

*На правах рукописи*

УДК 531.396

**Штефанова Ольга Юрьевна**

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ  
И ОЦЕНКА КАЧЕСТВА  
СИСТЕМЫ ЗРИТЕЛЬНОЙ ОРИЕНТАЦИИ  
В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ**

Специальность 01.02.01 – теоретическая механика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук



Москва - 2011

Работа выполнена на кафедре прикладной механики и управления механико-математического факультета Московского государственного университета им. М.В.Ломоносова.

**Научный руководитель:** кандидат физико-математических наук, доцент  
Якушев Андрей Германович

**Официальные оппоненты:** доктор физико-математических наук, профессор  
Исаев Сергей Александрович

доктор технических наук, ведущий научный сотрудник  
Копылов Игорь Анатольевич

**Ведущая организация:** Федеральное государственное бюджетное учреждение  
«Научно-исследовательский испытательный центр  
подготовки космонавтов имени Ю.А. Гагарина»,  
Звездный городок, Московская область

Защита диссертации состоится «28» октября 2011 года в 16 часов 30 минут на заседании диссертационного совета Д 501.001.22 при Московском государственном университете им. М.В.Ломоносова по адресу: 119992, Москва, ГСП-1, Ленинские Горы, д.1, Главное здание МГУ, механико-математический факультет, ауд. 16-10

С диссертацией можно ознакомиться в читальном зале библиотеки механико-математического факультета (Главное здание, 14 этаж)

Автореферат разослан «28» сентября 2011 года

Ученый секретарь  
диссертационного совета Д 501.001.22



Прошкин В.А.

## **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

### **АКТУАЛЬНОСТЬ ТЕМЫ**

Необходимость изучения и математического моделирования структурных элементов системы зрительной ориентации, а также исследование качества их взаимодействия обуславливается развитием транспорта, морской, авиационной, космической техники, приводящим к тому, что человек все чаще оказывается в необычных условиях вестибулярной, зрительной и мышечной стимуляции.

Математическая модель системы зрительной ориентации может быть использована при создании тренировочных стендов, применение которых позволит создать комплекс упражнений для повышения качества зрительной ориентации человека, а также тестировать разрабатываемые в настоящее время вестибулярные протезы.

Нарушение оптокинето-вестибуло-цервикального взаимодействия часто приводит к головокружениям и другим заболеваниям, ухудшающим качество жизни человека. Своевременное выявление такого рода нарушений позволит вовремя начать лечение. Вестибулярный аппарат человека расположен в толще височной кости, поэтому оценить его работу и взаимодействие с другими системами можно лишь косвенным образом, например, с помощью нистагмометрии.

Однако вплоть до настоящего времени оценка нистагма производится визуально, экспертным путем. Назрела необходимость выработки количественных критериев оценки качества системы зрительной ориентации.

Необходимые параметры для математического моделирования системы зрительной ориентации получены в ходе проведения обследования добровольцев в лаборатории Научного центра здоровья детей РАМН (г. Москва).

**ЦЕЛЬЮ РАБОТЫ** является разработка математической модели системы зрительной ориентации, описывающей процессы вестибуло-глазодвигательного взаимодействия с учетом работы мышц шеи, головы и глаза. Особое внимание уделяется построению количественного метода обработки данных нистагмометрии для оценки качества стабилизации взора у обследуемых.

### **НАУЧНАЯ НОВИЗНА ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ**

Все основные результаты, полученные в работе, являются новыми, ранее неизвестными. Они базируются на методах теоретической механики, биомеханики и

физиологии. В работе построена новая математическая модель системы зрительной ориентации в горизонтальной плоскости, в которой учитывается динамика движения глаза и головы.

Предложен новый композиционный способ построения управления, позволяющий вычислить силы, которые должны развивать экстраокулярные, грудинно-ключично-сосцевидные и ременные мышцы, чтобы реализовать заданный поворот глаза и головы.

Предложен коэффициент стабилизации взора с использованием физиологических ограничений при зрительной ориентации как критерий оценки качества системы зрительной ориентации. Используя данные проведенного обследования, впервые получена количественная оценка качества зрительной ориентации по записям нистагма.

Построена новая математическая модель нистагма, основанная на физиологических данных, в том числе полученных в ходе проведенного обследования.

### **ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ РАБОТЫ**

Работа носит теоретико-прикладной характер. Полученные в ней результаты дают возможность разрабатывать тренировочные стенды, позволяющие изучать процессы вестибуло-глазодвигательного взаимодействия и создать комплекс упражнений для улучшения качества зрительной ориентации человека.

Новый количественный метод оценки качества стабилизации взора позволяет организовать несложное профилактическое обследование, которое может быть проведено в любой поликлинике с использованием достаточно недорогого современного оборудования.

### **АПРОБАЦИЯ ДИССЕРТАЦИОННОГО МАТЕРИАЛА**

Результаты, представленные в диссертации, докладывались автором и обсуждались на следующих научных семинарах и конференциях:

- Научных семинарах им. акад. А.Ю. Ишлинского кафедры прикладной механики и управления механико-математического факультета МГУ;
- Всероссийской научной школе для молодежи «Фундаментальные, клинические и гигиенические основы и аппаратно-методическое обеспечение системы медико-психологической реабилитации пациентов,

подверженных высокому уровню напряженности труда и профессионального стресса» (г. Таганрог, 2011 г.)

- Всероссийской школе-конференции по физиологии мышц и мышечной деятельности «Системные и клеточные механизмы в физиологии двигательной системы и мышечной деятельности» (г. Москва, 2011 г.);
- XLIV Научных чтениях памяти К.Э. Циолковского (г. Калуга, 2009 г.);
- Международном научно-техническом семинаре «Современные технологии в задачах управления, автоматике и обработки информации» (г. Алушта, 2008 г.);
- итоговых конференциях по результатам выполнения мероприятий за 2007 и 2008 год в рамках приоритетного направления «Живые системы»;
- Научно-практической конференции «Рефракционные и глазодвигательные нарушения» (г. Москва, 2007 г.);
- VIII Всероссийской конференции по биомеханике «Биомеханика-2006» (г. Нижний Новгород, 2006 г.).

Работа над диссертацией выполнялась при поддержке РФФИ (проекты № 09-01-00809 и № 10-01-00182).

