

ОБЗОРЫ

УДК 612 821+843

СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ СТАНДАРТИЗАЦИИ ВИЗОМЕТРИИ

Рожкова Г.И.¹, Малых Т.Б.²

¹Институт проблем передачи информации им. А.А. Харкевича РАН, Москва

²Психологический институт Российской академии образования, Москва

E-mail: gir@iitp.ru

Раннее выявление нарушений зрения требует повышения точности и надежности проводимых измерений остроты зрения (ОЗ) и неперменной их стандартизации для обеспечения возможности сравнительных оценок. Одна из главных трудностей внедрения стандартов в визометрию – необходимость «многомерной» стандартизации. Для утверждения стандартной процедуры измерения ОЗ необходимо выбрать оптимальные тестовые изображения – оптоотипы. В восприятие разных оптоотипов вовлекаются различные нейронные зрительные пути и подсистемы мозга и решаются разные зрительные задачи с привлечением различных ресурсов памяти. При помощи разных оптоотипов оцениваются различные зрительные способности. В статье приводится сравнительный анализ потенциала оптоотипов разного вида, обсуждаются метрологические аспекты оценки ОЗ, рассматриваются возможности и ограничения существующих способов предъявления тестовых изображений с использованием таблиц и современных дисплеев высокого разрешения. Подчеркивается неизбежность постепенного перехода к полной компьютеризации измерений на основе постоянно совершенствующихся технологий, что будет способствовать разработке международных стандартов нового уровня. Данный анализ был выполнен в связи с подготовкой программы офтальмоэргономических исследований в международном изоляционном эксперименте «SIRIUS».

Ключевые слова: острота зрения, мониторинг, оптоотипы, точность оценки, единицы измерения.

Авиакосмическая и экологическая медицина. 2017. Т. 51. № 6. С. 5–16.

DOI: 10.21687/0233-528X-2017-51-6-5-16

В последние годы в медицине все большее внимание уделяется стандартизации измерительных процедур для получения адекватных и репрезентативных показателей состояния пациента. Стандартизация необходима как для обеспечения однозначной трактовки данных о происходящих изменениях при длительном наблюдении пациента в одном и том же учреждении, так и для объективного сравнения динамики и результативности лечения различными методами и средствами в различных клиниках.

Научные и технические достижения привели к существенному расширению арсенала используемой аппаратуры и тестов, повышению их точности и специфичности, но одновременно усложнили задачу выбора оптимальных средств из нескольких возможных, сделав актуальной формулировку четких и обоснованных критериев этого выбора.

Обязательным компонентом любой оценки состояния зрительной системы пациента является визометрия – измерение остроты зрения для центральной области зрительного поля. В рамках диспансеризации всего населения измерения остроты зрения (ОЗ) систематически проводятся у детей и взрослых как для слежения за возрастными изменениями зрительной системы, так и для выявления нарушений зрения и принятия соответствующих мер. В лечебных учреждениях ОЗ регулярно измеряется для контроля процесса восстановления зрительных способностей в ходе лечения любых функциональных зрительных расстройств и органических глазных заболеваний или повреждений. Раннее выявление нарушений зрения и лечение пациентов на начальных стадиях заболевания требует повышения точности и надежности проводимых измерений ОЗ и неперменной их стандартизации для обеспечения возможности сравнительных оценок. Это особенно актуально при исследовании изменения зрительных функций под влиянием различных нагрузок и факторов внешней среды в таких специальных условиях, как условия космических полетов, поскольку это экстраординарные условия, связанные с большими рисками, и физиологическая цена ошибок (невыявленных нарушений зрения) может оказаться очень высокой. В этих условиях важны ранняя диагностика на основе точных измерений и своевременное принятие мер для восстановления нарушенных функций, что требует оптимизации существующих тестов и коррекционных методик. Очевидно, что разработка новых тестов, лечебных процедур и развивающих упражнений должна проводиться на основе последних достижений науки и техники, которые позволяют подняться на качественно новый уровень исследований.

Одна из главных трудностей внедрения стандартов в визометрию – необходимость «многомерной» стандартизации. Для утверждения стандартной процедуры измерения ОЗ необходимо выбрать:

- оптимальные тестовые изображения
- оптоотипы;
- наилучшие современные средства их предъявления;
- рациональные и достаточно легко реализуемые условия проведения измерений;
- научно обоснованные правила проведения и завершения процедуры измерения;
- удобные способы регистрации ответов испытуемых;
- адекватные единицы для представления и интерпретации полученных данных.

Хотя значительные усилия в направлении стандартизации визометрии в современном ее понимании предпринимаются с начала XIX в., приходится констатировать, что удовлетворительных стандартов визометрии – общепринятых методов точной оценки ОЗ, удобных для клинических и научных исследований, – до сих пор не существует [1–6]. Встречающиеся в литературе заявления о том, что тот или иной тест или таблица для оценки ОЗ – это «золотой стандарт», не подкреплены ни строгим теоретическим анализом, ни убедительными экспериментальными данными корректных сравнительных исследований.

Что же есть в настоящее время на самом деле? На практике сейчас используются десятки различных оптоотипов, разные средства и условия предъявления тестовых изображений, равно как и регистрации реакции на них, различные правила проведения и критерии завершения процедуры измерений и даже разные способы представления конечных результатов.

В данной работе рассмотрены вопросы, касающиеся применяемых для измерения ОЗ тестовых изображений, используемых единиц измерения ОЗ и рациональных способов предъявления оптоотипов.

Характеристика тестовых изображений, применяемых для измерения ОЗ

В настоящее время для проверки зрения у людей разного возраста используется множество различных изображений: буквы, цифры, геометрические фигуры и паттерны, упрощенные и стилизованные силуэты предметов и животных. По сложившимся традициям, в разных странах предпочтение отдается различным тестовым изображениям, однако со времени постановки вопроса о необходимости стандартизации измерений и до наших дней наиболее распространенными тестовыми знаками остаются буквы. Таблицы с буквенными оптоотипами претерпели эволюцию от прямого использования типографских шрифтов до утверждения определенных

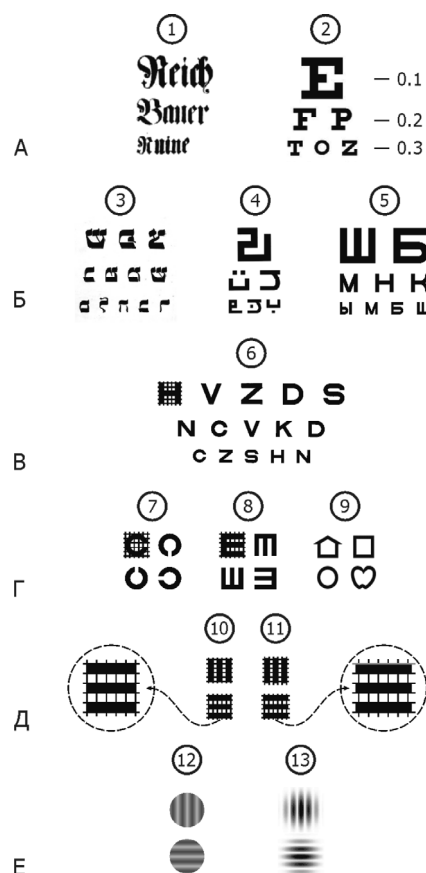


Рис. 1. Примеры буквенных оптоотипов (А–В) и других специальных тестовых изображений (Г–Е) для измерения ОЗ, иллюстрирующие тренд в направлении стандартизации.

