

ITALIAN PATENT OFFICE

Document No.

102012902098867A1

Publication Date

20140507

Applicant

COSTRUZIONI STRUMENTI OFTALMICI C.S.O. S.R.L.

Title

METODO E APPARATO PER LA MISURA DI ABERRAZIONI DEL SISTEMA
OTTICO DI UN ESSERE VIVENTE

“METODO E APPARATO PER LA MISURA DI ABERRAZIONI DEL SISTEMA
OTTICO DI UN ESSERE VIVENTE”

DESCRIZIONE

5 **Campo tecnico dell'invenzione**

La presente invenzione si riferisce in genere alla misura di aberrazioni del sistema ottico di un essere vivente, in particolare umano.

Più particolarmente, l'invenzione si riferisce a metodi e sistemi per la ricostruzione di un fronte d'onda e/o per la costruzione di una mappa di difetto o
10 errore refrattivo.

La misurazione del fronte d'onda dell'occhio può essere utilizzata per creare una mappa di aberrazione o mappa di elevazione del fronte d'onda che consente di valutare aberrazioni lungo tutto il percorso ottico dell'occhio, comprendenti sia aberrazioni interne che le aberrazioni della superficie corneale. La mappa
15 aberrometrica può quindi essere utilizzata per calcolare un pattern di ablazione chirurgica per un sistema laser oppure per progettare lenti a contatto per correggere le aberrazioni complesse nell'occhio del paziente.

La mappa di errore refrattivo è di più facile comprensione di una mappa di fronte d'onda per chi non padroneggia con grande sicurezza i metodi matematici, ad
20 esempio per il personale medico. Essa mostra in modo chiaro l'andamento locale del errore di vergenza del sistema ottico osservato e quindi dei suoi difetti (astigmatismo, aberrazione sferica, coma, ecc.).

Stato dell'arte

I metodi ad oggi noti per il calcolo di un pattern di ablazione personalizzato, che
25 utilizzano dati provenienti da sensori del fronte d'onda, implicano generalmente una modellazione matematica della superficie ottica dell'occhio tramite tecniche di sviluppo in serie. Più specificatamente, per modellare la superficie oculare sono stati impiegati polinomi di Zernike polynomials, come proposto da Liang et al., in “Objective Measurement of Wave Aberrations of the Human Eye with the Use of a

Harman-Shack Wave-front Sensor”, Journal Optical Society of America, Jul. 1994, vol. 11, No. 7, pp. 1-9, il cui contenuto è da considerarsi qui interamente incorporato per riferimento. I coefficienti dei polinomi di Zernike sono derivati da ben note tecniche di fitting, e la procedura di correzione refrattiva è quindi determinata
5 utilizzando la forma della superficie oculare dell'occhio, come indicato dal modello matematico dello sviluppo in serie.

I metodi di ricostruzione della superficie basati sulle funzioni di Zernike e la loro accuratezza nel caso di occhi normali è stata estensivamente studiata per forme di cornea regolari. Si veda ad es. Schweigerling, J., and Grievenkamp, J. E., "Using
10 corneal height maps and polynomial decomposition to determine corneal aberrations, " Opt. Vis. Sci., Vol. 74, No. 11 (1997) and Gurao, A. e Artal, P., "Corneal wave aberration from videokeratography: Accuracy and limitations of the procedure," JOSAA, Vol. 17, No. 6 (2000).

Inoltre, le tecniche di modellazione note sono piuttosto indirette, e possono
15 portare ad errori indesiderati nel calcolo, così come ad una mancanza di comprensione della correzione fisica da realizzare.

Dunque, alla luce di quanto sopra, è evidente la necessità di poter disporre di metodi e sistemi migliorativi per modellare matematicamente un fronte d'onda.

Sommario dell'invenzione

20 Scopo della presente invenzione è dunque quello di superare le problematiche sopra esposte e ciò è ottenuto attraverso un metodo per la ricostruzione del fronte d'onda come definito dalla rivendicazione 1.

Ulteriore oggetto della presente invenzione è un apparato come definito nella rivendicazione 6.

25 La presente invenzione, superando i problemi della tecnica nota, comporta numerosi ed evidenti vantaggi.

In particolare, la presente invenzione fornisce per un sistema specifico descritto in seguito, un software, e metodi di misurazione e ricostruzione di una mappa di

elevazione del fronte d'onda in un sistema ottico utilizzando algoritmi di integrazione diretta.

Ciò consente di ottenere particolari vantaggi rispetto ai metodi classici sopra menzionati.

5 In particolare rende possibile un'elaborazione in tempo reale grazie alla ridotta complessità computazionale, anche in presenza di un elevato numero di campioni misurati.

Inoltre, il metodo proposto è utilizzabile anche su pupille di forma irregolare, e quindi non circolari come quelle richieste ad esempio dal fitting di Zernike in cui le
10 funzioni sono definite su un cerchio.

Inoltre, consente una miglior capacità di rivelazione dei dettagli, o in altre parole, un miglior inseguimento dell'andamento delle normali. Infatti il metodo proposto si adatta localmente all'andamento delle normali invece di adattarsi globalmente ad una loro approssimazione.

15 Inoltre, la presente invenzione rende possibile la determinazione di zone di opacità in pupilla che non partecipano alla formazione dell'immagine sulla retina, dovute ad opacità dei mezzi ottici oculari, in particolare di cristallino e cornea.

Inoltre, la presente invenzione consente, tra l'altro, di ottenere anche una mappa di potere refrattivo estesa all'intera pupilla d'entrata del paziente.

20 La presente invenzione trova sicuramente applicazione in uno strumento intraoperatorio utilizzabile durante gli interventi di chirurgia refrattiva o della cataratta.

Nel primo tipo di interventi può essere utile al medico un controllo in tempo reale delle aberrazioni dell'occhio durante la procedura di rimozione del tessuto corneale.

25 Nel secondo tipo di interventi, quando si impianta una lente torica per correggere un astigmatismo di non lieve entità, è estremamente utile disporre di uno strumento capace di misurare il difetto residuo nel corso dell'impianto in modo da poter ottimizzare in modo fine l'orientamento della lente impiantata. Se non si impianta

una lente torica, invece, la misurazione in tempo reale del cilindro costituisce una guida efficace alla realizzazione di incisioni limbari (LRI Limbal Relaxing Incision).

Questi ed altri vantaggi, assieme alle caratteristiche ed alle modalità di impiego della presente invenzione, risulteranno evidenti dalla seguente descrizione
5 dettagliata di sue forme di realizzazione preferite, presentate a scopo esemplificativo e non limitativo.

Breve descrizione delle figure

Verrà fatto riferimento alle figure dei disegni allegati, in cui:

- 10 • la figura 1 è una schematizzazione di un aberrometro;
- la figura 2 è una rappresentazione esemplificativa di un fronte d'onda;
- la figura 3 mostra schematicamente il funzionamento di un sensore PWS;
- la figura 4 è un esempio di immagini di sotto-pupilla, ottenibili attraverso il sensore PWS;
- 15 • la figura 5 è una schematizzazione utile per il calcolo dell'errore refrattivo;
- la figura 6 rappresenta una matrice M di mascheratura in cui le caselle nere corrispondono a zone opache in pupilla;
- la figura 7 rappresenta una griglia di calcolo per il metodo di integrazione diretta;
- 20 • la figure 8 e 9 costituiscono una rappresentazione grafica di un possibile algoritmo secondo la presente invenzione, e
- la figura 10 riporta, a titolo esemplificativo, un confronto tra una ricostruzione ottenuta con un metodo di tecnica nota ed una ottenuta con un metodo secondo la presente invenzione.

25

Antefatti dell'invenzione

Da alcuni anni ormai gli aberrometri sono presenti sul mercato e sono utilizzati come dispositivi per la misurazione oggettiva dei difetti visivi del paziente: tali difetti sono comunemente detti aberrazioni. La derivazione di queste si ottiene dalla

misura del fronte d'onda in uscita dall'occhio proveniente da una sorgente di luce puntiforme posta sulla fovea. Per fronte d'onda si intende la superficie equifase dell'onda luminosa uscente dall'occhio.

