

ун-ту «Львівська політехніка» *Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. №672. – 2010. – С. 346–358. 13. McCabe T.J. *A complexity measure* // *IEEE Transactions on Software Engineering*. – Vol. SE-2. – No. 4. – 1976. – P. 308–320. 14. K.-Y. Cai, D.-B. Hu, Ch.-G. Bai, H. Hu, T. Jing *Does software reliability growth behavior follow a non-homogeneous Poisson process* // *Information and Software Technology*. – Vol. 50. – 2008. – P. 1232–1247. 15. Невельсон М.Б., Хасьминский Р.З. *Стохастическая аппроксимация и рекуррентное оценивание*. М.:Наука, 1972. – 304 с. 16. Чабанюк Я.М., Кукурба В.Р., Чернівчан В.Я. *Стохастична оптимізація в напівмарковському середовищі* // *Тези міжнародної наукової конференції* // *Проблеми стійкості та оптимізації динамічних систем детермінованої та стохастичної структури*. Чернівці, 2010. – С. 165. 17. Горун П.П., Кійковська О. І., Кукурба В.Р. *Хімка У.Т. Стійкість стохастичної оптимізації з марковськими переключеннями* // *Abstracts XV International Conference Problems of decision making under uncertainties (PDMU-2010)*. – Lviv. May, 17–21. Ukraine. – С. 66.

УДК 519.711.2+616.222

Н. Джичка

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ОБҐРУНТУВАННЯ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ КОЛИВАНЬ ГОЛОСОВИХ ЗВ'ЯЗОК ЛЮДИНИ У ВИГЛЯДІ ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ ДЛЯ ЗАДАЧІ ДІАГНОСТУВАННЯ МІКРОПОШКОДЖЕНЬ ГОЛОСОВИХ ЗВ'ЯЗОК

© Джичка Н., 2011

Розглянуто питання вибору та обґрунтування адекватної математичної моделі коливань голосових зв'язок людини для задачі діагностування мікропошкоджень голосових зв'язок. Коливання голосових зв'язок людини є випадковим процесом, в якому присутні повторюваність та випадковість, тому для їхнього опису вибрана математична модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Наведено результати перевірки коливань голосових зв'язок на стаціонарність та повторюваність.

Ключові слова: коливання голосових зв'язок, патологія голосових зв'язок, діагностування мікропошкодження голосових зв'язок, математична модель, випадковий процес, періодично корельований випадковий процес.

This article is devoted to the grounding of suitable mathematical model of human's vocal cords oscillations for the purpose of diagnostic micro damage of vocal cords. Periodically correlated stochastic process is chosen to describe the oscillations of vocal cords, because of it's repeatedness and stochastic. The article presents the results of vocal cords vibration test for stationarity and repeatability.

Keywords: vocal cord's oscillations, vocal cord's pathology, diagnostic micro damage of vocal cords, mathematical model, stochastic process, periodically correlated stochastic process.

Постановка задачі

Проблема вчасного діагностування раптового пошкодження голосу особливо важлива для людей голосо-мовних професій: лекторів, дикторів радіо та телебачення, співаків, вчителів, телефоністів, диспетчерів, акторів. Постійні ненормовані навантаження на голос викликають насамперед пошкодження голосових зв'язок, що згодом може призвести до ускладнення змикання голосової щілини, дисфонії, афонії і втрати працездатності [1].

Нормальний голос приємний на слух, має відповідний баланс ротового і носового резонансу, достатньо гучний, відповідає віку та статі, має відповідну модуляцію, включаючи висоту тону та гучність.

Основні симптоми порушення голосу: хриплість, грубість, задишка, тремор, скрегіт, скрип, слабкість, зниження частоти основного тону, занадто низька чи висока частота основного тону, зниження гучності, тихий голос, втомлений голос, напружений голос або збільшення фонації, переривчастий голос, втрата голосу, біль і дискомфорт [2].

Всі професійні захворювання голосу поділені на три групи за важкістю лікування. До першої групи професійних захворювань належить фонастенія – порушення голосу без очевидних змін в гортані, проявляється тільки суб'єктивними відчуттями пацієнта. Другою групою професійних захворювань є порушення, при яких до відчуттів пацієнта додається слабо виражена недостатність змикачів голосової щілини, обумовлена міопатичним парезом голосових зв'язок, чим і пояснюється в'ялість країв голосових зв'язок. До цієї групи відносять «катар втоми» – стійке почервоніння країв голосових зв'язок, розширення кровоносних судин на їх поверхні. До третьої групи професійних захворювань належать захворювання, при яких виявляються значні зміни голосових зв'язок, «вузлики співаків», фіброми голосових зв'язок [1].

