

УДК 006.91: 620.179.16

DOI: 10.31471/1993-9981-2018-2(41)-34-37

МЕТРОЛОГІЧНИЙ АНАЛІЗ УДОСКОНАЛЕНОГО МЕТОДУ ЕЛАСТОГРАФІЇ ЩИТОВИДНОЇ ЗАЛОЗИ ЛЮДИНИ

*Л. А. Витвицька^{*1)}, Х. З. Лаврук²⁾, О. Р. Восвода¹⁾*

1) Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу, кафедра метрології та інформаційно-виміральної техніки, м. Івано-Франківськ, вул. Карпатська, 15, 76019, e-mail zarichna@nung.ua; tel. +380342727168

2) Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра радіології та радіаційної медицини, м. Івано-Франківськ, вул. Галицька, 2, e-mail radiology@ifntu.ua

Описана фізична суть еластографічного методу контролю та діагностики стану щитовидної залози людини. Встановлено основні характеристики та критерії для проведення діагностування. Проаналізовані фактори впливу на достовірність контролю. Наведено рекомендації для підвищення точності контролю. Проведений розрахунок методичної невизначеності, який підтвердив достатньо високу точність методу еластографії.

Ключові слова: еластографія, пружність, щитовидна залоза, невизначеність контролю

The physical essence of the elastographic method of control and diagnostics of the state of the thyroid gland of a person is described. The main characteristics and criteria for conducting diagnosis are established. The factors influencing the authenticity of control are analyzed. Recommendations for improving the accuracy of control are given. Methodical uncertainty calculation has been carried out, which confirmed the high accuracy of the method of elastography.

Key words: elastography, elasticity, thyroid gland, uncertainty of control

Описана физическая суть эластографического метода контроля и диагностики состояния щитовидной железы человека. Установлены основные характеристики и критерии для проведения диагностики. Проанализированы факторы, влияющие на достоверность контроля. Приведены рекомендации для повышения точности контроля. Проведенный расчет методической неопределенности, который подтвердил достаточно высокую точность метода эластографии.

Ключевые слова: эластография, упругость, щитовидная железа, неопределенность контроля

Останнім часом активно розробляються різні способи візуалізації зсувних пружних характеристик біологічних м'яких тканин - так звані способи еластографії, які доповнюють традиційні методи візуалізації (ультразвукові, радіонуклідна діагностика, рентгенівські, МРТ і ін.) і вважаються перспективними для медичної діагностики патологій тканин. Найбільшого поширення набула технологія ультразвукової еластографії – візуалізація тканин і органів з відображенням різниці еластичності (або оберненої характеристики – жорсткості) нормальних і патологічних тканин на основі оцінки локальної деформації при дозованій компресії або вібрації. Еластичність тканини оцінюється по зсуву і деформації структури у

відповідь на навантаження або ж в результаті аналізу появи при цьому зсувних хвиль. Через неоднакову еластичність тканини зазнають різну ступінь деформації. Внаслідок здавлювання тканин, в залежності від ступеня їх еластичності, в отриманому зображенні більш еластичні (м'які) тканини деформуються значно більше, жорсткі (щільні) – в меншій мірі [1, 2, 3]. Дослідження в цьому напрямку проводяться як на фантомах і зразках тканин, так і в умовах безпосереднього обстеження пацієнтів (in vivo) [4, 5]. Клінічне значення методу і необхідність його практичного застосування для діагностики стану різних органів людського організму очевидні, але фізичним основам дослідження у вітчизняній медичній періодиці приділено

недостатню увагу [6]. Найбільш актуальним є завдання використання еластографії для дослідження стану щитовидної залози, що сприятиме ранній діагностиці патологічних змін в цьому органі та більш ефективному лікуванню.

При цьому виникає необхідність встановлення достовірності контролю та діагностики.

Тому метою даного дослідження є проведення метрологічного аналізу методу еластографії при обстеженні щитовидної залози, встановлення факторів впливу на процес контролю та розрахунок невизначеності вимірювання діагностичних характеристик.

Еластичність пружного тіла тим вища, чим більша деформація тіла під дією сили. На практиці в якості міри податливості використовується зворотна величина – жорсткість. У найпростішому випадку при розтягуванні-стисненні тіла уздовж осі x жорсткістю називають співвідношення ES , яке можна, отримати із відомого закону Гука[9]:

$$\varepsilon_x = \Delta l / l = F / ES,$$

де $\varepsilon_x = \Delta l / l$ – відносна деформація тіла (при стисканні або розтягуванні) на певній ділянці (l – довжина ділянки, Δl – зміна його довжини під дією сили, яка діє на тіло), F – діюча сила (наприклад, стиснення), S – площа поперечного перерізу, на яку діє сила, E – модуль пружності (модуль Юнга), який характеризує жорсткість тканини і має розмірність таку, як і тиск.

