

Кибернетика 3 (193)/2018 и вычислительная техника

НАУЧНЫЙ ЖУРНАЛ ■ ОСНОВАН В 1965 г. ■ ВЫХОДИТ 4 РАЗА В ГОД ■ КИЕВ

СОДЕРЖАНИЕ

Информатика и информационные технологии

E.G. REVUNOVA, D.A. RACHKOVSKIJ Random Projection and Truncated SVD for Estimating Direction of Arrival in Antenna Array	5
M.Yu. ANATOMONOV Information Technology for Constructing the Composite Indices for Data of Different Types Used in Medical and Environmental Studies	27

Интеллектуальное управление и системы

M.I. BOBK, С.Б. ГАЛЯН, О.А. КУЦЯК, А.Д. ЛАУТА Формування індивідуального комплексу керувальних впливів для реабілітації рухів і мовлення після інсульту	43
---	----

Медицинская и биологическая кибернетика

Л.Я.-Г. ШАХЛИНА, Н.И. АРАЛОВА Прогнозирование реакции организма спортсменок на вдыхание гипоксических смесей на математической модели функциональной системы дыхания	64
С.И. КИФОРЕНКО, Т.М. ГОНТАРЬ, Е.Ю. ИВАСЬКИВА, Т.А. ОБЕЛЕЦ Информационная система поддержки принятия решений для контроля и коррекции физического здоровья	83

Вниманию авторов	101
------------------------	-----

Cybernetics and Computer Engineering

3 (193)/2018

SCIENTIFIC JOURNAL ■ FOUNDED IN 1965 ■ PUBLISHED 4 TIMES PER YEAR ■ KYIV

CONTENTS

Informatics and Information Technologies

E.G. REVUNOVA, D.A. RACHKOVSKIY Random Projection and Truncated SVD for Estimating Direction of Arrival in Antenna Array	5
M.Yu. ANTONOV Information Technology for Constructing the Composite Indices for Data of Different Types Used in Medical and Environmental Studies	27

Intelligent Control and Systems

M.I. VOVK, Ye.B. GALYAN, O.A. KUTSYAK, A.D. LAUTA Formation of Individual Complex of Control Actions for Motor and Speech Rehabilitation after a Stroke ...	43
---	----

Medical and Biological Cybernetics

L.Ya.-G. SHAKHLINA, N.I. ARALOVA Forecasting the Organism Reaction of the Athletes on Inhibiting Hypoxic Mixtures on the Mathematical Model of the Functional Respiration System	64
S.I. KIFORENKO, T.M. HONTAR, K.Yu. IVASKIVA, T.A. OBELETS Informational Decision Support System for Monitoring and Correcting Somatic Health	83

To Attention of Authors	101
-------------------------------	-----

Кібернетика 3 (193)/2018 та обчислювальна техніка

НАУКОВИЙ ЖУРНАЛ ■ ЗАСНОВАНИЙ У 1965 р. ■ ВИХОДИТЬ 4 РАЗИ НА РІК ■ КИЇВ

ЗМІСТ

Інформатика та інформаційні технології

О.Г. РЕВУНОВА, Д.А. РАЧКОВСЬКИЙ Застосування випадкової проекції та усиченого сингулярного розкладання для визначення напрямку приходу сигналів за допомоги антенного масиву	5
М.Ю. АНТОМОНОВ Інформаційна технологія конструювання комплексних показників для різних типів даних в медико-екологічних дослідженнях	27

Інтелектуальне керування та системи

М.І. ВОВК, С.Б. ГАЛЯН, О.А. КУЦЯК, А.Д. ЛАУТА Формування індивідуального комплексу керувальних впливів для реабілітації рухів і мовлення після інсульту	43
---	----

Медична та біологічна кібернетика

Л.Я.-Г. ШАХЛІНА, Н.І. АРАЛОВА Прогнозування реакції організму спортсменок на вдихання гіпоксичної суміші на математичній моделі функціональної системи дихання	64
С.І. КІФОРЕНКО, Т.М. ГОНТАР, К.Ю. ІВАСЬКІВА, Т.А. ОБЕЛЕЦЬ Інформаційна система підтримки прийняття рішень для контролю та корекції фізичного здоров'я	83

До уваги авторів	101
------------------------	-----

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt192.03.005>

UDC 004.942+623.454.862

E.G. REVUNOVA, PhD (Engineering), Senior Researcher

Dep. of Neural Information Processing Technologies

e-mail: egrevunova@gmail.com

D.A. RACHKOVSKIY, DSc (Engineering), Leading Researcher

Dep. of Neural Information Processing Technologies

e-mail: dar@infrm.kiev.ua

International Research and Training Center for Information Technologies

and Systems of the National Academy of Sciences of Ukraine

and Ministry of Education and Science of Ukraine,

Acad. Glushkova av., 40, Kiev, 03187, Ukraine

RANDOM PROJECTION AND TRUNCATED SVD FOR ESTIMATING DIRECTION OF ARRIVAL IN ANTENNA ARRAY

Introduction. The need to solve inverse problems arises in many areas of science and technology in connection with the recovery of the object signal based on the results of indirect remote measurements. In the case where the transformation matrix has a high conditional number, the sequence of its singular numbers falls to zero, and the output of the measuring system contains noise, the problem of estimating the input vector is called discrete ill-posed problem (DIP). It is known that the DIP solution using pseudoinverse of the input-output transformation matrix is unstable. To overcome the instability and to improve the accuracy of the solution, regularization methods are used.

Our approaches to ensuring the stability of the DIP solution (truncated singular decomposition (TSVD) and random projection (RP)) use the integer regularization parameter, which is the number of terms of the linear model. Regularization with an integer parameter makes it possible to provide a model close to the best in terms of the accuracy of the input vector recovery, and also to reduce the computational complexity by reducing the dimensionality of the problem.

The purpose of the article is to develop an approach to estimating the direction of arrival of signals in the antenna array using the DIP solution, to compare the results with the well-known MUSIC method, to reveal the advantages and disadvantages of the methods.

Results. Comparison of TSVD and MUSIC (implemented in real numbers) when working with correlated sources and five snapshots showed the advantage of TSVD in terms of the power of the useful signal P_{ratio} by 2.2 times with the number of antenna elements $K = 15$ and by 4.7 times with $K = 90$. The advantage of TSVD in P_{ratio} is by 3.7 times for $K = 15$ and by 4.2 times for $K = 90$. Comparison of RP and MUSIC (implemented in real numbers), when working with correlated sources and five snapshots, showed the advantage of RP in P_{ratio} by 3

times at $K = 15$ and by 4.4 times at $K = 90$. When working with 100 snapshots, the advantage of RP in P_{ratio} is by 3.8 times for $K = 15$ and by 4.2 times for $K = 90$.

Conclusions. The approach to determining the direction of arrival based on the l_2 -regularization methods provides a stable solution in the case of a small number of snapshots, high noise and correlated source signals. Methods of determining the direction of arrival based on l_2 -regularization, in contrast to l_1 -regularization, do not impose restrictions on the properties of the input-output transformation matrix, do not require a priori information on the number of signal sources, allow constructing efficient hardware implementations.

Keywords: Direction of arrival estimation, truncated singular value decomposition, random projection, MUSIC.

INTRODUCTION

The need to solve inverse problems arises in many areas of science and technology in connection with the recovery of the object signal based on the results of indirect remote measurements. The transformation of the object signal when interacting with the propagation medium and the measuring system is modeled by a linear input-output transformation matrix. The transformation matrix and the vector of the results of indirect measurements (the output vector) are known, it is required to determine the vector of the input signal (the input vector, i.e., the solution vector).

In the case where the transformation matrix has a high conditional number, the sequence of its singular numbers falls to zero, and the output of the measuring system contains noise, the problem of estimating the input vector is called discrete ill-posed problem (DIP) [1, 2]. Discrete ill-posed problems arise, for example, in such areas as spectrometry, gravimetry, magnetometry, electrical prospecting and others [3]. Similar properties are possessed by the matrix formed by the steering vectors of the antenna array.

It is known that the DIP solution using pseudoinverse of the input-output transformation matrix is unstable. Small changes in the measurement (output) vector lead to large changes in the solution vector, while the value of the solution error is large. To overcome the instability and, accordingly, to improve the accuracy of the solution, regularization methods are used. In one of the regularization approaches [1, 2] the functional of the least-squares method is complemented by the restriction of the norm of the parameter vector, weighted by the regularization parameter [2]. The disadvantages of this regularization method are the high computational complexity and complexity of the selection of an adequate value of the regularization parameter, on which the stability and accuracy of the solution largely depends. To overcome the instability and increase the accuracy of the DIP solution, one could use an approach based on Truncated Singular Value Decomposition (TSVD) [4–7] and an approach using random projection [8–16].

In this article, the problem of estimating the direction of arrival (DOA) of signals in an antenna system is considered as a DIP. A linear model for obtaining the output vector from the input vector (from the signal sources) is given, the importance of determining DOA from a small number of output vectors (snapshots or samples) is considered, and a brief review of the methods for the DOA estimation is given. The methods of solving the DIP based on the Truncated Singular Value Decomposition and on the Random Projection and their application for the DOA estimation are considered. Results of the simulation of DOA estimation by these methods and comparison with results obtained by the known MUSIC method [17]

are given. Based on the analysis of the experimental study, the domain of applicability of methods for determining the direction of arrival based on the Truncated Singular Value Decomposition and on the Random Projection are given as well as directions of further research.

DIRECTION OF ARRIVAL ESTIMATION IN THE ANTENNA ARRAY

The model of output formation for antenna array. We will model the output of the antenna system under the assumption that the signal sources are distant and narrow-band [18]. Assuming a distant source, the wave on the array of receivers is a plane wave moving from the source to the origin. The vector of the output of the antenna array of K elements in the case of M plane waves incident on it is written as follows:

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{A}(\theta) \mathbf{x}(t) + \boldsymbol{\varepsilon}(t),$$

where $\mathbf{A}(\theta)$ is the matrix $K \times M$, formed by the antenna array steering vectors $\{\mathbf{a}(\theta_i)\}$, $i = 1, \dots, M$, $\mathbf{x}(t)$ is the source signal vector (of dimension M), $\boldsymbol{\varepsilon}(t)$ is a K -component white noise vector, t is the time moment. The vector \mathbf{y} obtained at a specific time will also be called a sample (also known as snapshot). The total number of samples will be denoted by N .

Elements of the vector $\mathbf{a}(\theta_i)$ are determined by the phase of the i -th signal (the signal received from the i -th direction) onto the corresponding antenna element:

$$\mathbf{a}(\theta_i) = [e^{-j\frac{2\pi}{\lambda}d_1 \sin(\theta_i)}, e^{-j\frac{2\pi}{\lambda}d_2 \sin(\theta_i)}, \dots, e^{-j\frac{2\pi}{\lambda}d_K \sin(\theta_i)}]^T,$$

where λ is the carrier wavelength, $d_k = (k-1)d$, d is the distance between the antenna elements (Fig. 1).

The task is to estimate the direction of arrival of the signals, using the information contained in $\mathbf{y}(t)$ and the known matrix $\mathbf{A}(\theta)$.

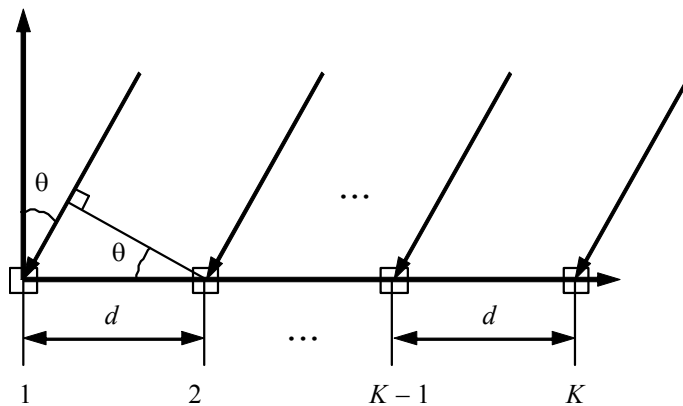


Fig. 1. The scheme of receiving a plane wave from a remote source by a linear uniform antenna array

Methods for estimating the direction of arrival of a signal using an array of antennas. Classical methods of processing data from antenna array can be divided into parametric and nonparametric methods. The first group includes, for example, methods based on the maximum likelihood principle. And the second group includes methods based on spectral approaches.

The methods based on the maximum likelihood, in turn, can be divided into deterministic and stochastic ones, where the signals are considered, respectively, as deterministic or stochastic processes. In the process of solving the optimization problem, the parameters corresponding to the arrival directions of the signal are chosen so as to maximize the likelihood function. Parametric approaches provide an accurate estimate of the DOA, but have a high computational complexity.

Nonparametric methods for DOA estimating can be divided into two main subgroups: methods of beam forming and methods based on subspaces. Nonparametric methods have less computational complexity with respect to parametric ones.

The popularity of approaches to the DOA estimation on the basis of subspaces is explained by the fact that they provide high resolution. The representative of the methods of this group is MUSIC [17–19]. MUSIC uses the Eigen Value Decomposition (EVD) of the covariance matrix of samples (or snapshots, i.e., signals received by the antenna system), on the basis of which the signal and noise subspaces are formed. The signal subspace is formed by selecting M eigenvectors (spanned by M eigenvectors), where M is the number of signal sources. The noise subspace is spanned by $K - M$ eigenvectors. Further analysis and obtaining power spectrum is based on the orthogonality of the signal and noise subspaces.

MUSIC has a higher performance than conventional beamforming [20]. In the case where the number of data samples obtained from each element of the antenna array is sufficiently large, the method provides statistically consistent estimates.

One of the drawbacks of MUSIC appears in the situation when some of the source signals are strongly correlated, the efficiency of the algorithm in this case deteriorates sharply. In this case, the number of large eigenvalues becomes less than the number of signals. Another disadvantage is the reduced efficiency of MUSIC with a small number of samples.

In the framework of parametric methods for DOA estimating, methods based on sparse representation and l_1 -regularization, have been developed. The use of the concept of sparsity for DOA estimation was first proposed in [21, 22], where the source localization problem was posed as a linear inverse problem and the l_1 -SVD method was developed. The formulation of the task of estimating DOA using sparseness is natural in the sense that the number of directions from which signals are sent to the antenna array is much smaller than the total number of directions analyzed when processing data from the antenna array. Steering vectors for all possible spatial positions where a source can exist, form a so-called "overcomplete dictionary".

The l_1 -regularization methods estimate the DOA based on the data from the array output and the overcomplete dictionary [23, 24].

Approaches based on sparsity can provide high resolution when working with a limited amount of noisy data and with correlated signal sources. The drawbacks of this approach include strict requirements to the properties of the overcomplete dictionary, i.e. to the value of its mutual coherence. To obtain reliable estimates based on this approach, one needs to increase the number of

antenna elements. The drawbacks also include the complexity of hardware implementation of approaches based on sparsity.

Therefore, the study of methods for solving the problem of the DOA estimation based on l_2 -regularization methods deserves attention. This approach provides a stable solution in the case of a small number of samples (snapshots), high noise and correlated source signals. At the same time, it does not impose restrictions on the properties of matrix \mathbf{A} , and also allows building effective hardware implementations. The advantages of approaches using regularization include work in the absence of a priori information on the number of signal sources (which is required, for example, in MUSIC).

REGULARIZATION METHODS FOR SOLVING DIP

Consider a signal transformation described by a linear model of the form

$$\mathbf{y} = \mathbf{A}\mathbf{x} + \boldsymbol{\varepsilon}, \quad (1)$$

where the matrix $\mathbf{A} \in \mathfrak{R}^{K \times L}$ and the measurement vector $\mathbf{y} \in \mathfrak{R}^K$ ($\mathbf{y} = \mathbf{y}_0 + \boldsymbol{\varepsilon}$, $\mathbf{y}_0 = \mathbf{A}\mathbf{x}$) are known. The components of the noise vector $\boldsymbol{\varepsilon} \in \mathfrak{R}^K$ are realizations of independent, normally distributed random variables with zero mean and σ^2 variance. It is required to estimate the signal vector $\mathbf{x} \in \mathfrak{R}^L$. With respect to the antenna array, L is the number of directions, K is the number of antenna elements.

In the case when \mathbf{y} contains noise and sequence of singular values of the \mathbf{A} matrix tends to zero (and \mathbf{A} has a large condition number), the estimation problem is called a discrete ill-posed problem. For DIP, the solution (signal vector estimation) obtained by pseudo-inversion as $\mathbf{x}^* = \mathbf{A}^+ \mathbf{y}$, where \mathbf{A}^+ is the pseudo-inverse matrix, is unstable and inaccurate. To overcome the instability and improve the accuracy of the solution, the regularization approach is used.

The classical regularization method is the regularization of Tikhonov. The Tikhonov regularization problem of the standard form is formulated as follows:

$$\mathbf{x}_{reg} = \arg \min_{\mathbf{x}} (\|\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{y}\|_2 + \lambda \|\mathbf{x}\|_2), \quad (2)$$

where λ is the regularization parameter. To select the regularization parameter, special methods are used, such as the L-curve method, the generalized discrepancy method, the cross-validation method [1]. Methods for solving DIP based on Tikhonov regularization are inherent in such shortcomings as the difficulty in correctly selecting the regularization parameter and the computational complexity.

Another approach to ensuring the stability of DIP solution uses an integer regularization parameter, which is the number of terms of the model that approximates the initial data (the model is linear with respect to parameters). To obtain a stable solution (the estimate \mathbf{x}^*), for example, methods such as truncated singular value decomposition [1], truncated QR decomposition [25, 14], a method based on randomization [7, 10, 16] can be used.

The vector \mathbf{x}^* that estimates \mathbf{x} based on the truncated singular value decomposition is obtained by the following linear model [1]:

$$\mathbf{x}_k^*_{SVD} = \mathbf{V}_k \mathbf{S}_k^{-1} \mathbf{U}_k^T \mathbf{y} = \sum_{i=1}^k \mathbf{v}_i s_i^{-1} \mathbf{u}_i^T \mathbf{y}, \quad (3)$$

where \mathbf{u} are left singular vectors, \mathbf{v} are right singular vectors, s are singular values.

The estimation vector on the basis of random projection is obtained by a linear model of the form [7]

$$\mathbf{x}_k^*_{RP} = (\mathbf{R}_k \mathbf{A})^+ \mathbf{R}_k \mathbf{y} = \sum_{i=1}^k \mathbf{c}_i \mathbf{r}_i^T \mathbf{y}, \quad (4)$$

where \mathbf{r} is the column of the random matrix \mathbf{R}_k , \mathbf{c} is the column of the matrix $(\mathbf{R}_k \mathbf{A})^+$.

There is an optimal number k of terms of the linear models (3) and (4), which minimizes the average recovery error of \mathbf{x}

$$e_x(k) = E\{\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_k^*\|^2\}, \quad (5)$$

where $E\{\cdot\}$ is the expectation operator over the noise realizations in the measurement vector, \mathbf{x}_k^* is the vector of the recovered signal, i.e. the vector of \mathbf{x} estimate by (3) or (4).

Existence of optimal $k < N$ is possibly due to the fact that the error of the true signal reconstruction can be represented as a sum of two terms, one of which (deterministic) decreases with increasing of the model component number, and the other (stochastic) term increases and is proportional to the noise level in the measurement vector [16, 7, 10]. Thus, at a certain noise level, the global minimum of error can be achieved at $1 < k < N$.

Unlike regularization associated with the minimization of the functional (2), where the regularization parameter is a real number, the approach to solving DIP by regularization with an integer parameter makes it possible to ensure selection of the best model in terms of error (accuracy) of \mathbf{x} recovery (5), by enumerating N of k -component models (3), (4). Moreover, the solution of DIP based on random projection (4) makes it possible to reduce the computational complexity by reducing the dimensionality of the problem when $k < N$ [16].

Solution of DIP based on singular value decomposition. The solution of DIP based on singular value decomposition is obtained [25, 1] as follows:

$$\mathbf{x}^* = \mathbf{A}_k^+ \mathbf{y}, \quad \mathbf{A}_k^+ = \mathbf{V} \mathbf{S}^{-1} \mathbf{U}^T.$$

Here \mathbf{A}_k is the \mathbf{A} matrix approximation obtained from the k components of SVD, \mathbf{U} is the matrix of left singular vectors with orthonormal columns, \mathbf{V} is the matrix of right singular vectors with orthonormal columns, \mathbf{S} is the matrix of singular values, and \mathbf{A}^+ is the pseudo-inversion of \mathbf{A} . The estimation of the solution \mathbf{x}^*

$$\mathbf{x}^* = \sum_{i=1}^k \frac{\mathbf{u}_i^T \mathbf{y}}{s_i} \mathbf{v}_i$$

is formed as the sum of the vectors \mathbf{v}_i weighted by the coefficients $w_i = \langle \mathbf{u}_i, \mathbf{y} \rangle / s_i$. As the index i increases, the singular vectors become more and more alternating,

noise-like. In the case where the estimate \mathbf{x}^* is determined primarily by the terms of the sum corresponding to large singular values (that is, to smooth singular vectors), a smoothness and a small error of the solution are ensured. If \mathbf{x}^* is determined by the terms of the sum corresponding to small singular values (strongly alternating singular vectors) the solution error increases. It is intuitively clear that there can be some optimal number of components in expression (3) that is sufficient to deliver all the features of the modeled signal, but does not include noise-like singular vectors.

In [5–7] an approach was developed to determine the optimal number of components of the SVD for the solution of DIP, that is, such number that the accuracy of the solution is maximal. Let us consider the accuracy of the recovery of the true signal \mathbf{x} and the accuracy of the recovery of the output vector \mathbf{y} when solving DIP on the basis of SVD.

In [5–7], an expression was obtained for the RMS error of \mathbf{x} recovery

$$e_x(k) = \|(\mathbf{A}_k^+ \mathbf{A}_k - \mathbf{I})\mathbf{x}\|^2 + \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{A}_k^{+T} \mathbf{A}_k^+) \quad (6)$$

and its components

$$e_d(k) = \|(\mathbf{A}_k^+ \mathbf{A}_k - \mathbf{I})\mathbf{x}\|^2 \text{ and } e_s(k) = \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{A}_k^{+T} \mathbf{A}_k^+),$$

where e_d is the deterministic component of the recovery error and e_s is the stochastic component of the error.

The expression for the output recovery error [5–7] has the form

$$e_y(k) = \|(\mathbf{A}_k \mathbf{A}_k^+ - \mathbf{I})\mathbf{y}_0\|^2 + \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{A}_k^{+T} \mathbf{A}_k^T \mathbf{A}_k \mathbf{A}_k^+). \quad (7)$$

Components of the output recovery error:

$$e_d(k) = \|(\mathbf{A}_k \mathbf{A}_k^+ - \mathbf{I})\mathbf{y}_0\|^2, \quad e_s(k) = \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{A}_k^{+T} \mathbf{A}_k^T \mathbf{A}_k \mathbf{A}_k^+),$$

where e_d is the deterministic component of the recovery error and e_s is the stochastic component of the error.

In practice, it is impossible to calculate the recovery error due to the lack of information about \mathbf{x} , therefore it is impossible to determine the optimal k directly by (6). For a choice of k close to optimal, the model selection criteria have been developed (i.e., functions having an extremum at k close to or equal to the optimal k).

Experimental studies [16, 7] have shown that there an optimal number of the components of linear models (3) and (4) exists, that minimizes the error (5). The optimum exists because the true signal recovery error can be represented as a sum of two components, one of which (deterministic) decreases with the increasing number of model components (the model dimensionality), and the other (stochastic) grows and is proportional to the noise level in the measurement vector [15, 16, 10, 7]:

$$e(k) = e_d(k) + e_s(k) = e_d(k) + \sigma^2 e_g(k), \quad (8)$$

where $e_d(k)$ is the value of the deterministic error component for the model of dimensionality k , $e_s(k)$ is the value of the stochastic error component for the

model of dimensionality k , $e_g(k) = e_s(k)/\sigma^2$. Thus, at a certain noise level, the global minimum of the error can be achieved at $1 \leq k \leq N$.

The representation of the error in the form (10), the study of the error components and the development of the model selection criteria (MSC) are the techniques used by the inductive modelling approach [26–28] to find the optimal solution. In practice, it is impossible to calculate the recovery error $e_x(k)$ due to the lack of information about \mathbf{x} , therefore it is impossible to determine the optimal k directly. For the choice of k close to the optimal, MSC is used, that is, a function that would have an extremum at k close to or equal to the optimal one.

Solution of DIP using random projection. One of the problems of using SVD-decomposition for the solution of DIP is its high computational complexity $O(N^3)$ (for a square matrix). The approach [15, 8, 16, 10, 7] based on finding the minimum error of solving a discrete ill-posed problem using random projection, ensures the stability of the solution and allows one to reduce the computational complexity. Random projections and other randomizations are also used for various versions of DIPs in [29–32].

Random projection is a kind of methods for the formation of neural network distributed representations. Distribution representations include not only random projection based methods [33–35], but also a number of other representation schemes for vectors, such as those based on receptive fields [36] or compositional methods [37–41] as well as for structured data, e.g. [42–48]. Note that distributed representations are closely related to associative memory, e.g. [49, 50] as well as to human memory [51].

To find solution on the basis of the random projection approach, we multiply both parts of the original equation (1) by a matrix \mathbf{Q} and obtain the (approximate) equation:

$$\mathbf{F}_k \mathbf{x} = \mathbf{b}_k, \text{ where, } \mathbf{F}_k = \mathbf{Q}_k^T \mathbf{A}, \mathbf{F}_k \in \mathfrak{R}^{k \times N}, \mathbf{b}_k = \mathbf{Q}_k^T \mathbf{y}, \mathbf{b}_k \in \mathfrak{R}^k.$$

It was proposed in [16] to obtain the matrix \mathbf{Q} by the QR-decomposition of the matrix $\mathbf{GA} = \mathbf{QR}$, where \mathbf{Q} is the orthonormal matrix, \mathbf{R} is upper triangular matrix. Elements of the matrix \mathbf{G} are the realization of a random variable with a normal distribution, zero mean and unit variance, $k \leq N$.

Recovery of \mathbf{x} based on the pseudoinversion is obtained as

$$\mathbf{x}_Q^* = \mathbf{F}_k^+ \mathbf{b}_k.$$

In [16], the expression for the mean-squared error of the \mathbf{x} recovery was obtained for the random projection method:

$$e_x = \|(\mathbf{F}_k^+ \mathbf{F}_k - \mathbf{I})\mathbf{x}\|^2 + \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{F}_k^{+T} \mathbf{F}_k^+)$$

and its components are:

$$e_d = \|(\mathbf{F}_k^+ \mathbf{F}_k - \mathbf{I})\mathbf{x}\|^2, e_s = \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{F}_k^{+T} \mathbf{F}_k^+),$$

where e_d is the deterministic component of the recovery error and e_s is the stochastic component of the error.

The expression for the mean-square error of \mathbf{y}_0 recovery has the form:

$$e_y = \|(\mathbf{A}\mathbf{F}_k^+ \mathbf{Q}_k^T - \mathbf{I})\mathbf{y}_0\|^2 + \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{F}_k^{+T} \mathbf{A}^T \mathbf{A} \mathbf{F}_k^+).$$

Components of \mathbf{y}_0 recovery errors are:

$$e_{y,d} = \|(\mathbf{A}\mathbf{F}_k^+ \mathbf{Q}_k^T - \mathbf{I})\mathbf{y}_0\|^2, \quad e_{y,s} = \sigma^2 \text{trace}(\mathbf{F}_k^{+T} \mathbf{A}^T \mathbf{A} \mathbf{F}_k^+),$$

where e_d is the deterministic component of the recovery error of the measurement vector and e_s is its stochastic component.

EXPERIMENTAL STUDY OF THE DOA ESTIMATION METHODS BASED ON REGULARIZATION

Let us consider the results of simulation of DOA estimation using the methods of truncated singular value decomposition (TSVD), random projection (RP), and MUSIC.

From the above theoretical analysis it follows that the advantages of the TSVD and the RP methods (as parametric methods) with respect to the non-parametric MUSIC are most pronounced when working with a small number of samples (in the limit with single sample) and also in the case of correlating source signals. The experimental study was aimed at experimentally confirming the conclusions about the conditions for the best performance of TSVD and RP.

We used important characteristics of the methods for the DOA estimation. The first characteristic is the dependence of the output power ("spatial power") on the angle $P(\theta)$ that shows how the power in signal direction exceeds the non-signal power. The second one is the ratio of the maximum power value outside the directions of the source signals to the maximum power value in the directions of the source signals that we denote as P_{ratio} .

We used linear array antenna with element spacing $d = \lambda/2$, the carrier wavelength λ was equal to 150.

Simulation modeling was carried out for the case of two signal sources (sin waves) with angular coordinates of 10 and 20 degrees and with a signal-to-noise ratio SNR = 0 (Gaussian noise).

We experimentally investigated non-correlated and correlated source signals, various number of antenna elements, and various number N of snapshots and measured the dependences $P(\theta)$ and $P_{\text{ratio}}(K)$. The non-correlated sources were modelled by using different (low) frequencies $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$ for the baseband complex signal (known as complex envelope). The correlated sources were modelled by using the same frequency $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$.

Study of MUSIC and TSVD in complex numbers. Let's compare MUSIC and TSVD in the case of two signal sources of 10 and 20 degrees with the frequencies $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$, respectively, at signal-to-noise ratio SNR = 0.

We will calculate P_{ratio} for antenna arrays with different number of elements: $K = \{15, 45, 91, 181\}$.

P_{ratio} dependence on the number of antenna elements was investigated for the number of samples $N = 100$ and $N = 1$. The results are shown in Fig. 2. With

the number of samples $N = 100$, the MUSIC method provides a stably high P_{ratio} value at $-26, -26.5$ dB for $K = \{45, 91, 181\}$ and -23 dB for $K = 15$. P_{ratio} for the TSVD method with $N = 100$ improves with an increase in the number of antenna elements from -4 dB at $K = 15$ to -27 dB at $K = 181$.

Conversely, in the case of single sample ($N = 1$), the MUSIC method shows a small value of P_{ratio} at $-2.5, -2.9$ dB. The TSVD method is superior to the MUSIC for all values of K . The suppression for the TSVD method with $N = 1$ improves with increasing K , from -10 dB at $K = 15$ to -20.5 dB at $K = 181$.

Examples of the $P(\theta)$ dependence for the MUSIC and TSVD methods for $K = \{180, 15\}$ are shown in Fig. 3, 4. The range of angles from -90 to 90 degrees.

For the TSVD method (at $K = 180, N = 100, \omega_1 = \pi/4, \omega_2 = \pi/3$), the $P(\theta)$ dependence (Fig.3) outside the directions to the sources has a constant (of the order of -32 dB) level in the range of angles from -45 to 45 degrees. In the range of angles $-45 \dots -90$ and $45 \dots 90$ degrees, the $P(\theta)$ dependence gradually decreases to -50 dB.

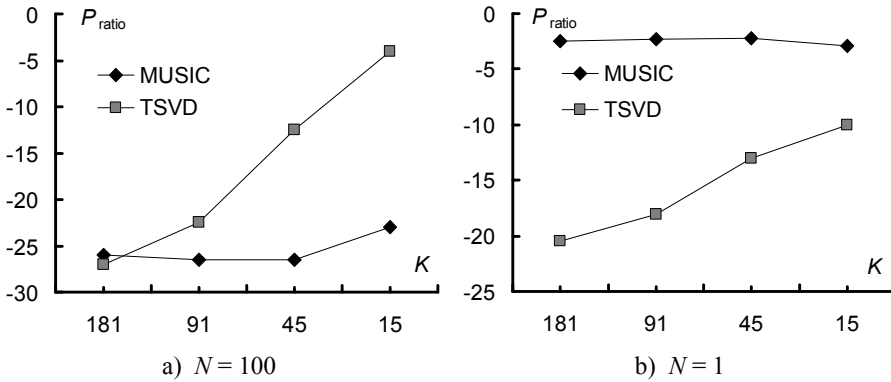


Fig. 2. Dependence of P_{ratio} on the number K of antenna elements (MUSIC and TSVD in complex numbers)

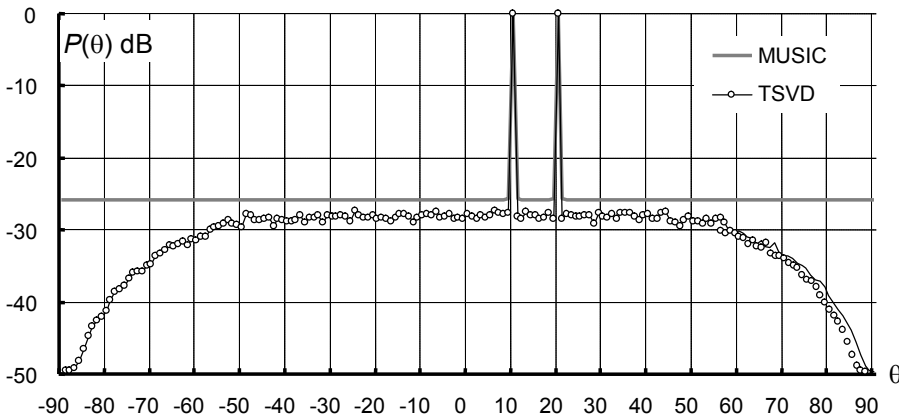


Fig. 3. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 180, N = 100, \text{SNR} = 0, \omega_1 = \pi/4, \omega_2 = \pi/3$

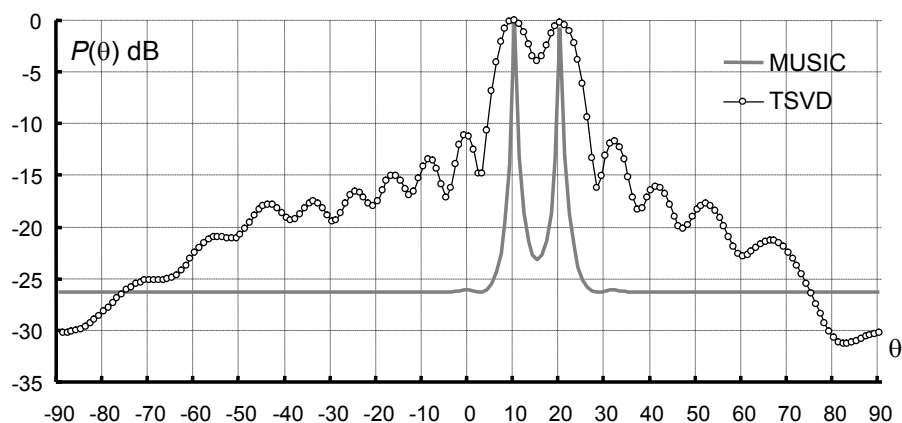


Fig. 4. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 15$, $N = 100$, $\text{SNR} = 0$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$ (in complex numbers)

The peaks in the directions to the signal sources are narrow, the area between the peaks is flat without spikes, which makes it easy to identify the directions to the signal sources. The MUSIC method outside the directions to the signal sources provides $P(\theta)$ at -35 dB across the entire range of angles (-90 to 90 degrees) and well-defined peaks in the directions to the signal sources. Thus, with the above parameters, both methods (TSVD and MUSIC) effectively solve the problem of determining the direction of arrival of the signal, and the TSVD works somewhat better than MUSIC.

For the MUSIC method (at $K = 180$, $N = 100$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$), the $P(\theta)$ dependence (Fig.4) has a constant level of -27 dB outside the directions to the sources. Peaks in the directions to the sources are well pronounced, but they have a broadening at the base up to 10 degrees. For the TSVD method, $P(\theta)$ has a "lobe" character, and it is possible to determine the direction of arrival as the maxima of $P(\theta)$ if one selects an adequate threshold value for $P(\theta)$. In this experiment, the MUSIC method works better than TSVD.

For the TSVD method (at $K = 180$, $N = 1$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$), the peaks in the directions to the sources are well defined (narrow), the $P(\theta)$ dependence (Fig.5) outside the directions to the sources has a noise-like character with a constant average (of the order of -32 dB in the range of angles from -50 to 50 degrees). For the MUSIC method, outside the directions to the sources $P(\theta)$ in the entire range of angles (from -90 to 90 degrees) is at the level of -2.5 dB. There are peaks in the directions to the signal sources. In this example, TSVD solves the problem of determining the direction of arrival of a signal much better than MUSIC.

