BrienHoldenVisionInstitute

GIỚI THIỆU VỀ ĐO QUANG SAI & ÔN LẠI QUANG HỌC THỊ GIÁC

TÁC GIẢ

Thomas Salmon: Đại học bang Northeastern, Hoa kì

THẨM ĐỊNH

Scott Steinman: Đại học khúc xạ nhãn khoa Nam California, Hoa kì

CHƯƠNG NÀY BAO GỒM CÁC NỘI DUNG:

- Đo quang sai
- Quang học thị giác
- Kiến thức cơ bản về đo quang sai
- Các quang sai bậc cao
- Độ chính xác của quang sai kế
- Cân bằng quang sai ở mắt người
- Chỉnh mắt bằng quang học thích ứng
- Liên quan giữa RMS, hệ số Zernike và thị lực

GIỚI THIỆU VỀ ĐO QUANG SAI (ABERROMETRY)

"Sau cuộc sống, quà tặng quí giá nhất của Thượng đế là thị giác." Chủ tịch Frank Devlyn.

Là những chuyên gia khúc xạ nhãn khoa, một trong những nhiệm vụ của chúng ta trong đời sống là bảo vệ, phục hồi và tăng cường thị lực của các bệnh nhân Một số nguyên nhân của thị lực kém là gì?

- Các bệnh mắt như glôcôm hoặc đục thể thủy tinh
- Các bệnh toàn thân như u não ảnh hưởng đến đường thị giác
- Chấn thương mắt như đụng dập mắt khi chơi bóng rổ
- Các bất thường trong quá trình phát triển như nhược thị
- Các tật khúc xạ

GIỚI THIỆU VỀ ĐO QUANG SAI (TIẾP THEO)

Nguyên nhân thường gặp nhất của thị lực kém là tật khúc xạ không được chỉnh kính, do đó một trong những điều quan trọng nhất mà chúng ta làm là đánh giá chất lượng quang học của mắt. Kiến thức quang học làm cho các nhà khúc xạ nhãn khoa trở thành những chuyên gia có trình độ chuyên môn tốt nhất để chăm sóc những nhu cầu thị giác của bệnh nhân. Chúng ta hãy thảo luận một trong những phát triển mới đáng chú ý nhất trong lĩnh vực quang học thị giác: đo quang sai.

Câu hỏi: Đo quang sai là gì?

Trả lời: Đo quang sai còn được gọi là đo cảm biến mặt sóng. Nó là một phương pháp dùng để đo tật khúc xạ chi tiết hơn nhiều so với các phương pháp đo khúc xạ lâm sàng truyền thống như đo khúc xạ chủ quan bằng phoropter hoặc đo khúc xạ tự động.

Mặt sóng là bề mặt của một sóng lan truyền, xác định bằng cách liên kết tất cả các điểm ở sóng có cùng một pha.

Đo quang sai sử dụng một phương pháp khác đo tật khúc xạ. Nó đo hình dạng của mặt sóng ánh sáng đã đi qua các thành phần quang học của mắt. Khi phân tích hình dạng mặt sóng, chúng ta có thể xác định mức độ và loại tật khúc xạ ở mắt, bao gồm:

- Tật khúc xạ cầu (cận thị, viễn thị)
- Tật loạn thị
- Các quang sai bậc cao (coma, cầu sai và các quang sai khác)

ÔN LẠI QUANG HỌC THỊ GIÁC

NHỮNG ĐIỂM GIỐNG NHAU GIỮA MẮT VÀ MÁY ẢNH

Mắt người thường được ví như là một máy ảnh. Cả 2 đều là dụng cụ quang học để tạo ra ảnh. Những điểm tương tự khác được tóm tắt ở Bảng 1- 1.

MẮT SƠ ĐỒ

Hình minh họa máy ảnh có thể giúp chúng ta hiểu về mắt, và mắt sơ đồ cũng hữu ích cho mục đích này. Thí dụ:

- Mắt sơ đồ số 1 Gullstrand. Giác mạc có 2 mặt, thể thủy tinh có 4 mặt, các mặt cầu cân đối xoay
- Mắt rút gọn Gullstrand-Emsley. Giác mạc có một mặt, thể thủy tinh có 2 mặt, các mặt cầu cân đối xoay (xem Hình 1-1)
- Mắt Indiana. Giác mạc có một mặt phi cầu với một đồng tử. Xem bài báo ở trang web sau: (http://research.opt.indiana.edu/Library/INEye/IndianaEye.html) hoặc ở Thibos LN, Ye M, Zhang X, BradleyA. Spherical Aberration of the Reduced Schematic Eye with Elliptical Refracting Surface. Optom Vis Sci 1997, 74:458-556

Bảng 1-1: *Những điểm giống nhau giữa mắt và máy ảnh*

MẮT	MÁY ẢNH	CHỨC NĂNG
Giác mạc + thể thủy tinh	Các thành phần của ống kính	Hội tụ ánh sáng, tạo thành ảnh
Võng mạc	Phim hoặc vi mạch CCD (máy ảnh kĩ thuật số)	Tiếp nhận hình ảnh, chuyển các photon thành tín hiệu điện
Đồng tử	Khẩu độ	Điều khiển độ sáng ảnh, độ sâu tiêu điểm, nhiễu xạ, quang sai
Lớp biểu mô sắc tố võng mạc	Buồng tối bên trong	Giảm tán xạ ánh sáng trong
Điều tiết	Cơ chế tự điều tiêu	Hội tụ cho các khoảng cách khác nhau

ÔN LẠI QUANG HỌC THỊ GIÁC (TIẾP THEO)

Câu hỏi: Định nghĩa thế nào là đồng tử vào?

Trả lời: Nó là ảnh của đồng tử thực được tạo thành bởi giác mạc. Nghĩa là nếu đồng tử giải phẫu hoặc mống mắt là vật thì (sau khi khúc xạ bởi giác mạc) đồng tử vào là ảnh của nó. Khi chúng ta nhìn vào mắt của một người và thấy đồng tử hoặc mống mắt, chúng ta không thấy được đồng tử thực mà đó là ảnh của đồng tử, tức là đồng tử vào. Đồng tử vào đặc biệt quan trọng khi đo quang sai bởi vì nó là mặt phẳng qui chiếu chuẩn cho đo quang sai của mắt.

Quang sai kế COAS (Complete Ophthalmic Analysis System) cho phép định rõ quang sai ở mặt phẳng kính hoặc mặt phẳng giác mạc, nhưng phép đo tiêu chuẩn thường ở mặt phẳng đồng tử vào.

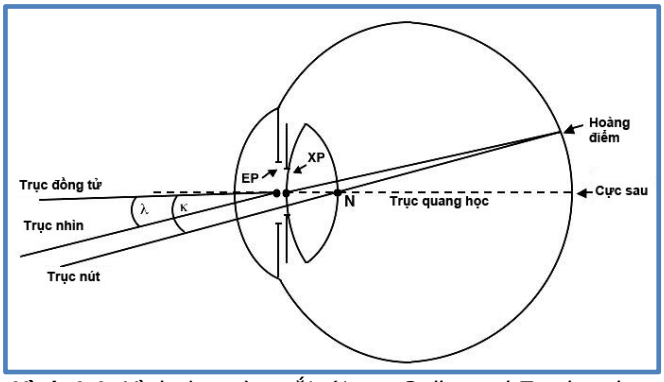
CÁC TRỤC CỦA MẮT

Trong quang học thị giác, bạn đã biết một số trục lí thuyết của mắt và các góc quan trọng giữa các trục đó.

