

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI FISICA E ASTRONOMIA “GALILEO
GALILEI”

CORSO DI LAUREA IN OTTICA E OPTOMETRIA

TESI DI LAUREA

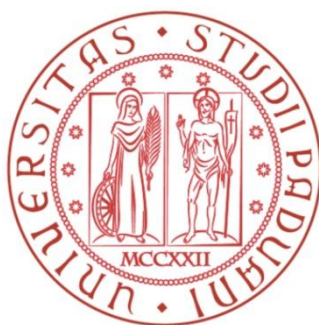
**EFFETTI DELLA RIDUZIONE DI ABERRAZIONI NELLE
LENTI OFTALMICHE PROGRESSIVE**

Relatore: Prof. Dominga Ortolan

Laureanda: Michela Andreola

Matricola: 1104816

Anno Accademico 2017-2018



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI FISICA E ASTRONOMIA “GALILEO
GALILEI”

CORSO DI LAUREA IN OTTICA E OPTOMETRIA

TESI DI LAUREA

**EFFETTI DELLA RIDUZIONE DI ABERRAZIONI NELLE
LENTI OFTALMICHE PROGRESSIVE**

Relatore: Prof. Dominga Ortolan

Laureanda: Michela Andreola

Matricola: 1104816

Anno Accademico 2017-2018

INDICE

INTRODUZIONE.....	2
1-LE ABERRAZIONI OTTICHE.....	4
1.1 Aberrazioni Monocromatiche.....	4
1.2 Aberrazioni Cromatiche	7
1.3 Influenza delle aberrazioni sulla visione	8
2-STORIA DELLE LENTI PROGRESSIVE.....	11
2.2 Lenti Trifocali	12
2.3 Le prime lenti progressive	13
2.4 Le superficie delle lenti progressive	14
2.5 Design principali delle lenti progressive	17
2.6 Principale problema delle lenti progressive.....	18
3-SVILUPPO DI NUOVE TECNOLOGIE PER RIDURRE LE ABERRAZIONI NELLE LENTI PROGRESSIVE.....	22
3.1 Metodi di ottimizzazione numerica	22
3.2-Riduzione dell'astigmatismo laterale	25
3.3 Lenti progressive Varilux S Series™	28
3.4 Varilux X Series™	36
4-LENTI PROGRESSIVE E COMFORT.....	40
CONCLUSIONI	50
BIBLIOGRAFIA	52

INTRODUZIONE

Le esigenze visive dei presbiteri si sono notevolmente evolute, anche grazie all'allungarsi delle aspettative di vita: dalla semplice lettura a una sola distanza, ora sono composte da più compiti, eseguiti in diverse zone di visione. I presbiteri oggi sono persone dinamiche che praticano sport, escono e fanno vita di relazione e per questo motivo hanno esigenze visive importanti da soddisfare.

Nonostante, quindi, una persona tra i 45 e i 50 anni non si possa ancora ritenere anziana, subisce però dei processi di invecchiamento, che fanno sì che anche alcune strutture dell'occhio, in particolare il cristallino si irrigidisca perdendo progressivamente la sua elasticità e provocando un effetto di visione sfocata da vicino. Le lenti progressive servono proprio a correggere questo tipo di problematica.

A partire dagli anni '50 il mercato dell'occhiale progressivo si è espanso, negli ultimi anni la vendita delle lenti progressive ha superato del 10% rispetto a quella delle bifocali e trifocali. In relazione alla tipologia di lente che si sceglie personalizzata o meno è richiesta una procedura più complicata rispetto a quella che si utilizza per una monofocale.[1]

Come indicare ad un soggetto la geometria e tipologia della lente progressiva più adatta alle sue esigenze visive considerando anche le abitudini? i parametri fisici quali altezza e postura, sono davvero così rilevanti?

Gli attuali sviluppi di tecnologie da parte delle aziende specializzate nella produzione di lenti oftalmiche mirano proprio a superare gli attuali limiti delle lenti progressive per garantire una maggiore nitidezza in tutte le zone della lente, favorendo l'adattamento in una compensazione visiva che simula la visione reale offrendo tutte le addizioni per una visione progressivamente prossimale, ma che non è affatto reale e naturale e che inoltre subisce dei limiti costruttivi delle lenti stesse. Per fare ciò è necessario eliminare la sensazione di "ondeggimento" che il soggetto prova quando utilizza le zone laterali della lente perché affette da aberrazioni, aumentare la profondità del campo visivo lungo il canale di progressione in particolare nella zona di visione intermedia e da vicino e stabilizzare la visione binoculare.

1-LE ABERRAZIONI OTTICHE

L'occhio umano, come qualsiasi sistema ottico non perfetto, è affetto da aberrazioni.

Le aberrazioni ottiche sono fenomeni che si producono quando in un sistema ottico le immagini che esso dà non sono geometricamente simili agli oggetti, o non sono nitide, o variano d'aspetto al variare del colore della luce. [2]

Le aberrazioni che influenzano maggiormente la visione si dividono in aberrazioni monocromatiche e aberrazioni cromatiche.

1.1 Aberrazioni Monocromatiche

Le aberrazioni monocromatiche dipendono sia dalla geometria delle superfici degli elementi rifrangenti, sia dagli indici di rifrazione che sono funzioni della lunghezza d'onda.[3]

Le aberrazioni monocromatiche si dividono a loro volta in assiali ed extrassiali; quelle assiali sono le aberrazioni sferiche mentre quelle extrassiali sono il coma, l'astigmatismo, la curvatura di campo e la distorsione.

Aberrazione Sferica

L' aberrazione si definisce sferica quando i raggi provenienti da un punto assiale convergono in un punto P' e i raggi incidenti vicino al bordo della lente convergono in un punto P'' più vicino alla lente. Non c'è alcun piano in cui si forma un'immagine ben definita di P , infatti, se poniamo uno schermo, normale all'asse, in P' si nota che l'immagine raccolta dallo schermo ha la forma di un disco circolare il cui contorno è dato dall'intersezione dello schermo con il cono esterno dei raggi rifratti dalla lente. La sezione del fascio rifratto è ovunque circolare e ,come si vede dalla figura 1, vi è un piano CC , sul quale la sezione del fascio è minima, questa sezione è detta "Cerchio di minima confusione" e quando lo schermo è posto in questo punto si ottiene l'immagine migliore.



Figura 1

Si dice aberrazione sferica positiva quando il fascio di raggi incidenti in periferia è rifratto più della porzione centrale o parassiale.

Si dice invece aberrazione sferica negativa quando il fuoco dei raggi periferici si forma dopo quello dei raggi parassiali.[4;5]

Astigmatismo

L'astigmatismo è l'aberrazione predominante in periferia, infatti altera l'immagine formata dalla lente di punti posti fuori dall'asse.

Dato un punto oggetto fuori dall'asse, il cono di raggi da esso proveniente inciderà asimmetricamente il sistema ottico causando astigmatismo: la proiezione dei raggi nei piani tangenziali e sagittali sarà differente e di conseguenza anche le immagini primarie e secondarie non coincidono.

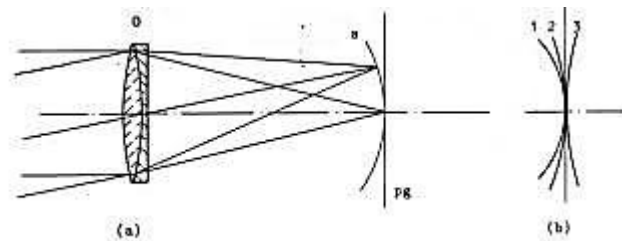


Figura 2

L'immagine soprastante (figura 2) ci aiuta a capire il fenomeno dell'astigmatismo identificando:

1. Immagini primarie
2. Cerchio di minima confusione
3. Immagini secondarie

Si può notare che le tre superfici sono tangenti tra di loro in un punto dell'asse della lente ma le immagini primarie non coincidono con quelle secondarie e questo genera l'astigmatismo. La forma della superficie immagine dipende dalla forma della lente.[4;5]

Coma

L'aberrazione nota come "coma" interessa i raggi provenienti da punti posti fuori dall'asse della lente.

Si ha una variazione dell'ingrandimento con i raggi periferici che si focalizzano ad altezze di immagini diverse rispetto al raggio principale. I raggi sono inclinati

rispetto l'asse ottico questo genera una sbavatura dell'immagine a forma di cometa di un punto oggetto.[4;5]

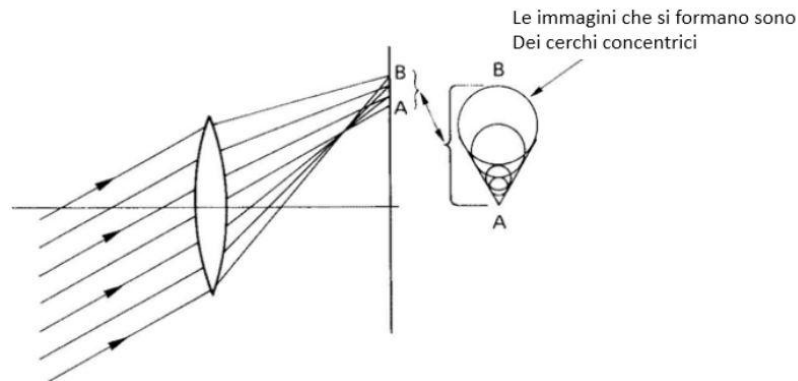
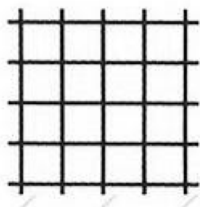


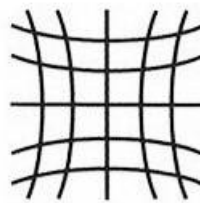
Figura 3

Distorsione

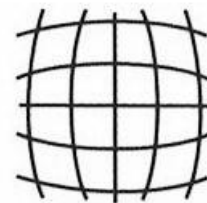
La distorsione è un'aberrazione causata non dalla mancanza di nitidezza dell'immagine ma dalla variazione dell'ingrandimento con la distanza dall'asse. Se l'ingrandimento aumenta con l'aumentare della distanza dall'asse, le parti esterne del campo sono ingrandite sproporzionatamente, questo effetto è noto come distorsione a "cuscinetto". Se invece l'ingrandimento diminuisce con l'aumentare della distanza dall'asse si ottiene l'effetto opposto noto come distorsione a "barilotto". Una lente semplice sottile è libera da distorsioni per tutte le distanze oggetto.[4;5]



Reticolo senza distorsioni



Distorsione a Cuscinetto



Distorsione a Barilotto

Figura 4

Curvatura di Campo

Anche quando una lente sia stata corretta da aberrazione sferica, coma e astigmatismo, per punti oggetto posti a una certa distanza dall'asse si presenta l'aberrazione di curvatura di campo. La correzione dell'astigmatismo presuppone che si siano fatti coincidere il punto dell'immagine primaria e quello dell'immagine secondaria. La superficie che realizza tale coincidenza è anch'essa parabolica e pertanto l'immagine piana di un oggetto esteso risulta a fuoco nella zona centrale mentre è sfuocata nella zona periferica. Il fatto che la superficie di miglior fuoco sia curva non è casuale ma è il risultato del fatto che la distanza immagine presa sugli assi ausiliari è minore della corrispondente distanza immagine presa sull'asse ottico.[4;5]

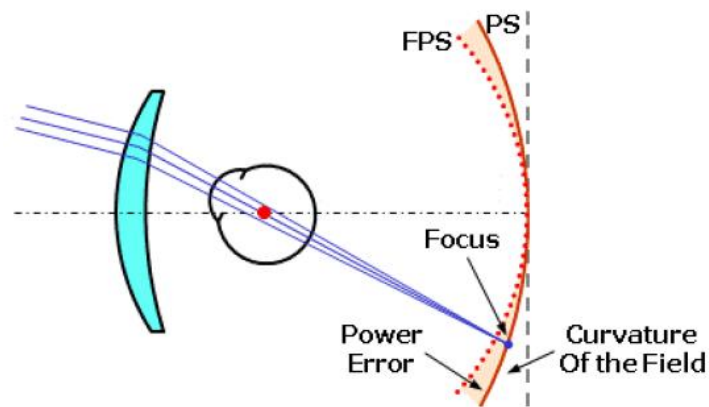


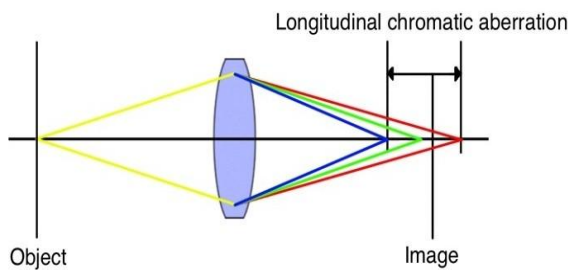
Figura 5

1.2 Aberrazioni Cromatiche

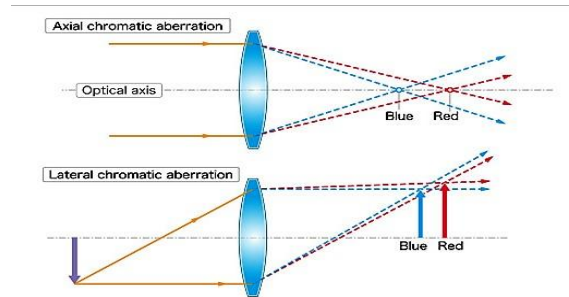
Le aberrazioni cromatiche si dividono in aberrazione cromatica assiale e aberrazione cromatica extrassiale.

La distanza focale di una lente è la funzione dell'indice di rifrazione del materiale con cui la lente è costruita, inoltre sappiamo anche che l'indice di rifrazione varia con la lunghezza d'onda pertanto la distanza focale di una lente è diversa in base ai colori. Una singola lente non forma una semplice immagine di un oggetto, ma una serie di immagini a diverse distanze dalla lente, una per ogni colore presente nella luce incidente. Sapendo che l'ingrandimento dipende dalla distanza focale le immagini che si formano saranno anche di dimensioni diverse. La variazione della distanza-immagine con l'indice di rifrazione è detta aberrazione cromatica

longitudinale o assiale mentre la variazione della dimensione dell'immagine è detta aberrazione cromatica laterale o extrassiale.[4;5]



Aberrazione cromatica assiale



Aberrazione cromatica extrassiale

Figura 6

1.3 Influenza delle aberrazioni sulla visione

Le aberrazioni dell'occhio umano svolgono un ruolo importante nell'alterare la qualità dell'immagine retinica. Le aberrazioni non sono facilmente separabili, in quanto il sistema ottico le subisce tutte insieme cioè l'immagine retinica che ne risulta è una sovrapposizione di più immagini.

