



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 100611

(13) C2

(51) МПК

A61B 8/08 (2006.01)

G01N 29/04 (2006.01)

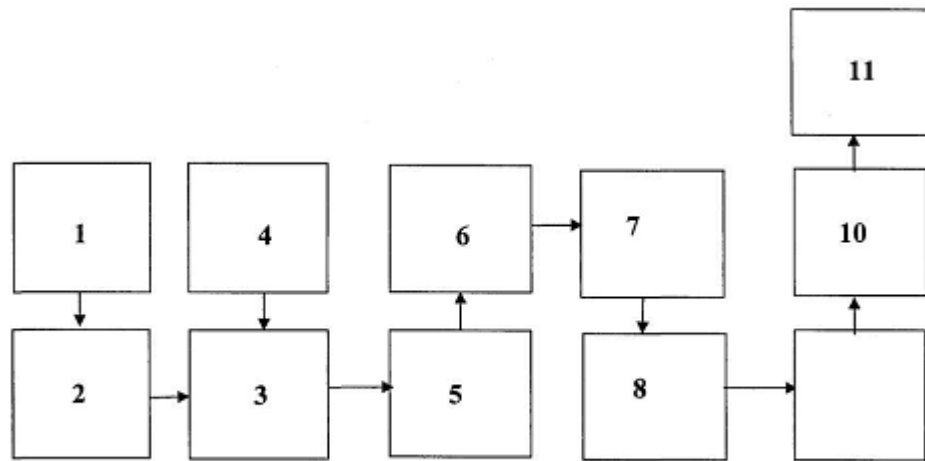
ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ**(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД**

(21) Номер заявки: а 2011 08624	(72) Винахідник(и): Баранник Євген Олександрович (UA), Бойченко Юрій Петрович (UA), Динник Олег Борисович (UA), Лінська Ганна Володимирівна (UA), Литвиненко Сергій Вікторович (UA), Марусенко Анатолій Іларіонович (UA), Пупченко Віктор Іванович (UA)
(22) Дата подання заявки: 11.07.2011	(73) Власник(и): Литвиненко Сергій Вікторович, пр. Леніна, 77, кв. 45, м. Харків, 61103 (UA)
(24) Дата, з якої є чинними права на винахід: 10.01.2013	(56) Перелік документів, взятих до уваги експертизою: US 5919139 A; 06.07.1999 US 7252004 B2; 07.08.2007 WO 2007/144520 A2; 21.12.2007 FR 2869521 A; 04.11.2005 WO 2004/021888 A2; 18.03.2004 FR 2843290 A1; 13.02.2004
(41) Публікація відомостей про заявку: 25.01.2012, Бюл.№ 2	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.01.2013, Бюл.№ 1	

(54) СПОСІБ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВИМІРЮВАННЯ ПРУЖНОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ ТА ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЙОГО ЗДІЙСНЕННЯ**(57) Реферат:**

Спосіб і пристрій для ультразвукового вимірювання пружності біологічних тканин в реальному часі належать до ультразвукових систем і способів медичної діагностики, що використовують імпульсне ультразвукове зондування для визначення в реальному часі пружності біологічних тканин. Винахід базується на аналізі спектральних характеристик других часових і просторових похідних переміщень тканин у зсувній хвилі індукованій потужним сфокусованим ультразвуковим пучком. Для реалізації способу задають множину напрямків зондування в площині сканування, випромінюють потужний сфокусований ультразвуковий пучок та оцінюють модуль зсуву біологічних тканин за спектральними параметрами переміщень у індукованих зсувних хвилях. Відображення результатів здійснюють у вигляді оцінки середнього значення модуля зсуву у даному вимірювальному об'ємі та/або у вигляді просторового розподілу модуля зсуву у вимірювальних об'ємах з обраної множини напрямків зондування. Технічний результат полягає у врахуванні впливу в'язкості тканин на модуль зсуву.

UA 100611 C2



Фиг. 2

Винахід належить до ультразвукових систем і способів медичної діагностики, що використовують імпульсне ультразвукове зондування для визначення в реальному часі пружності біологічних тканин, зокрема, до способів ультразвукової візуалізації просторового розподілу у біологічному об'єкті модуля зсуву і визначення на цій основі областей із патологічно зміненими тканинами.

В усіх відомих способах і пристроях для отримання інформації щодо локальної структури і фізичних властивостей біологічного об'єкта за допомогою імпульсного ультразвукового зондування загальним є те, що шляхом дискретизації електричного сигналу відгуку, отриманого з відбитих ультразвукових хвиль, вибирають деяку множину локальних областей досліджуваного об'єкта, що знаходяться на визначеній вздовж напрямку зондування глибині [1]. Величина кожної області, що називається вимірювальним об'ємом, визначається тривалістю зондуючих ультразвукових імпульсів, ступенем фокусування пучків хвиль, що випромінюються та приймаються, передаточною характеристикою середовища та імпульсною характеристикою приймача діагностичної системи.