In generale, un aberrometro è composto da:

- 5 un sistema di fissazione
- un sistema di osservazione frontale dell'occhio
- un sistema di proiezione di una sorgente luminosa sulla retina
- un sistema di ripresa del fronte d'onda
- un sensore di misura del fronte d'onda

- 10 Durante un esame di aberrometria il paziente viene invitato a fissare un punto luminoso interno allo strumento al fine di allineare il suo asse visivo a quello dello strumento. Il sistema di fissazione dà l'indicazione al paziente sulla giusta direzione in cui ruotare l'occhio. Questo sistema è costituito da un illuminatore e da una mira, solitamente strutturata. Essi sono montati su un carrello mobile e possono essere
- 15 traslati in modo da consentire la compensazione del difetto sferico del paziente.

Facendo riferimento alla figura 1, al fine di allineare correttamente lo sguardo del paziente, si rende visibile al paziente il sistema di fissazione Fix attraverso il sistema ottico Lc, il beam splitter Bc e la lente frontale L0.

- Il sistema di osservazione frontale serve all'operatore per inquadrare correttamente
- 20 l'occhio del paziente e per verificare che questo fissi correttamente. Un sistema di ripresa CCDa riprende attraverso i sistemi ottici La e L0 l'immagine dell'occhio al fine di consentire all'operatore un facile allineamento dell'asse dello strumento al centro della pupilla.

- Per realizzare un'adeguata sorgente luminosa sulla retina, si proietta un raggio
- 25 luminoso sulla retina attraverso i mezzi oculari (cornea, umor acqueo, cristallino, umor vitreo). Una frazione della luce che arriva sulla retina viene retro-diffusa dalla retina stessa e ripercorre il tragitto di andata in senso contrario per generare il fronte d'onda emesso dall'occhio. La luce emessa da una sorgente Sb (solitamente un laser a bassa potenza) passando attraverso il sistema ottico Lb, viene riflessa

dallo specchio Mb passando attraverso la lente frontale L0, entra nell'occhio del paziente e, attraverso la sua pupilla, genera un punto luminoso sulla retina R del paziente.

5 In un occhio ideale il fronte d'onda riemesso è piano. In un occhio reale le aberrazioni distorcono il profilo ideale in forme più complesse (si veda ad es. la figura 2). Da una ricostruzione della forma del fronte d'onda riemesso è possibile ottenere informazioni sulle prestazioni del sistema oculare in esame.

10 Un dispositivo aberrometro riprende la pupilla d'uscita dell'occhio e ne crea un'immagine al suo interno per misurarne il fronte d'onda con un opportuno sensore.

Facendo sempre riferimento alla figura 1, un sistema di ripresa contenente i sistemi ottici L0 e Ld ed il beam splitter Bd trasferisce il fronte d'onda, di cui si devono misurare le aberrazioni, al generico sensore di fronte d'onda WFs.

15 Sono noti in letteratura vari dispositivi di misura di un fronte d'onda: tra questi il più ricorrente in oftalmologia è il sensore Hartmann – Shack (HSS).

Questo, posto in corrispondenza dell'immagine della pupilla d'uscita dell'occhio, rende possibile la misurazione delle derivate parziali in x e y del fronte d'onda in circa un migliaio di punti distribuiti su una pupilla di circa 9 mm di diametro.

20 Esso è composto da un array di micro-lenti che suddividono il fronte d'onda incidente in fronti d'onda localmente "piani" più piccoli che vengono focalizzati su un opportuno sensore. Una locale pendenza del fronte d'onda in esame determina una deviazione del punto focalizzato da una micro-lente da una predeterminata posizione tipica di un fronte d'onda non aberrato.

25 Un fronte d'onda ideale, caratterizzato da normali che sono dappertutto parallele alla stessa direzione, produrrà sul sensore un reticolo regolare di punti immagine uniformemente spazati.

Un fronte d'onda aberrato, in cui le normali non sono parallele l'una all'altra, produrrà sul sensore un reticolo più o meno disordinato e irregolare di punti immagine. La deviazione della posizione dei punti immagine da quella dei punti di

una griglia di calibrazione consente il calcolo del gradiente del fronte d'onda ovvero delle sue derivate parziali in x e y .

Una valida alternativa al sensore HSS è mutuata dall'astronomia ed è il sensore di fronte d'onda a piramide (PWS). La figura 3 mostra schematicamente il
5 funzionamento di un tale sensore.

Questo sensore, in regime di ottica geometrica, risulta equivalente a due prismi posizionati con spigoli ortogonali che generano su un sensore quattro distinte immagini della pupilla (sottopupille).

Detto W il fronte d'onda aberrato e dato il punto P in pupilla di coordinate (x, y) è
10 possibile calcolare il raggio normale a W in P . A causa dell'aberrazione, tale raggio, formerà un angolo θ con il corrispondente raggio originato da W_0 (fronte d'onda sferico di riferimento privo di aberrazioni): il raggio aberrato sul piano focale non inciderà più sul vertice della piramide, ma ad una distanza $\Delta\tau$ da questo. L'angolo θ è legato a $\Delta\tau$ dalla relazione:

15
$$\theta = \Delta\tau/f$$

A sua volta θ è una misura della pendenza del fronte d'onda in una direzione (ad esempio y), da cui:

$$\Delta\tau = f (\partial W(x,y))/\partial y$$

In pratica, lo spostamento di $\Delta\tau$ del punto di incidenza del raggio fa sì che solo una
20 delle quattro sottopupille venga illuminata dalla porzione del fronte d'onda incidente in $P(x; y)$.

Lo sbilanciamento di intensità nelle regioni delle quattro immagini della pupilla corrispondenti a $P(x; y)$ contiene l'informazione sulla pendenza del fronte d'onda incidente in quel punto.

25 Nella figura 4 è mostrata un'immagine di uscita delle quattro sottopupille di un aberrometro con a bordo un PWS.

Come l'HSS, quindi, il PWS misura la pendenza del fronte d'onda, ma, campionando il fronte d'onda sul sensore e a monte, a parità di pupilla, presenta un numero di campioni ne misura circa quaranta più alto di un sensore HSS, quindi si

ha un passo di campionamento molto più fine: questa peculiarità lo rende particolarmente adeguato per l'uso con la presente invenzione. Si noti che il passo di campionamento dell'HSS non può essere ridotto arbitrariamente per motivi di diffrazione: in altri termini se si riducesse la dimensione delle micro-lenti oltre un
5 certo limite si introdurrebbe una diffrazione e quindi l'impossibilità di una stima delle aberrazioni.

Il PWS è stato per la prima volta proposto da astronomi al fine di misurare le aberrazioni dell'atmosfera come riportato nel paper di R.Ragazzoni "Pupil plane wavefront sensing with an oscillating prism". L'utilizzo di tale sensore ai fini della
10 misurazione dell'occhio umano (in accoppiata o meno con un sistema chiuso in retroazione costituito da ottica adattiva) è stato proposto da Iglesias e Ragazzoni in WO2004025352. In questo si spiega, come nella configurazione indicata, il fronte d'onda in ingresso crei sul CCD quattro immagini della pupilla coniugata la cui intensità luminosa è dipendente dalla variazione locale del fronte d'onda stesso.

15 La tecnica di calcolo proposta per la derivazione del fronte d'onda prevede l'utilizzo di un metodo di best-fit per le normali (o derivate parziali) del fronte d'onda con un set di polinomi di Zernike.

