

# Visione ad alta definizione e lenti oftalmiche

di Salvatore Pintus,  
 Coordinatore corso di  
 Optometria dell'istituto  
 B. Zaccagnini,  
 Se. di Torino,  
 Optometrista S.Opt.I.,  
 Professore a Contratto  
 Università di Torino  
 C.d.L. Ottica e  
 Optometria

dossier

## Introduzione

La continua evoluzione della tecnologia ottica ci permette oggi di disporre di strumenti e di materiali che hanno contribuito in modo rilevante a cambiare le nostre procedure, sia nell'ambito delle valutazioni delle anomalie della visione che nella scelta e adattamento delle soluzioni correttive. Il modo con cui oggi interpretiamo la correzione dei difetti visivi si arricchisce delle informazioni sulla presenza delle aberrazioni oculari di alto ordine che in passato si potevano solo ipotizzare mentre adesso si possono misurare e correggere in molti casi. L'introduzione nella pratica clinica optometrica dei rilevamenti aberrometrici eseguita con specifici aberrometri, molto utilizzata nell'ambito della chirurgia refrattiva, permette di costruire lenti a contatto e lenti oftalmiche estremamente personalizzate in grado di correggere o minimizzare gli effetti che le aberrazioni di alto ordine hanno sulla visione. In questa trattazione ci occuperemo delle lenti oftalmiche che permettono di migliorare la qualità della visione.

## Visione e aberrazioni

Quante volte nella pratica clinica ci siamo trovati di fronte a soggetti che, dopo aver rilevato un difetto di refrazione, ottengono un'acuità visiva simile con combinazione di lenti sferiche e cilindriche di potere e direzione diversi, oppure ancora che operatori che esaminano lo stesso soggetto formulino prescrizioni differenti. Tralasciando le considerazioni sulle capacità e la preparazione tecnica di chi esegue le misurazioni possiamo giustificare le differenze di rilevamento delle

correzioni con la presenza di aberrazioni di alto ordine (AAO). Le AAO interferiscono nella visione e sono influenzate principalmente dalla dimensione dell'apertura pupillare che è condizionata da molteplici fattori quali ad esempio l'illuminamento dell'ambiente dove si esegue la misura, l'ottotipo e la distanza cui si propone, dall'utilizzo dell'occhiale di prova o del forottero, ecc. Sappiamo molto bene che le variazioni del diametro pupillare influiscono sulla profondità di fuoco del sistema ottico oculare e di conseguenza sulla profondità di campo e possiamo calcolare, conoscendone le dimensioni, l'intervallo di spazio in cui noi percepiamo "nitide" le immagini degli oggetti posti a una distanza data e questo senza l'intervento dell'accomodazione. La miosi pupillare fa aumentare la profondità di fuoco del sistema ottico oculare e, se questo è affetto da aberrazioni, riduce anche il disco di confusione che si genera per ogni punto immagine permettendo di migliorare complessivamente l'acuità visiva o più propriamente di ridurre il minimo angolo di risoluzione (MAR). Un'applicazione pratica di questo fenomeno è l'utilizzo del foro stenopeico che permette di differenziare la condizione di visione insufficiente a seguito d'ipovisione da quella dovuta alle aberrazioni. Il foro riduce il contributo energetico per la formazione dell'immagine ma allo stesso tempo riduce il disco di confusione immagine, un miglioramento dell'acuità visiva è indice di ametropia non perfettamente corretta o della presenza di aberropia (Agarwal A, 2008). Il termine aberropia coniato di recente descrive la riduzione di acuità visiva dovuto alle

AAO. Occorre fare una precisazione: quando parliamo di aberrazioni vogliamo intendere tutte le differenze che un sistema ottico, nel nostro caso l'occhio, introduce tra le caratteristiche dell'oggetto e l'immagine generata dal sistema. Da questa precisazione si deduce che anche le ametropie sono delle aberrazioni e come tali sono classificate, ma sono aberrazioni compensabili con le lenti sferiche e/o in combinazione con lenti cilindriche opportunamente orientate e sono definite aberrazioni del secondo ordine, mentre le AAO sono aberrazioni classificate come superiori al terzo ordine e per le loro caratteristiche non trovano compensazione con lenti correttive a simmetria di rivoluzione. Quando nel corso di studi abbiamo studiato l'occhio schematico lo abbiamo rappresentato con superfici di rifrazione perfettamente curve (cornea e cristallino), le abbiamo fatte attraversare da raggi perfettamente diritti e abbiamo misurato le variazioni di vergenza in diottrie, in realtà tutto questo è una semplificazione di quello che realmente avviene nell'occhio reale ma possiamo affermare che è un ottimo sistema di riferimento per correggere, rappresentando graficamente, le ametropie utilizzando lenti con potere sferico e cilindrico.

Le ametropie sferiche e cilindriche rappresentano circa l'80% della rifrazione totale oculare e se sono ben compensate nella maggioranza dei casi permettono di ottenere un'acuità visiva normale misurata con ottotipi ad alto contrasto (Shaw-McMinn, 2007). Tuttavia molti soggetti lamentano disagio per una qualità di visione scadente al diminuire del contrasto e in particolare nelle condizioni di visione notturna soprattutto alla guida dei veicoli e questo può essere dovuto alla presenza di AAO. Possiamo indicare le AAO che interessano l'occhio (aberropie) come Coma, Aberrazione Sferica, Trifoglio, Tetra-foglio, ecc... Si tratta di AAO monocromatiche che diventano ancora più complesse se si aggiungono gli effetti del policromatismo della radiazione ottica che si disperde quando passa da un mezzo ottico a un altro; la legge della rifrazione si applica cioè per ciascuna lunghezza d'onda generando delle immagini affette anche dall'Aberrazione Cromatica. L'Aberrazione Cromatica dell'occhio non si

