

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 616.28

РОЗРОБЛЕННЯ ТРАКТУ ВИМІРЮВАННЯ ТА РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛІВ ОТОАКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ НА ОСНОВІ ПРОЦЕСОРА TMS320VC5510

*Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М., Національний технічний університет України "Київський
політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

Стаття присвячена розробці схемотехнічних та алгоритмічних рішень реалізації тракту вимірювання і реєстрації сигналів ОАЕ на базі процесора TMS320VC5510 фірми Texas Instruments

Вступ

З кожним роком все більш актуальною в соціальному відношенні є медична проблема приглухуватості та глухоти, оскільки згідно статистичних даних відхилення слуху від норми спостерігається у 8-10 % населення. На жаль, у віці до трьох-чотирьох років виявляється тільки половина глухих дітей. Досить часто батьки помічають у свого малюка деякі відхилення у поведінці як наслідок реакції на зовнішні подразники, проте їх відносять до особливостей характеру дитини і сподіваються, що вона надалі "переросте" цю ваду і буде розвиватись нормально. Реально такий перебіг практично неможливий - проблема зниження слуху веде до затримки мовного та інтелектуального розвитку, навичок спілкування, подолати які у шкільному віці вже дуже важко.

У зв'язку з цим надзвичайно важливого значення набуває вирішення завдання раннього діагностування порушень слуху, особливо у дитячого контингенту обстежуваних, в тому числі новонароджених, шляхом проведення об'єктивного скринінгу із застосуванням сучасного методу реєстрації звукових сигналів ОАЕ, інакше - "еха Кемпа" [1-3], що генерується структурами завитки внутрішнього вуха людини спонтанно або у відповідь на зовнішню акустичну стимуляцію. Спектральний склад та інтенсивність цього сигналу мають діагностичну цінність і несуть інформацію про стан внутрішнього вуха обстежуваного. Реалізація даного методу потребує створення портативної мікрокомп'ютерної системи, однією із основних складових якої є тракт вимірювання та реєстрації "ехо-сигналів" в зовнішньому слуховому проході обстежуваного [4].

Метою роботи є розроблення вказаного каналу системи на основі цифрового сигнального процесора (ЦСП) TMS320VC5510.

1. Структурна схема системи реєстрації ОАЕ

Система складається із акустичного зонда 1, що містить в собі два електроакустичні перетворювачі у вигляді мініатюрних телефонів 2, 3, акустоелектричний перетворювач на основі мініатюрного мікрофона 4 та попередній підси-

лювач 6, вушної втулки S, закріпленої на наконечнику зонда 1, а також АЦП 8, цифровий сигнальний процесор ЦСП 11, ЦАП 9, 12, головних телефонів 10, дисплея 13, принтера 14, пристрою 15 клавіатури та ПЕОМ 16 (рис.1). При цьому АЦП 8 та ЦАП 9 утворюють стерео-аудіо кодек 7.

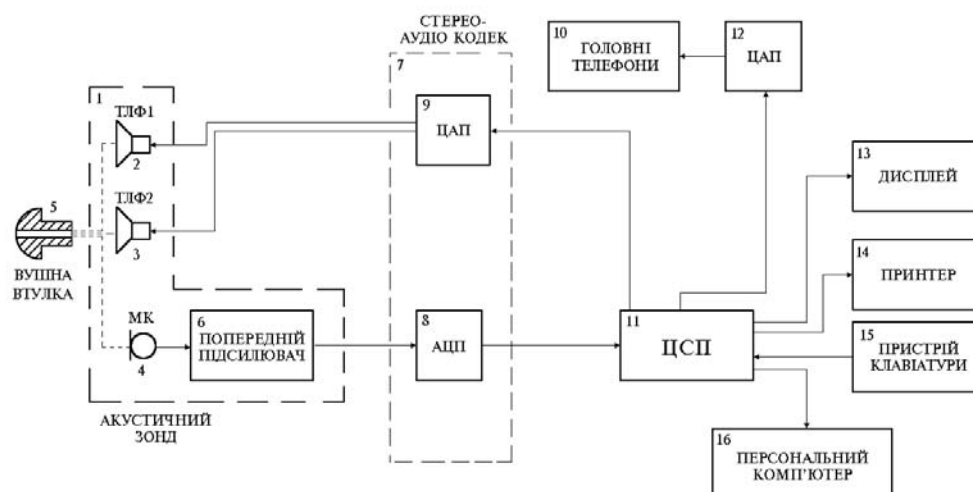


Рисунок 1 – Структурна схема системи реєстрації ОАЕ

На основі проведених розрахунків та моделювання синтезовано схемотехнічні та алгоритмічні рішення реалізації окремих ланок тракту вимірювання і реєстрації системи; а саме: акустоелектричного перетворювача на основі мініатюрного мікрофона 4, попереднього підсилювача 6, стерео-аудіо кодека 7 та ЦСП 11, про що йдеться нижче.

