

Література

1. Тарасов М. М. Инфракрасные системы «смотрящего типа» / М. М. Тарасов, Ю. Г. Якушенок. – М.: Логос, 2004. – 444 с.
2. Хребтов И. А. Неохлаждаемые тепловые матричные приемники ИК излучения / И. А. Хребтов, В. Г. Маляров // Оптический журнал. – 1997. – № 6. – С. 3 – 17.
3. Колобродов В. Г. Узгодження роздільної здатності об'єктива і матричного приймача випромінювання медичного тепловізора / Ахмед Малік Лазім Аль-Мзіраві, Є. Г. Балінський, В. Г. Колобродов // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2012. – № 1. – С. 117 – 120.
4. Light D. A Basis for Estimating Digital Camera Parameters / Don Light. // American Society for Photogrammetry and Remote Sensing. – 2004. – № 3. – С. 297 – 300.
5. Holst, Gerald C. Electro-optical imaging system performance / Gerald C. Holst. - 2nd ed. - Bellingham: SPIE OPTICAL ENGINEERING PRESS, 2000. - 438 p.
6. Федосеев В. И. Анализ оптических сигналов матричными фотоприемниками / В. И. Федосеев // Известия высших учебных заведений «Приборостроение». – 1984. – Т. XXVII, № 7. – С. 70 – 78.
7. Чусляева И. А. Алгоритм оптимального определения координат центра изображения для измерительного оптико-электронного прибора с матричным фотоприемником / И. А. Чусляева // Изв. ВУЗов СССР. Приборостроение. – 1991. – № 3. – С. 82 – 87.
8. Кружилов И. С. О влиянии относительного размера изображения на погрешность определения координат / И. С. Кружилов // Компьютерная оптика. – 2009. – Том 33, № 2. – С. 210 – 215.
9. Аль-Мзіраві Ахмед Малік Лазім Методи визначення просторової роздільної здатності медичного тепловізора / Ахмед Малік Лазім Аль-Мзіраві, М. С. Колобродов, Б. Ю. Пінчук // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування. – 2014. – Вип. 47. – С. 149 – 156.
10. Колобродов В. Г. Проектування тепловізійних і телевізійних систем спостереження / В. Г. Колобродов, М. І. Лихоліт. – К.: НТУУ «КПІ», 2007. – 364 с.

*Надійшла до редакції
02 лютого 2015 року*

© Колобродов В. Г., Балінський Є. Г., Пінчук Б. Ю., 2015.

УДК 615.471.03

РОЗШИРЕННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ МОЖЛИВОСТЕЙ СУЧАСНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМ

Терещенко М. Ф., Румбешта В. О., Матюх Т. В.

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

Ультразвукове (УЗ) дослідження є одним із найпопулярніших методів діагностики. Головною характеристикою УЗ діагностичних систем є їх інформаційність. Проте наразі не всі потенційно можливі методи удосконалення УЗ візуалізації досліджені і знайдені найкращі технічні рішення для їх реалізації на практиці.

Метою роботи є дослідження методів ультразвукової діагностики шляхом моделювання взаємозв'язків між основними параметрами середовища і результатами УЗ дослідження з урахуванням можливостей використовуваних систем.

В результаті аналізу розроблені датчики, що дозволяють частково вирішити наведені недоліки ультразвукових систем.

Ключові слова: *ультразвукові діагностичні системи, акустичні зображення.*

Вступ

При розгляді принципів можливостей покращення інформаційних характеристик ультразвукових систем, в основному розглядають акустичні зображення, і лише в деяких випадках розглядають достовірність та об'єктивність в візуалізації досліджуваних біологічних тканин з врахуванням оцінки параметрів навколишнього середовища.

Здебільшого дослідники звертали увагу на інформаційні можливості ультразвукових діагностичних систем, які зазвичай використовуються для оцінки якості роботи системи [1]. Найбільшого поширення в клінічній практиці знайшли такі методи ультразвукової діагностики: трансмісійний (тінювий), ехолокаційний і томографічний [2].

