

Моделювання елементів мікросистем-на-кристалі зі структурою КНІ для неінвазивних глюкометрів

I. Т. Когут., В.І. Голота, В.В. Довгий, М.В. Котик
Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки
Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника,
Івано-Франківськ, Україна. E-mail: mikot@i.ua

Simulation of elements of system-on-chip with the structure of SOI for non-invasive blood glucose meters

I. Kogut, V. Holota, V. Dovichij, M. Kotyk,
Department of Computer Engineering and Electronics
Vasyl Stefanyk Precarpathian National University,
Ivano-Frankivsk, Ukraine. E-mail: mikot@i.ua

Анотація — В роботі наведено результати проектування та моделювання високочутливих елементів схем для систем неінвазивного контролю рівня глюкози в крові з використанням аналітичної мікросистеми-на-кристалі (АМнК) зі структурами кремній-на-ізоляторі (КНІ). Такі компоненти необхідні для забезпечення високого рівня чутливості, що є критично важливим для пристроїв такого типу, і водночас для зменшення похибки вимірювань.

Abstract — In this paper design and simulation of highly sensitive circuit elements for non-invasive monitoring of blood glucose using analytical microsystem-on-chip (AMSOC) with the structures of silicon-on-insulator (SOI) are presented. Such components are necessary for ensuring a high-sensitivity, which is critical for devices of this type, and at the same time to reduce measurement error.

Ключові слова аналітична мікросистема-на-кристалі, високочутливі елементи, кремній-на-ізоляторі, неінвазивні глюкометри, операційний підсилювач.

Keywords — analytical microsystem-on-chip, highly sensitive elements, silicon-on-insulator, non-invasive blood glucose meters, operational amplifier.

ВСТУП

Важливими первинними чутливими елементами (ЧЕ) для неінвазивних пристроїв контролю рівня глюкози в крові людини є фотодіоди і фотоприймачі, які функціонують на довжині хвилі $\lambda=940$ нм, на якій спостерігається максимальне значення поглинання глюкози та мінімальний вплив інших факторів, наприклад, таких як вплив поглинання водою з максимальною інтенсивністю на довжині хвилі 960 нм. Для портативних систем неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові з автономним джерелом живлення важливим критичним параметром є споживана потужність.

Для реалізації схем первинної обробки інформації від ЧЕ розроблено функціональну схему з використанням АМнК та проведено моделювання її складових інтегральних елементів на основі КНІ-структур. Зокрема, промодельовано електричні та часові характеристики елементів тракту проходження сигналу від сенсорного елемента неінвазивного пристрою вимірювання глюкози в крові, операційні підсилювачі, перетворювачі рівнів сигналів тригерного типу та ін. [1,2].

1. ФУНКЦІОНАЛЬНА СХЕМА ОПРАЦЮВАННЯ ІНФОРМАЦІЇ ДЛЯ НЕІНВАЗИВНИХ ГЛЮКОМЕТРІВ З ВИКОРИСТАННЯМ АМнК

Розроблена функціональна схема опрацювання інформації для неінвазивних глюкометрів з використанням АМнК зі структурами КНІ зображена на рис. 1. Використання КНІ-структур є найбільш перспективними в цьому плані завдяки їх переважачим властивостям щодо електричних характеристик, стійкості до зовнішніх впливів, споживаної потужності та швидкодії, які є суттєво кращими порівняно з відомими на об'ємному кремнії. [3].

Для проектування систем неінвазивного контролю рівня глюкози в крові розроблено відкриту програмовану апаратну платформу на основі мікроконтролера ATmega328p, а реалізацію схем первинного опрацювання сигналів від сенсорів – на основі елементів аналітичної мікросистеми-на-кристалі (АМнК). Така платформа може бути використана також для роботи з іншими фізичними та біомедичними об'єктами обробки сигналів. Наприклад, для проектування джерела широтно-імпульсного модульованого (ШІМ) сигналу, який є складовою частиною систем неінвазивного контролю рівня глюкози в крові.

Сигнал, отриманий від оптичних сенсорів - випромінюючого світлодіода та чутливого фотоелемента є імпульсним, тому важливим є також зменшення тривалості фронтів імпульсів, перед подачею їх на аналоговий вхід схеми зчитування мікроконтролера.[2].

