

Semeiotica *Hi-Tech* del Segmento Anteriore

di Amedeo Lucente

Introduzione

La divisione arbitraria del bulbo oculare tra segmento anteriore e posteriore aveva ragion d'essere, inizialmente, per fini chirurgici. La strumentazione diagnostica, fino a qualche anno fa, poco ricercata e tecnologicamente semplice, non presentava molte differenze tra i due compartimenti oculari. Oggi è invece molto variegata; il confine tra anteriore e posteriore è maggiormente demarcato e la diversità strumentale concorre a questa divisione. La chirurgia del segmento anteriore, negli anni Ottanta, era vista con distacco dal chirurgo retinico, come l'area povera della chirurgia oftalmica, idea rafforzata dall'esiguo numero dei chirurghi del segmento posteriore. Oggi la chirurgia di superficie appare esuberante, con frequenti e interessanti novità. I chirurghi del segmento anteriore possono riprendersi la giusta rivincita. Per stabilire un termine anatomico-topografico di separazione tra i due segmenti bulbari, limitiamo il segmento anteriore al terzo anteriore dell'occhio e il posteriore ai restanti due terzi (Fig. 1). Questa divisione

del tutto teorica, oggi sembra più valida, nel settore diagnostico come nel chirurgico, sempre più complesso. La chirurgia di superficie richiede, infatti, più che in passato, lunghi training d'apprendimento per le raffinate tecniche da applicare. Si profila una "settorializzazione" nella chirurgia oftalmica, e con più difficoltà si formano chirurghi "tuttofare" ad alti livelli. Le eccezioni certo non mancano. L'oftalmologia italiana ha un ruolo di primaria grandezza, riconosciuta e apprezzata nel panorama internazionale, anche e soprattutto nell'ambito chirurgico. Nella diagnostica strumentale la dicotomia tra la superficie e la profondità del bulbo si avverte, a volte, con clamore assordante, con alcuni tentativi di "unificazione". L'indirizzo progettuale di un nuovo strumento spesso rimane evidente, e gli adattamenti successivi risentono dei limiti ingegneristici d'origine. Gli OCT ne sono un esempio. Nati per la retina si sono sviluppati nel tempo anche per il segmento anteriore. Il modello Visante è stato il primo tomografo Time Domain messo in commercio dalla Zeiss, dedicato esclusi-

