



(12) BẢN MÔ TẢ SÁNG CHẾ THUỘC BẰNG ĐỘC QUYỀN SÁNG CHẾ

(19) Cộng hòa xã hội chủ nghĩa Việt Nam (VN)
CỤC SỞ HỮU TRÍ TUỆ

(11)



1-0044042

(51)⁸

G02C 7/00

(13) **B**

(21) 1-2019-00368

(22) 22/01/2019

(30) 15/876,595 22/01/2018 US

(45) 25/03/2025 444

(43) 25/07/2019 376A

(71) Johnson & Johnson Vision Care, Inc. (US)

7500 Centurion Parkway, Jacksonville, FL 32256

(72) Noel A. Brennan (AU); Xu Cheng (US); Jaclyn V. Hernandez (US); Michael J. Collins (AU); Brett A. Davis (AU); Fan Yi (AU); Derek Dean Nankivil (US).

(74) Công ty Cổ phần Sở hữu công nghiệp INVESTIP (INVESTIP)

(54) THẤU KÍNH DÙNG CHO MẮT CÓ ÍT NHẤT MỘT TRONG SỐ CÁC TÁC DỤNG NHƯ LÀM CHẬM, LÀM GIẢM HOẶC NGĂN NGỪA SỰ TIẾN TRIỂN CỦA CẬN THỊ

(21) 1-2019-00368

(57) Sáng chế đề cập đến các dụng cụ mắt như các thấu kính dùng cho mắt. Dụng cụ mắt có thể bao gồm thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong số các tác dụng như làm chậm, làm giảm hoặc ngăn ngừa sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt có thể bao gồm vùng trung tâm có công suất âm để chỉnh sửa thị lực cận thị; và ít nhất một vùng điều trị xung quanh vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị có đồ thị công suất bao gồm công suất ADD, ít nhất một vùng điều trị có hình dạng bề mặt bao gồm phần nhìn chung có dạng hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị được bố trí để tạo ra bề mặt liên tục với vùng trung tâm.

Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Bản mô tả này đề cập đến các dụng cụ mắt, như thấu kính dùng để đeo, bao gồm thấu kính áp tròng, thấu kính cấy, bao gồm lớp ghép phiến giác mạc inlay hoặc onlay và loại dụng cụ khác bất kỳ bao gồm các thành phần quang, và cụ thể hơn, đề cập đến các dụng cụ mắt được thiết kế để làm chậm, làm giảm, hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt của sáng chế bao gồm ít nhất một vùng điều trị với tiêu điểm không đồng trục có công suất ADD (cộng thêm), từ đó ngăn chặn và/hoặc làm chậm lại sự tiến triển của cận thị.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Các dụng cụ mắt, như thấu kính áp tròng, hiện đang được sử dụng để chỉnh sửa khiếm khuyết về thị lực như cận thị, viễn thị, lão thị và loạn thị. Tuy nhiên, thấu kính được thiết kế đúng có thể được sử dụng để tăng cường thị lực cũng như chỉnh sửa được các khiếm khuyết về thị lực.

Các tình trạng thường dẫn đến thị lực giảm là cận thị và viễn thị, vì thế mà các thấu kính chỉnh sửa dưới dạng kính đeo, hoặc thấu kính áp tròng cứng hoặc mềm, được chỉ định sử dụng. Các tình trạng này thường được mô tả là sự mất cân bằng giữa độ dài của mắt và tiêu điểm của các bộ phận quang học của mắt. Mắt cận thị hội tụ phía trước mặt phẳng võng mạc và mắt viễn thị hội tụ phía sau mặt phẳng võng mạc. Cận thị thường phát triển do độ dài trục mắt phát triển dài hơn tiêu cự của các bộ phận quang học của mắt, có nghĩa là mắt phát triển quá dài. Viễn thị thường phát triển do độ dài trục mắt quá ngắn so với tiêu cự của các bộ phận quang học của mắt, có nghĩa là mắt phát triển không đủ dài.

Cận thị có tỷ lệ lưu hành cao tại nhiều khu vực trên thế giới. Một lo ngại lớn nhất của tình trạng này là khả năng nó có thể tiến triển thành cận thị độ cao, ví dụ lớn hơn năm hoặc sáu đi-ốp (có nghĩa là, theo quy ước dấu, $<-5,00$ hoặc $-6,00$ D), điều này có ảnh hưởng lớn đến khả năng hoạt động của cá nhân khi không có dụng cụ trợ thị. Như được sử dụng trong tài liệu này, D là số đi-ốp, được xác định là số thuận nghịch của tiêu cự của thấu kính hoặc hệ thống quang, tính bằng mét. Cận thị độ cao cũng có

liên quan đến việc tăng nguy cơ bị bệnh về võng mạc, đục thủy tinh thể, và bệnh tăng nhãn áp.

Các thấu kính chỉnh sửa được sử dụng để thay đổi tiêu điểm tổng thể của mắt để tạo ra hình ảnh rõ ràng hơn tại mặt phẳng võng mạc, bằng cách lần lượt dịch chuyển tiêu điểm từ phía trước mặt phẳng để chỉnh sửa cận thị, hoặc từ phía sau mặt phẳng để chỉnh sửa viễn thị. Tuy nhiên, phương pháp chỉnh sửa đối với các tình trạng này không giải quyết nguyên nhân gây nên tình trạng này, mà chỉ là lắp ghép bộ phận giả vào hoặc chỉ giải quyết triệu chứng.

Hầu hết mắt không chỉ bị cận thị hoặc viễn thị, mà bị loạn cận thị hoặc loạn viễn thị. Các tật loạn thị của tiêu điểm gây ra hình ảnh của điểm nguồn ánh sáng được tạo thành dưới dạng hai đường vuông góc với nhau tại các tiêu cự khác nhau. Trong phần trình bày ở trên, các thuật ngữ cận thị và viễn thị được sử dụng để lần lượt bao gồm cận thị đơn giản hoặc loạn cận thị và viễn thị đơn giản hoặc loạn viễn thị, hoặc loạn thị hỗn hợp (các tổ hợp).

Chính thị mô tả tình trạng thị giác rõ ràng trong đó đối tượng tại vô cực ở tiêu điểm nét tương đối với thủy tinh thể không bị căng. Ở mắt người trưởng thành bình thường hoặc chính thị, ánh sáng từ cả vật thể ở xa và ở gần và đi qua vùng tâm hoặc trục của khẩu độ hoặc đồng tử được hội tụ qua giác mạc và thủy tinh thể gần với mặt phẳng võng mạc nơi hình ảnh đảo ngược được cảm biến. Tuy nhiên, người ta quan sát rằng hầu hết mắt bình thường đều biểu hiện cầu sai dọc dương, thông thường với biên độ bằng khoảng $+0,50$ D cho khẩu độ $5,00$ mm, điều đó có nghĩa là các tia sáng đi qua khẩu độ hoặc đồng tử tại ngoại vi của nó được hội tụ $+0,50$ D trước mặt phẳng võng mạc khi mắt được hội tụ đến vô cực.

Cầu sai của mắt bình thường không phải là hằng số. Ví dụ, sự điều tiết (sự thay đổi trong công suất quang của mắt bắt nguồn chủ yếu thông qua sự thay đổi đối với thủy tinh thể bên trong) khiến cho cầu sai thay đổi từ dương đến âm.

Như đã lưu ý, cận thị thông thường xuất hiện do sự phát triển hoặc kéo dài quá mức của trục mắt. Hiện nay người ta nhìn chung đã nhìn nhận, chủ yếu qua nghiên cứu từ động vật, rằng sự phát triển trục mắt có thể bị ảnh hưởng bởi chất lượng và tiêu điểm của hình ảnh tại võng mạc. Các thí nghiệm được thực hiện ở một số loài động vật khác nhau, sử dụng một số mô hình thí nghiệm khác nhau, đã cho

thấy rằng sự thay đổi chất lượng hình ảnh võng mạc có thể dẫn đến sự thay đổi nhất quán và có thể dự đoán trong phát triển mắt.

Ngoài ra, sự lệch tiêu hình ảnh võng mạc ở cả mẫu động vật là gia cầm và động vật linh trưởng, qua thấu kính hội tụ (lệch tiêu cận thị) hoặc thấu kính phân kỳ (lệch tiêu viễn thị) đều được biết là sẽ dẫn đến các thay đổi có thể đoán trước được (về cả hướng và biên độ) trong phát triển mắt, nhất quán với phát triển mắt để bù lại sự lệch tiêu phải chịu. Sự thay đổi trong chiều dài mắt kết hợp với mờ thị giác đã được cho thấy là sẽ được điều chỉnh bằng các thay đổi ở cả tăng trưởng củng mạc và độ dày hắc mạc. Mờ với thấu kính hội tụ, dẫn tới mờ do cận thị, làm tăng độ dày hắc mạc, và giảm tốc độ tăng trưởng củng mạc, sẽ tạo thành các tật khúc xạ viễn thị. Mờ với thấu kính phân kỳ, dẫn tới mờ do viễn thị, làm mỏng độ dày hắc mạc, và tăng tốc độ tăng trưởng củng mạc, sẽ tạo thành các tật khúc xạ cận thị. Các thay đổi phát triển mắt phản ứng lại sự lệch tiêu hình ảnh võng mạc này đã được minh chứng là chủ yếu diễn ra qua trung gian cơ chế võng mạc cục bộ, do những thay đổi chiều dài mắt vẫn diễn ra khi dây thần kinh thị giác bị tổn thương, và sự lệch tiêu trên các vùng võng mạc cục bộ đã cho thấy là dẫn đến thay đổi trong phát triển mắt khu trú tại vùng võng mạc cụ thể đó.

Ở người, có các bằng chứng cả trực tiếp và gián tiếp hỗ trợ khái niệm rằng chất lượng hình ảnh võng mạc có thể ảnh hưởng đến sự phát triển mắt. Tất cả các loại tình trạng mắt khác nhau đều dẫn đến rối loạn thị lực, như sa mí mắt, đục thủy tinh thể bẩm sinh, đục giác mạc, xuất huyết dịch kính và các bệnh về mắt khác, đã được phát hiện là có kết hợp với sự phát triển mắt bất thường ở những người trẻ, cho thấy rằng sự thay đổi tương đối lớn trong chất lượng hình ảnh võng mạc có ảnh hưởng đến phát triển mắt ở các đối tượng là người. Giả thiết về tác động của sự thay đổi khó phát hiện hơn ở hình ảnh võng mạc đối với phát triển mắt ở người cũng được đưa ra trên cơ sở các tật thị giác ở hệ thống điều tiêu người, mà hệ thống này có thể cung cấp sự kích thích cho phát triển mắt và phát triển cận thị ở người.

Một trong những yếu tố nguy cơ phát triển cận thị là làm công việc đòi hỏi sự tỉ mỉ. Do độ trễ điều tiết hoặc cầu sai âm kết hợp với sự điều tiết trong khi làm công việc tỉ mỉ này, mắt có thể bị mờ do viễn thị, vấn đề này kích thích phát triển cận thị như đã thảo luận ở phần trên. Ngoài ra, hệ thống điều tiết là hệ thống quang học thích ứng hoạt động; nó phản ứng không đổi với chuyển động phân cách của tia tới

bị tác động bởi các dụng cụ quang học và khoảng cách làm việc. Với các thiết kế kính đơn tròng thông thường để chỉnh sửa cận thị, mắt người trẻ có thể biểu hiện độ trễ điều tiết hoặc có cầu sai âm và do đó sự lệch tiêu viễn thị có thể xuất hiện. Với thiết kế đa điểm truyền thống kết hợp công suất ADD đồng trục trong vùng điều trị, như đã được sử dụng để chỉnh sửa lão thị và gần đây hơn được sử dụng để kiểm soát cận thị, mắt người trẻ có thể sử dụng công suất ADD cho các vật thể ở gần, tạo sự lệch tiêu viễn thị qua phần tầm nhìn xa cho hình ảnh của các vật thể này. Kiểm soát cận thị hiệu quả nhất khi người dùng điều tiết thông qua vùng chỉnh sửa tầm nhìn xa để nhìn gần, mang mắt phẳng hình ảnh đến hoặc ra phía trước võng mạc (xem <http://www.gslymposium.com/getattachment/Posters/Cheng,-Xu-et-al-Impact-of-SCL-for-Myopia-Progression.pdf.aspx>)

Cả trường hợp đơn tròng và đa điểm được đề cập ở phần trên đều dẫn đến tình trạng tiếp tục tiến triển cận thị. Một cách thiết kế quang học để làm chậm tốc độ tiến triển cận thị là sử dụng tín hiệu dương cao cho võng mạc qua việc sử dụng công suất ADD cao. Công suất ADD là sự chênh lệch trong công suất giữa vùng của dụng cụ quang có mục đích đặc biệt, như chỉnh sửa lão thị hoặc kiểm soát cận thị, và vùng chỉnh sửa cận thị. Để kiểm soát cận thị, công suất ADD trong vùng điều trị của dụng cụ quang phải dương nhiều hơn hoặc ít âm hơn so với công suất của vùng chỉnh sửa cận thị.

Bằng sáng chế Hoa Kỳ số 6,045,578 bộc lộ việc cộng cầu sai dương trên thấu kính áp tròng sẽ làm giảm hoặc kiểm soát sự tiến triển cận thị. Phương pháp bao gồm bước thay đổi cầu sai của hệ thống thị giác theo hướng và góc liên quan để thay đổi sự phát triển chiều dài mắt, nói cách khác cầu sai sẽ điều khiển chính thị hóa. Trong quá trình này, giác mạc của mắt cận thị được lắp thấu kính đã làm tăng công suất đi-ốp ở phía xa tâm thấu kính. Các tia sáng vùng trục đi vào phần tâm của thấu kính được hội tụ trên võng mạc mắt, tạo hình ảnh rõ ràng của vật thể. Các tia sáng vùng biên đi vào phần ngoại vi của đồng tử được hội tụ trên mặt phẳng giữa giác mạc và võng mạc, và tạo cầu sai dương của hình ảnh trên võng mạc. Cầu sai dương này tạo hiệu ứng sinh lý học lên mắt có xu hướng ức chế sự phát triển của mắt, từ đó giảm thiểu xu hướng phát triển dài thêm của mắt cận thị.

Mặc dù độ quang sai dương và/hoặc công suất cộng cần thiết để làm chậm tối ưu tốc độ tiến triển cận thị không rõ ràng, các nhà nghiên cứu trong lĩnh vực đã thử

nghiệm sử dụng các dụng cụ đa vùng với các khu vực có công suất dương bằng khoảng +1,50 đến tối đa là công suất ADD +4,00 D trong thử nghiệm làm giảm tốc độ tiến triển cận thị. Để làm khác biệt các thiết kế đa vùng này so với bản mô tả này, vùng ADD trong các dụng cụ này tạo tiêu điểm ánh sáng trùng với trục (chính, chung, quang học hoặc hình học) của vùng chỉnh sửa cận thị và do đó có thể được coi là “đồng trục” theo thiết kế (ví dụ, US5929969, US7506983, US7832859, US8240847)

Phương pháp này thường dẫn đến các kết quả điều trị thấp hơn khoảng 50 phần trăm. Hiệu lực điều trị được xác định là sự thay đổi tương đối của chiều dài trục và/hoặc sự khúc xạ tương đương cầu từ thời điểm khởi điểm của nhóm xét nghiệm so với sự thay đổi độ dài trục và/hoặc sự khúc xạ tương đương cầu của nhóm đối chứng trong khoảng thời gian một năm hoặc khoảng thời gian được xác định trước. Hiện nay, vẫn tồn tại nhu cầu cần điều trị kiểm soát cận thị với hiệu lực lớn hơn 50 phần trăm và xích lại gần mức 100 phần trăm. Các vùng điều trị cộng thêm trục giác có công suất cộng cao sẽ điều trị tốt hơn do phản ứng tăng trưởng thị giác ở động vật tỷ lệ với công suất kích thích thị giác như được Wildsoet báo cáo trong Vision Research 1995.

Tuy nhiên, lẽ thường trong ngành thấu kính dùng cho mắt hai điểm hay đa điểm giả định rằng thấu kính với công suất cộng cao hoặc công suất ADD cao có thể có các tác dụng có hại đối với thị lực và độ nhạy tương phản như được Ardaya và cộng sự báo cáo trong Optometry 2004. Ngoài ra, Smith và cộng sự (US7025460) hướng dẫn về các công suất nằm ngoài phạm vi thường thấy ở thấu kính hai điểm hoặc thấu kính đa điểm cho lão thị. Họ tuyên bố, “điều quan trọng cần lưu ý là, mặc dù kiểu lệch tiêu khúc xạ thích hợp có thể thúc đẩy sự phát triển mắt (hoặc không phát triển) dẫn đến cận thị (hoặc thoái triển) trong hiện tượng bù thấu kính, khi lượng lệch tiêu khúc xạ là rất lớn, có thể có sự suy giảm lớn về chất lượng hình ảnh do sự lệch tiêu nghiêm trọng đến mức trạng thái thị giác có thể thay đổi thành hiện tượng ức chế thị giác và có thể gây ra cận thị”. Ngoài ra, họ cho rằng mức độ cong tương đối tối đa của trường trước khi xảy ra suy giảm thị lực đáng kể, dẫn đến cận thị do ức chế thị giác, cần ở khoảng tương đương cầu từ +3,50 D đến +4,00 D, là giới hạn trên của độ cong âm của trường, để điều trị cận thị hiệu quả. Niềm tin này đã khiến các

nhà nghiên cứu chùn chân trong việc tìm kiếm các vùng điều trị bằng công suất cộng cao để kiểm soát cận thị.

Ngược lại, nghiên cứu của họ cho thấy rằng việc sử dụng thiết kế có vùng tầm nhìn xa tại tâm và vùng điều trị ADD cao có công suất ADD cao hơn khoảng 3,00 D sẽ làm giảm việc mất thị lực liên quan đến các thiết kế loại ADD thấp thông thường mà không có tác động bổ sung đáng kể nào đối với độ nhạy tương phản. Điều này cũng được minh chứng trong công trình nghiên cứu của De Gracia và cộng sự, OVS 2013, mặc dù họ chỉ nghiên cứu công suất ADD lên đến 4,00 D và không đề cập đến lợi ích tiềm tàng trong kiểm soát sự tiến triển cận thị. Sự đột phá này giúp các thiết kế sửa tật mắt giảm tiến triển cận thị ở mức cao hơn 50 phần trăm một cách ý nghĩa mà không tác động tiêu cực thêm đến thị lực.

Ngoài ra, công suất cộng cao hơn đáng kể so với công suất cung cấp tầm nhìn xa rõ ràng không được dự kiến dẫn đến giảm điều tiết như có thể xảy ra với thiết kế công suất ADD thấp hơn trong đó đối tượng có thể dựa vào một số phạm vi mà công suất ADD đã dựa theo đó để cung cấp tầm nhìn rõ ràng trong các hoạt động làm công việc tỉ mỉ, như đã được quan sát trong nghiên cứu của chúng tôi. Điều tiết đã giảm này có thể dẫn đến lệch tiêu viễn thị do các tia ánh sáng đi qua các vùng quang của dụng cụ là để cung cấp tầm nhìn xa rõ ràng (phần tầm nhìn xa của dụng cụ hoặc vùng chỉnh sửa cận thị). Trong bản mô tả này, đối tượng phải điều tiết trên phần tầm nhìn xa của thấu kính để sửa tầm nhìn gần khi vật thể được tạo ảnh qua vùng xử lý công suất ADD cao vừa chệch ra khỏi tiêu điểm, do đó chúng không được làm rõ ràng bằng hệ thống điều tiết - hội tụ.

Các thử nghiệm làm chậm lại tiến trình cận thị có thể liên quan đến các đồ thị công suất thể hiện độ dốc ở một số vùng của thấu kính. Nhiều phương pháp khác nhau đã được áp dụng. Một số vùng điều trị là các vùng tiến triển trong đó tạo cấu hình tiêu điểm đồng trục thay đổi một cách hệ thống, ví dụ, xem US8240847, US 8662664. Các thiết kế khác cũng được tạo cấu hình để tạo sự lệch tiêu cận thị võng mạc tại ngoại vi (ví dụ, xem US7665842, US8684520). Ngoài ra, các vùng của một số thiết kế có thể được gọi là các vùng hỗn hợp hay vùng chuyển tiếp, bởi vì về mặt tác dụng, chúng là các vùng không có chức năng quang học được thiết kế để kết nối với các vùng điều trị có các vùng chỉnh sửa. (ví dụ, xem US8240847, US 8684520) Không thiết kế nào trong các

thiết kế này tạo vùng điều trị bao gồm phần có bề mặt có dạng nhìn chung là hình xuyên để tạo vòng tiêu điểm như trong sáng chế này.

US20170184875 thiết kế “tính năng quang học của phần thân thấu kính hướng ánh sáng vùng ngoại vi vào mắt ở phía xa vùng tâm của võng mạc khi được đeo lên mắt, trong đó tính năng quang học còn khiến ánh sáng ngoại vi hướng ra xa vùng tâm võng mạc để tiêu điểm không nằm trên võng mạc”. Tài liệu này còn xác định là “tính năng quang học có thể có đặc trưng hướng ánh sáng đến vùng ngoại vi võng mạc, điều tiêu ánh sáng chính xác vào vùng ngoại vi võng mạc, điều tiêu ánh sáng ra phía trước vùng ngoại vi võng mạc, điều tiêu ánh sáng ra phía sau vùng ngoại vi võng mạc, hoặc tổ hợp của các đặc tính này”. Sáng chế này không đưa ra vùng điều trị bao gồm phần có bề mặt có dạng nhìn chung là hình xuyên để tạo vòng tiêu điểm như trong bản mô tả này.

Ví dụ khác trong lĩnh vực, R. Griffin WO2012/173891, khẳng định đã giảm được độ trễ điều tiết và áp lực điều tiết dẫn đến sự tiến triển cận thị qua việc tạo lỗ kim nhân tạo dẫn đến việc tăng độ sâu tiêu điểm và độ sâu của trường nhìn. Trong Griffin, “điều tiết mắt sẽ được thư giãn hơn”.

Bây giờ theo HÌNH 1, đồ thị minh họa dụng cụ theo thiết kế hợp nhất vùng nhìn xa tại tâm để chỉnh sửa tầm nhìn xa và vùng ngoại vi của công suất cộng có thể biến đổi. Thị lực được đo bằng cách sử dụng phương pháp lựa chọn bắt buộc có bốn phương án với các bảng đo thị lực Snellen theo giá trị nhỏ dần. Công suất cộng ngoại vi tăng dần đến khoảng +2,00 D đến +3,00 D dẫn đến việc càng làm mất thị lực tương phản cao, điển hình như các thiết kế loại đa điểm dành cho người lão thị. Tuy nhiên, khi công suất ngoại vi tiếp tục tăng, tác dụng tương đối lên thị lực đã tăng lên một cách đáng ngạc nhiên và bình ổn, nên ở mức công suất cộng cao hơn khoảng +4.00 D đến +5.00 D, việc mất thị lực trở nên tương đối ổn định. Điều này là đáng kể đối với thiết kế thấu kính kiểm soát cận thị, do đã phát hiện ra là công suất cộng cao hơn sẽ có tác động lớn hơn đến sự phát triển mắt (với các mẫu là động vật), như được Wildsoet báo cáo trong Vision Research 1995.

Tuy nhiên, cần tối ưu hóa hơn nữa đối với các thiết kế công suất ADD để tối ưu hóa chất lượng hình ảnh. Bây giờ tham chiếu đến HÌNH 2, các đồ thị công suất được minh họa có công suất +5,00 D hoặc +10,00 D cách vị trí xuyên tâm 2,25 mm từ tâm của thấu kính. Các tia sáng đi qua các vùng công suất ADD cao này tạo thành các tiêu

điểm sắc nét trước võng mạc. Tuy nhiên, do sự truyền liên tục đến võng mạc, các tia này tạo vết mờ lệch tiêu giống hình tròn trên võng mạc.

Như được nêu trong mặt cắt ngang hàm rải điểm (PSF) của HÌNH 3, các tia sáng đến từ các vùng +5,00 D và +10,00 D tạo thành các gai phân tách trên võng mạc. Theo đó, nếu người ta nhìn vào nguồn ánh sáng điểm qua một trong các thấu kính công suất cộng cao +5,00 D hoặc +10,00 D này, võng mạc của người này sẽ nhận tín hiệu đỉnh có quãng hình tròn bao quanh. Thông thường, đây không phải là vấn đề khi một người đọc chữ hoặc phân tích các chi tiết nhỏ của vật thể vì quãng sáng rất mờ đến mức người không cảm nhận được. Tuy nhiên, đây sẽ là vấn đề khi một người nhìn vào cạnh màu đen/trắng, do năng lượng từ nền trắng có thể rò rỉ vào phần màu đen do sự có mặt của gai nhọn trong PSF.

Bây giờ xem đến HÌNH 4, mặt cắt ngang hình ảnh của các đồ thị công suất +5,00 D và +10,00 D của HÌNH 2 tại khẩu độ hiệu dụng kích thước 6,00 mm được trình bày bằng cách quán PSF với rìa màu đen/trắng trong không gian vật thể. Thấu kính có công suất 0,00 D tạo thành rìa sắc nét giữa màu đen và màu trắng (tại vị trí 0,00 mm) và do đó không có cấu trúc hình tròn. Mặt khác, các thấu kính có các vùng +5,00 D và +10,00 D không có rìa nét giữa màu đen và màu trắng, từ đó dẫn đến các hình ảnh trong đó nền màu đen không hoàn toàn là màu đen, và nền màu trắng không hoàn toàn là màu trắng.

Theo đó, cần phải có các cải thiện.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Sáng chế này đề cập đến các dụng cụ mắt có ít nhất một trong các tác dụng: làm giảm lại, làm chậm hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị, các dụng cụ này có thể giải quyết một hoặc nhiều nhược điểm của dụng cụ trong ngành.

Theo một phương án, sáng chế đề cập đến các thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong các tác dụng: làm giảm lại, làm chậm hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt bao gồm vùng trung tâm có công suất âm để chỉnh sửa thị lực cận thị, và ít nhất một vùng điều trị bao quanh vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị này có đồ thị công suất bao gồm công suất dương so với vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị này có hình dạng bề mặt bao gồm một phần nhìn chung có dạng hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị được sắp xếp để tạo bề mặt liên tục với vùng trung tâm.

