

УДК 615.47:616-073

Н.И.Заболотная¹, канд. техн. наук, доц.
С.В.Павлов¹, д-р техн. наук, проф.
Рональд Ровира², аспирант
О.В.Стукач³, д-р техн. наук, проф.
Б.П.Олійниченко⁴, врач

¹Винницкий национальный технический университет, г. Винница, Украина

²Университет Peninsula de Santa Elena, г. Санта Елена, Эквадор

³Томский политехнический университет, г. Томск, Российская Федерация

⁴НВП ООО «Медивин», г. Винница, Украина

e-mail: psv@vntu.edu.ua

Компьютерная диагностика оптико-анизотропных структур плазмы крови на основе метода нечетких множеств

В данной работе рассматривается методология построения математических моделей на основе метода нечетких множеств для оценивания параметров системы фазовой томографии биологических тканей, которые позволяют путем прямого измерения Мюллер - матричных изображений выделять непосредственную информацию о распределении фазовых сдвигов, которые могут применяться для определения объективных критериев диагностики биологических тканей человека, в частности, оценивания показателей для диагностики патологии молочной железы.

Ключевые слова: нечеткие множества, функции принадлежности, оптико-анизотропные структуры, матрицы Мюллера, биологические ткани.

Введение

Среди средств оптической диагностики биологических тканей человека широкое распространение получили методы лазерной поляриметрической диагностики их оптико-анизотропной структуры [1-3]. В рамках данного направления определяются координатные распределения азимутов и эллиптичности поляризации лазерных изображений биологических тканей с последующей обработкой на основе метода нечетких множеств [4,5]. На этой основе разработан ряд методик ранней диагностики и дифференциации патологических изменений структуры биологических тканей (БТ), связанных с их дегенеративно-дистрофическими и онкологическими изменениями [6-8].

Использование таких методов позволило расширить функциональные возможности оценивания суперпозиции Мюллер - матричных операторов сложных биологических многослойных поликристаллических сетей [9,10]. На этой модельной основе были реализованы информационные системы двумерного стоксполяриметрического [10], Мюллер - матричного [9] томографирования для диагностики оптически толстых биологических тканей. Исходя из этого актуальным встает задача использования нечетких методов анализа биомедицинских показателей для лазерной диагностики оптико-анизотропной структуры биологических тканей.

Цель данной работы заключается в разработке математических моделей на основе

метода нечетких множеств для оценивания параметров системы фазовой томографии биологических тканей, которые позволяют путем прямого измерения Мюллер - матричных изображений выделять непосредственную информацию о распределении фазовых сдвигов, которые могут применяться для определения объективных критериев диагностики биологических тканей человека, в частности, оценивания показателей для диагностики патологии молочной железы.

Метод

Во время проведения клинических исследований довольно часто используются не только четкие цифровые критерии, но и определенные лингвистические характеристики изменений показателей (термов) на основе математического аппарата нечеткой логики. Такой подход позволяет получить однозначный цифровое выражение для тех критериев, которые имеют описательные характеристики и, соответственно, качественное содержание, например такие признаки, как: Н - низкий, НС - ниже среднего, С - средний, ВС - выше среднего, В - высокий [4,5].

Каждый из указанных термов представляет собой нечеткое множество, заданное с помощью специальных функций принадлежности и может быть представлена определенным интервалом от 0 до 1. Об абсолютной непринадлежности к множеству свидетельствует 0, а об абсолютной принадлежности – 1. Нечеткие множества могут

дополняться, объединяться, пересекаться, что упрощает формализацию процесса обработки биомедицинской информации. Применение математического аппарата нечеткой логики может быть важным в случаях необходимости определения вероятности взаимосвязи патологических состояний, которые имеют различные клинические характеристики.

Функция ввода в базу знаний задается в табличной форме. При входе в таблицу термов используется интерфейс, который в любой момент добавляет и удаляет отдельные строки в таблице. Для представления базы знаний используется объектно-ориентированный подход, который обеспечивает хранение в виде объектов. Используя те же средства для записи древовидной структуры (рис. 1) и базы знаний, обеспечивается однородный поток информации и упрощается обработка результатов [11].

