

УДК: 621.382

ISSN 1729-4428 (Print)
ISSN 2309-8589 (Online)

I.T. Kogut, B.S. Dzundza, V.I. Golota, V.M. Griga, A.V. Morgun, M.V. Shturny,
V.M. Pivnenko

Особливості схематопологічного проектування і моделювання топології операційного підсилювача на КМОН-структурах для біомедичних застосувань

*Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника, м. Івано-Франківськ, Україна,
igor.kohut@pnu.edu.ua*

В роботі наведено результати схематопологічного проектування і комп'ютерного моделювання операційного підсилювача на основі комплементарних (КМОН)-структур за стандартною промисловою планарною КМОН-технологією на кремнієвих пластинах КДБ-40 з кишнями n-типу провідності. Операційний підсилювач розробляється для реалізації інтегрального перетворювача сигналів (ІПС) фотоплетизмографії, особливістю якого є здатність регулювання та фільтрація амплітуди постійної складової у підсиленому сигналі від діодного фоточутливого елемента в діапазоні довжин хвиль 400 – 1040 нм. Розроблений ІПС застосовується для створення реальних мікроелектронних пристроїв в інтегральному виконанні, як елемент сенсорних мікросистем-на-кристалі або інтелектуальних сенсорів.

Ключові слова: сенсорна мікросистема, інтегральний перетворювач сигналів, фоточутливий елемент, схематехнічне проектування, операційний підсилювач, КМОН-структури, КМОН топологія.

Подано до редакції 21.03.2024; прийнято до друку 09.09.2024.

Вступ

Неінвазивні методи моніторингу стану здоров'я людини набувають все більшого поширення, причому з використанням як портативних, так і стаціонарних приладів які працюють на основі фотоплетизмографії [1,2]. Фізичні принципи на основі методу фотометрії для біомедичних застосувань наведено в роботі [1]. У роботі [3], представлено методи визначення співвідношення оксигенованих та неоксигенованих фракцій рівня гемоглобіну в крові людини. Способи практичного використання даних методів для неінвазивного контролю рівнів гемоглобіну та глюкози в крові людини показано у роботах [4, 5]. Представлено прототип портативного пристрою біомедичного застосування на основі аналізу оптичного поглинання світла з розділенням частот за допомогою інтерференційних фільтрів. При цьому необхідна точність визначення рівня глюкози не

отримана, внаслідок практично однакових коефіцієнтів поглинання води і глюкози на вибраній частоті. Шляхи підвищення точності неінвазивного контролю рівня глюкози обчислювальними методами з застосуванням спектрального аналізу розглянуто в роботах [6, 7], де за допомогою методів узгодженої фільтрації спектрів поглинання різних компонентів крові людини вдалося значно підвищити точність вимірювання. Проблеми вибору частот, джерел та приймачів випромінювання для розроблення сенсорних мікросистем-на-кристалі, які застосовуються для моніторингу таких важливих біомедичних параметрів як рівень глюкози в крові людини, насичення крові киснем, частоти серцевих скорочень, що можуть бути отримані неінвазивними методами розглянуто авторами в роботі [8], де запропонована структурна схема та реалізований прототип програмно-апаратних засобів для неперервного моніторингу як серцевого ритму так і показників рівня сатурації, глюкози та інших

параметрів крові методом фотоплетизмографії. Перспективність реалізації подібних систем за гібридною технологією ти у вигляді мікросистеми на кристалі розглянуто у роботі [9]. Проблеми обробки сигналів фотоплетизмографії раніше розглянуто авторами та запропоновано функціонально-електричну схему ІПС від фоточутливих елементів на основі підсилювачів, що може бути використана для побудови елементної бази гібридних сенсорних мікросистем для біомедичних та інших застосувань. Також варто відзначити відсутність вітчизняних пристроїв описаного вище типу в інтегральному виконанні, тому розробка топології операційного підсилювача на КМОН-структурах для біомедичних застосувань є достатньо актуальною.

