

Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Fisica e Astronomia “Galileo Galilei”

Corso di Laurea Triennale in Ottica e Optometria

TESI DI LAUREA

“Applicazione lenti a contatto Multifocali: analisi dei risultati  
in relazione ai fini applicativi”

Relatore: Prof. Paolo Facchin

Laureando: Raffaella Parisi

Matricola: 1151341

Anno Accademico 2021/2022



# Indice

---

Abstract .....	4
1. Introduzione .....	6
2. Background .....	8
2.1. Accomodazione .....	8
2.1.1. Stimoli e reazioni.....	9
2.1.2. Le componenti dell'accomodazione.....	10
2.1.3. Ampiezza accomodativa.....	11
2.2. Presbiopia.....	14
2.2.1. Metodi correttivi.....	15
2.2.2. Tecniche per determinare l'addizione .....	16
2.3. Miopia.....	17
2.4. Progressione miopica .....	19
2.5. Metodi di controllo della progressione miopica.....	21
2.6. Lenti a contatto multifocali .....	21
2.7. di selezione del portatore .....	25
2.8. Test preliminari .....	30
2.8.1. Sensibilità al contrasto.....	30
2.8.2. Acuità visiva (alto e basso contrasto).....	32
3. Obiettivo.....	35
3.1. Quesito di ricerca.....	35
4. Metodo.....	37
4.1. Protocollo di ricerca .....	37
4.2. Fonti di informazione.....	37
4.3. Strategia di ricerca .....	38
4.4. Criteri di eleggibilità.....	41
4.5. Selezione degli studi .....	42
4.6. Caratteristiche di raccolta dati .....	42
4.7. Rischio di bias nei singoli studi.....	42
5. Risultati.....	43
5.1. Selezione degli studi .....	43
5.2. Caratteristiche degli studi.....	44
6. Discussione .....	48
7. Conclusioni.....	56
8. Bibliografia .....	58



## Abstract

---

**Scopo:** Scopo della revisione è valutare come e se cambiano le performance visive dei portatori di lenti a contatto multifocali quando vengono applicate come correzione della presbiopia e come strategia di controllo della progressione miopica nei giovani miopi, valutando l'influenza della differenza anagrafica.

**Introduzione:** Negli ultimi vent'anni sono cambiati gli stili di vita, complice il progresso tecnologico che ci propone sempre più ausili che ci inducono a passare sempre più ore negli spazi chiusi e davanti a schermi. Questa evoluzione si è tradotta in una sempre più incidente progressione della miopia nei giovanissimi e in un incremento delle attività prossimali che va a pesare sulla condizione di presbiopia, portando i presbiteri di oggi ad avere sempre più esigenze in campo visivo. Le MFCLs si sono rivelate un'ottima strategia correttiva che non interferisce con la dinamicità della quotidianità, ma anche un ottimo strumento di controllo sulla progressione miopica. Si vuole quindi andare a capire come lo stesso metodo correttivo influisca sulle performance visive di due popolazioni differenti.

**Metodo:** Sono state eseguite ricerche avanzate tramite parole chiave sulle banche dati *PubMed* e *Scopus*, i cui risultati di ricerca sono sottoposti a valutazione sulla base di criteri di eleggibilità prestabiliti. In seguito all'estrapolazione degli *outcome* sulle prestazioni visive dei due gruppi con MFCLs, è stata condotta la revisione sistematica, integrando i dati con le variabili legate alla fisiologia propria della fascia d'età dei due gruppi.

**Risultati:** Sono selezionati 10 trial clinici randomizzati, per un totale di 321 soggetti valutati, divisi in campioni eterogenei a seconda dell'errore refrattivo o dell'età. La sintesi dei risultati principali ha prodotto esiti significativi e concordi, dimostrando un aumento delle SA indotte dai design delle MFCLs, e un calo nelle prestazioni visive all'aumentare delle SA positive nei presbiteri, e una penalizzazione dei miopi soprattutto in condizioni di bassa illuminazione per SA negative, oltre che un aumento di defocus ipermetropico nei miopi

**Conclusioni:** I dati raccolti confermano che esistono differenze in termini di prestazioni visive legate principalmente al design dei dispositivi multifocali, ma che queste sono strettamente legate alla condizione fisiologica oculare soggettiva, per cui è possibile affermare l'influenza del fattore anagrafico e definire le preferenze e le esigenze di un gruppo rispetto all'altro.

# 1. Introduzione

---

I dispositivi ottici multifocali hanno lo scopo di permettere all'osservatore la messa a fuoco di oggetti posti a diverse distanze.

La vita odierna è molto diversa da quella di venti anni fa. In questi ultimi decenni lo sviluppo delle tecnologie ha rivoluzionato il mondo delle comunicazioni, del lavoro e, più in generale, il nostro stile di vita.

E se da un lato ci sono i comfort, i benefici e le agevolazioni che il nuovo millennio ci ha regalato, dall'altro troviamo una quotidianità molto più frenetica e pretenziosa, che ci sottopone costantemente a diversi stress su più fronti, compreso quello visivo.

Il primo fenomeno che ne consegue è l'aumento dell'incisione di miopi su scala globale, soprattutto nei giovanissimi. Ad oggi i miopi ricoprono circa il 30% della popolazione mondiale, e si stima che entro il 2050 questa percentuale arrivi al 50%. Altre vittime di questa modernità sono i presbiteri. Il presbitero di oggi è diverso da quello di ieri, è molto più dinamico, sportivo, tecnologico, impegnato sul lavoro e interessato a mantenere un aspetto giovane. Di conseguenza, dovendo gestire notevoli attività prossimali ha anche esigenze diverse rispetto a un tempo.

Il progresso che a noi interessa principalmente riguarda lo sviluppo, in termini di tecnologie costruttive e di percentuali di diffusione, delle lenti a contatto multifocali.

Negli ultimi decenni, infatti, questi dispositivi hanno acquisito molta popolarità, soprattutto come mezzo correttivo della presbiopia, arrivando a ricoprire in alcuni paesi fino al 25-30% delle applicazioni totali di lenti a contatto, complici forse la praticità e i campi visivi decisamente più ampi rispetto a quelli forniti dalle lenti oftalmiche progressive.

In parallelo però, vengono utilizzate anche come strategia di controllo della progressione miopica, se pur ricoprendo percentuali decisamente inferiori, che, considerando le tendenze demografiche e i risultati potenzialmente positivi, si spera aumenteranno nei prossimi anni.

Questo progetto di revisione nasce dalla volontà di studiare le differenze nelle prestazioni visive prodotte dalle stesse tipologie di ausili, nello specifico di lenti a contatto morbide multifocali, correttivi quando vengono usati per scopi diversi, quindi su popolazioni diverse per problematiche ed età anagrafica.

Sebbene sia confermata l'efficacia di entrambi i metodi, correttivo e di controllo, non sono chiare le singole inclinazioni dei portatori. In particolare, l'attenzione sarà posta sulle prestazioni visive di entrambe le popolazioni quando indossano i dispositivi, al fine di verificare i principali disturbi a cui potrebbero essere soggetti e come la differenza anagrafica, quindi di esigenze e fattori fisiologici, incida su tali prestazioni e sulla preferenza di un design rispetto ad un altro.

La tesi è costituita da una sezione iniziale, volta a introdurre al lettore alcune conoscenze di base necessarie, una seconda parte che espone i metodi utilizzati per la ricerca letteraria e la realizzazione di revisione e una sezione finale di esposizione dei risultati a cui, seguirà una discussione.

Ciascuno di questi passaggi, contribuirà agli scopi del lavoro:

1. L'utilizzo di lenti a contatto multifocali, utilizzate come strategia correttiva per i presbinti e come metodo di controllo sulla progressione miopica, influenzano in maniera diversa la qualità visiva?
2. Nel caso in cui venga riconosciuta una differenza tra le due diverse geometrie, qual è l'entità? E quali sono le cause?
3. In che modo la differenza anagrafica, in termini fisiologici e di stili di vita influisce?

Le risposte a queste domande, ricavate da una attenta osservazione e analisi della letteratura in merito, permetterà di valutare il giusto approccio correttivo basato non solo sulle esigenze visive personali dei portatori, ma anche di capire i cambiamenti fisiologici, per fornire agli optometristi la possibilità di decidere più ragionevolmente.

## 2. Background

---

### 2.1. Accomodazione

L'attività di accomodazione permette all'occhio di creare immagini retiniche a fuoco di oggetti posti a varie distanze. Tale attività è a carico del cristallino che, grazie alla sua elasticità, è in grado di modificare il suo potere diottrico.

Il primo a cercare di dare una spiegazione scientifica a questa variazione di potere fu Thomas Young nel 1801, il quale fissò una sorta di pinza con le parti posteriore e anteriore del suo occhio. Una delle possibili teorie contemplate all'epoca, e quella che Young avrebbe voluto dimostrare, era quella dell'allungamento del bulbo durante il processo accomodativo. Se così fosse stato infatti, si sarebbero generati dei fosfeni, ma l'esperimento ebbe risultato negativo, ma non fu inutile: venne implicitamente dimostrato che l'accomodazione non era dovuta ad un allungamento bulbare.

Fu H. von Helmholtz, qualche decina di anni dopo, a dare il suo contributo dimostrando che a giocare un ruolo importante nel processo di accomodazione era il cristallino. Egli arrivò a definire questa teoria grazie all'osservazione delle immagini di Purkinje, quattro riflessi delle superfici dei mezzi oculari a carico della cornea anteriore (1) e posteriore (2), e delle superfici anteriore (3) e posteriore (4) del cristallino. Helmholtz notò che l'unica immagine a rimpicciolire e a variare di posizione in modo significativo era la terza, quella sulla superficie anteriore del cristallino, e in maniera più modesta la quarta, quella della superficie posteriore.

Quello che sappiamo oggi è che il processo accomodativo è reso possibile dal cambiamento di curvatura che si verifica principalmente a carico della faccia anteriore, e in minima parte di quella posteriore del cristallino. Tale incremento di potere avviene per effetto della contrazione del muscolo ciliare che comporta uno spostamento in avanti ed in dentro della regione ciliare provocando un rilasciamento della zonula di Zinn, e permettendo quindi alla capsula del cristallino, di sua natura elastica, l'aumento di curvatura. Dunque, maggiore è lo spostamento del corpo ciliare, maggiore sarà la variazione di curvatura del cristallino.

Viceversa, quando la contrazione del corpo ciliare cessa, aumenta nuovamente la tensione sulla zonula che va ad opporsi all'elasticità della capsula e a ridurre la curvatura della lente.

Questa condizione paradossa in cui le fibre sono tese quando il sistema è a riposo e viceversa, è imputabile a una particolarità nello sviluppo del cristallino, il quale termina il proprio sviluppo prima del bulbo; quindi, dall'ulteriore crescita di quest'ultimo nasce la tensione sull'anello di Zinn.

Inoltre, secondo la teoria di Gullstrand, ricopre un ruolo di notevole importanza anche il nucleo del cristallino, il quale oltre a rappresentare una struttura di elevato indice refrattivo, se visto in sezione durante il processo si può notare che cambia dalla forma ellittica a quella sferica, modificando anche l'aberrazione sferica.

### 2.1.1. Stimoli e reazioni

Il meccanismo accomodativo è un atto riflesso, quindi indipendente dalla volontà, che si verifica per eccitazione del sistema parasimpatico e in minima parte per eccitazione del simpatico, e viene associato ad un movimento di convergenza dei bulbi oculari e ad una miosi, che hanno il fine di evitare diplopia e ridurre le aberrazioni sferiche.

È bene specificare che questi fenomeni non sono riflessi strettamente legati all'attività accomodativa, ma sono piuttosto descritti come sincinesia in quanto si manifestano contemporaneamente ad essa.

Gli stimoli per l'accomodazione sono almeno tre: lo sfuocamento dell'immagine retinica centrale, quindi solo per la zona occupata dai coni, la coscienza della prossimità dell'oggetto e la sua grandezza, e l'aberrazione cromatica. Quest'ultima in particolar modo sembra una strategia molto efficace, seppur non direttamente provata, adottata dalla psiche per decidere in quale direzione effettuare l'accomodazione. Infatti, come studiò Finchman nel 1957, un ambiente illuminato monocromaticamente non stimola l'accomodazione<sup>1</sup>.

Al contrario, l'assenza di stimoli porta l'accomodazione, che è controllata da un feedback continuo, ad una staticità, anche chiamato stato di riposo.

Tuttavia, la reazione non è strettamente corrispondente allo stimolo, ma anzi, esiste una differenza tra quantità teorica e quantità pratica che esprime il lag accomodativo. Normalmente, infatti, l'accomodazione eseguita, risulta minore di quella teorica, per la possibilità di sfruttare la profondità di campo.

### 2.1.2. Le componenti dell'accomodazione

Le componenti dell'accomodazione furono scoperte e classificate da Heath, il quale divise l'accomodazione in quattro unità: accomodazione riflessa, di vergenza, prossimale, e tonica.

L'accomodazione riflessa è quella parte di accomodazione che si attiva in maniera automatica in risposta ad uno stimolo di sfocatura, per aggiustare lo stato refrattivo, e quindi ottenere e mantenere un'immagine retinica definita e a fuoco. Questo meccanismo si verifica per quantità di accomodazione relativamente piccole, circa fino a 2.00 D, dopodiché per mantenere lo sforzo accomodativo è necessario l'intervento dell'accomodazione volontaria.

Probabilmente questa componente accomodativa è la più importante, sia in condizioni di visione monoculare che binoculare.

La seconda componente accomodativa più importante è probabilmente l'accomodazione di vergenza, ossia quella parte di accomodazione indotta dall'innervazione di convergenza in assenza della necessità di focalizzazione precisa<sup>2</sup>. Questo legame costituisce il rapporto CA/C (*convergence accommodation/convergence*), cioè la quantità di accomodazione di vergenza utilizzata per un dato stimolo di convergenza, ed è mediamente pari a 0.40 D/AM<sup>3</sup>. Secondo Finchman le due componenti sono ben relazionate fino ai 24 anni, dopodiché l'accomodazione inizia a ridursi progressivamente fino ai 50 anni, quando non eccede 1D<sup>1</sup>.

L'accomodazione prossimale invece, è quella parte di accomodazione influenzata dalla consapevolezza della vicinanza di un oggetto, ed è pertanto stimolata da target posti entro tre metri dal soggetto. Essendo stimolata da cues, la terza componente dell'accomodazione non ha un ciclo di feedback visivo retinalbased separato<sup>2</sup>.

