

Rifrazione e Aberrometria

di Amedeo Lucente

Brevi note storico-teoriche

La sensazione che la rifrazione stesse cambiando lo avevamo capito con gli sviluppi della chirurgia refrattiva, con i programmi customizzati per l'ablazione corneale, con la ricerca della "supervista". L'evoluzione delle IOL, d'altra parte, spinge nello stesso senso, nella ricerca della piena soddisfazione visiva globale del paziente, sempre più esigente per la sua qualità visiva, in ogni momento dell'attività giornaliera. Da questa esigenza visiva parte lo sviluppo di strumenti sempre più ricercati, che rilevano ogni dettaglio del percorso ottico, con un'estesa possibilità diagnostica e grande potenzialità clinica, gli aberrometri totali. L'aberrometria nasce da lontano ma il suo sviluppo più importante è concomitante e secondario alla diffusione della chirurgia refrattiva. Oggi spira un vento nuovo, un'esigenza conoscitiva più completa dell'apparato visivo non legata solo a finalità chirurgiche,

un vento che spinge verso nuovi modi di affrontare il problema refrattivo con attenzione agli aspetti qualitativi e globali della visione. Dalla semplice topografia corneale si è passati alla topoaberrometria, dallo studio della superficie anteriore della cupola corneale alla superficie posteriore, e infine all'aberrometria totale dell'occhio. I nuovi aberrometri totali in commercio permettono un'analisi completa delle aberranze presenti, arrivando a una complessiva valutazione della qualità visiva, con la simulazione della visione tramite la PSF, la Point Spread Function o la MTF, la Modulation Transfer Function. La PSF ci informa come una sorgente luminosa puntiforme è rappresentata sulla retina, in un occhio emmetrope come un punto, mentre la MTF misura la perdita del contrasto medio. Entrambi sono indici indiretti di qualità visiva, ci aiutano a capire come vede realmente il nostro paziente, a verificare quali componenti sono

