

Висновки

Проаналізовано похибки засобу вимірювання координат кольору нормальних і патологічних біотканин для прикладних задач судово-медичної діагностики за місцем їх виникнення. Визначено рівняння перетворення інформативного сигналу у вимірювальному каналі засобу діагностування, що дало можливість оцінити та компенсувати систематичну інструментальну складову похибки вимірювань та підвищити точність діагностування. Проаналізовано методичні похибки при визначенні найближчих кольорів зі шкали зразків кольорів для елементів зображення. Встановлено, що загальна похибка вимірювань не перевищує 0,98 %.

Література

1. Спосіб визначення і реєстрації кольору та розмірів ушкоджень в судово-медичних дослідженнях / [В. Г. Петрук, О. І. Моканюк; О. Є. Кватернюк та ін.]// Патент України №70759 МПК7 G01N 21/21 / заявл. 05.12.2011; опубл. 25.06.2012; Бюл. № 12. – 6 с.
2. Булатов В. Н. Элементы и узлы информационных и управляющих систем (основы теории и синтеза): Учебное пособие / В. Н. Булатов. – Оренбург : ГОУ ВПО ОГУ, 2002. - 200 с.
3. ISO 787-1:1982 General methods of test for pigments and extenders – Part 1: Comparison of colour of pigments. Committee: ISO/TC 256, Edition: 1, Publication date: 1982-11-01. – 12 p.

References

1. Spisib viznachennya i reestratsiyi koloru ta rozmiriv ushkodzen v sudovo-medichnih doslidzhennyah / [V. G. Petruk, O. I. Mokanyuk; O. E. Kvaternyuk ta in.]// Pat. 70759 UKRAINA MPK7 G01N 21/21 / zayavl. 05.12.2011; opubl. 25.06.2012; Byul. № 12. – 6 p.
2. Bulatov V. N. Elementy i uzly informatsionnyih i upravlyayuschih sistem (osnovy teorii i sinteza): Uchebnoe posobie / V. N. Bulatov. – Orenburg : GOU VPO OGU, 2002. - 200 p.
3. ISO 787-1:1982 General methods of test for pigments and extenders – Part 1: Comparison of colour of pigments. Committee: ISO/TC 256, Edition: 1, Publication date: 1982-11-01. – 12 p.

Рецензія/Peer review : 3.5.2015 р. Надрукована/Printed : 21.6.2015 р.
Стаття рецензована редакційною колегією

УДК 621.3.083

М.В. СІКОРСЬКИЙ, А.О. СОРОКА; В.С. МОСІЙЧУК, О.Б. ШАРПАН
Національний технічний університет України «Київський Політехнічний Інститут»

БАГАТОКАНАЛЬНА СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

У роботі представлена система завадостійкого вимірювання артеріального тиску тахоосцилографічним і осцилометричним методами. Приведені результати експериментальних досліджень точності вимірювань параметрів артеріального тиску цією системою.

Ключові слова: артеріальний тиск, фотоплетизмографія, кореляційна функція, тахоосцилографічний метод, осцилометричний метод.

M. V. SIKORSKYI, A. O. SOROKA, V. S. MOSIYCHUK, O. B. SHARPAN
National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»

MULTICHANNEL BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM

Introduction. The oscillometric method with reference channel for increase the reliability of measurements of blood pressure is described. Realization of tachooscillographic and oscillometric blood pressure measurement methods in a single blood pressure measurement device. The system of blood pressure by tachooscillographic and oscillometric methods at the same time in a single device is described. Signal processing. The implementation of oscillometric blood pressure measurement method in automated blood pressure measurement system, which was developed during reaserch, is described. Experiment. The purpose of experiment is to compare the results obtained simultaneously by tachooscillographic and oscillometric methods with etalon method (auscultative). Research results. Experiment shows that deviation of results obtained by tachooscillographic and oscillometric methods from results of traditional blood pressure measurements (auscultative) don't exceed 3 mmHg. The problem of overstatement results of systolic blood pressure by tachooscillographic method is explained. Conclusion. In hospital conditions measurements which carried out synchronically by three methods, that realized in one measurement system, the accuracy of results is approximately same. However, considering the features of signals formation according to which the estimation of parameters of systolic and diastolic pressure is performed, we can claim that with ambulatory conditions (existence of actuated artifacts, cases of permanent tone) results of oscillometric method with reference channel will be more accurate than results of tacho-oscillographic method.

