

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI NAPOLI  
"FEDERICO II"

FACOLTA' DI MEDICINA E CHIRURGIA

DIPARTIMENTO DI SCIENZE BIOMORFOLOGICHE E  
FUNZIONALI

DIRETTORE : PROF. MARCO SALVATORE

DOTTORATO DI RICERCA IN IMAGING MOLECOLARE  
XXI CICLO

ABERRAZIONI DI ORDINE SUPERIORE DOPO PRK TRADIZIONALE E  
PRK CON PROFILO ASFERICO

RELATORE  
*PROF. GIOVANNI CENNAMO*

CANDIDATO  
*DOTT. ALFONSO INTRAVAJA*

## Introduzione

La luce può essere considerata come un'onda elettromagnetica in movimento e un fronte d'onda come una superficie continua isofasica perpendicolare alla direzione di propagazione.<sup>1</sup>

Un sistema ottico perfetto trasforma il fronte d'onda piano prodotto da una sorgente puntiforme lontana in un fronte d'onda sferico ideale, in cui i raggi che attraversano la pupilla convergono tutti nello stesso punto.

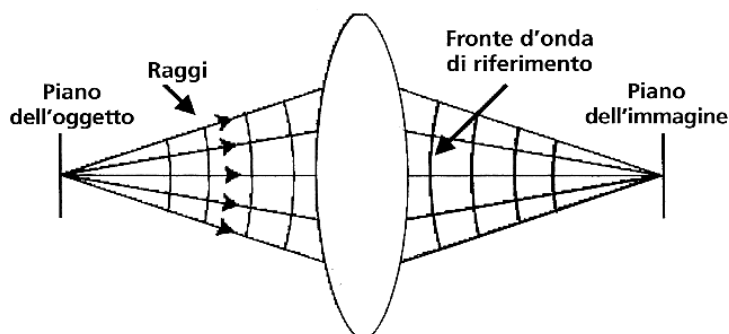
In un occhio perfetto tutti i raggi che passano attraverso la pupilla percorrono la stessa distanza ottica (distanza fisica  $\times$  indice di rifrazione del mezzo) dall'oggetto all'immagine.<sup>1</sup>

Le imperfezioni dell'occhio reale causano una deviazione dei raggi dalla posizione retinica ideale.

Il fronte d'onda che si propaga nell'occhio, perpendicolare alle traiettorie dei raggi, in un sistema ottico aberrato è distorto.

La differenza tra il fronte d'onda aberrato e la sua forma sferica ideale è chiamata Aberrazione del Fronte d'Onda (WA = Wavefront Aberration).

In assenza di aberrazioni, il fronte d'onda converge in un punto focale di diffrazione limitata.<sup>1</sup>(Fig. 1)



*Fig. 1 : Un sistema ottico ideale. La luce dal piano dell'oggetto è focalizzata dalla lente e converge sul piano dell'immagine.*

La propagazione può anche essere descritta dalle ottiche dei raggi. I raggi sono perpendicolari al fronte d'onda in tutti i punti. Alla superficie della lente i raggi divergenti in entrata vengono refratti secondo la legge di Snell per ciascuna localizzazione della lente e convergono sul fuoco. La deviazione dei raggi rispetto all'esatto tragitto dei raggi verso il fuoco può essere usata per ricavare l'aberrazione del fronte d'onda.<sup>1</sup>

Per un occhio focalizzato all'infinito, il fronte d'onda in uscita in assenza di aberrazioni è un piano piatto.(Fig.2)

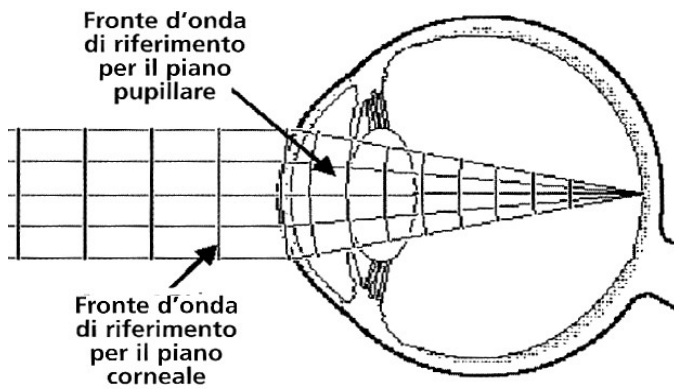


Fig.2: Un occhio ideale. La deviazione dal fronte d'onda ideale definisce l'aberrazione.

Nell'occhio reale il fronte in uscita devia da quello dell'onda piana.(Fig.3)

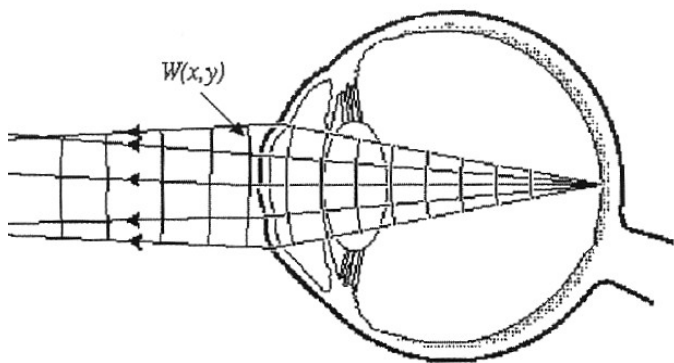


Fig.3: Aberrazione del fronte d'onda in uscita dall'occhio da una sorgente puntiforme foveale.

Per convenzione l'aberrazione del fronte d'onda è misurato in micron sul piano della pupilla. L'aberrazione del fronte d'onda può essere rappresentata con una mappa a colori analogamente alla topografia corneale. La differenza principale è che la mappa corneale descrive la curvatura di una superficie fisica, mentre una mappa di aberrazione descrive la differenza tra un fronte d'onda di luce ed uno di riferimento.<sup>1</sup>

L'aberrazione del fronte d'onda, sia corneale che oculare, è di solito una superficie complessa, tridimensionale, che contiene le informazioni necessarie per descrivere sia le aberrazioni monocromatiche dell'occhio che il difetto visivo da esse prodotte.

