

4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. – 1070 С.
5. Лигун А.О., Шумейко О.О., Тимошенко Д.В. ALL-Document – технологія нового покоління для збере-

ження, передачі та відображення електронних документів // Вісник Східноукраїнського національного університету імені Володимира Даля. – №9 (103) Частина 1. – 2006. – С. 83-85

пост. 05.10.07.

Алгоритм удосконалення ехоенцефалографічного методу дослідження мозкових структур

В.І. БОЙКО, Л.П. ЛАРИЧЕВА

Дніпродзержинський державний технічний університет

У статті наведені основні принципи ехоенцефалографічного методу дослідження головного мозку, в основі якого полягає метод одновимірної ультразвукової біолокації; позначені можливі помилки методу, запропонований алгоритм усунення помилкових результатів.

В статье приведены основные принципы эхоэнцефалографического метода исследования головного мозга, в основе которого лежит метод одномерной ультразвуковой биолокации, обозначены возможные ошибки метода и алгоритм устранения ложных результатов.

In the article represented main principles of echoencephalographic method of brain investigation, at the heart of which lies the method of one-dimensional ultrasound biolocation. Mistakes of method and algorithm of eliminating of false results are also represented.

Одномерна ультразвукова біолокація є основою ехоенцефалографії - методу діагностики мозкових структур [1]. Цінність зазначеного методу полягає в можливості з діагностичною метою неінвазивно (без розрізування) проникнути усередину черепної коробки. У якості носія інформації в ехоенцефалографії використовують ультразвук. Це пов'язане з тим, що при високій частоті коливань ультразвук може бути сформований у гостро спрямовані промені, що поширюються зі швидкістю близько 1500 м/с, що дозволяє використати його для виміру відстані від місця генерації до місця його реєстрації.

До певної відстані від датчика ультразвук має сфокусований, спрямований промінь. Цю ділянку пробігу променя називають ближнім полем. Потім відбувається його розсіювання. Використання ультразвукової локації можливо тільки в рамках ближнього поля. Для застосування в ехоенцефалографії датчиків ближнє поле порівнянне з розмірами голови. У нормальних умовах структурами, що відбивають ультразвук, є м'які тканини й кістки голови, мозкові оболонки й інші інтерфазі: ліквор-мозок, ліквор-епіфіз, судинні сплетення, магістральні судини, перехідні зони сірої й білої мозкової речовини тощо.

Розміри ближнього поля визначають по формулі:

$$P = D^2 - P/4l, \quad (1)$$

де P – довжина ближнього поля, D – діаметр пластини в мм, l – довжина хвилі в мм.

З формули видно, для досягнення максимальної точності потребується використання ультразвуку максимальної частоти, так як розміри ближнього поля прямо пропорційні частоті при достатньо малій довжині хвилі. Тем не менш, використання частоти випромінювання більш ніж 2 МГц, приводить до того, що на ехоенцефалограмі з'являється значна кількість піків, що не

ідентифікуються, що пов'язано з наявністю шумових перешкод.

Відстань до об'єкту, що віддзеркалює, визначають по часу що пройшов з моменту посилення ультразвукового сигналу до моменту повернення в приймач ехосигналу по формулі:

$$l = 1/2 V x t, \quad (2)$$

до l – відстань до об'єкту, що віддзеркалює; V – швидкість розповсюдження ультразвуку; t – час. Половину шляху беруть тому, що ультразвук проходить одну і ту ж відстань двічі: від випромінювача до об'єкту що віддзеркалює і від об'єкту до приймача.

Сучасні ехоенцефалографи є пристосованими для потреб медичної діагностики ультразвуковими дефектоскопами. Блок-схема імпульсного ультразвукового приладу- ехоенцефалографу представлена на рис. 1.

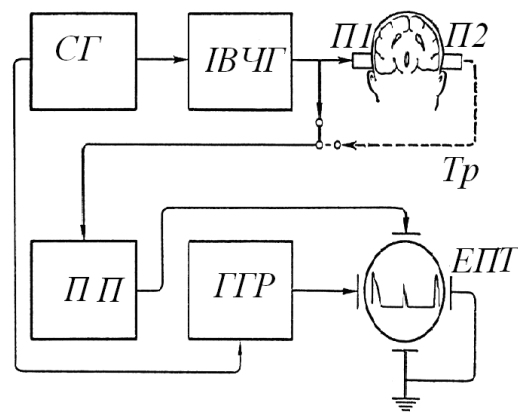


Рис. 1. Блок-схема ехоенцефалографу

Схема включає синхронізуючий тригерний генератор (СГ), що визначає порядок включення і роботу решти елементів схеми; імпульсний високочастотний генератор (ВЧГ), призначений для збудження механічних коливань на п'єзоелектричній пластині; п'єзодатчики (П1,П2), що працюють як випромінювач і приймач ультразвукових коливань; приймальний пристрій (ПП), що реєструє струм в ланцюзі п'єзодатчика; електроно-променевою трубкою (ЕПТ), монітор і генератор горизонтальної розгортки (ГТР).