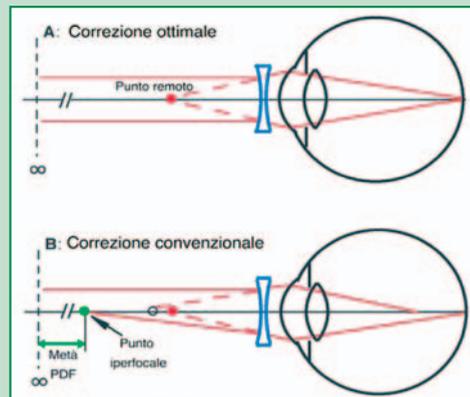


Fig. 1  
Ametropia corretta con la coincidenza tra il punto remoto e il fuoco immagine della lente (A), questa condizione è solo teorica. In realtà (B) nella rifrazione convenzionale (minimo negativo e massimo positivo) la fovea è coniugata con un punto più distante del punto remoto, punto iperfocale, che si colloca a una distanza pari alla metà del valore della profondità di campo. Il fuoco immagine della lente (o) sarà più distante del punto remoto e questo provoca una sottocorrezione della miopia. (Thibos, Hong, Bradley, & Applegate, 2004).

può correggere ma se ne possono limitare gli effetti con le lenti filtranti selettive. Queste lenti filtranti sono spesso utilizzate in presenza di patologie oculari per garantire la migliore protezione dalle radiazioni nocive per l'occhio ma sono anche in grado di migliorare sia l'acuità visiva sia il comfort permettendo all'occhio di ricevere le immagini degli oggetti con il contributo di specifiche parti dello spettro visibile. Le aziende che commercializzano queste lenti filtranti prevalentemente le indicano con un numero cui corrisponde la lunghezza d'onda che le rende selettive, così ad esempio un filtro indicato da un'azienda con il numero 440 ci apparirà blu violetto perché blocca tutte le lunghezze d'onda superiori a quel valore e ci dà la sensazione del colore blu, un filtro indicato da un'altra azienda con 550 si lascerà attraversare dalle lunghezze d'onda superiori a quel valore e ci apparirà di colore giallo-arancio.

L'Aberrazione Cromatica Assiale e Trasversale o di Ingrandimento è presente in tutte le lenti oftalmiche ed è data dalla differenza dell'indice di rifrazione per ciascuna lunghezza d'onda del materiale con cui è costruita: non si può correggere ma, con particolari accorgimenti, se ne possono limitare gli effetti. La differenza d'ingrandimento generata dall'Aberrazione Cromatica Trasversale (ACT) è responsabile del degrado delle immagini, aumenta quando la visione si realizza allontanandosi dal centro ottico ed è legata sia all'effetto prismatico della lente nel punto considerato che alla dispersione cromatica del materiale. La relazione che ci permette di calcolare l'ACT mette in rapporto l'effetto prismatico "Δ" nel punto

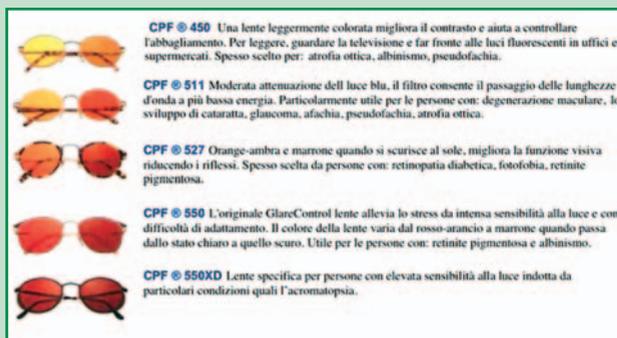


Fig. 2  
Lenti filtranti selettive fotocromatiche. A ogni specifico assorbimento è attribuita una caratteristica protettiva e un suggerimento per il miglioramento di alcune condizioni oculari.

della lente considerato ottenuto dalla formula di Prentice ( $\Delta = h_{cm} \times F_D$ ) con il coefficiente di dispersione media anche denominato Numero di Abbe "v" ( $v = (n_d - 1) / (n_f - n_c)$ ) che l'azienda ci fornisce come parametro del materiale della lente.

ACT = Aberrazione Cromatica Trasversale.

$\Delta$  = Effetto prismatico della lente nel punto eccentrico considerato.

v = Coefficiente di dispersione media o Numero di Abbe.

Il Numero di Abbe è al denominatore e questo ci indica che più è alto questo valore tanto minore sarà l'ACT. La sensibilità media all'ACT è misurata in diottrie prismatiche ed ha un valore di 0,10  $\Delta$ , superato questo limite si possono percepire, con mire ad alto contrasto, i bordi delle immagini con delle frange iridate mentre con mire a basso contrasto i bordi ci appaiono indistinti e poco definiti.

Ad esempio una lente con un potere frontale posteriore di F = -4.00D centrata sull'asse-visivo di un occhio se costruita con un materiale che ha v = 30 garantirà un'ampiezza di 15°

attorno al centro ottico in cui non si avverte l'ACT, se si utilizza un materiale con v = 60 l'ampiezza aumenta fino a 30°, in pratica raddoppia permettendo all'occhio di utilizzare una porzione di lente più ampia senza avvertire gli effetti dell'ACT.

Per minimizzare gli effetti della ACT si possono adottare i seguenti accorgimenti:

- Utilizzare materiali con alto valore di "v".
- Centrare correttamente le lenti in orizzontale e verticale e verificare l'inclinazione pantoscopica.
- Utilizzare lenti con il miglior disegno ottico.
- Utilizzare montature che permettano la minor distanza apice corneale-lente.

