

A CURA DI SOPTI

VALUTAZIONE DELLA VARIABILITÀ

DI INDICI ABERROMETRICI

DA LAC RGP MULTIFOCALI

DI MATTEO GALLEANO

ABSTRACT

Lo scopo dello studio è stato di investigare la variazione di indici aberrometrici oculari con l'uso di Lenti a Contatto Gas Permeabili Multifocali (lac GP MF). Per la rilevazione delle aberrazioni oculari è stato utilizzato un sensore Hartmann-Shack installato in uno strumento commerciale (Keratron Onda della Optikon S.p.A.). Le misure sono state effettuate in 18 occhi di 9 persone, in età presbiopica (54 ± 4 anni) in tre differenti condizioni ottiche: senza lac, con lac GP Monofocali e lac GP MF. Dalle acquisizioni sono stati estrapolati indici aberrometrici e confrontati tra loro per le tre differenti condizioni ottiche.

PAROLE CHIAVE

Lente a contatto GP multifocale, fronte d'onda oculare, sensore Wavefront Hartmann-Shack

INTRODUZIONE

La misurazione e lo studio delle aberrazioni oculari consentono valutazioni qualitative della visione [McLellan JS et al, 2001] nell'applicazione e valutazione di lac nella chirurgia refrattiva [He JC et al 2000, Moreno-Barriuso E et al 2001, Chalita MR et al, 2004], dopo la cheratoplastica [Munson K et al, 2001] e dell'impianto di lenti intraoculari [Pesudovs K et al, 2005] o legati a processi patologici, come nel cheratocono [de Brabander J et al, 2003].

Uno studio recente [Morgan PB et al, 2011] raccoglie le esperienze di applicatori di lac in 38 paesi per un periodo di 4 anni; i dati si riferiscono a un campione di 18680 portatori in età presbiopica (oltre i 45 anni) e ne risulta che di questo campione il 5% usa RGP multifocali e il 15% RGP con occhiali per addizione da vicino o monovisione, a differenza della restante parte a cui sono applicate lenti morbide in idrogel o silicone idrogel con eventualmente un occhiale con addizione per vicino. In letteratura sono presenti studi [Gifford P et al, 2012; Ruiz-Alcocer J et al, 2012] che hanno

indagato la variazione degli indici aberrometrici con l'uso di lac morbide multifocali ma non è a nostra conoscenza la presenza di studi in cui si siano utilizzate lac RGP Multifocali.

Alcuni autori [Hong X et al, 2001; Dorrnsorro C et al, 2003; Lu F et al, 2003; Choi J et al, 2007] hanno segnalato l'importanza di utilizzare l'aberrometria nel valutare l'effetto di una lente a contatto rigida sulla visione di un paziente. Questi studi hanno mostrato che le lac rigide, rispetto alle lenti morbide e agli stessi occhiali, oltre a correggere il defocus e l'astigmatismo, siano in grado di ridurre le aberrazioni di alto ordine (HOA, High Order Aberrations), ma è anche possibile il contrario e che quindi le lenti a contatto inducano aberrazioni maggiori rispetto alla condizione di occhio senza lac. Infatti le aberrazioni oculari e in particolar modo i principali indici che vengono studiati in questi casi (Aberrazione Sferica e Coma) sono legati all'applicazione e condizionati dalla geometria della lente stessa. In particolare una geometria non allineata in cui la zona ottica non è centrata rispetto alla pupilla decentrata tende a indurre nel Fronte d'Onda (FO) Totale un aumento delle aberrazioni di terzo ordine (nello specifico Coma), oltre che variazioni nei valori di astigmatismo mentre l'andamento dell'Aberrazione Sferica è influenzato dalla geometria della superficie esterna della lente (in particolar modo se questa è di tipo sferico) [Efron N, 2010]. Il presente lavoro analizza e indaga la variazione di indici aberrometrici, in un campione di soggetti di età presbiopica cui sono state applicate lac RGP Multifocali, e il confronto con gli stessi indici ricavati senza lac e con lac RGP Monofocale.

FRONTE D'ONDA E ABERRAZIONI

Quando s'introduce il concetto di aberrazione, è necessario definire quello di fronte d'onda.

Il fronte d'onda (FO) è una superficie costituita da tutti i

punti nello spazio che, nella diffusione della radiazione si trovano contemporaneamente in fase. Nello spazio i raggi, provenienti da una sorgente puntiforme si propagano radialmente in tutte le direzioni e i fronti d'onda, perpendicolari a questi raggi sono superfici sferiche che a grandi distanze tendono a diventare piane.

Un sistema ottico ideale tende a trasformare la radiazione piana proveniente da una sorgente puntiforme lontana in un fronte d'onda sferico e di questo punto oggetto si avrà l'immagine pienamente a fuoco.

In un sistema ottico aberrato la condizione è opposta. Il fronte d'onda presenta distorsioni rispetto al piano ideale e la differenza prende il nome di WA / WFE (Wavefront Aberration / Wavefront Error). La WA è misurata sul piano pupillare e può essere valutata su più assi di riferimento ma, come puntualizza la OSA (Optical Society of America) [www.osa.org], è importante che sia calcolata sulla Line of Sight (linea della vista). Quest'ultima è definita come la linea spezzata, passante attraverso il centro della pupilla di entrata e la pupilla di uscita, che connette l'oggetto di fissazione e la foveola [Thibos LN et al, 2000]. Importante porre l'accento sullo stretto legame tra WA e diametro pupillare; infatti, per diametri piccoli (< 3,00 mm) entra in gioco la diffrazione mentre per valori ampi (>5,5-6 mm) [Wang Y et al, 2003], questo diventa trascurabile mentre le aberrazioni tendono ad aumentare all'incirca con il quadrato del diametro stesso. Un secondo modo di esprimere le aberrazioni oculari è quello dell'OPD (Optical Path Difference) che si basa sui principi di Fermat e Huygens- Fresnel e quindi sulla differenza di cammino ottico tra i raggi del FO reale e ideale. Per convenzione il segno nelle mappe WA è opposto a quelle OPD [Mattioli R et al, 2006].

Aberrazioni e Zernike

Il fronte d'onda, proveniente da un occhio o in generale da un sistema ottico consiste in una matrice di punti detti "dati primari" che sono indicativi del grado di aberrazione dell'occhio che si sta analizzando (ne è esempio la matrice che si ottiene attraverso il sensore di Hartmann-Shack [Mattioli R Camellin M, 2006].). Il grado di aberrazione è strettamente legato alla differenza tra la matrice ottenuta rispetto allo schema pattern di punti ideale di un sistema privo di aberrazioni.

Sia esso la OPD o il WA, è necessario tradurre le informazioni contenute in questa matrice di dati in modo da renderle più comprensibili e accessibili specie in ambito clinico. Un modo è quello di sfruttare i polinomi di Zernike. Questa serie polinomiale, introdotta da Frits Zernike, premio Nobel per la Fisica nel 1953 grazie alla scoperta della tecnica del contrasto di fase, consiste in una serie di polinomi che approssimano al meglio (best-curve-fit) la misura del FO [Nobelprize org, 2012].

