

Università degli Studi di Padova

Dipartimento di fisica “Galileo Galilei”

Corso di Laurea Triennale in Ottica e Optometria

TESI DI LAUREA

“ORTOCHERATOLOGIA: VANTAGGI E SVANTAGGI DELLE ABERRAZIONI OCULARI INDOTTE”

(“Orthokeratology treatment: advantages and disadvantages of ocular aberrations induced”)

Relatore: Prof. Gheller Pietro

Laureando: Penzo Livia

Matricola: 1030062

Anno accademico: 2014/2015

Indice

INTRODUZIONE.....	pag 1
CAPITOLO 1- “LE IMPERFEZIONI OTTICHE DELL’ OCCHIO”	pag 3
CAPITOLO 2- “LE ABERRAZIONI OTTICHE”	
2.1- <i>Le aberrazioni dal punto di vista fisico</i>	pag 4
2.2- <i>La qualità dell’immagine retinica in un sistema oculare aberrato</i>	pag 10
CAPITOLO 3: “L’ORTOCHERATOLOGIA”	
3.1- <i>Cenni storici</i>	pag 12
3.2- <i>Gli effetti indotti a livello refrattivo e aberrativo</i>	pag 14
3.3- <i>Validità ed inefficacia delle aberrazioni indotte</i>	pag 24
CONCLUSIONI.....	pag 42
BIBLIOGRAFIA.....	pag 45

INTRODUZIONE

Lo scopo di questo elaborato è quello di approfondire lo studio sulle aberrazioni ottiche indotte dall'ortocheratologia, le quali provocano una riduzione della qualità dell'immagine retinica riflettendosi in una minore qualità visiva del paziente. In particolare, tale elaborato indagherà soprattutto sugli effetti positivi e negativi determinati da questi fenomeni ottici, causati proprio dal trattamento refrattivo che mira a compensare le ametropie oculari.

Il seguente approfondimento si svilupperà secondo tre parti: all'inizio è discussa la natura imperfetta dell'occhio a livello generale, accennando quali siano i fattori ottici che conferiscono tale caratteristica al nostro sistema oculare.

In un secondo momento vengono presentate le aberrazioni ottiche, uno degli elementi che limita la perfezione dell'occhio, per comprendere più a fondo il comportamento fisico di questo fenomeno molto comune nel nostro occhio.

Successivamente viene introdotto il trattamento refrattivo di ortocheratologia, il quale mediante l'utilizzo di lenti a contatto notturne offre al paziente una buona qualità visiva nel corso della giornata senza dover richiedere l'utilizzo dell'occhiale. Grazie all'azione della particolare geometria di lenti, la superficie anteriore della cornea subisce un rimodellamento morfologico che permette la compensazione dell'ametropia oculare. Inoltre, gli effetti di tale processo sono del tutto reversibili, perciò è possibile poter ritornare alla condizione di baseline sospendendo l'applicazione delle lenti a contatto.

Ma ogni medaglia ha il suo rovescio, infatti tale tecnica refrattiva può causare l'insorgenza delle aberrazioni oculari di elevato ordine limitando la performance visiva del soggetto.

A tale proposito verrà discusso l'aspetto relativo alle aberrazioni indotte dall'ortocheratologia, indagando sui fattori che accentuano la loro comparsa e che riducono così gli effetti benefici nel paziente che si sottopone a tale trattamento refrattivo. Un esempio di aberrazione di terzo ordine che si manifesta comunemente dopo ortocheratologia è il coma; essa si verifica qualora la zona di trattamento si decentri dalla pupilla causando di conseguenza, una minore sensibilità al contrasto cioè una minor nitidezza dell'immagine. Anche

l'aberrazione sferica è un altro esempio di aberrazione che si ripresenta frequentemente soprattutto quando la superficie corneale diventa troppo oblata e causa così una diversa rifrazione dei raggi e una maggiore instabilità della lente. Infine verrà effettuata una analisi riguardante gli svantaggi che causano tali fenomeni, come la ridotta sensibilità al contrasto resa più evidente in condizioni di bassa illuminazione ambientale e ampio diametro pupillare, poiché l'effetto delle aberrazioni diventa maggiormente influente. Nonostante ciò, da questi fenomeni ottici è possibile poter ricavare un certo grado di utilità potenziando la qualità soggettiva della visione. La presenza di un meccanismo compensativo intrinseco all'occhio e lo sviluppo di una maggiore zona di tolleranza del defocus indotto, danno una visione positiva delle aberrazioni arrecando minor disagio sulla visione del soggetto.

CAPITOLO 1: “LE IMPERFEZIONI OTTICHE DELL’OCCHIO”

L’occhio umano è un sistema ottico non perfettamente simmetrico dovuto alla presenza di alcuni difetti fisici. Tra questi vi fanno parte gli errori di parallasse (l’asse visivo non è del tutto allineato con l’asse ottico, la pupilla è decentrata rispetto all’asse ottico, l’asse visivo non passa attraverso il centro della pupilla e del cristallino ecc...) ed fattori ottici, come la aberrazioni, che condizionano negativamente la qualità dell’immagine retinica. (Rossetti, Gheller 2003)

Infatti tale immagine è influenzata, oltre che da fattori ottici, dalla natura intrinseca della luce: perciò assorbimento, riflessione, diffusione, diffrazione e aberrazioni sono elementi frequenti che influiscono la qualità dell’immagine retinica. Assorbimento, riflessione e diffusione causano una riduzione dell’apporto della quantità di luce a livello della retina e la loro incidenza aumenta con l’età del soggetto e le opacità dei mezzi oculari (cornea, cristallino, camera vitrea...). Tali elementi sono solitamente trascurati, poiché di lieve entità, in soggetti con una salute oculare ottimale. (Iacobucci A, Sd) Invece, la diffrazione e le aberrazioni (di basso ordine come il defocus e di alto ordine come l’aberrazione sferica, coma...) hanno un impatto maggiore sulla formazione dell’immagine retinica poiché alterano la qualità della luce che giunge sulla retina; la scarsa illuminazione ambientale, l’ampio diametro pupillare, l’età sono elementi che espongono maggiormente l’ottica oculare alle aberrazioni. (Rossetti, Gheller 2003)

Solitamente, il defocus e l’astigmatismo sono le principali aberrazioni responsabili dello sfuocamento dell’immagine e nonostante essi vengano compensati, il paziente può non essere del tutto soddisfatto poiché in qualche caso le mire possono essere percepite distorte o circondate da aloni, immagini fantasma...Tutto ciò impoverisce la qualità dell’immagine finale e solo mediante una analisi del fronte d’onda dell’occhio, tramite aberrometro, sarà possibile evidenziare tutte le aberrazioni presenti le quali danno origine a pattern sempre più complessi e con caratteristiche non simmetriche. (Piacentini, 2009)

CAPITOLO 2: “LE ABERRAZIONI OTTICHE”

2.1 Le aberrazioni dal punto di vista fisico

Secondo i principi dell’ottica ondulatoria la luce è considerata un’onda che, ogni qualvolta attraversa un superficie presente tra due mezzi subisce una variazione della sua velocità di propagazione. Essa è caratterizzata dalla frequenza, dalla pulsazione, dalla lunghezza d’onda e dal numero d’onde; solo queste ultime due caratteristiche variano durante l’attraversamento del mezzo di separazione e ciò dipende dalle proprietà fisiche del mezzo. Invece, frequenza e pulsazione sono determinate dal meccanismo con cui è stata prodotta l’onda stessa. (Mazzoldi, Nigro, Voci, 2012)

Una proprietà fondamentale dei mezzi trasparenti è l’indice di rifrazione, n , dato dal rapporto tra la velocità della luce nel vuoto e la velocità della luce nel mezzo:

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

Per la luce visibile n è sempre maggiore di 1. Quando un’onda incide su una superficie di separazione tra due mezzi differenti, essa genera a sua volta un’onda riflessa e un’onda trasmessa o rifratta sul secondo mezzo. (Mazzoldi, Nigro, Voci, 2012)

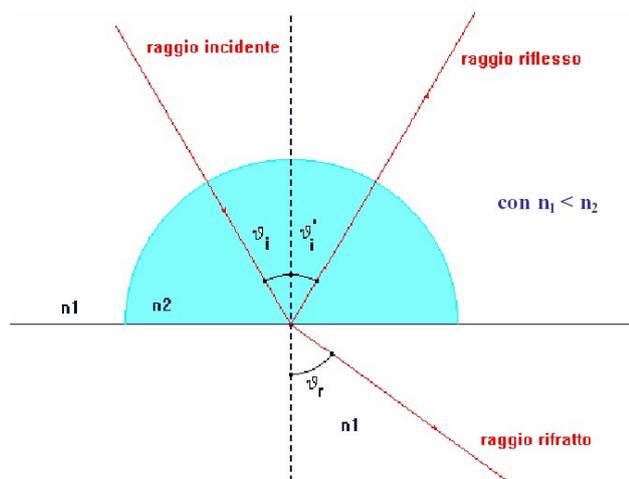


Fig.1 Un raggio di luce incidente, quando attraversa una superficie di separazione, crea un’onda riflessa e un’onda rifratta.

Le leggi della riflessione e della rifrazione affermano che:

- la direzione di propagazione dell'onda incidente, dell'onda riflessa e dell'onda trasmessa giacciono su uno stesso piano d'incidenza;
- l'angolo di riflessione è uguale a quello di incidenza ossia $\theta_i = \theta_r$;
- il rapporto tra il seno dell'angolo di incidenza θ_i e il seno dell'angolo di rifrazione θ_t è costante e uguale al rapporto tra le velocità di propagazione ossia:

$$\text{sen} \frac{\theta_i}{\theta_t} = \frac{v_1}{v_2}.$$

Considerando la formula relativa all'indice di rifrazione, come enunciata prima, si ottiene la legge di Snell:

$$\frac{\text{sen}\theta_1}{\text{sen}\theta_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad \text{da cui deriva} \quad n_1 \text{sen}\theta_1 = n_2 \text{sen}\theta_2$$

Tale legge enuncia che il rapporto tra il seno dell'angolo di incidenza e il seno dell'angolo di rifrazione è costante e uguale all'indice di rifrazione relativo tra i due mezzi. Un sistema ottico perfetto si definisce "stigmatico" poiché un punto oggetto a distanza viene trasformato esattamente in un punto immagine sulla retina. (Mazzoldi, Nigro, Voci, 2012) Ciò si realizza poiché la distanza ottica tra oggetto ed immagine è la stessa per tutti i punti che passano attraverso il foro pupillare (Fig.2); il fronte d'onda, costituito dall'unione di tutti i punti che hanno una stessa distanza ottica tra il punto oggetto e il punto immagine e perpendicolare ai raggi di luce proveniente da una sorgente, è definito sferico. Inoltre, tutti i raggi che attraversano tale sistema ottico compiono uno stesso numero di oscillazioni e quindi hanno una stessa fase temporale che permette la formazione di un'immagine perfetta. Affinché un sistema ottico focalizzi bene un oggetto a distanza, è necessario che il fronte d'onda piano che arriva all'occhio venga trasformato in un fronte d'onda sferico. (Thibos, 2003; Carnevali, 2011).

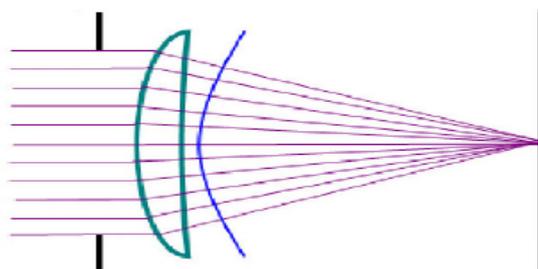


Fig.2 Modello un sistema ottico stigmatico. I raggi di luce provenienti da un dato oggetto convergono perfettamente sul piano immagine. (Carnevali, 2011)

Ma, il comportamento di un sistema ottico aberrato si discosta da quanto è stato fino ad ora descritto; essendo privo di perfezione, i raggi provenienti da un punto oggetto non convergono tutti in un unico punto sulla retina ma si disperdono, anche fuori dall'asse ottico, e danno origine ad uno spazio tridimensionale chiamato "caustica" o "Conoide di Sturm". (Carnevali, 2011)

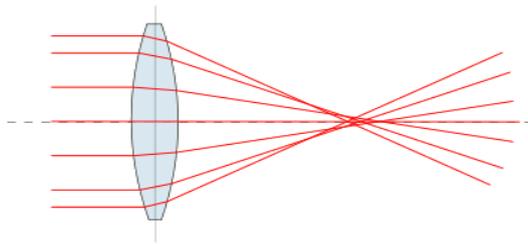


Fig.3 Modello di un occhio con aberrazioni. I raggi di luce provenienti da un dato punto oggetto non convergono tutti in uno stesso punto. (Carnevali, 2011)

A differenza di un sistema ottico ideale, il fronte d'onda aberrato non sarà sferico ma distorto a causa della diversa curvatura tra i differenti meridiani. Tale aspetto è dovuto al fatto che i raggi che attraversano la pupilla non svolgono uno stesso cammino ottico dal punto oggetto al punto immagine e si desume che anche il numero di oscillazioni non sia lo stesso. Dunque, la differenza del cammino ottico tra un raggio e quello di un raggio centrale è definito Optical Path Difference (OPD). Tale parametro esprime l'errore di lunghezza del percorso ottico che varia da punto a punto attraverso la pupilla (Thibos, 2003) Si definisce aberrazione del fronte d'onda, o WE, la deviazione del fronte d'onda reale da quello ideale, espresso mediante una mappa aberrometrica.

Ad esempio, un tipo di aberrazione assiale che si manifesta tendenzialmente in un sistema ottico è l'aberrazione sferica. Ciò che caratterizza questo tipo di aberrazione è la diversa focalizzazione, lungo l'asse ottico, tra i raggi parassiali e quelli più periferici che comporta così una mancata corrispondenza tra il punto oggetto e il punto immagine. Il risultato sarà dunque una macchia luminosa sfuocata chiamata caustica. (Carnevali, 2011)

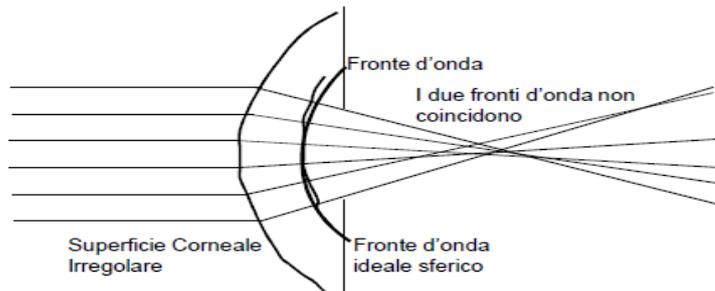


Fig. 4 Confronto tra un fronte d'onda "ideale" e un fronte d'onda aberrato.

Il primo calcolo delle aberrazioni si deve al fisico tedesco Ludwing von Seidel (1821-1896) il quale elaborò la teoria classica delle aberrazioni, nel 1865, per un sistema ottico simmetrico classificandole in:

- aberrazioni monocromatiche: assiali (sferiche o di apertura) o extrassiali (coma, astigmatismo, curvatura di campo e distorsione);
- aberrazioni cromatiche, assiali o extrassiali.