2. Алгоритм роботи тракту реєстрації ОАЕ

Розглянемо детально роботу системи при реалізації нею вищезгаданого методу реєстрації "ехо-сигналів", узагальнений алгоритм роботи якої наведено на рис.2.

В режимі реєстрації сигналів спонтанної ОАЕ канал акустичної стимуляції (ЦАП 9 та телефони 2, 3) знаходиться у виключеному стані, а функціонує лише звукоприймальний тракт. Мікрофон 4 здійснює функціональне акустоелектричне перетворення поточного звукового тиску, створюваного в герметизованому зовнішньому слуховому проході обстежуваного, в електричний сигнал, який після підсилення надходить на вхід АЦП 8.

Процедура вимірювання блоком 8 здійснюється під керуванням ЦСП 11, який протягом фіксованого інтервалу часу формує в своєму оперативному запам'ятовуючому пристрої банк даних результатів вимірювання, отриманих на виході АЦП 8.

Після швидкого перетворення Фур'є вказані дані у вигляді окремої спектральної реалізації готуються для послідовних числових перетворень.

Процедурі швидкого перетворення Фур'є передують процедура цифрової фільтрації результатів вимірювання за допомогою синтезованого на базі ЦСП 11 типу TMS320VC5510 цифрового фільтра, який пропускає сигнал в діапазоні від 100 Гц до 12 кГц.

При цьому коефіцієнт підсилення в межах вказаної смуги пропускання складає від 65 до 70 дБ, а коефіцієнт притискання перешкоджаючих сигналів з частотою мережі 50 Гц та з частотами 1-10 Гц не менше 70 дБ.

Спроекований смуговий фільтр відповідає вказаним вимогам та за допомогою інтерфейсу експорту у формат мови програмування С інтегрується до програмного забезпечення, керування стерео-аудіо кодеком AIC23 фірми Texas Instruments, розробленого в інтегрованому середовищі проектування Code Composer Studio 2 v.1.07.

Моделювання цифрового фільтра виконано у програмному середовищі Matlab 6.5 за допомогою блоку проектування фільтрів Filter Design @ Analysis Tools (рис.3).

Після проведення цифрової обробки сигналу ЦСП 11 здійснює для виділення "ехо-сигналу" із фонового шуму процедуру синхронного накопичення отриманих від АЦП 8 окремих спектральних реалізацій, виконання процедури зворотного перетворення Фур'є поточного результату накопичення, відтворення його через ЦАП 12 у вигляді аналогового сигналу для прослуховування оператором через головні телефони 10 та одночасного відображення на екрані дисплея 15 поточного результату накопичення у вигляді спектра.

По закінченні обстеження отриманий результат при наявності спонтанного "ехо-сигналу" може бути виведений принтером 14 на паперовий носій або переданий для запам'ятовування на ПЕОМ 16.

Тим самим стає можливим досліджувати динаміку змінювання стану органу слуху обстежуваного, наприклад, у ході його лікування.



Рисунок 2 – Узагальнений алгоритм роботи програми

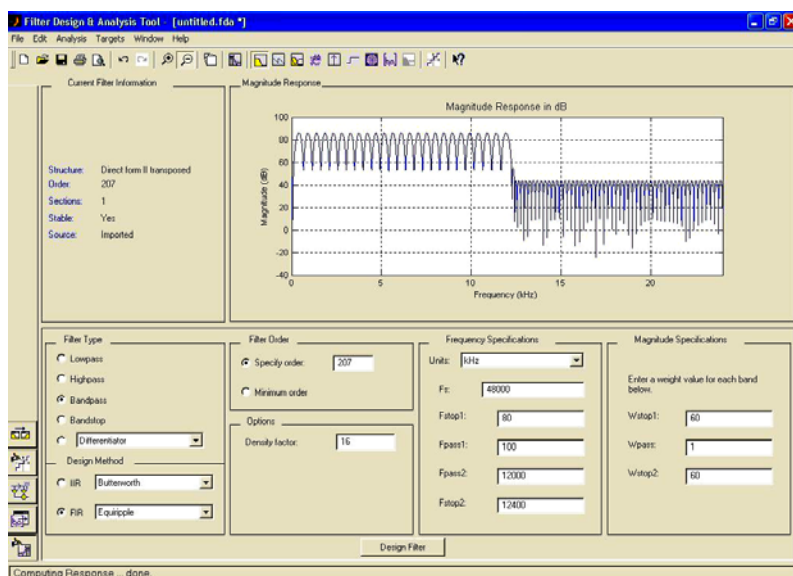
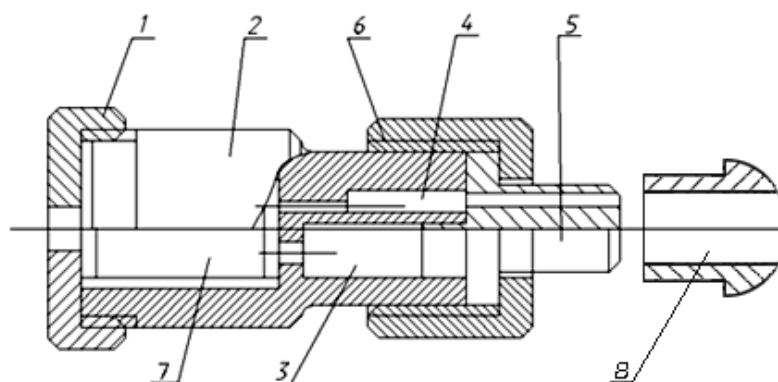


