

УДК 621.317.3; 616-71

Частотні залежності ринологічних параметрів електричного біоімпедансу в області навколоносових і носових пазух

Шарпан О. Б., Мосійчук В. С.

Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”

E-mail: sharpan@tor.kpi.ua

Досліджено можливості тричастотної широкосмугової електричної біоімпедансометрії носових і навколоносових областей з точки зору оцінки стану і динаміки ринологічних ускладнень за частотними залежностями параметрів повного електричного опору (імпедансу) цих областей. Дослідження виконані експериментально, неінвазивно, з використанням системи тричастотної широкосмугової біоімпедансометрії TOP-M-1, адаптованої до умов і вимог ринологічних досліджень. Система TOP-M-1 забезпечує вимірювання модуля Z і фазового кута φ імпедансу ділянок тіла людини на трьох рознесених частотах 20 кГц, 100 кГц і 500 кГц з програмним розрахунком активної R , реактивної X складових імпедансу на цих частотах. Неінвазивне вимірювання параметрів імпедансу здійснювали за тетраполярною методикою з використанням парних “активних” електродів із нержавіючої сталі, під’єднаних до тіла людини за методикою права щока – ліва рука та ліва щока – права рука добровольця. Встановлено, що значення модуля, фазового кута, активної і реактивної складових імпедансу на цих частотах є особисто індивідуальними для конкретної особи – добровольця і динамічно змінюються у разі наявності і перебігу ринологічних ускладнень. Найбільш характерні ознаки, які характеризують нормальний і аномальний стани носового і навколоносового середовища, зосереджені у частотних залежностях фазового кута. На прикладах будови діаграм Коула для груп пацієнтів з певними співвідношеннями фазових кутів на зазначених частотах показана можливість визначення нормального стану пацієнтів (без ринологічних ускладнень), наявності залишкових явищ ринологічних ускладнень, в той час як людина суб’єктивно відчуває нормальний стан, та стану захворювання. Також наведені результати досліджень, які характеризують динаміку частотних параметрів імпедансу у разі наявності респіраторного захворювання.

Ключові слова: електричний біоімпеданс; біоімпедансометрія; частотні залежності; діагностика гаймориту; носові пазухи; функціональний стан

DOI: [10.20535/RADAP.2019.78.52-59](https://doi.org/10.20535/RADAP.2019.78.52-59)

Вступ

Запальні захворювання порожнини носа та навколоносових пазух займають одне із провідних місць у проблемі діагностики та лікування патології верхніх дихальних шляхів. Як зазначено в [1], хворі, госпіталізовані з приводу хвороб навколоносових пазух, складають приблизно 2/3 від загального числа пацієнтів спеціалізованих стаціонарів.

На сьогодні основними напрямками об’єктивного контролю стану ринологічних ускладнень є використання рентгенографії, комп’ютерної томографії і ультразвукової ехографії. Незважаючи на дуже високі якісні показники цих методик діагностики, існують об’єктивні обмеження їх використання для широкого кола населення. По-перше, це радіаційне навантаження на пацієнта, що обмежує можливість багатократного обстеження і тривалий моніторинг,

а в деяких ситуаціях, наприклад під час вагітності, взагалі унеможливує проведення такої діагностики. По-друге, достатньо висока вартість процедури та відносно тривалий час, який необхідно витратити на відвідування лікарняного закладу. І, нарешті, всі ці процедури можна виконати лише в умовах спеціалізованих медичних закладів.

В той же час, в сучасних умовах такий, хоча б попередній, об’єктивний контроль перебігу стану захворювання і ремісії необхідно проводити не лише в умовах стаціонару, а і в звичайних умовах існування пацієнта — вдома, під час роботи, навчання тощо. Це потребує подальшого розвитку методів і апаратних засобів діагностики стану ринологічних ускладнень, здатних забезпечувати діагностику не лише в умовах стаціонару і доступних для широкого кола споживачів.

При вирішенні проблеми неінвазивної діагностики біологічних об'єктів в останні роки все більшу увагу дослідників привертають напрями наукових та діагностичних досліджень, які передбачають аналіз параметрів електричного опору (імпедансу). Численними дослідженнями встановлено, що ці параметри взаємопов'язані зі структурою і функціональним станом організму, а, отже, володіють високими інформативними можливостями [2–18]. Методики біоімпедансометрії дозволяють діагностувати стан біогідратності пацієнта і визначати різноманітні водні сектори організму і їх результати достатньо строго корелюють з ізотопними методиками, які визнані «золотим» стандартом визначення обсягів рідинних секторів тіла [4,5]. Надійність, доступність і нешкідливість біоімпедансометрії дозволяють використовувати її як у теоретичних і експериментальних дослідженнях, так і у клінічній медицині.

Оскільки ринологічні ускладнення супроводжуються змінами структури і об'ємів біологічних тканин, що заповнюють носові і навколоносові порожнини, і які мають різні діелектричні властивості, перспективним є розгляд можливостей електричної біоімпедансометрії з точки зору діагностики ринологічного стану пацієнтів.

Дослідження, які були виконані в напрямку ринологічної біоімпедансометрії [19–21], показали, що існують перспективи щодо визначення функціонального стану ринологічних пацієнтів. Проте були виявлені певні обмеження щодо використання запропонованих методик вимірювань, які пов'язані з особливостями використання типів електродів і місцями їх розміщення на тілі пацієнта. Також при цьому вимірювалася лише активна складова опору і у обмеженому діапазоні низьких частот від 500 Гц до 100 кГц.

