

УДК 004.94:617.758.1

# ЕТАПИ СТВОРЕННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ПЕРЕДОПЕРАЦІЙНОГО ПЛАНУВАННЯ ХІРУРГІЧНОЇ КОРЕКЦІЇ КОСООКОСТІ

**Д. В. Кухаренко**

Асистент

Кафедра електронних апаратів

Кременчуцький національний університет

ім. Михайла Остроградського

вул. Першотравнева, 20, м. Кременчук, Україна, 39614

E-mail: dimon-dimonovich@mail.ru

**О. Г. Аврунін**

Доктор технічних наук, професор

Кафедра медичної апаратури

Харківський національний університет радіоелектроніки

пр. Леніна, 16, м. Харків, Україна, 61166

E-mail: ai@kture.kharkov.ua

*Робота присвячена розробці комп'ютерної системи передопераційного планування хірургічної корекції очорухового апарату з урахуванням дії всього комплексу м'язів. Проведено порівняльний аналіз отриманих результатів передопераційного планування хірургічної корекції. Результати аналізу показали адекватність запропонованої моделі і ефективність розроблених способів*

*Ключові слова: модель очорухового апарату, комп'ютерна система, передопераційне планування*

*Робота посвящена разработке компьютерной системы предоперационного планирования хирургической коррекции глазодвигательного аппарата с учетом действия всего комплекса мышц. Проведен сравнительный анализ полученных результатов предоперационного планирования хирургической коррекции. Результаты анализа показали адекватность предложенной модели и эффективность разработанных способов*

*Ключевые слова: модель глазодвигательного аппарата, компьютерная система, предоперационное планирование*

## 1. Вступ

Серед захворювань очей значний відсоток займає косоокість. Відповідно до медичної статистики кожна п'ятдесята дитина страждає на косоокість у віці від 2 до 3 років [1].

Цій проблемі присвячено багато праць [2 – 4]. Якщо оперувати на прямих м'язах навчилися успішно, то на косих – лікар-хірург надіється тільки на власний досвід і удачу.

Можливо також усунути косоокість за декілька циклів оперативних втручань, що збільшує ризик виникнення нових захворювань у зв'язку з тривалістю перебування пацієнта під наркозом і нового психологічного стресу.

## 2. Постановка проблеми

Пропонується створити комп'ютерну систему передопераційного планування хірургічної корекції косоокості в допомогу лікарям-офтальмологам. Система повинна не тільки робити необхідні розрахунки, але й передбачити, за допомогою вхідних даних, результати хірургічного втручання на всіх очорухових м'язах. І повідомити лікаря-офтальмолога про можливі наслідки такого втручання і запропонувати зменшити кількість циклів оперативних втручань і оптимальне рішення щодо усунення косоокості у конкретного пацієнта.

## 3. Літературний огляд

Побудові моделі очорухового апарату людини присвячено багато праць. Більшість моделей не мають в своєму складі математичного апарату [5 – 7] або він є спрощеним [8]. Існують спеціалізовані програми для моделювання [9], основними недоліками є те, що кріплення м'яза до поверхні моделі очного яблука розглядається як точка, хоч воно має значну протяжність [10].

Також не приводиться розрахунок моментів сил очорухових м'язів, немає математичної моделі, яка б враховувала радіус ока, довжину м'яза. Джоел Міллер, який розробив Orbit™ модель, яка входить до складу SEE++, приводить одинадцять зауважень щодо SEE++ [11].

## 4. Побудова комп'ютерної системи передопераційного планування

Створення комп'ютерної системи передопераційного планування хірургічної корекції косоокості слід поділити на два етапи.

Перший етап – створення математичної моделі тривимірного очного яблука і математичної моделі модуля передопераційного планування, другий етап – побудова алгоритму роботи комп'ютерної системи і реалізація у вигляді готового програмного продукту.

**4. 1. Побудова математичної моделі тривимірного очного яблука**

Перший етап побудови комп'ютерної системи – створення математичної моделі тривимірного очного яблука і математичної моделі модуля передопераційного планування. Математична модель тривимірного очного яблука представляє собою тривимірну матрицю A (1).

