



UNIMORE

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI
MODENA E REGGIO EMILIA

Università degli Studi di Modena e Reggio Emilia

Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea Specialistica in Medicina e Chirurgia

Dipartimento Chirurgico, Medico, Odontoiatrico e di Scienze Morfologiche

Struttura Complessa di Oftalmologia

**CONFRONTO DELLE MISURAZIONI BIOMETRICHE TRA UN
BIOMETRO OTTICO (IOL MASTER 700) ED UN TOMOGRAFO
OTTICO DEL SEGMENTO ANTERIORE (MS-39) IN OCCHI
MIOPI POST-LASIK: IMPLICAZIONI PER LA SCELTA DEL
POTERE DELLA IOL NELLA CHIRURGIA DELLA CATARATTA.**

RELATORE

Chiar.mo Prof. Giuseppe Querques

TESI DI LAUREA DI
ALESSANDRO DELLA FONTANA

Anno Accademico 2025 - 2026

SOMMARIO

Contesto

Un'accurata biometria oculare è essenziale per il raggiungimento di risultati refrattivi ottimali nella chirurgia della cataratta. Tuttavia, nei pazienti sottoposti a precedente intervento di LASIK miopica, il calcolo biometrico rimane particolarmente complesso a causa delle alterazioni indotte nell'anatomia corneale.

Scopo

Questo studio si propone di confrontare le misurazioni biometriche preoperatorie ottenute mediante Zeiss IOL Master 700 e CSO Ray-Tracing MS-39 in pazienti con anamnesi di LASIK miopica. L'obiettivo è valutare la concordanza e la rilevanza clinica di tali misurazioni per supportare la selezione del potere della lente intraoculare (IOL) in questa complessa coorte di pazienti.

Sede dello studio

Studio longitudinale, monocentrico e retrospettivo, condotto presso la Struttura Complessa di Oftalmologia dell'Azienda Ospedaliero-Universitaria di Modena.

Metodi

Sono stati inclusi pazienti di età superiore ai 18 anni candidati alla chirurgia della cataratta, con storia di LASIK miopica e provvisti di dati biometrici preoperatori eseguiti sia con IOL Master 700 sia con MS-39. I criteri di esclusione hanno compreso cartelle cliniche incomplete, precedenti interventi di chirurgia intraoculare o patologie oculari significative concomitanti in grado di inficiare l'accuratezza delle misurazioni. Gli esiti primari (*primary outcomes*) erano rappresentati dalle differenze nel potere calcolato della IOL per l'emmetropia e nella rifrazione postoperatoria predetta. Gli esiti secondari (*secondary outcomes*) includevano il confronto della profondità della camera anteriore (ACD), dello spessore corneale centrale (CCT), della cheratometria media (K-avg), del potere corneale totale (cheratometria totale [TK] per IOL Master 700 rispetto al potere pupillare medio [MPP] per MS-39) e dell'equivalente sferico (SE) postoperatorio predetto utilizzando il potere della IOL calcolato dall'IOL Master 700.

Risultati

Sono stati analizzati settantasei occhi di 41 pazienti (età media 45.54 ± 12.70 anni; 60,98% di sesso femminile). La lunghezza assiale media era di 25.93 ± 1.55 mm. È stata utilizzata in modo uniforme per entrambi i dispositivi una costante della IOL pari a 119,0. Differenze statisticamente significative sono state riscontrate in tutti i parametri biometrici individuali: ACD ($p = 0.00001$), CCT ($p = 0.0189$), K-avg ($p = 0.00009$) e potere corneale totale ($p = 0.00001$). Tuttavia, non sono state osservate differenze significative nel potere della IOL selezionato per l'emmetropia ($p = 0.72527$), nell'equivalente sferico (SE) postoperatorio predetto dall'IOL Master 700 rispetto al MS-39 ($p = 0.81642$), né nell' SE postoperatorio predetto utilizzando il medesimo potere della IOL calcolato dall'IOL Master 700 ($p = 0.38938$).

Conclusioni

Nonostante la presenza di differenze statisticamente significative nei singoli parametri biometrici tra l'IOL Master 700 e il MS-39, queste non hanno influenzato la selezione finale del potere della IOL né la rifrazione postoperatoria predetta nei pazienti precedentemente sottoposti a LASIK miopica. L'impiego sinergico di molteplici dispositivi biometrici può comunque incrementare la sicurezza e l'accuratezza della pianificazione chirurgica in questa complessa categoria di pazienti.

Parole chiave: Cristallino; Cataratta; Facoemulsificazione; Miopia; Biometria.

INDICE

ANATOMIA DEL CRISTALLINO	0
FISIOLOGIA DEL CRISTALLINO	5
LA CATARATTA	7
<u>FISIOPATOLOGIA</u>	9
<u>FATTORI DI RISCHIO</u>	13
<u>SINTOMI</u>	15
<u>DIAGNOSI E CLASSIFICAZIONE</u>	17
CHIRURGIA DELLA CATARATTA	22
FACOEMULSIFICAZIONE	24
B-MICS	28
<u>INDICAZIONI E VANTAGGI</u>	29
<u>TECNICA STEP BY STEP</u>	31
1. <u>ANESTESIA</u>	31
2. <u>INCISIONI</u>	32
3. <u>CAPSULORESSI</u>	33
4. <u>IDRODISSEZIONE ED IDRODELINAZIONE</u>	35
5. <u>FACOEMULSIFICAZIONE</u>	37
6. <u>IRRIGAZIONE E ASPIRAZIONE (I/A)</u>	41
7. <u>IMPIANTO IOL</u>	42
<u>COMPLICANZE CHIRURGICHE B-MICS</u>	44
CONFRONTO DELLE MISURAZIONI BIOMETRICHE TRA UN BIOMETRO OTTICO (IOL MASTER 700) ED UN TOMOGRAFO OTTICO DEL SEGMENTO ANTERIORE (MS-39) IN OCCHI MIOPI POST-LASIK: IMPLICAZIONI PER LA SCELTA DEL POTERE DELLA IOL NELLA CHIRURGIA DELLA CATARATTA	48
<u>BIOMETRIA OCULARE</u>	49
<u>MIOPIA E CHIRURGIA REFRATTIVA</u>	54
<u>BIOMETRIA POST CHIRURGIA REFRATTIVA</u>	58

LO STUDIO SUL CONFRONTO TRA I DISPOSITIVI BIOMETRICI ZEISS IOL

MASTER 700 E IL CSO RAY-TRACING MS-39 61

1. INTRODUZIONE DELLO STUDIO 62

2. MATERIALI E METODI 65

3. RISULTATI 67

4. DISCUSSIONE 68

ANATOMIA DEL CRISTALLINO

Il cristallino umano, o lente cristallina, è un piccolo organo di origine ectodermica, trasparente, a forma di lente biconvessa, privo di nervi, vasi sanguigni o tessuto connettivo¹.

Il cristallino è posto dietro la pupilla e l'iride, nella camera posteriore dell'occhio; la distanza tra la sua faccia anteriore e la cornea è di 3.5 mm², mentre la sua faccia posteriore dista dalla fovea 16 mm.

La superficie anteriore è a contatto con l'umor acqueo, quella posteriore, accolta nella fossa ialoidea con la membrana ialoide dell'umor vitreo.

A livello equatoriale si inseriscono le fibre dell'apparato zonulare di Zinn (*o apparato sospenditore del cristallino*), sistema di fibre tese fra il cristallino e il corpo ciliare³⁻⁴, le quali hanno la funzione principale di sostegno e mantenimento della posizione del cristallino.

Le fibre zonulari sono sottili fibrille elastiche composte da fibrillina che originano dalla regione dell'epitelio ciliare e convergono su una zona circolare del cristallino. Esse presentano un foglietto anteriore e uno posteriore, che si inseriscono rispettivamente anteriormente e posteriormente sulla capsula del cristallino, a 1-2 mm dall'equatore.

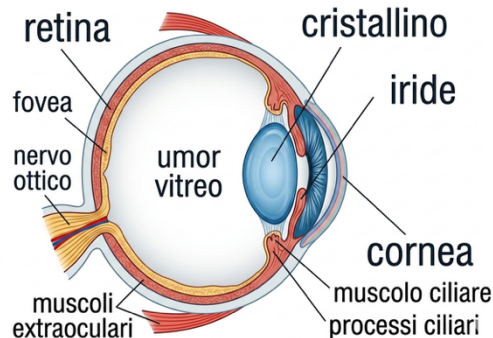


Figura 1: Anatomia dell'occhio

Topograficamente è possibile distinguere nel cristallino una *lente o faccia anteriore* e una *lente o faccia posteriore*; le due facce non sono ugualmente incurvate: l'anteriore, paragonabile ad un ellissoide, ha un raggio di curvatura che varia da 16 mm (negli individui di 10 anni) a 8 mm (negli individui di 80 anni) mentre la posteriore, paragonabile ad un paraboloide, ha un raggio di curvatura di circa 8 mm che restano costanti nell'arco della vita.

I punti centrali di queste due superfici sono denominati *poli*, chiamati rispettivamente *anteriore* e *posteriore*; la linea ideale che li unisce, e corrisponde allo spessore della lente, si definisce *asse* e misura dai 3,5 ai 5 mm nell'adulto⁵.

Il margine periferico circolare in cui si incontrano le due facce, è detto *equatore*, e nell'adulto misura 10 mm⁶.

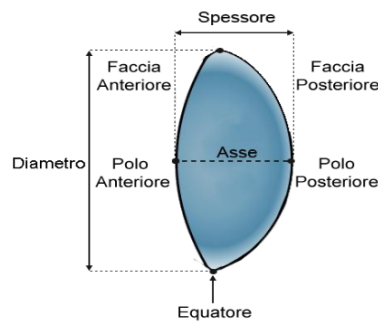


Figura 2: Anatomia del cristallino

La lente cristallina ha una composizione biochimica costituita da⁵:

- Acqua (65%): consente la deformabilità necessaria per l'accomodazione;
- Proteine (34%) sia solubili (alfa, beta e gamma cristalline) sia insolubili (albuminoidi): favoriscono l'alto indice di rifrazione che permette la convergenza dei raggi luminosi.
- Sali minerali: potassio 22%, sodio 13%, cloro 3%, calcio 1%;
- Aminoacidi, lipidi, glucidi;
- Vitamine: A, B, B2, PP e C

Tra le proteine, le gamma cristalline rappresentano il 90% del contenuto proteico totale e sono maggiormente concentrate nel nucleo, con conseguente aumento dell'indice di rifrazione di questa regione della lente.

La componente proteica ha un ruolo molto importante nella funzionalità del cristallino. L'elasticità di questa lente, infatti, fondamentale per il meccanismo dell'accomodazione, dipende sia dal contenuto idrico sia dalla complessa organizzazione delle proteine citoscheletriche (come la vimentina e la filensina) che mantengono l'allineamento delle fibre durante la deformazione.

L'impacchettamento estremamente regolare delle cristalline, che riduce la dispersione della luce (light scattering), garantisce inoltre la trasparenza del parenchima.

Studi recenti tramite microscopia elettronica hanno altresì evidenziato il ruolo critico delle 'gap junctions' (ponti citoplasmatici composti principalmente da connessina 46 e 50) nel permettere un microcircolo interno di ioni e nutrienti che compensa l'assenza di vascolarizzazione della lente.

Istologicamente il cristallino è formato da 3 componenti:

- Capsula
- Epitelio
- Parenchima o tessuto lenticolare

CAPSULA

La capsula (*cristalloide* o *sacco capsulare*) è una membrana basale continua, elastica e acellulare che avvolge il cristallino; è composta da una serie di lamelle di collagene di tipo IV poste una sull'altra: laminina, fibronectina e proteoglicano eparan solfato.

La forte carica negativa fornita dalle catene di eparan solfato (principalmente sotto forma di perlecano) crea una barriera elettrostatica che regola selettivamente il passaggio di ioni e nutrienti, proteggendo l'omeostasi proteica interna.

La capsula ha infatti la funzione di contenere all'interno della lente le cellule epiteliali e le fibre lenticolari e di permettere il passaggio passivo di piccole molecole tra l'interno e l'esterno, fatto che consente al cristallino, che non è vascolarizzato, di ricevere le sostanze nutritive dall'umor acqueo e dal vitreo.

Topograficamente si distinguono una *capsula anteriore*, una *capsula posteriore* e la *membrana pericapsulare*, sulla quale si inseriscono le fibre zonulari.

La capsula anteriore è intimamente correlata all'epitelio sottocapsulare o lenticolare, le cui cellule sono responsabili della sintesi e del continuo rimodellamento dei costituenti della capsula. La capsula posteriore, invece, non presenta un epitelio sottostante ed è rimodellata continuamente dalle membrane basali delle fibre allungate.

Lo spessore della capsula varia nelle sue diverse parti: maggiore a livello del polo anteriore (9 – 14 μm) e vicino all'equatore (fino a 23 μm circa), più sottile a livello del polo posteriore (4 μm).

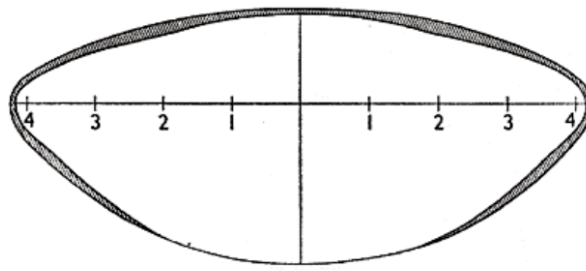


Figura 3: Capsula del cristallino

EPITELIO

L'epitelio del cristallino, posto dietro la faccia profonda della cristalloide anteriore, è formato da uno strato semplice di cellule chiare, di forma cuboide e unite tra loro da ponti citoplasmatici (*gap junctions*) e da cemento intercellulare.

L'epitelio svolge una funzione proliferativa, in quanto in questo strato del cristallino le cellule crescono e si differenziano.

La capacità proliferativa delle cellule varia a seconda della sede: nella zona centrale è normalmente ridotta o assente, mentre aumenta procedendo verso l'equatore; le cellule che si formano sono spinte all'interno della zona di transizione dove crescono e si differenziano a formare la massa di fibre della lente⁷.

L'epitelio svolge anche un ruolo metabolico vitale: è la sede principale delle pompe Na^+/K^+ ATPasi. Questo sistema di trasporto attivo mantiene il gradiente ionico necessario per il microcircolo interno alla lente, regolandone l'idratazione e prevenendo l'opacizzazione proteica.

L'omeostasi ionica del cristallino è così garantita dall'interazione sinergica tra la capsula e l'epitelio.

PARENCHIMA

Il parenchima, o *tessuto lenticolare*, rappresenta il costituente fondamentale del cristallino ed è formato da fibre caratterizzate da una notevole lunghezza; queste fibre sono cellule chiare, trasparenti, molli, molto flessibili, con un citoplasma molto ricco di acqua e sono unite tra loro da una sostanza cementante.

Nel soggetto adulto il parenchima è costituito dal nucleo e dalla corticale, due regioni che spesso sono istologicamente indistinte. Il nucleo occupa circa l'84 % del diametro e dello spessore del cristallino mentre la corticale occupa il restante 16 %⁸.

Il nucleo adulto si costituisce attraverso la formazione di fibre che durante la vita dell'individuo, fino alla maturità sessuale, si sovrappongono le une alle altre in modo concentrico.

Si distinguono i seguenti strati:

- Nucleo embrionale: contiene le fibre della lente originaria, che è una vescicola;
- Nucleo fetale: contiene il nucleo embrionale e tutte le fibre aggiunte prima della nascita;
- Nucleo infantile: contiene i nuclei embrionale e fetale e tutte le fibre aggiunte fino ai 4 anni di vita;
- Nucleo adulto: costituito dai tre nuclei precedenti e tutte le fibre aggiuntasi prima della maturità sessuale.

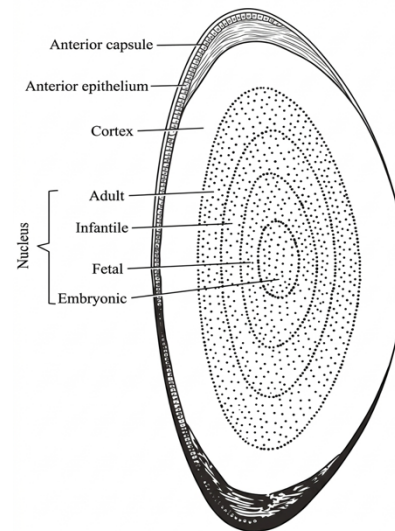


Figura 4: Struttura del cristallino

Un aspetto architettonico fondamentale del parenchima è rappresentato dalle suture⁹. Esse costituiscono le zone di giunzione delle estremità apicali e basali delle fibre lenticolari. Poiché le fibre non hanno una lunghezza sufficiente per estendersi da un polo all'altro, esse si arrestano lungo linee di contatto che formano specifici disegni geometrici.

Nel periodo fetale, le suture presentano una configurazione a tre rami, che ricalca la forma della lettera Y, eretta anteriormente e invertita posteriormente. Con l'aumentare del volume del cristallino durante l'età adulta, queste strutture evolvono in configurazioni a stella, sempre più complesse (fino a 9-12 rami). L'articolata organizzazione di queste strutture è essenziale non solo per la stabilità meccanica della lente durante lo sforzo accomodativo, ma anche per minimizzare le aberrazioni ottiche, garantendo che l'indice di rifrazione rimanga omogeneo lungo tutto l'asse visivo⁹.

FISIOLOGIA DEL CRISTALLINO

L'occhio è un sistema ottico costituito da una serie di diottri convergenti¹⁰ — cornea, umore acqueo, cristallino e corpo vitreo — caratterizzati da differenti indici di rifrazione — la cui funzione è quella di convergere i raggi luminosi e metterli a fuoco sulla fovea.

Questi mezzi diottrici hanno un potere refrattivo complessivo di circa 58-60 diottrie: il potere diottrico maggiore è quello della cornea (circa 43 diottrie), mentre il cristallino ha un potere di circa 17 diottrie in condizioni statiche di rifrazione, che arrivano a 22 con l'accomodazione.

Il cristallino è l'unico organo del sistema diottrico dell'occhio che può adattare la propria capacità refrattiva al variare della distanza dell'oggetto; ciò avviene attraverso un processo involontario definito di *accomodazione*, che consente di portare a fuoco sulla retina oggetti sia lontani che vicini¹¹.

Normalmente l'occhio ha un potere diottrico predisposto a ricevere raggi luminosi da lontano. Quando un fascio di luce proveniente dall'infinito, che in ottica definisce una distanza di 6 o più metri, raggiunge la superficie oculare, esso subisce una prima deviazione da parte della cornea, poi da parte dell'umor acqueo, quindi del cristallino e del vitreo, fino a convergere definitivamente sulla fovea, che rappresenta il fuoco del sistema diottrico oculare⁵.

Quando invece i raggi provengono da distanze intermedie o prossime all'occhio (come nel caso della lettura), il fuoco non cadrebbe sulla fovea, ma posteriormente ad essa, con la conseguenza di determinare una visione sfocata. Occorre allora che l'occhio modifichi il suo potere diottrico fino a far convergere il fuoco sulla fovea.

Il processo che viene posto in atto in questo caso è caratterizzato da 3 fasi differenti⁵:

1. **Convergenza:** man mano che la distanza tra osservatore e oggetto si riduce, si avrà una rotazione consensuale dei bulbi oculari verso la linea mediana per far sì che l'immagine rifratta vada a cadere in regione foveolare.
2. **Miosi:** la costrizione pupillare determina una riduzione dell'ampiezza del fascio di luce in entrata, in modo tale che siano focalizzati solo i raggi provenienti dall'oggetto. Se così non fosse ci sarebbe un'accentuazione dei fenomeni aberrometrici.

- 3. Contrazione del muscolo ciliare:** il corpo ciliare converge verso il cristallino. La tensione della zonula si rilassa, con aumento del raggio di curvatura della lente, consentendo la convergenza sulla fovea dei raggi luminosi.

Un malfunzionamento dell'accomodazione provoca difficoltà nella messa a fuoco, che può essere accompagnata da mal di testa o difficoltà nel trovare la giusta posizione quando si legge o si scrive.

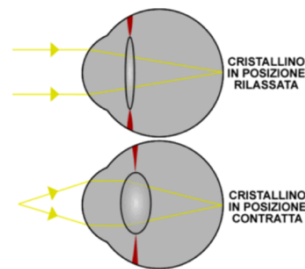


Figura 5: Cristallino a riposo e cristallino in accomodazione

LA CATARATTA

Secondo l'Organizzazione mondiale della sanità la cataratta è la prima causa di cecità nel mondo.

Nel 2020, questa patologia ha causato la perdita della vista in circa 15,2 milioni di persone e si stima che sia all'origine di quasi la metà dei 33,6 milioni di casi di cecità presenti nella popolazione mondiale over 50.

Sempre secondo i dati dell'OMS, infatti, a livello mondiale, i casi di cecità originati dalle altre patologie oculari, quali, principalmente, il glaucoma, le degenerazioni maculari, le opacità corneali, la retinopatia diabetica risultano percentualmente inferiori¹².

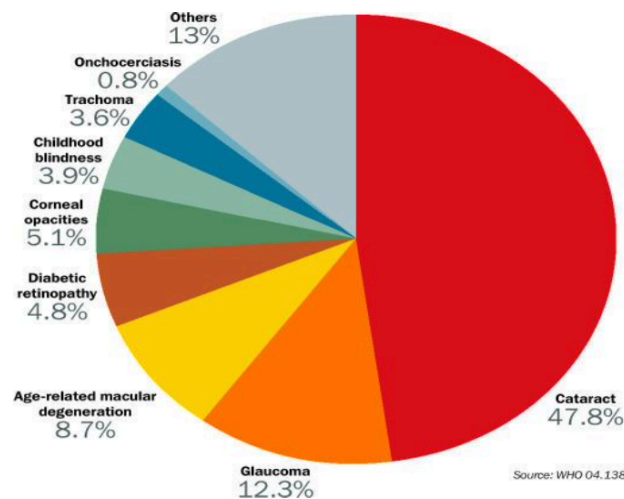


Figura 6: Cause di cecità nel mondo

La cataratta causa, inoltre, una disabilità visiva da moderata a grave in circa 80 milioni di persone¹³.

L'OMS definisce la cataratta come “una opacizzazione del cristallino usualmente progressiva e irreversibile che porta alla perdita della funzionalità visiva con implicazioni mediche, sociali ed economiche”¹⁴.

La tipologia di cataratta più frequentemente riscontrata è quella che si manifesta solitamente dopo i 60 anni di età, definita “cataratta senile”, causata dalla progressiva ossidazione della lente; accanto a questa forma, che è decisamente prevalente, altre emergono all'evidenza scientifica: si tratta della cataratta congenita o giovanile (dovuta

a processi infettivi, oppure a disfunzioni nei processi metabolici, a carenze vitaminiche e a radiazioni che hanno interessato la madre durante la gravidanza – un caso noto è la rosolia - o il soggetto stesso in giovane età); della cataratta traumatica (conseguente a traumi oculari perforanti, calore intenso o traumi chimici); della cataratta associata a patologie oculari o sistemiche (ipocalcemia, malattia di Wilson, diabete); della cataratta conseguente a trattamenti farmacologici (cortisonici e antipsicotici).

Data l'eziologia della patologia, l'incidenza della cataratta sulla popolazione mondiale pare destinata ad aumentare, in conseguenza del costante incremento della vita media degli abitanti del pianeta, infatti, nel 2050 la popolazione mondiale sarà aumentata di circa un 20% – 25% rispetto al 2020; questo aumento riguarderà in modo preponderante le aree in via di sviluppo e la fascia di età superiore ai sessantacinque anni, che si calcola avrà un incremento intorno al 100%^{13,15}.

