

Учет в оптическом дизайне положения ношения очковых линз

(окончание)

Д.Мейстер, специалист Carl Zeiss Vision

Улучшенная оптика для оправ облегчающей формы

Корректирующие солнцезащитные очки часто носят во время занятий активными видами деятельности, требующих острого зрения в широком поле зрения, а также минимум искажений и нежелательных призм, которые способны ухудшить бинокулярное и динамическое зрение. Однако положение ношения линз, если они имеют традиционные оптические дизайны, в современных солнцезащитных очках часто приводит к снижению качества зрения и комфорта. Многие из таких оправ имеют сильно изогнутую или облегчающую лицо форму с большим углом изгиба оправы. Более того, для таких оправ часто изготавливают очковые линзы с неоптимальными для них с оптической точки зрения базовыми кривыми для передней поверхности 7-8 диоптрий, чтобы они лучше подходили для этих оправ. Эти имеющие большую кривизну и большой наклон линзы ухудшают качество зрения пользователя в результате следующих эффектов:

- Значительный (горизонтальный) наклон линзы, вызванный сильно изогнутыми оправками, приводит к уменьшению четкости зрения через центральную область линзы из-за возникновения астигматических ошибок в результате наклонного падения лучей в центре линзы. Эти ошибки оптической силы увеличивают силу сферы и индуцируют силу цилиндра, пропорциональную силе линзы и степени ее наклона.

- Высокие базовые кривые (передней поверхности), используемые для лучшего соответствия изогнутой форме оправы, индуцируют aberrации на периферии линзы. Оправы «8-й базы» вызывают ограничение поля четкого зрения из-за астигматизма наклонных лучей. Сферические и асферические дизайны в большинстве случаев Rx не способны устранить астигматизм наклонных лучей для имеющих большую кривизну и горизонтальный наклон линз.

- Горизонтальный наклон линз означает уменьшенное расстояние между правой и левой линзами, (степень уменьшения связана с косинусом угла изгиба). Следовательно, положение точки центрирования и инсет прогрессивного

коридора каждой линзы должны быть изменены, чтобы центр каждой зрительной зоны соответствовал линии взгляда при разных направлениях фиксации.

- Призматическое отклонение световых лучей, вызванное значительной кривизной передней поверхности и большим наклоном линзы, приводит к дисбалансу горизонтальных призм, который может ухудшить бинокулярное зрение. Очковая линза с углом наклона Θ из-за наклонного падения световых лучей на переднюю поверхность (силой) F_1 индуцирует призму²².

$$\Delta \approx 100 \cdot \tan \Theta \cdot (t/n) F_1.$$

Прогрессивные линзы особенно «чувствительны» к оптическим эффектам, связанным с большой кривизной и наклоном линз, из-за присущего им поверхностного астигматизма, вызванного необходимостью иметь плавный переход между зонами зрения вдаль и вблизи. Астигматизм наклонных лучей усугубляет присущий прогрессивным линзам поверхностный астигматизм, уменьшая ширину зрительных зон прогрессивной линзы и ограничивая тем самым поля четкого зрения. Более того, взаимодействие двух типов астигматизма приводит к смещению зон зрения и изменению их формы (определенные зоны зрения становятся более четкими, чем это необходимо, а другие более важные для зрения, наоборот, становятся хуже). Эти искажения нарушают комфортную бинокулярную фузию и уменьшают бинокулярное поле четкого зрения.

Хотя сегодня многие оптические лаборатории предлагают «компенсацию параметров рецепта», означающую изменения значений параметров из-за наклона линз в облегчающих оправках, такая компенсация способна улучшить качество зрения лишь через центральную область зоны зрения вдаль. Оптическое качество в остальных областях линзы останется при такой компенсации все равно сниженным из-за оставшихся aberrаций, вызванных наклоном линзы и применением неоптимальных базовых кривых. Астигматические ошибки в оставшихся областях линзы

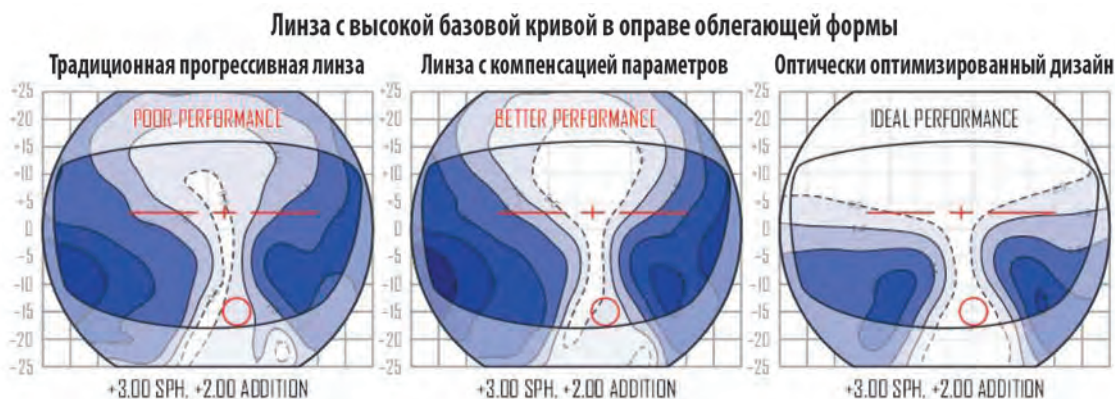


Рис. 23. Для устранения астигматизма наклонных лучей по всей поверхности линзы требуется оптимизация оптического дизайна для учета положения ношения с использованием поточечной асферизации поверхности линзы