Preso singolarmente l'astigmatismo è l'aberrazione predominante in periferia, se presente in quantità elevata, peggiora il riconoscimento di oggetti.

L'aberrazione cromatica, invece, è indipendente dall'apertura della pupilla, ma è legata al tipo di materiale, infatti aumenta all'aumentare dell'indice di rifrazione delle lenti, ed è inversamente proporzionale al numero di Abbe, infine aumenta in modo proporzionale rispetto al potere delle lenti. Quando una radiazione cromatica incide su un mezzo ottico, viene rifratta in modo differente per le sue diverse componenti: quelle con minor lunghezza d'onda vengono rifratte maggiormente, rispetto a quelle di lunghezza elevata, questo fa sì che si generino immagini diverse e diversamente colorate.[2]

L'aberrazione sferica comporta fondamentalmente due conseguenze sulla visione uno "negativo" e uno "positivo". Quello "negativo" consiste nella diminuzione della sensibilità al contrasto, in quanto la dispersione del fuoco riduce la concentrazione luminosa. In assenza di aberrazione sferica tutta la luce viene concentrata in un solo punto e il contrasto viene concepito meglio.

L'aspetto "positivo" consiste nell'aumento della profondità di campo cioè quando viene focalizzato un oggetto a una certa distanza, questo rappresenta l'unica immagine veramente nitida, mentre tutto quello che sta davanti o dietro appare sfuocato. La profondità di campo, rappresenta la distanza davanti e dietro all'immagine principale in cui la nitidezza viene mantenuta.



Immagine di destra



Immagine di sinistra

Figura 7

Nell'immagine di sinistra si ha una bassa profondità di campo, il cavallo presenta un ottimo contrasto, ma tutto ciò che sta davanti o dietro di esso risulta sfuocato. Nella seconda il contrasto diminuisce, ma viene mantenuta la nitidezza anche per gli oggetti più lontani o più vicini.

Le aberrazioni variano anche con l'età, in un occhio giovane, il cristallino presenta un'aberrazione sferica negativa, che va a compensare quella residua della cornea, in modo che l'intero obiettivo oculare sia esente da aberrazione e quindi, pur avendo una riduzione della profondità di campo, può usufruire al meglio di un'ottima sensibilità al contrasto. Al giovane però può importare poco della profondità di campo perché ha un'efficiente accomodazione, che gli permette di focalizzare rapidamente gli oggetti alle varie distanze e quindi ha tutte le ragioni di sentirsi soddisfatto di un sistema visivo costruito in questo modo.

Nell'anziano, invece, l'aberrazione sferica che si produce va a compensare, almeno in parte, la perdita dell'accomodazione. Questo non è sufficiente per consentire di leggere, mantenendo contemporaneamente una buona visione da lontano, tanto che è evidente che tutti, raggiunta una certa età, devono ricorrere agli occhiali per la visione da vicino. Nell'occhio anziano si crea un'aberrazione sferica che aumenta la profondità di campo, ma la realtà è che questa si sviluppa

nella direzione sbagliata, questo è un fatto interessante perché sta alla base delle moderne tecniche di correzione della presbiopia.

Non potendo, quindi, eliminare tutte le aberrazioni per ottenere una migliore qualità dell'immagine visiva, si può ricorrere all'utilizzo di lenti oftalmiche correttive andando a correggere l'aberrazione di sfericità o l'astigmatismo.[6]

2-STORIA DELLE LENTI PROGRESSIVE

Le lenti progressive sono lenti utilizzate non solo per la correzione di ametropie associate al problema della presbiopia¹ ma anche per tutti i soggetti ametropi presbinti che non trovano comodo mettere e togliere continuamente gli occhiali. In passato la soluzione di questi problemi visivi era affidata alle lenti bifocali e trifocali.

2.1 Lenti Bifocali

Le lenti bifocali presentano zone di differente potere: la zona ampia della lente è deputata alla visione da lontano mentre quella minore detta lunetta o unghia è deputata alla visione da vicino. La zona deputata alla visione da vicino presenta svariate forme, le principali sono: la forma a disco $\frac{3}{4}$, ad unghia e a margine diritto. La forma a margine diritto si ricava attraverso la lavorazione della lente con due curvature creando due poteri differenti. Le lenti con forma a disco $\frac{3}{4}$ e ad unghia sono costruite partendo da una lente monofocale finita a cui viene inserito un bottone di vetro ad alto indice di rifrazione a bassa dispersione come si può osservare in figura 9.

Attualmente non si utilizzano quasi più lenti di vetro, si preferisce utilizzare lenti in materiale plastico (CR39) pertanto l'aumento di potere della zona da vicino si ricava lavorando in modo sporgente la superficie anteriore.

I segmenti che delineano la zona da vicino, possono essere raccordati, per rendere i margini invisibili per un fattore di estetica, ma non fornisce miglioramento visivo anzi crea una zona di transizione distorta.

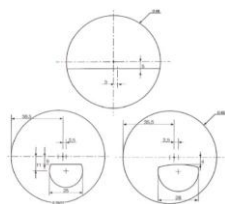


Figura 8

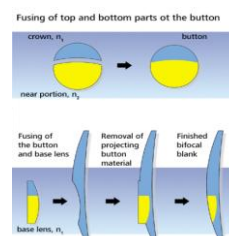


Figura 9

¹La presbiopia è dovuta alla perdita di elasticità del cristallino e rappresenta la fisiologica e naturale evoluzione dell'occhio negli anni; per cui è inevitabile dopo i 40 anni allungare le braccia per riuscire a distinguere chiaramente le parole scritte. Indubbiamente la difficoltà di lettura è il principale sintomo della presbiopia. Ma spesso vi sono associati disturbi come l'affaticamento visivo nella lettura prolungata, lo sdoppiamento delle lettere, lievi bruciori e arrossamento agli occhi e talvolta anche cefalea.[7]

Il campo visibile attraverso la zona per vicino aumenta con l'aumentare della dimensione di questa. Una zona da vicino di grandi dimensioni riduce l'ampiezza della zona da lontano. La scelta della dimensione dipende dall'attività prevalente del soggetto e dalle sue necessità personali.[2]

2.2 Lenti Trifocali

Le lenti trifocali presentano tre zone di potere differente: una zona di potere per la visione da lontano, una zona per la visione intermedia e una zona per la visione da vicino. L'addizione della zona intermedia è data dalla metà del valore dell'addizione.[8]

In una lente trifocale viene aggiunto un terzo potere sferico tra la visione a distanza e quella da vicino per produrre una continuità di visione. Questo dà origine a due linee di segmento sulla superficie della lente come mostrato in figura 10.

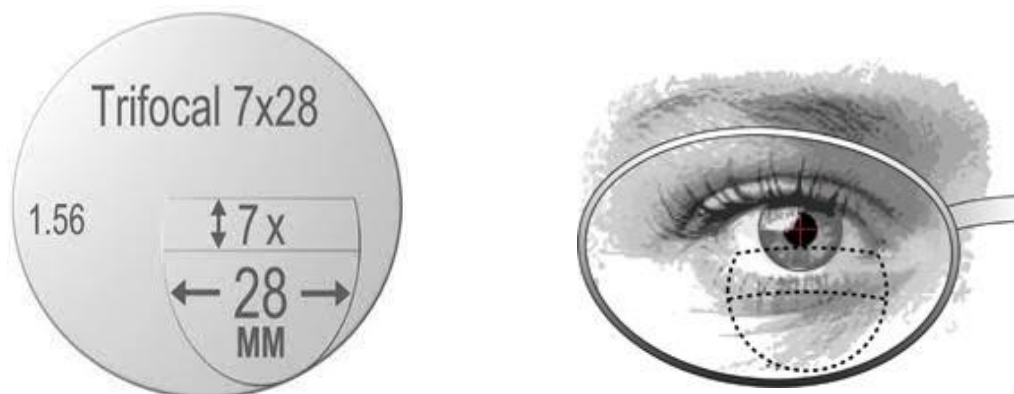


Figura 10

Il problema principale delle lenti bifocali e trifocali è il salto d'immagine.

Il problema dell'unione di due lenti è costituito dalla posizione dei due centri, per vicino e per lontano. Nella condizione ideale, i due centri si trovano nella stessa posizione nel passaggio tra una zona e l'altra, in tal modo, passando dall'osservazione lontana a quella vicina non vi sono effetti prismatici, né zone d'interruzione della visione, cambia solo la focalizzazione dell'immagine.

In realtà non è proprio così, perché il centro della zona per vicino è spostato rispetto a quello per lontano e questo genera una banda di sfocatura e un'area potenzialmente cieca o scotoma nel campo visivo, poiché la pupilla è simultaneamente esposta a due diversi effetti prismatici e di potenza.

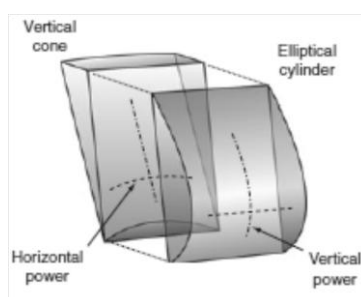
Dalla ricerca di una soluzione a questo problema sono nate le lenti progressive.[2;9]

2.3 Le prime lenti progressive

Le lenti progressive sono lenti multifocali formate da un certo numero di superfici che forniscono un aumento continuo e regolare della potenza focale positiva per compensare l'insufficienza accomodativa².

La curvatura delle superfici, delle lenti multifocali, aumenta gradualmente da un valore minimo, all'interno della zona di distanza sulla superficie anteriore della lente, a un valore massimo all'interno della zona vicina, fornendo così il cambiamento desiderato nell'addizione vicino.

Il primo brevetto di lente progressiva fu presentato nel 1907 da Owen Aves, co-fondatore del London Refraction Hospital (ora noto come Institute of Optometry). La sua invenzione era una lente progressiva a doppia superficie che impiegava una sezione di un cono su un lato e una sezione di un cilindro ellittico sull'altro, come illustrato nella Figura 11.



Il concetto di lente progressiva originale di Owen Aves incorporava una sezione di un cono su una superficie per ottenere un progressivo aumento di potenza attraverso le sezioni trasversali orizzontali e una sezione di un cilindro ellittico sull'altra superficie per ottenere un progressivo aumento di potenza attraverso le sezioni trasversali verticali.

Figura 11

²Accomodazione: è la capacità di variare il potere diottrico del cristallino in modo da consentire la messa a fuoco in retina di oggetti posti a diverse distanze. L'insufficienza accomodativa è data dalla riduzione dell'elasticità del cristallino o dalla diminuzione della forza che il muscolo riesce ad esercitare impedendo la messa a fuoco in retina di oggetti posti a distanza ravvicinata.[10]

Il cono forniva un progressivo aumento della curvatura attraverso i meridiani orizzontali della lente, mentre il cilindro ellittico forniva un progressivo aumento della curvatura attraverso i meridiani verticali all'incirca uguale alle curvature orizzontali in corrispondenza di punti corrispondenti sulla superficie opposta. La mancanza di simmetria rotazionale e la natura a doppia superficie del progetto Owen Aves, sfortunatamente lo rendevano impraticabile per la produzione di massa, quindi non fu mai introdotto commercialmente. Poco dopo, Henry Orford Gowlland ha inventato una lente progressiva a singola superficie che utilizzava una superficie paraboloidale.[11] Tra le prime lenti progressive c'è anche quella ideata da Maintenaz negli anni 50 in Francia e commercializzata con il nome di VariluxR, questa lente può essere paragonata a una lente trifocale in quanto le zone vicino e lontano presentano un potere costante per un'area relativamente estesa, con la differenza che la porzione intermedia presenta un potere che varia con continuità.[2]

2.4 Le superficie delle lenti progressive

Nelle lenti progressive solitamente la superficie anteriore è costruita con curvatura variabile, ovvero è la superficie progressiva, mentre la seconda è sferica o torica in funzione della prescrizione del soggetto. Quando lo sguardo è diretto verso l'infinito, gli assi visivi dei due occhi risultano praticamente paralleli fra loro e individuano un piano parallelo al terreno. Quando la visione si sposta verso punti sempre più vicini, gli assi visivi si inclinano verso il basso e convergono verso il punto osservato. Con questi movimenti gli occhi utilizzano porzioni di lente diverse. In funzione di tali spostamenti la lente deve presentare i corretti poteri per la visione a tutte le distanze.

La potenza di una superficie dipende dal raggio di curvatura e dall'indice di rifrazione pertanto, non potendo variare quest'ultimo, la superficie multifocale dovrà essere realizzata con un raggio variabile. La lente presenta quindi la zona superiore, utilizzata per la visione da lontano di tipo sferico a raggio costante, poi il raggio varia, aumentando la curvatura della superficie fino all'area per la visione da vicino. La variazione del raggio di curvatura deve ovviamente produrre l'aumento di potenza, chiamato addizione, relativo alla prescrizione richiesta: tale addizione può variare da 0.75 diottrie a 3.50 diottrie, giungendo a volte fino al valore di 4 diottrie, quando la richiesta visiva interessa distanze molto ravvicinate.

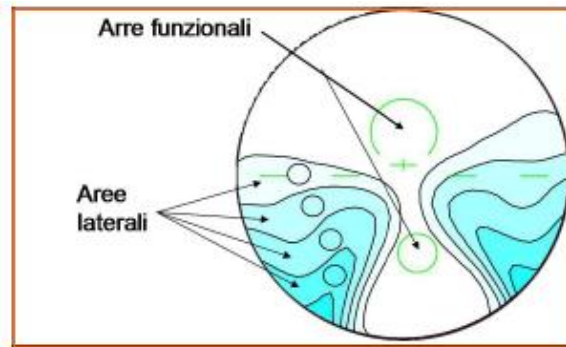


Figura 12

I principi base del progetto di una lente progressiva devono rispondere a due situazioni:

- le posizioni assunte dagli assi visivi nella visione alle varie distanze
- la postura di un individuo nei compiti visivi alle varie distanze.