На нескольких буквах и знаках показана сетка 5 x 5, в которую вписываются все знаки данного набора. Стандартные и модифицированные трехполосные оптоотипы (№ 10 и 11) дополнительно изображены в увеличенном виде, чтобы лучше показать их небольшое различие

рациональных пропорций и правил начертания элементов [3]. Это схематически показано на рис. 1 (А–В). Основания для такой эволюции понятны – она определяется стремлением получать точные и однозначно трактуемые количественные показатели ОЗ, достаточно просто и наглядно связанные с параметрами пороговых оптоотипов.

Долгое время научного определения ОЗ не существовало, а оценку качества зрения проводили лишь в целях подбора очков для чтения или тонкой зрительной работы, что фактически не требует количественной оценки ОЗ, так как для этого достаточно прямого сравнения видимости букв разного размера в очках с разными линзами. Проблема стандартизации буквенных знаков стала актуальной когда ОЗ сделалась предметом научных и клинических исследований как показатель состояния зрительной системы, т.е. после того как Ф. Дондерсом было

сформулировано понятие ОЗ и предложен способ ее измерения [7]. В качестве меры ОЗ Дондерс предложил использовать безразмерную десятичную дробь: отношение порогового размера (наименьшего размера знаков, различаемых испытуемым) к условно нормальному порогу. Первая таблица со специальными стилизованными буквенными знаками для измерения ОЗ была разработана Е. Снелленом [8]; она содержала строки латинских букв упрощенного начертания с засечками (см. рис. 1, А, № 2). Все буквы имели одинаковые пропорции высоты, ширины и толщины линий (5:5:1), а размеры букв уменьшались от строки к строке с шагом, соответствующим изменению ОЗ на 0,1 и обеспечивали диапазон измерения ОЗ от 0,1 до 1,0 в десятичной шкале Ф. Дондерса. Таблица Снеллена получила широкое распространение и долгое время использовалась повсеместно в своем первоначальном виде, хотя во многих странах разрабатывались и ее аналоги, содержащие буквы местных алфавитов (см. рис. 1, Б, В). Тестовые изображения, специально создаваемые для измерения ОЗ, Е. Снеллен предложил называть опто типами.

В настоящее время из таблиц с буквенными знаками в качестве «золотого стандарта» часто упоминают таблицы ETDRS (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study) [9–11], имеющие пропорциональный дизайн и содержащие латинские буквы в конфигурациях, предложенных Л. Слоан [12, 13]. Три строки из такой таблицы представлены на рис. 1, В. Однако с теоретической точки зрения, буквы нельзя считать ни универсальными, ни оптимальными опто типами, поскольку у них есть серьезные недостатки:

- буквы не годятся для детей младшего возраста и неграмотных взрослых;
- вероятность правильного узнавания разных букв различна;
- успешность узнавания букв улучшается по мере обучения и меняется с возрастом;
- при неразличимости мелкой структуры, предположительно характеризующей определяемую ОЗ, узнавание букв может осуществляться на основе более грубых признаков (симметрия–асимметрия, различие в числе деталей и т.п.);
- формальное математическое описание набора букв, существенно различающихся по начертанию, требует использования многих параметров, что осложняет теоретический анализ зрительного процесса.

В связи с этим, уже начиная с XIX в., наряду с буквами, для измерения ОЗ стали применять наборы единообразных знаков упрощенного начертания: кольца Ландольта (см. рис. 1, Г, № 7) [14] и так называемые кувыркающие Е (см. рис. 1, Г, № 8) [15], а с середины XX в. в армии США начали использовать таблицы с трехполосными опто типами (см. рис. 1, Д, № 10) [16]. Достаточно давно в ходу

также шахматные паттерны, синусоидальные решетки различной ориентации (см. рис. 1, Е, № 12), элементы Габора (см. рис. 1, Е, № 13). Особняком стоят современные Леа-символы (см. рис. 1, Г, № 9), предложенные Л. Хювяринен [17], и широко используемые при проверке зрения детей. Набор Леа-символов выпадает из ряда нарастающей стандартизации, хотя бы потому, что изображения в этом наборе различаются по многим признакам.

Учитывая полученные за последние десятилетия морфологические, нейрофизиологические, психофизические и клинические данные о сложнейшей гетерархической структурно-функциональной организации зрительной системы человека, при оценке ОЗ нужно иметь в виду, что в восприятие разных опто типов вовлекаются различные нейронные зрительные пути и подсистемы мозга, решающие разные зрительные задачи с привлечением различных ресурсов памяти. Со временем становится все более очевидным, что при помощи разных опто типов фактически оцениваются несколько различные зрительные способности, и все больше исследователей разделяют мнение Пиренна, что «имеется столько показателей зрения, сколько есть опто типов» [1]. Степень корреляции разных показателей может существенно различаться, так как сравниваемые опто типы могут соответствовать одной и той же или разным задачам (обнаружение, определение ориентации, различение, узнавание) и способностям, одинаково или по-разному зависящим от возраста, индивидуального опыта и состояния пациента [18–22, 36].

Для конкретного частного назначения и конкретного контингента можно использовать любые опто типы, ориентируясь на нормативные данные, полученные именно для этих опто типов и данного контингента. Но если необходимо выбрать достаточно универсальные опто типы, которые можно использовать для пациентов любого возраста, осуществления длительных наблюдений и выявления начальных нарушений зрения, т.е. для мониторинга состояния зрительной системы, то круг приемлемых опто типов становится достаточно узким.

Как с теоретической, так и с практической точек зрения наиболее подходящими для мониторинга являются опто типы в виде пространственных решеток, которые можно описать одним основным параметром – частотой f (числом периодов, приходившихся на один угловой градус). Эти опто типы предназначены для измерения разрешающей способности зрительной системы, определяемой функционированием механизмов первых уровней зрительного процесса и в меньшей степени зависящей от развития высших когнитивных механизмов и обучения, чем другие показатели качества зрения. Возможность успешного использования решеток для оценки ОЗ давно подтверждена даже в исследованиях грудных детей с первого месяца

жизни [23, 24]. После пионерских работ Кэмпбелла и его коллег по применению Фурье-анализа при исследовании работы зрительной системы [25, 26] и открытия зрительных нейронов, как бы настроенных на разные пространственные частоты, многими авторами была продемонстрирована успешность использования фильтров пространственных частот для моделирования закономерностей и особенностей восприятия человеком различных оптоотипов [18, 19]. В частности, в одной из недавних работ представлена детальная модель восприятия человеком трехполосных оптоотипов [27].

