



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

(19) Cộng hòa xã hội chủ nghĩa Việt Nam (VN) (11)  
CỤC SỞ HỮU TRÍ TUỆ



1-0038066

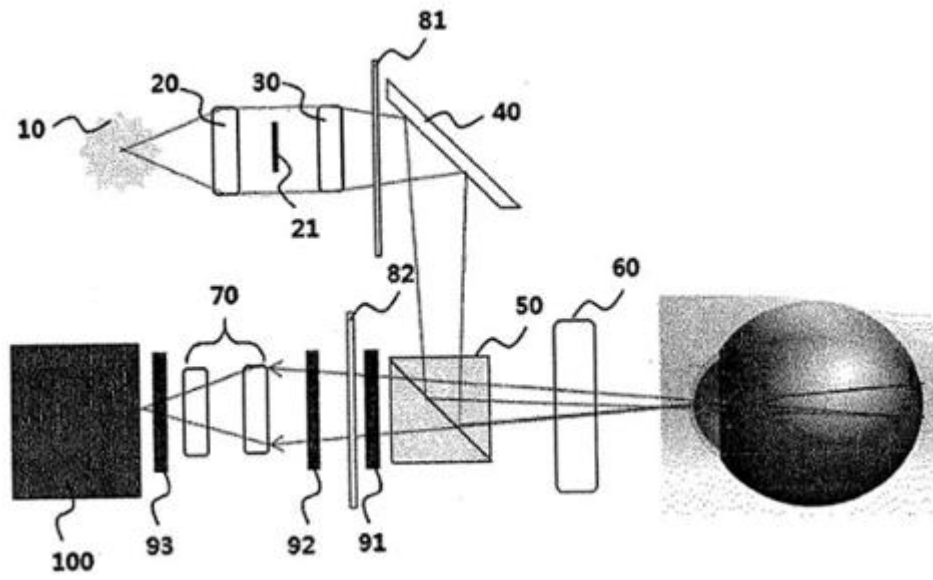
(51)<sup>19</sup> A61B 3/14; A61B 3/12; G02B 27/28; (13) B  
A61B 5/00; A61B 3/00

- (21) 1-2019-06968 (22) 06/07/2018  
(86) PCT/KR2018/007692 06/07/2018 (87) WO2019/009660 10/01/2019  
(30) 10-2017-0086208 07/07/2017 KR; 10-2017-0090275 17/07/2017 KR  
(45) 25/01/2024 430 (43) 27/04/2020 385  
(73) AIinsight Inc. (KR)  
187, Gudeok-ro, Seo-gu, Busan 49241, Republic of Korea  
(72) KWON, Han Jo (KR); Park, Keun Heung (KR).  
(74) Công ty Luật TNHH Phạm và Liên danh (PHAM & ASSOCIATES)

(54) CAMERA ĐÁY PHÂN CỰC ĐỂ NGĂN CHẶN MỘT CÁCH HIỆU QUẢ SỰ  
PHẢN XẠ BÊN TRONG

(57)

Sáng chế là một loại camera đáy vốn là một trong số thiết bị chẩn đoán và kiểm tra mắt. Camera đáy màu thông thường là thiết bị để chiếu sáng các võng mạc bằng ánh sáng trong dải nhìn được (từ 400 tới 640nm), và sau đó thể hiện các tổn thương võng mạc và chẩn đoán các bệnh võng mạc. Tuy nhiên, sáng chế đề cập tới camera đáy tạo ảnh màng mạch có khả năng chụp ảnh cả ống màng mạch và tổn thương màng mạch ở phía sau võng mạc bằng các tia hồng ngoại gần có chiều dài bước sóng dài hơn 640nm và thiết bị bao gồm camera đáy này. Theo sáng chế, camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong bao gồm: cụm chiếu sáng 10 phát ra ánh sáng; ống kính khuếch tán khuếch tán ánh sáng đưa vào từ cụm chiếu sáng 10; ống kính chiếu sáng bức xạ ánh sáng đưa vào từ ống kính khuếch tán 20 ở góc phát xạ định trước; gương 40 phản xạ ánh sáng đưa vào từ ống kính chiếu sáng 30; bộ tách chùm tia phân cực 50 truyền ánh sáng phân cực P và phản xạ ánh sáng phân cực S từ ánh sáng đưa vào từ gương 40; vật kính 60 phóng to ảnh của đáy tạo bởi ánh sáng đưa vào từ bộ tách chùm tia phân cực 50; thấu kính thị kính khoảng ngắn 70 thu nhỏ ảnh của đáy phóng to bởi vật kính 60; bộ lọc phân cực tuyến tính 80 mà chỉ ánh sáng phân cực P đi qua đó; bộ lọc quang dải hẹp 90 có dải bằng 12nm hoặc nhỏ hơn cho ánh sáng đi qua bộ lọc phân cực tuyến tính và lọc ánh sáng phát ra từ bộ tách chùm tia phân cực 50; và thiết bị tạo ảnh 100 thu được ảnh bằng cách biến đổi ánh sáng đi qua bộ lọc quang dải hẹp 90 thành tín hiệu điện, trong đó bộ lọc phân cực tuyến tính 80 bao gồm mỗi một trong số bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 bố trí giữa cụm chiếu sáng 10 và bộ tách chùm tia phân cực 50, và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 bố trí giữa bộ tách chùm tia phân cực 50 và thấu kính thị kính khoảng ngắn 70.



### **Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập**

Sáng chế đề cập tới loại camera đáy (fundus camera) vốn là một thiết bị chẩn đoán và kiểm tra mắt. Camera đáy màu thông thường là thiết bị để chiếu sáng các võng mạc bằng ánh sáng trong dải nhìn được (từ 400 tới 640nm), và sau đó thể hiện các tổn thương võng mạc và chẩn đoán các bệnh võng mạc. Tuy nhiên, sáng chế đề cập tới camera đáy tạo ảnh màng mạch có khả năng chụp ảnh cả ống màng mạch và tổn thương màng mạch ở phía sau của võng mạc bằng các tia hồng ngoại gần có chiều dài bước sóng dài hơn 640nm và thiết bị bao gồm camera đáy này.

### **Tình trạng kỹ thuật của sáng chế**

Camera đáy thông thường chủ yếu sử dụng kỹ thuật tạo ảnh đáy qua nguồn sáng của dải tia nhìn thấy được và chụp ảnh sắc thái đáy phản xạ vào thiết bị ghi ảnh. Phương pháp này vẫn được sử dụng rộng rãi ngày nay,

nhưng nhiều bệnh liên quan tới các ống mào mạch và các mao mạch mào mạch, như AMD lão suy, thoái hóa điểm vàng di truyền, lây nhiễm hoặc không lây nhiễm, và viêm mào đệp, mà là khó để xác định bằng các kỹ thuật thông thường, đã được phát hiện gần đây và số lượng bệnh nhân cũng đang tăng.

Để thu được các ảnh của các ống mào mạch và các tổn thương, nguồn sáng cần phải đi qua biểu mô sắc tố võng mạc chứa sắc tố melanin qua võng mạc trong suốt. Tuy nhiên, sắc tố melanin hấp thụ ánh sáng trong dải ánh sáng nhìn thấy được khiến cho sắc tố melanin tự nó trông tối, và là một trở ngại để thu được các ảnh của các ống mào mạch và mào mạch các tổn thương. Ngoài ra, có sắc tố điểm vàng trong điểm vàng mà hấp thụ các bước sóng chiều dài ngắn của các chuỗi cyanit, và khó xác định các ống mào mạch và các tổn thương bằng cách tạo ảnh dải ánh sáng nhìn thấy được.

Hiện nay, thường sử dụng nhất thiết bị chụp mạch huỳnh quang màu xanh lá cây indocyanine được sử dụng để xác định các ống mào mạch và các tổn thương trong thực hành lâm sàng. Thiết bị này là thiết bị

ghi ảnh ghi ánh sáng hồng ngoại gần có chiều dài bước sóng dài hơn, mà tiêm sắc tố màu xanh lá cây indocyanine vào trong tĩnh mạch, tạo ảnh nguồn sáng hồng ngoại gần gần 800nm vào đáy, và hấp thụ và phát ánh sáng hồng ngoại gần từ sắc tố màu xanh lá cây indocyanine lưu thông trong các màng mạch. Tuy nhiên, thiết bị này có các nhược điểm sau vì thiết bị này tạo ảnh màng mạch bằng cách sử dụng nguồn sáng 800nm hoặc hơn.

(i) Nguồn sáng là đắt. Lý do là do nguồn sáng của ánh sáng hồng ngoại gần thường được sử dụng chỉ trong thiết bị đo chuyên dụng, nguồn sáng có nhu cầu thấp. (ii) thiết kế quang học để cho phép ánh sáng hồng ngoại gần được yêu cầu và sự phủ được yêu cầu để hấp thụ hoặc phản xạ ánh sáng hồng ngoại gần để tránh sự phản xạ từ giác mạc và thủy tinh thể cấu thành cầu mắt và điều này là đắt. (iii) Trên hết, có vài thiết bị tạo ảnh được sử dụng có khả năng chụp ảnh ánh sáng hồng ngoại gần với độ phân giải cao và ngay cả thiết bị tạo ảnh ánh sáng hồng ngoại gần có độ phân giải thấp cũng rất đắt. Do đó, thiết bị này chỉ có thể được sở hữu bởi các bệnh viện lớn và rất nhiều bệnh nhân đang được chẩn đoán và điều trị cho các bệnh

này ở các bệnh viện cấp hai hoặc cấp ba. Do đó, mục đích của sáng chế là chụp ảnh rõ ràng các ống mào mạch và các tổn thương với chi phí thấp và thu được ảnh đáy mào mạch bằng cách khắc phục ba nhược điểm nêu trên.

### **Bản chất kỹ thuật của sáng chế**

Sáng chế được dự tính để giải quyết vấn đề nêu trên và mục đích của sáng chế là tạo ảnh mào mạch sử dụng ánh sáng hồng ngoại gần từ 650 tới 700nm và thu được ảnh mào mạch rõ ràng.

Ngoài ra, theo sáng chế, do thiết kế quang học cho phép các tia hồng ngoại gần đất không được yêu cầu, nên chi phí chế tạo có thể được giảm.

Ngoài ra, mục đích của sáng chế là tăng và tạo điều kiện thuận lợi cho giá trị chẩn đoán của camera đáy mào mạch và tạo điều kiện thuận lợi cho việc chẩn đoán và điều trị bệnh bằng cách tăng độ rõ của ảnh bằng cách sử dụng bộ lọc quang dải hẹp.

Ngoài ra, theo sáng chế, nhiều loại phản xạ có thể được loại bỏ và các ảnh đáy rõ ràng với khả năng truyền sáng cao có thể được thu bằng

cách sử dụng kết hợp bộ tách chùm tia phân cực và bộ lọc phân cực tuyến tính trong camera đáy sử dụng sự chiếu sáng cùng bên.

Ngoài ra, theo sáng chế, sự chiếu sáng được thực hiện trên phần phẳng ở đó võng mạc không được phân bố trong mắt người hoặc mắt động vật và màng cứng quanh phần phẳng này, nhờ đó bắt được khoảng rộng của các ảnh đáy bằng cách ngăn chặn chuyển động dọc trục mà không gây ra phản xạ đồng tử.

