

SPECIAL ABSTRACT - Analisi vettoriale dell'astigmatismo: confronto tra refrazione oggettiva aberrometrica e refrazione soggettiva.

Carlotta Pitarresi Giannone* * CdL Ottica e Optometria, Dipartimento di Fisica, Università degli Studi di Torino

I. INTRODUZIONE

Lo scopo dell'esame refrattivo optometrico è quello di determinare la miglior combinazione di lenti sferiche e cilindriche che garantisca la maggior acuità visiva per oggetti posti a distanza. L'endpoint di una refrazione soggettiva viene perciò rappresentato dalla definizione operativa di *best correction*. (Larry N. Thibos, 2004).

Questo studio indaga sulla possibilità di determinare oggettivamente la miglior correzione (*best correction*) mediante la misurazione delle aberrazioni ottiche oculari.

Tecnicamente lo studio delle aberrazioni è possibile grazie a strumenti chiamati "aberrometri". Con l'avvento delle nuove tecnologie di refrazione, tramite valutazione del fronte d'onda (Wavefront Refraction, WR, che combina i dati autorefrattometrici classici con quelli aberrometrici anche di alto ordine), molti studiosi si sono chiesti se i dati di refrazione oggettiva così ottenuti potessero portare a una refrazione più precisa di quella tradizionale.

La refrazione oggettiva viene quindi messa a confronto con la convenzionale refrazione soggettiva e, per ottenere una descrizione più accurata delle imperfezioni refrattive oculari, la notazione clinica della refrazione è stata convertita nella rappresentazione vettoriale.

1.1 Lo studio delle aberrazioni oculari

Ogni imperfezione presente nel percorso ottico dei fotoni, dal film lacrimale fino al piano retinico, produce una distorsione dei raggi luminosi stessi o un'imperfezione nella focalizzazione dell'immagine sulla retina, generando aberrazioni oculari che vengono percepite dal soggetto come una scarsa qualità della visione. Il metodo migliore per immaginare un'aberrazione oculare è quello di visualizzare la morfologia della superficie di un piano d'onda, distorto attraverso i diottri oculari, rispetto ad un fronte d'onda piano. Un fascio di raggi luminosi ideale e privo di aberrazioni è costituito da onde rettilinee e parallele (nell'approssimazione che la sorgente luminosa sia posta all'infinito) il cui fronte d'onda è piano. Quando invece sono presenti aberrazioni ottiche, la superficie del fronte d'onda presenta delle distorsioni rispetto al piano di riferimento. (Leonardo Mastropasqua, Mario Nubile, 2006).

La forma geometrica di un'aberrazione viene descritta matematicamente dai Polinomi di Zernike, equazioni che permettono di estrarre dal fronte d'onda totale dell'occhio ogni singola aberrazione, indipendentemente dalle altre. Sulla base della struttura geometrica le aberrazioni si dividono in *aberrazioni di basso ordine* (Low Order Aberrations, LOA) e in *aberrazioni di alto ordine* (High Order Aberrations, HOA). Le aberrazioni che rientrano nell'interesse di questo studio appartengono alle LOA: ci riferiamo alle aberrazioni di 2°

ordine che causano gli errori refrattivi sferocilindrici. Le aberrazioni legate a miopia e ipermetropia sono definite col termine di *defocus* e presentano una morfologia "a scodella", mentre le aberrazioni astigmatiche mostrano una forma del fronte d'onda "a sella", con orientamento legato all'asse.

Gli aberrometri oggi disponibili in ambito clinico presentano diversi principi di funzionamento, ma attualmente quelli più diffusi sono gli aberrometri di tipo "Shack-Hartmann", indicati con l'acronimo S-H, il cui schema illustrativo è rappresentato nella Figura 1.

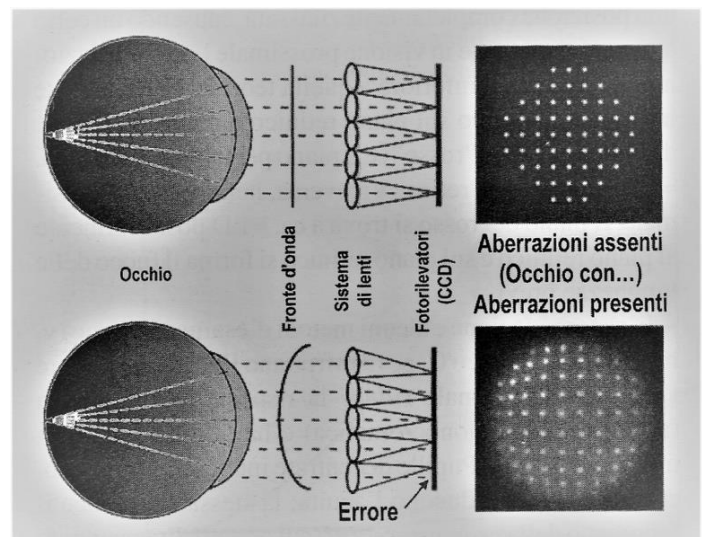


Figura 1. Schema aberrometro di tipo S-H. Il fronte d'onda in uscita dall'occhio è campionato da sistemi di (micro)lenti e le varie deformazioni sono identificate da fotorilevatori o visualizzate (a dx). Tratto da (Rossetti, Gheller, 2003)

Una sottile sorgente luminosa laser viene proiettata attraverso i diottri oculari e viene focalizzata in un punto sulla retina. Il fronte d'onda riflesso da questo punto retinico, dopo aver attraversato in senso retrogrado le varie strutture diottriche, viene analizzato dal sensore posto di fronte all'occhio. L'onda riflessa emerge distorta e deformata a seconda delle aberrazioni ottiche presenti all'interno dell'occhio del soggetto esaminato e l'aberrometro mostra il risultato sotto forma di mappa aberrometrica che descrive la variazione della lunghezza del cammino ottico in ogni punto della pupilla. (Larry N. Thibos, 2004).

La rappresentazione in elevazione del fronte d'onda in relazione al piano pupillare di riferimento è chiamata "wavefront aberration function" e permette di calcolare quantitativamente la qualità dell'immagine retinica (*Point Spread Function, PSF*) e il deterioramento del contrasto in funzione della frequenza spaziale (*Modulation Transfer Function, MTF*), come mostrato nella Figura 2.