1 Постановка задачі

Незважаючи на тривалу історію розвитку біоімпедансометрії, сучасні вимоги медико-біологічної діагностики обумовлюють завдання подальшого вирішення ряду методологічних і технічних питань. В останні десятиліття значна увага приділяється умовам визначення і діагностичним можливостям не лише активної складової, яка характеризує провідність електролітного середовища, а й реактивної складової опору, яка характеризує діелектричні властивості біооб'єкту [4,5,11–19]. На сьогоднішній день вважають [2], що реактивна складова імпедансу зумовлена не тільки поляризаційними явищами на мембранах, а й пов'язана безпосередньо з наявністю великих органічних молекул і комплексів, які несуть зв'язані заряди. Розвивається напрямок векторної біоімпедансометрії [1,17–21], який використовується для оцінювання водних секторів організму людини в різних ситуаціях [8–13]. Причому в цьому разі традиційно використовується частота 50 кГц і обме-

жені відомості щодо діагностичної значимості вимірювань на інших частотах. Оскільки діагностичні властивості електричних характеристик біооб'єктів проявляються у частотних залежностях [2, 3, 12], важливим є вивчення параметрів імпедансу у розширеному діапазоні частот (до сотень кГц і одиниць МГц) [5, 7, 17]. В останні два десятиліття увага приділяється дослідженням, які пов'язані з встановленням взаємозв'язку між станом біологічного середовища і фазовим кутом його електричного імпедансу [3,14–17]. Цей напрямок дає нові перспективи діагностики і потребує подальшого дослідження, оскільки такий зв'язок характеризує стан клітинних мембран і діелектричні властивості біотканин.

Метою статті є дослідження можливостей тричастотної ширококутової електричної біоімпедансометрії навколоносових областей, насамперед фазової складової повного електричного опору, з точки зору оцінки стану і динаміки ринологічних ускладнень.

2 Апаратура та методика досліджень

Визначення параметрів імпедансу виконувалось експериментально. Дослідження проводились протягом кількох років. В експерименті приймали участь десятки добровольців (78) різних вікових категорій (від 20 до 73 років) в різному ринологічному функціональному стані: нормальному у разі відсутності ускладнень, з рецидивом гаймориту і ознаками хронічного гаймориту, під час наявності і динаміки інших ринологічних ускладнень, пов'язаних з захворюванням на грип і верхніх дихальних шляхів.

Під час досліджень застосовано апаратно-програмну систему моніторингової біоімпедансометрії TOP-M-1 [22], адаптовану для умов і вимог ринологічних досліджень. Система TOP-M-1 забезпечує вимірювання модуля Z і фазового кута φ імпедансу ділянок тіла людини на трьох рознесених частотах 20 кГц, 100 кГц і 500 кГц з програмним розрахунком активної R , реактивної X складових імпедансу на цих частотах. Неінвазивне вимірювання параметрів імпедансу здійснювали за тетраполярною методикою з використанням парних "активних" [22] електродів із нержавіючої сталі, під'єднаних до тіла людини за методикою права щока – ліва рука та ліва щока – права рука добровольця. Одну пару електродів накладали на щоках досліджуваного над верхньощелепною пазухою, другу — на передпліччях рук проксимальніше зап'ястя.

Така методика використана для того, щоб:

а) інтегрально забезпечити визначення параметрів імпедансу і оцінювати стан і його перебіг як

Табл. 1 Частотні залежності параметрів біоімпедансу навколоносових ділянок тіла людини в різних функціональних станах

Пацієнт	Фазовий кут, градуси			Модуль імпедансу, Ом		
	20 кГц	100 кГц	500 кГц	20 кГц	100 кГц	500 кГц
1	8,3	10,6	15,1	630	600	420
2	7,7	10,5	13,1	364	292	263
3	6,4	8,5	10,3	486	366	336
4	8	10,3	13,9	367	297	274
5	10,6	11,6	14,8	430	310	290
6	10,4	10,8	14,5	464	392	333
7	13,2	13,8	15,1	483	311	269
8	9,9	10,5	12,1	455	320	313
9	10,6	11,5	13,3	279	245	176
10	16,9	13,8	14,2	408	300	283
11	14,5	13,4	13,4	293	257	178
12	14,5	12,4	14	376	299	258
13	12,7	12,1	14,5	355	281	240
14	10,7	10,5	12,7	408	311	303

в області верхньощелепної пазухи, так і в носових пазухах;

б) визначати параметри імпедансу окремо ліворуч і праворуч відносно сагітальної площини тіла людини;

в) для зручності проведення процедури вимірювань.

Рівень зондувального струму не перевищував 500 мкА. Тривалість вимірювань становила декілька хвилин для кожного варіанту розміщення електродів. Відлік результатів вимірювань на кожній частоті здійснювався періодично через 1 хвилину. Перед кожним сеансом вимірювань здійснювалось калібрування системи, а під час вимірювань — усереднення результатів багаторазових вимірювань, що забезпечувало вимірювання з невизначеностями (похибками), які не перевищували 0,5 % для модуля імпедансу і 0,1° для фазового кута.

