

УДК 616.314-073.75:343.982.323

Є.Я. КОСТЕНКО, С.Б. КОСТЕНКО, К.І. ГАВРИЛЕШКО

*Ужгородський національний університет, стоматологічний факультет, кафедра ортопедичної стоматології, Ужгород***ТЕОРЕТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ОСНОВНИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ**

У статті наведено теоретичне обґрунтування використання методів ультразвукової діагностики (ехо-імпульсний метод, метод дефектоскопії, імпульсний фазовий метод, водоімерсійний метод) для ідентифікації основних стоматологічних матеріалів та експертної оцінки якості надання стоматологічної допомоги населенню. Принцип ідентифікації полягає у співставленні теоретично обрахованих показників ультразвуку з отриманими лабораторними даними. Враховуючи параметри ультразвукових хвиль та етапи функціонування вищеперелічених методів досліджень, рекомендовано використовувати водоімерсійний метод у програмі дентальної ідентифікації, який забезпечує найбільшу вірогідність показників довжини ультразвукової хвилі в експериментальних умовах (величина значення відносних похибок 1,26–1,03%). Перспективними є дослідження можливості ретроспективного аналізу змін параметрів ультразвукової хвилі залежно від зміни фізичних властивостей та хімічного складу пломбувальних матеріалів, якості проведеного ортопедичного лікування.

Ключові слова: судова стоматологія, ультразвук, водоімерсійний метод, ідентифікація, метод неруйнівного контролю

Вступ. На сучасному етапі розвитку стоматологічної галузі відзначається значна поширеність та інтенсивність таких основних стоматологічних захворювань, як карієс, пульпіт, періодонтит, захворювання тканин пародонту та слизових оболонок ротової порожнини, втрата зубів унаслідок травматичного чи ятрогенного чинника. За даними Казакової Р.В. та співавторів [1] у Закарпатській області у дорослого населення поширеність карієсу складає 96,3%, а його інтенсивність – 5,28%. З них каріоз зубів виявлено у 51,4% обстежених, пломбовані зуби були у 48,1% осіб, зуби видалено у 0,5% пацієнтів. Поширеність малих і середніх дефектів зубних рядів в окремих регіонах України сягає понад 70%. Поширеність захворювань твердих тканин зубів та кісткової тканини щелеп обумовлює зміни стоматологічного статусу (часткова та повна адентія, атрофія коміркової частини та коміркового відростка, вертикальна та горизонтальна резорбція міжкоміркових перегородок запального та дистрофічного характеру), а також функціональні та естетичні проблеми зубо-щелепового апарату [5, 6]. Наслідки надання стоматологічної допомоги населенню (відновлення дефектів за допомогою пломб і тотальних реставрацій, ортопедичне протезування знімними та незнімними конструкціями, твердотканинна та м'якотканинна аугментація, дентальна імплантація) є комплексом індивідуальних ятрогенних змін, які мають топографічні, морфологічні та функціональні ознаки, а тому можуть бути використані в програмі ідентифікації осіб за одонтологічним статусом [3]. До основних ідентифікаційних елементів зубного ряду після проведеного комплексного стоматологічного лікування належать: пломби з різних пломбувальних матеріалів (цементів, полімерних матеріалів-композитів, амальгами); коронки зі сплавів

металів, пластмаси або кераміки; незнімні ортопедичні конструкції; знімні протези [4]. Дослідження складу основних стоматологічних матеріалів, з яких виготовлені вищеперелічені конструкції, вказують на специфічні ознаки фізико-хімічних параметрів, а тому можуть бути використані з метою індивідуалізації та конкретизації результатів ятрогенних втручань та детальної реєстрації стоматологічного статусу в дентальній ідентифікації.

Мета дослідження. Теоретично обґрунтувати лабораторні методи ідентифікації основних стоматологічних матеріалів та ортопедичних конструкцій за допомогою різних методів ультразвукових досліджень (ехо-імпульсного, дефектоскопії, імпульсно-фазового, водоімерсійного) для експертної оцінки якості надання стоматологічної допомоги та надання судово-слідчим органам інформації медико-біологічного характеру.