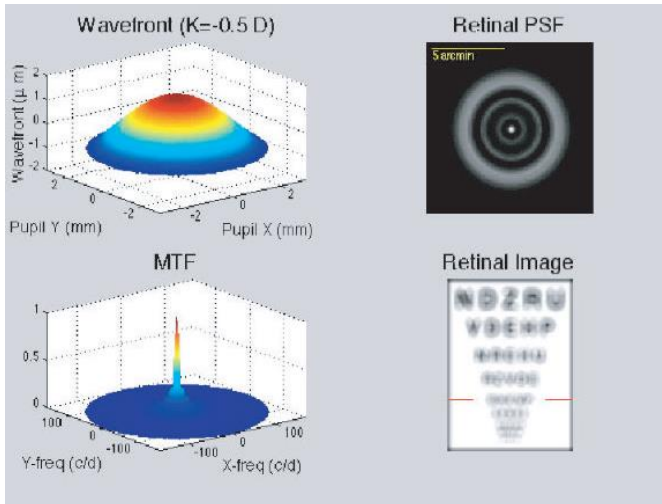


Figura 2. Stima di PSF, MTF e dell'immagine percepita dall'occhio a partire dalla mappa aberrometrica. Tratto da (Larry N. Thibos, 2004).

1.2 Analisi vettoriale

Le aberrazioni di basso ordine (LOA), quali defocus e astigmatismo, insieme alle aberrazioni di alto ordine (HOA), genericamente indicate con il nome di “astigmatismo irregolare”, possono essere trasformate in componenti vettoriali.

Nel 1965 W. F. Gartner fu il primo a introdurre il concetto di “vettori optometrici”, ideati come metodo per trasformare un convenzionale errore refrattivo sferocilindrico in componenti indipendenti adatti all'analisi matematica e statistica.

Successivamente, Humphrey, Keating, Harris, Thibos e al. hanno sviluppato questo concetto che oggi risulta ben consolidato in letteratura. L'assenza però di studi sull'utilizzo clinico dei vettori indica che esiste ancora un grande divario tra teoria e applicazione. (Miller, 2009).

I vettori sono una rappresentazione geometrica, scomposta in tre componenti diottriche fondamentali, dell'errore refrattivo sferocilindrico. I valori di sfera (S), cilindro (C) e asse (α) che caratterizzano la notazione clinica di una refrazione non possono essere comparati tra loro perché non sono termini indipendenti, perciò la refrazione viene trasformata dalla convenzionale forma [S, C x α] in un singolo punto di coordinate (M, J0, J45), posto all'interno di uno spazio tridimensionale, dove le tre componenti sono indipendenti.

Secondo la terminologia di Thibos e al. (1997), il parametro M è l'equivalente sferico, mentre J0 e J45 sono le componenti astigmatiche con potere ad asse rispettivamente 180° e 45° . Questi tre parametri sono ricavati dalle seguenti equazioni:

$$M = S + \frac{C}{2}$$

$$J_0 = \left(-\frac{C}{2}\right) \cos(2\alpha)$$

$$J_{45} = \left(-\frac{C}{2}\right) \sin(2\alpha)$$

dove S è il potere sferico, C è il potere del cilindro negativo e α è l'asse del cilindro, espresso in radianti.

Ponendo $x = M$, $y = J_0$, $z = J_{45}$, si disegna un vettore che parte dall'origine di un sistema Cartesiano e termina nel punto di coordinate (x, y, z), come mostrato in Figura 3.

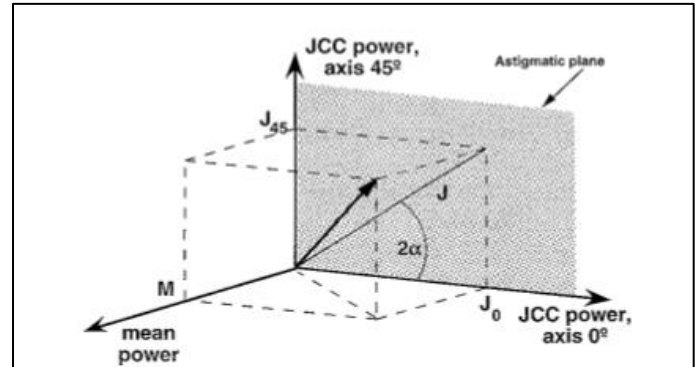


Figura 3. Spazio diottrico tridimensionale usato per la rappresentazione vettoriale di un errore refrattivo. Tratto da (Thibos, Weeler e Horner, 1997).

La lunghezza del vettore è un utile parametro che rappresenta l'entità dello sfocamento totale indotto dalla lente sferocilindrica considerata o dall'errore refrattivo.

Valori positivi di J0 indicano un astigmatismo secondo regola e valori negativi di J0 indicano un astigmatismo contro regola, mentre J45 rappresenta l'astigmatismo obliquo.

Un vantaggio dell'analisi vettoriale è la capacità di rappresentare una complessa entità come l'errore refrattivo mediante un semplice punto posto all'interno di uno spazio tridimensionale. Se le caratteristiche ottiche di un occhio cambiano nel tempo, per via della chirurgia, del porto di lenti a contatto o altre forme di trattamento, lesioni o disturbi, la traiettoria di questo punto permetterà di descrivere graficamente i cambiamenti dell'errore refrattivo.

1.3 Obiettivi dello studio

L'intento di questo studio è quello di mettere a confronto la refrazione aberrometrica, ottenuta mediante una misurazione oggettiva, con la refrazione soggettiva, al fine di confermare o meno l'ipotesi che la prescrizione tradizionale di un occhiale è il miglior metodo per garantire un elevato comfort visivo al soggetto esaminato.

Molti studi precedenti hanno messo a confronto le misure di vari aberrometri con quelle delle refrazioni soggettive e, nonostante abbiano dimostrato una buona ripetibilità di questi strumenti, esiste ancora una deviazione significativa tra le misurazioni, soprattutto in termini di variabilità della miopia e dell'asse del cilindro correttore dell'astigmatismo (Cooper, 2011).

Da uno studio recente (Irene Sanchez, 2018) effettuato mediante l'impiego del VX120+, una versione precedente dello strumento utilizzato in questo studio, è emerso che il coefficiente di variazione (CV=deviazione standard/media*100), utile nel confronto della variabilità delle diverse misurazioni, è alto per il rilevamento di sfera,

cilindro, LOA e HOA e compreso in un intervallo che va dal 10.78% al 54.24%: questo significa che la ripetibilità risulta scarsa. La riproducibilità invece risulta minore di 0.04D per ogni parametro, un valore nettamente minore di quella che è la minima differenza significativa a livello clinico (0.25D).