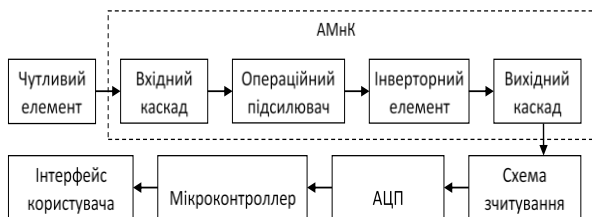


Рисунок 1 - Функціональна схема опрацювання інформації для неінвазивних глюкометрів з використанням АМнК.

2. ОПЕРАЦІЙНИЙ ПІДСИЛЮВАЧ

Одним з основних елементів схеми підсилення та покращення точності чутливого елемента є операційний підсилювач. Спроекована топологія базового елемента операційного підсилювача на основі фрагмента базової матричної комірки згідно схеми рис. 2, а, зображено на рис. 2, б. Було розроблено і досліджено два варіанти топологій: з використанням стандартної КМОН-технології на основі об'ємного кремнію та на основі КНІ КМОН-технології. [3].

Для первинної аналогової обробки сигналів одним із базових елементів є інтегральний операційний підсилювач (ОП). Такий елемент являє собою схему порівняння двох сигналів та підсилення різниці їх напруг. Схема електрична принципова базового елемента ОП в інтегральному виконанні зображена на рис. 2.1 а.

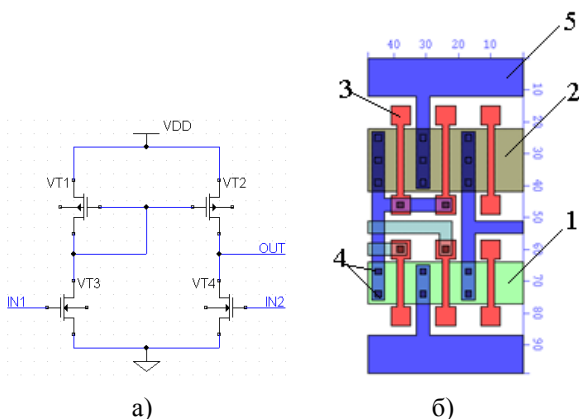
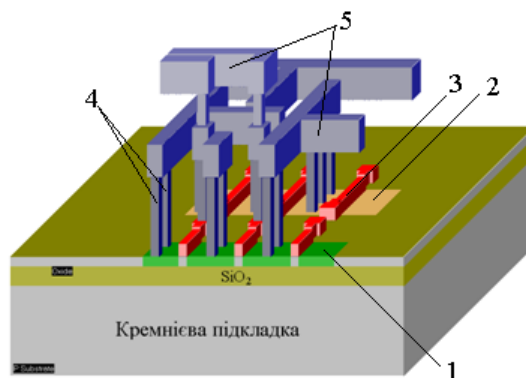


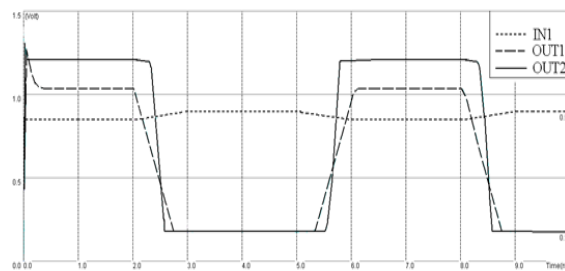
Рисунок 2.1 – Електрична схема а) та топологія б) інтегрального ОП на основі фрагмента базової матричної комірки зі структурою КНІ: 1 – стік-витоківі області n-каналних транзисторів; 2 – стік-витоківі області p-каналних транзисторів; 3 – полікремнієві затвори; 4 – контактні вікна; 5 – шари металізації та результати моделювання

Спроекована топологія базового елемента операційного підсилювача на основі фрагмента базової матричної комірки згідно схеми рис. 2.1, а, зображено на рис. 2.1, б.

Об'ємне зображення інтегрального базового елемента операційного підсилювача зі структурою КНІ зображено на рис. 2.2, а, а порівняльні результати схематологічного моделювання базового елемента ОП безпосередньо із топологій, спроектованих на основі структур за стандартною об'ємною КМОН-технологією та на основі КМОН КНІ-структур, наведено на рис. 2.2.б. Моделювання проводилось при напрузі живлення 1,5 В, вхідний сигнал IN1 являв собою змінний сигнал частотою 0,167 МГц, часом наростання та спадання 1 нс, тривалістю імпульсу 2 нс та амплітудою 0,04 В а IN2 – постійний сигнал з амплітудою 0,7 В.