Una maniera tipica di descrivere tale superficie è decomporla, ovvero espanderla in polinomi di Zernike<sup>2,3</sup>. I polinomi di Zernike descrivono le aberrazioni dell'occhio e sono conosciute come "funzioni di base"<sup>4</sup>.

Ogni funzione di base di Zernike è il prodotto di due altre funzioni, una che dipende solo dal raggio e l'altra che dipende solo dal meridiano di un punto sul piano pupillare.<sup>4</sup>

I coefficienti (o termini) di Zernike rappresentano, come "peso", la quantità di ciascuna aberrazione nel fronte d'onda complessivo.<sup>4</sup>

I polinomi di Zernike hanno interessanti proprietà matematiche quali l'ortogonalità e la normalità. L'ortogonalità significa che i polinomi di Zernike sono matematicamente indipendenti l'uno dall'altro<sup>4</sup>, per cui i cambiamenti di un polinomio non influenzano alcun altro polinomio nella serie. La normalità significa che il gruppo delle misurazioni delle funzioni di Zernike è strutturato in modo tale da contribuire in egual misura alla radice media quadrata (RMS) della varianza del fronte d'onda.<sup>1-4</sup>

L'errore RMS rappresenta la radice quadrata della somma dei quadrati dei vari coefficienti di Zernike.<sup>4</sup>

La varianza del fronte d'onda rappresenta quanto un fronte d'onda si discosta da un'onda piana.

Per un occhio normale, noi vediamo chiaramente una diminuzione esponenziale dell'errore RMS, all'aumentare dell'ordine di Zernike.

La OSA (Optical Society of America) ha stabilito un importante standard di riferimento per questi polinomi nella aberrometria, proponendo di rappresentarli con due indici: l'ordine N, ovvero ordine radiale R, (che corrisponde all'ordine dei polinomi delle sezioni meridiane) e la frequenza F (il periodo delle superfici ruotando in senso circolare) con due segni opposti, disposti secondo una piramide al cui vertice si trovano i termini di ordine radiale più basso e, scendendo, sempre più alto.<sup>5</sup> (Fig.4)

Ogni riga, quindi, nella piramide corrisponde ad un dato ordine della componente polinomiale e ogni colonna corrisponde ad una differente frequenza meridionale. Per convenzione, alle armoniche co-sinusoidali sono assegnate frequenze positive e alle armoniche sinusoidali sono assegnate frequenze negative.

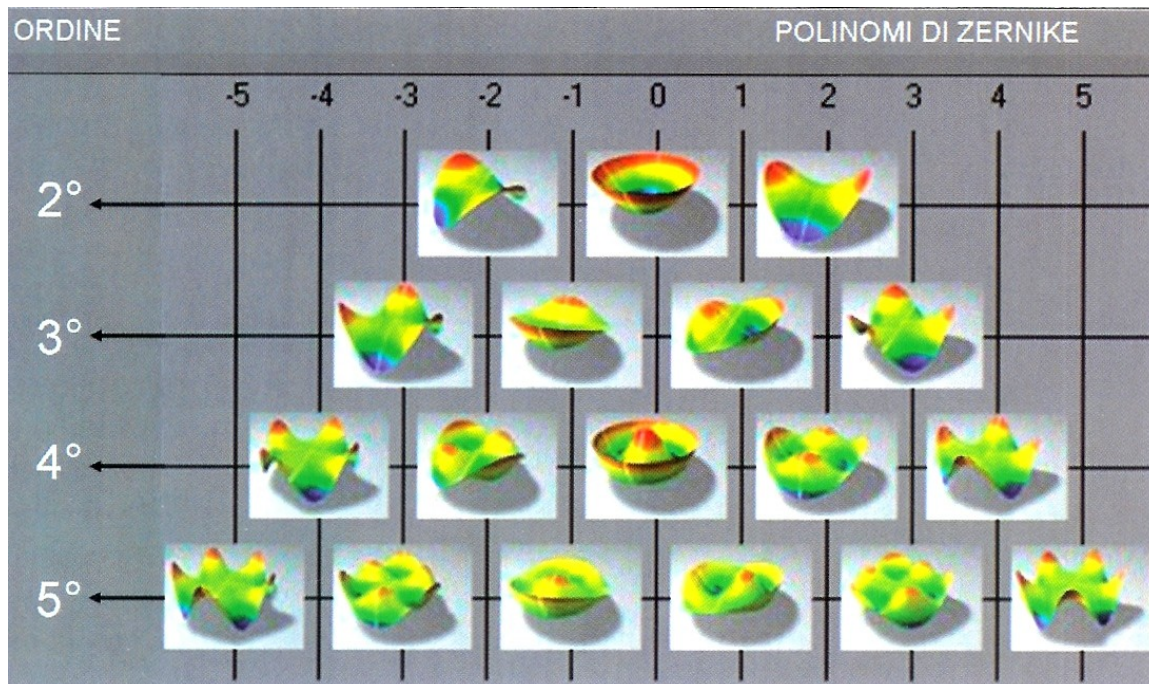


Fig.1: Polinomi di Zernike

I polinomi di Zernike più bassi sono quantità familiari:<sup>1</sup>

$Z_0^0$  è un pistone piatto, come ad esempio un'ablazione foto terapeutica (PTK) circolare piatta.

$Z_1^1$  e  $Z_1^{-1}$  rappresentano un'inclinazione lungo l'asse verticale e orizzontale.

$Z_2^0$  rappresenta lo sfuocamento o errore refrattivo sferico.

$Z_2^2$  e  $Z_2^{-2}$  sono l'astigmatismo ortogonale (secondo e contro regola) e l'astigmatismo obliquo (45/135 gradi).

I polinomi di Zernike ci permettono di separare queste aberrazioni sferocilindriche da quelle di ordine elevato.