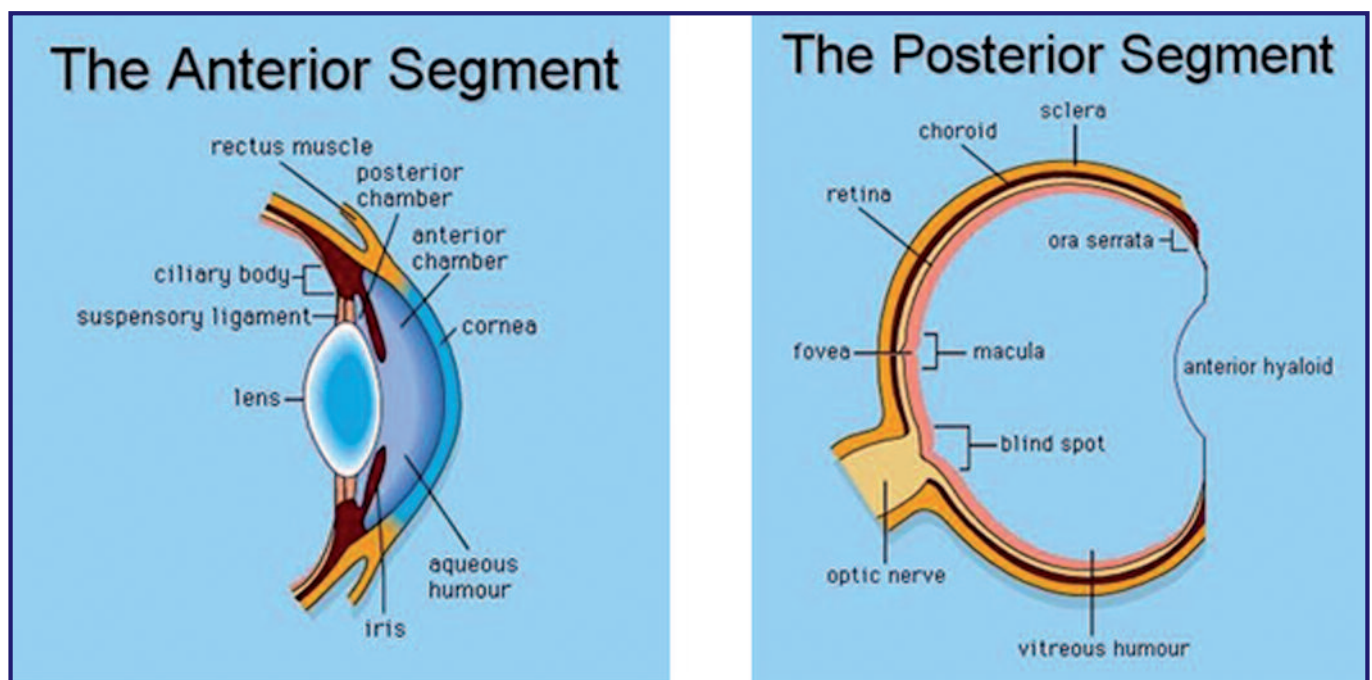


Fig. 1 - Segmento anteriore e posteriore

sivamente al segmento anteriore, con progetto autonomo, pensato in modo specifico per la tomografia di superficie. Resta però un'eccezione nell'ambito tomografico. Gli OCT Spectral Domain, evoluzione dei Time Domain, sono stati adattati all'indagine del segmento anteriore, pur con limiti nell'ampiezza del campo d'indagine, rispetto al Visante. Gli approcci tecnologici per rendere possibile questi adattamenti sono stati diversi: l'uso di lenti aggiuntive all'obiettivo (*Optovue e Heidelberg*), spessori frontali per allontanare il piano di fuoco corneale (*Topcon*), l'aggiunta di lenti interne da selezionare direttamente nel menu del software (*Zeiss*). Il fermento tecnologico nella tomografia per il segmento anteriore non deve far dimenticare gli ultrasuoni, che ben prima della tomografia, hanno permesso d'indagare, con eccellenti qualità d'immagini, la camera anteriore fino al corpo ciliare, utilizzando le alte frequenze (UBM 35/50 MHz). Negli ultrasuoni la dicotomia tra segmento anteriore e posteriore si manifesta con gli UBM, dedicati alle strutture anteriori, e gli altri ecografi, da 10/20 MHz, per il polo posteriore. Anche in questo campo, come per gli OCT, assistiamo a tentativi di unificazione nell'indagine semeiologica. Contributo relativamente recente per l'imaging del segmento anteriore arriva infine dalle Scheimpflug Cameras. Questa tecnologia, idonea per strutture trasparenti di poca profondità, si basa sul principio della legge di Scheimpflug. Con o senza l'ausilio del disco di Placido, questi strumenti eseguono una topografia su entrambe le superfici della cornea, una mappa degli spessori, la misura bianco-bianco, la valutazione dell'angolo camerulare, la densitometria del cristallino, la profondità e il volume della camera anteriore. Oggi sono disponibili:

- *Pentacam della Oculus*
- *Sirius della CSO*
- *Galilei II della Ziemer*
- *RMS 5 della Tomey*

Quest'ampia e accattivante offerta tecnologica può disorientare e rendere incerti. Difficile è capire le diverse proposte strumentali, qualitativamente molto simili, ma con principi fisici non sovrapponibili. Quest'articolo muove da esigenze di chiarezza, in un mondo tecnologico sempre più variegato, che vede, e con particolare enfasi, il segmento anteriore al centro degli interessi industriali di molte case costruttrici.

Gli Ultrasuoni

Gli ultrasuoni sono onde meccaniche elastiche longitudinali generate dalla vibrazione di un corpo a una frequenza non udibile dall'orecchio umano (maggiore di 20000 Hertz). Il moto oscillatorio delle onde si trasmette agli elementi vicini in modo collettivo, per i le-

gami esistenti tra gli elementi dei tessuti, senza trasporto di materia, in ogni direzione, generando bande di compressione e rarefazione delle molecole. Le grandezze fisiche di un'onda sonora sono (per tutte le caratteristiche Tab.1):

Tab. 1 - Proprietà fisiche dell'onda sonora

c = velocità dell'onda = 340 m/s in aria; 1500 m/s in acqua; 5000 m/s acciaio **$c=f\lambda$**

f = frequenza numero di fronti d'onda al sec. Si misura in Hertz
 $1/T=1\text{Hertz}$

λ = lunghezza d'onda, è la distanza tra due fronti d'onda (tra due creste)

T = periodo di tempo impiegato per avere due creste **$T=1/f$**

Intensità: cresce al crescere dell'ampiezza dell'oscillazione (suono forte o debole)

Altezza: cresce al crescere della frequenza (suoni acuti o gravi)

Timbro: dipende dalla forma della vibrazione con stessa altezza ed intensità

- *La lunghezza λ :* distanza di due picchi in fase; ($\lambda=c/f$; si misura in metri).
- *La frequenza f :* numero di oscillazioni o cicli nell'unità di tempo; (si misura in Hertz, Hz; 1MHz = un milione di Hertz).
- *La velocità c :* direttamente proporzionale alla densità del mezzo in cui si propaga l'onda; (si misura in metri/sec; 340 m/sec. in aria, 1500 m/sec in acqua)
- *L'impedenza ρ :* resistenza della materia a essere attraversata dagli ultrasuoni; (si misura in Rayl= g/cm^3).

La loro storia comincia nel 1822, con il fisico svizzero Daniel Colladen, che intuì la possibilità di avere una mappa dei fondali del lago di Ginevra usando il suono. Più tardi fu pubblicato in Inghilterra il trattato "La teoria del suono" di Lord Rayleigh, con ampia disamina delle onde sonore e della loro trasmissione. La scoperta da parte di Joule del fenomeno "magnetostrittivo" in alcuni materiali ferromagnetici come l'oro, il nichel e il cobalto, di avere delle evidenti distorsioni se sottoposti a un campo magnetico, con variazione delle loro dimensioni (effetto Joule), fu un primo importante passo verso la comprensione della fisica degli ultrasuoni.

Subito dopo, nel 1880, Pierre e Marie Curie rilevarono il fenomeno "piezoelettrico", che ne permise, a poco, l'utilizzazione definitiva. I fratelli Curie costatarono che alcuni cristalli come il sale di Rochelle, il quarzo e talune ceramiche, se compressi, producevano un differenziale di potenziale, mentre, una carica elettrica sulla loro superficie, ne induceva una deformazione di volume.