L'aberrazione cromatica nell'occhio produce tre effetti distinti che contribuiscono a limitare la funzione ottica di trasferimento dell'immagine (Modular Transfer Functions MTF) riducendo la sensibilità al contrasto. L'effetto principale è la differenza di fuoco, il secondo effetto è la differenza d'ingrandimento delle immagini e il terzo è quello della differenza di localizzazione spaziale, introdotto dall'ecentricità degli stimoli cromatici.

Per descrivere le aberrazioni monocromatiche di basso e alto ordine e il conseguente comportamento del fronte d'onda in movimento all'interno dell'occhio si possono utilizzare delle espressioni matematiche ovvero i polinomi di Zernike. Questi polinomi possono essere trasformati in rappresentazioni grafiche tridimensionali che imitano la forma del fronte d'onda aberrato. Le rappresentazioni grafiche del fronte d'onda sfruttano un codice di lettura a scala cromatica e sono simili in apparenza alle mappe della topografia corneale. Questa modalità di descrizione è molto utile perché permette rapidamente di individuare il tipo di aberrazione e di inserirla nella classificazione delle AAO. Se immaginiamo la radiazione ottica come un solido a faccia piana che entra nell'occhio i polinomi di Zernike ci illustrano come la superficie piana è distorta da una specifica aberrazione. Queste immagini sono generate dalla caratteristica del "fronte d'onda". Alcune AAO possono apparire come la mappa tridimensionale di una catena montuosa con sporgenze in alcune zone e avvallamenti a forma di sella in altre.

Sono state identificate e classificate fino

Fig. 3  
Il raggio incidente policromatico è scomposto, al passaggio nella lente, nelle varie componenti monocromatiche generando diverse immagini dello stesso oggetto di dimensioni differenti. L'osservatore percepirà i bordi con frange iridate con mire ad alto contrasto mentre con mire a basso contrasto i bordi appariranno indistinti e poco definiti (Jalie, 2008).

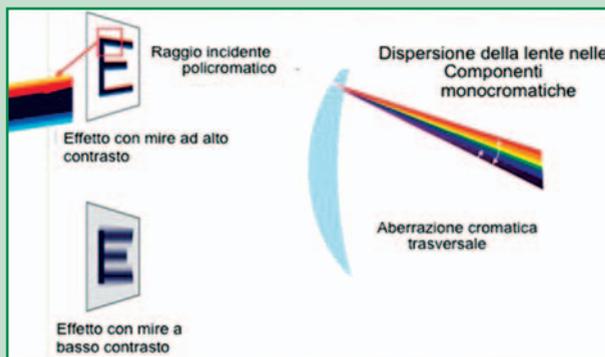


Fig. 4  
Rappresentazione della piramide di Zernike. Se immaginiamo la radiazione ottica come un solido a faccia piana che entra nell'occhio i polinomi di Zernike ci illustrano come la superficie piana è distorta da una specifica aberrazione. Queste immagini sono generate dalla caratteristica del "fronte d'onda".

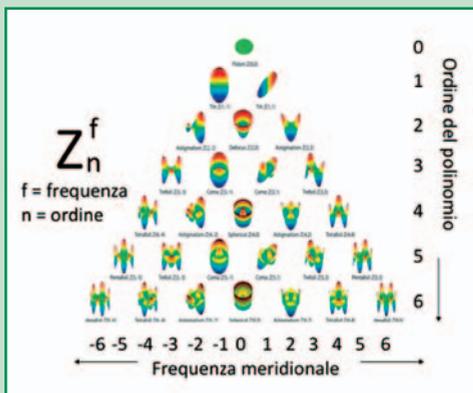
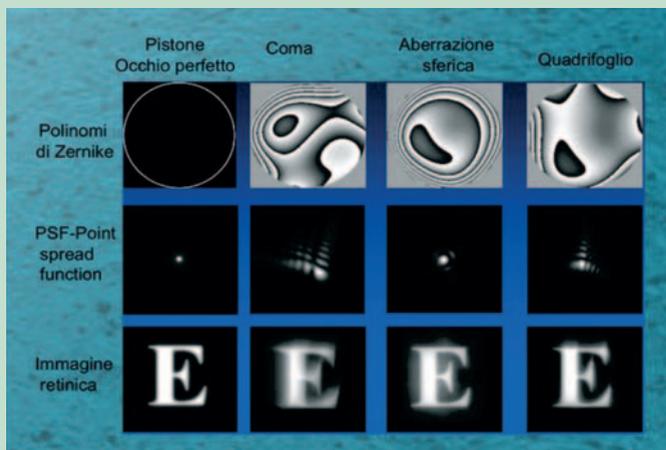


Fig. 5  
Un modo per capire come vede un soggetto affetto da aberrazioni è il metodo denominato "Point Spread Function" (PSF) ovvero la funzione di diffusione dell'immagine. Conoscendo l'entità e il tipo di aberrazione si può simulare, con un procedimento matematico chiamato "convoluzione", l'immagine di qualsiasi oggetto che si forma sulla retina. Nella figura è simulata la visione di una lettera modificata dalla presenza di aberrazioni.