а)



б)

Рисунок 2.2 – Об'ємне зображення а) інтегрального ОП на основі фрагмента базової матричної комірки зі структурою КНІ: 1 – стік-витоківі області n-каналних транзисторів; 2 – стік-витоківі області p-каналних транзисторів; 3 – полікремнієві затвори; 4 – контактні вікна; 5 – шари металізації та результати моделювання б) ОП на основі КНІ та об'ємних КМОН-структур: 1 – вхідний сигнал IN1; OUT1 – вихідний сигнал ОП, спроектованого за об'ємною КМОН технологією; OUT2 – вихідний сигнал ОП

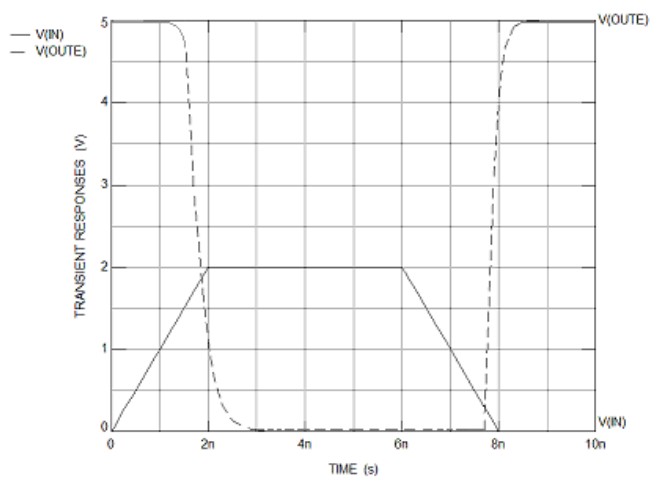
3. РЕЗУЛЬТАТИ МОДЕЛЮВАННЯ

Результати схематологічного моделювання, безпосередньо із топології з врахуванням паразитних зв'язків та впливу взаємного розміщення елементів топології базового ОП показують, що вихідні сигнали для схеми зі структурами КНІ порівняно з об'ємними КМОН мають суттєво кращу в середньому на 30% крутизну фронтів та більший коефіцієнт підсилення, завдяки чому вихідний сигнал має рівень амплітуди на 20% вищий. Такі параметри дозволять значно зменшити споживану потужність під час перехідних процесів (менша тривалість фронтів імпульсів), і як наслідок, підвищити ступінь інтеграції елементів в АМнК. Окрім цього,

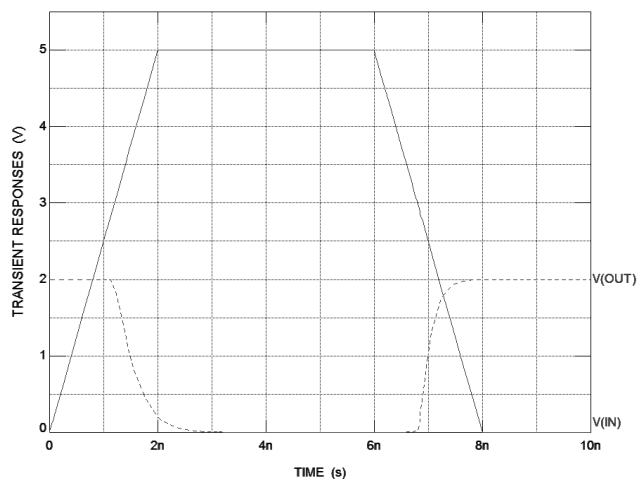
реалізація ОП на основі КНІ-структур дозволить розширити температурний діапазон їх використання.

Аналогічно спроектовано і промодельовано перетворювач рівнів сигналів тригерного типу з низького рівня до високого (з 2,5В до 5 В), універсальний JK-тригер та вихідний формувач сигналів з контактною площадкою.