Перші дві групи захворювань складно діагностувати такими поширеними інвазивними методами, як ларингоскопія, біопсія, відеостробоскопія та електроміографія гортані, а переважно, недоцільно, оскільки будь-яке втручання в організм людини є не бажаним, а мікропошкодження тканин голосових зв'язок можуть залишитись невиявленими. Тому доцільним є неінвазивне оцінювання мікропошкоджень. Таке оцінювання може здійснюватися на основі аналізу запису голосового сигналу людини зовнішнім реєструючим пристроєм, оскільки голосовий сигнал людини несе інформацію про стан органів гортані та голосових зв'язок зокрема [3]. Математичний апарат, який підходить для оцінювання запису голосового сигналу та виявлення мікропошкоджень голосових зв'язок, повинен будуватися на математичній моделі голосового сигналу, у якій враховані параметри коливань голосових зв'язок, чутливі до зміни стану їхніх тканин.

Аналіз досліджень та публікацій

Для побудови моделі голосового сигналу людини з урахуванням параметрів коливань голосових зв'язок доцільно розглянути існуючі моделі голосових зв'язок.

Більшість моделей голосових зв'язок, за допомогою яких можна описати вібрацію голосових зв'язок, є аналоговими. У 1968 році Дж. Фланаган та Л. Ланграф описали коливання голосових зв'язок за допомогою диференціального рівняння коливання мас, підвішених на пружинах з деякою жорсткістю та демпфером, між якими продувається повітря. Пізніше, 1972 року, Дж. Фланаган та К. Ішізака цю модель вдосконалили – кожна голосова зв'язка моделювалася двома масами, з'єднаними між собою пружиною. Згодом ця модель удосконалювалася різними дослідниками. Кожна зв'язка моделювалася все більшою кількістю мас, що взаємодіють між собою [4-8]. З 1995 року почав розроблятися інший тип аналогових моделей – латексних копій реальних голосових зв'язок людини. Такий підхід до моделювання дав змогу змодельовати голосові зв'язки з «вузликами», які відносяться до одного з видів патології. Проте, дослідження показало, що змодельовані голосові зв'язки з «вузликами» мають неприродно симетричне розміщення та однорідну структуру, на відміну від реальних голосових зв'язок людини, а отже, не підходять для опису коливань реальних голосових зв'язок [9, 10]. На коливання реальних голосових зв'язок людини впливає безліч факторів (фізіологічні, психологічні, кліматичні), тому коливання голосових зв'язок мають випадковий характер.

Відомі аналогові моделі коливань голосових зв'язок не підходять для моделювання реальних голосових зв'язок з метою виявлення їхньої дисфункції, оскільки вони описують лише регулярні коливання механічних або синтетичних еквівалентів голосових зв'язок та не враховують випадкової складової коливань справжніх голосових зв'язок.

Зазвичай в основу математичних моделей голосних звуків покладено припущення, що коливання голосових зв'язок є гармонічними і описуються як стаціонарні випадкові процеси. Такі моделі використано при побудові спеціалізованого програмного забезпечення для неінвазивного оцінювання пошкоджень голосових зв'язок Multidimensional Voice Program (MDVP) (виробник KayPENTAX, MEEI, USA), Praat (виробники Paul Boersma і David Weenink), lingWAVES Voice

Clinic Suite Pro (WEVOSYS, Germany) [11–14]. За допомогою такого програмного забезпечення проводиться діагностика лише третьої групи професійних захворювань із вираженими пошкодженнями голосових зв'язок [15, 16].

Практичний досвід показує, що реальні голосні звуки не є гармонічними коливаннями, оскільки в них присутній тембр та шуми. Тому використання стаціонарних випадкових процесів як моделей коливань голосових зв'язок є не завжди коректним. Зокрема такі математичні моделі є неадекватними для задачі діагностування мікропошкоджень голосових зв'язок.

Формулювання цілей

Сьогодні немає адекватної математичної моделі коливань голосових зв'язок, у якій враховувалася б випадковість коливань реальних голосових зв'язок людини.