Le aberrazioni di ordine elevato che possono avere un impatto rilevante sulla funzione visiva sono quelle di terzo e quarto ordine:

$Z_3^{-3}$  rappresenta l'astigmatismo triangolare con base sull'asse x

$Z_3^{-1}$  è il coma di terzo ordine lungo l'asse x

$Z_3^1$  è coma di terzo ordine sull'asse y

$Z_3^3$  rappresenta l'astigmatismo triangolare sull'asse y

$Z_4^0$  è l'aberrazione sferica di quarto ordine.

Dopo un intervento di chirurgia refrattiva corneale si possono verificare alterazioni di natura ottica che possono modificare la qualità dell'immagine retinica.

In particolare, l'osservazione clinica ha mostrato che la chirurgia refrattiva con laser ad eccimeri causa un aumento delle aberrazioni ottiche di ordine superiore, soprattutto sferica e coma.<sup>5-8</sup>

Ciò comporta un peggioramento dell'acuità visiva misurata in condizioni di basso contrasto, abbagliamento e con pupilla dilatata.<sup>6-9</sup>

L'aberrazione sferica è dovuta al fatto che le porzioni periferiche delle superfici diottriche di forma sferica producono inevitabilmente una refrazione dei raggi luminosi differente da quella prodotta dalle parti centrali. I raggi luminosi che attraversano le parti periferiche di un diottero sferico positivo (raggi marginali) subiscono una deviazione maggiore dei raggi che attraversano le porzioni centrali (raggi parassiali). (Fig.5)

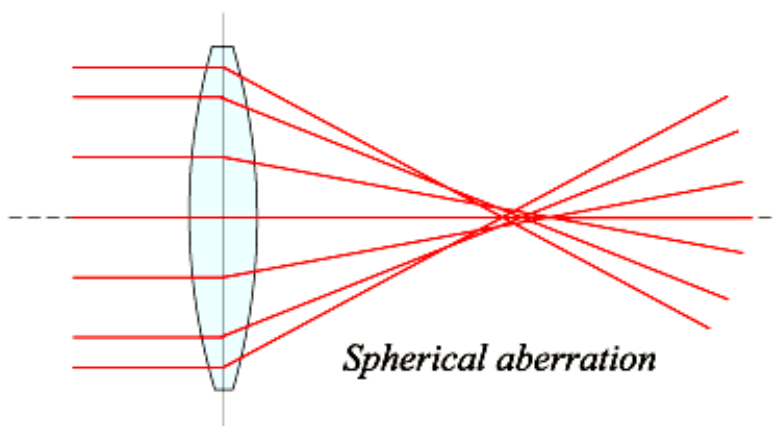


Fig.5: Aberrazione sferica

Il fuoco dei raggi che attraversano la periferia del diottero è più vicino al cristallino di quello dei raggi decorrenti in prossimità dell'asse ottico (aberrazione sferica positiva).<sup>10</sup>

L'entità dell'aberrazione sferica che si produce in un occhio dipende dal diametro pupillare oltre che dal potere e dalla conformazione delle superfici diottriche oculari.

Nell'occhio umano l'effetto dell'aberrazione sferica risulta contenuta dal fatto che il forame pupillare consente di utilizzare soltanto i raggi luminosi che attraversano le porzioni centrali del diottero oculare, che la periferia corneale è più piatta della parte centrale e che il nucleo del cristallino ha un indice di refrazione maggiore della corteccia.<sup>10</sup>

L'accomodazione riduce l'aberrazione sferica e può arrivare ad invertire la posizione del fuoco dei raggi parassiali che vengono a trovarsi più vicini al cristallino di quelli marginali (aberrazione sferica negativa).<sup>10</sup>

In caso di aberrazione sferica il fronte d'onda convergente appare sferico vicino al centro della pupilla, mentre modifica la sua curvatura man mano che ci si avvicina al margine della pupilla stessa. Da questa aberrazione risulta un continuum di punti focali da cui deriva un'immagine puntiforme con aloni.<sup>1</sup>

L'aberrazione sferica può essere misurata in diottrie lungo l'asse ottico (longitudinale), o in termini di ampiezza del disco di confusione (trasversale), raccolto su uno schermo posto nel fuoco parassiale.

Nell'aberrazione coma il fronte d'onda è asimmetrico, e produce un'immagine a forma di cometa sul piano emmetropico.<sup>1</sup> Si determina quando i raggi incidenti formano un angolo con l'asse ottico; i punti periferici dell'immagine vanno a fuoco a differenti distanze piuttosto che in un singolo piano.<sup>9</sup> (Fig.6)

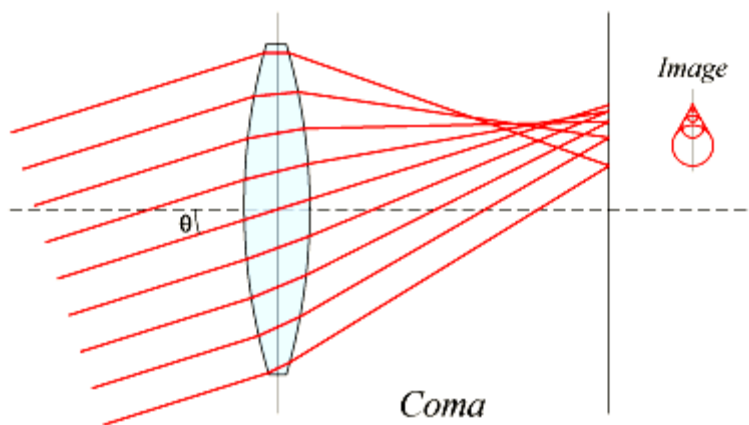


Fig.6: Aberrazione coma

Nell'occhio le aberrazioni coma sono prodotte da raggi luminosi passanti attraverso le porzioni periferiche del forame pupillare che disturbano quelli passanti attraverso la porzione centrale.