I. Принципова електрична схема інтегрального перетворювача сигналів від фоточутливих елементів на основі операційного підсилювача

Амплітуда сигналу отриманого з фотодетектора є дуже малою, менше 2% від постійної складової, до того ж значення величини постійної складової наперед не відоме, а сам сигнал сильно зашумлений. Для усунення недоліку постійної складової, запропоновано диференціальну схему на операційному підсилювачі (рис. 1), з можливістю динамічної зміни рівня компенсації. Запропонована диференціальна схема дає можливість компенсувати постійну складову будь якої величини, а корисний сигнал попередньо підсилити для розширення на всю величину динамічного діапазону АЦП.

При цьому для визначення різних параметрів крові потрібно джерела світла у межах широкого діапазону довжин хвиль від 450 до 1040 нм, відповідно і фотоприймач повинен характеризуватися високою чутливістю в широкому діапазоні. При гібридному або інтегральному виконанні також можлива реалізація із

застосуванням декількох фотоприймачів із власною схемою обробки сигналу, що суттєво зменшує вимоги до широкодіапазонності приймача і дає можливість розмістити фотоприймач точно навпроти відповідного джерела світлодіода. При цьому, щоб зменшити завади та температурні дрейфи, доцільно розміщувати схему апаратної обробки сигналу на одному кристалі.

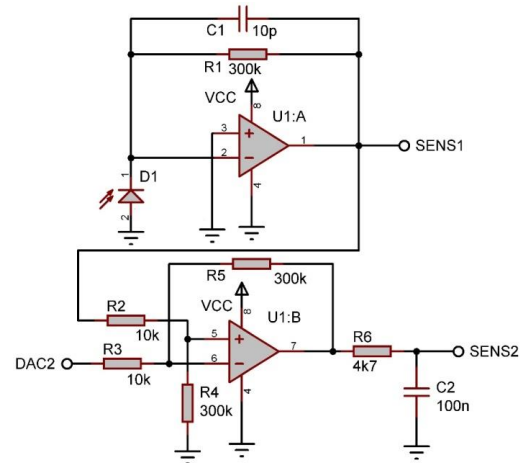


Рис. 1. Принципова електрична схема перетворювача сигналів для фотоплетизмографії.

II. Схемотехніка та топологія операційного підсилювача для інтегрального перетворювача сигналів фотоплетизмографії.

Розроблену електричну принципову схему операційного підсилювача (ОП) в інтегральному виконанні, як частину схеми ІПС, показано на рис. 2.

Напругу живлення операційного підсилювача прийнято +5 В. На основі розробленої електричної принципової схеми в САПР MicroWind спроектовано топологію ОП. Загальний вигляд топології ОП показано на рис. 3.

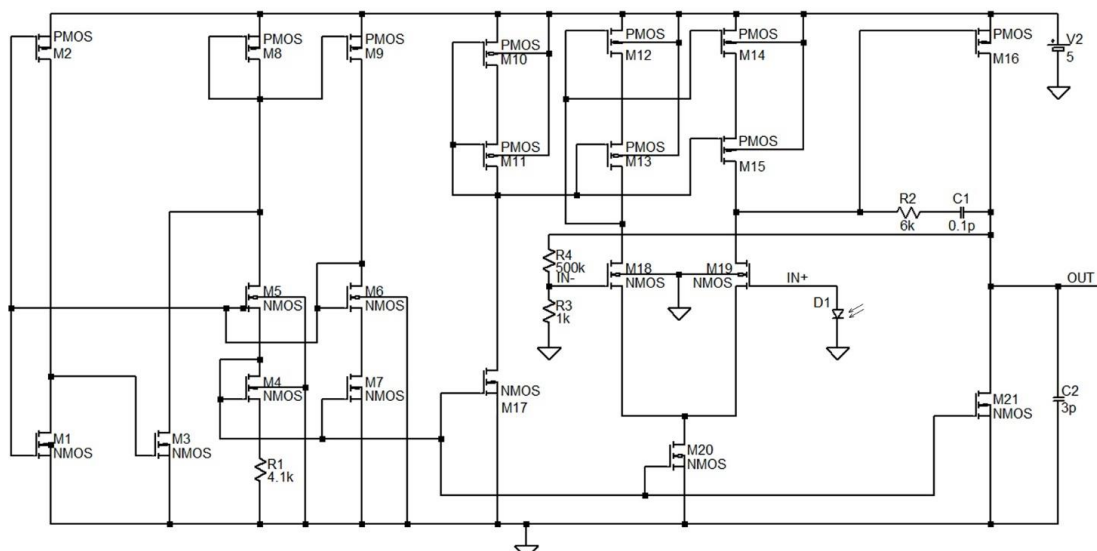


Рис. 2. Частина електричної принципової схеми ІПС (один операційний підсилювач).