II. CAMPIONAMENTO E METODI

2.1 Selezione dei soggetti

Il campione esaminato è composto da 27 soggetti di età media 23.5 ± 5.3 anni, di cui 15 femmine e 12 maschi. Lo studio è stato condotto su soggetti privi di patologie oculari e in possesso di normali capacità visive. I criteri di inclusione nello studio sono stati i seguenti: assenza di anomalie della visione binoculare (ambliopia, soppressione), acuità visiva monoculare e binoculare abituale maggiore o uguale a 0.00 LogMar, anisometropie minori di 2.50D, assenza di ectasie corneali o astigmatismi irregolari. Ciascun soggetto esaminato ha firmato un consenso informato prima di partecipare allo studio.

2.2 Apparati sperimentali

Il seguente studio è stato condotto presso il Centro dell'Innovazione (TO) e ha previsto che i soggetti esaminati venissero sottoposti a due tipologie di misurazione: una misura oggettiva aberrometrica e una misura soggettiva "standard" della refrazione.

Le misure aberrometriche sono state effettuate con l'aberrometro VX130+ (Visionix, Luneau Technology, Italia, Figura 4), fornito dall'Università di Torino.



Figura 4. Aberrometro VX130+ (Visionix, Luneau Technology, Italia).

L'aberrometro utilizzato garantisce un'analisi dettagliata del segmento anteriore dell'occhio ed è un nuovo strumento multifunzionale che esegue tonometria non a contatto,

autorefrattometria, cheratometria, topografia corneale (tramite riflessione del disco di Placido), pachimetria (mediante scansione verticale e continua della Scheimpflug camera) e aberrometria del fronte d'onda con metodo S-H. Si tratta di un apparato completamente automatico dotato di funzioni quali autoallineamento all'occhio del soggetto esaminato, autofocus e autorilevamento dei dati. In questo studio sono stati presi in esame principalmente le simulazioni di refrazione e i dati topografici che il sistema ha riassunto in un report personalizzato per ogni individuo, come mostrato in Figura 5.



Figura 5. Tabella riepilogativa dei dati fornita dal VX130+.

Le misure di refrazione invece sono state eseguite mediante l'impiego del Polar Advanced Refraction Unit, uno strumento elettronico professionale di Rodenstock, utile per la valutazione quantitativa e qualitativa del visus, controllato in modo remoto dal dispositivo eyeTablet Vista Vision (Figura 6).



Figura 6. Il Polar Advanced Refraction Unit di Rodenstock presenta uno schermo LCD polarizzato con filtro antiriflesso che può essere controllato direttamente dal pannello di controllo dell'eyeTablet Vista Vision, senza la necessità di guardare direttamente verso il Polar.

2.3 Procedura

La misurazione oggettiva mediante aberrometro ha richiesto un tempo di rilevazione di circa 40 secondi. Questa fase ha previsto che il soggetto appoggiasse mento e fronte sulla mentoniera, parte integrante dello strumento stesso, e che focalizzasse l'attenzione su un target a forma di mongolfiera

simulante un punto posto all'infinito, al fine di inibire quanto possibile l'accomodazione. Come già descritto, lo strumento ha eseguito, sotto supervisione, le misurazioni di entrambi gli occhi in modo del tutto autonomo.

Successivamente, con l'ausilio del frontofocometro, si è rilevato per ciascun soggetto il valore diottrico delle lenti dell'occhiale in uso, che è stato poi posto sul trial frame Oculus come punto di partenza dell'esame refrattivo soggettivo. È stato infine chiesto di accomodarsi sulla poltrona del riunito situata a 6 metri di distanza dallo schermo LCD.

L'esame della refrazione "standard" ha previsto due fasi: la fase soggettiva monoculare e la fase soggettiva binoculare.

La fase monoculare si è svolta secondo la seguente procedura:

- Occlusione di un occhio ed esame del controlaterale
- Tecnica dell'annebbiamento, aumentando la sfera positiva o diminuendo quella negativa fino ad ottenere un'acuità visiva di circa 0.4-0.3 LogMar
- Riduzione della sfera positiva a step di 0.25D fino ad ottenere il "massimo positivo per la massima acuità visiva" (MPMAV)
- Valutazione della posizione del fuoco immagine rispetto al piano retinico mediante test bicromatico.
- Controllo della componente cilindrica della correzione, sia potere che asse, con il cilindro crociato di Jackson, usando la mira di osservazione mostrata in Figura 7.
- Valutazione dell'occhio controlaterale con la stessa procedura.



Figura 7. Mira per il controllo della componente cilindrica nella fase soggettiva monoculare.

Al fine di bilanciare la compensazione ottica individuata con l'esame soggettivo monoculare da lontano, è stato effettuato il test bi-oculare del bilanciamento percettivo con dissociazione polarizzata, aggiungendo all'Oculus i filtri polarizzati a 45°/135°. Con i medesimi filtri è stata anche valutata l'eventuale presenza di una foria associata, tramite il test di Mallet per lontano, la cui mira è mostrata in Figura 8. In caso di disallineamento delle linee con il target OXO, è stato aggiunto un prisma di allineamento atto a eliminare la disparità di fissazione. Nel campione esaminato è stato necessario mantenere il prisma di allineamento nella fase del bilanciamento binoculare in due soggetti, per sopperire alla presenza di diplopia (visione doppia).

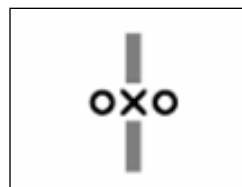


Figura 8. Mira polarizzata per il test di Mallet. Possibilità di alternare OXO verticale e OXO orizzontale per indagare rispettivamente la disparità orizzontale e verticale.

Per la fase binoculare si è adottata la particolare tecnica del "setto psicologico" o della "sospensione foveale", meglio conosciuta come "Humphriss immediate contrast test" (HIC). Mediante questa metodica è possibile sopprimere la sensibilità foveolare di un occhio a favore dell'immagine nitida dell'occhio controlaterale, mantenendo attiva la fusione periferica. In questo modo la visione si mantiene binoculare, eccetto che per una piccola porzione della fovea centrale, ampia circa 30' d'arco, che viene sfocata da una lente positiva (Humphriss, 1982).