La superficie del FO che si ottiene è una superficie complessa, ogni polinomio rappresenta la forma di una

determinata superficie e i termini che lo classificano rappresentano il peso che ognuna di queste superfici elementari ha nel fronte d'onda complessivo.

La OSA ha stabilito un importante standard di riferimento per questi polinomi proponendo di rappresentarli da due indici numerici f e n, che indicano la complessità di superficie (Fig. 1). Questa complessità è quantificabile nel numero di ondulazioni, presenti sulla stessa, che possono essere descritte.

L'indice n è detto ordine radiale. È un numero sempre positivo e rappresenta la funzione che si ottiene sezionando il FO lungo un determinato meridiano. Più alto è n più ondulazioni sono presenti su quel meridiano e quindi più è complessa la superficie considerata.

L'indice f rappresenta la frequenza con cui l'intero profilo radiale cresce, decresce e cambia di segno ruotando intorno al FO stesso; come per il valore di n, più è elevato il numero di oscillazioni maggiore è il grado di complessità del FO. L'indice f può avere valori positivi e negativi, perché ogni polinomio deve descrivere sia la frequenza sia l'orientamento dei meridiani di massima e minima ampiezza. Graficamente i profili circolari di + f e - f sono identici salvo il fatto che sono ruotati da risultare sfasati; questo perché il polinomio con f positiva è una funzione coseno, mentre quella con f negativa è una funzione seno. La formula generale è la seguente:

$$Z_n'(p,\theta) = \begin{cases} N_n' R_n'(p) \cos m\theta & m \geq 0 \\ -N_n' R_n'(p) \sin m\theta & m < 0 \end{cases}$$

sostituendo i valori f e n, la formula si sviluppa per calcolare polinomi di ciascun ordine e frequenza desiderati. Lo sviluppo che si ottiene è uguale per ciascun polinomio e consiste in una costante di normalizzazione, nel polinomio dell'ordine e infine nel termine angolare (Fig. 2). Elemento molto importante è che al contrario di ciò che accade per i polinomi di Seidel, i polinomi di Zernike

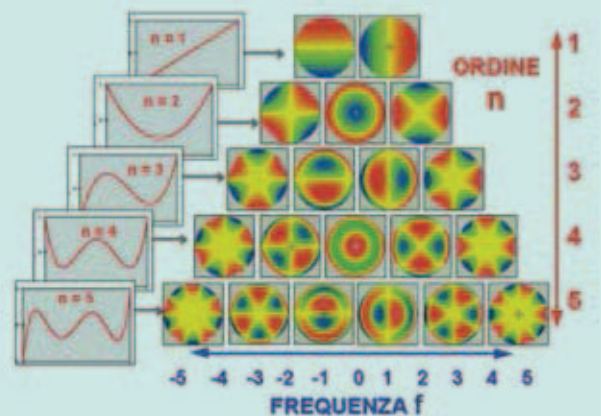


Figura 1: Serie di Zernike secondo l'ordine radiale n e frequenza f. A sinistra il profilo radiale in funzione di n (fonte Tripoli N, Mattioli R; 2002, pag. 4).

Zernike term	WFE Map	Optical equivalent
$Z_1^{-1} = \sqrt{4}\rho \sin(\theta)$		Vertical prism
$Z_1^1 = \sqrt{4}\rho \cos(\theta)$		Horizontal prism
$Z_2^{-2} = \sqrt{6}\rho^2 \sin(2\theta)$		Astigmatism
$Z_2^0 = \sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$		Defocus
$Z_2^2 = \sqrt{6}\rho^2 \cos(2\theta)$		Astigmatism
$Z_3^{-3} = \sqrt{8}\rho^3 \sin(3\theta)$		Trefoil
$Z_3^{-1} = \sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\sin(\theta)$		Coma
$Z_3^1 = \sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\cos(\theta)$		Coma
$Z_3^3 = \sqrt{8}\rho^3 \cos(3\theta)$		Trefoil
$Z_4^{-4} = \sqrt{10}\rho^4 \sin(4\theta)$		Tetrafoil
$Z_4^{-2} = \sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\sin(2\theta)$		Secondary astigmatism
$Z_4^0 = \sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$		Spherical aberration
$Z_4^2 = \sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\cos(2\theta)$		Secondary astigmatism
$Z_4^4 = \sqrt{10}\rho^4 \cos(4\theta)$		Tetrafoil

Figura 2: Mappa aberrometrica e formula di sviluppo per singolo polinomio di Zernike (fonte Parenti L et al 2011, pag. 16).

sono ortogonali rispetto a un cerchio unitario, cioè matematicamente indipendenti, quando vengono impiegati per descrivere un numero di dati uniforme e sufficiente. Questo significa che la variazione di un polinomio all'interno della serie non influenza gli altri termini della stessa, indipendentemente dal numero di polinomi (anche scelti casualmente) presi in considerazione. [Thibos LN et al 2003; Tripoly N, Trad. Mattioli R 2002; Benjamin 2006]

Indici Aberrometrici

Ridurre una mappa aberrometrica in una serie di coefficienti di Zernike semplifica la descrizione della stessa, e permette di avere una prima serie d'informazioni a riguardo, ma lo spettro di valori di Zernike rimane intrinsecamente complesso (a causa del numero, tendente all'infinito, di polinomi ognuno rappresentante una determinata superficie aberrata) ed è anche complicata la correlazione tra qualità visiva e i polinomi stessi [Applegate RA et al, 2003]. Per ovviare a questo problema si introducono singoli indici che devono essere una rappresentazione complessiva, semplice e significativa della qualità dell'immagine generata dal FO. Ne esistono innumerevoli, ognuno specifico per determinati aspetti della valutazione della qualità visiva, ma di seguito se ne riporteranno solamente tre perché sono quelli che si possono individuare e valutare in una mappa aberrometrica dopo la sua acquisizione. Il primo e più utilizzato, perché

strettamente legato ai polinomi di Zernike, è l'indice RMS (Root Mean Squared) misurato in micrometri. La formula è del tipo:

$$RMS = \sqrt{(Z_2^{-2})^2 + (Z_2^2)^2 + (Z_3^{-1})^2 + (Z_3^0)^2 + (Z_3^1)^2} \dots$$

