

Біомедичні прилади та системи

УДК 534.75

Моделювання завитки внутрішнього вуха людини у вигляді довгої лінії

Найда С. А., д.т.н., проф., ORCID [0000-0002-5060-2929](https://orcid.org/0000-0002-5060-2929)e-mail sa.naida@aae.kpi.uaБезродна В. В., ORCID [0000-0002-2481-2770](https://orcid.org/0000-0002-2481-2770)e-mail vivavalery@yandex.uaКафедра Акустики та Акустоелектроніки acoustic.kpi.ua

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» kpi.ua

Київ, Україна

Реферат—В роботі представлено короткий огляд дослідження завитки внутрішнього вуха людини. Розглянуті основні теорії і способи моделювання передачі та перетворення акустичного сигналу у завитці. Проаналізовані особливості моделювання завитки внутрішнього вуха людини у вигляді довгої лінії та спіралі. Розглянуто вплив на слух кривизни завитки людини при розповсюдженні хвиль вздовж каналу. Через складності, що виникають при моделюванні завитки у вигляді спіралі, представлено результати її моделювання у вигляді довгої лінії.

Бібл. 17, рис. 3.

Ключові слова — завитка; спіраль; довга лінія; рівняння Вебстера.

I. ВСТУП

Розглянемо повітряний шлях проведення звуку до внутрішнього вуха людини. Звукові хвилі через зовнішній слуховий прохід потрапляють на барабанну перетинку і викликають її коливання. Коливання передаються через ланцюг слухових кісточок на вікно присінку, що, в свою чергу, викликає рух перелімфи та сприймається ендолімфою завиткового протоку. Завдяки цьому відбувається хвилеподібний рух основної мембрани, яка в залежності від частоти та інтенсивності звуку коливається по всій своїй довжині [1].

Статистика стверджує, що більш ніж у 6 % населення є проблеми зі слухом. Своєчасна діагностика порушень слуху дозволяє вчасно попередити його погіршення або повну втрату. Виявлення проблем зі слухом у новонароджених є одним з найважливіших питань сьогодення, адже будь-які відхилення слуху у дитини впливають на формування особистості та її повноцінний розвиток.

В теперішній час найбільшого поширення серед об'єктивних методів діагностики слуху набули багаточастотна акустична імпедансометрія та реєстрація сигналів викликаного отоакустичної емісії (ВОАЕ) [2]–[4].

II. АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДАНИХ І ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Завитка внутрішнього вуха людини представляє собою заповнений рідиною перетинчастий канал,

який утворює два з половиною витка спіралі. Всередині спіралі по всій довжині розташований кістковий стрижень, а до протилежної стінки йдуть дві плоскі мембрани (основна і рейснерова). Таким чином, завитка по всій довжині ділиться на три паралельні канали. Два зовнішні канали — присінкові і барабанні сходи, — сполучаються між собою біля верхівки завитки, яка є кінцевою ланкою слухової системи в тракці звукопередачі.

Дослідження будови завитки починаються в кінці XIX століття з резонансної (просторової) теорії Гельмгольца, згідно якої в завитці на базиллярній мембрані відбувається розкладання акустичного сигналу на прості гармонічні складові [5], [6].

Далі виникла «телефонна теорія» Резерфорда [7], яка визначає, що завитка не є частотно-чутливою по всій своїй довжині, а всі її ділянки реагують на всі частоти одразу. Проте невдовзі виявилось, що пошкодження верхньої частини завитки призводить до втрати здатності сприймати звуки високої частоти. Це частотна теорія пояснити була не в змозі.

З часом Евальд [8] та Харст намагалися представити свої теорії стоячих хвиль, проте вони не набули поширення.

У 1928 році Бекеші представив теорію «біжучих хвиль», згідно якої при коливаннях базиллярної мембрани з'являється біжуча хвиля на базиллярній мембрані, що рухається від основи завитки до її верхівки [9].



В кінці XX – на початку XXI століття було проведено гідромеханічне та електричне моделювання завитки [7], яке показало, що на базилярній мембрані існують резонансні процеси при подачі синусоїдального сигналу збудження на мембрану вхідного вікна. Завдяки цьому моделюванню були отримані інформативні дані щодо затухання сигналу збудження при його передачі біжучою хвилею.

Однак питання природи процесів в слуховій системі, передачі та перетворення акустичних сигналів у завитці залишилися не вирішеними. Сьогодні найбільш розповсюдженою теорією вважається теорія Бекеші, проте вона теж не здатна пояснити багато феноменів, які були виявлені в слуховій системі за допомогою сучасних експериментальних методів дослідження.