Начиная с 80-х гг. прошлого века в клинической практике все шире используются частотно-контрастные характеристики, получаемые путем измерения порогового контраста для синусоидальных решеток разной пространственной частоты [28–31]. При этом обычно оценивается и предельная, или критическая, воспринимаемая пространственная частота f_c – наивысшая частота решетки, структуру которой пациент способен различить (отличить от однородного поля) при максимальном контрасте. Очевидно, что эта критическая частота может служить одной из мер ОЗ, но для массовых измерений ОЗ использовать синусоидальные решетки проблематично из-за трудностей с печатью полутонных изображений малого размера. Однако их можно заменить двухградационными черно-белыми решетками. Фактически такими решетками, содержащими всего два с половиной периода (3 темных полосы и 2 светлых промежутка), являются трехполосные оптоотипы (см. рис. 1, Д, № 10), которые, как уже упоминалось, давно используются для оценки ОЗ в армии США [16]. При анализе перспективности более широкого внедрения таких решеток было обнаружено осложняющее обстоятельство: оказалось, что изображения стандартных трехполосных решеток малого размера на пределе разрешения выглядят как овальные пятна, вытянутые в направлении, ортогональном полосам. Это позволяет в определенном диапазоне размеров отличать вертикально ориентированные решетки от горизонтальных даже тогда, когда их тонкая структура перестала различаться, что ведет к переоценке или недооценке истинной ОЗ в зависимости от того, правильно или неправильно исследуемый пациент связывает ориентацию полос с ориентацией овальных пятен [32]. Взаимная ортогональность этих ориентаций путает испытуемых: считая, что горизонтально\вертикально вытянутые овалы принадлежат решеткам с горизонтальными\вертикальными полосами, вблизи порога различения они дают больше неправильных ответов, чем при случайном угадывании. В то же время опытные или более внимательные испытуемые замечают указанную взаимную ортогональность и при неразличимости полос дают правильные ответы на основе ориентации расплывчатых

овалов. Обе ситуации нежелательны с точки зрения определения истинной ОЗ, поэтому возникла идея несколько модифицировать стандартные трехполосные оптоотипы, чтобы исключить возможность суждения об ориентации полос по виду расплывчатых изображений окологороговых горизонтальных и вертикальных решеток. При переходе на язык пространственно-частотного анализа эта задача формулируется как необходимость обеспечения неразличимости альтернативных оптоотипов по низкочастотным составляющим Фурье-спектров. Оказалось, что этого удается добиться за счет небольшого удлинения полос, приводящего к незначительному изменению отношения высоты и ширины оптоотипов. Соответствующие оптоотипы были разработаны в Институте проблем передачи информации РАН [33] и апробированы на взрослых и детях. Модифицированные трехполосные оптоотипы представляются весьма перспективными: их преимущества были продемонстрированы в сравнительных экспериментах с одновременным использованием стандартных трехполосных оптоотипов и кувыркающихся Е [34, 35].

Что касается других оптоотипов, которые можно использовать, если речь не идет о длительном мониторинге, то назрела необходимость провести их анализ, чтобы понять, функционирование каких зрительных путей с их помощью проверяется и, возможно, доработать их дизайн для получения более четких и однозначных результатов. В отношении некоторых оптоотипов на языке Фурье-анализа проблема была поставлена еще 20 лет назад [35], но ее решение продвигается очень медленно. При современных возможностях создания и предъявления тестовых изображений приводимый ниже список требований представляется разумным для любых оптоотипов.

Требования, предъявляемые к оптоотипам:

1. Возможность легко уравнивать все тестовые изображения из набора по средней яркости.
2. Геометрическая однородность (сходство составляющих элементов): все тестовые изображения в данном наборе должны возбуждать схожие функциональные модули (детекторы) на периферии зрительной системы.
3. Понятийная схожесть тестовых изображений, подразумевающая вовлечение одних и тех же высших зрительных центров в восприятие всех изображений из набора.
4. Однородность изображений по содержащейся в них информации (для исключения априорного неравенства значимости символов и неодинаковой мотивации).
5. Идентичность значений характеристических частот f_c (критических размеров) у всех символов.
6. Большая мощность высокочастотных Фурье-компонент спектра, определяющих предел

разрешения. Минимальные различия между символами после низкочастотной фильтрации (сходство «размытых» изображений).

7. Равные вероятности правильных ответов для всех опто типов равного размера и равные вероятности ошибок для всех пар символов.

8. Большая крутизна психометрической функции (зависимости вероятности правильного ответа от размера символов).

9. Легкость генерации и шкалирования изображений на дисплее с дискретной структурой.

10. Доступность теста испытуемым предполагаемого возрастного диапазона.

Анализируя рекламируемые опто типы с учетом этих естественных требований, их можно ранжировать или несколько модифицировать для повышения их качества как тестовых изображений.

Единицы измерения ОЗ

Как упоминалось выше, основы измерения ОЗ были заложены в середине XIX в. Ф. Дондерсом. По его идее, остроту зрения обследуемого человека нужно сравнивать с условным стандартным глазом. Исходя из имевшихся в то время данных, Ф. Дондерс предложил считать, что стандартный глаз должен обеспечивать возможность узнавания букв, высота которых соответствует 5 угловым мин. В стандартизованных буквах толщина линий составляет одну минуту. Для количественной оценки зрения обследуемого пациента полагалось определять коэффициент увеличения линейных размеров букв (M – magnification), чтобы результаты узнавания букв пациентом соответствовали результатам стандартного глаза. Очевидно, что этот коэффициент можно вычислять не только по общему размеру букв, но и по толщине линий, так как она составляет определенную часть от ширины\высоты. При этом остроту зрения (V – визус) Дондерс предложил вычислять как величину, обратную M , т.е. $V = 1/M$.

В ходе любых измерений ОЗ фактически всегда определяется толщина линий в буквах или других опто типах на пределе разрешения, при которой обеспечивается заданная вероятность правильного узнавания. Эту величину, выражаемую в угловых минутах, офтальмологи называют минимальным углом разрешения и обозначают 3 буквами – MAR (Minimal Angle of Resolution). Однако в данном случае трехбуквенное обозначение угла – это ничем не оправданное излишество. В качестве конечного результата оценки ОЗ значение MAR приводится редко. В офтальмологической практике наиболее широкое употребление получили следующие способы представления результатов измерения ОЗ:

– дробь Снеллена – отношение расстояния, при котором проводится измерение, к тому предельному расстоянию, при котором человек с условно

нормальным зрением (или стандартный глаз Дондерса) еще может узнавать знаки, пороговые для испытуемого;

– десятичная дробь $1'/(MAR)$ – величина, равная отношению условно нормального «стандартного» порога ($1'$) к порогу, полученному при измерении (MAR);

– LogMAR – десятичный логарифм минимального угла разрешения, точнее – логарифм отношения этого угла к стандартному порогу.

