЗ зображень (УЗ апарат експертного класу *VINNO G86*, з лінійним датчиком *X4-12L* (частота 12-15 МГц)). Значення температурного індексу для м'яких тканин ( $TIS$ ) = 0,7 та механічного індексу ( $MI$ ) = 1,3 [17, 18].

Застосування лінійного датчика обумовлено тим, що досліджується поверхнева структура м'яких тканин і не потрібен великий сектор для сканування. Форма променя – прямокутна. Лінійний перетворювач випромінює тільки паралельні УЗ хвилі, забезпечуючи однакову роздільну здатність у ближній і дальній зоні.

Температурний індекс для м'яких тканин та механічний індекс відображають потенційні можливості ультразвукових приладів викликати певні біологічні ефекти.

Температурний індекс для м'яких тканин призначений для вимірювання теплового біологічного впливу УЗ випромінення. Якщо фокусування випромінення незмінне, то тепловий індекс дорівнює відношенню акустичної потужності на глибині, що цікавить до передбачуваної потужності, необхідної для підвищення рівноважної температури тканини на один градус Цельсія [7].

Механічний індекс відображає ризик нетермічного пошкодження або феномена кавітації під час дослідження в сонографічному (В-режимі). Механічний індекс обернено пропорційний частоті датчика [7], і чим вища частота (яка використовується під час дослідження), тим нижчий ризик механічних ефектів.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		29

## 2.4 Вибір зони інтересу пухлини та протилежної кінцівки на УЗ зображеннях

Визначено зони інтересу кожної пухлини на сонограмах (В-режим) та УЗ еластограмах для тварин-пухлиноносіїв в усіх групах. Визначені зони інтересу на здоровій нозі мають аналогічні форми та розміри як і зони інтересу пухлини.

За допомогою програмного забезпечення *ImageJ* всі сонограми (В-режим) та УЗ еластограми було претворено в цифрові зображення.

На рис. 2.3 представлено приклад зон інтересу пухлин, розподілених по групах, в залежності від терапевтичного впливу нанокomплексу та електромагнітного опромінення (п'ять груп) та контрольна група.

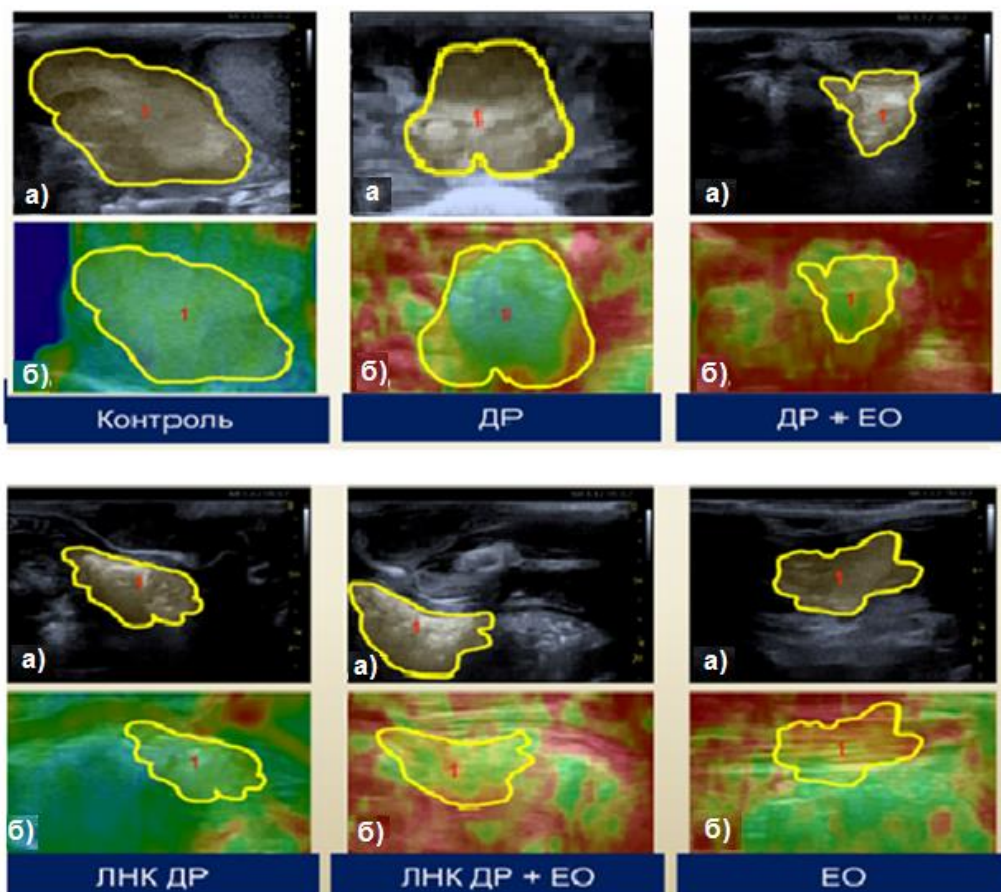


Рисунок 2.3 – Зони інтересу:

а) сонограми (В-режим), б) УЗ еластограми, 1 – зона інтересу пухлина

Зону інтересу кожної пухлини на кольоровому еластографічному зображенні було отримано шляхом перенесення тієї самої зони інтересу з відповідного сіро-шкального УЗ зображення.

## 2.5 Сегментація зони інтересу пухлини та протилежної кінцівки на сонограмах (В-режим) та УЗ еластограмах

Концепцію текстури в цифровому зображенні можна пояснити розподілом значень рівнів сірого серед пікселів даної цікавої області зображення – зони інтересу. Сегментація визначає, яку ділянку, досліджувану зону інтересу, буде проаналізовано, це може бути ручний, напівавтоматичний або автоматичний метод [19-22]. В даній роботі використовувалась ручна сегментація. Обрано ручний метод, так як форми пухлини сильно відрізняються від геометричних об'єктів та мають ділянки з низьким контрастом м'яких тканин. Сегментація є важливою частиною робочого процесу, так як з сегментованих зон вилучаються радіологічні показники, що цікавлять. Слід зазначити, що на даний час не існує перевірених єдиних стандартів для сегментації пухлини [22].

Було опрацьовано 300 біомедичних зображень, пухлин і здорової кінцівки тварин з експериментальною пухлиною саркомою-45. Після завантаження зображень у *ImageJ* на них виділяємо прямокутну, максимально однорідну область для світлих та темних ділянок. Для визначення зони інтересу на здоровій нозі накладається попередньо обведена зона інтересу пухлини (щоб мати аналогічні форми та розміри). Тобто при сегментації, відрізняємо об'єкт від фону на кожному зображенні [19-22].

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		31

## 2.6 Вилучення текстурних параметрів із УЗ зображень

Одним із важливих етапів є вилучення багатовимірних наборів даних – текстурних параметрів – для кількісної оцінки виділених на зображенні зон інтересу. Екстракція статистичних ознак (параметрів). Статистичні ознаки використовуються для математичної оцінки розподілу градацій сірого в межах зони інтересу. До ознак першого порядку належать середнє значення, стандартне відхилення, перцентилі, ексцес і асиметрія. Вони використовуються для характеристики загальної мінливості інтенсивності. Ознаки першого порядку описують розподіл інтенсивності пікселів в обраній зоні інтересу пухлини. Ознаки другого порядку характеризують текстуру виділеної області шляхом аналізу просторового взаємозв'язку інтенсивності між окремими пікселями всередині зони інтересу.

Загалом наявний аналітичний апарат може містити в собі велику кількість текстурних характеристик. Однак до значущих ознак для терапевтичних цілей відносяться не всі виділені, а найнадійніші, що корелюють із терапевтичними даними для можливості прогнозування процесу лікування.

### 2.6.1 Визначення середньої яскравості та коефіцієнта автокореляції Морана на сонограмах (В-режим)

Вибір текстурних параметрів зумовлено властивостями текстури. Обрано текстурні параметри – середню яскравість, як кількісну міру ехогенності тканини та гетерогенність, засновану на статистиці просторової автокореляції за індексом Морана.

Після сегментації сонограм (В-режим) з кожної зони інтересу (загалом 150 зображень) вилучено кількісні характеристики (проведена екстракція) для створення набору даних – отримана гістограма. За допомогою електронних

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		32

таблиць програмного пакета *Microsoft Excel* проведено обробку даних для визначення середньої яскравості всіх зон інтересу. Середня яскравість визначає зміну інтенсивності градацій сірого незалежно від їх просторового розташування або орієнтації на зображенні.