Метою роботи є обґрунтування математичної моделі коливань голосових зв'язок для задачі діагностування мікропошкоджень голосових зв'язок, в якій враховувалися б повторюваність (вказує на ритмічність зовнішніх сигналів, що надходять від мозку та змушують голосові зв'язки коливатися) та випадковість (вказує на фізіологічні особливості людини, зокрема і на стан тканин голосових зв'язок).

Формулювання вимог до побудови математичної моделі з урахуванням генезису коливань голосових зв'язок

Базову інформацію про голосовий сигнал людини можна отримати, проаналізувавши механізм мовотворення людини. Згідно з нейромоторною теорією Рауля Юссона (Husson 1960–1962 рр.) [17], голосові зв'язки людини коливаються під дією ритмічних імпульсів біострумів, що надходять з центральної нервової системи. Голосові зв'язки коливають повітря: періодично скорочуючись, вони переривають повітряний потік, що йде через них, утворюючи цим звукові коливання (рис. 1). При цьому частота нервових імпульсів, що йдуть до голосових зв'язок, та частота коливань голосових зв'язок збігаються. Кожний нервовий імпульс, що йде по нерву до голосових зв'язок, викликає їхнє скорочення. Отже, у відповідь на ритмічні імпульси головного мозку формуються послідовності коливань голосових зв'язок, яким притаманна повторюваність. Тому математична модель повинна враховувати цю властивість.

Джерелами коливань в голосовому тракті є голосові зв'язки та язик. При вимові голосних звуків єдиним джерелом коливань у голосовому тракті є голосові зв'язки, тому побудова математичної моделі коливань голосових зв'язок буде здійснюватись на основі аналізу саме голосних звуків [6].

Отже, голосний звук починають утворювати голосові зв'язки всередині гортані, які під дією імпульсів з центральної нервової системи починають вібрувати. Ці коливання поширюються по голосовому тракту. Голосовий тракт є неоднорідним по всій своїй довжині. Його форма змінюється залежно від того, який звук вимовляється. В 2001 році Т. Арай (T. Arai) розробив аналогові моделі форми голосового тракту при вимові деяких звуків (рис. 2) [18].

Внаслідок нерівномірності форми голосового тракту утворені коливання голосових зв'язок відхиляються від прямолінійного поширення, відбиваючись від пасивних та активних органів мовлення. В результаті накладання відбитих коливань відбувається інтерференція цих коливань.

Коливання голосових зв'язок, що утворюється безпосередньо голосовими зв'язками в області їх розміщення, називається основним тоном голосу, а коливання, що утворилися внаслідок інтерференції, – обертонами. Кількість обертонів для кожного голосного звуку різна [17, 19]. Отже, вихідний голосовий сигнал людини є сукупністю основного тону та обертонів.

Для задачі діагностування стану голосових зв'язок, насамперед, необхідно виділити коливання основного тону із сукупності коливань голосового сигналу. Зауважимо, що частота основного тону знаходиться в діапазоні від 80 до 600 Гц для нормальної висоти голосу, а частоти обертонів завжди вищі від основного тону. Частота основного тону одного і того самого звуку, вимовленого однією людиною протягом всього процесу фонації, змінюється в деякому частотному діапазоні без очевидної закономірності. Цей процес називається варіацією частоти основного тону [14–16]. Тому математична модель повинна враховувати випадковість коливань голосових зв'язок.

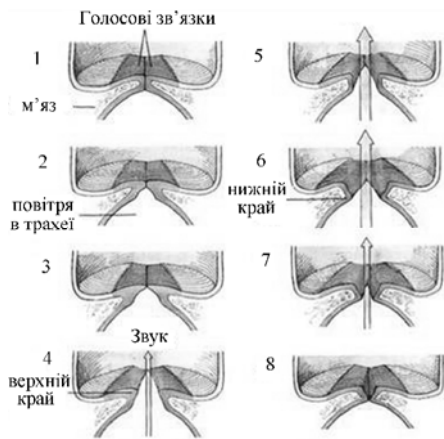


Рис. 1. Схема циклу коливання голосових зв'язок

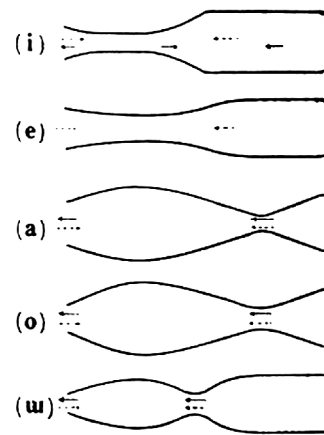


Рис. 2. Схематичне зображення форми голосового тракту

Отже, двома основними вимогами до математичної моделі коливань голосових зв'язок є врахування повторюваності коливань та їхньої випадковості.