In condizioni fisiologiche le aberrazioni di ordine superiore sono rappresentate principalmente dall'aberrazione coma, mentre, in seguito al trattamento refrattivo, l'aberrazione sferica diventa la principale aberrazione di ordine superiore che colpisce l'occhio in condizioni di diametro pupillare ampio (7 mm).<sup>6,8</sup>

L'obiettivo del nostro studio è stato quello di paragonare l'errore del fronte d'onda in pazienti affetti da miopia e astigmatismo miopico trattati mediante PRK con profilo di ablazione tradizionale e asferico.

## Materiali e Metodi

32 occhi di 30 pazienti con miopia e astigmatismo miopico sono stati sottoposti a intervento di fotocheratectomia refrattiva (PRK) presso il Dipartimento di Oculistica dell' Università Federico II di Napoli.

Di questi 32 occhi:

- 16 sono stati sottoposti a PRK tradizionale (7 maschi e 7 femmine, età media :  $30,5 \pm 7,82$  anni)
- 16 occhi sono stati sottoposti a PRK con profilo di ablazione asferico (7 maschi e 9 femmine, età media :  $33 \pm 8,45$ )

Pazienti affetti da diabete mellito, malattie del tessuto connettivo, ambliopia, patologie corneali, cataratta, glaucoma, e malattie retiniche sono stati esclusi da questo studio.

Prima del trattamento e 6 mesi dopo, i pazienti sono stati sottoposti a un completo esame oftalmologico, con valutazione della refrazione (a.v.s.c. e a.v.c.c.), cheratometria, esame alla lampada a fessura, tonometria ad applanazione con tonometro di Goldmann, esame del fondo oculare dopo dilatazione pupillare, misurazione dello spessore corneale centrale mediante pachimetro ad ultrasuoni SONOGAGE Corneo-Gage™ Plus con sonda da 50 MHz.

Il profilo corneale è stato valutato con il topografo corneale TMS-2, (Tomey Technology Inc., Cambridge, MA).

Inoltre sono stati calcolati l'aberrazione totale e le singole aberrazioni di 3° e 4° ordine (sferica, coma e trifoglio) con diametro di analisi di 5, 5.5 e 6 mm, utilizzando l'Analizzatore del Fronte d'Onda WASCA (Wavefront Sciences, Inc. e Asclepion-Meditec AG, Jena, Germany). (Fig:7)

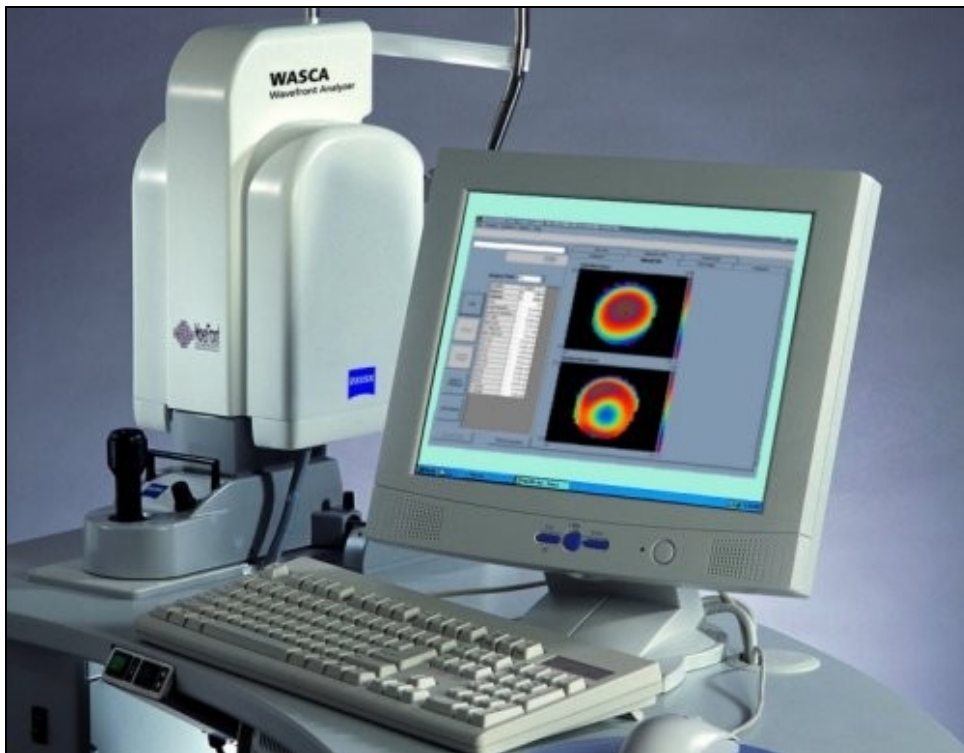


Fig. 7 : Analizzatore di Fronte d'Onda WASCA

L'Analizzatore del Fronte d'Onda WASCA misura le aberrazione dei fronti d'onda mediante l'ausilio del sensore del fronte d'onda di Hartmann-Shack.

Un sottile fascio di luce prodotto da una sorgente di luce puntiforme (850 nm) viene proiettato sulla retina. L'onda riflessa dalla retina viaggia attraverso una matrice di microlenti che suddivide il fronte d'onda in fasci più piccoli di luce i quali vengono focalizzati su di un sensore (fundus camera modificata). Ciascuna lentina campiona una piccola porzione del fronte d'onda, che corrisponde ad una specifica posizione nella pupilla. (Fig. 8)