Матеріали та методи. Природа звуку як позовжньої механічної хвилі, в якій коливання частинок знаходиться в тій же площині, що і напрямок розповсюдження енергії, обумовлює широкий спектр його застосування, зокрема і в медицині. Для опису звуку (ультразвуку) необхідно враховувати ряд параметрів, що включають у себе частоту, амплітуду та інтенсивність коливання (визначаються джерелом звуку), швидкість розповсюдження (стосується середовища), період і довжину хвилі (стосується і середовища розповсюдження і джерела звуку). Частота звуку – це число повних коливань за період часу 1 секунду, а період – це час, який необхідний для одного повного коливання. Період і частота зв'язані співвідношенням:

$$T = \frac{1}{\nu}$$

тобто найбільший період коливання ультразвукової хвилі складає $T=1/20000\text{Гц}=0,00005\text{с}=5\text{мкс}$ (враховуючи, що частота ультразвукових коливань 20000 Гц). Швидкість розповсюдження звуку (ультразвуку) визначається густиною і пружністю середовища. Швидкість звуку зростає коли пружність зростає і навпаки. Швидкість звуку зростає, коли густина середовища зменшується і навпаки. Швидкість розповсюдження ультразвуку $V_{\text{ультра}}$, частота і довжина хвилі зв'язані співвідношенням $V_{\text{ультра}} = v\lambda$. Таким чином $V_{\text{ультра}}$ для кожного з середовищ є сталим, тоді v і λ зв'язані обернено пропорційно.

Також дуже важливим параметром середовища, в якому розповсюджується ультразвук, є акустичний опір Z .

$$\lambda = \frac{V_{\text{ультра}}}{v}; v_1 = 15\text{МГц}; V_{\text{ультра}} = 1540 \frac{\text{м}}{\text{с}}, \text{ тоді}$$

$$\lambda_1 = \frac{1540 \frac{\text{м}}{\text{с}}}{15000000 \frac{1}{\text{Гц}}} = 0,1 \text{ мм}; V_{\text{ультра}} = 3600 \frac{\text{м}}{\text{с}}, v_1 = 1\text{МГц}$$

$$\lambda_1 = \frac{3600 \frac{\text{м}}{\text{с}}}{1000000 \frac{1}{\text{Гц}}} = 3,6 \text{ мм}$$

Швидкість звуку збільшується із збільшенням вмісту структурного протеїну (колагену), що і зумовлює досить великі її значення для сухожиль, хрящів, кісток та зубів.

$$Z = \rho V_{\text{ультра}},$$

де ρ – густина середовища.

Ультразвук частотами 0,8–15 МГц застосовується в медицині і в промисловості як неруйнівний метод контролю.

Швидкість повздовжніх хвиль ультразвуку дорівнює:

$$V_{\text{ультра}} = \sqrt{\frac{K}{\rho_0}},$$

де K – адіабатичний об'ємний модуль пружності, ρ_0 – густина середовища.

Для структури твердих тканин зубів діапазон довжини ультразвукової хвилі становить [9, 10]:

Інтенсивність ультразвукової хвилі I , визначену як потік енергії через одиничну площу в одиниці часу, можна виразити через коливальний надлишковий тиск p і коливальну швидкість U у вигляді сум густин кінетичної і потенціальної енергії:

$$I = \frac{V_{\text{ультра}}}{2} \left(\rho_0 U^2 + \frac{p^2}{\rho_0 V_{\text{ультра}}} \right) \quad (1)$$

Якщо $U = U_{\text{max}}$, то тиск у хвилі збігається із тиском середовища і потенціальна енергія дорівнює нулю.

Якщо $p = p_{\text{max}}$, то зміщення буде найбільшим, а коливальна швидкість дорівнюватиме нулю і кінетична енергія формули 1 також дорівнюватиме нулю. Таким чином, флуктуації тиску і

коливальної швидкості зсунуті по фазі на 90° один відносно одного.

При проходженні крізь середовище інтенсивність ультразвуку зменшується через: 1) затухання; 2) поглинання; 3) розсіювання.

