



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Fisica e Astronomia

Corso di Laurea Triennale in Ottica e Optometria

Tesi di Laurea

*Esame refrattivo soggettivo a distanza: procedura indispensabile o
sostituibile dall'analisi aberrometrica?*

*Subjective refraction at distance: indispensable procedure or replaceable by
aberrometric analysis?*

Laureando: Davide Colombo

Matricola 1025058

Relatore: prof. Anto Rossetti

Correlatore: prof. Luca Salasnich

Anno Accademico 2013/2014

Indice

Abstract	pag. III
Introduzione	1
Capitolo 1 – L’aberrometria	
<i>Cenni Storici</i>	<i>3</i>
<i>Classificazione delle Aberrazioni</i>	<i>5</i>
<i>L’aberrometro Shack-Hartmann</i>	<i>10</i>
Capitolo 2 – La qualità dell’immagine retinica	
<i>Relazione con le Aberrazioni</i>	<i>14</i>
<i>Trasferimento della Modulazione di luminanza attraverso un sistema ottico</i>	<i>18</i>
<i>Indici per la qualità dell’immagine retinica.....</i>	<i>23</i>
Capitolo 3 – L’Analisi dei Dati	
<i>Lo Studio</i>	<i>28</i>
<i>La Statistica</i>	<i>31</i>
Capitolo 4 – Le Conclusioni	39
Appendice	46
Bibliografia.....	61

Abstract

PROPOSITO: Valutare la congruenza tra una refrazione basata esclusivamente sulla valutazione oggettiva del fronte d'onda (*Wavefront Refraction, WR*) ed una refrazione oggettivo-soggettiva secondo una comune procedura.

METODO: sono stati esaminati 44 occhi di 22 pazienti di età compresa tra i 20 ed i 25 anni. I soggetti sono tutti studenti dell'Università degli Studi di Padova. Non è stata effettuata selezione alcuna per la partecipazione. I soggetti sono stati dapprima sottoposti ad esame aberrometrico tramite Zeiss® i.Profiler ed infine ad un esame refrattivo soggettivo a distanza; le analisi sono state svolte da un singolo operatore secondo la procedura a "cieco semplice", tale per cui ai soggetti non era evidenziato il tipo di correzione. Le due correzioni sono state poi confrontate anche con l'eventuale correzione abituale. Sono stati raccolti dati di Acuità Visiva (AV) e di Sensibilità al Contrasto (SC) per ognuna delle tre correzioni. È stato infine chiesto ad ogni soggetto di stimare in una scala decimale da 1 a 10 il comfort delle correzioni proposte: le due trovate in sede sono state fatte portare (con occhiale di prova) per 5' mentre per la correzione abituale è stato fatto riferimento all'esperienza del paziente stesso.

RISULTATI: sono state evidenziate differenze statisticamente significative nella Sfera e nel Cilindro tra le correzioni dell'aberrometro e del Soggettivo.

CONCLUSIONI: A causa di motivi pratici e logistici la struttura stessa dello studio non fornisce ai dati la valenza scientifica che ci si aspettava. Non è stato infine possibile un confronto con altri studi per mancanza di lavori in letteratura con struttura identica a questa.

Introduzione

La tendenza sempre maggiore all'automazione ed al risparmio del tempo è ormai diventata la filosofia predominante per qualsiasi lavoratore. Nel campo dell'Optometria e dell'Oftalmologia l'autorefrattometro è dalla sua introduzione al centro di polemiche proprio per questo motivo: lo strumento in sé è talvolta criticato per la "scarsa precisione" con la quale esegue la misurazione (cosa, tra l'altro, non propriamente vera, in quanto la ripetibilità della misura è elevata; invece è limitata la validità a causa di fattori mal controllabili come l'accomodazione e la binocularità), mentre *all'utilizzatore esclusivo* (ossia un operatore che fornisca ausili ottici basandosi solo ed esclusivamente sul citato strumento) è attribuita, comprensibilmente, una scarsa professionalità. Con l'avvento della nuova tecnologia di refrazione tramite valutazione del fronte d'onda (*Wavefront Refraction, WR*, che combina i dati autorefrattometrici classici con quelli aberrometrici anche di alto ordine), ci si è chiesti se i dati di refrazione oggettiva così ottenuti potessero portare a una refrazione più precisa. Come precisazione: l'autorefrattometro (tradizionale) misura le aberrazioni di II ordine di Zernike (*Low Order Aberrations, LOA*), ovvero Defocus (sfera) e Astigmatismo (tuttavia la misura può essere influenzata dalle aberrazioni di alto ordine).

Le aberrazioni dal III ordine in poi (*High Order Aberrations, HOA*) sono solitamente trascurate dalla comune pratica clinica, perché spesso non sono "visivamente" significative in un occhio normale e perché non esistevano (fino a pochi anni fa) dispositivi adatti a compensarle (ancor oggi tali dispositivi sono poco diffusi e difficili da applicare). Infine, le aberrazioni dall'ottavo ordine in poi hanno valori, nell'occhio normale, talmente bassi che non vengono quasi mai considerati nell'esame aberrometrico (Charman 2005).

Lo scopo finale della tesi è confrontare le correzioni ottiche scaturite da questa nuova tecnologia aberrometrica con quelle di una procedura tipo di esame visivo refrattivo oggettivo-soggettivo, per stabilire se è plausibile: definire una correzione solo sulla base dell'aberrometria; immaginare se l'intera procedura

dell'esame refrattivo visivo da lontano (considerando anche i procedimenti soggettivi, come il bilanciamento, che finora mantengono in vita la netta distinzione tra Optometrista e strumento) possa essere sostituita da un "click" su un macchinario automatico e, infine, quanto la misura aberrometrica possa una buona misura di partenza per un esame visivo.

CAPITOLO 1 - L'aberrometria

Cenni Storici

La funzione del nostro occhio è quella di fornire alla retina un'immagine del mondo esterno che possa poi essere trasformata in impulso elettrico e trasportata verso le aree visive (e non solo) per l'interpretazione ed eventualmente il riconoscimento. Se l'occhio fosse un sistema otticamente perfetto, ovvero se ogni punto nel piano oggetto producesse un singolo ed uguale punto a livello retinico, il nostro lavoro non esisterebbe. "Fortunatamente" l'occhio è ben lontano dall'essere otticamente perfetto: aberrazioni (cromatica e monocromatiche), diffrazione e dispersione (*scattering*) causano imperfezioni notevoli nell'immagine retinica risultante. Diffrazione e dispersione sono impossibili da eliminare: esse infatti non dipendono da fattori fisiologici (come curvatura corneale e inclinazione del cristallino) ma sono intrinseche proprietà della duale natura della luce. Anche l'aberrazione cromatica, al momento, non è compensabile, anche se lo sviluppo di nuove tecnologie è plausibile porti ad un superamento di questo limite. Le aberrazioni possono essere considerate come deviazioni dall'ottica parassiale o, più precisamente, le deviazioni dei raggi di luce rispetto alla direzione ideale generata da un sistema ottico perfetto. È opportuno fare un chiarimento: le aberrazioni (da qui in avanti verranno prese in considerazione solo le monocromatiche) sono errori refrattivi e gli errori refrattivi (come intesi comunemente) non sono altro che aberrazioni. Il distinguo è necessario quando si intende discutere di "prime volte": lo studio delle aberrazioni in senso stretto risale addirittura al tempo di G. Galilei e di I. Newton, quando l'astronomo C. Scheiner per primo capì come fosse possibile misurare l'errore sferico di un occhio mediante un disco doppiamente forato che prende il suo nome. Decisamente più moderno è invece l'approfondimento delle Aberrazioni di Alto Ordine: è infatti la tanto acclamata quanto discussa chirurgia refrattiva che ha reso indispensabile, negli ultimi dieci anni, lo studio più approfondito dell'aberrometria oculare. Questa ha risposto alla domanda che si ponevano i neo-operati pazienti, ovvero come fosse possibile che dopo l'operazione ancora vedessero decisamente male, lamentandosi di aloni e diplopia monoculare; altri pazienti invece, nonostante

mantenessero una buona se non ottima acuità visiva, sostenevano che le “immagini non erano chiare come avrebbero dovuto”. La causa di questa perdita di qualità dell’immagine retinica è proprio la presenza di HOA (in particolare Aberrazione Sferica e Coma) non correggibili dai classici ausili ottici. Questa è infatti la più grande ed importante differenza tra le Aberrazioni di Basso e di Alto ordine: le prime, che comprendono Defocus Sferico ed Astigmatismo, sono compensabili completamente tramite lenti oftalmiche o a contatto, mentre le seconde richiedono tecnologie in via di sviluppo (appartenenti al campo dell’Optica Adattiva) per essere corrette. Un esempio di lente oftalmica che compensa anche le HOA è i.Scription di Zeiss® che grazie ai dati della WR ottenuti con i.Profiler ed a una precisione alle 0,01 D nella prescrizione finale ottimizza i valori classici di sfera, cilindro ed asse per garantire che anche le aberrazioni di alto ordine vengano compensate. La lente lavora solo sui valori di Sfera e Cilindro come le lenti tradizionali, ma fornisce una correzione che sia un compromesso tra LOA e HOA.

Un altro grande punto di ricerca e di discussione interessa la qualità dell’immagine retinica. È noto infatti che le aberrazioni degradano la qualità ottica dell’immagine, ma non sappiamo ancora come quantificare questa diminuzione. Sono molte le metriche proposte per la definizione di qualità ottica dell’immagine retinica, alcune classiche ed altre più nuove e sofisticate; più avanti in questo elaborato ne verranno descritte alcune.

Altri approcci ancora più raffinati invece tengono poco in considerazione la struttura dell’occhio, affermando che, a prescindere da questa, la cosa più importante è la risposta soggettiva del paziente; non si andrebbe ad indagare dunque solo l’occhio, ma anche il cervello.

Classificazione delle Aberrazioni

Vari modi sono stati proposti per la classificazione delle aberrazioni oculari. Nel 1857 L. Seidel propone di rendere più preciso il valore del seno rispetto all'ambito parassiale. Il seno può essere descritto sotto forma di sviluppo di Taylor: se l'ottica parassiale classica considera approssimabile il seno dell'angolo all'angolo stesso (espresso in radianti), Seidel invece propone di approssimare il seno ai primi due elementi dello sviluppo:

$$\sin \theta = \theta - \frac{\theta^3}{3!} + \dots$$

Un'approssimazione di questo genere, che prende il nome di "Approssimazione al Terzo Ordine" (perché 3 è in effetti il grado massimo tra i singoli elementi dello sviluppo), genera differenze quando confrontata con l'approssimazione al primo ordine (parassiale). Queste differenze costituiscono le cosiddette "Aberrazioni di Seidel", ovvero Aberrazione Sferica, Coma, Astigmatismo, Curvatura di Campo e Distorsione. Suddetta teoria però è stata sviluppata dal matematico tedesco per sistemi ottici simmetrici. Data la palese asimmetria dell'occhio umano è più appropriato (e, come vedremo, anche comodo in termini di matematica) considerare un metodo descrittivo più generale; in particolare secondo l'OSA (*Optical Society of America*, organo incaricato di stabilire delle convenzioni in campo aberrometrico) i Polinomi di Zernike sono la scelta più adatta, in quanto permettono di ricavare, a partire da formule fondamentali, tutta l'enorme varietà di quadri aberrometrici possibili. Un altro aspetto che rende decisamente comodo l'utilizzo dei Polinomi di Zernike è la loro reciproca ortogonalità, che li rende matematicamente indipendenti l'uno dall'altro; è proprio questa loro importantissima caratteristica a renderli paragonabili a dei "mattoni", linearmente sommabili per ottenere qualsiasi tipologia di aberrazione. Inoltre hanno una serie di proprietà che ne permette una semplice comparazione: tutti i polinomi infatti (fatta eccezione per il primo) hanno media uguale a 0 e varianza unitaria. Tutte queste proprietà hanno fatto affermare questi Polinomi, almeno in campo optometrico, come metodo di misurazione e di confronto delle aberrazioni. Dai Polinomi di Zernike è possibile inoltre computare sia la refrazione sfero-cilindrica

del soggetto in esame sia anche l'errore del fronte d'onda. Un software all'interno dello strumento analizza il fronte d'onda e fornisce una correzione che ottimizzi al massimo la qualità dell'immagine retinica.

Si rimanda all'Appendice A per un breve approfondimento sui metodi di classificazione delle aberrazioni e per un elenco dei primi sette ordini dei Polinomi di Zernike.

Solitamente i Polinomi sono descritti da una coppia di indici, m e n , dei quali è opportuno spiegare il significato; essi infatti non rappresentano solo la posizione che assume il Polinomio nella Piramide, ma assumono significati matematici importanti:

- l'indice n rappresenta l'ordine radiale del Polinomio. Questo significa che in un qualsiasi Polinomio di ordine n si potranno osservare $n-1$ massimi (o minimi) nella sezione più variabile del Polinomio stesso. L'indice n può assumere valori positivi a partire dallo 0 (0, 1, 2, 3, ..., n).
- L'indice m invece rappresenta la frequenza azimutale del Polinomio ed indica appunto il numero di volte in cui la sezione più variabile (quella che avrà $n-1$ massimi o minimi) si ripete in un angolo giro (2π se espresso in radianti). L'indice m può assumere valori interi sia positivi sia negativi: per convenzione è stato stabilito che la frequenza angolare del Polinomio sia descritta da una funzione coseno se l'indice m è positivo, seno se m è negativo.

I Polinomi di ordine 0 e 1 non hanno alcun effetto sulla qualità di un'immagine monocromatica: il primo infatti (detto *tilt*) aggiunge un errore costante al fronte d'onda in tutte le posizioni, mentre il secondo (prisma) causa variazioni nella posizione dell'immagine, non la sua qualità.

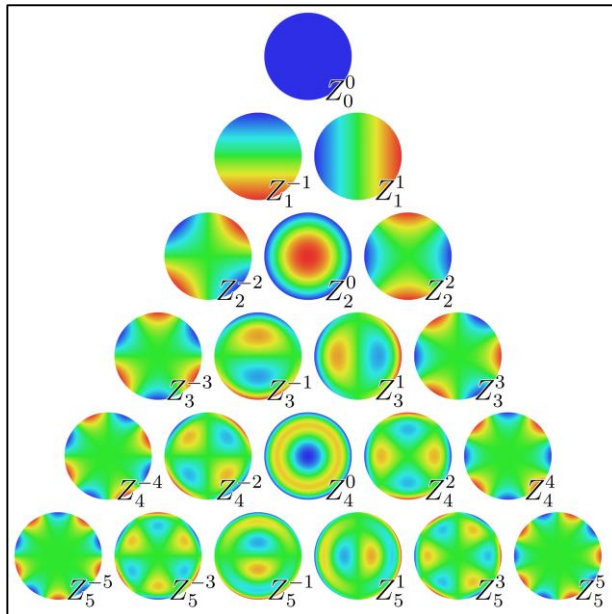


Figura 1. Piramide di Zernike.

In Figura 1 sono rappresentati i Polinomi di Zernike fino al quinto ordine; mano a mano che si scende lungo la Piramide aumenta l'ordine radiale del Polinomio (n), mentre spostandoci dal centro verso destra o verso sinistra aumentano i valori assoluti delle frequenze azimutali (m) rispettivamente positive e negative.

Da notare anche che a "piani" alterni della Piramide si avranno frequenze azimutali pari (zero compreso) o dispari. I colori caldi (secondo le convenzioni OSA) indicano dei massimi (picchi), mentre quelli freddi indicano minimi (valli).

Dai singoli valori dei singoli Polinomi è infine possibile risalire all'errore totale del fronte d'onda $W(\rho, \theta)$ grazie all'Espansione di Zernike:

$$W(\rho, \theta) = \sum_n \sum_m a_n^m \cdot Z_n^m$$

dove a con i rispettivi indici rappresenta il coefficiente di aberrazione, ovvero quel numero che permette di rapportare tra di loro facilmente due diversi Polinomi.

Una caratteristica importante dell'Espansione di Zernike normalizzata consiste nella diretta proporzionalità esistente tra il coefficiente di ogni polinomio e il suo relativo contributo all'errore totale del fronte d'onda (Applegate, 2004). Questo però non vuol dire che l'aberrazione con coefficiente più alto degradi maggiormente la visione, come non è sempre vero che più l'errore totale del fronte d'onda sale più la qualità dell'immagine ne risente. Applegate ha infatti dimostrato che una combinazione di diverse aberrazioni può portare addirittura ad un miglioramento della qualità ottica dell'immagine, solo quando però le aberrazioni hanno lo stesso segno, la stessa frequenza angolare e "distano" due

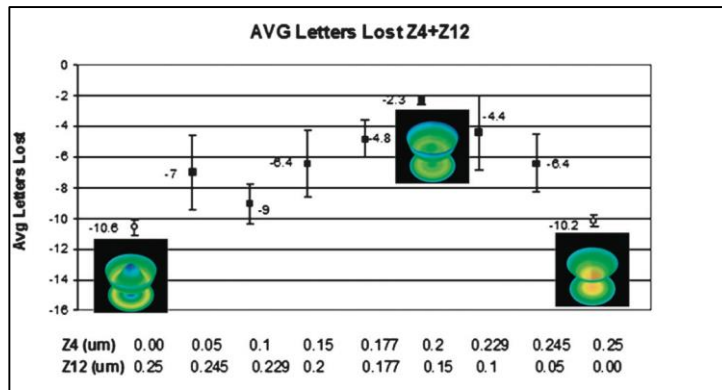


Figura 2. L'esperimento condotto da Applegate dimostra come il numero di lettere "perse" durante il test per l'AV sia inferiore per la combinazione delle due aberrazioni rispetto alle singole aberrazioni, mantenendo costante l'RMS (0,25).

rispetto a quelle ottenute con le singole aberrazioni, anche se quest'ultime causavano un errore nel fronte d'onda minore di quello ottenuto combinandole (si veda la Figura 2).

Applegate e collaboratori (2002) hanno evidenziato come le aberrazioni non influiscano in modo uguale sulla qualità dell'immagine retinica; un approfondimento di questo studio viene effettuato nella seconda sezione di questo elaborato.