При зондуванні будь-яких суцільних середовищ ультразвукові сигнали відгуку мають форму синусоїди з несучою радіочастотою та амплітудно-фазовою модуляцією. Амплітудна складова сигналів відгуку залежить від відбивної здатності середовища у кожному з вимірювальних об'ємів, яка визначається локальною величиною модуля просторової стисливості K середовища та її густиною ρ . За даними про величину просторової стисливості K середовища та її густину у кожному з вимірювальних об'ємів реконструюють просторовий розподіл цих параметрів, що дає можливість візуалізувати внутрішню структуру об'єкта.

Як відомо [2], суцільні середовища характеризуються двома пружними модулями - модулем просторової стисливості K та модулем зсуву μ , який у м'яких тканинах визначає також модуль Юнга $E = 3\mu$. Від зсувних характеристик середовища амплітуда відбитих ультразвукових хвиль не залежить, тому за допомогою звичайних ультразвукових способів і пристроїв неможливо визначити величину модуля зсуву. Ця обставина унеможливує візуалізацію багатьох патологічних станів біологічних тканин, оскільки саме модуль зсуву найбільш сильно змінює свою величину в тканинах, де мають місце патологічні процеси. В той же час, модуль Юнга і модуль зсуву можуть бути визначені за даними про переміщення тканин в результаті деформації однобічного вільного розтягнення або стискання під дією певного навантаження [2].

В техніці вимірювання в реальному часі параметрів руху і переміщень біологічних об'єктів найбільш інформативною є фазова складова сигналів відгуку [3-4]. Відомі крос-кореляційні на радіочастоті способи і пристрої ультразвукового імпульсного вимірювання величини переміщень [3]. Крос-кореляційний спосіб на радіочастоті включає в себе задання напрямку зондування, періодичне випромінювання вздовж цього напрямку послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, обчислення крос-кореляційної функції сигналів відгуку від суміжних імпульсів зондування, визначення часового зсуву Δt сигналу відгуку згідно із положенням максимуму крос-кореляційної функції та оцінку за відомою швидкістю c ультразвуку та часовим зсувом переміщення в напрямку зондування u відбивачів ультразвуку в обраному вимірювальному об'ємі.

Для вимірювання в реальному часі малих за амплітудою рухів і вібрацій біологічних тканин використовують також способи і ультразвукові діагностичні пристрої [4], що побудовані на так званому автокореляційному алгоритмі обчислень. Відповідно із зазначеним автокореляційним способом здійснюють задання напрямку зондування, періодичне випромінювання вздовж цього напрямку послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, квадратурну демодуляцію з виділенням низькочастотного комплексного сигналу відгуку, обчислення автокореляційної функції для послідовності дискретних значень сигналів відгуку, що формуються одним і тим же заданим вимірювальним об'ємом від суміжних імпульсів зондування, визначення різниці фаз сигналів відгуку від суміжних імпульсів зондування, та обчислення за зазначеною різницею фаз переміщення і швидкості руху в напрямку зондування відбивачів ультразвуку.

З точки зору винайдення модуля зсуву головним недоліком вищезазначених способів є те, що само по собі вимірювання локальних переміщень тканин, наприклад, зміни просторового положення певних ділянок тканин внаслідок м'язових контракцій, не дає можливості навіть якісно оцінити модуль зсуву внаслідок повної невизначеності діючих локальних напружень, що ініціювали ці рухи.

Відомі способи і пристрої винайдення просторового розподілу модуля зсуву, що поєднують імпульсне ультразвукове зондування із одночасним створенням визначеного зовнішнього статичного навантаження на біологічний об'єкт [5]. Запропонований спосіб включає в себе створення наперед визначеного зовнішнього статичного навантаження на об'єкт дослідження, завдання напрямку зондування, який співпадає із напрямом дії навантаження, періодичне випромінювання вздовж напрямку зондування послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, обчислення крос-кореляційної функції сигналів відгуку від суміжних імпульсів зондування для множини наперед визначених вимірювальних об'ємів, визначення часового зсуву $\Delta\tau$ сигналу відгуку згідно із положенням максимуму крос-кореляційної функції, оцінку за відомою швидкістю c ультразвуку та часовим зсувом переміщень в напрямку зондування u_i відбивачів ультразвуку в кожному з вимірювальних об'ємів, винайдення за величиною переміщень величини відносної деформації та обрахування модуля зсуву за даними про величину відносної деформації та напруження p .

Згідно із описаним вище способом модуль Юнга обчислюється відповідно до формули

$$E = \frac{p}{\varepsilon}, \quad (1)$$

де p - напруження на поверхні об'єкту, до якої прикладається навантаження,

$\varepsilon = [u(\vec{r}_1) - u(\vec{r}_2)]/l_{12}$ - відносна деформація, яка визначається переміщеннями $u(\vec{r}_1)$ і $u(\vec{r}_2)$ тканини у двох вимірювальних об'ємах, що відрізняються координатою вздовж напрямку зондування, і відстанню між ними $l_{12} = |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ до навантаження. Модуль Юнга (1) відповідає середньому значенню цього параметра для ділянки тканини між вимірювальними об'ємами.

