

УДК 534.6:7

Передавання звуків серця засобами аускультатції

Сторчун Є. В., Яковенко Є. І., Смердова Т. А.

Національний університет "Львівська політехніка"

E-mail: yeshchenia.i.yakovenko@lpnu.ua

У статті наведено результати дослідження амплітудно – частотних характеристик електронного стетоскопа/фонендоскопа зі звукопровідною трубкою в діапазоні частот (50 – 400) Гц, до якого за різними оцінками належить спектр ІІ тону серця людини. Моделювання проведено з урахуванням механічного імпедансу ділянки грудної клітки людини. З метою узагальнення результатів, на відміну від зони реєстрації ІІ тону, було обрано ділянку, розташовану в четвертому міжреберному проміжку вздовж правої середньої ключичної лінії з відомими параметрами. Механічний імпеданс ділянки, за даними вимірювань, інтерпретувався системою послідовно з'єднаних елементів із зосередженими параметрами: пружністю, опором тертя та коливальною масою. Опір тертя визначався за мінімумом модуля імпедансу, пружність – за розміром останнього на низьких частотах (50 Гц), а коливальна маса – на високих частотах (1000 Гц). Стетоскоп/фонендоскоп моделювалися елементами з зосередженими та розподіленими параметрами. Жорсткість мембрани фонендоскопа визначалася шляхом експериментальних вимірювань, а частота резонансу – обчислень. Звукопровідна трубка моделювалася системою з розподіленими параметрами. Було прийнято, що механічний імпеданс навантаження звукопровідної трубки в досліджуваному діапазоні частот мав пружний характер, зауваживши частотний діапазон мікрофона. На низьких частотах вхідний імпеданс фонендоскопа переважав порівняно зі стетоскопом. Для жорсткості мембрани мікрофона більше 10^3 Н/м у дослідженому діапазоні частот існують смуги із значним переважанням імпедансу ділянки тіла людини чи засобу аускультатції звуків серця. У першому випадку система передачі звуків серця функціонує в режимі заданого тиску, другому – коливальної швидкості. У випадку заданого тиску передавальні функції стетоскопа і фонендоскопа відрізняються, заданої коливальної швидкості – подібні. В смугах частот, в яких засоби аускультатції функціонували в режимі заданої коливальної швидкості, спостерігалася послаблення звуків, а заданого тиску – незначне підсилення.

Ключові слова: аускультатція звуків серця, другий тон серця, електронний стетоскоп/фонендоскоп, звукопровідна трубка, механічний імпеданс ділянки тіла людини

DOI: [10.20535/RADAP.2020.80.73-78](https://doi.org/10.20535/RADAP.2020.80.73-78)

Вступ

Відомі результати чисельних досліджень характеристик електронних стетоскопів, зокрема, [1–3]. Подальшого розвитку область застосування цих засобів набула в роботі [4], де авторами запропоновано методику оцінки показників артеріального тиску крові людини за результатами аналізу ІІ тону звуків серця. Їх передача передбачена за допомогою частини стетоскопа, перетворення в електричний сигнал – вбудованого в трубку звукопроводу мініатюрного мікрофона (рис. 1), а обробка сигналу та його відображення – засобами смартфона. Автори, зокрема, висловили думку щодо підсилення стетоскопом звуків серця.

1 Мета роботи

Метою роботи було дослідження передавальної функції запропонованої структури своєрідного стетоскопа [4] залежно від імпедансу біооб'єкта, характеристик його елементів та навантаження.

2 Основна частина

Дослідження виконувалося методом електроакустичних аналогій на основі моделі (рис. 1).

На рис. 1: Z_t, Z_1, Z_L – механічні імпеданси ділянки поверхні тіла людини, приведений до входу трубки та мікрофона, відповідно; S, σ – площа перетину воронки та трубки стетоскопа; V – об'єм воронки; L – довжина трубки; ν_0, ν_1, ν_L – коливальна швидкість на вході стетоскопа, трубки та навантаженні; F_0 – сила на вході стетоскопа.