## **ПУБЛИКАЦИИ**

Основные результаты диссертационной работы изложены в 13 печатных работах, в 5 статьях и 8 сборниках трудов конференций, список которых приведен в конце автореферата.

## **СТРУКТУРА ДИССЕРТАЦИИ**

Диссертация состоит из введения, 3 глав, заключения и списка литературы из 78 наименований. В работе 179 страниц, 64 рисунка и 9 таблиц.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обсуждаются актуальность создания математической модели системы зрительной ориентации и разработки количественных критериев ее оценки, а также проблемы, возникающие в ходе решения данных задач. Проведен обзор существующих в настоящее время математических моделей нистагма и схем согласованного движения глаза и головы.

**Первая глава** диссертации посвящена описанию системы зрительной ориентации и входящих в нее подсистем. В § 1 дается определение системы зрительной ориентации, рассматриваются возможные методы стабилизации картины окружающего мира в различных ситуациях. Например, в случае появления движущихся объектов, а также при движении тела или головы, возникают согласованные движения глаз и головы. Согласованность этих движений позволяет человеку следить за быстродвижущимися объектами, кроме того, достаточно четко видеть окружающий мир. В такой ситуации стабилизация взора обеспечивается множеством механизмов, в том числе глазодвигательными рефлексам. Учитывая то, что глаз человека способен поворачиваться лишь на относительно небольшие углы, стабилизации взора невозможна без совершения нистагмических движений глаз.

В § 2 рассматривается строение вестибулярного аппарата, а также его связи с глазодвигательной, центральной нервной системами и спинным мозгом. Далее в § 3 представлены строение и принцип работы глазодвигательной системы, приводятся основные типы движений глаз (в том числе, нистагм) и методы их регистрации. Нистагм представляет собой серию произвольных ритмических содружественных движений глаз, состоящих из двух фаз: медленного компенсаторного отклонения глаза в одном направлении и сменяющего его быстрого возвратного скачка в исходную позицию (саккады). В § 4 и § 5 подробно рассматриваются виды нистагма и другие механизмы стабилизации картины окружающего мира.

Одним из центральных вопросов, рассматриваемых в данной главе, также является математическое моделирование процессов мышечного сокращения. В §§ 6-8 подробно описываются строение и процесс сокращения поперечно-полосатых мышц, указаны мышцы глаза, шеи и головы, отвечающие за повороты в горизонтальной плоскости, а также перечислены основные типы широко используемых моделей

мышечного сокращения. В § 9 представлен обзор моделей оптокинето-вестибуло-цервикального взаимодействия.

Рассмотренные в первой главе строение мышц шеи, головы и глаза, а также принцип работы сократительного аппарата мышцы используются для теоретического моделирования процесса мышечного сокращения. Предполагается, что вращение головы в горизонтальной плоскости возможно лишь благодаря совместной работе грудинно-ключично-сосцевидной мышцы шеи и ременной мышцы головы. Повороты глаза в горизонтальной плоскости осуществляются благодаря работе внутренней и наружной прямых мышц.

Процесс выбора и объяснение физиологического смысла параметров, входящих в рассмотренные схемы вестибуло-глазодвигательного взаимодействия, вызывают затруднения. В рамках данной диссертации ставится задача построения математической модели системы зрительной ориентации, параметры которой могут быть определены с помощью данных, представленных в литературе или полученных в рамках проводимых обследований.

В главе приводятся аргументы в пользу применения метода нистагмометрии для диагностики заболеваний ушного лабиринта и центральной нервной системы. Нарушения вестибулярной функции могут быть вызваны травмами головы либо быть последствиями перенесенных отоларингологических заболеваний. Отмечается необходимость проведения исследований у больных, а также и здоровых людей, занимающихся профессиональной деятельностью, связанной с управлением движущимися средствами (пилотов, водителей и т.д.).

**Вторая глава** посвящена оценке качества системы зрительной ориентации в горизонтальной плоскости. Основное внимание уделяется проблеме построения количественного способа оценки качества стабилизации взора у человека. В § 1 приводятся физиологические ограничения для четкого изображения при зрительной ориентации: **а)** сетчаточный образ должен быть центрирован на фовеа (области ясного видения) с максимальным отклонением от центра в 1-2°; **б)** изображение должно сохраняться относительно стабильным, перемещаясь по фовеа с угловой скоростью не более 4 °/с [Burr D.C., Ross J., 1982].

В § 2 предлагается критерий качества стабилизации взора при движении в горизонтальной плоскости. Стабилизация картины окружающего мира осуществляется благодаря согласованным движениям головы и глаз. Степень этого согласования характеризуется коэффициентом стабилизации взора (КСВ). Предложенный метод оценки применяется к записям нистагма, полученным в ходе проведения обследования добровольцев в лаборатории ДПНБ № 18 (г. Москва).

Обследование, состоящее из калибровочного и 10 вестибулометрических тестов, описывается в § 3. Во время теста обследуемый совершал активные или пассивные повороты головой в синусоидальной манере (с амплитудой  $60^\circ$  и периодом 8 с) с открытыми глазами на свету или в темноте. С помощью метода электронистагмографии для 26 обследуемых были получены записи четырех типов нистагма: ОВЦН, ОВН, ВЦН и ВН (в зависимости от входных стимулов: В — вестибулярного; Ц — мышечного (цервикального); О — зрительного (оптокинетического)).

При нистагме чередуются медленные фазы (МФ) и быстрые фазы (БФ). Восприятие визуальной обстановки происходит лишь во время МФ, во время БФ не выполнено физиологическое ограничение б). При этом к началу каждой новой МФ взор направлен в новую точку фиксации.

Рассматриваются ОВЦН и ОВН, возникающие при поворотах головы по закону  $\theta_S = \theta_S(t)$  на свету. Положение зрительной мишени определяется соотношением

$$\theta_R(t) = -\theta_S(t) + \theta_S(t_i) + \theta_{ER}(t_i), \quad t \in (t_i; T_i), \quad (1)$$

где  $\theta_S(t_i)$  и  $\theta_{ER}(t_i)$  — угловые положения головы и глаза относительно головы в момент  $t_i$  окончания  $(i-1)$ -ой БФ,  $T_i$  — момент окончания  $i$ -ой МФ.