Дробь Снеллена – это исторически первый вид представления ОЗ, долгое время остававшийся повсеместно распространенным и общепринятым. В числителе этой дроби указывают расстояние (обычно в футах или метрах), при котором проводилось измерение (как правило, это 20 футов, или 6 м), а в знаменателе – то максимальное расстояние, с которого человек с условно нормальной ОЗ мог бы различать опто типы, являющиеся пороговыми для обследуемого пациента. Таким образом, в этой системе условно нормальному зрению (с порогом в 1 угловую мин) при расстоянии тестирования 20 футов (6 м) соответствует дробь 20/20 (6/6). Дробь Снеллена неудобна для табличного представления и количественного анализа больших массивов данных, но по традиции еще часто употребляется в Великобритании и ряде других стран. Кажущимся преимуществом дроби Снеллена является только то, что в числителе явно указывается расстояние до тестовой таблицы или экрана, на котором предъявляются опто типы, но обычно это стандартное расстояние, так что повторение данной информации в каждом показателе ОЗ не имеет большого смысла. Расстояние, стоящее в знаменателе дроби Снеллена, разумеется, не определяется опытным путем (т.е. тестированием наблюдателя, чье зрение соответствует стандартному глазу), а просто вычисляется как расстояние, при котором угловые размеры пороговых для пациента тест-объектов будут соответствовать условной норме. Привлекательность такого представления измеряемой остроты зрения субъективна, однако удобно, что при переводе дроби Снеллена в десятичную форму, получается значение, точно соответствующее десятичной мере ОЗ.

Десятичная (децимальная) мера ОЗ, $V_D = 1'/(MAR)$, широко используемая сейчас в России и многих других странах, нам представляется наиболее адекватной, согласующейся с научными понятиями и отвечающей практическим потребностям. Как по смыслу, так и в числовом выражении, эта мера фактически соответствует введенной Ф. Дондерсом величине $1/M$, основанной на отношении условно нормального порога для стандартного глаза и порога, полученного для обследуемого. Числовое соответствие $1'/(MAR) = 1/M$ обеспечивается тем, что толщина линий в стандартном опто типе (определяющая MAR) составляет постоянную долю от его размера

(1/5 от его высоты). Десятичная мера ОЗ удовлетворяет основным требованиям метрологии, предъявляемым к измерениям [37–39], соответствует интуитивному ранжированию ОЗ как различительной способности (увеличение/уменьшение V означает улучшение/ухудшение различительной способности) и позволяет численно оценить степень отклонения от нормы в привычных терминах простого отношения к этой норме. Более того, десятичная мера V_D прямо пропорциональна критической пространственной частоте f_c , которая по своей сути лучше и нагляднее всего может характеризовать различительную способность зрительной системы и удобна как для анализа данных, так и для физиологических трактовок. По определению, f_c – это наивысшая частота решетки максимального контраста, которую обследуемый способен отличить от однородного поля той же средней светлоты (яркости). Оценка f_c входит составной частью в исследование функций контрастной чувствительности [28–31]. Классическая процедура измерения f_c предполагает прямое предъявление обследуемому решеток варьируемой пространственной частоты, что достаточно просто реализуемо методами современной компьютерной графики, но было технически сложно в докомпьютерную эру, в связи с чем такая мера, по-видимому, тогда и не обсуждалась. Примечательно, что f_c как мера, с одной стороны, точно соответствует интуитивному представлению об остроте зрения как о способности различать тонкую структуру видимых объектов, а с другой стороны, – математически связана с десятичной мерой V_D постоянным коэффициентом пропорциональности. Последнее означает, что эти меры фактически эквивалентны. Значение f_c вычисляют как число периодов решетки максимальной воспринимаемой частоты, приходящихся на один угловой градус (или $60'$), и выражают в циклах на градус. Очевидно, что период пороговой решетки должен быть равен 2MAR – содержать одну темную и одну светлую полосу порогового углового размера, равного MAR . Таким образом, получаем, что $f_c = 60' / (2(\text{MAR})) = 30' / (\text{MAR})$, а поскольку $V_D = 1' / (\text{MAR})$, то $f_c = 30 V_D$, и условно нормальной остроте зрения по десятичной шкале 1.0 соответствует $f_c = 30$ цикл/град. В идеале, у оптоотипов, оказавшихся для данных обследуемых пороговыми при определении ОЗ как разрешающей способности, характеристические частоты f_c , определяемые по Фурье-спектру, должны соответствовать значениям критической частоты f_c решеток максимального контраста, определяемой для этих обследуемых при измерении контрастной чувствительности.

В общем виде соотношение между десятичной и логарифмической системами оценки ОЗ и f_c показано на рис. 2. За основу взят тот факт, что фактически при всех измерениях определяется MAR . По оси абсцисс отложены значения критической

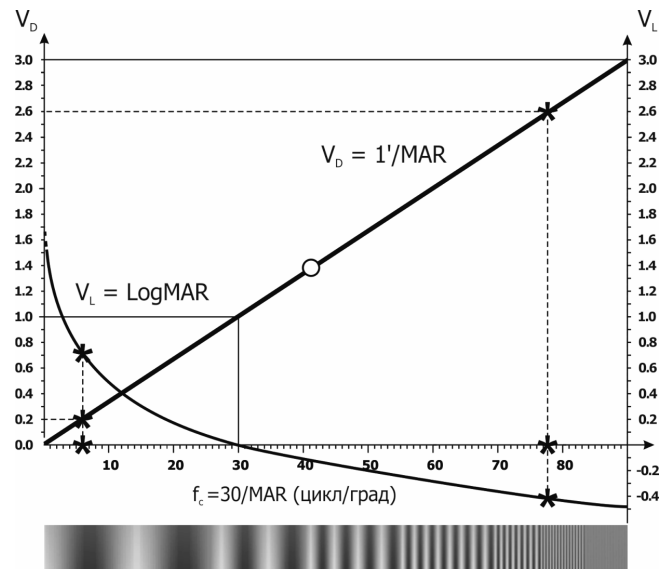


Рис. 2. Иллюстрация взаимоотношений между десятичной $V_D = 1' / (\text{MAR})$ и логарифмической $V_L = \log\{(\text{MAR}) / 1'\}$ системами оценки ОЗ и критической пространственной частотой f_c .

* – начала и концы диапазонов значений некорригированной ОЗ, полученных при обследовании 165 детей 7-летнего возраста. Кружком на линии V_D отмечено среднее значение ОЗ для этой выборки

частоты f_c , соответствующие $30' / (\text{MAR})$, а по оси ординат – значения ОЗ, вычисленные в десятичной и логарифмической шкалах как $V_D = 1' / (\text{MAR})$ и $V_L = \log\{(\text{MAR}) / 1'\}$. На линейке под осью абсцисс схематически показаны фрагменты нескольких решеток с нарастающей пространственной частотой f_c .