In particolare, quando la carica elettrica applicata era pulsante, entravano in vibrazione, generando ultrasuoni:

nasce il Sonar (Sound Navigation and Ranging) per opera di Paul Langevin nel 1916, con scopi militari, come spesso accade nella ricerca scientifica, capace di individuare i sommergibili nemici. Già dal 1912, con il naufragio del Titanic, gli studi sugli ultrasuoni subirono un'accelerazione sotto lo stimolo emotivo di ritrovare il prezioso carico del leggendario transatlantico, oltre che per evitare gli iceberg, che quel tragico disastro avevano provocato. In oftalmologia l'uso degli ultrasuoni è più che consolidato, così come in medicina interna. Le prime applicazioni in campo medico sono state in ambito neurologico e, subito dopo, in gastroenterologia.

La fisica delle onde generate dal cristallo piezoelettrico in quarzo-ceramica, che funziona come emettente e ricevente, è di tipo molecolare; si generano onde di materia in andata e ritorno, senza movimento visibile, come del resto non udibile è l'onda ultrasonica emessa dal cristallo. Gli echi di ritorno sono trasformati in segnale elettrico e resi visibili a un monitor, una volta amplificati da convertitori analogico-digitali, come successione di punti (pixel). L'immagine bidimensionale, "B-Mode", in scala dei grigi, che così si ottiene, corrisponde al segmento anatomico indagato. La costruzione dell'immagine è rapidamente ripetuta (frame rate o velocità di scansione), in modo da offrire un'iconografia dinamica, con valutazione dei movimenti delle strutture stesse, espressione di funzionalità.

L'esame ecografico può fornire un'ecografia semplice, una Tc-Ecotomografia se associato a un esame tomografico, o informazioni sul flusso ematico, nell'Ecocolor Doppler, messo a punto e utilizzato per la prima volta in Giappone, con il nome di Rheograph Doppler (S. Satomura e Z. Kaneko 1960). Per quanto riguarda il segmento anteriore, l'ecografia oculare si identifica con l'UBM (Ultrasound Biomicroscopy), biomicroscopia ad ultrasuoni ad alta frequenza. Questo termine è stato usato, inizialmente, da Pavlin, Sheran e Foster, per lo strumento costruito e commercializzato nel 1993 dalla Zeiss-Humphrey Instruments (San Leandro CA., USA), in base alle ricerche che questi ricercatori avevano messo a punto presso il Princess Margaret Hospital di Toronto, nei primi anni Ottanta.

Il primo ultrabiomicroscopio prodotto è stato l'UBM mod. 840, che utilizzava frequenze di 50 MHz, una risoluzione di 20 micron, una profondità operativa di 5 mm e un campo d'indagine di 5x5 mm. Gli ecografi più recenti utilizzano ancora gli stessi parametri d'indagine, con performance quasi sovrapponibili. Le prime immagini ottenute con l'UBM 840 furono sconvolgenti, con una definizione paragonabile a una microscopia ottica a basso ingrandimento. Si potevano vedere la zonula

del cristallino o i processi del corpo ciliare, strutture mai viste prima in vivo. La grande risoluzione ottenuta con frequenze ultrasoniche così elevate ha come contropartita una minore penetrazione nel tessuto.

E' noto che la penetrazione dell'onda ultrasonica dipende dalla frequenza e dalla lunghezza d'onda. A differenza delle onde luminose, che possono propagarsi nel vuoto, il suono ha bisogno di un mezzo elastico nel quale viaggiare; infatti, non si propaga nel vuoto. La minore penetrazione dipende anche dalla densità del mezzo attraversato, con attenuazione del segnale (impedenza). La velocità di propagazione delle onde acustiche è relativamente limitata nei tessuti molli (1540 m/s), e questo rende possibile la misurazione dei tempi relativi di propagazione dell'onda ultrasonica.

L'UBM Mod.840 prevedeva la tecnica a immersione, con paziente supino e l'ausilio di una coppetta in PMMA contenente soluzione fisiologica o metilcellulosa 1%, e di un braccio meccanico, per evitare gli artefatti dovuti al peso della sonda. I mezzi accoppiatori tra probe e tessuto sono necessari, perché nell'aria e nei gas in genere c'è poca impedenza acustica (quattro volte meno che nei solidi), con riflessione molto elevata alle interfacce di separazione aria/tessuto. L'uso di metilcellulosa o di fisiologica risolve il problema, e permette una trasmissione non disturbata degli ultrasuoni nei tessuti. Ora si propongono anche strumenti a contatto, senza bagno oculare. Gli ecografi che utilizzano alte frequenze, da 20 a 25 MHz, possono ugualmente analizzare il segmento anteriore.

Esiste una discussione se considerarli nella famiglia dell'UBM o meno; il fatto che gli UBM siano dedicati al segmento anteriore e utilizzino frequenze più elevate, distinguerebbe gli UBM da questi altri ecografi ad alta frequenza. Inoltre, la risoluzione di circa 100 micron con frequenze di 20/25 MHz, è ben lontana dalla riso-

Tab. 2 - Utilizzo degli ultrasuoni in medicina

1 KHZ = 1000 = 10³ Hz	1 MHz = 1.000.000 = 10⁶ Hz
• Biometria A (Amplitude) - Scan Standardizzata (8 MHz)	
• Biometria A Scan (10-12 MHz)	
• Ecografia B (Brightness) Scan (10-20 MHz) (Ris.=500µm; penetraz.= 30/40mm)	
• UBM (ultrabiomicroscopio) (35-50 MHz) (Risoluz.=40µm; penetraz.= 5mm)	
• Ecografia medica (3-5 MHz addome; seno, tiroide 7,5MHz)	
• Eco-doppler e eco-color-doppler (1-2,5-3 MHz)	
• Facoeemulsificatore (40000 Hz = 40 KHz)	
• Pachimetria a contatto (20 MHz)	
• Litotrittori (centinaia di elementi piezoelettrici su superfici concave)	

luzione di 20/50 micron degli UBM, con frequenze di 35-50 MHz (Tab. 2).