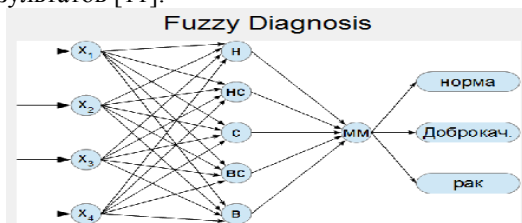


Рисунок 1 – Принцип работы блоков нечеткой логики

Для реализации работы блоков настройки, хранения функций принадлежности и нечеткого вывода экспертной системы в основу были положены принципы получения достоверного диагноза на основе нечетких множеств. Для каждой из баз данных с целью формализации показателей определяются соответствующие функции принадлежности.

Выбор подобных кривых обусловлен тем, что они являются кусочно-линейной аппроксимацией экспертных функций принадлежности $\mu^j(x_n)$, полученных для факторов $x_1 \div x_n$ методом парных сравнений.

Переход от функции $\tilde{\mu}^j(u)$ к искомым функциям $\mu^j(x_n)$ осуществляется таким образом [4, 5]:

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

Аналитические выражения этих функций:

$$\tilde{\mu}^H(u) = \begin{cases} 1 - 0,5u, u \in [0,1]; \\ \frac{4-u}{6}, u \in [1,4] \end{cases}; \quad (2)$$

$$\tilde{\mu}^{HC}(u) = \begin{cases} 0,5 + 0,5u, u \in [0,1] \\ 1,5 - 0,5u, u \in [1,2] \\ 1 - 0,25u, u \in [2,4] \end{cases}; \quad (3)$$

$$\tilde{\mu}^C(u) = \begin{cases} 0,5u, u \in [0,2] \\ 2 - 0,5u, u \in [2,4] \end{cases}; \quad (4)$$

$$\tilde{\mu}^{BC}(u) = \begin{cases} 0,25u, u \in [0,2] \\ 0,5u - 0,5, u \in [2,3] \\ 2,5 - 0,5u, u \in [3,4] \end{cases}; \quad (5)$$

$$\tilde{\mu}^B(u) = \begin{cases} \frac{1}{3}u, u \in [0,3] \\ 0,5u - 1, u \in [3,4] \end{cases}. \quad (6)$$

Принятие решения о степени патологии определяется решением

$$\mu^{y_0}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \max[\mu^{y_n}(x_1, x_2, \dots, x_n)] \quad (7)$$

Материалы и обработка экспериментальных данных

Исследование проявлений оптико-анизотропных альбумин-глобулиновой системы плазмы крови в соответствие предложенной модели [8], выполнялась при помощи лазерного поляриметра за описанной технологией [10].

В качестве материалов выбраны образцы гистологических срезов мышечной ткани (МТ) и дермы кожи (ДК) человека с коэффициентом экстинкции для оптически тонкого слоя ($\tau < 0.1$). Экспериментальные исследования проведены на базе НВП ООО «Медивин», (г. Винница) с помощью системы поляриметрии для измерения совокупности координатных распределений фазового элемента матрицы Мюллера гистологических срезов биологических тканей.

Были определены локальные значения азимута поляризации в каждой точке лазерного изображения плазмы крови человека и получена поляризационная картина $\alpha(m \times n)$ и $\beta(m \times n)$ поликристаллической белковой системы.

Для количественной оценки распределений $\alpha(X, Y); \beta(X, Y)$ использовались определения наборов статистических моментов 1-го – 4-го порядков [9,10]:

$$M_1 = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha; \beta)_j; M_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^2; \beta^2)_j}; \quad (8)$$

$$M_3 = \frac{1}{M_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^3; \beta^3)_j; M_4 = \frac{1}{M_2^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^4; \beta^4)_j,$$

где $N=m \times n$ – количество пикселей изображения.

Были проведены сравнительные исследования образцов плазмы крови трех групп пациентов – здоровые (группа А, 20 пациентов) больные с доброкачественными изменениями (группа В, 19 пациентов) и больные с раком молочной железы (группа С, 17 пациентов) [9, 10]. Результаты измерений и вероятностные, корреляционные показатели для каждой группы приведены в таблице 1.