Что касается логарифмической меры ОЗ, активное распространение которой в последнее время лоббируется производителями таблиц, то использование LogMAR как единицы измерения нам представляется неправомерным, а сама мера кажется не вполне адекватной по целому ряду причин. Идея выражать остроту зрения в единицах « LogMAR » возникла в процессе совершенствования таблиц для оценки остроты зрения. Разработчики исходили из желания разместить тестовые знаки на стандартной площади таблицы таким образом, чтобы, во-первых, охватить как можно больший диапазон значений ОЗ и, во-вторых, обеспечить одинаково высокую точность измерений во всем диапазоне. Это была прогрессивная идея, так как первая таблица Снеллена и многие последующие ее варианты не были идеальными. Они состояли из строк, в которых тестовые знаки соответствовали реперным уровням, равно отстоящим друг от друга в десятичной шкале: 0.1 – 0.2 – 0.3 – ... 0.9 – 1.0, т.е. составляющим арифметическую прогрессию. Вследствие такой структуры получалось, что при переходе

от 0.1 к 0.2 шаг был равен 100 % от исходной величины, а при переходе от 0.9 к 1.0 – всего 11 %. Это означало очень разную точность измерений остроты зрения в разных частях рабочего диапазона, поскольку обычная процедура оценки ОЗ базируется на определении строки с наименьшими знаками, которую обследуемый прочитывает без ошибок, и, следовательно, точность зависит от различия соседних строк. Для устранения указанной неоднородности таблиц по точности измерений были предложены таблицы с так называемым пропорциональным дизайном, в которых переход от строки к строке соответствовал умножению размеров опто типов на одну и ту же величину, а реперные уровни составляли геометрическую прогрессию. В историческом обзоре Коленбрандера [3] упоминается, что первая таблица с пропорциональным дизайном, предвосхищавшая и другие более поздние усовершенствования, была предложена Джоном Грином еще в 1868 г. [15], но не была оценена по достоинству и была забыта. В этой таблице автор использовал не только геометрическую прогрессию реперных уровней, но и буквы более стандартизованного, чем в таблице Снеллена, вида (без засечек), и интервалы, пропорциональные размерам букв.

При разработке таблиц с пропорциональным дизайном возникла идея использовать логарифмическую шкалу, поскольку в такой шкале умножение на постоянную величину математически означает прибавление равных слагаемых. В связи с этой идеей для множителя геометрической прогрессии было выбрано значение 1.26, так как $\log_{10} 1.26 = 0.1$, что удобно для расчетов и обозначения реперных уровней. Так появились таблицы с логарифмическими шкалами и шагом 0.1, логическим (хотя и не вполне корректным) дополнением которых стало указание значений ОЗ в единицах «LogMAR». Взяв за начало отсчета общепринятую условную норму ОЗ, соответствующую $MAR = 1'$, разработчики установили в логарифмической шкале нормативный уровень $\text{Log}1 = 0$ и получили возможность сопоставлять значения ОЗ в других системах измерения с данной шкалой. Начиная с конца прошлого века, во многих учебных пособиях и руководствах приводятся таблицы пересчета значений ОЗ из одной системы в другую.

Очевидно, что точность оценки ОЗ определяется особенностями процедуры измерения порогового угла разрешения MAR и никак не связана с выбираемой системой вычисления значений ОЗ на основании MAR , поскольку эти значения взаимно однозначно переводятся из одной системы в другую. Соответственно, выбор той или иной системы выражения результатов измерений – это произвольный шаг, обусловленный сложившимися традициями, представлениями, целью работы, особенностями последующей обработки и трактовки полученных данных. До недавнего времени единицам ОЗ,

фигурирующим в статьях, не придавалось особого значения [40], поэтому широкого обсуждения их сравнительных достоинств и недостатков не было. Однако появляющиеся настоятельные рекомендации указывать ОЗ «только в единицах LogMAR» заставили нас проанализировать целесообразность этого более тщательно. При этом обнаружили серьезные недостатки данной системы представления результатов измерений [41].

Во-первых, она не согласуется с метрологическим понятием измерения как такового. Классическое понимание термина измерение подразумевает получение числа, показывающего, во сколько раз измеренная величина больше некоторого эталона, или какую долю от него она составляет, если она меньше, чем эталон. В оптометрии эталон – это показатель, характеризующий нормальное функционирование зрительной системы. В настоящее время за эталон принята ОЗ человека, у которого $MAR = 1'$. В десятичной системе значению $MAR = 1'$ соответствует условно нормальной ОЗ $V_D = 1.0$ (так как $1'/1' = 1$), и не возникает никаких трудностей при необходимости сравнить получаемые в результате измерений показатели с этим эталоном. В то же время в шкале LogMAR эталонному зрению с $MAR = 1'$ соответствует значение $\text{Log}MAR = 0$, а поскольку деление на 0 невозможно, в этой шкале нельзя установить аналогию с классической трактовкой результата измерения как числа, показывающего, во сколько раз измеренная величина больше эталона.

Во-вторых, в точке $MAR = 1'$ функция LogMAR меняет знак, а эта точка находится внутри области наиболее часто встречающихся при измерениях значений, соответствующих диапазону физиологически нормальной и близкой к норме ОЗ. На рис. 2 эта точка соответствует значению $f_c = 30$ цикл/град. Представляется более чем странным и неестественным, что из двух людей с немного различающейся, но нормальной ОЗ, у одного она положительна, а у другого – отрицательна. Эта особенность LogMAR-системы более подробно рассмотрена в работе [41].

В-третьих, знаки оценок ОЗ по шкале LogMAR не согласуются с интуитивными представлениями о хорошей (высокой) и плохой (низкой) ОЗ: люди с лучшей ОЗ получают отрицательные оценки, а люди с худшей – положительные, причем эти оценки тем выше, чем хуже ОЗ.

В-четвертых, как показывает опрос окулистов, адекватная трактовка оценок ОЗ по шкале LogMAR, полученных для разных людей или для одного человека в разное время, невозможна без большой практики или без использования таблиц логарифмов. В отличие от этого, при использовании десятичной шкалы с этим нет никаких проблем.

В связи с вышеизложенным, мы считаем нужным отметить, что за редкими исключениями [42],

инициаторы и сторонники использования логарифмической шкалы имели основной целью либо удобство ранжирования патологических изменений ОЗ вследствие разных причин [43], либо проблемы стандартизации процедуры измерений и статистической обработки результатов [44], либо разработку оптимальной структуры таблиц [45], а вопрос о выборе единицы измерения ОЗ считался как бы вторичным, автоматически увязанным с другими задачами. Однако эта связь не очевидна, и кроме того, получающие все большее распространение компьютерные методы оценки ОЗ в принципе не являются табличными, что в корне меняет постановку вопросов о реперных уровнях и шаге изменений размеров оптоотипов в процессе измерения ОЗ. Что касается точности измерений ОЗ, то она никак не связана с используемыми единицами. Примечательно, что в 1930 г., задолго до широкого обсуждения логарифмического дизайна таблиц и логарифмических единиц для выражения ОЗ, в России была разработана таблица с реперными уровнями, соответствующими 10%-ному шагу изменения размеров букв от строки к строке [46], т.е. потенциально превосходящая по точности измерений ОЗ рекламируемые сейчас таблицы ETDRS, у которых шаг равен 26 %.

Способы предъявления оптоотипов и процедуры оценки ОЗ

Краткую характеристику основных технических приемов и процедур, используемых для оценки ОЗ, можно найти в современных учебных пособиях. Полагаем не стоит останавливаться на так называемых объективных методах, предполагающих регистрацию каких-нибудь физиологических проявлений реакции пациента на предъявляемое тестовое изображение: движений глаз или головы (перевод взгляда, опто-кинетический нистагм), расширения/сужения зрачка, изменений суммарных электрических потенциалов сетчатки (электроретинограмма) или мозга (энцефалограмма), силы мозгового кровотока (fMRI) и др. Для каждого из этих методов характерен свой специальный режим пространственно-временной стимуляции и синхронной регистрации объективных реакций, а также свой способ обработки данных, обычно требующий суммирования результатов многих реализаций теста и калибровки используемой аппаратуры.

