

Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Fisica e Astronomia

Corso di Laurea Triennale in Ottica e Optometria

TESI DI LAUREA

**INSTABILITA' DELLE LAC MORBIDE TORICHE:
INFLUENZA SULLA QUALITA' VISIVA
ATTRAVERSO LA VALUTAZIONE
ABERROMETRICA**

Instability of soft toric contact lens: influence in visual quality through the evaluation of wavefront aberrations.

Relatore: Prof. Anto Rossetti

Laureando: Donatella Gravina

Anno Accademico 2013/2014

INDICE:

ABSTRACT	Pag. 1
INTRODUZIONE: la classificazione delle aberrazioni e il loro ruolo in ambito oculare	Pag. 3
LO STRUMENTO: i. Profiler	Pag. 12
IL METODO	Pag. 19
I RISULTATI	Pag. 23
DISCUSSIONE E CONCLUSIONI	Pag. 28
BIBLIOGRAFIA	Pag. 33

ABSTRACT

I portatori di lenti a contatto toriche molto spesso lamentano una scarsa visione durante particolari compiti della vita quotidiana. La complessa struttura di questo tipo di lenti, infatti, è più soggetta ad instabilità durante le versioni oculari. Lo scopo di questo studio è quello di indagare se tale peggioramento visivo è riconducibile alla geometria della lente. In particolare, si è cercato di capire in che modo le aberrazioni, valutate con il parametro dell'RMS, variassero al termine di ogni movimento oculare e come questo influisse sulla performance visiva, attraverso la variazione dell'acuità visiva e della sensibilità al contrasto. Ricordando che l'RMS corrisponde alla radice quadrata della somma dei quadrati di ciascun coefficiente di Zernike, si è misurato quanto questo parametro si discostasse dal valore del fronte d'onda di un occhio perfetto indicato con lo zero. Per lo studio è stata eseguita un'aberrometria su 38 soggetti, di età compresa fra i 19 e 25 anni, utilizzando il Profiler. Questo strumento, che racchiude in sé autorefrattometro, topografo e aberrometro, utilizza per la misurazione del fronte d'onda il sensore Hartmann-Shack con la proiezione di 1.500 punti nell'area pupillare. Lo strumento nasce sicuramente con scopi diversi ma l'intento di questo studio è anche quello di espandere l'uso clinico dei dati di aberrometria che si apprestano a diventare uno strumento e un nuovo standard nella valutazione della condizione refrattiva. Le misurazioni sono state effettuate eseguendo una procedura standardizzata per tutti i soggetti, la quale prevedeva una iniziale autorefrattometria. Sui risultati ottenuti da quest'ultima, senza effettuare quindi il bilanciamento binoculare, è stata applicata una prima lente a

contatto torica e si è atteso l'allineamento per dieci minuti circa. Dopo aver verificato la corretta posizione sono state effettuate nove aberrometrie, ognuna misurata dopo ciascuna duzione oculare. Successivamente è stata valutata l'acuità visiva e la sensibilità al contrasto in visione mesopica, anche in questo caso dopo ciascuna escursione oculare, sovrapponendo il test di Snellen e il tSC ad una riproduzione della carta di VANT. I risultati ottenuti dall'elaborazione dei dati evidenziano che non vi è significatività statistica tra l'RMS misurato in direzione primaria di sguardo e quelli ottenuti nelle altre posizioni. Vi è invece significatività statistica in merito all'acuità visiva e alla sensibilità al contrasto. I risultati peggiori sono quelli riguardanti le posizioni oblique (come indicato anche nella letteratura). Al termine dello studio, pur consapevole di essere lontana da un'evidenza scientifica, posso affermare che la mia ipotesi iniziale è stata verificata in parte. Infatti, il parametro RMS considerato (parametro globale), non varia in modo statisticamente significativo anche se variano singole aberrazioni; invece c'è un'evidenza di variazione della qualità dell'immagine. Va ricordato che la valutazione dell'acuità durante la sperimentazione ha posto alcune difficoltà tecniche.

In sintesi, si può considerare che il portatore di lac morbida torica dopo un movimento oculare subisce una variazione di specifici parametri aberrometrici che non si evidenziano nel solo parametro globale dell'RMS, ma tali variazioni paiono di influenza della performance visiva, come indicato dall'esperienza clinica con le lenti a contatto morbide toriche.

INTRODUZIONE: la classificazione delle aberrazioni e il loro ruolo in ambito oculare.

Per poter comprendere al meglio quanto sarà esposto in questo elaborato è opportuno introdurre alcuni importanti concetti che riguardano l'ottica geometrica. La luce è un'onda elettromagnetica che si propaga nel vuoto ad una velocità c (velocità della luce nel vuoto). Quando essa attraversa un materiale dielettrico vi è un rallentamento della velocità di propagazione v che dipende dalle proprietà del mezzo, mentre la frequenza e la pulsazione non variano in quanto funzioni della sorgente che ha prodotto l'onda. Di conseguenza a ciascun materiale è associato un corrispondente indice di rifrazione definito dalla relazione:

$$n = \frac{c}{v} \geq 1; ^1$$

un indice di rifrazione alto crea un maggior rallentamento nella propagazione della luce. Quando l'onda elettromagnetica raggiunge una superficie come onda incidente questa a sua volta genererà un'onda riflessa nel primo mezzo e un'onda trasmessa o rifratta nel secondo mezzo (Fig.1), le cui intensità dipenderanno dai coefficienti di trasmissione e riflessione dei mezzi¹. Il principio della rifrazione e della riflessione segue la legge di Snell:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2.$$

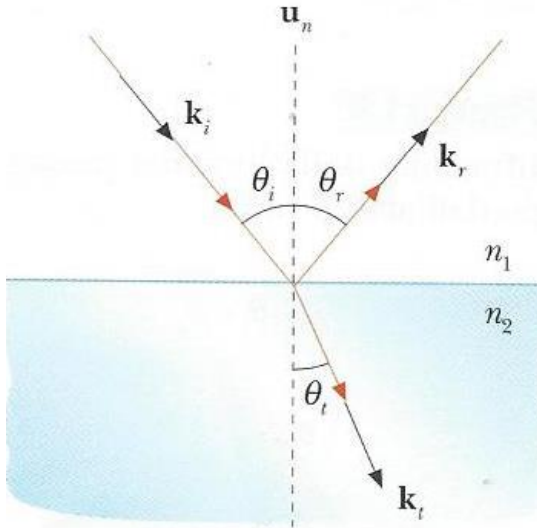


Fig.1 Rappresentazione di un'onda incidente che genera a sua volta un'onda riflessa e una trasmessa.

Considerando che:

- Le direzioni di propagazione dell'onda incidente, dell'onda riflessa e dell'onda trasmessa giacciono sullo stesso piano d'incidenza;
- L'angolo di riflessione θ_r e quello di incidenza θ_i hanno la stessa ampiezza;
- Il rapporto fra il seno dell'angolo di incidenza θ_i e il seno dell'angolo trasmesso θ_t è uguale al rapporto tra le velocità di propagazione nei due mezzi.

Una sorgente luminosa posta a distanza focalizza sulla retina creando un'immagine perfetta: è questa la proprietà fondamentale di un occhio ideale condizione detta stigmatica¹ (Fig.2).

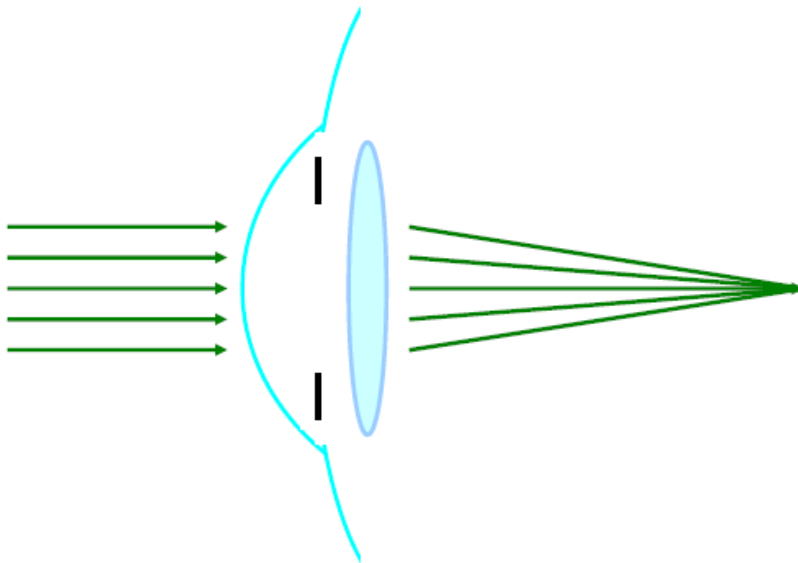


Fig.2 Condizione di un occhio ideale.⁷

In termini di cammino ottico si può affermare che la distanza fra l'oggetto e l'immagine è la stessa per tutti i punti passanti per il forame pupillare. Da ciò deriva che il fronte d'onda ottenuto dall'insieme di questi punti è perfettamente sferico², ossia dotato solo di una certa vergenza ottica che in questo caso è nulla.

