

МЕТОД ДИСТАНЦІЙНОЇ АКУСТИЧНОЇ ПАЛЬПАЦІЇ

ПОВІДОМЛЕННЯ 1

ПАРАМЕТРИ ПРОСТОРОВО ЛОКАЛІЗОВАНИХ ІМПУЛЬСНИХ ЗСУВНИХ ДЕФОРМАЦІЙ У М'ЯКИХ ТКАНИНАХ

І.М. Дикан, С.В. Литвиненко, Е.А. Баранник, А.І. Марусенко, О.В. Ханенко, Б.А. Тарасюк, О.В. Поліщук, В.Ф. Коробко
 ДУ "Науково-практичний центр променевої діагностики АМН України"
 ДП "АТ НДІР" "РАДМИР"

Принцип методу акустичної дистанційної пальпації (Acoustic Remote Palpation — ARP) полягає у вимірюванні локально індукованих радіаційною силою зсувів часток тканини та одержання даних про пружні властивості досліджуваної ділянки тканини.

Пульсуючий струм, сформований модульованим ультразвуком, рухається подібно пальцем хірурга, пальпуючого пухлину. Модульований радіаційний тиск створює в тканині своєрідний "віртуальний палець", який використовується для неінвазивної пальпації внутрішніх органів.

Хірург, пальпуючи пухлину, може виявити локальне затвердіння. Насправді ж щільність пухлини майже така ж, як і щільність здорової тканини. Що ж намацав хірург? Простий приклад дасть відповідь на питання. В морі з закритими очима ви можете навпомацки знайти медузу. Однак, оскільки вона плаває не рухаючись, її щільність дорівнює щільності води. Відчуття стороннього тіла виникає тому, що зсувна пружність тіла медузи відмінна від нуля, в той час як вода не надає пружного спротиву деформації зсуву. Так само і зсувна пружність м'яких тканин є важливою інформаційною характеристикою (рис. 1)

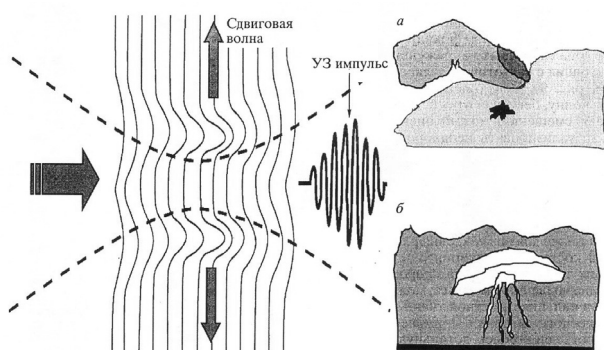


Рис. 1. Збудження зсувних хвиль модульованим радіаційним тиском

Межі змін структурних особливостей доволі широкі, тому модуль зсуву та модуль Юнга змінюються дуже суттєво. Навіть для однієї тканини зміни ся-

гають тисяч відсотків, наприклад при збільшенні розмірів пухлини, утворенні гематоми або скороченні м'язів [2].

Принцип акустичної дистанційної пальпації (Acoustic Remote Palpation — ARP) полягає у вимірюванні локально індукованих радіаційною силою зсувів часток тканини та одержання даних про пружні властивості досліджуваної ділянки тканини.

Результати робіт підтверджують, що ARP дає можливість кількісної оцінки пружних властивостей м'яких тканин, забезпечує одержання додаткової діагностичної інформації та дозволяє підвищити за рахунок цього якість діагностики методами ультразвукової інтроскопії. Проведені [6,7] дослідження показують, що ARP може бути реалізований з використанням ультразвукового доплерівського методу реєстрації зсувів. Завдяки відносній простоті доплерівських методів ARP може бути реалізований у режимі реального часу, що істотно розширює діагностичні можливості методу. Саме ця можливість розглядалась як основна при розробці прототипу ультразвукового діагностичного комплексу з еластографічними можливостями.

