

# **Una nuova metodica di studio computerizzato dell'haze corneale conseguente a fotoablazione con laser ad eccimeri**

Author: Marco Abbondanza

*La Nuova Stampa Medica Italiana, vol. 14, no.1*  
1994

La trasparenza corneale può essere compromessa per le più svariate ragioni, ne abbiamo esperienza quotidiana durante la pratica professionale: alterazioni traumatiche, congenite, infettive, ed altre ancora, sono tutte cause di perdita di limpidezza, rilevabile con i comuni mezzi ottici, quali la lampada a fessura (10). Tali situazioni, però, per la loro frequenza e per la compromissione del visus che possono provocare, meriterebbero un'analisi più accurata di quella eseguibile con strumenti tradizionali. In particolare sarebbe utile poter esprimere un giudizio quantitativo sulla trasparenza corneale, sia attraverso uno o pochi valori standardizzati, riproducibili e comparabili nel tempo (il che consentirebbe di confrontare tra loro i dati dello stesso paziente o quelli di pazienti diversi, per ricerca o semplice routine clinica), sia tramite una mappa bidimensionale della cornea dove siano evidenti in maniera immediata le zone al di sotto di un dato valore di trasparenza: tutto ciò sarebbe particolarmente utile in tutti i casi dove il danno è iatrogeno, tra i quali spiccano i trattamenti con laser ad eccimeri per l'importanza assunta in questi ultimi tempi.

Proprio della valutazione oggettiva delle alterazioni corneali eventualmente presenti utilizzando tale metodica si tratterà nel nostro lavoro.

Il laser ad eccimeri consente di correggere l'occhio miopico attraverso un rimodellamento della superficie anteriore della cornea, variandone di fatto il raggio di curvatura. Intervenendo, tuttavia, sullo stroma corneale si dà spesso luogo ad una reazione fibrotica (HAZE) di vario grado, che influenza la qualità della visione post-operatoria, a volte peggiorandola, dato che il trattamento interessa proprio la parte centrale della cornea, cioè quella deputata alla visione. Si comprende, quindi, come sia importante poter misurare oggettivamente e precisamente il fenomeno, come detto sopra. Potremmo in tal modo analizzare meglio, ad esempio, quei casi in cui, pur osservando un basso grado di opacità, si ha una rilevante compromissione del visus. Purtroppo, però, i sistemi finora usati per studiare l'haze si basavano su un controllo eseguito "ad occhio" alla lampada a fessura, in riferimento ad una scala da 0 (assente) a 4 (massima opacità) (3, 8, 14), totalmente, quindi, dipendente dall'esperienza dell'esaminatore, influenzata da parametri soggettivi e descrivibile con difficoltà ad altri ricercatori.

## **MATERIALI E METODI**

Per ottenere, dunque, una misurazione e valutazione più standardizzata e riproducibile dell'haze, abbiamo pensato di rivolgerci ad un'analisi di immagine computerizzata.

Per questa abbiamo usato l'EOS 1000, un nuovo apparecchio della giapponese Nidek, fino ad oggi utilizzato solamente nello studio del cristallino (1, 12, 13, 16), della camera anteriore e dell'angolo camerulare (2, 6, 12, 15).

L'apparecchio consta di una telecamera CCD che produce immagini in bianco e nero della porzione di segmento anteriore esaminato, sia in sezione secondo il principio di Scheimpflug (risultandone, di fatto, un'immagine simile ad un preparato istologico; il principio enuncia che, dovendo fotografare una sezione di un oggetto che possiede una profondità, dotato di una certa trasparenza, se disponiamo il piano fotografico e quello dell'oggetto a 90 gradi e il piano delle lenti che costituiscono l'obiettivo a 45 gradi da ognuno dei piani suddetti, quando questi tre piani si incontrano in un punto, otterremo un'immagine a fuoco), sia in retroilluminazione all'infrarosso. Queste due tecniche

sono note da tempo, ma hanno sempre richiesto apparecchi separati, spesso procedure complesse e, comunque, non sono mai state usate per il nostro scopo (5, 9, 11, 17, 18).

Il paziente fissa una mira all'interno della macchina con in asse la telecamera, al fine di mantenere un buon allineamento. La posizione dell'occhio esaminato e le varie fasi per l'acquisizione delle immagini vengono controllate tramite un monitor.

Si ottiene, così, un vero e proprio "fotogramma" singolo, che viene elaborato tramite computer attraverso diversi programmi; a noi particolarmente interessa l'analisi dell'immagine ripresa in retroilluminazione, da cui si ricavano dati interessanti per il nostro lavoro.

