

4. Вудуард С. Прецизионный емкостной сенсор // *Электроника*. – 1993. – №3. – С. 74–75.
5. Гутников В.С, Соловьев А.Л, К.В. Рудаков, Ульянов В.А. Измерительная система для емкостных датчиков // *Приборы и системы управления*. – 1991. – №5. – С. 24–26.
6. Brignell J., While N. *Intelligent Sensor System*. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia. IOP Publishing. –1996.
7. MicroConverter<sup>®</sup>, Multichannel 12-Bit ADC with Embedded Flash MCU. Analog Devices, Inc. 2001. <http://www.analog.com>.
8. Готра З.Ю., Голяка Р.Л., Єрашок В.Е., Мельник О.М., Прошак Д. Контролер мікроелектронного інтелектуального сенсора вологості ємнісного типу // *Вісн. Нац. ун-ту “Львівська політехніка”*. Елементи теорії та прилади твердотілої електроніки. –№512. –2004. –С. 61–70.
9. Голяка Р.Л., Мельник О.М., Гельжинський І.І. Компенсація паразитного впливу лінії передачі сигналу в мікроелектронних сенсорах ємнісного типу // *Вісн. Нац. ун-ту “Львівська політехніка”*. Елементи теорії та прилади твердотілої електроніки. –№512. –2004. –С. 71–78.

УДК 534.6

А.О. Новікова

Херсонський національний технічний університет,  
кафедра фізичної та біомедичної електроніки

## ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИМАЛЬНОЇ ВЕЛИЧИНИ ПРИТИСНЕННЯ ОПТИЧНОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ ДО ДОСЛІДЖУВАНОЇ ПОВЕРХНІ

© Новікова А.О., 2006

Визначено оптимальне значення притиснення оптичного перетворювача до поверхні шкіри для отримання інформативного показника фотоплетизмографії, яке дорівнює  $0,5 \text{ кг/см}^2$ . За такого навантаження не спостерігається фізичних змін у сосочковому шарі дерми і не порушується мікроциркуляція крові на ділянці контакту.

**The optimal meaning of transducer pressing to a skin's surface for obtain informational photoplatizmografical index was determined, that equal  $0.5 \text{ kg/sm}^2$ . In this lading a physical variations aren't observed in the nipple's layer of a derma and a blood microcirculation on the section of a contact isn't raised.**

Оптичні методи набули поширеного розвитку в сучасній медицині [1]. Важливим у застосуванні оптичних методів діагностики, зокрема методу фотоплетизмографії, під час вимірювання гемодинамічних параметрів біологічного об'єкта є ступінь притискання фотоперетворювача до поверхні шкіри, що може впливати на тиск у судині. Невизначеність ступеня притискання може призводити до спотворень результатів вимірювань, що утруднює отримання інформативного показника фотоплетизмографії і, тим самим, знижує достовірність діагностики. Внаслідок недостатнього вивчення цього питання практично відсутні рекомендації щодо вибору притискового навантаження, що створює певну проблему під час застосування методу фотоплетизмографії. Тому для одержання інформативних фотоплетизмограм (ФПГ) виникає потреба досліджень щодо визначення оптимального навантаження на поверхню шкіри, що створює фотоперетворювач у місці вимірювання. У цій роботі пропонується один з можливих способів вирішення цієї проблеми.

Фотоперетворювач являє собою оптоелектронну пару, що складається з джерела світла видимого діапазону та фотоприймача (фотодіода) з регульованою системою притискання і закріплюється на руці. Світловий потік при проходженні через тканини пальця циклічно змінюється відповідно до пульсації крові і після відбиття потрапляє на фотодіод. Посилений підсилювачем сигнал від фотодіода записується самописцем. Швидкість руху стрічки самописця і величина каліб-

рованого сигналу підбирають експериментально і підтримують постійними під час досліджень. На рис. 1 показані ФПГ, отримані при різних значеннях тиску притискання фотоперетворювача до дистальної фаланги пальця.

