



Capitolo 1

L'obiettivo oculare e la messa a fuoco per vicino

Roberto Carnevali

Un sistema ottico è formato da un diaframma, un obiettivo costituito da una o più lenti e da uno schermo sensibile in grado di raccogliere le immagini e l'occhio umano non si discosta da questo schema. Possiede la pupilla che funge da diaframma, un obiettivo formato da due lenti: la cornea ed il cristallino, e uno schermo sensibile rappresentato dalla retina. Contrariamente a quanto succede nelle macchine fotografiche, dove la pellicola è piana, la retina ha la forma di una calotta sferica che permette un maggiore angolo di campo, effetto che negli apparecchi fotografici viene invece ottenuto con un obiettivo grandangolo.

Un buon sistema ottico deve essere in grado di focalizzare i raggi luminosi in un solo punto, sull'asse ottico ed in corrispondenza dello schermo. Una buona costruzione dell'obiettivo, che lo rende esente o quasi da aberrazioni, fa sì che la luce si concentri in un solo punto sull'asse ottico. Questo punto però deve anche cadere in coincidenza dello schermo e questo dipende dal potere dell'obiettivo, la cui distanza focale deve coincidere con la lunghezza del sistema.

Bisogna però tenere conto del fatto che, se l'obiettivo è puntato su un oggetto lontano, i raggi luminosi arrivano paralleli e verranno convogliati sullo schermo, ma se questi provengono da un punto vicino arriveranno divergenti e finirebbero col focalizzare più lontano.

Per questo motivo tutti i sistemi ottici sono dotati di un meccanismo di messa a fuoco, in grado di modificare il potere dell'obiettivo, per fare in modo che i raggi luminosi divergenti vengano correttamente focalizzati.

Nelle macchine fotografiche e nelle telecamere questo si ottiene spostando una più lenti, in modo da aumentare la distanza tra l'obiettivo e lo schermo.

Nell'occhio questo non può avvenire, ma sappiamo che il problema viene affrontato grazie ad un aumento del potere diottico del cristallino, che modifica la sua forma rendendo le sue facce, soprattutto la posteriore, più curve trasformandosi così in una lente di maggiore potenza. Si tratta del meccanismo dell'accomodazione secondo il quale una contrazione del muscolo ciliare provocherebbe un rilassamento delle fibre zonulari che tengono in tensione il cristallino il quale, in virtù di una propria elasticità modificherebbe la propria forma nel modo descritto precedentemente. Questa almeno sarebbe il l'ipotesi più accreditata perché non è escluso che nel processo di accomodazione entrino in gioco anche altri fattori ancora non del tutto conosciuti.¹

Il meccanismo appena descritto per la focalizzazione delle immagini, proprio di tutti i sistemi ottici, occhio compreso, realizza quella che viene definita "visione alternata", che sta a significare che, quando viene messo a fuoco un oggetto ad una determinata distanza, questo è l'unico ad apparire nitido.

Noi non ce ne rendiamo conto, ma quando fissiamo qualcosa, tutto quello che sta più lontano o più vicino appare sfocato.

Questo spiega perché in un occhio anziano, in cui il cristallino ha perso la sua elasticità, la visione degli oggetti lontani viene mantenuta nitida, mentre quella per vicino è compromessa, proprio per l'incapacità dell'obiettivo oculare di modificare il proprio potere sulla base delle esigenze visive.

Si tratta del meccanismo che porta alla presbiopia, inconveniente con cui prima o poi tutti si devono confrontare, e a cui in genere si rimedia con l'adozione di occhiali da lettura.² Tutto questo, a maggior ragione, vale per l'occhio pseudofachico, in cui il cristallino artificiale permette sicuramente un'ottima visione degli oggetti lontani, anche correggendo un eventuale vizio di refrazione preesistente, ma non è certamente in grado di modificare il proprio potere per mettere a fuoco oggetti a distanza ravvicinata.

LE LENTI MULTIFOCALI

A questo punto occorre dire che nessuna lente intraoculare è in grado di riprodurre il meccanismo di "visione alternata" descritto prima. In altre parole nessuna è in grado di cambiare la propria forma così da aumentare il proprio potere in base alle esigenze visive.

Per completezza è giusto precisare che in passato qualche tentativo è stato fatto, realizzando le cosiddette lenti accomodative. Queste, proposte ormai molti anni

fa, miravano a modificare l'obiettivo oculare, non attraverso un aumento del proprio potere diottrico, bensì sfruttando un movimento in avanti della lente stessa, stimolato dalla contrazione del muscolo ciliare.³ La cosa non ha avuto successo, sia perché questa escursione era piuttosto limitata, non sufficiente a permettere una soddisfacente visione da vicino, ma anche perché l'inevitabile coartazione del sacco capsulare finiva col tempo con l'annullare questa possibilità di movimento, mantenendo solo una buona visione lontana, ma vanificando la possibilità di focalizzare a distanza ravvicinata.