Рассмотрим более широко распространенные и более универсальные субъективные методы, основанные на сознательных отчетах пациентов о рассматриваемых изображениях. Все субъективные методы подразумевают поочередное рассмотрение испытуемым предъявляемых оптоотипов и регистрацию их правильной или ошибочной идентификации, выражаемой голосом, жестом, нажатием кнопки или клавиши. Существующие средства

предъявления тестов включают печатные таблицы различного дизайна, блокноты с одиночными и сгруппированными оптоотипами на отдельных листах, подсвечиваемые пластиковые панели и проекционные устройства для поочередной демонстрации тестовых изображений, дисплеи для воспроизведения тестов, генерируемых специальными компьютерными программами.

При оценке остроты зрения посредством компьютеризированных установок используются различные способы регистрации реакций испытуемых и различные алгоритмы вычисления остроты зрения по этим реакциям. Но общим для всех компьютерных методов является то, что задача оптимального выбора стабильных реперных уровней здесь не стоит, так как программа может использовать существенно большее число уровней, чем таблица ограниченной площади, на которой нужно разместить весь тестовый материал. Очевидно, что ограничение по наивысшей измеряемой ОЗ определяется разрешением дисплея, поскольку размеры оптоотипов можно менять с шагом в один пиксель. Ограничение по самой низкой измеряемой частоте определяется размерами дисплея, поскольку вокруг предъявляемого тестового изображения должно оставаться однородное кольцевое поле, соизмеримое по ширине с размерами теста. Эти ограничения определяют возможные диапазоны получения достаточно точных значений ОЗ при измерениях, проводимых для разных расстояний наблюдения.

На рис. 3 для примера приведены графики, показывающие диапазоны значений ОЗ, в которых можно реализовать точные измерения с использованием 3 современных устройств – смартфона, планшета и ноутбука, для 3 расстояний наблюдения – 0,5; 1,0 и 5,0 м. Эти диапазоны затенены серым цветом. Точками на графиках представлены реперные уровни ОЗ, рассчитанные для каждого устройства при учете предъявления изображений с шириной линий, соответствующей целому числу пикселей (1, 2, 3 и т.д.). На левой шкале каждого графика значения ОЗ указаны в десятичных единицах, а на правой – в логарифмических единицах с шагом 0,1, что позволяет проводить сравнение дисплейных реперных уровней с системой уровней таблиц ETDRS, качество которых считается достаточно хорошим.

Как видно из приведенных графиков, на больших расстояниях (5 м и далее) хорошую точность измерения высоких значений ОЗ можно обеспечить с использованием любого из 3 устройств, на промежуточных расстояниях (1 м) годится смартфон и, возможно, планшет с хорошим разрешением, а на малых расстояниях даже смартфон позволяет достаточно точно измерять лишь значения ОЗ, не превышающие 1,0 в десятичной шкале. Отсюда следует, что для точных измерений ОЗ на малых

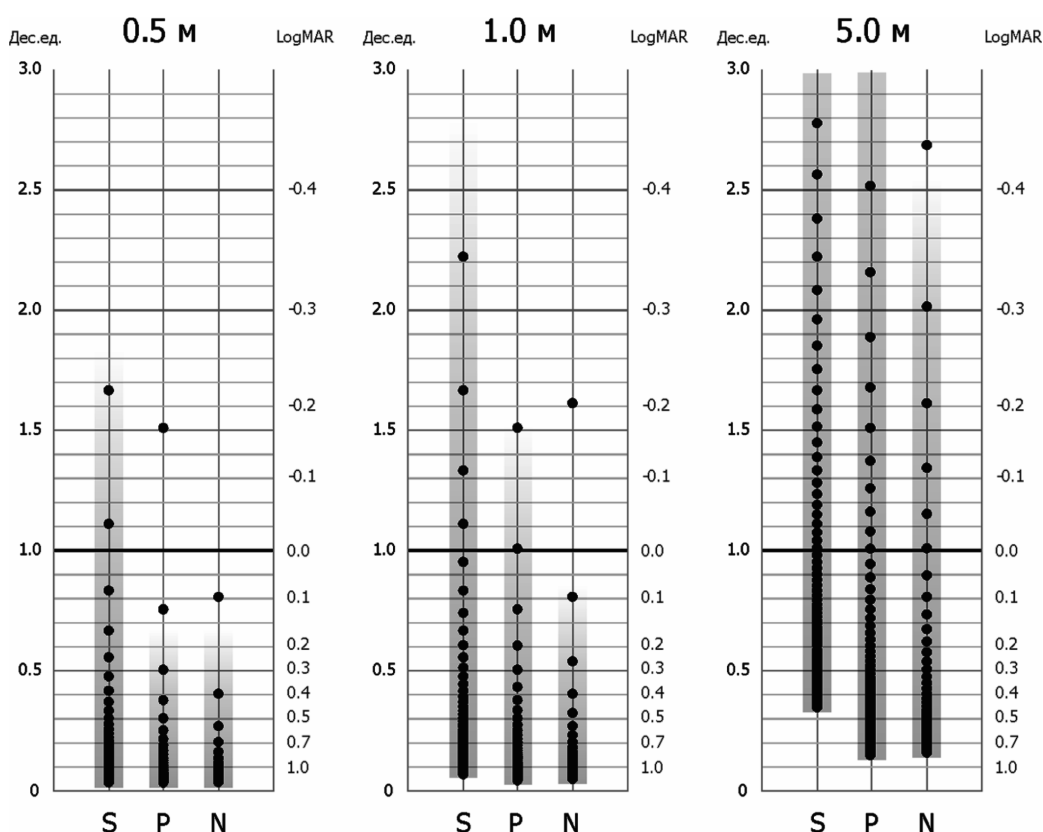


Рис. 3. Реперные уровни, вычисленные для случаев измерения остроты зрения компьютерным методом в условиях предъявления опто типов на экране смартфона (S), планшета (P) и ноутбука (N) с расстояний 0,5; 1,0 и 5,0 м. На левой шкале каждого графика указаны значения ОЗ в десятичных единицах, а на правой – в логарифмических единицах с шагом 0,1. S – Samsung Galaxy S6; размер пикселя 0,044 мм; P – iPhone 5; размер пикселя 0,078 мм; N – Sony VAIO; размер пикселя 0,18 мм

расстояниях (0,25–0,50 м) неизбежно придется использовать печатные таблицы, поскольку современная печать позволяет обеспечить более высокое качество тестовых изображений.

Лучшие современные смартфоны имеют p.p.i. (число пикселей на дюйм) в диапазоне 600–800, т.е. по разрешающей способности значительно уступают современным профессиональным печатающим устройствам, у которых значения d.p.i. (число точек на дюйм) доходят до 2400. Такие значения d.p.i. вполне достаточны для изготовления таблиц высокой точности для малых расстояний наблюдения. Но к сожалению, таблицы не могут обеспечить автоматической регистрации протоколов и автоматического управления измерением ОЗ, что означает возможность существенного негативного влияния на проводимые исследования человеческих факторов: небрежности в проведении процедуры тестирования и ошибок при записи результатов.