E' importante ricordare che le aberrazioni monocromatiche sono ad una sola lunghezza d'onda; miopia ipermetropia sono le aberrazioni più semplici o di basso ordine mentre quando l'immagine retinica non diventa solo che sfuocata ma assume forme più complesse si parla di aberrazioni di elevato ordine. (Rossetti, Gheller, 2003)

Coerentemente con quanto affermato nelle righe precedenti, il nostro sistema oculare è privo di simmetria perciò si è ricorsi successivamente ad una descrizione alternativa di tali fenomeni ottici. Mediante i polinomi di Zernicke è stato possibile ottenere una misura più completa del fronte d'onda dell'occhio. In pratica vengono esaminati i punti mostrati dall' aberrometro e sulla base degli scostamenti rilevati vengono applicate, singolarmente, le formule per calcolare la superficie corrispondente ad ogni singola aberrazione. In un secondo momento sarà possibile stabilire l'entità del defocus, dell'astigmatismo, dell'aberrazione sferica...e ricavare, per ciascuna aberrazione, la rispettiva superficie che sarà indipendente dalle altre. In conclusione sommando ogni superficie sarà possibile ottenere l'aberrazione totale. (Carnevali, 2011)

Sulla base dei polinomi di Zernicke la classificazione, ordine per ordine, è la seguente (Rossetti, Gheller, 2003):

- 0 ordine: simmetria assiale (nessuna aberrazione),

- 1° ordine: aberrazione lineare corrispondente a inclinazione o rotazione (TILT),
- 2° ordine: sfuocamento o defocus (miopia, ipermetropia e astigmatismo),
- 3° ordine: coma, trifoglio e simili.
- 4° ordine: aberrazione sferica e simili,
- Dal 5°- 11° ordine: aberrazioni irregolari molto significative con pupilla estremamente dilatata. Fino al 2° ordine le aberrazioni si definiscono di “basso ordine”; quelle dal 3° ordine in poi, si definiscono di “alto ordine” e acquisiscono notevole importanza soprattutto in occhi di soggetti sottoposti a trattamenti refrattivi o chirurgici. (Rossetti, Gheller, 2003)

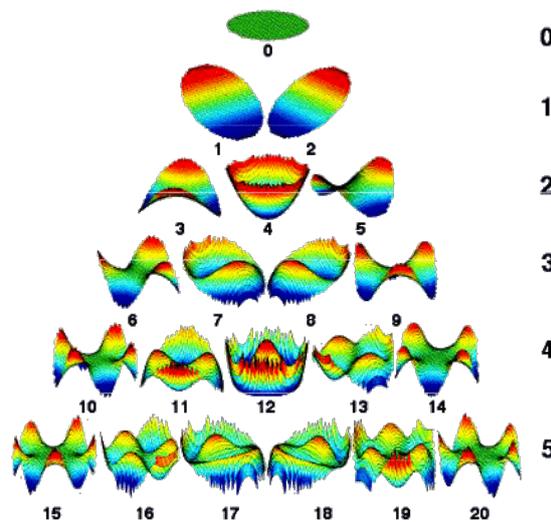


Fig.5 Classificazione delle aberrazioni secondo polinomi di Zernicke. All'apice della piramide troviamo il pistone (Z_0^0) cioè la superficie di riferimento. Man mano che si scende, le aberrazioni diventano di ordine progressivamente più elevato; spostandosi

lateralmente si verifica un aumento della frequenza angolare, positiva verso destra e negativa verso sinistra. La complessità dei polinomi, e quindi delle mappe aberrometriche, è rappresentata graficamente dal numero di ondulazioni, picchi e valli. (Carnevali, 2011)

I medesimi polinomi di Zernicke possiedono due interessanti proprietà matematiche, che hanno favorito il loro sviluppo per la descrizione di una mappa aberrometrica.: l'ortogonalità e la normalità. L'ortogonalità permette di poter determinare l'ammontare di aberrazione (defocus, astigmatismo..) e ciascun polinomio ottenuto risulta essere indipendente dagli altri. Con la normalità si dimostra che ciascun polinomio contribuisce in ugual quantità allo scarto

quadratico medio, o RMS, della varianza dell'errore del fronte d'onda, tale coefficiente verrà trattato nelle righe seguenti. Un altro elemento rilevante per la misura del fronte d'onda è il diametro pupillare; nel caso in cui le sue dimensioni aumentino, allora anche l'RMS totale dovrebbe incrementare conseguentemente ma per poter far fronte a tale condizione, si utilizza una metrica alternativa chiamata defocus equivalente, che viene solo qui accennato. L'Optical Society of America ha suggerito una modalità per poter designare la funzione base dei polinomi secondo il suo ordine (n) e la sua frequenza (f) cioè Z_n^f (Thibos, 2003) L'ordine n indica il numero di picchi di un fronte d'onda e tale valore è sempre positivo, mentre la frequenza f determina il numero di volte in cui la sezione con il massimo numero di picchi si ripete in un periodo di 360°. Questo indice può assumere valori sia positivi sia negativi.

In presenza di un solo defocus, o di un solo astigmatismo, la mappa aberrometrica esprime la quantità di sfuocatura in diottrie (D) ma tale unità di misura perde di significato quando si richiede di quantificare aberrazioni di ordine elevato; perciò si ricorre all'uso dell'RMS ottenuto dalla radice quadrata della somma dei coefficienti di Zernicke al quadrato. Questo parametro è espresso in micron e quantifica l'ammontare della deviazione del fronte d'onda di un occhio reale da quello di una condizione ideale. Tipicamente l'RMS incrementa più velocemente quando la pupilla si dilata causando così un aumento delle dimensioni del cerchio di sfuocamento, soprattutto in presenza di defocus ed astigmatismo. Le dimensioni del cerchio di sfuocatura aiutano a definire la grandezza dell'immagine di un punto in un occhio aberrato. Le aberrazioni di elevato ordine compromettono molto l'immagine retinica provocando, oltre ad una riduzione del contrasto, anche una deformazione ai margini di essa. (Borish, 2006)

In un sistema ottico perfetto, il fronte d'onda è ottimale tanto che l'RMS è uguale a 0; invece valori di RMS superiori a 0 alludono ad una minore qualità del fronte d'onda che riflette la natura di un sistema ottico con aberrazioni. (Borish, 2006)

Infine, il valore ottenuto relativo all'aberrometria totale dipende dalla superficie corneale (in gran parte responsabile), dal cristallino, dall'indice di rifrazione dei mezzi e dalle dimensioni pupillari. Alterando tali caratteristiche le aberrazioni peggiorano notevolmente la qualità della visione e più complessa diventa la loro compensazione. (Rossetti, Gheller, 2003)

2.2 La qualità dell'immagine retinica in un sistema ottico aberrato

Dopo l'RMS, espresso in micron per ogni aberrazione, vengono calcolate matematicamente altre funzioni utili per comprendere l'effetto qualitativo che svolgono le aberrazioni sull'immagine retinica. Esse sono:

- PSF (Point Spread Function),
- MTF (Modulation Transfer Function)
- Strehl Ratio. (Iacobucci A, s.d)

Il PSF rappresenta l'immagine di un punto oggetto a livello del piano foveale ed è un parametro interessante poiché dà una rappresentazione dell'immagine così come appare sulla retina. In un sistema ottico perfetto limitato dalla sola

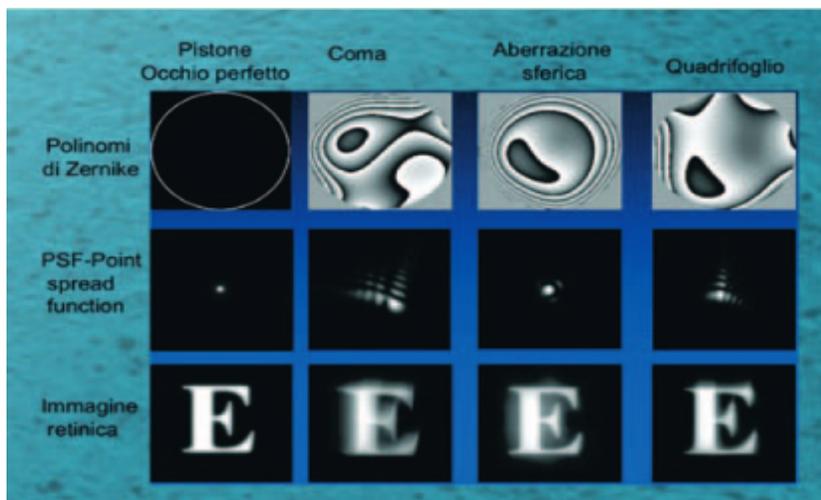


Fig.6 Rappresentazione grafica di una Mappa aberrometrica con corrispondente PSF e immagine retinica valida per un occhio perfetto e quello con diversi tipi di aberrazione. (Iacobucci A,)

diffrazione (diffraction - limited), il PSF è rappresentato dal disco di Airy con una forma circolare il cui diametro è inversamente proporzionale alle dimensioni delle pupilla. (Thibos, 2003)

Per mezzo di questo parametro è possibile ottenere una valutazione visiva su come il nostro sistema oculare focalizzi l'immagine. Diversamente, nel caso di un occhio con aberrazione sferica o coma, il PSF non presenta una forma circolare poiché la radiazione luminosa viene dispersa a causa delle aberrazioni e genera un'immagine sfuocata. (Fig. 6) Solo diminuendo il diametro pupillare si assiste ad un miglioramento della qualità dell'immagine finale. (Iacobucci A, reperibile su <http://www.optometry.magix.net/public/index.htm> file/Tecnologia del fronte d'onda nelle Scienze visive2.pdf)

Un altro indice, collegato al PSF, è lo Strehl Ratio ottenuto dal rapporto tra il PSF di un occhio non aberrato e quello di uno aberrato. (Fig.6) Esso varia da 0 a 1, nel caso di un sistema limitato dalla diffrazione il valore assunto è pari a 1 e ciò implica che la qualità ottica del sistema è buona. (Borish, 2006, Iacobucci A, S.d)

Come ultimo indice descrittivo dell'immagine retinica vi è l'MTF (Modulation Transfer Function) il quale rappresenta la modalità con cui il sistema ottico trasferisce il contrasto di un reticolo sinusoidale dal piano oggetto al piano immagine. L'andamento di tale funzione è espresso graficamente in funzione della frequenza spaziale dello stimolo (cpg). (Fig.7)

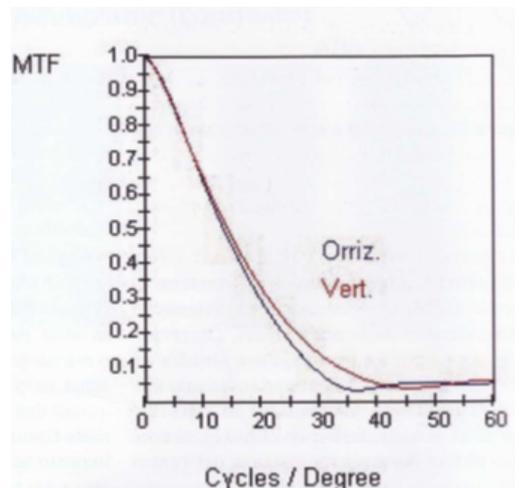


Fig.7 Rappresentazione grafica dell'MTF in funzione di un reticolo sinusoidale, con una determinata frequenza spaziale (cpg). (Iacobucci A, S.d)

Il valore massimo che tale parametro può assumere è pari a 1 e ciò sta ad indicare

che, data una frequenza spaziale, il contrasto è stato del tutto trasferito sul piano immagine. Questa condizione rispecchia quella di un sistema esente da aberrazioni. Diversamente, un MTF di 0,4 indica che viene trasferito il 40% del contrasto del reticolo sinusoidale e, il restante 60% delle informazioni relative all'oggetto vengono perse compromettendo la performance visiva. La funzione MTF ha una tendenza a ridursi notevolmente alle alte frequenze spaziali poiché il sistema oculare comportandosi da filtro passa-basso è in grado di trasmettere

solo le basse frequenze spaziali mentre quelle alte (40-60 cpg) vengono perse (Borish, 2006, Iacobucci A, S.d)

CAPITOLO 3: L'ORTOCHERATOLOGIA

3.1 Cenni storici

L'ortocheratologia (OK o ortho-k) è una tecnica clinica refrattiva che prevede l'applicazione programmata di lenti a contatto atte a modificare temporalmente la curvatura corneale, in modo tale da compensare l'errore refrattivo. Il rimodellamento corneale è dovuto all'azione di diverse forze esercitate dalla lente sulla superficie, le quali inducono a loro volta uno spostamento delle cellule epiteliali sottostanti. (Swarbrick H. A, 2006, Campbell E. J, 2013)

Il ruolo di ideatore dell'OK è attribuito a George Jessen, il quale nel 1962 sviluppò questa particolare tecnica refrattiva (definita "Orthofocus") applicando delle lenti a contatto in soggetti miopi in PMMA, più piatte rispetto alla curvatura corneale. Egli notò sin da subito l'efficacia di tale tecnica poiché in seguito alla rimozione delle lenti la cornea era diventata più piatta e di conseguenza l'acuità visiva del soggetto era migliorata. Egli applicò poi tale trattamento anche per l'ipermetropia utilizzando in questo caso lenti più curve; i risultati hanno dato esiti positivi. Nel 1976 Kerns approfondì lo studio sull'efficacia clinica dell'OK tradizionale, da effettuare durante il giorno. Vennero applicate lenti a contatto più piatte rispetto al k e con ampio diametro. (Swarbrick H. A, 2006)

Gli esiti riscontrati erano:

- una cornea più sferica (e meno asferica),
- un miglioramento dell'errore refrattivo,
- un certo grado di decentramento e instabilità avevano indotto l'insorgenza di astigmatismo secondo regola.

Infatti a causa dell'eccessivo appiattimento della lente, essa risultava essere instabile e al tempo stesso decentrata dalla zona ottica. Tutto ciò aveva indotto così un certo ammontare di astigmatismo corneale. (Swarbrick H. A, 2006)

Tuttavia si evidenziarono altri problemi a causa di questo tipo di applicazione delle lenti:

- scarsa permeabilità all'ossigeno da parte dei materiali,
- tempi di trattamento molto lunghi,
- costi applicativi elevati poiché in seguito ad ogni appiattimento della cornea, la lente veniva sostituita con un'altra
- lungo tempo di porto delle lenti (almeno 8 ore al giorno). (Swarbrick H. A, 2006; Mountford, 2004)

Tutti questi problemi limitarono lo sviluppo dell'ortocheratologia.

