

“VALUTAZIONE DELLE ABERRAZIONI OCULARI IN PAZIENTI SOTTOPOSTI A CHIRURGIA DELLA CATARATTA CON IMPIANTO DI IOL EDOF”

Special abstract della Tesi di Laurea di Giulia Nero.

INTRODUZIONE

La cataratta rappresenta un’opacizzazione del cristallino, ossia la lente fondamentale per focalizzare le immagini sulla retina, situata dietro l’iride. Solitamente questa condizione è legata all’invecchiamento manifestandosi più comunemente a seguito dei 60 anni di età, ma può colpire anche i giovani e in entrambi i casi è risolvibile solamente attraverso l’intervento chirurgico. Durante l’intervento di chirurgia per la rimozione della cataratta vengono impiantate all’interno dell’occhio delle lenti intraoculari (IOL); queste ultime sono dei dispositivi medici che sostituiscono il cristallino naturale eliminando la cataratta e, laddove possibile, riducono anche la dipendenza dagli occhiali. Esistono diversi tipi di lenti intraoculari progettati per soddisfare le esigenze individuali del paziente, quelle prese in esame in questo studio sono le lenti intraoculari EDOF, nello specifico le lenti Vivity di Alcon con tecnologia X-Wave.

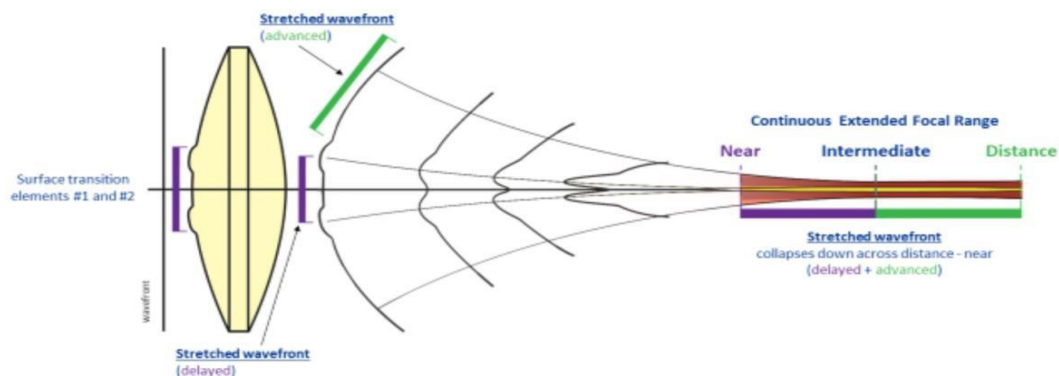


Figura 1: [Schwiegerling et al.]: La tecnologia X-Wave fornisce una gamma focale estesa e continua.

La tecnologia X-Wave di Alcon utilizza il principio ottico di modellazione del fronte d'onda per generare il profilo EDoF. La Figura 1 mostra come questa tecnologia è incorporata nella IOL Vivity. Queste lenti intraoculari hanno un disegno del piatto ottico tale per cui, oltre a correggere il difetto visivo di base, attraverso l'induzione di aberrazioni possono compensare anche la presbiopia.



Figura 2: Lente intraoculare Vivity (Alcon).

Le IOL EDoF, acronimo di lenti intraoculari a estesa profondità di fuoco, mirano a creare un singolo punto focale allungato per migliorare la profondità di fuoco. Il loro obiettivo è quindi quello di migliorare la visione intermedia e ravvicinata, mantenendo al contempo una visione nitida a distanza. Questa geometria allunga e sposta il fronte d'onda senza dividere la luce in vari punti focali, andando così a creare un fuoco continuo ed esteso dall'infinito fino a distanza intermedia. Questo approccio mira a eliminare l'effetto di sovrapposizione tra immagini vicine e lontane, riducendo al minimo gli effetti difotopici come aloni, glare e abbagliamento tipici delle lenti intraoculari trifocali.

