

FORENSIC MEDICAL ASSESSMENT OF A CRANIOCEREBRAL TRAUMA ARISING FROM THE ACTION OF SOLID BLUNT OBJECTS

Bachinsky V.T. , Nechiporenko O.A. , Vanchuliak O.Ya.

Abstract. The article highlights the relevance of the study of the mechanisms of the skull fracture formation from the action of solid blunt objects, as an expert study of craniocerebral trauma is one of the key issues of forensic traumatology. The urgency of the study of the mechanism of the such an injury occurrence is confirmed by the number of investigated corpses with this diagnosis in the evaluation of statistical data. For the establishing of mechanism of causing damages leading to fractures of the skull , it is necessary to determine the nature of the traumatic subject, its constructive characteristics, the number of injurious actions, their direction and the circumstances of the formation of these damages, and also take into account the anatomical and geometric properties of the skull.

Key words: solid blunt objects, fractures of the skull, forensic expertise.

УДК 616 - 01 / - 099:31

МЕТОДИ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ В ІДЕНТИФІКАЦІЇ ОСНОВНИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ

©Костенко Є.Я.¹, Мішалов В.Д.², Радько В.І.¹, Гаврилешко К.І.¹,
Гончарук-Хомин М.Ю.¹

Ужгородський національний університет¹
Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л.Шупика²

Резюме: В 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. Принципи ідентифікації полягає у співставленні теоретично обрахованих показників ультразвуку з отриманими лабораторними даними. Враховуючи параметри ультразвукових хвиль та етапи функціонування вище перелічених методів досліджень, рекомендовано використовувати водоімерсійний метод в програмі дентальної ідентифікації, який забезпечує найбільшу достовірність показників довжини ультразвукової хвилі в експериментальних умовах (величина значення відносних похибок 1,26-1,03%). Перспектива подальших досліджень полягає у дослідженні можливості ретроспективного аналізу змін параметрів ультразвукової хвилі в залежності 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 відмічається значна поширеність та інтенсивність основних стоматологічних захворювань. За даними Казакової Р.В. в Закарпатській області у дорослого населення поширеність карієсу складає 96,3%, інтенсивність – 5,28% (КПВ: К-51,4%, П-48,1%, В-0,5%) [1], а 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 відростка, вертикальна та горизонтальна резорбція міжзубних 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, твердо тканинна та м'якотканинна аугментація, дентальна імплантація) є комплексом індивідуальних ятрогенних змін, які володіють топографічними, морфологічними та функціональними ознаками, а тому можуть бути використані в програмі ідентифікації осіб за одонтологічним статусом [2, 3]. До основних ідентифікаційних елементів зубного ряду після проведеного комплексного стоматологічного лікування слід віднести: 1) пломби з різних пломбувальних матеріалів (цементів, полімерних матеріалів-композитів, амальгами); 2) коронки зі сплавів металів, пластмаси або кераміки; 3) незнімні ортопедичні конструкції; 4) знімні протези [4]. За сучасними літературними даними дослідження складу основних стоматологічних матеріалів, з яких виготовлені вище перелічені 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 [13].

Тому **метою** нашої роботи було теоретичне обґрунтування лабораторних методів 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.

Матеріал та методи дослідження. Природа звуку як поздовжньої механічної хвилі, в якій коливання частинки 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 (T) – це число повних коливань за період часу 1 секунду, а період (ν) – це час, який необхідний, щоб дістати одне повне коливання. Період і частота зв'язані співвідношенням

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

тобто найбільший період коливання ультразвукової хвилі складає $T=1/20000$ Гц= $0,00005$ с= 5 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 $V_{\text{ультра}} = \nu\lambda$. Таким чином $V_{\text{ультра}}$ для кожного з середовищ є сталим, тоді ν і λ зв'язані обернено пропорційно.

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

$$Z = \rho V_{\text{ультра}},$$

де ρ - густина середовища.

Ультразвук частотами $0.8-15$ МГц знайшов своє застосування в медицині і в промисловості як неруйнівний метод контролю.

