

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

Antonio Calossi

Optometrista

Sommario

I parametri geometrici di una lente a contatto devono essere dimensionati per garantire da una parte una corretta relazione lente-cornea, dall'altra la giusta correzione dell'ametropia. I parametri che caratterizzano la superficie posteriore di una lente RGP, cioè quelli che condizionano l'allineamento della lente sulla cornea, sono probabilmente i più critici, sia dal punto di vista geometrico che dal punto di vista clinico. In questo articolo discutiamo come un accurato studio della topografia corneale possa aiutare ad ottimizzare l'applicazione di una lente a contatto per ogni singolo paziente e dell'utilità delle simulazioni fluoroscopiche per la scelta della lente da applicare.

Parole chiave

clearance, tear layer thickness (TLT), edge lift (AEL), edge clearance (REC)

Il mercato delle lenti a contatto si sta oggi evolvendo in due direzioni opposte: da una parte si assiste alla diffusione delle lenti standard, delle così dette lenti universali e delle lenti usa e getta, concepite per essere più o meno adatte a tutti, lenti per cui non è richiesta una grande abilità applicativa, ma adatte a risolvere solo i casi più semplici; dall'altra assistiamo all'evoluzione della contattologia avanzata, delle lenti su misura, progettate per ogni singolo paziente, destinate a risolvere meglio tutte le applicazioni e soprattutto unica possibilità applicativa per i casi più particolari. Per questo campo della contattologia è richiesto un sempre maggiore grado di specializzazione da parte degli operatori del settore, in modo da gestire al meglio le straordinarie potenzialità delle nuove tecnologie, che da sole non possono sostituirsi all'abilità di un applicatore esperto, ma che lo possono rendere più

efficiente. Quando si applica una lente a contatto ci sono alcuni obiettivi fondamentali da raggiungere: devono essere garantiti una buona visione, il rispetto delle strutture oculari, la stabilità della lente ed il comfort del paziente. Cinquant'anni di esperienze cliniche hanno portato ad una crescente evoluzione delle filosofie applicative, dei materiali e delle geometrie delle lenti a contatto. Oggi sono veramente tante le possibilità di scelta che si prospettano ad un applicatore. Il settore dei materiali è forse quello che ha subito più sviluppo: ogni anno vengono sintetizzati nuovi polimeri con caratteristiche sempre migliori di permeabilità all'ossigeno, di stabilità strutturale e di resistenza ai depositi.

Soprattutto negli ultimi anni, anche le geometrie hanno avuto un crescente sviluppo. I moderni torni a controllo numerico permettono oggi di costruire lenti a contatto con moltissime possibilità geometriche, mentre strumenti di misura sempre più sofisticati consentono di studiare nei dettagli la topografia corneale di ogni singolo individuo. Queste nuove tecnologie permettono di ampliare enormemente i tipi di lenti a contatto disponibili, in modo da poter affrontare anche le esigenze più disparate. Questo insieme di tecniche di misura, di analisi e di produzione consente una sempre migliore qualità delle applicazioni, specialmente di casi complessi che non sono risolvibili con altre tecniche.

Geometria delle lenti RGP

I parametri geometrici di una lente a contatto devono essere dimensionati per garantire da una parte una corretta relazione lente-cornea, dall'altra la giusta correzione dell'ametropia e le migliori prestazioni visive possibili. L'ottica di una lente a contatto è in gran parte dovuta alla sua superficie anteriore, mentre l'allineamento della lente sulla cornea è condizionato dalla superficie posteriore. I parametri che caratterizzano la superficie posteriore sono probabilmente quelli più critici per una lente corneale, sia dal punto di vista geometrico che dal punto di vista clinico (Lupelli, Fletcher, & Rossi, 1998). In questo articolo svilupperemo questo argomento discutendo come un accurato studio della

Ricevuto il 10 maggio 2002

Accettato per la pubblicazione il 15 maggio 2002

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

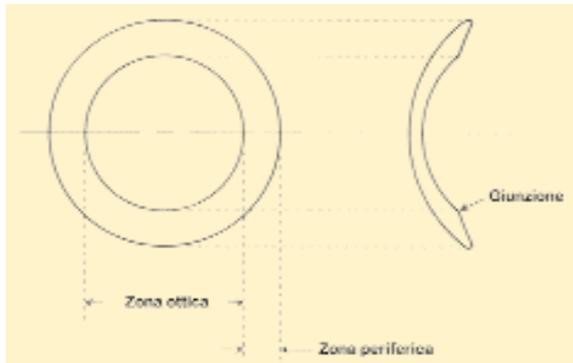


Figura 1
La faccia posteriore di una lente RGP può essere suddivisa in due zone, distinte per la funzione che svolgono: una centrale, la zona ottica, che determina l'allineamento sulla cornea e l'area portante della lente ed una zona periferica di disimpegno, le flange, sollevata dalla cornea per un adeguato ricambio lacrimale.

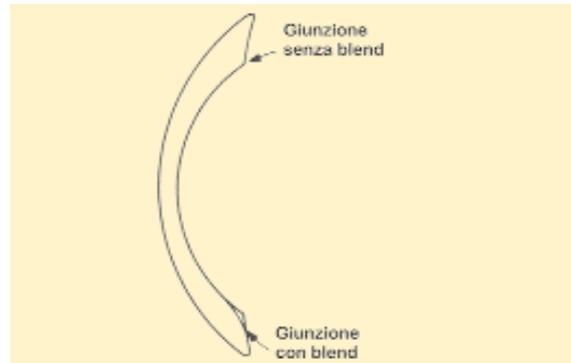


Figura 3
Blend.



Figura 2
Erosione epiteliale dovuta ad un blend insufficiente fra zona ottica e flange.

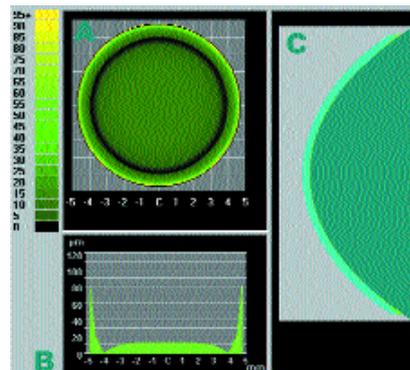


Figura 4
Lo spazio che si forma fra lente e cornea (C) si riempie di lacrime, così la distanza fra la superficie posteriore della lente e quella anteriore della cornea può essere rappresentata su un diagramma cartesiano dal profilo dello spessore del film lacrimale sotto la lente (B). Se ad ogni spessore di film lacrimale si associa un livello di verde si può ottenere una mappa che rappresenta la simulazione fluoroscopica della lente (A).

topografia corneale possa aiutare ad ottimizzare l'applicazione di una lente a contatto per ogni singolo paziente. Tratteremo della scelta dei parametri delle lenti a contatto rigide, oggi quasi esclusivamente rigide gas-permeabili (RGP) (termine che dovrebbe sostituire del tutto quello sbagliato, ma purtroppo di larga diffusione in Italia, "semirigide") e dell'utilità delle simulazioni fluoroscopiche, sia a scopo didattico, sia di aiuto per la scelta della lente più adatta da applicare.