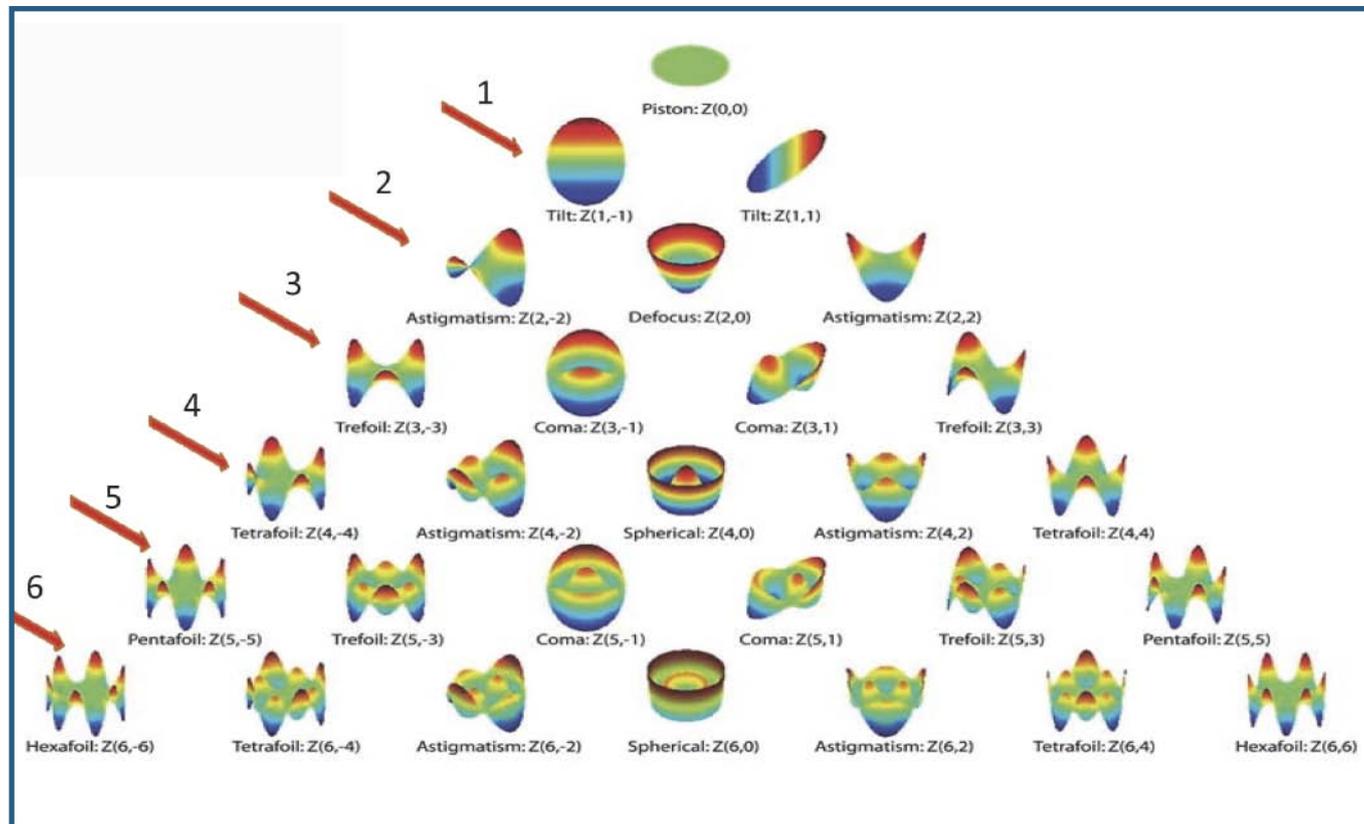


Figura 1 - Piramide di Zerniche: ogni immagine rappresenta un'aberrazione indicata con Z; in parentesi l'ordine e la frequenza che può avere segno +/-

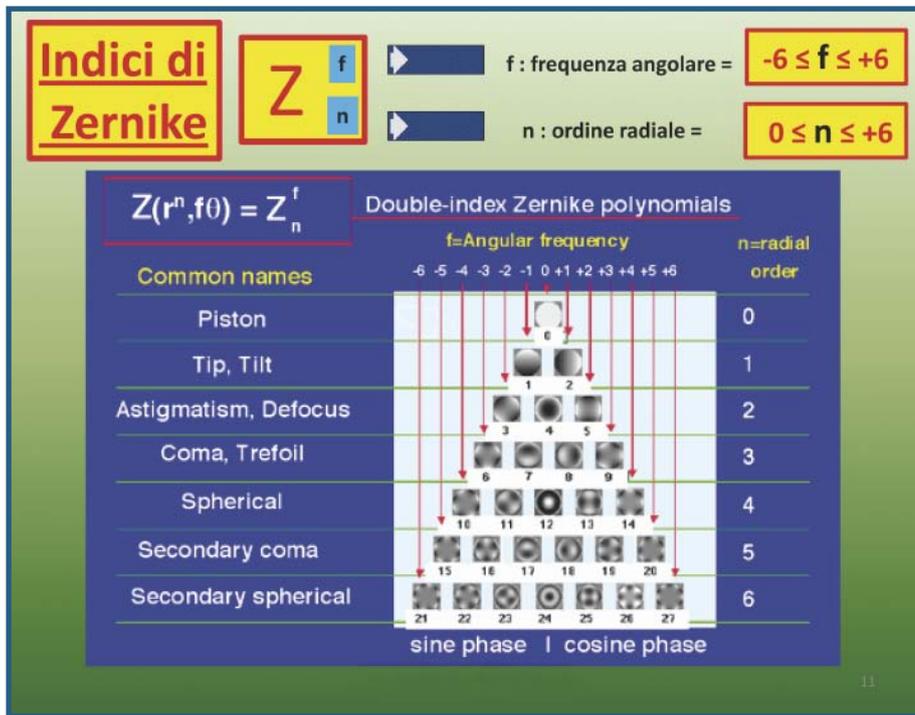


Figura 2 - Indici di Zerniche fino al 6° ordine



Figura 3 - Ordini delle aberrazioni

di maggior rilievo nel determinare la somma delle aberrazioni registrate. Nulla però s'inventa senza una storia brevettuale alle spalle e nessuna novità industriale nasce e si sviluppa senza comprendere e far proprie le esperienze di tutto il percorso tecnologico preesistente. La storia dell'aberrometria è frammentaria e affascinante, fatta di alti e bassi, di avanzamenti e tonfi nel buio. Il sistema aberrometrico più diffuso e commercializzato è quello di Hartmann-Shack, che è anche quello più conosciuto ed economico. Prima di addentrarci nella descrizione dei sistemi idonei per la rilevazione aberrometrica è necessario esprimere un concetto chiaro di aberrazione ottica. Fu l'astronomo James Bradley (1693-1762), noto soprattutto per la scoperta dell'aberrazione

