



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
Dipartimento di Fisica e Astronomia "Galileo Galilei"
Dipartimento di Psicologia Generale

Corso di Laurea in Ottica e Optometria

TESI DI LAUREA

**Ipovisione: perceptual learning in soggetti affetti da
degenerazione maculare. Relazione tra le curve di
apprendimento del training e i risultati dei test di
follow-up.**

Relatore: **Prof.ssa Clara Casco**

Correlatore: **Prof.ssa Dominga Ortolan**

Dott. di ricerca Luca Battaglini

Laureanda: **Valentina Spinello**

1080298

Anno accademico 2015/2016

Indice

Introduzione	1
Capitolo 1	
Ipovisione	3
1.1 Legislazione italiana	4
Capitolo 2	
Ausili per ipovedenti	7
2.1 Dispositivi ingrandenti	7
2.2 Scelta dell'entità dell'ingrandimento per le lenti d'ingrandimento	9
2.3 Sistemi ipercorrettivi applicati su occhiali	10
2.4 Sistemi telescopici	11
2.5 Scelta dell'ingrandimento per i telescopi	12
2.6 Sistemi microscopici	13
2.7 Telemicroscopi	13
2.8 Accorgimenti	13
2.9 Ausili informatici	14
Capitolo 3	
Degenerazione maculare	17
3.1 Macula dell'anziano	18
3.2 Cos'è uno scotoma?	20
3.3 PRL (Preferred Retinal Locus)	22
3.4 Metodi per la valutazione della localizzazione retinica preferenziale	25
3.5 Un altro uso della microperimetro: il biofeedback	27
3.6 I prismi nella localizzazione retinica preferenziale	28
3.7 Ausili ottici ed elettronici per soggetti maculopatici	29
Capitolo 4	
Perceptual Learning in pazienti con perdita della visione centrale	31
4.1 Plasticità neuronale e apprendimento percettivo	31

4.2 Studio sperimentale	33
4.3 Soggetti	35
4.4 Test pre e post training	36
4.5 Metodo utilizzato nel training neurovisivo	38
4.6 Stimoli dell'apprendimento percettivo	39
4.7 Procedura	40
4.8 Facilitazione collineare	40
4.9 Risultati sull'elevazione di soglia	42
Capitolo 5	
Curve di apprendimento	45
Capitolo 6	
Relazione tra le curve di apprendimento e i risultati di trasferimento	49
6.1 Risultati di trasferimento delle sessioni pre e post relazionati alle curve di apprendimento	50
6.2 Risultati di trasferimento dei due controlli di follow-up relazionati alle curve di apprendimento	53
6.3 Discussione dei risultati	55
Capitolo 7	
Conclusioni	59
Bibliografia	61

Introduzione

“Si definisce ipovedente colui che è affetto da disabilità della funzione visiva anche dopo un trattamento medico-chirurgico e/o una correzione della refrazione standard e possiede un'acuità visiva inferiore a 3/10 o un campo visivo inferiore a 60° dal punto di fissazione, ma che utilizza o che potenzialmente è in grado di far uso del residuo visivo per la programmazione e l'esecuzione di un determinato compito.

Gli ipovedenti presentano nella vita pratica gravi difficoltà nella lettura, nella scrittura, nel lavoro manuale fine, nel riconoscere la fisionomia delle persone.” (Istituto Configliachi per i minorati della vista)

La maculopatia è una condizione bilaterale che colpisce dal 30 al 40% delle persone che hanno superato i 75 anni ed è considerata la causa principale di cecità, per soggetti che hanno superato i 50 anni, registrata nel mondo occidentale (Lupelli L., 2004). I disturbi della funzione visiva nei soggetti maculopatici non interessano soltanto i fotorecettori e i meccanismi retinici della visione. La lesione a livello maculare porta a una riorganizzazione globale del sistema visivo, che interessa le vie ottiche, dalla retina alla corteccia cerebrale.

La corteccia cerebrale è capace di adattamento, in caso di comparsa di alterazioni sensoriali e particolarmente di minorazioni visive. La plasticità cerebrale rappresenta la base neurofisiologica della riabilitazione visiva: essa permette l'adattamento allo scotoma centrale, l'individuazione automatica delle aree retiniche eccentriche preferenziali e l'elaborazione di nuove strategie di fissazione.

Si è preso come riferimento uno studio di Maniglia-Casco et al., pubblicato nel 2016, “L'apprendimento percettivo porta ad un miglioramento visivo a lunga durata in pazienti con perdita di visione centrale”, dove è stato valutato se l'apprendimento percettivo con mascheramento laterale nel PRL di pazienti affetti da degenerazione maculare (MD), ha migliorato le loro funzioni visive residue.

Gli osservatori sono stati addestrati con due distinte modalità di rilevamento di contrasto: un compito Sì / No senza feedback (MD: N = 3; Controlli: N = 3), e un compito temporale a scelta forzata tra due alternative temporali con feedback (MD: N = 4; controlli: N = 3). Gli osservatori dovevano rilevare una patch Gabor (target) affiancato sopra e sotto da due patch Gabor ad alto contrasto (mascheramento laterale). La presentazione dello stimolo era monoculare con durata variabile tra 133 e 250 ms. I partecipanti sono stati sottoposti a 24-27 sedute di allenamento in totale.

Partendo dai dati dell'esperimento numero 2, in cui è stato utilizzato un compito a scelta forzata, in cui il paziente doveva riferire in quale di due schermate successive (intervalli temporali) c'era lo stimolo target (temporal-2AFC), nel presente studio si vuole indagare la correlazione tra le curve di apprendimento, che sono state fittate da una retta di regressione, e i dati di trasferimento ad abilità visive non allenate. Il coefficiente angolare della retta (che tipicamente indica la velocità di un cambiamento, più è alto più il cambiamento accade velocemente) in questo caso indica la quantità dell'apprendimento. Si vuole indagare se i pazienti che hanno mostrato un apprendimento maggiore, abbiano conservato il miglioramento, raggiunto grazie al training, in compiti di trasferimento dove sono state testate abilità visive non allenate, come l'acuità visiva, l'affollamento e la funzione di sensibilità al contrasto.

Dapprima vengono confrontati i risultati di trasferimento delle sessioni pre e post training relazionati ai coefficienti angolari delle regressioni lineari delle curve di apprendimento. Poi gli stessi coefficienti angolari vengono relazionati ai risultati di trasferimento delle sessioni del primo follow-up (2014) e del secondo (2016).

Capitolo 1

Ipovisione

Per minorazione visiva s'intende una riduzione più o meno grave della funzione sensoriale che consegue a un danno, lesione anatomica o funzionale provocata da una qualsiasi patologia, avvenuto a carico dell'apparato visivo. Il coinvolgimento patologico può interessare non solo il bulbo oculare, ma anche i suoi annessi, le vie nervose che veicolano gli stimoli visivi verso il sistema nervoso centrale, nonché la corteccia cerebrale (Zingran & Gandolfo, 2002). Quando si verifica un danno del sistema visivo alcune capacità percettive possono risultare alterate e la quantificazione della menomazione richiede un esame funzionale completo. Occorre classificare le due capacità visive principali, cioè quelle che consentono all'individuo di interagire con l'ambiente e di mantenere una completa autonomia della vita di tutti i giorni: acuità visiva e campo visivo (Motolese, Frezzatti, & Iester, 2012). L'acuità visiva è la capacità di riconoscere nei minimi dettagli l'oggetto fissato e permette una visione centrale distinta. Essa dipende dall'elevato potere risolutivo di una piccola area retinica, la macula, e dall'integrità delle vie nervose che si originano dalla retina. Costituisce, quindi, il più importante indice di funzionalità maculare (Kanski, 2004).

Il campo visivo è la capacità di percepire, in modo indistinto, gli oggetti che compongono l'ambiente nel cui centro si trova l'oggetto fissato, grazie alla quale l'individuo riesce a orientarsi e a muoversi nello spazio. Essa dipende dalla funzione dell'intera retina extramaculare, fino all'estrema periferia, e dall'integrità delle vie nervose che provengono dai neuroni presenti in tutta la retina, macula esclusa. Esistono malattie che colpiscono selettivamente la visione centrale e fanno decadere l'acuità visiva. Le affezioni più spesso alla base di questo tipo di danno sono le maculopatie e le neuropatie ottiche. Altre patologie danneggiano selettivamente la visione periferica, come per esempio la retinite pigmentosa e il glaucoma. In questi casi il campo visivo

si restringe fino a diventare tubulare. Nei casi più gravi, il paziente riesce a percepire l'oggetto fissato ma non riesce a muoversi autonomamente nello spazio.

Quando una minorazione visiva, centrale o periferica o mista, raggiunge un grado tale da impedire a un soggetto di compiere atti elementari della vita quotidiana, necessari per gestire sé stesso, per lavorare e interagire autonomamente con lo spazio circostante, si trova in una situazione di ipovisione o di cecità (qualora il residuo funzionale sia minimo, non utilizzabile, o completamente assente). L'ipovisione può essere centrale o periferica a seconda che si riduca prevalentemente l'acuità visiva oppure il campo visivo.

1.1 Legislazione Italiana

Sul piano legislativo, l'ipovisione è sempre stata correlata all'entità del visus; solo recentemente sono state introdotte e considerate anche le alterazioni del campo visivo. Con la *Legge 138 del 3 aprile 2001* è stata infatti introdotta una nuova classificazione per le minorazioni visive, in cui si considerano cinque diverse classi, tre per l'ipovisione e due per la cecità elencate di seguito.

Cecità totale. Si definiscono ciechi totali:

- Coloro che sono colpiti da totale mancanza di vista in entrambi gli occhi
- Coloro che hanno la mera percezione dell'ombra e della luce o del moto della mano in entrambi gli occhi o nell'occhio migliore
- Coloro che possiedono un residuo perimetrico binoculare inferiore al 3%.

Cecità parziale. Si definiscono ciechi parziali:

- Coloro che possiedono un residuo visivo non superiore a 1/20 in entrambi gli occhi o nell'occhio migliore, anche con la migliore correzione
- Coloro che possiedono un residuo perimetrico binoculare inferiore al 10%.

Ipovisione grave. Si definiscono ipovedenti gravi:

- Coloro che possiedono un residuo visivo non superiore a 1/10 in entrambi gli occhi o nell'occhio migliore, anche con eventuale correzione
- Coloro che possiedono un residuo perimetrico binoculare inferiore al 30%.

Ipovisione medio-grave. Si definiscono ipovedenti medio-gravi:

- Coloro che possiedono un residuo visivo non superiore a 2/10 in entrambi gli occhi o nell'occhio migliore, anche con la migliore correzione
- Coloro che possiedono un residuo perimetrico binoculare inferiore al 50%.

Ipovisione lieve. Si definiscono ipovedenti lievi:

- Coloro che possiedono un residuo visivo non superiore a 3/10 in entrambi gli occhi o nell'occhio migliore, anche con la migliore correzione
- Coloro che possiedono un residuo perimetrico binoculare inferiore al 60%.

L'ipovisione è una condizione di capacità visiva fortemente ridotta, irreversibile e bilaterale (colpisce entrambi gli occhi), che condiziona e limita l'autonomia dell'individuo, compromettendo lo svolgimento delle normali attività quotidiane. La vista persa, purtroppo, non può essere recuperata; tuttavia è possibile imparare a sfruttare al meglio le zone retiniche ancora funzionanti. Quest'obiettivo è raggiungibile attraverso la riabilitazione visiva, la quale consiste in un percorso personalizzato che consente di conservare le potenzialità visive residue (ottimizzandone l'impiego), migliorando in questo modo la qualità della vita.

Capitolo 2

Ausili per ipovedenti

Gli ausili ottici si possono classificare in ausili ottici per distanza e ausili ottici per vicino. I primi permettono al soggetto di muoversi nell'ambiente circostante, limitatamente al deficit, mentre gli altri permettono al soggetto di eseguire attività a distanza prossimale e per questo risultano anche i più usati. In ogni caso, tutti questi strumenti hanno lo scopo di migliorare il residuo visivo di una persona ipovedente. Gli ausili sono infatti sistemi che creano una immagine ingrandita, e in molti casi possono ristabilire un certo grado di normalità della visione, e migliorare di riflesso la qualità della vita. Ogni singolo caso va valutato attraverso una accurata diagnosi, in modo da stabilire quale sia l'ausilio più indicato. Successivamente, l'adattamento e la riabilitazione serviranno al paziente per imparare come utilizzare l'ausilio stesso ed adattarsi al nuovo sistema di visione.

I sistemi utilizzati per vicino sono:

1. Lenti d'ingrandimento
2. Lenti ipercorrettive montate su occhiali
3. Sistemi telescopici galileiani e kepleriani
4. Sistemi microscopici

I sistemi per lontano sono:

1. Sistemi telescopici galileiani
2. Sistemi telescopici kepleriani

2.1 Dispositivi ingrandenti

Più ci si allontana dalla macula minore diventa il potere risolutivo dell'occhio, e l'immagine percepita risulta meno distinta. È necessario ingrandire l'immagine proporzionalmente alla sua distanza dalla fovea per compensare il problema. Il sistema più semplice per aumentare la grandezza dell'immagine è quello di avvicinare il più possibile l'oggetto.

Un metodo per classificare i dispositivi ottici ingrandenti è relativo alla potenza espressa in diottrie, o meglio ancora per ingrandimenti. L'ingrandimento¹ solitamente è riferito alla distanza di 25 centimetri, ed è sufficiente dividere per quattro il potere diottrico espresso per conoscere l'ingrandimento equivalente.

Le lenti di ingrandimento sono ausili utili nei casi lievi di ipovisione. È necessario ricordare che l'ingrandimento reale dell'ausilio dipende anche da altri fattori: per esempio la capacità accomodativa della persona, o la presenza di difetti rifrattivi non corretti possono modificare la distanza di lettura e conseguentemente anche l'ingrandimento.

L'ausilio ipercorrettivo viene solitamente preferito perché esteticamente è meno visibile anche se la distanza di lavoro consentita non permette lo stesso comfort del telescopio galileiano, strumento che sfrutta il principio dell'ingrandimento angolare dato dal rapporto tra i due angoli sottesi dall'oggetto e dall'immagine prodotta dal sistema ottico. Il telescopio risulta più agevole nell'uso, con l'inconveniente di essere molto meno estetico.

I sistemi ipercorrettivi per vicino comprendono le lenti d'ingrandimento a mano, realizzate da un sistema ottico convergente formato da una o più lenti positive. Il dispositivo funziona quando l'oggetto osservato è posizionato tra il punto focale del sistema e la lente; in questo modo chi osserva percepisce un'immagine virtuale, diritta e ingrandita. L'ingrandimento fornito cambia in base alla distanza tra l'oggetto e il punto focale della lente, ottenendo il massimo quando la posizione dell'oggetto coincide con il punto focale. La lente d'ingrandimento rappresenta il dispositivo più semplice da utilizzare e l'ausilio è indicato quando l'acuità visiva non è eccessivamente ridotta, per esempio 4/10. I limiti sono rappresentati dalla scarsa profondità di messa a fuoco e dal campo visivo, che viene ridotto dal diametro della lente.

¹Ingrandimento: è il rapporto degli angoli sottesi dell'oggetto e della sua immagine ed è espresso dal suffisso X. Un ingrandimento di 3x significa una grandezza dell'immagine 300 volte maggiore (300%).

