

УДК 004.94:617.758.1

РОЗРОБКА МОДЕЛІ ТА МЕТОДУ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ ХІРУРГІЧНОЇ КОРЕКЦІЇ КОСООКОСТІ**Д. В. Кухаренко**Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського
вул. Першотравнева, 20, м. Кременчук, Україна, 39600. E-mail: dimon-dimonovich@mail.ru

Серед захворювань очей значну частину займає косоокість, що викликається неправильною роботою одного або декількох очних м'язів, що призводить до невірного положення очей. Згідно з медичною статистикою тим або іншим ступенем косоокості страждає кожна п'ятдесята дитина. Виділяють шість окорухових м'язів, із них чотири прямі: внутрішні, зовнішні, верхні і нижні. Решта – звуться косими, оскільки мають косий напрям. У роботі запропоновані та проаналізовані дві моделі людського ока. Перша модель розглядає кріплення м'язів до поверхні ока як точки. Друга модель має потужний математичний апарат і розглядає кріплення м'яза як деяку "поверхню", що має довжину і ширину. Виходячи із похибки апроксимації менше одного відсотка, "поверхню" доцільно розподілити на п'ять прямокутних ділянок. Перевірка математичної моделі очного яблука проведена в програмному забезпеченні SciLab Free. Запропонована більш точна модель окорухового апарату (10,29 %), яка відповідно підвищує результат планування на 4,7 %.

Ключові слова: комп'ютерне планування, модель ока, хірургічна корекція, косоокість.

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ И МЕТОДА КОМПЬЮТЕРНОГО ПЛАНИРОВАНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ КОСОГЛАЗИЯ**Д. В. Кухаренко**Кременчугский национальный университет имени Михаила Остроградского
ул. Первомайская, 20, г. Кременчуг, Украина, 39600. E-mail: dimon-dimonovich@mail.ru

Среди заболеваний глаз значительную часть занимает косоглазие. Оно вызывается неправильной работой одной или нескольких глазных мышц, что приводит к неправильному положению глаз. Согласно медицинской статистике той или иной степенью косоглазия страдает каждый пятидесятый ребенок. Выделяют шесть глазодвигательных мышц, из них четыре прямых: внутренние, внешние, верхние и нижние. Остальные называются косыми, поскольку имеют косой направление. В работе предложены и проанализированы две модели человеческого глаза. Первая модель рассматривает крепление мышц к поверхности глаза как точки. Вторая модель имеет мощный математический аппарат и рассматривает крепления мышцы как некоторую "поверхность", которая имеет длину и ширину. Исходя из погрешности аппроксимации (меньше одного процента) "поверхность" целесообразно разделить на пять прямоугольных участков. Проверка математической модели глазного яблока проведена в программном обеспечении SciLab Free. Предложена более точная модель глазодвигательного аппарата (10,29 %) с соответствующим повышением результата планирования на 4,7 %.

Ключевые слова: компьютерное планирование, модель глаза, хирургическая коррекция, косоглазие.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. Косоокість – це захворювання, викликане неправильною роботою однієї або декількох очних м'язів, що призводить до невірного положення очей.

У дітей косоокість обов'язково необхідно виявити якомога раніше, оскільки вони дуже легко адаптуються до любого зовнішнього фактора. Якщо виникає косоокість, мозок дитини починає отримувати дві картинки, які він не може зіставити в одну. У дуже короткий термін мозок викликає непоправне придушення зору з ока, що косить, роблячи його "ледачим" або амбліопічним. У дорослих із придбаною не в дитинстві косоокістю практично завжди присутнє двоїння: пристосовність дорослого мозку обмежена.

До косоокості можуть призвести різні причини. Це захворювання може бути вродженим або викликаним травмою, певними хворобами, а іноді очними операціями.

Найчастіше косоокість розвивається у дітей віком 2–3 роки під час формування синхронної роботи обох очей. Згідно з медичною статистикою тим або іншим ступенем косоокості страждає кожна 50-та дитина.