For the experiment presented in Fig. 6 (at $K = 15$, $N = 1$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$), the $P(\theta)$ dependence obtained by the TSVD method has a "lobe" character, $P(\theta)$ for a maximum lateral lobe is of -10 dB. The $P(\theta)$ dependence obtained by the MUSIC method also has a number of false peaks, the maximum level of which is -3 dB. In this experiment, the TSVD method works better than MUSIC.

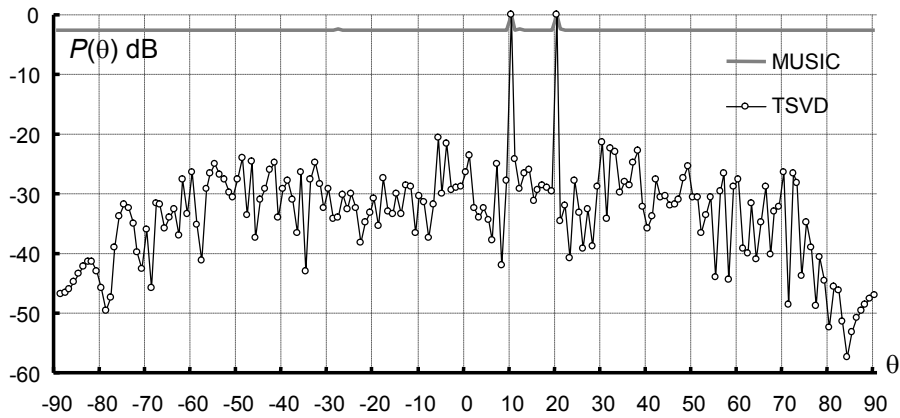


Fig. 5. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 180$, $N = 1$, $\text{SNR} = 0$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$ (in complex numbers)

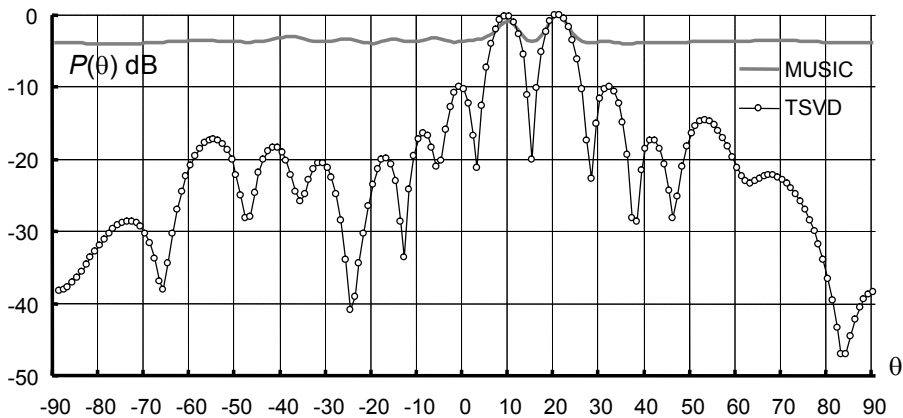


Fig. 6. Dependence of $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 15$, $N = 1$, $\text{SNR} = 0$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/3$ (in complex numbers)

In many practical tasks it is necessary to know the angular coordinates of the signal sources that (are correlated, i.e.) have the same frequency. For the experiment, we form the signal sources with $\omega_1 = \omega_2 = \pi/4$.

We obtain the dependence (Fig. 7) of P_{ratio} on the number K of antenna elements for the number of samples $N = 100$ and $N = 1$.

In the case $\omega_1 = \omega_2$, the MUSIC method demonstrates a poor P_{ratio} both for $N = 100$ (at the level of -2.46 , -3.75 dB) and for $N = 1$ (-1.5 , -2.8 dB).

For the TSVD method, the P_{ratio} value at $N = 100$ improves with an increase in the number K of antenna elements from -10.5 dB at $K = 15$ to -26.88 dB at $K = 181$ and at $N = 1$: -10 dB to -20.6 dB. This is much better than for the MUSIC method.

Examples of the $P(\theta)$ dependence for MUSIC and TSVD for $K = \{181, 15\}$ are shown in Fig. 8, 9.

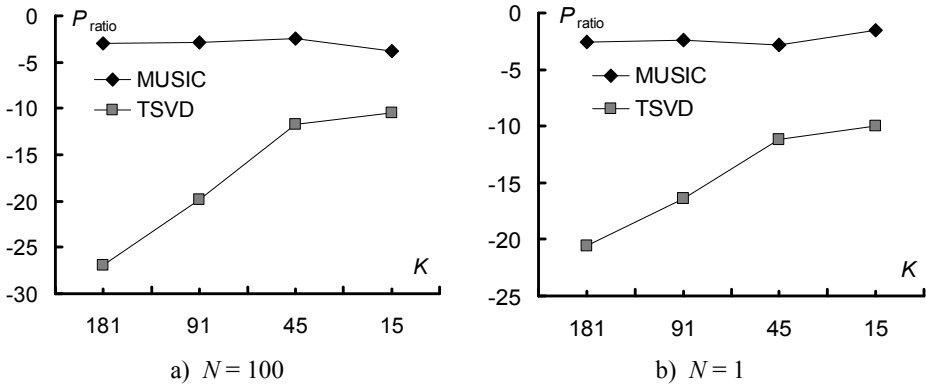


Fig. 7. Dependence of P_{ratio} on the number K of antenna elements in the case $\omega_1 = \omega_2$ (MUSIC and TSVD in complex numbers)

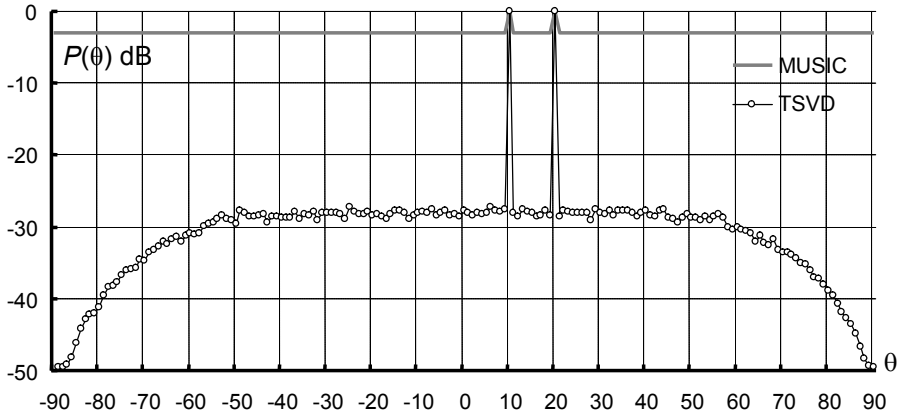


Fig. 8. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 180$, $N = 100$, $\text{SNR} = 0$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (in complex numbers)

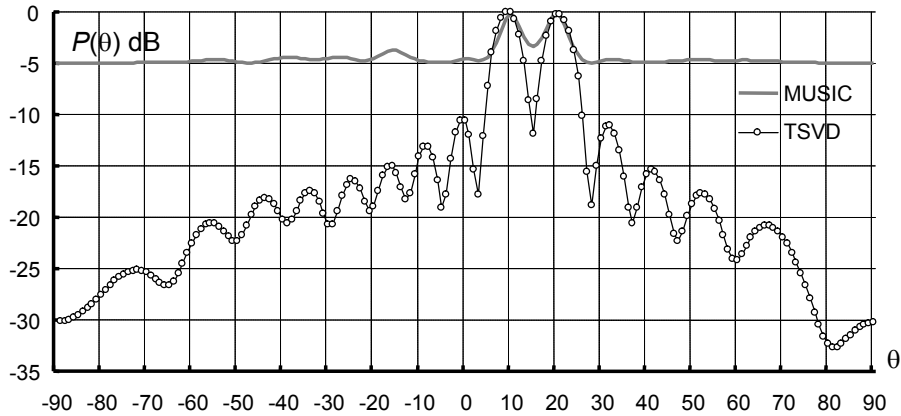


Fig. 9. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 15$, $N = 100$, $\text{SNR} = 0$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (in complex numbers)

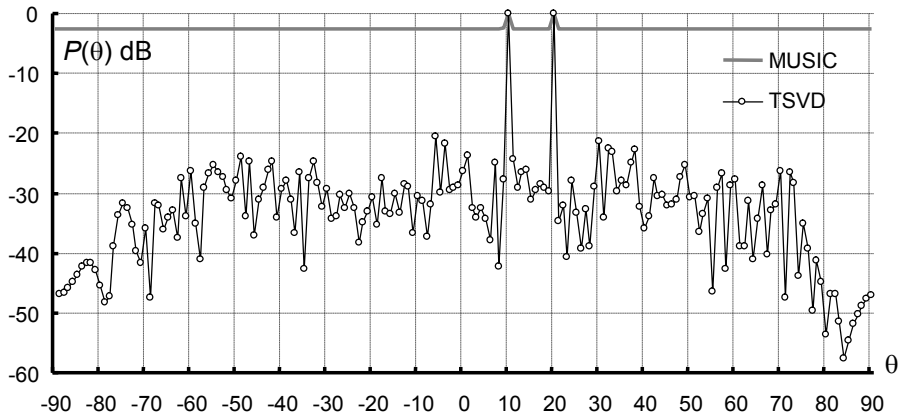


Fig. 10. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 180$, $N = 1$, $SNR = 0$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (in complex numbers).

The $P(\theta)$ dependences (at $K = 180$, $N = 100$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (Fig. 8) and at $K = 15$, $N = 100$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (Fig. 9)) are similar to those of $P(\theta)$ in Fig. 3 and Fig. 4. For TSVD outside the directions to the sources (Fig. 8), $P(\theta)$ has a constant level of -28 dB (from -45 to 45 degrees) and outside drops to -50 dB. For MUSIC, $P(\theta)$ is at -3 dB outside the directions to the sources. That is, at $\omega_1 = \omega_2$, the MUSIC method works much worse than TSVD, and a sufficiently large number of samples ($N = 100$) does not improve the situation. For TSVD outside the directions to the sources (Fig.9), $P(\theta)$ has a "lobe" character, the maximum side lobe level is -11 dB. For MUSIC, $P(\theta)$ outside the directions to the sources is at -5 dB, the maximum false peak level is -3 dB; which is much worse than for TSVD.

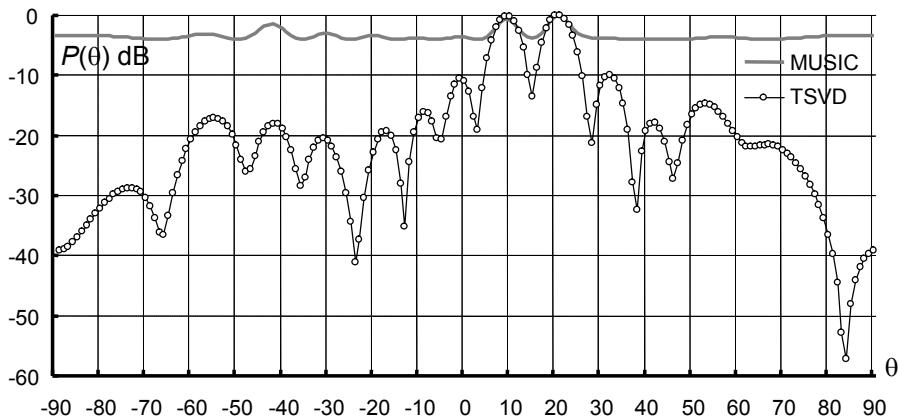


Fig. 11. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC and TSVD methods at $K = 15$, $N = 1$, $SNR = 0$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (in complex numbers)

The $P(\theta)$ dependences (at $K = 181$, $N = 100$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (Fig. 10) and at $K = 15$, $N = 100$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (Fig. 11)) are similar to those of $P(\theta)$ in Fig. 5 and Fig. 6. For TSVD outside the directions to the sources (Fig. 10), $P(\theta)$ has a noise-like character with a constant level of -33 dB (from -45 to 45 degrees) and outside drops to -48 dB. For MUSIC, $P(\theta)$ is at -3 dB outside the directions to the sources. That is, at $\omega_1 = \omega_2$ and $N = 1$, the MUSIC method works much worse than TSVD. For TSVD outside the directions to the sources (Fig. 11), $P(\theta)$ has a "lobe" character, the maximum side lobe level is -10 dB. For MUSIC, $P(\theta)$ outside the directions to the sources is at -4 dB, the maximum false peak level is -2 dB, which is much worse than for TSVD.

Study of TSVD and RP in real numbers. Let us compare the methods based on the random projection (RP) vs TSVD and MUSIC in the case of two signal sources of 10 and 20 degrees with the frequencies ω_1 , ω_2 (Fig. 12) and with the signal-to-noise ratio $\text{SNR} = 0$. The range of angles is from 0 to 90 degrees. The simulation for RP was carried out in real numbers.

In the case of $\omega_1 = \omega_2$ (Fig. 13), MUSIC demonstrates a poor P_{ratio} for both $N = 100$ (at the level of -2.35 , -4.3 dB), and for $N = 5$ (-2.7 , -3.26 dB). The P_{ratio} value for TSVD (in complex numbers) at $N = 100$ improves with an increase in the number K of antenna elements from -10.2 dB at $K = 15$ to -19.7 dB at $K = 91$ and at $N = 5$ from -10.9 dB to -16.9 dB.

TSVD in real numbers at $N = 100$, an increase in the number of antenna elements leads to an improvement in the P_{ratio} from -8.8 dB at $K = 15$ to -18.1 dB at $K = 91$ and at $N = 5$ from -6.1 dB to -15.6 dB. The P_{ratio} value for RP in real numbers at $N = 100$ improves with the increase in the number of antenna elements from -9.1 dB at $K = 15$ to -17.9 dB at $K = 91$ and at $N = 5$ from -8.0 dB to -14.2 dB. TSVD (both in complex numbers and in real numbers) and RP provide a much better P_{ratio} value than MUSIC. Examples of $P(\theta)$ dependencies for the MUSIC, TSVD, and RP methods for $K = \{91, 30\}$ are shown in Fig. 14, 15.

We also investigated the dependence $P(\theta)$ at $K = 91$, $N = 5$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (Fig. 14) and at $K = 30$, $N = 5$, $\omega_1 = \pi/4$, $\omega_2 = \pi/4$ (Fig. 15) for the MUSIC and TSVDc methods working in complex numbers, as well as for TSVDr and RP methods working in real numbers.

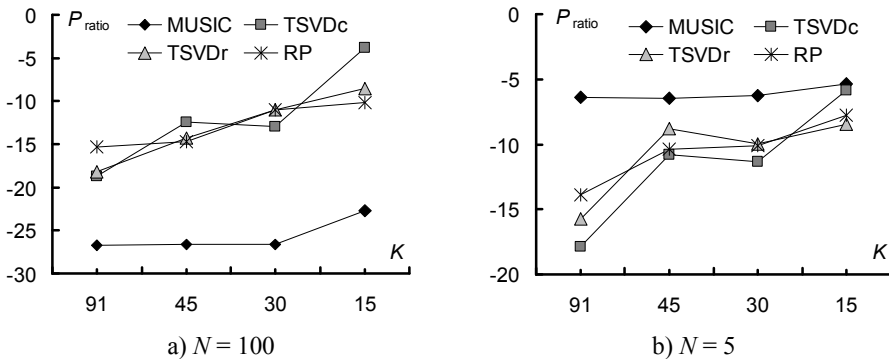


Fig. 12. P_{ratio} dependence on the number K of antenna elements for RP, TSVD and MUSIC (MUSIC and TSVDc in complex numbers, TSVDr and RP in real numbers)

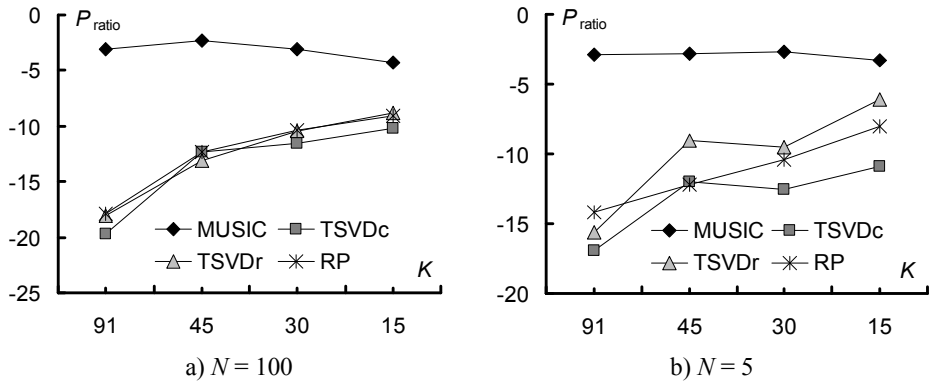


Fig. 13. P_{ratio} dependence on the number K of antenna elements in the case of $\omega_1 = \omega_2$ (MUSIC and TSVDc in complex numbers, TSVDr and RP in real numbers)

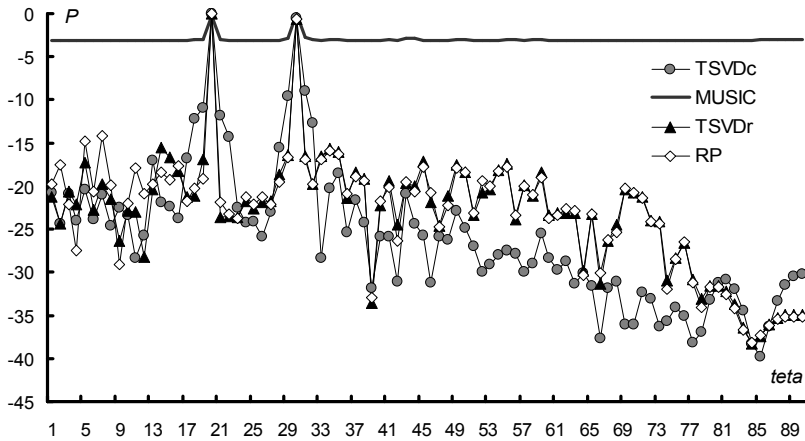


Fig. 14. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC, TSVD and RP at $N=5$, $K=91$ (MUSIC and TSVDc in complex numbers, TSVDr and RP in real numbers)

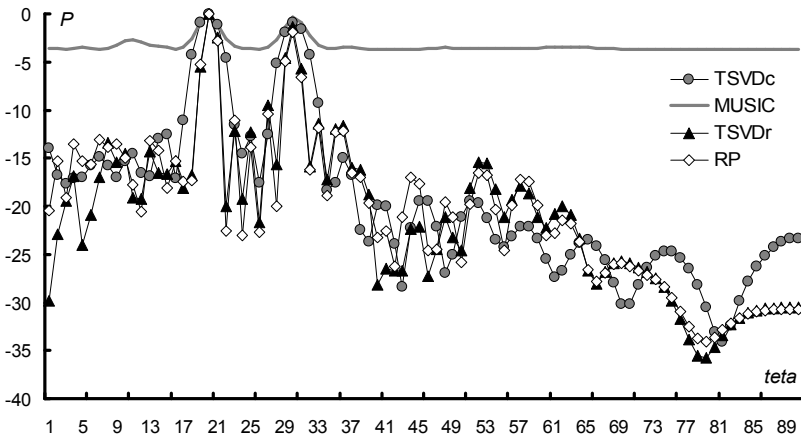


Fig. 15. Dependence $P(\theta)$ for MUSIC, TSVD and RP at $N=5$, $K=30$ (MUSIC and TSVDc in complex numbers, TSVDr and RP in real numbers)

The MUSIC method works poorly for both $K = 91$ $P(\theta)$ outside the directions to the sources is -4 dB, and for $K = 30$ $P(\theta)$ outside the directions to the sources is -3.5 dB.

The TSVD methods (in complex and real numbers) and RP work in a similar way to each other. The dependence of $P(\theta)$ outside the directions to the sources has a stochastic (nonsmooth) character and a decreasing trend from -20 dB to -40 dB at $K = 91$, and from -15 dB to -35 dB at $K = 30$.

For TSVDc, $P(\theta)$ outside the directions to the sources at $K = 91$ decreases somewhat faster than for TSVDr and RP; the $P(\theta)$ dependences for TSVDr and RP practically coincide. The entire group of the TSVDc, the TSVDr and the RP methods works better than MUSIC.

CONCLUSIONS

The approach to DOA estimation based on the l_2 -regularization methods provides a stable solution in the case of a small number of samples (snapshots), high noise level and correlated source signals.

Comparison of TSVD and MUSIC implemented in complex numbers, under conditions of correlated sources and single sample showed the advantage of TSVD in terms of P_{ratio} by 6.7 times with $K = 15$ and by 7.5 times with $K = 181$. At 100 samples, the advantage of TSVD in terms of P_{ratio} is: by 4.3 times for $K = 15$ and by 7.2 times for $K = 181$.

Comparison of TSVD and MUSIC implemented in real numbers, under conditions of correlated sources, and five samples showed TSVD advantage in terms of P_{ratio} by 2.2 times for $K = 15$ and by 4.7 times for $K = 90$. At 100 samples, the advantage of TSVD in terms of P_{ratio} is: by 3.7 times for $K = 15$ and by 4.2 times for $K = 90$.

Comparison of RP and MUSIC implemented in real numbers, under conditions of correlated sources, and five samples showed RP advantage in terms of P_{ratio} by 3 times for $K = 15$ and by 4.4 times for $K = 90$. At 100 samples, the advantage of RP in terms of P_{ratio} is: by 3.8 times for $K = 15$ and by 4.2 times for $K = 90$.

Methods the DOA estimation based on l_2 -regularization, in contrast to those based on l_1 -regularization, do not impose restrictions on the properties of the input-output transformation matrix, and also allow efficient hardware implementations. The merits of l_2 -regularization include the fact that unlike such methods as MUSIC, it does not require a priori information on the number of signal sources.

Let us consider the following promising directions for further research.

The characteristics of the random projection method for the real-valued case were investigated. It is of interest to study the characteristics of the random projection method for the complex-valued case.

Radar images (2D or 3D) which are formed by processing radio signals emitted by the radar and reflected by the object, have a widespread use in various application areas. For example, in geoinformatics [52, 53] and other areas they use such images obtained by remote sensing of the Earth from space [54–57].

Advantages over optical images include the possibility of obtaining at any time of day, in the presence of cloudiness, under different weather conditions, and with characteristics of objects different from optical images [58, 54–57]. So, they are used for automated mapping of various crops and assessment of the structure of their

areas and conditions, forecasting the harvest, etc. [54–57]. In addition, it is possible to display objects under snow, vegetation, and even underground [58].

When receiving radar images, beamforming is used, i.e. antennas with a formed radiation pattern (scanning is performed perpendicular to the direction of motion of the satellite), for which the method proposed in this article can also be applied. Therefore, it is important to study its adaptation and characteristics in the task of obtaining radar images.

A synthetic aperture radar (SAR) produce images by processing the records of the reflected signal of certain part of the Earth's surface from a variety of antenna positions obtained by the motion of its carrier. In this case, taking into account the Doppler shift of the frequencies of the received signals makes it possible to "focus" at a certain point. This gives a large effective virtual ("synthesized") antenna aperture for a particular point and significantly increases the image resolution compared to the physical antenna used [58] (along the direction of motion, the resolution reaches half the length of the physical antenna, regardless of the distance to the object).

The reverse SAR is obtained by observing a moving object from a fixed antenna.

Therefore, it is of interest to study the application of methods based on a stable solution to discrete inverse problem to SAR, by analogy with [59].

REFERENCES

1. Hansen P. Rank-deficient and discrete ill-posed problems. Numerical aspects of linear inversion. Philadelphia: SIAM, 1998. 247 p.
2. Tikhonov A., Arsenin V. Solution of ill-posed problems. Washington: V.H. Winston, 1977. 231 p.
3. Starkov V. Constructive methods of computational physics in interpretation problems. Kiev: Naukova Dumka, 2002. 263 p. (in Russian)
4. Hansen P.C. The truncated SVD as a method for regularization. *BIT*. 1987. Vol. 27, N 2. P. 534–553.
5. Revunova E.G., Tishchuk A.V. Criterion for choosing a model for solving discrete ill-posed problems on the basis of a singular expansion. *Control systems and machines*. 2014. N 6. P. 3–11. (in Russian).
6. Revunova E.G., Tyshchuk A.V. A model selection criterion for solution of discrete ill-posed problems based on the singular value decomposition. Proc. IWIM'2015 (20–24th of July, 2015, Kyiv–Zhukyn) . Kyiv–Zhukyn. 2015. P.43–47.
7. Revunova E.G. Model selection criteria for a linear model to solve discrete ill-posed problems on the basis of singular decomposition and random projection. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2016. Vol. 52, N.4. P. 647–664.
8. Revunova E.G. Study of error components for solution of the inverse problem using random projections. *Mathematical Machines and Systems*. 2010. N 4. P. 33–42 (in Russian).
9. Revunova E.G. Randomization approach to the reconstruction of signals resulted from indirect measurements. Proc. ICIM'13 (16–20th of September, 2013, Kyiv). Kyiv, 2013. P. 203–208.
10. Revunova E.G. Analytical study of the error components for the solution of discrete ill-posed problems using random projections. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2015. Vol. 51, N. 6. P. 978–991.
11. Revunova E.G. Averaging over matrices in solving discrete ill-posed problems on the basis of random projection. Proc. CSIT'17(05–08th of September, 2017, Lviv). Lviv, 2017. Vol. 1. P. 473–478.
12. Revunova E.G. Solution of the discrete ill-posed problem on the basis of singular value decomposition and random projection. *Advances in Intelligent Systems and Computing II*. Cham: Springer. 2017. P. 434–449.

13. Revunova E.G. Increasing the accuracy of the solution of discrete ill-posed problems by the method of random projections. *Control systems and machines*. 2018. N 1. P. 16–27. (in Ukrainian)
14. Revunova E.G., Tishchuk A.V., Desyaterik A.A. Criteria for choosing a model for solving discrete ill-posed problems based on SVD and QR decompositions. *Inductive modeling of complex systems*. 2015. N 7. P. 232–239. (in Russian).
15. Revunova E.G., Rachkovskij D.A. Using randomized algorithms for solving discrete ill-posed problems. *Intern. Journal Information Theories and Applications*. 2009. Vol. 2, N. 16. P. 176–192.
16. Rachkovskij D.A., Revunova E.G. Randomized method for solving discrete ill-posed problems. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2012. Vol. 48, N. 4. P. 621–635.
17. Schmidt R.O. Multiple emitter location and signal parameter estimation. *IEEE Trans. Antennas Propagation*. 1986. Vol. AP–34. P. 276–280.
18. Krim H., Viberg M. Two decades of array signal processing research: The parametric approach. *IEEE Signal Processing Magazine*. 1996. Vol. 13, N 4. P. 67–94.
19. Schmidt R.O. A signal subspace approach to multiple emitter location spectral estimation. PhD thesis. Stanford University, 1981. 201 p.
20. Bartlett M.S. Smoothing periodograms from time series with continuous spectra. *Nature*. 1948. Vol. 161. P. 686–687.
21. Malioutov D.M., Cetin M., Fisher J.W. III, Willsky A.S. Superresolution source localization through data-adaptive regularization. Proc. SAM'02 (6 august, 2002, Rosslyn, Virginia). Rosslyn, Virginia, 2002. P. 194–198.
22. Malioutov D., Cetin M., Willsky A.S. A sparse signal reconstruction perspective for source localization with sensor arrays. *IEEE Transactions on Signal Processing*. 2005. Vol. 53, N 8. P. 3010–3022.
23. Panahi A. Viberg M. Fast lasso based DOA tracking. Proc. CAMSAP'11 (13–16th of December, 2011, San Juan, Puerto Rico). San Juan, Puerto Rico, 2011. P. 397–400.
24. Panahi A. Viberg M. A novel method of DOA tracking by penalized least squares. Proc. CAMSAP'13 (15–18th of December, 2013, St. Martin, France). St. Martin, France, 2013. P. 61–64.
25. Golub G.H., Van Loan C.F. Matrix Computations. Baltimore: The Johns Hopkins University Press, 1996.
26. Ivakhnenko A., Stepashko V. Noise-immunity of modeling. Kiev: Naukova Dumka, 1985. (in Russian)
27. Stepashko V. Theoretical aspects of GMDH as a method of inductive modeling. *Control systems and machines* 2003. N 2. P. 31–38. (in Russian)
28. Stepashko V. Method of critical variances as analytical tool of theory of inductive modeling. *Journal of Automation and Information Sciences*. 2008. Vol. 40, N 3. P. 4–22.
29. Xiang H., Zou J. Regularization with randomized SVD for large-scale discrete inverse problems. *Inverse Problems*. 29(8):085008, 2013.
30. Xiang H., Zou J. Randomized algorithms for large-scale inverse problems with general Tikhonov regularizations. *Inverse Problems*. 2015. Vol. 31, N 8:085008. P. 1–24.
31. Wei Y., Xie P., Zhang L. Tikhonov regularization and randomized GSVD. *SIAM J. Matrix Anal. Appl.* 2016. Vol. 37, N 2. P. 649–675.
32. Zhang L., Wei Y. Randomized core reduction for discrete ill-posed problem. *arXiv:1808.02654*. 2018.
33. Misuno I.S., Rachkovskij D.A., Slipchenko S.V., Sokolov A.M. Searching for text information with the help of vector representations. *Problems of Programming*. 2005. N. 4. P. 50–59. (in Russian)
34. Rachkovskij D.A. Formation of similarity-reflecting binary vectors with random binary projections. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2015. Vol. 51, N 2. P. 313–323.
35. Ferdowsi S., Voloshynovskiy S., Kostadinov D., Holotyak T. Fast content identification in highdimensional feature spaces using sparse ternary codes. Proc. WIFS'16 (4–7th of December, 2016, Abu Dhabi, UAE). Abu Dhabi, UAE, 2016. P. 1–6.

36. Rachkovskij D.A., Slipchenko S.V., Kussul E.M., Baidyk T. N. Properties of numeric codes for the scheme of random subspaces RSC. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2005. Vol. 41, N. 4. P. 509–520.
37. Rachkovskij D.A., Slipchenko S.V., Kussul E.M., Baidyk T.N. Sparse binary distributed encoding of scalars. 2005. *Journal of Automation and Information Sciences*. Vol. 37, N 6. P. 12–23.
38. Rachkovskij D.A., Slipchenko S.V., Misuno I.S., Kussul E.M., Baidyk T. N. Sparse binary distributed encoding of numeric vectors. *Journal of Automation and Information Sciences*. 2005. Vol. 37, N 11. P. 47–61.
39. Kleyko D., Osipov E., Rachkovskij D.A. Modification of holographic graph neuron using sparse distributed representations. *Procedia Computer Science*. 2016. Vol. 88. P. 39–45.
40. Kleyko D., Osipov E., Senior A., Khan A.I., Sekercioglu Y.A. Holographic graph neuron: A bioinspired architecture for pattern processing. *IEEE Trans. Neural Netw. Learn. Syst.* 2017. Vol. 28, N 6. P. 1250–1262.
41. Kleyko D., Rahimi A., Rachkovskij D., Osipov E., Rabaey J. Classification and recall with binary hyperdimensional computing: Tradeoffs in choice of density and mapping characteristics. *IEEE Trans. Neural Netw. Learn. Syst.* 2018.
42. Kleyko D., Osipov E. On bidirectional transitions between localist and distributed representations: The case of common substrings search using vector symbolic architecture. *Procedia Computer Science*. 2014. Vol. 41. P. 104–113.
43. Recchia G., Sahlgren M., Kanerva P., Jones M. Encoding sequential information in semantic space models: Comparing holographic reduced representation and random permutation. *Comput. Intell. Neurosci.* 2015. Vol. 2015. Art. no. 58.
44. Räsänen O.J., Saarinen J.P. Sequence prediction with sparse distributed hyperdimensional coding applied to the analysis of mobile phone use patterns. *IEEE Trans. Neural Netw. Learn. Syst.* 2016. Vol. 27, N 9. P. 1878–1889.
45. Slipchenko S. V., Rachkovskij D.A. Analogical mapping using similarity of binary distributed representations. *Int. J. Information Theories and Applications*. 2009. Vol. 16, N 3. P. 269–290.
46. Kanerva P. Hyperdimensional computing: An introduction to computing in distributed representation with high-dimensional random vectors. *Cogn. Comput.* 2009. Vol. 1, N 2. P. 139–159.
47. Gallant S. I., Okaywe T.W. Representing objects, relations, and sequences. *Neural Comput.* 2013. Vol. 25, N 8. P. 2038–2078.
48. Gritsenko V.I., Rachkovskij D.A., Goltsev A.D., Lukovych V.V., Misuno I.S., Revunova E.G., Slipchenko S.V., Sokolov A.M., Talayev S.A. Neural distributed representation for intelligent information technologies and modeling of thinking. *Kibernetika i vychislitel'naâ tehnika*. 2013. Vol. 173. P. 7–24. (in Russian).
49. Frolov A.A., Rachkovskij D.A., Husek D. On information characteristics of Willshaw-like auto-associative memory. *Neural Network World*. 2002. Vol. 12, No 2. P. 141–158.
50. Frolov A.A., Husek D., Rachkovskij D.A. Time of searching for similar binary vectors in associative memory. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2006. Vol. 42, No. 5. P. 615–623.
51. Frady E. P., Kleyko D., Sommer F. T. A theory of sequence indexing and working memory in recurrent neural networks. *Neural Comput.* 2018. Vol. 30, N. 6. P. 1449–1513.
52. Kussul N.N., Sokolov B.V., Zyelyk Y.I., Zelentsov V.A., Skakun S.V., Shelestov A.Y. Disaster risk assessment based on heterogeneous geospatial information. *J. of Automation and Information Sciences*. 2010. Vol. 42, N 12. P. 32–45.
53. Kussul N., Shelestov A., Basarab R., Skakun S., Kussul O., Lavrenyuk M. Geospatial intelligence and data fusion techniques for sustainable development problems. *Proc. ICTERI'15*. 2015. P. 196–203.
54. Kussul N., Skakun S., Shelestov A., Kravchenko O., Kussul O. Crop classification in Ukraine using satellite optical and SAR images. *International Journal Information Models and Analyses*. 2013. Vol. 2, N 2. P. 118–122.
55. Kussul N., Lemoine G., Gallego F. J., Skakun S. V., Lavreniuk M., Shelestov A. Y. Parcel-based crop classification in Ukraine using Landsat-8 data and Sentinel-1A data. *IEEE J. Sel. Topics Appl. Earth Observ. Remote Sens.* 2016. Vol. 9, N 6. P. 2500–2508.

56. Lavreniuk M., Kussul N., Meretsky M., Lukin V., Abramov S., Rubel O. Impact of SAR data filtering on crop classification accuracy. Proc. UKRCON'17 (29th of May — 02th of June, 2017, Kyiv). Kyiv, 2017. P. 912–917.
57. Kussul N., Lavreniuk M., Shelestov A., Skakun S. Crop inventory at regional scale in Ukraine: developing in season and end of season crop maps with multi-temporal optical and SAR satellite imagery. *European Journal of Remote Sensing*. 2018. Vol. 51, N 1. P. 627–636.
58. Moreira A., Prats-Iraola P., Younis M., Krieger G., Hajnsek I., Papathanassiou K. A tutorial on synthetic aperture radar. *IEEE Geosci. Remote Sensing Mag.* 2013. Vol. 1, N 1. P. 6–43.
59. Ramakrishnan S., Demarcus V., Le Ny J., Patwari N., Gussy J. Synthetic aperture radar imaging using spectral estimation techniques. Technical Report. University of Michigan, 2002. 34 p.