3 Результати досліджень і їх обговорення

У табл. 1 і на рисунках надані окремі характерні приклади частотних залежностей параметрів біоімпедансу навколоносових ділянок тіла людини в різних функціональних станах цих ділянок. Вони дозволяють узагальнити особливості і динаміку частотних залежностей параметрів імпедансу, залежно від функціонального стану і динаміки ринологічних ускладнень.

Загальні особливості частотних залежностей параметрів імпедансу такі. Значення модуля, фазового кута, активної і реактивної складових імпедансу на цих частотах є особистісно індивідуальними для конкретної особи-добровольця (табл. 1) і динамічно змінюються у разі наявності і перебігу ринологічних ускладнень. Значення модуля і активної складової імпедансу зменшуються зі збільшенням частоти, що

відповідає характеру дисперсійних залежностей цих параметрів від частоти.

Індивідуально ці значення можуть розрізнятися в межах від десятків і навіть до сотень Ом, іноді, в рідкісних ситуаціях, як наприклад у разі пацієнта, позначеного під номером 1 (табл. 1), можуть значно відрізнятися від статистично середніх значень імпедансу. Значення фазового кута знаходяться, як правило, в межах від 6 до 20 градусів.

Найбільш характерні ознаки, які характеризують нормальний і аномальний стани носового і навколоносового середовищ, зосереджені у частотних залежностях фазового кута.

З точки зору виявлення характерних ознак, які характеризують функціональний стан, обраних для розгляду пацієнтів, їх доцільно розглядати, залежно від співвідношень значень фазового кута на зазначених частотах. В цьому разі обрану для розгляду групу пацієнтів доцільно поділити на три окремих групи. В першу групу віднесені пацієнти під номерами 1 - 4, фазовий кут яких пропорційно, майже лінійно, зростає з ростом частоти, причому значення фазового кута на частотах 20 і 100 кГц розрізняються біля 2 градусів і більше. За анамнезом пацієнти цієї групи відчувають нормальний стан навколоносових і носових ділянок тіла. До другої групи (пацієнти з номерами 5 - 9) віднесені ті, у яких значення фазового кута зростають зі збільшенням частоти, але відмінність значень фазового кута на частотах 20 кГц і 100 кГц є меншою, ніж 2 градуси (в околі 1 градусу). Також в цьому разі крутизна зростання фазового кута є меншою, ніж у разі пацієнтів першої групи. За анамнезом ця група пацієнтів також відчуває нормальний стан (хоча не завжди так впевнено, як у разі пацієнтів першої групи). До третьої групи відносяться пацієнти з номерами 10 - 14, у яких значення фазового кута на частоті 20 кГц є вищим, ніж на частоті 100 кГц, а у деяких випадках — і на часті 500 кГц. За анамне-

зом і суб'єктивними відчуттями ця група впевнено відчуває гайморитні ускладнення, чи їх залишки.

На рис. 1 – 3 надані траєкторії діаграми Коула в діапазоні зазначених частот для цих груп пацієнтів відповідно.

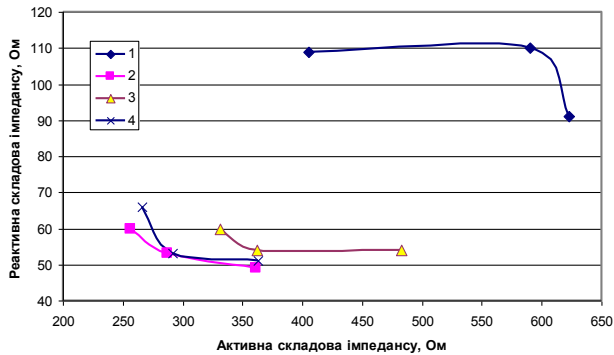


Рис. 1. Діаграми Коула пацієнтів першої групи - нормальний стан

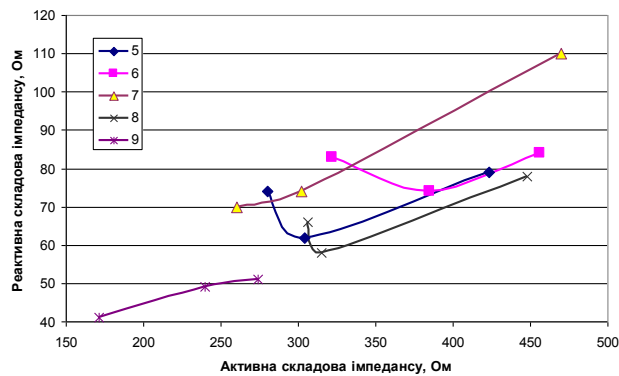


Рис. 2. Діаграми Коула пацієнтів другої групи - умовно норма

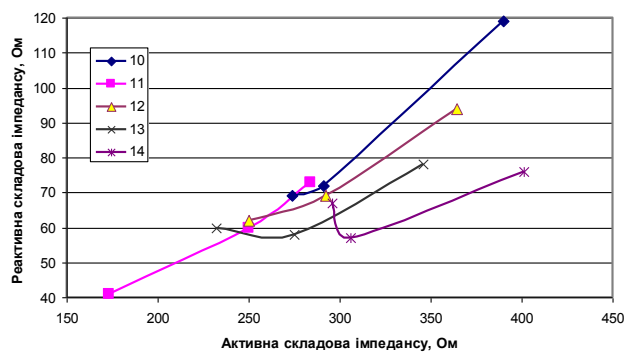


Рис. 3. Діаграми Коула пацієнтів третьої групи - гайморит

Видно, що у разі пацієнтів першої групи траєкторії діаграми Коула знаходяться на зростаючій ділянці і середня частота діаграми знаходиться вище, ніж частота 100 кГц. Такий хід діаграми Коула (без суттєвого прогину вниз) свідчить про певну однорідність м'язових тканин в досліджуваній області [23]. Тобто має місце нормальний стан пацієнтів без заповнення носових і навколоносових порожнин