Il fronte d'onda è definito, invece, come il luogo dei punti che hanno la stessa distanza ottica dalla sorgente, perciò sempre perpendicolare alla propagazione di quest'ultima. In altre parole tutti i raggi raggiungono la retina compiendo lo stesso numero di oscillazioni, avendo quindi la stessa fase. Questa proprietà fa sì che i raggi e i fronti d'onda siano concetti intercambiabili e complementari².

Al contrario in un sistema ottico aberrato si ha che (Fig.3) i raggi non convergono nello stesso punto immagine, quindi hanno un diverso cammino ottico dal punto oggetto all'immagine retinica. La differenza di cammino ottico tra ogni raggio e il raggio centrale è chiamata Optical Path Difference (OPD).³ Tutto questo crea un fronte d'onda distorto.²

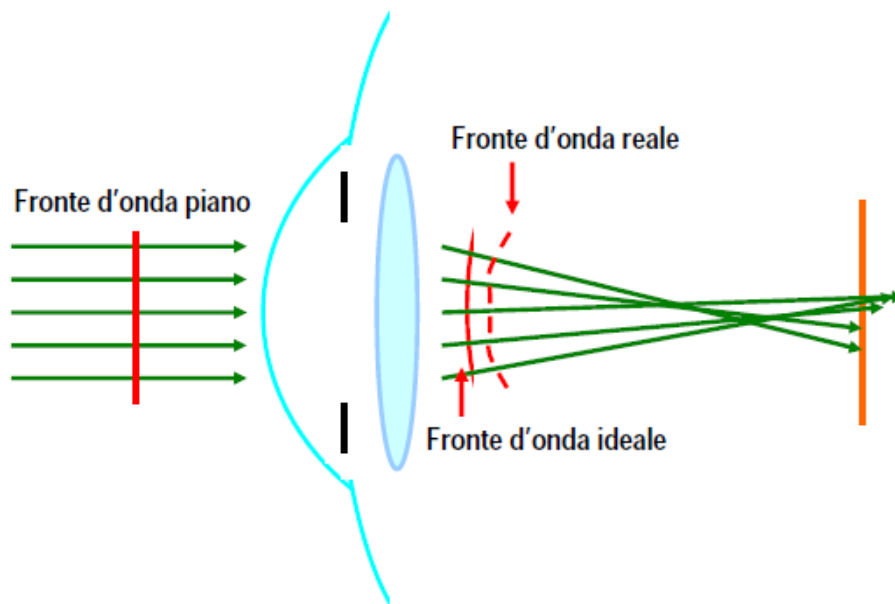


Fig.3 Differenza tra un fronte d'onda ideale e uno reale.⁷

All'interno del sistema oculare umano è semplice incontrare variazioni di sfericità del fronte d'onda con la conseguente formazione di immagini aberrate anziché puntiformi. Coerentemente con quanto detto in precedenza si può definire l'errore del fronte d'onda (WFE) o l'aberrazione del fronte d'onda (WE) in tre diversi modi:

- Rappresentando quanto si discosta il punto di intersezione di un raggio uscente dal sistema ottico oculare con il piano di un sensore di riferimento, da quello di un raggio ideale;
- Rappresentando l'OPD di ciascun raggio;
- Rappresentando di quanto si discosta il fronte d'onda reale da quello di riferimento ideale, attraverso una mappa aberrometrica⁸.

Lo scostamento del fronte d'onda reale rispetto al fronte d'onda ideale è misurato in micron ed è equivalente alla differenza di cammino ottico (OPD).

La deviazione del fronte d'onda è detta "funzione di aberrazione del fronte d'onda" o semplicemente "mappa aberrometrica". Per dire la stessa cosa nel "linguaggio" dei raggi ottici ossia dell'ottica geometrica, tutto ciò che dobbiamo misurare è la direzione di ogni singolo raggio che emerge dalla pupilla.

Confrontando il raggio reale con il raggio perfetto possiamo costruire una mappa di aberrazione dei raggi³.

L'aberrazione del fronte d'onda è una superficie complessa contenente informazioni che descrivono sia le aberrazioni monocromatiche dell'occhio che il difetto visivo da essa prodotto. Ricordiamo che le aberrazioni monocromatiche, a differenza di quelle cromatiche, si riferiscono ad una sola lunghezza d'onda e si dividono in due gruppi: il primo riguardante le aberrazioni che sfuocano l'immagine riducendone il contrasto (defocus, coma e astigmatismo), e il secondo che comprende le aberrazioni di campo che deformano le immagini³.

Per poter semplificare una superficie così complessa è opportuno scomporla in polinomi più semplici che prendono il nome di polinomi di Zernike^{4,5}, conosciuti come funzioni di base². Ognuno di questi è il prodotto di altre due funzioni, una che dipende solo dal raggio e l'altra che dipende solo dal meridiano di un punto sul piano pupillare.

L'OSA (Optical Society of America) ha stabilito un importante standard di riferimento per la trascrizione di questi polinomi nell'aberrometria, suggerendo di rappresentarli con due indici che possono avere due segni opposti: come

pedice l'ordine n del polinomio radiale, sempre un numero positivo relacionado al numero di picchi del fronte d'onda; all'apice la frequenza f definita dal numero di volte in cui il profilo della sezione con il massimo numero di picchi si ripete in un periodo di 360° . Così facendo è possibile rappresentarli su una piramide in cui i termini di ordine radiale crescono procedendo dall'apice verso la base. In questa, ogni riga corrisponde ad un dato ordine n e ogni colonna alla frequenza f . Inoltre per convenzione si assegna una frequenza positiva alle armoniche cosinusoidali mentre una frequenza negativa è associata ad armoniche sinusoidali². Solo cinque tipi di aberrazioni, precisamente quelli del primo ordine (tilt, ossia prismi orizzontali e verticali) e quelli del secondo (astigmatismo e defocus), possono essere corretti con lenti oftalmiche o lenti a contatto. Nell'ottica visuale, soprattutto le aberrazioni di II ordine hanno rilevanza, le aberrazioni di terzo e quarto ordine hanno una minore rilevanza sulla funzione visiva in occhi fisiologici ma possono avere grande importanza in occhi sottoposti a chirurgia, infine i coefficienti polinomiali appartenenti al settimo grado portano ad un peggioramento visivo poco apprezzabile: per questo motivo e per la complessità della misurazione sono spesso esclusi dall'acquisizione del fronte d'onda e di conseguenza dalla rappresentazione della piramide di Zernike⁶ (Fig.4).

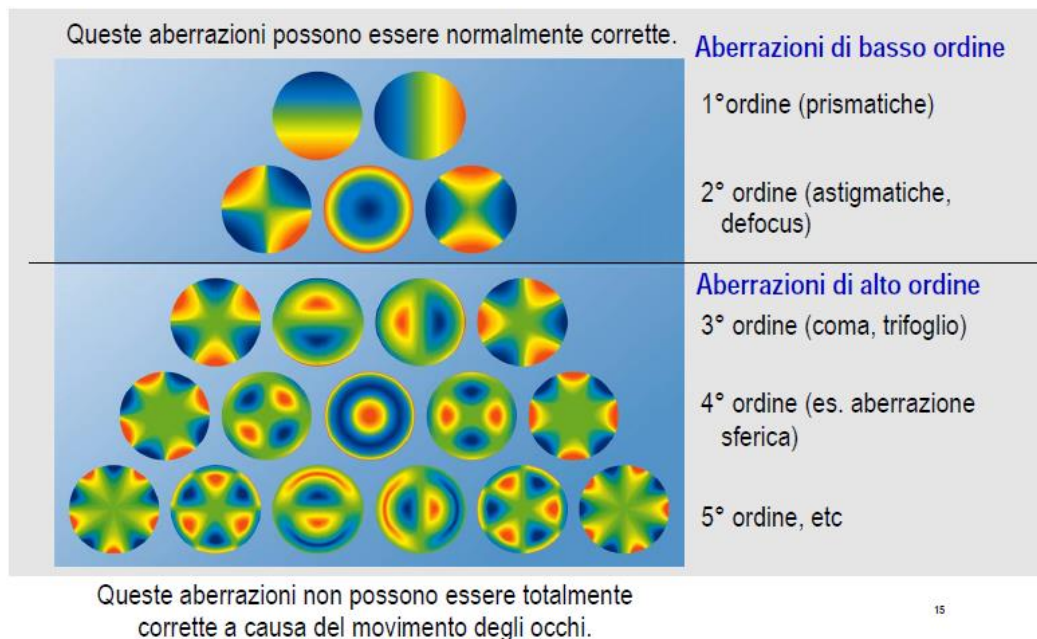


Fig.4 Rappresentazione della piramide di Zernike⁷. Le aberrazioni possono essere corrette con dispositivi ottici in grado di muoversi con gli occhi. In questo senso le lenti oftalmiche sono poco indicate. Le lac potrebbero rappresentare una migliore soluzione solo in parte poiché bisogna considerare i movimenti orizzontali, verticali e di torsione.