Received 15.05.2018

О.Г. Ревунова, канд. техн. наук, старш. наук. співроб.
відд. нейромережових технологій оброблення інформації,
e-mail: egrevunova@gmail.com

Д.А. Рачковський, д-р техн. наук, пров. наук. співроб.
відд. нейромережових технологій оброблення інформації,
e-mail: dar@infrm.kiev.ua

Міжнародний науково-учбовий центр інформаційних технологій
та систем НАН України та МОН України,
пр. Академіка Глушкова, 40, м. Київ, 03187, Україна

ЗАСТОСУВАННЯ ВИПАДКОВОЇ ПРОЕКЦІЇ ТА УСІЧЕНОГО СИНГУЛЯРНОГО РОЗКЛАДАННЯ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ НАПРЯМКУ ПРИХОДУ СИГНАЛІВ ЗА ДОПОМОГИ АНТЕННОГО МАСИВУ

Вступ. Необхідність розв'язання обернених задач виникає в багатьох галузях науки і техніки у зв'язку з відновленням сигналу об'єкта за результатами непрямих дистанційних вимірювань. У разі, коли матриця перетворення має високе число обумовленості, ряд її сингулярних чисел спадає до нуля і вихід вимірювальної системи містить шум, задачу оцінювання вектора входу називають дискретною некоректною оберненою задачею (ДНЗ). Відомо, що рішення ДНЗ з використанням псевдообернення матриці перетворення вхід-вихід є нестійким. Для подолання нестійкості і підвищення точності рішення використовують методи регуляризації.

Розроблені підходи до забезпечення стійкості рішення ДНЗ (усічене сингулярне розкладання TSVD і випадкову проектування RP) використовують цілочисельний параметр регуляризації, в якості якого виступає кількість членів лінійної моделі. Регуляризація з цілочисельним параметром дає можливість забезпечити вибір моделі, близької до найкращої за точністю відновлення вхідного вектора, а також дозволяє знизити обчислювальну складність за рахунок зниження розмірності задачі.

Мета. Розробити підхід до визначення напрямку приходу сигналів в антенну систему за допомоги рішення ДНЗ, провести порівняння результатів з відомим методом MUSIC, виявити переваги та недоліки методів.

Результати. Порівняння TSVD і MUSIC, реалізованих в дійсних числах, під час роботи з корельованими джерелами по п'ятих зразках показало перевагу TSVD за показником потужності корисного сигналу P_{ratio} в 2.2 раз у разі кількості антенних елементів $K = 15$ і в 4.7 раз у разі $K = 90$, під час роботи по 100 зразках перевагу TSVD за показником P_{ratio} становить 3.7 раз у разі $K = 15$ і 4.2 раз у разі $K = 90$. Порівняння RP і MUSIC, реалізованих в дійсних числах, під час роботи з корельованими джерелами по п'ятих зразках показало перевагу RP за показником P_{ratio} в 3 рази у разі $K = 15$ і в 4.4 рази у разі $K = 90$, під час роботи по 100 зразках перевагу RP за показником P_{ratio} становить 3.8 раз у разі $K = 15$ і 4.2 раз у разі $K = 90$.

Висновки. Підхід до визначення напрямку приходу сигналів на основі методів l_2 -регуляризації забезпечує стійке рішення в разі малої кількості зразків, високого зашумлення та корельованості сигналів джерел. Методи визначення напрямку приходу сигналів на основі l_2 -регуляризації, на відміну від l_1 -регуляризації, що не накладає обмежень на властивості матриці перетворення вхід-вихід, не вимагають апріорної інформації про кількість джерел сигналу, дозволяють будувати ефективні апаратні реалізації.

Ключові слова: визначення напрямку приходу сигналів, усичене сингулярне розкладання, випадкова проекція, MUSIC.

Е.Г. Ревунова, канд. техн. наук,

старш. науч. сотр.

отд. нейросетевых технологий обработки информации

e-mail: egrevunova@gmail.com

Д.А. Рачковский, д-р техн. наук, вед. науч. сотр.

отд. нейросетевых технологий обработки информации

e-mail: dar@infrm.kiev.ua

Международный научно-учебный центр информационных

технологий и систем НАН Украины и МОН Украины,

пр. Акад. Глушкова, 40, г. Киев, 03187, Украина

ПРИМЕНЕНИЕ СЛУЧАЙНОГО ПРОЕЦИРОВАНИЯ И УСЕЧЕННОГО СИНГУЛЯРНОГО РАЗЛОЖЕНИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРАВЛЕНИЯ ПРИХОДА СИГНАЛОВ С ПОМОЩЬЮ АНТЕННОГО МАССИВА

В статье задача определения направления прихода сигналов (НПС) в антенной системе рассматривается как ДНЗ. Приводится линейная модель получения вектора выхода по вектору входа (источников сигналов), рассматривается важность определения НПС по малому количеству векторов выхода (образцов или кадров), дан краткий обзор методов определения НПС. Рассматриваются методы решения ДНЗ на основе усеченного сингулярного разложения и случайного проецирования и их применение для определения НПС. Приводятся результаты имитационного моделирования определения НПС этими методами и сравнение с результатами, полученными известным методом MUSIC.

Ключевые слова: определение направления прихода сигналов, усеченное сингулярное разложение, случайное проецирование, MUSIC.

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt192.03.027>

UDC 004.942: 614.7

M.Yu. ANTONOV, DSc (Biology), Professor,
Chief Researcher of the Laboratory of Epidemiological
Research and Medical Informatics
e-mail: antomonov@gmail.com
State Institution "O.M. Marzиеv Institute for Public Health
of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine"
50, Popudrenko str. Kyiv, 02660

INFORMATION TECHNOLOGY FOR CONSTRUCTING THE COMPOSITE INDICES FOR DATA OF DIFFERENT TYPES USED IN MEDICAL AND ENVIRONMENTAL STUDIES

Introduction. Information technologies used in medical and environmental researches often deal with huge amounts of information processing. These technologies allow us to identify and investigate previously hidden dependencies and interactions in complex environmental, medical and biological systems, and on the other hand, it is accompanied by the analysis of large data sets, some of which (sometimes most of them) have an uninformative (noisy) character. One of the ways of solving this problem are the methods of constructing composite indices (CI), i.e. complex indicators, which allow to perform an integral assessment of the state and functioning of ecological, medical and biological systems.

The purpose of the paper is to develop a generalized information technology for constructing composite indices for different types of data used in medical and environmental studies.

Results. Medical and ecological researches include two main components: analysis of the states of both human health and of the environment; in solving such problems it is necessary to evaluate and analyze the state of the bioobject according to the data of different types: quantitative, rank, binary and qualitative variables. The developed general information technology is oriented on supporting the solution of a wide range of medical and hygienic tasks and integrates various approaches to processing and analysing of data of different types. Proposed technology consists of four stages: the formation and initial analysis of an initial indicators set, the calculation and normalization for obtaining unnamed equivalents, the actual design of the composite indices, and their verification. The implementation of this technology makes it possible to compare data of different dimensions, determine the significance of specific characteristics in a general research totality, to evaluate the integral state and to classify the research objects.

Conclusion. The proposed information technology for the construction of composite indices based on data of different types: quantitative, rank, binary and qualitative variables, is an effective tool for determining and comparing the state of bioobjects of different nature, and its use makes it possible to avoid mistakes in the incorrect application of mathematical methods for processing medical and ecological information.

Keywords: information technology, composite indicators, processing medical and ecological quantitative, rank, binary and qualitative variables.

© M.Yu. ANTONOV, 2018

ISSN 2519-2205 (Online), ISSN 0454-9910 (Print). Киб. и выч. техн. 2018. № 3 (193)

INTRODUCTION

At present, information technologies used in medical and environmental researches often deal with huge amounts of information processing. The reasons are obvious: an increase in the complexity of research tasks, the expansion of the capabilities of recording technology, the possibilities of Internet technologies for the transmitting digital information, and the program and technical capabilities of computers used for data processing and analysis. On the one hand, this allows us to identify and investigate previously hidden dependencies and interactions in complex environmental, medical and biological systems, and on the other hand, this is accompanied by the analysis of large data sets, some of which (sometimes the majority) have an uninformative (noisy) character. These problems cause development of such methods of the initial convolution, compression of the initial numerical arrays, in the application of which the loss of information would be minimal [1].

In mathematical statistics, traditional methods of factor, discriminant, cluster and regression analysis have been developed years ago and successfully used for these tasks. Modern software products make it easy enough to apply the relatively newer methods of Data Mining: multidimensional scaling, multifactorial dimensional reduction (MDR), decision trees, graphical methods for representing and classifying multidimensional data [2].

One of the most popular and rather effective ways of solving this problem are the methods of constructing composite indices (CI) that is complex indicators, which allow to estimate integrally the state and functioning of ecological, medical and biological systems [3].

Such evaluation has certain advantages: the complexity of the obtained information, the ease of use. It can serve as a tool for accounting, analysis and planning, an indicator of the state and the criterion of comparative evaluation, an indicator of the effectiveness of decisions taken and the completeness of their implementation, it can also serve as the basis for selecting the possible measures and indicators of expected results in the future.

PROBLEM STATEMENT

Medical and ecological researches include two main components: analysis of the state of both human health and environment.

A comprehensive assessment of human health is done at three levels: individual, group and population.

At the individual level, the following calculated indicators are used: those characterizing the functioning of individual physiological systems of the body (cardiovascular, respiratory, etc.), generalizing indices characterizing the coordination of two or more of these functional systems, and integral indices describing the complex interrelationships of organs and systems (an index of somatic health, adaptation potential, etc.).

The appropriate formulas are used to calculate these indices, in which the variables are a limited list of anthropometric and functional indices: height, weight, chest circumference, respiratory hold-up time, heart rate (before and after the activity), arterial and systolic pressure, recovery time, dynamometry, etc. Often, the same indicators are included in the formulas of different indices, which causes their interdependence. The range of changes in the indices is most

varied, and criterial scales of health assessment respectively. Their orientation is also uncertain: the increasing of some indices indicates an improvement in the state of the body, others — on the contrary, a deterioration. Sometimes a certain range of "norm" is postulated, and the deviation in any direction is considered as a negative phenomenon [4–8].

Group comprehensive health assessment is meant to evaluate and monitor the status of identified groups of individuals, in particular children's groups. It is based on the definition of the health group of each individual using at least four criteria: the presence or absence of chronic diseases at the time of examination; the level of the functional state of the body basic systems; the degree of the body resistance to unfavourable effects; the level of development achieved and the degree of its harmony. Group complex health indicators are descriptive expert characteristics [9].

For the comprehensive assessment of population health, morbidity and prevalence are usually used, on the basis of which standardized coefficients, primary and general morbidity rates, indices and other characteristics are calculated. Such secondary indicators are the result of a simple ratio of the values of some indicators to the values of others, these indicators are analyzed using graphical and descriptive methods [10]. Among the methods that aggregate the initial population indicators, the method of "per-centil-profile", the method of the sum of places, methods using age-specific disease rates can be identified [11–13]. All these comprehensive population indicators in the mathematical aspect are simply calculated ratios or additive scores of points. When studying the level of regional demographic development approximation of the preference function by a linear regression model is proposed for constructing a composite index [14], and also composite indicators are used to analyze the dynamics of the health status of the population using mathematical models [15].

Environmental indicators often describe the state of the water and air environment. As an integrated index of drinking water quality, the most obvious formula is the sum of the concentrations of all contaminants (x_i) normalized to their "safe" (x_0) value (to the maximum permissible concentration — MPC) [16]. There are a number of similar indicators (for example, the total index of chemical contamination [17], the combinatorial pollution index [18, 19]), which combine a given number of primary characteristics.

For a comprehensive assessment of air pollution, basically, the following characteristics are used:

$$CIAP = \sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i}{x_0} \right)^{k_i}, \quad TAPI = \sum_{i=1}^n \frac{x_i}{x_0 k_i}, \quad P = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i}{x_0 k_i} \right)^2},$$

where CIAP — the complex index of atmospheric pollution [20]; TAPI — total air pollution index [21]; P — Pinigin's indicator of atmospheric pollution [22]. The dimensionless constant, which depends on the hazard class of the i th substance (k_i), assumes values of 1.5; 1.3; 1.0; 0.85 at the calculation of IAP, values of 0.8; 0.9; 1.0; 1.1 at the calculation of TAPI and values of 2.0; 1.5; 1.0; 0.8 at the calculation of P respectively, for substances of 1-, 2-, 3-, and 4th hazard classes.

Thus, the analysis showed the existence of many proposed complex indicators used in medical and environmental studies; methods and formulas for their calculation are very diverse. However, their mathematical contents are reduced mainly to the standardization of characteristics (mostly by dividing by some

"norm") and subsequent summarizing (sometimes with calculated or predetermined coefficients). The ranges of their variation are specific for each indicator. Also, their breakdown by gradation (criteria) and their subsequent verbal quality assessment are specific and different. Each of the complex indicators is intended for use in its narrowly restricted field of research.

All these shortcomings make it possible to talk about the expediency and topicality of developing an unified information technology (IT) for designing composite indicators for medical and ecological researches that would be applicable to combining private characteristics of various types of data of the health status and quality of the environment, would have a standard and adequate mathematical completeness and would be easy to use [23].

The purpose of the paper is to develop a generalized information technology for constructing composite indices for different types of data used in medical and environmental studies.

INFORMATION TECHNOLOGY OF CONSTRUCTION OF COMPOSITE INDICES FOR QUANTITATIVE VARIABLES

In mathematical statistics, the original data are classified as belonging to one of four types of scales: quantitative, rank, binary and labels. Information technology for the design of CI for each of these types of data has both common and distinctive stages. Common are the initial and final stages, the specific — the actual processing of data and technology for the formation of CI.

Taking into account the variety of research tasks, normative or methodical regulations and expert opinion, the proposed IT design of CI on quantitative indicators unites various effective and acceptable approaches at all its stages.

The first stage is the formation and initial analysis of the set of initial indicators.

When *forming the initial list of indicators* it is necessary to be guided by the following principles: *informativeness* — indicators should characterize the most significant properties of the object under study; *completeness* of the description — the totality of the recorded characteristics must be exhaustively and comprehensively described; *uniquality* — each indicator characterizes only one characteristic; *measurement capabilities* — indicators can be recorded; *representativeness* — they must reflect the immanent qualities of the object; *non redundancy* — the characteristics should not be interrelated. An important feature of the chosen variables is their acceptability — the necessity of matching variables to quality in which the CI is non-contradictory.

The evaluation of the informative value of quantitative indicators is determined by the research task and, accordingly, the statistical methods used in this process. Thus, in the analysis of variance, the most informative variables are those that have the greatest variance, when comparing samples — those for which the criteria of difference are the greatest, in the correlation analysis those having the highest correlation coefficients with the resulting index, in discriminant analysis those the most reliably entering the classification function, in descriptive statistics those having the greatest (least) variability of the index, etc.

Decrease in the number of indicators. In the process of collecting initial data, the problem of their redundancy often arises. The solution of this problem consists in selecting only significant features by some criteria, for example, by the threshold value of information content.

The second stage is the calculation and normalization of unnamed equivalents.

At this stage, the choice of the "basis" of the indicators is performed at first. As a rule, quantitative variables have different units of measurement and for their transfer to a dimensionless scale it is necessary to standardize them relatively to a certain "basis". As a "basis," it is advisable to use the parameters of the original data array, such as the arithmetic mean, the smallest or largest values of the sample, if they correspond to the notion of the "ideal" of the characteristic. "Basis" can be configured as the upper or lower limit of the confidence intervals of the means, i.e. as a limiting value of the average totality. As the "basis" you may take the values of the characteristics in the control group (if the study consists of comparing the experimental and control groups) or in the same basic group under more favorable conditions (for example, the values of the indicators in youth when analyzed in old age). "Basis" may be physiological norms or MPCs, or can be given by the objectives of the study (for example, as a desired idealized result).

The procedure for choosing a "basis" should be carried out not formally, but using the whole set of priori knowledge. Within the framework of one research, it is necessary to use a unified approach to its basis selection.

The next step is to calculate the dimensionless equivalents of the original quantitative variables, i.e. there is a transition to some uniform description for all characteristics, regardless of the units in which they are measured. To obtain dimensionless equivalents, it is necessary to use values of the same dimensionality (kg; cm; mm Hg, etc.).

The simplest way to obtain a dimensionless quantity (d_1) is to calculate the ratio of the value of the initial indicator (x) to its "basis" (x_0). For this purpose, it is possible to calculate the relative deviation: $d_2 = (x - x_0) / x_0$, which can be expressed as percentage. It is also simple to use the matching procedure with the sweep of the sample:

$$d_3 = (x - x^-) / (x^+ - x^-).$$

As limiting values (x^- and x^+), the real minimum and maximum values in the sample, or the lower and upper limits of the confidence interval of the arithmetic mean may be used.

When calculating dimensionless equivalents useful method is to compare initial values with variability indices, in this case the significance of indicators is indirectly taken into account (if assuming that the variability is greater, the less is the significance of the indicator). In particular, when using the arithmetic mean error S as variability indices, we have $d_4 = x / S$. If the standard deviation as the variability characteristic is used, then obtain $d_5 = x / \sigma$. The standardized deviations (d_6) or the Student's coefficients ($d_7 = t$) may be used:

$$d_6 = \frac{x - \bar{x}}{\sigma}, \quad d_7 = t = \frac{x - \bar{x}}{S}.$$

In the last step of this stage, the normalization of dimensionless equivalents is performed. Best of all the normalization is to be performed so as new variables have firm limits of the change, for example, changed between 0 and 1. The transition from the initial data or their equivalents to the

normalized variables can be described by different functions. Their formation or choice is determined solely by the research objectives and the art of the data processor.

By using different transition functions, you can focus either on variables close to the average value, or on the maximum / minimum values. At the same time, the greatest "weight" is assigned to either "good" for the biosystem to indicators close to the "ideal", or, on the contrary, the most "pathological". In fact, the normalization operation is equivalent to an expert evaluation of the significance of the data, with the difference that these "weights" are not equal to discrete values, but are described by a continuous function.

There should be complete clarity about what is "good" and what is "bad" concerning the state of the object. If the value of "1" is chosen as a favorable state of the bioobject, then for each particular registered index of the state of this object the normalization function should be chosen so that the best values for the biosystem are close to 1, and the worst values are close to 0.

The normalizing linear functions throughout the sample over (the entire span of the sample) are the simplest. They are: an increasing linear function (g_1), which is equal to 1 for $x = x^+$ and 0 for $x = x^-$, and a decreasing linear function (g_2) equal to one for $x = x^-$ and 0 for $x = x^+$:

$$g_1 = d_3 = (x - x^-) / (x^+ - x^-), \quad g_2 = (x^+ - x) / (x^+ - x^-).$$

If the "basis" of the indicator is not equal to a strictly fixed value and the values in a certain range (from x_0^- up to x_0^+) can be considered normal, then it makes sense to assign the "best" value of the normalized variable to this entire range, for example, $g = 1$.

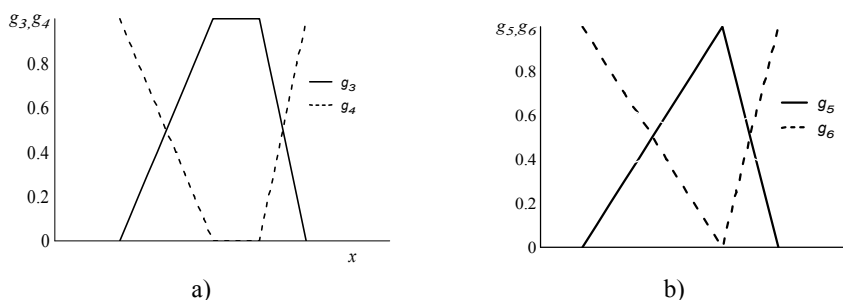


Fig. 1. Normalization by piecewise-linear functions "truncated pyramid" and "inverse truncated pyramid" (a) and "pyramid" and "reverse pyramid" (b)

In this case, the normalization function (g_3) will be written in the form of a "truncated pyramid" (Fig. 1a):

$$g_3 = \begin{cases} \frac{x - x^-}{x_0^- - x^-}, & \text{if } x^- \leq x \leq x_0^-, \\ 1, & \text{if } x_0^- < x < x_0^+, \\ \frac{x^+ - x}{x^+ - x_0^+}, & \text{if } x_0^+ \leq x \leq x^+. \end{cases}$$

If the range of the "basis" is considered to be the worst for the biosystem, the normalization function g_4 will be a mirror-symmetric of the function g_3 and will be written as an "inverted truncated pyramid":

$$g_4 = \begin{cases} \frac{x_0^- - x}{x_0^- - x^-}, & \text{if } x^- \leq x \leq x_0^-, \\ 0, & \text{if } x_0^- < x < x_0^+, \\ \frac{x - x_0^+}{x^+ - x_0^+}, & \text{if } x_0^+ \leq x \leq x^+. \end{cases}$$

If the "basis" does not have a range of variation and is strictly fixed, then $x_0^- = x_0^+ = x_0$ the functions g_3 and g_4 degenerate in the g_5 ("pyramid") and g_6 ("reverse pyramid") functions, consisting of two segments (Fig. 1b).

$$g_5 = \begin{cases} \frac{x - x^-}{x_0 - x^-}, & \text{if } x^- \leq x \leq x_0, \\ \frac{x^+ - x}{x^+ - x_0}, & \text{if } x_0 < x \leq x^+. \end{cases}$$

$$g_6 = \begin{cases} \frac{x_0 - x}{x_0 - x^-}, & \text{if } x^- \leq x \leq x_0, \\ \frac{x - x_0}{x^+ - x_0}, & \text{if } x_0 < x \leq x^+. \end{cases}$$

However, it is more reasonable to use nonlinear transformations to normalize physiological parameters. Nonlinear functions do not have fracture points; they can be formed in such a way that they do not reach the limit (anomalous) values, but only aspire to them asymptotically; their description is more compact and aesthetic. It is best to use exponential functions for nonlinear normalization.

For example, if the maximum "weight" (equal to 1) is given to the value of "optimum", and the extreme values correspond to unsatisfactory estimates of the biosystem state, and the further from the "optimum", the worse, then as the normalizing one can use the symmetric unimodal function "bell" (Fig. 2a):

$$g_7 = \exp(-a(x - x_0)^2).$$

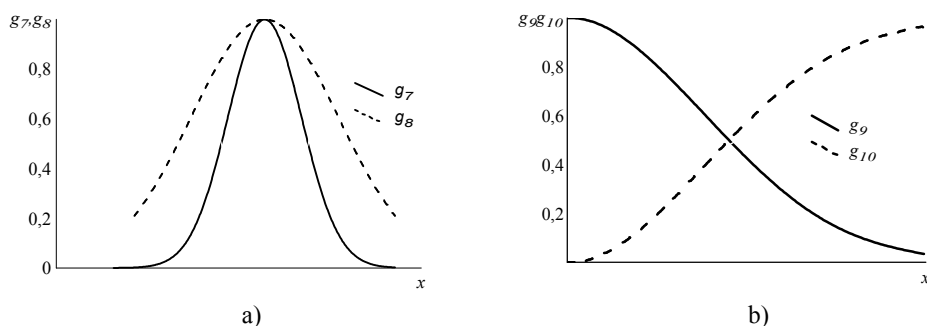


Fig. 2. Normalization with the help of the unimodal "bell" (a) and "semi bell" function with asymptotic approximation for the maximum values (b)

The width of the "bell" is determined by the value of the parameter a : in Fig. 2a, the parameter a in the function g_7 is half the width of the function g_8 . The value of the parameter a can be specified through the variability of the original array, then the "bell" covers a certain number of standard deviations (σ).

For example, for $a = 1/(2\sigma^2)$ the function g_7 can be written in the form of a Gaussian curve:

$$g_7 = \exp(- (x_i - x_0)^2 / 2\sigma^2).$$

If x is the best value for the biosystem, then the value of the normalizing equivalent is 1, and its values with increasing x asymptotically tend to 0 ("the more, the worse"), the normalization functions are logically chosen as a "semi bell" (Fig. 2 b):

$$g_9 = \exp(- a (x - x^-)^2).$$

Examples of indicators for which this normalization can be used are the availability of bilirubin and creatinine in the blood, the availability of protein, sugar, leukocytes and erythrocytes in the urine, etc.

If, conversely, the minimum value of the original array corresponds to the exact minimum value of the equivalent ($g(x=0)=0$), and the maximum value of x is assigned to equivalent value close to 1 (the larger, the better), the normalization function can be written in the form of an increasing S-shaped function (Fig 2 b):

$$g_{10} = 1 - \exp(- a (x - x^-)^2)$$

This normalizing function is acceptable for a lot of parameters: blood oxygen tension, visual keenness, intellectual development, minute breathing volume, vital capacity of the lungs.

The third stage is the actual construction of the composite indicators. When combining the characteristics in the CI, it is necessary to take into account their medical and biological meaning and clearly understand the goals and objectives of the study. It is recommended to combine variables related to the same body system (i.e., cardiovascular, respiratory, etc.) or taking into account the specificity of the study (in psychophysiological or psychological testing).

The generalization of the standardized equivalents can be carried out:

- additively as the arithmetic mean or as a weighted average with "weights" $w_i(G_1)$;

- multiplicatively as a simple product or a product with corresponding power "weights" that characterize their relative importance (the so-called "production functions"); using the geometric mean, or the formula for calculating the probability of independent events:

$$G_1 = \left(\sum_{i=1}^n w_i g_i \right) / \left(\sum_{i=1}^n w_i \right), \quad G_2 = 1 - \prod_{i=1}^n (1 - g_i).$$

For multiplicative convolutions, it is necessary to ensure that the products do not have 0 or close to 0 values. If these values cannot be eliminated at the normalization stage, then it is necessary to apply preliminary averaging in these formulas.

To construct composite indices, *the use of regression models* is possible. In this case, the direct use of the initial variables for CI not standardized (dimensionless) equivalents is possible, which greatly simplifies CI construction and practical use. With this approach, the choice of informative variables takes place automatically (assuming that the informativeness in this case is determined by the reliability of the coefficients), the significance and action direction of the initial characteristics action is determined by the β -coefficients of the model, the adequacy of the CI is easily calculated (i.e., by the Fisher criterion).

The only fundamental problem is the lack of the function empirical values, which are required in regression analysis for constructing models. However, it can be solved if the values of the CI calculated by one of the above methods or expert estimates are used as the output function. At the same time, it is natural that the list of variables included in the regression model should differ from the set of characteristics by which the external function (CI) was calculated. If these values are enclosed in the interval $[0,1]$, then the range of the regression functions will also be between "0" and "1".

After calculating the CI for any of the variants, it is possible to successively combine the CI in a community of a higher level, taking into account the hierarchy of the organization of the biosystems. For example, it is possible to obtain separate CIs for the state of various physiological systems (blood, cardiovascular, respiration, etc.) for specific characteristics, and then to combine them into a general "super comprehensive" index of the physical state. Further, these assessments, for example, physical, mental and social status, can be combined into an even more general indicator of the individual health state.

With complex indicators, you can carry out any mathematical processing — statistical analysis, comparison, the identification of dependence on time and other factors, etc.

At the final, fourth stage, verification of the CI takes place, i.e. verification of the correctness and adequacy of its obtaining. This check can be carried out by experts using the selected assessment procedures. For a qualitative evaluation of the result, the expert's opinion can be expressed in the categories "capable", "corresponding", "effective" or vice versa. It is advisable to choose "contrasting" examples for testing. In this case, the worst object, in the expert opinion, should be expressed by the minimum value of the CI, the best object should be expressed by the maximum value. If some object is "ideal" by the expert's opinion, then after evaluation it should receive the greatest value on condition of CI correct construction. Naturally, the importance of the expert evaluation increases if there are several experts and/or they compare several CIs obtained by different methods or with some other CI, already recognized.

Mathematical verification of CI can be done by various methods, for example, by calculating the correspondence of the CI to the entire spectrum of variables that are included in its construction. To do this, you can use pair and multiple correlation analysis, differentiation criteria, etc.

Naturally, if the result of verification is unsatisfactory, it requires the recalculation of the entire design of the CI.

The effectiveness of CI use increases significantly if it is given the practical meaning, understandable to any user. For example, the range of CI possible changes can be divided into several gradations, each of them will have a verbal (semantic) assessment. The number of gradations can be determined arbitrarily. The division into two gradations is acceptable for strict selection (as "suitable"/"unsuitable"). Three or four grades correspond to the traditional division into "bad", "satisfactory", "good", "excellent". Gradation limits are either simply established, based on the convenience of classification, or are calculated mathematically. In this case, there can be a simple partitioning into equal intervals (i.e., the range from 0 to 1 as 0-0.33, 0.34-0.66, 0.67-1). Either there is partitioning by statistical methods based on empirical data: using sigma deviations (when there are three, four, five ranges) or quartiles (when there are four ranges, each containing an equal area of the CI normal distribution).

As a result, the researcher gets a tool with which he can evaluate the significance of a set of informative characteristics expressed by one number. This is the verbal integral evaluation (IE).

Upon completion of the work on the CI and upon obtaining the IO, their visualization and implementation of these results are necessary. Such block is similar to the final stage in the performance of any scientific work.

COMPOSITE INDICES FOR RANK AND BINARY VARIABLES

For rank variables a technology developed for quantitative variables can be implemented with the exception of options for calculating group parameters and normal distribution parameters. More over, instead of the arithmetic mean for rank variables, it is customary to use the median.

When forming the composite indicators for rank variables, it is easiest to use the method of direct points evaluation. In this case, all significant characteristics of the object are normalized in the same interval, as a rule, between "0" and "1". At the same time, the highest value is assumed maximum "good", for example "1", and "0" is regarded "bad". Next, we compare all the attributes by their significance for the object' integral evaluation and introduce points (measures, multipliers) of this significance (weights) for each of the attributes.

The total complex score of the whole object is obtained by adding up the points relating to the particular characteristics. In this case, as in the case of quantitative variables, it is possible to normalize the final CI from "0" to "1" dividing it into the maximum possible value of the sum of points.

The option of **binary variables** is the simplest to calculate: the informative indicators are highlighted, the criterion of assigning the indicator to the "necessary quality" is formulated, as a result of which a list of "unidirectional" binary features is compiled, and weights are assigned to these characteristics. If the research task is to classify an object, the decisive rule for this classification is additionally established. Mostly, this

rule consists of comparing the sum of points (weights) of characteristics taken into consideration with the previously chosen limit.

CONSTRUCTION OF COMPOSITE INDICES FOR QUALITY VARIABLES (MARKERS)

When obtaining a CI for qualitative variables, the main difficulty is in their transforming into a quantitative scale (digitization). This is done with the help of expert evaluation. If the characteristics are few (up to ten), the ranking of characteristics can be used, followed by normalization of the sum of ranks, a direct score or pair comparison.

In the latter case, it is best to apply the hierarchies method of T. Saati, which is well described in literature [24]. It should be noted that the expert, comparing n characteristics, actually holds $n(n - 1)/2$ comparisons. If the number of characteristics is estimated by the ten, then to facilitate the work of experts, it is recommended to use the step-by-step calculation of the significance by the following algorithm.

Step 1. *Partition of the array of analyzed characteristics* according to semantic contents into m groups, each of them contains n_j characteristics.

Step 2. *Determining the importance* of the i th attribute in each j th group by the k th expert (w_{ijk}) by the Saati method using matrix procedures (calculation of vector eigenvalues (λ_{ijk}) and their normalization):

$$w_{ijk} = \frac{\lambda_{ijk}}{\sum_{i=1}^{n_j} \lambda_{ijk}}.$$

Step 3. *Determining the significance of the signs*, which (like the eigenvectors values) depend on the dimension of the feature matrices in each group (n_j). The more features, the less these values are obtained on average. To compensate for this effect, it is recommended to use a correction coefficient with the appropriate normalization:

$$g_j = \frac{g'_j}{\sum_{j=1}^m g'_j},$$

Step 4. *Comparing the significance of the feature groups by experts* for the constructed CI and calculating the normalized coefficients of the significance of the groups:

$$v_{jk} = \frac{v'_{jk}}{\sum_{j=1}^m v'_{jk}}.$$

Step 5. *Calculating the coherence of expert assessments*. Since the expert evaluation assumes the activity of a group of experts, it is necessary to evaluate the consistency of their estimation, mostly with the help of correlation analysis. Since the values obtained by the Saati method are quantitative, the correlation can be calculated by the Pearson's formula. If the assessments of some experts do not correlate with the opinion of the rest of the group, these experts are mostly excluded from the group.

To assess the consistency of the results suggested by the k th expert when filling in the matrix of paired comparisons (the lack of "logical chains"), the index for consistency (IC):

$$IC_{kj} = (\lambda_{j\max} - n_j) / (n_j - 1).$$

An expert evaluation is considered agreed if the $IC < 0.1$.

Step 6. *Assigning the classification ratings to experts*. The skill levels of experts may be different. Therefore, it is advisable to assign to each of them a certain standardized qualification coefficient e_k , based on the length of service in this subject area, academic degree and rank, position, etc.

Step 7. *Calculating the total significance of each sign* carried out by the formula:

$$W_{ij} = w_{ijk} v_{jk} g_j e_k.$$

Since normalization was performed at each stage of calculations and the "weights" of experts and groups in the formula have already been taken into account, therefore the sum of the significances of all characteristics is "1", and they can be compared regardless of their belonging to the group.

Thus, the developed technology allows to design a complex indicators for data of any kind of scales (relations, ranks, binary variables and markets). The technology has been tested on a variety of medical, biological and environmental data sets.

CONCLUSIONS

The developed generalized information technology is oriented at supporting the solution of a wide range of problems of medical and ecological researches and integrates various approaches to the processing and analysis of data of different types. Proposed technology consists of four stages: the formation and initial analysis of an initial indicators set, the calculation and normalization for obtaining unnamed equivalents, the actual design of the composite indices, and their verification. The implementation of this technology makes it possible to compare data of different unnamed, determine the significance of specific characteristics in a general research totality, to evaluate the integral state and to classify the research objects.

The use of the proposed modifications of information technology for constructing composite indices based on data of different types: quantitative, rank, binary and qualitative variables, allows to avoid mistakes in the incorrect application of mathematical methods for processing medical and environmental information.

REFERENCES

1. Suter, E, et al. Indicators and Measurement Tools for Health Systems Integration: A Knowledge Synthesis. *International Journal of Integrated Care*, 2017; 17 (6): 4, 1–17. DOI: <https://doi.org/10.5334/ijic.3931>
2. T. Hastie, R. Tibshirani, J. Friedman. The elements of statistical learning / data mining, inference, and Prediction. Second edition, 12th printing 2017, 745 p.
3. Antomonov M.Yu., Voloshchuk E.V. Constructing integral indicators of quantitative characteristics using one-dimensional and multidimensional statistical methods. *Kibernetika i vychislitel'naâ tekhnika*. 2012. Iss. 167. P. 61–68 (in Russian).
4. Mikheienko O.I. Integrated method for assessing the health of the human body. *Pedahohika, psykholohiya ta medyko-biolohichni problemy fizychnoho vykhovannya i sportu*. 2011. Iss. 6. P. 93–101 (in Ukrainian).