Постановка задачі

Перерахуємо показники, які бажано поліпшити в найбільш поширених режимах роботи – насамперед, в режимі отримання двовимірних ехо зображень біологічних структур (у В-режимі), а також в режимах отримання двовимірних кольорних доплерівських зображень (CFM, PD, TD і ін.) [1].

Збільшення чутливості (1) і, отже, збільшення глибини дослідження, є нагальним завданням, рішення якого дозволило б використовувати датчики з більш високою частотою, що мають підвищену роздільну здатність.

Рівень чутливості S визначається як

$$S = A(d) + B + C, \quad (1)$$

де $A(d)$ – втрати при відбитті плоскої хвилі від мішені, установленної на відстані d від датчика, дБ; B – загасання на подвійному акустичному шляху, дБ; C – відношення сигнал/шум, дБ.

Збільшення чутливості досить актуально при спостереженні «важких» (*difficult to image*) пацієнтів, що мають гіпертрофовану м'язову масу або надмірну вагу. Таким чином, вибір максимальної глибини дослідження визначає допустиму максимальну частоту сигналів і, отже, межу розділення.

Просторова роздільна здатність (2) визначається об'ємним елементом дозволу (*sample volume*), який за глибиною має розмір, що характеризується поздовжнім дозволом, а в перпендикулярних напрямках – поперечним розширенням і розширенням по товщині [1].

При дослідженні приповерхневих малих органів і для дерматології вже створюються датчики з частотою від 20 до 40 МГц з поздовжньою роздільною здатністю R від 0,15 до 0,07мм.

$$R = \alpha/2, \quad (2)$$

де R – поздовжня роздільна здатність; α – довжина хвилі.

Таким чином, робляться спроби застосовувати в ультразвукових системах частоти, які раніше використовувалися тільки в ультразвукової мікроскопії.

Контрастна роздільна здатність, тобто здатність системи передавати малі відмінності в рівні відображених сигналів, важлива для виявлення невеликих

змін в характеристиках біологічних тканин. Ця здатність залежить від динамічного діапазону приймального тракту і дисплея, що відображає акустичне зображення, а також від рівня бічних пелюсток діаграм випромінювання і прийому, формованих датчиком спільно з діаграмою утвореної схеми (формувачем променю).

При створенні діагностичної системи природним є бажання розробників до вибору оптимального або близького до оптимального способу побудови. Завдання оптимізації в такому випадку зводиться до найкращого в заданому сенсі виділенню з корисних сигналів інформації про досліджуване середовище. Реалізується за допомогою оптимізації приймального тракту і обробки та оптимізації представлення зображень.

В результаті, можна зробити висновок, що для покращення досліджень «важких» пацієнтів, найбільш важливим показником, що впливає на якість зображення є глибина h дослідження. Даний параметр можна вдосконалити при збільшенні чутливості ультразвукової системи. Просторова роздільна здатність є одним з головних показників при дослідженнях поверхневих малих органів і для дерматології, підвищення якої можна досягти шляхом застосування методів компенсації фазових аберацій зображення. Значним фактором, що впливає на виявлення невеликих змін в характеристиках біологічних тканин є контрастна роздільна здатність. Для покращення даного параметру слід зменшити значення бічних пелюсток використанням аподизації [2]. Важливим критерієм для покращення якості ультразвукового зображення є також уніфікація режимів і характеристик датчиків. Ці способи дозволяють удосконалити окремі показники, і тільки при їх комплексному застосуванні можна досягти покращення якості зображень ультразвукових діагностичних систем.

Практична цінність дослідження

Для діагностики використовуються різні конструкції ультразвукових датчиків, але вони не дозволяють отримувати достовірні та об'єктивні дані візуалізації досліджуваних біологічних тканин з врахуванням оцінки параметрів навколишнього середовища.

