MẮT KHÔNG THỂ THỦY TINH VÀ MẮT CÓ THỂ THỦY TINH NHÂN TẠO

TÁC GIẢ

GS. Earl L. Smith III: Đại học Houston

THẨM ĐỊNH

GS. Emeritus Barry L. Cole: Đại học Melbourne

GIỚI THIỆU VÀ ĐẠI CƯƠNG

Chương này bao gồm những nội dung:

- Mắt không thể thủy tinh được chỉnh kính gọng
- Mắt không thể thủy tinh được chỉnh kính tiếp xúc
- Mắt không thể thủy tinh được chỉnh kính nội nhãn

Mắt không thể thủy tinh có thể do một dị thường bẩm sinh hoặc chấn thương, nhưng thường gặp nhất là sau phẫu thuật lấy thể thủy tinh đục. Trong thực hành khúc xạ nhãn khoa, thường gặp các tật khúc xạ cao nhất do mắt không còn thể thủy tinh. Do độ lớn của tật khúc xạ sinh ra sau mổ thể thủy tinh, cần xem xét đặc biệt đối với những bệnh nhân này khi điều chỉnh bằng các thiết bị quang học thông thường (kính gọng hoặc kính tiếp xúc).

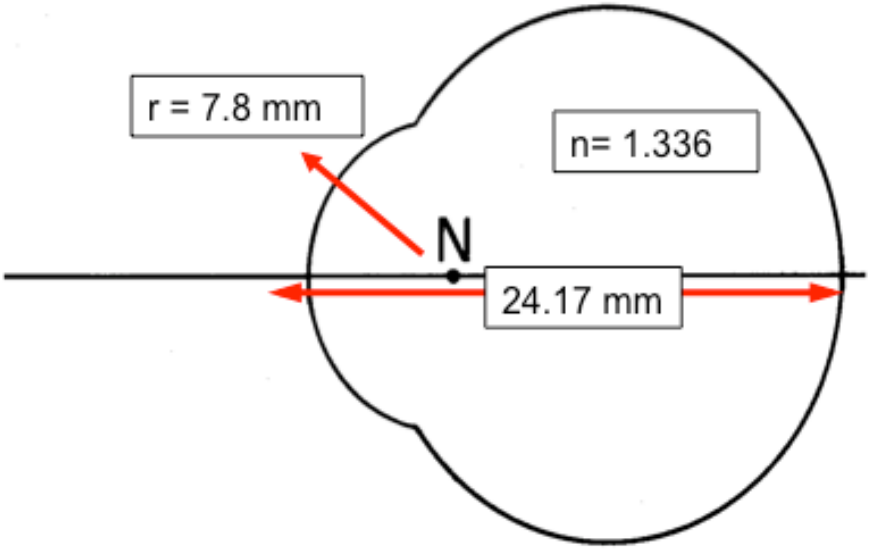
MẮT KHÔNG THỂ THỦY TINH ĐƯỢC CHỈNH KÍNH GỌNG

Khi chỉnh kính gọng cho mắt không còn thể thủy tinh, cần xem xét:

1) Ảnh hưởng của công suất và hình dạng kính chỉnh đối với kích thước ảnh võng mạc
2) Hạn chế trường nhìn do hiệu ứng lăng kính của kính chỉnh, và
3) Các loại méo ảnh do quang sai.

KÍCH THƯỚC ẢNH VÕNG MẠC

Để xem xét ảnh hưởng của công suất và hình dạng kính chỉnh đối với kích thước ảnh võng mạc, phải có một mô hình mắt giản đồ thích hợp. Một phiên bản cải tiến của mắt giản đồ rút gọn (giống như mắt Gullstrand số 2) tạo ra một mắt giản đồ không thể thủy tinh hữu ích và thiết thực. Ở mắt Gullstrand số 2, giác mạc được coi là mỏng vô hạn và được miêu tả bằng một mặt khúc xạ cầu đơn ngăn cách không khí với thủy dịch. Do đó, khi thể thủy tinh được loại khỏi mắt giản đồ rút gọn Gullstrand thì mô hình này có các đặc điểm của một mô hình mắt rút gọn. Các mặt phẳng chính dịch chuyển về phía trước và sát nhập vào nhau để tạo thành một điểm chính đơn tương ứng với đỉnh giác mạc. Các điểm nút di chuyển về phía sau và tạo thành một điểm nút đơn trùng với tâm độ cong của giác mạc. Hình 5.1 minh họa các kích thước cơ bản của một mắt giản đồ rút gọn được cải tiến để áp dụng cho mắt không còn thể thủy tinh (đây là một phiên bản của mắt Gullstrand số 2).



Hình 5.1: *Các kích thước của một mắt giản đồ rút gọn được cải tiến để áp dụng cho mắt không thể thủy tinh (sau mắt Gullstrand số 2)*

Ghi chú: Rõ ràng là mắt không thể thủy tinh chủ yếu là bất chính thị do khúc xạ. Tuy nhiên, nó không thể được miêu tả chính xác bằng cách thay đổi mắt chính thị rút gọn Emsley như là chúng ta đã làm trước đây khi xét ảnh hưởng của kính chỉnh đối với kích thước ảnh võng mạc của các tật khúc xạ điển hình hơn (tức là không thể đơn giản tăng bán kính cong của mặt khúc xạ tương đương của mắt rút gọn Emsley để tạo thành một tật khúc xạ viễn thị độ cao). Những thao tác đơn giản này không thích hợp trong trường hợp mắt không thể thủy tinh, bởi vì tật khúc xạ của mắt không thể thủy tinh không thể được coi là chỉ do trục hoặc chỉ do khúc xạ. Trái lại, tật khúc xạ ở mắt không thể thủy tinh có cả thành phần trục và thành phần khúc xạ. Sự dịch chuyển về phía trước của các mặt phẳng chính về bản chất là một sự kéo dài trục; sự dịch chuyển về phía sau của các điểm nút phản ánh bản chất khúc xạ của tật bất chính thị này.

Để xác định ảnh hưởng của kính gọng đối với kích thước ảnh võng mạc ở một mắt không thể thủy tinh, cần xác định mức độ tật khúc xạ. Nếu giả sử mắt không thể thủy tinh là chính thị trước khi lấy bỏ thể thủy tinh, chúng ta có thể chấp nhận các kích thước tiêu chuẩn của mắt giản đồ rút gọn. Lúc đó, khúc xạ mắt đơn giản là hiệu số của tổng công suất khúc xạ của mắt không thể thủy tinh và công suất khúc xạ cần thiết để hội tụ ánh sáng song song từ một vật ở vô cực vào võng mạc. Vì mắt không thể thủy tinh nên tổng công suất khúc xạ của mắt sẽ bằng công suất khúc xạ của giác mạc. Đối với mô hình giản đồ mắt không thể thủy tinh,

$$F = (n' - n)/r$$
$$F = (1.336 - 1.0)/0.0078 \text{ m}$$
$$F = +43.08 \text{ D}$$

Công suất khúc xạ cần thiết để hội tụ ánh sáng song song lên võng mạc bằng độ tụ qui giảm gắn với khoảng cách giữa mặt phẳng chính của mắt và võng mạc (trong trường hợp này là độ dài trục thực sự của nhãn cầu; 24.17 mm).