A parte questo esempio, bisogna precisare che nessuna delle moderne lenti intraoculari è in grado di modificare il proprio potere in base agli stimoli accomodativi; peraltro lo stesso si può dire riguardo agli interventi laser utilizzati per la correzione della presbiopia.

Come si cercherà di illustrare in seguito, la visione a distanza ravvicinata è ottenuta realizzando una sorta di multifocalità, che permette una contemporanea messa a fuoco degli oggetti a diverse distanze, senza una modificazione del potere dell'obiettivo, realizzando in questo modo quella che viene definita "visione simultanea". In seguito si illustreranno i vari metodi che sono stati messi in gioco per ottenerla, ma occorre precisare che, anche se a prima vista una visione simultanea può sembrare addirittura migliore di quella alternata, questa comporta la presenza di qualche inconveniente a cui si è cercato di ovviare con diversi espedienti che si cercheranno di descrivere.

Oggi in commercio esiste un considerevole numero di lenti multifocali, una volta distinte in refrattive e diffrattive a cui in seguito si sono affiancate quelle che sfruttano l'aberrazione sferica per aumentare la profondità di campo, tuttavia non esistono due modelli di lenti uguali. Fino a poco tempo fa era semplice fare una loro classificazione, c'erano solo le refrattive e le diffrattive, ma oggi con l'introduzione di nuovi modelli che sfruttano altri sistemi la cosa è diventata più difficile.

Poi c'è un po' di confusione riguardo alle lenti definite come EDOF; il termine sta per estensione della profondità di fuoco "Extended Deep of Focus" o sarebbe meglio dire estensione della profondità di campo, tanto l'acronimo non cambierebbe "Extended Deep of Field". Profondità di fuoco e di campo in effetti indicano lo stesso fenomeno, ma hanno un significato un po' diverso.

Questo termine vorrebbe indicare tutte quelle che, anziché suddividere la luce in due o tre fuochi distinti, creano una messa a fuoco continua dal vicino al lontano o meglio dall'intermedio al lontano, perché tutte quante risultano un po' carenti sulla distanza ravvicinata. Oggi molto spesso la dicitura EDOF viene utilizzata per indicare quelle lenti che utilizzano l'aberrazione sferica, ma non è sempre così. Le prime lenti che hanno utilizzato questo termine sono in realtà diffrattive a bassa aggiuntiva per vicino.

Naturalmente questo sta a significare che non esiste ancora un sistema ottimale e che probabilmente in futuro ci saranno ulteriori sviluppi. Ovviamente non è possibile esaminare tutte le lenti e nemmeno si ha l'intenzione di dare giudizi su quali possano essere le migliori. Ne verranno comunque descritte alcune e si cercherà di illustrarne il funzionamento, ma lo scopo non è certamente quello di esaminare

singolarmente ogni modello, ma di mettere i chirurghi in condizioni di comprendere quanto viene descritto negli opuscoli informativi in modo che ognuno sia in grado di capire esattamente il modo in cui ogni lente funziona e giudicare autonomamente quale tipo si adatta meglio alle esigenze di ciascun paziente.

Si cercherà di fare in modo che ognuno possa essere in grado comprendere il significato delle domande che ho elencato a cui probabilmente molti ancora oggi non sono in grado di dare una risposta soddisfacente.

- In cosa consiste la transizione asferica e perché esiste solo nelle lenti refrattive?
- Cosa provoca la comparsa degli aloni attorno alle luci e quali possono essere i sistemi messi in atto per contenerli?
- Perché esistono lenti trifocali diffrattive, ma non refrattive?
- Perché è importante stabilire la ripartizione dell'energia luminosa tra i diversi fuochi?
- Perché questa ripartizione è indicata solo in certi modelli di lenti e non in altri?
- Cosa si intende per pupillo dipendenza?
- Cosa sono le lenti apodizzate e quale finalità hanno?

BIBLIOGRAFIA

1. Burd HJ, Judge SJ, Flavell MJ. Mechanics of accommodation of the human eye. Vision Res 1999;39:1591–5.
2. Glasser A, Campbell MCW. Presbyopia and the Optical Changes in the Human Crystalline Lens with Age. Vision Res 1998;38:209–29.
3. Alió JL, Alió del Barrio JL, Vega Estrada A. Accommodative intraocular lenses: where are we and where we are going. Eye and Vision 2017;4:16.