К сожалению, организация эффективной системы мониторинга ОЗ не решается простым повышением точности и широким внедрением некоего уже созданного единого стандартного теста, так как такого

теста не существует. В настоящее время в разных странах используются десятки методов визометрии. Даже если рассмотреть только субъективные методы, не требующие специальной сложной аппаратуры, то выясняется, что при измерении ОЗ используются разные зрительные задачи (обнаружение, различение, узнавание); разные опто типы (силуэтные и контурные изображения предметов и геометрических фигур, буквы, цифры, специальные знаки, шахматные паттерны, синусоидальные решетки, элементы Габора); различные средства для предъявления опто типов (картонные и пластиковые таблицы, подсвечиваемые панели, проекционные устройства, дисплеи компьютеров); различные способы чередования опто типов разного размера и различные алгоритмы вычисления показателей ОЗ по ответам обследуемого.

Ретроспективно оценивая результаты усилий ученых и клиницистов, предпринимавшихся на протяжении двух столетий по совершенствованию средств визометрии в направлении стандартизации измерений, следует констатировать, что реальная возможность решить весь комплекс возникающих при этом задач появилась только в последние годы,

благодаря быстрому развитию компьютерной техники. До недавнего времени глобального анализа задачи измерения ОЗ не проводилось. Исследователи были ориентированы не столько на фундаментальные вопросы измерений, сколько на улучшение применяемых средств, главным образом таблиц.

По мере осознания огромной сложности строения зрительной системы стало очевидным, что нахождение точного соответствия между значениями ОЗ, полученными разными способами, является задачей, которая в общем случае неразрешима. Это связано с тем, что разные тестовые стимулы обрабатываются в различных нейронных сетях зрительной системы, которые созревают в разное время и по-разному поддаются обучению и различным воздействиям. Таким образом, нет другого способа сравнивать тестовые изображения как по их оптико-геометрическим характеристикам. Если для характеристики тестовых знаков использовать размер наименьших деталей, то следует признать, что численные оценки ОЗ могут и должны различаться.

Для налаживания эффективной системы мониторинга остроты зрения и обеспечения возможности координированных международных исследований необходимо:

- провести теоретический анализ свойств и возможностей различных тестовых изображений и выбрать перспективные научно обоснованные оптоотипы;
- получить нормативные данные для выбранных перспективных оптоотипов;
- разработать оптимальный протокол проведения тестирования;
- разработать физиологически обоснованный оптимальный график проведения тестирования;
- обучить грамотному проведению тестирования (правильной работе с тестами в соответствии с протоколом) специальный персонал или самих обследуемых;
- создать условия для беспрепятственного комфортного тестирования с удобной системой регистрации ответов обследуемых, записи результатов и их занесения в базу данных.

К сожалению, многие аспекты визометрии до сих пор слабо исследованы теоретически, а практические условия работы и традиции в разных странах сильно различаются, в связи с чем при подготовке международных проектов могут возникать разногласия. В частности, весьма неожиданным препятствием для согласования проектов, включающих оценку остроты зрения, является различие используемых единиц измерения, которое требует особого внимания на начальных этапах работы.

Авторы выражают благодарность Е.Н. Крутцовой за техническую помощь.

Работа выполнена при поддержке Программы III.3 ОНИТ РАН.

Список литературы

1. Pirenne M.H. Visual acuity // *The Eye*. 1962. V. 2. P. 175–195.
2. Kniestedt C., Stamper R.L. Visual acuity and its measurement // *Ophthalmol. Clin. N.Am.* 2003. V. 16. P. 155–170.
3. Colenbrander A. The historical evolution of visual acuity measurement // *Vis. Impair. Res.* 2008. V. 10. № 2–3. P. 57–66.
4. ISO 8596. International Standard. Ophthalmic optics. Visual acuity testing. Standard optotype and its presentation. Geneva: International Standards Organization, 1994. (2nd edition: 2009).
5. ISO 8597. International Standard. Optics and optical instruments. Visual acuity testing. Method of correlating optotypes. Geneva: International Standards Organization, 1994.
6. ISO 5725-2. International Standard. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results. Basic methods for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method. Geneva: International Standards Organization, 1994.
7. Donders F.C. On the anomalies of refraction and accommodation. London: New Sydenham Society, 1864.
8. Snellen H. Test-types for the determination of the acuteness of vision. Utrecht, 1862.
9. Ferris F.L., Kassoff A., Bresnick G.H., Bailey I. New visual acuity charts for clinical research // *Am. J. Ophthalmol.* 1982. V. 4. P. 91–96.
10. Rosser D.A., Cousens S., Murdoch I.E. et al. How sensitive to clinical change are ETDRS logMAR visual acuity measurements? // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2003. V. 44. P. 3278–3281.
11. Plainis S., Tzatzala P., Orphanos Y., Tsilimbaris M.K. A modified ETDRS visual acuity chart for European-wide use // *Optom. Vis. Sci.* 2007. V. 84. № 7. P. 647–653.
12. Sloan L.L. New test charts for the measurement of visual acuity at far and near distances // *Am. J. Ophthalmol.* 1959. V. 48. № 6. P. 807–813.
13. Sloan L.L. Needs for precise measures of acuity: equipment to meet these needs // *Arch. Ophthalmol.* 1980. V. 98. P. 286–290.
14. Landolt E. Methode optometrique simple // *Bulletens et Memoires de la Societe Fransias d'Ophthalmologie*. 1988. V. 6. P. 213–214.
15. Green J. On a new series of test-letters for determining the acuteness of vision // *Transactions of the American Ophthalmological Society*. 1868. V. 1. № 4–5. P. 68–71.
16. USAF-1951. United States Air Force 3-bar resolution test chart.
17. Hyvarinen L., Nasanen R., Laurinen P. New visual acuity tests for pre-school children // *Acta Ophthalmologica*. 1980. V. 58. № 4. P. 507–511.
18. Anderson R.S., Thibos L.N. The relationship between acuity for gratings and for tumbling-E letters in peripheral vision // *J. Opt. Soc. Am. A*. 1999. V. 16. P. 2321–2333.