$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Елементи матриці A (2-19) мають наступний вигляд:

$$a_{11} = (1 - \cos^2 \gamma - \cos^2 \beta) \cos^2 \omega + (\cos^2 \beta + \cos^2 \gamma) \cos \omega + \cos^2 \alpha \sin^2 \omega; \quad (2)$$

$$a_{12} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \beta - \sin \omega \cos \gamma; \quad (3)$$

$$a_{13} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \gamma + \sin \omega \cos \beta; \quad (4)$$

$$a_{21} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \beta + \sin \omega \cos \gamma; \quad (5)$$

$$a_{22} = (1 - \cos^2 \gamma - \cos^2 \alpha) \cos^2 \omega + (\cos^2 \alpha + \cos^2 \gamma) \cos \omega + \cos^2 \beta \sin^2 \omega; \quad (6)$$

$$a_{23} = (1 - \cos \omega) \cos \beta \cos \gamma - \sin \omega \cos \alpha; \quad (7)$$

$$a_{31} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \gamma - \sin \omega \cos \beta; \quad (8)$$

$$a_{32} = (1 - \cos \omega) \cos \beta \cos \gamma + \sin \omega \cos \alpha; \quad (9)$$

$$a_{33} = (1 - \cos^2 \beta - \cos^2 \alpha) \cos^2 \omega + (\cos^2 \alpha + \cos^2 \beta) \cos \omega + \cos^2 \gamma \sin^2 \omega; \quad (10)$$

$$a_{11} = (1 - \cos^2 \gamma - \cos^2 \beta) \cos^2 \omega + (\cos^2 \beta + \cos^2 \gamma) \cos \omega + \cos^2 \alpha \sin^2 \omega; \quad (11)$$

$$a_{12} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \beta - \sin \omega \cos \gamma; \quad (12)$$

$$a_{13} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \gamma + \sin \omega \cos \beta; \quad (13)$$

$$a_{21} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \beta + \sin \omega \cos \gamma; \quad (14)$$

$$a_{22} = (1 - \cos^2 \gamma - \cos^2 \alpha) \cos^2 \omega + (\cos^2 \alpha + \cos^2 \gamma) \cos \omega + \cos^2 \beta \sin^2 \omega; \quad (15)$$

$$a_{23} = (1 - \cos \omega) \cos \beta \cos \gamma - \sin \omega \cos \alpha; \quad (16)$$

$$a_{31} = (1 - \cos \omega) \cos \alpha \cos \gamma - \sin \omega \cos \beta; \quad (17)$$

$$a_{32} = (1 - \cos \omega) \cos \beta \cos \gamma + \sin \omega \cos \alpha; \quad (18)$$

$$a_{33} = (1 - \cos^2 \beta - \cos^2 \alpha) \cos^2 \omega + (\cos^2 \alpha + \cos^2 \beta) \cos \omega + \cos^2 \gamma \sin^2 \omega; \quad (19)$$

де  $\omega$  - кут повороту декартової системи координат OXYZ навколо довільної осі OM,  $\alpha, \beta, \gamma$  - кути, які утворені осями OM і OX, OY, та OZ (рис. 1).

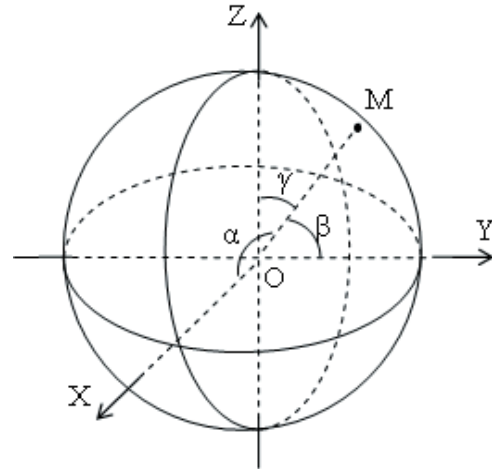


Рис. 1. Обертання моделі очного яблука навколо довільної осі OM в декартовій системі координат