In generale, come anche in WO2004025352, i metodi di ricostruzione classici del fronte d'onda noti in letteratura sono basati sulla ricerca di una superficie che
20 meglio approssima le derivate parziali del fronte d'onda o in altri termini le sue normali. La comune procedura di calcolo del fronte d'onda a partire dalle normali è riassumibile nei seguenti passi:

- Selezionare un set di funzioni di base che siano dei buoni descrittori della superficie da rappresentare ovvero tali che il fronte d'onda possa essere espresso
25 come combinazione lineare di queste funzioni (espansione in serie) con un errore residuo trascurabile. Esistono diverse possibilità per la scelta di queste funzioni: la più comune in questo campo di applicazione è l'insieme dei polinomi di Zernike, ma non sono da escludere altre famiglie di funzioni che soddisfino lo scopo.

- Derivare ognuna delle funzioni del set, in modo da ottenere l'espressione analitica delle derivate parziali (normali).
- Trovare l'insieme dei coefficienti dell'espansione in serie che minimizzi l'errore quadratico medio tra i campioni misurati e l'espansione in serie.

5

Descrizione dettagliata di forme preferite di realizzazione

Secondo la presente invenzione, è invece proposto un metodo di ricostruzione, preferibilmente legato ad un aberrometro che implementi un PWS, basato sull'integrazione diretta delle derivate parziali misurate della funzione rappresentativa del fronte d'onda.

Un tale metodo trova il suo fondamento matematico in tecniche note di integrazione numerica di equazioni differenziali ad esempio Eulero, Eulero modificato, Runge-Kutta, ecc..

Al fine di ottenere una fedele ricostruzione del fronte d'onda è preferibile disporre di campioni delle derivate parziali misurati molto densamente in pupilla: risultati accettabili vengono ottenuti con una distanza inter-campione inferiore a 0.05 mm corrispondenti a circa 7850 campioni in una pupilla del diametro di 5mm. Questa è una condizione che si verifica adeguatamente solo nel caso di utilizzo di un sensore di fronte d'onda a piramide (PWS). Con nessun altro sensore attualmente conosciuto in letteratura, né tantomeno con l'utilizzatissimo sensore Hartmann Shack dove i campioni misurati sono radi e distanti (la cui distanza inter-campione è dell'ordine di circa 0.25 mm pari a circa 1500 campioni in una pupilla del diametro di 5mm), si potrebbe applicare con successo il metodo qui proposto.

Per l'estrazione delle derivate parziali del primo ordine è prevista una elaborazione delle immagini acquisite, tramite algoritmi di image processing, per segmentare le immagini delle quattro sottopupille ed ottenere una matrice M di mascheratura (riportata a titolo esemplificativo in figura 6) contenente valori booleani indicanti la presenza o meno di zone completamente opache corrispondenti all'iride oppure ad opacità ottiche.

Dalle quattro immagini di pupilla si possono ottenere due matrici $\partial W/\partial x$ e $\partial W/\partial y$. Esse contengono, laddove non ci sono opacità definite nella matrice M, le derivate parziali del fronte d'onda nelle direzioni orizzontale e verticale.

La procedura per estrarre le matrici delle derivate parziali del primo ordine è da ritenersi alla portata di un esperto del settore e quindi non sarà qui descritta.

Calcolo diretto della mappa di errore refrattivo

Una tale mappa, anch'essa oggetto della presente invenzione, mostra localmente la differenza di potere dell'occhio esaminato rispetto all'ideale. In particolare modo tanto più i punti di tale mappa saranno distanti dallo zero tanto più il difetto sarà accentuato. Quindi: scostamenti di tipo miopico avranno segno negativo e scostamenti di tipo ipermetropico mostreranno segno positivo.

Il vantaggio di tale mappa è chiaro se si considera il fatto che, mentre nel fronte d'onda un difetto refrattivo semplice come un defocus è rappresentato da un paraboloide, nel caso di questa mappa un defocus è un piano.

Con riferimento alla successiva figura 5, detto W il fronte d'onda e dato il punto P in pupilla di coordinate (x, y) e la sua rappresentazione in coordinate polari (ρ , θ), per la corretta valutazione del difetto refrattivo è necessario conoscere la direzione della normale a W in P ed identificare il punto in cui questa intercetta l'asse visuale z, come mostrato in figura 5. L'inverso della distanza tra questo punto e l'origine definisce il difetto refrattivo per il corrispondente punto in pupilla.

Come è facilmente comprensibile da figura 5 l'inverso del difetto refrattivo può essere espresso come:

$$z = W + \frac{\rho}{\frac{\partial W}{\partial \rho}}$$

Dato che z risulta essere dell'ordine dei millimetri mentre il fronte d'onda è qualche ordine di grandezza più basso la formula può essere semplificata in:

$$z = \frac{\rho}{\frac{\partial W}{\partial \rho}}$$

e il difetto refrattivo V in:

$$V = \frac{1}{\rho} \frac{\partial W}{\partial \rho}$$

che dipende soltanto dalle derivate del fronte d'onda.

- 5 La comune procedura di calcolo della mappa di errore refrattivo è consequenziale al calcolo del fronte d'onda soprammenzionato. In particolare, una volta calcolato l'insieme dei coefficienti dell'espansione che meglio rappresenta il fronte d'onda si calcola l'errore refrattivo come:

$$V = \frac{1}{\rho} \frac{\partial w}{\partial \rho} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial \sum c_i Z_i(\rho, \theta)}{\partial \rho} = \frac{1}{\rho} \left(\sum c_i \frac{\partial Z_i(\rho, \theta)}{\partial \rho} \right)$$

- 10 dove c_i e Z_i sono rispettivamente l'i-esimo coefficiente e l'i-esimo polinomio di Zernike. Nella procedura comune di calcolo quindi di calcolo della mappa di errore refrattivo è consequenziale al calcolo del fronte d'onda tramite fitting come indicato da J.Nam, L.N. Thibos, D. R. Iskander in "*Describing ocular aberrations with wavefront vergence maps*"

- 15 Come già indicato, la presente invenzione si propone altresì di ricostruire il fronte d'onda a partire da dette derivate parziali del primo ordine e quindi la procedura di Fitting indicata da Nam et Alii verrà evitata: l'aver ricavato le derivate parziali del fronte d'onda lungo le direzioni x ed y, offre la possibilità, quindi, di ottenere in modo diretto, senza pesanti elaborazioni, anche una mappa di difetto
20 refrattivo estesa all'intera pupilla d'entrata del paziente.

- I vantaggi di tale fatto sono enormi dato che la possibilità di un calcolo veloce del defocus equivalente del paziente (ottenuto mediando la mappa di difetto refrattivo) permette di pilotare con feedback continuo un sistema ottico meccanico di compensazione del defocus al fine di massimizzare la dinamica del sensore di
25 fronte d'onda.

Infatti è possibile pensare una particolare configurazione realizzativa in cui un carrello induca una quantità di difetto sferico nota al fine di compensare quella misurata nel soggetto: questo sistema, detto Badal, è ben noto agli esperti del settore.

5

Calcolo diretto della mappa di fronte d'onda

In particolare, il metodo secondo la presente invenzione prevede che dopo aver calcolato le derivate parziali del fronte d'onda a mezzo delle immagini di sottopupilla acquisite, si proceda con l'integrazione diretta di suddette derivate parziali al fine di ottenere il fronte d'onda.

A titolo di premessa si consideri che in generale, se è data una serie di punti $(x_i, f'(x_i))$ $i = 0, \dots, N - 1$ con $x_0 < x_1 < x_2 < x_3 < \dots < x_{N-1}$ che sono le derivate prime di $f(x)$ calcolate in x_i di una funzione non nota $f(x)$, e una condizione iniziale $f(x_0) = c$, si può determinare l'andamento di $f(x)$, in particolare il valore $f(x_i)$ di $f(x)$ in x_i , applicando uno dei metodi di integrazione numerica noti in letteratura (Eulero, Runge-Kutta al primo ordine o all'ordine n , ecc.).

Di seguito si utilizzerà, a titolo esemplificativo, quello di Eulero. Gli altri possono essere facilmente sostituiti da un esperto in questo campo:

Quindi, detta $f(x_0) = c$, ne consegue che, per $i = 1, \dots, N$ $f(x_{i+1}) = f(x_i) + (x_{i+1} - x_i) * f'(x_i)$.