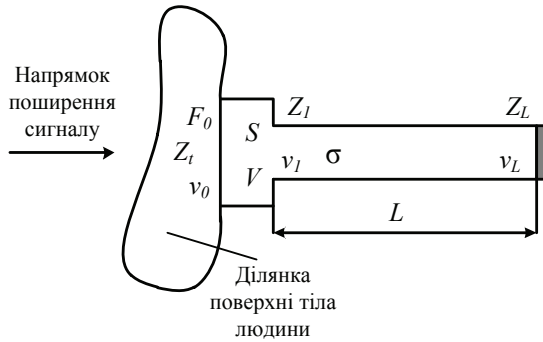


Рис. 1. Модель поширення сигналу.

Щодо поширення коливань трубкою було прийнято відсутність теплообміну зі стінкою (ізоляційний матеріал) та її велика жорсткість (малі значення коливань тиску). За характеристиками повітря для нормальних умов та радіусом трубки ($2,5 \cdot 10^{-3}$ м), остання належить до «широких». Опір тертя на одиницю довжини та площі перетину трубки R_1 було прийнято у вигляді $R_1 = \frac{1}{r_0} \sqrt{2\rho\mu\omega}$ (r_0 – радіус трубки; ρ , μ – густина та динамічна в'язкість повітря; $\omega = 2\pi f$; f – частота) [5]. Коефіцієнт затухання α визначався виразом:

$$\alpha(\omega) = \sqrt{\frac{\mu\omega}{2\rho r_0^2 c^2}},$$

де: μ – коефіцієнт динамічної в'язкості повітря, ρ – густина повітря, c – швидкість поширення звуку повітрям.

Фазова постійна оцінювалася виразом $k\sqrt{1 + \mu/(4\pi r_0^2 \rho f)}$, значення якої дорівнювало $\sim k$ ($k = \omega/c$). Постійна поширення була прийнята у вигляді $\eta = \alpha \mp j\frac{\omega}{c}$.

Оцінки діапазону частот II тону серцевих звуків значно відрізняються у різних авторів. За даними [4] діапазон становить (20–650) Гц (на рівні 0,1 по амплітуді), інші оцінки знаходяться в межах: (70–150) Гц [6], (20–150) Гц [7], (150–200) Гц [8], (70–150) Гц [9]. Дослідження проводилося в діапазоні частот (50–400) Гц, розмір нижньої границі обумовлений результатами вимірювання імпедансу ділянок поверхні грудної клітки людини [10].

Вхідний опір мікрофона, як запропоновано в роботі [4], Z_L (рис. 1) моделювався його пружною складовою, зауваживши частотні діапазони дослідження та робочий діапазон мікрофона (зокрема, типу «Sony ECM-155»), а саме $(-jK_L/\omega)$.

Вхідний опір трубки $Z_1(\omega)$ (рис. 1) визначався за співвідношенням:

$$Z_1(\omega) = \sigma\rho c \frac{K_L + j\omega\sigma\rho c \cdot th(\eta L)}{K_L th(\eta L) + j\omega\sigma\rho c}.$$

Опір акустичної головки $Z_2(\omega)$ (рис. 1) оцінювався виразом $Z_2(\omega) = \rho c^2 S^2 / (j\omega V)$, де V – об'єм головки. Приведений до входу опір акустичної

системи стетоскопа $Z_3(\omega)$ визначався залежністю (рис. 1):

$$Z_3(\omega) = \frac{\frac{S^2}{\sigma^2} Z_1(\omega) \cdot Z_2(\omega)}{\frac{S^2}{\sigma^2} Z_1(\omega) + Z_2(\omega)}.$$

Фонендоскоп відрізняється наявністю на вході мембрани, його вхідний опір $Z_0(\omega)$ буде дорівнювати $Z_0(\omega) = Z_M(\omega) + Z_3(\omega)$, де $Z_M(\omega)$ – опір мембрани.