Існують дві форми косоокості – співдружна і паралітична. У разі співдружної косоокості косить

то ліве, то праве око, при цьому величина відхилення від прямого положення приблизно однакова. Цей вид проявляється, в основному, у дітей.

Паралітична косоокість виникає або через пошкодження окорухових м'язів, або в результаті захворювання зорово-нервових шляхів. При цьому косить одне (здорове) око. Коли людина розглядає предмет, його хворе око погано або зовсім не рухається, а здоровому доводиться відхилятися на більший кут.

Метою роботи є створення максимально точної моделі ока людини та методу комп'ютерного планування хірургічної корекції косоокості.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. Для того, щоб побудувати модель ока, необхідно вивчити його будову. М'язи ока виконують узгоджені рухи очних яблук, забезпечуючи якісний та об'ємний зір. Окоухова м'язи ока поділяються на прямі й косі. Косі отримали таку назву із-за особливостей ходу м'яза в очній ямці і прикріплення до очного яблука. Робота м'язів контролюється трьома черепно-мозковими нервами: окоухова, таким, що відводить, і блокувним. Кожне м'язове волокно цієї групи м'язів збагачене нервовими закінченнями, за рахунок чого забезпечується особлива чіткість і точність у рухах.

Завдяки окоруховим м'язам можливі багаточисельні варіанти руху очних яблук, такі як односпрямовані: вгору, управо; так і різноспрямовані, наприклад, зведення очей при роботі на близькій відстані.

Виділяють шість окорухових м'язів, з них чотири прямих: внутрішня, зовнішня, верхня і нижня. Решта має назву косих внаслідок косоного напрямку переміщення [1, 3].

Розглянемо модель окорухового апарату, у якій м'яз приведений у вигляді точки. Відповідно сила тяги такого м'яза буде визначатися у точці, координати якої будуть відповідати середині цього м'яза [2]. Нижче наведено розрахунок проєкцій векторів сил тяги окорухових м'язів на кожен з осей декартової системи координат (табл. 1–7).

Таблиця 1 – Проєкції моментів сил тяги окорухових м'язів відносно осей декартової системи координат представлених у вигляді точки

Тип м'яза	Проєкції моментів сил тяги відносно осей в г		
	OX	OY	OZ
MRM	0,000	0,000	1,000
MRL	0,000	0,000	-1,000
MRI	-0,937	0,338	0,084
MRS	0,932	-0,358	0,061
MOS	-0,643	-0,763	-0,067
MOI	0,429	0,903	-0,015

Таблиця 2 – Проєкції моментів сил тяги п'яти ділянок м'яза MOI – muscle oblique inferior (нижній косий м'яз) відносно осей декартової системи координат

Номер ділянки м'яза MOI	OX	OY	OZ
1	0,7578	0,2063	0,0117
2	0,5123	0,3011	-0,0283
3	0,6974	0,7103	0,0061
4	0,4424	0,872	0,0015
5	0,4351	0,8664	0,0848
Середнє значення	0,569	0,59122	0,01516

Таблиця 3 – Проєкції моментів сил тяги п'яти ділянок м'яза MRM – medial rectus muscle (медіальний прямий м'яз) відносно осей декартової системи координат

Номер ділянки м'яза MRM	OX	OY	OZ
1	0,6153	0,788	0,0075
2	0,5738	0,816	0,014
3	0,5597	0,8244	0,0002
4	0,5715	0,8174	-0,0118
5	0,615	0,7882	-0,0076
Середнє значення	0,58706	0,8068	0,00046

Таблиця 4 – Проєкції моментів сил тяги п'яти ділянок м'яза MRS – musculus rectus superior (верхній прямий м'яз) відносно осей декартової системи координат

Номер ділянки м'яза MRS	OX	OY	OZ
1	0,3085	0,4991	-0,4876
2	0,4617	0,5352	-0,4548
3	0,5664	0,5728	-0,3907
4	0,6464	0,6145	-0,2981
5	0,6863	0,6647	-0,1887
Середнє значення	0,53386	0,57726	-0,36398