Un ulteriore modo per descrivere le aberrazioni, che certo non si sostituisce a quello matematico ma lo integra e spesso semplifica il primo impatto con la disciplina in questione, è la rappresentazione grafica mediante le Mappe

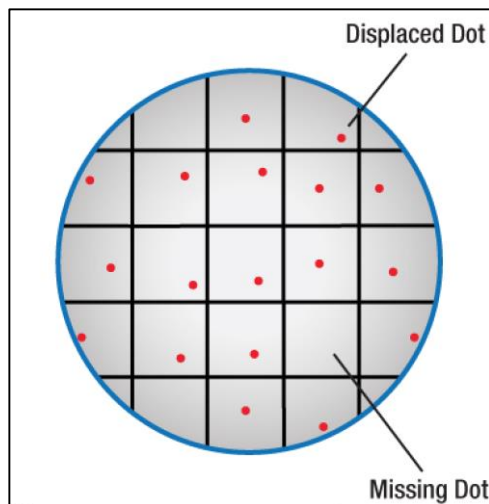


Figura 3. Rappresentazione della camera CCD al momento dell'arrivo dei raggi aberrati.

Aberrometriche. Ne esistono diversi tipi, ognuno dei quali descrive variabili diverse anche se mutuamente collegate. Il primo metodo (illustrato in Figura 3) consiste nel rappresentare su una pupilla circolare le deviazioni dei raggi rispetto al loro posizionamento ideale; questa non è altro che la schematizzazione di ciò che viene "visto" dalla camera CCD posto all'interno dell'aberrometro di tipo Shack-Hartmann,

il cui funzionamento verrà illustrato in seguito. Una freccia parte dal punto in cui si focalizzerebbe il raggio passante per la lentina accoppiata nel caso di un occhio

ordini radiali. Nell'esempio proposto, si nota come un'opportuna combinazione di Defocus ed Aberrazione Sferica porti ad un'immagine retinica migliore

non aberrato (ovvero il fuoco della lente stessa) ed arriva al punto in cui effettivamente il raggio colpisce il sensore. Ripetendo questa operazione per tutti i raggi passanti per le rispettive lentine si ottiene una rappresentazione grafica di come ogni raggio passante per la pupilla sia deviato rispetto al raggio ideale. Questo metodo scarseggia però d'intuitività, caratteristica implementata nelle mappe che rappresentano gli errori di distanza ottica. Nell'occhio ideale il cammino ottico (che si misura moltiplicando la lunghezza del tratto percorso dal raggio in un mezzo per l'indice di rifrazione del mezzo stesso e sommando tra loro i risultati ottenuti) è uguale per tutti i raggi passanti per la pupilla e dunque la differenza tra cammino ottico ideale e reale (OPD, *Optical Path Difference*) è uguale a 0 per ogni raggio passante per la pupilla di uscita; questi arrivano quindi alla retina nello stesso punto e con la stessa fase, andando così a interferire costruttivamente su quest'ultima generando l'immagine perfetta. Nel caso di un occhio aberrato ciò non accade e l'OPD viene riportata in un grafico. Un punto a favore di quest'ultima tipologia (ma non solo) rispetto al precedente tipo di mappa è l'uso di colori per permettere all'operatore di inquadrare la situazione già a

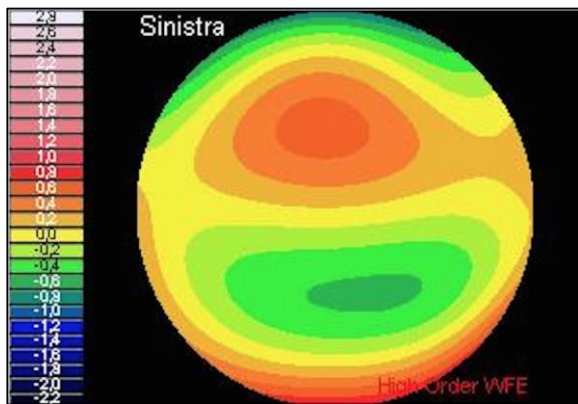


Figura 4. Rappresentazione della mappa del WFE; la mappa dell'OPD è stata tralasciata perché è identica a questa, ma con colori opposti (si veda il testo).

prima vista. Come accade per la topografia corneale però va ricordato che se il semplice colpo d'occhio può a volte essere sufficiente per descrivere la situazione rappresentata, ciò non vale per quella che sarà l'analisi clinica del caso e la decisione del metodo correttivo da utilizzare per

risolvere il disagio del paziente. L'ultimo tipo di mappa, che è quello restituito dallo strumento usato in questa tesi, misura invece l'Errore del Fronte d'Onda (WFE, *WaveFront Error*). Può essere rappresentato in due o tre dimensioni e può essere definito come l'opposto del tipo di grafico precedente. Consiste infatti nel rappresentare la differenza tra il fronte d'onda sferico (che si otterrebbe in un sistema ottico ideale) con il fronte d'onda reale aberrato in uscita dall'occhio

(Figura 4). Riproduce quindi ritardi o anticipi di fase del fronte d'onda aberrato rispetto all'ideale. Un ritardo nel fronte d'onda indica che il cammino ottico che ha dovuto percorrere il raggio è stato più lungo di quello ideale, mentre al contrario un cammino ottico più breve causerà un anticipo di fase rispetto alla sfera ideale. Graficamente i due grafici assumono rappresentazioni "opposte": ai colori caldi del primo che indicano un cammino ottico più lungo corrispondono colori freddi nel secondo ad indicare ritardo di fase, e viceversa. È importante dunque prestare la doverosa attenzione quando si intende interpretare una mappa aberrometrica; per permettere una più semplice ed immediata comprensione delle mappe l'OSA ha stabilito, per convenzione, che:

- in una mappa WFE un segno positivo indica un errore refrattivo negativo e, al contrario, un segno negativo indica un errore refrattivo positivo.
- In una mappa OPD si ha l'esatto contrario: a segno positivo (o negativo) corrisponde un errore refrattivo positivo (o negativo).

L'aberrometro Shack-Hartmann

Ad oggi sono stati sviluppati numerosi metodi per la misurazione delle aberrazioni oculari: alcuni di questi sono soggettivi, altri psicofisici, altri ancora oggettivi. L'aberrometro utilizzato per questo studio, i.Profiler di Zeiss, appartiene a quest'ultima categoria. Numerosi studi sono stati condotti negli ultimi anni per validare la precisione e l'affidabilità di questa tecnica di misurazione, ed i risultati confermano queste ipotesi; si afferma inoltre che i risultati ottenuti con tecniche oggettive sono statisticamente paragonabili a quelli ottenuti con metodi psicofisici (Salmon e collaboratori, 1998). Il principale problema nella misurazione delle aberrazioni oculari consiste nell'impossibilità di accedere allo spazio immagine dell'occhio stesso: per la precisione, le aberrazioni andrebbero infatti misurate sul piano della pupilla d'uscita del sistema ottico ma, nel caso dell'occhio umano, è necessario spostare il piano della misurazione sulla pupilla d'entrata del sistema. Solitamente si considera la pupilla naturale come pupilla di entrata del sistema

ottico ma ciò non è sempre corretto. Le proprietà direzionali dei fotorecettori infatti fanno sì che solo i raggi che li colpiscono lungo il loro asse vengano assorbiti con la massima intensità (fenomeno conosciuto come effetto Styles-Crawford, S-C); come conseguenza di questo si ha che non tutti i raggi che attraversano la pupilla avranno la stessa efficienza nella trasmissione della luce. Il picco della funzione di S-C dunque non sarà per forza il centro della pupilla fisica dell'occhio, bensì sarà il centro della cosiddetta pupilla Gaussiana, che tiene conto dell'effetto S-C e della posizione eccentrica dei fotorecettori. Va inoltre ricordato che seppur questo fenomeno possa causare imprecisioni nella misura delle aberrazioni, esso rimane molto importante in quanto aiuta la compensazione delle aberrazioni oculare (in particolare per pupille grandi), come hanno dimostrato Atchinson e collaboratori e Rynders nei loro studi rispettivamente del 1998 e 1984.

Esistono due grandi famiglie di aberrometri: la prima comprende quelli che

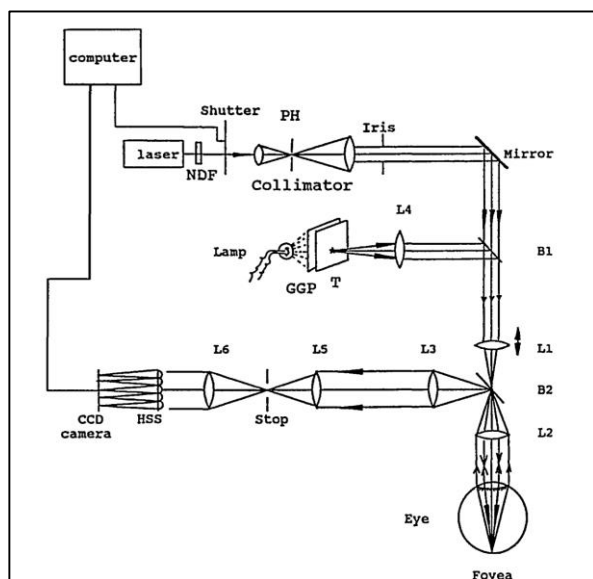


Figura 5. Schema generico di un aberrometro S-H.

misurano le aberrazioni appena il raggio entra nell'occhio (*ingoing aberrometers*), mentre quelli appartenenti alla famiglia degli *outgoing aberrometers* misurano il raggio che, dopo essere stato riflesso dalla retina (che diventa quindi la nuova sorgente), lascia l'occhio in direzione opposta. Un esempio di aberrometri che misurano il raggio in entrata sono il *Laser Ray Tracking* (LRT) e lo

Spatial Resolved Refractometer (SRR), che non verranno ulteriormente approfonditi. L'aberrometro "in uscita" che è stato utilizzato in questa trattazione è l'aberrometro Shack-Hartmann (S-H da qui in avanti); uno schema di come sia fatto all'interno un aberrometro S-H è rappresentato nella Figura 5. Deve il suo nome ai due studiosi che hanno contribuito ad inventarlo: Hartmann ha avuto per primo l'idea di implementare ulteriormente l'idea iniziale di Scheiner,

aggiungendo altri fori nel suo omonimo schermo, mentre Shack ha suggerito di sostituire il foro di Hartmann con una più efficace matrice di lentine. Il funzionamento dettagliato dell'aberrometro S-H comprende numerose fasi:

- dapprima il raggio laser (solitamente He-Ne) passa attraverso un Filtro a Densità Neutrale (*Neutral Density Filter*, NDF) che ne abbassa l'intensità. Successivamente viene filtrato ed espanso ad onda piana da un collimatore (due lenti separate da un foro); per controllare il diametro illuminato della pupilla si usa un diaframma.
- I raggi di luce paralleli passano a questo punto attraverso un primo *beam splitter* (strumento utilizzato per dividere una radiazione luminosa in due radiazioni di eguale intensità) ed una coppia afocale di lenti, muovendo la prima delle quali si potrà controllare e correggere l'eventuale errore sferico del paziente. Prima di arrivare alla suddetta coppia di lenti, in corrispondenza del primo *beam splitter*, entra nel circuito anche il target di fissazione, offerto al paziente per permettere di controllarne l'accomodazione; il piano del target (al momento del passaggio attraverso un foro posto poco dopo la lampada) è coniugato col piano retinico. A livello del fuoco del sistema delle due lenti si trova un secondo *beam splitter*, quello forse più importante, che serve a direzionare i raggi in uscita dall'occhio verso il sensore Shack-Hartmann.
- Una volta superato il secondo *beam splitter*, i raggi attraversano un'ultima lente prima di entrare nell'occhio e di uscirne subito dopo in direzione opposta.
- A questo punto i raggi vengono deviati verso un percorso diverso da quello "di andata" (grazie al secondo *beam splitter*): passano nuovamente per l'ultima lente attraversata nel percorso iniziale ma questa volta sono deviati verso un'altra lente prima (la quale forma un sistema afocale con la precedente) e un ulteriore sistema afocale di due lenti poi. Tutto ciò serve a coniugare il successivo sensore Shack-Hartmann (*Shack-Hartmann Sensor*, HSS) con la pupilla d'entrata dell'occhio (il piano su cui vogliamo misurare le aberrazioni): in questo modo, dal punto di vista ottico, è come

se il sensore e la pupilla fossero corrispondenti, sovrapposti. Il sensore HSS è costituito da due matrici di lenti cilindriche ortogonali, cosicché il risultato sia equivalente ad un'unica matrice bidimensionale di lenti sferiche. I raggi aberrati giunti qui vengono poi focalizzati da queste lenti su un sensore CCD (*Charge-Coupled Device*) il quale converte le informazioni sulle aberrazioni dei raggi in un output video.

In Figura 6 le specifiche di i.Profiler.

Aberrometro (wavefront)	
Range poteri sferici	WF da -20.00 a +20.00 dpt
Range poteri cilindrici	da 0.00 a +8.00 dpt
Assi	da 0 a 180°
Area di misurazione	da 2,0 a 7,0 mm di diametro
N° punti di misurazione	1.500
Tempo di acquisizione	0,2 sec
Metodo	Shack-Hartmann

Figura 6. Caratteristiche tecniche dell'aberrometro utilizzato in questo studio, i.Profiler di Zeiss.

CAPITOLO 2 – La qualità dell'immagine retinica

Relazione con le Aberrazioni

Come già detto all'inizio di questo elaborato, le aberrazioni monocromatiche sono le uniche sorgenti di alterazione della qualità dell'immagine retinica che, attualmente, siamo in grado (seppur parzialmente) di compensare. L'importanza del riuscire a correggere al meglio le aberrazioni risiede proprio nel fatto che degradano la qualità dell'immagine percepita dalla retina, soprattutto in termini di sensibilità al contrasto e di frequenze spaziali percepibili e processabili a livelli più alti del processo visivo (Marcos, 2000). Fortunatamente l'impatto che hanno le HOA rispetto alle aberrazioni di basso ordine è decisamente basso (in un soggetto in condizioni fisiologiche; invece non lo è in soggetti, come detto, sottoposti a interventi chirurgici) e aumenta all'aumentare del diametro pupillare, che diventa un fattore decisivo nella misurazione e nella valutazione dello stato aberrometrico di un occhio. Un sistema ottico privo di aberrazioni è detto "limitato dalla diffrazione" per l'impossibilità di compensare questa caratteristica della luce. Dato che gli effetti della diffrazione sono maggiori con diametri pupillari ristretti, in un occhio ideale privo di aberrazioni (o con aberrazioni compensate) la qualità dell'immagine crescerebbe al crescere del diametro pupillare. Per quanto riguarda l'occhio normale invece il diametro pupillare ideale per limitare gli effetti degradanti sia della diffrazione sia delle aberrazioni è variabile, e dipende soprattutto dall'ammontare delle aberrazioni nonché dalla loro distribuzione sulla pupilla; anche la lunghezza d'onda del raggio incidente ha effetto sul calcolo delle aberrazioni. Con buona approssimazione si può comunque affermare che il diametro ideale nella popolazione media sia di circa 3mm (anche se, grazie alla profondità di campo, in occhi con basso errore sfero-cilindrico la visione rimane pressoché uguale anche a diametri minori) (Artal e Navarro, 1994). La profondità di campo è dipendente dal diametro pupillare solo nel caso di sistemi limitati dalla diffrazione: è stato visto infatti che in sistemi aberrati la profondità di campo rimane fissa approssimativamente a $0,30D$ (per pupille con diametro maggiore di 4mm), probabilmente a causa di una sorta di effetto compensante da parte delle aberrazioni stesse (Marcos, Navarro 1999). Da queste considerazioni si capisce

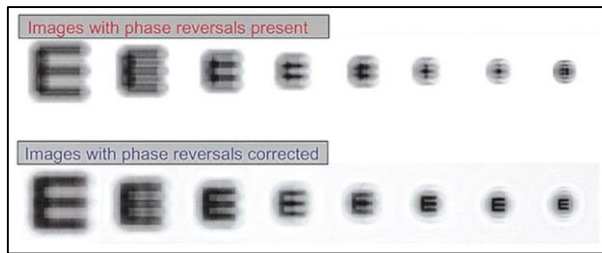


Figura 7. Mentre in alto è stata utilizzata l'intera OTF per la convoluzione, nella seconda è stata usata solo la MTF; le differenze notevoli fanno capire quanto possa essere dannoso lo sfasamento nella qualità finale dell'immagine.

come sia indispensabile tenere in considerazione il diametro pupillare nel momento in cui ci si appresta a valutare un quadro aberrometrico oculare.

Solitamente gli aberrometri permettono di valutare e poi

considerare un valore di diametro pupillare fisso al quale effettuare le misurazioni (nel caso di i.Profiler, 3 e 5mm), oppure selezionano in automatico il più alto valore di diametro pupillare cui può arrivare il paziente e lo usano come diametro per l'aberrometria.

Un'importante conseguenza delle aberrazioni oculari è la cosiddetta "Inversione di Fase": causata anche da bassi valori di Defocus (a partire da 0,50D), causa lo stravolgimento delle bande chiare e delle bande scure, che diventano rispettivamente scure e chiare. Come si vede in Figura 7 l'effetto dell'inversione di fase è nettamente maggiore rispetto alla corrispondente perdita in termini di contrasto: nella prima immagine si è considerata l'intera OTF per la simulazione, mentre nella seconda dalla OTF (*Optical Transfer Function*) è stata tolta la PTF (*Phase Transfer Function*) e viene dunque considerata solo la perdita di contrasto. Se nella seconda immagine, generata considerando solo la perdita in termini di contrasto (MTF, *Modulation Transfer Function*), le lettere sono ancora riconoscibili, nella prima, invece, (nella quale è presente anche l'errore di fase) la lettura diventa impossibile già a partire dalla quarta lettera. Per approfondimenti riguardo OTF, MTF e PTF si rimanda alla seguente sezione.

La cosa forse più importante da tenere in considerazione quando si parla di aberrazioni e di immagine retinica è il capire



Figura 8. Da sinistra a destra: PSF, lettera come sarebbe vista dall'occhio perfetto e lettera come viene effettivamente vista a causa della PSF iniziale. La simulazione in questione prende il nome di convoluzione.

come le aberrazioni ne alterino la qualità. Uno strumento molto utile a questo proposito è la convoluzione: si tratta di un processo mediante il quale, a partire da

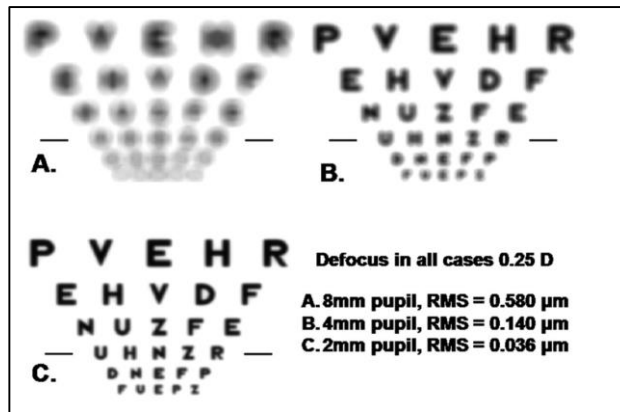


Figura 9. Risultati dell'esperimento di Applegate: il diametro pupillare cala (e con esso anche l'RMS) e l'acuità visiva migliora, nonostante il Defocus rimanga costante. L'RMS si trasforma quindi in una sorta di predittore della qualità dell'immagine retinica.

un valore che indichi la qualità dell'immagine retinica (ne esistono diversi tipi come vedremo, solitamente per la convoluzione si usa il PSF, *Point-Spread Function*), restituisce un'immagine che simuli come l'occhio considerato effettivamente vede (si veda la Figure 8); per

comodità solitamente l'immagine usata per la simulazione è una lettera o un ottotipo. La formula matematica che descrive la convoluzione, piuttosto complessa, viene tralasciata perché esula dagli scopi di questa tesi.