5. Apanasenko G.L. Diagnosis of individual health. *Gigiyena i sanitariya*. 2004. Iss. 1. P. 55–58 (in Russian).
6. Merkov A.M., Polyakov L.E. Sanitary statistics (manual for doctors). Moscow: Meditsina, 1974. 384 p. (in Russian).
7. Bulich E.G., Muravov I.V. Human health: The biological basis of vital activity and motor activity in its stimulation. Kiev: Olimpiyskaya literatura, 2003. 424 p. (in Russian).
8. Apanasenko G.L. The book is about health. Kiev: Medkniga, 2007. 132 p. (in Russian).
9. Bezruk V.V. Anthropometry. Assessment of physical development of children. Methods of evaluation: methodical instructions for practical classes for students of the third year of medical faculty (specialty "medical psychology"). Chernivtsi, 2008. 19 p. (in Ukrainian).
10. Verevina M.L., Rusakov N.V., Zhukova T.V., Gruzdeva O.A. Assessment of the incidence of the population, depending on living conditions. *Gigiyena i sanitariya*. 2010. Iss. 1. P. 21–25. (in Russian)
11. Bolshakov A.M., Krutko V.N. Integral health indicators and complex systems for their evaluation. *Gigiyena i sanitariya*. 2011. Iss. 6. P. 51–52 (in Russian).
12. Medic V.A., Tokmachev M.S. Manual on Health and Health Statistics. Moscow: Meditsina, 2009. 527 p. (in Russian).
13. Shekera O.G. Health: Basic terms and indicators. *Zdorov'ya suspil'stva*. 2011. Iss. 1. P. 26–31 (in Russian).
14. Krivova O.A., Kozak L.M. Comprehensive assessment of regional demographic development. *Kibernetika i vyčislitel'naâ tehnika*. 2015. Iss. 182. pp. 70–84. (in Russian).
15. Rogozinskaya N.S., Kozak L.M. Mathematical models for the dynamics of statistical indicators for the study of the health status of the population in terms of cancer incidence. *Kibernetika i vyčislitel'naâ tehnika*. 2011. Iss. 166. P. 85–96. (in Russian).
16. GOST 2874-82 Drinking water. Hygienic requirements and quality control. — Enter. 85-01-01. Moscow: Izdatel'stvo standartov, 1985. 6 p. (in Russian).
17. Turbinsky V.V., Maslyuk A.I. The risk to the public health of the chemical composition of drinking water. *Hygiene and sanitation*. 2011. Iss. 2. P. 23–27. (in Russian).
18. Gnevashev M.V. Statistical methods for assessing the state of water bodies on a set of ecosystem indicators for water protection purposes. Ekaterinburg, 2006. 42 p. (in Russian).
19. Belogokrov V.P., Lozannsky V.R., Pesina S.A. Application of generalized indicators for assessing the level of contaminated water bodies. Integrated assessment of surface water quality. StPb.: Gidrometeoizdat, 2001. 34 p. (in Russian).
20. Index of atmospheric pollution (IZA) URL: <http://moreprom.ru/article.php?id=56>. [Last accessed: 08.06.2018] (in Russian).
21. Kakareka S.V. Estimation of total air pollution. *Geografiya i prirodnyye resursy*. 2012. Iss. 2. P. 14–20 (in Russian).
22. Pinigin M.A. Hygienic basis for assessing the degree of air pollution. *Hygiene and sanitation*. 1993. Iss. 7. P. 4–8 (in Russian).
23. Antonomov M.Yu. Mathematical processing and analysis of medico-biological data 2 ed. — Kiev: MEDC "Medinform", 2018. 579 p. (in Russian)
24. Saati T.L. Adoption of decisions. The method of analyzing hierarchies. Moscow: Radio i svyaz', 1989. 316 p. (in Russian).

Resieved 11.06.2018

ЛИТЕРАТУРА

1. Suter, E, et al. Indicators and Measurement Tools for Health Systems Integration: A Knowledge Synthesis. *International Journal of Integrated Care*, 2017; 17(6): 4, 1–17. DOI: <https://doi.org/10.5334/ijic.3931>
2. T. Hastie, R. Tibshirani, J. Friedman. The elements of statistical learning/ data mining, inference, and Prediction. Second edition, 12th printing 2017, 745 p.
3. Антомонов М.Ю., Волошук Е.В. Конструирование интегральных показателей количественных признаков с помощью одномерных и многомерных методов статистики. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2012. Вып. 167. С. 61–68.

4. Міхєєнко О.І. Комплексна методика оцінки рівня здоров'я організму людини. *Педагогіка, психологія та медико-біологічні проблеми фізичного виховання і спорту*. 2011. № 6. С. 93–101.
5. Апанасенко Г.Л. Диагностика индивидуального здоровья. *Гигиена и санитария*. 2004. № 1. С.55–58.
6. Мерков А.М., Поляков Л.Е. Санитарная статистика (пособие для врачей). М. : Медицина, 1974. 384 с.
7. Булич Э.Г., Муравов И.В. Здоровье человека: Биологическая основа жизнедеятельности и двигательная активность в ее стимуляции. К.: Олимпийская литература, 2003. 424 с.
8. Апанасенко Г.Л. Книга о здоровье. К.: Медкнига, 2007. 132 с.
9. Безрук В.В. Антропометрія. Оцінка фізичного розвитку дітей. Методи оцінки : методичні вказівки до практичних занять для студентів III курсу медичного факультету (спеціальність „медична психологія”). Чернівці, 2008. 19 с.
10. Веревина М.Л., Русаков Н.В., Жукова Т.В, Груздева О.А. Оценка заболеваемости населения в зависимости от условий проживания. *Гигиена и санитария*. 2010. № 1. С. 21–25.
11. Большаков А.М., Крутько В.Н. Интегральные индикаторы здоровья и комплексные системы для их оценки. *Гигиена и санитария*. 2011. № 6. С. 51–52.
12. Медик В.А., Токмачев М.С. Руководство по статистике здоровья и здравоохранения. М.: Медицина, 2009. 527 с.
13. Шекера О.Г. Здоров'я: Основні терміни і показники. *Здоров'я суспільства*. 2011. №1. С. 26–31.
14. Кривова О.А., Козак Л.М. Комплексная оценка регионального демографического развития. *Кибернетика и вычислительная техника*, 2015, вып. 182. С. 70–84.
15. Rogozinskaya N.S., Kozak L.M. Математические модели динамики статистических показателей для исследования состояния здоровья населения по онкозаболеваемости. *Кибернетика и вычислительная техника*, 2011, вып 166. С. 85–96.
16. ГОСТ 2874-82 Вода питьевая. Гигиенические требования и контроль за качеством. — Введ. 85-01-01. Москва : Изд-во стандартов, 1985. — 6 с.
17. Турбинский В.В., Маслюк А.И. Риск для здоровья населения химического состава питьевой воды. *Гигиена и санитария*. 2011. № 2. С. 23–27].
18. Гневашев М.В. Статистические методы оценки состояния водных объектов по комплексу экосистемных показателей для целей водоохраны. Екатеринбург, 2006. 42 с.
19. Белогокров В.П., Лозаннский В.Р., Песина С.А. Применение обобщенных показателей для оценки уровня загрязненных водных объектов. Комплексные оценки качества поверхностных вод. СПб.: Гидрометеониздат, 2001. — 34с.
20. Индекс загрязнения атмосферы (ИЗА) URL: <http://moreprom.ru/article.php?id=56>. [Дата обращения: 08.06.2018]
21. Какарека С.В. Оценка суммарного загрязнения атмосферного воздуха. *География и природные ресурсы*. 2012. № 2. С. 14–20.
22. Пинигин М.А. Гигиенические основы оценки степени загрязнения атмосферного воздуха. *Гигиена и санитария*. 1993. №7. С. 4–8.
23. Антомонов М.Ю. Математическая обработка и анализ медико-биологических данных -2 изд. — Киев: МИЦ «Мединформ», 2018. — 579с.
24. Саати Т. Л. Принятие решений. Метод анализа иерархий. — М.: Радио и связь, 1989. — 316 с.

Получено 11.06.2018

М.Ю. Антомонов, д-р.біол. наук, проф.,
голов. наук. співроб. лаб. епідеміологічних досліджень
і медичної інформатики,
e-mail: antomonov@gmail.com
ДУ «Інститут громадського здоров'я
ім. А.Н. Марзєєва НАМН України»,
Україна, 02660, м. Київ, вул. Попудренко, 50

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ КОНСТРУЮВАННЯ КОМПЛЕКСНИХ ПОКАЗНИКІВ ДЛЯ РІЗНИХ ТИПІВ ДАНИХ В МЕДИКО-ЕКОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Вступ. Одним з ефективних шляхів вирішення проблеми оброблення і аналізу величезних обсягів інформації медичних та екологічних досліджень є застосування інформаційних технологій на основі методів конструювання композитних індексів, що дозволить виконувати інтегральне оцінювання стану екологічних, медичних і біологічних систем.

Метою статті є розроблення узагальненої інформаційної технології конструювання комплексних показників для різних типів даних, які використовуються в медико-екологічних дослідженнях.

Результати. Медико-екологічні дослідження мають два основних складники: аналіз стану здоров'я людини і навколишнього середовища. У разі розв'язання таких завдань необхідно здійснювати оцінювання та аналіз стану біооб'єкту за даними різних типів: кількісними, ранговими, бінарними і якісними змінними. Розроблену узагальнену інформаційну технологію орієнтовано на підтримку розв'язання широкого кола завдань медико-екологічних досліджень, тому ця технологія інтегрує різні підходи до оброблення і аналізу даних різного типу. Виконання чотирьох етапів запропонованої технології (а саме формування та первинний аналіз комплексу вихідних показників, розрахунок та нормування безрозмірних еквівалентів, конструювання комплексних показників і їх верифікація) дозволяє проводити порівняння даних різної розмірності, визначати значущість конкретних характеристик в загальній дослідницькій сукупності, оцінювати інтегральний стан і здійснювати класифікацію об'єктів дослідження.

Висновки. Запропонована інформаційна технологія конструювання комплексних показників за даними різних типів: кількісними, ранговими, бінарними і якісними змінними, є ефективним інструментом для порівняльного аналізу стану біооб'єктів різної природи, її використання дозволяє уникнути помилок некоректного застосування математичних методів оброблення медико-екологічної інформації.

Ключові слова: інформаційна технологія, композитні показники, оброблення медичних і екологічних кількісних, рангових, бінарних і якісних змінних.

М.Ю. Антомонов, д-р биол. наук, проф.,
глав. науч. сотр. лаб. эпидемиологических исследований
и медицинской информатики,
e-mail: antomonov@gmail.com
ГУ «Институт общественного здоровья
им. А.Н. Марзеева НАМН Украины»,
Украина, 02660, г. Киев, ул. Попудренко, 50

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ КОНСТРУИРОВАНИЯ КОМПЛЕКСНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ДЛЯ РАЗНЫХ ТИПОВ ДАННЫХ В МЕДИКО-ЭКОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Одним из эффективных путей решения проблемы обработки и анализа больших объемов информации медицинских и экологических исследований является применение информационных технологий на основе методов конструирования композитных индексов, что позволяет выполнять интегральную оценку состояния экологических, медицинских и биологических систем.

Целью статьи является разработка обобщенной информационной технологии конструирования комплексных показателей для различных типов данных, используемых в медико-экологических исследованиях.

Медико-экологические исследования имеют два основных компонента: анализ состояния здоровья человека и окружающей среды. В случае решения таких задач необходимо осуществлять оценку и анализ биообъекта по данным различных типов, т.е. количественными, ранговыми, бинарными и качественными переменными. Разработанная обобщенная информационная технология ориентирована на поддержку решений широкого круга задач медико-экологических исследований, поэтому она интегрирует различные подходы к обработке и анализу данных разного типа. Выполнение четырех этапов предлагаемой технологии (а именно формирование и первичный анализ комплекса исходных показателей, расчет и нормирование безразмерных эквивалентов, конструирование комплексных показателей и их верификация) позволяет проводить сравнение данных различной размерности, определять значимость конкретных характеристик в общей исследовательской совокупности, оценивать интегральное состояние и осуществлять классификацию объектов исследования.

Предложенная информационная технология конструирования комплексных показателей по данным различных типов: количественным, ранговым, бинарным и качественным переменным, является эффективным инструментом для сравнительного анализа состояния биообъектов различной природы, ее использование позволяет избежать ошибок некорректного применения математических методов обработки медико-экологической информации.

Ключевые слова: информационная технология, композитные показатели, обработка медицинских и экологических количественных, ранговых, бинарных и качественных переменных.

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt192.03.043>

УДК: 615.47: 004.9

М.І. ВОВК, канд. біол. наук, старш. наук. співроб.,
зав. відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики
e-mail: vovk@irtc.org.ua; imvovk3940@gmail.com

Є.Б. ГАЛЯН, канд. техн. наук, наук. співроб.,
відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики
e-mail: galian@irtc.org.ua

О.А. КУЦЯК, канд. техн. наук, наук. співроб.,
відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики
e-mail: spirotech85@ukr.net

А.Д. ЛАУТА, канд. мед. наук, старш. наук. співроб.,
відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики
e-mail: dep140@irtc.org.ua
Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій
і систем НАН України та МОН України,
просп. Акад. Глушкова 40, м. Київ, 03187, Україна

ФОРМУВАННЯ ІНДИВІДУАЛЬНОГО КОМПЛЕКСУ КЕРУВАЛЬНИХ ВПЛИВІВ ДЛЯ РЕАБІЛІТАЦІЇ РУХІВ І МОВЛЕННЯ ПІСЛЯ ІНСУЛЬТУ

Вступ. Сьогодні одним з провідних напрямів у системі охорони здоров'я є індивідуальний підхід до лікування. Щодо відновлення м'язових і мовленнєвих функцій після інсульту кожен етап реабілітації передбачає формування індивідуального комплексу керувальних впливів – програм, методик тренування загальних рухів кінцівок, тонкої моторики кисті й пальців для відновлення мовлення, які спрямовано на зменшення дефіциту рухових і мовленнєвих функцій, набутого внаслідок патології.

Мета статті — визначити, за якими алгоритмами, інформативними критеріями оцінювання дефіциту рухових і мовленнєвих функцій та вирішувальними правилами формується індивідуальний набір рухів, програм і регламент їх тренувань для відновлення рухових і мовленнєвих функцій після інсульту.

Результати. Розроблено загальний і додаткові алгоритми формування індивідуального комплексу керувальних впливів для реабілітації м'язових і мовленнєвих функцій після інсульту. Згідно з цими алгоритмами у пацієнта перевіряють наявність загальних і специфічних протипоказань до застосування міоелектростимуляції та/або біотренування, проводять кількісне оцінювання порушень рухових і мовленнєвих функцій, м'язового тону за новими оригінальними методиками, перевірку обмежень до застосування програм і тривалості тренувань.

© М.І. ВОВК, Є.Б. ГАЛЯН, О.А. КУЦЯК, А.Д. ЛАУТА, 2018

ISSN 2519-2205 (Online), ISSN 0454-9910 (Print). Киб. и выч. техн. 2018. № 3 (193)

Додаткові алгоритми розроблено для врахування показників як гіпер-, так і гіпотонусу. Особливістю цих алгоритмів є введення додаткових умов дозволу тренування на основі сформованих критеріїв за інтервалами значень м'язового тону. Розроблено вирішувальні правила із застосуванням алгебри предикатів, логічних змінних, які відповідають зазначеним критеріям і показникам. За цими правилами у бінарній формі на кожному етапі реабілітації визначають рекомендований за пріоритетом набір рухів, програм тренувань ("Синтез", "Донор", "Поріг", "Біотренування" за технологією ТРЕНАР®) та їх регламент.

Висновки. Розглянутий підхід до формування індивідуального комплексу керувальних впливів для реабілітації рухів і моторики мовлення після інсульту є теоретичною основою синтезу мобільної інформаційної технології цифрової медицини допомоги лікарю у діагностиці та проведенні індивідуальної реабілітації рухових і мовленнєвих функцій після інсульту.

Ключові слова: інсульт, рухи, мовлення, реабілітація, методики оцінювання, алгоритм, вирішувальні правила, індивідуальні керувальні впливи, програми, міоелектростимуляція, біотренування.

ВСТУП

Цереброваскулярна патологія та її найважча форма — інсульт, є однією з найчастіших причин інвалідності дорослого населення. Найбільш поширеним постінсультним дефектом є рухові порушення. Другим за значимістю і поширеністю — розлади мовлення, зокрема моторна афазія — патологія усного мовлення, проявляється у 18–27 % пацієнтів, які перенесли інсульт. Наявність рухового і мовленнєвого дефекту внаслідок перенесеного інсульту, черепно-мозкової травми, пухлини мозку або оперативного втручання на головному мозку значно знижує комунікативні можливості, повсякденну життєву активність хворих, призводить до їх соціальної ізоляції. За різними даними інвалідами стають 70–80 % осіб, які вижили після інсульту, а 20–30 % з них потребують постійної сторонньої допомоги. Реабілітація хворих з руховим і мовленнєвим дефіцитом, що перенесли мозковий інсульт, є актуальною проблемою.

Реабілітація — це, перш за все, мобілізація резервів організму на відновлення порушеної внаслідок патології функції. Щодо відновлення рухових функцій, провідне місце у комплексі програм медичної реабілітації відводиться тренуванню рухів на базі нових інформаційних технологій. Проблема реабілітації полягає у біологічно адекватній мобілізації резервів організму на відновлення рухів, у необхідності вибору методу, програми, методик тренування, які є адекватними стану рухових функцій і етапу реабілітації. Саме такий підхід покладено в основу конкурентоспроможної біоінформаційної технології відновлення рухових і мовленнєвих функцій ТРЕНАР®, яку реалізує новий клас виробів цифрової медицини — апаратно-програмний комплекс ТРЕНАР®. Головною перевагою технології є можливість організувати індивідуальний підхід до відновного лікування на кожному етапі реабілітації рухів і мовлення [1].

Застосування технології ТРЕНАР® у відновному лікуванні рухів і усного мовлення показало значний процент покращень рухових функцій, який, зокрема після інсульту, за експертними оцінками досягає 93 %, а мовленнєвих функцій у разі тренування тонкої моторики ураженої кисті у хворих після інсульту (моторна афазія, правобічний геміпарез) досягає 74 % проти 41 % за базовим курсом лікування.

Наведені результати є підставою для включення запропонованої технології відновлення рухів і мовлення до обов'язкового комплексу реабілітацій-

них заходів. Варто зазначити, що показники покращення віддзеркалюють експертну оцінку спеціалістів, яка носить якісний і в багатьох випадках суб'єктивний характер. Разом з тим, успіх широкого використання інноваційної технології ТРЕНАР® значною мірою визначається об'єктивним оцінюванням позитивної динаміки дефіциту рухових і мовленнєвих функцій внаслідок реабілітаційних заходів, важливе значення в якому відіграє кількісне оцінювання дефіциту за доказовими критеріями. Кількісне оцінювання є важливим складником у цифровій медицині, зокрема, основою синтезу методів та засобів інформаційно-консультативної допомоги лікарю в оцінюванні ефективності реабілітаційного процесу і формуванні індивідуального комплексу керувальних впливів у реабілітації хворого після інсульту.

Технологія реабілітаційного процесу починається і закінчується експертним оцінюванням об'єкта реабілітації на кожному етапі. Як правило, пацієнт у відновному лікуванні рухів проходить кілька етапів. Кожний передбачає визначення індивідуального комплексу керувальних впливів: методів, програм, методик та регламенту тренувань рухів, який базується на оцінюванні дефіциту рухових функцій з урахуванням загального неврологічного статусу пацієнта, супутніх захворювань, поточного функціонального стану. Крім того, під час формування індивідуального комплексу керувальних впливів постає необхідність проводити не тільки інтегральне оцінювання ефективності реабілітації, але й досліджувати динаміку дефіциту рухових функцій окремо верхніх і нижніх кінцівок, їх дистальних і проксимальних відділів на різних етапах реабілітації. Адже відомо, що симптоматика рухових порушень залежить від періоду після інсульту, локалізації і розміру патологічного вогнища [2]. В результаті, під час організації індивідуального підходу лікар стикається з проблемою багатокритеріального вибору для визначення індивідуального комплексу керувальних впливів на кожному етапі реабілітації.

Першим кроком у вирішенні цієї проблеми було розроблено новий метод кількісного оцінювання дефіциту рухових функцій за основними та додатковими критеріями [3], який надає не тільки інтегральну оцінку дефіциту рухових функцій, але й окремо проксимальних і дистальних відділів кінцівок, а також тонкої моторики кисті. Метод пройшов клінічну апробацію (73 пацієнти) під час реабілітаційних заходів за новою технологією тренування/відновлення рухових функцій ТРЕНАР® у хворих на інсульт. Попередня апробація методу підтвердила залежність ефективності реабілітації від періоду після інсульту, а також нерівномірність динаміки дефіциту м'язових функцій верхніх і нижніх кінцівок, їх проксимальних і дистальних відділів [3].

Оскільки застосування деяких програм тренування рухів за технологією ТРЕНАР® вимагає збереження у пацієнтів функції розуміння зверненого мовлення на певному рівні, а виявлення у пацієнта дефіциту усного мовлення потребує обов'язкового включення в індивідуальний комплекс керувальних впливів тренувань рухів тонкої моторики кисті, то об'єктивізація оцінки ступеня вираженості порушень мовленнєвих функцій у хворих з моторною, сенсорною або моторно-сенсорною афазією є не менш важливим завданням. Результатом досліджень з виконанням цього завдання є розроблений нами метод кількісного експрес-оцінювання ступеня сенсорних і моторних порушень мовлення у разі афатичних розладів у

хворих після інсульту [4], який верифіковано в клінічних умовах у 31-го хворого після інсульту. Метод має низку переваг: невелика тривалість обстеження, простота та зручність використання спеціалістами не логопедичного профілю (наприклад, лікарями-неврологами), забезпечення можливості кількісно оцінити відновлення мовлення в результаті реабілітаційних заходів навіть в межах невеликої позитивної динаміки.

Розроблені нові методи кількісного оцінювання дефіциту рухових функцій і мовлення [3, 4] стали основою синтезу індивідуального комплексу керувальних впливів для відновлення рухових і мовленнєвих функцій після інсульту на різних відновних періодах.

Мета статті — визначити, за якими алгоритмами, інформативними критеріями оцінювання дефіциту рухових і мовленнєвих функцій та вирішувальними правилами формується індивідуальний набір рухів, програм і регламент їх тренувань для відновлення рухових і мовленнєвих функцій після інсульту.

ЗАГАЛЬНИЙ АЛГОРИТМ ФОРМУВАННЯ ІНДИВІДУАЛЬНОГО КОМПЛЕКСУ КЕРУВАЛЬНИХ ВПЛИВІВ

Формування індивідуального комплексу керувальних впливів для відновлення рухових і мовленнєвих функцій після інсульту на базі тренувань рухів здійснюється за алгоритмом, який надано на рис. 1. Головними елементами цього алгоритму є діагностика неврологічного статусу та функціонального стану пацієнта, яка включає виявлення у пацієнта загальних і специфічних протипоказань до застосування міоелектростимуляції та біотренування, а також оцінювання порушень рухових і мовленнєвих функцій.

Головними особливостями розробленої методики кількісного оцінювання дефіциту рухових функцій (глибини рухових порушень) у хворих після інсульту на базі експертного оцінювання за основними та додатковими критеріями є [3]:

- введення окремої кількісної оцінки дефіциту рухових функцій уражених нижньої і верхньої кінцівок, їх проксимальних і дистальних відділів за основними критеріями, на базі яких формується інтегральна кількісна оцінка глибини рухових порушень кінцівок;
- введення додаткових критеріїв для оцінювання рухових функцій тонкої моторики кисті;
- введення додаткових критеріїв для оцінювання ходи;
- визначення індивідуальної норми відсутності порушень: експертне оцінювання уражених кінцівок проводиться відносно власних здорових кінцівок пацієнта, рухові функції яких визначають індивідуальну норму;
- уніфікація кількісного оцінювання рівня дефіциту рухових функцій: усі шкали кількісного оцінювання за всіма критеріями мають однакову шестибальну ступеневу градацію з однаковою спрямованістю від найкращого (5-ть балів, відсутність порушень) до найгіршого (0 балів, плегія) показника з прив'язкою до ступеня парезу.

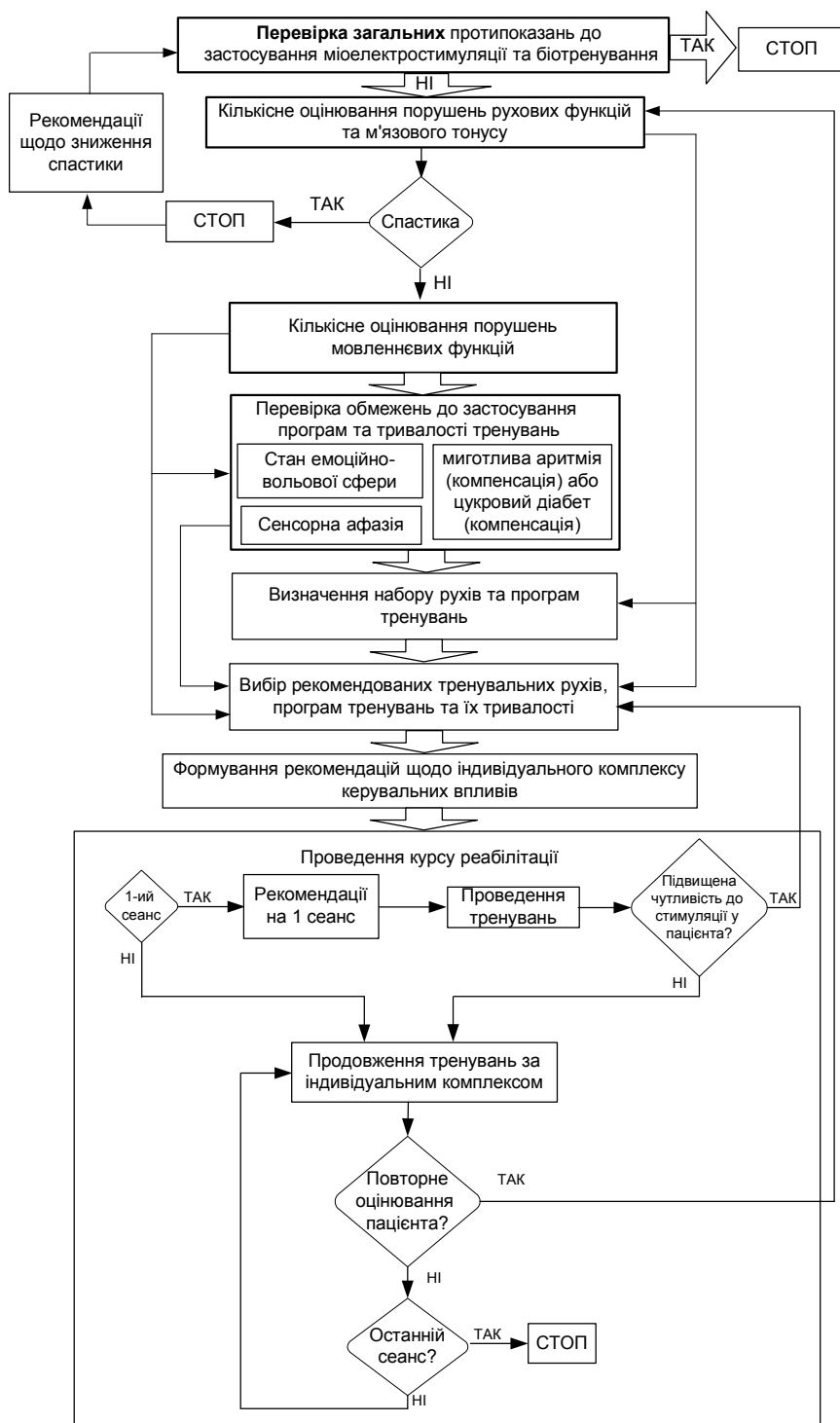


Рис. 1. Загальний алгоритм формування індивідуального комплексу керувальних впливів для відновлення рухових та мовленнєвих функцій після інсульту

Перелічені відмінності розробленого методу надають можливість:

- оцінювати і зіставляти динаміку відновлення рухів верхніх і нижніх кінцівок, їх проксимальних і дистальних відділів;
- зменшити похибку визначення глибини рухових порушень у відповідних відділах верхньої та нижньої кінцівки, а також тонкої моторики кисті у пацієнтів після інсульту;
- сформувати більш точну градацію відновлення рухових функцій та зменшити похибку під час визначення кількісної інтегральної характеристики глибини рухових порушень уражених кінцівок;
- досліджувати та зіставляти динаміку відновлення рухів тонкої моторики ураженої кисті з відновленням моторики мовлення у разі моторної або моторно-сенсорної афазії;
- оцінювати динаміку відновлення м'язових рухів у проксимальних і дистальному відділах нижньої кінцівки і зіставляти ці показники з оцінкою ходи за додатковими критеріями, яка певною мірою відображує порушення координації м'язових рухів ураженої нижньої кінцівки зі здоровими.

До особливостей методу кількісного експрес-оцінювання мовленнєвих порушень слід віднести [4]:

- спрямованість тестових завдань на виявлення як специфіки дефекту (сенсорна або/та моторна складові мовлення), так і його системності (розлади різних сторін мовлення);
- врахування під час оцінювання функцій моторного і сенсорного компонентів мовлення основних симптомів афатичних розладів та їх специфічних проявів в кожній функції, зокрема: аграматизм, аномія, утруднена артикуляція, парафазії, персеверації, порушення розуміння та сприйняття зверненого мовлення тощо;
- відсутність необхідності додаткових друкованих матеріалів для виконання тестових завдань, використовуються об'єкти з навколишнього середовища;
- уніфікація кількісного оцінювання ступеня вираженості порушень за окремими функціями мовлення в балах (0, 1, 2, 3) і непересічні межі сумарної кількісної оцінки глибини порушень для сенсорного і моторного компонентів.

На базі отриманих показників діагностики здійснюється поетапно перевірка обмежень до застосування програм тренування та тривалості щоденних сеансів, визначення набору дозволених рухів та програм тренувань, серед яких виділяється рекомендований комплекс керувальних впливів. Для програмної реалізації алгоритму (рис. 1) розроблюються вирішувальні правила для кожного його етапу.

ВИРІШУВАЛЬНІ ПРАВИЛА У ФОРМУВАННІ ІНДИВІДУАЛЬНОГО КОМПЛЕКСУ КЕРУВАЛЬНИХ ВПЛИВІВ

Вирішувальні правила будуються із застосуванням алгебри предикатів на базі логічних змінних, що відповідають критеріям та показникам дефіциту рухових і мовленнєвих функцій та ступеня м'язового тону.

Для уніфікації результатів вирішувальних правил надалі вважаємо, що якщо критерій наявний, то відповідна йому логічна змінна приймає значення логічної одиниці, за його відсутності — значення логічного нуля. Також вважаємо, що якщо показник рухових функцій або ступеня

м'язового тонуусу відповідає певним умовам, то відповідна йому логічна змінна приймає значення логічного нуля, інакше — значення логічної одиниці. Позитивні результати логічних виразів мають значення логічного нуля, негативні результати — значення логічної одиниці.

Загальні протипоказання до застосування міоелектростимуляції. До загальних протипоказань відносяться такі критерії, як наявність кардіостимулятора, тромбозу, захворювань серцево-судинної системи у стадії декомпенсації, цукрового діабету у стадії декомпенсації, епілептичних нападів тощо.

За наявності хоча б одного з них у пацієнта міоелектростимуляція неможлива. Тому для перевірки наявності загальних протипоказань та одержання дозволу застосування міоелектростимуляції у тренуванні рухів прописані вирішувальні правила на базі інформації про загальні протипоказання.

Позначимо загальні протипоказання логічною змінною a_i , де $i = 1 \dots n$, n — кількість протипоказань. *Вирішувальне правило* дозволу міоелектростимуляції на базі загальних протипоказань має вигляд:

$$S = \sum_{i=1}^n a_i = a_1 + a_2 + \dots + a_n = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases} \quad (1)$$

Слід зазначити, що на цьому етапі мова йде про заборону будь-якої програми міоелектростимуляції («Синтез», «Донор», «Поріг»), але може бути призначена програма "Біотренування", за якою пацієнт тренує довільні рухи з використанням зорового та слухового біологічного зворотного зв'язку (БЗЗ) і формування рекомендацій щодо індивідуального комплексу керувальних впливів у реабілітації згідно алгоритму (рис. 1) продовжується.

Кількісне оцінювання дефіциту рухових функцій та м'язового тонуусу. Наступним етапом алгоритму є кількісне оцінювання дефіциту рухових функцій та м'язового тонуусу за спеціально розробленими методиками [3]. Кількісне оцінювання дефіциту рухових функцій базується на застосуванні оригінальних методів, які, у свою чергу, базуються на загальноприйнятих у неврології шкалах експертного оцінювання [5, 6] та спеціально модифікованих авторами шкалах [3].

Методика включає інформативні критерії оцінювання дефіциту рухових функцій:

- сила м'язів (F) (табл. 1), обсяг рухів (V) (табл. 1) у проксимальних і дистальних відділах верхньої та нижньої кінцівок, на базі яких визначається сумарна кількісна оцінка дефіциту рухових функцій (табл. 2),
- м'язовий тонуус (T) (табл. 3) [3].

Поряд із загальноприйнятою шкалою оцінювання гіпертонуусу (шкала Ашфорта) розроблено шкалу оцінювання гіпотонуусу (табл. 3), яка пройшла клінічну верифікацію у 16-ти інсультних пацієнтів.

Табл. 1. Оцінювання м'язової сили та обсягу рухів

Бал	М'язова сила ураженої кінцівки	Співвідношення (уражений / здоровий м'яз), %	Характеристика обсягу рухів
5	Рух у повному обсязі при дії сили тяжіння з максимальною зовнішньою протидією	100	Обсяг руху повний
4	Рух у повному обсязі при дії сили тяжіння і при невеликій зовнішній протидії	75	Обсяг руху повний або майже повний – 75-100% від норми; сила, спритність, темп знижені
3	Рух у повному обсязі при дії сили тяжіння	50	Рухи обмежені помірно, слабо диференційовані, незграбні, складають 50-75% від норми
2	Рух у повному обсязі в умовах розвантаження	25	Рух в обсязі 25-50% від норми, в основному глобальні
1	Відчуття напруги при спробі довільного руху	10	Присутні вкрай обмежені, глобальні рухи до 25% від норми
0	Відсутність ознак напруги при спробі довільного руху	0	Активних рухів немає

Табл. 2. Сумарна кількісна характеристика глибини рухових порушень у різних відділах верхньої та нижньої кінцівок

	Сумарне оцінювання в балах за критеріями (сила м'язів, обсяг рухів) відділів верхньої кінцівки (проксимальний: плечовий та ліктьовий суглоби, дистальний: променево-зап'ястковий суглоб) і нижньої кінцівки (проксимальний: тазостегновий та колінний суглоби, дистальний: гомілково-стопневий суглоб)					
Ступінь парезу	відсутність порушень	легкий	помірний	значний	грубий	плегія
Бали	10	7 – 9	5 – 6	3 – 4	1 – 2	0

Тонус є важливим критерієм оцінювання глибини порушень рухових функцій, який слід враховувати під час формування індивідуального комплексу керувальних впливів у пацієнта після інсульту. Дослідження на базі нової методики оцінювання показали, що тонус коливається від гіпо- до гіпертонусу і є регулятором рухових функцій — динаміка тонусу впливає на динаміку інших показників рухових функцій. Величина тонусу (гіпер- і гіпотонусу) впливає на вибір програми тренування рухів.

За наявності спастики (підвищення м'язового тонусу до високих значень — $T \in [+4; +5]$) тренування проводити неможливо. Пропонуються рекомендації для зменшення величини тонусу за допомогою міорелаксантів, а через деякий час, за умови зниження тонусу до прийнятних показників, тренування рухів стає можливим. Наявність спастики позначимо логічною змінною T_s ($T_s = 1$ для $T \in [+4; +5]$).

Вирішувальне правило заборони тренування рухів за наявності спастики має вигляд:

$$T_s = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases} \quad (2)$$

Табл. 3. Оцінювання тонусу ураженої кінцівки

Бал	Характеристика м'язового гіпертонусу	Бал	Характеристика м'язового гіпотонусу
0	М'язовий тонус без змін, норма	0	М'язовий тонус без змін, норма
+1	Легке підвищення м'язового тонусу, що відчувається при згинанні або розгинанні сегмента кінцівки у вигляді незначного опору в кінці руху	-1	Легке зниження м'язового тонусу. Довільні рухи можливі на 75% відносно норми (75% від повного обсягу рухів). Пацієнт може утримувати уражену кінцівку у положенні згинання/розгинання при виконанні пасивних рухів.
+2	Незначне підвищення м'язового тонусу у вигляді спротиву, що виникає після виконання не менше половини об'єму рухів	-2	Незначне зниження м'язового тонусу. Довільні рухи можливі на 50% відносно норми (до половини повного обсягу рухів). Пацієнт може утримувати уражену кінцівку у положенні згинання/розгинання при виконанні пасивних рухів.
+3	Помірне підвищення м'язового тонусу, що виявляється впродовж всього руху, але не ускладнює виконання пасивних рухів	-3	Помірне зниження м'язового тонусу. Довільні рухи можливі на 25% відносно норми. Пацієнт може утримувати уражену кінцівку у положенні згинання/розгинання при виконанні пасивних рухів, але короткий час.
+4	Значне підвищення м'язового тонусу, що ускладнює виконання пасивних рухів	-4	Значне зниження м'язового тонусу. Довільні рухи можливі на 10% відносно норми. Пацієнт не може утримувати уражену кінцівку у положенні згинання/розгинання при виконанні пасивних рухів.
+5	Уражений сегмент кінцівки, зафіксований у положенні згинання або розгинання — свастика. Рухи неможливі	-5	М'язовий тонус відсутній. Довільні рухи неможливі. Пацієнт не може утримувати уражену кінцівку у положенні згинання/розгинання при виконанні пасивних рухів. Атонія

У разі відсутності спастики алгоритм переходить до етапу, на якому відбувається кількісне оцінювання порушень мовленнєвих функцій.

