



**Міністерство освіти і науки України
ДЕРЖАВНИЙ БІОТЕХНОЛОГІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ
Факультет енергетики, робототехніки та
комп'ютерних технологій
Кафедра електромеханіки, робототехніки,
біомедичної інженерії та електротехніки**

**ОСНОВИ ПОБУДОВИ СИСТЕМИ «ВИПРОМІНЮВАЧ
УЛЬТРАЗВУКОВИХ КОЛИВАНЬ – БІОЛОГІЧНА ТКАНИНА –
ЗОБРАЖЕННЯ»**

**Методичні вказівки
до практичних занять з дисципліни
для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти
денної форми
навчання
зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»**

Харків 2025

Міністерство освіти і науки України

ДЕРЖАВНИЙ БІОТЕХНОЛОГІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет енергетики, робототехніки та комп'ютерних технологій

Кафедра електромеханіки, робототехніки, біомедичної інженерії та електротехніки

**ОСНОВИ ПОБУДОВИ СИСТЕМИ «ВИПРОМІНЮВАЧ
УЛЬТРАЗВУКОВИХ КОЛИВАНЬ – БІОЛОГІЧНА ТКАНИНА –
ЗОБРАЖЕННЯ»**

Методичні вказівки
до практичних занять з дисципліни
для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти
денної форми навчання зі спеціальності
163 «Біомедична інженерія»

Затверджено
рішенням Науково-
методичної ради
факультету енергетики,
робототехніки та
комп'ютерних технологій
Протокол № 2
від 26.12.2024 р.

Харків
2025

УДК 534:577.3:616-073.7-71](072)
О-75

Схвалено
на засіданні кафедри електромеханіки, робототехніки, біомедичної інженерії
та електротехніки
Протокол №6 від 04.12.2024 р.

Рецензенти:

О. Г. Аврунін, докт. техн. наук, проф., завідувач кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки;
О. М. Мороз, докт. техн. наук, проф., професор кафедри електропостачання та енергетичного менеджменту Державного біотехнологічного університету

О-75 Основи побудови системи «випромінювач ультразвукових коливань – біологічна тканина – зображення»: метод. вказівки до практичних занять з дисципліни для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти ден. форми навчання зі спец. 163 «Біомедична інженерія» / Держ. біотехнологічний ун-т; авт.-уклад.: Н. Г. Косуліна, Г. А. Ляшенко, Н. В. Полянова. – Харків : [б. в.], 2025. – 36 с.

Методичні вказівки розроблено відповідно до програми навчальних дисциплін: «Системи біомедичної візуалізації», «Біомедичні прилади та інформаційно-вимірвальні системи». Видання включає теоретичну частину, контрольні запитання та перелік рекомендованої літератури.

Методичні вказівки призначені здобувачам першого (бакалаврського) рівня вищої освіти денної форми навчання зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія».

УДК 534:577.3:616-073.7-71](072)

Відповідальний за випуск : Н. Г. Косуліна, д-р техн. наук

© Косуліна Н. Г., Ляшенко Г. А.,
Полянова Н. В. 2025
© ДБТУ, 2025

ОСНОВИ ПОБУДОВИ СИСТЕМИ «ВИПРОМІНЮВАЧ УЛЬТРАЗВУКОВИХ КОЛИВАНЬ – БІОЛОГІЧНА ТКАНИНА – ЗОБРАЖЕННЯ»

1. ФІЗИКА УЛЬТРАЗВУКОВИХ ХВИЛЬ В ЖИВОМУ ОРГАНІЗМІ

Ультразвуком прийнято називати пружні коливання і хвилі, частоти яких перевищують частоти звуку, що сприймається людським вухом.

Таке визначення склалося історично, проте нижня межа ультразвуку, пов'язана з суб'єктивними відчуттями людини, не може бути чіткою, оскільки деякі люди не можуть чути звуки з частотами в 10 кГц, а є люди, що сприймають частоти в 25 кГц. Для внесення чіткості у визначення нижньої межі ультразвуку встановлено вважати її рівною 20 кГц.

Верхня межа ультразвуку обумовлена фізичною природою пружних хвиль, які можуть розповсюджуватися в середовищі лише за умови, що довжина хвилі більше середньої довжини вільного пробігу молекул в газах або міжатомних відстаней в рідинах і твердих тілах. Тому в газах верхню межу ультразвукових (УЗ) хвиль визначають з приблизної рівності довжини звукової хвилі і середньої довжини вільного пробігу молекул газу ($\sim 10^{-6}$ м), що дає частоту близько 1 ГГц (10^9 Гц). Відстань між атомами і молекулами в кристалічній решітці твердого тіла складає величину близько 10^{-10} м. Вважаючи, що і гранична довжина хвилі ультразвуку такого ж порядку величини, одержуємо частоту 10^{13} Гц. УЗ хвилі з частотами більше 1 ГГц називають звичайно гіперзвуком.

УЗ хвилі за своєю природою не відрізняються від хвиль відчутного діапазону або інфразвуку, і розповсюдження ультразвуку відповідає законам, загальним для всіх акустичних хвиль (закони віддзеркалення, заломлення, розсіяння та ін.). Швидкості розповсюдження УЗ хвиль приблизно такі ж, як і швидкості чутного звуку, а тому довжини УЗ хвиль значно менші. Так, при розповсюдженні у воді ($v = 1500$ м/с) ультразвуку з частотою 1 МГц довжина хвилі $\lambda = 1500/10^6 = 1,5 \times 10^{-3}$ м = 1,5 мм. Завдяки малій довжині хвилі дифракція ультразвуку відбувається на об'єктах менших розмірів, ніж для чутного звуку. Тому у багатьох випадках до ультразвуку можна застосовувати закони геометричної оптики і виготовляти УЗ фокусуючі системи: випуклі і увігнуті дзеркала і

лінзи, які використовують для отримання звукових зображень в системах звукозапису і акустичної голографії. Крім цього, фокусування ультразвуку дозволяє концентрувати енергію звукових хвиль більшої інтенсивності.

Поглинання ультразвуку в речовині, навіть в повітрі, вельми значно, що обумовлено його малою довжиною хвилі. Проте, як і для звичайного звуку, загасання ультразвуку визначається не тільки його поглинанням, але і віддзеркаленням на межах розділу середовищ, що відрізняються своїми акустичними опорами. Цей фактор має велике значення при розповсюдженні ультразвуку в живих організмах, тканини яких мають самі різні акустичні опори (наприклад, на межах м'яз - окістя - кістка, на поверхнях порожнистих органів та ін.). Оскільки акустичний опір біологічних тканин в середньому в сотні разів перевищує акустичний опір повітря, то на межі повітря-тканина відбувається практично повне віддзеркалення ультразвуку. Це створює певні труднощі для УЗ терапії, оскільки шар повітря всього в $\sim 0,01$ мм між вібратором і шкірою є вагомою перешкодою для ультразвуку. Оскільки завжди є прошарок повітря між нерівностями шкіри і випромінювачем, для усунення цього прошарку використовують його заповнення спеціальними контрастними речовинами, які повинні задовольняти певним вимогам: мати акустичний опір, близький до акустичних опорів шкіри і випромінювача; мати малий коефіцієнт поглинання ультразвуку; мати значну в'язкість і добре змочувати шкіру; бути нетоксичними для організму. Як контактні речовини звичайно використовують вазелінове масло, гліцерин, ланолін і навіть воду.

УЗ терапевтичні і хірургічні установки давно вже стали приналежністю медичних і ветеринарних клінік, але особливе значення має використання ультразвуку для діагностики ряду захворювань. УЗ-діагностика застосовується разом з рентгенівськими, оптичними та іншими діагностичними методами, а в деяких випадках успішно їх замінює. Впровадження в діагностичну практику ультразвуку дозволило одержати високу інформативність при відображенні протікаючих у організмі патологічних процесів, а безпека і відносна простота в порівнянні з рентгенографією сприяли тому, що УЗ-діагностика зайняла провідні позиції в клінічних дослідженнях, дозволяючи визначати локалізацію пухлин, виявляти чужорідні тіла у тканинах, візуалізувати глибоко розташовані ділянки організму та ін.

Порушення внутрішнього складу клітини і, як наслідок, процесів її життєдіяльності, є найбільш глибокою і довгостроковою зміною під дією ультразвукового поля. Наслідки такого роду можуть залишатися в силі після декількох годин, а то і днів після закінчення дії ультразвуку.

Отже, ми розглянули можливі наслідки дії ультразвуку на окремі біологічні клітини. У міру зменшення інтенсивності ультразвуку ці наслідки можна упорядкувати таким чином: порушення цілісності клітини - зміна властивостей мембрани - зміна концентрацій речовин в цитоплазмі - порушення життєдіяльності. За наявності більш ранніх у цьому списку симптомів наступні теж, очевидно, присутні.