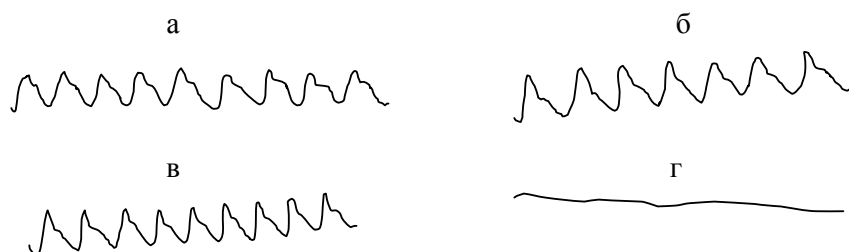


Рис. 1. Вигляд фотоплетизмограми при різних ступенях притискання фотоперетворювача до досліджуваної ділянки: а)  $0,02 \text{ кг/см}^2$ , б)  $0,5 \text{ кг/см}^2$ , в)  $0,75 \text{ кг/см}^2$ , г)  $1,5 \text{ кг/см}^2$  (швидкість руху стрічки –  $25 \text{ мм/с}$ )

Як видно з рис. 1, форма та амплітуда вихідного сигналу фотоперетворювача істотно залежать від ступеня його притискання, яке передається судині на ділянці дослідження. Крім останньої кривої, перші три кривих ФПГ є здатними нести інформацію про стан гемодинамічної системи. Оскільки вимірювання проводили з рівною точністю, то лише одну з трьох поданих ФПГ можна вважати інформативною.

При застосуванні цього методу за умови постійних зовнішніх (температура, відносна вологість) і внутрішніх (гомеостаз) умов від стиснення кровеносних судин, що визначається ступенем притискання фотоперетворювача залежить кровообіг у досліджуваній ділянці, що, своєю чергою, впливає на інтенсивність перспірації (потовиділення). Тому для визначення необхідного вигляду кривої ФПГ, що відповідає оптимальному стану системи кровообігу проводили вивчення залежності перспірації у досліджуваній ділянці в межах розташування фотоперетворювача від ступеня його притискання до поверхні шкіри у досліджуваній ділянці.

Вимірювання залежності перспірації від навантаження на поверхню шкіри виконували за допомогою безінерційного вологоперетворювача, [2,3], що являє собою (рис. 2) текстильний матеріал "1", притиснений електродами "2" до пластини "3". Вологочутливий матеріал перетворювача при адсорбції вологи з навколишнього повітря, у цьому випадку з істотною домішкою парів потовиділення досліджуваної ділянки, підвищує електропровідність. Отриманий сигнал вологоперетворювача надходить на підсилювач "4", а потім фіксується "5". Під час вимірювання інтенсивності потовиділення за допомогою вологоперетворювача площею  $3,2 \text{ см}^2$ , фотоперетворювач притискали до шкіри і навантажували важками, створюючи навантаження від  $0,02 \text{ кг/см}^2$  до  $1,5 \text{ кг/см}^2$ . Інтенсивність потовиділення визначали за значенням вологості повітря в  $5 \text{ мм}$  від поверхні шкіри, де саме розміщували вологоперетворювач.

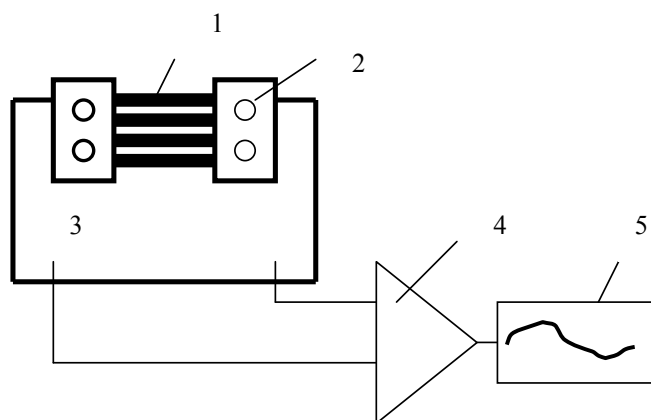


Рис. 2. Структурна схема вимірювання потовиділення:  
1 – текстильний матеріал, 2 – притискні електроди,  
3 – ізолююча пластинка, 4 – підсилювач,  
5 – пристрій реєстрації сигналу

Результати вимірювань, що показані на рис. 3, показують, що часова залежність потовиділення від ступеня навантаження характеризується наявністю кількох ділянок. Проаналізуємо цю залежність з фізіологічного погляду.