Questo indice non è altro che la radice quadrata della varianza del FO e può essere ricavato per un numero arbitrario di polinomi di Zernike sostituendo all'interno della formula i coefficienti che interessano. Molto importante è ricordare che questa sommatoria è possibile e rilevante solamente se tutti i coefficienti di Zernike che ci rientrano sono riportati a un unico diametro pupillare (ortogonalità coefficienti di Zernike). Il valore minimo di RMS è 0, pari alla condizione di FO ideale, mentre in un fronte d'onda aberrato l'RMS ha un valore positivo. Il secondo indice è il P-V (Pick to Valley Difference); consiste nella differenza di distanza (misurata in micrometri) tra il punto più alto e quello più basso di una mappa aberrometrica (Fig. 3):

$$P - V = \max(w(x, y)) - \min(w(x, y))$$

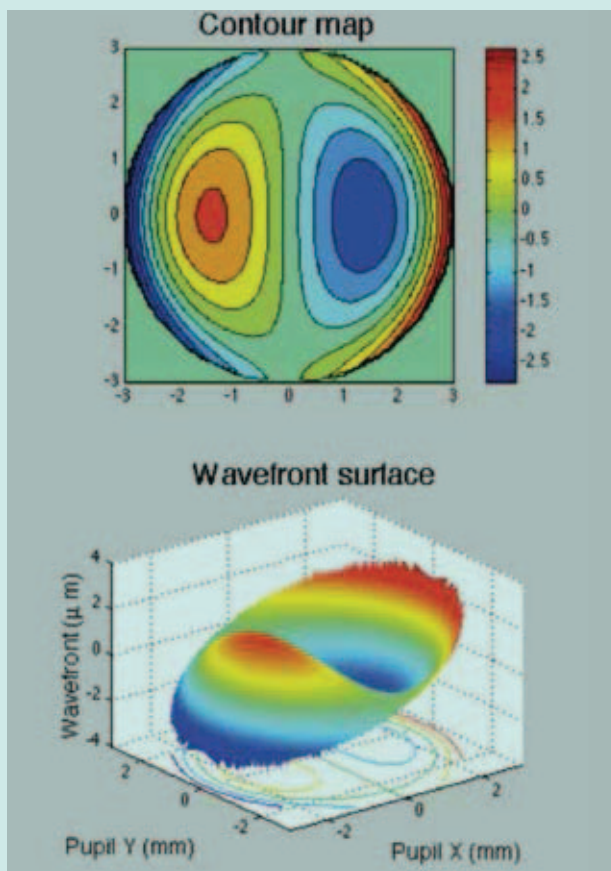


Figura 3: Mappa aberrometrica raffigurante Coma. In alto proiezione della mappa su piano orizzontale. In basso rappresentazione 3D della superficie aberrata (fonte Thibos LN et al; 2003, pag. 2).

Il terzo indice è il rapporto di Strehl.

Prima di entrare nel merito è necessario introdurre il concetto di funzione di dispersione PSF (Point Spread Function) (Fig. 4a e 4b).

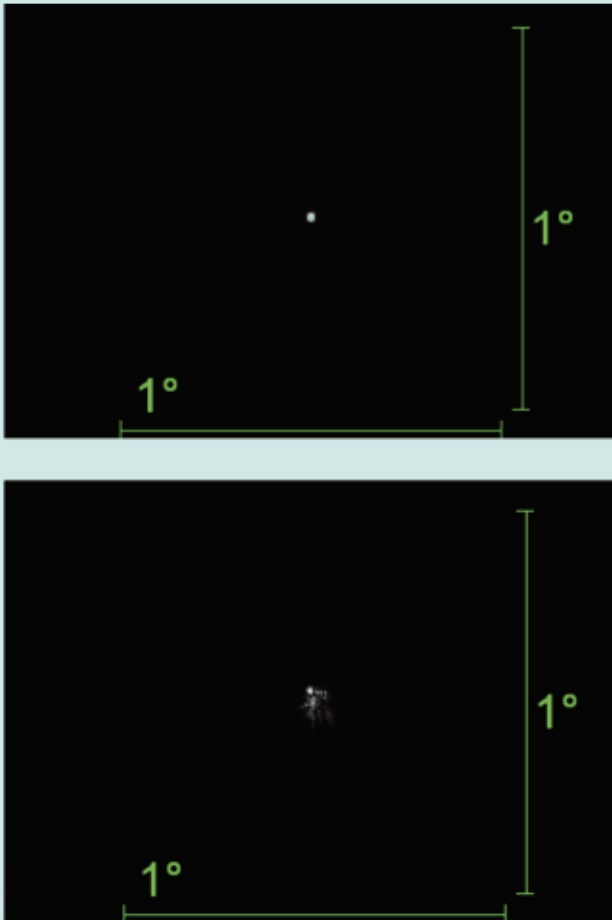


Figura 4a - 4b: Immagine della PSF ideale e aberrata di una sorgente luminosa che sottende all'occhio un grado (fonte Keratron Scout, 2012).

La PSF è la riproduzione di una sorgente luminosa puntiforme di nota dimensione attraverso un sistema ottico. In un sistema ottico ideale la PSF è in pratica un punto (disco di Airy per diaframmi inferiori di 2 mm).

La presenza di aberrazioni produce PSF le cui dimensioni e gradi di distorsione variano in funzione del grado di aberrazione del sistema in questione e del diametro del diaframma (pupilla per l'occhio umano).

Come da formula:

$$SR = \frac{\max(PSF)}{\max(PSF_{DL})}$$

questo parametro è definito come il rapporto tra il picco della PSF in presenza di aberrazioni e il picco della PSF limitata solo dalla diffrazione, cioè legata, per il sistema

ottico considerato, all'apertura del diaframma e alla lunghezza d'onda della radiazione. Il rapporto di Strehl per sistemi ottici privi di aberrazioni vale 1 mentre è minore di 1 in caso di sistemi ottici aberrati.

Quando si acquisisce un'aberrometria a un soggetto, la PSF e il rapporto di Strehl sono indici che permettono di avere una valutazione soggettiva della qualità di un'immagine, perché teoricamente paragonabili con quello che il soggetto realmente visualizza, al contrario degli indici RMS e P-V che forniscono valutazioni di tipo oggettivo. Infatti, per constatare questa cosa, è sufficiente proporre a un soggetto una mira luminosa in un ambiente completamente buio e chiedere, monocularmente, come vede la mira e se è in grado di riprodurla tramite disegno (intensità e eventuali presenza di distorsioni attorno ad essa).

Per una corretta riuscita il soggetto deve porsi a una distanza dal target tale per cui questo sottenda un grado; una volta che si conoscono le dimensioni dello spot è facilmente ricavabile, attraverso le relazioni trigonometriche, la distanza a cui deve essere posto il soggetto per il test [Thibos LN et al, 2003].

Le Aberrazioni e l'occhio

Studi degli ultimi anni hanno ampliato l'analisi delle aberrazioni e del loro rapporto e influenza nella visione umana, su numerosi campioni di popolazione, ed è stato così possibile avere un quadro generale di quali, tra le espansioni degli ordini di Zernike, bisogna tener conto nell'analisi delle aberrazioni oculari. In particolare modo emerge che Defocus, Astigmatismo Z_{2, ±2}, Aberrazione Sferica Z_{4,0} e Z_{6,0}, Coma Z_{3, ±1} siano gli indici che hanno più "peso all'interno della sommatoria del RMS totale" e di conseguenze sono quelli con maggior influenza sulla qualità visiva di un soggetto (Fig. 5).

[Roorda A, Wang L et al, 2003; Hatwing A et al, 2012].