Таблица 1- Среднее значение M_1 , дисперсия M_2 α, β (m x n) лазерных изображений образцов плазмы крови разных групп

	Норма (20 образцов)		Доброкачественные (19 образцов)		Рак (17 образцов)	
	α	β	α	β	α	β
M_1	0,69±0,18	0,02±0,01	0,71±0,19	0,04±0,01	0,68±0,23	0,07±0,03
M_2	0,12±0,04	0,17±0,09	0,19±0,05	0,24±0,1	0,25±0,07	0,29±0,1

Анализ статистических моментов распределений азимутов поляризационных лазерных изображений плазмы крови в группах А, В, С характеризуется неизменным средним значением, увеличением в 1,5 – 2 раза дисперсии, уменьшением асимметрии в 1,3 – 2 раза и увеличением в 1.25 – 1,8 раза эксцессу.

В табл. 2 приведена база данных для оценки среднего значения M_1 , дисперсии M_2 α, β

(m x n) лазерных изображений образцов плазмы крови разных групп пациентов. Каждая степень изменений подана в виде качественных термов: низкий (Н), ниже среднего (НС), средний (С), выше среднего (ВС), высокий (В) [4,5]. Для каждой из баз данных с целью формализации показателей определяются соответствующие функции принадлежности.

Таблица 2-База данных для оценки среднего значения M_1 , дисперсии M_2 α, β (m x n) лазерных изображений

Состояние \ Параметр	$X_1(\alpha_{\mu 1})$	$X_2(\alpha_{\mu 2})$	$X_3(\beta_{\mu 1})$	$X_4(\beta_{\mu 1})$
Норма	С	Н	Н	НС
	С	НС	Н	НС
	С	НС	НС	НС
Доброкачественный	С	С	НС	С
	ВС	С	НС	С
	ВС	С	С	С
Рак	С	ВС	ВС	ВС
	С	ВС	В	ВС

Из таблицы 2 формируются математические выражения для дифференциальной диагностики раковых заболеваний путем оценивания среднего значения M_1 , дисперсии M_2 α, β (m x n) лазерных изображений образцов плазмы крови разных групп пациентов. Предложенные математические модели описывают причинно – следственные связи между факторами риска и конкретным диагнозом.

$$\mu^{норма}(x_1, x_2, x_3, x_4) = \mu^c(x_1) \cdot \mu^h(x_2) \cdot \mu^h(x_3) \cdot \mu^{hc}(x_4) \cdot \mu^c(x_1) \cdot \mu^{hc}(x_2) \cdot \mu^h(x_3) \cdot \mu^{hc}(x_4) \cdot \mu^c(x_1) \cdot \mu^{hc}(x_2) \cdot \mu^{hc}(x_3) \cdot \mu^{hc}(x_4) \quad (9)$$

$$\mu^{ДК}(x_1, x_2, x_3, x_4) = \mu^c(x_1) \cdot \mu^c(x_2) \cdot \mu^{hc}(x_3) \cdot \mu^c(x_4) \cdot \mu^{bc}(x_1) \cdot \mu^c(x_2) \cdot \mu^{hc}(x_3) \cdot \mu^c(x_4) \cdot \mu^{bc}(x_1) \cdot \mu^c(x_2) \cdot \mu^c(x_3) \cdot \mu^c(x_4) \quad (10)$$

$$\mu^{Рак}(x_1, x_2, x_3, x_4) = \mu^c(x_1) \cdot \mu^{bc}(x_2) \cdot \mu^{bc}(x_3) \cdot \mu^{bc}(x_4) \cdot \mu^c(x_1) \cdot \mu^{bc}(x_2) \cdot \mu^e(x_3) \cdot \mu^{bc}(x_4) \quad (11)$$

Графический вид функций принадлежности представлен на рис. 2.

Такой выбор функций обусловлен тем, что они являются кусочно-линейными аппроксимациями экспертных функций принадлежности $\mu^j(x_i)$, полученных для факторов $x_1 \div x_4$ методом парных сравнений.

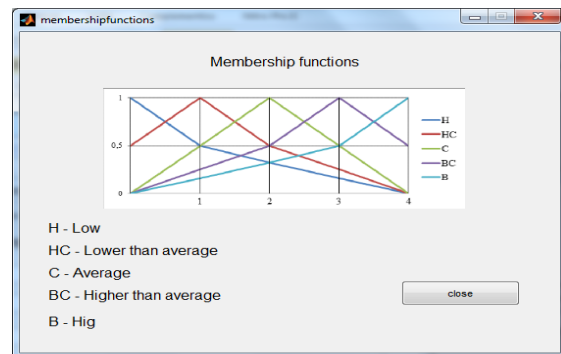


Рисунок 2 - Функции принадлежности для каждого из термов [4]

Переход от функции $\tilde{\mu}^j(u)$ к искомым функциям $\mu^j(x_i)$ осуществляется следующим образом [4]

$$u_i = 4 \frac{x_n - x_n}{x_n - x_n}, \tilde{\mu}^j(u_n) = \mu^j(x_n) \quad (11)$$

В процессе интерпретации биомедицинских данных возникает задача настройки нейронечеткой сети (рис. 1).