Solo nel 1989 si ebbe una svolta con l'introduzione di nuovi tipi di lenti a contatto rigide; le novità di questo nuovo approccio dell'OK erano:

- maggior centraggio della lente,
- materiali con maggiore permeabilità all'ossigeno,
- tempi di trattamento rapidi,
- completo rinnovo del designe della lente definita a "geometria inversa" (o reverse geometry). (Mountford, 2004)

Questa particolare geometria di lente è caratterizzata dalla presenza di una curva base più piatta, rispetto al k, a livello della zona ottica posteriore e una curva medio periferica (curva di inversione) più curva rispetto la prima. Ulteriori curve (curva di allineamento e periferica) sono state introdotte per favorire così il centraggio della lente. (Mountford, 2004)

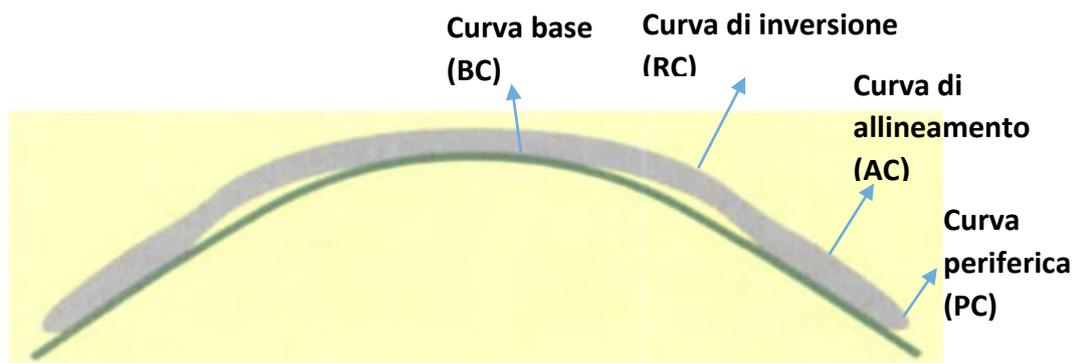


Fig.8 Modello di lente a geometria inversa. (Mountford, 2004)

Un elemento innovativo di questa tecnica era il porto notturno delle lenti poiché, dato il nuovo utilizzo di materiali molto più permeabili all'ossigeno, il rischio di possibili complicanze era inferiore e anche il discomfort causato dall'interazione lente-palpebra era minimizzato. Inoltre, anche gli effetti indotti

dall'ortocheratologia si manifestano in un tempo più rapido visto che gran parte dei cambiamenti refrattivi e corneali erano presenti già dopo una sola notte del porto delle lenti; una più completa stabilità di tali risultati verrà raggiunta entro dieci giorni, come si vedrà più nello specifico a seguire. (Swarbrick, 2006)

Ad ora, l'ortocheratologia risulta essere piuttosto diffusa come trattamento per la miopia, mentre la compensazione dell'ipermetropia, dell'astigmatismo e della presbiopia è ancora in fase di sviluppo. (Swarbrick, 2006)

3.2 Gli effetti indotti a livello refrattivo ed aberrativo

Gli effetti clinici indotti dalle lenti a geometria inversa hanno prodotto dei risultati di significativa importanza in breve tempo rispetto a quanto si era manifestato nella fase precedente dell'OK. La rapidità di azione con cui tali lenti

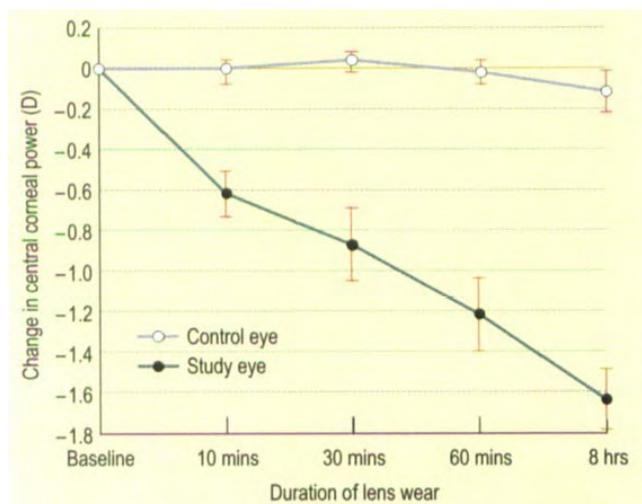


Fig.9 *Cambiamento del potere della superficie corneale (D) nel tempo (minuti, ore). (Mountford, 2004)*

agiscono per ridurre l'errore refrattivo ha prodotto dei risultati statisticamente significativi a partire da 10 minuti fino a 8 ore di porto prolungato delle lenti. Dopo soli 10 minuti il cambiamento della refrazione era di $0,61 \pm 0,35$ D e prolungando il porto fino 30 minuti la variazione ottenuta era stata di $0,86 \pm 0,52$ D. Aumentando

ulteriormente il tempo di applicazione della lente da 1 a 8 ore, i cambiamenti prodotti erano di $1,21 \pm 0,52$ D e $1,63 \pm 0,49$ D, rispettivamente.

Una maggiore tendenza del cambiamento refrattivo si nota soprattutto quando il tempo di porto delle lenti aumenta (Fig.10) e, allo stesso tempo, anche la regressione dell'errore refrattivo rimane strettamente correlato al numero di ore in cui vengono usate le lenti. Sospendendo l'OK, una gran parte della regressione si manifesta già dopo 1 ora con una percentuale pari al 50,9 %,

mentre dopo 2 ore si ha un recupero del 36,6%. La validità di tali risultati è riscontrabile soprattutto nei primi giorni dell'inizio dell'OK. Tuttavia, per poter comprendere quale sia la lente di prova più adatta a compensare un errore refrattivo è richiesto un periodo di tempo elevato. (Mountford, 2004)

Una significativa riduzione, l'80%, della miopia (-2 D), si è potuto notare già dopo una notte del porto delle lenti; ciò sta a significare che la superficie centrale della cornea ha subito un rapido appiattimento. I cambiamenti refrattivi e morfologici più rilevanti, dopo aver individuato la lente più adatta per un determinato errore

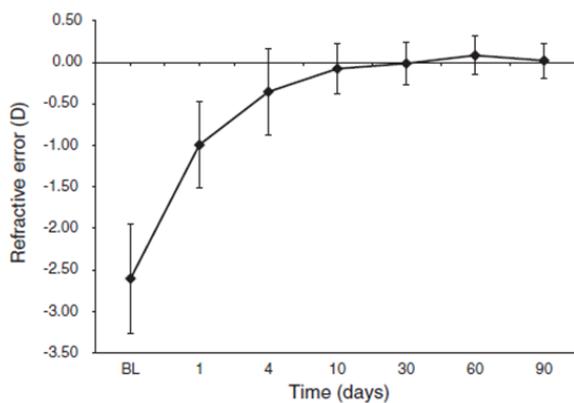


Fig.10 *Cambiamento dell'errore refrattivo (D) nel tempo (giorni). (Swarbrick H. A, 2006; Mountford, 2004)*

refrattivo, si hanno nei primi 10 giorni di trattamento e la loro stabilità inizia dopo i 10 giorni e permangono tali fino a 90 giorni. Come si evidenzia dalla figura 10, la variazione dell'errore refrattivo a partire da 10-30 giorni è pressoché minima.

(Swarbrick H.A, 2006; Mountford, 2004)

Le alterazioni morfologiche a livello della zona medio periferica sono continue e proseguono nel corso delle settimane e dei mesi senza essere molto rilevanti sulla visione. (Mountford, 2004).

Alcuni studi più recenti hanno confermato la validità di quanto era stato affermato da Swarbrick e Mountford; infatti una differenza significativa dell'errore sferico, circa 1,1 D, si presenta dopo 1 notte di OK e un maggior miglioramento, circa 2 D, si ha dopo 7 notti lasciando un errore refrattivo residuo di $-0,21 \pm 0,99$ D. Per quanto riguarda l'astigmatismo, i risultati ottenuti non hanno prodotto una variazione significativa né dopo 1 notte né dopo 7 notti. (Gifford et all, 2013)

Detto ciò, l'ortocheratologia sembrerebbe rispondere alle aspettative del paziente offrendo una visione soddisfacente anche se nel corso della giornata, soprattutto verso la sera, si può manifestare una minima regressione (0,25-0,75

D). La percentuale di regressione è elevata soprattutto per miopie elevate e nei casi di una applicazione avvenuta molte ore passate. (Swarbrick H. E, 2006) Inoltre, una completa regressione alla condizione di baseline è possibile ottenerla sospendendo l'uso delle lenti per una settimana, qualora il paziente non sia soddisfatto della sua visione dopo l'ortocheratologia. (Hiraoka et al, 2009) Attualmente gli studi clinici attinenti alla reversibilità dell'ortocheratologia sono limitati; ulteriori approfondimenti potrebbero essere utili per verificare se è possibile ripristinare le condizioni refrattive e corneali in un periodo di tempo minore rispetto a quanto riscontrato precedentemente.

Se da una parte l'ortocheratologia è in grado di poter offrire degli effetti benefici sulla visione diurna, dall'altra la particolare insorgenza di fenomeni ottici (aberrazioni oculari) può impoverire la performance visiva soprattutto verso sera. Infatti, oltre alla regressione, le aberrazioni oculari provocano una riduzione della qualità visiva del soggetto causando la formazione di aloni e perdita della nitidezza dell'immagine e dunque una minore sensibilità al contrasto. La scarsa illuminazione ambientale, soprattutto la sera, e la dilatazione della pupilla rendono più evidenti gli esiti delle aberrazioni oculari poiché esse incidono maggiormente sulla qualità dell'immagine retinica. (Swarbrick H.E, 2006)

Diversi sono i fattori che innescano più facilmente un maggior numero di aberrazioni totali nel corso del trattamento di ortocheratologia. Tra questi vi è l'ammontare della miopia da compensare poiché viene richiesto un diverso rimodellamento corneale in base alla quantità di errore refrattivo da correggere. Infatti i cambiamenti refrattivi e morfologici sono associati a modifiche dell'asfericità corneale dal momento che la cornea cambia da una forma prolata ($e > 0$) ad una oblata ($e < 0$) o sferica ($e = 0$). Nei casi di elevata miopia le modifiche relative all'asfericità corneale, che prevedono un assottigliamento dell'epitelio centrale per compensare la miopia, saranno maggiori. Il nuovo profilo corneale causerà l'insorgenza delle aberrazioni di elevato ordine a causa della diversa refrazione dei raggi centrali e periferici che attraversano la superficie corneale. Perciò, un ammontare della miopia piuttosto consistente alimenterà l'influenza delle aberrazioni oculari sulla qualità visiva. (Mountford, 2004)

Una relazione lineare statisticamente significativa, come si nota in fig. 11, si riscontra tra l'ammontare della correzione miopica (D) e l'RMS delle aberrazioni totali (μm) le quali combinandosi provocheranno, come si vedrà successivamente, una minor sensibilità al contrasto. (Hiraoka et al, 2008)

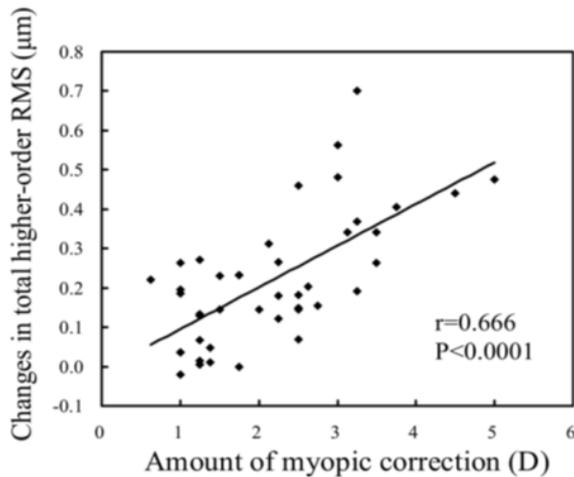


Fig.11 Correlazione positiva ($r=0.666$) tra i cambiamenti delle aberrazioni totali di elevato ordine (μm) e l'ammontare della miopia da compensare (D). Tale relazione ha una validità statisticamente significativa ($p < 0.0001$). (Hiraoka et al, 2009)

Vista la rapidità con cui l'OK agisce, offrendo dei cambiamenti refrattivi e corneali in un intervallo di tempo ridotto, è interessante apporre anche alcune considerazioni relative al momento in cui le aberrazioni insorgono. Alcuni studi recenti hanno riportato un aumento ($0,07 \pm 0,12 \mu\text{m}$) dell'RMS delle aberrazioni corneali di elevato ordine, già la prima mattina dopo il porto delle lenti notturne; un più elevato incremento ($0,20 \pm 0,15 \mu\text{m}$) rispetto alla condizione iniziale, è stato ottenuto dopo 1 settimana di utilizzo delle lenti. (Gifford et al, 2013)

Nei precedenti studi, è stata valutata l'evoluzione delle aberrazioni fino ad un anno di ortocheratologia; i risultati hanno dimostrato un incremento dell'RMS ($0,63 \mu\text{m}$) delle aberrazioni di elevato ordine dopo 365 notti di utilizzo notturno delle lenti. (Stillitano et al, 2008)

Ad oggi, le conoscenze inerenti alla stabilità delle aberrazioni nel tempo sono limitate; Bernstein sostiene l'importanza di approfondire tale aspetto delle aberrazioni, poiché esse svolgono un'azione importante sulla performance visiva del paziente nel corso dei mesi. Perciò potrebbe essere interessante analizzare lo sviluppo delle aberrazioni, soprattutto quella sferica, ripetendo più volte le misurazioni in intervalli di tempo più lunghi durante l'arco di una giornata.

Un altro elemento significativo per l'aumento delle aberrazioni, in seguito a OK è il diametro pupillare; questo fattore è influente e molto comune nei pazienti che possiedono delle pupille piuttosto ampie o quando l'illuminazione ambientale diminuisce e innesca una "midriasi" pupillare. Infatti, soprattutto nei casi in cui la pupilla sia di dimensioni superiori a 5 mm, alcune aberrazioni di elevato ordine come l'aberrazione sferica diventano più influenti e rendono la visione meno nitida. Ciò è quanto è stato riportato da alcuni studi sperimentali i quali hanno dimostrato la stabilità delle aberrazioni di elevato ordine nei pazienti, dopo 1 mese, in soggetti con diametri pupillari di 3 mm. L'RMS ha subito un lieve cambiamento ($0,030 \pm 0,02 \mu\text{m}$) a cui non è stato attribuito una validità statisticamente significativa. Un quadro clinico non del tutto analogo, a quello appena descritto, viene presentato nel caso di soggetti con pupille di 5 mm o più, poiché anche in tale situazione l'RMS delle aberrazioni totali è variato maggiormente ($0,180 \pm 0,09 \mu\text{m}$) rispetto a 3 mm. Analizzando più nel dettaglio i diversi coefficienti di Zernicke che compongono l'RMS totale, si è riscontrato un aumento significativo ($0,15 \mu\text{m}$) dell'aberrazione sferica ($Z=4$) con 5 mm di pupilla mentre a 3 mm la variazione è stata pressoché minima. ($0,002 \mu\text{m}$) (Bernsten et al, 2005)

Le aberrazioni di elevato ordine più comuni che compaiono dopo un trattamento refrattivo di OK, sono quelle di terzo e quarto ordine rispettivamente coma e aberrazione sferica. (Rossetti, Gheller, 2003)

Per quanto riguarda l'aberrazione sferica corneale, essa viene definita positiva poiché solo i raggi parassiali vengono messi a fuoco mentre quelli più periferici cadono davanti alla retina. La sua presenza aumenta notevolmente con il variare dell'asfericità corneale, che varia dopo otto ore continuative di uso delle lenti (Mountford, 2004), e con l'aumento delle dimensioni del diametro pupillare che coinvolge anche parte della zona periferica. (Rossetti, Gheller, 2003)