La convoluzione è uno strumento molto pratico nel permetterci di capire l'impatto delle aberrazioni sulla qualità della visione. Una semplice quanto interessante dimostrazione dell'importanza di questo strumento di analisi, ma anche del rilievo che assumono le aberrazioni quando si parla di qualità ottica dell'immagine, è stato svolto da Applegate nel 2004: tramite un apposito programma di simulazione (*Visual Optics Laboratory, Sarver and Associates*), ha voluto verificare la differenza tra la qualità ottica rispetto a tre diversi diametri pupillari, ognuno dei quali annebbiato con 0,25D (Figura 9). Nonostante il Defocus rimanga costante a 0,25D, l'RMS cala al calare del diametro pupillare, e di conseguenza la qualità migliora con i diametri più piccoli: l'RMS in questo caso si trasforma dunque in una sorta di "predittore" della qualità ottica del sistema, cosa che il Defocus invece non è in grado di fare. Applegate e collaboratori (2003) hanno effettuato uno studio nel quale hanno aberrato una tabella per l'acuità visiva di un valore fisso di RMS (da 0,00 a 0,25μm con passi di 0,05μ), ponendolo però sempre in singole e diverse aberrazioni (secondo, terzo e quarto ordine) e misurando l'acuità visiva sia a basso (11%) che ad alto contrasto. Così facendo hanno voluto verificare se uno stesso ammontare di RMS derivante però da singole aberrazioni diverse causasse la stessa alterazione nell'immagine retinica e se aberrazioni diverse ma che

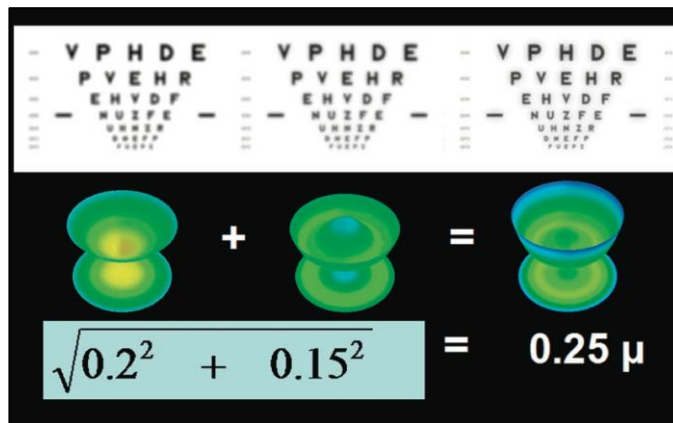


Figura 10. In questo esperimento Applegate dimostra come due aberrazioni diverse (opportunamente scelte) se combinate migliorino la qualità visiva dell'immagine rispetto alle singole (come si nota anche dal confronto tra RMS).

causassero uno stesso RMS avessero anche la stessa influenza sulla qualità ottica. I risultati affermano che la relazione tra l'aumento dell'RMS ed il calo dell'acuità visiva è lineare, come ci si aspettava. Il dato importante è che la

pendenza della curva variava a seconda della singola aberrazione considerata, riportando valori più alti (quindi relazioni più stretta) per le aberrazioni poste al centro della Piramide di Zernike.

Per riassumere, da questi studi si evince che:

- a parità di Defocus, pupille diverse causano qualità dell'immagine diverse. L'RMS assume in questi casi un ruolo predittivo sull'alterazione della qualità ottica.
- Le singole aberrazioni influiscono in modo diverso la qualità dell'immagine retinica; quelle che si trovano nella zona centrale della Piramide sembrano alterarla maggiormente.
- Diverse aberrazioni possono combinarsi assieme per peggiorare o migliorare la qualità dell'immagine retinica. Difatti combinazioni di precise aberrazioni possono causare un valore di RMS inferiore a quello che sarebbe causato dalle singole aberrazioni, e dunque la combinazione degraderà meno l'immagine rispetto alle singole (si veda la Figura 10).

In questi lavori nasce però un problema fondamentale: la grande variabilità di acuità visiva rilevata in questi studi non è imputabile solo all'RMS (rimasto costante) o al Defocus equivalente (costante anch'esso oltre che basso, 0,19D). Di conseguenza si è reso necessario un ragionamento sulla possibilità di studiare nuovi metodi che potessero, meglio dell'RMS, giustificare ed eventualmente predire variazioni così importanti.

Un punto di dibattito è dunque quello riguardante quale metro usare per quantificare la qualità dell'immagine retinica; nelle successive sezioni si discuterà proprio di questo, mettendo in relazioni metodi classici con metodi più innovativi, andandone a valutare l'efficacia nel restituire il valore più preciso della qualità ottica del sistema.

Trasferimento della Modulazione di luminanza attraverso un sistema ottico

Tutti gli oggetti a noi visibili possono essere scomposti in uno spettro costituito da una serie di reticoli sinusoidali con variabili frequenza spaziale, contrasto, orientamento e posizione (Applegate, 2004). Questa premessa permette di utilizzare la *Optical Transfer Function* (OTF da qui in avanti) per descrivere come un sistema ottico modifichi lo spettro iniziale dell'oggetto, e quindi con che grado di fedeltà l'immagine venga focalizzata. La OTF si compone di due parti distinte:

- la *Modulation Transfer Function* (MTF, Funzione di Trasferimento della Modulazione);
- la *Phase Transfer Function* (PTF, Funzione di Trasferimento della Fase).

La MTF definisce la capacità del sistema ottico di trasferire il contrasto il più fedelmente possibile, in funzione di una determinata frequenza spaziale, dall'oggetto all'immagine focalizzata. Può essere definita anche come la variazione del fattore di trasferimento della modulazione in base alle diverse frequenze spaziali, dove il fattore di trasferimento della modulazione è il rapporto tra il contrasto dell'immagine e quello dell'oggetto. La MTF può quindi essere descritta come

$$MTF(\varepsilon) = \frac{C_{imm}}{C_{ogg}}$$

dove ε rappresenta una certa frequenza spaziale.

Nel caso in cui la MTF fosse uguale a 1, si avrebbe la situazione utopistica in cui il contrasto dell'immagine è esattamente uguale al contrasto dell'oggetto iniziale;

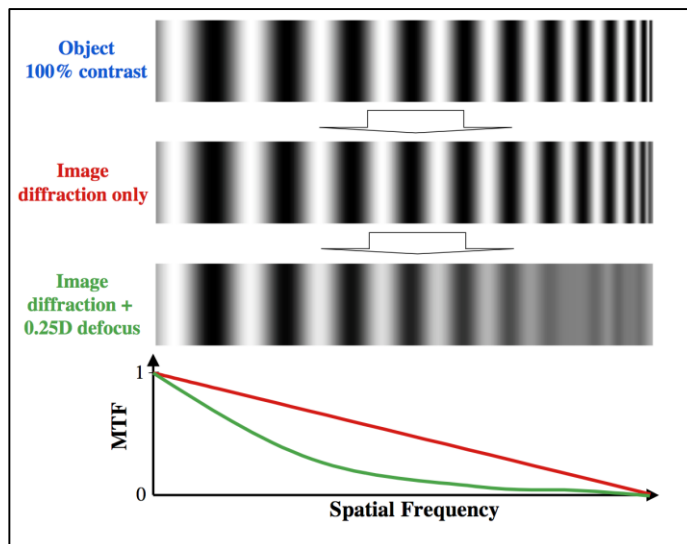


Figura 11. Variazione del contrasto causato solo dalla diffrazione (immagine centrale) e da Defocus (immagine inferiore) rispetto al contrasto reale dell'oggetto (immagine superiore).

nella realtà anche un sistema ottico privo di aberrazioni, qualsiasi sia il diametro della sua pupilla d'entrata, genera una diminuzione del contrasto dell'immagine dovuto alla diffrazione. Ovviamente, nel caso di un sistema limitato solo dalla diffrazione, maggiore il diametro pupillare

maggiore la fedeltà con cui il contrasto viene trasferito.

La Figura 11 riassume alcune proprietà della MTF: peggiora all'aumentare del Defocus, del diametro pupillare e, più in generale, delle aberrazioni. Importante sottolineare che nel caso in cui si voglia valutare l'effetto di un'aberrazione priva di simmetria rotazionale la rappresentazione della MTF va fatta in tre dimensioni, in modo da avere ben visibile la variazione di MTF a seconda dei meridiani considerati.

Il corrispettivo psicofisico della MTF (e, per estensione, dell'OTF) viene definito come *Contrast Sensitivity Function* (CSF): mentre la MTF tiene conto della degradazione causata solo dal sistema ottico, la CSF tiene in considerazione anche i processi successivi alla focalizzazione dell'immagine sulla retina, ovvero il trasferimento dell'impulso alle aree adibite del Sistema Nervoso Centrale.

Sono doverose un paio di precisazioni a proposito della MTF:

- la MTF ricavata dal W_A non tiene conto, al contrario della MTF stimata da altre misurazioni (come l'aberrometria *double-pass*), della diffondanza (*scattering*);
- la MTF è in generale condizionata dall'effetto S-C. Come si nota nella Figura 12, i valori della MTF calano senza l'effetto S-C. è stato inoltre dimostrato

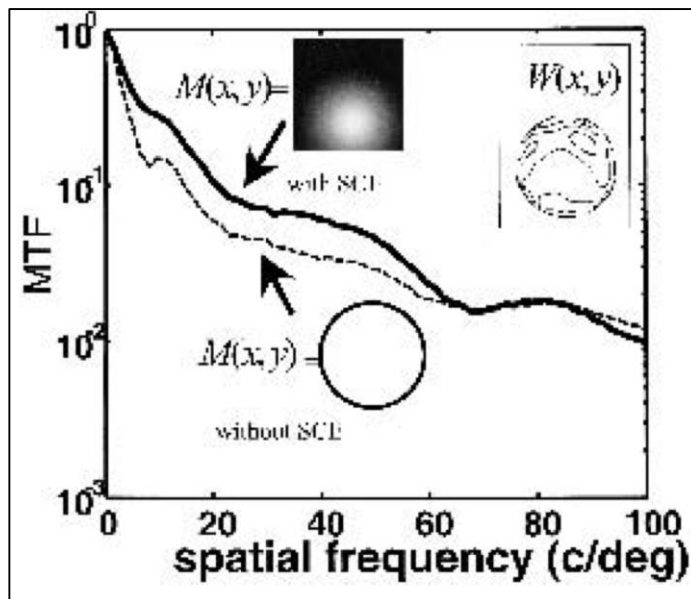


Figura 12. La MTF misurata con l'effetto S-C (sopra) è maggiore rispetto a quando l'effetto è stato annullato (sotto).

che l'acuità visiva cala quando l'effetto viene annullato da particolari filtri, ed aumenta quando raddoppiata (Atchinson et al. 2002).

La PTF definisce invece come (ed eventualmente di quanto) il sistema ottico sposti la fase di ogni frequenza spaziale contenuta nello spettro

iniziale dell'oggetto. In un sistema limitato dalla diffrazione lo spostamento di fase (della frequenza spaziale, ossia lo slittamento delle bande bianche e nere dello stimolo) è nullo qualsiasi sia il diametro pupillare; quindi mentre la MTF è influenzata sia dalla diffrazione sia dalle aberrazioni, la PTF è causata solamente dalle aberrazioni del sistema ottico stesso. Come già discusso in precedenza, la PTF può essere molto più distruttiva, in termini di qualità dell'immagine risultante, rispetto alla MTF. Il valore ideale di OTF dovrebbe essere composto dal valore massimo (1) della MTF e dal valore minimo (0) della PTF: in questo modo l'immagine avrebbe la stessa composizione in termine di spettro di frequenze spaziali e contrasto e non presenterebbe alcuno spostamento di fase.

Un altro comune metodo per descrivere la performance di un sistema ottico è la *Point Spread Function* (PSF) (Marcos 2000). Questo valore rappresenta l'intensità della distribuzione della luce, così come viene "immaginata" da sistema ottico, proveniente da un punto oggetto. La natura (anche) ondulatoria della luce fa sì che quando essa si propaga da un punto attraverso un'apertura di piccole dimensioni generi un'immagine di un punto centrale luminoso e altri anelli, meno luminosi, attorno ad esso (diffrazione). Il disco centrale viene detto *disco di Airy*: in un sistema ottico limitato dalla diffrazione le dimensioni del *disco di Airy* aumentano al diminuire del diametro pupillare. Maggiore il diametro pupillare,

dunque, maggiore la risoluzione, ma solo per un sistema ideale privo di aberrazioni (o con aberrazioni compensate).

Il raggio del Disco di Airy si calcola con la formula:

$$r = \frac{1,22\lambda f'}{n'a}$$

dove r è il raggio del Disco, λ è la lunghezza d'onda della luce nel vuoto, f' è la lunghezza focale secondaria, n' è l'indice di rifrazione nello spazio immagine e a è

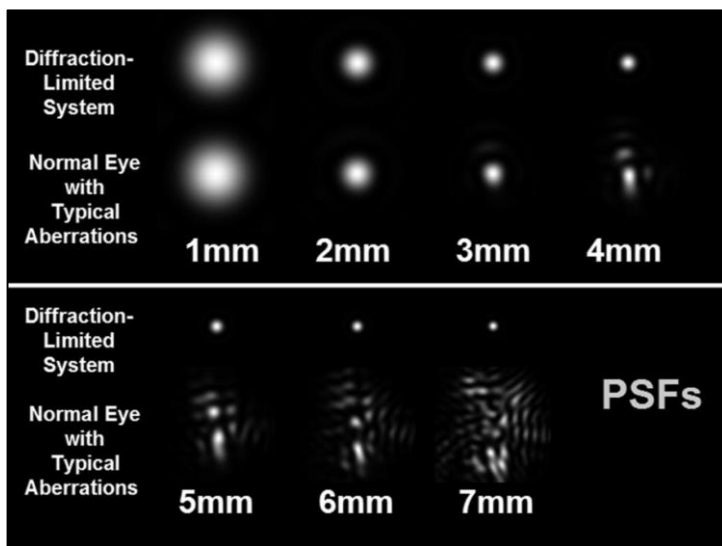


Figura 13. Differenza tra le PSF in occhi con pupille di diverse dimensioni senza (sopra) e con (sotto) aberrazioni.

il diametro pupillare.

Per sistemi aberrati la situazione cambia, ed è necessario che la pupilla assuma un diametro “di equilibrio” (circa 3mm) che possa parzialmente compensare sia gli effetti delle aberrazioni sia quelli della diffrazione.

La Figura 13 mostra la differenza nelle PSF di occhi aberrati e non.

Come già detto in precedenza, la PSF è indispensabile al fine di poter utilizzare la convoluzione, ovvero quel procedimento di simulazione che ci permette di valutare “visivamente” la qualità del sistema ottico in analisi. La PSF infatti riproduce la trasformazione di un punto oggetto posto all’infinito dal sistema ottico nel passaggio attraverso il sistema ottico; considerando qualsiasi oggetto (ad esempio, le lettere di un ottotipo) come formato da singoli punti, ad ognuno viene applicata la PSF causata dal sistema ottico considerato. Così facendo è possibile riprodurre qualsiasi immagine e valutare come viene “trasformata” nel passaggio attraverso il sistema in esame.

I tre indici appena descritti sono mutuamente dipendenti. Le funzioni che li collegano sono state tralasciate per la loro complessità; sono consultabili comunque all'Appendice B.

Dalla definizione di PSF deriva l'ultimo e forse più comune dei metodi "classici" per la definizione della qualità di un'immagine: il rapporto di Strehl (*Strehl Ratio*). Rappresenta il rapporto tra il massimo valore di PSF raggiungibile nel sistema ottico in esame ed il massimo valore di PSF raggiungibile (per una pupilla di medesime dimensioni) da un sistema ottico ideale, limitato solo dalla diffrazione; una definizione equivalente descrive il Rapporto di Strehl come il rapporto tra il volume della MTF del sistema ottico in esame ed il volume raggiungibile (per una pupilla di medesime dimensioni) da un sistema ottico privo di aberrazioni. Solitamente un sistema può considerarsi limitato dalla diffrazione quando il Rapporto di Strehl supera il valore di 0.8. Questo valore si basa sul criterio di Rayleigh, il quale afferma che due punti sono risolvibili solo quando il Disco di Airy di uno si trova almeno alla distanza del primo minimo dal secondo. La formula che determina la distanza angolare minima alla quale è possibile la risoluzione corrisponde alla formula che stabilisce la posizione del primo minimo, ovvero

$$\theta_R \cong 1,22 \frac{\lambda}{d}$$

dove λ è la lunghezza d'onda e d è il diametro pupillare. Per questa equazione è stata utilizzata l'approssimazione parassiale.

La domanda che è lecito porsi a questo punto riguarda l'affidabilità e la precisione di questi indici nel riferire l'effettiva qualità ottica dell'immagine retinica. Anche se l'RMS specifica la Deviazione Standard del WFE, esso non è in grado di predire accuratamente la qualità dell'immagine. Questo è probabilmente dovuto al fatto che non specifica come le aberrazioni sono disposte sulla superficie pupillare e non contiene nessuna informazione sugli effetti della PSF sul piano delle frequenze spaziali e sugli effetti della MTF sul piano del contrasto. Come metodo generico rimane dunque la valutazione dell'OTF, ma anche quest'ultimo soffre di una mancanza notevole: nulla ci dice su come il nostro cervello interpreterà l'immagine e ce la farà percepire.

Nuovi metodi recentemente proposti cercano di arginare questo problema, “pesando” l’OTF con coefficienti adatti a quantificare la parte neurale del processo visivo; il risultato così ottenuto terrà conto sia della degradazione avvenuta lungo il percorso attraverso l’occhio, sia l’eventuale perdita di qualità avvenuta a livello neurale.

I più promettenti tra questi metodi (che per correttezza andrebbero chiamati “Indici per la Qualità Neuro-Ottica”) verranno descritti nella prossima sezione.