Затухання інтенсивності відбувається за експоненціальним законом:

$$I_d = I_0 e^{(-\mu d)} \quad (2), \text{ де}$$

I_d – інтенсивність хвилі, яка пройшла відстань d ; I_0 – початкова інтенсивність хвилі; d – товщина середовища, в якому поширюється хвиля, μ – коефіцієнт затухання інтенсивності (рис.1) [7].

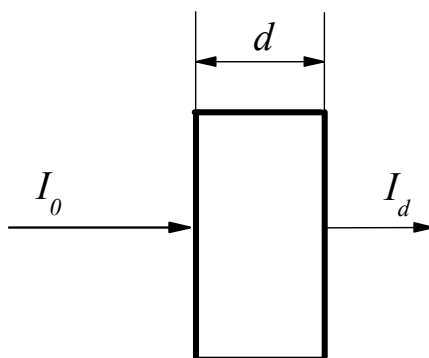


Рис. 1. Графічне зображення згасання звукової хвилі.

Із виразу 2 простими математичними операціями можна знайти коефіцієнт згасання:

$$\frac{I_d}{I_0} = e^{(-\mu d)} \quad \ln\left(\frac{I_d}{I_0}\right) = -\mu d \quad \mu = -\frac{1}{d} \ln\left(\frac{I_d}{I_0}\right) \quad (3)$$

Аналогічно можна отримати вираз для будь-якої із амплітуд: чи то тиску p , чи коливальної швидкості U , чи будь-якої іншої.

$$A_d = A_0 e^{(-\alpha d)} \quad (4), \text{ де}$$

A_d – амплітуда хвилі, яка пройшла відстань d ;
 A_0 – початкова амплітуда хвилі; d – товщина середовища в якому поширюється хвиля; μ – коефіцієнт згасання по амплітуді, який із виразу 4 дорівнює:

$$\alpha = -\frac{1}{d} \ln\left(\frac{A_d}{A_0}\right) \quad (5)$$

Оскільки $\left(\frac{I_d}{I_0}\right) = \left(\frac{A_d}{A_0}\right)$, то ми маємо, що

$\mu = 2\alpha$. І μ і α вимірюються в обернених сантиметрах ($см^{-1}$). На практиці μ і α вимірюють $\frac{дБ}{см}$ децибел на сантиметр. Тобто із практичних міркувань формулу (3) представляють не у вигляді натурального логарифма, а десятичного

$$\mu = -\frac{1}{d} 10 \lg\left(\frac{I_d}{I_0}\right).$$

Згасання ультразвуку зростає із підвищення частоти.

При падінні ультразвукової хвилі на протяжну межу розділу двох середовищ напрями відбитих і заломлених хвиль будуть визначатися законами відбивання і заломлення (рис. 2) [9].

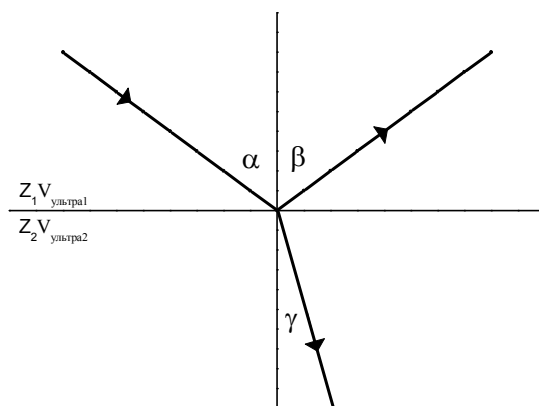


Рис. 2. Графічне зображення відбиття і заломлення звукової хвилі

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \gamma} = \frac{V_{\text{ультра}1}}{V_{\text{ультра}2}} \text{ – закон заломлення}$$

$$\alpha = \beta \text{ – закон відбивання.}$$

Падаюча, заломлена, відбита хвиля і перпендикуляр, опущений до точки падіння променя, лежать в одній площині.