Secondo i dati ISTAT, in Italia nel 2023 erano presenti circa 6.700.000 persone affette da cataratta; in particolare, ne soffriva l'8,5% della popolazione compresa tra i 70 e i 74 anni, il 12,4% di quella tra i 75 e gli 80 anni e il 17,1% degli over 80. Considerate le tendenze demografiche italiane, si stima che, nel nostro Paese, nel 2030, questa patologia potrebbe colpire più di un milione di persone¹⁶.

La cataratta, fortunatamente, è una patologia curabile, chirurgicamente, nella quasi totalità dei casi e questo ne limita fortemente le conseguenze invalidanti nei paesi sviluppati.

Annualmente, in Italia, vengono eseguiti circa 550.000 interventi di cataratta ed è previsto che nel 2040 si arriverà approssimativamente a 836.000 interventi¹⁷.

FISIOPATOLOGIA

Come si è già visto nella parte precedente, il cristallino è un organo la cui funzione primaria è quella di trasmettere, filtrare e focalizzare sulla retina i raggi luminosi.

È una lente naturale avascolarizzata e priva di innervazione, la cui trasparenza e il cui elevato indice refrattivo dipendono da un fine equilibrio biochimico e strutturale, garantito dall'elevata concentrazione intracellulare di proteine strutturali (*alfa, beta e gamma cristalline*) e dalla regolare organizzazione intercellulare⁵.

Una qualsiasi interferenza – sia essa *genetica, metabolica o ambientale* - può turbare l'organizzazione cellulare e l'omeostasi intercellulare di questa lente, e innescare un processo che ne pregiudica il funzionamento.

In particolare, il cristallino può perdere la trasparenza per vari motivi, tra i quali, principalmente, la formazione di fibre opache, una metaplasia fibrosa, l'opacizzazione epiteliale, l'accumulo di pigmento o la formazione di materiale extracellulare. Una volta danneggiato, questo prezioso organo ha limitati mezzi per ripararsi.

Diverse, dunque, possono essere le alterazioni alla base del malfunzionamento del cristallino:

1. Alterazioni nella proliferazione e differenziazione cellulare

In condizioni fisiologiche il cristallino mantiene la propria struttura grazie alla presenza di fattori di crescita contenuti nei liquidi che bagnano la lente; tra questi uno dei fattori più importanti è il *Fibroblast Growth Factor* (FGF).

Le cellule epiteliali della faccia anteriore della lente sono bagnate dall'umore acqueo che contiene basse concentrazioni di FGF e ciò favorisce la loro *proliferazione*; le cellule epiteliali poste invece a livello dell'equatore e della faccia posteriore, sono a contatto con il corpo vitreo che contiene concentrazioni più elevate di FGF: questo agevola la loro *differenziazione* in fibre. Durante questo processo, le cellule perdono i propri organelli (nucleo, mitocondri e ribosomi) e si elimina così ogni possibile fonte di dispersione luminosa.

Se le concentrazioni di FGF sono troppo basse a livello equatoriale o la sua funzionalità è inibita dalla presenza di citochine come il TGF-beta (*Transforming Growth Factor beta*), il processo di differenziazione delle cellule epiteliali in fibre non avviene; il TGF beta, infatti, devia il destino cellulare verso la Transizione Epitelio – Mesenchimale

(EMT), inducendo la trasformazione delle cellule epiteliali in miofibroblasti. Questi ultimi producono proteine aberranti e un eccesso di matrice extracellulare che porta alla formazione di placche opache tipiche della *cataratta sottocapsulare posteriore*¹⁸.

2. Alterazione e inefficienza della regolazione osmotica

L'omeostasi ionica del cristallino si basa sul modello “*pump – leak*”¹⁹. Questo modello realizza un equilibrio dinamico tra due forze opposte:

- *Pump*: La pompa Na^+/K^+ ATPasi opera prevalentemente a livello delle cellule dell'epitelio anteriore e a livello equatoriale; essa espelle attivamente 3 ioni Na^+ e fa entrare 2 ioni K^+ , mantenendo una differenza di potenziale costante tra l'ambiente intracellulare ed extracellulare (*elevata concentrazione di potassio e bassa concentrazione di sodio internamente, l'opposto nell'ambiente extracellulare*).
- *Leak*: le fibre presentano una superficie vastissima sulla quale l'attività delle pompe Na^+/K^+ risulta trascurabile e ciò permette agli ioni di seguire il proprio gradiente naturale. A livello del nucleo c'è quindi un ingresso passivo di sodio, insieme ai nutrienti, e un'uscita passiva di potassio.

Questo modello crea un fine sistema circolatorio interno che permette il nutrimento e contemporaneamente il mantenimento di uno stato di relativa disidratazione del cristallino.

In caso di inattività della pompa Na^+/K^+ ATPasi si crea uno stato di iperosmolarità intracellulare poiché il sodio entrato passivamente non viene più espulso; questa condizione porta ad una eccessiva idratazione delle cellule epiteliali e delle fibre che causa a sua volta rigonfiamento e altera la disposizione spaziale delle proteine strutturali, essenziale per la trasparenza del cristallino.

Questa eccessiva idratazione causa il fenomeno di *scattering* (diffusione).

Un altro componente importante per la regolazione osmotica cellulare è il calcio (Ca^{2+})²⁰, che è implicato in molte funzioni intracellulari.

A livello dell'umor acqueo il calcio ha una concentrazione di circa 1mM e a livello intracellulare di circa 100 nM; questo gradiente induce l'ingresso di calcio all'interno della cellula che viene controbilanciato principalmente da due pompe di membrana:

- PMCA (*Plasma Membrane Ca²⁺ - ATPase*): è una pompa ad alta affinità, presente principalmente a livello epiteliale, che espelle il calcio all'esterno.
- NCX (Scambiatore Na⁺/Ca²⁺): è un sistema a bassa affinità presente principalmente a livello delle fibre, dove vi è una concentrazione basale di calcio più elevata, che scambia calcio con potassio.

In condizioni patologiche, come in caso di inattività della pompa Na⁺/K⁺ ATPasi, lo scambiatore NCX può iniziare a lavorare in senso contrario al dovuto (*Reverse Mode NCX*), spingendo il calcio all'interno della cellula invece di espellerlo.

Un aumento di calcio attiva le calpaine, enzimi proteolitici che degradano le cristalline e le proteine del citoscheletro (*vimentina*); si creano così dei “detriti”, all'interno delle fibre, che aumentano la dispersione di luce.

Il risultato finale di questo processo è l'insorgenza della *cataratta nucleare*.

Un'abbondante concentrazione di Ca²⁺ intracellulare, inoltre, può alterare la differenziazione terminale delle cellule epiteliali causando una *cataratta sottocapsulare posteriore*.

3. Alterazioni da stress ossidativo

Lo stress ossidativo rappresenta un fattore chiave nella genesi di molte cataratte; il cristallino è immerso in un ambiente dove la tensione di ossigeno (*pO₂*) è estremamente bassa rispetto a quella degli altri tessuti corporei.

Nella lente è presente un gradiente di *pO₂* dalla corticale al nucleo. A livello delle cellule dell'epitelio anteriore sono presenti i mitocondri che utilizzano l'ossigeno per produrre ATP (*essenziale per il funzionamento della pompa Na⁺/K⁺ ATPasi*); questo consumo di ossigeno crea una sorta di “filtro metabolico” impedendo all'ossigeno di penetrare in profondità a livello delle fibre, le quali sono sprovviste di mitocondri e risultano più sensibili alle specie reattive dell'ossigeno (ROS).

Oltre a questo meccanismo, nel cristallino sono presenti sistemi antiossidanti, quali il glutathione (GSH), che forniscono una ulteriore protezione contro lo stress ossidativo e i ROS prodotti dalla pur minima presenza di ossigeno. Il GSH è prodotto a livello corticale e raggiunge il nucleo, dove neutralizza i ROS.

Con l'invecchiamento si verificano delle modificazioni nel funzionamento del cristallino:

- L'attività mitocondriale diminuisce e aumenta la produzione di ione superossido ($O_2^{\cdot-}$), causando l'aumento di ossigeno e $O_2^{\cdot-}$ a livello nucleare.
- Le cristalline, prive di turnover macromolecolare, subiscono uno stress termico lento e continuo, e ciò porta a denaturazione proteica e modificazioni post – traduzionali (PTM), quali deaminazione e racemizzazione, che alterano le proprietà fisiche e strutturali del tessuto.

Intorno ai 40 – 50 anni, a causa di queste PTM, si crea una sorta di “barriera”, tra la corticale e il nucleo, che impedisce il passaggio di GSH. L'isolamento del nucleo, congiunto all'aumento di produzione di ROS, nel tempo porta all'ossidazione di proteine, le quali successivamente si aggregano portando ad un aumento di *scattering* e all'insorgenza di cataratta²¹.

FATTORI DI RISCHIO

Nel corso degli anni sono stati condotti numerosi studi per identificare i fattori di rischio coinvolti nell'insorgenza della cataratta e, ad oggi, la conoscenza in merito a questo aspetto è notevolmente aumentata: fattori universalmente riconosciuti sono l'avanzare dell'età e il sexo femminile²².

In relazione all'opacizzazione del cristallino, l'età non rappresenta solo un fattore cronologico ma anche un indice di esposizione cumulativa a diversi fattori di rischio come radiazioni ultraviolette, alcuni farmaci, malattie sistemiche come il diabete nonché fattori ambientali e comportamentali. Si stima che la prevalenza della cataratta raddoppi a ogni decade dopo i 40 anni, raggiungendo i valori più elevati oltre i 75 anni.

Per quanto riguarda il genere, gli studi rivelano che le donne presentano una prevalenza significativamente più elevata rispetto agli uomini. Questa differenza è attribuibile sia a fattori genetici sia a fattori ormonali; gli estrogeni, infatti, esercitano un effetto protettivo contro lo stress ossidativo nel cristallino, protezione che si riduce e viene meno nella fase post - menopausale. Inoltre, la maggiore aspettativa di vita delle donne comporta una esposizione più prolungata ai fattori di rischio ambientali.

Tra i principali fattori di rischio rientrano inoltre il diabete mellito²³ e l'obesità. In particolare, elevati livelli di emoglobina glicata, marker di un inadeguato controllo glicemico, si associano alla formazione di cataratta corticale e sottocapsulare posteriore. I meccanismi alla base di questa associazione sono la diretta glicosilazione delle proteine della lente, l'accumulo di sorbitolo per mezzo dell'enzima aldoso-reduttasi - con conseguente effetto tossico sulle fibre lenticolari - e infine l'attivazione di proteine proteolitiche (le calpaine) causata dagli elevati livelli di Ca^{++} presenti nei soggetti con diabete mellito.

Un ulteriore predisponente alla cataratta è la miopia elevata²⁴, data da un aumento della lunghezza assiale dell'occhio. In questo contesto, la cavità vitreale più lunga del normale diffonde meno nutrienti alla capsula posteriore e pertanto vengono inibiti i meccanismi di difesa ossidativi; questo favorisce la formazione di cataratta sottocapsulare posteriore e di cataratta nucleare.

Un fattore di rischio è costituito poi dai raggi ultravioletti²⁵ che hanno effetti dannosi sull'epitelio lenticolare, verosimilmente in quanto causano un incremento del danno

ossidativo. È stata infatti dimostrata una maggiore incidenza di cataratta corticale nei soggetti maggiormente esposti alla luce solare in giovane età; per questo motivo, è consigliabile l'utilizzo di occhiali da sole, particolarmente dai giovani.

Anche alcuni farmaci possono aumentare la probabilità di sviluppare la cataratta: tra questi, rivestono particolare importanza i corticosteroidi, in considerazione del loro largo impiego nella pratica clinica. Tali farmaci, somministrati per via sistemica – compresse, creme, iniezioni o inalazioni - o per via topica oculare – colliri, unguenti oftalmici - sono associati in particolare allo sviluppo di cataratta sottocapsulare posteriore²⁶.

In relazione all'insorgenza della cataratta sono oggetto di studio anche fattori comportamentali: tra questi, il fumo²⁷ che sembra essere responsabile di una maggiore incidenza di cataratta nucleare nelle seguenti modalità:

- tossicità diretta da metalli pesanti: i sottoprodotti del tabacco contengono metalli come cadmio e piombo che si accumulano nel cristallino e lo danneggiano;
- danno ossidativo: il fumo aumenta lo stress ossidativo promuovendo l'ossidazione e la perossidazione lipidica. Inoltre, riduce indirettamente le riserve endogene di antiossidanti (Vitamina C, Vitamina E, beta – carotene);
- modifica delle proteine del cristallino: il livello sierico di isocianato e aldeidi, notevolmente più alto nei forti fumatori, può indurre opacizzazione del cristallino come conseguenza dell'alterazione delle proteine della lente.

Tra le abitudini voluttuarie, anche il consumo eccessivo di alcol favorisce l'insorgere della cataratta.

Sono invece cause occasionali di questa patologia i traumi contusivi o perforanti degli occhi (origine più frequente tra le persone sotto i 40 anni) e le radiazioni ionizzanti, con una gravità crescente proporzionalmente alla dose.

Gli studi riportano, infine, che anche lo scarso reddito e il basso livello di istruzione possono incidere sulla probabilità di sviluppare la cataratta. Tali fattori, insieme ad altri di natura sanitaria e culturale, sembrano infatti associarsi ad una minore attenzione verso le norme igieniche ed alimentari, con pregiudizio delle condizioni generali di salute.

SINTOMI

Gli effetti della cataratta sulla vista variano a seconda del grado e della morfologia di questa patologia.

Generalmente la cataratta si sviluppa lentamente e senza causare dolore; può insorgere in entrambi gli occhi anche se di norma non contestualmente.

Due sono i sintomi più comuni²⁸:

- annebbiamento della vista: si manifesta con la sensazione di avere un velo davanti agli occhi che induce, inutilmente, a sbattere ripetutamente le palpebre per rimuoverlo o pulire le lenti degli occhiali credendole sporche;



Figura 7: Annebbiamento della vista

- calo dell'acuità visiva: la vista peggiora gradualmente ma sistematicamente e si comincia a registrare un certo disagio nella lettura, nella guida o in altre normali attività quotidiane. L'entità del calo visivo è strettamente legata alla sede delle opacità soprattutto iniziali: più sono centrali più sono invalidanti, mentre se sono periferiche, lasciando libero il nucleo, sono generalmente ben tollerate.



Figura 8: Calo dell'acuità visiva

L'insorgenza della cataratta si manifesta anche con altri segnali, quali:

- nelle cataratte nucleari iniziali si riscontra la così detta “miopizzazione d'indice” legata all'aumento dell'indice di rifrazione del cristallino: nell'emmetrope essa porta ad una temporanea compensazione della presbiopia e il soggetto, non consapevole di quanto stia accadendo, valuta positivamente questo sintomo poiché riscontra un miglioramento nella visione da vicino: ad esempio, è in grado di leggere senza occhiali. La visione da lontano risulta peraltro annebbiata;
- si verifica una riduzione della sensibilità al contrasto²⁹, che rende più difficile distinguere gli oggetti collocati negli ambienti poco luminosi; se poi il soggetto è sottoposto ad una luce intensa (abbagliamento) proverà una sensazione di fastidio, cioè fotofobia; appaiono altresì degli aloni attorno alle sorgenti luminose e i colori risultano meno vivaci;
- negli stadi iniziali è possibile la comparsa di una diplopia monoculare (visione doppia degli oggetti) causata dalla diffrazione dovuta alle opacità;



Figura 9: Diplopia monoculare

- sempre negli stadi iniziali compaiono macchie o “scotomi positivi” più evidenti quando si fissa uno sfondo luminoso: se le opacità sono omogenee, il soggetto può avvertire una diminuzione della luminosità ambientale e una riduzione del campo visivo³⁰.

DIAGNOSI E CLASSIFICAZIONE

Lo specialista, dopo aver in prima battuta valutato il visus del paziente, per effettuare una diagnosi si avvale del biomicroscopio (o *lampada a fessura*), previa midriasi farmacologica; il biomicroscopio consente di valutare morfologia, estensione e densità dell'opacizzazione del cristallino mediante l'illuminazione diretta dell'occhio.

La cataratta viene classificata in base alla sua localizzazione nel cristallino nonché in base alla sua eziologia.

Sotto il primo profilo si distinguono tre forme di cataratta anatomicamente pure (corticale, nucleare e sottocapsulare) e una mista (data dalla combinazione di almeno due di esse). Ai fini di questa classificazione l'oculista si avvale di set di fotografie standard di riferimento come il LOCS III (*Lens Opacities Classification System III*)³¹.

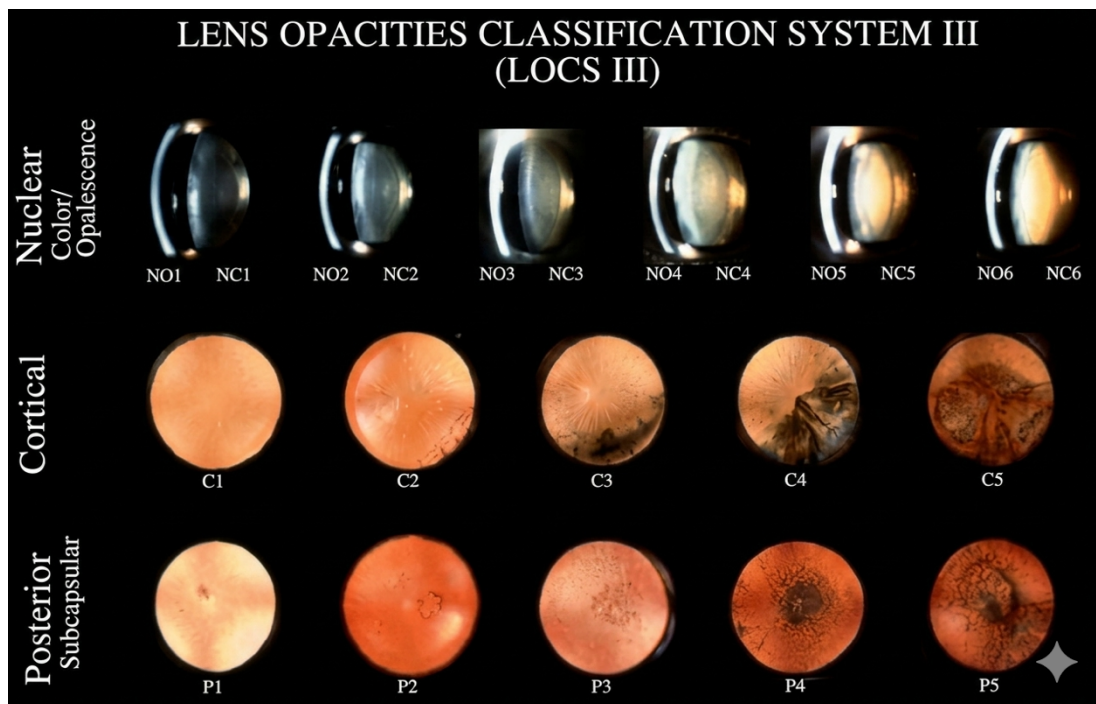


Figura 10: LOCS III

Secondo questa classificazione si distinguono:

- la cataratta corticale³²: è il tipo di cataratta più frequente; in questa forma le alterazioni di trasparenza riguardano la corticale del cristallino. I segni iniziali indicativi di cambiamento della corticale sono rappresentati dai vacuoli, piccole cavità o bolle prodotte da una disfunzione delle pompe ioniche. A causa dell'inefficienza delle pompe l'acqua si insinua tra le lamelle del cristallino e le separa. Queste alterazioni

possono predisporre al danno e all'opacizzazione irreversibile di alcune fibre, con opacità cuneiformi che originano alla periferia della lente e si diffondono verso il centro.

Quando queste opacità interessano la corticale a 360°, esse formano una raggiera che rende disomogeneamente opaca la periferia del cristallino e occasionalmente anche la parte centrale.



Figura 11: Caratta corticale

- la cataratta nucleare: è causata da processi di sclerosi a carico del nucleo. Le cristalline (proteine strutturali della lente) subiscono processi di ossidazione e glicazione che rendono le fibre estremamente dure e dense, determinando interferenze con la trasmissione della luce; tali alterazioni chimiche a carico delle proteine sono responsabili delle variazioni cromatiche del nucleo (inizialmente giallo pallido, poi marrone fino a quasi nero).

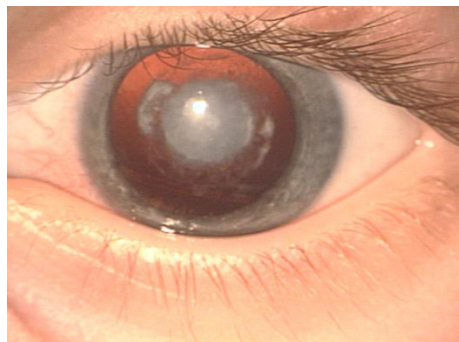


Figura 12: Caratta nucleare

- la cataratta sottocapsulare posteriore (PSC)³³: questo tipo di cataratta è causata da un'alterazione nel processo di migrazione delle fibre. Fisiologicamente le cellule epiteliali si moltiplicano a livello equatoriale, si differenziano in fibre e migrano verso l'interno; nella PSC le cellule epiteliali migrano in modo anomalo verso il polo

posteriore e invece di differenziarsi in fibre, formano le cellule di Wedl (o cellule vescicolari). Queste ultime creano un'opacità granulare a “vetro smerigliato”.

La PSC, rispetto agli altri tipi di cataratta, è maggiormente invalidante sia perchè si sviluppa vicino al punto nodale dell'occhio (punto nel quale i raggi luminosi non subiscono alcuna deviazione) sia perchè le opacità, causando un intenso scattering, portano ad un *glare* (**abbagliamento**) molto acceso.

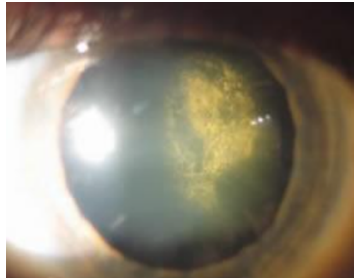


Figura 13: Cataratta sottocapsulare posteriore

- la cataratta mista: cataratta nella quale coesistono almeno due delle forme patologiche sopra descritte. Spesso insorgono come forme pure che evolvono interessando nei processi degenerativi più porzioni della lente.

In questi casi la sintomatologia è più marcata e i pazienti pertanto vengono sottoposti a intervento chirurgico in fase più precoce.

Come si è detto, la cataratta viene classificata anche su base eziologica. Secondo tale classificazione, le cataratte che più frequentemente si incontrano nella clinica sono:

- La cataratta senile: legata al progredire dell'età che, come si è visto, determina un'esposizione cumulativa al danno ossidativo³⁴⁻³⁵.

Esistono varie forme di cataratta senile:

- cataratta matura: Si tratta della forma più comune, caratterizzata da un'opacizzazione diffusa dell'intero cristallino. Pur non richiedendo un intervento chirurgico immediato, corrisponde comunque alla fase della patologia in cui è più indicato procedere al trattamento chirurgico;

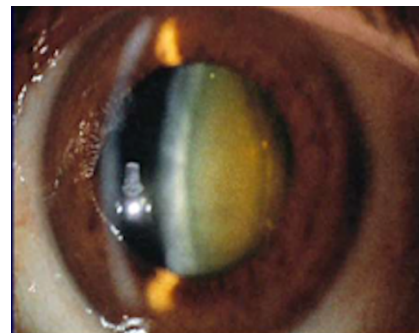


Figura 14: cataratta senile matura

- cataratta intumescente: Caratterizzata da imbibizione acquosa del cristallino che si rigonfia notevolmente riducendo la profondità della camera anteriore (con rischio di sviluppo di glaucoma acuto secondario ad angolo chiuso)³⁶;

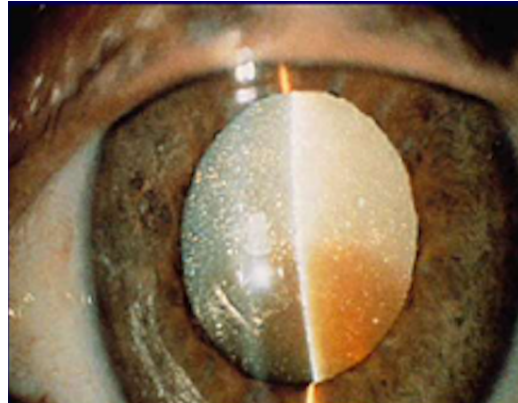


Figura 15: cataratta senile intumescente

- cataratta ipermatura: Le fibre più opacizzate degenerano e rammolliscono; il paziente è completamente cieco. È una fase in cui la corteccia e l'epinucleo sono quasi liquefatti e il nucleo si abbassa rispetto alla sua sede fisiologica. È la forma più grave che comporta anche maggiori difficoltà chirurgiche³⁷.