Un aumento di $0,155 \pm 0,10 \mu\text{m}$ dell'aberrazione di quarto ordine è stato evidenziato dopo 1 settimana (AM) di ortocheratologia (Gifford et al, 2013) e dopo 1 mese l'incremento era di $0,172 \mu\text{m}$ (Bernsten et al, 2005), con diametro

pupillare di 5 mm; analoghi risultati sono stati ottenuti con pupille di 6,5 mm riportando un aumento del valore medio dell'aberrazione sferica, di circa 7 volte, dopo 8 notti. Successivamente tale aberrazione raggiunge un livello di stabilità nei mesi successivi. (Stillitano et al, 2008) (Tabella I)

Gli studi di Hiraoka et al (2005) hanno invece constatato che, in pazienti con 6 mm di pupilla, l'aberrazione sferica muta nel tempo fino a circa 3 mesi variando di 0,550 μm (Hiraoka et al, 2005)

Tabella I Sviluppo dell'RMS delle aberrazioni di basso ed elevato ordine, per una pupilla di 6,5 mm, fino ad un anno di ortocheratologia

TABLE 1. Mean (SD) Root-Mean-Square Values (μm) of Individual Lower- and Higher-Order Aberrations for a 6.50-mm Pupil Diameter up to the Fourth Zernike Order From Baseline to 1 Year After Orthokeratology With the BE Lens on 26 Eyes

Aberration	Baseline	Night 1	Night 8	Night 30	Night 90	Night 180	Night 365	P value (analysis of variance)
Defocus (Z4)	3.707 (1.204)	3.278 (1.190)	2.611 (1.152)	2.172 (1.140)	2.230 (0.946)	2.261 (0.897)	2.496 (1.144)	<0.001 ^a
Astigmatism (Z3 + Z5)	0.628 (0.462)	0.606 (0.418)	0.654 (0.365)	0.731 (0.395)	0.753 (0.375)	0.721 (0.362)	0.670 (0.416)	0.177
Coma (Z7 + Z8)	0.237 (0.118)	0.388 (0.209)	0.525 (0.274)	0.660 (0.449)	0.426 (0.232)	0.428 (0.292)	0.425 (0.320)	<0.001 ^a
Spherical aberration (Z12)	0.136 (0.132)	0.493 (0.181)	0.853 (0.269)	0.884 (0.273)	0.865 (0.254)	0.828 (0.261)	0.829 (0.264)	<0.001 ^a
Trefoil (Z9)	-0.047 (0.207)	0.017 (0.194)	0.069 (0.170)	0.064 (0.156)	0.049 (0.159)	0.050 (0.189)	0.040 (0.179)	<0.001 ^a
45° trefoil (Z6)	0.005 (0.135)	-0.008 (0.154)	0.012 (0.133)	-0.004 (0.099)	0.000 (0.117)	0.005 (0.117)	0.016 (0.107)	0.719
Quadrifoil (Z14)	0.022 (0.064)	0.019 (0.070)	0.007 (0.070)	-0.012 (0.095)	0.015 (0.065)	0.013 (0.060)	0.022 (0.053)	0.048 ^a
45° quadrifoil (Z10)	-0.008 (0.056)	-0.006 (0.053)	-0.013 (0.062)	-0.013 (0.062)	0.007 (0.055)	0.003 (0.046)	-0.006 (0.055)	0.311
Secondary astigmatism (Z13)	0.011 (0.074)	-0.064 (0.103)	-0.066 (0.130)	-0.077 (0.103)	-0.101 (0.123)	-0.086 (0.106)	-0.061 (0.146)	<0.001 ^a
45° secondary astigmatism (Z11)	-0.002 (0.042)	-0.018 (0.065)	-0.012 (0.082)	-0.015 (0.088)	-0.001 (0.096)	-0.016 (0.094)	-0.011 (0.085)	0.807

^aStatistical significance ($P < 0.05$).

Perciò, il diametro pupillare è un fattore importante da considerare durante la fase pre applicativa. Come si è potuto constatare, elevati diametri pupillari impoveriscono la qualità dell'immagine retinica portando alla formazione di aloni e immagini fantasma, segno di aberrazioni ottiche. Tali sintomi si accentuano soprattutto quando la zona di trattamento è decentrata e ha dimensioni inferiori a quelle della pupilla. Ciò è quanto si riscontra nei casi in cui il cambiamento refrattivo richiesto è elevato e di conseguenza la zona di trattamento ha dimensioni ridotte. Inoltre come si vedrà a seguire, la bassa illuminazione ambientale causa una midriasi pupillare e contribuisce a ridurre la qualità visiva. Dunque la combinazione di piccole zone di trattamento con ampi diametri pupillare porta solitamente alla formazione di bagliori, aloni e riduzione della sensibilità al contrasto a causa delle aberrazioni di elevato ordine. (Mountford, 2004)

Perciò un altro fattore che determina la comparsa delle aberrazioni è il mancato centraggio della zona di trattamento con la pupilla. Un' osservazione importante

da effettuare, durante le visite di controllo, è la posizione della lente sulla cornea affinché la zona di appiattimento non si decentri dalla pupilla. Visto l'uso notturno delle lenti, talvolta esse potrebbero decentrarsi a causa dell'annullamento delle seguenti forze: quella di gravità poiché il soggetto è supino, quella palpebrale visto il mancato ammicciamento delle palpebre e la tensione superficiale poiché non vi è relazione tra film lacrimale e aria. Si ritiene perciò importante prestare attenzione alla posizione della zona di trattamento così che essa rimanga centrata durante la notte. (Mountford, 2004)

Quando la lente si decentra, la topografia corneale mostra un pattern definito "smiley face" caratterizzato dalla presenza di un "anello rosso" decentrato dal centro pupillare; il grado di decentramento è proporzionale alla sottostima del prospetto corneale.

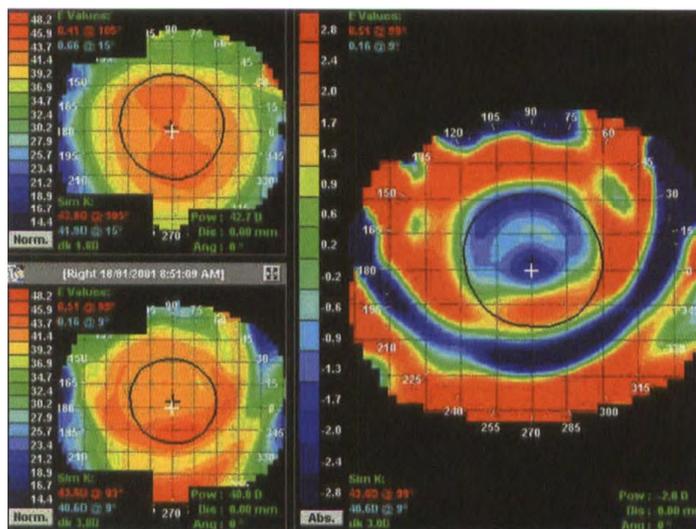


Fig.12 Esempio di una mappa topografica tangenziale: trattamento ortokeratologico decentrato superiormente definito "smiley face". (Mountford, 2004)

Le conseguenze che si possono incorrere a causa di un trattamento decentrato sono:

- distorsioni corneali, le quali possono provocare danni epiteliali se il grado di appiattimento centrale è notevole;
- aberrazioni di elevato ordine in particolare il coma. (Mountford, 2004)

Per quanto riguarda il coma, essa è definita come un'aberrazione extrassiale poiché i raggi luminosi parassiali e periferici incidono in modo obliquo sulla

superficie corneale andando a focalizzare ad altezze differenti rispetto l'asse ottico. L'immagine risultante si dice abbia l'aspetto di una "cometa". (Fig.13) (Carnevali, 2011)

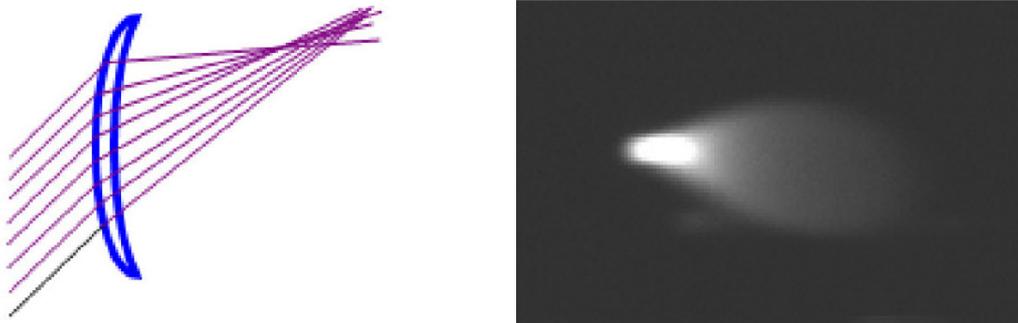


Fig.13 Rappresentazione grafica dell'aberrazione coma dal punto di vista fisico-ottico (a sinistra); a destra, immagine risultante del coma con aspetto a "cometa". (Carnevali, 2011)

La superficie corneale è generalmente asimmetrica, perciò le lenti a contatto a geometria inversa tendono a spostarsi per lo più verso il quadrante più curvo. In particolare, la cornea temporale è leggermente più curva rispetto al lato nasale e per tale motivo la lente per ortocheratologia si decentra lungo questo lato. Lo stesso vale discorso vale per il lato inferiore della cornea, di curvature maggiore rispetto a quello superiore. Una percentuale di circa il 74% occhi ha manifestato un decentramento sul lato temporale e circa il 57% di occhi sul lato infero-temporale. L'entità del decentramento sul lato temporale varia tendenzialmente da 0,5 mm a 1 mm con una percentuale del 48,4 % e del 36,9%, rispettivamente. Tsai e Lin (citato nel relativo studio di Hiraoka del 2009) ritengono che un decentramento tra 0,5 e 1mm della zona di ablazione (si fa riferimento alla chirurgia refrattiva) sia accettabile; talvolta questa valutazione è stata poi applicata anche in caso di un decentramento, della stessa entità, della lente per ortocheratologia. Dopo circa 6 mesi, il decentramento medio della zona di trattamento dalla pupilla era pari a $0,59 \pm 0,39$ mm. (Hiraoka et al, 2009)

Inoltre, la presenza di un decentramento temporale determina l'insorgenza dell'aberrazione coma proprio nella sua stessa direzione; se vi è un decentramento sul lato inferiore significa che il coma si manifesterà in direzione verticale negativa. Viceversa, se vi è un decentramento temporale allora il coma

sarà presente in direzione positiva cioè sul lato temporale. In figura 14 si osserva il decentramento della zona di appiattimento (indicato dai singoli punti) rispetto il centro pupillare. Il decentramento medio dell'occhio destro espresso in gradi era di 218 ± 85 , mentre per l'occhio sinistro era di 272 ± 112 gradi. (Hiraoka et all, 2009)

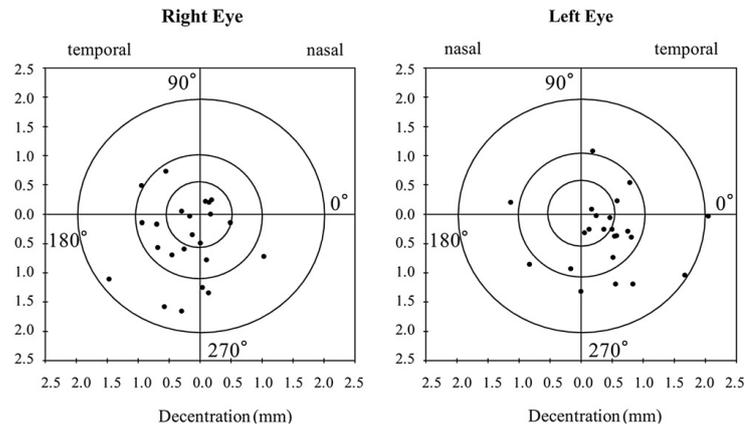


Fig. 14 Decentramento temporale della zona di trattamento dalla pupilla. Ogni punto dimostra la distanza e di quanti gradi la zona di trattamento è decentrata dal centro pupillare. (Hiraoka et all, 2009)

Analogamente a quanto si è già verificato per l'aberrazione sferica, anche il coma subisce un notevole aumento con ampi diametri pupillare. Con una pupilla di 6 mm, la differenza di quantità di coma tra l'inizio e dopo tre mesi di OK si rende più evidente. (Fig.15) (Hiraoka et all, 2005)

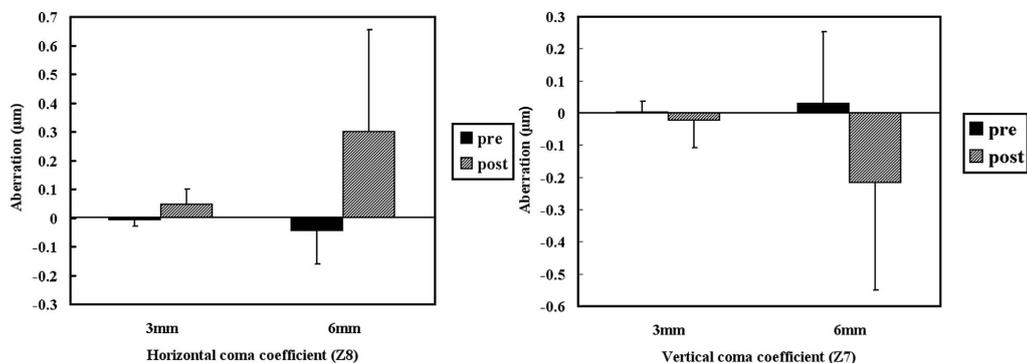


Fig.15 Cambiamento del coefficiente relativo al coma verticale (a sinistra) e a quello orizzontale (a destra) dopo 3 mesi di OK con differenti diametri pupillari (3 e 6 mm). (Hiraoka et all, 2005)

In relazione alle dimensioni pupillari di 6,5 mm, l'aberrazione di terzo ordine corneale aumenta minimamente ($0,01 \pm 0,10 \mu\text{m}$) già nel corso della 1 notte di OK; più significativi incrementi si verificano dopo 7 notti ($0,10 \pm 0,14 \mu\text{m}$) (Gifford et al, 2013) e dopo circa 30 notti per poi diminuire e stabilizzarsi nel corso di un anno. (Tabella I, pag. precedenti) (Stillitano et al, 2008)

Talvolta, i pazienti riferivano spesso la presenza di "immagini fantasma" piuttosto fastidiose soprattutto nel primo periodo del trattamento; solo a distanza di mesi tali effetti si rendevano meno evidenti fino alla completa scomparsa. (Stillitano et al, 2008)

L'origine dell'aberrazione coma è strettamente correlata al decentramento e alle scarse dimensioni della zona di trattamento rispetto a quelle della pupilla ma, al tempo stesso, numerose sono le variabili che influenzano tali parametri. Tra questi il raggio di curvatura, il diametro della lente, la curvatura corneale e l'errore refrattivo da compensare. Analizzando per sommi capi l'influenza di tali variabili sulla stabilità della lente è stato possibile appurare che un diametro della lente troppo piccolo o un raggio di curvatura troppo piatto, rispetto al k corneale, aumentano l'incidenza di un decentramento e di conseguenza dell'aberrazione coma. Tutto ciò si ripercuote in una perdita della sensibilità al contrasto, con effetti più evidenti nei casi di elevate miopie. Valutando i diversi diametri delle lenti applicate, quelle di 10,00 mm avevano innescato una quantità media di decentramento di $0,77 \pm 0,46$ mm mentre quelle con diametro compreso tra 10.2 e 10.6 mm il decentramento medio indotto era minore ($0,54 \pm 0,37$ mm). La causa del decentramento temporale, come è stato affermato precedentemente, potrebbe essere perciò attribuita ad un diametro della lente troppo piccolo. (Hiraoka et al, 2009)

Qualora compaiano segni di distorsioni corneali causati dal decentramento della lente è necessario sospendere l'uso di tale lente fino a quando la distorsione si stabilizza o scompaia del tutto. (Mountford, 2004) Solo in un secondo momento, sarà possibile ricominciare ad utilizzare la lente ma con parametri differenti.