Nel contesto della presente invenzione, al fine della ricostruzione del fronte d'onda, la funzione $W(x, y)$ che descrive il fronte d'onda ha due variabili indipendenti x e y .

Il metodo secondo la presente invenzione prevede il calcolo delle derivate parziali $\partial w/\partial x$ e $\partial w/\partial y$ in una serie di punti $(x_{i,j}, y_{i,j})$ in pupilla. La figura 7 mostra in via esemplificativa tale serie di punti.

Per ricostruire $W(x, y)$ nei punti $x_{i,j}, y_{i,j}$ si può adottare la seguente strategia:

Si fissa un punto di partenza, ovvero si fissano i e j .

Si indichi:

• **RI** un passaggio di integrazione numerica verso destra caratterizzato dalla formula $W(x_{i,j+1}, y_{i,j}) = W(x_{i,j}) + (x_{i,j+1} - x_{i,j}) * \partial w / \partial x (x_{i,j}, y_{i,j})$

• **LI** un passaggio di integrazione numerica verso sinistra caratterizzato dalla formula $w(x_{i,j-1}, y_{i,j}) = W(x_{i,j}) + (x_{i,j-1} - x_{i,j}) * \partial w / \partial x (x_{i,j}, y_{i,j})$

5 • **UI** un passaggio di integrazione numerica verso l'alto caratterizzato dalla formula $W(x_{i,j}, y_{i+1,j}) = W(x_{i,j}) + (y_{i+1,j} - y_{i,j}) * \partial w / \partial y (x_{i,j}, y_{i,j})$

• **DI** un passaggio di integrazione numerica verso il basso caratterizzato dalla formula $W(x_{i,j}, y_{i-1,j}) = W(x_{i,j}) + (y_{i-1,j} - y_{i,j}) * \partial w / \partial y (x_{i,j}, y_{i,j})$

10 Ci si muove nel senso delle x crescenti, finché ci sono punti disponibili a destra, usando una formula del tipo **RI**.

Ci si muove nel senso delle x decrescenti, finché ci sono punti disponibili a sinistra, usando una formula del tipo **LI**.

Una volta terminata la ricostruzione dei punti $W(x_{i,j}, y_{i,j})$ della riga i per ogni j, si parte con la ricostruzione di ciascuna colonna j ovvero, per ogni j, si applica una
15 formula del tipo **UI** se ci si muove verso la parte alta della griglia oppure **DI** se ci si muove verso la parte bassa della griglia.

Nella descrizione precedente si è scelto di ricostruire prima una riga e poi tutte quante le colonne: un'altra strategia dell'algoritmo può essere quella di ricostruire per prima una colonna e poi tutte quante le righe.

20 Si faccia ora riferimento alle figure 8 e 9 che costituiscono una rappresentazione grafica di un possibile algoritmo secondo la presente invenzione.

In particolare, da un punto di vista algoritmico potrebbe essere implementata, ad esempio tramite un opportuno software, una funzione ricorsiva "WfReconstruct(x_0, y_0, val)" i cui passi sono descritti qui sotto:

25 a) Se l'elemento $M(x_0, y_0)$ della matrice M indica che x_0, y_0 è un punto valido allora si assegna a $W(x_0, y_0)$ il valore fissato val.

b) Si scorre la matrice in direzione sinistra applicando la formula **LI** dell'integrazione numerica fino a che su M non si trova un punto non valido. Ogni qual volta si visita un pixel valido, si segna come non valido (perché visitato)

l'elemento corrispondente di M per evitare l'innescò di una ricorsione infinita. L'indice dell'ultimo elemento valido nella riga verrà memorizzato e salvato come Lx.

5 c) Si scorre la matrice in direzione destra applicando la formula **RI** dell'integrazione numerica fino a che su M non si trova un punto non valido. Ogni qual volta si compie questa operazione si segna come non valido (perché visitato) l'elemento corrispondente di M per evitare l'innescò di una ricorsione infinita. L'indice dell'ultimo elemento valido nella riga verrà memorizzato e salvato come Rx.

10 d) Per ogni punto $P(x, y_{0+1})$ con x tra x_0 e Lx si richiama la funzione ricorsiva dal punto a) dando come valore di partenza il $W(x, y_0)$ trovato nei punti b o c.

e) Per ogni punto $P(x, y_{0-1})$ con x tra x_{0+1} e Rx si chiama la funzione ricorsiva dal punto a) dando come valore di partenza il $W(x, y_0)$ trovato nei punti b o c.

15 Attraverso ad esempio un algoritmo di calcolo del centroide sull'immagine di pupilla è possibile individuare un primo punto A0 da cui cominciare. Si supponga che il punto selezionato sia un punto valido nella matrice M.

20 Si lancia la funzione ricorsiva WfReconstruct con i valori $x_0 = x_{A0}$ e $y_0 = y_{A0}$ e val = 0. Questa diviene la condizione al contorno per l'integrazione numerica ed è assolutamente arbitraria dato che ha soltanto l'effetto di traslare il wavefront e non ha conseguenze dal punto di vista ottico.

Partendo dal punto x, y di A0 ci si dirige prima a sinistra fino a A7 [c], e poi a destra fino a A17 [d]. La prima chiamata ricorsiva sarà dal punto A0 verso il basso [d] e a sua volta riempirà la riga B fino al primo punto non valido. L'algoritmo continuerà fino alla riga M riempiendo la parte bassa della pupilla per poi continuare il riempimento sulla riga N e O lanciato rispettivamente da D12 e N0. Finita la riga O tutte le ricorsioni verranno terminate per il fatto che la matrice M è completamente riempita nella parte bassa e si tornerà a lanciare la ricorsione del punto A0 nella parte alta [e]: questo permetterà di riempire anche la parte alta della pupilla.

Una versione alternativa dell'algoritmo può scandire prima le colonne invece che le righe ed effettuare la ricorsione sulle righe in modo del tutto analogo a quanto scritto sopra.

Si può inoltre adottare un ulteriore metodo in cui vengano eseguite le due
5 versioni precedenti dell' algoritmo e poi si medino i fronti d'onda ricostruiti per ottenere una maggiore reiezione del rumore.

La successiva figura 10 riporta, sempre a titolo esemplificativo, un confronto tra una ricostruzione ottenuta con un metodo di tecnica nota, in particolare con un fitting di Zernike al decimo ordine, e con un metodo secondo la presente
10 invenzione. Come si può vedere la ricostruzione col metodo di integrazione diretta riesce a inseguire fedelmente l'andamento della funzione a differenza della serie di polinomi di Zernike.

Sempre secondo la presente invenzione, è quindi possibile prevedere un apparato per la misura di aberrazioni di un sistema ottico oculare di un soggetto,
15 che comprenda mezzi per illuminare una retina di un soggetto, in particolare una sorgente di luce quale un laser o simile.

Inoltre, l'apparato comprende mezzi per rilevare una porzione di luce riflessa dalla retina, tramite un sensore comprendente almeno un prisma atto a suddividere l'immagine della pupilla in tre o più immagini di sotto-pupilla.

20 In particolare, è preferibile che tale prisma sia di forma piramidale e quindi atto a produrre quattro immagini sotto-pupilla.

Tali immagini di sotto-pupilla potranno essere acquisite, preferibilmente in formato digitale, tramite corrispondenti mezzi di acquisizione. Non sembra qui necessario riportare una descrizione dettagliata di tali mezzi, essendo gli stessi
25 certamente alla portata di un tecnico del settore.

L'apparato comprenderà inoltre mezzi per elaborare le immagini acquisite.

In particolare, tali mezzi per elaborare comprendono un elaboratore programmabile, e corrispondente software di calcolo, per ottenere le derivate parziali del primo ordine del fronte d'onda generato dal sistema ottico oculare.

