

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Fisica e Astronomia "Galileo Galilei"

Corso di Laurea Triennale in Ottica e Optometria

TESI DI LAUREA

**Alterazioni della qualità visiva indotte da aberrazioni ottiche
monocromatiche in ortocheratologia notturna**

*Changes in visual quality induced by optical monochromatic
aberrations in overnight orthokeratology*

Relatore

Prof. Chinellato Mirko

Laureanda

Piffer Viola

Matricola: 1143980

Anno Accademico 2018/2019

INDICE

ABSTRACT	1
1. ANATOMIA DELLA CORNEA.....	2
2. ORTOCHERATOLOGIA	6
2.1 COS'È L'ORTOCHERATOLOGIA.....	6
2.2 COMPLICANZE DOUVUTE AL PORTO DI LENTI PER ORTOCHERATOLOGIA	8
3. ABERROMETRIA	11
3.1 I POLINOMI DI ZERNIKE.....	15
3.2 ANALISI QUANTITATIVA DELL'ERRORE DEL FRONTE D'ONDA 	18
3.3 LE ABERRAZIONI OTTICHE	24
3.4 ABERRAZIONI OTTICHE MONOCROMATICHE DI ALTO ORDINE 	26
4. LA QUALITÀ VISIVA	29
4.1 MISURAZIONE DELLA QUALITÀ VISIVA. LA SENSIBILITÀ AL CONTRASTO.....	31
4.2 RAPPORTO TRA ABERRAZIONI DI ALTO ORDINE E QUALITÀ VISIVA IN ORTOCHERATOLOGIA. ANALISI DEGLI STUDI	36
5. CONCLUSIONI	49
BIBLIOGRAFIA.....	51

ELENCO DEGLI ACRONIMI

AULCSF: Area Under the Log Contrast Sensitivity Function

AV: Acuità Visiva

cpg: cicli per grado

CSF: funzione di sensibilità al contrasto (Contrast Sensitivity Function)

D: Diottrie

Dk/t: trasmissibilità all'ossigeno

FDA: Food and Drugs Administration

HOA: aberrazioni di alto ordine (High Order Aberration)

LOA: aberrazioni di basso ordine (Low Order Aberration)

MAR: angolo di minima risoluzione

MTF: funzione di trasferimento della modulazione (Modulation Transfer Function)

n: indice di rifrazione

OK: ortocheratologia

OPD: differenza di cammino ottico (Optical Path Difference)

OPL: lunghezza di cammino ottico (Optical Path Length)

PSF: funzione di dispersione di una sorgente luminosa puntiforme (Point Spread Function)

RGP: Rigide Gas Permeabili

RMS: Root Mean Square

SA: aberrazione sferica (Spherical Aberration)

SR: frazione di Strehl (Strehl Ratio)

WF: fronte d'onda (Wavefront)

WFE: errore del fronte d'onda (Wavefront Error)

ABSTRACT

Lo scopo di questo elaborato è indagare le variazioni della qualità visiva nei portatori di lenti a contatto per ortocheratologia notturna miopica.

Tutti gli studi analizzati in questo elaborato affermano che il trattamento ortocheratologico induce aberrazioni di alto ordine a causa del modellamento corneale che viene prodotto dalla lente. L'introduzione di queste aberrazioni porta a un calo della qualità visiva, che può essere misurata sia soggettivamente, mediante l'analisi della sensibilità al contrasto con reticoli sinusoidali, sia oggettivamente, mediante la misurazione della funzione di trasferimento della modulazione e il rapporto di Strehl.

1. ANATOMIA DELLA CORNEA

La cornea è una struttura trasparente, avascolare, e riccamente innervata che costituisce la porzione anteriore della tunica fibrosa del bulbo oculare ed è accolta all'interno del forame sclerale anteriore della sclera. Anteriormente prende contatto con il film lacrimale, posteriormente delimita in avanti la camera anteriore entrando in contatto con l'umor acqueo. L'assenza di vasi consente la trasparenza necessaria per la trasmissione del raggio luminoso all'interno dell'occhio. La cornea prende nutrimento dall'esterno attraverso il film lacrimale, che trasporta principalmente ossigeno, e dall'interno mediante l'umor acqueo che fornisce per lo più glucosio. Anche la presenza di vasi a livello limbare contribuisce al nutrimento e all'eliminazione di sostanze di rifiuto dalla porzione periferica della cornea ^[1].

La cornea ha la forma di un'ellisse prolata, con diametro anteriore orizzontale (circa 12 mm) maggiore di quello verticale (11 mm) ^[2]. Le superfici anteriore e posteriore, entrambe convesse, presentano un diverso raggio di curvatura che aumenta portandosi dal centro alla periferia. La superficie anteriore presenta, nei 3 mm centrali, una curvatura di circa 7.80 mm ^[2]. La superficie posteriore ha una curvatura di circa 6.50 mm. Lo spessore corneale centrale misura circa 0.53 mm e in periferia aumenta fino a circa 0.71 mm ^[2].

La cornea è la principale componente refrattiva dell'occhio, con un potere compreso tra 43 D e 48 D su un totale di 60 - 65 D ^[3] che gli deriva dalla sua interazione con il film lacrimale e l'aria.

Dal punto di vista istologico, la cornea presenta 6 strati. Dall'esterno all'interno dell'occhio si individuano (Figura 1):

- Epitelio
- Membrana di Bowman

¹ S. S. Hayreh; Blood Supply of the Anterior Segment. In: Ocular Vascular Occlusive Disorders; Springer, Cham; 2015; pp. 111-141

² Remington L. A.; Cornea and sclera; in: Clinical anatomy and physiology of the visual system, Third edition; Elsevier inc. Butterworth-Heinemann; USA; 2012; p. 10

³ Siu A, Herse P; The effect of age on human corneal thickness. Statistical implications of power analysis; Acta Ophthalmol; 1993 Feb; 71(1):51-6

- Stroma
- Strato di Dua
- Membrana di Descemet
- Endotelio

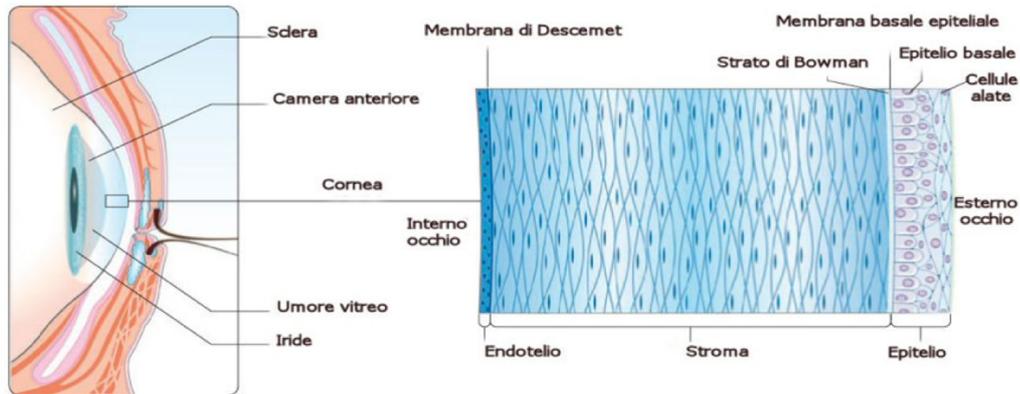


Figura 1. Rappresentazione degli strati corneali (www.quattroelle.com/patologie-oculari/distrofie-corneali/)

L'epitelio è lo strato più esterno della cornea, squamoso pavimentoso stratificato non cheratinizzato. Presenta 4 - 6 strati di cellule per uno spessore totale di 40 - 50 μm ^[4]. La porzione più superficiale di cellule presenta delle strutture, microvilli e glicocalice, che interagiscono con le mucine del film lacrimale e ne favoriscono adesione e stabilità. Questo fa sì che la superficie corneale si mantenga liscia e uniforme per garantire un'ottimale trasmissione dei raggi luminosi. Patologie che intaccano questo legame, come possono essere la perdita del glicocalice o l'alterazione dello strato mucinico del film lacrimale, portano ad un'alterazione del sistema ottico oculare. L'epitelio corneale si rigenera ogni 7-10 giorni ^[5], con l'apoptosi delle cellule squamose superficiali che vengono sostituite grazie alla progressiva differenziazione delle cellule basali.

La membrana di Bowman è una sottile lamina acellulare costituita da fibre collagene disposte in maniera casuale immerse in una matrice amorfa. Si trova tra

⁴ A. Farjo, M. McDermott, H.K. Soong; Corneal anatomy, physiology, and wound healing; M. Yanoff, J.S. Duker (Eds.); Ophthalmology (3rd ed); Mosby, St. Louis, MO; (2008); pp. 203-208

⁵ C. Hanna, D.S. Bicknell, J.E. O'Brien; Cell turnover in the adult human eye; Arch Ophthalmol, 65; (1961); pp. 695-698

epitelio e stroma e presenta uno spessore di 15 μm ^[6]. Ha funzione di mantenimento strutturale della cornea. In caso di lesioni non viene rigenerata e può formare cicatrici che opacizzano la cornea ^[6].

Lo stroma rappresenta la maggior porzione della cornea, con uno spessore di circa 500 μm ^[3]. Presenta fibre collagene altamente organizzate immerse all'interno di una sostanza amorfa ricca in acido ialuronsolforico prodotta dai cheratociti. L'acido ialuronsolforico ha la capacità di legare grandi quantità di acqua rendendo così possibile la diffusione delle sostanze nutritive. Le fibre collagene si aggregano a costituire delle lamelle che si dispongono parallelamente alla superficie corneale e perpendicolarmente tra di loro, garantendo il mantenimento della trasparenza tipica della cornea necessaria alla sua funzione refrattiva oltre a un'elevata resistenza meccanica ^[7].

La membrana di Descemet si trova tra lo strato di Dua e l'endotelio. Si può suddividere in due porzioni, entrambe attivamente secrete dall'endotelio. Quella superficiale ha un aspetto tipicamente a bande ed è secreta durante la vita embrionaria, quella più interna viene secreta nel corso della vita e presenta una struttura amorfa. La membrana di Descemet può raggiungere uno spessore di 10 μm ^[5].

L'endotelio rappresenta lo strato più interno della cornea ed entra in contatto con l'umor acqueo contenuto nella camera anteriore. Si tratta di un singolo strato di cellule poligonali strettamente adese tra di loro, ricche in mitocondri e presentanti in membrana pompe Na^+/K^+ -ATPasi. Queste pompe provvedono al mantenimento di uno stato di parziale disidratazione dello stroma, necessario per lo svolgimento della sua funzione ottica. Un eccesso o un difetto di liquidi, infatti, porterebbe a un'opacizzazione stromale. La densità delle cellule endoteliali varia durante la vita, passando da una densità media di 3000-4000 cell/ mm^2 a circa 2600 cell/ mm^2 e andando a perdere progressivamente la loro tipica forma esagonale (pleomorfismo) ^[8]. Le cellule endoteliali non sono in grado di replicare. In caso di danno, le cellule

⁶ D. W. Del Monte, T. Kim; Anatomy and physiology of the cornea; J Cataract Refract Surg; 2011; 37:588-598

⁷ D.M. Maurice; The transparency of the corneal stroma, Vision Res, 10; (1970); pp. 107-108

⁸ R.W. Yee, M. Matsuda, R.O. Schultz, H.F. Edelhauser; Changes in the normal corneal endothelial cellular pattern as a function of age; Curr Eye Res, 4 (1985); pp. 671-678

vicine emettono prolungamenti citoplasmatici, aumentando la loro superficie per andare a colmare lo spazio vuoto (polimegatismo).

2. ORTOCHERATOLOGIA

2.1 COS'È L'ORTOCHERATOLOGIA

L'ortocheratologia (OK) è una tecnica non chirurgica che si avvale dell'utilizzo di lenti rigide gas permeabili (RGP) per modellare l'epitelio corneale e ottenere una correzione temporanea e completamente reversibile dell'ametropia presente [9]. L'ortocheratologia viene usata in particolare negli adolescenti per la sua nota capacità di rallentare la progressione della miopia [10]. La particolare geometria della lente, detta inversa, determina una modificazione dello spessore epiteliale che consente di deviare la luce in ingresso con un angolo ottimale ad intercettare la retina (Figura 2). Nel trattamento della miopia, la lente ha una conformazione tale per cui la porzione centrale dell'epitelio viene appiattita mentre la media periferia aumenta la sua curvatura, generando un defocus miopico periferico che sembra essere una delle modalità con cui questa tecnica riesce a rallentare la progressione dell'ametropia (Figura 3) [11, 12].

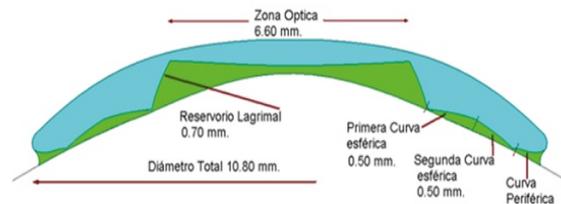


Figura 2. Lente a geometria inversa per ortocheratologia miopica (www.platform-optic.it)

⁹ www.eurok.eu/orthokeratology

¹⁰ J. K. Si, K. Tang, H. S. Bi, D. D. Guo, J. G. Guo, X. R. Wang; Orthokeratology for Myopia Control: A Meta-analysis; Optometry and Vision Science; March 2015; 92(3):252–257

¹¹ A. Queirós, J. M. González-Mèijome, C. Villa-Collar, A. R. Gutiérrez, and J. Jorge; Local steepening in peripheral corneal curvature after corneal refractive therapy and LASIK; Optometry and Vision Science, 2010; vol. 87, no. 6, pp. 432–439

¹² P. Kang, H. Swarbrick; Peripheral refraction in myopic children wearing orthokeratology and gas-permeable lenses; Optom Vis Sci; 2011; 88:476Y82



Figura 3. Modellamento corneale indotto da una lente ortocheratologica per miopia (www.eurok.eu)

Esistono due tipologie di applicazione, diurna e notturna. L'OK diurna, la prima ad essere nata, prevede il porto di queste lenti durante il giorno. L'OK notturna, nata nei primi anni '90 grazie all'introduzione di nuovi materiali ad altissimo Dk/t, prevede il porto delle lenti durante le ore notturne. Entrambe le modalità applicative hanno ricevuto l'approvazione della Foods and Drug Administration (FDA) per miopie fino -6.00 D ^[13].

Come precedentemente detto, la lente consente una correzione temporanea dell'ametropia, limitata al suo uso programmato e continuo. Se il trattamento OK viene interrotto, la cornea torna allo stato iniziale ^[14]. Nel porto notturno, quando la lente è indossata si vede bene come con qualsiasi altra lente a contatto, consentendo al portatore di effettuare le sue normali attività prima di addormentarsi e durante la notte. Quando la lente viene rimossa al mattino, la cornea mantiene la sua forma modificata e consente al soggetto di vedere bene durante tutto l'arco della giornata senza il bisogno di portare occhiali o altre lenti a contatto. Dopo un primo periodo di adattamento, variabile nei diversi soggetti, la visione nitida perdura fino a sera e, indossando le lenti con regolarità, si ottiene un effetto stabile nel tempo.

¹³ E. van der Worp, D. Ruston; Orthokeratology: An Update; Optometry in Practice; Vol 7 (2006); pp. 47–60

¹⁴ P. S. Soni, T. T. Nguyen, J. A. Bonanno; Overnight orthokeratology: refractive and corneal recovery after discontinuation of reverse-geometry lenses; Eye Contact Lens; 2004; 30:254Y62

2.2 COMPLICANZE DOVUTE AL PORTO DI LENTI PER ORTOCHERATOLOGIA

La lente a contatto, nonostante la continua ricerca e lo sviluppo di materiali innovativi sempre più compatibili con i tessuti biologici, è un corpo estraneo che, per sua definizione, può portare ad alterazioni della superficie oculare e della sua fisiologia. La lente per OK è una lente RGP a porto notturno. Questo implica la possibile insorgenza delle stesse complicanze di una lente rigida classica, più alcune specifiche dovute alla modalità di porto. In seguito all'applicazione di lenti per OK è possibile riscontrare staining puntato dovuto a ipossia, anossia, azione meccanica della lente sulla superficie corneale o depositi presenti sulla lente ^[15]. Lo staining corneale, in quanto lesione epiteliale, costituisce una potenziale via di accesso ad agenti patogeni come virus, batteri e funghi che potrebbero instaurare un quadro infiammatorio e generare un'infezione oculare.

Un'altra possibile complicanza è la cheratite infettiva, sostenuta principalmente da tre agenti patogeni: *Pseudomonas aeruginosa* (48%), *Acanthamoeba* (36%) e *Staphylococcus aureus* (8%) che può portare a gravi complicanze ^[16].