In funzione dell'interpretazione data ai due problemi sopraesposti, potranno essere costruite "strutture di potere multifocale" tese a compensare con maggior correttezza la perdita di accomodazione nelle varie situazioni.

Per semplificare la comprensione della costruzione di una lente progressiva possiamo suddividerla nelle seguenti 4 aree fondamentali:

1. Zona per la visione da lontano:

Generalmente tutta la zona superiore della lente è riservata alla visione da lontano. Il centro pupillare deve coincidere con la croce di montaggio e la progressione di potere inizia da 2, 4 o 6 millimetri al di sotto di questo punto.

È importante che l'intera area destinata alla visione a distanza risulti assolutamente libera da ogni aberrazione. Le eventuali imperfezioni di immagine, dovute all'astigmatismo di superficie residuo possono estendersi anche nelle zone laterali, aumentando nella direzione temporale e nasale e producendo quindi un effetto di disturbo per l'utilizzatore quando si ruotano gli occhi lateralmente. Un'area per lontano "pulita" e priva di ogni astigmatismo di superficie elimina ogni senso di affaticamento o disagio nella visione a distanza.

2. Zona per la visione da vicino:

L'ampiezza dell'area di visione da vicino e la sua posizione sono due elementi fra i più importanti per un comfort visivo rapido ed efficiente nelle lenti progressive. Una posizione corretta di tale area consente di mantenere una postura naturale quando si utilizza la lente nella visione a breve distanza.

Un calibrato movimento verticale degli assi visivi è infatti uno dei fondamentali elementi di comfort nell'uso di una lente multifocale. Un secondo elemento importante per la visione da vicino è l'ampiezza di tale area. Una zona di lettura, libera da distorsioni, ampia e armoniosamente raccordata con le aree adiacenti è un notevole elemento di soddisfacente e rapida accettazione della lente da parte del soggetto interessato.

3. Zona per la visione alle medie distanze:

Il passaggio fra la visione per lontano e quella per vicino avviene attraverso il cosiddetto "corridoio di progressione". In questa area il potere della lente deve aumentare in funzione dell'addizione richiesta dal soggetto. Lo sviluppo di tale progressione in modo armonioso e continuo consente in molte condizioni di lavoro e di svago, una corretta visione a distanze diverse, nel campo intermedio (ad esempio in un utilizzo al videoterminale, schermo, testo, tastiera, video, ecc.). Una corretta strutturazione del potere addizionale della lente, nel corridoio di progressione, è una condizione necessaria perché, nella visione a distanze intermedie, l'occhio trovi sempre l'esatta compensazione diottrica in funzione della distanza di osservazione.

4. Aree laterali:

Per aree laterali si intendono tutte quelle zone della lente nelle quali, il residuo di astigmatismo di superficie, supera il normale valore consentito (generalmente 0,5D). In tali aree l'astigmatismo cresce in funzione delle caratteristiche e del progetto della lente. È preferibile concentrare l'astigmatismo in aree molto laterali, nasali o temporali, lasciando così ampie zone di visione ottimale.

Le aree laterali della lente assumono grande importanza nella visione periferica in quanto consentono di "inquadrare" l'oggetto fissato nel contesto generale dello spazio. È importante, quindi, che la qualità dell'immagine in queste zone sia buona, pur non essendo indispensabile un "acutezza visiva" molto elevata.[12]



Figura 13

2.5 Design principali delle lenti progressive

I progetti di lenti progressive sono generalmente classificati come design di tipo "hard" o di tipo "soft" basati sulla distribuzione di potenza e astigmatismo.

Le lenti progressive "hard" generalmente offrono una visione a distanza maggiore e zone di visione vicine con livelli più elevati di sfocatura e distorsione nella periferia. Il progetto "hard" generalmente funziona meglio per attività di visione statiche che richiedono una buona acuità visiva e tendono ad offrire il tipo di utilità di cui godono gli utilizzatori di lenti bifocali.

Le lenti progressive "soft" offrono generalmente meno sfocatura e distorsione nella periferia, ma zone di visione più ristrette. Il design "soft" generalmente funziona meglio per la visione dinamica, per lo svolgimento di svariati compiti, tende a migliorare il comfort visivo e l'adattamento per i presbinti emergenti.

La superficie di una lente progressiva è quasi sferica in prossimità del centro della lente pertanto le prestazioni ottiche delle zone di visione centrale di una lente progressiva sono in gran parte dettate dalla progressione del potere addizionale lungo il corridoio progressivo.

I progetti di lenti "soft" utilizzano in genere un'estensione del corridoio progressivo più lunga con una progressione relativamente lenta della potenza di addizione.

I progetti di lenti "hard" utilizzano in genere un'estensione del corridoio più breve con una progressione relativamente rapida della potenza di addizione. Si può osservare il grafico, in figura, della potenza di addizione in funzione della posizione verticale all'interno del corridoio progressivo è noto come il "profilo di potenza" del design della lente.

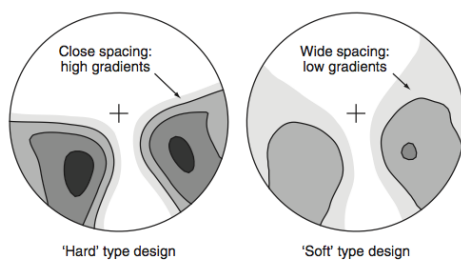


Figura 14

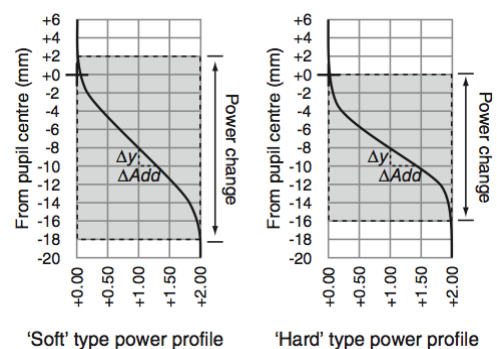


Figura 15

L'utilità ergonomica del design della lente per molte attività di visualizzazione dipende dall'attenta posizione della distanza e dalle zone vicine per ridurre al minimo i movimenti inutili della testa e degli occhi, garantendo nel contempo una visione chiara e confortevole durante le attività di visione statiche e dinamiche. Idealmente, il design del profilo di potenza dovrebbe considerare l'utilizzo tipico delle zone vicine e intermedie per la lettura e le attività di visualizzazione in un range medio, riducendo al minimo la sfocatura indesiderata dalla potenza in prossimità della zona centrale della distanza.

La lunghezza del corridoio progressivo dovrebbe rappresentare un ragionevole equilibrio tra i vari compromessi coinvolti:

1. Le lunghezze dei corridoi più brevi offrono a chi le indossa una zona vicina più facilmente accessibile e un'utilità di lettura sufficiente su una gamma più ampia di altezze di montaggio. Ogni millimetro di lunghezza del corridoio sul piano degli occhiali richiede approssimativamente due gradi di rotazione oculare in più per raggiungere la zona vicina, una lunghezza del corridoio più breve richiede meno aggiustamenti posturali.
2. Lunghezze di corridoio più lunghe offrono a chi la indossa una maggiore utilità di fascia media, zone di visione più ampie e più bassi livelli di astigmatismo indesiderato nella periferia. La velocità di cambiamento dell'astigmatismo indesiderato è proporzionale alla lunghezza del corridoio, una lunghezza del corridoio più lunga può migliorare la visione dinamica e il comfort generale dell'utilizzatore.

L'utilità generale del design della lente progressiva si basa su un attento equilibrio tra chiarezza visiva e comfort visivo, pertanto le lenti progressive moderne raramente hanno un design rigorosamente "hard" o "soft", ma rappresentano un compromesso ben ponderato tra questi due approcci.

I progettisti di lenti spesso cercano di trovare il miglior equilibrio tra l'utilità delle tre zone di visione centrale e la periferia della lente.[11;13]

2.6 Principale problema delle lenti progressive

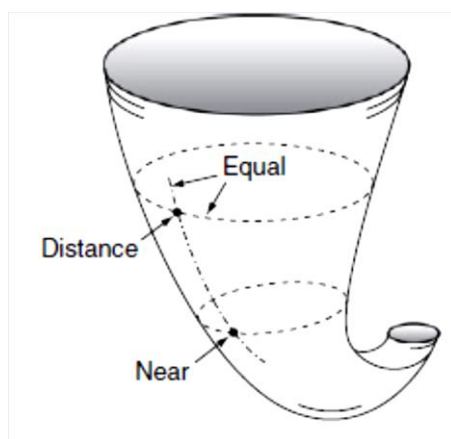
Il concetto costruttivo di una lente progressiva da un lato consente di realizzare un potere variabile nelle diverse zone della lente, dall'altro crea una superficie non sferica allontanandosi sempre più da un'area centrale di visione.

L'effetto del canale di progressione con raggi di curvatura diversi fra loro determina la presenza di un valore cilindrico con un preciso asse di orientamento. Si dice che la lente in quell'area presenta un astigmatismo di superficie; esso è più o meno consistente su quasi tutta la superficie della lente. Esso sarà sempre più elevato all'aumentare dell'addizione in quanto si dovrà realizzare una superficie con raggi di curvatura molto diversi fra loro.

Le zone della lente con astigmatismo di superficie inferiore a 0,50 D sono chiamate aree funzionali, in quanto si presuppone che tale valore di astigmatismo interferisca poco con la visione. Le zone con un astigmatismo superiore a 0,50 D vengono chiamate aree laterali e influiscono maggiormente sulla visione.

La distribuzione dell'astigmatismo in queste aree laterali è molto importante, sia per la sua entità che per la direzione dell'asse del cilindro. Spesso nelle aree laterali estreme il valore dell'astigmatismo di superficie può arrivare anche a valori elevati (più di 3 D).

Grande importanza assume però l'inclinazione dell'asse di tale cilindro e la sua variazione negli spostamenti da punto a punto sulla lente.



L'effetto ottico netto di diverse lenti progressive iniziali, tra cui il design a doppia superficie originale di Owen Aves e la prima lente progressivo commercialmente riuscita, è stato simile in linea di principio a una superficie a forma di tronco di elefante.

Figura 16

Lungo la linea mediana verticale della superficie del "tronco dell'elefante", le curvature in qualsiasi punto sono uguali in ogni direzione. Esiste un singolo meridiano verticale che è essenzialmente 'sferico' in qualsiasi punto, che viene indicato come 'ombelico' della superficie. Questo meridiano definisce il centro del

corridoio progressivo. Lontano dall'ombelico, le curvature minime e massime della superficie della lente iniziano a decadere, con conseguente astigmatismo superficiale. Questo astigmatismo superficiale aumenta lateralmente nella periferia della lente, determinando quantità significative di potenza cilindrica.

Il tasso di variazione della potenza di addizione lungo l'ombelico di questa superficie viene spesso definito attraverso la "legge di potenza" del design della lente. La lunghezza del corridoio di progressione può essere definita come la distanza verticale che separa la curvatura minima all'interno della zona di visione da lontano e la curvatura massima all'interno della zona di visione da vicino della superficie della lente lungo l'ombelico.

Le curvature orizzontali e verticali di questa superficie del "tronco di elefante", rimangono approssimativamente uguali nella periferia; tuttavia, l'astigmatismo superficiale massimo si verifica attraverso i meridiani obliqui della lente sull'asse a 45 gradi. Il teorema di Minwitz afferma che il potere dell'astigmatismo nelle zone laterali di questo tipo di superficie progressiva aumenta del doppio rispetto all'addizione presente lungo il canale di progressione:

$$\delta Cyl = 2 * \delta Add$$

Il teorema di Minkwitz dove δCyl è il tasso di variazione in potenza cilindrica (astigmatismo) e δAdd è il tasso di variazione dell'addizione.

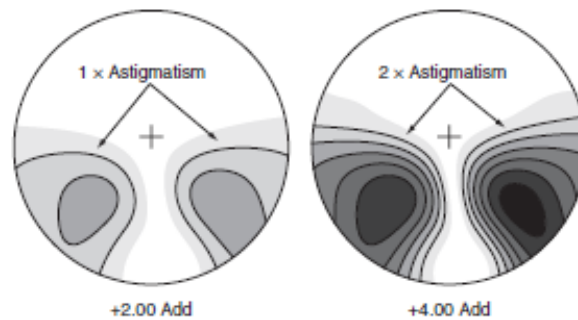
Il tasso di variazione della potenza cilindrica δCyl , in diottrie, è correlato al tasso di variazione dell'astigmatismo superficiale sull'asse 45 gradi.

Il teorema di Minkwitz dimostra che non è possibile produrre un cambiamento nell'addizione di superficie lungo il corridoio progressivo senza introdurre l'astigmatismo superficiale sulla periferia della lente.

Con l'applicazione del teorema di Minkwitz, si possono dedurre due importanti linee guida riguardanti l'ottica nelle regioni centrali di una superficie progressiva della lente:

1-La velocità di variazione della potenza cilindrica rispetto all'ombelico aumenta all'aumentare della potenza addizionale della lente. Ciò significa che la potenza cilindrica indesiderata nella periferia del design della lente è approssimativamente proporzionale all'addizione della lente.

2-Il tasso di variazione della potenza cilindrica rispetto all'ombelico, aumenta man mano che la lunghezza del corridoio diminuisce. Ciò significa che i progetti di lenti con lunghezze di corridoio più brevi producono più potenza dell'astigmatismo nella periferia o zone di visione più strette .



Dimostrazione del teorema di Minkwitz, dove l'astigmatismo superficiale indesiderato o la potenza cilindrica nella periferia di una lente progressiva è proporzionale alla potenza di addizione dell'obiettivo

Figura 17



La seconda conseguenza del teorema di Minkwitz spiega che le lunghezze dei corridoi progressivi più brevi producono livelli maggiori di potenza cilindrica indesiderata, mentre corridoi di progressione più lunghi generano minor valori di astigmatismo superficiale.

Figura 18

Questi fattori, infatti, determinano il cosiddetto “effetto ondulatorio” o “effetto vertigine”, tipico dell’impatto iniziale nell’uso di lenti progressive.