III. МЕТА І ЗАВДАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ

Метою роботи є моделювання завитки внутрішнього вуха людини у вигляді спіралі та довгої лінії.

Для досягнення даної мети необхідно дослідити вплив форми завитки на сприйняття акустичного сигналу людиною та зробити висновки щодо можливості та необхідності моделювання завитки у вигляді спіралі.

IV. СПІРАЛЬНА ФОРМА ЗАВИТКИ ТА ЇЇ ВПЛИВ НА СПРИЙНЯТТЯ ЛЮДИНОЮ

Функціональне значення витків завитки привертало увагу дослідників в різних областях та в різні часи. Довгий час вважалося, що спіральна форма завитки не впливає на слух. Фізичні та математичні моделі показали, що кривизна не впливає на максимальну амплітуду середньої лінії базилярної мембрани (БМ) [10]–[12] і не змінює місце максимуму амплітуди вздовж БМ [9]. Проте аудіограми ссавців свідчать про зворотне. Статистика вказує на сильну кореляцію між числом витків спіралі та порогам слуху на низьких частотах [13].

Виникає питання про вивчення впливу кривизни. При розповсюдженні хвилі вздовж каналу завитки її енергія залишається постійною за рахунок дуже повільної зміни розмірів завитки, в тому числі кривизни [14]. Оскільки енергія постійна, можна стверджувати, що усереднені значення поперечного перерізу також постійні. Амплітуда хвилі на середній лінії БМ не може залежати від кривизни через близькість до усередненого поперечного перерізу.

Кривизна, однак, як було показано, створює радіальний градієнт рідинного тиску [12]. З огляду на те, що нейросенсорні клітини стимулюються за допомогою радіальних сил зсуву, дивно, що радіальні поперечні або радіальні зміни амплітуди хвилі не були розглянуті в криволінійних моделях, і в механіці передачі хвилі були вивчені на прямих моделях.

У роботі [15] було зазначено, що завиткова кривизна, за рахунок перерозподілу щільності енергії хвилі по всій ширині каналу, збільшує радіальний зсув в області БМ, де аналізуються низькі частоти. Автори пояснили перерозподіл енергії, провівши аналогію між хвильовою енергією потоку і геометричною

оптикою. Було також встановлено, що градієнт кривизни має додаткову роль: відбиваючись від стінки, зі зменшенням радіусу кривизни, звукові промені фокусуються на зовнішній стінці, що відповідає збільшенню щільності енергії хвилі. Ефект сильніше в кінці спіралі завитки (апекс), який має найменший радіус кривизни і де аналізуються низькі частоти.

Для визначення кількісного критерію оцінки впливу кривизни завитки на біжучу хвилю в [15] врахували кривизну, масу та жорсткість БМ. Спрощення базувалося на розгляді БМ з постійною шириною, яка дорівнює ширині каналу. Рідина вважалася такою, що не стискається та є безвихровою (зі швидкістю $v = \Delta\Phi$), що міститься в двох каналах, які симетрично розділені БМ. Проте моделювання завитки у вигляді спіралі з урахуванням всіх параметрів викликає певні труднощі.

В роботі [16] показано, що форма стимулу ВОАЕ в зовнішньому слуховому проході має вигляд імпульсної функції середнього вуха з максимумами на високій (2600 Гц) і низькій (1000 Гц для жінок і дітей; 700 Гц для чоловіків) резонансних частотах, які слідує один за одним:

$$I\Phi(t) = Af_i \cdot \frac{\sin[\pi \cdot Af_i \cdot (t - t_{zi})]}{[\pi \cdot Af_i \cdot (t - t_{zi})]}, \quad (1)$$

$$\cos(\omega_{pi} \cdot (t - t_{zi}))$$

де Δf_i – смуга пропускання фільтру з резонансною частотою f_{pi} посередині, Δt_i – інтервал часу між першими нулями огинаючої, t_{zi} – час затримки -того максимуму. У взятому з літератури прикладі ВОАЕ при $t_{z1} = 4$ мс середня частота (визначалася безпосередньо за періодом коливань) $f_{p1} = 2.5$ кГц, а при $t_{z2} = 10$ мс, $f_{p2} = 1$ кГц, тобто $t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 10$. Це частоти першого і другого резонансів середнього вуха. Із цього слідує важливий висновок, що ВОАЕ характеризує всі відділи вуха.