Infine, la quantità di errore refrattivo rimane un fattore importante da considerare soprattutto quando ci si trova di fronte a valori di miopie piuttosto consistenti, poiché i cambiamenti corneali e la difficoltà di centraggio della zona

di trattamento con la pupilla sono maggiori. Tutto ciò aumenta il rischio dell'insorgenza del coma e dell'aberrazione sferica, che si rifletterà in una minor soddisfazione visiva del paziente. Un risultato ottimale è possibile raggiungerlo favorendo una adeguata stabilità della lente sulla cornea e un adeguato centraggio della zona di trattamento con il diametro pupillare. (Mountford, 2004)

3.3 Validità ed inefficacia delle aberrazioni indotte

Il sistema ottico oculare viene considerato privo di perfezione a causa dei diversi difetti ottici e "costruttivi" che provocano una qualità "mediocre" dell'immagine retinica. (Carnevali, 2011) In questo elaborato si è fatto riferimento per lo più alle aberrazioni monocromatiche indotte solitamente dopo un trattamento di OK, le quali generano una minor sensibilità al contrasto.

Ma considerando le aberrazioni da un altro punto di vista, è possibile attribuire un ruolo positivo ad esse poiché possono offrire dei vantaggi nella visione rendendola in alcuni casi ugualmente nitida, nonostante la loro presenza permanga.

Infatti il nostro occhio cerca di far fronte ad situazioni che causerebbero una minor performance visiva, attuando delle strategie di adattamento in grado di migliorare la funzionalità e l'efficienza visiva.

La compensazione da parte dei mezzi interni (cristallino, superficie posteriore della cornea) è un primo meccanismo che viene innescato causando l'insorgenza di una ulteriore aberrazione, da parte dei mezzi interni, di quantità pressoché simile ma di segno opposto a quella corneale. In questo modo sarà possibile equilibrare l'aberrazione della cornea con quella interna e ridurre così l'effetto dell'aberrazione totale. Tutto ciò si rifletterà in una migliore qualità visiva. (Artal et al, 2001)

L' apparato oculare viene definito come un sistema solido e compatto poiché, nonostante le variazioni delle proprietà geometriche (lunghezza assiale) e l'influenza di fenomeni ottici che egli subisce, è in grado di esibire una qualità ottica simile tra le diverse geometrie di occhi. La forma e le dimensioni del

sistema oculare dipendono dallo stato refrattivo: i miopi hanno una lunghezza assiale superiore a quella di un occhio ipermetrope; ciò che accomuna, e che ottimizza la visione nei soggetti di entrambi i casi, è il meccanismo intrinseco di compensazione automatica delle aberrazioni che rende l'occhio più "robusto". Le superfici oculari sembrerebbero sintonizzarsi in modo tale da poter collaborare per offrire, alla fine, una qualità dell'immagine retinica migliore di quanto ci si possa aspettare. (Artal et al, 2006)

L'utilità di questo procedimento si riscontra per alcune aberrazioni di elevato ordine, in particolare l'aberrazione sferica e il coma che sono proprio quelle più frequenti in OK. Nella maggior parte di occhi giovani, la quantità di aberrazioni corneali e dei mezzi interni è superiore a quella dell'occhio completo e ciò sta ad evidenziare il ruolo significativo svolto dal cristallino il quale bilancia l'aberrazione corneale. (Kelly et al, 2004)

Considerando i principi dell'ottica geometrica, l'aberrazione coma è indotta da un decentramento dell'asse pupillare con l'asse visivo, i quali formano l'angolo κ che rappresenta la rotazione globale compiuta dall'occhio per formare l'immagine di un punto a livello foveale. Questo avviene perché l'occhio non è un sistema allineato. (Fig.16)

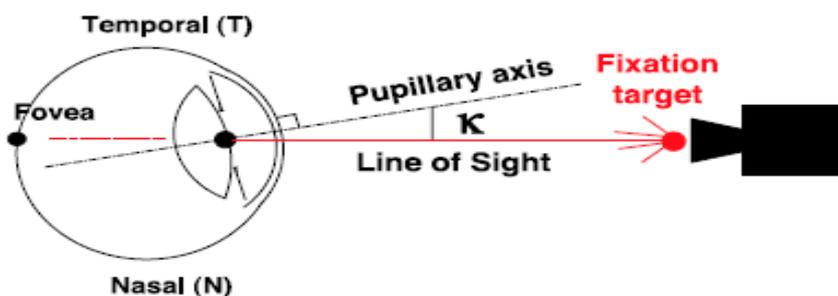


Fig.16 Modello schematico di un occhio che dimostra il disallineamento tra l'asse pupillare e l'asse visivo; i due formano l'angolo κ . (Kelly et al, 2004)

L'angolo κ è responsabile della compensazione dell'aberrazione corneale (coma) con quella interna. Infatti, esaminando la relazione esistente tra il coma laterale e la prima immagine di Purkinje (ottenuta dalla riflessione della superficie corneale anteriore) rispetto al centro pupillare, si evince che la mancanza di coincidenza tra il centro pupillare e l'immagine di Purkinje provoca la comparsa

del coma. Si è constatato che un elevato grado di mancata coincidenza tra l'immagine e la pupilla, induce maggior quantità di aberrazione coma in direzione positiva. Allo stesso tempo, si manifesta un certo ammontare di coma interno ma in direzione opposta cioè negativa. (Fig.17) (Kelly et al, 2004)

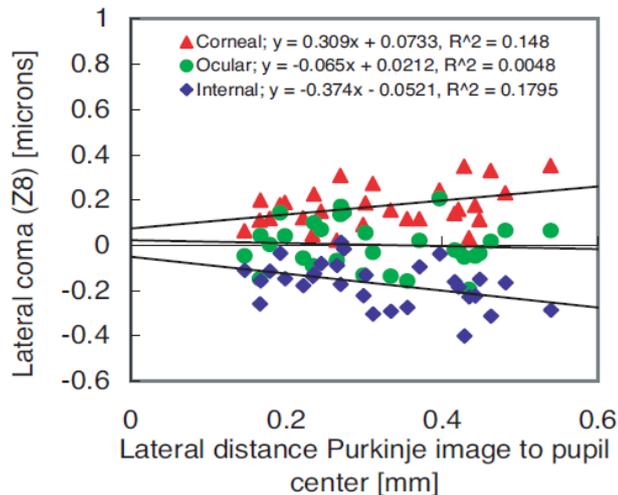


Fig.17 Rappresentazione grafica della relazione esistente tra la distanza tra immagine di Purkinje e il centro pupillare (mm) e l'incidenza del coma laterale (μm). Kelly et al, 2004

Vi è una perciò una correlazione negativa tra i due mezzi, poiché le loro aberrazioni aumentano ma in direzioni differenti. (Kelly et al, 2004; Artal et al, 2006) Conseguentemente l'aberrazione coma negativa bilancerà quella positiva corneale e l'esito finale sarà un miglioramento dell'immagine retinica, dovuta alla minore quantità di aberrazioni totali rispetto al dovuto. Questa soluzione compensativa automatica, è quanto si è verificata in modelli di occhi schematici che approssimano l'occhio umano aberrato. Ulteriori approfondimenti sono necessari per poter confermare la validità di questo procedimento inerente all'occhio reale. La compensazione del coma è stata innescata quando il fronte d'onda incideva obliquo sulla superficie oculare e generava così l'angolo κ . (Kelly et al, 2004)

Secondo Artal, il coma presente nell'occhio umano varia da soggetto a soggetto e, per mezzo di un piccolo inclinamento o decentramento della lente interna, viene prodotto coma di quantità simile e segno opposto a quello corneale. Il modello qui di seguito descritto spiegherà come sia possibile ottenere un bilanciamento dell'aberrazione coma corneale. Sostanzialmente, la lente cristallino sembrerebbe essere in grado di muoversi ed inclinarsi leggermente inducendo coma interno per compensare così quello corneale. Visto che l'occhio

è un sistema sofisticato che cerca di mantenere una lunghezza assiale, tale da garantire una condizione di emmetropia, al tempo stesso esso cerca di far fronte alle aberrazioni limitando la loro influenza negativa. Pertanto, come riferisce l'autore stesso, non è ancora ben chiaro come l'occhio possa controllare il posizionamento degli elementi oculari durante lo sviluppo, affinché avvenga la compensazione dell'aberrazione corneale e migliori la qualità dell'immagine retinica. (Artal et al. 2001) Ad oggi, le incertezze di tale supposizione permangono poiché non sono pervenuti approfondimenti in merito a ciò.

Invece più chiaro è il sistema di bilanciamento dell'aberrazione sferica, la quale vede coinvolta la superficie anteriore della cornea che produce aberrazione sferica positiva e, la superficie posteriore della cornea, con annessi i mezzi interni, che origina aberrazione sferica negativa. L'aberrazione sferica corneale è definita positiva poiché i raggi parassiali vengono messi a fuoco sulla retina mentre quelli periferici cadono davanti ad essa. Ciò si manifesta in caso di una superficie oblata, come quella indotta dopo un trattamento di OK per miopia, ossia più piatta nella zona ottica e più curva nella zona periferica. (Carnevali, 2011)

Invece l'aberrazione sferica a carico dei mezzi interni è definita negativa, poiché si manifesta il fenomeno contrario: i raggi centrali vengono messi a fuoco davanti alla retina e quelli periferici sul piano retinico stesso. Tale aberrazione insorge quando il soggetto accomoda e, di conseguenza, la superficie del cristallino diventa prolata ossia più curva nella parte centrale e più piatta in quella periferica. (Carnevali, 2011)

L'errore del fronte d'onda totale cioè l'RMS totale delle aberrazioni di elevato ordine di un sistema ottico sarà dato dalla somma delle aberrazioni relative alle suddette superfici. (Carnevali, 2011)

Detto ciò, in un paziente giovane dotato di buone capacità accomodative, si verifica un "apparente" aumento dell'RMS totale poiché l'aberrazione sferica negativa incrementa con la richiesta accomodativa. (Carnevali, 2011); ulteriori studi hanno confermato l'aumento dell'aberrazione sferica negativa con l'accomodazione, fino a circa 6 D. L'incremento dell'RMS totale da una condizione di rilassamento accomodativo ad una di elevata richiesta

accomodativa è significativamente differente ($0,13 \mu\text{m}$), vista la presenza di un maggiore quantità di aberrazione sferica negativa, oltre a quella del coma e dell'astigmatismo (il loro incremento è di circa un terzo di quello dell'aberrazione sferica). (Figura 18) (Cheng et al 2004)

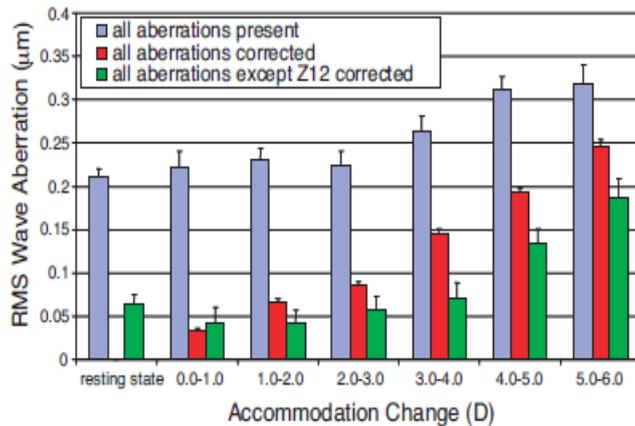


Fig.18 RMS medio di tutte le aberrazioni (Z=3, Z=5, Z=12) espresso in funzione dell'accomodazione, in tre condizioni differenti: tutte le aberrazioni presenti (barre blu), tutte le aberrazioni corrette (barre rosse) e tutte le aberrazioni corrette eccetto l'aberrazione sferica (Z=12). (Cheng et al 2004)

Anche in questo caso, essendo presenti due aberrazioni sferiche di segno opposto, è possibile poter compensare e annullare parzialmente l'aberrazione sferica positiva con quella negativa. Infatti circa la metà dell'RMS totale delle aberrazioni di elevato ordine (3-6 ordine) era così diminuito, grazie alla compensazione dell'aberrazione sferica (36%), del coma laterale (51%) e dell'astigmatismo verticale ed orizzontale (41%). Il valore medio dell'RMS del fronte d'onda corneale era di $0,371 \pm 0,015 \mu\text{m}$ mentre quello totale dell'occhio finale era di $0,318 \pm 0,023 \mu\text{m}$. Come si nota quest'ultimo valore è inferiore a quanto ci si può aspettare, poiché vi è stata una compensazione interna di $0,053 \mu\text{m}$ che ha ridotto l'ammontare dell'RMS finale. Il rimanente RMS totale era alle aberrazioni non compensate come il coma verticale. (Kelly et All 2004)

Alcuni studi recenti sull'ortocheratologia (Gifford et al, 2013) trovano conferma sulla relazione esistente tra accomodazione e cambiamento dell'aberrazione sferica, come era stato pubblicato nello studio di Cheng (2004). In particolare, l'aberrazione sferica negativa prodotta dai mezzi interni aumenta in modo significativo dopo una settimana ($0,099 - 0,113 \mu\text{m}$) poiché inizia ad esserci un aumento della risposta accomodativa del soggetto. (Gifford et al, 2013)

Perciò, solo quando le capacità accomodative del paziente saranno sufficienti per poter innescare la formazione dell'aberrazione sferica negativa, allora lo sviluppo del meccanismo di compensazione interna potrà ottimizzare la visione del paziente. Dal momento in cui è possibile riscontrare tale vantaggio, ci si domanda se sia necessario dover correggere l'aberrazione sferica per migliorare la qualità del sistema visivo e diminuire così l'RMS totale. Tale quesito è stato affrontato da Cheng et al. Egli ha dimostrato che qualora tutte le aberrazioni fossero corrette, compresa l'aberrazione sferica, il valore medio dell'RMS delle aberrazioni totali diminuirebbe sicuramente rispetto ad una condizione in cui tutte le aberrazioni sono presenti. Affinché l'RMS raggiunga valori ancora più bassi, è possibile correggere tutte le aberrazioni esclusa l'aberrazione sferica. Inoltre la differenza tra compensazione e non dell'aberrazione sferica, si può apprezzare in maggior misura con valori di stimoli accomodativi superiori a 3D, vista la maggior quantità di aberrazione sferica negativa indotta per compensare quella positiva corneale. Dunque non si ritiene necessario correggere l'aberrazione di quarto ordine per diminuire il livello di RMS totale. (Si veda nelle pag. precedenti la Fig. 18) (Cheng et al. 2004)

Tutto ciò è realizzabile in un soggetto giovane visto che la compensazione dei mezzi interni, e la presenza dell'aberrazione sferica negativa correlata alle elevate capacità accomodative, permette già di per sé di ridurre l'RMS delle aberrazioni presenti. (Cheng et al. 2004)

Tale vantaggio non è però riscontrabile in un soggetto anziano, poiché le basse capacità accomodative del cristallino non producono più aberrazione sferica negativa ma aberrazione sferica positiva che si sommerà a quella della cornea la quale mantiene la propria forma nel tempo. Ciò provoca un aumento delle aberrazioni nell'occhio con conseguente deterioramento dell'ottica oculare ossia della scarsa qualità dell'immagine retinica. (Carnevali, 2011)

Nonostante ci sia una elevata quantità di aberrazioni di elevato ordine, che danneggiano la focalizzazione ottimale da parte del sistema visivo, è possibile in questo caso poter usufruire di un altro elemento benefico indotto dalle aberrazioni definito profondità di fuoco (DoF). Più semplicemente, si intende quell'area di "tolleranza" dello sfuocamento dell'immagine risultante dal diverso

contributo delle componenti oculari; se le dimensioni dell'immagine finale non eccedono il cosiddetto "circolo di minima confusione" allora essa apparirà a fuoco. (Fig.19) (Rossetti, Gheller 2003)

La profondità di fuoco è influenzata da diversi fattori di tipo ottico e neurale; tra gli elementi ottici si fa riferimento all'influenza dell'errore refrattivo e delle aberrazioni di elevato ordine, le quali grazie alla maggiore profondità di fuoco rendono il sistema visivo meno sensibile allo sfuocamento.