19. *Anderson R.S., Thibos L.N.* Sampling limits and critical bandwidth for letter discrimination in peripheral vision // *Ibid.* P. 2334–2342.
20. *Stiers P., Vanderkelen R., Vandenbussche E.* Optotype and grating visual acuity in preschool children // *Invest. Ophthalmol. & Vis. Sci.* 2003. V. 44. № 9. P. 4123–4130.
21. *Stiers P., Vanderkelen R., Vandenbussche E.* Optotype and grating visual acuity in patients with ocular and cerebral visual impairment // *Ibid.* 2004. V. 45. P. 4333–4339.
22. *Heinrich S.P., Bach M.* Resolution acuity versus recognition acuity with Landolt-style optotypes // *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2013. V. 251. № 9. P. 2235–2241.
23. *Teller D.* First glances: the vision of infants // *Invest. Ophthalmol. & Vis. Sci.* 1997. V. 2. P. 135–153.
24. *Vital-Durand F., Atkinson J., Braddick O.J.* Infant vision // *Evaluation of sensory visual development based on measures of oculomotor responses.* Oxford, 1996. P. 291–306.
25. *Campbell F.W., Green D.G.* Optical and retinal factors affecting visual resolution // *J. of Physiol.* 1965. V. 181. P. 576–593.
26. *Campbell F.W., Robson J.C.* Application of Fourier analysis to the visibility of gratings // *Ibid.* 1968. V. 197. P. 551–566.
27. *Лебедев Д.С.* Модель механизма распознавания ориентации 3-полосных двухградационных оптоотипов // *Сенсорные системы.* 2015. Т. 29. № 4. С. 309–320.
- Lebedev D.S.* A model of orientation recognition mechanisms for the 3-bar two-grade optotypes // *Sensory systems.* 2015. V. 29. № 4. P. 309–320
28. *Virsu V., Rovamo J.* Visual resolution, contrast sensitivity, and the cortical magnification factor // *Exp. Brain Res.* 1979. V. 37. P. 475–494.
29. *Волков В.В., Колесникова Л.Н., Шелепин Ю.Е.* Частотно-контрастные характеристики и острота зрения в офтальмологической практике // *Офтальмол. журн.* 1983. № 3. С. 148–151.
- Volkov V.V., Kolesnikova L.N., Shelepin Yu.E.* Frequency-contrast characteristics and visual acuity in ophthalmological practice // *Oftal'mologicheskii zhurnal.* 1983. № 3. P. 148–151.
30. *Шелепин Ю.Е., Колесникова Л.Н., Левкович Ю.И.* Визоконтрастометрия. Л., 1985.
- Shelepin Yu.E., Kolesnikova L.N., Levkovich Yu.I.* Visocontrastometry. Leningrad, 1985.
31. *Шамшинова А.М., Волков В.В.* Функциональные методы исследования в офтальмологии. М., 1999.
- Shamshinova A.M., Volkov V.V.* Functional methods of investigations in ophthalmology. Moscow, 1999.
32. *Рожкова Г.И., Белозеров А.Е., Лебедев Д.С.* Измерение остроты зрения: неоднозначность влияния низкочастотных составляющих спектра Фурье оптоотипов // *Сенсорные системы.* 2012. Т. 26. № 2. С. 160–171.
- Rozhkova G.I., Belozеров A.E., Lebedev D.S.* Measurement of visual acuity: ambiguity of the effect of low-frequency components of the Fourier spectrum of optotypes // *Sensornye sistemy.* 2012. V. 26. № 2. P. 160–171.
33. *Лебедев Д.С., Белозеров А.Е., Рожкова Г.И.* Оптоотипы для точной оценки остроты зрения. Патент № 2447826; приоритет 07.12.2010.
- Lebedev D.S., Belozеров A.E., Rozhkova G.I.* The optotypes for an accurate assessment of visual acuity. Patent № 2447826 of Russian Federation. Priority 07.12.2010.
34. *Рожкова Г.И., Грачева М.А., Лебедев Д.С.* Оптимизация тестовых знаков и таблиц для измерения остроты зрения // «Невские горизонты-2014». Материалы научной конференции офтальмологов. СПб., 2014. С. 563–567.
- Rozhkova G.I., Gracheva M.A., Lebedev D.S.* Optimization of the test symbols and charts for visual acuity measurement // «Nevskie gorizonty-2014». Materialy nauchnoy konferentsii oftal'mologov. St. Petersburg, 2014. P. 563–567.
35. *Rozhkova G., Lebedev D., Gracheva M., Rychkova S.* Advantages of employing specially modified 3-bar stimuli for visual acuity monitoring in adults and children: Test-retest reliability // 37th European Conference on Visual Perception. (Belgrad, 24–28 August). 2014. V. 43. (Suppl.). P. 34.
36. *Bondarko V.M., Danilova M.V.* What spatial frequency do we use to detect the orientation of a Landolt C? // *Vision Res.* 1997. V. 37. P. 2153–2156.
37. *International Vocabulary of Metrology – Basic and General Concepts and Associated Terms (3rd ed.).* Joint Committee for Guides in Metrology. 2008.
38. *Беклемишев А.В.* Меры и единицы физических величин. М., 1963.
- Beklemishev A.V.* Measures and units of physical quantities. Moscow, 1963.
39. *Сена Л.А.* Единицы физических величин и их размерности. М., 1988.
- Sena L.A.* Units of physical quantities and their dimensions. Moscow, 1988.
40. *Williams M.A., Moutray T.N., Jackson A.J.* Uniformity of visual acuity measures in published studies // *Invest. Ophthalmol. & Vis. Sci.* 2008. V. 49. № 10. P. 4321–4327.
41. *Рожкова Г.И.* LogMAR для остроты зрения хуже, чем лошадиная сила для мощности электрической лампы // *Сенсорные системы.* 2017. Т. 31. № 1. С. 31–43.
- Rozhkova G.I.* LogMAR for visual acuity is worse than a horsepower for the power of an electric bulb // *Sensornye sistemy.* V. 31. № 1. P. 31–43.
42. *Ogle K.N.* On the problem of an international nomenclature for designing visual acuity // *Am. J. Ophthalmol.* 1953. V. 36. № 7. P. 909–921.
43. *Westheimer G.* Scaling of visual acuity measurements // *Arch. Ophthalmol.* 1979. V. 97. P. 327–330.
44. *Holladay J.T.* Proper method for calculating average visual acuity // *J. Refract. Sur.* 1997. V. 13. № 4. P. 388–391.
45. *Bailey I.L., Lovie J.E.* New design principles for visual acuity letter charts // *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1976. V. 53. P. 740–745.
46. *Холина А.* Новая таблица для исследования остроты зрения // *Русский офтальмологический журнал.* 1930. Т. 11. № 1. С. 42–47.
- Kholina A.* The new table for the study of visual acuity // *Russkiy oftal'mologicheskii zhurnal.* 1930. V. 11. № 1. P. 42–47.

Поступила 14.06.2017

PRESENT ASPECTS OF VISIOMETRY STANDARDIZATION

Rozhkova G.I., Malykh T.B.

Aviakosmicheskaya i Ekologicheskaya Meditsina (Russia).
2017. V. 51. № 6. P. 5–16

The earlier detection of visual disorders calls for more precise and reliable methods of visual acuity (VA) measurements and their obligatory standardization for a correct data correlation. In the case of VA measurements, the task of standardization is rather difficult due to its multidimensional nature. The first difficulty is to choose the proper test images

– the optotypes. Each set of optotypes is appropriate for measuring specific visual capability since perception of the concrete optotypes involves specific neuronal visual pathways and brain subsystems, and depends on memory to different extent. The paper presents a comparative analysis of various optotypes, VA units, measuring procedures and instruments; in particular, advantages and limitations of using tables and HD displays are discussed. Gradual technology progress and complete computerization will serve to the advancement of international standards. Our analysis was to support designing an ophthalmic-ergonomic research program of the international chamber study SIRIUS.

Key words: visual acuity, monitoring, optotypes, measurement precision, units of measurement.