слизом, діелектричні властивості якого суттєво відрізняються від властивостей нормальних м'язових тканин. Там же характер і траєкторія діаграми Коула для пацієнта 1 свідчить про значну відмінність біоімпедансних параметрів цього пацієнта від інших пацієнтів цієї групи (табл. 1).

У разі пацієнтів третьої групи (рис. 3) діаграми Коула в зазначеному діапазоні частот є спадаючими (за деяким винятком пацієнтів 13 і 14, які до того ж за анамнезом відчували залишкові ознаки гаймориту без фази гострого перебігу). Середні частоти діаграм Коула знаходяться нижче частоти 20 кГц. Все це свідчить про заповнення порожнин досліджуваних ділянок тіла інерідною рідиною, діелектричні властивості якої відмінні від властивостей оточуючого середовища. Має місце прогин діаграми Коула, що свідчить про наявність неоднорідних ділянок біотканин [23].

Характер змін діаграм Коула для пацієнтів другої групи (рис. 2) займає проміжне положення між діаграмами Коула першої і третьої груп. З одного боку, має місце спадання (пацієнти 7 і 9 і середні частоти знаходяться нижче частоти 20 кГц), що співпадає з характером залежностей для третьої групи і свідчить про наявність гайморитних ускладнень. З іншого боку, для пацієнтів 5, 6 і 8 спостерігається певний прогин в околі частоти 100 кГц, що свідчить про наявність залишкових явищ гайморитних ускладнень.

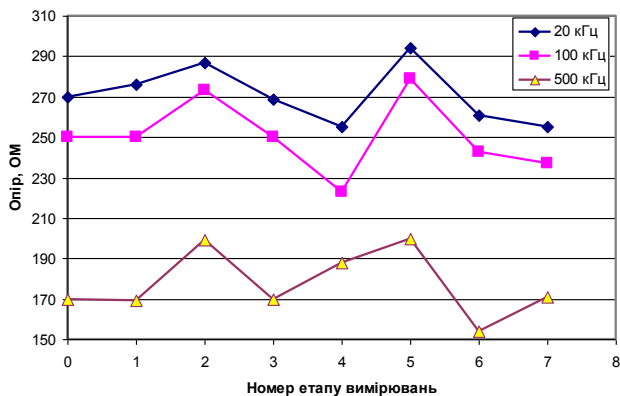
Таким чином, характер залежностей і співвідношення значень фазового кута імпедансу на зазначених частотах дає уявлення про функціональний стан носових і навколоносових пазух у разі норми чи ринологічних ускладнень.

4 Динаміка частотних залежностей параметрів біоімпедансу навколоносових і носових середовищ у разі перебігу респіраторного загострення

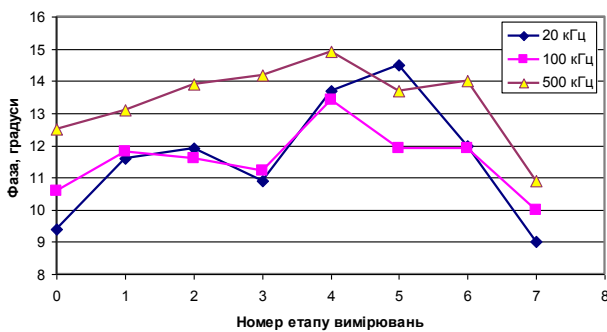
На рис. 4 надані залежності часової динаміки параметрів біоімпедансу у разі перебігу захворювання на грип, які супроводжуються динамікою об'ємів слизової рідини в носових і навколоносових пазухах. Динаміка активної складової імпедансу не показана, оскільки внаслідок відносно малих значень фазового кута імпедансу має місце «близькість» значень та характеру залежності з характеристиками модуля імпедансу. На рис. 5 надані приклади динаміки діаграми Коула на зазначених частотах, отримані для певних етапів, що відображена на рис. 4.

Розподіл і значення параметрів зрозумілі з рисунків, а точки 1-7 за горизонтальною віссю відповідають моментам проведення вимірювань про-

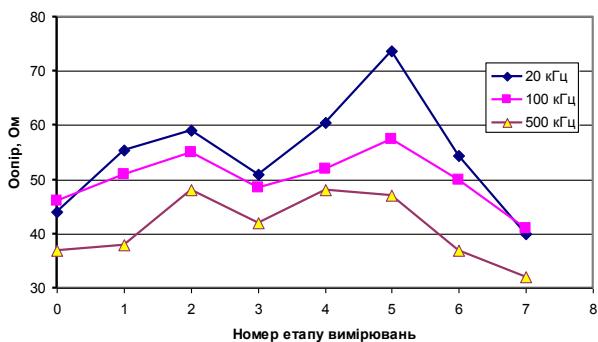
тягом всього періоду загострення хвороби і відновлення нормального стану. Точка 0 відповідає початковому моменту захворювання, коли пацієнт суб'єктивно відчуває його початок, але слизу в носових і навколоносових пазухах ще немає, точки 1-6 — на другий, третій, п'ятий, дев'ятий, десятий, дванадцятий дні відповідно, а точка 7 відповідає результатам вимірювань через місяць від початку спостережень, коли пацієнт суб'єктивно відчував стан одужання.



