

УДК 615.471:616

PAVLOV S.V., AZAROV O.D., SALDAN I.R., ROZMAN A.O., BABYUK N.P.

Vinnitsya National Technical University, Vinnitsya  
Vinnitsya National Medical University, Vinnitsya

## FUZZY EXPERT OPTO-ELECTRONIC SYSTEM FOR THE ANALYSIS OF BIOMEDICAL IMAGES (FOR EXAMPLE DIAGNOSING GLAUCOMA)

**Анотація.** В статті отримано математичні моделі для оцінювання біомедичних зображень з використанням методів нечітких множин на основі експертних баз знань. Це дозволило проводити комплексне якісне діагностування та підвищити достовірність і оперативність діагностування. Розроблено методику аналізу біомедичних зображень на основі апарату нечітких множин, що дозволило повніше діагностувати захворювання пр. глаукомі.

Розроблено архітектуру інформаційної технології для підтримки прийняття рішень при аналізі біомедичної інформації, що дозволило підвищити достовірність оброблення біомедичних зображень шляхом врахування структурних особливостей біооб'єктів.

**Ключові слова:** опто-електронна система, біомедичні зображення, біооб'єкти.

**Аннотация.** В статье получены математические модели для оценки биомедицинских изображений с использованием методов нечетких множественных чисел основанных на экспертных базах знаний. Это дало возможность проводить комплексное качественное диагностирование и повысить достоверность и оперативность диагностирования. Разработана методика анализа биомедицинских изображений на основании аппарата нечетких множественных чисел, что позволило полнее диагностировать заболевания при глаукоме.

Разработана архитектура информационной технологии для поддержки принятия решений при анализе биомедицинской информации, что позволило повысить достоверность обработки биомедицинских изображений путем учета структурных особенностей биообъектов.

**Ключевые слова:** опто-электронная система, биомедицинские изображения, биообъекты.

**Abstract.** In the article mathematical models are got for the estimation of biomedical images with the using of methods of unclear plurals on the basis of expert bases of knowledges. It allowed to conduct complex high-quality diagnosticating and promote authenticity and operationability of diagnosticating. The method of analysis of biomedical images is developed on the basis of vehicle of unclear plurals, that allowed completer of diagnosing glaucoma.

Architecture of information technology is developed for support of making decision at the analysis of biomedical information, that allowed to promote authenticity of processing of biomedical images by the account of structural features of bioobjects.

**Key words:** opto-electronic system, biomedical images, bioobjects.

### Introduction

In general, the input variables used in the expert system may be presented in qualitative or quantitative manner. Using expert system provided entry input variables, the transformation of quantitative variables in quality. This expert system based on fuzzy logic input implements the functions of collection, storage, correlation analysis and using the knowledge obtained by experts for diagnosing glaucoma.

### Method

Input function knowledge base is presented in tabular form. For our expert system as a table of knowledge is presented in Table 1.

Database value. When entered into the table of terms used interface. Or at any point add and delete individual rows in the table. For knowledge representation in an expert system uses an object-oriented approach, which provides storage as objects. Using the same facilities for recording tree structure and knowledge base provides a uniform flow of information and simplify processing of results.

Storage unit membership functions allows for time for different input data more correct decisions that take into account previous medical research. This information from the library allows you to monitor the reliability of the results of the expert system and, if necessary, make recommendations on whether a more precise adjustment of the expert system.

User data are processed based on the matrix of knowledge through fuzzy inference algorithms. Given the fact that during clinical studies quite often need to use not only crisp digital criteria, but also certain linguistic characteristics change parameters (terms), we conducted an analysis of some of them by using mathematical fuzzy logic. This approach allows to obtain explicit numerical expression for the criteria that are descriptive characteristics and, consequently, quality content, such as the following features: L – low, BA – below average, M – medium, IM – intermediate, H – high [1,2].

Each of these terms is a fuzzy set, which is given with special membership functions, and can be made configurable interval that has digital degrees from 0 to 1. On absolutely not belonging to the set indicates 0, and the absolute identity - 1.

Fuzzy sets may be supplemented, unite, intersect that simplifies the formalization process to digital (clear) expression.