Особливістю ехографії, що здійснюється на вітчизняних апаратах, наприклад, в комп'ютеризованому ехоенцефалографічному комплексі «Сономед» є те, що на одержуваній ехограмі не спостерігається знайомих обрисів органа, а реєструється його акустична характеристика. В результаті вимірювань на екрані монітора спостерігається спектральна крива – ехоенцефалограма.

Типова картина на ехоенцефалограмі виглядає таким чином (рис. 2): на початку розгортки при локації з типової точки над вухом реєструється могутній сигнал – початковий комплекс (ПК), в якому зливаються сигнали віддзеркалення від прилеглих до датчика покривів голови, луски скроневої кістки, оболонок і найближчих до датчика мозкових структур і, як правило, найближчого бічного шлуночку. В межах початкового комплексу отримання якої-небудь інформації неможливе. В кінці розгортки реєструється могутній імпульс – кінцевий комплекс (КК), який формується в результаті віддзеркалення від твердої мозкової оболонки, внутрішньої і зовнішньої пластинок луски скроневої кістки протилежної стінки черепа і м'яких тканин голови. Найбільш інформативно значущим сигналом є серединний комплекс (М-ехо). Він формується в результаті віддзеркалення від прозорої перегородки, стінок третього шлуночку, епіфізу. Цей комплекс може мати різну форму у залежності від розташування датчика, ультразвукової частоти зондування, стану анатомічних компонентів, що впливають на формування зон віддзеркалення в районі серединних структур мозку. Найчастіше форма серединного комплексу зустрічається в наступних варіантах:

- шпильастий з вузькою, чіткою підставою, з однією вершиною;
- розширений, із згладженою вершиною, з непостійною максимальною вершиною;
- розщеплений, з двома, трьома і більш зубцями.

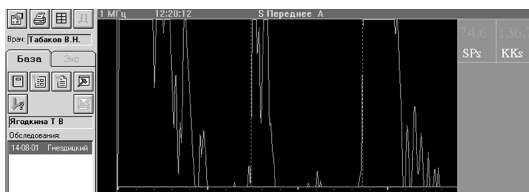


Рис. 2. Типова картина ехоенцефалограми

При цьому, картинка піків ехограм на моніторі комп'ютера - не є застиглою, стійкою сукупністю піків. В процесі локації, навіть за відсутності переміщення датчика, вони безперервно видозмінюються.

Разом з корисним сигналом на датчики постійно надходять перешкоди, що перебивають амплітудно-частотні діапазони сигналів, випадкові за своїм характером (артефакти). Це - перешкоди фізіологічного походження, пов'язані із сигналами від інших органів і тка-

нин, а також апаратні перешкоди. Різноманітні по джерелах і природі походження, вони знижують медичну інформативність сигналів й ускладнюють їхній аналіз, а в деяких випадках роблять його неможливим через подібність артефактів з корисним сигналом.

Для виділення корисної складової із зашумленого сигналу, що надходить на датчик, застосовують цифрові або аналогові фільтри, які дозволяють на тлі перешкод по сигналі $y[n] = f(x[n], [n])$, спостережуваному в дискретні моменти часу $n = 1, \dots, N$, відокремити корисний сигнал $x[n]$ від перешкоди.

Модель корисного сигналу частіше або невідомо, або досить складна, щоб можна було звести завдання відділення корисного сигналу від перешкоди до оцінки невеликого числа параметрів. Така ситуація характерна при обробці ехоенцефалограм. В такій ситуації не залишається нічого іншого, як увести адекватні припущення про моделі перешкоди й будувати різні фільтри, що забезпечують максимально можливе видалення перешкоди при мінімальних перекручуваннях корисного сигналу.

Представимо спектральну густину корисного сигналу $S\lambda(\omega)$ у вигляді:

$$S\lambda(\omega) = \frac{4 \cdot \mu^3 \cdot D \cdot (1 + \psi^2)}{\omega^4 + 2 \cdot \mu^2 \cdot (1 - \psi^2) \cdot \omega^2 + \mu^4 \cdot (1 + \psi^2)^2}, \quad (3)$$

де μ - резонансна частота реалізації сигналу; D - дисперсія сигналу; ψ - параметр загасання автокореляційної функції

У зв'язку з тим, що енергія зосереджена у області низьких частот, процес визначимо як кольоровий, або рожевий шум.