A volte proprio tale esperienza è quella che, se non guidata, fa rifiutare fin dall’inizio l’utilizzo di lenti multifocali. Lenti, con scarso valore di astigmatismo di superficie e con assi del cilindro equidirezionali, nei vari punti della lente, determinano un approccio iniziale dolce, un rapido adattamento ed un comfort duraturo nel tempo.[11]

3-SVILUPPO DI NUOVE TECNOLOGIE PER RIDURRE LE ABERRAZIONI NELLE LENTI PROGRESSIVE

Numerosi design diversi di lenti progressive sono stati sviluppati per soddisfare le esigenze sempre maggiori dei presbiteri, che devono utilizzare diversi poteri di correzione per ottenere una visione nitida degli oggetti a diverse distanze. Una limitazione di questi progetti è che la visione nitida a una distanza particolare si ottiene solo su una gamma limitata di direzioni dello sguardo, poiché l'occhio deve essere diretto attraverso l'area ristretta, della lente, che ha l'appropriata potenza di correzione.[14]

Il nuovo design delle lenti progressive cerca di superare queste limitazioni e mira a soddisfare al meglio le esigenze di questa nuova generazione di portatori.

3.1 Metodi di ottimizzazione numerica

Algoritmi di Ray Tracing

La richiesta da parte del mercato delle lenti oftalmiche progressive ha permesso di sviluppare prodotti sempre più performanti, ha indotto l'impiego, da parte dei progettisti, di tecniche per la valutazione delle proprietà ottiche notevolmente più precise e raffinate come il software per la progettazione e l'analisi delle proprietà ottiche di lenti oftalmiche che utilizza algoritmi di Ray Tracing.

Il Ray Tracing viene utilizzato come strumento per la progettazione e l'analisi della qualità di sistemi ottici e in particolare delle lenti oftalmiche, al fine di superare le approssimazioni introdotte dall'utilizzo delle tecniche di progettazione ed analisi precedenti. La struttura degli algoritmi implementati è rappresentata in figura 19.

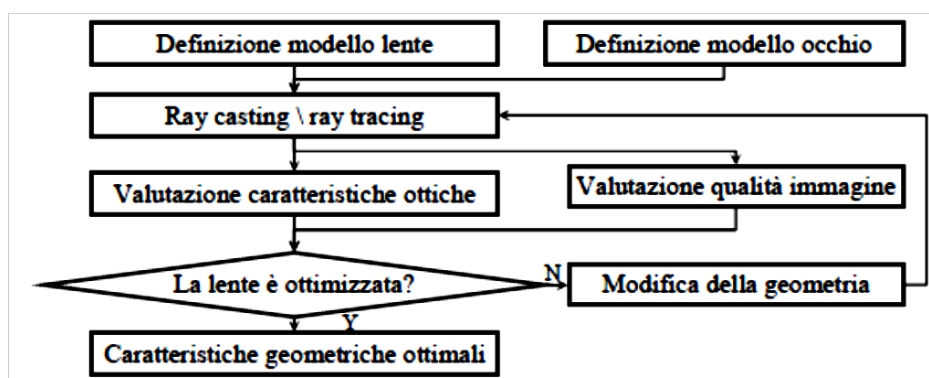


Figura 19

Una volta definita la geometria del sistema occhio-lente e le relative proprietà ottiche, viene tracciato un raggio (raggio principale) per identificare la direzione dalla quale provengono i raggi che andranno a costituire l'immagine sul centro della retina, in particolare al centro di essa dove è posizionata la fovea, parte della stessa che presenta il maggior addensamento degli organi atti alla percezione degli oggetti. Successivamente si procede tracciando dei raggi per l'individuazione della pupilla di entrata (immagine della pupilla fornita dalla lente). Solo i raggi che attraversano la pupilla di entrata vanno successivamente ad attraversare la pupilla dell'occhio. Sulla pupilla di entrata viene costruita una griglia, sui nodi della quale vengono fatti passare i raggi provenienti dall'infinito e paralleli alla direzione prima identificata, nel caso si desideri progettare una lente per la visione da lontano, o da un punto che giace sul raggio principale che dista solitamente 40 cm dal centro di rotazione dell'occhio, nel caso in cui si desideri progettare una lente per la visione da vicino.

Una volta tracciati i raggi è possibile valutare le prestazioni della lente e stabilire se le caratteristiche ottiche individuate sono adeguate, se cioè la lente presenta un astigmatismo nullo per un determinato angolo di rotazione dell'occhio. In caso contrario si procede modificando il coefficiente di asfericità ed eseguendo nuovamente il tracciamento dei raggi e l'analisi dei risultati finché non si ottiene una soluzione soddisfacente.

I raggi tracciati sono utilizzati per:

- individuare la direzione del raggio principale
- individuare la pupilla di entrata valutando l'immagine di 8 punti che stanno sulla pupilla dell'occhio equidistanti angolarmente di 45°
- tracciare i raggi effettivamente sulla griglia creata sulla pupilla di entrata per determinare le caratteristiche ottiche della lente.

L'ottimizzazione della geometria consiste nell'individuare il coefficiente di asfericità di una delle due superfici che, per un determinato angolo di rotazione dell'occhio, garantisce l'annullamento dell'errore obliquo astigmatico o la minimizzazione del raggio quadratico della macchia di confusione.

Gli algoritmi sviluppati consentono di disporre di un modulo software specifico e flessibile per la progettazione delle lenti oftalmiche.

Mediante le tecniche di Ray Tracing è stato possibile giungere a criteri di progettazione delle lenti oftalmiche notevolmente precisi. La possibilità di

prendere in considerazione le dimensioni caratteristiche dell'occhio e la disposizione dello stesso rispetto alla lente consente di garantire un elevato comfort visivo.[15]

Metodo a elementi finiti

Un altro progresso nella progettazione delle lenti progressive è stata l'introduzione di metodi di ottimizzazione numerica come il metodo a elementi finiti per mettere a punto le prestazioni ottiche della lente.

L'area della superficie della lente viene "frammentata" rompendo le regioni della superficie verso l'alto in elementi quadrati attraverso una griglia o una maglia di riferimento. I punti di intersezione attraverso la maglia che definiscono questi elementi quadrati sono indicati come nodi.

Ogni nodo ha una serie di quantità matematiche a esso associate che caratterizzano la superficie in quel punto, comprese le curvature locali.

In questo processo si definisce un sistema ottico iniziale e una "Funzione Merito" utilizzata per valutare le prestazioni generali del sistema ottico. Dopo aver valutato il sistema ottico iniziale, il software di ottimizzazione ricalcola i parametri di un sistema aggiornato. Questo processo viene ripetuto finché non viene trovato un sistema ottico ottimizzato.

La Funzione Merito valuta numerosi punti della lente. Ad ogni punto, a ciascuna caratteristica ottica vengono assegnati un valore obiettivo e un peso specifico: potenza, astigmatismo, componenti prismatici e gradienti. La Funzione Merito calcolata in ciascun punto è la somma ponderata delle differenze quadratiche tra le caratteristiche ottiche dell'insieme T_j e le caratteristiche effettive A_j del sistema.

La prestazione complessiva della lente viene quindi valutata dalla somma ponderata dei valori della Merit Function rilevati in base alla seguente formula:

$$\text{Funzione Merit} = \sum_{j=1}^{j=m} P_j * \sum_{j=1}^{j=n} W_j * (T_j - A_j)^2$$

Il concetto di Merit Function è un metodo utilizzato per gestire un numero elevato di vincoli parzialmente in conflitto. La funzione di merito applicata alle lenti oftalmiche collega i requisiti fisiologici e i calcoli delle lenti.

Il metodo degli elementi finiti cerca di minimizzare la differenza tra le prestazioni ottiche desiderate in qualsiasi punto della superficie e le effettive prestazioni ottiche possibili con una superficie continuamente liscia.[16]

3.2-Riduzione dell'astigmatismo laterale

I miglioramenti dei progetti di lenti progressive si sono concentrati sulla riduzione dell'astigmatismo indesiderato nella periferia, gestendo al meglio la distribuzione complessiva della quantità di addizione e di astigmatismo sulla superficie della lente.

Le lenti progressive hanno una superficie progressiva anteriore e una superficie posteriore sferica chiamata curva di base. La curva di base influisce sostanzialmente sulle prestazioni ottiche.

Quando si modella la potenza diottrica di una superficie progressiva è importante simulare la vergenza ottica associata alla posizione di ciascun oggetto.

Il concetto di matrice di ingrandimento rotazionale valuta il cambiamento di ingrandimento associato a una linea di vista quando si usano gli occhiali. Per vedere oggetti situati oltre 7 gradi in direzione orizzontale la testa inizia a muoversi. Utilizzando queste informazioni si è potuto calcolare le matrici diottriche e di ingrandimento in una finestra ottica di 7° e da 0° a 15° rispettivamente nelle direzioni orizzontale e verticale.

Le lenti progressive modificano fortemente la direzione della massima sfocatura dell'immagine da vicino nel corridoio intermedio a circa 45° di inclinazione obliqua per alcuni gradi di rotazione orizzontale dell'occhio.

Analizzando l'ingrandimento locale associato a ciascuna direzione dello sguardo ovvero la distorsione dell'immagine vista quando ruotiamo il nostro occhio per guardare attraverso le diverse parti della lente. L'orientamento di alterazione, sia per la sfocatura diottrica che per la distorsione, è un parametro rilevante nelle prestazioni visive. Il ruolo dell'orientamento delle sfocature sulle prestazioni visive è stato recentemente affrontato infatti, è stato dimostrato che la perdita dell'acuità visiva dovuta all'astigmatismo indotto dipende dalla direzione della massima sfocatura.

Si dice che zone al di sotto di 1 D di astigmatismo nell'area di visualizzazione intermedia delle lenti progressive forniscano una visione utilizzabile, il che significa che quelle parti della lente che inducono una sfocatura astigmatica più elevata non sono usate dall'occhio perché le immagini viste attraverso di esse sono troppo alterate rispetto alla realtà.

Variando le curvature orizzontali della superficie in modo appropriato e gestendo attentamente la progressione della potenza di addizione lungo la zona centrale si può ottenere una riduzione di astigmatismo periferico.

L'uso di sezioni trasversali asferiche, non circolari riduce il rapido aumento la distribuzione dell'astigmatismo superficiale in estrema periferia, senza compromettere eccessivamente l'utilità della zona di visione centrale.

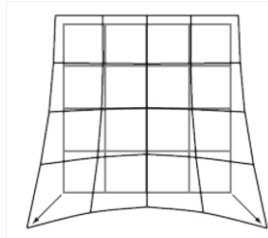
L'uso di funzioni di "spreading" o "smoothing" hanno ulteriormente ridotto i livelli di astigmatismo superficiale ai suoi limiti matematici, fornendo nel contempo una notevole libertà nel definire la configurazione della zona di visualizzazione del design della lente.

La distribuzione spaziale e le velocità di cambiamento o gradienti di potenza e astigmatismo attraverso la superficie sono aspetti fondamentali del design della lente progressiva perché ne definiscono le prestazioni ottiche.

L'astigmatismo superficiale intrinseco e le rapide variazioni di potenza e prisma nelle regioni periferiche di "fusione" delle lenti progressive producono diversi fenomeni ottici che possono inizialmente disturbare visivamente chi li indossa, in particolare in condizioni di visione dinamica. Fortunatamente, negli ultimi decenni sono stati fatti molti progressi nel ridurre al minimo questi "effetti collaterali ottici" gestendo meglio il design ottico della periferia della lente.

Con strumenti di progettazione di lenti più sofisticate e una migliore comprensione attraverso la ricerca dei difetti di visione più significativi, i progettisti di lenti progressive sono stati in grado di minimizzare alterazioni rapide di potenza e prisma e di ottenere una minore distorsione geometrica nella zona periferica della lente.

La potenza cilindrica nella periferia di una lente progressiva è generalmente orientata su un asse fortemente obliquo a 45 gradi. Questa potenza cilindrica produce differenze nell'ingrandimento degli occhiali con un orientamento simile. Questo difetto ottico di visione dell'immagine è noto come "optical side-effects" e fa sì che gli oggetti, con i bordi dritti, appaiano inclinati, tranciati o addirittura curvi come si può osservare in Figura 20.



La presenza di potere cilindrico, su un asse obliquo nella periferia di un design delle lenti progressive, combinato con rapide variazioni di potere e prisma può causare distorsioni e disagio visivo se non gestite con attenzione.

Figura 20

Ridurre al minimo la distorsione e migliorare l'ortoscopia³ può essere ottenuto orientando l'astigmatismo superficiale più verticalmente o riducendo l'ampiezza complessiva dell'astigmatismo, poiché entrambi ridurranno il componente astigmatico sull'asse di 45 gradi.

Il flusso del campo visivo viene modificato dai gradienti dei prismi ottici attraverso la lente progressiva. Variazioni nel prisma e nell'ingrandimento provocano un'apparente accelerazione di oggetti stazionari che si differenzia dal movimento fisico rilevato dal sistema sensoriale di chi lo indossa. Questo difetto di immagine ottico è noto come "ondeggiamento". Il sistema neurofisico per la rilevazione del movimento fisico include l'apparato vestibolare, che è collegato al sistema visivo e svolge un ruolo importante nel mantenere l'equilibrio e stabilizzare la visione mentre è in movimento. Quando è presente un "ondeggiamento" significativo dell'immagine, gli oggetti oscillano in maniera innaturale, la percezione visiva del movimento di chi la indossa può entrare in conflitto con il riflesso vestibolo oculare, inducendo una sensazione di vertigini, nausea o addirittura vomito.[11]

L'ingrandimento non uniforme e la sfocatura diottrica sono due importanti difetti ottici indesiderati che influenzano la visione quando si osserva attraverso lenti progressive addizionali (PAL) e studiarli è potenzialmente molto importante per la progettazione di queste.

C'è una buona correlazione tra ingrandimento scalare e potenza media da un lato e distorsione anamorfica e astigmatismo dall'altro.