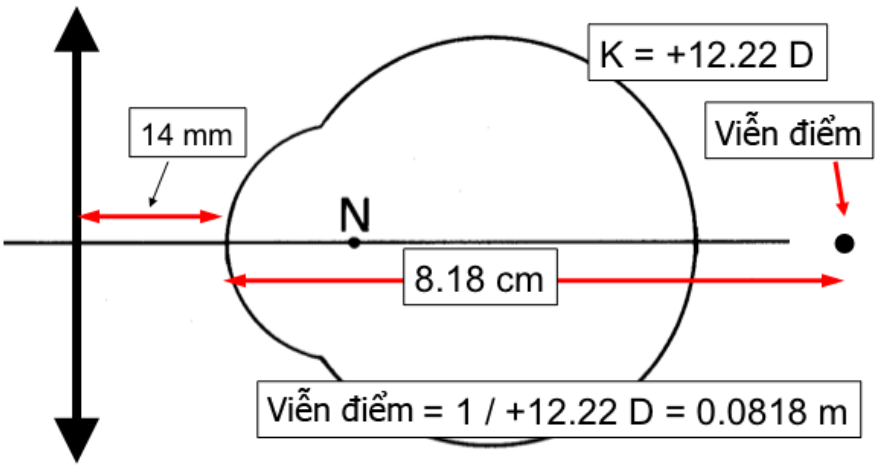
$$L' = n'/l'$$
$$L' = 1.336/0.02417 \text{ m}$$
$$L' = +55.3 \text{ D}$$

Công suất bổ sung phải cộng thêm vào giác mạc để mắt không thể thủy tinh hội tụ ở vô cực là

$$K = 55.3 \text{ D} - 43.08 \text{ D} = +12.22 \text{ D}$$

tức là mắt không thể thủy tinh có viễn thị 12.22 D.

Giả sử mắt không thể thủy tinh này được chỉnh bằng kính đặt ở khoảng cách đỉnh 14 mm (xem Hình 5.2). RSM và SM do cách chỉnh này là bao nhiêu?



Hình 5.2: *Mắt không thể thủy tinh được chỉnh bằng kính đặt ở khoảng cách đỉnh 14 mm*

Một trong những phương pháp đơn giản nhất để xác định **độ phóng đại kính tương đối** trong trường hợp này là tính tổng công suất tương đương của hệ thống mắt không thể thủy tinh-kính. Đầu tiên phải tính công suất hiệu dụng của kính cần thiết.

F_v = 1/khoảng cách giữa mặt phẳng kính và viễn điểm của mắt

Vị trí viễn điểm của mắt có thể được xác định từ khúc xạ mắt.

1/+12.22 D = 0.0818 m

tức là viễn điểm ở sau giác mạc 8.18 cm.

Tiêu cự của kính chỉnh phải bằng khoảng cách từ mặt phẳng kính tới viễn điểm của mắt (tức là 8.18 cm + 1.4 cm = 9.58 cm). Do đó, công suất cần thiết là

F_v= 1/0.0958 m = +10.43 D

Do RSM bằng tỉ số của các công suất khúc xạ của mắt chính thị chuẩn và hệ thống mắt không thể thủy tinh-kính, hệ thức sau có thể được dùng để xác định mối tương quan giữa kích thước các ảnh võng mạc ở một mắt chính thị và mắt không thể thủy tinh này.

$$\text{RSM} = \frac{+60\text{ D}}{10.43\text{ D} + 43.08\text{ D} - [0.014(10.43\text{ D})(43.03\text{ D})]}$$

$$\text{RSM} = \frac{+60\text{ D}}{47.22\text{ D}} = 1.27$$

tức là kích thước ảnh võng mạc ở mắt không thể thủy tinh này lớn hơn khoảng 27% so với ở mắt chính thị chuẩn.

Độ phóng đại kính có thể tính dễ dàng bằng hệ thức sau:

$$\text{SM} = \frac{\text{khoảng cách từ viễn điểm tới mặt phẳng kính}}{\text{khoảng cách từ viễn điểm tới mặt phẳng chính}}$$

$$\text{SM} = \frac{9.58\text{ cm}}{8.18\text{ cm}}$$

SM=1.17

tức là kính chỉnh đã làm tăng kích thước của ảnh so với không kính khoảng 17%.

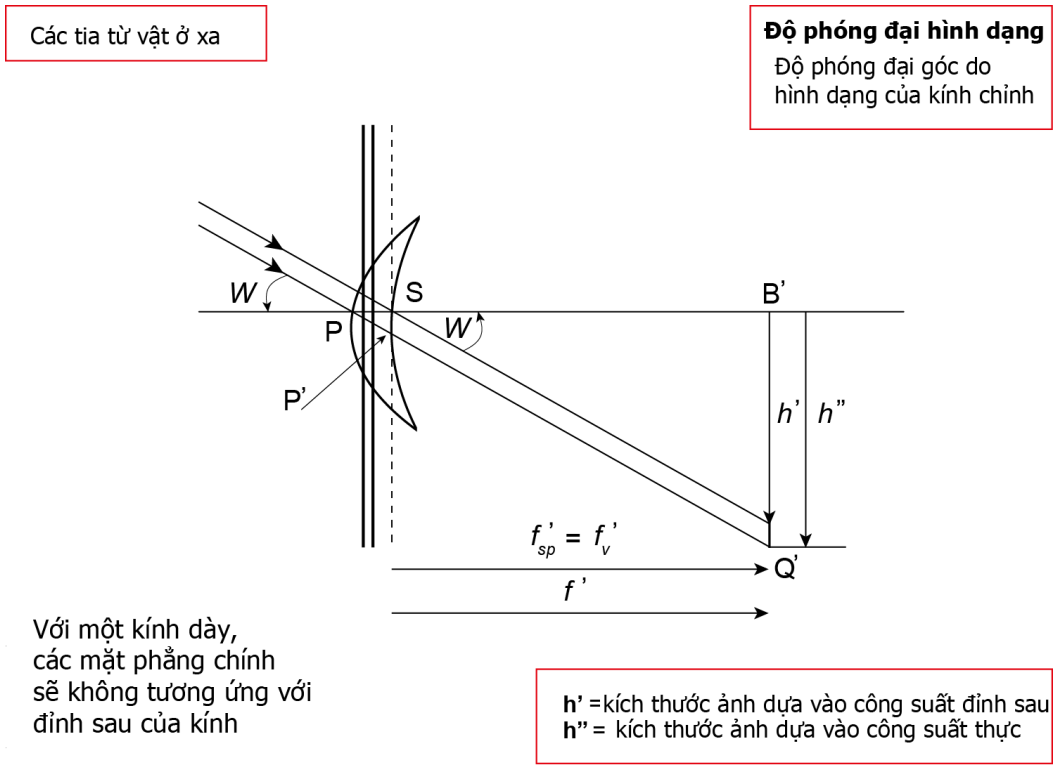
Việc RSM lớn hơn SM trong trường hợp này nhấn mạnh thực tế là một phần tật khúc xạ của mắt không thể thủy tinh này có bản chất là do trục. Cụ thể là khoảng cách giữa mặt phẳng chính và võng mạc của mắt không thể thủy tinh này lớn hơn so với khoảng cách tương ứng ở mắt chính thị chuẩn.