Навантаження у описаному способі може створюватись за допомогою того самого ультразвукового перетворювача, який здійснює ультразвукове зондування, що дозволяє в принципі обчислити модулі Юнга та зсуву. Недоліком цього способу є низька точність вимірювань, оскільки в реальних умовах неможливо створити у біологічних об'єктах, які зазвичай мають складну геометрію, деформацію однобічного вільного розтягнення або стискання, для якого справедлива формула (1). Внаслідок цього дійсні локальні напруження у тканинах можуть суттєво відрізнятися від тих, що на поверхні об'єкта, до якої прикладається навантаження, навіть у випадку, коли поверхневі напруження точно визначені.

Відомі способи і пристрої винайдення просторового розподілу модуля зсуву, що поєднують імпульсне ультразвукове зондування із одночасним створенням визначеного зовнішнього динамічного вібраційного навантаження на біологічний об'єкт [6]. Запропонований спосіб включає в себе створення наперед визначеного зовнішнього вібраційного навантаження на об'єкт дослідження, завдання напрямку зондування, який співпадає із напрямом дії навантаження, періодичне випромінювання вздовж напрямку зондування послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, квадратурну демодуляцію з виділенням низькочастотного комплексного сигналу відгуку, обчислення автокореляційної функції для послідовності дискретних значень сигналів відгуку, що формуються одним і тим же заданим вимірювальним об'ємом від суміжних імпульсів зондування, визначення різниці фаз сигналів відгуку, що формуються одним і тим же заданим вимірювальним об'ємом від суміжних імпульсів зондування, обчислення за зазначеною різницею фаз вібраційних переміщень тканин і швидкостей руху в напрямку зондування.

До переваг цього способу належить те, що обчислювальна трудомісткість автокореляційного способу у порівнянні з крос-кореляційним на радіочастоті зменшується завдяки тому, що частота дискретизації низькочастотного комплексного сигналу відгуку може бути суттєво меншою. Саме цей метод обчислень використовується зазвичай в ультразвуковій медичній діагностиці для відображення потоків крові у реальному часі. Недоліком методу є необхідність застосування додаткових механічних вібраторів, що ускладнює процедуру обстеження. Крім того, цей метод також є по суті напівякісним внаслідок невизначеності локальних напружень.

Найбільш близьким за технічним рішенням до способу і пристрою, що пропонуються, є спосіб і пристрій ультразвукового вимірювання і візуалізації просторового розподілу пружності

біологічних тканин в реальному часі за допомогою зсувних хвиль, що збурюються безпосередньо в об'єкті дослідження [7]. Запропонований спосіб включає в себе задання площини сканування, множини напрямків зондування в площині сканування, випромінювання принаймні одного потужного сфокусованого ультразвукового пучка у напрямку, що співпадає з одним із напрямків зондування, подальше періодичне випромінювання вздовж напрямків зондування послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, оцінку за допомогою електричних сигналів відгуку переміщення тканин у вимірювальних об'ємах обраної множини напрямків зондування, визначення спектральних характеристик других часових та просторових похідних переміщень, оцінку швидкості розповсюдження зсувних хвиль при їх проходженні через вимірювальні об'єми обраної множини напрямків зондування, обчислення модуля зсуву та візуалізацію його просторового розподілу в реальному часі.

В описаному способі випромінювання принаймні одного потужного сфокусованого ультразвукового пучка у певному напрямку необхідне для створення сили радіаційного тиску на тканини в межах області інтересу тканини. Під дією динамічного навантаження тканин силою радіаційного тиску тканини здійснюють початкове зсувне переміщення, що призводить в подальшому до збурення і розповсюдження зсувних хвиль. Зсувні хвилі мають форму циліндричних хвиль, які розходяться від осі потужного сфокусованого ультразвукового пучка, як це схематично показано на фіг. 1. Рівняння, якому задовольняє процес розповсюдження зсувних хвиль, має вигляд

$$\frac{\partial^2 u(\vec{r}, t)}{\partial t^2} - c_t^2 + v \frac{\partial}{\partial t} \Delta_{\perp} u(\vec{r}, t) = 0, \quad (1)$$

де $u(\vec{r}, t)$ - зсувне переміщення у вимірювальному об'ємі з координатою \vec{r} в момент часу t , c_t - швидкість зсувних хвиль, $v = \eta / \rho$ - кінематична зсувна в'язкість тканин, η - динамічна зсувна в'язкість, Δ_{\perp} - поперечна частина оператора Лапласа

$$\Delta_{\perp} = \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}, \quad (2)$$

яка залежить тільки від других просторових похідних в площині (y, z) , що перпендикулярна до осі потужного сфокусованого ультразвукового пучка.