Таблиця 5 – Проєкції моментів сил тяги п'яти ділянок м'яза MRI – musculus rectus inferior (нижній прямий м'яз) відносно осей декартової системи координат

Номер ділянки м'яза MRI	OX	OY	OZ
1	0,3063	0,4296	0,4982
2	0,4659	0,4847	0,4668
3	0,5758	0,532	0,4015
4	0,6497	0,5845	0,3152
5	0,6908	0,64	0,2128
Середнє значення	0,5377	0,53416	0,3789

Таблиця 6 – Проєкції моментів сил тяги п'яти ділянок м'яза MRL musculus rectus lateralis (латеральний прямий м'яз) відносно осей декартової системи координат

Номер ділянки м'яза MRL	OX	OY	OZ
1	-0,0414	0,3864	-0,351
2	-0,1502	0,3646	-0,1825
3	-0,1847	0,3628	-0,0004
4	-0,1633	0,3646	0,145
5	-0,0874	0,3773	0,2971
Середнє значення	-0,1254	0,37114	-0,01836

Таблиця 7 – Проєкції моментів сил тяги п'яти ділянок м'яза MOS – muscle oblique superior (верхній косий м'яз) відносно осей декартової системи координат

Номер ділянки м'яза MOS	OX	OY	OZ
1	0,5673	0,5604	0,3958
2	0,6345	0,6675	0,2644
3	0,6456	0,7503	0,0984
4	0,6067	0,7859	-0,0827
5	0,5396	0,7457	-0,2681
Середнє значення	0,59874	0,70196	0,08156

Від’ємне значення проекції моменту сили означає обертання моделі очного яблука навколо відповідної декартової осі координат проти годинникової стрілки. Позитивне значення проекції моменту сили означає обертання моделі очного яблука за годинниковою стрілкою.

Якщо уявити, що очний м’яз має деяку довжину та деяку широту (рис. 1), тобто врахувати анатомічні особливості [3], можна створити математичну модель для розрахунку моменту сили не точки, а деякої поверхні. Таким чином, виникає можливість підвищити точність розрахунку моментів сил око-рухових м’язів з урахуванням анатомічних особливостей.

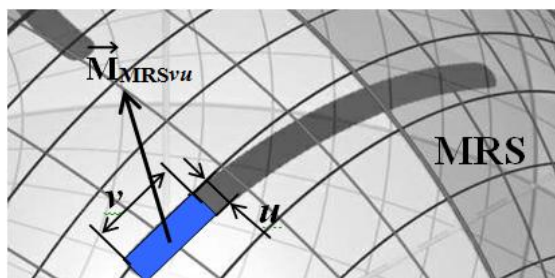


Рисунок 1 – Ділянка м’яза MRS на поверхні моделі очного яблука з довжиною v та шириною u

Збільшення точності величини моментів сил нескінченно малої площини м’язів можна визначити за наступною запропонованою системою рівнянь:

$$\left\{ \begin{array}{l} \vec{M}_{MRS} = \int (\vec{F} \times \vec{r}) dS_{MRS} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \vec{e}_x & \vec{e}_y & \vec{e}_z \\ F_{x_{MRS}} & F_{y_{MRS}} & F_{z_{MRS}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MRS}}^2 + S_{y_{MRS}}^2 + S_{z_{MRS}}^2}; \\ \vec{M}_{MRI} = \int (\vec{F} \times \vec{r}) dS_{MRI} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \vec{e}_x & \vec{e}_y & \vec{e}_z \\ F_{x_{MRI}} & F_{y_{MRI}} & F_{z_{MRI}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MRI}}^2 + S_{y_{MRI}}^2 + S_{z_{MRI}}^2}; \\ \vec{M}_{MRL} = \int (\vec{F} \times \vec{r}) dS_{MRL} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \vec{e}_x & \vec{e}_y & \vec{e}_z \\ F_{x_{MRL}} & F_{y_{MRL}} & F_{z_{MRL}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MRL}}^2 + S_{y_{MRL}}^2 + S_{z_{MRL}}^2}; \\ \vec{M}_{MOI} = \int (\vec{F} \times \vec{r}) dS_{MOI} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \vec{e}_x & \vec{e}_y & \vec{e}_z \\ F_{x_{MOI}} & F_{y_{MOI}} & F_{z_{MOI}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MOI}}^2 + S_{y_{MOI}}^2 + S_{z_{MOI}}^2}; \\ \vec{M}_{MRI} = \int (\vec{F} \times \vec{r}) dS_{MRI} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \vec{e}_x & \vec{e}_y & \vec{e}_z \\ F_{x_{MRI}} & F_{y_{MRI}} & F_{z_{MRI}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MRI}}^2 + S_{y_{MRI}}^2 + S_{z_{MRI}}^2}; \\ \vec{M}_{MOS} = \int (\vec{F} \times \vec{r}) dS_{MOS} = \iint_{\Omega} dudv \begin{vmatrix} \vec{e}_x & \vec{e}_y & \vec{e}_z \\ F_{x_{MOS}} & F_{y_{MOS}} & F_{z_{MOS}} \\ x & y & z \end{vmatrix} \sqrt{S_{x_{MOS}}^2 + S_{y_{MOS}}^2 + S_{z_{MOS}}^2}, \end{array} \right.$$

де dM – приріст моменту сили довільного м’яза; dF – приріст сили довільного м’яза; r – радіус ока; dS – приріст площини м’яза; x, y, z – декартові координати точки м’яза на поверхні моделі око-рухового апарату; $\vec{M}_{MRS}, \vec{M}_{MRI}, \vec{M}_{MRL}, \vec{M}_{MOS}, \vec{M}_{MOI}, \vec{M}_{MRL}$ – 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 кожен з осей тривимірної декартової системи координат.

Перевірка математичної моделі тривимірного очного яблука і математичної моделі модуля передопераційного планування проведена із застосуванням програмного забезпечення SciLab Free (рис. 2). Кожний м’яз моделі око-рухового апарату представлений п’ятьма векторами сили тяги, що є достатнім для точного визначення результуючого моменту око-рухового м’яза.

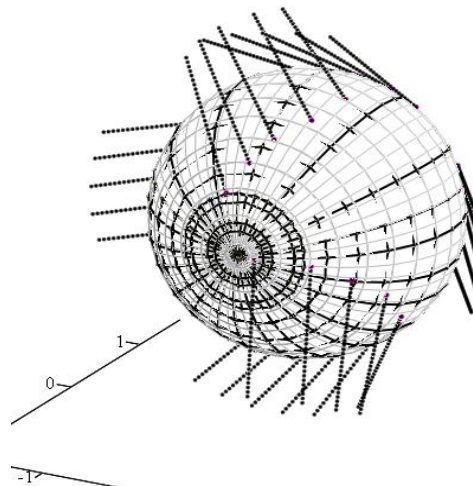


Рисунок 2 – Математична модель око-рухового апарату в програмному забезпеченні SciLab Free

Результати розрахунків різниці між проекціями моментів сил тяги око-рухових м’язів відносно осей декартової системи координат приведені у табл. 8.

Таблиця 8 – Різниця між проекціями моментів сил тяги око-рухових м’язів відносно осей декартової системи координат, поданих у вигляді точки та у вигляді деякої поверхні

Тип м’яза	Проекції моментів сил тяги відносно осей в г (радіус ока)		
	OX	OY	OZ
MRM	0,000	0,000	1,000
MRL	0,000	0,000	-1,000
MRI	-0,937	0,338	0,084
MRS	0,932	-0,358	0,061
MOS	-0,643	-0,763	-0,067
MOI	0,429	0,903	-0,015

Із табл. 8 видно, що різниця проекцій моментів сил тяги м’язів MRM і MRL відносно осей OX, OY відсутня. В інших випадках ця різниця наближається до межі 90 %. Таким чином м’яз не можна представити у вигляді точки. Варіювання кута відхилення буде в межах від 0 до 40°, тобто максимальне значення моменту сили відповідного м’яза буде відповідати куту відхилення у 40°, а мінімальне значення – менше одного градуса.