Гетерогенність визначає зміну інтенсивності градацій сірого шляхом розподілу та взаємозв'язку рівнів пікселів сірого у зображенні. Використовуючи програму *Correlation v.1.0* розрахован індекс Морана з послідуною обробкою за допомогою електронних таблиць програмного пакета *Microsoft Excel*.

Глобальний індекс Морана [23] – це міра загальної кластеризації просторових даних. Він оцінює, чи є кластеризація об'єктів, чи вони розподілені розкидано або випадково.

Індекс Морана для просторової автокореляції задається як:

$$I = \frac{n \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n w_{ij} z_i z_j}{W \sum_{i=1}^n z_i^2}, \quad (2.1)$$

де  $n$  – кількість точок зображення,  $x_i$ - значення інтенсивності  $i$ -ої точки;

$\bar{x}$  – середнє значення інтенсивності;

$w_{ij}$  – ваговий коефіцієнт (інвертована відстань між точками  $i, j$ ) [23];

$W$  – сума  $w_{ij}$

$$W = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n w_{ij}. \quad (2.2)$$

Очікуване значення індексу Морана (при нульовій гіпотезі) про відсутність просторової автокореляції дорівнює:

$$E[I] = \frac{-1}{(n-1)}, \quad (2.3)$$

де  $E[I]$  – очікуване значення критерію Морана,  $n$  – кількість об'єктів.

Індекс Морана матиме значення в діапазоні від -1 до 1. Якщо індекс Морана наближений до нуля, то просторова автокореляції відсутня, а значення

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		33

розподілені у просторі випадковим чином. Якщо він статистично значно більше нуля, то є позитивна просторова автокореляція, а значення розподілені у просторі груповим чином. Негативна автокореляція – подібні значення мають тенденцію до розсіяності та подальшого віддалення одне від одного.

При визначенні індекса Морана на сонограмах (В-режим) спостерігається позитивна просторова автокореляція яка показує, що тканина у зоні інтересу має високий рівень кластеризації, тобто схожі значення мають тенденцію групуватися разом у подібних місцях.

### 2.6.2 Визначення жорсткості та коефіцієнта автокореляції Морана на УЗ еластограмах

Паралельно зі сонографією (В-режим) проводилось дослідження в режимі УЗ еластографії. Зображення відображаються у вигляді кольорової карти – еластограми, яка накладається на зображення сонографії (В-режим). Найменшим елементом зображення є піксель [24]. Кожен піксель еластографічного зображення відображався як один із 256 певних кольорів, починаючи від червоного (найбільша деформація, м'які тканини), зелений (проміжна деформація) і до синього (без деформації, жорсткі тканини) [25, 26]. Отримуємо зображення з двовимірним просторовим розподілом кольірних пікселів в зоні інтересу, що кодують відповідні значення жорсткості тканин за шкалою модуля Юнга, (діапазон від 0 до 160 кПа).

Отже, в якості текстурних параметрів обрано жорсткість тканини (на основі середньої яскравості еластограми) і гетерогенність, засновану на статистиці просторової автокореляції за індексом Морана.

На рис. 2.4 представлено зображення експериментальної пухлини саркоми-45 в режимі УЗ еластографії.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		34

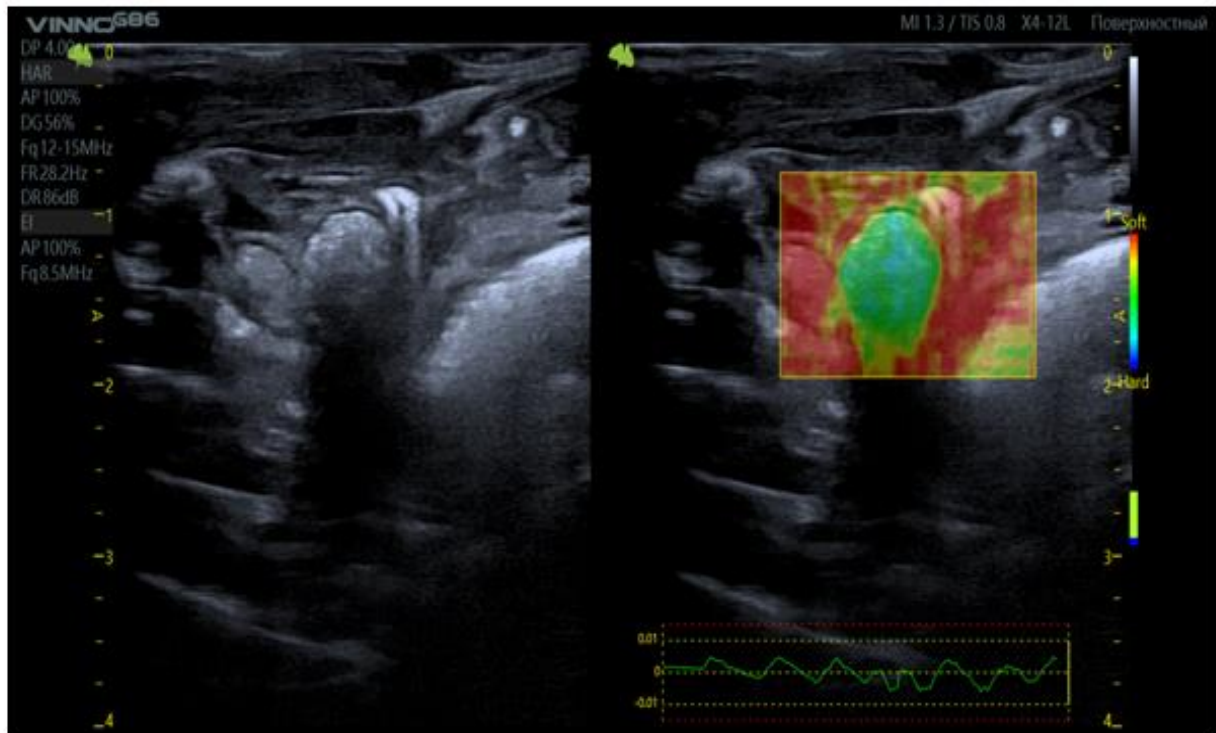


Рисунок 2.4 – Зображення пухлини в режимі УЗ еластографії

Кількісний аналіз УЗ еластографічних зображень з метою оцінки жорсткості тканини було виконано за допомогою математичного пакету *MATLAB v.9.11 (Math Works Inc., 2021)*. Еластографія дає змогу кількісно оцінити жорсткість тканин, вимірюючи деформацію і представляючи її у вигляді різних кольорів.

Розраховано індекс Морана програмою *Correlation v.1.0* з послідуною обробкою даних за допомогою електронних таблиць програмного пакета *Microsoft Excel*. При визначенні індекса Морана на УЗ еластограмах спостерігається позитивна просторова автокореляція яка показує, що наявний груповий розподіл значень гетерогенності.

## 2.7 Розрахунок кількісних показників у програмному середовищі *MATLAB*

Кількісну оцінку жорсткості пухлини по знімкам УЗ еластографії проведено у програмному середовищі *MATLAB*.

Створено та реалізовано програму у програмному середовищі *MATLAB* розрахунку жорсткості по 160 кольорам (аналог моделі *RGB (red, green, blue)* відтворення кольорів на цифровому екрані), діапазон колірної шкали 0 – 160 кПа для з'ясування відповіді на лікування (додаток Б.1).

Колірна модель *RGB* складається із трьох основних значень каналу, які можуть відтворювати широкий спектр кольорів [24-26]. Зображення *RGB* (або повнокольорове зображення), зберігається в *MATLAB* у вигляді масиву даних розміром  $m$  на  $n$  на 3, який визначає компоненти червоного, зеленого і синього кольорів для кожного окремого пікселя. Зображення *RGB* не використовують палітру. Колір кожного пікселя визначається комбінацією інтенсивностей червоного, зеленого і синього кольорів, збережених у кожній колірній площині в місці розташування пікселя. Формати графічних файлів зберігають зображення *RGB* як 24-бітові зображення, де червоний, зелений і синій компоненти мають по 8 біт кожен [24]. Це дає можливість відобразити 16 мільйонів кольорів.

Задача коду для розрахунку жорсткості по кольорам полягає в тому, щоб знайти середнє значення кольору на зображенні та визначити найближчий колір з попередньо заданого набору кольорів.