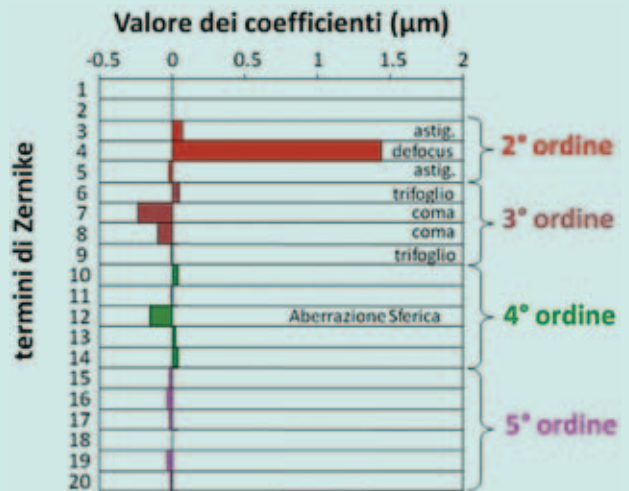


Figura 5: Scomposizione degli ordini di Zernike secondo Roorda (fonte Parenti L et al, 2011, pag. 23).

STRUMENTI

Gli indici che si sono andati a verificare sono stati:

- RMS Totale (senza defocus)
- RMS Coma $Z\{3,+1\}$ e $Z\{5,+1\}$
- RMS Ab. Sferica $Z\{4,0\}$ e $Z\{6,0\}$,
- RMS dal 4° al 7° ordine

Le aberrometrie e topografie sono state acquisite tramite Keratron Onda, prodotto dalla Optikon S.p.A. (Roma, Italia), (Fig. 6).



Figura 6: Immagine Optikon Keratron Onda (fonte Manuale operativo del Keratron Onda, 2011).

Il Keratron Onda (KO) è uno strumento commerciale con cui si ottengono dati topografici e aberrometrici della superficie corneale anteriore attraverso videocheratoscopia da Disco di Placido e dati aberrometrici oculari con sensore Hartmann-Schack.

Topografia e aberrometria richiedono condizioni differenti di acquisizione e il KO sfrutta un sistema di retro- mire, poste dietro al filtro specchio che separa i due percorsi ottici, per ovviare alle differenze (mire uniformi, foro piccolo e distante per la topografia; campo visivo più ampio della pupilla massima ed un'ottica relativamente vicina all'occhio).

Il cono mire dispone di 26 anelli alternati, sul modello del Disco di Placido, ai quali se ne aggiungono due dalla retro-mira ed è retroilluminato da una matrice led a due lunghezze d'onda: l'infrarosso vicino ($\lambda=750\text{nm}$) per le acquisizioni in condizioni scotopiche, e il giallo-ambra ($\lambda=590\text{nm}$) per quelle in condizioni fotopiche.

Per stabilire il corretto allineamento dell'occhio dall'apice del cono, il KO sfrutta il circuito elettronico EPCS (Eye Position Control System), che, attraverso fotocellule e un convertitore analogico digitale, misura e associa a ogni

immagine il suo disallineamento in avanti e indietro.

Affinché l'acquisizione sia affidabile, l'apice dell'occhio deve trovarsi in un range predefinito di distanza dalla testa ottica dello strumento; ne risulta che la misura di curvatura di un occhio sia precisa al decimo di diottria, con spostamenti assiali fino a 0,55 mm.

Per l'aberrometria oculare, il KO sfrutta il principio del sensore di Hartmann-Shack. Un diodo superluminescente (SLD) proietta, all'interno dell'occhio, ricavandone per riflessione un fronte d'onda emergente dall'occhio, contemporaneamente riprodotto su una matrice di lentine (lenslet array), Fig. 7.

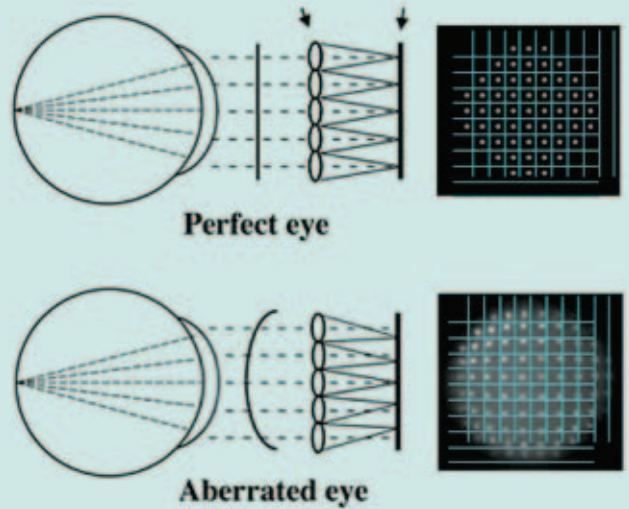


Figura 7: Immagini proiettate da un lenslet per un occhio ideale e aberrato (fonte Manuale operativo del Keratron Onda; 2011).

Posteriormente all'array è collocato un sensore ccd che acquisisce i punti proiettati e ne determina le coordinate su due assi X e Y. Al pattern ottenuto vengono applicate sia la trasformata che la corrispondente anti-trasformata di Fourier in modo da estrarre la fase del fronte d'onda emesso dall'occhio e poterlo confrontare con i gradienti X e Y elaborati dal software [Douthwaite WA, 2006].

Studi recenti, da sottolineare il lavoro di tesi proposto da Parenti L, presso l'Università degli Studi di Firenze, hanno avuto modo di dimostrare la validità e l'efficienza nel garantire buona ripetibilità e accuratezza nell'acquisizione delle misurazioni da parte di questo strumento [Parenti L, 2011; Visser N et al, 2011].

Il software utilizzato per l'analisi è stato il Keratron Scout 4.8.0. Il software permette oltre a visualizzare le mappe topo/aberrometriche, di estrapolare dati specifici (cheratometrici, refrattivi, aberrometrici) [Manuale Keratron Onda, 2010].

PROCEDIMENTO

Sono stati analizzati i dati di 31 soggetti, 9 maschi e 22 femmine a cui erano già state applicate, nell'arco dell'ultimo

anno, lenti a contatto RGP Multifocali (Horus Contact Lens, Verona geometria VIP). La procedura applicativa utilizzata per ogni soggetto comprendeva:

- Acquisizione topografica e aberrometrica dei dati oculari
- Refrazione
- Scelta della lente e applicazione, secondo i dati ottenuti dalle mappe topo/aberrometriche
- Valutazione dell'applicazione in Laf (Lampada a fessura)
- Sovrarefrazione

Dal campione sono stati selezionati i dati relativi a 9 soggetti, 3 maschi e 6 femmine, in età presbiopica 54 ± 4 anni (range 46 / 59) e con equivalente sferico, pari a $-3,4 \pm 2,2$ D (range +2,00 D / -6,50 D).

I criteri di selezione sono stati:

- buona salute oculare e caratteristiche oculari di normalità. La scelta deriva dalla necessità di non effettuare Hartmann valutazioni su occhi in cui la presenza di una patologia oculare potesse incidere sui risultati finali dell'analisi dei dati aberrometrici.
- Disponibilità di mappe aberrometriche dell'occhio con lac Multifocale, e di almeno una delle due condizioni ottiche alternative (Senza lac e/o lac Monofocali).
- Per la verifica dell'affidabilità del campione da studiare, si è verificata la qualità dell'immagine del sensore Shack- in cui non dovevano essere presenti alterazioni, discontinuità od opacità diffuse (Fig. 8). Ulteriore verifica è stata effettuata a livello dei gradienti X e Y (Fig. 9). Le alterazioni, generalmente sono causate da incompleta o anomala distribuzione del film lacrimale, da ridotte dimensioni pupillari o da un non corretto allineamento del sensore con il vertice corneale.