ĐỘ PHÓNG ĐẠI HÌNH DẠNG

Các trị số của RSM và SM được tính ở trên chỉ phản ánh ảnh hưởng của công suất của kính chỉnh đối với kích thước ảnh võng mạc. Đối với hầu hết các tật khúc xạ, kính chỉnh có thể được coi là mỏng vô hạn và có thể bỏ qua vai trò của hình dạng mắt kính đối với độ phóng đại ảnh. Tuy nhiên, mắt kính cho người không có thể thủy tinh thường có độ dày trung tâm trong khoảng từ 6.0 đến 7.0 mm, do đó cần xem xét ảnh hưởng của hình dạng mắt kính đối với kích thước ảnh võng mạc cuối cùng (Hình 5.3).

Độ phóng đại hình dạng là độ phóng đại góc sinh ra do hình dạng của kính chỉnh và nó liên quan với thực tế là ở những kính dày thì mặt phẳng chính thứ hai của kính chỉnh không tương ứng với đỉnh sau của mắt kính. Độ phóng đại hình dạng của một kính chỉnh (tức là hệ số hình dạng; S) phụ thuộc vào độ dày của mắt kính (t), chiết suất của mắt kính (n), và công suất khúc xạ của mặt trước kính (F1). Hệ thức sau đây có thể được dùng để tính độ phóng đại hình dạng của một kính chỉnh:

$$S = \frac{1}{1 - (t/n)F_1}$$



Hình 5.3: *Cần xem xét ảnh hưởng của hình dạng của kính chỉnh đối với kích thước ảnh võng mạc cuối cùng*

Bảng dưới đây liệt kê các hệ số hình dạng của một loạt kính cộng:

Công suất kính (D)	Độ dày ở trung tâm (mm)	Hệ số hình dạng
+2.00	2.5	1.01
+4.00	3.6	1.02
+6.00	4.8	1.03
+8.00	5.0	1.04
+10.00	6.0	1.05
+12.00	6.8	1.06
+14.00	7.6	1.08
+16.00	8.4	1.10

Từ bảng này, có thể thấy rằng mức độ hệ số hình dạng không quan trọng nếu công suất kính chưa quá khoảng 8.00 D. Nhưng đối với những mắt viễn thị cao và mắt không thể thủy tinh thì phải xét đến hệ số hình dạng để xác định RSM tổng cộng và SM tổng cộng. RSM tổng cộng và SM tổng cộng được tính bằng các hệ thức sau:

SM tổng cộng = SM × S
RSM tổng cộng = RSM × S

tức là các độ phóng đại tổng cộng được xác định bằng cách nhân các giá trị RSM và SM sinh ra bởi công suất của kính chỉnh với độ phóng đại góc (S) sinh ra bởi hình dạng của kính.

Ghi chú: Cần nhớ rằng do độ dày của kính trừ không tăng khi công suất tăng nên độ phóng đại hình dạng không phải là một vấn đề quan trọng đối với kính chỉnh cận thị, ngay cả khi độ kính cao.

Đối với mắt không thể thủy tinh được xem xét ở trên, nếu hệ số hình dạng được giả định là 1.06, các giá trị RSM tổng cộng và SM tổng cộng sẽ là:

SM tổng cộng = 1.17 × 1.06 = 1.24
RSM tổng cộng = 1.27 × 1.06 = 1.35

Trong thí dụ này, mắt không thể thủy tinh là chính thị trước khi mổ lấy thể thủy tinh. RSM cuối cùng sẽ khác nếu mắt là bất chính thị trước khi trở thành không có thể thủy tinh. Nếu mắt là cận thị trục trước khi trở thành không có thể thủy tinh thì RSM cuối cùng sẽ lớn hơn RSM của mắt trước đó chính thị. Nếu mắt bị viễn thị do khúc xạ trước khi mổ thể thủy tinh thì RSM cũng sẽ lớn hơn RSM của mắt trước đó chính thị.

Hạn chế trường nhìn

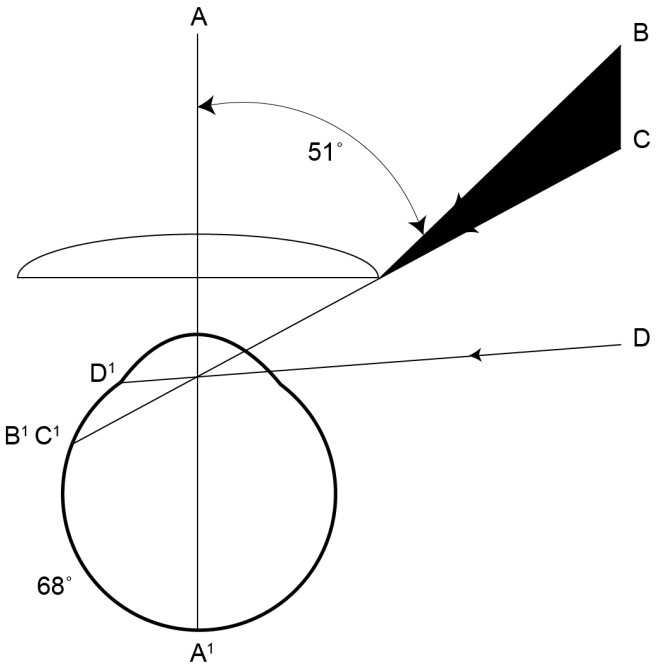
Ngoài việc cảm thấy những khó khăn gắn với độ phóng đại sinh ra bởi kính cộng công suất cao, người không có thể thủy tinh cũng bị những hạn chế trường nhìn do hiệu ứng lăng kính của mắt kính. Hãy xem xét hiệu ứng lăng kính ở rìa của một kính +10.00 D có đường kính 40 mm. Công suất lăng kính ở rìa kính có thể được tính bằng định luật Prentice.