Кількісне оцінювання порушень мовленнєвих функцій передбачає поетапне оцінювання сенсорного (розуміння зверненого мовлення) та моторного (усне мовлення) компонентів мовлення на базі виконання хворим набору певних тестових завдань. Алгоритм оцінювання надано на рис. 2.

Завдання складено на основі відомих логопедичних тестів та розділено на рубрики, які описують ту чи іншу функцію мовлення. В кожній рубриці від трьох до шести завдань. Виконання серії завдань по кожній рубриці оцінюється за трьохбальною шкалою, де оцінка «0» — відсутність помилок або «неспецифічні» помилки, «1» — помилка при виконанні завдань в 30 % випадків, «2» — помилка при виконанні завдань в 50–60 % випадків, «3» — помилка при виконанні завдань в 90–100 % випадків або відмова від виконання. Помилки фіксуються на основі опису специфічних проявів дефекту мовлення при афазії, які надано для кожної рубрики окремо. Наприклад, для порушень моторного компонента мовлення характерні парафазії — заміна звуку або букви в слові на інші, персеверації — нав'язливе повторення одного і того ж звуку або слова, аграматизм, скандоване мовлення тощо.

Ступінь вираженості афатичних розладів визначається окремо для кожного компонента мовлення за сумарним результатом в балах, які набрано хворим при виконанні завдань по рубриках. Кількість ступенів вираженості сенсорного (U) та моторного (Sp) компонентів уніфіковано. Кількісна шкала оцінювання глибини порушень мовлення визначає чотири ступені афазії: легка (u_1 — для сенсорної складової, sp_1 — для моторної), помірна (відповідно u_2 та sp_2), виражена (u_3 та sp_3) та груба (u_4 та sp_4) (рис. 2). При відсутності афатичних розладів $U = u_0$ та $Sp = sp_0$.

Обмеження до застосування програм та тривалості тренувань рухів. Після кількісного оцінювання мовленнєвих порушень загальний алгоритм (рис. 1) переходить до етапу, де перевіряються обмеження застосування програм та тривалості тренувань. Ці обмеження включають:

— стан емоційно-вольової сфери, куди входять: порушення когнітивних функцій (k_1), порушення здатності виконання простих інструкцій (k_2), постінсультна депресія та її прояви (k_3), виражена емоційна лабільність

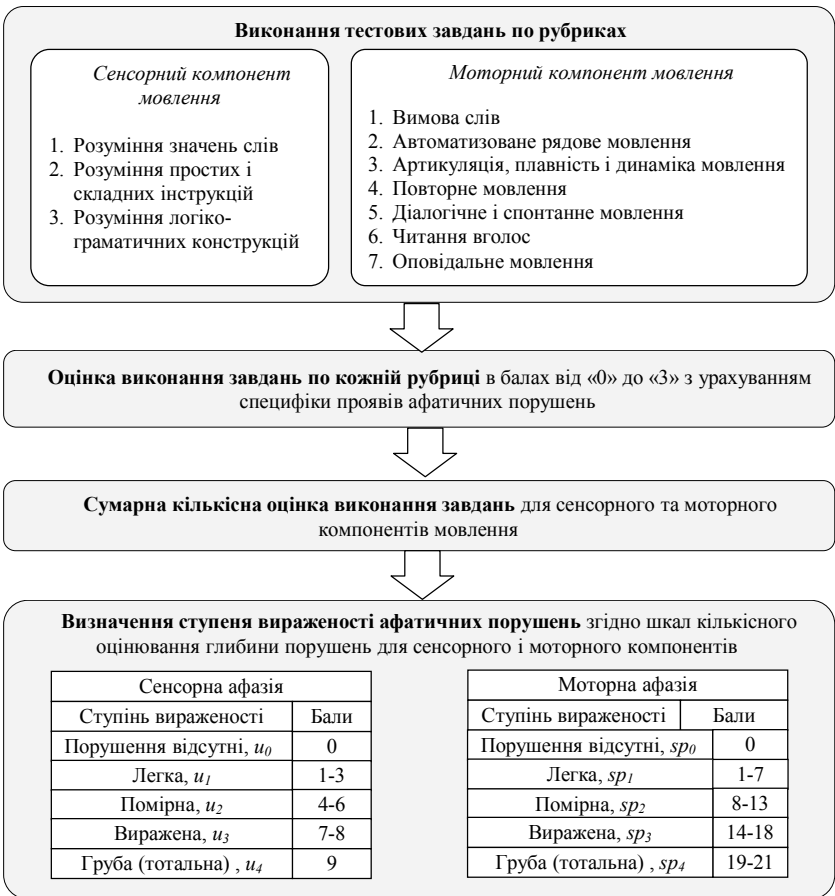


Рис. 2. Алгоритм кількісного експрес-оцінювання ступеня вираженості порушень мовлення у разі афатичних розладів у хворих після інсульту

(k_4) — наявність цих критеріїв виключає застосування програм тренувань рухів "Донор", "Поріг", "Біотренування" (k_1, k_2, k_3) і обмежує тривалість тренування рухів (k_4);

— наявність порушень сенсорного компонента мовлення у помірній, вираженій та грубій формі (U) виключає застосування програм "Донор", "Поріг", "Біотренування";

— наявність у стадії компенсації миготливої аритмії (n_1) або цукрового діабету (n_2) обмежують тривалість тренування.

На базі зазначених критеріїв сформовано вирішувальні правила виключення зазначених програм тренувань з індивідуального комплексу керувальних впливів та вирішувальні правила обмеження тривалості тренувань.

Вирішувальне правило заборони застосування програм "Донор", "Поріг", "Біотренування" має вигляд:

$$L_s = k_1 + k_2 + k_3 + U = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}. \quad (3)$$

Значення логічної змінної U відповідає за наявність порушень сенсорного компонента мовлення такого ступеня, що перешкоджає розумінню і виконанню хворим простих інструкцій та визначається через шкалу оцінювання сенсорної афазії (рис. 2), а саме $U = 1$ при $U \in [u_2; u_3; u_4]$.

Вирішувальне правило визначення наявності порушень мовлення сенсорного характеру має вигляд:

$$U = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{порушення наявні} \\ 0 \rightarrow \text{порушення відсутні} \end{cases}. \quad (4)$$

Вирішувальне правило обмеження тривалості застосування програм має вигляд:

$$L(t) = k_4 + n_1 + n_2 = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{обмеження} \\ 0 \rightarrow \text{за стандартними інструкціями} \end{cases}. \quad (5)$$

Правило (5) враховується при виборі регламенту щоденних процедур тренувань рухів.

Вибір набору рухів та програм тренувань. Після перевірки обмежень наступним етапом загального алгоритму формування індивідуального комплексу керувальних впливів (рис. 1) є визначення рухів та програм тренувань у проксимальних і дистальних відділах верхньої та нижньої кінцівок. Для програм "Синтез", "Донор", "Поріг", "Біотренування" введемо позначення: p , d , th , bfb відповідно.

Виходячи з клінічного досвіду необхідно зазначити, що у пацієнта після інсульту під час реабілітаційних заходів переважно тренують розгинальні рухи, оскільки тренування згинальних рухів, особливо глобальних, може призвести до патологічного підвищення м'язового тону в кінцівках. Проте м'язові групи, які формують деякі згинальні рухи тонкої мото-

рики кисті, знаходяться в області долонної поверхні кисті і не чинять значного впливу на формування гіпертонусу. Отже, за умови відсутності гіпертонусу будь-якого ступеня під постійним контролем лікаря значень м'язового тонусу, можна включати в тренування згинальні рухи тонкої моторики кисті для відновлення моторики мовлення.

Наведемо рухи, які характерні для різних відділів верхніх і нижніх кінцівок: — *глобальні рухи*: відведення плеча (M_1) і відведення ліктя (M_2) відповідно у плечовому і ліктьовому суглобах проксимального відділу верхньої кінцівки, розгинання кисті (M_3) у променево-зап'ястковому суглобі дистального відділу верхньої кінцівки, згинання коліна (M_7) та тильне згинання стопи (M_8) відповідно у колінному суглобі проксимального відділу і гомілково-ступневому суглобі дистального відділу нижньої кінцівки;

— *рухи тонкої моторики кисті*: відведення пальців від середньої лінії (M_4), протиставлення великого пальця (M_5), приведення великого пальця та мізинця (M_6).

Серед них виділимо *розгинальні рухи* (M_1 – M_4 , M_7 , M_8) та *згинальні рухи* (M_5 , M_6). Надалі для використання у вирішувальних правилах введемо позначення розгинальних рухів — A , згинальних рухів — B .

На базі клінічного досвіду тренування рухів за методами і програмами технології ТРЕНАР® сформовано перелік програм тренування, які можливо використовувати у тренуванні вибраних рухів (табл. 4). На базі табл. 4 сформовано узагальнене вирішувальне правило тренування рухів у різних відділах верхньої та нижньої кінцівок за програмами технології ТРЕНАР®:

$$L_T^{(y)}(x)_{M_i} = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}, \quad (6)$$

де M_i — тренувальний рух, x — програма тренування рухів: "Синтез", "Донор", "Поріг", "Біотренування", y — вид тренувальних рухів: $y = A$ — розгинальні, $y = B$ — згинальні.

Табл. 4. Доступні програми тренувань глобальних рухів та рухів тонкої моторики кисті

Тренувальний рух	Програма тренування руху			
	"Синтез"	"Донор"	"Поріг"	"Біотренування"
Глобальні рухи				
відведення плеча (M_1)	+	+	+	+
відведення ліктя (M_2)	+	+	+	+
розгинання кисті (M_3)	+	+	+	+
згинання коліна (M_7)	+	+	+	+
тильне згинання стопи (M_8)	+	+	+	+
Рухи тонкої моторики кисті				
відведення пальців від середньої лінії (M_4)	+	–	–	–
протиставлення великого пальця (M_5)*	+	+	+	+
приведення великого пальця та мізинця (M_6)*	+	+	+	+

Примітка: * — згинальні рухи

Для формування вирішувальних правил дозволу тренувань окремо для глобальних рухів та рухів тонкої моторики кисті за програмами технології ТРЕНАР® цей етап загального алгоритму розділено на два блоки:

1) алгоритм вибору програм тренувань глобальних рухів (розгинальних) з урахуванням обмежень застосування програм, показників дефіциту рухових функцій та м'язового тонуусу для різних відділів верхньої та нижньої кінцівок;

2) алгоритм вибору програм тренувань рухів тонкої моторики кисті (розгинальних та згинальних) відповідно до ступеня м'язового тонуусу.

На базі кількісного оцінювання дефіциту рухових функцій та м'язового тонуусу (як гіпер- так і гіпотонуусу), обмежень застосування програм тренувань рухів (3) та рекомендацій щодо тренування рухів за відповідними програмами (6) для вибору тренувань дозволених глобальних рухів дистальних та проксимальних відділів верхньої та нижньої кінцівок за відповідними дозволеними програмами тренувань глобальних розгинальних рухів (рис. 3).

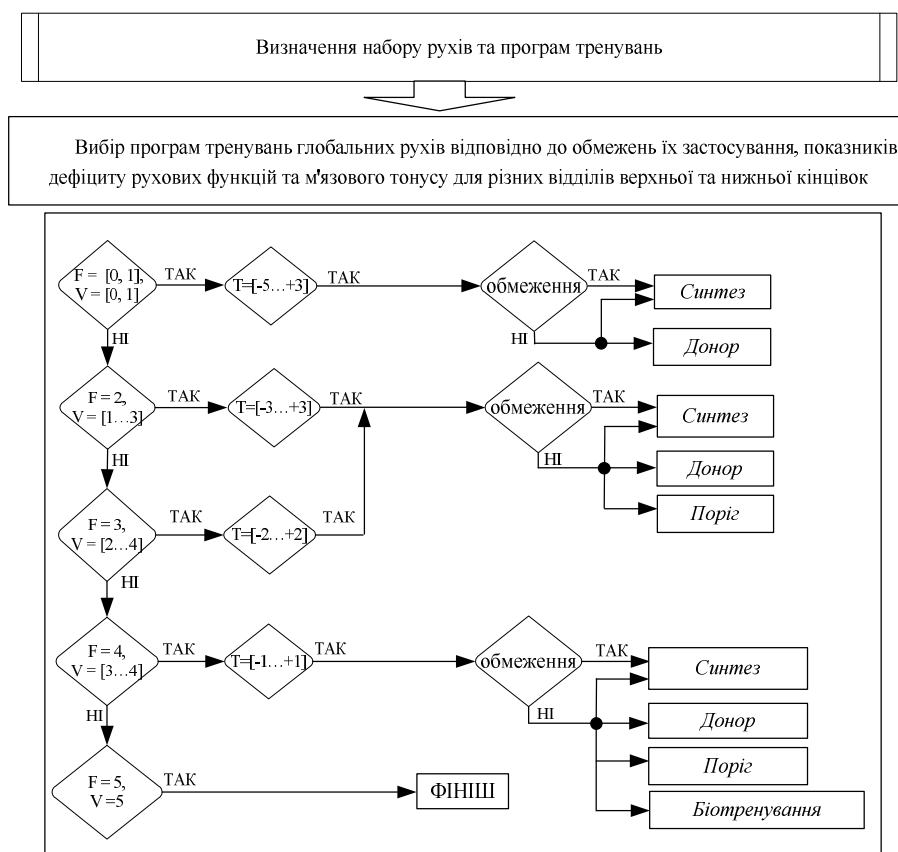


Рис. 3. Алгоритм вибору програм тренувань глобальних рухів (розгинальних) відповідно до обмежень застосування програм, показників дефіциту рухових функцій та м'язового тонуусу для різних відділів верхньої та нижньої кінцівок

Виходячи з алгоритму, сформовано *вирішувальні правила* дозволу тренувань глобальних рухів (розгинальних) за програмами "Синтез", "Донор", "Поріг" та "Біотренування" (відповідно $L_I(p)_{M_i}$, $L_I(d)_{M_i}$, $L_I(th)_{M_i}$, $L_I(bfb)_{M_i}$):

$$L_I^A(p)_{M_i} = T_1 + f_1 + v_1 + L_T^A(p)_{M_i} = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}; \quad (7)$$

$$L_I^A(d)_{M_i} = T_1 + f_1 + v_1 + L_T^A(d)_{M_i} + L_S = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}; \quad (8)$$

$$L_I^A(th)_{M_i} = T_2 + f_2 + v_2 + L_T^A(th)_{M_i} + L_S = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}; \quad (9)$$

$$L_I^A(bfb)_{M_i} = T_3 + f_3 + v_3 + L_T^A(bfb)_{M_i} + L_S = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}, \quad (10)$$

де M_i — тренувальний рух;

$f_1 = 0$ при $F \in [0...4]$, $v_1 = 0$ при $V \in [0...4]$, $T_1 = 0$ при $T \in [-5...+3]$;

$f_2 = 0$ при $F \in [2...4]$, $v_2 = 0$ при $V \in [1...4]$, $T_2 = 0$ при $T \in [-3...+3]$;

$f_3 = 0$ при $F = 4$, $v_3 = 0$ при $V \in [3...4]$, $T_3 = 0$ при $T \in [-1...+1]$.

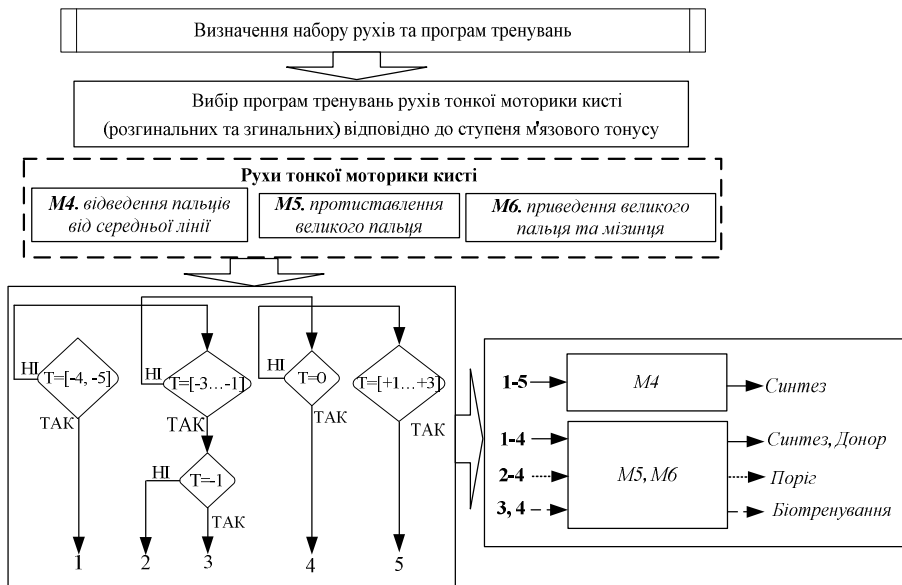


Рис. 4. Алгоритм вибору програм тренувань рухів тонкої моторики кисті (розгинальних та згинальних) відповідно до ступеня м'язового тону

Оскільки крім глобальних розгинальних рухів тренуються ще рухи тонкої моторики кисті, серед яких є згинальні рухи, необхідно ввести для них додаткові умови дозволу тренування. Тому на базі показників м'язового тону сформовано інтервали значень м'язового тону, стосовно яких може бути вибрано для тренувань дозволені рухи тонкої моторики кисті (розгинальні та згинальні) та застосовано відповідні дозволені програми тренувань, що проілюстровано в алгоритмі на рис. 4.

Відповідно до алгоритму (рис. 4) сформовано вирішувальні правила дозволу тренування рухів тонкої моторики кисті (розгинальних та згинальних) за програмами "Синтез", "Донор", "Поріг" та "Біотренування" (відповідно $L_{II}(p)_{M_i}$, $L_{II}(d)_{M_i}$, $L_{II}(th)_{M_i}$, $L_{II}(bfb)_{M_i}$), які враховують рекомендації тренувань рухів тонкої моторики кисті за відповідними програмами (6), ступінь м'язового тону дистального відділу верхньої кінцівки та дозвіл тренування розгинального руху у дистальному відділі верхньої кінцівки за (7)–(10):

— для розгинальних рухів тонкої моторики кисті:

$$L_{II}^A(p)_{M_i} = L_I^{A*}(p)_{M_i} + L_T^A(p)_{M_i} + T_1 = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}; \quad (11)$$

— для згинальних рухів тонкої моторики кисті:

$$L_{II}^B(p)_{M_i} = L_I^{A*}(p)_{M_i} + L_T^B(p)_{M_i} + T_1^* = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}; \quad (12)$$

$$L_{II}^B(d)_{M_i} = L_I^{A*}(d)_{M_i} + L_T^B(d)_{M_i} + T_1^* = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}; \quad (13)$$

$$L_{II}^B(th)_{M_i} = L_I^{A*}(th)_{M_i} + L_T^B(th)_{M_i} + T_2^* = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}; \quad (14)$$

$$L_{II}^B(bfb)_{M_i} = L_I^{A*}(bfb)_{M_i} + L_T^B(bfb)_{M_i} + T_3^* = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{заборона} \\ 0 \rightarrow \text{дозвіл} \end{cases}, \quad (15)$$

де M_i — тренувальний рух; $L_I^{A*}(p)_{M_i}$, $L_I^{A*}(d)_{M_i}$, $L_I^{A*}(th)_{M_i}$, $L_I^{A*}(bfb)_{M_i}$ — вирішувальні правила, що стосуються дозволу тренування розгинального руху у дистальному відділі верхньої кінцівки відповідно до програмам "Синтез", "Донор", "Поріг" та "Біотренування"; $T_1 = 0$ при $T \in [-5...+3]$; $T_1^* = 0$ при $T \in [-5...0]$; $T_2^* = 0$ при $T \in [-3...0]$; $T_3^* = 0$ при $T \in [-1...0]$.

Таким чином, одержано вирази (11)–(15) для дозволу тренування рухів тонкої моторики кисті (розгинальних та згинальних) за відповідними програмами.

Якщо у відповідному відділі верхньої або нижньої кінцівок для руху одержали заборону на використання програми тренування ($L(x)_{M_i} = 1$), то застосування такої програми для тренування такого руху неможливе. Якщо

для тренувального руху заборонені усі програми тренування, — тренування цього руху неможливе.

Отже, відповідно до алгоритму (рис. 1), побудовані вирішувальні правила (7)–(15) на базі показників дефіциту рухових функцій — сили м'язів (F), обсягу рухів (V), а також м'язового тону (T) з врахуванням обмежень застосування програм тренувань рухів, які дають дозвіл на застосування програм тренувань відповідних рухів у верхній і нижній кінцівках, їх дистальних та проксимальних відділах.

Формування рекомендацій до індивідуального комплексу керувальних впливів (рухи, програми і регламент тренувань). Одержавши набір доступних рухів і програм тренування, наступним етапом загального алгоритму є формування рекомендацій до індивідуального комплексу керувальних впливів, а саме: набору рекомендованих рухів та програм їх тренування за пріоритетністю та формування регламенту тренувань.

На кожному етапі реабілітації рухових функцій потрібно прагнути до застосування тієї програми тренування, яка забезпечить підключення додаткових резервів організму на відновлення рухових функцій. Пріоритетність програми тренування рухів залежить від динаміки ступеня парезу пацієнта після інсульту і зростає у напрямку: "Синтез" → "Донор" → "Поріг" → "Біотренування". Наприклад, якщо серед доступних програм тренування пацієнта з помірно вираженим парезом є програми "Синтез" і "Донор", вищий пріоритет має програма "Донор".

Пріоритет тренування рухів спрямовується у напрямку руху, що відповідає найбільш ушкодженішому відділу кінцівки. На це вказує сила м'язів (F):

$$F \downarrow \Rightarrow \text{пріоритет руху} \uparrow. \quad (16)$$

Тобто, якщо сила м'язів у дистальному відділі верхньої кінцівки менша за силу м'язів у проксимальному відділі верхньої кінцівки, то пріоритетним є тренування руху розгинання кисті (тренується з першого сеансу), а розгинання плеча можна приєднати у пізніших сеансах.

Необхідно зазначити, що у разі формування набору тренувальних рухів верхньої кінцівки, крім глибини порушень у різних відділах кінцівки, на пріоритетність тренування рухів впливає наявність у пацієнта моторної або моторно-сенсорної афазії. У такому випадку до набору пріоритетних для тренування рухів додаються рухи кисті та пальців M_4 , M_5 , M_6 (з урахуванням вирішувальних правил дозволу тренування згинальних рухів (12)–(15)):

$$Sp \in [sp_1; sp_2; sp_3; sp_4] \Rightarrow \text{пріоритет рухів тонкої моторики кисті}, \quad (17)$$

де Sp — логічна змінна, що визначає стан моторного компонента мовлення.

Регламент тренувань рухів пацієнта після інсульту зумовлено загальним станом пацієнта (включаючи ступінь динаміки парезу), особистою чутливістю до міоелектростимуляції, обмеженнями тривалості тренувань та вибраними програмами тренувань і тренувальними рухами.

Виходячи із досвіду клінічної практики, максимальна тривалість тренувань пацієнта на 1 день становить 40 хв., максимальний час для тренувань за програмою "Синтез" — 20–30 хв., максимальний час для тренувань

за програмою "Донор", "Поріг" або "Біотренування" — 15–20 хв., початковий регламент — як правило, 5–7 хв. залежно від стану пацієнта.

Тривалість тренувань може розподілятися на фази: однофазний сеанс, двофазний або трифазний сеанс. У однофазному сеансі можливе тренування рухів до 20–30 хв.; у двофазному — тренування розподіляються по 20 хв. (20 хв. для програми "Синтез" і 15–20 хв. для програм "Донор", "Поріг" та "Біотренування") з виконанням паузи між тренуваннями; у трифазному — тренування розподіляються по 15 хв. з виконанням паузи між тренуваннями.

Залежно від стану пацієнта (включаючи динаміку ступеня парезу) можуть змінюватися кількість задіяних тренувальних рухів, а відповідно до них і кількість програм тренувань, а з ними і кількість фаз тривалості тренувань.

Враховується також одержане раніше вирішувальне правило (5), що стосується обмеження тривалості тренувань. Тоді пацієнт тренується максимум 15 хв. програмою "Синтез" і максимум 10 хв. за програмами "Донор", "Поріг", "Біотренування".

Ступінь чутливості пацієнта до міоелектростимуляції проявляється на першому сеансі тренувань, тому за наявності високої чутливості корегується тривалість тренувань, починаючи з 5 хв. і поступово (дозовано) збільшуючи тривалість у наступних сеансах до максимального, враховуючи стан пацієнта.

Вирішувальне правило, що визначає застосування дозованої міоелектростимуляції через високу чутливість пацієнта:

$$L(t^o) = S_1 = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{обмеження} \\ 0 \rightarrow \text{за стандартними інструкціями} \end{cases}, \quad (18)$$

де S_1 — логічна змінна, що відповідає високій чутливості до міоелектростимуляції.

Виходячи з цього, можна записати масиви, що визначають наростання тривалості процедури тренування впродовж курсу реабілітації по сеансах. Позначимо t_1 і t_1^d — звичайна та дозована тривалість тренувань за звичайних умов: за програмою "Синтез" $t_1 = [7; 10; 15; 20]$ (хв.), $t_1^d = [5; 7; 10; 15]$ (хв.) і програмами "Донор", "Поріг", "Біотренування" $t_1 = [7; 10; 15; 15]$ (хв.), $t_1^d = [5; 7; 10; 15]$ (хв.). Також позначимо t_2 і t_2^d — звичайна та дозована тривалість тренувань за умов обмеження: програмою "Синтез" $t_1 = [7; 10; 15; 15]$ (хв.), $t_1^d = [5; 7; 10; 10]$ (хв.) і програмами "Донор", "Поріг", "Біотренування" $t_1 = [7; 10; 10; 10]$ (хв.), $t_1^d = [5; 7; 10; 10]$ (хв.).

Внаслідок застосування вище викладеного підходу до вибору рухів, програм тренування за пріоритетністю та регламенту тренувань формуються рекомендації щодо індивідуального комплексу керувальних впливів для відновлення рухових та мовленнєвих функцій пацієнта після інсульту, що включають варіанти тренування рухів із застосуванням відповідних програм і регламенту сеансів тренувань цих рухів. Окремо формуються рекомендації щодо першого сеансу тренувань рухів.

Після цього здійснюється реалізація індивідуального комплексу керувальних впливів для тренування рухів пацієнта. Під час першого сеансу фіксують чутливість пацієнта — у разі високої чутливості до міоелектростимуляції індивідуальний комплекс керувальних впливів уточнюють відносно вибору тривалості тренувань (рис. 1). Тренування продовжують з скорегованою тривалістю. У разі відсутності високої чутливості реабілітацію продовжують за сформованим комплексом. На 5-му сеансі, як правило, проводять повторне оцінювання пацієнта, а тому кроки алгоритму повторюють спочатку. Індивідуальний комплекс може бути змінено, оскільки змінюється стан (і ступінь парезу) пацієнта. Після останнього сеансу здійснюють оцінювання ефективності відновлення рухів і мовлення після проведеного курсу тренувань рухів згідно з методиками, які викладено в [3, 4].

ВИСНОВКИ

Одним з провідних напрямів сучасної системи охорони здоров'я є індивідуальний підхід до лікування. Кожен етап відновлення рухів і усного мовлення у разі моторної або моторно-сенсорної афазії після інсульту передбачає індивідуальний підхід до активації резервів організму, в якому важливе місце займає тренування рухів на базі індивідуального комплексу керувальних впливів — програм, методик активації м'язових скорочень, які спрямовано на зменшення дефіциту рухових і мовленнєвих функцій, набутого внаслідок патології.

Формування індивідуального комплексу керувальних впливів згідно з загальним алгоритмом включає: виявлення у пацієнта загальних і специфічних протипоказань до застосування міоелектростимуляції та біотренування, кількісне оцінювання порушень рухових і мовленнєвих функцій, порушень м'язового тону за новими оригінальними методиками, перевірку обмежень до застосування програм та тривалості тренувань.

Для врахування показників як гіпер- так і гіпотонусу розроблено додатковий алгоритм, за яким для дозволеного тренування глобальних розгинальних рухів різних відділів верхньої та нижньої кінцівок вибирають дозволені програми тренувань, а також додатковий алгоритм, за яким вибирають дозволені згинальні рухи тонкої моторики кисті та їх програми тренувань. Особливістю цих алгоритмів є введення додаткових умов дозволу тренування, для чого сформовано критерії за інтервалами значень м'язового тону.

Виходячи з алгоритмів, було розроблено вирішувальні правила, які будуються із застосуванням алгебри предикатів, логічних змінних, що відповідають зазначеним вище критеріям і показникам. За цими правилами у бінарній формі на кожному етапі реабілітації визначають рекомендований за пріоритетом набір рухів, програм тренувань ("Синтез", "Донор", "Поріг", "Біотренування" за технологією ТРЕНАР®) та їх регламент.

Розглянутий підхід до формування індивідуального комплексу керувальних впливів для реабілітації рухів і моторики мовлення після інсульту є теоретичною основою синтезу мобільної інформаційної технології цифрової медицини допомоги лікарю у діагностиці та проведенні індивідуальної реабілітації рухових і мовленнєвих функцій після інсульту.

ЛІТЕРАТУРА

1. Вовк М. И. Новые возможности восстановления двигательных и речевых функций. *Кибернетика и вычисл. техника*. 2016. Вып. 186. С. 78–93.
2. Виленский, Б. С. Инсульт: профилактика, диагностика и лечение. СПб.: ООО «Издательство «Фолиант»», 2002. 397 с.
3. Вовк М.І., Куцяк О.А., Лаута А.Д., Овчаренко М.А. Інформаційний супровід досліджень динаміки відновлення рухів після інсульту. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2017. №3 (189). С. 61–78.
4. Вовк М.І., Пелешок С.Р., Галян Е.Б., Овчаренко М.А. Методика оценки моторных и сенсорных нарушений речи. Сборник статей научно-информационного центра «Знание» по материалам XI международной заочной научно-практической конференции: «Развитие науки в XXI веке» 3 часть, г. Харьков: сборник со статьями. Д.: научно-информационный центр «Знание», 2016. С. 64–70.
5. Белова А.Н., Щепетова О.Н. Шкалы, тесты и опросники в медицинской реабилитации. М.: Антидор, 2002. 440 с.
6. Кадыков А.С., Черникова Л.А., Шахпаронова Н.В. Реабилитация неврологических больных. М.: МЕДпресс-информ, 2008. 560 с.

Отримано 4.06.2018

REFERENCES

1. Vovk M.I. New opportunities for movement and speech rehabilitation. *Kibernetika i vychislitel'naâ tehnika*. 2016. Iss.186. P. 78–93 (in Russian).
2. Vilensky B.S. Stroke: ... SPb: Foliant, 2002. 397 p. (in Russian).
3. Vovk M.I., Kutsyak O.A., Laut A.D., Ovcharenko M.A. Information support of researches on the dynamics of movement restoration after the stroke. *Kibernetika i vychislitel'naâ tehnika*. 2017. №3 (189). P. 61–78. (in Ukrainian).
4. Vovk M.I., Peleshok S.R., Galian E.B., Ovcharenko M.A. Method for assessing motor and sensory speech disorders. Collection of articles of the scientific and information center "Znanie" on the basis of the XI international correspondence scientific-practical conference: "The development of science in the XXI century" 3 part, Kharkov: a collection with articles (standard level, academic level). Donetsk: Scientific and Information Center "Knowledge", 2016. pp. 70–76. (in Russian).
5. Belova A.N., Schepetova O.N. Scales, tests and questionnaires in medical rehabilitation. Moscow: Antidor, 2002. 440 p. (in Russian).
6. Kadykov A.S., Chernikova L.A., Shakhparonova N.V. Rehabilitation of Neurological Patients. Moscow: MEDpress-inform, 2008. 560 p. (in Russian).

Received 4.06.2018

М.И. Вовк, канд. биол. наук, старш. науч. сотр.,
зав. отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики
e-mail: vovk@irtc.org.ua; imvovk3940@gmail.com

Е.Б. Галян, канд. техн. наук, науч. сотр.,
отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики
e-mail: galian@irtc.org.ua

А.А. Куцяк, канд. техн. наук, науч. сотр.,
отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики
e-mail: spirotech85@ukr.net

А.Д. Лаута, канд. мед. наук, старш. науч. сотр.,
отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики
e-mail: dep140@irtc.org.ua

Международный научно-учебный центр информационных
технологий и систем НАН Украины и МОН Украины,
пр. Акад. Глушкова, 40, г. Киев, 03187, Украина

ФОРМИРОВАНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНОГО КОМПЛЕКСА УПРАВЛЯЮЩИХ ВОЗДЕЙСТВИЙ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ДВИЖЕНИЙ И РЕЧИ ПОСЛЕ ИНСУЛЬТА

Разработаны общий и дополнительные алгоритмы формирования индивидуального комплекса управляющих воздействий для реабилитации двигательных и речевых функций после инсульта. Согласно алгоритмам у пациента проверяют наличие общих и специфических противопоказаний к применению миоэлектростимуляции и/или биотренировки, проводят количественную оценку нарушений двигательных и речевых функций, мышечного тонуса по новым оригинальным методикам, проверку ограничений к применению программ и продолжительности тренировок. Разработаны решающие правила с применением алгебры предикатов и логических переменных, которые соответствуют указанным критериям и показателям. Согласно этим правилам в бинарной форме на каждом этапе реабилитации определяют рекомендуемые по приоритету наборы движений и программ тренировок ("Синтез", "Донор", "Порог", "Биотренировка" по технологии ТРЕНАР®) и их регламент.

Ключевые слова: инсульт, движение, речь, реабилитация, методики оценки, алгоритм, решающие правила, индивидуальные управляющие воздействия, программы, миоэлектростимуляция, биотренировка.

M.I. Vovk, PhD (Biology), Senior Researcher,
Head of Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department
e-mail: vovk@irtc.org.ua; imvovk3940@gmail.com

Ye.B. Galyan, PhD (Engineering), Researcher,
Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department
e-mail: galian@irtc.org.ua

O.A. Kutsyak, PhD (Engineering), Researcher,
Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department
e-mail: spirotech85@ukr.net

A.D. Lauta, PhD (Medicine), Senior Researcher,
Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department
e-mail: dep140@irtc.org.ua
International Research and Training Center for Information Technologies
and Systems of the National Academy of Sciences of Ukraine
and of Ministry of Education and Science of Ukraine,
Acad. Glushkov av. 40, Kyiv, 03187, Ukraine

FORMATION OF INDIVIDUAL COMPLEX OF CONTROL ACTIONS FOR MOTOR AND SPEECH REHABILITATION AFTER A STROKE

Introduction. At present, one of the leading directions in the healthcare system is an individual approach to treatment. Restoration of movements and oral speech after a stroke suggests the formation of an individual complex of control actions – programs, techniques for general limb movements, fine motor hand training to reduce the deficit of motor and speech functions acquired as a result of pathology.

The purpose of the article is to determine on the basis of which algorithms, the informative criteria for estimating the deficit of motor and speech functions, as well as rules to be solved, an individual set of movements, programs and training schedule to restore motor and speech functions after a stroke are formed.

Results. A general and additional algorithms for the formation of an individual complex of control actions for motor and speech functions rehabilitation after a stroke have been developed. According to the algorithms, the patient is tested for general and specific contraindications to the use of muscle electrical stimulation and / or biofeedback training, quantitative assessment of motor and speech functions, muscle tonus according to new original techniques, verification of limitations to the application of programs and the duration of training. Additional algorithms are designed taking into account both hyper- and hypotonic parameters. A special feature of these algorithms is the introduction of additional restrictions, for which intervals of muscle tone values are formed.