Результати дослідження

Оскільки математична модель коливань голосових зв'язок повинна враховувати випадковість коливань, то така математична модель не може бути детермінованою, а отже, є випадковою. Випадкові процеси можуть бути як стаціонарними, так і нестаціонарними. Для перевірки коливань голосових зв'язок на стаціонарність скористаємось методом візуального контролю часового ряду.

Відомо, що випадковий процес називають стаціонарним, якщо його математичне сподівання та дисперсія, отримані за ансамблем вибіркової функції, не залежать від початку відліку. Визначають такі величини [20]:

$$M(x) = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x(t_i), \quad D(x) = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [x(t_i) - M(x)]^2. \quad (1)$$

Вони не залежать від вибору часу початку відліку. Проте, перевірка випадкового процесу на стаціонарність за співвідношеннями (1) є дуже трудомісткою, оскільки для аналізу необхідна нескінченна множина реалізацій (ансамбль), а тривалість кожного вибіркового дискретного часового ряду при цьому повинна прямувати до нескінченності. Забезпечити виконання обох цих вимог у реальних умовах проведення експерименту неможливо. Доводиться говорити про стаціонарність випадкового процесу за одним дискретним часовим рядом, в якого зі зміною початку відліку будуть змінюватися $M(x)$ та $D(x)$. Тому будемо вважати випадковий процес стаціонарним, якщо $\overline{M(x)}$ та $\overline{D(x)}$, обчислені по одному часовому ряду скінченної тривалості, при зміні початку відліку змінюються несуттєво і при заданій довірчій ймовірності не виходять за межі довірчого інтервалу, який визначається ϵ [20].

Отже, під час оброблення експериментальних даних можна проводити перевірку на стаціонарність випадкового процесу на основі значень одного дискретного часового ряду реалізації залежно від заданої величини допустимого розкиду оцінок $M(x)$ та $D(x)$.

Алгоритм перевірки часового ряду $x(t_i)$ довжиною n на стаціонарність матиме вигляд:

1. Часовий ряд поділяють на m однакових інтервалів, причому спостереження в різних інтервалах вважаються незалежними;
2. Оцінюють параметри ряду (математичне сподівання та дисперсія) для кожного інтервалу (ці оцінки формують послідовність оцінок параметрів);
3. Перевіряють виконання умов стаціонарності в широкому сенсі.

У даному дослідженні розглядаються записи голосного звуку /e/ трьох дикторів. На рис. 3 показано реєстрограми звуку /e/ кожного диктора.

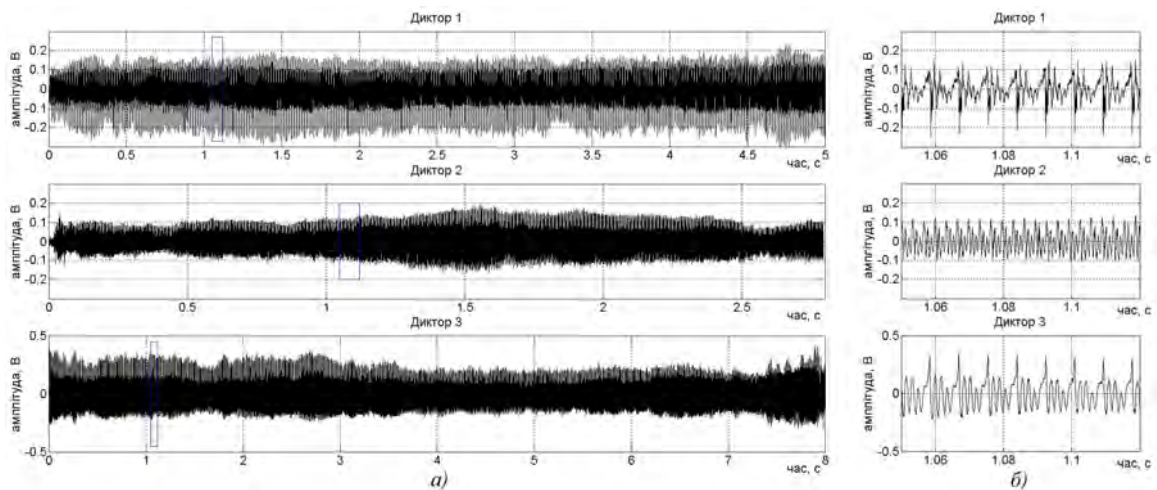


Рис. 3. Реєстрограми звуку /e/ трьох дикторів: а – звукові сигнали; б – вибірки із звукових сигналів

