

УДК 615.837.3

ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКІВ, ЯКІ ВПЛИВАЮТЬ НА ЯКІСТЬ ЗОБРАЖЕННЯ ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВІЙ ДІАГНОСТИЦІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Клименко С. О., Єкімов І. Д., Терещенко М. Ф., Тимчик Г. С.

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м.Київ, Україна*

E-mail: setaklumseta@gmail.com

Встановлено параметри, які значно впливають на якість ехозображення внутрішніх органів, а також досліджується ультразвуковий метод візуалізації за допомогою параметра петлі гістерезису (НР), яка характеризує місцевий в'язкопружний гістерезис біологічних тканин (БТ). Виявилось, що для параметра НР розпізнавання дегенерації тканини і її компонентів достатньо змін чутливості сканера. Зображення НР досліджується в якості способу для оцінки деформації зображень різноманітної інформації про БТ в В-режимі, враховуються зміни температури та вікові зміни БТ, для більш об'єктивного опису математичної моделі взаємодії ультразвуку з БТ.

Швидкість проникнення молекул через мембрани істотно залежить від температури. Таку залежність розглядають як наслідок необхідності подолання молекулою деякого потенційного бар'єру. У нашому випадку, температура є функцією від частоти та інтенсивності ультразвуку, тому проведені дослідження впливу температури на параметри якості зображення.

Ключові слова: ультразвук, в'язкопружний гістерезис, параметри петлі гістерезису.

Вступ. Постановка проблеми

Швидкість проникнення молекул через мембрани істотно залежить від температури. Таку залежність розглядають як наслідок необхідності подолання молекулою деякого потенційного бар'єру, температура є функцією від частоти та інтенсивності ультразвуку. Експериментально підвищення температури в тканинах спостерігалось авторами [1], але результати досліджень не є досконалими, що може бути обумовлено нерівномірністю ультразвукового поля різних випромінювачів, різним ступенем неоднорідності досліджуваних тканин, різними умовами розсіювання теплоти. Температурні показники повітря в кабінеті, де знаходиться обладнання значно впливають на результати діагностики.

Актуальним завданням при створенні нових ультразвукових діагностичних приладів є покращення якості зображення, з урахуванням типу біологічної тканини (БТ) (використовуватиметься м'яка тканина), а також змінами в ній температури. Встановлюватиметься температура в приміщенні, яка є найкращою для проведення УЗ діагностики пацієнта з урахуванням параметра (НР) петлі гістерезису, яка характеризує місцевий в'язкопружний гістерезис БТ.

Постановка задачі

Однією з основних вимог, що висуваються до ультразвукових діагностичних приладів, є необхідність забезпечити високу якість ехозображення внутрішніх органів. Виконання цієї вимоги, насамперед залежить від характеристик

ультразвукового перетворювача, який випромінює і приймає акустичні коливання, а також перетворює акустичні коливання в електричні і навпаки. Для формування двовимірного ехозображення за допомогою перетворювача сканують область БТ, яку досліджують. Промені, які відбилися і пройшли крізь бокові зони ультразвукового п'єзоперетворювача, ослаблені рівномірно, так як вони пройшли через досліджувані тканини і в датчику вони матимуть набагато меншу енергію. Якщо відбувається процес відбиття з центру ультразвукового п'єзоперетворювача, на екрані матимемо більш чітке зображення, оскільки він не втрачає енергію при проходженні через додаткові біологічні структури, і таким чином, зберігає набагато більше енергії.

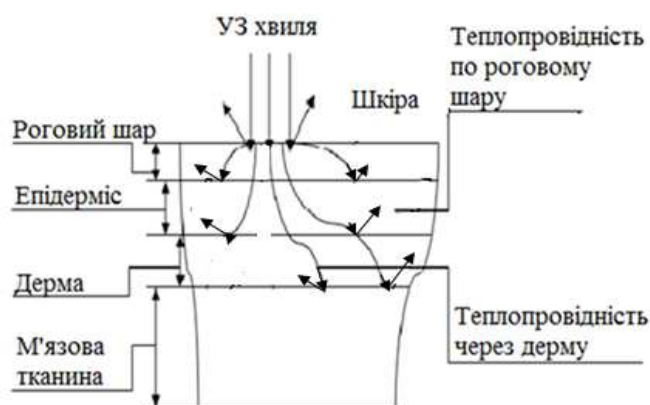


Рис. 1. Схема розповсюдження тепла в епідермісі

На рис. 1 зображені параметри шкіри та дія ультразвуку з передачею енергії в тепло, під час діагностичних та терапевтичних процедур. Оскільки дослідження проводяться тільки на м'яких БТ, потрібно дослідити параметри в'язкопружності м'якої тканини. Для визначення параметру, що характеризує в'язкопружність, зосереджуємося на петлі в'язкопружного гістерезису [3].