Ці частоти співпадають з найбільш виступаючою I (≈ 700 Гц у чоловіків), II (≈ 1000 Гц у жінок і дітей) і III (≈ 2600 Гц у тих і інших) формантами звуку "а", що грає ключову роль в розбірливості мови і завдяки чому займає особливе місце в слухо-мовленнєвій системі людини. Важливо відмітити, що резонанс на частоті 2600 Гц буде відсутнім, якщо відстань від кінця звукопровідної трубки мініатюрного мікрофону до барабанної перетинки мала.

На частоті I резонансу вся звукова потужність, що пройшла через барабанну перетинку, проходить в завитку.

Трьома різними методами нами доведено, що поперечна складова звукового тиску на мембрану Рейснера p_{\perp} приблизно дорівнює $p_{\parallel} / K_{\text{підс}}$ від подовжньої складової хвилі стиснення p_{\parallel} . Тут $K_{\text{підс}}$ - коефіцієнт підсилення тиску в ланцюзі слухових кісточок на частоті резонансу:

$$K_{\text{підс}} = \frac{p_{\text{рід}}}{p_{\text{б.п}}} = \sqrt{\frac{z_{\text{рід}}}{5.8\rho c_0} \cdot \left(\frac{S_{\text{б.п}}}{S_{\text{ов.о}}}\right)} = 115, \quad (2)$$

або $20 \lg K_{\text{підс}} = 20 \lg 115 = 41$ дБ, де $p_{\text{б.п}}$, $p_{\text{рід}}$ – акустичний тиск біля барабанної перетинки та овального вікна відповідно, $z_{\text{рід}} = 1.5 \cdot 10^6$ Па · с/м – питомий акустичний імпеданс барабанної перетинки і рідини, $S_{\text{б.п}}$, $S_{\text{ов.о}}$ – площа барабанної перетинки та овального вікна відповідно. Це значення співпадає з величиною “щільності” між аудіограмами повітряної і кісткової провідності при повному руйнуванні ланцюга кісточок (40 дБ). Раніше вважалося, що $K_{\text{підс}} = 20 \div 30$.

Зазначимо, що p_{\perp} в вестибулярному каналі завитки виникає через її кривизну з радіусом $r(x)$:

$$\frac{\partial p_{\perp}}{\partial r} = -\rho \frac{u^2}{r(x)}, \quad (3)$$

де $\rho \frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x}$, x – координата вздовж осі завитки, u – швидкість руху частинок в хвилі стиснення; p – її звуковий тиск; ρ – густина рідини в каналах завитки.

Розраховане на основі формули (2) значення $K_{\text{підс}}$ показує, що БОАЕ в середнє вухо виходить через кругле вікно, оскільки ослаблення в цьому випадку:

$$S_{\text{б.п}} / S_{\text{кр.в}} \approx 32 \ll 115 = K_{\text{підс}}, \quad (4)$$

де $S_{\text{кр.в}}$ – площа круглого вікна.

Важливо відмітити, що $S_{\text{б.п}} / S_{\text{кр.в}}$ не залежить від частоти, з чого випливає, що частотно-часовий спектр БОАЕ співпадає зі спектром електричних сигналів, які поступають через слухові нерви в слухові відділи центральної нервової системи (ЦНС).

Таким чином, розбиття спектра звуку на частотні інтегруючі групи (критичні смуги), яке представляє собою одну з найважливіших властивостей слуху, відбувається в акустичному слуховому аналізаторі, на що вперше звернуто увагу в [16].

Зазначимо, що сприйняття висоти тону – суб’єктивної кількісної міри його відчуття, фізичним корелятом якого є частота, – відбувається в ЦНС. При цьому збільшення частоти на одну частотну групу $\Delta f_{\text{гр}}$ призводить до зростання висоти тону на одну і ту ж величину, яка дорівнює 100 мел або одному барку. До частоти 500 Гц обидві характеристики (мел і герц) співпадають, а, наприклад, при частоті 8 кГц висота тону дорівнює всього 2000 мел. Це дозволяє пояснити співвідношення $t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 12 \div 20$ при зміні частоти від 1 до 4 кГц. Дійсно, параметр:

$$t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 12 = \text{const}, \quad (5)$$

є параметром норми внутрішнього вуха.

Слуховий аналізатор перетворює суцільний спектр в дискретний, який складається з кінцевого числа складових за кількістю частотних груп, що виділяються середнім вухом і які усувають ефект маскування неперервного шуму.

Яким же чином здійснюється спектральний аналіз сигналів в акустичній частині слухового аналізатора? Поза вухом необхідність в такому аналізі сигналів виникає в багатьох випадках, де потрібно виділити їх на рівні шумів або прибрати вплив завад. В самому загальному випадку функцію спектральної густини можна визначити трьома різними способами: а) за допомогою кореляційних функцій; б) за допомогою фінітного перетворення Фур’є; в) за допомогою фільтрації, возведення в квадрат і усереднення. Перші два за своїм характером є математичними. Третій має на увазі застосування аналогових пристроїв. Співвідношення (1) є також взаємною кореляційною функцією в задачі дисперсійного розповсюдження сигналів від початку лінії затримки.