Per valutare oggettivamente la performance visiva in pazienti operati di cataratta ai quali sono stati impiantate IOL Vivity è stata utilizzata l'analisi aberrometrica. L'aberrometria è una tecnica d'esame oggettiva che valuta le aberrazioni oculari totali, ovvero tutti quei fattori che vanno a influenzare la qualità e quantità della vista.

L'obiettivo di questo studio è valutare quali sono le componenti aberrometriche predominanti nei pazienti che hanno ricevuto l'impianto di lenti intraoculari Vivity e capire qual è l'impatto di tali aberrazioni sulla qualità visiva e come queste possono ampliare la profondità di fuoco. A questo scopo le aberrazioni sono state associate alla curva di defocus che consente di valutare l'acuità visiva del paziente a diverse distanze.

La principale motivazione che mi ha portata a decidere di affrontare questo argomento per il mio percorso di tirocinio e per la stesura dell'elaborato finale è stata una combinazione di curiosità verso un percorso di tipo sanitario che si legasse al mondo dell'Optometria, unita a una profonda passione per questo campo professionale. La possibilità di svolgere il periodo di tirocinio presso lo studio di

Microchirurgia Oculare CAMO, sotto la guida del Dottor Umberto Bassi, ha quindi rappresentato un'opportunità straordinaria per concretizzare il mio interesse verso l'Optometria attraverso lo studio qui presentato. Lavorare in un ambiente professionale e all'avanguardia come lo studio CAMO mi ha quindi permesso di acquisire una comprensione approfondita delle procedure diagnostiche e terapeutiche legate alla salute visiva, nonché di affinare le mie competenze pratiche sotto la supervisione di esperti del settore. Tutto ciò ha portato alla realizzazione di questo studio che si propone di fare da apripista verso lo svolgimento di studi in vivo volti alla valutazione delle performance visive prodotte dalle lenti intraoculari impiantate durante interventi di chirurgia della cataratta.

MATERIALI E METODI

In questo studio è stato utilizzato lo strumento Osiris (CSO, Costruzione Strumenti Oftalmici, Firenze) sia per la rilevazione dei dati aberrometrici che per ricavare la curva di defocus oggettiva. Lo strumento Osiris sfrutta un sensore piramidale (PWS) consentendo di ottenere delle immagini ad alta risoluzione del fronte d'onda in uscita dal campo pupillare. Questo ha consentito di misurare tutte le aberrazioni presenti del sistema diottrico, quindi cornea e cristallino, scomposte nei polinomi di Zernike; questi ultimi sono stati analizzati per vedere come è distribuito il pattern aberrometrico nei pazienti.

Per ciò che concerne la rilevazione dei dati aberrometrici lo strumento ha fornito i valori delle quantità delle aberrazioni in micron; questi valori sono stati successivamente convertiti in diottrie secondo la formula: $D = 16 \cdot \text{SQRT}(3) \cdot \mu / P^2$, dove "D" individua il valore di sfero equivalente in diottrie, "μ" indica il valore della quantità dell'aberrazione in micron, mentre "P" è il diametro analizzato, in questo caso di 4,00 millimetri. Ad esempio, il valore di un'aberrazione di 0.12 micron corrisponde a 0.21 diottrie.