Pur tuttavia queste macchine, meno costose e senza bisogno d'immersione della sonda, sono di grande aiuto e di più facile utilizzo, specie in oncologia oculare, per seguire l'evoluzione di neoformazioni o di bande vitreali uveitiche in pars plana. Dagli anni Novanta la scelta strumentale si è ampliata, e molte sono oggi le case costruttrici che producono UBM: *Accutome, Optikon, Oti, Paradigm, Quantel, Reichert, Sonomed e iScience*, unica casa ad usare frequenze da 80 MHz; le altre utilizzano frequenze da 35/50 MHz; tutti hanno una risoluzione assiale dichiarata simile, tra i 20 ed i 50 micron.

Gli OCT da camera anteriore

Dalla disamina delle case costruttrici di UBM manca la Zeiss-Humphrey, che per prima aveva progettato e messo in commercio l'UBM mod.840. Questa scelta commerciale, a un primo sguardo, sembra incomprensibile. L'avvento della tomografia in campo oftalmologico, con Zeiss ancora protagonista, rende chiaro e consequenziale il marketing di quest'azienda. La tomografia ottica a radiazione coerente, prima Time e dopo Spectral Domain, ha positivamente sconvolto il panorama dell'indagine strumentale in oculistica. L'applicazione in superficie di questa tecnologia ha reso il segmento anteriore non più campo esclusivo degli ultrasuoni.

La veloce capacità d'apprendimento da parte degli operatori, e la migliore resa d'imaging delle strutture istologiche con gli OCT, ha permesso rapidamente alla tomografia di essere popolare, ormai diffusa capillarmente nelle società più industrializzate, lasciando in secondo piano gli ultrasuoni. La Zeiss è stata anche nella tomografia leader. Ha messo in commercio il Visante-OCT subito dopo lo Stratus OCT, commercializzato nel 2002, offrendo una qualità d'immagine delle strutture del segmento anteriore molto buona. L'OCT Visante usa una lunghezza d'onda nell'infrarosso, a 1310 nm, prodotta da led super luminescenti. Come per gli ultrasuoni, il grado di penetrazione nei tessuti dell'onda luminosa è inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda. Lunghezze d'onda di 1310 nm eseguono sezioni superficiali del bulbo oculare, rispetto a lunghezze di 840/870 nm, comunemente utilizzate dagli OCT, sia Time sia Spectral Domain. Queste lunghezze sono utili per la scansione più profonda, retino-coroideale. Il Visante presenta un range di copertura di 16 mm x 6 mm in risoluzione standard e di 10mm x 3mm in High-Resolution (High Res Mode), una risoluzione assiale di 18 micron e trasversale di 60 micron. In risoluzione standard esegue 256 scans (16 mm x 6 mm) in 0.125 secondi, in High Res Mode esegue 512 scans (10mm x 3 mm) in 0.250

secondi. È oggi proposto combinato con il topografo Atlas mod. 9000 a disco di Placido (22 anelli, ultima versione), come *Visante omni*, risposta commerciale alle Scheimpflug Cameras, in primo luogo al Pentacam HR dell'Oculus. Combinando e incrociando le capacità del disco di Placido dell'Atlas, per la superficie anteriore delle cornea, e le proprietà tomografiche del Visante, per la mappa pachimetrica (Pachy Map), riesce a calcolare la curvatura posteriore della cupola corneale in modo indiretto. In aggiunta, l'autocentratura del vertice corneale e dei movimenti oculari (automatically tracks), rende quest'unità strumentale veloce ed efficace.

E' disponibile nell'ultima versione il Report di Holladay, finora presente solo nel Pentacam, studiato per individuare le vere ectasie corneali, con un collage di sei report, (*Mappa refrattiva, tangenziale anteriore e posteriore, d'elevezione anteriore e posteriore, mappa pachimetrica corneale*) che, assemblate insieme, sono di sicuro effetto iconografico e di facile lettura. Il Visante omni è uno strumento dedicato al solo segmento anteriore; il suo costo non è molto inferiore a un OCT Spectral Domain di ultima generazione. La congiuntura economica si

