

Запропонований винахід належить до способів та засобів для контролю функціонального стану системи середнього вуха людини і може бути використаний для експрес-контролю норми акусто-механічної системи вуха для диференціації її порушень від сенсо-невральної системи, а також при тестових випробуваннях в функціональній діагностиці, при - проведенні масових профілактичних обстежень, обстежень немовлят і дітей.

Серед об'єктивних (без участі суб'єкту) методів обстежень слуху в теперішній час застосовуються: акустична імпедансометрія в її сучасному варіанті одно- або багаточастотної тимпанометрії; реєстрація слухових викликаних потенціалів (СВП); реєстрація отоакустичної емісії (ОАЕ); безумовно-рефлекторна аудіометрія немовлят. Для останнього методу важливо лише встановлення факту наявності у дітей відхилення слуху від норми [Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. - М.: Радио и связь, 1991 - 192с.].

Обов'язковою умовою перших 3-х методів є герметизація зовнішнього слухового проходу і введення в нього звукового безперервного сигналу частотою 226Гц в одночастотних і 226, 660, 1000Гц - в багаточастотних тимпанометрах, або звукового стимулу певної інтенсивності, тривалості і спектрального складу при реєстрації СВП або ОАЕ. Величини, що вимірюються у більшості випадків усереднюються в часі [Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. - М.: Радио и связь, 1991 - 192с.].

Найбільш близьким по технічній сутності до заявляемого є спосіб контролю норми системи середнього вуха, що використовується в багаточастотному акустичному вушному імпедансметрі, що заснований на акустичному впливі на середнє вуха пацієнта безперервним сигналом частотою 226 Гц або 226 Гц, 660, 1000 Гц безперервному вимірюванні залежності еквівалентного об'єму середнього вуха, при герметично замкненому зовнішньому слуховому проході пацієнта, від різниці тисків у зовнішньому слуховому проході і атмосферного, що створюється пневмосистемою імпедансметра. Для ідентифікації відхилень в середньому вусі використовуються приблизні класифікації тимпаногам; найбільше визнання одержали класифікації по Джергеру і Лідену [Лисенко О.М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини. -К.:КВІЦ, 2002.-176 с.].

Цьому способу притаманний суттєвий недолік, який полягає у тому, що велика міжсуб'єктна розбіжність еквівалентного об'єму середнього вуха може перекривати відхилення від середніх значень, які характерні для норми та різних видів патологій, що не дозволяє достовірно діагностувати патологію тільки на підставі тимпаногам. Кількісного об'єктивного параметру норми стану системи середнього вуха не існує. Крім того для отримання тимпаногам використовується безперервний сигнал, а величина, що вимірюється, усереднюється у часі. Це не дозволяє отримувати зміну еквівалентного об'єму середнього вуха як в процесі швидких (наприклад ковтальних) рухів, так і у процесі більш повільних впливів (наприклад лікарських тестів).

В основу винаходу поставлена задача удосконалення способу контролю норми системи середнього вуха шляхом вимірювання коефіцієнту відбивання звукового імпульсу від барабанної перетинки як функції частоти, що забезпечує підвищення достовірності діагностики патологій середнього вуха, і робить можливим проведення діагностики в реальному часі.

Поставлена задача вирішується тим, що при здійсненні способу контролю норми системи середнього вуха, що заснований на акустичному впливі на середнє вуха пацієнта та вимірюванні основних параметрів вуха, по яких діагностують стан його системи, згідно з винаходом новим є те, що в якості параметрів середнього вуха вимірюють коефіцієнт відбивання звукового імпульсу від барабанної перетинки як функцію частоти, перетворюють її в безрозмірний параметр, який є комбінацією гнучкості барабанної перетинки, активної компоненти імпедансу середнього вуха на нижній резонансній частоті і об'єму барабанної порожнини - фактор норми, який для нормального вуха дорівнює одиниці.