Считается, что мишень видна отчетливо, если одновременно выполнены физиологические ограничения а) и б) ( $\theta^* = 2^\circ$ ,  $\dot{\theta}^* = 4^\circ/\text{с}$ ):

$$\begin{cases} |\theta_R(t) - \theta_{ER}(t)| \leq \theta^*, \\ |\dot{\theta}_R(t) - \dot{\theta}_{ER}(t)| \leq \dot{\theta}^*, \end{cases} \quad (2)$$

Длительность части  $i$ -ой МФ, в течение которой одновременно выполнены оба эти условия, обозначается  $\tau_i$ . Отношение времени отчетливого видения к общему времени записи  $T$  определяется как **КСВ**:

$$\nu = \frac{\sum \tau_i}{T} \quad (3)$$

В случае ВЦН и ВН, возникающего при вращении головы с закрытыми глазами, зрительная мишень отсутствует. Поэтому вводится понятие углового положения мнимой мишени

$$\theta_R^{MH}(t) = -K \cdot \theta_S(t) + K \cdot \theta_S(t_i) + \theta_{ER}(t_i), \quad t \in (t_i; T_i) . \quad (4)$$

Движение мнимой мишени определяется уравнением (4), аналогичным (1): ее угловая скорость равна угловой скорости головы, умноженной на  $K$  – коэффициент усиления вестибуло-окулярного рефлекса (ВОР).  $K$  определяется как среднее значение  $K_i$  – коэффициентов усиления по каждой МФ, равных отношению средней скорости глаза  $\langle \dot{\theta}_{ER} \rangle$  к средней скорости головы  $\langle \dot{\theta}_S \rangle$ . КСВ в темноте определяется соотношением (3) с учетом (4) для промежутков времени  $\tau_i$ , на которых выполнено соотношение (2).

В § 5 представлены результаты обследования. Для каждого обследуемого были вычислены КСВ (для записей ОВЦН и ОВН) и КСВ в темноте (для записей ВЦН и ВН), указанные в табл. 1. Наибольшее значение КСВ соответствует записи обследуемого МЕ и равно 0,54, что позволяет говорить о высоком качестве зрительной ориентации. Отметим также, что практически для всех здоровых обследуемых без жалоб коэффициент находится в пределах  $0,33 \div 0,54$ .

Для пятерых здоровых обследуемых, которые указали на наличие травм в прошлом, или имеющие жалобы вестибулярного характера, коэффициент оказывается значительно меньше и находится в пределах  $0,09 \div 0,29$ .

КСВ для ЛОР-больных и больного с черепно-мозговой травмой находится в пределах  $0,10 \div 0,24$ .

Отмечается, что КСВ для здорового обследуемого ПАр уменьшилось с 0,48 до 0,32 после приема алкоголя, что подтверждает факт влияния алкогольного опьянения на функциональные способности человека. При этом нарушается качество стабилизации картины окружающего мира.

Обследование показало, что существует зависимость между состоянием вестибулярной, глазодвигательной, центральной нервной систем и качеством оптокинето-вестибуло-цервикального взаимодействия.

№	Обслед.	Возраст	Примеч.	ОВЦН	ОВН	ВЦН	ВН
1	МЕ	30	здоров	<b>0,54</b>	0,25	0,07	0,34
2	МА	19	здоров	<b>0,50</b>	0,20	0,31	0,25
3	ЛВ	25	здоров	<b>0,49</b>	0,41	0,17	0,31
4	ПАр	23	здоров	<b>0,48</b>	0,37	0,46	0,36
5	ПАл	25	здоров	<b>0,48</b>	0,39	0,28	0,18
6	САл	20	здоров	<b>0,45</b>	0,45	0,31	0,10
7	ОЛ	25	здоров	<b>0,43</b>	0,39	0,14	0,08
8	ПАН	11	здоров	<b>0,43</b>	0,27	0,12	0,20
9	ЯА	22	здоров	<b>0,42</b>	0,44	0,17	0,16
10	БВ	18	здоров	<b>0,39</b>	0,38	0,24	0,34
11	ФМ	20	здоров	<b>0,39</b>	0,45	0,23	0,56
12	ЛА	18	здоров	<b>0,38</b>	0,40	0,26	0,31
13	ЛЕ	23	здоров	<b>0,34</b>	0,21	0,18	0,26
14	ГЕ	20	здоров	<b>0,33</b>	0,45	0,23	0,47
15	ПАр	23	здоров (в состоянии алкогольного опьянения)	<b>0,32</b>	0,39	0,21	0,33
16	МД	10	здоров (несколько лет назад перенес сотрясение мозга)	<b>0,29</b>	0,36	0,22	0,17
17	ЧА	8	черепно-мозговая травма, обследован через 3 недели	<b>0,24</b>	0,19	0,10	0,28
18	БТ	19	здоров	<b>0,17</b>	0,46	0,25	0,07
19	ША	50	жалобы на сложности при фокусировке	<b>0,16</b>	0,05	0,23	0,15
20	ШО	25	жалобы на редкие головокружения	<b>0,16</b>	0,14	0,23	0,27
21	ЯЮ	22	гиперметропия обоих глаз	<b>0,15</b>	0,06	0,18	0,20
22	ИА	37	перенес операцию (отит), обследован через неделю	<b>0,14</b>	0,10	0,31	0,12
23	САН	29	жалобы на дискомфорт при определенных вестибулярных нагрузках	<b>0,11</b>	0,17	0,02	0,11
24	ВА	33	перенес операцию (удален левый лабиринт), обследован через 2,5 месяца	<b>0,11</b>	0,01	0,20	0,10
25	ФА	24	перенес операцию (отит), обследован через неделю	<b>0,10</b>	0,50	0,16	0,24
26	ГС	20	здоров	<b>0,09</b>	0,04	0,37	0,43

Табл. 1. Коэффициент стабилизации зрения (КСВ) для записей нистагма.

Третья глава посвящена математическому моделированию системы зрительной ориентации. В § 1 дается постановка задачи сохранения зрительной ориентации. Рассматривается механизм оптокинетическо-вестибуло-цервикального взаимодействия при активных и пассивных поворотах головы вокруг вертикальной оси с открытыми глазами на свету или в темноте. При этом человеку дается задание на протяжении всего вращения смотреть прямо перед собой, не отслеживая какую-либо конкретную цель. В работе представлена схема новой модели системы зрительной ориентации в горизонтальной плоскости (рис. 1).

На входе модели имеем управление для мышц шеи и головы. На выходе модели — глазодвигательную реакцию (нистагм).