Đối với mục đích đo quang sai, trục quan trọng nhất của mắt là trục nhìn (line of sight).

Trục nhìn là đoạn thẳng nối điểm định thị với tâm đồng tử vào. Nếu một tia sáng đi vào mắt ở trục nhìn, thì nó sẽ tiếp tục đi ở trong mắt từ đồng tử ra đến hoàng điểm. (Hình 1-1) Trục nhìn quan trọng đối với đo quang sai bởi vì đo quang sai cần lấy tâm ở trục nhìn.

Chương 10 bàn về những yếu tố thần kinh, kích thước hiệu quả của tế bào nón của hoàng điểm, cũng như hiệu ứng Stiles-Crawford. Chúng ta sẽ nghiên cứu chi tiết hơn những vấn đề này ở phần sau của khóa học khi nghiên cứu thị lực không gian.



XP: Đồng tử ra
EP: Đồng tử vào
N: Điểm nút

Hình 1-1: *Hình dựa vào mắt rút gọn Gullstrand-Emsley cho thấy một số trục và góc quan trọng, cũng như vị trí của đồng tử vào và đồng tử ra*

Liên quan đến các phương pháp đo quang sai của mắt, Viện tiêu chuẩn quốc gia Hoa kì (ANSI) 2004 tóm tắt nhiều nguyên lí cơ bản của đo quang sai và tiêu chuẩn hóa các hệ thống đo và ghi quang sai.

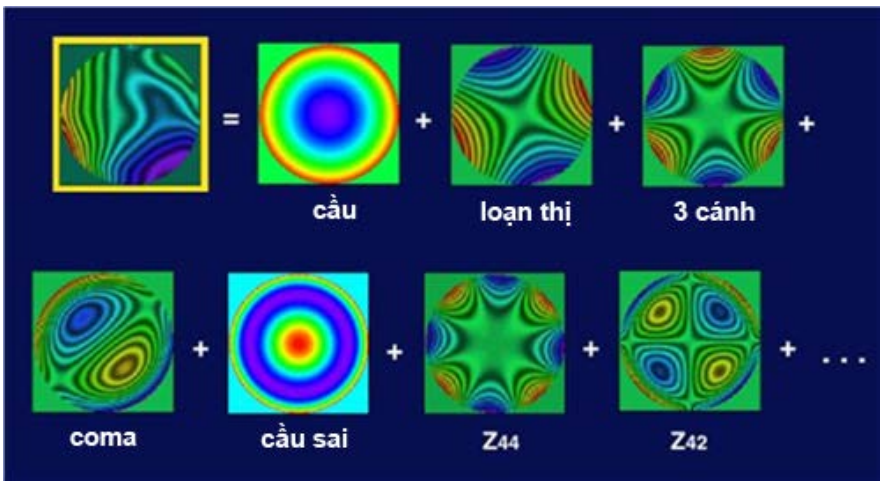
KIẾN THỨC CƠ BẢN VỀ ĐO QUANG SAI

- Quang sai bậc cao là gì?
  - Đó là các tật khúc xạ
- Quang sai kế là gì?
  - Đó là các siêu khúc xạ kế
- Đa thức Zernike là gì?
  - Là một cách để ghi các tật khúc xạ
- Những ai cần được đo quang sai?
  - Những bệnh nhân có thị lực kém do quang sai bậc cao

KIẾN THỨC CƠ BẢN VỀ ĐO QUANG SAI (TIẾP THEO)

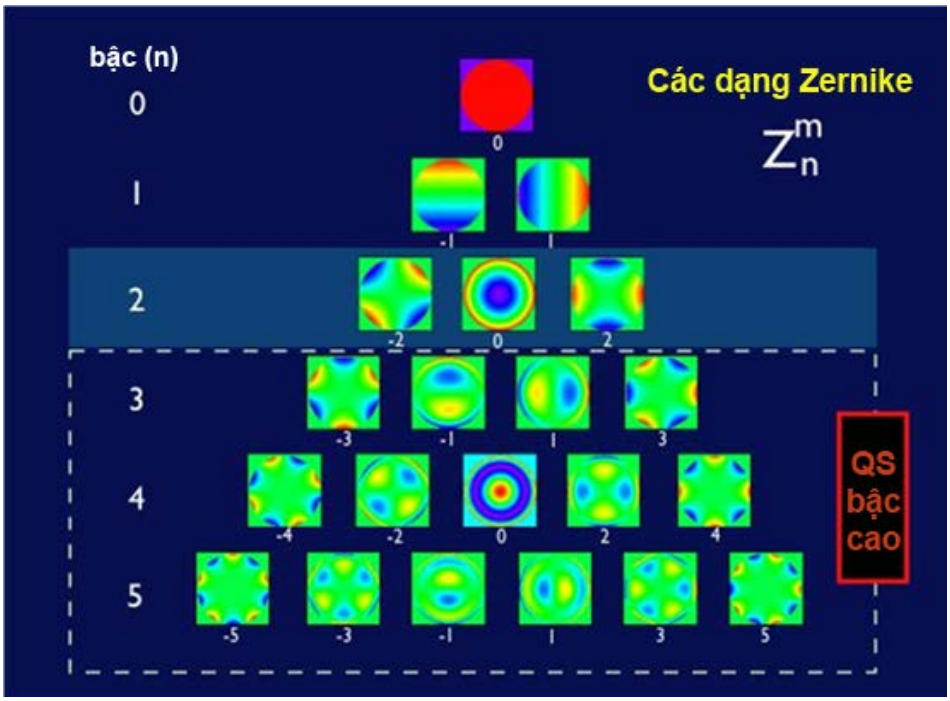
QUANG SAI BẬC CAO LÀ GÌ?	• Quang sai = các tật khúc xạ • Các tật khúc xạ gồm cận thị, viễn thị, loạn thị và các loại khác • Các tật khúc xạ (quang sai bậc thấp): tật khúc xạ cầu, loạn thị • Các tật khúc xạ (quang sai bậc cao): các loại khác • Quang sai kế đo các quang sai đơn sắc • Sắc sai là một chủ đề khác • Quang sai Seidel là cho các quang hệ nhân tạo, không phải là mắt
KÍCH THƯỚC ĐỒNG TỬ RẤT QUAN TRỌNG	• Đối với những trường hợp đồng tử kích thước lớn thì quang sai sẽ ảnh hưởng nhiều nhất • Lợi ích lớn nhất của việc chỉnh quang sai bậc cao là cho các kích thước đồng tử lớn • Một cách để giảm quang sai là giảm kích thước đồng tử • Thị lực siêu thường = thị lực với hệ thống quang học hoàn hảo (không có quang sai) • Thị lực tốt nhất là 20/8 hoặc 6/2.4!
QUANG SAI KẾ LÀ GÌ?	• Còn gọi là máy cảm biến mặt sóng • Giống như các siêu khúc xạ kế tự động, nó đo tật khúc xạ cầu, loạn thị, và các quang sai bậc cao
QUANG SAI KẾ ĐO CÁI GÌ?	• Đo những biến dạng mặt sóng ánh sáng đi qua hệ thống quang học của mắt • Quang sai (các tật khúc xạ) làm biến dạng các mặt sóng quang học đi qua mắt • Đo hình dạng mặt sóng để xác định quang sai ở mắt • Quang sai kế Shack-Hartmann (loại phổ biến nhất) đo hình dạng mặt sóng phát ra từ mắt sau khi phản xạ bởi võng mạc
GHI QUANG SAI THẾ NÀO?	• Quang sai kế đo mặt sóng • Mặt sóng bị biến dạng bởi quang sai ở mắt • Hầu hết các mắt đều có hỗn hợp nhiều quang sai gây ra mặt sóng không đều và biến dạng. (xem Hình 1-2)

Câu hỏi: Làm thế nào để có thể chẩn đoán các quang sai đặc trưng ở mắt gây ra những biến dạng này?
Trả lời: Phân tích mặt sóng bằng đa thức Zernike.