Ngoài ra, sáng chế có thể cung cấp các ảnh đáy cho nhân viên y tế mà có thể thu được khoảng rộng của các ảnh đáy với chi phí thấp và có nhiều giá trị chẩn đoán hơn.

Các mục đích kỹ thuật của sáng chế không bị giới hạn ở các mục đích kỹ thuật nêu trên, và các mục đích kỹ thuật khác, mà không được nêu ở trên, sẽ trở nên rõ ràng với người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật này từ phân mô tả dưới đây.

[Giải pháp kỹ thuật]

Theo sáng chế, camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong bao gồm: cụm chiếu sáng 10 phát ra ánh sáng;

ống kính khuếch tán khuếch tán ánh sáng đưa vào từ cụm chiếu sáng 10; ống kính chiếu sáng bức xạ ánh sáng đưa vào từ ống kính khuếch tán 20 ở góc phát xạ định trước; gương 40 phản xạ ánh sáng đưa vào từ ống kính chiếu sáng 30; bộ tách chùm tia phân cực 50 truyền ánh sáng phân cực P và phản xạ ánh sáng phân cực S từ ánh sáng đưa vào từ gương 40; vật kính 60 phóng to ảnh của đáy tạo bởi ánh sáng đưa vào từ bộ tách chùm tia phân cực 50; thấu kính thị kính khoảng ngắn 70 thu nhỏ ảnh của đáy phóng to bởi vật kính 60; bộ lọc phân cực tuyến tính 80 mà chỉ ánh sáng phân cực P đi qua đó; bộ lọc quang dải hẹp 90 có dải bằng 12nm hoặc nhỏ hơn cho ánh sáng đi qua bộ lọc phân cực tuyến tính và lọc ánh sáng phát ra từ bộ tách chùm tia phân cực 50; và thiết bị tạo ảnh 100 thu được ảnh bằng cách biến đổi ánh sáng đi qua bộ lọc quang dải hẹp 90 thành tín hiệu điện, trong đó bộ lọc phân cực tuyến tính 80 bao gồm mỗi một trong số bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 bố trí giữa cụm chiếu sáng 10 và bộ tách chùm tia phân cực 50, và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 bố trí giữa bộ tách chùm tia phân cực 50 và thấu kính thị kính khoảng ngắn 70.

Bằng giải pháp kỹ thuật nêu trên, theo sáng chế, ảnh màng mạch rõ



ràng có thể được thu bằng cách tạo ảnh màng mạch sử dụng ánh sáng hồng ngoại gần từ 650 tới 700nm.

Ngoài ra, theo sáng chế, do thiết kế quang học cho phép đặt các tia hồng ngoại gần không được yêu cầu, nên chi phí chế tạo có thể được giảm và chi phí điều trị y tế có thể được giảm.

Ngoài ra, theo sáng chế, bằng cách tăng độ rõ của ảnh bằng cách sử dụng bộ lọc quang dải hẹp, giá trị chẩn đoán của camera đáy màng mạch được tăng và việc chẩn đoán và điều trị bệnh được tạo điều kiện thuận lợi.

Ngoài ra, theo sáng chế, các loại phản xạ bên trong có thể được loại bỏ và các ảnh đáy rõ ràng có thể được thu bằng cách sử dụng kết hợp bộ tách chùm tia phân cực và bộ lọc phân cực tuyến tính trong camera đáy sử dụng sự chiếu sáng cùng bên.

Ngoài ra, sáng chế có thể được áp dụng với cả các camera đáy chụp ảnh đồng tử và không chụp ảnh đồng tử và có thể được áp dụng với cả camera đáy chiếu sáng cùng bên và camera đáy chiếu sáng không cùng bên, và kết quả là, có thể thu được sự tương thích tốt.

Ngoài ra, theo sáng chế, bằng cách thu được các ảnh đáy không

nhiều bằng camera đáy không chụp ảnh đồng tử trong thời gian ngắn, có thể giảm các tác dụng phụ và giảm chi phí chăm sóc y tế bằng cách giảm việc sử dụng camera đáy chụp ảnh đồng tử.

Ngoài ra, theo sáng chế, sáng chế có thể được sử dụng một cách hiệu quả để khám mắt và camera đáy không chụp ảnh đồng tử vì đáy có thể được chụp ảnh một cách hiệu quả ở góc rộng mà không sử dụng thiết bị quang học đắt hoặc thiết bị tạo ảnh đáy bằng laze đắt.

Ngoài ra, sáng chế có thể được sử dụng một cách hiệu quả khi chụp ảnh đáy trong khi chụp ảnh đáy mắt động vật hoặc trẻ em vốn khó hợp tác. Ngoài ra, sáng chế có thể được áp dụng với tất cả các thiết bị mà thu được phạm vi rộng hơn của các ảnh đáy mà không bức xạ ánh sáng trực tiếp vào đồng tử và bức xạ gián tiếp ánh sáng qua phần phẳng để không gây ra sự co đồng tử.

### **Mô tả vắn tắt các hình vẽ**

FIG.1 là hình vẽ minh họa camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong của sáng chế.

FIG.2 là hình vẽ minh họa kết cấu cơ bản của camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường.

FIG.3 là hình vẽ minh họa nguyên tắc của bộ tách chùm tia phân cực và nguyên tắc của bộ tách chùm tia không phân cực.

FIG.4 là đồ thị minh họa các tỷ lệ hấp thụ của sắc tố điểm vàng và biểu mô sắc tố võng mạc trong vùng hồng ngoại gần nhìn thấy được.

FIG.5 là đồ thị minh họa quang phổ của điốt phát ánh sáng trắng.

FIG.6 là đồ thị minh họa hiệu quả quang tử của thiết bị tạo ảnh đơn sắc 100.

FIG.7 là hình vẽ minh họa nguyên tắc của thiết bị chiếu sáng qua sự tạo ảnh phẳng theo sáng chế.

FIG.8 là hình vẽ minh họa nguyên tắc của thiết bị chiếu sáng thông thường 11 qua đồng tử.

FIG.9 là hình vẽ minh họa thiết bị chiếu sáng dựa trên sợi quang hoặc điốt phát sáng theo sáng chế.

FIG.10 là hình vẽ minh họa phương pháp truyền quang dựa trên sợi quang theo sáng chế.

FIG.11 là hình vẽ minh họa phương pháp truyền quang dựa trên sợi quang theo sáng chế.

FIG.12 là chụp ảnh minh họa camera đáy phân cực tạo ảnh màng mạch sử dụng bộ lọc quang dải hẹp theo sáng chế.

FIG.13 là ảnh của đáy trong phạm vi  $55^\circ$  sử dụng camera đáy chế tạo theo sáng chế.

FIG.14 là ảnh của đáy trong phạm vi  $70^\circ$  sử dụng camera đáy chế tạo theo sáng chế.

FIG.15 là hình vẽ minh họa các kết cấu của camera đáy thông thường và các nhiễu quang từ a tới e tạo ra bởi mỗi kết cấu.

FIG.16 là chụp ảnh minh họa các nhiễu quang thể hiện khi đáy được chụp ảnh bởi thiết bị trên FIG.15 và các dấu từ a tới e thể hiện rằng các nhiễu quang được thể hiện từ kết cấu bất kỳ trên FIG.15.

FIG.17 là ảnh minh họa sự so sánh của ảnh màng mạch màu (a) thu được sau khi loại bỏ bộ lọc quang dải hẹp  $90$  và ảnh màng mạch (b) tạo ra bởi sáng chế.

FIG.18 là hình vẽ minh họa cấu trúc chân 22 mà có thể được sử

dụng thay cho nắp giữa 21.

### **Mô tả chi tiết sáng chế**

Sáng chế đề cập tới camera đáy vôn là một trong số thiết bị chẩn đoán và kiểm tra mắt. Camera đáy màu thông thường là thiết bị để chiếu sáng các võng mạc bằng ánh sáng trong dải nhìn được (từ 400 tới 640nm), và sau đó thể hiện các tổn thương võng mạc và chẩn đoán các bệnh võng mạc. Tuy nhiên, sáng chế đề cập tới camera đáy tạo ảnh màng mạch có khả năng chụp ảnh cả ống màng mạch và tổn thương màng mạch ở phía sau của võng mạc bằng các tia hồng ngoại gần có chiều dài bước sóng dài hơn 640nm và thiết bị bao gồm camera đáy này.

Các đối tượng cụ thể bao gồm các vấn đề cần được giải quyết đối với sáng chế, phương tiện giải quyết các vấn đề, và hiệu quả của sáng chế được bao gồm trong các phương án thực hiện để làm ví dụ và các hình vẽ sẽ được mô tả bên dưới. Ác ưu điểm và/hoặc các dấu hiệu của sáng chế, và phương pháp để đạt được ác ưu điểm và/hoặc các dấu hiệu này sẽ trở nên rõ ràng dựa vào các phương án thực hiện mô tả chi tiết bên dưới cùng với

các hình vẽ kèm theo.

Như được minh họa trên FIG.1, camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong của sáng chế bao gồm cụm chiếu sáng 10, ống kính khuếch tán 20, ống kính chiếu sáng 30, gương 40, bộ tách chùm tia phân cực 50, vật kính 60, thấu kính thị kính khoảng gần 70, bộ lọc phân cực tuyến tính 80, bộ lọc quang dải hẹp 90, và thiết bị tạo ảnh 100.

Trước tiên, cụm chiếu sáng 10 tốt hơn là điốt phát ánh sáng trắng, nhưng điốt phát ánh sáng hồng ngoại gần, đèn xenon, hoặc laze cũng có thể được sử dụng làm nguồn sáng.

Cụ thể hơn, như được minh họa trên FIG.5, điốt phát ánh sáng trắng được chia thành điốt phát ánh sáng trắng ấm và điốt phát ánh sáng trắng lạnh, và cả hai điốt phát ánh sáng trắng này phát ra các tia hồng ngoại gần nằm trong khoảng từ 650 tới 700nm. Một cách cụ thể, do điốt phát ánh sáng trắng ấm phát ra năng lượng lớn gấp đôi so với năng lượng của điốt phát ánh sáng trắng lạnh trong dải nằm trong khoảng từ 650 tới 700nm, cụm chiếu sáng 10 là phù hợp làm nguồn sáng của điốt phát ánh sáng trắng

âm.

Hơn nữa, cụm chiếu sáng 10 có thể sử dụng điốt phát ánh sáng nhìn thấy được để chụp ảnh đáy, và có thể sử dụng điốt phát sáng có quang phổ phát xạ nằm trong khoảng từ 700 tới 1000nm để chụp ảnh đáy hồng ngoại gần. Ngoài ra, tất cả các loại điốt phát sáng như các điốt phát sáng có các vạch phát xạ trong vùng quang phổ hẹp từ 450 tới 500nm hoặc từ 700 tới 800nm có thể được sử dụng để chụp ảnh đáy huỳnh quang.

Nói chung, camera đáy là kỹ thuật để chiếu sáng phần phẳng, vốn là vị trí giải phẫu của cầu mắt nằm cách từ 2 tới 4mm với rìa, mà là biên giữa giác mạc và màng cứng. Như được minh họa trên FIG.8, camera đáy sử dụng trong quá trình khám mắt chụp ảnh đáy trong góc quan sát bằng  $50^\circ$  và phát xạ ánh sáng qua đồng tử, và kết quả là, phạm vi hẹp của võng mạc được chụp ảnh nhờ phản xạ đồng tử, và góc quan sát lớn nhất mà có thể được chụp ảnh trở nên hẹp.