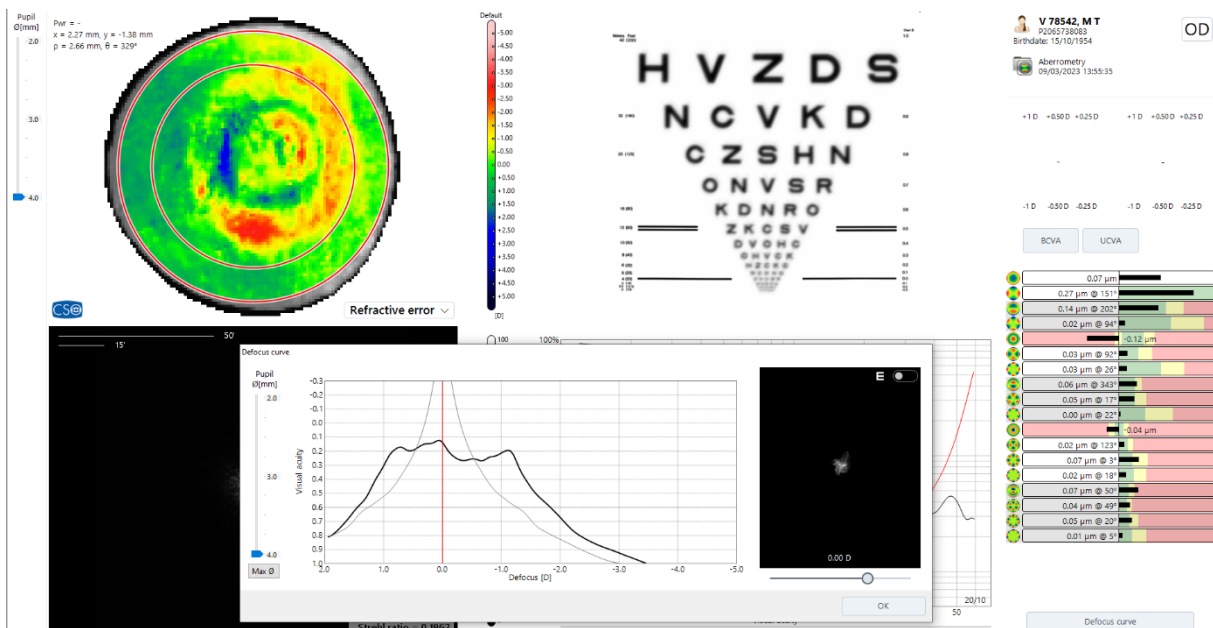


Figura 3: schermata strumento Osiris.

Basandosi sui valori delle aberrazioni oculari presenti, lo strumento ha quindi fornito la curva di defocus oggettiva in cui sull'asse delle X è presente il valore di defocus misurato in diottrie e sull'asse delle Y si ha l'acuità visiva misurata in LogMAR. L'acuità visiva è stata quindi convertita nel sistema decimale utilizzando la formula: $AV \text{ decimale} = 1 / 10^{AV \text{ LogMAR}}$.

Tutti i dati sono stati esaminati e confrontati ad un diametro pupillare di 4 millimetri.

La misurazione della curva di defocus soggettiva è stata eseguita utilizzando un ottotipo a monitor posto alla distanza di 3 metri e utilizzando lenti sferiche di potenza negativa crescente che forniscono variazioni di vergenza per cui viene simulato il posizionamento dell'ottotipo a varie distanze. Per misurare il visus e conseguentemente costruire la curva di defocus soggettiva è stato utilizzato l'occhiale di prova in posizione primaria di sguardo con luce ambiente naturale, non il forottero, per evitare variazioni nel diametro pupillare.

In ultimo, i dati sono stati rilevati durante la visita svolta almeno 20 giorni dopo l'intervento e non al controllo post-operatorio.

In questo studio sono stati presi in esame pazienti che hanno effettuato un intervento chirurgico per cataratta senile con impianto di IOL Vivity selezionati in accordo ai seguenti criteri di inclusione.

In particolare, sono stati reclutati soggetti sottoposti ad un intervento di chirurgia della cataratta non complicato per cui la IOL è stata inserita all'interno del sacco capsulare e che non presentano patologie oculari preesistenti come maculopatie, glaucoma, cheratocono e altre patologie sia corneali che retiniche. Inoltre, nello studio sono stati inclusi solo pazienti con capsula posteriore trasparente e integra e con totale assenza di pieghe.