I polinomi di Zernike godono di importanti proprietà matematiche quali l'ortogonalità e la normalità. La prima definisce la completa indipendenza di ciascun polinomio dagli altri; la seconda dimostra come qualsiasi polinomio contribuisce in ugual misura allo scarto quadratico (RMS) della varianza del fronte d'onda². L'errore RMS è dunque ottenuto facendo la radice quadrata della somma dei quadrati di ciascun coefficiente di Zernike, il quale ci mostra un valore espresso in micrometri corrispondente a quanto il fronte d'onda dell'occhio in esame si discosta da un'onda piana. Poiché ogni coefficiente influenza diversamente la qualità dell'immagine retinica, l'RMS non è strettamente correlato ad essa. In un sistema ottico perfetto l'RMS è uguale a zero, per cui un valore diverso da questo indicherà un maggior scostamento dal fronte d'onda ideale e quindi un occhio aberrato.⁷ Una utile ma scomoda caratteristica di questo coefficiente riguarda la sua dipendenza dal diametro pupillare:

all'aumentare di questo, l'RMS dovrebbe aumentare a sua volta. Per ovviare a questo inconveniente è possibile utilizzare una misura alternativa chiamata defocus equivalente, che non verrà trattata in modo specifico in questo elaborato.

Tutti questi concetti di base vengono poi rappresentati su una mappa aberrometrica la quale mostra come le aberrazioni variano attraverso la pupilla. Per convenzione i colori caldi indicano i picchi e i colori freddi le valli.

Vi sono altri due parametri utili per capire in che modo le aberrazioni influiscono sulla qualità dell'immagine visiva. Il primo è il PSF (Point Spread Function) il quale descrive la focalizzazione del punto oggetto sul piano foveale: nell'occhio ideale il PSF rappresenta il disco di Airy. Se l'occhio non fosse soggetto ad aberrazioni, il PSF assumerebbe una forma circolare il cui diametro sarebbe inversamente proporzionale all'apertura pupillare. Nell'occhio aberrato, però, esso non ha una forma circolare e, come accade nel caso precedente, migliora col diminuire del diametro pupillare (Fig.5). Una misura ad esso collegata è lo Strehl Ratio, dato dal rapporto tra il PSF di un occhio non aberrato e uno aberrato. Esso quindi varia da 0 a 1, dove 1 rappresenta la condizione di occhio ideale⁷. In un occhio normale un valore di Strehl Ratio attorno a 0.5 è considerato ottimale; il valore di 0,8 è considerato una stretta approssimazione dell'ideale 1. Conoscere la PSF di un sistema ottico ci permette di osservare come una qualsiasi immagine appare sulla retina, applicando il PSF all'immagine secondo un'operazione di convoluzione.

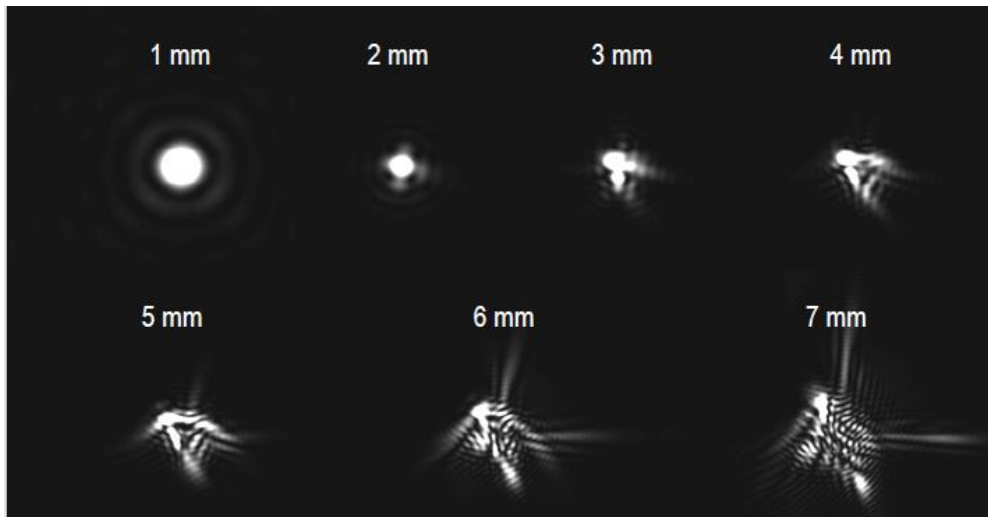


Fig.5 Variazione del PSF all'aumentare del diametro pupillare⁷.

Il secondo parametro utile nello studio di un fronte d'onda è la MTF (Modulation Transfer Function) cioè la funzione che descrive il trasferimento del contrasto dall'oggetto all'immagine. Viene rappresentato su un piano cartesiano dove l'asse delle ascisse indica la frequenza spaziale del reticolo misurata in cicli su grado, mentre l'asse delle ordinate identifica il valore della MTF che varia da 0 a 1 (Fig.). Il valore più alto è relativo ad un sistema ottico ideale, in cui il contrasto è trasferito al 100%. La qualità dell'immagine, e quindi della MTF, è inversamente proporzionale alla frequenza spaziale⁷: all'aumentare di quest'ultima vengono filtrate le alte frequenze spaziali (dal sistema ottico o dalle caratteristiche del sistema nervoso dell'occhio), non permettendo la visione dei dettagli dell'immagine.

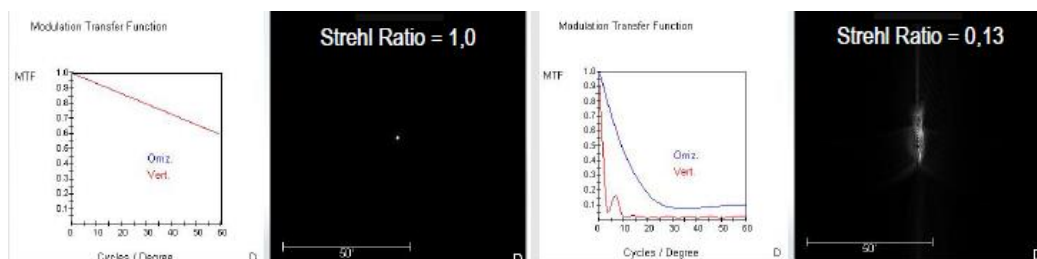


Fig.6 Rappresentazione della MTF: a sinistra nell'occhio ideale, a destra nell'occhio aberrato.⁷

LO STRUMENTO: i.Profiler

Negli ultimi anni si è appreso che la conoscenza delle aberrazioni fornisce un ulteriore importante e fondamentale strumento di diagnosi optometrica¹². Per questo si è pensato di aumentare le prestazioni degli strumenti di refrazione oggettiva utilizzati, cercando di sfruttare tali conoscenze ed espanderle con le applicazioni di ambito correttivo e clinico. Per questo motivo è stata applicata all'ambito optometrico-oftalmologico la tecnologia del sensore del fronte d'onda di Hartmann- Shack. Il suo funzionamento ha alla base l'evoluzione dello storico dispositivo del disco a doppio foro di Scheiner al quale Hartmann apportò le prime modifiche¹², aumentando enormemente il numero dei fori, che in seguito fu ulteriormente rivoluzionato da Shack, il quale sostituì il disco con una matrice di lenti convergenti (circa 220 lenti con diametro di 0,3-0,4 mm¹² e lunghezza focale di 5mm¹³).

Un sottile fascio laser He-Ne (632.8 nm) è proiettato nel punto di fissazione retinico. Da questo stesso punto, come accade con altri strumenti di refrazione oculare (ad es. la schiascopia) riemerge una sorgente di luce che attraversa i mezzi ottici oculari una sola volta (condizione detta a " singolo passaggio"). Il fronte d'onda formatosi è distorto e viene ulteriormente scomposto dalle lenti che sono coniugate con il piano pupillare per formare un insieme di immagini focalizzate sul sensore CCD dello strumento¹¹ (Fig.7). Il raggio che interseca quest'ultimo fornisce informazioni circa lo spostamento orizzontale e verticale del raggio rispetto alla posizione di riferimento di un occhio non aberrato.