della luce, annunciata alla Royal Society di Londra nel gennaio 1729, ad aprire lo studio moderno delle aberrazioni oculari. Per questa scoperta fu nel 1748, da questa accademia, insignito della Medaglia Copley. La Royal Society, la più antica accademia delle scienze del mondo, è stata fondata a Londra per opera di dodici studiosi inglesi nel 1640, riuniti per discutere sulle teorie scientifiche di Francis Bacon, al fine di promuovere tutte le conoscenze naturali. Il nome completo dell'Accademia è, infatti, "The Royal Society of London for Improving Natural Knowledge". Attribuisce con grande rigore "Medaglie" in vari campi delle attività umane, che traggono nome dal benefattore che ha devoluto alla Society un proprio fondo a fini scientifici.

La definizione che ho trovato più esplicativa di aberrazione (da aberratio = allontanare) è quella per cui un sistema ottico dà immagini che non sono geometricamente simili agli oggetti (sistema non ortoscopico) o non sono nitide (sistema non stigmatico) o variano al variare del colore della luce (sistema non acromatico). Un occhio emmetrope dovrebbe essere ortoscopico, stigmatico e acromatico. Questa definizione ha valore sicuramente per un occhio "sine aberrazione" ma non per un occhio emmetrope, termine quest'ultimo strettamente legato a difetti visivi semplici, gli assili, miopia ed ipermetropia, defocus a scodella, e a quelli di curvatura, gli astigmatismi, defocus a sella, usando termini aberrometrici. L'indagine rifrattiva in una visita oculistica ambulatoriale, anche se ben fatta, si ferma alla diagnosi e alla correzione di questi difetti, che rappresentano comunque l'80% dei deficit visivi: la correzione dei difetti assili e di curvatura. In tal modo si risolve il problema visivo che stiamo indagando, con buona soddisfazione del paziente, ma si trascurano le componenti oculari interne, il cristallino, la superficie posteriore corneale e retinica. I defocus a sella e a scodella, aberranze di Basso Ordine, costituiscono i primi gradini di quella piramide di Zerniche che descrive, in modo visibile e chiaro, ogni tipo di aberrazione. (Fig. 1) Andando dal vertice verso la sua base troviamo forme più complesse, le aberrazioni di Alto Ordine. La piramide delle aberrazioni può apparire un rompicapo ad uno sguardo superficiale se, invece, la si suddivide e la si scompone mentalmente, trovando le speculari similitudini delle varie forme delle

aberrazioni, appare più semplice e familiare.

Normalmente è composta da ventotto figure fino al sesto ordine e le prime tre in alto, all'apice della piramide, sono forme teoriche, che rappresentano un fronte d'onda piano, privo di aberrazioni, ruotato sul piano X/Y (Tilt Z(1,-1) e Z(1, 1)). La chiave di lettura della piramide è capire che tutte le figure rispettano due parametri: un ordine indicato con "n" e una frequenza indicata con "f", esponenti o indici di "Z", che indica tutte le aberrazioni, in onore dello scopritore dei polinomi, il fisico Frederick Zerniche detto Frits (1888-1966). (Fig. 2) Questo scienziato olandese, nato in una famiglia di matematici, ha avuto nel

1952 la Medaglia Rumford della Royal Society di Londra e nel 1953 il premio Nobel per la Fisica con la scoperta del microscopio a contrasto di fase. Frits Zerniche si è dedicato con molto impegno allo studio delle aberrazioni, e la serie di suoi polinomi è ormai universalmente adottata per descrivere graficamente e tridimensionalmente gli ordini e le frequenze delle aberrazioni di un fronte d'onda. La piramide si può scomporre, come detto, in due parti o settori: le figure fino al secondo ordine definiscono il Basso Ordine, mentre tutte le altre figure, l'Alto Ordine. (Fig. 3) Questa suddivisione teorica evidenzia la sproporzione tra le prime, in pratica solo tre figure, i defocus a sella ed a scodella e le altre, dal terzo ordine in poi, le aberrazioni di Alto Ordine, molto più numerose e complicate.