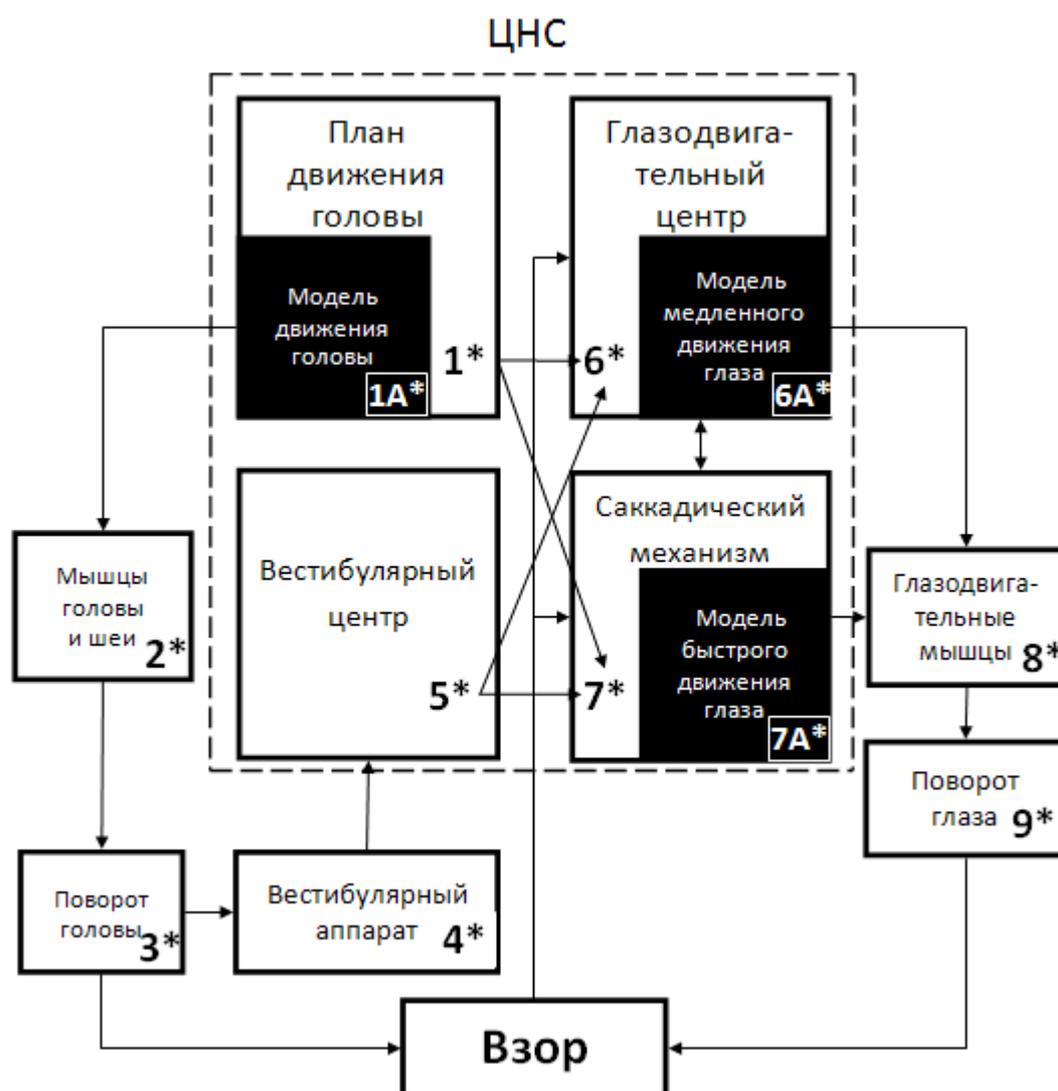


Рис. 1. Схема математической модели системы зрительной ориентации в горизонтальной плоскости.

В § 2 рассматривается моделирование движения головы. Поворот головы вокруг вертикальной оси осуществляется благодаря совместной работе грудинно-ключично-сосцевидных мышц шеи и ременных мышц головы (рис. 2).

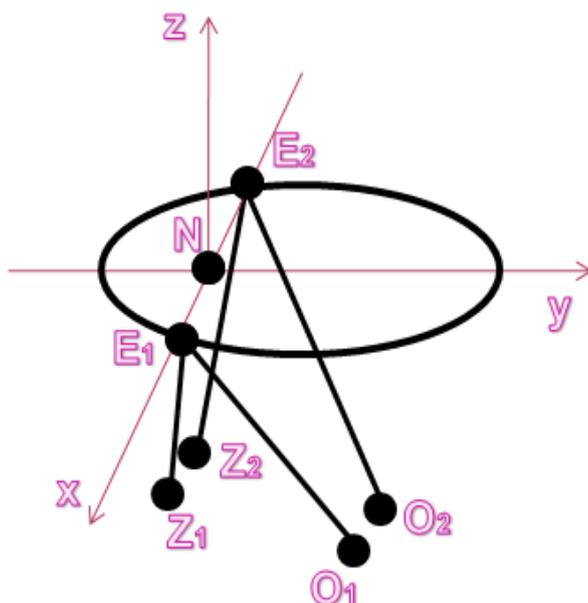


Рис. 2. Схема расположения мышц шеи и головы (вид сбоку). Отрезки  $O_iE_i$  — грудинно-ключично-сосцевидные мышцы шеи,  $Z_iE_i$  — ременные мышцы головы.

$Nxyz$  — система координат, связанная с головой, где  $N$  — центр вращения головы вокруг вертикальной оси  $z$ . Ось  $y$  имеет положительное направление к носу, ось  $x$  — к правому уху. Обе пары мышц прикрепляются к черепу в точках  $E_i$ . Во время вращения головы точки  $N$ ,  $O_i$  и  $Z_i$  неподвижны (координаты  $(x_o, y_o, z_o)$  и  $(x_z, y_z, z_z)$  могут быть найдены антропометрически). Поэтому длины мышц определяется координатами точек  $E_i$ , которые движутся по окружности с центром в точке  $N$  и радиусом  $NE_1$ . Движение головы описывается уравнением:

$$I_H \ddot{\theta} = \sum_{i=1}^4 M_{zi}, \quad (5)$$

где  $I_H$  — момент инерции головы относительно оси  $z$ ,  $M_{zi}$  — момент силы  $F_i$ , развиваемой мышцей, в проекции на ось  $z$ ,  $\ddot{\theta}$  — угловое ускорение головы.