L'inclinazione con cui ogni fronte d'onda colpisce la lente determina il punto di

focalizzazione di ciascun raggio. E' in questo modo che un fronte d'onda aberrato produce un insieme di punti immagine distorti sul CCD che raccoglie l'immagine finale.²

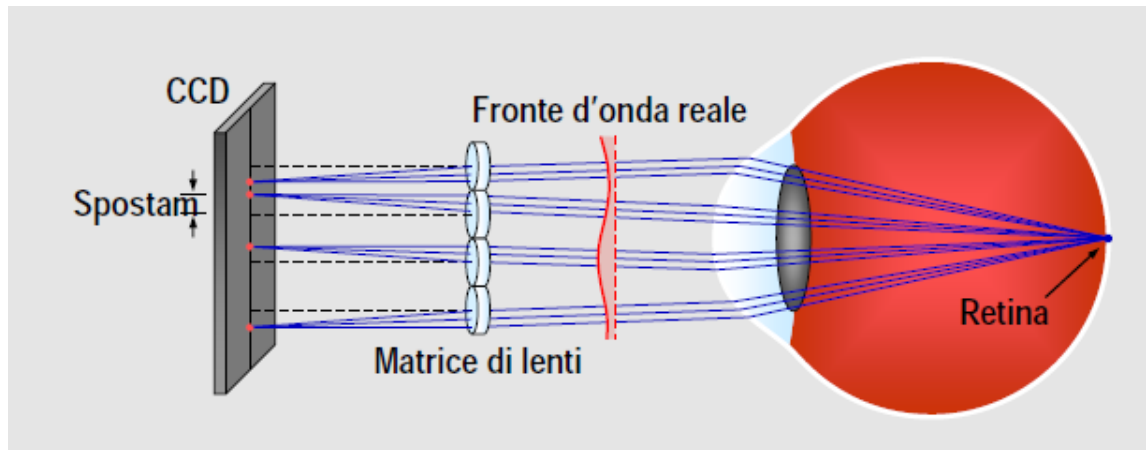


Fig.7 L'immagine mostra il funzionamento del sensore Hartmann- Shack.⁷

Per lo studio effettuato in questo elaborato è stato usato lo strumento i.Profiler (Ditta Carl Zeiss, Germania; commercializzato a partire dal 2011) che utilizza una tecnologia di fronte d'onda ad alta risoluzione con la proiezione di 1.500 punti di misurazione nell'area pupillare (Fig.8). Riunisce in sé autorefrattometro, topografo e aberrometro.

Anche se in questo elaborato si tratterà solo quest'ultima funzione, lo strumento ha il grosso vantaggio di poter sottoporre tutta la clientela ad uno screening visivo completo in soli 45 secondi, spesso tralasciato, che potrebbe evidenziare problematiche necessarie di ulteriori approfondimenti.



Fig.8 Lo strumento utilizzato iProfiler.⁹

Tra le funzioni principali ci sono ¹⁰:

- Funzioni automatiche di eye tracking in 3D e di posizionamento dall'occhio destro all'occhio sinistro;
- Un solo pulsante operativo;
- Nessuna dipendenza dall'operatore dei dati misurati;
- Sensore Shack-Hartmann a 1.500 punti;
- Sempre in asse;
- Misurazione accurata sia per gli assi che per i bassi cilindri;
- Ampio range di poteri (± 20 D);
- Misurazione con pupilla maggiore di 2mm;
- Elevata risoluzione;
- Ampia area di misurazione cheratometrica (6.144 punti di misurazione pari a 100.000 punti analizzati);

- Possibilità di visualizzare mappe topografiche e aberrometriche, classificazione delle aberrazioni secondo Zernike, PSF, MTF, simulatore di acuità visiva;

L'acquisizione del fronte d'onda prevede i seguenti passaggi (Fig.9):

- viene inviato un raggio laser all'interno dell'occhio;
- questo viene riflesso dalla retina fungendo da nuova sorgente di luce;
- la luce riflessa percorre un cammino inverso;
- tutti i raggi uscenti dalla pupilla raggiungono la matrice di lenti del sensore Hartmann-Shack⁷;
- il fronte d'onda è registrato da una camera CCD posta dietro le lenti per essere analizzato dallo strumento.⁷

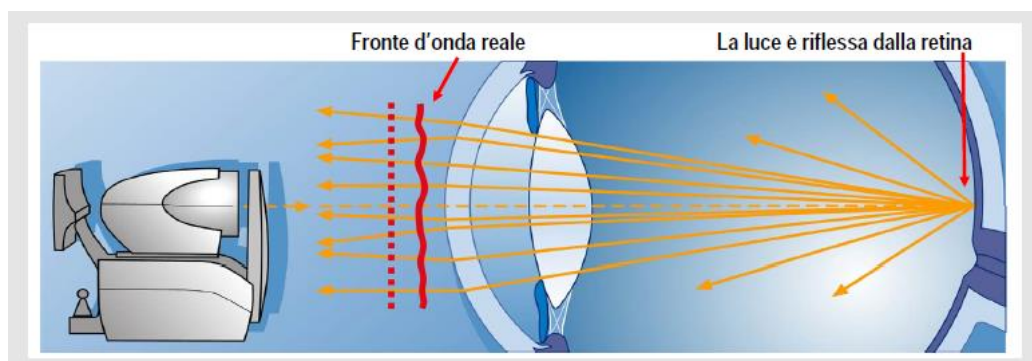


Fig.9 Funzionamento di iProfiler⁹.

L'analisi attraverso il principio dell'autorefrattometro wavefront ci permette di acquisire, a differenza di un autorefrattometro standard, informazioni sull'intero

diametro pupillare, a differenza di un autorefrattometro standard, fornendo una più precisa valutazione e quantificazione delle problematiche visive.⁹

Per ottimizzare le funzionalità di i.Profiler è necessario che l'operatore applichi dei semplici accorgimenti:¹⁰

- Posizionamento dello strumento su un supporto stabile;
- Posizionamento dell'utente (Fig.10):
 - postura rilassata;
 - gomiti poggiati sul tavolino di supporto;
 - mento e fronte sistemati sugli appositi spazi, con la testa dritta;
 - il corpo deve trovarsi in posizione perpendicolare allo strumento;
 - chiedendo di tenere gli occhi ben aperti si deve centrare la pupilla nel monitor;

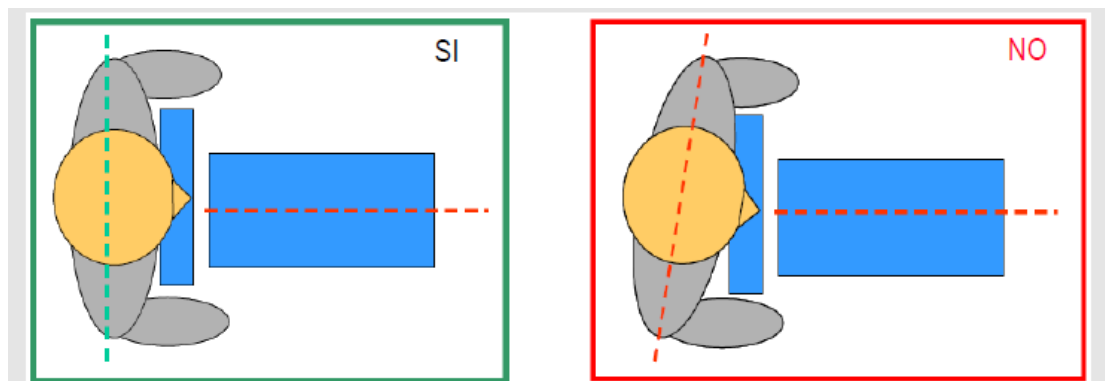


Fig.10 Corretta posizione del soggetto¹⁰.

- Posizionare il riferimento orizzontale dello strumento all'altezza della rima palpebrale.
- Condizioni di illuminazione:

-l'illuminazione deve essere equivalente per i due occhi e compresa fra 5 e 50 lux;

-assicurarsi che non vi siano porte o finestre non oscurate, così come luci artificiali provenienti da monitor, in prossimità della sede di misurazione soprattutto dietro e lateralmente all'utente.

- Target di fissazione(Fig.11):

-invitare il soggetto alla sola fissazione delle bande colorate della mongolfiera presente nello strumento;

-informarlo che durante la misurazione questo target apparirà sfuocato per qualche istante;

-anticipare che apparirà una luce rossa che dovrà assolutamente ignorare.



Fig.11 Il target osservato dal soggetto all'interno dello strumento¹⁰.

Grazie alla tecnologia utilizzata da i.Profiler è possibile ottenere lenti oftalmiche ad alta precisione. La realizzazione delle lenti i.Scripton implica l'analisi della

mappatura pupillare ottenuta attraverso lo strumento, affiancata da un esame soggettivo (secondo la procedura consueta) che tiene conto delle specifiche esigenze del paziente. La refrazione soggettiva viene ricalcolata nei laboratori Zeiss attraverso algoritmi proprietari per produrre una lente “su misura” (valore diottrico al centesimo di diottria) che ottimizzi la correzione considerando gli effetti delle aberrazioni. In tal modo il produttore intende minimizzare le aberrazioni di alto ordine e dare una migliore percezione del contrasto, soprattutto in condizioni di scarsa luminosità.