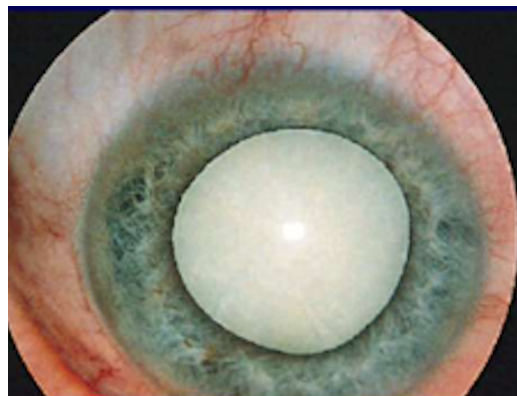


Figura 16: cataratta senile ipermatura

- La cataratta congenita³⁸: è una delle principali cause di cecità infantile a livello globale, con una prevalenza di 1-15 casi su 10.000 nati vivi; circa il 27% dei casi ha un'eziologia genetica identificabile.

Le alterazioni riguardano i geni che codificano le cristalline, le connesine, le proteine di membrana e i fattori di trascrizione essenziali per lo sviluppo embrionale della lente.

Morfologicamente la cataratta congenita può interessare sia il polo posteriore che anteriore, il nucleo, le suture e/o la zona lamellare (o *zonulare*).

- La cataratta steroidea: la cataratta indotta da glucocorticoidi si manifesta come un'opacità sottocapsulare posteriore (*PSC*). La fisiopatologia di questo tipo di cataratta è legata alla transizione epitelio – mesenchimale (*EMT*) delle cellule epiteliali del cristallino, che acquisendo un fenotipo mesenchimale, portano alla formazione di placche opache sulla capsula posteriore.

In particolare, lo studio effettuato³⁹ ha dimostrato come il desametasone induca la *EMT* attraverso la downregulation della proteina *CSPG5C* (*proteoglicano di condroitina solfato 5*) e la conseguente attivazione della via di segnalazione TGF-beta/Smad.

- La cataratta diabetica⁴⁰

Nella maggior parte dei pazienti affetti da DM2, si registra un'accelerazione nel processo d'invecchiamento del cristallino e l'insorgenza della cataratta corticale e nucleare.

Il DM1 invece è spesso associato a una forma specifica definita cataratta “a fiocchi di neve”, caratterizzata da opacità biancastre puntiformi sottocapsulari.

Il meccanismo cardine nella fisiopatologia della cataratta diabetica riguarda l'accumulo di sorbitolo (l'enzima aldoso reductasi converte l'eccesso di glucosio in sorbitolo), che crea un gradiente osmotico a livello delle fibre lenticolari con conseguente accumulo di acqua, rigonfiamento e rottura delle stesse. Inoltre, la condizione di iperglicemia causa un aumento dello stress ossidativo e della glicazione delle cristalline, con conseguente opacizzazione della lente.

CHIRURGIA DELLA CATARATTA

Poiché non esiste una terapia medica, locale o sistemica di provata efficacia per la cura della cataratta, a tutt'oggi l'unico mezzo terapeutico valido rimane l'intervento chirurgico⁴¹.

Sotto il profilo storico, le prime testimonianze scritte relative al trattamento della cataratta risalgono all'antica civiltà indiana, in particolare all'opera medica di Susruta datata intorno al 1300 a.C.⁴².

In Occidente, la prima descrizione dettagliata di un approccio chirurgico codificato si deve ad Aulo Cornelio Celso nel suo trattato *De medicina* (I secolo d.C.) e, successivamente, a Galeno nei “Procedimenti anatomici” (131 – 201 d.C.)⁴³. La tecnica cardine dell'epoca, rimasta sostanzialmente immutata fino al XVIII secolo, era la *reclinatio lentis* (o reclinazione). Questa manovra, eseguita in assenza di anestesia, prevedeva l'introduzione di un ago metallico nel bulbo oculare al fine di lussare il cristallino opacizzato — che doveva aver raggiunto una consistenza sufficientemente rigida — spingendolo verso il basso all'interno della cavità vitrea. Pur consentendo un parziale e rudimentale ripristino della luminosità, l'assenza di sistemi di correzione ottica e l'inevitabile insorgenza di severe complicanze flogistiche o infettive post-operatorie compromettevano quasi costantemente l'esito visivo a lungo termine.

Un radicale cambio di paradigma si verificò soltanto nel 1747 grazie a Jacques Daviel⁴⁴, il quale introdusse la tecnica di estrazione extracapsulare (ECCE). Nel corso dei decenni successivi, e fino alla metà del Novecento, questa metodologia si disputò il primato clinico con l'approccio di estrazione intracapsulare (ICCE) sviluppato da Samuel Sharp⁴⁵ nel 1753.

La tecnica extracapsulare, a differenza della intracapsulare, presentava il grande vantaggio di consentire la conservazione della capsula cristallinica; il mantenimento della compartimentalizzazione oculare riduceva così l'incidenza di distacchi di retina.

Tale metodo presentava tuttavia una elevata frequenza di opacizzazione capsulare, detta *cataratta secondaria* (assente nella seconda metodica chirurgica), e conseguentemente l'obbligo di sottoporre il paziente ad un secondo intervento, quello di *discissione oculare*. Oggi la chirurgia della cataratta può essere descritta come un intervento sicuro e ben tollerato dal paziente, perché di norma comporta disagi lievi e consente un recupero rapido.

La decisione di eseguire l'intervento chirurgico viene presa in base a diversi fattori, tra cui, principalmente, lo stato di maturazione della cataratta, la capacità visiva dell'occhio, e l'ostacolo che la cataratta oppone ad una visione nitida.

Di norma, la chirurgia viene eseguita su un occhio alla volta, trattando per primo quello che presenta l'opacizzazione in stadio più avanzato, così da preservare una funzionalità visiva utile nell'occhio controlaterale durante il decorso perioperatorio; a distanza di qualche giorno o di poche settimane si procede, infine, all'intervento sul secondo occhio.

FACOEMULSIFICAZIONE

La chirurgia della cataratta ha subito una importantissima trasformazione nell'arco degli ultimi decenni: questi progressi si sono compiuti grazie all'elaborazione di nuove metodologie e tecnologie, che hanno dato risposta alle crescenti esigenze refrattive dei pazienti e dei chirurghi.

A segnare lo sviluppo della chirurgia della cataratta è stata la progressiva riduzione delle dimensioni delle incisioni chirurgiche: si è passati infatti dai 12 mm dell'estrazione intracapsulare, ai 10 millimetri dell'estrazione extracapsulare, per arrivare alle incisioni di 3 mm della facoemulsificazione. La riduzione delle dimensioni del taglio ha portato ad una sempre maggiore sicurezza e velocità nell'esecuzione chirurgica, ad una diminuzione dell'astigmatismo indotto e ad una più rapida riabilitazione del paziente nel decorso postoperatorio; il tutto con risultati visivi notevolmente migliori.

La tecnica attualmente più utilizzata si basa principalmente sulla *facoemulsificazione*⁴⁶⁻⁴⁷, un metodo innovativo per l'asportazione del cristallino danneggiato, che ha rivoluzionato l'intervento di cataratta, unitamente all'avvento delle incisioni tunnellizzate, delle sostanze viscoelastiche, della capsuloressi e delle lenti pieghevoli ha rivoluzionato questo intervento.

Dal punto di vista meccanico e biofisico, l'intervento si basa sulla frammentazione del cristallino opacizzato mediante ultrasuoni e sulla contestuale aspirazione dei residui, preservando la massima stabilità pressoria delle strutture oculari.

La facoemulsificazione fu introdotta nel 1967 da Charles Kelman⁴⁸: si tratta di un metodo volto all'estrazione extracapsulare di cataratta (ECCE) che avviene attraverso un'incisione di piccolo calibro (3-4 mm). Kelman brevettò un dispositivo costituito da un generatore elettromagnetico collegato ad un manipolo con una punta in titanio che, vibrando longitudinalmente a frequenze ultrasoniche (tra i 28 e i 40 kHz), consentiva la frammentazione del cristallino.

Nonostante l'iniziale scetticismo della comunità scientifica, questa tecnica ha ottenuto col tempo ottenuto un'accettazione globale, essendosi rivelata più sicura ed efficace nella gestione della cataratta rispetto alle ampie e astigmatogene incisioni della ECCE classica.

Il successo della procedura dipende principalmente dal bilanciamento tra la quantità di liquido che si inietta nell'occhio e il materiale che viene aspirato dalla pompa.

La FACO si basa su:

- **Emulsificazione⁴⁹:** Il chirurgo introduce il manipolo del faco nella camera anteriore. All'interno del manipolo sono presenti cristalli piezoelettrici che trasformano l'energia elettrica del generatore elettromagnetico in energia cavitazionale ed energia termica.

L'energia termica è proporzionale alla frequenza e alla durata degli ultrasuoni.

L'*energia cavitazionale*, invece, deriva dalle repentine pressioni indotte dall'ago nei fluidi endo-oculari; in particolare, si distinguono le seguenti due situazioni, che producono effetti diversi sui tessuti:

- Cavitazione transiente: essa genera, all'interno di un fluido, successive onde di compressione e decompressione; queste onde portano alla formazione di microbolle, le quali, collassando, generano onde d'urto capaci di frantumare il materiale cristallino;
 - Cavitazione stabile: origina dalla fase transiente nel momento in cui si riduce la potenza nella frantumazione dei tessuti, disperde calore, produce flussi e turbolenze.
- **Fluidica⁵⁰:** Il nucleo polverizzato deve essere rimosso dall'occhio. A ciò si provvede con un sistema di aspirazione operante nel faco. Si nota infatti che la punta con tip in titanio del facoemulsificatore è cava al centro e collegata a un sistema idrodinamico a doppia via:
 - La via di Infusione (Inflow): Intorno alla punta in titanio è posizionata una guaina flessibile in silicone (sleeve). Da questa guaina esce costantemente una soluzione salina bilanciata (BSS) che riempie l'occhio. Questo liquido serve sia a mantenere la camera anteriore gonfia e stabile dal punto di vista pressorio sia a raffreddare la punta in titanio, che altrimenti si surriscalderebbe ustionando la cornea (*corneal burn*).
 - La via di Aspirazione (Outflow): All'interno del canale cavo della punta agisce una pompa che crea un flusso d'aspirazione che attira verso la punta i frammenti di cristallino e il liquido immesso, portandoli fuori dall'occhio.

La FACO presenta vantaggi notevoli:

- la piccola incisione⁵¹ permette la riduzione dei tempi di guarigione anatomica, riduzione dell'astigmatismo post-operatorio⁵², minori appiattimenti post-operatori della camera, riduzione delle complicanze emorragiche e meno suture;
- si mantiene la camera posteriore (compartimentalizzazione), con separazione dei segmenti anteriore e posteriore;
- avviene una migliore e più completa aspirazione della corticale (aspirazione a camera chiusa con spazi più profondi);
- risulta più facilitato l'impianto e più corretto il posizionamento della lente intraoculare (la piccola incisione favorisce la permanenza dell'aria in camera, fattore che era molto importante soprattutto prima dell'introduzione di sostanze viscoelastiche).

Ad oggi, al contrario, gli svantaggi della FACO sono dati da:

- gli elevati costi delle apparecchiature che richiedono manutenzione di tecnici specialisti;
- il fatto che le cataratte bianche, opache e molto avanzate con nuclei particolarmente densi e duri non sono trattabili (sarebbero richieste frequenze ultrasoniche troppo elevate)⁵³; la cataratta ideale da operare è la cataratta senile di media durezza con nucleo sufficientemente duro da essere facilmente manipolato;
- la necessità di un lungo periodo di formazione, poiché è una tecnica complicata da imparare⁵⁴.

Per una buona riuscita dell'operazione è fondamentale che la pupilla sia adeguatamente dilatata, che ci sia un buon riflesso rosso del fondo, che l'endotelio sia sano e che sia data al paziente la giusta dose di anestesia.

Dopo l'enorme successo della facoemulsificazione coassiale standard, la chirurgia ha continuato a spingersi verso una minore invasività. All'inizio degli anni 2000, è nato un nuovo concetto chirurgico: la MICS (Micro Incision Cataract Surgery), comunemente definita microfacò.

Il termine MICS venne coniato dallo spagnolo J. Aliò⁵⁵⁻⁵⁶ nel 1999 e rimane tutt'oggi l'acronimo di un'eccellenza qualitativa fino a quel momento insperata; l'idea di una microchirurgia della cataratta conferisce infatti alla FACO un valore aggiunto

fondamentale. Nonostante un iniziale clima di scetticismo in merito all'utilità della procedura, la validità dei risultati ottenuti ha consentito alla MICS di affermarsi diffusamente e rapidamente.

Attualmente si utilizzano due tipologie di MICS: la microfacoemulsificazione coassiale (C-MICS) e la microfacoemulsificazione bimanuale (B-MICS): nella tecnica coassiale la tip del facoemulsificatore e lo sleeve da infusione sono integrati nello stesso manipolo e l'incisione corneale oscilla tra 1,8 mm e 2 mm, nella tecnica bimanuale invece la tip del facoemulsificatore è senza lo sleeve ed è dunque separata dall'irrigazione (*chopper irrigante*) e ciò permette la riduzione ulteriore del diametro di incisione fino a 1,2 - 1,4 mm.

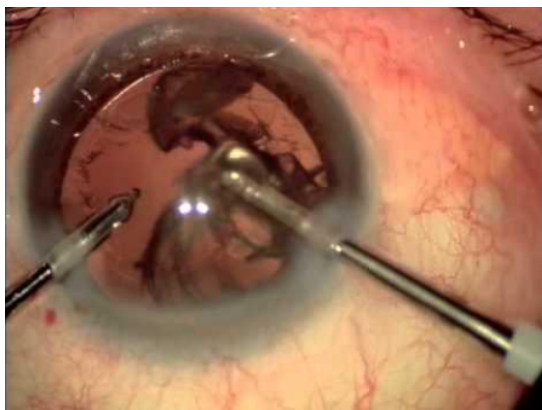


Figura 17: Tip del facoemulsificatore senza microsleeve per B-MICS con chopper irrigante attraverso incisione di 1,4 mm

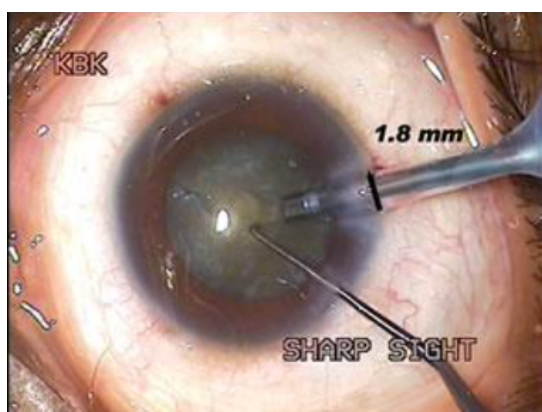


Figura 18: Tip del facoemulsificatore con microsleeve per C-MICS con incisione da 1,8 mm

La nuova tecnica di microfacioemulsificazione bimanuale è il risultato del progresso tecnologico in questo campo: essa rappresenta una variante della microfacioemulsificazione coassiale e consente di estrarre il cristallino catarattoso attraverso incisioni di lunghezza pari o inferiore a 1,8 mm. Attraverso queste microincisioni viene inserita la sonda ad ultrasuoni (facioemulsificatore), che va a frantumare il cristallino in piccoli pezzi aspirati all'esterno dell'occhio, e vengono introdotti degli appositi iniettori necessari per il posizionamento della lente artificiale; il tutto senza dover poi procedere ad alcuna sutura.

Come si è detto, la microfacioemulsificazione bimanuale è attualmente la tecnica che consente le incisioni più piccole nella chirurgia della cataratta e questo è di grande importanza in quanto diversi studi hanno dimostrato come la dimensione dell'incisione è direttamente proporzionale all'astigmatismo indotto e inversamente proporzionale alla sua stabilità nel tempo⁵⁹.

Il chirurgo che utilizza questa tecnica può contare su un adeguato controllo dell'emissione degli ultrasuoni e sul monitoraggio dei volumi di fluidi utilizzati all'interno dell'occhio durante l'intervento, riducendo al minimo il traumatismo chirurgico e permettendo l'effettuazione di interventi della durata di pochi minuti col massimo confort per il paziente.

Si stima che in Europa il 34% dei chirurghi utilizzi per la chirurgia della cataratta una tecnica microincisionale: il 27% la esegue in modo coassiale mentre il 7% in modalità bimanuale con la separazione del chopper irrigante dalla tip degli ultrasuoni.

Considerata l'innovatività di questa tecnica, prima di analizzare gli esiti dello studio, svolto presso l'Università degli Studi di Modena e Reggio Emilia, relativo all'intervento di cataratta su pazienti post LASIK miopica (studio riguardante in particolare il confronto tra due sistemi biometrici utilizzati per misurazioni preoperatorie), sembra opportuno soffermarsi sulle caratteristiche della metodologia B-MICS. A tal fine si fa riferimento alle pubblicazioni del prof. Gian Maria Cavallini che illustrano il metodo da lui stesso praticato.

INDICAZIONI E VANTAGGI

La tecnica di microphacoemulsificazione bimanuale può essere attualmente applicata senza restrizioni a tutte le tipologie di pazienti e nel trattamento di ogni tipo di cataratta.

Può essere utilizzata infatti come tecnica di routine per l'estrazione di cataratte semplici, con nuclei di varia durezza e densità (tutti i gradi della classificazione LOCS III), o complicate. Possono essere operate agevolmente con la tecnica B-MICS, con bassa percentuale di ultrasuoni, anche cataratte sub-lussate, post-traumatiche, congenite e cataratte in corso di vitrectomia^{60, 61, 62, 63, 64}.

Inoltre, l'utilizzo di strumenti più piccoli e delle microincisioni permette a questa tecnica chirurgica di essere molto adatta per il trattamento delle cataratte infantili⁶⁵.

I principali vantaggi della tecnica bimanuale non risiedono soltanto nella microincisione in sé, ma anche nella gestione della fluidica e nella separazione delle sonde, caratteristiche uniche di questa tecnica^{66, 67, 68}.

I vantaggi che si ottengono durante la procedura chirurgica sono:

- aumentata stabilità della camera anteriore grazie al ridotto leakage del liquido di infusione dalle microincisioni;
- miglior controllo della procedura dovuto alla separazione dell'infusione dall'aspirazione, che elimina la competizione che normalmente si viene a formare nelle punte coassiali con sleeve⁶⁹;
- migliore gestione del flusso di irrigazione che può essere orientato in modo più razionale ed utile grazie all'utilizzo del chopper irrigante come secondo strumento chirurgico;
- possibilità di scambiare le sonde da una mano all'altra e di muoversi all'interno del segmento anteriore per 360°, orientando l'infusione e l'aspirazione a seconda delle esigenze⁷⁰;
- chirurgia più efficiente per il ridotto "effective phacoemulsification time" (EPT)⁷¹;
- esecuzione delle differenti fasi di facofrattura in un sistema a bulbo chiuso con camera stabile ed eccellente visibilità grazie alla miniaturizzazione degli strumenti.

I vantaggi relativi al paziente, invece, dipendono principalmente dalle microincisioni che:

- producono un irrilevante astigmatismo indotto ed una minima alterazione dei mezzi diottrici oculari⁷²;

- producono un recupero post-operatorio più veloce con acuità visiva finale qualitativamente eccellente⁷³;
- inducono un minor rischio di infezioni post-chirurgiche⁷⁴.

TECNICA STEP BY STEP

Come si è detto, la tecnica di microfacioemulsificazione bimanuale può essere attualmente applicata senza restrizioni a tutte le tipologie di pazienti e nel trattamento di ogni tipo di cataratta⁷⁵. Può essere infatti utilizzata come tecnica di routine per l'estrazione di cataratte semplici, con nuclei di varia durezza e densità, o complicate. L'utilizzo di strumenti più piccoli e delle microincisioni rende inoltre questa procedura chirurgica molto adatta per il trattamento delle cataratte infantili.

Vediamo ora la procedura nelle sue fasi.

1. Anestesia⁷⁶

Le procedure di anestesia nella microfacioemulsificazione bimanuale non si discostano da quelle comunemente utilizzate nella modalità coassiale. È dunque possibile eseguire l'intervento previa anestesia generale, loco – regionale con blocco retro-bulbare o locale per via topica.

Solitamente l'anestesia generale non viene impiegata: essa è consigliabile per pazienti altamente ansiosi/nervosi o quando la chirurgia necessita di molto tempo per essere portata a termine; è maggiormente indicata per soggetti estremamente apprensivi, sordi, mentalmente ritardati o instabili e coloro che non possiedono idonee capacità comunicative.

In genere, l'anestesia locale ha soppiantato l'anestesia generale grazie ai suoi indiscutibili vantaggi, come la possibilità di utilizzarla nella chirurgia in regime ambulatoriale, il rapido recupero funzionale e la ridotta incidenza di complicanze. Tuttavia, l'anestesia loco-regionale con blocco retro-bulbare, l'anestesia peri-bulbare o sub-tenoniana non sono prive di possibili complicazioni, come la perforazione del bulbo oculare accompagnata da distacco di retina e severa emorragia intraoculare, ematoma retro-bulbare, diplopia, trauma diretto sul nervo ottico ad opera dell'ago a livello retro- bulbare, aumentata pressione intraoculare o ptosi post-operatoria.

Nell'ultimo decennio l'anestesia topica ha acquistato molto interesse tra i chirurghi in quanto non presenta i possibili rischi delle altre due modalità (anestesia generale e loco - regionale). I colliri comunemente utilizzati per l'anestesia topica sono la Ropivacaina 10 mg/ml associata alla Lidocaina 2%, instillate prima dell'intervento.

La presenza di una cataratta molto opaca rappresenta una controindicazione all'utilizzo dell'anestesia topica: questo perché è importante che durante l'operazione il paziente fissi lo sguardo sulla luce del microscopio per evitare movimenti dell'occhio che potrebbero provocare complicanze intraoperatorie.

2. Incisioni

Uno dei punti cruciali della microfacioemulsificazione bimanuale è la corretta preparazione delle incisioni chirurgiche. Trattandosi propriamente di microincisioni in cornea chiara, è necessario adeguare il proprio strumentario chirurgico in modo da poter condurre agevolmente e con precisione questa prima fase dell'intervento.

Di solito si utilizzano microtaglienti precalibrati con punta in diamante, che permettono l'esecuzione di incisioni trapezoidali con un'apertura alla base di 1,4 mm e un'apertura interna di 1,2 mm.