Contrariamente ad una morbida, una lente a contatto RGP non può adattarsi da sola, per flessione del mate-

riale, alla cornea sulla quale è applicata. Per questo motivo la faccia posteriore della lente deve essere dimensionata correttamente in tutti i suoi parametri. Se per un verso questa caratteristica di rigidità può apparire come un limite, in realtà la stabilità strutturale di una lente RGP consente in tutti i casi una migliore qualità ottica e, in presenza di distorsioni corneali, di compensare le irregolarità refrattive che ne derivano. Non ultimo, una lente RGP con adeguata trasmissibilità di ossigeno (Dk/t) permette un apporto di ossigeno alla cornea che può essere eguagliato solo dal silicone-idrogel e che non è consentito da qualsiasi

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

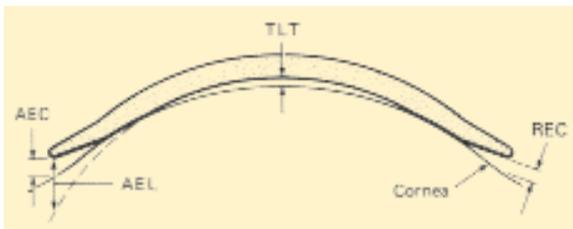


Figura 5
Parametri che definiscono il rapporto fra lente a contatto e cornea: *tear layer thickness (TLT)*, *axial edge clearance (AEC)*, *radial edge clearance (REC)*; l'*axial edge lift (AEL)* rappresenta un parametro costruttivo. (da Phillips, A.J. & Speedwell, L. 1997)

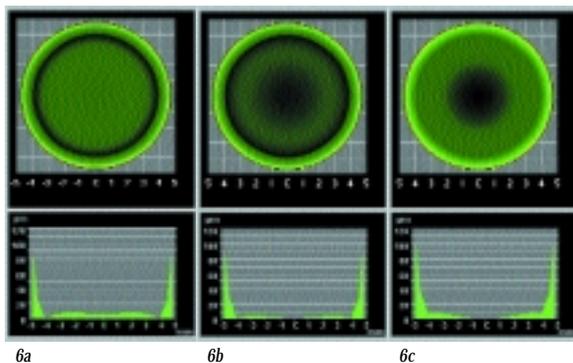


Figura 6a
Simulazione di un'applicazione a sollevamento apicale. La lente appoggia al bordo della zona ottica e si solleva in tutta la porzione più interna.

Figura 6b
Simulazione di un'applicazione ad allineamento apicale. In questo caso la lente appoggia sull'apice ed al bordo della zona ottica.

Figura 6c
Simulazione di un'applicazione ad appoggio apicale. La lente appoggia solo in una zona centrale e si solleva al bordo della zona ottica.

altro tipo di materiale idrofilo oggi disponibile (Fatt, 1996; Fatt, 1997; Fatt, Weissman, & Ruben, 1993).

La faccia posteriore

La faccia posteriore di una lente RGP può essere suddivisa in due zone, distinte per la funzione che svolgono: una centrale, la zona ottica, che determina l'allineamento sulla cornea e l'area portante della lente ed una zona periferica di disimpegno, le flange, sollevata dalla cornea per un adeguato ricambio lacrimale (fig. 1). La transizione fra la zona centrale e quella periferica può essere più o meno brusca a seconda della geometria della lente. Per evitare erosioni epiteliali

(fig. 2) è comunque necessario un *blend* fra zona ottica e flange (fig. 3).

La zona ottica

Concetto di clearance e *tear layer thickness (TLT)*

Nelle geometrie RGP tradizionali la curvatura ed il diametro della zona ottica determinano le zone di appoggio e di sollevamento della lente sulla cornea. Poiché lo spazio che si forma fra la lente e cornea si riempie di lacrime, la distanza fra la superficie posteriore della lente e quella anteriore della cornea può essere rappresentata dal profilo dello spessore del film lacrimale sotto la lente (fig. 4). Questo spessore viene solitamente denominato in senso generico con il termine inglese *clearance* ed è espresso in micron. Il clearance centrale viene definito con l'acronimo TLT (dall'inglese *tear layer thickness*) (fig. 5).

Secondo le diverse filosofie applicative, una lente può essere a sollevamento apicale, ad allineamento apicale o ad appoggio apicale (fig. 6). Nel primo caso la lente appoggia al bordo della zona ottica e si solleva in tutta la porzione più interna, compresa quella apicale, in questo caso la profondità sagittale della lente sulla corda della zona ottica è maggiore di quella della cornea; nel secondo caso appoggia sull'apice ed al bordo della zona ottica, in questo caso la sagittale della lente è uguale a quella della cornea; nel terzo caso appoggia solo in una zona centrale e si solleva al bordo della zona ottica, in questo caso la sagittale della lente è minore di quella della cornea.

Le flange

Concetto di *edge lift (AEL)* e di *edge clearance (AEC)*

Da un punto di vista fisiologico il successo di un'applicazione dipende da un gran numero di fattori, ma principalmente dalla possibilità che ha il fluido lacrimale sotto la lente di essere ricambiato durante l'ammiccamento (Lupelli et al., 1998). Questo ricambio è necessario da una parte per portare nuovo liquido lacrimale allo scopo di ossigenare la cornea e dall'altra per portare via i detriti ed i residui metabolici di superficie che si formano sotto la lente. Se la lente presenta un allineamento adeguato, durante l'ammiccamento si ha una vera e propria azione di pompaggio del fluido lacrimale. Perché questo sia possibile è necessario un serbatoio di lacrime attorno alla zona ottica che si forma per il sollevamento delle flange sopra la cornea (fig. 7).

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP



Figura 7
Menisco lacrimale attorno alla zona ottica che si forma per il sollevamento delle flange sopra la cornea.

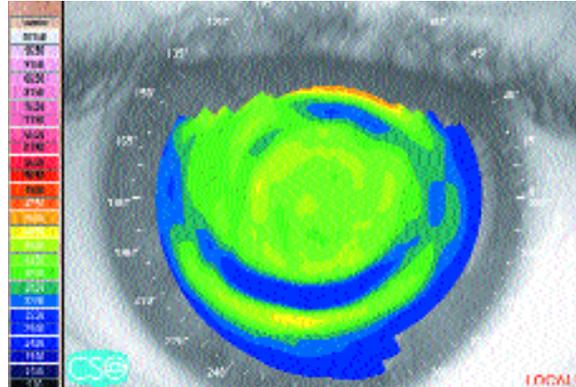


Figura 9
Impronta corneale indotta dalla lente di fig. 8.

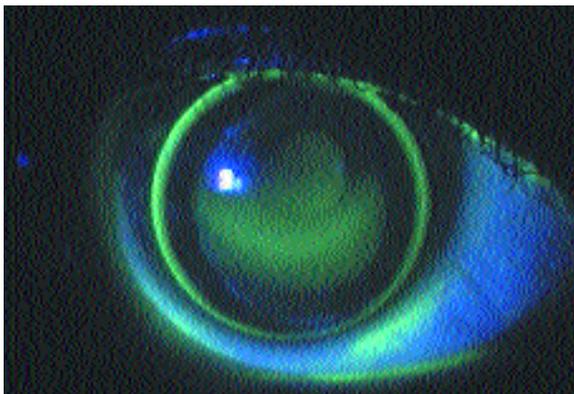


Figura 8
Lente con eccessivo clearance apicale

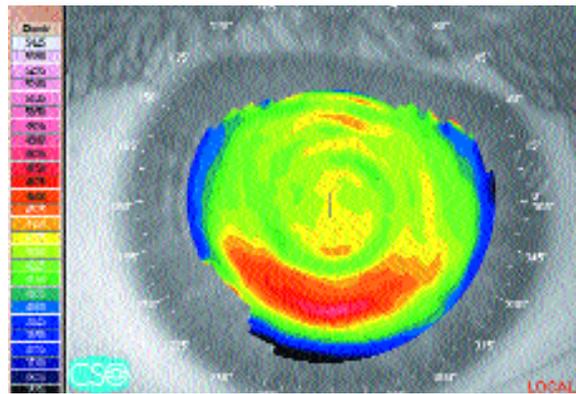


Figura 10
Warpage corneale indotto dalla lente di fig. 11.

Oltre a questa funzione fondamentale, il menisco lacrimale che si forma sotto le flange permette un'attrazione capillare che aiuta la lente a rimanere in posizione centrata. Il sollevamento del bordo ha anche altre funzioni: impedisce l'adesione della lente, impedisce una pressione del bordo della lente con conseguente rischio di insulto corneale, aiuta a rimuovere la lente mediante la tensione delle palpebre.

Il parametro geometrico che indica l'apertura delle flange rispetto alla zona ottica è detto sollevamento assiale al bordo (AEL, dall'inglese *axial edge lift*) e rappresenta, in millimetri, di quanto le curve periferiche si sollevano rispetto al prolungamento della zona ottica (fig. 5). Se la zona ottica è asferica, il sollevamento è considerato rispetto ad un cerchio di raggio

di curvatura uguale a quello apicale.