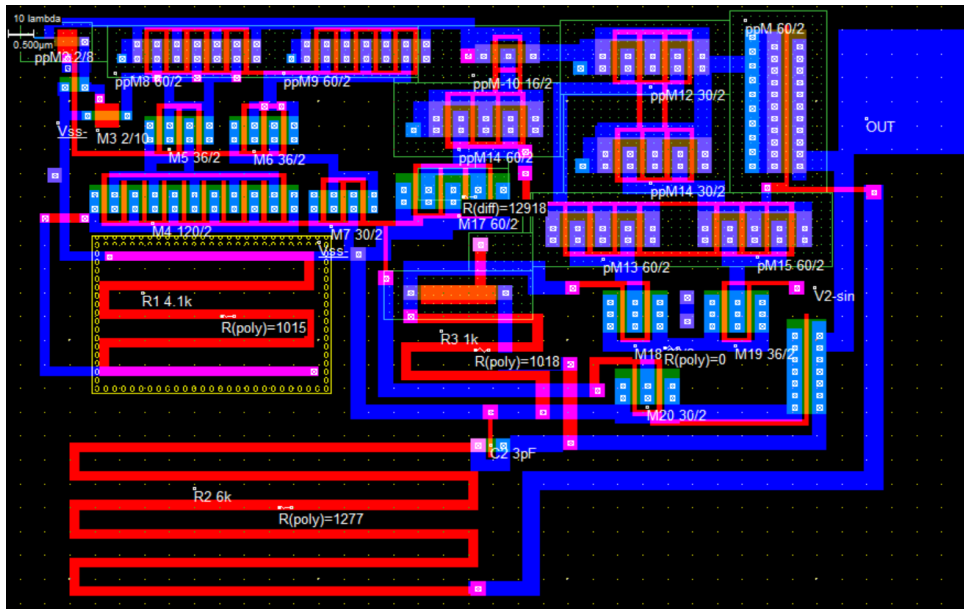


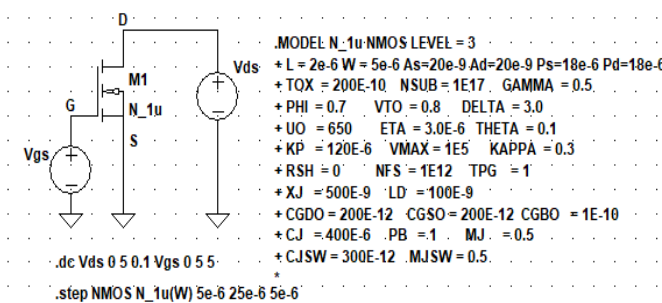
Рис. 3. Топологія КМОН операційного підсилювача.

При розробленні топології використано підхід масштабованого проектування з використанням параметра лямбда (λ), що забезпечує інваріантність відносно технологій виготовлення. Для більшості транзисторів ОП, як n-каналних, так і р-каналних, прийнято однакову довжину $L=2 \cdot \lambda = 2$ мкм, а ширини каналів W масштабується залежно від результатів схемотехнічного моделювання і призначення у схемі. Результати масштабування ширини каналів від $W = n \cdot \lambda$, де $n=1..5$, для n-каналних МОН транзисторів показано на рис. 4, а для р-каналних МОН

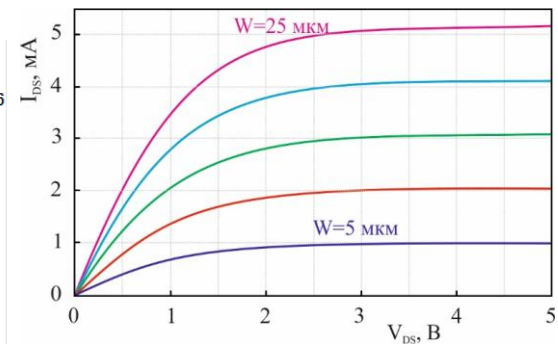
транзисторів – на рис. 5.