**4. 2. Побудова математичної моделі модуля передопераційного планування**

Математична модель модуля передопераційного планування представлена системою рівнянь (20):

$$\begin{cases} |dM| = |dF| \cdot r \cdot d\omega; \\ dF = k \cdot dS; \\ dx = -r \sqrt{1 - \left(\frac{x}{r}\right)^2} d\alpha; \\ dy = -r \sqrt{1 - \left(\frac{y}{r}\right)^2} d\beta; \\ dz = -r \sqrt{1 - \left(\frac{z}{r}\right)^2} d\gamma; \\ \bar{M}_{MRS} = \int (\bar{F} \times \bar{r}) dS_{MRS} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \bar{e}_x & \bar{e}_y & \bar{e}_z \\ F_{x_{MRS}} & F_{y_{MRS}} & F_{z_{MRS}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MRS}}^2 + S_{y_{MRS}}^2 + S_{z_{MRS}}^2}; \\ \bar{M}_{MRI} = \int (\bar{F} \times \bar{r}) dS_{MRI} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \bar{e}_x & \bar{e}_y & \bar{e}_z \\ F_{x_{MRI}} & F_{y_{MRI}} & F_{z_{MRI}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MRI}}^2 + S_{y_{MRI}}^2 + S_{z_{MRI}}^2}; \\ \bar{M}_{MR} = \int (\bar{F} \times \bar{r}) dS_{MR} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \bar{e}_x & \bar{e}_y & \bar{e}_z \\ F_{x_{MR}} & F_{y_{MR}} & F_{z_{MR}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MR}}^2 + S_{y_{MR}}^2 + S_{z_{MR}}^2}; \\ \bar{M}_{MRL} = \int (\bar{F} \times \bar{r}) dS_{MRL} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \bar{e}_x & \bar{e}_y & \bar{e}_z \\ F_{x_{MRL}} & F_{y_{MRL}} & F_{z_{MRL}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MRL}}^2 + S_{y_{MRL}}^2 + S_{z_{MRL}}^2}; \\ \bar{M}_{MOI} = \int (\bar{F} \times \bar{r}) dS_{MOI} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \bar{e}_x & \bar{e}_y & \bar{e}_z \\ F_{x_{MOI}} & F_{y_{MOI}} & F_{z_{MOI}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MOI}}^2 + S_{y_{MOI}}^2 + S_{z_{MOI}}^2}; \\ \bar{M}_{MOS} = \int (\bar{F} \times \bar{r}) dS_{MOS} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \bar{e}_x & \bar{e}_y & \bar{e}_z \\ F_{x_{MOS}} & F_{y_{MOS}} & F_{z_{MOS}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MOS}}^2 + S_{y_{MOS}}^2 + S_{z_{MOS}}^2}; \\ \bar{M}_{MRL} + \bar{M}_{MOS} + \bar{M}_{MOI} + \bar{M}_{MR} + \bar{M}_{MRI} + \bar{M}_{MRS} = 0 \end{cases} \quad (20)$$

де  $dM$  - приріст моменту сили довільного м'яза,  $dF$  - приріст сили довільного м'яза,  $r$  - радіус ока,  $d\omega$  - приріст кута повороту,  $k$  - коефіцієнт пружності м'яза,  $dS$  - приріст площини м'яза,  $dx, dy, dz$  - відстань на яку необхідно змістити точки прикріплення відповідного м'яза, для того, щоб око обернулося в початкову позицію,  $x, y, z$  - декартові координати точки м'яза на поверхні моделі ококорухового апарату,  $d\alpha, d\beta, d\gamma$  - прирости кутів обертання відносно кожної з осей декартової системи координат,  $\vec{M}_{MRS}, \vec{M}_{MRI}, \vec{M}_{MR}, \vec{M}_{MOS}, \vec{M}_{MOI}, \vec{M}_{MRL}$  - вектори моментів сил відповідних м'язів,  $du, dv$  - елементи площі довільного м'яза,  $F_x, F_y, F_z$  - проекції вектора тяги  $i$ -го м'яза на кожну з осей тривимірної декартової системи координат.