Decision rules have been developed using the algebra of predicates, logical variables corresponding to the specified criteria and indicators. According to these rules, in each stage of rehabilitation, a set of movements and training programs recommended by priority ("Synthesis", "Donor", "Threshold", "Biofeedback" according to TRENAR[®] technology) and their schedule are determined in binary form.

Conclusions. The considered approach to the formation of an individual complex of control actions for movement and speech rehabilitation after a stroke is the theoretical basis to synthesize the mobile information technology of digital medicine for assistance the physician in diagnosing and carrying out individual rehabilitation of motor and speech functions after a stroke.

Keywords: stroke, movement, speech, rehabilitation, quantitative assessment, algorithm, decision rules, individual control actions, programs, electrical muscle stimulation, biofeedback training.

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt192.03.064>

УДК 519.8.812.007

Л.Я.-Г. ШАХЛИНА¹, д-р. мед. наук, проф.
профессор кафедры спортивной медицины
e-mail: sportmedkafedra@gmail.com

Н.И. АРАЛОВА², канд. техн. наук, старш. науч. сотр.
старший научный сотрудник отд. оптимизации управляемых процессов
email: aralova@ukr.net

¹ Национальный университет физического воспитания и спорта Украины
ул. Физкультуры 1, г. Киев, 03150, Украина

² Институт кибернетики имени В.М. Глушкова НАН Украины
пр. Акад. Глушкова, 40, г. Киев, 03187, Украина

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ РЕАКЦИИ ОРГАНИЗМА СПОРТСМЕНОВ НА ВДЫХАНИЕ ГИПОКСИЧЕСКИХ СМЕСЕЙ НА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЫХАНИЯ

На математической модели функциональной системы дыхания имитировалось вдыхание спортсменками газовой смеси с низким содержанием кислорода и исследовалась зависимость функциональной самоорганизации их организма от гормонального статуса на протяжении менструального цикла. Полученные результаты свидетельствуют о том, что при планировании тренировочного процесса и формировании команд в соревновательной деятельности спортсменов необходимо учитывать особенности адаптации к гипоксической среде при циклических изменениях концентрации половых гормонов в их организме.

Ключевые слова: математическая модель функциональной системы дыхания, тренировочный процесс спортсменов, адаптация организма спортсменов, интервальная гипоксическая тренировка, функциональная самоорганизация организма.

ВВЕДЕНИЕ

Адаптация к высоким нагрузкам остается одной из актуальных проблем в физиологии спорта, труда и в практике спортивной медицины. В современном спорте высших достижений при существующих тренировочных и соревновательных нагрузках организм находится на грани предельных возможностей индивидуальной адаптации [1]. Исследование механизмов регуляции системы дыхания —

© Л. Я.-Г. ШАХЛИНА, Н.И. АРАЛОВА, 2018

одной из важнейших функциональных систем организма — при различных внутренних и внешних возмущениях относится к центральным задачам физиологии дыхания и кровообращения.

Успешное развитие науки об управлении, достижения в разработке теории систем, проникновение теории систем в самые разные области науки, техники и социальной сферы сделали возможным осуществление системного подхода к изучению биологических систем и к управлению тренировочным процессом спортсменок.

Применяющийся в спортивной педагогике системный подход к управлению процессом подготовки спортсменок, системообразующим фактором в котором является спортивный результат, позволяет осуществлять детальный анализ процесса подготовки спортсменок и роли в этом процессе биологических особенностей женского организма [2, 3], его реакций в разные фазы менструального цикла (МЦ) на возмущения внутренней и внешней среды организма, из которых одним из наиболее распространенных является гипоксическая гипоксия [4, 5].

Анализ спортивных результатов лучших спортсменок мира свидетельствует о том, что двигательная одаренность, высокий духовный потенциал, огромная трудоспособность и упорство в достижении цели позволяет им достичь спортивных результатов, которые ранее были доступны только мужчинам [5].

Вместе с тем, несмотря на большое количество исследований [5, 6], остаются актуальными и малоизученными закономерности формирования адаптационных реакций женского организма к изменениям внешней или внутренней среды. Также представляет интерес характер влияния биологических особенностей женского организма (цикличность функций его систем в связи с изменением концентрации половых гормонов в крови организма женщины в разные фазы менструального цикла) на психические состояния и физическую работоспособность спортсменок [2, 7].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Обеспечение работоспособности спортсменок, развитие их выносливости обусловлено, прежде всего, аэробной производительностью, определяющейся развитием и состоянием функциональной системы дыхания (ФСД), которая включает систему внешнего дыхания, кровообращения, дыхательную функцию крови, механизмы биологической регуляции, обеспечивающие тканевое дыхание [8]. Также можно предположить, что, наряду с общими закономерностями реакций организма на внутренние и внешние возмущающие воздействия, нужно учитывать реакцию организма женщины на гипоксию на протяжении МЦ.

Представляют также интерес недостаточно изученные реакции ФСД на изменения гормонального состояния организма женщины в разные фазы МЦ и, в частности, характер кислородных режимов организма (КРО). Эти данные имеют не только теоретическое, но и практическое значение, т.к. они во многом определяют работоспособность женщин [4, 8, 9].

В современной подготовке спортсменок нашло применение такое нетрадиционное средство, как тренировочный процесс в горных условиях и интервальная гипоксическая тренировка, направленные на повышение выносливос-

ти и развитие функциональной системы дыхания [8, 9]. Однако, несмотря на многолетнее использование горного климата, особенности реакции организма женщин на низкое парциальное давление кислорода во вдыхаемом воздухе в различные фазы менструального цикла (МЦ) требует дальнейшего исследования, т.к. женские половые гормоны — эстрогены — являются важным звеном в адаптационно-трофических реакциях организма. Эта группа гормонов обеспечивает возможности адекватного приспособления организма женщины к различным возмущающим воздействиям, в том числе и к физическим нагрузкам, и к недостатку кислорода во вдыхаемом воздухе. Влияние изменяющегося гормонального статуса организма на функциональное состояние и работоспособность спортсменок позволяет предположить, что реакция организма спортсменок на вдыхание газовых смесей с низким содержанием кислорода в разные фазы МЦ будет неодинаковой [4, 8].

Обеспечение работоспособности спортсменок, развитие выносливости обусловлено, прежде всего, аэробной производительностью, определяющейся развитием и состоянием функциональной системы дыхания [8]. Отметим также, что если рассматривать организм человека с точки зрения теории надежности и представить его в виде модели цепи со слабым звеном, то таким слабым звеном является система дыхания [10]. Она включает органы внешнего дыхания, систему кровообращения, систему дыхательной функции крови, механизмы биологической регуляции, обеспечивающие тканевое дыхание с ее сложными звеньями — нервной и гуморальной регуляцией.

На протяжении менструального цикла происходят изменения гормонального статуса, вызывая сложную перестройку нейрогуморальной регуляции функций всех систем организма — дыхания, кровообращения, дыхательной функции крови, потребления кислорода, существенно влияя на физическую работоспособность женщины [9].

В первую фазу цикла функция системы дыхания организма женщины даже в состоянии покоя достаточно напряжена: высокая легочная вентиляция и скорость потребления кислорода сопровождаются низкой экономичностью из-за увеличения частоты дыхания (высокий вентиляционный эквивалент и низкий кислородный эффект дыхательного цикла). В системе кровообращения высокая частота сердечных сокращений (ЧСС) при самом низком ударном объеме обуславливает достаточно высокий минутный объем крови (МОК). Низкими являются содержание гемоглобина в крови и, следовательно, кислородная емкость крови [11]. Снижается общая и специальная работоспособность спортсменок, увеличивается функциональная стоимость работы.

Постменструальная (вторая) и постовуляторная (четвертая) фазы цикла относятся к оптимальным фазам: функции системы дыхания и кровообращения наиболее экономичны и в состоянии покоя, и при физических нагрузках, наибольшая кислородная емкость крови повышает аэробные возможности организма спортсменок.

Третья фаза характеризуется наиболее высокой скоростью потребления кислорода, при этом увеличение минутного объема дыхания (МОД) происходит в основном за счет увеличения дыхательного объема. Средний уровень МОК обуславливается небольшими величинами ударного объема и частоты сердечных сокращений. Фаза характеризуется высокой функциональной стоимостью работы.

Для пятой, предменструальной фазы цикла, характерны высокая и наименее экономичная легочная вентиляция, осуществляющаяся в основном за счет увеличения частоты дыхания при наименьшем дыхательном объеме, следовательно, высоким вентиляционным эквивалентом и низким кислородным эффектом дыхательного цикла. Также неэкономично работает система кровообращения — высокое значение МОК обусловлено компенсаторно высокой частотой сердечных сокращений при низком сердечном выбросе. Снижается концентрация гемоглобина в крови. Следствием этого является низкая специальная и общая работоспособность и высокая функциональная стоимость выполненной работы [4, 9].

Настоящая работа является продолжением изучения реакций функциональной системы дыхания на изменения гормонального состояния организма женщины-спортсменки на протяжении МЦ. В [4] представлены результаты исследования реакции организма на вдыхание газовой гипоксической смеси с 11 % кислорода (гипоксический тест 10 минут) в разные фазы МЦ. Однако современные методики не позволяют определить степень тканевой гипоксии [9] и выявить на основе этого функциональный ресурс организма женщины.

Исследования на математической модели ФСД позволили детально проанализировать кислородные режимы отдельных органов и организма в целом и роль отдельных компенсаторных механизмов саморегуляции на вдыхание гипоксических смесей с 11 % кислорода [12, 13]. Имитация на математической модели массопереноса и массообмена респираторных газов показали, что вдыхание газовой смеси с 11 % кислорода приводит к снижению напряжения кислорода в артериальной крови ниже 50 мм рт.ст. во все фазы МЦ [14].

Цель исследования — определение реакции функциональной системы дыхания и выявление степени тканевой гипоксии у спортсменок при вдыхании гипоксической газовой смеси в разные фазы менструального цикла.

РЕШЕНИЕ ЗАДАЧИ

Системный подход требует, прежде всего, получения данных о легочной вентиляции, системном кровотоке, дыхательной функции крови, гипоксическом состоянии организма в состоянии покоя и при внутренних и внешних возмущениях.

Модель построена на гипотезе, что основной функцией системы дыхания является наиболее оптимальное удовлетворение потребности организма в биологической энергии [15]. Для этого уровень потребления кислорода должен обеспечить энергией скорость синтеза необходимого количества аденозинтрифосфата (АТФ), а скорость массопереноса O_2 — уровень потребления кислорода, который должен соответствовать потребности в нем организма (кислородному запросу). Регулирование кислородных режимов организма осуществляется единой системой, которая координирует и интегрирует сложнейшую работу самых различных механизмов и подчиняет ее единой задаче — поддерживать на оптимальном уровне кислородные параметры на всем пути O_2 в организме, т.е. наиболее экономно, эффективно

и надежно обеспечивать соответствие доставки кислорода кислородному запросу тканей.

Математическая модель функциональной системы дыхания. Применяя системный подход для описания процесса массопереноса респираторных газов в организме, представим систему дыхания в виде управляемой системы, в которой осуществляется массоперенос кислорода, углекислого газа и азота и управляющей, которая вырабатывает определенные воздействия, обеспечивающие нормальное течение процесса массопереноса газов [16–18]. Математическая модель управляемой части системы дыхания в [12, 13] представляет собой систему обыкновенных дифференциальных уравнений, описывающих динамику напряжений кислорода на всех этапах его пути в организме, в кратком виде имеет вид:

$$\begin{aligned}\frac{dp_i O_2}{d\tau} &= \varphi(p_i O_2, p_i CO_2, \eta_i, \dot{V}, Q, Q_{t_i}, G_{t_i} O_2, q_{t_i} O_2) \\ \frac{dp_i CO_2}{d\tau} &= \phi(p_i O_2, p_i CO_2, \eta_i, \dot{V}, Q, Q_{t_i}, G_{t_i} CO_2, q_{t_i} CO_2),\end{aligned}\quad (1)$$

где функции φ и ϕ детально описаны в [12, 13]; \dot{V} — вентиляция, η — степень насыщения гемоглобина кислородом, Q — объемная скорость системного и Q_{t_i} — локальных кровотоков, $q_{t_i} O_2$ — скорость потребления кислорода i -ым тканевым резервуаром, $q_{t_i} CO_2$ — скорость выделения углекислого газа в i -ом тканевом резервуаре. Скорости $G_{t_i} O_2$ потока кислорода из крови в ткань и $G_{t_i} CO_2$ углекислого газа из ткани в кровь определяется соотношением

$$G_{t_i} = D_{t_i} S_{t_i} (p_{ct_i} - p_{t_i}), \quad (2)$$

где D_{t_i} — коэффициенты проницаемости газов через аэрогематический барьер, S_{t_i} — площадь поверхности газообмена.

Целью управления [16] является вывод возмущенной системы в стационарный режим, при котором выполняются соотношения

$$|G_{t_i} O_2 - q_{t_i} O_2| \leq \varepsilon_1, \quad |G_{t_i} CO_2 + q_{t_i} CO_2| \leq \varepsilon_2, \quad (3)$$

где $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ заранее заданные достаточно малые положительные числа. При этом на управляющие параметры накладываются ограничения

$$0 \leq \dot{V} \leq \dot{V}_{max}, \quad 0 \leq Q \leq Q_{max}, \quad 0 \leq Q_{t_i} \leq Q, \quad \sum_{i=1}^m Q_{t_i} = Q, \quad (4)$$

где m — количество тканевых резервуаров в организме.

Кроме того, для разрешения конфликтной ситуации между исполнительными органами регуляции (дыхательными мышцами, сердечными мышцами и гладкими мышцами сосудов), являющимися в тоже время потребителями кислорода, и остальными тканями и органами [16, 19], введены соотношения

$$q_{resp.m.}O_2 = f(V), q_{heart.m.}O_2 = \varphi(Q), q_{smooth.m.}O_2 = \phi(Q). \quad (5)$$

В качестве критерия регуляции рассматриваем функционал

$$I = \min_{\substack{0 \leq \dot{V} \leq \dot{V}_{max} \\ 0 \leq Q_{ti} \leq Q_{max}}} \int_{\tau_0}^T [\rho_1 \sum_{t_i} \lambda_{t_i} (G_{t_i} O_2 - q_{t_i} O_2)^2 + \rho_2 \sum_{t_i} \lambda_{t_i} (G_{t_i} CO_2 + q_{t_i} CO_2)^2] d\tau \quad (6)$$

$$i = \overline{1, m},$$

где τ_0 — момент начала воздействия возмущения на систему, T — длительность этого воздействия, ρ_1 и ρ_2 — коэффициенты, характеризующие чувствительность конкретного организма к гипоксии и гиперкапнии, λ_{t_i} — коэффициенты, отражающие морфологические особенности отдельного тканевого резервуара i .

При таком управлении минимизируются общие затраты кислорода в организме и в каждом тканевом регионе, а также накопление углекислого газа.

При физической нагрузке, изменении качественного состава вдыхаемого воздуха и других возмущениях внешней и внутренней среды организма, математическая модель (1)–(6) имитирует разрешение конфликтной ситуации между тканями исполнительных и управляющих органов регуляции в борьбе за кислород [16] в виде перераспределения кровотока.

Пусть в момент времени τ_0 резко увеличилась интенсивность работы группы скелетных мышц. В модели это отражается увеличением скорости потребления кислорода $q_{scel.m.}O_2$ (и продуцированием углекислого газа $q_{scel.m.}CO_2$): $q_{scel.m.}O_2(\tau_0) \gg q_{scel.m.}O_2(\tau > \tau_0)$. Если система до момента времени τ_0 находилась в равновесии, то $G_{scel.m.}O_2(\tau_0) \ll q_{scel.m.}O_2(\tau_0)$ и потребуется значительное увеличение кровотока в скелетной мышце для компенсации разности $G_{scel.m.}O_2(\tau_0) - q_{scel.m.}O_2(\tau_0)$. Это осуществляется двумя путями [20]:

1. Не изменяя величины системного кровотока Q перераспределить кровотоки по тканям. В этой ситуации возникает конфликт между скелетными мышцами, работа которых потребовала усиления кровотока различными тканевыми регионами, у которых вследствие этого нарушается равновесие. Разрешение этой конфликтной ситуации состоит в том, что все ткани недополучают соответствующего количества кислорода.

2. Рост кровотока в тканях возможен за счет увеличения объемной скорости системного кровотока Q . В этом случае увеличивается интенсивность работы мышцы сердца, увеличивается ее кислородный запрос и тогда в ней развивается кислородная недостаточность. Таким же образом кислородная недостаточность возникнет в мышце сердца при компенсации гипоксии за счет работы дыхательных мышц, интенсификация работы которых увеличивает вентиляцию легких.

Критерий качества регуляции (6) учитывает оба стимула регуляции дыхания — гипоксический, направленный на компенсацию недостатка кислорода, и гиперкапнический, направленный на вывод из организма избытка углекислого газа. Задача сводится к поиску оптимальных управляющих воздействий \dot{V} , Q и Q_{ti} .

При возмущениях внешней и внутренней среды организма возникает борьба за кислород между работающими мышцами и мышцей сердца. В соответствии с моделью оптимального выбора скорости кровотока в органах при возмущении [16] для компромиссного разрешения этой конфликтной ситуации будет выбрано некоторое компромиссное решение, при котором обе группы мышц будут ощущать нехватку кислорода и напряжение O_2 в них снизится. При этом необходимо минимизировать функционалы

$$\begin{aligned}
 J_{brain} &= \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{brain} O_2 - q_{brain} O_2)^2 V_{ct_{brain}}}{W_{brain}} d\tau \\
 &+ \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{brain} CO_2 + q_{brain} CO_2)^2 V_{ct_{brain}}}{W_{brain}} d\tau \\
 J_{heart} &= \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{heart} O_2 - q_{heart} O_2)^2 V_{ct_{heart}}}{W_{heart}} d\tau \\
 &+ \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{heart} CO_2 + q_{heart} CO_2)^2 V_{ct_{heart}}}{W_{heart}} d\tau \\
 J_{scl.m.} &= \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{scl.m.} O_2 - q_{scl.m.} O_2)^2 V_{ct_{scl.m.}}}{W_{scl.m.}} d\tau \\
 &+ \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{scl.m.} CO_2 + q_{scl.m.} CO_2)^2 V_{ct_{scl.m.}}}{W_{scl.m.}} d\tau \\
 J_{other.tis.} &= \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{other.tis.} O_2 - q_{other.tis.} O_2)^2 V_{ct_{other.tis.}}}{W_{other.tis.}} d\tau + \\
 &\int_{\tau_0}^T \frac{(G_{other.tis.} CO_2 - q_{other.tis.} CO_2)^2 V_{ct_{other.tis.}}}{W_{other.tis.}} d\tau,
 \end{aligned}$$

где τ_0 — момент начала возмущающей нагрузки, T — длительность этого воздействия, W_{brain} , W_{heart} , $W_{scl.m.}$, $W_{other.tis.}$ — масса мозга, сердца, скелетных мышц и других тканей соответственно, $V_{ct_{brain}}$, $V_{ct_{heart}}$, $V_{ct_{scl.m.}}$, $V_{ct_{other.tis.}}$ — объем крови, омывающий соответствующую группу тканей.

Исходные данные для расчетов. Для получения исходных данных для имитации процесса дыхания обследовали здоровых девушек с нормальной менструальной функцией. Исследования проведены однократно в каждую фазу цикла. Фазы цикла определяли с помощью специального анкетного опроса, по данным ежедневного измерения базальной температуры, феномену „папоротника“ (цитологический тест эстрогенной насыщенности организма).

Также определяли МОД, газовый состав выдыхаемого и альвеолярного воздуха, параметры системы гемодинамики и крови. С их помощью рассчитывали показатели, характеризующие состояние системы дыхания и кровообращения (скорость потребления кислорода, дыхательный объем, дыхательный коэффициент, МОД, систолический объем) и показатели, характеризующие экономичность, интенсивность и эффективность системы дыхания и гемодинамики (вентиляционный и гемодинамический эквиваленты, скорость потребления кислорода на отдельных участках его массопереноса, кислородные эффекты дыхательного и сердечного циклов и т.п.) [21].

Далее, используя рассчитанные параметры и данные, полученные в результате обследования, имитировали условия гипобарии и рассчитывали парциальные давления и напряжения респираторных газов в альвеолярном воздухе, артериальной и смешанной венозной крови, крови тканевых капилляров [14, 22, 23].

На математической модели функциональной системы дыхания проведена имитация вдыхания спортсменками нормобарической и гипобарической смеси с 11% кислорода в разные фазы МЦ. Для индивидуализации модели системы дыхания использовали следующие исходные данные, полученные в результате функционального обследования: скорость потребления кислорода, минутный объем крови, масса тела, содержание гемоглобина, дыхательный коэффициент. Исходные данные для расчетов приведены в табл. 1.

Табл. 1. Исходные данные для имитации вдыхания газовой смеси соответствующей условиям нормоксии и гипоксической гипоксии с 11 % кислорода при различной концентрации половых гормонов в организме спортсменок

Показатели	% O_2	Фазы МЦ				
		I	II	III	IV	V
$Q, ml / s$	21	57,93	61,74	62,48	66,72	67,28
	11	79,0	77,14	80,66	79,14	83,15
$q_t O_2, ml / s$	21	3,26	2,91	3,33	2,93	2,75
	11	2,46	4,73	4,12	4,077	3,46
RQ	21	0,86	0,81	0,92	0,80	0,90
	11	0,85	0,94	0,85	0,84	0,85
V_t, ml	21	388,4	352,6	400,6	345,3	310,0
	11	444,6	469,6	544,2	439,8	422,6
Hb	21	124,5	125,5	120,9	122,0	126,6
	11	124,9	124,1	123,0	124,7	130,8
t, c	21	3,57	3,7	3,4	3,57	2,9
	11	3,4	3,8	3,5	3,5	3,57
W, kg	21	56	56	56,5	57	57,5
	11	56	56	56,5	57	57,5

Исследования проводили на модели с четырьмя тканями. При этом скорости потребления кислорода по тканевым регионам распределялись следующим образом: в мозге 14,65 %, в тканях сердца 7,87 %, в скелетных мышцах 30,2 % и на все остальные ткани 43 %. Что касается системного кровотока, то его доля в тканях мозга составляла 15,5 %, в сердечной мышце 4,46 %, в скелетных мышцах 20 % и 60 % в тканях других органов.

Известно [15], что уровень напряжения кислорода в тканях зависит от кровоснабжения и интенсивности окислительных процессов в них. Так, скорость потребления кислорода тканями мозга снижается, если парциальное давление кислорода во вдыхаемой газовой смеси падает ниже 100 мм рт.ст. [24]. В условиях гипоксической гипоксии при содержании во вдыхаемом воздухе 11 % кислорода, его напряжение в мозге, сердце, скелетных мышцах и других органах существенно снижается [14]. Так, в условиях нормоксии снижение минутного объема крови (во вторую фазу цикла МОК меньше на 489 мл/мин по сравнению с четвертой) приводит к снижению напряжения кислорода в мозге на 2,1 мм рт.ст., в тканях сердца — на 1,6 мм рт.ст., в смешанной венозной крови на 1,6 мм рт.ст. по сравнению с четвертой фазой. Незначительное увеличение в пятую фазу по отношению ко второй фазе цикла МОК на 537 мл/мин вызывает более выраженные различия напряжения кислорода в изучаемых тканях в эти фазы, так pO_2 в мозге ниже на 3,28 мм рт.ст., в сердечной мышце на 2,66 мм рт.ст., в скелетных мышцах — на 2,3 мм рт.ст. Отметим более выраженную, по сравнению с сердечной мышцей, реакцию на гипоксическую гипоксию тканями мозга.

При увеличении МОК в пятую фазу на 633 мл/мин по отношению ко второй, вдыхание гипоксической смеси с 11 % кислорода привело бы к еще более выраженному снижению pO_2 , так, в тканях мозга напряжение кислорода снизилось бы на 5,33 мм рт.ст., в сердечной мышце на 2,43 мм рт.ст., в скелетных мышцах — на 4,5 мм рт.ст., в тканях других органов на 4,4 мм рт.ст. Напряжение кислорода в тканях стало бы ниже критических уровней, это привело бы к снижению скорости потребления кислорода в них и, как следствие, к нарушению их функций. В смешанной венозной крови pO_2 снизилось бы на 4,1 мм рт.ст., т.е. наблюдалась бы выраженная венозная гипоксемия.

Далее на модели исследовали компенсаторную роль локальных механизмов саморегуляции в предупреждении развития тканевой гипоксии при имитации дыхания газовой смесью с 11 % кислорода на протяжении МЦ. Были проведены следующие серии экспериментов.

Эксперимент 1. МОД – постоянный, компенсация осуществляется только за счет МОК. На рис. 1. представлены результаты имитации дыхания спортсменками смеси с 11 % кислорода. Парциальное давление кислорода в альвеолярном пространстве во все фазы цикла оказалось бы ниже 50 мм рт.ст., исключение составляет лишь четвертая фаза со значением этого параметра 50,9 мм рт.ст. В артериальной крови напряжение кислорода снизилось бы намного ниже критического уровня.

Естественным следствием артериальной гипоксемии является снижение напряжения кислорода в исследуемых тканях ниже критического уровня.

Заметим также, что в первую фазу МЦ в условиях нормоксии напряжение кислорода в исследуемых тканях выше, чем во вторую, третью и

четвертую, в то время, как в первую фазу при гипоксической гипоксии ткани других органов находятся в еще более сложных условиях в плане снабжения их кислородом.

Эксперимент 2. МОК равен условиям нормоксии, компенсация осуществляется только за счет системы дыхания. Несколько повышается парциальное давление кислорода в альвеолярном воздухе, особенно в первую, третью и пятую фазы цикла (Рис. 2). Напряжение кислорода в смешанной венозной крови ниже 30 мм рт.ст. Особенно это выражено во вторую фазу, и только в пятую фазу pO_2 в смешанной венозной крови несколько выше по сравнению с другими.

Снижение в артериальной крови напряжения кислорода ниже критического уровня может привести к снижению скорости потребления кислорода с проявлением некомпенсированной гипоксии в тканях. Так, исследование на модели показало, что при вдыхании газовой смеси с 11 % кислорода напряжение кислорода в тканях мозга снизилось бы до 16,4 мм рт.ст., в третью и пятую фазы оно было бы несколько выше 20 мм рт.ст., лишь в четвертую фазу оно было бы 25,91 мм рт.ст., что все равно значительно ниже физиологической нормы. Также снизилось бы pO_2 и в скелетных мышцах, и в тканях остальных органов, кроме мышцы сердца, в которой в первую, третью и пятую фазы pO_2 увеличилось бы, не достигая, однако, значений нормоксии, во вторую и четвертую было бы ниже 20 мм р.ст. Таким образом, если при гипоксической гипоксии не происходит увеличение МОК, то это бы привело к выраженной артериальной и венозной гипоксемии, особенно во вторую и четвертую фазы, а это, в свою очередь, привело бы к снижению pO_2 в тканях работающих органов.

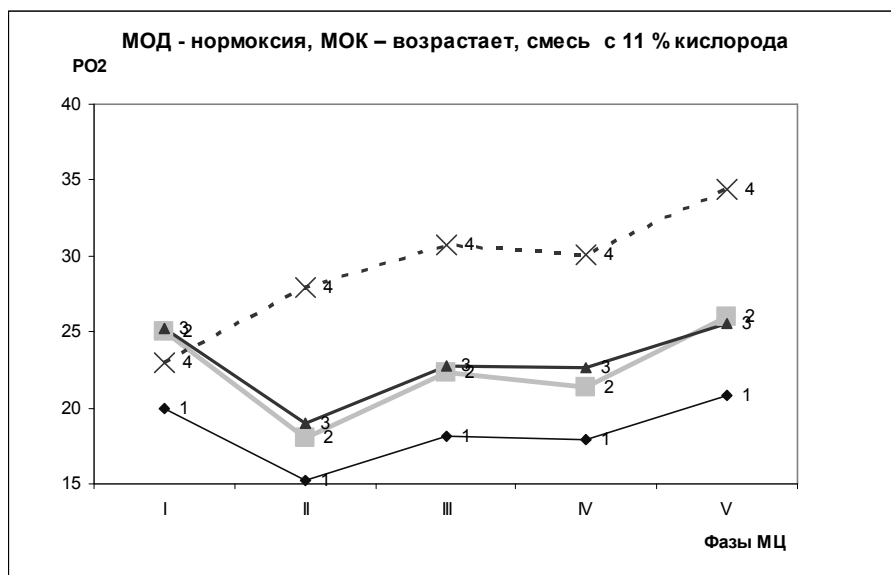


Рис. 1. Динамика напряжения кислорода в тканях 1 — сердце, 2 — мозг, 3 — скелетные мышцы, 4 — другие ткани по фазам цикла при компенсации только за счет системы кровообращения

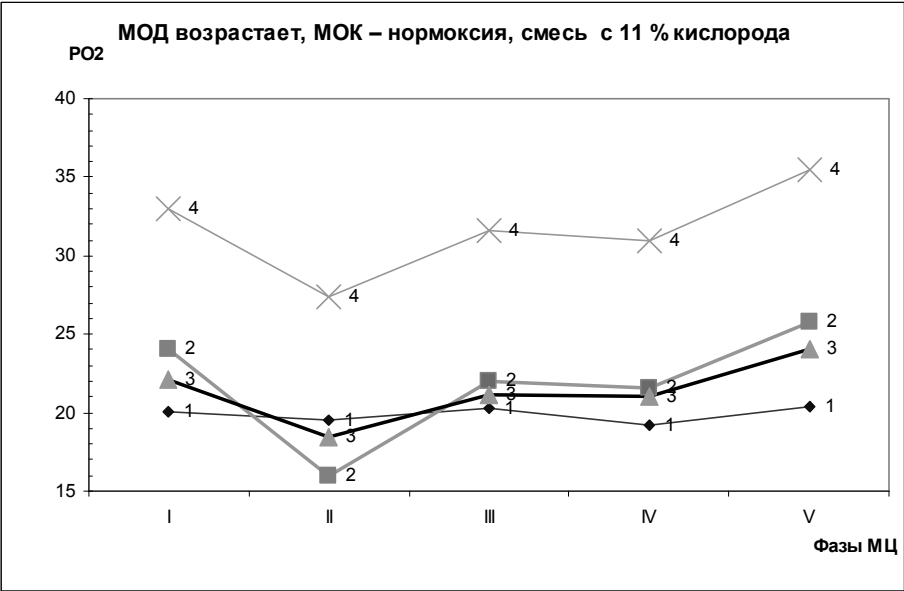


Рис. 2. Динамика напряжения кислорода в тканях 1 — сердце, 2 — мозг, 3 — скелетные мышцы, 4 — другие ткани по фазам цикла при компенсации только за счет системы дыхания

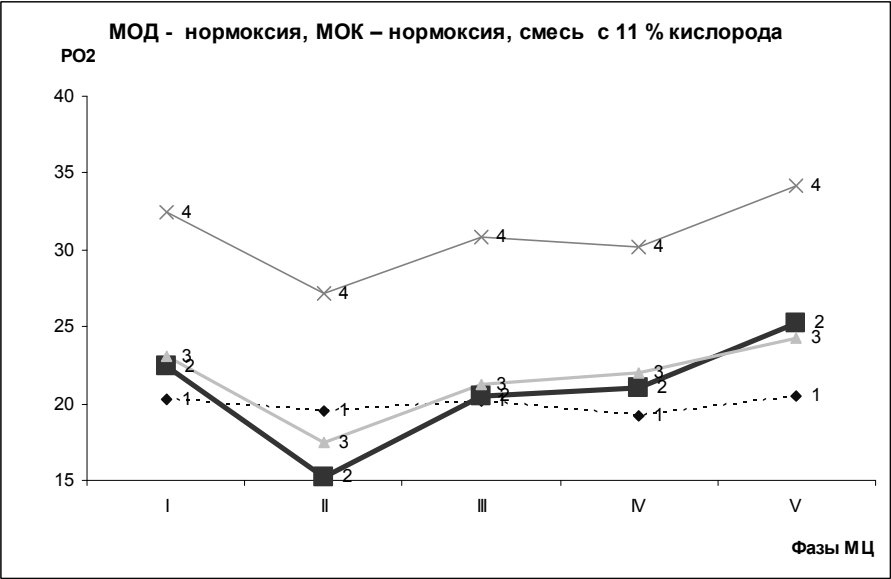


Рис. 3. Динамика напряжения кислорода в тканях. 1 — сердце, 2 — мозг, 3 — скелетные мышцы, 4 — другие ткани по фазам цикла при отсутствии компенсации за счет системы дыхания и кровообращения

Эксперимент 3. *Величины МОД и МОК не изменяются по сравнению с нормоксией.* Расчеты показали, что во вторую и четвертую фазы происходит снижение напряжения кислорода ниже 50 мм рт.ст., в третью фазу этот показатель составил бы 50,23 мм рт.ст., в пятую фазу — несколько выше. На рис. 3 видно, что напряжение кислорода в артериальной крови находится между значениями таковых при отсутствии компенсации со стороны МОД и МОК. Что касается степени венозной гипоксемии, то наименьшие значения этого показателя были во вторую фазу, несколько большими были бы величины в третью и четвертую фазы, в пятую фазу pO_2 в смешанной венозной крови составило бы 30 мм рт.ст.

При полном отсутствии компенсации со стороны системы дыхания и кровообращения в тканях мозга во вторую фазу происходит резкое снижение pO_2 , в третью и четвертую фазы этот показатель несколько увеличивается до 20,77 и 20,86 мм рт.ст, в пятую фазу до 25,27 мм рт.ст., т.е. эти показатели даже несколько выше, чем при отсутствии компенсации или со стороны МОД, или со стороны МОК. При полном отсутствии компенсаторной реакции со стороны системы дыхания и кровообращения значения показателя pO_2 в сердечной мышце примерно такие же, как и при отсутствии компенсации со стороны МОК. Когда же отсутствует увеличение легочной вентиляции, это приводит к самым низким величинам напряжения кислорода в тканях сердца.

Анализ имитации отсутствия компенсации со стороны системы внешнего дыхания выявил, что достоверно снижаются pO_2 и pCO_2 во все фазы цикла, при этом парциальное давление кислорода в альвеолах и напряжение O_2 в артериальной крови выше в третью и пятую фазы цикла по сравнению со второй и четвертой. При отсутствии компенсации только со стороны системного кровотока при гипоксической гипоксии снижение этих параметров менее выражено, но снижается при этом pO_2 в смешанной венозной крови.

Следующая серия экспериментов позволила выявить значение неодинаковых величин МОД и МОК для обеспечения организма кислородом в разные фазы МЦ. Результаты имитационного моделирования представлены в табл. 2.

Эксперимент 4. *Во все фазы цикла при нормоксии величины МОД и МОК выбираются соответствующие второй фазе цикла, когда значения этого показателя наименьшие попеременно или одновременно.* При сниженном МОК парциальное давление кислорода в альвеолярном пространстве и напряжение кислорода в артериальной крови изменяются больше, чем при отсутствии компенсации со стороны МОК. Снижение одновременно МОК и МОД в фазе овуляции приводит к еще большему снижению pO_2 в артериальной крови. При этом, также, еще больше проявляется венозная гипоксемия.

Эксперимент 5. *Во все фазы цикла при гипоксической гипоксии величины МОД и МОК выбираются попеременно или одновременно соответствующими второй фазе цикла, когда значения этого показателя наименьшие.*

Табл. 2. Расчетные значения pO_2 при имитации вдыхания смеси с 11 % кислорода в третью фазу МЦ при различном выборе МОК и МОД (в мм рт.ст.)

МОК	МОД	Воздухоносн. пути	Альвеолярн. воздух	Арте- рия	Ткани				Вена
					Мозг	Серд.	Ск.м.	Друг.	
III фаза	II фаза	74,51	51,17	42,32	23,27	18,9	23,38	32,25	28,94
II фаза	II фаза	74,59	51,43	42,93	23,01	18,9	23,02	32,18	28,81
II фаза	III фаза	57,79	53,95	45,48	23,78	19,05	23,1	32,6	29,12
III фаза	III фаза	63,31	60,8	56,53	41,72	29,08	23,81		

Наблюдается та же зависимость, что и при нормоксии: разность изменений pO_2 и pCO_2 больший при отсутствии компенсации со стороны МОК чем со стороны МОД. При одновременном отсутствии этих компенсаторных компонентов венозная гипоксемия становится еще более выраженной, чем при отсутствии одного из этих компенсаторных компонентов, особенно МОД.