Hình 1-2: *Mặt sóng ở phía trên bên trái chứa các quang sai này*

- Các đa thức Zernike: tiêu chuẩn hiện đại để đánh giá các quang sai của mắt người (ANSI Z-80.28-2004)
- Một hệ thống toán học: sắp xếp các quang sai đặc trưng **(các dạng Zernike)** thành một hệ thứ bậc (xem Hình 1-3).

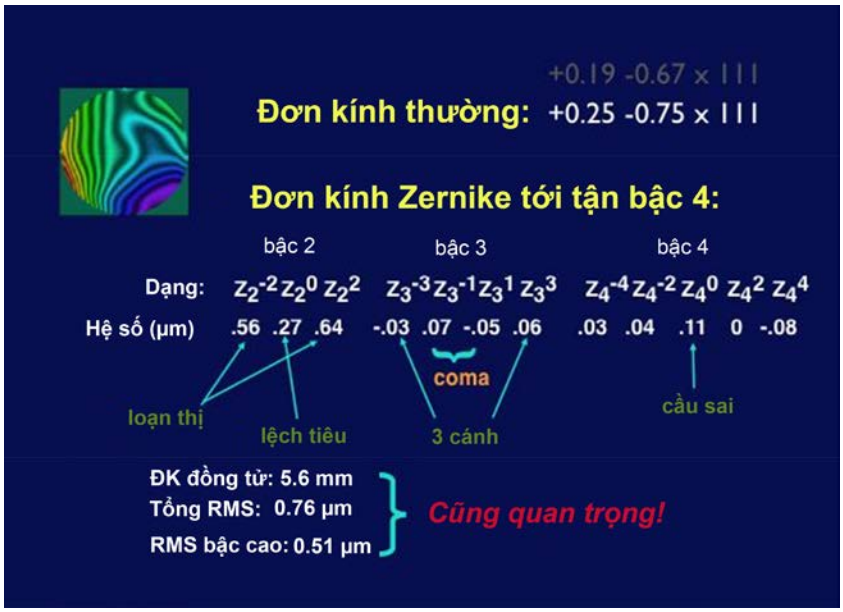


Hình 1-3: *Các dạng Zernike được sắp xếp theo hình chóp. Mỗi dạng là một quang sai*

Bảng tuần hoàn các dạng Zernike: hình chóp như ở Hình 1.3
Được sắp xếp thành các bậc Zernike (các hàng). Chỉ 5 bậc đầu tiên được trình bày trong Hình 1.3
Các dạng Zernike của mỗi hàng được đánh số.
Các dạng cụ thể được nhận biết bằng một chỉ số dưới (n) và chỉ số trên (m): Z_n^m
Trong đó n = số bậc, m = số dạng
Các dạng bậc 2 gồm tật khúc xạ cầu Z_2^0 và loạn thị Z_2^2 và Z_2^{-2}.
Các dạng bậc 3 và cao hơn được gọi là quang sai bậc cao.

KIẾN THỨC CƠ BẢN VỀ ĐO QUANG SAI (TIẾP THEO)

Hình 1-4 Thí dụ một mặt sóng của mắt với đơn kính thường và đơn kính Zernike.



Hình 1-4: *Mặt sóng và dữ liệu mô tả tật khúc xạ của một mắt*

Kích thước đồng tử là một phần quan trọng của dữ liệu Zernike. Các hệ số Zernike chỉ áp dụng cho một kích thước đồng tử. Chúng sẽ thay đổi nếu kích thước đồng tử thay đổi.

Đơn vị của các hệ số Zernike là micro mét (µm).

Tổng RMS (Root Mean Square) = tổng độ lớn của toàn bộ các tật khúc xạ của mắt (độ cầu, độ trụ + quang sai bậc cao).

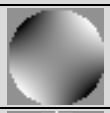
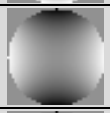
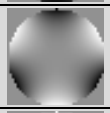
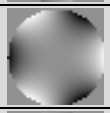
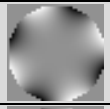
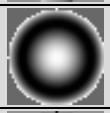
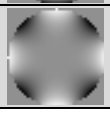
RMS bậc cao = độ lớn của toàn bộ các quang sai bậc cao của mắt.

Thí dụ trường hợp

- Một phụ nữ 35 tuổi, đến phòng khám khúc xạ để khám mắt toàn diện
- Trước đó nhiều năm đã được phẫu thuật rạch giác mạc hình nan hoa ở 2 mắt
- Phàn nàn nhìn có bóng/song thị/lóa mắt, mỏi mắt, đau đầu, khó đọc sách, nhất là vào buổi tối, và khi lái xe trong đêm
- Đo quang sai cho thấy các quang sai bậc cao lớn hơn bình thường (không chỉnh được bằng kính) do rạch giác mạc hình nan hoa
- Bệnh nhận được kê thuốc nhỏ mắt α-2 adrenergic agonist (Brimonidine) để giảm kích thước đồng tử
- Bệnh nhân vẫn dùng thuốc 1 năm sau. Thị lực cải thiện, không lóa mắt, không đau đầu

KIẾN THỨC CƠ BẢN VỀ ĐO QUANG SAI (TIẾP THEO)

Bảng 1-2:*Các đa thức Zernike từ bậc 2 đến bậc 4*

BẬC	DẠNG ZERNIKE	TÊN	PHƯƠNG TRÌNH (CÓ CỰC)	BẢN ĐỒ GIÁC MẠC
2	Z_2^{-2}	Loạn thị chéo	$\sqrt{6}\rho^2\sin 2\theta$	
2	Z_2^{0}	Tật khúc xạ cầu	$\sqrt{3}(2\rho^2-1)$	
2	Z_2^{2}	Loạn thị thuận/ngược	$\sqrt{6}\rho^2\cos 2\theta$	
3	Z_3^{-3}	Hình 3 cánh chéo	$\sqrt{8}\rho^3\sin 3\theta$	
3	Z_3^{-1}	Coma dọc	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\sin\theta$	
3	Z_3^{1}	Coma ngang	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\cos\theta$	
3	Z_3^{3}	Hình 3 cánh ngang	$\sqrt{8}\rho^3\cos 3\theta$	
4	Z_4^{-4}	Hình 4 cánh chéo	$\sqrt{10}\rho^4\sin 4\theta$	
4	Z_4^{-2}	Loạn thị chéo bậc 2	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2)\sin 2\theta$	
4	Z_4^{0}	Cầu sai	$\sqrt{5}(6\rho^4-6\rho^2+1)$	
4	Z_4^{2}	Loạn thị (ngược/thuận) bậc 2	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2)\cos 2\theta$	
4	Z_4^{4}	Hình 4 cánh	$\sqrt{10}\rho^4\cos 4\theta$	