Questi dispositivi possono essere realizzati con:

- Una lente biconvessa, in questo caso l'ausilio è chiamato lente da tasca semplice e determina un ingrandimento più significativo al centro.
- Lenti asferiche, che costituiscono un ausilio da lettura con manico. Utili per correggere l'aberrazione e limitare le distorsioni presenti ai bordi con la possibilità di ampliare il campo visivo.
- Lenti aplanatiche, ovvero lenti da tasca di precisione. In questo caso l'ausilio è formato da due lenti positive piano-convesse disposte con la superficie piana verso l'esterno. Queste lenti riducono le aberrazioni e offrono un buon campo visivo (Zingirian & Gandolfo, 2002).

2.2 Scelta dell'entità dell'ingrandimento per le lenti d'ingrandimento

L'ingrandimento va scelto del valore più basso possibile ma di entità tale per cui sia possibile ottenere una risoluzione adeguata per svolgere le attività richieste. Così facendo si riducono i problemi di restringimento del campo visivo e dell'aumento delle aberrazioni.

L'ingrandimento delle lenti d'ingrandimento può essere valutato tramite calcoli, che considerano l'entità dell'acuità misurata e l'acuità che si intende raggiungere con l'ausilio. Tuttavia questi calcoli offrono valori solamente indicativi la cui verifica va effettuata facendo provare l'ausilio.

La previsione matematica dell'ingrandimento da vicino si ottiene tramite il rapporto tra acuità visiva attuale e quella desiderata, entrambe espresse in frazione decimale. È sufficiente eseguire il rapporto tra i due numeratori delle frazioni.

$$I = \frac{\textit{Acuità attuale}}{\textit{Acuità desiderata}}$$

Si è notato che la prescrizione dell'ingrandimento minimo che permette di riconoscere i caratteri, non permette una lettura fluida (Bullimore e Bailey, 1995). Il fattore rilevante che influisce sull'abilità di lettura è la riserva di acuità visiva, cioè il rapporto tra la dimensione del carattere che l'ipovedente intende leggere e il carattere più piccolo che egli può leggere. Anche se la

riserva di acuità può essere soggetta a una certa variabilità individuale è stato raccomandato di considerare una riserva di acuità di 0,3 unità logaritmiche per avere una velocità di lettura fluida (Whittaker e Lovie-Kitchin, 1993).

2.3 Sistemi ipercorrettivi applicati su occhiali

I dispositivi ingrandenti più utilizzati sono i sistemi ipercorrettivi e quelli telescopici galileiani. Gli occhiali ingrandenti ipercorrettivi possono essere prismatici e non prismatici (Lupelli L., 2004).

I dispositivi ipercorrettivi applicati agli occhiali sono composti da sistemi ottici convergenti, vengono realizzati applicando dei segmenti a “pasticca” su una lente neutra o, quando necessario, sulla correzione prescritta per l’eventuale ametropia rilevata.

I sistemi ipercorrettivi vengono costruiti anche da combinazioni di più lenti piano-convesse, lo scopo è quello di limitare il più possibile le aberrazioni introdotte. Quando l’ausilio viene utilizzato binocularmente, vengono costruiti degli ipercorrettivi prismatici: nella montatura sono sistemate lenti positive con l’aggiunta di prismi a base interna. Per poter leggere a distanza notevolmente ridotta è richiesto un grande sforzo di convergenza per cui, per evitare l’affaticamento e la diplopia, è necessario inserire negli occhiali ipercorrettivi prismi a base interna. L’effetto prismatico introdotto deve garantire di leggere a breve distanza limitando lo sforzo in convergenza.

L’ammontare del prisma da incorporare dipende dal potere diottrico delle lenti. Una regola pratica è stata fornita da Fonda (1981): per ogni diottria di addizione bisogna prescrivere una diottria prismatiche per ogni occhio. Esiste un’altra procedura adottata negli USA che consiste di aggiungere due diottrie prismatiche al valore della lente.

È necessario ricordare che l’entità dell’ingrandimento richiesto si ripercuote inevitabilmente sulla distanza di lettura, influenzando l’entità del prisma occorrente. L’uso di questi sussidi diminuisce la distanza di osservazione, rendendola uguale a quella della focale del sistema, e quando l’ingrandimento non è particolarmente elevato è possibile utilizzarlo

binocularmente, solitamente si prendono in considerazione valori non superiori a 2x o 4x.

Per calcolare con buona approssimazione la convergenza necessaria, è possibile moltiplicare la potenza del dispositivo in diottrie con la distanza interpupillare in centimetri.

2.4 Sistemi telescopici

I sistemi telescopici vengono costruiti dall'associazione di almeno due elementi ottici, e si differenziano per il modo con il quale sono realizzati: in galileiano e kepleriano. La caratteristica peculiare di questi dispositivi è che la radiazione luminosa in entrata e quella in uscita non hanno un punto focale e per questa ragione sono definiti come sistemi afocali. I sistemi telescopici per definizione vengono utilizzati per la visione da lontano.

I telescopi galileiani sono caratterizzati da un obiettivo convergente formato da una o più lenti fortemente positive, e da un oculare divergente, una lente fortemente negativa. Quando è necessaria la correzione di un'eventuale ametropia, è possibile incorporarla nel sistema oculare. Si tratta di una coppia di lenti di diametro relativamente grande e relativamente poco sporgenti. Il dispositivo galileiano è un sistema afocale nel quale il fuoco immagine dell'obiettivo coincide con il fuoco oggetto dell'oculare, l'osservatore percepisce un'immagine diritta e ingrandita. L'ingrandimento lineare o di forma del telescopio solitamente è espresso in percentuale, e calcolato dal rapporto tra il potere dell'obiettivo con quello dell'oculare. Il galileiano è molto utile quando sono necessari elevati ingrandimenti, ottenendo allo stesso tempo un ampio campo visivo.

Essi possono essere focalizzati anche per vicino: la radiazione divergente proveniente da un oggetto posto a distanza finita è resa parallela da una lente positiva sistemata davanti all'obiettivo. In tal caso l'ingrandimento totale è uguale al prodotto tra l'ingrandimento dell'addizione per vicino e quello del sistema telescopico.

I telescopi kepleriani sono sistemi formati da un obiettivo e un oculare ed entrambi sono positivi. L'immagine prodotta è capovolta, raddrizzata grazie

all'inserimento di un prisma. Per l'inserimento del prisma e per le due lenti positive che sono a una distanza pari alle due distanze focali, il sistema risulta di lunghezza maggiore rispetto il sistema galileiano. Il dispositivo risulta più ingombrante e pesante. L'ingrandimento prodotto è superiore a quello galileiano. La distanza di lavoro superiore consente di ottenere ausili binoculari con un forte ingrandimento. Il campo visivo risulta però inferiore a quello galileiano. Nel caso in cui la persona presenti un difetto rifrattivo questo può essere corretto applicando nel sistema la lente correttiva, o modificando la distanza tra l'obiettivo e l'oculare.

Prima di scegliere l'ausilio visivo per l'ipovisione le variabili da considerare sono diverse: l'entità dell'ingrandimento, studiato in base all'interazione tra il residuo visivo, le necessità della persona e la postura adatta alle necessità dell'ipovedente.

Quando la prescrizione dell'ausilio prevede i sistemi telescopici è necessario considerare il peso e l'impatto estetico che risulta difficile da accettare e sovente rappresenta un ostacolo non sempre superabile.

2.5 Scelta dell'ingrandimento per i telescopi

Al fine di ridurre i tempi delle prove pratiche prima si esegue un calcolo indicativo della stima dell'ingrandimento.

La previsione matematica dell'ingrandimento per lontano si ottiene tramite il rapporto tra acuità visiva desiderata e quella attuale residua, entrambe espresse in frazione decimale (Rossetti & Gheller, 2003). Si esegue quindi il rapporto tra i due numeratori delle frazioni.

$$I = \frac{\textit{Acuità desiderata}}{\textit{Acuità attuale}}$$

Per ottenere matematicamente l'entità dell'ingrandimento per vicino, basta considerare il rapporto tra l'acuità desiderata per vicino e l'acuità attuale per lontano. Se l'acuità è espressa nella forma decimale è sufficiente eseguire il rapporto tra i due numeratori delle frazioni (Lupelli L., 2004).

$$I = \frac{\textit{Acuità desiderata per vicino}}{\textit{Acuità attuale per lontano}}$$

Non è da dimenticare che l'acuità visiva desiderata dipende dall'attività che il paziente deve svolgere. In genere, l'obiettivo è quello di raggiungere un'acuità visiva di 5/10 che consente di soddisfare la maggior parte delle richieste visive abituali.

2.6 Sistemi microscopici

I sistemi microscopici sono degli ausili ottici per l'osservazione vicina degli oggetti che vanno inseriti su comuni montature da vista. Sono costituiti da almeno due lenti. I sistemi microscopici a basso e medio ingrandimento sono formati da due o tre lenti fortemente positive, opportunamente distanziate. Soltanto quelli a basso ingrandimento 2-3X, possono essere utilizzati in visione binoculare.

I sistemi ad alto ingrandimento (8-20X) permettono di leggere a distanze estremamente ridotte. Dato l'ingrandimento elevato si può manifestare una notevole difficoltà a mantenere la messa a fuoco tanto che in alcuni casi è necessario uno stativo che funge da appoggio per il materiale da lettura (Lupelli L., 2004). Il campo di visibilità può risultare estremamente ridotto. Per la ridotta distanza di lettura, talvolta può essere opportuno l'inserimento di un sistema di illuminazione interna.

2.7 Telemicroscopi

Consistono in telescopi cui è stata aggiunta una lente positiva anteriormente o telescopi in grado di variare potere. L'ingrandimento risultante è dato dal prodotto tra l'ingrandimento del telescopio e quello della lente. Essi permettono una distanza di osservazione elevata (Rossetti & Gheller, 2003).

2.8 Accorgimenti

La qualità dell'immagine e l'ampiezza di campo visivo sono le variabili che determinano la qualità di un prodotto dell'ipovisione. Il campo visivo si riduce con l'aumentare dell'ingrandimento, dunque è necessario che

l'ausilio monti le lenti con il minimo di ingrandimento necessario, così da preservare il campo visivo e garantire comfort.

La sola prescrizione dell'ausilio, nella maggior parte dei casi, non consente di sfruttare al meglio le abilità visive residue del soggetto. Per questi pazienti è opportuno attuare delle sedute di training con l'obiettivo di mantenere l'autonomia dell'individuo nelle attività quotidiane.

Per una migliore correzione è necessario considerare altri aspetti delle necessità visive. Infatti, anche l'illuminazione ambientale può risultare un problema. I filtri medicali sono d'aiuto per molti soggetti affetti da patologie degenerative oculari quali la retinite pigmentosa, la retinopatia diabetica, la degenerazione maculare e tutte le affezioni che causano un'estrema sensibilità alla luce. La funzione di queste lenti è quella di bloccare il passaggio dannoso dei raggi UV e delle radiazioni blu, attenuando così sintomi come fotofobia, la perdita di contrasto e l'abbagliamento. Vengono utilizzati soprattutto filtri che riducono la trasmissione delle lunghezze d'onda brevi, per esempio con trasmissione nulla sotto i 500 nanometri (Rossetti & Gheller, 2003). Questi filtri però non possono essere utilizzati di sera, in quanto la sensibilità spettrale si sposta verso le lunghezze d'onda brevi e la trasmittanza del filtro si riduce marcatamente.

Anche la postura influisce sul corretto uso degli ausili. La postura durante l'uso degli ausili deve essere la più confortevole possibile. Esistono strumenti che permettono di migliorare la posizione di lettura: banchi di lavoro o leggii regolabili in altezza con un piano inclinato a scorrimento orizzontale.

2.9 Ausili informatici

Per molti anni il più comune e diffuso ausilio elettronico ingrandente utilizzato dai ipovedenti, principalmente per scrittura e lettura, è stato il videoingranditore fisso. Questo è costituito da una videocamera, una lente per videocamera che determina l'ingrandimento del sistema, il tavolo di lettura, il monitor e il sistema di illuminazione. Questo tipo di ingranditore è stato sostituito in gran parte da ingranditori portatili. Questi possono essere

senza schermo come il videotelescopio, composto da una telecamera che permette un ingrandimento fino a 40X e un campo di visibilità fino a 35°, o con schermo di pochi pollici e quindi facilmente trasportabili. Esistono anche sistemi con videocamera manuale di dimensioni tali che questa può essere impugnata con una mano e può essere passata sull'oggetto da ingrandire e collegata ad un piccolo monitor. Vi sono anche dispositivi montabili sul capo dove l'immagine della videocamera è proiettata sul display del dispositivo, ottenendo un ingrandimento dell'immagine di 20-30 volte la stessa. Quest'ultimo non può essere utilizzato per camminare.

Scopo di chi si occupa di ipovisione è garantire l'accessibilità alle risorse elettronico-informatiche. Queste ultime, per loro natura, presentano pochi limiti e ben si prestano a essere sviluppate e potenziate. Le stesse idee di "accesso universale" e "accessibilità" hanno probabilmente spinto le aziende informatiche a rivolgersi anche alle categorie di persone cui sarebbero stati inaccessibili i propri prodotti e servizi. Quasi tutte le attività che si possono svolgere da casa attraverso un desktop pc si possono effettuare in mobilità via smartphone o tablet. Questi strumenti integrano tutti almeno una video/fotocamera, hanno tutti monitor a elevate risoluzioni quasi sempre touchscreen, e sono dei veri e propri computer capaci anche di avere accesso al web. A fronte delle innovazioni tecnologiche, si intuisce quali possano essere gli enormi e potenziali vantaggi per un utilizzatore ipovedente. Nella logica di "accesso universale" si indirizzano oggi la maggior parte dei siti web realizzati per essere accessibili anche a ipovedenti: vi si trovano, per esempio, la possibilità di ingrandimento dell'immagine, di variazione del contrasto e dei colori.

Oggi sul mercato sono disponibili diverse soluzioni hardware, attrezzature meccaniche ed elettroniche standard specifiche per l'ipovisione, che in abbinamento ai dispositivi sopraccitati, aumentano le funzionalità dei dispositivi stessi per raggiungere livelli ancora superiori di accessibilità. Tra questi si possono citare schermi e schermo-controller wireless o Bluetooth con tecnologia Braille in diverse lingue, tastiere con lettere più grandi e scanner che consentono di ingrandire i testi. Altri ausili informatici possono

essere i software, sistemi operativi o programmi dedicati con funzionalità specifiche per facilitare la visione. Tra questi vi sono sistemi per ingrandire l'immagine e per l'aumento del contrasto, sistemi di sintesi vocale e di riconoscimento del linguaggio.

In conclusione, lo specialista in ipovisione oggi deve essere anche un conoscitore di informatica e tecnologie elettroniche, sempre al passo coi tempi; è un professionista che sa coniugare formazione tecnica con l'attenzione particolare a persone con esigenze specifiche.

Capitolo 3

Degenerazione maculare

Anche se l'ipovisione è una condizione bilaterale, non necessariamente devono essere bilaterali le cause che l'hanno determinata; l'ipovisione rappresenta spesso il risultato dell'azione combinata di più patologie sull'apparato visivo. Purtroppo nelle legislazioni non viene considerata la visione per vicino; tuttavia alcune patologie oculari compromettono gravemente questo tipo di visione anche quando viene conservato un discreto visus periferico. Tale tipo di visione risulta molto invalidante, soprattutto per quanto riguarda le normali attività quotidiane, come la lettura, la scrittura. Tra queste malattie la degenerazione maculare senile è quella più rilevante tra le forme degenerative, anche dal punto di vista epidemiologico come causa di cecità. Questa affezione comporta tipicamente un danno della funzione visiva centrale di entità proporzionale al danno anatomico funzionale maculare.