Al contrario di quanto si potrebbe pensare, l'edema corneale centrale non aumenta con il porto di lenti per OK, mentre aumenta l'edema in media periferia. Secondo alcuni studi, questo mancato aumento potrebbe essere dovuto all'assottigliamento

¹⁵ N. Efron; Contact lens-induced corneal staining; Optician; 5 July 1996

¹⁶ H. A. Swarbrick; Infection in overnight orthokeratology; Atti del convegno EurOk; Bruxelles, 28-30 June 2013

dello spessore corneale centrale e alla conseguente riduzione della produzione di lattato [17,18, 19, 20, 21].

Si osserva inoltre un'alterazione della sensibilità della sensibilità corneale dovuta all'alterazione del plesso nervoso sub basale [22, 23, 24].

Le modifiche istologiche dell'epitelio corneale indotte dall'OK portano a una variazione della qualità ottica della cornea, in particolare in condizioni di bassa luminanza [25,26]. Nella pratica clinica, infatti, i portatori di lenti per OK lamentano aloni, abbagliamento e immagini sdoppiate in condizioni scotopiche [27]. Questi fenomeni, più intensi all'inizio del trattamento, tendono a diminuire con il tempo e

¹⁷ J. Wang, D. Fonn, T. L. Simpson, L. Sorbara, R. Kort, L. Jones; Topographical thickness of the epithelium and total cornea after overnight wear of reverse-geometry rigid contact lenses for myopia reduction; *Invest Ophthalmol; Vis Sci*; 2003; 44: pp. 4742–4746

¹⁸ B. A. Holden, D. F. Sweeney, H. B. Collin; The effects of RGP and silicone elastomer lens binding on corneal structure; *Invest Ophthalmol; Vis Sci*; 1989; 30(suppl): 481

¹⁹ A. Alharbi, H. A. Swarbrick; The effects of overnight orthokeratology lens wear on corneal thickness; *Invest Ophthalmol; Vis Sci*; 2003; 44: pp. 2518–2523

²⁰ H. A. Swarbrick; Orthokeratology review and update; *Clin Exp Optom*; May 2006; 89(3):124-43

²¹ E. Lum, H. A. Swarbrick; Lens Dk/t Influences the Clinical Response in Overnight Orthokeratology; *Optometry and Vision Science*; April 2011; Volume 88; Issue 4; pp. 469-475

²² T. Hiraoka, Y. Kaji, F. Okamoto, et al; Corneal sensation after overnight orthokeratology; *Cornea*; 2009; 28(8): pp. 891-895

²³ E. Lum, B. Golebiowski, H. A. Swarbrick; Reduced corneal sensitivity and subbasal nerve density in long-term orthokeratology lens wear; *Eye Contact Lens*; 2017; 43(4): pp. 218-224

²⁴ M. Nombela-Palomo, G. Felipe-Marquez, J. L. Hernandez-Verdejo, A. Nieto-Bona; Short-term effects of overnight orthokeratology on corneal subbasal nerve plexus morphology and corneal sensitivity; *Eye Contact Lens*; 2018; 44(2): pp. 77-84

²⁵ A. Queiròs, C. Villa-Collar, A. R. Gutierrez, J. Jorge, and J. M. González-Mèijome; Quality of life of myopic subjects with different methods of visual correction using the NEI RQL-42 questionnaire; *Eye and Contact Lens*; 2012; vol. 38, no. 2, pp. 116–121

²⁶ E. Santolaria, A. Cervino, A. Queiròs, R. Brautaset, and J. M. González-Mèijome; Subjective satisfaction in long-term orthokeratology patients; *Eye and Contact Lens*; 2013; vol. 39, no. 6, pp. 388–393

²⁷ T. Kojima, A. Hasegawa, S. Hara et al.; Quantitative evaluation of night vision and correlation of refractive and topographical parameters with glare after orthokeratology; *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*; 2011; vol. 249, no. 10, pp. 1519–1526

sembrano associati alla perdita di qualità visiva e all'aumento delle aberrazioni di alto ordine ^[28].

Proprio quest'ultima condizione sarà il tema centrale di questo elaborato.

²⁸ T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Kakita, F. Okamoto, and T. Oshika; Time course of changes in ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after overnight orthokeratology; *Investigative Ophthalmology and Visual Science*; 2008; vol. 49, no. 10, pp. 4314–4320

3. ABERROMETRIA

L'occhio umano ha la funzione di generare in retina un'immagine del mondo esterno che possa essere trasformata in impulso elettrico e trasportata verso le aree visive e integrative del cervello per l'interpretazione e la generazione di una risposta adeguata. Se ogni punto nel piano oggetto producesse un singolo ed uguale punto a livello retinico, l'occhio sarebbe un sistema otticamente perfetto. Purtroppo, però, l'occhio è soggetto ad aberrazioni, delle deviazioni dei raggi luminosi rispetto alla direzione ideale generata da un sistema ottico perfetto. La misurazione di queste deviazioni è chiamata aberrometria.

Il fenomeno della diffrazione si presenta quando un'onda, in questo caso la luce, incontra un'apertura, che nel sistema ottico oculare è rappresentata dalla pupilla. Nello spazio oltre l'apertura, le onde si propagano anche lungo direzioni diverse da quelle di incidenza e hanno origine differenze di percorso ^[29]. Quando un'onda attraversa un'apertura circolare, la diffrazione prodotta costituisce un pattern caratteristico che presenta un disco di luminosità massima centrale, il disco di Airy, circondato da una serie di anelli circolari alternativamente scuri e chiari, dovuta alla differenza di percorso generatasi. Questi anelli presentano un'intensità decrescente via via che si allontanano dal centro (Figura 4).

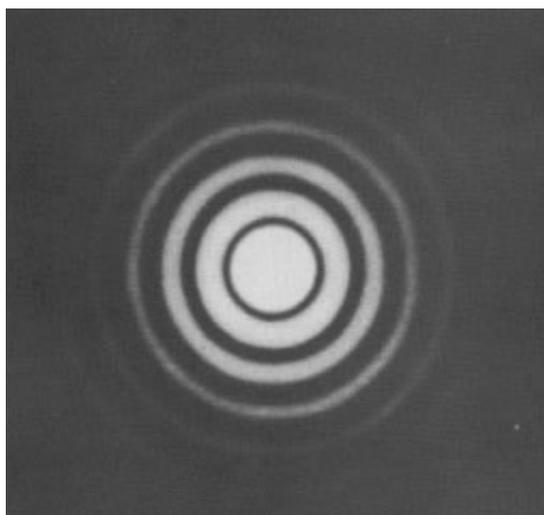


Figura 4. Pattern di diffrazione dato da un'apertura circolare.

²⁹ P. Mazzoldi, M. Nigro, C. Voci; Diffrazione; in Elementi di Fisica – Elettromagnetismo · Onde; Seconda edizione; EdiSES; 2012; p. 398-403

La diffrazione aumenta al diminuire del diametro dell'apertura. Questo perché, per pupille di dimensioni maggiori della lunghezza d'onda, la luce segue le leggi dell'ottica geometrica, mentre per pupille più piccole segue le leggi della teoria ondulatoria. La zona illuminata tende quindi ad allargarsi oltre la fessura, come accade all'acqua quando passa attraverso una fenditura (Figura 5). Il fenomeno della diffrazione è presente in tutti i sistemi ottici oculari e non è compensabile con nessun ausilio correttivo. Quindi, anche in assenza di aberrazioni ottiche, il sistema oculare sarà comunque affetto da diffrazione.

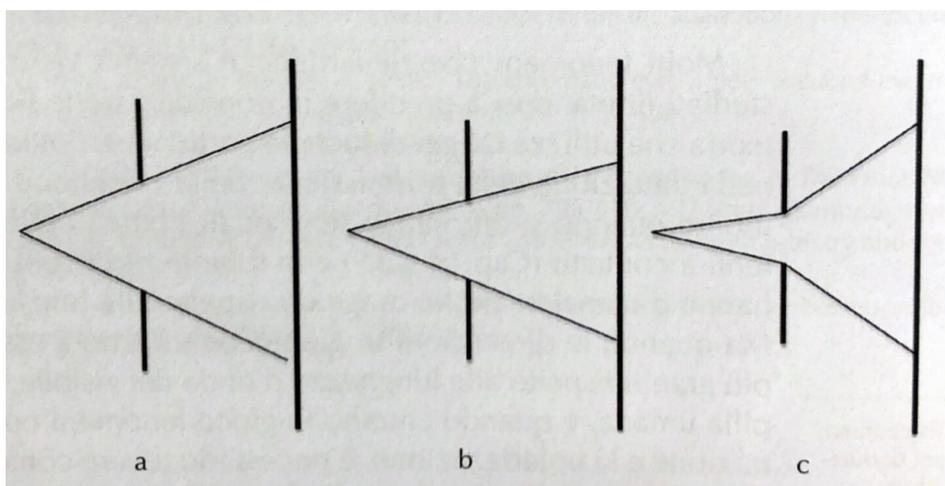


Figura 5. Comportamento della luce al diminuire della pupilla di ingresso. [libro di testo: Ottica Visuale; F. Zeri, A. Rossetti; A. Fossetti; A. Calossi; 2012]

Oltre alla diffrazione, in seguito all'ingresso nell'occhio la luce subisce anche un fenomeno detto rifrazione. Quando un'onda luminosa entra all'interno dell'occhio, attraversa dei mezzi con differenti indici di rifrazione. L'indice di rifrazione (n) mostra il rallentamento che un mezzo determina sulla velocità di propagazione della luce rispetto al suo movimento nel vuoto. Gli indici delle strutture coinvolte nell'ingresso della luce nell'occhio sono quelli dell'aria ($n=1,00029$) e quelli presenti all'interno dell'occhio (cornea $n=1,37$; cristallino $n=1,38-1,40$; umor acqueo e vitreo $n=1,33$)^[30]. Ad indice di rifrazione maggiore corrisponde un maggiore rallentamento della luce all'interno del mezzo. Oltre al rallentamento, quando la luce passa da un mezzo ad indice di rifrazione minore ad uno ad indice maggiore, come il caso dell'occhio, subisce una deviazione che determina un

³⁰ M. G. Bucci; L'occhio come diottero; in Oftalmologia; Società Editrice Universo; 1993; pp. 559-560

avvicinamento del raggio alla normale alla superficie considerata (Figura 6). Questa deviazione rappresenta il fenomeno della rifrazione.

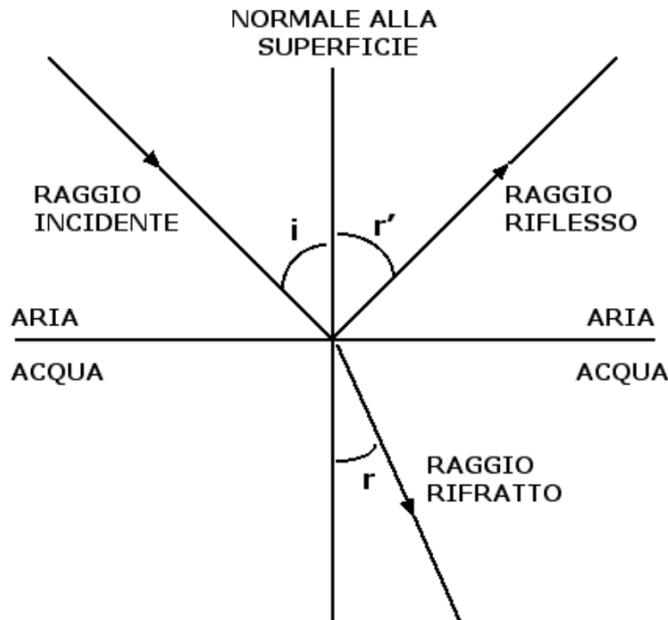


Figura 6. Rifrazione della luce nel passaggio da un mezzo a n minore ad uno ad n maggiore.

Nell'immagine si può vedere come non tutta la luce incidente sulla superficie viene rifratta. Una parte, più o meno importante a seconda dell'angolo di incidenza, viene riflessa.

Il percorso che il raggio luminoso effettua attraverso il sistema ottico considerato è detto cammino ottico (Optical Path Length, OPL). In un sistema ottico ideale, il cammino di una coppia di raggi paralleli tra loro e in fase è identico, con lo stesso numero di oscillazioni. In un sistema ottico reale, però, i raggi incontrano dei mezzi con diversi spessori e indici di rifrazione, determinando così una differenza di oscillazioni e, in genere, di fase. Un cammino ottico più lungo causa un ritardo di fase, un cammino ottico più corto causa un anticipo di fase. La differenza tra OPL reale e ideale è chiamata differenza di cammino ottico (Optical Path Difference, OPD).

La superficie costituita da tutti i punti nello spazio che, nella propagazione dell'energia luminosa, si trovano contemporaneamente in fase è detta fronte d'onda (wavefront, WF). La superficie del WF è sempre perpendicolare alla direzione di propagazione dei raggi luminosi.

Un sistema ottico oculare perfetto trasforma un fronte d'onda piano incidente in un fronte d'onda sferico che converge alla distanza focale ideale (fovea) creando

un'immagine puntiforme. Come abbiamo visto però, l'occhio non è un sistema perfetto e la differenza tra il cammino ottico del fronte d'onda ideale e quello reale viene misurato come errore del fronte d'onda (wavefront error, WFE). La misurazione del WFE è possibile con l'utilizzo di strumenti chiamati aberrometri e alcuni topografi permettono di ottenerne una simulazione. La sua unità di misura è il micrometro (μm).

3.1 I POLINOMI DI ZERNIKE

La superficie che descrive il WFE può essere molto complessa e, per consentirne un'analisi ottimale, è utile scomporla in componenti utilizzando dei polinomi definiti da Frits Zernike, fisico olandese vincitore del Nobel per la Fisica nel 1953 [31].

I polinomi di Zernike non sono altro che le equazioni delle superfici di “best fit” che rappresentano il fronte d'onda di ogni singola aberrazione del sistema analizzato, calcolata statisticamente.

Il WFE non dipende solo dalla distanza relativa tra i singoli punti del WF reale e ideale analizzati ma anche dal meridiano considerato. Per questo motivo, i polinomi definiti da Zernike utilizzano un sistema di coordinate polari, una radiale e una angolare (azimutale), invece delle più classiche cartesiane.

La formula generica del polinomio di Zernike è [32]

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

Ogni polinomio Z è rappresentato da una costante di normalizzazione (N), che fa sì che tutti i polinomi siano indipendenti tra loro, moltiplicata per un polinomio di ordine radiale (R(ρ)), dipendente dal raggio ρ (con $0 \leq \rho \leq 1$) il cui grado indica l'ordine radiale del polinomio di Zernike corrispondente, e per una funzione frequenza di tipo armonico sinusoidale, dipendente dal meridiano identificato da θ (con $0 \leq \theta \leq 2\pi$) che descrive la variazione della superficie in base alla componente angolare.

Gli indici m ed n descrivono la posizione del polinomio nella piramide di Zernike (Figura 7).

L'indice n rappresenta l'ordine radiale del polinomio, esprime il meridiano più variabile lungo cui si possono osservare n-1 massimi (minimi), e corrisponde al grado dell'equazione della componente radiale. Può assumere valori interi positivi a partire dallo 0 (n=0, 1, 2, ..., n).

³¹ https://it.wikipedia.org/wiki/Polinomi_di_Zernike

³² <https://www.osa.org>

L'indice m rappresenta la frequenza azimutale del polinomio ed indica il numero di volte in cui la sezione più variabile ($n-1$ massimi o minimi) si ripete in un angolo giro. Può assumere valori interi negativi o positivi. È stato stabilito che m avrà valore positivo se la frequenza angolare del polinomio è descritta dalla funzione coseno, negativo se descritta dalla funzione seno.

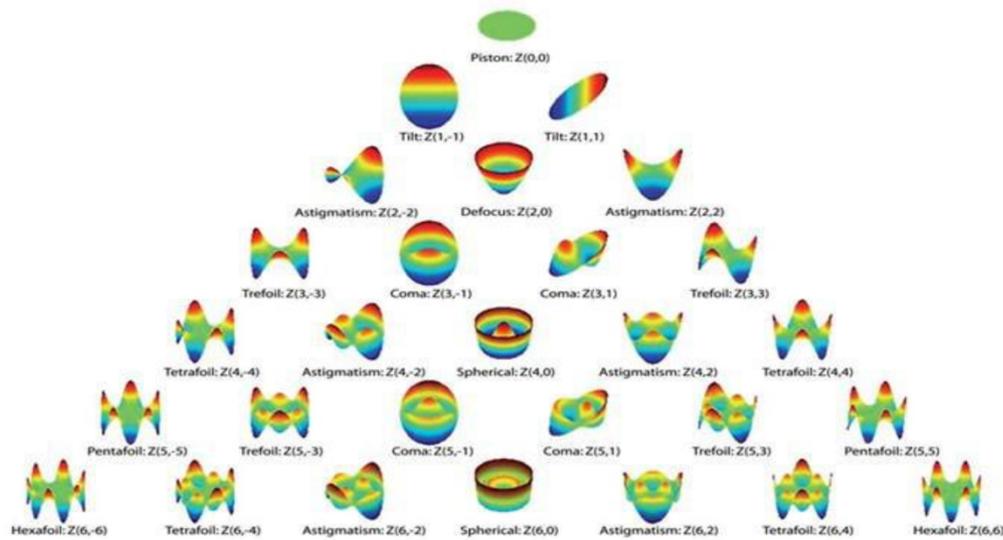


Figura 7. Piramide di Zernike [<https://slideplayer.it/slide/958312/>]

Ad ogni riga della piramide corrisponde un diverso ordine, ad ogni colonna una diversa frequenza. Scendendo di riga nella piramide aumenta l'ordine dei polinomi, portandosi invece dal centro verso sinistra o dal centro verso destra all'interno di ogni riga aumentano i valori assoluti delle frequenze, rispettivamente negative e positive.