Infine, l'accomodazione tonica non è indotta da nessuno stimolo in quanto è intesa come posizione di riposo dell'accomodazione. Può essere misurata, ad esempio, ponendo il soggetto in un ambiente privo di stimoli, quindi visivamente omogeneo, o con stimoli a bassa frequenza spaziale, in ridotta illuminazione, quindi con diametro pupillare ridotto, poiché, quando l'immagine retinica viene marcatamente degradata in condizioni monoculari, l'accomodazione si sposta al livello di accomodazione tonica predefinito. Questa componente accomodativa si riduce con l'età a causa dei limiti biomeccanici del cristallino<sup>2</sup>.

### 2.1.3. Ampiezza accomodativa

È sbagliato pensare che una valutazione dello stato accomodativo sia una prerogativa dei soggetti presbiti. Infatti, questo tipo di funzione può essere alterata anche in età giovanile, per esempio da un'anomala rigidità del sistema accomodativo, o da un'anomalia binoculare che si riflette su di esso.

Alla luce di questo è chiaro che, nella pratica clinica, un'indagine optometrica del compartimento accomodativo deve essere rivolta anche a soggetti più giovani ancora ben lontani dall'età presbiopica, per scongiurare questo tipo di problematiche.

È necessario dunque introdurre alcuni concetti legati a tale funzione.

L'accomodazione può essere specificata in due termini:

- range accomodativo, ovvero l'estensione accomodativa espressa in metri come la differenza tra il punto remoto e il punto prossimo del soggetto (PR -PP);
- ampiezza accomodativa, che è invece la differenza tra il valore diottrico al punto prossimo e il valore diottrico al punto remoto ( $1/PP - 1/PR$ ). Nel caso di un soggetto ipermetrope il punto remoto è virtuale; quindi, per ovviare questa incapacità di calcolo, si pensa convenzionalmente al punto remoto come se fosse quello di un miope ma con segno negativo.

Nella pratica clinica è più utile e largamente più utilizzata l'ampiezza accomodativa, che può essere stimata statisticamente o, più comunemente, attraverso test soggettivi, come il Push-up o il Minus lens method

Le formule statistiche, invece, si basano sui calcoli effettuati da Hofstetter che propose tre livelli di ampiezza accomodativa basandosi sull'età dei soggetti.

Ampiezza massima:  $25 - (0,4 \times \text{età})$

Ampiezza media:  $18,5 - (0,3 \times \text{età})$

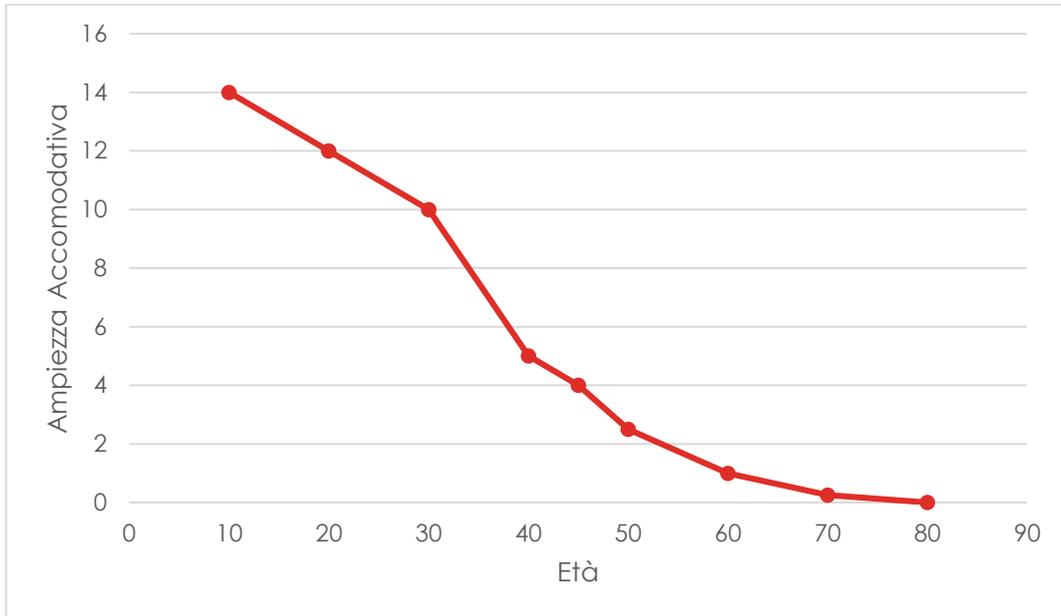
Ampiezza minima:  $15 - (0,25 \times \text{età})$

Di seguito alcuni grafici e tabelle che descrivono l'andamento dell'ampiezza accomodativa e del punto prossimo durante il corso della vita di un soggetto.

**Tabella I.** Tabella ampiezza accomodativa secondo l'età

ETÀ (anni)	AMPIEZZA (D)	ETÀ (anni)	AMPIEZZA (D)
<b>10</b>	14.00	<b>45</b>	3.50
<b>15</b>	12.00	<b>50</b>	2.50
<b>20</b>	10.00	<b>55</b>	1.75
<b>25</b>	8.50	<b>60</b>	1.00
<b>30</b>	7.00	<b>65</b>	0.50
<b>35</b>	5.50	<b>70</b>	0.25
<b>40</b>	5.00	<b>75</b>	0.00

**Grafico 1.** Grafico andamento ampiezza accomodativa in funzione dell'età.



## 2.2. Presbiopia

L'ampiezza dell'accomodazione si riduce progressivamente con l'aumentare dell'età e quando diventa minore di 4D il soggetto viene convenzionalmente detto presbite.

La presbiopia (dal greco presbys – πρέσβυς vecchio e op- οπ, radice dei termini riguardanti la vista) è dunque una condizione fisiologica dell'apparato visivo, non un difetto di refrazione, inerente alla perdita progressiva di efficienza dell'apparato accomodativo, che si manifesta come difficoltà a mettere a fuoco da vicino. Sebbene i cambiamenti oculari legati all'età siano molteplici, come la continua crescita del cristallino, il suo aumento dello spessore assiale, e i cambiamenti configurazionali del corpo ciliare, la perdita accomodativa si può primariamente attribuire ad un incremento della rigidità del cristallino, in particolare del nucleo più che nella corteccia.

Come abbiamo visto in precedenza, il cristallino è capace di un meccanismo di accomodazione, ossia è in grado di modificare il suo potere diottrico per consentire la messa a fuoco sulla retina di oggetti posti a distanze differenti. Il suo potere accomodativo risulta massimo nel bambino per decrescere progressivamente nel corso degli anni, fino a diventare pressoché nullo dopo i 60 anni.

Questa regressione è spiegata da Helmholtz come una diminuzione delle proprietà elastiche del cristallino o della capsula, e da Schachar come il risultato della crescita fisiologica del cristallino che continua ad accrescersi durante tutta la vita, facendo diminuire la distanza tra l'equatore e il muscolo ciliare, la cui forza quindi si reduce in maniera lineare con l'età.

Ciò che è certo è che in entrambi i casi il risultato è un allontanamento del punto prossimo; quindi, si può concludere che l'occhio presbite si comporta come un occhio ipermetrope, la cui ametropia non è assiale ma di potenza, e in cui le immagini vanno a fuoco dietro la retina. Per questo motivo la correzione della presbiopia avviene mediante lenti positive che corrispondono alla differenza tra l'ampiezza accomodativa del paziente e la richiesta accomodativa legata alla distanza di lavoro, e che vanno aggiunte algebricamente all'ametropia del soggetto, laddove esista, e tenendo presente che la distanza interpupillare per vicino deve

essere ridotta di circa 4 mm rispetto a quella da lontano per evitare l'induzione di effetti prismatici.

### 2.2.1. Metodi correttivi

La correzione della presbiopia è una necessità clinica che non può essere trascurata se si vuole garantire al soggetto presbite la capacità di svolgere tutte le attività prossimali che la vita quotidiana richiede, e che la modernità sembra aumentare continuamente. Generalmente questa esigenza viene compensata con una lente sferica positiva che va a sommarsi all'ametropia del soggetto, per questo espressa come *addizione*, e che non va a variare la correzione per lontano.

La correzione 'ideale' della presbiopia è stata descritta come "in grado di riportare ai livelli pre-presbiteri il range diottrico entro il quale è possibile ottenere un'accurata messa a fuoco senza intoppi e rapidamente...".<sup>4</sup>

Questa correzione può essere applicata con diverse strategie, quali occhiali, lenti a contatto, interventi chirurgici, farmaci ed elettrostimolazione del muscolo ciliare<sup>5</sup>. Quella che però più interessa questo studio è la compensazione mediante lenti a contatto, valida sia per i già portatori, sia per i neofiti, e che possono essere adottate per le seguenti strategie:

- Lenti a contatto monofocali per la correzione a distanza con l'ausilio di un occhiale monofocale per la visione prossimale;
- Lenti a contatto bifocali o multifocali, a immagini simultanee o alternate (vedi paragrafo 1.7);
- Monovisione, strategia che pare dare buoni risultati in termini di range di messa a fuoco, se pur riducendo stereopsi e sensibilità al contrasto<sup>5</sup>, e sia limitata ad un'addizione ottimale e a determinate condizioni ambientali<sup>6</sup>.
- Monovisione modificata, si utilizzano una lente a visione singola in un occhio e una lente a immagini simultanee nell'altro, o due lenti a immagini simultanee ma con poteri o posizioni di addizione diverse per i due occhi.

### 2.2.2. Tecniche per determinare l'addizione

Sebbene si sia finora pensato all'accomodazione come a una risorsa totalmente gestibile dal nostro sistema visivo, bisogna ora chiarire che essa, in quanto strettamente legata ad una funzione muscolare (muscolo ciliare), richiede un consumo in termini energetici e quindi può produrre affaticamento nel lungo periodo. Per questo, è convenzione considerare il suo esercizio come "sostenibile" quando non implica il totale esaurimento dell'ampiezza accomodativa a disposizione, bensì ne prevede una riserva.

Sono due gli approcci adottabili in questo senso:

- Il primo di Hofstetter, il più economico, che prevede l'utilizzo di accomodazione fino a metà della sua ampiezza (a)
- Il secondo di Giles, che ne allarga il dispendio fino ai 2/3 dell'ampiezza accomodativa (b)

$$(a): Add = \frac{1}{distanza\ di\ lavoro} - \frac{AA}{2}$$

$$(b): Add = \frac{1}{distanza\ di\ lavoro} - \frac{2AA}{3}$$

Il primo metodo, dunque, per determinare l'addizione è tramite la valutazione dell'ampiezza accomodativa, che deve essere misurata soggettivamente o stimata sulla base dell'età (vedi 1.1.4), tenendo in considerazione che basandosi su valori medi è facile differire in modo sensibile dalla correzione effettiva del soggetto. Inoltre, sarà più puntuale un'addizione determinata sull'effettiva distanza di lavoro che il soggetto vorrà adottare.

In ogni caso, il valore così ottenuto va poi sommato algebricamente alla correzione per lontano del soggetto in precedenza rilevata.

Inoltre, essendo in alcuni casi richiesta anche dai giovani, la stima del potere di addizione in relazione all'età non è da preferire, o comunque è bene non dare per certi quei dati ma controllarli sempre soggettivamente.

Un ulteriore metodo per determinare un'ipotesi di addizione è tramite la misura del lag in schiascopia dinamica, al quale poi viene sottratto 0.50D, ossia il valore di lag considerato fisiologico (c):

$$(c) \quad Add = lag_{soggetto} - 0.50 = \left( \frac{1}{0,40} - \frac{1}{distanza\ trovata} \right) - 0.50$$

Si aggiungono il metodo bicromatico, non troppo lontano da quello somministrato a distanza, comodo soprattutto per il confronto bioculare delle due percezioni durante il bilanciamento essendo che permette di sottolineare i cambiamenti accomodativi e di evidenziarne il tipo, e il test dei cilindri crociati, che richiede la precedente correzione dell'astigmatismo a distanza, comodo perché può essere sottoposto monocularmente, binocularmente e biocularmente, e molto efficace anche per soggetti giovani.

Infine, molto efficaci per i giovani sono anche la verifica della foria a distanza prossimale e del rapporto AC/A, e il bilanciamento tra ARP e ARN, da aggiungere all'ipotesi di addizione riscontrata per determinare l'addizione finale.

### 2.3. Miopia

La miopia è un comune vizio refrattivo che si sviluppa principalmente durante l'infanzia e la prima età adulta, e che si verifica quando la messa a fuoco dei raggi luminosi provenienti dall'infinito ottico, quindi paralleli all'asse ottico, cade davanti alla retina. Ciò è legato alla curvatura corneale o, nella maggior parte dei casi, ad una eccessiva crescita assiale dell'occhio.

L'eziologia della miopia è multifattoriale e sono coinvolti:

- Fattore genetico/ereditarietà
- Fattore ambientale e stile di vita
- Patologia

Quello miopico è un fenomeno molto diffuso che colpisce 28,3% della popolazione mondiale, di cui il 4% rappresenta soggetti con miopia elevata, e si stima che entro il 2050 quasi la metà della popolazione mondiale sarà miope (49,8%), con quasi un

miliardo di soggetti miopi elevati (9,8%), complice il cambiamento dello stile di vita<sup>7</sup>.

Infatti, escluso il fattore patologico, come possono essere il cheratocono o la cataratta nucleare, il fattore causale critico sembra essere proprio lo stile di vita moderno. Diverse ricerche confermano pressappoco i medesimi concetti: i bambini che trascorrono più tempo all'aria aperta sono più difficilmente soggetti a miopizzazione, ipotizzando che il rischio di diventare miopi diminuisca del 2% per ogni ora in più trascorsa all'aperto settimanalmente. Questo è legato al fatto che l'esposizione alla luce naturale stimola la produzione di dopamina, che a livello retinico è responsabile dell'allungamento assiale del bulbo oculare.

Negli ultimi decenni, infatti, a variare non è stata la predisposizione genetica, quanto piuttosto l'aumento degli anni di istruzione, quindi la conseguente riduzione del tempo libero passato all'aperto, e parallelamente l'aumento delle ore passate a svolgere attività prossimali, legate non solo allo studio, ma anche alle tecnologie della vita moderna.