У випадку завитки клацання діє звуковим тиском $p_{\perp}(x)$ на всі волокна базиллярної мембрани одночасно. А ефект затримки виникає через залежність часу наростання коливальної швидкості від частоти і ступені близькості її до резонансної частоти окремого волокна. Тому лінія затримки завитки є багатовідхідною як зі сторони входу, так і зі сторони виходу на слухові нерви.

Зазначимо, що із застосуванням аналогових пристроїв лінії затримки використовуються разом із зовнішніми змішувачами, до виходу кожного з яких підключені інтегратори.

Один з вхідних сигналів $f(t)$ напряму поступає на змішувач, а другий $g(t)$ – проходячи по лінії затримки і поступаючи на її відводи. Таким чином, вихідний сигнал n -го відводу має вигляд

$$y(\tau_n) = \int f(t)g(t - \tau_n)dt, \quad (6)$$

де $\tau_n = z_n / N$ – час затримки сигналів від входу пристрою до n -го відводу. Для отримання дискретного набору значень кореляційної функції на обмеженому відрізку часу, який відповідає часу затримки лінії, необхідно також застосувати перемикач. З порівняння цієї схеми та завитки бачимо, що завитка є унікальним аналоговим кореляційним фільтром, який не потребує будь-якої обробки або декомпозиції його функцій.

V. МОДЕЛЮВАННЯ ЗАВИТКИ У ВИГЛЯДІ ДОВГОЇ ЛІНІЇ

Будемо вважати, що завитка представляє собою трубку, заповнену рідиною (перилімфою), яка пергороджена по всій довжині БМ. Довжина завитки близько 35 мм, а БМ – близько 32 мм, її ширина біля стремінця 0,05 мм, а біля гелікотреми – близько 0,5 мм. Резонансні властивості БМ безперервно змінюються вздовж довжини завитки за рахунок того, що вона більш жорстка і тонка біля стремінця, ніж біля гелікотреми, де вона більш піддатлива та масивна.



Проте в дійсності завитка є конусом, що складається з двох паралельних половин: зворотного та прямого конусних рупорів, які розділені між собою завитковим ходом з в'язкою ендолімфою, який, в свою чергу, відділяється від вестибулярного каналу мембраною Рейснера, а від тимпанального каналу — базиллярною мембраною.

В акустиці зазвичай користуються потенціалом коливальної швидкості Φ , який представляє собою скалярну величину, зв'язану з коливальною швидкістю частинок середовища u та зі звуковим тиском p співвідношеннями:

$$u = -\text{grad}\Phi = -\frac{\partial\Phi}{\partial x}, \quad (7)$$

$$p = \rho_0 \frac{\partial\Phi}{\partial t}, \quad (8)$$

де ρ_0 – густина середовища, x – вісь, що співпадає з нормаллю до хвильового фронту.

Хвильове рівняння, з врахуванням (7) та (8), має вигляд:

$$\frac{\partial^2\Phi}{\partial t^2} = \frac{c_0^2}{S} \frac{\partial}{\partial x} \left(S \frac{\partial\Phi}{\partial x} \right), \quad (9)$$

де $c_0^2 = \sqrt{E/\rho_0}$, $c_0 = 1540\text{м/с}$ – швидкість розповсюдження звукових хвиль у середовищі (перелімфі), S – площа поверхні хвильового фронту, E – модуль об'ємної пружності середовища.

Приведемо рівняння (9), яке ще має назву рівняння Вебстера, в гармонічному наближенні:

$$\frac{d^2\Phi}{dx^2} + \frac{1}{S} \frac{dS}{dx} \frac{d\Phi}{dx} + k^2\Phi = 0, \quad (10)$$

де $k = \omega/c_0$ – хвильове число звукової хвилі, яка розповсюджується у безмежному середовищі.

Для нескінченно довгого експоненціального рупора:

$$S = S_0 e^{2\delta x}, \quad (11)$$

де δ – коефіцієнт розширення рупора.

Підставляємо (11) в (10) та отримуємо рівняння:

$$\frac{d^2\Phi}{dx^2} + 2\delta \frac{d\Phi}{dx} + k^2\Phi = 0, \quad (12)$$

а його розв'язок, що враховує тільки пряму хвилю:

$$\Phi(x) = A e^{\gamma_1 x}, \quad (13)$$

де $\gamma_1 = -\delta - jk \sqrt{1 - \frac{\delta^2}{k^2}}$ – постійна розповсюдження хвилі.