Table 1 – Function knowledge base

Severity of pathology	Intraocular pressure, mmHg	Field view	The ratio of the diameter to the diameter of the optic disc excavation	The ratio of the area of excavation to the area OD	Ratio of the volume of excavation to OD	Area of excavation	Volume of excavation	Area neyrorretinal belt	Volume neyrorretinal belt	The average thickness of the nerve fibers in limb	Cross-sectional area nerve fiber layer on the edge of the disc
d1 - standard	15-21	60 <sup>0</sup>	0,009 – 0,635	0 – 0,42	0 – 1,1	0 – 0,95	0 – 0,295	1,097 – 2,14	0,165 – 0,7	0,25 – 0,52	1,203 – 2,63
d2 – I stage glaucoma	15-21	50 <sup>0</sup>	0,55 – 0,8	0,3 – 0,62	0,2 – 2,6	0,55 – 1,77	0,04 – 0,52	0,79 – 2,04	0,12 – 0,53	0,18 – 0,46	0,86 – 2,1
d3 – II stage glaucoma	31	45 <sup>0</sup> -35 <sup>0</sup>	0,5 – 0,92	0,25 – 0,82	0,2 - 8	0,7 – 2,04	0,1 – 0,74	0,32 – 2,04	0,07 – 0,49	0,14 – 0,4	0,7 – 1,86
d4 – III stage glaucoma	33	<35 <sup>0</sup>	0,65 – 1,0	0,4 – 0,97	1,0 - 35	0,82 – 2,47	0,15 – 1,35	0,217 – 2,09	0,025 – 0,262	0 – 0,38	0 – 1,71

Table 2 – Database for diagnosing glaucoma

Severity of pathology	Intraocular pressure, mmHg	Field view	The ratio of the diameter to the diameter of the optic disc excavation	The ratio of the area of excavation to the area OD	Ratio of the volume of excavation to OD	Area of excavation	Volume of excavation	Area neyrorretinal belt	Volume neyrorretinal belt	The average thickness of the nerve fibers in limb	Cross-sectional area nerve fiber layer on the edge of the disc
d1	L	H	L	L	L	L	L	IM	BA	M	M
	BA	H	BA	BA	L	BA	BA	H	M	IM	IM
	BA	H	M	M	L	M	BA	H	IM	H	H
	BA	H	IM	M	L	M	BA	H	H	H	H
d2	L	M	M	BA	L	BA	L	M	BA	BA	BA
	BA	M	IM	M	L	M	BA	IM	M	M	M
	BA	M	IM	IM	L	IM	M	H	IM	IM	IM
	BA	M	IM	IM	L	IM	M	H	IM	H	IM
d3	H	L	M	BA	L	BA	L	L	BA	BA	BA
	H	BA	IM	M	BA	M	BA	BA	M	M	M
	H	M	H	IM	BA	IM	M	M	IM	IM	IM
	H	M	H	IM	BA	IM	IM	IM	IM	IM	IM
	H	M	H	IM	BA	IM	IM	H	IM	IM	IM
d4	H	L	IM	M	L	BA	L	L	L	L	L
	H	L	H	IM	BA	M	BA	BA	BA	BA	BA
	H	L	H	H	M	IM	M	M	M	M	M
	H	L	H	H	IM	H	IM	IM	M	IM	IM
	H	L	H	H	H	H	H	H	M	IM	IM

Application of mathematical fuzzy logic is appropriate in cases of necessity diagnosing glaucoma.

To diagnose glaucoma take into account such factors:

X<sub>1</sub> - Intra-ocular pressure, mmHg

X<sub>2</sub> - Field of view

X<sub>3</sub> - The ratio of the diameter to the diameter of the optic disc excavation

X<sub>4</sub> - The ratio of the area of excavation to the area OD (optic disc)

X<sub>5</sub> - The ratio of volume to the volume of excavation OD

X<sub>6</sub> - The area of excavation

X<sub>7</sub> - The volume of excavation

X<sub>8</sub> - The area neuroretinal belt

X<sub>9</sub> - The volume neuroretinal belt

X<sub>10</sub> - The average thickness of the nerve fibers in limb

$X_{11}$  – The cross-sectional area nerve fiber layer on the edge of the disc.

