

МІНІМІЗАЦІЯ НАБОРУ ПОКАЗНИКІВ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ

Тимчик Г.С., Осадчий О.В., Кедись А.О., Божеску А.О.
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Метою роботи є підвищення точності вимірювання оксигенації крові та частоти пульсу шляхом підвищення інформативності даних отриманих фотоплетизмографією, завдяки створенню алгоритму та програмного забезпечення (ПЗ) на його основі, яке забезпечить проведення кореляційного аналізу та екстраполяції (прогнозу) даних характеристик. Використання результатів роботи призначене для студентів-медиків, лікарів та інженерів, що спеціалізуються в області медичної апаратури. Пропозиції щодо можливих напрямків продовження досліджень: провести аналіз плетизмограми з метою отримання інформації про стан судин, покращити якість розрахунків шляхом використання більш складних і точних методів розрахунку, підвищити загальну швидкість роботи алгоритму програми.

Ключові слова: Пульсова хвиля, фотоплетизмограма, функціональний стан, програмне забезпечення, кардіоцикл.

Постановка проблеми та аналіз методів діагностики. Функціональний стан (ФС) організму людини – рівень адаптації основних фізіологічних систем до зміни стану внутрішнього та/чи зовнішнього середовища. Однією з найважливіших проблем сучасної фізіології та медицини є вивчення механізмів та закономірностей процесу адаптації організму до різних умов середовища та навантажень. Пристосування до будь-якої діяльності людини є складним, багаторівневим процесом, який торкається різних функціональних систем організму.

Від можливостей адаптації організму до тих чи інших факторів зовнішнього середовища і, зокрема, до фізичних навантажень, значною мірою залежить здоров'я людини. В останні роки регулярно з'являються роботи, присвячені різноманітним аспектам застосування фізичних навантажень у галузі фізичної культури і спорту. При вивченні впливу тренувальних навантажень на організм, адаптація розглядається як процес цілеспрямованого збільшення його функціональних можливостей. Надійним індикатором рівня пристосувальних реакцій на виникаючі внутрішні і зовнішні впливи в умовах інтенсивних фізичних навантажень, може слугувати функціональний стан серцево-судинної системи, яка найбільш оперативно реагує на м'язові зусилля і лімітує працездатність організму.

При проведенні досліджень з діагностики та прогнозування ефективної діяльності людини використовуються різні теоретичні підходи до проблем вивчення функціонального стану (ФС). Для всіх видів та умов діяльності не можна вказати один загальний інформативний показник ФС людини, оскільки він визначається фізіологічною діяльністю та психофізіологічними функціональними системами, що реалізують даний вид діяльності. Необхідно відзначити, що у зв'язку з тим, що з одного боку на визначення ФС впливають стійкість показників у даного індивідуума (вони різні в різних індивідуумів), що і робить їх якомога менше ситуативно незалежними, а з іншого боку, для оцінки ФС бажані показники, які в «ідеалі» були б однозначні у всіх індивідуумів, однотипно і лінійно залежали від інтенсивності зовнішніх і внутрішніх впливів.

Будь-який метод або методика, призначені для оцінки і прогнозування ФС носять комплексний характер, і можуть бути описані по-різному. В даний час розвивається і удосконалюється апаратура і методики оцінки ФС по електроміограмі, частоті серцевих скорочень, та фотоплетизмограмі. Зростають параметри точності, стійкості і надійності визначення цих показників, удосконалюються датчики і способи їх кріплення, зростає повнота переданої інформації, апаратура для реєстрації цих параметрів стає все портативнішою і простішою в експлуатації, все частіше використовуються телекомунікаційні системи, ростуть функціональні можливості мікроконтролерів.

Метою є розробка алгоритмів і програмного забезпечення, яке дає змогу ефективно обробляти і реєструвати різні параметри ФПГ людини, вдосконалення методу аналізу фотоплетизмографічних сигналів, за допомогою яких визначають функціональний стан організму людини.