Зображення завантажується з файлу *tu\_image.png*. Обчислюються середні значення червоного (*mean\_red*), зеленого (*mean\_green*) і синього (*mean\_blue*) каналів зображення. Це робиться шляхом взяття середнього значення пікселів кожного каналу окремо.

Потім проводиться мапування кольорів, тобто визначається набір кольорів (*color\_mapping*), який складається з індексу та *RGB* значень кольорів (див. додаток Б.1). Кожен рядок *color\_mapping* представляє окремий колір. Масив *color\_mapping* реверсується, тобто рядки масиву переставляються в зворотному

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
						36
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

порядку. Змінюється порядок кольорів на протилежний. Це робиться для того, щоб індексування рядків починалося з найтемнішого кольору.

Обчислюється відстань між середніми значеннями каналів зображення і *RGB* значеннями кожного кольору у наборі *color\_mapping*, шляхом віднімання вектора середніх значень каналів від кожного *RGB* вектора кольору у *color\_mapping*.

Обчислюється норма різниці кольорів у *color\_diff* для кожного рядка. Це дозволяє визначити відстань між середнім значенням кольору на зображенні і кожним коліром у *color\_mapping*.

Знаходиться індекс найменшої відстані у *color\_diff\_norm* який вказує на найближчий колір до середнього значення кольору на зображенні.

За допомогою отриманого індексу *idx* вибирається відповідне середнє значення кольору з масиву *color\_mappin* (див. додаток Б.1).

Розроблено програму в середовищі *MATLAB* для розрахунку кількості пікселів по шести кольорам для всіх зон інтересу – пухлина та протилежна кінцівка (додаток Б.2) для обчислення гістограми зображення. Гістограма вказує, скільки пікселів в зображенні мають певне значення яскравості [24].

Основна ідея коду полягає у виведенні гістограми кольорів для заданого зображення (яке завантажується з файлу *image.jpg*). Використовуючи функцію *imhist*, код обчислює кількість пікселів для кожного кольору, а масив *colors* надає назви кольорів для виведення результатів (див. додаток Б.2).

На рис. 2.5-2.10 наведені приклади зображень пухлини та здорової кінцівки та в табл. 2.1-2.5 результати кількісної оцінки жорсткості по знімкам УЗ еластографії за допомогою програм розрахунку середньої жорсткості та кількості пікселів по шести кольорам у програмному середовищі *MATLAB* відповідно. Надані показники відповідають розподілу на групи в залежності від впливу протипухлинного ліпосомального наноконплексу з доксорубіцином та електромагнітного опромінення (п'ять груп) і група контроль.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		37

1. Група контроль (без терапевтичного впливу).

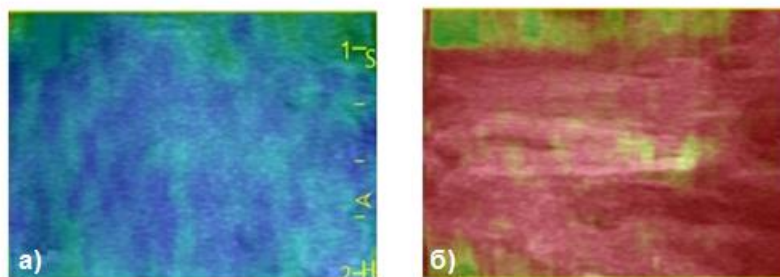


Рисунок 2.5 Зображення пухлин в режимі УЗ еластографії зі групи контроль:

а) пухлина, б) здорова кінцівка

Розраховане значення середньої жорсткості пухлини – 145 у.о. та середньої жорсткості здорової кінцівки – 11 у.о.

Таблиця 2.1 – Показники кількості пікселів по шести кольорам для зони інтересу пухлини та зони інтересу здорової ноги

Колір	Червоний	Жовтий	Світло-зелений	Зелений	Синій	Темно-синій
Пухлина	646	189	196	179	140	167
Здорова нога	192	11	15	10	15	16

2. Група внутрішньовенне введення вільного препарату ДР.

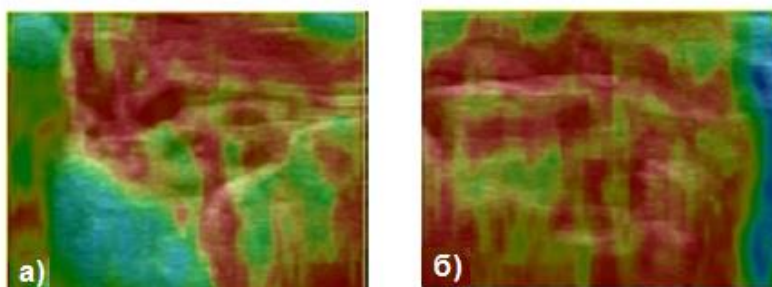


Рисунок 2.6 – Зображення пухлини в режимі УЗ еластографії зі групи ДР:

а) пухлина, б) здорова кінцівка

Розраховане значення середньої жорсткості пухлини – 46 у.о. та середньої жорсткості здорової кінцівки – 7 у.о.

Таблиця 2.2 – Показники кількості пікселів по шести кольорам для зони інтересу пухлини та зони інтересу здорової ноги

Колір	Червоний	Жовтий	Світло-зелений	Зелений	Синій	Темно-синій
Пухлина	6014	1611	1382	1199	860	764
Здорова нога	9468	2224	2057	1726	1522	1212

### 3. Група введення ДР та ЕО.

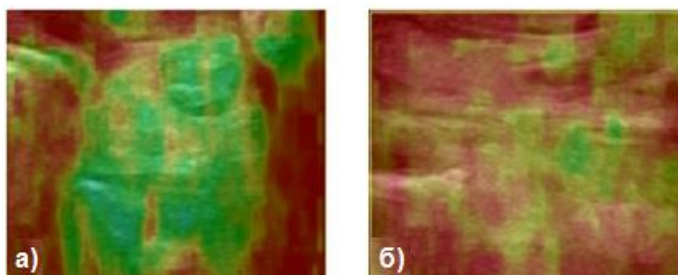


Рисунок 2.7 – Зображення пухлини в режимі УЗ еластографії зі групи ДР + ЕО: а) пухлина, б) здорова кінцівка

Розраховане значення середньої жорсткості пухлини – 46 у.о. та середньої жорсткості здорової кінцівки – 11 у.о.

Таблиця 2.3 – Показники кількості пікселів по шести кольорам для зони інтересу пухлини та зони інтересу здорової ноги

Колір	Червоний	Жовтий	Світло-зелений	Зелений	Синій	Темно-синій
Пухлина	9038	2049	1699	1484	1648	951
Здорова нога	2014	220	259	290	236	223

### 4. Введення ЛНК ДР.

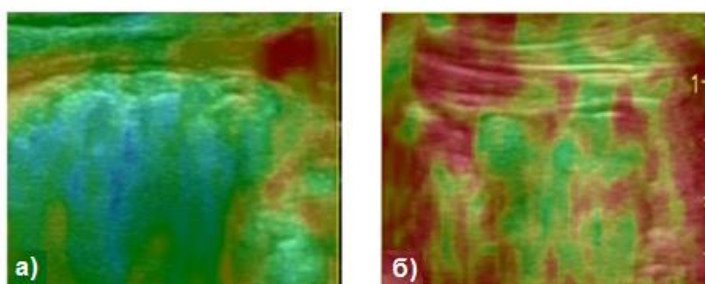


Рисунок 2.8 – Зображення пухлини в режимі УЗ еластографії зі групи ЛНК ДР: а) пухлина, б) здорова кінцівка

Розраховане значення середньої жорсткості пухлини – 71 у.о. та середньої жорсткості здорової кінцівки – 46 у.о.

Таблиця 2.4 – Показники кількості пікселів по шести кольорам для зони інтересу пухлини та зони інтересу здорової ноги

Колір	Червоний	Жовтий	Світло-зелений	Зелений	Синій	Темно-синій
Пухлина	5640	2432	2007	1704	1500	1351
Здорова нога	3943	641	637	575	550	463

5.Введення ЛНК ДР та ЕО.