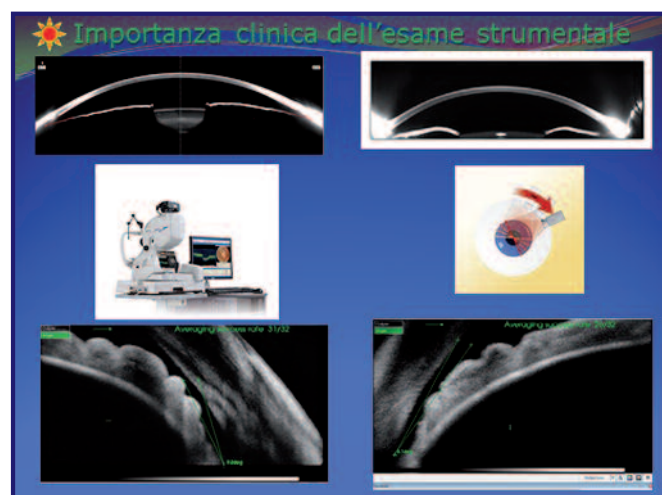


Fig. 2 - Immagini Scheimpflug e Spectral OCT del segmento anteriore

sente anche nel nostro settore, e l'offerta di OCT Spectral con estensione anche al segmento anteriore, fa diventare poco competitivo l'acquisto di una strumentazione dedicata al segmento anteriore, anche se con esclusive caratteristiche tecniche. Con lunghezze d'onda nell'infrarosso a 840/870 nm, come per l'indagine retinica, utilizzando lenti aggiuntive o altri accorgimenti, gli attuali OCT Spectral Domain possono analizzare anche il segmento anteriore. Il dominio spettrale consente una migliore risoluzione rispetto al dominio nel tempo utilizzato dal Visante, con maggiore definizione dei particolari strutturali. Il limite di queste macchine è nella

perdita in ampiezza di campo, limitati, per ora, a indagini di pochi millimetri in superficie (Fig. 2).

Nuovi software stanno uscendo per aggiornare gli Spectral in produzione, con attenzione particolare al segmento anteriore. La versione 7.0 del software del Cirrus 400 e 4000 Zeiss, da indiscrezioni, potrebbe migliorare questo limite spaziale sulla cornea; la Topcon sta preparando aggiornamenti per migliorare il segmento anteriore nel suo OCT 2000 FA+, così come altre case costruttrici si stanno muovendo per dare, con un unico strumento, la possibilità di un'immagine tomografica dell'intero bulbo oculare. Aspettiamo con curiosità scientifica queste novità, senza attenderci cambiamenti radicali, almeno per il segmento anteriore. I miglioramenti che si compiono su progetti già esecutivi, risentono sempre del target ingegneristico di partenza e delle limitazioni strutturali del prodotto in commercio; raramente portano a vere innovazioni.

Le Scheimpflug Cameras

La raccolta dei dati corneali ha avuto una rapida evoluzione con il progresso della chirurgia refrattiva di superficie. Inizialmente rilevati dalla cheratometria di Javal, i dati per la curvatura e il potere corneale sono stati molto migliorati dalla topografia, oltre l'area centrale. La superficie corneale posteriore, lungamente inesplorata, è stata indagata per prima dall'Orbscan. Primo topografo ibrido con disco di Placido e scansione a fessura della cornea (Orbscan II e IIz), ha permesso il calcolo della pachimetria su tutta la superficie corneale. Quanto la pachimetria eseguita punto per punto possa essere influente nelle decisioni chirurgiche è a tutti noto. L'introduzione del Pentacam ha aperto la strada a un approccio ancora più globale delle superfici corneali, con migliori dettagli sull'anatomia dell'angolo camerulare. Il principio fisico su cui si basa è quello messo a punto da Theodor Scheimpflug (1865-1911), capitano cartografo della marina austriaca.

Scheimpflug studiò, per fini militari, un sistema fotografico idoneo a evitare le distorsioni prospettiche che le immagini fotografiche, riprese dagli aerei da ricognizione sulle postazioni nemiche, inevitabilmente avevano, nel localizzare i bersagli strategici da colpire. Il Pentacam utilizza una Scheimpflug camera rotante con una fessura di 2 cm a un'angolazione di 45 gradi. Sono possibili 50 scansioni tomografiche in 2 secondi, con 500 punti analizzati per ogni singola rilevazione, (50x500=25000punti).

L'illuminazione è nel range del blue (475 nm UV free), senza fastidio per il paziente (Tab. 3, 4 e 5). Questo strumento fornisce una visione bidimensionale della camera anteriore, e con un algoritmo che utilizza i

Tab. 3 - Cornea normale al Pentacam

Punto più sottile è centrale

Mappa tangenziale < 48-49 D

Mappa pachimetrica > 520-540 μ

Mappa altimetrica anteriore $\leq 12 \mu$ normale (di elevazione)
 $\geq 12 \mu \leq 15 \mu$ sospetta
 $\geq 15 \mu$ patologica

Mappa altimetrica posteriore $\leq 17 \mu$ normale (di elevazione)
 $\geq 17 \mu \leq 22 \mu$ sospetta
 $\geq 22 \mu$ patologica

Punto più alto mappa altimetrica Ant. e Post. **non coincidono**

Punto di max curvatura e punto più sottile **non coincidono**

Tab. 4 - Cornea ectasica al Pentacam

Sommario di Holladay

- Punti Max Curvatura **RED**
- Punti Max Elevazione Anteriore **RED**
- Punti Max Elevazione Posteriore **RED**
- Punto più sottile in mappa pachimetrica assoluta e relativa **RED**
- Coincidenza punti più elevati faccia Ant. e Post. Cornea **RED**
- Posizione eccentrica del punto più sottile
- Pattern di distribuzione di ciascuna mappa

NB: Il punto più sottile è eccentrico!