Il test è stato eseguito applicando la procedura sottostante:

- Inserimento davanti all'occhio sinistro di una lente sferica di +0.75D e occlusione dell'occhio destro per assicurarsi che il soggetto veda sfocato e che non si presenti confusione visiva o diplopia.
- Rimozione dell'occlusore dell'occhio destro
- Presentazione della lettera "H" di acuità visiva pari a 0.4 LogMar per il controllo della correzione sferica
- Inserimento alternato di lenti di potere sferico pari a $\pm 0.25D$ o $\pm 0.12D$ (per soggetti con sensibilità percettiva più alta) fino ad ottenere il maggior contrasto della lettera "H" e la miglior sensazione visiva.
- Presentazione della lettera "O" oppure "C" di acuità visiva pari a 0.4 LogMar per il controllo della correzione cilindrica
- Controllo del potere diottrico e dell'asse del cilindro con il cilindro crociato di Jackson.
- Valutazione dell'occhio sinistro.

Lo scopo di questo test non è quello di determinare un aumento dell'acuità visiva. Al soggetto viene chiesto se le lettere dell'ottotipo vengono percepite più "nere", per valutare l'aumento del contrasto attivato dalla sommazione binoculare.

A questo punto dell'esame, avendo a disposizione sia la refrazione oggettiva aberrometrica che la refrazione soggettiva, sono state rilevate l'acuità visiva del soggetto e la sensibilità al contrasto (SC) con entrambe le correzioni del difetto visivo.

Per la sensibilità al contrasto, il Polar adotta una procedura psicofisica facile e veloce, denominata FAST 2-1, che permette di determinare la curva di SC avvalendosi di stimoli grafici di forma circolare contenenti grating sinusoidali di diversa frequenza spaziale e di diverso livello di sensibilità del contrasto (6 livelli di frequenza spaziale: 0.75, 1.5, 3, 6, 12, 18 cicli per grado, ognuno dei quali è composto da 8

livelli di sensibilità al contrasto). Ciascuno stimolo durante l'esecuzione del test può avere 3 inclinazioni che vengono presentate in maniera del tutto casuale (orientamento verticale, inclinato a destra oppure inclinato a sinistra) come mostrato in Figura 9.

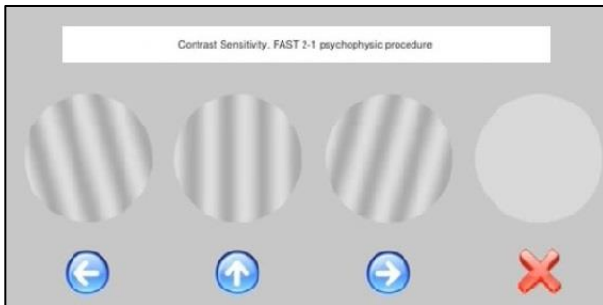


Figura 9. Grating sinusoidali di diversa inclinazione: inclinazione a sinistra, orientamento verticale, inclinazione a destra, orientamento non riconosciuto.

Il test è a risposta forzata, quindi ad ogni stimolo presentato è stato chiesto a ciascun soggetto esaminato di identificare l'inclinazione del grating. La prova si conclude con un report grafico che riproduce la curva della SC misurata, come quella mostrata in Figura 10, in cui viene indicato il valore limite per ogni frequenza spaziale testata, oltre all'area di normalità.

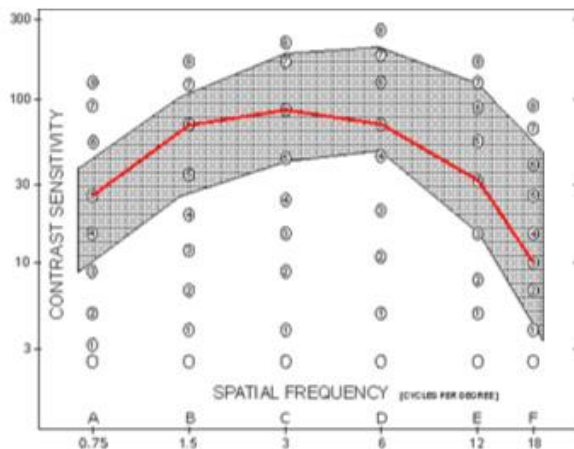


Figura 10. Report della procedura psicofisica FAST 2-1. Curva della sensibilità al contrasto in funzione della frequenza spaziale espressa in cicli per grado.

III. METODOLOGIE DI ANALISI DEI DATI

Le misurazioni effettuate su ciascun soggetto hanno permesso di eseguire una completa analisi comparativa tra la refrazione oggettiva aberrometrica (ROA) e la refrazione soggettiva (RS). Come già affermato, i singoli termini di una correzione optometrica, cioè sfera, cilindro e asse, non possono essere comparati direttamente tra loro perché i parametri non sono indipendenti. Per garantire una corretta analisi statistica ogni refrazione individuata è stata perciò trasformata dalla convenzionale forma $[S, C \times \alpha]$ alla rappresentazione vettoriale (M, J0, J45), dove ciascun elemento è matematicamente indipendente dagli altri due. L'analisi

vettoriale è stata eseguita sia per l'occhio destro che per l'occhio sinistro, per un totale di 54 occhi esaminati, e per descrivere il rapporto tra le variabili osservate, si è adottato il metodo dell'interpolazione per punti che sfrutta la rappresentazione grafica per esprimere una relazione funzionale. Per ciascun parametro, M, J0 e J45, è stato quindi costruito un diagramma a dispersione XY, supponendo che la correlazione tra i dati fosse di tipo lineare e che quindi avessero la tendenza a disporsi lungo una retta.

Un'ulteriore analisi è stata poi eseguita mediante Bland-Altman plot che permette di verificare se le due tecniche di misura sono tra loro comparabili. Il plot è un grafico a dispersione in cui sulle ascisse viene riportata la media delle due misure e sulle ordinate la loro differenza. La linea continua indica il "bias", cioè l'errore sistematico ottenuto dalla media di tutte le differenze, mentre le linee tratteggiate indicano i limiti di concordanza che circoscrivono l'intervallo di confidenza al 95%, ovvero $media \pm 2DS$ (deviazione standard della media).