Перевірка математичної моделі тривимірного очного яблука і математичної моделі модуля передопераційного планування проведена в програмному забезпеченні MathCAD 14 (рис. 2). Кожний м'яз моделі ококорухового апарату представлений п'ятьма векторами сили тяги, що є достатнім для точного визначення результуючого моменту ококорухового м'яза.

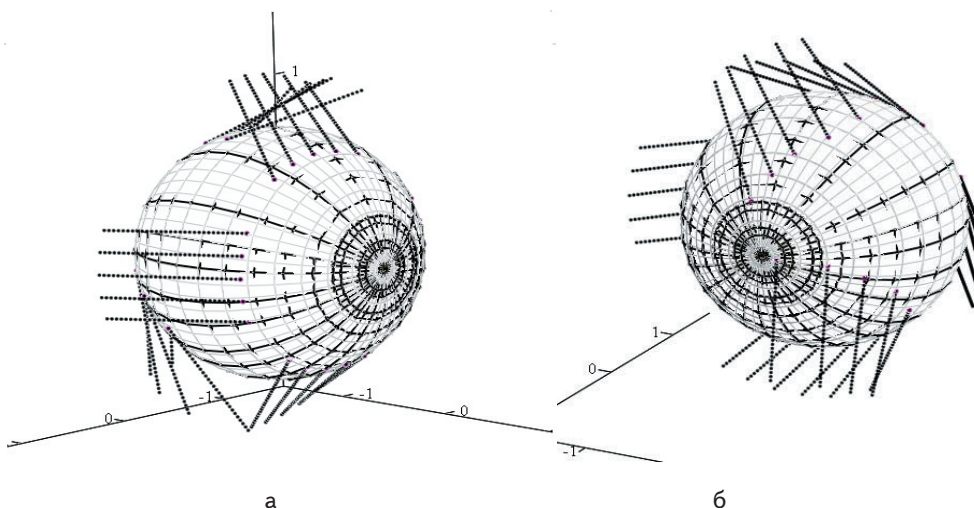


Рис. 2. Математична модель ококорухового апарату з декартовою системою координат в програмному забезпеченні MathCAD 14: а – обертання моделі зліва направо; б – обертання моделі справа наліво

**4. 3. Реалізація математичних моделей в програмному забезпеченні Delphi7**

Другий етап побудови комп'ютерної системи – побудова алгоритму роботи комп'ютерної системи і поєднання з математичною моделлю. Комп'ютерна система

передопераційного планування хірургічної корекції косоокості реалізована на мові програмування високого рівня Delphi 7 (рис. 3).