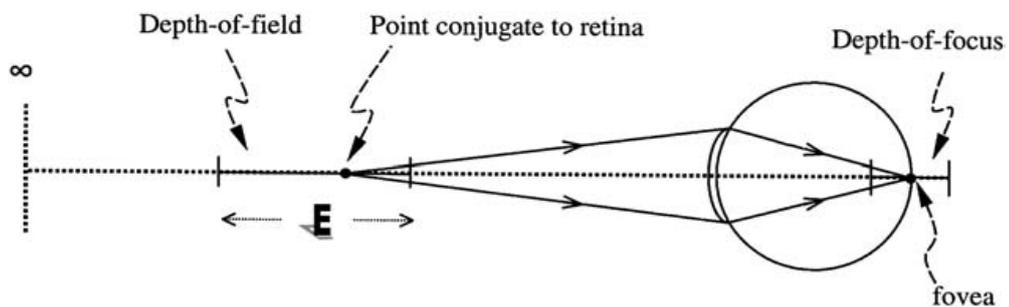


Fig.19 Rappresentazione grafica della profondità di campo (depth of field) e della profondità di fuoco (depth of focus). (Wang et all, 2006)

Tale risultato è stato confermato nuovamente da Borish, il quale riporta una maggiore compromissione della funzione MTF, relativa al trasferimento del contrasto dal piano oggetto al piano immagine, in seguito alla presenza di un defocus in un occhio non aberrato. (Borish, 2006)

L'incidenza delle aberrazioni sull'ottica visiva dipende, oltre che dall'età come è già stato affermato precedentemente, dal diametro pupillare e dalla luminanza. Esiste una stretta relazione tra questi ultimi due elementi: in condizioni di bassa illuminazione ambientale si manifesta un concomitante incremento del diametro pupillare, il quale induce a sua volta una maggior influenza delle aberrazioni sulla qualità visiva. A sua volta in tale condizione ambientale, il soggetto sarà più sensibile allo sfuocamento vista la ridotta profondità di fuoco. (Wang et all, 2006) Infatti, variando le dimensioni del diametro pupillare da 3 a 6 mm si può assistere ad una diminuzione della DoF pari al 34%. Solo nel caso in cui l'illuminazione ambientale aumenta e, di conseguenza, la pupilla si restringe, il soggetto sarà più tollerante al defocus vista la maggiore ampiezza della

profondità di fuoco. Tutti questi effetti sono riscontrabili soprattutto in un occhio non aberrato. (Benard, Lopez-Gil, Legras, 2011)

Infatti in un sistema ottico in cui sono indotte delle aberrazioni, è possibile ampliare la profondità di fuoco aumentando l'incidenza delle aberrazioni stesse, e ciò è possibile solo con ampie dimensioni del diametro pupillare. Le aberrazioni di elevato ordine, talvolta indotte da un trattamento refrattivo o da un sistema artificiale come l'introduzione delle lenti intraoculari, causano una dispersione della concentrazione dei raggi luminosi lungo l'asse visivo generando così un effetto multifocale che aumenta l'estensione della profondità di fuoco. (Benard, Lopez-Gil, Legras, 2011)

Tra le aberrazioni di elevato ordine, quella che provoca una maggiore variazione dell'area di tolleranza per un defocus, è l'aberrazione sferica primaria (Z_4^0) i cui raggi vengono focalizzati a differenti distanze, in base alle dimensioni del diametro pupillare. Recenti studi (Benard, Lopez-Gil, Legras 2011; Yo, Iskander e Collins 2011) hanno analizzato il cambiamento della DoF combinando l'aberrazione sferica primaria (Z_4^0) con quella secondaria (Z_6^0) mediante un sistema di ottica adattativa. Affinché si riscontri un aumento significativo della profondità di fuoco, è necessario che entrambe le aberrazioni possiedano segno opposto tra di loro. Infatti si è verificato un aumento del 63% della profondità di fuoco, quando le aberrazioni suddette erano di segno opposto; mentre se esse erano di segno uguale la variazione della DoF è stata meno significativa poiché pari al 24%. In particolare l'aggiunta di $0,30 \mu\text{m}$ di Z_4^0 con $0,15 \mu\text{m}$ di Z_6^0 , di segno opposto, ha provocato l'aumento della DoF pari al 118 % che si è tradotta in un valore di $4,83 \text{ D}/\mu\text{m}$ (Benard, Lopez-Gil, Legras 2011) rispetto ad uno di $2,52 \text{ D}/\mu\text{m}$ (Yo, Iskander e Collins 2011).

Solo mediante l'accostamento di Z_4^0 e Z_6^0 , opposte, si verifica una più estesa profondità di fuoco dovuta ad un più intenso effetto multifocale, per via della elevata diffusione dei raggi lungo l'asse visivo. (Benard, Lopez-Gil, Legras 2011)

E' ben noto che le aberrazioni di elevato ordine impoveriscono la qualità dell'immagine retinica provocando una riduzione dell'acuità visiva.

Solo inducendo a livello del sistema ottico una aberrazione sferica primaria e una secondaria, si può verificare una minor riduzione dell'acuità visiva grazie ad un corrispondente aumento della profondità di fuoco. Infatti per ogni riduzione di 0,1 logMAR di acuità visiva, si assiste ad un corrispondente aumento della zona di tolleranza pari a 0,40 D; in tal modo è possibile rendere meno evidente l'abbassamento dell'acuità visiva. Diversamente, la presenza della sola aberrazione sferica primaria determina un aumento della DoF di 0,27 D mentre quella della sola aberrazione sferica secondaria aumenta la DoF di 0,24 D, per ogni riduzione di 0,1 logMAR. In quest'ultima condizione, si verifica un minor grado di "compensazione" della perdita di acuità, vista la bassa profondità di fuoco che si sviluppa. (Fig.20) (Yo, Iskander e Collins 2011)

Perciò introducendo una combinazione delle aberrazioni di quarto e sesto ordine, è possibile raggiungere un giusto equilibrio tra l'espansione della DoF e una minor riduzione dell'acuità visiva. (Yo, Iskander e Collins 2011)

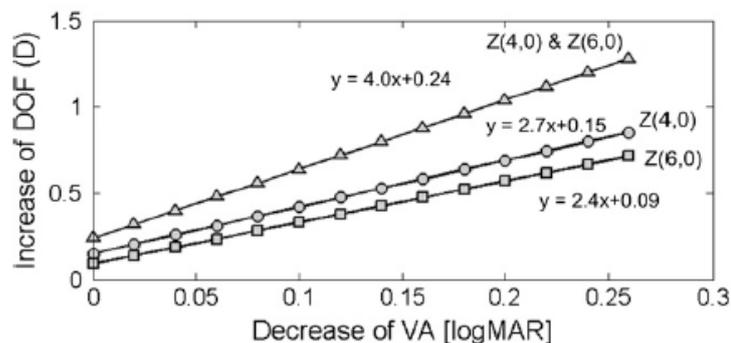


Fig.20 Relazione lineare tra la variazione della DOF (D) e l'acuità visiva, VA, (logMAR) espressa in tre condizioni differenti: inducendo solo Z (6,0), solo Z (4,0) e combinando Z(4,0) con Z(6,0). (Yo, Iskander e Collins, 2011)

La presenza di un'area di tolleranza più ampia, soprattutto in un sistema ottico con aberrazioni, aiuta a rendere il soggetto più tollerabile ad un defocus rispetto ad un sistema perfetto o limitato dalla diffrazione.

Come è già stato più volte ribadito, le aberrazioni compromettono la sensibilità al contrasto ma grazie alla DoF aumentano la soglia allo sfuocamento che si riflette, a sua volta, in un miglioramento dell'MTF. (Bakaraju et al, 2010)

Contrariamente a quanto ci si aspetta, la funzione di sensibilità al contrasto, per uno stimolo di 50 cpv, raggiunge valori superiori con un sistema di aberrazione

sferica (-0,20 μm) rispetto ad uno privo di aberrazioni, entro determinati range di defocus.

Osservando la figura 21 si nota che con un defocus pari a zero la funzione MTF, in un occhio privo di aberrazioni, raggiunge un valore superiore rispetto ad uno con aberrazione sferica.

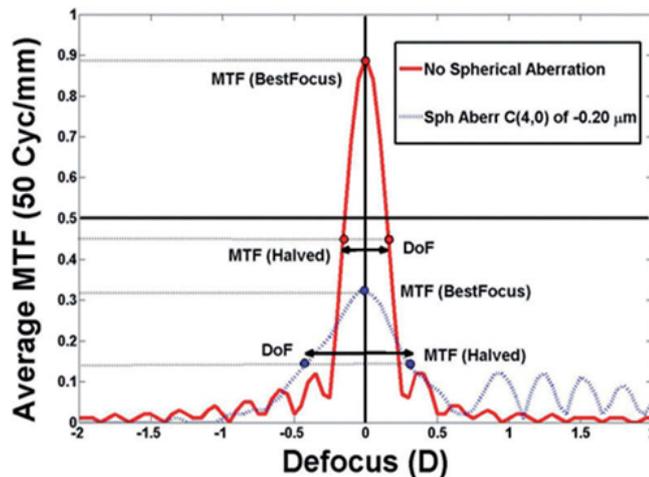


Fig.21 Confronto della funzione MTF, per uno stimolo di 50 cpq, in un modello di occhio schematico aberrato con -0,20 μm di aberrazione sferica e in uno non aberrato. (Bakaraju et all. 2010)

Ma l'elemento più rilevante è che per ogni aumento di defocus (soprattutto positivo) l'MTF raggiunge valori sempre più bassi, principalmente nel sistema privo di aberrazioni. L'origine di tale fenomeno deriva dallo sfruttamento della profondità di fuoco, in aumento con la presenza delle aberrazioni. Bakaraju et al, sostengono che l'ampiezza della profondità di fuoco venga intesa come quell'intervallo di defocus per cui la sensibilità al contrasto è metà dell'MTF massimo. Perciò nonostante l'MTF sia massimo (circa 0,9 cpq e cioè viene trasferito il 90% del contrasto dell'immagine) per un sistema che non presenta aberrazioni, l'ampiezza della DoF, così come viene descritta da Bakaraju, è minore (compresa tra un range di defocus tra $\pm 0,20$ D circa) rispetto a quello con aberrazione sferica ($\pm 0,50$ D circa). Un maggior intervallo di tolleranza del defocus, si avrà in questo secondo caso vista l'elevata ampiezza della profondità di fuoco, che permetterà di avere una visione nitida e una minore sensibilità allo sfuocamento. (Yo, Iskander e Collins, 2011)

Una analisi simile è stata condotta da Nio et al (2002), i quali hanno paragonato la funzione MTF, per uno stimolo di 8 cpq, di un occhio limitato dalla diffrazione e

un modello di occhio con aberrazioni irregolari di 0,5 D. Anche in questo caso si è potuto dimostrare che in presenza di un defocus, la sensibilità al contrasto di un occhio limitato dalla diffrazione è minore rispetto a quella di un modello di occhio aberrato (al di fuori dell'intervallo compreso tra $\pm 0,38$ D, l'MTF è superiore nell'occhio con aberrazioni). La focalizzazione da parte di quest'ultimo modello di occhio è migliorata usufruendo della maggiore profondità di fuoco che ha permesso di poter compensare lo sfuocamento. (Nio et al, 2002)

La sensibilità al contrasto in un modello di occhio schematico limitato dalla diffrazione è stata poi valutata sperimentalmente ricorrendo all'impianto di lenti intraoculari diffrattive. (Yoshino et al, 2013) La caratteristica principale di tali lenti è data dalla presenza di una superficie anteriore asferica e una posteriore diffrattiva. Il design asferico anteriore è utile per poter compensare l'aberrazione sferica positiva a carico della cornea, e migliorare così il contrasto e la qualità dell'immagine retinica. Differenti studi (Nanavaty et al, 2009) hanno dimostrato che un maggior grado di asfericità della lente migliora la sensibilità al contrasto, grazie all'efficacia della compensazione interna delle aberrazioni di elevato ordine. Allo stesso tempo, la profondità di fuoco era diminuita a causa del minor grado di multifocalità, prodotto dalle aberrazioni stesse. Nel corso di 6 mesi, la sensibilità al contrasto (da 3 a 12 cpd) era migliorata soprattutto con le lenti asferiche, rispetto a quelle sferiche, e sia in condizioni fotopiche sia mesopiche. (Nanavaty et al, 2009)

Tuttavia, la superficie posteriore delle lenti intraoculari è di tipo diffrattiva, costituita da una serie di anelli concentrici formati a loro volta da dei piccoli gradini. Quest'ultimi provocano una deviazione dei raggi luminosi affinché avvenga una interferenza costruttiva che indirizza i raggi su due punti focali, uno per lontano e uno per vicino. Perciò, parte dell'energia luminosa viene utilizzata per la messa a fuoco per lontano e per vicino; il resto dell'energia viene persa in fenomeni di dispersione o riflessione. (Yoshino et al, 2013) Soprattutto nei casi in cui vengano introdotti tali tipi di lenti in soggetti anziani, la perdita della sensibilità al contrasto è maggiore.