La macula è quella porzione centrale della retina del diametro di circa 5 mm, posta approssimativamente a 4 mm temporalmente e 0,8 mm inferiormente al disco ottico. La macula viene schematicamente divisa in fovea che ne costituisce la depressione più centrale (1,5 mm), e foveola che ne forma il pavimento (0,35 mm) (Bucci, 1993). Qui i fotorecettori sono per la maggior parte coni che hanno il compito di trasformare l'energia luminosa in stimolo elettrico e di trasmetterlo quindi alle cellule bipolari. Più ci si avvicina al centro della regione maculare, più è presente un'unicità del meccanismo di collegamento dei neurorecettori, cioè ogni singolo cono è collegato solo con una cellula bipolare la quale a sua volta trasmette l'informazione alla cellula gangliare. In una retina sana la fovea, e in particolare la foveola è deputata alla fissazione ed è dotata del massimo potere discriminativo. Ne consegue che anche lesioni molto piccole, che interessano la regione foveale, possono determinare gravi diminuzioni visive, fino alla perdita completa

della funzione centrale a seguito della comparsa nel campo visivo di uno scotoma centrale, mentre la visione periferica solitamente rimane invariata.

3.1 Macula dell'anziano

Il fattore di rischio più rilevante è l'età, infatti la possibilità di contrarre tale malattia aumenta in maniera drammatica con l'aumentare dell'età, sebbene alcuni pazienti possono avere anche una predisposizione genetica.

Con l'avanzare dell'età la regione maculare va incontro a una serie di modificazioni che possono predisporre l'instaurazione della degenerazione maculare senile. A livello microscopico, nello strato dei fotorecettori, si osserva un decremento del numero dei coni e un aumento di diametro dei rimanenti (i coni già fisiologicamente hanno un ricambio dei loro segmenti più lento dei bastoncelli). Le cellule dell'epitelio pigmentato vanno incontro a un decremento quantitativo perdendo la capacità di fagocitare e riciclare la porzione recettoriale utilizzata. Vi è quindi l'accumulo di fagosomi, non completamente degradati, che prendono il nome di granuli di lipofusina (Bucci, Oftalmologia, 1993). La membrana di Bruch aumenta la resistenza al passaggio dei detriti cellulari provocandone l'accumulo al di sotto dell'epitelio pigmentato, che di conseguenza si assottiglia. Ciò interferisce con il normale metabolismo. La conseguenza a queste modificazioni è l'insorgenza di drusen (letteralmente "piccole pietre") tipica alterazione prettamente senile. Le drusen, pur non essendo patognomiche della degenerazione maculare senile, ne costituiscono l'esordio più frequente e insidioso. Queste possono essere osservate con l'oftalmoscopio diretto come piccoli depositi bianco giallastri nel centro del polo posteriore della retina.

La presenza di drusen espone a un maggior rischio di un successivo sviluppo di alterazione dell'epitelio pigmentato retinico e a una perdita secondaria dei fotorecettori retinici. A partire dalle drusen possono verificarsi due tipi di degenerazione, una atrofica (o secca) e l'altra essudativa (o umida).

La forma atrofica è la forma più frequente. In questo tipo di degenerazione, l'epitelio pigmentato si assottiglia fino a scomparire, le cellule fotorecettoriali e i vasi della coriocapillare sottostante degenerano. L'atrofia geografica dell'epitelio pigmentato retinico rappresenta lo stadio terminale della forma asciutta della degenerazione maculare.

Quando la coroide risponde al danno, causato dalle drusen, con una neovascolarizzazione, si forma una membrana al di sotto dell'epitelio pigmentato e si possono verificare rotture e emorragie. Questo è quello che accade nella forma neovascolare, chiamata anche essudativa o umida. La forma essudativa è meno comune della forma atrofica, ma rispetto a questa è molto più aggressiva ed è responsabile dell'80% dei casi di grave perdita visiva nei pazienti con degenerazione maculare legata all'età (Zingirian & Gandolfo, 2002). I neovasi provengono dallo strato coroideale che nutre la retina esterna. La NVC (neovascolarizzazione coroideale) nel giro di poche settimane tende a crescere sotto la macula e a penetrarla modificandone la propria struttura. Questo si traduce in un'essudazione più o meno importante, responsabile del sollevamento del neuroepitelio a livello dell'area maculare. La cronicizzazione del processo essudativo conduce un riversamento da parte dei vasi che costituiscono la NVC poiché questi, almeno nelle fasi iniziali della loro formazione, sono molto immaturi e come tali permeabili. Per questo motivo si può notare l'accumulo di sostanze lipidiche, spesso evidenti ai limiti periferici del sollevamento sieroso neuroepiteliale. Spesso il quadro clinico è complicato da emorragie sottoretiniche causate dalla rottura dei fragili neovasi coroideali. Il processo della neovascolarizzazione se non viene bloccato porta alla formazione di tessuto fibroso e quindi a cicatrici disciformi.

Mentre le emorragie e il tessuto cicatriziale possono essere osservati direttamente, la neovascolarizzazione e i primi stadi della fibrosi possono essere visualizzati soltanto con la fluorangiografia.

La forma neovascolare è quella che progredisce più rapidamente e la maggior parte dei soggetti (dal 60 al 90%) arriva a sviluppare uno scotoma centrale assoluto rilevante. La visione periferica è preservata permettendo

all'individuo una certa mobilità e, quindi, una relativa dipendenza. (Lupelli L., 2004)

Nella degenerazione maculare senile i sintomi sono rappresentati da:

- annebbiamento della vista;
- distorsione delle immagini (metamorfopsie, linee dritte possono sembrare ondulate);
- percezione alterata dei colori (solitamente discromatopsia giallo-blu);
- possono mancare parti dell'immagine, rendendo difficoltosa la lettura (es. FZBDE viene visto come F BDE);
- visione ridotta in condizioni di basso contrasto o abbagliamento (per esempio durante la guida notturna);
- perdita completa della visione centrale.

Non esistono interventi che permettano di rendere reversibile il processo degenerativo. In alcuni casi selezionati il trattamento laser può essere utile nel rallentare la progressione della malattia; in altri possono essere utilizzati farmaci anti angiogenetici per diminuire il rischio di progressione della malattia (Rotary Club Ancona).

3.2 Cos'è uno scotoma?

Uno scotoma è un difetto lacunare nel campo visivo, fisiologico o patologico (dovuto a lesione della retina, delle vie ottiche o della zona visiva corticale) (Dizionario di Medicina Treccani, 2010). Quando è correlato a una riduzione della sensibilità retinica, lo scotoma è detto relativo, per cui il soggetto non ha più una percezione cromatica in alcune aree, ovvero non vengono percepiti più alcuni o tutti i colori, a eccezione del bianco. Mentre, quando lo scotoma è correlato a una scomparsa completa della sensibilità stessa in alcune aree della retina, con la presenza di zone scure nel campo visivo dove l'immagine non risulta più percepibile oppure se ne ha una percezione sbiadita, è detto assoluto. Uno scotoma può essere diagnosticato all'esame del campo visivo, dove viene rappresentato graficamente come un'area nera che può avere una localizzazione periferica o centrale. Viene detto "positivo" quando si presenta come una macchia, a luminosità intermittente

e di colore variabile, sovrapposta agli oggetti fissati (disturbi funzionali della retina); “negativo” quando non è percepito, del tutto o in parte, un oggetto fissato a causa di una macchia scura.

Esiste una regione della retina in cui non si trovano fotorecettori: il disco ottico. Questa regione rappresenta il punto in cui i prolungamenti (assoni) delle cellule gangliari escono dalla retina (nella porzione nasale), formando il nervo ottico, che poi raggiunge i centri visivi cerebrali. Questa regione di retina, appunto perché priva di coni, è cieca, e costituisce uno scotoma negativo assoluto di Mariotte. Noi però non notiamo, nel nostro campo visivo, uno scotoma (macchia cieca). Subentra quindi il fenomeno del *filling-in*: riempiamo tale regione del campo visivo con le informazioni circostanti, grazie ai micromovimenti compiuti costantemente dall’occhio.

Il filling-in o completamento percettivo è un fenomeno generale il nostro cervello cerca in modo automatico di completare l’esperienza sensoriale nonostante non riceva l’informazione dal mondo circostante, eventuali gap sono “filled-in”, cioè riempiti.

Spesso i soggetti non sono consci dei loro scotomi assoluti per un meccanismo compensatorio di riempimento a livello corticale. I soggetti, aventi nel loro campo visivo uno scotoma, possono non vedere gli oggetti proiettati sul loro scotoma e percepire la struttura dello sfondo continuando nell’area retinica dello scotoma, nel caso specifico questo fenomeno viene chiamato filling-in da deprivazione da input. Questo fenomeno è altamente soggettivo, ma se lo scotoma è più ampio di 5 gradi di angolo visivo il soggetto può percepire lo scotoma. Solitamente, quando lo scotoma è periferico, non viene notato da chi ne è colpito poiché non interferisce con l’acuità visiva, diversamente quando lo scotoma è localizzato centralmente. Tuttavia l’estensione del fenomeno del filling-in non dipende non solo dalla dimensione dello scotoma, ma anche da alcune proprietà fisiche dello stimolo attorno allo scotoma, in particolare la frequenza spaziale. Una linea singola anche se spesso non viene completata già per scotomi di intorno ai 5 gradi, mentre un grating sì, ma solo se la frequenza spaziale (la densità delle righe) è abbastanza alta. Non c’è una misura definitiva valida in ogni

contesto, ma a seconda dello stimolo, oltre una certa misura, non c'è più filling-in (Zur & Ulman, 2003).

3.3 PRL (Preferred Retinal Locus)

Uno scotoma centrale assoluto fa calare in modo brusco e proporzionale alla sua larghezza l'acuità visiva, come a seguito della degenerazione maculare. Il sistema visivo può attuare dei movimenti oculari in riferimento alla fovea ma questa non può svolgere vere e proprie performance visive. La lesione a livello maculare comporta una riorganizzazione globale del sistema visivo, dalla retina alla corteccia visiva. Come fu dimostrato da Safran (Ginevra), la corteccia cerebrale, conseguentemente a uno scotoma dovuto a una lesione retinica, è capace di adattamento. Nello specifico, le cellule della corteccia visiva corrispondenti all'area della lesione allargano i loro campi ricettivi alle aree adiacenti allo scotoma e attivano delle connessioni orizzontali con le aree vicine. I meccanismi motori saccadici e di fissazione, programmati per portare l'immagine esaminata in fovea, sono anch'essi interessati e modificati. Alcuni movimenti oculari anomali vengono acquisiti inconsapevolmente dal paziente e sostituiscono i precedenti movimenti saccadici e di fissazione. Le saccadi diventano più corte di ampiezza e le fissazioni sono temporaneamente più lunghe (Zingran & Gandolfo, 2002). Il sistema visivo cerca di adattarsi alla nuova condizione tendendo a localizzare la fissazione lungo il margine dello scotoma, molte volte il più vicino possibile alla zona centrale. La massima capacità di risoluzione dell'immagine viene acquisita da un'altra area retinica eccentrica. I pazienti, dunque, possono apprendere inconsciamente un meccanismo tale per cui viene utilizzata, al posto della fovea, una zona di retina extrafoveale per la fissazione chiamata localizzazione retinica preferenziale (PRL, Preferred Retinal Locus). Quest'area retinica è ancora sana e si trova vicino all'area atrofica diventando appunto un'area di fissazione preferenziale.

La comparsa del PRL non è immediata, all'inizio della malattia retinica, quando la visione centrale diventa molto alterata, lo sguardo esegue

scansioni vaste e irregolari, senza poter adoperare un punto preciso di retina. Maggiore è il diametro dello scotoma, più è rallentato il processo di lettura, la stabilità di fissazione decresce e viene compromessa l'acuità visiva. Per un periodo, che può essere anche molto lungo, la fissazione può rimanere instabile, può non stabilizzarsi mai o stabilizzarsi velocemente in uno o più PRL. È importante rendere cosciente il paziente della posizione del PRL e del tipo di movimento necessario per raggiungerla. Mentre alcuni individui sviluppano una visione eccentrica spontanea ottimale, altri invece utilizzano una zona di fissazione eccentrica che non consiste nella soluzione migliore e per questo motivo hanno bisogno di un training (specialmente per la lettura).

La posizione del PRL è di estrema importanza, poiché l'acuità visiva decresce con l'eccentricità a causa dell'alta convergenza dei bastoncelli sulle cellule gangliari nella periferia retinica. A 5° di eccentricità, ai limiti della macula, l'acuità visiva è già scesa a 3/10, a 10° è di circa 2/10 e a 20° di 1/10. Sembra che l'acuità periferica sia molto sensibile ai tempi di presentazione del test: un tempo molto corto di presentazione abbassa la sensibilità (Zingirian & Gandolfo, 2002). Inoltre l'acuità dipende anche da fattori non retinici, come il fattore di magnificazione corticale per cui si ha che una maggiore area corticale rappresenta la fovea rispetto la periferia retinica. A causa di questo fattore le lettere presentate in periferia devono essere ingrandite così da compensare la minor area corticale che le rappresenta.

Questo cambia per le basse luminanze. Il sistema recettoriale dei coni è praticamente escluso, infatti i bastoncelli hanno una sensibilità luminosa molto elevata in condizione scotopica ed essi permettono un visus non superiore ad 1/10. Alle basse luminanze il sistema di adattamento è però precario perché può essere immediatamente alterato da un abbagliamento. Da queste considerazioni si può capire perché alcuni pazienti ipovedenti, con ampi scotomi centrali, preferiscano vivere con bassi livelli di illuminazione (per sfruttare al meglio la visione scotopica) e abbiano grossi

problemi alla luce del giorno (per il fenomeno dell'abbagliamento) (Zingirian & Gandolfo, 2002).

In conclusione, al fine di avere una performance visiva migliore il soggetto con scotoma centrale assoluto dovrebbe avere un PRL:

- ai margini dello scotoma e più vicino possibile alla fovea per evitare di utilizzare valori di ingrandimento elevati e minimizzare l'angolo di eccentricità;
- abbastanza largo in modo che una porzione ampia dell'immagine (eventualmente ingrandita) sia vista nello stesso istante.

Esiste una localizzazione preferenziale comune a molti soggetti. Il PRL si localizza generalmente nell'emiretina superiore, favorendo dunque l'utilizzo del campo visivo inferiore. Sembra che il campo visivo sinistro sia quello preferito e che il PRL si localizzi abitualmente nel quadrante nasale superiore dell'occhio sinistro e in quello temporale superiore del destro (Guez e coll. 1998).

Con scotomi di dimensione elevata (maggiore di 10°) è possibile che il soggetto non sviluppi un unico PRL ma diverse, a seconda del compito visivo da svolgere. Se lo scotoma ha un'estensione non omogenea, nella visione per lontano (dove le immagini retiniche sono di dimensioni ridotte) può essere utilizzata una zona integra di retina più vicina alla fovea per avere massima percezione del dettaglio, mentre per la lettura a distanza ravvicinata, avendo bisogno di una zona di retina più ampia affinché non vengano oscurate le parole, può essere usata una zona più lontana dalla fovea con una risoluzione minore però che permette di ottenere un campo più ampio (Lupelli, 2004).