- Il diametro pupillare non doveva essere inferiore a 4 mm. Secondo un recente studio [Smolek MK, 2012] per valori maggiori o minori l'indice RMS è influenzato in modo non uniforme, secondo le espansioni degli ordini di Zernike considerati.
- Affinché le aberrometrie oculari tra diversi esami siano confrontabili è necessario che la pupilla sia unitaria (4 mm in questo caso), e che tutti gli indici calcolati siano riferiti al diametro pupillare scelto per lo studio. Schwiegerling affermava l'importanza di questa condizione affinché, data l'ortogonalità degli Zernike, si possano ottenere misure ripetibili e riproducibili, [Schwiegerling J, 2002].

In generale una lente a contatto Multifocale a visione simultanea è caratterizzata da zone ottiche concentriche. L'asfericità, in queste lenti è applicata, nella zona di transizione tra le due zone ottiche e in questo modo il potere varia gradualmente tra l'area per il lontano e quella per il vicino [Lupelli, 1998].

Le lenti a contatto Multifocali utilizzate nello studio hanno un design della superficie esterna asferico caratterizzato dal controllo delle aberrazioni con ray tracing in aria. La correzione della presbiopia avviene tramite visione simultanea con il centro della lente ottimizzato per la visione da lontano. I fattori che contribuiscono all'efficacia della compensazione ottica sono la dimensione pupillare, la geometria, il centraggio e la stabilità della lente.

Per indagare l'errore strumentale sono state effettuate 8 misurazioni con 5 differenti condizioni oculari, in un soggetto del campione. Senza Lac, con lac monofocale e con 3 lac multifocali con identici parametri e potere ma con differenti valori di correzione di presbiopia. Le acquisizioni sono state fatte dallo stesso operatore.

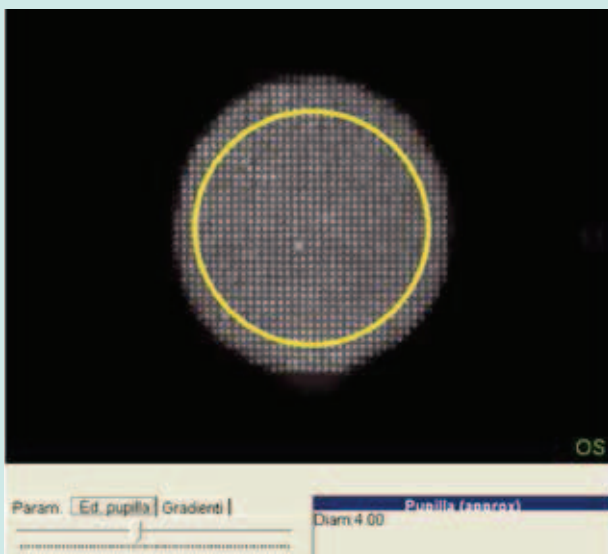


Figura 8: Immagine del sensore Shack-Hartmann dopo acquisizione. In giallo rappresentata una pupilla di 4 mm.

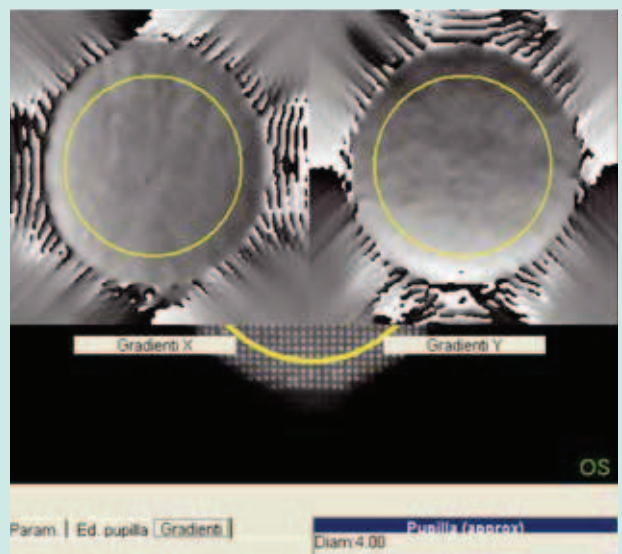


Figura 9: Immagine dei gradienti X e Y del sensore Shack-Hartmann in un esame. In giallo rappresentata una pupilla di 4 mm.

ANALISI DATI

TABELLA 1.

RMS Totale per Senza LaC al variare del n° di acquisizioni

RMS Totale		Senza LaC		
Media (µm)	Dev. Standard (µm)	Errore Relativo %	N° Acquisizioni	
0,83	0,28	33,7	8	
0,31	0,11	34,3	8	
0,550	0,011	2,0	3	
0,26	0,04	15,5	3	
0,277	0,018	6,5	3	
0,41	0,05	12,6	3	
0,578	0,020	3,5	3	

*t-test student

TABELLA 2.

RMS Totale per LaC Multifocali al variare del n° di acquisizioni

RMS Totale		LaC Multifocale		
Media (µm)	Dev. Standard (µm)	Errore Relativo %	Addizione (D)	N° Acquisizioni
0,23	0,03	13,7	1,50	3
0,079	0,014	18,3	1,50	3
0,35	0,27	78,2	1,00	8
0,32	0,15	47,3	1,00	8
0,32	0,14	42,6	1,50	8
0,37	0,16	42,7	1,50	8
0,45	0,23	51,2	2,00	8
0,33	0,15	44,9	2,00	8
0,31	0,14	46,8	2,50	8
0,37	0,15	39,4	2,50	8

*t-test student

I dati sono stati estrapolati, dal software Keratron Scout, sotto forma di database Microsoft Access e analizzati con Microsoft Excel (Redmond, Usa). Le variazioni aberrometriche riscontrate tra le condizioni pre- e post-applicative sono state confrontate tramite test t-student per dati appaiati a due code. Come intervallo di confidenza è stato selezionato un valore del 95%. Sono stati considerati significativi valori di probabilità p inferiori a questo limite. Il computo finale consiste in 18 occhi (9 OD e 9 OS), per un totale di misurazioni così suddivise:

- 14 misurazioni Senza Lente a Contatto
- 14 misurazioni con LC GP Monofocale
- 18 misurazioni con LC GP Multifocale.

Per questo campione sono stati valutati 4 indici RMS:

- RMS Totale (escluso defocus)
- RMS 4°-7° ordine
- RMS Coma
- RMS Ab. Sferica

Per l'errore riguardante i valori di RMS, è stata fatta questa valutazione: poiché non per tutte le coppie occhio/condizione ottica (Senza lac, lac Monofocale e lac Multifocale) erano presenti nel database abbastanza misurazioni (3 o più) per poter stimare l'errore sulla singola misura di RMS, sono state effettuate 8 misurazioni su un soggetto del campione per ottenere una stima dell'errore, specifico per l'operatore dello studio, in funzione del numero di acquisizioni e della geometria della lente stessa. Sono stati determinati i medesimi indici RMS per le seguenti condizioni:

- senza lac
- lac Monofocale
- lac Multifocale ADD +1,00
- lac Multifocale ADD +1,50
- lac Multifocale ADD +2,00.