Коротко торкнемося основних відмінностей, що проявляються при опроміненні не окремих клітин, а клітинних популяцій, - тканин і органів. По-перше, ультразвукове опромінення уповільнює ріст і ділення клітин, що загальмовує життєдіяльність і розвиток популяції. По-друге, негативний вплив ультразвуку на окремі клітини компенсується включенням деяких біологічних механізмів «взаєморучки», які послабляють його наслідки.

Швидкість і теплові ефекти ультразвуку

З точки зору фізики ультразвуку тканини людського тіла та тварин близькі за своїми властивостями рідкому середовищу, тому тиск на них ультразвукової хвилі може бути описаний як сила, діюча на рідину. Звукові хвилі є механічними за своєю природою, оскільки в основі їх лежить зміщення часток пружного середовища від точки рівноваги. Саме за рахунок пружності і відбувається передача звукової енергії через тканину. Швидкість поширення ультразвуку залежить, передусім, від пружності і від щільності тканини

$$v = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

де v - швидкість поширення ультразвуку;

E - модуль Юнга середовища;

ρ - щільність середовища.

Чим більше щільність матеріалу, тим повільніше повинні поширюватися в ньому (при однаковій пружності) ультразвукові хвилі. Але до цього фізичного параметра слід підходити з

обережністю. Швидкість звуку при проходженні його через різні середовища біологічного організму може бути різною. У таблиці 1.1 представлені швидкості поширення ультразвуку в різних середовищах.

Таблиця 1.1

Швидкості поширення ультразвуку в різних середовищах

Матеріал	Швидкість звуку (м/с)
М'які тканини (в середньому)	1540
Головний мозок	1541
Жир	1450
Печінка	1549
Нирка	1561
М'язи	1585
Кістки черепа	4080

Загасання і поглинання ультразвуку у біотканинах

Середовище, в якому поширюється ультразвук, вступає у взаємодію з енергією, що проходить через нього, і частину її поглинає. Переважаюча частина поглиненої енергії перетворюється в тепло, менша частина викликає в передавальній речовині безповоротні структурні зміни. Поглинання є результатом тертя частинок одна об одну, в різних середовищах воно різне. Поглинання залежить також від частоти ультразвукових коливань. Теоретично поглинання пропорційно квадрату частоти. Величину поглинання можна характеризувати коефіцієнтом поглинання, який показує, як змінюється інтенсивність ультразвуку в опромінюваному середовищі.

З ростом частоти він збільшується.

Інтенсивність ультразвукових коливань в середовищі зменшується за експоненціальним законом. Цей процес обумовлений внутрішнім тертям, теплопровідністю поглинаючого середовища і його структурою.

Його орієнтовно характеризує величина напівпоглинаючого шару, яка показує на якій глибині інтенсивність коливань зменшується в два рази (точніше в 2,718 разів або на 37%). При частоті, яка дорівнює 0,8 МГц, середні величини напівпоглинаючого шару для деяких тканин такі: жирова тканина - 6,8 см; м'язова - 3,6 см; жирова і м'язова тканині разом - 4,9 см. Зі збільшенням частоти ультразвуку величина напівпоглинаючого шару зменшується.

Так при частоті, рівній 2,4 МГц, інтенсивність ультразвуку, що проходить через жирову і м'язову тканині, зменшується в два рази на глибині 1,5 см. На рис. 1.1 наведені залежності коефіцієнтів загасання звуку від частоти в різних тканинах і біологічних рідинах. Теоретична частотна залежність загасання звуку в деяких м'яких тканинах та інших біологічних середовищах описується виразом

$$\mu = b f^m.$$

Було отримано, що показник міри m в цьому виразі пов'язаний з можливими відносними вкладками різних механізмів загасання. Як видно з рис. 1.1, для більшості м'яких тканин і біологічних рідин людського організму значення m близькі до одиниці. Експериментальні дослідження показали, що для деяких тканин ці значення залишаються незмінними в досить широкому частотному діапазоні аж до тих частот, на яких істотну роль починає грати поглинання у воді.

При подальшому підвищенні частоти потрібно очікувати, що значення m буде зростати і наближуватися до $m = 2$.

Інтенсивність ультразвуку вимірюється в Вт/м² (СІ), але у фізіотерапії затвердилась розмірність Вт/см².

В медицині прийнято виділяти три діапазони інтенсивностей:

- 1) 0,05-0,6 Вт/см² – низький рівень інтенсивності;
- 2) 0,6-1,2 Вт/см² – середній рівень інтенсивності;
- 3) вище 1,2 Вт/см² – надтерапевтичний, високий рівень інтенсивності.

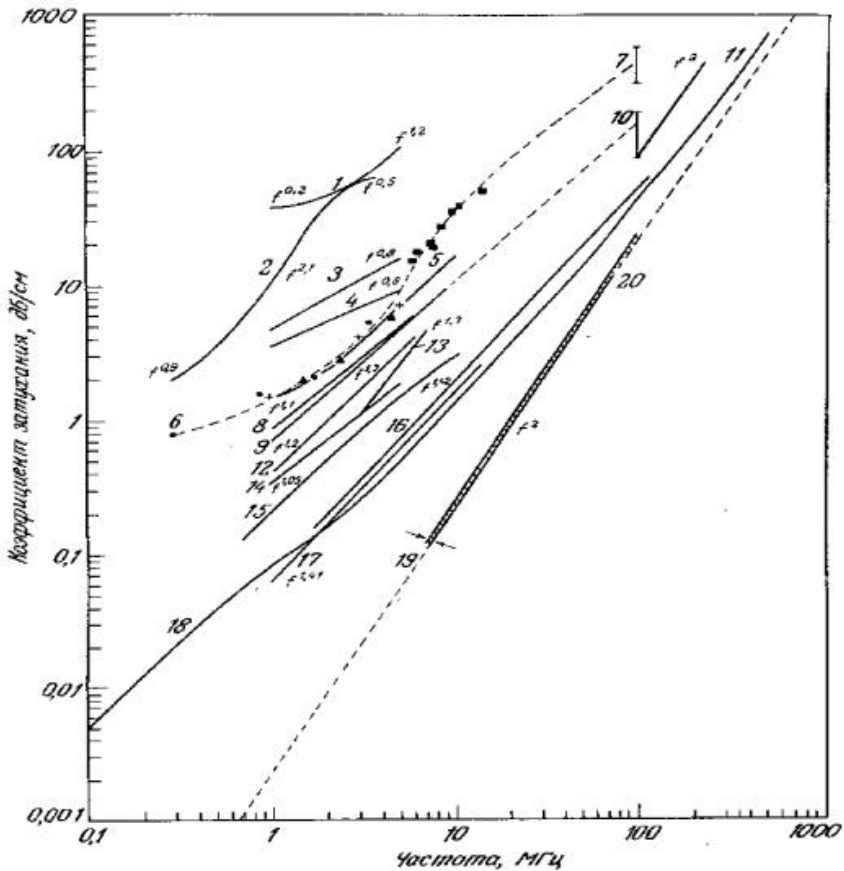


Рис. 1.1. Залежності коефіцієнтів згасання звуку від частоти в різних тканинах і біологічних рідинах, де:
 1 - легені; 2 - кістки черепа; 3 - сухожилля; 4 - шкіра; 5 - молочна залоза; 6 - скелетний м'яз при поширенні звуку паралельно волокнам;
 7 - фіксований серцевий м'яз на частоті 100 МГц;
 8 - мозок дорослої людини; 9 - печінка на частотах 1-10 МГц;
 10 - печінка на частоті 100 МГц; 11 - нирка на частотах 100 і 220 МГц;
 12 - селезінка; 13 - сім'яники; 14 - мозок дитини; 15 - цілісна кров;
 16 - кістозна рідина молочної залози (9,4 % білковий розчин);
 17 - плазма крові; 18 - 10% розчин гемоглобіну при температурі 25°C;

19 - діапазон значень розчинів для амінокислот; 20 - вода

2. ФІЗИЧНІ ПРИНЦИПИ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ЗА ДОПОМОГОЮ УЛЬТРАЗВУКУ

Взагалі при впливі ультразвуку на організм виникає ряд процесів, які в схематичному вигляді зображено на рис. 2.1.

Однією із основних вимог, що висувуються до ультразвукових діагностичних ехотомоскопів, є необхідність забезпечити високу якість ехозображення внутрішніх органів. Виконання цієї вимоги, насамперед, залежить від характеристик ультразвукового перетворювача, який випромінює і приймає акустичні коливання в області дослідження, а також перетворює акустичні коливання в електричні і навпаки. Для формування двовимірного ехозображення перетворювач повинен здійснювати сканування, тобто послідовне переміщення акустичного променя в області дослідження.

Особливістю роботи ультразвукового перетворювача в медичних діагностичних приладах є необхідність фокусування акустичного променя.