Indici per la qualità dell’immagine retinica

In uno studio del 2004, Thibos e collaboratori hanno determinato l’accuratezza e la precisione di 33 diversi indici per la qualità dell’immagine retinica nel prevedere quella che sarà la correzione del paziente a partire dall’analisi del WFE; 31 di questi solitamente non sono usati nella pratica comune, ma solamente nell’ambito della ricerca. La loro idea nasce dalla mancanza di un indice per la qualità dell’immagine che sia universalmente riconosciuto come capace di descrivere oggettivamente lo stato di un occhio aberrato. Cinque tra questi indici si sono classificati come migliori, considerando sia la loro precisione sia la loro accuratezza. Questi indici sono, in ordine:

- *Pupil Fraction for Slope (Critical Pupil)*, o PFS_c . Dapprima è necessario calcolare la PF_c , ovvero la Frazione Pupilla attraverso il metodo della “Pupilla critica”. Si esamina il WFE attraverso una sub-apertura concentrica alla pupilla del soggetto: si comincia solitamente con un’apertura molto piccola (sistema limitato dalla diffrazione) e si prosegue allargando l’apertura e ripetendo le misurazioni del WFE fino a che non si raggiunga un certo criterio nella qualità del WF. Nel caso della PFS_c la Pupilla Critica è definita come la massima area concentrica all’interno della quale è valida la seguente relazione:

$$RMS_s < \text{criterio (1 arcmin solitamente)}$$

dove con RMS_s si intende la RMS della pendenza del WF computata sull'intera pupilla ed equivale a:

$$RMS_s = \left[\frac{1}{A} \int_{pupilla} (w_x(x, y) - \overline{w_x})^2 + (w_y(x, y) - \overline{w_y})^2 dx dy \right]^{0,5}$$

dove w_x e w_y sono le pendenze del WF e A è l'area della pupilla.

Per un esempio di Pupilla Critica si veda la Figura 14.

- *Pupil Fraction for Wavefront (Critical Pupil)*, o **PFW_c**. Molto simile al precedente; questa volta la Pupilla Critica viene definita come la massima area concentrica all'interno della quale è valida la seguente relazione:

$$RMS_s < \text{criterio} (\lambda/4 \text{ solitamente})$$

- *Visual Strehl Ratio for MTF*, o **VSMTF**. Non è raro ricavare, mediante calcoli complessi o software, il valore dello Strehl Ratio a partire dalla MTF. In questo indice però si pesa la MTF con la Funzione della Sensibilità al Contrasto Neurale (*Neural Contrast Sensitivity Function, CSF_N*). Così facendo si ignora la modulazione a frequenze sopra i 60 c/g (considerato il "cut-off" per il nostro sistema visivo) e si massimizza il peso delle frequenze vicino al picco della CSF per l'occhio normale (6 c/g).

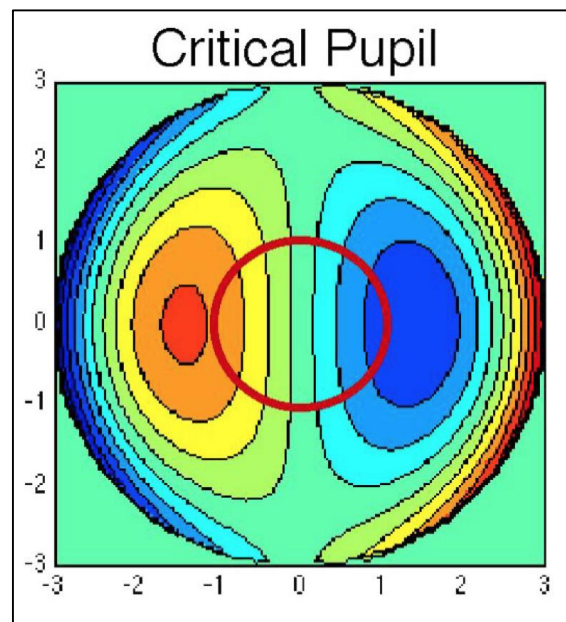


Figura 14. Rappresentazione critica della Pupilla Critica, ovvero la pupilla con maggior diametro che soddisfi un criterio prestabilito e che varia con gli indici.

La formula per calcolare il VSMTF è la seguente:

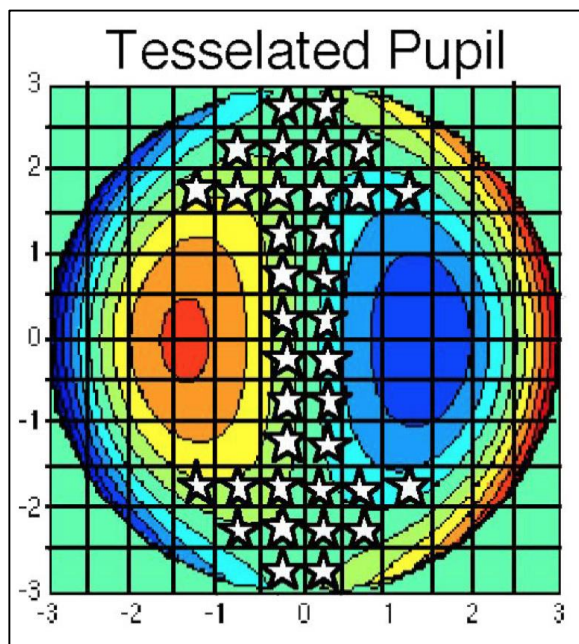
$$VSMTF = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} CSF_N(f_x, f_y) \cdot MTF(f_x, f_y) df_x df_y}{\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} CSF_N(f_x, f_y) \cdot MTF_{DL}(f_x, f_y) df_x df_y}$$

dove MTF_{DL} è la MTF in un sistema *Diffraction Limited*.

- *Neural Sharpness*, o **NS**. Questo indice è stato introdotto come modo per valutare l'efficacia di una PSF nello stimolare la porzione neurale del sistema visivo (Williams, 2003). Questo risultato è ottenuto pesando la PSF con una Funzione per la Sensibilità Spaziale che rappresenti la parte neurale del sistema visivo.

La divisione per il valore che si otterrebbe nel caso in cui il sistema fosse privo di aberrazioni rende la NS analoga, anche se solamente come struttura, al Rapporto di Strehl;

$$NS = \frac{\int_{psf} PSF(x, y) g(x, y) dx dy}{\int_{psf} PSF_{DL}(x, y) g(x, y) dx dy}$$



dove $g(x,y)$ è la funzione Gaussiana bivariata che tiene conto della porzione neurale.

Figura 15. Importanza della funzione per il peso della frazione neurale del sistema visivo $g(x,y)$ in due indici, la NS e la VSX (non trattata).

Dalla Figura 15 si vede come la funzione $g(x,y)$ usata per “pesare” la NS non tenga conto degli stimoli luminosi al di fuori dei 4 minuti d’arco centrali della PSF.

- *Pupil Fraction for Curvature (Tessellation)*, o **PFC_t**. Per questo indice si utilizza un altro modo per calcolare l’area della Frazione Pupilla; per fare ciò si copre l’intera pupilla di piccole aperture (solitamente di grandezza pari all’1% del diametro pupillare) e si etichetta ogni singola sub-apertura come “buona” o meno a seconda del WFE che ricopre. Si sommano poi le aree di tutte le sub-aperture “buone” e si ottiene l’area totale della “pupilla buona” (*good pupil*); da questo calcolo si ricava la Frazione Pupilla come

$$PF_t = \frac{\text{Area della Pupilla Buona}}{\text{Area totale della Pupilla}}$$

Si veda anche la Figura 16. Come nel caso già discusso della Critical Pupil, anche qui è necessario stabilire dei criteri che stabiliscano quando il WFE (e di conseguenza la sub-apertura che vi corrisponde) è da considerarsi “buono”. Nel caso specifico della PFC_t la condizione è

$$\text{Sfuocamento} < \text{criterio (solitamente 0,25D)}$$

In un altro studio del 2004, Marsack e collaboratori sono partiti dal già noto

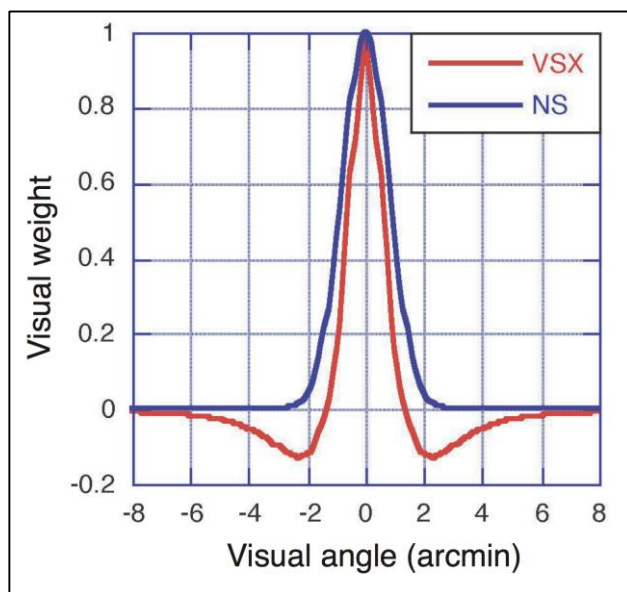


Figura 16. Esempio di Pupilla Tassellata: solo le sub-aperture corrispondenti alle stelle superano il criterio per poter essere considerate “buone”, e di conseguenza solo la loro somma porta a trovare l’Area della Pupilla Buona.

presupposto che distribuendo in modi diversi uno stesso ammontare di RMS (nella fattispecie 0,25 μm) l’acuità visiva variava addirittura di due linee. Una volta chiaro dunque che l’RMS non è un indice adatto a prevedere l’acuità visiva, si sono chiesti quali tra i “nuovi” indici presentati potessero predire o comunque tenere conto della variabilità di acuità visiva registrata. La cosa

interessante è che i risultati sono perfettamente in linea con quelli trovati nello studio esaminato in precedenza: il miglior indice è stato trovato essere il Visual Strehl Ratio for OTF, o **VSOTF**. Questo valore, anche se non compariva nei primi 5 indici nello studio di Thibos, ha predetto bene sia il Defocus sia l'Astigmatismo; nello studio di Marsack questo indice ha tenuto conto dell'81% della variabilità dell'acuità visiva. Inoltre si suppone che nello studio di Thibos l'indice VSOTF fosse circa a metà classifica come accuratezza perché il metro di riferimento era una refrazione convenzionale (che, grazie alla profondità di campo, tende a lasciare l'occhio leggermente miope); nel caso in cui il confronto fosse fatto con una refrazione ottimale invece si presume che l'indice assumerebbe un grado di precisione molto maggiore, paragonabile dunque ai risultati ottenuti nello studio

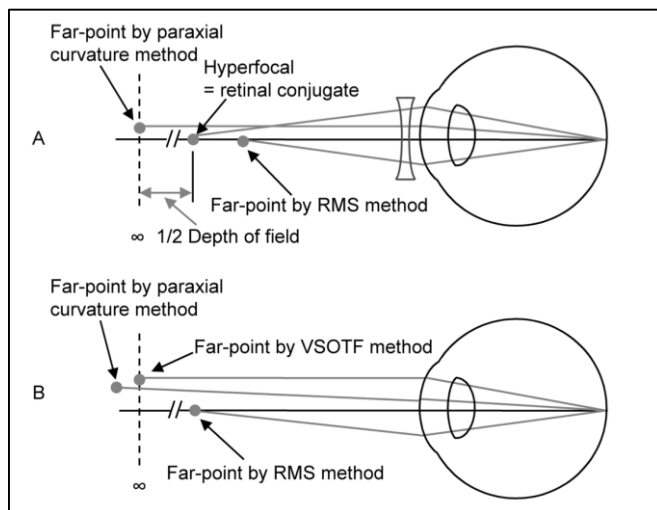


Figura 17. Nella A è rappresentata la refrazione considerata standard nello studio di Thibos: la retina è coniugata sul piano che si trova davanti all'infinito di metà la profondità di campo. Questo piano si trova tra quello che si otterrebbe per i soli raggi parassiali a fuoco e quello che si otterrebbe considerando solo l'RMS minimo. Nella B invece la refrazione ottimale prevede che la retina sia coniugata all'infinito. La VSOTF è più accurata per gli studi che utilizzano la B perché anch'essa coniuga la retina all'infinito.

di Marsack. La Figura 17 spiega la differenza tra i due tipi di refrazione.

Anche se i risultati ottenuti in questi due studi sono molto promettenti riguardo al trovare un indice universalmente accettato come in grado di prevedere al meglio la qualità dell'immagine retinica, i problemi da risolvere in un futuro non sono finiti. Il WFE non è l'unico fattore ad

influenzare la qualità dell'immagine retinica e, soprattutto, l'immagine retinica non è il solo fattore che influenza ciò che verrà poi da noi percepito. Proprio per queste motivazioni gli indici appena descritti non saranno così performanti nel considerare le differenze nella performance visiva tra diversi individui.

Finita ora la descrizione dell'aberrometria in generale, verranno esposti e discussi i risultati del mio elaborato.

CAPITOLO 3 – L' Analisi dei Dati

Lo Studio

L'intera raccolta dei dati si è svolta nei laboratori del Corso di Laurea di Ottica e Optometria dell'Università degli Studi di Padova.

I dati considerati consistono in:

- *Correzione Abituale*, ovvero quella portata dal soggetto al momento dello studio. 18 occhi su 44 totali non portano abitualmente alcuna correzione;
- *Correzione Aberrometro*, cioè la correzione calcolata dall'aberrometro al momento della misurazione. La correzione di i.Profiler ha una precisione pari al centesimo di Diottria; per permettere poi la prova effettiva della correzione su occhialino di prova questa è stata approssimata al quarto di Diottria.

La correzione non viene più modificata e viene applicata direttamente, senza bilanciamento.

La casa costruttrice consiglia un illuminamento ad altezza degli occhi del soggetto compreso tra i 5 ed i 50 lux. L'illuminamento effettivamente utilizzato, che per la struttura della stanza era anche il minimo raggiungibile, è di 70 lux.

- *Correzione Soggettivo*, la correzione trovata con l'esame refrattivo a distanza seguendo la norma del "Massimo Positivo";
- *Acuità Visiva (AV)*, per la correzione abituale, la correzione suggerita dall'aberrometro e per la correzione trovata con l'esame refrattivo soggettivo a distanza.

Per nessuna delle correzioni sono stati valutati i parametri della binocularità.

- *Sensibilità al Contrasto (SC)*, per la correzione abituale, la correzione suggerita dall'aberrometro e per la correzione trovate con l'esame refrattivo soggettivo a distanza;

- *RMS (3 e 5mm)*, valore calcolato già dallo strumento al momento della misurazione. Il calcolo viene eseguito considerando le aberrazioni di II, III e IV ordine;
- *RMS_{HOA}*, calcolato con l'opportuna formula a partire dai singoli valori delle singole aberrazioni (restituiti sempre dall'aberrometro). Sono state considerate le principali aberrazioni di alto ordine, dal III al VII;
- *Comfort*, inteso come valutazione soggettiva (in una scala da 1 a 10, dove 1 significa "Correzione totalmente inadatta" e 10 "Correzione perfetta, portabile al posto dell'attuale") del paziente riguardo la correzione appena trovata.

Ciascuna correzione è stata indossata, mediante occhialino di prova, per 5' prima della valutazione. Durante questo tempo è stato chiesto ai soggetti di muoversi liberamente lungo i corridoi e di eseguire operazioni di tutti i giorni, quali lettura/scrittura di un SMS o quant'altro. Alla fine di questo periodo è stato chiesto di valutare la correzione appena provata, focalizzando l'attenzione sul comfort della stessa più che solo sulla qualità della visione. Per la correzione abituale è stata usata l'esperienza del paziente come metro perché le assegnasse un valore di comfort;

- *Coefficienti di Zernike*. Sono stati raccolti e analizzati i coefficienti di Zernike dal primo al settimo ordine.

I soggetti (22 totali, 14 maschi e 8 femmine) che hanno partecipato allo studio sono tutti studenti dell'Università degli Studi di Padova, e hanno tutti un'età compresa tra i 20 ed i 25 anni (Età Media = $22 \pm 1,11$). Ogni occhio è stato valutato singolarmente; il campione considerato è dunque composto di 44 valori.

Il metodo utilizzato per le misurazioni è il seguente:

- è stata eseguita l'analisi aberrometrica tramite i Profiler di Zeiss. Lo strumento è del tutto automatico e non si è mai resa necessaria una misura manuale;
- si procede alla misurazione dell'AV e della SC in condizioni naturali/abituale. Si chiede inoltre al paziente una valutazione (da 1 a 10) del comfort che la

sua correzione abituale gli garantisce (o meno) durante le ore di porto; al soggetto viene poi fatto indossare l'occhialino di prova contenente la correzione suggerita dall'aberrometro e vengono eseguiti i test dell'AV e della SC. Per quest'ultimo è stato scelto il tSC (Rossetti A., 1995. tSC - Test Sensibilità al Contrasto. Presentato al IV Convegno di contattologia applicata Biovision - S.OPT.I. Oliena. Distribuito da Compagnia Ottica Italiana COI, Milano.) effettuato ad una distanza di 40 cm;

- viene poi valutato il comfort con la procedura già descritta;
- al soggetto viene effettuato l'esame refrattivo soggettivo a distanza;
- con la correzione così trovata si passa al test per la SC ed, infine, alla valutazione del comfort.

In particolare per i test di AV e SC sono stati utilizzati i seguenti metodi:

- AV. Dopo la corretta centratura ed inclinazione del forottero, viene occluso un occhio e annebbiato otticamente l'altro con 2,00 D rispetto alla condizione naturale/abituale. Lentamente, ed esortando il soggetto a leggere anche qualora gli fosse difficile, viene ridotto l'annebbiamento fino alla lettura confortevole dei 10/10. Successivamente, mediante test della sonda, si indaga la presenza di astigmatismo: se il test risulta positivo si passa poi ad un'analisi più approfondita dello stesso mediante JCC, viceversa si ripete l'analisi per l'altro occhio.

Una volta completate queste operazioni per entrambi gli occhi, si passa al bilanciamento bioculare mediante l'apposizione davanti ai due occhi di due prismi 3 DP BB/3 DP BA e di un nuovo annebbiamento, questa volta di 0,50 D. Si cerca di equilibrare il più possibile le correzioni monoculari, mantenendo, se necessario, la visione migliore nell'occhio dominante.

Conclusa anche questa seconda parte vengono rimossi i prismi e, rimuovendo lentamente l'annebbiamento rimasto, si porta il soggetto alla visione dei 10/10 confortevoli.

La distanza a cui è stato sottoposto questo test è di 4m circa; proprio a causa di questa differenza rispetto alla distanza considerata standard (6m),

la Sfera della correzione trovata con il soggetto è stata corretta con un fattore di -0,25D.