Loạn thị ngược: độ sai mặt sóng dương tối đa ở 180 độ)
Loạn thị thuận: độ sai mặt sóng dương tối đa ở 90 độ)

KIẾN THỨC CƠ BẢN VỀ ĐO QUANG SAI (TIẾP THEO)

Bảng 1-3: *Trung bình của các hệ số Zernike tuyệt đối ± độ lệch chuẩn (µm) cho dữ liệu kết hợp của MP và MT cho 4 đường kính đồng tử. (trích từ nghiên cứu của Gs Thomas Salmon, đăng trong tạp chí Journal of Cataract and Refractive Surgery).*

SỐ HẠNG ZERNIKE	6.0 MM	5.0 MM	4.0 MM	3.0 MM
Z_3^{-3}	0.106 ± 0.088	0.069 ± 0.056	0.040 ± 0.033	0.019 ± 0.016
Z_3^{-1}	0.143 ± 0.118	0.082 ± 0.069	0.045 ± 0.038	0.021 ± 0.018
Z_3^{1}	0.090 ± 0.076	0.056 ± 0.047	0.033 ± 0.027	0.015 ± 0.013
Z_3^{3}	0.081 ± 0.066	0.052 ± 0.043	0.030 ± 0.026	0.014 ± 0.013
Z_4^{-4}	0.038 ± 0.033	0.023 ± 0.020	0.012 ± 0.011	0.005 ± 0.004
Z_4^{-2}	0.027 ± 0.023	0.017 ± 0.015	0.009 ± 0.008	0.003 ± 0.003
Z_4^{0}	0.128 ± 0.096	0.064 ± 0.049	0.028 ± 0.022	0.010 ± 0.008
Z_4^{2}	0.048 ± 0.039	0.026 ± 0.023	0.013 ± 0.013	0.005 ± 0.005
Z_4^{4}	0.043 ± 0.038	0.025 ± 0.022	0.013 ± 0.012	0.005 ± 0.005
Z_5^{-5}	0.025 ± 0.022	0.011 ± 0.010	0.004 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_5^{-3}	0.024 ± 0.021	0.010 ± 0.009	0.003 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_5^{-1}	0.028 ± 0.024	0.012 ± 0.011	0.004 ± 0.004	0.001 ± 0.001
Z_5^{1}	0.020 ± 0.018	0.009 ± 0.008	0.003 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_5^{3}	0.018 ± 0.016	0.008 ± 0.007	0.003 ± 0.002	0.001 ± 0.001
Z_5^{5}	0.023 ± 0.021	0.010 ± 0.009	0.003 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_6^{-6}	0.019 ± 0.018	0.007 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^{-4}	0.014 ± 0.014	0.005 ± 0.005	0.001 ± 0.001	0.000 ± 0.000
Z_6^{-2}	0.012 ± 0.011	0.004 ± 0.004	0.001 ± 0.001	0.000 ± 0.000
Z_6^{0}	0.024 ± 0.020	0.008 ± 0.007	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^{2}	0.016 ± 0.016	0.006 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^{4}	0.017 ± 0.016	0.006 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^{6}	0.020 ± 0.018	0.007 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000

Đối với các quang sai từ bậc 3 đến bậc 5, n=2,205 cho 6.0 mm và n=2,560 cho 5.0, 4.0, 3.0 mm
Đối với quang sai bậc 6, n=1871 cho 6.0 mm và n=2,008 cho 5.0, 4.0, 3.0 mm

KIẾN THỨC CƠ BẢN VỀ ĐO QUANG SAI (TIẾP THEO)

Bảng 1-4: *Các giá trị RMS trung bình ± độ lệch chuẩn (µm) của dạng Zernike có cực và dạng Zernike kết hợp, các bậc Zernike và tổng các quang sai bậc cao (bậc từ 3 đến 5) cho 4 đường kính đồng tử. Lấy từ dữ liệu tổng hợp của cả MP và MT (trích từ nghiên cứu của Gs Thomas Salmon, đăng trong tạp chí Journal of Cataract and Refractive Surgery).*

RMS CHO	6.0 MM	5.0 MM	4.0 MM	3.0 MM
DẠNG CÓ CỰC				
Z31	0.185 ± 0.118	0.109 ± 0.069	0.061 ± 0.039	0.029 ± 0.018
Z33	0.147 ± 0.091	0.095 ± 0.058	0.055 ± 0.035	0.026 ± 0.017
Z40	0.128 ± 0.096	0.064 ± 0.049	0.028 ± 0.022	0.010 ± 0.008
Z42	0.060 ± 0.039	0.034 ± 0.023	0.018 ± 0.013	0.007 ± 0.005
Z44	0.063 ± 0.042	0.038 ± 0.025	0.020 ± 0.013	0.008 ± 0.005
Z51	0.039 ± 0.025	0.017 ± 0.011	0.006 ± 0.004	0.001 ± 0.001
Z53	0.033 ± 0.022	0.014 ± 0.010	0.005 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z55	0.037 ± 0.025	0.016 ± 0.011	0.005 ± 0.004	0.001 ± 0.001
Z60	0.024 ± 0.020	0.008 ± 0.007	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z62	0.023 ± 0.017	0.008 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z64	0.025 ± 0.018	0.009 ± 0.007	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z66	0.030 ± 0.022	0.010 ± 0.008	0.003 ± 0.002	0.000 ± 0.000
DẠNG KẾT HỢP				
Dạng coma (Z31+Z51)	0.192 ± 0.115	0.112 ± 0.068	0.062 ± 0.039	0.029 ± 0.018
Dạng cầu sai (Z40+Z60)	0.133 ± 0.094	0.065 ± 0.048	0.029 ± 0.021	0.010 ± 0.008
BẬC ZERNIKE				
3	0.251 ± 0.123	0.153 ± 0.075	0.087 ± 0.043	0.041 ± 0.021
4	0.169 ± 0.090	0.090 ± 0.046	0.043 ± 0.022	0.016 ± 0.008
5	0.067 ± 0.034	0.030 ± 0.016	0.010 ± 0.005	0.002 ± 0.001
6	0.057 ± 0.030	0.020 ± 0.011	0.005 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Tổng số bậc cao (bậc 3 đến 6)	**0.327 ± 0.130**	**0.186 ± 0.078**	**0.100 ± 0.044**	**0.045 ± 0.021**

Đối với các quang sai từ bậc 3 đến bậc 5, n=2,205 cho 6.0 mm và n=2,560 cho 5.0, 4.0, 3.0 mm
Đối với quang sai bậc 6, n=1871 cho 6.0 mm và n=2,008 cho 5.0, 4.0, 3.0 mm