Questa teoria è confermata da studi che riportano un'incidenza di giovani miopi maggiore nelle aree urbane di alcuni paesi dell'Asia rispetto alle aree rurali degli stessi, dove lo sviluppo economico e gli standard educativi sono minori<sup>8, 9, 10</sup>, e rispetto anche ad una fascia di età più adulta.

Rimane comunque rilevante il contributo genetico, postulato per molti anni e supportato dall'aumento del raggruppamento di casi all'interno delle stesse famiglie<sup>11</sup>, e dall'individuazione di oltre 20 regioni del genoma legate a questa condizione visiva, confermando l'ipotesi di un'origine multigenica ed eterogenea.<sup>12</sup>

## 2.4. Progressione miopica

A livello funzionale e anatomico ci sono diverse componenti coinvolte nello sviluppo e nella progressione della miopia: l'accomodazione, la retina, la coroide e la sclera.

### - *Il ruolo dell'accomodazione*

Nel 1975 lo studioso Kelly mise in risalto il ruolo dell'accomodazione come possibile fattore della miopia. La sua teoria considerava un'eccessiva esposizione ad una distanza prossimale, con conseguente induzione dell'accomodazione, come causa dell'aumento della pressione intraoculare, che a sua volta causava un'espansione della camera vitrea, quindi l'allungamento assiale

Per avvalorare questa ipotesi, Kelly la sperimentò impiantando una radiosonda nella camera vitrea di alcune scimmie per misurare la pressione intraoculare. Risultò una pressione di 24 mmHg per uno stimolo posto a 20 cm, e di 12 mmHg per uno stimolo lontano, posto a 6 metri.

In seguito, alla luce di questi risultati lo studioso Young ipotizzò che la membrana che separa la camera vitrea dalla camera posteriore avesse la capacità di bloccare il normale flusso del fluido dalla camera vitrea a quella posteriore durante l'accomodazione.

Tutti questi esempi sostennero la tesi iniziale di Kelly, secondo la quale l'aumento della pressione intraoculare dovuta all'accomodazione fosse la causa principale dell'allungamento assiale, ma, ad oggi, non vi è alcun riscontro con gli studi contemporanei.

### - *Il ruolo della coroide*

La coroide costituisce una parte della tunica vascolare dell'occhio e costituisce la principale fonte di nutrimento per l'epitelio pigmentato, i recettori retinici e la sclera.

Esperimenti condotti da Wallman e altri sui pulcini, ed in seguito in altre specie animali, risulta essere la coroide stessa la principale struttura a rispondere ai cambiamenti oculari.

In particolare, la coroide si assottiglia in seguito a stimoli che producono un allungamento assiale del bulbo, portando alla miopia. Inoltre, essendo la retina aderente ad essa, ne consegue anche un allontanamento dei fotorecettori dalla cornea. Poiché nei mammiferi, questa tunica è relativamente sottile, una sua variazione di spessore non produce particolari conseguenze da un punto di vista ottico, ma restano associati alla variazione del tasso di allungamento assiale.

Tuttavia, tutti questi studi non hanno avuto riscontro nella realtà e la maggior parte di essi sono stati concentrati sull'accomodazione e convergenza ritenendole fra le principali responsabili del fenomeno dell'allungamento bulbare

#### - *Teoria dell'emmetropizzazione*

L'emmetropizzazione è il processo attraverso il quale l'occhio umano passa da uno stato di ametropia ad uno di emmetropia.

Generalmente i neonati nascono ipermetropi a causa delle dimensioni ridotte dell'occhio, la cui crescita poi permette la minimizzazione del vizio refrattivo.

Esistono due teorie opposte riguardanti il processo di emmetropizzazione: una che sostiene che sia un processo passivo, e che quindi la struttura oculare, così come quella fisica, è determinata geneticamente, e una che invece sostiene sia un processo attivo. Contrariamente, quest'ultima stabilisce che l'occhio reagisca allungandosi o accorciandosi in base all'aumentare dello sfuocamento retinico per coniugare focale e retina.

Indipendente da quale sia il processo alla base della progressione miopica, diventa importante far fronte a questo fenomeno introducendo alcune strategie di controllo e di prevenzione, ovvero tutti quei metodi mediante i quali si può prevenire lo sviluppo della miopia, o nel caso si sia già verificata di rallentarla o addirittura bloccarne l'avanzamento.

Per molto tempo si è pensato alla sottocorrezione come una buona soluzione per il controllo della progressione miopica, metodo che ad oggi possiamo dire inefficace e sicuramente da evitare poiché tende a peggiorare la miopia<sup>13, 14</sup>, oltre a produrre visione offuscata a distanza, che può essere un vero e proprio disagio nella maggior parte dei casi. Pertanto, è raccomandabile la correzione completa dell'ametropia, e tecniche più efficaci, discusse nel paragrafo successivo, per contenerne lo sviluppo.

## 2.5. Metodi di controllo della progressione miopica

Le strategie più conosciute e utilizzate per il controllo di questo fenomeno sono, le lenti a defocus periferico, nell'ottica oftalmica, e le lenti per ortocheratologia notturna o le lenti a contatto morbide multifocali, in ambito contattologico.

Poiché lo scopo di questo studio è quello di valutare le lenti a contatto morbide multifocali in relazione ai fini applicativi, quindi su campioni anagraficamente diversi, in seguito verrà approfondito solamente questo metodo correttivo a discapito degli altri.

## 2.6. Lenti a contatto multifocali

Nel vocabolario della norma ISO 18369-1: 2006 (Ginevra, Svizzera: ISO; 2006), che individua e definisce i termini applicabili alle proprietà fisiche, chimiche e ottiche delle lenti a contatto, alla loro fabbricazione e ai loro usi, sono definite:

- lenti a contatto bifocali: lenti a contatto progettate con due zone ottiche, solitamente per la correzione della visione da lontano e da vicino;
- lenti a contatto multifocali: lenti a contatto progettate per fornire due o più zone di diversi poteri correttivi;
- lenti a contatto a potere progressivo: lente a contatto progettata per fornire la correzione per più di un campo visivo in cui il potere di rifrazione cambia continuamente, piuttosto che in modo discreto, in una parte o in tutta la lente.

Queste tipologie di lenti possono anche essere progettate con geometria torica per la correzione dell'astigmatismo, e possono essere usate sia per la correzione della presbiopia, sia per il controllo della progressione miopica nei bambini.

Ad ogni modo, indipendentemente dal fine per cui vengono usate, le lenti a contatto multifocali devono fornire un'acuità visiva funzionale a diverse distanze, senza l'intervento dell'accomodazione o con il minimo residuo accomodativo nei soggetti presbinti più anziani, o in sinergia con essa nel caso di giovani miopi.

Per garantire ciò lavorano con due tipologie di meccanismi<sup>15, 16, 17</sup> a immagine alternata o a immagine simultanea.

Le prime sono costituite da due macro-zone, generalmente una superiore con la correzione per l'ametropia da lontano, una inferiore per la messa a fuoco da vicino, e si basano sul movimento traslatorio della lente che permette la visione attraverso la zona del vicino quando gli occhi guardano verso il basso.

Al contrario, nelle lenti a immagine simultanea, si distinguono regioni specifiche della lente a contatto progettate per la correzione della visione da lontano e da vicino in tutta la lente. In questo modo, tali zone rifrangono simultaneamente la luce da target lontani e vicini attraverso la pupilla per tutte le posizioni dello sguardo, fornendo alla retina diverse immagini su diversi piani focali. Ciò che risulta, quindi, è un'immagine nitida (a fuoco) sovrapposta ad uno sfondo sfocato, talvolta descritto dai portatori come immagine fantasma o alone, costituito dalla sovrapposizione di tutte le immagini sfocate.

Nonostante i pazienti siano in grado di adattarsi progressivamente a questa situazione di immagine simultanea<sup>18</sup>, è facile dedurre, quindi, che per queste tipologie di design gioca un ruolo importante l'adattamento neurale per selezionare l'immagine nitida a seconda del target visivo, oltre che alla centratura della lente e le dimensioni della pupilla.

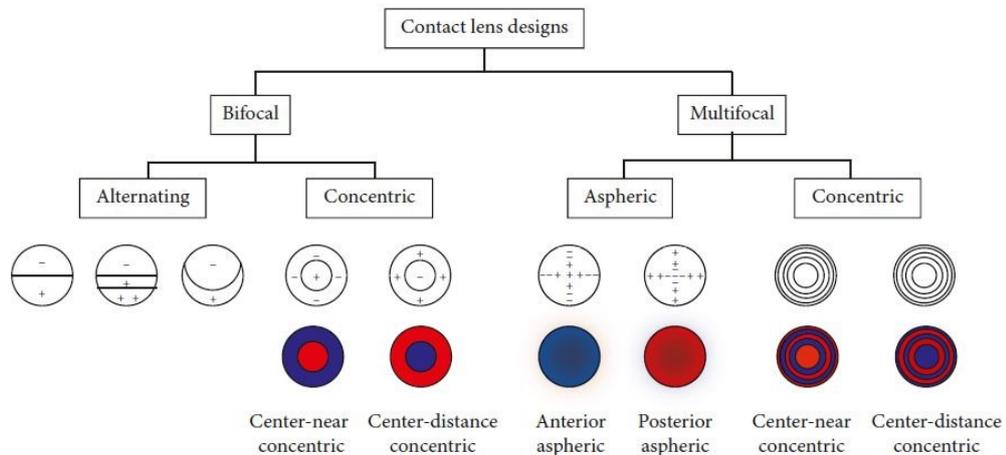
Inoltre, esistono due tipi principali di design di lenti a contatto per immagini simultanee: lenti a contatto multifocali concentriche e lenti a contatto multifocali asferiche.

Le prime presentano una zona di visualizzazione primaria al centro che fornisce il potere da lontano o da vicino, circondata rispettivamente da anelli concentrici con il potere da vicino o da lontano (Figura 1). Queste lenti sono progettate come centro vicino o centro lontano e sono classificate come biconcentriche o multi-concentriche.

Le seconde, invece, si basano su design asferici adattati da coniche, che consentono la manipolazione dell'aberrazione sferica per modificare la profondità di messa a fuoco. Questi modelli comprendono un gradiente di poteri che cambia radialmente attraverso la lente, spesso in modo radialmente simmetrico<sup>19</sup>, ragione per cui, pur

mantenendo l'impostazione a centro-lontano o a centro-vicino, a differenza degli anelli discreti ben definiti dei design concentrici mostrano cambiamenti graduali nel potere dal centro alla periferia della lente (Figura 3), eliminando quasi totalmente i fastidi visivi che producevano le geometrie più obsolete<sup>20</sup>.

**Figura 1:** Illustrazione di diversi modelli di lenti a contatto. In rosso: aree per la visione da vicino; in blu: aree per la visione a distanza.<sup>21</sup>



Alla luce di questo, si può concludere che le diverse geometrie con cui vengono costruite le lenti corneali multifocali giocano un ruolo fondamentale sulla qualità dell'immagine retinica, e di conseguenza della qualità visiva che la lente fornisce. Inoltre, utilizzando modelli di calcolo ottico-matematici è emerso che, indipendentemente dal fatto che la lente sia costruita centro-vicino o centro-lontano, la differenza fra le due zone ottiche produce una graduale diminuzione della qualità ottica dell'immagine prodotta.

Tuttavia, rimangono fattori cruciali per il loro adattamento il diametro pupillare, le aberrazioni che vengono indotte, soprattutto se di alto ordine, l'accomodazione e la centratura della lente.

Ad esempio, nonostante le geometrie a zone concentric forniscano risultati migliori<sup>22</sup>, gli spostamenti della lente sulla cornea rispetto al centro pupillare hanno effetti diversi in relazione al disegno della lente: se la zona ottica centrale è corretta

per la visione prossimale la performance visiva è statisticamente migliore rispetto a quando è corretta per lontano<sup>23</sup>.

Ma il successo della geometria costruttiva delle lenti a contatto multifocali dipende anche dal diametro pupillare del portatore: se le lenti risultano decentrate rispetto all'asse pupillare, o se la zona ottica centrale non è di dimensioni appropriate, si otterrà una visione non ottimale<sup>24</sup>, spiegando anche il motivo per cui, anche a parità di vizio refrattivo, lo stesso tipo di lenti a contatto multifocali non si adatta a tutte le persone.

Infatti, nel corso degli anni si è lavorato per ottenere design di lenti sempre più funzionali, fino a giungere alle più moderne tecnologie, e si può affermare che le maggiori problematiche costruttive riscontrate riguardavano proprio la difficoltà di riuscire a produrre una lente a contatto con una zona ottica sufficientemente grande da ospitare sia la zona per lontano che quella per vicino, limitando al massimo le aberrazioni ottiche dovute alla variazione di potere in una zona tuttavia molto ristretta<sup>25</sup>.

Ma oltre ai limiti di costruzione, la riduzione della qualità visiva, quantificabile principalmente in una riduzione dell'acuità visiva sia nella visione all'infinito che in quella prossimale, diminuzione della sensibilità al contrasto, fenomeni di distorsione dell'immagine e aloni, dettata da tali aberrazioni ha anche gravato sulla diffusione di queste tipologie di lenti a contatto.

## 2.7. di selezione del portatore

In questa sezione si intende discutere i fattori oculari che influenzano le prestazioni dei dispositivi multifocali e che subiscono variazioni durante l'arco della vita.

Il numero di modelli di MFCLs (*Multi Focal Contact Lenses*) disponibili in commercio, così come quello delle applicazioni, è in rapido e costante aumento. Tuttavia, l'adattamento a questa tipologia di dispositivi è ancora impegnativo, per pazienti e professionisti poiché non è solamente necessario trovare il giusto accoppiamento tra design multifocale e il minimo grado di aberrazione sferica indotto, ma è doveroso considerare altri fattori critici, come il diametro pupillare, in particolare le sue variazioni, durante l'accomodazione, l'invecchiamento e livelli di illuminazione; l'entità di aberrazione sferica (*Spherical Aberration, SA*) intrinseca dell'occhio e la sua variazione durante l'accomodazione e l'avanzare dell'età, quindi la quantità di aberrazioni indotte dalla lente che vanno a sommarsi, o a sottrarsi, a quelle proprie dell'occhio, influenzando sulla performance a lente applicata, e la dinamica del film lacrimale, la cui produzione generalmente cresce con l'età, e rappresenta un fattore cruciale per la tolleranza e la possibilità del porto di lenti a contatto.