La Distanza Interpupillare (DI) è stata valutata ma non verificata in modo standard.

- SC. Il test utilizzato per la misurazione della SC è il tSC. Presenta una serie di mire a contrasto che varia, tra una e la successiva, di un fattore di 0,25 Unità Logaritmiche. Il contrasto reale per ogni lettera è: 1.4, 3.4, 13.8, 23.0, 38.0 e 96.0% (calcolato con la formula di Michealson). Il test è stato proposto ad una distanza di 40cm, con un illuminamento pari a circa 300 lux (a fronte dei 500 consigliati dallo Standard BS 4247).

La Statistica

Per l'analisi statistica dei dati di questo studio sono state utilizzate sia indagini descrittive sia inferenziali.

Il primo confronto fatto è quello tra le tre correzioni trovate: dapprima si è voluto mettere in evidenza di quanto esse variassero l'una rispetto all'altra e, successivamente, si è verificato tramite calcolo del coefficiente di Correlazione di Pearson con che approssimazione fossero legate da una proporzionalità diretta. Infine è stata valutata la presenza o meno di differenza statisticamente significativa tra la correzione dell'aberrometro e la correzione del soggetto.

Nella Figura 18 si nota, com'era lecito attendersi, come in media l'aberrometro abbia prescritto correzioni più alte rispetto al soggetto e a quella abituale. Questo è in linea con l'idea che solitamente le refrazioni oggettive tendano a sovracorreggere i miopi e sottocorreggere gli ipermetropi: questo è il motivo per il quale il bilanciamento nel soggetto resta ad oggi un test fondamentale per poter prescrivere la correzione più adatta al soggetto. Un approfondimento sul perché ciò accada viene fatto nelle conclusioni.

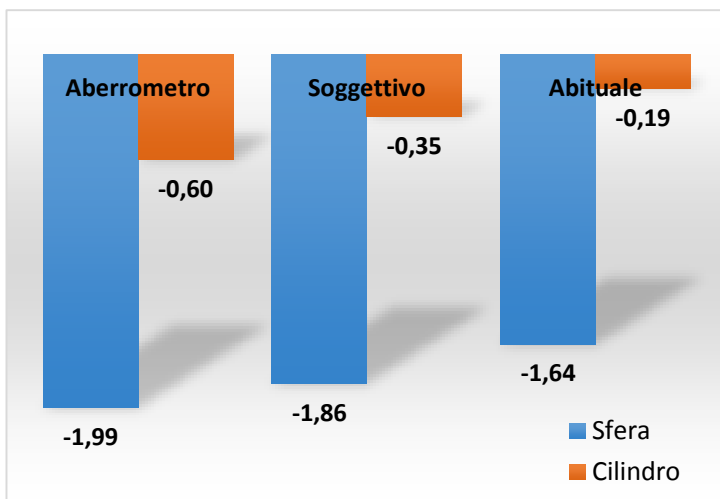


Figura 18. Rappresentazione grafica delle medie di Sfera e Cilindro nelle tre correzioni.

Un'altra analisi voleva invece valutare la correlazione tra Sfera, Cilindro ed Asse delle tre diverse correzioni. Per fare ciò è stato utilizzato il coefficiente di correlazione di Pearson. Anche in questo caso i risultati

sono in linea con ciò che ci si aspetta: al crescere di uno dei parametri di una correzione (ad esempio la Sfera), lo stesso parametro di un'altra correzione cresce. L'indice di correlazione più significativo lo si ha per il confronto tra la Sfera dell'aberrometro e quella del soggettivo (0,9885), mentre il coefficiente più basso corrisponde al confronto tra l'Asse dell'aberrometro e quello del soggettivo (0,7241), che rimane comunque abbastanza significativo. Di seguito la Tabella 1 con tutti i coefficienti trovati.

Confronto Aberrometro e Soggettivo		
Sfera		0,9885
Cilindro		0,8325
Asse		0,7241
Confronto Aberrometro e Abituale		
Sfera		0,9747
Cilindro		0,7310
Asse		0,9879
Confronto Soggettivo e Abituale		
Sfera		0,9800
Cilindro		0,8620
Asse		0,9867

Tabella 1. Coefficienti di Pearson nelle coppie di correzioni.

Le coppie di valori sono state infine poste in una serie di grafici a dispersione visualizzabili all'Appendice D; la cosa che si nota forse maggiormente è la scarsa concordanza tra gli Assi. In effetti sono pochi i soggetti che risultano astigmatici al soggettivo o all'abituale, mentre l'aberrometro rileva sempre anche un leggero Cilindro. Questa è forse la differenza maggiore ed è da attribuirsi al fatto che mentre l'aberrometro rileva oggettivamente quelli che sono gli errori del fronte

d'onda in uscita dall'occhio, l'esame soggettivo valuta come il soggetto percepisce lo stimolo visivo propostogli. Nel caso in cui un Cilindro trovato monocolarmente non causi, al bilanciamento, cambiamento positivo nell'acuità visiva o nella percezione del paziente, il Cilindro non è da prescrivere.

Per valutare, infine, un'eventuale differenza significativa tra le correzioni dell'aberrometro e del soggettivo è stato usato il test non parametrico di Wilcoxon per dati appaiati. I risultati di questa analisi sono in Tabella 2.

I valori di Sfera e Cilindro risultano essere statisticamente diversi, un risultato importante che sancisce ancora una volta la differenza esistente tra le due tipologie di test. L'Asse invece risulta non essere statisticamente diverso nelle due correzioni.

Confronto Soggettivo e Aberrometro				
SFERA	Validi	W	z	p-value
	34	167	2,23	0,03
CILINDRO	Validi	W	z	p-value
	33	31,50	4,45	0,00001
ASSE	Validi	W	z	p-value
	24	122	0,80	0,42

Tabella 2. Test di Wilcoxon tra le correzioni di soggettivo e aberrometro.

Un'ulteriore analisi è stata effettuata utilizzando il test di Wilcoxon. Si è voluto verificare se le Acuità Visive misurate con le diverse correzioni fossero statisticamente uguali o diverse. I risultati sono stati raccolti nella Tabella 3. Nei primi due confronti il *p-value* indica una significativa differenza tra le Acuità: probabilmente qualche soggetto sottocorretto ha tratto beneficio da una correzione più alta e qualche altro, magari abituato all'assenza di correzione, trovatosi con la correzione calcolata dall'aberrometro (che, come visto, solitamente è più potente di quella trovata col soggettivo) ha avuto qualche difficoltà nel test dell'acuità.

AV Abituale e Soggettivo		
N Validi		9
W		0
z		2,67
p-value		0,0077
AV Aberrometro e Soggettivo		
N Validi		8
W		0
z		2,52
p-value		0,012
AV Abituale e Aberrometro		
N Validi		14
W		33
z		1,22
p-value		0,22

Tabella 3. Test di Wilcoxon per le Acuità Visive.

Un'altra indagine, effettuata con il coefficiente di Correlazione di Spearman, vuole valutare se ci sia un rapporto di stretta proporzionalità diretta tra l'Acuità Visiva ed il Comfort in ognuna delle tre correzioni. I risultati sono esposti nella Tabella 4.

Abituale			
	r di Spearman		-0,130
	IC	-0,418	0,183
	t		-0,85
	p-value		0,401
Aberrometro			
	r di Spearman		-0,075
	IC	-0,372	0,235
	t		-0,490
	p-value		0,627

Tabella 4. Coefficienti di Correlazione di Spearman tra AV e Comfort nelle diverse correzioni.

Non è stato possibile eseguire questo calcolo per la correzione del soggettivo in quanto l'Acuità Visiva risulta sempre uguale a 1 e ciò rende impossibile l'esecuzione del test.

Il fatto che la correlazione sia in entrambi i casi negativa sta a significare che al crescere del MAR (Minimo Angolo di Risoluzione), e quindi al diminuire dell'Acuità Visiva, diminuisce il comfort, il che non sorprende. L'Intervallo di Confidenza (IC) comprende però, in entrambi i casi, lo zero: questo vuol dire che in realtà il valore di r può essere, per il livello di significatività considerato ($\alpha=0,05$), sia maggiore,

sia uguale sia minore di zero. Di conseguenza la valenza di questo risultato è piuttosto bassa (per il livello di significatività considerato).

Sempre facendo uso del coefficiente di Correlazione di Spearman è stata poi effettuata un'analisi tra l' RMS_{HOA} e la Sensibilità al Contrasto e l'Acuità Visiva. Si voleva infatti sottolineare quanto anche le HOA interferiscano nel processo visivo e nella qualità finale dell'immagine retinica. I risultati sono esposti nella Tabella 5. Anche in questo caso il confronto $RMS_{HOA} - AV$ nel soggettivo non è stato possibile a causa dei dati dell'Acuità tutti uguali a 1.

Soggettivo			
SC - RMS_{HOA}	r di Spearman	-0,324	
	IC	-0,573	-0,021
	t	-2,220	
	p-value	0,031	
Aberrometro			
AV - RMS_{HOA}	r di Spearman	0,001	
	IC	-0,304	0,306
	t	0,010	
	p-value	0,990	
SC - RMS_{HOA}	r di Spearman	-0,047	
	IC	-0,347	0,262
	t	-0,300	
	p-value	0,763	

Tabella 5. Coefficienti di Correlazione di Spearman tra SC e RMS nelle diverse correzioni.

L'unico coefficiente statisticamente significativo è il primo, anche se indica una correlazione negativa quando ci si aspetta sia positiva. Normalmente infatti più la Sensibilità al Contrasto è alta (e quindi minore il contrasto rilevabile dal soggetto), più l' RMS_{HOA} dovrebbe essere basso, e ciò dovrebbe essere rappresentato da una correlazione positiva. Una correlazione negativa indica il contrario, ovvero che tendenzialmente la Sensibilità al Contrasto peggiora con valori di RMS_{HOA} bassi. Questo risultato può essere causato dalla scarsa sensibilità del tSC (solitamente infatti utilizzato per gli screening); un approfondimento a tal proposito verrà effettuato nelle Conclusioni.

L'ultima analisi è stata eseguita sui singoli coefficienti di Zernike. Si è voluto verificare quanto ogni singolo coefficiente (dal III ordine in poi) disti dalla norma. A tal proposito va fatta una precisazione: lo strumento misura i valori delle RMS a

due diametri pupillari, 3 e 5 mm, mentre i coefficienti di Zernike, a seconda delle impostazioni, vengono misurati a 3 o 5 mm o al diametro massimo raggiungibile dalla pupilla del soggetto. Di conseguenza l'RMS per alcuni soggetti è stato calcolato per il massimo diametro pupillare, mentre per altri è stato calcolato con pupilla fissa a 5mm: per i primi non è stato possibile fare il confronto con le norme (dato che queste esistono per pupille di 3, 4, 5 e 6 mm), mentre è stato fatto per i secondi. È stato analizzato dunque un totale di 24 occhi. Le tabelle con tutti i coefficienti di tutti gli occhi sono in Appendice E, mentre all'Appendice F le norme di ogni singola aberrazione.

Nella Figura 19 è rappresentato l'istogramma che mette a confronto le medie di ogni singola aberrazione con i valori considerati "normali" con le rispettive Deviazioni Standard. Come si nota non vi sono grandi differenze tra i valori trovati e quelli attesi (avvallando una buona procedura di misura ed un campione medio).

In un secondo istogramma (Figura 20) è visualizzata la percentuale di occhi che, per ogni singola aberrazione, presenta il valore sopra quello atteso.

Thibos sostiene però che, per assumere valenza clinica, il valore della singola

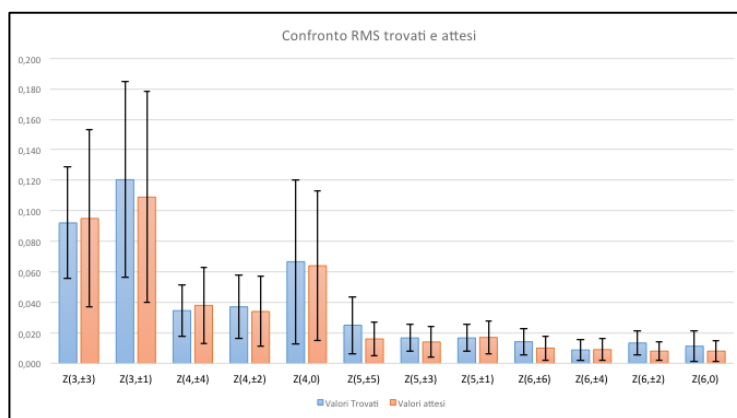


Figura 19. Istogramma con Valori Attesi e Valori Trovati per le singole aberrazioni.

aberrazione dev'essere maggiore al doppio della norma; la Figura 21 illustra la percentuale di soggetti con valore di ogni singola aberrazione maggiore del doppio della norma.

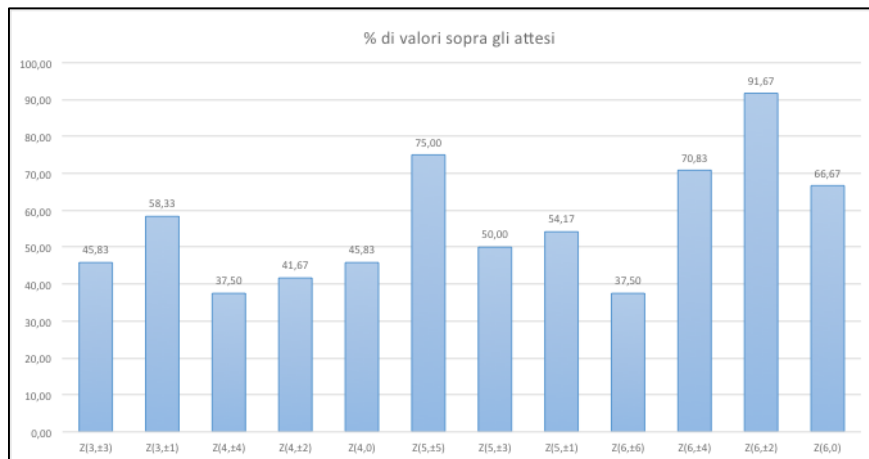


Figura 20.

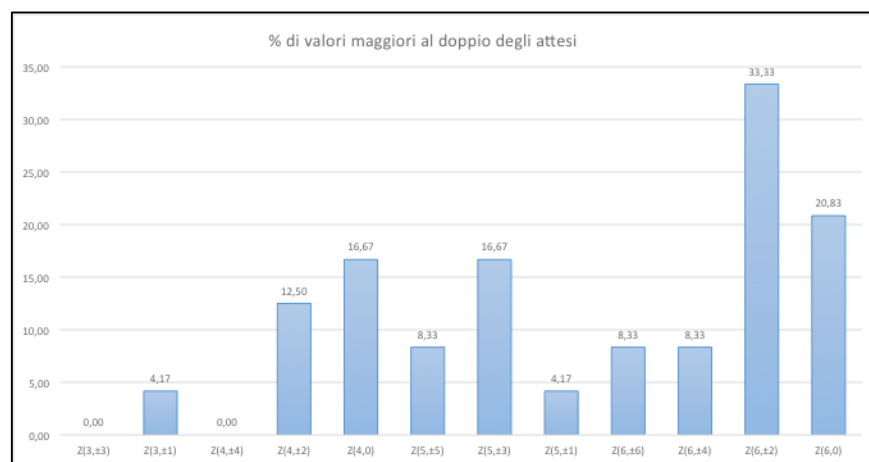


Figura 21.

Le tre Figure seguenti infine (22-24) rappresentano i valori di Acuità Visiva raggiunti dai soggetti con le varie correzioni. È possibile notare come, mentre per l'abituale/naturale e quella dell'aberrometro non sempre è raggiunta l'Acuità di 10/10, ciò accade con la correzione trovata con l'esame refrattivo a distanza.

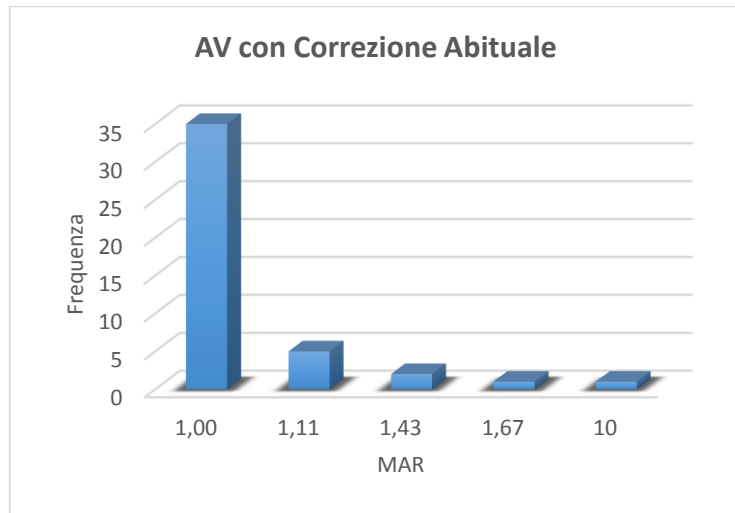


Figura 22.

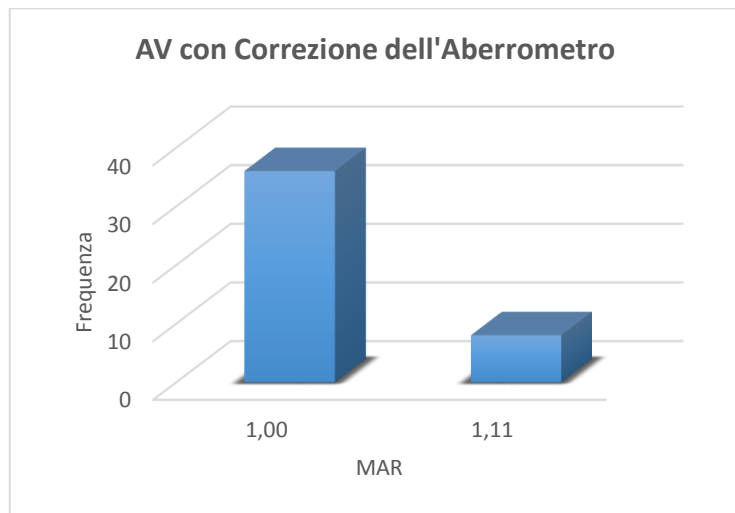


Figura 23.