Таким чином:

$$\Phi(x) = A e^{-\delta x} e^{-jk'x}, \quad (14)$$

де $k' = k \sqrt{1 - \frac{\delta^2}{k^2}} = \frac{\omega}{c_0} \sqrt{1 - \left(\frac{\delta c_0}{\omega}\right)^2}$ – хвильове число звукової хвилі, яка розповсюджується у рупорі. До тих пір, поки k' – дійсна величина, дане співвідношення має сенс. Звідси критична частота:

$$\omega_{kp} = \delta c_0, \delta = \frac{1}{2x} \ln \frac{S(x)}{S_0},$$

або для рупора кінцевої довжини:

$$\delta = \frac{1}{2l} \ln \frac{S(l)}{S_0},$$

де S_0 – площа вхідного перерізу рупора, x – координата, відлік якої здійснюється від вхідного перерізу, l – довжина рупора.

Якщо скористатися моделлю завитки у вигляді кінцевого рупора, то $\sqrt{\frac{S_0}{S(l)}} = 2$ та:

$$S(x) = \frac{1}{4} S_0 \left(\frac{2l-x}{l} \right)^2. \quad (15)$$

Тоді хвильове рівняння (10), з врахуванням (15), набере вигляду:

$$\frac{d^2\Phi}{dx^2} + \frac{2}{r} \frac{d\Phi}{dx} + k^2\Phi = 0, \quad (16)$$

де r – радіус поперечного перетину рупора при даному значенні x .

Розв'язок рівняння (16), що описує хвилю, яка розходиться:

$$\Phi = \frac{A}{r} e^{-jk'x}. \quad (17)$$

В зворотному рупорі, яким є завитка, r зменшується, а акустичні потенціал Φ та тиск p збільшуються.

Ідеалізоване схематичне зображення завитки [17] показано на рис. 1.

Залежність площини поперечного перерізу присілкової (вестибулярної) та тимпанальної (барабанної) сходинок описується однією і тією ж функцією $S_0(x)$

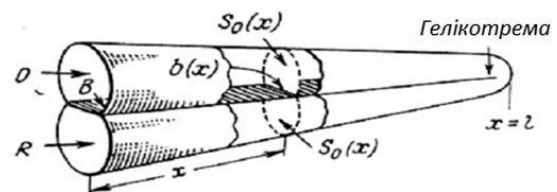


Рис. 1 Ідеалізоване схематичне зображення завитки (O – овальне вікно, R – кругле вікно, $S_0(x)$ – залежність площини поперечного перерізу, $b(x)$ – ширина БМ)

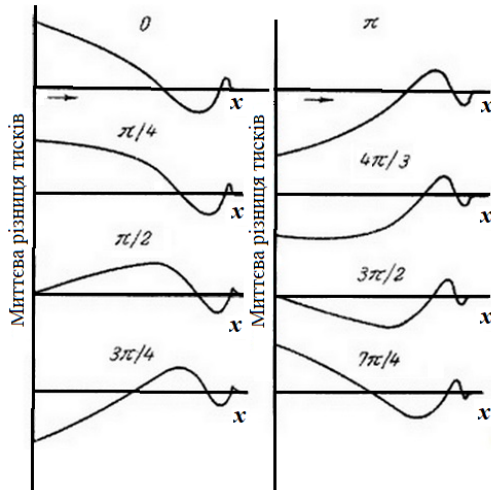


Рис. 2 Миттєві різниці тиску на стінках завиткового ходу для послідовних значень фази одного періоду збудження частоти 1 кГц

Опір, жорсткість БМ (точніше завиткового ходу, який розділяє канали), ширина БМ та маса, що приходить на одиницю поверхні, позначені через $r(x)$, $k(x)$, $b(x)$ та $m(x)$ відповідно.

Спрощення, які були прийняті:

- амплітуди всіх коливань достатньо малі, що дозволяє виключити з розгляду нелінійні ефекти;
- вертикальна складова швидкості руху перелімфи мала, і нею можна знехтувати;
- елементи мембрани механічно не зв'язані.