Мембрани фонендоскопів виготовляють з різних матеріалів, зокрема, склотканини, епоксидного скловолокна тощо. Для подальшого дослідження було обрано склотканину з наступними характеристиками: модуль пружності $E = 30$ ГПа, густина $\rho_1 = 1,9 \cdot 10^3$ кг/м³, коефіцієнт Пуассона $\mu_1 = 0,25$ [11]. Розміри мембрани: діаметр $35 \cdot 10^{-3}$ м, товщина $0,25 \cdot 10^{-3}$ м. Частота резонансу такої мембрани у випадку її зацемлення становить ~ 2350 Гц, а для опертої – близько 1140 Гц. У частотному діапазоні дослідження (50–400) Гц, імпеданс мембрани можна вважати пружним (частота резонансу більше 1140 Гц). Жорсткість мембрани K_M , за експериментальними даними, становила (3900 ± 500) Н/м для площі прикладання сили $7 \cdot 10^{-4}$ м² (фонендоскоп фірми «microlife»).

Вхідний опір фонендоскопа $Z_0(\omega)$ визначався співвідношенням:

$$Z_0(\omega) = \frac{K_M}{j\omega} + Z_3(\omega).$$

У роботі досліджувалася залежність характеристик стетоскопа/фонендоскопа (рис. 1) від довжини трубки L , значення K_L змінювалися в діапазоні ($10^3 - 10^5$) Н/м, об'єм воронки $V = 10^{-6}$ м³, а інші параметри відповідно виробу фірми «microlife».

За результатами дослідження, вхідний імпеданс залежить від параметрів елементів структури і не залежить від K_L у наведеному діапазоні значень. Результати проілюстровано частотною залежністю вхідних імпедансів стетоскопа $Z_3(\omega)$ та фонендоскопа $Z_0(\omega)$ на рис. 2, де: довжина трубки $L = 0,5$ м, діаметр трубки $5 \cdot 10^{-3}$ м, воронки $35 \cdot 10^{-3}$ м, а жорсткість навантаження $K_L = 10^4$ Н/м.

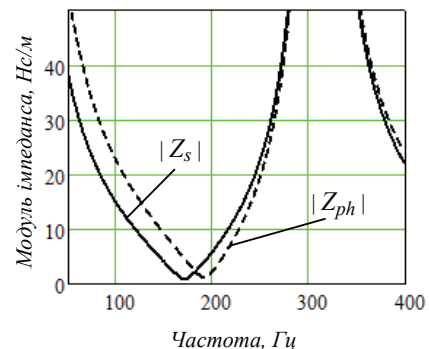


Рис. 2. Залежність модуля вхідних імпедансів стетоскопа та фонендоскопа від частоти.

Наведені дані свідчать про суттєві відмінності імпедансів засобів аускультатії в нижній частині розглянутого спектру частот.

Механічний імпеданс ділянок поверхні грудної клітки значною мірою залежить від анатомічних особливостей людини. Для ілюстрації його впливу на функціонування засобів аускультатії було обрано ділянку, розташовану в четвертому міжреберному проміжку вздовж правої середньої ключичної лінії (4ПСК), характеристики механічного імпедансу якої відомі [10]. Вибір названої зони зумовлений наступними міркуваннями. Реєстрація звуків II тону серця відбувається в наближеній до груднини зоні, що відрізняється більшим значенням механічного імпедансу, суттєво залежним від поверхневого прошарку м'яких тканин. Наведені в статті [10] дані були отримані на обмеженій виборці молодих волонтерів чоловічої статі з тонким поверхневим прошарком м'яких тканин, а вибір зони 4ПСК децю узагальнює результати моделювання. Зважаючи на обмежений частотний діапазон даного дослідження, механічний опір ділянки тіла людини на площі контакту зі стетоскопом/фонендоскопом моделювався комплексним імпедансом $Z_t(\omega)$, який складався з послідовно з'єднаних опорів пружності K_t , коливної маси m_t та тертя R_t :

$$Z_t(\omega) = \frac{K_t}{j\omega} + R_t + j\omega m_t.$$

Така інтерпретація відтворює якісний характер частотної залежності $Z_t(\omega)$. Значення параметрів $Z_t(\omega)$ були отримані на основі усереднених даних роботи [10], які відповідають контактній поверхні діаметром $1,5 \cdot 10^{-2}$ м (сила притискання імпедансної головки до тіла 1,5 Н: $K_t \sim 2304$ Н/м, $R_t \sim 4,37$ Нс/м, $m_t \sim 13 \cdot 10^{-4}$ кг. В дослідженні наведені значення параметрів перераховувалися на ділянку тіла діаметром $3,5 \cdot 10^{-2}$ м.