Для настройки параметров нейросети используется рекуррентные соотношения, предложенные проф. Ротштейном А.П. [4, 5].

Сущность настройки состоит том, что выбирают такие параметры функций принадлежности (b, c -) и веса нечетких правил (w), которые обеспечивают минимум расхождения между моделями и диагностическими результатами

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

где $\langle \hat{X}_l, \hat{y}_l \rangle, l = \overline{1, M}$ - данные экспериментальных исследований; b - координата максимума; c - параметр сжатия и растяжки. В данном случае $\hat{X}_l = (\hat{x}_1^l, \hat{x}_2^l, \dots, \hat{x}_{12}^l)$ - результаты предварительных биомедицинских исследований, \hat{y}_l - результат в l - исследовании.

Рекуррентные соотношения представлены следующими выражениями [4,5]:

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

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

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

где $w_{jp}(t)$, $c_i^{jp}(t)$, $b_i^{jp}(t)$ - веса правил и параметры функций принадлежности на t -шаге обучения; η - параметр обучения.

Эти соотношения минимизируют критерий $E_t = \frac{1}{2}(\hat{y}_t - y_t)^2$, который применяется для настройки данной сети.

Пример настройки функций принадлежности представлен на рис. 3.

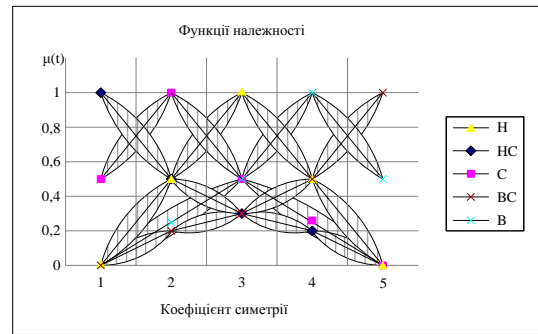


Рисунок 3 - Функции принадлежности нечетких термов после процедуры настройки

Основная идеология работы блоков нечеткой логики представлена на рис. 1. Разработан интерфейс информационной экспертной системы (рис. 4), который работает следующим образом.

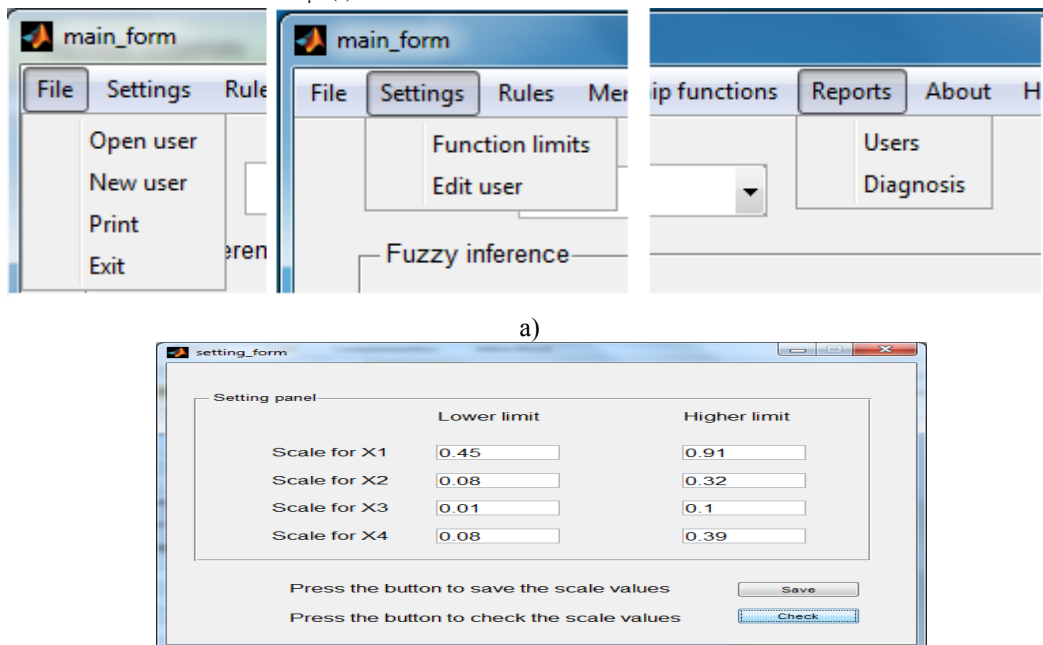


Рисунок 4 – Интерфейс программы по обработке биомедицинской информации на основе метода нечеткой логики