IL METODO

La performance visiva dipende dall'efficienza del sistema visivo neurale e dalla qualità dell'immagine retinica . Questa, in un occhio con mezzi ottici trasparenti, è in relazione alle aberrazioni di basso ordine, di alto ordine e al diametro pupillare¹⁴.

Le lenti a contatto, così come le lenti oftalmiche, mirano a compensare le aberrazioni di basso ordine poiché contribuiscono in maniera maggiore al deterioramento dell'immagine^{15,16}.

Il problema principale nell'uso delle lac toriche è mantenere un corretto posizionamento rispetto all'ottica dell'occhio; tali lenti devono essere stabili in rotazione (per un buon allineamento dell'asse del cilindro correttore) e per centraggio. Eventuali mal posizionamenti inducono aberrazioni di basso e alto ordine. Grazie al miglioramento del prodotto nel primo decennio di questo secolo l'applicazione lenti a contatto morbide toriche si è diffusa gradualmente fino a superare il 35%¹⁷.

Procedura

Per questo studio sono stati analizzati 37 soggetti, di età compresa fra i 19 e i 25 anni, secondo una procedura standard strutturata come segue:

-ad ogni soggetto è stata effettuata un'autorefrattometria/aberrometria usando i.Profiler (Fig.12);



Fig.12 Immagini acquisite nei laboratori durante le misurazioni.

-sulla base dei dati forniti da quest'ultima è stata applicata una laca torica. Sono state utilizzate lenti con poteri sferici compresi tra +4,00 D e -6,00 D, i poteri cilindrici aumentavano con step di 0,50 D a partire da 0,75 D fino a 2,25 D; gli assi 10°, 20°, 70°, 80°, 90°, 110°, 120°, 160°, 170°, 180°. La correzione si basava dunque solo su dati di tipo oggettivo e monoculare, poiché non è stato effettuato il bilanciamento binoculare. Nonostante questo, però, i soggetti raggiungevano un'acuità visiva sufficiente ad effettuare i test dello studio.

-per permettere la stabilizzazione della lente si è atteso circa 10 minuti;

-successivamente è stato effettuato un esame in lampada a fessura per controllare l'allineamento, la posizione e la dinamica. L'allineamento è stato verificato considerando i segni di riferimento della laca; in caso di rotazione della lente si è utilizzato il metodo di compensazione LARS per modificare la successiva applicazione, in questo caso è stato ripetuto il punto precedente. E' stata applicata una seconda lente se la rotazione superava i 5°. Nell'applicazione di una lente morbida torica la rotazione della stessa deve essere minimizzata al fine di far coincidere l'asse dell'astigmatismo della lente, con cilindro negativo, con il meridiano meno miope o più ipermetrope dell'occhio, per ottimizzare la correzione. La posizione centrata sulla cornea è considerata corretta ma è stato

accettato anche un lieve decentramento di 0,25-0,50 mm.¹⁸ Il movimento post ammiccamento è stato considerato nella norma se attorno ai 0,5 mm.

-è stata eseguita una seconda autorefrattometria in direzione primaria di sguardo e si è considerato l'RMS risultante fornito dallo strumento i.Profiler; in seguito al soggetto è stato chiesto di osservare in otto posizioni di sguardo differenti: destra, sinistra, alto, basso, alto a destra, alto a sinistra, basso a destra, basso a sinistra. Il soggetto ha osservato in ciascuna posizione per circa 5/7 secondi ammiccando in modo spontaneo; dopo due ammiccamenti consecutivi richiesti dall'operatore lo sguardo si posizionava in direzione primaria e veniva eseguita l'aberrometria. Durante la misurazione il soggetto non ammiccava, e per evitare che i risultati fossero alterati dalla secchezza oculare si applicava una lacrima artificiale prima di ogni misurazione.

-poi il soggetto è stato sottoposto ad una valutazione dell'acuità visiva e della sensibilità al contrasto. Per la prima è stata utilizzata come mira la carta ridotta di Snellen, il test usato nel secondo caso è il tSC¹⁹. Le mire sono state sottoposte al soggetto dopo esser state sovrapposte centralmente alla carta di VANT (fig.13).

Questa consiste in un pannello bianco di 60x40 cm sulle cui estremità corrispondenti alle otto posizioni di sguardo (superiore, inferiore, nasale, temporale, superonasale, superotemporale, inferonasale, inferotemporale) sono stati posti dei target di riferimento. Ogni lettera corrispondeva a 0,02 logMar. Il movimento effettuato da un target orizzontale alla mira posta centralmente aveva un'ampiezza di 40 gradi, mentre quello effettuato da target verticali di

circa 25 gradi²⁰.

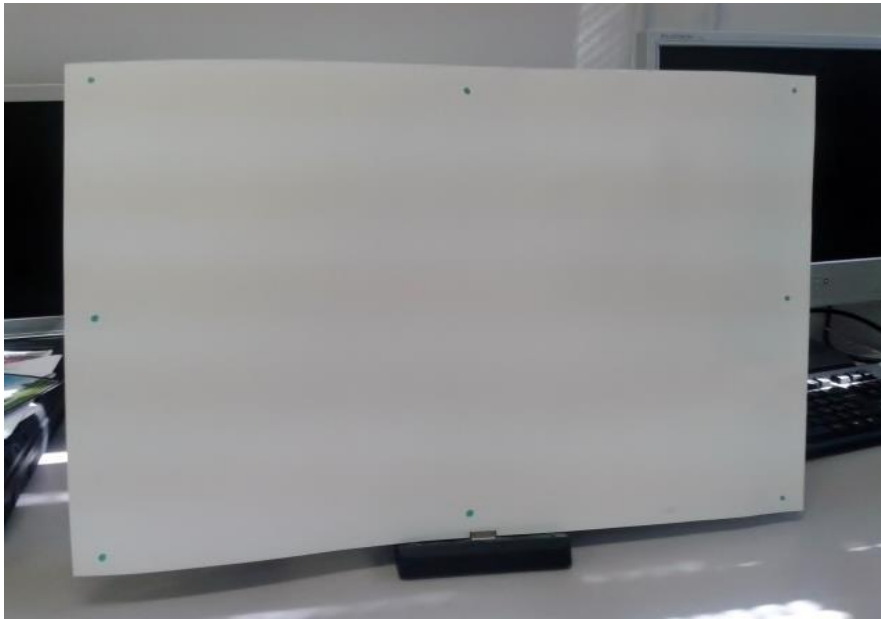


Fig.13 Riproduzione della carta di VANT.

Dopo aver misurato l'acuità visiva in direzione primaria, il soggetto guardava il target di riferimento per qualche secondo e poi spostava lo sguardo sulla carta di Snellen, posta a 40 cm, leggendo la riga indicatagli dall'operatore. Per evitare che egli memorizzasse le lettere, la lettura è stata effettuata in modo casuale.

L'operatore, quindi, segnava l'acuità visiva rilevata in ciascuna posizione.

-successivamente è stata misurata la sensibilità al contrasto usando il tSC. Anche in questo caso le mire sono state sovrapposte alla carta di VANT e il procedimento è stato il medesimo della valutazione dell'acuità. Si chiedeva di leggere le mire procedendo da sinistra verso destra; per evitare risposte di tipo mnemonico il test era frequentemente girato. L'operatore riportava il contrasto limite raggiunto.

I RISULTATI

Alla base dello studio vi era quindi l'intenzione di capire in che modo le aberrazioni, valutate con il parametro dell'RMS, variassero al termine di ogni movimento oculare e come questo influisse sulla performance visiva, attraverso la variazione dell'acuità visiva e della sensibilità al contrasto, del portatore di lenti a contatto toriche. I risultati ottenuti sono riportati nelle tabelle seguenti. La prima mostra la media dei parametri considerati resa facilmente comprensibile dalla rispettiva percentuale (Tab.I).

POSIZIONE	RMS			AV			SC		
	MEDIA	DS	%	MEDIA	DS	%	MEDIA	DS	%
1 PRIMARIA	0,484	0,044	0	0,098	0,00006	0	0,081	0,00029	0
2 DESTRA	0,512	0,069	5	0,083	0,00025	18	0,069	0,00017	17
3 SINISTRA	0,512	0,069	5	0,088	0,00025	11	0,059	0,00025	35
4 ALTO	0,514	0,028	6	0,082	0,00042	20	0,062	0,00030	30
5 BASSO	0,514	0,028	6	0,078	0,00047	26	0,058	0,00020	38
6 ALTO DX	0,518	0,027	7	0,079	0,00043	24	0,057	0,00027	42
7 ALTO SX	0,535	0,052	9	0,080	0,00045	22	0,056	0,00026	44
8 BASSO DX	0,550	0,032	12	0,074	0,00045	32	0,059	0,00036	37
9 BASSO SX	0,564	0,062	14	0,075	0,00056	31	0,056	0,00034	43

Tab. I La tabella mostra i risultati della media e della Deviazione Standard nelle varie posizioni di sguardo; la media è espressa anche in termini percentuali.