L'Aberrometria e la correzione ottica

La correzione ottica tradizionale con lenti a tempiale corregge solo le aberrazioni di Basso Ordine, senza poter intervenire sull'Alto Ordine. La complessità delle aberrazioni cresce col crescere degli Ordini, per cui si potrebbe pensare che con la correzione a tempiale o con lenti a contatto arriva ad uno scarso risultato finale, a un livello qualitativamente scadente. Quest'affermazione contiene una parte di falsità e di verità nello stesso tempo: di falsità perché già la correzione del Basso Ordine soddisfa la maggior parte delle esigenze visive del sistema ottico oculare; di verità perché trascurare tutte le altre componenti aberrative oculari, non ci permette di capire molti dei sintomi riferiti e, comunque, di non avere una

completa conoscenza della qualità visiva globale dell'occhio. Questa esigenza di conoscenza dell'intera capacità oculare non è più solo chirurgica ma anche clinica. Il tentativo di correggere anche gli Alti Ordini delle aberrazioni con una lente a tempiale o a contatto è, infatti, più che un ottimistico auspicio scientifico. Ritornando alla piramide di Zerniche, verso la base, si osserva che le figure delle aberranze aumentano trasversalmente di un'unità a ogni ordine, ne avremo cioè $n+1$: al terzo ordine 4, al quarto ordine 5, al quinto ordine 6, e così via. Ai due lati esterni della piramide troviamo sempre figure omonime e tutte hanno due numeri, uno indica l'ordine "n" e l'altro, con segno $-/+$, la frequenza "f", secondo il lato dove sono collocate, a sinistra o a destra, per il seno o il coseno. Normalmente sono da considerare utili per il sistema visivo solo i primi cinque o sei ordini di aberrazioni, trascurando quelli superiori, ininfluenti otticamente. Bisogna precisare che per le aberrazioni non vale la sovrapposizione degli effetti visivi, cioè non sono sommabili in complessità crescente, perché si può verificare un'elisione tra le varie forme. Le aberrazioni sono l'espressione ed il risultato di polinomi matematici, e in matematica si può avere somma o elisione dei termini.

I sistemi che permettono di acquisire le aberranze del sistema visivo, utilizzati dagli aberrometri, analizzano fronti d'onda in entrata o in uscita dall'occhio:

A. Nello spazio oggetto, in cui i raggi sono tracciati verso l'occhio e le aberrazioni del fronte d'onda sono misurate come differenza rispetto a un fronte sferico