Keywords: blood pressure, photoplethysmography, correlation function, tachooscillographic method, oscillometric method.

Вступ

Визначення та моніторинг артеріального тиску (АТ) вважаються основними превентивними заходами, які попереджують ризик появи та розвитку серцево-судинних захворювань та допомагають уникнути фатальних наслідків цих захворювань, які є причиною передчасної смерті більше, ніж у 60% випадків [1]. Артеріальний тиск є одним із показників функціонального стану організму загалом та

показників функціонування серцево-судинної системи зокрема. Проте, не зважаючи на це, в автоматичних вимірювачах АТ використовуються емпіричні критерії визначення параметрів АТ, зокрема тахоосцилометричним методом з манжетою [2], що зменшує достовірність вимірювання.

Підвищити достовірність визначення артеріального тиску можливо завдяки багаторазовим вимірюванням, проте такий підхід може бути обтяжливим для хворих. Часта і довготривала оклюзія кінцівок може стати основним фактором непокоєння і причиною стресу, а також може призводити до набрякання кінцівок та застою крові. Неоклюзійні (безманжетні) способи вимірювання [3] є менш обтяжливими, але це досягається ціною зниження точності і достовірності вимірювань.

Також слід зазначити, що практично всі існуючі методи вимірювання АТ вимагають нерухомого стану органу, на якому проводиться вимірювання. Внаслідок рухових артефактів [4] достовірні вимірювання тахоосцилографічним методом в автоматичному режимі взагалі стають неможливими. Перспективним напрямком вирішення цієї проблеми є реєстрація додаткових (опорних) біологічних сигналів та їх сукупна подальша цифрова обробка [5].

Для підвищення завадостійкості вимірювань АТ в [6] запропоновано метод кореляційно-спектральної осцилометрії з опорним каналом, заснований на визначенні систолічного і діастолічного тиску за завадостійкими критеріями, які отримуються шляхом використання багатопараметричного кореляційно-спектрального оброблення сукупності просторово рознесених пульсових сигналів, зареєстрованих з різних кінцівок. Основний вимірювальний сигнал реєструється з верхньої кінцівки, яка піддається оклюзії, а опорний сигнал — з іншої точки тіла, наприклад, з іншої кінцівки, яка вільна від оклюзії. В [7] здійснена верифікація методу з використанням комп'ютерного макету вимірювальної системи, яка показала високу достовірність вимірювань, навіть в умовах значних рухових артефактів, таких як рух спортсмена на тредмілі. Враховуючи це, для підвищення точності і достовірності вимірювань пропонується здійснювати одночасне вимірювання параметрів АТ тахоосцилометричним та кореляційно-спектральним осцилометричним методами, реалізованими в одній вимірювальній системі. Така можливість існує внаслідок наявності осцилометричного пульсового сигналу, зареєстрованого дистальніше манжети.

Метою даної статті є опис розробленої мікропроцесорної системи з можливістю одночасного вимірювання параметрів АТ зазначеними методами та порівняння результатів здійснених вимірювань з результатами вимірювань тиску аускультативним методом (тонів Короткова) як еталонним під час атестації засобів вимірювання АТ.

Система багатоканального комплексного вимірювання параметрів АТ

В рамках дослідження було розроблено систему одночасного вимірювання АТ тиску кореляційно-спектральним осцилометричним та тахоосцилометричним методами, з можливістю реєстрації і оброблення сигналів в одному пристрої, схема якого надана на рис. 1.