Крім модуля Юнга пружність будь-якого тіла характеризується коефіцієнтом Пуассона, який визначає зв'язок між поздовжньою деформацією ε_x уздовж осі x і викликаною нею поперечною деформацією ε_y уздовж осі y :

$$U = -\varepsilon_y / \varepsilon_x. \quad (2)$$

У спрощеній формі зв'язок параметрів пружного середовища зі швидкістю поширення поздовжніх хвиль V_p і зсувних (поперечних) хвиль V_s для ізотропних середовищ можна характеризувати коефіцієнтами λ і μ :

$$V_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}}, \quad (3)$$

де ρ – густина середовища, а коефіцієнт μ дорівнює модулю зсуву: $\mu = G$

Для м'яких тканин модуль Юнга також може бути виражений через коефіцієнти:

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}. \quad (4)$$

Для м'яких тканин λ істотно більше, ніж μ , і модуль Юнга пов'язаний з модулем зсуву простим співвідношенням:

$$E = 3\mu = 3G. \quad (5)$$

В результаті можна отримати вираз, який однозначно пов'язує модуль Юнга і швидкість поширення зсувної хвилі V_s :

$$E = 3\rho V_s^2. \quad (6)$$

Для більш точної оцінки характеристик анізотропних середовищ, до складу яких входить більшість м'яких біологічних тканин, використовуються більш складні співвідношення.

М'які біологічні тканини складаються, в основному, з рідких і частково твердих компонентів. Більшість твердих матеріалів мають значення коефіцієнта Пуассона в межах 0,2 – 0,4, а рідкі структури – близько 0,5, внаслідок їх нестисливості, тому для м'яких тканин величина коефіцієнта Пуассона звичайно приймається рівною 0,5 і в якості міри жорсткості тканини оцінюється модуль Юнга.

Навіть при такому спрощенні, коректна оцінка модуля Юнга в процесі компресії утруднена внаслідок залежності від часу, а також через те, що його величина відповідно до формули (6) визначається не тільки величиною локальної деформації в тканини, але і величиною локального тиску, розподіл якого в області стиснення невідомий. Незважаючи на те, що точна оцінка модуля Юнга із зазначеної причини неможлива, проте, з її допомогою може бути оцінена відмінність твердості сусідніх тканин з прийнятною точністю для діагностики. На практиці для цього використовується двовимірний розподіл деформації, яка і називається еластограмою.

Для аналізу факторів, які впливають на достовірність контролю необхідно встановити критерії, за якими здійснюється контроль стану і можливі відхилення від значень цих критеріїв.

Найбільш важливими ультразвуковими характеристиками тканини щитовидної залози є:

- контури залози;
- структура тканин залози;
- ехогенність тканини залози;
- наявність або відсутність локальних змін;
- кровопостачання тканини залози.

Контури щитовидної залози можуть бути чіткими і нечіткими. Чіткими повинні бути контури щитовидної залози в нормі.

Нечіткими (розмитими) стають контури при розвитку запалення, а також при виникненні злоякісних пухлин щитовидної залози, що проростають в навколишні м'язи і жирову тканину.

Достовірність встановлення нечіткості контурів визначається суб'єктивною невизначеністю при проведенні контролю та об'єктивною апаратною невизначеністю. Дане значення невизначеності приймаємо $\delta_{\kappa}=0,5\%$.

Структура тканини може бути однорідною і неоднорідною. Щитовидна залоза в нормі має характерну зернистість тканини, яку при деякому навіку складно з чим-небудь переплутати. Запальні захворювання щитовидної залози, що розвиваються внаслідок агресії імунної системи супроводжуються появою неоднорідності її тканини, але завжди в тканині при неоднорідній структурі зустрічаються більш і менш світлі ділянки, тон яких явно відрізняється.

Невизначеність при встановленні неоднорідності тканини можна вважати теж суб'єктивною, приймаємо рівною $\delta_{\text{н}}=0,5\%$.

Ехогенність тканини щитовидної залози – це той самий «тон», який видно на екрані. Слід пам'ятати, що зображення на екрані ультразвукового апарату формується комп'ютером, який аналізує відображені ультразвукові промені, котрі надходять від внутрішнього органу і на підставі цього аналізу представляє зображення в градаціях сірого.

Встановлення відхилення ехогенності від норми має так само суб'єктивний характер, тому теж його приймаємо рівним $\delta_{\text{e.r}}=0,5\%$.

Вище наведені складові невизначеності визначаються за типом В з врахування границь зміни контурів щитовидної залози та кровопостачання тканини залози. Закон

розподілу наведених невизначеностей вважається рівномірний.