I polinomi di grado 0 e 1 non hanno alcun effetto sulla qualità di un'immagine monocromatica. All'apice della piramide, con polinomio Z_0^0 , si trova il pistone, una superficie di riferimento piana che esprime la posizione media di tutti i punti del fronte d'onda e rappresenta il limite di separazione per l'attribuzione dei colori. Nel caso della Figura 4, il colore verde assumerà un valore medio, i colori caldi stanno ad indicare i massimi mentre i colori freddi rappresentano i minimi.

I polinomi Z_1^{-1} e Z_1^1 indicano i tilt, rispettivamente verticale e orizzontale. Si può pensare al tilt come a un fronte d'onda deviato dal suo passaggio all'interno di un prisma.

La serie di polinomi di Zernike è in ordine crescente e potenzialmente infinita. La scelta del numero di polinomi da utilizzare è a carico dell'esaminatore, fermo restando che, più polinomi si utilizzano, più dettagliata sarà la rappresentazione della superficie in studio. Essendo i polinomi slegati uno dall'altro, il peso di ogni singola componente è considerato indipendentemente.

3.2 ANALISI QUANTITATIVA DELL'ERRORE DEL FRONTE D'ONDA

Un'analisi quantitativa del WFE è di fondamentale importanza per la determinazione di una modalità di analisi condivisa e per il confronto dei dati ottenuti nei diversi studi. La quantificazione del WFE si può effettuare in diversi modi, tra cui l'analisi dell'errore RMS (root mean square) delle aberrazioni, il defocus equivalente e la qualità dell'immagine retinica. Tutte queste misurazioni dipendono dal diametro pupillare considerato, che deve essere sempre specificato affinché i valori riportati dagli studi abbiano un significato.

L'errore RMS delle aberrazioni quantifica la differenza tra la superficie aberrata, determinata dalla somma di tutte le aberrazioni definite dai polinomi di Zernike, e il piano di riferimento. Per fare ciò, si effettua la media di tutti i polinomi di Zernike che definiscono le aberrazioni della superficie (in micron) elevati al quadrato e si pone tutto sotto radice quadrata. Il valore ottenuto non è sempre indicativo della qualità dell'immagine retinica in quanto ogni termine di Zernike ha una diversa influenza su di essa. È auspicabile un valore tendente allo 0 che indica un leggero coinvolgimento delle aberrazioni nel sistema ottico oculare in considerazione.

Il defocus equivalente è una misura che permette di esprimere, in maniera approssimativa e in diottrie (D), la quantità di aberrazioni del sistema in studio senza tenere in considerazione il diametro pupillare^[33]. In altre parole, quantifica il defocus necessario a indurre la stessa variazione di fronte d'onda provocata dalle aberrazioni. È stato introdotto per permettere una migliore comprensione clinica del peso delle aberrazioni sul fronte d'onda e quindi sulla qualità visiva.

La stima della qualità dell'immagine retinica può essere effettuata mediante la valutazione di due valori differenti ottenuti a partire dalle aberrazioni del WF, la funzione di dispersione di una sorgente luminosa puntiforme (Point Spread Function, PSF) e la funzione di trasferimento della modulazione (Modulation Transfer Function, MTF). Considerando una sorgente luminosa puntiforme sita a una distanza infinita, se il sistema ottico oculare fosse privo di aberrazioni

³³ F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Le aberrazioni oculari in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; p.261

l'immagine focalizzerebbe in retina e l'intensità luminosa si localizzerebbe principalmente in fovea. Essendo però l'occhio affetto da aberrazioni, la luce non focalizza completamente in fovea ma si disperde in un'area più o meno estesa, risultando quindi in una minore intensità a livello foveale.

La PSF simula la dispersione che una sorgente luminosa subisce dopo essere stata focalizzata in retina da un sistema oculare aberrato. Questa funzione è importante nella vita di tutti i giorni in quanto ogni immagine che il nostro occhio percepisce può essere scomposta in tanti punti vicini tra loro. L'alterata percezione di questi punti porta a un peggioramento della qualità visiva. A partire dalla PSF si può valutare anche la Strehl Ratio (SR) o Frazione di Strehl, dal nome del fisico tedesco, Karl Strehl, che l'ha sviluppata alla fine degli anni '80. La SR esprime il rapporto tra il valore di PSF calcolato per il sistema ottico considerato e quello di un sistema non aberrato ma che presenta comunque un fenomeno di diffrazione dovuto alle dimensioni del diaframma di entrata, nel caso dell'occhio la pupilla. Il valore della Strehl Ratio è compreso tra 0 e 1. I valori tendenti ad uno indicano un sistema con minori aberrazioni. Nel caso di un sistema otticamente perfetto, la dimensione pupillare e la qualità visiva sono direttamente proporzionali. In un sistema fortemente aberrato invece, qualità ottica e diametro della pupilla sono inversamente proporzionali. Questo perché, con una pupilla di piccole dimensioni, la luce incontra una superficie aberrata minore e mantiene più coerente il suo WF (Figura 8) ^[34].

³⁴ B. J. Wilson, K. E. Decker, A. Roorda; Monochromatic Aberrations Provide an Odd-error Cue to Focus Direction; J.Opt.Soc.Am; 2002; 19 (5): 833-839

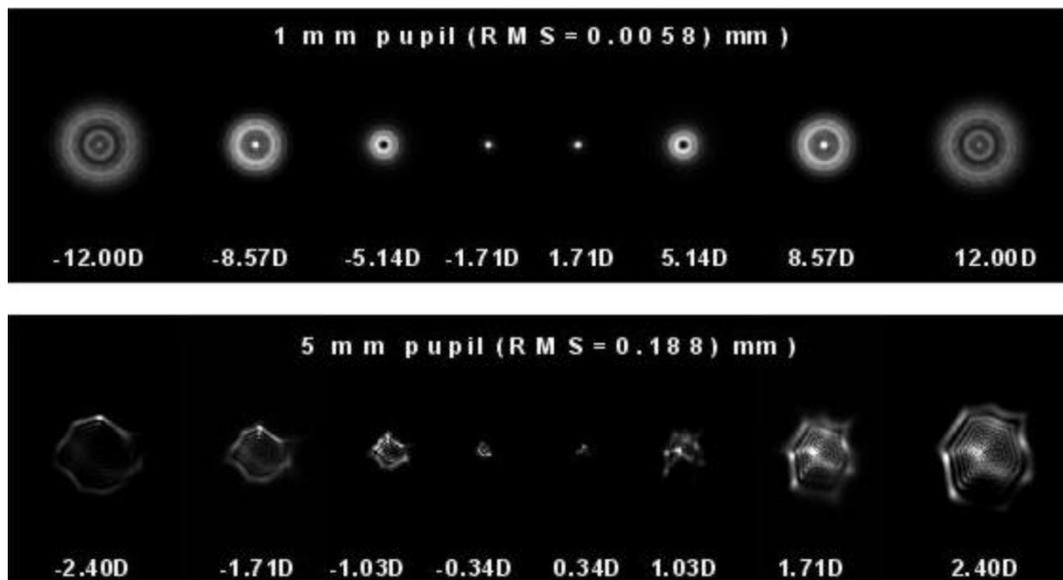


Figura 8. PSF di sistemi ottici oculari. Nella parte superiore della figura viene considerata una pupilla di 1 mm [RMS= 0,0058], in quella inferiore una pupilla di 5 mm [RMS= 0,188]. Nella parte sinistra dell'immagine è presentato un occhio con miopia di -1,71D, in quella di destra una ipermetropia di +1,71D [Articolo 33].

La misurazione della funzione di trasferimento della modulazione consiste nel determinare la variazione di contrasto che subisce un'immagine nel passaggio attraverso il sistema ottico in esame. Il calcolo della MTF si effettua presentando al soggetto delle immagini, dette reticoli, che propongono un'alternanza di bande chiare e scure su uno sfondo uniforme. Lo spessore delle bande chiare e scure è costante ed è chiamato frequenza spaziale. Tanto più sottili sono le linee, tanto maggiore sarà la frequenza spaziale. Il calcolo del contrasto, o modulazione (M), si effettua rapportando la differenza di luminanza delle bande chiare (L_{max}) e scure (L_{min}) a quella totale.

$$M = \frac{(L_{max} - L_{min})}{(L_{max} + L_{min})}$$

La MTF viene espressa come il rapporto tra la modulazione dell'immagine che arriva in retina (M_i) e quella dell'oggetto (M_o), calcolato per ogni frequenza spaziale (ν).

$$MTF(\nu) = \frac{M_i}{M_o}$$

Il valore della MTF è compreso tra 0 e 1 e sarà inversamente proporzionale al deterioramento del contrasto. Quindi, valori tendenti allo 0 esprimono un maggiore peggioramento del trasferimento del contrasto, mentre il valore 1 indica una perfetta

trasmissione. Anche se il sistema ottico fosse esente da aberrazioni, la luce subirebbe comunque il fenomeno di diffrazione dovuto al passaggio attraverso la pupilla, ottenendo un valore MTF inferiore a 1 e quindi un deterioramento del contrasto, seppur di piccola entità.

I risultati della funzione vengono rappresentati in un grafico ad assi cartesiani che presenta in ascissa la frequenza spaziale (ν) e in ordinata i valori di $MTF(\nu)$.

Il valore di MTF diminuisce con l'età, andando ad indicare un peggioramento del trasferimento del contrasto legato all'invecchiamento fisiologico dei mezzi ottici. Inoltre, il peggioramento della MTF è legato anche alla dimensione della pupilla; a diametri grandi corrispondono valori inferiori della funzione a causa dell'aumento delle aberrazioni (Figure 9 e 10) ^[35].

³⁵ A. Guirao, C. Gonzalez, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby, P. Artal; Average Optical Performance of the Human Eye as a Function of Age in a Normal Population; IOVS; January 1999; Vol. 40, No. 1

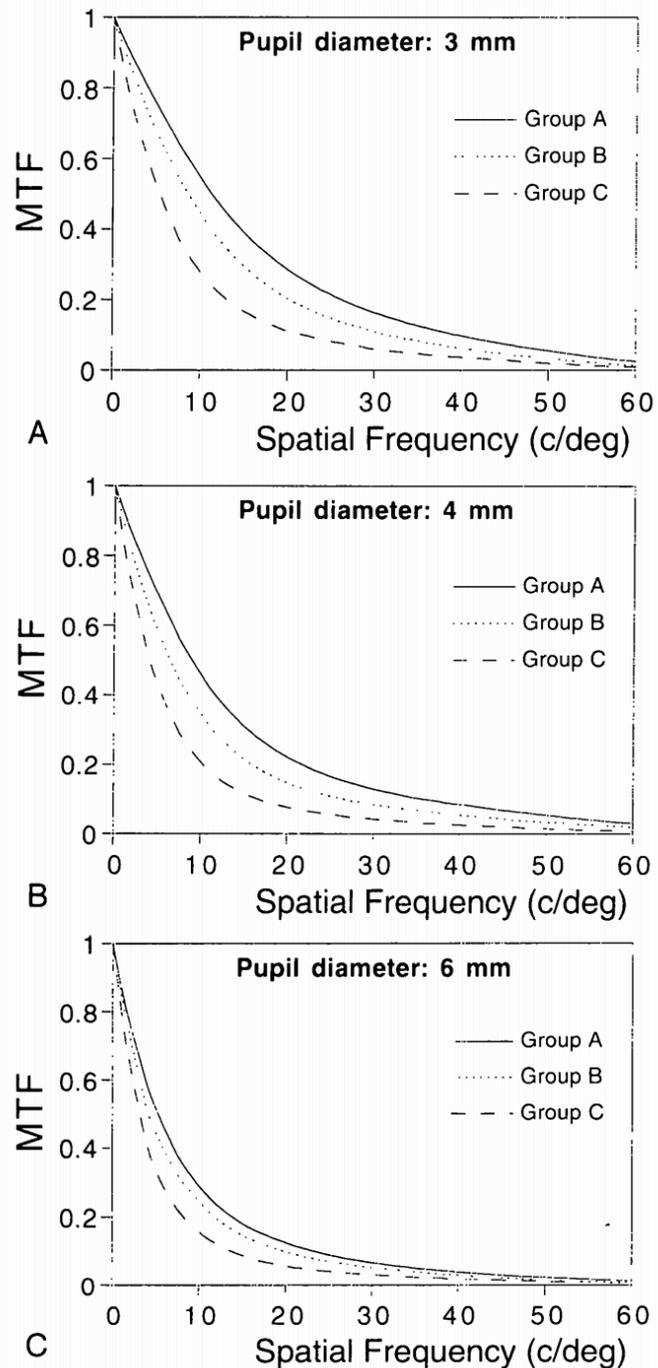
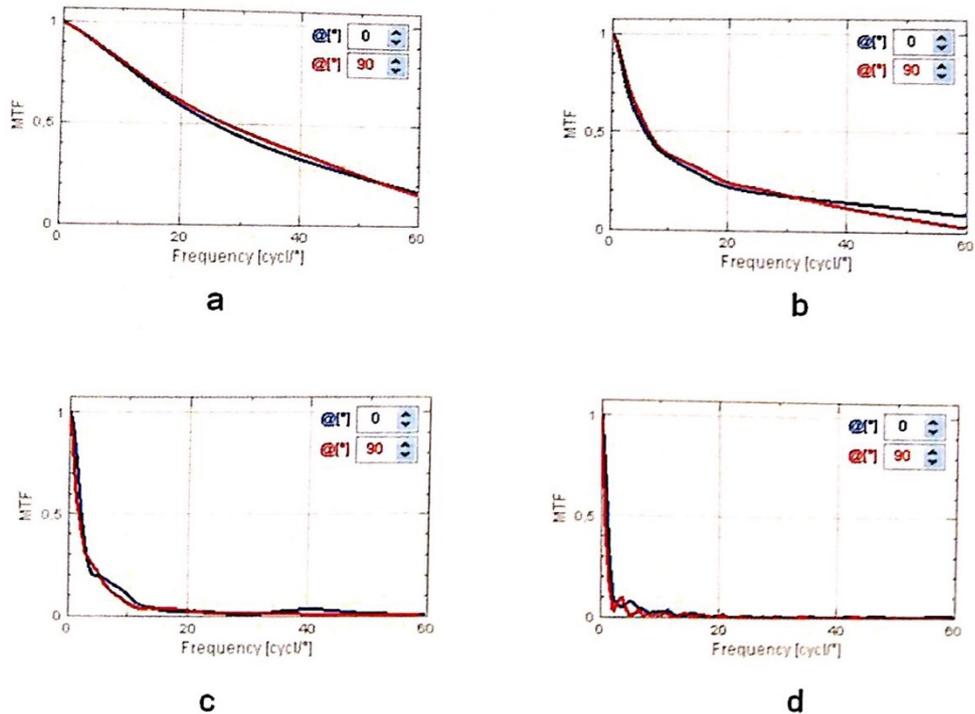


Figura 9. MTF media per tre gruppi di soggetti. Il gruppo A comprende soggetti di età compresa tra 20 e 30 anni; il gruppo B tra 40 e 50 anni; il gruppo C tra 60 e 70 anni. I tre grafici prendono in considerazione diametri pupillari crescenti (3 mm, 4 mm e 6 mm). [Articolo 34]



a soggetto normale pupilla 3 mm; **b** soggetto normale pupilla 6 mm,
c Cheraocono pupilla 3 mm, **d** cheraocono pupilla 6 mm

Figura 10. MTF calcolata teoricamente dal software di un topografo corneale a camera Scheimpflug (Sirius CSO) sulla base dei dati dell'ottica della cornea e del diametro pupillare di due soggetti. In a il soggetto non ha alterazioni corneali e la MTF è stata calcolata per una pupilla di 3 mm. In b il calcolo è ripetuto per lo stesso soggetto con una pupilla di 6 mm. In c la MTF è stata calcolata in un caso di cheraocono con pupilla di 3 mm. In d il calcolo è stato ripetuto per lo stesso cheraocono con una pupilla di 6 mm. In ogni grafico la MTF è stata ricavata per i due meridiani principali. [libro di testo: Ottica Visuale; F. Zeri, A. Rossetti; A. Fossetti; A. Calossi; 2012]

3.3 LE ABERRAZIONI OTTICHE

Come detto nei paragrafi precedenti, l'occhio umano è soggetto ad aberrazioni. Queste si possono distinguere in cromatiche e monocromatiche.