На основі проведених досліджень нами запропоновані нові конструктивні рішення і діагностичних [10], і терапевтичних [11] датчиків.

На рис. 1 (а) зображена конструкція ультразвукового перетворювача для медичних діагностичних приладів. Елементами ультразвукового перетворювача для діагностичних медичних приладів є корпус 2, електричний кабель 1, п'єзоелемент 4, залитий демпфером 3. П'єзоелемент 4 перетворювача має захисний узгоджувальний шар 5 товщиною, рівній близько чверті довжини хвилі, що відповідає частоті 15 МГц, який виконаний з полімерно-порошкового матеріалу на основі епоксидно-поліефірної смоли електростатичним напиленням та покритий силікатною емаллю. В захисному узгоджувальному шарі 5 вмонтовані високопрецизійні волоконно-оптичні температурні датчики 6, з'єднані з вбудованим в корпус 2 оптоволоконом 7.

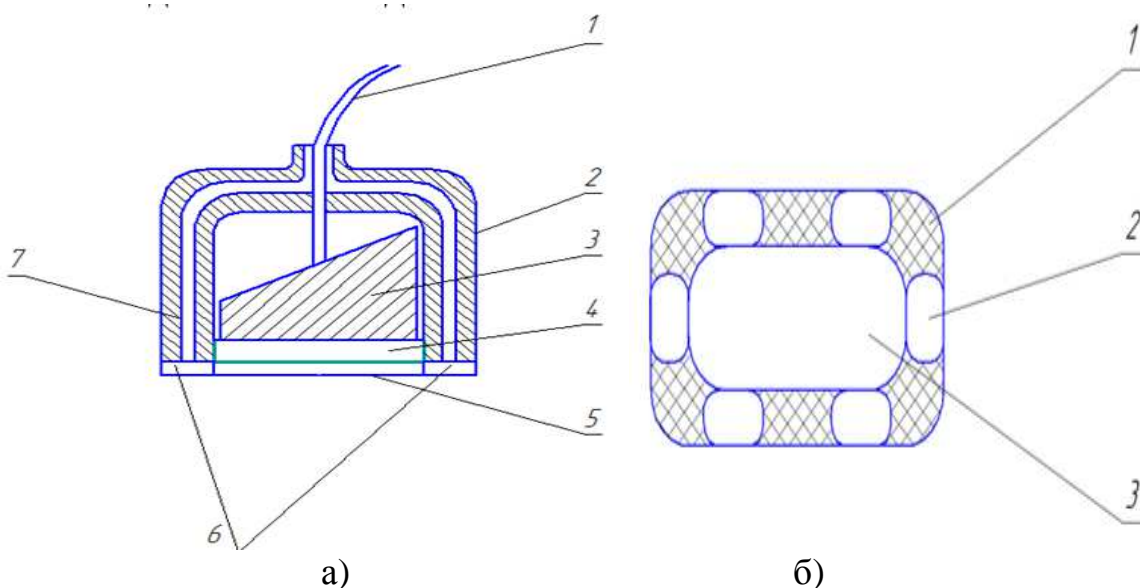


Рис. 1. Ультразвуковий перетворювач для діагностичних медичних приладів (а) та ультразвуковий перетворювач для фізіотерапевтичних апаратів (б)

Запропонована конструкція ультразвукового перетворювача для фізіотерапевтичних апаратів рис. 1 (б). Елементами ультразвукового перетворювача для фізіотерапевтичних апаратів є корпус 1, п'єзоелемент 3, що має захисний узгоджувальний шар. В захисному узгоджувальному шарі вмонтовані високопрецизійні волоконно-оптичні температурні датчики 2.