È stato esaminato un totale di 26 pazienti, ma dati i rigorosi criteri di inclusione, lo studio ha coinvolto un campione di quattro pazienti. Nella seguente tabella sono riportati i profili dei pazienti e il potere diottrico delle lenti intraoculari impiantate.

	Genere	Età	IOL OD	IOL OS
Paziente 1	Donna	69	DFT015 +21,5 D	DFT215 +21,0 D
Paziente 2	Donna	82	DFT415 +17,5 D	DFT315 +17,5 D
Paziente 3	Uomo	75	DFT015 +21,5 D	DFT015 +21,5 D
Paziente 4	Donna	58	DFT315 +18,5 D	DFT415 +17,5 D

Tabella 1: Profili dei pazienti coinvolti nello studio e potere delle lenti intraoculari impiantate.

Sono stati inoltre analizzati i parametri corneali. Il primo tra questi è il valore medio dei raggi di curvatura corneali principali (K1 e K2) definito come K medio (K avg). Questo parametro ha un range di valori che si estende da 41.09 D a 45.03 D, con una media di 43.44 D +/- 1.25 ed è stato misurato ad un diametro pupillare di 5.00 millimetri.

A seguire è stato valutato il valore di asfericità corneale anteriore (Qant), ossia la variazione del raggio di curvatura dall'apice alla periferia; questo va da 0.11 a 0.62 con un valore medio di 0.29 +/- 0.15.

Infine, è stato considerato il valore di aberrazione sferica longitudinale (LSA, Longitudinal Spherical Aberration). L'aberrazione sferica longitudinale è il risultato della rifrazione maggiore o minore dei raggi luminosi periferici rispetto a quelli parassiali e può essere misurata come la differenza tra i punti in cui i raggi parassiali e quelli periferici si intersecano con l'asse, in diottrie. Il range di valori va da 0.09 a 1.07 con un valore medio di 0.51 +/- 0.32 ed è stato misurato a un diametro di 4 millimetri.

Paziente	P1 OD	P1 OS	P2 OD	P2 OS	P3 OD	P3 OS	P4 OD	P4 OS	Media	SD
K avg (D)	44,36	44,29	45,03	43,69	43,83	43,38	41,82	41,09	43,44	1,25
Q ant	0,62	0,35	0,27	0,34	0,15	0,26	0,11	0,21	0,29	0,15
LSA (D)	0,45	0,4	0,47	0,13	1,07	0,92	0,51	0,09	0,51	0,32

Tabella 2: Parametri oculari dei pazienti coinvolti nello studio.

Tutti i valori sopra elencati rientrano nei limiti di norma in quanto il valore di curvatura corneale anteriore media è di circa 7.80 mm +/- 0.25 che corrisponde a un potere diottrico di 43.25 D; il valore normativo di asfericità corneale anteriore è 0.99 +/- 0.75 ed infine il valore normativo di aberrazione sferica longitudinale a 4 mm è 0.44 D +/- 0.27 [Zeri] [Atchison, D. A et al].

PRESENTAZIONE DEI RISULTATI

Per ciò che concerne le aberrazioni oculari, i valori di Coma, Astigmatismo, Trifoglio così come degli altri polinomi di Zernike, questi sono tutti all'interno dei limiti di norma; l'unica eccezione è rappresentata dall'Aberrazione Sferica in quanto è proprio questa che consente di ottenere l'estensione della profondità di fuoco.