Theo một phương án khác, sáng chế đề cập đến các thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong các tác dụng: làm giảm lại, làm chậm hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt bao gồm vùng trung tâm có công suất âm để chỉnh sửa thị lực cận thị; và ít nhất một vùng điều trị bao quanh vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị này có đồ thị công suất bao gồm công suất dương so với vùng trung tâm, trong đó ít nhất một vùng điều trị này có cấu hình hình khuyên có tâm điểm bán kính chung với vùng trung tâm, và trong đó ít nhất một vùng điều trị này tạo vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi tiêu điểm vô cực trên vòng được dịch chuyển ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm, và trong đó ít nhất một vùng điều trị được sắp xếp để tạo bề mặt liên tục với vùng trung tâm.

Theo một phương án khác, sáng chế đề cập đến các thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong các tác dụng: làm giảm lại, làm chậm hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt bao gồm vùng điều trị trung tâm, vùng chỉnh sửa cận thị bao quanh vùng trung tâm, trong đó vùng chỉnh sửa cận thị thể hiện công suất quang âm để chỉnh sửa thị lực cận thị, và trong đó vùng trung tâm thể hiện công suất ADD so với vùng chỉnh sửa cận thị, và ít nhất một vùng điều trị bao quanh vùng trung tâm và được đặt theo hướng xuyên tâm hướng ra ngoài từ vùng chỉnh sửa cận thị, ít nhất một vùng điều trị có đồ thị công suất bao gồm công suất dương so với vùng chỉnh sửa cận thị, trong đó ít nhất một vùng điều trị này có cấu hình hình khuyên có trục bán kính chung với vùng trung tâm, và trong đó ít nhất một vùng điều trị này tạo vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi tiêu điểm vô cực trên vòng được dịch chuyển ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm, và trong đó ít nhất một vùng điều trị được sắp xếp để tạo bề mặt liên tục với vùng trung tâm.

Theo một phương án khác, sáng chế đề cập đến các thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong các tác dụng: làm giảm lại, làm chậm hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt bao gồm vùng điều trị trung tâm, vùng chỉnh sửa cận thị bao quanh vùng trung tâm, trong đó vùng chỉnh sửa cận thị thể hiện công suất quang âm để chỉnh sửa thị lực cận thị, và trong đó vùng trung tâm thể hiện công suất ADD so với vùng chỉnh sửa cận thị, và ít nhất một vùng điều trị bao quanh vùng trung tâm và được đặt theo hướng xuyên tâm hướng ra ngoài từ vùng chỉnh sửa cận thị, ít nhất một vùng điều trị có đồ thị công suất bao gồm công suất dương, ít nhất một vùng điều trị này có hình dạng bề mặt bao gồm một phần nhìn chung có dạng

hình xuyên, và trong đó ít nhất một vùng điều trị được sắp xếp để tạo bề mặt liên tục với vùng trung tâm.

Theo một phương án khác, sáng chế đề cập đến các thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong các tác dụng: làm giảm lại, làm chậm hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt bao gồm vùng trung tâm có công suất âm để chỉnh sửa thị lực cận thị, vùng trung tâm có trục chính trục giao với bề mặt của nó và đi qua tâm của thấu kính dùng cho mắt, và ít nhất một vùng điều trị bao quanh vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị có đồ thị công suất bao gồm công suất dương so với vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị này có hình dạng bề mặt bao gồm một phần nhìn chung có dạng hình xuyên, và trong đó ít nhất một vùng điều trị được sắp xếp để tạo bề mặt liên tục với vùng trung tâm, và trong đó ít nhất một vùng điều trị có góc nghiêng được tạo cấu hình để hướng tia trong cùng so với mặt cắt ngang của vùng điều trị để đi qua trục chính tại điểm ở tại hoặc ở phía trước mặt phẳng võng mạc của người đeo thấu kính dùng cho mắt.

Theo một phương án khác, sáng chế đề cập đến các thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong các tác dụng: làm giảm lại, làm chậm hoặc ngăn chặn sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt bao gồm vùng trung tâm có công suất âm và có tiêu điểm trên trục, và ít nhất một vùng điều trị bao quanh vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị có đồ thị công suất bao gồm công suất ADD so với vùng trung tâm, ít nhất một vùng điều trị có vòng tiêu điểm, trong đó đồ thị công suất của vùng điều trị bao gồm cấu hình dốc phi tuyến.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Phần trên và các tính năng, ưu điểm khác của sáng chế sẽ được hiểu rõ hơn qua phần mô tả cụ thể các phương án ưu tiên sau đây của sáng chế, với các hình vẽ minh họa kèm theo.

HÌNH 1 minh họa đồ thị thể hiện các thay đổi trong thị lực khi công suất ADD tăng trong vùng ngoại vi.

HÌNH 2 minh họa các đồ thị công suất của hai thấu kính, một có vùng điều trị +5,00 D và một có vùng điều trị +10,00 D.

HÌNH 3 minh họa mặt cắt ngang của hàm rải điểm cho các đồ thị công suất của HÌNH 2 tại khẩu độ hiệu dụng kích thước 6,00 mm.

HÌNH 4 minh họa mặt cắt ngang của độ sáng ảnh được tạo bởi các đồ thị công suất của HÌNH 2 cho rìa màu đen và trắng.

HÌNH 5A minh họa hình biểu diễn sơ lược về ví dụ về dụng cụ mắt có ít nhất một vùng điều trị theo bản mô tả này.

HÌNH 5B minh họa hình phối cảnh của dụng cụ mắt của HÌNH 5A.

HÌNH 5C minh họa phần có hình xuyên sau khi hình xuyên bị cắt bởi bề mặt dạng nón.

HÌNH 5D minh họa phần có hình xuyên sau khi hình xuyên được đặt trên hình elipsoit.

HÌNH 5E minh họa phần có hình xuyên sau khi hình xuyên được đặt trên một chóp, mà ví dụ, có thể là một phần của hình elipsoit của HÌNH 5D.

HÌNH 5F minh họa vùng điều trị trung tâm tạo nên tiêu điểm điểm.

HÌNH 5G minh họa vùng điều trị của bản mô tả tạo nên vòng tiêu điểm.

HÌNH 6 minh họa ví dụ về dụng cụ mắt có vùng chỉnh sửa cận thị trung tâm và ít nhất một vùng điều trị theo bản mô tả này.

HÌNH 7 minh họa ví dụ về dụng cụ mắt có vùng điều trị trung tâm, vùng chỉnh sửa cận thị và ít nhất một vùng điều trị theo bản mô tả này.

HÌNH 8A minh họa đồ thị công suất của dụng cụ mắt.

HÌNH 8B minh họa phiên bản có chú giải của đồ thị công suất của HÌNH 8A.

HÌNH 8C minh họa biểu đồ tia sáng thể hiện các tiêu điểm đồng trục và không đồng trục kết hợp với dụng cụ mắt của bản mô tả này.

HÌNH 9A minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng kết hợp với đầu sóng mặt phẳng đi qua mắt chính thị (hoặc chuẩn hoàn toàn) hướng đến võng mạc.

HÌNH 9B minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng kết hợp với mặt sóng +10,00 D của cầu sai mặt sóng (so với Hình 9A) đi qua mắt hướng đến võng mạc.

HÌNH 9C minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng đi qua hệ thống thị giác (dụng cụ quang cộng mắt chính thị) trong đó dụng cụ quang có công suất sán (nghĩa là 0,00 D) tại tâm và công suất đồng trục +10,00 D tại ngoại vi.

HÌNH 9D minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng đi qua hệ thống thị giác (dụng cụ quang cộng mắt chính thị) trong đó dụng cụ quang có công suất sán (nghĩa là 0,00 D) tại tâm và công suất không đồng trục +10,00 D tại ngoại vi.

HÌNH 9E minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng đi qua hệ thống thị giác (dụng cụ quang cộng mắt chính thị) trong đó dụng cụ quang có công suất sán (nghĩa là 0,00 D) tại tâm và công suất không đồng trục +10,00 D tại ngoại vi, với tâm của chùm tia từ vùng ngoại vi này nghiêng vào trong và đi ra xa từ hồ thị giác.

HÌNH 10A minh họa biểu đồ tia sáng thể hiện vòng tiêu điểm của dụng cụ mắt theo bản mô tả này.

HÌNH 10B minh họa biểu đồ tia sáng thể hiện vòng tiêu điểm của dụng cụ mắt và vùng trung tâm có công suất ADD theo bản mô tả này.

HÌNH 11A minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng đi qua hệ thống thị giác (dụng cụ quang cộng mắt chính thị) trong đó dụng cụ quang có công suất sán (nghĩa là 0,00 D) tại tâm và công suất không đồng trục +10,00 D tại ngoại vi, với tâm của chùm tia của vùng ngoại vi này nghiêng vào trong và đi ra xa từ hồ thị giác một cách không đối xứng.

HÌNH 11B minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng đi qua hệ thống thị giác (dụng cụ quang cộng mắt chính thị) trong đó dụng cụ quang có công suất sán (nghĩa là 0,00 D) tại tâm và công suất không đồng trục +10,00 D tại ngoại vi, với tâm của chùm tia của vùng ngoại vi này nghiêng ra ngoài và đi ra xa từ hồ thị giác một cách đối xứng.

HÌNH 11C minh họa hình biểu diễn bằng sơ đồ các tia sáng đi qua hệ thống thị giác (dụng cụ quang cộng mắt chính thị) trong đó dụng cụ quang có công suất sán (nghĩa là 0,00 D) tại tâm và công suất không đồng trục +10,00 D tại ngoại vi, với tâm của chùm tia của vùng ngoại vi này nghiêng ra ngoài và đi ra xa từ hồ thị giác một cách không đối xứng.

HÌNH 12A minh họa biểu đồ tia sáng cho thấy vòng tiêu điểm của dụng cụ mắt thể hiện các tia sáng đi qua vùng ngoại vi hội tụ với điểm phía sau mặt phẳng võng mạc theo bản mô tả này.

HÌNH 12B minh họa biểu đồ tia sáng cho thấy vòng tiêu điểm của dụng cụ mắt thể hiện các tia sáng đi qua vùng ngoại vi không hội tụ với điểm bất kỳ phía sau mặt phẳng võng mạc theo bản mô tả này.

HÌNH 13 minh họa so sánh hai đồ thị công suất của các dụng cụ mắt tương ứng theo bản mô tả này.

HÌNH 14A minh họa đồ thị về sự thay đổi chiều dài trục mắt người tiếp xúc với nhiều cấu hình dụng cụ quang mẫu khác nhau.

HÌNH 14B minh họa đồ thị về sự thay đổi chiều dài trục mắt người tiếp xúc với nhiều cấu hình dụng cụ quang mẫu khác nhau.

HÌNH 14C minh họa đồ thị về sự thay đổi chiều dài trục mắt người tiếp xúc với nhiều cấu hình dụng cụ quang mẫu khác nhau.

HÌNH 14D minh họa đồ thị về sự thay đổi chiều dài trục mắt người tiếp xúc với nhiều cấu hình dụng cụ quang mẫu khác nhau.

HÌNH 15A minh họa đồ thị công suất của dụng cụ mắt có hai vùng điều trị ngoại vi theo bản mô tả này.

HÌNH 15B minh họa đồ thị công suất của dụng cụ mắt có hai vùng điều trị ngoại vi và vùng điều trị trung tâm có công suất ADD theo bản mô tả này.

HÌNH 16A-16B minh họa các đồ thị so sánh về các đáp ứng chủ quan (như được đo trong Contact Lens User Experience (Trải nghiệm người dùng với thấu kính dùng cho mắt, điểm CLUE™) sau 1-3 ngày đo lường và định lượng thấu kính giữa ba thấu kính thử nghiệm đa vùng và một thấu kính đối chứng (thấu kính dùng cho mắt mềm đơn tròng, có bán tại thị trường) lần lượt về độ thoải mái, thị lực và cách xử lý, trong đó HÌNH 16A trình bày LSM và 95 % CI của điểm CLUE™ theo loại thấu kính và HÌNH 16B trình bày sự chênh lệch LSM và 95 % CI của điểm thị lực CLUE™ giữa mỗi thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng.

HÌNH 17A-17B minh họa các đồ thị so sánh về thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa ba thấu kính thử nghiệm đa vùng và một thấu kính đối chứng (thấu kính dùng cho mắt mềm đơn tròng, có bán tại thị trường) trong ba điều kiện ánh sáng/tương phản khác nhau (LSM và 95 % CI).

HÌNH 18A-18B minh họa các đồ thị so sánh về sự chênh lệch thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa từng chiếc trong ba thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng trong các điều kiện sáng tương phản cao (chênh lệch LSM và 95 % CI).

HÌNH 19A-19B minh họa các đồ thị so sánh về sự chênh lệch thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa từng chiếc trong ba thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng trong các điều kiện mờ tương phản cao (chênh lệch LSM và 95 % CI).

HÌNH 20A-20B minh họa các đồ thị so sánh về sự chênh lệch thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa từng chiếc trong ba thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng trong các điều kiện sáng tương phản thấp (chênh lệch LSM và 95 % CI).

Mô tả chi tiết sáng chế

Các dụng cụ mắt có thể bao gồm dụng cụ cấy ghép và/hoặc dụng cụ đeo, như thấu kính dùng cho mắt. Thấu kính dùng cho mắt thông thường bao gồm các cấu trúc polyme với hình dạng đặc biệt để chỉnh sửa các tật thị lực khác nhau.

Là một bước của quy trình khám mắt thông thường, bác sĩ nhãn khoa có thể xác định đơn thuốc kính áp tròng cần thiết để sửa tật khúc xạ của bệnh nhân. Đơn thuốc này có thể chỉ định công suất khúc xạ, công suất trụ và/hoặc trục hình trụ của kính áp tròng, có thể được sử dụng để xác định thiết kế hoặc lựa chọn thiết kế kính áp tròng.

Chức năng thị giác của thấu kính dùng cho mắt đa vùng tỏa tròn đồng tâm phục vụ ít nhất mục đích chỉnh tật khúc xạ cầu nhìn chung xuất phát từ bề mặt trước và sau. Một trong các bề mặt này bản chất có thể là dạng phỏng cầu hoặc dạng bầu dục. Mặt kia thông thường có chóp dạng cầu hoặc dạng bầu dục và sau đó một hoặc nhiều phần cong, mỗi phần là bề mặt có hình chóp cụt (“vùng”) dạng phỏng cầu hoặc dạng bầu dục được bố trí đối xứng để tạo bề mặt liên tục. Các vùng này tỏa tròn đồng tâm và đồng trục quang học quanh trục chung.

Theo một phương án, mỗi vùng có thể được tạo ra bằng cách phân cắt hình cầu hoặc hình elipsoit có kích cỡ và hình dạng phù hợp để đạt được công suất quang mong muốn, vuông góc với trục chính của hình cầu hoặc hình elipsoit này. Trong một số trường hợp, có thể cần vùng chuyển tiếp (ví dụ, rối loạn quang học) để từng vùng riêng này tạo ra bề mặt liên tục. Để điều trị cận thị, một số vùng thông thường sẽ tạo ra đạo hàm mặt sóng dương nhiều hơn so với vùng hoặc các vùng dành để chỉnh sửa tầm nhìn xa, trong đó đạo hàm sóng được thực hiện đối với khoảng cách hướng tâm từ trục chính (dW/dr). Các tia sáng song song với trục chung và đi qua các vùng này sẽ đi đến tiêu điểm chính của từng vùng và các tiêu điểm này sẽ đặt trên trục chung đối với các vùng đối xứng quay. Khi thấu kính dùng cho mắt được sử dụng để chỉnh sửa thị lực và trong đó một hoặc nhiều vùng có các tiêu điểm chính có

tiêu cự khác nhau, hình ảnh hình thành ở võng mạc của mắt có thể bị mờ, hoặc bị ảnh bóng mờ hoặc quầng, dẫn đến suy giảm thị lực.

Trong một số phương án nhất định, có thể đạt được kết quả hình ảnh thỏa đáng bằng cách chuẩn bị một vùng (hoặc thay thế vùng thấu kính được thiết kế) bằng hình dạng bề mặt bắt nguồn từ dạng hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu) hoặc trong trường hợp thay thế nhiều vùng, từ một hoặc nhiều hình xuyên. Ví dụ, phần có dạng hình xuyên được sử dụng có thể được bắt nguồn từ hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu), sau khi tạo ra lát cắt có dạng bề mặt của hình nón tròn thẳng qua bề mặt hình xuyên dạng cầu trong đó trục chính của hình nón trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra. Phần hình xuyên tạo ra phần bề mặt thấu kính được bố trí để tạo ra bề mặt liên tục với các vùng khác của thấu kính hoặc được kết nối với vùng chuyển tiếp rồi loạn quang học để từng vùng riêng tạo ra bề mặt liên tục. Các lát cắt khác (hình nón hoặc hình khác) được mô tả ở đây cũng được sử dụng.

Một ưu điểm của việc sử dụng hình xuyên hoặc các hình xuyên làm cơ sở cho việc thiết kế một hoặc nhiều vùng là các tia đi qua vùng thấu kính này sẽ tạo thành vòng tiêu điểm thay vì tiêu điểm điểm. Sự phân tán của các tia này có thể được sắp xếp sao cho nó giảm tác động đến tầm nhìn đạt được từ các tia đi qua vùng chỉnh sửa hoặc vùng của thấu kính. Lợi ích đáng kể của thiết kế này là thị lực ít bị ảnh hưởng hơn, giảm thiểu can thiệp vào sự điều tiết bình thường và giảm hiệu ứng quầng. Kết quả là, có thể sử dụng vùng điều trị lớn hơn và công suất ADD cao hơn. Việc giảm độ tương phản của hình ảnh tỷ lệ thuận với kích cỡ của vùng điều trị trong đồng tử mắt. Vị trí tiêu điểm của các tia tán sắc nằm ở phía trước võng mạc, và điều này dù sao cũng tạo ra tác dụng kiểm soát cận thị mạnh. Công suất ADD, được gọi là tiêu điểm 'không đồng trục' theo sáng chế, đề cập đến công suất dương dọc theo trục tia đi qua vùng điều trị, trái với định nghĩa công suất thông thường là được tạo ra từ vị trí mà ở đó các tia giao cắt trục đồng trục.

Theo sáng chế, thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một vùng điều trị ADD cao xung quanh vùng trung tâm để điều trị, ngăn ngừa hoặc làm chậm sự tiến triển của cận thị, trong khi cũng làm giảm thiểu hiệu ứng quầng bất kỳ.

HÌNH 5A-5B minh họa thấu kính áp tròng 500 theo một phương án của sáng chế. Thấu kính áp tròng 500 bao gồm vùng quang 502 và vùng ngoài 504. Vùng quang 502 bao gồm vùng thứ nhất hoặc vùng trung tâm 506 và ít nhất một vùng ngoài vì

hoặc vùng điều trị 508. Mặc dù hai vùng điều trị 508 được thể hiện, các vùng điều trị có thể được sử dụng và định vị đồng tâm theo các bán kính khác nhau từ trục trung tâm. Theo các phương án cụ thể, đường kính của vùng quang 502 có thể được chọn là 8,00 mm, đường kính của vùng trung tâm hầu như tròn 506 có thể được chọn là 4,00 mm và đường kính biên của vùng điều trị hình khuyên bên ngoài 508 có thể là 5 mm và 6,5 mm như đo được từ tâm hình học của thấu kính 500. Ví dụ, vùng trung tâm 506 có thể được tạo cấu hình với đồ thị công suất để chỉnh sửa cận thị và tạo ra thị lực phù hợp. Đồ thị công suất như vậy có thể bao gồm công suất quang âm. Ví dụ khác, ít nhất một vùng điều trị 508 có thể được tạo cấu hình để điều trị, ngăn ngừa hoặc làm chậm sự tiến triển của cận thị. Ít nhất một vùng điều trị 508 có thể được tạo cấu hình để có hình dạng bề mặt tạo vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 506. Hệ quang học của vùng điều trị 508 có thể bao gồm quang sai sao cho tia đi qua vùng điều trị không nhất thiết phải được hội tụ thành vòng tiêu điểm sắc nét. Thay vào đó, có thể thu được vòng tiêu điểm mờ. Theo các phương án nhất định, vùng trung tâm 506 có thể bao gồm vùng công suất ADD, như được mô tả trong HÌNH 7 (vùng 706).

Cần phải lưu ý rằng HÌNH 5A-5B chỉ minh họa phương án ví dụ của sáng chế. Ví dụ, theo phương án ví dụ này, biên ngoài của ít nhất một vùng điều trị 508 không nhất thiết phải trùng với mép ngoài của vùng quang 502, trong khi theo phương án ví dụ khác, chúng có thể trùng nhau. Vùng ngoài 504 bao quanh vùng quang 502 và cung cấp các đặc tính của thấu kính áp tròng tiêu chuẩn, bao gồm định vị và tập trung thấu kính. Theo một phương án ví dụ, vùng ngoài 504 có thể bao gồm một hoặc nhiều cơ chế làm ổn định để làm giảm sự quay của thấu kính khi trên mắt.

Các vùng khác nhau trong HÌNH 5A-5B được minh họa là các hình khuyên đồng tâm. Các vùng này có thể bao gồm hình dạng tròn hoặc không tròn bất kỳ như hình elip. Cần phải lưu ý rằng khi kích cỡ khẩu độ hiệu dụng của mắt thay đổi trong các nhóm nhỏ, theo phương án ví dụ nhất định, thiết kế thấu kính có thể có thể được tùy chỉnh để đạt được cả sự chỉnh sửa thị lực tốt (ví dụ, chỉnh sửa cận thị) và hiệu quả điều trị cận thị dựa vào kích cỡ đồng tử trung bình của người bệnh. Hơn nữa, do kích cỡ đồng tử tương quan với sự khúc xạ và tuổi bệnh nhi, theo các phương án ví dụ nhất định, thấu kính có thể còn được tối ưu theo nhóm phụ của nhóm bệnh nhi nhỏ với tuổi và/hoặc sự khúc xạ cụ thể dựa

trên kích cỡ đồng tử. Đặc biệt là, thiết kế thấu kính có thể được điều chỉnh hoặc được tạo theo kích cỡ đồng tử để đạt được sự cân bằng tối ưu giữa sự chỉnh sửa thị lực và giảm thiểu hiệu ứng quầng do vùng điều trị ADD cao.

Theo HÌNH 5C-5E, vùng điều trị 508 có thể có hình dạng bao gồm phần nhìn chung có hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị 508 được bố trí để tạo ra bề mặt liên tục với vùng trung tâm. Ví dụ, phần có dạng hình xuyên có thể được tạo ra từ hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu), trong đó lát cắt qua bề mặt hình xuyên dạng cầu để tạo ra phần có dạng hình xuyên bao gồm bề mặt hình nón tròn thẳng có trục chính của hình nón 510 trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra.

Theo HÌNH 5F, vùng điều trị 508 theo sáng chế có thể được tạo cấu hình để tạo thành tiêu điểm điểm 512. Theo HÌNH 5G, vùng điều trị 508 theo sáng chế có thể được tạo cấu hình để tạo thành vòng tiêu điểm 514. Vị trí của vòng tiêu điểm có thể phụ thuộc vào công suất quang của vùng điều trị 508. Như sẽ được mô tả chi tiết hơn, các tiêu điểm của vùng điều trị hình khuyên 508 có thể là kết quả của các đặc điểm bề mặt khác nhau của vùng điều trị 508, bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, độ nghiêng của bề mặt vùng điều trị 508 và công suất quang của vùng điều trị 508.

HÌNH 6 minh họa hình phối cảnh của thấu kính áp tròng 600 theo một phương án của sáng chế. Thấu kính áp tròng 600 bao gồm vùng quang 602 và vùng ngoài 604. Vùng quang 602 bao gồm vùng thứ nhất hoặc vùng trung tâm 606 và ít nhất một vùng điều trị 608 hoặc vùng ngoại vi. Theo các phương án cụ thể, đường kính của vùng quang 602 có thể được chọn là 8,00 mm, đường kính của vùng trung tâm hầu như tròn 606 có thể được chọn là 4,00 mm và đường kính biên của vùng điều trị hình khuyên bên ngoài 608 có thể là 5 mm và 6,5 mm như đo được từ tâm hình học của thấu kính 600. Ví dụ, vùng trung tâm 606 có thể được tạo cấu hình với đồ thị công suất để chỉnh sửa cận thị và tạo ra thị lực phù hợp. Đồ thị công suất như vậy có thể bao gồm công suất quang âm. Ví dụ khác, vùng điều trị 608 có thể được tạo cấu hình là vùng điều trị để điều trị, ngăn ngừa hoặc làm chậm sự tiến triển của cận thị. Vùng điều trị 608 có thể được tạo cấu hình để có hình dạng bề mặt thể hiện vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 606. Các vùng điều trị bổ sung 608 có thể được sử dụng.

Ví dụ, thấu kính dùng cho mắt 600 có thể được tạo cấu hình để có ít nhất một trong số các tác dụng như làm chậm, làm giảm hoặc ngăn ngừa sự tiến triển của cận thị. Thấu kính dùng cho mắt có thể bao gồm vùng trung tâm 606 với công suất âm để chỉnh sửa thị lực cận thị và ít nhất một vùng ngoại vi 608 (ví dụ, vùng điều trị) xung quanh vùng trung tâm 606. Ít nhất một vùng điều trị 608 có thể có đồ thị công suất bao gồm khu vực hoặc vùng công suất ADD. Ít nhất một vùng điều trị 608 có thể bao gồm công suất quang tuyệt đối nằm trong khoảng từ khoảng $-10,00\text{ D}$ đến khoảng $+15,00\text{ D}$. Ít nhất một vùng điều trị 608 có thể bao gồm công suất ADD tương đối sao cho công suất quang của vùng điều trị 608 là dương hơn nhiều so với vùng liền kề hoặc vùng tham chiếu như vùng trung tâm 606 (ví dụ, vùng chỉnh sửa thị lực, vùng chỉnh sửa cận thị, v.v.). Ví dụ, vùng chỉnh sửa cận thị có thể có công suất quang là $-5,00\text{ D}$ và vùng điều trị có thể có công suất quang là $-3,00\text{ D}$, do đó có công suất ADD $+2,00\text{ D}$. Ví dụ khác, vùng chỉnh sửa cận thị có thể có công suất quang là $-3,00\text{ D}$ và vùng điều trị có thể có công suất quang là $+5,00\text{ D}$, do đó có công suất ADD là $+8,00\text{ D}$.

Ít nhất một vùng điều trị 608 có thể có cấu hình hình khuyên dùng chung trục hình học chung với vùng trung tâm 606, và trong đó ít nhất một vùng điều trị 608 thể hiện (tức là, tạo thành) vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 606.