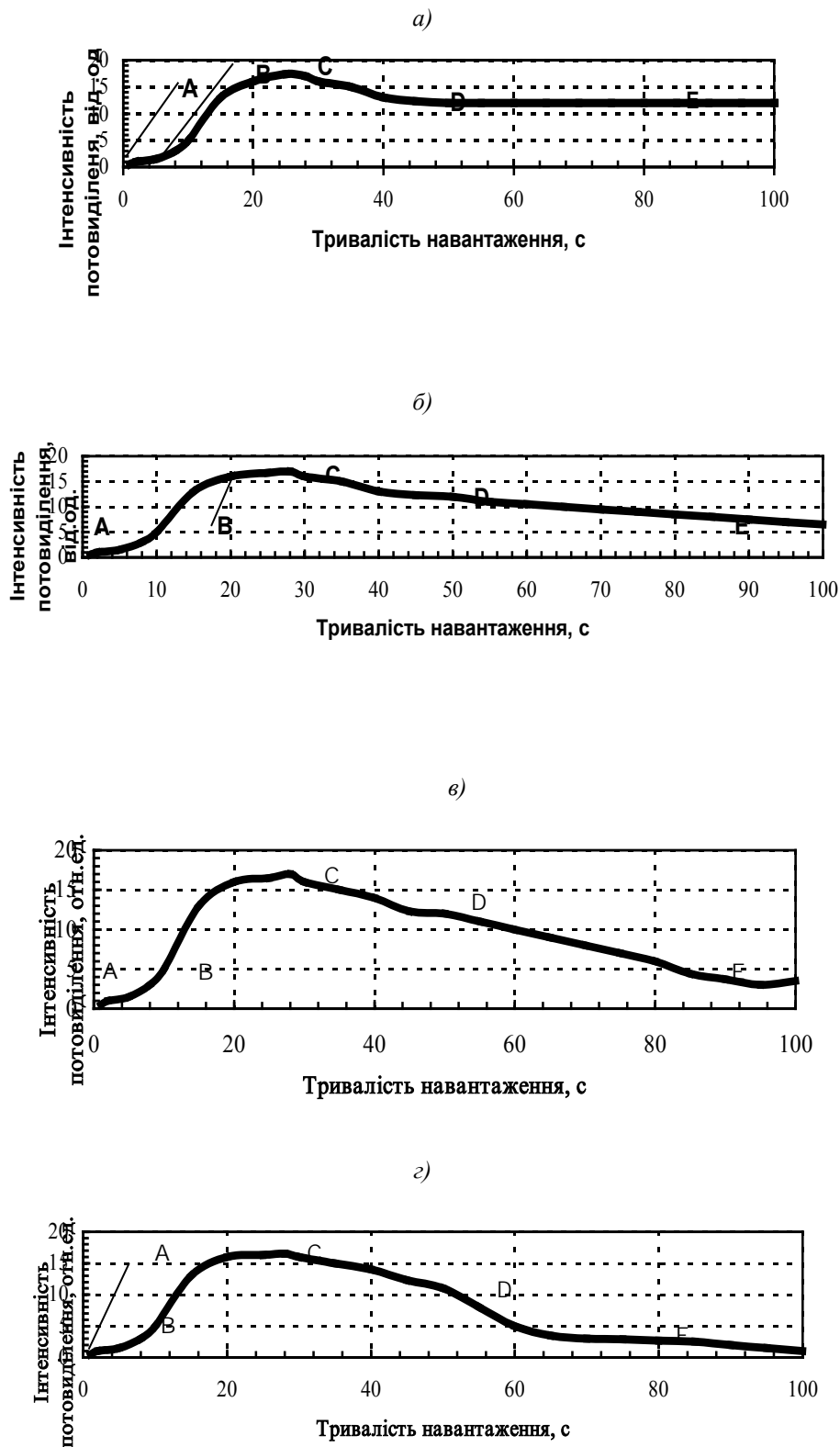


Рис. 3. Динаміка потовиділення навантаженої ділянки шкіри при різних тисках навантаження на її поверхню: а)  $0,02 \text{ кг/см}^2$ , б)  $0,5 \text{ кг/см}^2$ , в)  $0,75 \text{ кг/см}^2$ , з)  $1,5 \text{ кг/см}^2$

Нехай у точці А потовиділення дорівнює нулю. Невелике підвищення потовиділення на ділянці АВ можна пов'язати з реакцією рецепторів шкіри на дотик.