Сила моделируется согласно вязкоупругой теории мышечного сокращения [Egerstedt M., Martin C., 1998]:

$$F_i = k(l_i - l_{i0}) + g\dot{l}_i + v_i, \quad i = 1, \dots, 4, \quad (6)$$

где  $l_{i0} = l_i(0)$  — начальная длина мышцы,  $v_i$  — управление,  $k$  и  $g$  — коэффициенты, определяющие вязкоупругие свойства мышцы.

Предполагается, что после того как человек решает совершить тот или иной поворот головой, в ЦНС (блок № 1\* схемы) возникает план движения головы  $\theta_p(t)$ . Для реализации этого плана задаются управления для мышц шеи и головы.

Управление для каждой мышцы строится в виде суммы четырех составляющих: тонической  $v_{it}$ , статической  $v_{ic}$ , кинематической  $v_{ik}$  и динамической  $v_{id}$  с использованием дополняющих предположений. Управление  $v_i$  вычисляется аналитически для каждой мышцы. Например, для правой грудинно-ключично-сосцевидной мышцы в зависимости от знака углового ускорения головы управление имеет вид (7):

$$v_{1H} = \begin{cases} -k \cdot (l_1 - l_{10}) - g \cdot \dot{l}_1 + \frac{l_1(-\frac{I_H \pi^3}{288} \cos(\frac{\pi}{4} t) - r(\frac{v_{2T}}{l_2}(-y_0 \cos \theta_p - x_0 \sin \theta_p) + \frac{v_{3T}}{l_3}(y_Z \cos \theta_p - x_Z \sin \theta_p)))}{r(y_0 \cos \theta_p - x_0 \sin \theta_p - \frac{z_0}{z_Z}(y_Z \cos \theta_p + x_Z \sin \theta_p))}, & \cos(\frac{\pi}{4} t) < 0 \\ v_{1T} - k \cdot (l_1 - l_{10}) - g \cdot \dot{l}_1, & \cos(\frac{\pi}{4} t) \geq 0, \end{cases}$$

для оставшихся трех мышц управления вычисляются аналогично.

В течение жизни человек постоянно совершает движения головой, вращения в горизонтальной плоскости будем считать часто повторяемыми движениями. В результате частых повторений у человека вырабатывается двигательный навык, соответствующий конкретному типу движения и превращающийся в двигательный стереотип (программу), согласно принципу мышечных синергий.

Таким образом, на мышцы шеи и головы подаются команды от ЦНС (блок № 1А\*). Управления позволяют вычислить силы, которые должны развивать соответствующие мышцы, для реализации желаемого поворота согласно (6) (блок № 2\*). Значения сил  $F_{iH}$  используются в уравнении (5) для вычисления угловых ускорения и скорости головы (блок № 3\*). Полученный закон вращения головы дополняется информацией об условиях вращения, определяющих тип нистагма.

В § 4 рассматривается работа вестибулярного аппарата. При реализации поворота головы возникает смещение купул и связанных с ними волосковых пучков в горизонтальных полукружных каналах (ПК). Также в этом случае отолиты реагируют на линейные ускорения (центростремительное, тангенциальное). Работа ПК и реакция отолитов описываются системами уравнений, предложенными в работах [Александров В.В. и др., 1999; Мигунов С.С., 2006], что соответствует блоку № 4\* схемы. На выходе блоков имеем законы смещения купул ПК и центров масс отолитовых мембран утрикулосов вдоль двух осей чувствительности.

Информация от горизонтальных полукружных каналов используется для построения пары оценок углового ускорения головы  $\tilde{\theta}_i(t)$ , которые затем интегрируются и дополняются информацией от пары отолитов вдоль осей чувствительности  $S_i$ . В результате получаем пару оценок угловой скорости головы  $\tilde{\theta}_i(t)$  (блок № 5\*). Полученные оценки поступают в глазодвигательный центр и саккадический механизм (блоки № 6\* и 7\*).

В § 5 рассматривается процесс построения нистагмического отклика, а также влияние на него вестибулярной и цервикальной информации. МФ на каждом цикле нистагма формируется согласно действию ВОР, стабилизирующем изображение на сетчатке:

$$\varphi_S^*(t) = \varphi(t_0) + K^i \cdot (\theta(t) - \theta(t_0)), \quad (8)$$

где  $t \in [t_0; T_0]$ ,  $t_0$  и  $T_0$  — моменты начала и окончания МФ,  $\varphi(t_0)$  — относительное угловое положение глаза в начале МФ,  $K^i$  — коэффициент усиления ВОР,  $\theta(t)$  — угловое положение головы.

В случае ОВЦН и ОВН согласно данным обследования глаз к концу МФ все больше отклоняется от заданного движения (8). Поэтому в модели для данных типов нистагма МФ строится как сумма функций  $\varphi_S^*(t)$  и  $\varphi_{mis}^*(t)$ .

$$\varphi_{mis}^*(t) = c_{mis} \cdot \text{sign}(\dot{\theta}(t)) \cdot (t - t_0)^2. \quad (9)$$

Анализ записей нистагма также показал, что имеет место зависимость амплитуды МФ  $A_S^i$  от относительного углового положения глаза в момент начала МФ  $\varphi(t_0)$ , которая с достаточной точностью аппроксимируется многочленом третьей степени (10).

$$A_S^i(\varphi(t_0)) = a_1^i \cdot (\varphi(t_0))^3 + a_2^i \cdot (\varphi(t_0))^2 + a_3^i \cdot (\varphi(t_0)) + a_4^i. \quad (10)$$

Все значения коэффициентов вычисляются по данным обследования.

По заданному закону поворота глаза при известной амплитуде  $A_S^i$  определяется момент  $T_0$  окончания МФ, соответствующий началу БФ данного цикла. Для определения амплитуды БФ  $A_F^i$  используется предположение: чем ближе находится глаз к нулевому положению и чем больше  $|\dot{\theta}|$  в конце МФ, тем больше  $|A_F^i|$ . Кроме того, отклик при ОВЦН и ВЦН качественно повторяет угловую скорость движения головы, которая в этом случае играет роль огибающей.  $A_F^i$  в момент  $T_0$  вычисляется следующим образом:

$$A_F^i(T_0) = k_\theta^i \cdot \dot{\theta}(T_0) - \varphi(T_0), \quad (11)$$

где  $k_\theta^i$  — коэффициент сжатия,  $\varphi(T_0)$  и  $\dot{\theta}(T_0)$  — угловые положение глаза и скорость головы в момент начала БФ.