Методи динамічного фокусування МДФ (DF) ґрунтуються на використанні багатоелементних решіток перетворювачів і потребують досить високого технологічного рівня для їхньої реалізації. Додаткових труднощів додають пристрої керування фокусуванням, які повинні забезпечувати роботу в реальному масштабі часу. Похибки виготовлення ґратки, дискретність і помилки керування фокусуванням можуть призводити до спотворення форми променя і погіршення якості ехозображення.

В багатоелементних перетворювачах з електронним керуванням сканування, як правило, один і той же пристрій здійснює керування скануванням і фокусуванням, тому ці дві задачі доцільно розглядати разом.

В ультразвукових зондах з механічним скануванням задача фокусування вирішується незалежно на основі використання кільцевої ґратки перетворювачів з електронним керуванням.

Характеристики акустичного поля перетворювача

Якість і точність формування ехозображень визначаються роздільною здатністю по глибині і поперечною роздільною здатністю,

що залежить від характеристик полів випромінювання і прийому перетворювача. Поле випромінювання визначається тиском або інтенсивністю, які створюються перетворювачем у режимі випромінювання в довільній точці простору. Просторовий розподіл поля у відносних одиницях називається діаграмою випромінювання. Діаграма випромінювання за тиском являє собою залежність тиску випромінювання від координат точки, у якій визначається цей тиск. Як правило, розглядаються перерізи діаграми випромінювання площиною, що проходить через вісь випромінювача. При цьому будується залежність тиску від лінійної координати, вісь якої перпендикулярна до осі випромінювання. Слід зазначити, що в загальному випадку характер перерізу діаграми випромінювання залежить від глибини, тобто відстані від випромінювача до осі координат, вздовж якої розглядається зміна інтенсивності.

Іноді будується залежність тиску від кутової координати, і відлік починається від осі випромінювання. У цьому випадку прийнято говорити про діаграму спрямованості випромінювача. При досить великих глибинах, у так званій "далекій зоні" випромінювання, нормована діаграма спрямованості не залежить від глибини.

Центральна частина діаграми випромінювання, в межах якої зосереджена основна енергія випромінювання, називається головним променем або основною пелюсткою. На практиці за нижнє значення тиску випромінювання, що визначає ширину діаграми, беруть рівень (-10) чи (-20) дБ від максимального значення. Іноді говорять про ширину діаграми за рівнем половинної потужності (-6 дБ). У ряді випадків, коли має місце зменшення рівня до 0, як оцінки ширини основної пелюстки використовують відстань між найближчими до максимуму нулями.

Крім основної пелюстки діаграма може мати бічні пелюстки, відносний рівень яких визначає небажане бічне випромінювання.

В тому випадку, коли випромінювання є неперервним, діаграма випромінювання постійна в часі. При імпульсному випромінюванні діаграма є функцією часу, досягаючи максимального значення в даній точці простору до часу приходу в цю точку максимуму імпульсу випромінювання.

Поле прийому визначається тиском чи інтенсивністю, що виникають на поверхні приймального перетворювача в результаті впливу на нього ультразвукового випромінювання, зокрема, розсіяного випромінювання, створюваного сукупністю відбивачів

внаслідок опромінення зондувальним сигналом.

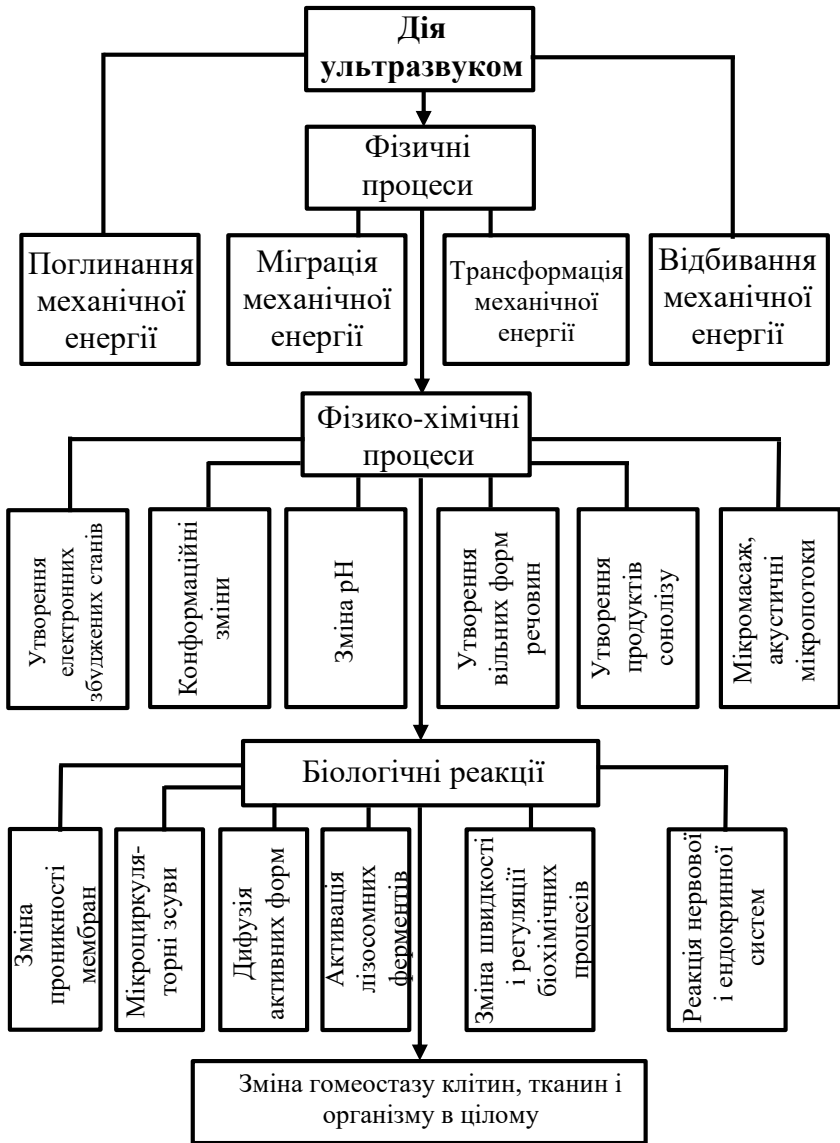


Рис. 2.1. Схема взаємодії ультраакустичної енергії з біологічним середовищем і реакції організму

Природно характеризувати приймальні можливості перетворювача за допомогою діаграми на прийом, яка визначається як результат впливу на приймальний перетворювач точкового випромінювача, що переміщується в просторі. Так само, як у випадку діаграми випромінювання, звичайно розглядаються перерізи прийальної діаграми площиною, що проходить через вісь (напрямок) прийому. Усе вищесказане про діаграми випромінювання поширюється і на приймальні діаграми.

В режимі випромінювання-прийому просторова вибірковість системи характеризується добутком діаграм випромінювання і прийому.

Як впливає із результатів аналізування поля випромінювання плоских випромінювачів, на інтервалі глибин від площини випромінювача до фокуса ширина основної пелюстки F значно більша за її ширину в фокусі.

Для типових значень діаметра круглої апертури $2a=13\text{мм}$ значення F дорівнює

$$F = F_b (a^2 f_0 / c) = 130 \text{ мм},$$

де $f_0=3,5$ МГц, F_b - фокусна відстань. Цей інтервал складає суттєву частину максимальної глибини зондування 180...240 мм, що прийнята для частоти 3,5 МГц. Тому для підвищення роздільної здатності в поперечному напрямку на малих глибинах необхідно використовувати різні способи фокусування випромінювачів.

На рис. 2.3 схематично зображені типи випромінювачів, які найбільш часто використовуються.

Перші шість типів фокусувальних випромінювачів мають фіксовану фокусну відстань. Останні чотири типи випромінювачів дозволяють забезпечити зміну фокусної відстані за допомогою спеціальних електронних схем керування фокусуванням.

Характеристики поля випромінювання для сфокусованих випромінювачів доцільно досліджувати на прикладі перетворювача сферичної форми, оскільки основні співвідношення, що визначають ці характеристики, є спільними для всіх типів фокусувальних випромінювачів.

На рис. 2.2 та 2.4 наведені перерізи поля випромінювання сферичних випромінювачів з діаметром $2a$ і різним нормованим

радіусом сфери $A = R_c(a^2/\lambda)$ (R_c – радіус кривизни сфери): $A=0,53$ (рис. 2.2) та $A=0,27$ (рис. 2.4). Поля розраховувалися тим же методом математичного моделювання, що і розглянуті вище поля плоских випромінювачів, для діаметра $2a=15$ мм, частоти $f_0=2$ МГц і кількості періодів імпульсів $n=2$. Перерізи подані для рівнів: -3 ; -6 ; -10 дБ.