Ít nhất một vùng điều trị 608 có thể có hình dạng bề mặt bao gồm phần nhìn chung có dạng hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị 608 được bố trí để tạo ra bề mặt liên tục với vùng trung tâm. Ví dụ, phần có dạng hình xuyên được sử dụng có thể được bắt nguồn từ hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu), sau khi tạo ra lát cắt có dạng bề mặt của hình nón tròn thẳng qua bề mặt hình xuyên dạng cầu trong đó trục chính của hình nón trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra.

Cần phải lưu ý rằng HÌNH 6 chỉ minh họa phương án ví dụ của sáng chế. Ví dụ, theo phương án ví dụ này, biên ngoài của ít nhất một vùng điều trị 608 không nhất thiết phải trùng với mép ngoài của vùng quang 602, trong khi theo phương án ví dụ khác, chúng có thể trùng nhau. Vùng ngoài 604 bao quanh vùng quang 602 và cung cấp các đặc tính của thấu kính áp tròng tiêu chuẩn, bao gồm định vị và tập

trung thấu kính. Theo một phương án ví dụ, vùng ngoài 604 có thể bao gồm một hoặc nhiều cơ chế làm ổn định để làm giảm sự quay của thấu kính khi trên mắt.

HÌNH 7 minh họa hình phối cảnh của thấu kính áp tròng 700 theo một phương án của sáng chế. Thấu kính áp tròng 700 bao gồm vùng quang 702 và vùng ngoài 704. Vùng quang 702 bao gồm vùng thứ nhất hoặc vùng trung tâm 706 và ít nhất một vùng điều trị ngoại vi 708 và vùng chỉnh sửa cận thị 707 đặt giữa vùng trung tâm 706 và ít nhất một vùng điều trị ngoại vi 708. Theo các phương án cụ thể, đường kính của vùng quang 702 có thể được chọn là 8,0 mm, đường kính của vùng trung tâm hầu như tròn 706 có thể được chọn là 4,0 mm và đường kính biên của vùng điều trị hình khuyên bên ngoài 708 có thể là 5 mm và 6,5 mm như đo được từ tâm hình học của thấu kính 700. Ví dụ, vùng trung tâm 706 có thể được tạo cấu hình với đồ thị công suất có công suất ADD. Vùng trung tâm 706 có thể được tạo cấu hình để thể hiện (tức là, tạo thành) tiêu điểm giữa thấu kính 700 và mặt phẳng võng mạc của người mang để điều trị cận thị và để cung cấp thị lực phù hợp. Vùng chỉnh sửa cận thị 707 có thể được tạo cấu hình để bao quanh vùng trung tâm 706 và có thể được tạo cấu hình với đồ thị công suất để chỉnh sửa tầm nhìn xa đối với cận thị. Đồ thị công suất như vậy có thể bao gồm công suất quang âm. Ví dụ khác, vùng điều trị 708 có thể được tạo cấu hình là vùng điều trị để điều trị, ngăn ngừa hoặc làm chậm sự tiến triển của cận thị. Vùng điều trị 708 có thể được tạo cấu hình để có hình dạng bề mặt thể hiện (tức là, tạo thành) vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 706. Các vùng điều trị bổ sung 708 có thể được sử dụng. Ít nhất một vùng điều trị 708 có thể có đồ thị công suất bao gồm khu vực hoặc vùng công suất ADD như vùng trung tâm 706. Ít nhất một vùng điều trị 708 có thể bao gồm công suất quang tuyệt đối nằm trong khoảng từ khoảng -10,00 D đến khoảng +15,00 D. Ít nhất một vùng điều trị 708 có thể bao gồm công suất ADD tương đối sao cho công suất quang của vùng điều trị 708 là dương hơn nhiều so với vùng liền kề hoặc vùng tham chiếu như vùng trung tâm 707 (ví dụ, vùng chỉnh sửa thị lực, vùng chỉnh sửa cận thị, v.v.). Ví dụ, vùng chỉnh sửa cận thị có thể có công suất quang là -5,00 D và vùng điều trị có thể có công suất quang là -3,00 D, do đó có công suất ADD +2,00 D. Ví dụ khác, vùng chỉnh sửa cận thị có thể có công suất quang là -3,00 D và vùng điều trị có thể có công suất quang là +5,00 D, do đó có công suất ADD là +8,00 D.

Ít nhất một vùng điều trị 708 có thể có cấu hình hình khuyên dùng chung trục hình học chung với vùng trung tâm 706, và trong đó ít nhất một vùng điều trị 708 thể hiện vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 706.

Ít nhất một vùng điều trị 708 có thể có hình dạng bề mặt bao gồm phần nhìn chung có dạng hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị 708 được bố trí để tạo ra bề mặt liên tục với vùng trung tâm. Ví dụ, phần có dạng hình xuyên được sử dụng có thể được bắt nguồn từ hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu), sau khi tạo ra lát cắt có dạng bề mặt của hình nón tròn thẳng qua bề mặt hình xuyên dạng cầu trong đó trục chính của hình nón trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra.

Cần phải lưu ý rằng HÌNH 7 chỉ minh họa phương án ví dụ của sáng chế. Ví dụ, theo phương án ví dụ này, biên ngoài của ít nhất một vùng điều trị 708 không nhất thiết phải trùng với mép ngoài của vùng quang 702, trong khi theo phương án ví dụ khác, chúng có thể trùng nhau. Vùng ngoài 704 bao quanh vùng quang 702 và cung cấp các đặc tính của thấu kính áp tròng tiêu chuẩn, bao gồm định vị và tập trung thấu kính. Theo một phương án ví dụ, vùng ngoài 704 có thể bao gồm một hoặc nhiều cơ chế làm ổn định để làm giảm sự quay của thấu kính khi trên mắt.

HÌNH 8A minh họa đồ thị công suất thông thường của dụng cụ mắt mẫu, đồ thị công suất thể hiện công suất quang theo khoảng cách bán kính từ tâm dụng cụ mắt. Như được minh họa, vùng trung tâm 802 hoặc vùng ở và/hoặc liền kề với tâm thấu kính dùng cho mắt có công suất quang dương. Bề mặt của thấu kính dùng cho mắt sau đó thể hiện công suất quang âm ở bán kính ngoài của vùng trung tâm 802. Tuy nhiên, vùng điều trị 804 được minh họa ở khoảng từ 1,50 mm đến 2,00 mm, trong đó công suất quang tăng từ vùng xung quanh và thể hiện công suất quang âm ít hơn. Ví dụ khác, vùng điều trị 804 có thể được tạo cấu hình là vùng điều trị để điều trị, ngăn ngừa hoặc làm chậm sự tiến triển của cận thị. Vùng điều trị 804 có thể được tạo cấu hình để có hình dạng bề mặt mà thể hiện vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 802. Các vùng điều trị bổ sung 804 có thể được sử dụng. Ít nhất một vùng điều trị 804 có thể có cấu hình hình khuyên dùng chung trục hình học chung với vùng trung tâm 802. Ít nhất một vùng điều trị 804 có thể có hình dạng bề mặt bao gồm phần nhìn chung có dạng

hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị 804 được bố trí để tạo ra bề mặt liên tục với vùng trung tâm. Ví dụ, phần có dạng hình xuyên được sử dụng có thể được bắt nguồn từ hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu), sau khi tạo ra lát cắt có dạng bề mặt của hình nón tròn thẳng qua bề mặt hình xuyên dạng cầu trong đó trục chính của hình nón trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra.

HÌNH 8B minh họa phiên bản có chú giải của đồ thị công suất của HÌNH 8A. Như được minh họa, chiều rộng bán kính và công suất quang của vùng trung tâm 802 có thể được tạo cấu hình để làm chậm, làm giảm hoặc ngăn ngừa sự tiến triển của cận thị, trong khi có thị lực phù hợp. Ví dụ khác, vị trí của vùng điều trị 804 so với vùng trung tâm 802 có thể được tùy chỉnh.

HÌNH 8C minh họa đồ thị công suất có chú giải 810 theo sơ đồ tia tương ứng 812. Sơ đồ tia 812 đề cập đến thiết kế thấu kính theo một phương án của sáng chế. Như được minh họa, thiết kế thấu kính thể hiện mẫu tia cụ thể (ví dụ, khúc xạ) dựa vào ánh sáng tới trên thấu kính. Ví dụ, vùng điều trị đồng trục trung tâm 814 có thể được tạo ra bằng cách tạo cấu hình vùng công suất ADD trung tâm thể hiện sự hội tụ của tia tới đến tiêu điểm trên trục tức là được bố trí giữa thấu kính và mặt phẳng võng mạc của người mang. Một hoặc nhiều vùng chỉnh sửa thị lực 816 có thể được tạo ra bằng cách tạo cấu hình thấu kính để thể hiện sự hội tụ của tia tới đến tiêu điểm trên trục ở trên hoặc ở gần mặt phẳng võng mạc. Vùng điều trị không đồng trục có thể được tạo ra bằng cách tạo cấu hình vùng công suất ADD thể hiện sự hội tụ của tia tới đến vòng tiêu điểm ngoài trục tức là giữa thấu kính và mặt phẳng võng mạc của người mang. Cần phải hiểu rằng công suất ADD có thể là công suất quang dương so với vùng liền kề và/hoặc vùng chỉnh sửa thị lực 816.

HÌNH 9A minh họa tia kết hợp với mặt sóng đi qua mắt chính thị (hoặc được chỉnh sửa hoàn toàn) 910. Tia tạo ra từ mặt sóng phẳng (tức là, với công suất cầu 0,00 D) bên ngoài mắt và đi qua vùng quang của mắt và dụng cụ chỉnh sửa bất kỳ về phía võng mạc 912. Như được minh họa, giả định hệ thống có quang sai mặt sóng bằng không, tia 911 của mặt sóng này hội tụ ở một tiêu điểm 914 dọc theo trục quang 916. Với việc đây là sự biểu diễn sai số mặt sóng đối với mắt được chỉnh sửa hoàn toàn, tiêu điểm 914 ở trong hố thị giác tại trung tâm hoàng điểm võng mạc 912. Hố thị giác là vùng võng mạc chịu trách nhiệm mang lại tầm nhìn trung tâm sắc nét.

Trái lại, HÌNH 9B minh họa tia 921 từ mắt sóng với +10,00 D cầu sai mặt sóng (so với mắt chính thị hoặc được chỉnh sửa hoàn toàn), khi chúng có thể đi qua mắt và dụng cụ quang học bất kỳ về phía võng mạc 922 của mắt 920. Như được minh họa, mắt sóng hội tụ ở một điểm 924 dọc theo trục quang 926 ở phía trước võng mạc 922 như được dự kiến với độ lệch tiêu +10,00 D. Theo quang cầu thông thường, hệ quang học của thấu kính được thiết kế với trục quang chính. Tia sáng hội tụ về phía một điểm, cụ thể là, tiêu điểm nằm trên trục này. Lượng cầu sai mặt sóng biểu thị vị trí của tiêu điểm, trên hoặc phía trước hồ thị giác của võng mạc, như các ví dụ được minh họa lần lượt trong HÌNH 9A và HÌNH 9B. Hai hình vẽ này có thể được dùng để thiết lập tham số/nguyên lý cơ bản là cơ sở mà phần mô tả của sáng chế dựa vào; tuy nhiên, cần phải hiểu rằng mặc dù chỉ có tật khúc xạ cầu là được minh họa và được mô tả để phục vụ mục đích giải thích, sáng chế có thể áp dụng tương tự cho thấu kính hình xuyên mà bao gồm công suất trụ ở trục riêng. Ngoài ra, như được mô tả chi tiết hơn dưới đây, vùng điều trị có thể bao gồm công suất trụ và trục và chúng cũng có thể bao gồm nhiều thiết kế quang học phức tạp hơn như quang sai bậc cao hơn.

HÌNH 9C minh họa tia được tạo ra từ mắt sóng phẳng ngoài mắt chính thị đi qua hệ thống quang học (mắt cộng với dụng cụ quang học) mà ở đó dụng cụ quang học có công suất sán (tức là, 0,00 D) ở tâm 931 và công suất đồng trục +10,00 D trong vùng ngoại vi (tức là, vùng điều trị 'đồng trục') 933, khi chúng có thể đi qua mắt 930 về phía võng mạc 932. Người có kiến thức trung bình trong lĩnh vực này sẽ hiểu rằng phần minh họa và mô tả sau đây cũng có thể được làm thích ứng để áp dụng cho mắt không chính thị mà ở đó công suất trung tâm của dụng cụ giúp chỉnh sửa tật khúc xạ và công suất ngoại vi vẫn ở mức +10,00 D so với công suất trung tâm (+10,00 D ADD). Như được minh họa, tia đi qua phần giữa của dụng cụ hội tụ ở một điểm 934 dọc theo trục quang chính 936. Với việc đây là hình ảnh biểu diễn của mắt không bị tật, tiêu điểm 934 nằm trên hồ thị giác của võng mạc 932. Tia 933 đi qua vùng điều trị có thể hội tụ ở một điểm 938 phía trước võng mạc 932 như được dự kiến với độ lệch tiêu +10,00 D. Thiết kế của thấu kính đa điểm đồng tâm hoặc lệch tâm thường có cả công suất cho tầm nhìn xa ban đầu và công suất ADD có trục chung. Ngoài ra, trong các ứng dụng để duy trì chất lượng ảnh tối ưu, công suất ADD thường được giới hạn nằm trong khoảng từ +1,00 đến +3,00 D. Do đó, có thể sử dụng công suất ADD cao mà có thể không hiệu quả với cách

sắp xếp các vùng điều trị đồng trục này, nhưng lại có hiệu quả với cách sắp xếp không đồng trục, như được nêu trong phần mô tả chi tiết dưới đây.

HÌNH 9D minh họa tia được tạo ra từ mặt sóng phẳng ngoài mắt đi qua hệ thống quang học (mắt cộng với dụng cụ quang học) mà ở đó dụng cụ quang học có công suất sà (tức là, 0,00 D) ở tâm 941 và công suất không đồng trục +10,00 D trong phần ngoại vi (tức là, vùng điều trị ‘không đồng trục’) 943, khi chúng có thể đi qua mắt 940 về phía võng mạc 942. Như được minh họa, tia đi qua phần giữa của dụng cụ hội tụ ở một điểm 944 dọc theo trục quang chính 946. Với việc đây là hình ảnh biểu diễn của mắt chính thị, tiêu điểm 944 nằm trên hồ thị giác của võng mạc 942. Trong phần minh họa mặt cắt ngang này, tia 943 đi qua tiêu điểm vùng điều trị ở một điểm 948 và 949, phía trước võng mạc 942 như được dự kiến với thấu kính +10,00 D. Tuy nhiên, không giống như được mô tả trong HÌNH 9C, hình nón tia này bây giờ được hướng về phía hồ thị giác trong đó tia rơi vào võng mạc ở khoảng cách nhất định với hồ thị giác. Vùng điều trị bây giờ có các tiêu điểm 948 và 949 không trùng với trục quang chung ban đầu 946 (tức là, trục chính của hệ thống quang học) và do đó không đồng trục. Cần phải lưu ý rằng tia đi qua vùng điều trị không đồng trục đến tiêu điểm +10,00 D phía trước võng mạc 942 dọc theo trục của chúng; tuy nhiên, tia giữa của mỗi vùng điều trị không đồng trục đi ngang qua trục chính tại hồ thị giác và do đó, đều không có sai số công suất.

HÌNH 9E minh họa tia được tạo ra từ mặt sóng phẳng ngoài mắt đi qua hệ thống quang học (mắt cộng với dụng cụ quang học) mà ở đó dụng cụ quang học có công suất sà (tức là, 0,00 D) ở tâm 951 và công suất không đồng trục +10,00 D trong phần ngoại vi (tức là, vùng điều trị ‘không đồng trục’) 953, khi chúng có thể đi qua mắt 950 về phía võng mạc 952. Như được minh họa, tia đi qua phần giữa của dụng cụ hội tụ ở một điểm 954 dọc theo trục quang chính 956. Với việc đây là hình ảnh biểu diễn của mắt chính thị, tiêu điểm 954 nằm trên hồ thị giác của võng mạc 952. Tia 953 đi qua tiêu điểm vùng điều trị ở một điểm 958 và 959, trong phần minh họa mặt cắt ngang này, phía trước võng mạc 952 như được dự kiến với thấu kính +10,00 D. Tuy nhiên, các hình nón của tia này bây giờ có hướng một cách đối xứng ra xa hồ thị giác. Một lần nữa, vùng điều trị có các tiêu điểm 958 và 959 không trùng với trục quang học chung ban đầu 956 (tức là, trục chính của hệ thống quang học) và do đó không đồng trục. Cần phải lưu ý rằng tia đi qua vùng điều trị không đồng trục đến tiêu điểm +10,00 D phía trước võng mạc 952 dọc theo trục của chúng nhưng có hướng hoặc độ dốc (tức là, ‘nghiêng’) khác với vùng điều trị trong HÌNH 9D hướng tia ở giữa một cách đối xứng ra xa hồ thị giác. Ngoài ra, trục của vùng điều trị hội tụ một cách đối xứng về phía trục chính 956. Nói cách khác, vùng

điều trị hướng tia sáng đi ngang qua trục quang học chung ban đầu 956 về phía vùng ngoại vi của võng mạc 952 cách đều hố thị giác, là cách bố trí đối xứng trong hình biểu diễn hai chiều và tạo ra vòng mờ trên võng mạc trong không gian ba chiều.

Cần phải lưu ý rằng sự kết hợp của các cấu hình được mô tả trên đây là có thể xảy ra, ví dụ, thiết kế quang học bao gồm hình cầu nền là vùng chỉnh sửa cận thị, vùng điều trị hướng tia ở giữa của vùng đi ngang qua trục quang học phía trước võng mạc, và vùng điều trị hướng tia ở giữa của vùng đi ngang qua trục quang học phía sau võng mạc. Các nguyên lý được mô tả trong phần mô tả này cũng có thể áp dụng cho các dụng cụ có nhiều vùng điều trị.

Cũng được đưa vào bản mô tả này là các thiết kế có công suất ADD âm để làm giảm chứng viễn thị ở trẻ nhỏ. Bây giờ, vùng chỉnh sửa tầm nhìn xa có thể có công suất dương, ví dụ, nằm trong khoảng từ +0,25 đến +20,00 D. Nguyên lý tương tự áp dụng cho việc kiểm soát cận thị cũng được áp dụng ở đây, tức là người mang dụng cụ không được sử dụng phần ADD của dụng cụ cho tầm nhìn gần hoặc nhìn xa mà sử dụng sự chỉnh sửa tầm nhìn viễn thị đối với tất cả các tầm nhìn. Bản chất không đồng trục của vòng tiêu điểm ngăn không cho người dùng điều tiết để nhìn qua vùng điều trị. Công suất ADD âm (ví dụ, từ -0,25 đến -20,00 D) còn được dùng để kích thích mắt phát triển để làm giảm mức độ viễn thị.

HÌNH 10A minh họa sơ đồ tia của thấu kính dùng cho mắt theo sáng chế. Như được minh họa, vùng ngoại vi hoặc vùng điều trị 1004 nằm xung quanh vùng chỉnh sửa cận thị trung tâm 1002. Vùng điều trị hình khuyên 1004 bao gồm hình nhìn chung có dạng hình xuyên (ví dụ, phần hình xuyên), mặt cắt ngang của nó được minh họa trong HÌNH 10A. Vùng điều trị 1004 được tạo cấu hình để tạo thành vòng tiêu điểm, mà được tạo tại phía trước mặt phẳng võng mạc của người mang dụng cụ mắt, như giữa thấu kính dùng cho mắt và mặt phẳng võng mạc. Như được minh họa, tia trong vùng 1006 của vùng điều trị 1004 cùng với tia trong vùng tương ứng (vị trí đối diện quanh hình khuyên) 1008 được tạo cấu hình để hội tụ vào điểm 1009 tức là phía sau mặt phẳng võng mạc.

HÌNH 10B minh họa sơ đồ tia của thấu kính dùng cho mắt theo sáng chế. Thấu kính có phần chỉnh sửa cận thị 1016. Thấu kính cũng có vùng điều trị trung tâm 1012 và vùng điều trị ngoại vi 1014 chuyển vị theo hướng tâm từ vùng điều trị trung tâm 1012. Vùng điều trị 1014 bao gồm phần nhìn chung có hình xuyên, mặt cắt ngang của nó được minh họa trong HÌNH 10B. Vùng trung tâm 1012 được thể hiện bao gồm kết cấu bề mặt mà được tạo cấu hình để tạo ra tiêu điểm điểm đồng trục, ở vị trí phù hợp với công suất ADD của vùng đó. Vùng điều trị 1014 được tạo cấu hình để thể hiện vòng tiêu điểm, mà được tạo ra phía trước mặt phẳng võng mạc của

người mang dụng cụ mắt, như giữa thấu kính dùng cho mắt và mặt phẳng võng mạc. Một hoặc nhiều vùng chỉnh sửa cận thị 1016 có thể được tạo cấu hình với công suất quang âm và có thể thể hiện tiêu điểm đồng trục với trục chính của thấu kính bao gồm tiêu điểm được tạo ra bởi vùng trung tâm 1012. Như được minh họa, vùng điều trị 1014 có cấu hình hình khuyên và tia trong cùng 1017 cùng với tia tương ứng (vị trí đối diện quanh hình khuyên) trong cùng 1018 được tạo cấu hình để hội tụ vào điểm 1019 tức là ở phần giao cắt mặt phẳng võng mạc và trục chính.

HÌNH 11A minh họa tia được tạo ra từ mặt sóng phẳng ngoài mắt đi qua hệ thống quang học (mắt cộng với dụng cụ quang học) mà ở đó dụng cụ quang học có công suất sán (tức là, 0,00 D) ở tâm 1101 và công suất không đồng trục +10,00 D trong phần ngoại vi (tức là, vùng điều trị ‘không đồng trục’) 1103, khi chúng có thể đi qua mắt 1100 về phía võng mạc 1102. Như được minh họa, tia đi qua phần giữa của dụng cụ hội tụ ở một điểm 1104 dọc theo trục quang chính 1106. Với việc đây là hình ảnh biểu diễn của mắt chính thị, tiêu điểm 1104 nằm trên hồ thị giác của võng mạc 1102. Tia 1103 đi qua vùng điều trị đến tiêu điểm ở 1108 và 1109 trong phần minh họa mặt cắt ngang này, phía trước võng mạc 1102, như được dự kiến với thấu kính +10,00 D, nhưng theo cách không đối xứng ra xa hồ thị giác. Vùng điều trị có thể tạo ra vòng tiêu điểm (hoặc elip) bao gồm tiêu điểm 1108 không trùng với trục chung ban đầu (ví dụ, trục quang chính 1106) và do đó không đồng trục và tiêu điểm khác 1109 trùng với trục chung ban đầu, tiêu điểm đồng trục. Cần phải lưu ý rằng tia từ bó nhỏ bất kỳ đi qua vùng điều trị sẽ hội tụ dọc theo trục của chúng và có thể có độ dốc (độ nghiêng) khác nhau trong vùng điều trị.

HÌNH 11B minh họa tia được tạo ra từ mặt sóng phẳng ngoài mắt đi qua hệ thống quang học (mắt cộng với dụng cụ quang học) mà ở đó dụng cụ quang học có công suất sán (tức là, 0,00 D) ở tâm 1111 và công suất không đồng trục +10,00 D trong phần ngoại vi (tức là, vùng điều trị ‘không đồng trục’) 1113, khi chúng có thể đi qua mắt 1110 về phía võng mạc 1112. Như được minh họa, tia đi qua phần giữa của dụng cụ hội tụ ở một điểm 1114 dọc theo trục quang chính 1116. Với việc đây là hình ảnh biểu diễn của mắt chính thị, tiêu điểm 1114 nằm trên hồ thị giác của võng mạc 1112. Tia 1113 đi qua vùng điều trị đến tiêu điểm ở 1118 và 1119 trong phần minh họa mặt cắt ngang này, phía trước võng mạc 1112, như được dự kiến với thấu kính +10,00 D. Vùng điều trị có thể tạo ra vòng tiêu điểm bao gồm các tiêu điểm 1118 và 1119 không trùng với trục chung ban đầu (ví dụ, trục quang chính 1116) và do đó không đồng trục. Cần phải lưu ý rằng tia đi qua tiêu điểm vùng điều trị dọc theo trục của chúng và có độ dốc (độ nghiêng) khác với vùng điều trị trong HÌNH 9D để hướng tia giữa của vùng điều trị theo cách đối xứng ra xa hồ thị giác nhưng vẫn có các tiêu điểm cục bộ +10,00 D phía trước võng mạc 1112. Ngoài ra, tia giữa từ vùng điều trị hội tụ theo cách đối xứng phía sau

tiêu điểm của vùng chỉnh sửa cận thị 1114. Nói cách khác, vùng điều trị hướng tia sáng sao cho chúng đi qua trục quang chính ban đầu 1116 ngoài mắt một cách đối xứng.

HÌNH 11C minh họa tia được tạo ra từ mặt sóng phẳng ngoài mắt đi qua hệ thống quang học (mắt cộng với dụng cụ quang học) mà ở đó dụng cụ quang học có công suất sán (tức là, 0,00 D) ở tâm 1121 và công suất không đồng trục +10,00 D trong phần ngoại vi (tức là, vùng điều trị ‘không đồng trục’) 1123, khi chúng có thể đi qua mắt 1120 về phía võng mạc 1122. Như được minh họa, tia đi qua phần giữa của dụng cụ hội tụ ở một điểm 1124 dọc theo trục quang chính 1126. Với việc đây là hình ảnh biểu diễn của mắt chính thị, tiêu điểm 1124 nằm trên hồ thị giác của võng mạc 1122. Tia 1123 đi qua vùng điều trị đến tiêu điểm ở 1128 và 1129 trong phần minh họa mặt cắt ngang này, phía trước võng mạc 1122, như được dự kiến với thấu kính +10,00 D, nhưng theo cách không đối xứng ra xa hồ thị giác. Vùng điều trị có thể tạo ra vòng tiêu điểm (hoặc elip) bao gồm các tiêu điểm 1128 và 1129 mà không trùng với trục chung ban đầu (ví dụ, trục quang chính 1126) và do đó không đồng trục. Cần phải lưu ý rằng tia từ bó nhỏ bất kỳ đi qua vùng điều trị sẽ hội tụ dọc theo trục của chúng và có thể có độ dốc (độ nghiêng) khác nhau trong vùng điều trị. Nói cách khác, vùng điều trị hướng tia sáng sao cho chúng đi qua trục quang chung ban đầu, ví dụ, trục quang chính 1126 bên ngoài mắt theo cách không đối xứng.