Confrontando le curve di defocus oggettive generate dallo strumento Osiris e le curve di defocus soggettive, si è osservato che con l'introduzione di un quantitativo esiguo di aberrazioni, in particolare aberrazione sferica, indotte dalla IOL Vivivity, è possibile estendere la profondità di fuoco sia nella curva di defocus oggettiva che soggettiva. A seguire sono state riportate due curve di defocus di riferimento del Paziente 1, la prima oggettiva, la seconda soggettiva.

asse X: diottrie	asse Y: decimi
+1.00	5
+0.50	12
0.00	10
-0.50	7
-1.00	5
-1.25	4
-1.50	3
-2.00	1,7
-2.50	1,5
-3.00	1

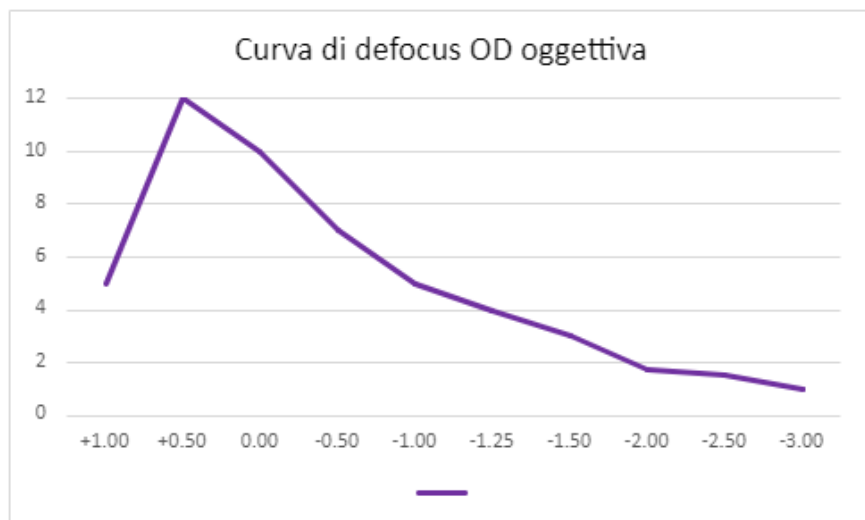


Grafico 1: Curva di defocus oggettiva, paziente 1, occhio destro.

asse X: diottrie	asse Y: decimi
+1.00	7
+0.50	9
0.00	10
-0.50	10
-1.00	10
-1.25	10
-1.50	10
-2.00	9
-2.50	8
-3.00	6

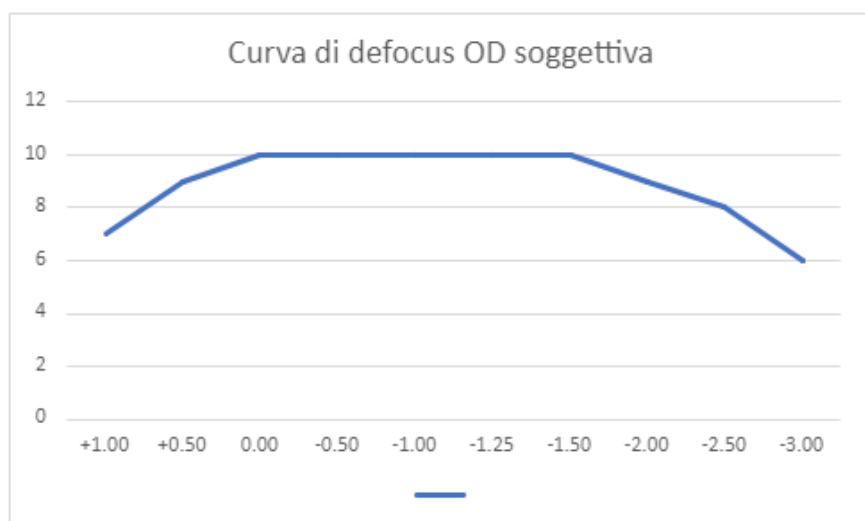


Grafico 2: curva di defocus soggettiva, paziente 1, occhio destro.

