

Principi ottici e teoria
della luce
nelle attuali IOL
per la correzione
della presbiopia

1

Mauro Zupardo

Premessa

In questo capitolo verrà utilizzato il linguaggio dell'ottica geometrica. Sebbene l'ottica geometrica possa essere meno rigorosa dal punto di vista scientifico rispetto all'ottica fisica, la sua adozione è motivata dalla volontà di facilitare una comprensione più immediata dei concetti trattati. Pertanto, vi preghiamo di considerare questo approccio come un mezzo per rendere l'argomento più accessibile, pur mantenendo l'integrità del contenuto scientifico.

Le lenti intraoculari per la correzione della presbiopia

Le lenti intraoculari attualmente disponibili per il trattamento della presbiopia si classificano in:

- multifocali;
- *extended depth of focus* (EDOF);
- monofocali a fuoco esteso.

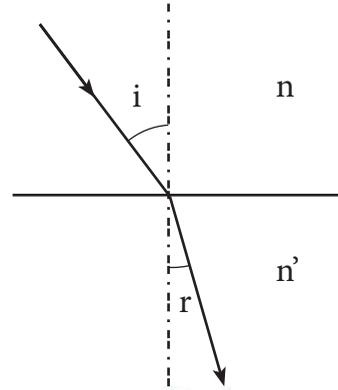
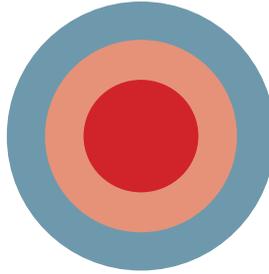
Le lenti intraoculari (*intraocular lens*, IOL) multifocali (*multifocal IOL*, MFIOL) e EDOF utilizzano principi ottici distinti e si caratterizzano per specifici vantaggi e limitazioni.

IOL multifocali

Le IOL multifocali sono progettate per correggere la presbiopia, e permettono una messa a fuoco chiara a diverse distanze: lontano, intermedio e vicino. Ciò è possibile con la creazione di più fuochi, generalmente due o tre. Per formare questi fuochi, è necessario suddividere il fascio luminoso incidente sull'occhio. Tale suddivisione può essere ottenuta impiegando due principi ottici distinti: il principio refrattivo e quello diffrattivo (**Figura 1.1**). Il principio refrattivo si basa sull'ottica geometrica e, in termini concettuali, è piuttosto semplice: ogni sezione della lente ha una curvatura differente, permettendo così di ottenere più poteri diottrici per la visione alle diverse distanze. Le IOL che sfruttano il principio refrattivo presentano un design che può risultare limitante, poiché la dimensione dell'area ottica effettivamente utilizzabile varia in base al diametro della pupilla (pupillo-dipendente). Inoltre, le aperture anulari possono influenzare negativamente la qualità dell'immagine percepita, e un eventuale decentramento della lente è meno tollerato (centraggio-dipendente). Il principio diffrattivo è spiegato dall'ottica ondulatoria. La diffrazione si verifica quando un'onda elettromagnetica (luce) incontra un ostacolo o una fenditura di dimensioni comparabili alla sua lunghezza d'onda. In questa situazione, l'onda non si propaga solo in linea retta, ma si "piega" attorno all'ostacolo, diffondendosi in direzioni diverse. Nelle IOL il funzionamento si basa su un reticolo di diffrazione circolare (piatto diffrattivo) accoppiato a una lente monofocale, o torica

Legge di Snell

$$\frac{\sin i}{\sin r} = n$$



Legge della diffrazione

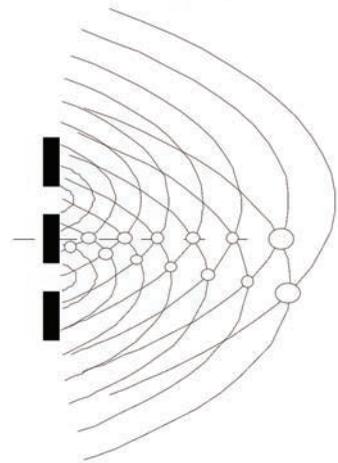
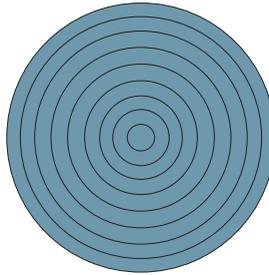