Для досягнення поставленої мети вирішуються такі задачі:

1. Вибір необхідних параметрів для дослідження фотоплетизмограми.
2. Обґрунтування вимог до програмного комплексу реєстрації та обробки даних фотоплетизмограми людини.
3. Розробка методики опрацювання результатів параметрів фотоплетизмограми, шляхом створення алгоритму, який забезпечить більш точні вимірювання та їх ефективну обробку.
4. Створення програми на основі розробленого алгоритму для реєстрації та модулю аналізу фотоплетизмограм.
5. Апробування розробленого програмного комплексу.

Аналіз останніх досліджень. Форму пульсової хвилі можна досліджувати за допомогою відносно простих методик. Біосигнали, що відбивають об'ємні пульсові коливання кровонаповнення судин, знімають за допомогою реографа, плетизмографа, фотоплетизмографа. Вважають, що вони відображають сумарний ефект пульсації артеріального і венозного відділів судинного русла досліджуваної області. При аналізі біосигналів радіального зміщення прийнято вважати, що реєструються пульсові коливання тільки ар-

теріальної (п'езограма, сфігмограма) або тільки венозної (флебограма) стінки залежно від того, як встановлений датчик зйому інформації.

Реографія (метод імпульсної плетизмографії) – непрямий неінвазивний динамічний метод, що базується на біофізичному принципі реєстрації змін електричного опору тканин при пропусканні електричного струму високої частоти (20-40 кГц) і слабкої сили (10 мА) через досліджувану ділянку з графічною реєстрацією пульсових коливань комплексного електричного опору [1].

Недоліки методу: 1. Загальний характер висновків про стан артеріальної та венозної ланок судинної системи, функція кровоплину яких відображається в одній кривій. 2. Роздільна здатність методу обмежена рівнем діагностики зниження кровонаповнення судинного басейну, а не сегмента конкретної судини. 3. Складність методу полягає в необхідності якісного виділення корисного сигналу активної провідності з одночасним врахуванням впливу реактивної (емісної) складової, яка виникає через ефекти поляризації шкіри та тканин. 4. Значний вплив на реограму має методика її знімання, а саме розміри електродів, їх форма та відстань між ними та інші фактори, що впливають на розподіл ліній високочастотного струму. Обов'язковим є використання розчинів, що зменшують емісну складову, тому на даний час відходять від діагностики ССС за реографічними кривими.

Для розв'язання задач визначення параметрів судин і способів оцінки їх стану застосовують **сфігмографічний метод**, заснований на аналізі графічного зображення форми коливання стінки судин або органів. Однак застосовувані пристрої мають суттєві обмеження і не в повній мірі задовольняють потребам практичної медицини [6].

Недоліки методу: 1. Мало застосовується в практичній медицині і є більш аналітичним методом, ніж конкретно діагностичним. 2. Суттєвим недоліком є значний вплив артефактів механічного походження. Кожна ділянка судини утворює з оточуючими тканинами коливальну систему з частотою приблизно 30 Гц. Значний вплив мають тканини, які розташовані між судиною і датчиком, а також товщина шкіри, що призводить до амплітудних та фазових спотворень. Це є причиною того, що незалежно від якості сенсора сфігмограма реєструється з деякими спотвореннями. Лише при встановленні сфігмографічних датчиків на аорті більшість з цих явищ має значно менший вплив [2].

Ультразвуковий доплерівський (УЗД) метод, що базується на ефекті Доплера. Сучасні доплерографи разом з обчисленням головного, з точки зору методу, параметру – швидкості кровотоку, дозволяють розраховувати середньоквадратичну швидкість, характер току крові (ламінальний, турбулентний) та інші [1].

Проте недоліки у цього методу присутні також. Зокрема, сучасні апарати переважно візуалізують сигнал у формі дво- та тривимірних карт, на яких неможливо спостерігати поширення пульсової хвилі в часі і, як наслідок, обраховувати інші супутні параметри, не закладені в алгоритм процедури. Сучасні доплерографи не призначені для добового моніторингу, оскільки їхня діагностична значимість дещо вузькоспеціалізована (в

основному експрес-дослідження судин головного мозку) з точки зору сучасної медицини [2].