Відповідно до описаного вище алгоритму перевірки на стаціонарність, сформовано ансамблі реалізацій відлікових послідовностей звуку /e/ для трьох дикторів на основі вибірок сигналу (рис. 4). Довжина кожної реалізації відповідає періоду основного тону конкретного диктора. Початок відліку кожної вибірки вибирається довільно, щоб результати експерименту не залежали від вибору часу відліку, а спостереження були незалежними. Диктор 1 та диктор 2 – чоловіки, частота основного тону в яких близька. Диктор 2 – жінка, частота основного тону якої значно вища, ніж у дикторів 1 та 3. Цим зумовлені відмінності у шкалі абсцис.

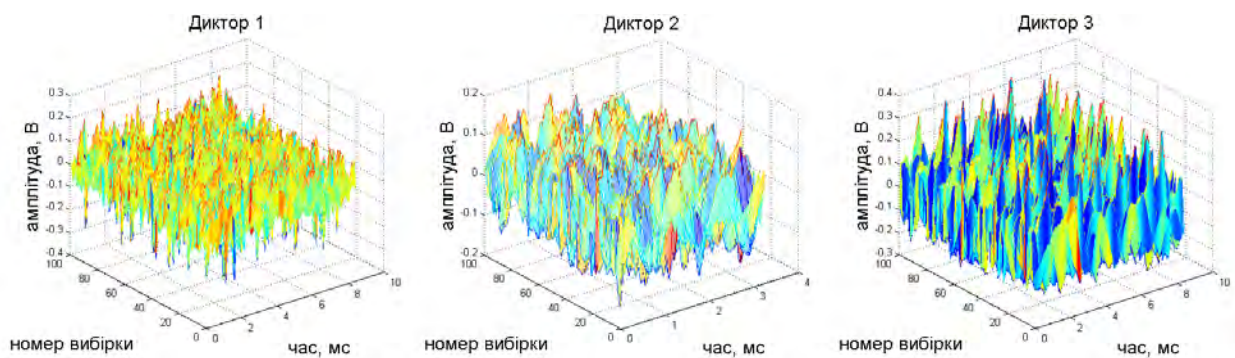


Рис. 4. Ансамблі реалізацій відлікових послідовностей для звуків /e/ трьох дикторів (вибірки через період основного тону диктора)

На рис. 5 показано оцінку математичного сподівання для реалізацій відлікових послідовностей для звуків /e/ трьох дикторів. Довірчий інтервал в межах $\overline{M}(x) \pm e$, де $e = 0.05$ (5%). Значення математичного сподівання для цілого сигналу близьке до нуля і на рисунку позначено суцільною чорною лінією. Розкид значень математичного сподівання вибірок є настільки великим, що при такому масштабі на графіках не видно меж довірчого інтервалу. Не більше 3 значень зі 100 входять у довірчий інтервал для кожного диктора. На рис. 6 показано оцінку дисперсії для реалізацій відлікових послідовностей для звуків /e/ трьох дикторів. Тут значення дисперсії для цілого сигналу також позначено суцільною чорною лінією, а межі довірчого інтервалу $\overline{D}(x) \pm e$ позначено штриховими лініями. Як видно із графіків, розкид дисперсій менший за розкид математичних сподівань, але в середньому лише 20 точок зі 100 входять в межі довірчого інтервалу.

На основі оцінки математичного сподівання та дисперсій зі 100 реалізацій, вибраних у довільні моменти часу, можна зробити висновок про те, що сигнали звуку /e/ усіх дикторів є нестаціонарними як відносно математичного сподівання, так і відносно дисперсії. Отже, коливання голосових зв'язок є нестаціонарним випадковим процесом.