Figura 1.1 Principi ottici refrattivo e diffrattivo.

per l'astigmatismo, che conferisce le proprietà diffrattive. Questa tecnica impiega gradini concentrici microscopici per modificare selettivamente il cammino ottico, inducendo le onde elettromagnetiche a interferire positivamente nei punti focali (dove si intensificano) e negativamente altrove (dove si annullano). Tuttavia, il piatto diffrattivo comporta una certa perdita di energia a causa della dispersione della luce in ordini di diffrazione indesiderati, risultando in immagini con minore intensità luminosa.

CRITICITÀ DELLE IOL MULTIFOCALI

Ambedue i sistemi ottici (refrattivo e diffrattivo) portano alla formazione di immagini multiple e sovrapposte sulla retina, e introducono artefatti visivi indesiderati (**Figura 1.2**). Le immagini sovrapposte creano un effetto di simultaneità visiva: un'immagine emerge nitidamente alla coscienza dell'osservatore (a fuoco), mentre le altre rimangono in secondo piano (sfocate e con effetti di alone). In questo contesto, il cervello è chiamato a selezionare l'immagine predominante da elaborare

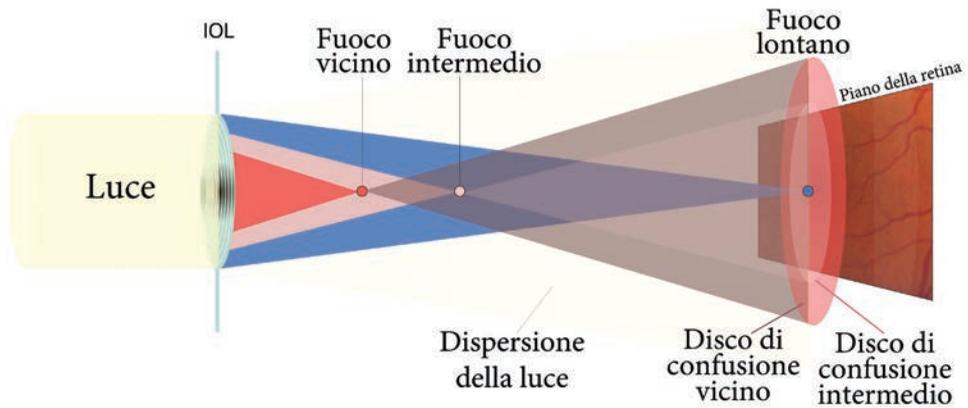


Figura 1.2 Divisione del fascio con ottica diffrattiva trifocale – composizione dei fuochi. Disegno fuori scala, solo a scopo illustrativo.

in quel preciso istante. La visione simultanea implica un processo di neuro-adattamento, dove il cervello deve acquisire la capacità di sopprimere l'immagine monoptica e adattarsi a percepire più immagini sovrapposte. Questo fenomeno richiede una notevole plasticità neuronale e abilità nel percepire e interpretare stimoli visivi complessi.¹ In condizioni normali, il nostro sistema visivo è predisposto a formare un'unica immagine a fuoco sulla retina, ma la visione simultanea sfida questa norma richiedendo un'interpretazione attiva e un periodo di adattamento che può variare da individuo a individuo. In alcuni casi, l'adattamento richiesto può non essere completamente realizzabile. Tuttavia, quando la tecnica viene applicata bilateralmente, il processo di neuro adattamento tende ad essere più rapido. In ogni momento, quindi, una singola immagine appare definita (quella su cui ci si concentra) mentre le altre, che saranno indistinte, genereranno un effetto di confusione visiva sulla retina. Tale fenomeno è responsabile di disturbi visivi indesiderati chiamati disfotopsie, che compromettono la qualità della visione. Le disfotopsie più frequenti includono fenomeni quali aloni attorno alle sorgenti luminose, bagliori intensi, starburst, visione offuscata da vicino o da lontano, immagini a basso contrasto e immagini fantasma. Non va dimenticato, in generale, che la separazione del fascio in più fuochi riduce l'intensità luminosa locale (fotoni), dando luogo a immagini meno brillanti e con contrasto ridotto.