Фотоплетизмографічний метод. Дуже перспективним і простим з боку процедури вимірювання є фотоплетизмографічний метод, який базується на залежності проходження монохроматичного світла через досліджувану ділянку від її кровонаповнення [1]. Оптичне випромінювання є природним для організму і не викликає побічних ефектів. Для даного датчика характерна простота конструкції та кріплення, відсутність впливу електромагнітних завад та можливість дослідження судин в будь-якій частині шкіри та слизових оболонок людського організму без стиснення тканин [4].

Поставлена задача довести, що розроблене ПЗ адекватне існуючому та є не менш інформативним ніж базове, проведено ряд досліджень та обрахунків

Для реалізації досліджень запропоновано отримати генеральні сукупності результатів вимірювання параметрів фотоплетизмограми, а саме SP_{O_2} та ЧСС.

Із отриманих генеральних сукупностей рекомендовано сформулювати відповідні вибірки, які будуть репрезентативно представляти свої генеральні сукупності.

У роботі використовуються методи цифрової обробки сигналів і прикладної статистики.

Оцінка вказаних програм здійснюється за допомогою:

1. Здійснення перевірки гіпотези про рівність середніх без припущення про дисперсію;
2. Порівняння нерівних дисперсій з використанням критерію Фішера;
3. Здійснення перевірки гіпотези про рівність середніх при нерівних дисперсіях вибірок;
4. Порівняння коефіцієнту варіації існуючого ПЗ і розробленого ПЗ;

Більш детально розглянемо відомий спосіб визначення скринінгової оцінки адаптаційно-резервних можливостей організму, затверджений міністерством охорони здоров'я України [7], у порівнянні із запропонованим методом мінімізації набору показників для визначення функціонального стану. Відомий спосіб оцінки адаптивних можливостей серцево-судинної системи (ССС), прийнятий як прототип, що включає реєстрування частоти серцевих скорочень, систолічного та діастолічного тисків, довжини та маси тіла, математичний розрахунок показника адаптаційного потенціалу серцево-судинної системи, і оцінку адаптивних можливостей організму. Для оцінки адаптивних можливостей ССС виділяють такі функціональні стани та відповідні їм оцінки показників адаптаційно-резервних можливостей (АРМ):

1. Задовільна адаптація – високий показник АРМ
2. Напруження механізмів адаптації – середній показник АРМ
3. Незадовільна адаптація – низький показник АРМ
4. Зрив адаптації – критично низький показник АРМ

У таблиці 1 наведені формули розрахунку та шкали оцінки індексів, що характеризують рівень АРМ.

Комплексна оцінка АРМ розраховується, як середньоарифметичне бальних оцінок цих трьох показників за формулою 1:

$$IO_{АРМ} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 (n_i), \quad (1)$$

де $IO_{АРМ}$ – оцінка адаптаційно-резервних можливостей дитей;

n_i – бальна оцінка i -того показника;

3 – кількість показників, за якими оцінюється АРМ.

Інтегральний показник оцінюється за шкалою, яка представлена в табл. 2.

У нашому ж дослідженні рівні функціонування АРМ визначаються середньою площею пульсової хвилі фотоплетизмограми (ФПГ) [3; 5].

Запропоновано проводити розрахунок параметрів ФПГ за наступним алгоритмом обчислення:

1. Знайти точку мінімуму (рис. 1).

$$\min f(t_i) \in \{f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)\}, \min f(t_i) < f(t)_{\text{максимальне}} \quad (1)$$

де $\min f(t_i)$ – мінімальне значення з множини значень,

$f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)$ – множина значень функції у конкретний момент часу,

n – кількість значень, на осі часу до моменту знаходження наступного мінімального значення

$f(t)_{\text{максимальне}}$ – максимальне допустиме значення мінімуму функції.

Для відокремлення точки мінімуму функції від точки інцизури, де значення також може знаходитися в точці з'єднання неперервно спадаючої і неперервно зростаючої функції, було за-

пропоновано використовувати максимальне допустиме значення мінімуму функції $f(t)_{\text{максимальне}}$, значення якого емпірично встановлене на основі аналізу плетизмограм і дорівнює 50, що наведено на рис. 1.