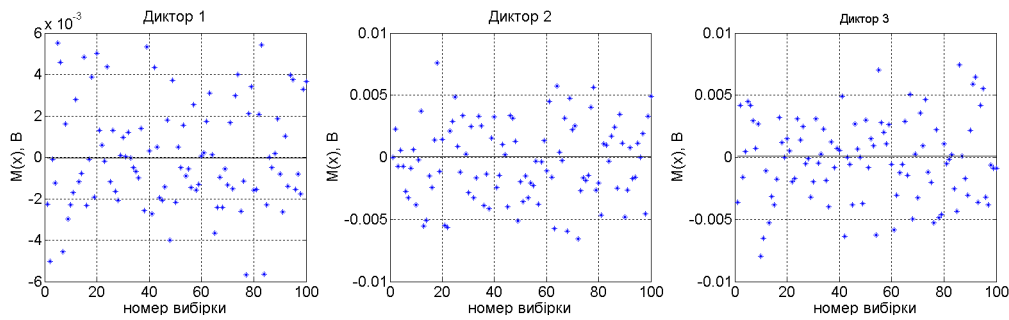


Рис. 5. Оцінка математичного сподівання реалізацій відлікових послідовностей для звуків /е/ трьох дикторів

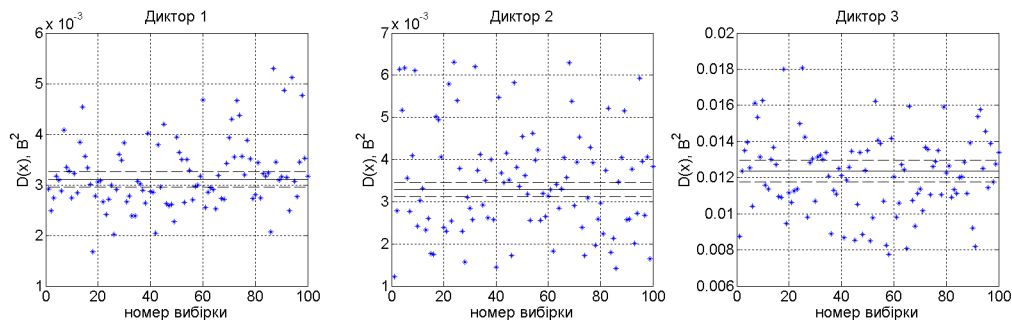


Рис. 6. Оцінка дисперсії реалізацій відлікових послідовностей для звуків /е/ трьох дикторів

Для підтвердження або спростування припущення про ритмічність коливань голосових зв'язок скористаємось оцінкою автокореляційної функції. Якщо автокореляційна функція періодична, то коливання голосових зв'язок є повторюваними (ритмічними). На рис. 7 наведено оцінки нормованих автокореляційних функцій реєстрограм звуку /е/ для кожного диктора.

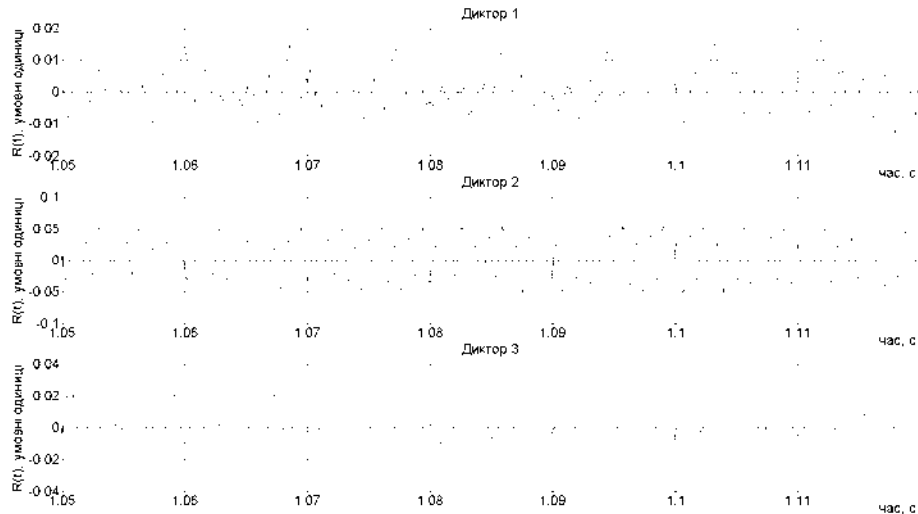


Рис. 7. Автокореляційні функції для звуків /е/ трьох дикторів

Візуально проаналізувавши рисунки, можна зробити висновок, що в сигналах трьох дикторів присутня повторюваність.