L'aberrazione cromatica è causata dalla dispersione ottica. La distanza focale di una lente è funzione dell'indice di rifrazione del materiale, che a sua volta varia con la lunghezza d'onda. La luce bianca è composta da diversi e infiniti colori, ognuno individuato da una precisa lunghezza d'onda e frequenza. Questo fa sì che, quando la luce attraversa un diotro come può esserlo l'occhio, i diversi colori (lunghezze d'onda) convergono in punti di fuoco diversi andando a creare un'immagine allungata, sfocata (aberrazione cromatica longitudinale) e di diverse dimensioni (aberrazione cromatica trasversale) ^[36].

Le aberrazioni monocromatiche si riferiscono invece a una singola lunghezza d'onda e, sulla base della scomposizione in polinomi di Zernike, possono essere distinte in aberrazioni di basso (Low Order Aberrations, LOAs) e di alto (High Order Aberrations, HOAs) ordine. Le prime comprendono il defocus sferico e l'astigmatismo (polinomi di Zernike di ordine 2) e sono compensabili clinicamente mediante una normale correzione sfero-cilindrica con lenti oftalmiche o a contatto. Le HOAs comprendono i polinomi di Zernike dal terzo ordine in poi e non sono correggibili con i normali ausili ottici. Ad oggi sono presenti sul mercato delle lenti oftalmiche in grado di correggere parzialmente alcune di queste aberrazioni ^[37,38]. Le aberrazioni non influiscono in maniera uguale sulla qualità visiva; all'aumento dell'ordine del polinomio non corrisponde necessariamente una maggiore degradazione della visione. Uno studio del 2004 di Marsack e colleghi ^[39] ha dimostrato che talvolta una combinazione di diverse aberrazioni può dare un

³⁶ F. W. Sears; Aberrazioni di lenti e specchi; in: Ottica; Terza edizione; Casa editrice Ambrosiana-Milano; 1982; p.129

³⁷ K. Chehab, M. J. Collins, J. H. Roffman, R. J. Franklin, B. A. Davis, X. Cheng; Ophthalmic lenses useful for the correction of presbyopia which incorporate high order aberration correction; brevetto; 2010

³⁸ Tecnologia ZEISS i.Scription®; 2012

³⁹ J. D. Marsack, L. N. Thibos, R. A. Applegate; Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance; Journal of Vision; 2004; 4; pp. 322-328

miglioramento della qualità visiva, a patto che i polinomi di Zernike che le individuano abbiano stesso segno e frequenza angolare e distinto due ordini radiali.

3.4 ABERRAZIONI OTTICHE MONOCROMATICHE DI ALTO ORDINE

Le aberrazioni ottiche monocromatiche di alto ordine (HOAs) comprendono i termini di Zernike dal terzo in poi. Dopo un attento esame degli studi correlati al tema di questo elaborato verranno di seguito analizzate nel dettaglio le HOAs che maggiormente influenzano la qualità visiva in seguito al porto notturno di lenti per OK, quali aberrazione sferica, coma e trifoglio.

L'aberrazione sferica (Spherical Aberration, SA) è definita dal polinomio di Zernike di ordine 4 e frequenza 0 (Z_4^0). È un'aberrazione simmetrica, in cui i raggi luminosi che attraversano la zona parassiale del diaframma (pupilla) focalizzano a una distanza diversa rispetto a quelli che passano nella zona marginale della stessa pupilla. Per comprendere meglio il concetto di SA si può inizialmente pensare alla cornea come a una calotta sferica. Eseguendo una refrazione punto per punto dei raggi

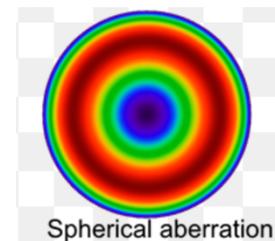


Figura 11. Mappa aberrometrica di una aberrazione sferica positiva [http://tecnologiamedicaoftalmologia.blogspot.com]

luminosi, seguendo le regole dell'ottica geometrica, si determina che i raggi periferici focalizzano prima di quelli parassiali e il fuoco quindi non si forma in un unico punto ma si disperde lungo un segmento posto sull'asse ottico compreso tra il fuoco periferico e quello centrale. Questa dispersione focale prende il nome di aberrazione sferica (Figura 11).

Per convenzione, l'aberrazione sferica viene definita positiva quando i raggi periferici focalizzano prima di quelli parassiali, nel caso contrario si parla di aberrazione sferica negativa. Seguendo questa convenzione, la calotta sferica presenta un'aberrazione sferica positiva. Per annullare questa aberrazione il potere del diottero correttivo dovrà essere maggiore in centro che in periferia, presentando quindi una forma di ellissoide prolato. L'entità della prolatura che annulla l'aberrazione sferica positiva dipende da diversi fattori, prima di tutto dagli indici di refrazione dei due mezzi e dal potere di base del diottero. Aumentando eccessivamente la curvatura corneale centrale si avrà una superficie molto prolata e si otterrà un'aberrazione sferica negativa, con i raggi parassiali che focalizzano prima di quelli periferici. Un esempio potrebbe essere la cornea a seguito di

chirurgia refrattiva per ipermetropia, in cui l'obiettivo è proprio quello di aumentare la curvatura centrale. Riducendo invece la curvatura centrale si ottiene una superficie più piatta al centro e più curva in periferia (oblata), condizione che va ad accentuare l'aberrazione sferica positiva. Un esempio è dato dall'esito della chirurgia refrattiva per la correzione della miopia, dove la cornea viene appiattita centralmente.

A livello di qualità visiva, la presenza di un'aberrazione sferica comporta una diminuzione della sensibilità al contrasto, dovuta alla dispersione del punto di fuoco che riduce la concentrazione luminosa in fovea, e un aumento della profondità di campo, che aumenta con la restrizione del diaframma (pupilla).

L'aberrazione di coma prende il suo nome dall'aspetto a cometa che assume l'immagine di un punto luminoso dopo l'attraversamento dei diottri affetti da questa aberrazione.

L'immagine presenta quindi un nucleo centrale in cui si concentra la maggiore

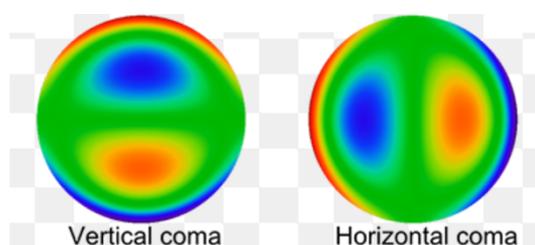


Figura 12. Mappa aberrometrica dell'aberrazione di coma [<http://tecnologiamedicaoftalmo.blogspot.com>]

intensità luminosa e una coda di sfocamento laterale. È definita dal polinomio di Zernike di ordine 3 e frequenza ± 1 (Z_3^{-1} , coma verticale, e Z_3^1 , coma orizzontale). Si presenta quando un WF incide obliquamente sulla superficie di un sistema ottico non aberrato, i raggi incidenti quindi non sono paralleli al suo asse ottico, oppure quando un WF incide su una superficie corneale con apice decentrato (Figura 12). Il tipico esempio clinico è quello di una cornea affetta da cheratocono. Si tratta di un'aberrazione molto fastidiosa che provoca consistenti alterazioni della qualità visiva e che è piuttosto difficile da correggere. Una correzione sfero-cilindrica potrebbe essere in grado di portare in retina il cerchio di minima confusione per minimizzare gli effetti di questa aberrazione. Se la coma è dovuta principalmente a un'alterazione della superficie corneale esterna una buona compensazione può avvenire con lenti a contatto RGP.

Il trifoglio è un'aberrazione definita dal polinomio di Zernike di ordine 3 e frequenza ± 3 (Z_3^{-3} , trifoglio obliquo, e Z_3^3 , trifoglio orizzontale). Può essere considerato come una "complicazione" della coma. Nella coma, infatti, si ha un'area di massima rifrangenza contrapposta a una di minima rifrangenza. Nel

trifoglio invece si hanno tre aree di massima rifrangenza che si contrappongono a tre aree di minima rifrangenza (Figura 13).

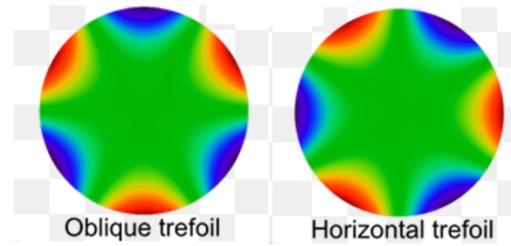


Figura 13. Mappa aberrometrica dell'aberrazione trifoglio
[<http://tecnologiamedicaoftalmo.blogspot.com>]

4. LA QUALITÀ VISIVA

In ambito clinico, sia oculistico sia optometrico, la valutazione visiva si basa generalmente sulla determinazione dell'acuità visiva (AV) del soggetto. L'AV può essere definita come il limite di risoluzione spaziale del sistema visivo, ossia la sua capacità di discriminare i dettagli della scena vista ^[40]. Questa misurazione, però, consente di ottenere meno informazioni sul funzionamento del sistema visivo in esame rispetto alla determinazione della qualità visiva. Quest'ultima comprende, oltre alla capacità di risoluzione dei dettagli, la sensibilità al contrasto e la percezione del colore di una scena visiva. È stato infatti dimostrato come la perdita di sensibilità al contrasto incide maggiormente sulla qualità della vita quotidiana, nello svolgimento di compiti quali velocità di lettura ^[41,42] e di camminata ^[43], abilità nella guida ^[44] e precisione nello svolgimento di attività al computer ^[45], rispetto alla perdita di acuità visiva ^[46,47], in quanto nell'arco della giornata si presentano una moltitudine di stimoli di contrasto differente piuttosto che stimoli a contrasto costante, come quelli utilizzati per valutare l'AV.

⁴⁰ F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; L'acuità visiva in: *Ottica Visuale*; Società Editrice Universo; Roma; 2012; p. 363

⁴¹ S. G. Whittaker, J. Lovie-Kitchin; Visual requirements for reading; *Optom Vis Sci*; 1993 (70); pp. 54 – 65

⁴² M. D. Crossland, L. E. Culham, G. S. Rubin; Predicting reading fluency in patients with macular disease; *Optom Vis Sci*; 2005 (82); pp. 11–17

⁴³ J. A. Marron, I. L. Bailey; Visual factors and orientation-mobility performance; *Am J Optom Physiol Opt*; 1982 (59); pp. 413–426

⁴⁴ C. Owsley, K. Ball, G. McGwin Jr, et al; Visual processing impairment and risk of motor vehicle crash among older adults; *JAMA*; 1998 (279); pp. 1083–1088

⁴⁵ I. U. Scott, W. J. Feuer, J. A. Jacko; Impact of visual function on computer task accuracy and reaction time in a cohort of patients with age-related macular degeneration; *Am J Ophthalmol*; 2002 (133); pp. 350–357

⁴⁶ F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall'immagine retinica all'elaborazione dell'informazione visiva; in: *Ottica Visuale*; Società Editrice Universo; Roma; 2012; pp. 317-318

⁴⁷ G. S. Rubin, K. B. Roche, P. Prasada-Rao, L. P. Fried; Visual impairment and disability in older adults; *Optom Vis Sci*; 1994 (70); pp. 750-760

Nel prossimo capitolo verranno analizzate le modalità di misurazione della qualità visiva.

4.1 MISURAZIONE DELLA QUALITÀ VISIVA. LA SENSIBILITÀ AL CONTRASTO

La misurazione della qualità visiva può essere effettuata con metodi soggettivi, come la misurazione della sensibilità al contrasto, od oggettivi, mediante l'aberrometria. L'aberrometria è stata descritta nel capitolo 3 di questo elaborato, ci concentreremo quindi sulla sensibilità al contrasto.

Il sistema visivo umano è specializzato nella percezione di differenze di luminanza, anche detto contrasto (o modulazione). La luminanza è la misura della luce che viene emessa da una superficie ed è espressa in candele per unità di area (cd/m^2). La sensibilità al contrasto può essere misurata con l'utilizzo di onde quadre o sinusoidali.

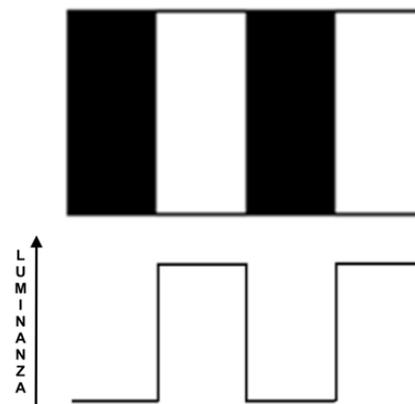


Figura 14. Variazione di contrasto ad onde quadre

Nel caso delle onde quadre (Figura 14), il contrasto (C) si può misurare secondo una formula definita da Weber, fisiologo e anatomista tedesco ^[48]

$$C = \frac{L_s - L_t}{L_s}$$

dove L_s rappresenta la luminanza dello sfondo e L_t la luminanza del test. In genere questa tipologia di onda viene utilizzata negli ottotipi classici per determinare l'angolo di minima risoluzione (MAR) e quindi l'acuità visiva a contrasto alto e costante. In altri ottotipi, alle

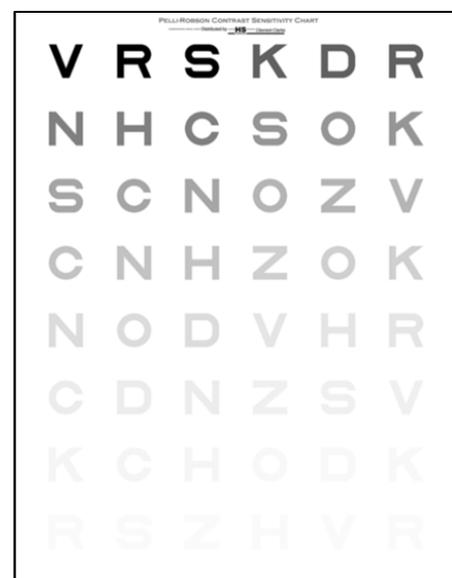


Figura 15. Tavola di Pelli-Robson.

⁴⁸ https://it.wikipedia.org/wiki/Legge_di_Weber-Fechner#L'esperimeto_e_la_legge_di_Weber

lettere viene associata una variazione di contrasto, consentendo la misurazione della curva di sensibilità al contrasto (Figura 15).

Le onde sinusoidali (Figura 16) sono da preferire nella misurazione della sensibilità al contrasto in quanto, in caso di defocus o aberrazioni, non vengono modificate nel loro pattern sinusoidale ma solo nel contrasto o nella fase ^[49]. La fase di un'onda si riferisce alla posizione del reticolo sinusoidale rispetto ad un punto di riferimento o ad un'altra onda. L'equazione che descrive il profilo di luminanza sinusoidale è

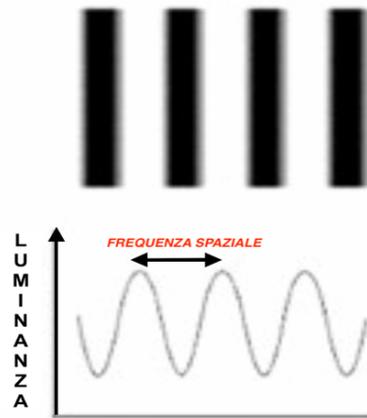


Figura 16. Variazione di contrasto ad onda sinusoidale

$$y = a \sin(bx) + c$$

Dove

- Il parametro “a” indica l’ampiezza dell’onda, ovvero la differenza tra la luminanza massima (o minima) e la luminanza media;
- Il parametro “b” indica la frequenza spaziale, espressa in numero di cicli per unità angolare (cicli per grado, cpg). Un ciclo è la distanza che separa un punto dell’onda con una certa fase da un punto successivo con la stessa fase (es.: distanza tra due picchi);
- Il parametro “c” indica la luminanza media, data dalla media tra luminanza massima e minima.

Nel caso di un reticolo sinusoidale, il contrasto (C), detto di Michelson, viene misurato come

$$C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}$$

⁴⁹ F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall’immagine retinica all’elaborazione dell’informazione visiva; in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; pp. 330-331

Dove L_{\max} indica la zona di massima luminanza posta nella parte centrale della banda chiara e L_{\min} indica la zona di minima luminanza posta nella zona centrale della banda scura. Il contrasto risultante sarà un valore adimensionale variabile tra 0 e 1, dove 1 indica un contrasto massimo. Questo valore è influenzato solo dall'ampiezza dell'onda, non dalla frequenza spaziale né dalla sua fase.