Швидкість зсувних хвиль визначається безпосередньо модулем зсуву μ у відповідності до формули $c_t = \sqrt{\mu / \rho}$. Згідно із способом, що описується, для винайдення швидкості і модуля зсуву використовують перетворення Фур'є рівняння (1), в результаті чого отримують рівняння, яке пов'язує спектральні характеристики других часових і просторових похідних переміщень тканини. Нехтуючи впливом в'язкості, розв'язок такого рівняння відносно швидкості зсувних хвиль записують у вигляді

$$c_t^2 = \frac{-\omega^2 u(\vec{r}, \omega)}{\Delta_{\perp} u(\vec{r}, \omega)}, \quad (3)$$

що дає змогу оцінити швидкість зсувних хвиль і модуль зсуву. Чисельник відношення в правій частині формули (3) уявляє собою спектр другої часової похідної переміщення тканин, який визначається спектром $u(\vec{r}, \omega)$ переміщень у зсувних хвилях, а в знаменнику - спектр поперечної частини оператора Лапласа, який згідно (2) визначається другими просторовими похідними переміщень.

Розв'язок (3) справедливий для усіх частот з певного діапазону, що відповідає спектральним характеристикам збурених зсувних хвиль. Останні, у свою чергу, визначаються в'язко-пружними властивостями тканин і часовими характеристиками динамічного навантаження внаслідок дії сили радіаційного тиску потужного сфокусованого ультразвукового пучка. Для підвищення точності визначення швидкості зсувних хвиль і модуля зсуву проводять додаткове усереднення виразу (3) по усіх частотних складових зсувних хвиль:

$$c_t^2 = -\frac{1}{\omega_1 - \omega_0} \int_{\omega_0}^{\omega_1} \frac{\omega^2 u(\vec{r}, \omega)}{\Delta_{\perp} u(\vec{r}, \omega)} d\omega, \quad (4)$$

де ω_0 і ω_1 - відповідно нижня та верхня межі діапазону частот. В подальшому визначений за допомогою (4) просторовий розподіл модуля зсуву візуалізується будь-яким з відомих засобів.

Використання у найближчому аналогу інформації про переміщення від множини вимірювальних об'ємів у різних напрямках зондування в площині сканування дозволяє оцінити швидкість зсувних хвиль безпосередньо з розв'язку хвильового рівняння. Останнє підвищує точність вимірювання в'язко-пружних параметрів тканин, оскільки не потребує знання абсолютної величини динамічного навантаження, яке створює потужний сфокусований ультразвуковий пучок. Додаткове підвищення точності обчислень досягається також внаслідок усереднення за частотними складовими (4).

Недоліком цього способу є низька точність вимірювання модуля зсуву внаслідок нехтування впливом в'язкості. Вплив в'язкості тканин, яка завжди є у будь-якому реальному пружному середовищі, призводить до того, що праві частини рівнянь (3) і (4) стають комплексними величинами, в той час як швидкість зсувних хвиль і модуль зсуву є за визначенням дійсними фізичними величинами.

В основу винаходу поставлена задача створення способу і пристрою для ультразвукового вимірювання і візуалізації просторового розподілу пружності біологічних тканин в реальному часі, який дозволяє визначити швидкість зсувних хвиль і модуль зсуву з урахуванням впливу в'язкості тканин.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі, прийнятому за найближчий аналог, який включає:

задання площини сканування, множини напрямків зондування в площині сканування, випромінювання принаймні одного потужного сфокусованого ультразвукового пучка у напрямку, що співпадає з одним із напрямків зондування, подальше періодичне випромінювання вздовж напрямків зондування послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, оцінку за допомогою електричних сигналів відгуку переміщення тканин у вимірювальних об'ємах вибраної множини напрямків зондування, визначення спектральних характеристик других часових та просторових похідних переміщень, оцінку швидкості розповсюдження зсувних хвиль при їх проходженні через вимірювальні об'єми вибраної множини напрямків зондування, обчислення модуля зсуву та візуалізацію його просторового розподілу в реальному часі, згідно з винаходом швидкість розповсюдження зсувних хвиль, а також модуль зсуву винаходять з урахуванням впливу в'язкості тканин на спектри других часових і просторових похідних переміщень.

У пристрої, прийнятому за найближчий аналог, який містить послідовно з'єднані передавач, ультразвуковий перетворювач, приймач, який здійснює підсилення, дискретизацію та квадратурну демодуляцію з виділенням низькочастотних комплексних сигналів відгуку, обчислювач переміщень, спектральний аналізатор, обчислювач модуля зсуву, блок накопичення та усереднення даних а також пристрій для відображення інформації, згідно з винаходом, введений обчислювач дійсної частини відношення спектрів других часових та просторових похідних переміщень, вхід якого підключений до виходу спектрального аналізатора, а вихід з'єднаний з обчислювачем швидкості зсувних хвиль і модуля зсуву.