На рис. 2 зображено криву, що показує явище, пов'язане з наявністю залишкової деформації. Візьмемо недеформований зразок БТ і будемо розтягувати; зміна

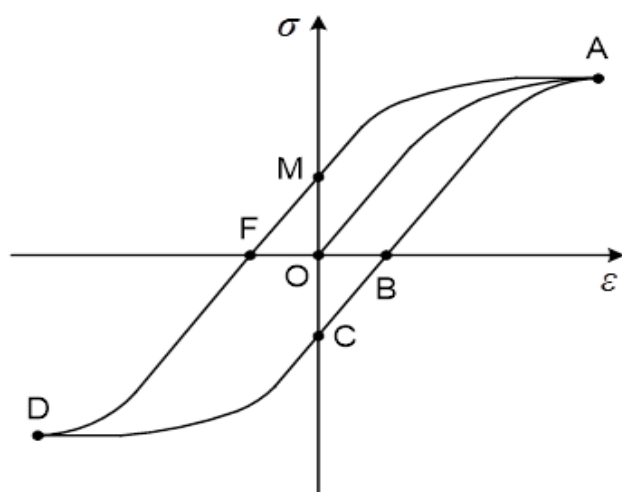


Рис. 2. Розтяг недеформованого зразка (БТ) з метою отримання петлі пружного гістерезису

напруги σ від відносного видовження ϵ для неї зображується кривою OA. Потім зменшуватимемо напругу до 0, крива - AO; зразок БТ прийде в стан B, що характеризується залишковою деформацією OB. Щоб її знищити, треба стиснути тіло (тобто прикласти від'ємну напругу OC). Якщо продовжити стиск далі, то залежність $\sigma(\epsilon)$ опуститься по кривій CD. Знову зменшимо напругу до нуля - крива DF. В зразку в положенні F є остаточна деформація стиску FO, щоб її позбутися слід розтягнути зразок (напруга OM). Пода-

льший розтяг – точка А. Явище пружного гістерезису полягає у відставанні деформації від зміни напруги [2].

Петля гістерезису виражена наступним чином [3]:

$$H = \int_0^{\varepsilon_0} \{\sigma_1(\varepsilon) - \sigma_u(\varepsilon)\} d\varepsilon, \quad (1)$$

де ε – відносне видовження; σ_u – напруга текучості; σ_1 – напруга пружності, але таким описом петля не враховує зміни температури БТ.

Так, як область петлі гістерезису залежить від перетворення напруги ε_0 між процесами дії напруги та відносного видовження, індекс НР має бути нормалізований, використовуючи функцію енергії напруги [4]:

$$H_\theta = \int_0^{\varepsilon_0} \{\sigma_1(\varepsilon) - \sigma_u(\varepsilon)\} d\varepsilon, \quad (2)$$

$$NR = \frac{H}{S_1} \quad (3)$$

$$S_1 = \int_0^{\varepsilon_0} \sigma_1(\varepsilon) d\varepsilon, \quad (4)$$

де S_1 – функція енергії напруги.

Фізичне значення НР може бути обґрунтоване при аналізі типових в'язкопружних моделей, таких як, модель Максвелла і Кельвіна-Фойгта [3, 4].

Для біологічних тканин в нашому випадку при поясненні фізичного значення петлі та індексу НР використовується модель Кельвіна-Фойгта [5]. Але така модель не враховує температурної складової, тому для більш об'єктивного опису математичної моделі взаємодії ультразвуку з БТ введемо температурний коефіцієнт θ_1/θ_2

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E} (1 - e^{-\lambda t}) \cdot \frac{\theta_1}{\theta_2}, \quad (5)$$

де t – час і λ – інтенсивність релаксації, θ – температурний коефіцієнт.