In una lente progressiva la diversa potenza richiesta dall'occhio, quando si guardano posizioni distinte dell'oggetto, è fornita da una superficie ottica la cui

³Ortoscopia: proprietà di un sistema ottico di fornire immagini esenti da qualsiasi aberrazione geometrica e quindi simili agli oggetti.

curvatura media cambia gradualmente lungo il corridoio di visione intermedio. Intorno a quest'area ci sono inevitabilmente alcuni effetti ottici indesiderati: sfocatura ottica dovuta principalmente all'astigmatismo, ingrandimento non uniforme ovvero distorsione e spostamento dell'immagine. Quest'ultimo è dovuto all'errore prismatico, in altre parole lo spostamento dell'immagine è causato dal cambio di direzione della linea di mira quando si osserva un punto dell'oggetto attraverso le lenti. I cambiamenti di ingrandimento possono spiegare i problemi di mobilità associati alla visione dinamica in alcuni adulti più anziani, che a volte possono causare cadute. Le differenze di ingrandimento tra gli occhi, inoltre, possono influenzare la visione binoculare.

Queste preoccupazioni sono state sollevate da alcune società oftalmiche che hanno lanciato progetti di lenti progressive che affrontano la distorsione. La lente progressiva Varilux S Series™ è stata progettata con l'obiettivo di ridurre al minimo la distorsione anamorfica attraverso il brevetto EP0809126 basato su una strategia di progettazione con una metrica che prende in considerazione la differenza nell'ingrandimento medio tra le parti vicine e lontane.[17]

3.3 Lenti progressive Varilux S Series™

La "sensazione di ondeggiamento" che avvertono molte persone che indossano lenti progressive nello svolgimento delle loro attività rappresenta un problema di non facile soluzione per chi progetta le lenti.[18]

Tecnologia Nanoptix™

La curvatura di una lente progressiva cambia continuamente dalla parte centrale alla parte esterna. Questa variazione della curvatura implica un aumento costante della potenza per garantire ai presbiteri una visione chiara a qualunque distanza.

Il cambiamento di potenza sulla superficie della lente causa distorsioni che vengono percepite come deformazioni dell'immagine, per cui nella parte inferiore della lente le linee dritte sembrano curve.

Nella visione statica, ovvero quando sia l'osservatore che l'oggetto osservato non si muovono, la curvatura apparente di una linea dritta verticale è meno pronunciata se viene osservata dalla parte inferiore piuttosto che dalla parte superiore della lente progressiva. Questo fenomeno è correlato all'aumento della deviazione prismatica generata dal gradiente di potenza della lente.

Nella visione dinamica, ovvero quando la persona e/o gli oggetti nel campo visivo si muovono, l'effetto di distorsione si amplifica per cui si avverte una sensazione di ondeggiamento, perché gli oggetti sembrano spostarsi in maniera innaturale nel campo visivo. Questo fenomeno si ripercuote sulla visione periferica infatti quando l'osservatore si muove questo effetto si amplifica. La sensazione di ondeggiamento è la percezione di un movimento innaturale degli oggetti o dell'ambiente.

Il team Essilor, per ovviare a questo problema, ha riprogettato completamente la lente progressiva utilizzando una nuova tecnologia, infatti, non considerano la lente come una singola superficie, ma, la considerano come costituita da numerosi elementi ottici mostrati in Figura 21.

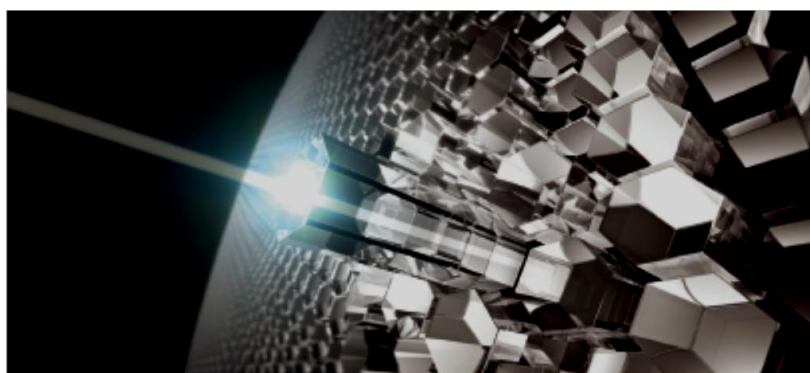


Figura 21

La tecnologia Nanoptix™ calcola la potenza e la forma di ogni punto per apportare la correzione prescritta. Il risultato è una totale riprogettazione della geometria della lente progressiva che consente di controllare la deviazione prismatica punto per punto, eliminando virtualmente la sensazione di ondeggiamento senza ridurre l'ampiezza del campo di visione nitida.

Nel calcolo di una lente Varilux S™ viene ottimizzata la lunghezza e la posizione di ogni elemento ottico:

- Ogni elemento viene calcolato innanzitutto per realizzare il progetto ottico richiesto, ottenendo la potenza idonea per il soggetto cui è destinata la lente e per la distanza cui il soggetto deve mettere a fuoco gli oggetti.
- Il singolo elemento viene modificato individualmente per ridurre la deviazione prismatica che causa la sensazione di ondeggiamento.
- La lente, infine, viene assemblata elemento per elemento.

Con le lenti Varilux S™, la forma e la potenza della lente vengono gestite a livello di singolo elemento, per questo motivo il grado di deviazione prismatica può essere controllato. La differenza di deviazione prismatica causa la sensazione di ondeggiamento pertanto se si stabilizza questa deviazione si può ridurre drasticamente questo effetto anche se la potenza aumenta.

L'“effetto ondeggiamento” è quantificabile: la differenza tra lo scostamento orizzontale di una linea verticale vista attraverso la parte superiore e inferiore della lente rappresenta il valore Δx . Questo valore dipende dalle variazioni di forma e potenza della lente dall'alto verso il basso. Dividendo Δx per la massima variazione di potenza, ΔP , si può ricavare un criterio oggettivo che quantifica l'“ondeggiamento”, Δd : la deformazione normalizzata da un'estremità all'altra.

Al fine di ridurre l'ondeggiamento, Δd deve avvicinarsi il più possibile a 0, come in una lente monofocale.

Gli studi hanno prodotto una nuova rivoluzionaria tecnologia di progettazione, denominata Nanoptix™, che concettualizza la lente come un insieme di minuscoli elementi ottici, ognuno dei quali può essere corretto singolarmente in modo da avvicinare il più possibile il valore di Δd a 0 rispettando il gradiente progressivo.[18]

Tecnologia SynchronEyes™

La seconda tecnologia essenziale inclusa nelle lenti Varilux® S è la tecnologia SynchronEyes™, la prima che garantisce un miglioramento della visione binoculare.

L'apparato visivo umano è binoculare: nella maggior parte delle persone, la vista si basa sulla percezione simultanea delle immagini osservate da entrambi gli occhi.

La visione binoculare è descritta come uno stato di visione simultanea coordinata attraverso l'uso di entrambi gli occhi in modo tale che le immagini separate vengano osservate come un'unica immagine attraverso il processo di fusione[19] pertanto è un fattore da tenere ben presente nei soggetti che indossano lenti progressive in quanto può portare maggior beneficio se ottimizzata al massimo ma, può causare seri problemi di adattamento alle lenti progressive qualora vi fossero delle complicanze.

Soggetti aventi disfunzioni binoculari come aniseiconia, eccesso o insufficienza di convergenza, esoforia di base ed exoforia di base vanno valutati con attenzione in quanto avendo già una visione binoculare fragile c'è il rischio di rottura o alterazione di essa qualora indossino le lenti progressive.

L'aniseiconia è un'anomalia della visione binoculare in cui le immagini formate sui piani retinici dei due occhi non presentano eguale dimensione rendendo difficile o impossibile la fusione delle due immagini. Un soggetto che presenta quest'anomalia non è tra i candidati migliori al porto delle lenti progressive perché renderebbe ancora più difficoltosa la fusione delle immagini.

L'eccesso di convergenza, l'insufficienza di convergenza, l'esoforia di base e l'exoforia di base vanno valutate attraverso test optometrici per identificarne l'entità. Una volta identificata l'entità si può valutare quali contromisure adottare per permettere una buona fusione delle immagini anche con l'utilizzo di lenti progressive. In questi casi bisogna valutare attentamente il tipo di canale di progressione e eventualmente personalizzare l'inset per modificare alcuni effetti prismatici in modo da agevolare la visione binoculare soprattutto da vicino e cosa ancora più importante è prendere correttamente le centrature delle lenti progressive per consentire un maggior comfort al soggetto e un rapido adattamento alle lenti progressive.

Fino ad oggi le lenti progressive dovevano essere progettate a livello monoculare, nel senso che per progettare una lente non si poteva tenere conto della visione dell'altro occhio. La nuova tecnologia SynchronEyes™ infrange questo paradigma e per la prima volta il progetto delle lenti considera e ottimizza la visione binoculare, in modo che entrambi gli occhi si comportano come un unico apparato visivo. Il risultato è un campo visivo chiaro ed estremamente ampio.

La visione binoculare include tre componenti:

1. La percezione foveale simultanea, con cui la luce viene trasformata in segnali neutri che la retina invia alla corteccia visiva.
2. Nella corteccia le due immagini vengono fuse in una singola immagine chiara che consente la sommazione binoculare. Con la sommazione binoculare, il cervello può elaborare una maggiore quantità di dati dell'immagine rispetto ai dati provenienti da una sola immagine monoculare.

3. Nella stereopsi, infine, l'apparato visivo crea una rappresentazione tridimensionale partendo dalle due immagini bidimensionali.

La sommazione binoculare è fondamentale in questo processo, per cui migliorarla significa aumentare l'acuità visiva, la sensibilità al contrasto, la percezione dei colori e delle forme e una maggiore capacità di individuare e distinguere gli oggetti.

Al fine di ottimizzare la sommazione binoculare, la qualità delle immagini delle due retine deve essere più simile possibile e la situazione ideale si verifica quando l'aberrazione nei due occhi per ogni punto dello sguardo è identica e bassa.

Con la tecnologia SynchronEyes™ le lenti vengono create in un processo costituito da tre fasi illustrate in Figura 22.

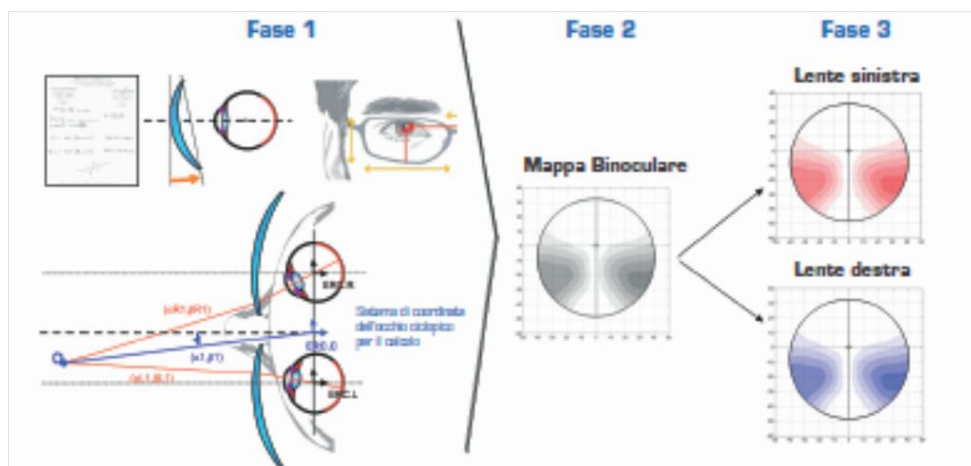


Figura 22

In primo luogo vengono misurati e registrati i parametri di ogni occhio; successivamente, viene progettato un sistema ottico binoculare basato sui parametri di chi indossa la lente; infine, viene applicato il progetto ottico binoculare in modo da ottimizzare contemporaneamente la lente destra e sinistra. Le lenti create in questo modo producono immagini retiniche bilanciate con livelli di aberrazione estremamente limitati, per cui chi le indossa gode di un'ampia visione binoculare con i due occhi che lavorano assieme come un unico apparato visivo. Questo risultato si ottiene con la tecnologia SynchronEyes™ che sfrutta il concetto matematico di "occhio ciclopico", con cui si confrontano e si bilanciano le aberrazioni in punti omologhi nella lente destra e sinistra. Per punti omologhi si

intendono i due punti (uno in ogni lente) attraverso i quali si indirizza lo sguardo quando entrambi gli occhi guardano lo stesso punto nello spazio.

La tecnologia SynchronEyes™ fa sì che le immagini retiniche omologhe siano bilanciate rispetto alla qualità ottica e che la sommazione binoculare sia ottimizzata a prescindere dalla direzione dello sguardo.

La tecnologia SynchronEyes™ considera le lenti in coppia e apporta la correzione alla singola lente tenendo conto delle aberrazioni dell'altra lente. Il risultato sono immagini bilanciate che garantiscono la miglior visione binoculare possibile.

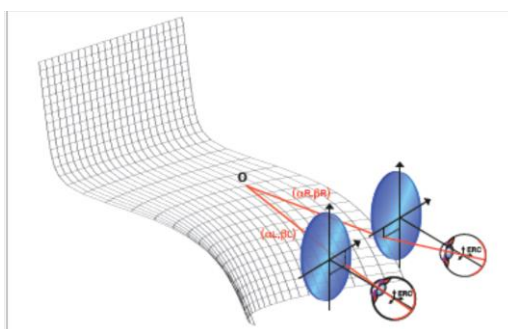


Figura 23

Come si osserva in Figura 23 i due occhi guardano un punto nello spazio “O” ed è chiaro che l'occhio sinistro e quello destro guardano punti diversi attraverso le rispettive lenti. Questi punti vengono definiti omologhi per indicare il loro rapporto come i punti in ogni lente attraverso la quale passa lo sguardo quando entrambi gli occhi sono fissi sullo stesso punto dello spazio.

L'ottimizzazione binoculare necessita di un'immagine di qualità ottica equivalente in tutti i punti omologhi in entrambe le lenti. La tecnologia SynchronEyes™ serve proprio a migliorare la visione binoculare garantendo una qualità ottica equivalente in tutti i punti omologhi in entrambe le lenti.[18]

L'occhio ciclopico

Nella tecnologia SynchronEyes™ la mappatura dei punti omologhi viene ottenuta con un modello teorico denominato “occhio ciclopico”. In questo modello, il centro dell'occhio ciclopico è il punto medio tra i centri di rotazione degli occhi sinistro e destro come in Figura 24.