Математична модель коливань голосових зв'язок у вигляді періодично корельованого випадкового процесу

Для опису математичної моделі коливань голосових зв'язок скористаємось енергетичною теорією стохастичних (випадкових) сигналів (ЕТСС). Згідно з цією теорією, всі випадкові процеси діляться на два класи: e – процеси зі скінченною енергією на всій осі, та p – процеси зі скінченною середньою потужністю на всій осі. Зважаючи на те, що кожне коливання голосових

зв'язок є скінченним за потужністю, можна стверджувати про належність коливань голосових зв'язок до класу p . Крім того, повторюваний характер коливань голосових зв'язок свідчить про те, що процес коливань голосових зв'язок входить до підкласу p^T . Підклас p^T охоплює такі моделі: періодично корельовані випадкові процеси, майже періодично корельовані випадкові процеси та поліперіодично корельовані випадкові процеси [21, 22].

Вимога повторюваності (або ж ритмічності) коливань суперечить вимозі випадковості цих самих коливань, оскільки випадкова складова сигналу приховує ритмічну, і навпаки, ритмічність сигналу згладжує випадкові шуми, тому математична модель коливань голосових зв'язок повинна бути оксимором, тобто поєднувати в собі суперечливі явища. Періодично корельований випадковий процес і є такою моделлю [21].

Періодично корельовані випадкові процеси (ПКВП) – це такі випадкові процеси, ймовірнісні характеристики – середнє та коваріація яких задовольняють умови [22]:

$$m_x(t+T) = m_x(t), \quad r_x(t+T, s+T) = r_x(t, s), \quad t, s \in R^1, \quad (2)$$

при деякому $T > 0$, що називається періодом корельованості. Якщо ввести функцію кореляції $b_x(t, u) = r_x(t+u, t)$, то середнє та функція кореляції є періодичними з періодом T :

$$m_x(t+T) = m_x(t), \quad b_x(t+T, u) = b_x(t, u), \quad t, u \in R^1. \quad (3)$$

Загальний вираз ПКВП через стаціонарні компоненти:

$$x(t) = \sum_{k \in Z} e^{ik\Lambda t} x_k(t), \quad (4)$$

де $x_k(t), k \in Z$ – стаціонарні і стаціонарно пов'язані випадкові процеси. Період корельованості має вигляд $T = \frac{2p}{\Lambda}$ [21].

Середня потужність ПКВП, що належить до класу p^T , визначається усередненням по періоду корельованості, тобто на відрізку $[0, T]$, тоді [22]:

$$P_x^T = \frac{1}{T} E \left| \int_0^T \mathbf{X}(t) dt \right|^2 = \frac{1}{T} \int_0^T r_x(t, t) dt < \infty \quad (5)$$

При цьому, період корельованості відповідає періоду основного тону.

Частковим випадком ПКВП є стаціонарний випадковий процес, оскільки усереднена за часом на інтервалі завдовжки в період корельованості коваріація ПКВП $B(u) = \frac{1}{T} \int_0^T r(t+u, t) dt$ має всі властивості кореляційної функції стаціонарного процесу. Тому вона має відповідне надання через спектральну функцію $S(\Delta)$, $\Delta \equiv R$ у вигляді інтегралу $B(u) = \int_R e^{iu\Delta} S(d\Delta)$. При цьому функція $S(\Delta)$

чи її спектральна густина $f(\Delta) = \frac{S(d\Delta)}{d\Delta}$ може бути оцінена методами статистики стаціонарних випадкових процесів. Оскільки усереднена коваріація ПКВП має всі властивості стаціонарного процесу, зокрема спектральний розклад потужностей, то результати, отримані при аналізі амплітудного спектра звуку, коректно порівнювати з відповідними результатами інших наукових дослідників [14, 15].

Висновки

З аналізу характеристик коливань голосових зв'язок випливає, що математична модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу є адекватним описом коливань голосових зв'язок як в нормальному стані так і при патології. Такий опис дає змогу врахувати як повторювану,

так і випадкову складові коливань голосових зв'язок і розробити методи діагностування мікропошкоджень голосових зв'язок.