3.4 Metodi per la valutazione della localizzazione retinica preferenziale

La presenza di scotomi assoluti o relativi nei 30° centrali costituisce la principale causa di ipovisione e di disabilità visiva nell'uomo. È sufficiente che uno scotoma sia largo 5° per essere invalidante nella lettura. Molte altre funzioni visive vengono compromesse come il riconoscimento dei volti, la percezione dei particolari, la percezione dello spazio, la sensibilità al

contrasto, la visione stereoscopica e la stabilità della fissazione. Per queste ragioni la pratica dello studio del campo visivo nel paziente con ipovisione centrale è di fondamentale importanza (Zingirian & Gandolfo, 2002).

La griglia di Amsler permette una prima valutazione, a grandi linee, del danno centrale (valuta i 10° del campo visivo attorno alla fissazione). Mentre l'esame perimetrico, più specifico, ha lo scopo di individuare la correlazione tra le lesioni del fondo e la compromissione funzionale retinica. Questo metodo tuttavia possiede molti limiti pratici, perché può risultare poco sensibile nell'individuare piccoli scotomi paracentrali dell'ampiezza di pochi gradi e non permette una mappa accurata delle soglie in alcuni pazienti con grave instabilità di fissazione. In questi casi, la microperimetria con "Scanning Laser Ophthalmoscope" (SLO, oftalmometria a scansione laser) è una delle metodiche più attendibili, anche se ovviamente risulta più costosa. Infatti, lo studio del locus di fissazione, foveale o extrafoveale, è indispensabile nella clinica della maculopatie a scopo diagnostico, di valutazione dell'efficacia delle malattie e dell'iter riabilitativo. Le tecniche ideali per valutare la localizzazione del PRL sono quelle che consentono un'analisi diretta della mira proiettata sulla retina. Una di queste è appunto la SLO, che tramite un laser a infrarosso permette di registrare in modo continuo su video un'area retinica (di solito 16°x11° o 32°x22°) e la posizione dello stimolo (Lupelli, 2004). Questa tecnica ha permesso per la prima volta di quantificare con precisione, sede e stabilità della fissazione e sensibilità della regione maculare, in rapporto diretto e topograficamente esatto con le lesioni anatomiche visibili in oftalmoscopia (Zingirian & Gandolfo, 2002). Tuttavia, questa tipo di tecnica presenta dei limiti: elevato costo della strumentazione, i test non possono essere standardizzati e non è possibile eseguire dei test di follow-up con la certezza di studiare gli stessi punti retinici analizzati nelle indagini precedenti.

Un'alternativa alla SLO è il microperimetro denominato MP1 (Nidek Technologies, Italy). Questo strumento si avvale di un sistema di presentazione e generazione degli stimoli (sfondo, mira di fissazione e mire di stimolazione) su schermo LCD e di un sistema di tracking dell'immagine

retinica. Questo sistema permette una sovrapposizione precisa dello stimolo nell'area o punto che si è deciso di studiare. Il microperimetro permette di valutare la localizzazione del PRL, la sua lontananza rispetto al margine dello scotoma e dalla posizione della fovea. Lo strumento permette di eseguire l'indagine su un'immagine ottenuta a infrarosso (come la SLO) e su una immagine a colori, consentendo una maggiore precisione della quantificazione delle sensibilità di particolari e specifiche aree della retina. Ogni test può essere ripetuto con la certezza che i punti analizzati siano gli stessi dell'indagine precedente. Può essere utilizzato anche solamente per lo studio della fissazione. Questo strumento è stato utilizzato da parte di esaminatori interessati a strategie riabilitative nei soggetti ipovedenti.

Il microperimetro Nidek MP-1 permette di stabilire se il PRL è:

- stabile, quando la maggioranza dei punti è situata dentro un'area di 2° di diametro;
- relativamente instabile, quando i punti sono in maggioranza dentro un'area di 4° di diametro;
- instabile, se la maggioranza dei punti sta fuori ad un'area di 4° di diametro.

Uno stimolo è proiettato sulla retina del paziente in un punto selezionato dall'operatore ed il software identifica automaticamente l'area dello scotoma secondo percorsi radiali. Il Microperimetro MP-1 riconosce e delimita automaticamente e con precisione le aree scotomatose relative o assolute. Il numero delle mire proiettate, la loro posizione ed intensità, la strategia perimetrica nonché lo stimolo di fissazione sono completamente programmabili da parte dell'utilizzatore.

Il software registra la percentuale dei punti di fissazione caduti in un range di 2-4° di diametro, attorno al centro del target di fissazione. I movimenti retinici sono analizzati dinamicamente nel corso dell'esame mentre il paziente guarda una mira di fissazione. Il sistema di "autotracking" ad alta frequenza calcola gli spostamenti rispetto all'immagine di riferimento e realizza la mappa di fissazione del paziente nel corso dell'esame. La durata del test è di soli 5 minuti, aumentano la compliance del paziente.

3.5 Un altro utilizzo della microperimetria: il biofeedback

Il biofeedback (che letteralmente significa “retroazione biologica”) è una tecnica di autoregolazione che scaturisce dalla informazione del soggetto circa le sue funzioni biologiche (Zingirian & Gandolfo, 2002), e può costituire una valida soluzione riabilitativa. Il paziente, con opportuno training, mediante questa tecnica impara a modificare volontariamente la funzione in esame, assumendo così un ruolo attivo, si addestra a regolare volontariamente la funzione somatica all’origine del problema.

Il Biofeedback sonoro viene effettuato con lo strumento per microperimetria MP1. Tale apparecchio permette, tramite la visualizzazione diretta del fondo dell’occhio del paziente in trattamento, di proiettare nella zona foveale o maculare di maggiore sensibilità (precedentemente identificata tramite esame microcampimetrico) lo stimolo di fissazione, le cui dimensioni possono essere variate in base al visus del paziente e alla presenza di eventuali scotomi (Limoli, et al., 2010). L’operatore può anche scegliere il target di fissazione nell’area migliore (PRL), quella più sensibile o meno decentrata rispetto a quella fisiologica danneggiata. Così facendo il trattamento è personalizzato per ogni paziente. Il training è accompagnato da un segnale sonoro che rimane continuo solo quando il paziente mantiene la fissazione costante nel punto prescelto. In questo modo si riducono notevolmente i movimenti di ricerca e la fissazione diventa di volta in volta più stabile. Lo scopo del training quindi è quello di far utilizzare in modo stabile l’area retinica più adatta.

La valutazione dell’efficacia dell’intervento riabilitativo può essere riferita al miglioramento di parametri come l’acuità visiva ad alto e basso contrasto, l’acuità visiva di lettura e la velocità di lettura (Lupelli, 2004). La riabilitazione è molto efficace se effettuata in pazienti ipovedenti in età adulta, poiché può avvenire il confronto con le immagini immagazzinate nella memoria visiva.

3.6 I prismi nella localizzazione retinica preferenziale

Nel caso in cui il soggetto con scotoma centrale, che dopo un periodo di training, abbia difficoltà a localizzare la sede retinica eccentrica sana utilizzabile come PRL, può essere utile l'impiego di prismi. I prismi fanno parte di quei ausili ottici non ingrandenti.

In special modo nei pazienti con la degenerazione maculare legata all'età, i prismi non solo hanno il bene nel facilitare il paziente nel trovare localizzazione retinica preferenziale, ma anche nello stabilizzare l'immagine retina e ad incrementare l'acuità visiva. In altre parole, si può prescrivere una correzione prismatica nel tentativo di spostare passivamente la fissazione del paziente. Il metodo risulta efficace solamente se il soggetto non esegue un movimento di rifissazione naturale e involontario per far tornare l'immagine sulla fovea.

Una lente di +6.00 D (diottrie sferiche), è addizionata nell'occhio con la migliore acuità visiva a cui è stata già anteposta la correzione per lontano, e successivamente sempre nello stesso occhio si antepone un prisma di 4 Δ (diottrie prismatiche). Il prisma viene orientato dall'esaminatore prima con la base alta e successivamente ruotato nelle varie direzioni, fino a quando il paziente riferisce ad ottenere una visione nitida. Se il paziente non riscontra alcun miglioramento della visione, si possono provare altri prismi con potere più elevato, fino ad un massimo di 10 Δ . Individuata la direzione della base viene variato il potere prismatico fino a che viene ottenuta l'acuità visiva più elevata. Ora si ottimizza la componente sferica della correzione per la distanza di visione predeterminata. La stessa procedura viene poi ripetuta nell'occhio controlaterale, prestando sempre attenzione che il paziente non ci riferisca di vedere doppio. Nel caso in cui l'esaminato lamenta la diplopia, è opportuno prescrivere il prisma nell'occhio con la migliore acuità visiva (Lupelli, 2004).

3.7 Ausili ottici ed elettronici per soggetti maculopatici

Se il paziente è affetto da una patologia oculare non troppo evoluta, dove la retina periferica risulta ancora funzionale, basta in genere un

ingrandimento ottenuto con qualsiasi tipo di ausilio per permettere una visione utile alla lettura. Il paziente potrà usare degli occhiali ingrandenti, una lente di ingrandimento a mano o con stativo, degli ausili visivi o telescopici (Zingirian & Gandolfo, 2002).

Per vedere da lontano, per esempio il numero dell'autobus o il nome di una strada, i telescopi monoculari a mano sono l'ausilio preferito, mentre è meno faticoso servirsi di occhiali con i telescopi inseriti per guardare la televisione e quando si va al cinema o a teatro.

Capitolo 4

Perceptual learning in pazienti con perdita della visione centrale

4.1 Plasticità neurale e apprendimento percettivo

La plasticità neuronale è la capacità del sistema visivo di modificare le proprie risposte in modo da adattarsi ai cambiamenti degli input visivi (Vecchies, Testa, & Casco, 2011). Un percorso riabilitativo produce, nella corteccia visiva adulta, plasticità neuronale attività-dipendente ed evidenti modificazioni fisiologiche a essa associate. Gli individui, attraverso lo svolgimento di compiti visivi mirati, vanno soggetti a un miglioramento a lungo termine delle capacità allenate. L'apprendimento percettivo (perceptual learning) è associabile a livello neurobiologico al potenziamento a lungo termine ("Long Term Potentiation"), cioè un fenomeno di rafforzamento della risposta sinaptica che a sua volta può dar luogo a modificazioni strutturabili associabili ai fenomeni di memoria.

In visione l'apprendimento percettivo, è la tecnica riabilitativa (non invasiva e poco costosa) in grado di modulare sia le proprietà di risposta dei singoli neuroni che la capacità dei neuroni visivi di connettersi in reti neuronali, nello specifico ripristina le interazioni laterali facilitatorie e riduce quelle inibitorie nella corteccia visiva primaria.

Il miglioramento seguito al training è locale e mirato nella zona retinica allenata, specifico per lo stimolo appreso e monoculare (non si osserva un trasferimento dell'apprendimento nell'altro occhio).

L'apprendimento percettivo può migliorare la risposta non solo ai singoli elementi dell'immagine ma anche alle loro interazioni spaziali, riflettendo in questo secondo caso un fenomeno di plasticità specifico per le interazioni tra i neuroni della rete alla base del compito allenato. Infatti, secondo la teoria della plasticità neurale, si può stimolare il rafforzamento della comunicazione a livello della sinapsi, migliorando le prestazioni neurovisive.

L'aumentata connessione tra neuroni deafferentati non permette un'attivazione dei neuroni deafferentati, sensibili ai dettagli, quando gli stimoli visivi sono presentati in aree retiniche con minore risoluzione. Questo tipo di plasticità è osservabile in età adulta.

La riabilitazione neurovisiva si basa sul principio per cui processi visivi molto complessi hanno alla base meccanismi più semplici. Per lo svolgimento di funzioni visive semplici e complesse le frequenze spaziali e gli orientamenti dell'immagine devono essere analizzati indipendentemente e localmente, separatamente per ogni regione retinica e per ciascun occhio. Ciò è reso possibile dalla disposizione ordinata dei neuroni entro blocchetti della corteccia visiva primaria (V1) organizzata in colonne e ipercolonne.

Il miglioramento delle connessioni neurali nella corteccia visiva primaria, connessi in una rete neuronale tramite interazioni orizzontali, avviene attraverso la ripetizione di un compito di detenzione di uno stimolo che attiva una rete neuronale semplice. La configurazione ottimale degli stimoli utilizzati è di tipo Gabor² (variazione sinusoidale di luminanza convoluta in una Gaussiana) isomorfa alla forma del campo recettivo nella corteccia visiva dei neuroni con risposta lineare, il cui orientamento, frequenza spaziale, fase e contrasto, se appropriati, attivano in modo ottimale i neuroni stessi.

La modulazione della risposta della rete si ottiene tramite una procedura chiamata mascheramento laterale, che consiste nel chiedere ai soggetti di rilevare la presenza di un target Gabor di fissazione presentato affiancato sopra e sotto da due patch Gabor collineari iso-orientate. È stato dimostrato da Polat e Sagi (1993) che per stimoli foveali, flankers collocati a una distanza di 3-4 volte la lunghezza d'onda del target Gabor migliorano il rilevamento del target stesso, producendo una facilitazione (la soglia di

² Gli stimoli sono patch Gabor costituiti da un vettore cosinusoidale avvolto da una gaussiana stazionaria. Ogni Gabor è caratterizzata da: una lunghezza d'onda sinusoidale (λ), una fase (φ), la deviazione standard della luminanza della fascia gaussiana (σ) nello spazio (x, y) dell'immagine: $G(x, y) = \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x + \varphi\right) e^{\left(\frac{-x^2+y^2}{\sigma^2}\right)}$

detenzione del contrasto si riduce). Mentre, per brevi distanze tra target e flankers ($1-2\lambda$) la soglia di detenzione del contrasto aumentava rispetto la condizione in cui il target è presentato da solo, questo fenomeno viene chiamato soppressione.

Nel caso della maculopatia, la procedura di apprendimento percettivo non può essere applicata in maniera generica e indifferenziata, ma la frequenza spaziale dello stimolo, l'eccentricità e le relazioni spaziali tra gli elementi della configurazione stimolo (le distanze tra target e Gabor fiancheggiati) devono essere personalizzate a ogni singolo paziente in base alla valutazione oftalmologica e optometrica del disturbo presente, alla valutazione psicofisiologica e psicofisica della risposta neurale e funzionale (Vecchies, Testa, & Casco, 2011).

Quando i soggetti vengono sottoposti ripetutamente a queste stimolazioni precise e specifiche, se il training risulta efficace, si migliorano le connessioni delle reti neurali e, di conseguenza, si noterà un miglioramento della sensibilità al contrasto per le Gabor affiancate rispetto a quelle isolate. La riduzione della soglia di contrasto aumenta la sensibilità al contrasto. Inoltre, il miglioramento della risposta alle varie orientazioni aumenterà l'acuità visiva per le lettere Sloan. Infine, la riduzione dei fenomeni soppressori nella rete potrà associarsi ad una riduzione dell'affollamento visivo.