Capitolo 2

La biometria

Umberto Camellin, Roberto Carnevali, Gianluigi Latino, Massimo Camellin

INTRODUZIONE

Quando Ridley impiantò la prima lente intraoculare ne calcolò il potere in base alla refrazione preoperatoria. Quello che risultò dopo l'intervento fu: sf -18.00 cil -6.00 a 120°.¹

Tutto sommato sarebbe stato meglio lasciare il paziente afachico, tuttavia è apprezzabile il fatto di averci provato con i mezzi limitati di allora. È evidente, comunque, che non si trattava di un buon risultato e quindi questo metodo di calcolo venne comprensibilmente abbandonato. Da quel momento ad oggi si sono sviluppate formule biometriche sempre più precise e la biometria è diventata al giorno d'oggi fondamentale nella pratica clinica.

La biometria oculare è un esame che permette di misurare le dimensioni anatomiche dell'occhio, includendo la curvatura corneale o il potere totale cornale, la lunghezza assiale (AL) e la profondità della camera anteriore (ACD).

Conoscere le moderne LENTI INTRAOCULARI per ottenere le migliori prestazioni

Queste misurazioni sono utilizzate principalmente per calcolare il potere della lente intraoculare (IOL) da impiantare durante l'intervento di estrazione della cataratta.² Distinguiamo due tipi di biometria: ottica (es. ad interferometria a coerenza parziale, ecc.) e ad ultrasuoni divisa a sua volta “a contatto” e “ad immersione”.

In questo capitolo non tratteremo la biometria a ultrasuoni, poiché, sebbene storicamente utilizzata, risulta meno precisa rispetto ai moderni metodi ottici ed è poco pertinente con l'argomento principale del libro, focalizzato sulle lenti intraoculari multifocali, che richiedono misurazioni biometriche ad alta precisione per garantire risultati refrattivi ottimali.³

L'interferometria a coerenza parziale (PCI), introdotta dai dispositivi come IOLMaster, è una delle tecnologie più utilizzate. Questo metodo sfrutta un raggio di luce coerente per misurare la lunghezza assiale dell'occhio attraverso l'analisi delle interferenze tra la luce riflessa dalla cornea e quella proveniente dalla retina.

Grazie a questa tecnica, è possibile ottenere misurazioni estremamente precise della AL, della ACD e dello spessore corneale (CCT). Tuttavia, un'evoluzione della PCI è la tomografia a dominio di Fourier (FD-OCT), che migliora la risoluzione delle misurazioni raccogliendo simultaneamente dati su diverse lunghezze d'onda della luce. Un'altra tecnologia avanzata è rappresentata dall'imaging Scheimpflug, utilizzato da dispositivi come il Pentacam. Questa tecnologia si basa su una proiezione obliqua della luce che consente di ottenere immagini tridimensionali della cornea e della camera anteriore, fornendo informazioni dettagliate sulla curvatura anteriore e posteriore della cornea, sulla topografia e sulla pachimetria. Un ulteriore progresso è rappresentato dalla biometria swept-source OCT (SS-OCT), una tecnologia presente nei dispositivi di ultima generazione come l'IOLMaster 700. Questo metodo utilizza una sorgente laser a banda stretta e permette di ottenere una risoluzione ancora più alta rispetto alla PCI tradizionale. La SS-OCT offre la possibilità di esaminare l'intero asse ottico, inclusa la fovea, consentendo una migliore previsione dei risultati refrattivi, soprattutto in pazienti miopi elevati o con cataratta dense.⁴

In uno studio condotto da Cooke *et al.* sono state confrontate le misurazioni della AL ottenute tramite interferometria ed ecobiometria ad immersione (US). Da questo studio è emerso che la AL è più corta nelle misurazioni con US rispetto alla biometria ottica. Per ovviare a questo, gli autori hanno proposto una formula di regressione:

$$AL \text{ (mm)} = 1.0228 \times AL \text{ misurata mediante ultrasuoni} - 0.4556.$$

Attraverso questa formula è possibile utilizzare le costanti A delle IOL anche tramite biometria ad ultrasuoni.⁵

I principali parametri misurati dai biometri presenti in commercio sono la AL, la ACD, valori cheratometrici in D o in mm (SimK), diametro corneale (White-To-White, WTW). Alcuni sono in grado di rilevare la topografia centrale e la pupillometria utilizzando il disco di Placido, l'aberrometria corneale, lo spessore corneale centrale (CCT) e lo spessore del cristallino (LT).

A ciò si aggiunge che formule biometriche di nuova generazione richiedono parametri aggiuntivi quali ad esempio il genere del paziente. Infatti, secondo alcuni autori⁶ il genere e la razza influenzano la AL, i SimK e l'ACD.

Attualmente sono disponibili biometri avanzati in grado di segmentare la lunghezza assiale dell'occhio applicando un indice di rifrazione specifico a ciascuna struttura oculare: 1.376 per la cornea, 1.336 per l'umor acqueo e il vitreo, e 1.410 per il cristallino. Questa tecnica è nota come SOS Biometry (*Sum-Of-Segment Biometry*).