Вимірювання коефіцієнту відбивання звукового імпульсу від барабанної перетинки як функції частоти, і перетворення її в безрозмірний параметр - фактор норми, тобто:

$$A = \frac{V_{\text{екв}}(f_p)}{V_{\text{екв}}(226)} \frac{1}{\sqrt{1 + V_{\text{б.пор.}} / V(226)}} = 1$$

де

$V_{\text{б.пор.}} \cong 0,9\text{см}^3$ - об'єм барабанної порожнини, забезпечує підвищення достовірності діагностики патологій середнього вуха.

Використання імпульсних сигналів дозволяє шляхом зміни їх частоти і часу слідування отримувати зміну параметра норми і резонансної частоти як в процесі швидких (наприклад ковтальних) рухів, так і у процесі більш повільних впливів (наприклад лікарських тестів). Частота заповнення звукових імпульсів вибирається рівній 660 Гц (для чоловіків) чи 1000 Гц (для жінок). Ці частоти близькі до резонансних частот середнього вуха чоловіка або жінки. Тривалість імпульсів обирається рівній 1,5 періоду на обраній частоті, тобто: $\tau_i = 1,5 / 660 = 2,27\text{мс}$, чи

$\tau_i = 1,5 / 1000 = 1,5\text{мс}$. Смуга частот такого імпульсу на рівні 0,707 від максимуму дорівнює:

$$2\Delta f = \frac{1000}{1,5} = 670\text{Гц}$$

або, тобто займає діапазон від 440 до 880 Гц або від 665 до 1335 Гц. Кількість посилок і інтервалів між ними вибираються в залежності від інтервала зміни процесу, що досліджується.

Найбільш близький по технічній сутності до заявляемого є акустичний вушний імпедансметр, що реалізує розглянутий вище спосіб контролю стану системи середнього вуха і вибраний в якості прототипу.

Акустичний вушний імпедансметр містить генератор зондуючого сигналу (тону частотою 226, 660, або 1000 Гц), з'єднаний виходом з телефоном, який випромінює сигнал через вузьку трубку звукопроводу в зовнішній слуховий прохід, мікрофон з зондовою трубкою для прийому відбитого від барабанної перетинки сигналу, з'єднаний виходом з входом вимірювальної системи, яка підсилює сигнал, фільтрує і спрямлює його, індикатор, вхід якого з'єднаний з виходом вимірювальної системи, вихідний реєстратор, вхід якого також з'єднаний з виходом вимірювальної системи, компресор для зміни тиску в зовнішньому слуховому проході, який передає стискання чи розрідження в зовнішній слуховий прохід за допомогою трубки, манометр для контролю тиску, з'єднаний з виходом компресора, електродвигун для приведення компресора в дію, з'єднаний виходом з входом

компресора і з входом вихідного реєстратора, для запису тимпанограми [Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. - М.: Радио и связь, 1991 - 192с.].

Недоліками акустичного вушного імпедансметра є: необхідність повної герметизації зовнішнього слухового проходу і створення в ньому надлишку, або нестачі статичного тиску, що особливо складно і небезпечно для немовлят; необхідність усереднення даних за час вимірювання, який разом з часом підготовки до вимірювань не дозволяє проводити їх в реальному часі.

В основу винаходу поставлена задача удосконалення вушного ехо-спектрометра, в якому введенням помік акустичним зондом і зовнішнім слуховим проходом звукопроводу, виконаного у вигляді гнучкої трубки розрахованої довжини з діаметром, рівним діаметру зовнішнього слухового проходу, причому тиск повітря в звукопроводі і вусі дорівнює атмосферному, забезпечується спрощення процедури діагностики і підвищення її безпечності для немовлят і стає можливим проведення діагностики в реальному часі.