Эти результаты свидетельствуют о том, что при возмущении внешней среды в виде гипоксической смеси с 11 % кислорода без увеличения легочной вентиляции и системного кровотока напряжения кислорода в тканях могут оказаться ниже критического уровня (Табл. 2).

Серии экспериментов 4 и 5 показали, что в условиях нормоксии ткани мозга больше реагируют на изменение кровотока, а в условиях гипоксической гипоксии и на отсутствие компенсации и со стороны МОД и со стороны МОК, особенно при совместном отсутствии компенсаторных реакций.

Ткани сердца при нормоксии больше реагируют на отсутствие компенсаторной реакции со стороны системы внешнего дыхания. При гипоксической гипоксии в третьей фазе pO_2 в сердечной мышце снижается по сравнению с нормоксией на 4, 42 мм рт.ст. при неизменяющемся МОД.

В четвертую и пятую фазы цикла за счет повышения тонуса симпатического отдела ЦНС [11] в условиях и нормоксии и гипоксии МОК увеличивается. Поэтому, следующая серия экспериментов состояла в имитации дефицита со стороны системного кровотока в четвертую и пятую фазы цикла при нормоксии и гипоксической гипоксии.

Эксперимент 6. При величине МОД, соответствующей исследуемой фазе цикла, берем МОК по величине равный второй фазе цикла. Полученные результаты показывают, что отсутствие компенсации со стороны системного кровотока в условиях нормоксии привело бы к выраженной венозной гипоксемии при некотором увеличении напряжения парциального давления кислорода в артериальной крови и альвеолярном пространстве. Так, если бы МОК в четвертой фазе был бы равным МОК второй фазы, т.е. снизился бы на 489 мл/мин, то в смешанной венозной крови pO_2 снизилось

бы на 3, 25 мм рт.ст., а в артериальной крови возросло на 2,22 мм рт.ст. При имитации вдыхания газовой смеси с 11 % кислорода в артериальной крови, в которой pO_2 достоверно ниже критического уровня, снижение системного кровотока (до уровня второй фазы цикла) повысило бы pO_2 на 0,34 мм рт.ст в смешанной венозной крови. В пятую фазу при замене значения МОК на таковое из второй фазы (МОК снизился на 537 мл/мин в условиях нормоксии и на 633 мл/мин при гипоксической гипоксии) привела бы к менее выраженной венозной гипоксемии, причем как в условиях нормоксии, так и в условиях гипоксической гипоксии.

Уменьшение компенсаторного эффекта системного кровотока свидетельствуют о большем проявлении венозной гипоксемии и в пятую и, особенно, в четвертую фазы цикла, таким образом подчеркивая значение системного кровотока в эти фазы цикла.

При нормоксии снижение системного кровотока привело бы к снижению pO_2 в мозге на 5,04 мм рт.ст., в тканях сердца на 2,91 мм рт.ст.

В исследуемых тканях при гипоксической гипоксии (вдыхание воздуха с 11 % кислорода) pO_2 в тканях мозга составило бы всего 23,27 мм рт.ст. (снижение на 16,86 мм рт.ст. по отношению к нормоксии и на 0,82 мм рт.ст по отношению к гипоксической гипоксии) что значительно ниже критического уровня. В тканях сердца напряжение кислорода снизилось бы на 9,98 мм рт.ст. по отношению к условиям нормоксии и на 0,33 мм по отношению к гипоксической гипоксии (18,9 мм рт.ст.).

В пятую фазу при имитации условий нормоксии расчеты показали, что pO_2 в мозге снизилось бы на 4,73 мм рт.ст, в тканях сердца на 3,07 мм рт.ст., при имитации вдыхания газовой смеси с 11 % кислорода pO_2 в тканях мозга снизилось на 13, 91 мм рт.ст, а в сердечной мышце на 7,56 мм рт.ст., снижение величины системного кровотока снизило бы pO_2 в тканях мозга на 0,95 мм рт.ст, в сердце на 1,12 мм рт.ст., т.е реакция была бы более выраженной чем в четвертую фазы.

Приведенные результаты имитационного моделирования наглядно демонстрируют имеющиеся различия в кислородных режимах тканей организма в разные фазы менструального цикла и достоверные различия в реакциях тканей мозга, сердца, скелетных мышц на гипоксическую гипоксию при изменении гормонального статуса организма спортсменки.

Результаты теоретического исследования на математической модели массопереноса респираторных газов в организме свидетельствуют о необходимости при планировании тренировочного процесса спортсменок с одной стороны учитывать фазы МЦ, а с другой стороны разрабатывать новые методы, позволяющие улучшать функциональное состояние организма спортсменок и способствовать росту спортивных результатов.

При планировании объема, интенсивности, направленности тренировочных нагрузок с учетом гормонального статуса организма спортсменки необходимо учитывать, что вторая и четвертая фазы цикла характеризуются экономичностью и эффективностью системы дыхания и кровообращения, кислородных режимов организма: проявление скоростно-силовых возмож-

ностей, проприоцептивная чувствительность, координация движений в эти фазы выше. Поэтому в эти фазы будет более эффективно развитие скоростно-силовых качеств, специальной выносливости, технического мастерства.

В третью фазу, в связи с биологическими особенностями женского организма, любой вид деятельности, не имеющий прямого отношения к процессу овуляции, становится второстепенным, поэтому нарушается точность и координация движений, повышается лабильность нервных процессов, что приводит к снижению работоспособности, т.к. повышается функциональная стоимость работы, ее силовых и скоростных возможностей.

ВЫВОДЫ

При имитации вдыхания газовой смеси с 11 % кислорода были получены значения локальных кровотоков и напряжения кислорода в рассматриваемых тканях, что позволяет судить о специфике функциональной саморегуляции и, следовательно, адаптационных возможностях к гипоксии организма женщин при циклических изменениях гормонального статуса в разные фазы менструального цикла. Результаты предварительных исследований показывают, что в условиях гипоксии в результате вдыхания газовой смеси с 11% кислорода без компенсаторного увеличения легочной вентиляции и системного кровообращения напряжение кислорода в тканях организма может оказаться ниже критического уровня и с разной степенью выраженности в разные фазы МЦ, что и подтверждается представленными результатами расчета на математической модели напряжения кислорода в исследуемых тканях. Расчетные значения системного кровотока показали хорошее совпадение с данными, полученными экспериментальным путем.

Приведенные выше рассуждения говорят о необходимости дальнейшего изучения индивидуальных реакций организма спортсменок в условиях гипоксической гипоксии для научной обоснованности спортивной подготовки женщин с учетом биологических особенностей их организма.

ЛИТЕРАТУРА

1. Олимпийский спорт. под общ. ред. В.Н. Платонова. Киев: Олимпийская литература, 2009. Т.2. С.641–671.
2. Шахлина Л.Я.-Г., Чистякова М.А. Психофизиологические состояния спортсменок высокой квалификации, специализирующихся в дзюдо в различные фазы менструального цикла. *Лечебная физкультура и спортивная медицина*. 2013. № 8 (116). С. 11–16.
3. Шахлина Л.Я.-Г., Вовчаныця Ю.Л., Калитка С.В. Морфологический и биохимический состав красной крови спортсменок высокой квалификации, специализирующихся в видах спорта преимущественным развитием качества выносливости. *Лечебная физкультура и спортивная медицина*. 2013. № 9 (117). С. 22–25.
4. Шахлина Л.Я.-Г. Реакция организма спортсменок на снижение содержания кислорода во вдыхаемом воздухе в разные фазы менструального цикла. *Спортивная медицина*. 2008. № 1. С. 78–82.
5. Иорданская Ф.А. Мужчина и женщина в спорте высших достижений. Проблемы полового диморфизма. Москва: Сов.спорт, 2012. 256 с.
6. Шахлина Л.Я.-Г. Особенности функциональной адаптации организма спортсменок высокой квалификации к большим физическим нагрузкам. *Спортивная медицина*. 2012. № 1. С. 20–30.

7. Шахлина Л. Я.-Г., Евпак Н.А. Взаимосвязь психофизиологического состояния и специальной работоспособности спортсменов, специализирующихся в водном поло. *Спортивная медицина*. 2015. № 1–2. С. 59–63.
8. Колчинская А.З., Цыганова Т.Н., Остапенко Л.А. Нормобарическая интервальная гипоксическая тренировка в медицине и спорте. Москва: Медицина, 2003. 408 с.
9. Шахлина Л.Я.-Г. Медико-биологические основы спортивной тренировки женщин. Киев: Наук. думка, 2001. 325 с.
10. Онопчук Ю.Н., Белошицкий П.В., Аралова Н.И. К вопросу о надежности функциональных систем организма. *Кибернетика и вычислительная техника*. 1999. Вып. 122. С. 72–82.
11. Спортивная медицина: Учебник для студентов высших учебных заведений физического воспитания под ред. Л. Я.-Г. Шахлиной. Киев: Наукова думка, 2016. 452 с.
12. Онопчук Ю.Н., Гриценко В.И., Вовк М.И., Котова А.Б. и др. Гомеостаз функциональной системы дыхания как результат внутрисистемного и системно-средового информационного взаимодействия. *Биоэкомедицина. Единое информационное пространство*. Киев. 2001. С. 59–81.
13. Онопчук Ю.Н., Гриценко В.И., Вовк М.И., Котова А.Б. и др. Гомеостаз функциональной системы дыхания как результат внутрисистемного и системно-средового информационного взаимодействия. *Биоэкомедицина. Единое информационное пространство*. Киев. 2001. С. 82–104.
14. Аралова Н.И., Шахлина Л. Я.-Г. Математические модели функциональной самоорганизации системы дыхания человека при изменении гормонального статуса организма. *Международный науч.-техн. журн. «Проблемы управления и информатики»*. 2018. № 3. С. 132–141.
15. Вторичная тканевая гипоксия. под общ. Ред. А.З. Колчинской. Киев: Наук. думка. 1983. 253 с.
16. Полинкевич К.Б., Онопчук Ю.Н. Конфликтные ситуации при регулировании основной функции системы дыхания организма и математические модели их разрешения. *Кибернетика*. 1986. № 3. С. 100–104.
17. Онопчук Ю.Н. Об одной имитационной модели для исследования сложных физиологических процессов. *Кибернетика*. 1979. № 3. С. 66–72.
18. Онопчук Ю.Н. Об одной общей схеме регуляции режимов внешнего дыхания, минутного объема крови и тканевого кровотока по кислородному запросу. *Кибернетика*. 1980. № 3. С. 110–115.
19. Онопчук Ю.Н., Полинкевич К.Б., Бобрякова И.Л. Концептуальные модели управления системой дыхания и их анализ при математическом моделировании. *Кибернетика и системный анализ*. 1993. № 6. С. 76–88.
20. Аралова Н.И. Исследование на математической модели роли гипоксии, гиперкапнии и гипометаболизма в саморегуляции системы дыхания при внутренних и внешних возмущениях. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2017. Вып. 188. С. 49–64.
21. Аралова А.А., Аралова Н.И., Ковальчук-Химюк Л.А., Онопчук Ю.Н. Автоматизированная информационная система функциональной диагностики спортсменов. *Управляющие системы и машины*. 2008. № 3. С. 73–78.
22. Аралова Н.И. Математическая модель механизмов краткосрочной и среднесрочной адаптации функциональной системы дыхания лиц, работающих в экстремальных условиях. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2015. Вып. 182. С. 16–21.
23. Аралова Н.И. Информационные технологии поддержки принятия решений при реабилитации спортсменов, занимающихся спортивными единоборствами. *Международный научно-технический журнал «Проблемы управления и информатики»*. 2016. № 3. С. 160–170.
24. Колчинская А.З. Кислородные режимы организма ребенка и подростка Киев: Наук. думка, 1973. 320 с.

Отримано 07.05.2018

REFERENCES

1. Olympic sport, by V.N. Platonova (ed.). Kyiv: Olympic literature, 2009. V. 2. P. 641–671. (in Russian).
2. Shakhlina L.- Ya. G., Chistyakova MA Psychophysiological conditions of athletes of high qualification, who specialize in judo in various phases of the menstrual cycle. *Physiotherapy exercises and sports medicine*. 2013. No. 8 (116). P. 11–16. (in Russian).
3. Shakhlina L.Ya.-G., Vovchanytsya Yu.L., Kalitka S.V. Morphological and biochemical composition of red blood of athletes of high qualification, specializing in sports, the predominant development of the quality of endurance. *Therapeutic physical training and sports medicine*. 2013. No. 9 (117). P. 22–25. (in Russian).
4. Shakhlina L.Ya.-G. The reaction of the athlete's body to reduce the oxygen content in the inspired air in different phases of the menstrual cycle. *Sports medicine*. 2008. No. 1. P. 78–82. (in Russian).
5. Iordanskaya F.A. Man and woman in the sport of higher achievements. Problems of sexual dimorphism. Moscow: Sov.sport, 2012. 256 p. (in Russian).
6. Shakhlina L.Ya.-G. Features of functional adaptation of the organism of high-qualified athletes to large physical loads. *Sports Medicine*. 2012. No. 1. C. 20–30. (in Russian).
7. Shakhlina L.Ya.-G., Evpak N.A. Interrelation of the psychophysiological state and special working capacity of athletes specializing in water polo. *Sports medicine*. 2015. № 1–2. P.59–63. (in Russian).
8. Kolchinskaya AZ, Tsyganova TN, Ostapenko LA Normobaric interval hypoxic training in medicine and sports. Moscow: Medicine, 2003. 408 p. (in Russian).
9. Shakhlina L.Ya.-G. Medical and biological principles of sports training of women. Kyiv: Nauk. dumka, 2001. 325 p. (in Russian).
10. Onopchuk Yu.N., Beloshitsky P.V., Aralova N.I. To the question of the reliability of the functional systems of the organism. *Kibernetika i vychislitel'naâ tehnika*. 1999. Issue. 122. P. 72–82. (in Russian).
11. Sport medicine: Textbook for students of higher educational institutions of physical education / editor L.Ya.-G. Shakhlina. Kiev: Naukova dumka, 2016. 452 p. (in Russian).
12. Onopchuk Yu.N., Gritsenko V.I., Vovk M.I., Kotova A.B. & other. Homeostasis of the functional respiratory system as a result of intrasystemic and systemic-environmental information interaction. *Bioecomedicine. Single information space*. Kiev. 2001. P. 59–81. (in Russian).
13. Onopchuk Yu.N., Gritsenko V.I., Vovk M.I., Kotova A.B. & other. Homeostasis of the functional circulatory system as a result of intrasystemic and systemic-environmental information interaction. *Bioecomedicine. Single information space*. Kiev. 2001. P. 82–104. (in Russian).
14. Aralova N.I., Shakhlina L. Ya.-H. The mathematical models of functional self-organization of the human respiratory system with a change of the hormonal states of organism. *Journal of Automation and Information Sciences*. No. 3, pp. 132–141. (in Russian).
15. Secondary tissues hypoxia ed. A.Z. Kolchinskaya. Kyiv: Nauk.dumka, 1983. 253 p. (in Russian).
16. K.B. Polinkevich, Y.N. Onopchuk. Conflicts in the regulation of the primary functions of the respiratory system of the body and the mathematical model for their solution. *Cybernetic*. 1986, No. 3, pp. 100–104 (in Russian).
17. Onopchuk Yu.N. On one imitation model for the study of complex physiological processes. *Cybernetics*. 1979. No. 3. P. 66–72. (in Russian).
18. Onopchuk Yu.N. About a general scheme of regulation of external respiration regimes, minute volume of blood and tissue blood flow by oxygen demand. *Cybernetics*. 1980. № 3. P. 110–115. (in Russian).
19. Onopchuk Yu.N., Polinkevich K.B., Bobryakova I.L. The conceptual models of control of the respiratory system and their analysis in mathematical modeling. *Cybernetics and system analysis*. 1993. No. 6. P. 76–88. (in Russian).
20. Aralova N. I. Research of role of hypoxia, hypercaphnia and hypometabolism in the regulation of the respiratory ststem in their internal and external disturbances based on the

- mathematical model. *Kibernetika i vychislitel'naâ tehnika*. 2017. No 188, pp. 49–64. (in Russian).
21. Aralova A.A., Aralova N. I., Kovalchuk – Khimiuk L. A., Onopchuk, Yu. N. Computer – aided information system of functional diagnostics of sportsmen. *Control Systems and Computers*. 2008. No 3, pp. 73–78. (in Russian).
 22. Aralova N.I. Mathematical model of the mechanism short- and medium-functional adaptation of breath of persons work in extreme conditions high. *Kibernetika i vychislitel'naâ tehnika*. 2015. Vol. 182. P. 16–21. (in Russian).
 23. Aralova N.I. Information technologies of decision making support for rehabilitation of sportsmen engaged in combat sport. *Journal of Automation and Information Sciences*. 2016. No. 3. P. 160–170. (in Russian).
 24. Kolchinskaya A.Z. Oxygen regimes of an organism of a child and adolescent Kyiv: Nauk. dumka, 1973. 320 p.

Received 07.05.2018

Л.Я.-Г. Шахліна¹, д-р. мед. наук, проф.
професор кафедри спортивної медицини
e-mail: sportmedkafedra@gmail.com

Н.І. Аралова², канд. техн. наук, старш. наук. співроб.
старш. наук. співроб. відд. оптимізації керованих процесів
aralova@ukr.net

¹ Національний університет фізичного виховання і спорту України
вул.Фізкультури 1, Київ, 03150, Україна

² Інституту кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України,
пр. Акад. Глушкова, 40, м. Київ, 03187 Україна

ПРОГНОЗУВАННЯ РЕАКЦІЇ ОРГАНІЗМУ СПОРТСМЕНОК НАВДИХАННЯ ГІПОКСИЧНОЇ СУМІШІ НА МАТЕМАТИЧНІЙ МОДЕЛІ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ДИХАННЯ

За допомоги математичної моделі функціональної системи дихання проімітовано вплив вдихання спортсменками газової суміші з низьким вмістом кисню та досліджено залежність функціональної самоорганізації організму спортсменок від гормонального статусу протягом менструального циклу. Отримані результати свідчать про те, що під час планування тренувального процесу та формування команд в змагальній діяльності необхідно враховувати особливості адаптації до гіпобаричного середовища за умови циклічних змін концентрації статевих гормонів у організмі спортсменок.

Ключові слова: математична модель функціональної системи дихання, тренувальний процес, адаптація організму спортсменки, інтервальне гіпоксичне тренування, функціональна самоорганізація організму.

L.Ya.-G. Shakhlina¹, DSc (Medicine), Professor,
Professor of Sport Medicine Dep.
e-mail: sportmedkafedra@gmail.com

N.I. Aralova², PhD (Engineering), Senior Researcher,
Senior Researcher of Dep. of Optimization
of Controlled Processes
e-mail: aralova@ukr.net

¹National University of Physical Education and Sport of Ukraine
Fiscultury Street, 1, Kiev, 03150, Ukraine

²Glushkov Institute of Cybernetics of National Academy of Sciences of Ukraine,
Acad. Glushkov av., 40, Kiev, 03187, Ukraine

FORECASTING THE ORGANISM REACTION OF THE ATHLETES ON INHIBITING HYPOXIC MIXTURES ON THE MATHEMATICAL MODEL OF THE FUNCTIONAL RESPIRATION SYSTEM

Introduction. In the modern sports of higher achievements, the issues of training and competitive activity of athletes using the hypoxic factor in natural-mountain conditions or with artificial hypoxic training with the use of pressure chambers or hypoxicators continue to attract great interest among specialists in the field of physiology, medicine, sports pedagogy. The influence of reproductive hormones on the functional breathing system responsible for the aerobic capacity of the female body remains insufficiently studied. There are no scientifically substantiated programs for training athletes, mainly developing the quality of endurance, in conditions of hypoxic hypoxia, taking into account the phases of the menstrual cycle.

The purpose of the article is to determine the reaction of the functional breathing system and to reveal the degree of tissue hypoxia in athletes when inhaled hypoxic gas mixture with 11% oxygen in different phases of the menstrual cycle.

Results. On the mathematical model of the functional breathing system, based on physiological examination data, an imitation of a hypoxic mixture with athletes was performed with athletes of 11% oxygen in different phases of the menstrual cycle. The partial pressures and voltages of oxygen in alveolar air, arterial and mixed venous blood, heart, brain and skeletal muscle tissues were calculated. Numerical experiments were also performed with the replacement of the real values of the minute volume of respiration and the minute volume of blood in the corresponding phases of MC for adaptation processes in other phases of the cycle.

Conclusions. The results of the prediction on the mathematical model of the respiratory system of the athlete's reactions to the inhalation of hypoxic mixtures testify to the specificity of functional self-regulation and, consequently, the adaptive capabilities to the hypoxia of the female body during cyclic changes in the hormonal status in different phases of the menstrual cycle. The results of preliminary studies show that under hypoxic conditions, as a result of inhalation of a gas mixture with 11% oxygen without a compenetrations increase in pulmonary ventilation and systemic circulation, the oxygen tension in the body tissues may be below the critical level and with different degrees of expression in different phases of the MC, which is confirmed by the presented results of calculation on a mathematical model of oxygen tension in the studied tissues.

The obtained results testify to the need for further study of the individual reactions of the organism of athletes in conditions of hypoxia for the scientific substantiation of sports training for women taking into account the biological characteristics of their organism.

Keywords: *mathematical model of the functional breathing system, training process of athletes, interval hypoxic training, phases of the menstrual cycle, functional self-organization of the organism.*

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt192.03.083>

УДК 504 75.05.001.05

С.И. КИФОРЕНКО¹, д-р биол. наук, вед. науч. сотр.

отд. применения математических и технических методов в биологии и медицине

e-mail: skifor@ukr.net

Т.М. ГОНТАРЬ¹, канд. биол. наук, старш. науч. сотр.

отд. применения математических и технических методов в биологии и медицине

e-mail: gtm_kiev@ukr.net

Е.Ю. ИВАСЬКИВА², канд. мед. наук, старш. науч. сотр.

научно-консультативный отд. амбулаторно-профилактической помощи

больным с эндокринной патологией

e-mail: _k_iva@ukr.net

Т.А. ОБЕЛЕЦ³, аналитик компьютерных систем

e-mail: obel.tet@gmail.com

¹ Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем
НАН Украины и МОН Украины, пр. Акад. Глушкова, 40, г. Киев, 03187, Украина

² Институт эндокринологии и обмена веществ имени В.П. Комисаренка
НАМН Украины, ул. Вышгородская, 69, г. Киев, 04114, Украина

³ Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический
институт им. Игоря Сикорского», пр. Победы, 37, г. Киев, 03056, Украина

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДЛЯ КОНТРОЛЯ И КОРРЕКЦИИ ФИЗИЧЕСКОГО ЗДОРОВЬЯ

Описана информационная технология оценки и коррекции физического здоровья человека. Представлена структура здоровья с позиций теории управления. Синтезировано программное обеспечение для реализации поддержки принятия решений при выборе оздоровительных мероприятий. Проиллюстрирован пользовательский интерфейс для использования в мобильных приложениях.

Ключевые слова: физическое здоровье, автоматизированная информационная технология, объективно-субъективное оценивание, программное обеспечение, мобильные приложения.

ВВЕДЕНИЕ

Здоровье современного человека является индикатором состояния общества, его экологического, экономического и социального благополучия. Критический уровень загрязнения экосреды и сложные социально-экономические отношения негативно отражаются на состоянии здоровья населения и на эффективности системы здравоохранения.

© С.И. КИФОРЕНКО, Т.М. ГОНТАРЬ, Е.Ю. ИВАСЬКИВА, Т.А. ОБЕЛЕЦ, 2018

ISSN 2519-2205 (Online), ISSN 0454-9910 (Print). Киб. и выч. техн. 2018. № 3 (193)

Здоровье граждан Украины находится на грани катастрофы, о чем свидетельствуют отечественная и международная статистика [1]. В этом аспекте Украина очень отстает от цивилизованных европейских государств. И в ситуации, когда медицинская помощь по «обращаемости» является неудовлетворительной, тезис «Помоги себе сам» приобретает актуальность. А о глобальном характере этой проблемы и о невозможности полного обеспечения населения средствами профилактической медицины свидетельствует также внимание ВОЗ к повышению персональной ответственности граждан за состояние своего здоровья.

Современная стратегия сохранения и укрепления здоровья, основанная на социальной ценности здоровья личности, а также на идее ответственного отношения каждого человека к своему здоровью, ответственности гражданина перед обществом и общества перед ним, зиждется на идее формирования здорового образа жизни [2–4]. При этом важно не только акцентирование внимания каждого на мотивации и самоконтроле состояния своего здоровья. Ориентация на ведение здорового образа жизни — необходимая составляющая культуры современного человека [5, 6]. Естественно, для того, чтобы грамотно контролировать и управлять персональным здоровьем, надо, с одной стороны, уметь оценить его уровень и знать возможности своего организма, а с другой — необходимо знать спектр методик и приемов, современных здоровьесберегающих технологий, обеспечивающих адекватное активное взаимодействие человека с внешней средой.

В общей структуре здоровья человека, которая включает не только физический, но и психический и социальный статусы, именно физическому статусу принадлежит ответственная роль в материально-энергетическом обеспечении функционирования физиологических систем.

Современные данные мониторингов состояния физического здоровья (ФЗ) населения страны, а также состояния системы здравоохранения в Украине обуславливают актуальность и необходимость решения поставленной нами **цели** — разработать информационную технологию персональной поддержки принятия решений пользователем для поддержания физического здоровья в границах нормы или коррекции его нарушений.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

На современном уровне развития компьютерной техники в повседневную жизнь все больше проникают портативные электронные устройства различного назначения или приложения для использования в мобильных устройствах: смартфонах, устройствах мониторинга состояния здоровья, персональных цифровых помощниках различного назначения. Растет индустрия различных мобильных медицинских сервисов (mHealth-индустрия) — устройств, приложений и программных продуктов, предназначенных для работы с медицинскими данными для управления здоровьем. Обзор состояния современного мобильного здравоохранения и направлений его развития показывает, что наиболее популярными мобильными приложениями являются программы, предназначенные для поддержания и укрепления здоровья пользователей [7]. Это программы, сопровождающие физические упражнения, корректирующие питание, контролирующие массу тела, помогающие в борьбе с курением. Весьма распространены и

широко применяются в здравоохранении приложения для контроля хронических заболеваний, таких как диабет и сердечнососудистые. Несмотря на большое количество предлагаемых приложений, актуальность их разработки не снижается, что связано со спецификой регионов, вариантами тестирования, особенностями национальной кухни, характера питания и др.

Количественное оценивание физического здоровья — необходимый этап при разработке системы поддержки принятия решений для коррекции физического статуса. Существуют два подхода к оцениванию физической составляющей здоровья: объективный и субъективный. К объективным способам можно отнести лабораторно-инструментальные методики оценивания физического здоровья, в которых используются реальные измерения и основанные на них вычисленные индексы, например, индексы Кетле, Робинсона, Скибинского, Шаповаловой, Руффье и др. В основе этих методик — измерение массы тела, отношение жизненной емкости легких к массе тела, длительность периода восстановления частоты сердечных сокращений и частоты дыхания, кардиографические исследования, биохимические показатели и др. Преимущество объективных подходов в том, что исключается прямое влияние исследуемого субъекта, состояние здоровья которого оценивается, или, по крайней мере, минимизируется сознательное его воздействие на результат диагностики. В то же время исследования, проводимые с помощью инструментально-лабораторных методик, не исключают негативное влияние на результат оценивания точности выполнения измерений и лабораторных анализов, что может внести погрешности в окончательные выводы.

Наряду с объективными оценками, не менее важным является использование различных методик субъективного оценивания, основанного на самонаблюдении и самоконтроле. Однако, надо иметь в виду, что субъективные показатели относятся к самооценке человеком своего текущего состояния здоровья — самочувствия, и не всегда соответствуют объективному состоянию здоровья человека. Иногда человек может себя хорошо чувствовать при начинающихся патологических изменениях.

Альтернативная оценка здоровья, основанная на самооценивании, базируется на технологии тестирования с помощью опросников. Одним из преимуществ такого способа оценивания, нашедшего широкое применение для различных жизненных ситуаций, является их неинвазивность. Именно результаты самооценивания есть главный побуждающий стимул для самоконтроля и выработки жизненно важных для субъекта решающих правил, определяющих самосохранительное поведение в окружающей среде. Таким образом, к субъективным способам оценки ФЗ относится тестирование, анамнез (совокупность сведений, получаемых при медицинском обследовании путём опроса самого обследуемого и/или знающих его лиц), а к объективным — лабораторные анализы, функциональные пробы. Оба способа дополняют друг друга и дают более полное представление о возможностях реализации процедуры оценивания здоровья с позиций инвазивности/неинвазивности.

Здоровье человека как объект оценки рассматривается как в наших работах, так и в работах других авторов. Нами разработаны методологические основы количественного оценивания здоровья в целом и его физической, психической, социальной структурных составляющих [8–11]. Учитывая сложность объекта исследования и оценивания, связанную с многофункционально-

стью, многофакторностью, а также неоднозначностью представления о такой категории организма как здоровье, целесообразно использовать принципы многомерного оценивания. Использование этих принципов для количественного оценивания здоровья, базирующееся на методах композиции-декомпозиции, позволяет упорядочить исследуемый объект путем иерархизации структуры этой системы в соответствии с реальной организацией. Технология многомерного оценивания состояния здоровья и его составляющих базируется на иерархической системе шкал со всеми внутренними структурными вложениями, определяющих метрическую определенность отобранных для измерения признаков, предопределяющих количественное или качественное выражение измеряемого свойства [12]. Создание технологии оценивания состояния здоровья в общем виде включает такие основные этапы: разработка информационно-структурной модели проблемы, предопределяющей ее проекцию на исследуемое информационное пространство согласно принятой иерархии признаков (с учетом приоритетности выявляемых качеств); нормирование соответствующих показателей; разработка локальных шкал для всех оцениваемых качеств; разработка локальных диагностических моделей с учетом иерархической соподчиненности; свертка полученных локальных оценок (на основе многомерности) в единую обобщенную диагностическую модель; интерпретация полученных результатов.

Количественное оценивание состояния физического здоровья базируется на определении физического здоровья, данном в работах ряда исследователей [5, 6], согласно которому, *физическое здоровье* — это состояние организма человека, при котором интегральные показатели физиологических систем лежат в пределах физиологической нормы и адекватно изменяются при взаимодействии человека с внешней средой. Однако очень важными критериями оценки физического здоровья человека являются: уровень физического развития, который отражает индивидуальный уровень морфофункциональной зрелости отдельных тканей, органов и систем целостного организма; уровень физической активности и степени владения двигательными умениями и навыками; уровень адаптационных возможностей организма, достаточных для физической адаптации к различным факторам среды при сохранения гомеостаза [13–15].

ИНФОРМАЦИОННО-СТРУКТУРНАЯ МОДЕЛЬ ОЦЕНКИ ФИЗИЧЕСКОГО ЗДОРОВЬЯ

Нами предложена информационно-структурная модель физического здоровья (рис. 1), объектом оценивания которой служит «Внутренняя сфера организма» (блок 1), включающая модули «Физиологические системы» (ФС) и «Координирующие системы» (КС), а также представленные в блоке 2 «Исполнительные физические возможности» (ИФВ).

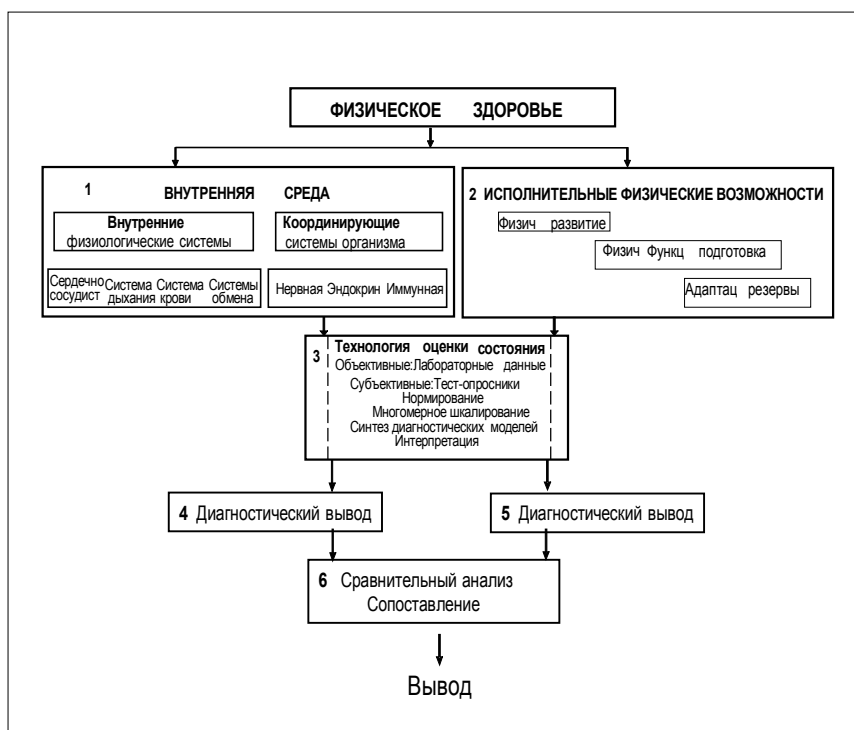


Рис. 1. Информационно-структурная модель оценки физического здоровья

В блоке 3 представлены этапы идентификации состояния как внутренней сферы, так и исполнительных возможностей. По результатам оценивания формируются диагностические выводы: в блоке 4 представлена количественная оценка состояний физиологических (сердечно-сосудистой системы, системы дыхания, крови, углеводного обмена) и координирующих систем (нервной, эндокринной, иммунной) организма; в блоке 5 дается количественная оценка исполнительных физических возможностей, о которых можно судить на основании данных о физическом развитии, физической подготовленности, адаптационных резервах. На основе обобщенного диагностического вывода о состоянии внутренней физиологической сферы и исполнительных возможностей принимается решение о дальнейших мероприятиях.

КОМПЛЕКСНОЕ ОЦЕНИВАНИЕ ФИЗИЧЕСКОГО ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА

Предложенная информационно-структурная модель послужила основой для разработки автоматизированной системы комплексного оценивания физического здоровья.

Известно, что при массовом скрининговом обследовании аспекты оперативности проведения методик и их неинвазивности играют ключевую роль. Исходя из этого, для оценивания состояния физиологических и координирующих систем организма, физического здоровья нами были разработаны специальные анкеты-опросники [11]. Основной принцип при составлении анкет состоял в том, чтобы при минимуме вопросов получить возможность выявления начальных функциональных отклонений до видимого проявления патологического процесса с возможностью последующего проведения своевременных профилактических мероприятий, направленных на сохранение здоровья человека. Анализировались ответы на вопросы: позитивный ответ оценивался 0 баллов, негативный — 1 балл. Суммы набранных баллов (X_i) являлись показателями, которые в дальнейшем преобразовывались в относительные величины и осуществлялась нормировка по формулам:

$$X_{отн} = \begin{cases} \frac{X_{min}^n - X_i}{X_{min}^n - X_{min}}, & \text{при } X_{min} \leq X_i < X_{min}^n \\ 0, & \text{при } X_{min}^n < X_i < X_{max}^n, \\ \frac{X_i - X_{max}^n}{X_{max} - X_{max}^n}, & \text{при } X_{max}^n < X_i \leq X_{max} \end{cases}$$

где X_{min}^n , X_{max}^n — нижняя и верхняя границы нормы (назначались экспертами); X_{min} , X_{max} — минимальные и максимально возможные значения показателей; X_i - текущее значение показателя, $i = 1, \dots, N$, где N — количество показателей.

Такая процедура нормирования преобразует диапазон изменения измеренных абсолютных значений показателей [X_{min} , X_{max}] в диапазон относительных значений [0, 1].

Состояние физиологической и координирующей систем определялось как взвешенная сумма показателей состояния их составляющих. Комплексная оценка состояния внутренней сферы физического статуса ($X_{отн}^{BC}$) строится в виде линейной суммы:

$$X_{отн}^{BC} = \gamma_1 X_{отн}^{FC} + \gamma_2 X_{отн}^{KC},$$

где $X_{отн}^{FC}$ — оценка состояния компоненты FC; $X_{отн}^{KC}$ — оценка состояния компоненты KC; γ_1 , γ_2 — весовые коэффициенты.