Рожевий шум, а точніше – його спектральна густина може бути описана рівнянням:

$$S_N(\omega) = 2 \cdot \frac{\alpha D_n}{\alpha^2 + 4\pi^2 \omega^2} \quad (4)$$

де α – параметр загасання автокореляційної функції корисного сигналу;

$$\omega^2 = -\alpha^2 / 4\pi^2 \rightarrow \pm \sqrt{\frac{-\alpha^2}{4\pi^2}} = \pm i \sqrt{\frac{-\alpha^2}{4\pi^2}}$$

Ця спектральна густина описується процесом Орнштейна-Уленбека, який є реалізацією корельованих випадкових блукань.

Сумарний сигнал, що отримуємо у ехоенцефалограмі складається з корисного сигналу $S\lambda(\omega)$ та перешкод $S_N(\omega)$:

$$S_x(\omega) = S\lambda(\omega) + S_N(\omega) \quad (5)$$

Якщо $\sqrt{\frac{\alpha^2}{4\pi^2}} = \mu N_i$, тоді знаменник дробу у формулі (4) можна представити у вигляді:

$$(\omega + \mu N_i) \cdot (\omega - \mu N_i)$$

Отримане представлення підставимо у формулу (5) загального сигналу.

Виконаємо операцію факторизації, для цього, поперше, розглянемо знаменник дробу:

$$(\omega \pm \beta \pm \mu i)(\omega \pm \mu N_i) = (\omega - (\beta + \mu i))(\omega - (-\beta + \mu i))(\omega - (\beta - \mu i))(\omega - (-\beta - \mu i))(\omega - \mu N_i)(\omega - (-\mu N_i)).$$

Після операції факторизації в знаменнику одержимо:

$$[(\omega - \beta - \mu i)(\omega + \beta - \mu i)(\omega - \mu N_i)] - \text{стійкі корені};$$

$$[(\omega - \beta + \mu i)(\omega + \beta + \mu i)(\omega + \mu N_i)] - \text{нестійкі корені}.$$

Виконавши операцію сепарації, тобто розподіл на паралельне поєднання ланцюгів й відкидання нестійких складових, отримаємо для чисельника:

$$2\alpha Dn\omega^2 \omega^2 + \omega^2(4D\mu(\mu^2 + \beta^2) - 4\alpha Dn(\beta^2 - \mu^2)) + \mu N^2(4D\mu^3 + 4D\mu\beta^2) + 2\alpha Dn(\beta^2 + \mu^2)^2 = 0$$

Запишемо передавальну функцію сигналу в загальному вигляді: $W(i\omega) = 1/Sx[S\lambda/Sx]_-$

Зробимо операцію сепарації з виразом:

$$S\lambda/Sx = [S\lambda/Sx]_+ + [S\lambda/Sx]_-$$

Перейшовши до параметру p отримаємо передавальну характеристику ехоенцефалографічного сигналу у загальному вигляді:

$$W(p) = \frac{k(p^2 + p(v - \mu N v))}{(p^2 + 2np + n^2 + m^2)} \quad (6)$$

де k - коефіцієнт відношення дисперсій перешкода/ сигнал (як правило $k < 1$); m – параметр частотного діапазону перешкоди.

Ріст співвідношення перешкода/корисний сигнал веде до росту інерційно - інтегральних властивостей фільтра. У межах ($k \rightarrow \infty; m \rightarrow \infty$) ці властивості спочатку інерційні, а потім фільтр спрацьовує як своєрідний клапан зі змінною пропускною здатністю $0 \leq C$, відтинаючи вимірювальний канал від небажаних перетворень.

Для фільтрації сигналу від завад потрібно застосувати фільтр з найбільш оптимальними характеристиками. Найбільш популярними фільтрами є фільтри Баттерворта, Чебишева, Чебишева-Золотарьова-Кауера і Бесселя.

Фільтр Баттерворта, що не має нулів частотної характеристики, не створює пульсації (нерівномірності) у смузі пропускання й у смузі затримки, тобто має монотонну характеристику в обох смугах.

Фільтр Чебишева 1-го роду має більш швидкий спад частотної характеристики, ніж фільтр Баттерворта (при однаковому порядку), і створює пульсації (нерівномірність) у смузі пропускання, так і в смузі затримки.

Еліптичний фільтр має полюси і нулі частотної характеристики і створює пульсації (нерівномірність) як в смузі пропускання, так і в смузі затримки. Цей фільтр має більш швидкий спад частотної характеристики, ніж фільтр Чебишева при тім же числі полюсів (порядку).