Ультразвуковий перетворювачі (рис. 1) за допомогою електричного кабелю приєднуються до електронного блоку. При збудженні п'єзоелемента ультразвукового перетворювача коротким електричним імпульсом, механічні коливання ультразвукової частоти проходять через захисний узгоджувальний шар в досліджуване середовище (біологічну тканину). Параметри захисного узгоджувального шару підбираються таким чином, щоб максимально узгодити акустичні опори п'єзоелемента з біологічною тканиною. Це дає можливість практично всю енергію акустичного коливання спрямувати на досягнення найбільш точної діагностичної інформації.

Високопрецизійні волоконно-оптичні температурні датчики вимірюють значення параметрів градієнта температур поверхні біологічної тканини в момент проведення діагностичної або фізіотерапевтичної процедури і через вбудоване в корпус ультразвукового перетворювача оптоволокно передають дані на відповідний реєструючий пристрій.

При ультразвуковому впливі на біологічну тканину пацієнта відбувається зміна температурних градієнтів, її нагрів, що також впливає на об'єктивність отриманого зображення та є джерелом діагностичної інформації. Температурні датчики дозволяють контролювати зміни градієнтів температури тіла пацієнта, запобігти його перегріву, інформувати про відсутність акустичного контакту в зоні дії.

Висновки

Запропоновані ультразвукові перетворювачі для діагностичних медичних приладів та фізіотерапевтичних апаратів, дозволяють точно і інформативно оцінити температуру поверхні біологічної тканини та забезпечують підвищення точності, об'єктивності зображення та забезпечують довготривалу роботу.

В подальшому планується дослідити фільтрацію корисного сигналу і одночасний багатохвильовий прийому.

Література

1. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей / Л. В. Осипов. — М.: Видар, 1999. — 256 с.
2. Wells P.N.T., Harris R.A., Halliwell M., The envelope that tissue imposes on achievable ultrasonic imaging., J. Ultrasound Med., v. 1, 1992. — p. 132.
3. Бененсон З. М. Повышение контрастной разрешающей способности с помощью декорреляции боковых лепестков / З. М. Бененсон, Н. С. Кульберг, Л. В. Осипов. — М.: Видар, 2004. — 350 с.
4. Dalecki D. et al. Absorption of finite amplitude focused ultrasound. J. Acoustic. Soc. Am., n.89, 1991. — p. 82.
5. Бененсон З. М., Алгоритмический синтез дифракционно-ограниченного луча для получения трехмерных изображений высокого разрешения / З. М. Бененсон, Н. С. Кульберг. — М.: Видар, 1997. — 39 с.
6. Елизаров А. Б. Исследование и разработка новых алгоритмических методов для синтеза трехмерных изображений высокого разрешения в ультразвуковой медицинской диагностике / З. М. Елизаров. — М.: Медицина, 2004. — 67 с.
7. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические системы. Принципы фокусировки и сканирования: уч. пособие / Л. В. Осипов. — М.: Изд-во МГТУ, 2002. — 173 с.
8. Руководство по ультразвуковой диагностике. Под ред. Е. С. Пальмера. — М.: Медицина, 2002. — 210 с.
9. Жуков В. Б. Расчет гидроакустических антенн по ДН / В. Б. Жуков — Л.: Судостроение, 1977. — 17 с.
10. Патент № 97052 України, МПК H04R 17/00, A61B 8/00 Ультразвуковий перетворювач для діагностичних медичних приладів / Терещенко М. Ф., Румбешта В. О., Чупіка Б. С., Матюх Т. В. Заявка № u 2014 10748. Пріоритет 02.10.2014 р. Опубл. 25.02.2015 р. Бюл. № 4.
11. Патент № 97053 України, МПК H04R 17/00, A61B 8/00 Ультразвуковий перетворювач для фізіотерапевтичних апаратів / Терещенко М. Ф., Румбешта В. О., Чупіка Б. С., Матюх Т. В. Заявка № u 2014 10749. Пріоритет 02.10.2014 р. Опубл. 25.02.2015 р. Бюл. № 4.

*Надійшла до редакції
26 березня 2015 року*

© Терещенко М. Ф., Румбешта В. О., Матюх Т. В., 2015