1. В'язкість [2]. Якщо в рідині відбувається рух різних пластів відносно один одного, то між ними виникає сила A , направлена дотично до цих пластів. Ця сила діє на кожне тіло, що рухається в рідині, та називається силою в'язкості. Внутрішня в'язкість — коефіцієнт, що відображає вплив концентрації дисперсної фази на в'язкість суспензії.
2. Деформація [2] — величина, що характеризує зміну довжини та площини січення при розтягванні або стисканні зразків.
3. Пружність [2]. Її величина дорівнює величині навантаження, яке необхідно було би докласти до зразка з площиною поперекового січення в одиницю площини, щоб його довжина збільшилась удвічі.
4. Твердість [2]. Опір тіла руйнуванню або виникненню деформації під дією на їх поверхню великої деформуючої сили характеризується твердістю.

5. Акустичний тиск [2] виникає в середовищі при проходженні акустичної хвилі. При цьому утворюються осередки згущення — розрідження, які створюють зміни тиску щодо зовнішнього (статичного) тиску.
 6. Еластичність — здатність тканини зазнавати значних пружних деформацій без руйнування при порівнянню невеликій діючій силі.
 7. Пальпація — послідовне оцупування поверхневих тканин та внутрішніх органів, що дозволяє визначити розмір, положення, характер поверхні та консистенцію внутрішніх органів, властивості пульса, реакцію хворого на пальпацію (наприклад, відчуття болю).
 8. Нелінійність — термін, близький за значенням до терміну "взаємодія". Взаємодіяти між собою можуть різні фізичні об'єкти. Оскільки в природі (суспільстві) всі об'єкти взаємодіють між собою, наш світ взагалі нелінійний. Ці взаємодії описуються нелінійними математичними моделями, для яких порушується принцип суперпозиції.
 9. Принцип суперпозиції: кінцевий ефект від декількох незалежних дій сил є сумою ефектів, що виникають під дією кожної окремої сили.
- Фізичне значення: Проводиться аналіз нових явищ, базуючись на порушенні принципу лінійної суперпозиції рішень або на взаємодії фізичних об'єктів між собою.

Природним узагальненням методу дистанційної акустичної пальпації є SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging) — спосіб вимірювання зсувної пружності радіаційним тиском сфокусованого ультразвуку (хвильова візуалізація зсувної пружності). Під впливом радіаційного тиску в фокальній області виникає зона зсувної напруги, яка коливається з частотою модуляції вздовж осі пучка (рис. 1). Ці коливання збуджують зсувну хвилю у напрямку від осі. Вимірюючи параметри ділянки зсуву, маємо можливість оцінювати модулі зсуву та візуалізувати неоднорідності.

У SWEI, так само як і при "віртуальній" акустичній пальпації, початкові локалізовані зсувні деформації у тканині генеруються дистанційно з використанням "штовхаючої" сили радіаційного тиску потужного сфокусованого ультразвукового пучка хвиль.

При імпульсному збудженні зсувних деформацій під дією сили радіаційного тиску фокусованого пучка хвиль із прямокутною огинаючою імпульсів вираз для величини аксіальних зсувів тканини на осі пучка у фокальній області може бути записаний у вигляді [11]:

$$S(r=0, t) = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{\alpha (a\gamma^{-1})^2 I_{SPPA}^{(t)}}{\rho c c} \left(\frac{\tau}{a\gamma^{-1}} \right) \left[1 + \frac{4vt}{(a\gamma^{-1})^2} + \left(\frac{c_t}{a\gamma^{-1}} \right)^2 t^2 \right]^{-1} \left(\frac{c_t}{a\gamma^{-1}} \right) t, \quad (1.1)$$

де r — радіальна координата, що відраховується від осі пучка хвиль;

a — радіус фокальної плями за рівнем амплітуди коливань на поверхні ультразвукового перетворювача;

α — коефіцієнт поглинання хвиль у тканині;

γ — ступінь фокусування;

t — тривалість імпульсів сили радіаційного тиску;

v — кінематична в'язкість середовища;

$c_t = \sqrt{\mu/\rho}$ — швидкість зсувних хвиль у середовищі;

μ — зсувна жорсткість тканини;

c і ρ — рівноважні швидкість звуку і щільність середовища відповідно.