При збільшенні радіуса кривизни фокусна відстань і максимум інтенсивності на осі випромінювання віддаляється від випромінювача і наближається до точки a^2/λ . Кутова ширина головної пелюстки в зонах фокуса для кожного радіуса кривизни випромінювача близька до величини, що визначається співвідношенням

$$\Delta Q_F = K(\lambda/2a), \quad (2.1)$$

де коефіцієнт K залежить від рівня (відносно максимуму), за яким визначається ширина головної пелюстки. Так, для рівня половинної потужності (-6 дБ) величина $K \approx 1,12$, а для рівня, що відповідає першим нулям діаграми направленості, $K \approx 1,22$, так само, як для плоского випромінювача.

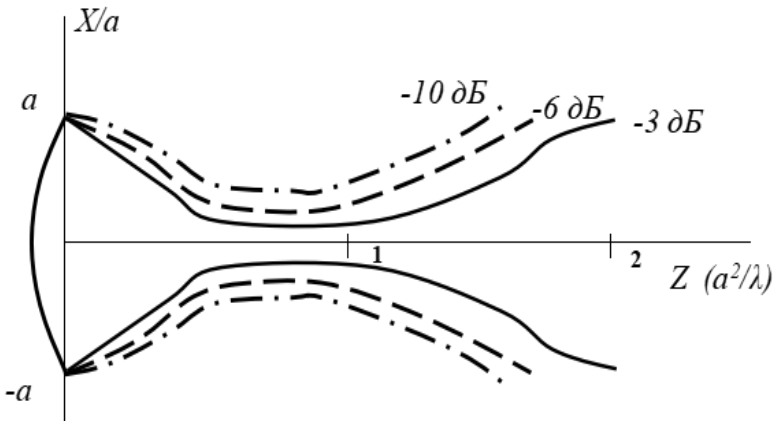


Рис. 2.2. Поле випромінювання круглого сферичного випромінювача з відносним радіусом кривизни $A=0,53$

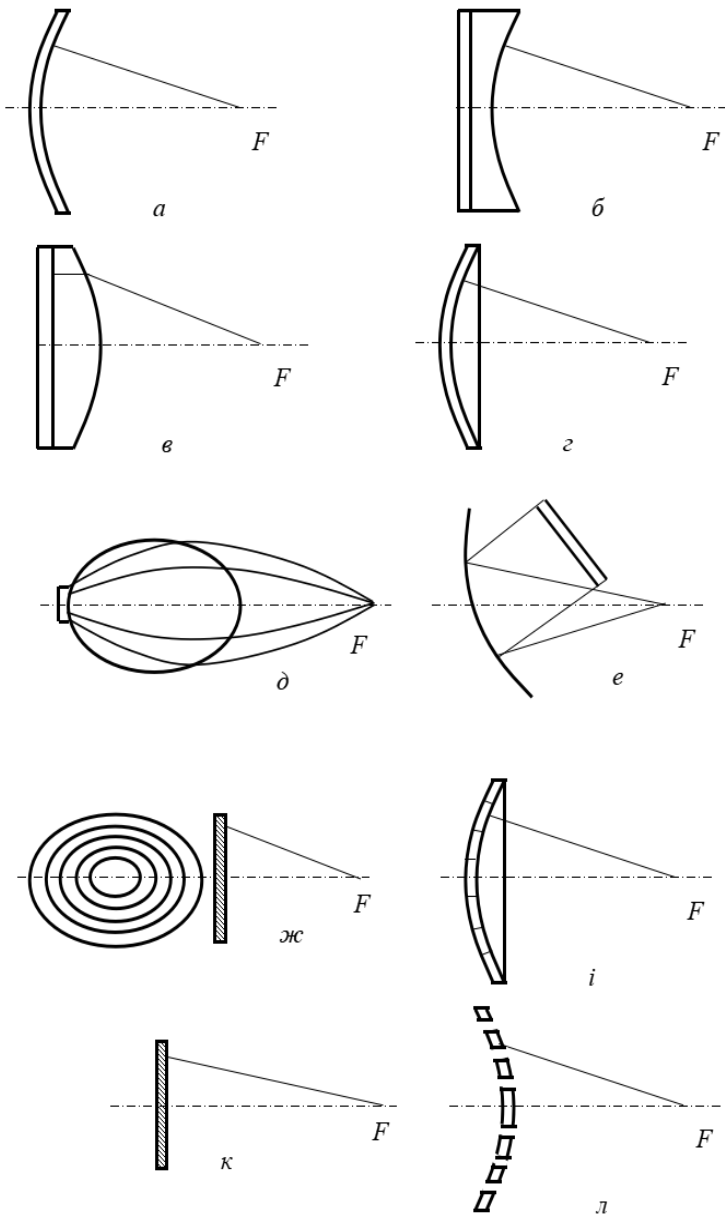


Рис. 2.3. Типи фокусувальних випромінювачів

На рис. 2.3 наведено: а – перетворювач сферичної форми; б – плоский перетворювач з плосковвігнутою “прискорювальною” лінзою з матеріалу зі швидкістю звуку, що перевищує швидкість звуку в середовищі розповсюдження; в – плоский перетворювач з плосковипуклою “уповільнювальною” лінзою з матеріалу зі швидкістю звуку, що менша швидкості звуку в середовищі розповсюдження; г – сполучення перетворювачів ввігнутої форми з одним із типів лінз; д – перетворювач з неоднорідною лінзою, в якій показник заломлення матеріалу змінюється за певним законом (наприклад, лінза Люнеберга); е – перетворювач із дзеркальним відбивачем; ж – плоска кільцева антенна ґратка (annular array), в якій кожне із концентричних кілець збуджується незалежно з певною затримкою для того, щоб сформувати фронт хвилі потрібної форми; і – сферична кільцева антенна ґратка; к – лінійна антенна ґратка; л – випукла (конвексна) антенна ґратка.

Таким чином сімейство перерізів головної пелюстки поля випромінювання (за певним рівнем) для круглих випромінювачів одного діаметра, але сфокусованих на різні глибини, має обвідну у вигляді конічної поверхні з кутом при вершині.

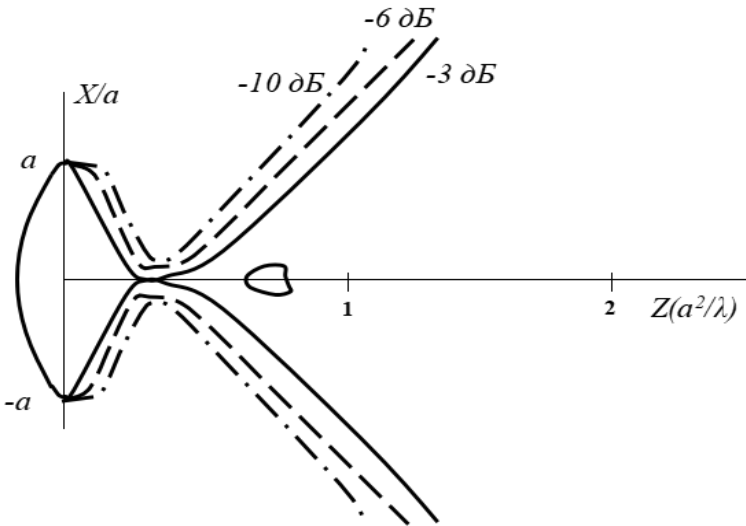


Рис. 2.4. Поле випромінювання круглого сферичного випромінювача з радіусом кривизни $A=0,27$

Кільцеві антенні ґратки

Для суттєвого збільшення розміру зони фокусування круглих випромінювачів використовується кільцева антенна ґратка з незалежним збудженням кожного з концентричних кілець зондувальними імпульсами. Зондувальні імпульси за допомогою спеціальної схеми керування подаються на кільця з такими взаємними затримками, що збуджувані ними акустичні імпульси утворюють фронт випромінювання, близький до сферичного, для отримання фокуса випромінювання в точці F . Радіуси кілець, як правило, вибирають так, щоб площі кожного з них (за винятком зазорів між кільцями) були близькі одна до одної.

Нееквідистантність ширини кілець дозволяє дещо зменшити рівень бокових пелюсток, які виникають внаслідок змін апертури.

На рис. 2.5 наведена кільцева ґратка з п'яти кілець, на які подаються імпульси з обвідними, зсунутими один відносно одного, щоб сформувати сферичний фронт випромінюючої хвилі. Залежно від зміни радіуса цього сферичного фронту змінюється положення фокуса F по глибині, а також положення зони фокусування.