công suất lăng kính = công suất kính (D) × khoảng cách từ quang tâm (cm)

Giả sử quang tâm của kính tương ứng với tâm hình học của kính thì hiệu ứng lăng kính ở rìa kính được mô tả ở trên sẽ là:

công suất lăng kính = +10.00 D × 2.0 cm = 20 điốp lăng kính

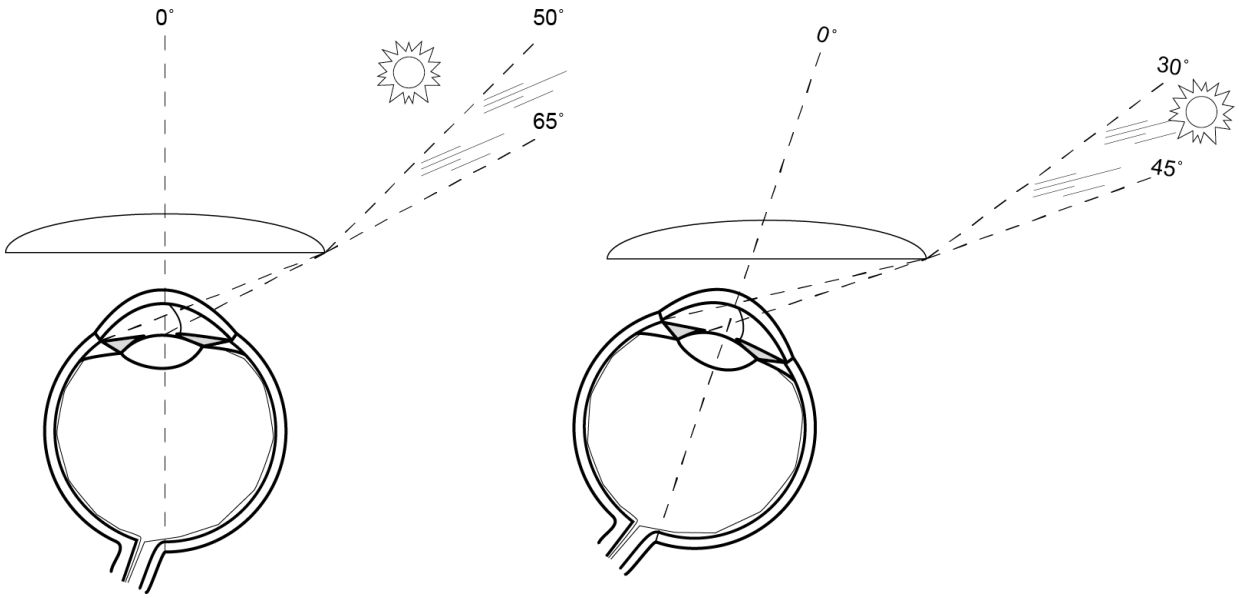
Hình 5.4 minh họa những đặc tính lăng kính của một kính cộng công suất cao có thể gây ra một ám điểm biểu kiến ở trường nhìn của bệnh nhân như thế nào. Bệnh nhân định thị một vật tiêu ở xa qua quang tâm của kính cộng công suất cao. Hình minh họa các tia từ các vật ở chu vi hướng vào tâm đồng tử vào của mắt. Đối với các vật ở chu vi ngoài cùng, các tia này sẽ không đi qua kính chỉnh mà sẽ vào mắt bằng cách đi qua ở sau rìa kính. Các tia này sẽ rọi vào võng mạc và có thể gây ra cảm giác thị giác nhận thức được (tức là bệnh nhân có thể thấy các vật ở các vị trí này). Tuy nhiên, sẽ có một loạt các vị trí vật ở đó các tia chính từ vật sẽ giao cắt rìa chu vi của kính và bị lệch do hiệu ứng lăng kính đến mức mà chúng sẽ không đi vào mắt (tức là các vật ở các vị trí này sẽ không được nhìn thấy). Do chúng ta chỉ xem xét các vị trí vật ở gần trục quang học của kính nên sẽ có một vị trí mà ở đó ánh sáng (mặc dù bị lệch do hiệu ứng lăng kính của kính) sẽ đi vào mắt. Các vật được đặt ở vị trí này có thể được thấy. Tất cả các vật nằm ở trung tâm hơn so với điểm này cũng có thể được nhìn thấy.



Hình 5.4: *Minh họa những đặc tính lăng kính của một kính cộng công suất cao có thể gây ra một ám điểm biểu kiến ở trường nhìn của bệnh nhân như thế nào*

Ảnh hưởng chung của các độ lệch lăng kính sinh ra bởi các mắt kính cộng công suất cao là một vùng mù bao quanh thị trường trung tâm, tức là một ám điểm hình vòng. Vị trí và kích thước góc của ám điểm phụ thuộc vào nhiều yếu tố, bao gồm công suất kính, đường kính mắt kính, khoảng cách đỉnh, và kích thước đồng tử của bệnh nhân. Ám điểm thường bắt đầu ở cách trục quang học khoảng 50° khi bệnh nhân nhìn thẳng phía trước qua quang tâm và độ lớn sẽ là khoảng 12° đến 18°.

Như thấy trong Hình 5.5, khi mắt xoay để nhìn một vật ở ngoại vi thì hiệu ứng lăng kính của kính sẽ thay đổi độ xoay cần thiết để định thị một vật nằm ngoài trục quang học của kính. Trong thí dụ này, mắt xoay để định thị một vật ở 20° bên phải trục quang học. Do độ lệch lăng kính của kính nên mắt phải xoay khoảng 27° (đối với kính +12.00 D) để định thị vật. Ám điểm hình vòng bây giờ chỉ cách trục thị giác của mắt khoảng 30°, tức là ám điểm hình vòng đã di chuyển theo hướng ngược với hướng xoay của mắt. Do vị trí của ám điểm hình vòng này (so với trục thị giác) thay đổi theo vị trí của mắt nên nó thường được gọi là “ám điểm hình vòng di động”.