Звуковий тиск p для плоскої хвилі в каналах та коливальна швидкість руху частинок середовища u зв'язані рівнянням руху:

$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x} \quad (18)$$

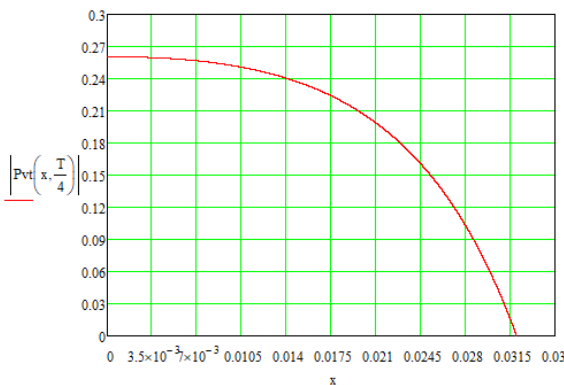


Рис. 3 Залежність відносної різниці тисків швидких хвиль стискування у присінковій та барабанній сходах $\frac{p_v - p_t}{p(0)}$ від координати $x, \text{м}$ для $f = 1 \text{ кГц}$

Якщо зсув мембрани малий, то рівняння неперервності (збереження маси) для двох каналів запишуться у вигляді [17]:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(u_v S)}{\partial x} &= -\frac{S}{\rho_0 c_0^2} \frac{\partial p_v}{\partial t} - vb, \\ \frac{\partial(u_t S)}{\partial x} &= -\frac{S}{\rho_0 c_0^2} \frac{\partial p_t}{\partial t} + vb, \end{aligned} \quad (19)$$

де v – швидкість руху мембрани, індекси v та t позначають, відповідно, присінкову та барабанну сходинки.

Рівняння руху мембрани буде мати вигляд:

$$(p_v - p_t) = m \frac{dv}{dt} + rv = k \int v dt, \quad (20)$$

де різниця тисків в каналах $(p_v - p_t)$ є функцією збудження елемента мембрани. Є можливим знайти спільний розв'язок рівнянь відповідно тисків та швидкостей. Характерні розв'язки для миттєвої різниці тисків на мембрані при збудженні частотою 1 кГц приведені на рис. 2 [17].

Різниця тисків показані через інтервали часу в 1/8 мс. З рис. 2 видно, що збудження розповсюджується у вигляді біжучої хвилі, при чому швидкість розповсюдження вздовж мембрани більше біля основи і зменшується при наближенні до вершини (гелікотреми).

Так, на відстані 2/3 від усієї довжини завитки 32 мм нуль зсувається за час 1/8 мс на 2,7 мм, так що $v_\Phi = 21 \text{ м/с}$.

За залежністю $(p_v - p_t)$ від часу (рис. 2) для трьох значень x знайдемо, що:

- при $x = 0$, $t_0 = \frac{1}{4} \text{ мс}$;
- при $x = \frac{1}{3} \ell = 11 \text{ мм}$, $t_0 = \frac{2.5}{8} \text{ мс}$; $\Delta t = \frac{1}{16} \text{ мс}$; $v_\Phi = 176 \text{ м/с}$;
- при $x = \frac{2}{3} \ell = 22 \text{ мм}$, $t_0 = \frac{4.5}{8} \text{ мс}$; $\Delta t = \frac{1}{4} \text{ мс}$; $v_\Phi = 44 \text{ м/с}$.

Відношення різниці тисків на стінках завиткового ходу до тиску в області овального вікна (з врахуванням (10), (15) та (19)) дорівнює

$$\frac{p_v - p_t}{p(0)} = 4 \left(\frac{l}{2l - x} \right)^2 \cdot e^{i2\pi f \left(t - \frac{x}{c_0} \right)} \cdot \left[1 - e^{i4\pi f \left[\frac{(x-l)}{c_0} \right]} \right], \quad (21)$$

де $p(0)$ – тиск в області овального вікна; $l = 32$ мм – довжина БМ; $f = 1$ кГц; $T = \frac{1}{f} = 1$ мс, та графічно представлено на рис. 3.

За експериментальними результатами Бекеші максимум на частоті 1 кГц знаходиться в точці з координатою $x = 23$ мм.

ВИСНОВКИ

У роботі було проаналізовано можливе моделювання завитки внутрішнього вуха людини у вигляді спіралі та показано складність реалізації даного моделювання. Проведено моделювання завитки внутрішнього вуха людини за допомогою довгої лінії.