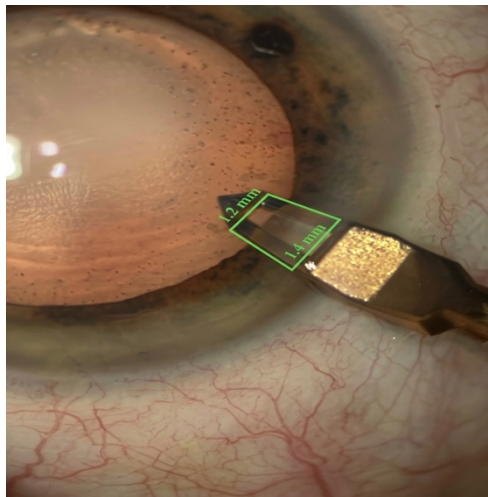


Figura 19: incisione trapezoidale da bisturi di diamante

Questa particolare conformazione dell'incisione consente al chirurgo di muovere liberamente gli strumenti in camera anteriore, senza creare stress e deformazione dei margini dell'incisione, e allo stesso tempo di minimizzare il leakage durante l'intervento. Si ottiene così una maggiore stabilità della camera anteriore e un migliore controllo nelle varie fasi chirurgiche.

L'incisione trapezoidale ha inoltre il vantaggio di essere "self-sealing", ovvero auto-chiudente, per un meccanismo a valvola dei margini della ferita che tendono a collabire al termine dell'intervento.

In generale le microincisioni favoriscono una riduzione dei tempi di cicatrizzazione e un calo delle complicanze intra e post – operatorie (es. prolasso irideo intra – operatorio)⁷⁷.

La posizione delle incisioni chirurgiche è di fondamentale importanza. Innanzitutto, è opportuno eseguire le due microincisioni corneali ad una distanza reciproca compresa tra 90° e 120°, per minimizzare l'effetto astigmogeno e consentire, allo stesso tempo, un'agevole bimanualità. Inoltre, bisogna praticare le incisioni nel settore superiore, o comunque lontano dal menisco lacrimale inferiore, allo scopo di ridurre al minimo le contaminazioni batteriche e quindi il rischio di endoftalmiti post – operatorie⁷⁸; per questo motivo le incisioni sono eseguite preferibilmente a ore 10 e a ore 2 circa.

Nel 1979 si è avuto un radicale cambiamento nella chirurgia della cataratta in seguito all'introduzione l'utilizzo di materiale viscoelastico in sostituzione della soluzione fisiologica e dell'aria per mantenere stabile la camera anteriore.

Queste sostanze sono liquidi viscosi ed elastici al tempo stesso che impediscono il collasso della camera anteriore, attutiscono le vibrazioni meccaniche degli strumenti e hanno un effetto ricoprente protettivo pur mantenendo una bassa attività di superficie. I polimeri attualmente utilizzati per produrre questi liquidi sono: il sodio ialuronato (di origine animale, estratto dalla cresta di gallo o derivato dalla fermentazione batterica, maggiormente usato), il condroitin solfato (estratto dalle pinne di pescecane) e l'idrossipropilmetilcellulosa (prodotto di semisintesi a partire dalla metilcellulosa del legno).

3. Capsuloressi

Fin dalla sua introduzione da parte di H. Gimble e T. Neuhann nel 1985⁷⁹⁻⁸⁰, la CCC (*Capsuloressi Curvilinea Continua*) rimane uno dei punti-chiave per una corretta e sicura procedura di facoemulsificazione. Si tratta della procedura chirurgica oftalmica mediante la quale il chirurgo crea un'apertura circolare e continua nella parte anteriore della capsula che racchiude il cristallino.

Essa è eseguita creando un piccolo flap vicino al centro capsulare e, procedendo in senso orario o antiorario secondo le preferenze del chirurgo, con movimenti centripeti e di trazione tangenziale sul flap stesso. La dimensione adeguata a una buona ressi è compresa fra 5 e 6 mm; una ressi minore di 4 mm può creare difficoltà nelle tappe successive dell'intervento aumentando il rischio di disinserzione zonulare e rottura di capsula;

inoltre, nel post-operatorio può generare una fimosi capsulare con possibilità di decentramento della IOL; una ressi troppo grande rende invece più difficoltosa la tecnica di facofrattura, aumentando il rischio di fuoriuscita dei frammenti lenticolari dal sacco capsulare⁸¹.

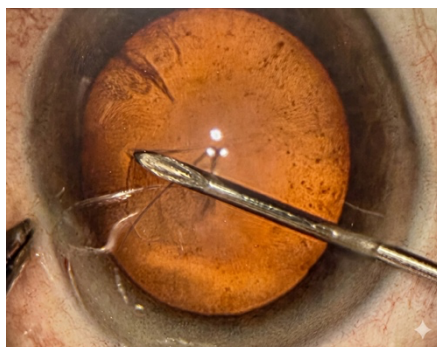


Figura 20: Fase iniziale della ressi con ago da Insulina ripiegato

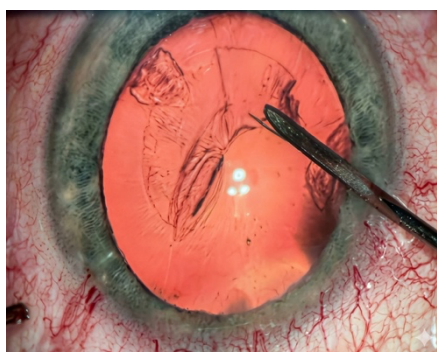


Figura 21: Fase intermedia della ressi con ago da Insulina ripiegato

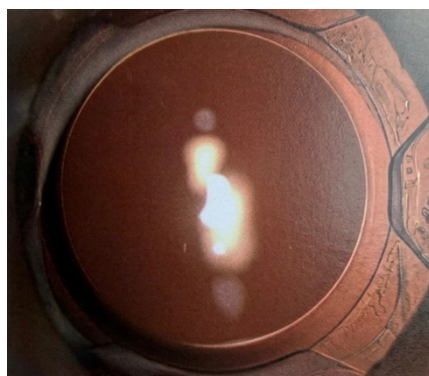


Figura 22: Esempio di capsuloressi a 12 mesi dall'intervento chirurgico.

La capsuloressi può essere eseguita con cistotomo, con ago ad Insulina opportunamente piegato o con apposite pinze da capsuloressi a seconda delle abitudini del chirurgo. Per la tecnica di microfacoemulsificazione bimanuale è opportuno utilizzare, almeno inizialmente, una pinza da ressi a controllo distale, come le pinze da vitrectomia con principio “squeeze-handle”, che permettono un buon controllo della ressi anche attraverso le microincisioni; sono inoltre state opportunamente disegnate pinze da ressi per la tecnica bimanuale, con punta corta e smussa, che possono essere introdotte agevolmente attraverso incisioni inferiori a 1 mm, consentendo una buona manovrabilità in C.A.⁸²



Figura 23: Pinza da ressi a controllo distale, con dettaglio della punta

È noto che per eseguire una buona capsuloressi è necessario operare in condizioni di ottimale stabilità e profondità della camera anteriore. Nella tecnica bimanuale le microincisioni consentono un minor leakage dei fluidi, con aumento di stabilità della camera, e prevengono l'eccessiva fuoriuscita della sostanza viscoelastica che, oltre ad approfondire la camera, consente un incremento di midriasi pupillare agevolando la procedura chirurgica. Inoltre, la possibilità della bimanualità consente di eseguire una capsuloressi in sicurezza anche nei punti dove essa risulta più difficoltosa, come nel sito di accesso delle pinze da ressi, offrendo la possibilità di continuare la procedura con la mano non dominante attraverso l'accesso controlaterale. Per questi motivi la tecnica di microfacoemulsificazione bimanuale sembra aumentare la sicurezza di questo importante e cruciale step chirurgico, migliorando il controllo sul flap capsulare e riducendo il rischio di fuga della ressi e di rottura capsulare rispetto alla facoemulsificazione coassiale^{77, 83, 84}.

4. Idrodissezione ed idrodelinazione

La procedura di idrodissezione, ovvero la separazione della capsula dalla corticale e dal nucleo lenticolare, non richiede strumenti o manovre specifiche per la microfacoemulsificazione bimanuale. Come per la facoemulsificazione coassiale, si posiziona una normale cannula da 26 gauge in camera anteriore, al di sotto del margine della capsuloressi; mantenendolo leggermente sollevato a “guisa di tenda”, si inietta una

piccola quantità di BSS, che consente il clivaggio della corteccia dalla capsula prima anteriormente e poi posteriormente, distribuendosi in maniera circonferenziale e rompendo le connessioni cortico-capsulari a livello equatoriale.

A questo punto si verifica che vi sia una buona rotazione del complesso cortico-nucleare rispetto alla capsula; se questo non avviene, è necessario ricominciare la manovra di idrodissezione in un altro quadrante, solitamente quello opposto⁸⁵.

La manovra di idrodissezione risulta particolarmente agevole durante l'intervento di microfacioemulsificazione bimanuale, in quanto le microincisioni a tenuta e il conseguente mantenimento di una buona pressione in camera anteriore permettono un ottimo clivaggio cortico-capsulare con l'utilizzo di minime quantità di BSS^{77, 83}. È anzi opportuno, in alcuni casi, consentire la fuoriuscita di una piccola parte di viscoelastico dalle incisioni prima dell'idrodissezione, per evitare un eccessivo aumento di pressione in camera anteriore e la conseguente possibilità di rottura della capsula posteriore⁸⁶.

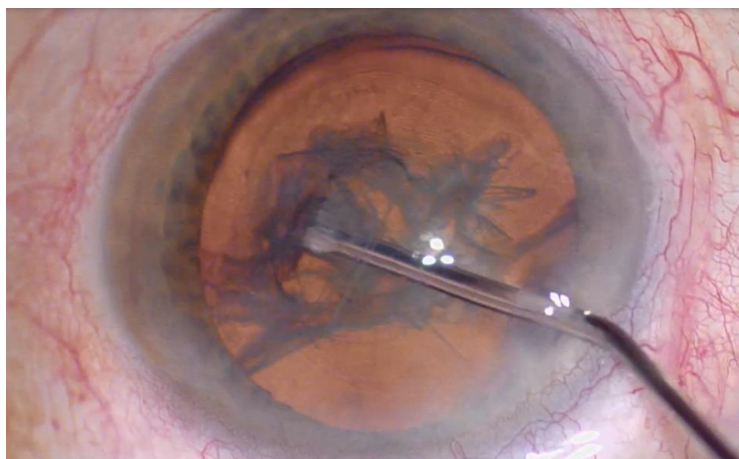


Figura 24: Idrodissezione con cannula da 26 gauge

Alcuni chirurghi fanno seguire all'idrodissezione la manovra di idrodelineazione, ovvero la separazione dell'epinucleo dal nucleo centrale della lente.

Introdotta da Anis⁸⁷, essa viene eseguita con gli stessi strumenti utilizzati nella idrodissezione.

Si esegue iniettando BSS al margine equatoriale del nucleo in modo tale da creare una linea di clivaggio rispetto all'epinucleo, che si evidenzia come un anello color bronzo-oro. Questa manovra consente di ottenere un cuscinetto protettivo, formato da corteccia ed epinucleo, per le successive procedure di nucleofrattura; permette infatti di controllare

e contenere le forze sprigionate dalle manovre di cracking, chopping e facoemulsificazione del nucleo; inoltre, il cuscinetto di epinucleo mantiene il sacco capsulare ben stirato durante queste procedure evitando il collasso e la rottura della capsula posteriore.

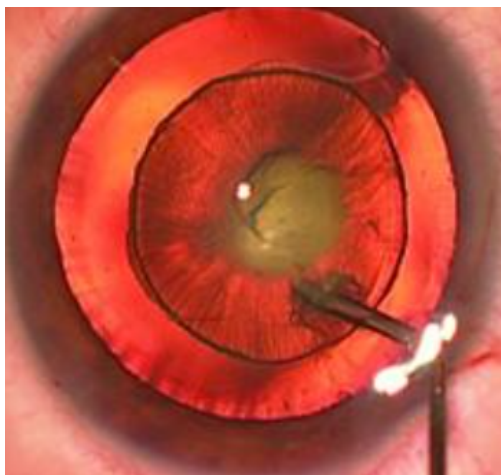


Figura 25: Idrodelineazione con cannula da 26 gauge

5. Facoemulsificazione

La facoemulsificazione è uno degli step chirurgici in cui cominciano ad emergere più chiaramente le differenze della B-MICS rispetto alla tecnica coassiale. Come si è detto, in questa pratica la strumentazione prevede un chopper irrigante, una sonda da faco senza sleeve e macchine appositamente studiate per la gestione dell'emissione degli ultrasuoni, finalizzate a ridurre l'insulto termico a livello del tunnel corneale. Uno dei facoemulsificatori più diffusi è il Sovereign della AMO, che sfrutta la tecnologia WhiteStar per l'emissione micropulsata di ultrasuoni; esistono tuttavia anche altre macchine (Oertli OS-3, Alcon Legacy 2000, Alcon Infiniti, Bausch & Lomb Millennium, Nidek CV24000, Optikon Pulser) che sfruttando tecnologie differenti, permettono ugualmente di ottenere buoni risultati con minimizzazione del rischio di ustione termica del tunnel.

I più recenti progressi su questa strumentazione riguardano l'emissione iperpulsata di ultrasuoni, che permette di minimizzare la quantità totale di ultrasuoni emessa.

Questi nuovi dispositivi sono all'avanguardia per la gestione della fluidica e per contrastare l'effetto **surge**, rappresentato dal brusco collasso della camera anteriore in seguito all'improvvisa disocclusione della punta del faco da parte dei frammenti

cristallinici (pompa ad aria, anti-chamber collapser, VGFI, Cruise Control, Duet System, CASE).

Le tecniche di facofrattura abitualmente utilizzate dal chirurgo per la faco coassiale, possono essere adottate anche per la microfaco bimanuale; alcuni autori suggeriscono di utilizzare la tecnica "divide and conquer" o quella di "stop and chop" per i nuclei normali, e di ricorrere al "phaco-chop verticale" per i nuclei più duri⁸⁸.

Tecnica "divide and conquer"

Introdotta da Gimbel⁸⁹ nei primi anni '90, questa tecnica rimane la più sicura e ripetibile; consiste nel tracciare due solchi ortogonali fra loro, nella successiva frattura del nucleo in quattro quadranti e infine nella aggrissione dei singoli frammenti di nucleo.

Nella B-MICS il chirurgo tiene il chopper irrigante nella mano non dominante, utilizzando la modalità di irrigazione continua non deve mai ritirare la sonda irrigante prima della sonda da U/S, per evitare violenti e pericolosi collassi della camera anteriore. La sonda da faco viene impugnata con la mano dominante, attraverso l'incisione principale. Utilizzando bassi livelli di vacuum e di U/S, si procede all'esecuzione di un primo solco, profondo e stretto, a livello del nucleo, fino a raggiungere circa il 90% del suo spessore; si allarga quindi il solco (non oltre 1.5-2.0 volte la larghezza della sonda da U/S) e si procede al cracking del nucleo, mantenendo il chopper e il faco alla base del solco ed esercitando una trazione orizzontale in senso opposto con i due strumenti.

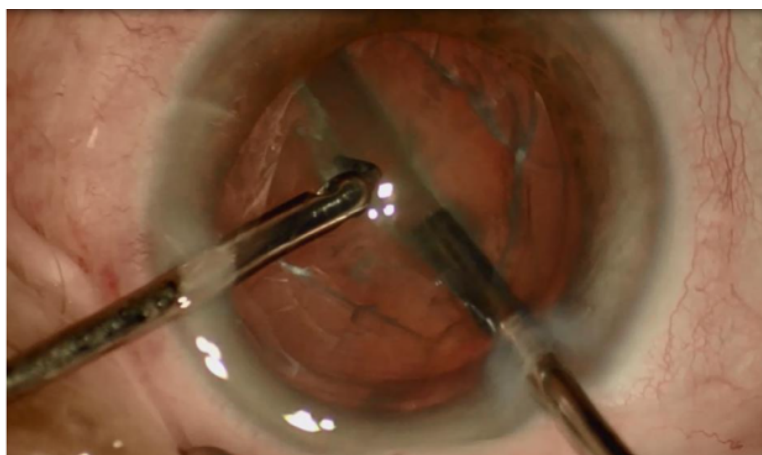


Figura 26: Facofrattura, esecuzione del solco centrale

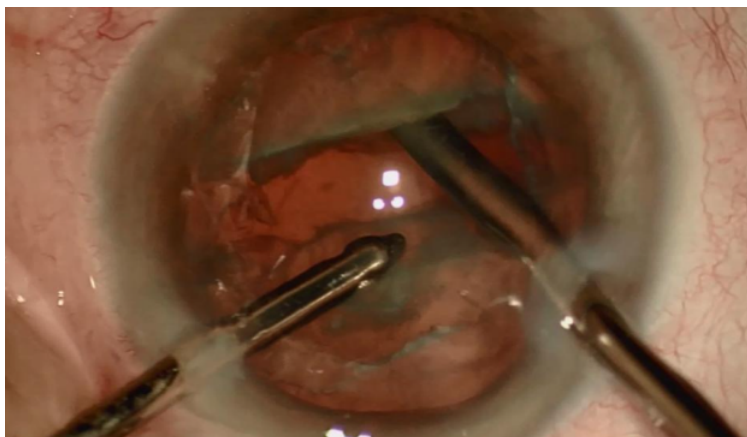


Figura 27: Cracking del nucleo

Poi, dopo aver ruotato il nucleo di 90°, si esegue la stessa procedura, spaccando così il nucleo in quattro parti uguali; il chopper irrigante viene utilizzato per spostare e direzionare i frammenti di nucleo verso la tip del faco per la loro emulsificazione. Il vantaggio di questa tecnica è rappresentato dalla semplicità delle manovre intracamerale, che possono essere facilmente eseguite con tecnica bimanuale anche da un chirurgo in apprendistato. È tuttavia sconsigliata nella gestione dei nuclei duri, poiché richiede più tempo e livelli di power U/S più elevati rispetto alla tecnica di phaco-chop.

Tecnica "phaco-chop" orizzontale e verticale

Ideata da Nagahara nel 1993, è un'evoluzione della tecnica precedente; tramite l'ausilio di un chopper (spatola a punta angolata tagliente) viene sezionato il nucleo con una manovra a tenaglia tra la punta del faco e il chopper stesso. Utile nelle cataratte più dure, è una tecnica meno ripetitiva e a più elevato rischio di rottura capsulare durante le manovre di facosezione.

Con la tip del faco si procede all'aspirazione della corticale e dell'epinucleo anteriori, per penetrare in profondità nella porzione prossimale del nucleo; esercitando una forte aspirazione, il nucleo del cristallino rimane saldamente "impattato" e adeso alla sonda da U/S che lo mantiene fermo durante le manipolazioni con il chopper. Il chopper irrigante viene inserito orizzontalmente all'equatore del nucleo stesso, e poi spostato verticalmente in modo da creare una frattura orizzontale a livello del nucleo stesso, separandolo in due metà. Dopo la rotazione del nucleo viene ripetuta la stessa manovra, fino ad ottenere quattro, sei o più frammenti di nucleo da emulsificare. Questa tecnica è definita "phaco-chop orizzontale".

Il "phaco-chop verticale" consiste nella frattura verticale del nucleo, eseguita facendo penetrare il chopper irrigante in profondità nel nucleo, mentre la sonda da U/S, che trattiene il nucleo con alti livelli di aspirazione, viene portata verso l'alto con movimento altitudinale. Si viene così a creare una frattura verticale nel nucleo; i due strumenti vengono poi allontanati l'uno dall'altro lateralmente, per completare la divisione del nucleo in due metà.

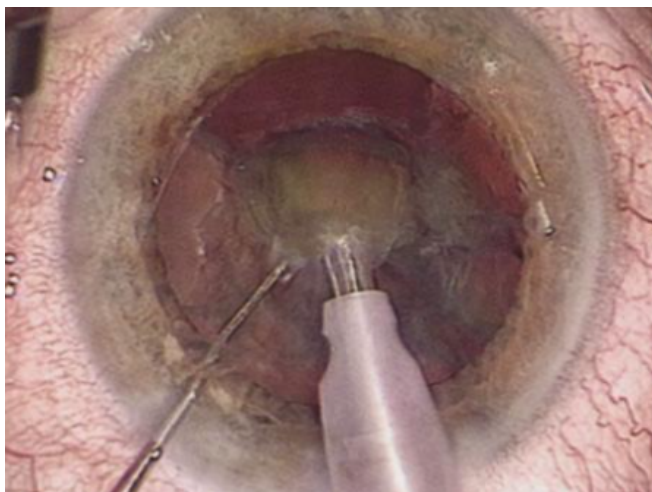


Figura 28: Phaco-chop

Entrambe le varianti del "phaco-chop" hanno il vantaggio di essere più veloci e di utilizzare livelli di power U/S molto più bassi rispetto alla "divide and conquer", soprattutto nei nuclei duri, in cui è particolarmente indicata la variante verticale. D'altra parte, però, si tratta di tecniche più complesse, soprattutto per la difficoltà delle manovre da condurre con la mano non dominante, e necessitano perciò di una più lunga fase di apprendimento.

Tecnica "stop and chop"

È una variante che associa le tecniche di "divide and conquer" e "phaco-chop", in cui un primo solco viene praticato nel nucleo allo stesso modo della "divide and conquer" per dividere il nucleo in due metà; ciascun eminucleo viene poi frammentato con la metodica del "phaco-chop". Questa tecnica è un buon compromesso tra le due, per quanto riguarda difficoltà e vantaggi.

Qualunque sia la tecnica di facofrattura utilizzata, il chirurgo che comincia a prendere dimestichezza con la tecnica bimanuale, apprezza innanzitutto l'utilità del chopper irrigante che permette di utilizzare il flusso di fluidi come un vero e proprio strumento

chirurgico; la gestione dei frammenti di nucleo risulta in questo modo più agevole, perché si ha la possibilità di direzionarli verso la tip del faco sfruttando le correnti fluide dell'irrigazione separata. Questo non può avvenire con la faco tradizionale, in quanto sonda da U/S e irrigazione sono coassiali; si può quindi sperimentare una più difficile gestione dei frammenti nucleari e una maggior turbolenza in camera anteriore rispetto alla tecnica bimanuale^{82, 90}.

Inoltre, grazie alle microincisioni che minimizzano il leakage, all'ottimizzazione della gestione della fluidica e ai moderni dispositivi anti-surge, si apprezza un'ottima stabilità della camera anteriore durante l'intervento, evitando bruschi cambiamenti di pressione e permettendo di operare in condizioni di massima sicurezza^{88, 91-92}. L'utilizzo di strumenti più piccoli consente inoltre una migliore visibilità del campo operatorio^{82, 93}, rendendo questa tecnica molto adatta anche per la gestione delle cataratte infantili o nei microftalmi.

6. Irrigazione e Aspirazione (I/A)

Durante questa fase dell'intervento è possibile apprezzare appieno i vantaggi della bimanualità della microfac. Si utilizzano sonde separate da infusione e da aspirazione da 20 gauge, introdotte attraverso le microincisioni.

Si procede all'aspirazione graduale dei residui corticali e di epinucleo con la sonda da aspirazione nella mano dominante e con l'irrigazione nell'altra mano in modalità di infusione continua, per evitare bruschi collassi della camera anteriore. La sonda da irrigazione permette di direzionare i frammenti cristallinici verso la sonda da aspirazione, in modo da agevolare la procedura e da consentire una minore turbolenza in camera anteriore. Una volta completata la pulizia del sacco capsulare nella metà opposta al sito di ingresso della sonda da aspirazione, si scambiano gli strumenti da una mano all'altra, avendo cura di ritirare sempre prima l'aspirazione. Si procede così alla pulizia della restante parte del sacco capsulare, con le stesse modalità. La possibilità di scambiare gli strumenti consente un'agevole pulizia del sacco in tutti i suoi punti, anche a livello sub-incisionale, e persino in presenza di una ressi stretta⁸³. A fine procedura, abbassando i livelli di aspirazione, si può procedere alla pulizia della capsula posteriore, avvalendosi della tip ruvida della sonda da aspirazione.