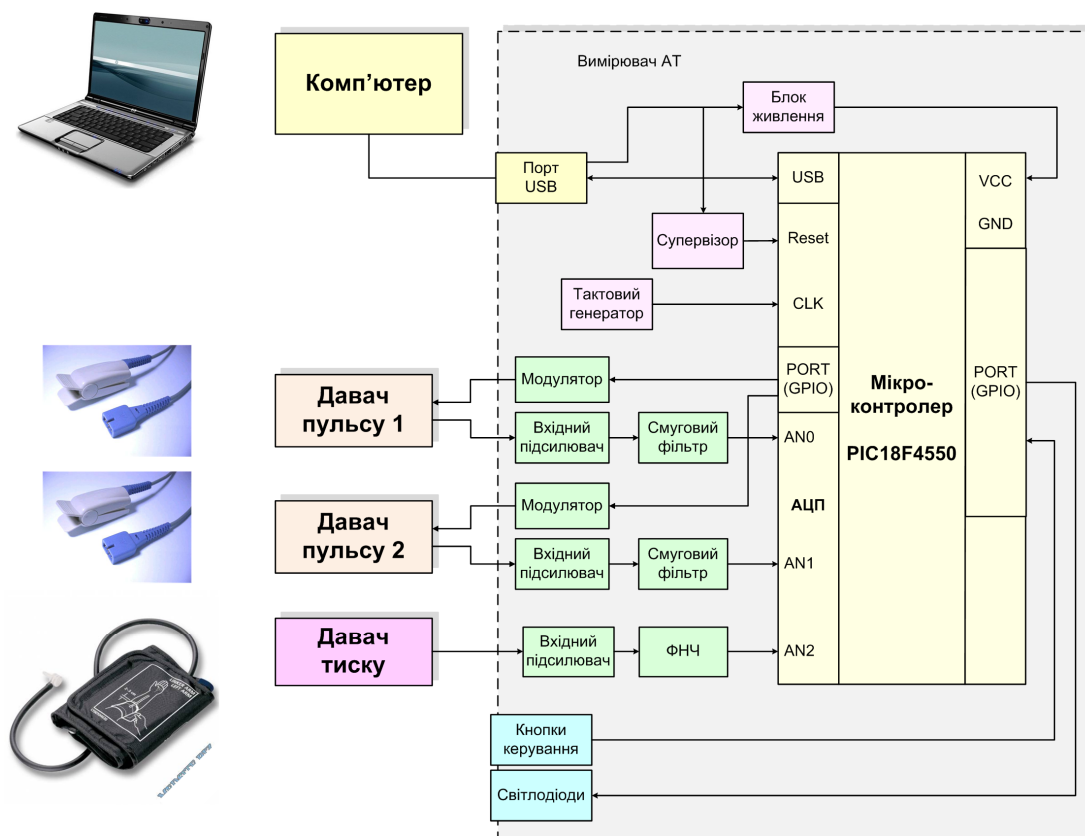


Рис. 1. Структурна схема системи вимірювання параметрів АТ

Система включає в себе пристрій для реєстрації фотоплетизмограм з обох кінцівок, компресійної манжети з сенсором тиску, а також програмне забезпечення для обробки отриманих даних на ПК.

Основним елементом керування приладу є мікроконтролер з вбудованим аналого-цифровим перетворювачем (АЦП) та стандартним USB інтерфейсом.

Для вимірювання АТ система обслуговує три аналогові вимірювальні канали: два канали з сенсорів пульсу і один канал сенсору тиску в манжеті. За структурою канали пульсу однакові. Мікроконтролер керує роботою світлодіодів, які формують модульований світловий потік з частотою модуляції 1.5 кГц з наступним його синхронним детектуванням після проходження через біологічні тканини. Аналоговий тракт оброблення сигналів складається з трансїмпедансного перетворювача, вхідного підсилювача та смугового фільтру на базі операційних підсилювачів.

Аналогове оброблення сигналів включає:

- перетворення модульованого темного струму фотодіода у сигнал напруги та попереднє підсилення цього сигналу;
- нормування амплітуди вхідного сигналу до рівня, за якого максимально використовується динамічний діапазон входу АЦП;
- істотне зменшення наведеної синфазної завади;
- захист входів системи від можливого перенавантаження вхідною напругою.

З виходу підсилювача сигнал подається на смуговий фільтр, що має два призначення: по-перше, виділяє тільки модульований сигнал (тобто видаляє зі спектра сигналу високочастотні, імпульсні та низькочастотні завади); по-друге, фільтр, необхідний як «антиаліасинговий» фільтр для подальшого аналогово-цифрового перетворення.

Враховуючи, що швидкодія АЦП значно вища за типову верхню частоту спектра пульсового сигналу (30 Гц) і обчислювальних ресурсів процесора достатньо для попередньої обробки сигналу було використано можливість передискретизації сигналу. Тобто частота дискретизації була обрана значно більшою, ніж частота Найквіста для спектра пульсового сигналу. При цьому досягається більша ефективна розрядність АЦП. Також це дозволяє використати більш прості «антиаліасингові» аналогові фільтри (наприклад, другого порядку).

Канал сенсору тиску в манжеті включає попередній підсилювач та ФНЧ другого порядку.