Встановлено, що звуковий тиск в максимумах стимулу посилюється в $K_{\text{підс}} = 115$ разів і через стремінець овального вікна подається в завитку внутрішнього вуха. У вестибулярному каналі від стремінця розповсюджується пряма (без відбиття) звукова хвиля стиснення. Обумовлена спіральністю завитки поперечна до осі компонента звукового тиску складає величину $1/K_{\text{підс}}$ від подовжньої (тобто дорівнює амплітуді стимулу) і викликає в мембрані Рейснера біля БМ повільну поперечну хвилю. Її максимальна амплітуда дорівнює амплітуді поперечної компоненти і не залежить від стану волоскових клітин БМ. Локальні коливання звукового тиску біля волокон БМ швидкими хвилями стиснення зносяться як до овального, так і до круглого вікна, через яке, а також барабану перетинку, вони повертаються в зовнішній слуховий прохід. Оскільки коефіцієнт ослаблення їх через ланцюг кісточок в $K_{\text{підс}} / (S_{\text{б.п}} / S_{\text{кр.в}})$ раз більше, ніж через кругле вікно, то амплітуда коливань в зовнішньому слуховому проході визначатиметься співвідношенням (4).

Уточнено, що різниця тисків ($p_v - p_t$) на стінках завиткового ходу не перевищує 50% від тиску в області овального вікна $p(0)$.

Отримані результати можуть бути використані для інтерпретації результатів ВОАЕ – основного методу скринінгових досліджень слуху новонароджених.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] G. L. Bilich and V. A. Kryzhanovskiy, *Anatomiia Cheloveka [Human anatomy]*. Moscow, Russia: Eksmo, 2012, ISBN: 978-75699553488.
- [2] V. A. Lisowski and V. A. Eliseev, *Slukhovye pribory i apparaty [Hearing aids and devices]*. Moscow, USSR: Radio i Sviaz, 1991, ISBN: 978-5256008567.
- [3] U. K. Sokolov and O. V. Sokolova, "Amerikanska audiologija – dobru pruklad dlia Ukrainu [American audiology is a good example for Ukraine]," *Audilogichnii visnyk*, vol. 18, no. 2, pp. 1–57, 1997.
- [4] B. A. Stach, *Clinical audiology: an introduction*, 2nd ed. Australia; United Kingdom: Delmar Cengage Learning, 2010, ISBN: 978-0766862883.
- [5] I. O. Volkov, "Kohleopaticheskaia organizaciia vtoroy sluhovoy oblasti koru golovnoho mozga koshki [Cochleotopic organization of the second auditory cortical area in the cat]," *Nejrofiziologija*, vol. 12, no. 1, pp. 18–27, 1980, DOI: [10.1007/BF01065264](https://doi.org/10.1007/BF01065264).
- [6] I. O. Volkov and O. F. Dembnoveckiy, "Retseptivnye polia pervoi slukhovoï kory koshki [Receptive fields of auditory cortical neurons in the cat]," *Nejrofiziologija*, vol. 13, no. 5, pp. 467–473, 1981, DOI: [10.1007/BF01058608](https://doi.org/10.1007/BF01058608).
- [7] S. A. Gelfand, *Sluh: vvedenie v psihologicheskuiu i fiziologicheskuiu akustiku [Rumor: Introduction to psychological and physiological acoustics]*. Moscow, USSR: Medicina, 1986.
- [8] U. V. Popov, "Hidromekhanichne ta elektrychne modeliuвання protsesiv peredachi ta peretvorennia akusticheskikh sygnaliv v zavysiti orhana slukhu [Hydromechanical and electrical modeling of processes and transformation of acoustic signals in the ear of a hearing organ]," National Academy of Sciences of Ukraine "Bogomoletz Institute of Physiology," 2003.
- [9] G. Von Békésy and E. G. Wever, *Experiments in hearing*. New York, USA: McGraw-Hill Book Co., 1960, ISBN: 978-0883186305.
- [10] M. A. Viergever, "Basilar membrane motion in a spiral-shaped cochlea," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 64, no. 4, pp. 1048–1053, 1978, DOI: [10.1121/1.382088](https://doi.org/10.1121/1.382088).
- [11] C. H. Loh, "Multiple scale analysis of the spirally coiled cochlea," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 74, no. 1, pp. 95–103, 1983, DOI: [10.1121/1.389622](https://doi.org/10.1121/1.389622).
- [12] C. R. Steele and J. G. Zais, "Effect of coiling in a cochlear model," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 77, no. 5, pp. 1849–1852, 1985, DOI: [10.1121/1.391935](https://doi.org/10.1121/1.391935).
- [13] C. D. West, "The relationship of the spiral turns of the cochlea and the length of the basilar membrane to the range of audible frequencies in ground dwelling mammals," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 77, no. 3, pp. 1091–1101, 1985, DOI: [10.1121/1.392227](https://doi.org/10.1121/1.392227).
- [14] J. Lighthill, *Waves in fluids*. Cambridge: Cambridge Univ. Press, 2010, ISBN: 978-0521010450.
- [15] D. Manoussaki, E. K. Dimitriadis, and R. S. Chadwick, "Cochlea's Graded Curvature Effect on Low Frequency Waves," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 96, no. 8, p. 88701, 2006, DOI: [10.1103/PhysRevLett.96.088701](https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.96.088701).
- [16] S. A. Naida, "Otoakusticheskaya emissiya – impulsnaya funkciya uha, klyuch k optimalnomu kodirovaniyu zvuka v ulitkovom implantate [Otoacoustic emission is the impulse function of the ear, the key to optimal coding of sound in the cochlear implant]," *Reports Natl. Acad. Sci. Ukr.*, no. 5, pp. 174–180, 2005.
- [17] L. C. Peterson and B. P. Bogert, "A Dynamical Theory of the Cochlea," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 22, no. 1, pp. 84–84, 1950, DOI: [10.1121/1.1917149](https://doi.org/10.1121/1.1917149).