### - **DIAMETRO PUPILLARE**

Le dimensioni del diametro pupillare sono fondamentali in quanto le geometrie multifocali dipendono strettamente da esso.

La pupilla costituisce il diaframma naturale grazie al quale l'occhio è in grado di regolare la quantità di luce in entrata, riducendo anche fino al 33% dell'illuminamento retinico<sup>26</sup>. Potendo escludere o meno i raggi luminosi periferici la pupilla gioca un ruolo fondamentale nella gestione delle aberrazioni sferiche, e, a tale proposito, si può affermare che pupille piccole generano immagini qualitativamente migliori e una profondità di fuoco più ampia.

La variazione del diametro pupillare è una risposta riflessa generata dalla contrazione e del muscolo costrittore della pupilla, in caso di miosi, o dalla contrazione del dilatatore della pupilla durante la midriasi.

Essendo quindi una risposta muscolare diventa logico pensare che il diametro pupillare tenda a diminuire con l'avanzare dell'età, quando il tono muscolare si riduce.

In questi termini, Guillon et al.<sup>27</sup> ha studiato proprio questa variazione in base all'età, errore refrattivo, sintetizzandone i risultati in due tabelle distinte riportare di seguito.

**Tabella II:** valori medi calcolati del diametro pupillare, su tutti i livelli di luminanza ambientale testati, divisi (da sinistra) nei tre gruppi anagrafici, e poi in base all'errore refrattivo dei soggetti degli stessi gruppi, a dimostrazione che i soggetti più adulti hanno dimensioni pupillari minori rispetto ai più giovani, e che si nota invece meno differenza tra i gruppi di errori refrattivi.

FASCIA DI ETÀ	DIAMETRO PUPILLARE (MM)	ERRORE REFRAATTIVO	DIAMETRO PUPILLARE (MM)
Pre-presbiteri N = 166 Età 18-39	4.21 ± 1.62	Miopi n = 140 Emmetropi n = 24 Ipermetropi n = 2	4.21 ± 1.61
	3.91 ± 1.38	Miopi n = 59 Emmetropi n = 15 Ipermetropi n = 9	3.84 ± 1.37
	3.73 ± 1.31	Miopi n = 19 Emmetropi n = 6 Ipermetropi n = 30	3.58 ± 1.23
Presbiteri precoci N = 83 Età 40-54	4.32 ± 1.53		
	3.44 ± 1.13		
	3.50 ± 1.03		
Presbiteri conclamati N = 55 Età 55+	3.73 ± 1.40		
	4.15 ± 1.55		
	3.51 ± 1.22		

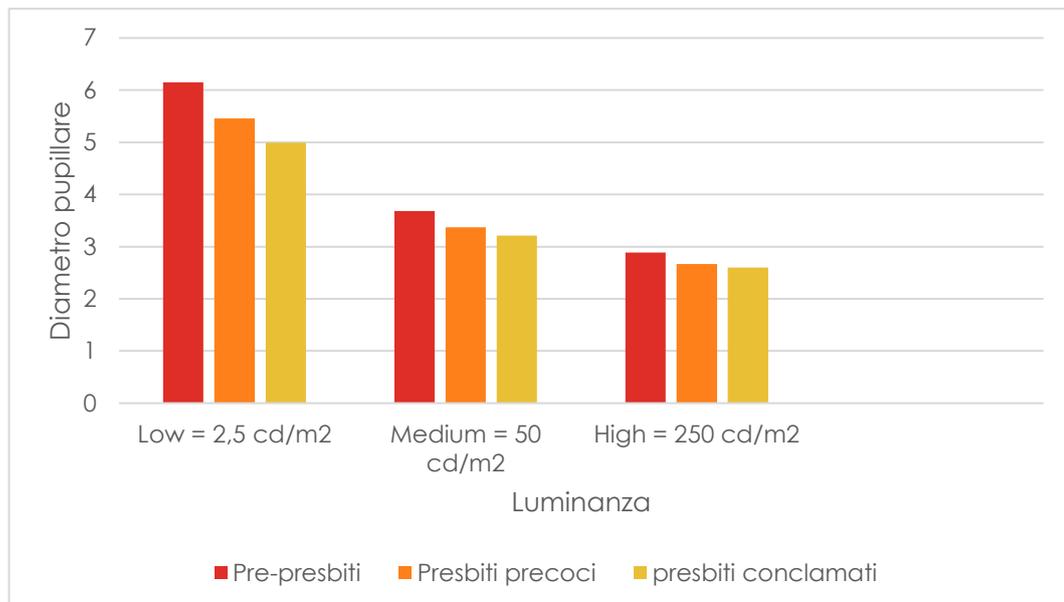
**Tabella III:** (da sinistra) i valori medi dei diametri pupillari calcolati, in base ai tre livelli di luminanza ambientale testati, distinguendoli poi per gruppo anagrafico e vizio refrattivo.

LIVELLO LUMINANZA	DIAMETRO PUPILLA (MM)	FASCIA D ETÀ	DIAMETRO PUPILLA (MM)	ERRORE REFRAATTIVO	DIAMETRO PUPILLA (MM)
Basso 2,5 cd/m <sup>2</sup>	5.78 ± 1.15	Pre-presbiteri 18-39	6.15 ± 1.13	Miopi	5.93 ± 1.11
		Presbiteri precoci 40-54	5.49 ± 0.94	Emmetropi	5.49 ± 0.94
		Presbiteri stabilizzati 55+	4.99 ± 0.96	Ipermetropi	5.15 ± 1.12
Medio 50 cd/m <sup>2</sup>	3.51 ± 0,61	Pre-presbiteri 18-39	3.68 ± 0,61	Miopi	3.55 ± 0,59
		Presbiteri precoci 40-54	3.37 ± 0.49	Emmetropi	3.53 ± 0.70
		Presbiteri stabilizzati 55+	3.21 ± 0,62	Ipermetropi	3.26 T 0,59
Alto 250 /m <sup>2</sup>	2.73 ± 0,37	Pre-presbiteri 18-39	2.82 ± 0,37	Miopi	2.77 ± 0,37
		Presbiteri precoci 40-54	2.67 ± 0,34	Emmetropi	2.69 ± 0,34
		Presbiteri stabilizzati 55+	2.60 ± 0,32	Ipermetropi	2.55 ± 0,34

Da questi dati emerge che il fattore più significativo sulle dimensioni della pupilla rimane comunque la luminanza, seguito dall'età, che assume significato solo se direttamente confrontata tra pre-presbiteri e presbiteri conclamati. È invece trascurabile l'errore refrattivo. Inoltre, l'interazione tra luminanza ed età ha rivelato che l'entità delle differenze registrate tra i gruppi anagrafici diminuisce all'aumentare della luminanza (Grafico II), e che quindi ad essere significative sono le differenze registrate in condizioni di bassa luminanza.

Meno significative invece le relazioni tra luminanza e stato refrattivo e stato refrattivo ed età.

**Grafico 2:** Diametro pupillare in mm in funzione della luminanza



### - ***ABERRAZIONE SFERICA***

Agli occhi appartiene una quantità di aberrazioni intrinseche che è importante considerare quando si applica una correzione ottica poiché la qualità della visione dipenderà poi dalle aberrazioni risultanti dall'accoppiamento aberrazioni intrinseche oculari-aberrazioni indotte. A causa del mutamento fisiologico delle strutture oculari, anche le aberrazioni mutano col passare del tempo.

Con il passare degli anni, a causa dell'interruzione dell'effetto compensatorio generato dalla cornea anteriore e le aberrazioni interne, aumenta la quantità di aberrazioni di alto ordine (*High Order Aberration*, HOA) (28), ma soprattutto i termini di aberrazione sferica si spostano verso valori più positivi.<sup>29</sup>

Tuttavia, questi fenomeni non sono sinonimo di una qualità visiva necessariamente più scarsa: le aberrazioni indotte dalle lenti correttive, nel caso di questo elaborato di MFCLs, vanno a sommarsi algebricamente alle aberrazioni interne oculari, potendo quindi anche migliorare la qualità ottica della visione, che è poi il fine del lavoro dell'optometrista.

### - ***DINAMICA DEL FILM LACRIMALE***

Il film lacrimale rappresenta un fattore cruciale per l'applicazione e la tolleranza delle lenti contatto, nonché uno dei principali motivi di abbandono a queste tipologie di correzione. In condizioni di occhio secco infatti diminuisce drasticamente il comfort che le lenti a contatto promettono, rendendone estremamente difficoltoso l'utilizzo.

Tolta la predisposizione genetica e le cause patologiche, il fattore che più di tutti pesa sulla diminuzione del volume di lacrime è l'avanzare dell'età. Con esso, infatti, la produzione lacrimale decresce progressivamente e in maniera lineare, variando dai valori medi di produzione basale di 7/9  $\mu$ l, fino ad arrivare a 4-5  $\mu$ l a 70 anni.<sup>30</sup>

## 2.8. Test preliminari

Affinché l'applicazione delle lenti a contatto vada a buon fine, o più in generale, affinché l'ausilio prescritto sia corretto, è bene effettuare alcuni test preliminari che vadano ad esaminare alcune funzionalità dell'apparato visivo e che diano un quadro generale della sua efficacia.

### 2.8.1. Sensibilità al contrasto

Si definisce contrasto la misura della differenza di luminanza (il “chiaro/scuro) tra un oggetto e il suo sfondo, o più genericamente di due aree adiacenti. È espresso in percentuale e si determina mettendo a rapporto la differenza di luminanza tra oggetto e sfondo, o la differenza delle due aree considerate e la loro somma:

$$C = \frac{L_o - L_s}{L_s} \times 100; \quad C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \times 100$$

Dalle due formule è evidente che il contrasto esiste anche quando lo sfondo ha luminanza maggiore dell'oggetto e viene detto *negativo*.

Tuttavia, gli oggetti possono essere visti anche a parità di luminanza se differiscono cromaticamente e in questo caso si parla di *contrasto cromatico*.

La sensibilità al contrasto è dunque la capacità dell'apparato visivo di discriminare queste differenze, e risulta estremamente importante perché contrariamente la definizione dei margini verrebbe meno e così la percezione. Basti pensare ad una giornata molto nebbiosa.

La valutazione di tale capacità percettiva in relazione alla frequenza spaziale dello stimolo, vale a dire le sue dimensioni, è riassunta nella *funzione di trasferimento della modulazione* (MTF), una funzione binaria data dalla combinazione dell'MTF ottica, che fa riferimento alla trasmissione della luce attraverso la trasparenza dei mezzi oculari, eccellenti quando si tratta di frequenze spaziali basse e medie, e degrada per frequenze spaziali alte, e dell'MTF neurale, che invece riguarda le vie di elaborazione visiva, dai fotorecettori alle aree corticali.

Quest'ultima, analogamente alla componente ottica, è incapace di elaborare frequenze spaziali molto alte, ma trova anche difficoltà nell'elaborazione di quelle molto basse.

La combinazione di queste due componenti, quindi la MTF complessiva, descrive le soglie di contrasto del sistema visivo su una gamma di frequenze spaziali, e dimostra una maggiore sensibilità al contrasto maggiore di quella della curva ottica, e minore della curva neurale, ma come essa presenta picchi per le frequenze medie, localizzato circa a 2-3 c/g, e si assottiglia notevolmente per le alte, e leggermente per le basse frequenze spaziali.

Un particolare, che può sembrare un paradosso, è che la percezione migliora con l'aumentare delle dimensioni della mira fino al raggiungimento dei 2-3 c/g, dopodiché la percezione peggiora nuovamente e una mira, sia di dimensioni minori, ma anche di dimensioni maggiori, può essere vista solo se ha un contrasto sufficientemente elevato, e comunque superiore a quello necessario per una mira di quelle dimensioni. Tuttavia, il problema principale della misurazione della sensibilità al contrasto è il controllo del contrasto. Per questo, i dispositivi devono essere molto accurati nel controllo dell'illuminazione e della stabilità di contrasto delle mire.

Per la definizione che è stata data in precedenza di MTF, pare chiaro che i responsi ai test di sensibilità al contrasto siano influenzati principalmente da una riduzione della trasparenza dei mezzi ottici, come può verificarsi in casi di cataratta, edema corneale o post chirurgia cheratorefrattiva, e dall'alterazione di funzionalità neuronale. Tuttavia, decresce con l'età, per cui confrontando due gruppi, uno formato da soggetti di età compresa tra i 19-30 anni, e l'altro tra i 55-79 anni, entrambi con acuità 10/10, emerge una differenza del 25%, che significa che un soggetto anziano in grado di riconoscere una mira a 39 m mentre il giovane può farlo già a 57m.

## 2.8.2. Acuità visiva (alto e basso contrasto)

La vista si può definire il senso più importante che abbiamo, in quanto circa l'80% delle informazioni che riceviamo dal mondo esterno viene incorporato tramite i percorsi visivi.

La misura più comune della funzione visiva è l'acuità visiva, ossia la misura della capacità di discriminare due stimoli separati nello spazio ad alto contrasto.

Clinicamente viene misurata chiedendo al soggetto di discriminare lettere con un angolo visivo noto, sotteso al punto nodale dell'occhio. L'acutezza visiva, dunque, è rappresentata come il reciproco del minimo angolo di risoluzione (MAR), quindi le lettere più piccole risolte, ad una data distanza e ad alto contrasto.

Esistono diversi tipi di acuità visiva:

- Minimo visibile: rilevamento della presenza di uno stimolo visibile
- Minimo risolvibile: dettagli distintivi di uno stimolo visivo
- Minimo discriminabile: iperacuità, acuità di nonio o di Vernier, ossia il rilevamento di una discontinuità di allineamento. Questo tipo di acuità implica una maggiore sensibilità al contrasto del bordo da parte delle cellule gangliari dell'elaborazione corticali, e rispetto all'acuità visiva del minimo risolvibile e non è limitato dalla densità dei fotorecettori, quindi è meno influenzata dalla sfocatura.

L'acuità visiva è influenzata fattori ottici, sia da fattori fisiologici che determinano la sensibilità dei fotorecettori e l'elaborazione neurale.

I fattori ottici sono quelli che influenzano la quantità della luce che raggiunge la retina, come errori di rifrazione, l'opacità dei mezzi, o la dimensione della pupilla, che permette la massima risoluzione quando è compresa tra 2-6 mm.

Per esempio, mezza diottria di errore di rifrazione sferica sfoca l'acuità visiva di una linea di Snellen, mentre pupille troppo grandi (>6mm) o troppo piccole(<2mm) riducono l'acuità visiva per aumento dei fenomeni di aberrazione sferica nel primo caso, e di diffrazione nel secondo.