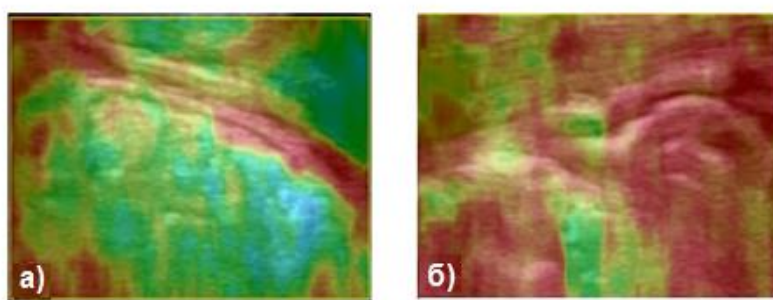


Рисунок 2.9 – Зображення пухлини в режимі УЗ еластографії зі групи ЛНК ДР та ЕО: а) пухлина, б) здорова кінцівка

Розраховане значення середньої жорсткості пухлини – 46 у.о. та середньої жорсткості здорової кінцівки – 7 у.о.

Таблиця 2.5 – Показники кількості пікселів по шести кольорам для зони інтересу пухлини та зони інтересу здорової ноги

Колір	Червоний	Жовтий	Світло-зелений	Зелений	Синій	Темно-синій
Пухлина	4392	929	623	461	482	428
Здорова нога	186	20	35	53	47	64

## 6.Опромінення пухлини.

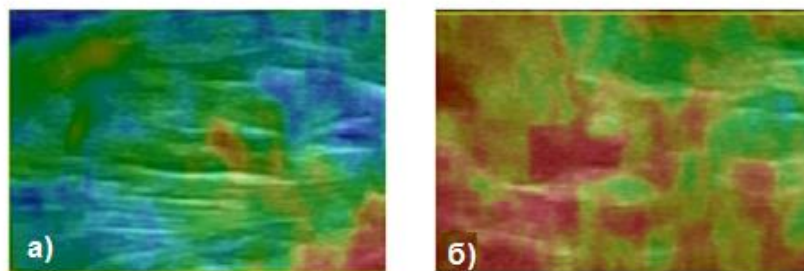


Рисунок 2.10 – Зображення пухлини в режимі УЗ еластографії зі групи ЕО:

а) пухлина, б) здорова кінцівка

Розраховане значення середньої жорсткості пухлини – 71 у.о. та середньої жорсткості здорової кінцівки – 46 у.о.

Таблиця 2.6 – Показники кількості пікселів по шести кольорам для зони інтересу пухлини та зони інтересу здорової ноги

Колір	Червоний	Жовтий	Світло-зелений	Зелений	Синій	Темно-синій
Пухлина	5810	1589	1530	1051	944	938
Здорова нога	669	99	103	141	134	178

2.8 Результати порівняння отриманих значень середньої яскравості, жорсткості, індексу Морана по зображенню сонограм (В-режим), УЗ еластограм

Статистичний аналіз всіх отриманих даних здійснено з використанням програмного пакета *SPSS Statistics*. Аналіз текстурних параметрів здійснювали за допомогою розвідувального аналізу описової статистики, проводили порівняння середніх значень в одній групі та у різних групах. Так як текстурні параметри використовуються як результат, спочатку потрібно перевірити припущення про нормальність даних. Статистична похибка може бути введена на основі вибору статистичних тестів, що використовуються. Для встановлення закону розподілу даних (підтвердження або спростування достовірної різниці між даними) виконували тест Колмогорова-Смірнова.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		41



сарком [27]. Найвищі значення середньої яскравості сонограм (В-режим) були у 2-ій, 5-ій групах див. табл. 2.7.

Значення індексу Морана зон інтересу на сонограмах (В-режим) знаходились в інтервалі від 0 до 1, що є ознакою позитивної просторової автокореляції табл. 2.8.

Таблиця 2.8 – Порівняння значень гетерогенності зон інтересу на сонограмах (В-режим) тварин - пухлиноносіїв,  $M \pm m$  з використанням пакета *SPSS Statistics*

Група	Пухлина	Здорова кінцівка	Співвідношення пухлина до здорової кінцівки, індекс Морана
Контроль	0,86 ± 0,002	0,88 ± 0,001*	0,98
ДР	0,67 ± 0,004 <sup>a</sup>	0,72 ± 0,005* <sup>a</sup>	0,93
ДР+ ЕО	0,70 ± 0,004 <sup>ab</sup>	0,67 ± 0,005* <sup>a</sup>	1,04
ЛНК ДР	0,73 ± 0,003 <sup>abc</sup>	0,77 ± 0,003* <sup>a</sup>	0,95
ЛНК ДР + ЕО	0,61 ± 0,058 <sup>abcd</sup>	0,74 ± 0,004* <sup>ad</sup>	0,82
ЕО	0,75 ± 0,003 <sup>abcde</sup>	0,75 ± 0,003 <sup>ace</sup>	1 <sup>*</sup>

\* статистично значуща відмінність від пухлин за тестом (Манна-Уїтні),  $p < 0,05$ ;

<sup>a</sup> статистично значуща відмінність від контролю,  $p < 0,05$ ;

<sup>b</sup> статистично значуща відмінність від ДР,  $p < 0,05$ ;

<sup>c</sup> статистично значуща відмінність від ДР + ЕО,  $p < 0,05$ ;

<sup>d</sup> статистично значуща відмінність від ЛНК ДР,  $p < 0,05$ ;

<sup>e</sup> статистично значуща відмінність від ЛНК ДР + ЕО,  $p < 0,05$  за Краскала-Уільямса тестом.

Статистичний аналіз просторової автокореляції зон інтересу показав достовірну різницю між пухлиною та м'якими тканинами здорової ноги в усіх випадках ( $p < 0,05$ ), окрім самостійного впливу ЕП. Менше значення індексу Морана (більш гетерогенна) структура саркоми-45, при УЗ візуалізації після ЛНК ДР + ЕП, може бути пов'язана з процесами клітинної смерті – некроз [28]. У групах тварин 2-6 індекс Морана, розрахований в зоні інтересу пухлини, мав менше значення, ніж у контрольній групі. Найвище співвідношення індексу Морана пухлини до здорової ноги у 3-ій групі, а найнижче у 5-ій групі див.табл. 2.8. Вплив ЕП на вільний ДР підвищував значення індексу Морана, а при взаємодії з ЛНК ДР знижував.



Таблиця 2.10 – Порівняння значень коефіцієнту Морана зон інтересу на УЗ еластограмах тварин - пухлиноносіїв,  $M \pm m$  з використанням пакета *SPSS Statistics*

Група	Пухлина	Здорова кінцівка	Співвідношення пухлина до здорової кінцівки, індекс Морана
Контроль	0,79 ± 0,003	0,77 ± 0,004*	1
ДР	0,71 ± 0,005 <sup>a</sup>	0,62 ± 0,006 <sup>*a</sup>	1,1
ДР+ ЕО	0,76 ± 0,003 <sup>ab</sup>	0,66 ± 0,004 <sup>*ab</sup>	1,2
ЛНК ДР	0,74 ± 0,003 <sup>abc</sup>	0,68 ± 0,004 <sup>*abc</sup>	1,1
ЛНК ДР + ЕО	0,64 ± 0,007 <sup>abcd</sup>	0,70 ± 0,004 <sup>*abcd</sup>	0,9
ЕО	0,70 ± 0,004 <sup>acde</sup>	0,68 ± 0,004 <sup>*abce</sup>	1

\* статистично значуща відмінність від пухлини за тестом (Манна-Уїтні),  $p < 0,05$ ;

<sup>a</sup> статистично значуща відмінність від контролю,  $p < 0,05$ ;

<sup>b</sup> статистично значуща відмінність від ДР,  $p < 0,05$ ;

<sup>c</sup> статистично значуща відмінність від ДР + ЕО,  $p < 0,05$ ;

<sup>d</sup> статистично значуща відмінність від ЛНК ДР,  $p < 0,05$ ;

<sup>e</sup> статистично значуща відмінність від ЛНК ДР + ЕО,  $p < 0,05$  за Краскала-Уїльямса тестом.

У групах тварин 2-біндекс Морана, розрахований в зоні інтересу пухлини, мав менше значення у порівнянні з групою контролю. Найвище співвідношення індексу Морана пухлини до протилежної кінцівки було знайдено у 3-ій групі, а найнижче у 5-ій групі див. табл. 2.10. Вплив ЕП на вільний ДР підвищував значення індексу Морана, а при взаємодії з ЛНК ДР знижував. Більш гетерогенна (менше значення індексу Морана) структура саркоми-45 при УЗ візуалізації після ЛНК ДР + ЕП може бути пов'язана з різним впливом ЕП в комплексі з ліками на пухлину [18].