An assessment database for diagnosing glaucoma. Each degree of change is presented as a scale qualitative terms: low (L), below average (BA), medium (M), intermediate (IM), high (H) (Table 2).

For each database in order to formalize the parameters determined by the appropriate membership function [1,2].

To construct the equations necessary to determine the membership function  $\mu^j(x_i)$  of all fuzzy terms  $j$  (H, IM, M, BA, L) for all factors  $x_i$  (in this case  $j$  - coefficient symmetry,  $i$  - space exploration  $i = \overline{1,4}$ ). If we consider the high level of alternative rules, it is necessary to build equations for the five fuzzy terms (H, IM, M, BA, L).

Each factor  $x_i$  must comply with its own five membership functions.

To simplify the modeling must take some action:

Let  $\underline{x}_i$  and  $\overline{x}_i$  - lower and upper bounds alterations  $x_i$ . Expression interval  $[\underline{x}_i, \overline{x}_i]$  on the interval  $U = [0, 4]$ , which set membership function,  $\tilde{\mu}^j(u)$ ,  $u \in U$  to fuzzy terms  $j = H, IM, M, BA, L$ .

Graphical view of membership functions shown in Fig. 1. Choosing these curves due to the fact that they are piecewise linear approximations expert membership functions  $\mu^j(x_i)$  obtained for the factors  $x_1 \div x_4$  method of paired comparisons.

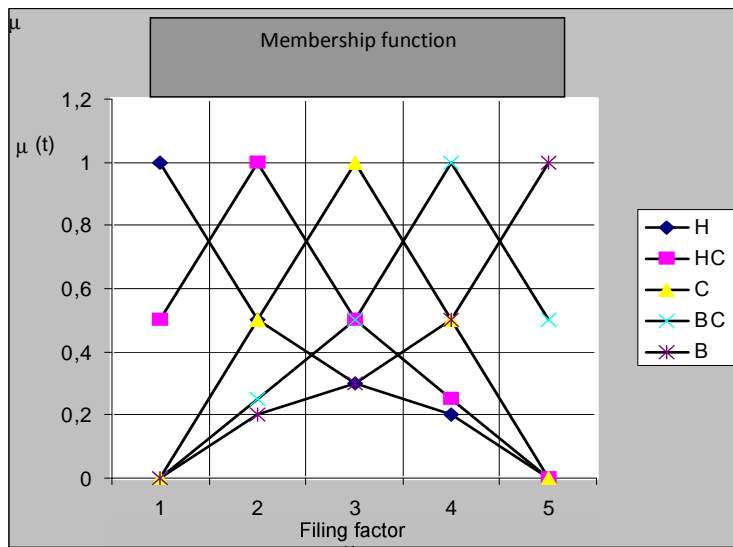


Figure 1 – The functions of fuzzy terms

The transition from function  $\tilde{\mu}^j(u)$  to desired functions  $\mu^j(x_i)$  is as follows:

$$u_i = 4 \frac{x_n - x_n}{x_n - x_n}, \tilde{\mu}^j(u_n) = \mu^j(x_n). \quad (1)$$

Deciding on the severity of the disease can be done by the following algorithm [1-3]:

Step 1: fix the value factors for a particular patient  $x_n (n = \overline{1,4})$ ;

Step 2: The formulas (3) - (6) define the value of membership functions  $\mu^j(x_n)$  for fixed values of factors  $x_n$ ;

Step 3: Using a logical equations compute the membership function  $\mu^{d,n}(x_1, x_2, \dots, x_n)$  for all degrees of disease severity  $d_n, n = \overline{1,6}$ . In this transaction I (•) and OR (V) over membership functions  $\mu(a)$  and  $\mu(b)$  are replaced by operations min and max:

$$\mu(a) \bullet \mu(b) = \min[\mu(a), \mu(b)]; \mu(a) \vee \mu(b) = \max[\mu(a), \mu(b)];$$

Step 4: Determine the decision  $d_0$ , for which:

$$\mu^{d_0}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \max[\mu^{d_n}(x_1, x_2, \dots, x_n)]. \quad (2)$$

This decision will meet the desired range, which indicates the severity of the disease.