Inoltre, un altro fattore degradante è l'aberrazione cromatica, motivo per cui l'acuità visiva è migliore con la luce monocromatica.

I fattori fisiologici, invece, sono principalmente legati alla densità dei coni nella regione foveale poiché più i fotorecettori sono ravvicinati, migliore è la capacità del sistema visivo di discriminare le differenze nella distribuzione luminosa, e al loro rapporto di convergenza con le cellule gangliari, che nella regione foveale è tipicamente di 1:1, proprio perché le ridotte dimensioni dei campi recettivi massimizzano la risoluzione dell'immagine.

Il rapporto di convergenza tra fotorecettori e cellule gangliari aumenta progressivamente dalla fovea centrale fino alla retina più periferica. Questo è dunque anche il motivo per cui l'acutezza visiva si riduce in condizioni scotopiche, quando la visione è principalmente mediata dai bastoncelli che, al contrario, hanno un rapporto di convergenza con le cellule gangliari decisamente più elevato, ma è anche il caso della fissazione eccentrica, quando la visione è a carico della parte foveale più periferica, dove la densità dei coni è minore rispetto all'area centrale e il rapporto di convergenza inizia ad aumentare progressivamente, e del fenomeno di affollamento, che si verifica quando gli oggetti sono posizionati troppo vicini tra loro.

Ai fini di più questo studio, però, forse i fattori più interessanti da considerare sono l'età degli individui e la Point Spread function. Infatti, la sensibilità visiva aumenta con la maturazione corticale e foveale nei primi sei mesi di vita, continua a migliorare per tutta l'infanzia fino alla prima età adulta, e tende poi a diminuire con l'aumentare dell'età negli anziani.

La point spread function invece, è una funzione che si deriva attraverso opportuni calcoli matematici partendo dalle aberrazioni del fronte d'onda, e rappresenta un metodo clinico abbastanza efficace per stimare l'immagine retinica di una sorgente luminosa puntiforme posta all'infinito. Si tratta di analisi quantitativa ponderata che tiene conto dell'effetto Stiles-Crowford, ossia della diversa influenza dei raggi luminosi in base alla loro posizione di entrata nella pupilla, ma rimane comunque dipendente dal diametro pupillare e limitata dalla diffrazione, non eliminabile, che questi stessi margini. Per questo motivo è anche chiamata PFS diffraction-limited e la sua qualità si può dire direttamente proporzionale al diametro pupillare in un

sistema ottico ideale, e diventa inversamente proporzionale in un sistema ottico fortemente aberrato.

Ai fini applicativi di lenti a contatto multifocali è importante, affinché l'applicazione vada a buon fine, per via delle aberrazioni indotte dalle lenti.

## 3. Obiettivo

---

Lo scopo di questa ricerca è quella di valutare come e se cambiano le performance visive dei portatori di lenti a contatto multifocali quando vengono applicate a fini diversi, ovvero come correzione della presbiopia e come strategia di controllo della progressione miopica nei giovani miopi.

Quindi, laddove queste differenze esistano, cercare di capire a cosa sono dovute e quanto incida la differenza anagrafica, in termini fisiologici e di stile di vita, sulle due popolazioni in esame.

### 3.1. Quesito di ricerca

A questo scopo è stata effettuata una revisione dei trial clinici che valutano le performance visive di lenti a contatto morbide multifocali in confronto a quelle registrate con lenti a visione singola.

La formulazione del quesito di ricerca è stata sviluppata seguendo lo schema PICO, approccio strutturato in cinque componenti, in cui ogni lettera identifica un elemento del quesito di ricerca: popolazione dei pazienti (P), intervento o esposizione (I), gruppo di confronto (C), outcome (O).

La valutazione dell'effetto delle MFCLs sulla qualità visiva, aspetto fondamentale per il successo all'utilizzo di questi dispositivi come metodo correttivo o di controllo, sulle due diverse popolazioni di portatori, non ha lo scopo finale di valutare l'efficacia della strategia o delle singole lenti in commercio, ma di analizzare i vantaggi e i punti deboli generali, su un campione rispetto all'altro, al fine di indicare quali attenzioni rivolgere alla scelta del portatore, e della lente giusta per esso.

Si ritiene infatti che non esista una scelta strategica o commerciale che sia migliore delle altre in tutte le situazioni in cui l'optometrista si ritrova a lavorare, ma che ognuna di esse sia caratterizzata da fattori, principalmente legati al paziente, che richiedono scelte differenti a seconda delle età e ametropie.

Lo studio ha quindi l'obiettivo di rispondere alle seguenti domande:

- Esiste una differenza sulla qualità visiva tra i portatori di MFCL?
- Nel caso in cui questa differenza sia confermata, a cosa è dovuta?
- Quali sono le situazioni cliniche in cui può essere considerato preferibile l'utilizzo di MFCLs centro-lontano rispetto a quelle centro-vicino?
- Quali aspetti valutare per la scelta della geometria migliore?

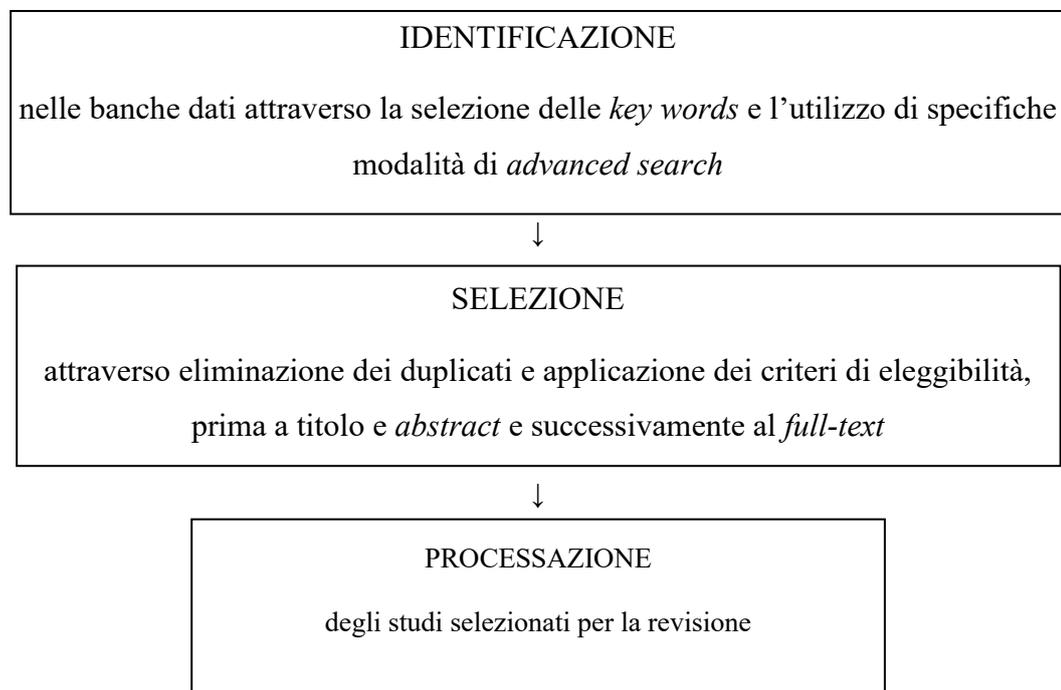
## 4. Metodo

---

### 4.1. Protocollo di ricerca

Per rispondere ai quesiti di ricerca è stato organizzato un protocollo di ricerca operativo, ovvero è stato definito un *modus operandi* preciso per selezione, lettura e valutazione della letteratura scientifica disponibile in merito.

Il protocollo operativo per l'identificazione degli studi da utilizzare per la revisione sistematica viene riassunto con il seguente diagramma di flusso:



### 4.2. Fonti di informazione

Nei mesi di Gennaio e Febbraio 2022 sono state consultate in modo retroattivo le banche dati PubMed e Scopus, nella quali sono state eseguite delle *advanced searches* con l'obiettivo di ottenere come risultati della ricerca una serie di studi che potessero contenere risposte ai quesiti di ricerca.

L'ultima ricerca è registrata in data 20/02/2022.

### 4.3. Strategia di ricerca

Sono state stabilite le *key words*, raggruppate in base ai cinque oggetti che sicuramente devono essere presenti in ogni studio che verrà incluso; all'inizio di ogni elenco sono indicati, se presenti, i *MeSH Terms* che consentono una ricerca più precisa e mirata (Tabella 1).

Per eseguire una ricerca esaustiva, le *key words* dei gruppi #1, #2, #3, #4 e #5 sono state inserite nel motore di ricerca in modo che ognuna di esse sia ricercata insieme ad almeno una *key word* di ognuno degli altri tre gruppi. A questo proposito, è stato inserito l'operatore Booleano "OR" tra le parole all'interno dello stesso gruppo per ottenere cinque distinte ricerche.

Successivamente, le cinque ricerche sono state eseguite insieme, inserendo l'operatore Booleano "AND" tra di esse. La schermata in Figura 2 mostra la struttura della ricerca su PubMed.

**Tabella IV:** Gruppi delle *key words* utilizzate per la ricerca avanzata; nella sezione inferiore è riportata la stringa di ricerca ottenuta su PubMed

<p>#1:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Contact lenses [MeSH Terms]</b></li> <li>- <b>Contact lens [MeSH Terms]</b></li> <li>- <b>multifocal contact lens</b></li> <li>- <b>Multifocal contact lenses</b></li> <li>- <b>Multifocal soft contact lenses</b></li> <li>- <b>Multifocal</b></li> <li>- <b>Soft contact lenses</b></li> <li>- <b>soft contact lens</b></li> <li>- <b>Monovision</b></li> <li>- <b>Bifocal contact lenses</b></li> <li>- <b>Simultaneous-image power profiles</b></li> <li>- <b>Single vision contact lenses</b></li> <li>- <b>Single vision</b></li> </ul>	<p>#2:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Myopia [MeSH Terms]</b></li> <li>- <b>Myopia progression</b></li> <li>- <b>Myopia control</b></li> <li>- <b>Myopization</b></li> </ul>	<p>#3</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Presbyopia [MeSH Terms]</b></li> <li>- <b>Prebyopic corrections</b></li> <li>- <b>non-presbyopes</b></li> <li>- <b>presbyopes</b></li> <li>- <b>Near vision</b></li> </ul>
<p>#4:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Spherical aberration</li> <li>- higher-order aberrations</li> <li>- Wave aberrations;</li> <li>- Wavefront</li> <li>- Aberrometer</li> <li>- Peripheral refraction</li> <li>- Peripheral</li> <li>- Light disturbance</li> <li>- Light distortion</li> <li>- depth of focus,</li> <li>- Extended depth of focus contact lenses;</li> <li>- extended depth of focus</li> <li>- Ocular aberrations</li> </ul>	<p>#5</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <i>visual performance</i></li> <li>- <i>Rendimiento visual,</i></li> <li>- <i>theoretical optical performance,</i></li> <li>- <i>Optical quality;</i></li> <li>- <i>quality of vision,</i></li> <li>- <i>Patient satisfaction;</i></li> <li>- <i>Patient dissatisfaction,</i></li> <li>- <i>Patient-reported outcomes,</i></li> <li>- <i>Quality of life</i></li> </ul>	
<p><b>Stringa di ricerca ottenuta su PubMed:</b>  <i>((((multifocal contact lens OR Multifocal contact lenses OR Multifocal soft contact lenses OR Multifocal OR Contact lenses OR Contact lens OR Soft contact lenses OR soft contact lens OR Monovision OR Bifocal contact lenses OR Simultaneous-image OR power profiles OR Single vision contact lenses OR Single vision) AND (Myopia OR Myopia progression OR Myopia control OR Myopization)) AND (presbyopia OR Prebyopic corrections OR non-presbyopes OR presbyopes OR Near vision)) AND (visual performance OR Rendimiento visual OR theoretical optical performance OR Optical quality OR quality of vision OR Patient satisfaction OR Patient dissatisfaction OR Patient-reported outcomes OR Quality of life)) AND (Spherical aberration OR higher-order aberrations OR Wave aberrations OR Wavefront OR Peripheral refraction OR Light disturbance OR Light distortion OR depth of focus OR Extended depth of focus contact lenses OR extended depth of focus OR Ocular aberrations)</i></p>		

**Figura 2:** schermata della ricerca avanzata impostata sul sito PubMed; nella parte inferiore è riportata la sezione *History*, dove sono indicate le ricerca #1, #2, #3, #4 e #5, aggiunte al *builder* per completare la stringa di ricerca.

Query box

(((Multifocal contact lenses OR Multifocal soft contact lenses OR Multifocal OR Contact lenses OR Contact lens OR Soft contact lenses OR soft contact lens OR Monovision OR Bifocal contact lenses OR Simultaneous-image OR power profiles OR Single vision contact lenses OR Single vision) AND ((Myopia OR Myopia progression OR Myopia control OR Myopization))) AND ((presbyopia OR Prebyopic corrections OR non-presbyopes OR presbyopes OR Near vision))) AND ((visual performance OR Rendimiento visual OR theoretical optical performance OR Optical quality OR quality of vision OR Patient satisfaction OR Patient dissatisfaction OR Patient-reported outcomes OR Quality of life))) AND ((Spherical aberration OR higher-order aberrations OR Wave aberrations OR Wavefront OR Peripheral refraction OR Light disturbance OR Light distortion OR depth of focus OR Extended depth of focus contact lenses OR extended depth of focus OR Ocular aberrations))

Search

History and Search Details Download Delete

Search	Actions	Details	Query	Results	Time
#5	...	<span>!</span> >	Search: Spherical aberration OR higher-order aberrations OR Wave aberrations OR Wavefront OR Peripheral refraction OR Light disturbance OR Light distortion OR depth of focus OR Extended depth of focus contact lenses OR extended depth of focus OR Ocular aberrations)	46,039	17:57:31
#4	...	<span>!</span> >	Search: (visual performance OR Rendimiento visual OR theoretical optical performance OR Optical quality OR quality of vision OR Patient satisfaction OR Patient dissatisfaction OR Patient-reported outcomes OR Quality of life)	918,586	17:57:01
#3	...	>	Search: (presbyopia OR Prebyopic corrections OR non-presbyopes OR presbyopes OR Near vision)	36,104	17:56:36
#2	...	<span>!</span> >	Search: (Myopia OR Myopia progression OR Myopia control OR Myopization)	26,777	17:56:13
#1	...	>	Search: Multifocal contact lenses OR Multifocal soft contact lenses OR Multifocal OR Contact lenses OR Contact lens OR Soft contact lenses OR soft contact lens OR Monovision OR Bifocal contact lenses OR Simultaneous-image OR power profiles OR Single vision contact lenses OR Single vision	97,261	17:55:29

#### 4.4. Criteri di eleggibilità

I criteri di eleggibilità comprendono criteri di inclusione e di esclusione, nello specifico quelli esplicitati nella tabella seguente:

**Tabella V:** Criteri di inclusione e di esclusione utilizzati per la selezione degli studi.

<p>Criteri di inclusione degli studi:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>· Articoli scientifici che valutano il grado di efficacia delle lenti a contatto multifocali come metodo correttivo e per rallentare la progressione miopica e il loro successo applicativo;</li><li>· Trial clinici randomizzati;</li><li>· Articoli scientifici pubblicati dal 2008 al giorno di ultima ricerca;</li><li>· Articoli scientifici in lingua inglese;</li><li>· <i>Abstract</i> e testo interale disponibili per la lettura.</li></ul>
<p>Criteri di esclusione degli studi:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>· Revisioni della letteratura, studi osservazionali;</li><li>· Studi che valutano le performance delle lenti a contatto multifocali senza eseguire un confronto con una lente di controllo;</li><li>· Studi che valutano singoli aspetti nell'uso di lenti a contatto multifocali senza eseguire un confronto con una situazione di controllo.</li></ul>

#### 4.5. Selezione degli studi

I citati criteri di inclusione ed esclusione sono stati applicati ai risultati di ricerca ottenuti per la selezione degli studi; tale processo è stato eseguito in due fasi: la prima fase prevede la valutazione di titolo e *abstract*, la seconda fase anche del testo integrale.