Інтенсивність відбитого пучка, нормована на інтенсивність падаючої хвилі, визначається коефіцієнтом відбивання по потужності.

$$R = \left(\frac{Z_2 \cos \alpha - Z_1 \cos \gamma}{Z_2 \cos \alpha + Z_1 \cos \gamma} \right)^2 \quad (6)$$

У випадку нормального падіння, за відсутності зміни густини середовищ вираз (6) матиме вигляд:

$$R = \frac{(\sqrt{K_2} - \sqrt{K_1})^2}{(\sqrt{K_2} + \sqrt{K_1})^2} \quad (6a)$$

Інтенсивність відбитого ультразвуку і ультразвуку який пройшов через межу двох середовищ, залежить від початкової інтенсивності і різниці акустичних опорів двох середовищ $|Z_2 - Z_1|$. Таким чином, якщо тканини мають різні густини, але однаковий акустичний опір, відбивання ультразвуку не буде. З іншого боку, якщо різниця в акустичних опорах двох середовищ дуже велика, то коефіцієнт відбивання R прямує до 100%, тобто повне відбивання. Прикладом служить повітря – м'яка тканина, де відбивання 100%, тому використовують різні гелі як допоміжне середовище.

Охарактеризувавши формулу (7) видно, що кут заломлення буде тим більший, чим більша різниця швидкостей розповсюдження ультразвуку у двох середовищах.

Заломлення не буде у двох випадках:

1. $\alpha = 0$ кут падіння = 0
2. $V_{\text{ультра}1} = V_{\text{ультра}2}$ швидкості ультразвуку в обох середовищах однакові.

Враховуючи усі наведені характеристики ультразвуку, можливості обчислення формул параметричних показників, причини явищ затухання, поглинання та розсіювання хвилі, було доведено доцільність вибору ехо-імпульсного, імпульсно-фазового та водоімерсійного методів ультразвукових досліджень для ідентифікації основних стоматологічних матеріалів за їх фізико-хімічними властивостями [11, 12].

Визначення швидкості поширення та коефіцієнта поглинання ультразвуку пружних твердих тіл з відносно низьким коефіцієнтом поглинання проводять найбільш поширеним ехо-імпульсним методом. Схема дослідження показана на рисунку 3.

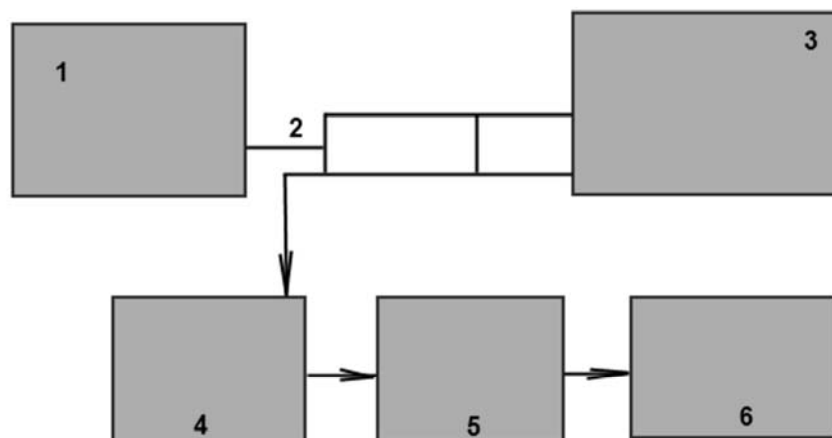


Рис. 3. Схема дослідження для визначення швидкості та поглинання ультразвуку ехо-імпульсним методом.

Генератор імпульсів збудження (1) подає електромагнітні імпульси на випромінювач ультразвукових коливань (2), що працює за принципом прямого п'єзоефекту. Ультразвуковий імпульс, збуджений випромінювачем, поширюється у зразку (3) досліджуваного матеріалу, відбивається від задньої грані зразка і знову потрапляє на випромінювач,

який, працюючи тепер як приймач на принципі зворотнього п'єзоефекту, перетворює механічний імпульс в електричний. Далі сигнал потрапляє на попередній підсилювач (4) та на індикаторний блок (5) та обчислювальний блок (6). На екрані індикаторного блоку (5) спостерігається серія відбитих ехо-імпульсів, що показана на рисунку 4.