For example, the patient received the following information:

$X_1$  - Intra-ocular pressure, mmHg – 31,4

$X_2$  - Field of view – 32,1<sup>0</sup>

$X_3$  - The ratio of the diameter to the diameter of the optic disc excavation – 0,83

$X_4$  - The ratio of the area of excavation to the area OD (optic disc) – 0,54

$X_5$  - The ratio of volume to the volume of excavation OD – 6,42

$X_6$  - The area of excavation – 1,42

$X_7$  - The volume of excavation – 0,53

$X_8$  - The area neuroretinal belt – 0,74

$X_9$  - The volume neuroretinal belt – 0,1

$X_{10}$  - The average thickness of the nerve fibers in limb – 0,09

$X_{11}$  - The cross-sectional area nerve fiber layer on the edge of the disc – 0,49

Calculate the severity of disease:

for  $d_1$

$$\begin{aligned} \mu^{d_1}(x_1 \div x_{11}) = & \mu^L(x_1) \cdot \mu^H(x_2) \cdot \mu^L(x_3) \cdot \mu^L(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^L(x_6) \cdot \mu^L(x_7) \cdot \mu^{IM}(x_8) \cdot \mu^{BA}(x_9) \cdot \mu^M(x_{10}) \cdot \mu^M(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^{BA}(x_1) \cdot \mu^H(x_2) \cdot \mu^{BA}(x_3) \cdot \mu^{BA}(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^{BA}(x_6) \cdot \mu^{BA}(x_7) \cdot \mu^H(x_8) \cdot \mu^M(x_9) \cdot \mu^{IM}(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^{BA}(x_1) \cdot \mu^H(x_2) \cdot \mu^M(x_3) \cdot \mu^M(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^M(x_6) \cdot \mu^{BA}(x_7) \cdot \mu^H(x_8) \cdot \mu^{IM}(x_9) \cdot \mu^H(x_{10}) \cdot \mu^H(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^{BA}(x_1) \cdot \mu^H(x_2) \cdot \mu^{IM}(x_3) \cdot \mu^M(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^M(x_6) \cdot \mu^{BA}(x_7) \cdot \mu^H(x_8) \cdot \mu^H(x_9) \cdot \mu^H(x_{10}) \cdot \mu^H(x_{11}) \end{aligned} \quad (3)$$

for  $d_2$

$$\begin{aligned} \mu^{d_2}(x_1 \div x_{11}) = & \mu^L(x_1) \cdot \mu^M(x_2) \cdot \mu^M(x_3) \cdot \mu^{BA}(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^{BA}(x_6) \cdot \mu^L(x_7) \cdot \mu^M(x_8) \cdot \mu^{BA}(x_9) \cdot \mu^{BA}(x_{10}) \cdot \mu^{BA}(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^{BA}(x_1) \cdot \mu^M(x_2) \cdot \mu^{IM}(x_3) \cdot \mu^M(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^M(x_6) \cdot \mu^{BA}(x_7) \cdot \mu^{IM}(x_8) \cdot \mu^M(x_9) \cdot \mu^M(x_{10}) \cdot \mu^M(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^{BA}(x_1) \cdot \mu^M(x_2) \cdot \mu^{IM}(x_3) \cdot \mu^{IM}(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^{IM}(x_6) \cdot \mu^M(x_7) \cdot \mu^H(x_8) \cdot \mu^{IM}(x_9) \cdot \mu^{IM}(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^{BA}(x_1) \cdot \mu^M(x_2) \cdot \mu^{IM}(x_3) \cdot \mu^{IM}(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^{IM}(x_6) \cdot \mu^M(x_7) \cdot \mu^H(x_8) \cdot \mu^{IM}(x_9) \cdot \mu^H(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11}) \end{aligned} \quad (4)$$