Il software, del quale non sarà naturalmente descritta nel dettaglio alcuna implementazione specifica, potrà realizzare ciascuno dei passi di elaborazione previsti dal metodo secondo la presente invenzione e descritti finora.

5 Inoltre, l'apparato potrà essere provvisto di mezzi di interfaccia, ad es. monitor, stampanti, ecc., per la rappresentazione grafica delle derivate parziali calcolate.

Preferibilmente, queste potranno essere rappresentate in forma di una mappa di valori, ciascuno di detti valori essendo rappresentativo di un potere refrattivo locale del sistema ottico oculare.

10 Allo scopo di realizzare i passi del metodo utili alla ricostruzione del fronte d'onda, il software può essere atto ad implementare un algoritmo di integrazione diretta di dette derivate parziali, ove il risultato di detta integrazione costituisce una funzione rappresentativa del fronte d'onda. Tali algoritmi sono stati ampiamente descritti in precedenza.

15 La presente invenzione è stata fin qui descritta con riferimento a sue forme di realizzazione preferite. È da intendersi che ciascuna delle soluzioni tecniche implementate nelle forme di realizzazione preferite qui descritte a titolo esemplificativo, potranno vantaggiosamente essere combinate diversamente tra loro, per dar forma ad altre forme di realizzazione, che afferiscono al medesimo
20 nucleo inventivo e tutte comunque rientranti nell'ambito di protezione delle rivendicazioni qui di seguito riportate.

RIVENDICAZIONI

1. Metodo per la misura di aberrazioni di un sistema ottico oculare, comprendente i passi di:

- illuminare una retina di un soggetto;
- 5 - rilevare una porzione di luce riflessa dalla retina, tramite un sensore comprendente almeno un prisma atto a suddividere l'immagine della pupilla in tre o più immagini di sotto-pupilla,
- acquisire dette immagini di sotto-pupilla;
- elaborare dette immagini acquisite per ottenere derivate parziali del primo
- 10 ordine di un fronte d'onda generato dal sistema ottico oculare, detto metodo comprendendo inoltre un passo di ricostruire detto fronte d'onda applicando un algoritmo di integrazione numerica diretta di dette derivate parziali, e/o di ricavare una mappa di valori a partire da dette derivate parziali, ciascuno di detti valori essendo rappresentativo di un errore refrattivo locale di detto sistema
- 15 ottico oculare.

2. Metodo secondo la rivendicazione 1, in cui detto prisma è di forma piramidale a base quadrata ed atto a produrre quattro immagini sotto-pupilla.

- 20 3. Metodo secondo la rivendicazione 1 o 2, in cui detto $W(z, \rho)$ il fronte d'onda, l'errore refrattivo locale è calcolato secondo la seguente formula:

$$V = \frac{1}{\rho} \frac{\partial W}{\partial \rho}.$$

- 25 4. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, in cui detto algoritmo di integrazione numerica è basato sul metodo di integrazione numerica di Eulero.

5. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, in cui detto algoritmo di integrazione numerica è di tipo ricorsivo.

6. Apparato per la misura di aberrazioni di un sistema ottico oculare,
5 comprendente:

- mezzi per illuminare una retina di un soggetto;
- mezzi per rilevare una porzione di luce riflessa dalla retina, tramite un sensore comprendente almeno un prisma atto a suddividere l'immagine della pupilla in due o più immagini di sotto-pupilla,
- 10 - mezzi per acquisire dette immagini di sotto-pupilla;
- mezzi per elaborare dette immagini acquisite per ottenere dette derivate parziali del primo ordine di un fronte d'onda generato dal sistema ottico oculare, detto apparato comprendendo inoltre mezzi software per applicare un algoritmo di integrazione diretta di dette derivate parziali, il risultato di detta integrazione
15 essendo una funzione rappresentativa di detto fronte d'onda, e/o per calcolare una mappa di valori a partire da dette derivate parziali, ciascuno di detti valori essendo rappresentativo di un errore refrattivo locale di detto sistema ottico oculare.

7. Apparato secondo la rivendicazione 6, in cui detto prisma è di forma
20 piramidale a base quadrata ed atto a produrre quattro immagini sotto-pupilla.

8. Apparato secondo la rivendicazione 6 o 7, in cui detto algoritmo di integrazione numerica è basato sul metodo di integrazione numerica di Eulero.

9. Apparato secondo una delle rivendicazioni da 6 a 8, in cui detto algoritmo di
25 integrazione numerica è di tipo ricorsivo.

10. Apparato secondo una delle rivendicazioni da 6 a 9, in cui un sistema ottico meccanico di compensazione del defocus del paziente sia pilotato in retroazione dal dato di errore refrattivo.

CLAIMS

1. Method for measuring aberrations of a ocular optical system, comprising the steps of:

- 5 - lighting a retina of a subject;
- detecting a light portion reflected by the retina, through a sensor comprising at least a prism apt to split the pupil image in three or more sub-pupil images;
- acquiring said sub-pupil images;
- processing said acquired images so to obtain first order partial derivatives of a wavefront generated by the ocular optical system,
- 10 said method further comprising a step of reconstructing said wavefront through an algorithm for direct numeric integration of said partial derivatives, and/or of obtaining a map of values from said partial derivatives, each of said values being representative of a local refracting error of said ocular optical system.

15 **2.** Method according to claim 1, wherein said prism is pyramid-shaped with a square base and apt to produce four sub-pupil images.

3. Method according to claim 1 or 2, wherein, said $W(z, \rho)$ the wavefront, the local refracting error is calculated according to the following formula:

$$V = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial W}{\partial \rho}.$$

4. Method according to anyone of the preceding claims, wherein said numeric integration algorithm is based on the Euler's numeric integration method.

25 **5.** Method according to anyone of the preceding claims, wherein said numeric integration algorithm is recursive.

6. Apparatus for measuring aberrations of a ocular optical system, comprising:

- means for lighting a retina of a subject;
- means for detecting a light portion reflected by the retina, through a sensor comprising at least a prism apt to split the pupil image in three or more sub-pupil images;

5 - means for acquiring said sub-pupil images;

 - means for processing said acquired images for obtaining first order partial derivatives of a wavefront generated by the ocular optical system, said apparatus further comprising software means for applying a direct numeric integration algorithm to said partial derivatives, the result of said integration being a

10 function representative of said wavefront, and/or for calculating a map of values from said partial derivatives, each of said values being representative of a local refracting error of said ocular optical system.

7. Apparatus according to claim 6, wherein said prism is pyramid-shaped with

15 a square base and apt to produce four sub-pupil images.

8. Apparatus according to claim 6 or 7, wherein said numeric integration algorithm is based on the Euler's numeric integration method.

20 9. Apparatus according to anyone of the claims 6 to 8, wherein said numeric integration algorithm is recursive.

 10. Apparatus according to anyone of the claims 6 to 9, wherein a mechanical optical system for compensating a defocus of the subject is driven in feedback by

25 the refracting error data.