Як видно з результатів моделювання на рис. 4-5 ВАХ масштабується лінійно з коефіцієнтом n .

Більшість транзисторів ОП реалізовано за гребінковою топологією, тому займають меншу площу на кристалі і мають менші паразитні параметри. Контактні вікна до шарів полікремнію, дифузій n- і р-типу виконано наборами контактів квадратної форми. Резистори ОП R1, R2 і R3 виконано із затворного полікремнію із розрахунковими величинами, відповідно, R1=4,1 кОм, R2=6 кОм, і

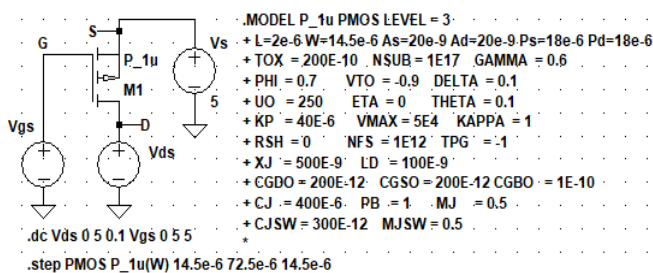


а)

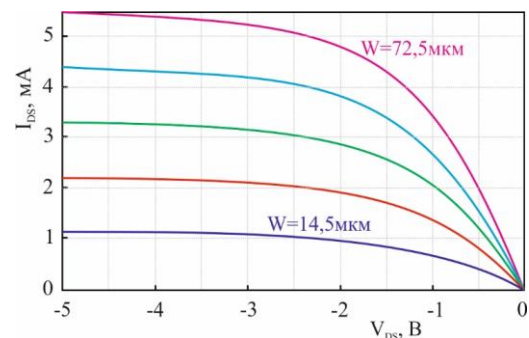


б)

Рис. 4. Масштабування ширини каналів n-каналного МОН транзистора: а) електрична схема та параметри моделі, б) ВАХ n-каналного МОН-транзистора з розмірами $n \cdot W$, $n=1..5$.



а)



б)

Рис. 5. Масштабування ширини каналів p-каналного МОН транзистора: а) електрична схема та параметри моделі, б) ВАХ p-каналного МОН-транзистора з розмірами $n \cdot W$, $n=1..5$.

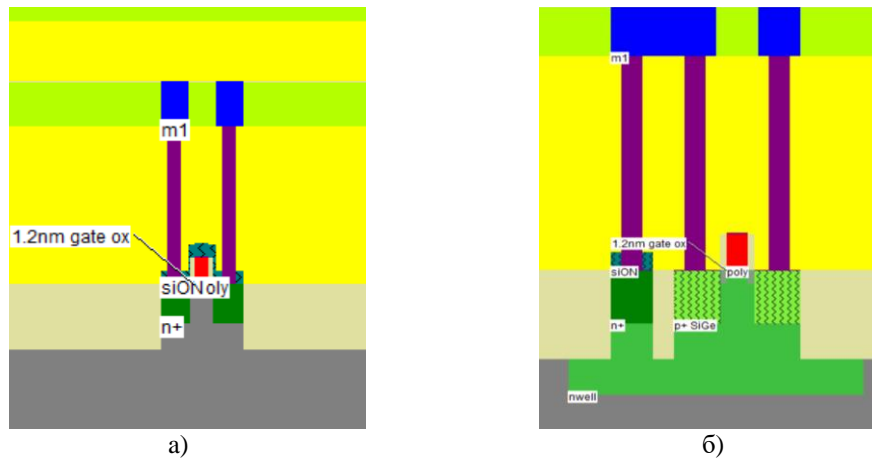


Рис. 6. Типові структури n-канального (а) і р-канального (б) МОН-транзисторів ОП.