Аналогічним чином було промодельовано КМОН КНІ перетворювач рівнів сигналів з високого рівня до низького (з 5В до 2В). Такі перетворювачі потрібні для зменшення амплітуди вхідних сигналів від зовнішніх вхідних інтерфейсних схем і їх наступної передачі у внутрішні елементи АМК, які функціонують при малих напругах живлення. Результати схемотехнічного моделювання такого перетворювача зображено на рис. 3.1, б. Суцільною лінією зображено вхідний сигнал з амплітудою 5 В, а штрих-пунктирною – перетворений вихідний сигнал з амплітудою 2 В



а)



б)

Рисунок 3.1 – Часова діаграма вхідного (суцільна лінія) та вихідного (пунктирна) сигналів перетворювачів рівнів з низького на високий (а) та з високого на низький

В ІС з високим рівнем інтеграції і які мають декілька напруг живлення на одному кристалі існує необхідність перетворення сигналів з менш нижчих рівнів і подальшого використання таких

перетворювачів в одній ІС або мікросистемі-на-кристалі. Для цього було спроектовано і досліджено шляхом моделювання топологію даного перетворювача рівнів сигналу відповідно до електричної схеми рис. 3.3, а, але не на базовій матричній комірці, як у попередньому випадку, а на спеціалізованій топології і з меншими 180 нм проектними нормами та двома рівнями металізації для перетворення сигналів з вхідною амплітудою 1,2 В і вихідною 2,5 В. Спеціалізована топологія є більш трудомісткою, але більш оптимальною за площею на кристалі, узгодженістю та симетрією параметрів. Топологію цього перетворювача зображено на рис. 3.2

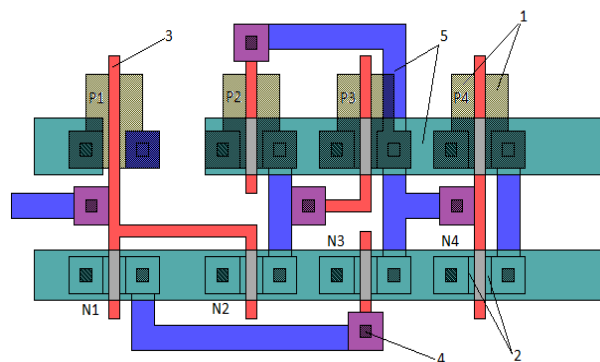
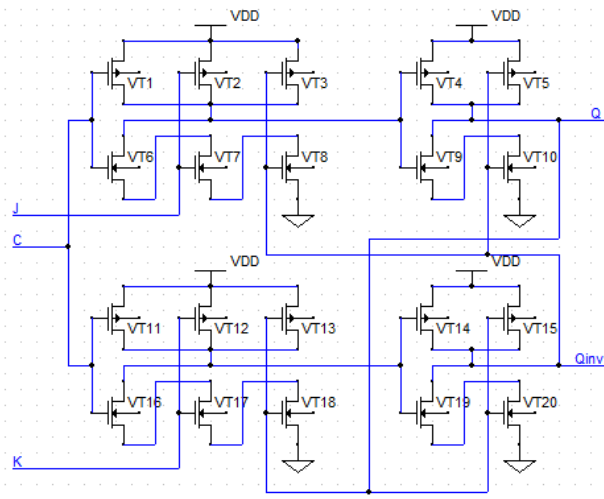


Рисунок 3.2 – Спеціалізована топологія перетворювача рівнів сигналів

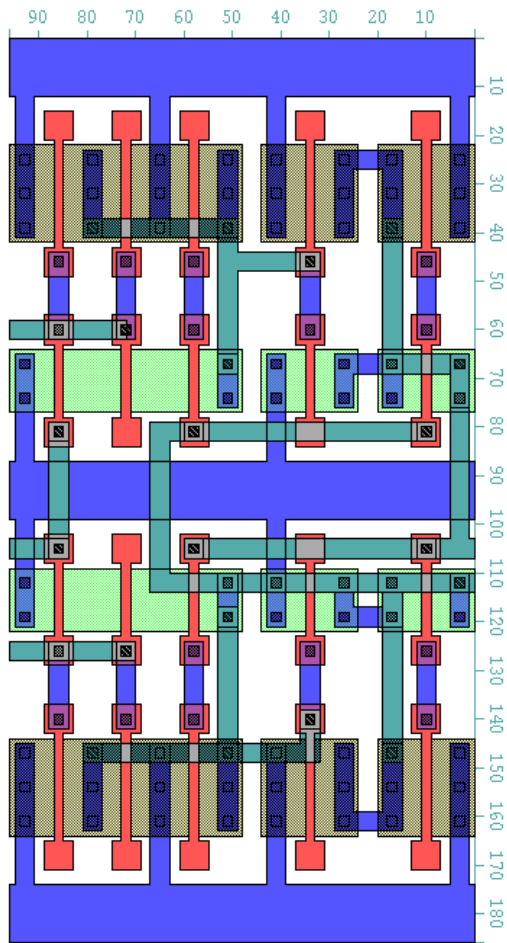
Такий перетворювач рівнів забезпечує перетворення невеликих перепадів рівнів сигналів, а затримка вихідного сигналу відносно вхідного на рівні 0,5 амплітуди по передньому фронту становить не більше 20 пс.