I vantaggi di eseguire questo step chirurgico sfruttando la tecnica bimanuale sono dunque evidenti, soprattutto nel confronto con la tecnica coassiale in cui le correnti contrarie di I/A e l'impossibilità di scambiare gli strumenti tra le mani rendono talvolta difficoltosa la completa pulizia del sacco capsulare.

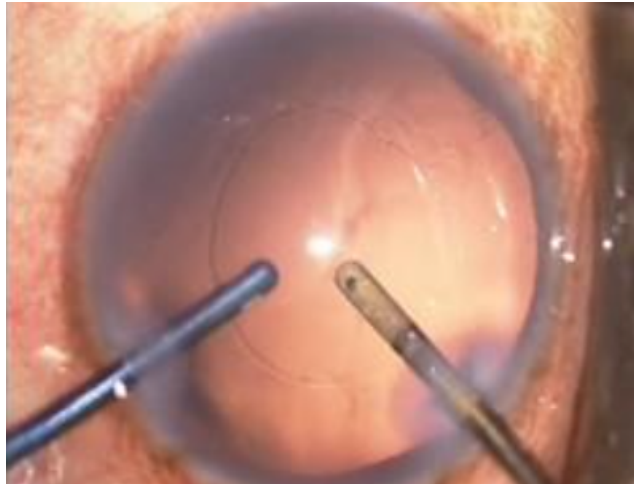


Figura 29: sonde da irrigazione e aspirazione per pulizia del sacco capsulare

7. Impianto IOL

Attualmente possiamo ricorrere a due metodi per l'impianto della IOL dopo una microfacemulsificazione bimanuale:

- allargare una delle due microincisioni
- eseguire una terza incisione a metà fra le due microincisioni

In entrambi i casi si osserva un minore effetto astigmogeno finale rispetto alle incisioni della faco coassiale in quanto, anche a parità di dimensione finale, lo stress tessutale che viene esercitato sulla ferita chirurgica è minore⁸⁵.

Per una perfetta riuscita dell'impianto con tecnica wound-assisted è necessario posizionare la tip del cartridge in modo lievemente obliquo, avendo cura di non introdurlo in camera anteriore ma di mantenerlo appoggiato al margine esterno dell'incisione corneale; lo stantuffo dell'iniettore deve poi essere premuto delicatamente facendo progredire lentamente la IOL in camera anteriore. Una alternativa è l'impianto con tecnica in-the-bag che prevede l'introduzione della tip del cartridge in camera anteriore ma che necessita quindi di incisioni di dimensione maggiore.

Una delle più classiche e principali obiezioni legate alla microfaco bimanuale era l'indisponibilità di IOL da microincisione e la conseguente necessità di dover allargare il taglio per l'impianto della lente. Ad oggi l'innovazione tecnologica e dello strumentario chirurgico verso una chirurgia mininvasiva, ha messo a disposizione del chirurgo delle IOL da microincisione, iniettabili attraverso incisioni inferiori ai 2 mm.

L'ultimo avanzamento tecnologico in termini di IOL è stato introdotto da *Bausch&Lomb*, che nel 2013 ha lanciato sul mercato la nuova lente INCISE MJ14 che per le sue caratteristiche esalta i vantaggi della B-MICS. Si tratta di una lente acrilica idrofilica che può essere impiantata attraverso microincisioni corneali da 1.4 mm con tecnica wound-assisted, senza la necessità di dover allargare l'incisione principale.

Dopo l'impianto della IOL si termina l'intervento procedendo alla semplice idratazione delle incisioni o, se ritenuto opportuno, alla sutura dell'incisione principale con punto in nylon 10-0.

Ovviamente, ulteriori progressi dovranno essere fatti per il continuo miglioramento di questa nuova tecnica chirurgica, che offre però già numerosi ed evidenti vantaggi rispetto alla faco tradizionale.

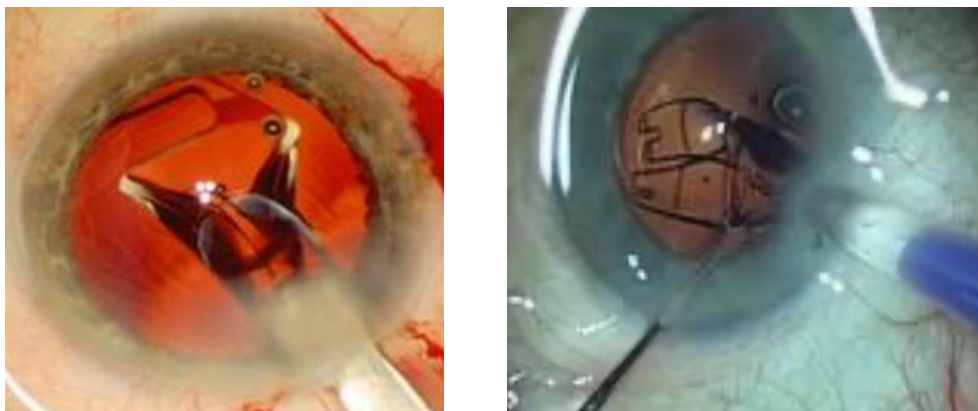


Figura 30: Impianti di IOL

COMPLICANZE CHIRURGICHE B-MICS⁹⁴

Anche se per quanto detto fino ad ora l'intervento di cataratta con la tecnica della facoemulsificazione ha ridotto moltissimo i rischi operatori tipici delle altre tecniche, è giusto considerare anche le possibili complicanze legate a tale chirurgia.

Il successo dell'intervento, secondo recenti statistiche, è del 95% dei casi, attestandosi le possibili complicanze intorno al 5%.

Convenzionalmente si parla di complicanze intra e post-operatorie.

Le complicanze intra-operatorie sono molto ridotte in presenza di un chirurgo esperto; esse possono consistere in:

- **rottura della capsula posteriore e prolasso di vitreo:** rappresenta la più comune tra le complicanze considerate serie; per i chirurghi con buona esperienza questa complicanza va dallo 0,45% al 3,6%⁹⁵.

Può verificarsi in diversi tempi chirurgici e le fasi più a rischio sono la facoemulsificazione e la fase di irrigazione/aspirazione. La rottura è tanto più grave quando il nucleo è ancora presente (fase precoce), più risolvibile quando rimane solo la corticale da aspirare.

I sintomi più importanti indicativi di rottura della capsula posteriore sono: approfondimento della camera anteriore, aspirazione insufficiente e ipotonizzazione bulbare. L'interruzione della capsula posteriore può portare a ulteriori complicazioni quali la caduta del nucleo nel vitreo, la presenza di briglie vitreali in camera anteriore con distorsione pupillare o l'impossibilità di impiantare la IOL per l'assenza di un adeguato appoggio capsulare;

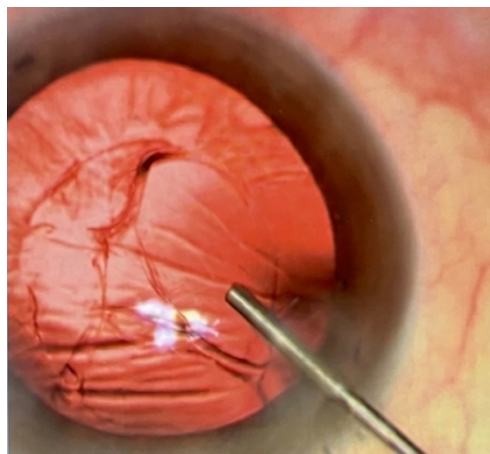


Figura 31: Rottura di capsula posteriore

- **emorragia nel segmento anteriore:** la presenza di sangue intraoculare riduce la visibilità del chirurgo durante la procedura, stimola l'infiammazione post- operatoria ed accelera l'opacificazione capsulare; il sanguinamento origina sia dalla ferita che dall'iride. Per minimizzare questo rischio, può essere presa in considerazione la sospensione della terapia anticoagulante orale assunta dal paziente, qualora questo non comporti particolari rischi per il paziente stesso.

Complicanza molto grave è l'*emorragia espulsiva*⁹⁶ causata da dilatazione e rottura di vasi coroidali, a seguito di una improvvisa riduzione della pressione intraoculare, con possibile fuoriuscita del contenuto oculare.

- **Rottura/disinserzione zonulare**⁹⁴: è una complicanza rara che può verificarsi in pazienti con preesistenti fragilità zonulari (*miopia patologica elevata, pseudoexfoliatio lentis, cataratta ipermatura, pregressa vitrectomia via pars plana*). Può verificarsi in tutte le fasi dell'intervento e, se non viene correttamente gestita, genera una serie di conseguenze importanti tra cui: perdita di vitreo, rottura della capsula posteriore e lussazione di materiale lenticolare o della stessa IOL in camera vitrea.

Sono complicanze post-operatorie:

- **endoftalmite:** complicanza molto grave poiché nel 30% dei casi porta a una grave compromissione visiva e nel 18% alla cecità⁹⁷. Grazie all'attuale tecnica chirurgica con piccola incisione e con strumentario monouso, e alla profilassi mediante antisepsi del sacco congiuntivale, l'incidenza di questa infiammazione è molto bassa (0,13%)⁹⁸. L'endoftalmite è caratterizzata da iniezione ciliare, chemosi congiuntivale, ipopion, ridotta acuità visiva e dolore oculare; essa può decorrere in forma acuta o in forma cronica. La maggior parte (80%) si manifesta a distanza di 24 – 72 ore (forma acuta) ed è causata principalmente da batteri quali lo *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus* ed *Enterococcus*. Il restante 20% si manifesta tardivamente entro 30 giorni (forma cronica) ed è legata a microrganismi di bassa patogenicità come il *Propionibacterium acnes* e *Staphylococcus epidermidis*.
- **edema maculare cistoide** (*Sindrome di Irvine Gass*): rappresenta una delle complicanze più frequenti del segmento posteriore ed è la causa più comune di riduzione dell'acuità visiva entro 3-4 settimane dall'intervento. L'infiammazione

cronica viene ritenuta la causa principale di EMC; in particolare la liberazione di prostaglandine e leucotrieni rilasciati dall'uvea, e le trazioni vitreoretiniche, per un eccessivo trauma chirurgico o conseguenti alla rottura capsulare, sono le principali cause dell'iperemia congiuntivale e dell'aumento di permeabilità, responsabili della formazione di edema maculare. La diagnosi è fluorangiografica (tipico aspetto “a petali di fiore”) o tramite OCT.

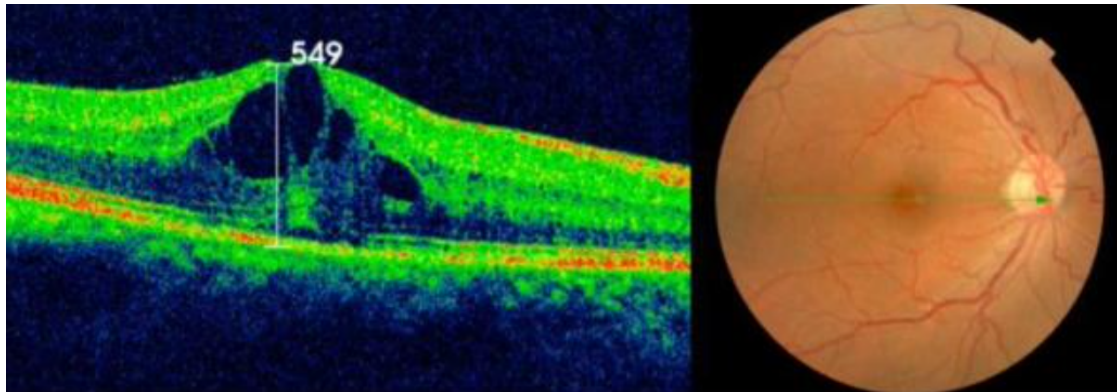


Figura 32: Edema maculare cistoide

- **distacco di retina:** compare entro un anno dall'intervento con un'incidenza che varia dallo 0,2% al 5%⁹⁹⁻¹⁰⁰. Fattori predisponenti sono rappresentati da una miopia maggiore di 4 diottrie, la presenza di lesioni regmatogene, il genere maschile, una storia di distacco retinico nell'occhio controlaterale, complicanze intra-operatorie quali la perdita di vitreo per rottura della capsula posteriore e fattori postoperatori quali la capsulotomia con Nd:YAG-laser o traumi oculari;
- **opacizzazione capsulare posteriore (PCO o cataratta secondaria):** è la complicanza più frequente che si manifesta a distanza di 2-4 anni dall'intervento e la cui incidenza varia dal 2,7 al 40 % degli adulti¹⁰¹.

La PCO è causata dalla proliferazione e dalla migrazione delle cellule epiteliali dei residui del cristallino. Se ne distinguono due tipi in base al meccanismo di formazione:

- PCO rigenerativa: le cellule epiteliali lenticolari dalla zona equatoriale migrano lungo la capsula posteriore, dietro la IOL; esse proliferano e si differenziano in maniera aberrante formando le perle di Elschnig (cellule irregolari e rigonfie) e opacificando così la lente;

- PCO fibrotica: le cellule epiteliali lenticolari della capsula anteriore si trasformano in fibroblasti, che possono contenere elementi contrattili e causare quindi il raggrinzimento della capsula posteriore.

La prevenzione della PCO rappresenta un obiettivo primario nella chirurgia del segmento anteriore e si articola sinergicamente su tre pilastri fondamentali: l'ottimizzazione della tecnica chirurgica, l'applicazione di metodiche farmacologiche per la rimozione o distruzione mirata delle cellule epiteliali del cristallino (LEC) e l'evoluzione tecnologica delle lenti intraoculari (IOL) in termini di biomateriali e design geometrico. Gli approcci preventivi intraoperatori sono essenzialmente due¹⁰²⁻¹⁰³:

- il primo è l'ottimizzazione della pulizia del materiale corticale durante la procedura stessa, rimuovendo così le cellule epiteliali responsabili del processo patologico (molti chirurghi sottolineano l'importanza di un'adeguata Hydrodissection seguita da una leggera rotazione della lente);
- il secondo consiste nel formare una barriera ottica mediante la fissazione della IOL nel sacco capsulare (questo permette il contatto della lente intraoculare con la capsula posteriore, impedendo in questo modo a qualsiasi cellula epiteliale di accedere alla capsula posteriore centrale).

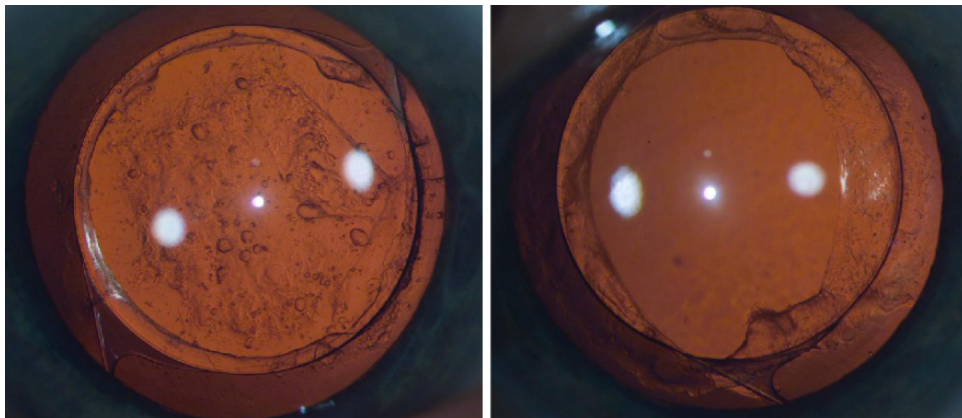


Figura 33: Opacizzazione capsulare posteriore

CONFRONTO DELLE MISURAZIONI BIOMETRICHE TRA UN BIOMETRO OTTICO (IOL MASTER 700) ED UN TOMOGRAFO OTTICO DEL SEGMENTO ANTERIORE (MS-39) IN OCCHI MIOPI POST-LASIK: IMPLICAZIONI PER LA SCELTA DEL POTERE DELLA IOL NELLA CHIRURGIA DELLA CATARATTA

Presso il Dipartimento di Oftalmologia dell'Azienda Ospedaliera Universitaria di Modena, è stato svolto uno studio che ha interessato un campione di pazienti sottoposti ad operazione di cataratta dopo aver subito una LASIK miopica. In pazienti di questo tipo, la pianificazione dell'intervento di cataratta è più complessa perché la forma della cornea è stata modificata dalla LASIK. Le misurazioni biometriche preoperatorie devono essere in questi casi particolarmente accurate affinché si possa calcolare correttamente il potere della lente intraoculare (IOL) da innestare e raggiungere il risultato refrattivo desiderato. Lo studio che si riporta in questa tesi ha proprio ad oggetto un confronto tra due strumentazioni biometriche ed è finalizzato a migliorare gli esiti refrattivi della chirurgia della cataratta. Per meglio comprendere l'oggetto dello studio e i suoi risultati, è opportuno premettere alcune informazioni sulla biometria oculare e sulle implicazioni che il trattamento LASIK per la miopia può avere sulla misurazione biometrica.

BIOMETRIA OCULARE

La biometria oculare¹⁰⁴, infatti, è uno degli esami fondamentali nella valutazione preoperatoria della chirurgia della cataratta. I parametri necessari per una corretta biometria sono:

- **Lunghezza assiale del bulbo oculare (AL):** corrisponde alla distanza lineare totale tra la superficie anteriore della cornea e la superficie della retina. Corrisponde alla sommatoria di: spessore corneale, profondità della camera anteriore, spessore del cristallino e profondità della camera vitreale. È il parametro più importante e determinante nel calcolo del potere della IOL.

Attualmente esistono due possibili apparecchiature per misurare tale parametro, i biometri a ultrasuoni e i biometri ottici (o interferometri laser).

La **biometria a ultrasuoni** (US) è una tecnica ecografica in cui viene utilizzata una sonda US A-scan di 8 MHz¹⁰⁵. La biometria A-scan può essere effettuata con due diverse tecniche:

- *Tecnica a contatto:* oggi questa tecnica non è più utilizzata. In questa tecnica la sonda è direttamente a contatto con la cornea e ciò comporta il rischio di misurare un valore antero – posteriore inferiore rispetto a quello reale a causa della pressione esercitata sul bulbo; ciò che ne consegue è una sovrastima del potere della IOL da impiantare.
- *Tecnica a immersione:* in questa tecnica, utilizzata ancora oggi, la sonda è immersa in un bagno di liquido o di gel in modo tale da non toccare direttamente la cornea. Col paziente in posizione supina, si posizionano sul globo oculare, in corrispondenza del limbus sclero-corneale, dei cilindretti ripieni di fisiologica o metilcellulosa, evitando così che la sonda immersa nei cilindretti comprima la camera anteriore.

I principi fisici e metodologici che governano la rilevazione dei parametri biometrici mediante ultrasuoni — sia nella metodica a contatto sia in quella ad immersione — affondano le proprie radici storiche e cliniche nei lavori di standardizzazione di Ossoinig (1979)¹⁰⁶. A lui si deve la codificazione dell'ecografia A-scan standardizzata, grazie alla quale è stato possibile isolare e quantificare con precisione i picchi di riflettività acustica corrispondenti alle interfacce anatomiche oculari: la superficie corneale, i profili antero-

posteriori del cristallino e la parete retinica. Questo approccio ha permesso non solo la misurazione sistematica della lunghezza assiale (AL), ma ha introdotto i criteri geometrici per scorporare variabili accessorie fondamentali quali la profondità della camera anteriore (ACD) e lo spessore del cristallino naturale (LT)

Tra biometria ultrasonica a contatto e biometria ultrasonica ad immersione esiste una differenza di calcolo di circa 0.25-0.33 mm, che si traduce in una differenza nella scelta del potere della IOL di approssimativamente 1 D. In genere si sono dimostrati più accurati i valori ottenuti con la tecnica ad immersione.



Figura 34: Biometria ad immersione



Figura 35: Biometria a contatto, tecnica a mano libera

Possibili cause d'errore nella biometria ad ultrasuoni sono:

1. Cataratta densa
2. PDMS (olio di silicone) in camera vitrea
3. Anomalie intraoculari: stafiloma miopico, lesioni maculari, dense opacità vitreali, ispessimento coroideale.

La **biometria ottica** (*o interferometrica*)^{Errore. Il segnalibro non è definito.-107}, introdotta a fine anni '90, è una tecnica “no contact” e rappresenta oggi il gold standard per il calcolo della potenza della IOL. Permette una misurazione oggettiva, rapida e senza alcun rischio di confusione o errore dell'asse ottico tra i due occhi.

Il principio su cui si base è l'interferometria a coerenza parziale, che permette di misurare il ritardo e l'intensità di una luce a infrarossi riflessa dai tessuti oculari.



Figura 36: Biometro ottico – Zeiss IOLMaster 700

Il grosso vantaggio di questa metodica è rappresentato dal fatto che la misurazione è effettuata lungo l'**asse visivo** (la linea reale seguita dai raggi luminosi che provengono da un oggetto fissato dal paziente; questo asse attraversa il centro della cornea, il centro del cristallino e va a cadere esattamente sulla fovea).

A differenza dei biometri a US, i quali misurano l'asse anatomico (linea teorica che passa esattamente per il centro geometrico della cornea e taglia in due l'occhio, terminando nel polo posteriore) dalla superficie anteriore corneale sino all'interfaccia vitreo – retinica, la biometria interferometrica rileva l'asse visivo sino all'epitelio pigmentato retinico¹⁰⁸. Questo permette di misurare tutti i parametri biometri, a differenza di quanto avviene con la biometria a US che calcola solo AL e ACD¹⁰⁹.

- **Potere corneale (K o potere refrattivo corneale)**¹¹⁰: viene calcolato attraverso la misura della curvatura corneale. Viene utilizzata la formula:

$$K = (n-1) * 1000/r$$

- K: rappresenta il potere corneale espresso in diottrie;
- n: rappresenta l'indice di rifrazione corneale (o indice cheratometrico) ed è pari a 1.3375. È una costante di comodo basata sul rapporto geometrico fisso tra le due facce, anteriore e posteriore, della cornea; permette di stimarne il potere complessivo con un'unica misurazione, ma non è utilizzabile nei pazienti già sottoposti a chirurgia refrattiva.

- l : rappresenta l'indice di rifrazione dell'aria;
- r : rappresenta il raggio di curvatura corneale anteriore espresso in mm; la sua misurazione è detta *cheratometria*.

In realtà, oggi, i moderni biometri ottici (es. *IOLMaster 700*) basati sulla Tomografia a Coerenza Parziale Swept - Source (SS-OCT), a differenza dei topografi e dei cheratometri tradizionali, misurano sia la curvatura anteriore che quella posteriore della cornea, nonché lo spessore corneale, permettendo una valutazione più precisa del potere corneale totale.

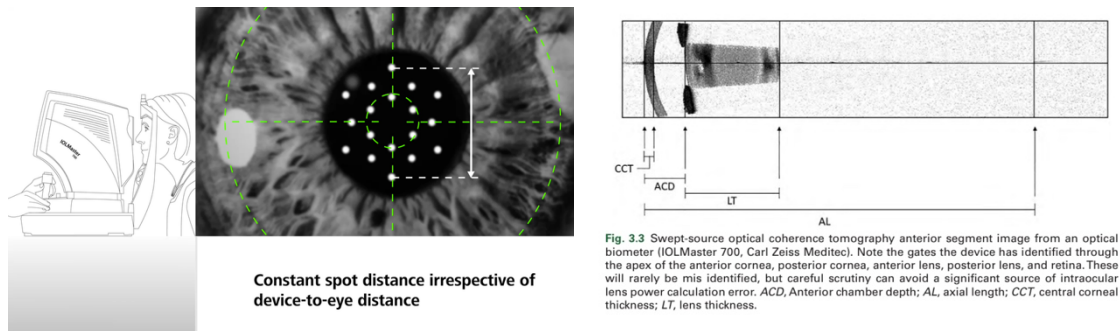


Figura 37: Principio di funzionamento della SS-OCT (*Zeiss IOLMaster 700*)

- **Profondità della camera anteriore (ACD)¹¹¹:** nelle formule moderne (*Barrett Universal II, Haigis, Olsen e Holliday 2*) la misurazione precisa della ACD (Anterior Chamber Depth) è indispensabile per prevedere la posizione in cui andrà a posizionarsi la lente per ridurre al minimo il rischio refrattivo post-operatorio.