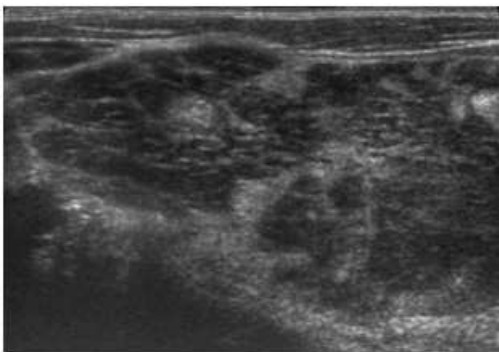


Рис. 3. Ультразвукова діагностика щитовидної залози здорової людини

Експериментальні дослідження

Регулюючи компенсацію підсилення по ближній і дальній зоні на ультразвуковій діагностичній системі Sonoline LX, було проведено експериментальні дослідження зображення на моніторі, що залежить від ехогенності кожного типу тканин. Спостерігали цю залежність на прикладі м'яких тканин.

На рис. 3 зображено структуру тканин щитовидної залози здорової людини

ни. Швидкість проникнення молекул через мембрани істотно залежить від температури. Таку залежність розглядають як наслідок необхідності подолання молекулою деякого потенційного бар'єру. У нашому випадку, температура є функцією від частоти та інтенсивності ультразвуку [6]:

$$T = F(f, \langle I \rangle). \quad (6)$$

З метою покращення зображення, було досліджено вплив температури на якість зображення ультразвукових полів біологічних тканин (рис. 4).