Рецептори дотику (тільки Мейснера) розташовані у верхніх шарах епідермісу (рис. 4). Фотоперетворювач ФПГ при зіткненні зі шкірою виступає подразником рецепторів дотику, наслідком чого є звільнення ацетилхоліну і генерація потенціалу дії, що супроводжується інервацією потових залоз. Незалежно від величини навантаження тривалість існування інтервалу АВ становить 5 с.

Після навантаження протягом 20 с спостерігається різке піднімання кривої ВС, що відображає витискання рідини з великих пор і потових залоз на поверхню.

Порівнюючи криві на ділянці ВС, простежуємо незалежність амплітуди кривих від навантаження на об'єкт, тому можна припустити, що протягом 20 с відбувається переважно ущільнення верхніх шарів шкіри. Ділянка кривої, що відповідає відрізку CD відображає перерозподіл навантаження всередину шкіри з ущільненням сосочкового шару, збагаченого кровоносними судинами. Час досягнення сосочкового шару не залежить від навантаження і становить 20 с.

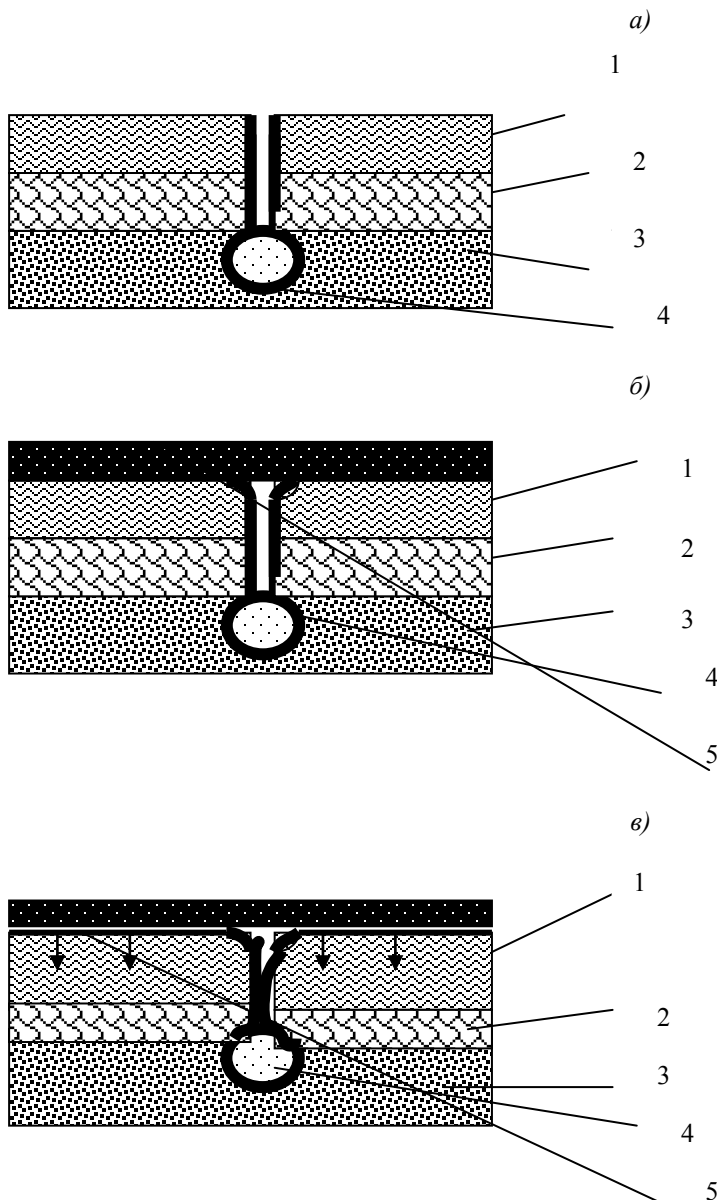


Рис. 4. Структура шкіри з потовими залозами: 1 – епідерміс, 2 – сосочковий шар, 3 – сітчастий шар, 4 – потова залоза, 5 – зовнішнє навантаження;  
а) вихідний стан шкіри, б) зміна стану потових залоз при дотику;  
в) зміна в стані шкіри і потових залоз за великого навантаження

Подальший хід кривих потовиділення шкіри визначається діючим на неї навантаженням. При навантаженні в  $0,02 \text{ кг/см}^2$  через 45 с у структурі шкіри відбуваються всі релаксаційні процеси, і внутрішній тиск урівноважується зовнішнім тиском. Для інших випадків встановлено: чим більше навантаження на шкіру, тим різкіше і швидше знижується інтенсивність потовиділення. Це пов'язано, напевно, зі значним ущільненням сосочкового шару, стисканням кровеносних судин і частковим перекриттям потовидільних залоз.

Отже, встановлено, що для отримання інформативного показника фотоплетизмографії і, отже, забезпечення інформативності цього методу діагностики оптимальна величина навантаження, що створюється фотоперетворювачем на досліджуваній ділянці поверхні шкіри, повинна бути меншою  $0,5 \text{ кг/см}^2$ . При такому навантаженні не спостерігається фізичних змін у сосочковому шарі дерми і не порушується мікроциркуляція крові на ділянці контакту з фотоперетворювачем.

1. Абакумов В.Г., Аль-Калими А.Д., Рыбин А.И., Сватош Й. *Микроскопические и флуоресцентные методы в медицине*. – К.: ВПП “Компас”, 2000 – 84 с.