Отже, текстурні параметри зони інтересу пухлини саркоми-45 на сонограмах (В-режим) та УЗ еластограмах залежали від впливу ДР, ЛНК ДР або ЕП. До змін ехогенності тканини, а саме підвищення середньої яскравості зображень пухлин на сонограмах (В-режим) у порівнянні з усіма групами призводило лікування комплексом ЛНК ДР + ЕП, окрім застосування ДР [17]. Найбільші зміни жорсткості відмічені при застосуванні комплексу ЛНК ДР, а найменші – ЛНК ДР + електромагнітне опромінення, що видно на УЗ

еластограмах пухлин, може бути пояснено специфічним вивільненням та розподілом препарату у пухлині.

За значенням індексу Морана у пухлинах, візуалізованих на УЗ зображеннях, було відмічено найнижчу гетерогенність злоякісних тканин при лікуванні ЛНК ДР + електромагнітне опромінення [17, 18]. Зміни гетерогенності нормальних тканин на здоровій нозі без пухлини залежали від методу терапевтичного впливу.

## Висновки до розділу 2

У даному розділі проводився аналіз 300 сонограм та УЗ еластограм експериментальної пухлини тварин для визначення впливу ліпосомального наноконплексу з доксорубіцином та електромагнітним радіочастотним опроміненням за допомогою розробленого алгоритму кількісного аналізу.

Визначено, що середня яскравість сонограм (В-режим) у зоні інтересу пухлини після сумісного впливу ЛНК ДР та ЕО була статистично вищою на 19% та 11%, відповідно, ніж у контрольній групі та самостійному впливі препарату. Розраховані значення індексу Морана у зоні інтересу пухлини були на 30% та 16% нижчим після ЛНК ДР + ЕО, ніж у контролі та ЛНК ДР.

Відмічено, що значення жорсткості та індексу Морана на УЗ еластограмах у зоні інтересу пухлини були у 2,7 і 2,1 разів та на 19% і 13% нижчими після сумісного впливу ЛНК ДР + ЕО, ніж у контрольній групі і самостійному впливі препарату, відповідно.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		46

## РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ

Оскільки для аналізу УЗ зображень пухлини саркоми-45 у тварин після впливу протипухлинного наноконплексу та електромагнітного опромінення необхідне отримання сонограм (В-режим) та УЗ еластограм, в даному розділі буде розглянуто питання безпеки та охорони праці в УЗД кабінеті [29].

В даному розділі будуть виявлені, оцінені потенційно небезпечні та шкідливі фактори, що виникають під час отримання УЗ зображень, заходи щодо їх усунення.

### 3.1 Характеристика приміщення

УЗД кабінет представляє собою сухе, світле приміщення з підлогою, покритою спеціальним полімерним покриттям. Стіни приміщення покриті олійною фарбою, яка має світлі тони. План УЗД кабінету зображено на рис. 3.1, перелік обладнання, оснащення наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Характеристика УЗД кабінета. Параметри приміщення, оснащення й обладнання

№	Найменування	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1	Параметри УЗД кабінету	5000x4000x3000 мм	–	–
2	Кількість працюючих	Лікар – радіолог, медичний технолог	2	–
3	Природне освітлення	Вікно металопластикове <i>Rehau</i> 1200x1400 мм	1	–
4	Штучне освітлення	Світильник <i>KANLUX</i> 26577	4	–
5	УЗ діагностичний апарат експертного класу <i>VINNO G86</i> ( <i>VINNO Technology</i> , Китай)	Розміри: 605x900x1320 мм Живлення: 100 ~ 240 В Частота: 50/60 Гц	1	1

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		47

Продовження таблиці Таблиця 3.1

6	Таця медична сервісна <i>BM5.100</i>	800x500x850 мм Матеріал: нержавіюча сталь	1	2
7	Стілець медичний <i>Ст-12</i>	Розміри: 560x430x430 мм Матеріал: оббивка – штучна шкіра, каркас – метал	1	3
8	Стіл лабораторний острівний <i>СО-П</i>	1200x1500x760 мм Матеріал: пластик, метал	1	4
9	Стіл офісний <i>L-27</i>	1200 x600x750 мм Матеріал: ЛДСП, метал	2	5
10	Крісло офісне, комп'ютерне <i>Генри CH TILT</i>	Розміри: 950x450x650 мм Матеріал: оббивка – штучна шкіра, каркас – метал	2	6
11	Стілець офісний <i>ISO black</i> <i>Halmar</i>	Розміри: 820x470x550 мм Матеріал: оббивка – тканина, каркас – метал	1	7
12	Принтер <i>HP LaserJet 1102</i>	349x238x196 мм Матеріал: метал, пластмаса	1	8
13	Ноутбук <i>Apple MacBook Pro 15"</i>	364x249x24,1 мм Матеріал: метал, пластмаса	2	9
14	Стіл-мийка медична <i>MM4.100</i>	500x400x300 мм Матеріал: нержавіюча сталь	1	10
15	Шафа двостулкова медична <i>ШД-П-3</i>	Розміри: 900x450x2000 мм Матеріал: ЛДСП	1	11
16	Кондиціонер спліт-система <i>Mitsubishi Heavy SKM25ZSP</i>	Розміри: зовнішній блок 262x769x210 мм, внутрішній блок 540x780x290 мм Напруга: 220В	1	12
17	Протипожежна система <i>ДИП-1</i>	110x110x60мм Електронний	1	13
18	Вогнегасник вуглекислотний <i>ВВК-2</i>	Розміри: 599x108 мм	1	14

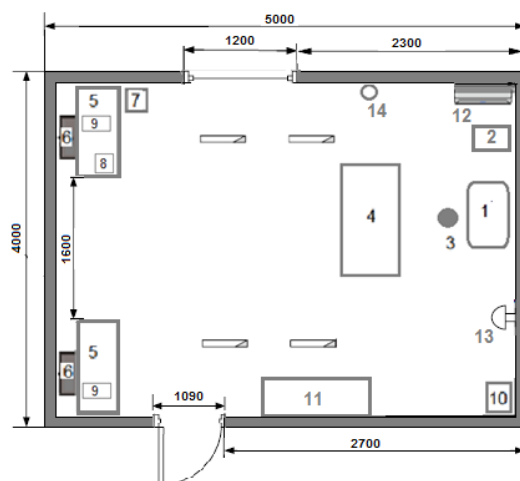


Рисунок 3.1 – Схема УЗД кабінета

В таблиці 3.2 порівняно характеристики основних нормативних значень УЗД кабінету з реальними значеннями.

Таблиця 3.2 – Порівняння нормативних параметрів

№	Параметр кабінету	Реальне значення	Нормативне значення
1	Площа на 1 працюючого	10 м <sup>2</sup>	4,5 м <sup>2</sup>
2	Об'єм на 1 працюючого	30м <sup>3</sup>	15м <sup>3</sup>
3	Мінімальна ширина проходу	1,6 м	1,5 м
4	Ширина дверного проходу	1,09 м	Не менше 1 м

По результатам таблиці 3.2 можна зробити висновок, що даний УЗД кабінет відповідає необхідним нормам за НАПБ Б.03.002-2007. Проведення заходів нормалізації не потребується, оскільки реальні значення площі та об'єму приміщення, мінімальна ширина проходу та ширина двірного проходу відповідають нормативним значенням [30].

### 3.2 Оцінка небезпечних та шкідливих факторів при виконанні УЗ діагностики

Всі небезпечні та шкідливі чинники відповідно до ГОСТ 12.0.003-74 поділяються на 4 групи [31]. Результати виявлення наявності чи відсутності даних чинників при отриманні УЗ зображень в УЗД кабінеті наведено в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – Небезпечні та шкідливі виробничі чинники

Група небезпечних факторів	Перелік основних чинників
Фізичні	електробезпека, пожежна безпека, підвищений рівень УЗ опромінення
Хімічні	відсутні
Біологічні	відсутні
Психофізіологічні	відсутні

Згідно результатів дослідження чинників, що становлять загрозу здоров'ю персоналу, наведених таблиці 3.3, видно, що наявні тільки фізичні небезпечні фактори, основними чинниками яких виступає УЗ опромінення, електробезпека.

### 3.2.1 Безпека УЗ опромінення

Джерела та причини небезпеки, а також наслідки небезпеки УЗ опромінення наведено в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 – Джерела небезпеки

Найменування компонентів приладу	Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідки небезпеки
Датчик УЗ апарату	УЗ опромінення	пошкодження діагностичного датчика	надмірне опромінення персоналу

Порівняння реальних та нормативних значень факторів небезпеки, які виникають при УЗ опроміненні персоналу УЗД кабінету розглянуто в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
Звуковий тиск	20 дБ	80 дБ
Частота	40 кГц	Більше ніж 22 кГц

Нормативні значення рівня УЗ опромінення визначаються відповідно до ДСТУ 12.1.01-89. УУЗД кабінетіdotримані всі вимоги щодо безпеки використання УЗ приладів [32].