for  $d_3$

$$\begin{aligned} \mu^{d_3}(x_1 \div x_{11}) = & \mu^H(x_1) \cdot \mu^L(x_2) \cdot \mu^M(x_3) \cdot \mu^{BA}(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^{BA}(x_6) \cdot \mu^L(x_7) \cdot \mu^L(x_8) \cdot \mu^{BA}(x_9) \cdot \mu^{BA}(x_{10}) \cdot \mu^{BA}(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^{BA}(x_2) \cdot \mu^{IM}(x_3) \cdot \mu^M(x_4) \cdot \mu^{BA}(x_5) \cdot \\ & \cdot \mu^M(x_6) \cdot \mu^{BA}(x_7) \cdot \mu^{BA}(x_8) \cdot \mu^M(x_9) \cdot \mu^M(x_{10}) \cdot \mu^M(x_{11}) \vee \\ & \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^M(x_2) \cdot \mu^H(x_3) \cdot \mu^{IM}(x_4) \cdot \mu^{BA}(x_5) \cdot \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \cdot \mu^{IM}(x_6) \cdot \mu^M(x_7) \cdot \mu^M(x_8) \cdot \mu^{IM}(x_9) \cdot \mu^{IM}(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11}) \vee \\
& \quad \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^M(x_2) \cdot \mu^H(x_3) \cdot \mu^{IM}(x_4) \cdot \mu^{BA}(x_5) \cdot \\
& \cdot \mu^{IM}(x_6) \cdot \mu^{IM}(x_7) \cdot \mu^{IM}(x_8) \cdot \mu^{IM}(x_9) \cdot \mu^{IM}(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11}) \vee \\
& \quad \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^M(x_2) \cdot \mu^H(x_3) \cdot \mu^{IM}(x_4) \cdot \mu^{BA}(x_5) \cdot \\
& \cdot \mu^{IM}(x_6) \cdot \mu^{IM}(x_7) \cdot \mu^H(x_8) \cdot \mu^{IM}(x_9) \cdot \mu^{IM}(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11})
\end{aligned} \tag{5}$$

for d4

$$\begin{aligned}
\mu^{d_4}(x_1 \div x_{11}) &= \mu^H(x_1) \cdot \mu^L(x_2) \cdot \mu^{IM}(x_3) \cdot \mu^M(x_4) \cdot \mu^L(x_5) \cdot \\
& \cdot \mu^{BA}(x_6) \cdot \mu^L(x_7) \cdot \mu^L(x_8) \cdot \mu^L(x_9) \cdot \mu^L(x_{10}) \cdot \mu^L(x_{11}) \vee \\
& \quad \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^L(x_2) \cdot \mu^H(x_3) \cdot \mu^{IM}(x_4) \cdot \mu^{BA}(x_5) \cdot \\
& \cdot \mu^M(x_6) \cdot \mu^{BA}(x_7) \cdot \mu^{BA}(x_8) \cdot \mu^{BA}(x_9) \cdot \mu^{BA}(x_{10}) \cdot \mu^{BA}(x_{11}) \vee \\
& \quad \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^L(x_2) \cdot \mu^H(x_3) \cdot \mu^H(x_4) \cdot \mu^M(x_5) \cdot \\
& \cdot \mu^{IM}(x_6) \cdot \mu^M(x_7) \cdot \mu^M(x_8) \cdot \mu^M(x_9) \cdot \mu^M(x_{10}) \cdot \mu^M(x_{11}) \vee \\
& \quad \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^L(x_2) \cdot \mu^H(x_3) \cdot \mu^H(x_4) \cdot \mu^{IM}(x_5) \cdot \\
& \cdot \mu^H(x_6) \cdot \mu^{IM}(x_7) \cdot \mu^{IM}(x_8) \cdot \mu^M(x_9) \cdot \mu^{IM}(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11}) \vee \\
& \quad \vee \mu^H(x_1) \cdot \mu^L(x_2) \cdot \mu^H(x_3) \cdot \mu^H(x_4) \cdot \mu^H(x_5) \cdot \\
& \cdot \mu^H(x_6) \cdot \mu^H(x_7) \cdot \mu^H(x_8) \cdot \mu^M(x_9) \cdot \mu^{IM}(x_{10}) \cdot \mu^{IM}(x_{11})
\end{aligned} \tag{6}$$