Mặt khác, theo phương pháp chụp lại võng mạng của sáng chế, như được minh họa trên FIG.7, sự chiếu sáng được tạo trên phần phẳng ở đó võng mạc không được phân bố trong mắt người hoặc mắt động vật và

màng cứng quanh phần phẳng, để bắt khoảng rộng của các ảnh đáy bằng cách ngăn chặn sự thu nhỏ đồng tử mà không gây ra phản xạ đồng tử.

Như được minh họa trên các hình vẽ từ FIG.10 tới FIG.11, cụm chiếu sáng 10 bao gồm thiết bị chiếu sáng 11 dựa trên sợi quang 14a hoặc điốt phát sáng 14b, nguồn sáng 15 để cấp ánh sáng tới thiết bị chiếu sáng 11, cụm điều khiển 12 để điều khiển thiết bị chiếu sáng 11, và cụm nguồn cấp 13 để cấp nguồn của ánh sáng tới nguồn sáng 15.

Trước tiên, thiết bị chiếu sáng 11 được tạo có thiết bị chiếu sáng 11 dựa trên sợi quang 14a (FIG.10) hoặc điốt phát sáng 14b (FIG.11), và được tạo có đế dạng đĩa hoặc thiết bị cố định.

Như được minh họa trên FIG.9, tốt hơn là thiết bị chiếu sáng 11 được tạo có đế dạng đĩa có đường kính trong bằng từ 7 tới 9mm ở tâm và đường kính ngoài bằng từ 9 tới 11mm ở tâm. sự tạo ảnh phẳng hiệu quả mà sẽ được thiết kế có thể là một điều kiện.

Cụ thể hơn, khi đường kính trong của thiết bị chiếu sáng 11 nhỏ hơn 7mm từ tâm, có vấn đề rằng sự truyền sáng bị giảm vào trong thủy tinh thể và võng mạc do sự chiếu sáng với phần nếp nhăn có nhiều sắc tố



melanin và cấu trúc dày. Khi đường kính trong của thiết bị chiếu sáng 11 lớn hơn 9mm từ tâm, có vấn đề rằng thiết bị chiếu sáng 11 không được chụp ảnh chính xác trên phần phẳng của cầu mắt, vốn là khoảng trống ở đó ánh sáng phân kỳ được hấp thụ, sự truyền sáng bị giảm, và nguồn sáng sáng hơn được yêu cầu để tăng sự tiêu thụ nguồn, và có vấn đề rằng khi chiều dài cung của thiết bị chiếu sáng tăng, nhiều nguồn sáng hơn được yêu cầu và chi phí chế tạo được tăng.

Ngoài ra, khi đường kính ngoài của thiết bị chiếu sáng 11 nhỏ hơn 9mm từ tâm, ánh sáng phát ra từ thiết bị chiếu sáng 11 không thể được chụp ảnh một cách chính xác trên phần phẳng của cầu mắt và khi đường kính ngoài của thiết bị chiếu sáng 11 vượt quá 11mm từ tâm, ánh sáng có thể được chiếu trực tiếp vào võng mạc ngoại biên để gây ra sự co đồng tử, và sự tổn thương do tia sáng có thể xuất hiện trong võng mạc ngoại biên được chiếu sáng khi được sử dụng trong thời gian dài. Do đó, tốt hơn là chế tạo thiết bị chiếu sáng 11 ở các điều kiện nêu trên.

Tiếp theo, nguồn sáng 15 cấp ánh sáng tới thiết bị chiếu sáng 11 và có thể được tạo có ống kính nối với đầu của sợi quang 14a, đầu của sợi

quang 14a, hoặc điốt phát sáng 14b.

Ngoài ra, ánh sáng phát ra từ nguồn sáng 15 có thể là ánh sáng hồng ngoại nằm trong khoảng từ 1300 tới 650nm và ánh sáng nhìn thấy được nằm trong khoảng từ 650 tới 400nm.

Như được minh họa trên FIG.7, ánh sáng phát ra từ nguồn sáng 15 được phân tán trong màng cứng, và đi thẳng trên khoang thủy tinh thể của cầu mắt để chiếu sáng võng mạc, và ánh sáng đã chiếu sáng lại đi vào camera đáy 10 hoặc bộ dò, vốn là cảm biến tạo ảnh, qua đồng tử. Ảnh đáy được thu qua quá trình đi vào bộ dò. Ngoài ra, nguồn sáng 15 có thể được sử dụng không chỉ để chụp ảnh đáy mà còn để chụp ảnh đáy tự phát huỳnh quang và chụp ảnh mạch máu.

Nguồn sáng 15 có thể được bố trí trong dạng dây tròn trong thiết bị chiếu sáng 11. Như được minh họa trên FIG.5, trong trường hợp của sự chiếu sáng phẳng dựa trên sợi quang 14a, nguồn sáng 15 có thể được bố trí với mức độ tích hợp cao hơn khiến cho sự chiếu sáng hiệu quả hơn có thể được thực hiện và ánh sáng có nhiều quang phổ có thể được chiếu xạ đồng thời.

Trong trường hợp của sự chiếu sáng phẳng dựa trên điốt phát sáng 14b, nguồn sáng 15 có thể được thực hiện bởi loại thiết bị gắn bề mặt hoặc điốt phát sáng loại khối đồng trục kép 14b và điốt phát sáng 14b kết hợp với ống kính.

Tiếp theo, cụm điều khiển 12 có thể điều chỉnh nguồn sáng 15 của thiết bị chiếu sáng 11 tới  $360^\circ$  quanh giác mạc và chặn nguồn chiếu sáng hoặc điều khiển nguồn sáng 15 tới  $180^\circ$  hoặc  $30^\circ$ . Ngoài ra, cụm điều khiển 12 có thể điều chỉnh độ sáng của nguồn sáng 15, và điều khiển sự chiếu sáng được bật hoặc tắt ở vị trí cụ thể.

Tiếp theo, cụm nguồn cấp 13 cấp nguồn của ánh sáng tới nguồn sáng 15.

Một cách cụ thể, trong quá trình sự chiếu sáng phẳng dựa trên sợi quang 14a, như được minh họa trên FIG.11, cụm nguồn cấp 13 có thể sử dụng ánh sáng xenon thông thường và sử dụng các LED độ sáng cao có nhiều chiều dài bước sóng, và cũng có thể sử dụng laze nếu cần.

Ngoài ra, trong quá trình chiếu sáng phẳng dựa trên điốt phát sáng 14b, cụm nguồn cấp 13 có thể được sử dụng kết hợp với nguồn DC thông

thường hoặc sử dụng pin như được minh họa trên FIG.11.

Cụ thể hơn, như được minh họa trên các hình vẽ từ FIG.10 tới FIG.11, thiết bị chiếu sáng 11 có thể được chế tạo bằng cách chia chủ yếu thành phương pháp truyền sáng loại sợi quang 14a và phương pháp truyền sáng loại điốt phát sáng 14b.

Trước tiên, như được minh họa trên FIG.10, khi ánh sáng được truyền tới nguồn sáng 15, phương pháp truyền sáng loại sợi quang 14a được tạo có ít nhất một phương pháp lựa chọn từ phương pháp phân bố các sợi quang 14a quanh dây tròn sau khi truyền ánh sáng tới một sợi quang 14a và phương pháp nối toàn bộ các sợi quang 14a phân tán với các sợi quang 14a với cụm nguồn cấp 13 được tạo có điốt phát sáng hoặc điốt ánh sáng xenon 14b.

Theo phương pháp để phân bố một sợi quang với các sợi quang, một sợi quang này có thể được phân bố với các rãnh của các sợi quang bằng cách sử dụng dây nối, và mỗi một trong số các rãnh phân bố có thể lồng bộ lọc quang qua bộ điều hợp quang hoặc chiếu sáng phân phẳng qua thiết bị quang ở đầu.

Ngoài ra, trong phương pháp truyền sáng loại sợi quang 14a, cụm điều khiển 12 được bố trí giữa một sợi quang 14a và cụm nguồn cấp 13 trong dạng của bộ lọc quang hoặc bộ lọc chặn ánh sáng để truyền ánh sáng có chiều dài bước sóng cụ thể hoặc để điều khiển hoặc chặn cường độ của ánh sáng.

Tiếp theo, trong phương pháp truyền sáng loại điốt phát sáng 14b, khi ánh sáng được truyền tới nguồn sáng 15, điốt phát sáng 14b được bố trí trên đỉnh của nền PCB và sau đó dây hoặc nền PCB mềm được nối với cụm nguồn cấp 13 của loại bất kỳ lựa chọn từ nguồn cấp DC hoặc pin.

Ngoài ra, trong phương pháp truyền sáng loại điốt phát sáng 14b, cụm điều khiển 12 được bố trí như mạch điện bao gồm điốt, tranzito, và bộ điều khiển để bật hoặc tắt điốt phát sáng 14b ở vị trí cụ thể.

Tiếp theo, ống kính khuếch tán 20 khuếch tán ánh sáng đưa vào từ cụm chiếu sáng 10. Ống kính khuếch tán 20 bao gồm nắp giữa 21, mà có thể điều chỉnh ánh sáng.

Nắp giữa 21 là thiết bị để giảm sự cố ánh sáng tới tâm c để tối thiểu phản xạ góc mạc. Kích thước nhỏ nhất của nắp giữa 21 thay đổi phụ thuộc

vào chiều dài tiêu cự của vật kính 60, nhưng thường bằng từ 2.0 tới 5.0mm, và nắp giữa 21 là thiết bị chính để ngăn chặn sự chiếu sáng bị lỗi trên chu vi của bề mặt lỗi đỉnh của phần trung tâm của giác mạc. Nắp giữa 21 có thể bị kẹt trên bề mặt trước hoặc bề mặt sau của ống kính khuếch tán 20 theo cách dính và có thể được đánh dấu trên phần trung tâm của ống kính khuếch tán 20 bởi bút dầu hoặc bút nước, và như được minh họa trên FIG.18, phần trung tâm có thể được chặn bởi cấu trúc chắn 22.

Cấu trúc chắn 22 bao gồm phần chắn giữa 23 và phần hình nhện 24 để đỡ phần chắn giữa 23. Phần hình nhện 24 có thể được thiết kế theo nhiều cách khác nhau sao cho số lượng các lưới là từ 1 tới 4, và khi số lượng các lưới của phần hình nhện 24 tăng, độ ổn định cũng tăng, nhưng có vấn đề rằng lượng ánh sáng giảm và ảnh nhiễu xạ được tạo ra. Để giảm ảnh nhiễu xạ, phần hình nhện 24 có thể được tạo có dạng cong.

Tiếp theo, ống kính chiếu sáng 30 chiếu ánh sáng đưa vào từ ống kính khuếch tán 20 ở góc phát xạ định trước. Ánh sáng đưa vào từ ống kính khuếch tán 20 được lấy ra một cách rõ ràng hơn và đều hơn bởi ống kính chiếu sáng 30.

Tiếp theo, gương 40 phản xạ ánh sáng đưa vào từ cụm chiếu sáng 30. Ánh sáng đưa vào từ cụm chiếu sáng 30 được đưa tới bộ tách chùm tia phân cực 50 sẽ được mô tả bên dưới bằng cách thay đổi hướng của ánh sáng.

Gương 40 là cấu trúc cần để định vị sự chiếu sáng trên cùng phía với camera, và không làm ảnh hưởng tới chất lượng quang học của camera đáy.