E' evidente che la media dell'RMS nelle varie posizioni di sguardo resta pressoché invariata, ad eccezione delle ultime quattro posizioni. Infatti, quantificando tale variazione in termini percentuale, si nota che essa differisce di poco nei primi quattro movimenti, mentre osservando in direzione obliqua pare che le aberrazioni aumentino progressivamente fino a raggiungere una differenza del 14 % rispetto alla posizione primaria di sguardo. Il grafico sottostante (Fig.14), nel quale le posizioni di sguardo sono rappresentate come se l'occhio fosse posto frontalmente, mostra in maniera più intuibile quanto detto finora.

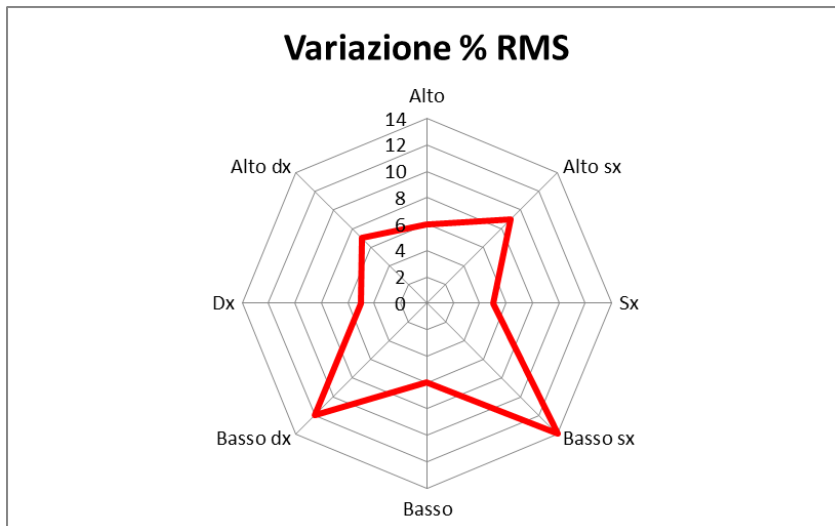


Fig.14 Il grafico mostra la variazione percentuale dell'RMS rispetto alla posizione primaria di sguardo.

Analizzando invece come varia l'acuità visiva dopo ciascuna duzione lo scenario si presenta nettamente differente. Dopo ogni movimento, infatti, pare che l'acuità visiva cali da un minimo dell' 11% osservando un punto posto a sinistra, ad un massimo del 31% quando lo sguardo è rivolto in basso a destra. Anche in questo caso si assiste ad un peggioramento nelle direzioni oblique. Il grafico sottostante (Fig.15) mostra tale variazione percentuale. Questo risultato è facilmente deducibile anche osservando le medie. Il valore della deviazione standard prossima allo zero ci suggerisce che i risultati sono molto coerenti da un soggetto all'altro.

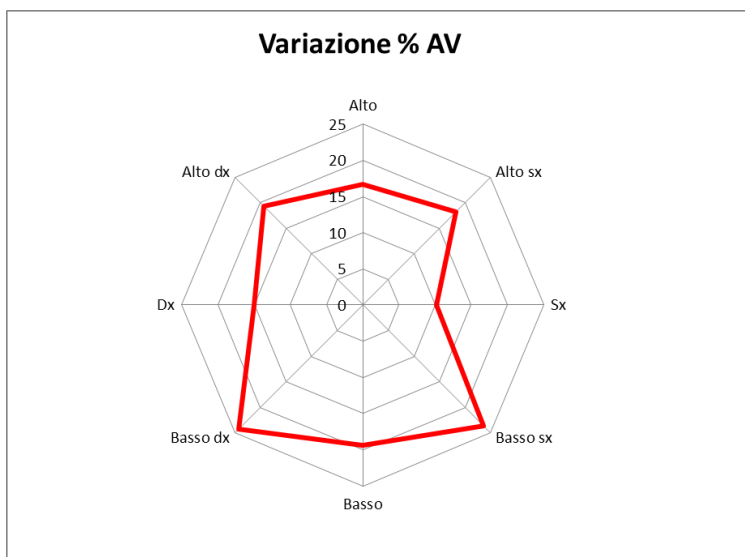


Fig.15 Il grafico mostra la variazione percentuale dell'AV rispetto alla direzione primaria di sguardo.

Un maggior peggioramento riguarda invece la sensibilità al contrasto, la quale diminuisce in misura maggiore, non solo nelle posizioni oblique (41%, 44%, 37%, 42%) ma anche osservando verso destra (16%), sinistra (35%), alto (29%) e basso (37%). In questo caso le medie si discostano nettamente da quella relativa alla posizione di sguardo primaria. Anche in questo caso le percentuali sono riportate nel grafico sottostante.(Fig.16)

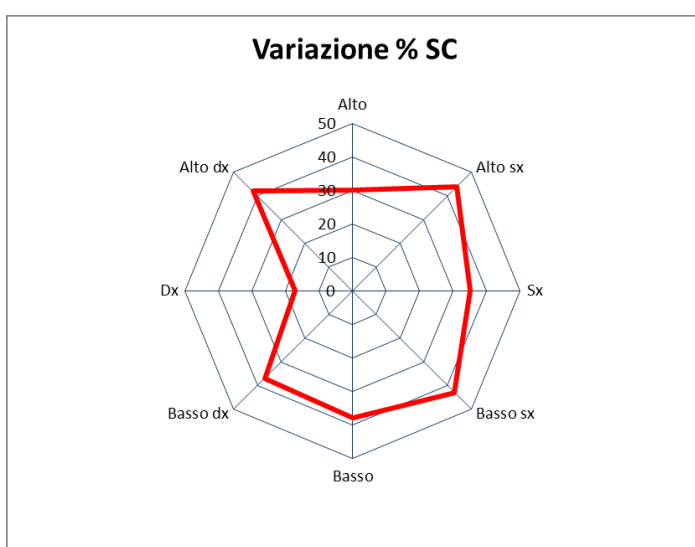


Fig.16 Il grafico mostra la variazione percentuale della SC rispetto a quella riscontrata in direzione primaria di sguardo.

E' facile notare come la performance visiva sia influenzata anche da bassissime variazioni di RMS: infatti prendendo come esempio un portatore di laca torica che guarda verso sinistra per qualche secondo e successivamente riporta lo sguardo in direzione primaria, esso subisce una variazione di RMS relativamente bassa, pari al 5% circa, la quale però corrisponde ad un calo dell'acuità visiva dell' 11% e addirittura al 35% della perdita del contrasto, tutto in visione mesopica. Per l'analisi dei dati da un punto di vista statistico si è utilizzato il test *t* di Student a due code con 37 gradi di libertà e significatività statistica pari al 5% ($\alpha=0.05$). I risultati ottenuti sono mostrati nella Tab. II.

POS.	RMS		AV		SC	
	t critico due code	P(T<=t) due code	t critico due code	P(T<=t) due code	t critico due code	P(T<=t) due code
1; 2	2,026	0,515	2,026	3,12342E-06	2,026	3,4663E-05
1; 3	2,026	0,515	2,026	2,93504E-05	2,026	6,69933E-09
1; 4	2,026	0,260	2,026	3,17557E-05	2,026	9,78992E-07
1; 5	2,026	0,260	2,026	1,22442E-06	2,026	4,29776E-09
1; 6	2,026	0,307	2,026	4,59269E-06	2,026	4,15688E-08
1; 7	2,026	0,247	2,026	3,24924E-06	2,026	1,31535E-07
1; 8	2,026	0,064	2,026	1,65456E-07	2,026	3,582E-07
1; 9	2,026	0,054	2,026	1,37752E-06	2,026	7,84129E-08

Tab. II La tabella mostra i risultati ottenuti dal test *t* di Student.

Lo studio è stato effettuato confrontando i valori dell'RMS, dell'acuità visiva e della sensibilità al contrasto prima in posizione primaria di sguardo e successivamente dopo ciascuna escursione oculare (Tab.II). L'obiettivo è quello di capire se indossando una lente a contatto morbida torica, lo spostamento di quest'ultima (e quindi dell'asse correttivo o del centraggio) provoca una variazione statisticamente significativa del valore dell'aberrazione totale (RMS) tale da peggiorare l'acuità visiva e la sensibilità al contrasto del soggetto. Soffermandoci sui risultati ottenuti dal valore dell'RMS notiamo che il valore di *t* è sempre uguale a 2,026; il p-value ottenuto tra le posizioni 1-2 (0,515), 1-3

(0,515) risulta nettamente superiore a 0,05, per cui il risultato non è statisticamente significativo. Nella posizione 1-6 il p-value diminuisce (0,307) ma è ancora superiore al nostro livello di significatività statistica ($\alpha=0,05$), come anche tra le posizioni 1-4 (0,260), 1-5 (0,260) e 1-7 (0,247). A seguito delle ultime due escursioni oculari 1-8 (p-value 0,064) e 1-9 (p-value 0,054) il p-value raggiunge un valore prossimo allo 0,05 pur restando non statisticamente significativo.