Results. Substituting our values:

$$\begin{aligned}
\mu^{d_1} &= 0,05 \cdot 0,08 \cdot 0,18 \cdot 0,28 \cdot 0,55 \cdot 0,3 \cdot 0,42 \cdot 0,51 \cdot 0,83 \cdot 0,44 \cdot 0,4 \vee \\
& \vee 0,14 \cdot 0,08 \cdot 0,25 \cdot 0,45 \cdot 0,55 \cdot 0,48 \cdot 0,7 \cdot 0,32 \cdot 0,46 \cdot 0,31 \cdot 0,2 \vee \\
& \vee 0,14 \cdot 0,08 \cdot 0,32 \cdot 0,7 \cdot 0,55 \cdot 0,8 \cdot 0,7 \cdot 0,32 \cdot 0,29 \cdot 0,19 \cdot 0,13 \vee \\
& \vee 0,14 \cdot 0,08 \cdot 0,5 \cdot 0,7 \cdot 0,55 \cdot 0,8 \cdot 0,7 \cdot 0,32 \cdot 0,19 \cdot 0,19 \cdot 0,13 = 0,05 \wedge 0,08 \wedge 0,08 \wedge 0,08 = 0,08
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mu^{d_2} &= 0,05 \cdot 0,21 \cdot 0,32 \cdot 0,45 \cdot 0,55 \cdot 0,48 \cdot 0,42 \cdot 0,8 \cdot 0,83 \cdot 0,82 \cdot 0,7 \vee \\
& \vee 0,14 \cdot 0,21 \cdot 0,5 \cdot 0,7 \cdot 0,55 \cdot 0,8 \cdot 0,7 \cdot 0,51 \cdot 0,46 \cdot 0,44 \cdot 0,4 \vee \\
& \vee 0,14 \cdot 0,21 \cdot 0,5 \cdot 0,63 \cdot 0,55 \cdot 0,68 \cdot 0,8 \cdot 0,32 \cdot 0,29 \cdot 0,31 \cdot 0,2 \vee \\
& \vee 0,14 \cdot 0,21 \cdot 0,5 \cdot 0,63 \cdot 0,55 \cdot 0,68 \cdot 0,8 \cdot 0,32 \cdot 0,29 \cdot 0,19 \cdot 0,2 = 0,05 \wedge 0,14 \wedge 0,14 \wedge 0,14 = 0,14
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mu^{d_3} &= 0,85 \cdot 0,9 \cdot 0,32 \cdot 0,45 \cdot 0,55 \cdot 0,48 \cdot 0,42 \cdot 0,38 \cdot 0,83 \cdot 0,82 \cdot 0,7 \vee \\
& \vee 0,85 \cdot 0,28 \cdot 0,5 \cdot 0,7 \cdot 0,8 \cdot 0,8 \cdot 0,7 \cdot 0,64 \cdot 0,46 \cdot 0,44 \cdot 0,4 \vee \\
& \vee 0,85 \cdot 0,21 \cdot 0,65 \cdot 0,63 \cdot 0,8 \cdot 0,68 \cdot 0,8 \cdot 0,8 \cdot 0,29 \cdot 0,31 \cdot 0,2 \vee \\
& \vee 0,85 \cdot 0,21 \cdot 0,65 \cdot 0,63 \cdot 0,8 \cdot 0,68 \cdot 0,5 \cdot 0,51 \cdot 0,29 \cdot 0,31 \cdot 0,2 \vee \\
& \vee 0,85 \cdot 0,21 \cdot 0,65 \cdot 0,63 \cdot 0,8 \cdot 0,68 \cdot 0,5 \cdot 0,32 \cdot 0,29 \cdot 0,31 \cdot 0,2 = \\
& = 0,32 \wedge 0,28 \wedge 0,2 \wedge 0,2 \wedge 0,2 = 0,32
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mu^{d_4} &= 0,85 \cdot 0,9 \cdot 0,5 \cdot 0,7 \cdot 0,55 \cdot 0,48 \cdot 0,42 \cdot 0,38 \cdot 0,54 \cdot 0,54 \cdot 0,62 \vee \\ &\vee 0,85 \cdot 0,9 \cdot 0,65 \cdot 0,63 \cdot 0,8 \cdot 0,8 \cdot 0,7 \cdot 0,64 \cdot 0,83 \cdot 0,82 \cdot 0,7 \vee \\ &\vee 0,85 \cdot 0,9 \cdot 0,65 \cdot 0,44 \cdot 0,45 \cdot 0,68 \cdot 0,8 \cdot 0,8 \cdot 0,46 \cdot 0,44 \cdot 0,4 \vee \\ &\vee 0,85 \cdot 0,9 \cdot 0,65 \cdot 0,44 \cdot 0,2 \cdot 0,43 \cdot 0,5 \cdot 0,51 \cdot 0,46 \cdot 0,31 \cdot 0,2 \vee \\ &\vee 0,85 \cdot 0,9 \cdot 0,65 \cdot 0,44 \cdot 0,15 \cdot 0,43 \cdot 0,32 \cdot 0,32 \cdot 0,46 \cdot 0,31 \cdot 0,2 = \\ &= 0,38 \wedge 0,63 \wedge 0,4 \wedge 0,2 \wedge 0,15 = 0,63 \end{aligned}$$

