BrienHoldenVisionInstitute

ĐO CÁC THÔNG SỐ QUANG HỌC CỦA MẮT

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:

- Các ảnh Purkinje-Sanson
- Các trục và các góc của mắt
- Độ cong giác mạc: đo độ cong giác mạc & chụp bản đồ giác mạc
  - Đo đường đồng mức giác mạc
  - Chụp bản đồ giác mạc
- Độ cong các mặt của thể thủy tinh
  - Tính bán kính cong thực
- Đo độ dày giác mạc
- Độ dài trục: X quang và siêu âm

1. CÁC ẢNH PURKINJE-SANSON

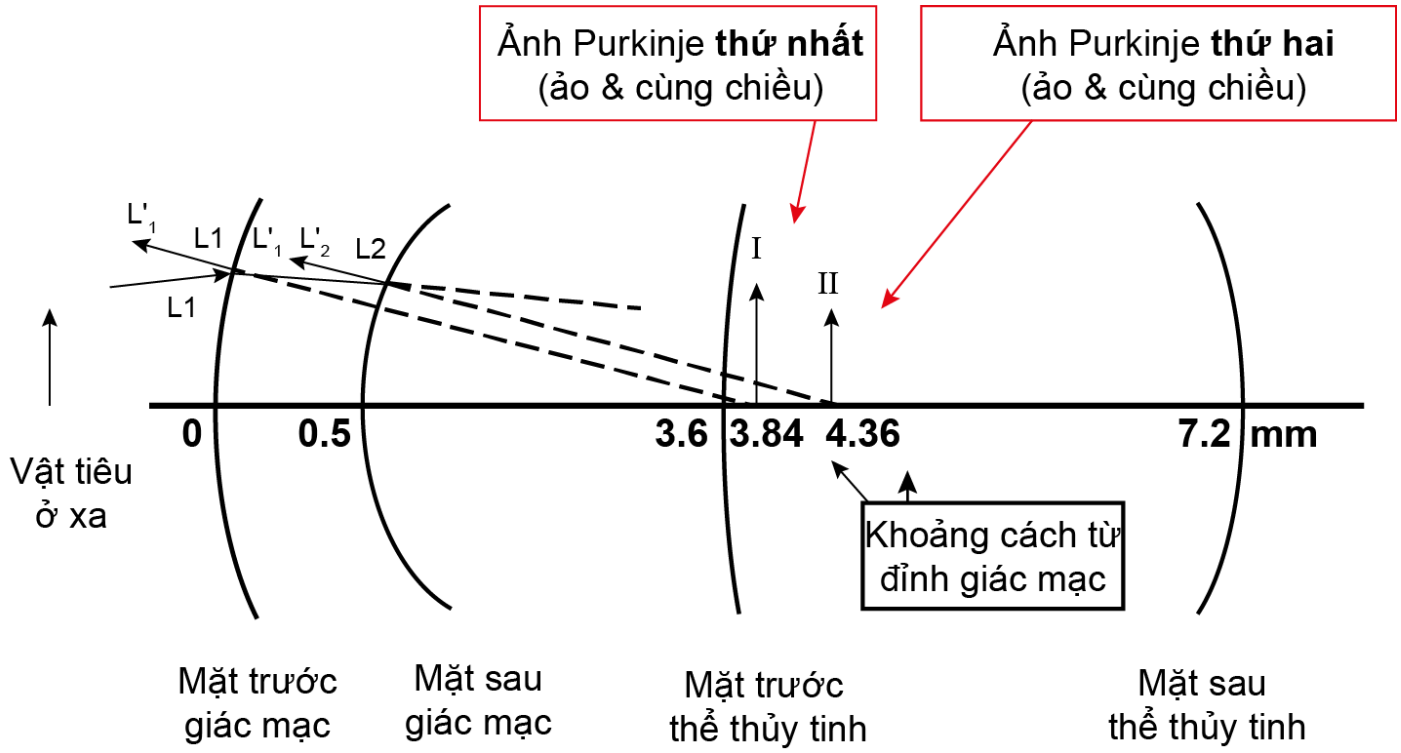
Có 4 ảnh Purkinje chính được tạo thành bởi mắt. Vị trí thực tế và vị trí biểu kiến của các ảnh Purkinje của một vật ở xa được minh họa trong các Hình 2.1a và 2.1b. Vị trí, kích thước và tư thế (tức là cùng chiều hoặc ngược chiều) của một ảnh đã cho phụ thuộc vào độ cong của mặt phản xạ của nó.

Ảnh Purkinje I

Ảnh Purkinje thứ nhất (gọi là "**I**") được tạo thành bởi ánh sáng phản xạ từ mặt trước giác mạc (thực tế là màng nước mắt) và thường được gọi là "ánh phản quang giác mạc". Do mặt trước giác mạc về bản chất là một gương lồi nên ảnh tạo thành bởi một vật ở vô cực sẽ là ảnh ảo, cùng chiều, và nằm ở phần trước của thể thủy tinh.

Ảnh Purkinje II

Ảnh Purkinje thứ hai (**II**) được tạo thành bởi ánh sáng phản xạ từ mặt sau giác mạc. Nó là ảnh ảo và cùng chiều, nhưng hơi nhỏ hơn ảnh **I**. Nó xuất hiện ở trước một chút so với ảnh **I**. Trong thực tế, ảnh **II** được tạo thành ở sau một chút so với ảnh **I**, nhưng do ánh sáng từ ảnh **II** bị khúc xạ ở mặt trước giác mạc nên ảnh xuất hiện ở gần mặt trước của mắt hơn. Ảnh biểu kiến cũng lớn hơn một chút so với ảnh phản xạ thực.



Hình 2.1a: *Các ảnh Purkinje-Sanson (I và II)*

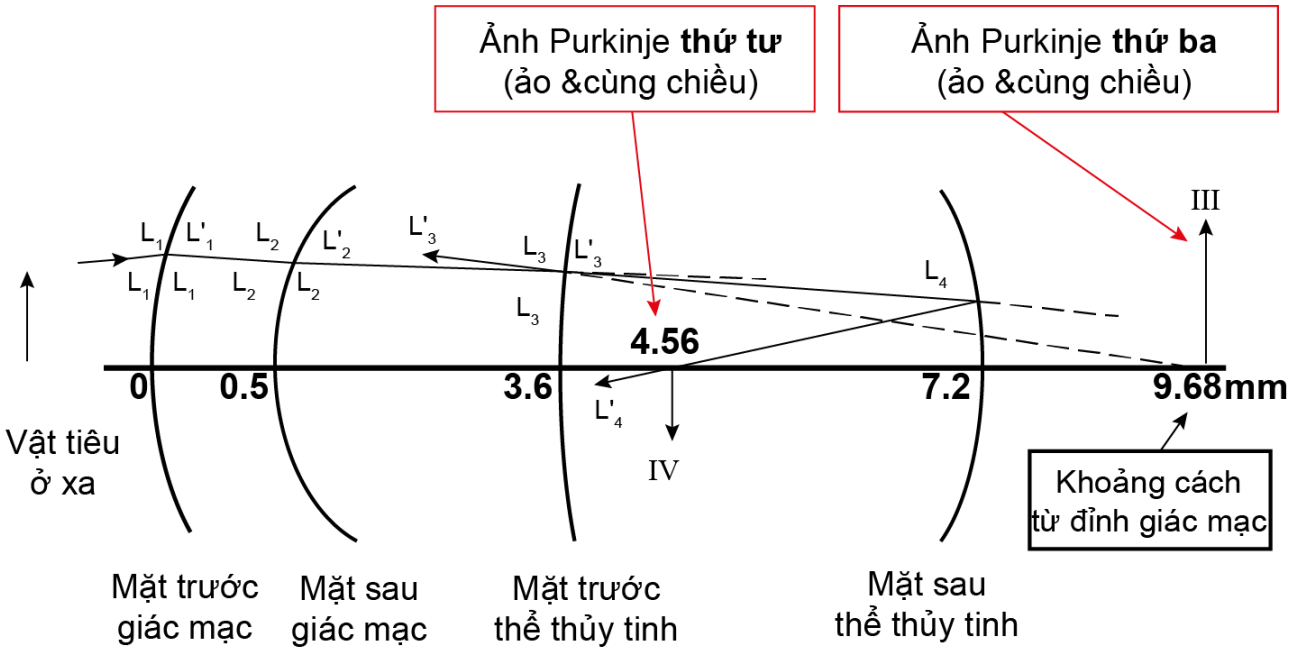
Ghi chú: Đối với một vật ở xa, kích thước của ảnh tạo thành bởi một gương cầu tỉ lệ thuận với bán kính cong của mặt phản xạ. Thực tế ảnh **II** nhỏ hơn ảnh **I** cho thấy rằng bán kính cong mặt sau giác mạc ngắn hơn so với bán kính của mặt trước.

Ảnh Purkinje III

Ảnh Purkinje thứ ba là ảnh ảo và cùng chiều được tạo thành do phản xạ ở mặt trước thể thủy tinh. Ở mắt không điều tiết, nó lớn gần gấp đôi ảnh **I** và dường như nằm ở trong dịch kính. Khi tăng điều tiết dương, kích thước ảnh giảm và ảnh dường như di chuyển về phía trước. Những thay đổi ở ảnh **III** phản ánh sự thay đổi hình dạng thể thủy tinh xảy ra trong khi điều tiết; nói một cách cụ thể là bán kính của mặt trước trở thành ngắn hơn trong khi điều tiết dương.

Ảnh Purkinje IV

Ảnh Purkinje thứ tư được tạo thành do phản xạ ở mặt sau thể thủy tinh. Mặt sau đóng vai trò như là một gương lõm, kết quả là ảnh **IV** là ảnh thực và đảo ngược. Ở trạng thái không điều tiết, ảnh **IV** là ảnh Purkinje nhỏ nhất và nó dường như nằm ở gần ở mặt phẳng của ảnh **I**. Khi mắt điều tiết, ảnh **IV** trở thành hơi nhỏ hơn và di chuyển tới gần mặt sau thể thủy tinh hơn một chút. Tuy nhiên, những thay đổi quan sát được của ảnh **IV** trong khi điều tiết thì ít hơn so với những thay đổi ở ảnh **III**, tức là bán kính mặt sau thay đổi ít hơn bán kính mặt trước.



Hình 2.1b: *Các ảnh Purkinje-Sanson (III và IV)*

SO SÁNH CÁC ẢNH PURKINJE

Kích thước tương đối

Mắt không điều tiết	**III > I > II > IV**
Mắt điều tiết (khoảng 10 D)	**I > II > III > IV**

Sự thay đổi vị trí thấy được là III di chuyển đến gần giác mạc hơn và IV di chuyển đến gần võng mạc hơn.

Độ sáng

Có chênh lệch đáng kể về độ sáng biểu kiến của các ảnh này. Ảnh Purkinje thứ nhất sáng hơn ảnh thứ hai 100 lần. Ảnh Purkinje thứ 2 chỉ hơi sáng hơn ảnh thứ 3 và ảnh thứ 4 (khoảng 20%), hai ảnh này sáng gần như bằng nhau. Chênh lệch độ sáng này là do 3 yếu tố:

1. Lí do chính của sự chênh lệch độ sáng này là tỉ lệ ánh sáng phản xạ từ một mặt phân cách phụ thuộc vào chênh lệch chiết suất giữa 2 môi trường tạo nên mặt phân cách; chênh lệch chiết suất càng lớn thì tỉ lệ ánh sáng phản xạ càng cao. Công thức Fresnel có thể được dùng để tính tỉ lệ ánh sáng phản xạ ở một mặt phân cách của ánh sáng rọi vào mặt phân cách theo hướng vuông góc.

Công thức Fresnel:

Hệ số phản xạ = $(n' - n)^2 / (n' + n)^2$

Trong đó n là chiết suất của môi trường thứ nhất và n' là chiết suất của môi trường thứ hai.

Thí dụ: Cho một chùm sáng tới vuông góc với giác mạc, tỉ lệ ánh sáng bị phản xạ bởi màng nước mắt là bao nhiêu?

$n_{(\text{nước mắt})} = 1.336$; $n_{(\text{không khí})} = 1.0$

Hệ số phản xạ (R) $= (1.336 - 1.0)^2 / (1.336+1.0)^2$
$= 0.0207$ (khoảng 2.0%)

Thí dụ: Hãy tính xem bao nhiêu ánh sáng tới sẽ bị phản xạ để tạo thành ảnh Purkinje thứ hai.

$n_{(\text{thủy dịch})} = 1.336$; $n_{(\text{giác mạc})} = 1.376$

Hệ số phản xạ (R) $= (1.336-1.376)^2 / (1.336+1.376)^2$
$= 0.000217$ (tức là 0.02%)

2. Khác biệt về chất lượng phản xạ của các mặt phân cách khác nhau góp phần vào sự chênh lệch độ sáng. Thí dụ, màng nước mắt là một mặt tương đối nhẵn ở đó ánh sáng bị phản xạ chủ yếu theo kiểu gương. Trong khi đó các mặt của thể thủy tinh về mặt quang học không nhẵn như vậy và ánh sáng bị phản xạ theo cả 2 kiểu: phản xạ khuếch tán và phản xạ gương.

3. Chỉ có ảnh Purkinje I được tạo ra bởi sự phản xạ. Ánh sáng kèm theo các ảnh khác bị khúc xạ (cũng như phản xạ và hấp thụ) cả trước và sau khi phản xạ bởi các mặt phân cách tương ứng (tức là các ảnh biểu kiến thực tế là ảnh phản truyền).

Chuyển động của các ảnh Purkinje

Nếu nguồn sáng tạo ra các ảnh Purkinje được di chuyển vuông góc với trục quang học của mắt thì các ảnh Purkinje sẽ di chuyển. Các ảnh Purkinje thứ nhất, thứ hai, và thứ ba cùng chiều, do đó sẽ di chuyển cùng hướng với ánh sáng. Tuy nhiên, ảnh Purkinje thứ 4 là ảnh ngược, do đó có chuyển động "ngược chiều".

CÁC ẢNH PHẢN XẠ KHÁC

Từ thời kì Purkinje (khoảng 1823), người ta đã mô tả các ảnh phản xạ. Thí dụ, mặc dù chúng ta cho rằng chiết suất của thể thủy tinh là đồng nhất, nhưng không phải như vậy. Thực tế, chiết suất tăng từ phần vỏ đến phần nhân của thể thủy tinh. Trong nhiều trường hợp (đặc biệt ở những bệnh nhân nhiều tuổi), những thay đổi tương đối lớn của chiết suất ở một khoảng cách tương đối ngắn. Về bản chất, thể thủy tinh thực tế có thể được miêu tả như là một thấu kính 2 mặt lồi ở bên trong một thấu kính 2 mặt lồi. Kết quả là có 2 ảnh phản xạ được tạo thành do phản xạ ở mặt trước và mặt sau của nhân của thể thủy tinh. Nói chung, các ảnh này tương đối mờ và không phải lúc nào cũng quan sát được.

Một loại ảnh phản xạ khác được gọi là các ảnh **bậc 2**. Tất cả các ảnh Purkinje-Sanson đã được nói đến ở trên đều là ảnh **bậc 1**, nghĩa là chúng được tạo thành bởi một lần phản xạ. Các ảnh bậc 2 được tạo thành bởi phản xạ ở 2 mặt phân cách ở trong mắt. Có 2 ảnh phản xạ bậc 2 chủ yếu đã được mô tả.

Một trong 2 ảnh này được tạo thành bởi ánh sáng phản xạ từ mặt trước thể thủy tinh và sau đó bởi phản xạ ở mặt trước giác mạc. Ảnh này, đôi khi được gọi là ảnh Purkinje thứ 5 (**V**), nó là ảnh thực và được tạo thành ở gần mặt sau thể thủy tinh.

Ảnh bậc 2 quan trọng khác được tạo thành bởi phản xạ ở mặt sau thể thủy tinh và sau đó lại bị phản xạ ở mặt trước giác mạc. Nó thường được gọi là ảnh Purkinje thứ 6 (**VI**). Nó cũng là ảnh thực, nhưng được tạo ra ở gần võng mạc hơn so với ảnh thứ 5. Trái ngược với các ảnh phản xạ bậc 1 được tạo thành bởi ánh sáng bị phản xạ ra ngoài mắt, các ảnh bậc 2 (đặc biệt là ảnh **VI**) trong một số điều kiện nhất định có thể được nhìn thấy bởi bệnh nhân (thí dụ trong khi soi đáy mắt trực tiếp).

Nói chung, các ảnh phản xạ **của mắt**, ngay cả ảnh bậc 2, không gây ra bất kì rối loạn thị giác nào. Tuy nhiên, một số người đeo kính vẫn nhìn thấy các ảnh phản xạ bậc 2 được tạo ra do phản xạ từ mặt trước và mặt sau của kính.

Những lợi ích phổ biến nhất của ảnh Purkinje:

1. Xác định vị trí các trục và các góc liên quan ở mắt
2. Đo độ cong giác mạc (ảnh **I**)
3. Đo những thay đổi của thể thủy tinh trong khi điều tiết
4. Đo vị trí và độ cong của thể thủy tinh
5. Đo vị trí của mắt và các chuyển động của mắt.

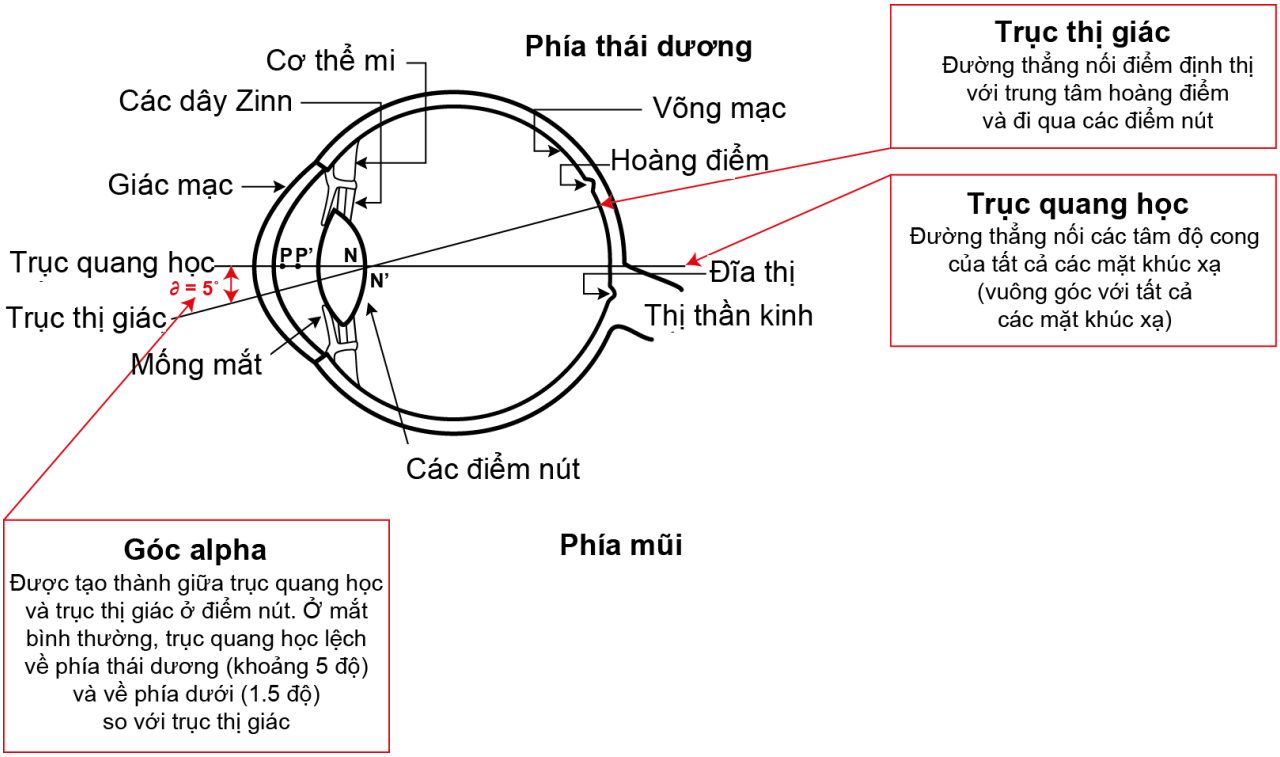
2. CÁC TRỤC VÀ CÁC GÓC CỦA MẮT

CÁC TRỤC

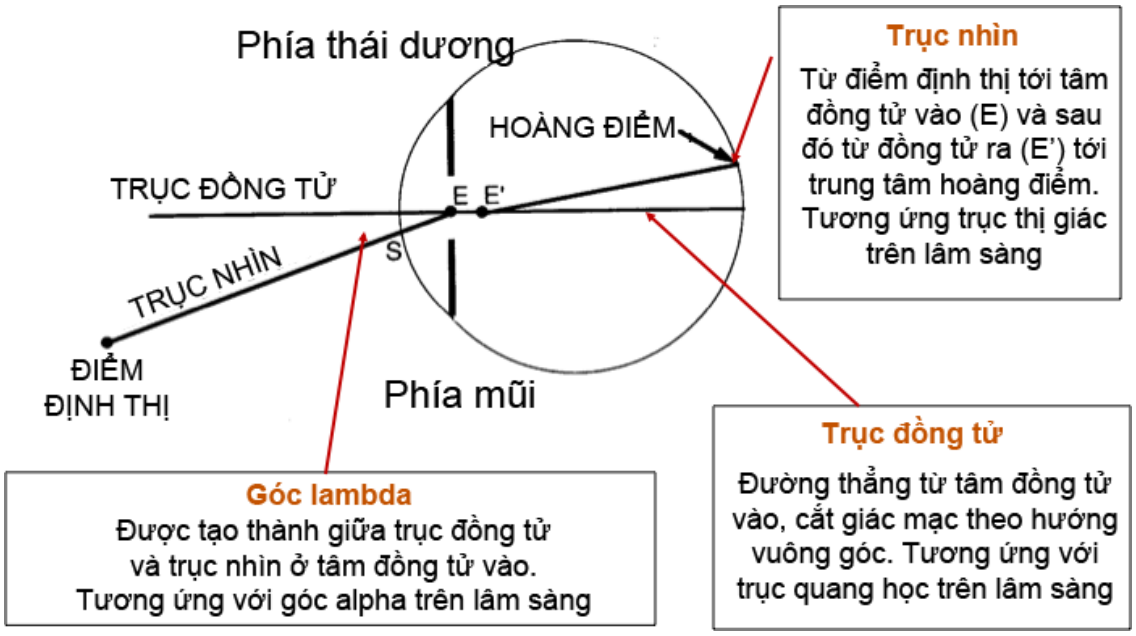
1. **Trục quang học:** Đường thẳng nối các tâm độ cong của tất cả các mặt khúc xạ. Nó vuông góc với tất cả các mặt khúc xạ.
2. **Trục thị giác:** Đường thẳng nối điểm định thị và hoàng điểm và đi qua các điểm nút (thực tế trục thị giác gồm 2 đoạn thẳng; đoạn thẳng từ điểm định thị tới điểm nút thứ nhất và đoạn thẳng từ điểm nút thứ hai tới hoàng điểm).
3. **Trục đồng tử:** Đường thẳng từ tâm đồng tử vào (ảnh của đồng tử thực tạo nên bởi khúc xạ ở giác mạc) giao cắt vuông góc với giác mạc.
4. **Trục nhìn (line of sight):** Đường thẳng từ tâm đồng tử vào đến vật nhìn (tức là điểm định thị).
5. **Trục định thị:** Đường thẳng từ điểm định thị tới tâm xoay của mắt (một điểm tưởng tượng ở sau giác mạc khoảng 14mm; nó là một điểm mốc quan trọng cho các chuyển động của mắt).