Infine, sono stati costruiti due grafici che rappresentano l'acuità visiva e la sensibilità al contrasto, per accertare un miglioramento o meno della qualità della visione con i due diversi approcci optometrici.

IV. RISULTATI

4.1 Differenza tra ROA e RS – Occhio destro

La Figura 11 riporta sulle ascisse i valori di M di ciascun soggetto calcolati sulla base dei risultati ottenuti con la RS e sulle ordinate i valori di M calcolati sulla base dei risultati ottenuti mediante la ROA. Lo stesso tipo di grafico è stato costruito anche per i parametri J0 e J45. La retta rossa rappresenta la bisettrice del quadrante, ossia la coincidenza matematica esatta tra le due componenti ($x=y$). La retta tratteggiata azzurra è la retta di tendenza calcolata da Excel e nel riquadro si riporta l'equazione di tale retta e il valore del coefficiente di correlazione al quadrato. Per tutte e tre le componenti la correlazione tra i dati è risultata di tipo positivo. I valori dell'indice di correlazione lineare R^2 per ciascun parametro sono elevati e prossimi a 1, perciò possiamo affermare che gran parte della variabilità delle componenti della RS è spiegata linearmente dalle variazioni delle componenti della ROA.

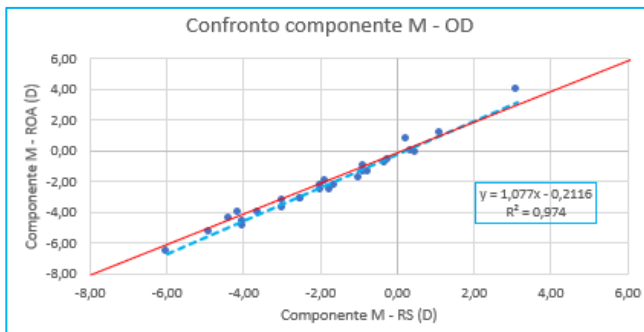


Figura 11. Confronto della componente M (equivalente sferico) tra ROA e RS. La linea rossa corrisponde alla funzione $x=y$, mentre la linea tratteggiata azzurra rappresenta la retta di Best Fit.

Le Figure 12, 13 e 14 riportano i Bland-Altman plot per le componenti M, J0 e J45 dell'occhio destro. I punti che ricadono all'interno dell'intervallo di confidenza del 95% indicano che le due metodiche forniscono risultati congruenti, mentre i punti esterni a questi limiti rappresentano i casi di effettiva discordanza.

Nell'analisi di Bland-Altman, avendo posto come intervallo di confidenza il 95%, ci si aspetta che il 5% dei dati possa cadere al di fuori. Per le componenti J0 e J45 dell'occhio destro questa regola viene rispettata poiché la proporzione di punti esterni all'intervallo è minore di questo valore ed è pari rispettivamente al 3,7% e allo 0%. Per la componente M invece il 7,4% dei dati cade al di fuori dell'intervallo stabilito: i soggetti esterni ai limiti sono ipermetropi e la presenza di codesto difetto refrattivo è talmente ridotto all'interno del campione da risultare divergente rispetto al calcolo della media, della deviazione standard e dei limiti di concordanza.

La media totale delle differenze è stata calcolata facendo la media aritmetica delle singole differenze di ciascun soggetto per ogni parametro. Come si può constatare dai grafici, la media non è mai pari a zero: nel caso di M e di J45 si può notare come la ROA sovrastimi la RS e nel caso di J0 come la

ROA sottostimi, anche se leggermente, la RS.

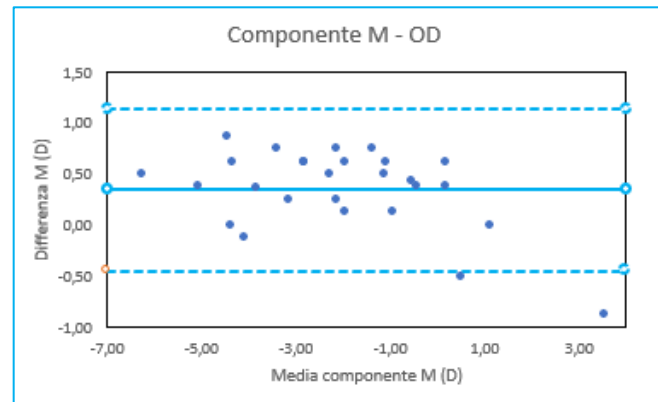


Figura 12. Analisi di Bland-Altman per la componente M dell'occhio destro.

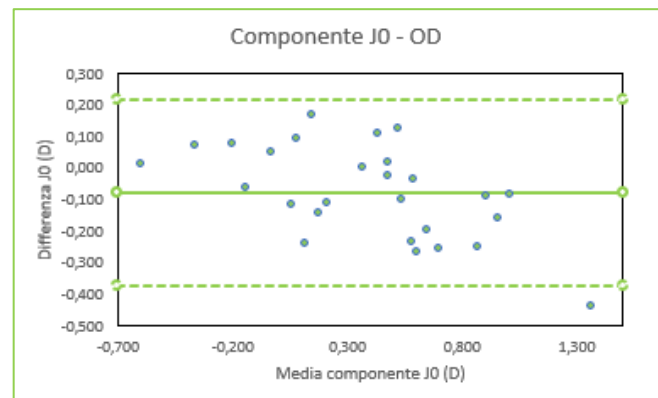


Figura 13. Analisi di Bland-Altman per la componente J0 dell'occhio destro.

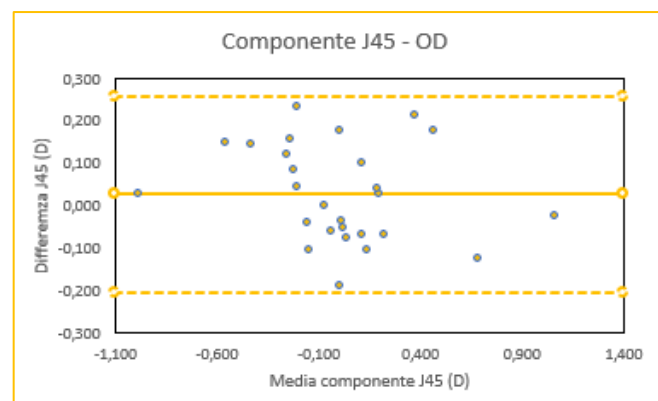


Figura 14. Analisi di Bland-Altman per la componente J45 dell'occhio destro.