From these data we can conclude that in patients with glaucoma 3 degrees. That coincides with the diagnosis, which established doctor.

In the course of biomedical research problem arises tuning neuron fuzzy network (Fig. 2). To configure the network using recurrence relations proposed by prof. Rothstein [1-2]. The essence of the model setting is in the selection of the parameters of membership functions ( $b_i^{jp}(t)$ ,  $c_i^{jp}(t)$ ) and weights of fuzzy rules ( $w_{jp}(t)$ ) that provide the minimum difference between the models and diagnostic results:

$$\sum_{i=1}^M (F_y(\widehat{x}_1^l, \widehat{x}_2^l, \dots, \widehat{x}_{12}^l, W_i) - \widehat{y}_l)^2 = \min_{W_i} \quad (7)$$

where  $\langle \widehat{X}_l, \widehat{y}_l \rangle, l = \overline{1, M}$  - the experimental investigations; b - coordinate maximum; c - parameter compression and stretching.

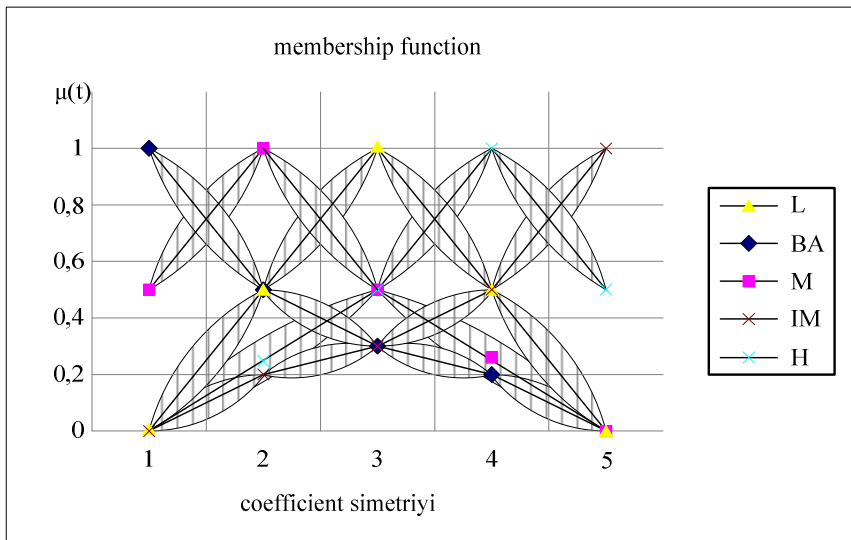


Figure 2 – The functions of fuzzy terms after the procedure set

In our case  $\widehat{X}_l = (\widehat{x}_1^l, \widehat{x}_2^l, \dots, \widehat{x}_{12}^l)$  - the results of previous biomedical research,  $\widehat{y}_l$  - the result of the l-th trial.