CÁC GÓC

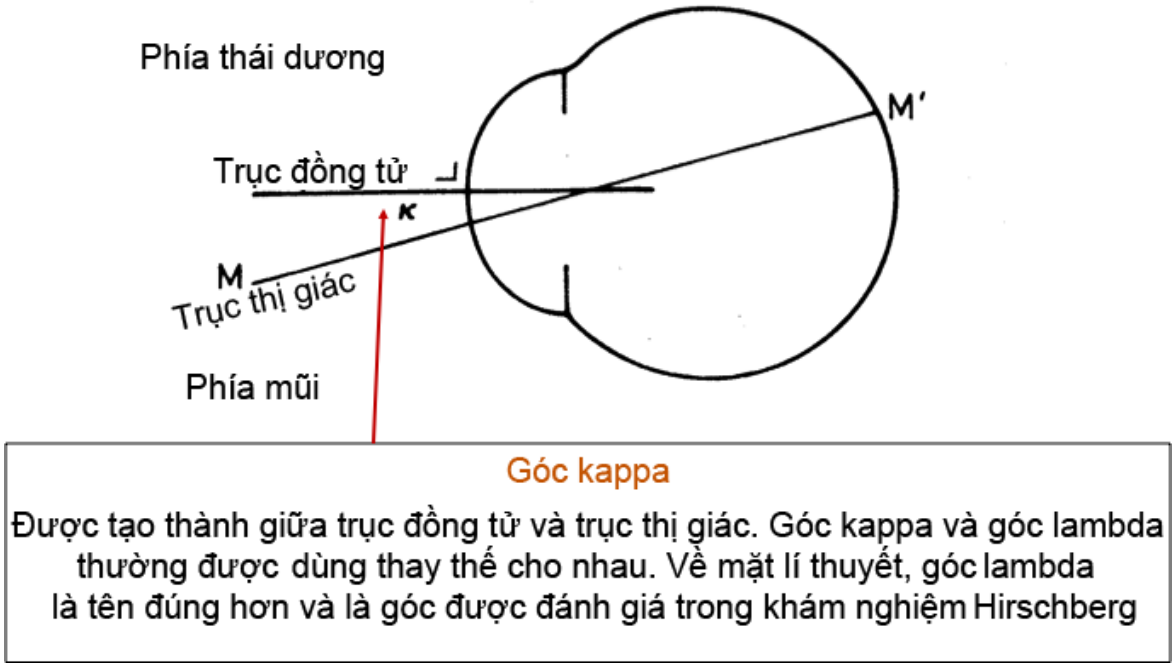
1. **Góc alpha:** Góc giữa trục quang học và trục thị giác tạo thành ở điểm nút.
2. **Góc kappa:** Góc giữa trục đồng tử và trục thị giác.
3. **Góc lambda :** Góc giữa trục nhìn và trục đồng tử tạo thành ở tâm đồng tử vào.
4. **Góc gamma:** Góc giữa trục định thị và trục quang học.



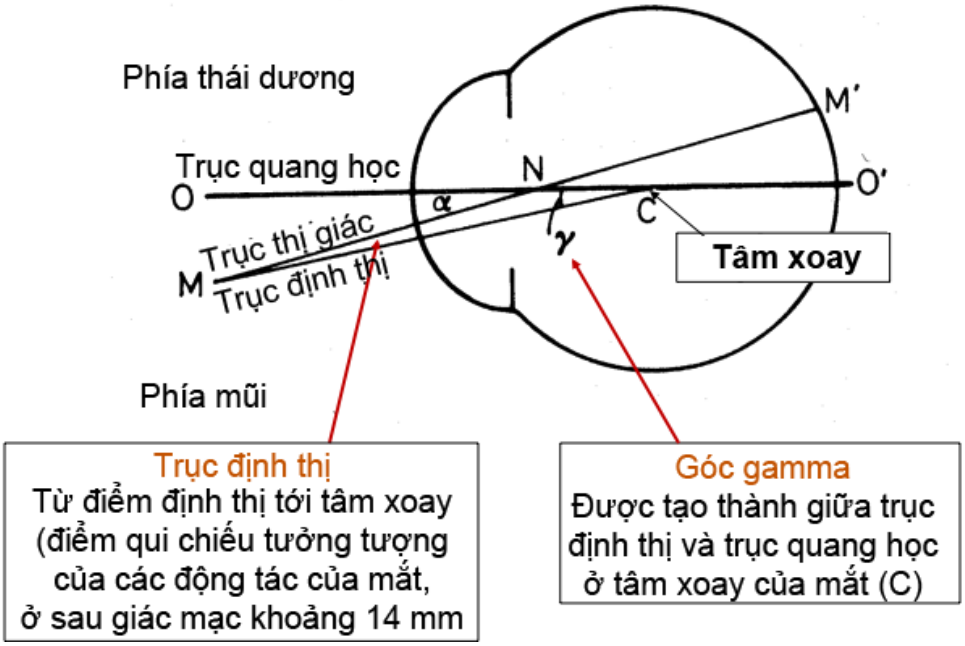
Hình 2.2: *Trục thị giác, trục quang học, góc alpha*



Hình 2.3: *Trục nhìn, trục đồng tử, góc lambda*

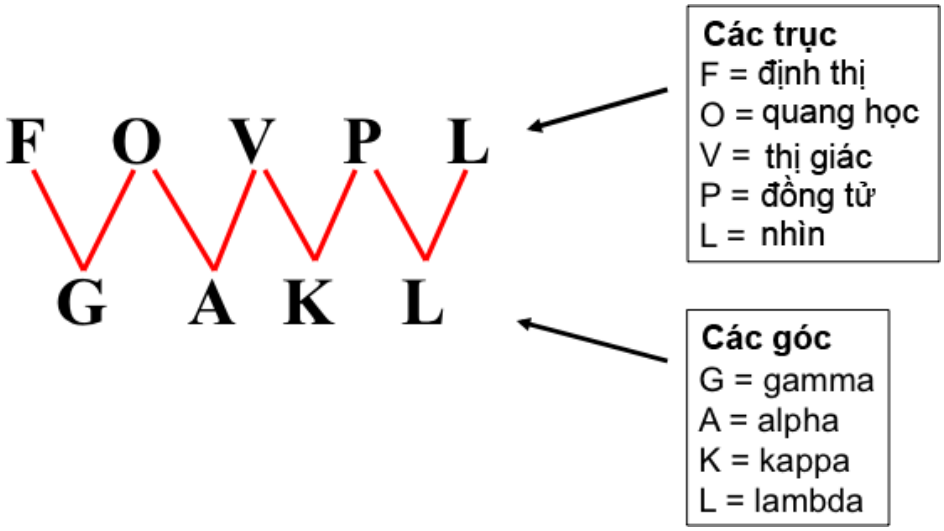


Hình 2.4: *Góc kappa*



Hình 2.5: *Trục định thị, góc gamma*

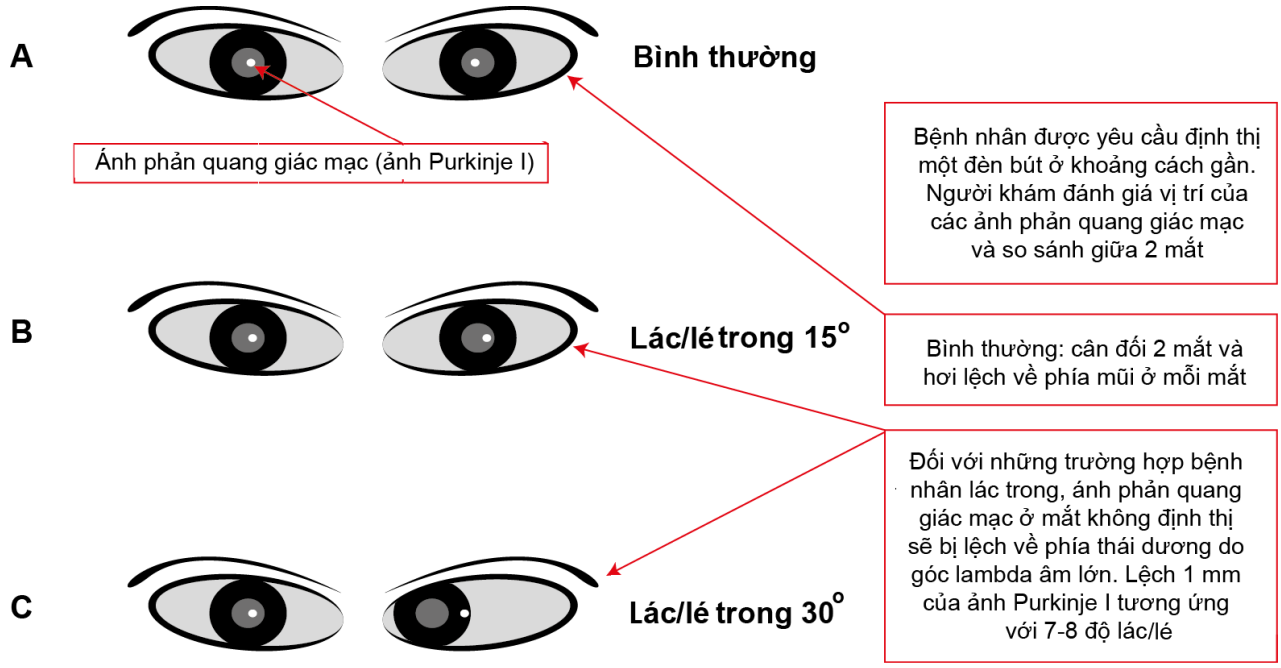
Cụm từ viết tắt dưới đây có thể giúp bạn nhớ được các trục và các góc kèm theo (Hình 2.6).



Hình 2.6: *Cụm từ viết tắt của các trục thị giác và các góc đồng vị*

Nếu mắt có một trục quang học thực thì một nguồn sáng có thể được đặt sao cho khi mắt nhìn vào nguồn sáng thì tất cả các ảnh Purkinje sẽ chồng nhau. Vị trí này của ánh sáng phải ở trên trục quang học bởi vì chỉ có chùm sáng đi theo trục quang học mới giao cắt tất cả các mặt khúc xạ của mắt theo hướng vuông góc, do đó bị phản xạ trở lại dọc theo trục quang học ở mỗi mặt phân cách (tức là dẫn đến sự chồng nhau biểu kiến của các ảnh phản xạ). Tuy nhiên, không thể đặt một nguồn sáng chồng lên tất cả các ảnh phản xạ, điều này chứng tỏ rằng mắt không có một trục quang học thực.

Có thể đặt một nguồn sáng sao cho 4 ảnh Purkinje gần như chồng nhau, nhưng đáng chú ý là nguồn sáng sẽ không tương ứng với điểm định thị của bệnh nhân và đường thẳng từ nguồn sáng qua các ảnh không giao cắt võng mạc ở hoàng điểm, tức là trục thị giác của mắt không được trùng với trục quang học xấp xỉ của mắt. Nói chung, trục quang học bị lệch về phía thái dương (khoảng 5 độ) và xuống dưới (khoảng 1.5 độ) so với trục thị giác. Do trục quang học và trục thị giác đều đi qua điểm nút nên góc alpha được tạo thành giữa 2 trục ở điểm nút. Theo qui ước, góc alpha là dương khi trục thị giác lệch về phía mũi so với trục quang học. Nếu trục thị giác cắt giác mạc ở phía thái dương so với trục quang học thì góc alpha sẽ âm. Cần xét đến góc alpha để đánh giá đúng kết quả của khám nghiệm Hirschberg khi đánh giá lác/lé (minh họa cách dùng khám nghiệm này để chẩn đoán lác/lé được kèm theo ở Hình 2.7).



Hình 2.7: *Khám nghiệm Hirschberg để đánh giá lác/lé*

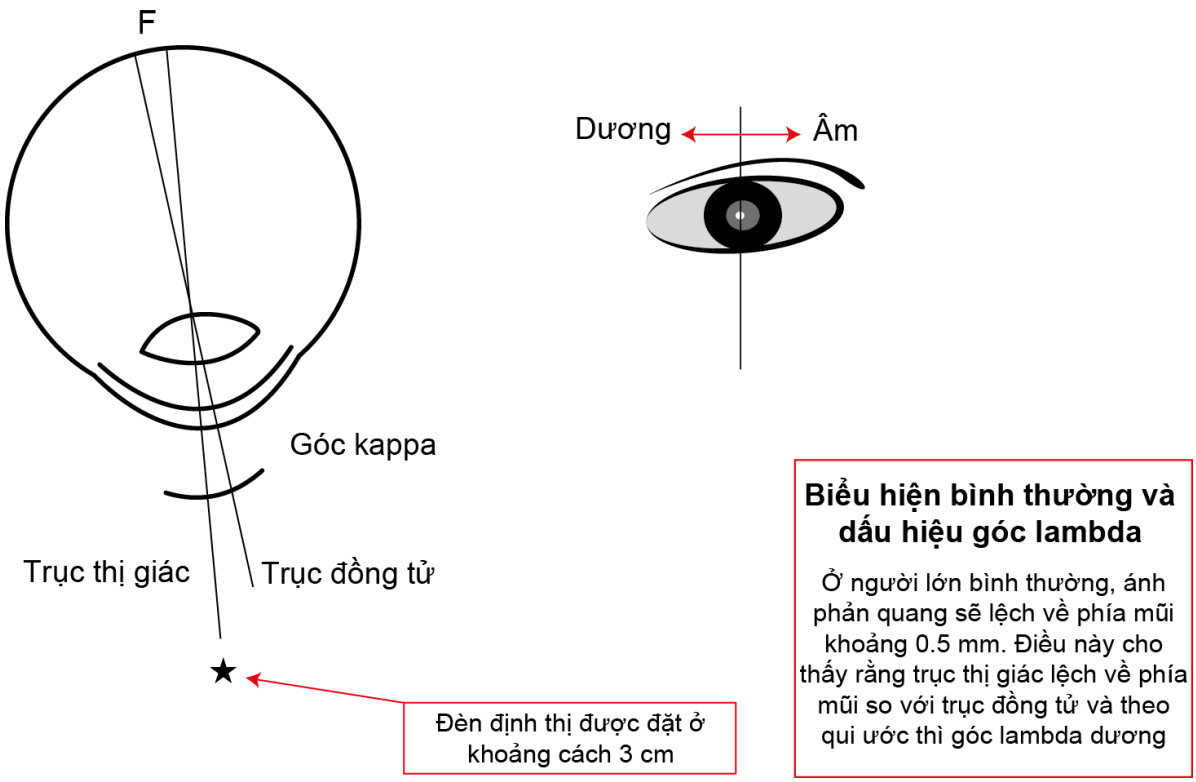
Góc alpha quan trọng về mặt lâm sàng bởi vì nó cho phép hiểu rõ đặc tính định thị của bệnh nhân. Nhưng chúng ta không thể đo góc alpha trên lâm sàng bởi vì không thể xác định được vị trí điểm nút. Để khắc phục vấn đề này, người ta xác định thêm 2 trục tương ứng trên lâm sàng với trục quang học và trục thị giác.

Trục tương ứng lâm sàng với trục quang học là trục đồng tử, nó dễ dàng nhận biết được bằng cách dùng các ảnh phản xạ. Chỉ cần đơn giản đặt một nguồn sáng sao cho ảnh Purkinje thứ nhất nằm đúng tâm ở đồng tử vào (đường thẳng từ nguồn sáng tới tâm đồng tử vào phải vuông góc với giác mạc).

Trục nhìn là trục tương ứng trên lâm sàng với trục thị giác. Do đó, góc lambda (được tạo thành ở tâm của đồng tử vào) là góc tương ứng lâm sàng của góc alpha và là góc đo được trong khám nghiệm Hirschberg . Góc lambda là dương khi trục nhìn lệch về phía mũi so với trục đồng tử.

Ghi chú: Trong nhiều sách, khám nghiệm Hirschberg được cho là có thể tính được góc kappa. Tuy nhiên, không hoàn toàn đúng như vậy. Trong thực tế, trục thị giác và trục đồng tử có thể không cắt nhau để tạo thành một góc, bởi vì ở hầu hết mọi người, trục thị giác không đi qua tâm của đồng tử vào. Tuy nhiên, thuật ngữ góc kappa và góc lambda thường được dùng thay thế cho nhau (nhưng không chính xác).

Hình 2.7 (trên) cho thấy vị trí ảnh Purkinje thứ nhất sẽ xuất hiện khi một bệnh nhân có định thị bình thường nhìn vào một nguồn sáng nhỏ. Về cơ bản, sơ đồ này minh họa quang học của khám nghiệm Hirschberg. Nguồn sáng (do là điểm định thị) sẽ nằm trên trục nhìn của bệnh nhân, như ở hình minh họa, nó giao cắt vuông góc với giác mạc lệch về phía mũi so với trục đồng tử (tức là bệnh nhân có góc lambda dương). Để xác định vị trí gần đúng của ánh phản chiếu giác mạc, hãy xét một tia từ nguồn sáng giao cắt vuông góc với giác mạc và đi qua tâm độ cong của giác mạc. Vì tia này vuông góc với giác mạc nên ánh sáng từ tia này sẽ bị phản chiếu vuông góc ở mặt trước giác mạc (tức là thẳng trở lại nguồn sáng) tạo thành ảnh Purkinje thứ nhất. Do đó, nếu bạn ở sau nguồn sáng và nhìn vào mắt bệnh nhân thì ánh phản chiếu giác mạc sẽ nằm ở một vị trí trên tia này. Vị trí chính xác của nó phụ thuộc vào bán kính cong giác mạc (do đó phụ thuộc vị trí của tiêu điểm phản xạ của mặt trước giác mạc) và khoảng cách từ nguồn sáng tới bệnh nhân. Tuy nhiên, đối với hầu hết các khoảng định thị gần hợp lí, nó sẽ nằm ở trước một chút so với tiêu điểm phản xạ của giác mạc (tức là 1/2 bán kính cong). Cần chú ý rằng tâm độ cong của giác mạc nằm ở sau tâm đồng tử vào của mắt. Kết quả là, ảnh Purkinje thứ nhất thường được tạo thành ở phía mũi của tâm đồng tử vào (như thấy trong Hình 2.8). Đối với hầu hết mọi người, ánh phản chiếu giác mạc sẽ hiện ở phía mũi của tâm đồng tử, cách khoảng 0.5 mm.

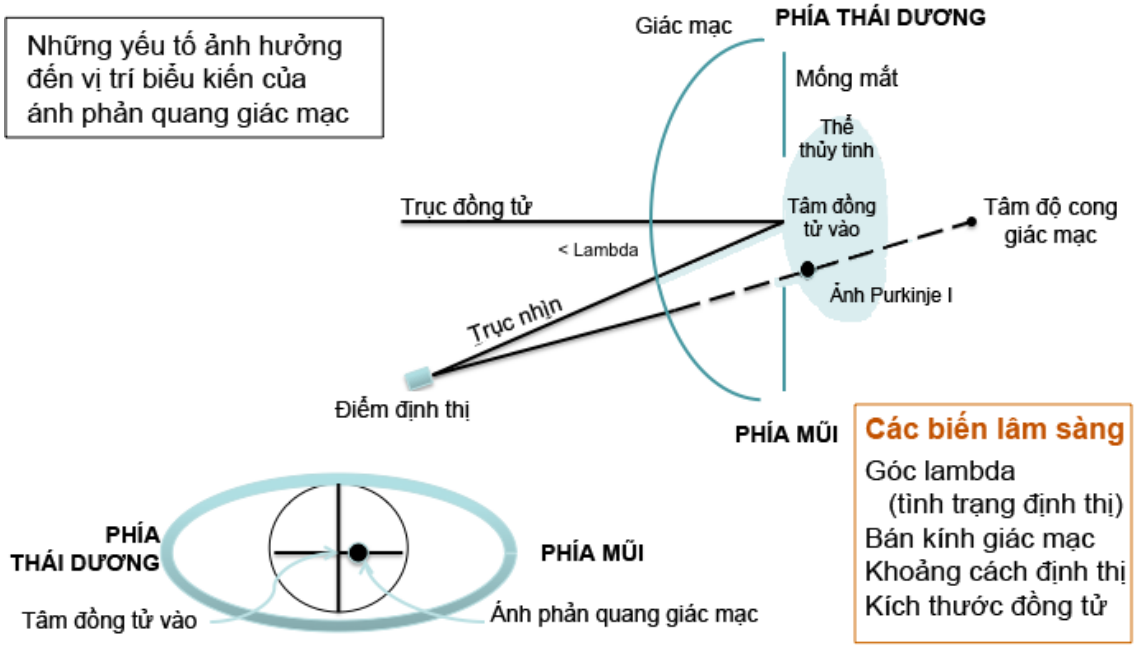


Hình 2.8: *Biểu hiện bình thường và dấu hiệu góc lambda*

Trong thí dụ trên, một số yếu tố có thể ảnh hưởng đến vị trí tương đối của ánh phản chiếu giác mạc so với tâm đồng tử vào (Hình 2.9). Đáng chú ý nhất là góc lambda . Sự lệch của ánh phản chiếu giác mạc khỏi tâm của đồng tử vào sẽ tăng khi độ lớn của góc lambda tăng. Vị trí chính xác của nó cũng bị ảnh hưởng bởi:

1. Bán kính cong giác mạc,
2. Khoảng cách định thị, và trong một số trường hợp,
3. Kích thước đồng tử

(Do đồng tử có thể không co/giãn một cách cân đối nên vị trí tuyệt đối của tâm đồng tử vào có thể thay đổi theo kích thước đồng tử).



Hình 2.9: *Những yếu tố ảnh hưởng đến vị trí biểu kiến của ánh phản chiếu giác mạc*

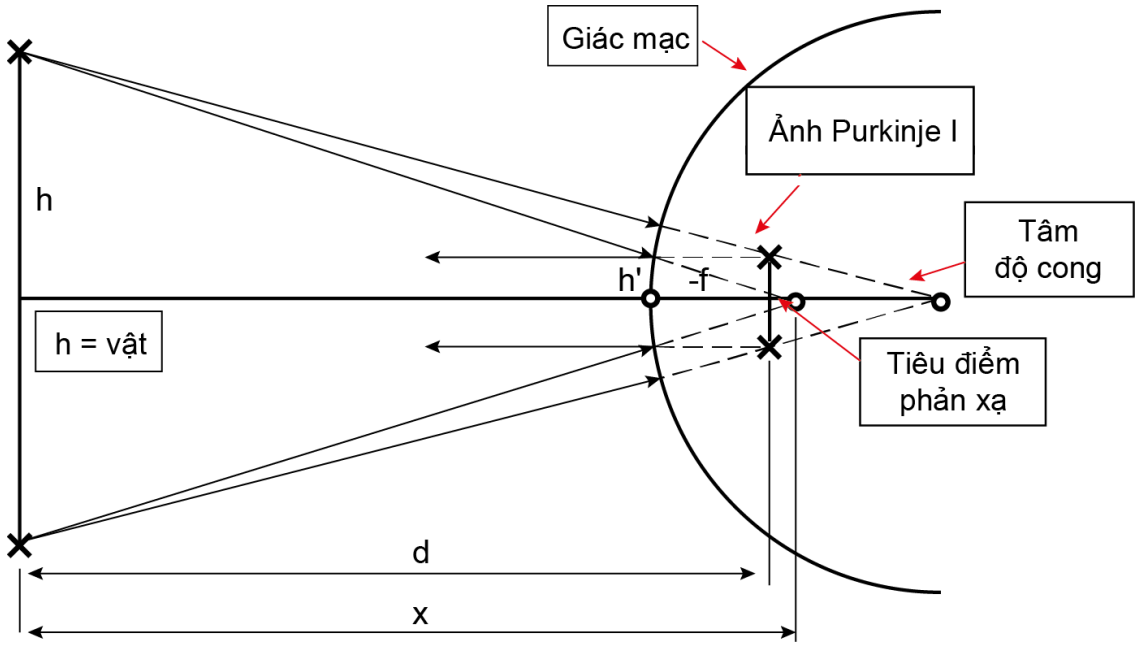
3. ĐO ĐỘ CONG GIÁC MẠC VÀ CHỤP BẢN ĐỒ GIÁC MẠC

ĐO ĐỘ CONG GIÁC MẠC

Đo độ cong giác mạc (keratometry) (kerato = giác mạc; metry = đo) là đo bán kính cong của mặt trước giác mạc. Thuật ngữ "ophthalmometry" (trước đây là thuật ngữ chính xác hơn) thường được dùng đồng nghĩa với đo độ cong giác mạc.