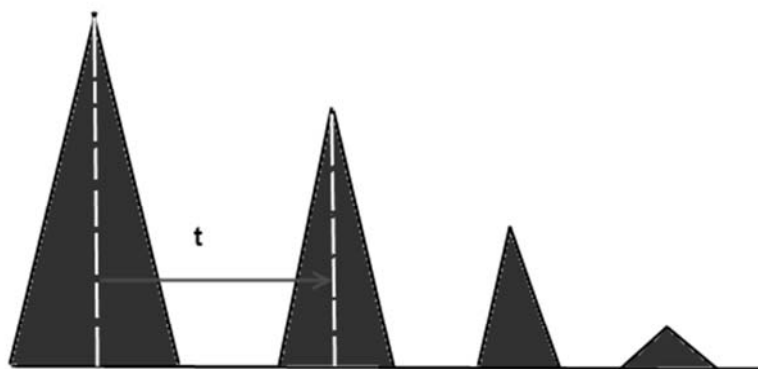


Рис. 4. Картина затухаючих імпульсів при визначенні швидкості та поглинання ультразвуку ехо-імпульсним методом.

Якщо t – час пробігу відстані $2h$, де h – висота досліджуваного зразка, то швидкість звуку визначається співвідношенням:

$$C = \frac{2H}{t}$$

Характер затухання ехо-імпульсів несе інформацію про коефіцієнт поглинання:

$$A = A_0 e^{-\alpha x}, \text{ де}$$

A – амплітуда на відстані x від джерела,

A_0 – амплітуда при $x=0$,

α – коефіцієнт поглинання,

x – відстань, яку пройшла ультразвукова хвиля у середовищі.

У випадку, коли середовище має значне поглинання, може статися, що перший відбитий імпульс має настільки малу амплітуду, що практично не

спостерігається на екрані. В цьому випадку вимірювання проводять імпульсним фазовим методом, схема якого показана на рисунку 5.

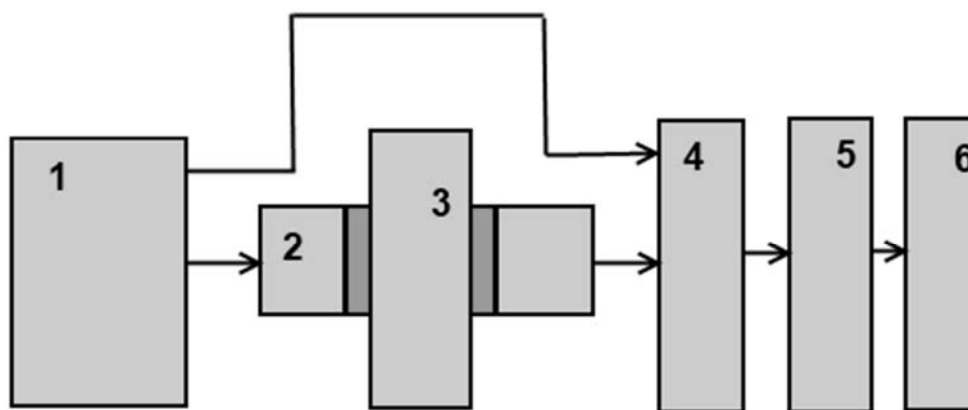


Рис. 5. Схема дослідження для визначення швидкості та поглинання ультразвуку імпульсним фазовим методом.

Генератор імпульсів збудження (1) подає електричні імпульси на випромінювач (2), що працює на принципі прямого п'єзоефекту. Ультразвукові імпульси, збуджені джерелом (2), поширюються у зразок (3) досліджуваного матеріалу (3) і приймаються приймачем (4), що працює за принципом

зворотнього п'єзоефекту. Він перетворює ультразвуковий імпульс у електромагнітний. На підсилювач (5) подається імпульс збудження від генератора (1) та імпульс, що пройшов через зразок. Картина імпульсів на екрані індикаторного блоку (5) виглядає так, як показано на рисунку 5.