Швидкість повздовжніх хвиль ультразвуку рівна:

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

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

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

$$\lambda = \frac{V_{\text{ультра}}}{\nu} \quad ; \quad \nu_1 = 15 \text{ МГц} \quad ; \quad V_{\text{ультра}} = 1540 \text{ м/с} \quad ,$$

$$\lambda_1 = \frac{1540 \text{ м/с}}{15000000 \text{ Гц}} = 0,1 \text{ мм}$$

$$\nu_1 = 1 \text{ МГц} \quad \quad \quad V_{\text{ультра}} = 3600 \text{ м/с}$$

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

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

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 виді 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 співпадає із тиском середовища і потенціальна енергія рівна нулю.

Якщо $p = p_{\text{max}}$, то зміщення буде найбільшим а коливальна швидкість рівна нулеві і кінетична енергія формули 1 також рівна нулю. Таким чином, флуктуації тиску і коливальної швидкості зсунуті по фазі на 90° один відносно одного.

При проходженні крізь середовище інтенсивність ультразвуку зменшується за рахунок:

1. Затухання
2. Поглинання
3. Розсіювання

Затухання інтенсивності буде відбуватися за експоненціальним законом

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

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].

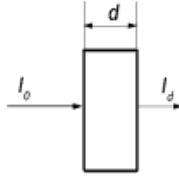


Рис.1. Графічне зображення затухання звукової хвилі

Із виразу 2 простими математичними операціями можна знайти коефіцієнт затухання

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

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

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

де A_d - амплітуда хвилі, яка пройшла відстань d , A_0 - початкова амплітуда хвилі, d – товщина середовища в якому поширюється хвиля, μ – коефіцієнт затухання по амплітуді, який із виразу 4 рівний

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

Оскільки $\left(\frac{I_d}{I_0}\right) = \left(\frac{A_d}{A_0}\right)^2$ то ми маємо, що $\mu = 2\alpha$. I і α вимірюються в обернених сантиметрах (см^{-1}).

На практиці μ і α вимірюють $\frac{\Delta A}{\Delta x}$ децибел на сантиметр. Тобто із практичних міркувань формулу (3) представляють не у вигляді натурального логарифма, а десяткового

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

Затухання ультразвуку зростає із підвищення частоти.

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

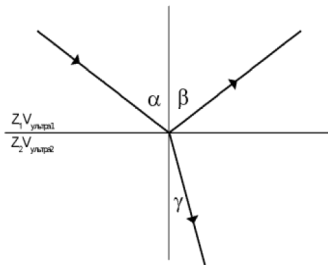


Рис. 2. Графічне зображення відбиття і заломлення звукової хвилі

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

$$\alpha = \beta \quad \text{- закон відбивання}$$

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) прийме 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 іншої сторони, 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 дослідю показана на рис. 3.

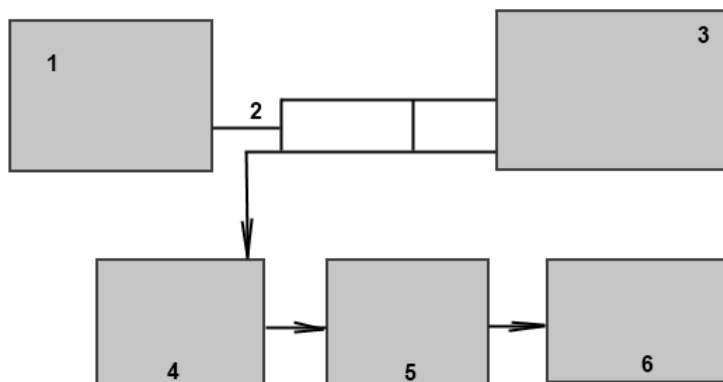


Рис. 3. Схема дослідю для визначення швидкості та поглинання ультразвуку ехо-імпульсним методом

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 показана на рис. 4.