Do không thể đo cụ thể giác mạc một cách thuận tiện và không gây ảnh hưởng (ít nhất là ở mắt người sống), các nhà lâm sàng phải xác định bán kính cong mặt trước giác mạc một cách gián tiếp. Về bản chất, giác mạc được coi như là một gương lồi và các chỉ số vật lí của nó được tính dựa vào thông tin thu được từ các ảnh phản xạ tạo ra bởi mặt trước giác mạc (Hình 2.10).

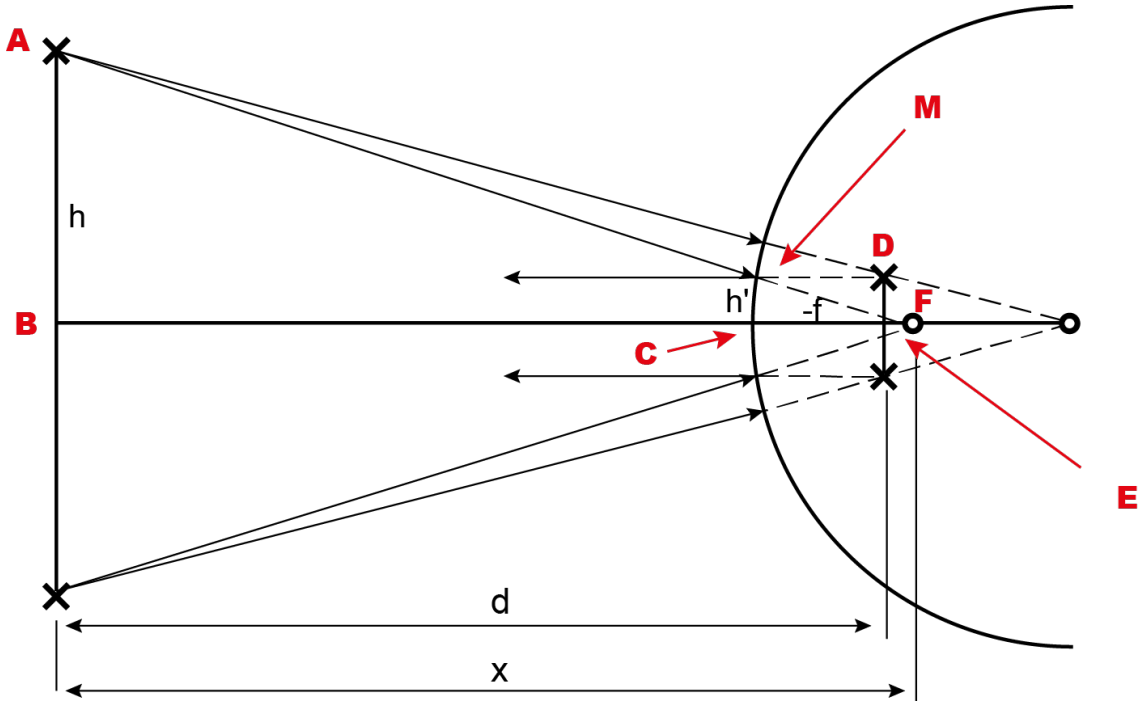
Ghi chú: Ảnh phản xạ là các ảnh được tạo thành bởi sự phản xạ; ảnh khúc xạ là ảnh tạo thành bởi sự khúc xạ.



Hình 2.10: *Nguyên lí đo độ cong giác mạc bằng ảnh Purkinje thứ nhất*

Ảnh phản xạ được tạo ra bởi phản xạ ở mặt trước giác mạc được gọi là "ánh phản quang giác mạc" hoặc "ảnh Purkinje thứ nhất". Để đo độ cong, các nhà nghiên cứu đã sử dụng mối tương quan sau: Đối với một vật và khoảng cách vật đã cho, kích thước ảnh được tạo thành bởi một gương **cầu** thay đổi theo độ cong của mặt phản xạ. Do giác mạc có thể được coi là một gương lồi nên bán kính cong của nó có thể được tính bằng cách đo kích thước của ảnh phản xạ tạo ra bởi một vật có kích thước đã biết. Mối tương quan giữa vật và ảnh được dùng trong giác mạc kế để xác định bán kính cong được rút ra như sau (Hình 2.11).

Hãy để cho AB là vật. Vị trí của ảnh có thể xác định bằng phương pháp dựng hình. Một tia BC đi từ vật tới tâm độ cong (C) rọi vào giác mạc theo hướng vuông góc và bị phản xạ trở lại. Một tia AF hướng về phía tiêu điểm (F). (Ghi chú: tiêu điểm miêu tả đặc tính **phản xạ** của bề mặt chứ không phải đặc tính **khúc xạ**) rọi vào giác mạc ở điểm M và bị phản xạ song song với trục quang học (BC). Giao điểm của các hình chiếu của các tia này là ảnh của A được kí hiệu là "D". Trên thực tế ảnh của AB sẽ cong (hơi lõm về phía C), nhưng chúng ta có thể bỏ qua điều này và coi là ảnh vuông góc với trục. Ảnh của B được kí hiệu là "E".



Hình 2.11: *Công thức giác mạc kế*

Các điểm E và F rất gần nhau và không gây ra sai số quan trọng nên chúng ta có thể coi E và F là cùng một điểm (rõ ràng giả định này trở nên vững chắc hơn khi khoảng cách vật tăng lên). Với giả định này, DEM có thể được coi là một tam giác đồng dạng với tam giác ABF. Do đó:

DE/AB = EM/BF

Do E và F được coi là cùng một điểm nên EM có thể coi là bằng tiêu cự của gương (nhớ là f = r/2).

DE/AB = f/BF = r/2(BF)

Giải cho r:

$$r = \frac{2(BF)(DE)}{AB}$$

Nói một cách khác:

$$r = \frac{2(\text{khoảng cách vật tới ảnh})(\text{kích thước ảnh})}{\text{Kích thước vật}}$$

Phương trình này đôi khi được gọi là **"công thức giác mạc kế"**.

Ở các dụng cụ lâm sàng (thí dụ giác mạc kế B & L) một vật có kích thước đã biết (tiêu sáng) được gắn vào một hệ thống kính ngắm tiêu cự ngắn có độ sâu trường nhỏ. Khi quan sát ảnh qua kính ngắm, khoảng cách BF (tức là khoảng cách từ vật tới ảnh) và kích thước của vật (AB) được giữ không đổi. Giác mạc kế lúc này được dùng để đo kích thước ảnh (DE) và để tính bán kính cong. Sai số sinh ra bởi giả định EM = f và E và F là cùng một điểm sẽ nhỏ hơn 0.1 D. Tuy nhiên, sai số 1.0% của khoảng cách từ vật tới ảnh sẽ gây ra sai số đo khoảng 0.8 đến 0.9 D. (Điều gì xảy ra nếu giác mạc kế không được chỉnh tiêu đúng đắn?).

ĐO KÍCH THƯỚC ẢNH

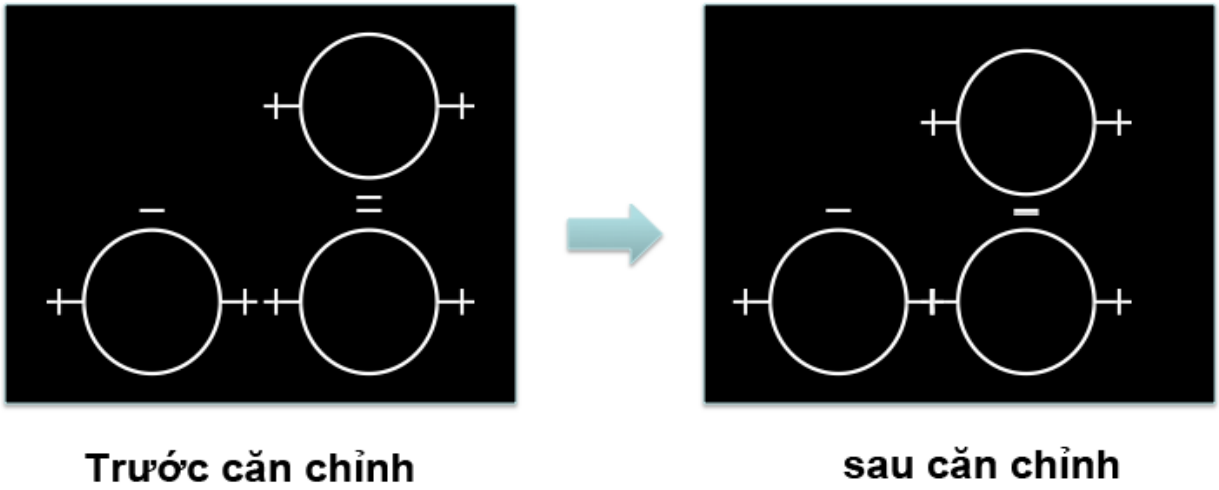
Khó có thể đo trực tiếp và chính xác kích thước của ánh phản chiếu giác mạc, bởi vì không thể bất động mắt theo ý muốn. Ngay cả khi cố gắng định thị bất động thì mắt cũng không bao giờ bất động hoàn toàn mà vẫn có những chuyển động trôi lệch nhỏ gọi là những động tác giật (micro-saccades) và những rung rinh định thị (fixation tremors). Do ảnh tạo ra bởi gương được quay một góc bằng 2 lần góc quay của gương nên ngay cả những chuyển động nhỏ này của mắt cũng khiến cho không thể đo trực tiếp một cách chính xác. Để khắc phục khó khăn này, các nhà khoa học thị giác đã mượn một ý tưởng của các nhà thiên văn học trước đây và đưa một thiết bị nhân đôi hình vào hệ thống kính ngắm của giác mạc kế. Qua thiết bị nhân đôi hình, người đo thấy 2 ảnh phản chiếu giác mạc cách nhau một khoảng nhất định. Với hệ thống nhân đôi hình, các ảnh phản xạ vẫn còn chuyển động, nhưng khoảng cách tương đối giữa 2 ảnh "kép" không thay đổi khi mắt chuyển động. Kết quả là nếu căn chỉnh chính xác độ dịch chuyển tạo ra bởi thiết bị nhân đôi hình thì có thể điều chỉnh sự dịch chuyển ảnh tương đối đến khi ảnh di lệch một mức độ bằng đường kính của nó. Rõ ràng là nếu biết mức độ dịch chuyển quang học cần thiết để di chuyển ảnh một khoảng cách bằng đường kính của nó thì thực tế là đã đo được đường kính của nó.

Có 2 loại hệ thống nhân đôi hình cơ bản được dùng trong các dụng cụ lâm sàng:

1. Hệ thống nhân đôi hình có thể thay đổi

Helmholtz đã hoàn thiện hệ thống nhân đôi hình có thể thay đổi. Phần lớn giác mạc kế hiện có (thí dụ giác mạc kế B&L) đều sử dụng loại hệ thống nhân đôi hình có thể thay đổi (các nhà sản xuất khác nhau tạo ra sự nhân đôi hình theo các cách khác nhau). Hình 2.12 là một sơ đồ đơn giản hóa của hệ thống nhân đôi hình dùng ở giác mạc kế B&L. Ánh sáng từ giác mạc được chia thành nhiều chùm bởi các lỗ ở vật kính của kính ngắm. Ở sau một lỗ, người ta đặt một lăng kính đáy trong (hoặc đáy dưới) có thể di chuyển. Nếu không có lăng kính, ánh sáng đi qua các lỗ khác nhau sẽ hội tụ vào cùng một mặt phẳng và tạo thành một ảnh đơn. Lăng kính làm lệch một phần ánh sáng này để tạo thành một ảnh thứ hai ở cùng một mặt phẳng ảnh. Chuyển động về phía trước và sau của lăng kính làm thay đổi công suất hiệu dụng của lăng kính, do đó tăng hoặc giảm sự nhân đôi ở mặt phẳng ảnh. Khi lăng kính được đặt để cho sự dịch chuyển bằng kích thước ảnh tiêu sáng thì các dấu cộng (hoặc các dấu trừ) (tức là các đầu cuối của ảnh) sẽ trùng khớp nhau.

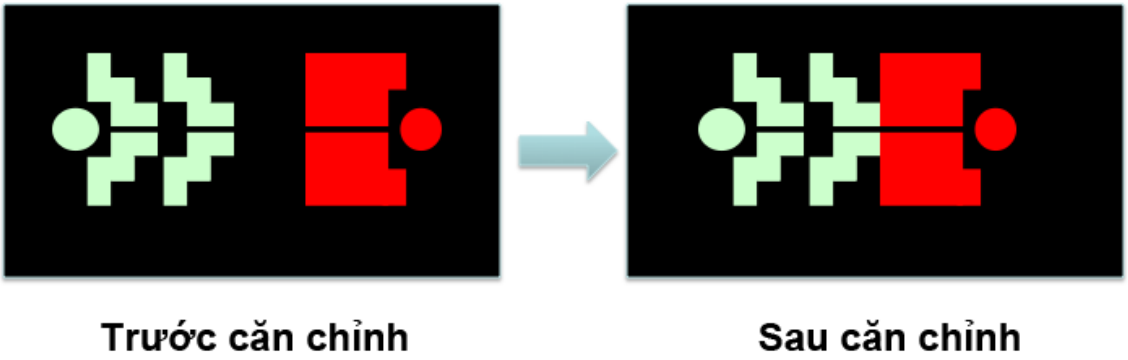
Từ kinh nghiệm với giác mạc kế B&L, bạn biết rằng khi ảnh giác mạc nằm đúng tiêu điểm thì sẽ có 3 ảnh, bởi vì giác mạc kế nhân đôi ảnh giác mạc ở 2 kinh tuyến cùng lúc. Sự nhân đôi hình ở 2 kinh tuyến cho phép đo độ cong ở cả 2 kinh tuyến cùng lúc. Các dụng cụ như giác mạc kế B&L được thiết kế để đo cả 2 kinh tuyến chính đồng thời được gọi là dụng cụ một vị trí (one position). Nhiều giác mạc kế (thí dụ giác mạc kế cũ A.O. và giác mạc kế mới Haig-Strait) có một hệ thống nhân đôi hình đơn lẻ cần phải xoay để đo kinh tuyến thứ hai. Các giác mạc kế này được gọi là dụng cụ 2 vị trí (two position).



Hình 2.12: *Hình tiêu của giác mạc kế ở hệ thống nhân đôi hình có thể thay đổi*

2. Hệ thống nhân đôi hình cố định

Javal và Schiotz đã phát triển hệ thống nhân đôi hình cố định. Ở hầu hết các giác mạc kế (thí dụ Universal Ophthalmometer) sử dụng hệ thống này, ảnh giác mạc được nhân đôi bằng một lăng kính Wollaston. Lăng kính Wollaston gồm 2 lăng kính thạch anh được gắn vào nhau (đỉnh với đáy) để tạo thành một tấm dày. Do các lăng kính được cắt theo các hướng khác nhau so với các trục của tinh thể thạch anh nên lăng kính kết hợp sẽ khúc xạ 2 lần. Kết quả là tạo ra 2 ảnh cách nhau một mức độ cố định. Để căn thẳng hàng các ảnh giác mạc ở loại hệ thống này, cần thay đổi kích thước vật, tức là ở hệ thống này thì kích thước ảnh và khoảng cách vật được giữ không đổi và **kích thước** của vật cần thiết để tạo ra một ảnh đã cho được đo (xem Hình 2.13). Giác mạc kế Haig-Streit, một trong những dụng cụ tốt hiện có, sử dụng hệ thống nhân đôi hình này. Các dụng cụ có hệ thống nhân đôi hình cố định thường là các dụng cụ 2 vị trí.

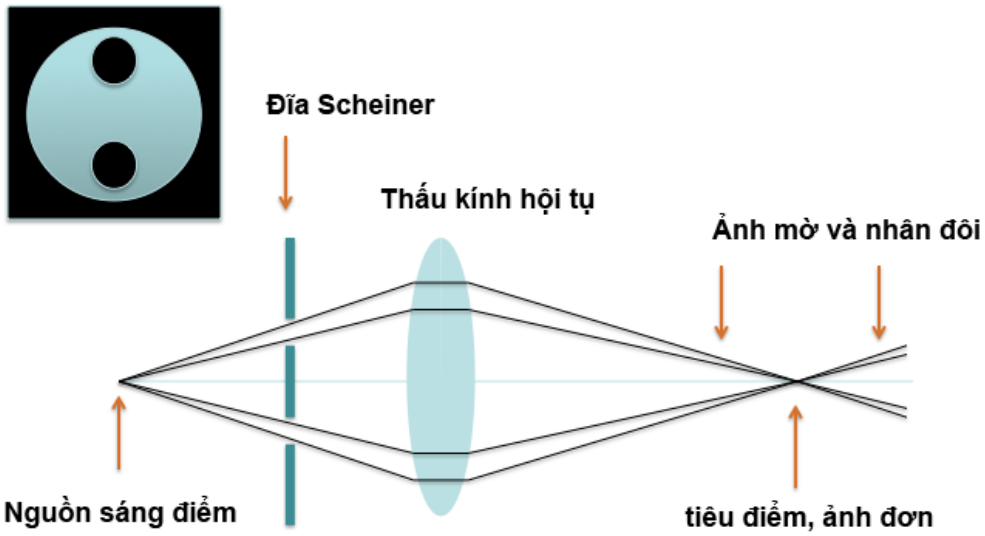


Hình 2.13: *Các hình tiêu của giác mạc kế ở một hệ thống nhân đôi hình cố định*

HỆ ĐIỀU TIÊU SCHEINER

Việc duy trì một khoảng cách vật-ảnh cụ thể và hằng định rất quan trọng để đo độ cong giác mạc chính xác, do đó các nhà thiết kế dụng cụ đã sử dụng một hệ điều tiêu Scheiner (còn gọi là hệ điều tiêu "trùng hợp") để tạo thuận lợi cho việc điều chỉnh chính xác dụng cụ. Yếu tố chủ yếu hệ điều tiêu Scheiner là điểm cuối theo chủ quan dựa vào vật tiêu là hình đơn hay hình đôi. Ở các hệ điều tiêu thông thường, người khám điều chỉnh dụng cụ tới khi thấy rõ vật tiêu. Tuy nhiên, đối với chúng ta, khả năng phát hiện hình đôi thì tốt hơn khả năng phát hiện hình mờ. Do đó, chúng ta có thể điều chỉnh tiêu điểm một dụng cụ chính xác hơn bằng hệ Scheiner.

Hệ điều tiêu Scheiner gồm một đĩa mờ đục có 2 lỗ (đĩa Scheiner). Trong thí dụ này, vật bao gồm một nguồn điểm đơn (có thể coi nó như là một điểm đơn của ánh phản chiếu giác mạc sinh ra bởi các hình tiêu của giác mạc kế). Ánh sáng ra khỏi điểm sáng được giới hạn thành 2 chùm sáng bởi 2 lỗ ở đĩa Scheiner. Sau khi đi qua 2 lỗ này, ánh sáng từ nguồn điểm gặp một thấu kính điều tiêu, nó hội tụ ánh sáng vào mặt phẳng "đúng tiêu điểm" (Hình 2.14).



Hình 2.14: *Hệ điều tiêu Scheiner tạo ra một ảnh kép nằm ngoài mặt phẳng tiêu*

Ghi chú: Sự có mặt của đĩa Scheiner không ảnh hưởng đến độ tụ của ánh sáng hoặc công suất hiệu dụng của thể thủy tinh.

Hãy xem xét ảnh giác mạc của một điểm trông sẽ thế nào nếu bạn đặt một màn chắn ảnh ở mặt phẳng "đúng tiêu". Nó sẽ là một ảnh điểm đơn. Tuy nhiên, nếu màn chắn ảnh được đặt quá gần hoặc quá xa so với thấu kính điều tiêu (ở các vị trí 'lệch tiêu") thì ảnh giác mạc của nguồn điểm sẽ gồm 2 ảnh, cả 2 ảnh đều hơi lệch tiêu. Màn chắn ảnh càng gần mặt phẳng "đúng tiêu" thì 2 ảnh càng gần nhau đến khi chúng tạo thành một ảnh duy nhất ở mặt phẳng "đúng tiêu". Cần thấy rằng điều này cũng xảy ra với ảnh nếu màn chắn ảnh được cố định ở vị trí ở mặt phẳng "đúng tiêu" và thấu kính điều tiêu và đĩa Scheiner được di chuyển đến gần vật điểm hơn. Giả sử là khoảng cách từ màn chắn ảnh và thấu kính điều tiêu là cố định thì bạn sẽ thấy ảnh đi từ đơn sang đôi. Điều này cũng tương tự như cách bạn điều chỉnh tiêu điểm giác mạc kế. Với giác mạc kế B & L, người đo chỉnh tiêu thị kính để cho chữ thập nằm đúng tiêu điểm.

Ghi chú: Các chữ thập tương ứng với "mặt phẳng tiêu" mong muốn ở bên trong giác mạc kế.

Tiếp theo, đầu bệnh nhân được đặt đúng vị trí và toàn bộ giác mạc kế được di chuyển lại gần hoặc ra xa bệnh nhân trong khi người đo quan sát 2 vòng ở phía dưới bên phải. Khi điều chỉnh tiêu cự của máy thì khoảng cách giữa các vòng sẽ thay đổi. Nếu tiêu điểm được chỉnh đúng thì ảnh của các tiêu sáng sẽ được tạo ra ở "mặt phẳng tiêu" của thị kính và chúng sẽ chập làm một. Đây là một bước rất quan trọng bởi vì nó xác định khoảng cách vật-ảnh thích hợp. Hệ điều tiêu Scheiner giúp cho bạn rất nhạy cảm với các mức lệch tiêu rất nhỏ.

MỤC TIÊU CỦA ĐO ĐỘ CONG GIÁC MẠC

Chúng ta muốn có một dụng cụ xác định được hình dạng thực của giác mạc nhưng rõ ràng là giác mạc kế không đo hình dạng thực của giác mạc mà chỉ đo được kích thước của ảnh Purkinje thứ nhất. Từ số đo này, người ta tính ra độ cong giác mạc. Tuy nhiên, cần thấy rằng các công thức được dùng để tính độ cong là các phương trình dùng cho các gương **cầu**. Do đó, đối với một kinh tuyến giác mạc đã cho, dù ảnh trông thế nào, giác mạc kế cũng cho độ cong của một mặt cầu sẽ tạo ra ảnh có cùng kích thước như là mặt trước giác mạc.

Cũng xét rằng các ảnh trên giác mạc kế được tạo ra bởi phản xạ từ 2 điểm nhỏ trên giác mạc cách nhau khoảng 2.5 đến 3 mm; khoảng cách chính xác phụ thuộc vào bán kính cong giác mạc. Hình dạng giác mạc có thể bị thay đổi về căn bản giữa 2 điểm này mà không ảnh hưởng đến số đo.

Dưới đây là 2 trong số những nhược điểm của giác mạc kế:

1. Kết quả của giác mạc kế chỉ phản ánh độ cong của các phần riêng biệt của giác mạc.
2. Giác mạc kế được định chuẩn cho các mặt cầu và nó giả định là dọc theo bất kì kinh tuyến nào đã cho của giác mạc cũng là hình cầu.

CÁC SỐ ĐO CÔNG SUẤT GIÁC MẠC

Giác mạc kế thường cung cấp 2 số đo khác nhau của độ cong giác mạc, đó là bán kính cong và công suất khúc xạ. Bán kính cong thực tế là để đánh giá độ cong mặt trước giác mạc, nhưng đáng chú ý là số đo công suất lại được dùng để đại diện cho công suất khúc xạ thực tế của toàn bộ giác mạc (tức là cả mặt trước và mặt sau).