Розглянемо варіант, коли протяжність кріплення м’яза до поверхні очного яблука розділена на чотири ділянки (рис. 3). Якщо на прямих м’язах цей поділ майже не впливає, оскільки похибка результуючого моменту сили складає 0,98 %, то на косих

м'язах (рис. 4) вноситься суттєва похибка $\Delta M=0,068$ (10,29 %), яка може впливати на результати передопераційного планування.

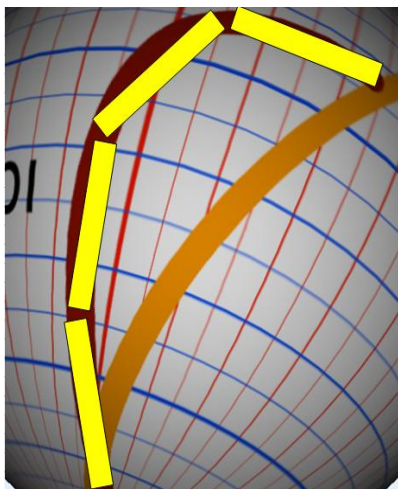


Рисунок 3 – Спосіб визначення результуючого моменту сили тяги косоного м'яза МОІ, за якого протяжність кріплення цього м'яза до поверхні очного яблука розділена на чотири ділянки

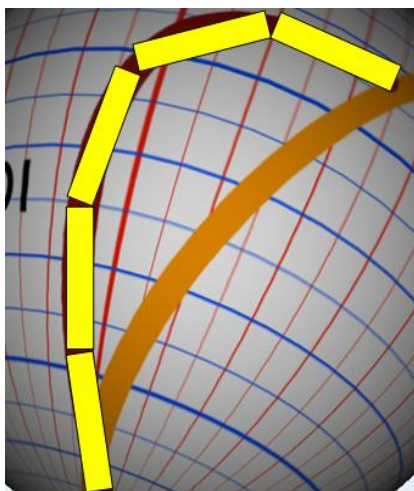


Рисунок 4 – Спосіб визначення результуючого моменту сили тяги косоного м'яза МОІ, за якого протяжність кріплення цього м'яза до поверхні очного яблука розділена на п'ять ділянок

Для підвищення точності розрахунку результуючого вектора сили тяги достатньо цю поверхню розділити на п'ять ділянок і прорахувати момент сили тяги для кожної з них. Якщо розділити протяжність кріплення м'яза на шість ділянок, то така процедура корегує результуючий момент сили тяги м'яза всього та тисячні долі, тому підвищувати точність розрахунків немає потреби. Однією з переваг запропонованої математичної моделі є те, що кріплення м'яза до поверхні очного яблука розглядається не як точка (або декілька точок [4]), а як деяка поверхня, яка має довжину і ширину [5, 6].

Розглянемо, як більш точна (10,29 %) модель ока впливає на процес передопераційного плану-

вання реального пацієнта з діагнозом V-синдром із відхиленням в 10 градус. Після запуску комп'ютерної системи [7, 8] з'являється робоче вікно із зображенням моделі очного яблука із нанесеною на його поверхню координатною сіткою сферичної системи координат з кроком 5 градусів і осями тривимірної декартової прямокутної системи координат. На поверхні моделі зображено також основні анатомічні деталі: зони прикріплення ококорухових м'язів та межі рогівки. У вікно 2 необхідно ввести радіус ока в міліметрах, у даному випадку – 12. Далі необхідно зайти в меню «Передопераційне планування» – 1. У новому вікні (рис. 5) необхідно ввести кут косоокості в градусах, у даному випадку – 10 (вікно 3). У меню «Очікувана гіперфункція м'яза» обирається тип м'яза – MOS та «Очікуваний варіант хірургічного втручання» – рецесія. Якщо користувач не вибере тип м'яза, то комп'ютерна система зробить це автоматично залежно від кута відхилення відносно декартової осі (OX, OY, OZ). Якщо користувач не може вибрати тип операції, комп'ютерна система обирає залежно від величини кута девіації, тобто при малих кутах косоокості тип операції, як правило, – резекція. При великих, відповідно, рецесія. Далі необхідно натиснути кнопку «Виконати планування» (кнопка 9). У вікні 8 відобразиться результат планування – 6 мм. Тобто результат передопераційного планування V-синдрому з відхиленням в 10 градусів – це резекція MOS 6 мм. Кнопкою 10 можна закрити передопераційне планування. В головному вікні можна наочно побачити процес планування з детальним розрахунком моментів сил. Між точками, які знаходяться на поверхні моделі очного яблука з анатомічними утвореннями MOS, відстань становить 6 мм.