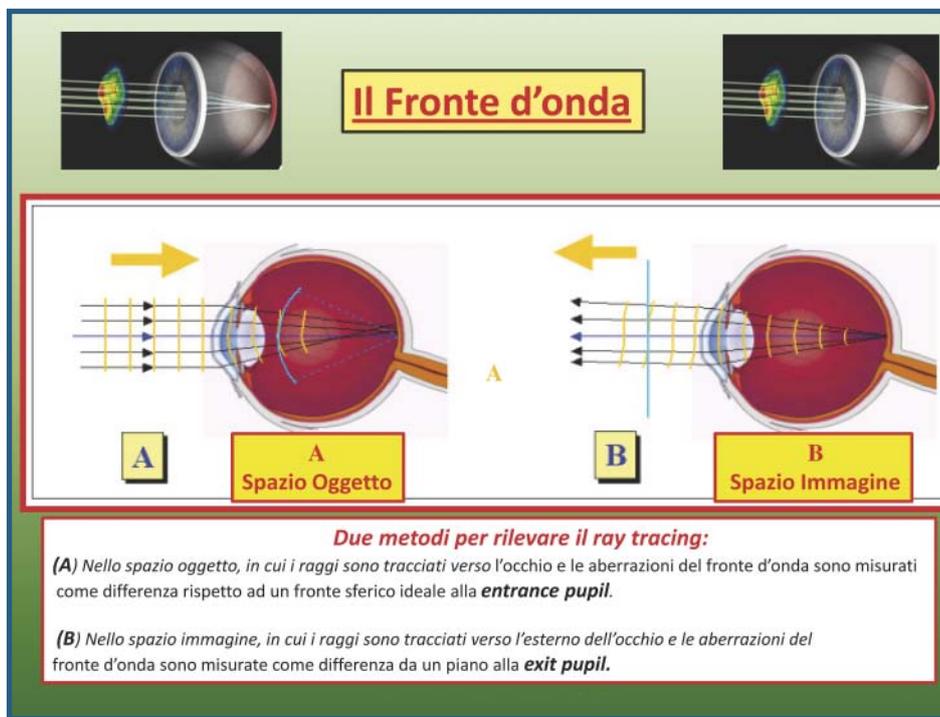


Figura 4 - I sensori aberrometrici possono rilevare il fronte d'onda in entrata o in uscita e tracciare le mappe aberrometriche delle superfici oculari

ideale all'entrance pupil;

B. Nello spazio immagine, in cui i raggi sono tracciati verso l'esterno dell'occhio e le aberrazioni del fronte d'onda sono misurate come differenza da un piano all'exit pupil. (R.Mattioli) (Fig. 4).

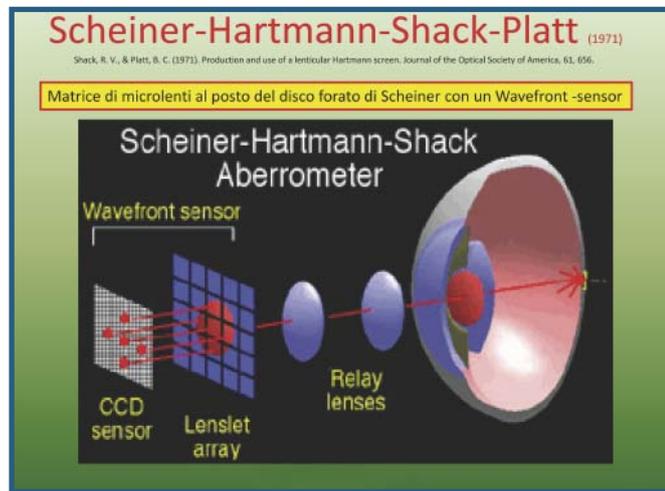


Figura 5 - Schema di funzionamento del sensore di Hartmann-Shack

I sensori che rilevano le aberrazioni del fronte d'onda di ritorno all'exit pupil sono legati al sistema Shack-Hartmann, più diffusi ed economici; quelli che utilizzano il sistema all'entrance pupil sono invece più recenti e costosi, con software peculiari e specifici, sono i Sensori Proprietari. Entrambi i sistemi arrivano a un risultato simile, paragonabile e confrontabile, ma la tecnologia usata è diversa, protetta di solito brevettualmente nei sistemi proprietari.

Il sensore di Shack-Hartmann ha come antesignano il disco a due fori di Christopher Scheiner. Questo filosofo gesuita ed astronomo dell'Università di Ingolstadt, dove insegnava, dimostrò nel 1619, che un occhio imperfetto per un defocus proiettava sulla retina due immagini se guardava attraverso un disco opaco con due fori una sorgente luminosa posta a grande distanza; antepoendo lenti di potere adeguato le due immagini retiniche si ricomponevano in un solo punto immagine. Nel 1900 Hartmann trasformò il disco a due fori di Scheiner in un disco multiformo, aumentando le possibilità di deviare la luce ed arrivare ad un solo punto im-

Sensori Proprietari

Differential Skiascopy OPD

OPD Nidek Schiascopia spaziale dinamica
 Disco di Placido 23 anelli per topo su 6800 punti con 8 fotosensori infrarossi ruotanti per l'aberrometria

Ray Tracing

I Trace Raggio laser 0.3 mm 785nm infrarosso 256 passaggi in area pupillare in sequenza di 128x2. Rilevato errore con $\approx 0,10 \text{ a } 5^\circ$ tra le due serie