all'ottavo ordine più di 65 tipi di aberrazioni, tuttavia l'occhio umano è in grado di percepire gli effetti della distorsione solo fino al quinto e sesto ordine. Le AAO clinicamente rilevanti e che possono compromettere la visione sono quelle tra il terzo e sesto ordine e questo indipendentemente dalla correzione del defocus e dell'astigmatismo. Le aberrazioni del terzo ordine sono coma e trifoglio. Osservando una sorgente raggiante quale ad esempio un lampione acceso di sera, i soggetti che manifestano coma vedranno una coda di foschia che si origina dalla luce proprio come una cometa. L'aberrazione a trifoglio è meno disturbante per la visione perché induce minori effetti di foschia dalla parte centrale della sorgente raggiante. L'aberrazione sferica, il tetrafoglio (anche chiamato quadrifoglio) e l'astigmatismo secondario sono descritte dal quarto ordine. L'aberrazione sferica è riferita come la visione di un alone circolare attorno ad

una sorgente raggiante. Le distorsioni causate dal tetrafoglio come per il trifoglio degradano meno la visione perché il loro effetto è meno centrale. L'astigmatismo secondario può avere effetti negativi sulla visione perché riferito come un tipo di distorsione a isola centrale con la percezione di raggi che si dipartono dai bordi delle immagini. Un modo per capire come vede un soggetto affetto da aberrazioni è il metodo denominato "Point Spread Function" (PSF) ovvero la funzione di diffusione dell'immagine. Conoscendo l'entità e il tipo di aberrazione si può simulare, con un procedimento matematico chiamato "convoluzione", l'immagine di qualsiasi oggetto che si forma sulla retina. La radiazione ottica emessa da un punto oggetto che passa attraverso un sistema ottico aberrato sarà disperso o diffuso dalle aberrazioni generando un'immagine sfuocata. Ogni aberrazione genera un'immagine che si proietta sulla retina con un aspetto caratteristico. La PSF è utile per darci un'idea di ciò che i nostri utenti vedono effettivamente.

La presenza di aberrazioni di alto ordine si rilevano in un numero considerevole dei nostri utenti così come sono diffuse nella popolazione in generale. Uno studio ha mostrato che il 96% di miopi e il 77% di emmetropi mostrano livelli rilevanti di AAO. La presenza di AAO non corrette può far riferire sintomatologie ben specifiche ad esempio immagini sdoppiate, mancanza di contrasto, attenuazione nella visione dei colori, sensibilità all'abbagliamento, problemi nella guida notturna, aloni e/o la percezione di comete attorno alle sorgenti raggianti luminose e non ultimo l'affaticamento nella visione prolungata da vicino. Soggetti con aperture pupillari ampie spesso si lamentano di questi sintomi disturbanti poiché gli effetti di sfuocature delle immagini aumentano con l'aumentare del diametro pupillare. I soggetti con pupille ampie o con lenta motilità pupillare mostrano più frequentemente visione scarsa. Questi soggetti prevalentemente sono i bambini, quelli che si trovano spesso in situazioni di scarso illuminamento, chi assume farmaci che inducono midriasi quali ad esempio: gli antidepressivi, i beta bloccanti, gli antistaminici, le anfetamine, nitroglicerina, ecc. Soggetti presbiteri consolidati sottoposti agli



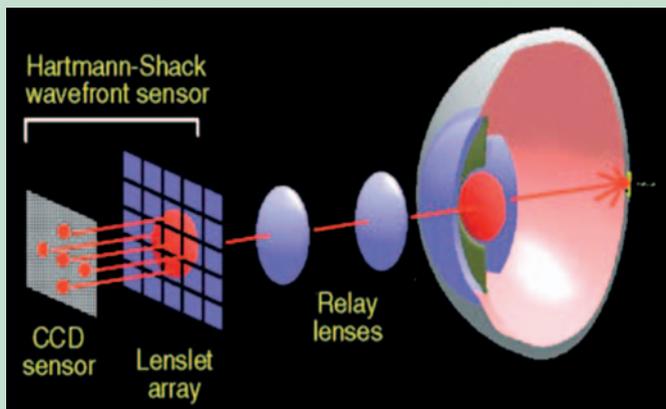


Fig. 6  
Aberrometro tipo Hartmann-Shack. Un fascio raggiante illumina la retina dove è riflesso ed emerge attraverso la pupilla dall'occhio. Il fascio raggiante emergendo dall'occhio nel suo percorso passa attraverso un sistema ottico costituito da un doppietto di lenti che lo proietta su di un piano dove sono collocate una matrice ben ordinata di microlenti a una distanza dall'occhio tale da essere coniugato con la pupilla. Quando il fascio attraversa la matrice di microlenti è trasformato in tanti piccoli fasci che si proiettano, creando tanti piccoli spot, in un sensore digitale. Attraverso lo spostamento degli spot dalla posizione ideale si risale al tipo e alla quantità di aberrazione (Thibos L. N., 2000).

effetti di ciclopegici dopo la dilatazione pupillare lamentano visione offuscata, anche se utilizzano i loro occhiali perfettamente corretti, questo fenomeno ci mostra che l'accomodazione, che in questi casi è ininfluenza, non è responsabile della sfuocatura ma dipende dalla presenza di AAO. Quando sono corrette le AAO, secondo gli esperti, si possono raggiungere acuità visive molto elevate anche superiori a 16/10 e questo ci permetterebbe di prescrivere lenti correttive con le quali si potrebbero raggiungere alte acuità visive: la cosiddetta "Super-Visione".

#### Come sono misurate le Aberrazioni

Le aberrazioni le misuriamo con gli aberrometri e quelli a oggi disponibili in commercio seguono uno stesso principio generale. Due o più fasci raggianti paralleli sono indirizzati all'interno dell'occhio e poi un sistema di misura permette di valutare quanto questi raggi deviano dal percorso teorico per ottenere una visione ottimale. Formule matematiche complesse ci permettono poi in funzione dell'alterazione del percorso dei raggi di risalire all'entità e il tipo di aberrazione. Esistono diverse marche di aberrometri che si differenziano per le strategie adottate nel principio della scienza della rifrazione. Il metodo più comunemente usato oggi è noto come il metodo di Hartmann-Shack e che è integrato in molti strumenti per la chirurgia laser. Il principio di funzionamento dello strumento, che è stato originariamente sviluppato dagli astronomi nel 1960, prevede che un fascio raggiante illumina la retina dove una volta riflesso emerge passando attraverso la pupilla dall'occhio.