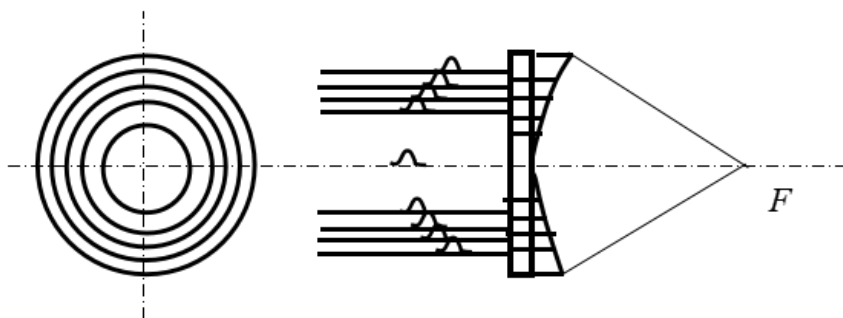


Рис. 2.5. Кільцева антенна ґратка

В режимі випромінювання встановлюється те положення фокуса, яке потрібне для забезпечення найкращої роздільної здатності в заданому інтервалі глибин.

В режимі прийому використовується динамічне фокусування, при якому в процесі прийому ехосигналів із збільшенням глибини, на якій знаходяться відбивальні структури, здійснюється переключення

фокуса для того, щоб отримати хорошу поперечну пропускну здатність на потрібному діапазоні глибин.

Типи ґраток (найчастіше використовується) і способи сканування

Некогерентна ґратка НГ (ІГ) з окремим скануванням РС (SC). В некогерентній ґратці кожен елемент здійснює сканування заданої області окремо від інших, після чого інформація, яка отримана елементами, об'єднується. Метод сканування кожного елемента – механічний чи електронний. В останньому випадку кожний з елементів сам є ґраткою. Об'єднання інформації реалізується шляхом використання відомих алгоритмів відбору максимального значення сигналу для кожної точки досліджуваної області чи додавання (з відповідними масами) сигналів від елементів ґратки в кожній точці. Така некогерентна обробка сигналів при різниці ракурсів спостереження дозволяє покращити кутову пропускну здатність порівняно з одним елементом і покращити можливість спостереження внутрішніх структур за рахунок того, що межі цих структур краще спостерігаються тими елементами, вісь випромінювання яких направлена перпендикулярно до межі, рис. 2.6.

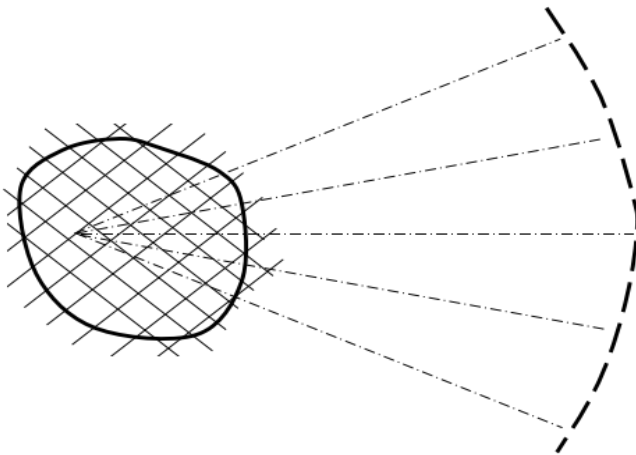


Рис. 2.6. Некогерентна ґратка з окремим скануванням

В відомих системах з некогерентними ґратками використовується механічне сканування елементів, заглиблених в акустично прозору рідину, тому такі системи називаються імерсійними. В системі

«Octoson» фірми Ausonics (Австралія) є вісім окремих сканувальних випромінювачів, кожен з апертурою діаметром приблизно 10 см, що дозволяє отримати хорошу кутову пропускну здатність і високу чутливість.

3. ФОРМУВАННЯ ЗОБРАЖЕНЬ ПРИ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Ультразвукове дослідження (УЗД) на сьогоднішній день є одним з основних методів медичної візуалізації. У цьому методі використовуються здатність ультразвукових хвиль відбиватися від границь середовищ, які відрізняються за щільністю. Метод УЗД заснований на ехолокації глибоких тканин організму, а саме на вивченні зондуючого імпульсу ультразвуку та прийомі сигналів, відбитих від поверхні розділу тканинних середовищ, які мають різні акустичні властивості. Чим більша різниця хвилевих опорів середовищ, що межують одне з одним, тим амплітуда сигналу більша. Відбиті ультразвукові хвилі вловлюються давачем. Після підсилення і перетворення на електричні сигнали інформація оцифровується за допомогою аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) і подається в комп'ютер. За допомогою програмного забезпечення інформація обробляється, і на екран подається двовимірне зображення тканин, через які пройшли ультразвукові хвилі.

Ультразвукове дослідження за короткий час пройшло шлях від низькочастотного сканування та чорно-білого зображення (рис. 3.1) до високочастотних методик з кольоровою візуалізацією та можливістю вивчення потоку крові у судинному руслі – *доплерографії* (рис. 3.2).

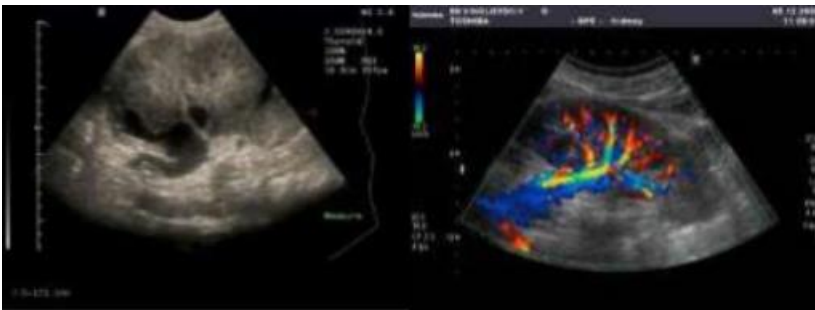


Рис. 3.1. УЗД-зображення нирки

За допомогою УЗД досліджують в основному органи шії, черевної порожнини та порожнини таза (щитоподібну залозу, печінку, підшлункову залозу, селезінку, жовчний міхур, нирки, надниркові залози, внутрішні жіночі та чоловічі статеві органи тощо). Особливо широкого застосування УЗД-зображення набули в акушерстві, де зображення ще не народжених дітей вивчаються на предмет відсутності аномалій їх розвитку. Додатковим результатом такого дослідження є визначення статі майбутньої дитини. Також за допомогою УЗД можна дослідити стан суглобів та м'яких тканин, наявність випоту в плевральній та очеревинній порожнинах, виявити збільшені лімфовузли. Можливості методу розширилися за рахунок застосування внутрішньо порожнинних давачів. На сьогоднішній день УЗД серця (ехокардіографія) практично витіснила рентгенографію серця.



Рис. 3.2. УЗД-зображення кровотоку у судинах нирки

До основних переваг УЗД належать:

- універсальність та інформативність;
- швидкість виконання;
- неінвазивність;
- відсутність променевого навантаження.

Формування УЗ-сигналу відбувається за допомогою п'єзоелектричного кристала. Збудження цього кристала електричними сигналами призводить до його високочастотних механічних коливань, які при контакті з середовищем породжують високочастотні акустичні

хвилі – ультразвук (це явище носить назву п'єзоелектричного ефекту). Ультразвукові хвилі проходять крізь тіло та відбиваються назад до кристала різними тканинами з тіла. Ці відбиті ультразвукові хвилі (луна, ехо) діють на п'єзоелектричний кристал та породжують в ньому електричний сигнал (це явище називається обернений п'єзоелектричний ефект). В результаті аналізу цього електричного сигналу комп'ютером отримується зображення перерізу шляху проходження УЗ-хвилі.

Кістки, наповнені рідиною біологічні структури та межі розподілу тканин мають різну здатність відбивати УЗ-хвилі. Розрізняють тканини, у яких УЗ-хвилі проходять краще (*гіперехогенні*) та гірше (*гіпоехогенні*). В УЗД-зображенні гіперехогенні тканини показуються білим або злегка сірим кольором, а гіпоехогенні – як темно-сірий колір (рис. 3.2, 3.3). Чисті рідини є анехогенними середовищами (практично не відбивають ультразвук) і показуються чорним кольором. До того ж, оскільки фактично через весь звук передається область, що містить рідину, тканини, які знаходяться ближче до джерела випромінювання отримують потужніші УЗ-хвилі і на зображенні проявляються чіткіше.

Цей ефект відомий як «акустичне збільшення» та проявляється у тканинах, прилеглих до жовчного міхура, сечового міхура і звичайних кіст. Обернений ефект, відомий як «акустичне затінювання», відбувається у випадку заповнених газами кишок, жовчних і ниркових каменів, та на молочних залозах.