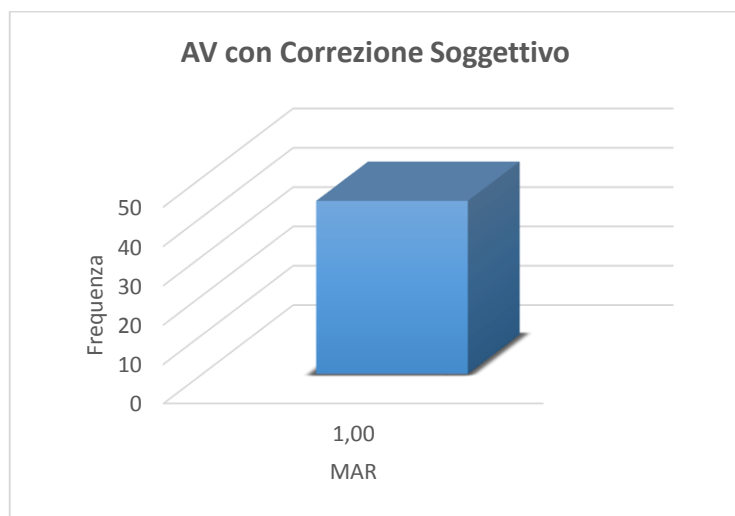


Figura 24.

CAPITOLO 4 – Le Conclusioni

Lo scopo di questo studio era quello di valutare la possibilità di tralasciare l'esame refrattivo a distanza in favore del più oggettivo e veloce esame aberrometrico. I risultati indicano che i valori di Sfera e di Cilindro sono statisticamente diversi tra le due correzioni; è impossibile però stabilire quale delle due correzioni sia esatta e quale sbagliata, soprattutto escludendo un periodo di uso da parte del soggetto. Probabilmente una valutazione con maggior precisione dell'Acuità Visiva e della SC potrebbe evidenziare relazioni diverse; si rimanda ad un futuro studio per approfondimenti. È possibile basarsi solamente su parametri soggettivi, quali il Comfort e l'Acuità Visiva che, almeno in questo studio, danno ragione al Soggettivo.

Il Soggettivo inoltre presenta una serie di caratteristiche che non si trovano nello strumento, come ad esempio il bilanciamento; grazie a questa tecnica infatti si mira a prescrivere la correzione più equilibrata e confortevole possibile, e molto spesso ciò non corrisponde alle due refrazioni monoculari. Grazie al bilanciamento possiamo inoltre avvicinare la correzione a quelle che sono le vere esigenze del paziente in termini di visione. Ciò è vero sia per le prescrizioni monofocali ma soprattutto per quanto riguarda le lenti progressive: l'enorme quantità di combinazioni dei vari parametri porta ad un'altrettanto enorme varietà di lenti diverse che daranno performance visive diverse. Con qualche prova è possibile capire quale sia il tipo di lente che il paziente sta cercando e fornirgliela.

Va inoltre sottolineato che in questo studio non è stata valutata la combinazione data dalla refrazione oggettiva più bilanciamento che, come descritto più avanti, potrebbe essere interessante e significativa.

Parlando di lenti progressive, e quindi di Addizione, viene alla luce un'altra mancanza dell'aberrometro, la refrazione Soggettiva Prossimale: questo test diventa indispensabile quando si vogliono valutare le disfunzioni accomodative o binoculari soprattutto nei giovani o quando, più in generale, si desidera prescrivere un'Addizione.

Un'analisi accurata dell'accomodazione va eseguita sempre, soprattutto in soggetti giovani che lamentano problemi e/o disturbi nella visione prossimale. L'analisi dell'Ampiezza Accomodativa e delle Accomodazioni Relative sono test da cui è impossibile prescindere quando ci si appresta a fornire una correzione ad un paziente.

Altra valutazione essenziale al fine di consegnare una correzione che sia più congrua possibile al soggetto è sicuramente quella Binoculare, che comprende i test per i tre gradi della Visione Binoculare, i test per le forie/tropie e la misurazione delle Vergenze Relative. Se i risultati di questi test non rispecchiassero le norme, l'operatore sarebbe in grado di modificare la correzione trovata precedentemente nel modo più opportuno al fine di garantire al soggetto la miglior condizione binoculare, cosa questa impossibile applicando direttamente la correzione calcolata dall'aberrometro.

Altra fonte di differenza tra le due correzioni sta proprio nella differenza alla base del processo di calcolo della stessa. Mentre nella refrazione soggettiva si segue lo standard del "Massimo Positivo" che corrisponde alla cosiddetta "refrazione convenzionale" nella misurazione oggettiva tramite aberrometro viene misurata la "refrazione ottimale", ovvero quella che non tiene conto della profondità di campo per la prescrizione (Thibos e collaboratori, 2004). La differenza tra le due corrisponde a metà della profondità di fuoco dell'occhio che equivale, nell'occhio normale, a circa $\pm 0,25$ D (Atchinson, Charman & Woods, 1997). È questo il motivo per cui la correzione calcolata dall'aberrometro (o da altri strumenti) è quasi sempre più alta (in termini di diottrie) rispetto alla refrazione trovata mediante Soggettivo.

Oltre a queste considerazioni di carattere generale, una più dettagliata analisi va fatta a proposito dell'impostazione stessa dello studio. La scarsità di risultati significativi in senso statistico mi ha portato ad analizzare punto per punto quella che è stata la sequenza operativa nella raccolta dei dati e nell'analisi degli stessi; confrontando poi questo piccolo studio con altri ho potuto comprendere quali fossero i punti deboli del mio lavoro.

Per prima cosa, ho limitato la valutazione dell'Acuità Visiva ai 10/10 considerati standard per una buona visione. Questa scelta ha drasticamente ridotto la variabilità nei risultati e ciò ha portato, ad esempio, ad avere un solo valore di acuità per tutti i soggetti all'esame Soggettivo, rendendo impossibili alcuni tipi di indagine statistica. Sarebbe stato sicuramente più appropriato ai fini dello studio la misurazione della massima acuità raggiungibile dal soggetto con la correzione in esame, in modo da avere un primo riscontro sull'eventuale differenza tra le performance delle correzioni stesse. Poiché ciascuna correzione (sia la soggettiva, sia quella aberrometrica) ha permesso di raggiungere un'acuità molto elevata, questo parametro di *taratura* dello studio andrà considerato in eventuali approfondimenti.

Altro fattore che probabilmente ha influito sull'analisi dell'Acuità Visiva è la giovane età dei soggetti: nei soggetti con età compresa tra i 20 ed i 25 anni infatti l'Ampezza Accomodativa per l'occhio normale è di circa 10 e 8,75 D rispettivamente (approssimazione secondo Hofstetter). Un così ampio range di possibili risposte accomodative permette al soggetto di avere una buona Acuità Visiva nonostante gli venga provata una correzione superiore per i miopi o inferiore per gli ipermetropi (si considerano in entrambi i casi i valori assoluti); tutt'al più l'errata correzione può influenzare parzialmente i valori del comfort.

La quasi totale assenza di ipermetropi tra i soggetti (giovani) analizzati (uno su 22), è in parte responsabile dell'alta Acuità Visiva media ottenuta anche con la correzione suggerita dall'aberrometro.

Nell'analisi della Sensibilità al Contrasto è stato utilizzato il tSC per motivi pratici e di tempo: permette infatti una misurazione rapida senza necessità di particolari accorgimenti (se non quelli dell'illuminamento e del capovolgere, di tanto in tanto, il foglio per evitare che il soggetto memorizzi le risposte). Questo test sarebbe però più adatto agli screening data la scarsa sensibilità che lo caratterizza. L'uso di un test diverso – ad esempio il FrACT (un software gratuito sviluppato da Michael Bach) o il Pelli-Robinson – avrebbe evidenziato attraverso una maggior precisione una maggiore variabilità nei risultati, e ciò avrebbe portato a sua volta ad analisi statistiche più precise ed attendibili.

La valutazione del Comfort aveva lo scopo di evidenziare significative differenze tra la portabilità nelle due correzioni. Data l'impossibilità di comporre un questionario adatto allo scopo, è stato utilizzato un metodo piuttosto approssimativo, che richiedeva la partecipazione del soggetto (su cui non si dubita) e la piena comprensione di ciò che gli veniva chiesto; su quest'ultimo punto il dubbio sull'effettiva comprensione della differenza tra la qualità visiva che la correzione fornisce rispetto a quanto la correzione stessa sia confortevole e rilassante rimane.

Per quanto riguarda dunque la raccolta dei dati questi sono i miglioramenti da applicare ad eventuali studi simili a questo:

- Valutazione della massima Acuità Visiva raggiungibile con le correzioni in esame;
- Includere nello studio (per quanto possibile) soggetti di ogni età e con ogni tipo e grado di difetti visivi. Eventualmente suddividere i soggetti in gruppi di età e/o di errore refrattivo;
- Utilizzo, nella valutazione della Sensibilità al Contrasto, di strumenti più sensibili e precisi (come il FrACT);
- Perfezionamento di un questionario per la valutazione del comfort.

Un diretto confronto del mio studio con altri reperibili nella letteratura non è stato possibile: nessuno di questi infatti è esattamente sovrapponibile al mio.

Tra gli studi analoghi, uno di Pesudovs e collaboratori del 2007 intendeva indagare la ripetibilità di diversi metodi per trovare la correzione; questi metodi comprendono due misurazioni oggettive con diversi autorefrattometri, refrazioni calcolate a partire dai coefficienti delle singole aberrazioni (ma variando l'ordine al quale fermarsi) e l'esame refrattivo soggettivo. I metodi utilizzati per il confronto delle correzioni sono discussi nell'Appendice G.

I risultati importanti di questo studio sono due:

- I due autorefrattometri hanno la miglior ripetibilità;
- Seppure i metodi per ricavare la correzione a partire dalle singole aberrazioni hanno dato scarsi risultati, questi sono comunque migliori di quelli ottenuti con l'esame refrattivo soggettivo.

Anche se finora il cosiddetto "*gold standard*" per il confronto tra le correzioni è sempre stato l'esame Soggettivo, in futuro potrebbe non esserlo. Se infatti si trovasse il metodo per fare sì che un'analisi oggettiva del WF potesse tenere conto anche della profondità di fuoco dell'occhio (caratteristica per adesso esclusiva dell'esame soggettivo), allora questo potrebbe diventare, data la sua più alta ripetibilità, il nuovo standard di confronto.

Inoltre, la misurazione aberrometrica dovrebbe avvenire simultaneamente nei due occhi (così da simulare un bilanciamento binoculare), cosa ora possibile solo in sperimentazione e non con sistemi commerciali.

Una qualche forma di esame Soggettivo rimarrà dunque necessaria per il confronto con le sensazioni del soggetto: una correzione rimane un "buon compromesso visivo" con il quadro aberrazionale individuale.

Un altro aspetto non considerato in questo studio consiste nella possibilità di utilizzare l'aberrometro come autorefrattometro (quindi come punto di partenza dell'esame soggettivo), dal quale poi ricavare, mediante bilanciamento, la correzione finale per il soggetto. Risultati interessanti in questo fronte sono stati trovati da Salmon e collaboratori nel 2003: in questo studio hanno voluto confrontare la precisione e la ripetibilità di un aberrometro (COAS, WaveFront Sciences) rispetto ad un autorefrattometro ed al *gold standard*, l'esame soggettivo. Lo studio ha dimostrato che, per quanto riguarda la misurazione delle sole aberrazioni di secondo ordine, il COAS può essere usato anche come un aberrometro con il quale condivide gli stessi indici di precisione e ripetibilità. Di conseguenza, se a questa misurazione oggettiva si accoppiasse una valutazione soggettivo-percettiva come il bilanciamento, probabilmente si otterrebbero risultati molto promettenti.

Va anche considerato che la correzione calcolata dallo strumento, nel mio studio, è stata per forza di cose approssimata al più vicino quarto di Diottria. Questo potrebbe essere uno dei motivi per cui i risultati non siano stati soddisfacenti: dato che una delle innovazioni proposte da Zeiss con l'accoppiata i.Profiler/i.Scription è proprio la precisione al centesimo di Diottria è impossibile giungere a qualsiasi tipo di conclusione senza averne potuto usufruire. C'è da dire che l'utilizzo del quarto di Diottria come scalino minimo tra due lenti diverse è attribuito al fatto che, nella maggior parte dei soggetti normali, una differenza minore (anche dell'ottavo di Diottria) non viene rilevata, e che dunque uno scalino minimo del centesimo di Diottria sia ritenuto superfluo per la media dei soggetti normali. Il raffronto prima indicativo, può essere più preciso considerando anche le potenzialità di questa tecnologia.

Una soluzione parziale a questo problema potrebbe essere l'assegnare allo strumento un quarto di Diottria come scalino minimo col quale calcolare la refrazione. Questo interessante spunto porterebbe a mio avviso ad un appianamento sensibile nelle differenze tra le due correzioni.

A causa di alcune limitazioni di questo studio, infine, non è possibile tirare delle conclusioni ben definite. Esistono vari fattori (precisione delle valutazioni, limiti tecnologici delle comuni compensazioni ottiche, sensibilità individuale, ecc.) e variabili difficili da controllare o per natura complesse (diametro pupillare, relazione correzione/comfort) che potrebbero aver influito sulla bontà dei risultati e che non sono state considerate nel momento opportuno per farlo. Di conseguenza non è opportuno utilizzare questi risultati per affermare o meno la validità di una tipologia di esame, quello aberrometrico, che sta prendendo sempre più piede anche nella pratica quotidiana. Risolvendo le fonti di errore descritte finora ed accoppiando ai dati le opportune analisi statistiche si otterranno sicuramente risultati più precisi ed incoraggianti.

Un abbozzo di conclusione è che la misura aberrometrica permette di ottenere rapidamente un dato di refrazione, che è paragonabile a quello ottenibile con le procedure standard di valutazione dell'astigmatismo, pur portando a risultati diversi.

Una prima soluzione pratica consigliabile sarebbe far seguire alla misurazione aberrometrica solo una valutazione soggettiva di bilanciamento binoculare, per compensare eventuali errori sferici e di sovra- o sottocorrezione. Si tratta quindi di una modalità oggettivo-soggettiva analoga alle procedure attuali, ma abbreviata riguardo la valutazione dell'astigmatismo.

Appendice

A - I Polinomi di Zernike

Nel campo dei suddetti Polinomi esiste una duplice modalità con la quale è possibile descrivere le singole aberrazioni. In particolare possono essere descritti tramite uso di:

- Singolo Indice. In realtà si tratta di una semplificazione della rappresentazione a doppio indice. Dopo aver disposto le aberrazioni in una piramide (la "Piramide di Zernike", si veda la Figura 2) secondo i due indici classici, si numerano progressivamente le varie aberrazioni a partire dalla punta della piramide, da sinistra a destra. Un semplice modo per ricavare il singolo indice j a partire dai due indici classici n e m è dato dalla seguente formula:

$$j = \frac{n(n+2) + m}{2}$$

- Doppio Indice. Questo modo di identificare i Polinomi di Zernike è il più diffuso ed è anche quello che verrà utilizzato in questa trattazione. I Polinomi sono solitamente definiti in coordinate polari (ρ, θ): ρ si riferisce alla coordinata radiale (compresa tra 0 e 1) mentre θ è la coordinata azimutale (compresa tra 0 e 2π). Ogni formula identificativa di ciascun Polinomio è composta da tre componenti distinte: un fattore di normalizzazione e due componenti che dipendono rispettivamente dalle coordinate radiale ed azimutale. Per permettere una distinzione che sia il più possibile disambigua tra i diversi Polinomi ad ognuno di essi vengono assegnati due indici n e m . Il primo rappresenta l'ordine della parte radiale del Polinomio (ovvero il grado più alto che compare nello stesso), mentre il secondo equivale alla frequenza azimutale della componente sinusoidale del Polinomio. Di seguito sono riportate le relazioni che legano i due indici m ed n al singolo indice j visto in precedenza; da notare che nella prima è necessario approssimare per eccesso.

$$n = \left(\frac{-3 + \sqrt{9 + 8j}}{2} \right)$$

$$m = 2j - n(n + 2)$$

La formula del Polinomio generico è la seguente:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos m\theta; & \text{con } m \geq 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin m\theta; & \text{con } m < 0 \end{cases}$$

dove N coi rispettivi indici è il fattore di normalizzazione e $R(\rho)$ coi rispettivi indici è la componente radiale. Le formule per trovare questi valori sono state tralasciate.

Polinomi di Zernike fino al settimo ordine.

In verde chiaro le aberrazioni di basso ordine (LOA), in verde scuro le HOA. Trascurati gli ordini dall'ottavo in poi.

Indice <i>j</i>	Ordine <i>n</i>	Frequenza <i>m</i>	$Z_n^m(\rho, \theta)$
0	0	0	1
1	1	-1	$2\rho \sin(\theta)$
2	1	1	$2\rho \cos(\theta)$
3	2	-2	$\sqrt{6} \rho^2 \sin 2\theta$
4	2	0	$\sqrt{3} (2\rho - 1)$
5	2	2	$\sqrt{6} \rho^2 \cos 2\theta$
6	3	-3	$\sqrt{8} \rho^3 \sin 3\theta$
7	3	-1	$\sqrt{8} (3\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$
8	3	1	$\sqrt{8} (3\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$
9	3	3	$\sqrt{8} \rho^3 \cos 3\theta$
10	4	-4	$\sqrt{10} \rho^4 \sin 4\theta$
11	4	-2	$\sqrt{10} (4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$
12	4	0	$\sqrt{5} (6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$
13	4	2	$\sqrt{10} (4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\theta$
14	4	4	$\sqrt{10} 4\rho^4 \cos 4\theta$
15	5	-5	$\sqrt{12} \rho^5 \sin 5\theta$
16	5	-3	$\sqrt{12} (5\rho^5 - 4\rho^3) \sin 3\theta$
17	5	-1	$\sqrt{12} (10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \sin \theta$
18	5	1	$\sqrt{12} (10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \cos \theta$
19	5	3	$\sqrt{12} (5\rho^5 - 4\rho^3) \cos 3\theta$
20	5	5	$\sqrt{12} \rho^5 \cos 5\theta$
21	6	-6	$\sqrt{14} \rho^6 \sin 6\theta$
22	6	-4	$\sqrt{14} (6\rho^6 - 5\rho^4) \sin 4\theta$
23	6	-2	$\sqrt{14} (15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \sin 2\theta$
24	6	0	$\sqrt{7} (20\rho^6 - 30\rho^4 + 12\rho^2 - 1)$
25	6	2	$\sqrt{14} (15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \cos 2\theta$
26	6	4	$\sqrt{14} (6\rho^6 - 5\rho^4) \cos 4\theta$
27	6	6	$\sqrt{14} \rho^6 \cos 6\theta$
28	7	-7	$4 \rho^7 \sin 7\theta$
29	7	-5	$4 (7\rho^7 - 6\rho^5) \sin 5\theta$
30	7	-3	$4 (21\rho^7 - 30\rho^5 + 10\rho^3) \sin 3\theta$
31	7	-1	$4 (35\rho^7 - 60\rho^5 + 30\rho^3 - 4\rho) \sin \theta$
32	7	1	$4 (35\rho^7 - 60\rho^5 + 30\rho^3 - 4\rho) \cos \theta$
33	7	3	$4 (21\rho^7 - 30\rho^5 + 10\rho^3) \cos 3\theta$
34	7	5	$4 (7\rho^7 - 6\rho^5) \cos 5\theta$
35	7	7	$4 \rho^7 \cos 7\theta$

B – Relazioni tra Funzione Pupilla, PSF e MTF.