Sự kết hợp của các cấu hình được mô tả trên đây là khả thi, ví dụ, thiết kế quang bao gồm hình cầu nên là vùng chỉnh sửa cận thị, vùng điều trị hướng tia đi ngang qua trục quang chính và vùng điều trị hướng tia theo cùng một phía của trục quang chính.

HÌNH 12A minh họa sơ đồ tia của thấu kính dùng cho mắt theo sáng chế. Như được minh họa, vùng ngoại vi hoặc vùng điều trị 1204 được thể hiện xung quanh vùng trung tâm 1202. Vùng điều trị 1204 bao gồm phần nhìn chung có hình xuyên, mặt cắt ngang của nó được minh họa trong HÌNH 12A. Vùng điều trị 1204 được tạo cấu hình để thể hiện vòng tiêu điểm, mà được tạo ra phía trước mặt phẳng võng mạc của người mang dụng cụ mắt, như giữa thấu kính dùng cho mắt và mặt phẳng võng mạc. Như được minh họa, tia trong vùng 1206 của vùng điều trị 1204 cùng với tia tương ứng (vị trí đối diện quanh hình khuyên) trong vùng 1208 được tạo cấu hình để hội tụ vào điểm 1209 tức là phía sau mặt phẳng võng mạc. Do đó, phần có dạng hai nón thể hiện thể tích trong đó có sự giao cắt tia đi qua vùng điều trị nằm phía sau võng mạc.

Tuy nhiên, bề mặt của vùng điều trị 1204 có thể được tạo cấu hình (ví dụ, được nghiêng sao cho tia được hướng bởi thấu kính về phía hoặc ra xa trục giữa hoặc trục chính) để làm giảm thiểu sự hội tụ của tia phía sau mặt phẳng võng mạc của người mang, như được minh họa trong HÌNH 12B. Như được thể hiện trong HÌNH 12B, tia

trong cùng 1207 đi qua vùng điều trị hình khuyên 1204 cùng với tia tương ứng (vị trí đối diện xung quanh hình khuyên) trong cùng 1208 được tạo cấu hình để hội tụ ở điểm 1209 ở phần giao cắt mặt phẳng võng mạc và trục chính của thấu kính. Việc kiểm soát độ nghiêng như vậy có thể được sử dụng để tạo cấu hình tia trong cùng để đi ngang qua trục chính giữa mặt phẳng võng mạc hoặc phía trước mặt phẳng võng mạc. Bây giờ, không có phần nào có dạng hai nón thể hiện thể tích trong đó có sự giao cắt tia đi qua vùng điều trị nằm phía sau võng mạc. Vị trí hội tụ của các tia này phải được tạo cấu hình để làm giảm thiểu rối loạn thị giác, như sẽ xảy ra nếu vùng điều trị 1204 được tạo cấu hình để tạo ra tiêu điểm đồng trục

Để minh họa thêm cấu hình “nghiêng” của vùng điều trị 1204, HÌNH 13 thể hiện phép so sánh giữa hai đồ thị công suất của các dụng cụ mắt tương ứng, trong đó vùng điều trị “nghiêng” làm giảm thiểu công suất âm nhúng trong đồ thị công suất. Ngoài ra, đồ thị công suất của vùng điều trị có thể có dạng hình cong (ví dụ, dạng lồi) để tạo vòng tiêu điểm.

Ví dụ minh họa, đạt được các kết quả khả quan bằng cách sử dụng góc nghiêng nằm trong khoảng từ $+0,035$ đến $+0,3215$ độ so với phần tử so sánh có góc bằng không. Góc nghiêng được chỉ định bằng không trong đó tia giữa (hình khuyên ở giữa) của vùng điều trị đi qua phần giao cắt mặt phẳng võng mạc và trục giữa hoặc trục chính (như trong HÌNH 12A). Hướng nghiêng dương dẫn đến tia giữa (hình khuyên ở giữa) của vùng điều trị giao cắt với trục chính phía trước võng mạc, trong khi hướng nghiêng âm dẫn đến tia giữa (hình khuyên ở giữa) của vùng điều trị giao cắt với trục chính phía sau võng mạc. Cần phải hiểu rằng các góc dương và/hoặc các góc âm nghiêng khác có thể được sử dụng.

Ví dụ khác, các thiết kế của thấu kính cụ thể được thử nghiệm bằng cách sử dụng mô hình về độ dày màng mạch để dự đoán tác dụng kiểm soát cận thị tiềm ẩn của chúng. Trong mô hình này, mắt người được cho tiếp xúc với cấu hình quang trong một khoảng thời gian và chiều dài trục của mắt được theo dõi. Độ dày màng mạch sẽ vẫn tương đối ổn định mà không có sự thay đổi bất kỳ trong kích thích quang học trong khoảng thời gian ngắn được nghiên cứu. Các cấu hình quang học có khả năng có tác dụng kiểm soát cận thị được bổ sung bằng cách gia tăng độ dày màng mạch và giảm tương ứng về độ dài trục biểu kiến của mắt như được đo bằng giao thoa kết hợp từng phần. Do đó, cấu hình quang có khả năng làm tăng sự tiến triển của cận thị được bổ sung bằng cách giảm độ dày màng mạch và gia tăng tương ứng về độ dài trục biểu kiến của mắt. Ví dụ, Read và cộng sự đã cho thấy rằng sự tiếp xúc với thấu kính đơn tròng $+3$ D dẫn đến sự giảm rõ ràng chiều dài trục, trong khi thấu kính -3 D dẫn đến sự giãn dài trục (Read SA, Collins MJ, Sander BP. Chiều dài trục quang của người và

lệch tiêu. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2010 Dec;51(12):6262-9.) Trong các mẫu động vật, sự tham gia của môi trường thị giác với các thấu kính hội tụ dẫn đến giảm phát triển mắt và với thấu kính phân kỳ dẫn đến tăng phát triển mắt và cận thị.

Cần phải lưu ý rằng các cấu hình thiết kế khác nhau được thực hiện bằng cách làm thay đổi công suất, kích cỡ, vị trí và độ nghiêng của vùng điều trị như được nêu dưới đây và như được thể hiện trong các Hình 14 và Hình 16 đến Hình 20:

Thiết kế không đồng trục +5 D (2 vòng)

Công suất không đồng trục vòng 1 = +5 D vùng đường kính 1,87 đến 3,43 mm: nghiêng +0,109 độ

Công suất không đồng trục vòng 2 = +5 D vùng đường kính 4,45 đến 9,00 mm: nghiêng +0,321 độ

Thiết kế không đồng trục +5 D (1 vòng với vùng tâm 1,00 mm +10 D)

Công suất không đồng trục vòng = +5 D; vùng đường kính 3,00 đến 4,00 mm: nghiêng +0,066 độ

Thiết kế không đồng trục +2,5 D (1 vòng với vùng tâm 1,00 mm +5 D)

Công suất không đồng trục vòng = +2,5 D; vùng đường kính 3,00 đến 4,00 mm: nghiêng +0,035 độ

Thiết kế không đồng trục +5 D đến +10 D (4 vòng với vùng tâm 1,00 mm +10 D)

Công suất không đồng trục vòng 1 = +5 D vùng đường kính 3,00 đến 4,00 mm: nghiêng +0,066 độ

Công suất không đồng trục vòng 2 = +10 D vùng đường kính 6,00 đến 7,00 mm: nghiêng +0,131 độ

Công suất không đồng trục vòng 3 = +10 D vùng đường kính 7,00 đến 8,00 mm: nghiêng +0,129 độ

Công suất không đồng trục vòng 4 = +10 D vùng đường kính 8,00 đến 9,00 mm: nghiêng +0,129 độ

Thiết kế không đồng trục +5 D (1 vòng)

Công suất không đồng trục vòng = +5 D; vùng đường kính 3,00 đến 4,00 mm: nghiêng +0,066 độ

Thiết kế không đồng trục +7 D (2 vòng)

Công suất không đồng trục vòng 1 = +7 D vùng đường kính 3,40 đến 4,80 mm: nghiêng +0,132 độ

Công suất không đồng trục vòng 2 = +7 D vùng đường kính 6,80 đến 8,30 mm: nghiêng +0,140 độ

Thiết kế không đồng trục +7 D (2 vòng với vùng tâm 1,20 mm +10 D)

Công suất không đồng trục vòng 1 = +7 D vùng đường kính 2,80 đến 4,00 mm: nghiêng +0,111 độ

Công suất không đồng trục vòng 2 = +7 D vùng đường kính 6,50 đến 8,00 mm: nghiêng +0,142 độ

Các kết quả đối với loạt thiết kế thấu kính được minh họa trong các HÌNH 14A-14D. Trong mỗi thử nghiệm, lệch tiêu +3 D được sử dụng làm phần tử so sánh. Như có thể quan sát được, các cấu hình quang học như được mô tả trong sáng chế có thể thể hiện tác dụng tương tự hoặc lớn hơn tác dụng kiểm soát cận thị dự kiến đáp ứng với sự lệch tiêu +3 D. Kết quả của các thử nghiệm này cho thấy rằng vùng điều trị có công suất dương có thể làm giảm rõ rệt chiều dài trục của mắt, tác dụng đó gia tăng với sự gia tăng công suất ADD, rằng thiết kế không đồng trục là hữu hiệu trong việc kiểm soát cận thị và độ nghiêng tinh chỉnh có thể làm tăng kiểm soát cận thị.

Ngoài ra, như được minh họa dưới đây, góc nghiêng có thể được áp dụng cho tia giữa của vùng điều trị để tất cả các tia đi qua vùng đó ngang qua trục tại hoặc phía trước hố thị giác (công suất không hoặc dương). Điều này có nghĩa là góc sẽ thay đổi với công suất vùng, sự dịch chuyển vùng từ trục chính, và cả chiều rộng vùng (ví dụ, cần phải có độ nghiêng lớn hơn nếu chiều rộng vùng và/hoặc công suất trục riêng cục bộ tăng). Như được mô tả, độ nghiêng được đo so với phần tử so sánh có góc bằng không trong đó tia giữa (hình khuyên ở giữa) của vùng điều trị đi qua phần giao cắt giữa mặt phẳng võng mạc và trục giữa hoặc trục chính:

HÌNH 15A minh họa đồ thị công suất thông thường của dụng cụ mắt mẫu, đồ thị công suất thể hiện công suất quang theo khoảng cách bán kính từ tâm dụng cụ mắt. Như được minh họa, vùng trung tâm 1502 hoặc vùng ở tại và/hoặc liền kề với phần tâm thấu kính dùng cho mắt có đồ thị công suất quang nhìn chung là phẳng 1502. Trong ví dụ này, vùng này có công suất bằng không và do đó đây sẽ là một ví dụ về mắt chính thị, nhưng cũng thấy rõ là toàn bộ đồ thị công suất của vùng này có thể được điều chỉnh để chỉnh sửa tật khúc xạ cận thị. Vùng điều trị thứ nhất 1504 được minh họa ở khoảng từ 1,80 mm đến 2,40 mm, trong đó công suất quang tăng so với các vùng xung quanh và thể hiện công suất quang dương nhiều hơn. Vùng điều trị thứ hai 1506 được minh họa ở khoảng từ 3,40 mm đến 4,20 mm, trong đó công suất quang tăng so với các vùng xung quanh và thể hiện công suất quang dương nhiều hơn. Đồ thị công suất thông thường suy ra công suất đối với khoảng cách bán kính đã cho từ tâm thấu kính từ sự nghịch đảo khoảng cách tia đi qua vị trí đó trên thấu kính sẽ giao cắt trục chính. Trị số này sẽ khác

với công suất được tạo ra từ độ cong cục bộ của vùng điều trị, trong đó công suất này cũng là hàm của khoảng cách hội tụ tia đi qua vùng dọc theo trục riêng của nó.

Ví dụ khác, vùng điều trị 1504, 1506 có thể được tạo cấu hình là vùng điều trị để điều trị, ngăn ngừa hoặc làm chậm sự tiến triển của cận thị. Vùng điều trị 1504, 1506 có thể được tạo cấu hình để có hình dạng bề mặt mà thể hiện vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 1502. Các vùng điều trị bổ sung 1504 có thể được sử dụng. Ít nhất một vùng điều trị 1504, 1506 có thể có cấu hình hình khuyên dùng chung trục hình học chung với vùng trung tâm 1502, và trong đó ít nhất một vùng điều trị 1504, 1506 thể hiện (tức là, tạo thành) vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 1502. Ít nhất một vùng điều trị 1504 có thể có hình dạng bề mặt bao gồm phần nhìn chung có dạng hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị 1504, 1506 được sắp xếp để tạo ra bề mặt liên tục với vùng trung tâm. Ví dụ, phần có dạng hình xuyên có thể được tạo ra từ hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu), trong đó lát cắt qua bề mặt hình xuyên dạng cầu để tạo ra phần có dạng hình xuyên bao gồm bề mặt hình nón tròn thẳng có trục chính của hình nón trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra.

HÌNH 15B minh họa đồ thị công suất thông thường của dụng cụ mắt mẫu, đồ thị công suất thể hiện công suất quang theo khoảng cách bán kính từ tâm dụng cụ mắt. Như được minh họa, vùng trung tâm 1512 hoặc vùng ở tại và/hoặc liền kề với phần tâm thấu kính dùng cho mắt có công suất ADD có tiêu điểm dọc theo trục chính của thấu kính (đồng trục) và là vùng điều trị thứ nhất trong dụng cụ mắt mẫu này. Bề mặt của thấu kính dùng cho mắt do đó thể hiện đồ thị công suất quang nhìn chung là phẳng với bán kính bên ngoài vùng trung tâm 1512, mà một lần nữa thể hiện là một ví dụ về mắt chính thị, nhưng có thể hiểu là toàn bộ đồ thị công suất ở đây có thể được điều chỉnh để chỉnh sửa tật khúc xạ cận thị. Vùng điều trị thứ hai 1514 được minh họa ở khoảng từ 1,40 mm đến 2,00 mm, trong đó công suất quang tăng so với các vùng xung quanh và thể hiện công suất quang dương nhiều hơn. Vùng điều trị thứ ba 1516 được minh họa ở khoảng từ 3,30 mm đến 4,00 mm, trong đó công suất quang tăng so với các vùng xung quanh và thể hiện công suất quang dương nhiều hơn. Đồ thị công suất thông thường suy ra công suất đối với khoảng cách bán kính đã cho từ tâm thấu kính từ sự nghịch đảo khoảng

cách tia đi qua vị trí đó trên thấu kính sẽ giao cắt trục chính. Trị số này sẽ khác với công suất được tạo ra từ độ cong cục bộ của vùng điều trị, trong đó công suất này cũng là hàm của khoảng cách hội tụ tia đi qua vùng dọc theo trục riêng của nó.

Ví dụ khác, vùng điều trị 1514, 1516 có thể được tạo cấu hình là vùng điều trị để điều trị, ngăn ngừa hoặc làm chậm sự tiến triển của cận thị. Vùng điều trị 1514, 1516 có thể được tạo cấu hình để có hình dạng bề mặt mà thể hiện vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 1512. Các vùng điều trị bổ sung 1514 có thể được sử dụng. Ít nhất một vùng điều trị 1514, 1516 có thể có cấu hình hình khuyên dùng chung trục hình học chung với vùng trung tâm 1512, và trong đó ít nhất một vùng điều trị 1514, 1516 thể hiện (tức là, tạo thành) vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị ('không đồng trục') từ trục hình học của vùng trung tâm 1512. Ít nhất một vùng điều trị 1514 có thể có hình dạng bề mặt bao gồm phần nhìn chung có dạng hình xuyên, trong đó ít nhất một vùng điều trị 1514, 1516 được sắp xếp để tạo ra bề mặt liên tục với vùng trung tâm. Ví dụ, phần có dạng hình xuyên có thể được tạo ra từ hình xuyên (ví dụ, hình xuyên dạng cầu), trong đó lát cắt qua bề mặt hình xuyên dạng cầu để tạo ra phần có dạng hình xuyên bao gồm bề mặt hình nón tròn thẳng có trục chính của hình nón trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra.

Các HÌNH 16A-16B minh họa các so sánh giữa các đáp ứng chủ quan sau 1 đến 3 ngày đo lường và định lượng thấu kính trong số ba thấu kính thử nghiệm đa vùng và một thấu kính đối chứng mềm đơn tròng được mua trên thị trường. Các thấu kính thử nghiệm bao gồm hai thiết kế mới như được mô tả trong sáng chế và một thiết kế của đối thủ cạnh tranh với hệ quang học thông thường kết hợp với các vòng điều trị đồng tâm, tiêu điểm đồng trục và công suất quang ADD nằm trong khoảng từ +2,00 đến +2,50 D. Các điểm số CLUE™ thu được cho độ thoải mái, thị lực và xử lý. CLUE™ là bảng câu hỏi kết quả được báo cáo (PRO) của bệnh nhân được xác nhận để đánh giá các thuộc tính trải nghiệm của bệnh nhân về thấu kính áp tròng mềm trong nhóm mang thấu kính áp tròng ở Mỹ, tuổi từ 18 đến 65 (Wirth RJ và cộng sự, Development of the Contact Lens User Experience (Sự phát triển trong trải nghiệm người dùng thấu kính áp tròng): CLUE Scales. Optom Vis Sci. 2016;93(8):801-808). Như được minh họa, điểm số CLUE được mong muốn cao hơn. HÌNH 16A hiển thị các giá trị trung bình bình phương nhỏ nhất (LSM) và khoảng tin

cây (CI) 95 % của điểm CLUE theo loại thấu kính và HÌNH 16B cho thấy sự khác biệt LSM và 95 % CI của điểm thị lực CLUE giữa mỗi thấu kính trong số ba thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng. Điểm số thị lực CLUE thấp hơn đáng kể ở cả ba thấu kính thử nghiệm đa điểm so với thấu kính đối chứng đơn tròn. Tuy nhiên, thấu kính của đối thủ cạnh tranh với thiết kế đồng trục có sự suy giảm thị lực kém nhất (điểm CLUE giảm 45,5) so với hai thiết kế thấu kính không đồng trục (lần lượt là 24,1 và 13,2).

HÌNH 17A-17B minh họa các đồ thị so sánh về thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa ba thấu kính thử nghiệm đa vùng và một thấu kính đối chứng (thấu kính dùng cho mắt mềm đơn tròn, có bán tại thị trường) trong ba điều kiện ánh sáng/tương phản khác nhau (LSM và 95 % CI). Cần phải lưu ý rằng thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh có công suất ADD quang nằm trong khoảng từ +2,00 đến +2,50 D.

HÌNH 18A-18B minh họa các đồ thị so sánh về sự chênh lệch thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa từng chiếc trong ba thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng trong các điều kiện sáng tương phản cao (chênh lệch LSM và 95 % CI). Tất cả ba thấu kính thử nghiệm đều có thị lực tốt hơn 20/20 (0,00 logMAR) (cả một mắt và hai mắt). Thị lực logMAR một mắt trung bình lần lượt kém hơn 0,07, 0,04 và 0,05 logMAR so với thấu kính đối chứng đối với thiết kế không đồng trục + 5 D, không đồng trục + 7 D và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh, với thị lực kém hơn một nửa cho đến một dòng. Thị lực logMAR hai mắt trung bình lần lượt kém hơn 0,08, 0,05 và 0,07 logMAR so với thấu kính đối chứng đối với thiết kế không đồng trục + 5 D, không đồng trục + 7 D và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh, với thị lực kém hơn một nửa cho đến một dòng so với thấu kính đối chứng.

HÌNH 19A-19B minh họa các đồ thị so sánh về sự chênh lệch thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa từng chiếc trong ba thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng trong các điều kiện mờ tương phản cao (chênh lệch LSM và 95 % CI). Thị lực logMAR một mắt trung bình lần lượt kém hơn 0,10, 0,05 và 0,12 logMAR so với thấu kính đối chứng đối với thiết kế không đồng trục + 5 D, không đồng trục + 7 D và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh, và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh, với thị lực kém hơn một nửa cho đến một dòng so với thấu kính đối chứng. Thị lực logMAR hai mắt trung bình lần lượt kém hơn 0,05, 0,03 và 0,06 logMAR so với thấu kính đối chứng đối với thiết kế không đồng trục + 5 D,

không đồng trục + 7 D và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh, kém hơn khoảng một nửa dòng so với thấu kính đối chứng.

HÌNH 20A-20B minh họa các đồ thị so sánh về sự chênh lệch thị lực logMAR một mắt (A) và hai mắt (B) giữa từng chiếc trong ba thấu kính thử nghiệm và thấu kính đối chứng trong các điều kiện sáng tương phản thấp (chênh lệch LSM và 95 % CI). Cần phải lưu ý rằng thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh có công suất ADD quang nằm trong khoảng từ +2,00 đến +2,50 D. Thị lực một mắt logMAR trung bình lần lượt kém hơn 0,13, 0,08 và 0,13 logMAR so với thấu kính đối chứng đối với thiết kế không đồng trục +5 D, không đồng trục +7 D và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh, với thị lực kém hơn một cho đến một dòng rưỡi so với thấu kính đối chứng. Thị lực logMAR hai mắt trung bình lần lượt kém hơn 0,08, 0,06 và 0,08 logMAR so với thấu kính đối chứng đối với thiết kế không đồng trục + 5 D, không đồng trục + 7 D và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh, với thị lực kém hơn một nửa cho đến một dòng so với thấu kính đối chứng.

Thiết kế không đồng trục +7 D thể hiện sự giảm ít nhất về điểm số CLUE™ và thị lực logMAR (cả thị lực một mắt và hai mắt trong tất cả ba điều kiện tương phản/chiếu sáng) trong số ba thấu kính thử nghiệm so với thấu kính đối chứng. Thị lực là tương tự giữa các thiết kế không đồng trục +5 D và thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh nhưng điểm số CLUE™ của thấu kính của đối thủ cạnh tranh kém hơn. Cần phải lưu ý rằng thiết kế với hệ quang học đồng trục thông thường của đối thủ cạnh tranh có công suất quang ADD chỉ nằm trong khoảng từ +2,00 đến +2,50 D.

Những kết quả này chứng minh lợi thế của sáng chế này. Các thiết kế kiểm soát cận thị trước đây với các hệ thống quang học thông thường bị hạn chế về hiệu quả kiểm soát cận thị ở mức độ mà tại mức này thị lực bị giảm. Các phương án ví dụ của sáng chế có thể có hiệu quả hơn trong việc làm chậm sự tiến triển của cận thị nhưng ít ảnh hưởng đến thị lực hơn.

Các thấu kính áp tròng hiện có vẫn là các phương tiện chỉnh sửa thị lực tiết kiệm chi phí. Thấu kính nhựa mỏng lắp trên giác mạc của mắt để chỉnh sửa các khiếm khuyết về thị lực, bao gồm cận thị hoặc viễn thị, loạn thị và lão thị, tức là thủy tinh thể mắt khả năng điều tiết. Thấu kính áp tròng có nhiều dạng và được làm bằng nhiều loại vật liệu khác nhau để cung cấp các chức năng khác nhau.

Thấu kính áp tròng mềm đeo hàng ngày thường được làm từ vật liệu polyme mềm kết hợp với nước để thấm oxy. Thấu kính áp tròng mềm đeo hàng ngày có thể bỏ đi sau khi dùng mỗi ngày một lần hoặc lâu hơn. Thấu kính áp tròng dùng một lần hàng ngày thường được mang trong một ngày và sau đó được tháo ra bỏ đi, trong khi các thấu kính áp tròng dùng lâu hơn hoặc thay thế thường xuyên thường được mang trong một thời gian lên đến ba mươi ngày. Các thấu kính áp tròng mềm có màu sử dụng các vật liệu khác nhau để tạo ra chức năng khác nhau. Ví dụ, thấu kính áp tròng có màu nhìn thấy được sử dụng màu nhẹ để hỗ trợ người mang định vị thấu kính áp tròng, thấu kính áp tròng màu đậm có màu trong mờ để làm đậm thêm màu mắt tự nhiên, thấu kính áp tròng có màu bao gồm màu tối hơn, đục để thay đổi màu mắt, và các chức năng thấu kính áp tròng màu lọc ánh sáng để tăng cường một số màu nhất định trong khi che các màu khác. Thấu kính áp tròng cứng có thể thấm khí được làm từ các polyme có chứa siloxan nhưng cứng hơn các loại thấu kính áp tròng mềm và do đó giữ được hình dạng như cũ và bền hơn. Thấu kính áp tròng hai tiêu điểm được thiết kế đặc biệt cho người bệnh lão thị và có cả loại mềm và cứng. Thấu kính áp tròng hai tròng được thiết kế đặc biệt cho người bệnh loạn thị và có cả loại mềm và cứng. Thấu kính kết hợp kết hợp các phương án khác nhau nêu trên, ví dụ, thấu kính áp tròng hỗn hợp.

Cần phải lưu ý rằng thiết kế thấu kính theo sáng chế có thể được hợp nhất vào nhiều thấu kính áp tròng khác nhau bất kỳ được tạo ra từ vật liệu bất kỳ. Cụ thể là, thiết kế thấu kính của sáng chế có thể được dùng trong bất kỳ trong số các thấu kính áp tròng được mô tả ở đây, bao gồm, thấu kính áp tròng mềm mang hàng ngày, thấu kính áp tròng cứng thấm khí, thấu kính áp tròng hai tiêu điểm, thấu kính áp tròng hai tròng và thấu kính áp tròng hỗn hợp. Ngoài ra, mặc dù sáng chế đã được mô tả đề cập đến các thấu kính áp tròng, cần phải lưu ý rằng khái niệm của sáng chế có thể được sử dụng trong kính đeo mắt, thấu kính nội nhãn, lớp ghép phiến giác mạc inlay hoặc onlay.