Введення у відомий пристрій зазначених додаткових елементів та зв'язків дозволяє реалізувати запропонований спосіб для ультразвукового вимірювання і візуалізації просторового розподілу пружності біологічних тканин в реальному часі і тим самим забезпечити визначення швидкості зсувних хвиль і модуля зсуву з урахуванням впливу в'язкості тканин.

Суть запропонованого винаходу також пояснюється кресленнями фіг. 1 - фіг. 4.

На фіг.2 показана блок-схема пристрою для ультразвукового вимірювання і візуалізації просторового розподілу пружності біологічних тканин в реальному часі.

На фіг.3 представлена залежність від часу переміщень тканин у послідовності вимірювальних об'ємів з 3-х напрямків зондування, схематично показаних на фіг.1, при імпульсному збуренні зсувної хвилі.

На фіг.4 відображені результати одномірної візуалізації просторового розподілу модуля зсуву у щитовидній залозі людини.

Спосіб ультразвукового вимірювання пружності біологічних тканин в реальному часі включає в себе задання площини сканування, множини напрямків зондування в площині сканування,

випромінювання принаймні одного потужного сфокусованого ультразвукових пучка у напрямку, що співпадає з одним із напрямків зондування, подальше періодичне випромінювання вздовж напрямків зондування послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, оцінку за допомогою електричних сигналів відгуку переміщення тканин у вимірювальних об'ємах вибраної множини напрямків зондування, визначення спектральних характеристик других часових та просторових похідних переміщень, оцінку швидкості розповсюдження зсувних хвиль при їх проходженні через вимірювальні об'єми обраної множини напрямків зондування з урахуванням впливу в'язкості тканин на спектри других часових і просторових похідних переміщень, обчислення модуля зсуву та візуалізацію його просторового розподілу в реальному часі.

Блок-схема пристрою для ультразвукового вимірювання і візуалізації просторового розподілу пружності біологічних тканин в реальному часі (фіг. 2.) містить передавач 1, ультразвуковий перетворювач 2, приймач 3, гетеродин 4, обчислювач переміщення тканин у вимірювальних об'ємах вибраної множини напрямків зондування 5, спектральний аналізатор 6, обчислювач спектрів других похідних 7, обчислювач дійсних частин відношення спектрів других часових та просторових похідних переміщень 8, обчислювач модуля зсуву 9, блок накопичення та усереднення даних 10 та пристрій відображення інформації 11.

Пристрій працює наступним чином. Передавач 1 генерує імпульсний періодичний сигнал, який перетворюється в ультразвуковому перетворювачі 2 на періодичну послідовність зондуючих сфокусованих ультразвукових імпульсів з несучою частотою ω , що випромінюються послідовно вздовж кожної лінії зондування у кожному із вибраних напрямків в площині зондування. Відбиті ультразвукові хвилі приймаються ультразвуковим перетворювачем 2 і перетворюються в електричні сигнали відгуку, які надходять до приймача 3, де посилюються до необхідної для квадратурної демодуляції величини.

На другий вхід приймача 3 надходить комплексний сигнал гетеродину 4. В приймачі 3 з використанням комплексного сигналу гетеродину 4 здійснюється квадратурна демодуляція сигналу відгуку, в результаті чого формуються низькочастотні комплексні сигнали відгуку у вигляді двох квадратурних складових для зондуючих імпульсів кожного напрямку зондування. В приймачі 3 здійснюється також аналого-цифрове перетворення сигналів. З виходу приймача 3 дискретні низькочастотні комплексні сигнали відгуку надходять на вхід обчислювача переміщення тканин у вимірювальних об'ємах вибраної множини напрямків зондування 5.

У загальному випадку обчислення у обчислювачі переміщень 5 зсувних переміщень $u(\vec{r}, t)$ у вимірювальному об'ємі з координатою \vec{r} в момент часу t може реалізуватися любым з відомих способів, зокрема, з використанням автокореляційного [4] або крос-кореляційного на радіочастоті [3]. Описаний вище спосіб обробки сигналів у приймачі 3 відповідає автокореляційному алгоритму обчислення переміщень у обчислювачі переміщень 5.

Обчислені переміщення тканин надходять далі до спектрального аналізатора 6, де запам'ятовуються протягом заздалегідь визначеного проміжку часу для кожного із вимірювальних об'ємів з обраної множини напрямків зондування. Величина цього проміжку часу визначається координатою вимірювального об'єму, найменшою з можливих швидкістю розповсюдження зсувних хвиль і найбільшою з можливих тривалістю проходження хвиль через даний вимірювальний об'єм, що забезпечує реєстрацію переміщень, обумовлених проходженням зсувної хвилі. На фіг. 3 представлена залежність від часу зареєстрованих переміщень тканин у послідовності вимірювальних об'ємів з 3-х напрямків зондування при імпульсному збуренні зсувної хвилі і відстані де $d = 2\text{мм}$ між напрямками зондування. У спектральному аналізаторі виконується Фур'є-перетворення переміщення тканин для кожного із вимірювальних об'ємів з вибраної множини напрямків зондування, результати якого у вигляді спектрів $u(\vec{r}, \omega)$ передаються до обчислювача спектрів других похідних 7.