Gli studi rimasti sono stati utilizzati per la revisione.

#### 4.6. Caratteristiche di raccolta dati

Da ciascuno degli studi selezionati sono state estratte informazioni relativamente a:

- (1) caratteristiche dei campioni (età dei soggetti e caratteristiche delle lenti a contatto applicate);
- (2) metodo di valutazione (*follow-up*, criterio valutativo utilizzato, variabili considerate);
- (3) *outcome*.

#### 4.7. Rischio di bias nei singoli studi

Per definire validità e qualità dei trial randomizzati eleggibili, sono stati determinati dal testo integrale adeguatezza della randomizzazione dell'assegnazione, criteri di selezione dei pazienti, esperienza dei valutatori, percentuale di persi al *follow-up*, ovvero i pazienti per i quali i ricercatori non sono stati in grado di accertare gli *outcome*, nonché le motivazioni di tali perdite.

## 5. Risultati

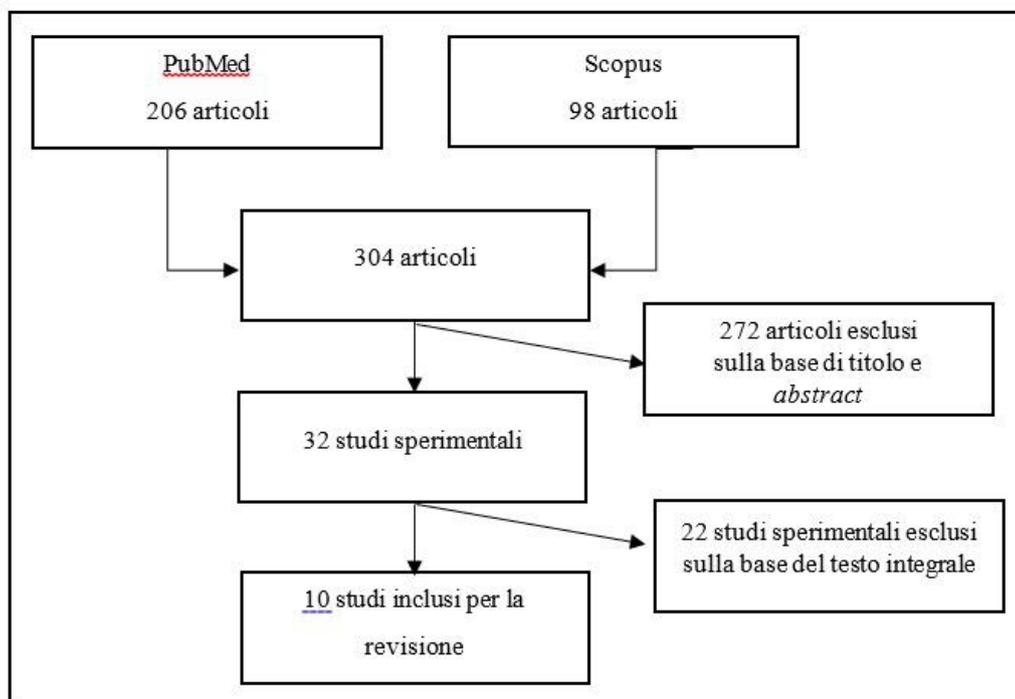
### 5.1. Selezione degli studi

Dalla ricerca effettuata sono risultati 206 articoli su PubMed, di cui 150 dal 2008 ad oggi, e 98 articoli su Scopus, per un totale di 304 risultati di ricerca. Non sono stati rilevati studi considerevoli non pubblicati.

Lo screening tramite applicazione dei criteri di eleggibilità su titolo e *abstract* ha prodotto 32 articoli, 24 su PubMed e 8 su Scopus; 272 gli articoli esclusi perché non rispondono ai criteri di eleggibilità. Lo screening tramite l'applicazione dei criteri di eleggibilità sul testo integrale ha prodotto 10 articoli che sono stati considerati.

La selezione degli studi è schematizzata attraverso un diagramma di flusso riportato in Figura 3.

**Figura 3:** diagramma di flusso della selezione degli studi



## 5.2. Caratteristiche degli studi

In questa revisione sono stati inclusi 10 articoli, tutti studi prospettici in cieco o in doppio cieco randomizzati crossover, ad eccezione di un'analisi prospettica interventistica e un'analisi retrospettiva, pubblicati in lingua inglese dal 2016 al 2021 nelle principali riviste di optometria e oftalmologia internazionali, che eseguono una sperimentazione *in vivo* per la valutazione dei segni e sintomi clinici associati alle applicazioni delle lenti a contatto multifocali in commercio, e dei disturbi ottici che queste inducono.

Le caratteristiche chiave degli studi sono sintetizzate nella Tabella VI.

**Tabella VI:** caratteristiche degli studi inclusi

Primo autore	Anno	<sup>1</sup> Disegno studio	Popolazione	N°	Età media	Scopo
Huang(31)	2020	SPI	Miopi	33	8-14	Investigare gli effetti delle MFCLs sulla qualità visiva in soggetti miopi giovani
Fedtko(32)	2017	SPCr cieco	Miopi	44	24.2±2.4 (18-35)	Comparare la refrazione periferica e l' aberrazione sferica lungo tre meridiani
Gregory(33)	2021	SPCr cieco	Miopi	25	24.1±1.5 (21-29)	Esaminare le performance visive di MFCLs centro-lontano sotto differenti gradi di illuminazione e contrasto, rispetto a un SVCL di controllo
Hair(34)	2021	SP	Non presbitti	25	23.9 ± 2.1	Comparare cambi di defocus con quattro tipologie di MFCLs: 3 centro-lontano, 1 centro-distanza-
				25	24.8 ± 2.6	
Prezokorackaa (35)	2020	SPR doppio cieco	Non presbitti	25	24 (18-36)	Valutare le performance visive delle MFCLs con addizione alta, progettate per il controllo miopico
Fedtko(36)	2016	SPCrR cieco	Miopi	52	21.4±2.0-	Valutare le performance visive e l' adattamento alle MFCLs su una popolazione non presbite
Fernandes(37)	2018	SPCrR doppio cieco	Presbitti	20	45-65	Valutare gli effetti di distorsione della luce con MFCLs e SVCL
Fedtko (38)	2017	SPCr cieco	Presbitti	17	55, 1±6.9	Indagare l'impatto dei termini di aberrazione sferica primaria (PSA) e secondaria (SSA) sulle prestazioni visive (VP) nei presbitti, misurata utilizzando lenti a contatto morbide multifocali (MFCL) applicate.
Fedtko (39)	2016	SPC cieco	Miopi	44	24.2±4.2 (18-35)-	Valutare le performance visive di MFCLs rispetto a SVCLs di controllo
Bickle(40)	2021	SP	Miopi	11	8-11	Determinare il potere di addizione massima tollerato con MFCLs centro-distanza

<sup>1</sup> SP= studio prospettico

SPI= studio prospettico interventivista

SPR= studio prospettico randomizzato

SPCr= studio prospettico crossover randomizzato

SPCrR= studio prospettico controllato randomizzato

I dieci studi sono focalizzati sulle prestazioni visive con lenti a contatto multifocali. Nell'insieme, due studi<sup>31, 40</sup>, sono stati condotti su popolazione miope pediatrica, tra gli 8 e i 14 anni (8-11<sup>40</sup>, 8-14<sup>31</sup>), uno non lo specifica, mentre gli altri diciassette sono stati condotti su soggetti adulti maggiorenni.

L'età media dei partecipanti degli studi condotti sugli adulti è 33,24 (range 18-71 anni), su un totale di 844 soggetti.

Mentre i due studi su popolazione pediatrica hanno coinvolto 44 bambini tra gli 8 e 14 anni, con un'età media di 10,25 anni.

In questa analisi, vengono considerati i dieci studi sulle prestazioni visive per trovare gli elementi che rispondano al quesito di ricerca.

Di questi studi selezionati, due coinvolgono soggetti esclusivamente presbiteri, sei sono condotti su soggetti miopi giovani, gli altri due studiano una popolazione non presbite di cui non è specificata alcuna condizione refrattiva.

I primi due citati sono studi crossover, in cieco, uno prospettico e l'altro randomizzato, su un totale di 37 presbiteri con una età media del campione complessiva di 55 anni, che hanno come obiettivo di indagare l'impatto dei termini di aberrazione sferica primaria (PSA) e secondaria (SSA) sulle prestazioni visive (VP) nei presbiteri, durante l'utilizzo di lenti a contatto morbide multifocali (MFCL), e valutare il grado di distorsione della luce (LD).

Dei sei studi sui miopi (<sup>31, 32, 33, 36, 39, 40</sup>), tutti compresi in un range di 18-35 anni, sono stati considerati un totale di 216 soggetti con età media di 21,73 anni.

Escludendo i due studi eseguiti su popolazione pediatrica perchè troppo fuori range, l'età media risulta di 25,56.

Considerando, invece, anche i due studi di Huang et al<sup>31</sup>. e Bickler et al.<sup>40</sup>, il totale della popolazione sale a 260, e l'età media scende a 21,73 anni.

Tutti gli studi sono tutti studi prospettici, di cui quattro eseguiti in cieco e due crossover randomizzati, e si muovono in direzione di indagare l'effetto delle lenti a contatto multifocali usate per il controllo miopico sulla qualità visiva, in maniera oggettiva e soggettiva.

Infine, l'ultimo studio<sup>35</sup>, eseguito da Przekorackaa in doppio cieco randomizzato su una popolazione non presbite di 25 soggetti, compresi tra i 18 e i 36 anni, per un'età media di 24 anni, di cui non è specificata alcuna condizione refrattiva, mira ad investigare le performance visive dei dispositivi multifocali in oggetto, con alti poteri addizionali, su acuità visiva e sensibilità al contrasto, in linea con gli studi già citati.

Gli studi inclusi complessivamente valutano un totale di 321 soggetti, divisi in campioni eterogeni a seconda dell'errore refrattivo o dell'età, coprendo un range complessivo che va dagli 8 ai 63 anni, con un massimo di 52 soggetti nello studio di Fedtke<sup>36</sup>.

## 6. Discussione

---

Da quando sono entrate nel mercato delle lenti a contatto, quelle multifocali hanno espanso sempre di più il loro bacino di utenti arrivando ad oggi a ricoprire una larga fetta delle applicazioni.

Complice della loro diffusione è sicuramente la praticità che rappresentano, senza pesare sulla qualità delle prestazioni a tutte le distanze di lavoro, facilitando non di poco lo stile di vita sempre più dinamico dei presbiteri di oggi. Un ulteriore motivo del loro successo è la loro versatilità, infatti, non solo sono utili alla correzione della presbiopia, ma si sono dimostrate efficaci anche per un'altra problematica, sempre più diffusa negli ultimi decenni e sempre più urgente: la progressione miopica.

Tuttavia, nonostante i numerosi benefici, per la definizione di multi-focalità e le caratteristiche che tale concetto racchiude, la visione migliore che fornisce questa strategia correttiva rimane comunque un compromesso, che, se aggiunto alle variabili proprie delle differenze anagrafiche dei potenziali portatori sopra citati, potrebbe comportare differenze in prestazioni, preferenze e efficacia.

La revisione di questa trattazione è stata effettuata con lo scopo di unificare i risultati presenti in letteratura sulle prestazioni visive che offrono questi dispositivi, ritenuti più idonei a tal proposito e quindi ottenere informazioni riguardo all'influenza che la scelta della lente ha sulle prestazioni visive in relazione alla soggettività degli utenti (età anagrafica, rifrazione, stile di vita).

Complessivamente i risultati forniti dagli studi selezionati dimostrano che indossare lenti a contatto multifocali induce un aumento delle aberrazioni oculari di alto ordine (*High Order Aberration*, HOA), di cui la più significativa in termini ottici è l'aberrazione sferica (*Spherical Aberration*, SA)<sup>34, 40</sup>

Più nello specifico, l'obiettivo di qualsiasi MFCL è indurre SA e/o HOA per migliorare marginalmente il contrasto dell'immagine con la sfocatura e ad aumentare la profondità di fuoco (*Depth of Focus*, DoF).<sup>29</sup>

Quando l'induzione di queste aberrazioni è considerata come metodo correttivo, è importante tenere in considerazione l'effetto dell'accoppiamento tra le aberrazioni indotte dalla lente e quelle intrinseche dell'occhio non corretto. Infatti, gli occhi si

comportano in maniera diversa a parità di rifrazione e design di MFCL, ma a diversi livelli di SA intrinseca.