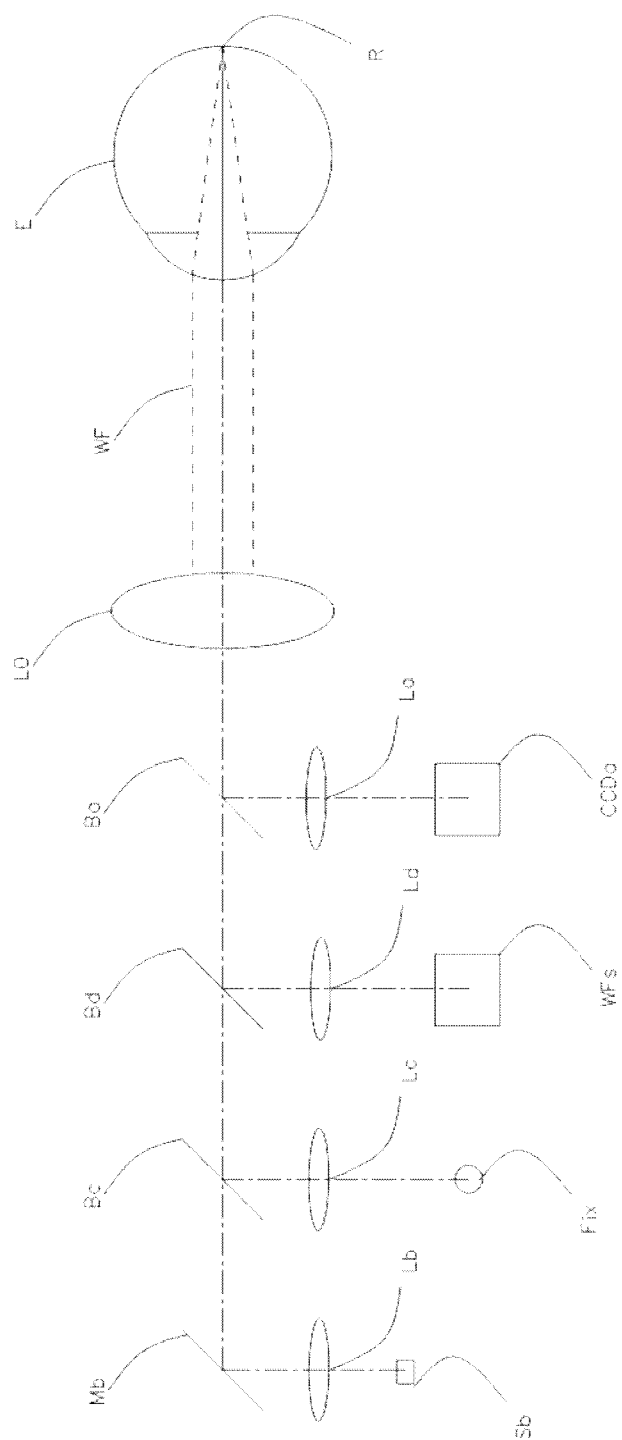


FIG. 1

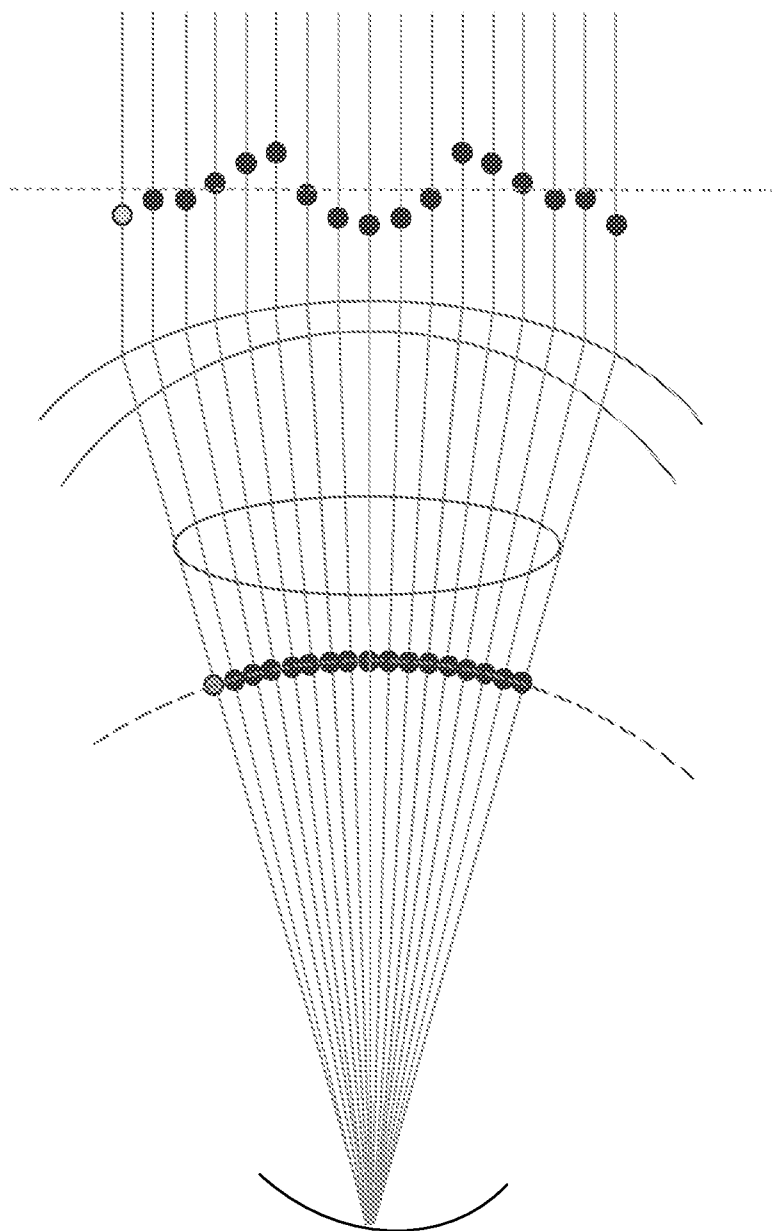


FIG. 2

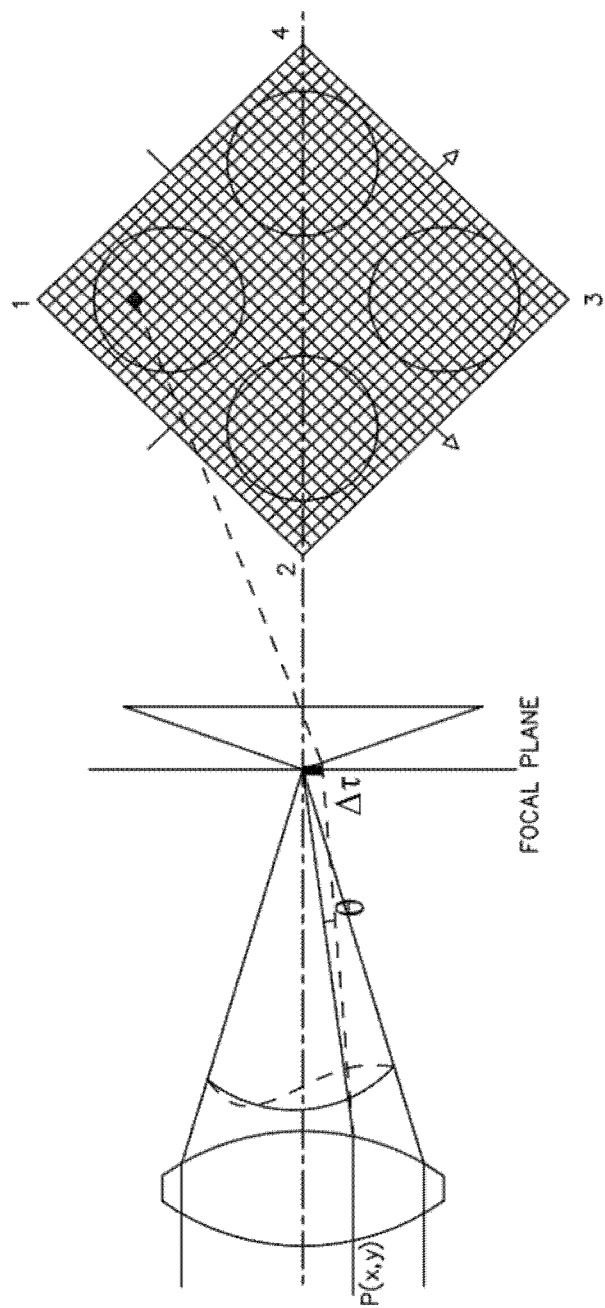
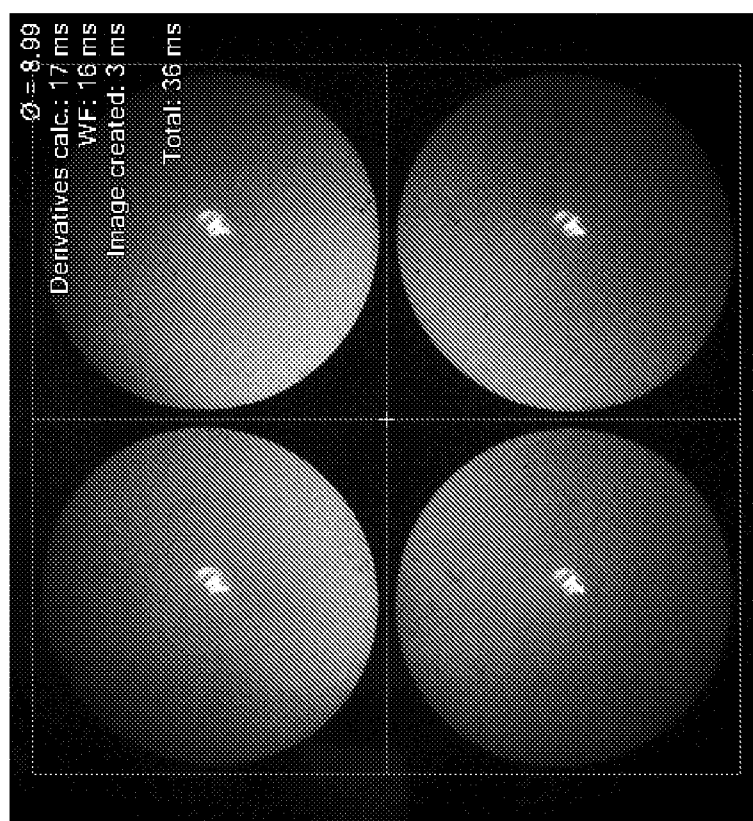