Tổng công suất được tính thế nào? Giả sử bạn đo được bán kính cong giác mạc của mắt một bệnh nhân là 7.67 mm. Công suất khúc xạ của mặt trước giác mạc có thể được tính đơn giản bằng cách sử dụng các công thức của mặt khúc xạ cầu đơn.

$$F = \frac{n'-n}{r}$$

F = công suất khúc xạ
n'= chiết suất của giác mạc (1.376)
n = chiết suất của không khí (1.0)
r = bán kính giác mạc (tính bằng mét)

$$F = \frac{1.376-1.0}{0.00767\ m}$$

F = + 49.00 D

Tuy nhiên, số đo công suất ở giác mạc kế B & L cho bán kính cong 7.67 mm là +44.00 D, tức là tổng công suất **ít hơn** 5.00 D so với công suất tính chỉ ở mặt trước. Các công suất đo được thấp hơn bởi vì các nhà sản xuất đã chủ ý chọn chiết suất thấp hơn để tính công suất nhằm bù trừ cho thực tế là mặt sau giác mạc có công suất khúc xạ âm thấp. Chiết suất dùng cho các tính toán này ở giác mạc kế B & L là 1.3375 (một số máy đo khác sử dụng chiết suất giả định 1.336).

CÔNG SUẤT KHÚC XẠ CỦA GIÁC MẠC

Do sự thay đổi chiết suất lớn nhất xảy ra ở mặt phân cách giác mạc-không khí nên giác mạc góp phần vào tổng công suất khúc xạ của mắt nhiều hơn bất kì mặt khúc xạ nào khác (Hình 2.15).

Tính tổng công suất của giác mạc "trung bình"

Giả sử:

Bán kính cong mặt trước giác mạc = R_a = 7.8 mm (chữ a nghĩa là trước)
Bán kính cong mặt sau giác mạc = R_p = 6.8 mm (chữ p nghĩa là sau)
Chiết suất của giác mạc = n_c = 1.376 (chữ c nghĩa là giác mạc)
Chiết suất của thủy dịch = n_a = 1.336 (chữ a nghĩa là thủy dịch)
Độ dày giác mạc = 0.5 mm

Ghi chú: Bán kính cong mặt sau giác mạc ngắn hơn bán kính mặt trước.

Công suất mặt trước:

$$F_1 = \frac{1.376-1.0}{0.0078\ m} = +48.2\ D$$

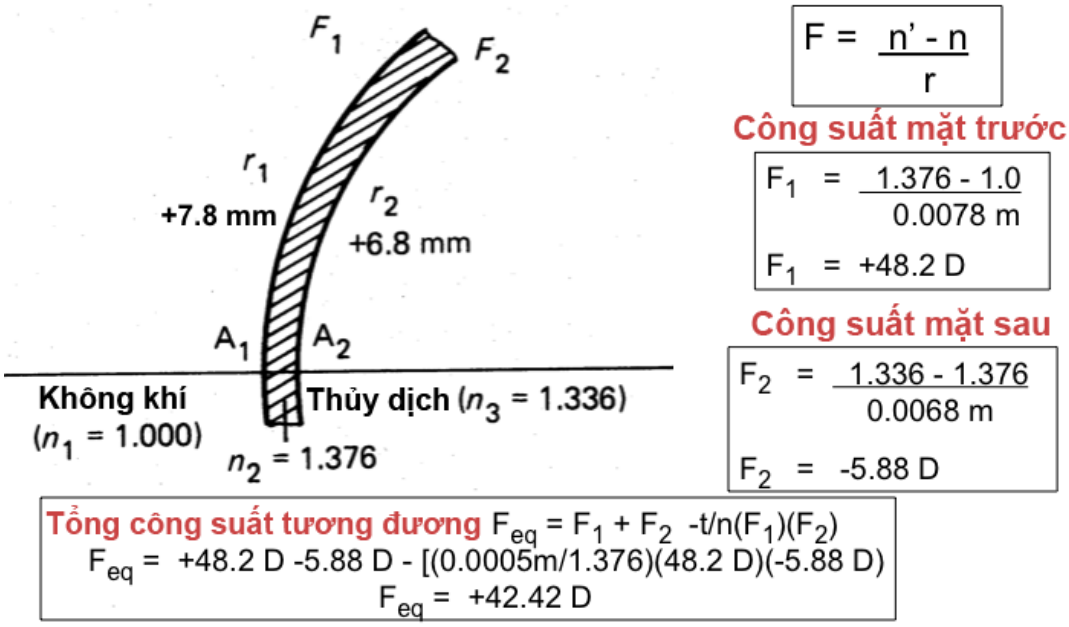
Công suất mặt sau:

$$F_2 = \frac{1.336 - 1.376}{0.0068\ m} = -5.88\ D$$

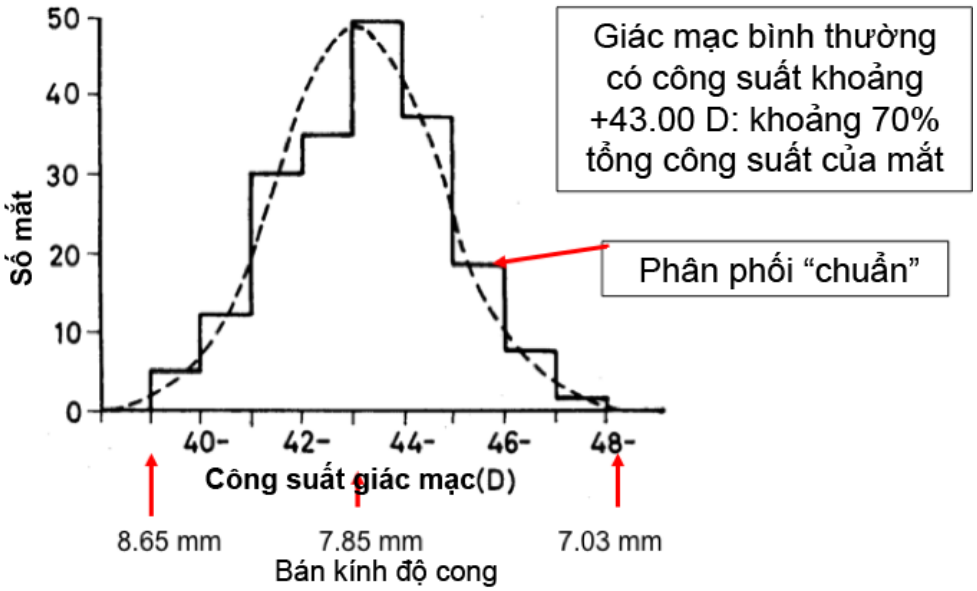
Công suất tương đương của toàn bộ giác mạc:

$F_{eq} = F_1 + F_2 – t/n\ (F_1)(F_2)$
$F_{eq} = 48.2\ D – 5.88\ D – [(0.0005\ m/1.376)(48.2\ D)(–5.88\ D)]$
$F_{eq} = +42.42\ D$

Tổng công suất của mắt không điều tiết là khoảng +60 D. Do giác mạc góp phần 60-70% của tổng công suất nên dễ hiểu tại sao một số bệnh hoặc tổn hại giác mạc có thể ảnh hưởng nhiều đến tình trạng khúc xạ của mắt và thị lực nói chung.



Hình 2.15: *Tính tổng công suất giác mạc*



Hình 2.16: *Phân phối của công suất giác mạc ở người lớn tuổi trẻ*

Ghi chú: Rõ ràng là ánh sáng trên thực tế bị khúc xạ bởi màng nước mắt trước khi nó tới giác mạc đích thực. Khi xem xét thực tế này, liệu chúng ta có nên sử dụng chiết suất của màng nước mắt hơn là chiết suất của giác mạc đích thực khi tính công suất khúc xạ của mặt trước giác mạc? Chiết suất của màng nước mắt thường được cho là khoảng 1.336, rất gần với các chiết suất giả định được chọn bởi các nhà sản xuất dụng cụ để tính công suất giác mạc. Một số sách cho rằng đó là lí do tại sao các nhà sản xuất đã chọn một chiết suất thấp nhân tạo để tính công suất giác mạc. Tuy nhiên, sự tương ứng giữa chiết suất giả định dùng để tính công suất giác mạc và chiết suất của nước mắt chỉ là ngẫu nhiên. Cần phải coi rằng màng nước mắt có độ dày đồng đều. Do đó, là một thực thể riêng biệt, nó thực tế không góp phần vào công suất khúc xạ thực của giác mạc. Có thể loại bỏ màng nước mắt khỏi giác mạc mà không ảnh hưởng đến tổng công suất của giác mạc (xem phần dưới).

Bây giờ, cũng cần nhớ rằng khi màng nước mắt ở trên giác mạc thì khúc xạ nhiều nhất thực tế xảy ra ở bề mặt nước mắt. Tuy nhiên, do giác mạc nằm ở sau nước mắt nên mặt phân cách giữa mặt sau màng nước mắt và giác mạc sẽ có thêm hiệu ứng khúc xạ dương (positive refracting effect).

Ghi chú: Ở trong không khí, mặt sau của màng nước mắt sẽ có một công suất âm tương đương công suất dương của mặt trước màng nước mắt. Nói một cách khác, ở trong không khí, bản thân màng nước mắt về cơ bản sẽ có công suất khúc xạ bằng 0, nhưng ở mắt cả mặt trước và mặt sau của màng nước mắt có hiệu ứng khúc xạ dương.

Kết quả là nếu sử dụng chiết suất của màng nước mắt (và bán kính cong của màng nước mắt được đo bằng giác mạc kế) để tính công suất khúc xạ của mặt trước giác mạc thì bạn sẽ đánh giá thấp công suất khúc xạ của hệ thống màng nước mắt-giác mạc trước.

Bản thân màng nước mắt góp phần thế nào vào tổng công suất khúc xạ của mắt?

Giả sử:

Bán kính cong mặt trước giác mạc	= 7.8 mm
Chiết suất (giác mạc)	= 1.376
Chiết suất (nước mắt)	= 1.336
Độ dày lớp nước mắt	= 10 micron (0.00001 m)

Để trả lời câu hỏi này, chúng ta sẽ xác định vị trí ảnh của một nguồn điểm ở xa được tạo ra bởi khúc xạ ở mặt trước giác mạc **có** và **không có** màng nước mắt.

Có màng nước mắt:

Công suất của màng nước mắt phía trước:

$$F_{(\text{nước mắt})} = \frac{1.336-1.0}{0.0078\ \text{m}} = +43.0769\ \text{D}$$

Ảnh tạo thành bởi màng nước mắt phía trước:

$$l'_{(\text{nước mắt})} = n'/L' = \frac{1.336}{+43.0769\ \text{D}} = 0.0310143$$

Độ tụ ánh sáng ở mặt phân cách nước mắt-giác mạc:

$$L = n/l = \frac{1.336}{0.0310043\ \text{m}} = +43.090797\ \text{D}$$

Công suất của mặt phân cách nước mắt-giác mạc:

$$F_{(\text{mặt trước giác mạc})} = \frac{1.376-1.336}{0.0078\ \text{m}} = +5.1282051\ \text{D}$$

Độ tụ ánh sáng ra khỏi mặt phân cách nước mắt-giác mạc:

$$L' = L + F = 43.090797 + 5.1282051 = +48.219002\ \text{D}$$

Vị trí ảnh cuối cùng sau khi rời khỏi mặt phân cách nước mắt-giác mạc:

$$l' = \frac{1.376}{48.219} = 0.0285365\ \text{m}$$

tức là ảnh được tạo thành ở sau màng nước mắt **2.85465 cm**.

Không có màng nước mắt:

Công suất của mặt phân cách không khí-giác mạc:

$$F = \frac{1.376-1.0}{0.0078\ \text{m}} = +48.205128\ \text{D}$$

Vị trí ảnh cuối cùng sau khi rời khỏi mặt phân cách không khí-giác mạc:

$$l' = \frac{1.376}{48.205128\ \text{D}} = 0.0285447\ \text{m}$$

tức là ảnh được tạo thành ở sau giác mạc 2.85447 cm. Do đó, hiệu số các mặt phẳng ảnh có màng nước mắt và không có màng nước mắt là một số không đáng kể (0.000182 cm).

Kết luận

1. Màng nước mắt, do có độ dày đồng đều, không góp phần vào tổng công suất khúc xạ của mắt.
2. Khúc xạ ở mắt bình thường đầu tiên xảy ra ở màng nước mắt. Tuy nhiên, loại bỏ màng nước mắt sẽ không (ít nhất là về mặt khúc xạ) thay đổi tình trạng khúc xạ của mắt.

Những bàn luận trên nhằm minh họa vai trò của nước mắt đối với công suất khúc xạ và để nhấn mạnh rằng công suất đo được bằng giác mạc kế nhằm miêu tả tổng công suất khúc xạ của giác mạc (cả mặt trước và mặt sau đồng thời). Như sẽ đề cập đến ở phần sau, mặt sau giác mạc thực tế có hiệu ứng khúc xạ âm.

ĐỘ CHÍNH XÁC CỦA GIÁC MẠC KẾ

Độ chính xác của giác mạc kế bị hạn chế bởi nhiều yếu tố, bao gồm nhiều biến số của bệnh nhân và người đo (thí dụ những thay đổi tư thế đầu hoặc hướng định thị; dao động điều tiết của người đo). Nhưng cũng như bất kì thiết bị quang học nào khác, độ chính xác của giác mạc kế, ngay cả trong những điều kiện lí tưởng cũng bị hạn chế bởi nhiễu xạ. Về mặt lí thuyết, giác mạc kế không thể cho kết quả (ngay cả khi đo ở những quả cầu thép) với độ chính xác lớn hơn khoảng ± 0.2 D. Khi có thêm yếu tố con người thì mức độ chính xác còn thấp hơn.

Thí dụ, một nghiên cứu trong đó người ta đo trên những quả cầu bằng thép đã cho thấy khoảng biến thiên là 0.37 D cho các số đo ngang (tức là ± 0.19 D so với số trung bình) và 0.75 D cho các số đo dọc ± 0.37 D). Rất có thể là các số đo độ cong giác mạc trên lâm sàng thậm chí còn thay đổi nhiều hơn.

CÔNG DỤNG LÂM SÀNG CỦA GIÁC MẠC KẾ

Khi giác mạc kế mới được làm ra, nó có một ảnh hưởng về mặt lâm sàng nhiều hơn so với ngày nay, chủ yếu bởi vì việc sử dụng nó khiến cho người ta chú ý tới tỉ lệ cao loạn thị ở dân số chung. Đáng tiếc là dụng cụ này chỉ đo loạn thị do mặt trước giác mạc. Nhiều dữ liệu lâm sàng đã cho thấy một cách chắc chắn rằng loạn thị đo bằng giác mạc kế thường khác về độ và trục so với đo chủ quan. Kính chỉnh loạn thị xác định theo chủ quan và dựa vào giác mạc kế chỉ phù hợp ở khoảng 40% các trường hợp. Tuy nhiên, nói chung, độ loạn thị giác mạc càng cao thì độ phù hợp càng cao. Khác biệt giữa công suất trụ đo bằng giác mạc kế và đo chủ quan chủ yếu là do:

1. Loạn thị của thể thủy tinh, và
2. Độ cong mặt sau giác mạc

Ngay cả khi thay đổi các số đo độ cong giác mạc để bù trừ cho loạn thị do thể thủy tinh “trung bình” và hiệu quả của kính (qui tắc Javal) thì giác mạc kế vẫn chỉ cho một một số ước lượng công suất trụ cuối cùng.

Do chênh lệch giữa loạn thị ở khám chủ quan và loạn thị ở giác mạc kế, giác mạc kế không hữu ích trong đo khúc xạ thường ngày như là trong một số trường hợp đặc biệt. Nó đặc biệt hữu ích trong:

1. Xác định đường cong gốc thích hợp cho kính tiếp xúc (tuy nhiên, với những kính tiếp xúc mềm đeo dài ngày, vai trò của nó trong việc lắp đặt và đánh giá kính tiếp xúc đang thay đổi)
2. Phát hiện và theo dõi bệnh giác mạc (thí dụ giác mạc hình chóp)
3. Giải thích nguyên nhân thị lực kém (thí dụ các hình tiêu biến dạng có thể cho biết loạn thị bất thường hoặc không đều)

4. Xác định bản chất của tật khúc xạ (tật khúc xạ có bản chất là do trục hay do khúc xạ?)
5. Khám những bệnh nhân khó đo được khúc xạ chủ quan (tức là phương pháp khách quan có thể dùng cho bất kì bệnh nhân nào).

Cũng cần nhớ rằng mặc dù kết quả giác mạc kế luôn cần thiết khi xác định kính điều chỉnh thích hợp, nhưng chúng chỉ là một phần quan trọng của cơ sở dữ liệu ở tất cả các bệnh nhân.

ĐO ĐƯỜNG ĐỒNG MỨC GIÁC MẠC (CORNEAL CONTOUR MEASUREMENTS)

Giác mạc kế thường được dùng chỉ để đánh giá độ cong của phần trung tâm giác mạc. Tuy nhiên, có nhiều lí do cần phải biết hình dạng của toàn bộ giác mạc (tức là địa hình giác mạc). Thứ nhất, đặc tính vừa khớp của kính tiếp xúc thường phụ thuộc vào tương quan giữa chu vi của kính và đường đồng mức giác mạc ở chu vi, và thứ hai là cần biết chính xác hình dạng giác mạc để hiểu rõ và thực hiện phẫu thuật khúc xạ giác mạc. Do đó, nhiều phương pháp đã được đưa ra để đánh giá độ cong trên những vùng giác mạc rộng hơn. (Hình 2.17).

ĐO ĐỘ CONG GIÁC MẠC CHU VI

Đã có nhiều cố gắng sử dụng giác mạc kế để đo đường đồng mức giác mạc, tuy nhiên, các số đo này cũng chỉ được coi là các số xấp xỉ. Để đo đường đồng mức giác mạc, người ta dùng một thiết bị gắn vào giác mạc kế để tạo ra cho bệnh nhân một vật tiêu định thị có thể di chuyển. Sau đó đo nhiều lần trong khi bệnh nhân định thị vào các điểm được đặt lệch tâm một mức đã định so với trục quang học của giác mạc kế. Độ chính xác của phương pháp này bị hạn chế rất nhiều bởi 2 trong số những nhược điểm chính của giác mạc kế đã được đề cập ở phần trước. Giác mạc chu vi rõ ràng không có hình cầu và ở chu vi thì độ cong thay đổi nhanh đến mức những khoảng cách tương đối rộng giữa các vùng giác mạc, các vùng này phản chiếu ánh sáng từ các hình tiêu để gây ra những sai số đo lớn khác thường. May mắn là khi đo độ cong giác mạc trung tâm thì giá trị này tương đối phù hợp với độ cong ở đỉnh giác mạc. Tuy nhiên, đối với giác mạc chu vi thì sai số này làm cho vùng chu vi gần dường như dẹt hơn thực tế và sự thay đổi độ cong ở chu vi thì lớn bất thường.

ĐO ĐỘ CONG GIÁC MẠC VỚI TIÊU SÁNG NHỎ

Để giảm sai số sinh ra bởi các số đo từ các điểm giác mạc cách xa nhau, các nhà nghiên cứu đã giảm kích thước các tiêu sáng của giác mạc kế. Thí dụ, Mandell đã sửa đổi giác mạc kế để các vùng giác mạc được đo chỉ cách nhau 1.0 mm. Sửa đổi này làm tăng giá trị của đo độ cong giác mạc chu vi. Tuy nhiên, để có đủ số đo đem lại thông tin hữu ích về hình dạng giác mạc tốn rất nhiều thời gian, do đó thường không khả thi về mặt lâm sàng.

ĐĨA PLACIDO

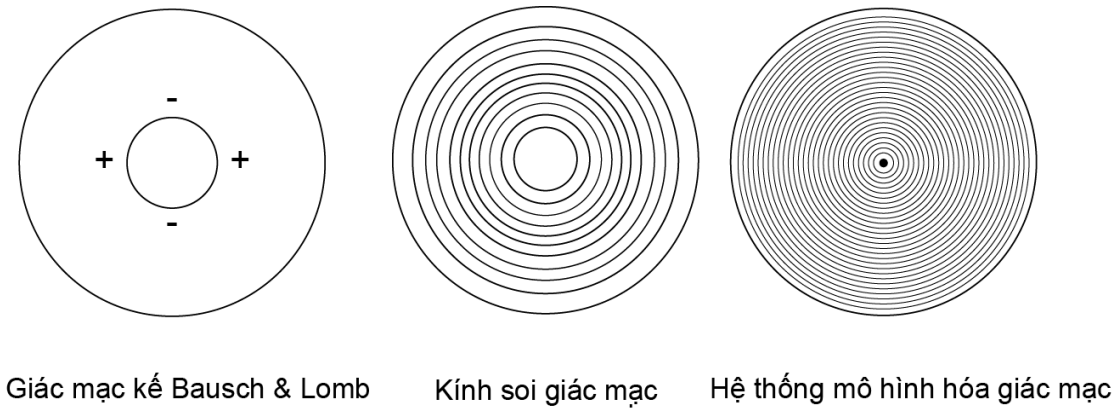
Đĩa Placido hoặc **đĩa soi độ cong giác mạc** (keratoscopic disc) có thể được dùng để đánh giá định tính hình dạng giác mạc. Đĩa Placido đơn giản gồm nhiều vòng sáng đồng tâm được tạo ảnh trên giác mạc. Ánh phản chiếu giác mạc tạo ra bởi tiêu sáng được quan sát qua một kính cộng công suất cao đặt ở trước một lỗ ở tâm của đĩa. Kính cộng tạo ra một khoảng cách nhìn tiêu chuẩn tương đối và cho độ phóng đại dương. Đĩa Placido tiêu chuẩn chiếu ảnh lên khoảng 7 mm giác mạc và thường được dùng để đánh giá định tính những chỗ không đều của giác mạc do ghép giác mạc không tốt, giác mạc hình chóp hoặc sẹo giác mạc. Ở những người giác mạc bình thường và có loạn thị giác mạc độ thấp (<3.0 tới 4.0 D), ảnh phản xạ sẽ đồng tâm, đều đặn và cơ bản là hình tròn. Ở những người có loạn thị giác mạc độ cao, các vòng phản chiếu sẽ có hình elip, dài ra theo kinh tuyến có độ cong nhỏ nhất.

Bản thân đĩa Placido cũng chỉ là một thiết bị khám sàng lọc. Nhưng từ khi nó được đưa ra, dạng đĩa Placido cơ bản đã được sử dụng trong nhiều phương pháp đo khác. Phương pháp quan trọng nhất trong số này là **soi độ cong giác mạc**.

SOI ĐỘ CONG GIÁC MẠC (PHOTOKERATOSCOPY HOẶC VIDEOKERATOSCOPY)

Soi độ cong giác mạc là một phương pháp tương đối cũ (đầu tiên được dùng bởi Gullstrand vào năm 1896) để đo đường đồng mức giác mạc và, như tên gọi của nó, là chụp ảnh Purkinje thứ nhất. Nguyên lí của soi độ cong giác mạc cũng giống như nguyên lí của đo độ cong giác mạc (keratometry), đó là đo kích thước của ảnh phản xạ tạo ra bởi một vật có kích thước đã biết và dùng toán học để tính độ cong giác mạc bằng các công thức gương cầu. Một đĩa Placido lớn thường được dùng như là vật. Do đó, một trong những ưu điểm của soi độ cong giác mạc so với đo độ cong giác mạc là có thể đo được độ cong giác mạc ở một số lớn các vị trí khác nhau ở khắp giác mạc. Tổng diện tích giác mạc được đo phụ thuộc vào kích thước và hình dạng của vật.