На рис. 3 проілюстровано співвідношення модулів імпедансів зазначеної ділянки грудної клітки людини $Z_t(f)$ та вхідного опору стетоскопа $Z_3(f)$ в залежності від довжини трубки, інші параметри мали наступні значення: $\sigma = 2 \cdot 10^{-5}$ м², $V = 10^{-6}$ м³, $K_L = 10^4$ Н/м (рис. 1).

Із даних (рис. 3) можна зробити висновок про наявність в досліджуваному діапазоні частот смуг, в яких структура (рис. 1) буде функціонувати в режимі заданої коливної швидкості ν_0 або заданої сили F_0 (тиску P_0). Зокрема, в діапазоні $\sim (140 - 230)$ Гц стетоскоп буде функціонувати в режимі заданої коливної швидкості ν_0 , а в діапазоні $\sim (300 - 340)$ Гц – заданої сили (тиску P_0). При довжині трубки 0,3 м режим заданої коливної швидкості буде реалізовано в діапазоні частот $\sim (250 - 330)$ Гц.

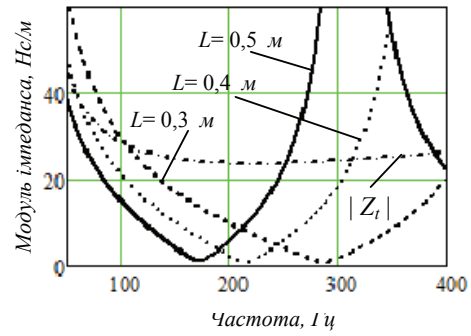


Рис. 3. Частотна залежність модулів імпедансу стетоскопа $Z_3(f)$ для різних довжин трубки звукопроводу та ділянки грудної клітки людини $Z_t(f)$

У режимі заданої коливної швидкості стетоскоп і фонендоскоп описуються однаковою передавальною функцією $\varphi(f)$ (рис. 1):

$$\varphi(f) = \frac{\nu_L(f)}{\nu_0(f)} = \frac{S}{\sigma} \cdot \frac{Z_2(f)}{Z_2(f) + \frac{S^2}{\sigma^2} \cdot Z_1(f)} \cdot \frac{j2\pi\sigma\rho c f}{K_L(f)Sh(\eta L) + j2\pi\sigma\rho c f Ch(\eta L)}. \quad (1)$$

В діапазоні частот (140–230) Гц модуль $\varphi(f)$ залежить від K_L і зростає з частотою. На частоті 230 Гц він становить $\sim 0,008$ ($K_L = 10^5$ Н/м). Зменшення K_L викликає зростання модуля (1): $\sim 0,08$ ($K_L = 10^4$ Н/м) та $\sim 0,8$ ($K_L = 10^3$ Н/м). При довжині трубки 0,3 м $\text{mod}\varphi(f)$ в діапазоні частот (250–330) Гц також зростає з частотою і на верхній границі становить: $\sim 0,01$ ($K_L = 10^5$ Н/м), $\sim 0,1$ ($K_L = 10^4$ Н/м) та ~ 1 ($K_L = 10^3$ Н/м). Для реальних значень K_L в зазначених діапазонах частот буде спостерігатися послаблення звуків II тону серця.

У режимі заданої сили F_0 (тиску P_0) (рис. 1) передавальна функція стетоскопа $\psi_s = P_L/P_0$ виражається виразом:

$$\psi_s(f) = \frac{K_L}{K_L Ch(\eta L) + j2\pi\sigma\rho c f Sh(\eta L)}, \quad (2)$$

а фонендоскопа ψ_{ph} –

$$\psi_{ph}(f) = \frac{S^2}{\sigma^2} \cdot \frac{Z_1(f)Z_2(f)}{\frac{S^2}{\sigma^2} Z_1(f)Z_2(f) + \frac{K_M}{j2\pi f} \left(\frac{S^2}{\sigma^2} Z_1(f) + Z_2(f) \right)} \cdot \frac{K_L}{K_L Ch(\eta L) + j2\pi\sigma\rho c f Sh(\eta L)}. \quad (3)$$

У цьому режимі амплітудно – частотна характеристика стетоскопа та фонендоскопа в діапазоні частот (300–340) Гц (рис. 3, $L = 0,5$ м, $K_L = 10^4$ Н/м) показана на рис. 4.