Il risultato del valore t resta invariato anche in termini di acuità visiva, ma in questo caso il p-value cala drasticamente. Infatti questo diventa statisticamente significativo poiché risulta essere inferiore al livello di significatività fissato a 0,05. Nel dettaglio notiamo un p-value maggiore nella posizione 1-4 (p-value $3,176 \cdot 10^{-5}$), procedendo si hanno la posizione 1-3 (p-value $2,935 \cdot 10^{-5}$), la posizione 1-6 (p-value $4,593 \cdot 10^{-6}$), 1-7 (p-value $3,249 \cdot 10^{-6}$) fino ad arrivare alle posizioni in cui la possibilità di attribuire al caso il verificarsi dei risultati è ancora più bassa. Rispettivamente in ordine decrescente la posizione 1-9 (p-value $1,376 \cdot 10^{-6}$), 1-2 (p-value $3,123 \cdot 10^{-6}$), 1-5 (p-value $1,224 \cdot 10^{-6}$) e 1-8 (p-value $1,656 \cdot 10^{-7}$).

Assistiamo alla medesima situazione osservando i risultati ottenuti nella valutazione della sensibilità al contrasto. In tutte le posizioni di sguardo la valutazione statistica è significativa; in ordine decrescente si trova la posizione 1-2 (p-value $3,466 \cdot 10^{-5}$), 1-4 (p-value $9,789 \cdot 10^{-7}$), 1-8 (p-value $3,582 \cdot 10^{-7}$), 1-7 (p-value $1,315 \cdot 10^{-6}$), 1-9 (p-value $7,841 \cdot 10^{-7}$), 1-6 (p-value $4,156 \cdot 10^{-8}$), 1-3 (p-value $6,699 \cdot 10^{-9}$), 1-5 (p-value $4,298 \cdot 10^{-9}$).

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Già nel 1969 Millodot aveva affermato che nei portatori di lac l'acuità visiva era influenzata dal livello di luminanza(oltre le conosciute variazioni fisiologiche). Dal suo studio, infatti, emerse che la causa di tale peggioramento era dovuta all'aumentare del diametro pupillare (mentre per pupille piccole non c'è influenza significativa) e quindi delle aberrazioni, e riguardava maggiormente i portatori di lac che quelli di occhiali²¹.

Qualche anno dopo uno studio pubblicato da Marcos²² sottolineava l'imperfezione del sistema visivo in termini di immagine retinica. Secondo tale autore la degradazione di quest'ultima è in parte dovuta ad anomalie refrattive ma anche al diametro pupillare. Ciò che può danneggiare l'immagine retinica sono le aberrazioni di alto ordine (dal terzo in poi), in particolare con pupille di grandi dimensioni, che non sono tipicamente misurate durante la pratica clinica e non possono essere corrette con strumenti ordinari. Queste, però, rispetto al defocus o all'astigmatismo contribuiscono in maniera minore al peggioramento visivo in un occhio in condizioni fisiologiche (tutt'altro problema in un occhio sottoposto a chirurgia). In un occhio umano normale la qualità dell'immagine retinica varia attraverso la popolazione ma è sicuramente influenzata:

- *Dai mezzi come la cornea e il cristallino, i quali costituiscono i principali mezzi refrattivi. E' stato dimostrato che, almeno nei pazienti giovani, le aberrazioni corneali sono compensate da quelle del cristallino, così come accade per l'astigmatismo²³, anche se il decentramento e l'inclinazione*

dei componenti non è sufficiente a spiegare la complessa struttura delle aberrazioni totali.

- *Dalla variazione dell'accomodazione* (Fig.17 A). Per questa affermazione possiamo basarci anche sulla nostra esperienza: è chiaro che attraverso i cambiamenti accomodativi determinati dalla contrazione e rilassamento del cristallino, riusciamo a mettere meglio a fuoco e quindi ad avere un'immagine retinica più nitida. Oltre a questo fattore base, l'aumento di potere influenza il quadro delle aberrazioni e secondo uno studio l'RMS aumenta in media di $1\mu\text{m}$ per 6D di accomodazione²². Questi cambiamenti sono correlabili al cambiamento di curvatura del cristallino durante l'accomodazione.^{24,25}
- *Dall'aumento dell'età* (Fig.10 B). Con essa aumenta anche la dispersione intraoculare²⁶. Questo porta ad un incremento delle aberrazioni oculari^{27,28}, in particolare quelle di alto ordine²⁸, e quindi ad una degradazione dell'immagine retinica.
- *Dall'eccentricità*. In particolare oltre i 20 gradi si assiste ad un peggioramento della qualità dell'immagine dovuta anche ad un aumento dell'astigmatismo e del coma, i quali influiscono in modo negativo²⁹. Si stima che l'RMS totale (con un'apertura pupillare di 6.5 mm) varia da 0.45 μm in fovea ai 1.1 μm a 40gradi da essa³⁰.

- Dalla relazione con il difetto refrattivo del soggetto (Fig.17 C), in particolare con la miopia, come dimostrato da uno studio che mostra la variazione dell'RMS negli ametropi (da 0.3 μm per 0.285D a 1 μm per 12 D in media)³¹.

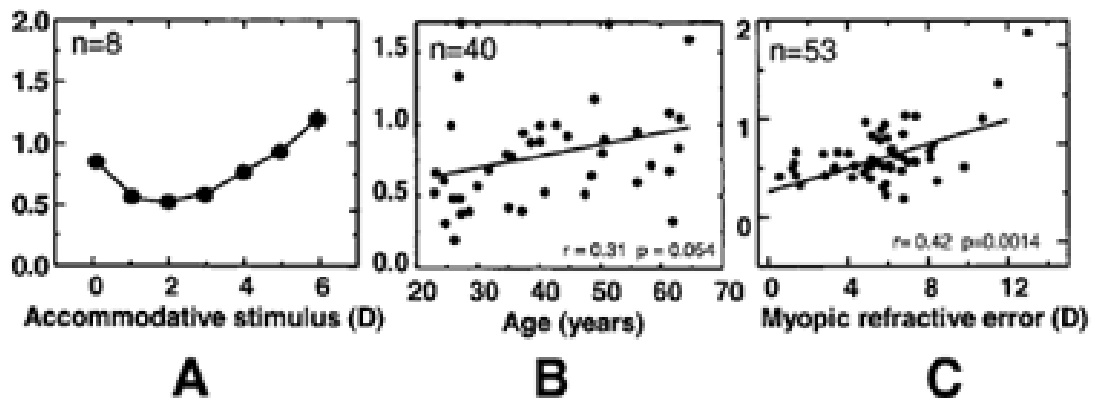


Fig.17 Variazione dell'RMS in funzione dello stimolo accomodativo (A), dell'età (B) e della miopia (C).

La visione è il senso umano più acuto³³. La formazione dell'immagine retinica è spesso lontana dalla perfezione poiché, come abbiamo già visto, la sua qualità è spesso determinata dalle aberrazioni intrinseche della cornea e del cristallino e dalla diffrazione dovuta alla dimensione della pupilla. La presenza delle aberrazioni nell'occhio umano era conosciuta già all'epoca di Helmholtz, ma solo più tardi si cominciò a cercare soluzioni correttive. In precedenza, infatti, la sola compensazione del defocus e dell'astigmatismo permetteva una visione soddisfacente, inoltre erano facilmente misurabili e necessitavano di strumenti correttivi più economici.

Successivamente ci si accorse che nella formazione dell'immagine retinica anche il contrasto rappresentava un parametro essenziale³³. Quindi nel complesso

l'immagine è degradata in misura maggior dagli effetti della diffrazione, dalle aberrazioni monocromatiche e cromatiche e dalla dispersione³⁴.

Le misure effettuate dai nuovi autorefrattometri sono dettagliate come mai precedentemente. Permettono la costruzione di ausili ottici ottimizzati per incrementare la qualità dell'immagine in misura maggiore rispetto alla correzione sfero-cilindrica.³⁵ Si è soliti pensare che la qualità dell'immagine retinica sia equivalente alla qualità visiva, ma non è così. L'immagine retinica è solo uno dei fattori determinanti la qualità visiva. Altri fattori sono l'abilità dei processi neurali ad interpretare l'immagine e la capacità di convertire nel mondo reale quanto percepito. Anche correggere le aberrazioni diventa quindi importante per aumentare la qualità dell'immagine³⁴.