Mặc dù một số nhà nghiên cứu đã cho thấy rằng soi độ cong giác mạc có độ chính xác cao hơn so với giác mạc kế, nhưng cũng có nhiều nguồn gốc sai số quan trọng. Thứ nhất, khó có thể rút ra một biểu đồ toán học để đạt được hình dạng thực của giác mạc. Do đó, cũng như trong đo độ cong giác mạc, các nhà sản xuất giả định là giác mạc có hình cầu hoặc nó theo một tiết diện conic nào đó (thí dụ hình ellip). Ban đầu, một trong những vấn đề lớn nhất của soi độ cong giác mạc là tính ổn định của phim dùng để tạo ra ảnh địa hình giác mạc. Do sự khác biệt về độ co của phim trong khi hiện ảnh, kết quả đo ở những quả cầu thép có bán kính đã biết cho thấy có những thay đổi đáng kể. Người ta đã cho thấy rằng các số đo bán kính cong chỉ chính xác trong khoảng 0.2 mm. Tuy nhiên, hầu hết các máy soi độ cong giác mạc hiện nay sử dụng camera CCD để số hóa ảnh của các tiêu sáng phản chiếu từ giác mạc. Với công nghệ này, dữ liệu ảnh không bị biến dạng bởi quá trình xử lí ảnh, và quan trọng hơn là có ngay dữ liệu để xử lí toán học và cải thiện chất lượng ảnh trên màn hình.



Hình 2.17: *Thí dụ các hình tiêu được dùng làm các vật ở giác mạc kế và máy soi độ cong giác mạc. Đĩa Placido là một loạt các vòng sáng đồng tâm tạo ra ảnh trên giác mạc*

CÁC PHƯƠNG PHÁP ĐO KHÁC

Đo dưỡng (template measurements)

Phương pháp này bao gồm đặt khớp một dưỡng độ cong đã biết với một ảnh giác mạc phóng to được chụp từ một vị trí bên hoặc đặt khớp với một khuôn của giác mạc. Độ chính xác của phương pháp này rất thấp bởi vì thường rất khó đặt khớp dưỡng vào các hình cung nhỏ. Cần lắp vào các cung nhỏ bởi vì độ cong của giác mạc thay đổi liên tục. Nói chung, các dưỡng có thể đo độ cong với độ chính xác 2.0 D.

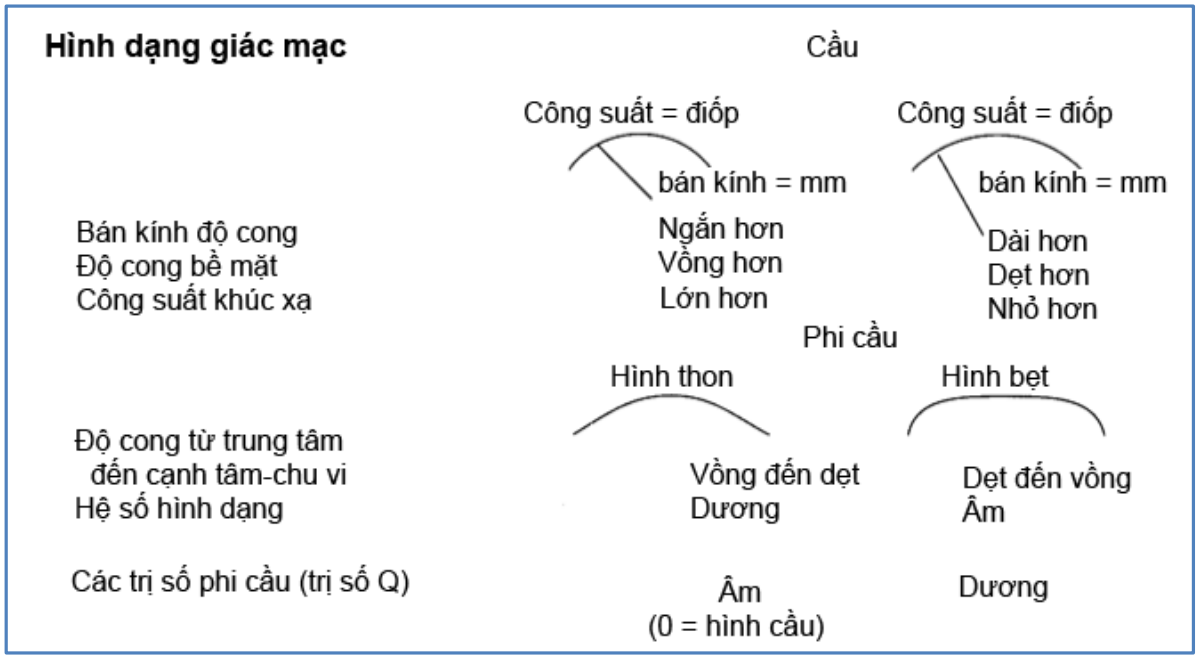
Chụp ảnh giác mạc lập thể (stereophotogrammetry)

Trong phương pháp này, giác mạc được gây tê, phủ một lớp bột talc, và được chụp ảnh từ 2 hướng đồng thời bằng một máy ảnh lập thể (tương tự các camera dùng trong chụp ảnh từ trên không). Có thể thu được những số đo rất chính xác của độ cao tương đối, tuy nhiên tính chính xác của các số đo độ cong thì thấp hơn nhiều.

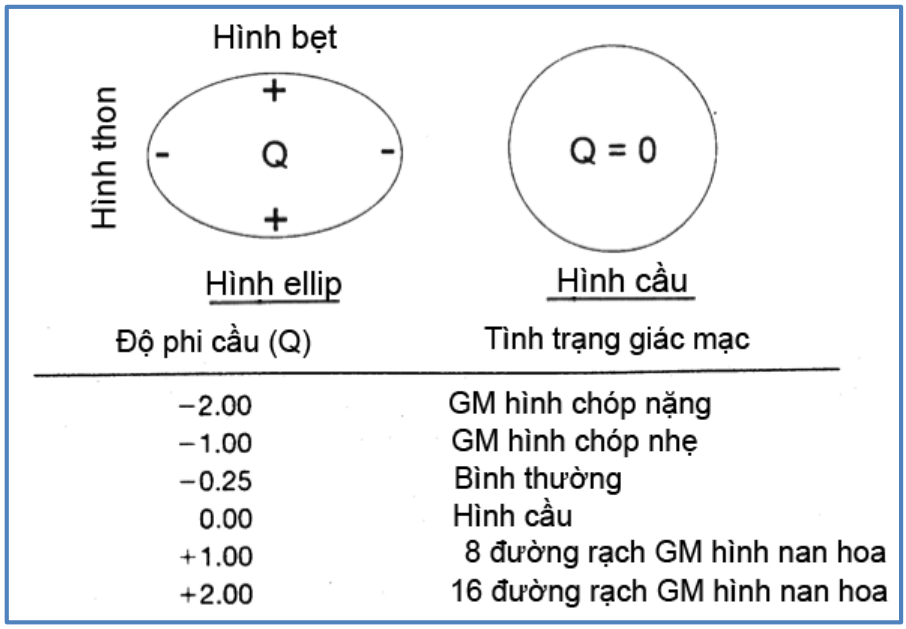
CHỤP BẢN ĐỒ GIÁC MẠC (CORNEAL TOPOGRAPHY)

MÔ TẢ ĐỊNH TÍNH

Giác mạc về tổng thể không phải là một mặt cầu. Nó có một hình dạng phức tạp không đều không thể mô tả được bằng những thuật ngữ hình học đơn giản (tức là không thể miêu tả bằng một tiết diện conic). Hình 2.18 tóm tắt những thuật ngữ thường dùng để mô tả hình dạng giác mạc. Người ta đã chứng minh rằng giác mạc bình thường càng dẹt dần về phía chu vi (tức là hình thon; hệ số hình dạng "dương") (Hình 2.19). Kết quả là giác mạc thường được coi là gồm 3 vùng riêng biệt: vùng trung tâm (còn gọi là vùng quang học hoặc vùng đỉnh, đôi khi gọi là chỏm giác mạc), vùng chu vi và vùng rìa. Nhưng không có mô tả nào được tất cả mọi người chấp nhận. Các thuật ngữ thường dùng bởi các phẫu thuật viên mắt để mô tả địa hình giải phẫu của giác mạc gồm 4 vùng: một vùng quang học trung tâm và 3 vùng hình vòng đồng tâm (vùng cạnh trung tâm, vùng chu vi, và vùng rìa (Hình 2.20 và 2.21).

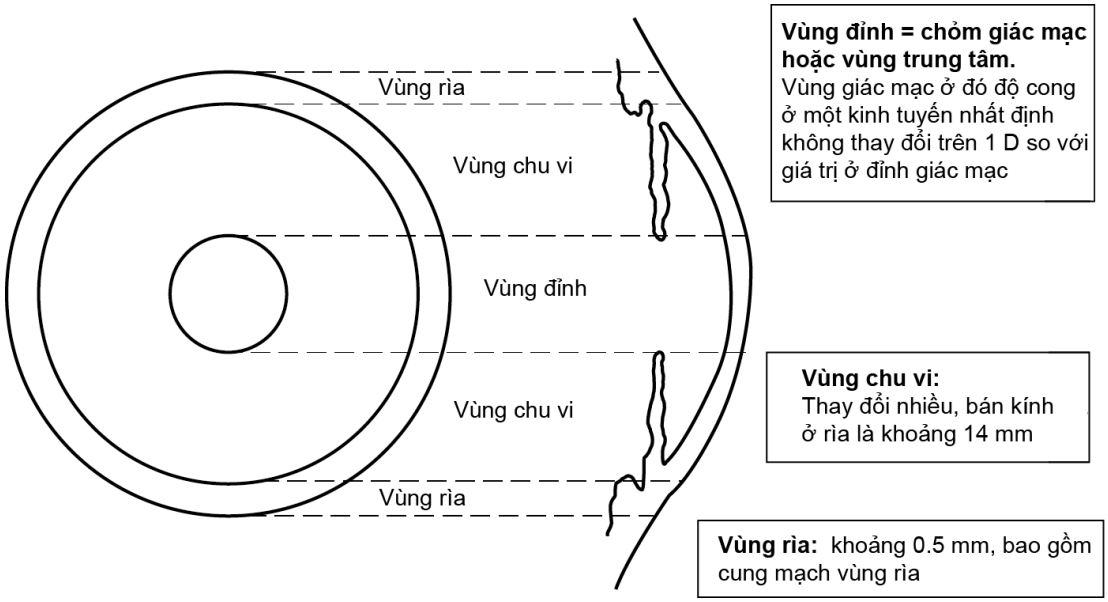


Hình 2.18: *Các thuật ngữ dùng để mô tả hình dạng giác mạc*

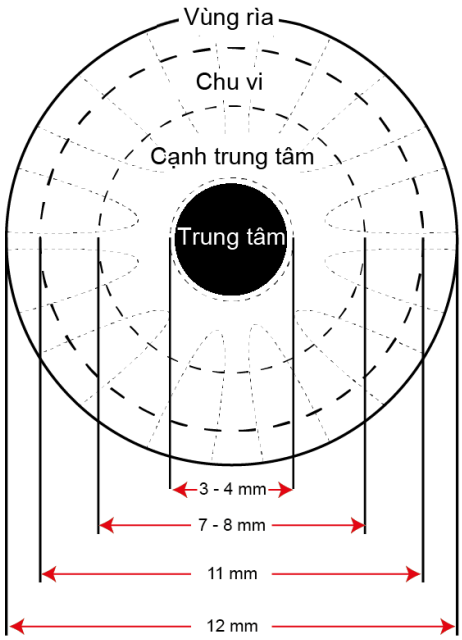


Độ phi cầu (Q)	Tình trạng giác mạc
−2.00	GM hình chóp nặng
−1.00	GM hình chóp nhẹ
−0.25	Bình thường
0.00	Hình cầu
+1.00	8 đường rạch GM hình nan hoa
+2.00	16 đường rạch GM hình nan hoa

Hình 2.19: *Các trị số phi cầu có thể được dùng để mô tả hình dạng giác mạc, bình thường có hình thon, dẹt hơn ở chu vi*



Hình 2.20: *Các vùng của giác mạc*



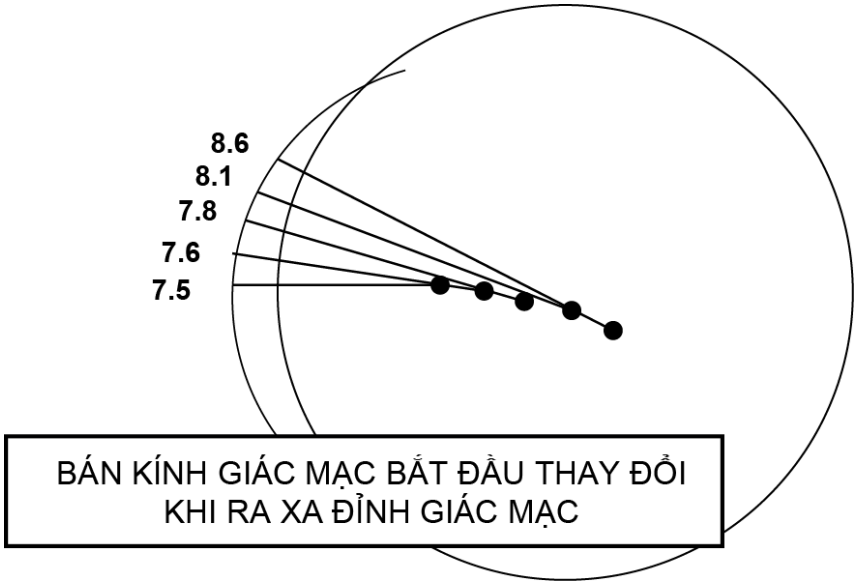
Thuật ngữ dùng để mô tả các vùng giải phẫu của giác mạc thường được dùng bởi các phẫu thuật viên giác mạc

Vùng	Đường kính xấp xỉ của vùng (m)	Từ đồng nghĩa thường dùng
Trung tâm	4 vòng	Vùng quang học Vùng hình cầu Vùng đồng tử
Cạnh trung tâm	4 đến 8 vành	Vùng gần chu vi
Chu vi	9 đến 10 vành	Vùng chuyển tiếp
Rìa	11.5 đến 12 vành	Vùng chu vi xa
		Vùng đỉnh

Hình 2.21: *Các thuật ngữ dùng để mô tả hình dạng giác mạc thường được dùng bởi các phẫu thuật viên mắt*

VÙNG ĐỈNH

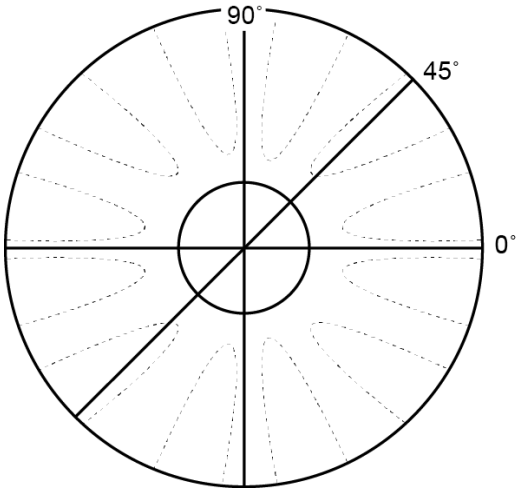
Theo kinh điển, vùng quang học được định nghĩa là vùng giác mạc mà ở đó độ cong ở một kinh tuyến đã cho không thay đổi hơn 1.0 D so với giá trị ở đỉnh (tức là điểm có độ cong lớn nhất). Chỏm giác mạc thường được coi là đường kính khoảng 4 mm (trong khoảng 3-6 mm). Độ cong ở bất kì kinh tuyến nào đã cho ở trong vùng quang học của giác mạc trước đây thường được coi là gần với hình cầu, tuy nhiên hầu hết các sách gần đây mô tả vùng quang học là hình ellip. Chỏm giác mạc (hoặc vùng bán kính cong không đổi) thực tế có bán kính thay đổi, nó thay đổi với tốc độ chậm hơn so với chu vi giác mạc (Hình 2.22).



Hình 2.22: *Bán kính cong ở chỏm giác mạc thực tế thay đổi khi di chuyển ra xa đỉnh giác mạc*

Vị trí chính xác của đỉnh giác mạc so với tâm hình học của giác mạc khác nhau về căn bản giữa các cá thể. Phần lớn các sách nói rằng đỉnh giác mạc bị lệch về phía dưới và ngoài so với tâm hình học của giác mạc. Nhưng quan trọng hơn, đỉnh giác mạc không phải bao giờ cũng trùng khớp với cực nhãn trắc (ophthalmometric pole) (điểm trên giác mạc bị cắt ngang bởi trục quang học của giác mạc kế trong các phương pháp căn chỉnh bình thường). Khi đánh giá loạn thị do khúc xạ của mắt, bạn muốn căn chỉnh giác mạc kế thẳng với trục nhìn của bệnh nhân. (Điểm giao cắt của trục nhìn và giác mạc đôi khi được gọi là "tâm nhìn" của giác mạc.) Tuy nhiên, với các máy hiện nay, vẫn có một độ sai lệch nhỏ giữa tâm nhìn và cực nhãn trắc. Nhưng cho dù bạn căn chỉnh máy thẳng với trục nhìn thì vị trí của đỉnh cũng thường không tương ứng với trục quang học của giác mạc kế. Một nghiên cứu gần đây về vị trí của đỉnh so với trục nhìn cho thấy rằng, trong 1000 mắt được nghiên cứu, đỉnh bị lệch về phía thái dương ở 63% số bệnh nhân, về phía mũi ở 16% số bệnh nhân, và trên kinh tuyến dọc ở 21% số bệnh nhân. So với kinh tuyến ngang, đỉnh được phân bố cân đối ở gần kinh tuyến ngang. Nói chung, những di lệch này ở mức độ nhỏ, do đó vùng quang học luôn nằm ở trước đồng tử. Ở khoảng 50-60% dân số bình thường, đỉnh giác mạc ở trong vòng 0.5 mm của tâm nhìn. Tuy nhiên, sự lệch của đỉnh so với cực nhãn trắc ở phần lớn các bệnh nhân có những hệ quả quan trọng đối với đo độ cong giác mạc. Do đỉnh giác mạc bị lệch nên các tiêu sáng của giác mạc kế sẽ không nằm cân đối ở đỉnh giác mạc.

Chỏm giác mạc điển hình có dạng toric, tức là độ cong thay đổi một cách hệ thống từ một kinh tuyến sang kinh tuyến kế tiếp. Ở phần lớn người trẻ kinh tuyến ngang của giác mạc dẹt nhất và kinh tuyến dọc cong nhất, tình trạng này được gọi là loạn thị giác mạc "thuận". Loạn thị giác mạc có thể không đều, tức là kinh tuyến công suất lớn nhất và kinh tuyến công suất nhỏ nhất không vuông góc với nhau. Trong thực tế, đối với phần lớn các mắt, có thể mô tả tốt hơn hình dạng giác mạc bằng 4 "bán kinh tuyến" hơn là bằng 2 kinh tuyến chính. Các bán kinh tuyến đi từ rìa và gặp nhau ở đỉnh giác mạc, nhưng chúng không vuông góc với nhau. Hình 2.23A và 2.23B so sánh khái niệm bán kinh tuyến với khái niệm kinh tuyến trục truyền thống (chú ý các kinh tuyến nối đường kính giác mạc từ rìa tới rìa trong khi đó các bán kinh tuyến nối khoảng cách giữa đỉnh và rìa). Nhưng may mắn là ở hầu hết các mắt, các kinh tuyến chính hoặc 4 nửa kinh tuyến về cơ bản là vuông góc hoặc ít nhất có thể được coi là vuông góc. Kinh tuyến ngang dẹt hơn ở phần lớn người trẻ được coi là do áp lực của mi mắt lên giác mạc. Nếu mi mắt được kéo ra, người ta đã thấy rằng có sự chuyển sang loạn thị ngược do sự vồng lên của kinh tuyến ngang. Quan sát này gợi ý rằng áp lực mi mắt góp phần vào tỉ lệ cao của loạn thị giác mạc thuận.



CÁC KINH TUYẾN GIÁC MẠC

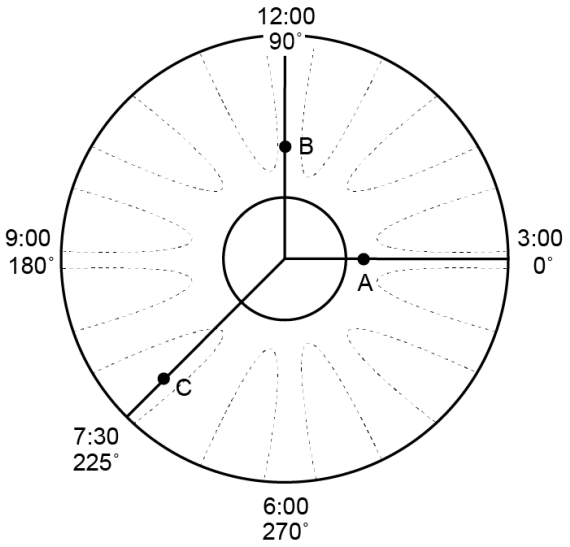
Hướng của công suất khúc xạ trên giác mạc:
Các kinh tuyến và các trục từ 0° đến 180°

Kinh tuyến: Hình cung cắt qua giác mạc từ rìa đến rìa dọc theo đó công suất giác mạc được đo

Trục: Hướng của kính trụ ở đó không có công suất khúc xạ

Các thí dụ 3 kinh tuyến công suất hoặc trục kính trụ

Hình 2.23a: *Các kinh tuyến và các bán kinh tuyến của giác mạc*



CÁC BÁN KINH TUYẾN GIÁC MẠC

Các vị trí trên giác mạc: các bán kinh tuyến từ 0° đến 360° hoặc từ 1:00 giờ đến 12: 00 giờ cộng với khoảng cách từ tâm giác mạc

Thí dụ các vị trí điểm ở 3 bán kinh tuyến:

Bán kinh tuyến = từ tâm giác mạc đến rìa

Hình 2.23b: *Các kinh tuyến và các bán kinh tuyến của giác mạc*

Bán kính cong của đỉnh giác mạc của người "trung bình" là 7.8 mm và các giá trị ở người bình thường nằm trong khoảng 7.0 đến 8.7 mm (39.00 đến 48.00 D).