L'AEL è solo un parametro costruttivo che non indica esattamente quanto è il sollevamento effettivo del bordo della lente sulla cornea. La misura che indica il sollevamento sulla cornea è il clearance al bordo, che può essere inteso sia in direzione assiale (AEC, *axial edge clearance*) che in direzione radiale (REC, *radial edge clearance*) (fig. 5).

Townsley (1970) è stato probabilmente il primo a suggerire di definire l'applicazione di una lente a contatto in termini di clearance apicale (TLT) e di clearance al bordo (AEC) e a riportare che per una buona applicazione questi due valori devono essere ottimali.

Se una lente presenta un'eccessivo clearance apicale si possono avere i seguenti inconvenienti:

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

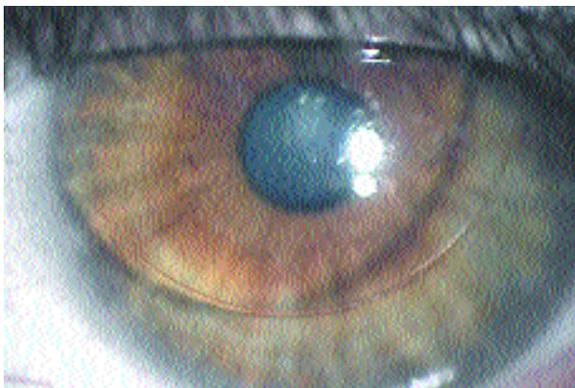


Figura 11
Decentramento in alto dovuto ad un eccessivo appoggio apicale

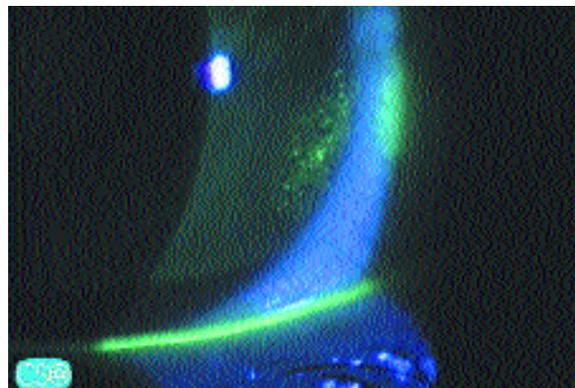


Figura 13
Erosione epiteliale dovuta ad un eccessivo clearance al bordo.

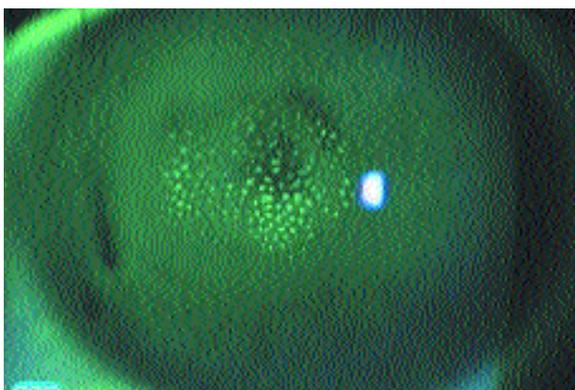


Figura 12
Impronte epiteliali (dimpling) causate da bollicine d'aria sotto la lente.

- può essere impedito un sufficiente ricambio lacrimale;
 - possibilità di edema centrale;
 - possibilità di formazione di bolle d'aria sotto la lente;
 - movimento insufficiente della lente;
 - si può avere una compressione nella zona di transizione fra zona ottica e flange con possibilità di formazione di un'impronta corneale (fig. 8-9);
 - possibilità di deformazione corneale con incurvamento della cornea centrale;
- Se, invece, la lente presenta un appoggio apicale eccessivo si possono presentare le seguenti condizioni:
- instabilità della lente durante l'ammiccamento con movimento eccessivo;
 - sfregamento della lente nell'area centrale della cornea con possibilità di abrasione;

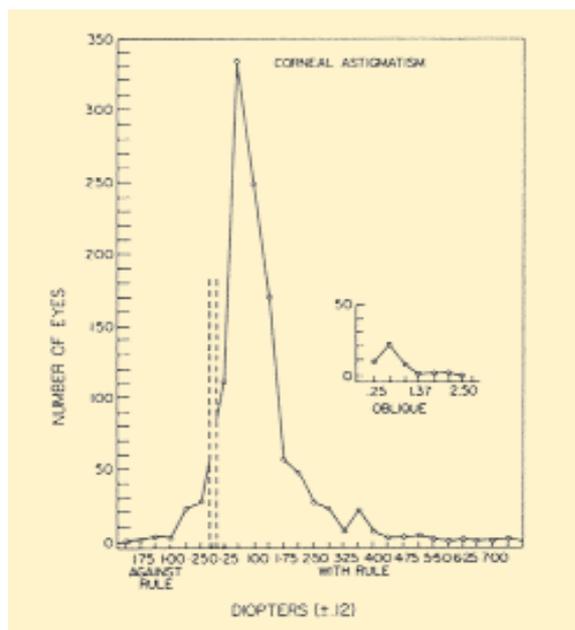


Figura 14
Distribuzione delle frequenze dell'astigmatismo cheratometrico in un campione di 1200 occhi (secondo Lyle, 1971).

- decentramento della lente;
- possibilità di deformazione corneale (warping) (fig. 10-11);
- flessione della lente con conseguente variazione dell'effetto correttivo;
- discomfort e visione instabile.

Se la lente presenta un clearance al bordo eccessivo si possono presentare i seguenti problemi:

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

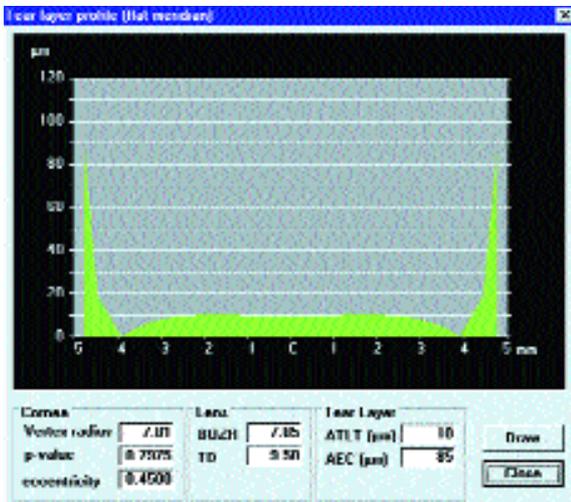


Figura 15a
Programma di calcolo lenti a contatto sulla base della cheratometria e dell'eccentricità. Inserendo il raggio apicale, l'eccentricità ed i valori di clearance che si desiderano ottenere.

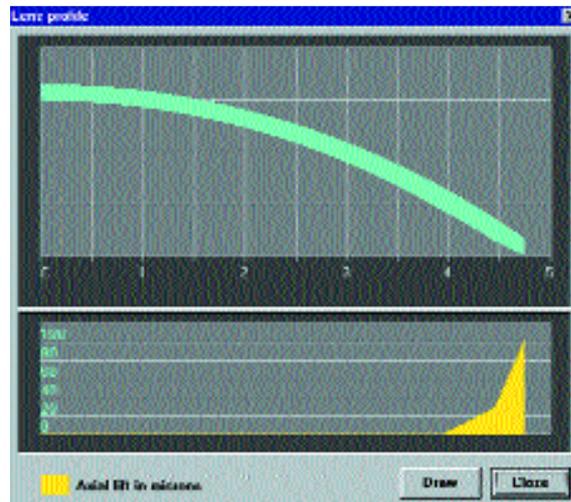


Figura 15c
Profilo della lente e valori di AEL.

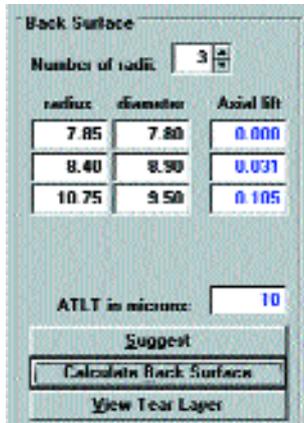


Figura 15b
Vengono calcolati i parametri della faccia posteriore della lente.