Амплітуда інтенсивності ультразвукових хвиль на поверхні випромінюючого перетворювача I_0 зв'язана з інтенсивністю випромінювання у воді $I_{SPPA}^{(t)}$ і з $I_{SPPA}^{(t)}$ інтенсивністю у фокальній точці $x=F$ у тканині співвідношенням:

$$I_0 \exp(-2\alpha F) = I_{SPPA} \frac{1}{1+\gamma^2} \exp\{-2(\alpha - \alpha_w)F\} = I_{SPPA}^{(t)} \frac{1}{1+\gamma^2} \approx I_{SPPA}^{(t)} \cdot \gamma^{-2}$$

де α_w — коефіцієнт поглинання ультразвуку даної частоти у воді.

При $t_{max} = \alpha\gamma^{-1}/c_t$ величина зсувів на осі пучка хвиль досягає свого максимального значення

$$S(0, t=t_{max}) = \frac{\sqrt{\pi}}{4} \frac{a(a\gamma^{-1}) I_{SPPA}^{(t)} \cdot t}{\rho c c} \frac{c_t a \gamma^{-1}}{c_t a \gamma^{-1} + 2v}, \quad (1.2)$$

після чого зсув починає зменшуватися через формування циліндричних хвиль, що розходяться від осі у вигляді кільця.

Наведені модельні вирази (1.1) і (1.2) передбачають, наприклад, лінійну залежність величини початкової зсувної деформації від тривалості імпульсів при відносно невеликих значеннях цієї величини і зменшення з часом величини зсувів на осі пучка хвиль за законом $S \propto t^{-1}$. З фізичних міркувань зрозуміло, однак, що формула (1.1) приводить до нелінійності від в'язкості величини локально збуджених зсувних деформацій у процесі їхньої релаксації при $t \rightarrow \infty$. Про це свідчать також результати проведеного в [5] чисельного рішення диференціального рівняння для величини деформації, що, у свою чергу, не дозволяє встановити функціональну залежність процесу релаксації від параметрів задачі, включаючи в'язкість тканини.

Оскільки залишаються нез'ясованими питання про просторовий розподіл поля зсувних деформацій і поширення індукованого зсувного збурення в просторі, що важливі для розробки практичних методів відображення просторового розподілу властивостей тканин, були розглянуті інші загальні рішення рівнянь для зсувних деформацій у фокальній області, що наведені в (1,2).

Для з'ясування ролі зсувної кінематичної в'язкості й одержання аналітичних виразів було розглянуто пучок ультразвукових хвиль з гауссівським поперечним розподілом амплітуди коливань. Крім того, припускалося, що огинаюча ультразвукових імпульсів, яка створює силу радіаційного тиску, має не прямокутну, а гауссівську форму

$$b^2(t) = \exp\left(-\frac{4t^2}{\tau^2}\right), \quad (1.3)$$

де τ — тривалість імпульсів, що штовхають середовище, за рівнем e^{-1} інтенсивності ультразвукового випромінювання.

Розгляд граничного випадку великих інтервалів часу після імпульсного збурення $t \gg \tau, \alpha\gamma^{-1}/c_t$ придатний, очевидно, для з'ясування впливу в'язкості і пружності на процес релаксації локальних

зсувів тканин. Для точок спостереження в областях, що віддалені від осі пучка хвиль, необхідно також врахувати час запізнення, зв'язаного з проходженням зсувного збурення до точки спостереження, тому відповідна умова має вигляд: $t > r/c_t$. У результаті в роботах [1,8] було винайдено остаточну формулу для асимптотичної поведінки величини зсувних деформацій при релаксації зсувного збудження в точці з довільною координатою r :

$$S(r, t) = \frac{\sqrt{\pi} \alpha (a\gamma^{-1})^2 \tau I_{SPPA}^{(0)}}{4 \rho c c_t^2 t} \left(1 + \frac{v}{c_t^2 t}\right) = \frac{\sqrt{\pi} \alpha (a\gamma^{-1})^2 \tau I_{SPPA}^{(0)}}{4 \rho c c_t^2 t} \left(1 + \frac{\eta}{\mu t}\right), \quad (1.4)$$

де η — зсувна динамічна в'язкість.