I risultati ottenuti dall'elaborazione dei dati evidenziano che non vi è significatività statistica tra l'RMS misurato in direzione primaria di sguardo e quelli ottenuti nelle altre posizioni. Vi è invece significatività statistica in merito all'acuità visiva e alla sensibilità al contrasto. I risultati peggiori sono quelli riguardanti le posizioni oblique (come indicato anche nella letteratura). Al termine dello studio, pur consapevole di essere lontana da un'evidenza scientifica, posso affermare che la mia ipotesi iniziale è stata verificata in parte. Infatti, il parametro RMS considerato (parametro globale), non varia in modo statisticamente significativo anche se variano singole aberrazioni; invece c'è un'evidenza di variazione della qualità dell'immagine. Va ricordato che la valutazione dell'acuità durante la sperimentazione ha posto alcune difficoltà tecniche.

In sintesi, si può considerare che il portatore di lac morbida torica dopo un

movimento oculare subisce una variazione di specifici parametri aberrometrici che non si evidenziano nel solo parametro globale dell'RMS, ma tali variazioni paiono di influenza della performance visiva, come indicato dall'esperienza clinica con le lenti a contatto morbide toriche.

Forse un numero maggiore di osservazioni avrebbe portato a risultati diversi o, forse, ci sono troppe variabili che influiscono sull'occhio umano in quanto sistema dinamico e continuamente soggetto a influenze dell'ambiente esterno. Posso quindi ribadire l'evidenza che ogni coefficiente influenza diversamente la qualità dell'immagine retinica e l'RMS non è strettamente correlato ad essa. Però anche una piccolissima variazione di quest'ultimo, sia essa dovuta al cambiamento di luce, al rilassamento o alla contrazione del cristallino, alla trasparenza dei mezzi, alla variazione dell'età, al cambiamento di posizione del capo o ad altri fattori, porta sicuramente ad un deterioramento dell'immagine. Tutto questo può aiutarci a capire come il sistema visivo sia variegato tra gli individui e come alcuni soggetti pur avendo un'acuità visiva ottima hanno una visione scarsa. Lo strumento che ho utilizzato ha scopi diversi ma lo studio nasce anche con l'intento di espandere l'uso clinico dei dati di aberrometria che si apprestano a diventare uno strumento e un nuovo standard nella valutazione della condizione refrattiva.

Sicuramente la valutazione aberrometrica rappresenta lo strumento di diagnosi del futuro, in un mondo che diventa sempre più attento anche alla personalizzazione della correzione ottica. Forse con la crescita tecnologica si arriverà a sperimentare strumenti in grado di trasformare il nostro occhio in un sistema ottico perfetto.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Mazzoldi P., Nigro M, Voci C. Elementi di fisica, Elettromagnetismo e onde vol.2, EdiSES, 2012, pag. 339-358.
- ² Thibos L. Representation of Wavefront Aberration. 4th Wavefront Congress, 2003.
- ³ Thibos L., Calossi A. Le aberrazioni oculari. In: Zeri F., Rossetti A., Fossetti A. Ottica Visuale, SEU; capitolo 9: 21.
- ⁴ Mahajan VN. Zernike circle polynomials and optical aberrations of systems with circular pupil. Applied Optics 1994; capitol 33:8121-8124.
- ⁵ Borne M, Wolf E. Principles of Optics. 7th ed. Cambridge, England: Cambridge University Press; 1999.
- ⁶ Charman W.N.: Wavefront technology: past, present and future: Contact Lens & Anterior Eye 2005: Vol. 28, pag. 75-92.
- ⁷ Carl Zeiss Vision, Chiave di lettura delle aberrazioni, Simposio Zeiss sulle aberrazioni. Milano, 2009.
- ⁸ Thibos L.N., Xin Hang. Clinical applications of Shack- Hartmann Aberrometer. Optom e vision science vol.76 no.12, december 1999.
- ⁹ Carl Zeiss Vision, Dall'occhio alla LO. Simposio Zeiss sulle aberrazioni. Milano, 2009.
- ¹⁰ Carl Zeiss Vision, Condizioni ottimali di utilizzo di i.Profiler. Simposio Zeiss sulle aberrazioni. Milano, 2009.

- ¹¹ Cheng, Bradley, Hong, Thibos, Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye. School of Optometry, Indiana University, 2004.
- ¹² Villegas, Alcon, Artal .Optical quality of the eye in subjects with normal and excellent visual acuity. IOVS, Ottobre 2008 Vol.49 N°10.
- ¹³ Toshifumi Mihashi^{1,3}, Yoko Hirohara, Shizuka Koh, Sayuri Ninomiya, Naoyuki Maeda, Takashi Fujikado. Tear Film Break-up Time Evaluated by Real-Time Hartmann-Shack Wavefront Sensing. J Ophthalmol 2006; volume 50: 85–89.
- ¹⁴ Lupelli L, Sasso F, Zuppardo M. Trattamento contattologico comparato di aberrazioni oculari di alto ordine residue da intervento di fotoablazione laser; lac- Contact Lens; Dicembre 2011; volume XIII; numero3: 72-78.
- ¹⁵ Porter, J, Giurao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. J Opt Soc Am. 2001; volume 18:1793-1803.
- ¹⁶ Giurao A, Porter J, Williams, DR, Cox, IG. Calculated impact of high order monochromatic aberration on corneal retinal image quality in a population of human eye; J Opt Soc Am. 2002; volume 19: 620-628.
- ¹⁷ Efron, N, Morgan PB, Helland M et al. Soft toric contact lens prescribing in different countries. Contact Lens And Eye 2011; volume 34:36-38.
- ¹⁸ Maurizio Guida Luigi Lupelli, Rotazione delle lenti a contatto morbide toriche con diverse posizioni del capo, lac- contact lens aprile 2012, volume XIV, numero 1.
- ¹⁹ Rossetti A. (1995). tSC - Test Sensibilità al Contrasto. Reperibile presso Compagnia Ottica Italiana COI, Milano o Società Optometrica Italiana SOPTI. Presentato al IV Convegno di contattologia applicata Biovision - S.OPT.I.

24-09-1995 Oliena, (NU).

²⁰ Paul Chamberlain, Philip B. Morgan, Kurt J. Moody, Carol Maldonado-Codina;
Fluctuation in visual acuity during soft toric contact lens wear, *Optom e vision science* vol.88 no.4, april 2011.

²¹ Rossetti A, Gheller P. *Manuale di optometria e contattologia*. Zanichelli.
Seconda edizione. 2003. Pag: 398.

²² He JC, Marcos S. Monochromatic aberrations in accommodated human eye.
Vision Res 2000; 40:41-48.

²³ Keller P., Collins M, Carney L ed altri. The relation between corneal and total astigmatism. *Optom Vis Sci* 1996, 73: 86-91.

²⁴ Koretz J, Cooc C, Kaufman P. Accommodation and presbyopia in the human eye. Changes in the anterior segment and crystalline lens with focus. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38: 569-578.

²⁵ Koretz J, Cooc C, Kaufman P. aging of the human lens: changes in lens shape upon accommodation and ith accommodative loss. *J Opt Soc Am* 2002; 19: 144-151.

²⁶ Van de Berg T. analysis of intraocular straylight, especially in relation to age.
Optom Vis Sci 1995; 72: 52-59.

²⁷ Calver R, Cox M, Elliot D. Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am A* 1999; 16: 2069-2078.

²⁸ Mclellan J, Marcos S, Burns S. Age- related changes in monochromatic wave aberrations in the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001: 1390-1395.

²⁹ Navarro R, Artal P, William DR. Modulation transfer of the human eye as a fuction of retinal eccentricity. *J Opt Soc Am A* 1993; 10 (2): 201-212.

³⁰ Navarro R, Moreno E, Dorronsoro C. Monochromatic aberrations and point-spread functions of the human eyes across the visual fields. *J Opt Soc Am A* 1998; 15:2522-2529.

³¹ Marcos S, Moreno- Barruso E, Llorente L, et al. Do myopic eyes suffer from larger amount of aberrations? In: Thorn F, Troilo D, Gwiazda J, eds. *Myopia 2000. Proceedings of the Eight International Conference on Myopia*, 2000 Press, 2000.

³² Marcos S, Barbero S, Llorente L. Why high myopic eyes tend to be more aberrated? *Optical Society of America Technical Digest*. Long Beach, CA, 2001.

³³ Bass M. adaptive Optic in retinal microscopy and vision. *Handbook of Optics, volume 3, Vision and Vision Optic*; 15: 15.2-15.3. OSA

³⁴ Bass M. Optics of the eye. *Handbook of Optics, volume 3, Vision and Vision Optic*; 1: 1.5. OSA

³⁵ Raymond A. glenn Fry award lecture 2002: wawefront sensing, ideal corrections, and visual performance. *Opt Vis Sci* , vol.81, 3, marzo 2004.