FIG. 3

**FIG. 4**

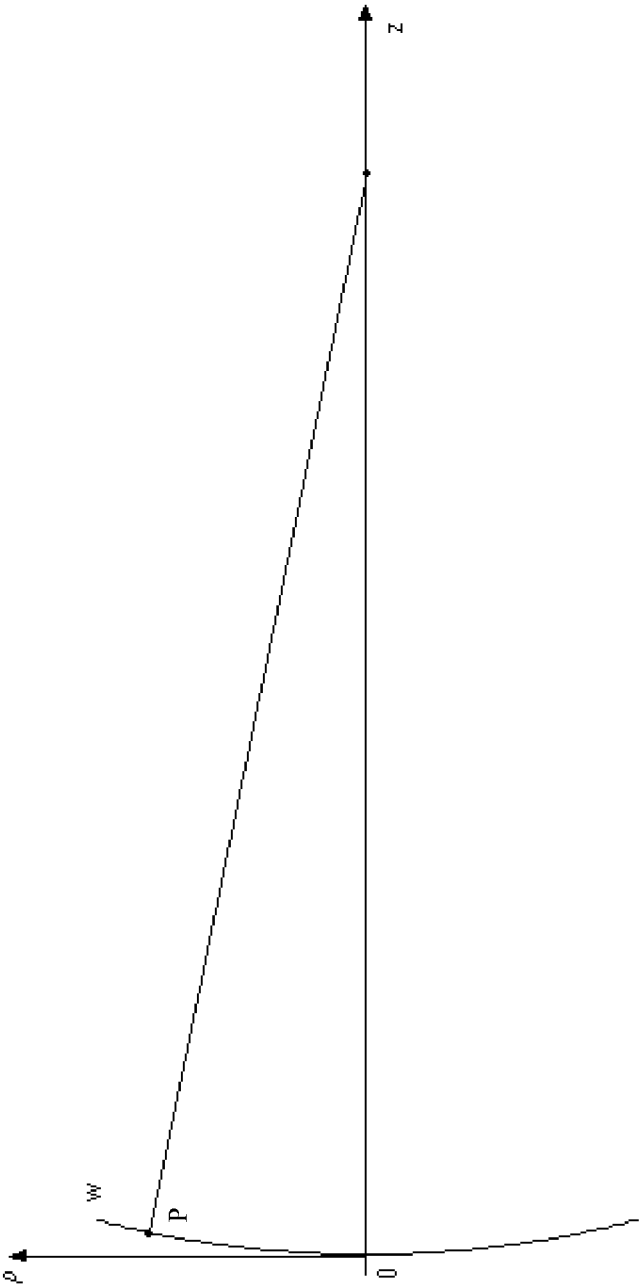


FIG. 5

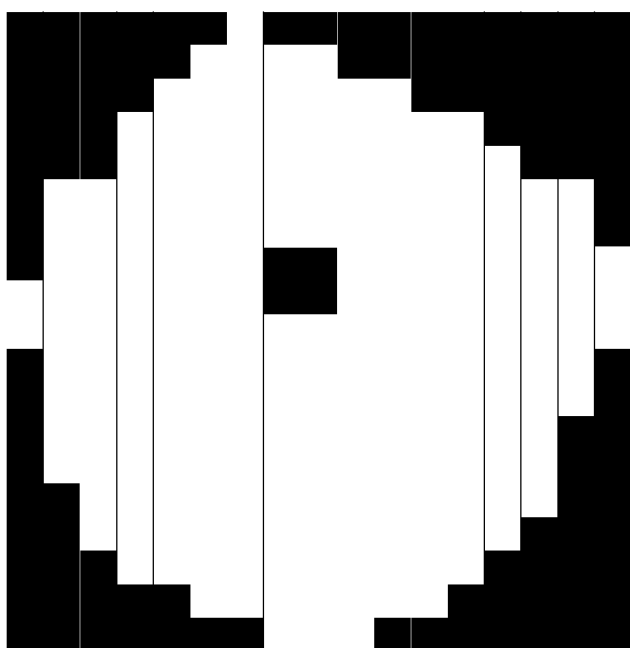


FIG. 6

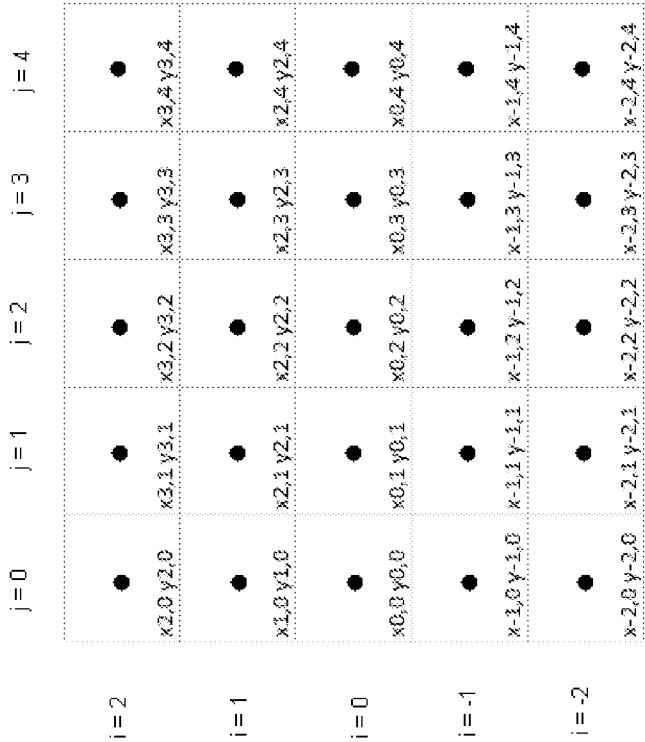