VÙNG CHU VI (TRUNG GIAN)

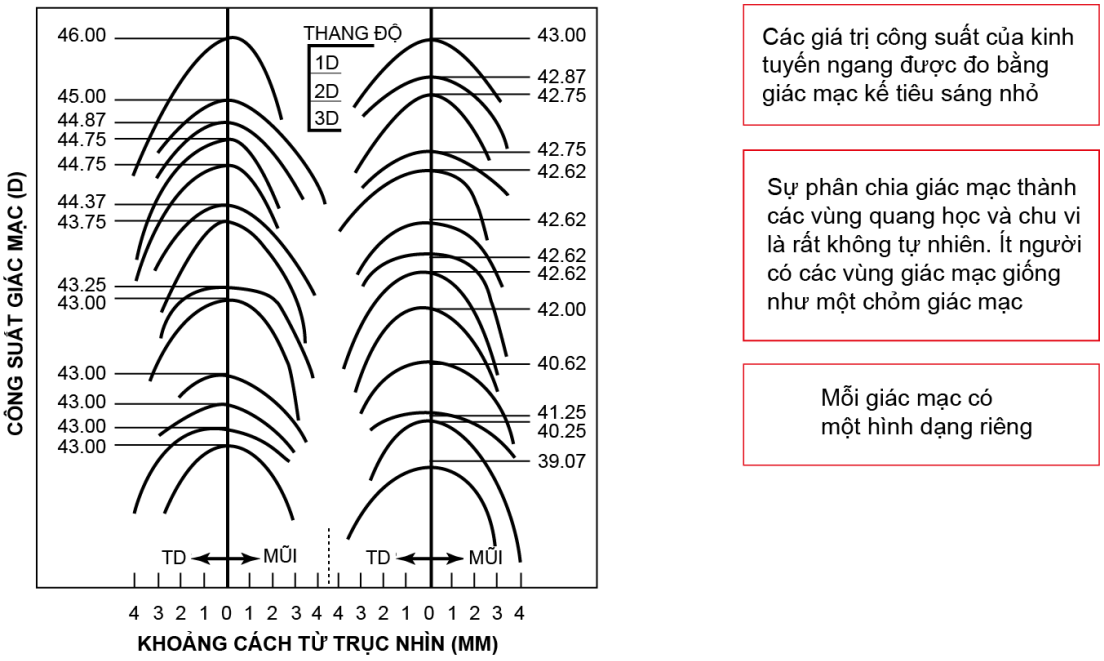
Vùng chu vi nằm giữa chỏm giác mạc và vùng rìa. Hình dạng của vùng chu vi rất thay đổi. Nói chung, người ta coi là giác mạc thường dẹt hơn về phía mũi so với phía thái dương của đỉnh giác mạc. Bán kính cong giác mạc ở rìa là khoảng 14 mm. Vùng chu vi đặc biệt quan trọng đối với việc lắp kính tiếp xúc bởi vì nó là vùng giác mạc nâng đỡ vùng tiếp xúc rộng nhất của kính.

VÙNG RÌA

Chỗ nối tiếp giữa giác mạc và củng mạc là vùng rìa. Vì giác mạc có độ cong vồng hơn so với củng mạc nên tạo thành một rãnh rõ ràng ở chỗ giao nhau giữa giác mạc và củng mạc. Vùng rìa rộng khoảng 0.5 mm và thường gồm cung mạch vùng rìa. Ở người trung bình, đường kính giác mạc là khoảng 12 mm ở kinh tuyến dọc và 13.6 mm ở kinh tuyến ngang. Vùng rìa rất quan trọng bởi vì các phẫu thuật và/hoặc các bệnh ở vùng này có thể ảnh hưởng rất nhiều đến hình dạng của giác mạc.

MÔ TẢ BẰNG TOÁN HỌC

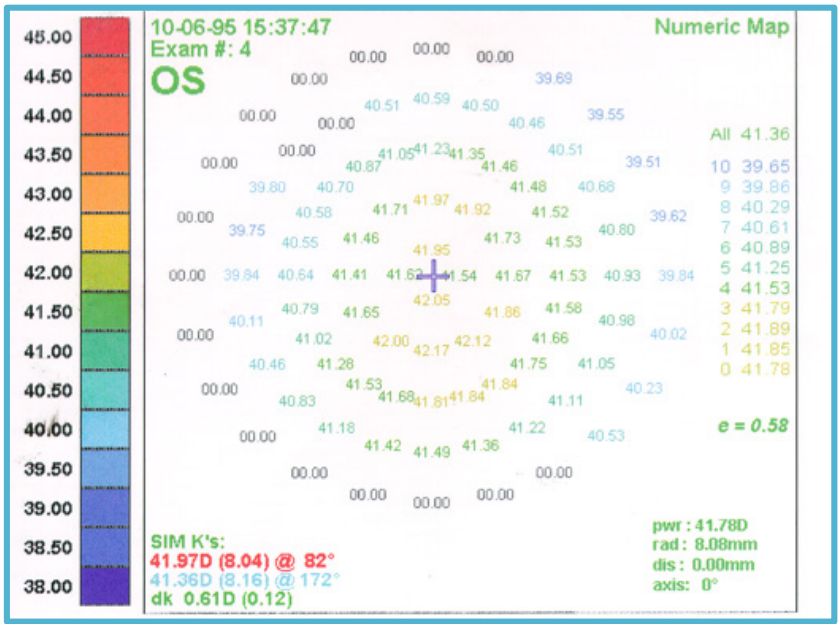
Cần nhấn mạnh rằng việc phân chia giác mạc thành vùng quang học và vùng chu vi là hoàn toàn không tự nhiên. Thí dụ, trong một nghiên cứu, Mandell đã cho thấy là chỉ có 5 trong số 26 người có một vùng giác mạc hơi giống một chỏm giác mạc (xem Hình 2.24). Đối với hầu hết mọi người, độ cong giác mạc giảm tương đối đều từ đỉnh tới rìa giác mạc. Nếu cố gắng mô tả hình dạng của giác mạc bằng một biểu thức toán học đơn giản thì nó rất giống với một hình ellip. Theo Mandell, phần quang học trung tâm của giác mạc rất phù hợp với đường cong ellip theo bất kì kinh tuyến nào đã cho. Tuy nhiên, có những sai lệch đáng kể so với hình ellip ở vùng chu vi nơi giác mạc dẹt xuống với mức độ nhanh hơn là hình ellip.



Hình 2.24: *Lược tả công suất giác mạc của 26 người (Mandell)*

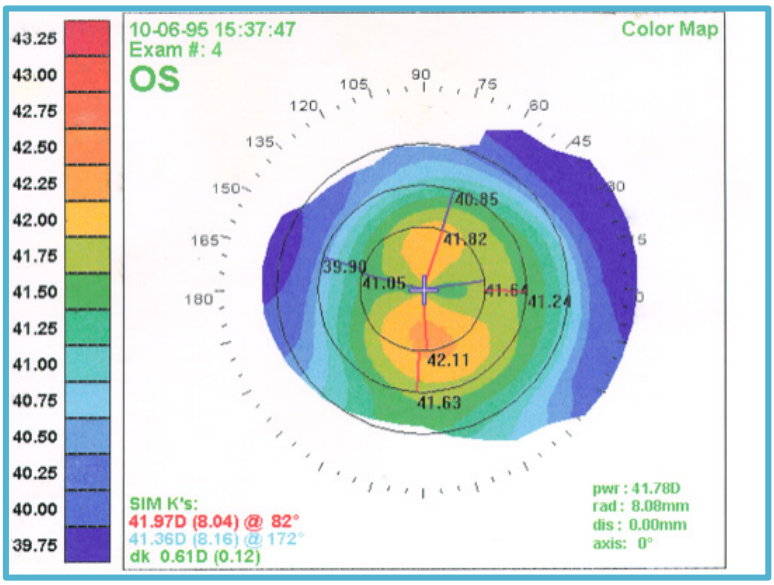
MÔ TẢ ĐIỂM-ĐIỂM

Mô tả chính xác và nhiều thông tin nhất về đường đồng mức giác mạc là biểu diễn điểm-điểm (point-to-point representations), nó gồm một dãy công suất giác mạc hoặc các trị số bán kính được đo ở các vị trí khác nhau trên giác mạc (xem Hình 2.25). Máy soi độ cong giác mạc có thể cho số đo bán kính tức thời ở hàng nghìn vị trí trên giác mạc. Một vấn đề của phương pháp này là khó có thể xét đến tất cả những thông tin cùng một lúc, tức là khó biết được đường đồng mức giác mạc một cách đơn giản từ một dãy số. Chế độ hiển thị được sử dụng bởi hầu hết các dụng cụ hiện có để khắc phục khó khăn này tương tự với bản đồ địa lí đường đồng mức. Các vùng giác mạc liền kề có công suất tương tự được kết nối với nhau bằng các màu chung để tạo thành các bản đồ đồng công suất khúc xạ (iso-refractive power maps) (tức là các bản đồ đường đồng mức của công suất giác mạc), bản đồ này cho phép đánh giá tổng quát về hình dạng giác mạc.



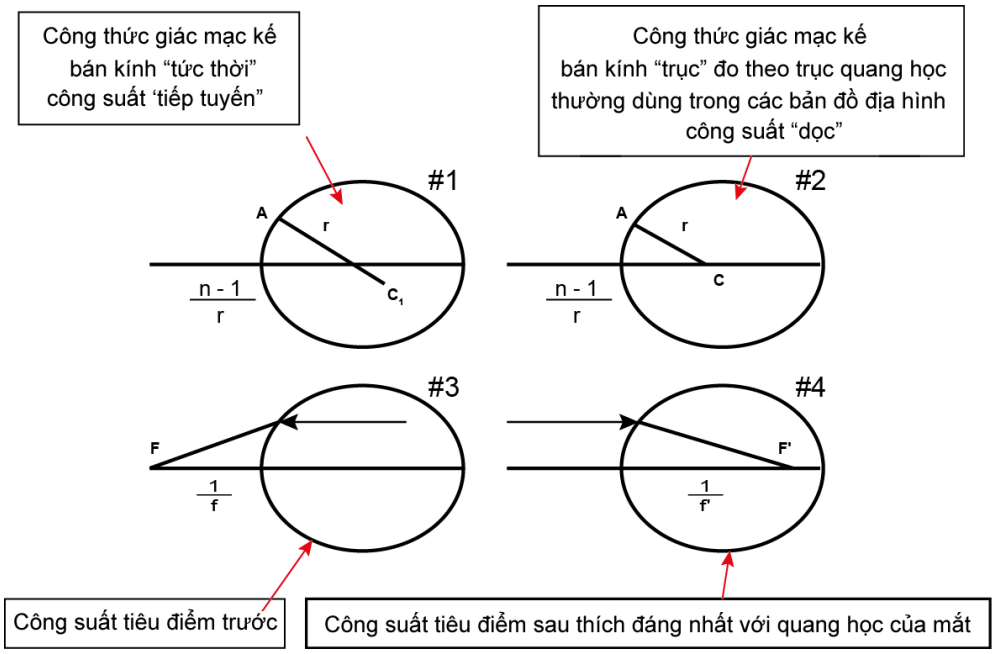
Hình 2.25: *Biểu diễn điểm-điểm: một dãy các số đo công suất giác mạc được hiển thị trên bản đồ giác mạc*

Hình dạng bề mặt là yếu tố chính quyết định quang học của giác mạc, do đó một cách logic để dựng các bản đồ giác mạc là thể hiện độ cao bề mặt tương đối của mỗi điểm so với một bề mặt chuẩn. Các mốc qui chiếu phẳng là không tốt bởi vì những thay đổi nhỏ về hình dạng có ý nghĩa về mặt quang học bị mất đi ở độ cao cung (sagittal depth) lớn hơn của giác mạc. Do đó bản đồ giác mạc thường được dựng trên cơ sở với một hình cầu hình ellip tròn xoay (ellipsoid) chuẩn (Hình 2.26).



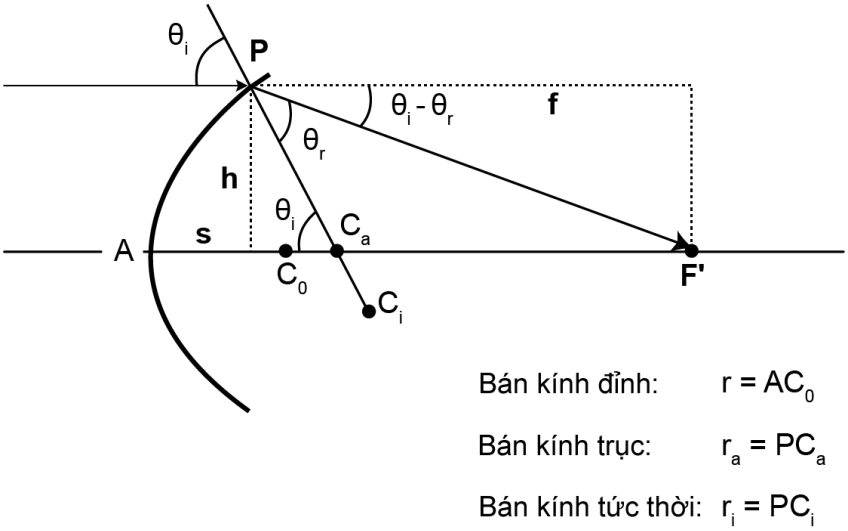
Hình 2.26a: *Bản đồ màu cho thấy các đường đồng mức giác mạc*

Để đánh giá các bản đồ công suất màu, cần hiểu được các cách biểu diễn hình dạng bề mặt bằng điốp. Ở các bản đồ địa hình giác mạc, bán kính độ cong giác mạc có tâm độ cong nằm trên trục quang học, bán kính này đôi khi được gọi là bán kính cung (sagittal radius). Giả định rằng tâm độ cong nằm trên trục quang học là đúng đối với các điểm ở gần đỉnh giác mạc của các mặt cầu, nhưng các sai số lớn xảy ra ở chu vi của các mặt không cầu. Đáng tiếc là bán kính trục là cách tiêu chuẩn đầu tiên để miêu tả công suất giác mạc, trong khi đó thì bán kính tức thời phản ánh hình dạng thực của mặt giác mạc. Nó đôi khi được gọi là bán kính tiếp tuyến hoặc bán kính kinh tuyến (xem Hình 2.27).



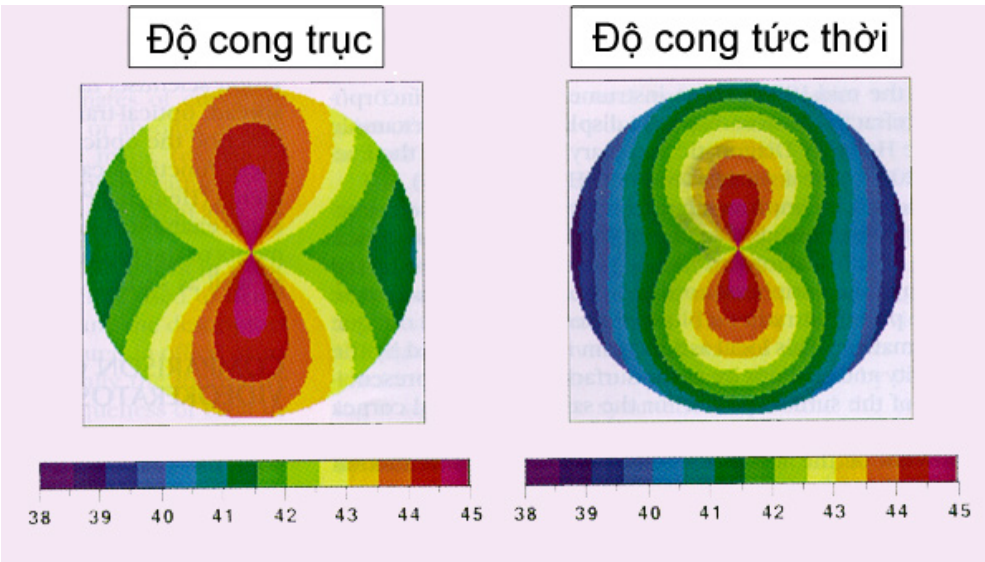
Hình 2.27: *Minh họa 4 định nghĩa công suất giác mạc*

Bản đồ công suất khúc xạ bằng dựng tia là cách tốt hơn để tính công suất khúc xạ của các điểm trên toàn bộ giác mạc. Cơ bản là sử dụng định luật Snell để tính góc khúc xạ, tiêu điểm cục bộ được xác định ở nơi tia sáng đi qua trục quang học (xem Hình 2.28).



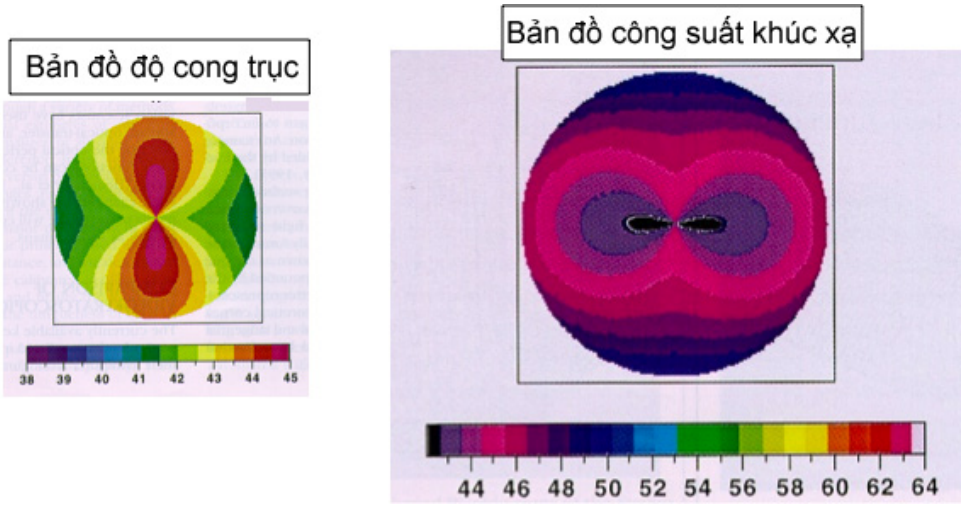
Hình 2.28: *Bản đồ công suất khúc xạ bằng dựng tia là cách tốt hơn để tính công suất khúc xạ của các điểm ở toàn bộ giác mạc*

Hình 2.29 là so sánh bản đồ công suất trục và bản đồ công suất tiếp tuyến của cùng một giác mạc. Cả 2 bản đồ đều có các trị số đỉnh giống nhau và đều có giảm trị số điốp từ trung tâm đến chu vi, cho thấy một đường đồng mức dẹt xuống. Khác biệt chính giữa bản đồ trục và bản đồ tức thời là các bản đồ tức thời có sự giảm lớn hơn của các trị số điốp từ trung tâm đến chu vi. Cả 2 bản đồ đều dựa trên quang học cận trục (paraxial optics), trong đó các tia sáng tới gần như vuông góc với giác mạc, do đó công suất giác mạc tỉ lệ thuận với nghịch đảo của bán kính. Ở giác mạc chu vi, góc tới từ các tia song song ở xa có thể khá chéo, tức là các bản đồ điốp này không tính đúng công suất khúc xạ của bề mặt, ngoại trừ ở gần đỉnh.



Hình 2.29a: *So sánh bản đồ công suất trục và bản đồ công suất tức thời của cùng một giác mạc*

Chú ý rằng so với bản đồ độ cong điốp (dioptric curvature map) của cùng một giác mạc thì bản đồ dựng tia rất khác (xem Hình 2.31). Hình quả tạ giờ đây nằm theo hướng ngang và mặc dù các trị số đỉnh không thay đổi, bản đồ dựng tia cho thấy các trị số điốp tăng từ trung tâm ra chu vi. Sự tăng công suất này là do các tia ngoại biên chiếu vào giác mạc ở các góc tới càng tăng. Điều này tạo nên cầu sai của giác mạc, một hiện tượng chu vi không gắn với quang học cận trục. Các bản đồ dựng tia bỏ qua loạn thị chéo.

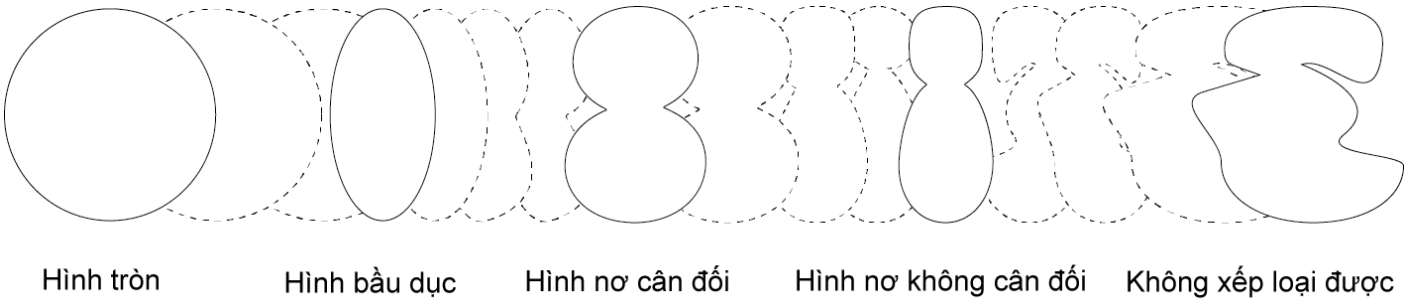


Hình 2.30: *So sánh bản đồ độ cong trục và bản đồ công suất khúc xạ dựng tia của cùng một giác mạc*

Tóm tắt các bản đồ địa hình đường đồng mức:

- Bản đồ độ cao bề mặt có thể đặc biệt hữu ích để theo dõi các bất thường bề mặt, phẫu thuật khúc xạ và đặt kính tiếp xúc tùy biến
- Bản đồ độ cong điốp là quen thuộc nhất và thể hiện một cách hiệu quả những thay đổi đường đồng mức khu vực…do đó có ích trong việc theo dõi hình dạng giác mạc
- Bản đồ tức thời nhạy hơn đối với những thay đổi tinh vi so với bản đồ độ cong trục, nhưng cũng dễ bị ảnh hưởng bởi dữ liệu nhiễu
- Bản đồ độ cong điốp không phải là bản đồ công suất khúc xạ. Bản đồ độ cong điốp cho thấy độ cong vùng chứ không phải công suất khúc xạ thực
- Bản đồ dựng tia cho thấy một số hiệu ứng quang học không rõ ràng ở bất kì bản đồ nào khác, thí dụ cầu sai.

Ngay cả với các bản đồ đường đồng mức, khó có thể tóm tắt hình dạng giác mạc một cách đơn giản và ngắn gọn. Gần đây, các nhà nghiên cứu đã đưa ra các hệ thống phân loại định tính để giúp nhận biết và mô tả độ biến đổi của bản đồ giác mạc bình thường. Từ một nghiên cứu 399 giác mạc bình thường, Waring và các đồng nghiệp đã đề ra một hệ thống 5 loại địa hình giác mạc cho các bản đồ địa hình mã hóa màu. 5 dạng, có thể đại diện cho các điểm dọc theo một dải liên tục, như được minh họa trong Hình 2.31. Tất cả các giác mạc trong mẫu của Waring đều vồng hơn ở trung tâm và dẹt hơn ở chu vi và tỉ lệ của các dạng như sau: *hình tròn là* 22.6%; *hình bầu dục là* 20.8%; *hình nơ đối xứng là* 17.5%; *hình nơ không đối xứng là* 32.1%; và *không đều là* 7.1%. Khi đơn giản xem xét các hình thì có thể nghĩ rằng các giác mạc hình bầu dục và hình tròn có loạn thị ở giác mạc kế ít hơn so với các giác mạc hình nơ. Tuy nhiên, không có khác biệt giữa các nhóm về độ khúc xạ cầu tương đương, công suất trung bình ở giác mạc kế, hoặc tuổi bệnh nhân.