Щитовидна залоза добре постачається кров'ю (вона посідає перше місце серед органів за кількістю крові, яка протікає за одиницю часу на одиницю маси). Здійснюється воно парними верхніми і нижніми щитовидними артеріями.

Венозна сітка залози розвинена краще, ніж артеріальна. Дрібні вени зливаються і утворюють сітку великих судин. З них формуються парні верхні, середні та нижні щитоподібні вени, які впадають у внутрішні яремні і плечоголовні вени. Біля нижнього краю перешийка залози міститься непарне венозне щитоподібне сплетення, з якого кров через нижні щитовидні вени відводиться в плечоголовні вени.

В артеріях щитовидної залози середня лінійна швидкість кровопостачання дорівнює 0,4 м/с, а у вені вона дорівнює 0,1 м/с. Біля нижнього краю перешийка залози контролю пролягають вени, у яких швидкість кровопостачання змінюється в межах 0,1-0,15 м/с. Отже дана складова методичної невизначеності з врахуванням рівномірного закону розподілу буде рівна:

$$u = \frac{(0,15 - 0,1)}{2\sqrt{3}} = 0,0144 \text{ м/с.}$$

За відношенням стандартної невизначеності до середнього значення швидкості у даному діапазоні зміни розраховується відносна невизначеність:

$$\delta_v = \frac{u_v}{v_{\text{сеп}}} \times 100\% = \frac{0,0144}{0,335} \times 100\% = 4,2 \%$$

За літературними даними відомо, що діастолічний тиск складає 16 кПа, а систолічний 11 кПа [7,8], звідси стандартна невизначеність, буде дорівнювати:

$$u_p = \frac{(16 - 11)}{2\sqrt{3}} = 1,44 \text{ кПа.}$$

Відносна невизначеність буде рівна:

$$\delta_p = \frac{u_p}{P_{\text{сеп}}} \times 100\% = \frac{1,44}{14,5} \times 100\% = 9,9 \%$$

Сумарна відносна методична невизначеність контролю з врахуванням некорельованості складових рівна:

$$\delta_{\Sigma MET} = \sqrt{\delta_K + \delta_H + \delta_{E.G.} + \delta_V^2 + \delta_P^2} = \sqrt{0,5^2 + 0,5^2 + 0,5^2 + 4,2^2 + 9,9^2} = 10.8 \%$$

Висновок

Отримане значення невизначеності для контролю стану щитовидної залози характеризує достатню вірогідність контролю, а, значить, рекомендується до використання для діагностики щитовидної залози.

1. Руденко О. В., Физические основы эластографии. Часть 1. Компрессионная эластография (лекция) / О. В. Руденко, Д. В. Сафонов, П. И. Рыхтик, С. Н. Гурбатов // Радиология-Практика. - 2014. - № 3 (45). - С. 41-50.,

2. Руденко О. В. Физические основы эластографии. Часть 2. Эластография на сдвиговой волне (лекция) / О. В. Руденко, Д. В. Сафонов, П. И. Рыхтик, С. Н. Гурбатов // Радиология-Практика. 2014. - № 4 (46). - С. 62-72.

3. Garra B. S. Tissue elasticity imaging using ultrasound // Applied Radiology. 2011. № 2. P. 24 – 30.

4. Зубарев А. В. Эластография – инновационный метод поиска рака различных локализаций / А. В. Зубарев // Поликлиника. - 2009. - № 4. - С. 32 – 37.

5. Пищальников Ю. А. Наблюдение сдвиговой волны, возбужденной с помощью фокусированного ультразвука в резиноподобной среде / Ю. А. Пищальников, О. В. Руденко, О.

А. Сапожников., А. П. Сарвазян// Акустический журнал. - 1997. - Т.43. - № 2. - С.149 – 155.

6. Sarvazyan A. P. Shear Wave Elasticity Imaging – a New Ultrasonic Technology of Medical Diagnostics./ A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Folwkes, S. Y. Emelianov // Ultrasound in Medicine and Biology. - 1998. - V. 24. - № 9. - P. 1419 – 1436.

7. Григор'ва Л. І. Біомеханічні основи системи кровообігу людини / Л. І. Григор'ва, Ю. А. Томілін. – К: Либідь, 2009.- 120 с.

8. Xu T. Optimal thresholds of Feature Tracking for blood velocity and tissue motion estimation / T. Xu, G. R. Bashford // IEEE Trans. Ultrason. Ferr. - 2009. - V. 56. - N 12. - P. 2624-2629.

9. Седов Л. И. Механика сплошной среды/ Л. И. Седов. – М.: Наука, 1984, т. II – 560с.

Поступила в редакцію 18.12.2018 р.

Рекомендували до друку: докт.техн.наук, проф. Середюк О. Є., докт. техн. наук, проф. Горбійчук М. І.