Mặc dù sáng chế trình bày và mô tả các phương án được cho là thực tiễn và được ưu tiên nhất, rõ ràng là những người có trình độ trong ngành cũng có thể hiểu và sử dụng các phương án khác với các thiết kế cụ thể và phương pháp được mô tả và minh họa trong sáng chế miễn là không vượt quá ý tưởng và phạm vi bảo hộ của sáng chế. Sáng chế không bị giới hạn ở các kết cấu cụ thể được mô tả và được minh họa, và sáng chế có thể đề cập đến tất cả các phương án cải biến nằm trong phạm vi của các điểm yêu

cầu bảo hộ kèm theo. Ngoài ra, sự trích dẫn thuật ngữ bao gồm có thể bao gồm việc hầu như gồm có và/hoặc gồm có sự hỗ trợ có trong bản mô tả đối với các thuật ngữ này bằng việc sử dụng thuật ngữ bao gồm.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Thấu kính dùng cho mắt có ít nhất một trong số các tác dụng như làm chậm, làm giảm hoặc ngăn ngừa sự tiến triển của cận thị, thấu kính dùng cho mắt bao gồm:

vùng trung tâm (506) có công suất âm để chỉnh sửa thị lực cận thị;

ít nhất một vùng điều trị (508) xung quanh vùng trung tâm (506), ít nhất một vùng điều trị (508) có đồ thị công suất bao gồm công suất dương so với vùng trung tâm (506), và ít nhất một vùng điều trị (508) sao cho ít nhất một vùng điều trị (508), vùng chuyển tiếp và vùng trung tâm (506) tạo ra bề mặt liên tục, khác biệt ở chỗ:

ít nhất một vùng điều trị (508) có hình dạng bề mặt bao gồm phần nhìn chung có dạng hình xuyên, trong đó phần nhìn chung có dạng hình xuyên có thể được tạo ra từ hình xuyên sau khi tạo ra lát cắt có dạng bề mặt hình nón tròn thẳng (510) qua bề mặt của hình xuyên dạng cầu trong đó trục chính của hình nón (510) trùng với trục quay mà quanh trục này hình xuyên được tạo ra,

trong đó ít nhất một vùng điều trị (508) có cấu hình hình khuyên dùng chung trục hình học chung với vùng trung tâm (506), và trong đó ít nhất một vùng điều trị (508) tạo ra vòng tiêu điểm, với tập hợp của mỗi điểm trong số các tiêu điểm vô cực trên vòng được chuyển vị từ trục hình học của vùng trung tâm (506).

2. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm 1, trong đó ít nhất một vùng điều trị (508) được tạo cấu hình để giảm thiểu việc tạo vòng tiêu điểm phía trước mặt phẳng võng mạc của mắt người mang.

3. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm 2, trong đó bề mặt tới của ít nhất một vùng điều trị (508) được tạo cấu hình để giảm thiểu việc tạo tiêu điểm phía sau mặt phẳng võng mạc của mắt người mang.

4. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm bất kỳ trong số các điểm nêu trên, trong đó ít nhất một vùng điều trị bao gồm công suất ADD lớn hơn +0,50 D so với công suất chỉnh sửa cận thị.

5. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm bất kỳ trong số các điểm nêu trên, trong đó ít nhất một vùng điều trị (508) bao gồm công suất quang nằm trong khoảng từ khoảng -10,00 D đến khoảng +15,00 D.

6. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm bất kỳ trong số các điểm nêu trên, trong đó đường kính của vùng trung tâm (506) nằm trong khoảng từ khoảng 2 mm đến khoảng 7 mm.

7. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm bất kỳ trong số các điểm nêu trên, trong đó ít nhất một vùng điều trị (508) có mép ngoài cách tâm thấu kính khoảng 4,5 mm.

8. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm bất kỳ trong số các điểm nêu trên, trong đó thấu kính dùng cho mắt này bao gồm thấu kính áp tròng.

9. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm 1 đến 7, trong đó thấu kính dùng cho mắt bao gồm kính đeo mắt.

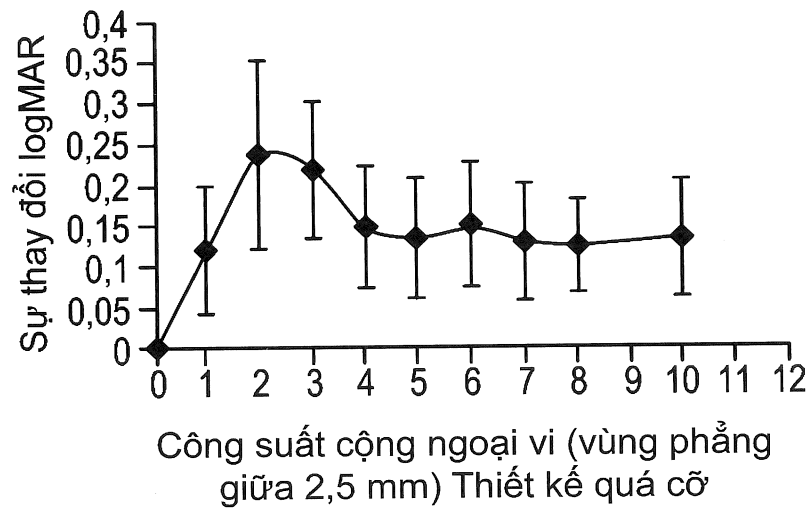
10. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm 1 đến 7, trong đó thấu kính dùng cho mắt bao gồm thấu kính nội nhãn, lớp ghép phiến giác mạc bên trong, hoặc lớp ghép phiến giác mạc bên ngoài.

11. Thấu kính dùng cho mắt theo điểm 1 đến 8, còn bao gồm một hoặc nhiều cơ chế làm ổn định.

1/31

HÌNH 1

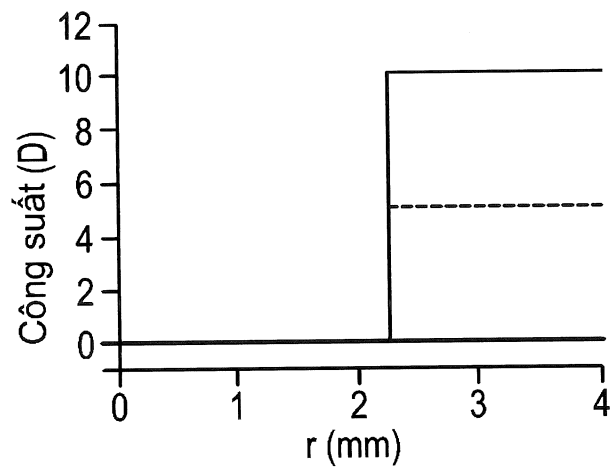
Giải pháp kỹ thuật đã biết



◆ Trung bình theo nhóm

HÌNH 2

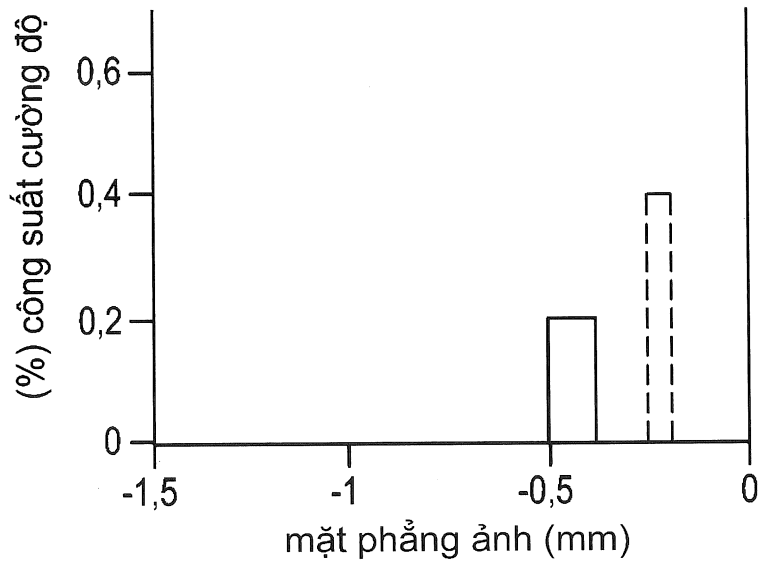
Giải pháp kỹ thuật đã biết



2/31

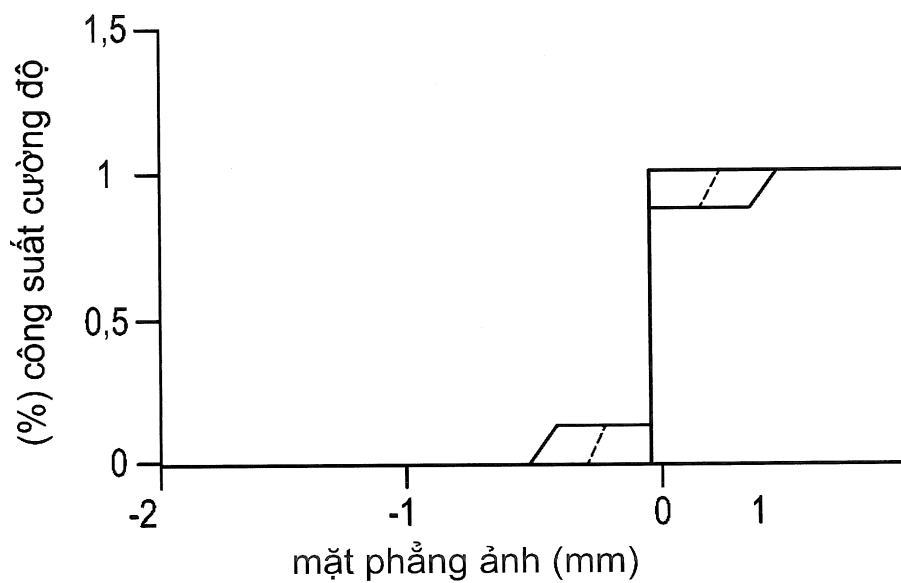
HÌNH 3

Giải pháp kỹ thuật đã biết
Phần ảnh X PSF; EP-6 mm



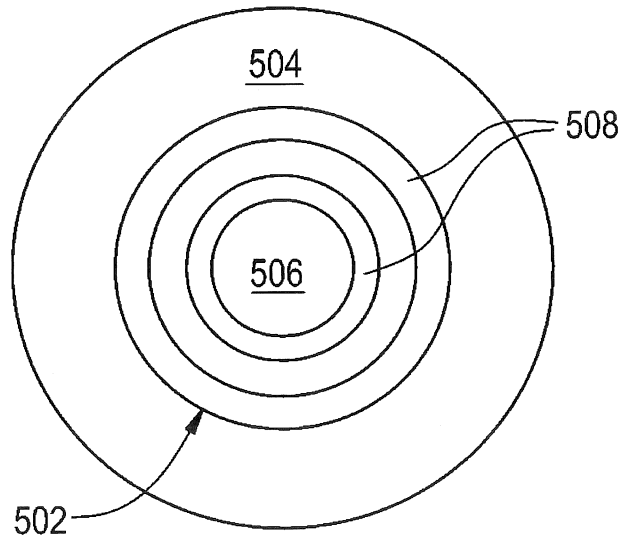
HÌNH 4

Giải pháp kỹ thuật đã biết
Phần ảnh X; EP-6 mm

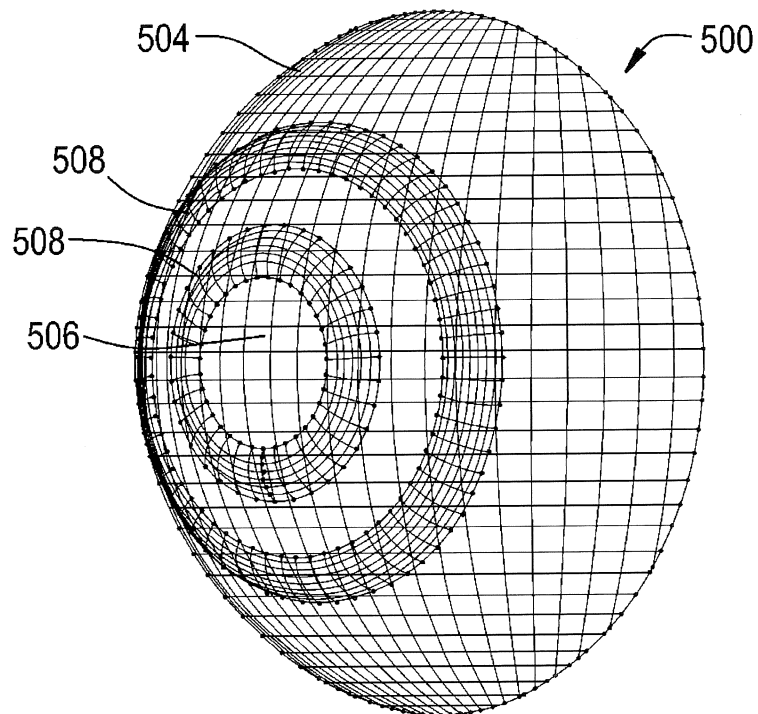


3/31

HÌNH 5A

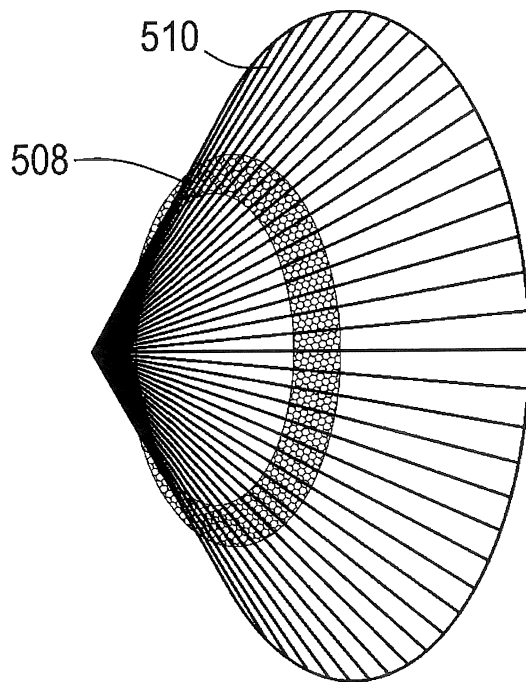
500

HÌNH 5B

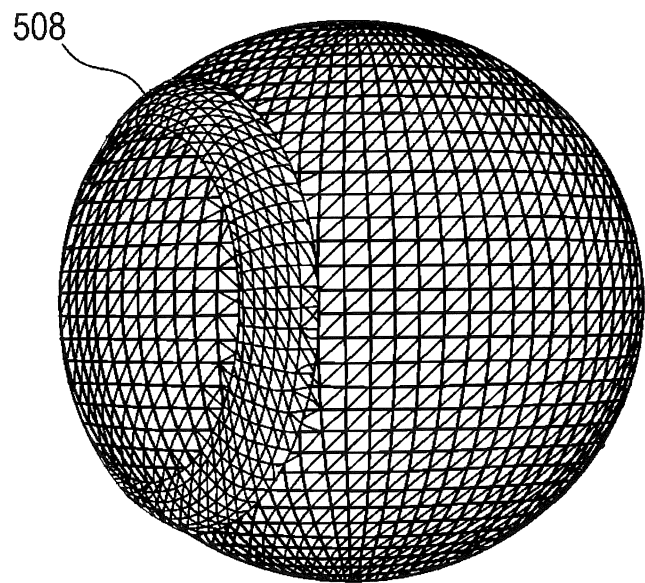


4/31

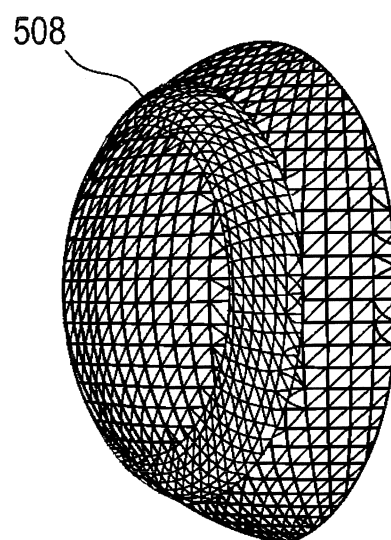
HÌNH 5C



HÌNH 5D

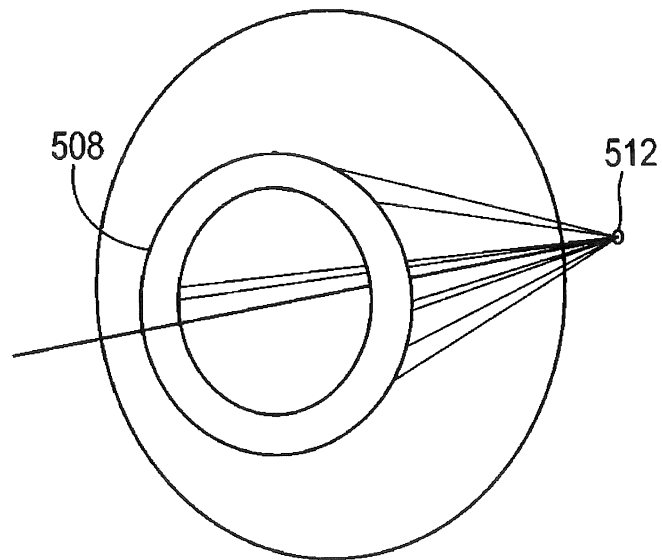


HÌNH 5E

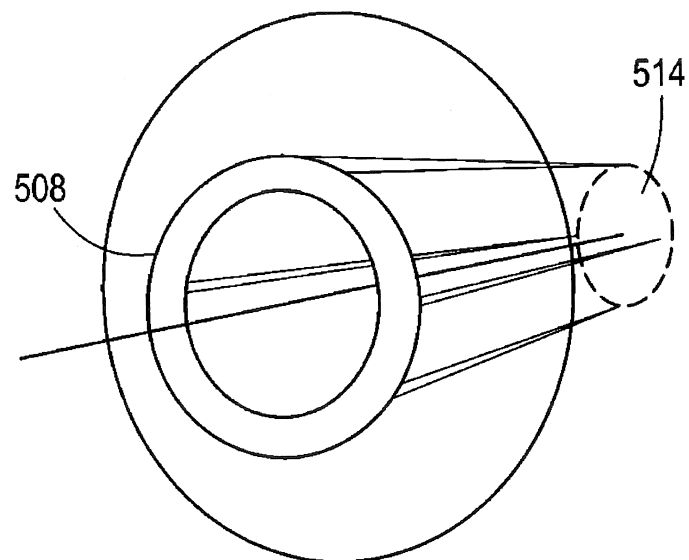


5/31

HÌNH 5F
Tiêu điểm điểm

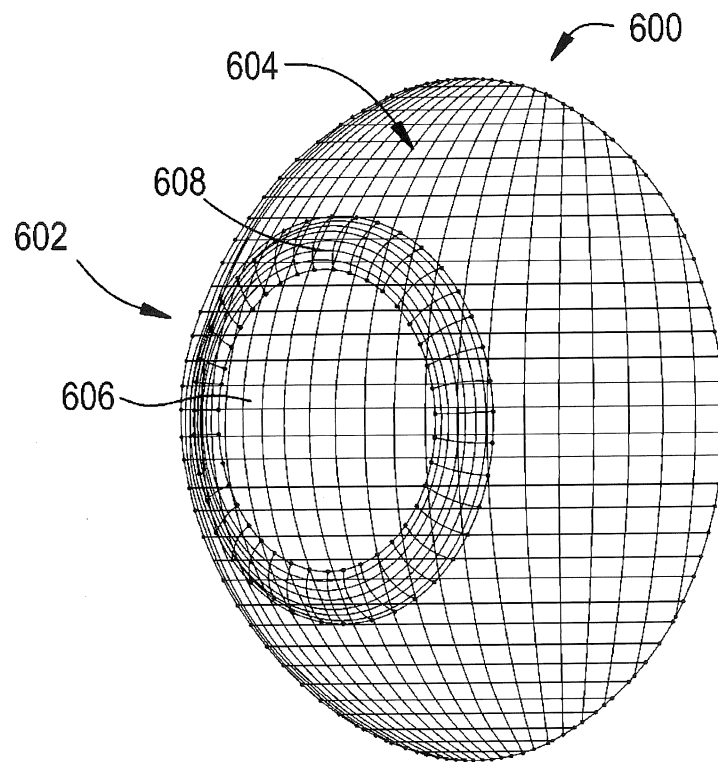


HÌNH 5G
Vòng tiêu điểm

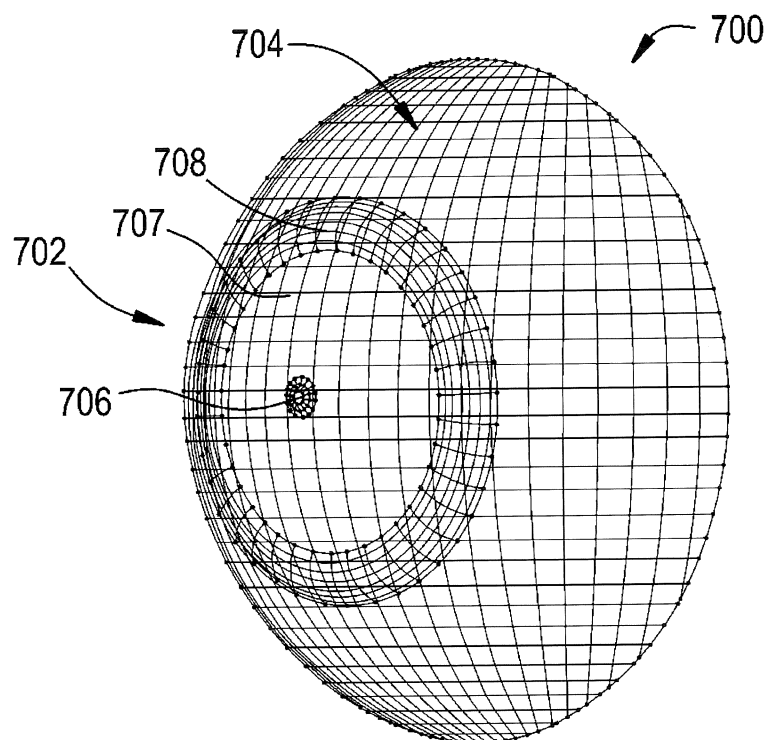


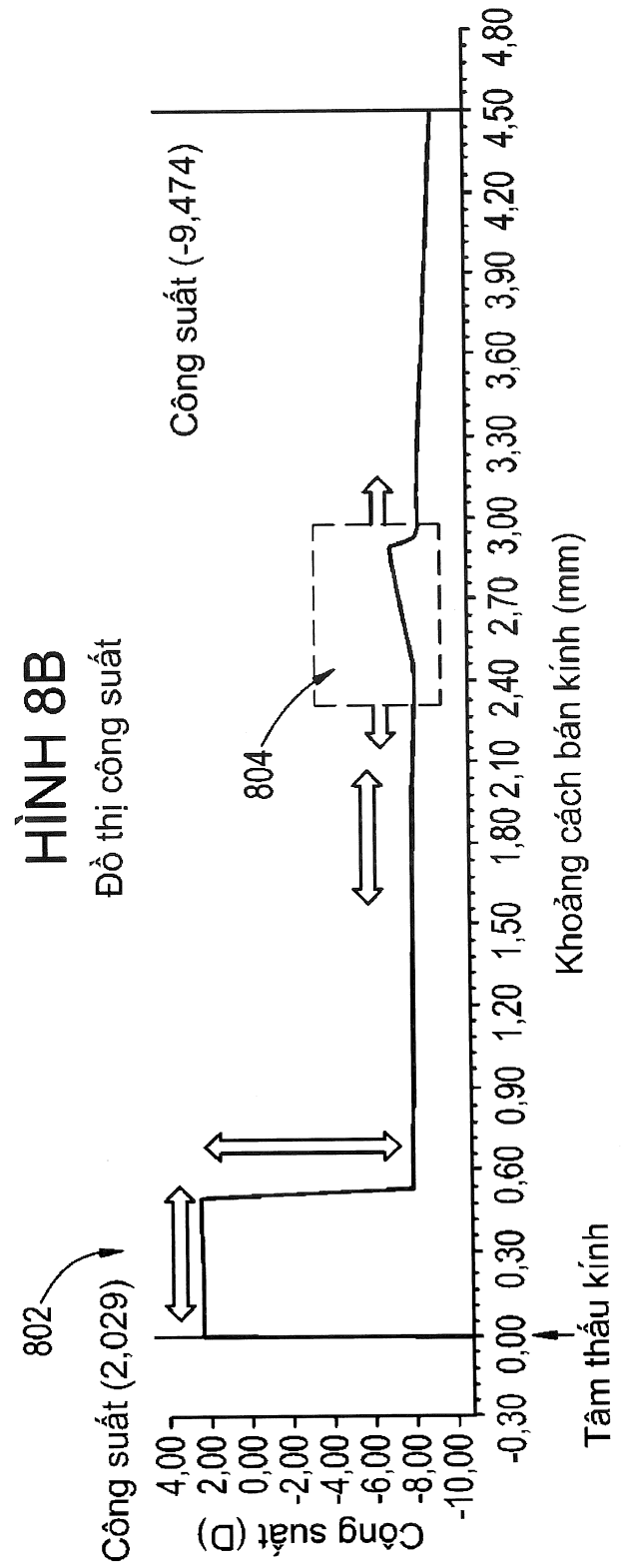
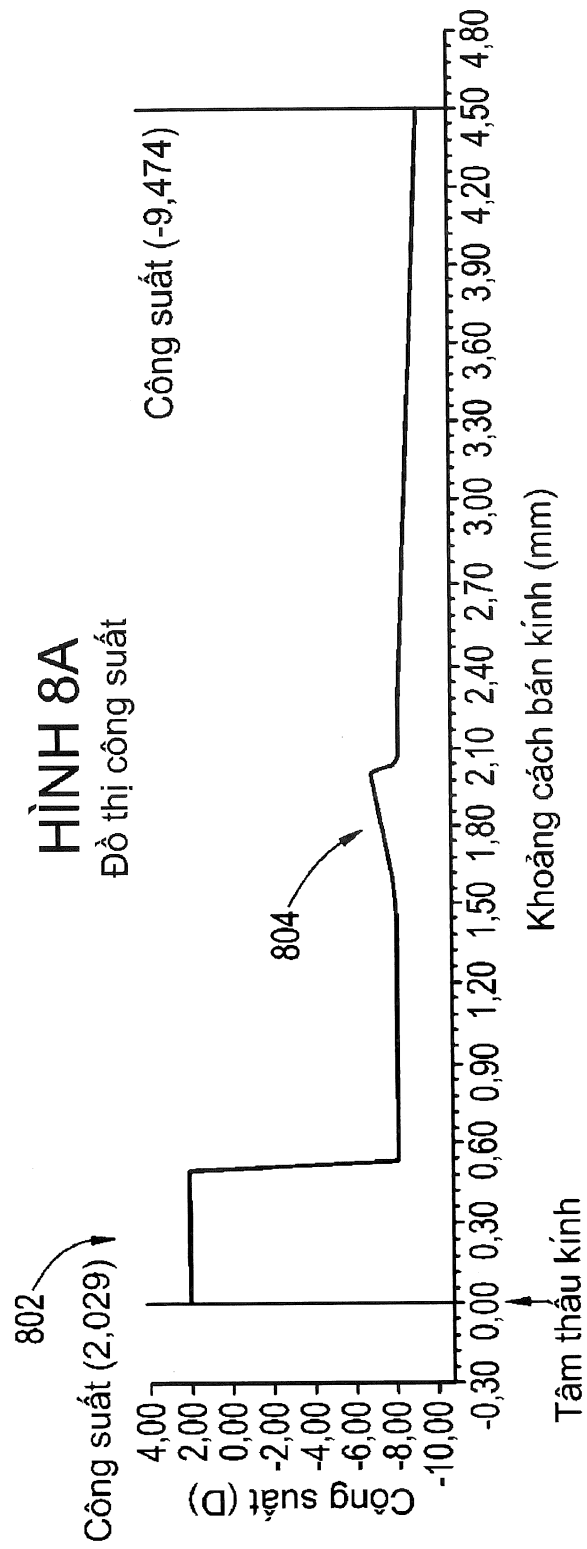
6/31