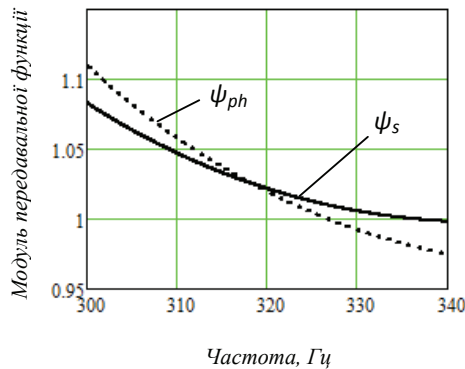


Рис. 4. Амплітудно - частотна характеристика стетоскопа/фонендоскопа

У даному діапазоні частот буде спостерігатися деяке підсилення звуків стетоскопом та підсилення і послаблення фонендоскопом. У діапазоні K_L ($10^3 - 10^5$) Н/м модулі (2) і (3) зазнають незначних змін за величиною.

В інших частотних смугах із діапазону (50–400) Гц, за умови реєстрації ІІ тону звуків серця в аналогічній за характеристиками зоні 4ПСК, немає підстав очікувати суттєвого підсилення звуків серця стетоскопом, як вважають автори [4]. Цей висновок можна зробити на підставі відсутності суттєвого підсилення звуків ІІ тону серця в граничних умовах щодо функціонування засобів аускультатії.

Висновки

Обмеженість статистичних даних щодо акустичних (механічних) властивостей поверхневих ділянок грудної клітки людини уможливило переважно якісні висновки стосовно результатів реєстрації звуків серця засобами аускультатії.

В конструкції електронного стетоскопа/фонендоскопа (рис. 1) передача звуків ІІ тону серця чутлива до характеристик джерела сигналу, параметрів акустичних і механічних елементів системи та навантаження (вхідного імпедансу мікрофона).

Особливості передачі сигналу звукопроводом визначають формування частотних смуг, в яких засоби аускультатії функціонують в режимі заданої коливальної швидкості чи сили (тиску). Передавальні функції стетоскопа та фонендоскопа подібні у режимі заданої на вході коливальної швидкості і відмінні за умови заданого коливального тиску (сили).

Для пружного навантаження ($K_L > 10^3$ Н/м): у частотних смугах зі значним переважанням вхідного імпедансу засобів аускультатії розміру $Z_t(\omega)$ буде спостерігатися незначне посилення звуків серця стетоскопом/фонендоскопом; за протилежного співвідношення $\text{mod}Z_t(\omega) \gg \text{mod}Z_3(\omega)$ (стетоскоп)

та $\text{mod}Z_t(\omega) \gg \text{mod}Z_0(\omega)$ (фонендоскоп) – послаблення звуків.

В інших частотних смугах із діапазону (50–400) Гц, за умови реєстрації ІІ тону звуків серця в аналогічній за характеристиками зоні 4ПСК, немає підстав очікувати суттєвого підсилення звуків серця стетоскопом, як вважають автори [4]. Цей висновок зроблено на підставі відсутності суттєвого підсилення звуків ІІ тону серця в граничних умовах щодо функціонування засобів аускультатії.