- la lente può risultare poco confortevole per un eccessivo sfregamento del bordo sulla palpebra;
- la lente può avere difficoltà a mantenersi in posizione centrata ed avere un eccessivo movimento;
- la lente può debordare dall'area limbare e creare un'impronta sulla congiuntiva sclerale;
- si possono formare delle bolle d'aria sotto la zona periferica della lente;
- si può avere una eccessiva turbolenza del fluido lacrimale con conseguente formazione di bollicine d'aria sotto la lente che possono causare delle impronte epiteliali (*dimple veiling*) (fig. 12);

- si può formare una erosione epiteliale (*staining*) ore 3 - ore 9 per rottura del film lacrimale subito fuori il bordo della lente (fig. 13).

Un clearance periferico insufficiente può invece causare i seguenti inconvenienti:

- ricambio lacrimale inadeguato;
- pressione del bordo della lente sulla cornea perilimbare con possibilità di staining arcuato;
- movimento insufficiente della lente;
- difficoltà a rimuovere la lente;
- adesione della lente.

Il clearance ottimale

I livelli di clearance ottimali dipendono dalla geometria della lente, dai diametri, dalla permeabilità all'ossigeno, dalle caratteristiche di flessione del materiale e dalla filosofia applicativa. In linea generale, con la maggior parte delle geometrie e dei materiali attuali si ottengono buoni risultati con un TLT di 5-10 µm, un appoggio sul meridiano orizzontale nella zona di transizione fra la zona ottica e quella periferica ed un clearance al bordo di 70-80 µm.

Sul meridiano verticale è utile un clearance di 20-40 µm nella zona di transizione e di 90-110 µm al bordo. Questo tipo di appoggio permette alla lente di sollevarsi al centro quel tanto che basta per non interferire con la zona ottica della cornea ed evitarne sfregamenti e deformazioni.

Il sollevamento nella zona di transizione sul meridiano

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

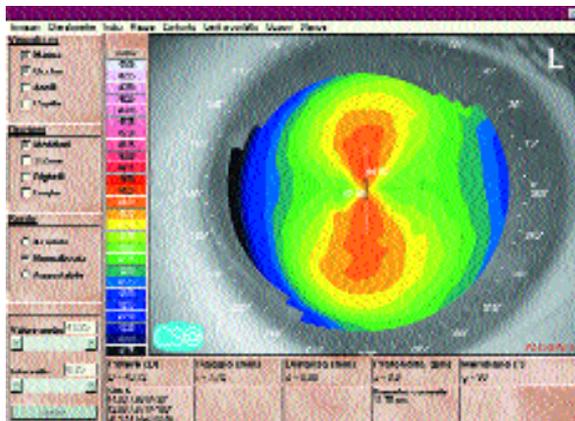


Figura 0101
Topografia corneale di una cornea di media eccentricità con toricità fisiologica secondo regola.

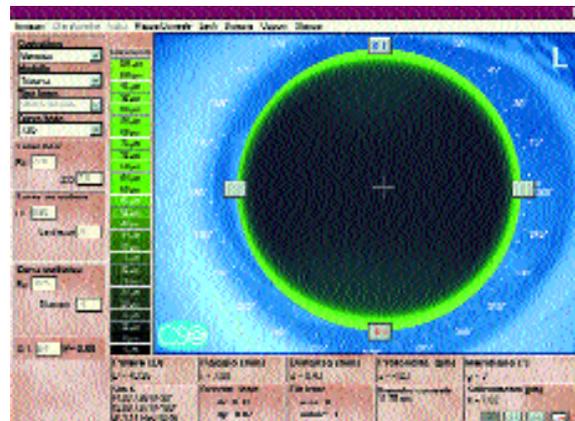


Figura 0103
Simulazione fluoroscopica di una lente tricurva a curve sferiche coassiali. Sulla colonna di sinistra sono riportati i parametri geometrici della lente simulata. Sul meridiano verticale è stato applicato un leggero tilt per simulare la pressione della palpebra superiore sulla lente.

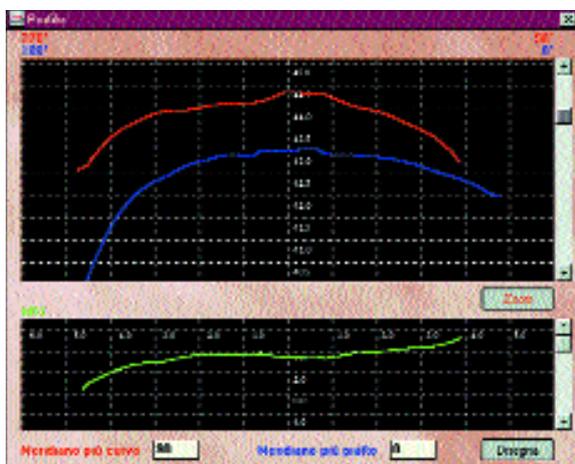


Figura 0102
Profili di curvatura dei meridiani principali. La curva rossa rappresenta il meridiano più curvo, in questo caso a 90°, la curva blu rappresenta il meridiano più piatto, in questo caso a 180°, mentre la curva verde rappresenta la loro differenza (dK), ossia la toricità della faccia anteriore della cornea che in questo caso si mantiene intorno ad una diottria.

verticale consente alla lente di oscillare durante l'ammiccamento facendo perno sull'orizzontale in modo da permettere un adeguato ricambio del fluido lacrimale. L'appoggio sull'orizzontale ed il sollevamento sul verticale determinano una direzione preferenziale di movimento della lente nella stessa direzione dell'ammiccamento. In questo modo la posizione della

lente viene dominata dalla tenuta palpebrale e si riducono i rischi di decentramento orizzontale.

Con geometrie assosimmetriche questi rapporti di clearance si ottengono quando la cornea presenta una toricità secondo regola dell'ordine di due decimi di millimetro. Fortunatamente questa condizione è la più frequente. In un campione di 1200 occhi di soggetti di varie età Lyle (1971) ha misurato i seguenti dati cheratometrici: l'astigmatismo corneale era secondo regola nel 88% dei casi, contro regola nel 5%, ed obliquo nel 4%; solo il 3% aveva la cornea sferica (astigmatismo minore o uguale a 0,12 D).

In fig. 14 è riportato il grafico della distribuzione delle frequenze dell'astigmatismo cheratometrico misurato da Lyle. Come si può vedere, la curva è leptocartica con la mediana intorno a 1,00 D secondo regola.

In fig. 0101 è riportata la topografia corneale di una cornea di media eccentricità con toricità fisiologica secondo regola. I profili di curvatura (fig. 0102) dei meridiani principali con la loro differenza mettono in evidenza come l'astigmatismo corneale di questo caso si mantenga relativamente costante su tutta la superficie intorno ad una diottria.

La fig. 0103 rappresenta la simulazione fluoroscopica di una lente sferica tricurva con sollevamento apicale. Il profilo del clearance sul meridiano più piatto, in questo caso orizzontale a 180°, evidenzia il clearance centrale di 8 µm e l'appoggio nella zona di transizione, mentre sul meridiano più curvo, in questo caso verticale a 90°, è presente un sollevamento di 25 µm. Il clearance al bordo in questo caso è 80 µm sul più piatto e

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP



Figura 0104a
 Profilo del clearance sul meridiano più piatto (180°). La lente ha un TLT compreso fra 5 e 10 µm ed appoggia nella zona di transizione.

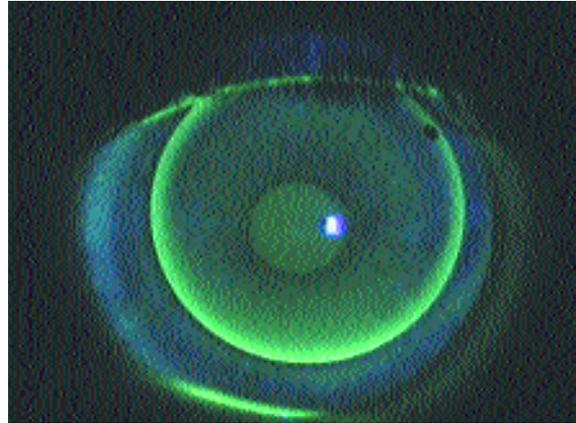


Figura 0105
 Immagine fluoroscopica di una lente reale con gli stessi parametri costruttivi di quella simulata.