Рис. 1. Дані отримані до навантажень

2. Знайти наступну точку мінімуму за формулою (1)

3. Знайти суму інтегралів кожного кардіоциклу.

$$\sum_1^{60} \int_{\min(i)}^{\min(i+1)} f(t) dt \quad (2)$$

де $f(t)dt$ – крива, що відповідає значенню пульсу в конкретний момент часу

$\min(i)$ – точка на осі абсцис, що відповідає найменшому значенню пульсу, початок кардіоциклу.

$\min(i+1)$ – наступна точка мінімального значення пульсу, кінець попереднього кардіоциклу і початок нового.

Таблиця 1

Шкали оцінок індексів, що характеризують рівень адаптаційно-резервних можливостей прототипного методу

Показник	Формула розрахунку	1 бал	2 бали	3 бали
Індекс Ро-рера (ІР)	$IP = \frac{MT}{DT^3}$ де MT – маса тіла, кг, DT – довжина тіла, м.	менше 10,6 та більше 13,7	–	10,6-13,7
Індекс Ро-бінсона (ІРб)	$IPб = \frac{ЧСС \times ССТ}{100}$ де $ЧСС$ – частота серцевих скорочень, $ССТ$ – систолічний тиск.	більше 85	76-85	менше 75
Вегетативний індекс Кердо	$ВІК = (1 - \frac{ДСТ}{ЧСС}) \times 100$ де $ЧСС$ – частота серцевих скорочень, уд/хв, $ДСТ$ – діастолічний тиск мм. рт. ст.	більше +10	менше -10	від -10 до +10

Таблиця 2

Шкала оцінки рівня адаптаційно-резервних можливостей прототипного методу

Оцінка показника АРМ	Бальне значення	Рівень функціонування	Висновок та рекомендації
Критично низький	менше 1,34 балів	Зрив адаптації	Різка зниження функціональних можливостей організму. Рекомендовані консультації лікарів-спеціалістів та розробка індивідуальної програми підвищення резервів здоров'я.
Низький	від 1,35 до 1,66 балів	Незадовільна адаптація	Значне напруження регуляторних механізмів. Рекомендований моніторинг адаптаційно-резервних можливостей 3-4 рази на рік та розробка індивідуальної програми підвищення резервів здоров'я.
Середній	від 1,67 до 2,66 балів	Напруження механізмів адаптації	Помірне напруження регуляторних механізмів. Функціональні можливості організму у стані спокою не знижені. Рекомендоване обстеження з проведенням функціональних проб з навантаженням, моніторинг адаптаційно-резервних можливостей 2-3 рази на рік та розробка індивідуальної програми збереження і підвищення резервів здоров'я.
Високий	більше 2,67 балів	Задовільна адаптація	Стан фізіологічної норми. Рекомендуються фізичні навантаження згідно віковим та фізіологічним особливостям.

Значення $min(i)$ та $min(i+1)$ повинні бути менше граничного значення, щоб не спутати їх з точкою інцизури.

4. Використовуючи метод чисельного інтегрування трапеціями, рівняння знаходження інтегралу кожного кардіоциклу приймає наступний вид:

$$\int_a^b f(t)dt \approx \left(\frac{f(a)+f(b)}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} f(t_i) \right) \cdot h \quad (3)$$

де, $f(a)$ – значення функції в першій точці мінімуму (початок кардіоциклу)

$f(b)$ – значення функції в другій точці мінімуму (кінець кардіоциклу)

$f(t_i)$ – значення функції в момент часу t_i

h – крок, з яким змінюється значення часу,

n – кількість значень функцій на проміжку (a;b).

5. Знаходимо середнє значення площі фігури, обмежену лінією пульсової хвилі кожного кардіоциклу та осями початку і кінця кардіоциклу

$$S_{\text{сер}} = \frac{\sum_{i=1}^n s_i}{n} \quad (4)$$

Таблиця 3
Результат розрахунку параметрів ФПГ пацієнта 1

Результат	Середня площа
0-60	89,5
60-90	94,9
90-105	104
105-120	103
120-135	141
135-150	139
150-165	126
165-180	130
180-195	120
195-210	109
210-225	
225-240	

Таблиця 4

Оцінки рівня АРМ запропонованого методу

Оцінка показника АРМ	Значення	Рівень функціонування
Критично низький	1+60%	Зрив адаптації
Низький	1+40%	Незадовільна адаптація
Середній	1+20%	Напруження механізмів адаптації
Високий	1	Задовільна адаптація