Tschernig Aberrometry

Allegretto Tscherning
 Raggio Nd:Yag a 532 nm

Olografia

ZView OphthoNix
 Reticolo Olografico Digitale Binoculare Olografia
 Dennis Gabor P.N Fisica 1971

Figura 6 - Alcuni Sensori Proprietari

immagine sulla retina; nel 1961 Smirnov misurò l'inclinazione necessaria dei raggi per formare un solo punto immagine sulla retina; infine nel 1971 Shack e Platt sostituirono il disco a più fori con una matrice di micro-lenti, "micro lenslet array", aggiunsero una camera CCD ed un doppietto di lenti nel percorso del fronte d'onda di ritorno dall'occhio. Si arriva così al Sensore di Shack-Hartmann (H-S) dei giorni d'oggi. (Fig. 5) Gli aberrometri utilizzano, di solito, una luce invisibile, un laser infrarosso He-Ne di potenza adeguata e sicura per l'occhio di $5 \mu W$ con un'energia molto inferiore dell'esposizione massima tollerata dalle strutture oculari, $3 \mu J$ circa. La luce di ritorno dalla retina è riflessa diffusamente e assume le forme delle aberrazioni che incontra nel suo percorso di ritorno nell'occhio. Il sensore H-S trasforma il fronte d'onda in punti immagine che sono trasmessi a telecamera CCD e il segnale video infine viene digitalizzato memorizzato ed adeguatamente elaborato in forme grafiche. Lo slancio propulsivo decisivo per lo sviluppo di questo sensore si è avuto nel 1960 per problematiche astronomiche, all'Optical Sciences Center (OSC) nell'Università dell'Arizona per conto dell'US Air Force, al fine di migliorare le immagini ricevute dai satelliti. In quel tempo nello stesso centro lavorava Ben Platt che fu attivato nella ricerca e dopo tanti tentativi e studi, trovò le lenti adatte per il sensore, le "lenslet array", rendendo utilizzabile il sensore di Hartmann in modo efficace e moderno. Questo sistema è il più utilizzato e diffuso nello studio dell'aberrometria ottica, il più utilizzato dagli aberrometri oggi in commercio.

I sensori cosiddetti Proprietari sono di più recente costruzione e commercializzazione, sotto tutela brevettuale, anche se i principi fisici generali sui quali si basano erano stati già descritti negli studi di Tschernig (1894). (Fig. 6)

Non mi attarderò a spiegare nel dettaglio i vari sensori proprietari in commercio perché non è questa la sede opportuna; voglio porre l'accento sul fatto che, con la loro messa in commercio, si è aperta una nuova strada alla conoscenza dell'aberrometria, una migliore interpretazione delle aberranze totali dell'occhio, una più efficace possibilità di determinarne le componenti delle



Figura 7 - Suddivisione dell'aberropia secondo Agar Agarwal. HO=Alto Ordine, LO=Basso Ordine

aberrazioni, corneali ed interne, attribuendo alle superfici oculari, attraversate della luce, il loro "peso specifico". Bisogna precisare che anche con il sensore di H-S si può fare ciò, tant'è che modernissimi aberrometri totali utilizzano ancora questo sensore, senza diminuire per questo le loro performance; solo con i nuovi strumenti non H-S si è riaperto però l'interesse per la globalità delle aberrazioni oculari, a cui è seguito l'adeguamento tecnologico anche degli aberrometri H-S. Agar Agarwal, Prakash e Jacob hanno condotto molti studi sugli Alti Ordini delle aberrazioni, coniando il termine di Aberropia (Fig. 7). Quest'esigenza di classificazione nasce dalla necessità di rivalutare e individuare le sorgenti delle aberranze interne dell'occhio, al fine di comprendere pienamente le caratteristiche visive globali. Si stima che in un occhio normale le aberrazioni d'Alto Ordine sono limitate al 15-20% delle aberranze totali. La conoscenza di tutti gli ordini delle aberrazioni evidenzia e completa il percorso del fronte d'onda all'interno del bulbo oculare, facendone emergere i limiti e le caratteristiche, essenziali per scopi chirurgici, altrettanto utili per fini clinico-rifrattivi.