### Shack-Hartmann wavefront sensor

*Liang, Grimm, Goetz, and Bille (1994), Liang and Williams (1997)*

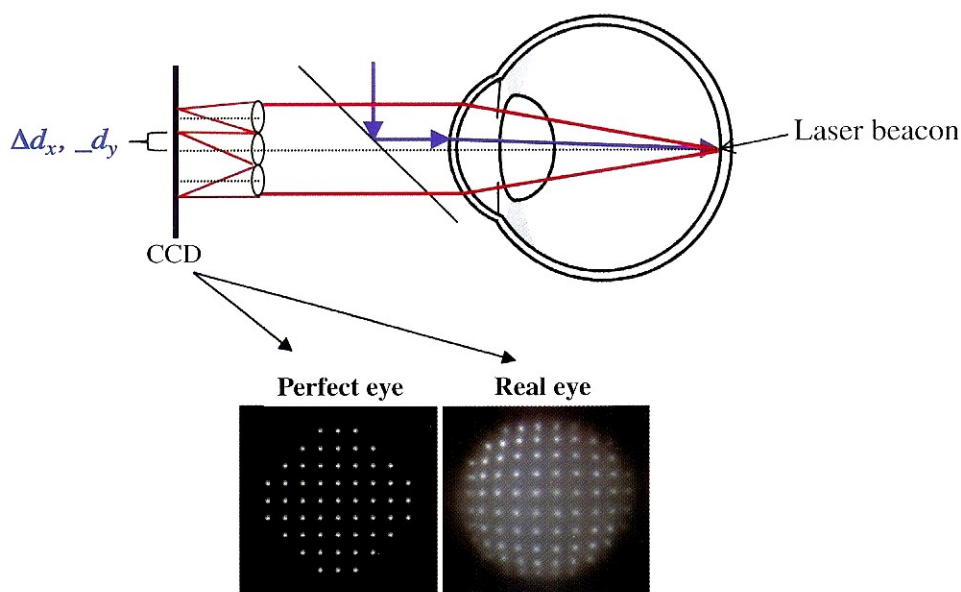


Fig.8: Sensore del fronte d'onda di Hartmann-Schack

In un sistema ottico perfetto, ogni porzione di fronte d'onda sarà proiettata nel punto focale della lentina corrispondente, perpendicolarmente al fronte d'onda. L'occhio aberrato riflette un fronte d'onda distorto e l'inclinazione locale del fronte d'onda è differente per ogni lenticolo, quindi il fronte d'onda verrà messo a fuoco in un insieme disordinato di punti immagine. <sup>1</sup> (Fig. 8)

L'aberrazione trasversale del raggio di luce associato a ciascuna lentina può essere determinata dalla misura dello scostamento del centroide della corrispondente immagine rispetto alla posizione ideale. Misurando lo spostamento di ogni punto dall'asse del lenticolo corrispondente, possiamo dedurre l'inclinazione del fronte d'onda aberrato così come è entrato nel corrispondente lenticolo. <sup>11-12</sup>

Inizialmente, l'algoritmo di ricostruzione del fronte d'onda ne calcola la forma per ogni singola lentina. Successivamente, le informazioni di forma sono allineate per ottenere una ricostruzione complessiva. <sup>13</sup>

L'analizzatore WASCA utilizza una presentazione in falsi colori del fronte d'onda. Questa scala a colori rappresenta la differenza del cammino ottico (OPD: Optical Path Difference) tra il livello massimo e minimo del fronte d'onda (in relazione al piano di riferimento) espresso in micron. La mappa OPD, ricostruita a partire dall'inclinazione del fronte d'onda a livello di ogni microlente, rappresenta, quindi, l'altezza media del fronte d'onda sopra ogni lenticolo. (Fig.9)



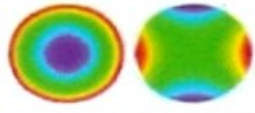
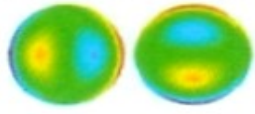
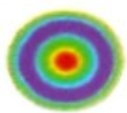
ORDINE	DEFINIZIONE	MAPPA DEL FRONTE D'ONDA
2°	DEFOCUS (miopia, ipermetropia, astigmatismo)	
3°	COMA	
4°	ABERRAZIONE SFERICA	

Fig.9:Mappe del fronte d'onda de le principali aberrazioni ottiche oculari

Tale mappa è poi usata, in associazione al metodo dei minimi quadrati, per trovare i coefficienti dei polinomi di Zernike, espressi in coordinate polari, che meglio descrivono il fronte d'onda.<sup>13</sup>

Ciò che viene valutato ed espresso in micron è il valore RMS (root mean square) che ci consente di quantificare e paragonare le aberrazioni provenienti da differenti misurazioni e pazienti. Esso indica la differenza del fronte d'onda ricostruito rispetto a un fronte d'onda piano.

Tutti gli esami aberrometrici sono stati effettuati in condizioni scotopiche, dopo dieci minuti di adattamento al buio.

Le differenze tra i 2 gruppi sono state misurate mediante il test di Student. Il valore P è stato considerato significativo quando < 0,05.

I dati dei pazienti pre-intervento sono mostrati nelle Tabelle 1-5.

	Tradizionale	Prof. asferico	Val. P
Difetto sferico	-4,28±2,55	-4,25±2,64	>0,05
Difetto cilindrico	-0,87±0,80	-0,90±0,91	>0,05
Equivalente sferico	-4,71±2,51	-4,70±2,62	>0,05

Tabella 1:difetti refrattivi pre-intervento.

	Tradizionale	Prof. asferico	Val. P
a.v.s.c.	0,08±0,04	0,12±0,12	>0,05
a.v.c.c	0,95±0,09	0,98±0,07	>0,05

Tabella 2:acuità visiva naturale e corretta pre-intervento

	Profilo asferico	Prk tradizionale	Val. P
Z(3,-3)	0,09±0,05	0,11±0,06	>0,05
Z(3,-1)	0,15±0,04	0,16±0,08	>0,05
Z(3,1)	0,2±0,09	0,23±0,19	>0,05
Z(3,3)	0,13±0,04	0,14±0,1	>0,05
Z(4,0)	0,11±0,09	0,1±0,07	>0,05
RMS	0,19±0,07	0,17±0,06	>0,05

Tab. 3 : Aberrazioni di Ordine Superiore e RMS con diametro di analisi di 5 mm

	Profilo asferico	Prk tradizionale	Val. P
Z(3,-3)	0,14±0,08	0,14±0,07	>0,05
Z(3,-1)	0,17±0,07	0,2±0,07	>0,05
Z(3,1)	0,25±0,14	0,25±0,18	>0,05
Z(3,3)	0,18±0,08	0,19±0,1	>0,05
Z(4,0)	0,11±0,08	0,12±0,08	>0,05
RMS	0,22±0,11	0,21±0,08	>0,05