Il gold standard per la misura dell'ACD è la biometria ottica; la misurazione parte dall'epitelio corneale anteriore fino all'epitelio capsulare anteriore del cristallino (ACD interna/anatomica) o, in alternativa, include lo spessore corneale (ACD ottica).

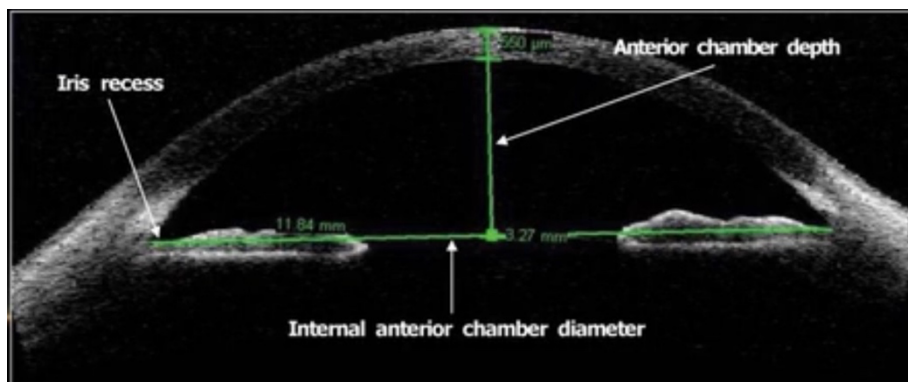


Figura 38: Profondità della camera anteriore

Altri parametri variabili da tenere in considerazione sono:

- Diametro corneale (White – to – White)
- Spessore corneale
- Spessore del cristallino naturale

Questi dati anatomici e biometrici vengono successivamente elaborati da complessi algoritmi matematici (*formule di calcolo della IOL*) e permettono di calcolare il potere diottrico della lente artificiale da impiantare durante l'intervento di cataratta.

MIOPIA E CHIRURGIA REFRAATTIVA

La miopia rappresenta il vizio di refrazione più diffuso al mondo. Dal punto di vista ottico-fisiologico, la miopia è un'ametropia in cui il sistema diottrico oculare presenta un eccesso di potere rifrattivo rispetto alla lunghezza antero-posteriore del bulbo. Di conseguenza, i raggi luminosi provenienti da un oggetto posto all'infinito non convergono sul piano retinico foveale, bensì si focalizzano su un piano anatomico antecedente ad esso, generando un'immagine sfocata a livello della macula.

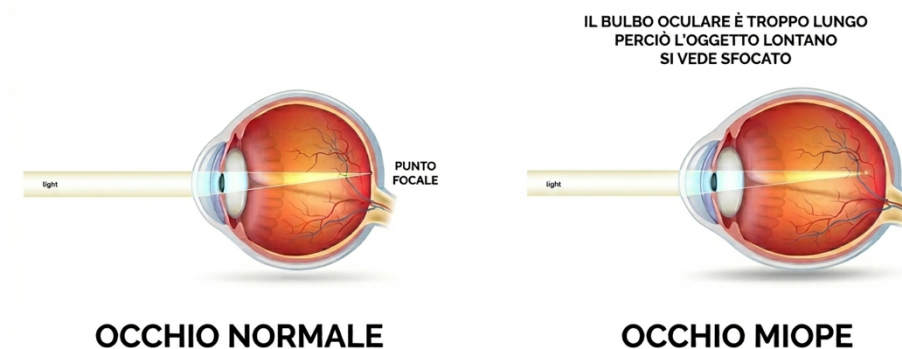


Figura 39: Confronto tra occhio normale e occhio miope

La letteratura scientifica internazionale concorda nel suddividere questa condizione in due eziopatogenetiche principali:

- **Miopia assiale:** caratterizzata da un allungamento patologico del diametro antero-posteriore dell'occhio.
- **Miopia di curvatura:** la lunghezza assiale rientra nella norma ma le strutture diottriche — in primis la cornea — presentano una curvatura eccessivamente pronunciata e un potere diottrico superiore alla media.

Negli ultimi anni, studi epidemiologici su vasta scala coordinati dall'Organizzazione Mondiale della Sanità e pubblicati da autori cardine del settore¹¹² hanno evidenziato un incremento drammatico della prevalenza della miopia, stimando che entro il 2050 circa il 50% della popolazione mondiale ne sarà affetto. Questo fenomeno, spinto sia da fattori genetici predisponenti sia da determinanti ambientali — quali l'intensificazione delle attività prossimali e la progressiva riduzione dell'esposizione alla luce solare naturale¹¹³ — non rappresenta soltanto un deficit visivo emendabile con ausili ottici, ma si configura

come un fattore di rischio cruciale. La miopia elevata o patologica (generalmente definita sopra le -6.00 diottrie o con lunghezza assiale >26.5 mm) induce infatti alterazioni biomeccaniche e strutturali a carico del polo posteriore, tra cui lo stafiloma miopico, la corioretinosi miopica e un incremento statisticamente significativo del rischio di distacco di retina e glaucoma¹¹⁴.

Per secoli, la compensazione della miopia è rimasta legata all'utilizzo di presidi ottici esogeni, come gli occhiali e le lenti a contatto. Tuttavia, la ricerca oftalmologica del secondo Novecento ha progressivamente considerato la correzione permanente dei vizi refrattivi mediante la modifica chirurgica delle strutture oculari. Poiché il potere diottrico complessivo dell'occhio umano è di circa 60 diottrie e la cornea, da sola, ne esprime circa 43-44, lo stroma corneale è divenuto il bersaglio elettivo della chirurgia refrattiva.

L'avvento della chirurgia refrattiva moderna si fa risalire alle intuizioni pionieristiche di José Ignacio Barraquer negli anni '60 con la cheratomileusi, ma la vera rivoluzione tecnologica si è compiuta negli anni '80 con l'introduzione del *laser ad eccimeri* (fluoruro di argon, operante a una lunghezza d'onda di 193 nm). Questa radiazione ultravioletta permette l'ablazione del tessuto stromale per "fotodecomposizione ablativa": il laser rompe i legami molecolari intercellulari senza produrre danno termico collaterale nei tessuti circostanti¹¹⁵.

Nel trattamento della miopia, l'azione del laser ad eccimeri mira ad appiattire la porzione centrale della cornea. Riducendone il raggio di curvatura anteriore (r), si riduce proporzionalmente il potere diottrico del diottro corneale secondo la legge fisica:

$$K = (n-1) * 1000/r$$

In questo modo, il fuoco dell'immagine viene geometricamente arretrato, facendolo coincidere nuovamente con il piano retinico per ripristinare l'emmetropia.

La PRK (Photorefractive Keratectomy), introdotta alla fine degli anni '80, prevede la rimozione meccanica o chimica dell'epitelio corneale superficiale, seguita dall'applicazione diretta del laser ad eccimeri sullo stroma anteriore. Pur essendo una procedura estremamente sicura e gravata da scarse complicanze intraoperatorie, la PRK comporta un rimodellamento epiteliale post-operatorio che espone il paziente a dolore nei

primi giorni e al rischio di haze (opacizzazione stromale transitoria o permanente dovuto alla risposta cicatriziale).

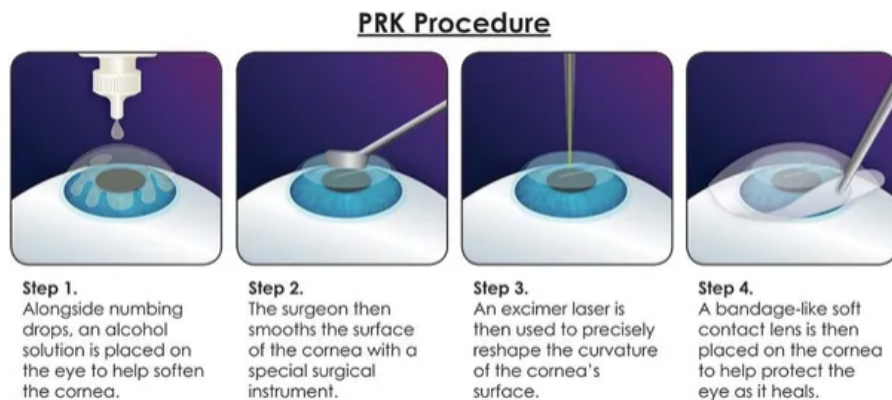


Figura 40: PRK (Photorefractive Keratectomy)

Per ovviare ai limiti della PRK e accelerare il recupero visivo, Ioannis Pallikaris nel 1990 propose la tecnica **LASIK** (Laser-Assisted In Situ Keratomileusis), divenuta rapidamente il gold standard della chirurgia refrattiva mondiale¹¹⁶. La LASIK combina la precisione del laser ad eccimeri con i vantaggi della chirurgia lamellare.

Tecnica LASIK step by step:

1. Nella prima fase, si crea un sottile lembo di tessuto corneale superficiale (chiamato flap, comprendente epitelio, membrana di Bowman e stroma anteriore) mediante un microcheratomo meccanico o, nella chirurgia moderna, tramite un laser a femtosecondi (FS-LASIK), che offre una precisione micrometrica e una riproducibilità nettamente superiore¹¹⁷.
2. Il flap viene sollevato e ribaltato come la pagina di un libro, esponendo lo stroma profondo.
3. Il laser ad eccimeri esegue l'ablazione foto-decompressiva sul letto stromale esposto, rimodellandone la curvatura.
4. Il flap viene riposizionato nella sua sede anatomica originale, dove aderisce per capillarità e pompe endoteliali senza necessità di suture.

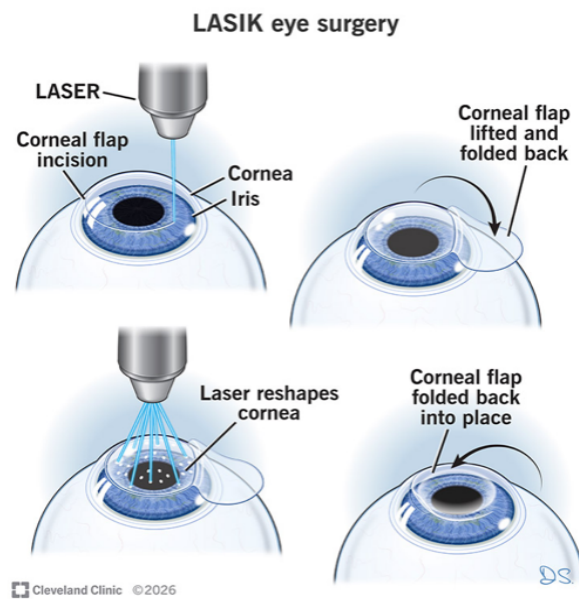


Figura 41: Chirurgia LASIK

I vantaggi clinici della LASIK risiedono nell'assenza di dolore post-operatorio (poiché l'epitelio non viene rimosso ma preservato sul flap) e in un recupero visivo pressoché immediato, quantificabile in poche ore¹¹⁸. Di contro, l'interruzione dell'integrità biomeccanica della cornea nello stroma anteriore richiede un'attenta selezione preoperatoria del paziente tramite tomografia e pachimetria, al fine di escludere cheratoconi latenti o spessori stromali residui insufficienti che potrebbero esitare in un'ectasia corneale iatrogena¹¹⁹.

BIOMETRIA POST CHIRURGIA REFRAATTIVA

Oggi, a distanza di tre decenni dall'esplosione demografica della chirurgia refrattiva, un numero considerevole dei pazienti trattati con laser manifesta l'insorgenza della cataratta senile. Questa coorte di pazienti giunge all'osservazione dell'oftalmologo con elevate aspettative refrattive, desiderando mantenere l'indipendenza dagli occhiali ottenuta grazie al precedente intervento laser.

Tuttavia, come originariamente discusso in studi storici e confermato dalle moderne evidenze della letteratura clinica internazionale¹²⁰, questi occhi rappresentano una delle sfide più complesse per il calcolo biometrico della lente intraoculare (IOL). L'ablazione laser modifica radicalmente e permanentemente l'architettura ottica della cornea, alterando il rapporto geometrico standard tra la superficie anteriore e quella posteriore. Di conseguenza, l'utilizzo degli indici di rifrazione cheratometrici standard (come il valore 1.3375) e delle formule di calcolo tradizionali basate sulla cheratometria simulata induce un errore sistematico di sovrastima del potere corneale, conducendo a un drammatico errore ipermetropico post-operatorio.

Come spiegato precedentemente, il calcolo del potere diottrico della IOL da impiantare si basa su alcuni parametri che sono:

- il potere diottrico della cornea (K),
- la lunghezza assiale del bulbo oculare (AL),
- la profondità della camera anteriore (ACD).

La chirurgia refrattiva corneale, per quanto riguarda i trattamenti di tipo miopico, opera un appiattimento centrale della cornea trattata, per cui dei tre parametri sopra riportati, quello che va incontro ad una modificazione più rilevante è rappresentato dal potere diottrico corneale, con conseguente ripercussione nel calcolo del potere della IOL da impiantare. I primi due parametri, invece, rimangono sostanzialmente invariati; solo la lunghezza assiale, nei trattamenti miopici, subisce una lieve modifica nel senso di una riduzione dopo l'ablazione del tessuto corneale, ma che non influisce sul calcolo finale del potere diottrico della IOL.

Quindi, la modifica del potere diottrico corneale comporta un errore nel calcolo del potere diottrico della IOL da impiantare, errore che dipende da tre fattori:

- 1) Il primo fattore è rappresentato dall'errore strumentale nella *misura della curvatura corneale*: i cheratometri misurano la curvatura corneale a 3.2 mm della cornea centrale, e in questo modo non viene valutato l'appiattimento centrale della cornea che questi occhi presentano. Maggiore è l'appiattimento corneale centrale, maggiore sarà quindi l'errore nella misurazione effettuata¹²¹.
- 2) Il secondo fattore riguarda, invece, l'*indice di rifrazione corneale fittizio*, utilizzato dagli strumenti per convertire il raggio di curvatura corneale in diottrie; questo indice si basa sulla relazione tra la superficie anteriore e quella posteriore della cornea, la quale cambia dopo chirurgia refrattiva corneale, poiché si opera un appiattimento della superficie corneale anteriore, senza modificare quella posteriore. Quanto maggiore è il numero di diottrie corrette, tanto più si riduce l'indice cheratometrico fittizio¹²²⁻¹²³.
- 3) Il terzo fattore, infine, è dato dall'erronea stima della *posizione effettiva della IOL* (ELP, effective lens position) all'interno del bulbo oculare¹²⁴.

Le formule biometriche ipotizzano una ELP molto più prossimale alla cornea rispetto a quanto in realtà non avvenga: la IOL si troverà in una sede più distale rispetto alla cornea, per cui si va incontro ad un errore di tipo ipermetropico.

Quello che si ha, quindi, dopo un trattamento refrattivo di tipo miopico, è che i metodi di calcolo dei valori cheratometrici (cheratometria manuale, cheratometria automatizzata, topografia corneale) sottostimano l'appiattimento corneale, con conseguente sovrastima del potere diottrico corneale. Partendo quindi da un potere diottrico corneale sovrastimato, le formule di calcolo della IOL portano ad una sottostima del potere della IOL da impiantare, e questo si traduce in un vizio di tipo ipermetropico dopo chirurgia della cataratta.

Per risolvere questa problematica, sono stati elaborati vari metodi per calcolare il potere diottrico della IOL da impiantare, tenendo in considerazione il potere diottrico corneale modificato. Alcuni di questi metodi stimano il reale potere diottrico della cornea sottoposta a chirurgia refrattiva, e questo valore viene inserito nelle formule tradizionali di calcolo della IOL; altri metodi, invece, impiegano delle formule che permettono di calcolare direttamente il potere della IOL da impiantare. Indipendentemente da questo, i vari metodi elaborati si possono distinguere in due gruppi:

- Il primo è rappresentato dai metodi che necessitano dei dati clinici precedenti la chirurgia refrattiva: questi metodi possono essere impiegati solamente quando si hanno a disposizione dati clinici del paziente rilevati prima che fosse sottoposto all'intervento refrattivo, come l'entità del vizio refrattivo oppure i valori cheratometrici precedenti l'intervento di chirurgia refrattiva. Nella pratica clinica, molto raramente i pazienti hanno a disposizione tali dati.
- Il secondo gruppo comprende invece quei metodi che non necessitano di dati clinici precedenti la chirurgia refrattiva, e che si basano quindi solo sui dati rilevabili nel postoperatorio.

Un'alternativa per ottenere il potere diottrico corneale post chirurgia refrattiva è attualmente rappresentata da quelle metodiche strumentali che permettono di misurare la curvatura della superficie corneale anteriore e di quella posteriore. Una prima metodica è il Sistema Pentacam (*Oculus, Optikgerate, Wetzlar, Germany*), che utilizza una fotocamera rotante Scheimpflug, mentre la seconda è rappresentata dal topografo Orbscan (*Orbtek; Bausch and Lomb, Salt Lake City, Utah, USA*); entrambe sono in grado di misurare la superficie anteriore e posteriore¹²⁵ della cornea ed è quindi possibile ottenere valori accurati del raggio di curvatura corneale postoperatorio.

Come si è visto, negli anni diversi autori hanno proposto varie metodiche per risolvere questa problematica; le formule a disposizione sono molte, ma nessuna si è dimostrata essere la più accurata in tutti i casi.

Per questo motivo, Savini e Hoffer¹²¹ nel 2007 hanno elaborato un foglio di calcolo in Excel (*Microsoft Corp.*) che viene in aiuto al chirurgo al momento della scelta della IOL da impiantare e permette di calcolare automaticamente il valore mediante la maggior parte dei metodi sopra riportati. Tale foglio di calcolo può essere scaricato gratuitamente all'indirizzo <https://www.iolpowerclub.org/post-surgical-iol-calc>.

LO STUDIO SUL CONFRONTO TRA I DISPOSITIVI BIOMETRICI ZEISS

IOL MASTER 700 E IL CSO RAY-TRACING MS-39

Lo studio di cui si sta trattando riguarda un'indagine svolta sulle risultanze biometriche date da due dispositivi, lo **Zeiss IOL Master 700** e il **CSO Ray-Tracing MS-39**, utilizzati su pazienti oggetto di chirurgia della cataratta e caratterizzati da precedente LASIK miopica; finalità dello studio era valutare l'affidabilità dei due strumenti nel calcolo del potere della IOL.

L'indagine ha riguardato pazienti operati da gennaio 2019 a febbraio 2025 riguardo ai quali era disponibile biometria preoperatoria sia tramite IOL Master 700 sia tramite MS-39.

Le strumentazioni Zeiss IOL Master 700 e il CSO Ray-Tracing MS-39 sono in grado di calcolare la cheratometria totale, che considera sia la superficie anteriore sia quella posteriore della cornea, definita rispettivamente:

TK (Total Keratometry) per lo IOL Master 700.

MPP (Mean Pupil Power) per l'MS-39.

Per tutti i casi è stata utilizzata la stessa costante IOL (119,0) su entrambi i dispositivi.

L'analisi ha evidenziato che i due strumenti forniscono risultati sostanzialmente comparabili nella scelta del potere della lente intraoculare nei pazienti con precedente LASIK miopica.

Sebbene siano emerse differenze in alcuni parametri biometrici misurati dai due dispositivi, tra cui la profondità della camera anteriore (ACD), lo spessore corneale centrale (CCT), la cheratometria media (K-avg), il potere corneale totale, queste discrepanze non hanno determinato differenze clinicamente rilevanti nel calcolo finale del potere della IOL quando l'obiettivo era ottenere l'emmetropia (assenza di difetti refrattivi).

Lo studio conclude quindi che sia l'IOL Master 700 sia l'MS-39 rappresentano strumenti affidabili per il calcolo del potere della lente intraoculare nei pazienti sottoposti in precedenza a LASIK miopica. Nonostante alcune differenze nelle misurazioni biometriche, entrambi i dispositivi consentono infatti di ottenere risultati simili e clinicamente equivalenti nella pianificazione della chirurgia della cataratta. Lo studio auspica e prevede possibilità di miglioramento nella valutazione biometrica per questi pazienti.

Si riporta di seguito lo studio svolto.

1. INTRODUZIONE DELLO STUDIO

Un'accurata biometria oculare rimane la pietra miliare del successo della chirurgia della cataratta e della prevedibilità refrattiva postoperatoria. Negli ultimi decenni, il numero crescente di pazienti che si sono sottoposti a chirurgia refrattiva corneale, in particolare la cheratomileusi in situ assistita da laser (LASIK), ha introdotto sfide significative nel calcolo del potere della lente intraoculare (IOL). Il rimodellamento corneale indotto dalla LASIK miopica altera il rapporto di curvatura fisso antero-posteriore e invalida l'indice cheratometrico standard (1,3375), portando a errori sistematici nella stima del potere corneale e, di conseguenza, a sorprese refrattive dopo la chirurgia della cataratta^{126, 127, 128}.

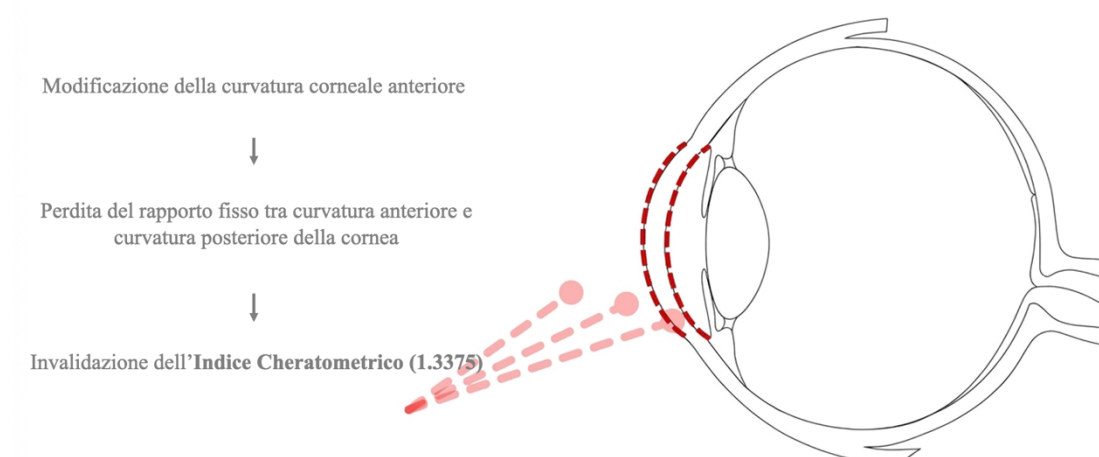


Figura 42: Criticità nel calcolo del potere della IOL post-LASIK

I biometrici tradizionali, come l'interferometria a coerenza parziale e i primi biometrici ottici, si basano su presupposti relativi alla geometria corneale che non risultano veri negli occhi post-chirurgia refrattiva. Questi dispositivi tipicamente stimano il potere corneale totale basandosi solo sulla curvatura anteriore e su un indice di rifrazione fisso, trascurando la curvatura posteriore e le variazioni dello spessore corneale¹²⁹. Con l'avvento della tomografia a coerenza ottica swept-source (SS-OCT) e dei tomografi del segmento anteriore, tecnologie più sofisticate consentono ora la misurazione diretta/indiretta o tramite ray-tracing (tracciamento dei raggi) di entrambe le superfici corneali, anteriore e posteriore. Ad esempio, lo Zeiss IOL Master 700 misura direttamente la curvatura corneale anteriore e stima la superficie posteriore indirettamente dalla misurazione della pachimetria corneale¹³⁰. Al contrario, il CSO Ray-Tracing MS-39 fornisce misurazioni dirette di entrambe le superfici corneali, anteriore e posteriore,

utilizzando la tecnologia di ray-tracing, offrendo stime del potere della IOL potenzialmente più affidabili, specialmente nelle cornee alterate^{131, 132}.