La correzione ottica come oggi praticata, alla luce delle possibilità che i nuovi aberrometri totali mettono a disposizione, sembra quindi riduttiva e superata. Alla vecchia ma sempre valida schiascopia, fondamentale in alcuni casi come nell'infanzia e per confronto oggettivo, agli autorefrattometri e cheratometri, che correntemente sono utilizzati nella correzione dei difetti rifrattivi, oggi si affiancano sempre più gli aberrometri totali. L'aberrometro totale, che sta sostituendo quello corneale, è

Ottimizzazione delle lenti

Lenti *iZon* con strato intermedio polimerico "*iZonik*" che passa dallo stato liquido al solido con Raggi UV definendo "isole ad alta definizione" per contrastare le aberranze **HO** rilevate dall'aberrometro *Zview*

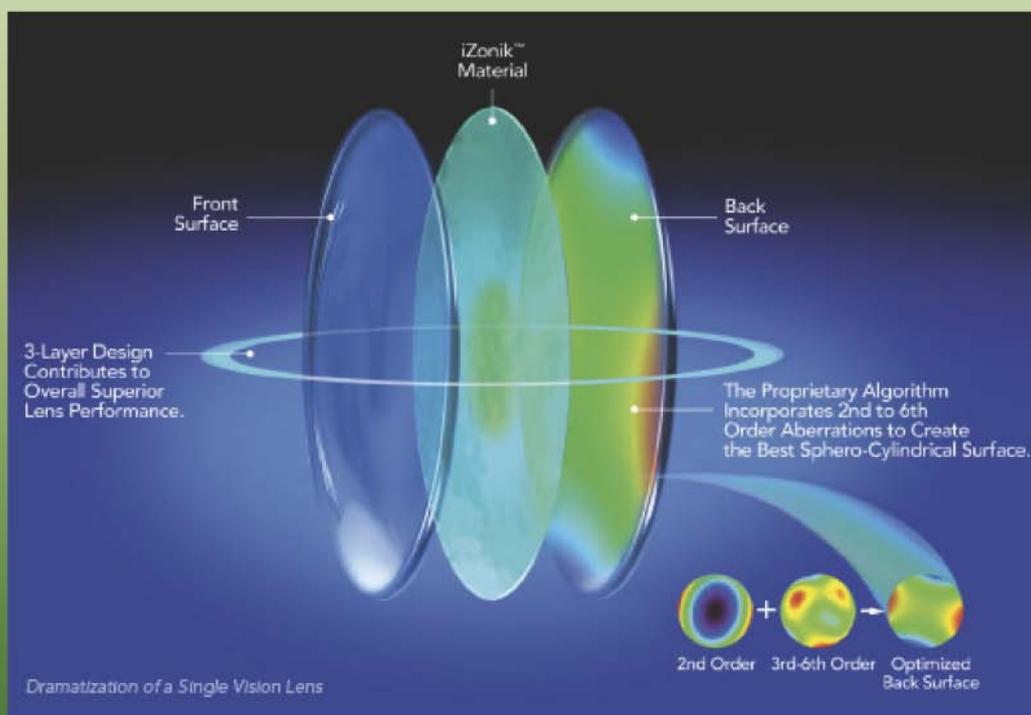


Figura 8 - Lente *i-Zon* con polimero intermedio *i-Zonik* liquido modificabile

utilizzato per ora nell'indicazioni di chirurgia refrattiva, ma all'orizzonte s'intravede la possibilità di una nuova correzione a tempiale con lenti antiaberranti molto promettente, e l'uso di questi nuovi strumenti sarà sempre più indispensabile nella pratica clinica. La lente *i-Zon* di recente costruzione è formata da tre elementi a sandwich; le due parti esterne sono di materiale plastico, la parte interna, *iZonik*, è costituita da un polimero liquido che passa allo stato solido durante la costruzione della lente, con modifica locale dell'indice di rifrazione (Fig.8). Questo viraggio è effettuato da raggi UV, selettivamente guidati dai parametri trasmessi dall'aberrometro *Zview*, collegato alle fasi di assemblaggio della lente, che così viene modificata secondo il fronte d'onda registrato direttamente dall'occhio del paziente. Sono create all'interno del polimero della lente condensazioni idonee per correggere le zone aberranti, in modo specifico, punto per punto, con la possibilità di annullare gli Alti Ordini delle aberrazioni presenti, permettendo una migliore correzione, una più definita qualità finale della visione. L'industria statunitense Ophthonix di San Diego in California, proprietaria delle lenti *i-Zon*, ha anche progettato il nuovo aberrometro *Zview*, specifi-