FIG. 7

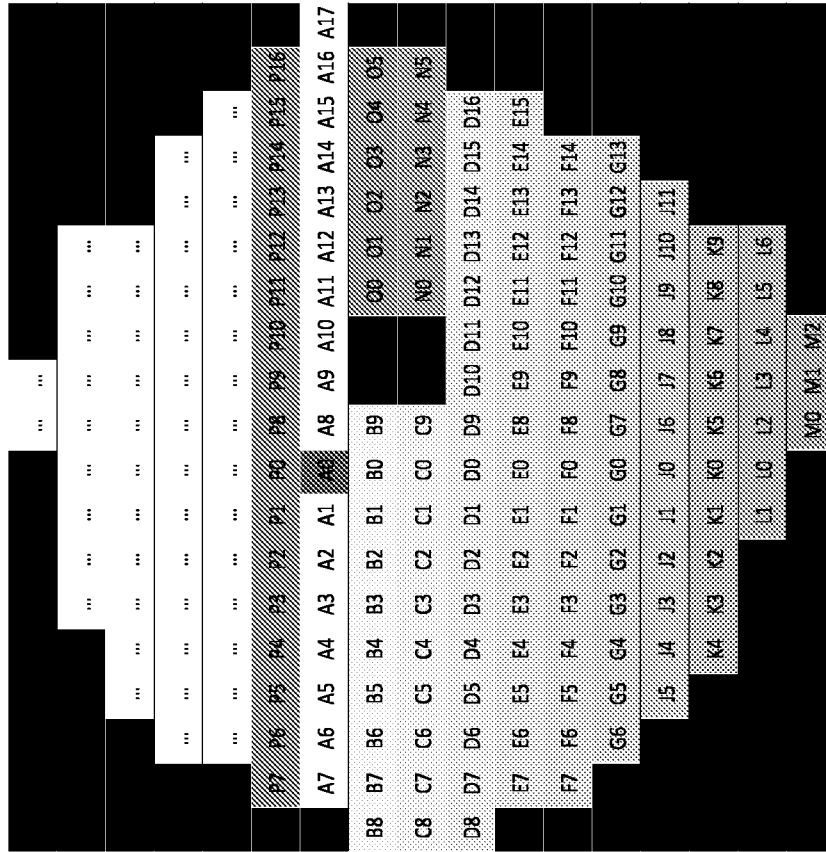


FIG. 9

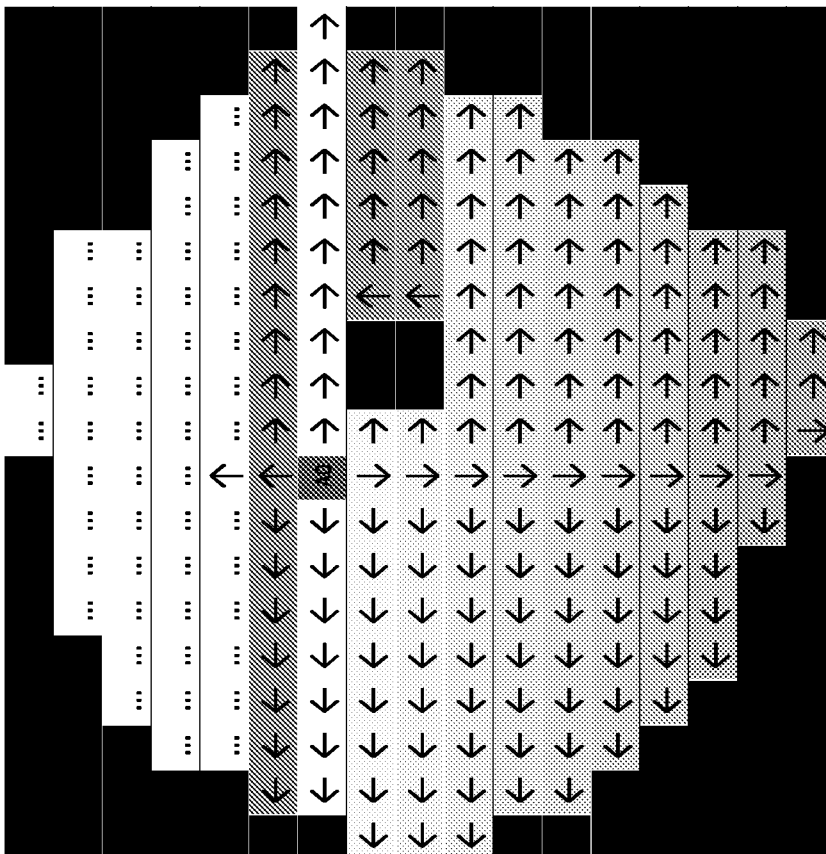


FIG. 8

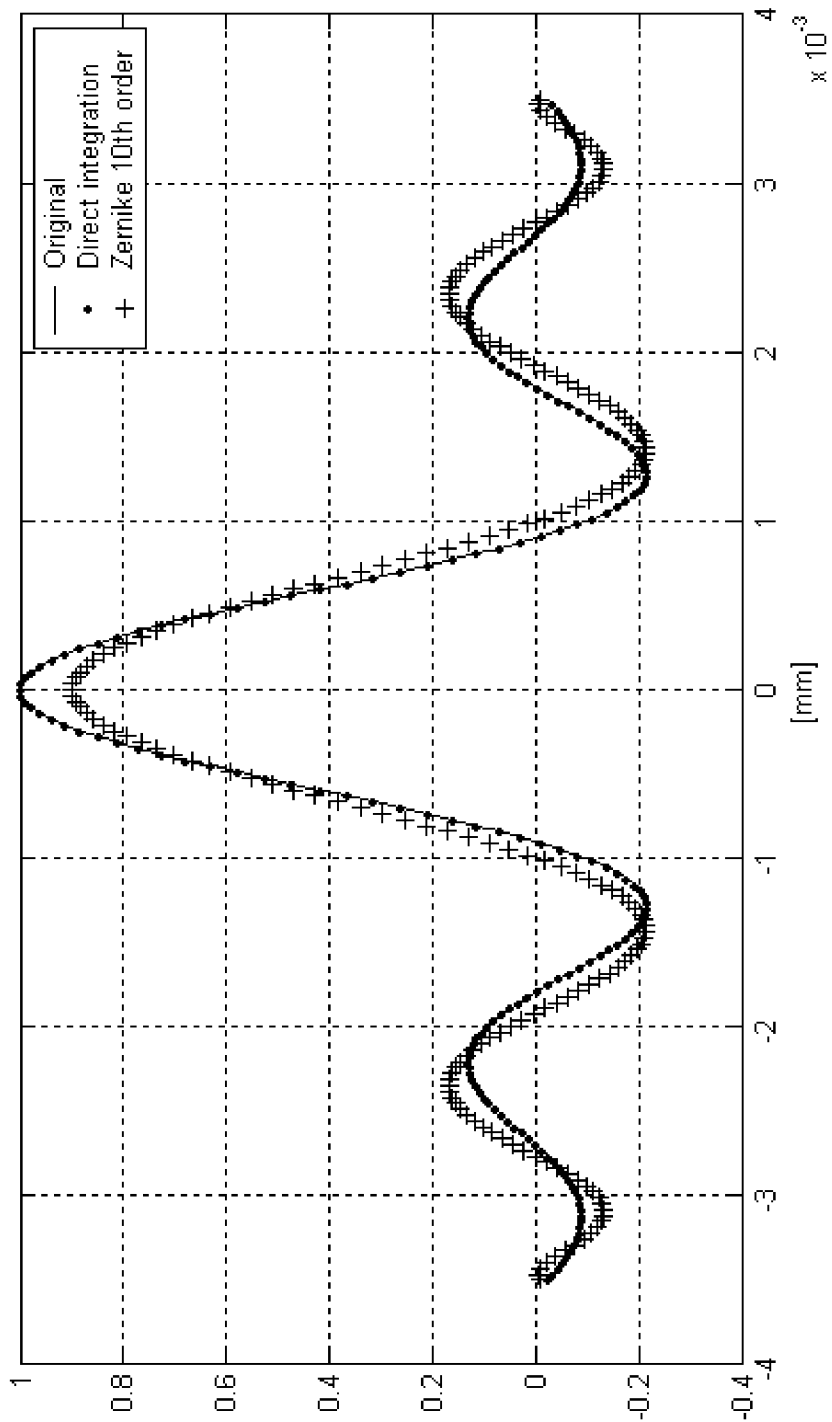


FIG. 10