Комплексні значення $u(\vec{r}, \omega)$ слугують для винайдення чисельника та знаменника формули (3) обчислювачі спектрів других похідних 7. Зокрема, спектр другої просторової похідної переміщень у вимірювальному об'ємі з координатами y_n та $z=0$, що належить до n -го напрямку зондування, як це показано на фіг. 1, може бути оцінений за допомогою спектрів переміщень у суміжних вимірювальних об'ємах:

$$\Delta_{\perp} u(y_n, 0, \omega) = \{u(y_{n+1}, 0, \omega) - 2u(y_n, 0, \omega) + u(y_{n-1}, 0, \omega)\} d^{-2}, \quad (5)$$

Спектр другої часової похідної переміщень у тому ж вимірювальному об'ємі має вигляд

$$-\omega^2 u(y_n, 0, \omega), \quad (6)$$

Значення спектральних складових (5) і (6) других просторових похідних для кожного із вимірювальних об'ємів з вибраної множини напрямків зондування передаються з обчислювача 5 спектрів других похідних 7 до обчислювача 8 дійсних частин відношення других часових та просторових похідних переміщень. З урахуванням в'язкості тканин точний розв'язок рівняння (1) відносно швидкості зсувних хвиль та кінематичної в'язкості тканин має вигляд

$$c_t^2 - i\omega v = \frac{-\omega^2 u(\vec{r}, \omega)}{\Delta_{\perp} u(\vec{r}, \omega)}, \quad (7)$$

10 Зважаючи на те, що величини c_t^2 і v є за визначенням дійсними і позитивними, з рівняння (7) зразу витікає, що при наявності відмінної від нуля в'язкості тканин у відношення спектрів других похідних з'являється відмінна від нуля уявна частина. З урахуванням цієї обставини безпосередньо з формули (7) витікає рівняння для обчислення швидкості зсувних хвиль і модуля зсуву

$$15 \quad c_t^2 = \frac{\mu}{\rho} = \operatorname{Re} \left\{ \frac{-\omega^2 u(\vec{r}, \omega)}{\Delta_{\perp} u(\vec{r}, \omega)} \right\}, \quad (8)$$

де $\operatorname{Re}(x)$ - дійсна частина величини x . Цей вираз відрізняється у бік зменшення від (3) тим більше, чим більша в'язкість тканин.

Значення швидкості зсувних хвиль і модуля зсуву тканин з урахуванням впливу в'язкості 20 обчислюються у обчислювачі модуля зсуву 9 за даними, отриманими з обчислювача 8, для кожної частотної складової у даному вимірювальному об'ємі і кожного вимірювального об'єму вибраної множини напрямків зондування і. З виходу обчислювача модуля зсуву 9 величини μ , обраховані для кожного із вимірювальних об'ємів з обраної множини напрямків зондування, надходять до блоку накопичення і усереднення даних 10. У цьому блоці накопичуються дані для частотних складової у даному вимірювальному об'ємі, за якими проводиться усереднення 25 величини μ за різними частотними складовими

$$\mu = -\frac{\rho}{\omega_1 - \omega_0} \int_{\omega_0}^{\omega_1} \operatorname{Re} \left\{ \frac{-\omega^2 u(\vec{r}, \omega)}{\Delta_{\perp} u(\vec{r}, \omega)} \right\} d\omega, \quad (9)$$

Крім того, накопичуються дані про усереднені значення модуля зсуву для кожного із вимірювальних об'ємів з обраної множини напрямків зондування. 30

Нарешті, пристрій відображення інформації 11 реалізує відображення результатів ультразвукового вимірювання пружності біологічних тканин в реальному часі у вигляді оцінки середнього значення модуля зсуву у даному вимірювальному об'ємі та/або у вигляді просторового розподілу модуля зсуву у вимірювальних об'ємах з вибраної множини напрямків зондування, які надходять до нього з блока накопичення та усереднення даних 10. 35

Заявлений спосіб і пристрій для ультразвукового вимірювання пружності біологічних тканин в реальному часі можуть бути реалізовані, наприклад, на цифрових сигнальних процесорах TMS320C6713 фірми Texas Instruments, що підтримують розрахунки з плаваючою комою і здатні здійснювати усі необхідні обчислення в реальному часі. Сигнальний процесор TMS320C6713 40 має оперативний запам'ятовуючий пристрій обсягом у 246 кБт, що дозволяє утримувати дані щодо переміщень тканин з більш ніж $3 \cdot 10^4$ вимірювальних об'ємів. При частоті повторення усього обсягу обчислень у 10 кГц та з урахуванням пікової продуктивності процесора TMS320C6713 у $4 \cdot 10^8$ операцій в секунду його застосування для реалізації обчислювача дійсних частин відношення спектрів других часових та просторових похідних переміщень 8 дозволяє 45 проводити принаймні 10^3 обчислень дійсних частин, що набагато перевершує вимоги до блока обчислювача дійсних частин. Вищезазначена частота повторення обрахунків, що дорівнює 10 кГц, більше за частоту повторення зондуючих імпульсів в усіх режимах ультразвукової медичної діагностики, які практично застосовуються.