Согласно результатам анализа данных обследования имеет место зависимость средней скорости БФ  $V_F^i$  от  $A_F^i$ , которая с достаточной степенью точности описывается функцией (12). После вычисления  $V_F^i$ , определяется  $T_F^i$ .

$$V_F^i(A_F^i) = b^i \cdot (A_F^i)^{q^i}. \quad (12)$$

Угловое положение глаза во время БФ описывается синусоидальной функцией (13), что соответствует наблюдениям, полученным в ходе обследования:

$$\varphi_F(t) = \varphi(T_0) + \frac{1}{2} \cdot A_F^i \left( 1 - \cos\left(\frac{\pi}{T_F^i} \cdot t\right) \right). \quad (13)$$

При моделировании нистагма во время активных движений головы учитывается тот факт, что на полупериодах вращения с каждым последующим циклом глаз в конце МФ все больше отклоняется от нулевого положения. Т.е. для ОВЦН и ВЦН угловое положение глаза на протяжении полупериода вращения состоит из чередующихся МФ и БФ ( $\varphi^*(t)$ ) в сумме с линейной функцией  $\varphi_{opt}^*(t)$ :

$$\varphi_{opt}^*(t) = \text{sign}(\dot{\theta}) \cdot \Delta_{opt}^i \cdot (t - t_p), \quad \text{где } t \in [t_p; t_p + \frac{T}{2}), \quad (14)$$

$\Delta_{opt}^i$  — тангенс угла наклона прямой,  $t_p$  — момент времени, т.ч.  $\dot{\theta}(t_p) = 0$ ,  $T$  — период вращения.

В § 5 также описано правило переключения фаз. Итак, вначале моделируется МФ ( $\varphi_S(t)$ ), затем определяются параметры БФ  $T_0$ ,  $A_F^i$  и  $T_F^i$ . Таким образом, согласно (8)-(14), моделируется первый цикл нистагма. Момент окончания БФ принимается началом следующей МФ и аналогично строится второй цикл нистагма. Логический алгоритм чередования МФ и БФ нистагма представлен на рис. 3.

Полученный закон движения глаза  $\varphi_{des}(t)$  используется при вычислении управлений для мышц глаза  $v_{ie}$  (блоки № 6А\* и 7А\*), согласно модели движения глазного яблока, изложенной в [Egerstedt M., Martin C., 1998]. Управления  $v_{ie}$  для пары мышц глаза позволяют вычислить силы  $F_{ie}$  согласно (6), которые должны развивать мышцы, чтобы реализовать заданный поворот (блок № 8\*). Значения  $F_{ie}$  позволяют получить закон движения глаза относительно головы (блок № 9\*).

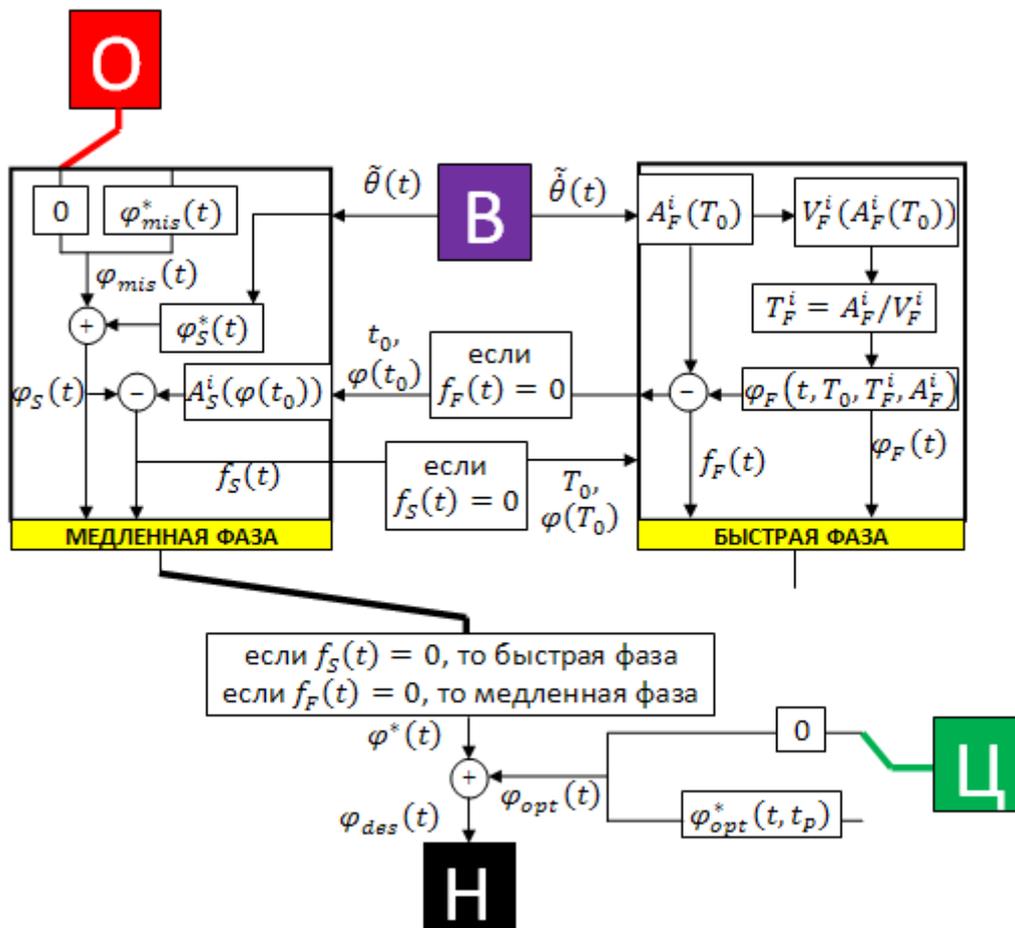


Рис. 3. Схема модели нистагма.

Результат численного моделирования системы зрительной ориентации в горизонтальной плоскости для четырех типов вращений представлен в § 6. На рис. 4 изображены модельные записи ОВЦН, ОВН, ВЦН и ВН (зеленая линия — угловая скорость головы, красная — угловое положение глаза относительно головы). Повороты головы моделируются с помощью синусоидального закона (амплитуда  $60^\circ$ , период 8 с).