Для побудови цифрових елементів обробки сигналів, як складових аналітичних мікросистем-на-кристалі зі структурою КНІ для неінвазивних глюкометрів було розглянуто особливості схемотехнічного і топологічного проектування JK-тригера на основі матричної комірки та проведено моделювання його електричних, часових, температурних та енергетичних характеристик. Цей тип тригера було обрано тому, що він належить до розряду універсальних тригерів, і на його основі можна побудувати тригери RS-, D- і T-типу та інші, більш складні схеми цифрової обробки сигналів.

Для дослідження характеристик JK-тригера з врахуванням паразитних зв'язків і особливостей топології відповідно були розроблені спеціалізована топологія з використанням об'ємних КМОН транзисторів, та топологія на основі базової комірки зі структурою КНІ. Топологію JK-тригера на основі базової комірки зображено на рис. 3.3, б. Ширини каналів для всіх р-канальних транзисторів становлять 20 мкм, n-канальних транзисторів – 10 мкм, довжини каналів всіх транзисторів є однаковими і становлять 2 мкм. Топологічна реалізація JK-тригера здійснена змінними програмованими шарами 2-х рівнів металізації та 2-х рівнів контактних вікон



а)



б)

Рисунок 3.3 – Електрична схема JK-тригера на основі логічних елементів I-HE (а) та топологія JK-тригера на основі базових матричних комірок (б)

ВИСНОВКИ

Розроблено функціональну схему програмованої апаратної платформи для портативних неінвазивних глюкометрів на основі мікроконтролера ATmega328p, яка опрацьовує первинну інформацію з АМК зі структурами КНІ. Розроблено і промодельовано інтегральні вхідний та вихідний каскади з контактними площадками, операційний підсилювач, перетворювач рівнів тригерного типу. Результати моделювання показують, що запропоновані елементи схем опрацювання сигналів для неінвазивних глюкометрів зі структурами КНІ мають покращену швидкодію, в середньому на 30% крутіші фронти та більший коефіцієнт підсилення, завдяки чому вихідний сигнал має рівень амплітуди на 20% вищий, порівняно з об'ємними КМОН-структурами. Це відкриває додаткові можливості для зменшення споживаної потужності під час перехідних процесів (менша тривалість фронтів імпульсів), і як наслідок, підвищення ступені інтеграції елементів в АМК та розширення температурного діапазону їх використання. Спроектовано еквівалентні між собою топології вхідних каскадів аналітичної мікросистеми-на-кристалі, як на основі стандартної об'ємної КМОН-технології, так і на основі КМОН КНІ-структур. Проведено їх схемо-топологічне моделювання. Показано, що вихідні каскади на КНІ-структурах мають меншу затримку вихідного сигналу відносно вхідного (4 пс та 7 пс відповідно) та меншу споживану потужність (6,89 мВт та 8,88 мВт відповідно) порівняно з об'ємною КМОН-технологією. Споживана потужність є важливим критичним параметром для портативних систем неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові з автономним джерелом живлення.

ЛІТЕРАТУРА REFERENCES

1. А. В. Белов, Микроконтроллеры AVR от азов программирования до создания практических устройств, М., Академия. -2008.
2. Котик М. В. Розробка і моделювання високочутливих компонентів схем для систем неінвазивного контролю рівня глюкози в крові / М. В. Котик, І. Т. Когут, В. В. Довгий, В. М. Грига // V-та міжнар. науково-практ. конф. «Фізико-технологічні проблеми передавання, оброблення та зберігання інформації в інфокомукаційних сис-темах». – Чернівці, 2016. – С. 130-131.
3. Druzhinin A. Electrical and layouts simulation of analytical microsystem-on-chip elements for high frequency and low temperature applications / A. Druzhinin, Yu. Khoverko, V. Dovhij, I. Kogut, V. Holota // UkrMiCo'2016. – Kyiv, 2016. – P. 29-32
4. Довгий В. В. Розробка і моделювання елементів аналітичної мікросистеми-на-кристалі зі структурами «кремній-на-ізоляторі» / В. В. Довгий, І. Т. Когут, В. І. Голота // «Фізика і хімія твердого тіла». – Івано-Франківськ, 2016. – № 2. – С. 275-280.