Il fascio raggiante emergendo dall'occhio nel suo percorso passa attraverso un sistema ottico costituito da un doppietto di lenti che lo proietta su di un piano dove sono collocate una matrice ben ordinata di microlenti a una distanza tale dall'occhio da essere coniugato con la pupilla. Quando il fascio attraversa la matrice di microlenti è trasformato in tanti piccoli fasci che si proiettano, creando tanti piccoli spot, in un sensore digitale. Lo spostamento degli spot dalla posizione ideale corrisponde a un certo valore di aberrazione.

#### Lenti Oftalmiche ad alta definizione

Lo studio delle aberrazioni e l'influenza che possono avere nei confronti della visione sia dei soggetti ametropi sia emmetropi è sempre più presente nelle procedure d'esame della refrazione oculare. Già da diversi anni nella chirurgia refrattiva si sono avute delle notevoli evoluzioni con un'ampia gamma di strumenti per il controllo e la correzione delle aberrazioni prima e dopo l'intervento. Mentre nel campo optometrico, relativo alla correzione con occhiali e lenti a contatto, si sono avuti degli sviluppi solo in tempi recenti. L'interesse per la correzione delle aberrazioni ha avuto un notevole impulso soprattutto in quei soggetti che, sottoposti a chirurgia refrattiva, manifestano visione disturbata a seguito d'indesiderate irregolarità della superficie corneale. La correzione delle ametropie e delle AAO permette di ottenere acuità visive molto elevate con un'alta definizione dei dettagli delle immagini e un'accentuazione dei contrasti cromatici. La visione così ottenuta richiede un attento controllo delle funzioni visive binoculari in particolar modo della presenza di forie associate indotte da disparità di fissazione (Sheedy & Saladin, 1977). La disparità di fissazione induce come effetto la confusione visiva, se non considerata, limitando così o annullando i vantaggi del fenomeno della sommazione binoculare (Lindblom & Westheimer, 1989). L'acuità visiva binoculare deve mostrare sempre un valore superiore a quella rilevata in visione monoculare e, quando ciò non si realizza, è necessario approfondire l'esame della visione binoculare adottando tutti gli accorgimenti per ripristinare il corretto allineamento dei campi visivi binoculari

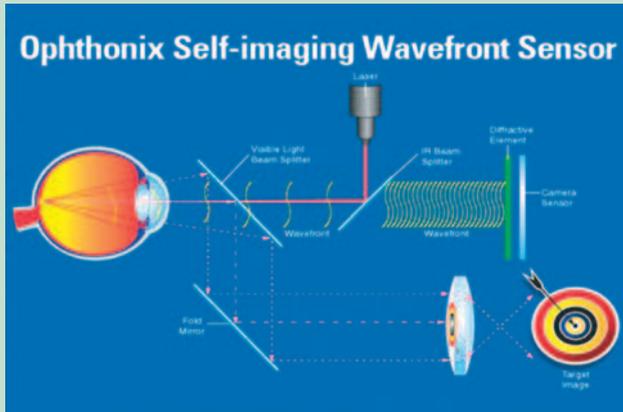


Fig. 7  
Schema di funzionamento dell'aberrometro digitale ZView specifico per le lenti ad alta definizione iZon. Lo strumento utilizza un reticolo olografico digitale al posto della matrice a microlenti e questo permette all'interno di una pupilla di 6 mm di diametro di eseguire la misura in più di 11300 punti.

(Malandrini & Pintus, 1989) (Kaufman, Alm, & Adler, 2003). La procedura pratica di rilevamento della refrazione prevede alcuni accorgimenti che è necessario adottare, quali:

- ridurre lo stimolo accomodativo presentando i test a una distanza superiore a 5 m (accomodazione <0,20 D);
- adattare opportunamente l'occhiale di prova invece del forottero, per una maggiore similitudine alla correzione finale e per limitare le tolleranze refrattive dovute alla potenza frontale posteriore;

- ricorrere a cilindri negativi per correggere l'astigmatismo davanti alle lenti sferiche negative e positive e sommare le lenti della cassetta di prova per ridurre le tolleranze ottiche, (Jalie, 2008);
- misurare al frontofocometro direttamente l'occhiale di prova con le lenti inserite della refrazione rilevata, in quanto la semplice somma algebrica può non corrispondere al potere frontale posteriore del sistema di lenti soprattutto per poteri elevati di sfera e cilindro e per lenti di forma bi piuttosto che a menisco.

**Lenti iZon**

Ophthonix ha progettato un aberrometro dedicato specificamente alla progettazione delle lenti oftalmiche ad alta definizione iZon. Lo strumento, chiamato ZView Aberrometer, utilizza un reticolo olografico digitale invece della matrice di microlenti. Questo sistema ad alta risoluzione permette di eseguire la misura in più di 11300 punti all'interno di una pupilla con 6 mm di diametro.

Il rilevamento avviene senza interrompere la visione binoculare e lo strumento oltre a fare una pupillografia ci dà un valore della distanza assvisuale che sarà poi confrontato con i valori inseriti manualmente nella scheda di lavorazione. I risultati dell'esame sono visualizzati in un tabulato di facile comprensione, molto utile per illustrare al soggetto esaminato la refrazione e le caratteristiche delle aberrazioni oculari.