IMPLEMENTAZIONI

Per ridurre gli effetti collaterali e la perdita di luminosità, gli ingegneri ottici hanno progressivamente implementato strategie innovative nel campo dell'ottica diffrattiva. Invece, nell'ambito dell'ottica multifocale refrattiva, non si sono osservati ulteriori sviluppi significativi. L'apodizzazione rappresenta un avanzamento significativo nella tecnologia dei piatti diffrattivi, essendo stata una delle prime tecniche ottimizzanti ad essere introdotta. Questo metodo affina la focalizzazione dell'ener-

gia al centro dell'immagine, minimizzando le dispersioni causate dalla diffrazione. La chiave sta nella modulazione dell'altezza dei gradini del piatto: quando la pupilla si dilata varia la distribuzione locale dell'energia verso il fuoco per lontano. I gradini più alti, al centro della lente, ritardano la luce di circa mezza lunghezza d'onda e la dividono equamente tra le due immagini, i gradini più piccoli diminuiscono il ritardo ottico di una frazione più piccola di lunghezza d'onda e inviano meno luce al vicino (**Figura 1.3**). Alcune IOL sono dotate di apodizzazione inversa, che assicura una distribuzione della luce ottimale in varie condizioni di illuminazione, garantendo una maggiore intensità luminosa per la visione da vicino in ambienti poco illuminati.



Figura 1.3 Implementazioni dell'ottica diffrattiva.

Un ulteriore sviluppo nel campo dell'ottica è l'asfericizzazione, che consiste nella modifica delle superfici ottiche per minimizzare l'aberrazione sferica. Quest'ultima è un difetto ottico che si manifesta quando i raggi (o più precisamente, la radiazione) che attraversano le zone periferiche di una lente sferica convergono a una distanza differente rispetto a quelli che transitano attraverso il centro. Di conseguenza, il mezzo ottico produce un'immagine dal contrasto attenuato, dato che la radiazione non si incontra nello stesso punto focale. L'asfericizzazione delle superfici ottiche garantisce una visione più chiara, in particolare in condizioni di bassa luminosità. Questa caratteristica è estremamente vantaggiosa per potenziare la visione notturna. Del resto, quasi tutte le IOL moderne presentano una superficie asferica standard di base.

La regolazione dell'aberrazione sferica è cruciale per la visione. La cornea umana ha un'aberrazione sferica positiva (AS+) con la quale i raggi periferici vanno a fuoco prima di quelli centrali, nel cristallino invece si osserva un'aberrazione sferica negativa (AS-), con i raggi periferici che vanno a fuoco dopo i centrali (**Figura 1.4**). Prima dell'avvento delle IOL asferiche, le lenti intraoculari utilizzate per gli impianti presentavano superfici sferiche. Questa caratteristica causava l'aggiunta di un'ul-