Utilizzando l'occhio ciclopico, i tecnici possono progettare un sistema di coordinate in cui il progetto della lente per l'occhio sinistro può essere confrontato e reso conforme a quello dell'occhio destro. La possibilità di sovrapporre e confrontare tutti i punti omologhi in una coppia di lenti è la base della rivoluzionaria tecnologia di progettazione SynchronEyes™, che per la prima volta consente il coordinamento accurato della qualità dell'immagine retinica in un occhio con quella dell'occhio controlaterale.

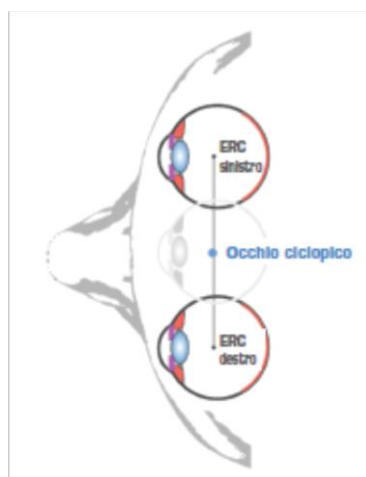


Figura 24

Dal momento che la sommazione binoculare produce una visione più chiara rispetto a quella prodotta da un solo occhio, il bilanciamento della qualità delle immagini retiniche con la tecnologia SynchronEyes™ garantisce una visione binoculare molto ampia, un risultato che in precedenza era impossibile ottenere nelle lenti progressive.[18]

Distribuzione dell'aberrazione

Ottenere livelli identici di qualità ottica in ogni occhio e in ogni punto di vista è estremamente difficile. Acquisire livelli di qualità ottica corrispondenti tra le due lenti è complesso dal momento che le aberrazioni dipendono dalla potenza della lente, che è quasi sempre diversa tra un occhio e l'altro (Figura. 2).

La potenza sferica è importante per determinare le aberrazioni, ma la correzione dell'astigmatismo ha un effetto ancora maggiore sulla distribuzione delle aberrazioni nella lente. Mantenendo costanti la potenza sferica, la potenza

cilindrica e l'addizione, basta cambiare l'asse di astigmatismo per provocare differenze significative nella forma delle aberrazioni.

Quando il progetto ottico viene determinato separatamente per ogni occhio, è impossibile bilanciare la qualità ottica in ogni punto dello sguardo poiché la distribuzione delle aberrazioni e dei poteri in ogni lente è differente.

Con un software appropriato, la lavorazione digitale delle superfici consente di correggere le aberrazioni a livello monoculare, ma senza un metodo per coordinare la distribuzione delle aberrazioni tra le lenti non è possibile ottenere la condizione fondamentale per una visione binoculare ottimale, cioè livelli equivalenti di qualità ottica in entrambi gli occhi in ogni direzione dello sguardo.[18]

Tecnologia S Digital Surfacing

Al fine di ottenere il livello di precisione necessario per creare la complessa geometria della superficie di una lente progettata con tecnologia Nanoptix™, è necessaria un'estrema precisione nel processo di lavorazione digitalizzata della superficie, specialmente per l'allineamento della superficie anteriore a quella posteriore. Con una normale lavorazione digitalizzata possono verificarsi, in fase di bloccatura della lente, errori di posizionamento. Questo risultato rientra nelle tolleranze accettabili per lenti comuni con lavorazione digitale della superficie, ma la tecnologia Nanoptix™ richiede un livello di precisione di fabbricazione superiore. La creazione di lenti calcolate con la tecnologia Nanoptix™ esige che le superfici anteriori e posteriori di ogni elemento siano posizionate con estrema precisione. Per ottenere questo livello di precisione nella lavorazione delle superfici occorre un processo denominato S Digital Surfacing, che impiega il monitoraggio continuo a circolo chiuso per ottenere un allineamento delle superfici delle lenti privo di errori. In tal modo è possibile scolpire con estrema precisione le superfici anteriori e posteriori delle lenti una in relazione all'altra, per cui la superficie anteriore di ogni elemento risulta perfettamente allineata a quella posteriore.[18]

Tecnologia 4D™

L'occhio dominante è l'occhio che guida l'altro occhio nelle attività percettive e motorie. Nel momento in cui lo sguardo si sposta su un nuovo punto l'occhio

dominante è il primo a raggiungere il bersaglio e guida l'occhio controlaterale. Ricerche hanno dimostrato che più chiara è la visione nell'occhio dominante, più rapidamente un soggetto è in grado di spostare la visione su una nuova mira. Per migliorare i tempi di reazione visiva, è fondamentale ottimizzare la visione nell'occhio dominante. L'obiettivo della tecnologia S 4D™ delle lenti Varilux S™ è garantire una visione più chiara possibile nell'occhio dominante, ottimizzando al tempo stesso la visione binoculare. Questo risultato viene raggiunto in tre fasi:

- **Fase 1:** La tecnologia SynchronEyes™ utilizza i dati del soggetto per sviluppare un sistema di coordinate binoculare integrato, basato sul concetto di “occhio ciclopico”.
- **Fase 2:** A entrambe le lenti viene applicato un progetto binoculare mirato a ottimizzare entrambi gli occhi per ottenere la visione binoculare migliore possibile. Contemporaneamente, l'incorporazione della tecnologia Nanoptix™ garantisce una visione dinamica stabile.
- **Fase 3:** La tecnologia 4D ottimizza la visione per l'occhio dominante migliorando i tempi di reazione visiva e ottimizzando al tempo stesso la visione binoculare.[18]

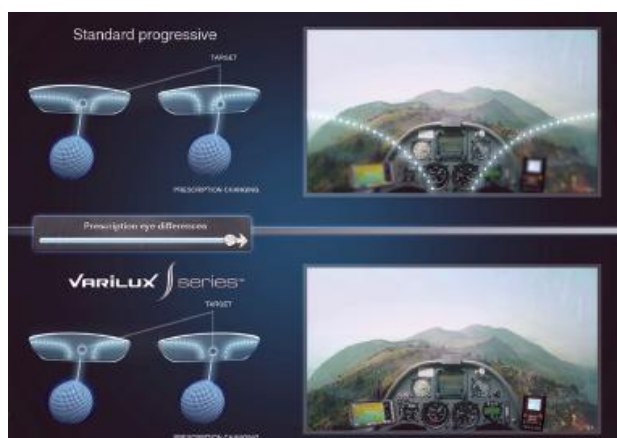


Figura 25

3.4 Varilux X Series™

Negli ultimi due decenni le esigenze visive dei presbiteri si sono notevolmente modificate, non riguardano più solo la lettura a una sola distanza, la loro visione è dinamica e si svolge in una distanza compresa tra i 40cm e i 70cm.

Il design delle lenti progressive deve seguire questa evoluzione e cercare di soddisfare al meglio le esigenze di una nuova generazione di portatori.

I progettisti di Essilor hanno condotto uno studio volto a migliorare la visione proprio alle distanze che vanno dai 40cm ai 70cm.

Inizialmente hanno definito i livelli di acuità visiva necessari per ogni distanza e hanno riscontrato che per leggere comodamente a 40 cm l'acuità minima necessaria è di 8/10 , a 70 cm è sufficiente un'acuità di almeno 7/10 e tra i 50 e 70 cm la soglia di acuità visiva evolve progressivamente da 8/10 a 7 / 10.

I designer hanno quindi utilizzato un nuovo software sofisticato, che integra un "modello di nitidezza", simulando in qualsiasi punto della lente gli effetti combinati della potenza e l'astigmatismo sull'acuità visiva.

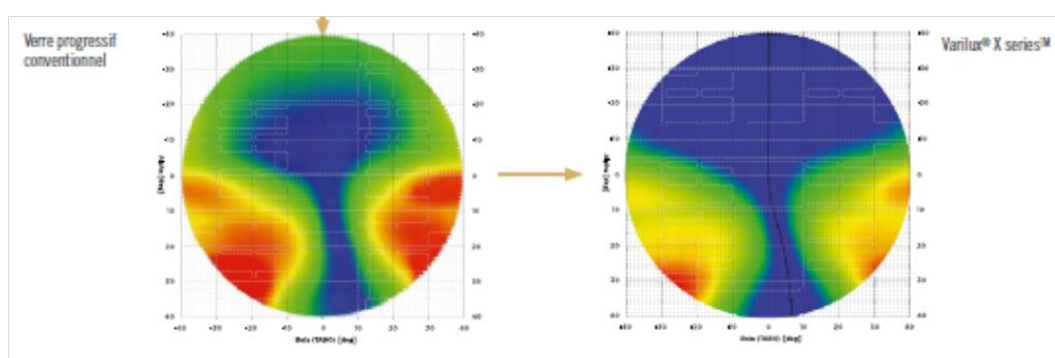


Figura 26

I risultati sono espressi sotto forma di mappe di acuità visiva come quella mostrata in Figura 26: mostra per le diverse direzioni dello sguardo di chi la indossa in che modo l'acuità visiva è influenzata dalle caratteristiche ottiche della lente, dalla parte centrale dove l'acuità è massima alla periferia dove è alterata. L'area della lente corrispondente alla visione situata tra la zona di visione da vicino e la zona di visione intermedia, è stata definita come il punto sulla lente in cui la potenza varia tra il 60% e l'85% di addizione.

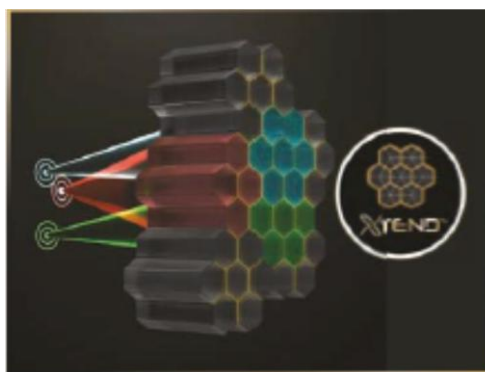


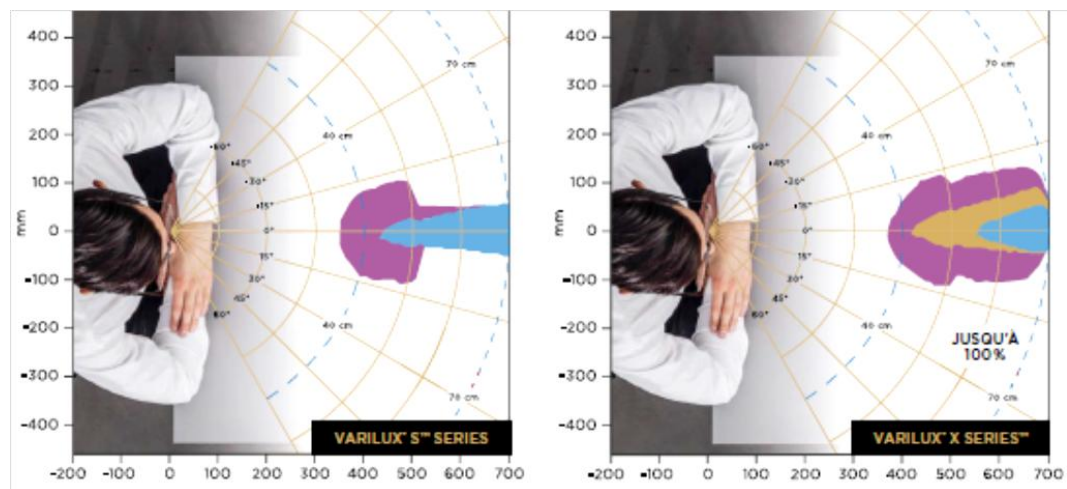
Figura 27

L'ottimizzazione di quest'area è stata realizzata grazie a una nuova tecnica chiamata Xtend™, illustrata in figura 27, questa tecnologia è stata oggetto di 15 brevetti depositati.

L'Xtend™ consiste nell'applicazione di "buffer di acuità" che modulano localmente le variazioni verticali e orizzontali della potenza per massimizzare la profondità di campo e ampliare il campo visivo.

In altre parole, questa tecnica è una correzione locale delle aberrazioni della lente progressiva volta a migliorare localmente il campo visivo e l'acuità del soggetto sia in profondità che in estensione.

Ciascun microelemento è associato al suo vicino per formare gruppi di 7 microelementi, in questo modo le loro potenze vengono combinate e ottimizzate contemporaneamente, tenendo conto per ogni gruppo di microelementi specifiche soglie di acuità da rispettare Figura 28.



Confrontando la lente Varilux S™ Serie e la lente Varilux X Series™ si può osservare che in quest'ultima il campo visivo è maggiore, sapendo che la zona in viola rappresenta una visione fino a 50cm con un addizione superiore a 85%. La zona blu rappresenta la visione a distanza intermedia. La zona beige rappresenta un'addizione compresa tra 60 e 85%.

Figura 28

La nuova tecnologia Xtend™ migliora le prestazioni visive e il campo visivo a un distanza compresa tra i 40cm e i 70cm.

Al fine di valutare le prestazioni della lente progressiva Varilux® X series™, è stato introdotto un nuovo concetto: il "volume di visione" che corrisponde al volume di spazio che un soggetto può percepire attraverso la lente con l'acuità

visiva necessaria per eseguire compiti a ogni distanza: lettura a distanza ravvicinata, visione sullo schermo del computer a distanza intermedia. Questo volume quantifica in tre dimensioni lo spazio visivo di chi lo indossa, tenendo conto in particolare della profondità del suo campo visivo. Se confrontiamo i volumi di visione ottenuti con la lente Varilux® X series™ con una lente progressiva della generazione precedente, si osserva che il volume della visione è stato considerevolmente aumentato in profondità e in larghezza, in particolare nella zona di visione intermedia. La tecnologia Xtend™ aiuta a mantenere l'acuità visiva al di sopra della soglia precedentemente definita (ad es. 7/10, 0.15 a 70 cm), offrendo a chi lo indossa uno spazio visivo nitido notevolmente maggiore.

Confrontando il volume di visione offerto dalla lente con il volume delle esigenze visive di chi lo indossa, è possibile calcolare un coefficiente di "matching" o di "corrispondenza" tra il soggetto e la lente. Più precisamente, considerando una serie di compiti visivi da eseguire nello spazio a "distanza di braccio", a diverse distanze e con differenti esigenze di nitidezza è possibile definire il "volume di esigenze" medio dei portatori.