Definito così il contrasto, si può procedere con la sua determinazione soggettiva mediante la misurazione della sensibilità al contrasto del soggetto in esame. La sensibilità al contrasto è il reciproco della soglia di contrasto, definita come la più piccola differenza di luminanza percepibile tra due zone di un oggetto ^[50]. Quindi, la sensibilità al contrasto sarà tanto più alta quanto più piccola sarà la soglia di contrasto percepita. Il valore di sensibilità dipende dalla frequenza spaziale dello stimolo con cui è stata effettuata la misura della soglia ^[51,52]. Per questo è stata introdotta una funzione, detta funzione di sensibilità al contrasto (Contrast Sensitivity Function, CSF), che definisce la variazione di sensibilità in funzione della frequenza spaziale.

Per misurare sperimentalmente la CSF si valuta la soglia per ogni frequenza spaziale, considerandole separatamente. Rappresentando in un grafico la CSF, ponendo in ascissa la frequenza spaziale e in ordinata la sensibilità al contrasto, si ottiene una caratteristica forma a campana che viene chiamata curva di sensibilità al contrasto (Figura 17) ^[46]. Spostandosi verso destra nel grafico, i valori di frequenza spaziale aumentano, portando a una diminuzione della dimensione delle barre. Spostandosi in alto diminuisce il contrasto e quindi la visibilità delle bande. La curva CSF delimita la zona in cui la percezione umana media è attiva; al di sotto della curva (Area Under the Log Contrast Sensitivity Function; AULCSF) si

⁵⁰ F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall'immagine retinica all'elaborazione dell'informazione visiva; in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; p. 333

⁵¹ F. W. Campbell, D. G. Green; Optical and retinal factor affecting visual resolution; J Physiol; 1965 (181); pp. 576-593

⁵² F. W. Campbell, J. G. Robson; Application of Fourier analysis to the visibility of gratings; J Physiol; 1968 (197); pp. 551-566

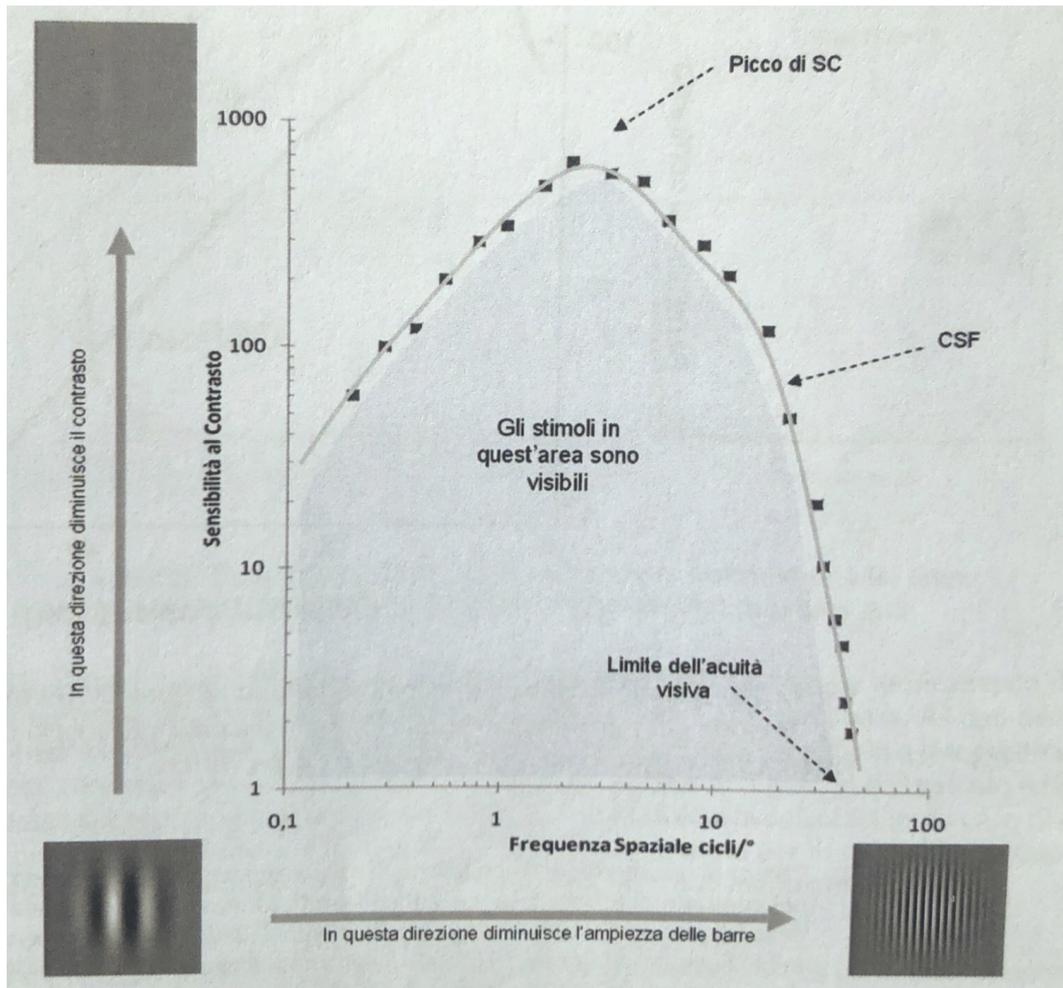


Figura 17. Funzione di sensibilità al contrasto (CSF) dell'uomo. Ritracciata da Campbell e Robson (1968). [libro di testo: Ottica Visuale; F. Zeri, A. Rossetti; A. Fossetti; A. Calossi; 2012]

trovano tutti gli stimoli e le informazioni visive percepiti, al di sopra di essa si trovano le informazioni che non vengono captate dal sistema visivo dell'uomo. La curva presenta un picco di sensibilità al contrasto intorno a 2-3 cpg, per frequenze spaziali sia maggiori sia inferiori la sensibilità diminuisce. Questo indica che, per percepire degli stimoli a queste frequenze, il contrasto deve aumentare. Il punto in cui la curva interseca l'asse delle x, indica la capacità del sistema visivo umano di percepire la più piccola frequenza spaziale al massimo contrasto ^[53]. Questo è comunemente il modo in cui viene misurata l'acuità visiva e corrisponde a una frequenza spaziale di 50-60 cpg. In Figura 18 sono riportate le equivalenze tra i diversi sistemi di misura dell'AV. Il confronto tra le colonne 3, sistema decimale di Monoyer, e 6, angolo visivo in cpg, consente di visualizzare la relazione, seppur

⁵³ F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall'immagine retinica all'elaborazione dell'informazione visiva; in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; pp. 333-335

leggermente approssimata, tra l'AV normalmente calcolata e il suo corrispondente in frequenza spaziale ^[54].

Legenda:

(1) scala di Snellen per 20 piedi (usata negli Stati Uniti)

(2) scala di Snellen imperiale per 6 m (usata nel Regno Unito)

(3) scala decimale Monoyer, i valori di uso comune sono quelli a numeratore intero;

(4) angolo visivo in primi d'arco (')

(5) efficienza visiva percentuale, sec. Snell-Sterling (1924), la progressione si ricava per mezzo di $0,83625^{(n-1)} \cdot 100$, dove (n) è l'angolo visivo in primi, i valori vengono spesso arrotondati;

(6) angolo visivo in cicli per grado

(7) corrispondenze LogMAR, l'acuità decimale è determinata ottenendo l'inverso dell'antilogaritmo del valore dato; è la notazione consigliata dall'ISO. La corrispondenza con il valore nella colonna

(4) è approssimata.

(8) corrispondenze con stampati d'uso comune

(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)
20/12	6,38	16/10	0,625	-	48	-0,2	
20/16,6	6/5	12/10	0,83	-	36	-0,1	
20/18	6/5,5	11/10	0,9	-	33		
20/20	6/6	10/10	1	100	30	0,0	etichette, polizze
20/22	6/6,7	9/10	1,11	98	27		
20/25	6/7,5	8/10	1,25	95	24	0,1	Bibbia, dizionari
20/28	6/8,6	7/10	1,43	92	21		annunci
20/32	6/10	6/10	1,66	90	18	0,2	elenchi telefonici
20/40	6/12	5/10	2,0	84	15	0,3	quotidiani
20/50	6/15	4/10	2,5	76	12	0,4	libri economici
20/66	6/20	3/10	3,3	66	9	0,5	libri
20/80	6/24	2,5/10	4,0	58	7,5	0,6	libri per bambini
20/100	6/30	2/10	5,0	49	6	0,7	libri per bambini
20/125	6/38	1,58/10	6,3	38	4,8	0,8	
20/160	6/48	1,25/10	8,0	29	3,75	0,9	
20/200	6/60	1/10	10	20	3	1,0	libri per ipovedenti
20/300	6/90	1/15	15	8	2	^a 1,2 15,8 ϕ	
20/400	6/120	1/20	20	3	1,5	1,3	
20/800	6/240	1/40	40	1	0,75	1,6	

Figura 18. Equivalenze tra i sistemi per la misurazione dell'acuità [libro di testo: A. Rossetti, P. Gheller; Manuale di optometria e contattologia; 2003]

⁵⁴ A. Rossetti, P. Gheller; Le funzioni visive; in: Manuale di optometria e contattologia; Zanichelli; Bologna; 2003; p. 136

4.2 RAPPORTO TRA ABERRAZIONI DI ALTO ORDINE E QUALITÀ VISIVA IN ORTOCHERATOLOGIA. ANALISI DEGLI STUDI

Nell'ultimo decennio sono stati effettuati numerosi studi che sostengono che il trattamento ortocheratologico induce aberrazioni di alto ordine (HOAs). Proprio alla presenza di queste aberrazioni è imputata la riduzione della funzione di sensibilità al contrasto (CSF) che è stata riscontrata in seguito al porto di queste lenti. Gli studi analizzati in questo elaborato sono stati condotti con lenti per OK pensate per la correzione della miopia su pazienti che presentano un equivalente sferico compreso tra -1,00 e -4,75 D^[54-59], con un astigmatismo secondo regola non superiore a 1,50 D.

Nel 2007, Hiraoka e colleghi^[55] hanno condotto uno studio prospettico su 46 occhi (23 soggetti) per valutare la relazione tra HOA e CSF in ortocheratologia. La misurazione delle aberrazioni è stata effettuata con pupille di 4 mm di diametro. La misura della sensibilità al contrasto è stata condotta utilizzando un reticolo ad onda sinusoidale verticale per quattro frequenze spaziali (3, 6, 12 e 18 cpg) e, per ogni frequenza, sono stati valutati otto livelli di contrasto differenti. Le misurazioni sono state effettuate prima e 3 mesi dopo l'inizio del trattamento.

I risultati dell'aberrometria mostrano un aumento significativo delle aberrazioni di alto ordine, con un incremento dell'RMS HOA totale da $0,085 \pm 0,032 \mu\text{m}$ a $0,297 \pm 0,152 \mu\text{m}$. Analizzando la scomposizione in polinomi di Zernike, le maggiori componenti coinvolte sono l'aberrazione sferica positiva, che è aumentata da $0,038 \pm 0,020 \mu\text{m}$ a $0,134 \pm 0,061 \mu\text{m}$, e l'aberrazione di coma, incrementata da $0,074 \pm 0,028 \mu\text{m}$ a $0,259 \pm 0,150 \mu\text{m}$.

I risultati della sensibilità al contrasto mostrano un calo significativo per tutte le frequenze spaziali valutate (Figura 19).

⁵⁵ T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Kakita, T. Oshika; Contrast sensitivity function and ocular high-order aberrations following overnight orthokeratology; Invest Ophthalmol Vis Sci; 2007 (48); pp.550-556

Nonostante questo calo importante di sensibilità al contrasto, i valori di AV senza correzione sono migliorati da 0.77 ± 0.31 logMAR (circa 2/10) a -0.03 ± 0.16 logMAR (circa 11/10).

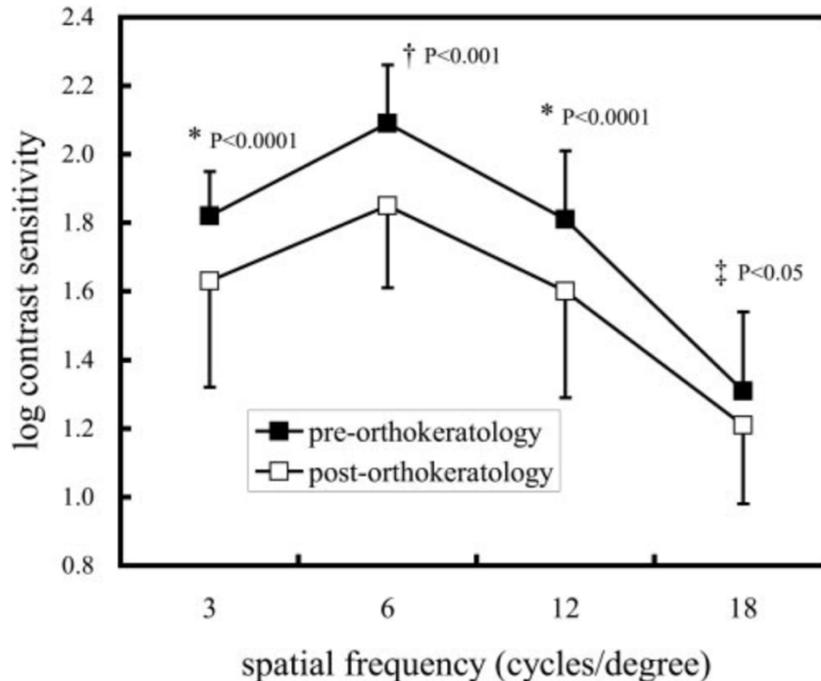


Figura 19. Sensibilità al contrasto per quattro frequenze spaziali prima e dopo il trattamento OK [articolo 54].

Gli autori hanno posto poi in relazione CSF e HOAs, ottenendo una relazione negativa significativa che indica che, all’aumentare delle aberrazioni oculari, la funzione di sensibilità al contrasto diminuisce. Hanno osservato inoltre che le variazioni di HOA e CSF sono correlate all’entità dell’errore refrattivo da correggere. Maggiore l’errore refrattivo, maggiori saranno le aberrazioni di alto ordine indotte e maggiore sarà il calo di sensibilità al contrasto che si verifica.

Un anno dopo, Hiraoka et al ^[56] hanno condotto uno studio prospettico su 17 soggetti (34 occhi) cui sono state consegnate delle lenti per OK. Lo studio si proponeva di seguire i soggetti per un anno di follow-up, effettuando le misurazioni prima e dopo 1, 2, 3, 6 e 12 mesi dall’inizio del trattamento. Gli autori hanno valutato le aberrazioni con un aberrometro di tipo Shack-Hartmann e la sensibilità

⁵⁶ T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Kakita, F. Okamoto, T. Oshika; Time Course of Changes in Ocular Higher-Order Aberrations and Contrast Sensitivity after Overnight Orthokeratology; Invest Ophthalmol Vis Sci; 2008 (49); pp. 4314–4320

al contrasto per le frequenze spaziali di 3, 6, 12 e 18 cpq. Tutte le misurazioni sono state effettuate su una pupilla di 4 mm.

Per quanto riguarda le aberrazioni, è stato riscontrato un aumento significativo dell'aberrazione di coma (da $0,074 \pm 0,029 \mu\text{m}$ a $0,251 \pm 0,130 \mu\text{m}$), dell'aberrazione sferica (da $0,038 \pm 0,019 \mu\text{m}$ a $0,132 \pm 0,049 \mu\text{m}$) e dell'RMS delle HOA totali (da $0,084 \pm 0,033 \mu\text{m}$ a $0,289 \pm 0,126 \mu\text{m}$) dopo il primo mese di trattamento.

La riduzione di sensibilità al contrasto è stata significativa per ogni frequenza spaziale misurata. È stata calcolata l'area che sottende la CSF (AULCSF) che risulta diminuita dopo 1 mese di trattamento, da $1,447 \pm 0,120$ a $1,227 \pm 0,195$.

Durante l'anno di follow up, i valori post-trattamento non hanno manifestato fluttuazioni significative rispetto ai valori misurati dopo il primo mese (Figure 20, 21, 22).