Перелік посилань

1. Олійник В.Н. Визначення амплітудно - частотної характеристики електронного стетоскопа 3М Littmann 3200 // Акустичний вісник. – 2013–2014. – т. 16, № 3. – с. 46–57.
2. Гринченко В.Т., Макаренкова А.А. Сравнение эффективности электроакустических преобразователей устройств электронной аускультации // Акустичний вісник. – 2007. – т. 10, № 1. – с. 17–29.
3. Watrous R.L., Grove D.M., Bowen D.L. // Computers in cardiology. – 2002. – N 29. – pp. 653-656.
4. Peng R., Yan W., Zhang N., Lin W., Zhou X. and Zhang Y. (2015) Cuffless and Continuous Blood Pressure Estimation from the Heart Sound Signals. *Sensors*, Vol. 15, Iss. 9, pp. 23653-23666. DOI: 10.3390/s150923653
5. Ржевкин С.Н. Курс лекцій по теорії звука [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <http://padabum.com/d.php?id=36247>
6. БСЭ. Фонокардиография [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <https://бмэ.орг/index.php/ФОНОКАРДИОГРАФИЯ>
7. Сторчун Є.В., Матвійчук Я.М. Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики. – Львів, Растр – 7, 2002. – 216с.
8. Физиология человека. Учебное пособие // А.А.Семенович [и др.]: под. ред. А.А.Семеновича. – 4-е изд., испр. – Минск: Віш.шк., 2012. – 514с.
9. Макаренкова А.А., Олійник В.Н. Помехи сенсоров – виброакселерометров, используемых для аускультации дыхательных шумов // Акустичний вісник. – 2006. – том 9, № 1. – с.45-54.
10. Голиков В.А. Механический импеданс тела человека в области низких частот звукового диапазона // Новости медицинской техники. – 1978. – вып.3. – с.31–35.
11. Электронный справочник. Стеклопластики [Електронний ресурс]. - Режим доступу: http://www.chemport.ru/data/chemipedia/article_3550.html

References

- [1] Oliinik V.N. (2013) Vyznachennia amplitudno - chastotnoi kharakterystyky elektronnoho stetoskopa 3M Littmann 3200. *Akustychnyi visnyk*, Vol. 16, No 3, pp. 46–57.
- [2] Grinchenko, V. and Makarenkova, A. (2007) Sravnenie effektivnosti elektroakusticheskikh preobrazovatelej ustrojstv elektronnoj auskultacii [Sravnenie effektivnosti elektroakusticheskikh preobrazovatelej ustrojstv elektronnoj auskul'tatsii]. *Akustychnyi visnyk*, Vol.10, No.1, pp. 17-29.

- [3] Watrous R., Grove D. and Bowen D. Methods and results in characterizing electronic stethoscopes. *Computers in Cardiology*, DOI: 10.1109/cic.2002.1166857
- [4] Peng R., Yan W., Zhang N., Lin W., Zhou X. and Zhang Y. (2015) Cuffless and Continuous Blood Pressure Estimation from the Heart Sound Signals. *Sensors*, Vol. 15, Iss. 9, pp. 23653-23666. DOI: 10.3390/s150923653
- [5] Rzhvekin S.N. (1960) *Kurs lektsii po teorii zvuka* [Lecture course in sound theory], Izdatel'stvo Moskovskogo Universiteta.
- [6] BSE. Fonokardiografiya. <https://bme.org/index.php/fonokardiografiya>
- [7] Storchun Ye. V. and Matvijchuk Ya. M. (2002) *Biofizichni ta matematichni osnovi instrumentalnih metodiv medichnoyi diagnostiki* [Biophysical and mathematical foundations of instrumental methods of medical diagnostics], Lviv, Rastr –7, 216 p.
- [8] Semenovich A.A. (2012) *Fiziologiya cheloveka* [Human physiology], Minsk, Vissh.shk., 514 p.
- [9] Makarenkova A.A. and Olijnyk V.N. (2006) Pomehi sensorov – vibroakselerometrov, ispolzuemyh dlya auskultacii dyhatelnyh shumov, *Akustychnyi visnyk*, Vol. 9, No 1, pp. 45-54.
- [10] Golikov V.A. (1978) Mehanicheskij impedans tela cheloveka v oblasti nizkih chastot zvukovogo diapazona [Mechanical impedance of the human body in the low frequency range of the sound range]. *Novosti medicinskoj tehniki*, Iss. 3, pp. 31–35.
- [11] Elektronnyj spravocnik. Stekloplastiki. http://www.chemport.ru/data/chempedia/article_3550.html

Передача звуков сердца средствами аускультатии

Сторчун Е. В., Яковенко Е. И., Смердова Т. А.