Джерела інформації:

1. Применение ультразвука в медицине. Физические основы / Под ред. К. Хилла. - М.: Мир, 1989. - С. 346.

2. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Теория упругости. - М.: Наука, 1987. - 248 с.

3. Odile M.A. Bonnefous, Examining moving objects by ultrasound echography, United States Patent 4803990, Feb. 14, 1989, Odile M.A. Bonnefous, Device for measuring the speed of moving organs and blood flows by correlation, United States Patent 4928698, May 29, 1990.

4. Koroku Namekawa, Akira Koyano, Chihiro Kasai, Ultrasonic diagnostic apparatus, United States Patent 4473477, Mar. 4, 1986. Noriyoshi Chubachi, Hiroshi Kanai, Yoshira Koiwa, Ultrasonic diagnostic equipment, United States Patent 4840028, Nov. 24, 1998.

5. Jonathan Ophir, Ignacio Cespedes, Method and apparatus for elastographic measurement and imaging, United States Patent 5474070, Dec. 12, 1995.

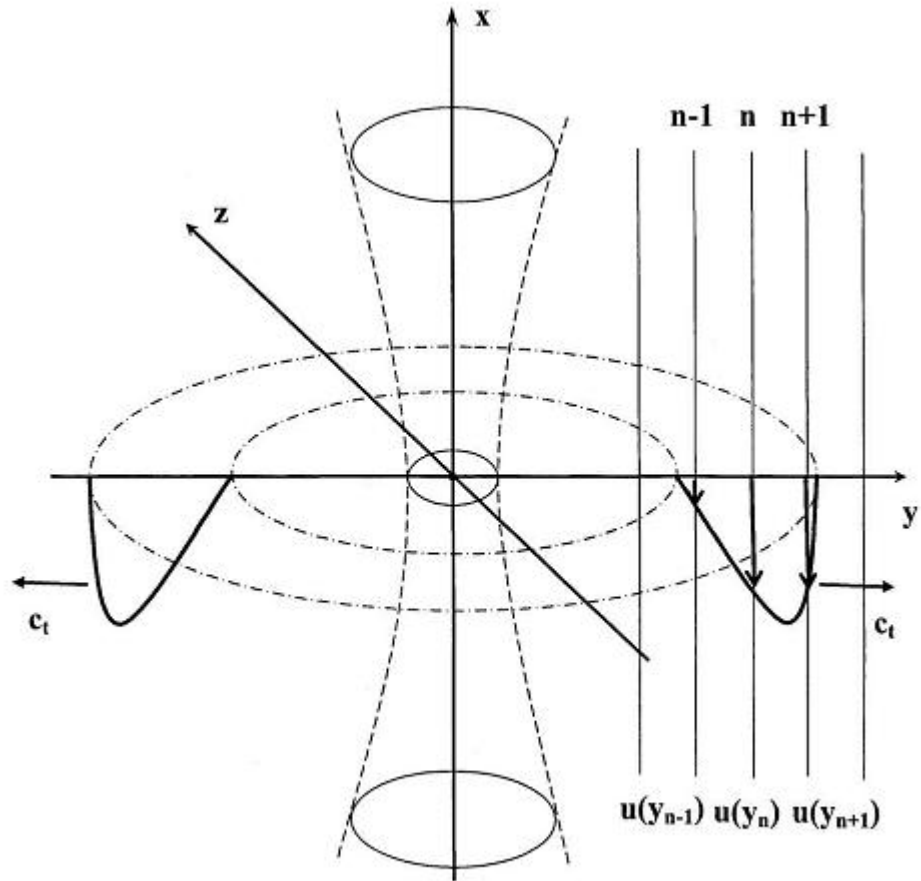
6. Gregory Sharat Lin, Vibrational Doppler ultrasonic imaging, United States Patent 5919139, Jul. 6, 1999.

7. Mathias A. Fink, Mickael Tanter, Imaging method and device employing shear waves, United States Patent 7252004, Aug. 7, 2007.