Questo volume viene quindi confrontato con quello offerto dalla lente, quando lo spazio viene esaminato dallo sguardo mantenendo la testa fissa. Dal rapporto di questi due volumi: volume di visione / volume dei bisogni si ottiene un coefficiente che rappresenta la soddisfazione dei bisogni visivi della lente.

La lente Varilux® X series™ rappresenta l'ottava generazione di lenti progressive volta a soddisfare al meglio le molte esigenze visive di tutti i presbiteri di oggi.
[20;21]

4-LENTI PROGRESSIVE E COMFORT

La lente progressiva è un prodotto complesso che interferisce in modo consistente con le normali abitudini visive, acutizzando a volte problemi già esistenti. Per garantire il miglior comfort occorre essere molto attenti sia agli aspetti legati alla scelta del tipo di lente e della geometria, come visto in precedenza, sia alle capacità visive dell'individuo, alle sue abitudini ed ai suoi limiti per tali motivi sarebbe opportuno eseguire alcuni test preliminari.[22]

Test della dominanza oculare

È un test che consente di valutare quale occhio risulta dominante, si esegue sia per lontano che per vicino.

- Svolgimento del test da lontano:

- proiezione della mira puntiforme;
- consegna del cartoncino forato;
- dopo aver fatto distendere le braccia al soggetto gli si chiede di osservare, con entrambi gli occhi aperti, la mira attraverso il foro;
- occludere prima un occhio poi l'altro chiedendo ogni volta se vede ancora la mira proposta (attenzione che nel passaggio da un occhio all'altro il soggetto non sposti il cartoncino);
- l'occhio che continua a vedere la mira risulta essere quello dominante per la visione da lontano.

-Svolgimento del test da vicino:

- consegna del cartoncino sul quale è stata apposta una striscia di specchio verticale;
- chiedere al soggetto di osservarsi il naso riflesso nello specchietto;
- occludere prima un occhio poi l'altro chiedendo ogni volta se vede ancora il proprio naso (attenzione che nel passaggio da un occhio all'altro il soggetto non sposti il cartoncino);
- l'occhio che continua a vedere il naso risulta essere quello dominante per la visione da vicino.

La dominanza, di solito, viene mantenuta dallo stesso occhio sia nella visione da lontano che in quella da vicino: può comunque succedere che un occhio

dominante nella visione da lontano diventi subdominato nel passaggio alla visione da vicino.

L'utilità di questo test si manifesta nel caso in cui la dominanza non risulta "concorde" (stesso occhio per lontano e vicino) e i successivi test di dissociazione evidenziano un'impossibilità di pareggio percettivo. In questi casi, infatti, dovendo prediligere una miglior percezione dell'occhio dominante potrebbe risultare necessario fornire addizioni leggermente differenti fra i due occhi.[22]

Studio spaziale della centratura

Il test consente di confrontare le abitudini posturali del soggetto con le sue caratteristiche fisiche ed i suoi limiti funzionali.

-Svolgimento del test:

- misurazione della distanza di lettura in situazione di postura abituale;
- misurazione della distanza di Harmon, ovvero la distanza che intercorre tra gomito e prima falange del dito indice;
- misurazione del punto di rottura della visione binoculare. Si avvicina al soggetto una mira puntiforme, meglio se non luminosa, fino a quando non riferisce di vederla doppia;
- il soggetto percepisce la mira in modo diplopico oppure presenta un occhio deviato anche se non esprime visione doppia;
- misurazione del punto di recupero della visione binoculare; una volta interrotta la visione binoculare si indietreggia nuovamente con la mira puntiforme chiedendo al soggetto di fermarsi quando la vede nuovamente in modo singolo oppure quando vediamo che l'occhio deviato si riallinea al punto di fissazione.

In caso di soggetto con una presbiopia elevata appare importante spiegare bene al soggetto che deve interromperci solo se vede la mira doppia e non se la percepisce molto deformata a causa del consistente sfuocamento.

Lo scopo di questo test è quello di verificare se la postura abitualmente assunta dal soggetto può determinare dei problemi di binocularità, ecco perché è auspicabile che essa coincida con la distanza di Harmon. L'importante è verificare che la distanza abituale di lettura sia in posizione di sicura binocularità in funzione anche di un prevalente utilizzo per vicino. Ci possono essere casi in cui la postura assunta dal soggetto determina l'incapacità di lavorare in una

condizione efficiente, ciò non necessariamente indica problemi di natura binoculare, potrebbe essere sufficiente modificare il proprio approccio posturale per ripristinare l'equilibrio.[22]

Postura dell'individuo

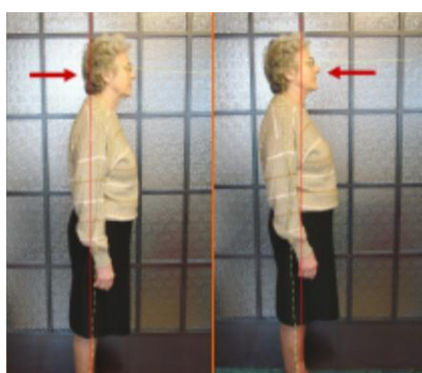
L'atteggiamento posturale abituale del corpo di un individuo modifica la posizione della testa sia in termini di posizione, sia di libertà del movimento di flessione-estensione (in su e in giù) del collo.

In linea generale chi presenta un baricentro corporeo retroposto, ossia quando la strategia posturale scelta dal soggetto prevede un carico maggiore nella parte posteriore, la testa assume una posizione più estesa (elevata) per controbilanciare il baricentro per poi adottare una lieve flessione di compenso che serve a mantenere gli occhi paralleli all'orizzonte.

I muscoli del collo aumentano la loro attività che porta a una riduzione della mobilità nella flessione-estensione per irrigidimento delle strutture.

Gli anteroposti, al contrario, mantengono la libertà dei movimenti del collo conservando una migliore sinergia tra gli spostamenti del collo e degli occhi.[23]

L'uso di calzature diverse, ad esempio tacchi, mocassino o scarpe da ginnastica, possono accentuare o invertire queste situazioni.



Anteroposizione Retroposizione

Figura 29

Statura

In funzione dell'altezza si modifica la strategia d'uso dello sguardo rispetto ai movimenti del capo. Un soggetto che presenta una statura di 185 cm tende a esplorare l'ambiente che lo circonda con una porzione della lente progressiva più bassa rispetto a un soggetto "basso".

In caso di soggetti alti si suggerisce quindi una scelta di corridoio di progressione più dolce e lungo per evitare che l'osservazione dell'ambiente avvenga in aree della lente che presentano già un aumento della potenza diottrica significativa come accade nelle progressive a corridoio corto.[23]

Attività visiva occupazionale

La tipologia di lavoro e relativo uso dello sguardo sono importanti indicatori d'orientamento per la scelta della lunghezza del canale di progressione.

Soggetti che presentano un utilizzo visivo diversificato e dinamico hanno bisogno di una lente progressiva con una distribuzione delle aree nitide di visione sufficientemente ripartite nelle tre zone principali: lontano, intermedio e vicino.

Per i soggetti che prevalentemente guidano oltre che assicurare un campo visivo per lontano sufficientemente ampio, occorre garantire una visione sufficientemente ampia e nitida a distanza intermedia per vedere a fuoco sia il cruscotto, sia il navigatore satellitare posto generalmente a una distanza di 60-80cm. In queste situazioni è doveroso utilizzare canali di progressione che favoriscano un'area intermedia meno limitata dalle aberrazioni laterali.

In questi casi la possibilità di avere una maggior libertà di movimento degli occhi svincolati dai movimenti del capo, ossia la possibilità di utilizzare una maggiore area orizzontale della lente a distanza intermedia, ha molta importanza per garantire un maggior comfort al soggetto.[23]

Centratura delle lenti progressive

In caso di lenti progressive la modalità di centratura è fondamentale in situazioni di postura anomala del capo (PAC) assunta dal soggetto va fatta ulteriore attenzione. Assicurarsi che la postura anomala del capo sia mantenuta anche nello sguardo da vicino utilizzando un ottotipo stampato su pellicola lucida in modo tale da osservare agevolmente l'atteggiamento posturale in attività prossimale. In caso di rotazione del capo centrare la croce di montaggio in corrispondenza delle distanze assi-visuale (DAV) centri pupillari o bordo pupillare inferiore rispettando l'entità di rotazione dello sguardo. In caso di posizione anomala del capo con inclinazione su una spalla non di competenza visiva, assicurarsi che il soggetto non presenti alcuna sintomatologia posturale, non desideri intraprendere approfondimenti diagnostici né trattamenti riabilitativi. Montare le lenti sulla

montatura inclinata (perché segue la PAC) in posizione dritta con i riferimenti a laser paralleli al pavimento e non al fronte della montatura. Questo perché la posizione posturale “dritta” del soggetto è in realtà inclinata e verrà mantenuta in tutte le attività posturali. Con questa modalità di centratura si conserva una visione confortevole sia a distanza sia da vicino. Da un punto di vista pratico la rotazione delle lenti non deve comunque superare i 3-4 gradi di rotazione per non alterare il percorso visivo tra i due canali di progressione che si modifica con l'aumento della rotazione.[24]

Quando si ordinano le lenti progressive vengono presi in considerazione questi parametri:

- * L'angolo pantoscopico rappresenta l'inclinazione della lente sul piano verticale
- * Angolo della forma del viso rappresenta l'angolo tra le lenti
- * La distanza del vertice corneale (CVD) rappresenta la distanza tra l'occhio e la lente
- * La distanza pupillare (PD) è la distanza tra le pupille
- * Canale di progressione ottimizzato per l'addizione
- * Zona di distanza ottimizzata per l'addizione
- * Potenza sferoidale cilindrica ottimizzata
- * Curva di base anteriore ottimizzata per il potere
- * Fronte d'onda corretto e aberrazione ottica.[25]

La postura anomala del capo interferisce sempre con le regole di centratura classiche delle lenti oftalmiche. In funzione della causalità della PCA è possibile modulare le centrature per migliorarne la correttezza e di conseguenza, la comodità nel porto rispettando al meglio l'equilibrio posturale del soggetto.

In che modo posizionare correttamente i centri ottici delle lenti? In funzione dell'orientamento eziologico della PCA e controllando che la scelta adottata non alteri il quadro visivo e posturale.

La PCA è per definizione variabile, ma ha un range di modificazione limitato. Indipendentemente dall'eziologia della PAC esiste una memoria muscolare di posizione che rappresenta il miglior equilibrio posturale trovato. Questa “memoria” anche se tende a mantenere il torcicollo nella medesima posizione, è soggetta alla variabilità propria dell'essere umano che dipende da diversi fattori come quelli emotivi, energetici, d'uso dello sguardo ecc. La scelta della centratura

si interessa di garantire comodità visuo-posturale nella posizione assunta con maggior frequenza.

È appropriato centrare le lenti mantenendo la postura anomala del capo del soggetto, ma è anche opportuno centrarle con la testa in posizione dritta. [24]

Motilità Oculare: inseguimenti oculari

Il test consente di verificare la corretta capacità di seguire con gli occhi una mira che compie movimenti lineari.

-Svolgimento del test: può essere eseguito sia in modo monoculare che binoculare. Tramite il movimento manuale della mira si impongono dei movimenti di carattere lineare: questi, se eseguiti secondo determinate angolazioni, consentono di osservare in modo isolato l'attività e la precisione del lavoro di ognuno dei muscoli oculari estrinseci. L'ampiezza dei movimenti dovrebbe eguagliare quella delle spalle.

Movimenti fluidi e continui senza scatti se invece ci sono dei movimenti di recupero in quanto il movimento di inseguimento non è stato sufficientemente preciso e di conseguenza l'allineamento tra fovea e mira è venuto meno. Durante l'esecuzione di questo test il soggetto dovrebbe mantenere il capo fermo; se ciò non avviene è opportuno informarlo e valutare in seguito la sua capacità di modificare con più o meno difficoltà il suo atteggiamento visuoposturale.

L'interpretazione di questi risultati ha l'utilità di valutare la potenzialità motoria dei muscoli oculari estrinseci.[22]

Motilità Oculare: rotazioni oculari

Il test consente di verificare la corretta capacità di seguire con gli occhi una mira che si muove con movimenti rotatori.

-Svolgimento del test: può essere eseguito sia in modo monoculare che binoculare. Muovendo la mira si impongono dei movimenti di carattere circolare che consentono di osservare la sinergia dei muscoli oculari estrinseci. In questo caso l'ampiezza dei movimenti può essere variabile. Minore risulta essere il diametro della circonferenza virtualmente disegnata nell'aria, maggiore dovrà essere la precisione muscolare per il mantenimento della fissazione.

A differenza del test precedente questo fornisce maggiori indicazioni sull'armonia e la coordinazione dei muscoli tra loro. Anche in questo caso durante l'esecuzione

del test il soggetto dovrebbe mantenere il capo fermo, se ciò non avviene è opportuno informarlo e valutare in seguito la sua capacità di modificare con più o meno difficoltà il suo atteggiamento visuoposturale.

L'interpretazione dei dati di questo test permette la valutazione qualitativa dei movimenti oculari, ma, potrebbe risultare molto utile nel verificare in modo soggettivo l'efficienza della visione binoculare.

Tramite l'anteposizione di un filtro rosso davanti all'occhio dominante si può valutare, durante i movimenti rotatori, l'eventuale insorgenza di visione diplopica registrando le posizioni "critiche". Dato l'orientamento alla soluzione progressiva sarà utile prestare particolare attenzione in corrispondenza di tutti quei movimenti che impongono delle infraduzioni.[22]

Fissazioni saccadiche

Il test consente di verificare la corretta capacità di localizzare con gli occhi un bersaglio.

-Svolgimento del test:

- può essere eseguito sia in modo monoculare che binoculare; si può svolgere in senso laterale con una distanza tra le mire simile alla larghezza delle spalle, oppure in senso longitudinale con le mire poste in corrispondenza dei 30, 60 o 90-100 cm;
- valutazione della precisione di localizzazione;
- valutazione della coordinazione dei due occhi (Es. ritardo di un occhio rispetto all'altro nel passaggio di fissazione da un bersaglio ad un altro);
- esecuzione del test per 4/5 cicli.