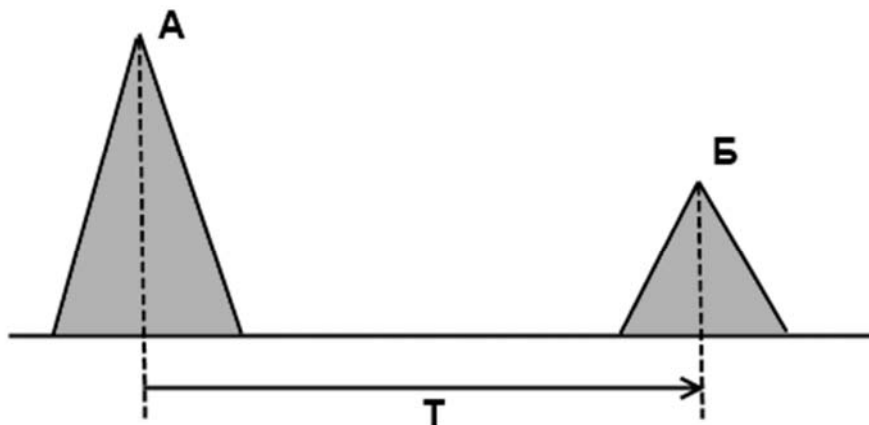


Рис.6. Картина імпульсів на індикаторному блоці при вимірюванні імпульсним фазовим методом.

В даному випадку імпульс А відповідає моменту збудження, а імпульс Б – моменту приймання імпульсу приймачем. Тоді швидкість поширення ультразвуку в досліджуваному матеріалі визначається співвідношенням:

$$C = \frac{h}{t},$$

де h – товщина зразка, t – часова відстань між імпульсами А та Б.

При вимірюваннях ехо-імпульсним та імпульсним фазовим методами звуковий контакт забезпечується за допомогою спеціальних контактних мастил, якими змащується поверхня зразка, випромінювача та джерела звуку. Але навіть у такому випадку важко досягти ідеального звукового контакту між елементами схеми. Щоб запобігти згаданому недоліку використовують водоімерсійний метод, схема якого показана на рисунку 7.

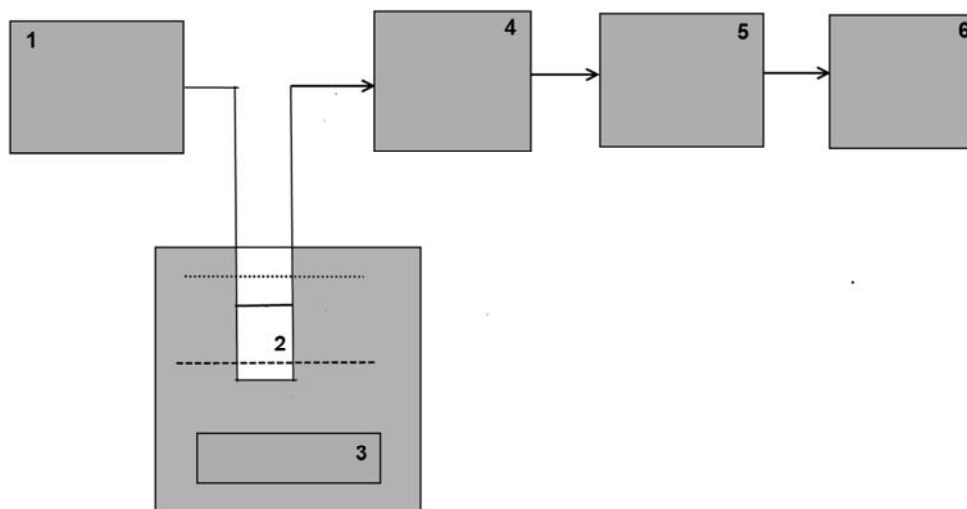


Рис. 7. Схема дослідження для вимірювання водоімерсійним методом.

Цей метод схожий на ехо-імпульсний. Різниця полягає в тому, що простір між випромінювачем (2) і зразком (3) заповнений рідиною, яка виконує роль контактної рідини. Картина імпульсів, що виникають у даному випадку, зображена на рисунку 8.

Тоді швидкість поширення ультразвуку визначається:

$$C = \frac{2h}{t},$$

де h – товщина зразка, t – часова відстань між імпульсами.