Поставлена задача вирішується тим, що у вушному ехо-спектрометрі для контролю норми системи середнього вуха, що містить акустичний зонд в якому розташовані телефон та мікрофон, генератор зонduючого сигналу та вимірювальну систему, згідно винаходу новим є те, що в нього додатково введено звукопровід, який виконано у вигляді гнучкої трубки, в еластичний вхід якої вставлено акустичний зонд, а вихід її виконано з можливістю щільного встановлення у зовнішній слуховий прохід пацієнта, а вимірювальна система виконана на основі комп'ютера, і містить звукову плату, з'єднану двонаправленою шиною з центральним процесором, вихід "out" якої з'єднано з входом телефону, а мікрофонний вхід "in" з'єднано з виходом мікрофону, постійний запам'ятовуючий пристрій, з'єднаний виходом з центральним процесором, оперативний запам'ятовуючий пристрій, з'єднаний двонаправленою шиною з центральним процесором, дисплей і принтер, з'єднані входами з центральним процесором, клавіатуру та мишу, з'єднані виходами з центральним процесором, при цьому генератор зонduючого сигналу виконано у вигляді жорсткого диску, з'єданого двонаправленою шиною з центральним процесором комп'ютера.

На кресленні представлена структурна схема комп'ютерного вушного ехо-спектрометра, що пропонується.

Комп'ютерний вушний ехо-спектрометр містить звукопровід 1, який виконано у вигляді гнучкої трубки, в еластичний вхід якої вставлено акустичний зонд 3, який містить телефон 4 та мікрофон 5, а вихід її виконано з можливістю щільного встановлення у зовнішній слуховий прохід пацієнта 2, вимірювальну систему виконану на основі комп'ютера 14, і яка містить звукову плату 10, з'єднану двонаправленою шиною з ЦП 6, вихід "out" якої з'єднано з входом телефону 4, а мікрофонний вхід "in" з'єднано з виходом мікрофону 5, постійний запам'ятовуючий пристрій (ПЗП) 7, з'єднаний виходом з ЦП 6, оперативний запам'ятовуючий пристрій (ОЗП) 8, з'єднаний двонаправленою шиною з ЦП 6, дисплей 11 і принтер 12, з'єднані входами з ЦП 6, клавіатуру та мишу 13, з'єднані виходами з ЦП 6, генератор зонduючого сигналу, виконаний у вигляді жорсткого диску 9, з'єданого двонаправленою шиною з центральним процесором (ЦП) 6 комп'ютера.

Розглянемо спосіб експрес-контролю норми акусто-механічної системи вуха на прикладі роботи комп'ютерного вушного, ехо-спектрометра. Електричні імпульси з амплітудою A_0 з виходу "out" звукової плати 10 комп'ютера 14 поступають на телефон 4. Джерелом електричних імпульсів є записана, за допомогою клавіатури та миші 13, на жорсткий диск 9 в реальному часі функція: $y = y_m \sin(2\pi \cdot 660 \cdot t)$ при $0 \leq t \leq 227 \cdot 10^{-3} \text{с}$, або

$y = y_m \sin(2\pi \cdot 1000 \cdot t)$ при $0 \leq t \leq 15 \cdot 10^{-3} \text{с}$. Кількість посилок і інтервалів між ними вибираються в залежності від інтервала зміни процесу, що досліджується. Телефон 4 перетворює електричні імпульси в акустичні. Випромінювані телефоном 4 акустичні імпульси поступають одночасно на мікрофон 5, який перетворює їх в електричні прямі імпульси, які поступають на мікрофонний вхід "in" звукової плати 10, і далі в ОЗП 8 комп'ютера 14, і на вхід звукопроводу 1, по якому вони доходять до барабанної перетинки вуха людини і відбиваються від неї.