Il vantaggio principale dell'aberrometro ZView è di fornire informazioni utili per la fabbricazione di lenti oftalmiche in grado di correggere molte AAO. Ogni misurazione è unica come le impronte digitali di una persona e si possono indicare come "impronte ottiche digitali". Un codice a barre incluso nella stampa

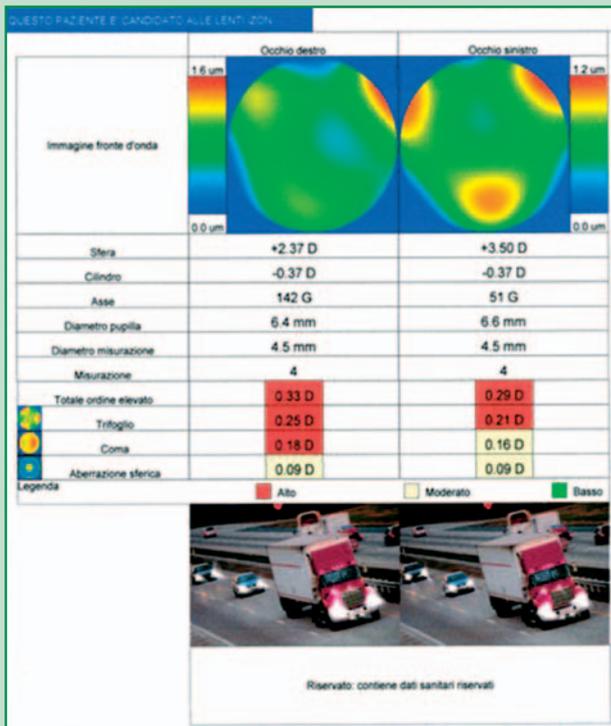


Fig. 8 - Stampa della scheda di valutazione effettuata dall'aberrometro ZView. Nella parte alta sono illustrate le mappe aberrometriche con a lato la scala di sensibilità delle isoptere. Oltre ai dati della refrazione oggettiva rilevata binocularmente sono indicati anche i dati riguardanti l'apertura pupillare, il valore totale in diottrie delle aberrazioni di alto ordine e il potere delle singole aberrazioni che principalmente interessano la visione. Nella parte bassa della scheda compaiono le simulazioni visive di ciascun occhio molto utili per descrivere gli effetti che le aberrazioni hanno sulla visione notturna.

Confronto di Lenti Progressive con tecnologia Wavefront				
Lente Progressiva	iZon	Varilux Fisisio 360	Varilux Ipseo	Zeiss GT 2
La costruzione delle lenti è guidata da un rilevamento oggettivo delle aberrazioni individuali?	Si	No	No	No
Lenti personalizzate?	Si (basata su impronta digitale ottica del soggetto, o iPrint)	No	Si (basata sulla rotazione occhi-testa del soggetto)	No
Utilizza la tecnologia del fronte d'onda per ridurre al minimo le distorsioni della superficie?	Si	Si	Si	Si

Tab. 1  
Tavola di confronto tra alcune lenti ad addizione progressiva pubblicata dal costruttore delle lenti iZon.

contiene tutte le informazioni necessarie per la fabbricazione delle lenti per correggere le AAO per ogni singolo soggetto. Le lenti iZon sono disponibili sia monofocali sia multifocali progressive. Non tutti i soggetti, pur avendo un certo valore di AAO, sono candidati ideali per le lenti iZon e l'aberrometro Zview, che elabora con un algoritmo i risultati, seleziona coloro che potrebbero trarre vantaggio da questa soluzione visiva.

Da una statistica si evidenzia che circa l'80% delle persone che utilizzano questo tipo di correzione si dichiarano soddisfatte e riferiscono una maggiore definizione dei dettagli, vedere i colori più vivi, minori disagi nella guida in condizioni di visione crepuscolare-notturna e visione più confortevole per guardare la televisione.

### Come è costruita la lente iZon

La lente è costituita da tre componenti che formano una specie di sandwich, le due parti esterne sono di materiale plastico con  $n=1.60$ , numero di Abbe 42 e un peso specifico di  $1.34g/cm^3$ , la parte anteriore è una sottile lente neutra mentre quella posteriore, realizzata con tecnologia free-form, contiene i dati della prescrizione e nel caso di progressive l'addizione per vicino.

Lo strato interno (iZonik) è costituito da un polimero che passa dallo stato liquido a quello solido durante la costruzione della lente e permette di modificare localmente l'indice di rifrazione. La variazione di indice di rifrazione prodotta da irraggiamento con UV è selettivamente controllata dallo strumento guidato dai parametri individuali del fronte d'onda rilevati

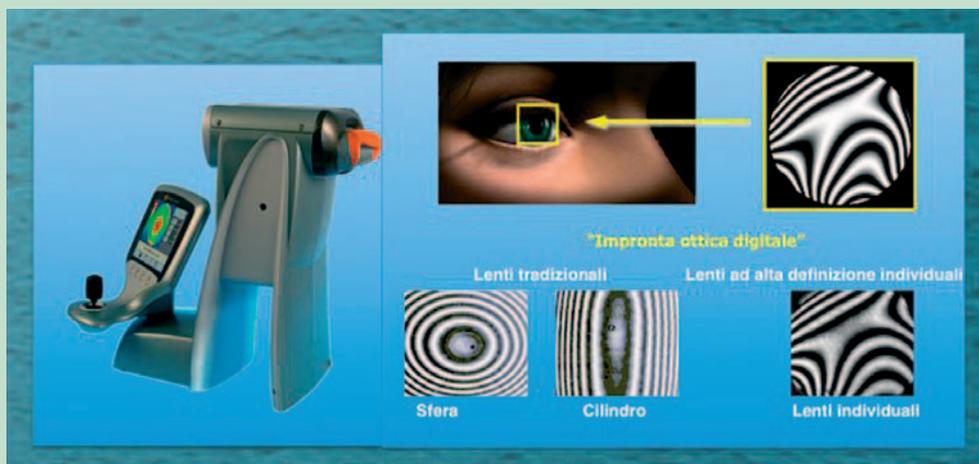


Fig. 9  
L'aberrometro ZView rileva l'impronta ottica digitale dell'occhio esaminato per poi trasferire i dati sulla scheda di lavorazione delle lenti.