Заходи із забезпечення безпеки УЗ опромінення наведені в таблиці 3.6.

Таблиця 3.6 – Заходи та засоби захисту від УЗ опромінення

Група номенклатурних заходівз ОП	Вид заходу	Критерій вибору
Технічні заходи	розміщення УЗ апаратів в ізольованих приміщеннях	зменшення впливу УЗ на персонал за межами кабінету
	застосування ізолюючих підкладок	зниження рівня УЗ опроміненняна персонал
	облицьовування стелі та стін звукопоглинальними матеріалами	пониження шуму в приміщенні
	недопущення використання УЗ апарату при відкритих захисних кожухах, включеному живленні	запобігання надлишкового УЗ опромінення персоналу
	ізоляція п'єзоелектричної матриці УЗ датчика, кабелю	запобігання пошкоджень п'єзоелектричних та струмопровідних елементів датчика
	наявність автоматичного вимикача на УЗ апараті	попередження порушення режиму роботи УЗ апарату
Організаційні заходи	інструктаж з техніки безпеки при роботі з УЗ апаратами	навчання з питань безпеки УЗ опромінення при експлуатації УЗ апарату
Експлуатаційні	огляд діагностичного апарата та датчикаперед використанням	виявлення несправностей, які можуть привести до надлишкового УЗ опромінення
	перевірка УЗ апарату після профілактичного ремонту на допустимі рівні УЗ поля	
ЗІЗ	використання двох пар рукавичок: нижні – бавовняні та верхні – гумові	захист рук персоналу від впливу контактного ультразвуку

Наведені в таблиці 3.6 заходи підвищують безпеку при роботі з УЗ апаратом *VINNO G86*, забезпечують підтримання датчиків, частин приладу в робочому стані.

### 3.2.2 Електробезпека

Джерела та причини небезпеки, а також наслідки небезпеки електричного характеру при роботі з УЗД апаратами наведено в таблиці 3.7.

Таблиця 3.7 – Джерела небезпеки електричного характеру

Найменування компонентів апарату	Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідки небезпеки
Вмонтований блок живлення УЗ приладу <i>VINNO G86</i>	електричний струм	стрибки напруги, відсутність заземлення	тепловий опік персоналу
	підвищена напруга	неправильно вибране джерело безперебійного живлення	вихід з ладу системи живлення діагностичного приладу
		пошкодження ізоляції кабелів	ураження персоналу електричним струмом
Електронні плати УЗ апарату <i>VINNO G86</i>	постійний струм	пошкодження електричних з'єднань	пошкодження доріжок плат приладу, порушення роботи модулів
			ураження персоналу електричним струмом

Порівняння реальних та нормативних значень факторів, які пов'язані з небезпекою ураження електричним струмом в УЗД кабінеті розглянуто в таблиці 3.8.

Таблиця 3.8 – Реальні та нормативні фактори електричної небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
1	Електричний струм	2,7 А	10 мА
2	Підвищена напруга	220 В	оптимальні: 7 – 12 В, допустимі: 6 – 20 В

Нормативне значення струму, що є безпечним для людини визначається відповідно до ДСТУ Б В.2.5-82 2016, а нормативне значення струму та напруги живлення УЗ апарату *VINNO G86* згідно технічної документації на даний прилад.

Оскільки реальні значення не відповідають нормам безпеки [33] необхідно впровадження технічних, організаційних, режимних та експлуатаційних заходів із охорони праці – таблиця 3.9.

Таблиця 3.9 – Заходи та засоби захисту щодо електробезпеки

Вид захисту	Засоби упередження небезпеки	Критерій вибору
Технічні заходи	ізоляція діагностичного кабінету від можливих джерел електричних завад	захист УЗ апарату <i>VINNO G86</i> від несправностей
	ізоляція струмопровідних елементів УЗ апарату <i>VINNO G86</i> діелектричною обмоткою	упередження можливості контакту зі струмопровідними елементами УЗ апарату
	підбір джерела живлення	захист УЗ приладу <i>VINNO G86</i> від перенапруги
	обладнання кабінету контуром загального заземлення	запобігання короткого замикання
	заземлення корпусу апарату через шину заземлення	унеможливлення ураження персоналу струмом, запобігання порушенню роботи УЗ апарату <i>VINNO G86</i>
	запобігання появі механічних ушкоджень та потраплянню води	
Організаційні заходи	інструктаж з правил електробезпеки	навчання персоналу з питань електробезпеки при експлуатації УЗ апарату <i>VINNO G86</i>
Режимні	перевірка несправностей УЗ апарату <i>VINNO G86</i> у вимкненому стані	запобігання контакту персоналу з елементами під напругою
Експлуатаційні	перевірка систем живлення апарату на цілісність перед включенням	забезпечення безпеки у роботі з приладом

Даний УЗД кабінет відноситься до категорії приміщень з підвищеною небезпекою. Зазначені в таблиці 3.9 заходи дозволяють суттєво підвищити рівень електричної безпеки УЗД апарату при його використанні та забезпечують захист компонентів приладу від виходу з ладу.

### Висновки до розділу 3

В даному розділі було розглянуто основні потенційні небезпеки, які можуть виникнути при отриманні УЗ зображень, а саме сонограм (В-режим) та УЗ еластограм в УЗД кабінеті. Відповідно, було розроблено технічні, організаційні, режимні та експлуатаційні заходи для підвищення електричної та пожежної безпеки УЗД кабінету.

## ВИСНОВКИ

При виконанні дипломної роботи проаналізовано фізико-технічну базу УЗД систем, необхідних для отримання сонограм (В-режим) та УЗ еластограм злоякісних новоутворень.

Сегментацію отриманих зображень експериментальної моделі злоякісної пухлини саркоми-45, проведено з використанням програми *ImageJ*. Розраховано текстурні параметри, а саме середню яскравість, жорсткість, показник гетерогенності індекс Морана. Кількісну оцінку жорсткості пухлини по знімкам УЗ еластографії проведено за допомогою двох програм створених у програмному середовищі *MATLAB*.

Визначено, що середня яскравість сонограм (В-режим) у зоні інтересу пухлини після сумісного впливу ЛНК ДР та ЕО була статистично вищою на 19% та 11%, відповідно, ніж у контрольній групі та самотійному впливі препарату. Розраховані значення індексу Морана у зоні інтересу пухлини були на 30% та 16% нижчим після ЛНК ДР + ЕО, ніж у контролі та ЛНК ДР.

Відмічено, що значення жорсткості та індексу Морана на ультразвукових еластограмах у зоні інтересу пухлини були у 2,7 і 2,1 разів та на 19% і 13% нижчими після сумісного впливу ЛНК ДР + ЕО, ніж у контрольній групі і самотійному впливі препарату, відповідно.

За результатами проведених досліджень, розроблено алгоритм кількісного аналізу характеристик ехогенності та жорсткості УЗ зображень експериментальної пухлини, що потенційно буде використано для послідууючої трансляції в онкологічну практику для лікування злоякісних пухлин.

Результати розділу охорони праці показують основні потенційні небезпеки, які можуть виникнути при отриманні УЗ зображень в УЗ діагностичному кабінеті. Було проведено оцінку цих факторів та розроблено заходи зі забезпечення охорони праці.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		54

Результати дослідження пов'язані з кількісним аналізом ехогенності та жорсткості сонографічних (В-режим) та УЗ еластографічних зображень експериментальної пухлини саркоми-45, після впливу ліпосомального нанокomплексу на основі доксорубіцину під дією електромагнітного опромінення були апробовані на V науково-практичній конференції студентів та молодих вчених з міжнародною участю «Від експериментальної та клінічної патофізіології до досягнень сучасної медицини і фармації», з публікацією тез «Дослідження впливу ліпосомального нанокomплексу на основі доксорубіцину під дією електромагнітного опромінення на жорсткість саркоми-45» у збірнику конференції – 2023. А також на II міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні технології біомедичної інженерії», з публікацією тез «Текстурний аналіз сонограм тварин з саркомою-45 після впливу ліпосомального нанокomплексу на основі доксорубіцину та електромагнітного опромінення» у збірнику конференції – 2023.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		55

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Ozturk A., Grajo J. R., Dhyani M., Anthony B. W., Samir A. E. Principles of ultrasound elastography. *Abdom Radiol (NY)*. 2018; 43(4):773-785. doi:10.1007/s00261-018-1475-6.