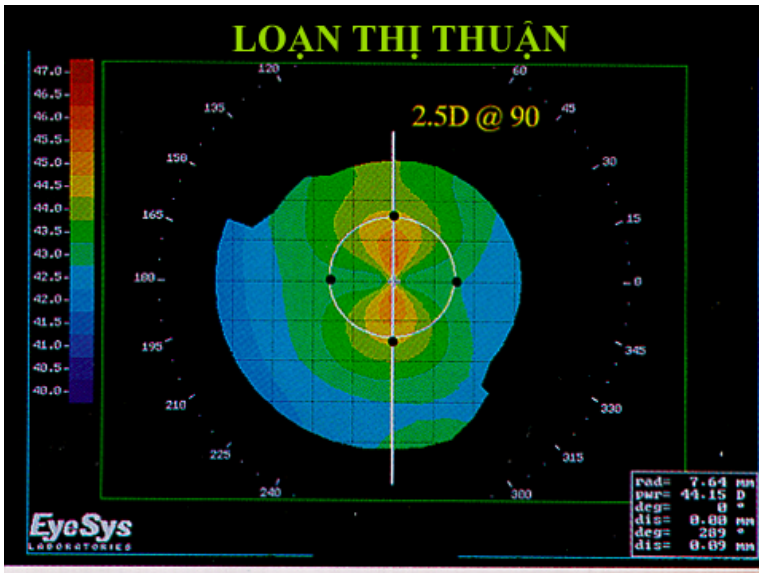


Hình 2.31: *Waring và cs đã mô tả 5 dạng ảnh chụp bản đồ giác mạc cơ bản, có thể là các phần của một dải liên tục, và được gọi là "hình tròn, hình bầu dục, hình nơ đối xứng, hình nơ không đối xứng và không đều"*

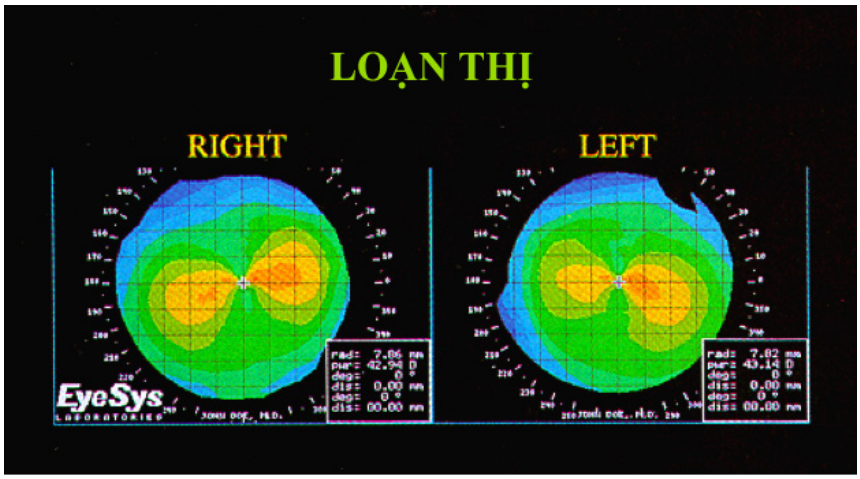
Dạng ảnh soi độ cong giác mạc**	Loạn thị ở giác mạc kế (D)		Loạn thị do khúc xạ (D)	
	(trung bình ± SD)	% ≥ 1.00D	(trung bình ± SD)	% ≥ 1.00D
Hình tròn	0.47 ± 0.34	10%	0.28 ± 0.39	8%
Hình bầu dục	0.57 ± 0.30	20%	0.26 ± 0.41	7%
Hình nơ đối xứng	1.40 ± 0.98	73%	1.00 ± 1.20	43%
Hình nơ không đối xứng	0.89 ± 0.70	41%	0.47 ± 0.78	19%
Không đều	0.64 ± 0.53	27%	0.53 ± 0.51	27%

Loạn thị đối xứng:

Đo độ cong giác mạc tiêu chuẩn thường mô tả chính xác hình dạng giác mạc. Ghi chú: các kinh tuyến loạn thị thường có ảnh đối xứng gương, có thể thấy rõ bằng soi độ cong giác mạc (xem các Hình 2.32 và 2.33).



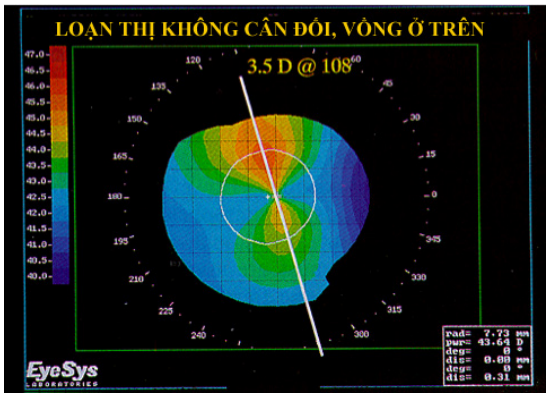
Hình 2.32: *Loạn thị thuận, đối xứng*



Hình 2.33: *Loạn thị đối xứng sự đối xứng gương của trục ở mắt phải và mắt trái*

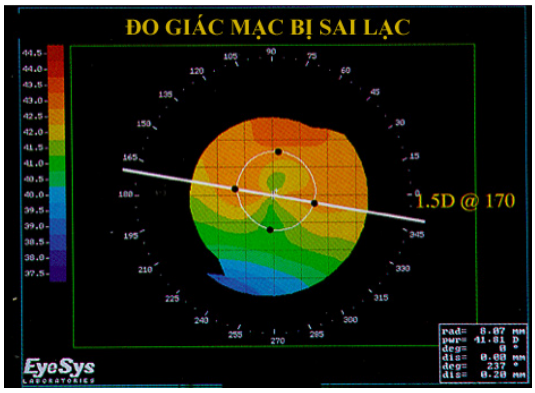
Loạn thị bất đối xứng:

Chụp bản đồ giác mạc thường cho những dữ liệu không thấy rõ ràng khi đo độ cong giác mạc, ngay cả khi các số K cho thấy rõ mức độ trụ. Thí dụ, có thể có độ vồng khác nhau ở các bán kinh tuyến phía trên so với các bán kinh tuyến phía dưới (Hình 2.34). Thông tin về những thay đổi công suất không đối xứng này có thể quan trọng để đưa ra kế hoạch phẫu thuật chỉnh tật khúc xạ của bệnh nhân. Thông tin này cũng quan trọng khi điều chỉnh quang học cho những bệnh nhân sau phẫu thuật giác mạc. Chụp bản đồ giác mạc có thể giúp giải thích những khác nhau rõ ràng giữa thay đổi loạn thị ở giác mạc kế và thị lực sau phẫu thuật.

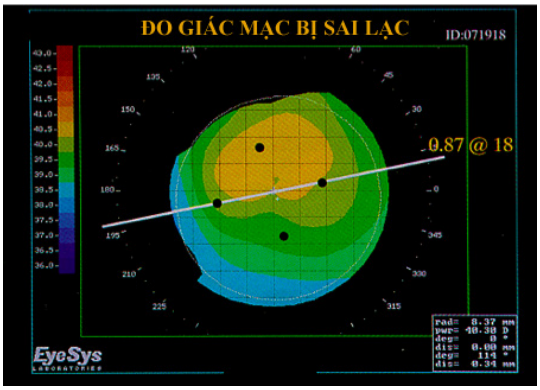


Hình 2.34: *Loạn thị bất đối xứng: giác mạc vồng hơn ở phía trên*

Đo độ cong giác mạc thường mô tả chính xác loạn thị ở giác mạc, nhưng nó không mô tả được sự bất đối xứng mà có thể phát hiện được bằng một máy chụp địa hình video (videotopographer). Với giác mạc kế, độ và trục loạn thị dựa trên giả định là giác mạc đối xứng. Tuy nhiên, đối với một số giác mạc thì điều này là sai lạc khi chụp địa hình thực sự cho thấy không có loạn thị thực như ở Hình 2.35 và 2.36.



Hình 2.35: *Loạn thị bất đối xứng*



Hình 2.36: *Chụp địa hình cho thấy loạn thị đo ở giác mạc kế (đường màu trắng) không phải là loạn thị thực*

4. ĐỘ CONG CÁC MẶT CỦA THỂ THỦY TINH

XÁC ĐỊNH ĐỘ CONG VÀ VỊ TRÍ CỦA CÁC MẶT BÊN TRONG

Để xác định bán kính cong thực của một mặt khúc xạ bên trong, cần đo **vị trí biểu kiến** và **bán kính cong biểu kiến** của nó (tức là bạn phải xác định "kính cầu tương đương"). Từ đó có thể tính bán kính thực.

BÁN KÍNH BIỂU KIẾN

Một nguyên lí được dùng để xác định bán kính cong biểu kiến của một mặt khúc xạ đã cho là đo ảnh Purkinje thứ nhất và so sánh nó với kích thước ảnh Purkinje tạo ra bởi mặt đang được xét. Thí dụ, để xác định bán kính cong mặt trước thể thủy tinh thì kích thước ảnh Purkinje thứ nhất tạo thành bởi một vật đã cho sẽ được so với kích thước ảnh Purkinje thứ 3 được tạo thành bởi cùng vật đó. Sự so sánh này sẽ cho phép bạn tính bán kính biểu kiến của mặt trước thể thủy tinh bởi vì, đối với một vật ở xa, kích thước ảnh tạo thành bởi sự phản xạ ở một mặt cầu tỉ lệ thuận với bán kính cong. Do đó, kích thước tương đối của các ảnh Purkinje thứ nhất và thứ 3 sẽ tỉ lệ thuận với bán kính cong **biểu kiến** của mặt trước giác mạc và mặt trước thể thủy tinh. Vậy, nếu biết kích thước của các ảnh Purkinje thứ nhất và thứ 3 và có thể đo được bán kính cong thực của mặt trước giác mạc (bán kính biểu kiến của mặt trước giác mạc là bán kính thực bởi vì ánh sáng phản xạ từ mặt trước sau đó không bị khúc xạ) thì có thể tính được bán kính biểu kiến của mặt trước thể thủy tinh bằng hệ thức sau:

$$\frac{\text{bán kính biểu kiến (mặt trước thể thủy tinh)}}{\text{bán kính thực (mặt trước giác mạc)}} = \frac{\text{kích thước biểu kiến của ảnh Purkinje thứ 3}}{\text{kích thước của ảnh Purkinje thứ nhất}}$$

Tỉ số của kích thước của bất kì ảnh Purkinje nào đã cho trên kích thước ảnh Purkinje thứ nhất sẽ tương ứng với tỉ số của bán kính cong biểu kiến của mặt đang được xem xét trên bán kính cong mặt trước giác mạc.

CÁC VỊ TRÍ BIỂU KIẾN

Phương pháp Tscherning để đo độ cong thể thủy tinh thường được dùng để xác định bán kính biểu kiến và vị trí biểu kiến của các mặt khúc xạ bên trong. Mô tả cách dùng thể thủy tinh kế (ophthalmophakometer) Tscherning để xác định vị trí biểu kiến của mặt trước thể thủy tinh được kèm theo dưới đây để cho thấy những khó khăn liên quan đến những số đo gián tiếp này.

Thể thủy tinh kế Tscherning gồm có một kính ngắm quan sát và 2 cặp nguồn sáng di động gắn trên một chu vi kế hình cung có ghi độ. Để đo vị trí biểu kiến của mặt trước thể thủy tinh (tức là độ sâu tiền phòng), một nguồn sáng được đặt ở một bên của trục quang học của mắt bệnh nhân và kính ngắm ở bên đối diện. Cả 2 được đặt sao cho trục quang học của mắt chia đôi góc giữa đèn và kính ngắm. (**Ghi chú:** Giác mạc được giả định là mỏng vô hạn, tức là một mặt khúc xạ cầu đơn có tâm độ cong ở C. Đây là một giả định hợp lí bởi vì các vị trí được tính của các mặt phẳng chính của giác mạc đều ở rất gần mặt trước giác mạc). Kính ngắm được chỉnh tiêu cự để cho ảnh Purkinje thứ 3 tạo ra bởi nguồn sáng số 1. Một cặp nguồn sáng hướng dọc (số 2) sau đó được di chuyển quanh hình cung đến khi các ảnh Purkinje thứ nhất tạo ra bởi các nguồn sáng này thẳng hàng với ảnh Purkinje thứ 3 tạo ra bởi nguồn sáng số 1. B' là vị trí biểu kiến của mặt trước thể thủy tinh và khoảng cách AB' (độ sâu tiền phòng biểu kiến) là khoảng cách cần tính.

Hãy xét tam giác XB'C.

$$\frac{B'C}{CX} = \frac{\sin(\theta)}{\sin(\gamma)}$$

Do CX = bán kính giác mạc:

$$B'C = r\,[\sin(\theta)/\sin(\gamma)]$$

Vị trí biểu kiến của mặt trước thể thủy tinh AB' = r −B'C.

Do đó,

$$AB' = r - r\,[\sin(\theta) / \sin(\gamma)]$$
$$AB' = r\,[1 - \sin(\theta) / \sin(\gamma)]$$

Trị số r có thể xác định bằng giác mạc kế và các góc θ và γ có thể được thấy từ các mức điều chỉnh đèn. Do đó, có thể đo độ sâu tiền phòng biểu kiến bằng công thức trên.

PHƯƠNG PHÁP FINCHAM

Fincham đã mô tả một trong những phương pháp trực tiếp nhất để xác định vị trí biểu kiến của các mặt khúc xạ bên trong. Ông kết hợp một đèn khe và một kính hiển vi giác mạc. Kính hiển vi được cố định vào hệ thống chiếu sáng để cho kính hiển vi luôn luôn hội tụ vào một phần cụ thể của chùm sáng đèn khe. Mặc dù các vị trí của kính hiển vi và đèn khe được cố định so với nhau, cả 2 đều được gắn vào một thang độ cho phép hệ thống đèn-kính hiển vi di chuyển theo hướng chùm sáng của đèn khe.

Để đo vị trí biểu kiến của một mặt khúc xạ bên trong đã cho, bệnh nhân được đặt sao cho trục quang học của mắt trùng với chùm sáng của đèn khe. Điều chỉnh máy để cho mặt trước giác mạc đúng tiêu điểm và đọc kết quả trên thang độ. Sau đó di chuyển máy về phía mắt đến mặt đang được xét (thí dụ mặt trước thể thủy tinh) vào đúng tiêu điểm và đọc một số khác trên thang độ. Với điều kiện là mắt không chuyển động trong khi điều chỉnh máy, hiệu số của 2 số đo là độ sâu biểu kiến hoặc vị trí của mặt đang được xem xét.

TÍNH BÁN KÍNH CONG THỰC

Dưới đây là một thí dụ cách tính bán kính thực của mặt trước thể thủy tinh. Để tính bán kính thực của mặt trước thể thủy tinh, đầu tiên phải xác định bán kính biểu kiến và vị trí biểu kiến của thể thủy tinh. Ngoài ra, để thuận lợi cho tính toán người ta thường cho rằng giác mạc là một mặt khúc xạ cầu đơn phân cách không khí với thủy dịch. Giả sử các giá trị sau đã đo được:

Vị trí biểu kiến của thể thủy tinh = cách giác mạc 3.2 mm
Bán kính biểu kiến của thể thủy tinh = 15 mm
Bán kính của giác mạc = 7.7 mm
n (thủy dịch) = 1.336

Hãy tưởng tượng A, B, và C là các vị trí thực của giác mạc, mặt trước thể thủy tinh và tâm độ cong của mặt trước thể thủy tinh. Điểm B' là vị trí biểu kiến của thể thủy tinh và B'C' là bán kính biểu kiến của mặt trước thể thủy tinh (tức là AB' và B'C' là các giá trị đo được của vị trí biểu kiến và bán kính biểu kiến). BC là bán kính cong thực sẽ được xác định bằng cách tính vị trí thực của thể thủy tinh (AB) và vị trí thực của tâm độ cong (AC).

Điểm B và điểm B' là các điểm liên hợp. B' là ảnh ảo của B tạo thành do khúc xạ ở giác mạc. Các điểm C và C' cũng có thể được coi là các điểm liên hợp. Về bản chất các vị trí của B' và C' (các vị trí ảnh) đã được đo, do đó vị trí của các vật tương ứng, B và C, có thể được tính bằng các công thức độ tụ đơn giản cho các mặt khúc xạ cầu đơn.

Đầu tiên: Tính công suất khúc xạ của giác mạc

$$F = \frac{n' - n}{r}$$

$$F = \frac{1.0 - 1.336}{-0.0077\ m}$$

F = +43.6 D

Ghi chú: Không gian vật là thủy dịch có chiết suất 1.336 và không gian ảnh là không khí. Theo qui ước dấu tiêu chuẩn, bán kính cong giác mạc có giá trị âm bởi vì nó được đo từ các mặt khúc xạ theo hướng ngược với ánh sáng từ vật.

Thứ hai: Tính AB, khoảng cách vật của ảnh B'

L' = L + F
L = n/l và L' = n'/l'

Độ tụ của ảnh:

L' = 1/−0.0032 m
L' = −312.5 D

Độ tụ của vật:

L = L' − F
L = −312.5 D − 43.6 D
L = −356.1D

Khoảng cách vật:

l = n/L
l = 1.336/−356.1 D
l = −0.00375m

tức là vị trí thực của mặt trước thể thủy tinh (AB) nằm ở sau giác mạc.

Ghi chú: Do mặt trước thể thủy tinh là giới hạn sau của tiền phòng, AB là độ sâu tiền phòng thực. Thí dụ này minh họa rằng tiền phòng dường như nông hơn so với thực thế (tức là độ sâu thực > độ sâu biểu kiến). Độ sâu tiền phòng trung bình (đo từ mặt trước giác mạc) là khoảng 3.47 mm.

Thứ ba: Tính AC, khoảng cách vật của ảnh C'

Độ tụ của ảnh:

L' = 1 / (−0.0032m − 0.015m)
L' = −54.9D

Độ tụ của vật:

$$L = L' - F$$
$$L = -54.9\ D - 43.6\ D$$
$$L = -98.5\ D$$

Khoảng cách vật:

$$l = \frac{(1.336)}{-98.5\ D}$$

$$l = -0.01356\ m$$

Tức là AC = −13.56 mm

Thứ tư: Tính bán kính thực (BC)

$$BC = AC - AB$$
$$BC = -13.56mm - (-3.75mm)$$
$$BC = -9.8\ mm$$

Bán kính thực của mặt trước thể thủy tinh = 9.8 mm.

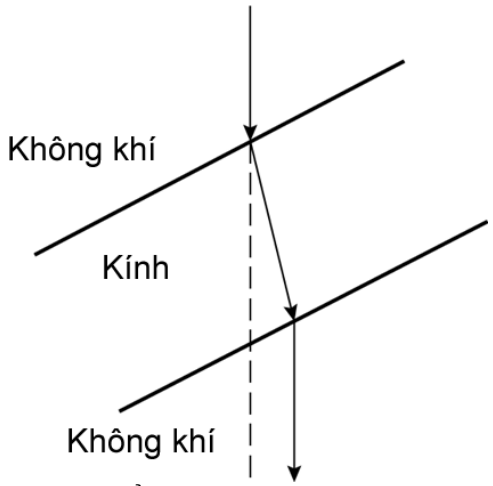
Ghi chú: Theo kinh nghiệm, các phương pháp dùng để gián tiếp đo vị trí và độ cong của các mặt khúc xạ bên trong dường như phù hợp, tuy nhiên có nhiều sai số rõ ràng.

1. Tất cả các phép đo đều bị ảnh hưởng bởi những sai số xảy ra trong khi xác định bán kính cong giác mạc.
2. Giác mạc được coi là hình cầu và mỏng vô hạn.
3. Các mặt khúc xạ bên trong được coi là hình cầu.
4. Có nhiều sai số trong khi đo vị trí và kích thước của các ảnh Purkinje.

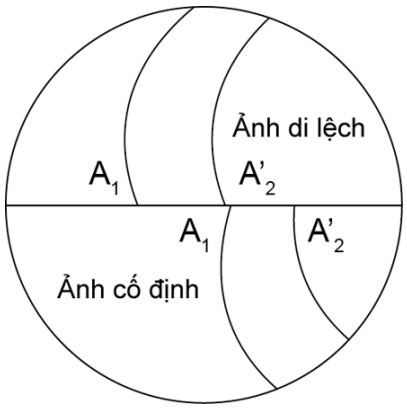
5. ĐO ĐỘ DÀY GIÁC MẠC

Hằng số quang học duy nhất của các mặt khúc xạ của mắt thường được đo trên lâm sàng là bán kính cong mặt trước giác mạc. Tuy nhiên, đối với nhiều phẫu thuật giác mạc (thí dụ phẫu thuật rạch giác mạc hình nan hoa, phẫu thuật cắt giác mạc nông bằng laser, hoặc LASIK) độ dày giác mạc là một thông số quan trọng phải được tính đến. Ngoài ra, một số chuyên gia kính tiếp xúc cũng quan tâm đến các số đo độ dày giác mạc. Về vấn đề đeo kính tiếp xúc, sự quan tâm đến độ dày giác mạc bắt nguồn từ thực tế là độ hidrat hóa giác mạc (tỉ lệ phần trăm hàm lượng nước) và độ dày giác mạc dường như có liên quan trực tiếp với nhau. Khi hàm lượng nước của giác mạc tăng, giác mạc trở nên dày hơn và mờ đục hơn. Trong điều kiện bình thường, giác mạc được duy trì ở trạng thái khử nước tương đối bởi một bơm chuyển hóa phụ thuộc năng lượng. Hiệu quả của hệ thống này để duy trì trạng thái khử nước tương đối phụ thuộc vào nhiều yếu tố, nhất là nồng độ mol (osmolarity) và áp lực oxy của nước mắt. Kính tiếp xúc làm thay đổi những yếu tố này, đặc biệt là mức độ oxy sẵn có cho giác mạc. Kính tiếp xúc không vừa khớp làm cho giác mạc bị phù (phù giác mạc là sự tăng quá mức hàm lượng nước ở giác mạc), do đó giác mạc dày hơn và mờ hơn. Giác mạc thường được đánh giá định tính dựa vào mức độ mờ đục (độ trong giác mạc giảm) khi quan sát bằng đèn khe. Về khía cạnh này, độ dày giác mạc phải tăng khoảng 7% thì mới có thể phát hiện được mờ đục khi khám bằng đèn khe. Một số nhà nghiên cứu đã cố gắng đánh giá phù một cách định lượng bằng những thay đổi kèm theo ở độ dày giác mạc. Mặc dù hiện nay còn nhiều vấn đề chưa được giải quyết về phương pháp này, các số đo độ dày giác mạc vẫn tỏ ra là một chỉ số quan trọng để đánh giá độ vừa khớp sinh lí của kính tiếp xúc.

Độ dày kế (pachymeter) là một thiết bị có thể dùng để đo độ dày **biểu kiến** của giác mạc. Độ dày kế về cơ bản là một thiết bị hiệu chỉnh hình nhân đôi được gắn vào thị kính của một đèn khe. Ở độ dày kế Haig-Strait, hình nhân đôi được tạo ra bởi 2 tấm kính plano (Hình 2.37). 2 tấm kính này được đặt chồng nhau ở trước một trong các vật kính của sinh hiển vi. Cả 2 tấm kính đều vuông góc với trục quang học của kính hiển vi. Tấm kính dưới cố định, nhưng tấm trên có thể xoay quanh một trục dọc. Do tấm trên được xoay nên nửa hình nhìn thấy qua tấm này sẽ bị di chuyển về phía ngoài so với nửa hình nhìn qua tấm kính dưới. Một thang độ gắn với tấm kính di chuyển được cho phép xác định độ dịch chuyển hình tương đối. Sơ đồ trong Hình 2.38 minh họa sự sắp đặt kính hiển vi và hệ thống chiếu sáng để đo độ dày giác mạc (hoặc độ sâu tiền phòng biểu kiến). Kính hiển vi đèn khe được đặt ở góc khoảng 40° so với hệ thống chiếu sáng. Điều chỉnh hệ thống chiếu sáng để tạo ra một chùm sáng rất mảnh vuông góc với giác mạc. Bình thường, phần được chiếu sáng của giác mạc được quan sát bằng cách này nhìn giống như một mặt cắt qua giác mạc (được gọi là một mặt cắt quang học). Tuy nhiên, khi nhìn độ dày kế thì mặt cắt quang học sẽ được thấy thành 2 hình như trong hình minh họa bên dưới. Để đo độ dày biểu kiến của giác mạc, đầu tiên điều chỉnh để 2 nửa hình hoàn toàn thẳng hàng với nhau. Sau đó, theo cách tương tự cách chỉnh độ lệch 2 hình được dùng trong đo độ cong giác mạc, thay đổi độ lệch của 2 hình đến khi cạnh biểu mô của một ảnh thẳng hàng với cạnh nội mô của ảnh kia. Lúc này có thể tính được độ lệch hình nhân đôi cần thiết để cho biết độ dày biểu kiến và độ dày thực của giác mạc. Độ dày giác mạc trung bình đo được bằng phương pháp này là 0.52 mm (độ dày thực). Phương pháp này cũng dùng để đo độ dày biểu kiến hoặc độ sâu của các phần của giác mạc (Hình 2.39).