могут быть уменьшены использованием аторических или неротационно симметричных дизайнов, однако поточечная асферизация должна быть применена к одной из поверхностей линзы до этапа FreeForm процесса изготовления линзы с использованием параметров рецепта и выбранной оправы (рис.23).

Определение расстояния до центра вращения глаза

Движения глаза при изменении направления взгляда напоминают движения шарового соединения с центром вращения вблизи центра глазного яблока²³. Поскольку глаз вращается позади очковой линзы при фиксировании объектов на периферии, то периферические области линзы должны фокусировать пучок световых лучей, проходящих через зрачок глаза, на фовеа. Главный световой луч, проходящий через центр зрачка, будет пересекать фовеа, только если луч проходит через центр вращения глаза, когда глаз вращается при изменении направления взгляда. Следовательно, при расчете оптического качества линзы апертурное отверстие (диафрагма, ограничивающая размер пучка, исходящего из осевой точки объекта) оптической системы глаз-линза должно находиться в центре вращения глаза. Расстояние от задней поверхности очковой линзы до центра вращения глаза называют апертурным расстоянием (stop distance)²⁴. Хотя заднее вертексное расстояние линзы обычно может быть измерено, разработчиков оптических дизайнов интересует исключительно полное апертурное расстояние (full stop distance), т.е. расстояние от задней поверхности линзы до центра вращения глаза. При расчете оптического дизайна линзы это расстояние используется при моделировании прохождения световых лучей для определения углов падения и преломления лучей при вращении глаза, вызванного изменением направления взгляда через линзу (рис.24). Ошибки оптической силы, вызванные астигматизмом наклонных лучей, зависят от полного апертур-

ного расстояния системы глаз-линза. Кроме того, расчет размеров оптических зон и инсета коридора прогрессии также зависит от полного апертурного расстояния.

Апертурное расстояние линзы, которое равно сумме заднего вертексного расстояния (от линзы до роговицы) и расстояния от роговицы до центра вращения глаза, для расчета дизайна должно быть определено (либо путем измерения, либо теоретически). Значительное расхождение принятой в расчетах величины и реального значения у конкретного пользователя может привести к увеличению нежелательного астигматизма на периферии прогрессивной линзы, уменьшая таким образом центральные зоны зрения и снижая бинокулярное равновесие между левой и правой зрительными зонами, когда глаза конвергируют для чтения.

Положение центра вращения глаза зависит от анатомической длины глаза, которая в свою очередь обычно изменяется в зависимости от рефракционной ошибки глаза²⁵. Оптические биометрические измерения человеческих глаз подтверждают эту корреляцию (рис.25). Гиперметропические глаза обычно короче эмметропических, а миопические, наоборот, длиннее. Хотя важность учета точного положения центра и его зависимость от рефракции хорошо



Рис. 24. Поскольку осевая длина глазного яблока зависит от рефракции глаза, то расстояние от роговицы до центра вращения глаза (CoR) также зависит от рефракции. Это приводит к тому, что угол наклона линии взгляда, пересекающей линзу на одинаковом расстоянии от точки центрирования линзы (по вертикали), также будет изменяться, и это изменение необходимо учитывать при расчете наилучшего прогрессивного дизайна.

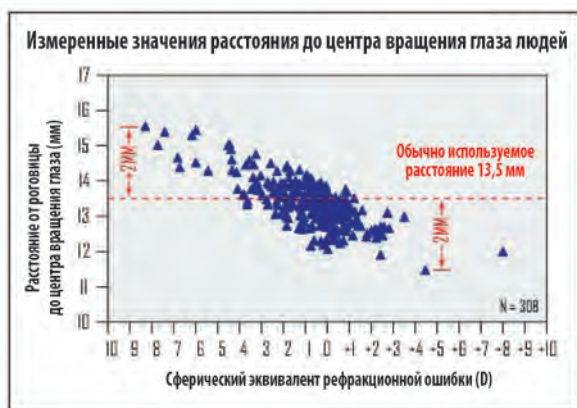


Рис. 25. Исторически при расчете оптического дизайна используется фиксированное значение расстояния до центра вращения глаза, хотя биометрические измерения показывают зависимость этого расстояния от рефракционной ошибки.

известны, при разработке дизайна очковых линз часто используется постоянное значение для разных значений рефракции²⁶. Исторически для расстояния от центра вращения глаза до роговицы принято значение 13,5 мм, используемое в схематической модели эметропического глаза. Однако сегодня для расчетов некоторых современных дизайнов FreeForm линз используется расстояние конкретного пользователя (на этапе оптимизации дизайна).