4.2 Studio sperimentale

È stato preso in considerazione uno studio intitolato "Perceptual learning leads to long lasting visual improvement in patients with central vision loss" di Maniglia-Casco et al. (2016) con l'obiettivo di verificare se i benefici dati dal training sono stati mantenuti nel tempo, effettuando delle sessioni di follow-up. Nello studio di Maniglia-Casco et al., sono stati presi in considerazione sette pazienti affetti da degenerazione maculare con scotoma centrale e sottoposti a un training riabilitativo con mascheramento laterale con lo scopo di migliorare la visione nel PRL di pazienti affetti da degenerazione maculare, migliorando così le loro funzioni visive.

L'approccio più efficiente consiste in un compito di riconoscimento di patch Gabor a basso contrasto affiancati sopra e sotto da patch Gabor ad alto contrasto. Questa procedura ha dimostrato di sondare la plasticità neuronale e di trasferire l'effetto del training ad abilità visive complesse non precedentemente allentate, sia in fovea che nella vicina periferia del campo visivo.

I pazienti sono stati addestrati su due distinti compiti di detenzione del contrasto: un compito sì/no senza feedback (3 pazienti MD e 3 controlli) e un compito a scelta forzata tra due alternative temporali (temporal-2AFC: 4 pazienti MD e 3 controlli). 3 pazienti che hanno eseguito il training con il compito temporale 2AFC hanno eseguito dalle sessioni di follow-up dopo il training.

Partendo dai dati dell'esperimento numero 2, in cui è stato utilizzato un compito a scelta forzata, in cui il paziente doveva riferire in quale di due schermate successive (intervalli temporali) c'era lo stimolo target (temporal-2AFC), nel presente studio si vuole indagare la correlazione tra le curve di apprendimento, che sono state fittate da una retta di regressione, e i dati di trasferimento ad abilità visive non allenate. Il coefficiente angolare della retta delle curve di apprendimento (che tipicamente indica la velocità di un cambiamento, più è alto più il cambiamento accade velocemente) in questo caso indica la quantità dell'apprendimento.

Si vuole indagare se i pazienti che hanno mostrato un apprendimento maggiore, abbiano conservato il miglioramento, raggiunto grazie al training, in compiti di trasferimento dove sono state testate abilità visive non allenate, come l'acuità visiva, l'affollamento e la funzione di sensibilità al contrasto.

Dapprima vengono confrontati i risultati di trasferimento delle sessioni pre e post training relazionati ai coefficienti angolari delle regressioni lineari. Poi gli stessi coefficienti angolari vengono relazionati ai risultati di trasferimento delle sessioni del primo follow-up (2014) e del secondo (2016).

4.3 Soggetti

Hanno partecipato quattro pazienti MD (MD4-MD7) e tre controlli (C4-C6). Tre pazienti MD sono stati allenati con il compito temporale 2AFC e sono stati eseguiti anche test di follow-up al fine di valutare se l'effetto del training si fosse mantenuto. Paziente MD4 ha eseguito il follow-up dopo quattro mesi, il paziente MD7 dopo cinque mesi, i pazienti MD5 e MD6 dopo sei mesi. Inoltre, il paziente MD5, che è stato addestrato con la configurazione collineare orizzontale, dopo il training ha eseguito un compito di detenzione del contrasto con uno stimolo con configurazione orizzontale affiancato da patch Gabor orientate verticalmente (cioè, configurazione ortogonale).

Tabella 1: Dettagli dei pazienti MD e dei controlli allenati con in compito temporale 2AFC. I dati includono: sesso, età, misura dello scotoma ($^{\circ}$), posizione PRL, occhio testato, acuità visiva (logMAR).

Pazienti	Sesso	Età	Misura scotoma (diametro $^{\circ}$)	Posizione PRL	Occhio testato	Acuità visiva (logMAR)
MD4	Maschio	50	4	Sinistra su 2.0 $^{\circ}$ -1.0 $^{\circ}$	OS	07
MD5	Femmina	49	3	Destra su 1.5 $^{\circ}$ -1.0 $^{\circ}$	OD	0.15
MD6	Maschio	58	8	Sinistra su 4.0 $^{\circ}$ -2.7 $^{\circ}$	OS	0.7
MD7	Maschio	62	6	Sinistra 4.5 $^{\circ}$	OD	07
C4	Femmina	54			Non dominante	0
C5	Maschio	54			Non dominante	0
C6	Maschio	64			Non dominante	0

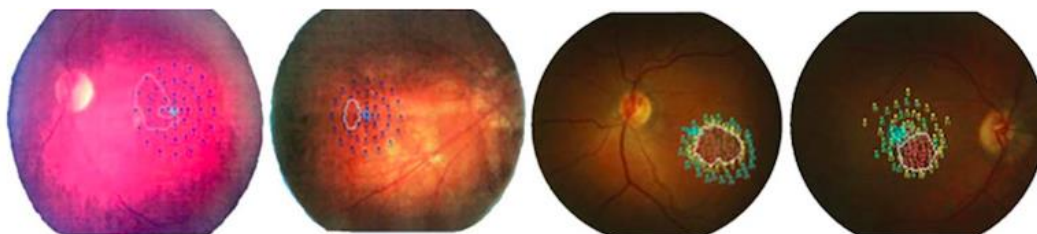


Figura 1 Microperimetrie effettuate con Nidek MP-1 PRE TRAINING dei pazienti MD: MD4 (OS), MD5 (OD), MD6 (OS), MD7 (OD). I punti blu rappresentano la dispersione del pattern di fissazione monoculare, che indica la posizione del PRL, cioè la porzione di retina che viene utilizzata dai pazienti MD durante i compiti di fissazione.

4.4 Test pre e post training

Per valutare se il training fosse trasferito a condizioni di visione simili a quelle della vita quotidiana, gli stimoli sono stati presentati centralmente (eccetto per l'affollamento) e agli osservatori è stato chiesto di utilizzare la fissazione ottimale.

È stato usato il Software FrACT (Freiburg Visual Acuity and Contrast Test), versione 3.7.1b (2012), per misurare l'*acuità visiva*. Gli osservatori hanno visto gli stimoli (Landolt-C) monocolarmente per un massimo di 30 secondi a 57 centimetri sullo stesso schermo in cui è stato fatto il training (monitor 19 pollici CTXCRT Triniton con frequenza di aggiornamento di 75Hz e risoluzione spaziale di 1024x768 pixel; ogni pixel sottende 1,9 arcmin; la luminanza media del display è di 46,7 cd/m²). Lo stimolo Landolt-C aveva quattro possibili orientamenti. Gli osservatori dovevano discriminare l'orientamento del gap (4AFC). Lo stimolo e le dimensioni gap variavano a seconda dell'esattezza della risposta. La distanza di visione era di 200 cm. La procedura di base è iniziata con un grande ottotipo e al soggetto è stato chiesto di riferire l'orientamento del gap della Landolt C. A seconda della correttezza della risposta, l'ottotipo successivo poteva essere più facile o più difficile da discriminare, al fine di determinare il limite di risoluzione spaziale o soglia. Poiché vi è una graduale perdita di probabilità di rispondere correttamente con dimensioni decrescenti, la soglia deve essere espressa come probabilità. Un dettaglio procedurale supplementare è il principio "scelta forzata". Ciò significa che al soggetto è stato chiesto di rispondere anche se non fosse riuscito a determinare l'orientamento del gap. Questo è un modo per ridurre l'influenza del "criterio di risposta".

Per controllare la sequenza di ottotipo presentato e arrivare a una stima di soglia, il Software FrACT impiega la procedura di best PEST (best Parameter Estimation by Sequential Testing). Ciò significa che il programma determina la posizione più probabile della soglia, date le dimensioni dell'ottotipo e le risposte date, quindi presenta l'ottotipo esattamente alla stima corrente di soglia, massimizzando così il guadagno informazioni.

È stato misurato il *crowding*³ (*affollamento visivo*). Due diverse lettere affiancavano orizzontalmente un target centrale. Le triplette di lettere di Sloan sono state presentate nel PRL dei pazienti MD. A questi è stato chiesto di identificare e riportare ad alta voce la lettera centrale della tripletta. La dimensione del target e dei flankers è stata impostata del 30% superiore alla soglia di acuità visiva tachistoscopica transiente (in cui lo stimolo è stato presentato solamente per 100 millisecondi), precedentemente misurata attraverso il Software E-Prime. La spaziatura tra il target e i flankers è variata attraverso una procedura adattiva one-up three-down staircase, dove la spaziatura veniva aumentata in seguito a errori e diminuita in seguito a identificazioni corrette della lettera target. È stata misurata la distanza critica tra le lettere per cui gli osservatori potevano discriminare la lettera target centrale con il 79% di precisione. La distanza iniziale è stata fissata a 1,98 logMAR e lo step è rimasto costante a 0,28 logMAR. Gli stimoli erano presentati per 133ms. La sessione terminava dopo 100 prove o 18 inversioni. La soglia è stata stimata dalla media dei valori di spaziatura, espressi in gradi, corrispondenti alle ultime 8 inversioni.

È stata misurata la *funzione di sensibilità al contrasto* misurata usando il software FrACT. La CSF è stata misurata solo ai pazienti MD. Gli stimoli erano patch Gabor di 5° con quattro orientamenti (orizzontale, verticale, diagonale a 45° e 135°). Gli osservatori hanno eseguito monocolarmente un compito di discriminazione dell'orientamento (4AFC). Lo stimolo scompariva subito dopo la risposta dell'osservatore. Gli stimoli sono stati presentati per un massimo di 30 secondi. Il contrasto dello stimolo è stato variato secondo la procedura adattiva best PEST (Pentland, 1980).

La distanza di osservazione era di 200 cm ed è stato fornito un feedback acustico per i trial errati. Le frequenze spaziali testate erano 1, 3, 5, 7, 9 e

³ L'affollamento visivo, è quel fenomeno, presente soprattutto nella periferia del campo visivo, ma anche in posizione centrale in pazienti con diverse tipologie di deficit visivi, che determina un peggioramento della prestazione di identificazione di elementi target quando presentati insieme ad altri elementi detti distrattori (flankers). L'effetto è tanto più forte quanto più i distrattori sono vicini al target da identificare.

11 cpd (cicli per grado), corrispondenti a 1.48, 1.0, 0.77, 0.63, 0.52, 0.44 logMAR. Prima e dopo l'allenamento percettivo sono state misurate le soglie di detenzione del contrasto per un target verticale affiancato da flankers orientati ortogonalmente (*configurazione ortogonale*). Utilizzando la configurazione ortogonale, è stato valutato se PL era specifico per la configurazione collineare addestrata, dal momento che le interazioni laterali sono specifiche per target collineari fiancheggiati (Polat & Sagi, 1994).

4.5 Metodo utilizzato nel training neurovisivo

Quattro diversi pazienti MD e tre controlli hanno eseguito un compito di detenzione del contrasto con configurazioni collineari utilizzando un compito di scelta forzata tra due alternative temporali (temporal-2AFC)⁴ con feedback sonoro per i trial non corretti. La procedura temporal-2AFC è considerata efficace nel ridurre il bias (inversione) di risposta e lo spostamento criterio, rispetto a un compito Sì / No (Green & Swets, 1974). Inoltre, il PL con il compito temporale 2AFC, combinato con un feedback uditivo, può rafforzare l'apprendimento massimizzando la decisione attraverso un meccanismo di ricompensa interna, e, a sua volta, promuovere la generalizzazione dell'apprendimento a compiti visivi non addestrati.

Klein nel 2001 ha dimostrato che questo metodo richiede agli osservatori di memorizzare gli stimoli presentati nei due intervalli temporali e quindi confrontare i risultati di due risposte soggettive. In secondo luogo, quando si utilizzano stimoli parafoveali, le prestazioni possono essere limitate dalla capacità degli osservatori di mantenere la fissazione tra il primo e il secondo intervallo (Lev & Polat, 2011), un problema che diventa insidioso con i pazienti MD che hanno una fissazione periferica e spesso instabile (Rosengarth, et al., 2013). Tuttavia, studi recenti sulla facilitazione

⁴ Nella procedura con la scelta forzata tra due alternative temporali, il soggetto deve dire se, tra ogni sequenza di due presentazioni successive, segnalate con la comparsa preliminare della croce di fissazione e tramite due segnali acustici, la gabor era presente nella prima o nella seconda presentazione; la determinazione della soglia si basa su metodo adattivo.

collineare periferica (Maniglia, Pavan, & Trotter, 2015) hanno mostrato che negli osservatori normo-vedenti un compito temporal-2AFC porta a consistenti e stabili effetti.

4.6 Stimoli dell'apprendimento percettivo

I soggetti presi in esame hanno eseguito il training in una stanza buia con un monitor 19 pollici CTXCRT Triniton (frequenza di aggiornamento di 75Hz e risoluzione spaziale di 1024x768 pixel; ogni pixel sottende 1,9 arcmin; la luminanza media del display è di 46,7 cd/m²). Gli stimoli sono stati generati con Matlab Psychtoolbox.

Le patch Gabor avevano una frequenza spaziale di:

- 2 e 3 cpd per i controlli (corrispondenti a 1,18 e 1,0 logMAR)
- di 1 e 3 cpd (cioè 1.48 e 1.0 logMAR) per il paziente MD4
- di 4, 5 e 6 cpd (cioè 0.88, 0.78 e 0.7 logMAR) per MD5
- di 3 cpd (cioè 1.0 logMAR) per MD6
- di 2 cpd (cioè 1.18 logMAR) per MD7.

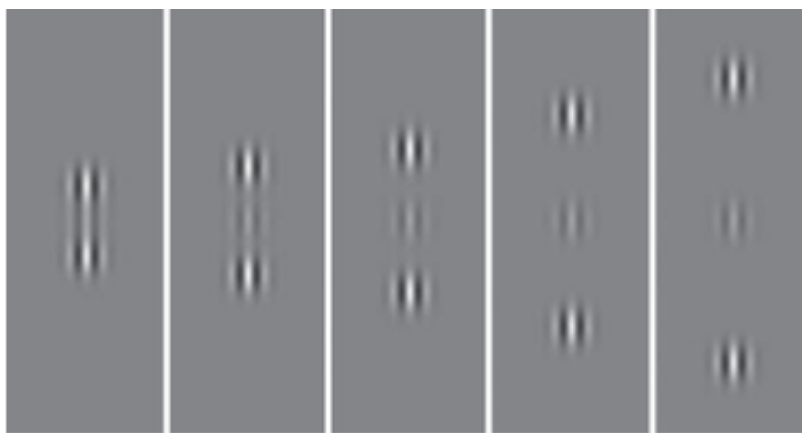


Figura II Configurazione degli stimoli usati nelle sessioni di allenamento. È mostrata solamente la frequenza spaziale a 3 cpd. Il patch Gabor centrale è fiancheggiato da due patch Gabor ad alto contrasto con lo stesso orientamento e frequenza spaziale. Partendo da sinistra sono mostrate le cinque distanza target-flankers allenate: 2λ, 3λ, 4λ, 6λ e 8λ.

Due flankers collineari ad alto contrasto (contrasto Michelson 0.6) sono stati posti a varie distanze sopra e sotto il target (cioè, 2λ, 3λ, 4λ, 6λ e 8λ). I test sono stati condotti monocolarmente, nell'occhio sinistro per i pazienti MD4 e MD6, nell'occhio destro per i pazienti MD5 e MD7. Il paziente MD5 è stato addestrato con entrambe le configurazioni collineari verticali e orizzontali

dato che nessuna configurazione di flanker è caduta nella zona scotomatososa. I pazienti MD sono stati addestrati solo nella loro PRL.