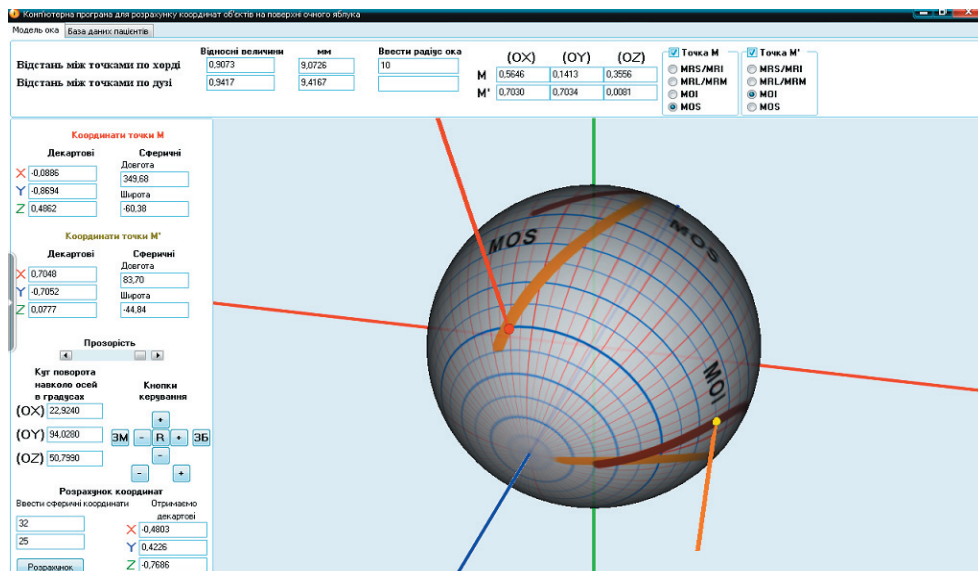


Рис. 3. Робоче вікно комп'ютерної системи для передопераційного планування хірургічної корекції косоокості з розрахованими моментами сил на косих м'язах MOS та MO

Особливістю програмного забезпечення є тривимірна візуалізація очного яблука з відображенням основних груп м'язів і діючих моментів сил. Також можливо робити додаткові розрахунки, такі як розрахунок відстані між двома точками на поверхні моделі очного яблука по дузі і по хорді у відносних одиницях і в міліметрах, розрахунок координати довільної точки на поверхні моделі очного яблука, кутів обертання моделі навколо декартових осей, моментів сил довільних м'язів, з урахуванням радіуса ока. Комп'ютерна система аналізує вхідні дані і пропонує способи усунення косоокості. Додатково введена база даних пацієнтів.

**5. Апробація результатів випробування комп'ютерної системи передопераційного планування хірургічної корекції косоокості**

Заключний етап – це оцінка адекватності побудованої моделі. Порівнюючи результати хірургічних втручань з передопераційним плануванням комп'ютерної системи, можна сказати, що розрахунки, які були проведені без використання комп'ютерної системи, не завжди є вдалими. Вдалими вважаються операції, результатом яких є становлення очного яблука в первинну позицію.

На рис. 4 зображені дві криві: крива  $Y$  – розрахунки офтальмолога і крива  $Y$  комп. – розрахунки за допомогою комп'ютерної системи. Величина  $Y$  – це величина резекції задньої порції сухожилля MOS, мм. В першій групі даних (табл. 1) вдалі операції складають приблизно 67%, розрахунки проведено офтальмологом, а за результатами розрахунків комп'ютерної системи вдалі операції складають 94% (рис. 4).

Вихідними даними для передопераційного планування є кут відхилення очного яблука від первинної позиції (табл. 1, друга та шоста колонка). Величина  $Y$  представляє собою заплановану резекцію задньої порції сухожилля MOS офтальмологом (табл. 1, третя та сьома колонка), а величина  $Y$  комп. є запланованою резекцією задньої порції сухожилля MOS комп'ютерною системою (табл. 1, четверта та восьма колонка). Таким чином, в моделі статистичного аналізу фактором є кут відхилення очного яблука від первинної позиції, а відгуком є резекція окорохового м'яза.

Оцінена адекватність моделі виконана за критеріями Фішера і Стьюдента (рис. 5, 6). Рівняння лінійної регресії має наступний вигляд:  $Y = 2,354104 + 0,436038x$ . Тісноту лінійного зв'язку оцінює коефіцієнт кореляції  $R=0.968896$ . Тіснота лінійного зв'язку між змінними може бути оцінена на підставі шкали Чеддока як вельми висока. Середньоквадратичне відхилення значень залишкового ряду складає:  $S^2 = 0,844$ ;  $S = 0,9187$ .

Значення  $R^2=0,924675$  тобто значення змінної  $Y$  на 92% залежить від  $x$ . Можна зробити висновок, що дане рівняння значиме. Якість моделі визначає середня помилка апроксимації  $\bar{A}$ , яка складає 7,87%. Якість побудованої моделі оцінюється як добре, оскільки  $\bar{A}$  не перевищує 10%.

