Розділ 1.
Основи ультразвукової діагностики



$C = F \times \lambda$

У сучасному світі ультразвук інтегровано в усі галузі діяльності людини та, зокрема, в медицину як інструмент діагностики й лікування. Новітні наукові розробки постійно розширюють його можливості, збільшують потужність, поліпшують зручність використання та підвищують інформативність обстежень. Майже всі сучасні протоколи ведення хворих обов'язково передбачають використання сонографії. У певних напрямах діагностичного пошуку метод успішно конкурує зі спіральною комп'ютерною томографією (СКТ) та магнітно-резонансною томографією (МРТ) і залишається лідером за доступністю, швидкістю отримання інформації, вартістю, мінімальним негативним впливом на лікаря та пацієнта, здатністю диференціювати рідинні утворення й можливістю роботи в режимі реального часу. Такі переваги зумовили останній тренд – наблизити ультразвукову діагностику (УЗД) до осередків надзвичайних ситуацій та використовувати її як фокусне обстеження фахівцями з екстремальної медицини.

1.1. Фізичні характеристики ультразвуку. Термінологія

Технології використання ультразвуку стрімко розвиваються та постійно вдосконалюються, а фізика, на яку вони спираються, – вічна в своїй величі.

Під ультразвуком розуміють **ультразвукові хвилі** в частотному діапазоні **2–16 МГц**, що перевищує поріг сприйняття людським вухом. Отримання ультразвуку, який використовують у радіології, ґрунтується на п'єзоелектричному ефекті – здатності кристалів і кераміки деформуватися під дією електричної напруги.

Під дією змінного струму ***п'єзоелектричні елементи на трансдюсері*** періодично деформуються, унаслідок чого виникають механічні коливання – ультразвукові хвилі, які поширюються в тканинах під час сканування.

П'єзоелектричний ефект є зворотним – ультразвукові хвилі, які віддзеркалюються від об'єктів, спричиняють деформацію п'єзоелектричного кристала, що супроводжується виникненням електричної напруги. Таким чином, п'єзоелектричні матеріали є як генераторами ультразвуку, так і його приймачами.

Як створюється ультразвукове зображення?

Ультразвукові хвилі проходять крізь щільні структури тіла людини та віддзеркалюються ***на межі середовищ*** з різним акустичним імпедансом, наприклад, крові та м'язів, жирової тканини й кісток. Віддзеркалений імпульс фіксується датчиком та за допомогою програми комп'ютерної обробки електричного сигналу перетворюється на зображення на моніторі.

Як технічні пристрої, так і медичні апарати ультразвукової діагностики працюють за принципом ***імпульсного ехо-сигналу***: сканер випромінює та приймає ультразвукові сигнали. За часом, що минає з моменту випромінення ультразвукової хвилі до моменту прийняття ехо-сигналу, визначається просторове положення структури, що відображається.

Поширення ультразвуку значною мірою залежить від типу тканини, крізь яку він проходить. Ультразвукові хвилі можуть поширюватися в поздовжньому та поперечному напрямах. У м'яких тканинах, рідині та повітрі прийнято враховувати лише поздовжнє поширення ультразвукових хвиль.

Параметри ультразвукової хвилі (рис. 1.1)

1. **Амплітуда хвилі (*A*)** визначає максимальне відхилення від середнього значення тиску («висота хвилі»). Вона пов'язана з інтенсивністю ультразвуку. Більша амплітуда – сильніший ультразвук.
2. **Частота хвилі (*F*)** – це кількість коливань (хвиль), що проходять через певну точку за одиницю часу. Вимірюється в герцах (Гц). Звичайний діапазон медичних сканерів – 2,5–16,0 МГц.
3. **Довжина хвилі (λ)** – це відстань між двома найближчими точками з однаковою фазою (наприклад, між двома піками).
4. **Швидкість звуку (*C*)** залежить від середовища, в якому поширюється ультразвук. Швидкість поширення звуку в м'яких тканинах за температури 37 °C дорівнює 1540 м/с і збільшується пропорційно щільності тканини.
5. **Співвідношення частоти, довжини хвилі та швидкості звуку:**

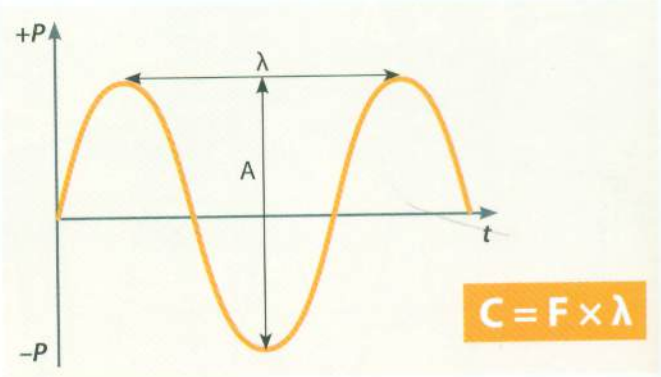

Рис. 1.1.