У типових ультразвукових дослідженнях щомиті генеруються і приймаються мільйони звукових імпульсів і ехо-сигналів. Зонд можна рухати уздовж поверхні тіла і нахилити, отримуючи зображення в різних проєкціях. Передусім УЗД-зображення дає інформацію про морфологію (структуру) органів. Наприклад, на рис. 3.2 показане УЗД-зображення частини печінки та нирки. На зображенні можливо виділити область, заповнену анехогенною рідиною (абцес) – позначена літерою А; тканину з середньою ехогенністю (позначена L); гіперехогенну оболонку нирки (позначена С) та гіперехогенну мозкову тканину нирки (позначена М).

Типи зображень. Зображення бувають векторними і растровими. *Векторним* називається зображення, описане у вигляді набору графічних примітивів. *Растрове* зображення – двовимірний масив, елементи якого (пікселі) містять інформацію про яскравість. У цифровій обробці використовуються растрові зображення. Вони, в

свою чергу, діляться на бінарні, напівтонові, палітрові та повнокольорові.

Елементи *бінарного зображення* можуть приймати тільки два значення – 0 або 1. Природа походження таких зображень може бути найрізноманітнішою. Але в більшості випадків вони виходять в результаті обробки напівтонових, палітрових або повнокольорових зображень методами бінаризації з фіксованим або адаптивним порогом. Бінарні зображення мають ту перевагу, що вони вимагають мінімальних обчислювальних ресурсів, що дуже зручно при передачі даних.

Напівтонове зображення складається з елементів, які можуть приймати одне із значень інтенсивності якого-небудь одного кольору. Це один з найбільш поширених типів зображень, який застосовується при різного роду дослідженнях. У більшості випадків використовується глибина кольору 8 біт на елемент зображення. Взаємозв'язок між кількістю рівнів сірого і кроком рівня сірого наведений на рис. 3.3, який показує одне і те ж зображення, але з різною роздільною здатністю по кольору – від 6 до 1 біт. Видно, що дискретність рівня сірого стає помітною спочатку в області фону, де інтенсивність змінюється повільно вздовж зображення, в порівнянні з областями в межах клітини, де інтенсивність змінюється швидше.

У *палітрових зображеннях* значення пікселів є посиланням на комірку карти кольорів (палітру). Палітра являє собою двовимірний масив, у стовпчиках якого розташовані інтенсивності колірних складових одного кольору.

На відміну від палітрових, елементи *повнокольорових зображень* безпосередньо зберігають інформацію про яскравості колірних складових.

Вибір типу зображення залежить від розв'язуваної задачі, від того, наскільки повно і без втрат потрібна інформація може бути представлена із заданою глибиною кольору. Також слід врахувати, що використання повнокольорових зображень вимагає великих обчислювальних витрат.

Надалі при розгляді методів обробки зображень, будемо вважати, що зображення являє собою таблицю чисел (розмір матриці $N \times M$), де значення кожного елемента відповідає певному рівню квантування його енергетичної характеристики (яскравості). Це так звана піксельна система координат.

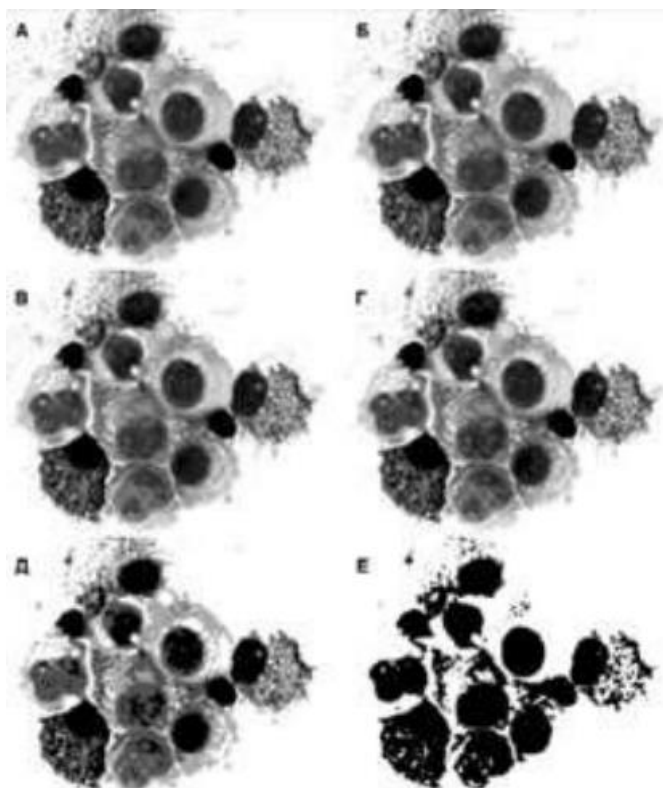


Рис. 3.3. Вплив кількості дозволених півтонів на якість відтвореного зображення, де:

А – 6-бітове зображення; Б – 5-бітове зображення;

В – 4-бітове зображення; Г – 3-бітове зображення;

Д – 2-бітове зображення; Е – 1-бітове (бінарне) зображення

Існує також просторова система координат, де зображення представляється безперервним числовим полем квадратів з одиничною величиною. Кількість квадратів збігається з числом пікселів. Значення інтенсивності елемента в центрі квадрата збігається зі значенням відповідного пікселя в піксельній системі координат. При вирішенні практичних завдань, пов'язаних з вимірюваннями реальних геометричних розмірів об'єктів на зображенні, зручно

використовувати просторову систему координат, так як вона дозволяє враховувати *роздільну здатність* (кількість пікселів на метр) системи.

Просторова роздільна здатність цифрового зображення визначається відстанню між пікселями (інтервалом вибірки) і точністю пристрою оцифрування. Рівень сірого кожного пікселя в цифровому зображенні являє середню яскравість оптичного зображення, виміряного по кінцевому інтервалу вибірки; отже, точно відобразити в цифровому зображенні деталі, які є меншими, ніж інтервал вибірки, не представляється можливим. Щоб зберігати просторову роздільну здатність вихідного зображення, пристрій оцифрування має використовувати інтервал вибірки не більше, ніж половина довжини найменшої з можливих деталей оптичного зображення (це еквівалентно здійсненню вибірки з дворазовою найбільш високою просторовою частотою і називається *критерієм Найквіста*). Наприклад, якщо найменша деталь в препараті 1 мкм, то цифровий перетворювач повинен оцифрувати зразок з проміжками, які відповідають 0,5 мкм або менше в збільшеному зображенні, інакше деталь буде втрачена або спотворена.

Обробка зображень здійснюється рекурсивними і нерекурсивними методами. Рекурсивні методи використовують результат обробки попереднього пікселя, нерекурсивні – не використовують. У більшості випадків використовуються нерекурсивні алгоритми обробки зображень.

Стандарт DICOM

Загальні положення. DICOM® (англ. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) – це галузевий стандарт створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень і документів обстежених пацієнтів.

Використання стандарту DICOM у першу чергу дає можливість уніфікувати формат збереження зображень з різної біомедичної апаратури, в тому числі від різних виробників. Стандарт розвивається з урахуванням сучасних досягнень в галузі біомедичних зображень та є вільним для використання (тобто це некомерційний стандарт – за підтримку формату DICOM у своїй апаратурі або програмному забезпеченні не потрібно нікому платити роялті).

Стандарт DICOM розроблений Американським коледжем радіології (ACR – American College of Radiology) та Національною асоціацією виробників електрики (NEMA – National Electrical

Manufacturers Association). Цей стандарт також відомий як стандарт NEMA PS3, і стандарт ISO 12052:2017 «Інформатика в галузі охорони здоров'я – Цифрові зображення та комунікація в медицині (DICOM), включаючи управління робочими процесами та даними».

У 2023 році актуальною є версія стандарту DICOM 3.0 (затверджений в 2016 р.).

Стандарт складається з двадцяти двох частин. Окремі частини присвячені структурі даних (тегам), способам представлення зображень, стандартизації шкали сірого кольору, аспектам безпеки, особливостям передачі зображень по мережам (зокрема, TCP/IP) тощо.

DICOM включає стандарти для способів візуалізації, такі як рентгенографія, УЗД, комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) та променева терапія. DICOM включає протоколи для обміну зображеннями (наприклад, за допомогою портативних носіїв, таких як DVD), стиснення зображень, 3D візуалізації, презентації зображень та звітування про результати.

DICOM групує інформацію в набори даних. Наприклад, файл рентгенівського зображення грудної клітини може містити ідентифікатор пацієнта у файлі, так що зображення ніколи не може бути відокремлено від цієї інформації помилково. Це подібно до того, як такі формати зображень, як JPEG, також можуть мати вбудовані теги для ідентифікації та іншого опису зображення.

Структура стандарту DICOM Стандартом DICOM визначено два інформаційні рівні:

- файловий рівень – DICOM File (DICOM-файл) – об'єктний файл з теговою організацією для представлення кадру зображення (або серії кадрів) і супровідною / керуючою інформацією (у вигляді DICOM-тегів);

- мережевий (комунікаційний) – DICOM Network Protocols (мережевий DICOM-протокол) – для передачі DICOM-файлів і DICOM-команд по мережах з підтримкою TCP/IP.