1. Фомина М.В. Профилактика и лечение нарушений голоса у лиц голосоречевых профессий: Методические указания / М.В. Фомина. – Оренбург: ГОУ ОГУ, 2004.–19 с. 2. Радциг Е.Ю. Нарушения голоса у детей и подростков/Радциг Е.Ю.// Медицинский вестник. – 2008. – № 28–29 (445-446). – с. 9 – 16. 3. Assessment of hoarseness and dysphonia. Step-by-step diagnostic approach. [Электронный ресурс] : BMJ Evidence Centre. – 2010. – Режим доступа до ресурсу: <http://bestpractice.bmj.com/best-practice/monograph/845/diagnosis/step-by-step.html> 4. Ishizaka K. Synthesis of Voiced Sounds From a Two-Mass Model of the Vocal Cords./Ishizaka K., Flanagan J.L. // Bell Syst. Tech. Journal. – 1972. – Vol.51, № 6. – pp 1233-67. 5. Ishizaka K. Acoustic properties of longitudinal displacement in vocal cord vibration. / Ishizaka K., Flanagan J.L. // Bell Syst. Techn. Journal. – 1977. – Vol. 56, No.6. – pp 889-918. 6. Фланаган Джеймс. Анализ, синтез и восприятие речи : пер. с англ. / Джеймс Фланаган ; [под ред. А.А. Пирогова]. – М. : “Связь”, 1968. – 396 с. 7. Сысоев И.В. Реконструкция уравнений колебательных систем при наличии скрытых переменных и внешних воздействий: дисс. ... канд. физ.-мат. наук: 01.04.03 / И.В. Сысоев. – Саратов, 2007. – 150 с. 8. Kob, Malte K. Physical modeling of the singing voice: Zugl.: Aachen, Techn. Hochsch., Diss./vorgelegt von Malte Kob.– Berlin: Logos-Verl., 2002. – 166 p. 9. A mechanical experimental setup to simulate vocal folds vibrations. Preliminary results/[Ruty N., Hirtum A., Pelorson X., Lopez I., Hirschberg A.]. – ZAS Papers in Linguistics, 2005. – Vol 40. – pp. 161 – 175. 10. Rauma R.N. The effect of simulated nodules on vocal fold movement in a two-layer synthetic model: a thesis for the degree of master of science/Rauma R.N. – Brigham, 2009. – 58 p. 11. Multidimensional Voice Program: Model 5105 / Division of PENTAX medical company. – NJ.: KayPENTAX. – USA, 2008. – 2 p. 12. lingWAVES : A leading tested product for voice and speech analysis, biofeedback and documentation [Электронный ресурс] / WEVOSYS Forchhein. – 2008. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.wevosys.com/products/lingwaves/lingwaves.html> 13. Reilly R.B. Voice Pathology Assessment based on a Dialogue System and Speech Analysis/Reilly R.B., Moran R., Lacy P. 14. Darcio G. Silva Jitter estimation algorithms for detection of pathological voices [Электронный ресурс] / Darcio G. Silva, Luis C. Oliveira, Mario Andrea // EURASIP Journal on Advances in Signal Processing. – 2009. – Vol. 2009. – 9 p. – Режим доступа до журн. : <http://www.hindawi.com/journals/asp/2009/567875.html> 15. Objective assesment of hoarseness by measuring jitter / T.M. Jones, M. Trabold, F. Plante et al // Clin Otolaryngol Allied Sci., 2001. – Vol. 26 (1). – pp. 29-32. 16. Acoustic voice quality description: Case studies for different regions of the hoarseness diagram / [Frohlich M., Michaelis D., Stube H. W., Kruse E.]. – Erlangen: Advances in Quantitative Laryngoscopy, 2nd “Round Table”, 1997. – pp. 143-150. 17. Морозов В.П. Тайны вокальной речи / В.П. Морозов. – Л. : Наука, 1967. – 204 с. 18. Vocal Tract Models. [Электронный ресурс] : Dept. of Electrical and Electronics Engineering, Sophia University, Arai Laboratory (Speech Communication Laboratory). – Режим доступа до ресурсу: http://www.splab.ee.sophia.ac.jp/Vocal_Tract_Model/index.e.htm 19. Фант Гунер. Акустическая теория речеобразования : пер. с англ. / Гунер Фант; [под ред. Григорьева В. С.].– М.: Наука, 1964. – 284 с. 20. Бендат Дж. Прикладной анализ случайных данных / Дж. Бендат, А. Пирсол; пер. с англ. В.Е. Привольского, А.И. Кочубинского; под ред. И.Н. Коваленко. – М. : Мир, 1989. – 540 с. 21. Комп'ютерні технології друкарства : зб. наук. праць №14 / наук. ред. Б.В. Дурняк. – Львів: Українська академія друкарства, 2005. – С.16-118. 22. Драган Я.П. Ритмика морского волнения и подводные акустические сигналы / Я.П. Драган, И.М. Яворский. – К.: Наукова думка, 1982. – 246 с.