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

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

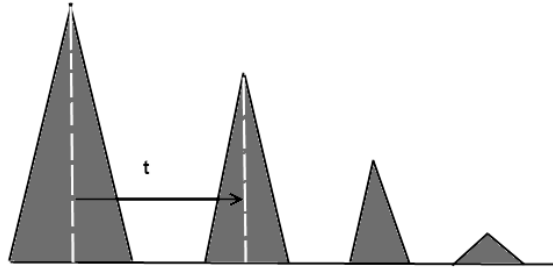


Рис.4. Картина затухаючих імпульсів при визначенні швидкості та поглинання ультразвуку ехо- імпульсним методом

Характер затухання ехо- імпульсів несе інформацію про коефіцієнт поглинання:

$$A = A_0 e^{-\alpha x}$$

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 рис. 5.

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 на принципі 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 6 виглядає так, як показано на рис. 6.

У 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.

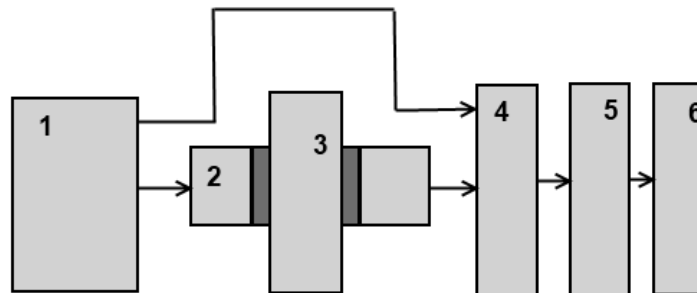


Рис.5. Схема досліду для визначення швидкості та поглинання ультразвуку імпульсним фазовим методом

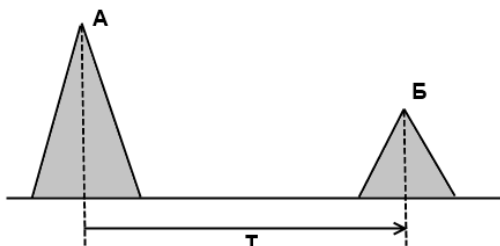


Рис.6. Картина імпульсів на індикаторному блоці при вимірюванні імпульсним фазовим методом

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 в такому випадку важко досягти ідеального звукового контакту між елементами схеми. Щоб запобігти згаданому недоліку використовують водоімерсійний метод, схема якого показана на рис.7.

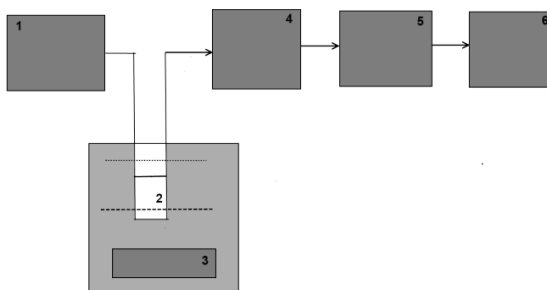


Рис. 7. Схема дослід для вимірювання водоімерсійним методом

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

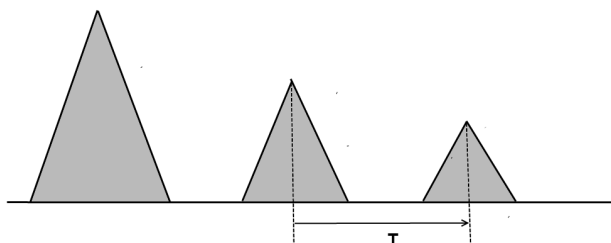


Рис. 8. Картина ехо-імпульсів, які виникають при вимірюваннях водоімерсійним методом

Тоді швидкість поширення ультразвуку визначається

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

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

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ.