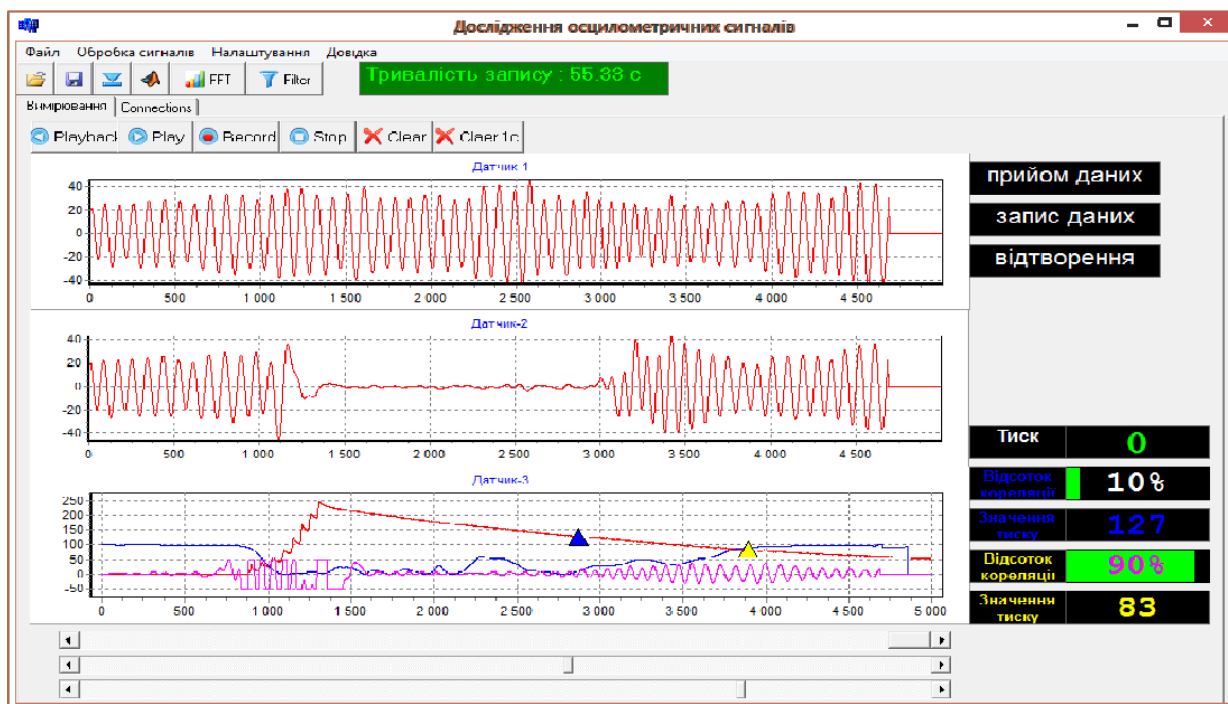


Рис. 2. Вікно програмного забезпечення для системи вимірювання параметрів АТ

Обробка сигналів

Для вимірювання АТ осцилометричним методом в програмі реалізовано кореляційно-спектральне оброблення пульсових сигналів основного і опорних каналів та каналу вимірювання тиску в оклюзійній манжеті (рис. 2). За відсутності оклюзії сигнали в основному і опорному каналах практично ідентичні за формою і кореляційна характеристика прийматиме значення ~ 1 (100%). При повній оклюзії кінцівки, на якій виконується вимірювання АТ (тиск в манжеті більший за систолічний), пульсації в основному каналі відсутні і кореляційна характеристика прийматиме значення ~ 0 (0%). У разі часткової оклюзії (тиск в манжеті менший за систолічний, але більший за діастолічний), пульсовий сигнал основного каналу (реєструється дистальніше манжети) буде видозмінений за формою обвідної і мати деякий зсув в часі відносно до сигналу опорного каналу. Під час декомпресії і зменшення тиску в манжеті амплітуда пульсації

в основному каналі збільшується, форма стає дедалі більш схожою на форму пульсацій в опорному каналі, а часовий зсув між сигналами в основному і опорному каналах зменшується. З метою підвищення достовірності кореляційної обробки сигналів реалізовані цифрові фільтри для видалення завад. Останні, як правило, є синфазними і впливають на кореляційну характеристику.