CÁC QUANG SAI BẬC CAO

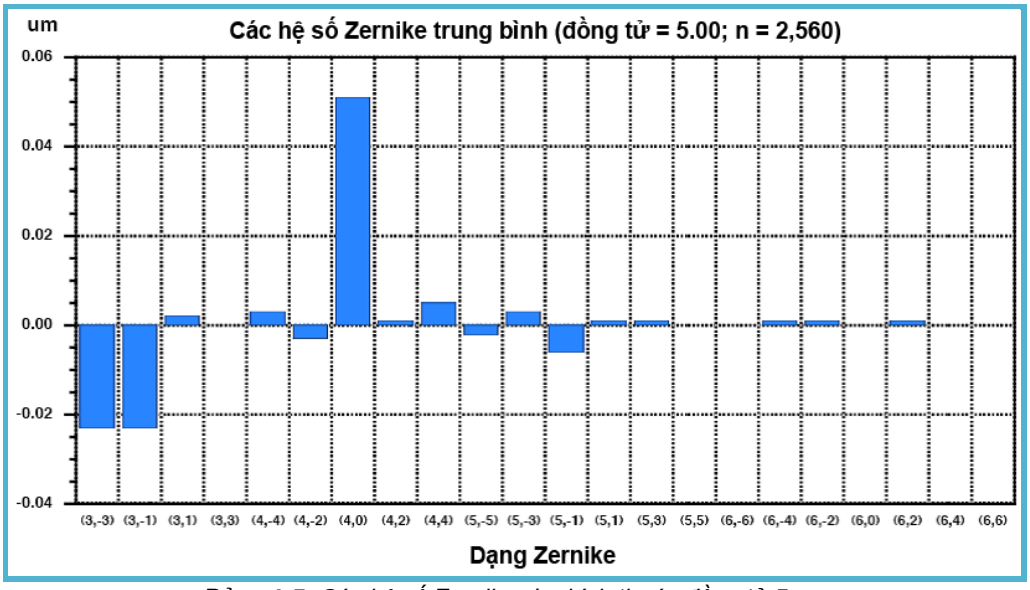
Bảng 1-5: *Các thí dụ dữ liệu từ một lớp học vật lí thần kinh và sinh lí thần kinh thị giác. Hàng 1 cho thấy các hệ số Zernike của một mắt tốt nhất có quang sai bậc cao.*

ENTITY	ĐỒNG TỬ	RMS BẬC CAO	Z (3, −3)	Z (3, −1)	Z (3, 1)	Z (3, 3)	Z (4, 0)
Tốt nhất của năm trước	6.0	0.13	−0.07	0.02	−0.09	0.01	0.00
Tốt nhất lớp 12	5.0	0.11	−0.02	0.00	0.04	0.07	0.02
Số trung bình của lớp	5.0	0.21	0.00	−0.01	0.00	−0.01	0.04
Số trung bình tuyệt đối của lớp	5.0	0.21	0.08	0.08	0.06	0.07	0.07
Mức chuẩn tuyệt đối của trường OCO	5.0	0.19	0.07	0.08	0.06	0.05	0.06
Mắt LASIK (tuyệt đối)	6.0	0.34	0.09	0.02	0.09	0.02	0.27
Các tỉ số LASIK		1.03	0.81	0.14	1.00	0.25	2.07

Làm thế nào để tính giá trị trung bình của mỗi quang sai bậc cao cho lớp học?

- Lấy tổng giá trị của mỗi người
- Chia cho số người
- Đối với hầu hết các quang sai, trừ cầu sai Z(4,0), số trung bình thường bằng zero.
  Bạn có thể giải thích tại sao không? Chú ý rằng điều này cũng đúng cho lớp.
- Tại sao chúng ta muốn biết số trung bình của các giá trị tuyệt đối?
- Chú ý số trung bình của lớp khác thế nào so với mức chuẩn của trường khúc xạ nhãn khoa Oklahoma (OCO) (đăng ở tạp chí JCRS tháng 12, 2006)

CÁC QUANG SAI BẬC CAO (TIẾP THEO)



Bảng 1-5: *Các hệ số Zernike cho kích thước đồng tử 5mm*

Chia tỉ lệ các hệ số Zernike theo một đường kính đồng tử khác

Công thức gần đúng để xếp bậc giá trị của một hệ số Zernike theo một kích thước đồng tử khác:

$$\text{Hệ số2} = \frac{\text{đồng tử2^n}}{\text{đồng tử1^n}}(\text{hệ số1})$$

Trong đó n = bậc Zernike của hệ số đó.

Bài toán thí dụ

Giả sử giá trị Z_4^0 (cầu sai) cho một đồng tử đường kính đồng tử 6.0 mm là 0.13. Hãy tính giá trị Z_4^0 cho một đường kính đồng tử 5.0 mm:

- Hệ số1 = 0.13 µm
- Đường kính đồng tử1 = 6.0 mm
- Đường kính đồng tử2 = 5.0 mm
- n = 4 (quang sai bậc 4)

$$\text{Hệ số2} = \frac{5^4}{6^4}(0.13) = (0.48)(0.13) = 0.06\ \mu\text{m}$$

Chú ý rằng công thức này áp dụng cho một dạng Zernike đơn lẻ, không áp dụng cho RMS kết hợp nhiều dạng. Để tính một giá trị RMS được xếp bậc, bạn phải:

- Xếp bậc từng hệ số Zernike
- Tính RMS của các dạng mà bạn muốn kết hợp

TÍNH RMS

Dựa vào các hệ số của mỗi dạng Zernike, bạn có thể dễ dàng tính được giá trị RMS của các dạng kết hợp này. Việc này cho phép định lượng tổng độ lớn của các dạng Zernike kết hợp. Công thức của RMS là:

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum\left[(C_n^m)^2 + (C_n^m)^2 + (C_n^m)^2 + K\right]}$$

CÁC QUANG SAI BẬC CAO (TIẾP THEO)

Trong đó, C_n^m là các hệ số Zernike được quan tâm. Bạn có thể tính độ sai mặt sóng RMS của bất kì kết hợp nào của các dạng Zernike, nhưng nó thường được dùng nhất cho tổng các quang sai bậc cao hoặc cho kết quả kết hợp của tất cả các dạng của một bậc.

Thí dụ, dùng các giá trị hệ số Zernike từ hàng 1 của bảng 3-1 (mắt tốt nhất), tính RMS cho quang sai bậc 3 kết hợp.