Фактичне значення F-критерія =486,7535. Табличне значення критерію при п'ятивідсотковому рівні значущості і мірах свободи  $k_1 = 1$  і  $k_2 = 42 - 2 = 40$   $F_{таб}=4,08$ .

Таблиця 1

Встановлення очного яблука в первинну позицію шляхом резекції задньої порції сухожилля MOS

Порядковий номер операції	$\Delta^\circ$ зміна V-синдрому	Y (запланована резекція офтальмологом)	Y комп. (запланована резекція комп'ютерної системи)	Порядковий номер операції	$\Delta^\circ$ зміна V-синдрому	Y (запланована резекція офтальмологом)	Y комп. (запланована резекція комп'ютерної системи)
1	10	6	6	22	20	12	12
2	10	6	6	23	25	14	14
3	25	10	14	24	25	14	14
4	10	8	6	25	20	8	12
5	5	6	6	26	35	16	16
6	10	6	6	27	30	14	15
7	10	8	6	28	40	16	17
8	10	4	6	29	5	4	6
9	15	6	8	30	20	8	12
10	20	12	12	31	20	8	12
11	20	12	12	32	10	6	6
12	10	4	6	33	10	6	6
13	20	14	12	34	20	10	12
14	20	14	12	35	20	10	12
15	20	8	12	36	20	10	12
16	10	6	6	37	25	12	14
17	10	6	6	38	15	8	8
18	10	6	6	39	20	12	12
19	10	6	6	40	30	15	15
20	15	12	8	41	15	8	8
21	20	12	12	42	10	6	6

Оскільки факт таблиці  $F > F_{\text{таб}}$ , то рівняння регресії визнається статистично значимим. Оцінку статистичної значущості параметрів регресії і кореляції проведено за допомогою  $t$  - статистики Стьюдента і шляхом розрахунку довірчого інтервалу кожного з параметрів.

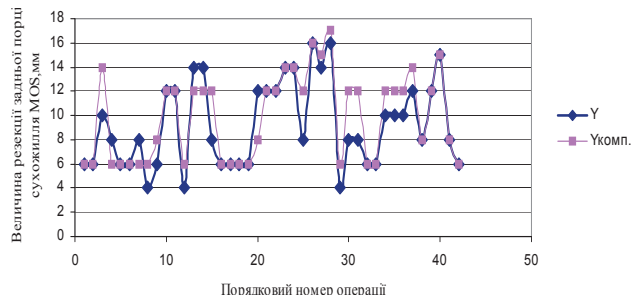


Рис. 4. Графіки попередніх розрахунків величини резекції MOS комп'ютерної системи та офтальмолога (42 операції)

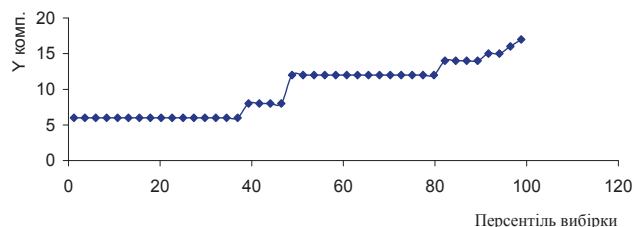


Рис. 5. Графік залежності розрахунків величини резекції MOS комп'ютерної системи від перцентилів вибірки (нормальний розподіл експериментальних даних)