Заднее вертексное расстояние обычно измеряется с помощью линеек или измерительных систем. Для дизайнов линз, которые индивидуализируются по расстоянию до центра вращения глаза, расстояние от роговицы до центра вращения определяется либо математически на основе параметров рефракции пользователя, либо измеряется с помощью специальных приборов. Хотя равные изменения любого из двух расстояний дают одинаковый вклад в полное апертурное расстояние, вариабельность заднего вертексного расстояния гораздо больше (диапазон изменения от 5 до 20 мм), чем вариабельность расстояния до центра вращения глаза (диапазон изменения от 11,5 до 16 мм) для глаз взрослых людей. Следовательно, вариабельность заднего вертексного расстояния часто дает больший вклад в изменение величины апертурного расстояния и, следовательно, в оптическое качество линзы. Тем не менее, при расчете дизайна линзы расстояние до центра вращения глаза является важным параметром, связанным с положением ношения линзы.

Литература

1. Stimson R. In: Ophthalmic Dispensing. 3rd ed. Springfield, IL: Charles Thomas; 1979:178-179.
2. Obstfeld H. In: Optics in Vision. London: Butter. Yorths; 1978:258-259.
3. Rabbetts R. In: Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics. 4th ed. London: Butterworth-Heinemann; 2007:154-155.
4. International Organization for Standardization. ISO/FDIS 13666:2012. Ophthalmic optics- Spectacle Lenses- Vocabulary. Geneva: ISO Office; 2012:20-136.

5. Dunn F, Parberry I. In: 3D Math Primer for Graphics and Game Development. Sudbury, MA: Wordware Publishing; 2002:180-181.
6. Amos C, Clark D, Humphreys D, Nasser M. Personalized progressives: A clinical review. Rev Optom. July 2010:1-11.
7. American National Standards Institute. ANSI Z80.5-2010. American national standard for ophthalmics - Requirements for ophthalmic frames. Alexandria, VA: The Vision Council; 2010:4-9.
8. Keating M. In: Geometric, Physical, and Visual Optics. 2nd ed. Boston: Butterworth-Heinemann; 2002:457-460.
9. Keating M. Oblique central refraction in spherocylindrical corrections with both faceform and pantoscopic tilt. Optom Vis Sci. 1995;72:258-265.
10. Morgan M. In: The Optics of Ophthalmic Lenses. Chicago: Professional Press; 1978:237-238.
11. Jalie, M. Spectacle lenses in presbyopia - Pitfalls of back vertex power notation. Dispensing Optics. August-September 2001:1-4.
12. Bausch & Lomb. Vertometer Instructions. Rochester, NY; Undated:5-19.
13. American National Standards Institute. ANSI Z80.1-2010. American national standard for ophthalmics - Prescription spectacle lenses. Alexandria, VA: The Vision Council; 2010:11-12.
14. International Organization for Standardization. ISO 8980-2:2004. Ophthalmic optics- Uncut finished spectacle lenses- Part 2 Specifications for progressive power lenses. Geneva: ISO Copyright Office; 2004:3-4.
15. Meister D. The optics of freeform lenses. 20/20. October 2008:131-135.
16. Hof A, Hanssen A, inventors; Carl Zeiss Stiftung, assignee. Spectacle lens with spherical front side and multifocal back side and process for its production. US patent 6 089 713. July 18, 2000.
17. Haidl M, Merlin M, Zaiser M, inventors; Carl Zeiss Vision, assignee. Process and apparatus for making plastic material spectacle lenses. US patent 7 083 279. August 1, 2006.
18. Meister D, Fisher S. Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 2: Modern progressive lens technologies. Clin Exp Optom. 2008;91:251-264.
19. Meister D, Fisher S. Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 1: Design and development of progressive lenses. Clin Exp Optom. 2008;91:240-250.
20. Mukaiyama H, Kato K, inventors; Seiko Epson Corporation, assignee. Progressive multifocal lens and manufacturing method of eyeglass lens and progressive multifocal lens. US patent 6 019 470. February 1, 2000.
21. Han S, Graham A, Lin M. Clinical assessment of a customized free-form progressive add lens spectacle. Optom Vis Sci. 2010;88:234-243.
22. Meister D, Sheedy J. In: Introduction to Ophthalmic Optics. Petaluma, CA: SOLA Optical; 1999:99-100.
23. Rabbetts R. In: Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics. 4th ed. London: Butterworth-Heinemann; 2007:156-157.
24. Emsley H, Swaine W. In: Ophthalmic Lenses. 5th ed. London: Hatton Press; 1946:232-233.
25. Touzeau O, Allouch C, Borderie V, Kopito R, Laroche L. Correlation between refraction and ocular biometry. J Fr Ophthalmol. 2003;26:355-363.
26. Blendowske R, Darmstadt H. The position of the ocular center of rotation: Practical and theoretical considerations. DOZ. January 2011:84-87.