catamente per la produzione di queste lenti ad alta definizione, primo aberrometro binoculare che non usa il sistema H-S. Il sensore usato, infatti, invece dei lenticoli, utilizza un reticolo olografico digitale permettendo di eseguire una misura su 11300 punti all'interno di una pupilla con un diametro medio di 6 mm. La definizione del sistema olografico permette un'elevata puntualità nell'individuare tutte le componenti aberrative dell'occhio, fino ad 11300 punti, come detto, dato numerico d'analisi non comparabile con gli altri sistemi attuali di rilevazione. L'Olografia è stata teorizzata inizialmente dallo scienziato ungherese Dennis Gabor nel 1947, come metodo per aumentare la risoluzione dei microscopi elettronici, per riprodurre fedelmente fronti d'onda in modo tridimensionale. Per questa scoperta ebbe nel 1971 il premio Nobel per la Fisica. Sfruttando questa tecnologia si è molto più precisi così da correggere, con una lente modificata, le aberrazioni di Alto Ordine, non correggibili con lenti tradizionali. Questo processo industriale ha dovuto superare molte difficoltà oltre che teoriche, pratiche, non ultimo il costo della lente e i tempi di assemblaggio, senza parlare della logistica, poiché il tutto si "confeziona" a San Diego: i

dati aberrometrici arrivano e in quella sede sono elaborati e trasformati in lenti i-Zon, spedite poi al committente finale. Il centraggio della lente è un altro punto di fragilità di questa tecnologia, assumendo un valore decisivo per la tolleranza finale della correzione. D'altro canto, ben si comprende quest'aspetto, considerando che le zone topografiche della lente, trattate selettivamente con raggi UV devono coincidere perfettamente con le zone complementari del fronte d'onda in uscita dall'occhio registrate dall'aberrometro. Queste difficoltà rilevate non devono scoraggiare il processo che si è messo in cammino, che promette la correzione di buona parte delle aberranze oculari con una lente a tempiale ad alta definizione, di nuova concezione. Del resto, anche le lenti progressive, commercializzate dal 1950, hanno avuto un cammino non facile, fino agli anni ottanta, divenendo sempre più la lente richiesta dagli ametropi presbinti. Migliorati i canali di progressione, con "Inset" variabili in funzione dell'addizione per vicino, sono attualmente facilmente tollerate dalla quasi totalità dei portatori.

Osservazioni finali

Lo sviluppo dello studio delle aberrazioni oculari sarà un campo sul quale tutti gli oculisti, non solo i chirurghi rifrattivi, dovranno confrontarsi e lavorare. La conoscenza di questo affascinante e poco familiare capitolo dell'ottica ci dovrà vedere sempre più impegnati e consapevoli, affinché non sia affrontato e trattato, in modo esclusivo, dall'optometrista. L'aberrometro totale sostituirà sempre più l'autorefrattometro nella determinazione dei deficit visivi, per un'immediata individuazione delle capacità visive globali dei nostri pazienti, anche solo al fine speculativo e conoscitivo. Le capacità cliniche e il background culturale, proprie del medico oculista, dovranno essere il terreno naturale e fecondo per un più corretto e adeguato sviluppo della conoscenza di questo settore, che affronta la ricerca della qualità totale del sistema visivo, fine ultimo di ogni nostro sforzo clinico e chirurgico.

BIBLIOGRAFIA

- Ábrahám G. (2001). Principles of correction of colour deficiency by filter glasses. *Periodica Polytechnica Ser. Mech. Eng.*, 45.
- Agarwal A, Jacob S. (2008). 'Aberropia' identified as 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.
- Bueherer 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 Vollkorrektur* (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). How to Provide High-Resolution Vision. *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.