Il termine di confronto usato per valutare la variazione dell'errore, in funzione delle condizioni applicative appena elencate, è stato l'errore relativo.

I parametri applicativi medi utilizzati per le lac Monofocali e Multifocali sono stati:

- BOZR raggio della zona ottica posteriore 7,35 mm - 8,20 mm
- TD Diametro Totale 9,30 mm - 9,90 mm

In tabella 1 e tabella 2 sono rappresentate, per la condizione di Senza lac e lac Multifocale, le variazioni dell'errore relativo, associato al RMS Totale, in funzione del numero di acquisizioni e, per le lac Multifocali, dell'addizione.

Si nota subito come ci sia un'elevata fluttuazione tra i singoli valori e, contrariamente a quello che ci si poteva aspettare, i dati ricavati dalle 8 misure tendono ad avere errori relativi rilevanti (33,7% - 34,3% per Senza lac; 39,4% - 78,2% per lac Multifocali).

Lo stesso andamento, se non più marcato, è stato riscontrato per i restanti indici RMS (4°-7° ordine, Coma e Ab. Sferica). Ne è derivata questa constatazione.

Non è stato possibile ricavare un errore da poter associare a ognuna delle singole misure di RMS perché la variazione tra i valori trovati era troppo marcata e fare una valutazione da questa base non sarebbe stato utile dal momento che non era possibile determinare se l'andamento riscontrato fosse legato al soggetto del campione preso in esame, al metodo di presa dati da parte dell'operatore, alle condizioni in cui sono state acquisite le aberrometrie o a fattori legati all'applicazione delle lenti stesse (lacrimazione riflessa, movimento della lente sull'occhio, presenza di eventuali residui lacrimali).

Per questo motivo si è preferito non tener conto dell'errore sulla singola misura di RMS nel proseguo dell'analisi dati del campione di studio.

I valori di RMS calcolati sono stati messi a confronto per le tre condizioni di studio e poi, nello specifico, per i seguenti binomi:

- senza lac - lac Multifocale
- lac Monofocale - lac Multifocale.

In tabella 3, sono rappresentate medie, deviazioni standard e valore *p* del test di Student applicato sulle differenze, per ogni indice RMS, tra il pre- e post- applicazione delle lac Multifocali. Questi valori sono calcolati su 14 misure del campione per singola condizione.

TABELLA 3.

RMS Aberrometrici da Senza LaC e LaC Multifocale in soggetti in età presbiopica (n = 14)

RMS Aberrometrici	Senza LaC		LaC Multifocale		p-value*
	Media (µm)	Dev. Stand (µm)	Media (µm)	Dev. Stand (µm)	
RMS TOTALE	0,31	0,13	0,33	0,12	0,79
RMS 4°-7° ORDINE	0,08	0,05	0,16	0,10	0,02
RMS COMA	0,08	0,05	0,14	0,08	0,06
RMS AB. SFERICA	0,029	0,020	0,08	0,05	0,00001

*t-test student

TABELLA 4.

RMS Aberrometrici da LaC Monofocale e LaC Multifocale in soggetti in età presbiopica (n = 14)

RMS Aberrometrici	Senza LaC		LaC Multifocale		p-value*
	Medi a (µm)	Dev. Stand (µm)	Medi a (µm)	Dev. Stand (µm)	
RMS TOTALE	0,273	0,138	0,323	0,113	0,06
RMS 4°-7° ORDINE	0,159	0,115	0,159	0,101	0,98
RMS COMA	0,094	0,060	0,120	0,071	0,34
RMS AB. SFERICA	0,053	0,036	0,088	0,047	0,0009

*t-test student

Il grafico 1 illustra il comportamento totale degli indici RMS presi in considerazione al variare delle condizioni di studio (Senza lac, lac Monofocale e lac Multifocale) e quale sia il peso, all'interno del RMS Totale, dei restanti indici.

Nei grafici 2, 3, 4, 5 sono evidenziati, nello specifico, gli

andamenti per singoli RMS presi in considerazione. Si nota graficamente come la lac Multifocale tenda ad aumentare l'apporto delle aberrazioni rispetto alla condizione di Senza lac e lac Monofocale; ma per determinare la significatività statistica delle variazioni riscontrate, è stato applicato il test t-Student per dati appaiati, presupponendo che la distribuzione dei dati fosse normale. La probabilità *p* è stata calcolata per un numero di gradi di libertà *n* pari a 27 (14 + 14 - 1).

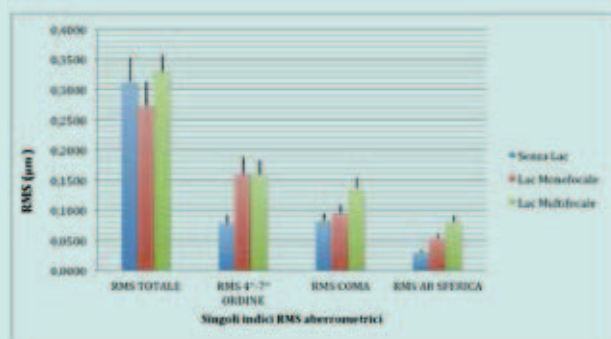


Grafico 1

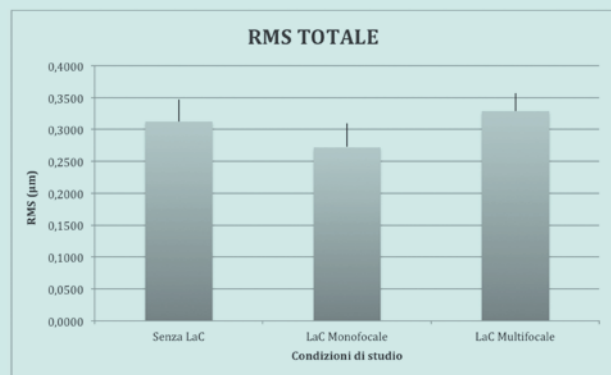


Grafico 2

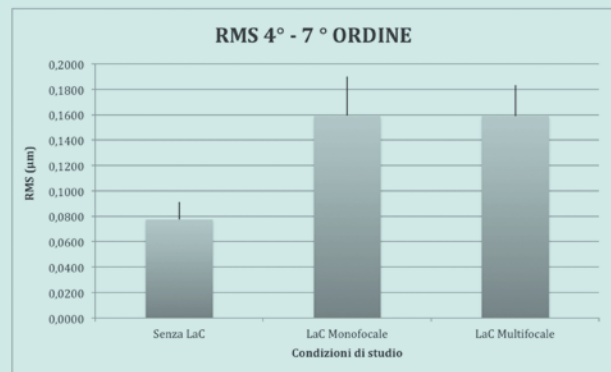


Grafico 3

Nel confronto tra Senza lac e lac Multifocale l'analisi statistica delle differenze tra indici RMS ha portato ad osservare questo:

- nei casi di RMS Totale e RMS Coma la differenza tra indici non è statisticamente significativa (*p* = 0,79 e

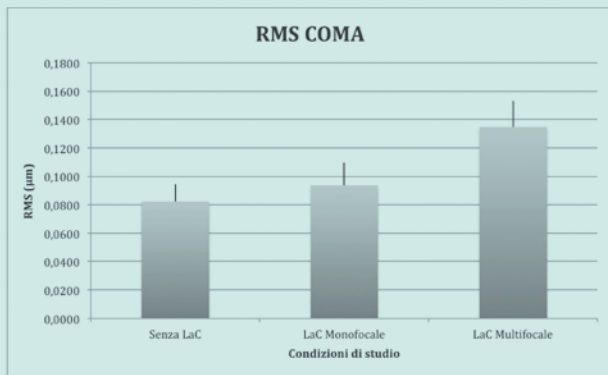


Grafico 4

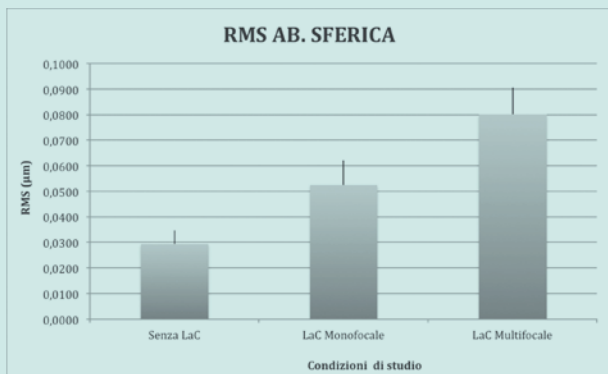


Grafico 5

$p=0,06$), anche se di poco nel secondo dei due casi. Questo risultato, specie per la Coma è coerente con quello che ci si poteva aspettare: cioè che il decentramento della lente sull'occhio tende a ricoprire un ruolo importante nella valutazione di questo indice e quindi ogni soggetto è da considerarsi a sé stante.

- nei casi di RMS 4° - 7° ordine e RMS Ab. Sferica, invece, il risultato del test è positivo ($p=0,02$ e $p=0,00001$). La differenza (positiva) di RMS per le aberrazioni di alto ordine (4° - 7°) e Aberrazione Sferica nei due casi applicativi è rilevante, e perciò è statisticamente plausibile affermare di come questi due indici RMS tendano ad aumentare quando si applica una lac Multifocale rispetto alla situazione senza lac.

Nel confronto lac Monofocale e lac Multifocale (tab. 4) si è constatato invece che:

- solo per l'Ab. Sferica la differenza tra indici è statisticamente significativa ($p=0,0009$) e, come per il gruppo di confronto precedente, il test ci conferma l'ipotesi che la lac Multifocale tenda a far aumentare il valore di RMS per l'Ab. Sferica, in modo maggiore rispetto alla lac Monofocale.
- Nei tre casi restanti, invece, i valori del test sono per RMS Totale ($p=0,06$), RMS 4° - 7° ordine ($p=0,98$) e RMS Coma ($p=0,34$) e la differenza, perciò, per i due casi non è statisticamente significativa. Si ha una variazione degli indici che varia da occhio a occhio. Il tutto probabilmente dovuto ad una serie di fattori legati

all'applicazione (movimento della lente, lacrimazione, tempo e numero di acquisizioni) che influiscono in modo tale da non permettere un confronto che possa portare a risultati utili.

Sono stati anche valutati i cambiamenti della sola Ab. Sferica $Z\{4,0\}$, cioè senza il contributo della $Z\{6,0\}$, introdotti dalla lac Multifocale. Sia per il confronto Senza lac- lac Multifocale sia per il confronto lac Monofocale - lac Multifocale, è stata verificata una differenza significativa verso valori più positivi ($p=0,000002$) e ($p=0,0006$). Questo è indice dell'influenza per il calcolo aberrometrico che ricopre la geometria della superficie esterna della lac.

CONCLUSIONI

È stata valutata la variazione di indici aberrometrici oculari con l'uso di Lenti a Contatto Gas Permeabili Multifocali. Le misurazioni sono state acquisite tramite sensore Hartmann-Shack installato sul Keratron Onda. L'analisi risponde ai quesiti posti all'inizio dello studio. È possibile misurare ed indagare la variabilità degli indici aberrometrici con lenti a contatto con superfici geometricamente complesse.

Confrontando gli indici aberrometrici senza lac e con lac Multifocale, in 2 indici RMS su 4 si è rilevata una differenza statisticamente significativa. Gli indici sono stati: l'RMS per gli alti ordini (4° - 7°) e Aberrazione Sferica; in particolare, per l'Ab. Sferica $Z\{4,0\}$, in aumento verso valori più positivi. Nel confronto tra gli indici aberrometrici di lac Monofocali e quelli di lac Multifocali, solo 1 indice su 4 presentava una differenza statisticamente significativa.

Degli indici presi in esame e ritenuti i più significativi secondo i dati presenti in bibliografia [Roorda A; Wang L, Koch DD, 2003; "Clinical Visual Optics" Bennett, Rabbetts; Hatwing A, Atchison DA, 2012] solo due per il primo confronto e uno per il secondo, sono risultati utili per poter valutare l'applicazione della lac Multifocale dal punto di vista aberrometrico.

Per gli altri indici il comportamento è stato più variabile, e lo dimostra anche il comportamento dell'errore relativo come descritto in analisi dati, legato sostanzialmente al singolo occhio o soggetto preso in esame. Questo induce a pensare che non ci possono essere indici aberrometrici standard per poter valutare queste applicazioni perché influenzate da una serie di fattori che rendono ogni caso a sé stante. Ne è esempio il valore di RMS per la Coma. La grande variabilità dei dati trovati è molto probabilmente legata al decentramento, anche minimo, che la lente può assumere sull'occhio. Non si può escludere infatti che decentramenti seppur minimi, anche se la lente è apparentemente centrata possano influenzare gli indici aberrometrici e questo coerentemente ai risultati trovati in letteratura [Choi, 2007].

Se si considera l'RMS Totale non è detto che il valore non sia influenzato da variazioni accomodative, dal film

lacrimale (lacrimazione riflessa o presenza di residui nel film lacrimale) [Montés-Micò R, Aliò JL et al, 2004], dalla durata o dal numero di misure prese e dallo stato in cui si pone il soggetto durante l'esame.

Queste considerazioni sono strettamente legate anche al secondo punto in analisi; il fatto che la lente sia progettata in aria per ridurre le aberrazioni è una condizione necessaria ma non sufficiente per determinare l'effettivo risultato sull'occhio. Questo proprio per i fattori condizionanti citati che possono modificare il risultato teorico atteso.

L'assenza di altri studi simili non consente il confronto dei nostri risultati.