Рисунок 3 - Блок проектування фільтрів Filter Design @Analysys Tools програмного середовища Matlab 6.5



- 1 – задня кришка, 2 – корпус, 3 – телефони,
4 – мікрофон, 5 – насадка, 6 – передня кришка,
7 – електронний модуль, 8 – вушна втулка

Рисунок 4 – Конструкція акустичного зонду

3. Акустичний зонд

Мініатюрний мікрофон та попередній підсилювач входять до складу акустичного зонду системи, конструкція якого зображена на рис 4.

При цьому в корпусі зонда розміщено перехідну плату, яка забезпечує зв'язок входів телефонів та вихід мікрофону зонда через попередній підсилювач з кабелем зв'язку із електронним блоком системи реєстрації.

Розроблене схематичне рішення побудови попереднього підсилювача (рис.5) дозволяє легко розмістити його (в SMD варіанті виконання елементів) на перехідній платі в корпусі зонду.

Обґрунтовано застосування в якості акустоелектричного перетворювача 4 мініатюрного електретного мікрофону типу 1751 фірми Oticon (Данія), що використовується для комплектації слухових апаратів. Даний мікрофон має досить високу чутливість (відношення напруги на його виході до створюваного на його вході звукового тиску), яка складає 5-12 мВ/Па на частоті 1000 Гц, а також забезпечує можливість роботи при напрузі живлення 1,2 В та струмі 50 мкА.

Із проведених розрахунків випливає, що, оскільки напруга U_M на виході акустоелектричного перетворювача 4 визначається із співвідношення

$$U_M = E_M \cdot P_1,$$

то при чутливості мікрофона $E_M = 0,015$ (В/Па) навіть при максимальному рівні звукового тиску $P_1 = 80$ дБ напруга на виході мікрофона становитиме лише

$U_M = 3 \text{ мВ}$, що безумовно потребує його подальшого підсилення до рівня, необхідного для роботи АЦП системи.

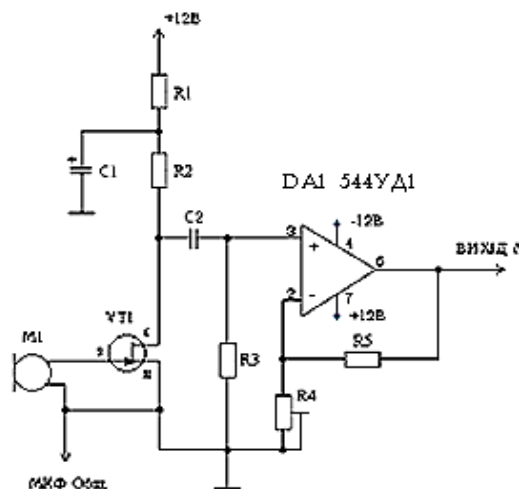


Рисунок 5 – Схема електрична принципова попереднього підсилювача з мікрофоном

За умови максимальної напруги на вході АЦП $U_M = 7,5 \text{ В}$ при $P_1 = 80 \text{ дБ}$, коефіцієнт масштабування попереднього підсилювача складає 2500.

Мікрофонний підсилювач (рис.5) побудований на операційному підсилювачі DA1, конденсаторі C2 та резисторах R2 - R5 і забезпечує підсилення вихідного сигналу електретного мікрофона до рівня, достатнього для роботи вхідних каскадів стерео-аудіо кодека. Це зроблено також із врахуванням того, що акустичний зонд з'єднується з електронним блоком системи за допомогою кабелю довжиною не менше 2 м. Резистор R1 та конденсатор C1 утворюють RC-фільтр по напрузі живлення підсилювача.