Tab. 5 - Vera ectasia se coincidono

- Punto di curvatura max con pachimetria più sottile (**RED on RED**)
- Punto di curvatura max con punto più elevato in mappa ant. e post. (**RED on RED**)
- Punto di curvatura max con pachimetria più sottile e punti più elevati ant e post (**RED on RED on RED**)

25000 punti testati, ricostruisce, in modo tridimensionale, la struttura della cupola corneale e della camera anteriore; si utilizzano per l'intera cornea 138000 punti finali. Il sistema dello strumento comprende:

- *Telecamera di Scheimpflug*
- *Analisi 3D della Camera anteriore*
- *Pachimetria corneale con precisione di 5 micron*
- *Topografia corneale anteriore e posteriore in 25000 punti*
- *Analisi densitometrica della cataratta*
- *Ricostruzione 3 D del segmento anteriore.*

Dopo il Pentacam (Basic, Classic e HR, High Resolution), altri strumenti sono usciti sul mercato, utilizzando la tecnologia Scheimpflug: il Sirius della CSO, il Galilei GII della Ziemer e l'ultimo nato RMS 5 della Tomey, come già detto. Questi strumenti, a differenza del Pentacam, uniscono alle Scheimpflug Cameras anche un disco di Placido, per migliorare l'indagine topografica

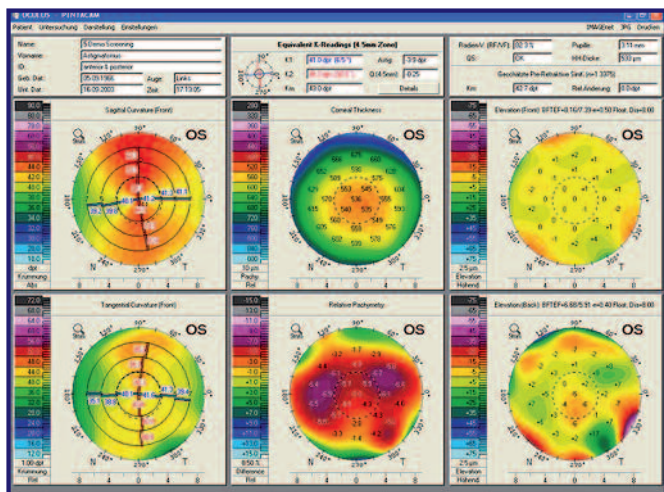


Fig. 3 - Report di Holladay

sulla superficie anteriore della cornea. Anche gli Orbscan II e IIz hanno aggiunto, per il medesimo scopo, un disco di Placido all'originale strumento.

Le Scheimpflug, infatti, per rilevare una differenza di curvatura corneale di 0.25D, necessitano di differenze di elevazione di 0.9 micron, meno sensibili del disco di Placido. Il Galilei G2 (Port, Switzerland) utilizza due Scheimpflug Cameras a 180° al posto di una sola ruotante. Le doppie telecamere, secondo Cynthia Roberts, (Ohio State University, USA) offrirebbero una maggiore accuratezza nella valutazione dei valori pachimetrici corneali, e una migliore visione della superficie posteriore corneale.

Il disco di Placido rileva le immagini corneali, condizionato dallo stato del film lacrimale, che non influenza le Scheimpflug; è però più veloce nell'acquisire tutti i dati. La discussione tra sostenitori e avversari del Placido associato alla Scheimpflug è tuttora aperta; penso che due sia meglio di uno e che l'associazione del disco di Placido al sistema Scheimpflug, alla fine, sarà vincente. Il confronto definitivo tra tutti questi strumenti avrà bisogno di più tempo, anche per la recente messa in commercio delle ultime macchine. In uno studio presentato all'ASCRS a San Francisco nel 2009, Dilraj S. Grewal e altri autori (Grewal Eye Institute, Chandigarh, India), hanno paragonato le Scheimpflug imaging, gli Spectral Domain del segmento anteriore e gli Ultrasuoni nella misurazione pachimetrica in tre gruppi di 50 occhi ciascuno, normali, dopo Lasik e con cheratocono. Hanno riscontrato una sostanziale concordanza tra i valori pachimetrici rilevati dalle Scheimpflug e dagli OCT in tutti i gruppi di occhi, mentre valori di spessore statisticamente più elevati si sono trovati nelle misurazioni con ultrasuoni. Questo dato concorda con la personale esperienza nel ritrovare valori di spessore corneale più elevati con gli ultrasuoni a contatto rispetto alla micro-

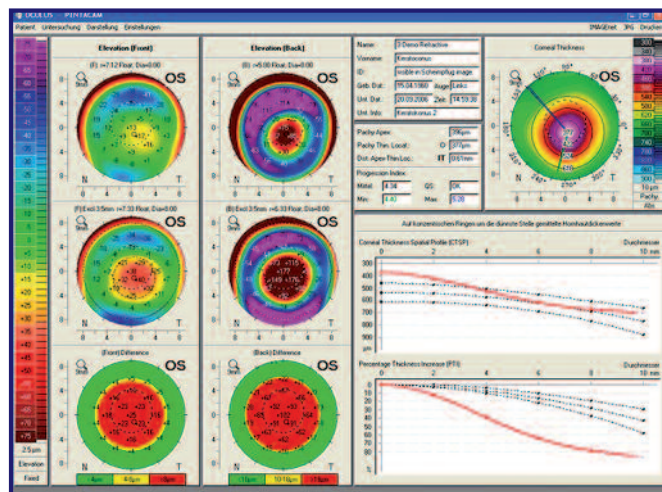


Fig. 4 - Report di Berlin Ambrosio

scopia speculare no-contact. La validità e l'affidabilità di differenti strumenti, una volta approvati della FDA, sono confermate da questi e altri studi; la necessità di confronto con l'ultrasuono, nella valutazione definitiva dei valori pachimetrici, è però altrettanto necessaria. La vera differenza tra il Pentacam e le altre Scheimpflug sta nella possibilità esclusiva di questa macchina nell'aver, nei suoi software, i Report di Holladay, il Berlin-Ambrosio Display (BAD) e lo PNS, Pentacam Nucleus Staging (Fig. 3 e 4). Il Report di Jack T. Holladay (Holladay LASIK Institute in Bellaire Texas, USA) è disponibile da poco tempo anche su Visante Omni, a riprova della sua efficacia clinica. Comprende sei immagini topografiche:

- Mappa sagittale anteriore.
- Mappa tangenziale anteriore.
- Mappe pachimetriche, una reale ed una differenziale rispetto a spessori normali.
- Mappe altimetriche anteriore e posteriore.