Фільтр Бесселя, що не має нулів частотної характеристики, володіє оптимальною імпульсною характеристикою і лінійною фазовою характеристикою, але має гірший спад частотної характеристики з усіх типів фільтрів при тім же числі полюсів.

Для фільтрації ехоенцефалограми найбільш ефективнішим є фільтр Чебишева-Кауера-Золотарьова за його фазочастотними характеристиками. Ефективність вказаної моделі цифрового фільтра прорахована за допомогою пакета прикладних програм MathCad, а в середовищі MatLab промодельована робота фільтра при пропусканні через нього сигналу ехоенцефалограми.

Показано, що застосування зазначеного цифрового фільтра в системі первинної обробки сигналу дозволить істотно поліпшити якість одержуваного в ехоенцефалографії зображення за рахунок зменшення впливу шумових перешкод на результати виміру.

Тем не менш, навіть при використанні сучасної апаратури, що реєструє, та застосуванні цифрового фільтра для первинної обробки сигналу, ехоенцефалографічний метод подає інформацію, що має великий діапа-

зон можливої розшифровки, вимагає диференціювати різноманіття змін, що виявляються.

Правильна інтерпретація результатів ехографії перебуває у великій залежності як від досвіду дослідника, так і від застосовуваної методики досліджень. У результаті виникають помилково позитивні й помилково негативні діагностичні результати. При помилково позитивних результатах дається висновок про патологічні зміни, у той час як у дійсності їх немає. Помилково негативними вважаються ті результати, при яких по даним ехографії щирі зміни не встановлюються.

Відомо, що діагностичним критерієм виявлення патології головного мозку є визначення зсувів мозкових структур. Метод ехоенцефалоскопії, що здійснюється на спеціалізованих ехоенцефалографічних комплексах [2], включає трансмісійні й емісійні дослідження.

У прикладному розумінні трансмісія відповідає геометричній середині черепа. У більшості випадків вона збігається з анатомічною серединою мозку. Однак, це не еквівалентні поняття. За певних умов геометрична й анатомічна середина можуть не збігатися. Це звичайно пов'язане з асиметрією костей черепа або, частіше, - м'яких тканин голови, що характерно для пацієнтів із черепно-мозковою травмою. У місці ушкодження можуть бути або локальний набряк покривів голови, або гематома.

Помилки, що виникають при ехолокації серединних структур мозку, можуть бути результатом неправильної ідентифікації піка серединних структур головного мозку при великій кількості додаткових сигналів, і обумовлені факторами «помилкового зсуву». При безлічі додаткових піків рекомендації пошуку серединного комплексу звичайно зводяться до багаторазовості повторних вимірів, які включають всі можливі прийоми, такі як переміщення датчиків нагору, униз, уліво, вправо в межах 1-2 сантиметрів, використання невеликих кутів коливань.

При гарній візуалізації піка середини голови «помилкові зсуви» найчастіше пов'язані з порушенням анатомічних співвідношень голови: аномалією черепа з одного боку, наявністю кісткового дефекту, але частіше - з наявністю гематоми. Класичний традиційний спосіб виміру, який полягає в обчислюванні відстані до М-ехо з різних боків голови, в цих випадках дає помилку.

При гематомі або травматичному набряку м'яких тканин голови в результаті травми довжина пробігу зондувального ультразвукового променя на стороні ушкодження збільшується, хоча в дійсності зсуву серединних структур мозку немає. При сполученні травми м'яких тканин з однієї сторони й внутрічерепній гематомі з іншої сторони в результаті контрудару традиційний спосіб виміру дає помилковий результат про відсутність зсуву, хоча в дійсності воно є.

Уникнути зазначених помилок можна шляхом введення в програму досліджень додаткових вимірів. Зокрема, уникнути при набряку м'яких тканин черепа одержання в результаті обстеження помилкового зсуву мозкових структур можна за допомогою нескладного прийому розрахунку серединних структур мозку. Він полягає в тім, що варто виміряти відстань до кінцевого комплексу (сигнал, що формується при відбитті ультразвукового променя від протилежної черепної кістки) і відстань до серединного комплексу ліворуч і праворуч. При різній величині кінцевого комплексу праворуч і

ліворуч (за рахунок набряку або гематоми м'яких тканин голови), спочатку обчислити їхню різницю, а потім різницю між серединними комплексами по обидва боки. При однаковому значенні різниці кінцевих і серединних комплексів зсуву серединних структур немає (рис. 3 а).