а) Общее представление интерфейса, б) Заполнение полей минимальных и максимальных значений статистических моментов распределений азимутов M_1 , дисперсии M_2 α, β ($m \times n$) лазерных изображений образцов плазмы

Пользователю предлагается после запуска программы ввести значения верхней и нижней шкалы значений, которые задаются в базе данных эксперта, в данном случае, которые определяют локальные значения азимута поляризации в каждой точке лазерного изображения плазмы крови человека и получена поляризационная картина $\alpha(m \times n)$ и $\beta(m \times n)$ поликристаллической белковой системы и соответствуют входным показателям x_1, x_2, x_3 и x_4 (средние значения статистических моментов распределений азимуты M_1 , дисперсии M_2 α, β ($m \times n$) лазерных изображений образцов плазмы крови разных групп пациентов) (рис. 5).

Для продолжения работы с программой, после заполнения всех полей необходимо нажать «Save», для восстановления предварительных данных, которые были введены раньше, необходимо нажать «Retire».

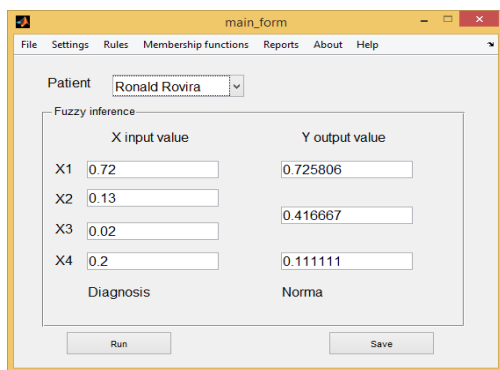


Рисунок 5 – Диалоговое окно программы с рассчитанным значением $\max M(y)$, для дифференциальной диагностики раковых заболеваний

После вышеупомянутых действий заполняются поля x_1-x_4 для конкретного случая для

расчета соответствующих $y_1- y_3$ (рис. 5). Для выполнения расчетов необходимо нажать "Check". Когда программа выполнит проведения расчетов, будет высвечено диагноз, который соответствует введенным данным – $\max M(y)$.

Заключение

1. В статье разработаны математические модели на основе метода нечетких множеств для оценивания параметров системы фазовой томографии биологических тканей, которые позволяют путем прямого измерения Мюллер - матричных изображений выделять непосредственную информацию о распределении фазовых сдвигов, которые могут применяться для определения объективных критериев диагностики биологических тканей человека, в частности, оценивания показателей для диагностики патологии молочной железы.
2. Представлены результаты сравнительных исследований образцов плазмы крови трех групп пациентов – здоровые (группа А, 20 пациентов) больные с доброкачественными изменениями молочной железы (группа В, 19 пациентов) и больные с раком молочной железы (группа С, 17 пациентов) и сформирована экспертная база данных для оценки среднего значения M_1 , дисперсии M_2 α, β ($m \times n$) лазерных изображений образцов плазмы крови разных групп пациентов.
3. Реализована информационная экспертная система обработки биомедицинской информации путем разработки интерфейса оператора, в основу которого заложены функции сохранения функций принадлежности, нечеткой обработки и отображения результата, который был получен посредством метода нечетких множеств.