I dati riportati da tale studio, dimostrano che la sensibilità al contrasto subisce un calo significativo soprattutto a 6 e 18 cpd, in soggetti di età compresa da 50 a 70 anni. Risultati più soddisfacenti si hanno per soggetti giovani di età di 30 e 40 anni. (Fig. 22) (Yoshino et al, 2013)

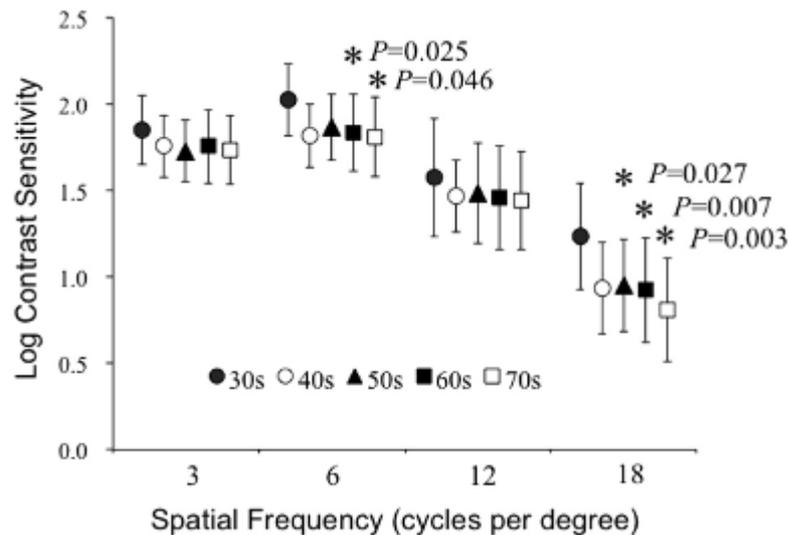


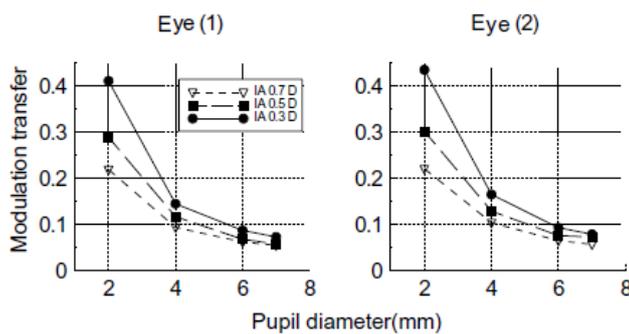
Fig.22 Variazione della sensibilità al contrasto dopo l'introduzione di lenti intraoculari diffrattive, valida per soggetti di età compresa tra 30 e 70 anni. L'asterisco denota una differenza significativa rispetto ai soggetti di 30 anni. (Yoshino et al, 2013)

A spiegare tale fenomeno è appunto la marcata diffusione della luce nei mezzi oculari e al tempo stesso, la presenza di anelli concentrici (tipici delle lenti diffrattive) che provoca dei disturbi nella visione soprattutto la sera. Pertanto gli effetti prodotti dalle lenti diffrattive a livello della visione e della sensibilità al contrasto, diminuiranno con l'avanzare dell'età del soggetto. Tale tipo di lente può compensare le aberrazioni oculari migliorando la visione ma una attenta selezione del paziente è necessaria affinché si possano riscontrare dei risultati soddisfacenti e considerare così questo tipo di applicazione, una valida compensazione delle aberrazioni oculari. (Yoshino et al, 2013)

Nonostante le aberrazioni siano in grado di sviluppare dei meccanismi compensativi, tali da poter rendere meno evidente l'effetto dello sfuocamento indotto da esse, dall'altra parte tali fenomeni sono in grado di deteriorare l'acuità visiva del soggetto, vista la riduzione della sensibilità a contrasto

manifestata. Infatti, uno dei ruoli chiave delle aberrazioni di elevato ordine è la produzione di una bassa sensibilità al contrasto, che si rivela in modo più accentuato, con determinati diametri pupillari, illuminazione ambientale e frequenze spaziali definite.

I principi dell'ottica visuale considerano l'ampio diametro pupillare un fattore influente sull'acuità visiva, vista la maggiore incidenza delle aberrazioni ottiche in particolare quella sferica. Alcuni studi hanno confermato la presenza della



relazione esistente tra aberrazioni e diametro pupillare, proponendo al soggetto uno stimolo di 30 cpq. (Nio et al 2002)

Fig.23 MTF di uno stimolo, con frequenza spaziale di 30 cpq, espresso in funzione del diametro pupillare. La presenza di aberrazioni (0.3, 0.5, 0.7 D) regola la diversa focalizzazione dello stimolo, valido per entrambi gli occhi. (Nio et al, 2002)

In figura 23, si nota che la funzione MTF subisce un calo soprattutto in presenza di aberrazioni elevate e di ampi diametri pupillari. (Nio et al 2002)

Invece, con pupille più piccole la sensibilità al contrasto si mantiene tutto sommato in modo ottimale grazie anche all'effetto Stiles-Crawford, il quale riduce l'esito prodotto dai raggi più periferici che attraversano la pupilla; in tal maniera l'effetto delle aberrazioni diminuisce per via anche della maggiore profondità di fuoco che si sviluppa. (Rossetti, Gheller, 2003)

Un ulteriore fattore correlato all'influenza delle aberrazioni sull'acuità visiva è l'illuminazione ambientale in particolare quella mesopica o di scarsa illuminazione. Numerosi studi, relativi alle aberrazioni indotte dall'ortocheratologia, hanno rilevato una maggiore quantità di esse in condizioni mesopiche, le quali innescano a loro volta un aumento del diametro pupillare. (Bernsten et al, 2005; Hiraoka et al, 2008; Stillitano et al 2008)

Infatti com'è stato dimostrato sperimentalmente, una pupilla che viene dilatata (per mezzo di un midriatico) provoca nel soggetto una riduzione significativa dell'acuità visiva a basso contrasto. Tali risultati trovano una spiegazione

nell'aumento delle aberrazioni di elevato ordine dopo OK, in particolare l'aberrazione sferica primaria e secondaria poiché intraprendono un ruolo dominante quando una pupilla diventa più ampia. In caso di una pupilla di 5 mm per ogni aumento di 0,1 μm di aberrazione sferica, l'acuità visiva a bassa contrasto diminuiva di 0,056 logMAR. (Bernsten et al, 2005) Perciò quando la pupilla aumenta di dimensioni, in seguito ad una minore illuminazione ambientale, l'acuità visiva diminuisce e il soggetto è molto probabile che avverta una maggior difficoltà nella visione, soprattutto verso sera. Gli studi di Bernsten et al, ritengono che il diametro pupillare non sia un fattore primario che concorre alla riduzione dell'acuità visiva ma che sia invece l'illuminazione ambientale, che innesca in un secondo momento la variazione della pupilla, l'elemento principale che provoca una riduzione della sensibilità al contrasto. (Bernsten et al, 2005)

Successivamente nel 2008 venne confermato quanto rilevato già da Bernsten, enfatizzando il fatto che i cambiamenti della sensibilità al contrasto, in condizioni mesopiche, siano strettamente correlati all'aumento delle aberrazioni di elevato ordine e alla quantità di miopia da compensare, mediante il trattamento di OK. (Hiraoka et al, 2008) La sensibilità al contrasto diminuisce in modo lineare, si veda la figura 24, per ogni aumento delle aberrazioni totali e della correzione della miopia; tale relazione è stata riscontrata in condizioni di bassa illuminazione. (Hiraoka et al, 2008)

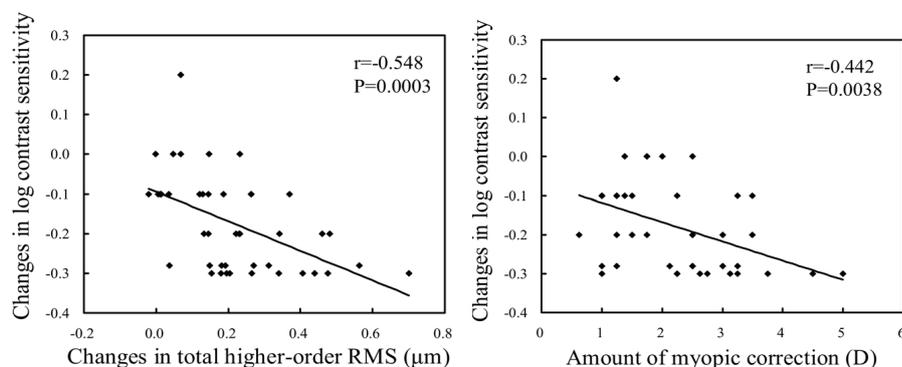
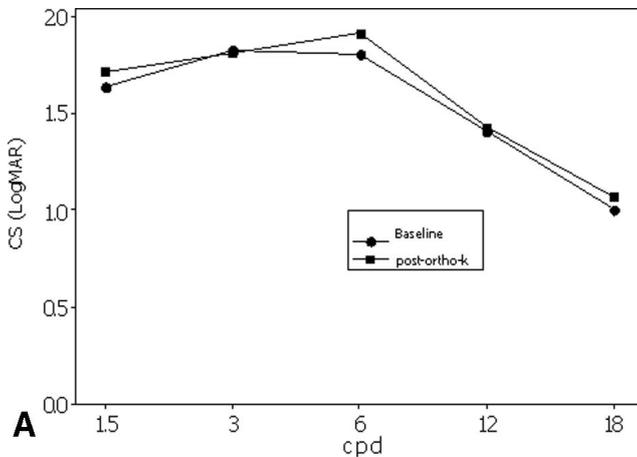


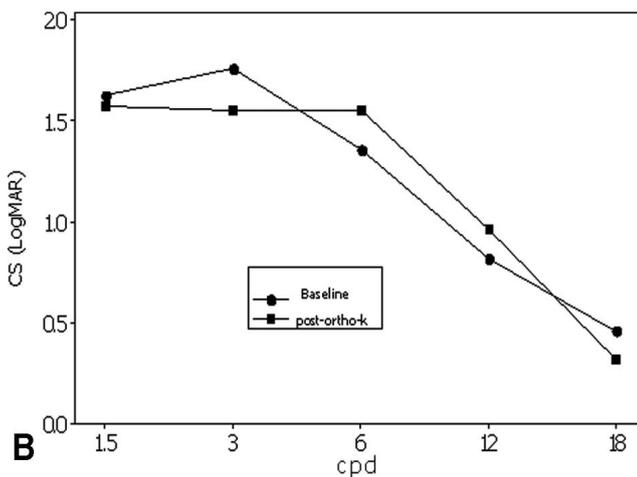
Fig.24 Dimostrazione del cambiamento della sensibilità al contrasto, in condizioni mesopiche, in funzione dell'RMS delle aberrazioni di elevato ordine totale (μm) e dell'ammontare della correzione miopica (D). (Hiraoka et al, 2008)

Analizzando l'andamento temporale della sensibilità al contrasto dopo un anno di OK, si può affermare che in condizioni fotopiche (alta illuminazione) la sensibilità al contrasto raggiunge un valore di picco intorno ai 4-6 cpd e poi



diminuisce alle più alte frequenze spaziali; non vi è stata una differenza significativa tra lo stato di baseline e quello dopo un anno di OK. (Fig. 25-A)

Fig.25-A Variazione della sensibilità al contrasto (logMAR) con diverse frequenze spaziali (cpd), prima e dopo un anno di OK. Tali effetti si riscontrano in condizioni fotopiche (in alto) ed in condizioni mesopiche (25-B, in basso).



Differente è il decorso della sensibilità al contrasto in condizioni mesopiche, poiché si ha una perdita significativa della sensibilità, soprattutto alle alte frequenze spaziali (12-18 cpd), in seguito all'ortocheratologia (Fig.25, B) (Stillitano et al,2008)

Gli studi di Hiraoka hanno constatato che vi è una riduzione della sensibilità al contrasto statisticamente significativa, già dopo un mese dal trattamento ortocheratologico e a tutte le frequenze spaziali, da 3 a 18 cpd. (Fig. 26) Come ci si può aspettare, gli effetti sulla sensibilità al contrasto sono più evidenti a 18 cpd poiché il sistema oculare si comporta da filtro passa basso, cioè le basse frequenze spaziali vengono trasmesse mentre quelle ad alta frequenza spaziale vengono bloccate. (Iacobucci A.)

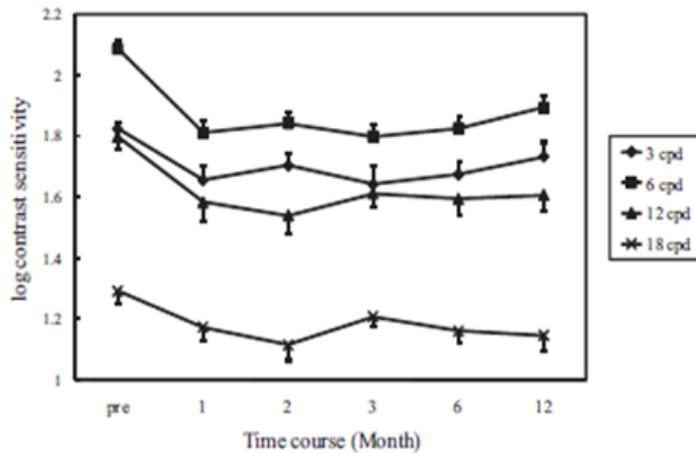


Fig.26 Cambiamento nel tempo del logaritmo della sensibilità al contrasto da 1 a 12 mesi di ortocheratologia. Tale funzione è espressa con differenti frequenze spaziali, da 3 a 18 cpd. (Hiraoka et all, 2008)

I risultati fino ad ora discussi concordano con quelli di Bernsten et all, poiché viene confermato nuovamente l’impatto delle aberrazioni, in seguito a ortocheratologia, in condizioni di bassa illuminazione ed elevato diametro pupillare. (Stillitano et all, 2008)

E’ importante sottolineare che il cambiamento nel tempo della sensibilità al contrasto avviene di pari passo all’insorgenza delle aberrazioni di elevato ordine, dopo OK. Infatti, così come vi è stata una rapida evoluzione delle aberrazioni di terzo e quarto ordine nel corso dell’ortocheratologia, corrispondentemente anche la sensibilità al contrasto ha avuto un andamento pressoché simile. Già dopo 1 mese il paziente può lamentare di una visione poco nitida e poco soddisfacente. (Hiraoka et all, 2008). Inoltre, la funzione AULCSF (relativa alla sensibilità al contrasto) diminuisce significativamente dopo un mese di OK e tende poi a mantenersi stabile fino a 12 mesi. Confrontando la sensibilità al contrasto tra OK e PRK dopo 1 mese si verifica, seppur in minima quantità, una maggior calo in OK ($0,17 \pm 0,23$ S.D) rispetto a quella dopo un intervento di PRK ($0,14 \pm 0,27$ S.D). (Hiraoka et all, 2008)

Dopo aver analizzato la variazione della funzione della sensibilità al contrasto, ci si domanda se questi esiti post-ortocheratologici siano temporanei o se permangano in modo definitivo. Da quanto è emerso fino ad ora, la riduzione della qualità della visione è significativa ma, vista la reversibilità del trattamento, è possibile poter ritornare ad una performance visiva iniziale sospendendo l’utilizzo del porto delle lenti per ortocheratologia. (Hiraoka et all, 2008)

Attualmente sono pochi gli studi pervenuti, relativi alla sospensione del trattamento refrattivo; perciò ulteriori approfondimenti sono necessari per poter apprendere più a fondo gli effetti, in termini quantitativi, della reversibilità dell'OK. I risultati fino ad ora ottenuti hanno dimostrato una piena e completa reversibilità del trattamento che ha permesso di poter ripristinare un livello della visione pari a quello pre-trattamento. Curvatura corneale, acuità visiva e sensibilità al contrasto sono i parametri che hanno subito delle modifiche nel corso del trattamento, e al tempo stesso sono quelli che hanno recuperato i loro valori iniziale. Così come i cambiamenti indotti dall'ortocheratologia avvengono in breve tempo, anche il recupero della condizione di baseline è rapido. Infatti sospendendo per una settimana l'applicazione delle lenti per OK, effettuata per 12 mesi, si hanno dei risultati significativi che hanno permesso di poter migliorare la qualità della visione. (Hiraoka et al, 2009)