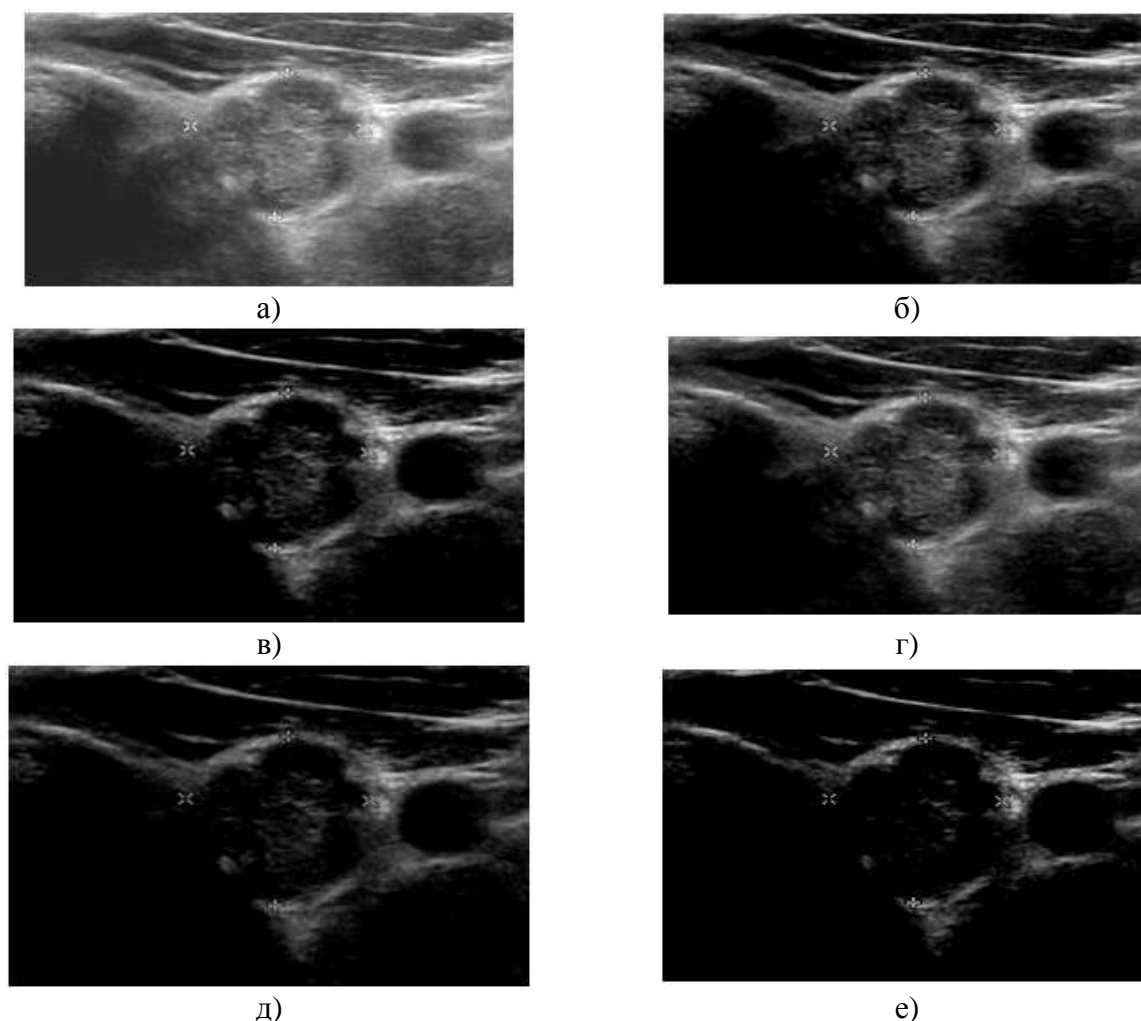


Рис. 4. Експериментальні дослідження впливу температури на якість зображення при УЗД, де а) $t = 22^{\circ}\text{C}$; $N = 36,6$ дБ; $h = 1,7$ дБ/см; б) $t = 22^{\circ}\text{C}$; $N = 50$ дБ; $h = 6,7$ дБ/см; в) $t = 22^{\circ}\text{C}$; $N = 56,7$ дБ; $h = 8,4$ дБ/см; г) $t = 15^{\circ}\text{C}$; $N = 13,3$ дБ; $h = 1,7$ дБ/см; д) $t = 15^{\circ}\text{C}$; $N = 20$ дБ; $h = 3,37$ дБ/см

Розглянуто два типи температурних режимів. При температурі 22°C в кабінеті з установкою, змінюючи такі показники, як підсилення ближнього поля (ПБП) - (33,3-60 дБ) та нахил кривої підсилення (НКП) - (1,53-9,25 дБ/см) спостерігалось на яких етапах було помітне зниження якості зображення. Побудовано графік залежності цих показників підсилення, при температурі 15°C –

ПБП (13,3 – 46,7 дБ) та НКП (1,7 – 10 дБ/см) та при температурі 22°C – ПБП (33,3 – 60 дБ) та НКП (1,53 – 9,25 дБ/см).

Результати дослідження впливу температури на якість зображення при ультразвуковій діагностиці показали, що температура в кабінеті, де проводиться дослід, значно впливає на якість зображення УЗ сканера Sonoline LX. Дослідження проведені в двох температурних режимах 22°C та 15°C, паралельно з фіксуванням температурних режимів змінювалися такі показники УЗ сканера, як посилення ближнього поля (від 13,3 – 60 дБ) та нахил кривої посилення (від 1,53 – 10 дБ/см).

На рис. 5 графічно показана залежність підсилення ближнього поля від нахилу кривої підсилення при $t = 22^\circ\text{C}$ та $t = 15^\circ\text{C}$.