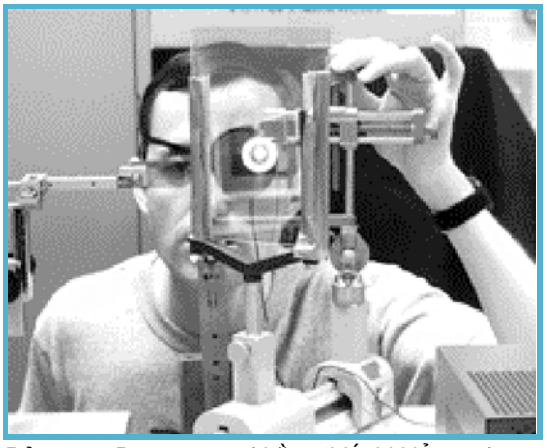
$$\text{RMS} = \sqrt{\sum[(-0.07)^2 + (0.02)^2 + (-0.09)^2 + (0.01)^2 + (0)^2]} = 0.12\ \mu\text{m}$$

ĐỘ CHÍNH XÁC CỦA QUANG SAI KẾ

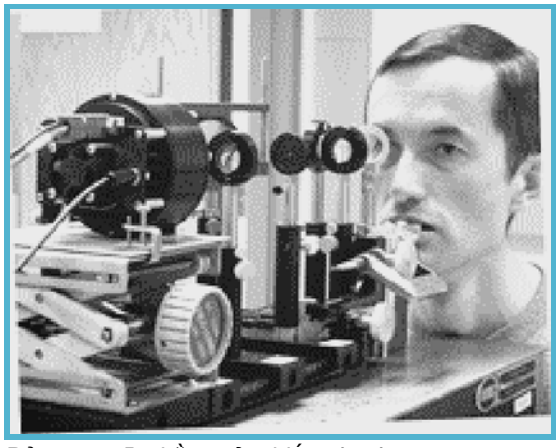
Công trình ở giai đoạn ban đầu, bao gồm nghiên cứu của giáo sư Thomas Salmon ở Đại học bang Northeastern, đã thử độ chính xác của cảm biến Shack-Hartmann để đo quang học của mắt người. Với các kính thử, quang sai kế của ông có thể đo các biến dạng nhỏ tới 0.02 µm, tương đương khoảng 0.008 điốp của tật khúc xạ. Độ chính xác này khó đạt được với mắt người do những yếu tố:

- Chuyển động của đầu và mắt trong khi đo.
- Dao động điều tiết và kích thước đồng tử.
- Dao động ở lớp nước mắt.

Ngoài ra, khó có thể công nhận giá trị một dụng cụ chính xác như vậy, bởi vì nó vượt quá xa tất cả các phương pháp đo tật khúc xạ của mắt. Tuy nhiên, ông thấy rằng có sự thống nhất chặt chẽ giữa đo quang sai chủ quan (bằng một phương pháp được phát minh bởi Smirnov vào những năm 1960 – Hình 1-6) và các số đo bằng cảm biến Shack-Hartmann của cùng một mắt (Hình 1-7). Nghiên cứu của ông đã cho thấy rằng tính trung bình thì các số đo độ cầu và độ trụ bằng quang sai kế COAS rất khớp với kết quả đo khúc xạ chủ quan trên lâm sàng. Các nghiên cứu khác gần đây với mắt mô hình đã xác nhận rằng quang sai kế Shack-Hartmann đo được chính xác các quang sai bậc cao.



Bảng 1-6:*Đo quang sai bằng thiết bị kiểu Smirnov*



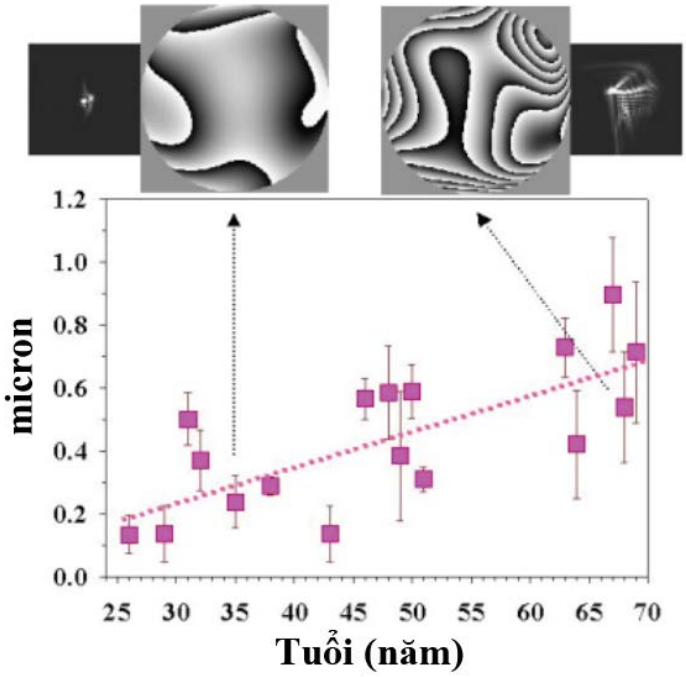
Bảng 1-7: *Đo bằng cảm biến Shack-Hartmann*

CÂN BẰNG QUANG SAI Ở MẮT NGƯỜI

Các nhà thiết kế thấu kính đã tối ưu hóa các hệ tạo ảnh quang học nhân tạo bằng cách cân bằng quang sai dương của một thành phần đối với quang sai âm ở thành phần khác. Điều này xảy ra đến một mức độ nào đó ở loạn thị. Giác mạc thường có loạn thị thuận nhưng thể thủy tinh thường có loạn thị ngược nhẹ. Kết quả là, tổng loạn thị của mắt thường ít hơn của giác mạc.

Trong nhiều năm, các nhà khoa học đã nghiên cứu xem liệu có sự cân bằng xảy ra đối với các quang sai bậc cao. Sự cân bằng hữu hiệu giữa giác mạc và thể thủy tinh khác nhau giữa người này với người khác, và ở cùng một người, từ dạng này sang dạng khác. Một số người có cân bằng hữu ích (thể thủy tinh giúp trung hòa giác mạc), trong khi một số người khác lại có cân bằng bất lợi (quang sai của thể thủy tinh cộng thêm vào quang sai của giác mạc) đối với một số dạng.

Một nghiên cứu của Artal và cs (2002) đã gợi ý rằng đối với những mắt người trẻ khỏe mạnh, các quang sai bậc cao trong mắt thường có dấu trái ngược quang sai giác mạc tương ứng. Trong những trường hợp này, quang sai giác mạc sẽ được cân bằng bởi hệ thống quang học ở trong mắt và hiệu quả của sự cân bằng sẽ phụ thuộc vào độ lớn của quang sai giác mạc và quang sai trong mắt. Theo thời gian và sự thay đổi thể thủy tinh do tuổi, sự cân bằng hữu hiệu ở những mắt này dường như bị phá vỡ, và kết quả là quang sai của toàn bộ mắt có xu hướng tăng theo tuổi (Hình 1-8).



Bảng 1-8: *Thay đổi quang sai theo tuổi*

Tổng các độ sai mặt sóng bậc cao (độ sai RMS) của 17 mắt, tuổi từ 25 đến 70. Các quang sai bậc cao dường như tăng theo tuổi, mặc dù có những thay đổi cá thể. Các mũi tên chỉ các bản đồ quang sai sóng và các hàm mở rộng điểm tương ứng với 2 điểm dữ liệu, của một mắt người trẻ và một mắt người già. (Trích từ: Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. J Vision, 2001;1: 1-8)

CHỈNH MẮT BẰNG QUANG HỌC THÍCH ỨNG

Cảm biến mặt sóng ban đầu được phát triển cho quân sự và thiên văn để đo và sau đó bù trừ cho tinh sai khí quyển. Ngày nay, hầu hết các kính thiên văn lớn nhất trên thế giới đều có cảm biến mặt sóng Shack-Hartmann để đo quang sai, và một gương có thể biến dạng để chỉnh quang sai. Quang học thích ứng là các hệ thống để đo và chỉnh quang sai, đặc biệt là các quang sai bậc cao. Các hệ thống quang học thích ứng, ban đầu được dùng trong thiên văn, cũng đã được áp dụng cho mắt người để:

1. Chỉnh thị lực
2. Cải thiện việc chụp ảnh đáy mắt

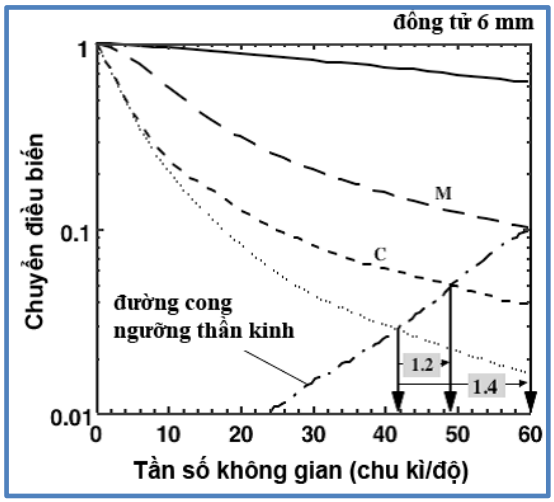
CHỈNH MẮT BẰNG QUANG HỌC THÍCH ỨNG (TIẾP THEO)

LỢI ÍCH THỊ GIÁC CỦA VIỆC CHỈNH QUANG SAI

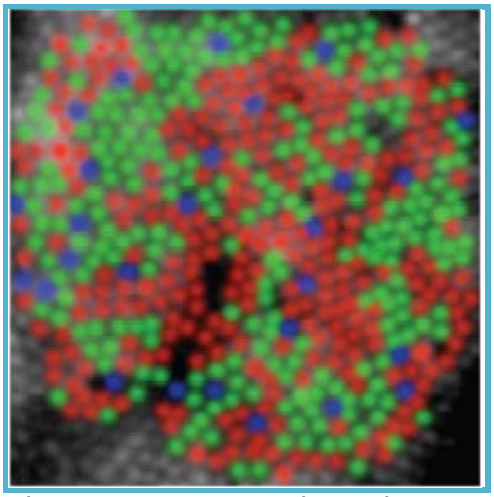
Các nhà nghiên cứu ở Trung tâm đại học khoa học thị giác Rochester đã chỉnh các quang sai đơn sắc của mắt bằng một gương có thể biến dạng và đo thị lực cải thiện thế nào. Họ cũng nghiên cứu lợi ích của chỉnh sắc sai và chỉnh cả quang sai đơn sắc và sắc sai. Chỉ chỉnh sắc sai cho thị lực hơi tốt hơn thị lực của kính tốt nhất. Chỉ chỉnh các quang sai đơn sắc cho thị lực còn tốt hơn nữa, và sự cải thiện tốt nhất được thấy khi chỉnh cả sắc sai và các quang sai bậc cao đơn sắc (Hình 1-9).

CHỤP ẢNH ĐÁY MẮT BẰNG QUANG HỌC THÍCH ỨNG

Chỉnh thị giác không phải là lợi ích lâm sàng duy nhất của quang học thích ứng. Chỉnh quang sai của mắt cũng cho phép các ảnh võng mạc rõ hơn nhiều. Các nhà nghiên cứu ở Trung tâm Đại học Rochester đã thiết kế một máy soi đáy mắt quang học thích ứng đem lại những ảnh chưa bao giờ thấy của vi cấu trúc võng mạc người sống (Hình 1-10), bao gồm ảnh của các tế bào nón riêng lẻ của hoàng điểm. Điều này đã cho phép Ts. Austin Roorda và Ts. David Williams nghiên cứu sự sắp xếp các tế bào nón S, M và L, là 3 loại tế bào quang thụ cung cấp thông tin thị giác cơ bản cho sắc giác.



Bảng 1-9: *Các hàm chuyển điều biến (MTF) sau khi chỉ chỉnh tật khúc xạ cầu và loạn thị (đường cong dưới), chỉ chỉnh sắc sai (đường cong C), chỉnh tật khúc xạ cầu, loạn thị và quang sai đơn sắc (đường cong M) và chỉnh tất cả quang sai (đường cong trên). Thị lực tăng 1.2 lần khi chỉnh sắc sai và tăng 1.4 lần khi chỉnh các quang sai đơn sắc. (Trích từ: Yoon GY và Williams DR. J. Opt. Soc. Am. A, 2002;19: 266-275)*



Bảng 1-10: *Ảnh đáy mắt độ phân giải cao cho thấy các tế bào nón riêng lẻ ở hoàng điểm*

Màu giả được thêm vào để nhận biết các tế bào nón S (màu lam), M (màu lục) và L (màu đỏ). Ảnh có được bằng một máy chụp ảnh đáy mắt quang học thích ứng. Ảnh của Ts. Austin Roorda, Đại học Houston

LIÊN QUAN GIỮA RMS, HỆ SỐ ZERNIKE & THỊ LỰC

Các nghiên cứu đã cho thấy rằng, đối với những mắt có quang sai lớn, có một tương quan tốt giữa tổng RMS bậc cao và thị lực. Tuy nhiên, đối với những mắt quang sai nhỏ hơn thì tương quan này kém hơn (Applegate, Ballentine, Gross, Sarver & Sarver, 2003a).

Liên quan giữa hệ thống quang học và thị lực còn phức tạp hơn bởi vì, như Applegate đã cho thấy, không phải tất cả các quang sai đều bằng nhau. (Applegate, Sarver & Khemsara, 2002). Một số dạng làm giảm thị lực nhiều hơn các dạng khác, ngay cả với cùng một độ sai số RMS. Khi xét các dạng riêng biệt, những dạng có chỉ số trên nhỏ hơn (m của "Z_n^m) ở mỗi bậc Zernike (tức là các dạng ở gần giữa hình chóp) có ảnh hưởng bất lợi nhiều hơn đối với thị lực. Thí dụ, 0.2 µm của Z_4^0 ảnh hưởng nhiều hơn 0.2 µm của Z_4^{-2} hoặc Z_4^4.

Applegate và cs (2003b) đã nghiên cứu ảnh hưởng đối với thị lực của các cặp dạng Zernike và thấy rằng tương tác giữa các dạng là phức tạp. Đối với một số cặp dạng, quang sai ở một dạng có thể giúp trung hòa quang sai ở dạng kia. Thí dụ, 0.25 µm RMS của chỉ riêng tật khúc xạ cầu Z_2^0 thì tệ hơn 0.25 µm RMS của Z_2^0 và Z_4^0 kết hợp. Mặt khác, một số dạng lại làm tăng ảnh hưởng bất lợi với thị lực. Thí dụ, 0.25 µm RMS của Z_4^0 cộng với Z_4^{-2} tệ hơn 0.25 µm RMS của chỉ riêng Z_4^0 (Applegate và cs., 2003a).

Kết luận là RMS là một yếu tố dự báo không chính xác thị lực khi quang sai tương đối nhỏ. Điều này đúng ở mắt bình thường được chỉnh kính tốt hoặc mắt đã được phẫu thuật khúc xạ theo mặt sóng thành công. Do đó, Thibos và những người khác đã cố gắng tìm một công thức toán học từ các hệ số Zernike để có thể dự tính thị lực. Ông đã thử 33 tham số, và đã có được một số công thức tốt đến mức ông đã cho rằng chúng tốt hơn là đo khúc xạ chủ quan (tiêu chuẩn vàng của chúng ta) trong việc xác định khúc xạ bằng kính cho thị lực tốt nhất (Thibos và cs, 2004).