Важливо, що формула (1.4) відрізняється від аналогічної в [11] знаком в'язкого додатку й узгоджується, таким чином, з результатами чисельного моделювання процесу релаксації [5] та відомими експериментальними даними щодо релаксації зсувних збурень. Незалежно від конкретної форми профілю пучка ультразвукових хвиль та огинаючої імпульсів формула (1.4) дає уявлення про залежність величини індукованих зсувних деформацій від параметрів випромінювання в процесі релаксації зсувних деформацій. Величина локально індукованих зсувів тим більша, чим більша інтенсивність сфокусованого пучка хвиль у фокальній області, коефіцієнт поглинання ультразвуку у тканинах, тривалість імпульсів радіаційного тиску та площа фокальної плями. В той же час величина індукованих деформацій зменшується із зростанням швидкості ультразвукових і зсувних хвиль у середовищі.

У загальному випадку довільного часу вирази для величини зсувних деформацій та уявлення про вплив в'язкопружних властивостей тканин на величину і просторовий розподіл поля зсувних деформацій, яке формується до початку процесу релаксації, можна отримати, якщо обмежитися граничним випадком невеликих часів і коротких імпульсів:

$$\tau c_t, c_t t \ll \alpha \gamma^{-1} \quad (1.5)$$

Цій сильній нерівності відповідає випадок, коли зсувні хвилі, що індукуються у фокальній області пучка ультразвукових хвиль, ще не вийшли з неї, тож вся енергія, що поглинається тканинами, витрачається на її прискорення і зростання величини локальних зсувних деформацій.

Досить інформативний за фізичним змістом результат виходить у цьому випадку для моментів часу, які істотно більші за тривалість штовхаючих імпульсів, але менші характерного часу поширення зсувного збурення в межах фокальної області:

$$c_t \tau \ll c_t t \ll \alpha \gamma^{-1} \quad (1.6)$$

Як було доведено в [1,8], у цьому випадку величина аксіальних зсувів описується виразом

$$S(r, t) = \frac{\sqrt{\pi} \alpha t I_{SPPA}^{(0)}}{\rho c} \exp\left(-\frac{2r^2}{a^2 \gamma^{-2}}\right) \left[1 - \frac{4vt}{a^2 \gamma^{-2}} \left(1 - \frac{2r^2}{a^2 \gamma^{-2}}\right)\right]. \quad (1.7)$$

Цікавим також є випадок досить великих часів, що задовільняє вимозі

$$c_t \tau \ll c_t t \approx \alpha \gamma^{-1}, \quad (1.8)$$

який у фізичному значенні описує перехід від росту поля деформацій у фокальній області до його релаксації в результаті формування пакета циліндричних зсувних хвиль і його відходу з фокальної області. Виявлені в [1,8] закономірності дозволяють досить легко передбачити залежність величини максимального зсуву від в'язко-пружних властивостей тканини. Оскільки зростання амплітуди індукованого поля деформацій у фокальній області продовжується аж до відходу з неї зсувного зміщення, то для оцінки розміру максимального зсуву у виразі необхідно підставити деякий характерний час $t = \beta \alpha \gamma^{-1} / c_t$ формування зсувних хвиль, у результаті чого отримуємо:

$$S(r, t_{\max}) = \beta \frac{\sqrt{\pi} \alpha a \gamma^{-1} \tau I_{SPPA}^{(0)}}{\rho c c_t} \exp\left(-\frac{2r^2}{a^2 \gamma^{-2}}\right) \left[1 - \frac{4\beta v}{c_t a \gamma^{-1}} \left(1 - \frac{2r^2}{a^2 \gamma^{-2}}\right)\right], \quad (1.9)$$

де $\beta \approx 1$ — безрозмірна постійна величина.