Gương 40 không được yêu cầu khi sự chiếu sáng được bố trí vuông góc với camera. Trong trường hợp ở đó cụm chiếu sáng 10 bao gồm một hoặc nhiều cụm chiếu sáng bao gồm ánh sáng nhìn thấy được và ánh sáng hồng ngoại gần, hai ánh sáng có các đặc tính khác nhau có thể tới trên bộ tách chùm tia phân cực 50 sử dụng một bộ tách chùm tia và hai cụm chiếu sáng khác nhau 10 thay cho gương 40.

Tiếp theo, bộ tách chùm tia phân cực 50 truyền ánh sáng phân cực P và phản xạ ánh sáng phân cực S từ ánh sáng đưa vào từ gương 40.

Cụ thể hơn, như được minh họa trên FIG.3A, tất cả các nguồn sáng 15 bao gồm nguồn sáng 15 tương ứng với ánh sáng phân cực P và nguồn

sáng 15 tương ứng với ánh sáng phân cực S, và trong nguồn sáng 15, ánh sáng tương ứng với ánh sáng phân cực P đi qua bộ tách chùm tia 50, và ánh sáng tương ứng với ánh sáng phân cực S được phản xạ bởi phần cong  $90^\circ$  của trục quang học. Mặt khác, như được minh họa trên FIG.3B, nguyên tắc tương tự với bộ tách chùm tia phân cực 50 không được áp dụng với bộ tách chùm tia không phân cực.

Bộ tách chùm tia phân cực 50 có thể được làm bằng vật liệu màng rất mỏng hoặc một vật liệu kính hình vuông, hình chữ nhật, hoặc hình tròn, và có thể sử dụng bộ tách chùm tia phân cực hình hộp chữ nhật 50 trong đó hai lăng trụ được kết hợp. Một cách cụ thể, bộ tách chùm tia phân cực hình hộp chữ nhật 50 trong đó hai lăng trụ được kết hợp có ưu điểm trong đó rõ ràng ảnh có thể được thu vì ánh sáng mà được khúc xạ trên mặt phân cách và sau đó tới trục quang học là nhỏ.

Tiếp theo, bộ lọc phân cực tuyến tính 80 được theo theo cách tuyến tính, và lọc ánh sáng phân cực P cần được truyền. Cụ thể hơn, tốt hơn là bộ lọc phân cực tuyến tính 80 được bố trí theo hướng vuông góc với ánh sáng phân cực P khiến cho hầu hết ánh sáng phân cực P được truyền và chỉ ánh



sáng lệch với ánh sáng phân cực P được truyền.

Bộ lọc phân cực tuyến tính 80 lần lượt được bố trí làm bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82.

Bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 được bố trí giữa cụm chiếu sáng 10 và bộ tách chùm tia phân cực 50. Khi bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 gần hơn với cụm chiếu sáng 10, kích thước của bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 có thể được giảm và chi phí tổng thể của camera đáy chế tạo theo sáng chế có thể được giảm.

Như được minh họa trên FIG.1, bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 có thể được bố trí giữa ống kính chiếu sáng 30 và gương 40. Khi bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 được bố trí giữa ống kính chiếu sáng 30 và gương 40, bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 được lắp đặt theo hướng song song với ống kính chiếu sáng 30 để cho phép hầu hết ánh sáng phân cực P được truyền.

Bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 có thể được bố trí giữa gương 40 và bộ tách chùm tia phân cực 50 (không được minh họa). Khi bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 được bố trí giữa gương 40 và bộ tách

chùm tia phân cực 50, bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 được lắp đặt theo hướng vuông góc với ống kính chiếu sáng 30 để cho phép hầu hết ánh sáng phân cực P được truyền.

Bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 được bố trí giữa bộ tách chùm tia phân cực 50 và thấu kính thị kính khoảng ngắn 70. Khi bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 cách xa hơn với rìa bộ tách chùm tia phân cực 50, kích thước của bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 có thể được giảm, nhưng khi khoảng cách tăng, có nhược điểm đó là đường dẫn quang học toàn phần của camera đáy chế tạo bởi sáng chế tăng lên. Bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 có thể được bố trí ngay đằng sau bộ tách chùm tia phân cực 50 hoặc ngay đằng trước cảm biến tạo ảnh của camera.

Phương pháp tối thiểu hóa kích thước của bộ lọc phân cực tuyến tính 80 là gắn bộ lọc phân cực tuyến tính 80 trực tiếp với bề mặt trước của cảm biến tạo ảnh bao gồm trong camera bởi kích thước của cảm biến tạo ảnh. Ví dụ, khi kích thước của cảm biến tạo ảnh là 1 in<sub>s</sub>, bộ lọc phân cực tuyến tính 80 có thể sử dụng đường kính bằng 1 in<sub>s</sub>, và khi kích thước của cảm biến tạo ảnh là 1/2 in<sub>s</sub>, bộ lọc phân cực tuyến tính 80 có thể sử

dụng đường kính là  $1/2$  inch.

Trên FIG.3A, như được minh họa trên nguyên tắc của bộ tách chùm tia phân cực 50, khi bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 được định vị phía trước bộ tách chùm tia phân cực 50 và sau đó được định vị để truyền chỉ ánh sáng tương ứng với ánh sáng phân cực P, lượng ánh sáng lớn nhất được chiếu vào võng mạc, và khi bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 được định vị để truyền chỉ ánh sáng tương ứng với ánh sáng phân cực S, ánh sáng chiếu vào võng mạc được chặn. Do đó, bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 là thiết bị để điều chỉnh lượng ánh sáng, và đồng thời, hoạt động để chiếu chỉ ánh sáng phân cực P tới đáy.

Khi ánh sáng phân cực P đi qua bộ tách chùm tia phân cực 50 được phản xạ bởi phương tiện quang học phía trước bộ tách chùm tia phân cực 50 và trở lại, khi ánh sáng được phản xạ, ánh sáng phân cực P được thay đổi thành ánh sáng phân cực S bởi nguyên tắc đó là khi ánh sáng được phản xạ, pha được thay đổi sang  $180^\circ$  và ánh sáng phân cực P được thay đổi thành ánh sáng phân cực S. Ánh sáng thay đổi thành ánh sáng phân cực S được phản xạ bởi bộ tách chùm tia phân cực 50 ở tất cả  $90^\circ$  và không thể

đi vào bộ dò. Theo cách tương tự, mặc dù sự phản xạ khuếch tán xuất hiện trong các đường dẫn trong phương tiện quang học, đáy, phần của nguồn sáng 15 chiếu bằng ánh sáng phân cực P được phản xạ bởi ánh sáng phân cực S và phần được phản xạ bởi ánh sáng phân cực P khiến cho chỉ ánh sáng phân cực P đi qua bộ tách chùm tia phân cực 50.

Ánh sáng phân cực P đã đi qua bộ tách chùm tia phân cực 50 đi qua bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82, khiến cho chỉ ảnh võng mạch phân cực P với độ tinh khiết cao được truyền tới bộ dò, và các nhiễu gây ra bởi các phản xạ có thể được chặn ở tỷ lệ loại bỏ cao.

Nói theo cách khác, tốt hơn là bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 có cùng cực tính và truyền chỉ ánh sáng phân cực P với độ tinh khiết cao. Bằng cách xác định độ tinh khiết cao, tỷ lệ loại bỏ ánh sáng mà vuông góc với bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất 81 và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 nhỏ hơn khoảng 0.1% ( $< 1/1000$ ) khiến cho sắc thái phản xạ biến mất khỏi ảnh đáy. Điều này là vì hầu hết các camera CCD hoặc CMOS có độ phân giải ADC bằng 12 bit và sẽ có tỷ lệ loại bỏ nhỏ hơn  $1/1024$  để giảm sai số với sai số đo

bằng 1 bit để xử lý ảnh kỹ thuật số. Nhằm mục đích này, khi chế tạo theo sáng chế, cần phải kiểm tra rằng sự biến dạng góc giữa hai bộ lọc phân cực tuyến tính 80 và bộ tách chùm tia phân cực 50 nằm trong khoảng từ 2 tới 6 rad (khoảng  $1.8^\circ$ ) trước khi chế tạo.

Bộ lọc phân cực tuyến tính 80 cũng có thể được làm bằng vật liệu màng rất mỏng, và vật liệu kính hình vuông hoặc hình chữ nhật. Nó có ưu điểm trong đó vật liệu màng là mỏng về độ dày và có chi phí thấp, nhưng vật liệu màng dễ uốn, khiến cho các đặc tính quang học của toàn bộ camera đáy có thể được thay đổi, và có nhược điểm trong đó vật liệu màng bị biến dạng hoặc phá hủy bởi nhiệt, nhưng có ưu điểm đó là chi phí thấp.

Tiếp theo, vật kính 60 phóng to ảnh tạo bên trong đáy sau khi ánh sáng đưa vào từ bộ tách chùm tia phân cực 50 được đưa vào trong đáy.

Tiếp theo, thấu kính thị kính khoảng ngắn 70 thu nhỏ ảnh của đáy phóng to bởi vật kính 60, và kết quả là, người dùng xác nhận ảnh của đáy.

Tiếp theo, bộ lọc quang dải hẹp 90 lọc ánh sáng có dải bằng 12nm hoặc nhỏ hơn và chiều dài bước sóng trung tâm nằm trong khoảng từ 650 tới 700nm từ ánh sáng mà đi qua bộ lọc phân cực tuyến tính 80. Lý do tại

sao dải của bộ lọc quang dải hẹp 90 được tạo bằng 12nm hoặc nhỏ hơn đó là do độ rộng dải của bộ lọc quang dải hẹp có trên thị trường là 12nm hoặc nhỏ hơn, bộ lọc quang dải hẹp 90 có thể được mua với giá thấp và do chiều rộng của dải là nhỏ hơn, nên sắc sai được giảm, ảnh với độ rõ cao có thể được thu và nhiễu nền có thể được giảm. Khi độ rộng dải bị giảm, ảnh độ phân giải cao hơn và rõ ràng hơn có thể được thu, nhưng năng lượng của ánh sáng đã truyền bị giảm, khiến cho nguồn sáng 15 có đầu ra cao hơn và thời gian phơi sáng dài hơn được yêu cầu và độ phân giải có thể bị giảm bởi sự xếp chồng ảnh do chuyển động tự phát của cầu mắt trong thời gian phơi sáng dài hơn. Tốt hơn nữa là, nói chung, khi xem xét thời gian lộ sáng của ảnh đáy bằng từ 0.005 giây tới 0.020 giây, tốt hơn là bộ lọc quang dải hẹp 90 có độ rộng dải bằng từ 4.5nm tới 12.0nm.

Tương tự kết cấu trên FIG.2, camera đáy cấu thành bởi bộ tách chùm tia phân cực 50 mà không có bộ lọc quang dải hẹp 90 và hai bộ lọc phân cực tuyến tính 80 có thể loại bỏ nhiễu phản xạ trên phần khác với võng mạc và chụp ảnh võng mạc rõ ràng, nhưng khi bộ lọc quang dải hẹp 90 được bổ sung, có thể chụp rõ ràng hơn màng mạch bằng cách truyền

biểu mô sắc tố võng mạc qua nguồn sáng 15 bao gồm ánh sáng hồng ngoại gần nằm trong khoảng từ 650 tới 700nm.