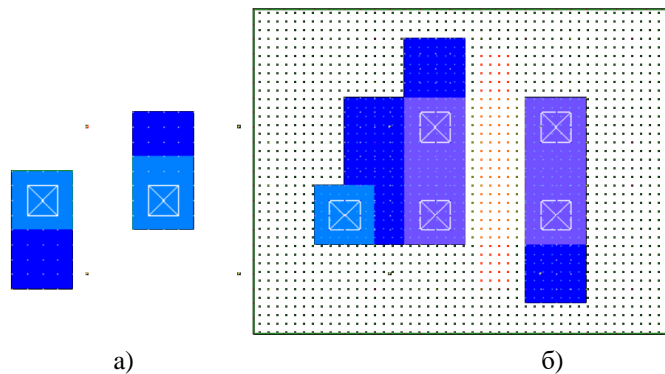


Рис. 7. Топологія n-канального (а) і р-канального (б) МОН-транзисторів.

$R3=1$ кОм, а резистор $R4$ величиною 500 кОм реалізований як р-канальний МОН-транзистор з нульовим зміщенням затвора. Розрахункова величина конденсатора $C1$ становить менше 0,1 пФ, а інтегрального конденсатора $C2$ становить 3 пФ, і він спроектований як транзистор із закороченими стоковитоківими областями, що становлять першу обкладку конденсатора, іншою обкладкою конденсатора є затвор транзистора. Така конструкція є оптимальною за площею на кристалі та з точки виконання топологічних з'єднань. Р-канальні МОН-транзистори мають поляризовані зміщення кишень і топологічно об'єднані як єдиний цілісний топологічний інтегральний полігон. Підкладки всіх n-канальних МОН-транзисторів по всій площі ОП під'єднані до підкладки р-типу провідності та земляної шини.

Типові структури n- і р-канального МОН-транзисторів ОП показано на рис. 6. На рис 6, б зліва також показано поляризаційне зміщення кишень n-типу провідності. Основні параметри шарів структури транзисторів показані в табл. 1.

Таблиця 1.

Основні параметри шарів структури транзисторів.

| Шар | Товщина, мкм |
|------------------------------|--------------|
| Контакт | 1,20 |
| Дифузія n-типу | 0,30 |
| Дифузія р-типу | 0,30 |
| Кишенька n-типу | 0,70 |
| Підзатворний оксид | 0,0012 |
| Подвійний підзатворний оксид | 0,0030 |

Розроблені топології n-канального (а) та р-канального (б) МОН-транзисторів з розмірами W/L відповідно 5/2 і 10/2 показані на рис. 7. На топології р-канального МОН-транзистора показано зміщення кишень.

Для розробленої топології ширина каналу р-канального МОН транзистора є майже втричі більшою, порівняно з n-канальним МОН транзистором, при однакових довжинах каналів транзисторів, що забезпечує їх симетричні ВАХ, як видно з результатів комп'ютерного моделювання (рис. 8-9).

III. Результати комп'ютерного моделювання елементів ОП.

З врахуванням розробленої топології проведено комп'ютерне моделювання роботи транзисторів. Результати комп'ютерного моделювання в програмі LTSpice XVII x64 ВАХ р- і n-канальних МОН-транзисторів і конфігурації їх включення показано на рис. 8-9.

Як видно з порівняння ВАХ (рис. 8-9), підбором ширини каналу р-MOS транзистора досягнуто практичну симетричність характеристик, так при $V_{DS} = 3$ В $I_{DS}^p = 0,40$ мА, а $I_{DS}^n = 0,39$ мА. Симетричність ВАХ дозволяє транзисторам працювати в підсилювачі як комплементарна пара.

Графіки залежності споживаної потужності р-MOS та n-MOS транзисторів залежно від напруги V_{DS} , показано на рис. 10.