Non potendo però intervenire su questo fattore, le principali differenze nelle prestazioni visive identificate possono essere spiegate dalle differenze nei design ottici dei dispositivi multifocali scelti, ovvero il principio ottico che utilizzano per ottenere la multi-focalità, che è anche il motivo per cui queste lenti sono associate spesso a una qualità visiva inferiore, soprattutto se associate a disturbi dei mezzi oculari, e come emerge dallo studio di Fedtke et al.<sup>38</sup>, si possono quantificare grazie al segno e all'ampiezza dei termini di aberrazione sferica misurate quando questi dispositivi sono indossati.

Sulla base delle analisi di correlazione di Pearson, i termini di aberrazione sferica primaria e secondaria sono significativamente correlati rispettivamente con il 78% e il 56% delle variabili delle prestazioni visive.

I risultati di Fedtke et al. confermano che le lenti a contatto multifocali commerciali che inducono segni opposti di aberrazione sferica primaria e secondaria porterebbero a una qualche forma di compromesso visivo, sia a distanza che da vicino. In particolare, le prestazioni visive sulla distanza risultano migliori con aberrazioni sferiche primarie più positive o aberrazioni sferiche secondarie negative, come quelle indotte da lenti a centro-distanza, che però provocano una degradazione della visione prossimale.

Al contempo, la maggior parte delle variabili prossimali mostrano prestazioni visive migliori con aberrazioni sferiche primarie più negative, come quella indotta dalle lenti centro-vicino, influenzando negativamente la visione a distanza.

A causa di questo compromesso tra visione da lontano e da vicino, si può ricorrere alla lettura di altre variabili di prestazione che forniscono ulteriori informazioni sulla preferenza dei disegni dei dispositivi. Queste, per esempio, sono il range di messa a fuoco nitida, la soddisfazione complessiva della vista e il ghosting.

Il range di messa a fuoco nitida, anche detta profondità di campo, è l'intervallo all'interno del quale l'immagine risulta a fuoco, ed è stato dimostrato strettamente correlato all'aberrazione sferica primaria, il che suggerisce che termini di aberrazione sferica primaria più negativi forniscono una range di messa a fuoco nitida più ampio rispetto ai termini di aberrazione sferica primaria più positivi, oltre che un punteggio di visione complessivo migliore.

Il termine ghosting, invece, si riferisce al fenomeno dell'alone, o immagine fantasma, che percepiscono i portatori di lenti a contatto multifocali, creato dalla parte di immagine sfocata che si crea sulla retina dovuta al multi-focalità delle lenti. Questo fenomeno è significativamente influenzato dai termini di aberrazione sferica secondaria: più sono negativi, meno ghosting viene notato.

Sulla base di questi risultati si può ricavare che le lenti a contatto multifocali che inducono aberrazioni sferiche primarie negative e aberrazioni sferiche secondarie negative possono fornire prestazioni complessivamente migliori rispetto a lenti che inducono aberrazioni primarie e secondarie di segno opposto, o, come suggerito da Xu et al.<sup>53</sup>, sarebbero ancora più efficaci se inducessero esclusivamente SA primaria.

Tuttavia, quando non è possibile riprodurre questa condizione vantaggiosa, nonostante il compromesso visivo a una o più distanze, pare ci sia una certa preferenza dei soggetti presbinti verso lenti che inducono un'aberrazione sferica primaria negativa e un'aberrazione sferica secondaria positiva, come quelle indotte dai design centro-vicino.

Inoltre, dallo studio di Fernandes et al.<sup>37</sup> emerge come nonostante i buoni livelli di acuità visiva, quindi in condizioni di contrasto elevato, le lenti a contatto multifocali inducano un aumento dei fenomeni LD (*Light Disturbance*), molto più significativo in monoculare, che verrebbe tuttavia attenuato dall'effetto sommatorio della visione binoculare, in accordo a studi precedenti.

Nel presente studio, i due disegni multifocali (centro-distanza vs centro-vicino) hanno influenzato in modo diverso la distorsione della luce, confermando che le discontinuità tra le diverse zone di potenza, soprattutto se brusche, quindi per poteri di addizione elevati, aumentano significativamente la dispersione della luce all'interno dell'occhio, provocando proporzionalmente anche l'aumento di questi disturbi, e che questo accade soprattutto in condizioni di scarsa illuminazione e con l'incremento delle dimensioni pupillari correlate.

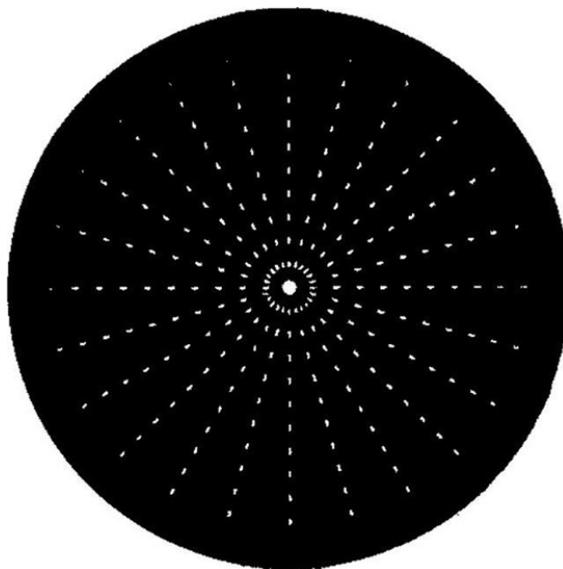
Questo risultato si trova in accordo con uno studio eseguito da Monsàlvez-Romìn et al.<sup>42</sup> l'anno successivo, nel quale, servendosi dello stesso strumento, ossia il *Light Disturbance Analyser* (LDA), un dispositivo sperimentale sviluppato dal *Laboratorio di ricerca sull'optometria clinica e sperimentale* (CEORLab,

Università del Minho, Gualtar, Braga, Portogallo), è stata studiata l'influenza delle diverse dimensioni della pupilla sugli effetti della distorsione della luce causati dalle lenti a contatto morbide multifocali.

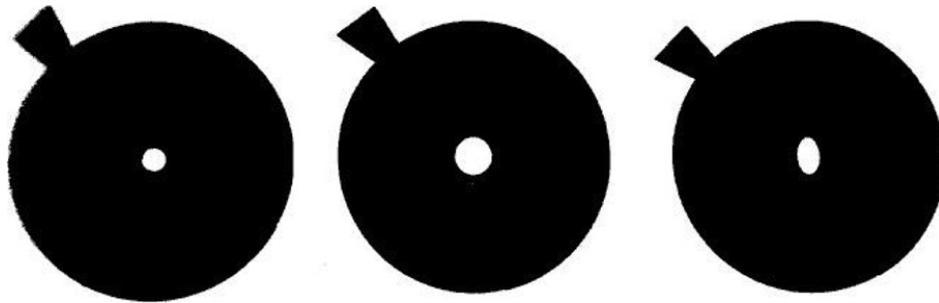
Lo strumento è costituito da una lavagna elettronica nera con una sorgente luminosa centrale ad alta intensità (fino a 3000 cd/m<sup>2</sup>), responsabile di generare la condizione di abbagliamento, e 240 piccole sorgenti periferiche, distribuite in 24 meridiani distanti 15 gradi gli uni dagli altri, di intensità minore (fino a 6 cd/m<sup>2</sup>), utilizzate come soglia di discriminazione

A seguire la rappresentazione della lavagna dell'LDA che indica la distribuzione delle sorgenti luminose (Figura 4), e delle pupille artificiali utilizzate nello studio (Figura 5).

**Figura 4.** Rappresentazione della lavagna del Light Disturbance Analyzer e della distribuzione delle sorgenti luminose centrali e periferiche.



**Figura 5.** Pupille artificiali utilizzate per l'esame. Da sinistra a destra, le pupille misurano 3 mm, 5 mm e 3×5 mm.



Per l'analisi con l'LDA sono stati utilizzati i seguenti parametri di misura:

- *Light Distortion Index (LDI)*: percentuale dell'area totale testata non visibile a causa del danno visivo causato dai fenomeni di distorsione della luce. Valori più alti significano una minore capacità di discernere gli stimoli circostanti.
- *Best Fit Circle Radius (BFCr)*: il cerchio che si adatta meglio alla forma del poligono che definisce l'area di distorsione. Il suo raggio è uguale alla lunghezza media della distorsione lungo ciascun semimeridiano valutato, espressa in mm.
- *BFC irregularity Standard Deviation (BFCirregSD)*: la somma delle differenze al quadrato e divisa per il numero dei semimeridiani valutati. Valori più elevati di BFCirregSD indicano una distorsione più irregolare. Si esprime in mm.
- la *distanza dall'origine*, calcolata dalla posizione x e y del centro del BFC.

Il valore aggiunto che questo studio può dare al precedente sta nella scelta del campione, che, se pur molto piccolo (7 soggetti), e questo ne rappresenta il limite, coinvolgeva solo soggetti non presbiti, per eliminare la possibile introduzione di variabili legate ai cambiamenti delle strutture oculari correlate all'età.

Questo studio<sup>42</sup>, mette in risalto il legame tra il comportamento delle lenti multifocali, che portano un aumento generalizzato dell'LDI, con tutti i tipi di pupilla, fatta eccezione per il modello centro-vicino con pupilla di 3 mm, e che l'LDI massimo si ottiene per la pupilla di 5 millimetri, quella che permette il maggior ingresso di luce, confermando i risultati di Fernandes et al.<sup>37</sup>

Un altro aspetto da tenere in considerazione quando si parla di aberrazioni sferiche è che queste, non solo inficiano la visione, ma qualora i dispositivi multifocali

fossero adottati come strategia per il controllo miopico, è fondamentale conoscerne segno ed entità.

Questo perché un'aberrazione sferica negativa può essere vantaggiosa mirando a una migliore acuità visiva ad alto contrasto, ma al contempo svantaggiosa poiché comporta un aumento del defocus ipermetropico periferico<sup>31,39</sup>, responsabile dell'allungamento assiale<sup>43</sup>. Per raggiungere l'effetto di controllo desiderato, quindi, le lenti devono indurre aberrazioni sferiche positive.

In più, tutte queste condizioni si trovano in accordo con Bickle et al. che ha studiato il massimo potere di addizione tollerato da bambini miopi.<sup>40</sup>

Nello studio, mettendo a paragone i dispositivi multifocali con la lente di controllo a visione singola, la sensibilità al contrasto calava per tutti i poteri di addizioni in esame (+2.00 D, +3.00 D, +4.00D), l'acuità visiva a distanza a basso contrasto mostrava un significativo peggioramento con la lente add. +3.00 D e +4.00 D, mentre sono emerse poche differenze significative nella comparazione della lente add. +2.00 D.

Questi risultati ci indicano che il massimo potere di addizione tollerato dai bambini è +2.00 D. Lenti con poteri superiori potrebbero comportare problemi di visione, sia oggettivi che soggettivi, e, ancora una volta, a subirne le conseguenze più evidenti sarebbero le prestazioni a basso contrasto<sup>31,36</sup>, in accordo anche con i risultati ottenuti da studi precedenti effettuati con le stesse lenti.<sup>44,45</sup>

Per questi motivi, si potrebbe concludere che i valori di addizione ideali per il controllo miopico non devono essere superiori a +2.00 D, ma tale affermazione risulterebbe in contrasto con altri studi che al contrario dimostrano che un potere di addizione elevato (+2,50 D) è più efficace a controllare la progressione della miopia nei giovanissimi, in paragone a lenti a visione singola o con poteri di addizione media (+1,50).<sup>46,47</sup>

Tuttavia, è da tenere in considerazione che poteri di addizione elevati sono correlati a una maggiore degradazione dell'immagine e all'aumento del fenomeno di ghosting, il cui impatto può aumentare non solo in base ai poteri di addizione, quindi alle differenze dei design ottici delle lenti, ma potrebbe anche essere causato dal decentramento delle lenti a contatto durante i movimenti oculari<sup>48</sup> poiché quando la

lente viene decentrata cambiano le posizioni tra l'immagine a fuoco e quelle fantasma incrementando l'entità dell'effetto. Questa teoria del decentramento, come trovato in altri studi, potrebbe spiegare l'aumento di aberrazioni di ordine dispari più alto<sup>49,50</sup> e si trova d'accordo con lo studio di Fedkte et al.<sup>39</sup>, che ha mostrato un aumento del coma con le lenti significativamente decentrate.

Un altro fattore non ancora elencato che potrebbe influire sulla grandezza di questo fenomeno è la dimensione della pupilla, estremamente sensibile alle variazioni di luminanza ambientale, ma come dimostrato anche dallo studio di Guillon et al.<sup>27</sup> decresce con l'età, portando i giovani, ancora una volta, ad avere più difficoltà in attività svolte con scarsa illuminazione, come banalmente la guida serale/notturna e la cui relazione con lenti a contatto multifocali è stata spiegata da Monsálvez-Romín et al.<sup>42</sup>.

Il diametro pupillare è un fattore chiave da considerare: le lenti a contatto a immagine simultanea dipendono tutte dalle dimensioni pupillari che ricoprono un ruolo estremamente importante nella gestione della grandezza delle HOA, oltre che delle SA.

Cheng et al.<sup>52</sup> propone che l'impatto di SA può essere minimizzato se bilanciato con un defocus che appiattisce il fronte d'onda centrale, quindi che massimizza l'area pupillare. Sulla base di questa ipotesi si può quindi pensare che per modelli di MFCL centro-distanza l'entità di SA positiva diminuisca all'aumentare della pupilla, e che l'esatto contrario succeda per i design centro-vicino, a favore della preferenza espressa dai presbiteri per questa tipologia di correzione.

Infine, un altro aspetto che cambia con l'età ed è implicato nella gestione dell'SA è l'accomodazione.

Ad accomodazione attiva l'SA diminuisce e diventa negativa all'aumentare della risposta accomodativa nei soggetti più giovani (<40 anni), ed è stata trovata addirittura prossima allo zero nei livelli di accomodazione di circa 0.50 D negli under 20, e di circa 2.00-3,00 D per i soggetti di età compresa tra i 20 e i 39 anni.

Al contrario nei soggetti più anziani (>40) ha mostrato solo piccole oscillazioni, alcune positive, entro la limitata ampiezza accomodativa disponibile. Quindi, si può riassumere che se nei soggetti giovani con l'intervento dell'accomodazione l'SA passa da essere positiva ad essere negativa, nei presbiteri, essendo il meccanismo

accomodativo limitato questa rimane positiva, concludendo che SA cambia sistematicamente in direzione positiva con l'età.