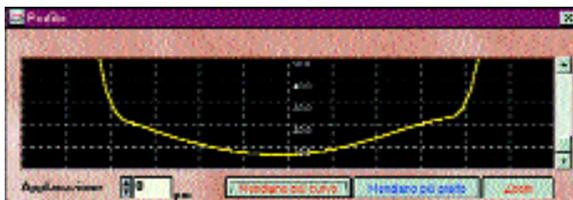


Figura 0104b
 Profilo del clearance sul meridiano più curvo (90°). Nella zona di transizione è presente un clearance di 25 µm che permette alla lente di oscillare durante l'ammiccamento.

110 µm sul più curvo. Questo tipo di toricità permette dei livelli di clearance ottimali con geometrie assosimmetriche.



Figura 0104c
 Profilo del clearance sul meridiano più piatto. La scala più ampia (fondo scala a 200 µm) permette di visualizzare il clearance al bordo che in questo caso è compreso fra 70 e 80 µm.



Figura 0104d
 Sul meridiano più curvo è presente un clearance al bordo di 110 µm.

Valutazione del clearance

La valutazione del clearance viene fatta in modo qualitativo istillando fluoresceina ed illuminando la lente con una lampada di Burton o con la lampada a fessura con il filtro blu cobalto. In quest'ultimo caso l'aggiunta di un filtro di sbarramento giallo (tipo Wratten n.12 o n.15) davanti all'obiettivo del biomicroscopio aiuta ad apprezzare meglio l'immagine fluoroscopica (Zeri, 1997). Maggiore è lo spessore del film lacrimale, maggiore è la quantità di fluoresceina in quel punto e maggiore è la fluorescenza che ne deriva (fig. 0105). Questo metodo non permette una misura diretta del clearance, ma un occhio esperto è in grado di apprezzare con sufficiente precisione la qualità dell'applicazione e del ricambio lacrimale. L'esperienza insegna quando gli spessori lacrimali sono adeguati o quando l'applicazione deve essere modificata.

Selezione della lente

Un metodo per determinare i parametri più adatti della lente corneale da applicare è quello di avvalersi di lenti di prova, da usare come calibri, di cui si osserva l'immagine fluoroscopica. Quando la cornea ha una conformazione normale, la prima lente può essere scelta sulla base delle letture oftalmometriche, poi

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

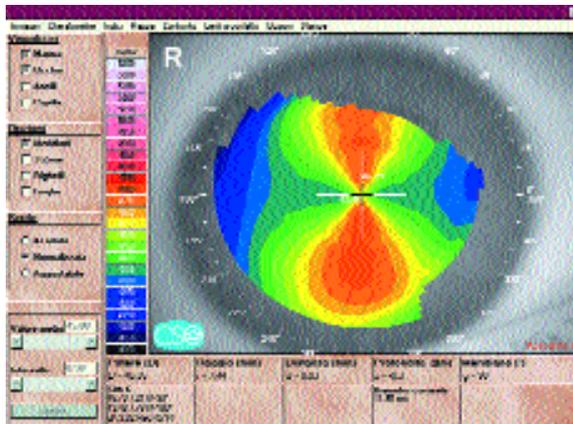


Figura 0201
Topografia corneale di una cornea torica secondo regola con astigmatismo cheratometrico di 3.32 D

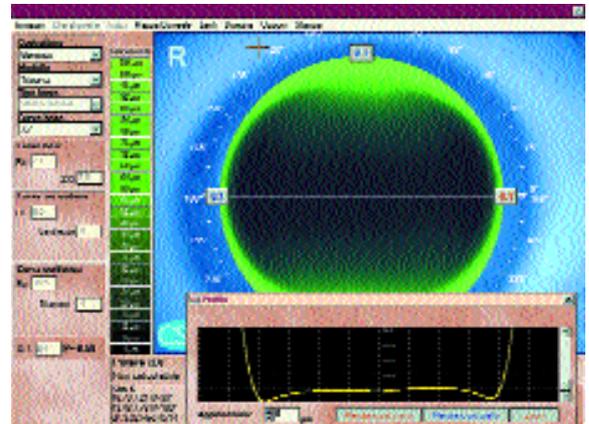


Figura 0203
Anche in questo caso con una lente assosimmetrica possiamo ottenere un buon allineamento sul meridiano più piatto (180°) dove la lente ha un TLT intorno ai 10 µm ed appoggia nella zona di transizione.

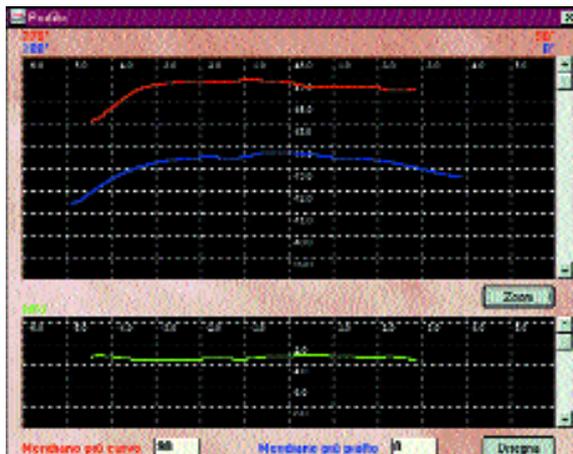


Figura 0202
I profili di curvatura dei meridiani principali mostrano che la toricità di questo caso si mantiene costante su tutta la superficie corneale intorno a 3.5 D.

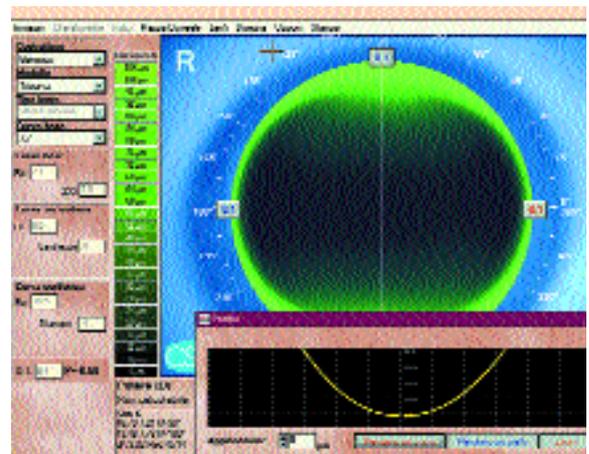


Figura 0204
Profilo del clearance sul meridiano più curvo (90°): in questo caso la lente assosimmetrica si solleva eccessivamente.

attraverso il procedimento della prova e dell'errore si arriva a determinare la lente che più si avvicina a quella ideale. Questo metodo ha il grosso vantaggio di osservare direttamente il comportamento della lente sull'occhio, ha come limiti il fatto di dover disporre di set di prova cospicui e, nei casi più complessi, di dover applicare molte lenti sull'occhio prima di trovare quella più adeguata.

Un metodo alternativo, per ridurre il numero delle prove e per selezionare geometrie indipendenti da quelle dei set disponibili, è quello di calcolare i parametri teoricamente più adatti della lente a contatto

sulla base del profilo della cornea su cui si deve applicare e sui livelli di clearance che si desiderano ottenere. La prima lente viene quindi applicata sulla base di questo calcolo.