Неважко бачити, що вираз (1.9) отримано екстраполяцією формули (1.8) в область великих значень часу шляхом підстановки в неї $t = \beta \alpha \gamma^{-1} / c_t$. У цьому розумінні вираз (1.9) не є, власне кажучи, строгим, однак у результаті утворюється функціональна залежність амплітуди деформацій від параметрів задачі точно така ж, як у формулі (1.2), що свідчить про її фізичну слушність. Такого роду співвідношення, придатні для оцінок фізичних величин, дуже зручні з точки зору узгодження з експериментальними даними шляхом введення деяких підгінних параметрів.

З формул (1.7) і (1.9) випливає, що в нехтуванні в'язкістю тканин просторовий розподіл зсувних деформацій цілком повторює просторовий розподіл сили радіаційного тиску у фокальній області для пучка хвиль, що штовхають. Наявність в'язкості тканин призводить до спотворення поля деформацій, характер якого відрізняється для точок фокальної області і поза нею. Згідно з (1.7) і (1.9) для точок фокальної області, де $r < \alpha \gamma^{-1} / \sqrt{2}$, амплітуда зсувних деформацій завжди менша зсувів за відсутності в'язкості, а для точок $r < \alpha \gamma^{-1} / \sqrt{2}$ поза фокальною областю — завжди більша. Цей результат легко зрозуміти, якщо врахувати, що в цілому частки тканини, які швидко рухаються у фокальній області, потрапляють під вплив гальмуючої дії з боку оточення, у той час як для периферійних областей сила в'язкості тертя є переважно прискорюючою силою, що діє з боку тканини у фокальній області. Відзначена особливість просторового розподілу поля зсувної деформації характерна для всього інтервалу часу (1.8).

На рис.2 представлена залежність просторового розподілу поля зсувних деформацій від величини динамічної в'язкості і динаміка росту внеску в'язкості з часом. Поле зсувних деформацій, що формується, трохи ширше поля ультразвукових хвиль і характеризується більш плоскою вершиною. Таким чином, величина просторового розподілу початкових зсувів виявляється функцією не тільки пружних, але і в'язких властивостей тканин, що призводить до додаткової нерівномірності просторового розподілу початкових зсувів.

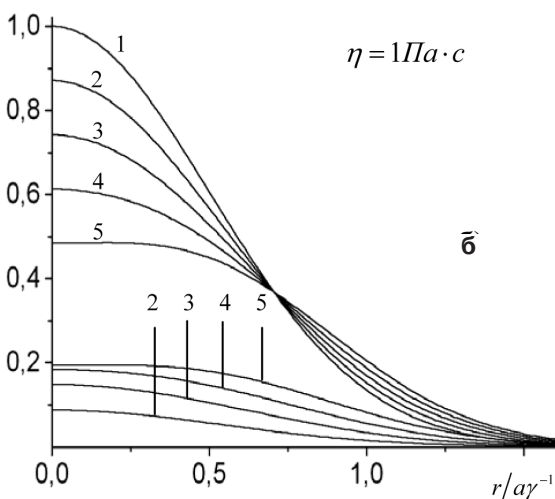
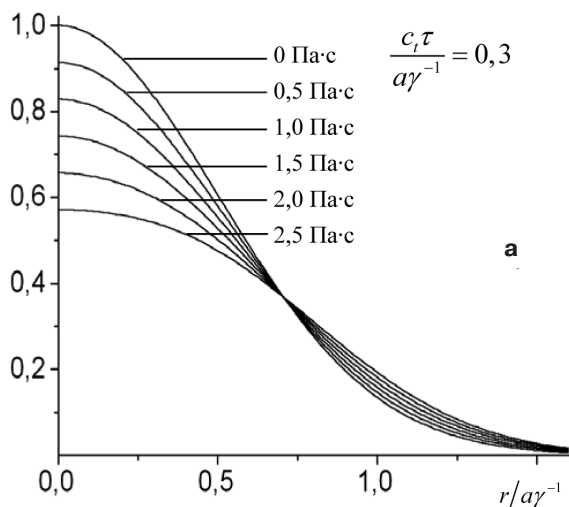