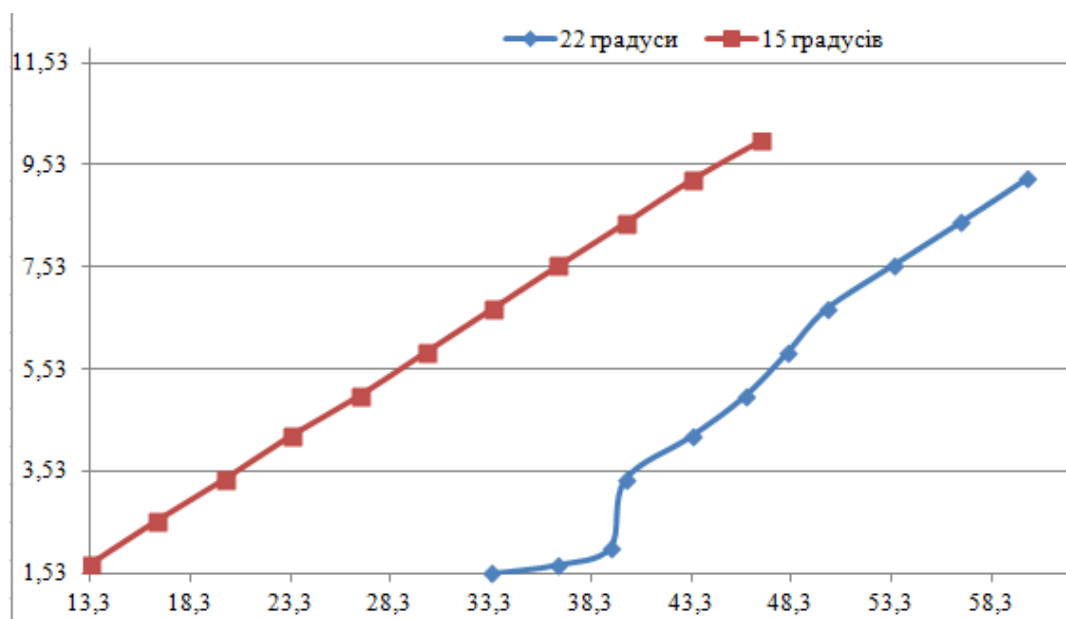


Рис. 5. Графіки залежності підсилення ближнього поля від нахилу кривої підсилення, при: а) $t = 22^\circ\text{C}$; б) $t = 15^\circ\text{C}$

Аналізуючи рис. 5, можна зробити висновок, що при 22°C, де ПБП від 36,6 – 40 дБ, а НКП від 1,7 – 3,53 дБ/см зображення на екрані ультразвукового сканера буде якіснішим, ніж при $t = 15^\circ\text{C}$, ПБП 13,3 – 20 дБ та НКП 1,7 – 3,37 дБ/см.

Висновки

Дослідження довели, що при діагностуванні біологічних структур типу м'яких тканин має місце проблема диференціації, не можна однозначно визначити артефакти зображення. Визначені рівні підсилення для різного типу БТ та температурні режими кабінету при яких їх зображення на моніторі ультразвукового діагностичного апарату Siemens – оптимально якісне.

За умови роботи в В-режимі УЗД апарату:

а) Зона найкращого бачення (коли чітко спостерігаються контури тканин, при цьому отримуємо досить якісну картину зображення) м'яких тканин, таких як щитовидна залоза – від 33,3 до 36,6 дБ/см.

б) Поріг видимості (при якому ще помітна диференціація досліджуваних та прилеглих до них структур) м'яких тканин – від 26,7 до 43,3 дБ/см.

Судячи по температурних характеристиках, можна сказати, що якість зображення краща, якщо температура в приміщенні, де проходить УЗ діагностика, повинна бути від 20°C до 24°C. Діапазон підсилення м'яких тканин є більш широким, але треба зазначити, що при малому підсиленні недостатньо добре видно тканини, і навпаки, коли досить значне підсилення, то м'які тканини зливаються з шумами та артефактами.

В подальших роботах будуть розглянуті та дослідженні особливості впливу ультразвукового сигналу на біологічну тканину при розширенні температурного діапазону повітря в приміщенні кабінету діагноста.

Література

1. Терещенко М. Ф. Дослідження параметрів впливу ультразвукового сигналу на біологічні структури / М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2011. – № 41. – С. 152 – 160.
2. Sumi C. Estimation of shear modulus distribution in soft tissue from strain distribution / A. Suzuki, K. Nakayama // IEEE Trans. Biomed. Eng., 1981. – № 42. – P. 193 – 202.
3. Ермолов И. Н. Теория и практика ультразвукового контроля / И. Н. Ермолов. – М.: Машиностроение, 1981. – 240 с.
4. Ophir J. A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues / J. Ophir, I. Cepedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li // Ultrason. Elastography. Imaging, 1991, № 13, pp. 111 – 134.
5. Viola F. Radiation force imaging of viscoelastic properties with reduced artifacts / F. Viola, W. F. Walker // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control., 2003 no 50, pp. 736 – 742.
6. Акопян Б. В. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами / Б. В. Акопян, Ю. А. Ершов; под ред. С. И. Щукина. – М.: Изд. МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 224 с.
7. Пат. 85486 Україна, МПК⁵¹ А61F 23/00. Універсальний апарат ультразвукової терапії / М. Ф. Терещенко, С. О. Клименко, Є. В. Олійник. – № 201304992; заявл. 18.04.2013; опубл. 25.11.2013, Бюл. № 22. – 3 с.

*Надійшла до редакції
12 березня 2015 року*

© Клименко С. О., Єкімов І. Д., Терещенко М. Ф., Тимчик Г. С., 2015