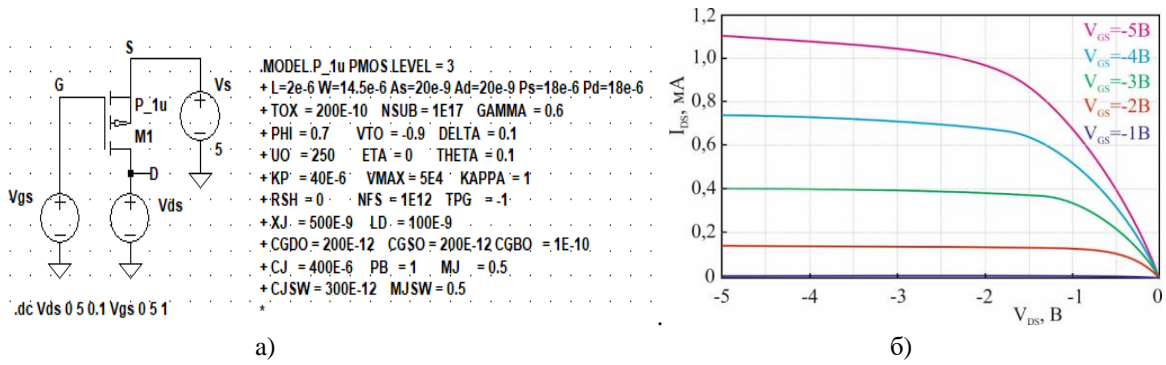


Рис. 8. Електрична схема та параметри моделі (а), ВАХ р-канального МОН-транзистора з розмірами $W/L=14.5/2$ (б).

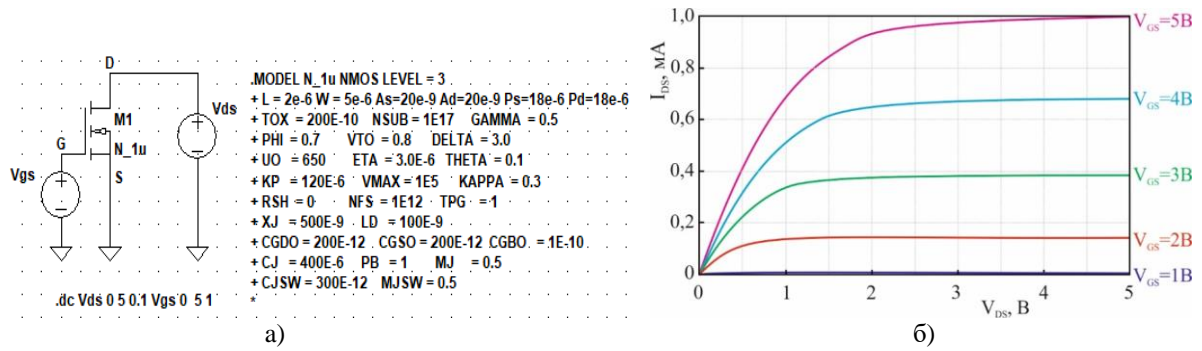


Рис. 9. Електрична схема та параметри моделі (а), ВАХ n -канального МОН-транзистора з розмірами $W/L=5/2$ (б).

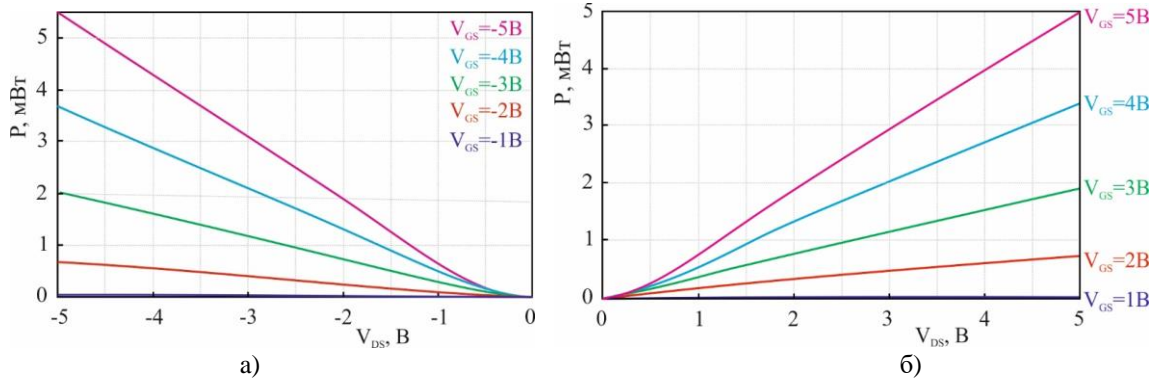


Рис. 10. Потужності р-MOS (а) та n -MOS (б) транзисторів.