Характерна довжина затухання звуку в звукопроводі 1 діаметром $d = 0,65 \text{см}$, що приблизно рівний діаметру зовнішнього слухового проходу 2, дорівнює при $f = 660 \text{Гц}$:

$$x_0 = \sqrt{\frac{2\rho}{\mu\omega}} \cdot d \cdot c = \sqrt{\frac{2 \cdot 1,22}{1,6 \cdot 10^{-5} \cdot 4,15 \cdot 10^3}} \cdot 6,5 \cdot 10^{-3} \cdot 3,42 \cdot 10^2 = 13,5 \text{м}$$

або при $f = 1000 \text{Гц}$: $x_0 = 10,9 \text{м}$, де $\rho = 1,22 \text{ кг/м}^3$, $c = 3,42 \cdot 10^2 \text{ м/с}$ - густина повітря та швидкість звуку в ньому, $\mu = 1,6 \cdot 10^{-5} \text{ кг/м} \cdot \text{с}$ - коефіцієнт в'язкості повітря. Довжина звукопроводу 1 вибирається рівною 1м. При цьому коефіцієнт затухання у звукопроводі 1 на частотах 440; 660; 880 Гц дорівнює 0,937; 0,926; 0,914, а на частотах 665, 1000, 1335 Гц дорівнює 0,925; 0,918; 0,891. Зміною коефіцієнту затухання у вибраних діапазонах $\approx 2,5\%$ від значення на 660 або 1000 Гц можна знехтувати у порівнянні зі змінами коефіцієнту відбивання, що

розрахований з виразу для фактора норми: 0,89-0,71-0,84, тобто 0,18/0,71=0,25 (25%). Відбиті акустичні імпульси (ехо-імпульси) через звукопровід 1 приходять на мікрофон 5, їх амплітуда дорівнює $K^2(f)\chi(f)y_m$, $K^2(f)$ - коефіцієнт затухання у звукопроводі 1, $\chi(f)$ - коефіцієнт відбивання від барабанної перетинки.

Мікрофон 5 перетворює акустичні ехо-імпульси в електричні. Електричні ехо-імпульси з мікрофону 5 поступають на мікрофонний вхід "in" звукової плати 10, і далі в ОЗП 8 комп'ютера 14, в якому вже знаходиться інформація про амплітуду прямих імпульсів, вона дорівнює: $K_{\text{розр.}}^2(f)y_m$, де $K_{\text{розр.}}^2(f)$ - розрахований коефіцієнт затухання у звукопроводі 1 ($K_{\text{розр.}}^2(660) = 0,926$ - для чоловіків, $K_{\text{розр.}}^2(1000) = 0,918$ - для жінок). В ЦП 6 за допомогою, наприклад, прикладного пакету Matlab, знаходяться залежності коефіцієнту відбивання від частоти, які виводяться на екран дисплею 11, і які занесені в ОЗП 8: $\chi(f) = K^2(f)\chi(f)y_m / K_{\text{розр.}}^2(f)y_m$. Необхідні значення $\chi_{\text{мін}}(t)$ і $f_p(t)$ переносяться на принтер 12. Змінюючи частоту і час слідування імпульсів можна отримати зміну параметра норми і резонансної частоти як в процесі швидких (наприклад ковтальних) рухів, так і у процесі більш повільних впливів (наприклад лікарських тестів). ПЗП 7 використовується ЦП 6 для зберігання базової системи

вводу/виводу BIOS, яка являється частиною операційної системи Windows, яка, в свою чергу, постійно знаходиться в ОЗП 8 і організує управління всіма блоками комп'ютера 14 і взаємодію його з лікарем, який проводить процедуру діагностики.

Програма обробки прямого і ехо- імпульсів в ЦП 6:

1) після приходу ехо-імпульсу і прямого імпульсу знаходяться їх спектри з інтервалом 22Гц (20 частот у діапазоні 440-880 Гц або 33,5 Гц (20 частот у діапазоні 665-1335 Гц); записуються в ОЗП 8;

3) знаходиться частотна залежність коефіцієнта відбивання від барабанної перетинки $\chi(f): \chi(f) = K^2(f)\chi(f)y_m / K_{розр.}^2(f)y_m$; значення $\chi_{\min}(f_p)$ і f_p виводяться на екран дисплею 11;