La funzione comune a tutti e tre è la Funzione Pupilla, descritta come:

$$P(x, y) = p \cdot e^{i\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)(W_A)}$$

La PSF corrisponde al quadrato del modulo della Trasformata di Fourier della Funzione Pupilla:

$$PSF = |FT(P)|^2$$

mentre la MTF equivale al modulo dell'inverso della Trasformata di Fourier della PSF:

$$MTF = |FT^{-1}(PSF)|$$

C - Le tabelle dei dati raccolti. Correzione abituale:

La SC è stata valutata su una linea di lettere di 0,4 LogMAR di acuità.

#	Sf.	Cil.	Ax	AV (/10)	AV (MAR)	SC (%)	Comfort
1	-1,75	0,00	-	10	1,00	3,4	7
2	-1,75	0,00	-	10	1,00	3,4	7
3	0,00	0,00	-	10	1,00	1,4	10
4	0,00	0,00	-	10	1,00	1,4	10
5	0,00	0,00	-	10	1,00	1,4	9
6	0,00	0,00	-	9	1,11	8,0	9
7	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
8	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
9	-1,75	0,00	-	10	1,00	23,0	7
10	-1,75	0,00	-	7	1,43	23,0	7
11	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
12	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
13	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
14	0,00	0,00	-	10	1,00	13,8	8
15	-4,50	0,00	-	10	1,00	3,4	9
16	-4,50	0,00	-	7	1,43	8,0	9
17	-3,50	-0,25	90	9	1,11	3,4	8
18	-3,50	-0,50	180	10	1,00	3,4	8
19	-2,00	-0,25	105	10	1,00	3,4	9
20	-2,25	-0,50	45	10	1,00	3,4	9
21	-2,75	-0,50	130	10	1,00	8,0	9
22	-2,50	0,00	-	6	1,67	8,0	9
23	-5,50	0,00	-	10	1,00	8,0	10
24	-6,00	0,00	-	10	1,00	3,4	10
25	0,25	-1,25	160	10	1,00	3,4	10
26	0,25	-1,50	0	10	1,00	3,4	10
27	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	10
28	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	10
29	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
30	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
31	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
32	0,00	0,00	-	10	1,00	3,4	8
33	2,00	-1,50	180	10	1,00	1,4	10
34	1,75	-1,75	180	10	1,00	3,4	10
35	-5,00	0,00	-	10	1,00	8,0	10
36	-5,00	0,00	-	10	1,00	8,0	10
37	-2,75	-0,25	60	9	1,11	3,4	7
38	-3,00	-0,25	50	10	1,00	1,4	7
39	0,00	0,00	-	1	10,00	8,0	9
40	0,00	0,00	-	10	1,00	8,0	9
41	-4,25	0,00	-	9	1,11	8,0	9
42	-3,75	0,00	-	10	1,00	3,4	9
43	-4,50	0,00	-	9	1,11	8,0	9
44	-4,00	0,00	-	10	1,00	3,4	9

Correzione aberrometro – Prima Parte:

Sf.	Sf. (REALE)	Cil.	Cil. (REALE)	Ax.	AV (/10)	AV (MAR)	SC (%)	Comfort
-2,38	-2,25	-0,55	-0,50	116	10	1,00	1,4	10
-2,66	-2,50	-0,14	0,00	29	10	1,00	3,4	10
0,19	0,25	-0,39	-0,50	145	9	1,11	3,4	5
0,25	0,25	-0,28	-0,25	176	9	1,11	3,4	5
0,16	0,25	-0,14	0,00	167	10	1,00	3,4	4
0,04	0,00	-0,42	-0,50	176	10	1,00	3,4	4
-0,15	-0,25	-0,15	-0,25	163	10	1,00	3,4	4
-0,19	-0,25	-0,34	-0,25	26	9	1,11	1,4	4
-2,10	-2,00	-0,57	-0,50	131	10	1,00	3,4	9
-2,20	-2,25	-0,77	-0,75	51	9	1,11	8	9
-0,18	-0,25	-0,27	-0,25	8	10	1,00	3,4	4
-0,05	0,00	-0,50	-0,50	0	10	1,00	3,4	4
0,26	0,25	-0,74	-0,75	19	10	1,00	3,4	5
-0,11	0,00	-0,85	-0,75	151	9	1,11	3,4	5
-5,27	-5,25	-0,35	-0,25	19	10	1,00	8	5
-5,27	-5,25	-0,47	-0,50	46	10	1,00	8	5
-4,18	-4,25	-0,34	-0,25	86	10	1,00	8	9
-3,77	-3,75	-0,74	-0,75	174	10	1,00	8	9
-2,31	-2,25	-0,48	-0,50	97	10	1,00	3,4	8
-2,23	-2,25	-0,71	-0,75	48	10	1,00	8	8
-3,75	-3,75	-0,67	-0,75	142	10	1,00	8	5
-3,66	-3,75	-0,47	-0,50	170	10	1,00	8	5
-5,44	-5,50	-0,08	0,00	160	10	1,00	8	9
-5,70	-5,75	-0,26	-0,25	179	10	1,00	8	9
0,18	0,25	-1,68	-1,75	157	9	1,11	8	10
0,67	0,75	-1,82	-1,75	1	10	1,00	8	10
-0,62	-0,50	-0,24	-0,25	108	10	1,00	1,4	7
-0,30	-0,25	-0,55	-0,50	33	9	1,11	3,4	7
-0,09	0,00	-0,27	-0,25	24	10	1,00	3,4	7
0,02	0,00	-0,40	-0,50	157	10	1,00	3,4	7
-0,28	-0,25	-0,24	-0,25	150	10	1,00	3,4	5
-0,11	0,00	-0,60	-0,50	171	10	1,00	3,4	5
1,78	1,75	-1,52	-1,50	173	10	1,00	3,4	8
1,30	1,25	-1,86	-1,75	176	10	1,00	3,4	8
-5,33	-5,25	-0,19	-0,25	151	10	1,00	8	10
-5,34	-5,25	-0,29	-0,25	25	10	1,00	8	10
-3,26	-3,25	-0,58	-0,50	56	9	1,11	13,8	6
-3,87	-3,75	-1,08	-1,00	20	10	1,00	3,4	6
-2,40	-2,50	-0,39	-0,50	7	10	1,00	8	8
-0,39	-0,50	-1,02	-1,00	4	10	1,00	8	8
-5,09	-5,00	-0,42	-0,50	100	10	1,00	8	8
-4,66	-4,75	-0,34	-0,25	90	10	1,00	8	8
-5,80	-5,75	-0,84	-0,75	12	10	1,00	13,8	4
-4,31	-4,25	-1,93	-2,00	177	10	1,00	8	4

Correzione aberrometro – Seconda Parte:

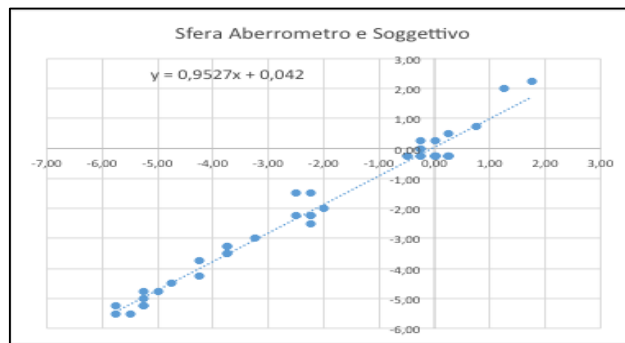
Comfort	RMS (3mm)	RMS (5mm)	RMS_{HOA}
10	0,840	2,300	0,312
10	0,860	2,360	0,302
5	0,130	0,390	0,454
5	0,099	0,370	0,469
4	0,056	0,120	0,115
4	0,150	0,280	0,235
4	0,093	0,440	0,205
4	0,160	0,650	0,351
9	0,760	1,830	0,416
9	0,830	2,090	0,456
4	0,140	0,640	0,410
4	0,140	0,550	0,321
5	0,190	0,690	0,362
5	0,270	1,080	0,778
5	1,660	4,790	0,472
5	1,680	5,000	0,614
9	1,340	3,510	0,272
9	1,290	3,410	0,369
8	0,810	1,900	0,753
8	0,830	2,110	0,508
5	1,670	4,300	0,185
5	1,770	4,420	0,296
9	1,670	4,620	0,187
9	1,770	4,860	0,154
10	0,440	1,450	0,184
10	0,430	1,390	0,209
7	0,260	0,390	0,196
7	0,240	0,440	0,226
7	0,130	0,330	0,173
7	0,130	0,390	0,202
5	0,150	0,410	0,177
5	0,210	0,480	0,195
8	0,490	1,550	0,257
8	0,450	1,520	0,272
10	1,650	4,430	0,137
10	1,670	4,420	0,161
6	1,110	3,030	0,161
6	1,380	3,590	0,204
8	0,820	2,260	0,159
8	0,370	0,990	0,108
8	1,620	4,260	0,164
8	1,480	3,890	0,157
4	1,890	5,160	0,231
4	1,670	4,580	0,322

Correzione soggettivo:

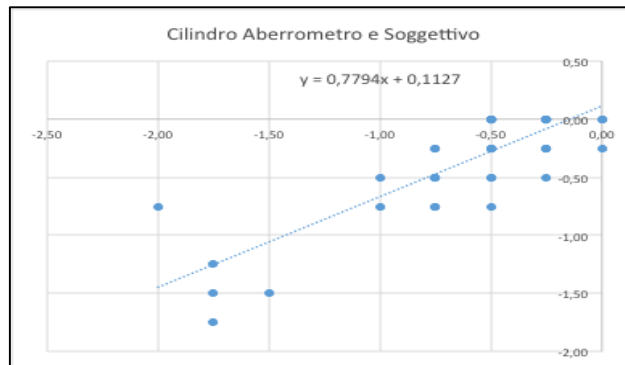
Sf.	Sf. Reale	Cil.	Ax	AV (/10)	AV (MAR)	SC (%)	Comfort
-1,25	-1,50	-0,25	105	10	1,00	3,4	8
-1,25	-1,50	-0,25	15	10	1,00	1,4	8
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	1,4	10
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	1,4	10
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	1,4	9
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	8,0	9
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	10
0,25	0,00	-0,25	15	10	1,00	3,4	10
-1,75	-2,00	-0,75	135	10	1,00	3,4	10
-2,25	-2,50	-0,50	45	10	1,00	13,8	10
0,25	0,00	-0,25	180	10	1,00	1,4	6
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	6
0,00	-0,25	-0,25	30	10	1,00	3,4	8
0,00	-0,25	-0,25	150	10	1,00	3,4	8
-4,50	-4,75	0,00	-	10	1,00	3,4	9
-4,75	-5,00	0,00	-	10	1,00	3,4	9
-3,50	-3,75	-0,50	90	10	1,00	3,4	9
-3,25	-3,50	-0,50	175	10	1,00	3,4	9
-2,00	-2,25	-0,25	110	10	1,00	3,4	9
-2,00	-2,25	-0,75	40	10	1,00	1,4	9
-3,00	-3,25	-0,50	150	10	1,00	3,4	10
-3,00	-3,25	0,00	-	10	1,00	8,0	10
-5,25	-5,50	0,00	-	10	1,00	3,4	10
-5,25	-5,50	0,00	-	10	1,00	3,4	10
0,75	0,50	-1,25	155	10	1,00	3,4	10
1,00	0,75	-1,75	5	10	1,00	3,4	10
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	10
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	10
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	8
0,00	-0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	8
0,50	0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	8
0,50	0,25	0,00	-	10	1,00	3,4	8
2,50	2,25	-1,50	175	10	1,00	3,4	9
2,25	2,00	-1,50	180	10	1,00	3,4	9
-5,00	-5,25	0,00	-	10	1,00	8,0	10
-5,00	-5,25	0,00	-	10	1,00	8,0	10
-2,75	-3,00	-0,50	55	10	1,00	13,8	8
-3,25	-3,50	-0,75	25	10	1,00	1,4	8
-2,00	-2,25	-0,50	180	10	1,00	8,0	6
0,00	-0,25	-0,50	10	10	1,00	8,0	6
-4,50	-4,75	-0,25	100	10	1,00	3,4	9
-4,25	-4,50	-0,25	75	10	1,00	3,4	9
-5,00	-5,25	-0,75	10	10	1,00	3,4	9
-4,00	-4,25	-0,75	180	10	1,00	3,4	9

D – I grafici per il confronto tra le tre correzioni.

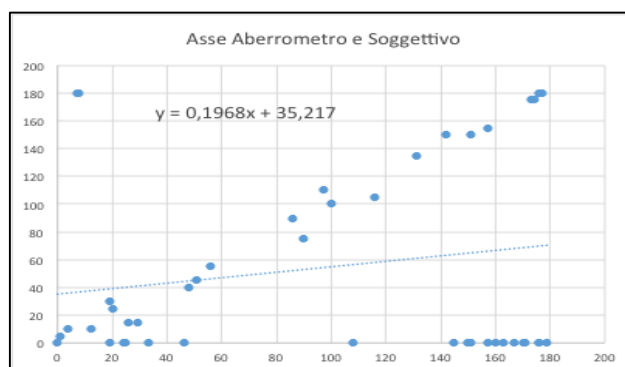
Aberrometro e Soggettivo.



Anche se in alcuni casi le differenze tra i valori della Sfera sono abbastanza elevate, esse si presentano raramente; proprio per questo motivo la correlazione è così alta.

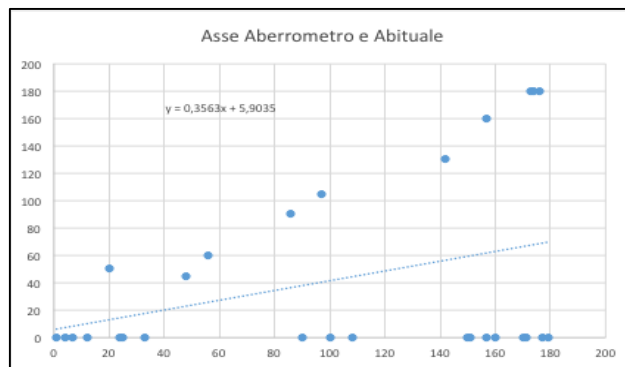
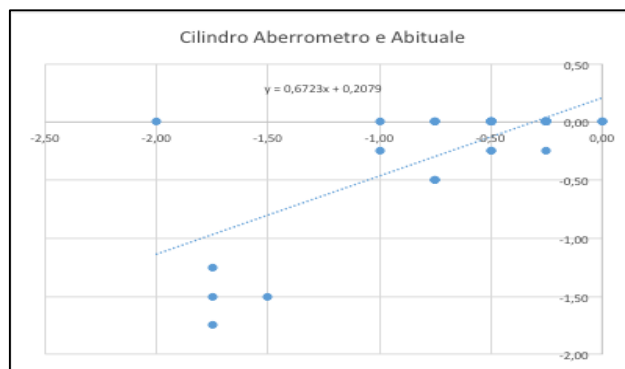
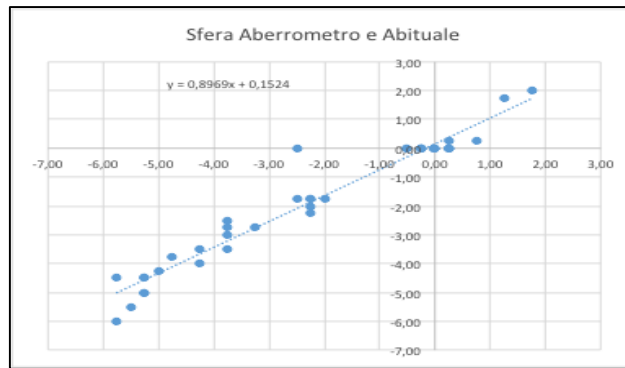


Il valore del Cilindro è più variabile di quello della Sfera. Ciò è probabilmente dovuto al fatto che la valutazione soggettiva del Cilindro non può essere considerata come assoluto riferimento dato che il valore del Cilindro è sempre un compromesso con le aberrazioni; è dunque possibile che più valori di Cilindro diano un'AV buona e per questo motivo la correlazione appare palesemente più bassa rispetto a quella tra i valori della Sfera.



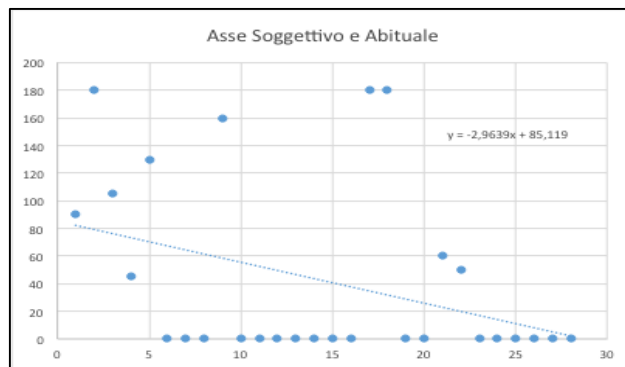
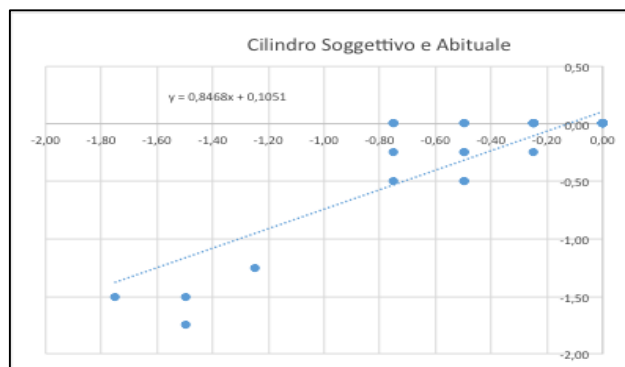
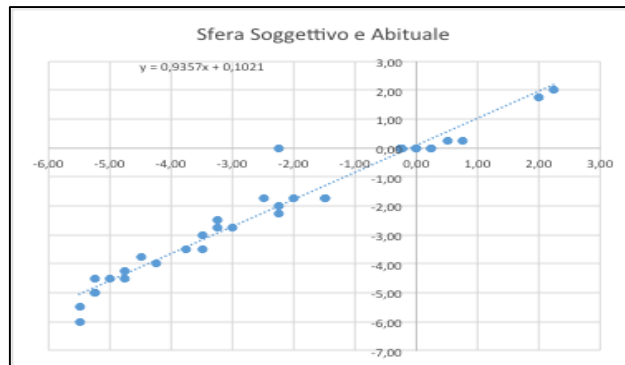
La correlazione tra i valori dell'Asse è la più bassa: ciò è da associare al fatto che il valore del Cilindro trovato al Soggettivo non può essere considerato come riferimento (e di conseguenza neanche l'Asse).