Кореляційну обробку пульсових сигналів обох каналів можливо визначити за формулою (1) в [5], а характерні моменти часу $t_{сис}$ і $t_{діас}$, за якими одержуються рівні систолічного і діастолічного АТ, визначаються на основі аналізу нормованої ВКФ за критеріями 0.1 та 0.9 відповідно.

Для виділення осциляцій в манжеті і вимірювання АТ тахоосцилометричним методом масив даних, отриманих з сенсора тиску, пропускається через цифровий вузькосмуговий фільтр з частотами пропускання 0,5 – 2 Гц і подавленням 80 дБ за межами смуги пропускання.

Головне вікно програми (рис. 2) містить три графічних поля: перше та друге – відповідно для сигналів з першого та другого оптичних сенсорів, третє графічне поле містить сигнал з сенсора тиску компресійної манжети (червона лінія), розраховані значення кореляційної функції (блакитна лінія) та виділений сигнал осциляцій, що виникають у манжеті під час її декомпресії (рожева лінія).

Експериментальні дослідження

Метою проведення експерименту було порівняння двох методів вимірювання артеріального тиску – тахоосцилографічного і осцилометричного з еталонним (аускультативним) за умов їх одночасного використання в одному пристрої. Вимірювання проводилося в лікарні у комфортній для піддослідного обстановці. Для усунення синдрому «білого халату» виконувались пробні вимірювання (пацієнт заспокоюється з часом). При підготовці для проведення вимірів було враховано всі пункти методики вимірювання АТ, затверджену ВОЗ:

- всі вимірювання проводилися в положенні лежачи;
- вимірювання проводилося через 2 години після останнього прийому їжі;
- пацієнт був звільнений від тугої і обтяжливої одяжі;
- рука, яка піддавалася оклюзії, була повністю звільнена від одяжі;
- вимірювання проводилися з інтервалом у 5 хвилин.

Під час вимірювання швидкість декомпресії не перевищувала 2 мм. рт. ст. за секунду. При цьому реєструвалися моменти виникнення першого і зникнення останніх тонів за показами сенсора тиску компресійної манжети з відображенням в реальному часі на екрані ПК. Результати вимірювання і всі данні зберігалися в пам'яті комп'ютера, а значення АТ визначається за описаним вище алгоритмом.

Результати дослідження

В ході проведення експерименту було знято 60 вимірів АТ 6 пацієнтів. Приклад розподілу результатів 10 вимірювань наведений у табл.1.

Таблиця 1

Приклад розподілу результатів 10 вимірювань

Метод вимірювання	Вимірювання №									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Перший пацієнт										
Аускультативний	120	123	122	123	121	117	118	123	120	120
	83	83	80	79	82	82	80	81	81	78
Осцилометричний	121	121	119	123	122	118	118	123	122	121
	83	84	79	80	81	84	81	83	82	80
Тахоосцилографічний	122	123	124	123	120	120	121	123	122	124
	83	82	79	79	81	80	79	74	78	75
Другий пацієнт										
Аускультативний	105	108	103	104	101	105	105	104	107	106
	69	70	72	70	71	72	72	71	73	72
Осцилометричний	104	105	105	103	105	105	104	103	106	107
	72	72	70	74	72	72	74	70	71	70
Тахоосцилографічний	110	110	105	103	104	105	103	108	112	109
	69	70	69	68	64	73	68	69	67	71
Третій пацієнт										
Аускультативний	92	88	90	91	93	91	92	92	93	94
	61	61	62	61	63	64	64	62	61	60
Осцилометричний	90	90	89	91	96	88	90	92	93	90
	61	59	62	60	65	61	64	63	62	62
Тахоосцилографічний	92	90	94	93	92	90	91	92	95	97
	61	59	60	58	59	62	65	61	60	58

Четвертий пацієнт										
Аускультативний	112 73	110 74	111 76	115 75	113 73	108 74	110 77	107 75	111 75	111 72
Осцилометричний	114 73	110 75	108 76	114 74	114 74	105 72	111 74	109 76	108 75	111 71
Тахоосцилографічний	115 72	114 70	115 73	117 74	110 74	109 73	111 74	104 75	114 74	113 70
П'ятий пацієнт										
Аускультативний	127 85	125 84	124 85	128 83	123 82	122 84	126 83	123 87	125 85	124 84
Осцилометричний	125 85	124 86	124 83	127 82	123 84	124 83	125 83	121 88	124 85	124 83
Тахоосцилографічний	127 80	128 82	129 85	129 81	122 83	124 82	126 80	124 88	125 84	126 83
Шостий пацієнт										
Аускультативний	101 59	99 60	98 61	97 60	102 63	99 60	104 61	103 57	100 59	97 60
Осцилометричний	100 59	101 61	100 60	97 60	102 62	101 60	105 64	104 58	101 57	97 58
Тахоосцилографічний	103 57	101 57	101 60	102 58	101 59	100 61	101 60	107 56	101 60	103 61