4) якщо використовується декілька імпульсів, то процедура аналогічна пп.1-3 пророблюється з кожним з імпульсів; в кожному із спектрів знаходиться $\chi_{\min}(f_p, t)$ з занесенням в ОЗП 8 χ_{\min} , f_p , t ; після закінчення серії залежності $\chi_{\min}(t)$, $f_p(t)$ відображаються на екрані дисплею 11 і можуть бути роздруковані принтером 12;

5) знаходиться відношення значення активної складової імпедансу R до значення імпедансу повітря у площині барабанної перетинки $Z_n = \rho_0 c_0 / S_{б.п.}$:

$$q = R / Z_n = \frac{1 + \chi_{\min}}{1 - \chi_{\min}}$$

де $S_{б.п.} = 64 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$ (для чоловіків) і $S_{б.п.} = 130 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$ (для жінок) – площа барабанної перетинки; $\rho_0 = 1,2 \text{ кг/м}^3$; $c_0 = 3,4 \cdot 10^2 \text{ м/с}$ - густина повітря і швидкість звуку в ньому;

6) знаходиться добротність по значенню $\chi(440\text{Гц})$ для чоловіків або $\chi(665\text{Гц})$ для жінок, тобто

$$\chi(x = 0,665)(x = 440/660 - 665/1000 = 0,665) ;$$

$$Q = \sqrt{\frac{\chi^2(0,665) \cdot (1+q)^2 - (1-q)^2}{0,71 \cdot (1 - \chi^2(0,665))}} ;$$

6) знаходиться фактор норми:

$$A = Q \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + 1/V_{б.п.}}}$$

якщо він не дорівнює 1, робиться висновок про наявність патологій середнього вуха людини.

При необхідності вибрана залежність $\chi(i)$ може бути оброблена для знаходження параметрів середнього вуха: знаходиться маса слухових кісточок разом з барабанною перетинкою і її гнучкість (еквівалентний об'єм):

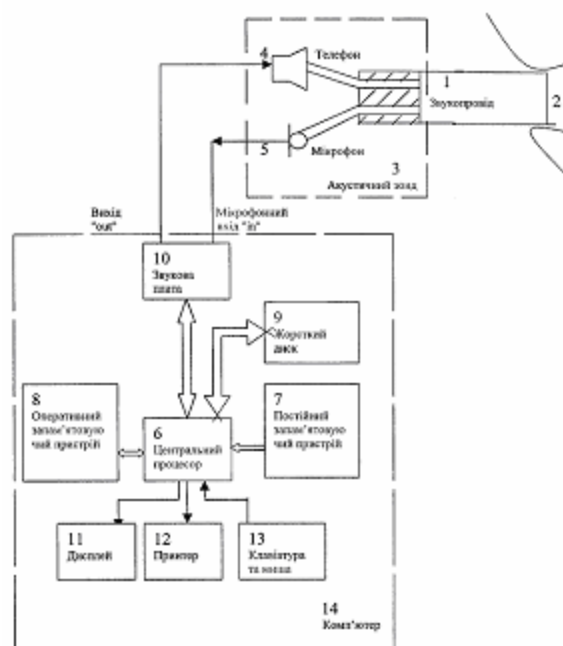
$$m_k = \frac{Q \cdot q \cdot Z_{п.мех.}}{2\pi f_p}$$

$$\text{де } Z_{п.мех.} = \rho_0 \cdot c_0 \cdot S_{б.п.} = 4,2 \cdot 10^2 \text{ кг/с} \cdot \text{м}^2 \cdot S_{б.п.} ,$$

$$m_k = 6,65 \cdot 10^7 \cdot \frac{Q \cdot q \cdot S_{б.п.}}{f_p} , \text{ мг,}$$

$$V_{б.п.} = \frac{1}{Q \cdot \omega_p \cdot q \cdot Z_n} , \text{ м}^3$$

Використання винаходу дозволяє підвищити достовірність діагностики патологій середнього вуха, робить можливим проведення діагностики в реальному часі, забезпечує спрощення процедури діагностики і підвищення її безпечності для немовлят.



Фиг.