Esistono studi che hanno valutato la variabilità degli indici aberrometrici ma hanno utilizzato strumentazione dotata di sensore Shack-Hartmann con sensibilità minore rispetto a quella utilizzata nel presente studio [Hong et al, 2001]. Inoltre studi aberrometrici possono essere confrontati solamente se gli indici RMS calcolati sono riferiti ad una medesima pupilla unitaria [Salmon TO, et al, 2006; Scweiegerling J, 2002].

Sarebbe interessante verificare la stessa procedura per un campione più vasto, o fare un confronto, tra differenti operatori per analizzare quanto influisce l'esperienza in questo tipo di misurazioni, oppure utilizzare indici come il rapporto di Strehl per la comparazione.

Infine sarà interessante verificare la variazione di questi indici aberrometrici con ottica multifocale applicata su lenti con sollevamento corneale ed appoggio sclerale dinamicamente più stabili.

BIBLIOGRAFIA

- Applegate RA, Ballantine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square. *Optom Vis Sci* 2003;80:97-105
- Bibliografia Zernike F. The Nobel Prize in Physics 1953. Nobelprize.org. (visionato il 30 Nov 2012)
- http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1953. (visionato il 30 Nov 2012)
- Chalita MR, Chavala S, Xu M, Krueger RR. Wavefront analysis in post-LASIK eyes and its correlation with visual symptoms, refraction, and topography. *Ophthalmology* 2004;111:447-53
- Choi J, Won Ryang W, Lee JH, Kim MK. Changes of Ocular Higher Order Aberration in On- and Off-Eye of Rigid Gas Permeable Contact Lenses. *Optom Vis Sci* 2007;84(1):42-51
- de Brabander J, Chateau N, Marin G, Lopez-Gil N, Van Der Worp E, Benito A. Simulated optical performance of custom wavefront soft contact lenses for keratoconus. *Optom Vis Sci* 2003;80:637-43
- Dorronsor C, Barbero S, Llorente L, Marcos S. On eye measurement of optical performance of rigid gas permeable contact lenses based on ocular and corneal aberrometry. *Optom Vis Sci* 2003;80:115-25
- Douthwaite WA. (2006) *Contact Lens Optics and Lens Design*. (3rd ed. 2006, 113-126). Mo.: Butterworth-Heinemann/Elsevier
- Efron N. (2010) *Contact Lens Practice*. (2nd ed. 2010, 162-167). Mo.: Butterworth-Heinemann/Elsevier
- Gifford P, Cannon T, Lee C, Lee D, Lee HF, Swarbrick HA. Ocular aberrations and visual function with multifocal versus single vision soft contact lenses. *Contact Lens & Anterior Eye* 2012
- Hatwing A, Atchison DA. Analysis of higher order aberrations in a large clinical population. *IOVS* 2012; IOVS-12-10610
- He JC, Burns SA, Marcos S. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Res* 2000;40:41-8
- Hong X, Himebaugh N, Thibos L, Bradley A, Begley C. On eye evaluation of optical performance of rigid and soft contact lenses. *Optom Vis Sci* 2001;78:872-80
- Horus, La soluzione Horus per la presbiopia GP. www.horuscontactlens.com. (visionato il 30 Nov 2012)
- Lu F, Mao X, Qu J, Xu D, He JC. Monochromatic Wavefront Aberration in the Human Eye with Contact Lenses. *Optom Vis Sci* 2003;80:135-41
- Lupelli L, Fletcher R, Rossi AL. *Contattologia - Una Guida Clinica* (Prima Ed, 1998; 393-409). Palermo; Medical Books
- *Manuale operativo del Keratron Onda*. 2011 www.optikon.com. (visionato il 30 Nov 2012)
- Mattioli R, Camellin M. La aberrometria corneale ed il link "topo-aberrometrico" 2006. www.optikon.com. (visionato il 30 Nov 2012)
- McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1390-95
- Moreno-Barriuso E, Lloves JM, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1396-403
- Morgan PB, Efron N, Woods CA. An international survey of contact lens prescribing for presbyopia. *Clin Exp Optom* 2011;94(1):87-92
- Munson K, Hong X, Thibos LN. Use of a Shack-Hartmann aberrometer to assess the optical outcome of corneal transplantation in a keratoconic eye. *Optom Vis Sci* 2001;78:866-71
- OSA (Sito ufficiale): <http://www.osa.org>, (visionato il 30 nov 2012)
- Parenti L, Fossetti A, Calossi A. Ripetibilità e riproducibilità della misura delle aberrazioni ottiche in occhi normali mediante un aberrometro Shack-Hartmann. *IRSOO* 2011
- Pesudovs K, Dietze H, Stewart OG, Noble BA, Cox

- M.J. Effect of cataract surgery incision location and intraocular lens type on ocular aberrations. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:725-34
- Roorda A. <http://research.opt.indiana.edu/Library/AberrOnlineItalian/sld001.htm>. (visionato il 30 Nov 2012)
 - Ruiz-Alcocer J, Madrid-Costa D, Radhakrishnan H, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Changes in accommodation and ocular aberration with simultaneous vision multifocal contact lenses. *Eye & Contact Lens* 2012;38:288-94
 - Salmon TO, van de Pol C. Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:2064-74
 - Schweiegerling J. Scaling Zernike expansion coefficients to different pupil sizes. *J Opt Soc Am* 2002;2:1937-45
 - Smolek MK. Method for expressing clinical and statistical significance of ocular and corneal wavefront error aberration. *Cornea* 2012;31:212-21
 - Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R and VSIA Standards Taskforce Members. Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes. *J Refract Surg* 2002;18:S652-S660
 - Thibos LN, Hong X, Bradley A, Applegate RA. Metrics of Optical Quality of the Eye. *ARVO 2003 Annual Meeting (2003)*, ISSN 1534-7362.
 - Thibos LN, Himebaugh NL, Coe CD. (2006). Wavefront refraction. In W.J.Benjamin & I.M.Borish (Eds.), *Borish's clinical refraction (2nd ed., pp. 765-789)*. St. Louis, Mo.: Butterworth-Heinemann/Elsevier.
 - Tripoli N. MA I polinomi di Zernike (Traduzione Mattioli R) 2002. www.optikon.com. (visionato il 30 nov 2012)
 - Visser N, Berendschot TT, Verbakel F, Tan AN, de Brabander J, Nuijts RM. Evaluation of the compatibility and repeatability of four Wavefront aberrometers. *IOVS* 2011;52:1302-10
 - Wang L, Koch DD. Ocular higher-aberrations in individuals screened for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29(10):1896-903
 - Wang Y, Zhao K, Jin Y, Niu Y, Zuo T. Changes of higher order aberration with various pupil sizes in the myopic eye. *Journal of refractive surgery* 2003;19:S270-74

MATTEO GALLEANO

- Diploma di abilitazione alla professione conseguito presso Istituto IPSIA Meucci-Gaslini di Genova
- Laurea in Ottica e Optometria, Università degli Studi di Torino
- Servizio di tutoraggio e assistenza alla fase di analisi dati durante il laboratorio del Corso di Ottica Geometrica presso Università degli Studi di Torino
- Corsi formativi organizzati da IFOA, J&J Vision Care Institute e ALOeO