Hình 5.5: *Hiệu ứng lăng kính của mắt kính tạo ra một "ám điểm" che khuất vật khi mắt quay để nhìn một vật ở chu vi*

Ám điểm hình vòng di động do kính cộng công suất cao là nguyên nhân gây ra một triệu chứng thường gặp những người không có thể thủy tinh được chỉnh kính gọng gọi là hiện tượng hộp hình nộm (jack-in-the-box). Hiện tượng này là sự xuất hiện (hoặc biến mất) đột ngột của một vật ở chu vi trước đó bị che lấp khỏi mắt bệnh nhân bởi ám điểm hình vòng, nhưng nó hiện ra do chuyển động của mắt bệnh nhân hoặc chuyển động của bản thân vật. Điều này có thể đặc biệt khó chịu khi một vật ở chu vi thu hút sự chú ý của bệnh nhân và bệnh nhân xoay mắt để định thị vật. Trong một số trường hợp, ám điểm hình vòng sẽ di chuyển, do chuyển động của mắt, để che khuất vật đang được chú ý.

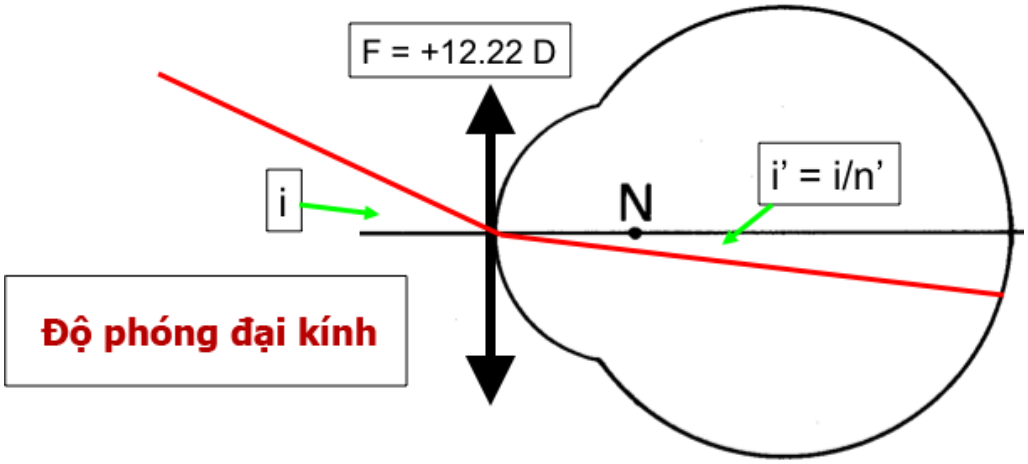
Méo ảnh hình gối

Ngoài phóng đại các vật cận trục, kính cộng công suất cao để chỉnh mắt không thể thủy tinh còn dẫn đến độ phóng đại khác nhau ở thị trường. Mắt của một người có thể thủy tinh bình thường không bị méo ảnh hình gối hoặc méo ảnh hình trống ở mức độ đáng kể (như đã đề cập ở phần quang sai). Tuy nhiên, việc lấy bỏ thể thủy tinh cùng với ảnh hưởng của kính công suất cao gây ra méo ảnh hình gối ở mức đáng kể (tức là phần chu vi của thị trường được phóng đại nhiều hơn thị trường trung tâm). Kết quả là các đường thẳng ở phần chu vi của thị trường có thể trở thành cong. Méo ảnh hình gối tạo ra bởi kính cho mắt không thể thủy tinh còn nặng hơn nếu kính chỉnh có cầu sai. Có thể giảm thiểu vai trò của kính chỉnh vào sự biến dạng của trường nhìn bằng cách sử dụng kính phi cầu (tức là được chỉnh cầu sai) để chỉnh mắt không thể thủy tinh (kính phi cầu cũng giảm kích thước của ám điểm hình vòng). Phần lớn kính cho mắt không thể thủy tinh hiện nay đều là kính phi cầu.

MẮT KHÔNG THỂ THỦY TINH ĐƯỢC CHỈNH KÍNH TIẾP XÚC

Mắt không thể thủy tinh chủ yếu là bất chính thị do khúc xạ nên RSM và SM về cơ bản nhỏ hơn khi mắt không thể thủy tinh được chỉnh bằng kính tiếp xúc. Hình 5.6 minh họa ảnh hưởng của kính tiếp xúc đối với kích thước ảnh võng mạc của mắt không thể thủy tinh được dùng trong các thí dụ trên.

Ở mắt không thể thủy tinh, giác mạc là cấu trúc khúc xạ duy nhất. Ngoài ra, các mặt phẳng chính của giác mạc ở rất gần nhau và rất gần đỉnh giác mạc. Do đó khi mắt không thể thủy tinh được chỉnh kính tiếp xúc thì kính chỉnh có thể được coi là thực sự trùng với mặt phẳng chính của mắt. Do đó khi mắt không thể thủy tinh được chỉnh bằng kính tiếp xúc thì SM sẽ bằng 1.0; tức là kính tiếp xúc sẽ không thay đổi kích thước của ảnh võng mạc không được chỉnh kính (cần nhớ rằng quang tâm của kính tiếp xúc được giả định là tương ứng với đỉnh giác mạc). Tuy nhiên, khác với mắt còn thể thủy tinh có bất chính thị do khúc xạ, RSM sẽ không bằng SM. Thay vào đó, RSM ở mắt không thể thủy tinh được chỉnh kính tiếp xúc sẽ lớn hơn 1.0 bởi vì có một thành phần trục ở mắt bất chính thị không thể thủy tinh.



Hình 5.6: *Việc chỉnh kính tiếp xúc sẽ không thay đổi kích thước của ảnh võng mạc không được chỉnh kính*

Để tính RSM ở một mắt không thể thủy tinh được chỉnh kính tiếp xúc, bạn phải biết khúc xạ mắt hoặc độ dài trục nhãn cầu (trong trường hợp này là khoảng cách giữa mặt phẳng chính của mắt và võng mạc). Trong giải pháp sau, RSM được tính dựa vào công suất tương đương của hệ thống mắt không thể thủy tinh và kính.

$$\text{RSM} = \frac{+60\ \text{D}}{12.22\ \text{D} + 43.08\ \text{D} - [0.0(12.22\ \text{D})(43.03\ \text{D})]}$$

Ưu điểm chính của việc sử dụng hệ thức này để xác định RSM là yếu tố xét đến sự phân cách giữa các thành phần khúc xạ sẽ bằng 0 khi kính chỉnh trùng với mặt phẳng chính của mắt. Kết quả là công suất tương đương của hệ thống mắt-kính đơn giản bằng công suất của mắt cộng với công suất của kính chỉnh, tức là:

$$\text{RSM} = \frac{+60\ \text{D}}{12.22\ \text{D} + 43.08\ \text{D}} = 1.08$$

Có thể dùng giải pháp sau nếu bạn biết độ dài trục của mắt không thể thủy tinh.