Prima dell'avvento dei topografi di ultima generazione, che consentono di misurare in modo sufficientemente preciso le curvature istantanee e le altimetrie della cornea su tutta l'area coperta dalla lente a contatto, l'unico metodo per calcolare il clearance era quello di appoggiarsi ad un modello matematico e di derivarne le conseguenti altezze sagittali. Il modello più accettato è stato quello di un profilo corneale ellit-

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

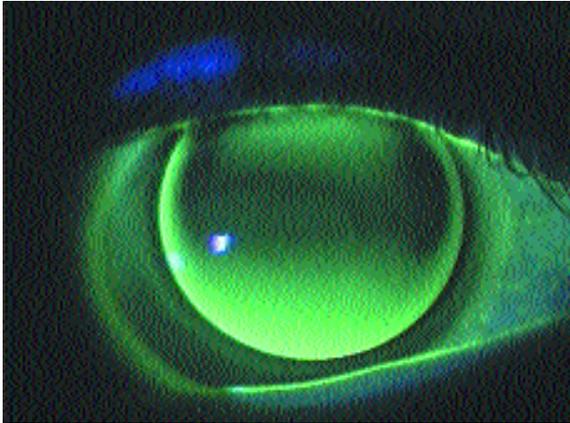


Figura 0205
L'immagine di una lente reale con gli stessi parametri di quella simulata (lente tricurva a curve sferiche coassiali, curva base 7.70), mostra come in effetti la lente presenti un clearance inadeguato sul meridiano verticale.

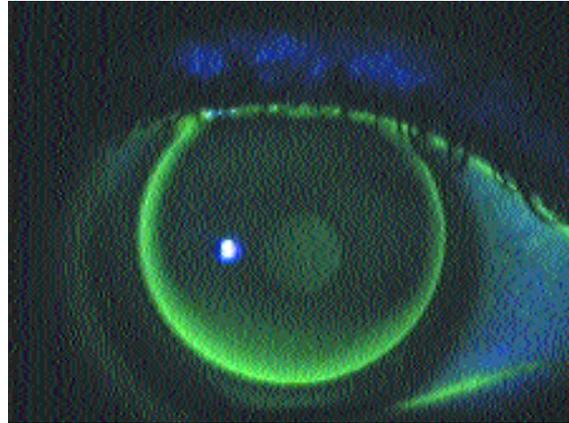


Figura 0207
L'immagine fluoroscopica della lente reale mostra l'effettivo miglioramento ottenuto applicando una lente con la stessa toricità di quella simulata.

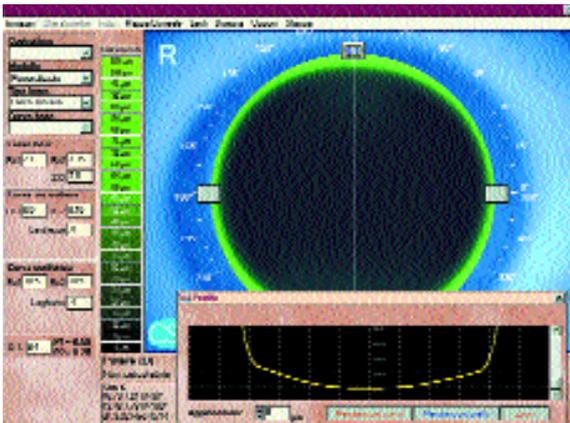


Figura 0206
Se si stringono le curve della lente sul meridiano più curvo mantenendo invariate quelle del più piatto, cioè facendo la lente torica (curve base 7.70/7.35), siamo in grado di riportare i livelli di clearance ai valori ottimali anche sul meridiano verticale.

tico (Guillon, Lydon, & Wilson, 1986; Mandell & St Helen, 1971) i cui raggi di curvatura apicale e valore di eccentricità venivano derivati dalle misure cheratometriche ottenute con un autocheratometro (Mandell & St Helen, 1971), un fotocheratoscopio (Bibby, 1976), un oftalmometro a letture periferiche (Wilms & Rabbets, 1977, Guerra, 1995) o un oftalmometro modificato (Douthwaite, 1991; Douthwaite & Sheridan, 1989). Una volta che sono noti i raggi di curvatura apicali dei due meridiani principali ed il valore di eccentricità della cornea, se si accetta di approssimare il profilo corneale ad una conica, mediante l'ausilio di appo-

siti programmi di calcolo (Douthwaite, 1991; Douthwaite, 1995; Guerra, 1995; Hough, 1997; Phillips & Speedwell, 1997) si possono ottenere i valori di tutti i parametri della lente necessari ad ottenere i valori di clearance che si desiderano (fig. 15).

Tuttavia, pur costituendo una evoluzione rispetto ad un troppo semplice modello sferico, anche quello ellittico risulta spesso troppo semplicistico e presuppone eccessive approssimazioni.

Ogni singolo individuo ha un proprio profilo corneale, come un'impronta digitale, che in alcuni casi si può discostare anche di molto dal modello geometrico teorico medio (Mandell, 1992).

Ci possono essere asimmetrie, decentramenti dell'apice ed irregolarità di superficie che un semplice polinomio di secondo grado, come il modello ellittico, non è in grado di descrivere. Oltre alle normali differenze individuali fisiologiche, ci sono alcune conformazioni corneali congenite, esiti di chirurgia corneale, certe alterazioni patologiche, deformazioni indotte da lenti a contatto, oppure esiti cicatriziali di traumi o patologie corneali che causano dei profili corneali anomali.

I topografi corneali più recenti permettono misure più dettagliate ed in molti casi consentono delle simulazioni fluoroscopiche di buona accuratezza (Chan, Mandell, Johnson, Reed, & Fusaro, 1998; Szcotka, 1997).

Con i programmi disponibili nei topografi di ultima generazione la scelta della lente può essere fatta in tre modi distinti:

- selezione della lente da un database di lenti predefinite contenente tutta la produzione standard dei diversi costruttori. In questo caso la scelta può essere fatta in

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

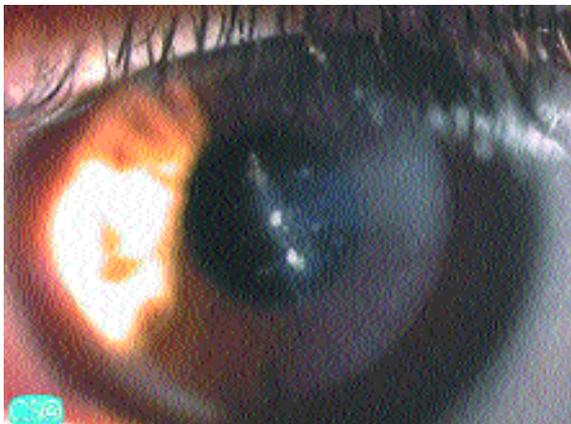


Figura 0301
Cicatrice di un trauma corneale perforante

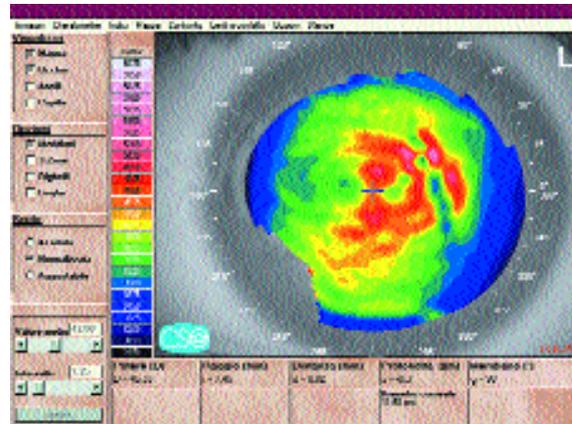


Figura 0303
La deformazione corneale è messa ancor più in evidenza dalla mappa delle curvature istantanee.