Cụ thể hơn, như được mô tả trong phần bản chất kỹ thuật của sáng chế, do màng mạch chứa sắc tố melanin mà hấp thụ ánh sáng trong dải ánh sáng nhìn thấy được và mô sắc tố điểm vàng mà hấp thụ chiều dài bước sóng ngắn của các chuỗi cyanit, khó thu được các ảnh của các ống mạch và các tổn thương. Trên FIG.4, có thể thấy rằng hầu hết ánh sáng nhìn thấy được cyanite có chiều dài bước sóng ngắn được hấp thụ bởi sắc tố điểm vàng với tỷ lệ hấp thụ cho chiều dài bước sóng dải ánh sáng nhìn thấy được- hồng ngoại gần của sắc tố điểm vàng mà tồn tại trong biểu mô sắc tố võng mạc và điểm vàng vốn là tâm của võng mạc và ánh sáng nhìn thấy được trong các dải vàng và đỏ được hấp thụ bởi biểu mô sắc tố võng mạc và khi ánh sáng nhìn thấy được di chuyển tới vùng hồng ngoại gần, các tỷ lệ hấp thụ trong hai sắc tố này được giảm.

Bộ lọc quang dải hẹp 90 được cấu thành bởi bộ lọc quang dải hẹp thứ nhất 91, bộ lọc quang dải hẹp thứ hai 92, và bộ lọc quang dải hẹp thứ ba 93. Bộ lọc quang dải hẹp 90 có thể được bố trí ở vị trí bất kỳ giữa bộ

tách chùm tia phân cực 50 và thiết bị tạo ảnh 100. Do sắc sai được tạo ra do sự chênh lệch về hệ số khúc xạ phụ thuộc vào chiều dài bước sóng của ánh sáng tạo ra bởi cụm chiếu sáng 10, tốt hơn là giảm nhiễu sinh ra bằng cách truyền ánh sáng qua chỉ quang phổ với chiều rộng nhỏ bằng cách sử dụng bộ lọc quang dải hẹp 90. Bộ lọc quang dải hẹp 90 có thể được lựa chọn và trang bị như ít nhất một của bộ lọc quang dải hẹp thứ nhất 91, bộ lọc quang dải hẹp thứ hai 92, và bộ lọc quang dải hẹp thứ ba 93 và có thể bao gồm tất cả ba bộ lọc.

Trước tiên, bộ lọc quang dải hẹp thứ nhất 91 được bố trí giữa bộ tách chùm tia phân cực 50 và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82. Bộ lọc quang dải hẹp thứ nhất 91 được bố trí giữa bộ tách chùm tia phân cực 50 và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 để gắn bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 với bộ lọc quang dải hẹp 90 trong dạng màng.

Bộ lọc quang dải hẹp thứ hai 82 được bố trí giữa bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 và thấu kính thị kính khoảng ngắn 70. Bộ lọc quang dải hẹp thứ hai 92 được bố trí giữa bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai 82 và thấu kính thị kính khoảng ngắn 70 và lồng nhiều loại bộ lọc quang dải



hẹp để thu được các ảnh trong các dải chiều dài bước sóng.

Bộ lọc quang dải hẹp thứ ba 93 được bố trí giữa thấu kính thị kính khoảng ngắn 70 và thiết bị tạo ảnh 100. Bộ lọc quang dải hẹp thứ ba 92 được bố trí giữa thấu kính thị kính khoảng ngắn 70 và thiết bị tạo ảnh 100 để tối thiểu sự giao thoa ánh sáng giữa bộ lọc quang dải hẹp 90 và thiết bị tạo ảnh 100.

Tiếp theo, thiết bị tạo ảnh 100 biến đổi ánh sáng đi qua bộ lọc quang dải hẹp 90 thành tín hiệu điện để thu được ảnh chụp. Thiết bị tạo ảnh 100 có thể tiếp nhận theo cách nhạy nguồn sáng hồng ngoại gần 15 nằm trong khoảng từ 650 tới 700nm. Tốt hơn nữa là, thiết bị tạo ảnh 100 có thể sử dụng thiết bị ghép sọc loại tương tự hoặc bán dẫn ôxít kim loại.

Như được minh họa trên FIG.6, trong trường hợp của hiệu quả quang tử của thiết bị tạo ảnh 100, hiệu quả quang tử của ánh sáng có chiều dài bước sóng dài hơn 700nm bị giảm mạnh. Khi đây được chiếu sáng bằng sự chiếu sáng trong dải trong đó hiệu quả quang tử bị giảm mạnh, thời gian lộ sáng nhiều hơn được yêu cầu và mắt người di chuyển liên tục, vốn có thể trở thành trở ngại để thu được các ống màng mạch hoặc các tổn

thương rõ ràng hơn và võng mạc được chiếu bằng nguồn sáng 15 với năng lượng mạnh hơn, do đó làm hỏng võng mạc.

Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo sáng chế có thể chụp ảnh màng mạch bằng cách truyền biểu mô sắc tố võng mạc và sắc tố điểm vàng bằng cách sử dụng nguồn sáng 15 có quang phổ phát xạ hồng ngoại gần hoặc quang phổ phát xạ ánh sáng nhìn thấy được và thiết bị tạo ảnh 100 với sự hấp thụ quang phổ qua cụm chiếu sáng 10 và thu được ảnh màng mạch qua màng mạch đã chụp.

Khi điốt phát ánh sáng trắng được sử dụng làm nguồn sáng 15, ánh sáng nhìn thấy được mạnh được phát ra, và kết quả là, bộ lọc quang được yêu cầu, để chặn ánh sáng nhìn thấy được trên đường dẫn quang học đầu trước của thiết bị tạo ảnh 100. Cụ thể hơn, sắc sai được thể hiện do sự chênh lệch về hệ số khúc xạ phụ thuộc vào chiều dài bước sóng trong hầu hết các thiết bị quang và vùng hồng ngoại gần nằm trong khoảng từ 650 tới 700nm không phải là ngoại lệ. Theo đó, khi phạm vi chiều dài bước sóng của dải truyền cần được chiếu là lớn hơn, quang sai lớn hơn có thể xuất hiện và khi phạm vi chiều dài bước sóng là nhỏ hơn, quang sai có thể được

giảm và có thể thu được ảnh rõ ràng hơn.

Nói theo cách khác, khi độ rộng dải truyền của bộ lọc quang nhỏ hơn, quang sai của hệ thống quang học là nhỏ hơn, nên có thể thu được ảnh rõ ràng. Do đó, bộ lọc quang dải hẹp 90 có thể được định vị ở vị trí bất kỳ ở phía trước thiết bị tạo ảnh 100 từ phía sau bộ tách chùm tia phân cực 50.

Trong phần mô tả dưới đây, vấn đề của camera đáy chung được dự tính sẽ được kiểm tra bằng cách sử dụng FIG.15 và FIG.16.

#### A. Kết cấu của camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường

FIG.15 minh họa kết cấu cơ bản của camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường. Như được minh họa trên FIG.15, bộ tách chùm tia phân cực 50 là thiết bị chính để cho phép các ảnh của sự chiếu sáng để tạo ảnh đáy và đáy đã chụp tồn tại trên cùng trục. Tuy nhiên, trong camera đáy chiếu sáng cùng bên hiện này, nhiều ánh sáng bị mất mặc dù đi qua bộ tách chùm tia phân cực 50 và nhiễu quang học do các phản xạ sinh ra bên trong được đưa vào bộ dò mà không lọc.

#### B. Các phản xạ quang học tạo ra bởi camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường

Trên FIG.15, hàng đồ biểu thị nguyên nhân và vấn đề của các phản xạ mà có thể được tạo trong camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường. Mũi tên a thể hiện sự phản xạ sinh ra trong bộ tách chùm tia phân cực 50 và mũi tên b thể hiện sự phản xạ bởi vật kính 60. Mũi tên c thể hiện sự phản xạ sinh ra trong giác mạc. Mũi tên d thể hiện sự phản xạ sinh ra trong ống kính. Mũi tên e thể hiện sự phản xạ toàn phần sinh ra trong thủy tinh thể và võng mạc. Do các phản xạ từ a tới e, khi ảnh đáy được chụp, các mẫu hình phản xạ được thể hiện, nhiều sự nhòe xuất hiện trong đáy mắt của bệnh nhân bởi bác sĩ. Ngoài ra, khi hệ số truyền với khả năng truyền của bộ tách chùm tia phân cực 50 là 50%, chỉ một nửa năng lượng quang học cấp từ bộ tách chùm tia phân cực 50 được truyền tới đáy và chỉ một nửa ánh sáng truyền từ đáy được truyền tới bộ dò.

C. Ảnh đáy chụp bằng cách sử dụng camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường

FIG.16 minh họa ảnh đáy chụp bằng cách sử dụng camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường và bản chất của sự phản xạ thể hiện bởi mũi tên trên FIG.15 có thể được xác nhận bởi ảnh. Theo cách tương tự với

FIG.16, mũi tên a thể hiện sự phản xạ sinh ra trong bộ tách chùm tia phân cực 50 và mũi tên b thể hiện sự phản xạ bởi vật kính 60. Mũi tên c thể hiện sự phản xạ sinh ra trong giác mạc. Mũi tên d thể hiện sự phản xạ sinh ra trong ống kính. Mũi tên e thể hiện sự phản xạ toàn phần sinh ra trong thủy tinh thể và võng mạc. Trong trường hợp của các phản xạ thể hiện bởi các mũi tên từ a tới e, khi vị trí của mắt bệnh nhân hoặc các góc của hệ thống quang học và trực nhìn được thay đổi, các mẫu hình của các phản xạ được thay đổi theo cách không đoán trước được, và kết quả là, sự phản xạ không thể được loại bỏ bằng phần mềm, do đó làm giảm giá trị chẩn đoán của thiết bị.

D. Ảnh đáy chụp bằng cách sử dụng camera đáy phân cực tạo ảnh màng mạch sử dụng bộ lọc quang dải hẹp theo sáng chế

Dưới đây, camera đáy phân cực tạo ảnh màng mạch sử dụng bộ lọc quang dải hẹp chế tạo bởi sáng chế được thực hiện trên thực tế và được minh họa trên FIG.12 và ảnh màng mạch được chụp bằng cách sử dụng sáng chế và được minh họa trên FIG.17.

Trước tiên, như được minh họa trên FIG.12, trong camera đáy phân

cực tạo ảnh màng mạch sử dụng bộ lọc quang dải hẹp chế tạo bởi sáng chế, với cụm chiếu sáng 10, điốt phát ánh sáng trắng ám được sử dụng và ảnh màng mạch rõ ràng có thể được thu và chi phí chế tạo có thể được giảm đáng kể bằng cách sử dụng ánh sáng hồng ngoại gần nằm trong khoảng từ 650 tới 700nm cũng như ánh sáng nhìn thấy được bằng bộ lọc quang hẹp 90.

FIG.17 là ảnh màng mạch chụp bằng cách sử dụng thiết bị trên FIG.12, và FIG.17(a) là ảnh khi bộ lọc quang dải hẹp không được trang bị và FIG.17(b) là chụp ảnh khi bộ lọc quang dải hẹp 90 được trang bị.