Графічне зображення хвилі: *F* – частота; λ – довжина хвилі; *A* – амплітуда; *t* – час; *P* – тиск хвилі; *C* – швидкість звуку (стала величина для різних за жорсткістю і щільністю середовищ)

Наведена формула посідає центральне місце в медичній сонографії. За допомогою неї можна розраховувати довжину хвилі ультразвуку, що дає змогу визначити мінімальний розмір анатомічних структур. Чим вища частота ультразвуку, тим менша довжина хвилі та розмір анатомічних структур, які можна розрізнити (табл. 1.1).

Довжина хвилі ультразвуку, яку використовують у медичній сонографії, становить від **0,1** до **1,0 мм**. Дрібніші анатомічні структури не ідентифікуються.

Існує фізична межа роздільної здатності, тобто значення, що не може бути перевищене в системі, яка використовує хвилі для отримання інформації. Ця межа дорівнює ***1/4 довжини хвилі***. Розрізняють ***латеральну*** (перпендикулярно напряму поширення ультразвукового променя) і ***аксіальну*** (уздовж напряму поширення ультразвукового променя) роздільну здатність. Латеральна залежить від ширини променя (чим він вужче, тим краще латеральна роздільна здатність), аксіальна – від частоти.

Однак зі збільшенням частоти зменшується доступна глибина дослідження тканин. Чим більша глибина проникнення ультразвуку необхідна, тим меншу частоту повинен мати ультразвуковий датчик (табл. 1.2).

Таким чином, важливо знайти оптимальну частоту, що забезпечує максимальну роздільну здатність при достатній проникній спроможності.

Ультразвукові хвилі при проходженні крізь тканини тіла затухають. У затуханні ультразвукового променя беруть участь п'ять механізмів: поглинання, відбиття, заломлення, розсіювання та дивергенція (рис. 1.2).

Ступінь та переважні механізми затухання ультразвуку залежать від структурних особливостей тканин. Тому на підставі зміни ультразвукового променя під час проходження крізь певний орган можна оцінити морфологічну характеристику органа. І хоча головним механізмом, що утворює сонографічне зображення, є відбиття, інші механізми дають важливу інформацію про особливості структури.

Поглинання. При проходженні ультразвукової хвилі крізь певні тканини виникає сила тертя, що гальмує зміщення її частин під час коливання внаслідок дії енергії променя. Амплітуда променя зменшується, енергія руху частин трансформується в тепло. Чим вища щільність середовища, тим більше затухання ультразвуку внаслідок поглинання (табл. 1.3).

Відбиття. При переході ультразвукової хвилі крізь поверхню розділу двох середовищ із різними акустичними властивостями частина хвиль відбивається подібно до світлових хвиль від скла. Відбиття тим більше, чим сильніше відрізняються акустичні імпеданси середовищ, що межують.

Акустичний імпеданс (Z), або опір ультразвукової хвилі, визначають як добуток густини середовища (ρ) на швидкість поширення в ньому ультразвуку (*C*) (табл. 1.4):

Таблиця 1.1.
Співвідношення частоти звукових коливань і довжини ультразвукової хвилі

Частота, МГц	1	2	3,5	5	7	10	20
Довжина хвилі, мм	1,5	0,75	0,43	0,3	0,21	0,15	0,075

Таблиця 1.2.
Залежність глибини проникнення ультразвуку від частоти

Частота датчика, МГц	Максимальна глибина проникнення, мм
3,5	200
5,0	120–150
7,5	60–80
10,0	40