$$\text{RSM} = \frac{\text{kích thước ảnh của mắt bất chính thị có chỉnh kính}}{\text{kích thước ảnh của mắt chính thị}}$$

Giả sử một vật ở xa đối diện với góc nhìn 0.1 rad ở mặt phẳng chính của mắt không thể thủy tinh. Do quang tâm của kính chỉnh tương ứng với đỉnh của mặt khúc xạ nên một tia hướng vào đỉnh giác mạc sẽ không bị lệch với kính chỉnh. Tia này sẽ bị khúc xạ bởi giác mạc và góc đối diện với ảnh võng mạc ở mặt phẳng chính có thể tính được bằng một phiên bản cải tiến của định luật Snell. Kích thước ảnh võng mạc do đó có thể xác định bằng hình học thuần túy.

h' = kích thước ảnh võng mạc (mắt không thể thủy tinh)
h' = 0.075 rad (góc ảnh) × 24.17 mm (độ dài trục)
h' = 1.81 mm

Kích thước ảnh võng mạc tạo thành ở mắt chính thị rút gọn Emsely có thể được tính theo cách tương tự (1.678 mm). Sau đó RSM có thể được tính như sau:

RSM = 1.81 mm / 1.67 mm = 1.08

tức là kích thước ảnh võng mạc ở mắt không thể thủy tinh được chỉnh kính tiếp xúc sẽ lớn hơn khoảng 8% so với ảnh ở mắt chính thị chuẩn.

Ghi chú: Người ta thường thừa nhận rằng chênh lệch kích thước ảnh võng mạc 2 mắt khoảng 5% là đủ để ảnh hưởng đến thị giác hợp nhất 2 mắt (tức là gây ra song thị, biến đổi không gian quan sát, mỏi mắt, v.v.). Từ các thí dụ trên, rõ ràng là một người một mắt không thể thủy tinh được chỉnh bằng kính thường sẽ bị chênh lệch ảnh võng mạc 2 mắt cao hơn trên lâm sàng. Người một mắt không thể thủy tinh hầu như không thể có thị giác hợp nhất 2 mắt với kính chỉnh. Đã có báo cáo cho thấy một số người một mắt không thể thủy tinh khi chỉnh kính tiếp xúc có thể đạt được thị giác hợp nhất 2 mắt với chênh lệch kích thước ảnh tới 10%. Tuy nhiên, những người một mắt không thể thủy tinh thường không đạt được thị giác hợp nhất 2 mắt với kính tiếp xúc.

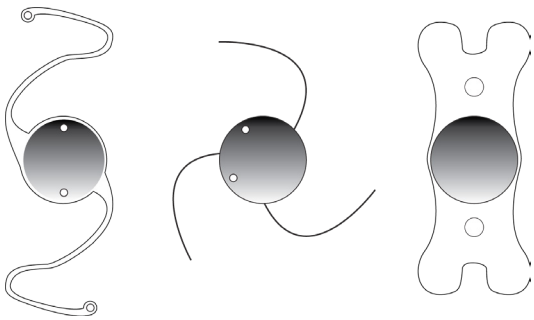
Về mặt quang học, việc chỉnh một mắt không thể thủy tinh bằng kính tiếp xúc có nhiều ưu điểm so với chỉnh bằng kính gọng. Tuy nhiên, cũng có một số nhược điểm. Những người không thể thủy tinh thường già hơn người có thể thủy tinh, do đó giác mạc họ có thể không dung nạp được kính tiếp xúc như những bệnh nhân trẻ. Những bệnh nhân lớn tuổi này cũng có thể thiếu sự khéo léo cần thiết để đặt và tháo kính tiếp xúc một cách thích hợp. Vấn đề này còn phức tạp hơn bởi thực tế là trước khi được đặt kính tiếp xúc thì các bệnh nhân này có viễn thị rất cao và không còn điều tiết.

MẮT KHÔNG THỂ THỦY TINH ĐƯỢC CHỈNH KÍNH NỘI NHÃN

Do những nhược điểm quang học của việc điều chỉnh mắt không thể thủy tinh bằng kính gọng và kính tiếp xúc, nên đã có nhiều cố gắng để phát triển các phương pháp điều chỉnh khác. Phương pháp hợp lí nhất là thay thế thể thủy tinh bằng một thấu kính nhân tạo đặt càng gần vị trí bình thường của thể thủy tinh tự nhiên càng tốt. Mặc dù ý tưởng thay thể thủy tinh đục bằng một kính nội nhãn (IOL) không phải là mới (đã có những báo cáo cố gắng thay thế thể thủy tinh bằng một thấu kính nhân tạo cách đây 200 năm), những tiến bộ về phương pháp phẫu thuật và sự phát triển không ngừng về chất liệu và thiết kế của kính nội nhãn mà mắt dung nạp dễ dàng đã làm cho kính nội nhãn trở thành phương pháp điều trị được lựa chọn cho mắt không thể thủy tinh. Các điều tra gần đây cho thấy hiện nay khoảng 98% số người không còn thể thủy tinh do phẫu thuật lấy thể thủy tinh đục được chỉnh bằng kính nội nhãn.

Như được minh họa trong Hình 5.7, kính nội nhãn có nhiều thiết kế khác nhau. Các kính nội nhãn thường được phân loại theo vị trí phần quang học và/hoặc cấu trúc nâng đỡ của kính. Có 3 loại kính nội nhãn chính:

1. **Kính nội nhãn tiền phòng** có phần quang học nằm trong tiền phòng và thường được cố định bằng các chân tựa vào với góc tiền phòng.
2. **Kính nội nhãn đồng tử** (cố định vào mống mắt) có phần quang học nằm ở mặt phẳng đồng tử và thường được cố định bởi mống mắt.
3. **Kính nội nhãn hậu phòng** có phần quang học nằm ở hậu phòng và thường được cố định bằng bao sau thể thủy tinh (trong trường hợp phẫu thuật ngoài bao) hoặc bởi các càng tựa vào rãnh thể mi.



Hình 5.7: *Các thiết kế kính nội nhãn khác nhau*

Kính nội nhãn làm giảm đáng kể độ phóng đại ảnh khi chỉnh cho mắt không thể thủy tinh. Tuy nhiên, do kính nội nhãn bao giờ cũng ở trước hơn so với các mặt phẳng chính của thể thủy tinh tự nhiên nên sẽ có tăng một phần kích thước thực tế của ảnh võng mạc. Các kính nội nhãn ở tiền phòng và ở đồng tử thường làm tăng độ phóng đại ảnh sau mổ khoảng 2 đến 3%. Kính nội nhãn hậu phòng, do nằm ở gần vị trí của thể thủy tinh tự nhiên nên thường làm tăng kích thước ảnh sau mổ dưới 2%. Rõ ràng là ảnh hưởng của kính nội nhãn đến độ phóng đại là không đáng kể so với kính gọng hoặc kính tiếp xúc. Một khía cạnh quan trọng hơn của việc đặt kính nội nhãn là xác định công suất thích hợp.