Для получения окончательного диагностического вывода о состоянии внутренней сферы физического здоровья используется предложенная классификация возможных состояний [9]:

- I уровень: нормальное физиологическое состояние $X_{отн}^{BC} = 0$;
- II уровень: малое отклонение от нормы $0 < X_{отн}^{BC} \leq 0,33$;
- III уровень: среднее отклонение от нормы $0,33 < X_{отн}^{BC} \leq 0,66$;

- IV уровень: значительное отклонение от нормы $0,66 < X_{\text{отн}}^{\text{BC}} \leq 1$.

В отличие от блока «Внутренняя среда», блок «Исполнительные физические возможности» физического здоровья оценивался нами по результатам объективных измерений показателей физического развития, физической и функциональной подготовленности, адаптационных резервов с использованием специальных методик. Для оценки физического развития использовались следующие оценки: Индекс Кетле, оценивающий рассогласование между массой и ростом, индекс Пирке, индекс Пинье, индекс Эрисмана, которые характеризуют пропорциональность, тип телосложения и развитие грудной клетки соответственно [14, 15].

Для оценки физической подготовленности использовали тест Купера и функциональные пробы Мартине, Штанге, Генче [16, 17].

Для определения адаптационного потенциала человека (АП) Р.М. Баевским была предложена методика, характеризующая возможности приспособления организма к изменениям внешней среды [18]:

$$\text{АП} = 0,011 * \text{ЧСС} + 0,014 * \text{АТ}_c + 0,008 * \text{АТ}_d + 0,014 * \text{В} + 0,009 * \text{МТ} + 0,009 * \text{ДТ} - 0,27,$$

где ЧСС — частота пульса; АТ_c , АТ_d — систолическое (верхнее) и диастолическое (нижнее) артериальное давление (в мм рт. ст.); В — возраст; МТ — масса тела, ДТ — длина тела (рост).

Для корректного сопоставления разнокачественных натуральных показателей, которые измеряются в разных единицах, выполняется процедура перевода их в относительные единицы и нормирования по описанным выше правилам. Обобщенная унифицированная оценка исполнительской компоненты физического статуса вычисляется по формуле:

$$X_{\text{отн}}^{\text{ИФВ}} = \gamma_1 X_{\text{отн}}^{\text{ФР}} + \gamma_2 X_{\text{отн}}^{\text{АП}} + \gamma_3 X_{\text{отн}}^{\text{ФП}},$$

где $X_{\text{отн}}^{\text{ИФВ}}$ — комплексная оценка исполнительских возможностей физического статуса здоровья, $X_{\text{отн}}^{\text{ФР}}$ — оценка физического развития, $X_{\text{отн}}^{\text{АП}}$ — оценка адаптационной оставляющей, $X_{\text{отн}}^{\text{ФП}}$ — оценка физической подготовленности, $\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3$ — весовые коэффициенты, которые выбирались экспертным путем при условии $\sum \gamma_i = 1$.

Итоговый диагностический вывод оценивается по шкале [21]:

I уровень: значительное отклонение от нормы, $0 < X_{\text{отн}}^{\text{ИФВ}} \leq 0,25$;

II уровень: среднее отклонение от нормы, $0,25 < X_{\text{отн}}^{\text{ИФВ}} \leq 0,50$;

III уровень: малое отклонение от нормы, $0,50 < X_{\text{отн}}^{\text{ИФВ}} \leq 0,75$;

IV уровень: практическая норма, $0,75 < X_{\text{отн}}^{\text{ИФВ}} \leq 1$.

Рассмотренная процедура оценивания физического здоровья служила информационным базисом для разработки компьютерной системы экспедиционной диагностики [19–21]. Компьютерная реализация составляющих оценки физического здоровья выполнена на объектно-ориентированном языке Java



Рис. 2. Схема процесса оценивания физического здоровья

с использованием технологии SQL. Программа рассчитана на большое количество пользователей.

Эти комплексы методик оценивания состояния внутренней сферы и исполнительной составляющей физического здоровья схематически проиллюстрированы на рис. 2.

Введенные данные обрабатываются, сохраняются и выводятся на экран в виде нормированной оценки и вербальной интерпретации оцениваемого состояния. Графический интерфейс создан с помощью инструментария Swing, поддерживающий диалог пользователя с программой и реализующий визуализацию диагностической информации [21]. Фрагменты графического интерфейса компьютерной программы оценки исполнительной составляющей физического здоровья иллюстрируются на рис. 3, а и 3, б.

Изложенная выше процедура оценивания структурных составляющих физического здоровья является предварительным этапом разработки информационных правил для выбора управляющих и профилактических мероприятий управления и поддержания физического здоровья.

ПОДДЕРЖКА ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ДЛЯ КОНТРОЛЯ И КОРРЕКЦИИ ФИЗИЧЕСКОГО ЗДОРОВЬЯ

Для решения задачи целенаправленного индивидуально ориентированного формирования, поддержания, развития физического здоровья человек должен располагать широкой палитрой возможностей для выбора доступных и адекватных управляющих воздействий на организм. Наиболее естественными и значимыми для обеспечения нормальной жизнедеятельности человека воздействиями являются питание и активность.

Оцінка фізичного розвитку

Індекс Пірке

Відповідність довжини тулуба людини та його кінцівок
 $\text{Інд. Пірке} = (\text{зріст ст. (см)} - \text{зріст сид. (см)}) / \text{зріст сидячи (см)}$

Величина показника	Характеристика відносної довжини ніг
Менше 0,87	Мала довжина ніг (низьке розташування центру тяжіння).
0,87 - 0,92	Пропорційне співвідношення між довжиною ніг і тулубом.
Більше 0,92	Відносно велика довжина ніг (високе розташування центру тяжіння).

0 0,25 0,5 0,75 1

низьке відхилення середнє відхилення мале відхилення практична норма

Зріст сидячи (см): 90

Зріст стоячи (см): 175

Результат діагностики:
 Індекс Пірке = 0,94
 Нормована оцінка - 0,567 .
 Відносно велика довжина ніг (високе розташування центру тяжіння).

Повернутися до вибору Підрахувати стан фізичного розвитку

а)

Оцінка фізичного розвитку

Індекс Пінья

Тип статури людини
 $\text{Інд. Пінья} = \text{зріст (см)} - (\text{маса (кг)} + \text{окружність грудної клітини (см)})$

Значення індексу	Тип конституції	Характеристика типу
Більше 30	ліпостенік (астенічний тип)	худорлява статура
Від 10 до 30	нормостенік	нормальна статура
Менше 10	гіперстенік (пікнічний тип)	надлишкова вага

0 0,25 0,5 0,75 1

низьке відхилення середнє відхилення мале відхилення практична норма

Маса тіла (кг): 58

Зріст стоячи (см): 165

Окружність грудної клітини (см): 89

Результат діагностики:
 Індекс Пінья = 18.
 Нормована оцінка - 0,950 .
 Нормальна статура.

Повернутися до вибору Підрахувати стан фізичного розвитку

б)

Рис. 3. Діагностический вывод с использованием индексов Пирке (а) и Пинья (б)

Одним из маркеров физического здоровья принято считать соотношение роста и веса человека. Росто-весовая гармония — самый очевидный индикатор, который оценивается даже визуально. Существует много способов, позволяющих косвенно оценить, является ли масса недостаточной, нормальной или избыточной (Индекс Кетле, Индекс Брока, метод Devine, метод Robinson, таблица Егорова-Левитского и др.).

В клинической практике при массовых обследованиях наиболее часто используется индекс оценки рассогласования между массой (M , кг) и ростом (R , м) — Индекс Кетле (I), который рассчитывается по формуле [15]:

$$I = M / R^2.$$

Основным воздействием, регулирующим индивидуальное ростовое соотношение для здорового человека, является сбалансированное питание, адекватное режиму активной деятельности человека. Поддержание этого баланса является одним из главных факторов, обеспечивающих хорошее здоровье и долголетие, повышает сопротивляемость организма к неблагоприятным условиям среды, улучшает умственную и физическую работоспособность [22, 23]. Разработаны принципы влияния этого фактора на организм, согласно которым необходимо соблюдение правильного соотношения питательных веществ (белков, жиров, углеводов), набора незаменимых аминокислот, витаминов, минералов и микроэлементов в рационе питания человека. Кроме этого, важным аспектом является реализация соответствия энергетической ценности всего объема питания энергетическим затратам организма при различных видах деятельности с учетом энергии для поддержания физиологических функций.

Разработаны таблицы необходимых потребностей в энергии для взрослого трудоспособного населения с учетом различных видов активности и интенсивности труда [24, 25]. В расчет суточных энергозатрат включены нерегулируемые энергозатраты, связанные с обеспечением функционирования внутренней сферы организма (основной обмен: работа сердца, движение крови по сосудам, работа дыхательных мышц в покое, поддержание постоянной температуры тела и др.) и регулируемые — такие как функции трудовой деятельности, отдыха, спорта, работы по дому и т.д.

Режим питания и активности является ключевым фактором также и для пациентов,отягощенных нарушениями различных физиологических систем организма, в том числе и системы углеводного обмена, нарушение функционирования которой приводит к такому тяжелому эндокринному заболеванию как диабет. Для диабета 2-го типа согласование питания и активности является не фоном для медицинских мероприятий, а основным лечебным средством, особенно на ранних стадиях заболевания [26, 27]. В то же время, несмотря на большое количество информации, предоставляемой пользователю для поддержания здоровья, выбора питания и характера активности, такая информация в ряде случаев отличается неоднозначностью и противоречивостью.

Информационное обеспечение для программной реализации расчета энергопотребностей. Данные о суточных потребностях в калорийном эквиваленте для взрослого населения с учетом возрастных особенностей [24] аппроксимированы регрессионными уравнениями. Результаты аппроксимации приведены в табл. 1, где Q — потребность в калориях без физической активности при абсолютном покое, W — вес.

С учетом предполагаемой физической активности разной интенсивности потребность в энергии рассчитывалась по формулам:

$$Q_1 = Q + Q/6; Q_2 = Q + Q/3; Q_3 = Q + Q/2; Q_4 = Q + 2 Q/3; Q_5 = 2Q,$$

Табл. 1. Формулы для расчета норм суточных физиологических потребностей в энергии

Возраст	Мужчины	Женщины
18-29 лет	$Q = 16,433W + 610,778$	$Q = 15,0W + 477,778$
30-39 лет	$Q = 15,533W + 572,667$	$Q = 14,533W + 465,78$
40-59 лет	$Q = 14,567W + 540,333$	$Q = 14,133W + 449,778$
больше 60 лет	$Q = 13,467W + 495,111$	$Q = 13,367W + 426,889$

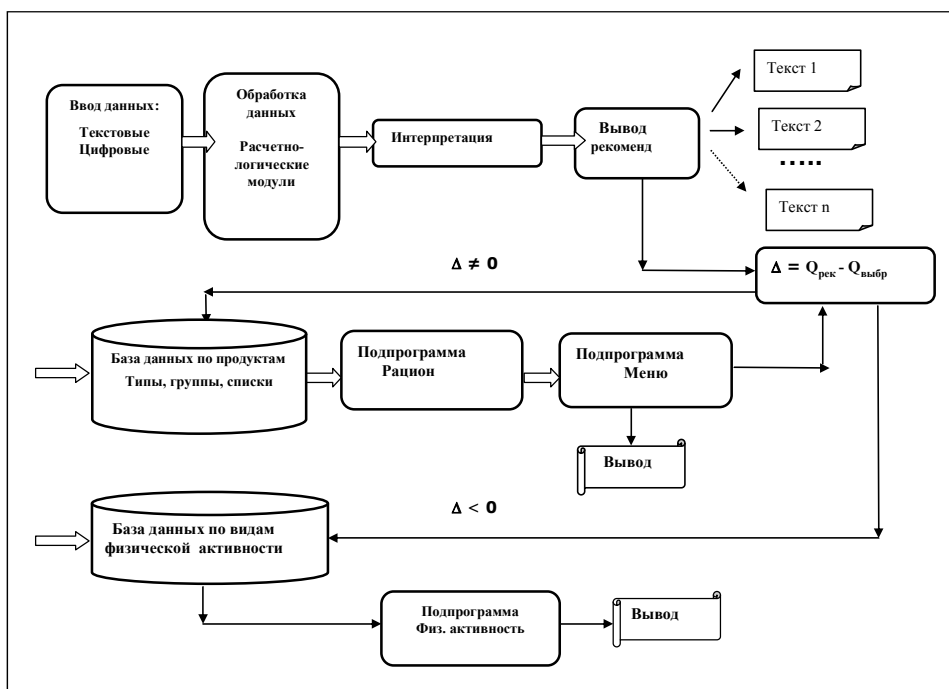


Рис. 4. Структурно-алгоритмическая схема информационной системы «Здоровье-Энергобаланс»

где Q_1 — очень легкая физическая активность, Q_2 — легкая физическая активность, Q_3 — физическая активность средней тяжести, Q_4 — тяжелая физическая активность, Q_5 — очень тяжелая физическая активность.

Для поддержки принятия решений при выборе рекомендованной калорийности питания, обеспечивающего предполагаемые энерготраты, адекватные активности, рациональное использование компьютерных технологий, в структуру системы включены базы данных (БД), обеспечивающие хранение и доступность востребованной информации.

Для выбора пищевого рациона, адекватного предполагаемым энерготратам, разработана информационная система «Здоровье-Энергобаланс». На схеме (рис. 4.) даны основные информационные модули для программной реализации: модули ввода данных, обработки, интерпретации, формирования выводов (рекомендаций); базы данных о калорийности продуктов питания, энерготратах при разных видах активности. Программное обеспечение для компью-

терной реализации выполнено в среде Delphi с поддержкой БД Paradox с использованием процедур Borland.

Основное информационное ядро программы составляют базы данных по видам физической активности и продуктам питания. Эта информация используется для поддержки принятия решений при синтезе сбалансированной диеты, адекватной индивидуальным антропометрическим характеристикам пользователей и их энергозатратам, что особенно важно для желающих вести здоровый образ жизни, следить за массой своего тела и поддерживать ее в рекомендуемых пределах.

Мобильное приложение «Здоровье-Энергобаланс-М». Для возможности более широкого использования информационной системы поддержки принятия решений при выборе питания, адекватного энергозатратам, разработано мобильное приложение «Здоровье-Энергобаланс-М». Фрагменты пользовательского интерфейса мобильного приложения «Здоровье-Энергобаланс-М» проиллюстрированы на рис. 5.

После старта мобильного приложения осуществляется выбор модуля конкретного приложения: «Ранняя диагностика» или «Энергобаланс». При активизации функции «Энергобаланс» открывается возможность ввода антропометрических данных «Возраст», «Рост», «Вес», выбор вариантов активности из списка: «Очень легкая», «Легкая», «Средней тяжести», «Тяжелая», «Очень тяжелая» и возможность указания количества предполагаемых приемов пищи (рис. 5, а).

В зависимости от введенных данных, в следующем окне (рис. 5, б) дается числовое значение желаемой идеальной массы и индекс массы тела, на основе которых приводится рекомендуемая индивидуальная суточная потребность организма в энергии в состоянии покоя и при выбранной активности. На следующем этапе работы приложения дается информация о качественном составе пищи (белки, жиры, углеводы) с разбивкой на количество приемов.

В последующих экранных формах предоставлены данные о рекомендуемой общей калорийности продуктов на прием пищи, количестве калорий, потребляемых при выборе каждого блюда меню (в зависимости от его объема) и всего рациона питания за день (рис. 5, в). На последнем этапе производится оценка расщеласований рекомендованных при предполагаемой активности и израсходованных пользователем энергозатрат в калорийном эквиваленте. Итоговая оценка дисбаланса выводится на экран (рис. 5, г).

Это приложение разработано под операционную систему Android для использования в мобильных смарт-устройствах и реализовано с помощью следующего инструментария, средств и языков программирования: Android studio — среда программ для мобильных устройств с операционной системой Android; Java — объектно-ориентированный язык программирования; SQLite- встроенная реляционная база данных платформы Android.

Структура разработанной ранее системы экспресс-оценки физического здоровья человека [20] расширена за счет включения модуля формирования управляющих воздействий (пищевого рациона) с учетом энергозатрат и реализована в двух вариантах — компьютерного и мобильного решений (рис. 6.).

Отметим, что развитие мобильных информационных технологий является актуальным и открывает новые возможности для поддержки принятия решений рядовыми пользователями. Использование разработок такого типа способствует сокращению вредного воздействия факторов риска, приводящих к возникновению различных заболеваний или обострению

хронических. Кроме этого, возможности в сфере мобильного здравоохранения существенно снижают расходы населения на медицинские услуги, прежде всего, за счет снижения посещаемости медицинских учреждений, персональных консультаций докторов и специалистов-реабилитологов.

Однако, несмотря на широкое применение современных информационных технологий, проблема контроля состояния здоровья остается нерешенной и требует дальнейшего совершенствования.

Пол:
Женщина

Возраст:
36

Вес (кг):
68

Рост (см):
172

Тип активности:
Средне тяжелая

Количество приемов пищи:
5

ДАЛЬШЕ

а)

Ваша идеальная масса: 72

Индекс массы тела: 22

Вывод: Норма

Потребность в энергии (ккал)
(абсолютный покой): 1454

Потребность в энергии (ккал): 2181

ДАЛЕЕ

б)

Выбор меню:
1

Выбор продукта:
Первые блюда
Суп овощной

Количество(грамм): 150

Название	Энерг(ккал)	Белки(г)	Жиры(г)
Хлеб украи...	96,85	3,45	1,00
Винегрет о...	80,16	1,68	6,00
Суп овощн...	57,15	1,65	6,00

Рекомен. калораж на прием: 545,00
Выбрали: 234,16
Остаток: 310,84

ДАЛЕЕ

в)

Выбор деятельности:
Отдых и легкая работа (50-200 ккал/час)
Чтение сидя

Время(мин): 30

Название	Расход калорий(ккал)
Езда на велосипеде н...	170,00
Чтение сидя	40,80

Калории содержащиеся в приеме пищи: 545,00
Выбрали: 210,80
Остаток: 334,20

ДАЛЕЕ

г)

Рис. 5. Экранные формы мобильного приложения «Здоровье-Энергобаланс-М»

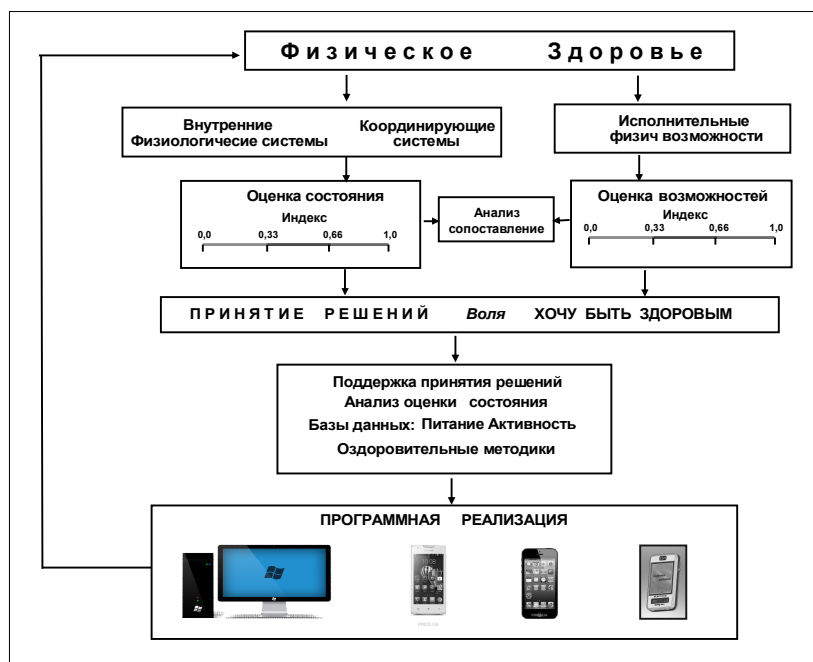


Рис. 6. Информационно-технологическая схема поддержки принятия решений при выборе оздоровительных мероприятий

Выводы

Информационная система экспресс-диагностики физического здоровья, которая включает две составляющие — «Внутренняя сфера» и «Исполнительные физические возможности», дает возможность, с учетом субъективно-объективного оценивания, количественно оценить состояние физического здоровья пользователя для выбора оздоровительных или реабилитационных мероприятий. Предложенная система позволяет автоматизировать и оперативно проводить сбор данных обследований, анализировать динамику диагностированных состояний и может служить эффективным инструментом для скрининга и мониторинга физического здоровья населения.

Информационная система поддержки принятия решений предоставляет пользователю возможность формирования пищевого рациона, энергоценность которого соответствует энерготратам человека с учетом персонального режима активности.

Реализация разработанных алгоритмов информационной системы «Здоровье-Энергобаланс» в мобильных Android-приложениях к смартфону обеспечивает поддержку принятия решений пользователем при выборе сбалансированного питания, предоставляя возможность формировать и оперативно оценивать в режиме реального времени программу сбалансированного питания с учетом индивидуальных энерготрат.

ЛИТЕРАТУРА

1. Здоровье украинцев: пугающая статистика. URL: <https://comments.ua/society/593551-zdorove-ukraintsev-pugayushchaya-statistika.html>. (Дата обращения 08.02.18)
2. Назарова Е.Н., Жилов Ю. Д. Основы здорового образа жизни. Москва: Академия, 2013. 256 с.
3. Апанасенко Г.Л. Индивидуальное здоровье: теория и практика управления, информационные аспекты. *Медицинская информатика и инженерия*. 2009. № 4. С. 61–64.
4. Дартау Л.А., Мизерницкий Ю.Л., Стефанюк А.Р. Здоровье человека и качество жизни: проблемы и особенности управления. Москва: СИНТЕГ, 2009. 400 с.
5. Честнов О.П., С.А. Бойцов, Куликов А.А., Батурин Д.И. Мобильное здравоохранение: мировой опыт и перспективы. *Профилактическая медицина*. 2014. Т. 17. № 4. С. 3–9.
6. Апанасенко Г.Л. Валеология: первые итоги и ближайшие перспективы. *Теория и практика физической культуры*. 2001. № 6. С. 2–8.
7. Иванова С.С., Стафеева А.В. Содержательные аспекты физического, психического и социального здоровья и возможности формирования их гармоничного соотношения. *Фундаментальные исследования*. 2014. № 11 (часть 12). С. 2729–2733.
8. Гриценко В.И., Вовк М.И., Котова А.Б. и др. Биозомедицина Киев: Наук. думка, 2001. 318 с.
9. Гриценко В.І., Котова А.Б., Кіфоренко С.І. та ін. Інформаційні технології в біології і медицині. *Курс лекцій: навчальний посібник* Київ: Наук. думка, 2007. 382 с.
10. Пустовойт О.Г., Котова А.Б., Кифоренко С.И. Информационные технологии исследования и управления физическим здоровьем человека. *Управляющие системы и машины*. 2010. №3. С.70–77.
11. Котова А.Б., Белов В.М. Здоров'я людини: виклики, методи, підходи». К.: Наук. думка, 2017. 132 с.
12. Кифоренко С.И., Котова А.Б. Многомерность как базис системности оценки здоровья. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2006. Вып. 150. С. 60–69.
13. Купер К. Аэробика для хорошего самочувствия [2-е изд. доп., перераб.]. М.: Физкультура и спорт, 1989. 224 с.
14. Апанасенко Г.Л. Диагностика индивидуального здоровья. *Современные реабилитационные технологии*. 2012. №8. С. 64–69.
15. Ланда Б.Х. Методика комплексной оценки физического развития и физической подготовленности: учеб. пособие. Москва: Советский спорт, 2011. 348 с.
16. Никифоров Г.С. Психология профессионального здоровья. СПб.: Речь, 2006. 408 с.
17. Двигательные тесты Купера. URL: <http://ggym.ru/kuper.php#sthash.66u3jT5v.dpuf>. (Дата обращения 31.01.18)
18. Баевский Р.М. Оценка адаптационных возможностей организма и проблема восстановительной медицины. *Вестник восстановительной медицины*. 2004. № 2. С. 18–22.
19. Белов В.М., Котова А.Б., Дубовенко М. Н., Кіфоренко С.І. Комп'ютерна програма «Система експрес-діагностики стану здоров'я»: свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір №37242, Україна. — 04.03.2011.
20. Кифоренко С.И., Кравченко В.В. Информационно-технологические аспекты контроля и оценивания физического здоровья. *Вісник КНУ. Серія Кібернетика*. 2014. № 1 (14). С.27–32.
21. Макаричева В.В. Компьютерная система поддержки принятия решений при комплексной оценке физического здоровья. *Вісник КНУ. Серія Кібернетика*. 2016. №. 1 (16). С.15–20.
22. ВОЗ. Рацион, питание и предупреждение хронических заболеваний (доклад совместного консультативного совещания экспертов ВОЗ/ФАО). 2003. 196 с.
23. ВОЗ. Резолюции и доклады. Глобальная стратегия по питанию, физической активности и здоровью (WHA57.17, 2004.). 2004. 18 с.
24. Про затвердження Норм фізіологічних потреб населення України в основних харчових речовинах і енергії. Наказ 03.09.2017 № 1073 Міністерства охорони здоров'я України. URL: <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/z1206-17>. (Дата обращения 26.01.18)

25. Энергозатраты при различных видах деятельности. Методические рекомендации. URL: <http://docplayer.ru/26767072-Ministerstvo-zdravoohraneniya-ukrainy-gigienapitaniya.html>. (Дата обращения 01.03.18)
26. ВОЗ. Новаторские методы оказания помощи при хронических состояниях: основные элементы для действий (глобальный доклад 2002). 2002. 92 с.
27. Кифоренко С.И., Котова А.Б., Лавренюк Н.В., Иваськива Е.Ю. Диагностика сахарного диабета. Прогрессивные информационные технологии. *Управляющие системы и машины*. 2015. №4. С.67–71.

Получено 03.06.2018

REFERENCES

1. 3 Health Ukrainians: frightening statistics. URL: <https://comments.ua/society/593551-zdorove-ukraintsev-pugayushchaya-statistika.html>. (Last accessed: 08.02.18.)
2. Nazarova E.N, Zhilov Yu. D. Fundamentals of a healthy lifestyle. Moscow: Academy, 2013. 256 p. (in Russian)
3. Apanasenko G.L. Individual health: theory and practice of management, information aspects. *Meditinskaya informatika i inzheneriya*. 2009. № 4. P. 61–64. (in Russian)
4. Dartau L.A, Misernitsky Yu.L., Stefanyuk A.R. Human health and quality of life: problems and management features. Moscow: SINTEG, 2009. 400 p. (in Russian)
5. Chestnov O.P, Boytsov S.A., Kulikov A.A., Baturin D. Mobile health: world experience and perspectives. *Profilakticheskaya meditsina*. 2014. Vol. 17. №. 4. P. 3–9.
6. Apanasenko G.L. Valeology: first results and immediate prospects. *Teoriya i praktika fizicheskoy kul'tury*. 2001. № 6. P. 2–8. (in Russian)
7. Ivanova S.S, Stafeeva A.V. Substantial aspects of physical, mental and social health and the possibility of forming their harmonious correlation. *Fundamental'nyye issledovaniya*. 2014. No. 11 (part 12). P. 2729–2733. (in Russian)
8. Gritsenko V.I, Vovk M.I., Kotova A.B. Bioecomedicine. Kiev: Nauk. dumka, 2001. 318 p. (in Russian)
9. Gritsenko V.I., Kotova A.B., Kiforenko S.I. et al. Information technology in biology and medicine. *Course of lectures: the textbook*. Kiev: Nauk. dumka, 2007. 382 p. (in Ukrainian)
10. Pustovoit O.G., Kotova A.B, Kiforenko S.I. Information technology research and management of human physical health. *Upravlyayushchiye sistemy i mashiny*. 2010. № 3. P. 70–77. (in Russian)
11. Kotova A.B., Belov V.M. Human Health: Challenges, Methods, Approaches. Kiev: Nauk. dumka, 2017. 132 p. (in Ukrainian)
12. Kiforenko S.I., Kotova A.B. Multidimensionality as a basis for the systemic evaluation of health. *Kibernetika i vychislitel'naya tekhnika*. 2006. Iss. 150. P. 60–69. (in Russian)
13. Cooper K. Aerobics for well-being [2 nd ed. additional, revised]. Moscow: Fizkultura i sport, 1989. 224 p. (in Russian)
14. Apanasenko G.L. Diagnosis of individual health. *Sovremennyye rehabilitatsionnyye tekhnologii*. 2012. № 8. P. 64–69. (in Russian)
15. Landa B.H. Methods for the integrated assessment of physical development and physical fitness: Textbook. allowance. Moscow : Sovetskiy sport, 2011. 348 p. (in Russian).
16. Nikiforov G.S. Psychology of professional health. St. Petersburg: Rech', 2006. 408p. (in Russian).
17. Cooper's motor tests. URL: <http://ggym.ru/kuper.php#sthash.66u3jT5v.dpuf>. (Last accessed: 31.01.18.)
18. Baevsky R.M. Assessment of adaptive capabilities of the body and the problem of restorative medicine. *Vestnik vosstanovitel'noy meditsiny*. 2004. № 2. P. 18–22. (in Russian).
19. Belov V.M., Kotova A.B., Dubovenko M. N., Kiforenko S.I. Computer program "System of express diagnostics of a state of health": a certificate of registration of copyright law on the work №37242, Ukraine. — 04/03/2011.
20. Kiforenko S.I., Kravchenko V.V. Information and technological aspects of monitoring and evaluation of physical health. *Visnyk KNU. Seriya Kibernetika*. 2014. №1(14). P. 27–32. (in Russian).

21. Makaricheva V.V. Computer decision support system for the integrated assessment of physical health. *Vismyk KNU. Seriya Kibernetika*. 2016. №1(164). P. 15–20. (in Russian).
22. WHO. Diet, nutrition and the prevention of chronic diseases (report of the joint WHO - FAO expert consultation). 2003. 196 p. (in Russian).
23. WHO. Resolutions and reports. Global Strategy on Diet, Physical Activity and Health (WHA57.17, 2004). 2004. 18 p. (in Russian).
24. On Approval of the Norms of Physiological Needs of the Population of Ukraine in the Basic Nutrients and Energy. Order of 09.03.2017 № 1073 of the Ministry of Health of Ukraine. URL: <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/z1206-17>. (Last accessed: 26.01.18)
25. Energy costs for various activities. Guidelines. URL: <http://docplayer.ru/26767072-Ministerstvo-zdravooohraneniya-ukrainy-gigiena-pitaniya.html>. (Last accessed: 01.03.18)
26. WHO. Innovative methods of care for chronic conditions: the main elements for action (global report 2002). 2002. 92 p. (in Russian).
27. Kiforenko S.I., Kotova A.B., Lavrenyuk N.V., Ivaskiva E.Yu. Diagnostics of diabetes mellitus. Progressive information technology. *Upravlyayushchiye sistemy i mashiny*. 2015. № 4. P. 67–71. (in Russian).

Recieved 03.06.2018

*С.І. Кіфоренко*¹, д-р біол. наук, пров. наук. співроб.

відд. застосування математичних і технічних методів у біології та медицині

e-mail: skifor@ukr.net

*Т.М. Гонтар*¹, канд. біол. наук, старш. наук. співроб.

відд. застосування математичних і технічних методів у біології та медицині

e-mail: gtm_kiev@ukr.net

*К.Ю. Іваськіва*², канд. мед. наук, старш. наук. співроб.

науково-консультативний відд. амбулаторно-профілактичної

допомоги хворим з ендокринною патологією

e-mail: k_iva@ukr.net

*Т.А. Обелець*³, аналітик комп'ютерних систем

e-mail: obel.tet@gmail.com

¹ Міжнародний науково-учбовий центр інформаційних технологій та систем

НАН України та МОН України,

пр. Акад. Глушкова, 40, м. Київ, 03187, Україна

² Інститут ендокринології та обміну речовин

ім. В.П. Комісаренка НАМН України,

вул. Вишгородська, 69, м. Київ, 04114, Україна

³ Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»,

пр. Перемоги, 37, м. Київ, 03056, Україна

ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ДЛЯ КОНТРОЛЮ ТА КОРЕКЦІЇ ФІЗИЧНОГО ЗДОРОВ'Я

Надано структуру здоров'я з позицій теорії керування. Описано інформаційну технологію оцінювання та корекції фізичного здоров'я людини. Для підтримки прийняття рішень під час оцінювання стану здоров'я та виборі профілактичних заходів (формування програм збалансованого харчування, адекватного активності і добовим енерговитратам) розроблено інформаційну систему підтримки прийняття рішень, яка містить комплекс комп'ютерних програм «Здоров'я-Енергобаланс», програмне забезпечення адаптовано для застосування на мобільних пристроях («Здоров'я-Енергобаланс-М»).

Ключові слова: фізичне здоров'я, інформаційна технологія та система, об'єктивно-суб'єктивне оцінювання, програмне забезпечення, мобільні пристрої.

*S.I. Kiforenko*¹, DSc (Biology), Senior Researcher,
Leading Researcher of Dep. of Application Mathematical
and Technical Methods in Biology and Medicine
e-mail: skifor@ukr.net

*T.M. Hontar*¹, PhD (Biology), Senior Researcher,
Senior Researcher, Dep. of Application Mathematical
and Technical Methods in Biology and Medicine
e-mail: gtm_kiev@ukr.net

*K.Y. Ivaskiva*², PhD (Medicine), Senior Researcher,
Scientific-advisory Department of Ambulatory and Preventive Care
for Patients With Endocrine Pathology
e-mail: _k_iva@ukr.net

*T.A. Obelets*³, Computer systems analyst,
e-mail: obel.tet@gmail.com

¹ International Research and Training Centre for Information Technologies
and Systems of the National Academy of Sciences of Ukraine
and Ministry of Education and Science of Ukraine,
Acad. Glushkov av., 40, Kyiv, 03187, Ukraine

² State Institution "V.P. Komisarenko Institute of Endocrinology and Metabolism
of NAMS of Ukraine", 69, Vyshgorodska St., Kyiv, 04114, Ukraine

³ National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute",
Peremogy av. 37, Kyiv, 03056, Ukraine

INFORMATIONAL DECISION SUPPORT SYSTEM FOR MONITORING AND CORRECTING SOMATIC HEALTH

Introduction. Somatic health is the most important component of human health. It is the physical status that has a responsible role in the material and energy provision of the functioning of the physiological systems of the organism and their maintenance within the boundaries of the homeostatic norm. Emphasis on the motivation and self-control of their health, on an adequate orientation in the use of modern health-saving technologies is relevant.

The purpose of the article is to create a decision support system for increasing awareness of the health status and improve the efficiency of correcting the state of somatic health by using modern computer and mobile technologies.

Methods. The paper describes the information technology of quantitative assessment and correction of a person's physical health, which is based on the information-structural model of a person's physical health. A software-algorithmic complex for use in personal computers and mobile applications to support decision-making in the selection of recreational activities has been developed.

Results. The information structure of physical health was developed from the viewpoint of management theory, taking into account the subjective-objective aspects of evaluation and the multidimensionality of the research object. To support decision making in assessing health status and selecting preventive measures, a set of computer programs "HEALTH-ENERGY BALANCE " has been developed. The basis of the complex is the modules "Early Diagnosis" — for assessing the condition and "Energobalance" — to support decision making when choosing a balanced diet, adequate activity and daily energy costs. Given the current trends in the development of the mHealth industry, this software is adapted for use in mobile devices.

Conclusion. The developed technology allows, using non-invasive techniques, to quantify the state of physical health. Depending on the position of the evaluation criterion on the diagnostic scale, the user is given the opportunity to choose the appropriate recreational techniques and minimize the mismatch between the energy value of the food ration and energy expenditure in selecting the activity mode. Implementation of the developed algorithms in mobile Android applications to the smartphone increases the effectiveness of supporting independent decision-making when organizing the life of the user.

Keywords: *somatic health, automated information technology, objectively-subjective evaluation, software, mobile applications.*