4.7 Procedura

La soglia di contrasto del target è stata variata secondo il metodo staircase one-up three-down. I partecipanti hanno eseguito un compito con scelta forzata tra due alternative temporali. Il target è stato presentato in uno dei due intervalli temporali mentre i flankers erano sempre presenti in entrambi gli intervalli temporali. Gli osservatori hanno dovuto riferire l'intervallo temporale in cui il target è stato presentato. Un feedback acustico è stato fornito per i trial non corretti. Ogni blocco terminava dopo 120 prove o 16 inversioni. Le soglie di contrasto sono state stimate dalla media dei valori di contrasto corrispondenti alle ultime 8 inversioni. Al fine di controllare i movimenti oculari di fissazione, gli osservatori di controllo sono stati incaricati di fissare il punto di fissazione centrale, mentre gli stimoli sono stati presentati in modo casuale sulla destra o sulla sinistra dell'emi-campo visivo in ogni intervallo temporale.

Durante la formazione, la distanza target-flankers è stata variata all'interno di una sessione giornaliera, iniziando sempre con la distanza più grande, mentre l'orientamento globale della configurazione dello stimolo (orizzontale e verticale) è stata ripetuta due volte in quattro sessioni giornaliere. La durata di stimolo è stata di 250 ms (millisecondi) per MD4, MD6 e MD7, mentre per MD5 e per i controlli di 133 ms. La durata dello stimolo è stata più lunga per tre dei quattro pazienti MD perché non erano in grado di rilevare i target presentati per 133 ms. I partecipanti hanno eseguito tra i 19 e 27 sessioni in 6-8 settimane, con frequenze spaziali regolate in base alle prestazioni, a partire da quella più bassa.

4.8 Facilitazione collineare

La quantità di facilitazioni collineari è stata stimata calcolando l'elevazione di soglia (TE dall'inglese threshold elevation) come:

$$TE = \log^{10} \left(\frac{CT \text{ collineare}}{CT \text{ ortogonale}} \right)$$

Dove “CT collineare” è la soglia di contrasto stimata nella condizione collineare, mentre “CT ortogonale” è la soglia di contrasto stimata nella condizione ortogonale. TE è stata calcolata separatamente per ogni distanza target-flankers (vale a dire, 2λ, 3λ, 4λ e 8λ).

Un numero minore di 0 della TE indica che la i flankers iso-orientati (cioè nello stesso orientamento dello stimolo target) producono una facilitazione nel rilevare lo stimolo target a basso contrasto rispetto a dei flankers orientati ortogonalmente. Un numero superiore a zero indica che i flankers iso-orientati producono una inibizione, cioè si rileva il target con più difficoltà rispetto alla configurazione ortogonale.

4.9 Risultati sull'elevazione di soglia

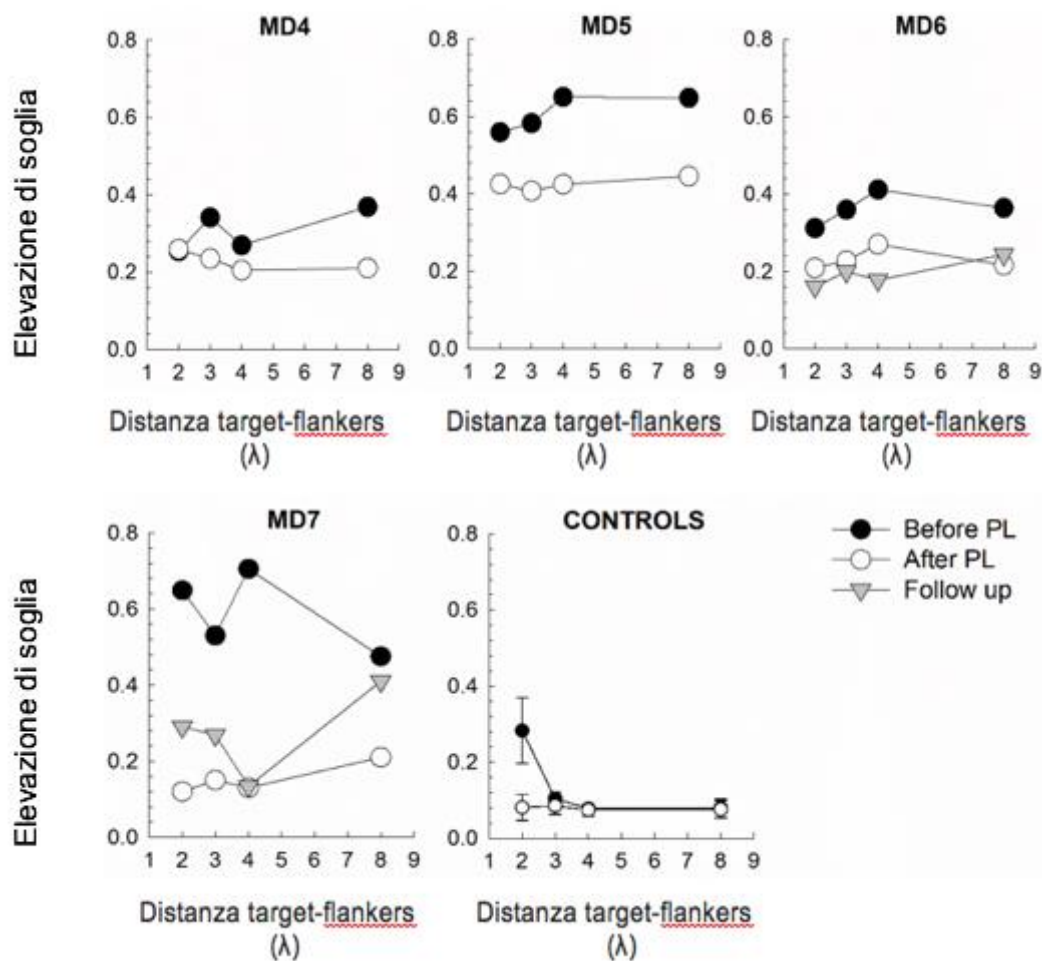


Figura III I valori dell'elevazione di soglia (TE), cioè le curve di interazione laterale, sono in funzione della distanza target-bersaglio per 4 pazienti e i controlli. La TE è una media tra le due configurazioni (orizzontale e verticale) e le frequenze spaziali addestrate.

È stata effettuata un'analisi statistica al fine di valutare gli effetti del PL sui valori di TE. Tale analisi è stata eseguita nonostante i pazienti e i controlli MD siano stati allenati su una diversa gamma di frequenze spaziali.

È stata eseguita una ANOVA⁵ mista a due vie avente come fattori tra i soggetti il gruppo (pazienti vs controlli MD) e come fattori entro i soggetti il training (pre vs post-allenamento) e la distanza target-flankers (vale a dire, 2λ , 3λ , 4λ , 8λ). Questa analisi ha mostrato un effetto significativo del gruppo

⁵ L'analisi della varianza (ANOVA, dall'inglese Analysis of Variance) è un insieme di tecniche statistiche facenti parte della statistica inferenziale che permettono di confrontare due o più gruppi di dati confrontando la variabilità interna a questi gruppi con la variabilità tra i gruppi.

($F_{1,5} = 51.53$, $p = 0.001$, $\text{parzial-}\eta^2 = 0.91$), e del training ($F_{1,5} = 9.78$, $p = 0.026$, $\eta^2 = 0.66$), una significativa interazione tra training e distanza target-flankers ($F_{3,15} = 9.05$, $p = 0.05937$, $\eta^2 = 0,644$) e una significativa interazione tra il gruppo e la distanza target-flankers ($F_{3,15} = 4.05$, $p = 0.027$, $\eta^2 = 0.448$).

Una ANOVA per i pazienti MD, includente come fattori il training e la distanza target-flankers, non ha mostrato effetti significativi o interazioni.

Mentre, una ANOVA per i controlli, includente come fattori il training e la distanza target-flankers, ha mostrato una significativa interazione tra i due fattori ($F_{3,6} = 17.01$, $p = 0,02$, $\eta^2 = 0.89$), i post hoc non sono risultati significativi.

Il PL ha ridotto sostanzialmente l'elevazione della soglia, e i dati di follow-up su due pazienti MD (MD6 e MD7) mostrano che il miglioramento è stato mantenuto dopo sei mesi per il paziente MD6 e dopo cinque mesi per il MD7. Per i controlli la riduzione si è verificata solo a distanza target-flanker di 2λ (t-test corretti per il confronto multiplo: $t^2 = 8.74$, $p = 0,0125$ [critico $p = 0,0125$]). Tuttavia, non si può escludere un effetto del PL per le altre distanze target-flankers in quanto le soglie di contrasto sono state misurate utilizzando una bassa risoluzione luminanza (8-bit).

È stato anche eseguito un t-test a due code corretto con Bonferroni ($p = 0,0125$ critica) tra l'elevazione della soglia prevista e a zero. I valori sopra lo zero riflettono la soppressione mentre i valori sotto lo zero riflettono la facilitazione. Per i pazienti MD, le t-test hanno mostrato significativa facilitazione collineare dopo il training per le distanze target-flankers di 3λ ($T3 = 7.43$, $p = 0.005$) e 4λ ($T3 = 6.89$, $p = 0.006$).

È interessante notare che il modello di interazioni laterali sembra diverso tra pazienti e controlli MD. In particolare, tre su quattro pazienti MD mostrano facilitazione collineari per distanze target-flankers, che nella normale visione parafoveale porta alla soppressione. Una possibile spiegazione invoca la riorganizzazione neurale dei campi percettivi con il reclutamento delle unità che precedentemente rispondono alla visione foveale; di conseguenza, la dimensione del campo percettivo periferico è

ridotta e distanze target-flankers minori comportano la facilitazione piuttosto che l'inibizione. Questo dato è in linea con l'analisi a posteriori di affollamento nei pazienti MD (Chung, 2011). Un t-test a due code corretto con Bonferroni tra i valori di elevazione soglia e lo zero è stato eseguito anche per i controlli; i t-test non hanno segnalato alcuna differenza significativa prima e dopo l'allenamento ($p > 0,05$).

Nel complesso, i valori TE sono modulati dal PL. Nei pazienti MD il PL generalmente aumenta la facilitazione collineari mentre nei controlli il PL diminuisce la soppressione a 2λ . Questi risultati suggeriscono diversi modelli di interazioni laterali nei pazienti MD e nei controlli che sono modulati dal PL.

Capitolo 5

Curve di apprendimento

L'apprendimento è un processo che consiste nell'acquisizione o nella modifica di conoscenze, comportamenti e abilità attraverso l'esperienza.

Le modifiche del comportamento possono essere più o meno durature nel tempo e differiscono per ogni soggetto per tempi e modalità di apprendimento. L'apprendimento segue tipicamente uno schema che, se rappresentato in un grafico, è chiamato curva di apprendimento (learning curve). Questa curva indica la crescita dell'apprendimento in funzione dell'esperienza.

Le curve che descrivono l'apprendimento non sono sempre monotoniche e unidirezionali. Nel caso in cui un soggetto effettui una serie di prove, la curva può essere irregolare, con andamento crescente, decrescente o può subire un appiattimento detto plateau.

Di seguito, nella *figura IV* si possono osservare le curve di apprendimento per le sessioni di training neurovisivo eseguito dai pazienti MD. Si ricorda che per il paziente MD4 sono state usate patch Gabor a 1 e 3 cpd (corrispondenti a 1.48 e 1.0 logMAR), per MD5 le frequenze spaziali erano 4,5 e 6 cpd (0.88, 0.78 e 0.7 logMAR), per MD6 3 cpd (1.0 logMAR), e per MD7 2 cpd (1.18 logMAR).

Le curve diversificate per paziente sono state create mediando i risultati relativi alle soglie di contrasto di due o tre sessioni di allenamento percettivo con le triplete di Gabor iso-orientate indipendentemente dalla frequenza spaziale allenata.

In tal modo sono stati ottenuti 4 punti, il primo rappresenta le sessioni iniziali di allenamento, il secondo le prime sessioni intermedie, il terzo le seconde sessioni intermedie e il quarto indica le sessioni finali. L'asse dell'ascissa rappresenta quindi il numero delle sessioni. I punti risultanti nei grafici rappresentati in *figura IV* sono espressi come il rapporto del logaritmo in base 10 delle soglie di contrasto ottenute nelle sessioni iniziali con le prime

sessioni intermedie, con le seconde intermedie e con le sessioni finali (Log10(sessioni iniziali/sessioni iniziali); Log10(sessioni iniziali/sessioni intermedie 1); Log10(sessioni iniziali/sessioni intermedie 2; Log10(sessioni iniziali/sessioni finali)). Di conseguenza un numero maggiore di 0 indica un miglioramento rispetto alle sessioni iniziali. I dati singoli per ogni paziente poi sono stati interpolati con una funzione lineare con un buon fit (per MD4 $R^2=0.49$, per MD5 $R^2=0.95$, per MD6 $R^2=0.82$, per MD7 $R^2=0.94$) e da come si evince anche dai grafici l'apprendimento c'è stato per tutti i soggetti. Infatti l'inclinazione della retta (data dal coefficiente angolare) in questo caso indica la quantità di apprendimento, un valore più alto di coefficiente angolare indica una maggiore differenza fra i risultati ottenuti nelle sessioni iniziali e quelle finali.

Inoltre si presume che i pazienti che hanno appreso in misura maggiore, abbiano conservato anche il miglioramento nei risultati di trasferimento alle abilità visive non allenate, come l'acuità visiva, l'affollamento e la funzione di sensibilità al contrasto.