La telecamera ha una profondità di campo assai ridotta, fatto che obbliga l'operatore a focalizzare manualmente il piano corneale, ma che consente un esame preciso in quanto limitato alla zona che interessa. Dall'immagine della cornea, nel nostro caso, o, comunque, da quella di qualsiasi altro elemento del segmento anteriore oculare, se ne ricava un diagramma cartesiano, con in ascissa una scala di trasparenza graduata da 0 (assenza di passaggio della luce riflessa dal fondo oculare) a 255 (massimo passaggio), e in ordinata una serie di linee che indicano, per ogni unità della scala di trasparenza, la misura dell'area dell'immagine che presenta appunto quella trasparenza (figure 2 a e 2 b). I punti dove terminano le linee formano un grafico dove si evidenziano uno o più picchi, di cui l'apice indica l'area con una data facilità ad essere attraversata dalla luce riflessa più rappresentata nella figura e la larghezza della base un certo range di trasparenza, che è misurabile. A questo punto selezionando un valore di soglia sul grafico, l'apparecchio sovrappone all'immagine un'altra immagine a colori, dove sono rappresentati come opachi i punti al di sotto di detta soglia luminosa.

Per il nostro studio abbiamo considerato otto occhi di soggetti con cornee sane non trattate e otto che avevano subito l'intervento con laser ad eccimeri con successiva comparsa di haze (in tutto sedici pazienti), ed abbiamo usato il programma di esame in retroilluminazione, focalizzando la cornea ed analizzando l'immagine così ottenuta. Abbiamo curato di scegliere soggetti con cristallini trasparenti, affinché questo non disturbasse la misurazione dell'haze.

E' stata, inoltre, cercata la massima midriasi.

La tecnica, assolutamente non invasiva e di rapida esecuzione, non causa alcun danno agli esaminati.

Nostro scopo era dimostrare che si poteva ottenere una mappa dell'haze ed inoltre studiare i picchi di trasparenza dell'immagine così ottenuta.

## **RISULTATI**

In sei soggetti trattati con laser ad eccimeri è risultato un grafico (fig. 3 a) che presentava un unico valore di picco. Negli altri due casi si aveva pure un solo picco, ma bifido (fig. 3 b), con una punta di valore più alto ed una di valore inferiore, ma evidente. Si tratta di soggetti in cui il trattamento ha lasciato un'opacità irregolare. Anche qui, tuttavia, la differenza di trasmissione della luce riflessa espressa dai due apici è così lieve da poter essere ragionevolmente assimilata ad un valore unico a metà tra i due. Stiamo eseguendo un'analisi matematica riguardo a questo aspetto della questione, di cui, però tratteremo in futuro in altra sede.

Il valore di luminanza medio (ottenuto facendo la media del valore medio degli apici dei singoli picchi) era di 157,75/255.

Nei soggetti normali si è pure evidenziato un unico picco (fig. 2 b).

Per quelli trattati, selezionando un determinato valore all'interno del picco, è stato possibile estrapolarne una mappa dei punti al di sotto di detto valore di trasparenza (figg. 4 a e 4 b).

## **DISCUSSIONE**

Un primo risultato che balza agli occhi è che in sei casi su otto l'esame ha evidenziato un unico valore di picco, reperto simile ai soggetti normali e che è espressione della sostanziale uniformità della trasparenza corneale residua, pur in presenza di haze, a conferma dell'utilità e dell'accuratezza del trattamento con eccimeri. Anche nei restanti due casi non vi era una grande differenza di trasparenza tra i due apici, come detto prima; comunque, tutti i grafici davano un ristretto numero di dati su cui lavorare, fatto che sottolinea la possibilità di una facile e pratica analisi. Elaborare calcoli, infatti, solamente su uno o pochi picchi, consente di dare ad ogni haze una certa

misura (identificabile con l'apice del picco stesso, dato che questo è il valore di trasparenza più rappresentato), che è infinitamente più precisa, standardizzata e valutabile nel tempo di quella ottenibile con le precedenti metodiche.

Inoltre è fondamentale poter richiamare e conservare i dati del paziente anche come immagine fotografica, al fine di uno studio oggettivo da parte di ricercatori diversi, di una documentazione più completa e, ancora, di un più facile controllo nel tempo. La possibilità di eseguire una mappa, poi, ci dà delle informazioni sul centro della zona ottica che, sole, possono spiegare quei casi di visione inferiore alle aspettative con haze moderato o superiore con opacità gravi (4, 8). In più possiamo avere un'idea della qualità visiva del nostro paziente, per esempio studiando l'ampiezza e la disposizione delle zone a maggior trasparenza.

Bisogna pure notare che l'accuratezza dell'immagine da analizzare può essere valutata immediatamente, permettendo sempre di ottenere la migliore possibile per l'archiviazione.

Altro punto a favore è la praticità dell'apparecchio dovuta all'uso di luce infrarossa, con minimo fastidio, massima collaborazione da parte dell'esaminato e massima midriasi naturale, senza alcuna interferenza farmacologica. Inoltre il fatto che la mira all'interno della macchina consenta di riprendere immagini in linea con l'asse ottico, sotto diretto controllo dell'operatore, è importante per una migliore riproducibilità dei risultati e per un esame più accurato e finalizzato allo studio della parte di cornea attraversata dall'asse ottico. L'utilizzo di un computer, infine, elimina tutti quei complicati processi quali lo sviluppo del film e la densitometria ottica, legati alla fotografia su pellicola (13).