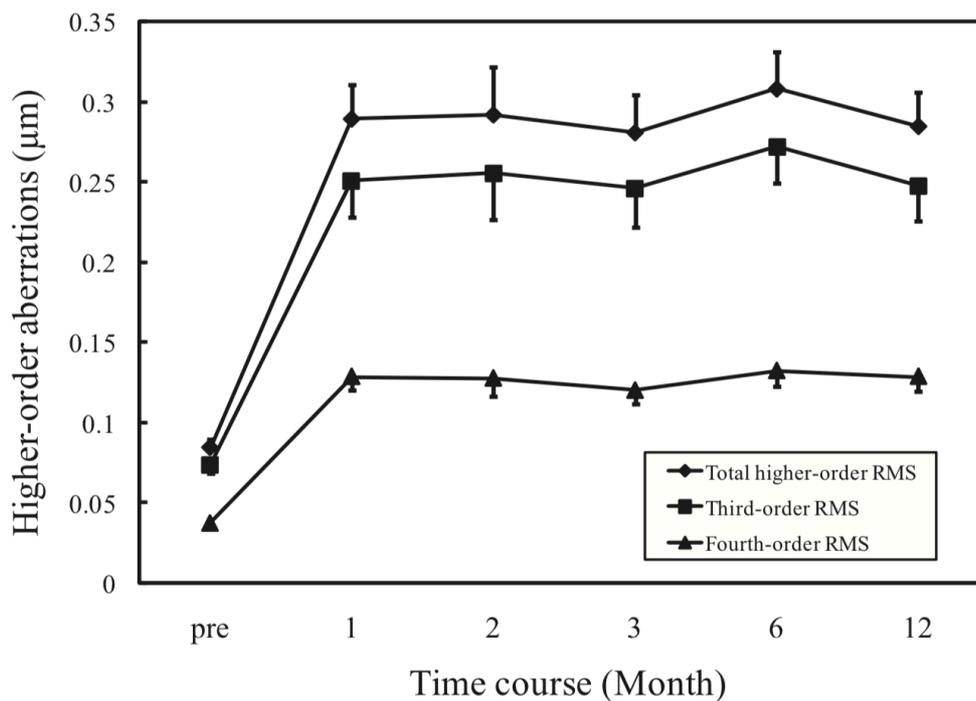


Figura 20. Variazioni delle HOA (totali, coma e aberrazione sferica) durante 1 anno di follow up. [articolo 55]

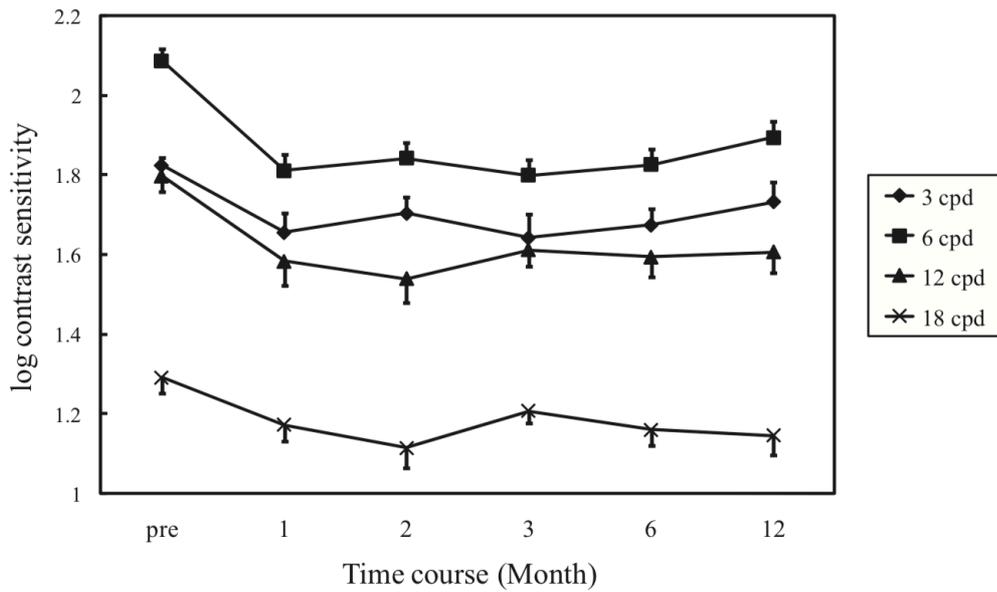


Figura 21. Variazioni della sensibilità al contrasto per le diverse frequenze spaziali misurate in seguito a 1 anno di ortocheratologia. [articolo 55]

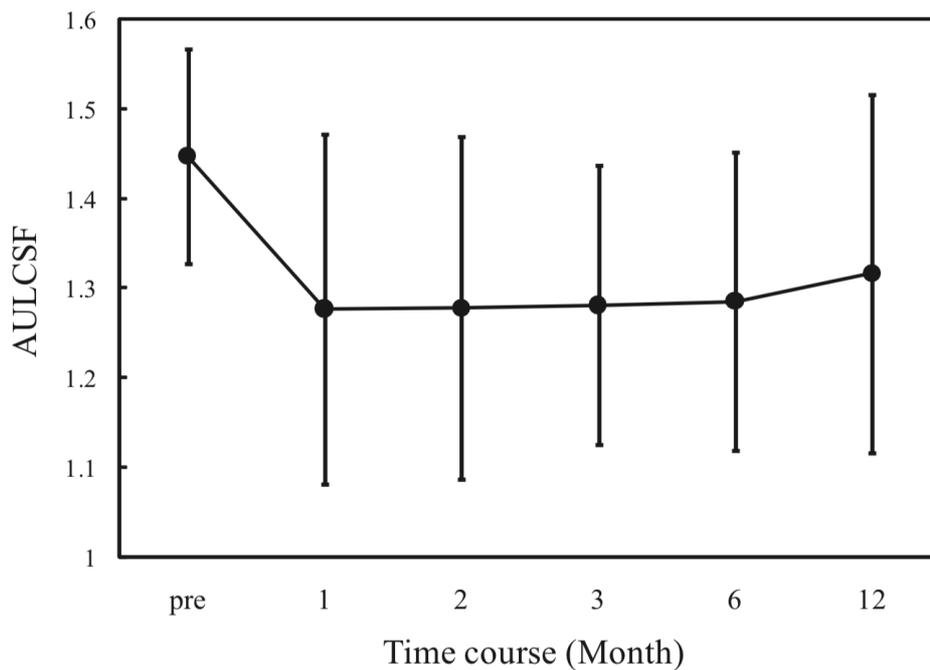


Figura 22. Variazione della AULCSF dopo 1 anno di ortocheratologia. [articolo 55]

Nel 2008, un gruppo di studiosi guidati da Hiraoka ^[57] ha analizzato la variazione di sensibilità al contrasto dovuta al porto di lenti per OK in condizioni

⁵⁷ T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Takahira, T. Kakita, T. Oshika; Mesopic Contrast Sensitivity and Ocular Higher-Order Aberrations after Overnight Orthokeratology; Am J Ophthalmol; 2008 (145); pp. 645-655

mesopiche. Lo studio prospettico ha analizzato 44 occhi di 22 soggetti prima e 3 mesi dopo l'inizio del trattamento ortocheratologico. Le aberrazioni sono state calcolate per una pupilla di 4 mm mediante un aberrometro tipo Shack-Hartmann. La sensibilità al contrasto in condizioni mesopiche è stata misurata senza e con abbagliamento di $0,35 \pm 0,03$ lux per quattro diversi livelli di contrasto, corrispondenti a una sensibilità in log di 0,02, 0,1, 0,2 e 0,3. È stata quindi valutato, per ogni soggetto, il superamento del limite critico per la guida notturna secondo le norme della German Ophthalmic Society che prevede il riconoscimento di almeno tre lettere ad un livello di sensibilità di 0,1.

I risultati riportano un aumento significativo, dopo 3 mesi di porto, dell'RMS delle HOA totali (da $0,085 \pm 0,032$ μm a $0,303 \pm 0,152$ μm), dell'aberrazione sferica (da $0,039 \pm 0,020$ μm a $0,138 \pm 0,060$ μm) e della coma (da $0,074 \pm 0,028$ a $0,263 \pm 0,152$ μm). La variazione della sensibilità al contrasto mesopica senza abbagliamento presenta una relazione significativamente negativa con l'aumento di tutte le HOA sopra citate (Figura 23) e lo stesso vale per la sensibilità mesopica con abbagliamento (Figura 24).

Lo studio ha anche dimostrato l'esistenza di una relazione positiva tra l'aumento delle HOA e l'entità della miopia da correggere, e una correlazione di quest'ultima con la diminuzione della sensibilità al contrasto mesopica.

Per quanto riguarda la capacità di guida, solo il 36% dei soggetti ha superato il limite critico imposto dalle norme tedesche, sia con che senza abbagliamento, rispetto al 98% e all'82% dei soggetti che, prima dell'inizio del trattamento, superava i limiti rispettivamente per la sensibilità senza e con abbagliamento.

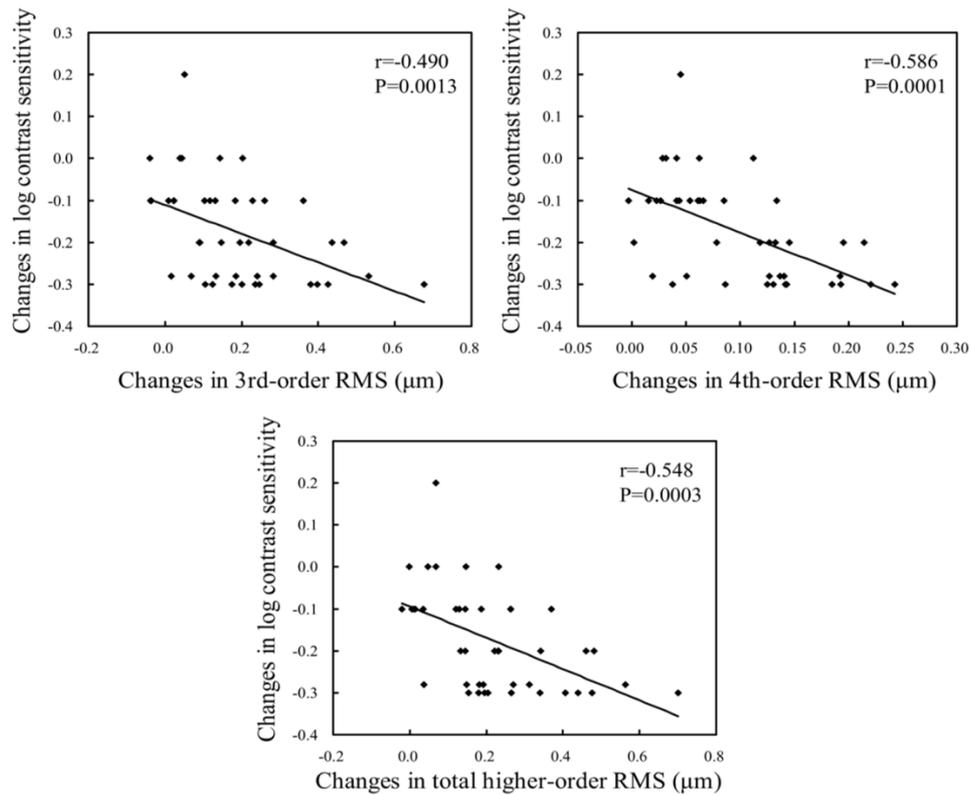


Figura 23. Scatterplot che mostra la relazione tra la variazione della sensibilità al contrasto senza abbagliamento e le variazioni delle HOAs. [articolo 56]

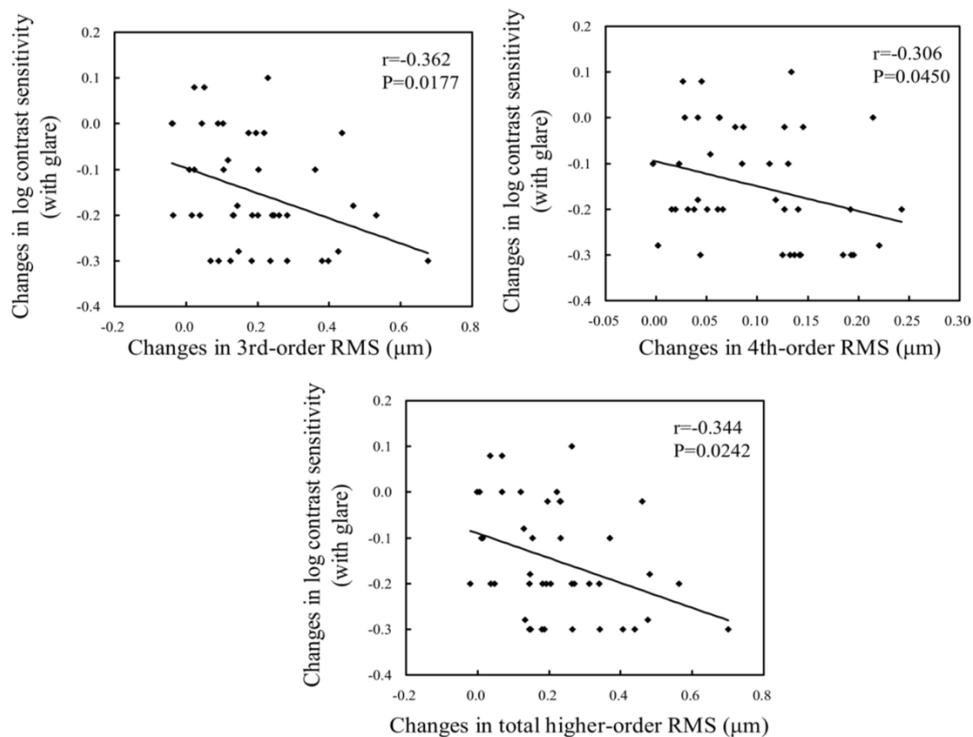


Figura 24. Scatterplot che mostra la relazione tra la variazione della sensibilità al contrasto con abbagliamento e le variazioni delle HOAs. In alto a sinistra è presentata la coma, in alto a destra l'aberrazione sferica e in basso le aberrazioni totali. [articolo 56]

Gifford e colleghi, in uno studio del 2013^[58] hanno analizzato 18 occhi di 18 soggetti ed effettuato le misurazioni aberrometriche e di sensibilità al contrasto prima e dopo 1 e 7 notti dall'inizio del trattamento ortocheratologico, effettuando due misurazioni, la prima dopo 2 ore dalla rimozione delle lenti e una seconda 8 ore dopo la rimozione. La sensibilità al contrasto è stata misurata per le frequenze spaziali di 1, 2, 4, 8 e 16 cpg mediante l'utilizzo di un reticolo ad onde sinusoidali obliquo (45 e 135 gradi). Sono state rilevate sia le aberrazioni oculari (totali) che la simulazione delle aberrazioni corneali grazie all'uso di un aberrometro Shack-Hartmann inserito su un topografo. Tutte le misurazioni sono state prese con una pupilla di 5 mm di diametro.

I risultati riportano un aumento delle HOA sia oculari sia corneali, senza significative differenze di incremento tra le due. I valori trovati sono, per l'RMS delle HOA corneali, un incremento di $0,07 \pm 0,12 \mu\text{m}$ dopo la prima notte e di $0,20 \pm 0,15 \mu\text{m}$ dopo 7 giorni, per le HOA oculari si è verificato un aumento di $0,08 \pm 0,11 \mu\text{m}$ dopo la prima notte e di $0,18 \pm 0,12 \mu\text{m}$ dopo 7 giorni (Figura 25). Secondo gli autori, le differenze nei valori riscontrati delle HOA oculari e corneali dipendono da un meccanismo di adattamento oculare all'aberrazione sferica indotta dal trattamento OK. Rispetto all'inizio, il massimo incremento è stato raggiunto al pomeriggio del settimo giorno. Le principali HOA coinvolte nell'aumento sono l'aberrazione sferica, in senso positivo, e la coma. La coma corneale è aumentata significativamente di $0,09 \pm 0,14 \mu\text{m}$ dopo una settimana di trattamento, quella oculare di $0,14 \pm 0,19 \mu\text{m}$ nello stesso periodo (Figura 26). L'aberrazione sferica corneale è aumentata di $0,15 \pm 0,10 \mu\text{m}$ dopo una settimana, quella oculare è aumentata di $0,10 \pm 0,09 \mu\text{m}$ dopo lo stesso periodo (Figura 27).

Per quanto riguarda la CSF, è stato rilevato un calo della sensibilità per le frequenze spaziali di 1 e 8 cpg. Ad 1 cpg la diminuzione è stata riscontrata in ogni misurazione, a 8 cpg la diminuzione è rilevante solo nelle misurazioni del giorno 7 (Figura 28).

Già dopo il primo giorno di trattamento OK è stato riscontrato un calo della CSF per le basse frequenze spaziali dovuto all'aumento delle HOA.