La possibilità di calcolare il potere delle due superfici corneali conferisce al sistema Scheimpflug capacità uniche rispetto al disco di Placido. Il calcolo del potere corneale è essenziale nella chirurgia refrattiva, come nel calcolo della IOL, particolarmente in pazienti che hanno subito un intervento refrattivo. La superficie anteriore corneale è modificata, per gli effetti chirurgici, ma non la posteriore. Queste modifiche di curvatura possono indurre in errori nel calcolo del potere della IOL. L'EKR, Equivalent Keratometer Reading, algoritmo in dotazione del Pentacam, rivela il vero valore cheratometrico nel calcolo della IOL da impiantare, tenendo conto della zona ottica e del centro pupillare (da 1 a 7 mm).

Le mappe BAD di Michael Berlin (University of Arizona, USA) e Renato Ambrosio (Rio de Janeiro, Brasile), nell'ultima versione, BAD II, sono molto utili per lo-

calizzare le ectasie corneali incipienti, utilizzando mappe di elevazione anteriore e posteriore. Per rilevare le elevazioni corneali iniziali è stata modificata la sfera di riferimento (Standard Best Fit Sphere, BSF), con una sfera che esclude i 3,5-4 mm centrali, aderendo maggiormente alle zone periferiche del profilo corneale, prive d'irregolarità nel cheratocono, con una zona ottica di 8 mm. Con questa nuova sfera di riferimento si esaltano le elevazioni della zona centrale, dove si trova l'apice del nascente cheratocono (Enhanced BFS). I colori delle mappe sono assegnati in base al data base dello strumento (1200 occhi normali ed ectasici) e alla deviazione standard, SD. Così si assegnerà il colore giallo a valori di 1.60 SD e rosso a valori di 2.60 SD dalla norma. Lo PNS permette, infine, di individuare la densità del nucleo della cataratta, classificata da 0 a 5, informare il chirurgo della consistenza dell'opacità, impostare preventivamente il potere del faco. Donald R. Nixon (Royal Victoria Hospital in Barrie Ontario, Canada) ha correlato la potenza usata con tre diversi faco, in oltre 250 pazienti operati dallo stesso chirurgo, con le stime preoperatorie del Pentacam. Riferisce che in oltre il 90% delle cataratte, le potenze usate in camera operatoria coincidono con quelle trovate dallo PNS del Pentacam. Questi dati incoraggiano la valutazione densitometrica della cataratta per modulare, al meglio, l'energia da usare in sede chirurgica, a vantaggio della sicurezza dell'intervento e dell'integrità delle cellule endoteliali. Ho alcune perplessità sull'utilità pratica di quest'algoritmo, viste le possibili variabili intraoperatorie nella frantu-

mazione del nucleo. Comunque avere questi Report, in modo esclusivo, danno al Pentacam una veste e una valenza scientifica di sicuro impatto clinico, che le altre Scheimpflug Cameras ancora non hanno.

Considerazioni Finali

L'evoluzione rapida delle tecnologie nella diagnostica della superficie oculare ha eguagliato il grande clamore degli OCT per l'imaging retinico. Dagli ultrasuoni alle Scheimpflug alla tomografia spettrale adattata al segmento anteriore, tutte queste tecnologie permettono una visione bi e tridimensionale del segmento anteriore. L'interesse semeiologico per la superficie oculare non sembra aver sosta. L'integrazione delle tecnologie permette di arrivare a conoscere dettagli prima impensabili. Gli ultrasuoni sembrano passati di moda con l'arrivo della tomografia e delle Scheimpflug. Senza l'indagine ultrasonica non saremmo però arrivati tanto avanti nel progresso tecnologico; hanno fatto da battistrada nella conoscenza delle strutture istologiche oculari. Se saranno possibili combinazioni tecnologiche, lo vedremo negli anni futuri; certo si arriverà presto a un'indagine tomografica di tutto il bulbo oculare, come già le novità degli ultimi OCT Spectral fanno presagire. Un'attenta riflessione su queste nuove tecnologie presuppone una buona conoscenza dei principi fisici su cui esse si basano. E' su questo terreno che dovremo vincere le sfide più difficili e ardue, per fronteggiare, con maggiore destrezza e padronanza, le novità che le industrie ci proporranno negli anni a venire. ■

BIBLIOGRAFIA

- Hugger P, Kohnen T, La Rosa FA, Holladay JT, Koch DD. Comparison of changes in manifest refraction and corneal power following photorefractive keratectomy. *Am J Ophthalmol.* 2000;129:68-75.
- Budak K, Khater TT, Friedman NJ, et al. Evaluation of relationships among refractive and topographic parameters. *J Cataract Refract Surg.* 1999;25:814-820.
- Nixon DR. Preoperative cataract grading by Scheimpflug imaging and effect on operative fluidics and phacoemulsification energy. *J Cataract Refract Surg.* 2010;36(2):242-246.
- Rabsilber TM, Hara S, Limberger IJ, et al. New 3-dimensional Scheimpflug analysis of cataract density. Poster presented at: The ASCRS/ASOA Annual Meeting; 2008; Chicago, IL.
- Nixon DR. Custom phaco: Linkage of preoperative Pentacam grading with operative fluidics and phaco energy on the Signature Phacoemulsification System. Paper presented at: The ASCRS/ASOA Annual Meeting; April 5, 2008; Chicago, IL.
- Nixon DR. Preoperative cataract grading by Scheimpflug imaging and effect on operative fluidics and phacoemulsification energy. *J Cataract Refract Surg.* 2010;36(2):242-246.
- Maeda N, Klyce SD, Tano Y. Detection and classification of mild irregular astigmatism in patients with good visual acuity. *Surv Ophthalmol.* 1998;43(1):53-58.