2. Кленов М.В. *Безинерционный метод определения влажности воздуха // Сб. трудов всеукраинской научно-технической конференции “Проблемы легкой текстильной промышленности на пороге нового века”*. – 1999. – 110 с.

3. Новиков А.А., Кленов М.В. *О влиянии влажности на электропроводность текстильных волокон // Проблемы легкой и текстильной промышленности*. – 2000. – №3. – С. 26–28.

**B. Wisz, W. Sabat, W. Kalita, I. Gelzynsky<sup>1</sup>**

Rzeszów University of Technology,

Department of Electronic and Communication Systems, Poland

<sup>1</sup>Lviv Polytechnic National University,

Department of Electronic Devices

## CAPACITATIVE COUPLINGS IN MULTILAYER CIRCUITS

© Wisz B., Sabat W., Kalita W., Gelzhynskyy I., 2006

**Наведено результати теоретичного аналізу і експериментальних досліджень ємнісних взаємозв'язків в провідних тактах гібридних мікросхем. Метод конформного перетворення використовують для визначення ємності провідних трактів. Результати розрахунків верифіковано. З цією метою розроблено і досліджено спеціальний тестовий шар з заданими параметрами.**

**This paper presents the results of theoretical analysis and experimental researches related to the capacitive coupling issues in some hybrid circuit's conductive path layouts. The conformal transformation method has been used to determine the capacity of some conductive path layouts. The numerical calculation results have been verified. For this purpose, dedicated test layouts of specified parameters have been designed and produced.**

### 1. Introduction

Increasing integration scale of electronic chips makes the distances between the chip components even smaller. As a consequence, this intensifies the electromagnetic couplings inside the chip. The theoretical analysis results indicate the couplings severity, in particular the capacitive couplings in higher frequency ranges. For example, Figures 1 and 2 present the effect of the capacitive coupling on an interfering signal  $U_Q$  transmission. Within this frequency range, the coupling impedance is comparable with the input impedance of the interfered circuit. In such a state, the coupling reactance has a severe impact on the signal transmission level between the source and sensitive circuit. This level is indicated as the penetration factor, determined as the effective signal  $U_{SQ}$  to the input interfering signal  $U_Q$  ratio.