THÍ DỤ CỦA CÁC NGHIÊN CỨU QUANG SAI GẦN ĐÂY

- Đo quang sai được dùng để so sánh 2 nước mắt nhân tạo khác nhau hoạt động thế nào ở mắt.
- Đo quang sai được dùng để nghiên cứu những thay đổi quang học của mắt kèm theo thay đổi mức đường máu của người không đái tháo đường và người đái tháo đường.
- Đo quang sai được dùng để so sánh chất lượng quang học của 2 kính tiếp xúc phi cầu được khẳng định là để chỉnh cầu sai
- Đo quang sai được dùng để nghiên cứu sự thấm ướt bề mặt và sự khô bề mặt của kính tiếp xúc.

CÁC TIÊU CHUẨN ZERNIKE: NHỮNG ĐIỂM CẦN NHỚ

- (Tham khảo các bảng tra cứu OCO)
- Biết các dạng Zernike tiếp sau, kí hiệu Z và hình dạng của chúng
- Quang sai bậc 2
- Quang sai bậc 3
- Cầu sai (ở giữa quang sai bậc 4 và bậc 5)
- Biết giá trị RMS bậc cao trung bình của đồng tử 6.0 mm

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- Salmon TO, van de Pol C. **Evaluation of a clinical aberrometer for lower-order accuracy and repeatablity, higher-order repeatability and instrument myopia**. Optom J Am Opt Assoc 2005;76:461-72.
- Rodriguez PN, Gonzalez L, Hernandez JL. **Accuracy and reproducibility of Zywave, Tracey, and experimental Aberrometers**. J Ref Surg 2004;20:810-817
- Salmon TO, West RW, Gasser W, Kenmore T. **Measurement of refractive errors in young myopes using the COAS Shack-Hartmann aberrometer**. Optom Vis Sci 2003;80:6-14
- Cheng X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. **Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer**. Optom Vis Sci 2003;80:587-595
- Moreno-Barriuso E, Marcos S, Navarro R, Burns SA. **Comparing laser ray tracing, the spatially resolved refractometer, and the Hartmann-Shack sensor to measure the ocular wave aberration**. Optom Vis Sci 2001;78:152-156
- Salmon TO, Thibos LN, Bradley A. **Comparison of the eye's wave-front aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave-front sensor**. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 1998;15:2457-2465
- Amano SA, Yamagami S, Miyai T, Miyata K, Samejima T, Oshika T. **Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberrations**. Am J Ophthalmol 2004;137:988-992
- Cheng H, Barnett J, Vilupuru A, et al. **A population study on changes in wave aberrations with accommodation.** J Vision 2004;4:272-280
- Brunette I, Bueno JM, Parent M, Hamam H, Simonet P. **Monochromatic aberrations as a function of age, from childhoodto advanced age**. Invest Ophthalmol Vis Sci 2003;44:5438-5446
- Wang L, Koch DD. **Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery**. J Cataract Refract Surg 2003;29:1896-1903
- Thibos LN, Bradley A, Hong X. **A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes**. Ophthalmic Physiol Opt 2002;22:427-433
- Thibos L, Hong X, Bradley A, Cheng X. **Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes**. J Opt Soc Am A 2002;19:2329- 2348
- Castejon-Mochon JF, LopezGil N, Benito A, Artal P. **Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population**. Vis Res 2002;42:1611-1617
- Porter J, Guirao A, Cox I, Williams DR. **Monochromatic aberrations of the human eye in a large population**. J Opt Soc Am A 2001;18:1793-1803
- ANSI. **American National Standard for Ophthalmics—Methods for reporting optical aberrations of eyes**: ANSI, 2004
- Thibos L, Applegate R, Schwiegerling J, Webb R, Members VST. **Standards for Reporting the Optical Aberrations of the Eye**. In: Lakshminarayanan V, editor. **Vision Science and Its Applications**. Santa Fe, NM: Optical Soc Am, 2000:232-244
- Atchison D, Scott D, Cox M. **Mathematical Treatment of Ocular Aberrations: a User's Guide**. In: Lakshminarayanan V, editor. **Vision Science and Its Applications**. Santa Fe, NM: Optical Soc Am, 2000: 110-130
- Campbell CE. **Matrix method to find a new set of Zernike coefficients from an original set when the aperture radius is changed**. J Opt Soc Am A 2003;20:209-217
- Schwiegerling J. **Scaling Zernike expansion coefficients to different pupil sizes**. J Opt Soc Am A 2002;19:1937-1945
- Ginis HS, Plainis S, Pallikaris A. **Variability of wavefront aberration measurements in small pupil sizes using a clinical Shack-Hartmann aberrometer**. BMC Ophthalmol 2004;4:1
- Campbell C. **A New Method for Describing the Aberrations of the Eye Using Zernike Polynomials**. Optom Vis Sci 2003;80:79-83
- Thibos L. **The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans**. Appl Optics 1992;31:3594-3600
- Levy Y, Segal O, Avni I, Zadok D. **Ocular higher-order aberrations in eyes with supernormal vision**. Am J Ophthalmol 2005;139:225-228

TÀI LIỆU THAM KHẢO (TIẾP THEO)

- Zadok D, Levy Y, Segal O, Barkana Y, Morad Y, Avni I. **Ocular higher-order aberrations in myopia and skiascopic wavefront repeatability**. J Cataract Refract Surg 2005;31:1128-1132
- Netto MV, Ambrosio R Jr., Shen TT, Wilson SE. **Wavefront analysis in normal refractive surgery candidates**. J Refract Surg 2005;21:332-338
- Artal P, Ferro M, Miranda I, Navarro R. **Effects of aging in retinal image quality**. J Opt Soc Am A 1993;10:1656-1662
- Guirao A, Gonzalez G, Redondo M, Geraghty E, Norrby S, Artal P. **Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population**. Invest Ophthalmol Vis Sci 1999;40:203-213

  Calver RI, Cox MJ, Elliot DB. **Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye**. J Opt Soc Am A 1999;9:2069-2078
- McClellan JS, Marcos S, Burns SA. **Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye**. Invest Ophthalmol Vis Sci 2001;42:1390-1395
- He JC, Sun P, Held F, Thorn F, Sun X, Gwiazda JE. **Wavefront aberration in eyes of emmetropic and moderately myopic school children and young adults**. Vis Res2002;42:1063-1070
- Artal P, Berrio E, Guirao A. **Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age**. J Opt Soc Am A 2002;19:137-143
- Wang L, Santaella RM, Booth M, Koch DD. **Higher-order aberrations from the internal optics of the eye**. J Cataract Ref Surg 2005;31:1512-1519
- Applegate RA, Ballentine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. **Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error**. Optom Vis Sci. 2003 Feb;80(2):97-105
- Applegate RA, Sarver EJ, Khemsara V. **Are all aberrations equal?** J Refract Surg. 2002 Sep-Oct; 18(5):S556-62
- Applegate RA, Marsack JD, Ramos R and Sarver EJ. **Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance**. 2003. Journal of Cataract & Refractive Surgery 29 (8): 1487-1495
- Thibos, L. N., Hong, X., Bradley, A., & Applegate, RA. **Metrics of optical quality of the eye. 2004**. Journal of Vision