(а)



(б)



(в)

Рис. 4. Динаміка параметрів імпедансу (а) модуль, (б) фазовий кут, (в) реактивна складова

Видно, що відбуваються зміни всіх параметрів імпедансу, які відповідають етапам загострення захворювання і відновлення вихідного стану (одужання). Тут також найбільш інформативною є динаміка фазового кута. Виходячи із співвідношень значень фазового кута на обраних частотах у вихідному стані і після одужання, цього пацієнта слід віднести

до другої групи досліджуваних відповідно до вище прийнятої класифікації. Видно, що в ході хвороби по мірі її загострення і заповнення порожнин слизом значення фазового кута на частоті 20 кГц збільшується і, починаючи з другого дня хвороби, стає практично однаковим зі значенням фазового кута на частоті 100 кГц, а на десятий день значно перевищує як значення фазового кута на цій частоті, так і на частоті 500 кГц (точка 5). Відновлення нормального стану відбувається поступово, починаючи з дванадцятого дня захворювання. І навіть через місяць, коли пацієнт суб'єктивно відчуває одужання, співвідношення значень фазових кутів на цих частотах таке, що слід вважати, що мають місце залишкові явища не повного очищення носових і навколоносових пазух.

З діаграми Коула (рис. 5) видно, що на початковому етапі і по завершенні спостережень середня частота знаходиться в околі частоти 100 кГц (криві для етапів 0 і 7), а протягом загострення хвороби зміщується в бік частоти 20 кГц. Причому під час етапів загострення хвороби має місце прогин діаграми Коула на частотах, що нижче 100 кГц (етапи, що відповідають точкам 2, 5 і 6), який характеризує збільшення неоднорідності біоструктур навколоносових і носових пазух за рахунок збільшення об'ємів слизу в них.

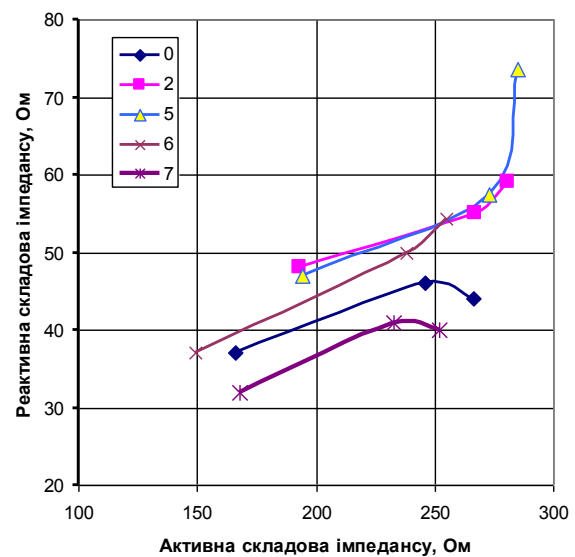


Рис. 5. Динаміка діаграми Коула

Висновки

Встановлено залежність частотних характеристик параметрів біоімпедансу в структурах в області навколоносових і носових пазух в діапазоні частот від 20 кГц до 500 кГц, що залежать від функціонального стану цих ділянок: нормального, стану хвороби і залишкових явищ. Також відмічено, що параметри динамічно змінюються у разі перебігу стану хвороби і заповнення пазух слизом.

Найінформативнішим параметром, який найбільш чітко дає інформацію про функціональний стан, є фазовий кут імпедансу. Співвідношення значень фазового кута імпедансу на зазначених частотах дозволяє чітко визначати нормальний стан пацієнта за відсутності заповнення пазух слизом, наявність і перебіг ринологічних ускладнень, наявність залишкових наслідків цих ускладнень навіть у разі, коли пацієнт суб'єктивно відчуває нормальний стан.

Також про відсутність чи наявність ринологічних ускладнень вказує характер зміни діаграми Коула в околі зазначених частот і значення середньої частоти діаграми, які, насамперед, фактично є похідними від значень і співвідношень фазового кута імпедансу на цих частотах. Відсутність прогину діаграми в околі цього частотного діапазону і значення середньої частоти близько до 100 кГц свідчить про нормальний стан пацієнта, наявність прогину і зміщення середньої частоти в бік 20 кГц свідчить про наявність ринологічних ускладнень.