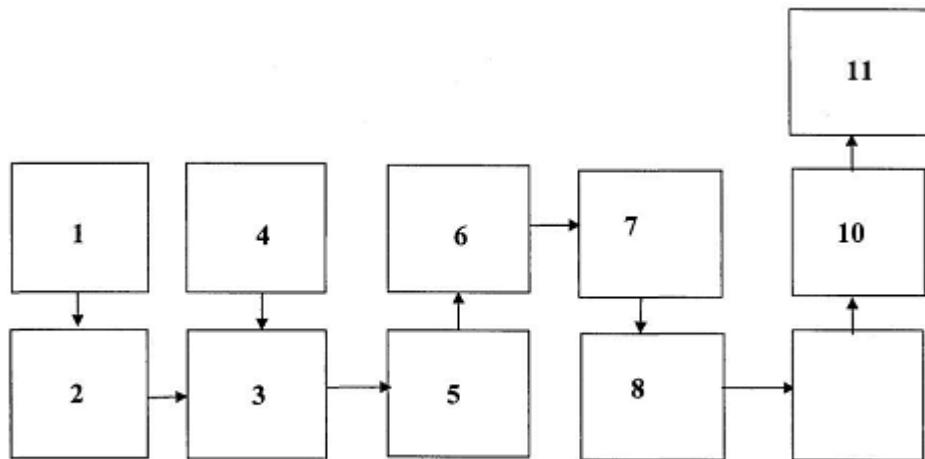
ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

1. Спосіб ультразвукового вимірювання пружності біологічних тканин в реальному часі, що включає задання площини сканування, множини напрямків зондування в площині сканування, випромінювання принаймні одного потужного сфокусованого ультразвукового пучка у напрямку, що співпадає з одним із напрямків зондування, подальше періодичне випромінювання вздовж напрямків зондування послідовності зондуючих ультразвукових імпульсів, безперервний прийом ультразвукових хвиль, що виникають при відбиттях кожного з імпульсів, перетворення відбитих хвиль в електричні сигнали відгуку, їх підсилення, дискретизацію, оцінку за допомогою електричних сигналів відгуку переміщення тканин у вимірювальних об'ємах вибраної множини напрямків зондування, визначення спектральних характеристик других часових та просторових похідних переміщень, оцінку швидкості розповсюдження зсувних хвиль при їх проходженні через вимірювальні об'єми вибраної множини напрямків зондування, обчислення модуля зсуву та візуалізацію його просторового розподілу в реальному часі, який **відрізняється** тим, що швидкість розповсюдження зсувних хвиль, а також модуль зсуву винаходять з урахуванням впливу в'язкості тканин на спектри других часових і просторових похідних переміщень.

2. Пристрій для ультразвукового вимірювання пружності біологічних тканин в реальному часі, що містить послідовно з'єднані передавач, ультразвуковий перетворювач, приймач, який здійснює підсилення, дискретизацію та квадратурну демодуляцію з виділенням низькочастотних комплексних сигналів відгуку, обчислювач переміщень, спектральний аналізатор, обчислювач модуля зсуву, блок накопичення та усереднення даних а також пристрій для відображення інформації, який **відрізняється** тим, що додатково введений обчислювач дійсної частини відношення спектрів других часових та просторових похідних переміщень, вхід якого підключений до виходу спектрального аналізатора, а вихід з'єднаний з обчислювачем модуля зсуву.



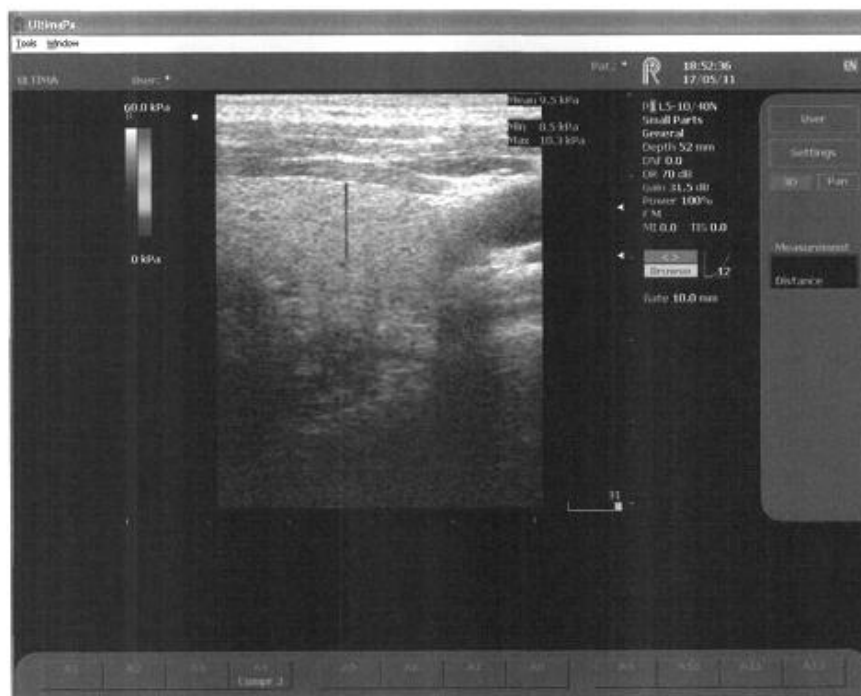
Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4

Комп'ютерна верстка Л. Ціхановська

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601