Aberrometro e Abituale.



In questi tre grafici si delinea lo stesso andamento dei tre precedenti, e ciò farebbe propendere ad un paragone tra le correzioni del Soggettivo e quella Abituale (buona procedura d'esame, soggetti attenti, analoghi metodi di valutazione clinica, ecc.)

Soggettivo e Abituale.



L'anomala relazione tra i valori dell'Asse potrebbe essere causata dal basso numero di soggetti Astigmatici dopo l'esame Soggettivo confrontato con i dati dall'aberrometria secondo i quali ad ogni occhio andava prescritto un Cilindro.

E – Le tabelle con i singoli coefficienti di Zernike.

#	Apertura	Z(3,±3)	Z(3,±1)	Z(4,±4)	Z(4,±2)	Z(4,0)
1	6,6	0,19	0,07	0,02	0,07	-0,21
2	6,7	0,05	0,24	0,01	0,03	-0,15
3	6,3	0,24	0,35	0,07	0,01	-0,13
4	6,5	0,016	0,4	0,06	0,07	-0,14
5	5,2	0,08	0,02	0,06	0,03	0,01
6	6,1	0,07	0,14	0,07	0,1	0,01
7	7,2	0,12	0,11	0,03	0,04	0
8	7,2	0,3	0,04	0,09	0,07	-0,02
9	6,8	0,14	0,33	0,09	0,07	-0,15
10	7,3	0,1	0,36	0,06	0,03	-0,19
11	6,5	0,1	0,06	0,06	0,05	0,36
12	6,3	0,02	0,06	0,04	0,04	0,3
13	6,5	0,2	0,13	0,09	0,04	0,24
14	6,5	0,54	0,3	0,15	0,11	0,28
15	6,9	0,17	0,11	0,09	0,16	0,35
16	7,1	0,11	0,19	0,21	0,23	0,43
17	6,3	0,08	0,07	0,04	0,02	-0,22
18	6,5	0,21	0,16	0,05	0,04	-0,24
19	7,9	0,29	0,32	0,23	0,11	-0,52
20	7,5	0,13	0,16	0,16	0,13	-0,38
21	5,0	0,050	0,070	0,050	0,050	0,140
22	5,0	0,140	0,130	0,020	0,030	0,210
23	5,0	0,130	0,100	0,030	0,040	0,020
24	5,0	0,110	0,060	0,060	0,020	0,020
25	5,0	0,070	0,140	0,020	0,070	0,030
26	5,0	0,110	0,150	0,030	0,050	0,040
27	5,0	0,090	0,110	0,040	0,030	0,110
28	5,0	0,060	0,180	0,020	0,070	0,090
29	5,0	0,150	0,070	0,020	0,010	0,010
30	5,0	0,110	0,160	0,020	0,020	0,020
31	5,0	0,040	0,150	0,060	0,020	0,010
32	5,0	0,050	0,180	0,030	0,030	0,000
33	5,0	0,130	0,170	0,080	0,070	0,080
34	5,0	0,160	0,150	0,030	0,060	0,140
35	5,0	0,070	0,070	0,040	0,020	0,080
36	5,0	0,090	0,090	0,030	0,010	0,080
37	5,0	0,100	0,110	0,010	0,020	0,050
38	5,0	0,140	0,020	0,040	0,080	0,090
39	5,0	0,110	0,090	0,020	0,020	0,050
40	5,0	0,080	0,050	0,020	0,030	0,030
41	5,0	0,050	0,060	0,030	0,050	0,140
42	5,0	0,050	0,060	0,060	0,040	0,110
43	5,0	0,060	0,210	0,040	0,030	0,020
44	5,0	0,060	0,310	0,030	0,020	0,030

Z(5,±5)	Z(5,±3)	Z(5,±1)	Z(6,±6)	Z(6,±4)	Z(6,±2)	Z(6,0)
0,01	0,04	0,06	0,01	0	0,03	-0,01
0,03	0,05	0,05	0,01	0,01	0,02	-0,02
0,02	0	0,01	0,03	0,02	0,03	0,02
0,03	0,03	0,01	0,02	0,02	0,04	0,01
0,01	0,02	0,01	0,01	0,02	0,02	0
0,05	0,03	0,04	0,04	0,04	0,03	0,07
0,03	0,04	0,08	0,02	0,01	0,02	-0,05
0,02	0,02	0,1	0,05	0,04	0,03	-0,04
0,06	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02	0,06
0,09	0,07	0,08	0,03	0,01	0,02	0,07
0,07	0,05	0,09	0,02	0,02	0,01	-0,03
0,01	0,02	0,05	0,01	0,02	0,01	-0,04
0,03	0,04	0,05	0,01	0,01	0,02	0,02
0,06	0,05	0,03	0,03	0,01	0,03	0,03
0,04	0,04	0,12	0,02	0,07	0,02	-0,03
0	0,05	0,16	0,09	0,06	0,05	0
0,01	0,03	0,03	0,02	0,01	0,01	0,04
0,02	0,01	0,04	0,01	0,02	0,01	0,04
0,02	0,01	0,08	0,04	0,02	0,08	0,15
0,05	0,02	0,1	0,03	0,02	0,02	0,11
0,020	0,030	0,010	0,010	0,010	0,010	0,000
0,040	0,030	0,040	0,010	0,010	0,010	0,010
0,020	0,020	0,030	0,040	0,010	0,010	0,030
0,030	0,010	0,020	0,020	0,010	0,020	0,030
0,020	0,010	0,010	0,030	0,010	0,020	0,020
0,020	0,030	0,020	0,020	0,020	0,010	0,030
0,030	0,020	0,010	0,010	0,010	0,020	0,030
0,010	0,020	0,020	0,010	0,000	0,020	0,010
0,020	0,020	0,020	0,010	0,010	0,000	0,010
0,030	0,010	0,020	0,000	0,000	0,010	0,010
0,030	0,010	0,020	0,020	0,020	0,010	0,000
0,020	0,010	0,010	0,010	0,010	0,020	0,010
0,030	0,010	0,010	0,020	0,000	0,010	0,010
0,010	0,010	0,020	0,010	0,010	0,010	0,020
0,010	0,010	0,010	0,010	0,000	0,000	0,010
0,010	0,030	0,010	0,010	0,000	0,020	0,010
0,000	0,010	0,010	0,010	0,010	0,010	0,000
0,030	0,030	0,030	0,020	0,020	0,040	0,010
0,020	0,020	0,010	0,010	0,010	0,010	0,010
0,010	0,010	0,010	0,000	0,000	0,010	0,010
0,040	0,020	0,020	0,010	0,000	0,010	0,000
0,100	0,000	0,000	0,020	0,020	0,010	0,000
0,030	0,010	0,020	0,020	0,010	0,020	0,000
0,020	0,020	0,020	0,010	0,010	0,010	0,000

Le celle rosse si riferiscono a quegli occhi in cui, a causa della diversa apertura pupillare, non è stato possibile effettuare il confronto. Le celle verdi si riferiscono invece agli occhi per cui ciò è stato possibile. Le celle verde chiaro indicano che per quell'aberrazione (Aberrazione Sferica) è stato considerato il valore assoluto.

F – Le tabelle con le norme di ogni singola aberrazione.

Salmon, Van de Pol. Normal-eye Zernike coefficients and RMS wavefront errors. J Cataract Refr Surg 2006;32;2064-2074. File available at

http://arapaho.nsuok.edu/~salmonto/articles_resources_pdf/Salmon%20JCRS%202006.pdf

Zernike term	6.0 mm	5.0 mm	4.0 mm	3.0 mm
Z_3^{-3}	0.106 ± 0.088	0.069 ± 0.056	0.040 ± 0.033	0.019 ± 0.016
Z_3^{-1}	0.143 ± 0.118	0.082 ± 0.069	0.045 ± 0.038	0.021 ± 0.018
Z_3^1	0.090 ± 0.076	0.056 ± 0.047	0.033 ± 0.027	0.015 ± 0.013
Z_3^3	0.081 ± 0.066	0.052 ± 0.043	0.030 ± 0.026	0.014 ± 0.013
Z_4^{-4}	0.038 ± 0.033	0.023 ± 0.020	0.012 ± 0.011	0.005 ± 0.004
Z_4^{-2}	0.027 ± 0.023	0.017 ± 0.015	0.009 ± 0.008	0.003 ± 0.003
Z_4^0	0.128 ± 0.096	0.064 ± 0.049	0.028 ± 0.022	0.010 ± 0.008
Z_4^2	0.048 ± 0.039	0.026 ± 0.023	0.013 ± 0.013	0.005 ± 0.005
Z_4^4	0.043 ± 0.038	0.025 ± 0.022	0.013 ± 0.012	0.005 ± 0.005
Z_5^{-5}	0.025 ± 0.022	0.011 ± 0.010	0.004 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_5^{-3}	0.024 ± 0.021	0.010 ± 0.009	0.003 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_5^{-1}	0.028 ± 0.024	0.012 ± 0.011	0.004 ± 0.004	0.001 ± 0.001
Z_5^1	0.020 ± 0.018	0.009 ± 0.008	0.003 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_5^3	0.018 ± 0.016	0.008 ± 0.007	0.003 ± 0.002	0.001 ± 0.001
Z_5^5	0.023 ± 0.021	0.010 ± 0.009	0.003 ± 0.003	0.001 ± 0.001
Z_6^{-6}	0.019 ± 0.018	0.007 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^{-4}	0.014 ± 0.014	0.005 ± 0.005	0.001 ± 0.001	0.000 ± 0.000
Z_6^{-2}	0.012 ± 0.011	0.004 ± 0.004	0.001 ± 0.001	0.000 ± 0.000
Z_6^0	0.024 ± 0.020	0.008 ± 0.007	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^2	0.016 ± 0.016	0.006 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^4	0.017 ± 0.016	0.006 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000
Z_6^6	0.020 ± 0.018	0.007 ± 0.006	0.002 ± 0.002	0.000 ± 0.000

G – *La descrizione dell'errore refrattivo nella letteratura*

Per poter analizzare la ripetibilità in diversi metodi di misurazione della refrazione è necessario introdurre un considerare la descrizione dell'errore refrattivo dell'occhio proposta da Thibos nel 1997: consiste in una rappresentazione tridimensionale di Vettori ortogonali tra di loro, caratteristica necessaria ai fini statistici e non presente tra Sfera e Cilindro classici. I tre Vettori sono individuati dalle seguenti formule:

$$M = S + \frac{C}{2}$$

$$J_0 = \left(-\frac{C}{2}\right) \cos 2 \alpha$$

$$J_{45} = \left(-\frac{C}{2}\right) \sin 2 \alpha$$

dove M corrisponde all'Equivalentente Sferico, J_0 e J_{45} corrispondono alle componenti dei Cilindri Crociati di Jackson con potere all'asse rispettivamente di 180 e 45°, S corrisponde alla Sfera e C al Cilindro.

Bibliografia

- A. Calossi, L. Thibos; Le aberrazioni oculari; in: F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; *Ottica Visuale*; SEU, Roma, 2013; cap. 9, Le aberrazioni oculari; pp. 225-264.
- A. Guirao, D. R. Williams; *A Method to Predict Refractive Errors from Wave Aberration Data*; Optometry and Vision Science; 2003; 80; pp. 36-42.
- A. Mirshahi, J. Bühren, D. Gerhardt, T. Kohnen; *In vivo and in vitro repeatability of Hartmann-Shack aberrometry*; Journal of Cataract & Refractive Surgery; 2003; 29; 2295-2301.
- D. R. Iskander; *Computational Aspect of the Visual Strehl Ratio*; Optometry and Vision Science; 2006; 83; pp. 57-59.
- D.R. Iskander, B.A. Davide, M.J. Collins, R. Franklin; *Objective refraction from monochromatic wavefront aberration via Zernike power polynomials*; Ophthalmic and Physiological Optic; 2007; 24; pp. 245-255.
- E. Moreno-Barriuso, S. Marcos, R. Navarro, S. A. Burns; *Comparing Laser Ray Tracing, the Spatially Resolved Refractometer, and the Hartmann-Shack Sensor to Measure the Ocular Wave Aberration*; Optometry and Vision Science; 2001; 78; pp. 152-156.
- G. Yoon; *Aberration Theory*; Appunti Didattici. File disponibile a: http://www.imagine-optic.com/downloads/imagine-optic_yoon_article_optical-wavefront-aberrations-theory.pdf. Department of Ophthalmology, Center for Visual Science, University of Rochester.
- H. Radhakrishnan, C. O'Donnell; *Aberrometry in clinical practice: Case series*; Contact Lens & Anterior Eye; 2008; 31; pp. 207-211.
- J. D. Marsack, L. N. Thibos, R. A. Applegate; *Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance*; Journal of Vision; 2004; 4; pp. 322-328.
- J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, J.F. Bille; *Objective measurement of wave aberration of the human eye with the use of Hartmann-Shack wave-front sensor*; Journal of Optical Society of America; 1994; 11; pp. 1949-1957.
- J. Liang, D. R. Williams; *Aberrations and the retinal image quality of the normal human eye*; Journal of the Optical Society of America; 1997; 14; 2873-2883.

- K. Pesudovs, K.E. Parker, H. Cheng, R.A. Applegate; *The Precision of Wavefront Refraction Compared to Subjective Refraction and Autorefracton*; Optometry and Vision Science; 2007; 84; pp. 387-392.
- L. Chen, B. Singer, A. Guirao, J. Porter, D. R. Williams; *Image Metrics for Predicting Subjective Image Quality*; Optometry and Vision Science; 2005; 82; pp. 358-369.
- L. K. Young, S. P. Liversedge, G. D. Love, R. M. Myers, H. E. Smithson; *Not all aberration are equal: Reading impairment depends on aberration type and magnitude*; Journal of Vision; 2011; 11; pp. 1-19.
- L. N. Thibos, N. L. Himebaugh, C. D. Coe; *Wavefront Refraction*; in: *Borish's Clinical Refraction*, 2nd Edition; W. J. Benjamin; Butterworth-Heinemann; 2006; pp 765-789.
- L. N. Thibos, R. A. Applegate, J. T. Scwiegerling, R. Webb, VSIA Standards Taskforce Members; *Standards for Reporting the Optical Aberration of Eyes*; Journal of Refractive Surgery; 2002; 18; pp. 652-660.
- L. N. Thibos, X. Hong; *Clinical Applications of the Shack-Hartmann Aberrometer*; Optometry and Vision Science; 1999; 76; pp. 817-825.
- L. N. Thibos; *Representation of Wavefront Aberrations*; 4th Wavefront Congress, 2003; File disponibile a:
<http://research.opt.indiana.edu/Library/wavefronts/index.htm>.
- L. N. Thibos; *Unresolved Issues in Prediction of Subjective and Objective Refraction from Wavefront Data*; Wavefront Congress Symposium; 2008; Slideshow in public domain at <http://research.opt.indiana.edu/>.
- L.N. Thibos, X. Hong, A. Bradley, R.A. Applegate; *Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberration*; Journal of Vision; 2004; 4; 329-351.
- Larry N. Thibos; *Principles of Hartmann-Shack Aberrometry*; Journal of Refractive Surgery; 2000; 16; pp. 563-565.
- P. Artal, A. Guirao; *Contributions of the cornea and the lens to the aberration of the human eye*; Optics Letters; 1998; 23; pp. 1713-1715.
- R. A. Applegate, C. Ballentine, H. Gross, E. J. Sarvier, C. A. Sarver; *Visual Acuity as a Function of Zernike Mode and Level of Root Mean Square Error*; Optometry and Vision Science; 2003; 80; pp. 97-105.

- R. A. Applegate, L. N. Thibos, G. Hilmantel; *Optics of aberroscope and super vision*; Journal of Cataract & Refractive Surgery; 2001; 27; pp.1093-1107.
- R. A. Applegate; *Wavefront Sensing, Ideal Corrections, and Visual Performance*; Optometry and Vision Science; 2004; 81; pp. 167-177.
- R. Navarro; *Objective refraction from aberrometry: theory*; Journal of Biomedical Optics; 2009; 14.
- R.A. Applegate, J.D. Marsack, R. Ramos, E.J. Sarver; *Interaction between aberration to improve or reduce visual performance*; Journal of Cataract & Refractive Surgery; 2003; 29; pp. 1487-1495.
- S. Marcos; *Aberrometry: Basic Science and Clinical Application*; Bulletin of the Belgian Society of Ophthalmology Journal; 2006; 302; pp. 197-213.
- S. Marcos; *Image Quality of the Human Eye*; International Ophthalmology Clinics; 2003; 43, 43-62.
- S.A. Nissman, R.E. Tractenberg, C.M. Saba, J.C. Douglas, J.M. Lustbader; *Accuracy, Repeatability, and Clinical Application of Spherocylindrical Automated Refraction Using Time-Based Wavefront Aberrometry Measurements*; Ophthalmology; 2006; 113; pp 570-577.
- T. O. Salmon, C. van de Pol; *Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors*; Journal of Cataract & Refractive Surgery; 2006; 32; pp. 2064-2074.
- T. O. Salmon, R. W. West, W. Gasser, T. Kenmore; *Measurement of Refractive Errors in Young Myopes Using the COAS Shack-Hartmann Aberrometer*; Optometry and Vision Science; 2003; 80; pp. 6-14.
- T. O. Salmon; *Aberrometry for the Common Joe*; Appunti Didattici; File disponibile a: http://arapaho.nsuok.edu/~salmonito/articles_resources.html. Northeastern State University. Senza data.
- X. Cheng, A. Bradley, L. N. Thibos; *Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics*; Journal of Vision; 2004; 4; pp. 310-321.
- X. Cheng, A. Bradley, S. Ravikumar, L. N. Thibos; *The Visual Impact of Zernike and Seidel Forms of Monochromatic Aberrations*; Optometry and Vision Science; 2010; 87; pp- 300-312.
- X. Cheng, L.N. Thibos, A. Bradley; *Estimating Visual Quality from Wavefront Aberration Measurements*; Journal of Refractive Surgery; 2003; 19; pp. 579-583.