Дослідження зразків стоматологічних матеріалів (сплавів металів, пломбувальних та облицювальних матеріалів) полягає у співставленні теоретично обрахованих показників ультразвуку (з врахуванням хімічного складу, 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 вищеописаних 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 реко-

мендувати даний метод як найбільш точний у ході виконання подальших досліджень. Перспектива подальших науково-практичних досліджень полягає у можливості визначення ультразвукових показників різних пломбувальних матеріалів та реставрацій у ротовій порожнині. Таким чином, поряд із вирішенням питання реєстрації стоматологічного статусу особи, можливе проведення експертної оцінки проведеного стоматологічного лікування та відповідно заповненої медичної карти стоматологічного хворого. Невідповідність показників ультразвукових досліджень пломб, протезів, реставрацій очікуваним може бути обумовлена неякісно проведеним стоматологічним втручанням та використанням інших матеріалів, ніж ті, які записані у медичній документації. Експертна оцінка надання стоматологічної допомоги можлива з урахуванням змін фізичних звукових показників матеріалів з подальшим встановленням причин виникнення ятрогенних дефектів лікування.

ВИСНОВКИ

1. Показники ультразвукових досліджень можуть виступати додатковими елементами доказової бази ідентифікації стоматологічного статусу особи, а їх зміни – показниками якості надання стоматологічної допомоги при проведенні експертної оцінки.

2. Використання ультразвукових хвиль дозволить проводити не тільки ідентифікацію основних стоматологічних матеріалів у порожнині рота, а й подальший ретроспективний аналіз змін параметрів ультразвукової хвилі в залежності 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 за рахунок показників ультразвукових досліджень основних стоматологічних матеріалів як специфічних ідентифікаційних елементів обумовлює можливість індивідуалізації результатів стоматологічного лікування з виділенням додаткових характерологічних ознак в програмі ідентифікації осіб зі зміненим стоматологічним статусом.

Література

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 С.Я.** Скануючі методики комп'ютерної ідентифікації особи за цифровими ортопантомограмами: методичні рекомендації / С.Я. Костенко, В.І. Біда, В.Д. Мішалов. // – К. 2012. – 17 ст.
3. **Костенко С.Я.** Клініко-експериментальне обґрунтування судово-медичної класифікації стоматологічного статусу / Костенко, С. Я.; Мішалов, В. Д.; Сливка, М. М.; Гончарук-Хомин, М. Ю. // *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, С.Я. Костенко, Ю.Ю. Переста Ю.Ю. // – К.: 2012. – 28 ст.
5. **Павленко А. В.** Зубочелюстная система как взаимосвязь элементов жевания, эстетики и фонетики. Обзор литературы / А. В. Павленко, О. Я. Хохлич // *Современная стоматология*. – К., 2010. – N 5. – С. 88-90
6. **Радько В.І.** Експериментальне обґрунтування систематизації зубів, зруйнованих нижче рівня ясенного краю / В. І. Радько, С. Я. Костенко // *Современная стоматология*. – 2008. – № 4. – С. 149-152. – С. 152-152
7. **Baker K.G., Robertson V.J., Duck F.A.** A Review of therapeutic ultrasound: Biophysical effects // *Physical Therapy*. – 2001. – Vol. 81, N 7. – P.1351-1358.
8. **Barnett S.B.** The sensitivity of biological tissue to ultrasound / S.B. Barnett, H.D. Rott, G. Haar ter, M.C. Ziskin, K. Maeda // *Ultrasound in Med & Biol*. – 1997. – Vol. 23, N 6. – P. 805-812.
9. **Bluth E.L., Arger P.H., Benson C.B., Ralls P.W., Siengel M.J.** Ultrasound: a practical approach to clinical problems. – New York, Thieme, 2000. – 123 с.
10. **Clarke L.** Acoustic streaming: An in vitro study / L. Clarke, E.A. Andrew, E. Graham // *Ultrasound Med & Biol*. – 2004. Vol. 30, N 4. – P.559-562.
11. **Dalecki D.** Mechanical bioeffects of ultrasound / D. Dalecki // *Annu.Rev. Biomed. Eng.* – 2004. – № 6. – P.229-248.
12. **Haarter G.** Therapeutic ultrasound / G. Haarter // *European J. of Ultrasound*. – 1999. – N. 9. – P.3-9.
13. **Kostenko Ye.** Forensic dentistry: from age determination to identification/ Ye. Kostenko, N. Bobrov // *Folia Societatis Medicinæ Legalis Slovacæ*. – 2012. – Volume 2. – Nr.1. – P. 34-38.