Перелік посилань

- Сакович А.Р. Микрофлора при остром гнойном синусите / А.Р. Сакович // Отоларингология. – 2012. – 2(07). – с. 54–58
- Sverre G. Martinsen Bioimpedance and bioelectricity basics / G. Sverre, G. Otjan . – London: Academic, 2008.
- Торнуев Ю.В. Диагностические возможности неинвазивной биоимпедансометрии / Ю.В. Торнуев, Д.Л. Непомнящих, Д.Б. Никитюк, Г.А. Лапий и др. // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 10 (4). – С. 782-788.
- Cornish B.H. Evaluation of multiple frequency bioelectrical impedance and Cole-Cole analysis for the assessment of body water volumes in healthy humans / B.H. Cornish, L.C. Ward, B.J. Thomas et al. // Eur J Clin Nutr. – 1996. – 50(3). – pp. 159–164.
- Николаев Д.В. Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев. – М.: Наука, 2009. – 392 с.
- Barni S. Detection of Allergen-IgE interaction in Allergic Children Through Combined Impedance and ROS Measurements / S. Barni, A. Fort, M. Becatti, C. Fiorillo, et al. // IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. – 2017. – Vol. 66, No. 4. – pp. 616-623.
- Paterno A. Efficient Computational Techniques in Bioimpedance Spectroscopy / A. Paterno, L. N. Negri, P. Bertemes-Filho // Applied Biological Engineering – Principles and Practice. Edited by Ganesh R. Naik, 674 pages, Publisher: InTech, Chapters published March 23, 2012. pp. 4-28.
- Вишневский К.А. Коррекция «сухого веса» у больных, получающих лечение программным гемодиализом, по результатам векторного анализа биоимпеданса / Вишневский К.А., Герасимчук Р.П., Земченков А.Ю. // Нефрология. – 2014. – № 2. – С. 61-71.
- Chang T.I. Intradialytic hypotension and vascular access thrombosis / T.I. Chang, J. Paik, T. Greene et al. // J Am Soc Nephrol. – 2011. – 22(8). – pp. 1526-33.
- Hekmat R. Correlation between asymptomatic intradialytic hypotension and regional left ventricular dysfunction in hemodialysis patients / R. Hekmat, M. Ahmadi, H. Fatehi et al. // Iran J Kidney Dis. – 2011. – Vol. 5(2). – pp. 97-102.
- Рахматуллина Л.Н. Применение биоимпедансного монитора состава тела (ВСТМ) в клинической практике у диализных больных (обзор литературы) / Рахматуллина Л.Н., Гуревич К.Я. // Нефрология. – 2013. – Т. 17, № 4. – с. 49-57.
- Kotanko P. Current state of bioimpedance technologies in dialysis / P. Kotanko, W. Nathan, L.F. Zhu // J.Med.Nephrology Dialysis Transpl. – 2008. – Vol. 23, No 3. – pp. 808-812.
- Walter-Kroker A. A practical guide to bioelectrical impedance analysis using the example of chronic obstructive pulmonary disease / A. Walter-Kroker, A. Kroker et al. // Nutrition Journal. – 2011, Vol. 10, pp. 35.
- Цейтлин Г.Я. Значение биоимпедансного анализа и антропометрии для прогнозирования осложнений у детей с онкологическими и неонкологическими заболеваниями после трансплантации гемопоэтических стволовых клеток / Г.Я. Цейтлин, А.Ю. Вашура, М.В. Коновалова, Д.Н. Балашов, М.А. Масчан, С.В. Бельмер // Онкогематология. – 2013. – Том 8, № 3. – с. 48-54.
- Colín-Ramírez E. Bioelectrical impedance phase angle as a prognostic marker in chronic heart failure / E. Colín-Ramírez // Nutrition. – 2012. – Vol. 28, No 9. – pp. 901-5.
- Santarpia L. Prognostic significance of bioelectrical impedance phase angle in advanced cancer: preliminary observations / L. Santarpia, M. Marra, C. Montagnese et al. // Nutrition. – 2009. – Vol. 25(9). – pp. 930-1.
- Ярошенко В.Т. Варіанти біоімпедансометрії при вивченні вікової фізіології людини / В.Т. Ярошенко, О.Б. Шарпан // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2009. – № 1. – С. 26-29.
- Gupta D. Bioelectrical impedance phase angle as a prognostic indicator in breast cancer / D. Gupta, C.A. Lammersfeld, P.G. Vashi et al. // BMC Cancer. – 2008. – 8. – p. 249.
- Патент RU2021755, МКИ А 61В 5/05 Способ выявления патологии околоносовой пазухи / А.В. Староха, Д.В. Миляев, В.Ф. Вотяков, М.С. Кадлубович, В.В. Коврижных, В.А. Бирюлин – 1994. – 38 с.
- Патент RU2157094, МКИ А 61В 5/05 Способ диагностики воспалительных заболеваний околоносовых пазух / А.В. Староха, А.В. Давыдов, Л.В. Антошкин, Г.Н. Сидоренко, Б.И. Лаптев. – 2000. – № 13. – С.1
- Патологічна фізіологія / за ред. М. С. Рєгеди, А. І. Березнякової. – Львів. – Магнолія, 2011. – 490 с.
- Mosychuk V. S. Wideband bioimpedance meter with the active electrodes / V.S. Mosychuk, G.V. Timoshenko and O.B. Sharpan // 2015 IEEE 35th International Scientific Conference on ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY (ELNANO). – pp. 300-303.
- Шарпан О.Б. Оцінка впливу неоднорідності біотканини на чутливість частотного розподілу комплексного електричного імпедансу / О.Б. Шарпан, Д.В. Безякіна // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2005. – № 6. – С. 14-18.