DICOM-файл є об'єктно-орієнтованим файлом з теговою організацією та чотириступеневою структурою: **пацієнт** (*patient*) → **дослідження** (*study*) → **серія** (*series*) → **зображення** (кадр або серія кадрів, *image*).

Файловий рівень стандарту DICOM 3.0 редакції 2016 року описує:

1) атрибути і демографічні дані пацієнта;

- 2) модель і фірму виробника апарату, на якому проводилося обстеження;
- 3) атрибути медичної установи, де було проведено обстеження;
- 4) атрибути персоналу, який проводив обстеження пацієнта;
- 5) вид обстеження і дата/час його проведення;
- 6) умови і параметри проведення дослідження пацієнта;
- 7) параметри зображення або серії зображень, записаних в DICOM-файлі;
- 8) унікальні ключі ідентифікації *Unique Identifier (UID)* груп даних, описаних в DICOM-файлі;
- 9) зображення, серію або набір серій, отриманих при обстеженні пацієнта;
- 10) представлення, в першу чергу, PDF-документів в DICOM-файлі;
- 11) представлення DICOM-запису на оптичні носії, включаючи DVD-формат;
- 12) DICOM-протокол для передачі/прийому по комп'ютерним мережам TCP/IP.

Таким чином, DICOM відрізняється від інших форматів даних тим, що групує інформацію воедино в один масив, тобто рентгенограма грудної клітки містить усередині себе інформацію про пацієнта і, отже, зображення ніколи не може бути відокремлене від цієї інформації помилково.

Модальності медичних зображень в DICOM. Стандартом DICOM регламентуються наступні типи (у стандарті вони називаються модальностями (*modality*)) підтримуваних медичних зображень:

- **EPS** – електрофізіологія серця (Cardiac Electrophysiology);
- **CR** – комп'ютерна рентгенографія (Computed Radiography);
- **CT** – комп'ютерна томографія (Computed Tomography);
- **DX** – цифрова рентгенографія (Digital Radiography);
- **ECG** – електрокардіографія (Electrocardiography);
- **ES** – ендоскопія (Endoscopy);
- **XC** – зовнішня фотографія (External-camera Photography);
- **GM** – мікроскопія загального призначення (General Microscopy);
- **HD** – криві кровотоку (Hemodynamic Waveform);
- **IO** – рентгенографія ротової порожнини (Intraoral

Radiography);

- **IVUS** – внутрішньосудинний ультразвук (Intravascular Ultrasound);

- **MR** – магнітно-резонансна томографія (Magnetic Resonance);

- **MG** – мамографія (Mammography);

- **MS** – мікроскопія (Microscopy);

- **NM** – ядерна медицина (Nuclear Medicine);

- **OP** – офтальмологічна фотографія (Ophthalmic Photography);

- **PX** – панорамна рентгенографія (Panoramic X-Ray);

- **PT** – позитронно-емісійна томографія (Positron

emission tomography)

- **RF** – рентгенофлюороскопія (Radiofluoroscopy);

- **RG** – рентгенографія (Radiographic imaging);

- **SM** – слайд-мікроскопія (Slide Microscopy);

- **US** – ультразвукова діагностика (Ultrasound);

- **XA** – рентгенівська ангиографія (X-Ray Angiography);

- **BI** – біомагнітні зображення (Biomagnetic imaging);

- **CD** кольорове доплерівське картування (Color flow

Doppler);

- **DD** – подвійне доплерівське картування (Duplex Doppler);

- **DG** – діафаногія (Diaphanography);

- **LS** – поверхневе лазерне сканування (Laser surface scan);

- **ST** – однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (Single photon emission computed tomography (SPECT));

- **TG** – термографія (Thermography);

- **HC** – тверда копія (зображення для друку, Hard Copy);

- **AU** – аудіозаписи (Audio);

- **SR** – документ структурованого звіту (SR Document);

- **SMR** – стереометричне (об'ємне) зображення (Stereometric Relationship);

- **SC** – вторинне захоплення (Secondary Capture);

- **OT** – інше (Other).

До модальності Secondary Capture (SC) відносяться зображення, отримані шляхом вторинної обробки вже наявних медичних зображень, в тому числі:

- оцифровка аналогового відеосигналу за допомогою плат і пристроїв захоплення зображень (зазвичай ставляться між комп'ютером діагностичного пристрою та його монітором);

- оцифровка зображень, експонованих на повторно використовувани аналогові носії (в спеціальних пристроях, що поставляються в складі PACS-систем);
- сканування рентгенівських плівок на спеціалізованих та офісних сканерах;
- захоплення зображення з екрану монітора;
- сканування паперових документів, наприклад роздруківок електрокардіограм.

4. БЕЗПЕКА ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Хоча ультразвукові дослідження є практично безпечними порівняно з іншими аналогічними методами дослідження, деякі країни світу і нині продовжують пошук показників для інформування медперсоналу про безпеку досліджень. В зв'язку з цим Американський Інститут Ультразвуку в медицині (AIUM) та Національна Асоціація виробників електрообладнання США (NEMA) розробили “Стандарт відображення в реальному масштабі часу температурного та механічного індексів в діагностичному УЗ обладнанні”.

Температурний індекс TI (TI) визначається як відношення реальної потужності УЗ променю до потужності, необхідної для підвищення температури досліджуваної частини тіла на 1°C . Тобто його числове значення приблизно відповідає величині можливого підйому температури при найбільш негативних обставинах. Розроблені три різновиди індексів: TIS – для м'яких тканин; TIB – для кісткових структур, розміщених біля фокусу УЗ променю; TIC – для черепної кістки.

Механічний індекс MI (MI) – призначається для оцінки потенційного ризику виникнення кавітації (тобто утворення і зростання кількості газових міхурців в тканинах за рахунок розрідження середовища). MI – це відношення P до квадратного кореня частоти перетворювача i , як і TI , не має фізичної розмірності. Тут P – максимальний тиск розрідження УЗ хвилі УЗХ (USV).

Безпека застосування ультразвукових медичних датчиків розглядається в двох аспектах. По-перше, датчик має безпосередній контакт із поверхнею тіла пацієнта чи поверхнею його внутрішніх органів, що вимагає забезпечення електричної безпеки. По-друге, датчик є генератором ультразвукової енергії, що поширюється в тіло

пацієнта, тому акустична безпека значною мірою залежить від характеристик датчика і його електричного генератора. В даний час в обох напрямках проводиться велика кількість наукових досліджень і в цілому ряді країн вже опубліковані практичні посібники.

В питаннях електричної безпеки фірми-виробники ультразвукової медичної апаратури в основному керуються такими документами:

МЕК 601-1. Безпека медичної електронної апаратури (Міжнародна електротехнічна комісія, Швейцарія);

UL 544. Стандарт на медичну і стоматологічну апаратуру (Underwriter Laboratories, США);

MTFA 768. Безпечне застосування електрики в госпіталах (Національна протипожежна асоціація, США);

CSA 22.2. Електромедичне устаткування (Канадська асоціація стандартів, Канада).

В ехокардіографії ультразвуковий сканувальний датчик являє собою "робочу частину", що має безпосередній контакт із пацієнтом. В цьому випадку максимальний струм витоку при нормальних умовах не повинен перевищувати 0,5 мА. Максимальна густина струму не повинна перевищувати 5 мА·мм² для того, щоб уникнути опіків шкіри. З тієї ж причини температура робочої частини перетворювача повинна бути нижче 41°C. У випадку обстежень, що передбачають безпосередній контакт із серцем пацієнта, струм витоку не повинен перевищувати 10 мкА при відсутності замикання або 50 мкА при одноразовому замиканні (одноразове замикання визначається як вихід з ладу первинних засобів захисту від короткого замикання).

Питання акустичної безпеки відзначені в цілому ряді національних і міжнародних документів:

80-ЕНД-59, Код-23. Керівництво з безпечного застосування ультразвуку. Ч. I: Медичні і парамедичні застосування (Охорона здоров'я і добробут, Канада);

ULI-18I. Стандарт з безпечного застосування ультразвукової діагностичної апаратури (публікація AIUM/NEHA, 1983);

МЭК 29Д/ЦБ/16. Методи виміру характеристик ультразвукового ехоімпульсного діагностичного устаткування (Міжнародна електротехнічна комісія, проект 1982 р.).

НФ G74-335. Застосування ультразвукової медичної діагностичної апаратури (стандарт Франції, 1982).

Незважаючи на той факт, що всі ці документи присвячені проблемі безпеки, а не питанням встановлення і вимірювання певних

параметрів ультразвукового устаткування, вони обмежуються в основному посиленнями на відповідні означення стандарту Американського інституту із застосування ультразвуку в медицині (AIUM) і закликають керуватися інтересами пацієнта при вирішенні питання про доцільність проведення ультразвукового діагностичного обстеження.