⁵⁸ P. Gifford, M. Li, H. Lu, J. Miu, M. Panjaya, H. A. Swarbrick; Corneal versus ocular aberrations after overnight orthokeratology; *Optometry and Vision Science*; 2013 (90); pp. 439-447

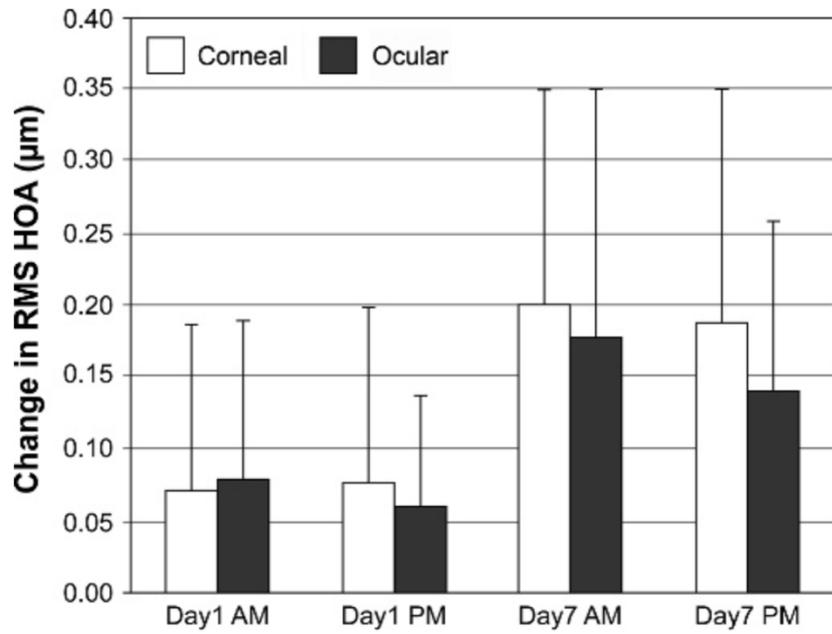


Figura 25. Variazioni di RMS delle HOA oculari e corneali ai giorni 1 e 7, al mattino e al pomeriggio. [articolo 57]

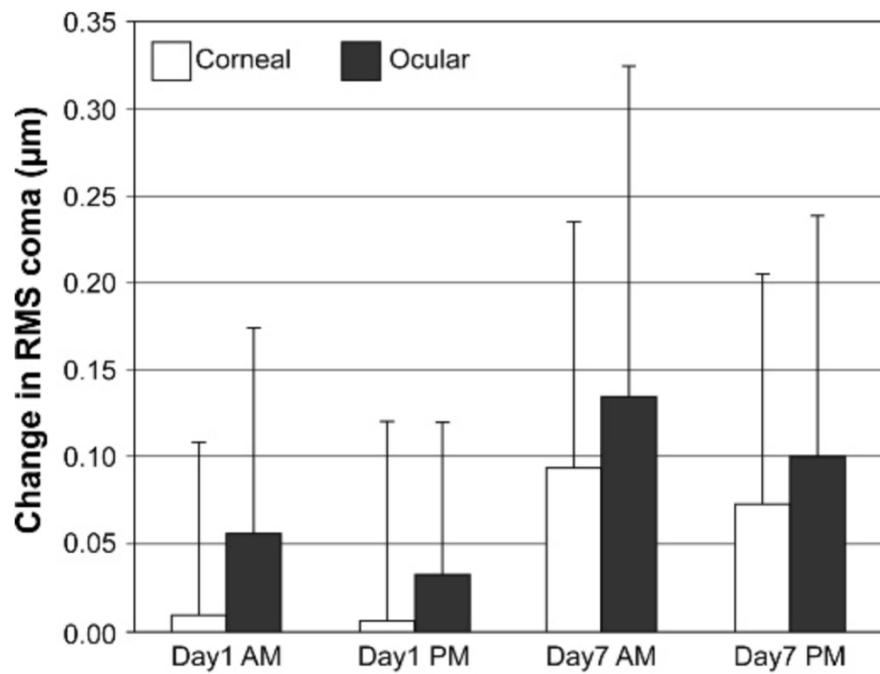


Figura 26. Variazioni della coma oculare e corneale ai giorni 1 e 7, al mattino e al pomeriggio. [articolo 57]

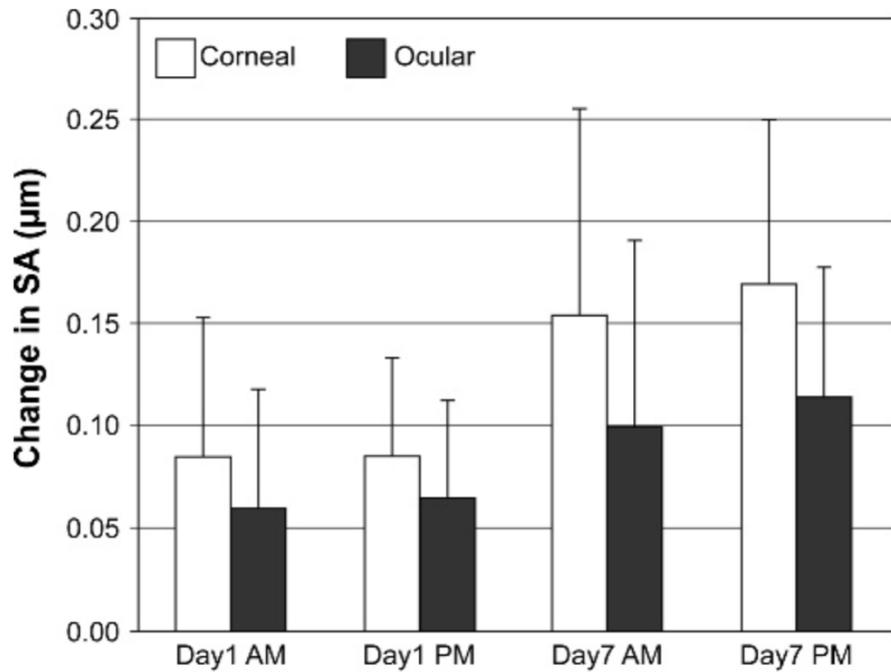


Figura 27. Variazioni dell'aberrazione sferica oculare e corneale ai giorni 1 e 7, al mattino e al pomeriggio. [articolo 57]

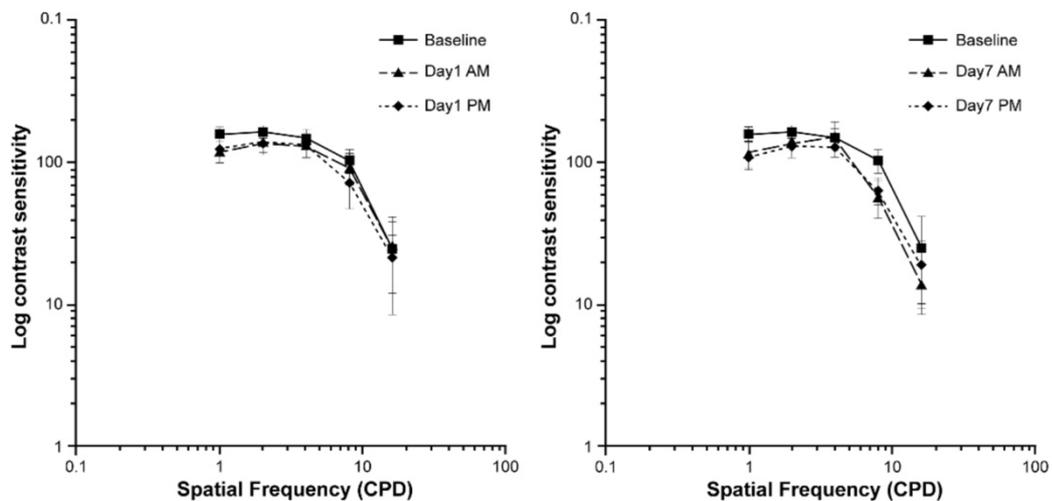


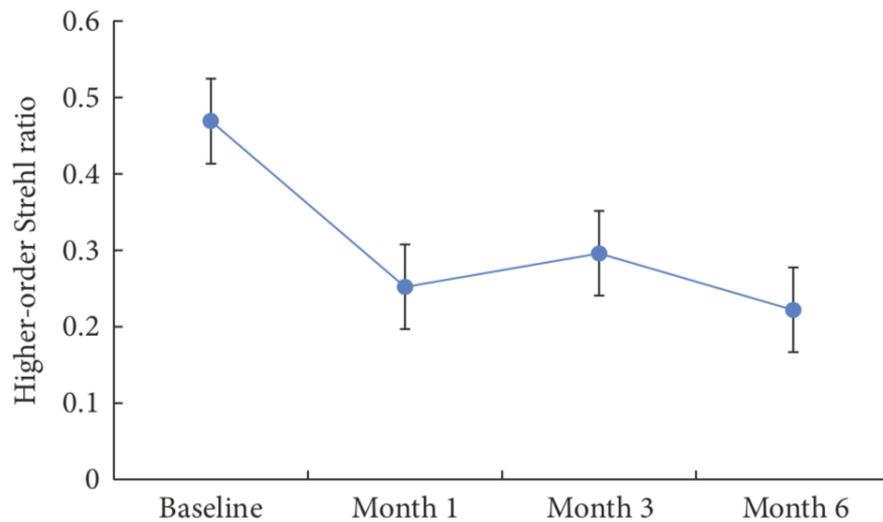
Figura 28. Sensibilità al contrasto misurata per le frequenze spaziali di 1, 2, 4, 8 e 16 cpd prima e 1 e 7 giorni dopo l'inizio del trattamento. [articolo 57]

Sun e colleghi, nel 2017 hanno condotto uno studio che va ad indagare la correlazione tra le HOAs e la qualità visiva misurata oggettivamente mediante la frazione di Strehl (SR) ^[59]. Sono stati esaminati 49 occhi di 26 soggetti cui sono

⁵⁹ Y. Sun, L. Wang, J. Gao, M. Yang, Q. Zhao; Influence of Overnight Orthokeratology on Corneal Surface Shape and Optical Quality; Journal of Ophthalmology; 2017; pp. 1-6

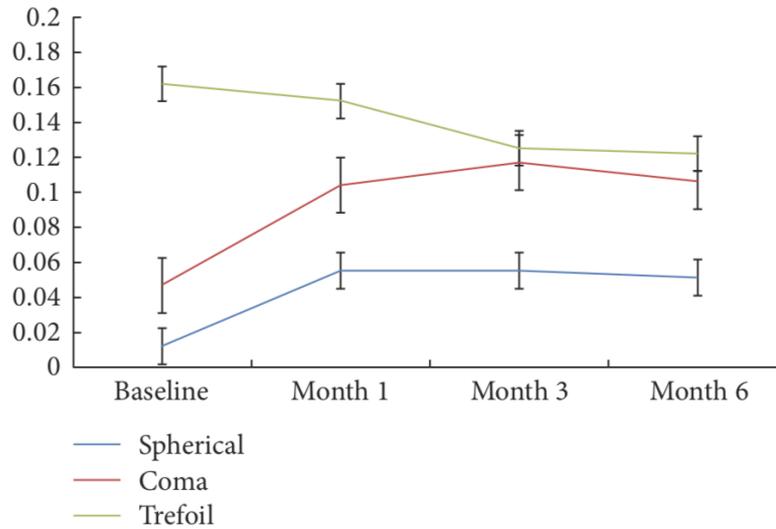
state applicate lenti per ortocheratologia. Le misurazioni sono state effettuate per una pupilla di 3 mm prima, dopo 1, 3 e 6 mesi dall'inizio del trattamento.

I valori di SR per le aberrazioni di alto ordine sono diminuiti significativamente nei sei mesi di studio (Figura 29). Come detto nel Capitolo 3 di questo elaborato, valori prossimi allo zero indicano sistemi ottici più aberrati. Questo è in linea con l'aumento significativo di HOAs durante lo stesso periodo, che ha visto incrementare di 5 volte l'aberrazione sferica mentre la coma è aumentata dal valore iniziale di $0,047 \pm 0,147 \mu\text{m}$ ad un valore ai 6 mesi di $0,106 \pm 0,129 \mu\text{m}$. I valori di trifoglio invece non sono risultati statisticamente variati, anche se presentano piuttosto una diminuzione che un aumento (Figura 30).



	Baseline	Month 1	Month 3	Month 6	F	P
Strehl ratio	0.469 ± 0.234	0.252 ± 0.171	0.296 ± 0.202	0.222 ± 0.151	21.544	<0.001

Figura 29. Rappresentazione e valori della Strehl ratio per una pupilla di 3 mm prima e dopo 1, 3 e 6 mesi dall'inizio del trattamento OK. [articolo 58]



	Baseline	Month 1	Month 3	Month 6	F	P
HOA RMS	0.109 ± 0.079	0.209 ± 0.215	0.213 ± 0.183	0.215 ± 0.178	12.018	<0.001
Spherical	0.012 ± 0.030	0.055 ± 0.071	0.055 ± 0.065	0.051 ± 0.034	11.566	<0.001
Coma	0.047 ± 0.147	0.104 ± 0.144	0.117 ± 0.145	0.106 ± 0.129	3.536	0.044
Trefoil	0.162 ± 0.659	0.152 ± 0.198	0.125 ± 0.115	0.122 ± 0.114	0.154	0.722

Figura 30. Rappresentazione e valori delle aberrazioni sferica, coma e trifoglio per una pupilla di 3 mm prima e 1, 3 e 6 mesi dall'inizio del trattamento OK. [articolo 58]

Uno studio del 2018 condotto da Guo e colleghi ^[60] ha coinvolto 19 soggetti per cui è stata valutata l'alterazione delle aberrazioni sia oculari sia corneali, la CSF in condizioni fotopiche (85 cd/m²) e mesopiche (2,7 cd/m²) e i valori di MTF (funzione di trasferimento della modulazione) e della funzione di Strehl (SR). Le misurazioni sono state effettuate prima e un mese dopo l'inizio del trattamento OK, alla mattina subito dopo la rimozione delle lenti e a 8 ore dalla prima visita. Tutti i valori sono stati analizzati per pupille di 3, 4 e 5 mm di diametro. I valori di MTF e SR sono stati misurati grazie a un sistema che proietta un laser a 780 nm direttamente in retina ed analizza la forma e le dimensioni dell'immagine riflessa all'indietro fuori dall'occhio. Entrambi sono risultati significativamente diminuiti. La MTF è passata da $48,33 \pm 8,10$ a $38,81 \pm 9,58$ dopo un mese di trattamento, alla mattina, mentre la Strehl Ratio è passata da $0,31 \pm 0,07$ a $0,225 \pm 0,07$ nello stesso periodo di tempo. Questi valori subiscono un ulteriore calo andando ad aumentare il diametro pupillare da 3 mm a 4 o 5 mm.

⁶⁰ H. C. Guo, W. Q. Jin, A. P. Pan, Q. M. Wang, J. Qu, A.Y. Yu; Changes and Diurnal Variation of Visual Quality after Orthokeratology in Myopic Children; Journal of Ophthalmology; 2018; pp, 1-10

Per quanto riguarda le aberrazioni, quelle totali oculari hanno subito un calo significativo dovuto soprattutto alla correzione delle LOAs dato dal porto di lenti per OK. Le HOA oculari e corneali e le aberrazioni totali corneali sono invece aumentate significativamente (Figura 31 e 32) Tra le HOA, si sono misurati aumenti significativi di coma, trifoglio e aberrazione sferica per tutti e tre i diametri pupillari testati.

La CSF è stata calcolata in valori logaritmici per frequenze di 3, 6, 12 e 18 cp/g ed è stata valutata anche l'area sotto la CSF (AULCSF). I valori di CSF fotopici per la frequenza di 18 cp/g sono aumentati, mentre sono diminuiti i valori a 3 cp/g. L'aumento alle alte frequenze è probabilmente dovuto alla compensazione di defocus e astigmatismo (aumento dell'AV non corretta), il calo alle basse frequenze è correlato all'aumento delle HOAs.

Confrontando i loro risultati con quelli di Hiraoka et al ^[56], gli autori dello studio hanno supposto che la discrepanza tra le misurazioni della CSF ad alte frequenze spaziali (secondo lo studio di Hiraoka diminuisce) è dovuta alla presenza di un decentramento nelle lenti dei soggetti esaminati nello studio di Hiraoka e colleghi.