HÌNH 6



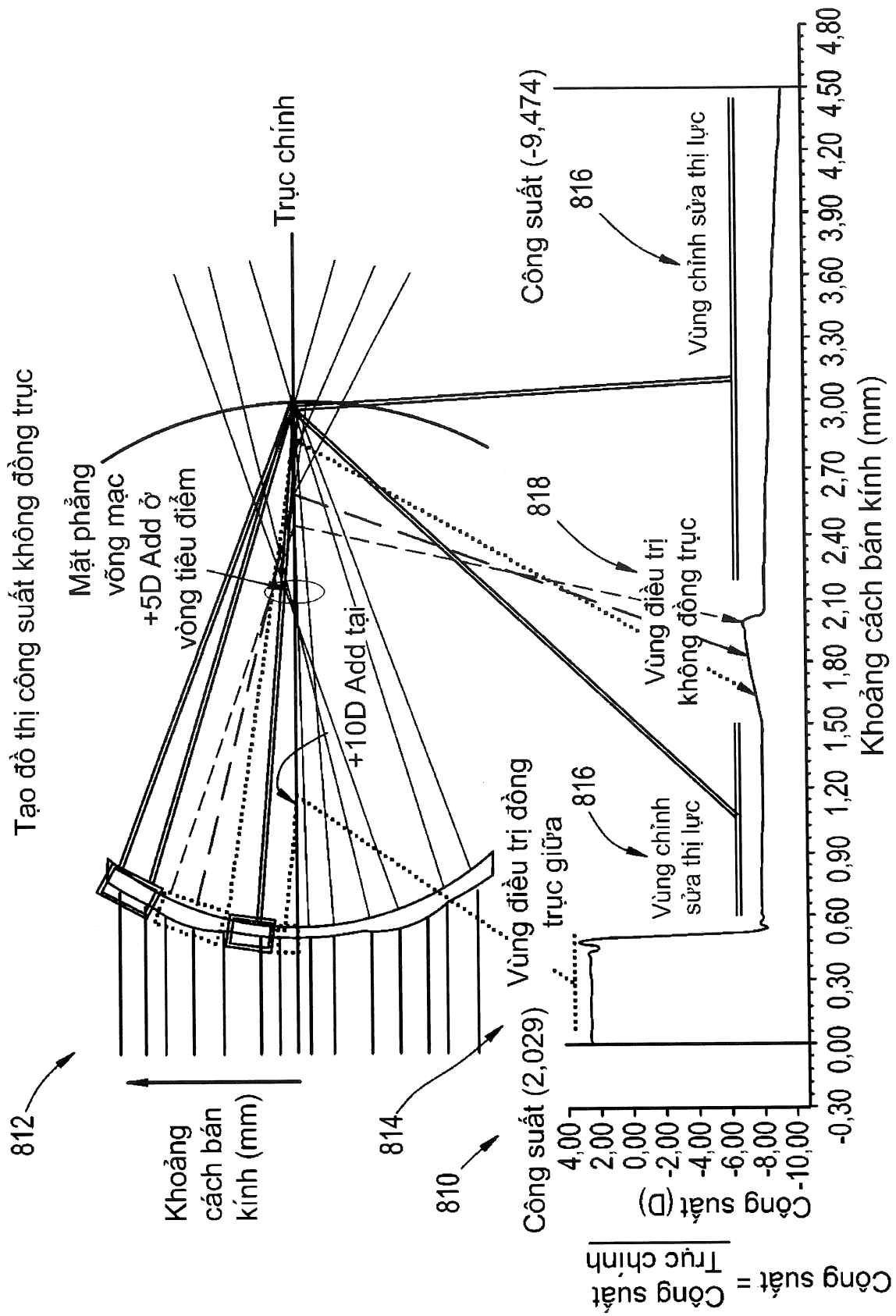
HÌNH 7





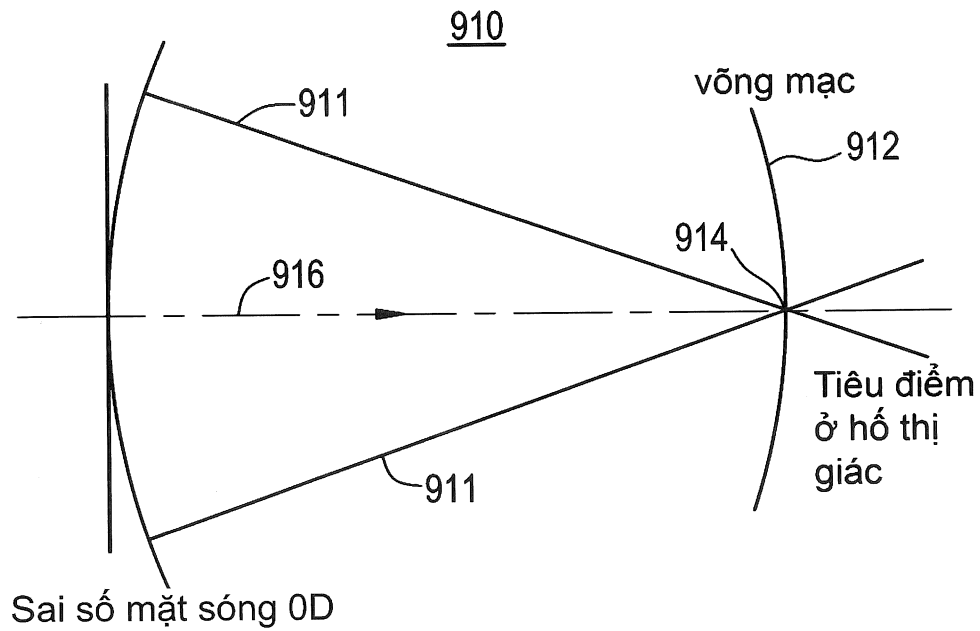
HÌNH 8C

Tạo đồ thị công suất không đồng trục

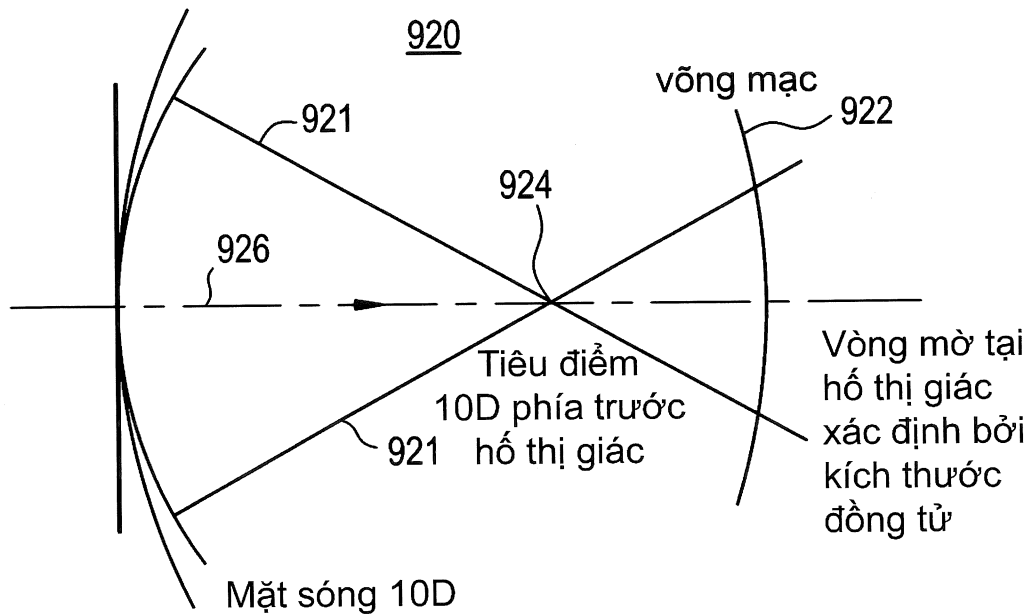


9/31

HÌNH 9A
Mặt sóng 0D 'trong mắt'

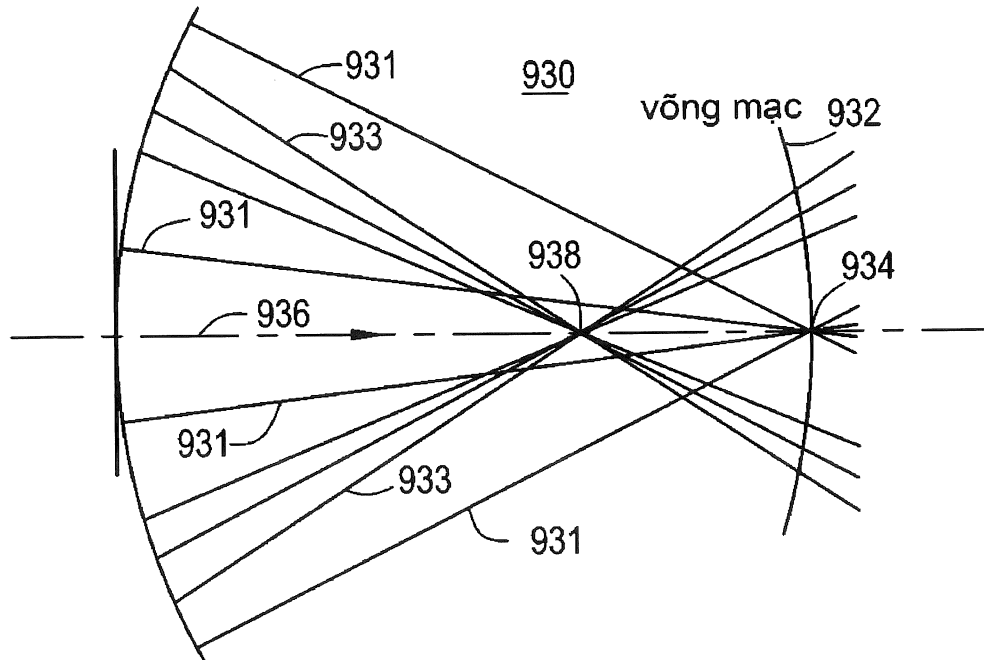


HÌNH 9B
Mặt sóng 10D 'trong mắt'