МЕТОДЫ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ В ИДЕНТИФИКАЦИИ ОСНОВНЫХ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ

Костенко Е.Я., Мишалов В.Д., Радько В.И, Гаврилешко К.И.,
Гончарук-Хомин М.Ю.

Резюме: В статье приведены теоретические обоснования использования методов ультразвуковой диагностики (эхо-импульсный метод, метод дефектоскопии, импульсный фазовый метод, водоиммерсионный метод) для идентификации основных стоматологических материалов и экспертной оценки качества оказания стоматологической помощи населению. Принцип идентификации заключается в сопоставлении теоретически рассчитанных показателей ультразвука полученным лабораторным данным. Учитывая параметры ультразвуковых волн и этапы функционирования вышеперечисленных методов исследований, рекомендуется использовать водоиммерсионный метод, как таковой, что обеспечивается наибольшее достоверность показателей длины ультразвуковой волны в экспериментальных условиях (величина значения относительных погрешностей 1,26-1,03%). Перспектива дальнейших исследований состоит в исследовании возможности ретроспективного анализа изменений параметров ультразвуковой волны в зависимости от изменения физических свойств и химического состава пломбирочных материалов, качества проведенного ортопедического лечения.

Ключевые слова: судебная стоматология, УЗД, водоиммерсионный метод, идентификация, метод неразрушающего контроля.

METHOD ULTRASONIC DIAGNOSTIC OF IDENTIFICATION BASIC DENTAL MATERIALS

Kostenko E., Mishalov V., Gavryleshko K., Radko V.,
Goncharuk-Khomyn M.

Resume: The results of dental treatment (recovery of defects by filling and total restorations, prosthetics construction, bone augmentation, dental implantation) is a set of individual iatrogenic changes that have topographical, morphological and functional features, and therefore can be used in person identification by dental status. The main identification elements of the dentition after an integrated dental treatment include: 1) filling using cements, composites, amalgam 2) metal, polymeric or ceramic crowns; 3) non-removable prosthetics; 4) removable prosthetics. Studies of indicating basic dental materials by the specific features of the physical and chemical characteristics therefore can be used for the purpose of individualization and specificity results of iatrogenic interventions with detailed registration of dental status in program of dental identification.

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 (considering chemical composition, density and elastic modulus of materials) and obtained laboratory data. Practical research using dental metal alloys Heraenium NA, Heraenium S, Bego Wirloy NB, Bego Wironit using the above methods showed that the level of relative errors obtained practical results and theoretical values ranging 2,084-1,651 ± 0,382%. 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 of further scientific and practical research is the ability to determine various parameters of ultrasonic waves for filling materials and restorations in the mouth. Thus, along with the decision of the registration of the dental status of a person may conduct an expert evaluation of the dental treatment results and the properly completed dental interventions due to medical record. Discrepancy indices of ultrasound waves during expertise on fillings, dentures, restorations can be expected due to low-quality dental intervention and the use of other materials than those recorded in the medical records. Peer review of dental care possible, taking into account changes in the physical parameters of sound material, followed by the establishment of the causes of iatrogenic defects. Indicators of ultrasound may make additional elements of evidence identifying the dental status of a person and also it's changes may be indicators of the quality of dental care in conducting peer review. The use of ultrasonic waves not only allow for the identification of common dental materials in the mouth, but subsequent retrospective analysis of changes in the parameters of the ultrasonic wave, depending on the changes in physical properties and chemical composition of the filling material quality or prosthetic treatment (clasp, prosthetic dentures and artificial single crowns). Increasing the number of criteria of evidence by the performance of ultrasound parameters of basic dental materials as specific identification elements makes possible the individualization of the results of dental treatment with the release of additional traits of characteristics in the program of person identification with a changed dental status.

Keywords: forensic odontology, ultrasonic diagnostic, water immersion method, identification, method of non-ruined control.