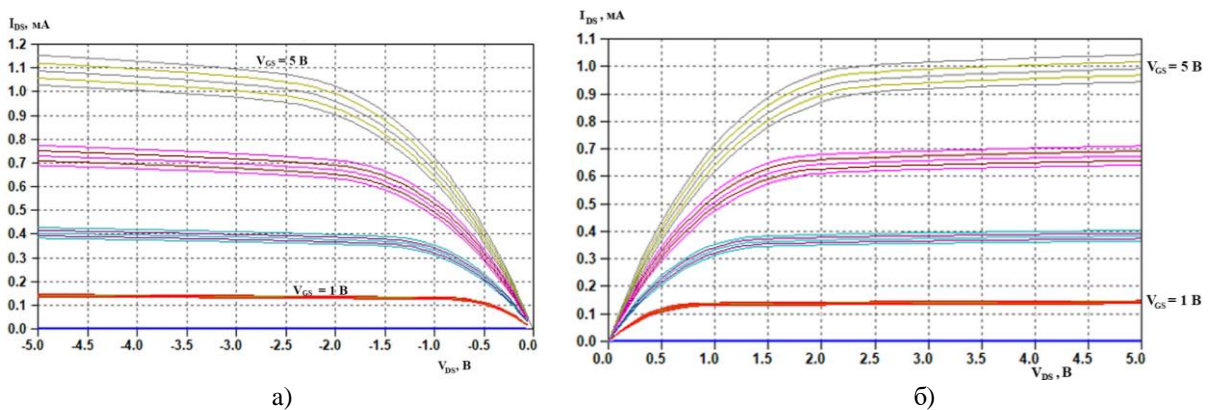


Рис. 11. Залежність ВАХ (при напругах V_{GS} від 0 В до 5 В з кроком 1 В) від температури від $10\text{ }^\circ\text{C}$ до $50\text{ }^\circ\text{C}$ з кроком $10\text{ }^\circ\text{C}$.

Так як розроблюваний пристрій передбачається використовувати при температурах від 10 °С до 50 °С, то було промодельовано варіації ВАХ у цьому температурному діапазоні, як показано на рис. 11.

Як видно з рис. 10 споживання енергії транзисторів є незначними, а з рис.11 видно, що в робочому діапазоні температур 10÷50 °С зміни характеристик транзистора також є незначними. В результаті це дало можливість розробити енергоефективний та високостабільний операційний підсилювач для інтегрального перетворювача сигналів фотоплетизмографії.

при однакових довжинах їх каналів забезпечує їх симетричні ВАХ.

Розроблений інтегральний перетворювач сигналів можна застосувати для створення реальних пристроїв в інтегральному виконанні як елемент сенсорних мікросистем-на-кристалі або інтелектуальних сенсорів для біомедичних застосувань.

Робота виконана в рамках проекту МОН України "Багатофункціональна сенсорна мікросистема неінвазійного неперервного моніторингу та аналізу біосигналів людини" (державний реєстраційний номер 0124U000384).

Висновки

Розроблено топологію операційного підсилювача на основі комплементарних (КМОН)- структур за стандартною промисловою планарною КМОН-технологією на кремнієвих пластинах КДБ-40 і кишнями *n*-типу провідності для побудови інтегрального перетворювача сигналів від діодних фоточутливих сенсорних елементів в діапазоні хвиль від 400 до 1040 нм.