Представлення результатів вимірювання приведено на рис. 3а, на якому вісь абсцис представляє значення систолічного тиску, а ординат – діастолічного. Точки, відмічені круглими маркерами є результатами вимірювання АТ аускультативним методом, хрестиком – тахоосцилографічного, а квадратними маркерами – осцилометричного.

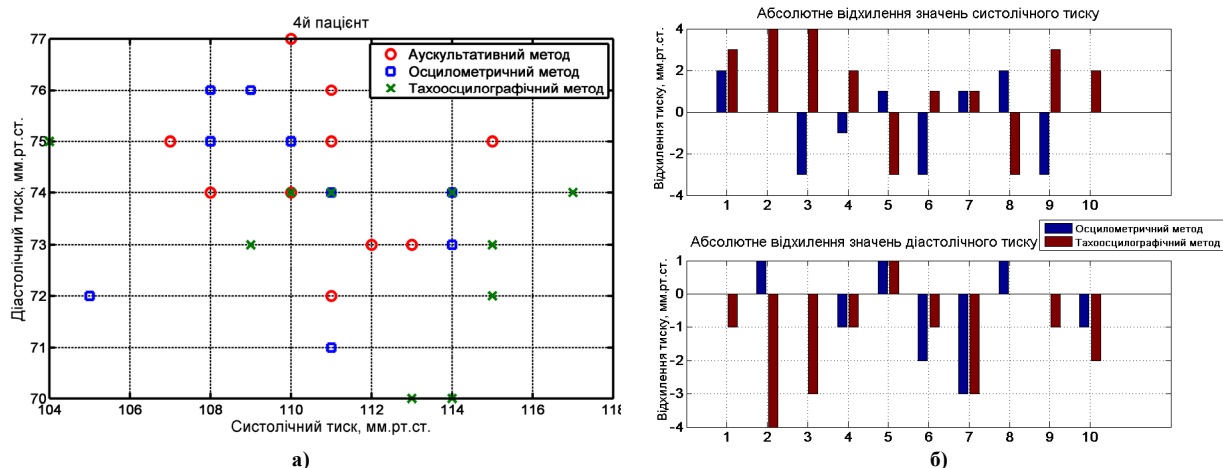


Рис. 3. Результати вимірювань АТ різними методами на прикладі четвертого пацієнта (а) та абсолютне відхилення значень АТ(б)

Таблиця 2

	Середні відхилення значень АТ					
	Людина №					
	1	2	3	4	5	6
Середнє відхилення значення систолічного тиску, отриманого осцилометричним методом, від значення, отриманого аускультативним методом, мм.рт.ст.	1	1,5	1,7	1,6	1	1
Середнє відхилення значення діастолічного тиску отриманого осцилометричним методом, від значення, отриманого аускультативним методом, мм.рт.ст.	1,2	1,9	1,2	1	1	1,1
Середнє відхилення значення систолічного тиску, отриманого тахоосцилометричним методом, від значення, отриманого аускультативним методом, мм.рт.ст.	1,8	2,7	1,6	2,6	1,5	2,8
Середнє відхилення значення діастолічного тиску отриманого тахоосцилометричним методом від значення, отриманого аускультативним методом, мм.рт.ст.	1,9	2,6	1,8	1,7	1,8	1,7

Абсолютні значення відхилень АТ, виміряних осцилометричним і тахоосцилографічним методом,

від значень, виміряних аускультативним методом на прикладі четвертого пацієнта, відображені на рис. 3б:

Середні відхилення значень АТ виміряних осцилометричним і тахоосцилометричними методами по всіх пацієнтах наведені в табл. 2.

З проведеного експерименту слідує, що середнє відхилення результатів вимірювань обома вище вказаними методами, від результатів, отриманих аускультативним методом, не перевищує 3 мм.рт.ст., що задовольняє вимогам лікарської практики. Але під час вимірювання тахоосцилографічним методом проявляється тенденція завищення систолічного тиску, що пояснюється наявністю осциляцій в манжеті ще до того, як тиск в ній зменшиться до рівня, коли відновлюється кровоплин в частково перетисненій артерії.