## 7. Conclusioni

---

I modelli di MFCLs attualmente in commercio per la correzione della presbiopia e il controllo della progressione miopica, sono focalizzati a dare prestazioni a distanza e a distanza prossimale abbastanza robuste, su un'ampia gamma di dimensioni pupillari.

Tuttavia, considerando le diverse finalità (presbiopia vs miopia), caratteristiche oculari (giovani vs adulti) e adattamento neurale, il design delle lenti a contatto multifocali dovrebbe evolvere in direzioni diverse, considerando la significativa differenza nelle dimensioni della pupilla e il profilo aberrometrico dei potenziali candidati alla correzione della presbiopia o al controllo della miopia.

I risultati della revisione riportano differenze significative nelle prestazioni valutate con MFCL spiegabili principalmente dalle differenze dei diversi design ottici. Le diverse geometrie, infatti, inducono aberrazioni sferiche di diverso segno ed entità che sommate a quelle intrinseche oculari inficiano le performance visive.

In particolar modo, è stata confermata l'importanza della differenza anagrafica nella comparazione tra le due popolazioni. Con l'aumentare dell'età cambiano diversi aspetti fisiologici, come le dimensioni della pupilla, la capacità di accomodazione e di gestire le aberrazioni sferiche intrinseche a causa dell'interruzione dell'effetto compensatorio che hanno con la cornea anteriore.

Tutti questi fattori sono direttamente collegati alla gestione delle lenti a contatto multifocali e si possono dire fondamentali per la scelta del design ottimale.

Da queste differenze fisiologiche, quindi risultano scontate differenze performative, che inducono le due popolazioni prese in esame a preferire una geometria al posto di un'altra. È emersa chiara, infatti, una netta preferenza dei presbiteri per le MFCL centro-vicino, in linea con le aberrazioni sferiche intrinseche dell'occhio maturo e con le esigenze del loro stile di vita.

Al contrario però, queste tipologie di MFCL, si sono dimostrate inefficaci o addirittura svantaggiose per i giovani miopi che vogliono controllare la progressione miopica perché indurrebbero un defocus periferico ipermetropico, che è esattamente l'effetto contrario a quello che si cerca per queste strategie.

Si può quindi concludere che, cambiando l'età dei portatori, quindi la fisiologia, le necessità, e gli stili di vita, cambiano anche le preferenze dei disegni ottici delle MFCL e le performance visive, per cui è opportuno, per ottenere delle applicazioni di successo, distinguere le caratteristiche soggettive dei portatori e scegliere adeguatamente la migliore strategia correttiva per ognuno di essi.

I limiti di questo studio sono sicuramente rappresentati dal breve tempo di analisi e dalla limitata disponibilità in letteratura di studi più specifici. Sono pertanto necessarie ulteriori sperimentazioni attraverso le quali sarà possibile approfondire i singoli aspetti e riconoscere ulteriori miglioramenti.

## 8. Bibliografia

---

1. Fincham, E. F., & Walton, J. (1957). The reciprocal actions of accommodation and convergence. *The Journal of physiology*, 137(3), 488–508.
2. Rossetti A., Gheller P.; *Manuale di optometria e contattologia*. Zanichelli, 2003. Pp 89.
3. Kenneth J. Ciuffreda, Chapter 4 - Accommodation, the Pupil, and Presbyopia, Editor(s): William J. Benjamin, Irvin M. Borish, Borish's Clinical Refraction (Second Edition), Butterworth-Heinemann, 2006, Pp 93-144.
4. Charman, W.N., 2017b. Virtual issue editorial: presbyopia - grappling with an age-old problem. *Ophthalmic Physiol. Opt.* 37, 655–660.
5. Wolffsohn JS, Davies LN. Presbyopia: Effectiveness of correction strategies. *Prog Retin Eye Res.* 2019 Jan; 68:124-143
6. Johannsdottir KR, Stelmach LB. Monovision: a review of the scientific literature. *Optom Vis Sci.* 2001 Sep;78(9):646-51.
7. Baird, P.N., Saw, S.M., Lanca, C. *et al.* Myopia. *Nat Rev Dis Primers* 6, 99 (2020).
8. Yotsukura, E. *et al.* Current prevalence of myopia and association of myopia with environmental factors among schoolchildren in Japan. *JAMA Ophthalmol.* 137, 1233–1239 (2019).
9. Xiang, F. *et al.* Increases in the prevalence of reduced visual acuity and myopia in Chinese children in Guangzhou over the past 20 years. *Eye* 27, 1353–1358 (2013).
10. Ding, B.-Y., Shih, Y.-F., Lin, L. L. K., Hsiao, C. K. & Wang, I. J. Myopia among schoolchildren in East Asia and Singapore. *Surv. Ophthalmol.* 62, 677–697 (2017)
11. Chen, C. Y. *et al.* Heritability and shared environment estimates for myopia and associated ocular biometric traits: the genes in myopia (GEM) family study. *Hum. Genet.* 121, 511–520 (2007).

12. Baird, P. N., Schache, M. & Dirani, M. The genes in myopia (GEM) study in understanding the aetiology of refractive errors. *Prog. Retin. Eye Res.* 29, 520–542 (2010).
13. Chung K, Mohidin N, O'Leary DJ. Undercorrection of myopia enhances rather than inhibits myopia progression. *Vision Res.* 2002 Oct;42(22):2555-9.
14. Sivak JG. Undercorrection and myopia development. *Am J Optom Physiol Opt.* 1988 Sep;65(9):766.
15. R. P´erez-Prados, D. P. Piñero, R. J. P´erez-Cambrod'1, and D. Madrid-Costa, "Soft multifocal simultaneous image contact lenses: a review," *Clinical and Experimental Optometry*, vol. 100, no. 2, pp. 107–127, 2017.
16. W. N. Charman, "Developments in the correction of presbyopia I: spectacle and contact lenses," *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 34, no. 1, pp. 8–29, 2014.
17. H. Toshida, K. Takahashi, K. Sado, A. Kanai, and A. Murakami, "Bifocal contact lenses: history, types, characteristics, and actual state and problems," *Clinical Ophthalmology*, vol. 2, no. 4, pp. 869–877, 2008.
18. C. Dorronsoro, A. Radhakrishnan, P. de Gracia, L. Sawides, and S. Marcos, "Perceived image quality with simulated segmented bifocal corrections," *Biomedical Optics Express*, vol. 7, no. 11, pp. 4388–4399, 2016.
19. A. P´erez-Escudero, C. Dorronsoro, and S. Marcos, "Correlation between radius and asphericity in surfaces fitted by conics," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 27, no. 7, pp. 1541–1548, 2010.
20. Roncagli V., "Lenti a contatto multifocali", [www.sportnetwork.it](http://www.sportnetwork.it), 2003
21. Remón L, Pérez-Merino P, Macedo-de-Araújo RJ, Amorim-de-Sousa AI, González-Méijome JM. Bifocal and Multifocal Contact Lenses for Presbyopia and Myopia Control. *J Ophthalmol.* 2020 Mar 27; 2020:8067657. doi: 10.1155/2020/8067657. PMID: 32318285; PMCID: PMC7152962.
22. Churkina Mn, Avetisov Se, Varshavskii Vl, Iagodkina Ta, Boev Vi, Nikol'skaia Tn, Chizhova Vl.: Ametropia correction with bifocal contact lenses - *Vestn Oftalmol* 1991 Jul-Aug;107 (4):25-9

23. Chateau N, Baude D.: Simulated in situ optical performance of bifocal contact lenses - *Optom Vis Sci* 1997 Jul;74 (7):532-9
24. Chateau N, De Brabander J, Bouchard F, Molenaar H.: Infrared pupillometry in presbyopes fitted with soft contact lenses - *Optom Vis Sci* 1996 Dec;73 (12):733-41
25. Roncagli V., “*Lenti a contatto multifocali*”, [www.sportnetwork.it](http://www.sportnetwork.it), 2003
26. Rossetti A., “*Manuale di optometria e contattologia*”, seconda edizione, 2003, Zanichelli, pag.91
27. Guillon M, Dumbleton K, Theodoratos P, Gobbe M, Wooley CB, Moody K. The Effects of Age, Refractive Status, and Luminance on Pupil Size. *Optom Vis Sci*. 2016 Sep;93(9):1093-100.
28. J. Taberero, A. Benito, E. Alc’ón, and P. Artal, “Mechanism of compensation of aberrations in the human eye,” *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 24, no. 10, pp. 3274–3283, 2007.
29. Bakaraju RC, Ehrmann K, Ho A, Papas E. Inherent ocular spherical aberration and multifocal contact lens optical performance. *Optom Vis Sci*. 2010 Dec;87(12):1009-22.
30. Rossetti A., “*Manuale di optometria e contattologia*”, seconda edizione, 2003, Zanichelli, pag.48
31. Huang, X., Wang, F., Lin, Z. *et al.* Visual quality of juvenile myopes wearing multifocal soft contact lenses. *Eye and Vis* 7, 41 (2020).
32. Fedtke C, Ehrmann K, Bakaraju RC. Peripheral refraction and spherical aberration profiles with single vision, bifocal and multifocal soft contact lenses. *J Optom*. 2020 Jan-Mar;13(1):15-28. doi: 10.1016/j.optom.2018.11.002. Epub 2019 Feb 13.
33. Gregory HR, Nti AN, Wolffsohn JS, Berntsen DA, Ritchey ER. Visual Performance of Center-distance Multifocal Contact Lenses Fit Using a Myopia Control Paradigm. *Optom Vis Sci*. 2021 Mar 1;98(3):272-279.
34. Hair LA, Steffensen EM, Berntsen DA. The Effects of Center-near and Center-distance Multifocal Contact Lenses on Peripheral Defocus and Visual Acuity. *Optom Vis Sci*. 2021 Aug 1;98(8):983-994
35. Przekoracka, Katarzyna & Michalak, Krzysztof & Olszewski, Jan & Zeri, Fabrizio & Michalski, Andrzej & Paluch, Joanna & Przekoracka-Krawczyk,

- Anna. (2020). Contrast sensitivity and visual acuity in subjects wearing multifocal contact lenses with high additions designed for myopia progression control. *Contact lens & anterior eye: the journal of the British Contact Lens Association*. 43. 33-39. 10.1016/j.clae.2019.12.002.
36. Fedtke C, Ehrmann K, Thomas V, Bakaraju RC. Visual performance with multifocal soft contact lenses in non-presbyopic myopic eyes during an adaptation period. *Clin Optom (Auckl)*. 2016 Apr 21;8:37-46.
  37. Fernandes P, Amorim-de-Sousa A, Queirós A, Escandón-García S, McAlinden C, González-Méijome JM. Light disturbance with multifocal contact lens and monovision for presbyopia. *Cont Lens Anterior Eye*. 2018 Aug;41(4):393-399.
  38. Fedtke C, Sha J, Thomas V, Ehrmann K, Bakaraju RC. Impact of Spherical Aberration Terms on Multifocal Contact Lens Performance. *Optom Vis Sci*. 2017 Feb;94(2):197-207.
  39. Fedtke C, Bakaraju RC, Ehrmann K, Chung J, Thomas V, Holden BA. Visual performance of single vision and multifocal contact lenses in non-presbyopic myopic eyes. *Cont Lens Anterior Eye*. 2016 Feb;39(1):38-46. doi: 10.1016/j.clae.2015.07.005. Epub 2015 Jul 27.
  40. Bickle KM, Mitchell GL, Walline JJ. Visual Performance with Spherical and Multifocal Contact Lenses in a Pediatric Population. *Optom Vis Sci*. 2021 May 1;98(5):483-489.
  41. D. Lopes-Ferreira, P. Fernandes, A. Queiros, J.M. Gonzalez-Meijome, Combined effect of ocular and multifocal contact lens induced aberrations on visual performance: center-distance versus center-near design, *Eye Contact Lens* (2017) January 04, 2017 - Volume Publish Ahead of Print - Issue - p.
  42. Monsálvez-Romín D, González-Méijome JM, Esteve-Taboada JJ, García-Lázaro S, Cerviño A. Light distortion of soft multifocal contact lenses with different pupil size and shape. *Cont Lens Anterior Eye*. 2020 Apr;43(2):130-136.
  43. E.L. Smith 3rd, C.S. Kee, R. Ramamirtham, et al., Peripheral vision can influence eye growth and refractive development in infant, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci*. 4611 (2005) 3965–3972.

44. Kollbaum PS, Jansen ME, Tan J, et al. Vision Performance with a Contact Lens Designed to Slow Myopia Progression. *Optom Vis Sci* 2013; 90:205–14.
45. Kang P, McAlinden C, Wildsoet CF. Effects of Multifocal Soft Contact Lenses Used to Slow Myopia Progression on Quality of Vision in Young Adults. *Acta Ophthalmol* 2017;95: e43–53.
46. Walline JJ, Walker MK, Mutti DO, Jones-Jordan LA, Sinnott LT, Giannoni AG, Bickle KM, Schulle KL, Nixon A, Pierce GE, Berntsen DA; BLINK Study Group. Effect of High Add Power, Medium Add Power, or Single-Vision Contact Lenses on Myopia Progression in Children: The BLINK Randomized Clinical Trial. *JAMA*. 2020 Aug 11;324(6):571-580
47. Yu Z, Zhong A, Zhao X, Li D, Duan J. Efficacy and Safety of Different Add Power Soft Contact Lenses on Myopia Progression in Children : A systematic review and meta-analysis. *Ophthalmic Res*. 2022 Feb 28
48. A. Tomlinson, M.M. Bibby, Movement and rotation of soft contact lenses. Effect Of fit and lens design, *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 575 (1980) 275–279
49. C. Peyre, L. Fumery, D. Gatinel, Comparison of high-order optical aberrations induced by different multifocal contact lens geometries, *J. Fr. Ophtalmol.* 286 (2005) 599–604..
50. S. Patel, M. Fakhry, J.L. Alio, Objective assessment of aberrations induced by multifocal contact lenses in vivo, *CLAO J.* 284 (2002) 196–201.
51. Guillon M, Dumbleton K, Theodoratos P, Gobbe M, Wooley CB, Moody K. The Effects of Age, Refractive Status, and Luminance on Pupil Size. *Optom Vis Sci*. 2016 Sep;93(9):1093-100.
52. Cheng X, Bradley A, Ravikumar S, Thibos LN. Visual impact of Zernike and Seidel forms of monochromatic aberrations. *Optom Vis Sci*. 2010 May;87(5):300-12.