Комп'ютерна система пропонує оптимальний варіант рішення поставленої задачі. Якщо відхилення від первинної позиції (кут косоокості) відносно однієї осі декартової системи координат, то в цьому випадку будуть задіяні прямі м'язи, якщо відносно двох осей, то треба задіяти косі м'язи. Ділі комп'ютерна система аналізує вхідні дані і пропонує вирішити поставлене завдання починаючи з простого методу усунення косоокості і закінчуючи складним, з мінімальним хірургічним втручанням і мінімальним часом знаходження пацієнта під наркозом. Планувати оперативне втручання відразу на всіх ококорухових м'язах неможливо, оскільки це не тільки важко для хірурга, але й можливе виникнення ускладнень у пацієнта. Бувають випадки, коли проводити оперативне втручання на косих м'язах неможливо за рахунок ймовірності травмування зорового нерва і судин. Тому, дозування оперативних втручань проводять за декілька циклів.

Таким чином порівнявши результат планування з попередніми даними, можна зробити висновок про підвищення точності планування на 4,7 %.

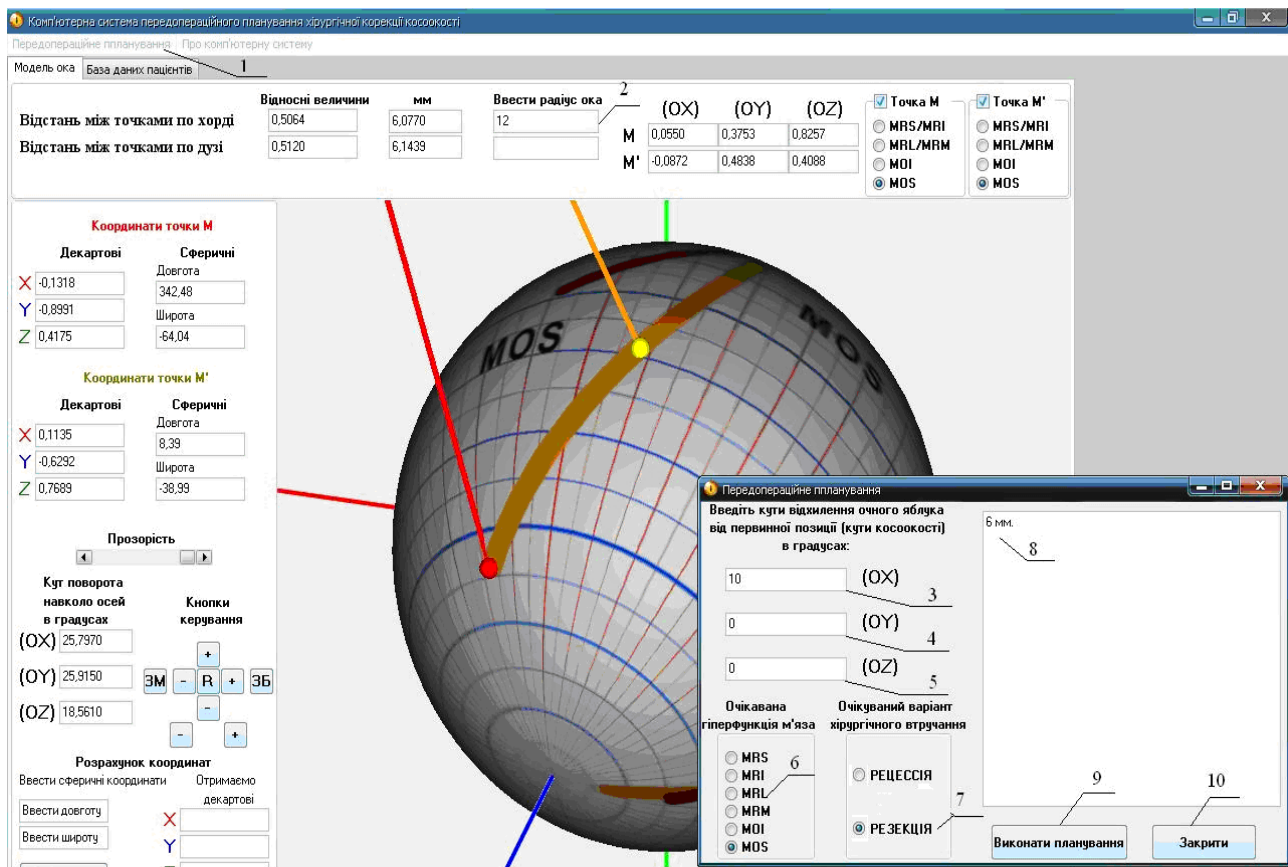


Рисунок 5 – Передопераційне планування із застосуванням комп'ютерної системи, діагноз V-синдром

ВИСНОВКИ. Розглядати м'язи як точки на поверхні очорухового апарату неможливо, оскільки похибка проєкцій моментів сил тяги м'язів відносно кожної з осей декартової системи координат становить у деяких випадках 90 %. Однією з переваг запропонованої математичної моделі є те, що кріплення м'яза до поверхні очного яблука розглядається як деяка "поверхня", що має довжину і ширину. Виходячи з похибки апроксимації менше одного відсотка, "поверхню" доцільно