Список использованной литературы

1. de Boer J.F., Milner T.E. Revier of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination / de Boer J.F., Milner T.E. // J. Biomed. Opt. – 2002. Vol.7. – P. 359-371.
2. Fiber-based polarization-sensitive Mueller matrix optical coherence tomography with continuous source polarization modulation / Shuliang Jiao, Milos Todorovic, George Stoica, and Lihong V. Wang // Appl. Optics. – 2005. – Vol.44. – P. 5463-5467.
3. Birefringence measurements in human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography / M.C. Pierce, J. Strasswimmer, B.H. Park, B. Cense, and J.F. de Boer // J. Biomed. Opt. – 2004 Vol. 9. – P. 287-291.
4. Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuley for Medical Didical Diagnosis. Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodorescu, A. Kandel, I. Lain.). - USA. CRC-Press, 1998. – P. 235-295.
5. Ротштейн А.П. Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети / А.П. Ротштейн. – Винница: Универсум, 1999. – 320 с.
6. Зміна оптичних параметрів лазерної поляриметрії плазми крові за гострого деструктивного панкреатиту / О.І. Івашук, О.Г. Ушенко, І.К. Морар, В. та ін. // Буковинський медичний вісник. – 2010. – Т.14. – №3.– С. 19-26.
7. Поляризаційна корелометрія біологічних тканин людини: монографія / О.Г. Ушенко, В.П. Пішак, О.П. Пересунько та ін. – Чернівці: Рута, 2007. – 696 с.

8. Ушенко О.Г. Мюллер-матрична двовимірна томографія багат шарових полікристалічних мереж біологічних тканин і рідин / О.Г.Ушенко, Н.І.Заболотна // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2010. – №2(20). – С. 156-162.

9. Заболотна Н.І. Аналітичні основи двовимірної Мюллер-матричної томографії оптично товстих багат шарових біологічних тканин. Кореляційний і фрактальний підходи / Н.І. Заболотна // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах (м. Хмельницький). – 2010. – №2. – С. 157-163.

10. Заболотна Н.І. Принципи і методи поляризаційного картографування біологічних тканин / Н.І. Заболотна, Б.П. Олійниченко // Фотобіологія та фотомедицина (м. Харків). – 2010. – №3,4. – С. 84-90.

Надійшла до редакції 10.03.2015

Н.І.ЗАБОЛОТНА¹, С.В.ПАВЛОВ¹, РОНАЛЬД РОВІРА², О.В.СТУКАЧ³, Б.П.ОЛІЙНИЧЕНКО⁴

¹Вінницький національний технічний університет

²Університет Peninsula de Santa Elena, Еквадор

³Томський політехнічний університет, Російська Федерація

⁴НВП ООВ «Медвін», м. Вінниця, Україна

КОМП'ЮТЕРНА ДІАГНОСТИКА ОПТИКО-АніЗОТРОПНИХ СТРУКТУР ПЛАЗМИ КРОВІ НА ОСНОВІ МЕТОДУ НЕЧІТКИХ МНОЖИН

У даній роботі розглядається методологія побудови математичних моделей на основі методу нечітких множин для оцінювання параметрів системи фазового томографії біологічних тканин, які дозволяють шляхом прямого вимірювання Мюллер-матричних зображень виділяти безпосередню інформацію про розподіл фазових зсувів, які можуть застосовуватися для визначення об'єктивних критеріїв діагностування біологічних тканин людини, зокрема, оцінювання показників для діагностування патології молочної залози.

Ключові слова: нечіткі множини, функції належності, оптико-анізотропні структури, матриці Мюллера, біологічні тканини.

N. ZABOLOTNA¹, S. PAVLOV¹, RONALD ROVIRA², O. STUKACH³, V. OLINICHENKO⁴

¹Vinnitsia National Technical University

²University Peninsula de Santa Elena, Ecuador

³Tomsk Polytechnic University, Russian Federation

⁴NIO «Medivin», Vinnitsia, Ukraine

COMPUTER DIAGNOSTICS OF OPTIC-ANISOTROPIC STRUCTURES OF PLASMA BASED ON THE METHOD OF FUZZY SETS

This paper considers mathematical models on the basis of fuzzy sets for estimating the parameters of phase imaging of biological tissues, which allow, with the help of direct measurement of Mueller-matrix image, to allocate direct information on the distribution of the phase shifts, which can be used to determine the objective criteria for the diagnosis of human biological tissues, in particular, evaluation indicators for the diagnosis of breast pathology.

We studied the results of comparative studies of plasma samples of patients of three groups - Healthy (Group A, 20 patients), patients with benign changes (group B, 19 patients) and patients with breast cancer (group C, 17 patients) and formed an expert database for evaluating average value M_1 , dispersion M_2 α , β (m \times n) laser images of plasma samples of different groups of patients.

Keywords: fuzzy sets, membership functions, optic-anisotropic structure, Mueller matrix, biological tissue.