Як слід з малюнку 3а, за даними M_s й M_d є картина помилкового зсуву. Проте, перевірка за способом порівняння різностей ($80\text{мм} - 60\text{мм} = 145\text{мм} - 125\text{мм}$) показує відсутність зсуву серединних структур мозку.

При розбіжності величин різниці кінцевих і серединних комплексів імовірність наявності зсуву все ж таки висока. Для того щоб уникнути помилки, варто перевірити ще раз отриманий результат за таким способом: обчислити місце розташування серединного комплексу не від ближнього комплексу, а від кінцевого, як показано на малюнку 3 (б, в). Для цього слід вимірити відстань між серединним комплексом і кінцевим комплексом послідовно ліворуч праворуч і праворуч ліворуч.

Результати, отримані при такому вимірюванні, свідчать, що зсув мозкових структур відсутній.

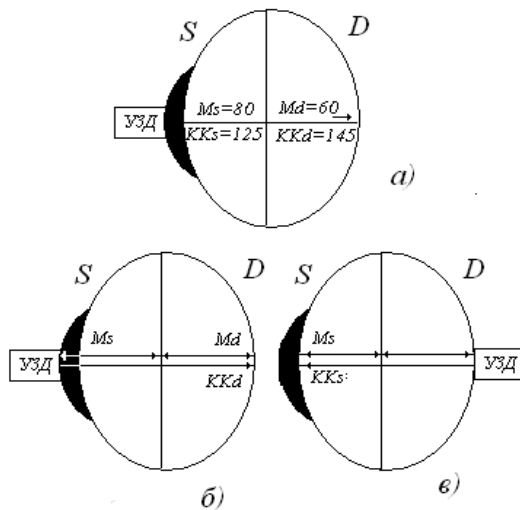


Рис. 3. Порівняльне схематичне зображення довжин пробігу УЗ променя ліворуч і праворуч при наявності гематоми з однієї сторони голови при відсутності реального зсуву (а); спосіб обчислення місця розташування серединного комплексу від кінцевого комплексу (б, в).

Для проведення додаткових обчислень до двох вікон, в яких реалізується основна програма досліджень, треба додати ще два додаткових вікна, в яких буде реалізовано алгоритм усунення помилкових діаг-

ностичних результатів комп'ютеризованого ехоенцефалографічного методу дослідження мозкових структур.

На отриманій в додаткових вікнах енцефалограмі потрібно розставити мітки. Але, на відміну від традиційного способу обчислення, у вікні потрібно поставити по дві мітки: при лаціюванні зліва направо - мітки для розрахунку правого кінцевого комплексу KK_d і серединного комплексу Msd ; при лаціюванні справа наліво - мітки для розрахунку лівого кінцевого комплексу KK_s і серединного комплексу Mds рис.3 (б, в). Далі необхідно провести обчислювання у наступному порядку:

$(KK_d - Msd)$ - відстань між правим кінцевим комплексом і серединним комплексом при лаціюванні зліва направо;

$(KK_s - Mds)$ - відстань між лівим кінцевим комплексом і серединним комплексом при лаціюванні справа наліво.

Рівняння $KK_d - Msd = KK_s - Mds$ свідчить про те, що зсув мозкових структур, дійсно, відсутній.

Таким чином, можливо зробити наступні висновки. Ехоенцефалографія - це один з небагатьох методів діагностики мозкових структур, якій дозволяє з діагностичною метою проникнути усередину черепної коробки без зняття скальпу.

Інтерпретація результатів ехоенцефалографії у значній мірі залежить від досвіду дослідника, методичних та апаратних особливостей методу. Оскільки цей метод значно дешевше за більш сучасні методи діагностики мозкових структур, такі як комп'ютерна томографія, представляє інтерес розробка заходів щодо його покращення.

Алгоритм удосконалення методу одновимірної ультразвукової біолокація реалізується двома кроками. По-перше, шляхом використання цифрової фільтрації первинного сигналу, і по-друге, введенням в програму вимірювань підпрограми з додатковими вимірюваннями та обчислюваннями. Цифрова фільтрація первинного сигналу за допомогою фільтру Чебишева-Кауера-Золотарьова дозволить усунути вплив артефактів на результати вимірювань, а введення додаткової підпрограми - уникнути помилок в інтерпретації даних.

ЛІТЕРАТУРА

1. А.Н. Кишковский, Л.А.Тютин. Медицинская рентгенотехника. Ленинград.: «Медицина», 1983.- 310с.
2. Л.Б. Иванов, Т.П. Ермолаева, Ю.Ф. Сахно. Эхоэнцефалоскопия в клинической практике. Московский научно-исследовательский институт педиатрии и детской хирургии МЗ РФ. Методические рекомендации, 2001.- 98с.

пост. 05.10.07.