Khi bộ lọc quang dải hẹp 90 không được trang bị như được minh họa trên FIG.17(a), ảnh đáy màu có thể được chụp. Như được minh họa trên FIG.17(b), khi ảnh được chụp bởi camera đáy với bộ lọc quang dải hẹp 90, các ống màng mạch mà không được thể hiện rõ ràng trong ảnh đáy màu (FIG.17(a)) được chụp ảnh bằng cách đi qua biểu mô sắc tố võng mạc và sắc tố điểm vàng để chụp một cách hiệu quả các ống màng mạch và các tổn thương. Ngoài ra, có thể xác nhận rằng nhiều minh họa trên FIG.16 được loại bỏ.

Ngoài ra, như được minh họa trên FIG.13 và FIG.14, camera đáy chế tạo bởi sáng chế có thể thiết lập phạm vi của đáy mà có thể được tạo ảnh bằng cách sử dụng nhiều vật kính 60 và thu được ảnh đáy mà không có sự phản xạ toàn phần bằng camera đáy.

FIG.13 là ảnh đáy chụp bởi camera đáy theo sáng chế và FIG.14 là ảnh đáy trong phạm vi  $70^\circ$ . Từ FIG.13 và FIG.14, có thể thấy rằng vị trí của phạm vi đủ có thể được chụp ảnh khi chụp ảnh đáy nhằm mục đích đánh giá hầu hết các bệnh võng mạc hoặc khám sức khỏe. Ngoài ra, khi so với FIG.13, có thể thấy rằng nhiều loại mẫu hình phản xạ thể hiện trong camera đáy chiếu sáng cùng bên thông thường không được thể hiện.

Bằng giải pháp kỹ thuật nêu trên, theo sáng chế, ảnh màng mạch rõ ràng có thể được thu bằng cách tạo ảnh màng mạch sử dụng ánh sáng hồng ngoại gần từ 650 tới 700nm. Ngoài ra, theo sáng chế, do thiết kế quang học cho phép các tia hồng ngoại gần đất không được yêu cầu, nên chi phí chế tạo có thể được giảm và chi phí điều trị y tế có thể được giảm. Ngoài ra, theo sáng chế, bằng cách tăng độ rõ của ảnh bằng cách sử dụng bộ lọc quang dải hẹp, giá trị chẩn đoán của camera đáy màng mạch được tăng và

chẩn đoán và việc điều trị bệnh được tạo điều kiện thuận lợi. Ngoài ra, theo sáng chế, nhiều loại phản xạ có thể được loại bỏ và các ảnh đáy rõ ràng với khả năng truyền sáng cao có thể được thu bằng cách sử dụng kết hợp bộ tách chùm tia phân cực và bộ lọc phân cực tuyến tính trong camera đáy sử dụng sự chiếu sáng cùng bên. Ngoài ra, theo sáng chế, sự chiếu sáng được tạo trên phần phẳng ở đó võng mạc không được phân bố trong mắt người hoặc mắt động vật và màng cứng quanh phần phẳng, nhờ đó bắt được khoảng rộng của các ảnh đáy bằng cách ngăn chặn chuyển động dọc trục mà không gây ra phản xạ đồng tử. Ngoài ra, sáng chế có thể cung cấp các ảnh đáy cho nhân viên y tế mà có thể thu được khoảng rộng của các ảnh đáy với chi phí thấp và có giá trị chẩn đoán cao hơn.

Như được mô tả trên đây, người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật này sẽ hiểu rõ rằng kết cấu kỹ thuật sáng chế có thể dễ dàng được thực hiện theo các dạng chi tiết khác mà không làm thay đổi ý đồ kỹ thuật hoặc dấu hiệu chính của nó.

Do đó, các phương án thực hiện mô tả trên đây chỉ là ví dụ để minh họa tất cả các khía cạnh và sẽ không được xem như sự giới hạn và phạm vi



của sáng chế được thể hiện bởi các điểm yêu cầu bảo hộ sẽ mô tả bên dưới chứ không phải dựa vào phần mô tả chi tiết, và rõ ràng rằng ý nghĩa và phạm vi của các điểm yêu cầu bảo hộ và tất cả các thay đổi hoặc các dạng biến thể bắt nguồn từ các tương đương của nó sẽ nằm trong phạm vi của sáng chế.

Danh sách số chỉ dẫn

10. Cụm chiếu sáng
11. Thiết bị chiếu sáng
12. Cụm điều khiển
13. Cụm nguồn cấp
- 14a. Sợi quang
- 14b. Điốt phát sáng
15. Nguồn sáng
20. Ống kính khuếch tán
21. Nắp giữa
22. Cấu trúc chắn
23. Phần chắn giữa

- 24. Phần hình nhện
- 30. Ống kính chiếu sáng
- 40. Gương
- 50. Bộ tách chùm tia phân cực
- 60. Vật kính
- 70. Thấu kính thị kính khoảng ngắn
- 80. Bộ lọc phân cực tuyến tính
- 81. Bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất
- 82. Bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai
- 90. Bộ lọc quang dải hẹp
- 91. Bộ lọc quang dải hẹp thứ nhất
- 92. Bộ lọc quang dải hẹp thứ hai
- 93. Bộ lọc quang dải hẹp thứ ba
- 100. Thiết bị tạo ảnh

**Yêu cầu bảo hộ**

1. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong, bao gồm:

cụm chiếu sáng (10) phát ra ánh sáng;

ống kính khuếch tán khuếch tán ánh sáng đưa vào từ cụm chiếu sáng (10);

ống kính chiếu sáng bức xạ ánh sáng đưa vào từ ống kính khuếch tán (20) ở góc phát xạ định trước;

gương (40) phản xạ ánh sáng đưa vào từ ống kính chiếu sáng (30);

bộ tách chùm tia phân cực (50) truyền ánh sáng phân cực P và phản xạ ánh sáng phân cực S từ ánh sáng đưa vào từ gương (40);

vật kính (60) phóng to ảnh của đáy tạo bởi ánh sáng đưa vào từ bộ tách chùm tia phân cực (50);

thấu kính thị kính khoảng ngắn (70) thu nhỏ ảnh của đáy phóng to bởi vật kính (60);

bộ lọc phân cực tuyến tính (80) mà chỉ ánh sáng phân cực P đi qua đó;

bộ lọc quang dải hẹp (90) có dải bằng 12nm hoặc nhỏ hơn cho ánh sáng đi qua bộ lọc phân cực tuyến tính và lọc ánh sáng phát ra từ bộ tách chùm tia phân cực (50); và

thiết bị tạo ảnh (100) thu được ảnh bằng cách biến đổi ánh sáng đi qua bộ lọc quang dải hẹp (90) thành tín hiệu điện,

trong đó bộ lọc phân cực tuyến tính (80) bao gồm mỗi một trong số bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất (81) bố trí giữa cụm chiếu sáng (10) và bộ tách chùm tia phân cực (50), và

bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai (82) bố trí giữa bộ tách chùm tia phân cực (50) và thấu kính thị kính khoảng gần (70).

2. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 1, trong đó bộ lọc quang hẹp (90) được tạo bởi bộ lọc quang dải hẹp thứ nhất (91) bố trí giữa bộ tách chùm tia phân cực (50) và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai (82).

3. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên

trong theo điểm 1, trong đó bộ lọc quang hẹp (90) được tạo bởi bộ lọc quang dải hẹp thứ hai (92) bố trí giữa bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai (82) và thấu kính thị kính khoảng ngắn (70).

4. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 1, trong đó bộ lọc quang hẹp (90) được tạo bởi bộ lọc quang dải hẹp thứ ba (93) bố trí giữa thấu kính thị kính khoảng ngắn (70) và thiết bị tạo ảnh (100).

5. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 2 tới 4, trong đó tất cả của bộ lọc quang dải hẹp thứ nhất (91), bộ lọc quang dải hẹp thứ hai (92), và bộ lọc quang dải hẹp thứ ba (93) được bố trí.

6. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 1, trong đó bộ lọc phân cực tuyến tính thứ nhất (81) và bộ lọc phân cực tuyến tính thứ hai (82) có cùng cực tính.

7. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 1, trong đó cụm chiếu sáng (10) bao gồm:

thiết bị chiếu sáng (11) dựa trên sợi quang (14a) và tiếp nhận ánh sáng từ cụm chiếu sáng (10),

cụm điều khiển (12) điều chỉnh nguồn sáng (15) của thiết bị chiếu sáng (11) tới  $360^\circ$  quanh giác mạc và chặn nguồn chiếu sáng hoặc điều khiển nguồn sáng (15) tới  $180^\circ$  hoặc  $30^\circ$ , và

cụm nguồn cấp (13) cấp nguồn của ánh sáng tới cụm chiếu sáng (10), để thực hiện sự chiếu sáng phẳng, và

sự chiếu sáng phẳng được thực hiện ở khoảng cách cách xa với rìa rìa.

8. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 7, trong đó trong quá trình chiếu sáng phẳng,

các cụm chiếu sáng (10) được bố trí trong dãy tròn phẳng của thiết bị chiếu sáng (11), và

dây tròn nêu trên được tạo bởi để dạng đĩa.

9. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 8, trong đó thiết bị chiếu sáng (11) dựa trên sợi quang (14a) được chọn từ một trong số,

thời gian truyền ánh sáng tới cụm chiếu sáng (10),

phương pháp truyền ánh sáng tới một sợi quang (14a) và phân tán ánh sáng tới nhiều sợi quang quanh dây tròn, và

phương pháp nối tất cả các sợi quang phân tán (14a) tới cụm nguồn cấp (13) tạo dưới dạng đèn zenon hoặc điốt phát sáng.

10. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 7, trong đó thiết bị chiếu sáng (11) dựa trên sợi quang (14a) được tạo theo cách sao cho cụm điều khiển (12) được bố trí trong bộ lọc quang giữa một sợi quang (14a) và cụm nguồn cấp (13) để truyền ánh sáng có chiều dài bước sóng cụ thể hoặc điều chỉnh hoặc chặn cường độ của ánh sáng.

11. Camera đáy phân cực để ngăn chặn một cách hiệu quả sự phản xạ bên trong theo điểm 7, trong đó thiết bị chiếu sáng (11) dựa trên điốt phát sáng (14b) được tạo theo cách sao cho, tại thời gian truyền ánh sáng tới cụm chiếu sáng (10), điốt phát sáng được bố trí trên đỉnh của nền PCB và sau đó dây hoặc nền PCB mềm được nối với cụm nguồn cấp (13) của nguồn cấp bất kỳ lựa chọn từ nguồn cấp DC hoặc pin.