Il confronto tra le curve di defocus ha evidenziato che in quelle soggettive [Grafico 2] le curve appaiono più alte e decadono più lentamente rispetto a quelle oggettive [Grafico 1]. Ciò è attribuibile al fatto che le lenti intraoculari introducono un basso grado di aberrazioni, il che, dal punto di vista oggettivo, viene “tradotto” dallo strumento in una esigua estensione della curva di defocus. Tuttavia, sotto un'analisi soggettiva, grazie alla rielaborazione corticale delle immagini, si osserva un miglioramento significativo dell'estensione della profondità di fuoco fino a distanza ravvicinata. Dal Grafico 2 è infatti possibile notare che il paziente mantiene un'acuità visiva di 10/10 dall'infinito fino a 66 centimetri (corrispondente di -1.50 diottrie).

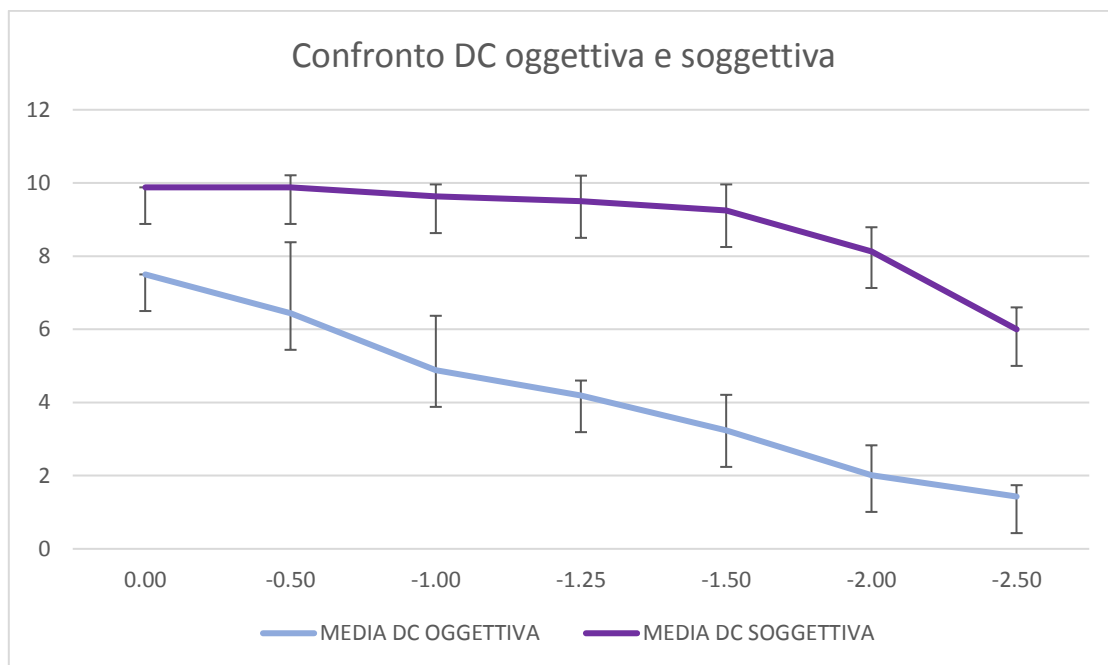


Grafico 3: Confronto tra la curva di defocus oggettiva e soggettiva entrambe basate sui valori medi.

Nel Grafico 3 sono illustrate due curve di defocus: la prima, indicata in viola, rappresenta la media delle curve di defocus soggettive monoculari, mentre la seconda, in azzurro, rappresenta la media delle curve di defocus oggettive monoculari. Questa rappresentazione evidenzia in modo immediato la differenza che sussiste tra le curve di defocus oggettive e soggettive nell'intervallo che va dall'infinito (0.00 D) fino a 40 centimetri (-2.50 D).

Questo risultato è attribuibile al fatto che durante l'esecuzione della curva di defocus soggettiva, le lievi aberrazioni indotte dalle lenti intraoculari vengono rielaborate a livello corticale, producendo un'acuità visiva elevata dall'infinito fino a distanza ravvicinata. Questo processo di elaborazione non

è riprodotto dallo strumento che genera la curva di defocus oggettiva, il che si riflette in valori di acuità visiva inferiori.