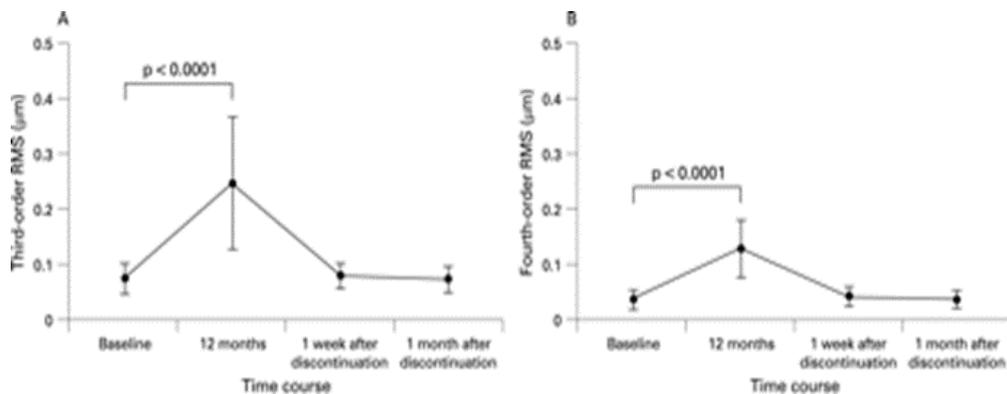


Fig.27 Cambiamento nel tempo dell'RMS delle aberrazioni di terzo e quarto ordine (µm). Tale variazione è stata misurata prima del trattamento, dopo 12 mesi di trattamento fino alla sospensione di esso. (Hiraoka et al, 2009)

I valori relativi all'errore refrattivo, alle aberrazioni di elevato ordine e alla sensibilità al contrasto non presentano una differenza statisticamente significativa tra lo stato di baseline e quello di sospensione del trattamento. (Fig.27 e Fig.28)

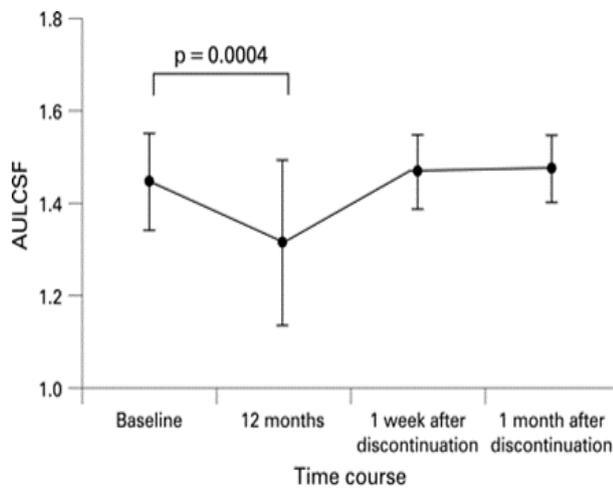


Fig.28 Cambiamento nel tempo dell'area al di sotto della funzione del logaritmo della sensibilità al contrasto, AULCSF. Tale variazione è stata misurata dall'inizio prima del trattamento, poi dopo 12 mesi di trattamento fino alla sospensione di esso. (Hiraoka et al, 2009)

Da un piccolo confronto tra ortocheratologia e chirurgia refrattiva (LASIK, RK o PRK), in quest'ultimo caso il recupero della sensibilità al contrasto ad un livello pre chirurgico richiede un periodo di tempo maggiore che va da 1-2 anni, per esempio per RK, con persistenza delle aberrazioni di elevato ordine. (Hiraoka et al, 2008)

Infine, visto il fatto che alcuni degli effetti descritti concorrono negativamente sulla performance visiva finale, è preferibile evitare di compensare elevati errori refrattivi mediante tale trattamento. Elevati cambiamenti dell'asfericità corneale, che inducono a loro volta instabilità della lente e aberrazioni di elevato ordine, e uno scarso centraggio della zona di trattamento sono alcuni fattori che danno esiti negativi e scarsa soddisfazione del paziente. (Hiraoka et al, 2008)

CONCLUSIONI

- L'ortocheratologia è un trattamento refrattivo che modifica il profilo corneale rendendolo più oblato, cioè appiattendolo nella zona centrale e rendendolo più curvo nella zona medio periferica, per compensare la miopia. La riduzione dell'errore refrattivo si manifesta in modo rilevante già dopo la prima notte di OK.
- Mediante questo tipo di trattamento, frequente è l'insorgenza delle aberrazioni di elevato ordine in particolare quella di terzo e quarto ordine. L'RMS delle aberrazioni aumenta significativamente già dopo 1 notte del porto delle lenti e in quantità maggiori dopo 7 notti.
- Una cornea resa eccessivamente oblata causa aberrazione sferica, positiva, poiché vista la diversa curvatura tra il centro e la periferia della cornea si ha conseguentemente una diversa refrazione dei raggi i quali portano alla formazione di una immagine sfuocata.
- Un altro tipo di aberrazione comune è il coma che si presenta quando la lente per OK si decentra dalla pupilla e dà origine così ad un trattamento decentrato. Tale aberrazione insorge dopo 7 notti ed aumenta notevolmente dopo 1 mese; la posizione del coma solitamente è nello stesso lato in cui la lente si è decentrata. La presenza di distorsioni corneali dovuto a tale tipo di fenomeno richiedono una completa sospensione della lente fino alla completa scomparsa dei segni.
- Tali aberrazioni inducono effetti positivi e negativi. La compensazione da parte dei mezzi interni aiuta a ridurre l'RMS delle aberrazioni totali. Tale meccanismo è utile in un soggetto giovane dotato di buone capacità accomodative, poiché grazie all'aberrazione sferica negativa prodotta dall'accomodazione è possibile compensare quella positiva relativa alla cornea. In questo caso non è perciò richiesta una compensazione dell'aberrazione sferica; il risultato sarà un miglioramento della qualità della visione.
- La profondità di fuoco è un altro elemento a favore delle aberrazioni ed è utile soprattutto in un soggetto più anziano. Vista la maggior quantità di aberrazioni in questo tipo di pazienti, la profondità di fuoco aumenta migliorando così la tollerabilità del defocus causato da esse. Rispetto ad un sistema diffrattivo, un

occhio aberrato riporta valori di sensibilità al contrasto superiori in presenza di un certo ammontare di defocus.

- I risultati sperimentali hanno dimostrato che mediante l'introduzione di lenti intraoculari diffrattive, la sensibilità al contrasto può subire dei netti miglioramenti nella visione ma è importante porre attenzione all'età del paziente poiché gli effetti benefici potrebbero essere minori rispetto a quanto ci si può aspettare.
- La riduzione della sensibilità al contrasto è un fattore svantaggioso qualora insorgano delle aberrazioni. Tale effetto si manifesta in modo più evidente in presenza di condizioni di bassa illuminazione (mesopica) a cui è secondario un aumento delle dimensioni del diametro pupillare. Tutto ciò incrementa l'influenza dell'aberrazione sferica, primaria e secondaria.
- La qualità della visione si impoverisce in seguito alla riduzione della sensibilità al contrasto che è significativa già dopo un mese di ortocheratologia. Se i risultati ottenuti dal trattamento non sono soddisfacenti, è possibile poter recuperare la performance iniziale sospendendo il porto delle lenti per una settimana.
- E' consigliabile non compensare elevati errori refrattivi con tale tecnica poiché le probabilità relative all'insorgenza delle aberrazioni e al decentramento della zona di trattamento dalla pupilla sono maggiori.
- Il materiale raccolto, inerente alle aberrazioni di elevato ordine a seguito dell'ortocheratologia, è stato sufficiente per poter evidenziare uno dei possibili effetti avversi a cui il soggetto può incorrere. Se da una parte le aberrazioni offrono dei benefici, come si è già potuto riscontrare, dall'altra esse riducono le aspettative del paziente poiché la visione non si mantiene nitida nel corso di tutta la giornata. Gli studi pervenuti non sono tra i più recenti, perciò ritengo che sarebbe interessante rinnovare nuovamente la ricerca per vedere se nel tempo, tale aspetto inerente al trattamento ortocheratologico ha raggiunto un certo grado di perfezione o miglioramento per ridurre l'incidenza delle aberrazioni. Inoltre per quanto riguarda il procedimento di compensazione interna del coma, ulteriori approfondimenti potrebbero aiutare a chiarire se esiste realmente un meccanismo che può ridurre l'entità dell'aberrazione coma, o se invece essa una volta indotta rimane invariata.

- Sulla base di quanto ho potuto constatare relativamente agli effetti positivi e negativi delle aberrazioni, ritengo che tale aspetto sia stato interessante da trattare; talvolta quando ci si riferisce al termine “aberrazioni ottiche” si è soliti considerare come unico risultato la perdita di sensibilità al contrasto. Invece, questi fenomeni ottici allo stesso tempo possono offrire dei vantaggi (profondità di fuoco, compensazione interna...) alla visione del paziente rendendola nitida ugualmente. L’occhio umano è una struttura imperfetta sia dal punto di vista strutturale sia ottico ma nonostante ciò, esso è in grado di poter far fronte ai difetti ottici, come le aberrazioni, attuando delle strategie che possano migliorare le prestazioni visive finali le quali saranno migliori di quanto ci si possa aspettare.

Bibliografia

Artal P., Benito A., Tabernero J. The human eye is an example of robust optical design. *Journal of Vision*. January 2006; 6:1-7.

Artal P, Guirao A, Berrio and Williams D. R. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *Journal of Vision*. May 2001; 1: 1-8.

Bakaraju R. C, Ehrmann K, Papas E. B, et all. Depth of focus and its association with the spherical aberration sign. A ray-tracing analysis. *Journal of Optometry*. January –March 2010; 3(1): 51-59.

Benard Y, Lopez-Gil N, Legras R. Optimizing the subjective depth-of-focus with combinations of fourth- and sixth-order spherical aberration. *Vision Research*. October 2011; 51: 2471–2477.

Benjamin J. W., *Borish's Clinical refraction*, Seconda edizione. Butterworth-Heinemann. 2006: 119; 121; 123-124; 777-778.

Berntsen D. A, Barr J. T, Mitchell G. The effect of overnight contact lens corneal reshaping on higher-order aberrations and best-corrected visual acuity. *Optometry and Vision Science*. June 2005; 82 (6): 490–497.

Campbell E. J. Orthokeratology: an update. *Optometry and Visual Performance*. 2013; 1: 11-18.

Carnevali R., 2013, *Le aberrazioni ottiche*. Data ultima consultazione: 20 gennaio 2015. Articolo reperibile su: <http://www.assoheratocono.org/public2/documenti/aberrazioniottiche.pdf>

Cheng H, Barnett J.K, Vilupuru et all. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *Journal of Vision*. April 2004; 4: 272-280.

Gifford P, Li M, Lu H, Miu J, et all. Corneal versus ocular aberrations after overnight orthokeratology. *Optometry and Vision Science*. May 2013; 90 (5): 439-447.

Hiraoka T, Matsumoto Y, Okamoto F et al. Corneal Higher-order Aberrations Induced by Overnight Orthokeratology. *Am J Ophthalmology*. 2005; 139: 429–436.

Hiraoka T, Mihashi. T, Okamoto C, et al. Influence of induced decentered orthokeratology lens on ocular higher-order wavefront aberrations and contrast sensitivity function. *J. Of Cataract and Refractive Surgery*. November 2009; 35: 1918- 1926.

Hiraoka T, Okamoto C, Ishii Y et al. Recovery of corneal irregular astigmatism, ocular higher-order aberrations, and contrast sensitivity after discontinuation of overnight orthokeratology. *Br J Ophthalmology*. November 2009; 93: 203-208.

Hiraoka T, Okamoto C, Ishii Y, et al, Mesopic contrast sensitivity and ocular higher-order aberrations after overnight orthokeratology. *Am J Ophthalmology*. April 2008;145: 645–655.

Hiraoka T, Okamoto C, Ishii Y, et al, Time course of changes in ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after overnight orthokeratology. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. October 2008; 49 (10), 4314-4320.

Iacobucci A., *Tecnologie del fronte d'onda nelle scienze visive*, data ultima consultazione: 20 gennaio 2015. Articolo reperibile su: http://www.optometry.magix.net/public/index_htm_file/Tecnologia_del_frente_d'onda_nelle_Scienze_visive2.pdf

Kelly J. E, Mihashi T, Howland H. C. Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye. *Journal of Vision*. April 2004; 4, 262-271.

Mazzoldi P., Nigro M, Voci C. *Elementi di fisica, Elettromagnetismo e onde*. Seconda edizione, EdiSES, 2012: 316-318; 355-359.

Mountford J.A., Ruston D., Dave T., *Orthokeratology: principles and practice*, Butterworth-Heinemann, 2004: 1-2; 93-94; 113; 120-123;

Mountford J.A., Ruston D., Dave T., *Orthokeratology: principles and practice*, Butterworth-Heinemann, 2004: 164-166; 191; 199-201; 245-246.

Nanavaty M.A, Spalton D. J, Boyce J, Saha S., Marshall J., Wavefront aberrations, depth of focus, and contrast sensitivity with aspheric and spherical intraocular lenses: Fellow-eye study, *J. Of Cataract and Refractive Surgery*. December 2009, 35: 663-671.

Nio Y.K, Jansonius N.M, Fidler V, et all. Spherical and irregular aberrations are important for the optimal performance of the human eye. *Ophthalmic e Physiological Optics*. May 2002; 22: 103-112.

Piacentini A, La topografia corneale e l'aberrometria nella pratica clinica contattologica. *Professional Optometry*. 2009; 64-76.

Rossetti A., Gheller P. *Manuale di optometria e contattologia*. Seconda edizione, Zanichelli, Bologna 2003, 15-21: 425-427.

Stillitano I, Schor P, Lipener C, et all. Long-term Follow-up of Orthokeratology Corneal Reshaping Using Wavefront Aberrometry and Contrast Sensitivity. *Eye & Contact Lens*; 2008; 34 (3): 140–145.

Swarbrick H. A. Orthokeratology: review and update. *Clinical and Experimental Optometry*. May 2006; 89 (3): 124-143.

Thibos L. N., 2013, *Representation of Wavefront Aberrations*. In 4th Wavefront Congress - San Francisco - February 2013.

Wang B, Ciuffreda K. J. Depth-of-Focus of the Human Eye: Theory and Clinical Implications. *Survey of Ophthalmology*. January-February 2006; 51: 75-85.

Yi F, Iskander D. R, Collins M. Depth of focus and visual acuity with primary and secondary spherical aberration. *Vision Research*. May 2011; 51: 1648–1658.

Yoshino M, Miyajima H. B, Minami K. Assessment of whether visual outcomes with diffractive multifocal intraocular lenses vary with patient age. *J. Of Cataract and Refractive Surgery*. April 2013; 39: 1502-1506.