3 phương pháp phổ biến đã được sử dụng để xác định công suất thích hợp của một kính nội nhãn.

1. Phương pháp dùng "kính chuẩn"

Phương pháp này là đơn giản chọn một "kính chuẩn" trung bình (tức là không cố gắng xác định công suất tối ưu của kính nội nhãn). Phương pháp này thường được dùng khi không thể có được những số đo quan trọng trước mổ (không có giác mạc kế và/hoặc máy siêu âm) hoặc khi bác sĩ không muốn hoặc không thể sử dụng một trong các toán đồ để xác định công suất thích hợp. May mắn là độ khúc xạ trung bình sau mổ do đặt "các kính nội nhãn chuẩn" (thường là +19.5D) cũng tương tự kết quả đạt được khi tính chính xác công suất kính nội nhãn. Tuy nhiên, khoảng độ khúc xạ sau mổ với kính nội nhãn chuẩn thì rộng hơn nhiều so với khoảng đạt được khi xác định công suất thích hợp (xem Hình 5.8). Điều này đúng là có thể dự đoán được. Do mức độ thay đổi công suất của thể thủy tinh ở quần thể người lớn rất nhỏ so với thay đổi của các hằng số quang học khác của mắt và do kính chuẩn được thiết kế mắt "trung bình" nên nó sẽ phù hợp với một tỉ lệ lớn dân số chung. Nhưng đối với những người có công suất thể thủy tinh không gần giá trị trung bình của dân số chung thì tật khúc xạ sau mổ do sử dụng một kính nội nhãn chuẩn có thể là đáng kể. Các phương pháp để tối ưu hóa công suất kính nội nhãn rất đơn giản để sử dụng và sẵn có từ các nhà sản xuất kính nội nhãn và dụng cụ, do đó phương pháp dùng kính chuẩn ít được sử dụng trong những điều kiện bình thường.

2. Phương pháp "giải phẫu" hoặc "quang học"

Phương pháp này sử dụng các nguyên lí quang học thị giác cơ bản và xem xét các hằng số quang học quan trọng của mắt bệnh nhân (xem Hình 5.8). Phương trình sau là một trong hệ thống các phương trình tương tự (thường được gọi là các phương trình Binkhorst-Colenbrander, được đặt theo tên những người đã đề ra những cơ sở của phương pháp này) được dùng để xác định công suất kính nội nhãn tối ưu:

F(I) = công suất kính nội nhãn
F_c = công suất giác mạc
d = khoảng cách giữa giác mạc và kính nội nhãn
L = độ dài trục
n = chiết suất của thủy dịch và dịch kính

$$F(I) = \frac{n}{L - d} - \frac{1}{1/F_c - d/n}$$

Phương trình cơ bản thường được sửa đổi để xét đến khoảng cách giữa đỉnh của kính nội nhãn và mặt phẳng chính thứ hai của nó. Thí dụ, số hạng thứ nhất ở phương trình trên đôi khi được biểu thị là:

$$\frac{n}{L - d - (0.000062\ \text{mm})}$$

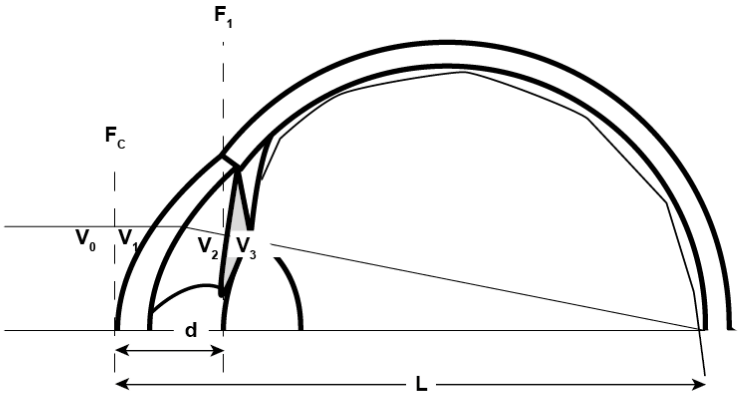
Giá trị F_c ở số hạng thứ hai thường được thay đổi để tối ưu hóa khúc xạ sau mổ (thí dụ, tùy theo yêu cầu thị giác của bệnh nhân, thường muốn có khúc xạ sau mổ hơi cận thị). Giá trị Fc thường được tính như sau:

$$F_c' = F_c + \frac{1}{1/F_s - d_v}$$

Trong đó,

F_s = kính chỉnh mong muốn sau phẫu thuật
d_v = khoảng cách đỉnh của kính chỉnh sau phẫu thuật
F_c = công suất giác mạc

Để dùng phương trình này tính công suất kính nội nhãn, người ta đo công suất khúc xạ giác mạc (đo độ cong giác mạc; tuy nhiên trong một số trường hợp người ta sử dụng một chiết suất thấp hơn cho giác mạc; n = 1.332) và độ dài trục nhãn cầu (siêu âm A). Từ các số đo này và biết được vị trí kính nội nhãn sẽ được đặt trong mắt (tức là trị số d), có thể tính công suất kính nội nhãn mong muốn.



Phương trình "Binkhorst"

$$F_{IOL} = \frac{n}{L - d} - \frac{1}{(1/Fc) - (d/n)}$$

Trong đó
d = Vị trí IOL
L = Độ dài trục
Fc = Công suất GM

Hình 5.8: *Phương pháp "giải phẫu" hoặc "quang học" để tính công suất kính nội nhãn*

Logic để xác định công suất của kính nội nhãn bằng phương trình này rất đơn giản. Thứ nhất, giả sử là muốn có mắt chính thị với kính nội nhãn (tức là chúng ta muốn ánh sáng từ một vật ở xa song song khi giao cắt giác mạc sẽ hội tụ vào một tiêu điểm trên võng mạc.) Số hạng thứ hai ở phương trình này tính độ tụ ánh sáng ở kính nội nhãn (tức là sau khúc xạ ở giác mạc). Độ tụ ánh sáng ở kính nội nhãn là một hàm số của công suất giác mạc và khoảng cách giữa giác mạc và kính nội nhãn. Để hoàn thành các mục tiêu của kính nội nhãn (tức là hội tụ ánh sáng ở võng mạc), chúng ta cần xác định độ qui tụ cần thiết để hội tụ ánh sáng từ kính nội nhãn lên võng mạc. Khoảng cách giữa kính nội nhãn và võng mạc đơn giản là hiệu số giữa độ dài trục nhãn cầu và giá trị d (khoảng cách giữa giác mạc và kính nội nhãn). Độ tụ qui giảm gắn với khoảng cách này [tức là n/(L−d)] là độ tụ mà ánh sáng phải có khi ra khỏi kính nội nhãn để hội tụ trên võng mạc. Số hạng thứ nhất ở phương trình Binkhorst cho thông tin này. Công suất cần thiết của kính nội nhãn đơn giản là hiệu số giữa độ tụ ánh sáng ở kính nội nhãn và độ tụ ánh sáng cần thiết để hội tụ ánh sáng từ điểm đó lên võng mạc (tức là hiệu số giữa độ tụ bạn có và độ tụ bạn cần).