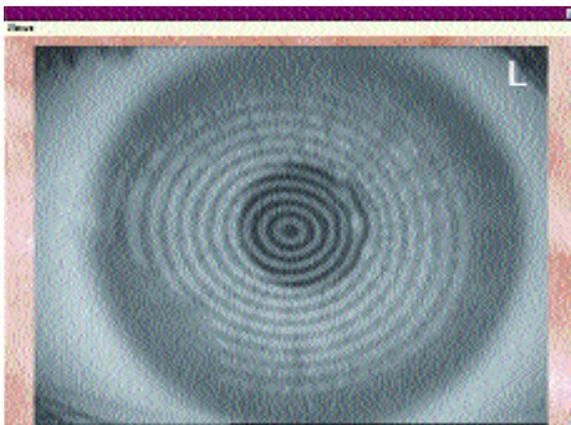


Figura 0302
La keratoscopia mostra una distorsione che interessa l'area pupillare

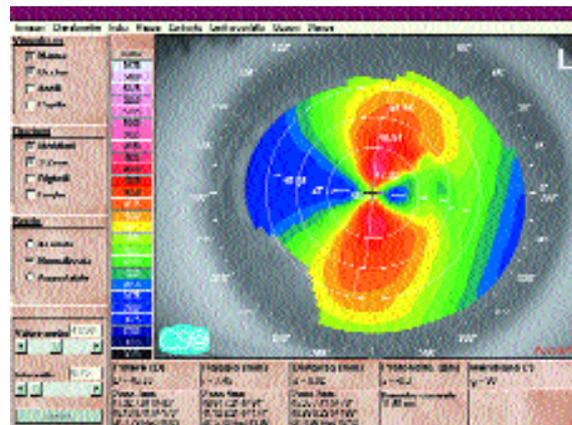


Figura 0304
La mappa delle curvature assiali mette in evidenza una toricità corneale simmetrica con una componente irregolare centrale e una differenza di toricità nelle diverse zone.

modo manuale o mediante moduli di *autofit*.

- scelta di una geometria predefinita e personalizzazione di tutti i parametri della lente per ottenere i valori di clearance che si desiderano;
- generazione di un profilo polinomiale che soddisfi determinati livelli di clearance da passare ad un tornio a controllo numerico per tagliare una lente del tutto personalizzata.

Il vantaggio del primo metodo è quello di utilizzare lenti di produzione standard quindi solitamente più economiche e disponibili con tempi di consegna più brevi, lo svantaggio è quello di essere limitati dai modelli e dalle geometrie scelte dal costruttore. Spesso

in questi casi non tutti i parametri geometrici delle lenti sono resi noti da chi produce le lenti, così l'applicatore non può avere la completa padronanza della lente che sta applicando. Nei casi più limitanti le uniche scelte possibili per un determinato modello si limitano alla curva base, al diametro totale ed al potere della lente, senza possibilità di variazione del diametro della zona ottica, delle flange e delle curvature periferiche.

Il vantaggio del secondo metodo è dovuto al fatto che l'applicatore ha il completo controllo della lente da applicare, che in questo caso può essere personalizzata in tutti i suoi parametri. In questo modo è l'applicatore che detta al costruttore tutte le specifiche della lente

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

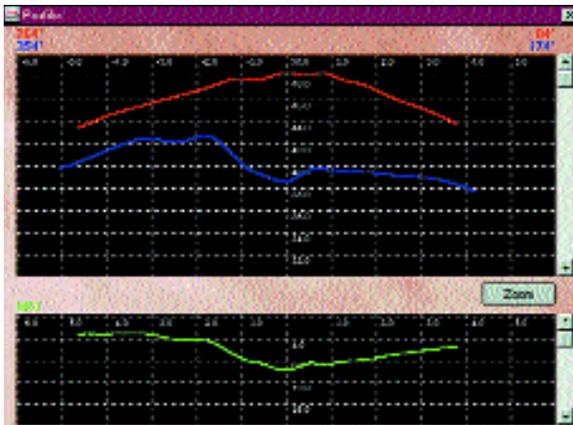


Figura 0305
I profili di curvatura dei meridiani principali mettono in evidenza la variazione di toricità alle diverse distanze dal centro.

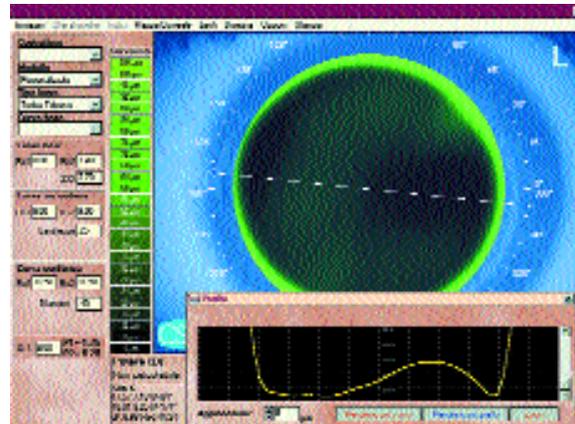


Figura 0307
Clearance sul meridiano più piatto di una lente torica.

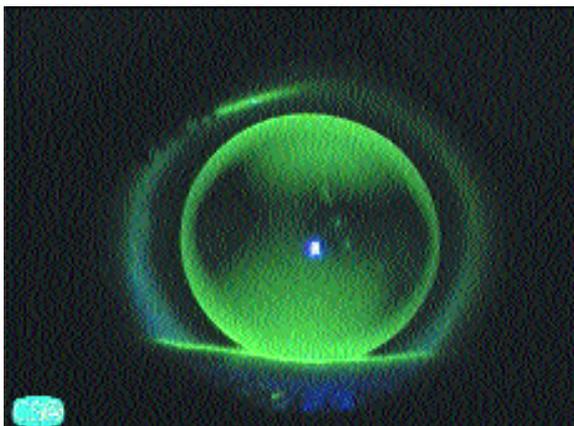


Figura 0306
Con la migliore lente sferica il clearance sul meridiano verticale era insoddisfacente.

che intende applicare, anziché essere il laboratorio a scegliere per l'applicatore.

Lo svantaggio di questo metodo è legato al fatto che occorre una maggiore padronanza applicativa ed una maggiore conoscenza delle geometrie delle lenti a contatto. Nell'ultimo caso si ha il vantaggio di una personalizzazione ancora più spinta dell'applicazione e la possibilità di far costruire geometrie ancora più sofisticate. Lo svantaggio è dovuto ad una più difficile verifica dei parametri della lente e ad una più limitata possibilità di replicare la lente.

Procedura applicativa

- Mediante la simulazione si cerca la geometria che meglio soddisfa i livelli di clearance che intendiamo ottenere;
- se nei set di prova disponibili è presente una lente simile a quella simulata, si prova ad applicarla in modo da verificare la reazione del paziente, la posizione della lente, il movimento, la sovrarefrazione, l'acuità visiva, ecc.;
- se non è disponibile una lente di prova adatta, si ordina una lente uguale a quella simulata. Il potere della lente viene calcolato come in modo solito sulla base della trasposizione della refrazione sul vertice corneale e rapportato alla curva base della lente da applicare, oppure, meglio ancora, mediante la sovrarefrazione su una lente di prova;
- le successive considerazioni si fanno sulla lente realmente applicata.

Rispetto alla lente teorica possono essere necessari degli aggiustamenti: ci sono alcune variabili come la tensione palpebrale ed il rapporto della faccia anteriore della lente con la palpebra, la viscosità del film lacrimale, le forze di frizione e di capillarità ed il peso della lente che condizionano il comportamento della lente sull'occhio e che non possono essere simulate.

Non ultimo, una lente simulata non permette di valutare la risposta soggettiva del paziente e le sue capacità di adattamento alla lente a contatto.

I programmi di simulazione non possono quindi essere del tutto infallibili e non sono in grado di sostituirsi alle abilità di un applicatore esperto, ma aiutano a scegliere le geometrie più adatte, permettono di ridurre il

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

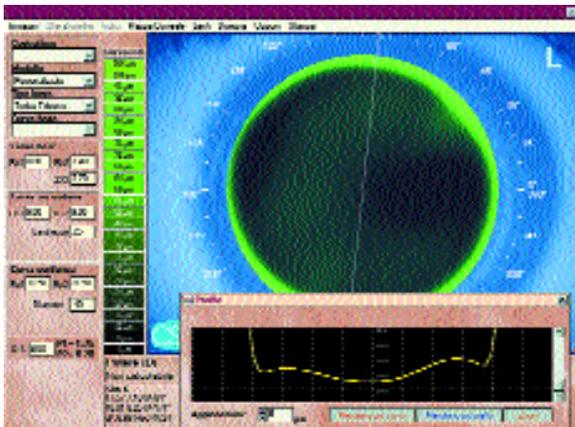


Figura 0308
Clearance sul meridiano più curvo di una lente torica.