segue —>

BIBLIOGRAFIA

← *segue*

8. Ambrosio R Jr., Klyce SD, Wilson SE. Corneal topographic and pachymetric screening of keratorefractive patients. *J Refract Surg* 2003;19(1):24-29.
9. Nesburn AB, Bahri S, Salz J, Rabinowitz YS, Maguen E, Hofbauer J, et al. Keratoconus detected by videokeratography in candidates for photorefractive keratectomy. *J Refract Surg*. 1995;11(3):194-201.
10. Wilson SE, Klyce SD. Screening for corneal topographic abnormalities before refractive surgery. *Ophthalmology*. 1994;101(1):147-152.
11. Ambrosio R, Jr., Belin MW. Imaging of the cornea: topography vs tomography. *J Refract Surg*. 2010;26(11):847-849.
12. Ambrosio R, Jr., Alonso RS, Luz A, Coca Velarde LG. Corneal-thickness spatial profile and corneal-volume distribution: tomographic indices to detect keratoconus. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32(11):1851-1859.
13. Ambrosio R, Jr., Dawson DG, Salomao M, et al. Corneal ectasia after LASIK despite low preoperative risk: tomographic and biomechanical findings in the unoperated, stable, fellow eye. *J Refract Surg*. 2010;26(11):906-911.
14. Lichter H, Yassur Y, Barash D, Kremer I, Snir M, Weinberger D. Ultrasound biomicroscopy in juvenile xanthogranuloma of the iris [letter]. *Br J Ophthalmol* 1999; 83:375-6.
15. Buchwald HJ, Spraul CW, Wagner P, Lang GK. [Ultrasound biomicroscopy in iris lesions]. *Ophthalmologe* 1999; 96:108-13.
16. Liu W, Wu Q, Huang S, Tang S. Ultrasound biomicroscopic features of anterior proliferative vitreoretinopathy. *Retina* 1999; 19:204-12.
17. Ludwig K, Wegscheider E, Hoops JP, Kampik A. In vivo imaging of the human zonular apparatus with high-resolution ultrasound biomicroscopy. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1999; 237:361-71.
18. Pavlin CJ, Sherar MD, Foster FS. Subsurface ultrasound microscopic imaging of the intact eye. *Ophthalmology* 1990; 97:244-50.
19. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, Foster FS. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991; 98:287-95.
20. Pavlin CJ, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy in glaucoma. *Acta Ophthalmol Suppl* 1992; 204:7-9.
21. Bezzina AM. Ultrasound biomicroscopy of anterior segment structures in normal and glaucomatous eyes [letter; comment]. *Am J Ophthalmol* 1992; 114:516-7.
22. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy of anterior segment structures in normal and glaucomatous eyes [see comments]. *Am J Ophthalmol* 1992; 113:381-9.
23. Pavlin CJ, McWhae JA, McGowan HD, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy of anterior segment tumors. *Ophthalmology* 1992; 99:1220-8.
24. Pavlin CJ, Ritch R, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy in plateau iris syndrome. *Am J Ophthalmol* 1992; 113:390-5.
25. Wand M, Pavlin CJ, Foster FS. Plateau iris syndrome: ultrasound biomicroscopic and histologic study [letter]. *Ophthalmic Surg* 1993; 24:129-31
26. Maloney RK, Bogan SJ, Waring GO. Determination of corneal image forming properties from corneal topography *Am J Ophthalmol* 1993; 115: 31-41.
27. Hersh PS, Shah SI. Corneal topography of excimer laser photorefractive keratectomy using a 6-mm beam diameter. Summit PRK Topography Study Group. *Ophthalmol* 1997; 104: 1333-42.
28. Rosa N, Cennamo G, Rinaldi M. Correlation between refractive and corneal topographic changes after photorefractive keratectomy for myopia. *J Refract Surg*. 2001;17: 129-133.
29. Rosa N, Cennamo G, Pasquariello A, Maffulli F, Sebastiani A. Refractive outcome and corneal topographic studies after photorefractive keratectomy with different sized ablation zones. *Ophthalmol* 1996; 103: 1130-1138.
30. Rosa N, Capasso L, Romano A. A new method of calculating intraocular lens power after PRK. *J Refract Surg* 18:13 720-724;2002
31. Dilraj S. Grewal., Gagandeep S. Brar, Satinder P.S. Grewal. Assessment of central corneal thickness in normal, keratoconus, and post-laser in situ keratomileusis eyes using Scheimpflug imaging, spectral domain optical coherence tomography, and ultrasound pachymetry. Presented at the ASCRS Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery, San Francisco, California, USA, April 2009
32. CJ Roberts, BJ Züger. The Advantage and Principle of Dual Scheimpflug Imaging for Analyzing the Anterior Segment of the Human Eye. [ziemergroup.com](http://www.ziemergroup.com)