To solve the nonlinear optimization problem (fig. 2) is applied algorithm "coarse" and "fine" setting [1-3] in the off-line and on-line.

To configure neuron fuzzy network used recurrence relations based on correlations [1-3]:

$$w_{jp}(t+1) = w_{jp}(t) - \eta \frac{\partial E_t}{\partial w_{jp}(t)}; \quad c_i^{jp}(t+1) = c_i^{jp}(t) - \eta \frac{\partial E_t}{\partial c_i^{jp}(t)};$$

$$b_i^{jp}(t+1) = b_i^{jp}(t) - \eta \frac{\partial E_t}{\partial b_i^{jp}(t)}, \quad (8)$$

where  $w_{jp}(t)$ ,  $c_i^{jp}(t)$ ,  $b_i^{jp}(t)$  - the weight of rules and parameters of membership functions for the  $t$ -th step of learning;  $\eta$  - learning option.

This ratio minimizes the criterion  $E_t = \frac{1}{2}(\bar{y}_t - y_t)^2$  that is used to configure the network.

### Summary

Mathematical models are got for the estimation of biomedical images with the using of methods of unclear plurals on the basis of expert bases of knowledges. It allowed to conduct complex high-quality diagnosticating and promote authenticity and operationability of diagnosticating. The method of analysis of biomedical images is developed on the basis of vehicle of unclear plurals, that allowed completer of diagnosing glaucoma. Architecture of information technology is developed for support of making decision at the analysis of biomedical information, that allowed to promote authenticity of processing of biomedical images by the account of structural features of bioobjects.

### Literature

1. Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuly for Medical Didicol Diagnosis. In Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodovescu, A. Kandel, I. Lain.). – USA. CRC-Press, 1998, pp. 235–295.
2. Ротштейн А.П. Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети / Ротштейн А.П. – Винница.: Универсум – Винница, 1999. – 320 с.
3. Павлов С.В. Оптико-електронні технології аналізу біомедичних зображень. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Бурденюк І.І. Вінниця: Універсум-ВНТУ, 2012. 166 с.
4. Вуйцік В. Експертні системи : навчальний посібник / Вуйцік В., Готра О., Григор'єв В. – Львів: Ліга-Прес, 2006. –290с.
5. Прэтт У. Цифровая обработка изображений / Прэтт У. – М.: Мир, т.1,2. 1982.
6. Искусственный интеллект. Системы общения и экспертные системы : Справочник : в 3 кн. /под ред. Э.В. Попов и др. – М.: Радио и связь, Кн. 1. – 1990. – 464с.
7. Поспелов Д.А. Искусственный интеллект – основа новой информационной технологии / Поспелов Д.А. – М.: Наука, 1988. – 269с.
8. Продеус А.Н. Экспертные системы в медицине / Продеус А.Н., Захарова Е.Н. – К.: ВЕК, 1998. – 320с.
9. Русин Б.П. Системы синтезу, обробки та розпізнавання складноструктурованих зображень / Русин Б.П. – Львів: Вертикаль, 1997. - 264 с.
10. Заде Л. Понятие лингвистической переменной и его применение к понятию приближенных решений / Заде Л. — М.: Мир, 1976. — 165 с.
11. Мельников В.Г. Медицинская кибернетика / В.Г. Мельников. – Киев: Вища школа, 1978. – 240 с.

### Інформація про авторів

**Павлов Сергій Володимирович** – д.т.н., проф., завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, (0432) 59-86-25, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна, 21021.

**Азаров Олексій Дмитрійович** – д.т.н., проф., завідувач кафедри обчислювальної техніки, Вінницький національний технічний університет, [azarov2@vntu.edu.ua](mailto:azarov2@vntu.edu.ua), (0432)598-437, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна, 21021.

**Салдан Йосип Романович** – д.м.н., проф., завідувач кафедри очних хвороб Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова.

**Рожман Анна Олександрівна** – пошукач кафедри загальної фізики та фотоніки.

**Бабюк Наталія Пєтєрївна** – пошукач кафедри загальної фізики та фотоніки.