References

- [1] Sakovich A.R. (2012) *Mikroflora pri ostrom gnoinom sinusite: monitoring v LOR-statsionare* [Microflora in acute purulent sinusitis: monitoring in a hospital]. *Otolaringologiya*, Vol. 2(07), pp. 54–58
- [2] Grimnes S. and Martinsen O.G. (2008) *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Amsterdam: Elsevier, 471 p.
- [3] Tornuev Y.V., Nepomnyaschikh D.L., Nikityuk D.B., Lapiy G.A., Molodykh O.P., Nepomnyaschikh R.D., Koldysheva E.V., Krinitsyna Y.M., Balakhnin S.M., Manvelidze R.A., Semenov D.E. and Churin B.V. (2014) Diagnostic capability of noninvasive bioimpedance. *Fundamental Research*, No. 10, pp. 782-788.
- [4] Cornish B.H., Ward L.C., Thomas B.J., Jebb S.A. and Elia M. (1996) Evaluation of multiple frequency bioelectrical impedance and Cole-Cole analysis for the assessment of body water volumes in healthy humans. *Eur J Clin Nutr*, Vol. 50, Iss. 3, pp. 159–164.
- [5] Nikolaev D.V., Smirnov A.V., Bobrinskaya I.G. and Rudnev S.G. (2009) *Bioimpedantsnyi analiz sostava tela cheloveka* [Bioimpedance analysis of human body composition], Moscow, Nauka, 392 p.
- [6] Barni S., Fort A., Becatti M., Fiorillo C., Mugnaini M., Vignoli V., Addabbo T., Pucci N. and Novembre E. (2017) Detection of Allergen-IgE interaction in Allergic Children Through Combined Impedance and ROS Measurements. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 66, Iss. 4, pp. 616-623. DOI: 10.1109/tim.2016.2640478
- [7] Paterno A., Hermann L. and Bertemes-Filho P. (2012) Efficient Computational Techniques in Bioimpedance Spectroscopy. *Applied Biological Engineering - Principles and Practice*. DOI: 10.5772/36307
- [8] Vishnevskii K.A., Gerasimchuk R.P. and Zemchenkov A.Y. (2014) «Dry weight» correction in hemodialysis patients based on the results of bioimpedance vector analysis. *Nephrology (Saint-Petersburg)*, Vol. 18, No 2, pp. 61-71. (In Russ.)
- [9] Chang T.I., Paik J., Greene T., Desai M., Bech F., Cheung A.K. and Chertow G.M. (2011) Intradialytic Hypotension and Vascular Access Thrombosis. *Journal of the American Society of Nephrology*, Vol. 22, Iss. 8, pp. 1526-1533. DOI: 10.1681/asn.2010101119
- [10] Hekmat R, Ahmadi M, Fatehi H., Dadpour B. and Fazelenjad A. (2011) Correlation between asymptomatic intradialytic hypotension and regional left ventricular dysfunction in hemodialysis patients. *Iranian Journal of Kidney Diseases*, Vol. 5, No 2, pp. 97-102.
- [11] Rakhmatullina L.N. and Gurevich K.Y. (2013) Application bioimpedance body composition monitor (BCm) in clinical practice in dialysis patients (literature review). *Nefrologiya*, Vol. 17, No 4, pp. 49-57.
- [12] Kotanko P., Levin N.W. and Zhu F. (2007) Current state of bioimpedance technologies in dialysis. *Nephrology Dialysis Transplantation*, Vol. 23, Iss. 3, pp. 808-812. DOI: 10.1093/ndt/gfm889
- [13] Walter-Kroker A., Kroker A., Mattiucci-Guehlke M. and Glaab T. (2011) A practical guide to bioelectrical impedance analysis using the example of chronic obstructive pulmonary disease. *Nutrition Journal*, Vol. 10, Iss. 1. DOI: 10.1186/1475-2891-10-35
- [14] Tseytlin G.Ya., Vashura A.Yu., Konovalova M.V., Balashov D.N., Maschan M.A. and Belmer S.V. (2013) Value of bioimpedance analysis and anthropometry for complication prediction in children with malignant and non-malignant diseases after hematopoietic stem cells transplantation. *Oncohematology*, Vol. 8, No 3, pp. 48-54. DOI: 10.17650/1818-8346-2013-8-3-48-54
- [15] Colín-Ramírez E., Castillo-Martínez L., Orea-Tejeda A., Vázquez-Durán M., Rodríguez A.E. and Keirns-Davis C. (2012) Bioelectrical impedance phase angle as a prognostic marker in chronic heart failure. *Nutrition*, Vol. 28, Iss. 9, pp. 901-905. DOI: 10.1016/j.nut.2011.11.033
- [16] Santarpia L., Marra M., Montagnese C., Alfonsi L., Pasanisi F. and Contaldo F. (2009) Prognostic significance of bioelectrical impedance phase angle in advanced cancer: Preliminary observations. *Nutrition*, Vol. 25, Iss. 9, pp. 930-931. DOI: 10.1016/j.nut.2009.01.015
- [17] Yaroshenko V.T. and Sharpan O.B. (2009) Bioimpedancometry Variants in Studies of Human Age Physiology, *Naukovi visti NTUU KPI*, No 1, pp. 26-29. (in Ukrainian)
- [18] Gupta D., Lammersfeld C.A., Vashi P.G., King J., Dahlk S.L., Grutsch J.F. and Lis C.G. (2008) Bioelectrical impedance phase angle as a prognostic indicator in breast cancer. *BMC Cancer*, Vol. 8, Iss. 1. DOI: 10.1186/1471-2407-8-249
- [19] Starokha A.V., Milyaev D.V., Votyakov V.F., Kadlubovich M.S., Kovrizhnykh V.V. and Biryulin V.A. (1994) *Sposob vyjavleniya patologii okolonosovoi pazukhi* [Method for detection of pathology of the paranasal sinus]. Patent RU2021755
- [20] Starokha A.V., Davydov A.V., Antoshkin L.V., Sidorenko G.N., Laptev B.I. (2000) *Sposob diagnostiki vospalitel'nykh zabolevaniy okolonosovykh pazukh* [Method for the diagnosis of inflammatory diseases of the paranasal sinuses], Patent RU2157094
- [21] Rehedy M.S. and Berezniakovo A.I. (2011) *Patolohichna fiziologhiia* [Pathological physiology], Lviv, Mahnoliia, 490 p.
- [22] Mosiychuk V.S., Timoshenko G. and Sharpan O.B. (2015) Wideband bioimpedance meter with an active electrodes. *2015 IEEE 35th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*. DOI: 10.1109/elnano.2015.7146896
- [23] Sharpan O.B. and Beziakina D.V. (2005) Otsinka vplyvu neodnorodnosti biotkanyny na chutlyvist chastotnoho rozpodilu kompleksnoho elektrychnoho impedansu [Assessment of the influence of biotissue heterogeneity on the sensitivity of frequency distribution of complex electrical impedance]. *Naukovi visti NTUU KPI*, No 6, pp. 14–18.