3. Phương pháp dùng đường hồi qui

Đây là một phương pháp thực nghiệm dựa vào các số đo trước và sau mổ của một mẫu lớn bệnh nhân được đặt kính nội nhãn. Phương pháp này nhằm xác định một quan hệ bằng số giữa các số đo trước mổ (thường là, công suất giác mạc, độ dài trục và công suất kính nội nhãn) với tình trạng khúc xạ sau mổ. Giả sử là có một quan hệ tuyến tính giữa công suất của kính nội nhãn cần thiết để tạo ra khúc xạ mong muốn sau mổ (thí dụ chính thị) và dữ

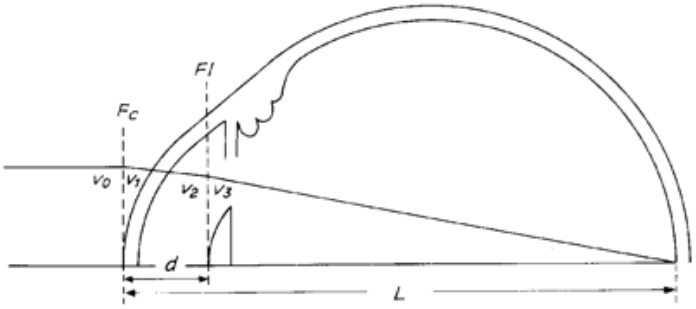
liệu trước mổ (xem Hình 5.9). Phương trình sau là một thí dụ của công thức hồi qui được sử dụng trong phương pháp này.

$$F_{(\text{kính nội nhãn})} = A + (B)(L) + (C)(F_c) + (D)(AC)$$

Trong đó,

$F_{(\text{kính nội nhãn})}$= công suất kính nội nhãn mong muốn
A, B, C, & D là các hằng số được suy ra bằng thực nghiệm
L = độ dài trục (mm)
F_c = công suất giác mạc
AC = độ sâu tiền phòng (mm)

Các trị số (A, B, C, và D) không có liên quan trực tiếp với bất kì số đo nào trước mổ. Các hằng số này đem lại một hiệu chỉnh bù cho các số đo trước mổ dựa vào kinh nghiệm trong quá khứ. Các giá trị chính xác sẽ phụ thuộc vào loại kính nội nhãn, vị trí của kính nội nhãn, việc hiệu chỉnh dụng cụ dùng để đo độ dài trục nhãn cầu, v.v. Trong điều kiện lí tưởng, bạn sẽ có một đường hồi qui khác (các giá trị cho A, B, C, & D) cho mỗi bác sĩ, mỗi thiết kế kính, và cho bất kì yếu tố nào khác có thể ảnh hưởng đến các số đo trước mổ và vị trí cuối cùng của kính nội nhãn (tức là kĩ năng của phẫu thuật viên).



$F_{IOL} = A + B(L) + C(Fc) + D(d)$
các trị số điển hình
A = 120.6
B = -2.49
C = -0.97
D = -0.0078

trong đó
d = vị trí IOL (mm)
L = độ dài trục (mm)
Fc = công suất GM

Hình 5.9: *Phương pháp đường hồi qui để tính công suất kính nội nhãn*

Mặc dù phương pháp này không dựa trên những nguyên lí quang học, nó có ưu điểm là bác sĩ có thể thay đổi công suất kính nội nhãn cần thiết dựa vào kinh nghiệm đã có với các mắt tương tự (tức là giá trị của các hằng số có thể được thay đổi theo thời gian để làm cho công suất kính nội nhãn được chọn chính xác hơn; phép hồi qui chính xác được sử dụng có thể được điều chỉnh theo từng bác sĩ). Thí dụ, chúng ta biết rằng độ dẹt xuống của giác mạc thường xảy ra sau phẫu thuật thể thủy tinh có một phần thay đổi giữa các phẫu thuật viên; những yếu tố cá nhân này có thể được phản ánh trong các phương trình hồi qui.

Những so sánh các kết quả thu được bằng các công thức hồi qui và các phương trình kiểu Binkhorst cho thấy rằng độ chính xác của cả 2 phương pháp là gần giống nhau. Đối với cả 2 phương pháp, tật khúc xạ sau mổ bao giờ cũng trong khoảng 2.00 D của giá trị mong muốn (thường khoảng 70% các trường hợp chính xác trong khoảng 1.0 D của độ khúc xạ mong muốn). Tuy nhiên, cả 2 phương pháp đều có một số sai số hệ thống. Nói chung, 2 phương pháp

này đều dẫn đến cận thị ở mắt có độ dài trục nhãn cầu ngắn, nhưng lại gây ra viễn thị ở những mắt có trục nhãn cầu dài. Đối với cả 2 phương pháp, dường như số đo trước mổ quan trọng nhất là độ dài trục nhãn cầu.

Tật khúc xạ mong muốn ở một bệnh nhân được đặt kính nội nhãn là gì? Tùy theo yêu cầu thị giác của bệnh nhân, người ta thường muốn làm cho mắt hơi cận thị. Vì không có điều tiết ở những mắt này nên người ta không bao giờ muốn có một tật khúc xạ cuối cùng là viễn thị. Tật khúc xạ sau mổ có lợi nhất là loạn cận đơn mức độ nhẹ. Loạn cận đơn là một ưu điểm bởi vì nó làm tăng biên độ của các vị trí vật tạo ra ảnh võng mạc tương đối rõ nét ở trạng thái không chỉnh kính.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- Apple DJ, Kincaid Inc, Mamlis N, Olson RJ. Intraocular lenses: evolution, design, complications, pathology. Williams and Wilkins. Baltimore 1989. (Artist KrystynaSrodulski).