Надійшла до редакції 01 липня 2017 р.

УДК 534.75

Моделирование улитки внутреннего уха человека в виде длинной линии



Найда С. А., д.т.н., проф., ORCID [0000-0002-5060-2929](https://orcid.org/0000-0002-5060-2929)

e-mail sa.naida@aae.kpi.ua

Безродная В. В., ORCID [0000-0002-2481-2770](https://orcid.org/0000-0002-2481-2770)

e-mail vivavalery@yandex.ua

Кафедра Акустики и Акустоэлектроники acoustic.kpi.ua

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» kpi.ua

Киев, Украина

Реферат—В работе представлен краткий обзор исследования улитки внутреннего уха человека. Рассмотрены основные теории и способы моделирования передачи и преобразования акустического сигнала в улитке. Проанализированы особенности моделирования улитки внутреннего уха человека в виде длинной линии и спирали. Рассмотрено влияние на слух кривизны улитки человека при распространении волн вдоль канала. Из-за сложностей, которые возникают при моделировании улитки в виде спирали, результаты ее моделирования представлены в виде длинной линии.

Библ. 17, рис. 3.

Ключевые слова — улитка; спираль; длинная линия; уравнение Вебстера.

UDC 534.75

Human inner ear cochlea in a long line modeling

S. A. Naida, Dr.Sc.(Eng.), Prof., ORCID [0000-0002-5060-2929](https://orcid.org/0000-0002-5060-2929)

e-mail sa.naida@aae.kpi.ua

V. V. Bezrodna, ORCID [0000-0002-2481-2770](https://orcid.org/0000-0002-2481-2770)

e-mail vivavalery@yandex.ua

Department of Acoustics and Acoustoelectronics acoustic.kpi.ua

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" kpi.ua

Kyiv, Ukraine

Abstract—In this paper was presented a little overview of the study of the cochlea of the human inner ear. More than 6% of the people have hearing problems. Early diagnosis of hearing disorders allows to prevent deterioration or loss of hearing. Researching the cochlea construction occurs for centuries. The basic theories of the transmission and transformation acoustic signal in the cochlea were analyzed such as Helmholtz theory, Rutherford's "telephone theory", Evald and Harst standing waves theories and Bekesy's theory. The last one theory is the most proven theory, despite this it has a lot of questions, which is need to be answered. Also it was shown general methods of modeling human cochlea such as hydromechanical and electric models. Hydromechanical modeling show that there are resonant processes on the basilar membrane while applying sinusoidal excitation signal to the membrane's input window. The most informative data about the attenuation of the excitation signal during running wave transmission can be obtained using electrical modeling. This models give a clear idea about the transfer and transformation of the acoustic signal in cochlea. It was analyzed the features of modeling human inner ear cochlea in a long line and spiral presentation. We considered the cochlea curvature influence on the hearing in wave propagation along the channel. The functional meaning of cochlea coils attracted researchers in different areas and at different times. For a long time it was believed that spiral form does not affect on hearing and it was showed by physical and mathematical models However statistics indicate a strong correlation between the number of spiral coils and low frequency hearing thresholds. Wave energy remains constant while waves of basilar membrane passing along the cochlea channel due to slow resize of cochlea including curvature. Since the wave energy is constant, it can be argued that the average value of the cross-section is also constant. The curvature creates a radial gradient in liquid pressure. The cochlea's curvature increases the radial displacement in the basilar membrane caused by redistribution of wave energy density across the width of the channel. Due to difficulties in modeling cochlea considering all the parameters in a spiral form the modeling was presented like a long line. In this work is showed an idealized schematic representation of the cochlea of the human inner ear.

Ref. 17, fig. 3.

Keywords — cochlea; spiral; long line; Webster equation.