Sfera	Cilindro	Asse	Add.	#	Ignora Z-View	Sfera	Cilindro	Asse	
D	-0.62 D	-0.75 D	23 G	4	<input type="checkbox"/>				
S	-0.62 D	-2.12 D	162 G	4	<input type="checkbox"/>				
Prisma	Monoculare	Vicino	Binoculare	H	A	B	D	Inclinazione	Vertice
D									
S			70.7 mm						

Fabbricante montatura/Nome montatura

Chiusura di sicurezza per la montatura

Declaro di usare la mia montatura e di sollevare il mio medico il personale di laboratorio e Ophthoria da qualsiasi responsabilità per danni dovuti all'installazione o alla regolazione.

Nome \_\_\_\_\_  
Data \_\_\_\_\_

Informazioni importanti  
La modifica della prescrizione Z-View influenza la personalizzazione per il singolo paziente.

Tutti le lenti sono attivate dopo l'installazione di lenti, con alcune eccezioni:  
- lenti a visione singola: l'attiva vengono a carico  
- lenti a visione binoculare: l'attiva vengono a carico di entrambi gli occhi  
- lenti a visione singola: l'attiva vengono a carico di entrambi gli occhi  
- lenti a visione binoculare: l'attiva vengono a carico di entrambi gli occhi  
- lenti a visione singola: l'attiva vengono a carico di entrambi gli occhi  
- lenti a visione binoculare: l'attiva vengono a carico di entrambi gli occhi

Nome del medico \_\_\_\_\_  
Data \_\_\_\_\_

Modelli speciali

Seleziona

Sferico

Ovale

Quadrato

Struttura 50/50

Struttura 60/40

Struttura 1/3-2/3

Fronte piatto

Stile lenti

Monofocali

Progressive

Fig. 10 - Scheda di lavorazione delle lenti iZon. Nella parte alta è indicato il potere delle lenti correttive rilevato dall'aberrometro ZView, il valore dell'addizione per vicino, nel caso di lenti progressive e di fianco la refrazione rilevata soggettivamente. Nelle parti successive compaiono i dati dell'eventuale correzione prismatica (fino a 2 diottrie prismatiche per ciascun occhio), della misura della distanza assivisuale monoculare rilevata e quella totale data dallo strumento. La compilazione della scheda prevede anche l'inserimento dei dati della montatura e della distanza e inclinazione a cui verranno tenute le lenti. Nella parte bassa della scheda sono stampate con un codice le caratteristiche delle aberrazioni rilevate dall'aberrometro che saranno decodificate e trasferite alle lenti in fase di lavorazione.



Fig. 11 - i.Profiler è uno strumento che riunisce in sé le funzioni di un aberrometro, di un autorefrattometro, di un cheratometro e di un topografo corneale. La tecnologia wavefront è in grado di definire dettagliatamente gli errori di refrazione dell'occhio per ben 1500 punti nell'area pupillare e infine sviluppa un ricalcolo ottico sfero-cilindrico tenendo conto della simultanea compensazione delle aberrazioni sia di basso, sia di alto ordine. (Nocera, 2008).

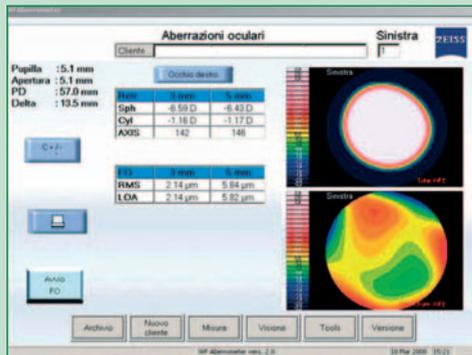
dall'aberrometro ZView Vengono create delle "isole ad alta definizione" all'interno delle quali la visione può realizzarsi senza gli effetti delle AAO, la centratura e la posizione della lente sono determinanti per il corretto funzionamento del sistema occhio-lente.

### Lenti Zeiss i.Scription

La Zeiss introduce una modalità di prescrizione e di realizzazione di lenti oftalmiche che, pur non essendo a gradiente di indice di rifrazione, permettono di minimizzare gli effetti visivi delle AAO migliorando la sensibilità al contrasto. Attraverso un percorso che prevede diverse fasi sia dell'esame refrattivo oculare sia del controllo della visione binoculare si raccolgono informazioni sulle caratteristiche individuali del soggetto. Una scheda compilata con tutti i rilevamenti oggettivi e soggettivi viene elaborata con un algoritmo che formula la prescrizione delle lenti correttive con una sensibilità allo 0,01 D. La prima fase dell'esame consiste nel rilevamento dei parametri oggettivi con i.Profiler uno strumento che riunisce in sé le funzioni di un aberrometro, di un autorefrattometro, di un cheratometro e di un topografo corneale. I rilevamenti oggettivi della refrazione sul fronte d'onda (wavefront) saranno confrontati con la refrazione soggettiva monoculare e binoculare. Una particolare raccomandazione è riferita alla refrazione binoculare che tenga in considerazione il bilanciamento della correzione per entrambi gli occhi, per questo è suggerito l'uso del polatest con la sequenza dei test con il metodo Haase (Haase, 2000) (Nocera, 2008) (Broutaset RL, 2001).

Il potere diottrico calcolato può essere utilizzato per realizzare qualsiasi tipo di lente della gamma delle lenti Zeiss sia monofocali che multifocali ad addizione progressiva. Il "goal" che si vuole realizzare con queste lenti oftalmiche non consiste nell'aumentare l'acuità visiva ad alto contrasto ma di permettere un aumento della sensibilità al contrasto. Il miglioramento della sensibilità al contrasto si può evidenziare in particolari condizioni visive quali la guida crepuscolare e notturna, maggiore resistenza all'abbagliamento, impegni visivi prolungati davanti ad un video e tutte quelle situazioni che richiedono il miglior contrasto anche cromatico delle immagini che noi osserviamo.