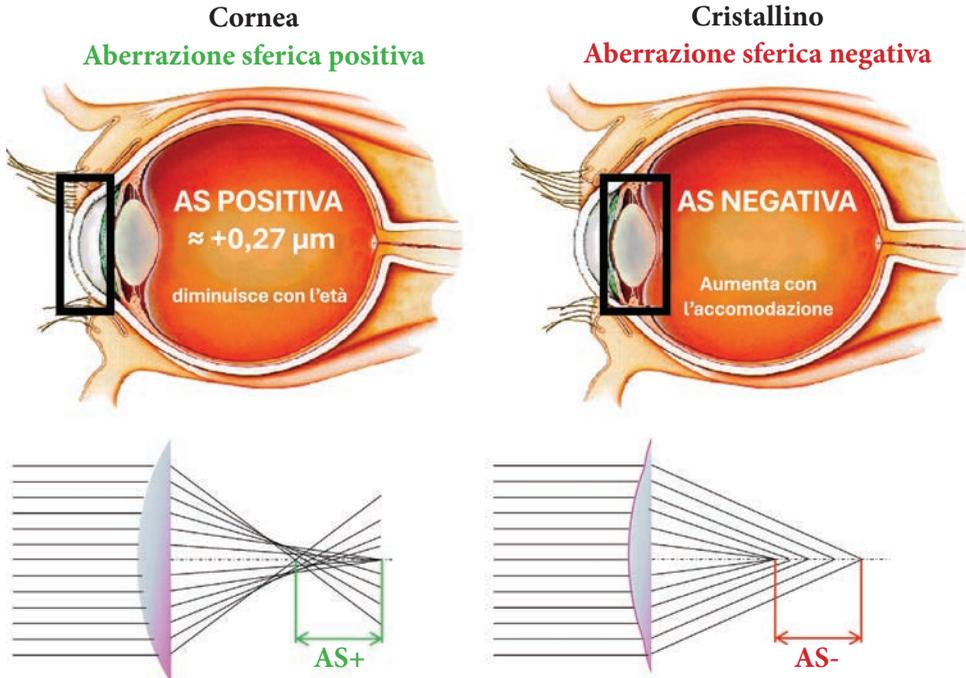


Figura 1.4 Aberrazione sferica della cornea e del cristallino.

teriore aberrazione sferica a quella già esistente nella cornea, compromettendo la nitidezza dell'immagine retinica dopo la sostituzione del cristallino naturale.

Nel processo di chirurgia della cataratta, è fondamentale selezionare una IOL che non solo emmetropizzi, ma anche compensi le aberrazioni sferiche della cornea del paziente. Idealmente, la IOL scelta dovrebbe avere un'aberrazione sferica opposta a quella corneale e integrarsi perfettamente con la cornea, agendo in sinergia con essa come un sistema ottico unificato. Pertanto, l'analisi dettagliata delle aberrazioni sferiche corneali preoperatorie è cruciale per determinare la IOL più appropriata. Generalmente, si predilige una IOL con aberrazione sferica negativa (AS-), simile al cristallino naturale, ma se interventi chirurgici precedenti avessero alterato la morfologia della cornea, potrebbe essere necessario optare per un tipo di IOL differente.

La **Figura 1.5** illustra itinerari ottimizzati per diversi scenari clinici.² Per quanto riguarda l'aberrazione sferica, il significato del segno associato è il seguente:

- AS+ indica che la potenza ottica cresce progressivamente dal centro verso la periferia dell'ottica;
- AS- denota una diminuzione della potenza dall'area centrale verso la periferia, con una performance che varia in base alla dimensione della pupilla (risultati migliori con pupille dilatate; lo spostamento dell'ottica compromette la nitidezza visiva);

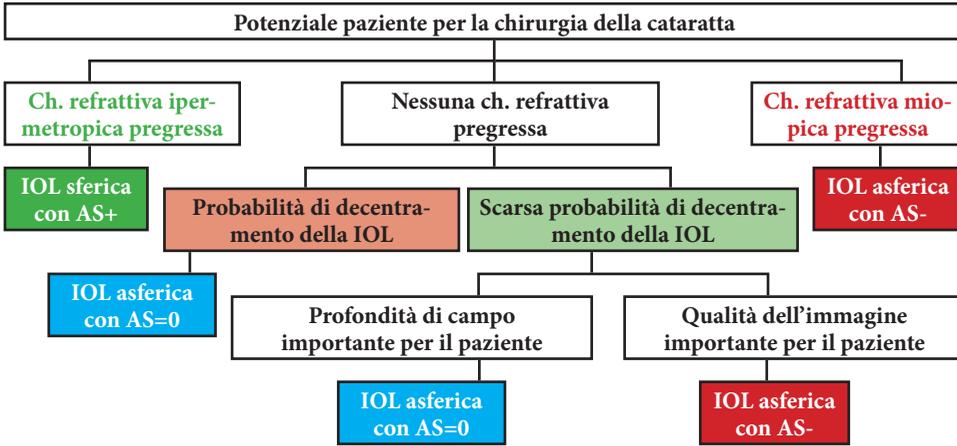


Figura 1.5 Scelta della IOL in funzione dell'aberrazione sferica della cornea. IOL: lenti intraoculari (*intraocular lens*).

AS=0 (aberrazione sferica corretta), la potenza è distribuita uniformemente su tutta la superficie ottica. Queste lenti sono indipendenti dalle variazioni del diametro pupillare e il loro decentramento ha un effetto minimo sia ottico sia aberrometrico.

Altri fattori rilevanti nella selezione della IOL includono le abitudini quotidiane e le ambizioni visive del paziente. Ciò significa valutare se il paziente desidera una maggiore profondità di campo visivo o se dà priorità alla nitidezza e alla qualità dell'immagine.