Fig.1

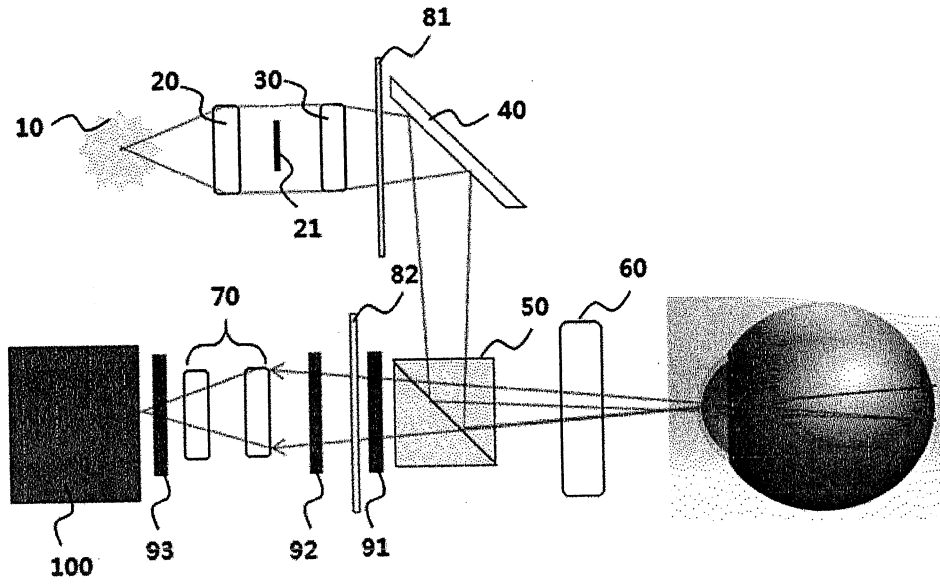


Fig.2

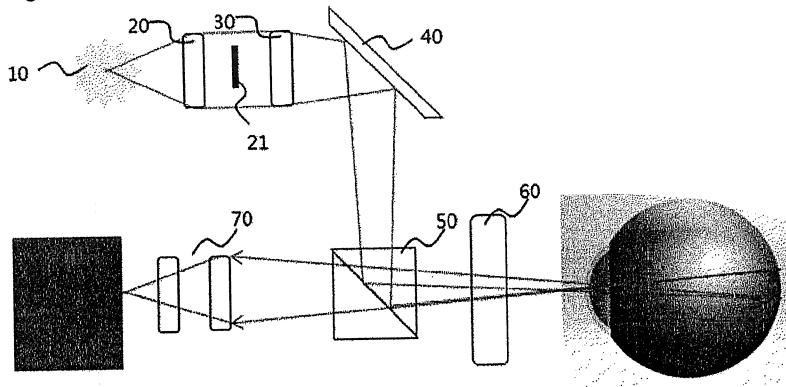


Fig.3

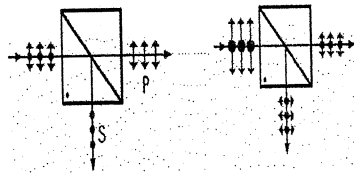


Fig.4

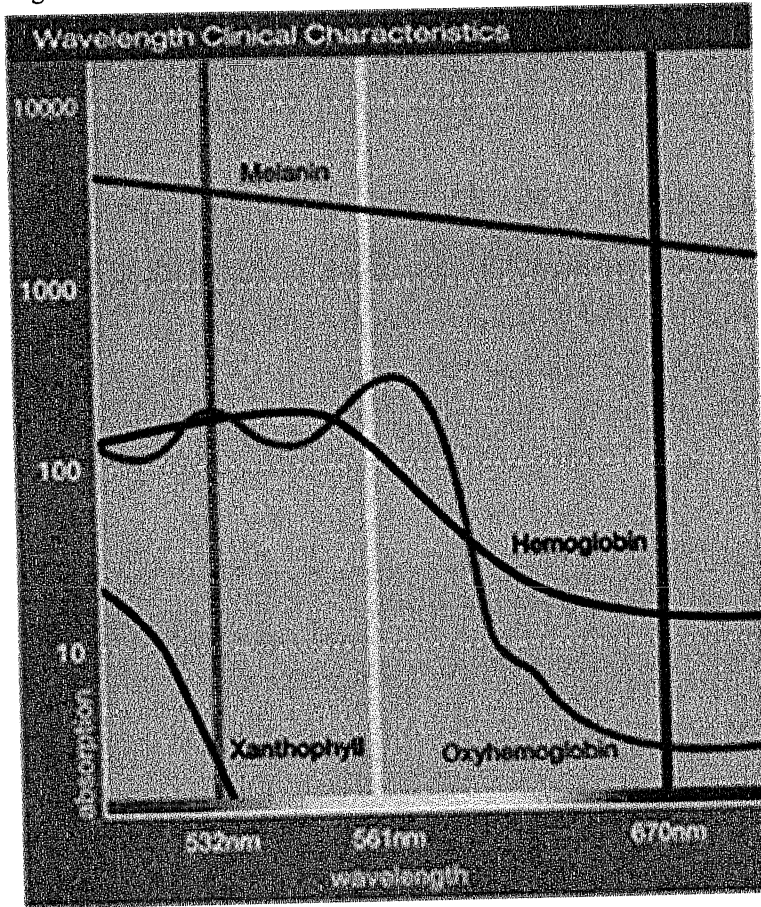


Fig.5

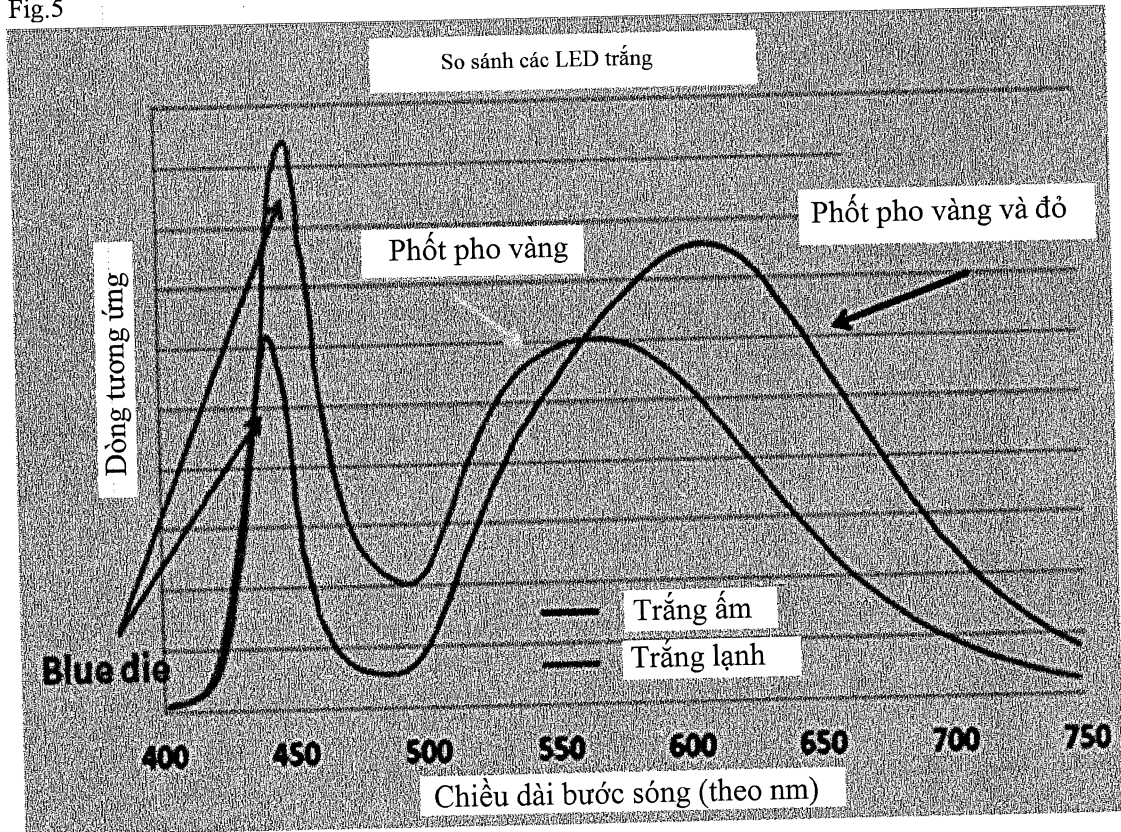


Fig.6

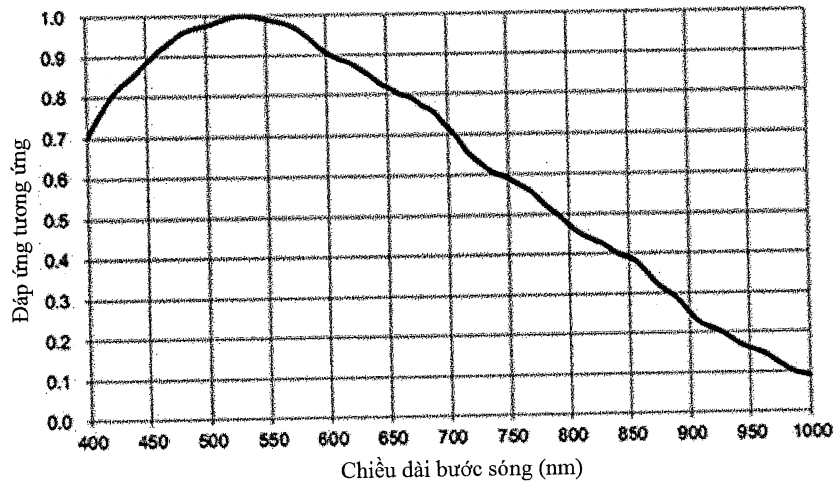


Fig.7

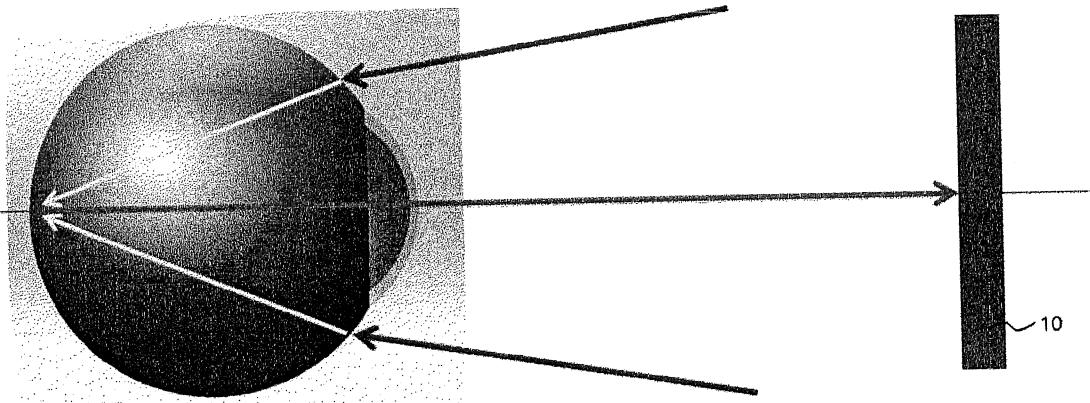


Fig.8

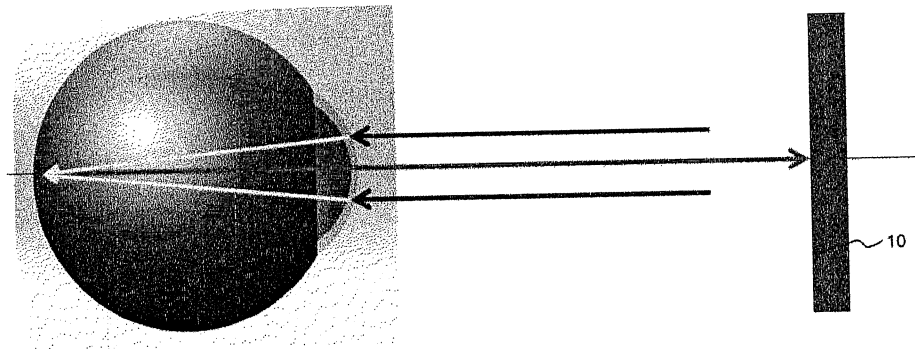


Fig.9

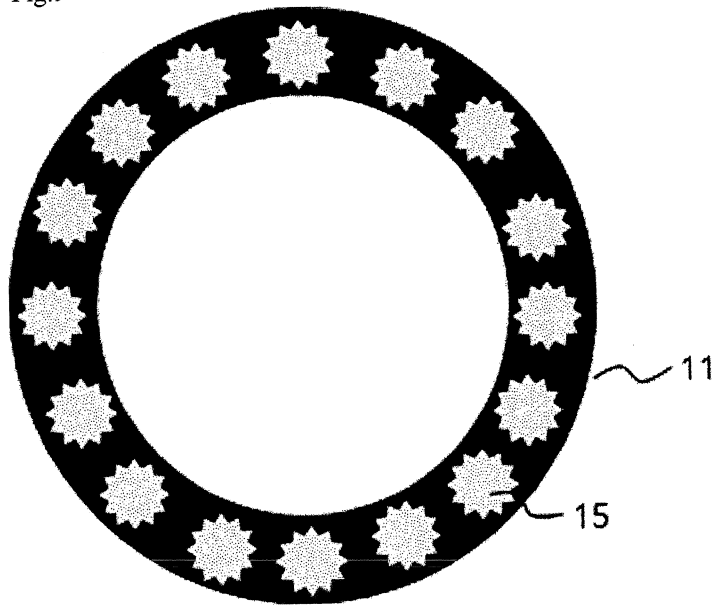