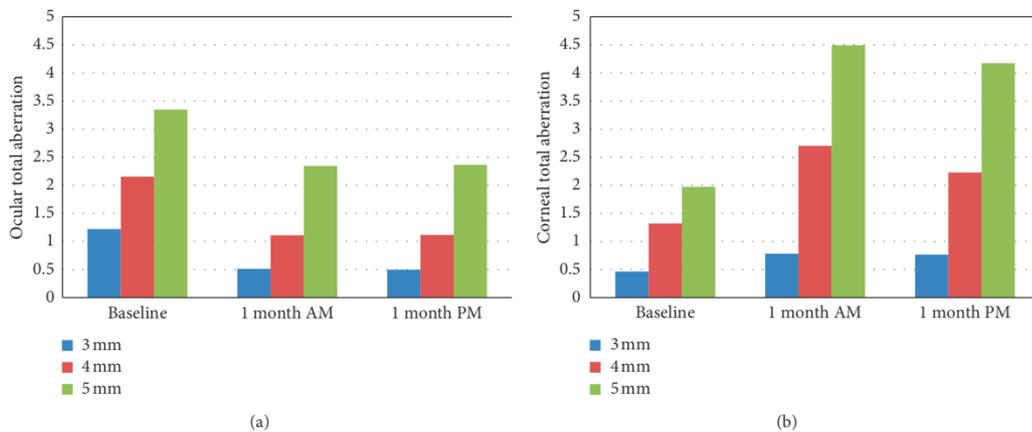


Figura 31. Effetto del trattamento OK sulle aberrazioni totali oculari (a) e corneali (b). [articolo 59]

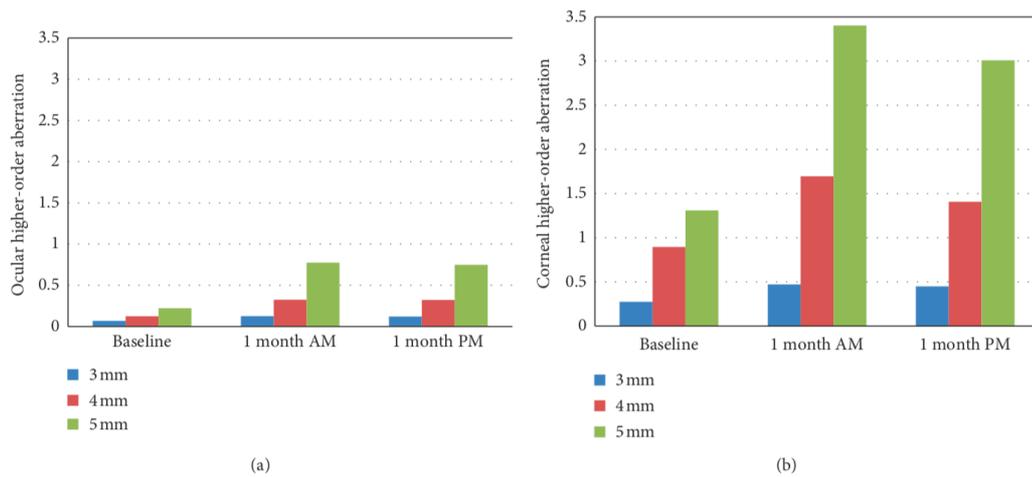


Figura 32. Effetto del trattamento OK sulle HOA oculari (a) e corneali (b). [articolo 59]

5. CONCLUSIONI

Gli studi riportano un aumento delle HOAs per tutti i diametri pupillari analizzati, sottolineando un aumento ulteriore delle HOAs con pupille di dimensioni maggiori ^[60]. Il fattore tempo non sembra essere decisivo per l'incremento delle aberrazioni. Infatti, dopo un mese dal porto, l'entità delle HOA, considerate nella loro totalità o singolarmente, non subisce alterazioni significative ^[56, 59].

L'aumento delle HOA determina una riduzione della qualità visiva. Questa relazione è stata confermata dagli studi analizzati come negativa, ovvero all'aumentare delle aberrazioni diminuisce la qualità. La qualità visiva può essere valutata soggettivamente, mediante la misurazione della sensibilità al contrasto, od oggettivamente, mediante la misurazione di parametri quali MTF e SR.

Per quanto riguarda la misura soggettiva, secondo Hiraoka e colleghi la sensibilità al contrasto mostra un calo a tutte le frequenze spaziali per una pupilla di 4 mm, sia in condizioni fotopiche che in condizioni mesopiche ^[55, 56, 57]. Lo studio condotto da Guo et al invece afferma che la riduzione della sensibilità avviene solo per basse frequenze spaziali, mentre aumenta per le alte frequenze, in linea con l'aumento di AV senza correzione ^[60]. Questa discrepanza di risultati sembra essere dovuta a un decentramento delle lenti applicate da Hiraoka e colleghi, che va a degradare maggiormente la visione.

Nella misurazione oggettiva della qualità visiva emerge che sia la funzione di Strehl che la MTF subiscono un calo dopo 1 mese di trattamento, con un ulteriore calo dopo 3 e 6 mesi ^[59, 60]. Inoltre, i due valori diminuiscono con l'aumento del diametro pupillare, indicando una correlazione negativa con le HOAs.

La qualità visiva e le HOAs subiscono una fluttuazione nell'arco della giornata, con un aumento delle HOAs verso sera che porta ad un peggioramento della visione alla fine del giorno rispetto alla mattina ^[58].

In due studi di Hiraoka e colleghi ^[55, 58], si evidenzia una relazione tra entità della miopia da correggere, HOA e CSF. All'aumentare dell'ametropia, si verifica un aumento dell'entità delle HOAs e di conseguenza un calo di CSF.

Sebbene non siano presenti evidenze statistiche, sembra che la sensibilità al contrasto e le aberrazioni di alto ordine non subiscano ulteriori degradazioni dopo un periodo di adattamento. Santolaria Sanz e colleghi ^[61] ipotizzano che questa situazione sia da imputare ad un adattamento neurale alle condizioni imposte dalle lenti per OK, teoria ripresa anche da Guo et al nel loro studio ^[60].

Nello studio sulla qualità visiva in condizioni mesopiche, condotto da Hiraoka et al ^[57], viene evidenziata l'inadeguatezza alla guida notturna, secondo le norme della German Ophthalmic Society, del 64% dei soggetti che si sono sottoposti allo studio.

Dagli studi analizzati appare evidente che l'induzione di aberrazioni di alto ordine dovuta al trattamento ortokeratologico determina una degradazione della qualità visiva. Visto che la correzione di queste aberrazioni non è attualmente possibile, è importante comprendere quali sono le conseguenze sul sistema ottico oculare e sulla qualità di vita dei portatori di lenti per OK conducendo nuovi studi in proposito, per svolgere applicazioni più sicure e coscienti e per informare correttamente i futuri portatori sui pro ed i contro di questo trattamento.

⁶¹ E. Santolaria Sanz; A. Cerviño, A. Queiros, C. Villa-Collar, D. Lopes-Ferreira, J. M. González-Méijome; Short-Term Changes in Light Distortion in Orthokeratology Subjects; BioMed Research International; 2015; pp. 1-7

BIBLIOGRAFIA

1. S. S. Hayreh; Blood Supply of the Anterior Segment. In: Ocular Vascular Occlusive Disorders; Springer, Cham; 2015; pp. 111-141
2. Remington L. A.; Cornea and sclera; in: Clinical anatomy and physiology of the visual system, Third edition; Elsevier inc. Butterworth-Heinemann; USA; 2012; p. 10
3. Siu A, Herse P; The effect of age on human corneal thickness. Statistical implications of power analysis; Acta Ophthalmol; 1993 Feb; 71(1):51-6
4. A. Farjo, M. McDermott, H.K. Soong; Corneal anatomy, physiology, and wound healing; M. Yanoff, J.S. Duker (Eds.); Ophthalmology (3rd ed); Mosby, St. Louis, MO; (2008); pp. 203-208
5. C. Hanna, D.S. Bicknell, J.E. O'Brien; Cell turnover in the adult human eye; Arch Ophthalmol, 65; (1961); pp. 695-698
6. D. W. Del Monte, T. Kim; Anatomy and physiology of the cornea; J Cataract Refract Surg; 2011; 37:588–598
7. D.M. Maurice; The transparency of the corneal stroma, Vision Res, 10; (1970); pp. 107-108
8. R.W. Yee, M. Matsuda, R.O. Schultz, H.F. Edelhauser; Changes in the normal corneal endothelial cellular pattern as a function of age; Curr Eye Res, 4 (1985); pp. 671-678
9. www.eurok.eu/orthokeratology

10. J. K. Si, K. Tang, H. S. Bi, D. D. Guo, J. G. Guo, X. R. Wang; Orthokeratology for Myopia Control: A Meta-analysis; *Optometry and Vision Science*; March 2015; 92(3):252–257
11. A. Queiros, J. M. Gonzalez-Meijome, C. Villa-Collar, A. R. Gutierrez, and J. Jorge; Local steepening in peripheral corneal curvature after corneal refractive therapy and LASIK; *Optometry and Vision Science*; 2010; vol. 87, no. 6, pp. 432–439
12. P. Kang, H. Swarbrick; Peripheral refraction in myopic children wearing orthokeratology and gas-permeable lenses; *Optom Vis Sci*; 2011; 88:476Y82
13. E. van der Worp, D. Ruston; Orthokeratology: An Update; *Optometry in Practice*; Vol 7 (2006); pp. 47–60
14. P. S. Soni, T. T. Nguyen, J. A. Bonanno; Overnight orthokeratology: refractive and corneal recovery after discontinuation of reverse-geometry lenses; *Eye Contact Lens*; 2004; 30:254Y62
15. N. Efron; Contact lens-induced corneal staining; *Optician*; 5 July 1996
16. H. A. Swarbrick; Infection in overnight orthokeratology; *Atti del convegno EurOk*; Bruxelles, 28-30 June 2013
17. J. Wang, D. Fonn, T. L. Simpson, L. Sorbara, R. Kort, L. Jones; Topographical thickness of the epithelium and total cornea after overnight wear of reverse-geometry rigid contact lenses for myopia reduction; *InvestOphthalmol; Vis Sci*; 2003; 44: pp. 4742–4746
18. 18. B. A. Holden, D. F. Sweeney, H. B. Collin; The effects of RGP and silicone elastomer lens binding on corneal structure; *Invest Ophthalmol; Vis Sci*; 1989; 30(suppl): 481

19. A. Alharbi, H. A. Swarbrick; The effects of overnight orthokeratology lens wear on corneal thickness; *Invest Ophthalmol; Vis Sci*; 2003; 44: pp. 2518–2523
20. H. A. Swarbrick; Orthokeratology review and update; *Clin Exp Optom*; May 2006; 89(3):124-43
21. E. Lum, H. A. Swarbrick; Lens Dk/t Influences the Clinical Response in Overnight Orthokeratology; *Optometry and Vision Science*; April 2011; Volume 88; Issue 4; pp. 469-475
22. T. Hiraoka, Y. Kaji, F. Okamoto, et al; Corneal sensation after overnight orthokeratology; *Cornea*; 2009; 28(8): pp. 891-895
23. E. Lum, B. Golebiowski, H. A. Swarbrick; Reduced corneal sensitivity and subbasal nerve density in long-term orthokeratology lens wear; *Eye Contact Lens*; 2017; 43(4): pp. 218-224
24. M. Nombela-Palomo, G. Felipe-Marquez, J. L. Hernandez-Verdejo, A. Nieto-Bona; Short-term effects of overnight orthokeratology on corneal subbasal nerve plexus morphology and corneal sensitivity; *Eye Contact Lens*; 2018; 44(2): pp. 77-84
25. A. Queiròs, C. Villa-Collar, A. R. Gutierrez, J. Jorge, and J. M. González-Mèijome; Quality of life of myopic subjects with different methods of visual correction using the NEI RQL-42 questionnaire; *Eye and Contact Lens*; 2012; vol. 38, no. 2, pp. 116–121
26. E. Santolaria, A. Cervino, A. Queiròs, R. Brautaset, and J. M. González-Mèijome; Subjective satisfaction in long-term orthokeratology patients; *Eye and Contact Lens*; 2013; vol. 39, no. 6, pp. 388–393
27. T. Kojima, A. Hasegawa, S. Hara et al.; Quantitative evaluation of night vision and correlation of refractive and topographical parameters with glare

- after orthokeratology; Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology; 2011; vol. 249, no. 10, pp. 1519–1526
28. T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Kakita, F. Okamoto, and T. Oshika; Time course of changes in ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after overnight orthokeratology; Investigative Ophthalmology and Visual Science; 2008; vol. 49, no. 10, pp. 4314–4320
 29. P. Mazzoldi, M. Nigro, C. Voci; Diffrazione; in Elementi di Fisica – Elettromagnetismo · Onde; Seconda edizione; EdiSES; 2012; p. 398
 30. M. G. Bucci; L'occhio come diottro; in Oftalmologia; Società Editrice Universo; 1993; pp. 559-560
 31. https://it.wikipedia.org/wiki/Polinomi_di_Zernike
 32. <https://www.osa.org>
 33. F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Le aberrazioni oculari in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; p.261
 34. B. J. Wilson, K. E. Decker, A. Roorda; Monochromatic Aberrations Provide and Odd-error Cue to Focus Direction; J.Opt.Soc.Am; 2002; 19 (5): 833-839
 35. A. Guirao, C. Gonzalez, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby, P. Artal; Average Optical Performance of the Human Eye as a Function of Age in a Normal Population; IOVS; January 1999; Vol. 40, No. I; pp. 203-213
 36. F. W. Sears; Aberrazioni di lenti e specchi; in: Ottica; Terza edizione; Casa editrice Ambrosiana- Milano; 1982; p.129
 37. K. Chehab, M. J. Collins, J. H. Roffman, R. J. Franklin, B. A. Davis, X. Cheng; Ophthalmic lenses useful for the correction of presbyopia which incorporate high order aberration correction; brevetto; 2010

38. Tecnologia ZEISS i.Scription®; 2012
39. J. D. Marsack, L. N. Thibos, R. A. Applegate; Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance; *Journal of Vision*; 2004; 4; pp. 322-328
40. F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; L'acuità visiva; in: *Ottica Visuale*; Società Editrice Universo; Roma; 2012; p. 363
41. S. G. Whittaker, J. Lovie-Kitchin; Visual requirements for reading; *Optom Vis Sci*; 1993 (70); pp. 54 – 65
42. M. D. Crossland, L. E. Culham, G. S. Rubin; Predicting reading fluency in patients with macular disease; *Optom Vis Sci*; 2005 (82); pp. 11–17
43. J. A. Marron, I. L. Bailey; Visual factors and orientation-mobility performance; *Am J Optom Physiol Opt*; 1982 (59); pp. 413–426
44. C. Owsley, K. Ball, G. McGwin Jr, et al; Visual processing impairment and risk of motor vehicle crash among older adults; *JAMA*; 1998 (279); pp. 1083–1088
45. I. U. Scott, W. J. Feuer, J. A. Jacko; Impact of visual function on computer task accuracy and reaction time in a cohort of patients with age-related macular degeneration; *Am J Ophthalmol*; 2002 (133); pp. 350 –357
46. F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall'immagine retinica all'elaborazione dell'informazione visiva; in: *Ottica Visuale*; Società Editrice Universo; Roma; 2012; pp. 317-318
47. G. S. Rubin, K. B. Roche, P. Prasada-Rao, L. P. Fried; Visual impairment and disability in older adults; *Optom Vis Sci*; 1994 (70); pp. 750-760

48. https://it.wikipedia.org/wiki/Legge_di_Weber-Fechner#L'esperimento_e_la_legge_di_Weber
49. F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall'immagine retinica all'elaborazione dell'informazione visiva; in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; pp. 330-331
50. F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall'immagine retinica all'elaborazione dell'informazione visiva; in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; p. 333
51. F. W. Campbell, D. G. Green; Optical and retinal factor affecting visual resolution; J Physiol; 1965 (181); pp. 576-593
52. F. W. Campbell, J. G. Robson; Application of Fourier analysis to the visibility of gratings; J Physiol; 1968 (197); pp. 551-566
53. F. Zeri, A. Rossetti, A. Fossetti, A. Calossi; Dall'immagine retinica all'elaborazione dell'informazione visiva; in: Ottica Visuale; Società Editrice Universo; Roma; 2012; pp. 333-335
54. A. Rossetti, P. Gheller; Le funzioni visive; in: Manuale di optometria e contattologia; Zanichelli; Bologna; 2003; p. 136
55. T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Kakita, T. Oshika; Contrast sensitivity function and ocular high-order aberrations following overnight orthokeratology; Invest Ophthalmol Vis Sci; 2007 (48); pp.550-556
56. T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Kakita, F. Okamoto, T. Oshika; Time Course of Changes in Ocular Higher-Order Aberrations and Contrast Sensitivity after Overnight Orthokeratology; Invest Ophthalmol Vis Sci; 2008 (49); pp. 4314-4320
57. T. Hiraoka, C. Okamoto, Y. Ishii, T. Takahira, T. Kakita, T. Oshika; Mesopic Contrast Sensitivity and Ocular Higher-Order Aberrations after Overnight Orthokeratology; Am J Ophthalmol; 2008 (145); pp. 645-655

58. P. Gifford, M. Li, H. Lu, J. Miu, M. Panjaya, H. A. Swarbrick; Corneal versus ocular aberrations after overnight orthokeratology; *Optometry and Vision Science*; 2013 (90); pp. 439-447
59. Y. Sun, L. Wang, J. Gao, M. Yang, Q. Zhao; Influence of Overnight Orthokeratology on Corneal Surface Shape and Optical Quality; *Journal of Ophthalmology*; 2017; pp. 1-6
60. H. C. Guo, W. Q. Jin , A. P. Pan, Q. M. Wang, J. Qu, A.Y. Yu; Changes and Diurnal Variation of Visual Quality after Orthokeratology in Myopic Children; *Journal of Ophthalmology*; 2018; pp, 1-10
61. E. Santolaria Sanz; A. Cerviño, A. Queiros, C. Villa-Collar, D. Lopes-Ferreira, J. M. González-Méijome; Short-Term Changes in Light Distortion in Orthokeratology Subjects; *BioMed Research International*; 2015; pp. 1-7