L'utilizzo dello strumento, poi, è molto semplice e non è necessario che l'operatore sia un ricercatore, un fotografo o, comunque, uno specialista.

La riproducibilità e ripetibilità della metodica dovrebbero essere notevoli. Stiamo eseguendo uno studio sull'argomento; tale ipotesi è comunque avvalorata se si considerano i dati in letteratura, limitati all'uso dell'apparecchio in retroilluminazione nell'esame della cataratta (12).

## CONCLUSIONI

Crediamo, concludendo, di aver indicato una nuova strada nel monitoraggio e nello studio dell'haze e una nuova metodica nell'utilizzo dell'EOS-1000, allo scopo di ottenere quell'oggettività e quel rigore scientifico da sempre ricercato dagli utilizzatori del laser ad eccimeri.

Confidando di aver raggiunto lo scopo, affidiamo tale ricerca al consenso dei colleghi.

## BIBLIOGRAPHY

1. Adamson L., Taylor L.K., Enger C., Taylor R.H.: A new method for documenting lens opacities. *American Journal of Ophthalmology*, 111: 65-70, 1991
2. Baez A.K., Orengo S., Gangham S., Spaeth L.G.: Intraobserver and interobserver reproducibility of the Nidek EAS-1000 anterior eye segment analysis system. *Ophthalmic Surgery*, 23 (8): 426-428, 1992.
3. Ficker A.L., Bates K.A., McG. Steele D.A., Lyons J.C., Milliken B.A., Astin C., Slattery K., Kirkness M.C.: Excimer laser photorefractive keratectomy for myopia: 12 months follow-up. *Eye*, 7: 617-624, 1983
4. Gartry S.D., Kerr Muir G.M., Marshall J.: Excimer laser photorefractive keratectomy. *Ophthalmology*, 99: 1209-1219, 1992.
5. Kampfer T., Wegener A., Dragomirescu V., Hockwin O.: Improved biometry of the anterior eye segment. *Ophthalmic Res.*, 21: 239-248, 1989.
6. Kojima M., Sasaki K.: Application of a new Scheimpflug camera (EAS-1000) to animal cataract models. *Ophthalmic Res.*, 24 (suppl. 1): 3-9, 1992.
7. Lhomann C., Gartry D., Kerr Muir M., et al. : Haze in photorefractive Keratectomy. Its origins and consequences. *Laser Light Ophthalmol.*, 4: 15-34, 1991.
8. McDonald B.M., Liu C.J., Byrd J.T., Abdelmegeed M., et al.: Central photorefractive keratectomy for myopia – partially sighted and normally sighted eyes. *Ophthalmology*, 98: 1327-1337, 1991.
9. Meinel R. Ulf: Comparison between digital and analog image analysis of Scheimpflug photographs. *Ophthalmic Res.*, 22 (suppl.): 71-73, 1990.

10. Miglior M., Bagolini B., Boles Carenini B., Orzalesi N., Scullica L., Zingirian M.: *Oftalmologia Clinica*. Monduzzi Editore.
11. Miyauchi A., Mukai S., Sakamoto Y.: A new analysis method for cataractous images taken by retroillumination photography. *Ophthalmic Res.*, 22 (suppl.): 74-77, 1990.
12. Sakamoto Y., Sasaki K., Nakamura Y., Watanabe N.: Reproducibility of data obtained by a newly developed anterior eye segment analysis system, EAS-1000. *Ophthalmic Res.*, 24 (suppl.1): 10-20, 1992.
13. Sasaki K., Sakamoto Y., Shibata T., Emori Y.: The multi-purpose camera: a new anterior eye segment analysis system. *Ophthalmic Res.*, 22 (suppl.1): 3-8, 1990.
14. Sher A.N., Chen V., Bowers A.R., Frantz M.J., et al.: The use of the 193-nm excimer laser for myopic photorefractive keratectomy in sighted eyes – a multicenter study. *Arch. Ophthalmol.*, 109: 1525-1530, 1991.
15. Shibata T., Sasaki K., Sakamoto Y., Takahashi N: Quantitive chamber angle measurement utilizing image-processing techniques. *Ophthalmic Res.*, 22 (suppl.): 81-84, 1990.
16. Shyn K.H., Kim J.C.: A photodocumented study on lens thickness and densitometric value according to the type of cataract. *Ophthalmic Res.*, 24 (suppl.1): 32-35,1992.
17. Vivino A.M., Chintalagiri S., Trus B., Datiles M.: Development of a Scheimpflug slit lamp camera system for quantitative densitometric anlaysis. *Eye*, 7: 791-798, 1993.
18. West K.S., Rosenthal F., Newland S.H., Taylor R.H.: Use of photographic techniques to grade nuclear cataracts. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 29 (1): 73-77,1988.