2. Sigrist R. M. S., Liao J., Kaffas A. E., Chammas M. C., Willmann J. K. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics* 2017; 7(5):1303-1329. doi:10.7150/thno.18650.

3. Уэбб С., Данс Д., Эванс С. и др. Физика визуализации изображений в медицине. – М.: «Мир», 1991. – 408 с.

4. Настенко Є. А., Павлов В. А., та ін. Застосування текстурного аналізу у вирішенні задачі класифікації медичних зображень. *Біомедична інженерія і технологія*. – 2020. – № 4. – С. 69–82. <https://doi.org/10.20535/2617-8974.2020.4.221876>.

5. Powles A. E.J., Martin D.J., Wells I.T.P., Goodwin C.R., *Physics of ultrasound, Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, Volume 19, Issue 4, 2018, Pages 202-205, <https://doi.org/10.1016/j.mpaic.2018.01.005>.

6. MacGregor M., Kelliher L., Kirk-Bayley J. THE PHYSICS OF ULTRASOUND - PART 1. [Електронний ресурс] – 2010. – Режим доступу до ресурсу: [https://resources.wfsahq.org/wp-content/uploads/199\\_english-1.pdf](https://resources.wfsahq.org/wp-content/uploads/199_english-1.pdf).

7. Hoskins P., Martin K., Thrush A. *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment*, Second Edition. Cambridge University Press, 2010. – 263p.

8. Au A., Zwank M. *Ultrasound Physics and Technical Facts for the Beginner*. [Електронний ресурс] – 2020. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.acep.org/sonoguide/basic/ultrasound-physics-and-technical-facts-for-the-beginner>.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		56

9. Prado-Costa R., Rebelo J., Monteiro-Barroso J., Preto A. S. Ultrasound elastography: compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insights Imaging*. 2018 Oct; 9(5):791-814. doi:10.1007/s13244-018-0642-1.

10. Gupta S., Kaur M., Kaur A., Bhatia K. A pilot study for evaluation of role of b-mode ultrasound and strain elastography in differentiating benign and malignant breast masses. *Asian Journal of Pharmaceutical and Clinical Research*, vol. 14, no. 7, June 2021, pp. 153-163, doi:10.22159/ajpcr.2021.v14i7.42378.

11. Service Manual VINNO G86/G65/G65E/G65P/VINNO75/VINNO75E /VINNO75P. Copyright 2021 by VINNO Technology (Suzhou) Co., Ltd. – 125 p.

12. Ultrasound System Design and Operation. [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://oncologymedicalphysics.com/ultrasound-design-and-operation/>.

13. Nightingale R, Chieng R, Bell D, et al. Ultra sound transducer. [Електронний ресурс] – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.53347/rID-54038>.

14. Ghalati M.K., Nunes A., Ferreira H., Serranho P., Bernardes R. Texture Analysis and Its Applications in Biomedical Imaging: A Survey. *IEEE Rev Biomed Eng*. 2022; 15:222-246. doi: 10.1109/RBME.2021.3115703.

15. *ImageJ*. [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://imagej.net/ij/index.html>.

16. Зінченко В.А., Орел В.Е., Белов Ю.А. та ін. Нелінійна кінетика росту пухлин саркоми-45 і зміни просторового хаосу форми злоякісних клітин після впливу механохімічно активованого доксорубіцину, дуже високочастотного опромінювання та їхньої комбінованої дії. // *Біополімери і клітина*. — 2005. — Т. 21, № 1. — С. 64-69.

17. Шаблій О., Орел В., Дасюкевич О. та ін. Текстульний аналіз сонограм тварин з саркомою-45 після впливу ліпосомального наноконплексу на основі доксорубіцину та електромагнітного опромінення. // *Сучасні технології*

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		57

біомедичної інженерії: матеріали II міжнародної науково-технічної конференції 17–19 травня 2023 р. / за заг. ред. І. В. Прокоповича, Н. В. Манічевої; Нац. ун-т «Одеська політехніка». — Вінниця : ПП «ГД «Едельвейс і К», 2023. С. 82–84.

18. Шаблій О., Орел В., Дасюкевич О. та ін. Дослідження впливу ліпосомального наноконструксу на основі доксорубіцину під дією електромагнітного опромінення на жорсткість саркоми-45. // Від експериментальної та клінічної патофізіології до досягнень сучасної медицини і фармації: тези доповідей V науково-практичної конференції студентів та молодих вчених з міжнародною участю (18 травня 2023 р.). – Х. : Вид-во НФаУ, 2023. С. 322–323.

19. Ge G, Zhang J. Feature selection methods and predictive models in CT lung cancer radiomics. *J Appl Clin Med Phys*. 2023 Jan; 24(1):e13869. doi: 10.1002/acm2.13869.

20. Varghese B. A., Cen S. Y., Hwang D. H., Duddalwar V. A. Texture Analysis of Imaging: What Radiologists Need to Know. *American Journal of Roentgenology* 2019 212:3, p. 520-528. doi:10.2214/AJR.18.20624.

21. Hassani C., Varghese B. A., Nieva J., Duddalwar V. A. Radiomics in Pulmonary Lesion Imaging. *American Journal of Roentgenology* 2019 212:3, p. 497-504. doi: 10.2214/AJR.18.20623.

22. Kocak B., Durmaz E.S., Erdim C. et al. Original Research. Radiomics of Renal Masses: Systematic Review of Reproducibility and Validation Strategies. *American Journal of Roentgenology*. 2020;214:129-136. doi:10.2214/AJR.19.21709.

23. Moran P. A. P. The interpretation of statistical maps // *Journal of the Royal Statistical Society, Series B*. 1948. Vol. 37.P. 243-251.

24. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. Москва: Техносфера, 2006.– 616с.

25. Cheng M.-Q., Xian M.-F., Tian W.-S., et al. (2021) RGB three-channel ultrasound model based on SWE: Improving the efficiency of liver focal lesion differentiation. *Front. Oncol*. 11:704218. doi: 10.3389/fonc.2021.704218.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		58

26. Guo J., Bai T., Ding Z., et al. Efficacy of Endoscopic Ultrasound Elastography in Differential Diagnosis of Gastrointestinal Stromal Tumor Versus Gastrointestinal Leiomyoma. Med Sci Monit. 2021 Feb 4; 27:e927619. doi: 10.12659/MSM.927619.

27. Morii T., Kishino T., Shimamori N., et al. Preoperative ultrasonographic evaluation for malignancy of soft-tissue sarcoma: a retrospective study // Open Journal of Orthopedics. 2018. Vol. 12. P. 75-83. doi: 10.2174/1874325001812010075.

28. Jacobson J. A., Middleton W. D., Allison S. J., et al. Ultrasonography of superficial soft-tissue masses: society of radiologists in ultrasound consensus conference statement // Radiology. 2022 Jul; 304(1):18-30. doi: 10.1148/radiol.211101.

29. Каштанов С. Ф. Охорона праці в дипломних проектах (роботах) [Електронний ресурс] / С. Ф. Каштанов, Г. В. Демчук // КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <http://orcb.kpi.ua/wp-content/uploads/2014/05/DP-FBМІ2019-%D0%BE%D0%BA.pdf>.

30. НАПБ Б.03.002-2007 Норми визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою.

31. ГОСТ 12.0.003-74 Опасные и вредные производственные факторы. Классификация.

32. ДСТ 12.1.01-89 Ультразвук. Общие требования безопасности.

33. ДСТУ Б В.2.5-82 2016 Електробезпека в будівлях і спорудах. Вимоги до захисних заходів від ураження електричним струмом.