Для модельных записей вычислены длительности, амплитуды и средние скорости МФ и БФ, представленные в § 7. В табл. 2 представлены результаты сравнительного анализа записей ОВЦН, ОВН, ВЦН и ВН обследуемого и модельных записей. Для каждого параметра нистагма вычислены математическое ожидание  $M_i$  и среднеквадратичное отклонение  $\sigma_i$  для выборок, состоящих из 75 нистагмических циклов. Видно, что значения основных параметров записей, полученных в результате численного моделирования, соответствуют данным обследования.

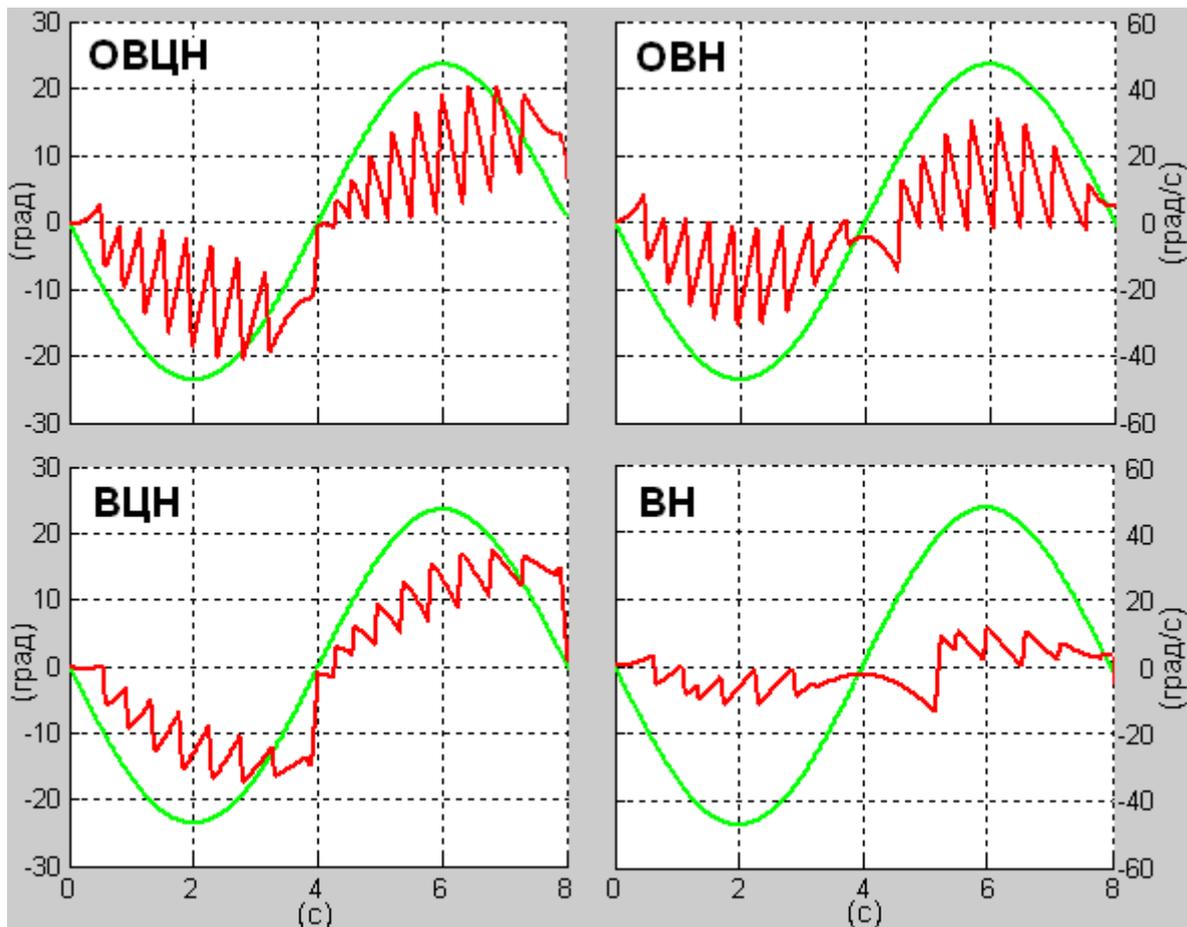


Рис. 4. Результаты численного моделирования системы зрительной ориентации. Зеленая линия — угловая скорость головы, красная — относительное угловое положение глаза.

		Тип нистагма							
		ОВЦН		ОВН		ВЦН		ВН	
		Обсл.	Мод.	Обсл.	Мод.	Обсл.	Мод.	Обсл.	Мод.
Параметры нистагма $M(\sigma)$	$T_S$ (с)	0,325 (0,177)	0,368 (0,175)	0,418 (0,237)	0,407 (0,208)	0,303 (0,179)	0,318 (0,128)	0,394 (0,202)	0,523 (0,295)
	$T_F$ (с)	0,099 (0,038)	0,084 (0,027)	0,086 (0,034)	0,067 (0,012)	0,096 (0,052)	0,089 (0,030)	0,067 (0,035)	0,049 (0,026)
	$A_S$ (°)	11,499 (6,337)	10,263 (4,929)	17,598 (7,236)	12,072 (3,569)	8,531 (5,467)	7,167 (3,513)	5,689 (3,435)	3,537 (2,707)
	$A_F$ (°)	18,106 (9,508)	14,461 (7,142)	17,865 (9,368)	13,327 (3,595)	11,375 (6,447)	11,832 (5,694)	5,309 (3,381)	4,180 (3,296)
	$V_S$ (°/с)	40,019 (18,458)	30,715 (16,108)	47,267 (19,167)	34,626 (12,692)	32,473 (18,172)	22,218 (19,360)	17,757 (12,232)	7,928 (4,661)
	$V_F$ (°/с)	179,305 (42,067)	166,040 (26,739)	196,775 (61,104)	195,113 (24,209)	122,472 (46,594)	125,841 (36,995)	79,128 (38,576)	72,942 (31,715)

Табл. 3. Сравнение средних значений параметров различных видов нистагма для записей обследуемого и модельных записей.

Для модельной записи ОВЦН был также вычислен КСВ. Значение коэффициента составило 0,58, при этом для записей здоровых обследуемых наибольшее значение коэффициента равно 0,54.