Табличне значення  $t$  - критерія для числа степенів свободи  $m = 42-2=40$  при рівні значущості  $\alpha=0,05$  складає  $t_{\text{вн}}=2,021$ . Стандартні помилки  $m_0=0,3727-97$ ,  $m_b = 0,019677$ ,  $m_R=0,039128$ , а фактичні значення  $t$ -статистики  $t_a=6,314708$ ;  $t_b=22,15931$ ;  $t_R=24,762$  перевищують табличне, тому параметри регресії статистично значущі та не випадково відмінні від нуля. Довірчі інтервали  $1,600653 \leq a \leq 3,107554$ ;  $0,396269 \leq b \leq 0,475808$ . Аналіз верхнього і нижнього кордонів довірчих інтервалів приводить до висновку про те, що з вірогідністю  $p=1-\alpha = 0,95$  параметрів  $a$  і  $b$ , знаходячись у вказаних кордонах, не набувають нульових значень, тобто є статистично значимими і істотно відмінні від нуля. Оцінка адекватності моделі на основі дослідження нормальності розподілу залишкової компоненти на основі RS – критерія:  $e_{\text{max}}=1,465706$ ;  $e_{\text{min}} = -2,79563$ ;  $S=0,9187$ ;  $RS=4,638$ . Табличне значення RS – критерія при  $n=40$ ;  $\alpha=0,01$ : (3.47,4.89). Набуте значення критерію потрапляє в даний інтервал, отже, залишкова послідовність підкоряється нормальному закону. Модель адекватна за RS – критерієм.

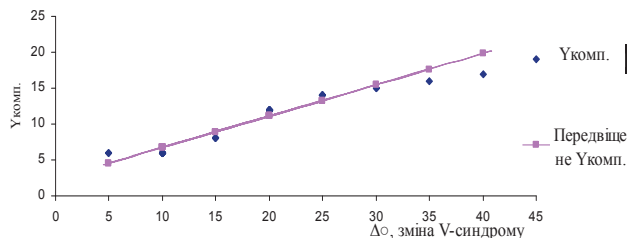


Рис. 6. Графік підбору експериментальних даних (розрахунків комп'ютерної системи – величини резекції окорухового м'яза від кута відхилення очного яблука)

## 6. Висновки

Основні результати полягають у тому, що:

- проаналізовано існуючі моделі окорухового апарату та визначено їх недоліки, основним з яких є використання спрощеного математичного апарату, що не враховує геометричні властивості очного яблука та не дозволяє робити комп'ютерне планування хірургічних втручань;
- уперше розроблено метод визначення координат на поверхні моделі очного яблука, який за рахунок визначення геометричних властивостей очного яблука дозволяє проводити комп'ютерне планування хірургічних втручань [12];
- уперше розроблено метод розрахунку моментів сил окорухових м'язів на поверхні моделі очного яблука, що заснований на визначенні результуючого моменту сил всього комплексу очних м'язів [13];
- для реалізації запропонованих способів розрахунку розроблено програмний засіб, який дозволяє трьохвимірну візуалізацію м'язів очного яблука та діючих моментів сил при проведенні передопераційного хірургічного планування;
- запропоновано спосіб створення тривимірної моделі окорухового апарату, який за рахунок введення геометричних властивостей очного яблука в офтальмологічній сферичній системі координат, дозволяє враховувати індивідуальну анатомічну мінливість при комп'ютерному плануванні хірургічних втручань;
- розроблена регресійна модель статистичної залежності між кутом відхилення очного яблука від первинної позиції та обсягу резекції окорухового м'яза є адекватною за критеріями Стьюдента та Фішера (середня помилка апроксимації не перевищує 10 %);
- запропоновано використовувати в передопераційному хірургічному плануванні комп'ютерну систему, яка підвищує ефективність хірургічного втручання на 27 %. Комп'ютерна система значно скорочує час перебування пацієнта під наркозом, за рахунок швидкості та зручності отримання необхідних розрахунків.

## Література

1. Медична статистика. – [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://medportal.ru/enc/pediatrics/eays/1/>.
2. Halswanter, T. Br. J. Ophthalmol. [Текст] / T. Halswanter, R.Hoerantner, S. Priglinger. – V.88, 2004. – 1403-1408.
3. Koene A. R. Eye Mechanics And Their Implications For Eye Movement Control. [Текст] A. R. Koene. Helmholtz Instituut, 2002. – 123р.