Таблиця 5

Показники стану організму та обрахунки прототипного методу пацієнта 1

ЧСС	ССТ	ДСТ	МТ	ДТ	Індекс Рорера (ІР)	Індекс Робінсона (ІР6)	Вегетативний індекс Кердо	Комплексна оцінка АРМ	ІР	ІР6	ВІК
66	125	70	80	1,82	13,27014973	82,5	-6,060606061	2,67	3	2	3
69	123	72	80	1,82	13,27014973	84,87	-4,347826087	2,67	3	2	3
72	129	75	80	1,82	13,27014973	92,88	-4,166666667	2,33	3	1	3
90	120	85	80	1,82	13,27014973	108	5,555555556	2,33	3	1	3
91	131	86	80	1,82	13,27014973	119,21	5,494505495	2,33	3	1	3
92	130	92	80	1,82	13,27014973	119,6	0	2,33	3	1	3
70	121	77	80	1,82	13,27014973	84,7	-10	2,67	3	2	3
82	123	82	80	1,82	13,27014973	100,86	0	2,33	3	1	3
76	113	80	80	1,82	13,27014973	85,88	-5,263157895	2,67	3	2	3
71	120	73	80	1,82	13,27014973	85,2	-2,816901408	2,67	3	2	3

Таблиця 6

Результати порівняння методів для визначення АРМ пацієнта 1

Прототипний метод				Запропонований метод			
Час	Комплексна оцінка АРМ	Рівень функціонування	Оцінка показника АРМ	Час	Середня площа	Рівень функціонування	Оцінка показника АРМ
0-60	2,67	Задовільна адаптація	Високий	0-60	89,5	Задовільна адаптація	Високий
60-90	2,67	Задовільна адаптація	Високий	60-90	94,9	Задовільна адаптація	Високий
90-105	2,33	Напруження механізмів адаптації	Середній	90-105	104	Задовільна адаптація	Високий
105-120	2,33	Напруження механізмів адаптації	Середній	105-120	103	Задовільна адаптація	Високий
120-135	2,33	Напруження механізмів адаптації	Середній	120-135	141	Напруження механізмів адаптації	Середній
135-150	2,33	Напруження механізмів адаптації	Середній	135-150	139	Напруження механізмів адаптації	Середній
150-165	2,67	Задовільна адаптація	Високий	150-165	126	Задовільна адаптація	Високий
165-180	2,33	Напруження механізмів адаптації	Середній	165-180	130	Напруження механізмів адаптації	Середній
180-195	2,67	Задовільна адаптація	Високий	180-195	120	Задовільна адаптація	Високий
195-210	2,67	Задовільна адаптація	Високий	195-210	109	Задовільна адаптація	Високий

де S_i – значення площі фігури, для кожного окремого кардіоциклу

n – кількість кардіоциклів

6. Проводимо вплив на організм пацієнта, тривалістю 30 с. Після цього обробка нових даних проходить за формулами (1-4).

7. Записуємо отримане значення середньої площі фігури при впливі.

8. Після завершення впливу, проводимо обчислення середньої площі фігури $S_{\text{сеп}2}$ з інтервалом в 10 секунд за формулами (1-4).

9. Визначаємо час t , за який стан пацієнта нормалізується, тобто середня площа фігури після проведення процедури стане меншою або буде дорівнювати середній площі фігури до процедури $S_{\text{сеп}2} \leq S_{\text{сеп}}$ [5].

Проведемо порівняння нашого метода з прототипним (табл. 6). Із запропонованого розрахунку отримаємо результат середньої площі ФПГ пацієнта 1, який наведено в таблиці 3. Із показників стану організму обрахуємо відповідні індекси отримаємо комплексну оцінку АРМ (табл. 5).

Початкове значення середньої площі відповідно становить високу оцінку показника АРМ та відповідно дорівнює 1 (табл. 4).