Висновки

У стаціонарних умовах вимірювання АТ синхронно трьома методами, що були реалізовані в одній вимірювальній системі, точність результатів приблизно однакова. Проте, враховуючи особливості формування сигналів, за якими проводиться оцінка параметрів систолічного та діастолічного тиску, можна стверджувати, що за нестационарних умов (наявність рухових артефактів, випадки нескінченного тону) результати осцилометричного методу з опорним каналом будуть більш точними і достовірними [7]. Тому перспективним у подальшому є дослідження з проведенням вимірювання АТ синхронно різними методами за наявності рухових артефактів, а також порівняння з методами вимірювання без манжети.

Література

1. Combatalade D. Basics of heart rate variability applied to psychophysiology / D. Combatalade. – Montreal, Canada: Thought Technology Ltd., 2009.
2. Волкова И.В. и др. Компьютерный измеритель артериального давления // Медицинская техника. – 1996. - №6. – С. 8-12.
3. Шарпан О.Б. Аналіз характеру залежності між пульсовим тиском в артерії та амплітудою неінвазивно зареєстрованого пульсового сигналу / О.Б. Шарпан, О.П. Мітров // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2006. – № 33. – с. 136-141.
4. Мосійчук В.С. Аналіз шляхів боротьби з артефактами при реєстрації пульсової хвилі фотоплетизмографічним методом / В.С. Мосійчук // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2007. – № 34. – с. 133-136.
5. Зудов О.Н. Перешкодостійкий кореляційний спосіб вимірювання тиску крові / О.М. Зудов, О.Б. Шарпан // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2000. – № 5. – С. 5-7.
6. Sharpan O. System for arterial blood pressure measurement in jams conditions / O. Sharpan, O. Zudov, A. Mitrov // Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science, IEEE Cat. No.02EX542, 2002, doi: 10.1109/TCSET.2002.1015982
7. Шарпан О.Б. Заводостійке неінвазивне вимірювання артеріального тиску під час ергометричної проби / О.Б. Шарпан, А.Г. Яценко, О.М. Зудов, Н.І. Магльована, В.Є. Самуйленко // Електроніка і зв'язь. – 2001. - №10.. – С.15-16.

References

1. Combatalade, D. (2009). Basics of heart rate variability applied to psychophysiology. Montreal, Canada: Thought Technology Ltd.
2. Volkova I.V., Losev I.R., Lemenkov V.A., Mushegov A.G. and Mogil'nikov S.V. (1996) A computer-assisted arterial blood pressure monitor. Biomedical Engineering, Vol. 30, No 3, pp. 118-124, doi: 10.1007/BF02363036.
3. Sharpan, O. B., Mitrov, A. P. (2006) Analysis of character of dependence between pulse pressure in an artery and amplitude of a pulse signal non invasive registered. Visn. NTUU KPI, Ser. Radiotekh. radioaparotobuduv., no. 33, pp. 136-141. (in Ukrainian)
4. Mosiychuk, V. S. (2007) The analysis of ways of struggle against artefacts at registration pulse waves a method photoplethysmography. Visn. NTUU KPI, Ser. Radiotekh. radioaparotobuduv., no. 34, pp. 133-136. (in Ukrainian)
5. Zudov O.M. and Sharpan O.B. (2000) The jump proof correlative method of the blood pressure measurement. Naukovi visti NTUU "KPI", No 5(12) pp. 5-12.
6. O. Sharpan, O. Zudov, and Mitrov A. (2002) System for arterial blood pressure measurement in jams conditions. Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science, IEEE Cat. No.02EX542, doi: 10.1109/TCSET.2002.1015982
7. Sharpan O.B., Iashchenko A.H., Zudov O.M., Mahlovana N.I and Samuilenko V.Ie. (2001) Zavodostiike neinvazyvne vymiryuvannia arterialnoho tysku pid chas erhometrychnoi proby [Noiseimmunity non-invasive blood pressure measurement during tests on treadmill]. Elektronika i svyaz', No 10, pp. 15-16.

Рецензія/Peer review : 19.5.2015 р.

Надрукована/Printed :22.6.2015 р.

Стаття рецензована редакційною колегією