Tab. 4 : Aberrazioni di Ordine Superiore e RMS con diametro di analisi di 5,5 mm

	Profilo asferico	Prk tradizionale	Val. P
Z(3,-3)	0,16±0,08	0,16±0,07	>0,05
Z(3,-1)	0,19±0,09	0,23±0,07	>0,05
Z(3,1)	0,25±0,1	0,27±0,18	>0,05
Z(3,3)	0,21±0,08	0,2±0,11	>0,05
Z(4,0)	0,13±0,09	0,14±0,07	>0,05
RMS	0,26±0,07	0,27±0,11	>0,05

Tab. 5 : Aberrazioni di Ordine Superiore e RMS con diametro di analisi di 6 mm

Il primo gruppo di pazienti (trattamento tradizionale - 16 occhi di 14 pazienti), è stato sottoposto a PRK mediante il laser MEL 70 (Asclepion Meditec).

Il MEL 70 è un laser ad eccimeri con ablazione flying spot e diametro dello spot di 1,8mm; lo spot a profilo energetico di tipo gaussiano è proiettato sulla cornea da un sistema di due specchi rotanti comandati da un computer.<sup>13</sup>

E' presente un sistema di eye-tracking attivo per la compensazione dei movimenti dell'occhio con frequenza di ripetizione di 35-50 Hertz; la frequenza di ripetizione dello spot laser è di 35 Hertz.<sup>13</sup>

Il secondo gruppo di pazienti (profilo asferico – 16 occhi di 16 pazienti), è stato sottoposto a PRK mediante il laser MEL 80 (Carl Zeiss-Meditec).

Il MEL 80 è un laser ad eccimeri flying spot di 0,8mm, profilo energetico gaussiano, frequenza di ripetizione dello spot laser di 250 Hertz e eye-tracking della stessa frequenza.<sup>18</sup>

Il MEL 80 realizza un profilo asferico di ablazione grazie a valori di fluensa differenti in rapporto alla eccentricità corneale.<sup>14</sup>

Il diametro di ablazione nel primo gruppo è stato di 6,28±0,51mm, mentre nel secondo gruppo è stato di 6,18±0,34mm, mentre la profondità di ablazione rispettivamente di 70,81±27,95micron e di 94±26,26 micron. (Tab.6)

	Tradizionale	Profilo asferico	p
Diametro di ablazione	6,28±0,51	6,18±0,34	>0,05
Profondità di ablazione	70,81±27,95	94±26,26	<0,05

Tab. 6 : Diametro e profondità di ablazione

## Risultati

I risultati sono stati valutati a 6 mesi dall'intervento.

Non sono state trovate differenze statisticamente significative tra i 2 gruppi dopo PRK per quanto riguarda il difetto sferico, il difetto cilindrico e l'equivalente sferico, come pure per l'acuità visiva naturale e corretta. (Tab 7,8)

	Tradizionale	Profilo asferico	Valore P
Difetto sferico	-0,53±1,00	-0,26±0,41	>0,05
Difetto cilindrico	-0,14±0,32	-0,05±0,19	>0,05
Equiv sferico	-0,6D±1,01	-0,29D±0,44	>0,05

Tab.7: difetti refrattivi post-trattamento

	Tradizionale	Prof. asferico	Val. P
a.v.s.c.	0,79±0,27	0,84±0,24	>0,05
a.v.c.c	0,98±0,07	0,99±0,05	>0,05

Tabella 8: acuità visiva naturale e corretta post-intervento

Le aberrazioni coma e trifoglio non hanno presentato differenze statisticamente significative tra i 2 gruppi per tutti e tre i diametri di analisi. (Tab. 9-11)

L'aberrazione sferica e il valore RMS totale, invece hanno mostrato differenze statisticamente significative tra i 2 gruppi per tutti e tre i diametri di analisi. (Tab. 9-11)

	Tradizionale	Profilo asferico	Val. P
Z(3,-3)	0,15±0,12	0,13±0,1	>0,05
Z(3,-1)	0,3±0,24	0,26±0,15	>0,05
Z(3,1)	0,3±0,2	0,3±0,1	>0,05
Z(3,3)	0,2±0,14	0,17±0,19	>0,05
Z(4,0)	0,33±0,19	0,14±0,1	0,0004
RMS	0,28±0,1	0,21±0,06	>0,05

Tab. 9: aberrazioni di ordine superiore post-prk con diametro di analisi di 5mm

	Tradizionale	Profilo asferico	Val. P
Z(3,-3)	0,18±0,12	0,16±0,11	>0,05
Z(3,-1)	0,33±0,24	0,35±0,18	>0,05
Z(3,1)	0,33±0,21	0,3±0,16	>0,05
Z(3,3)	0,26±0,2	0,22±0,24	>0,05
Z(4,0)	0,41±0,18	0,2±0,09	0,0001
RMS	0,35±0,12	0,26±0,08	0,04

Tab. 10: aberrazioni di ordine superiore post-prk con diametro di analisi di 5,5mm

	Tradizionale	Profilo asferico	Val. P
Z(3,-3)	0,19±0,12	0,19±0,13	>0,05
Z(3,-1)	0,38±0,26	0,42±0,22	>0,05
Z(3,1)	0,37±0,21	0,35±0,2	>0,05
Z(3,3)	0,3±0,2	0,25±0,25	>0,05
Z(4,0)	0,49±0,2	0,27±0,14	0,001
RMS	0,45±0,12	0,3±0,1	0,004

*Tab. 11: aberrazioni di ordine superiore post-prk con diametro di analisi di 6mm*

## Discussione

L'occhio è un sistema ottico con 2 principali elementi ottici, la cornea e il cristallino che provvedono insieme a un bilanciamento dell'aberrazione sferica, riducendola al minimo.<sup>16</sup> Malgrado l'eliminazione degli errori sfero-cilindrici, la chirurgia refrattiva può provocare un decremento della performance visiva alterando il profilo corneale e provocando variazioni nell'asfericità corneale.<sup>15-17</sup>

Il trattamento laser per miopia, basato sull'equazione di Munnerlyn et al.<sup>18</sup>, in cornee prolate dovrebbe determinare un profilo corneale ancora più prolato all'interno dell'area di trattamento, e viceversa in cornee oblate dovrebbe determinare un profilo ancora più oblatto.<sup>19</sup> Questa tendenza dovrebbe accrescersi con la quantità di correzione attesa e ridursi con l'aumento del raggio di curvatura apicale iniziale.<sup>19</sup>

Secondo Mrochen<sup>17</sup> vi è una forte dipendenza tra la profondità di ablazione e la curvatura corneale, per cui l'efficienza dell'ablazione laser si riduce ad ogni impulso laser che raggiunge la cornea quanto più ci si allontana dal centro della cornea, e questo a causa dell'incidenza obliqua dello spot laser.