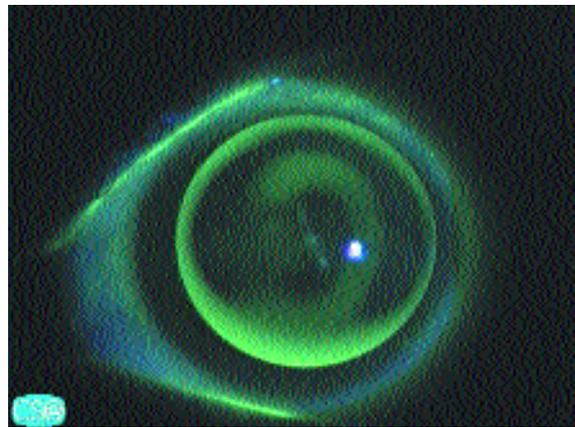


Figura 0309
Immagine fluoroscopica della lente bitorica definitiva.

numero delle prove e abbreviano i tempi di applicazione. In questo modo, anche nei casi complessi, con poche sostituzioni, si può arrivare a determinare la lente definitiva.

Casi

Astigmatismo congenito secondo regola

La fig. 0201 rappresenta la mappa delle curvatures assiali di una cornea torica secondo regola con astigmatismo cheratometrico di 3.32 D. I profili di curvatura dei meridiani principali (fig. 0202) mostrano che la toricità di questo caso si mantiene costante su tutta la superficie corneale intorno a 3.5 D. Se su una cornea di questo tipo si applica una lente assosimmetrica, possiamo ottenere un buon allineamento sul meridiano più piatto (fig. 0203), ma sul più curvo la lente si solleva eccessivamente (fig. 0204). L'immagine di una lente reale con gli stessi parametri di quella simulata (lente tricurve a curve sferiche coassiali, curva base 7.70), mostra come in effetti la lente presenti un clearance inadeguato sul meridiano verticale (fig. 0205). Se si stringono le curve della lente su questo meridiano (fig. 0206) mantenendo invariate quelle dell'orizzontale, cioè facendo la lente torica (curve base 7.70/7.35), siamo in grado di riportare i livelli di clearance ai valori ottimali anche sul meridiano verticale. La fig. 0207 mostra l'effettivo miglioramento applicativo ottenuto applicando una lente con la stessa toricità di quella simulata.

Astigmatismo traumatico

La fig. 0301 mostra la cicatrice di un trauma corneale perforante ed i segni di tre punti di sutura. La perfo-

razione, avvenuto all'età di 8 anni, fu causata da un chiodo, la lesione fu suturata e non ci furono altre complicanze. Al momento della visita il paziente aveva 27 anni e portava la seguente correzione su occhiale:

OD $-0.50 -0.50 \times 10^\circ$ AV 9/10

OS $+1.25 -2.50 \times 10^\circ$ AV 2.5/10

La refrazione era la seguente:

OD $-1.00 -0.50 \times 5^\circ$ 12/10

OS $0.00 -4.50 \times 10^\circ$ 5/10. Il paziente non aveva mai provato lenti a contatto.

La cheratoscopia (fig. 0302) mostra una distorsione in area pupillare. La deformazione corneale è messa ancor più in evidenza dalla mappa delle curvatures istantanee (fig. 0303). La distorsione ha prodotto una toricità corneale simmetrica con una componente irregolare centrale messa in evidenza dalla mappa delle curvatures assiali (fig. 0304) e dai profili di curvatura (Fig. 0305). Un fatto interessante di questo caso è la differenza di toricità nelle diverse zone della cornea che ha poi condizionato la scelta della geometria della lente a contatto.

Per determinare le potenzialità visive di questo paziente è stata provata la migliore lente sferica (fig. 0306). Il clearance sul meridiano verticale era insoddisfacente, ma con il giusto potere il paziente raggiungeva un acuità visiva di 10/10. Provando a simulare una geometria torica è stato possibile ottenere buoni livelli di clearance su tutti i meridiani (fig. 0307, fig. 0308).

Come si può notare dal sim-k e dai raggi di curvatura della lente, in questo caso non c'è rapporto tra le letture che si sarebbero ottenute con un oftalmometro e la toricità e le curve della zona ottica della lente (8.25 / 7.10

Il concetto di clearance delle lenti a contatto RGP

mm: 6.50 D contro 8.00 / 7.40 mm: 3.50 D). La differenza è dovuta alla minore toricità periferica rispetto a quella centrale. La simulazione fluoroscopica a permesso di decidere i parametri della lente più adatti a questa cornea. È stata applicata quindi una lente bitorica ad effetto sferico (fig. 0309) che ha consentito di ottenere una buona applicazione, un'acuità visiva di 10/10 ed il recupero della visione binoculare.

Summary

Determining the physical parameters of a contact lens should base on both the most appropriate cornea-to-lens relationship and proper power. The RGP back surface lens design, that determinates the appropriate alignment fit, is the most critical aspect from both the physical and the clinical point of view. In this article we discuss how an accurate study of the corneal topography can help the practitioner to optimise the contact lens fitting for each patient and we also evaluate the benefit of the fluoroscopic pattern simulation in choosing the appropriate contact lens.

Key words

clearance, tear layer thickens (TLT), edge lift (AEL), edge clearance (REC)

Bibliografia

1. Bibby, M. (1976). Computer assisted photokeratometry and contact lens design. *Optician*, 171(4423, 4424, 4425), 37-43, 11-17, 15-17.
2. Chan, J. S., Mandell, R. B., Johnson, L., Reed, C., & Fusaro, R. (1998). Contact lens base curve prediction from videokeratography. *Optom Vis Sci*, 75(6), 445-9.
3. Douthwaite, W. A. (1991). Computerized contact lens fitting. *Optom Vis Sci*, 68, 770-5.
4. Douthwaite, W. A. (1995). *Contact lens optics and lens design*. (2nd ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
5. Douthwaite, W. A., & Sheridan, M. (1989). The measurement of the corneal ellipse for the contact lens practitioner. *Ophthal Physiol Opt*, 9, 239-42.
6. Fatt, I. (1996). New physiological paradigms to assess the effect of lens oxygen transmissibility on corneal health. *Clao J*, 22(1), 25-9.
7. Fatt, I. (1997). Comparative study of some physiologically important properties of six brands of disposable hydrogel contact lenses [see comments]. *Clao J*, 23(1), 49-54.
8. Fatt, I., Weissman, B. A., & Ruben, C. M. (1993). Areal differences in oxygen supply to a cornea wearing an optically powered hydrogel contact lens. *Clao J*, 19(4), 226-34.
9. Guerra, GF (1995) Uso dell'oftalmometria estesa nell'applicazione delle lenti a contatto RGP. *Vedere Contact* (4).
10. Guillon, M., Lydon, D. P. M., & Wilson, C. (1986). Corneal topography: a clinical model. *Ophthalm Physiol Opt*, 6(1), 47-56.
11. Hough, T. (1997). *Contact Lenses CD-ROM*: Butterworth-Heinemann.
12. Lupelli, L., Fletcher, R., & Rossi, A. (1998). *Contattologia. Una guida clinica*. Palermo: Medical Books.
13. Lyle, W. (1971). Changes in corneal astigmatism with age. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*, 48, 467-78.
14. Mandell, R. B. (1992). The enigma of the corneal contour. *CLAO J*, 18, 267-73.
15. Mandell, R. B., & St Helen, R. (1971). Mathematical models for the corneal contour. *Br J Physiol Opt*, 26(3), 183-97.
16. Phillips, A. J., & Speedwell, L. (1997). *Contact Lenses*. (4th ed.): Butterworth-Heinemann.
17. Szczotka, L. B. (1997). Clinical evaluation of a topographically based contact lens fitting software. *Optom Vis Sci*, 74(1), 14-9.
18. Townsley, M. (1970). New knowledge of the corneal contour. *Contacto*, 14(3), 38-43.
19. Wilms, K. H., & Rabbets, R. B. (1977). Practical concepts of corneal topometry. *Optician*, 174(4502), 7-13.
20. Zeri, F. (1997). Il filtro giallo nella lettura delle immagini fluoresceiniche. *RIO*, 20(3), 101-102.