4.2 Differenza tra ROA e RS – Occhio sinistro

La medesima analisi è stata svolta per l'occhio sinistro. L'andamento dei dati mostrati nella Figura 15 mostra anche in questo caso una correlazione positiva con valori dell'indice di correlazione lineare R^2 elevati e prossimi a 1, perciò anche in questa circostanza la variazione delle componenti ricavate con la RS è spiegata linearmente dalla variazione delle componenti ricavate con la ROA.

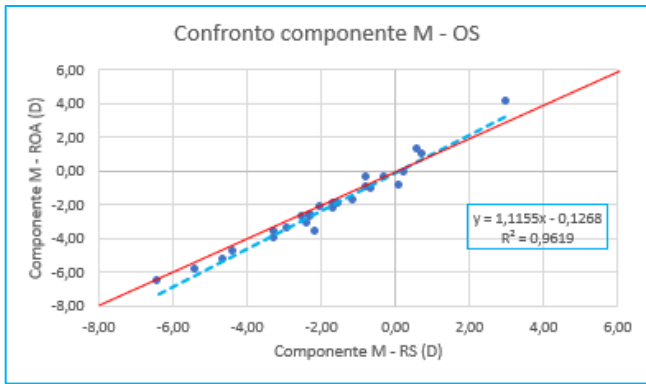


Figura 15. Confronto della componente M (equivalente sferico) tra RS e ROA. La linea rossa corrisponde alla funzione $x=y$, mentre la linea tratteggiata azzurra rappresenta la retta di Best Fit.

Nei Bland-Altman plot mostrati nelle Figure 16, 17 e 18 la proporzione di punti esterni ai limiti dell'intervallo di confidenza è minore del 5% nel caso della componente M (pari esattamente al 3,7%) mentre per entrambe le componenti J0 e J45 il 7,4% dei casi cade al di fuori dell'intervallo stabilito: i soggetti esterni ai limiti hanno riscontrato risultati molto diversi tra i due metodi confrontati dovuti al fatto che in una refrazione soggettiva la correzione totale dell'astigmatismo può non essere tollerata e questo comporta un abbassamento del potere del cilindro correttivo. Il test del cilindro crociato inoltre può evidenziare valori di astigmatismo preferenziale che comportano una differenza anche per quanto riguarda l'asse dell'astigmatismo.

La media totale delle differenze anche per l'occhio sinistro non è mai pari a zero: nel caso di M la ROA sovrastima la RS, mentre nel caso di J0 e J45, la ROA sottostima, anche se lievemente, la RS.

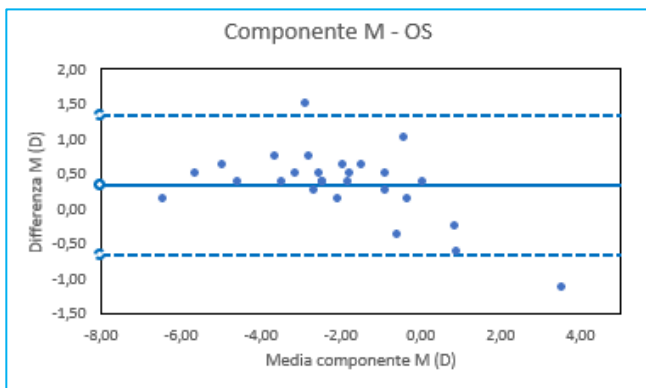


Figura 16. Analisi di Bland-Altman per la componente M dell'occhio sinistro.

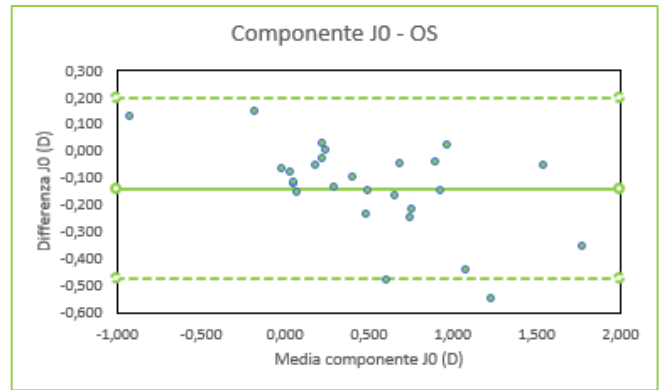


Figura 17. Analisi di Bland-Altman per la componente J0 dell'occhio sinistro.

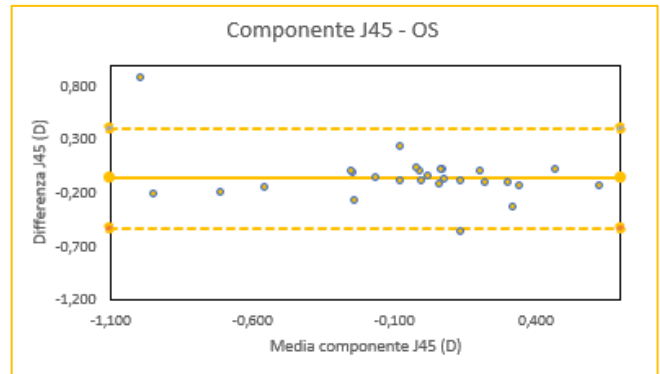


Figura 18. Analisi di Bland-Altman per la componente J45 dell'occhio sinistro.

Le differenze tra i due metodi sono state infine analizzate mediante il test di Student per dati appaiati, ponendo 0.05 come livello di significatività. Per ciascun parametro dell'occhio destro e dell'occhio sinistro sono stati ottenuti i seguenti valori di p-value (Tabella 1 e Tabella 2):

OD	p-value
M (ROA) - M (RS)	0.00004
J0 (ROA) - J0 (RS)	0.0057
J45 (ROA) - J45 (RS)	0.113

Tabella 1. Valori di p ottenuti dal test di Student nell'ipotesi di uguaglianza dei valori nel confronto tra ROA e RS per l'occhio destro.

OS	p-value
M (ROA) - M (RS)	0.0009
J0 (ROA) - J0 (RS)	0.00014
J45 (ROA) - J45 (RS)	0.09

Tabella 2. Valori di p ottenuti dal test di Student nell'ipotesi di uguaglianza dei valori nel confronto tra ROA e RS per l'occhio sinistro.