розподілити на п'ять прямокутних ділянок. Якщо розділити протяжність кріплення м'яза на шість ділянок, то така процедура корегує результуючий момент сили тяги м'яза всього на тисячні долі, тому підвищувати точність розрахунків немає потреби. Коли розглянути чотири ділянки, то вноситься суттєва похибка $\Delta M = 0,068$, яка може впливати на результат передопераційного планування.

Таким чином запропонована більш точна модель очорухового апарату (10,29 %), яка відповідно підвищує результат планування на 4,7 %.

ЛІТЕРАТУРА

1. Bilateral inferior rectus muscle recession in patients with graves orbitopathy: is it effective / H.M. Jellema, P. Saeed, Y. Everhard-Halm, L. Prick, M. Mourits // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* – 2012. – Vol. 28 (4). – PP. 268–272.

2. Владимиров Ю.А. Биофизика. – М.: Медицина, 1993. – С. 225–236.

3. The effect of bilateral horizontal rectus recession on visual acuity, ocular deviation or head posture in patients with nystagmus / A. Bagheri, A.S. Farahi, J. Yazdani // *AAPOS.* – 2005. – Vol. 9 (5). – PP. 433–437.

4. Московская глазная клиника [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://proglaza.ru/stroenieglaza/myshcyglaza.html>

5. Жабоедов Г.Д. Офтальмология. – К.: ВСИ-«Медицина», 2011. – 448 с.

6. Сидоренко В. И. Офтальмология. – М.: ГЕОТАР-МЕД, 2002. – 408 с.

7. Кухаренко Д.В. Створення тривимірної комп'ютерної програми для моделювання зон прикріплення очорухових м'язів до поверхні моделі очного яблука // *Вісник Кременчуцького державного політехнічного університету імені Михайла Остроградського.* – 2009. – Вип. 4/2009 (57), част. 2. – С. 50–52.