Grazie a questo approccio, è possibile ottenere misurazioni più accurate, in particolare negli occhi con lunghezza assiale molto corta o molto lunga, riducendo il rischio di errori refrattivi quando si utilizzano formule biometriche tradizionali. Tuttavia, è importante sottolineare che questa metodica non è compatibile con le formule di nuova generazione, le quali incorporano già le correzioni e le ottimizzazioni necessarie per il calcolo della lunghezza assiale.⁷

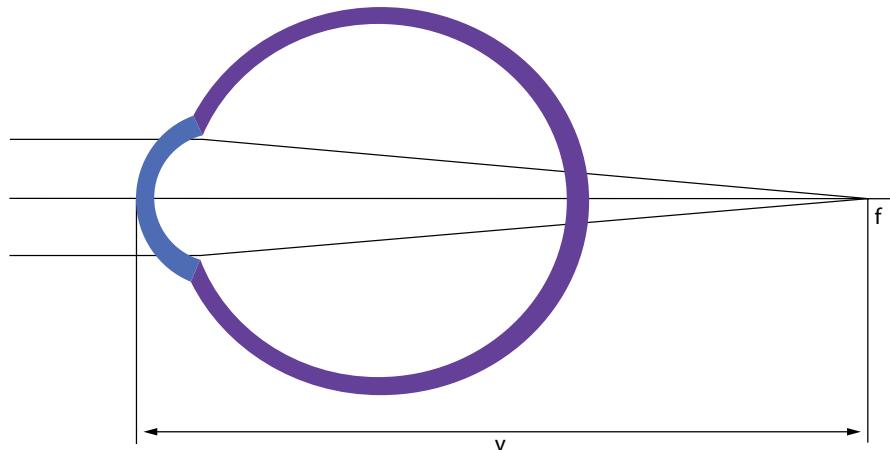
FORMULE BIOMETRICHE PER IL CALCOLO DELLA IOL

Dal primo impianto di Ridley si sono sviluppate negli anni numerose formule biometriche. Tra le prime vi furono le formule teoretiche. Queste considerano l'obiettivo dell'occhio pseudofachico come formato da due lenti sottili: la cornea ed il cristallino artificiale.

Vediamo comunque come possibile arrivare alla determinazione della formula.

La **Figura 2.1** illustra dei raggi luminosi che provengono dall'infinito ed attraversano la cornea andando a fuoco nel punto F situato ad una distanza indicata con v. Ricordiamo che il potere di una lente dato dall'inverso della distanza focale misurata in metri, moltiplicato per l'indice di rifrazione del mezzo in cui viaggia la luce. Di solito la seconda parte di questa definizione viene dimenticata perché in genere quando si parla di lenti i raggi luminosi viaggiano nell'aria che ha un indice di rifrazione uguale a uno. Conoscendo il potere corneale e tenendo conto che dopo

Figura 2.1 Vergenza dei raggi luminosi attraverso la cornea.



Conoscere le moderne LENTI INTRAOCULARI per ottenere le migliori prestazioni

avere attraversato la lente i raggi luminosi non viaggiano nell'aria bensì nel vitreo che ha un indice di rifrazione di 1.336, possiamo calcolare a che distanza andranno a focalizzare. Avremo quindi:

$$K = \frac{n}{v} \quad v = \frac{n}{k}$$

dove:

- v = la distanza focale;
- K = il potere della cornea;
- n = l'indice di rifrazione del vitreo ($n = 1.336$).

Naturalmente il punto F non corrisponde alla retina e la distanza v maggiore della lunghezza dell'occhio. Manca infatti ancora la seconda lente, vale a dire la IOL. A questo punto immaginiamo di conoscere la distanza tra la cornea e la lente intraoculare e la indichiamo con c . Questa distanza corrisponde a quello che in passato veniva considerata come profondità della camera anteriore (ACD), valore successivamente indicato con ELP (Effective Lens Position). Tale valore viene anche definito anche "Estimated Lens Position" (ELP); tale distanza non è da confondere con la ALP (Actual Lens Position), nonché la distanza fisica tra cornea (compresa la pachimetria) e la superficie anteriore della IOL. ELP e ALP non coincidono in quanto la ELP è dipendente da forma, potere e materiale della IOL da impiantare.⁸ Il problema da risolvere adesso quello di stabilire quale dovrà essere il potere della lente da inserire in questa posizione in modo che i raggi luminosi vadano a fuoco sulla retina in modo da ottenere l'emmetropia.

Da notare che, dopo avere attraversato questa seconda lente i raggi luminosi dovranno andare a fuoco sulla retina percorrendo una distanza uguale alla lunghezza dell'occhio meno la profondità della camera anteriore: $(L - c)$ (**Figura 2.2, Figura 2.3**).

Figura 2.2 Sistema cornea IOL.