Per ciò che concerne invece il confronto tra le curve di defocus soggettive monoculari e binoculari si nota una tendenza al miglioramento binoculare.

La tendenza al miglioramento binoculare si spiega attraverso il meccanismo di sommazione binoculare. Nella visione binoculare, ogni occhio riceve un'immagine leggermente diversa a causa della loro posizione leggermente separata. Il cervello elabora queste due immagini e le combina insieme attraverso il processo di fusione binoculare. Durante questo processo, le informazioni provenienti dai due occhi si sommano per migliorare la nitidezza e la precisione della visione. Questo è il fenomeno noto come sommazione binoculare ed è proprio questo processo a generare un miglioramento dell'acuità visiva nella curva di defocus binoculare.

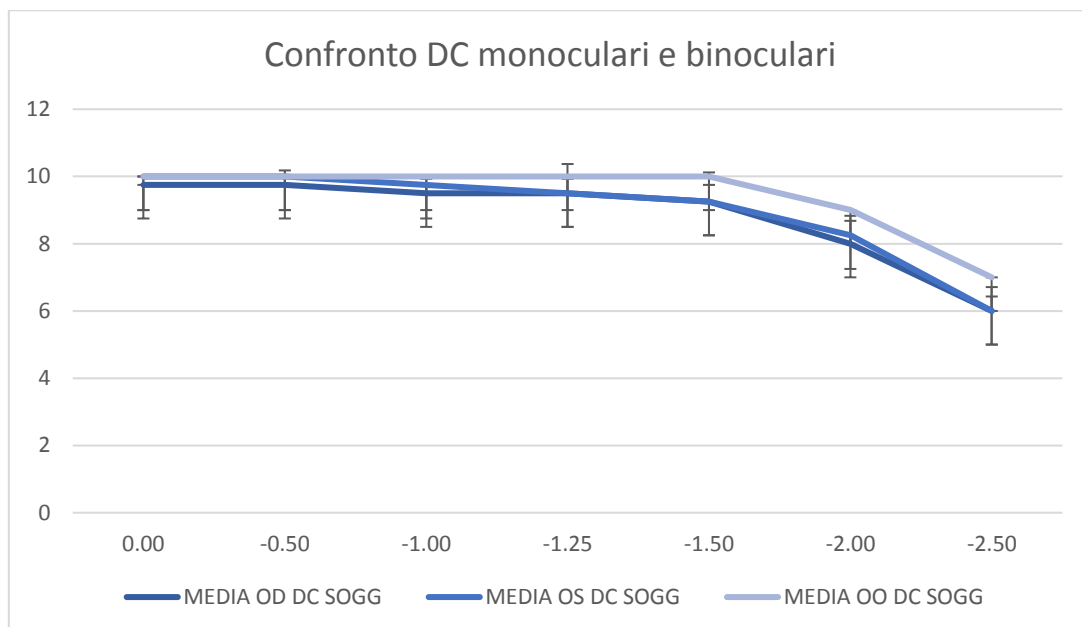


Grafico 4: Confronto tra curva di defocus soggettiva monoculare e binoculare entrambe basate su valori medi.

La tendenza al miglioramento binoculare si evidenzia nel Grafico 4, dove vengono confrontate le due curve di defocus monoculari, una per l'occhio destro e una per l'occhio sinistro, con la curva di defocus binoculare. Tutte e tre le curve di defocus presenti nel Grafico 4 sono basate sui valori medi delle rispettive curve di defocus.

CONCLUSIONI

Fatta un'analisi della letteratura esistente in questo settore, è importante sottolineare che fino ad oggi l'unico studio condotto sulla valutazione delle performance visive delle lenti intraoculari è stato svolto da Schwiegerling et al. nel 2020. In tale studio, sono state eseguite simulazioni della Point Spread Function, ossia la funzione di diffusione del punto di messa a fuoco, prodotta da diverse tipologie di lenti intraoculari utilizzando un banco ottico e dell'immagine di un punto prodotta dalle differenti IOL. Pertanto, lo studio qui presentato rappresenta il primo condotto in vivo su pazienti a cui sono state impiantate lenti intraoculari EDoF, concentrandosi in particolare le lenti Vivity di Alcon.