В **заключении** сформулированы основные результаты диссертации:

1. В работе построена новая математическая модель системы зрительной ориентации в горизонтальной плоскости, в которой учитывается динамика движения глаза и головы.
2. Предложен новый композиционный способ построения управления, позволяющий вычислить силы, которые должны развивать мышцы шеи, головы и глаза, чтобы реализовать заданный поворот глаза и головы.
3. Используя физиологические ограничения, предложен коэффициент стабилизации взора как критерий оценки качества системы зрительной ориентации. Впервые получена количественная оценка качества зрительной ориентации по записям нистагма.
4. Построена новая математическая модель нистагма, основанная на физиологических данных, в том числе полученных в ходе обследования.
5. Проведен сравнительный анализ модельных записей движения глаз, головы при зрительной ориентации в пространстве и записей обследования, результаты которого подтверждают работоспособность модели.

## ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ ОПУБЛИКОВАНЫ СЛЕДУЮЩИЕ РАБОТЫ

1. Штефанова О.Ю., Якушев А.Г. Критерий качества зрительного слежения при нистагме. // Вестник Московского университета. Серия 1. Математика. Механика, 2008. № 4. С. 63-65.
2. Якушев А.Г., Каспранская Г.Р., Сучалкина А.Ф., Штефанова О.Ю. Математическое моделирование нистагма как механизма стабилизации взора при движении // Известия Института инженерной физики, 2009. № 14. С. 27-31.
3. Якушев А.Г., Напалков Д.А., Ратманова П.О., Кручинина А.П., Штефанова О.Ю., Гинзбург Е.А. Композиционный способ определения управления глазодвигательными мышцами при саккаде // Российский журнал биомеханики, 2011. Т. 15. № 1(51). С. 99-109.
4. Доценко В.И., Егорова Е.А., Каспранская Г.Р., Муратова Е.А., Сучалкина А.Ф., Штефанова О.Ю., Якушев А.Г. Что такое нистагм и цель его применения // Инновации Южного Подмосковья, 2007. № 1(5). С. 32-34.
5. Якушев А.Г., Доценко В.И., Кулакова Л.А., Морозова С.В., Лопатин А.С., Хон Е.М., Каспранская Г.Р., Сучалкина А.Ф., Штефанова О.Ю., Якушев А.А., Боков Т.Ю. Опыт применения коэффициента стабилизации взора при компьютерном анализе нистагма как объективного интегрального показателя оценки вестибулярной функции // Функциональная диагностика, 2010. № 4. С. 41-51.
6. Доценко В.И., Егорова Е.А., Каспранская Г.Р., Муратова Е.А., Сучалкина А.Ф., Штефанова О.Ю., Якушев А.Г. Сравнительное изучение и моделирование вращательного вестибулярного нистагма у здоровых испытуемых и пациентов, больных ДЦП. Биомеханика-2006. VIII Всероссийская конференция по биомеханике: Тезисы докладов. — Нижний Новгород. ИПФ РАН, 2006. — С. 292.
7. Доценко В.И., Каспранская Г.Р., Штефанова О.Ю., Якушев А.Г. Оценка качества зрительного слежения при нистагме как критерий вестибуло-глазодвигательных нарушений. Научно-практическая конференция «Рефракционные и глазодвигательные нарушения»: Тезисы докладов. — Москва, 25-26 сентября 2007 г. — С. 146-147.
8. Александров В.В., Лемак С.С., Александрова Т.Б., Шуленина Н.Э., Бугров Д.И., Якушев А.Г., Куликовская Н.В., Лебедев А.В., Сидоренко Г.Ю., Штефанова

- О.Ю., Сучалкина А.Ф. Математическая модель информационного процесса в вестибулярном механорецепторе. // В сб. тезисов Итоговой конференции по результатам выполнения мероприятий за 2007 г. в рамках приоритетного направления «Живые системы» ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2007-2012 годы». 6-7 декабря 2007 г. — М.: Институт молекулярной биологии им. В.А.Энгельгардта РАН. — С. 200-201.
9. Александров В.В., Лемак С.С., Александрова Т.Б., Шуленина Н.Э., Бугров Д.И., Якушев А.Г., Куликовская Н.В., Лебедев А.В., Сидоренко Г.Ю., Штефанова О.Ю. МЭМС вестибулярной функции как база системы управления мобильным имитатором вертикальной позы / В сб. тезисов Итоговой конференции по результатам выполнения мероприятий за 2008 г. в рамках приоритетного направления «Живые системы» ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2007-2012 годы». 8-10 декабря 2008 г. — М.: Институт молекулярной биологии им. В.А.Энгельгардта РАН. — С. 46-47.
10. Штефанова О.Ю., Якушев А.Г. Оценка качества системы зрительной ориентации. // Современные технологии в задачах управления, автоматики и обработки информации. Труды XVII Международного научно-технического семинара. Алушта, сентябрь 2008 г. — С.Пб.: ГУАП, 2008. — С. 265-266.
11. Штефанова О.Ю., Якушев А.Г., Каспранская Г.Р. Оценка вестибулоокулярного взаимодействия по записям нистагма. // В сб.: Развитие идей К.Э. Циолковского: материалы XLIV Научных чтений памяти К.Э. Циолковского — Калуга: ИП Кошелев А.Б. (Издательство «Эйдос»), 2009. — С. 139-140.
12. Якушев А.Г., Напалков Д.А., Ратманова П.О., Кручинина А.П., Штефанова О.Ю., Гинзбург Е.А. Композиционный способ определения управления глазодвигательными мышцами при саккаде // Материалы VI Всероссийской с международным участием школы-конференции по физиологии мышц и мышечной деятельности. Москва, 2011. — С. 65.
13. Доценко В.И., Штефанова О.Ю., Якушев А.Г., Боков Т.Ю., Якушев А.А. Новые алгоритмы оценки морфофункциональных нарушений работы головного мозга

и глубины экспериментальных патологических состояний организма с использованием показателей глазодвижений // Тезис трудов Всероссийской научной школы для молодежи «Фундаментальные, клинические и гигиенические основы и аппаратно-методическое обеспечение системы медико-психологической реабилитации пациентов, подверженных высокому уровню напряженности труда и профессионального стресса». — Ростов-на Дону: Издательство ЮФУ, 2011 г. — С. 48-59.