4. Scott A. B. Planning Inferior Oblique Muscle Surgery. [Текст] / A. B. Scott, R. Reinecke, D. Strabismus. New York, San Francisco, London: Grune&Stratton, 1978. 347-354.
5. Комп'ютерна модель ока. – [Електронний ресурс] / Режим доступу: [http://www.bausch-pharma.ru/dry\\_eye/f1/flash1.htm](http://www.bausch-pharma.ru/dry_eye/f1/flash1.htm).
6. Фізична модель ока. (P. Gregory, Biology Laboratory Specialist at Tyler Junior College) – [Електронний ресурс] / Режим доступу: [http://science.tjc.edu/images/eye&ear/eye\\_models.htm](http://science.tjc.edu/images/eye&ear/eye_models.htm).
7. Фізична модель ока. – [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.e-import.ru/index.php?page=430>.
8. Комп'ютерна модель ока. – [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.3dcenter.ru/tutors/read.php?pname=maya&articlealias=eye>.
9. Спеціалізована програма See++ – [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.see-kid.at/en/seekid/features/modeltypes>.
10. Отношение мышц глаза к структурам глазницы – [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://optika24.com.ua/?p=360>.
11. SEE++ (2005) Critique – [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.eidactics.com/Eidactics-branch/Products/Orbit1.8/SEE-Critique.php>.
12. Пат. № 37269 Україна, МПК А61В 3/00. Спосіб розрахунку координат об'єктів на поверхні очного яблука / Д. В. Кухаренко, В. О. Мосьпан, В. І. Ємченко; заявник та патентовласник Кухаренко Дмитро Володимирович. – № u200806807; заявл. 19.05.2008; опубл. 25.11.2008. Бюл. № 22.
13. Пат. № 80907 Україна, МПК А61В 3/00. Спосіб розрахунку моментів сил окоорухових м'язів на поверхні моделі очного яблука / Д. В. Кухаренко, В.І.Ємченко, Н. Г. Кирилаха; заявник та патентовласник Кухаренко Дмитро Володимирович. – № u201300461; заявл. 14.01.2013; опубл. 10.06.2013. Бюл. № 11.

*Наведено структуру та конструктивні особливості типової прив'язної підводної системи. Показано необхідність створення прив'язних підводних систем багатоцільового призначення. Розроблено концепцію створення багатоцільових прив'язних підводних систем, яка дає змогу оперативно виконувати їх модифікацію на стадіях проектування та експлуатації. Запропоновано модульну структуру прив'язної підводної системи з централізованим інформаційним обміном для реалізації розробленої концепції*

*Ключові слова: концепція, прив'язна підводна система, модульність, централізований інформаційний обмін*

*Приведена структура и конструктивные особенности типовой привязной подводной системы. Показана необходимость создания привязных подводных систем многоцелевого назначения. Разработана концепция создания многоцелевых привязных подводных систем, которая позволяет оперативно модифицировать их на стадиях проектирования и эксплуатации. Предложена модульная структура привязной подводной системы с централизованным информационным обменом для реализации разработанной концепции*

*Ключевые слова: концепция, привязная подводная система, модульность, централизованный информационный обмен*

УДК 629.584

## КОНЦЕПЦІЯ СТВОРЕННЯ БАГАТОЦІЛЬОВИХ ПРИВ'ЯЗНИХ ПІДВОДНИХ СИСТЕМ З ЦЕНТРАЛІЗОВАНИМ ІНФОРМАЦІЙНИМ ОБМІНОМ

**О. В. Блінцов**

Кандидат технічних наук, доцент  
Кафедра імпульсних процесів і технологій  
Національний університет кораблебудування  
ім. адмірала Макарова  
Пр. Героїв Сталінграда, 9, м. Миколаїв,  
Україна, 54025  
E-mail: energybox@mail.ru

### 1. Вступ

Прив'язні підводні системи (ППС) на цей час є незамінними технічними засобами, які широко застосовуються для виконання підводних задач, де залучення

людини недоцільне або неможливе [1, 2]. Сучасні ППС потребують оснащення багатофункціональними самостійними підводними апаратами-роботами (ПАР), які були б спроможні виконувати певний перелік задач завдяки використанню шасі типових конструкцій (само-