Наш метод є більш інформативнішим, оскільки прототипний метод не завжди може дати більш доцільну інформацію, через те, що Індекс Робінсона дає оцінку або 1 або 3. Цей недолік покажемо на наступному порівнянні АРМ методів. Середня площа

Таблиця 7
Результат розрахунку параметрів ФПГ пацієнта 2

Результат	Середня площа
0-60	96,8
60-90	106
90-105	103
105-120	105
120-135	177
135-150	168
150-165	200
165-180	195
180-195	167
195-210	157
210-225	
225-240	

Таблиця 8
Показники стану організму та обрахунки прототипного методу пацієнта 2

ЧСС	ССТ	ДСТ	МТ	ДТ	Індекс Рорера (ІР)	Індекс Робінсона (ІР6)	Вегетативний індекс Кердо	Комплексна оцінка АРМ	ІР	ІР6	ВК
68	116	72	76	1,78	13,47576986	78,88	-5,882352941	2,67	3	2	3
72	118	75	76	1,78	13,47576986	84,96	-4,166666667	2,67	3	2	3
70	122	74	76	1,78	13,47576986	85,4	-5,714285714	2,67	3	2	3
80	123	76	76	1,78	13,47576986	98,4	5	2,33	3	1	3
120	143	101	76	1,78	13,47576986	171,6	15,83333333	1,67	3	1	1
115	139	95	76	1,78	13,47576986	159,85	17,39130435	1,67	3	1	1
125	145	104	76	1,78	13,47576986	181,25	16,8	1,67	3	1	1
121	140	98	76	1,78	13,47576986	169,4	19,00826446	1,67	3	1	1
114	134	91	76	1,78	13,47576986	152,76	20,1754386	1,67	3	1	1
102	130	87	76	1,78	13,47576986	132,6	14,70588235	1,67	3	1	1

Таблиця 9
Результати порівняння методів для визначення АРМ пацієнта 2

Прототипний метод				Запропонований метод			
Час	Комплексна оцінка АРМ	Рівень функціонування	Оцінка показника АРМ	Час	Середня площа	Рівень функціонування	Оцінка показника АРМ
0-60	2,67	Задовільна адаптація	Високий	0-60	96,8	Задовільна адаптація	Високий
60-90	2,67	Задовільна адаптація	Високий	60-90	106	Задовільна адаптація	Високий
90-105	2,67	Задовільна адаптація	Високий	90-105	103	Задовільна адаптація	Високий
105-120	2,33	Напруження механізмів адаптації	Середній	105-120	105	Задовільна адаптація	Високий
120-135	1,67	Напруження механізмів адаптації	Середній	120-135	177	Зрив адаптації	Критично низький
135-150	1,67	Напруження механізмів адаптації	Середній	135-150	168	Зрив адаптації	Критично низький
150-165	1,67	Напруження механізмів адаптації	Середній	150-165	200	Зрив адаптації	Критично низький
165-180	1,67	Напруження механізмів адаптації	Середній	165-180	195	Зрив адаптації	Критично низький
180-195	1,67	Напруження механізмів адаптації	Середній	180-195	167	Зрив адаптації	Критично низький
195-210	1,67	Напруження механізмів адаптації	Середній	195-210	157	Зрив адаптації	Критично низький

пацієнта 2 визначається за подібною схемою розрахунку пацієнта 1 (табл. 7). Показники стану організму та комплексну оцінку АРМ пацієнта 2 обраховуємо за аналогом розрахунку пацієнта 1 (табл. 8).

Із результатів порівняння ми можемо побачити, що при високому фізичному навантаженні прототипний метод не може дати оцінку показника АРМ нижчу, ніж середній, оскільки з табл. 9 видно, що комплексна оцінка АРМ не знижується більше, ніж 1,67, що унеможливує дати достовірнішу інформацію, яку показує наш метод. Запропонована методика в комплексі з розробленим новим програмним забезпеченням, дозволяє надати кількісну оцінку функціонального стану організму людини, що підвищить ефективність лікувально-профілактичних заходів в режимі реального часу.