При застосуванні ультразвуку біологічні ефекти, деякі з яких можуть становити небезпеку, викликані тепловими, механічними або іншими механізмами впливу. Механічні ефекти включають мікропотоки, стабільну чи перехідну кавітацію. Доза випромінюваного ультразвуку визначається параметрами ультразвукового поля. У діагностичних застосуваннях визначення ультразвукової дози ґрунтується на вимірюванні розмірів ультразвукового променя та імпульсу при випромінюванні у воді. Як правило, вимірюється значення інтенсивності ультразвуку I_{SPTA} (пікове значення в просторі, розподілене за часом). Американський інститут із застосування ультразвуку в медицині опублікував висновок, що значення інтенсивностей I_{SPTA} 100 мВт·см⁻² є безпечними. Більшість сучасних приладів, призначених для ехокардіографії, працюють з дозами випромінювання нижче даного рівня.

Відзначимо, що прийнятий безпечний рівень 100 мВт·см⁻² є доволіно встановленим, оскільки з наукової точки зору не можна стверджувати, що при інтенсивності вище цього рівня неминуче ураження тканин. Протягом останніх років Американський інститут із застосування ультразвуку в медицині опублікував декілька заяв з приводу безпечного застосування діагностичного ультразвуку. Перше з них було опубліковано в серпні 1976 р., підтверджено в жовтні 1978 р. і стосувалося вже відомого рівня 100 мВт·см⁻². Опублікований документ мав назву “Встановлені біологічні ефекти при дії ультразвуку на живі тканини”. Другий документ був вперше опублікований в жовтні 1982 р. і підтверджений в березні і жовтні 1983 р. Він називався “Заява AIUM щодо клінічної безпеки”, і рівень 100 мВт·см⁻² був замінений в ньому на таблицю рівнів інтенсивностей, типових для сучасних ультразвукових діагностичних приладів.

5. ПРИКЛАДИ ВИРІШЕННЯ ЗАДАЧ

Задача 1.

Човен гойдається на хвилі з частотою 0,5 Гц. Чому дорівнює швидкість цієї хвилі, якщо відстань між сусідніми гребенями 3 м?

$v = \frac{\lambda}{T}$	$v = v \cdot \lambda$	$\lambda = vT$
-------------------------	-----------------------	----------------

Вирішення

$$v = \lambda \nu \quad v = 0,5 \cdot 3 = 1,5 \text{ м/с}$$
$$v = \frac{\lambda}{T} \quad v = \frac{3 \text{ м}}{2 \text{ с}} = 1,5 \text{ м/с}$$

Задача 2.

Чому дорівнює швидкість морських хвиль v , якщо вони піднімають плаваючий буй кожні 1,5 с, а відстань між гребенями сусідніх хвиль дорівнює 6 м?

Вирішення

$$v = \frac{6 \text{ м}}{1,5 \text{ с}} = 4 \text{ м/с}$$

Задача 3.

Винайти час опромінювання суглобу корови при лікуванні синовіту.

Ветеринарна практика показала, що оптимальним режимом використання ультразвуку при лікуванні суглобів є режим, при якому за одну процедуру в біологічні тканини передається $Q = 1,8 \dots 2$ кДж енергії ультразвукових пружних коливань. При цьому виникає питання визначення оптимального часу дії терапевтичного засобу. Згідно літератури, був визначений коефіцієнт проникнення ультразвуку в синовіальну рідину тварини. В середньому він складає $k_{пр} = 0,85$. Інтенсивність зовнішнього опромінення дорівнює

$I=0,65 \text{ Вт/см}^2$. За даними літератури [3] можна одержати співвідношення для необхідного часу дії ультразвукового опромінення з урахуванням ефективної площі поверхні випромінюючої головки $S = 8 \text{ см}^2$.

$$t = \frac{Q}{I \cdot k_{np} \cdot S}$$

Для нашого конкретного випадку із формули та вище наведених даних необхідний час опромінення суглоба корови дорівнює $t = 7$ хвилин.

На рис. 5.1 наведена залежність часу опромінення від інтенсивності ультразвуку.

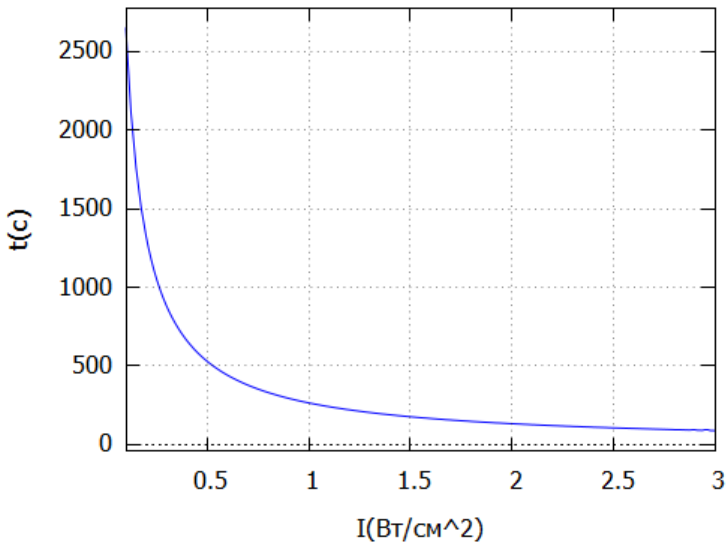


Рис. 5.1. Залежність часу опромінення від інтенсивності ультразвуку

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОПЕРЕВІРКИ

1. Поясніть, як використовується принцип застосування ультразвуку при побудові ультразвукової діагностичної апаратури.
2. Які основні електричні, фізичні та енергетичні характеристики ультразвуку Ви знаєте?
3. В чому полягає механізм лікувальної дії ультразвуку?
4. Що являє собою акустичне поле УЗ перетворювача?
5. Які основні типи фокусувальних випромінювачів Вам відомі?
6. В чому полягає різниця між кільцевою антеною і лінійно сканувальною ґраткою?
7. Поясніть принцип роботи пристрою керування скануванням.
8. Яка природа біологічних ефектів, що становлять небезпеку здоров'ю людини при проведенні УЗ досліджень?
9. На яких принципах заснований метод ультразвукових досліджень?
10. Чим визначається просторова роздільна здатність цифрового зображення?
11. Які розділи включає в себе галузевий стандарт DICOM?

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Акопян Б. В. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии / Б. В. Акопян, Ю. А. Ершов // Учеб. пособие. Под ред. С. И. Щукина. – М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. – 224 с.
2. Коломієць Р. О. Отримання, перетворення та обробка біосигналів: Навчальний посібник для студентів спеціальності 163 «Біомедична інженерія»/ Р. О. Коломієць, Т. М. Нікітчук, Д. С. Морозов // Електронні дані. Житомир: Державний університет «Житомирська політехніка», 2024. – 294 с. ISBN 978-966-XX-XX-X.
3. Белановский А. С. Основы биофизики в ветеринарии: Учебное пособие для вузов / А. С. Белановский // М.: Дрофа, 2007. – 332 с.
4. Kyrylova, A., Tereshchenko, N. (2011) Estimation of ultrasound influence on biological tissue. XIII International PhD Workshop OWD

2011, Conference Archives PTETIS, (pp. 319 – 323). Wisla. 25. Пат. 53876 Україна. Автоматизований багатофункціональний пристрій.

ЗМІСТ

1. ФІЗИКА УЛЬТРАЗВУКОВИХ ХВИЛЬ В ЖИВОМУ ОРГАНІЗМІ	4
2. ФІЗИЧНІ ПРИНЦИПИ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ЗА ДОПОМОГОЮ УЛЬТРАЗВУКУ	10
3. ФОРМУВАННЯ ЗОБРАЖЕНЬ ПРИ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ	19
4. БЕЗПЕКА ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ.....	28
5. ПРИКЛАДИ ВИРШЕННЯ ЗАДАЧ	31
ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОПЕРЕВІРКИ	33
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	33

Навчальне видання

ОСНОВИ ПОБУДОВИ СИСТЕМИ «ВИПРОМІНЮВАЧ
УЛЬТРАЗВУКОВИХ КОЛИВАНЬ – БІОЛОГІЧНА ТКАНИНА –
ЗОБРАЖЕННЯ»

Методичні вказівки
до практичних занять

Автори-укладачі:
КОСУЛІНА Наталія Геннадіївна
ЛЯШЕНКО Геннадій Анатолійович
ПОЛЯНОВА Надія Володимирівна

Формат 60x84/16. Гарнітура Times New Roman
Папір для цифрового друку. Друк ризографічний.
Ум. друк. арк. 1,6
Наклад ___пр.
Державний біотехнологічний університет
61002, м. Харків, вул. Алчевських, 44