Частотные зависимости ринологических параметров электрического биоимпеданса в области околоносовых и носовых пазух

Шарпан О. Б., Мосійчук В. С.

Исследованы возможности тричастотной широкополосной электрической биоимпедансометрии носовых и околоносовых областей с точки зрения оценки состояния и динамики ринологических осложнений по частотным зависимостям параметров полного сопротивления (импеданса) этих областей. Исследования выполнены

экспериментально, неинвазивно, с использованием системы тричастотной широкополосной биоимпедансометрии TOR-M-1, адаптированной для условий и требований ринологических исследований. Система TOR-M-1 обеспечивает измерение модуля Z и фазового угла φ импеданса участков тела человека на трех разнесенных частотах 20 кГц, 100 кГц и 500 кГц с программным расчетом активной R , реактивной X составляющих импеданса на этих частотах. Неинвазивное измерение параметров импеданса осуществляли по тетраполярной методике с использованием парных "активных" электродов из нержавеющей стали, подключенных к телу человека по методике правая щека – левая рука и левая щека – правая рука добровольца. Установлено, что значение модуля, фазового угла, активной и реактивной составляющих импеданса на этих частотах является личностно индивидуальными для конкретного лица-добровольца и динамично изменяются при наличии и течения ринологических осложнений. Наиболее характерные признаки, характеризующие нормальное и аномальное состояния носовой и околоносовой сред, сосредоточены в частотных зависимостях фазового угла. На примерах построения диаграмм Коула для групп пациентов с определенными соотношениями фазовых углов на указанных частотах показана возможность определения нормального состояния пациентов (без ринологических осложнений), наличия остаточных явлений ринологических осложнений, в то время как человек субъективно чувствует нормальное состояние, и состояния заболевания. Также приведены результаты исследований, характеризующие динамику частотных параметров импеданса при наличии респираторного заболевания.

Ключевые слова: электрический биоимпеданс; биоимпедансометрия; частотные зависимости; диагностика гайморита; носовые пазухи; функциональное состояние

Frequency Dependences of the Rhinological Parameters of Electrical Bioimpedance in the Area of the Paranasal and Nasal Sinuses

Sharpan O. B., Mosiychuk V. S.

Introduction. Possibilities of three-frequency broadband electrical bioimpedanceometry of the nasal and paranasal regions were investigated.

Research methodology and equipment. The studies were performed experimentally non-invasively using a three-frequency wideband bioimpedance system TOR-M-1, adapted to the conditions and requirements of rhinological studies. The TOR-M-1 system provides the measurement of the module Z and the phase angle φ of the impedance of the human body sections at three frequencies of 20 kHz, 100 kHz and 500 kHz with programmatic calculation of active R , reactive X components of the impedance at these frequencies. Non-invasive impedance parameters were measured using a tetrapolar technique using paired stainless steel active electrodes connected to the human body in the area between the cheek and the hand.

Results and Discussion. It is established that the values of the module, phase angle, active and reactive components of the impedance at these frequencies are individually individual for a particular person and change dynamically in the presence of rhinological diseases. The most characteristic features that characterize the normal and abnormal conditions of the nasal and paranasal tissues, are concentrated in the frequency dependences of the phase angle.

Conclusions. Cole diagrams for groups of patients with certain phase-to-angle ratios at three frequencies show the possibility of determining different functional states of patients: the normal state, the presence of residual phenomena of rhinological diseases, while the subjective person feels normal and active disease. The results of impedance frequency parameters dynamics during respiratory disease are presented.

Key words: electrical bioimpedance; bioimpedanceometry; frequency dependencies; diagnosis of sinusitis; nasal sinuses; functional state