Висновки. Провівши певний аналіз можливо сказати що, більшість існуючих нині методів

оцінки функціонального стану володіють певними недоліками: неоперативність, відсутність завадостійкості, портативності, автономності, простоти в обробці та інтерпретації, тому високо актуальним є дослідження в цьому напрямку як у сфері теоретичних досліджень, так і особливо в прикладних областях психології праці, психофізіології праці, медицині і т.д. Переваги фотоплетизмографії полягають у неінвазивності, експресності, високій точності, високій інформаційній ємності світлового поля, високій швидкості розповсюдження оптичних сигналів.

Розробка даної проблеми пов'язана з досягненнями в області діагностики функціональних станів в процесі трудової діяльності робітників в стресових умовах, в якості яких може виступати і сам трудовий процес, а також під час лікувальної реабілітації.

Список літератури:

1. Фофанов П. Н. Учебное пособие по механокардиографии / П. Н. Фофанов. – Л.: ВМедА им. С. М. Кирова, 1977. – 111 с.
2. Пульсовая оксиметрия [Электронный ресурс]: учебная информация кафедры медицинской физики, информатики и математики / Научно-учебные факультативы/семинары/физика: fiz06.pdf. – Режим доступа: http://www.usma.ru/unit/fiz/fiz_m.html
3. Медик В. А., Токмачев М. С. Математическая статистика в медицине: Учеб. пособ. – М.: Финансы и Статистика, 2007. – 800 с.
4. Фотоплетизмограмма [Электронный ресурс]: учебная информация кафедры медицинской физики, информатики и математики / Научно-учебные факультативы/семинары/физика: fiz07.pdf. – Режим доступа: http://www.usma.ru/unit/fiz/fiz_m.html
5. Визначення інформативних показників функціонального стану людини при лазеротерапії / Г. С. Тимчик, О. В. Осадчий, Б. С. Чупіка // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія: Приладобудування. – 2014. – Вип. 48. – С. 175-182. – Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/VKPI_prylad_2014_48_27
6. Валтерис А. Д. Сфигмография как метод оценки изменения гемодинамики под влиянием физической загрузки / А. Д. Валтерис – Рига: Зинатне, 1988. – 131 с.
7. Скринінгова оцінка адаптаційно-резервних можливостей організму. [Електронний ресурс]: розділ «Науково-методичні матеріали». – Режим доступу: http://www.health.gov.ua/www.nsf/maindocs/methodical_%20materials?opendocument

Тымчик Г.С., Осадчий А.В., Кедьсь А.А., Божеску А.А.

Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт»

МИНИМИЗАЦИЯ НАБОРА ПОКАЗАТЕЛЕЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ

Аннотация

Целью работы является повышение точности измерения оксигенации крови и частоты пульса путем повышения информативности данных полученных фотоплетизмограммой, благодаря созданию алгоритма и программного обеспечения (ПО) на его основе, которое обеспечит проведение корреляционного анализа и экстраполяции (прогноза) данных характеристик. Использование результатов работы предназначено для студентов-медиков, врачей и инженеров, специализирующихся в области медицинской аппаратуры. Предложения по возможным направлениям продолжения исследований: провести анализ плетизмограммы с целью получения информации о состоянии сосудов, улучшить качество расчетов путем использования более сложных и точных методов расчета, повысить общее быстродействие работы алгоритма программы.

Ключевые слова: Пульсовая волна, фотоплетизмограмма, функциональное состояние, программное обеспечение, кардиоцикл.

Tymchyk G.S., Osadchyj O.V., Kedys A.O., Bozhesku A.O.

National Technical University of Ukraine
«Kyiv Polytechnic Institute»

MININIZATION SET INDSCATOR FOR DETERMINING THE FUNCTIONAL SITUATION

Summary

The purpose of the work is to improve the accuracy of blood oxygenation and pulse frequency measurements by improving the information value of data received with photoplethysmography. It is achieved through the creation of an algorithm and the algorithm-based software, which provide the correlation analysis and the extrapolation (prediction) of these characteristics. The work results are intended to be used by medical students, doctors and engineers that specialize in medical equipment. Suggestions for possible areas of further research: to conduct the plethysmogram analysis in order to get the information on blood vessels condition, to improve the calculations quality by using more sophisticated and accurate methods of evaluation, to improve the overall work performance of the program's algorithm.

Keywords: pulse wave, photoplethysmogram, functional state, software, cardiac cycle.