Per entrambi gli occhi le ipotesi H_0 di differenza nulla tra i due metodi confrontati sono state rigettate per i parametri M e J0. La differenza della prescrizione sferica e cilindrica tra ROA e RS risulta molto significativa. Per quanto riguarda il

parametro J45 di entrambi gli occhi, l'ipotesi H_0 è stata invece accettata in quanto l'astigmatismo obliquo all'interno di questo campione è così poco presente da non influire particolarmente sui risultati.

4.3 Confronto dell'acuità visiva e della sensibilità al contrasto tra ROA e RS

Al fine di sostenere l'ipotesi che la differenza tra ROA e RS è significativa, ciascun soggetto è stato sottoposto a un controllo dell'acuità visiva e al test della sensibilità al contrasto con entrambe le correzioni rilevate del proprio difetto refrattivo.

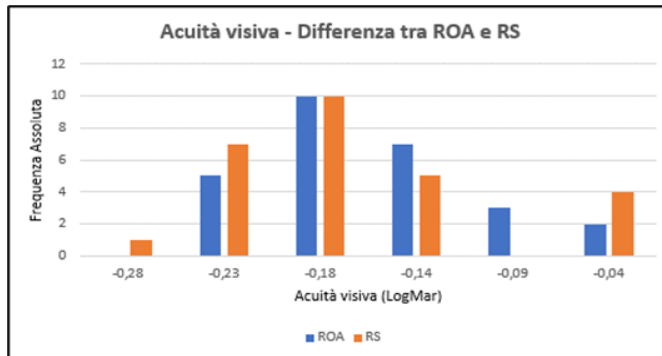


Figura 19. Confronto delle acuità visive tra ROA e RS, con le rispettive frequenze.

Nella Figura 19 è stato effettuato un confronto tra le due distribuzioni di frequenza in relazione alle acuità visive e, sulla base del test di Student per dati appaiati, l'ipotesi H_0 , secondo cui la differenza tra le acuità visive non è significativa, è stata rifiutata con un p-value pari a 0.03.

Sia per i valori ottenuti con la ROA che per quelli ottenuti con la RS, l'asimmetria è risultata positiva (la forma è caratterizzata da una coda allungata verso destra) e rispettivamente pari a 0.83 e 0.75. Il motivo per cui gli istogrammi risultano asimmetrici a destra è dovuto al fatto che l'acuità visiva è molto più probabile che tenda a 0.00 LogMar, che equivale ai 10/10, piuttosto che verso valori più alti. Il limite massimo di AV raggiungibile è -0.3 LogMar, ma è un livello a cui la minoranza della popolazione giunge.

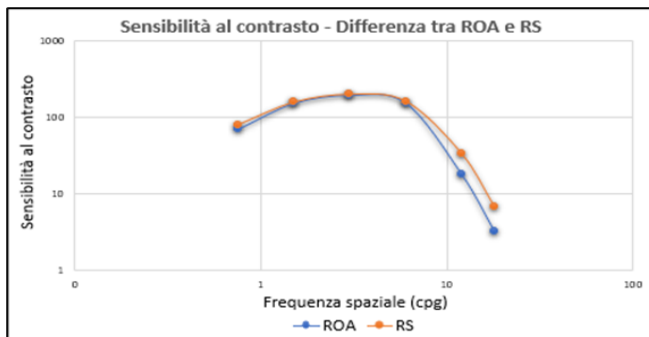


Figura 20. Confronto delle sensibilità al contrasto tra ROA e RS. Si noti la scala logaritmica sia in ascissa che in ordinata.

Nella Figura 20 è stata invece eseguita una comparazione delle sensibilità al contrasto: per ogni frequenza spaziale è stato calcolato il valore medio dei 27 soggetti, sia per le misure riscontrate con la prescrizione soggettiva che per quelle rilevate con la prescrizione aberrometrica.

Come si può notare, vi è un picco di sensibilità per 3-5 cicli per grado: ciò significa che è sufficiente un contrasto molto basso per vedere reticoli di queste dimensioni. Nella parte destra la curva decresce fino a raggiunge il massimo di risoluzione del sistema visivo in termini di acuità che si aggira attorno ai 40-50 cicli per grado. Anche la parte della curva relativa alle basse frequenze, a sinistra del picco, mostra un'attenuazione: ciò indica che, per distinguere dallo sfondo barre grandi, ci vuole più contrasto rispetto a quello necessario per vedere strisce di dimensioni intermedie.

Sulla base del test di Student per dati appaiati, posto un livello di significatività sempre pari a 0.05, l'ipotesi H_0 , secondo cui la differenza tra le sensibilità al contrasto non è significativa, è stata accettata per basse e medie frequenze spaziali mentre è stata rifiutata per alte frequenze spaziali (valori di p-value riportati in Tabella 3). Si può quindi affermare che la ROA e la RS si equivalgono in termini di SC, ma la refrazione soggettiva ha un effetto più efficace e rilevante ad alte frequenze spaziali.

Frequenza spaziale	p-value
0.75	0.093
1.5	0.25
3	0.28
6	0.29
12	0.018
18	0.04

Tabella 3. Valori di p ottenuti dal test di Student nell'ipotesi dell'uguaglianza dei valori di sensibilità al contrasto.

V. CONCLUSIONI

L'obiettivo di questo studio era quello di effettuare un'analisi comparativa tra la refrazione oggettiva aberrometrica e la refrazione soggettiva al fine di indagare sulla possibilità che la refrazione oggettiva potesse elaborare dati più precisi della refrazione soggettiva.

Lo studio delle aberrazioni oculari permette di esaminare in modo approfondito l'ottica del sistema oculare. L'aberrometro risulta infatti oggi uno degli strumenti più accurati nel fornire i risultati di refrazione, in quanto misura, oltre alle aberrazioni di defocus e di astigmatismo, anche le aberrazioni di alto ordine che non vengono identificate con altre tecniche. Ciononostante, come i dati raccolti dimostrano, una prescrizione d'occhiale basata solamente su una misurazione oggettiva non garantisce le migliori prestazioni visive in termini di comfort, di acuità visiva (AV) e di sensibilità al contrasto.