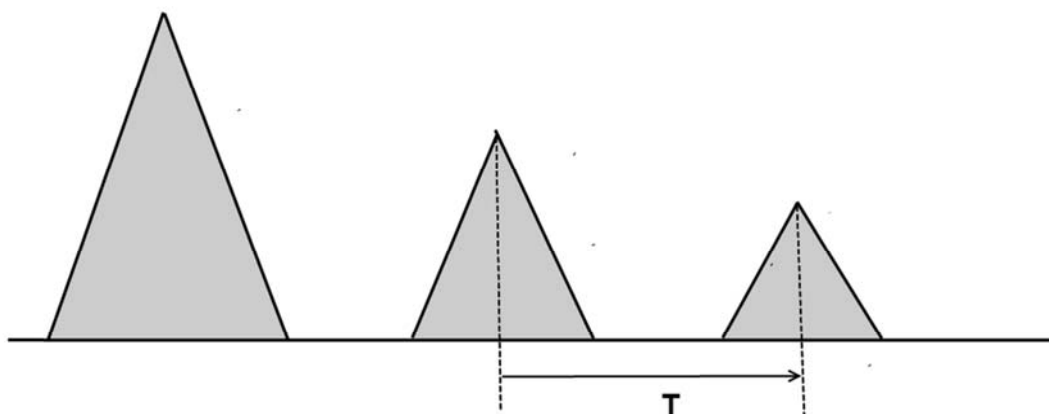


Рис. 8. Картина ехо-імпульсів, які виникають при вимірюваннях водоімерсійним методом.

Результати досліджень та їх обговорення. Дослідження зразків стоматологічних матеріалів, які використовуються у терапевтичній, ортопедичній стоматології (сплавів металів, які використовуються для незнімних ортопедичних конструкцій; пломбувальних матеріалів, які застосовуються для відновлення втрачених атомо-функціональних та естетичних твердих тканин зуба; та облицювальних матеріалів, що є незамінними в ортопедичній стоматології) полягає у співставленні теоретично обрахованих показників ультразвуку (з врахуванням хімічного складу, фізичних властивостей, а саме – модуля пружності та густини) з результатами лабораторних ультразвукових досліджень. Практичні дослідження з використанням стоматологічних сплавів металів Heraenium NA, Heraenium S, Bego Wiroloy NB, Bego Wironit з використанням вищеписаних методик продемонстрували, що рівні відносних похибок отриманих практичних результатів та їх теоретичних значень коливаються в межах 2,084–1,651±0,382%. Рівень дисперсії відносних похибок з використанням водоімерсійного методу був найменшим (1,26–1,03%), що дозволяє рекомендувати даний метод як найбільш точний у ході виконання подальших досліджень. Перспектива подальших науково-практичних досліджень полягає у можливості визначення ультразвукових показників різних пломбувальних матеріалів, які використовуються для реставрацій у ротовій порожнині та відновлення втрачених твердих тканин зуба. Таким чином, поряд із вирішенням питання реєстрації стоматологічного статусу особи, можливе проведення експертної оцінки проведеного стоматологічного лікування та відповідно заповненої

медичної карти стоматологічного хворого. Але існує проблема невідповідності показників ультразвукових досліджень пломб, протезів, реставрацій очікуваним, що може бути обумовлена неякісно проведеним стоматологічним втручанням та використанням інших матеріалів, ніж ті, які записані у медичній документації (медична карта стоматологічного хворого). Експертна оцінка надання стоматологічної допомоги можлива з урахуванням змін фізичних звукових показників матеріалів з подальшим встановленням причин виникнення ятрогенних дефектів лікування.

Висновки. Показники ультразвукових досліджень можуть бути додатковими елементами доказової бази ідентифікації стоматологічного статусу особи, а їх зміни – показниками якості надання стоматологічної допомоги при проведенні експертної оцінки. Використання ультразвукових хвиль дозволить проводити не тільки ідентифікацію основних стоматологічних матеріалів у порожнині рота, а й подальший ретроспективний аналіз змін параметрів ультразвукової хвилі залежно від зміни фізичних властивостей та хімічного складу пломбувальних матеріалів, якості проведеного ортопедичного лікування (бюгельних, мостоподібних протезів та одиночних штучних коронок). Збільшення кількості критеріїв доказової бази показниками ультразвукових досліджень основних стоматологічних матеріалів як специфічних ідентифікаційних елементів обумовлює можливість індивідуалізації результатів стоматологічного лікування з виділенням додаткових характерологічних ознак у програмі ідентифікації осіб зі зміненим стоматологічним статусом.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Казакова Р.В. Порівняльний аналіз показників карієсу зубів і захворювань тканин пародонта у підлітків, які проживають у різних екологічних умовах / Р.В. Казакова, В.С. Мельник, М.В. Білишук // Новини стоматології. — 2013. — № 1. — С. 78—79.