Hình 2.37: *Sự dịch chuyển quang học tạo ra bởi đĩa kính quay*



Hình 2.38: *Ảnh nhân đôi mặt cắt giác mạc quan sát được*

5. ĐỘ DÀI TRỤC: X QUANG VÀ SIÊU ÂM

GIỚI THIỆU

Một trong những yếu tố quan trọng nhất khi xác định tình trạng khúc xạ của một mắt là vị trí võng mạc, tức là độ dài trục nhãn cầu. Có 2 phương pháp chủ yếu đã được dùng để đo độ dài trục nhãn cầu trên lâm sàng.

PHƯƠNG PHÁP X QUANG

ĐỘ DÀI TRỤC NHÃN CẦU

Phương pháp đầu tiên dùng để đo độ dài trục nhãn cầu được đề ra bởi Rhuston. Phương pháp này xác định vị trí của võng mạc bằng **tia X**, đôi khi được gọi là phương pháp X quang (roentgenological technique). Phương pháp này dựa trên thực tế là khi tia X tác động đến võng mạc được thích ứng tối thì sẽ gây ra **những đom đóm mắt** (phosphenes).

Ghi chú: Đom đóm mắt là cảm giác thị giác chủ quan tạo ra bởi kích thích không có ánh sáng, thí dụ kích thích võng mạc theo kiểu cơ học (đom đóm mắt do cơ học hoặc lực ép) hoặc bằng dòng điện (đom đóm mắt do điện). Đom đóm mắt tạo ra bởi tia X có màu lam nhạt.

Hệ thống gồm có một kính ngắm được điều chỉnh để theo dõi vị trí của cực trước giác mạc và một nguồn tia X tạo ra một lá tia X rất mỏng. Chùm tia X song song với trục quang học của kính ngắm và cả 2 dụng cụ có thể được di chuyển trên một thang lấy chuẩn vuông góc với chùm tia X. Bệnh nhân được đặt sao cho chùm tia X vuông góc với trục thị giác của mắt. Do tia X không bị khúc xạ bởi mô quanh mắt nên chùm tia không bị lệch khỏi đường đi vuông góc với trục thị giác của bệnh nhân. Do đó, nếu lá tia X được chiếu ở gần xích đạo của mắt, thì chùm tia sẽ sinh ra một đom đóm mắt hình vòng. Khi chùm tia X được di chuyển về phía cực sau của mắt thì kích thước của vòng đom đóm mắt sẽ càng ngày càng nhỏ hơn. Khi chùm tia tiếp tuyến với cực sau của võng mạc thì bệnh nhân sẽ thấy một đốm nhỏ thay vì một vòng tròn.

Chuyển động tiếp theo của chùm tia về phía sau sẽ làm cho đom đóm mắt biến mất. Mục tiêu của phương pháp này là để xác định mặt phẳng của đỉnh giác mạc với kính ngắm và mặt phẳng của cực sau võng mạc với chùm tia X. Độ dài trục nhãn cầu đơn giản là khoảng cách giữa kính ngắm và chùm tia X.

Phương pháp này được cho là để đo độ dài trục nhãn cầu với độ chính xác trong khoảng 0.2 mm. Tuy nhiên, phương pháp này không được dùng trên lâm sàng bởi vì đã có các phương pháp đơn giản hơn và an toàn hơn. Đặc biệt, người khám phải đặc biệt chú ý để thể thủy tinh không tiếp xúc với tia X, bởi vì sự chiếu xạ thể thủy tinh do bất cẩn có thể dẫn đến đục thể thủy tinh.

VỊ TRÍ ĐIỂM NÚT

Tia X và đom đóm mắt mà chúng sinh ra có thể dùng để đo khoảng cách giữa điểm nút và võng mạc. Để xác định vị trí của điểm nút, chùm tia X lớn được thay bằng 2 chùm tia X nhỏ được đặt ở trên và dưới. 2 chùm tia X này lại được hướng vuông góc với trục thị giác của mắt và các vị trí được điều chỉnh sao cho cả 2 chùm tia giao cắt võng mạc ở phía sau. 2 chùm tia do đó sinh ra 2 đom đóm mắt, một ở trên và một ở dưới. Do tia X không bị khúc xạ bởi mô mắt nên khoảng cách vật lí của đom đóm mắt sẽ bằng khoảng cách vật lí của 2 chùm tia X. Về bản chất, 2 chùm tia X tạo ra 2 ảnh võng mạc bị tách rời bởi một khoảng cách vật lí đã biết. Hướng nhận thức của 2 “ảnh” sẽ được

chiếu ra không gian qua điểm nút của mắt bệnh nhân. Thí dụ, nếu bệnh nhân nhìn vào một màn ảnh đặt ở xa thì sẽ nhận thấy 2 đốm màu lam.

Ghi chú: Thực tế có 2 điểm nút, nhưng chúng chỉ cách nhau khoảng 0.25 mm. Do đó không gây ra sai số đáng kể, có thể cho rằng mắt có một điểm nút đơn.

Bằng cách đo khoảng cách giữa 2 hình chiếu (về bản chất, đây là kích thước vật cần thiết để tạo ra một ảnh võng mạc tương ứng với khoảng cách giữa các đom đóm mắt ở võng mạc) và khoảng cách giữa màn ảnh và võng mạc, có thể xác định được khoảng cách giữa điểm nút và võng mạc bằng cách tính các độ cao của 2 tam giác đồng dạng. Đối với các tam giác đồng dạng, tỉ số của các độ cao tương ứng với tỉ số giữa các đáy của 2 tam giác (tức là tỉ số của kích thước vật trên kích thước ảnh bằng khoảng cách từ điểm nút tới vật chia cho khoảng cách từ điểm nút tới võng mạc).

TỔNG CÔNG SUẤT KHÚC XẠ

Trong phương pháp được nêu ở trên để xác định vị trí điểm nút, nếu màn ảnh (dùng để đo khoảng cách giữa các đom đóm mắt) nằm ở viễn điểm của mắt và nếu mắt ở trạng thái không điều tiết thì cũng có thể xác định tổng công suất khúc xạ của mắt. Khi màn ảnh ở đúng tiêu điểm thì tiêu điểm thứ hai của mắt sẽ trùng với võng mạc. Do đó, khoảng cách giữa điểm nút và võng mạc sẽ bằng khoảng cách giữa điểm nút và tiêu điểm thứ hai.

Vì $N'F' = -f$

Và do $1/-f = F$ (công suất khúc xạ của mắt)

$$F = 1/(N'F')$$

SIÊU ÂM

Phương pháp thường dùng nhất để đo các khoảng cách trong nhãn cầu trên lâm sàng (bao gồm độ dài trục nhãn cầu) là siêu âm. Ngoài việc đo các khoảng cách ở trong nhãn cầu, siêu âm đã trở thành một công cụ quan trọng bởi vì nó có thể dùng để phát hiện, phác thảo, và cho biết đặc điểm các mô mềm của mắt và hốc mắt, ngay cả trong trường hợp có các vùng đục che lấp.

Siêu âm là năng lượng âm thanh cao tần (sonic vibrations) cao hơn dải tần nghe được (khoảng 18000 đến 20000 Hz trở lên). Các tần số siêu âm dùng để đo các khoảng cách trong mắt thay đổi từ 1 đến 25 MHz (MHz = 1 triệu chu kì/giây). Các tần số cao có bước sóng ngắn hơn, do đó cho độ phân giải không gian tốt hơn các tần số thấp. Tuy nhiên, các tần số thấp (và các bước sóng dài) xâm nhập sâu hơn vào các mô trước khi năng lượng được hấp thụ. Tần số chính xác được dùng trong nhãn khoa phụ thuộc vào các số đo mong muốn. Nói chung, siêu âm cao tần được dùng để đo phần trước nhãn cầu còn siêu âm tần số thấp được dùng để xác định độ dài trục nhãn cầu và đánh giá các cấu trúc sau nhãn cầu.

Siêu âm là năng lượng cơ học nhưng nó có thể bị phản xạ và khúc xạ giống như ánh sáng. Thí dụ, khi siêu âm được hướng vào một mặt phân cách giữa 2 mô có trở kháng âm thanh khác nhau (trở kháng âm thanh liên quan với mật độ của một môi trường đã cho và tốc độ truyền của âm thanh ở môi trường đó), ranh giới giữa 2 mô đóng vai trò như một gương âm thanh (và một mặt khúc xạ âm thanh). Kết quả là một phần siêu âm sẽ bị phản xạ theo định luật phản xạ, tức là góc phản xạ sẽ bằng góc tới.

Để đo vị trí của một mặt phân cách đã cho ở trong mắt, siêu âm được truyền đến mắt từ một bộ cảm biến chứa một **tinh thể áp điện** (piezoelectric crystal). Các tinh thể áp điện có 2 tính chất quan trọng. Thứ nhất, các mặt của tinh thể này bị biến dạng (do đó sinh ra các dao động âm thanh) khi có một dòng điện truyền qua vật liệu. Thứ hai, khi các sóng âm rọi vào tinh thể, chúng sinh ra một điện lượng có thể ghi lại được. Do đó, nếu bộ cảm biến được đặt sao cho sóng âm giao cắt vuông góc với các mặt phân cách mô ở trong mắt thì âm thanh sẽ bị phản xạ (tức là một tiếng vang) trở lại bộ cảm biến tương xứng với hiệu số trở kháng âm thanh của các mô khác nhau. Các dụng cụ

siêu âm không phát ra siêu âm liên tục. Thay vào đó, người ta thường dùng một phương pháp được gọi là phương pháp "xung-tiếng vang" (pulse-echo). Trong phương pháp này, một xung âm thanh ngắn (thường trong khoảng 1 micro giây) được phát ra theo định kì. Giữa các xung, dụng cụ ghi lại thời gian diễn ra từ khi phát ra xung và khi (các) tiếng vang trở lại sinh ra một điện tích trên tinh thể. Thời gian trôi qua có thể được chuyển thành các khoảng cách giữa các mặt phân cách và đầu dò đơn giản bằng cách nhân thời gian đo được với tốc độ âm thanh ở môi trường tương ứng.

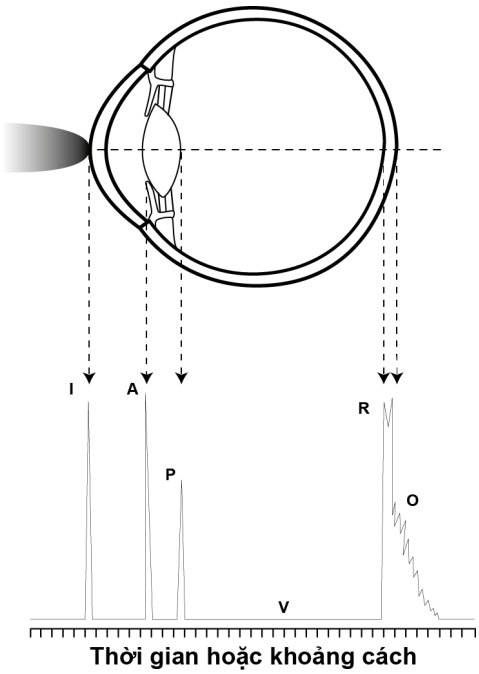
Siêu âm không truyền đi với tốc độ bất biến ở trong mắt, nó đi nhanh hơn ở các cấu trúc đặc (thí dụ thể thủy tinh; 1650 m/giây) so với ở các cấu trúc ít đặc hơn (thí dụ dịch kính; 1530 m/giây). Tuy nhiên, khi dùng một dụng cụ siêu âm để đo độ dài trục nhãn cầu, người ta thường cho rằng âm thanh đi với tốc độ bất biến ở trong mắt. Nhưng để tính đến những thay đổi tốc độ âm ở trong mắt, người ta thường sử dụng một giá trị "trung bình" được điều chỉnh của tốc độ của âm thanh trong mắt (thí dụ 1540 m/giây). Cần chú ý rằng ở các bệnh nhân không có thể thủy tinh, cần giả định một tốc độ âm thanh hơi thấp hơn so với tốc độ được dùng ở các bệnh nhân bình thường. Hầu hết các dụng cụ siêu âm hiện nay có một lựa chọn chế độ vận hành cho những bệnh nhân không có thể thủy tinh.

CÁC PHƯƠNG THỨC SIÊU ÂM

Đối với ứng dụng nhãn khoa, thời gian giữa các tiếng vang và cường độ của các tiếng vang trở lại được hiển thị theo 3 cách.

Siêu âm A (phương thức biên độ) (A-scan, Amplitude mode)

Siêu âm A là phương pháp siêu âm đơn giản nhất và thông dụng nhất. Trong phương pháp này, cường độ siêu âm sinh ra bởi một mặt phân cách đã cho được hiển thị bằng một đường lệch đứng (trục Y) đối với vị trí của nó (thời gian, trục X) dọc theo đường của chùm tia siêu âm. Cường độ tiếng vang, liên quan với góc của chùm âm tới và chênh lệch trở kháng âm thanh ở mặt phân cách, được biểu hiện bằng độ cao của đường lệch. Hình 2.39 minh họa một hình ảnh siêu âm A bình thường thu được khi bộ cảm biến thẳng hàng với trục quang học. Các đường lệch gắn với mặt trước và mặt sau của giác mạc, thể thủy tinh, và mặt phân cách dịch kính-võng mạc cho phép đo độ dày giác mạc, độ sâu tiền phòng, độ dày thể thủy tinh, độ sâu buồng dịch kính, và độ dài trục nhãn cầu. Thủy dịch và dịch kính biểu hiện là trong suốt về mặt siêu âm bởi vì chúng là những cấu trúc bình thường đồng nhất.

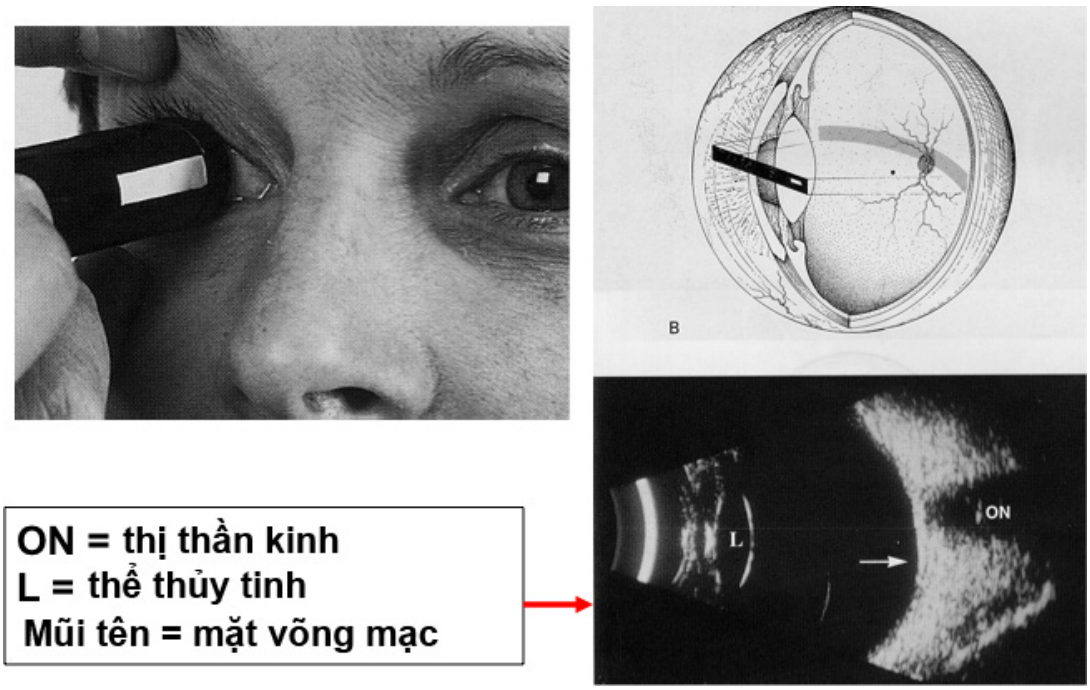


Hình 2.39: *Đầu dò siêu âm đặt trên giác mạc và hình ảnh siêu âm A*

Siêu âm B (phương thức độ sáng) (B-scan, Brightness mode)

Ở siêu âm B, cường độ tiếng vang được biểu hiện bằng sự tăng độ sáng ở màn hình theo thời gian hoặc khoảng cách. Ở siêu âm B, hướng không gian (spatial orientation) của bộ cảm biến được thay đổi một cách hệ thống. Hướng của bộ cảm biến và hướng của màn hình được phối hợp sao cho hình ảnh siêu âm B nhìn giống như một hình cắt qua nhãn cầu. Hình 2.40 cho thấy một hình ảnh siêu âm B theo kinh tuyến dọc của một mắt bình thường. Ở các hệ thống siêu âm B phức tạp hơn, đầu dò được dao động theo 2 chiều cho phép dựng được hình ảnh siêu âm 3 chiều của mắt.

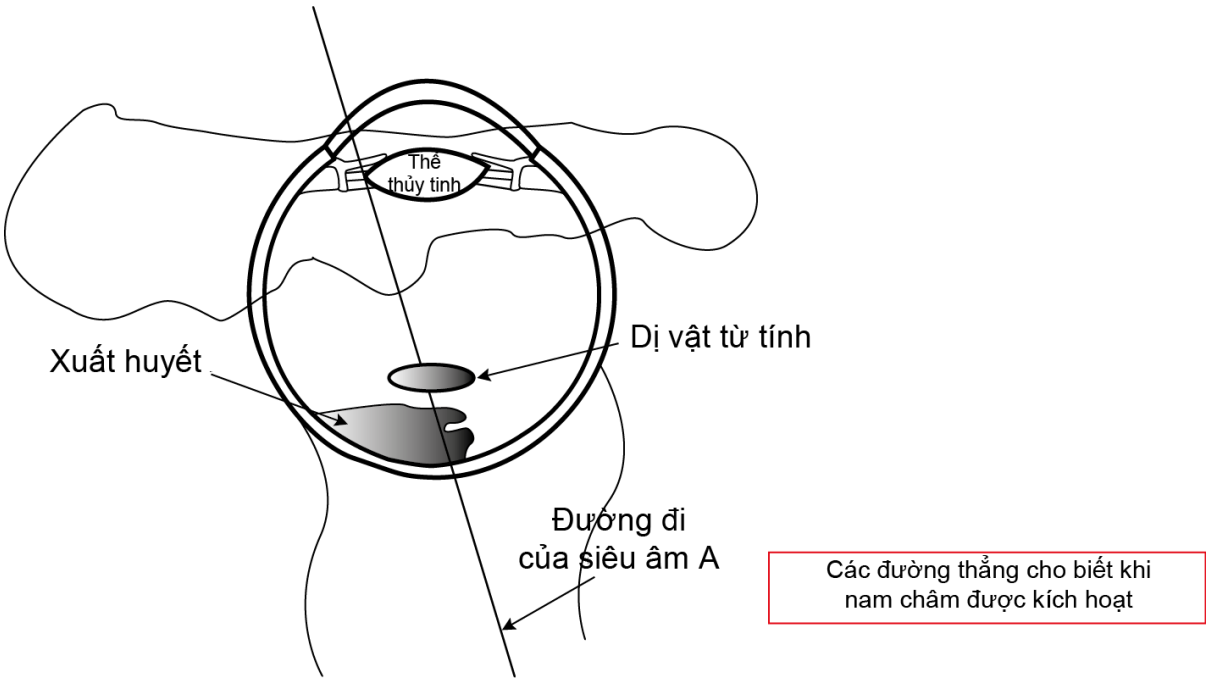
Mặc dù siêu âm B là một phương pháp phức tạp hơn, nó cho hình ảnh minh họa sinh động nhất của vị trí tương đối của các cấu trúc của mắt, do đó nó nhanh chóng vượt qua siêu âm A như là phương pháp được sử dụng phổ biến nhất. Tuy nhiên, so với siêu âm A, siêu âm B trước đây đã là một phương pháp phức tạp hơn nhiều. Thí dụ, thay vì đơn giản cầm bộ cảm biến tiếp xúc với mắt hoặc mi mắt (như thường làm với siêu âm A), đôi khi cần phải dùng kĩ thuật nhúng. Bệnh nhân được đặt nằm ngửa và được đeo một kính bảo hộ tương tự mặt nạ của thợ lặn với miếng kính plastic được bỏ đi. Đổ nước muối vào đầy kính và đặt đầu dò vào trong dung dịch. Mặt phân cách lỏng giữa đầu dò và mắt cho phép đầu dò di chuyển được (thường bằng một thiết bị cơ học có thể lập trình) mà không làm mất tiếp xúc âm với mắt. Gần đây, người ta đã làm ra các đầu dò siêu âm B sao cho bộ cảm biến hoàn toàn được đóng kín ở trong đầu dò (đường kính khoảng 1.5 cm) và quay khoảng ½ inch ở trong đầu dò để có thể quét rộng phần sau nhãn cầu chỉ bằng cách đặt đầu dò tiếp xúc trực tiếp với mi mắt bệnh nhân.



Hình 2.40: *Hình ảnh siêu âm B theo kinh tuyến ngang*

Siêu âm M (phương thức chuyển động) (M-scan, Movement mode)

Ở siêu âm M, vị trí và cường độ tiếng vang được hiển thị bằng những chấm sáng trên màn hình. Tuy nhiên, Trái ngược với siêu âm B, bộ cảm biến được cố định và màn hình hiện sóng (oscilloscope display) (hoặc phim hoặc giấy kẻ li cảm quang) được di chuyển trong "thời gian thực". Một siêu âm M điển hình được minh họa ở Hình 2.41. Với phương pháp hiển thị này, chuyển động của các mô do điều tiết, những thay đổi áp lực mạch máu, v.v. có thể quan sát được theo thời gian. Nó thường được dùng khi xác định từ tính của dị vật nội nhãn.



Hình 2.41: *Siêu âm M có thể dùng để theo dõi chuyển động của một dị vật từ tính ở trong mắt theo thời gian*

CÔNG DỤNG CỦA SIÊU ÂM TRÊN LÂM SÀNG

Siêu âm mang lại một mô tả chính xác các cấu trúc bình thường và bất thường, ngay cả khi cấu trúc đang được xem xét không thể đánh giá được bằng phương pháp quang học. Siêu âm A dùng phối hợp với siêu âm B cho phép đánh giá siêu âm toàn diện nhất. Siêu âm A là phương tiện tốt nhất để đánh giá hiệu số trở kháng âm thanh giữa các mô trong khi siêu âm B cho một hình ảnh 2 chiều của mắt.

Siêu âm thường được dùng để:

1. Xác định vị trí dị vật nội nhãn,
2. Đo độ dài trục nhãn cầu (các số đo này đặc biệt quan trọng để xác định chính xác công suất của kính nội nhãn) và độ dày giác mạc,
3. Phát hiện và phân biệt các khối u (thí dụ, có thể phân biệt các u đặc của hắc mạc với các tổn thương chứa dịch mà soi đáy mắt thấy giống nhau),
4. Đánh giá bong võng mạc, và
5. Xử lí mắt bị chấn thương (xác định vị trí xuất huyết, quan sát dính mống mắt và vồng mống mắt).

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- Krueger SRR, Applegate RA, MacRae M. Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision. 2nd Edition.Slack, Inc., 2004.
- Duane TD, Tasman W and Jaeger EA. Duane's Clinical Ophthalmology. JB Lippincott Co. Chicago. 2011.
- Tunnacliffe AH.Introduction to Visual Optics.Association of British Dispensing Opticians, 1993.
- Grosvenor TP and flom MC. Refractive Anomalies: research and clinical applications. Butterworth-Heinemann, 1991.
- Atchison DA and Smith G.Optics of the Human Eye, Butterworth/Heinemann, 2000.
- Bennett AG and RabbettsRB. Clinical Visual Optics, 3rd Edition. Elsevier Health Sciences, 1998.