La precisione di movimento rappresenta la condizione ideale che, in quanto tale, appare rara ed improbabile; i passaggi di fissazione leggermente scarsi o abbondanti, associati a piccole saccadi di riallineamento sono nella norma.

Leggeri ritardi di un occhio rispetto all'altro possono essere presenti e privi di conseguenze, a patto che questi non determinino, durante il movimento stesso, una compromissione della visione binoculare associata a manifestazioni diplopiche o soppressive.

L'evoluzione di potere nella zona di progressione della lente multifocale richiede dei movimenti saccadici verticali assai precisi; potrebbe pertanto essere opportuno, durante l'esecuzione delle fissazioni longitudinali, disporre le due mire

non lungo una linea retta, ma su due piani differenti. Naturalmente, per riprodurre la condizione visiva determinata da una lente progressiva, la mira più vicina dovrà essere posta più bassa rispetto a quella lontana.

Un corretto movimento degli assi visivi nel piano verticale è ovviamente una condizione importante per la prescrizione di lenti progressive e per la valutazione, insieme ad altri elementi di una corretta lunghezza del corridoio di progressione.[22]

Binocularità e dissociazione

Test del I° grado della fusione: è un test che consente di valutare la capacità del soggetto di vedere doppio.

-Svolgimento del test:

- proiezione di una mira puntiforme;
- anteposizione del prisma a base alta sull'occhio dominante;
- verifica del numero di mire percepite dal soggetto.

L'esaminato dovrebbe vedere due mire luminose; se ne percepisce una sola potrebbe trattarsi di soppressione di un occhio oppure di una foria verticale compensata dal prisma. In quest'ultimo caso si ruota la base del prisma di 180° e se il soggetto continua a vedere una sola mira si tratta di soppressione.

La presenza del 1° grado della fusione indica un corretto equilibrio bioculare, ovvero il buon sviluppo funzionale degli occhi.

Binocularità e dissociazione

Test del II° grado della fusione: è un test che consente di valutare le capacità binoculari del soggetto, si svolge in tre fasi: sensoriale, motoria e riunita.

1-Fase Sensoriale

-Svolgimento del test:

- proiezione della mira puntiforme;
- anteposizione del filtro rosso sull'occhio dominante;
- verifica del numero di mire percepite dal soggetto;
- verifica del colore della/e mira/e percepita/e dal soggetto.

L'esaminato dovrebbe vedere una mira luminosa con un colore misto tra bianco e rosso che può essere però descritto in diversi modi (rosea, rossastra, arancione, biancastra con raggi rossi oppure rossa con raggi bianchi).

Il soggetto vede bianco: si procede con l'occlusione dell'occhio con il filtro rosso chiedendo all'esaminato se la mira appare più bianca, se la mira appare più bianca c'è presenza della fusione sensoriale, se non appare più bianca c'è assenza della fusione sensoriale.

Il soggetto vede rosso: si procede con l'occlusione dell'occhio privo di filtro rosso chiedendo all'esaminato se la mira appare più rossa, se "sì" presenza della fusione sensoriale, se "no" assenza della fusione sensoriale.

2-Fase Motoria

-Svolgimento del test:

- proiezione della mira puntiforme;
- anteposizione del prisma a base alta sull'occhio dominante;
- verifica del numero di mire percepite dal soggetto;
- rotazione del prisma da base alta a base esterna;
- verifica del numero di mire percepite dal soggetto.

L'esaminato dovrebbe inizialmente vedere due mire luminose, mentre, nel passaggio del prisma da base alta a base esterna, questo nuovo effetto prismatico stimola la convergenza, che dovrebbe consentire la fusione delle due mire in una singola. Qualora l'esaminato continuasse a vedere due mire significa che la sua convergenza fusionale non è sufficiente per compensare la visione diplopica.

3-Fase riunita

-Svolgimento del test:

- proiezione della mira puntiforme;
- anteposizione del prisma a base alta e del filtro rosso sullo stesso occhio (dominante);
- verifica del numero di mire percepite dal soggetto;
- rotazione del prisma da base alta a base esterna;
- verifica del numero di mire percepite dal soggetto.

L'esaminato dovrebbe inizialmente vedere due mire luminose di cui una bianca ed una rossa, successivamente, nel passaggio da base alta a base esterna il nuovo effetto prismatico stimola la convergenza che dovrebbe consentire la fusione delle due mire in una singola di colore rosa.

Il test appare più dissociante del precedente e potrebbe accadere che un soggetto in possesso del II° della fusione non riesca a fondere nel caso della dissociazione riunita.

Binocularità e dissociazione

Test del III° grado della fusione: è un test che consente di valutare le capacità di percepire un'immagine in 3D.

-Svolgimento del Titmus test:

- consegna del test polarizzato;
- anteposizione degli occhiali polarizzati;
- verifica della reale percezione della tridimensionalità chiedendo al soggetto di pizzicare tra indice e pollice le ali della mosca che dovrebbero apparire in rilievo rispetto al piano di osservazione (stereopsi periferica);
- verifica di quali animali vengono visti in rilievo (stereopsi paracentrale);
- verifica di quali cerchietti vengono visti in rilievo (stereopsi centrale).

L'esaminato non dovrebbe avere problemi nella percezione della stereopsi periferica e paracentrale, nella valutazione della stereopsi centrale, invece, appaiono spesso delle difficoltà di valutazione oltre il quinto gruppo di cerchi, è importante spiegare all'esaminato quali sensazioni visive dovrebbe avere.

Oltre il sesto insieme, infatti, la percezione di rilievo non è più palese, ma il cerchio interessato viene spesso riconosciuto perché leggermente differente dagli altri.

I gradi della fusione e anche i test sulla motilità oculare forniscono utili informazioni sulle abitudini visive dei soggetti presi in esame.[22] L'adattamento percettivo è concomitante con l'adattamento motorio pertanto i processi sensomotorio e percettivo hanno costanti di tempo approssimativamente equivalenti se si tengono in considerazione tutti questi fattori che aumentano il comfort i soggetti presbiteranno le normali funzioni visuomotorie sensoriali e motorie percettive adattandosi completamente alla lente.[26]

La scelta della lente risulta essere una mediazione tra la miglior soluzione che oggettivamente l'ottico optometrista può proporre e le aspettative del cliente.

CONCLUSIONI

Lo sviluppo che è stato fatto dalla prima progettazione di lente progressiva ad oggi è notevole, non solo per l'attenzione alle compensazioni classiche delle ametropie e della presbiopia, ma soprattutto per la ricerca di eliminazione delle aberrazioni laterali che causano disagio al soggetto che le indossa. La visione attraverso un mezzo ottico, una lente in particolare, non è naturale e implica sempre un'alterazione che prende il nome di aberrazione.

Le aberrazioni non influiscono in modo significativo sulla visione di un soggetto ma diventano un fattore importante in determinate situazioni ambientali, in specifiche condizioni visive e nella gestione di peculiari necessità professionali o sportive, soprattutto se si tratta di lenti progressive perché “uniscono” diverse compensazioni – dal lontano al vicino- in un'unica lente.

La difficoltà della costruzione di queste lenti consiste proprio nel riuscire a riunire i diversi poteri diottrici necessari per la visione da lontano, intermedia e da vicino in un'unica superficie. Studi e ricerche approfondite hanno permesso la realizzazione di nuovi software ad alta tecnologia che garantiscono una visione confortevole a tutte le distanze con un ampio campo visivo riducendo al minimo le aberrazioni laterali e con esse la sensazione di “ondeggiamento” da loro causata. La realizzazione di queste lenti molto tecniche presenta spesso costi molto elevati di conseguenza non raggiungibili da tutti.

L'obiettivo delle lenti progressive è garantire al soggetto presbite di ritrovare una visione confortevole ad ogni distanza senza dover continuamente cambiare occhiali. Molte aziende hanno investito nella ricerca e nello sviluppo di nuove tecnologie per implementare le caratteristiche ottiche delle lenti progressive, ma volutamente ho deciso di approfondire gli sviluppi della tecnologia dell'azienda Essilor perché durante il tirocinio svolto ho avuto la possibilità di verificare ed esaminare direttamente i risultati di queste lenti su soggetti presbinti aventi diverse problematiche e abitudini visive.

Oltre alle aberrazioni laterali si è visto che anche le consuetudini visive, lavorative e personali del soggetto influiscono sulla capacità più o meno rapida di accettare e sfruttare al meglio la lente progressiva. La valutazione di tutti questi fattori si può ottenere attraverso l'anamnesi insieme a una serie di test optometrici specifici che permettono all'optometrista di consigliare la geometria e la tipologia della lente più indicata al soggetto.

Credo che la ricerca e lo sviluppo di nuovi software continuerà per ottenere prestazioni sempre migliori e per permettere, così, agli ottici e optometristi di fornire soluzioni sempre più adeguate ai soggetti presbiti, prendendo in considerazione attentamente tutte le loro necessità, ma principalmente tenendo conto della visione binoculare dei singoli soggetti.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Rosset, Michela, “ Il centraggio delle lenti progressive: confronto sperimentale tra metodi automatizzato e manuale “, Professional Optometry 44, Dicembre 2011
- [2] Rossetti, Anto, Gheller, Pietro “Manuale di optometria e contattologia”, Zanichelli 2015, Seconda Edizione, Aberrazioni e qualità dell’immagine, Geometrie di costruzione delle enti oftalmiche, Capitolo 1.4 e 16.3.
- [3] Marco, Susana, Burns, Stephen A., Barriusop, Esther Moreno, Navarro, Rafael, “ new approach to the study of ocular chromatic aberrations”, Vision Research, 16 Giugno 1999.
- [4] Weston Sears, Francis, “Ottica”, Edizione italiana a cura di Renato Ricamo, traduzione dall’inglese di Emanuele Rimini, Casa Editrice Ambrosiana, 1965, Aberrazioni di lenti e specchi, Capitolo 5.
- [5] Catalano, Ferdinando, “Ottica applicata e strumenti”, Zanichelli, 200, Le aberrazioni ottiche, Capitolo 9.
- [6] Carnevali, Roberto, “Le aberrazioni ottiche”, pagina 4-11
- [7] Buratto, Lucio, “L’occhio, le sue malattie e le sue cure“, La Feltrinelli, 2010, La presbiopia, Capitolo 18.
- [8] Wang, Lihui, Cassinelli, Alvaro, Oku, Hirosama, Ishikawa, Masatoshi, “A pair of diopter-adjustable eyeglasses for presbyopia correction”, Conference Paper in Proceedings of SPIE, The International Society for Optical Engineering, August 2014.
- [9] Preston, Julie L., “Progressive addition spectacle lenses: design preferences and head movements while reading”, The Ohio State University, Umi 1998.
- [10] Bucci, “Oftalmologia”, Società Editrice Universo – Roma, 1993, Cristallino
- [11] Meister, Darryl J., Fisher, Scott W., “Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 1: Design and development of progressive lenses”, 25 October 2007, Clinical and Experimental Optometry.
- [12] Dr Reverdy, Gianmario, Vezzani, Lelio, Iazzolino, Roberto “Principi base delle lenti progressive”, Giugno 2009, Edizione di Medical Evidence, Numero 12.
- [13] Villegas, Eloy A., Artal, Pablo, “Comparison of aberrations in different types of progressive power lenses”, Ophthal Physiol Opt 2004.
- [14] Radhakrishnan, Hema, Charman, W. Neil, “optical characteristics of Alarez variable-power spectacles”, 17 febbraio 2017, ophthalmic e physiological optics, the journal of the college of optometrists.

- [15] Savio, Giampaolo, Concheri, Gianmaria, Meneghello, Roberto, “Simulazione delle proprietà ottiche e progettazione di lenti mediante tecniche di ray tracing”, Perugia, 6 – 8 Giugno 2007, Congresso Internazionale Congiunto XVI ADM – XIX INTEGRAF
- [16] Essilor, “Progressive Addition Lenses”, Ophthalmic Optics Files
- [17] Barbero, Sergio, Portilla, Javier, “The relationship between dioptric power and magnification in progressive addition lenses”, Ophthalmic Physiol Optics 2016, The Journal of the college of Optometrists.
- [18] Varilux S Compendium, basato sul poster di C. Guilloux, H. de Rossi, G. Marin, B. Bourdoncle, M. Hernandez, L. Calixte, F. Karioty: “L'importanza della forma della lente progressiva per la percezione dello spazio”, studio presentato in occasione del convegno dell'European Academy of Optometry and Optics, Dublino, Irlanda, 20-22 aprile 2012.
- [19] Alvarez, Tara L., Kim, Eun H., Granger-Donetti, Bérangère, “Adaptation to progressive additive lenses: potential factors to consider”, Scientific Reports, 31 Maggio 2017.
- [20] Fricker, Sébastien, Dr. Hernandez – Castaneda, Martha, Heslouis, Mélanie, Jolivet, Valérie, Lebrun, Charles, Dr. Paillé, Damien, Rousseau, Benjamin, “Varilux X Series™ Lenses Extended Ranges of Vision”, April 2017, Online Review of Ophthalmic Optics. www.pointsdevue.com.
- [21] Rousseau, Benjamin, Meslin, Dominique, “Varilux X Series™: le verre progressif à champ de vision de près étendu”, International Review of Ophthalmic Optics, Juillet 2017.
- [22] Dr. Reverdy, Gianmario, “I test preliminary nella prescrizione di lenti progressive”, Professione Ottico, Luglio 2009, Numero 16, Edizione di Medical Evidence.
- [23] Dr. Giannelli, Luca, “Come scegliere il corridoio di progressione in una lente progressiva”, Professione Ottico, Aprile 2010, Numero 20, Edizione di Medical Evidence.
- [24] Giannelli, Luca, Giannelli, Maurizio, “Intervision”, ECM Visione e postura, Modulo 1
- [25] Muždalo, Nataša Vujko, Mihelčič, Matjaž, “Individually Designed PALs vs. Power Optimized PALs Adaptation Comparison”, Original Scientific Paper, Coll. Antropol. 39 2015, Capitolo 1, pagine 55–61.

[26] Gauthier, Gabriel M., Semmlow, John L., Vercher, Jean-Louis, Pedrono, Claude, Obrecht, Gérard, “Adaptation of eye and head movements to reduced peripheral vision ”, R. Sclvuid and D, 7a nùarbieri (Editors), Oculomotor Control and Cognitive Præesses.