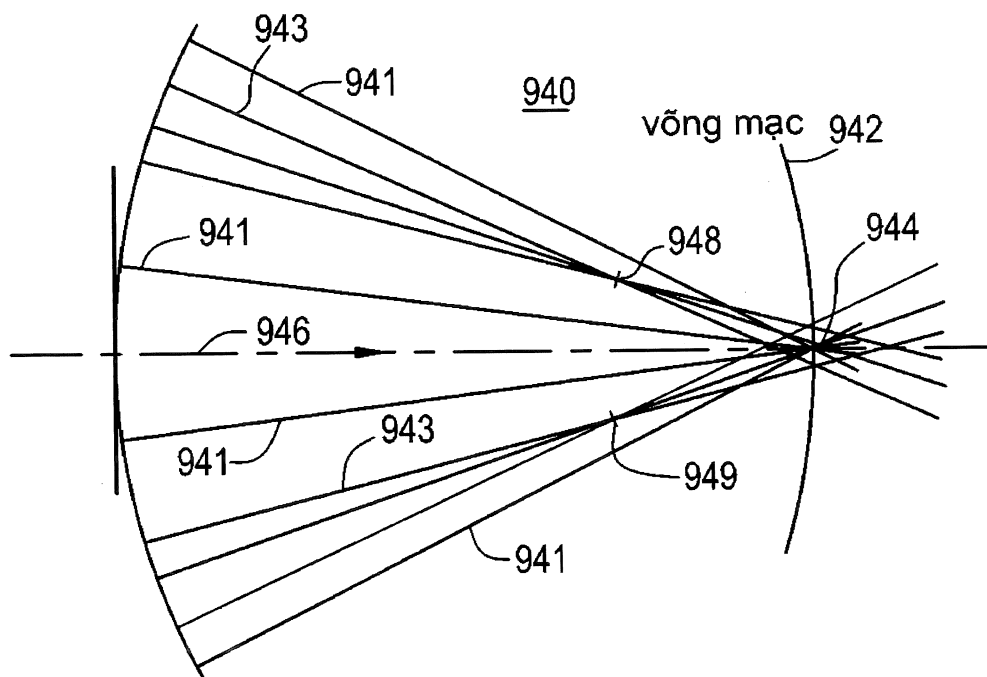


10/31

HÌNH 9C

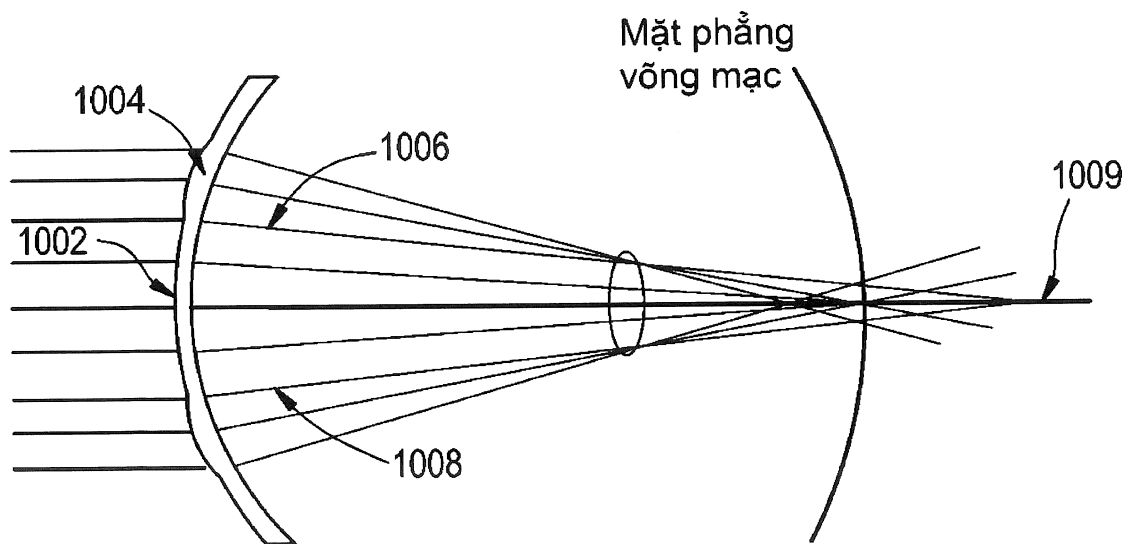


HÌNH 9D

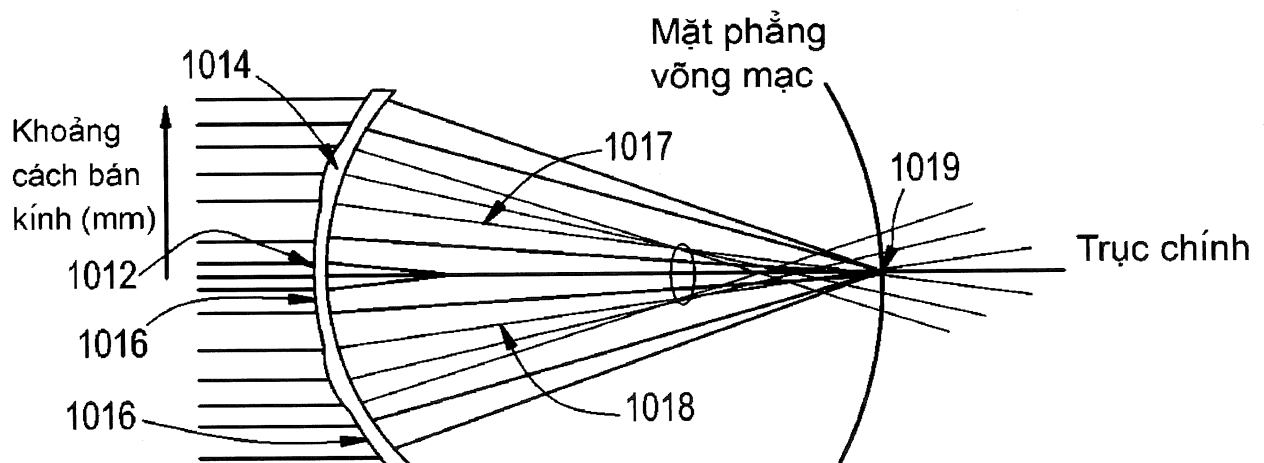


12/31

HÌNH 10A

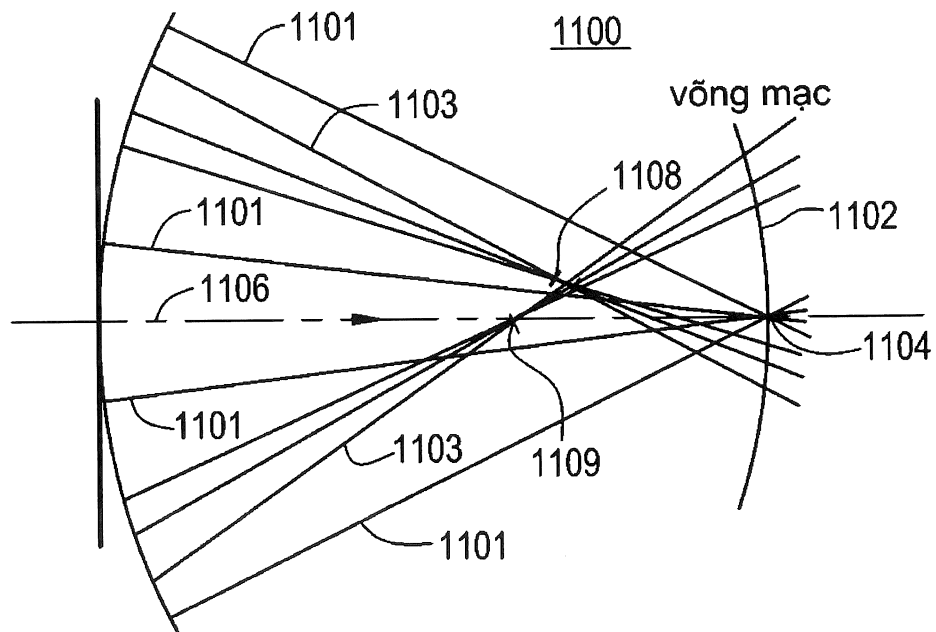


HÌNH 10B

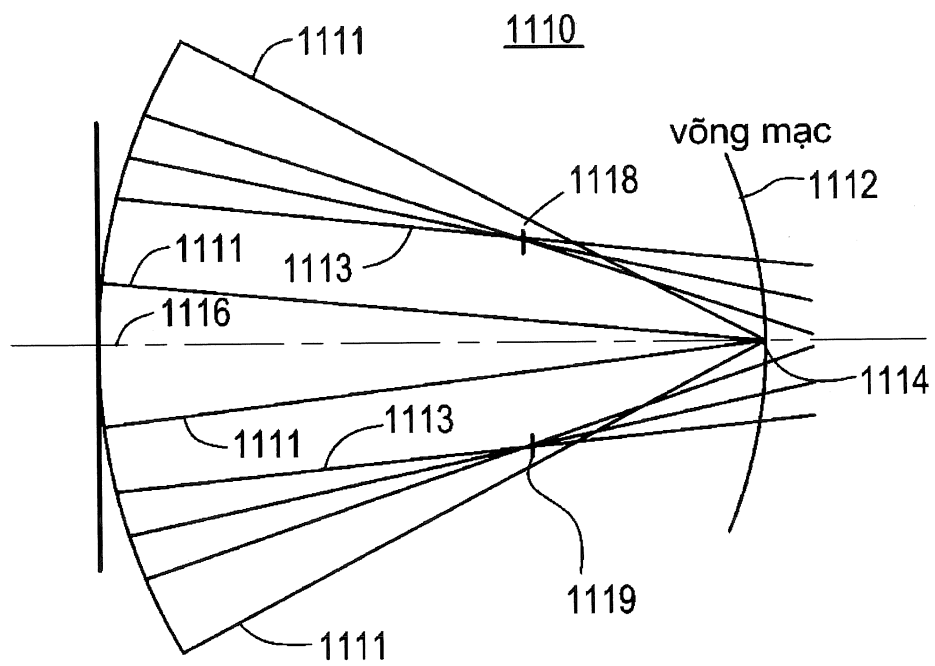


13/31

HÌNH 11A

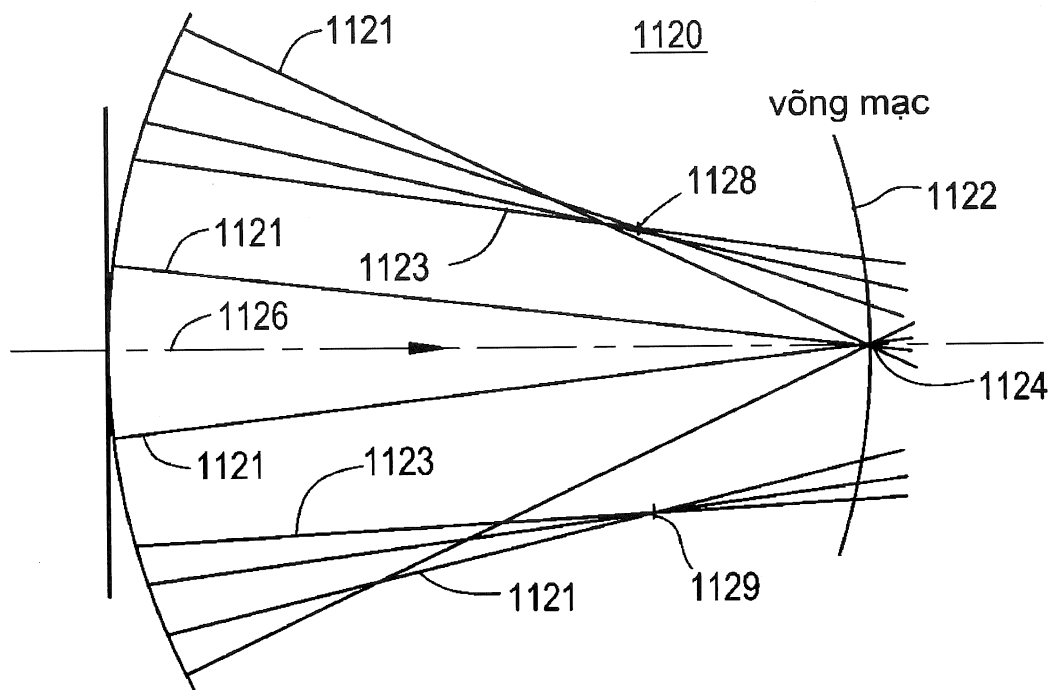


HÌNH 11B

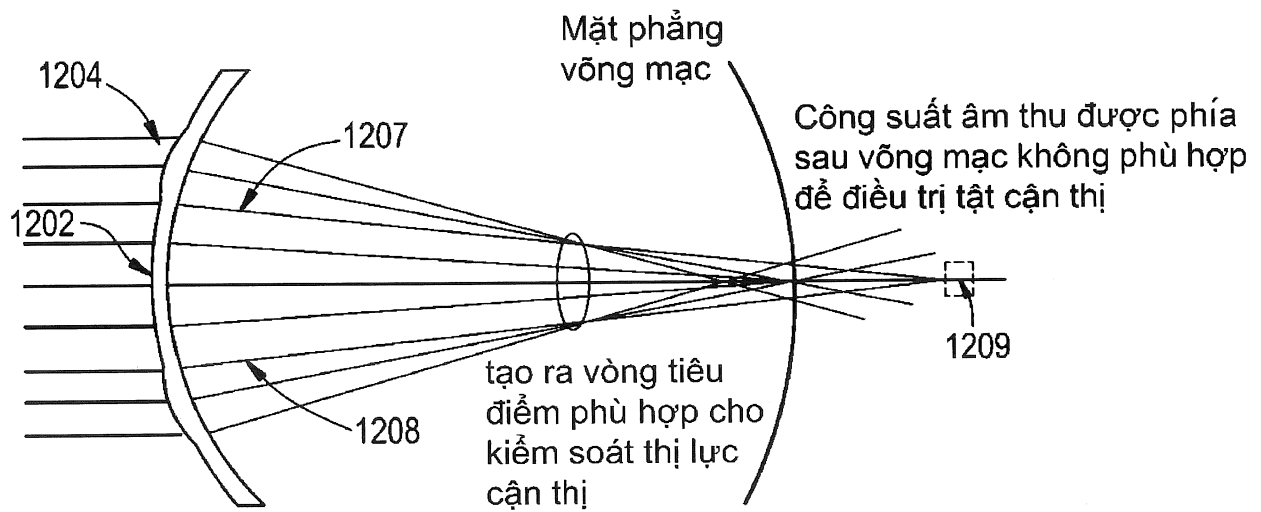


14/31

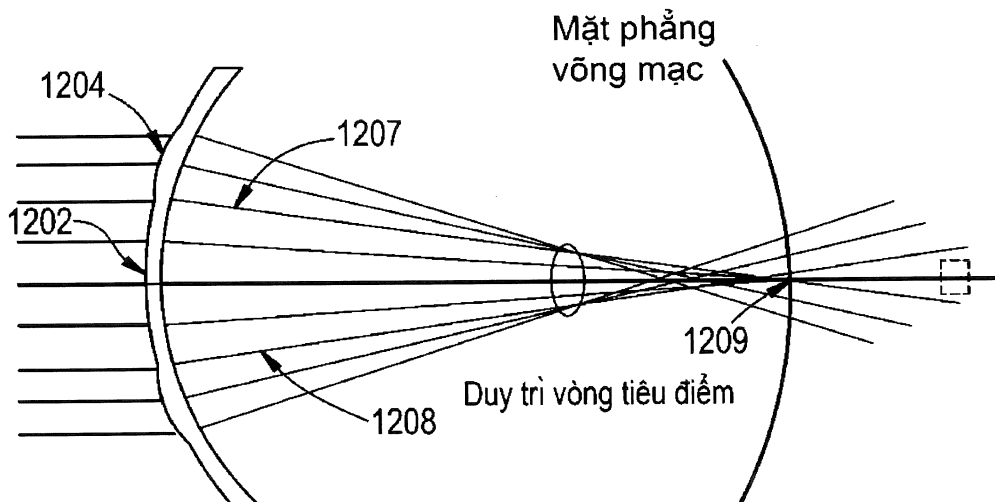
HÌNH 11C



HÌNH 12A

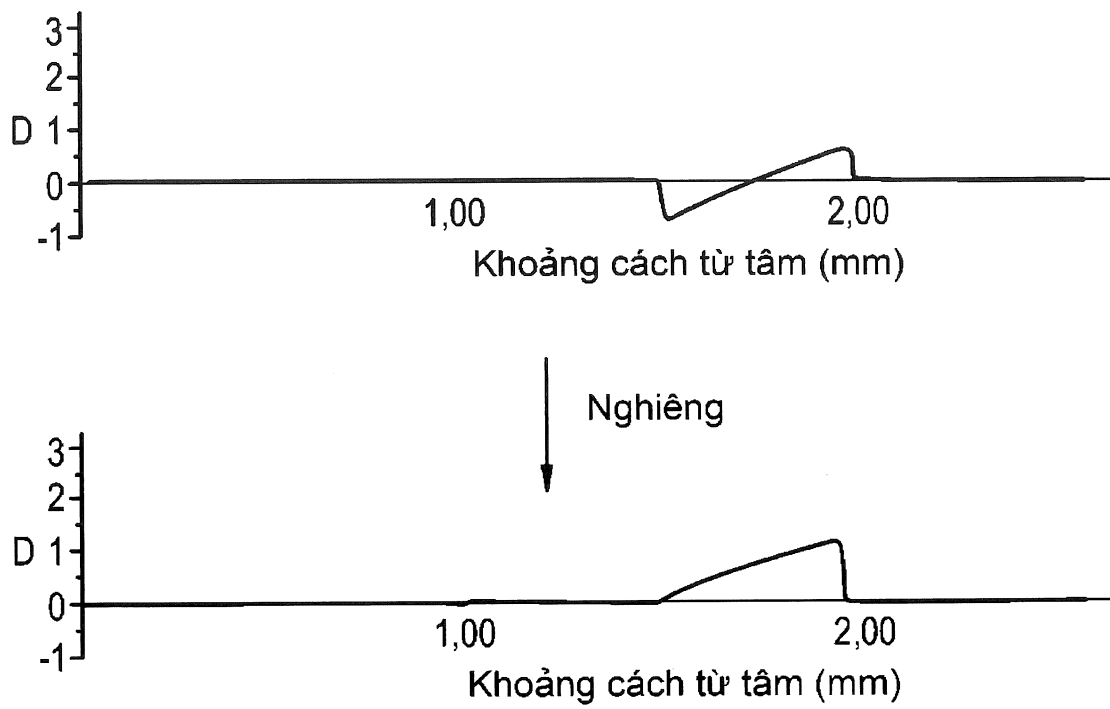


HÌNH 12B



16/31

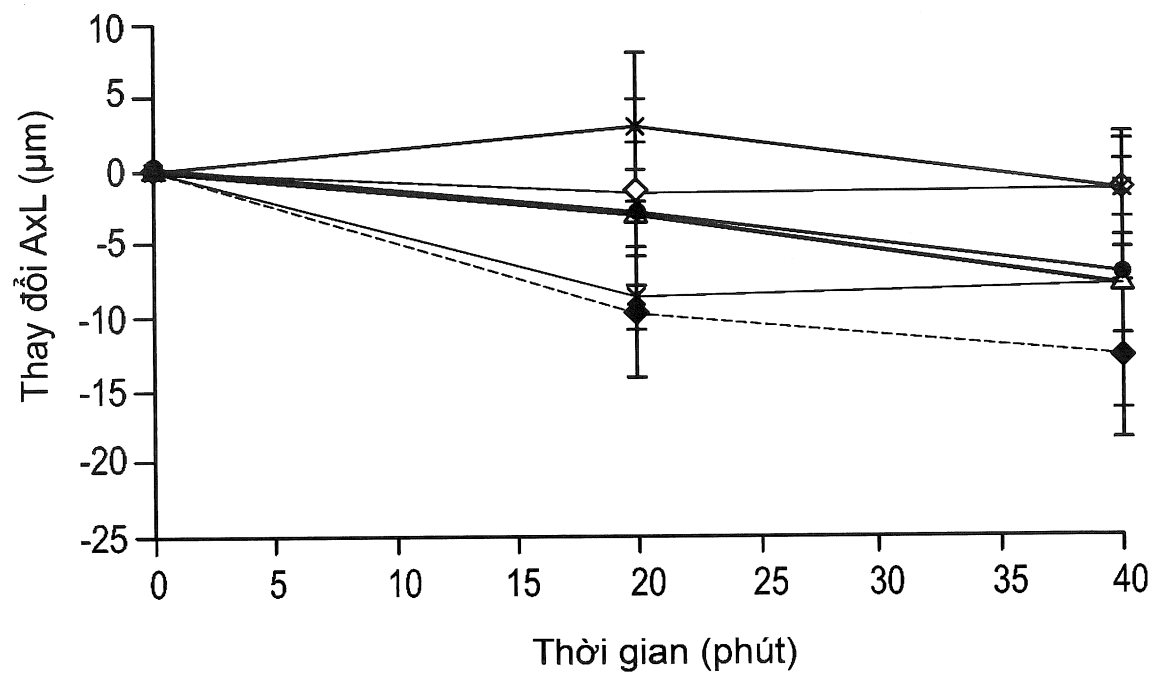
HÌNH 13



17/31

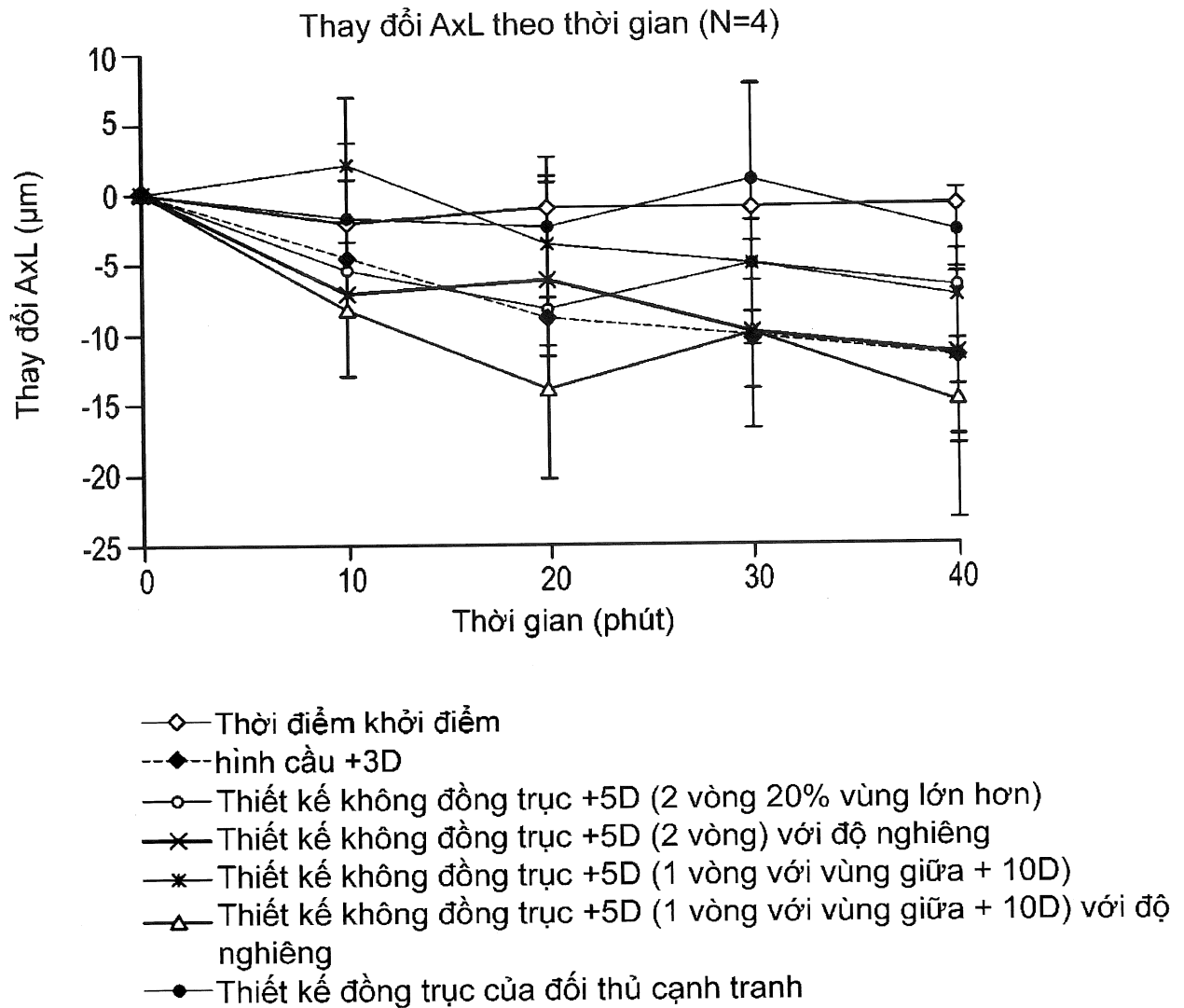
HÌNH 14A

Thay đổi AxL theo thời gian (N=4)



- ◇— Thời điểm khởi điểm
- ◆--- hình cầu +3D
- △— Thiết kế đồng trục +5D (2 vòng)
- ×— Thiết kế không đồng trục -5D (2 vòng)
- *— Thiết kế không đồng trục +5D (2 vòng)
- Thiết kế không đồng trục +10D (2 vòng)

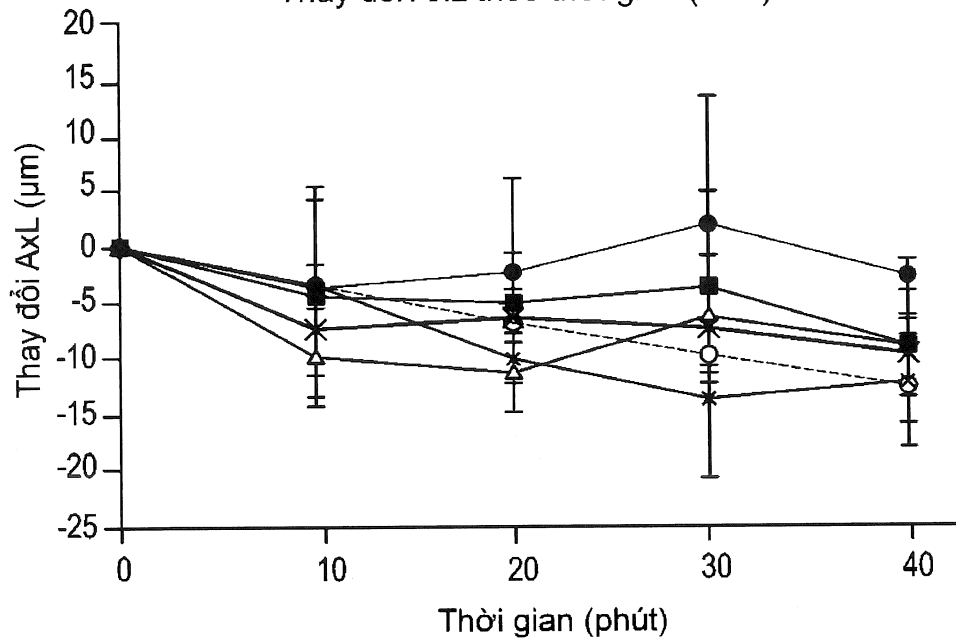
HÌNH 14B



19/31

HÌNH 14C

Thay đổi AxL theo thời gian (N=3)

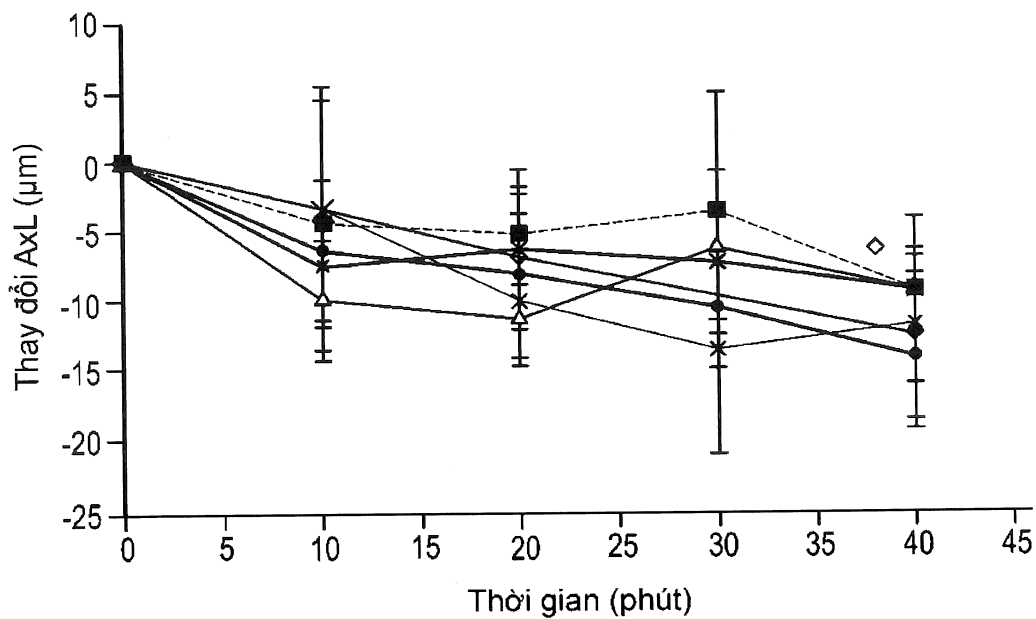


- hình cầu +3D
- Thiết kế không đồng trục +2,5D (1 vòng với vùng giữa + 5D) với độ nghiêng
- ▲— Thiết kế không đồng trục +5D (1 vòng với vùng giữa + 10D) – với độ nghiêng
- ×— Thiết kế không đồng trục +5D (1 vòng) với độ nghiêng
- *— Thiết kế không đồng trục +7D (2 vòng) với độ nghiêng
- Thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh

20/31

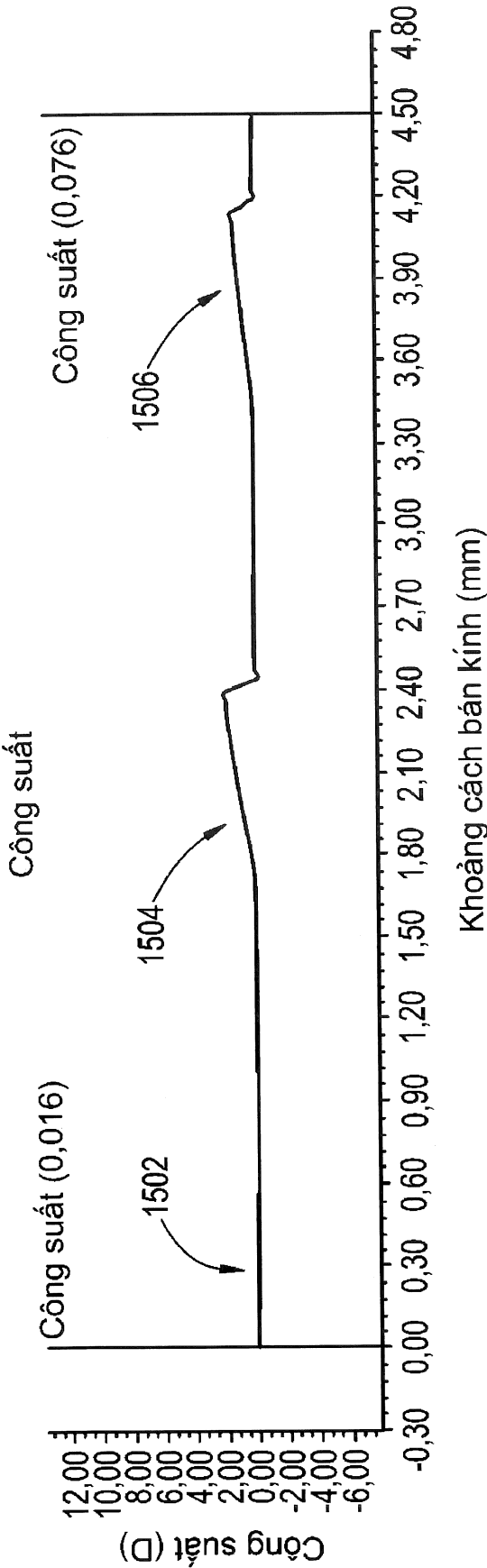
HÌNH 14D

Thay đổi AxL theo thời gian (N=3)

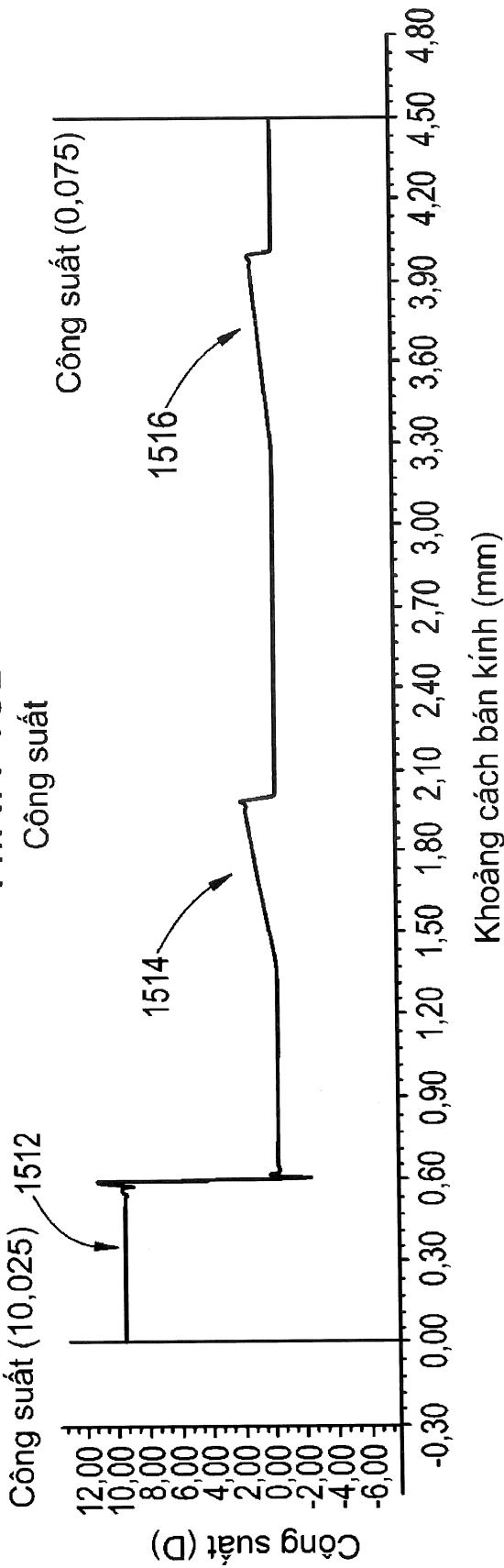


- ◇— hình cầu +3D
- Thiết kế không đồng trục +2,5D (1 vòng với vùng giữa + 5D) với độ nghiêng
- △— Thiết kế không đồng trục +5D (1 vòng với vùng giữa + 10D) – với độ nghiêng
- Thiết kế không đồng trục +7D (2 vòng với vùng giữa + 10D) với độ nghiêng
- *— Thiết kế không đồng trục +5D (1 vòng) với độ nghiêng
- ×— Thiết kế không đồng trục +7D (2 vòng) với độ nghiêng

HÌNH 15A

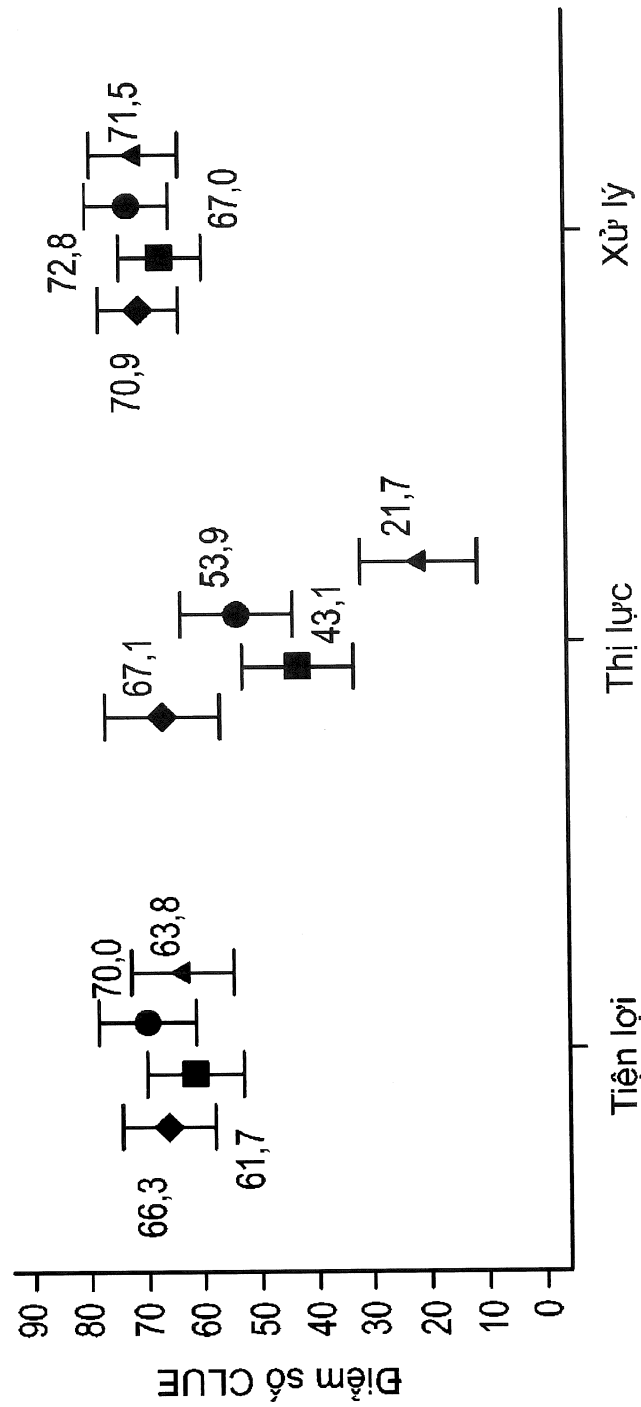


HÌNH 15B



22/31

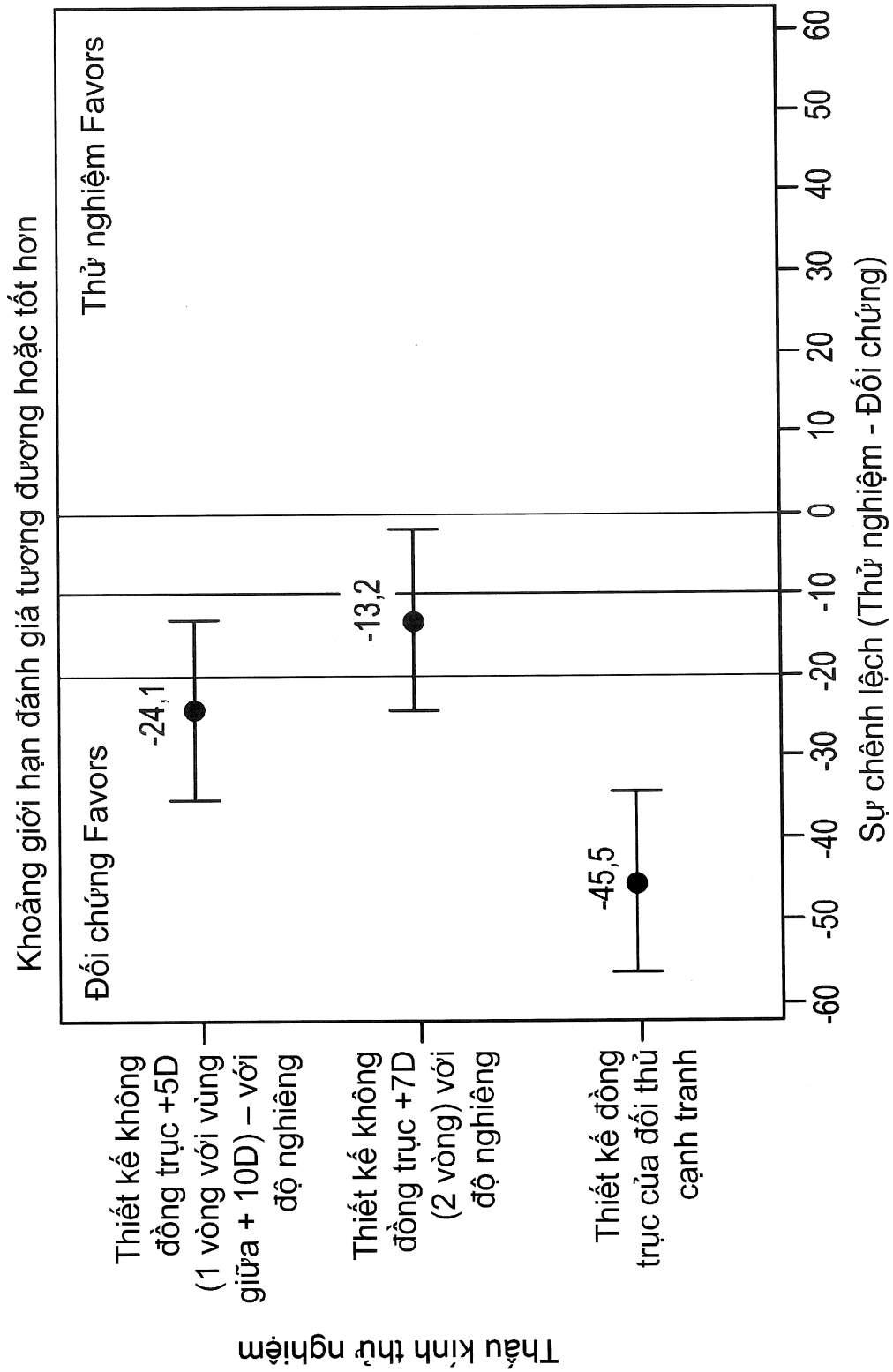
HÌNH 16A



Thấu kính

- ◆ ACUVUE OASYS 1 ngày
- Thiết kế không đồng trục +5D (1 vòng với vùng giữa + 10D) – với độ nghiêng
- Thiết kế không đồng trục +7D (2 vòng) với độ nghiêng
- ▲ Thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh

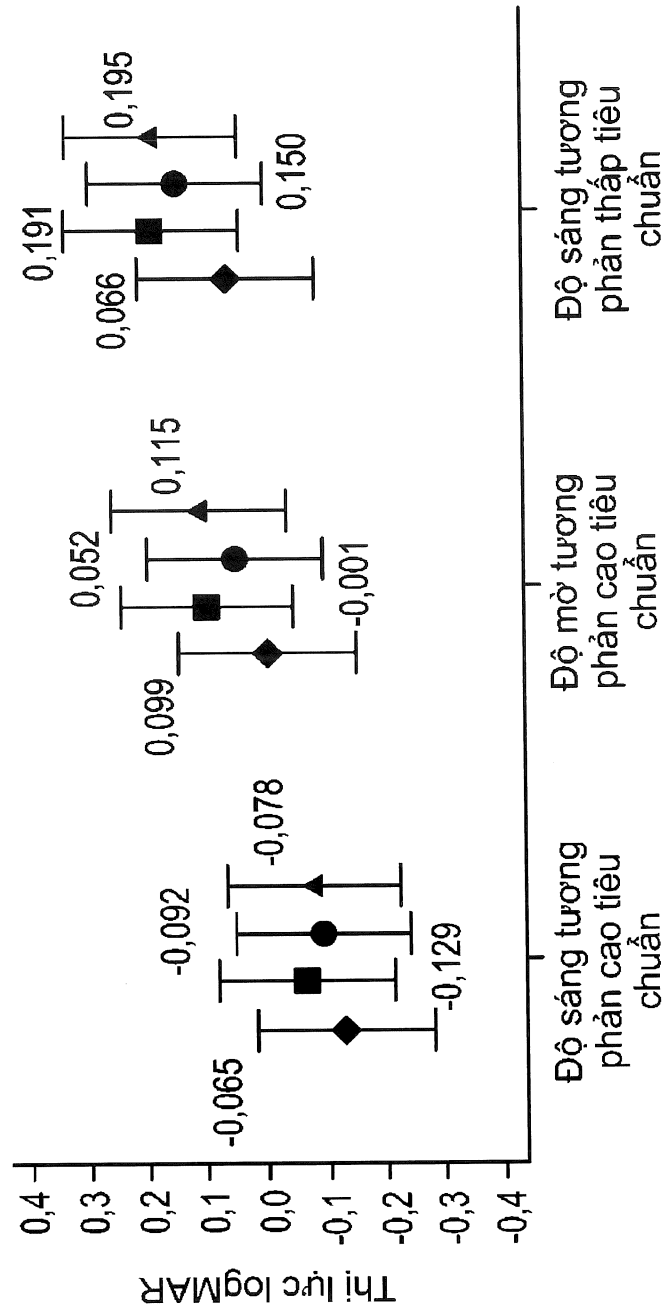
HÌNH 16B



24/31

HÌNH 17A

Một mắt



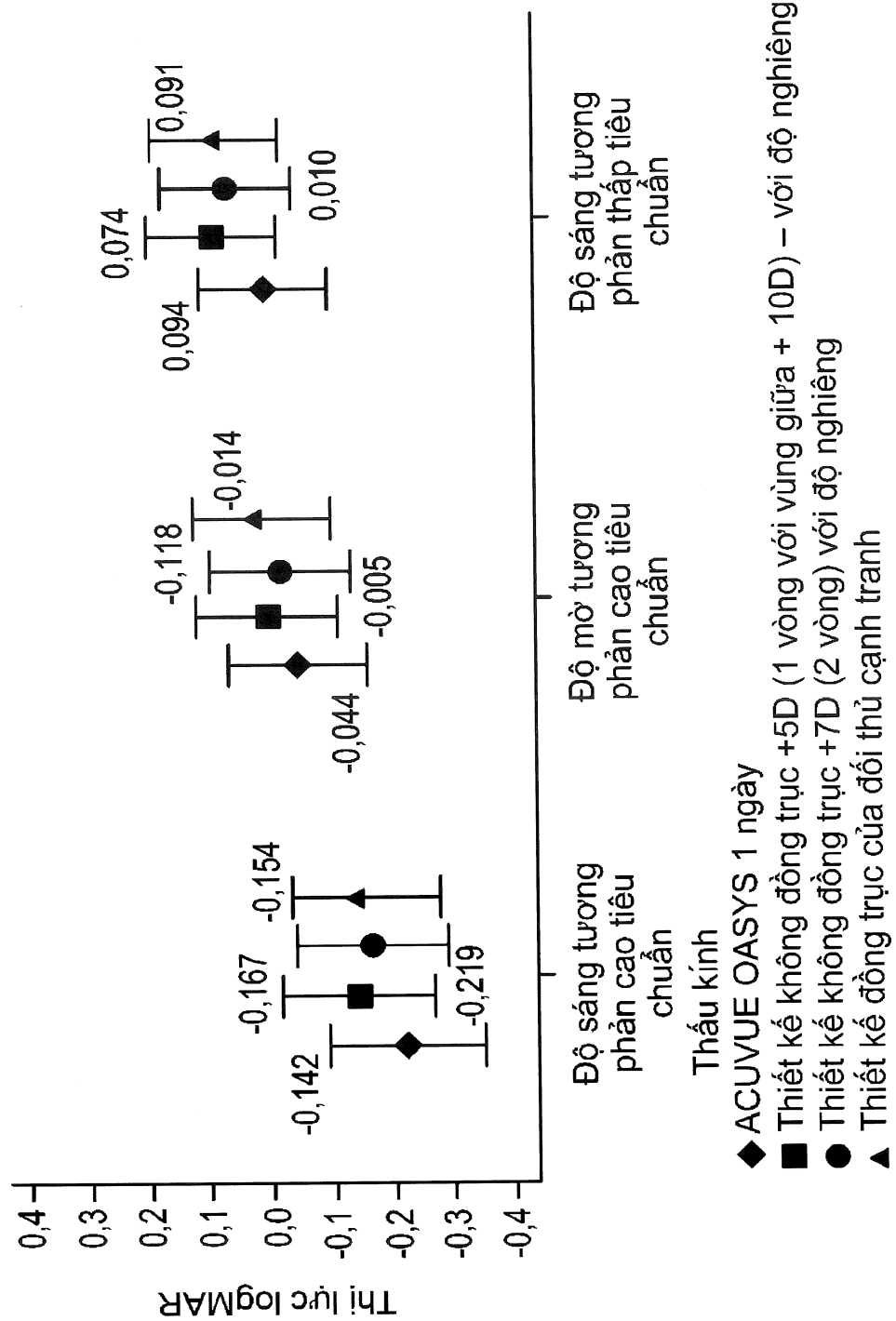
Thấu kính

- ◆ ACUVUE OASYS 1 ngày
- Thiết kế không đồng trục +5D (1 vòng với vùng giữa + 10D) – với độ nghiêng
- Thiết kế không đồng trục +7D (2 vòng) với độ nghiêng
- ▲ Thiết kế đồng trục của đối thủ cạnh tranh

25/31

HÌNH 17B

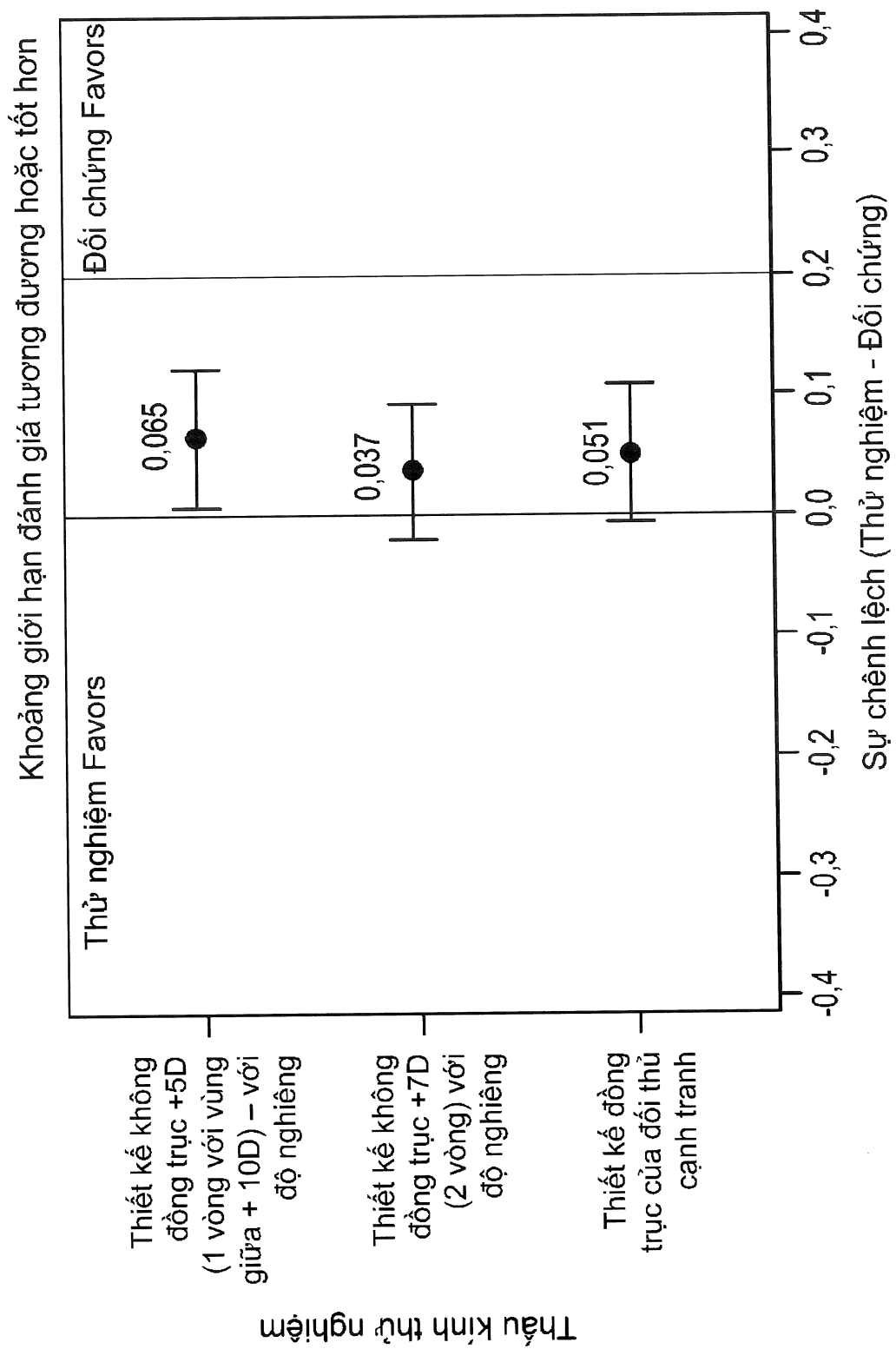
Hai mắt



26/31

HÌNH 18A

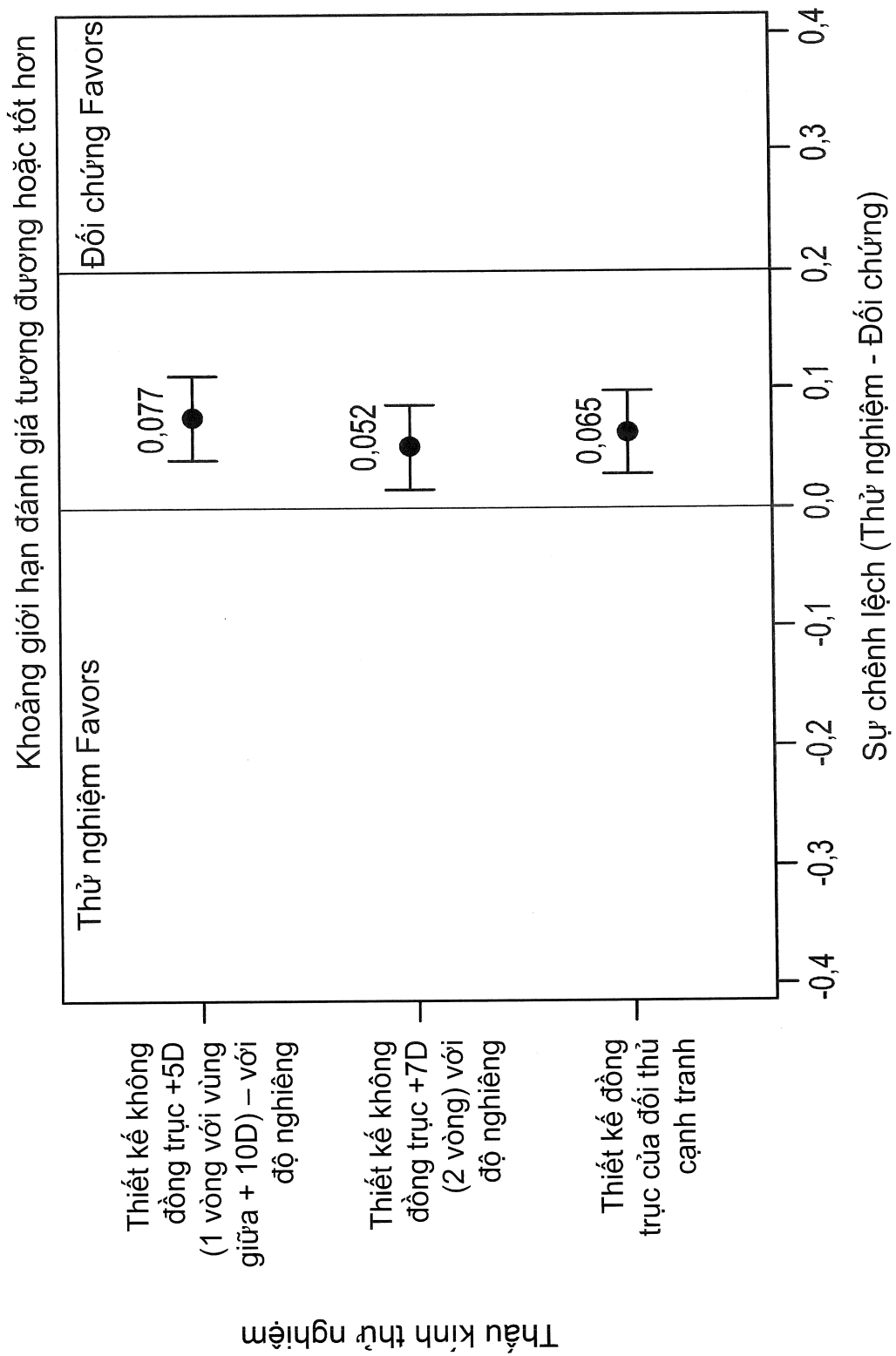
Độ sáng tương phản cao tiêu chuẩn-một mắt



27/31

HÌNH 18B

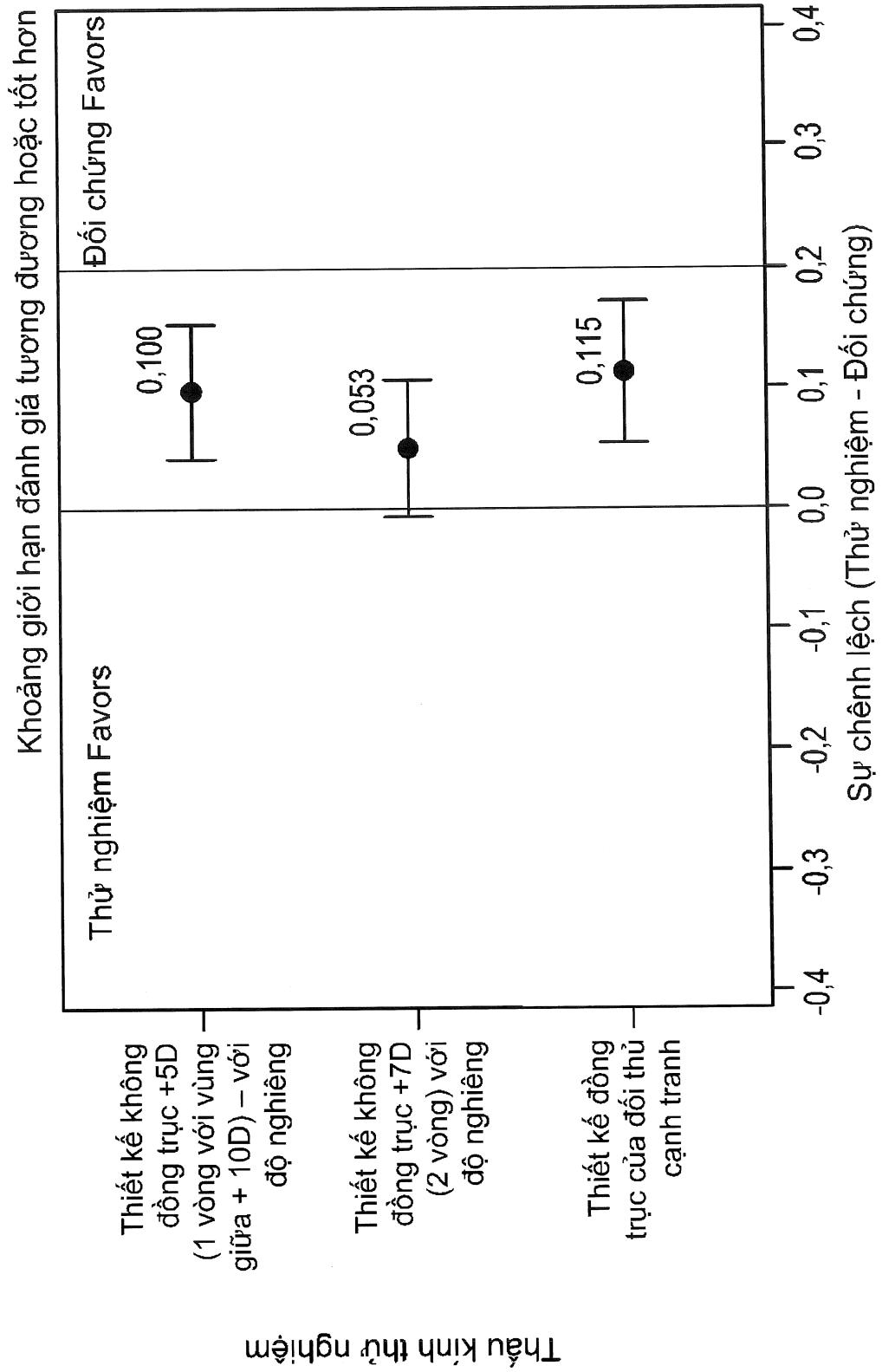
Độ sáng tương phản cao tiêu chuẩn-Hai mắt



Thấu kính thử nghiệm

HÌNH 19A

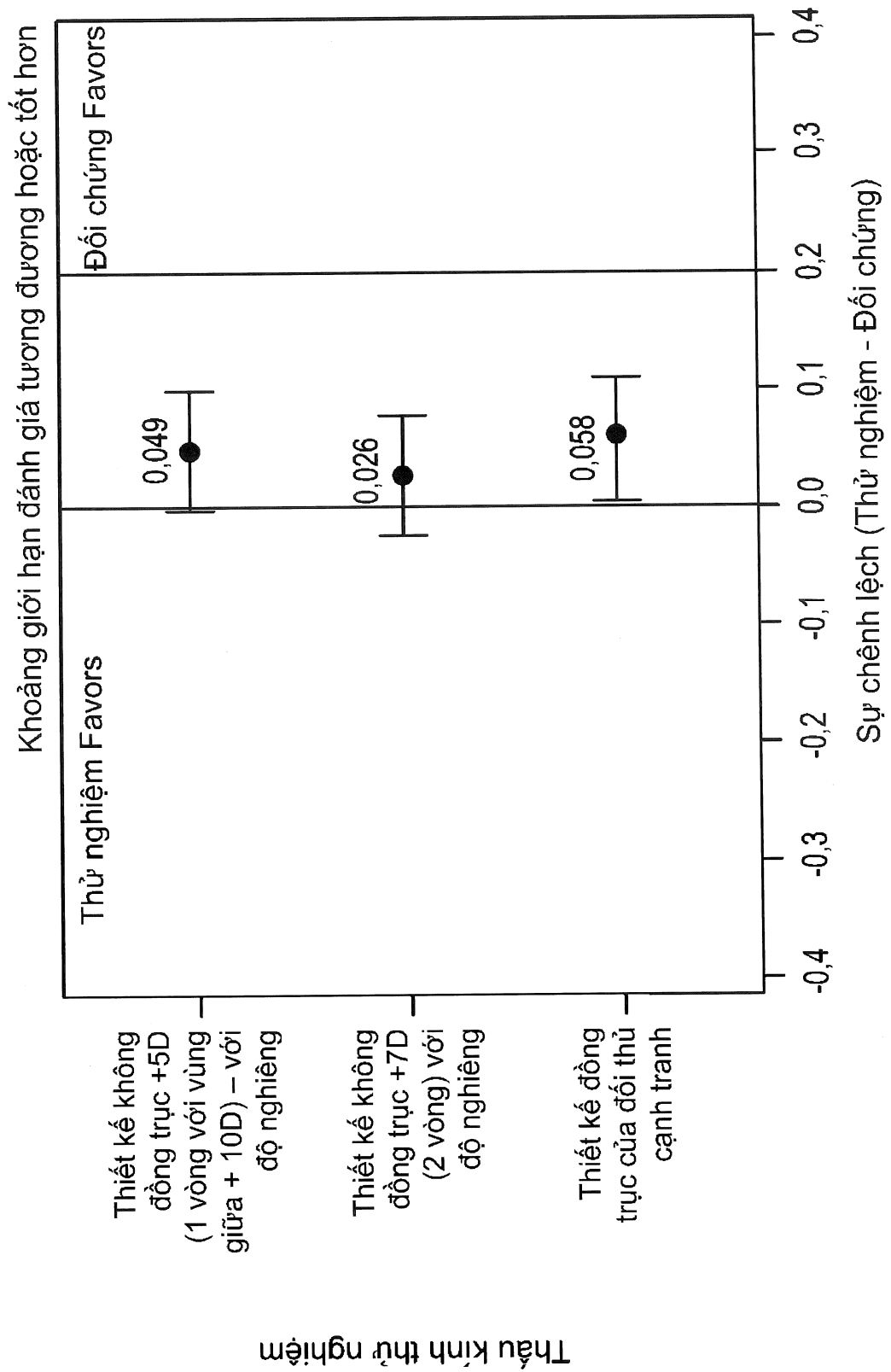
Độ mờ tương phản cao tiêu chuẩn-một mắt



29/31

HÌNH 19B

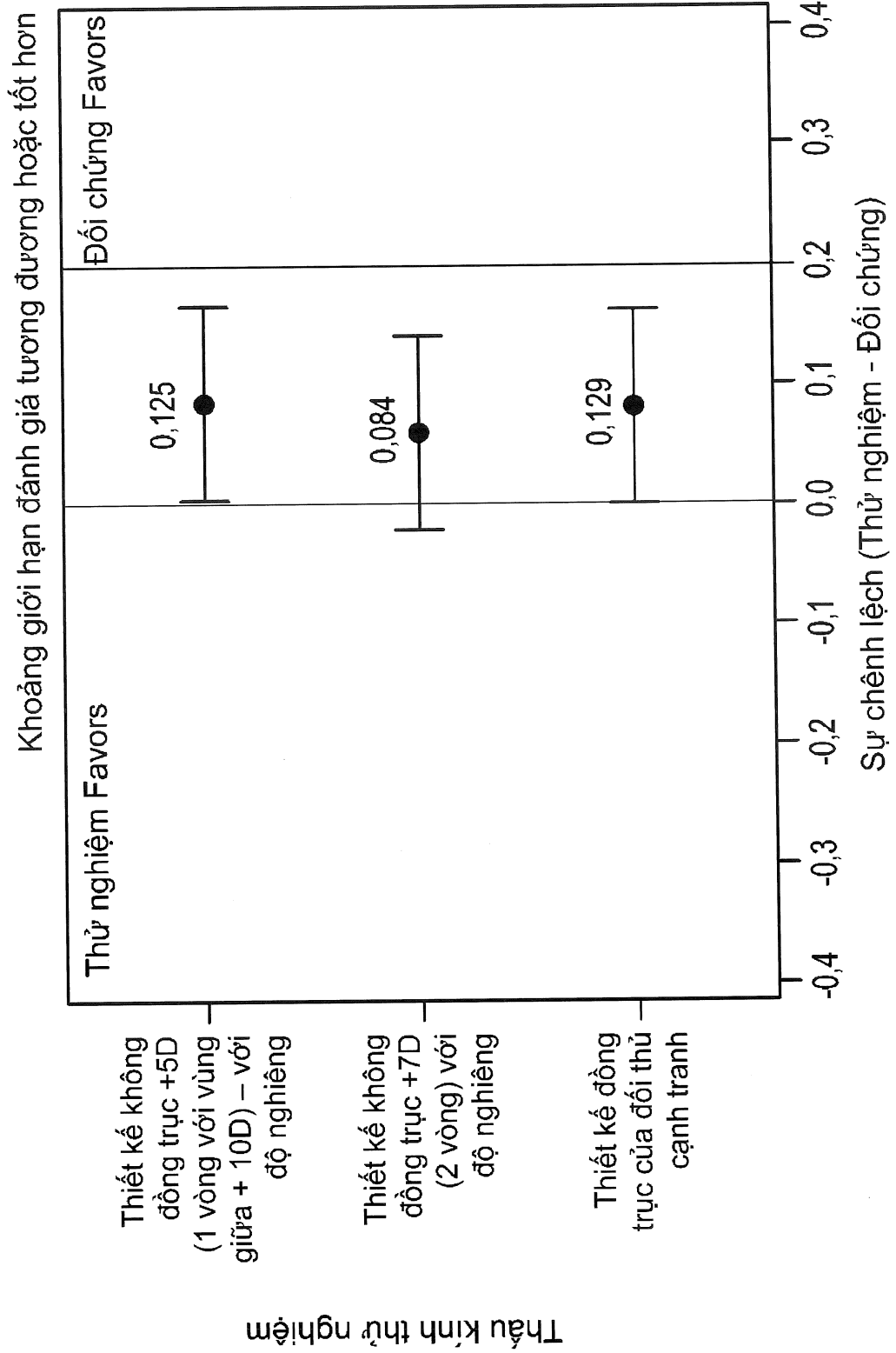
Độ mờ tương phản cao tiêu chuẩn-Hai mắt



30/31

HÌNH 20A

Độ sáng tương phản thấp tiêu chuẩn-một mắt



HÌNH 20B

Độ sáng tương phản thấp tiêu chuẩn-Hai mắt

Khoảng giới hạn đánh giá tương đương hoặc tốt hơn