Вихідний сигнал мікрофона поступає через затвор польового транзистора VT1 на універсальний операційний підсилювач, коефіцієнт K перетворення якого визначається наступним виразом:

$$K = 1 + R5/R4$$

Висновки

Обґрунтовано ефективність застосування в розробці в якості оптимальних ЦСП типу TMS320VC5510, стерео-аудіо кодека типу AIC23 фірми Texas Instruments та мікрофону типу 1751 фірми Oticon.

Розроблено та налагоджено в інтегрованому середовищі проектування Code Composer Studio 2 v.1.07 пакет програмного забезпечення керування АЦП стерео-аудіо кодека, цифрової обробки ЦСП отриманого масиву "ехо-сигналу" та його реєстрації як на частоті продукту спотворення ($2f_1 - f_2$), так і затриманої ОАЕ.

Створено макет розробленого каналу системи із використанням оціночного модуля DSP Starter Kit (DSK) C5510 та проведено його експериментальні дослідження. Показано, що коефіцієнт підсилення розробленого тракту в межах смуги пропускання від 100 Гц до 12 кГц складає 65 дБ, а коефіцієнт притискання завадових сигналів з частотою мережі 50 Гц та з частотами біошуму 1-10 Гц становить не менше 70 дБ.

Отримані результати досліджень дають можливість створити портативну мікрокомп'ютерну систему слухового скринінгу методом ОАЕ, впровадження якої дозволить досягти покращення якості життя дітей з виявленими вадами слуху запобіганням затримки мовного розвитку дітей, низької академічної успішності та психолого-емоціональних порушень.

Розроблення каналу вимірювання та реєстрації сигналів ОАЕ на основі цифрового сигнального процесора TMS320VC5510 дозволить провести експериментальні дослідження тракту для подальшого удосконалення алгоритму роботи системи при реєстрації сигналів ОАЕ різними методами.

Література

1. Kemp D.T. Stimulated acoustic emission from within the human auditory system // J. Acoust. Soc. Am. – 1978. – Vol. 64. – P.1386–1391.
2. Katz J. Handbook of clinical audiology. Fours editional. – Baltimor (USA).: Williams&Wilkins, 1994. – 839 p.
3. Лисенко О.М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини: Монографія. – К.: Видавництво “КВІЦ”, 2002. – 176 с.
4. Пат. 70880А України, МПК 7 А 61 В 5/12. Система реєстрації отоакустичної емісії (варіанти) / О.М Лисенко, Д.Ю Лебедев – №20031213245; Заявл. 31.12.03; Опубл. 15.10.04; Бюл. ДДІВ № 10.
5. Пальчун В.Т., Левина Ю.В., Мельников О.А. Отоакустическая эмиссия: исследование нормы // Вестник оториноларингологии. – 1999. – №1. – С.5–9.
6. Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М. Мікрокомп’ютерна система реєстрації отоакустичної емісії внутрішнього вуха людини // Приладобудування 2003: стан і перспективи: Тези доповідей другої науково-технічної конференції. – Київ: НТУУ «КПІ», 2003. – С. 145.
7. Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М. Методи та засоби вимірювання і реєстрації сигналу отоакустичної емісії // Приладобудування 2004: стан і перспективи: Тези доповідей Третьої науково-технічної конференції. – Київ. – 2004. – С. 177.
8. Цифровая обработка сигналов / А.Б.Сергиенко. – СПб.: Питер, 2003. – 604 с.
9. Гутников В. С. Фильтрация измерительных сигналов. – М.: Наука. – 1985. – 204 с.

Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М. **Розроблення тракту вимірювання та реєстрації сигналів отоакустичної емісії (ОАЕ) на основі процесора TMS320VC5510.**

Стаття присвячена розробці схематехнічних та алгоритмічних рішень реалізації тракту вимірювання та реєстрації сигналів отоакустичної емісії на базі процесора TMS320VC5510 фірми Texas Instruments.

Lebedev D.Y., Lysenko O.M. **Creating of channel measurement and registration the signals of otoacoustic emissions on base of processor TMS320VC5510.**

The article is dedicated to create scheme technical and algorithmic decisions realization of channel measurement and registration the signals of otoacoustic emissions on base of processor TMS320VC5510 of Texas Instruments company.

Надійшла до редакції
25 вересня 2006 року

УДК 617.55-089-78

СИСТЕМНИЙ ПІДХІД ДО РОЗРОБКИ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНОГО ІНСТРУМЕНТА КЛІНІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ

Денисов М. О., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

В роботі запропонований системний підхід до розробки волоконно-оптичного інструмента (ВОІ) для мінімально інвазивної клінічної медицини (МІКМ). Для системної класифіка-