8. Етапи створення комп'ютерної системи передопераційного планування хірургічної корекції косоокості. / Д.В. Кухаренко, О.Г. Аврунін // *Східноєвропейський журнал передових технологій.* – Харків, 2013. – № 6/9 (66). – С. 26–31.

DEVELOPING MODELS AND METHODS FOR COMPUTER PLANNING SURGICAL CORRECTION OF STRABISMUS

D. Kukharenko

Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University

vul. Pershotravneva, 20, Kremenchuk, Ukraine, 39600. E-mail: dimon-dimonovich@mail.ru

Purpose. To create the most accurate model of the human eye and the method of computer planning of surgical correction of strabismus. Among the eye diseases strabismus occupies a significant part. Strabismus - a disease caused by the malfunction of one or more of the eye muscles which leads to an incorrect position of the eyes. According to medical statistics every fiftieth child suffers from varying degrees of squint. There are six eye muscles, including four straight, reaching forward, inner, outer, upper and lower. Others are called oblique, because they have slanting direction. **Methodology.** Check of three-dimensional mathematical model of the eyeball and the mathematical model module held in preoperative planning software SciLab Free (free package to perform mathematical calculations). Computer system offers the best option solution to the problem. **Results.** Based on approximation error less than one percent "surface" should be divided into five rectangular areas. If we divide the length of the muscle attachment into six sections, the result of this procedure corrects all on thousandths parts so to increase the accuracy of calculations is not necessary. When four areas are considered, the significant error $\Delta M = 0,068$ is introduced, which may influence on the outcome of preoperative planning. The proposed model of oculomotor system is more accurate (10.29%), which improves the result of the planning by 4,7 %. **Originality.** The work proposes and analyzes two models of the human eye. The first model examines the attachment of muscles to the eye as a point. That is, we have six points and six vectors of thrust forces. A second model has a powerful mathematical tools and consider muscle attachment as "surface", which has a length and width. **Practical value.** That is the computer system analyses the source data and offers to solve the problem starting with the simplest method to strabismus elimination to more complex one, with the minimal surgery and minimal time for the patient under anesthesia. It is not allowed to plan the surgery for all the eye muscles at once, because it is not only difficult for the surgeon, but also may cause complications for the patient. There are cases where it is impossible to conduct surgery on oblique muscles due to the high probability of injury to the optic nerve and vessels. Therefore, the dosage of the surgical interventions is carried out in several cycles.

Key words: computer planning, the eye model, surgical correction, strabismus.

REFERENCES

1. Jellema, H.M., Saeed, P., Everhard-Halm, Y., Prick, L., Mourits, M. (2012), "Bilateral inferior rectus muscle recession in patients with graves orbitopathy: is it effective", *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 28 (4), pp. 268–272.
2. Vladimirov, Y.A. (1993), *Biophysika* [Biophysics], Medizina, Moscow, Russia.
3. Bagheri, A., Farahi, A.S., Yazdani, J. (2005), "The effect of bilateral horizontal rectus recession on visual acuity, ocular deviation or head posture in patients with nystagmus", *AAPOS*, vol. 9 (5), pp. 433–437.
4. Moscow eye clinic, Strabismus, available at: <http://proglaza.ru/stroenieglaza/myshecy-glaza.html> (accessed March 28, 2015).
5. Zhaboedov, G.D. (2011), *Ophthalmologija* [Ophthalmology], Medizina, Moscow, Russia.
6. Sidorenko, V.I. (2002), *Ophthalmologija* [Ophthalmology], Medizina, Moscow, Russia.
7. Kuharenko, D.V. (2009) "Creating three-dimensional computer program for modeling zones attachments to the surface of the eye muscles of the eyeball models", *Transactions of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University*, vol. 4 (57), pp. 50–52.
8. Kuharenko, D.V., Avrunin, O.G., (2013), "Steps for creating a computer system preoperative planning of surgical correction of strabismus ", *Transactions of East European Journal of advanced technologies*, vol. 6/9 (66), pp. 26–31.

Стаття надійшла 30.10.2015.