2. Костенко Є.Я. Скануючі методики комп'ютерної ідентифікації особи за цифровими ортопантомограмами: методичні рекомендації / Є.Я. Костенко, В.І. Біда, В.Д. Мішалов. — К., 2012. — 17 с.
3. Костенко Є.Я. Клініко-експериментальне обґрунтування судово-медичної класифікації стоматологічного статусу / Є.Я. Костенко, В.Д. Мішалов, М.М. Сливка [та ін.] // Вісник проблем біології і медицини. — 2013. — Т. 1, № 4. — С. 361—364.
4. Мішалов В.Д. Комп'ютерна ідентифікація осіб за стоматологічним статусом: методичні рекомендації / В.Д. Мішалов, В.І. Біда, Є.Я. Костенко [та ін.]. — К., 2012. — 28 с.
5. Павленко А.В. Зубочелюстная система как взаимосвязь элементов жевания, эстетики и фонетики. Обзор литературы / А.В. Павленко, О.Я. Хохлич // Современная стоматология. — 2010. — № 5. — С. 88—90.
6. Радько В.І. Експериментальне обґрунтування систематизації зубів, зруйнованих нижче рівня ясенного краю / В.І. Радько, Є.Я.Костенко // Современная стоматология. — 2008. — № 4. — С. 149—152.
7. Baker K.G. A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects / K.G. Baker, V.J. Robertson, F.A. Duck // Physical Therapy. — 2001. — Vol. 81, № 7. — P. 1351—1358.
8. Barnett S.B. The sensitivity of biological tissue to ultrasound / S.B. Barnett, H.D. Rott, G. Haarter [et al.] // Ultrasound in Med & Biol. — 1997. — Vol. 23, № 6. — P. 805—812.
9. Clarke L. Acoustic streaming: An in vitro study / L. Clarke, E.A. Andrew, E. Graham // Ultrasound Med & Biol. — 2004. — Vol. 30, № 4. — P. 559—562.
10. Dalecki D. Mechanical bioeffects of ultrasound / D. Dalecki // Annu. Rev. Biomed. Eng. — 2004. — № 6. — P. 229—248.
11. Haarter G. Therapeutic ultrasound / G. Haarter // European J. of Ultrasound. — 1999. — № 9. — P. 3—9.

Ye.Ya. KOSTENKO, S.B. KOSTENKO, K.I. HAVRYLESHKO

Uzhhorod National University, Faculty of Stomatology, Department of Prosthetic Dentistry, Uzhhorod

THEORETICAL ARGUMENTATION OF BASIC DENTAL MATERIALS IDENTIFICATION USING ULTRASONIC DIAGNOSTIC

The article describes the theoretical argumentation for the use of ultrasound diagnostic techniques (echo-pulse method, method of detection, pulse phase method, water immersion method) to identify common dental materials and expert evaluation of the quality of dental care. The main principle for identification basic dental materials stated in comparison of theoretically calculated parameters of ultrasound wave and obtained laboratory data. Considering the parameters of ultrasonic waves and principles of the above listed methods, it is recommended to use water immersion method as the one that provided the highest reliability performance of the ultrasonic wave length in the experimental conditions (the value of the relative error is 1,26–1,03 %). The prospect for further research is to study the possibility of retrospective analysis of changes in the parameters of ultrasonic waves depending on changes in the physical properties and chemical composition of filling materials, quality of the prosthetic treatment.

Key words: forensic odontology, ultrasonic diagnostic, water immersion method, identification, method of non-ruined control

Стаття надійшла до редакції: 7.12.2014 р.