Fig.10

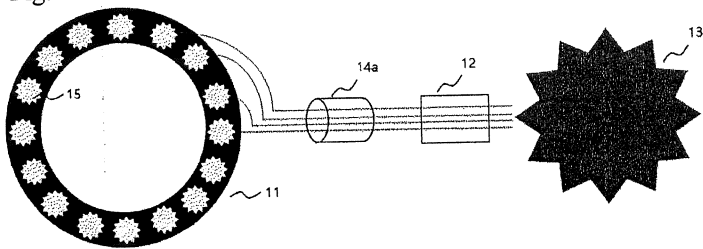


Fig.11

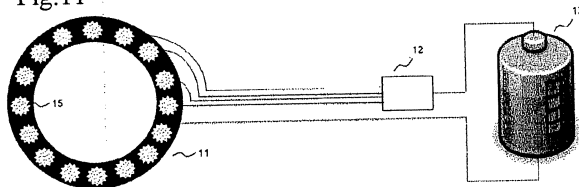


Fig.12

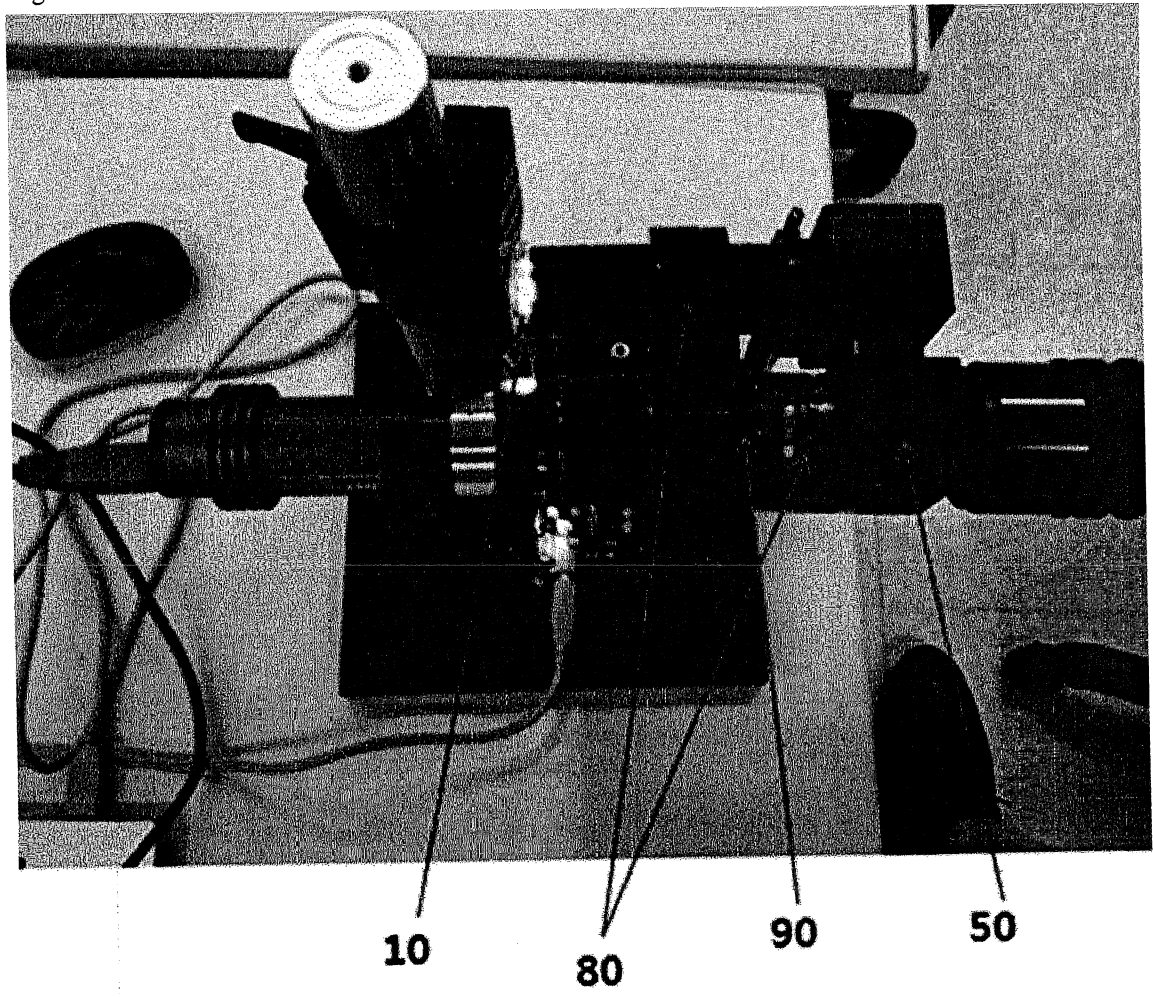


Fig.13

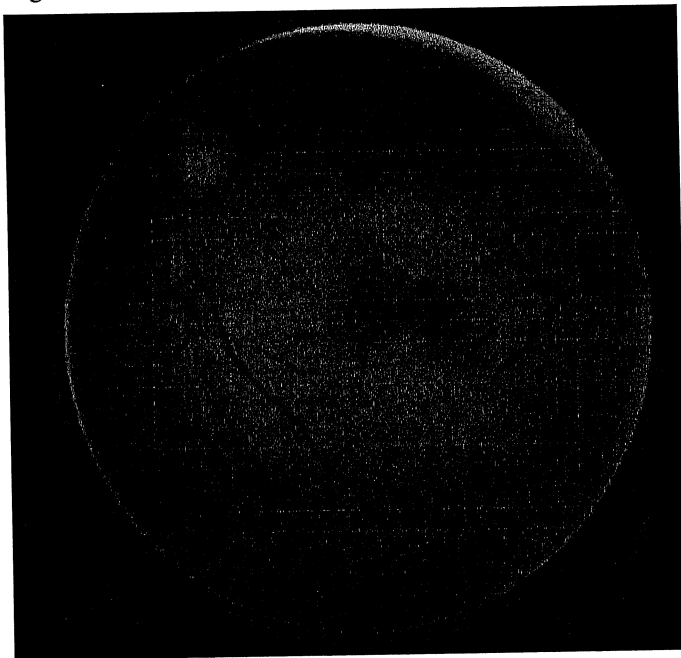


Fig.14

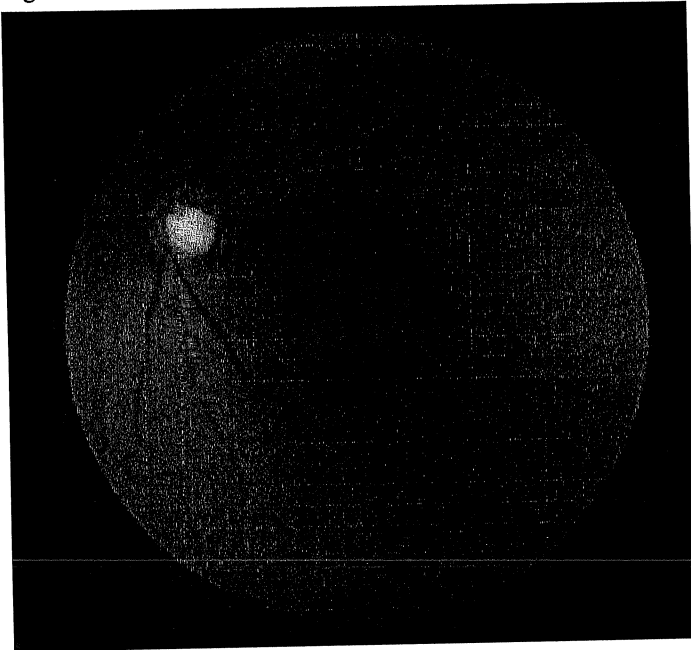


Fig.15

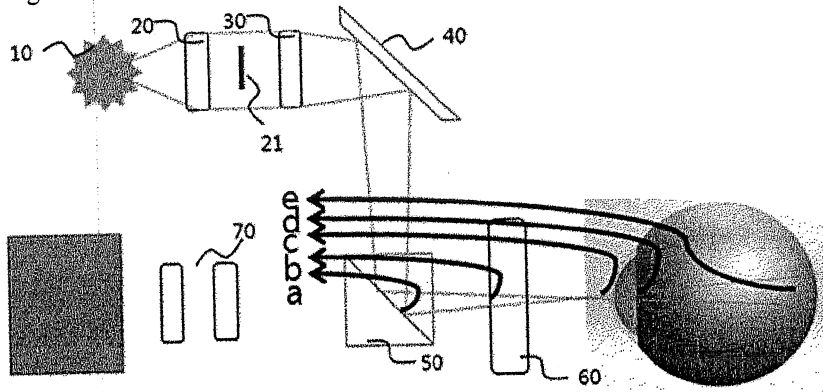


Fig.16

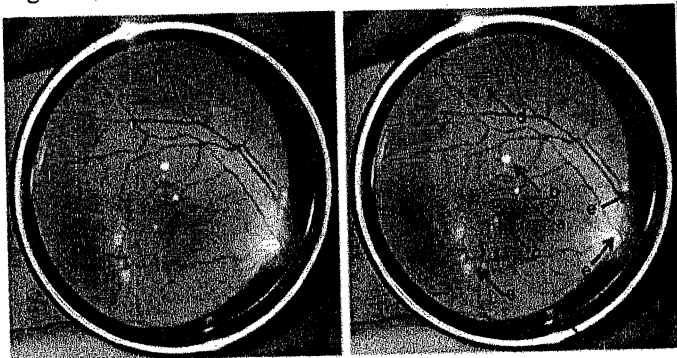


Fig.17

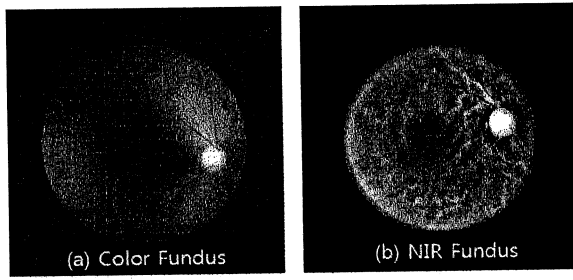


Fig.18