La refrazione soggettiva ha il vantaggio di presentare una serie di caratteristiche che nello strumento non si trovano, come ad esempio il bilanciamento: questa tecnica mira a prescrivere la correzione più equilibrata e confortevole possibile al fine di rispettare quelle che sono le effettive esigenze visive del soggetto esaminato. L'aspetto positivo della misura binoculare della refrazione sta nel fatto di poter porre il soggetto in una condizione "reale" proprio durante l'atto simultaneo del vedere, in cui l'efficienza motoria e sensoriale degli organi visivi funzionano armoniosamente insieme e in cui l'accomodazione, che non può essere attivata in modo differente tra i due occhi, è tenuta sotto controllo.

La refrazione soggettiva, definita "refrazione convenzionale", ha come scopo quello di minimizzare l'accomodazione non necessaria e di massimizzare la profondità di fuoco (DOP=depth of focus), cioè quell'intervallo di tolleranza dello spazio immagine all'interno del quale una piccola quantità di defocus non produce una percezione di sfocamento. Questo fine si ottiene prescrivendo una lente sferica di potere meno negativo (in caso di miopia) o più positivo (in caso di ipermetropia) rispetto al potere della lente che sarebbe stato richiesto per coniugare la retina con l'infinito. La lente prescritta coniuga infatti la retina con un punto posto alla distanza iperfocale, ovvero la distanza più prossima al soggetto, pari alla metà del valore della profondità di campo, alla quale la retina può mettere a fuoco senza ridurre le performance visive e la qualità dell'immagine del target posto all'infinito (Larry N. Thibos, 2004).

La refrazione oggettiva aberrometrica, definita "refrazione ottimale", non tiene invece conto della profondità di fuoco e del punto iperfocale ed è proprio per questa ragione che la correzione calcolata dall'aberrometro risulta tendenzialmente più alta in termini di diottrie.

Il confronto tra i due metodi ha condotto a risultati soddisfacenti. Mediante l'analisi vettoriale dell'astigmatismo è stato possibile notare come i parametri M, J0 e J45 ricavati con la RS variano linearmente con quelli rilevati tramite la ROA: questo indica che i due metodi forniscono entrambi dei risultati molto accurati, la cui differenza però non può essere trascurata.

L'analisi di Bland-Altman delle differenze ha permesso infatti di analizzare meglio la divergenza tra la refrazione soggettiva e la refrazione aberrometrica, sottolineando, in questo specifico studio, che esiste un divario statisticamente significativa tra i due metodi di misurazione, soprattutto per quanto riguarda i parametri M e J0.

Il VX130+ è un utile strumento clinico oggettivo. Tuttavia, la prescrizione di un occhiale basata esclusivamente su una misurazione oggettiva non assicura un adeguato comfort e non tiene conto delle abilità visive del soggetto. L'analisi oggettiva del wavefront può essere considerata un valido starting point per la refrazione soggettiva, ma non può considerarsi sulla base di questi risultati il nuovo "gold standard" della refrazione.

La correzione optometrica ideale deve garantire un buon compromesso visivo con il quadro delle aberrazioni individuali e al momento attuale la conoscenza e l'uso nella pratica clinica optometrica del bilanciamento, nella maggioranza dei casi, permette di trovare soluzioni ottiche e di formulare prescrizioni più performanti rispetto ad altre tecniche.

La refrazione soggettiva convenzionale viene misurata in ambienti ben illuminati, di conseguenza i valori delle prescrizioni funzionano bene nelle situazioni d'illuminazione diurna. Tuttavia, quando la pupilla si dilata nelle situazioni di scarsa luce, le aberrazioni periferiche dell'occhio possono portare a scostamenti della refrazione che inficiano la validità della prescrizione convenzionale. In uno studio futuro sarebbe interessante investigare il variare della refrazione da una condizione fotopica a una condizione scotopica al fine di combinare le informazioni sulle aberrazioni periferiche con la refrazione soggettiva e di generare una prescrizione ottimizzata per garantire una migliore visione diurna e notturna.

BIBLIOGRAFIA

Ariela Gordon-Shaag, David P. Piñero, Cyril Kahloun, et al. (2017). *Validation of refraction and anterior segment parameters by a new multi-diagnostic platform (VX120)*. Elsevier. Journal of Optometry. 11:242-251.

Deryck Humphriss (1982). *The psychological septum. An investigation into its function*. American Journal of Optometry and Physiological Optics. 59(8): 639-641.

Einat Shneur, Michel Millodot, Ortal Avraham, Shany Amar, Ariela Gordon-Shaag (2012). *Clinical evaluation of the L80 autorefractometer*. Clinical and experimental Optometry.

Harris (1988). *Algebra of spherocylinders and refractive errors, and their means, variance, and standard deviation*. Optometry and Vision Science. 65:784-802.

Humphrey (1976). *A remote subjective refractor employing continuously variable sphere-cylinder correction*. Optical Engineering. 15:286-91.

Irene Sanchez, Sara Ortiz-Toquero, Raul Martin (2018). *Intrasession repeatability and intersession reproducibility measurements using VX120 multidagnostic unit*. Eye & Contact Lens 44:266-272.

Jeffrey Cooper, Karl Citek, and Jerome M. Feldman (2011). *Comparison of refractive error measurements in adults with Z-View aberrometer, Humphrey autorefractor, and subjective refraction*. State University of New York State College of Optometry and Pacific University College of Optometry.

Joseph M. Miller (2009). *Clinical Application of Power Vectors. Review*. Optometry and Vision Science. 86(6): 599-602.

Keating (1981). *Lens effectivity in terms of dioptric power matrices*. American Journal of Optometry and physiological optics. 58:1154-60.

Konrad Pesudovs, Katrina E. Parker, Han Cheng, Raymond A. Applegate (2007). *The Precision of Wavefront Refraction Compared to Subjective Refraction and Autorefraction*. Optometry and Vision Science. 84(5): 387-392.

Larry N. Thibos, William Wheeler, Douglas Horner (1997). *Power vectors: An application of Fourier Analysis to the Description and Statistical Analysis of Refractive Error*. Optometry and Vision Science. 74(6): 367-375.

Larry N. Thibos, Douglas Horner (2001). *Power vector analysis of the optical outcome of refractive surgery*. Elsevier Science Inc.

Larry N. Thibos, Xin Hong, Arthur Bradley, Raymond A. Applegate (2004). *Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations*. Journal of Vision. 329-351.

Salvatore Pintus (2009). *Visione ad alta definizione e lenti oftalmiche*. P.O. Professional Optometry.

W. F. Gartner (1965). *Astigmatism and Optometric Vectors*. Optometry and Vision Science. 42(8): 459-463.