Muovendosi la scansione laser dal centro della cornea verso il limbus, si verifica un aumento dell'area di illuminazione effettiva e un incremento di riflessione della luce UV con conseguente riduzione della profondità di ablazione per ogni impulso laser. (Fig.10)

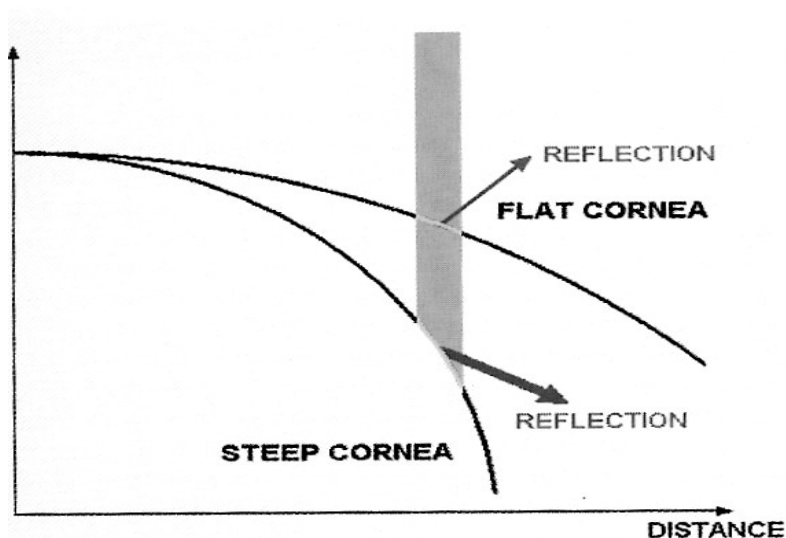


Fig.10: La fluenza (energia x unità di superficie) dipende dall'angolo di incidenza del fascio laser sulla cornea.

Yoon e coll.<sup>16</sup> hanno sviluppato un modello di occhio biologico per spiegare l'aberrazione sferica indotta dopo chirurgia refrattiva laser per miopia e ipermetropia. Secondo gli Autori se si assume una profondità di ablazione fissa per ogni impulso laser, a differenza dei dati clinici, il modello teorico mostra un incremento dell'aberrazione sferica negativa con il trattamento miopico e un incremento dell'aberrazione sferica positiva con il trattamento ipermetropico.

In caso di profondità di ablazione variabile, causata dall'incidenza obliqua dello spot laser sulla cornea, l'aberrazione sferica indotta, predetta teoricamente tende a essere in accordo con i dati clinici.

Hersh e coll.<sup>15</sup> hanno costruito 2 modelli matematici di ablazione corneale per definire i possibili meccanismi di variazione dell'asfericità corneale e hanno determinato le asfericità corneali post-intervento teoriche su un range di correzioni da -12 a +6 diottrie.

Il primo modello assumeva un raggio laser di fluensa omogenea sopra la zona di ablazione, e il secondo modello considerava un calo della percentuale di ablazione nella periferia corneale come risultato dell'angolo di incidenza del raggio laser sulla cornea.

Secondo gli Autori un modello matematico che tiene in conto le variazioni della fluensa del raggio laser attraverso la zona di ablazione dovuta all'angolo di incidenza non perpendicolare è altamente predittivo riguardo le misure dell'asfericità corneale post-intervento.

Gli effetti della variazione di profondità di ablazione laser della cornea spiegano circa la metà della quantità dell'aberrazione sferica osservata clinicamente.<sup>16</sup>

Un'altro fattore da considerare è la risposta biomeccanica della cornea all'ablazione laser.<sup>14,15,20</sup>

Secondo Roberts<sup>21</sup> la rottura delle lamelle collagene dello stroma corneale centrale mediante il laser ad eccimeri per la correzione della miopia, provoca una contrazione elastica delle lamelle periferiche con conseguente incremento della curvatura e dello spessore corneale periferico e un maggiore appiattimento della zona centrale.

Queste variazioni biomeccaniche possono provocare dei cambiamenti nell'asfericità corneale evidenziata clinicamente.<sup>15</sup>

Nel nostro studio sono stati confrontati 2 gruppi di pazienti trattati con 2 diversi profili di ablazione.

Il primo gruppo è stato trattato mediante un profilo di ablazione tradizionale basato sul modello di Munnerlyn e coll.<sup>18</sup>

Il secondo gruppo è stato sottoposto a PRK con profilo di ablazione asferico.

Per quanto riguarda la correzione del difetto sfero-cilindrico non vi sono differenze tra i 2 gruppi a 6 mesi dall'intervento, così come per l'acuità visiva non corretta e corretta. (Tab. 7,8)

In entrambi i gruppi si osserva un aumento statisticamente significativo delle aberrazioni ottiche di ordine superiore dopo chirurgia refrattiva, come descritto in altri studi.

Se paragoniamo le aberrazioni post-intervento tra i 2 gruppi, possiamo notare che per quanto riguarda le aberrazioni di terzo ordine (coma e trifoglio) non vi sono differenze statisticamente significative per tutti e tre i diametri di analisi. (Tab. 9-11)

Nel caso invece dell'aberrazione sferica si nota una differenza tra i 2 gruppi.