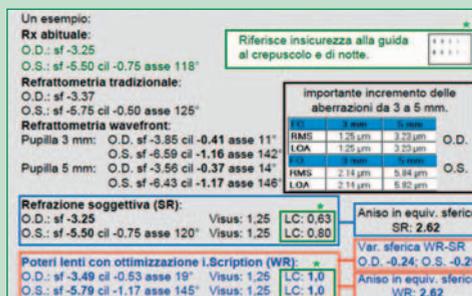
Fig. 12  
i.Profiler permette di visualizzare per ogni funzione topografo, refrattometro e aberrometro i risultati per ciascun occhio sia sotto forma numerica che graficamente con delle mappe cromatiche esplicative delle caratteristiche dell'occhio esaminato. Nella figura è rappresentato il risultato delle aberrazioni e della refrazione oggettiva relative ad un occhio sinistro (Nocera, 2008).



**Conclusioni**

La comprensione delle aberrazioni delle immagini oculari e la possibilità di contemplarle nella pratica optometrica modifica in modo radicale le procedure per la correzione degli errori di rifrazione. La possibilità di disporre di lenti oftalmiche che compensino le AAO o che ne tengano conto per la prescrizione permettono di migliorare la visione e il comfort dei nostri utenti e di riflesso una migliore presentazione della nostra immagine nei confronti del pubblico. L'uso di strumentazioni che rilevano le aberrazioni oculari può avere anche delle applicazioni alternative alla formulazione degli errori di rifrazione ad esempio la presenza di deformazioni corneali, cheratocono, astigmatismi irregolari e distrofie corneali e in tutte quelle situazioni che si producono AAO significative e oltre a metterle in evidenza è possibile anche monitorarle con controlli successivi per seguirne eventuali evoluzioni. Anche situazioni oculari come la cataratta o alterazioni della superficie retinica a seguito di patologie quali l'edema maculare, membrana epiretinica e degenerazione maculare possono modificare le AAO con instabilità dei risultati aberrometrici nel breve periodo di tempo. I rilevamenti

Fig. 13  
Le lenti con ottimizzazione i.Scription sono lenti per utilizzo generale che, tenendo conto delle aberrazioni del fronte d'onda misurate, presentano un'ottimizzazione della prescrizione sferocilindrica alle 0.01 diottrie, un affinamento della prescrizione sferica limitando la differenza tra il valore sferico della refrazione wavefront (WR) rispetto alla refrazione soggettiva (SR), un affinamento della prescrizione cilindrica considerando il cilindro e l'asse della WR, un valore di bilanciamento sferico binoculare corrispondente a quello della SR, un eventuale valore prismatico considerando il valore della SR, un valore di addizione eventualmente ricalcolato sulla base della SR (Nocera, 2008).



aberrometrici e la valutazione delle AAO nei bambini potrebbe giustificare in molti casi le difficoltà di apprendimento e la comparsa e la relativa progressione della miopia (Bueheren, Collins, & Carney, 2003). Possiamo concludere, cioè, che siamo alla vigilia di una nuova era nel campo della correzione dei difetti di refrazione.

**Bibliografia**

- Àbrahàm G. (2001). Principles of correction of colour deficiency by filter glasses. Periodica Polytechnica Ser. Mech. Eng., 45.
- Agarwal A, Jacob S. (2008). 'Aberropia' identifies new refractive error based on higher-order aberrations. PCON Supersite.
- Brautaset RL, Jennings J. (2001). Associated phoria and the measuring and correcting methodology after H.-J. Haase (MKH). Strabismus , 9 (3), 165-176.
- Bueheren T, Collins, MJ, Carney L. (2003). Corneal Aberrations and Reading. Optometry and Vision Science, 80 (2).
- Haase H.-J. (2000). Measuring and Correcting Methodology after H.-J. Haase. Internationale Vereinigung für Binokulare Vollkorrektio (3).
- Jalie M. (2008). Ophthalmic Lenses & Dispensing. Elsevier Butterworth-Hein.
- Jaschinski W. (1997). Fixation disparity and accommodation as a function of viewing distance and prism load. Ophthalmic and Physiological Optics , 17 (4), 324-339.
- Kaufman PL, Alm A, Adler FH. (2003). Adler's physiology of the eye: clinical application.
- Lagergaard L et al. (2003, October). Age-related macular degeneration: filter lenses help in certain situations. Acta Ophthalmologica Scandinavica, 455-458.
- Lindblom B, Westheimer G. (1989). Binocular summation of hyperacuity tasks. Journal Optical Society of America, 6 (4), 585-589.
- Malandrini M, Pintus S. (1989). Note sull'organizzazione neuronale della visione stereoscopica. L'Oroptero, 4 (3), 27-35.
- Nocera M. (2008). iRefraction: dall'occhio alla lente oftalmica. Professional Optometry (5), 124-131.
- Rimbergas S et al. (2005, June). Change in contrast sensitivity functions with Corning CPF filters in patients with age related macular degeneration. Journal of Modern Optics , 1255-1262.
- Shaw-McMinn PG. (2007). HowtoProvide High-ResolutionVision. Review of Optometry.
- Sheedy J, Saladin J. (1977). Phoria, vergence, and fixation disparity in oculomotor problems. American journal of optometry and physiological optics, 54 (7), 474.
- Thibos LN et al. (1991). Effect of Ocular Chromatic Aberration on Monocular Visual Performance. Optometry and Vision Science, 68 (8), 559.
- Thibos LN. (2000). Principles of hartmann-shack aberrometry. Journal of Refractive Surgery, 16 (5), 563-565.
- Thibos LN, Hong X, Bradley A, Applegate RA. (2004). Accuracy and Precision of Objective Refraction from Wavefront Aberrations. Journal of Vision (4), 329-351.