Рис. 2. а — Нормований розподіл при різних значеннях динамічної в'язкості η для пучків хвиль із шириною $2\alpha\gamma^{-1}=3,1$ мм; **б** — Розраховані за формулою (1.7) для різних моментів часу нормований розподіл $S(r, t)=t^{-1}S(r, t)$ (верхні криві) і розподіл $(c_t/\alpha\gamma^{-1})S(r, t)$ (нижні криві). Кривим 1, 2, 3, 4 і 5 відповідають моменти часу $c_t t/\alpha\gamma^{-1}=0, 0,1, 0,2, 0,3$ і $0,4$. Обрані при розрахунку величини $c_t=2$ м/с, $\rho=10^3$ кг/м³ і в'язкості відповідають значенням для поверхневих м'яких тканин людини [3, 5, 9, 10].

Незалежно від просторового розподілу та конкретної форми профілю пучка ультразвукових хвиль та огинаючої імпульсів формула (1.9) дає чітке уявлення про залежність максимальної величини інду-

кованих зсувних деформацій від параметрів ультразвукових пучків хвиль у фокальній площині та тривалості імпульсів випромінювання. Величина локально індукованих зсувів тим більша, чим більша інтенсивність сфокусованого пучка хвиль у фокальній області, коефіцієнт поглинання ультразвуку у тканинах, тривалість імпульсів радіаційного тиску та діаметр фокальної плями. В той же час величина амплітуди індукованих зсувних деформацій зменшується із зростанням швидкості ультразвукових і зсувних хвиль у середовищі. Зрозуміло, що вираз (1.9) може бути використаний для розробки алгоритму кількісної оцінки величини модуля зсувної пружності м'яких тканин.

ЛІТЕРАТУРА

1. Баранник Е.А. Зависимость локальных импульсных сдвиговых возбуждений в мягких тканях от их вязкоупругих свойств // Вісник Харківського національного університету №568. Біофіз. Вісн. — 2002. — Вип.2(11). — С.90—100.
2. Березовский В.А., Колотилев Н.Н., Биофизические характеристики тканей человека. — К.: Наукова думка, 1990. С.83—105.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. — М.: Высшая школа, 1999. — 622 с.
4. Руденко О.В., Сарвазян А.П. Нелинейная акустика и биомедицинские приложения // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2000. — №3. — С.6—19.
5. Сковорода А.Р., Сарвазян А.П. Определение вязкоупругих сдвиговых характеристик среды по ее отклику на фокусированное ультразвуковое нагружение // Биофизика. — 1999. — Т.44, №2. — С.325—329.
6. Barannik E.A., Girnyk S.A., Tovstiyak V.V., Marusenko A.I., Emelianov S.Y., Sarvazyan A.P. Doppler ultrasound detection of shear waves remotely induced in tissue phantoms and tissue in vitro // Ultrasonics. — 2002. — V40, N1-8. — P.849—852.
7. Barannik EA, Girnyk SA, Tovstiyak VV, Marusenko AI, Volokhov VA, Sarvazyan AP. The influence of viscosity on the shear strain remotely induced by focused ultrasound in viscoelastic media // Journ Acoust Soc America — 2004 — 115:2358—2364.
8. Barannik EA. Acoustic Remote Palpation: The influence of tissue viscosity on the excitation and relaxation of local impulse shear strain in tissues. Proceedings of the 5th World Congress on Ultrasonics, Paris, France 2003:397—400.
9. Duck F.A. Physical properties of tissue: A comprehensive reference book. — London: Academic Press, 1990.
10. Nightingale K., Nightingale R., Palmery M., Trahey G. A finite element model of remote palpation of breast lesions using radiation force: factors affecting tissue displacement // Ultrason. Imaging. — 2000. — V.22, N1. — P.35—54.
11. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D., Fowlkes J.B., Emelianov S.Y. Shear Wave Elasticity Imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics // Ultrasound Med. Biol. — 1998. — V.24, №9. — P.1419—1435.