Проведено комп'ютерне моделювання функціонування операційного підсилювача, визначено складові компоненти та виконано їх параметричну оптимізацію. Показано, що втричі більша ширина каналу *p*-канального МОН транзистора порівняно з *n*-канальним транзистором

Когут І.Т. – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки;

Дзундза Б.С. – кандидат фізико-математичних наук, старший науковий співробітник, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки;

Голота В.І. – кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки;

Грига В.М. – кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки;

Моргун А.В. – аспірант;

Штунь М.В. – аспірант;

Півненко В.М. – аспірант.

- [1] B. K. Alexandra, A. N. Semenova, V. A. Zyulin and D. V. Olga, *Determination of Pulse Oximetric Parameters of the Body by Photoplethysmography*, 2022 Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (ElConRus), 123 (2022), <https://doi.org/10.1109/ElConRus54750.2022.9755665>.
- [2] Elisa Mejia-Mejia, John Allen, Karthik Budidha, Chadi El-Hajj, P.A. Kyriacou, P.H. Charlton, *Photoplethysmography Signal Processing and Synthesis*. Photoplethysmography. 1 (2022); <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-823374-0.00015-3>.
- [3] R.G. Khemani, N.R. Patel, R.D. Bart, C.J.L. Newth, *Comparison of the Pulse Oximetric Saturation/Fraction of Inspired Oxygen Ratio and the PaO₂ Fraction of Inspired Oxygen Ratio in Children*, Chest. 135 (3), 662 (2009); <https://doi.org/10.1378/chest.08-2239>.
- [4] J. Moraes, M. Rocha, G. Vasconcelos, J. Vasconcelos Filho, V.de Albuquerque, A. Alexandria, *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications*, Sensors. 18(6) N. 1894 (2018); <https://doi.org/10.3390/s18061894>.
- [5] R.I.R. Javier, A.O. Baloloy, N.B. Linsangan, I.V. Villamor, *Portable Non-Invasive Glucometer using N Infrared Sensor and Raspberry Pi*, 4th International Conference on Electrical, Telecommunication and Computer Engineering. 35 (2020).
- [6] J.H. Kwon, S.E. Kim, N.H. Kim, E.C. Lee, J.H. Lee, *Preeminently Robust Neural PPG Denoiser*, Sensors. Vol. 22, 2082 (2022); <https://doi.org/10.3390/s22062082>.
- [7] K.V. Pozhar, M.O. Mikhailov, E.L. Litinskaia, *Near-Infrared Spectroscopy for Noninvasive Measurement of Blood Glucose: Problems, Progress, Tasks*, Biomed Eng., 56, 64 (2022); <https://doi.org/10.1007/s10527-022-10168-5>.
- [8] Б.С. Дзундза, І.Т. Когут, В.І. Голота, Л.В. Туровська, М.В. Дейчаківський, *Принципи побудови гібридних мікросистем для біомедичних застосувань*, Фізика і хімія твердого тіла, 23(4), 776 (2022); <https://doi.org/10.15330/pcss.23.4.776-784>.
- [9] І.Т. Когут, А.А. Друзhinin, В.І. Голота, *3D SOI elements for system-on-chip applications*, Advanced Materials Research, 276, 137 (2011); <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.276.137>.

I.T. Kogut, B.S. Dzundza, V.I. Holota, V.M. Hryha, M.V. Shtun, A.V. Morgun,
V.M. Pivnenko

Features of circuit-topological design and layout simulation of the operational amplifier on CMOS structures for biomedical applications

Vasyl Stefanyk Prycarpathian National University, Ivano-Frankivsk, Ukraine, igor.kohut@pnu.edu.ua

The paper presents the results of circuit topological design and layout simulation of the operational amplifier based on complementary (CMOS) structures using the standard industrial planar CMOS technology on KDB-40 silicon wafers with n-type conductivity wells. The operational amplifier was developed for the implementation of an integral converter signals (ICS) of photoplethysmography, the feature of which is the amplitude regulation and filtering of the constant component in the amplified signal from the diode photosensitive element in the wave range of $400 \div 1040$ nm. The developed ICS is suitable for creating real devices in an integrated implementation, as an element of sensor microsystems-on-a-crystal or smart sensors.

Keywords: sensor microsystem, integrated signal converter, photosensitive element, circuit design, operational amplifier, CMOS-structures.