In particolare l'aberrazione sferica mostra un maggiore incremento, statisticamente significativo, nel gruppo tradizionale in tutti e 3 i diametri di analisi. (Tab. 9-11)

Il maggior incremento dell'aberrazione sferica determina un più grande aumento dell'errore aberro metrico post intervento nel gruppo tradizionale.

Munnerlyn e coll.<sup>18</sup> hanno ricavato i profili dello spessore ablatato per i modelli di ablazione miopica e ipermetropica secondo la formula :

$$\text{profondità di ablazione} = \frac{\text{diametro zona ottica}^2 \times \text{correzione diottrica}}{3}$$

In pratica, Munnerlyn calcola il volume dell'ablazione a partire da una cornea sferica per una data zona ottica, per ottenere una cornea sferica post-intervento con un differente raggio di curvatura.<sup>11</sup>

In caso di correzione chirurgica della miopia, questo profilo di ablazione provoca un appiattimento della cornea centrale rendendo la cornea stessa oblata o meno prolata.<sup>15,16</sup>

Il MEL 80 effettua, invece un'ablazione corneale tenendo in conto la prolaticità, la proiezione e gli effetti della riflessione del raggio laser.

Il MEL 80 corregge l'energia del singolo spot e quindi fornisce un'applicazione di energia estremamente accurata.

Nel gruppo con profilo asferico, il software del laser ha valori di fluenza differenti in relazione alla eccentricità corneale, in modo da evitare le sottocorrezioni periferiche dovute a perdite di riflessione del raggio laser.<sup>14</sup>

Malgrado non vi siano differenze tra i diametri di ablazione tra i 2 gruppi, nel gruppo con profilo asferico vi è una maggiore profondità di ablazione rispetto al gruppo con profilo di ablazione tradizionale (Tab. 6), per garantire un migliore mantenimento della prolaticità corneale.<sup>14</sup>

Entrambe le tecniche di ablazione, tradizionale e asferica, si sono dimostrate efficaci nella correzione del difetto miopico.

Tuttavia, il modello di ablazione asferico ha mostrato, attraverso la conservazione di un profilo corneale più fisiologico, un minor incremento dell'errore aberrometrico totale grazie a un minore aumento dell'aberrazione sferica.

A ciò consegue, per i pazienti, una migliore qualità della visione particolarmente in condizioni scotopiche.

## BIBLIOGRAFIA

- 1) S.M. MacRae, R.R. Kruger, R.A. Applegate. Ablazione corneale personalizzata. Verduci Ed.
- 2) Mahajan VN. Zernike circle polynomials and optical aberrations of systems with circular pupil. *Applied Optics* 1994; 33:8121-8124.
- 3) Born M, Wolf E. *Principles of Optics*. 7th ed. Cambridge, England: Cambridge University Press; 1999.
- 4) Thibos LN. Wavefront data reporting and terminology. *J Refract Surgery* 2001; 17: 578-583
- 5) Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb RH, and V.S.T. Members. Standards for reporting the optical aberrations of eyes. *Vision Science and its Applications, OSA Trends in Optics & Photonics* 2000; 35: 110-130
- 6) Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC, El Danasoury MA. Comparison of corneal wavefront aberrations after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol*. 1999 Jan; 127(1):1-7
- 7) T. Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE. Ocular optical aberrations after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. *Arch Ophthalmol*. 2000 Jan; 118(1):17-21
- 8) Endl MJ, Martinez CE, Klyce SD, McDonald MB, Coopender SJ, Applegate RA, Howland HC. Effect of larger ablation zone and transition zone on corneal optical aberrations after photorefractive keratectomy. *Arch Ophthalmol*. 2001 Aug; 119(8):1159-64.
- 9) Sakata N, Tokunaga T, Miyata K, Oshika T. Changes in contrast sensitivity function and ocular higher order aberration by conventional myopic photorefractive keratectomy. *Jpn J Ophthalmol*. 2007 Sep-Oct; 51(5):347-52.
- 10) Paliaga C. G. *L'Esame del Visus*. Ed. Minerva Medica
- 11) Larry N. Thibos, *Principles of Hartmann-Shack Aberrometry*. *Journal of Refractive Surgery* Volume 16 September/October 2000
- 12) Wilson SE, Mohan RR, Hong J-W, et al. The wound healing response after laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy; elusive control of biological variability and effect on custom laser vision correction. *Arch Ophthalmol* 2001; 119:889-896
- 13) F. Bartoli. *PRK Trattamento Refrattivo e aberro metrico*. Ed. Minerva Medica.
- 14) Mastropasqua L, Toto L, Zuppari E, Nubile M, Carpineto P, Di Nicola M, Ballone E. Photorefractive keratectomy with aspheric profile of ablation versus conventional photorefractive keratectomy for myopia correction: six-month controlled clinical trial. *J Cataract Refract Surg*. 2006 Jan; 32(1):109-16
- 15) Hersh PS, Fry K, Blaker JW. Spherical aberration after laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy. Clinical results and theoretical models of etiology. *J Cataract Refract Surg*. 2003 Nov; 29(11):2096-104.
- 16) Yoon G, Macrae S, Williams DR, Cox IG. Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2005 Jan; 31(1):127-35
- 17) Mrochen M, Donitzky C, Wüllner C, Löffler J. Wavefront-optimized ablation profiles: theoretical background. *J Cataract Refract Surg*. 2004 Apr; 30(4):775-85.
- 18) Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 1988 Jan; 14(1):46-52.
- 19) Gatinel D, Hoang-Xuan T, Azar DT. Determination of corneal asphericity after myopia surgery with the excimer laser: a mathematical model. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2001 Jul; 42(8):1736-42.
- 20) Mrochen M, Seiler T. Influence of corneal curvature on calculation of ablation patterns used in photorefractive laser surgery. *J Refract Surg*. 2001 Sep Oct; 17(5):S584-7.



21)Roberts C. Biomechanics of the cornea and wavefront-guided laser refractive surgery. J Refract Surg. 2002 Sep-Oct;18(5):S589-92.