Riguardo alle innovazioni nell'ottica delle IOL diffrattive, è essenziale considerare il principio della convoluzione, un processo che contribuisce alla regolarizzazione (smoothing) della superficie ottica. La convoluzione è un metodo matematico fondamentale nel trattamento dei segnali e delle immagini,³ applicato in questo contesto per ottimizzare le superfici ottiche delle IOL e massimizzare la quantità di luce utilizzabile nei vari fuochi. A titolo di esempio, la Carl Zeiss AG (Oberkochen, Germania) ha sviluppato una tecnica brevettata per lo smoothing del piatto diffrattivo chiamata *smooth microphase technology* (SMP).

Altre aziende di sono orientate verso lo sviluppo del design ottico, ad esempio la VSYBio (Leinfelden-Echterdingen, Olanda) ha introdotto la *seamless vision technology* (SVT) con un disegno sinusoidale mentre la ALSANZA GmbH (Pfullingen, Germania) ha impiegato l'analisi di Fourier per creare l'ottica armonica di Fourier. Questi casi rappresentano solo alcune delle numerose aziende che si sono distinte per le loro innovazioni, sebbene non siano le uniche a contribuire al progresso tecnologico. I risultati ottenuti sono notevoli, in particolare per quanto riguarda la quantità di luce utile. Progressi significativi sono stati fatti anche nei materiali e

nei filtri delle IOL, come i filtri blu e violetto, che offrono una protezione contro la fototossicità delle radiazioni che raggiungono sull'occhio.

CONSIDERAZIONI

La persistenza di immagini simultanee e sovrapposte a livello retinico, che richiedono un adattamento neurale, unita agli effetti collaterali quali le difotopsie, ha portato a un utilizzo sempre più ridotto dell'ottica tutta diffrattiva. In qualche caso, come vedremo di seguito, si utilizzano pochi anelli radiali per potenziare la performance ottica della lente (IOL ibride).

IOL EDOF

Nelle IOL EDOF il fascio incidente non viene diviso e il fuoco è unico, come avviene nelle lenti monofocali. Ciò che le differenzia è una profondità di fuoco estesa (*extended depth of focus*) ottenuta attraverso la modifica dei profili delle sue superfici. Questo rappresenta un notevole vantaggio, poiché diminuisce significativamente le difotopsie tipiche delle lenti multifocali e agevola l'adattamento del paziente. Le lenti intraoculari (IOL) EDOF sono prevalentemente di tipo refrattivo, ovvero non includono anelli diffrattivi. Tuttavia, esistono ancora, seppur meno utilizzate, IOL che presentano un piatto diffrattivo ingegnerizzato (Symfony-Abbott, 2014). Quest'ultimo, grazie alla presenza di superfici curve sui gradini, genera punti focali così vicini tra loro da poter essere percepiti come un unico fuoco prolungato. L'estensione della profondità di fuoco può essere ottenuta con diversi procedimenti, tra cui:

- modulazione dell'aberrazione sferica;
- Axicon e fascio di Bessel;
- superfici coniche;
- modellazione del fronte d'onda;
- modulazione dell'aberrazione sferica di 4° e 6° ordine.

La modulazione dell'aberrazione sferica per ampliare la profondità di fuoco rappresenta una tecnica pionieristica nel campo ottico (Sifi IT; SIFI S.p.A., Catania, Italia). Questo metodo sfrutta strategicamente l'aberrazione sferica per generare una successione di punti focali adiacenti lungo l'asse ottico. Attraverso un processo di "capitalizzazione", questi punti si fondono per formare un'unica zona focale estesa. La IOL Miniwell, nell'esempio, presenta una sezione centrale con aberrazione sferica positiva (AS+) e una sezione intermedia con aberrazione sferica negativa (AS-), mentre l'intera lente incorpora il valore diottrico adeguato ricavato dai calcoli biometrici (Figura 1.6). Le variazioni di aberrazione sferica positiva e negativa sono ottenute mediante minime modifiche al profilo della superficie della IOL, dell'ordine di pochi micron. Curiosamente, l'aberrazione sferica, generalmente considerata un difetto ottico, viene qui impiegata in modo vantaggioso. Attualmente, le IOL che