In conclusione, confrontando le curve di defocus oggettive generate dallo strumento Osiris e le curve di defocus soggettive si è osservato che con l'introduzione di un quantitativo esiguo di aberrazioni (in particolare Aberrazione Sferica) indotte dalla lente intraoculare Vivity è possibile estendere la profondità di fuoco sia nella curva di defocus oggettiva che soggettiva.

In particolare, da questo studio è emerso che l'aberrazione oculare predominante è quella sferica con un valore medio di 0.13 micron \pm 0.07, corrispondente a un valore diottrico di 0.20 D.

Il confronto tra le curve di defocus ha evidenziato che in quelle soggettive le curve sono più alte e decadono più lentamente, ovvero forniscono una buona acuità visiva dall'infinito fino a distanza intermedia, rispetto a quelle oggettive.

Per ciò che concerne invece il confronto tra le curve di defocus soggettive monoculari e binoculari si nota una tendenza al miglioramento binoculare.

In questo studio, la curva di defocus soggettiva è stata valutata in posizione primaria di sguardo tramite l'aggiunta progressiva di lenti negative di potenza crescente con l'ottotipo posto alla distanza di 3 metri. Tuttavia, è importante sottolineare che nella pratica quotidiana, questo approccio non rispecchia appieno le condizioni abituali, poiché è coinvolto anche il contributo della convergenza e della miosi. Pertanto, i risultati nelle abituali condizioni di lettura del paziente potrebbero essere superiori rispetto a quelli misurati con la curva di defocus soggettiva.

Infine, visti gli stringenti criteri di inclusione, lo studio ha coinvolto un campione di quattro pazienti e data la limitata dimensione del campione, tali risultati, benché clinicamente rilevanti, non

raggiungono significatività statistica. Pertanto, lo studio è ancora aperto al fine di ampliare il campione e condurre un'analisi statistica più approfondita per confermare e quantificare la tendenza osservata.

RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

[Atchison, D. A et al] Atchison, D. A., & Smith, G. (2000). *Optics of the human eye* Butterworth-Heinemann Medical.

[Alió et al.] Alió, J. L., D'Oria, F., Toto, F., Balgos, J., Palazón, A., Versaci, F., & Del Barrio, J. L. A. (2021). Retinal image quality with multifocal, EDOF, and accommodative intraocular lenses as studied by pyramidal aberrometry. *Eye And Vision*, 8(1). <https://doi.org/10.1186/s40662-021-00258-y>

[Kreidl] Kreidl, K. (2023, October 26). *Cataract surgery and the Vivity® intraocular lens*. Boulder Medical Center. <https://www.bouldermedicalcenter.com/vivityextended-depth-offocus-intraocular-lens/>

[Kretz] Kretz, F. (2018, June 7). *Top tips for premium IOL refraction*. The Ophthalmologist. <https://theophthalmologist-com.translate.google.com/subspecialties/top-tips-for-premium-iolrefraction? x tr sl=en& x tr tl=it& x tr hl=it& x tr pto=wapp>

[Schwiegerling et al.] Schwiegerling, J. S., Gu, X. G., Hong, X. H., Lemp-Hull, J. L., & Merchea, M. M. (2020). *Optical Principles of Extended Depth of Focus IOLs*. <https://www.alconscience.com/.https://us.alconscience.com/sites/g/files/rbvwei1736/files/pdf/Optical-Principles-of-EDOFUS-CAT-2000006.pdf>

[Zeri et al.] Zeri, F. Z., Rossetti, A. R., Fossetti, A. F., & Calossi, A. C. (2012). *Ottica Visuale* (2012th ed.). Società Editrice Universo.