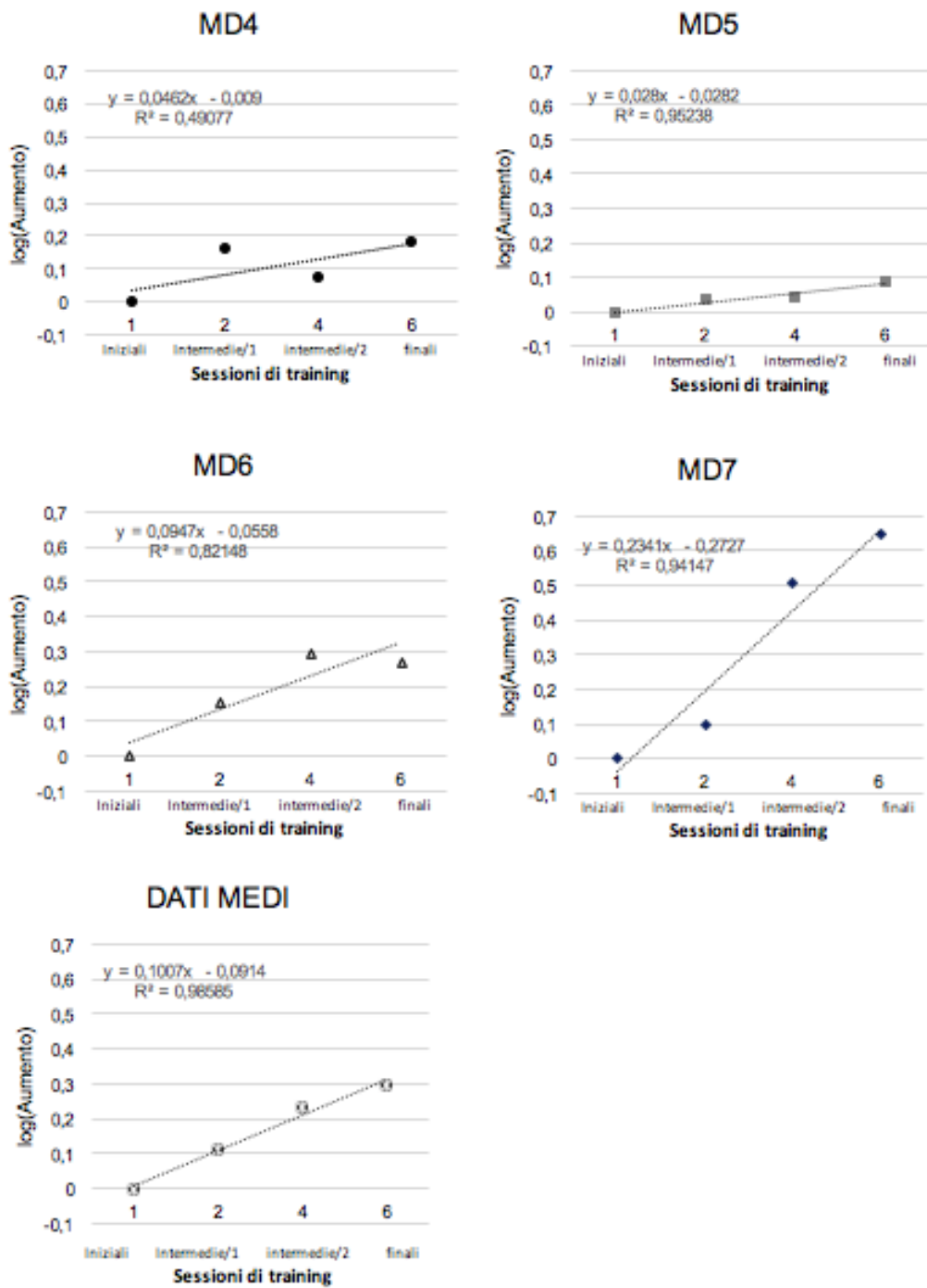


Figura IV Curve di apprendimento per i pazienti MD4, MD5, MD6 e MD7 e i dati medi.

Capitolo 6

Relazione tra le curve di apprendimento e i risultati di trasferimento

L'allenamento sistematico di un compito visivo di basso livello può portare a benefici percettivi significativi a funzioni visive molto più complesse, se queste si basano sulla risposta degli stessi meccanismi allenati.

I pazienti MD allenati, sono stati visti a distanza di circa due anni e sono stati sottoposti a delle sessioni di follow-up, con lo scopo di verificare se c'è stato un mantenimento dell'apprendimento acquisito durante il training.

Partendo dal presupposto che tutti i soggetti che hanno effettuato il training abbiano avuto un apprendimento, nel presente studio si vuole indagare la correlazione tra le curve di apprendimento, che sono state fittate da una retta di regressione e i risultati del trasferimento del training. Il coefficiente angolare della retta indica la quantità dell'apprendimento. Dapprima vengono confrontati i risultati di trasferimento delle sessioni pre e post training relazionati ai coefficienti angolari delle linee di tendenza lineari. Poi gli stessi coefficienti angolari vengono relazionati ai risultati di trasferimento delle sessioni del primo follow-up (2014) e del secondo (2016).

I risultati di trasferimento sono relativi all'acuità visiva misurata con il test delle Landolt-C, alla funzione di sensibilità al contrasto e al crowding, quest'ultimi misurati con il software FrACT.

6.1 Risultati di trasferimento delle sessioni pre e post relazionati alle curve di apprendimento

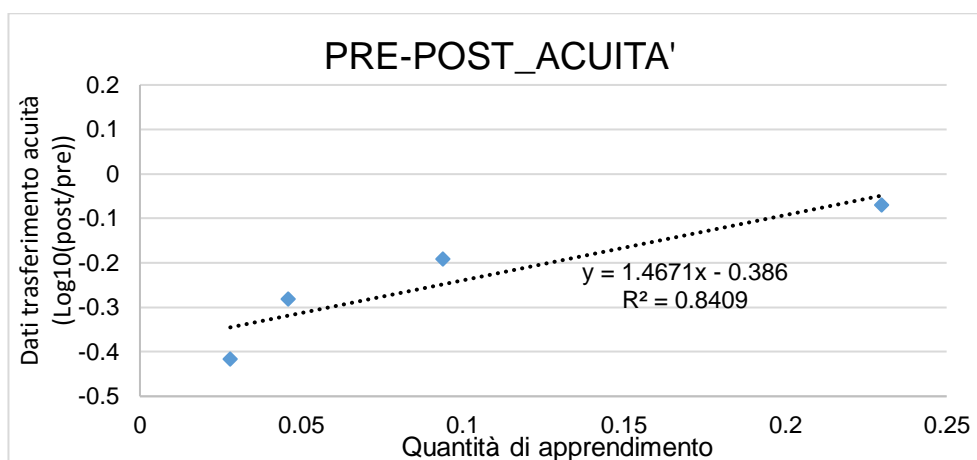


Figura V Rappresenta la correlazione tra i dati di trasferimento di acuità visiva e la quantità dell'apprendimento.

Nel grafico di *figura V* vengono messi in relazione i dati di trasferimento dell'acuità visiva riguardo le sessioni pre e post (asse y) e i coefficienti angolari delle linee di tendenza delle curve di apprendimento diversificate per paziente (asse x). I dati di trasferimento sono espressi come il rapporto del logaritmo in base 10 dei dati di acuità ottenuti nelle sessioni post-training con le sessioni pre-training, ($\text{Log}_{10}(\text{post/pre})$), dove un numero negativo indica un miglioramento nel post training rispetto al pre. I dati poi sono stati interpolati con una funzione lineare ($R^2=0.84$, che indica un fit buono).

I dati indicano che il trasferimento è inversamente proporzionale alla quantità di apprendimento, cioè significa che chi apprende meno nel compito di training neurovisivo (NVT), ottiene però un miglioramento più marcato nel compito di acuità visiva.

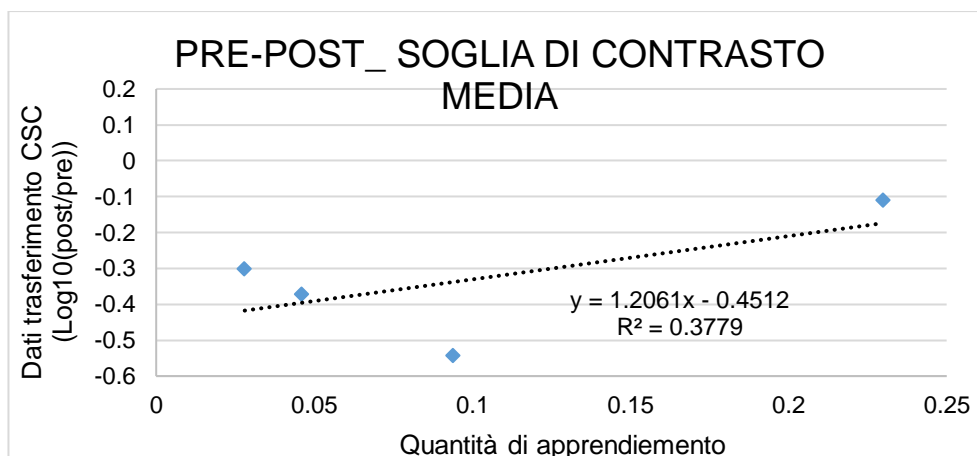


Figura VI Rappresenta la correlazione tra i dati di trasferimento alla funzione di sensibilità al contrasto e la quantità dell'apprendimento.

I dati di trasferimento alla funzione di sensibilità al contrasto nel grafico rappresentato in *figura VI* sono espressi come il rapporto del logaritmo in base 10 delle sensibilità al contrasto medie ottenute nelle sessioni post-training con le sessioni pre-training, ($\text{Log}_{10}(\text{post/pre})$), dove un numero negativo indica un miglioramento nelle sessioni post rispetto alle pre. Nel grafico vengono messi in relazione i dati di trasferimento, riguardanti la funzione di sensibilità al contrasto media, delle sessioni pre e post training (asse y) e i coefficienti angolari delle linee di tendenza delle curve di apprendimento diversificate per paziente (asse x). È stata interpolata una retta di regressione. Tuttavia la relazione lineare tra i dati non è buona ($R^2=0.37$).

Anche in questo caso c'è una tendenza ad avere un miglioramento maggiore tra pre e post test nei soggetti con minore quantità di apprendimento.

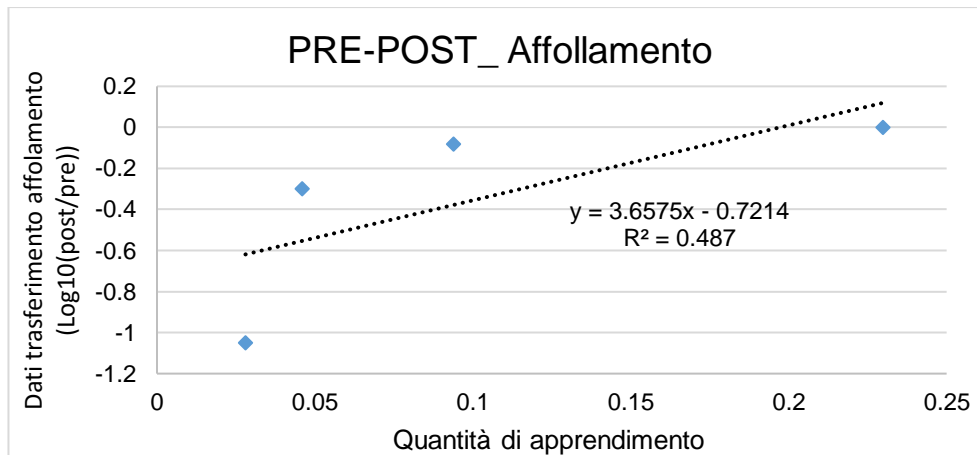


Figura VI Rappresenta la correlazione tra i dati di trasferimento al crowding e la quantità dell'apprendimento.

I dati di trasferimento all'affollamento nel grafico rappresentato in *figura VII* sono espressi come il rapporto del logaritmo in base 10 dei valori di spaziatura critica ottenute nelle sessioni post-training con le sessioni pre-training, ($\text{Log}_{10}(\text{post/pre})$). Nel grafico vengono messi in relazione i dati di trasferimento riguardanti il crowding delle sessioni post e pre training (asse y) e i coefficienti angolari delle linee di tendenza delle curve di apprendimento diversificate per paziente (asse x).

È stata interpolata le linee di tendenza lineare con un discreto fit ($R^2=0.49$). Il grafico indica anche in questo caso che il miglioramento maggiore tra le sessioni pre e post training è stato ottenuto nei pazienti che hanno appreso in minor quantità.

I risultati di trasferimento delle sessioni pre e post in relazione alle curve di apprendimento dimostrano che tendenzialmente i pazienti che hanno appreso meno (coefficiente angolare minore) poi mostrano un miglioramento maggiore nei compiti di trasferimento.

6.2 Risultati di trasferimento dei due controlli di follow-up relazionati alle curve di apprendimento

Sono stati effettuati due controlli di follow-up, uno effettuato dopo circa sei mesi dal training, l'altro dopo circa due anni.

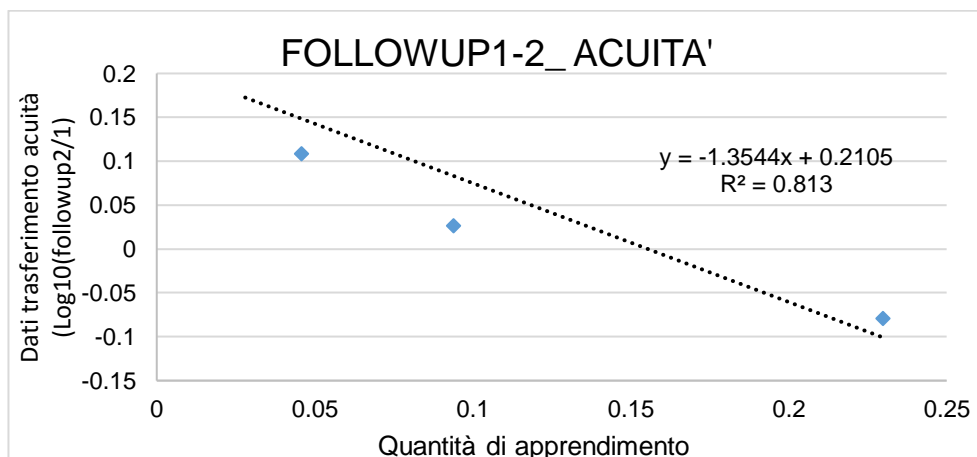


Figura VIII Rappresenta la correlazione tra i dati di trasferimento di acuità visiva rispetto i due follow-up e la quantità dell'apprendimento.

I dati di trasferimento all'acuità visiva nel grafico rappresentato in *figura VIII* sono espressi come il rapporto del logaritmo in base 10 dei valori di acuità ottenute nei due controlli di follow-up, ($\text{Log}_{10}(\text{follow-up2}/\text{follow-up1})$), dove un numero maggiore di 0 indica un peggioramento nel follow-up 2 rispetto al follow-up 1. Nel grafico vengono messi in relazione i dati di trasferimento riguardanti l'acuità delle due sessioni di follow-up (asse y) e i coefficienti angolari delle linee di tendenza delle curve di apprendimento diversificate per paziente (asse x). I dati poi sono stati interpolati con una funzione lineare ($R^2=0.81$) che mostra un buon fit.

Quindi la quantità di trasferimento conservata è proporzionale alla quantità di apprendimento. In altre parole, i pazienti che mostrano un minor peggioramento nel compito di acuità visiva, sono quelli che hanno appreso di più.

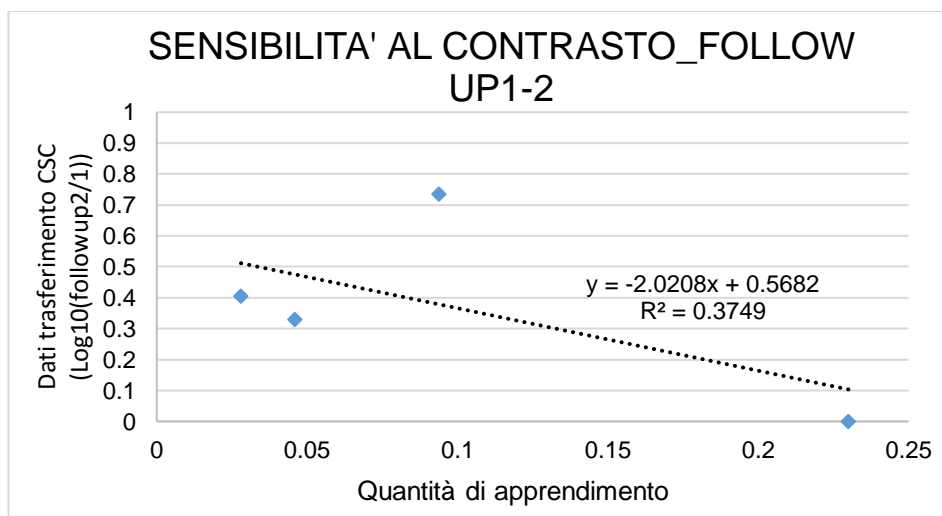


Figura IX Rappresenta la correlazione tra i dati alla funzione di sensibilità al contrasto (al follow up1 e 2) e la quantità dell'apprendimento.