Lo Zeiss IOL Master 700 impiega la SS-OCT per fornire la "cheratometria totale" (TK), integrando i dati della curvatura anteriore e posteriore per affinare la stima del potere corneale¹³³.



Figura 43: IOL MASTER 700 – Zeiss

Al contrario, il CSO Ray-Tracing MS-39 combina la topografia a disco di Placido con la tomografia Scheimpflug ad alta risoluzione, consentendo l'analisi in ray-tracing del potere corneale attraverso il "potere pupilare medio" (MPP).



Figura 44: MS 39 - CSO

Entrambi i dispositivi rappresentano approcci all'avanguardia per la biometria in occhi complessi, eppure la misura in cui le loro misurazioni e le previsioni del potere della IOL concordino rimane incompletamente caratterizzata, in particolare nei pazienti con precedente LASIK miopica.

Il presente studio mira a confrontare le misurazioni biometriche preoperatorie ottenute con l'IOL Master 700 e l'MS-39 in occhi post-LASIK miopica sottoposti a chirurgia della cataratta. Attraverso l'analisi dei parametri biometrici chiave e della rifrazione prevista, questo lavoro mira a valutare la coerenza e la rilevanza clinica di queste tecnologie. Comprendere la concordanza e le potenziali discrepanze tra i due sistemi aiuterà i chirurghi della cataratta nella selezione della strategia di misurazione più appropriata e aumenterà la fiducia nella selezione della IOL per questa impegnativa popolazione di pazienti. Per quanto a nostra conoscenza, questa è la prima analisi comparativa di questi due biometrici per il calcolo del potere della IOL in occhi con una storia precedente di LASIK miopica.

2. MATERIALI E METODI

Disegno dello studio

Il presente studio è stato uno studio longitudinale, monocentrico, retrospettivo, condotto presso un centro universitario di terzo livello (Università degli Studi di Modena e Reggio Emilia, Modena, Italia). Il consenso informato scritto è stato ottenuto da tutti i pazienti inclusi. Lo studio è conforme ai principi della Dichiarazione di Helsinki ed è stato approvato dal comitato etico locale.

Popolazione dello studio

Sono stati inclusi i pazienti di età superiore ai 18 anni programmati per l'intervento di chirurgia della cataratta con una storia di LASIK miopica e biometria preoperatoria disponibile sia dall'IOL Master 700 che dall'MS-39, tra gennaio 2019 e febbraio 2025. I criteri di esclusione sono stati cartelle cliniche incomplete, precedente chirurgia intraoculare o patologie oculari significative che influenzassero l'accuratezza della misurazione. Una costante della IOL di 119,0 è stata utilizzata in modo uniforme su entrambi i dispositivi.

Misurazioni basali

Per ogni paziente incluso, sono stati registrati i dati demografici e clinici, inclusi l'età, il genere e la storia oculare, con specifica attenzione ai parametri della precedente LASIK miopica. La valutazione oftalmica preoperatoria ha incluso l'acuità visiva corretta al meglio (BCVA), la rifrazione manifesta e la biomicroscopia alla lampada a fessura. I dati biometrici sono stati ottenuti utilizzando sia il dispositivo IOL Master 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Germania) che il dispositivo MS-39 (CSO, Firenze, Italia). Per ciascun occhio sono stati raccolti i seguenti parametri: lunghezza assiale (AL), profondità della camera anteriore (ACD), spessore corneale centrale (CCT), cheratometria media (K-avg) e potere corneale totale (cheratometria totale [TK] dall'IOL Master 700 rispetto al potere pupillare medio [MPP] dall'MS-39). Tutte le misurazioni sono state eseguite da tecnici esperti in condizioni di illuminazione e fissazione standardizzate. Quando clinicamente indicato, sono state eseguite una OCT spectral-domain (Spectralis OCT, Heidelberg Engineering AG, Germania) e l'imaging del fondo oculare a campo ultra-largo (Optos California, Nikon Co. Ltd., Giappone) per valutare lo stato del segmento posteriore ed

escludere patologie retiniche che potessero influenzare la pianificazione chirurgica o i risultati visivi postoperatori.

Outcomes

Gli endpoint primari erano la differenza nel potere calcolato della IOL emmetropica e la differenza nell'equivalente sferico (SE) postoperatorio previsto ottenuto dall'IOL Master 700 (utilizzando la formula Haigis-TK, che si riferisce a una versione della formula di calcolo del potere della IOL intraoculare Haigis che incorpora le misurazioni della TK) rispetto all'MS-39 (utilizzando l'algoritmo di ray-tracing CSO). Gli esiti secondari includevano i confronti dei parametri biometrici chiave tra i due dispositivi: ACD, CCT, K-avg, potere corneale totale (TK dall'IOL Master 700 rispetto a MPP dall'MS-39) e l'SE postoperatorio previsto utilizzando lo stesso potere della IOL, calcolato dall'IOL Master 700.

Analisi statistica

La statistica descrittiva ha incluso la media e la deviazione standard (SD) per le variabili normalmente distribuite, e la mediana e l'intervallo interquartile (IQR) per le variabili non normalmente distribuite. Tutti i test erano a due code e un valore P inferiore a 0,05 è stato considerato statisticamente significativo. Le analisi statistiche sono state eseguite con un software commercialmente disponibile (Stata versione 13.1; StataCorp, College Station, TX).

3. RISULTATI

Caratteristiche basali della popolazione dello studio

Sono stati analizzati settantasei occhi di 41 pazienti (età media $46,54 \pm 12,70$ anni; il 60,98% era di sesso femminile; il 52,63% erano occhi sinistri). La lunghezza assiale media era di $25,93 \pm 1,55$ mm.

Esiti primari: potere della IOL emmetropica calcolato e rifrazione postoperatoria prevista

Non sono state osservate differenze statisticamente significative tra l'IOL Master 700 e l'MS-39 nel potere della IOL richiesto per raggiungere l'emmetropia (rispettivamente $20,20 \pm 3,26$ D rispetto a $20,16 \pm 3,09$ D, $p = 0,72527$) o nell'SE postoperatorio previsto (rispettivamente $-0,001 \pm 0,10$ D rispetto a $-0,005 \pm 0,10$ D, $p = 0,81642$). Gli esiti primari sono riassunti nella Tabella 1.

► **Table 1** Primary outcomes.

	IOL Master 700	MS-39	t-test*
Emmetropic IOL Power (mean $\pm$ SD)	20.20 ± 3.26 D	20.16 ± 3.09 D	$p = 0.72527$
Predicted SE (mean $\pm$ SD)	-0.001 ± 0.10 D	-0.005 ± 0.10 D	$p = 0.81642$

D = dioptres, SD = standard deviation; * paired Student's t-test

Esiti secondari: parametri biometrici

Sono state osservate differenze statisticamente significative in tutti i parametri biometrici: ACD ($p = 0,00001$), CCT ($p = 0,0189$), K-avg ($p = 0,00009$) e potere corneale totale ($p = 0,00001$). Quando lo stesso potere della IOL (calcolato dall'IOL Master 700) è stato applicato su entrambe le piattaforme, la differenza dell'SE postoperatorio previsto non ha raggiunto la significatività statistica ($p = 0,38938$). Gli esiti secondari sono riassunti nella Tabella 2

► **Table 2** Secondary outcomes.

	IOL Master 700	MS-39	t-test*
ACD (mean $\pm$ SD)	3.50 ± 0.38 mm	3.61 ± 0.37 mm	$p = 0.00001$
CCT (mean $\pm$ SD)	477.04 ± 37.69 μ m	479.34 ± 36.97 μ m	$p = 0.0189$
K-avg (mean $\pm$ SD)	39.66 ± 1.69 D	39.82 ± 1.61 D	$p = 0.00009$
Total corneal power (mean $\pm$ SD)	39.17 ± 1.81 D	38.43 ± 1.96 D	$p = 0.00001$

D = dioptres, SD = standard deviation, ACD = anterior chamber depth, CCT = central corneal thickness, k-avg = average keratometry; * paired Student's t-test

4. DISCUSSIONE

La crescente prevalenza globale della miopia, che si prevede colpirà circa la metà della popolazione mondiale entro il 2050 con circa il 10% affetto da miopia elevata, unita alla diffusa adozione di procedure refrattive corneali, ha creato una popolazione in rapida crescita di pazienti che necessitano di chirurgia della cataratta dopo precedenti interventi refrattivi^{134, 135}. La chirurgia della cataratta in tali pazienti richiede ulteriori considerazioni preoperatorie a causa della forma corneale alterata, e l'accuratezza delle misurazioni preoperatorie è essenziale per ottenere i risultati refrattivi desiderati¹³⁶. Il presente studio ha confrontato le misurazioni biometriche preoperatorie ottenute dallo Zeiss IOL Master 700 e dal CSO Ray-Tracing MS-39 e utilizzate per il calcolo del potere della IOL in pazienti con una storia di LASIK miopica, fornendo una preziosa comprensione dell'affidabilità di questi due dispositivi biometrici.

I biometrici tradizionali stimano la curvatura corneale esclusivamente dalle misurazioni della superficie anteriore, ipotizzando un rapporto fisiologico fisso tra le superfici corneali anteriore e posteriore, un rapporto che è alterato nei pazienti che si sono sottoposti a chirurgia refrattiva¹³⁷. Affidarsi a questa stima può portare a risultati imprecisi della curvatura corneale negli occhi post-chirurgia refrattiva¹³⁸. I recenti progressi tecnologici hanno consentito la misurazione diretta (es. MS-39) o indiretta (es. IOL Master 700) della curvatura corneale posteriore, permettendo il calcolo della cheratometria totale (TK per IOL Master 700 e MPP per MS-39), prendendo in considerazione entrambe le superfici corneali. L'accuratezza del calcolo del potere della IOL utilizzando i dati TK si è dimostrata affidabile sia negli occhi non operati che in quelli post-chirurgia refrattiva¹³⁹. Inoltre, l'elevata ripetibilità sia dell'IOL Master 700 che dell'MS-39 è stata confermata in studi precedenti^{140, 141}.

Uno studio di De Rosa et al. che ha confrontato l'astigmatismo corneale posteriore misurato rispetto a quello previsto ha dimostrato una migliore accuratezza nei calcoli del potere della IOL quando è stato utilizzato l'astigmatismo corneale posteriore misurato¹⁴². Ciò potrebbe supportare l'ipotesi che l'MS-39 possa essere più accurato dell'IOL Master 700 nel calcolo del potere della IOL. Tuttavia, questo studio ha mostrato che entrambi i dispositivi hanno avuto risultati paragonabili nella selezione del potere della IOL e nella rifrazione postoperatoria prevista nei pazienti post-LASIK miopica, nonostante le

variazioni nei singoli parametri biometrici. I nostri risultati suggeriscono che, sebbene i due dispositivi differiscano nelle misurazioni di ACD, CCT, K-avg e potere corneale totale, queste discrepanze non si sono tradotte in differenze clinicamente significative nel calcolo del potere della IOL per l'emmetropia. Tuttavia, abbiamo notato una differenza media di 0,11 mm sull'ACD e di 0,74 D sul potere corneale totale, con differenze minori ma statisticamente significative nel CCT e nella K-avg. Pertanto, si consiglia cautela quando si utilizzano questi valori in varie formule di calcolo del potere della IOL, inclusi i calcolatori online.

Nonostante il gran numero di formule disponibili, la maggior parte non è in grado di fornire risultati refrattivi postoperatori coerenti e precisi in occhi con una storia di chirurgia refrattiva corneale, con oltre il 30% degli occhi che mostra errori di previsione refrattiva superiori a 0,50 D¹⁴³. Un motivo principale è che, a seguito della chirurgia refrattiva corneale, la previsione della posizione effettiva della lente (ELP) basata sulle misurazioni del potere corneale centrale è suscettibile di errori. Una precedente chirurgia refrattiva corneale miopica riduce il potere refrattivo corneale e può provocare una falsa previsione di una ELP più superficiale e una sorpresa ipermetropica, a causa della sottostima del potere della IOL¹⁴⁴. Si suggerisce pertanto di utilizzare quanti più approcci possibile per determinare il potere della IOL selezionato in base al consenso di vari metodi¹⁴³.

Le formule di calcolo del potere della IOL di quarta generazione utilizzano sia le caratteristiche corneali che quelle della IOL per migliorare la precisione dei calcoli ottici, a differenza delle formule di terza generazione che ignorano gli impatti ottici dello spessore e della forma della lente¹³⁶. In questo studio, la formula Haigis-TK è stata utilizzata per i calcoli del potere della IOL utilizzando l'IOL Master 700 in quanto non si affida alle misurazioni cheratometriche per calcolare l'ELP, migliorando i calcoli del potere della IOL^{145, 146}. La tecnologia di ray-tracing utilizzata dal dispositivo MS-39 consente un calcolo preciso del potere della IOL misurando tutti i raggi luminosi a varie distanze radiali dalle superfici corneali anteriore e posteriore¹⁴⁷.

La mancanza di un unico metodo stabilito e affidabile per il calcolo del potere della IOL nei pazienti con precedente chirurgia refrattiva corneale sottolinea l'importanza di questo

studio. Sono disponibili nuove formule basate sull'apprendimento automatico (machine learning) senza dati storici, come la PEARL-DGS, che rappresentano un approccio innovativo al calcolo della IOL negli occhi post-chirurgia refrattiva¹⁴⁸. Sebbene gli studi preliminari di validazione clinica abbiano mostrato risultati promettenti, queste formule basate sul machine learning richiedono un'ampia validazione esterna e l'approvazione normativa prima della loro applicazione nella pratica clinica quotidiana¹⁴⁹. Al fine di migliorare l'esito refrattivo, l'aberrometria intraoperatoria è stata proposta come uno strumento di verifica finale del potere della IOL appena prima dell'impianto della IOL, sebbene il suo utilizzo sia limitato dal costo e dall'accessibilità¹⁴⁵.

Questo studio presenta diversi limiti che dovrebbero essere riconosciuti. In primo luogo, entrambi gli occhi di alcuni pazienti sono stati inclusi nell'analisi, il che potrebbe aver introdotto una correlazione interoculare e ridotto l'indipendenza statistica dei dati. In secondo luogo, il disegno retrospettivo ha limitato il controllo sulle condizioni di misurazione e sulla selezione dei pazienti, introducendo potenzialmente dei bias (distorsioni). In terzo luogo, i risultati refrattivi postoperatori non sono stati analizzati, impedendo una validazione diretta dell'accuratezza predittiva rispetto ai risultati chirurgici effettivi. Infine, la dimensione del campione, sebbene sufficiente per rilevare le differenze tra i dispositivi, potrebbe non catturare l'intera variabilità osservata nella più ampia popolazione di pazienti con cataratta post-LASIK.

In conclusione, negli occhi post-LASIK miopici, un'accurata valutazione biometrica rimane essenziale ma impegnativa a causa delle modifiche della superficie corneale e dei rapporti di curvatura antero-posteriore alterati. Questo studio ha dimostrato che, sebbene l'IOL Master 700 e l'MS-39 abbiano prodotto differenze statisticamente significative in diversi parametri biometrici, queste discrepanze non si sono tradotte in differenze clinicamente significative nel calcolo del potere della IOL emmetropica o nella rifrazione postoperatoria prevista.

Infine, la forte concordanza tra i dispositivi nella previsione refrattiva finale suggerisce che entrambe le tecnologie sono strumenti affidabili per la biometria preoperatoria in questa complessa popolazione di pazienti. Ciononostante, le differenze osservate nei parametri corneali evidenziano l'importanza di comprendere i principi di misurazione di

ciascun dispositivo, in particolare per quanto riguarda la valutazione della superficie corneale anteriore e posteriore, al fine di ottimizzare la selezione del potere della IOL. L'utilizzo di dati complementari provenienti da molteplici strumenti può aumentare ulteriormente la fiducia del chirurgo e ridurre le sorprese refrattive nella pianificazione della chirurgia della cataratta post-LASIK. Sono giustificati futuri studi prospettici con coorti più ampie e indipendenti, e con la validazione dei risultati refrattivi postoperatori, per confermare questi risultati e perfezionare le strategie di calcolo del potere della IOL per le cornee modificate chirurgicamente.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ B. H. Kuszak JR, «Embryology and anatomy of the lens,» Principles and practice of ophthalmology. Basic sciences., pp. 82-96, 1994.
- ² Saude T. The internal ocular media. In: Ocular anatomy and physiology, Oxford: Blackwell Scientific; 1993, pp. 36-52
- ³ Forrester J, Dick A, McMenamin P, Lee W. Anatomy of the eye and orbit. In: Forrester JV, Dick AD, McMenamin P, Lee WR, eds. The eye: Basic sciences in practice, London; 1996:1-86
- ⁴ Snell RS, Lemp MA. The eyeball. Clinical anatomy of the eye: Oxford: Blackwell Scientific; 1989: 119-94
- ⁵ G. M. Cavallini, Anatomia chirurgica e Fisiologia del cristallino. In: B-MICS, Modena, 2015, pp. 21-27.
- ⁶ R. W. Peter L. Williams, Anatomia del Gray, vol. 2, Zanichelli, 1980, pp. 1065-1066.
- ⁷ Olivero DK, Furcht LT. Type IV collagen, laminin, and fibronectin promote the adhesion and migration of rabbit lens epithelial cells. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1996; 34:2825-34
- ⁸ Taylor VL, Al-Ghoul KJ, Lane CW, et al. Morphology of the normal human lens. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1996;37:1396-410
- ⁹ R. W. Peter L. Williams, Anatomia del Grey, 1980, pp. 1065-1066.
- ¹⁰ Lazzerini A. Richiami di ottica fisiopatologica. In: Frezzotti R, Guerra R. Oftalmologia essenziale, 2° ed, CEA 2006; 14:372
- ¹¹ Frezzotti P. Il cristallino. In: Frezzotti R, Guerra R. Oftalmologia essenziale, 2° ed, CEA 2006; 8:195
- ¹² I. (. H. O. Kocur, «VISION 2020: The Right to Sight. What's new at the back of the eye?»
- ¹³ S. J. F. S. B. P. T. H. R. S. C. R. A. A. A.-G. E. A. A. e. a. Bourne RRA, «Causes of blindness and vision impairment in 2020 and trends over 30 years, and prevalence of avoidable blindness in relation to VISION 2020: the Right to Sight: an analysis for the Global Burden of Disease Study.,» The Lancet Global Health, vol. 9, n. 2, pp. 144-160, 2021.
- ¹⁴ OMS, «Cataract,» [Online]. Available: <https://www.emro.who.int/health-topics/cataract/>.
- ¹⁵ D. o. E. a. S. A. P. D. United Nations, «World Population Prospects 2022: Summary of Results,» United Nations, 2022.
- ¹⁶ ISTAT, «Annuario Statistico Italiano 2023 (Capitolo 3: Salute e sanità),» ISTAT, Roma, 2023.
- ¹⁷ D. G. C. d. P. S. e. W. Regione Emilia-Romagna, «La complessa attività chirurgica in regime di ricovero e ambulatoriale nelle strutture pubbliche e private accreditate della Regione Emilia-

Romagna: Report annuale sui volumi di attività e qualità delle cure.,» Servizio Sanitario Regionale Emilia-Romagna, Bologna, 2022-2024.

¹⁸ F. L. e. J. McAvoy, «Growth factor regulation of lens developmen,» *Developmental Biology*, vol. 280, n. 1, pp. 1-14, 2005.

¹⁹ N. A. D. e. S. Tamiya, «Expression, regulation and function of Na, K-ATPase in the lens,» *Progress in Retinal and Eye Research*, vol. 23, n. 6, pp. 593-615, 2004.

²⁰ J. D. R. e. J. Sanderson, «The mechanisms of calcium homeostasis and signalling in the lens,» *Experimental Eye Research*, vol. 88, n. 2, pp. 226-234, 2009.

²¹ R. J. T. e. X. Zhu, «Presbyopia and cataract: A question of heat and time,» *Progress in Retinal and Eye Research*, vol. 29, n. 6, pp. 487-499, 2010.

²² P. R. Y. A. A. M. P. M. R. M. K.-Z. M. A. M. D. A. N. P. Hashemi H., «Global and regional prevalence of age-related cataract: a comprehensive systematic review and meta-analysis,» *Ophthalmic Epidemiology*, vol. 7, 2020.

²³ K. R. L. K. Klein BE, «Diabetes, cardiovascular disease, selected cardiovascular disease risk factors, and the 5-year incidence of age-related cataract and progression of lens opacities: the Beaver Dam Eye Study.,» *American Journal of Ophthalmology*, vol. 126, n. 6, pp. 782-790, 1998.

²⁴ Chang MA, Congdon NG. The association between myopia and various subtypes of lens opacity: SEE (Salisbury Eye Evaluation) project. *Ophthalmology*. 2005; 112:1395-401

²⁵ Yam JC, Know AK. Ultraviolet light and ocular diseases. *Int Ophthalmol*. 2013

²⁶ A. R. Jobling AI, «What causes steroid cataracts? A review of steroid-induced posterior subcapsular cataracts.,» *Clinical and Experimental Optometry*, vol. 85, n. 2, pp. 61-75, 2002.

²⁷ J. H. C. W. H. W. X. S. H. Z. J. X. S. Y. L. Juan Ye, «Smoking and Risk of Age-Related Cataract: A Meta-Analysis,» *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 53, n. 7, pp. 3885-3895, 2012.

²⁸ Brown NA. The morphology of cataract and visual performance. *Eye (Lond)*. 1993;7:63-7

²⁹ Williamson TH, Strong NP, Sparrow J. Contrast sensitivity and glare in cataract using the Pelli-Robson chart. *Ophthalmol*. 1992;76:719-22

³⁰ Guthauser U, Flammer J. Quantifying field damage caused by cataract. *Ophthalmol*. 1988 15; 106:480 – 484

³¹ W. J. S. D. L. M. B. M. B. I. F. J. M. D. W. S. Chylack LT Jr e L. S. o. C. S. Group., «The Lens Opacities Classification System III. The Longitudinal Study of Cataract Study Group.,» *Archives of Ophthalmology*, vol. 111, n. 6, pp. 831-836, 1993.

³² G. F. J. M. Vrensen, «Early stages of the development of senile cataract,» *Progress in Retinal and Eye Research*, vol. 14, n. 2, pp. 485-534, 1995.