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		59

## ДОДАТОК А

### Огляд літературних джерел

#### А.1 Шкала жорсткості *Tsukuba*

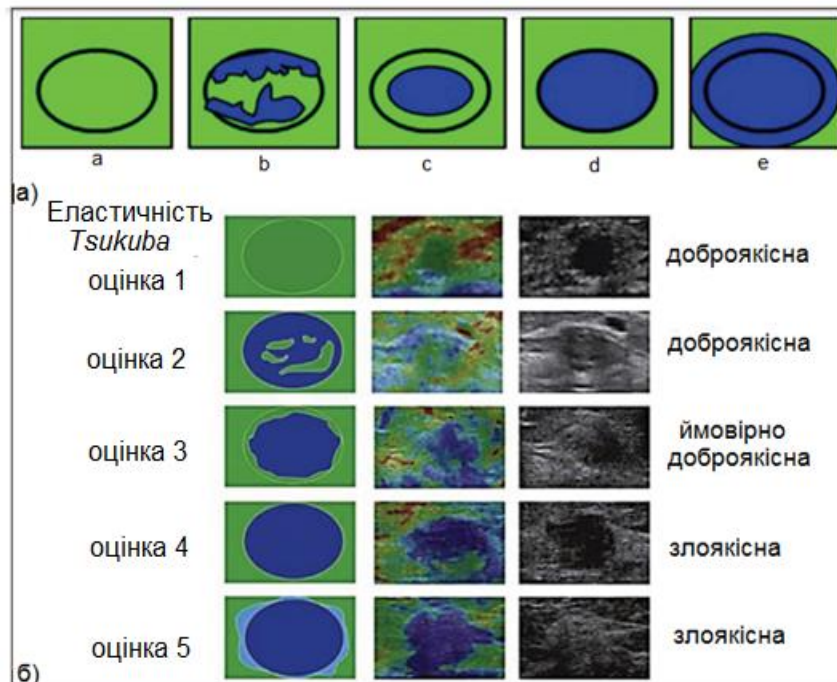


Рисунок А.1 – Шаблони показників жорсткості *Tsukuba* (система оцінки для інтерпретація зображень) на прикладі утворювань молочних залоз [10]:

а) позначено 5-бальну шкалу *Tsukuba*. Зображення представляють загальний вигляд ураження для 1– 5 балів жорсткості. Чорне коло позначає контур гіпоехогенного ураження (межа між ураженням і навколишньою тканиною молочної залози) на зображеннях сонографії ( В-режим);

б) позначено оцінку за шкалою *Tsukuba* утворювань молочних залоз на основі структури зображень еластографії (деформації) накладених на зображення сонографії (В-режим). Ураження з оцінкою 1 або 2 бали вважаються потенційно доброякісними (кодування зеленим кольором), ураження з оцінкою 3 бали – ймовірно доброякісними та ураження з оцінкою 4 або 5 – потенційно зляквісними (кодування синім кольором).

## ДОДАТОК Б

Лістинг програм для розрахунку та аналізу жорсткості УЗ еластограм

Б.1 Код програми для розрахунку жорсткості у  
програмному середовищі *MATLAB*

```
% Зчитуємо зображення
img = imread('my_image.png');
% Обчислюємо середнє значення для кожного каналу RGB
mean_red = mean(mean(img(:,:,1)));
mean_green = mean(mean(img(:,:,2)));
mean_blue = mean(mean(img(:,:,3)));
% Визначаємо відповідне значення середнього
color_mapping = [
0, [255,0,0];
1, [218,52,34];
2, [218,55,34];
3, [218,58,35];
4, [219,60,35];
5, [219,64,36];
6, [220,71,37];
7, [219,75,37];
8, [220,80,38];
9, [221,87,40];
10, [221,85,40];
11, [221,93,41];
12, [222,99,42];
13, [222,104,43];
14, [222,111,44];
15, [224,117,46];
```

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		61

- 16, [224,123,47];
- 17, [225,130,49];
- 18, [226,138,51];
- 19, [227,144,52];
- 20, [228,152,54];
- 21, [229,157,56];
- 22, [230,163,57];
- 23, [231,168,58];
- 24, [233,176,61];
- 25, [234,184,63];
- 26, [255,191,65];
- 27, [236,196,66];
- 28, [237,201,68];
- 29, [239,210,71];
- 30, [241,217,72];
- 31, [242,223,74];
- 32, [245,231,77];
- 33, [246,238,79];
- 34, [247,244,81];
- 35, [249,249,83];
- 36, [250,253,84];
- 37, [248,255,84];
- 38, [242,255,83];
- 39, [236,255,83];
- 40, [232,255,83];
- 41, [225,254,82];
- 42, [220,254,82];
- 43, [216,254,81];
- 44, [211,254,81];

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		62

- 45, [206,254,81];
- 46, [200,152,80];
- 47, [195,252,80];
- 48, [191,252,79];
- 49, [185,252,79];
- 50, [181,252,79];
- 51, [177,252,79];
- 52, [173,252,79];
- 53, [169,252,79];
- 54, [165,252,78];
- 55, [161,252,78];
- 56, [157,252,78];
- 57, [153,252,78];
- 58, [150,251,77];
- 59, [146,251,77];
- 60, [144,252,78];
- 61, [141,251,77];
- 62, [139,251,77];
- 63, [139,252,77];
- 64, [139,251,77];
- 65, [139,252,78];
- 66, [139,251,76];
- 67, [139,251,75];
- 68, [139,252,77];
- 69, [139,252,76];
- 70, [138,251,76];
- 71, [131,238,72];
- 72, [137,248,75];
- 73, [138,249,76];

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		63

74, [137,248,75];  
75, [137,248,76];  
76, [138,249,75];  
77, [138,249,77];  
78, [138,251,77];  
79, [138,251,78];  
80, [139,251,79];  
81, [139,252,80];  
82, [139,251,80];  
83, [139,251,81];  
84, [139,251,82];  
85, [139,251,84];  
86, [139,251,86];  
87, [139,251,88];  
88, [139,251,90];  
89, [139,251,92];  
90, [139,251,94];  
91, [140,252,97];  
92, [139,251,100];  
93, [140,251,102];  
94, [140,251,106];  
95, [140,251,108];  
96, [140,251,112];  
97, [139,251,115];  
98, [140,251,118];  
99, [141,251,123];  
100, [140,251,125];  
101, [141,252,129];  
102, [141,252,133];

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		64

103, [141,252,136];  
104, [141,252,141];  
105, [142,252,145];  
106, [142,252,149];  
107, [142,252,153];  
108, [142,252,157];  
109, [143,252,162];  
110, [143,252,166];  
111, [143,252,169];  
112, [143,252,175];  
113, [143,252,179];  
114, [143,251,184];  
115, [144,252,189];  
116, [144,252,194];  
117, [144,252,198];  
118, [144,251,204];  
119, [146,252,211];  
120, [146,252,217];  
121, [146,252,222];  
122, [146,252,227];  
123, [147,252,234];  
124, [147,251,239];  
125, [148,252,246];  
126, [148,251,250];  
127, [146,247,252];  
128, [142,240,252];  
129, [137,231,251];  
130, [134,224,252];  
131, [131,218,250];

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		65

132, [127,210,250];  
133, [123,202,250];  
134, [120,196,250];  
135, [115,188,248];  
136, [111,179,248];  
137, [108,172,248];  
138, [105,164,249];  
139, [101,157,248];  
140, [98,151,247];  
141, [93,140,247];  
142, [90,132,247];  
143, [85,122,246];  
144, [82,115,246];  
145, [79,107,245];  
146, [76,99,245];  
147, [73,90,246];  
148, [72,84,246];  
149, [69,77,245];  
150, [66,67,245];  
151, [64,59,245];  
152, [62,49,245];  
153, [61,43,245];  
154, [59,34,245];  
155, [59,27,246];  
156, [57,16,244];  
157, [57,10,245];  
158, [57,6,244];  
159, [57,5,244];  
160, [0,0,255]  
];

					БП-91.90.3105.2106.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		66

```

% Розраховуємо середнє по зображенню
color_mapping = flipud(color_mapping);
color_diff = repmat([mean_red, mean_green, mean_blue], size(color_mapping,1), 1) -
color_mapping(:,2:4);
color_diff_norm = sqrt(sum(color_diff.^2, 2));
[~, idx] = min(color_diff_norm);
avg_value = color_mapping(idx, 1);
% Виводимо значення
disp(['Середнє значення на зображеннї: ' num2str(avg_value)]);

```

## Б.2 Код програми для розрахунку кількості пікселів по шести кольораму програмному середовищі *MATLAB*

```

% Обчислення гістограми зображення
histogram = imhist(img);
% Задаємо назви кольорів
colors = ["червоний", "жовтий", "світло-зелений", "зелений", "синій", "темно-
синій"];
for i = 1:numel(colors)
% Визначаємо кількість пікселів у зображенні, яке належать до кольору
count = histogram(i);
% Виводимо кількості пікселів, які належать до кожного кольору
fprintf("%s: %d\n", colors(i), count);
end

```