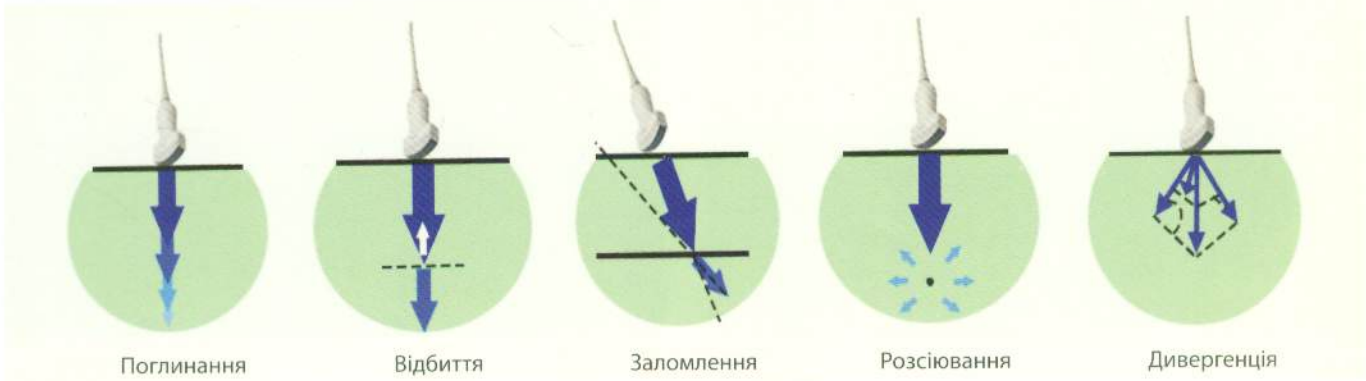

Рис. 1.2.
Механізми ослаблення ультразвуку в тканинах

Таблиця 1.3.
Поглинання ультразвукової хвилі

Частота, МГц	Ступінь поглинання на глибині 1 см, %					
	Вода	Кров	Жир	Печінка	Селезінка	Кістка
3,5	0,6	15	48	43	28	99,7
7,0	2,2	27	72	68	48	100

Таблиця 1.4.
Значення акустичного імпедансу фізіологічних тканин

Середовище	Повітря	Жир	Вода	Нирка	Печінка	М'язи	Селезінка
Імпеданс (106 Н × с/м³)	0,00041	1,37	1,49	1,61	1,65	1,66	1,66

Заломлення визначають як зміну напряму поширення ультразвукового променя при переході через межу розділу двох середовищ, у яких швидкість поширення хвилі відрізняється. Унаслідок цього явища віддзеркалена від об'єкта енергія ультразвукового променя не повертається до датчика.

Розсіювання. Під розсіюванням розуміють сплощення спрямованої хвилі внаслідок часткової втрати енергії. Тканини організму ослаблюють ультразвук, при цьому частина енергії віддзеркалюється, повертаючись до датчика, а інша частина розсіюється. Ультразвукові хвилі можуть розсіюватися від маленьких відбивачів – еритроцитів, локусів фіброзної тканини, м'язових волокон. Якщо їхній розмір менший за довжину хвилі, то вони не візуалізуються, але виявляється сумарний ефект розсіювання – зменшення глибини проникнення ультразвуку та контрастності зображення.

Дивергенція. Під дивергенцією розуміють розходження ультразвукових променів, що виходять із джерела звуку. Відповідно, енергія зворотного променя, яка відбивається від об'єкта, втрачається.

Як сумарний ефект складної взаємодії ультразвукових хвиль і тканин організму, після обробки всіх отриманих сигналів утворюється ультразвукове зображення. Воно є «тканиноспецифічним» та характеризує ехоструктуру, або текстуру органа (тканини).

> Зображення на моніторі – це не фотографія морфологічної будови органа, а результат складної взаємодії ультразвукової хвилі з тканинами, синтезований програмами комп'ютерної обробки зворотного сигналу.

Виконання ультразвукового дослідження, зокрема в об'ємі FAST-протоколу, передбачає сканування в М- і В-режимах.

М-режим сканування (від англ. *motion* – рух) – інтенсивність ехо-сигналів перетворюється вздовж ультразвукового променя на градації сірого кольору з розгортанням за часом. Таким чином, можна отримати зображення анатомічних утворень, які рухаються. Цей режим використовують переважно у кардіології, а в контексті травми його можна застосовувати для вимірювання діаметра IVC (нижньої порожнистої вени), під час сканування легені для визначення гідроторакса або пневмоторакса (рис. 1.3 та 1.4).

В-режим сканування (від англ. *brightness* – яскравість) – двовимірне зображення в реальному часі, отримане в різних градаціях сірого кольору в діапазоні від 0 до 255. Значенню 0 відповідає чорний колір, значенню 255 – білий. Відповідно 140 – світло-сірий, 70 – темно-сірий колір.

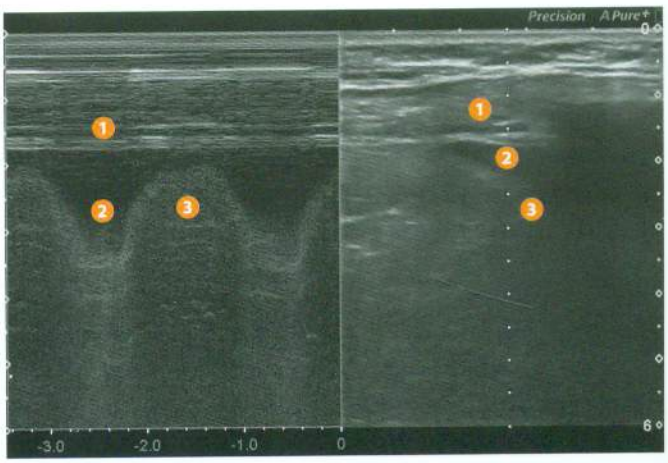

Рис. 1.3.
М-режим сканування грудної клітки: *1* – грудна стінка; *2* – рідина у порожнині плеври; *3* – легеня. Ознака «хвилястої лінії» свідчить про наявність гідроторакса