-
- ³³ J. A. e. A. R.C., «What causes steroid cataracts? A review of steroid-induced posterior subcapsular cataracts.,» *Clinical and Experimental Optometry*, vol. 85, n. 2, pp. 61-75, 2002.
- ³⁴ Asbell, P. A., Dualan, I., Mindel, J., Brocks, D., Ahmad, M., & Epstein, S. (2005). Age-related cataract. *The Lancet*, 365(9459), 599-609. DOI: 10.1016/S0140-6736(05)17911-2.
- ³⁵ American Academy of Ophthalmology (AAO). (2023). Lens and Cataract. Basic and Clinical Science Course (BCSC). San Francisco: American Academy of Ophthalmology.
- ³⁶ Ang, G. S., & Jones, R. E. (2007). Pathophysiology and management of phacomorphic glaucoma. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 33(5), 932. DOI: 10.1016/j.jcrs.2007.01.011.
- ³⁷ Srivastava, R., Vasavada, A. R., Vasavada, V., & Vasavada, S. (2022). Challenges in the management of advanced hypermature and Morgagnian cataracts. *Indian Journal of Ophthalmology*, 70(11), 3810-3816. DOI: 10.4103/ijo.IJO_1102_22.
- ³⁸ N. O. P. H. M. M. Suzannah J. Bell, «Congenital cataract: a guide to genetic and clinical management. *Therapeutic Advances in Rare Disease*,» *Therapeutic Advances in Rare Disease*, vol. 1, pp. 1-12, 2020.
- ³⁹ J. H. J. W. J. Z. e. X. M. Shuting Zhang, «Role of Chondroitin Sulfate Proteoglycan 5 in Steroid-Induced Cataract,» *Cells*, vol. 12, n. 13, 2023.
- ⁴⁰ X. Z. X. W. S. Z. J. O. Y. & Z. Q. Cao, «Drug-induced cataract: real-world study based on the food and drug administration adverse event reporting system database.,» *Frontiers in Medicine*, vol. 13, 2026.
- ⁴¹ Frezzotti P. Il cristallino. In: Frezzotti R, Guerra R. *Oftalmologia essenziale*, 2°ed, CEA 2006; 8:211-212
- ⁴² Raju, V. K. (1971). *Susruta of ancient India*. *Surveys of Ophthalmology*, 16(1), 36-44.
- ⁴³ Feigenbaum, A. (1960). Cataract operations performed by Celsus (25 B.C.–50 A.D.) and Galen (131–201 A.D.). *Acta Ophthalmologica Internationalis*, 1, 123-129.
- ⁴⁴ Hubbell, A. A. (1902). Jacques Daviel and the beginning of the modern surgery of cataract. *Journal of the American Medical Association (JAMA)*, XXXIX(4), 177-185.
- ⁴⁵ Galand, A., & Galand, F. (1998). History of extracapsular cataract extraction. *Current Opinion in Ophthalmology*, 9(1), 9-13
- ⁴⁶ Kelman, C. D. (1967). Phaco-emulsification and aspiration: A new technique of cataract removal. A preliminary report. *American Journal of Ophthalmology*, 64(1), 23-35.
- ⁴⁷ Linebarger, E. J., Hardten, D. R., Shah, G. K., & Lindstrom, R. L. (1999). Phacoemulsification: Past, present, and future. *Surveys of Ophthalmology*, 44(2), 101-124. DOI: 10.1016/S0039-6257(99)00083-4

-
- ⁴⁸ Hanish, S. J., & Smetana, J. (2006). Charles Kelman, MD: The father of phacoemulsification. *Retina*, 26(7), 723-725.
- ⁴⁹ G. M. Cavallini, Microphacoemulsificazione Bimanuale Basi Tecniche e Basi Strumentali. In: B-MICS, Modena, 2015, pp. 63-81
- ⁵⁰ Seibel BS. Phacodynamics: Mastering the tools and techniques of phacoemulsification. 4th ed. Thorofare (NJ): Slack Incorporated; 2005.
- ⁵¹ Linebarger EJ, Hardten DR, Shah GK, Lindstrom RL. Phacoemulsification: Past, present, and future. *Surveys of Ophthalmology*. 1999 Sep;44(2):101-124.
- ⁵² Masket S. Relationship between incision size and induced astigmatism in cataract surgery. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 1992 Nov;18(6):531-534
- ⁵³ Bourne RR, Minassian DC, Dart JK, Rosen P, Kaushal S, Wingate R. Effect of cataract surgery on the corneal endothelium: Modern phacoemulsification compared with extracapsular cataract surgery. *Ophthalmology*. 2004 Apr;111(4):679-685.
- ⁵⁴ Taravella MJ, Davidson R, Erlanger M, Guiton G, Gregory D. Phacoemulsification learning curve: its impact on complication rates in resident-performed cataract surgery. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2011 Jun;37(6):1063-1067.
- ⁵⁵ Aliò JL. Microincision cataract surgery (MICS) improves safety, surgeon says. *Ocular Surgery News* 2001; December 1
- ⁵⁶ Aliò JL. What does MICS require. In: Aliò J. MICS. Panama: Highlights of Ophthalmology 2004;1-4
- ⁵⁷ Cavallini Gian Maria. Microphacoemulsificazione bimanuale nella chirurgia della cataratta. Athena 2006
- ⁵⁸ Cavallini GM, Masini C, Campi L, Lusvardi S, Pelloni S. Chirurgia della cataratta con tecnica B- MICS. Da: Formazione a distanza. Viscochirurgia: strumenti, tecniche diagnostiche e follow up nel settore oftalmologico. Estratto da Viscochirurgia. Modulo didattico 3:12-22
- ⁵⁹ Aliò JL, Pinera DP. Vector analysis of astigmatic changes after cataract surgery with toric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37:1038-49
- ⁶⁰ Olson RJ. Clinical experience with 21-gauge manual microphacoemulsification using Sovereign WhiteStar Technology in eyes with dense cataract. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:168-72
- ⁶¹ Haripriya A, Aravind S, Vada K. Bimanual microphaco for posterior polar cataracts. *J Cataract Refract Surg* 2006;9:14-17
- ⁶² Assaf A, El-Moatassem Kotb AM. Feasibility of bimanual microincision phacoemulsification in hard cataracts. *Eye* 2007;21:807-11

-
- ⁶³ Wong VW, Lai TY, Lee GK. Safety and efficacy of micro-incisional cataract surgery with bimanual phacoemulsification for white mature cataract. *Ophthalmologica* 2007; 221:24-8
- ⁶⁴ Dada T, Mandal S, Agarwal A. Microincision cataract surgery in a vitrectomized eye. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:577-9
- ⁶⁵ Cavallini GM, Masini C, Chiesi C, Campi L, Rivasi F, Ferrari P. Cataract development in a young patient with lathosterolosis: a clinicopathologic case report. *Eur J Ophthalmol*. 2009;19:139-42
- ⁶⁶ Braga-Mele R. Thermal effect of microburst and hyperpulse settings during sleeveless bimanual phacoemulsification with advanced power modulations. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:639-42
- ⁶⁷ Elkady B, Aliò JL, Ortiz D. Corneal aberrations after microincision cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:40-5
- ⁶⁸ Yao K, Tang X, Ye P. Corneal astigmatism, high order aberrations and optical quality after cataract surgery: microincision versus small-incision. *J Refract Surg* 2006.22:1079-82
- ⁶⁹ Cavallini GM, Pupino A, Masini C, Campi L, Pelloni S. Bimanual microphacoemulsification and Acri. Smart intraocular lens implantation combined with vitreoretinal surgery. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:1253-1258
- ⁷⁰ Soscia W, Howard JG, Olson RJ. Bimanual phacoemulsification through two stab incisions. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1039-43
- ⁷¹ Cavallini GM, Campi L, Masini C, Pelloni S, Pupino A. Bimanual microphacoemulsification versus coaxial miniphacoemulsification: prospective study. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:387-392
- ⁷² Kaufmann C, Krishan A, Landers J. Astigmatic neutrality in biaxial microincision cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:1555-1562
- ⁷³ Aliò J, Rodriguez-Prats JL, Galal A. Outcomes of microincision cataract surgery versus coaxial phacoemulsification. *Ophthalmology* 2005;112:1997-2003
- ⁷⁴ Chee SP, Bacsal K. Endophthalmitis after microincision cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31:1834-1835
- ⁷⁵ Cavallini GM, Campi L, Masini C, Pelloni S, Pupino A. Bimanual microphacoemulsification versus coaxial miniphacoemulsification: prospective study. *J Cataract Refract Surg*. 2007 Mar;33(3):387-92.
- ⁷⁶ G. M. Cavallini, G. Delvecchio, A. Di Leo, L. Campi. Anestesia nella chirurgia della cataratta. In: B-MICS, Modena, 2015, pp. 21-27
- ⁷⁷ P. J. G. A. Aliò JL, «Microincision cataract surgery,» in *Step by Step Minimally Invasive Cataract Surgery*, New Delhi, Jaypee Brothers Medical Publishers, 2005, pp. 162-183.

-
- ⁷⁸ B. K. Chee SP, «Endophthalmitis after microincision cataract surgery,» J Cataract Refract Surg, n. 31, pp. 1834-1835, 2005.
- ⁷⁹ Neuhann T. Theorie und operationstechnik der kapsulorhexis. Klein Monatsbl Augenheilkd 1987; 190:542.
- ⁸⁰ Gimbel HV, Neuhann T. Development, advantages and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. J Cataract Refract Surg 1990; 16:31.
- ⁸¹ Carbonara C. Capsulotomia. In: Lucio Buratto: Fisiopatologia del cristallino e chirurgia della cataratta. Fabiano editore; Asti 1999; 211-20.
- ⁸² Cavallini GM, Masini C, Campi L, Pelloni S. Capsulorhexis phimosis after bimanual microphacoemulsification and in-the-bag implantation of the Akreos MI60 intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2008 Sep;34(9):1598-600.
- ⁸³ Can I, Bayhan HA, Celik H, Bostanci Ceran B. Anterior segment optical coherence tomography evaluation and comparison of main clear corneal incisions in microcoaxial and biaxial cataract surgery. J Cataract Refract Surg. 2011 Mar;37(3):490-500.
- ⁸⁴ Paul T, Braga-Mele R. Bimanual microincisional phacoemulsification: the future of cataract surgery? Curr Opin Ophthalmol 2005; 16(1): 2-7.
- ⁸⁵ Fine IH. Corneal tunnel incision with a temporal approach. In: Fine IH, Fichman RA, Grabow HB. Clear corneal cataract surgery and topical anesthesia. Slack, Thorofare, NJ, 1993: pp 5-26.
- ⁸⁶ Tsuneoka H, Shiba T, Takahashi Y. Ultrasonic phacoemulsification using a 1.4 mm incision: clinical results. J Cataract Refract Surg 2002; 28:1070-76.
- ⁸⁷ Anis A. Understanding hydrodelineation: the term and related procedures. Ocular Surg News 1991;9:134-137
- ⁸⁸ Tsuneoka H. Minimally Invasive bimanual phaco surgery and foldable IOL implantation through the smallest incision. In: Step by Step Minimally Invasive Cataract Surgery. A. Garg, I.H. Fine, D.F. Chang, H. Tsuneoka. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) LTD; New Delhi, India, 2005. Chapter 9: 186-209.
- ⁸⁹ Gimbel HV. Divide and conquer nucleofractis phacoemulsification. J Cataract Refract Surg. 1991;17:281
- ⁹⁰ Soscia W, Howard JG, Olson RJ. Bimanual phacoemulsification through two stab incisions. J Cataract Refract Surg 2002; 28: 1039-43.
- ⁹¹ Chang DF. Bimanual Phaco Chop-Fluidic strategies. In: Phaco chop: mastering techniques, optimizing technology, and avoiding complications. Chapter 18. Slack Inc, 2004.
- ⁹² Chang DF. 400 mmHg High-Vacuum bimanual phaco attainable with the Staar Cruise Control device. J Cataract Refract Surg 2004; 30: 932-33.

-
- ⁹³ Agarwal A, Agarwal S, Agarwal AT. Phakonit: phacoemulsification through a 0.9 mm incision. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 1548-52.
- ⁹⁴ G. M. Cavallini, Complicanze nella B-MICS. In: B-MICS, Modena, 2015, pp. 105-118.
- ⁹⁵ Wu MC, Bhandari A. Menaging the broken capsule. *Curr Opin Ophtalmol* 2008;19:36-40.
- ⁹⁶ Speaker MG, Guerriero PN, Met JA, Coad CT, Berger AR, Marmor M. Risk factors for suprachoroidal hemorrhage during cataract surgery. *Ophthalmology*. 1991 Feb;98(2):202-208.
- ⁹⁷ Endophthalmitis Vitrectomy Study Group. Results of the Endophthalmitis Vitrectomy Study (EVS). A randomized trial of immediate vitrectomy and of intravenous antibiotics for the treatment of postoperative bacterial endophthalmitis. *Archives of Ophthalmology*. 1995 Dec;113(12):1479-1496.
- ⁹⁸ Barry P, Seal DV, Gettys G, et al. (ESCRS Endophthalmitis Study Group). Prophylaxis of postoperative endophthalmitis following cataract surgery: results of the ESCRS multicenter study and identification of risk factors. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2007 Jun;33(6):978-988.
- ⁹⁹ Morano M, Khan MA, Lum F, et al. Incidence and Risk Factors for Retinal Detachment and Retinal Tear after Cataract Surgery: IRIS® Registry (Intelligent Research in Sight) Analysis. *Ophthalmology*. 2023 Sep;130(9):901-910.
- ¹⁰⁰ Jakobsson G, Montan P, Zetterström O, Stenevi U, Lundström M. Capsule complication during cataract surgery: Cohort study of the risk of retinal detachment. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2009 Oct;35(10):1699-1705.
- ¹⁰¹ Schaumberg DA, Dana MR, Christen WG, Glynn RJ. A systematic overview of the incidence of posterior capsule opacification. *Ophthalmology*. 1998 Jul;105(7):1213-1221.
- ¹⁰² Peng Q, Apple DJ, Visessook N, et al. Surgical prevention of posterior capsule opacification. Part 1: Progress in eliminating this complication by hydrostatic and mechanical cleaning of the capsular bag. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2000;26(2):188-197.
- ¹⁰³ Nishi O, Nishi K, Wickström K. Preventing posterior capsule opacification by creating a sharp capsular bend. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2000;26(11):1541-1549.
- ¹⁰⁴ [Online]. Available: <https://privato.policlinicogemelli.it/approfondimenti/biometria-oculare/>.
- ¹⁰⁵ Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2000;238:765-773.
- ¹⁰⁶ Ossoinig KC. Standardized echography: basic principles, clinical applications, and results. *Int Ophthalmol Clin*. 1979 Winter;19(4):127-210. PMID: 395120.

-
- ¹⁰⁷ Connors R 3rd, Boseman P 3rd, Olson RJ. Accuracy and reproducibility of biometry using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg.* 2002 Feb;28(2):235-8. doi: 10.1016/s0886-3350(01)01179-8. PMID: 11821202.
- ¹⁰⁸ Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2000;238:765-773.
- ¹⁰⁹ Cooke DL, Waldron R, Savini G, Riaz KM, Taroni L, Murphy DA, Guaraldi F. Immersion ultrasound biometry vs optical biometry. *J Cataract Refract Surg.* 2022 Jul 1;48(7):819-825. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000865. PMID: 34759175.
- ¹¹⁰ Savini G, Hoffer KJ, Lomoriello DS, Ducoli P. Simulated Keratometry Versus Total Corneal Power by Ray Tracing: A Comparison in Prediction Accuracy of Intraocular Lens Power. *Cornea.* 2017 Nov;36(11):1368-1372. doi: 10.1097/ICO.0000000000001343. PMID: 28991853.
- ¹¹¹ Liu, C. (2021) *Cataract Surgery: Pearls and Techniques*. Brighton: Springer
- ¹¹² Holden, B. A., et al. (2016). Global prevalence of myopia and high myopia and temporal trends from 2000 through 2050. *Ophthalmology*, 123(5), 1036-1042.
- ¹¹³ Morgan, I. G., Ohno-Matsui, K., & Saw, S. M. (2012). Myopia. *The Lancet*, 379(9827), 1739-1748.
- ¹¹⁴ Saw SM, Gazzard G, Koh D, Farzavand S, Chua W, Chew SJ, et al. Time-trend in the prevalence of myopia in Singaporean school children. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2005;46(12):4489–4492. doi:10.1167/iovs.05-0450
- ¹¹⁵ Trokel, S. L., Srinivasan, R., & Braren, B. (1983). Excimer laser surgery of the cornea. *American Journal of Ophthalmology*, 96(6), 710-715.
- ¹¹⁶ Ambrosio, R., & Wilson, S. E. (2003). LASIK vs subepithelial keratectomy and PRK: outcomes, limitations, and complications. *Journal of Refractive Surgery*, 19(2), 189-198
- ¹¹⁷ Tomita, M., et al. (2012). Comparison of outcomes of LASIK performed using a femtosecond laser or a mechanical microkeratome. *Journal of Refractive Surgery*, 28(8), 558-564.
- ¹¹⁸ Sugar, A., et al. (2002). Laser in situ keratomileusis for myopia and astigmatism: safety and efficacy. *Ophthalmology*, 109(1), 175-187
- ¹¹⁹ Randleman, J. B., et al. (2008). Risk assessment for ectasia after corneal refractive surgery. *Ophthalmology*, 115(1), 37-50.
- ¹²⁰ Savini, G., Hoffer, K. J., Lomoriello, D. S., & Ducoli, P. (2017). Simulated keratometry versus total corneal power by ray tracing: a comparison in prediction accuracy of intraocular lens power. *Cornea*, 36(11), 1368-1372.
- ¹²¹ Hoffer KJ. Intraocular lens power calculation after previous laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 759-765.

-
- ¹²² Carbonara C, Savini G, Savoca Corona V. Il calcolo biometrico nel paziente operato di chirurgia refrattiva. In "La Biometria" AICCER Associazione Italiana di Chirurgia della Cataratta e Refrattiva. Fabiano Editore.
- ¹²³ Hamilton DR, Hardten DR. Cataract surgery in patients with prior refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003; 14:44-53.
- ¹²⁴ Wang L, Hill WE, Koch DD. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratorefractive Intraocular Lens Power Calculator. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 1466-1473.
- ¹²⁵ Naseri A, McLeod SD. Cataract surgery after refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 21:35-38.
- ¹²⁶ H. K. Savini G, «Intraocular lens power calculation in eyes with previous corneal refractive surgery,» *Eye and Vision*, vol. 5, n. 18, 2018.
- ¹²⁷ H. W. E. e. K. D. D. L., «Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratorefractive Intraocular Lens Power Calculator,» *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 36, n. 9, pp. 1466-1473, 2010.
- ¹²⁸ L. e. K. D. D. Wang, «Intraocular lens power calculations in eyes with previous corneal refractive surgery: Challenges, approaches, and outcomes,» *Taiwan Journal of Ophthalmology*, vol. 12, n. 1, pp. 22-31, 2022.
- ¹²⁹ Haigis W. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation. *Saudi J Ophthalmol* 2012; 26: 7–12. DOI: 10.1016/j. sjopt.2011.11.007
- ¹³⁰ LaHood BR, Goggin M. Measurement of Posterior Corneal Astigmatism by the IOLMaster 700. *J Refract Surg* 2018; 34: 331–336. DOI: 10.3928/ 1081597X-20180214-02
- ¹³¹ Savini G, Barboni P, Carbonelli M et al. Accuracy of corneal power measurements by a new Scheimpflug camera combined with Placido-disk corneal topography for intraocular lens power calculation in unoperated eyes. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 787–792. DOI: 10.1016/j. jcrs.2011.11.037
- ¹³² Savini G, Barboni P, Profazio V et al. Corneal power measurements with the Pentacam Scheimpflug camera after myopic excimer laser surgery. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 809–813. DOI: 10.1016/j. jcrs.2008.01.012
- ¹³³ Kurian M, Negalur N, Das S et al. Biometry with a new swept-source optical coherence tomography biometer: Repeatability and agreement with an optical low-coherence reflectometry device. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42: 577–581. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.01.038
- ¹³⁴ Holden BA, Fricke TR, Wilson DA et al. Global Prevalence of Myopia and High Myopia and Temporal Trends from 2000 through 2050. *Ophthalmology* 2016; 123: 1036–1042. DOI: 10.1016/j.opthta.2016.01.006

-
- ¹³⁵ Manning S, Barry P, Henry Y et al. Cataract surgery outcomes in corneal refractive surgery eyes: Study from the European Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41: 2358–2365. DOI: 10.1016/j.jcrs.2015.04.034
- ¹³⁶ Ting D, Gatinel D, Ang M. Cataract surgery after corneal refractive surgery: preoperative considerations and management. *Curr Opin Ophthalmol* 2024; 35: 4–10. DOI: 10.1097/ICU.0000000000001006
- ¹³⁷ Jarade EF, Abi Nader FC, Tabbara KF. Intraocular lens power calculation following LASIK: determination of the new effective index of refraction. *J Refract Surg* 2006; 22: 75–80. DOI: 10.3928/1081-597X-20060101-15
- ¹³⁸ Perez-Straziota CE, Randleman JB. Intraocular lens calculations after laser vision correction. *Curr Opin Ophthalmol* 2017; 28: 16–22. DOI: 10.1097/ICU.0000000000000330
- ¹³⁹ Wang L, Spektor T, de Souza RG et al. Evaluation of total keratometry and its accuracy for intraocular lens power calculation in eyes after corneal refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2019; 45: 1416–1421. DOI: 10.1016/j.jcrs.2019.05.020
- ¹⁴⁰ Savini G, Schiano-Lomoriello D, Hoffer KJ. Repeatability of automatic measurements by a new anterior segment optical coherence tomographer combined with Placido topography and agreement with 2 Scheimpflug cameras. *J Cataract Refract Surg* 2018; 44: 471–478. DOI: 10.1016/j.jcrs.2018.02.015
- ¹⁴¹ Savini G, Taroni L, Schiano-Lomoriello D et al. Repeatability of total Keratometry and standard Keratometry by the IOLMaster 700 and comparison to total corneal astigmatism by Scheimpflug imaging. *Eye (Lond)* 2021; 35: 307–315. DOI: 10.1038/s41433-020-01245-8
- ¹⁴² DeRosa G, Criscuolo D, Longo Letal. IOL Power Calculation After Laser - Based Refractive Surgery: Measured vs. Predicted Posterior Corneal Astigmatism Using the Barrett True-K Formula. *J Clin Med* 2025; 14: 4010. DOI: 10.3390/jcm14114010
- ¹⁴³ Wang L, Koch DD. Intraocular Lens Power Calculations in Eyes with Previous Corneal Refractive Surgery: Review and Expert Opinion. *Ophthalmology* 2021; 128: e121–e131. DOI: 10.1016/j.opht.2020.06.054
- ¹⁴⁴ Gatinel D, Debellemanni G, Saad A et al. A Simplified Method to Minimize Systematic Bias of Single-Optimized Intraocular Lens Power Calculation Formulas. *Am J Ophthalmol* 2023; 253: 65–73. DOI: 10.1016/j.ajo.2023.05.005
- ¹⁴⁵ Gasparian SA, Nassiri S, You H et al. Intraoperative aberrometry compared to preoperative Barrett True-K formula for intraocular lens power selection in eyes with prior refractive surgery. *Sci Rep* 2022; 12: 7357. DOI: 10.1038/s41598-022-11462-8

-
- ¹⁴⁶ Haigis W, Lege B, Miller N et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238: 765–773. DOI: 10.1007/s004170000188
- ¹⁴⁷ Savini G, Bedei A, Barboni P et al. Intraocular lens power calculation by ray-tracing after myopic excimer laser surgery. *Am J Ophthalmol* 2014; 157: 150–153.e1. DOI: 10.1016/j.ajo.2013.08.006
- ¹⁴⁸ Rampat R, Deshmukh R, Chen X et al. Artificial Intelligence in Cornea, Refractive Surgery, and Cataract: Basic Principles, Clinical Applications, and Future Directions. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila)* 2021; 10: 268–281. DOI: 10.1097/APO.0000000000000394
- ¹⁴⁹ Zollet P, Macario F, Trevisi M et al. Accuracy of PEARL-DGS Formula for Intraocular Lens Power Calculation in Patients With Previous Myopic Laser Vision Correction. *J Refract Surg* 2025; 41: e936-e942. DOI: 10.3928/1081597X-20250707-02