В статье приведены результаты исследования амплитудно - частотных характеристик электронного стетоскопа/фонендоскопа с звукопроводящей трубкой в диапазоне частот (50-400) Гц, к которому по разным оценкам принадлежит спектр II тона сердца человека. Моделирование проведено с учетом механического импеданса участка грудной клетки человека. С целью обобщения результатов, в отличие от зоны регистрации II тона, был избран участок, расположенный в четвертом межреберье вдоль правой средней ключичной линии с известными параметрами. Механический импеданс участка, по данным измерений, интерпретировался системой последовательно соединенных элементов с сосредоточенными параметрами: упругостью, сопротивлением трения и колебательной массой. Сопротивление трения определялось по минимуму модуля импеданса, упругость – по величине последнего на низких частотах (50 Гц), а колебательная масса – на высоких частотах (1000 Гц). Стетоскоп/фонендоскоп моделировались элементами с сосредоточенными и распределенными параметрами. Жесткость мембраны фонендоскопа определялась путем экспериментальных измерений, а частота резонанса – вычислений. Звукопроводящая трубка моделировалась системой с распределенными параметрами. Было принято, что механический импеданс нагрузки звукопроводящей трубки в исследуемом диапазоне

частот имел упругий характер, учитывая частотный диапазон микрофона. На низких частотах входной импеданс фонендоскопа преобладал по сравнению со стетоскопом. Для жесткости мембраны микрофона более 10^3 Н/м в исследованном диапазоне частот существуют полосы со значительным преобладанием импеданса участка тела человека или средства аускультатии звуков сердца. В первом случае система передачи звуков сердца функционирует в режиме заданного давления, во втором – колебательной скорости. В случае заданного давления передаточные функции стетоскопа и фонендоскопа отличаются, заданной колебательной скорости – подобные. В полосах частот, в которых средства аускультатии функционировали в режиме заданной колебательной скорости, наблюдалось ослабление звуков, а заданного давления – незначительное усиление.

Ключевые слова: аускультатия звуков сердца, второй тон сердца, электронный стетоскоп / фонендоскоп, звукопроводящая трубка, механический импеданс участка тела человека; аускультатия звуков сердца; второй тон сердца; электронный стетоскоп; электронный фонендоскоп; звукопроводящая трубка; механический импеданс участка тела человека

Transmission of Heart Sounds by Means of Auscultation

Storchun Y. V., Yakovenko Y. I., Smerdova T. A.

The article presents the results of the study of the amplitude-frequency characteristics of the electron stethoscope/phonendoscope with a sound-conducting tube in the frequency range (50-400) Hz, which according to different estimates belongs to the spectrum of II tones of the human heart. Modeling is carried out taking into account mechanical impedance of the human chest area. In order to generalize the results, in contrast to the zone of registration of II tone, the area located in the fourth intercostal margin along the right middle clavicle line with known parameters was chosen. Mechanical impedance of the site, according to the measurement data, was interpreted by the system of sequentially connected elements with concentrated parameters: elasticity, friction resistance and vibrational mass. The friction resistance was determined by the minimum of the impedance modulus, the elasticity of the latter at low frequencies (50 Hz), and the vibrational mass at high frequencies (1000 Hz). The stethoscope/phonendoscope were modeled by elements with concentrated and distributed parameters. The stiffness of the phonendoscope membrane was determined by experimental measurements and the resonance frequency by calculations. The sound conducting tube was simulated by the system with distributed parameters. It was accepted that the mechanical impedance of the load of the sound-conducting tube in the frequency range under study had an elastic character, taking into account the frequency range of the microphone. At low frequencies, the input impedance of the phonendoscope prevailed over that of the stethoscope. For the rigidity of the microphone membrane of more than 10^3 N/m in the studied frequency range there are bands with a significant predominance of impedance of the human body or means of auscultation of heart sounds. In the first case, the heart's sound system operates in the preset pressure mode, while in the second case, it

operates at an oscillatory speed. In the case of a preset pressure, the transmission functions of the stethoscope and the phonendoscope are different, while the preset oscillatory speed is similar. In the frequency bands in which the auscultators functioned at a given oscillatory speed, there was a decrease in sounds and a slight increase in the given pressure.

Key words: auscultation of heart sounds, second heart tone, electronic stethoscope/phonendoscope, conductive tube, mechanical impedance of human body part; auscultation of heart sounds; second heart tone; electronic stethoscope; electronic phonendoscope; conductive tube; mechanical impedance of human body part