I dati di trasferimento alla funzione di sensibilità al contrasto nel grafico rappresentato in *figura IX* sono espressi come il rapporto del logaritmo in base 10 delle sensibilità al contrasto ottenute nei due controlli di follow-up, ($\text{Log}_{10}(\text{follow-up}2/\text{follow-up}1)$), dove un numero maggiore di 0 indica un peggioramento nel follow-up 2 rispetto al follow-up 1. Nel grafico vengono messi in relazione i dati di trasferimento riguardanti la funzione di sensibilità al contrasto (asse y) e i coefficienti angolari delle linee di tendenza delle curve di apprendimento diversificate per paziente (asse x).

I dati poi sono stati interpolati con una funzione lineare. Tuttavia la relazione lineare tra i dati non è buona ($R^2=0.37$).

Quindi la quantità di trasferimento conservata è proporzionale alla quantità di apprendimento. In altre parole, i pazienti che mostrano un minor peggioramento nel compito di detenzione del contrasto, sono quelli che hanno appreso di più al training neurovisivo.

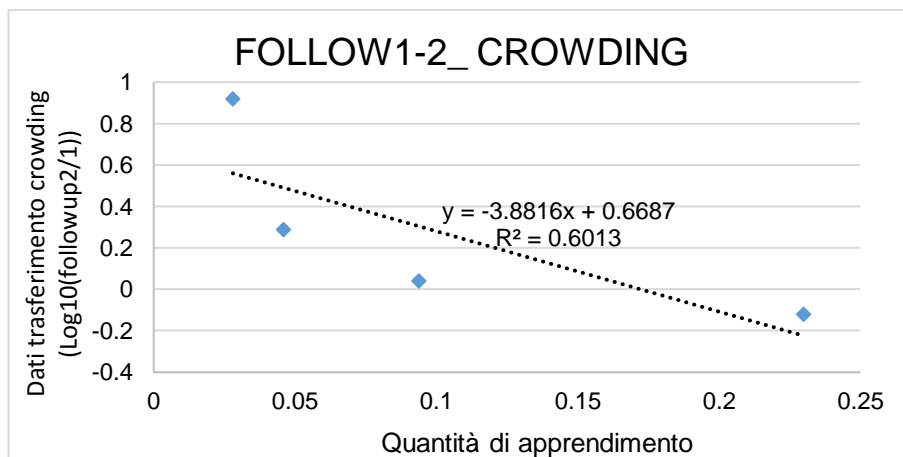


Figura X Rappresenta la correlazione tra i dati di trasferimento al crowding (relativi al follow-up 1 e 2) e la quantità dell'apprendimento.

I dati di trasferimento al crowding nel grafico rappresentato in *figura X* sono espressi come il rapporto del logaritmo in base 10 delle spaziature critiche ottenute nei due controlli di follow-up, ($\text{Log}_{10}(\text{follow-up}2/\text{follow-up}1)$). Nel grafico vengono messi in relazione i dati di trasferimento riguardanti la spaziatura critica (asse y) e i coefficienti angolari delle linee di tendenza delle curve di apprendimento diversificate per paziente (asse x).

I dati poi sono stati interpolati con una funzione lineare ($R^2=0.60$) che mostra un buon fit.

Quindi la quantità di trasferimento conservata è proporzionale alla quantità di apprendimento. In altre parole, i pazienti che mostrano un minor peggioramento della spaziatura critica, sono quelli che hanno appreso di più al training.

6.3 Discussione dei risultati

In questo studio si è indagato sulla correlazione tra le curve di apprendimento, che sono state fittate da una retta di regressione e i risultati del trasferimento del training ad abilità visive non allenate. Il coefficiente angolare della retta indica la quantità dell'apprendimento. Dapprima, vengono confrontati i risultati di trasferimento delle sessioni pre e post training relazionati ai coefficienti angolari delle linee di tendenza lineari delle curve di apprendimento. Poi gli stessi coefficienti angolari vengono

relazionati ai risultati di trasferimento delle sessioni del primo follow-up (2014) e del secondo (2016).

Dall'osservazione delle linee di tendenza relative alla relazione dei dati di trasferimento e i coefficienti angolari delle curve di trasferimento differenziate per paziente, si evince che l'andamento delle curve di tendenza nella fase di confronto delle sessioni pre e post training è uguale per tutte le abilità visive non allenate, quali acuità visiva, funzione di sensibilità al contrasto e affollamento. Stessa cosa dicasi per la fase di confronto tra il primo follow-up e il secondo.

I dati raccolti mostrano dei risultati (apparentemente) contro-intuitivi. Infatti, dai grafici relativi alla fase pre/post si evince che chi ha avuto un apprendimento quantitativamente minore, ha avuto maggiori effetti di trasferimento del training riguardo le abilità visive non allenate. Quindi, i dati relativi alla fase pre/post sembrano essere inversamente correlati alla quantità di apprendimento al compito NVT, discostandosi dall'ipotesi iniziale tale per cui maggiore è la quantità dell'apprendimento maggiori sono gli effetti di trasferimento del training ad abilità visive non allenate.

Una speculazione è che la posizione del PRL è importante. Infatti nei pazienti con un apprendimento più contenuto (MD4 e MD5) hanno il PRL vicino alla fovea (vedi *tabella 2*), e quindi anche un margine di miglioramento limitato perché l'informazione retinica peri-foveale viene già analizzata in maniera quasi ottimale, mentre i pazienti con un PRL molto eccentrico potrebbero avere un margine di miglioramento maggiore. Inoltre i pazienti con un PRL vicino alla fovea possono eseguire più facilmente i compiti di trasferimento come l'acuità e l'affollamento rispetto a pazienti con un PRL molto eccentrico. Infatti se la posizione del PRL è molto periferica potrebbe compromettere l'esecuzione del compito di trasferimento sia al pre che al post-test.

Tabella 2 Posizione del PRL.

Pazienti	Coefficiente angolare	Posizione PRL (distanza dalla fovea lungo l'asse orizzontale in gradi)
MD5	0.028	1.5
MD4	0.048	2
MD6	0.09	4
MD7	0.23	4.5

Dai grafici della fase follow-up1/2 si evince che chi ha avuto un apprendimento maggiore, ha avuto un minor peggioramento ai compiti di trasferimento. Quindi, esiste una correlazione tra quantità di apprendimento e il mantenimento dei dati di trasferimento nel tempo.

Una spiegazione potrebbe essere che esistano due meccanismi diversi per l'apprendimento percettivo e per il mantenimento delle abilità acquisite nel tempo. Mentre per l'apprendimento percettivo è fondamentale l'esposizione ad un input sensoriale ripetuto nel tempo e che questa continua esposizione sensoriale porti ad una riorganizzazione corticale, per il follow-up è necessario che il paziente utilizzi questa modificazione sensoriale nella vita di tutti i giorni. I pazienti che hanno avuto un miglioramento più rapido e un follow-up più conservato potrebbero essere più predisposti ad utilizzare quei circuiti neurali formatosi in seguito all'apprendimento percettivo nella vita quotidiana e quindi a rafforzarli. Tuttavia il campione di soggetti è molto eterogeneo e ridotto per cui successivi studi sono necessari per capire meglio questi processi.

Di fatto ci sono delle variabili che potrebbero aver influenzato i risultati del training correlabili alla notevole variabilità delle prestazioni degli osservatori, probabilmente a causa delle differenti caratteristiche del campione (come età, anni di patologia, acuità visiva residua, eccentricità e misura dello scotoma, e stabilità di fissazione) e infatti una variabile che potrebbe essere

molto importante è la posizione del PRL (Vedi tabella 2). Queste variabili possono influire sulle prestazioni dei soggetti. Tra queste, il principale fattore di riuscita del training è la motivazione del paziente e ciò è valido qualunque sia l'origine della minorazione visiva. L'età del paziente è anch'essa rilevante, in quanto più il paziente è giovane, migliori sono le possibilità di successo, poiché le capacità funzionali sono maggiori e le motivazioni più forti. L'apprendimento percettivo può rappresentare una sfida per il paziente nel controllo dei movimenti oculari, anche se i pazienti presi in esame avevano un singolo PRL e localizzato. Intuitivamente si può supporre che sia più facile per i pazienti MD fissare con il loro PRL, però ciò richiede un pieno sviluppo di tale punto periferico. La stabilizzazione del PRL non è sempre semplice, infatti a MD7 è stata prescritta una correzione prismatica a tale scopo.

Analizzando le microperimetrie dei pazienti effettuate nel 2016, si deduce che per due pazienti, MD6 e MD7, c'è stata una variazione della sede di fissazione utilizzata dal paziente. Questo spostamento può essere correlato all'ulteriore adattamento del sistema visivo come conseguenza della progressione della malattia, cui si associa un ulteriore calo della stabilità di fissazione. Quando vi è un progressivo peggioramento della malattia causale, i cambiamenti ripetuti della strategia visiva causano un peggioramento delle performance visive. Per due pazienti presi in esame la progressione della malattia è stata evidente. Nello specifico, il paziente MD5 ha riferito durante l'anamnesi, effettuata prima dell'ultima sessione di follow-up, che negli ultimi due anni si è verificato un piccolo distacco di retina che, seppur stabile, ha complicato il quadro clinico. Il paziente MD6, invece, seppur egli abbia effettuato un ciclo di biofeedback nei primi 4-5 mesi del 2016, non ha avuto un mantenimento delle prestazioni registrate dopo il training all'ultimo follow-up, probabilmente anche a causa della variazione della sede retinica di fissazione a seguito appunto alle sessioni di biofeedback. Per questi due pazienti si può considerare la possibilità di effettuare un training utilizzando gli stessi stimoli del precedente ma composto da meno sessioni ma a intervalli più frequenti.

Capitolo 7

Conclusioni

Pare assodato che la vista, oltre a essere il senso più importante tra i disponibili, sia anche quello che influenza di più l'apprendimento umano, incidendo per almeno l'80%. Oggi, grazie a discipline come le neuroscienze, si è arrivati al punto di considerare il sistema visivo, e quindi quello nervoso e cerebrale, come notevolmente plastici. Infatti questi, se debitamente stimolati, possono recuperare funzioni, financo generare nuove sinapsi. La possibilità di riabilitazione dell'ipovedente si fonda quindi sulla plasticità del sistema visivo. Un'adeguata riabilitazione consente di sfruttare al massimo il residuo visivo. (Tonti, 2013)

Perché si instauri un apprendimento costante e duraturo è necessario un protocollo di training su misura alle esigenze e alle capacità residue del paziente. È necessario prendere in considerazione la curva di apprendimento di ogni singolo soggetto per progettare un training avente un livello abbastanza impegnativo, ma tuttavia che non risulti troppo complicato. Un obiettivo primario nella riabilitazione visiva sarebbe quello di ridurre a quantità minima le sessioni di formazione per agevolare i pazienti (spesso incapaci di guidare e dipendenti da altre persone), ma queste devono essere di un numero tale per cui ci sia un significativo aumento delle prestazioni.

Da questo studio si può evincere che il training sulle interazioni laterali è efficace nel migliorare le funzioni visive nella periferia del campo visivo dei pazienti affetti da degenerazione maculare. Il programma di training presentato sembra essere un possibile candidato per un regime di allenamento visivo riabilitativo non invasivo per pazienti che soffrono di perdita della visione centrale.

Un risultato contro intuitivo di questo studio è la quantità di apprendimento dei pazienti è inversamente correlata alla quantità di trasferimento a compiti visivi non allenati rispetto il confronto tra le sessioni pre e post training.

Invece, un confronto fra un follow-up eseguito circa 6 mesi dalla fine del training e uno eseguito circa 2 anni dopo mostra che i pazienti che hanno avuto un maggior miglioramento al training e una maggiore quantità di apprendimento conservano maggiormente il trasferimento ai compiti non allenati. Tuttavia un limite del presente studio, e in generale della maggior parte della letteratura clinica aventi questa tematica, è la piccola dimensione del campione, che unita alla variabilità del campione, rende difficile trarre conclusioni forti dallo studio.

Bibliografia

- Bucci, M. G. (1993). *Oftalmologia*. Roma: Società Editrice Universo.
- Chung, S., LI, R., & Levi, D. (2012). Learning to identify near-acuity letters, either with or without flankers, results in improved letter size and spacing limits in adults with amblyopia. *PLoS One*.
- Green, D., & Swets, J. (1974). *Signal detection theory and psychologist*. Huntington, NY: Krieger.
- Istituto Configliachi per i minorati della vista. (s.d.). Tratto da <http://www.configliachi.it/index.php?area=67&menu=110>
- Kanski, J. J. (2004). *Oftalmologia clinica*. (R. Brancato, & C. Azzolini, A cura di) Donato Milanese: Elsevier.
- Legge 3 aprile 2001, n. 138. Classificazione e quantificazione delle minorazioni visive e norme in materia di accertamenti oculistici. *Gazzetta ufficiale*, serie generale n.93 del 24.04.2001.
- Lev, M., & Polat, U. (2011). Collinear facilitation and suppression at the periphery. *Vision Research*, 24-24.
- Limoli, P., D'Amato, P., Tassi, F., Solari, R., Di Corato, R., & Vingolo, E. M. (2010, gennaio). Le fotostimolazioni neurali sono tutte uguali? FSN integrata versus FSN customizzata. *EuVision*.
- Lupelli L. (2004). *Ipovisione. I fondamenti e la pratica*. Palermo: Medical Books.
- Maniglia, M., Pavan, A., & Trotter, Y. (2015). The effect of spatial frequency on peripheral collinear facilitation. *Vision Research*.
- Motolese, I., Frezzatti, P., & Iester, M. (2012, giugno). L'ipovisione: epidemiologia, risultati medico-legali, aspetti tecnici. *Ottica Fisiopatologica*.
- Polat, U. (2009). Marking perceptual learning practical to improve visual functions. *Vision Research*.
- Polat, U., & Sagi, D. (1993). Lateral interaction between spatial channels: suppression and facilitations revealed by lateral masking experiments. *Vision Research*.

- Rosengarth, K., Keck, I., Brand-Ruhle, S., Frolo, J., Hufendiek, K., Greenlee, M. W., & Plank, T. (2013). Functional and structural brain modification induced by oculomotor training in patients with age-related macular degeneration. *Frontiers in Psychology*.
- Rossetti, A., & Gheller, P. (2003). *Manuale di optometria e contattologia*. Bologna: Zanichelli.
- Rotary Club Ancona. (s.d.). *Ipovisione e barriere percettive: come superare gli ostacoli invisibili*. Ancona.
- Tonti, M. (2013, dicembre). Ipovisione, mele e accesso universale: le tecnologie informatiche al servizio delle disabilità visive. *Professional Optometry*.
- Vecchies, A., Testa, T., & Casco, C. (2011, ottobre). Plasticità neurale e apprendimento percettivo. *Professional Optometry*.
- Zingirian , M., & Gandolfo, E. (2002). *Ipovisione. Nuova Frontiera dell'Oftalmologia*. Canelli: Fabiano.
- Zur, D., & Ulman, S. (2003). Filling-in of retinal scotomas. *Vision Research*.